
РЕНТГЕНОТЕХНИКА

СПРАВОЧНИК

1

МАШИНОСТРОЕНИЕ

621,386/013

P-397

РЕНТГЕНОТЕХНИКА

СПРАВОЧНИК
В ДВУХ КНИГАХ

КНИГА 1

2-е издание,
переработанное и дополненное

Под общей редакцией
чл.-кор. АН СССР В.В.Клюева

Сканировал: Neptunyi
(Магнитогорск)

576997

Центральный
библиотечный фонд
ОИГ

Москва "Машиностроение" 1992

ББК 32.995я2

Р39

УДК [621.386:62-82.001.63] (035)

Авторы: В. В. Ключев, Ф. Р. Соснин, В. Аертс (Бельгия), Р. Боллен (Бельгия), Л. В. Владимиров, Л. И. Водопьянов, Б. М. Кантер, Н. О. Колесников, А. Н. Кронгауз, П. Де Меестр (Бельгия), Б. П. Пятигорский, Ю. П. Телегин, А. З. Шварцман

Рецензент В. Г. Лютцау

Сканировал: Neptuni
(Магнитогорск)

Рентготехника: Справочник. В 2-х кн. Кн. 1./В. В. Ключев, Р39 Ф. Р. Соснин, В. Аертс и др.; Под общ. ред. В. В. Ключева. — 2-е изд., перераб. и доп. — М.: Машиностроение, 1992. — 480 с.: ил.

ISBN 5-217-01316-8

Второе издание (1-е изд. 1980 г.) справочника является совместной работой советских и зарубежных специалистов в области рентготехники.

В первой книге изложены физические основы рентготехнических методов контроля, описаны дозиметрия рентготехнического излучения и защита от него, рентготехнические трубки и излучатели, преобразователи и усилители рентготехнических питающих устройств, штативы, вспомогательные устройства.

Для инженерно-технических работников различных отраслей промышленности, а также для специалистов-рентгологов здравоохранения.

Р 2702000000—638
038 (01)—92 206—91

ББК 32.995я2

ISBN 5-217-01316-8

© Издательство «Машиностроение», 1980
© Издательство «Машиностроение», 1992,
с изменениями

ОГЛАВЛЕНИЕ

Предисловие ко второму изданию	5	ратов для структурного анализа	103
Глава 1. Физические основы рентгеновских методов контроля (В. В. Клюев, Ф. Р. Сошкин, А. Н. Кронгауз, П. Де Меестр, В. Аертс, Р. Боллен)	6	Рентгеновские трубки аппаратов для спектрального анализа	106
Рентгеновские спектры . . .	6	Импульсные рентгеновские трубки	109
Ослабление интенсивности рентгеновского излучения . .	14	Рентгеновские трубки для медицинских рентгеновских аппаратов	112
Взаимодействие рентгеновского излучения с веществом	18	Моноблоки	122
Качественная характеристика рентгеновского излучения	27	Рентгеновские излучатели . .	132
Качественные характеристики теневого изображения . .	31	Список литературы	139
Глава 2. Дозиметрия рентгеновского излучения и защита от него (Л. В. Владимиров, А. Н. Кронгауз)	41	Глава 4. Преобразователи рентгеновского изображения (В. В. Клюев, Б. М. Кантер)	140
Количественная характеристика рентгеновского излучения	41	Классификация и основные характеристики	140
Методы дозиметрии рентгеновского излучения	47	Преобразователи «двумерного» рентгеновского изображения	143
Приборы для измерения рентгеновского излучения	52	Рентгеновские электронно-оптические преобразователи (РЭОП)	152
Защита от рентгеновского излучения	70	Рентгеновские пленки	154
Список литературы	89	Полупроводниковые преобразователи	158
Глава 3. Рентгеновские трубки, моноблоки и излучатели (Ю. П. Телегин)	90	Преобразователи для сканирующей аппаратуры	160
Основные характеристики рентгеновских трубок	90	Список литературы	161
Рентгеновские трубки рентгенодефектоскопических аппаратов	101	Глава 5. Усилители рентгеновского изображения (В. В. Клюев, Б. М. Кантер)	162
Рентгеновские трубки аппаратов для структурного анализа		Общие сведения. Конструкция и принцип работы	162
		Основные характеристики и метрологические особенности усилителей рентгеновского изображения	165
		Усилители рентгеновского	

изображения и их принадлеж- ности	170	Штативы для снимков и томо- графии	328
Список литературы	176	Томографические штативы	333
Глава 6. Рентгеновские пита- ющие устройства медицин- ского назначения (Б. П. Пя- тигорский, Н. О. Колесни- ков, А. З. Шварцман)	177	Штативы с расположением пациента на каталке	338
Комплексы УРП	177	Штативы специального на- значения	344
Главная цепь УРП	198	Штативы для ангиографиче- ских исследований	348
Высоковольтные вентили	214	Штативы для урологических исследований	380
Высоковольтные выпрями- тельные схемы	215	Штативы для исследований молочной железы	384
Системы регулирования и стабилизации анодного на- пряжения	234	Штативы для снимков зубов Штативы передвижных рент- геновских аппаратов	386
Системы регулирования и стабилизации анодного тока Системы коммутации и регу- лирования длительности включения анодного напря- жения	248	Принадлежности штативных устройств	389
Системы стабилизации интен- сивности рентгеновского из- лучения	251	Приспособления для поли- позиционных исследований детей	393
Системы стабилизации интен- сивности рентгеновского из- лучения	263	Некоторые вопросы качества рентгеновского изображения Унификация и агрегатирова- ние в построении штативных устройств	397
Система уставок УРП	270	Список литературы	409
Системы защиты трубки от перегрузки	272	Глава 8. Вспомогательные уст- ройства рентгеновской аппа- ратуры (Л. В. Владимиров)	411
Системы вращения анода	277	Устройства для фильтрации рентгеновского излучения	411
Контроль и измерение элект- рических параметров УРП	279	Устройства коллимации	416
Список литературы	284	Рентгеновские отсеивающие растры и решетки	422
Глава 7. Штативы рентгенов- ских аппаратов (Л. И. Во- допьянов, А. З. Шварцман)	286	Приборы автоматического экспонирования	432
Направления совершенство- вания штативных устройств	286	Рентгеновские кассеты	466
Штативы для общей диагно- стики	288	Проявочные машины	470
Штативы с дистанционным управлением	308	Устройства для просмотра рентгенограмм	475
Штативы для полнпозицион- ных исследований	318	Список литературы	478
		Предметный указатель . . см. кн. 2	

ПРЕДИСЛОВИЕ КО ВТОРОМУ ИЗДАНИЮ

Развитие рентгеновской техники за последние годы и в частности прогресс в развитии многоосевых (полипозиционных) средств медицинской диагностики, микрофокусного рентгеновского оборудования, высокостабильных рентгеновских установок постоянного напряжения, рентгеновских средств контроля с цифровой обработкой изображений, экспонетрии и техники детектирования рентгеновского излучения за время, прошедшее с выхода первого издания справочника (1980 г.), привели к расширению ее возможностей.

В частности, созданы многоосевые устройства для ангиографии, рентгеновские вычислительные микротомографы с микронным разрешением, сканирующие томографы с односторонним доступом к объекту контроля, рентгенотелевизионные системы с интегрированным телевизионных кадров для повышения отношения сигнал/шум в световом изображении просвечиваемого объекта контроля. Область рентгеновской техники так расширилась, а ее различные ветви настолько специализированы, что нельзя надеяться, что авторский коллектив одной страны был способен написать справочник, отвечающий требованиям международных программ и методик обучения специалистов по рентгеновской технике и контролю разных уровней. Решение этой задачи — в создании коллективного труда с участием специалистов технически развитых стран.

Свое согласие на участие в работе авторского коллектива выразили специалисты по радиационному контролю США, Германии, Бельгии, Англии. Среди них известный специалист в области нейтронной радиографии и рентгеновского контроля Г. Бергер (США), авторы большого числа публикаций по развитию и применению радиационного контроля П. Де Меестр, Р. Боллен, В. Аертс и В. Янсенс (Бельгия), Г. Хайт (Германия), Н. Ридьярд

(Англия), автор нескольких книг по промышленному рентгеновскому контролю Р. Хеллпоу (Англия), основоположник томографии с использованием рассеянного рентгеновского излучения Д. Казанецки и Г. Хардинг (Германия). Их активное участие в развитии и применении радиационных методов контроля делает написанные ими материалы конкретными и содержательными, представляющими несомненный интерес как для советских, так и для зарубежных специалистов.

В соответствии с указанным изменением первого издания проводились в нескольких направлениях.

1. Исключен материал, который представляется менее важным как для промышленного, так и для медицинского рентгена (например, материал по рентгеновской астрономии).

2. Включен новый материал, обеспечивающий более широкое освещение темы (например, материал о нейтронной радиографии), либо отражающий новые результаты, полученные после выхода первого издания справочника (например, некоторые результаты в области томографии с использованием обратно рассеянного рентгеновского излучения). Прогресс рентгеновской техники сделал необходимым переписать заново некоторые материалы.

3. Переставлен материал внутри глав и перераспределен между главами.

Авторы надеются, что переработанный справочник будет полезен для специалистов, использующих рентгеновские методы и средства контроля промышленной продукции и медицинской диагностики, а также занимающихся созданием и эксплуатацией рентгеновской аппаратуры, и заранее благодарны всем, кто пришлет свои замечания, советы и пожелания по адресу: 107076, Москва, Б-76, Стромынский пер., 4, издательство «Машиностроение».

Физические основы рентгеновских методов контроля

РЕНТГЕНОВСКИЕ СПЕКТРЫ

Рентгеновское излучение — квантовое электромагнитное излучение с длинами волн 10^{-4} — 10 Å и с энергией квантов от единиц килоэлектронвольт до сотен мегаэлектронвольт.

Рентгеновское излучение состоит из тормозного и (или) характеристического излучений.

Тормозное излучение — фотонное излучение с непрерывным энергетическим спектром, возникающее при изменении кинетической энергии заряженных частиц.

Интенсивность тормозного рентгеновского излучения или плотность потока энергии ($Вт/м^2$) распределена по всем частотам до высокочастотной границы (граничной частоты) ν_0 ($с^{-1}$), на которой энергия фотонов (граничная энергия) E_0 (Дж) равна энергии бомбардирующих электронов:

$$h\nu_0 = E_0 = eU, \quad (1)$$

где h — постоянная Планка; e — элементарный заряд (заряд электрона); U — разность потенциалов ускоряющего поля, В.

Значения фундаментальных физических констант приведены ниже.

Постоянная Планка	$h=6,6 \cdot 10^{-34}$ Дж·с
Элементарный заряд	$e=1,6 \cdot 10^{-19}$ Кл
Скорость света в вакууме	$c=3 \cdot 10^8$ м/с
Масса покоя электрона	$m=9,1 \cdot 10^{-31}$ кг
Электрическая постоянная	$\epsilon_0=8,9 \cdot 10^{-12}$ Ф/м
Постоянная Авогадро	$N=6 \cdot 10^{23}$ моль $^{-1}$

Граничной частоте ν_0 соответствует коротковолновая граница спектра (граничная длина волны)

$$\lambda_0 = \frac{hc}{eU}, \quad (2)$$

где c — скорость распространения электромагнитных волн (скорость света).

Связь между граничной частотой ν_0 ($с^{-1}$) и граничной длиной волны λ_0 (м) с разностью потенциалов U (В) на рентгеновской трубке следующая:

$$\nu_0 = 2,42 \cdot 10^{14} U; \quad (3)$$

$$\lambda_0 = 1,24 \cdot 10^{-6} \frac{1}{U}. \quad (4)$$

Распределение энергии в спектре тормозного рентгеновского излучения по частотам или длинам волн определяется спектральной плотностью излучения

$$I_\lambda \text{ (Вт} \cdot \text{м}^{-3}) = \frac{dI}{d\lambda} \text{ или}$$

$$I_\nu \text{ (Вт} \cdot \text{м}^{-2} \cdot \text{с)} = \frac{dI}{d\nu}. \quad (5)$$

Аналогичным образом строят распределение частиц (фотонов) по энергии E и коэффициенту линейного ослабления какого-либо вещества μ :

$$I_{N_E} \text{ (с}^{-1} \cdot \text{м}^{-2} \cdot \text{Дж}^{-1}) = \frac{dI_N}{dE} \text{ или}$$

$$I_{N_\mu} \text{ (с}^{-1} \cdot \text{м}^{-1}) = \frac{dI_N}{d\mu}.$$

Теоретически распределение энергии в спектре тормозного рентгеновского излучения по частотам для тонкого анода было выведено Крамерсом и получено на основании экспериментальных данных Куленкампом.

Спектральная плотность излучения I_{ν} непрерывного спектра рентгеновского излучения, генерируемого при анодном токе i с анода, вещество которого имеет атомный номер Z , выражается соотношением

$$I_{\nu} = \frac{dI}{d\nu} = CiZ[(\nu_0 - \nu) + BZ], \quad (6)$$

где ν_0 — граничная частота в спектре, определяемая по (3); C и B — постоянные коэффициенты.

Слагаемое BZ сказывается только вблизи коротковолновой границы спектра. Для приближенных расчетов можно им пренебречь и (6) представить в виде

$$I_{\nu} = \frac{dI}{d\nu} = CiZ(\nu_0 - \nu). \quad (7)$$

Распределение интенсивности тормозного рентгеновского излучения по длинам волн можно получить из равенства

$$I_{\nu} d\nu = -I_{\lambda} d\lambda. \quad (8)$$

Спектральная плотность излучения по длинам волн

$$I_{\lambda} = \frac{dI}{d\lambda} = \frac{c^2}{\lambda_0} CiZ \frac{\lambda - \lambda_0}{\lambda^3}, \quad (9)$$

где λ_0 — граничная длина волн, определяемая по (4).

Интенсивность тормозного рентгеновского излучения, генерируемого при напряжении U , находится из (7):

$$\begin{aligned} I &= \int_0^{\nu_0} I_{\nu} d\nu = CiZ \int_0^{\nu_0} (\nu_0 - \nu) d\nu = \\ &= CiZ \frac{\nu_0^2}{2}. \end{aligned} \quad (10)$$

Подставив в (10) $\nu_0 = \frac{eU}{h}$, получим

$$I = C \frac{e^2}{2h^2} iZU^2 = C_1 iZU^2. \quad (11)$$

Из (9) можно найти экстремальное значение функции распределения интенсивности по длинам волн, т. е. найти в спектре длину волны λ_m , на которую приходится максимум энер-

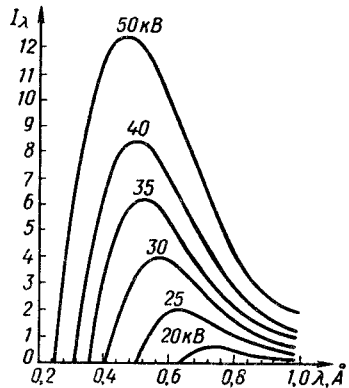


Рис. 1. Распределение энергии в спектре тормозного излучения по длинам волн при различных напряжениях генерирования

гии. Эта длина волны связана с граничной длиной λ_0 соотношением

$$\lambda_m = \frac{3}{2} \lambda_0. \quad (12)$$

Распределение энергии непрерывного спектра тормозного рентгеновского излучения по длинам волн для различных напряжений генерирования показано на рис. 1.

Непрерывный спектр излучения, выходящего из рентгеновской трубки, несколько отличается от теоретического: в длинноволновой части — вследствие поглощения излучения в веществе анода и стекле трубки, в коротковолновой — вследствие расхода энергии на возбуждение характеристического излучения вещества анода. Для практических расчетов указанные отклонения практического спектра от теоретического не имеют существенного значения.

При изменении во времени силы анодного тока $i = i(t)$ и напряжения $U = U(t)$ распределение интенсивности $I_{\nu} = I_{\nu}(t)$ и $I_{\lambda} = I_{\lambda}(t)$ также будет изменяться. При периодических изменениях тока и напряжения среднее за период T значение \bar{I} спектральной плотности излучения

$$\bar{I}_{\nu} = \frac{1}{T} \int_0^T I_{\nu}(t) dt =$$

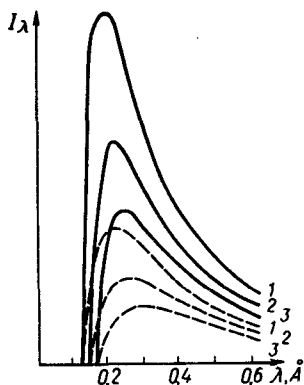


Рис. 2. Распределение энергии в спектре тормозного излучения при постоянном (сплошные кривые) и синусоидально изменяющемся (штриховые кривые) напряжениях:

1 — 105 кВ; 2 — 90 кВ; 3 — 75 кВ

$$= \frac{CZ}{T} \left[\frac{e}{h} \int_0^T U(t) i(t) dt - v \int_0^T i(t) dt \right]; \quad (13)$$

$$\bar{I}_\lambda = \frac{1}{T} \int_0^T I_\lambda(t) dt = \frac{CZc}{T\lambda^2} \times \left[\frac{e}{h} \int_0^T U(t) i(t) dt - \frac{c}{\lambda} \int_0^T i(t) dt \right]. \quad (14)$$

Если законы изменения тока и напряжения во времени известны, то по (13) и (14) можно рассчитать среднее за период значение спектральной плотности интенсивности спектра тормозного рентгеновского излучения.

Для синусоидально изменяющегося во времени напряжения (13) и (14) принимают следующий вид:

$$\bar{I}_\infty(v) = \frac{2}{\pi} CZi_0 \times \left[\sqrt{v_0^2 - v^2} - v \arccos \frac{v}{v_0} \right]; \quad (15)$$

$$\bar{I}_\infty(\lambda) = \frac{2}{\pi} CU_0 i_0 \left[\sqrt{\lambda^2 - \lambda_0^2} - \lambda_0 \arccos \frac{\lambda_0}{\lambda} \right] \frac{1}{\lambda^3}. \quad (16)$$

Отношение спектральных плотностей тормозного рентгеновского излучения, генерируемого синусоидально изменяющимся напряжением и постоянным напряжением, выражается формулой

$$\frac{\bar{I}_\infty(\lambda)}{I(\lambda)} = \frac{2}{\pi} \left[1 - \frac{\lambda_0}{\lambda} \right]^{-1} \times \left[\sqrt{1 - \left(\frac{\lambda_0}{\lambda} \right)^2} - \frac{\lambda_0}{\lambda} \arccos \frac{\lambda_0}{\lambda} \right] \quad (17)$$

и приведено в табл. 1.

На рис. 2 показано распределение энергии тормозного рентгеновского излучения по длинам волн при постоянном и синусоидально изменяющемся напряжении генерирования. Общая ин-

1. Отношение (%) спектральных плотностей интенсивности при синусоидально изменяющемся напряжении и постоянном напряжении генерирования для различных λ_0/λ

λ_0/λ	$\frac{\bar{I}_\infty(\lambda)}{I(\lambda)}$	λ_0/λ	$\frac{\bar{I}_\infty(\lambda)}{I(\lambda)}$	λ_0/λ	$\frac{\bar{I}_\infty(\lambda)}{I(\lambda)}$	λ_0/λ	$\frac{\bar{I}_\infty(\lambda)}{I(\lambda)}$
97	10,8	84	24,9	60	39	36	50
95	12,2	80	27,2	56	41	32	51,5
94	14,3	76	29,8	52	42,5	28	53
92	16,3	72	32,2	48	44,5	24	54,5
90	19,2	68	34,5	44	46,5	20	56
88	21,2	64	36,5	40	48	16	57,5

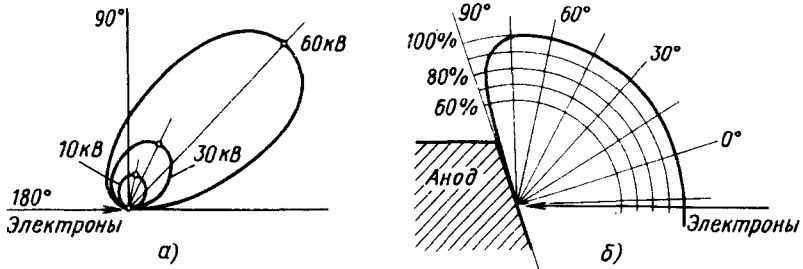


Рис. 3. Пространственное (азимутальное) распределение интенсивности тормозного рентгеновского излучения:

a — теоретическое для различных анодных напряжений; *б* — практическое для массивного вольфрамового анода при напряжении 100 кВ

тенсивность излучения при синусоидально изменяющемся напряжении уменьшается, а излучение становится менее проникающим, чем при постоянном напряжении генерирования.

Пространственное распределение интенсивности тормозного рентгеновского излучения можно определить теоретически.

При изменении скорости движения электрона происходит излучение электромагнитной энергии, напряженности электрического E и магнитного H полей которой в некоторой точке B равны:

$$H = E = \frac{ea}{c^2 R} \sin \varphi, \quad (18)$$

где a — ускорение электрона; R — радиус-вектор, проведенный из электрона в точку B , где определяется значение напряженностей E и H ; φ — угол между направлением ускорения электрона и радиус-вектором.

Интенсивность электромагнитного излучения определяется величиной вектора Умова—Пойтинга:

$$I_\varphi = \frac{c}{4\pi} EH = \frac{e^2 a^2}{4\pi c^3 R^2} \sin^2 \varphi. \quad (19)$$

При очень больших скоростях v движения электронов вводится поправка в соответствии с теорией относительности и (19) принимает вид

$$I_\varphi = \frac{e^2 a^2}{4\pi c^3 R^2} \frac{\sin^2 \varphi}{\left(1 - \frac{v}{c} \cos \varphi\right)^6}. \quad (20)$$

Если анод массивный, электроны рассеются по мере их прохождения в глубине анода; меняется характер распределения энергии излучения в пространстве. Теоретически угловое распределение интенсивности тормозного рентгеновского излучения, получаемого от массивного анода, описывается уравнением

$$I_\varphi = C \frac{ae^2}{16\pi R^2 c^2} \frac{\sin^2 \varphi}{\cos \varphi} \times \left[\frac{1}{\left(1 - \frac{v}{c} \cos \varphi\right)^4} - 1 \right]. \quad (21)$$

Так как скорость, приобретаемая электроном, и его ускорение зависят от ускоряющего электрического поля или напряжения генерирования, то с увеличением напряжения меняется угловое распределение интенсивности тормозного рентгеновского излучения. При увеличении напряжения, ускоряющего электроны, максимум углового распределения интенсивности смещается от направления, перпендикулярного к катодному пучку, к направлению распространения катодного пучка. При $1 > \frac{v}{c} > 0$ угол максимальной интенсивности $0 < \varphi_{\max} < \frac{\pi}{2}$.

На рис. 3 показано пространственное распределение интенсивности тормозного рентгеновского излучения для

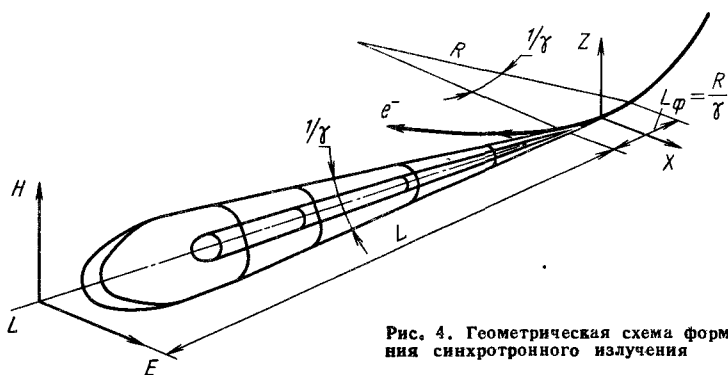


Рис. 4. Геометрическая схема формирования синхротронного излучения

тонкого анода и практическое распределение, получаемое у скошенного массивного вольфрамового анода при напряжении генерирования 100 кВ.

Из (19)—(21) следует, что интенсивность тормозного рентгеновского излучения изменяется обратно пропорционально длине радиуса вектора R , т. е. обратно пропорционально квадрату расстояния от анода до рассматриваемой точки:

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{R_2^2}{R_1^2}. \quad (22)$$

Приведенное соотношение, называемое законом обратных квадратов, справедливо только для точечных излучателей и при отсутствии поглощения и рассеяния излучения в веществе. При некоторой вполне определенной для данного материала анода энергии электронов кроме тормозного рентгеновского излучения с непрерывным спектром возникает характеристическое рентгеновское излучение с дискретным спектром.

К тормозному излучению относят и синхротронное (магнитотормозное) излучение (СИ), т. е. излучение электромагнитных волн заряженными релятивистскими частицами, движущимися в магнитном поле по круговым или спиральным траекториям. СИ наиболее существенно для легких частиц. На рис. 4 представлена геометрическая схема формирования СИ, характерная для накопителей и циклических ускорителей.

Если на достаточно длинном участке траектория ультрарелятивистского

электрона ($\gamma = E/(mc^2) \gg 1$, где E — энергия электрона, $mc^2 \approx 0,5$ МэВ — его энергия покоя) близка к окружности радиуса R , то излучение будет сконцентрировано вблизи плоскости орбиты (основная мощность в угле $\sim 1/\gamma$ с длиной формирования излучения $L_\phi = \frac{R}{\gamma} = \frac{mc^2}{eH}$, где H — магнитное поле в точке излучения, и с длиной всплеска электрического и магнитного полей порядка $\frac{R}{\gamma^3} = \frac{mc^2}{\gamma eH}$ от одиночного электрона.

Спектр излучения соответственно имеет максимум на длине волны $\lambda_c \approx \frac{R}{\gamma^3}$, а эффективные поперечные размеры источника по порядку величины равны $\frac{R}{\gamma^2}$.

Параметры накопителей: E (ГэВ) — энергия электронов; i (А) = $1,6 \times 10^{18} N_e f$ — ток в накопителе (N_e — число электронов; f — частота обращения, Гц); H (кЭ); R (м) = $33 \times \left[\frac{1}{3} (E/H) \right]$; L (м) — расстояние от точки излучения до точки наблюдения; λ (Å).

1. Плотность потока энергии пучка СИ, приходящаяся на площадку 1 мм^2 в плоскости орбиты (Вт/мм^2),

$$I = 14 \frac{E^5 i}{RL^2} = 0,42 \frac{HE^4 i}{L^2}.$$

2. Мощность СИ, проинтегрирован-

ная по вертикальному углу в миллирадианах, (Вт/мрад)

$$P = \frac{14Ei}{R} = 0,42HE^3i.$$

3. Поток квантов СИ, излучаемых в миллирадианах, [квантов/(с·мрад)]

$$\Phi = 1,3 \cdot 10^{17} EI.$$

4. Спектральная плотность потока энергии в относительном интервале длины волны $\Delta\lambda/\lambda$ (Вт/мм³)

$$\varphi = 59 \frac{E^3 i}{\lambda (\text{Å}) L} \eta \left(\frac{\lambda}{\lambda_c} \right) \times \\ \times \nu^{-1} \left(\frac{\lambda}{\lambda_c} \right) \frac{\Delta\lambda}{\lambda},$$

где $\lambda_c = \frac{5,59R}{E^3} = \frac{186}{HE}$; $\eta(\lambda/\lambda_c)$ и $\nu(\lambda/\lambda_c)$ — соответственно универсальные спектральная и угловая функции (рис. 5 и 6).

5. Спектральная мощность пучка СИ в относительном интервале длин волн $\Delta\lambda/\lambda$ (Вт/мрад)

$$P_\lambda = 48 \frac{Ei}{\lambda} \eta \left(\frac{\lambda}{\lambda_c} \right) \frac{\Delta\lambda}{\lambda} = \\ = 0,62 \frac{P}{\lambda/\lambda_c} \eta \left(\frac{\lambda}{\lambda_c} \right) \frac{\Delta\lambda}{\lambda}.$$

6. Спектральный поток квантов в относительном интервале $\Delta\lambda/\lambda$ [квантов/(с·мрад)]

$$\Phi_\lambda = 2,46 \cdot 10^{16} i E \eta \left(\frac{\lambda}{\lambda_c} \right) \frac{\Delta\lambda}{\lambda} = \\ = 0,19 \Phi \eta \left(\frac{\lambda}{\lambda_c} \right) \frac{\Delta\lambda}{\lambda}.$$

При $\lambda/\lambda_c \ll 1$ [квантов/(с·мрад)]

$$\Phi_\lambda = 3,08 i E \sqrt{\frac{\lambda_c}{\lambda}} \times \\ \times \exp \left(- \frac{\lambda_c}{\lambda} \right) \frac{\Delta\lambda}{\lambda}.$$

7. Угол, на котором поток энергии уменьшается в 2 раза по сравнению с потоком в орбитальной плоскости, при $\lambda = \lambda_c$ (мрад)

$$\psi_{\lambda_c} = \frac{0,82}{E};$$

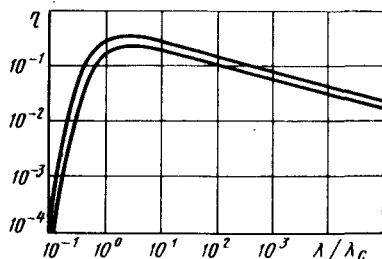


Рис. 5. Универсальная функция η , определяющая спектральные характеристики синхротронного излучения в зависимости от параметра λ/λ_c

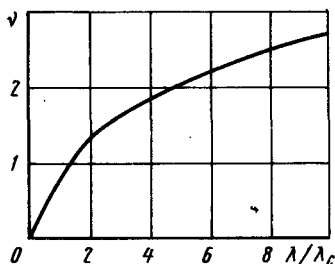


Рис. 6. Универсальная функция ν , определяющая ширину углового распределения синхротронного излучения на данной длине волны λ в зависимости от параметра λ/λ_c

при $\lambda \ll \lambda_c$

$$\psi_\lambda = 5 \cdot 10^{-2} \sqrt{\lambda H}.$$

8. Минимальная длина ступков электронов в существующих накопителях — несколько сантиметров.

В качестве источников СИ используются электронные накопители, в которых, как правило, большой средний ток $\sim 0,1$ А. Вследствие радиационного затухания поперечные размеры и угловой разброс электронных пучков существенно меньше, чем в ускорителях. Наблюдается стабильность орбиты, постоянство энергии и интенсивности пучка. Большое время жизни пучка (0,1—100 ч) обеспечивает достаточно низкий радиационный фон вокруг накопителя.

По сравнению с другими источниками рентгеновского излучения СИ имеет следующие преимущества:

возможность выделения достаточно узких спектральных диапазонов в интервале $(10 \div 0,1) \text{ \AA}$;

хорошая естественная коллимация; временная модуляция с разрешением менее $0,1 \text{ нс}$.

Спектральная плотность СИ в рентгеновской части спектра ($2-100 \text{ кэВ}$) на три — шесть порядков выше плотности в тормозном спектре лучших рентгеновских трубок.

Характеристическое рентгеновское излучение возникает при изменении энергетического состояния атомов. Если один из электронов внутренней оболочки (K, L, M) атома выбит электроном или квантом тормозного рентгеновского излучения, то атом переходит в возбужденное состояние. Освободившееся место в оболочке заполняется электронами с внешних слоев с меньшей энергией связи. При этом атом переходит в нормальное состояние и испускает квант характеристического излучения с энергией, равной разности энергии на соответствующих уровнях. Если энергия связи электрона в атоме на каком-то из внутренних уровней энергии, с которого отрывается электрон при возбуждении, равна W_1 , а на уровне, с которого электрон переходит на освободившееся

место, — W_2 , то квант энергии характеристического излучения

$$h\nu = W_1 - W_2. \quad (23)$$

Наиболее глубокие уровни энергии в атоме образуют так называемый K -уровень, менее глубокие L -уровень, M — уровень, N -уровень. Возбуждение характеристического излучения с K -уровня образует K -серии, с L -уровня — L -серии и т. д. Расположению электронов в атомах в каждой серии соответствуют отдельные линии серий $K\alpha, K\beta, L\alpha$ и др.

Частота ν_K наиболее интенсивной линии K -серии характеристического рентгеновского излучения связана с атомным номером Z вещества анода следующим соотношением (закон Мозели):

$$\nu_K = \frac{3}{4} R (Z - 1)^2, \quad (24)$$

где R — постоянная Ридберга.

Энергия электрона или кванта, возбуждающая атомы, должна превышать энергию связи электрона на соответствующем уровне. Для этого к рентгеновской трубке должно быть приложено вполне определенное напряжение, равное потенциалу возбуждения.

В отличие от непрерывного спектра тормозного рентгеновского излучения длины волн характеристического рентгеновского излучения имеют вполне определенные для данного материала анода значения и не зависят от способа возбуждения (табл. 2).

Интенсивность линий данной серии характеристического излучения, испускаемого из данного анода, зависит от силы анодного тока i и разности между напряжением U , приложенным к рентгеновской трубке, и потенциалом возбуждения U_B данной серии:

$$I = Ci (U - U_B)^n, \quad (25)$$

где C — const; $1,5 \leq n \leq 2,0$.

Распределение интенсивности в спектре рентгеновского излучения, включающего тормозное и характеристическое излучение, показано на рис. 7.

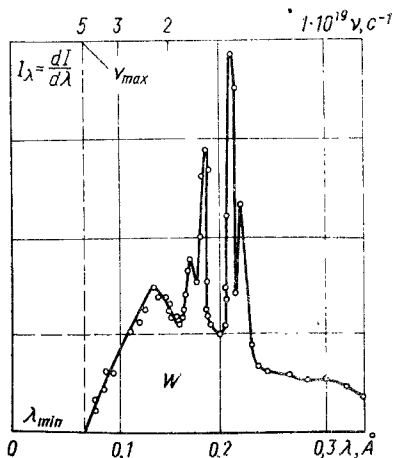


Рис. 7. Тормозное и характеристическое излучение вольфрамового анода

2. Длины волн и потенциалы возбуждения линий K- и L-серий характеристического рентгеновского излучения

Элемент	K-серия				L-серия			
	Потенциал возбуждения, кВ	α_1 очень сильная	α_2 сильная	β_1 средняя	Потенциал возбуждения, кВ	α_1 сильная	α_2 средняя	β_1 сильная
		Длина волны, нм						
¹¹ Na	1,07	11,883		11,591	—	—	—	—
¹² Mg	1,30	9,868		9,534	—	—	—	—
¹³ Al	1,55	8,319		7,940	—	—	—	—
¹⁴ Si	1,83	7,109		6,739	—	—	—	—
¹⁵ P	2,14	6,142		5,786	—	—	—	—
¹⁶ S	2,46	5,361	5,364	5,021	—	—	—	—
¹⁷ Cl	2,82	4,718	4,721	4,394	—	—	—	—
¹⁹ K	3,59	3,734	3,737	3,447	—	—	—	—
²⁰ Ca	4,03	3,352	3,355	3,083	—	—	—	—
²¹ Sc	4,49	3,025	3,028	2,774	—	—	—	—
²² Ti	4,95	2,743	2,747	2,509	—	—	—	—
²³ V	5,45	2,498	2,502	2,284	—	24,200	—	—
²⁴ Cr	5,98	2,285	2,289	2,080	—	21,530	—	—
²⁵ Mn	6,54	2,097	2,101	1,906	—	19,390	—	21,190
²⁶ Fe	7,10	1,932	1,936	1,753	—	17,580	—	19,040
²⁷ Co	7,71	1,785	1,789	1,617	—	15,940	—	17,220
²⁸ Ni	8,29	1,654	1,658	1,497	—	14,530	—	15,620
²⁹ Cu	8,86	1,537	1,541	1,389	—	13,306	—	14,240
³⁰ Zn	9,65	1,432	1,436	1,292	1,20	12,306	—	13,030
³¹ Ga	10,40	1,337	1,340	1,205	1,31	12,230	—	11,960
³² Ge	11,10	1,251	1,255	1,126	1,41	11,270	—	11,010
³³ As	11,90	1,173	1,177	1,055	1,52	10,415	—	10,153
³⁴ Se	12,7	1,102	1,106	0,990	1,64	9,650	—	9,394
³⁵ Br	13,5	1,037	1,041	0,931	1,77	8,970	—	8,717
³⁷ Rb	15,2	0,923	0,928	0,827	2,05	8,356	—	8,107
³⁸ Sr	16,1	0,873	0,877	0,781	2,19	7,303	—	7,060
³⁹ Y	17,0	0,827	0,831	0,739	2,36	6,848	—	6,609
⁴⁰ Zr	18,0	0,784	0,788	0,700	2,51	6,435	—	6,203
⁴¹ Nb	19,0	0,744	0,749	0,664	2,68	6,056	—	5,823
⁴² Mo	20,0	0,708	0,712	0,631	2,87	5,711	5,717	5,479
⁴⁴ Ru	22,1	0,642	0,646	0,571	3,24	5,394	5,400	5,166
⁴⁵ Rh	23,2	0,612	0,616	0,545	3,43	4,836	4,844	4,611
⁴⁶ Pd	24,4	0,584	0,588	0,520	3,64	4,588	4,595	4,365
⁴⁷ Ag	25,5	0,558	0,562	0,496	3,79	4,358	4,366	4,137
⁴⁸ Cd	26,7	0,534	0,538	0,474	4,07	4,145	4,154	3,926
⁴⁹ In	27,9	0,511	0,515	0,454	4,28	3,948	3,956	3,730
⁵⁰ Sn	29,1	0,489	0,494	0,434	4,49	3,764	3,772	3,548
⁵¹ Sb	30,4	0,469	0,474	0,416	4,69	3,592	3,601	3,371
⁵² Te	31,8	0,450	0,455	0,399	4,93	3,432	3,441	3,218
⁵³ I	33,2	0,432	0,437	0,383	5,18	3,282	3,291	3,070
⁵⁵ Cs	35,9	0,399	0,404	0,353	5,71	3,142	3,151	2,931
⁵⁶ Ba	37,4	0,384	0,389	0,340	5,99	2,886	2,895	2,678
⁵⁷ La	38,7	0,370	0,375	0,328	6,24	2,769	2,779	2,562
⁵⁸ Ce	40,3	0,356	0,361	0,315	6,54	2,660	2,669	2,453
⁵⁹ Pr	41,9	0,348	0,343	0,304	6,83	2,556	2,565	2,351
⁶⁰ Nd	43,6	0,331	0,336	0,293	7,12	2,458	2,467	2,254
						2,365	2,375	2,162

Продолжение табл. 2

Элемент	K-серия				L-серия			
	Потенциал возбуждения, кВ	α_1 очень сильная	α_2 сильная	β_1 средняя	Потенциал возбуждения, кВ	α_1 сильная	α_2 средняя	β_1 сильная
		Длина волны, нм					Длина волны, нм	
⁶² Sm	46,8	0,308	0,313	0,273	7,73	2,195	2,206	1,993
⁶³ Eu	48,6	0,298	0,303	0,263	8,04	2,116	2,167	1,916
⁶⁴ Gd	50,3	0,288	0,292	0,254	8,37	2,042	2,052	1,842
⁶⁵ Tb	52,0	0,278	0,283	0,246	8,70	1,971	1,982	1,773
⁶⁶ Dy	53,8	0,269	0,274	0,237	9,03	1,904	1,915	1,706
⁶⁷ Ho	55,8	0,260	0,265	—	9,38	1,841	1,852	1,643
⁶⁸ Er	57,5	0,252	0,257	0,222	9,73	1,780	1,791	1,583
⁶⁹ Tu	59,5	0,244	0,248	0,215	10,1	—	—	—
⁷⁰ Yb	61,4	0,236	0,241	0,209	10,5	1,668	1,679	1,477
⁷¹ Lu	63,4	0,229	0,233	0,202	10,9	1,615	1,626	1,421
⁷² Hf	65,4	0,222	0,226	0,195	11,3	1,566	1,577	1,371
⁷³ Ta	67,4	0,215	0,220	0,190	11,7	1,518	1,529	1,323
⁷⁴ W	69,3	0,209	0,213	0,183	12,1	1,473	1,484	1,279
⁷⁶ Os	73,8	0,196	0,201	0,173	13,0	1,388	1,398	1,194
⁷⁷ Ir	76,0	0,191	0,195	0,168	13,4	1,348	1,360	1,155
⁷⁸ Pt	78,1	0,185	0,190	0,163	13,9	1,310	1,321	1,117
⁷⁹ Au	80,5	0,180	0,185	0,159	14,4	1,274	1,285	1,081
⁸⁰ Hg	82,9	—	—	—	14,8	1,238	1,250	1,046
⁸¹ Tl	85,2	0,170	0,175	0,150	15,3	1,205	1,216	1,013
⁸² Pb	87,6	0,165	0,170	0,146	15,8	1,172	1,183	0,981
⁸³ Bi	90,1	0,160	0,165	0,142	16,4	1,141	1,153	0,950
⁹⁰ Th	109	0,132	0,137	0,117	20,5	0,954	0,965	0,763
⁹² U	115	0,126	0,131	0,112	21,7	0,909	0,920	0,718

ОСЛАБЛЕНИЕ ИНТЕНСИВНОСТИ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

При прохождении рентгеновского излучения через вещество интенсивность излучения убывает вследствие потери энергии в результате взаимодействия излучения с веществом. Если на поверхность какой-либо ограниченной однородной среды падает параллельный пучок излучения интенсивностью I_0 , то после прохождения слоя вещества толщиной Δx интенсивность излучения уменьшается на величину ΔI , пропорциональную начальной интенсивности I_0 и толщине слоя вещества Δx :

$$\Delta I = -\mu I_0 \Delta x,$$

$$\text{или } dI = -\mu I_0 dx, \quad (26)$$

где μ — линейный коэффициент ослабления, зависящий от длины волн излу-

чения, свойств среды, через которую проходит излучение, и показывающий относительное уменьшение интенсивности излучения на единице толщины поглотителя (1/см). Если линейный коэффициент ослабления считать постоянной величиной, то закон изменения интенсивности принимает вид

$$I = I_0 e^{-\mu x}. \quad (27)$$

Так как линейный коэффициент ослабления зависит от плотности среды, то для характеристики ослабления пользуются массовым коэффициентом ослабления μ_m (см²/г), не зависящим от плотности вещества ρ , равным отношению линейного коэффициента ослабления к плотности среды и показывающим относительное уменьшение интенсивности излучения при прохождении слоя вещества, содержа-

3. Приближенные формулы массового коэффициента ослабления $\frac{\mu}{\rho} = a\lambda^3 + \beta$

Материал поглотителя	Z	Длина волны, нм	μ/ρ
Углерод	6	—	$1,025\lambda^3 + 0,175$
Графит	6	0,036—0,085	$2,62\lambda^3 + 0,17$
Воздух	7,69	$>0,085$	$2,56\lambda^3 + 0,17$
Вода	7,43	—	$2,55\lambda^3 + 0,17$
Целлофан	6,1	0,05—0,2	$1,07\lambda^3 + 0,17$
Алюминий	13,0	0,01—0,04	$14,45\lambda^3 + 0,15$
		0,04—0,07	$14,30\lambda^3 + 0,16$
Железо	26,0	0,01—0,03	$110\lambda^3 + 0,18$
Кобальт	27,0	0,015—0,035	$124\lambda^3 + 0,18$
Никель	28,0	0,01—0,03	$145\lambda^3 + 0,20$
Медь	29,0	0,01—0,06	$147\lambda^3 + 0,50$
Молибден	42,0	0,01—0,035	$450\lambda^3 + 0,40$
Серебро	47,0	0,01—0,04	$603\lambda^3 + 0,70$
Свинец	82,0	$>0,0146$	$510\lambda^3 + 0,75$

щего массу, равную 1 г на площади 1 см²:

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho}. \quad (28)$$

Формула ослабления интенсивности излучения с массовым коэффициентом ослабления имеет вид

$$I = I_0 e^{-\frac{\mu}{\rho} \rho x}, \text{ или } I = I_0 e^{-\mu_m \rho x}. \quad (29)$$

При использовании массового коэффициента ослабления μ_m толщину поглотителя ρx выражают в г/см². Эта условная толщина определяется делением массы вещества (г) на площадь (см²). Аналогично массовому коэффициенту ослабления вводят атомный μ_a и электронный μ_e коэффициенты ослабления.

Атомный коэффициент ослабления (см²/атом)

$$\mu_a = \frac{\mu Z}{\rho N_0} = \mu_m \frac{Z}{N_0}. \quad (30)$$

Здесь Z — атомный номер вещества; N_0 — число электронов, содержащихся в 1 г ослабляющего вещества,

$$N_0 = \frac{NZ}{A}, \quad (31)$$

где N — число Авогадро; A — относительная атомная масса ослабляющего вещества.

Электронный коэффициент ослабления (см²/электрон)

$$\mu_e = \frac{\mu}{\rho N_0} = \mu_m \frac{1}{N_0}. \quad (32)$$

В связи с тем, что массовый, атомный и электронный коэффициенты ослабления излучения выражают вероятность взаимодействия, их также называют эффективными сечениями взаимодействия. Зависимость массового коэффициента ослабления μ_m от длины волны λ в общем случае имеет вид

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho} = a\lambda^3 + b, \quad (33)$$

где a и b — постоянные величины (табл. 3).

В табл. 4 приведены значения массовых коэффициентов ослабления рентгеновского излучения для большинства элементов периодической системы при различных энергиях фотонов (10—400 кэВ).

Ослабление интенсивности широкого пучка излучения при прохождении через вещество не подчиняется уравнению (27) вследствие влияния рассеянного излучения. Вклад рассеян-

4. Массовые коэффициенты ослабления μ/ρ ($\text{см}^2/\text{г}$) узкого пучка рентгеновского излучения

Элемент	Энергия фотонов, кэВ												
	10	15	20	30	40	50	60	80	100	150	200	300	400
${}^1\text{H}$	0,388	0,376	0,369	0,357	0,346	0,335	0,326	0,308	0,294	0,265	0,243	0,211	0,189
${}^3\text{Li}$	0,348	0,218	0,186	0,165	0,156	0,149	0,144	0,135	0,128	0,116	0,106	0,0920	0,0824
${}^4\text{Be}$	0,630	0,296	0,221	0,178	0,164	0,156	0,150	0,140	0,133	0,119	0,109	0,0942	0,0849
${}^5\text{B}$	1,18	0,446	0,287	0,202	0,178	0,166	0,158	0,147	0,139	0,124	0,114	0,0986	0,0880
${}^6\text{C}$	2,21	0,742	0,419	0,250	0,205	0,186	0,175	0,160	0,151	0,135	0,123	0,107	0,0958
${}^7\text{N}$	3,69	1,15	0,565	0,296	0,225	0,196	0,181	0,164	0,153	0,135	0,123	0,107	0,0955
${}^8\text{O}$	5,72	1,74	0,817	0,363	0,252	0,210	0,189	0,167	0,155	0,136	0,123	0,107	0,0956
${}^9\text{F}$	7,99	2,42	1,07	0,428	0,273	0,217	0,190	0,169	0,149	0,130	0,118	0,101	0,0907
${}_{11}\text{Na}$	15,5	4,69	2,03	0,694	0,385	0,275	0,224	0,179	0,158	0,134	0,125	0,103	0,0917
${}_{13}\text{Mg}$	21,0	6,34	2,72	0,892	0,471	0,320	0,253	0,193	0,168	0,139	0,124	0,107	0,0949
${}_{18}\text{Al}$	26,3	7,97	3,41	1,09	0,545	0,355	0,270	0,200	0,169	0,138	0,122	0,104	0,0926
${}_{14}\text{Si}$	34,1	10,4	4,42	1,38	0,673	0,422	0,313	0,219	0,182	0,145	0,128	0,108	0,0963
${}_{15}\text{P}$	40,8	—	5,29	1,63	0,772	0,472	0,340	0,299	0,185	0,143	0,125	0,106	0,0935
${}_{16}\text{S}$	50,9	15,6	6,63	2,03	0,945	0,562	0,393	0,254	0,199	0,150	0,130	0,109	0,0965
${}_{18}\text{Ar}$	64,7	20,2	8,61	2,59	1,17	0,673	0,452	0,273	0,204	0,143	0,121	0,0955	0,0878
${}_{19}\text{K}$	81,0	25,4	10,9	3,34	1,48	0,836	0,550	0,320	0,233	0,159	0,132	0,108	0,0947
${}_{20}\text{Ca}$	95,0	30,1	13,1	4,03	1,77	0,989	0,642	0,359	0,256	0,167	0,138	0,111	0,0978
${}_{22}\text{Ti}$	111,0	36,2	15,7	4,97	2,17	1,18	0,750	0,400	0,270	0,165	0,131	0,104	0,0906
${}_{23}\text{V}$	121	39,7	17,5	5,58	2,46	1,32	0,829	0,431	0,286	0,168	0,131	0,103	0,0895

Продолжение табл. 4

Энергия фотонов, кэВ

Элемент	Энергия фотонов, кэВ												
	10	15	20	30	40	50	60	80	100	150	200	300	400
³⁴ Cr	138	44,8	19,9	6,44	2,85	1,53	0,948	0,483	0,315	0,178	0,138	0,106	0,0919
³⁵ Mn	150	49,1	22,0	7,19	3,17	1,70	1,04	0,528	0,335	0,183	0,139	0,106	0,0912
³⁶ Fe	170	55,3	24,9	8,15	3,63	1,94	1,19	0,594	0,370	0,196	0,146	0,110	0,0939
³⁷ Co	185	60,8	27,7	9,04	4,00	2,14	1,30	0,641	0,392	0,203	0,147	0,109	0,0930
³⁸ Ni	212	69,8	31,5	10,3	4,64	2,47	1,50	0,727	0,444	0,222	0,158	0,115	0,0976
³⁹ Cu	224	79,1	33,1	10,9	4,88	2,60	1,57	0,761	0,459	0,226	0,156	0,112	0,0940
⁴⁰ Zn	245	80,2	36,5	11,9	5,36	2,88	1,75	0,836	0,498	0,235	0,162	0,114	0,0958
⁴¹ Ga	32,4	85,0	38,5	12,6	5,71	3,07	1,86	0,881	0,521	0,239	0,162	0,112	0,0933
⁴² Ge	35,7	91,3	41,5	13,6	6,17	3,36	2,02	0,954	0,560	0,252	0,168	0,113	0,0929
⁴³ Se	42,3	104	47,4	15,7	7,17	3,89	2,36	1,10	0,638	0,274	0,175	0,114	0,0930
⁴⁴ Mo	84,7	27,8	12,6	27,7	12,7	6,97	4,26	1,98	1,11	0,426	0,245	0,138	0,105
⁴⁶ Pd	110	36,6	16,7	34,7	16,1	8,83	5,40	2,49	1,39	0,522	0,287	0,151	0,111
⁴⁷ Ag	118	39,4	17,9	37,1	17,1	9,32	5,75	2,66	1,49	0,554	0,303	0,157	0,114
⁴⁸ Cd	124	41,3	18,8	38,3	17,7	9,75	5,95	2,75	1,53	0,568	0,309	0,158	0,114
⁵⁰ Sn	139	46,3	21,4	41,9	19,2	10,6	6,55	3,02	1,67	0,619	0,331	0,165	0,117
⁵⁵ Cs	182	60,7	28,0	9,38	24,1	13,4	8,20	3,81	2,11	0,766	0,398	0,188	0,126
⁵⁶ Ba	189	63,1	29,2	9,82	24,7	13,7	8,51	3,95	2,19	0,789	0,410	0,190	0,127
⁷¹ Ta	245	133	62,9	21,7	10,3	5,72	3,56	7,52	4,23	1,52	0,759	0,316	0,187
⁷⁴ W	93,4	138	65,2	22,6	10,6	5,93	3,67	7,80	4,36	1,58	0,783	0,323	0,191
⁷⁷ Ir	106	154	72,7	25,2	11,9	6,64	4,14	8,52	4,82	1,72	0,858	0,351	0,205
⁷⁸ Pt	111	160	75,3	26,2	12,3	6,95	4,32	8,80	4,94	1,78	0,883	0,361	0,210
⁷⁹ Au	111	166	78,3	27,3	12,9	7,25	4,50	2,13	5,11	1,83	0,911	0,370	0,216
⁸³ Pb	129	114	85,5	29,9	14,2	7,94	4,94	2,35	5,52	1,99	0,985	0,395	0,228
⁸³ Bi	135	118	88,5	31,1	14,8	8,24	5,16	2,46	5,68	2,05	1,02	0,409	0,235

576994


 Библиотека
 АКАДЕМИИ НАУК СССР

ного излучения зависит от эффективной энергии первичного пучка излучения, размеров поля облучения, материала и толщины поглотителя. В общем случае закон ослабления интенсивности широкого пучка излучения может быть представлен следующим соотношением:

$$I = I_0 e^{-\mu x} B, \quad (34)$$

где коэффициент B называется фактором накопления, выражающим отношение суммы интенсивности прямого и рассеянного излучения к интенсивности прямого излучения.

Так как интенсивность рассеянного излучения в случае широкого пучка излучения добавляется к интенсивности нерассеянного излучения, то фактор накопления B должен быть всегда больше единицы.

Принимая для рассеянного излучения также экспоненциальный закон ослабления, формулу (34) можно представить в виде

$$I = I_0 e^{-\mu_{\text{ш}} x}, \quad (35)$$

где $\mu_{\text{ш}}$ — линейный коэффициент ослабления широкого пучка излучения.

ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ С ВЕЩЕСТВОМ

При прохождении через вещество пучок рентгеновского излучения ослабляется вследствие взаимодействия его с электронами, атомами и ядрами. Основные процессы взаимодействия рентгеновского излучения с веществом при энергии фотонов менее 1,02 МэВ — фотоэлектрическое поглощение и когерентное и некогерентное рассеяние.

Фотоэлектрическое поглощение рентгеновского излучения происходит при взаимодействии фотонов рентгеновского излучения с атомами вещества, подвергающегося воздействию излучения. Фотоны рентгеновского излучения, попадая на атомы, выбивают электроны с внутренней оболочки атома. При этом первичный фотон полностью расходует свою энергию на преодоление энергии связи электрона в атоме и сообщает электрону кинетической энергии. Основное уравнение фотоэлектрического поглощения — уравнение Эйнштейна — имеет вид

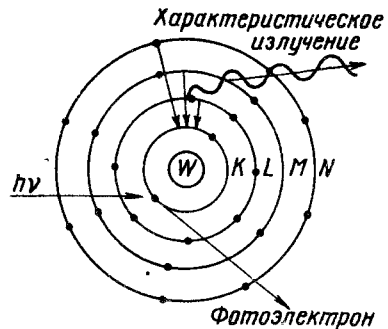


Рис. 8. Схема возникновения фотоэлектрона и характеристического излучения при поглощении фотона рентгеновского излучения

тической энергии. Основное уравнение фотоэлектрического поглощения — уравнение Эйнштейна — имеет вид

$$h\nu = W_{\text{св}} + \frac{mv^2}{2}, \quad (36)$$

где $W_{\text{св}}$ — энергия связи электрона в атоме; $mv^2/2$ — кинетическая энергия, приобретаемая электроном после отрыва его от атома.

В результате энергетической перестройки атома, происходящей после вылета из атома фотоэлектрона (рис. 8), образуется характеристическое рентгеновское излучение, которое при взаимодействии с другими атомами может вызвать вторичный фотоэффект. Кроме обычного фотоэлектрического поглощения или фотоэффекта, в результате которого из атома освобождается фотоэлектрон и возникает характеристическое рентгеновское излучение, при взаимодействии рентгеновского излучения с веществом может происходить эффект Оже, когда возбужденный атом расходует энергию на вылет собственного электрона.

Эффект Оже происходит в две стадии. На первой стадии поглощения фотон рентгеновского излучения возбуждает атом вследствие освобождения электронов из внутренней (например, K) оболочки атома. В следующей стадии совершается переход электрона с более далекой оболочки (например, L) атома на освободившееся место на внутренней оболочке. Разность

энергии либо расходуется на испускание фотона характеристического излучения, либо идет на освобождение электрона из внешних оболочек того же атома. Образующиеся в результате первичного фотоэффекта электроны, а также электроны Оже, обладая большой кинетической энергией, могут сами выбить электроны из атомов, создавая при этом вторичные электроны и вторичное излучение.

Такие процессы замены энергии фотонов и электронов будут происходить до тех пор, пока их энергия не станет меньше энергии связи электронов в атоме. В результате фотоэлектрического поглощения энергия первичного фотона рентгеновского излучения преобразуется в энергию первичных и вторичных электронов и в энергию фотонов характеристического излучения.

Вероятность фотоэффекта или его эффективное сечение, а также вклад в общий процесс ослабления излучения при прохождении через вещество зависят от энергии фотонов или длины волны рентгеновского излучения и от атомного номера вещества, в котором происходит фотоэлектрическое поглощение.

Часть коэффициента ослабления μ , приходящуюся на долю фотоэлектрического поглощения, называют коэффициентом фотоэлектрического поглощения τ . Соответственно отношение $\tau_m = \tau/\rho$, где ρ — плотность вещества, называют массовым коэффициентом фотоэлектрического поглощения. С увеличением длины волны λ рентгеновского излучения τ_m возрастает прямо пропорционально λ^3 :

$$\frac{\tau}{\rho} = C\lambda^3. \quad (37)$$

Для веществ с малым атомным номером зависимость массового коэффициента фотоэлектрического поглощения от длины волны является монотонной. Для веществ с большим атомным номером на монотонную зависимость накладываются скачки поглощения, положение которых определяется энергией связи электронов на глубоких (K , L и т. д.) уровнях энергии атомов (рис. 9).

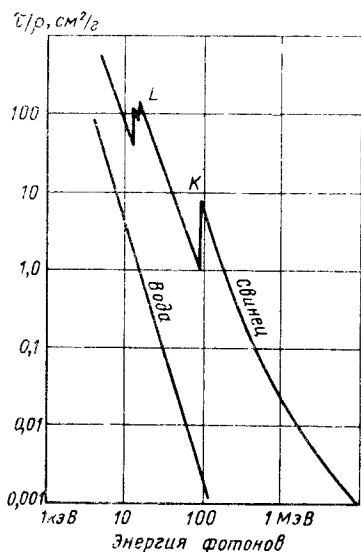


Рис. 9. Зависимость массового коэффициента фотоэлектрического поглощения для воды и свинца от энергии фотонов рентгеновского излучения

При увеличении атомного номера вещества, с которым происходит фотоэлектрическое взаимодействие фотонов, зависимость τ_m от атомного номера Z следующая:

$$\frac{\tau}{\rho} = CZ^3. \quad (38)$$

Пространственное распределение фотоэлектронов зависит от их энергии. Угловое распределение фотоэлектронов выражается следующим образом:

$$\frac{dN}{d\Omega} = \frac{\sin^2 \theta}{\left(1 - \frac{v}{c} \cos \theta\right)^4}, \quad (39)$$

где θ — угол между направлением движения первичного фотона и фотоэлектрона; v — скорость электрона.

При малых энергиях фотоэлектроны вылетают преимущественно перпендикулярно к направлению распространения первичного фотона. По мере увеличения энергии фотоэлектронов преимущественное направление их рас-

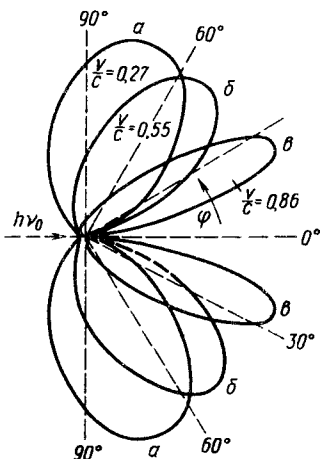


Рис. 10. Пространственное распределение фотоэлектронов при различной энергии: v — скорость электронов; c — скорость распространения электромагнитных волн

пространства приближается (рис. 10) к направлению распространения первичного фотона.

Когерентное рассеяние рентгеновского излучения происходит на свободных или слабо связанных электронах и обусловлено тем, что под действием электрического поля электромагнитной волны электроны получают переменное ускорение, в результате которого они сами излучают электромагнитные волны с частотой, совпадающей с частотой первичного излучения. Таким образом, при классическом рассеянии изменяется направление распространения излучения при сохранении частоты колебаний или длины волны, т. е. происходит когерентное рассеяние.

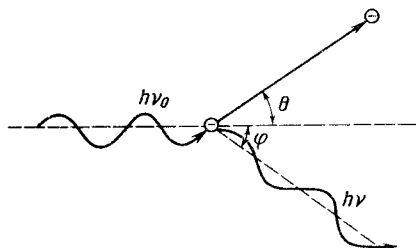


Рис. 11. Комptonовское рассеяние

В соответствии с теорией когерентного рассеяния Дж. Дж. Томсона интенсивность I_φ излучения, рассеянного под углом φ к направлению первичного пучка излучения,

$$I_\varphi = I_0 \frac{e^4}{m^2 c^4 R} \frac{1 + \cos^2 \varphi}{2}, \quad (40)$$

где I_0 — интенсивность первичного пучка излучения; e и m — соответственно заряд и масса электрона; R — радиус-вектор от точки рассеяния до рассматриваемой точки; φ — угол между направлением первичного фотона и вылетающего электрона.

Второй вид рассеяния рентгеновского излучения — некогерентное или комптоновское рассеяние — происходит при взаимодействии фотонов рентгеновского излучения со свободными или слабо связанными электронами атома.

Фотон рентгеновского излучения $h\nu_0$ (рис. 11) часть своей энергии W передает электрону (электрон отдачи или комптоновский электрон), а остаток энергии $h\nu$ сохраняется в виде рассеянного фотона с меньшей энергией ($h\nu < h\nu_0$) или с большей длиной волны ($\lambda > \lambda_0$).

Из законов сохранения энергии и импульса следует, что энергия электрона отдачи

$$W = h\nu_0 \frac{\alpha (1 - \cos \varphi)}{1 + \alpha (1 - \cos \varphi)}, \quad (41)$$

где $\alpha = \frac{h\nu_0}{m_0 c^2}$ — отношение энергии падающего фотона к энергии массы покоя электрона.

Энергия рассеянного фотона

$$h\nu = h\nu_0 \frac{1}{1 + \alpha (1 - \cos \varphi)}. \quad (42)$$

Распределение энергии между электроном отдачи и рассеянным фотоном зависит от угла рассеяния. При угле рассеяния $\varphi = 0^\circ$, когда рассеянный фотон совпадает по направлению своего движения с первичным фотоном, он практически принимает всю энергию первичного фотона и его энергия будет максимальной, т. е. $h\nu_{\max} = h\nu_0$. Электрон отдачи в этом случае не приобретает энергии, следовательно, в предельном случае рассеяния не

произойдет. Если угол рассеяния $\varphi = 180^\circ$, т. е. рассеянный фотон движется в сторону, противоположную движению первичного фотона, то рассеянный фотон будет обладать минимальной энергией:

$$h\nu_{\min} = h\nu_0 \frac{1}{1 + 2\alpha}. \quad (43)$$

Электрон отдачи приобретает в этом случае максимально возможную энергию

$$W_{\max} = h\nu_0 \frac{2\alpha}{1 + 2\alpha}. \quad (44)$$

При рассеянии под углом $\varphi = 90^\circ$ энергия рассеянного фотона

$$h\nu = \frac{h\nu_0}{1 + \alpha}, \quad (45)$$

а энергия электрона отдачи

$$W = h\nu_0 \frac{\alpha}{1 + \alpha}. \quad (46)$$

Так как изменение энергии фотона зависит от угла рассеяния [см. (42)], то под разными углами будут рассеяны фотоны с разной энергией. Длины волны рассеянного излучения λ_p являются функцией угла рассеяния φ :

$$\lambda_p = \lambda_0 + \frac{h}{m_0c} (1 - \cos \varphi). \quad (47)$$

Изменение длины волны (в м) при рассеянии $\Delta\lambda = \lambda_p - \lambda_0$ не зависит от длины волны падающего излучения λ_0 , а является только функцией угла рассеяния φ :

$$\begin{aligned} \Delta\lambda &= \lambda_p - \lambda_0 = \frac{h}{m_0c} (1 - \cos \varphi) = \\ &= 0,0242 \cdot 10^{-10} (1 - \cos \varphi). \end{aligned} \quad (48)$$

Часть коэффициента ослабления μ , приходящаяся на долю рассеяния излучения, называют коэффициентом рассеяния σ .

Коэффициент рассеяния σ состоит из двух слагаемых — коэффициента когерентного рассеяния $\sigma_{\text{КОГ}}$ и коэффициента некогерентного, комптоновского рассеяния $\sigma_{\text{КОМ}}$. Массовым коэффициентом рассеяния называется отношение

$$\sigma_m = \frac{\sigma}{\rho} = \frac{\sigma_{\text{КОГ}}}{\rho} + \frac{\sigma_{\text{КОМ}}}{\rho}. \quad (49)$$

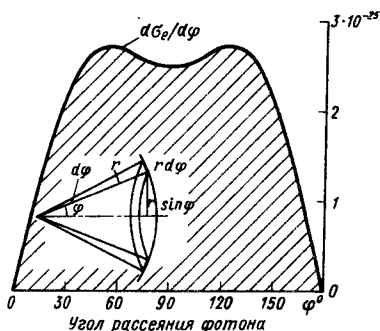


Рис. 12. Дифференциальное поперечное сечение когерентного рассеяния на единицу телесного угла $d\sigma_e/d\varphi$ как функция угла рассеяния φ

Вероятность или эффективное сечение рассеяния σ на атоме или на электроне характеризуется атомным σ_a и электронным σ_e коэффициентами рассеяния. Вероятность когерентного рассеяния на электроне характеризуется дифференциальным поперечным сечением рассеяния $\frac{d\sigma_e}{d\Omega}$, равным части падающей энергии, рассеиваемой электроном в единицу телесного угла.

Дифференциальное поперечное сечение ($\text{см}^2/\text{электрон}$) для когерентного рассеяния выражается формулой Томсона

$$\frac{d\sigma_e}{d\Omega} = \frac{e^4}{2m_0^2c^4} (1 + \cos^2 \varphi). \quad (50)$$

Зависимость дифференциального поперечного сечения когерентного рассеяния от угла рассеяния показана на рис. 12. Дифференциальное поперечное сечение комптоновского рассеяния выражается формулой Клейна-Нишины

$$\begin{aligned} \frac{d\sigma_e}{d\Omega} &= \frac{e^4}{2m_0^2c^4} (1 + \cos^2 \varphi) \times \\ &\times \left[\frac{1}{1 + \alpha (1 - \cos \varphi)} \right]^2 \times \\ &\times \left[1 + \frac{\alpha^2 (1 - \cos \varphi)^2}{1 + \alpha (1 - \cos \varphi) (1 + \cos^2 \varphi)} \right], \end{aligned} \quad (51)$$

где $\alpha = \frac{h\nu}{m_0c^2}$.

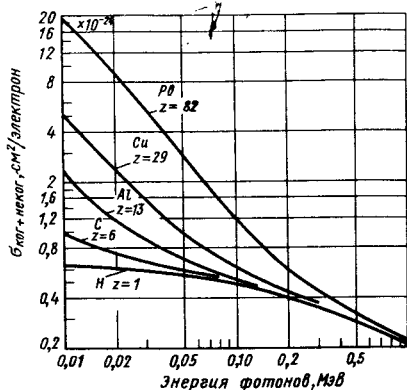


Рис. 13. Зависимость полного сечения рассеяния $\sigma_{\text{ког}} + \text{неког}$ на электрон от энергии фотонов для некоторых веществ

В результате интегрирования уравнений Томсона и Клейна-Нишины по всем углам рассеяния можно получить электронный коэффициент когерентного $\sigma_{\text{е ког}}$ и комptonовского рассеяния:

$$\begin{aligned} \sigma_{\text{е ког}} &= \frac{8}{3} \frac{\pi e^4}{m_0^2 c^4} = \\ &= 6,65 \cdot 10^{-25} \frac{\text{см}^2}{\text{электрон}}; \quad (52) \\ \sigma_{\text{е ком}} &= \frac{2\pi e^4}{m_0^2 c^4} \left\{ \left(\frac{1 + \alpha}{\alpha^2} \right) \times \right. \\ &\times \left[\frac{2(1 + \alpha)}{1 + 2\alpha} - \frac{\ln(1 + 2\alpha)}{\alpha} \right] + \\ &\left. + \frac{\ln(1 + 2\alpha)}{2\alpha} - \frac{1 + 3\alpha}{(1 + 2\alpha)^2} \right\}. \quad (53) \end{aligned}$$

Для приближенных расчетов, когда членами, содержащими α^2 , можно пренебречь ($\alpha < \frac{1}{3}$), формула Клейна-Нишины (50) записывается в более простом виде:

$$\begin{aligned} \sigma_{\text{е ком}} &= \frac{8}{3} \frac{\pi e^4}{m_0^2 c^4} \frac{1}{1 + 2\alpha} = \\ &= 6,65 \cdot 10^{-25} \frac{1}{1 + 2h\nu_0/(m_0 c^2)}. \quad (54) \end{aligned}$$

Как следует из (48)–(51), коэффициент когерентного рассеяния не за-

висит от энергии первичных фотонов или длины волны падающего излучения, в то время как коэффициент комptonовского рассеяния сложным образом зависит от энергии первичных фотонов или от длины волны падающего излучения, в основном убывая с увеличением энергии фотонов (рис. 13). Массовый коэффициент рассеяния

$$\sigma_m = \sigma_e N \frac{Z}{A} = \sigma_e N_0, \quad (55)$$

где N — число Авогадро; Z — атомный номер; A — относительная атомная масса; N_0 — число электронов в 1 г вещества, которое для легких элементов ($\frac{Z}{A} \approx 0,5$) сохраняется постоянным для разных элементов. Для тяжелых элементов ($\frac{Z}{A} > 0,5$) массовый коэффициент рассеяния незначительно возрастает с увеличением атомного номера элемента. Отношение массовых коэффициентов рассеяния для двух элементов

$$\frac{\sigma_{m_1}}{\sigma_{m_2}} = \frac{(Z/A)_1}{(Z/A)_2}. \quad (56)$$

Считая, что Z/A меняется не очень значительно для разных элементов, можно приближенно принять, что $\sigma_{m_1} = \sigma_{m_2}$, а так как $\sigma_{m_1} = \frac{\sigma_1}{\rho_1}$ и $\sigma_{m_2} = \frac{\sigma_2}{\rho_2}$, где σ_1 и σ_2 — линейные коэффициенты рассеяния, то

$$\frac{\sigma_1}{\sigma_2} \approx \frac{\rho_1}{\rho_2}, \quad (57)$$

т. е. линейные коэффициенты рассеяния примерно пропорциональны плотности рассеивающего вещества.

Полный коэффициент ослабления μ и соответственно массовый коэффициент ослабления μ/ρ можно представить как сумму трех коэффициентов — коэффициента фотоэлектрического поглощения τ (или τ/ρ), коэффициента когерентного рассеяния $\sigma_{\text{ког}}$

(или $\frac{\sigma_{\text{ког}}}{\rho}$) и коэффициента комptonовского

новского рассеяния $\sigma_{\text{ном}}$ (или $\frac{\sigma_{\text{ном}}}{\rho}$):

$$\mu = \tau + \sigma_{\text{ког}} + \sigma_{\text{ном}};$$

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma_{\text{ког}}}{\rho} + \frac{\sigma_{\text{ном}}}{\rho}. \quad (58)$$

Влияние каждого процесса взаимодействия на общий коэффициент ослабления зависит от энергии фотонов рентгеновского излучения и от вещества, с которым они взаимодействуют. При энергиях фотонов ниже энергии связи глубоко расположенных (на уровнях *K*, *L* и т. д.) электронов происходит когерентное рассеяние при относительно низких энергиях фотонов, достаточных для возбуждения атомов легких элементов с выходом характеристического рентгеновского излучения; преобладающим процессом ослабления является фотоэлектрическое поглощение. При энергиях фотонов, значительно превышающих энергию возбуждения атомов, преобладающий процесс ослабления — комптоновское рассеяние. Коэффициент фотоэлектрического поглощения зависит от атомного номера элемента, а коэффициент комптоновского рассеяния зависит от плотности вещества и не зависит от атомного номера.

В табл. 5 приведены энергетические параметры процессов фотоэлектрического поглощения и комптоновского рассеяния в воде.

При комптоновском рассеянии часть энергии первичного фотона передается свободному электрону — электрону отдачи и этим преобразуется в другой вид энергии — энергию заряженных частиц, т. е. происходит поглощение энергии излучения. Часть энергии первичного излучения при комптоновском рассеянии остается в виде энергии излучения. Если обозначить через σ_h часть коэффициента рассеяния σ , которая приходится на электрон отдачи и соответствует истинному поглощению энергии при рассеянии, а через σ_s — часть коэффициента рассеяния, приходящуюся на долю рассеянного фотона, то можно записать

$$\sigma = \sigma_h + \sigma_s \quad \text{или} \quad \frac{\sigma}{\rho} = \frac{\sigma_h}{\rho} + \frac{\sigma_s}{\rho}. \quad (59)$$

5. Энергетические параметры процессов фотоэлектрического поглощения и комптоновского рассеяния

Энергия фотонов, кэВ	Относительное число, %		Энергия, %, уносимая	
	фотоэлектронных	комптоновских	фотоэлектронных	комптоновских
10	95	5	100	0
20	70	30	99	1
26	50	50	96	4
30	39	61	93	7
40	20	80	80	20
50	11	89	61	39
57	8	92	50	50
60	7	93	43	57
80	4	96	20	80
100	1	99	9	91
150	0	100	2	98
200	0	100	1	99
400	0	100	0	100

Коэффициент истинного поглощения σ_h при рассеянии возрастает с увеличением энергии фотонов (до 500 кэВ). Коэффициент комптоновского рассеяния с увеличением энергии фотонов плавно убывает.

Аналогично при фотоэлектрическом поглощении одна часть энергии остается в виде энергии фотоэлектронов, а другая часть — в виде характеристического излучения. Обозначим часть коэффициента фотоэлектрического поглощения, которая преобразуется в энергию фотоэлектронов и, следовательно, характеризует истинное поглощение, через τ_h или τ_h/ρ , а часть коэффициента фотоэлектрического поглощения, которая расходуется на преодоление связи электрона в атоме и затем преобразуется в энергию характеристического излучения, — через τ_s или τ_s/ρ . Тогда

$$\tau = \tau_h + \tau_s \quad \text{или} \quad \frac{\tau}{\rho} = \frac{\tau_h}{\rho} + \frac{\tau_s}{\rho}. \quad (60)$$

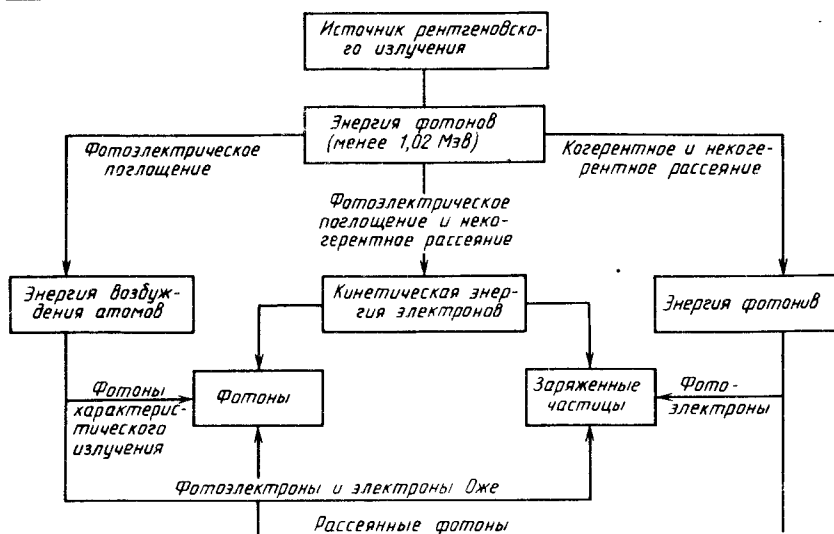


Рис. 14. Схема преобразования рентгеновского излучения в веществе

Таким образом, как в результате фотоэлектрического поглощения рентгеновского излучения, так и в результате рассеяния часть энергии первичного излучения остается в виде рентгеновского излучения (характеристического и рассеянного), часть энергии поглощается или преобразуется в энергию заряженных частиц — электронов (фотоэлектроны и электроны отдачи). Соответственно этому коэффициенты

μ и $\frac{\mu}{\rho}$ можно представить в виде суммы коэффициента истинного поглощения, или так называемого коэффициента электронного преобразования μ_k (или $\frac{\mu_k}{\rho}$), и коэффициента рассеяния μ_s (или $\frac{\mu_s}{\rho}$):

$$\mu = \mu_k + \mu_s \quad \text{или} \quad \frac{\mu}{\rho} = \frac{\mu_k}{\rho} + \frac{\mu_s}{\rho}. \quad (61)$$

В соответствии с рекомендациями международной комиссии по радиологическим единицам и измерениям (МКРЕ) коэффициент μ_k называют

коэффициентом передачи энергии излучения.

Значения массовых коэффициентов истинного поглощения рентгеновского излучения для различных элементов при энергии фотонов от 10 до 400 кэВ приведены в табл. 6 и 7.

При комптоновском рассеянии, как и при фотоэлектрическом поглощении рентгеновского излучения, происходят вторичные процессы взаимодействия. Рассеянный фотон, обладая достаточной энергией, способен при взаимодействии со свободными электронами испытывать когерентное или некогерентное рассеяние. В свою очередь, электроны отдачи, обладая достаточной энергией, могут выбить электроны из атомов, образуя вторичные электроны. Это будет происходить до тех пор, пока энергии рассеянных фотонов и электронов не станут настолько малыми, что не смогут участвовать в процессах взаимодействия.

Примерная схема преобразования энергии рентгеновского излучения в веществе, приводящего к образованию в облучаемом веществе фотонов и заряженных частиц, показана на рис. 14.

6. Массовые коэффициенты истинного поглощения (электронного преобразования) рентгеновского излучения для различных элементов

Элемент	Энергия фотонов, кэВ												
	10	15	20	30	40	50	60	80	100	150	200	300	400
1H	0,0134	0,0116	0,0133	0,0186	0,0231	0,0271	0,0306	0,0362	0,0406	0,0481	0,0525	0,0569	0,0586
3Li	0,142	0,0358	0,0167	0,0166	0,0109	0,0122	0,0135	0,0158	0,0177	0,0209	0,0229	0,0248	0,0255
4Be	0,406	0,0996	0,0404	0,0133	0,0133	0,0135	0,0144	0,0164	0,0183	0,0215	0,0235	0,0255	0,0262
5B	0,925	0,233	0,0925	0,0301	0,0188	0,0163	0,0177	0,0193	0,0225	0,0245	0,0265	0,0285	0,0293
6C	1,91	0,494	0,198	0,0587	0,0302	0,0225	0,0202	0,0200	0,0213	0,0245	0,0265	0,0287	0,0295
7N	3,35	0,881	0,352	0,0980	0,0456	0,0298	0,0242	0,0216	0,0221	0,0246	0,0266	0,0287	0,0295
8O	5,31	1,45	0,568	0,156	0,0678	0,0403	0,0301	0,0239	0,0232	0,0250	0,0268	0,0288	0,0295
9F	7,54	2,10	0,815	0,222	0,0926	0,0523	0,0365	0,0269	0,0235	0,0241	0,0255	0,0273	0,0280
11Na	14,9	4,30	1,72	0,464	0,189	0,0996	0,0621	0,0362	0,0286	0,0257	0,0262	0,0278	0,0283
12Mg	20,4	5,90	2,40	0,646	0,263	0,135	0,0820	0,0446	0,0332	0,0275	0,0275	0,0287	0,0295
13Al	25,7	7,52	3,06	0,835	0,335	0,171	0,102	0,0525	0,0368	0,0281	0,0275	0,0287	0,0295
14Si	33,2	9,86	4,03	1,10	0,448	0,227	0,134	0,0656	0,0437	0,0307	0,0275	0,0281	0,0288
15P	40,0	11,0	4,58	1,48	0,548	0,278	0,164	0,0898	0,0317	0,0292	0,0288	0,0294	0,0296
16S	50,0	15,0	6,20	1,74	0,706	0,355	0,207	0,0958	0,0584	0,0349	0,0310	0,0299	0,0300
18Ar	63,8	19,6	8,17	2,31	0,946	0,477	0,277	0,125	0,0728	0,0372	0,0302	0,0277	0,0274
19K	80,1	24,8	10,4	3,02	1,22	0,621	0,357	0,160	0,0907	0,0473	0,0340	0,0302	0,0296
20Ca	93,9	29,3	12,6	3,68	1,50	0,761	0,440	0,191	0,108	0,0491	0,0368	0,0317	0,0307
22Ti	110	35,4	15,2	4,63	1,91	0,964	0,557	0,240	0,132	0,0547	0,0376	0,0303	0,0288
23V	119	39,0	16,9	5,24	2,19	1,10	0,635	0,273	0,149	0,0591	0,0392	0,0304	0,0287
24Cr	137	44,0	19,3	6,07	2,57	1,30	0,746	0,317	0,171	0,0664	0,0427	0,0318	0,0295
25Mn	149	48,3	21,5	6,81	2,88	1,46	0,836	0,363	0,193	0,0724	0,0450	0,0322	0,0296
26Fe	169	54,4	24,3	7,74	3,33	1,69	0,975	0,421	0,223	0,0816	0,0490	0,0340	0,0307
27Co	184	59,9	26,8	8,63	3,69	1,88	1,07	0,468	0,244	0,0886	0,0521	0,0344	0,0308
28Ni	211	68,7	30,8	9,84	4,30	2,20	1,26	0,545	0,288	0,102	0,0582	0,0370	0,0326
29Cu	222	72,0	32,3	10,4	4,55	2,32	1,35	0,583	0,300	0,106	0,0599	0,0366	0,0318
30Zn	243	79,2	35,7	11,4	5,01	2,61	1,52	0,652	0,343	0,115	0,0646	0,0383	0,0326
31Ga	30,7	84	37,7	12,1	5,36	2,79	1,63	0,702	0,370	0,128	0,0675	0,0385	0,0327
32Ge	38,9	90,4	40,7	13,1	5,82	3,08	1,79	0,771	0,408	0,138	0,0724	0,0398	0,0327
34Se	40,5	103	46,5	15,2	6,80	3,60	2,12	0,915	0,485	0,160	0,0816	0,0424	0,0336

Продолжение табл. 5

Элемент	Энергия фотонов, кэВ												
	10	15	20	30	40	50	60	80	100	150	200	300	400
^{42}Mo	82,2	26,2	11,5	27,1	12,2	6,59	3,97	1,76	0,935	0,301	0,145	0,0628	0,0434
^{46}Pa	107	34,9	15,5	34,0	15,6	8,43	5,08	2,26	1,21	0,395	0,185	0,0758	0,0493
^{47}Ag	116	37,6	16,6	36,3	16,5	8,93	5,43	2,42	1,30	0,424	0,199	0,0804	0,0515
^{48}Cd	121	39,5	17,5	37,5	17,1	9,32	5,63	2,52	1,34	0,441	0,206	0,0825	0,0526
^{50}Sn	139	44,4	20,0	41,0	18,7	10,1	6,19	2,78	1,49	0,487	0,228	0,0898	0,0558
^{55}Cs	176	58,9	26,5	8,52	23,5	12,9	7,84	3,55	1,92	0,630	0,294	0,112	0,0662
^{56}Ba	186	61,0	27,8	8,95	24,1	13,2	8,11	3,69	1,99	0,658	0,307	0,116	0,0675
^{78}Pt	106	157	73,2	24,9	11,4	6,27	3,80	8,43	4,69	1,62	0,766	0,280	0,146
^{79}Au	111	163	76,1	26,0	12,0	6,54	3,94	1,78	4,86	1,67	0,792	0,289	0,152
^{82}Pb	124	110	83,1	28,5	13,2	7,21	4,39	1,99	5,26	1,82	0,863	0,311	0,164
^{83}Bi	130	114	86,2	29,7	13,7	7,49	4,58	2,08	5,42	1,89	0,893	0,326	0,171

7. Коэффициенты μ/ρ и τ/ρ узкого пучка рентгеновского излучения для воздуха, воды, бетона

Коэффици- циент	Энергия фотонов, кэВ												
	10	15	20	30	40	50	60	80	100	150	200	300	400
μ/ρ : воздух	4,95	1,54	0,744	0,342	0,243	0,205	0,186	0,166	0,154	0,135	0,123	0,107	0,0953
вода	5,12	1,59	0,769	0,363	0,263	0,224	0,204	0,183	0,171	0,151	0,137	0,119	0,106
бетон	26,6	8,26	3,60	1,18	0,593	0,384	0,290	0,210	0,078	0,143	0,127	0,108	0,0963
τ/ρ : воздух	4,59	1,26	0,503	0,140	0,0624	0,0381	0,0288	0,0235	0,0230	0,0249	0,0267	0,0287	0,0295
вода	4,72	1,29	0,506	0,141	0,0628	0,0389	0,0302	0,0253	0,0252	0,0276	0,0297	0,0319	0,0328
бетон	26,0	7,85	3,28	0,932	0,384	0,198	0,119	0,060	0,0413	0,0301	0,0289	0,0294	0,0298

КАЧЕСТВЕННАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Основными величинами, характеризующими качество моноэнергетического рентгеновского излучения, являются энергия кванта, или фотона $h\nu$, и длина волны излучения λ , связанные между собой соотношением

$$h\nu = h \frac{c}{\lambda}. \quad (62)$$

Так как на практике качественный состав излучения определяют по его ослаблению при прохождении определенной толщины данного материала, то можно характеризовать качественный состав излучения линейным коэффициентом ослабления μ . Для моноэнергетического излучения линейный коэффициент ослабления в данном веществе будет постоянным для данной энергии кванта или данной длины волны.

При наличии смешанного пучка излучения, в котором присутствуют различные длины волн, в частности пучка тормозного рентгеновского излучения, наиболее полная качественная характеристика — распределение энергии по спектру. Практически качественный состав рентгеновского излучения опре-

деляют по эффективным величинам его ослабления. Если интенсивность смешанного пучка излучения после прохождения данного слоя заданного вещества уменьшается в I_0/I раз и в то же число раз уменьшается интенсивность моноэнергетического излучения с длиной волны λ или энергией фотона $h\nu$, то длину волны такого смешанного пучка излучения называют эффективной длиной волны $\lambda_{эф}$, а энергию излучения — соответственно эффективной энергией излучения $(h\nu)_{эф}$.

Эффективная энергия смешанного пучка рентгеновского излучения является функцией величины и формы кривой напряжения генерирования и толщины, и материала фильтра, через который проходит излучение. В табл. 8 и 9 даны примерные значения эффективных энергий излучения при различных значениях постоянного напряжения на трубке и толщинах фильтров.

Коэффициент ослабления μ , входящий в формулу (27) ослабления интенсивности, будет в этом случае эффективным коэффициентом ослабления $\mu_{эф}$.

Для качественной характеристики рентгеновского излучения измеряют слою определенной кратности ослабления интенсивности излучения или

8. Эффективная энергия фотонов (кэВ) при различных значениях постоянного напряжения на рентгеновской трубке и толщины фильтров из алюминия

Напряжение на трубке, кВ	Общая толщина фильтра, мм								
	2	3	4	6	8	10	12	16	20
40	21,5	23,9	26,0	28,6	30,2	31,6	32,6	34,6	36,1
50	22,9	25,8	28,5	31,6	33,4	35,1	36,4	38,7	40,8
60	24,0	27,7	31,0	34,5	37,0	39,0	40,5	43,8	46,2
70	25,2	29,0	32,5	36,5	40,0	42,7	44,4	47,7	50,4
80	26,4	30,2	33,9	38,5	43,0	46,4	48,2	51,6	54,5
90	27,6	31,5	35,6	40,9	46,2	50,1	52,3	55,8	58,9
100	28,4	32,8	37,1	43,2	48,6	52,5	56,2	60,3	63,0
110	29,5	34,4	38,7	45,7	51,8	56,3	60,3	64,5	67,4
120	31,0	36,0	40,5	48,2	55,7	61,0	64,7	68,3	72,1
130	32,0	37,5	44,5	50,6	58,5	64,5	68,0	72,5	76,5
140	33,0	38,9	45,6	53,1	61,7	68,2	72,2	76,8	80,7
150	34,4	40,4	47,3	55,5	65,0	72,1	76,4	81,2	84,8

9. Эффективные энергии излучения, кэВ

Общая толщина фильтра из меди, мм	Напряжение на трубке, кВ								
	100	120	140	160	180	200	250	300	400
0,1	35,2	39,8	44,0	47,7	52,5	56,2	—	—	—
0,2	43,5	47,4	52,5	56,2	60,0	65,3	75,0	82,0	—
0,3	47,4	52,5	58,2	63,0	67,0	71,6	82,0	91,0	—
0,4	51,0	56,2	63,0	67,0	72,6	76,5	87,5	97,0	—
0,5	53,9	60,0	66,5	71,2	76,5	82,0	92,6	101,9	119,1
0,6	56,2	63,5	69,5	75,0	80,0	85,1	96,2	105,0	122,5
0,8	61,0	69,5	75,0	80,0	85,1	91,0	103,0	112,0	129,0
1,0	64,5	72,6	79,2	84,2	89,5	95,0	108,8	117,0	135,8
1,2	67,0	77,0	82,0	87,7	92,6	98,5	113,7	121,2	140,5
1,4	69,5	79,2	84,2	91,0	95,7	101,7	117,5	126,2	145,2
1,6	71,9	80,8	86,2	93,0	98,0	105,0	120,2	130,8	149,5
1,8	72,6	82,0	88,0	95,6	100,5	107,4	122,4	133,1	153,5
2,0	73,5	83,0	89,6	97,0	103,0	110,2	126,2	135,8	156,3
3,0	—	—	—	—	—	—	—	144,6	171,8
4,0	—	—	—	—	—	—	—	153,3	182,8
5,0	—	—	—	—	—	—	—	162,3	188,5
6,0	—	—	—	—	—	—	—	168,4	195,5
7,0	—	—	—	—	—	—	—	171,8	200,8
8,0	—	—	—	—	—	—	—	174,9	206,3
9,0	—	—	—	—	—	—	—	177,8	213,3
10,0	—	—	—	—	—	—	—	179,5	216,8

мощности дозы и степень неоднородности смешанного пучка излучения. Наибольшее распространение в дозиметрии ионизирующих излучений приобрели первый слой половинного ослабления интенсивности или мощности дозы $\Delta_{1/2}^I$ и второй слой половинного ослабления $\Delta_{1/2}^{\mu}$. Первым слоем половинного ослабления $\Delta_{1/2}^I$ называют такую толщину слоя данного вещества, которая ослабляет интенсивность падающего на него пучка излучения в 2 раза, т. е. $I = \frac{I_0}{2}$. Связь между линейным коэффициентом ослабления μ и первым слоем половинного ослабления $\Delta_{1/2}^I$ следующая:

$$\mu = \frac{0,693}{\Delta_{1/2}^I}. \quad (63)$$

Значения слоев половинного ослабления рентгеновского излучения приведены для алюминия в табл. 10, для меди — в табл. 11.

На рис. 15 и 16 приведены толщины слоев половинного ослабления в свинце и бетоне для рентгеновского излучения, генерируемого при напряжении от 50 до 400 кВ. Практически иногда важно знать ориентированные значения эффективных энергий фотонов $W_{эф}$ или эффективных длин волн $\lambda_{эф}$ по измеренной толщине слоев половинного ослабления (табл. 12). Первый слой половинного ослабления интенсивности не является полноценной характеристикой смешанного пучка излучения, так как при прохождении излучения через поглощающее вещество происходит изменение его качественного состава и при различных толщинах фильтров и разных напряжениях на рентгеновской трубке могут получаться одни и те же значения слоев половинного ослабления интенсивности, хотя спектр излучения будет разный.

Для более полной характеристики спектра излучения измеряют и второй слой половинного ослабления интен-

10. Толщина слоев половинного ослабления в алюминии (в мм) в зависимости от фильтрации и напряжения на трубке

Толщина общего фильтра, мм	Максимальное напряжение на трубке, кВ									
	30	40	50	60	70	80	90	100	110	120
0,5	0,36	0,47	0,58	0,67	0,76	0,84	0,92	1,00	1,08	1,16
1,0	0,55	0,78	0,95	1,08	1,21	1,33	1,46	1,58	1,70	1,82
1,5	0,78	1,04	1,25	1,42	1,59	1,75	1,90	2,08	2,25	2,42
2,0	0,92	1,22	1,49	1,70	1,90	2,10	2,28	2,48	2,70	2,90
2,5	1,02	1,38	1,69	1,95	2,16	2,37	2,58	2,82	3,06	3,30
3,0	—	1,49	1,87	2,16	2,40	2,62	2,86	3,12	3,38	3,65
3,5	—	1,58	2,00	2,34	2,60	2,86	3,12	3,40	3,68	3,95

11. Толщина слоев половинного ослабления в меди (в мм) рентгеновского излучения с постоянным напряжением на трубке и различной толщиной медного фильтра

Толщина фильтра, мм	Напряжение на трубке, кВ										
	100	125	140	160	180	200	250	300	400	500	1000
0,1	0,10	0,15	0,20	0,30	0,35	0,45	—	—	—	—	—
0,2	0,25	0,25	0,35	0,45	0,50	0,60	0,85	1,05	—	—	—
0,3	0,25	0,35	0,45	0,55	0,65	0,80	1,05	1,30	—	—	—
0,4	0,30	0,45	0,55	0,65	0,80	0,90	1,20	1,55	—	—	—
0,5	0,40	0,50	0,65	0,75	0,90	1,05	1,40	1,75	2,40	3,00	3,70
0,6	0,45	0,60	0,70	0,85	1,00	1,15	1,60	1,85	—	—	—
0,8	0,50	0,70	0,85	1,00	1,15	1,30	1,80	2,10	—	—	—
1,0	0,60	0,80	0,95	1,10	1,35	1,45	2,00	2,30	3,10	3,60	4,70
1,2	0,65	0,85	1,05	1,20	1,40	1,60	2,15	2,50	—	—	—
1,4	0,70	0,90	1,10	1,30	1,55	1,70	2,30	2,70	—	—	—
1,6	0,75	1,00	1,20	1,40	1,60	1,85	2,45	2,90	—	—	—
1,8	0,80	1,05	1,25	1,50	1,70	1,95	2,55	3,00	—	—	—
2,0	0,85	1,10	1,30	1,55	1,80	2,05	2,70	3,10	3,80	4,40	6,10
3,0	—	—	—	—	—	—	—	3,40	4,30	5,00	7,10
4,0	—	—	—	—	—	—	—	3,70	4,50	5,30	7,80
5,0	—	—	—	—	—	—	—	4,00	4,80	5,60	8,50
6,0	—	—	—	—	—	—	—	4,20	5,00	5,90	9,00
7,0	—	—	—	—	—	—	—	4,30	5,20	6,20	9,40
8,0	—	—	—	—	—	—	—	4,40	5,30	6,40	9,60
9,0	—	—	—	—	—	—	—	4,50	5,50	6,60	9,80
10,0	—	—	—	—	—	—	—	4,60	5,60	6,70	10,00

12. Значение эффективной энергии фотонов $W_{эф}$ и эффективной длины волны $\lambda_{эф}$ при различных толщинах слоев половинного ослабления Δ в алюминий и меди

$W_{эф}$ кэВ	$\lambda_{эф}$ А	Слой половинного ослабления, мм		$W_{эф}$ кэВ	$\lambda_{эф}$ А	Слой половинного ослабления, мм	
		Al	Cu			Al	Cu
1234	0,01	47,1	15,1	30,1	0,41	2,19	0,070
617	0,02	33,1	10,5	29,4	0,42	2,07	0,065
411,3	0,03	28,2	8,60	28,7	0,43	1,94	0,061
308,5	0,04	35,2	7,28	28	0,44	1,83	0,057
246,8	0,05	23,3	6,23	27,4	0,45	1,73	0,054
205,6	0,06	21,6	5,28	26,8	0,46	1,64	0,051
176,3	0,07	20,2	4,45	26,2	0,47	1,55	0,048
154,2	0,08	19,2	3,73	25,7	0,48	1,46	0,045
137,1	0,09	18,1	3,15	25,1	0,49	1,38	0,042
123,4	0,10	17,2	2,59	24,7	0,50	1,31	0,040
112,2	0,11	16,3	2,12	24,2	0,51	1,23	0,038
103	0,12	15,4	1,80	23,7	0,52	1,15	0,035
95	0,13	14,6	1,48	23,3	0,53	1,09	0,033
88	0,14	13,7	1,25	22,8	0,54	1,04	0,032
82,3	0,15	12,9	1,08	22,4	0,55	0,99	0,030
77	0,16	12,1	0,92	22,3	0,56	0,94	0,029
72,6	0,17	11,4	0,79	21,5	0,57	0,90	0,027
68,5	0,18	10,7	0,68	21,3	0,58	0,86	0,026
65	0,19	10,1	0,59	20,9	0,59	0,82	0,025
61,7	0,20	9,40	0,52	20,6	0,60	0,79	0,024
58,8	0,21	8,85	0,47	20,2	0,61	0,75	0,023
56	0,22	8,28	0,44	19,9	0,62	0,70	0,021
53,6	0,23	7,71	0,37	19,5	0,63	0,67	0,020
51,4	0,24	7,20	0,32	19,3	0,64	0,63	0,019
49,3	0,25	6,60	0,28	19	0,65	0,60	0,018
47,4	0,26	6,11	0,25	18,7	0,66	0,57	0,018
45,7	0,27	5,68	0,22	18,5	0,67	0,53	0,017
44	0,28	5,26	0,20	18,1	0,68	0,53	0,016
42,5	0,29	4,93	0,18	17,8	0,69	0,50	0,015
41	0,30	4,61	0,17	17,6	0,70	0,48	0,015
39,8	0,31	4,34	0,15	16,4	0,75	0,41	0,013
38,6	0,32	4,06	0,14	15,8	0,80	0,35	0,011
37,5	0,33	3,80	0,12	14,5	0,85	0,29	0,009
36,3	0,34	3,52	0,11	13,7	0,90	0,26	0,007
35,2	0,35	3,32	0,10	13	0,95	0,21	0,007
34,3	0,36	3,05	0,097	12,3	1,00	0,18	0,006
33,3	0,37	2,88	0,090	11,2	1,10	0,14	0,005
32,4	0,38	2,68	0,084	10,3	1,20	0,11	0,004
31,6	0,39	2,50	0,080	9,5	1,30	0,08	—
30,8	0,40	2,35	0,075	8,8	1,40	0,06	—

сивности или мощности дозы $\Delta I_{1/2}''$, т. е. такую толщину слоя данного вещества, которая ослабляет интенсивность или мощность дозы излучения, прошедшего через первый слой половинного ослабления вещества, снова в 2 раза.

Отношение второго слоя половинного ослабления интенсивности к первому характеризует степень неоднородности пучка излучения:

$$k = \frac{\Delta I_{1/2}''}{\Delta I_{1/2}} \quad (64)$$

Чем спектрально более однороден пучок излучения, тем больше степень неоднородности приближается к единице. Для полностью моноэнергетического излучения $\Delta I_{1/2}'' = \Delta I_{1/2}$ и $k = 1$. Практически первый и второй слои половинного ослабления и степень неоднородности пучка излучения определяют по кривой ослабления интенсивности излучения или мощности дозы. На рис. 17 приведена качественная диаграмма рентгеновского излучения для различных толщин филь-

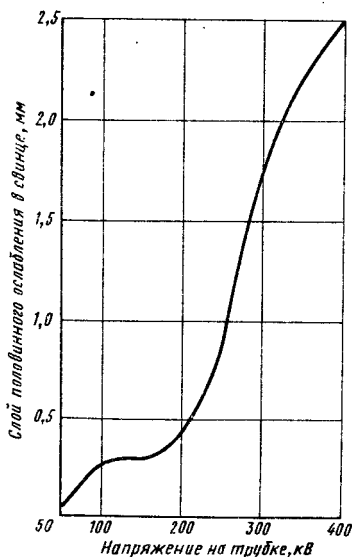


Рис. 15. Слой половинного ослабления рентгеновского излучения в свинце при различных напряжениях на трубке

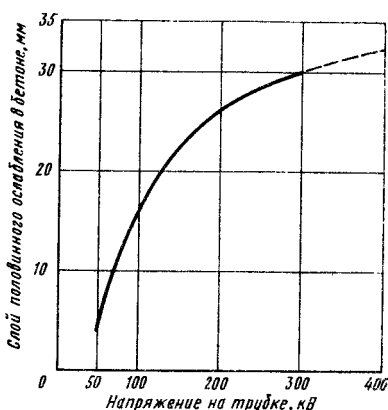


Рис. 16. Слой половинного ослабления рентгеновского излучения в бетоне при различных напряжениях на трубке

тров и разных напряжений на рентгеновской трубке.

Для измерения спектрального состава рентгеновского излучения используются фильтры. Так как в фильтрах ослабляется сильнее всего длинноволновая часть спектра, то, проходя через фильтры, излучение становится более однородным. Фильтры также используют для выделения характеристических линий рентгеновского излучения при рентгеноструктурном анализе. Если граница полосы поглощения фильтра лежит между λ_{α} и λ_{β} серии К характеристического излучения, то излучение с длиной волны λ_{β} будет сильно ослаблено, а с длинами волн λ , больше, чем λ_{β} , будет мало ослаблено.

КАЧЕСТВЕННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ТЕНЕВЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Получение изображения и типы изображений. Освещенные объекты в реальном мире «излучают» свой образ, который воспринимается наблюдателем через его мозг и таким образом опознается этим наблюдателем. Для того чтобы объект был опознан наблюдателем, образ этого объекта должен быть близок к такому образу, который наблюдатель мог бы узнать.

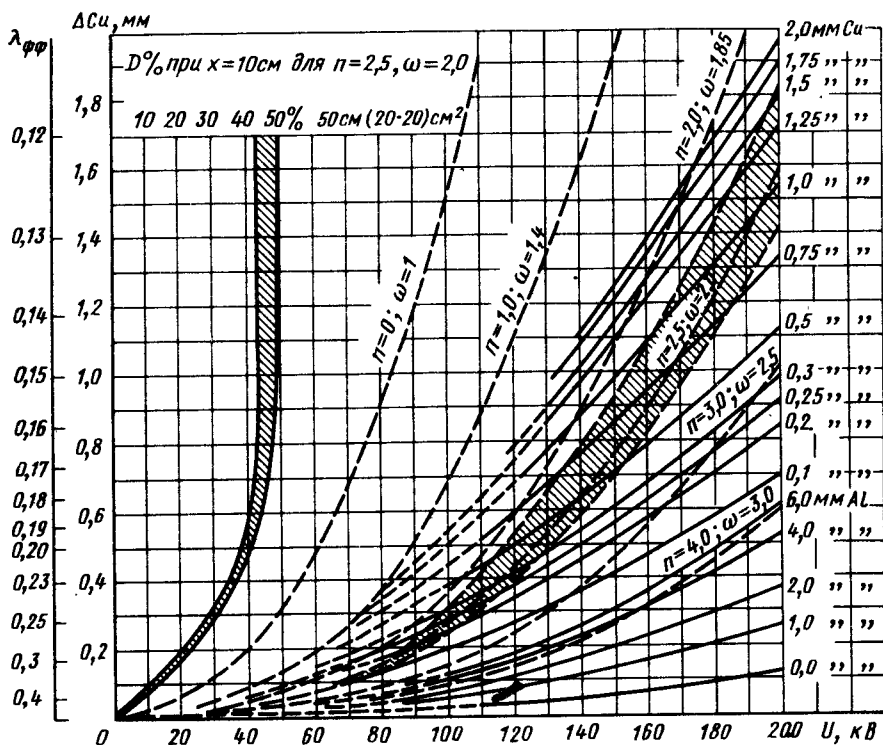


Рис. 17. Качественная диаграмма излучений для различных фильтраций излучения при постоянном напряжении генерирования: p — число присутствующих октав в спектре; заштрихованная область отвечает фильтрации, необходимой для получения биологически однородного излучения

что этот образ принадлежит именно этому объекту.

Чтобы свести к минимуму риск ошибочного диагноза, образ, донесенный до мозга, должен максимально совпадать с образом, находящимся в памяти человека. Плохая связь между образом объекта и наблюдателем увеличивает риск того, что объект не будет увиден или узнан наблюдателем.

Образ не будет обнаружен наблюдателем, если его контраст относительно фона будет недостаточен для восприятия визуальной системой человека. Образ не будет также опознан, если его форма значительно изменилась во время передачи или если наблюдатель не располагает какими-либо знаниями о нем.

Образы передаются путем передачи составляющих их синусоидальных волн.

Идеальной передачей считается такая, при которой выходной амплитудный спектр идентичен входному, за исключением масштаба.

Амплитудный масштаб можно изменить, увеличив или уменьшив амплитуды всех составляющих в некоторое число раз: частотный масштаб можно также изменить, увеличив или уменьшив частоты всех составляющих в одинаковое число раз. Изменение масштаба не влечет за собой изменения формы объекта, если не происходит искажения в передаче волн во время такой трансформации.

Форма изменяется при изменении амплитудного спектра образа из-за некачественной передачи волновых составляющих или из-за суперпозиции других образов, когда происходит сложение их амплитуд с амплитудами исходного образа.

Качество элемента, участвующего в передаче изображения, оценивается его функцией передачи модуляции (ФПМ).

ФПМ по сути означает, какой будет единичная амплитуда каждой входной синусоидальной волны на выходе элемента в зависимости от частоты. Например, если $ФПМ = 0,5$, то это означает, что амплитуда данной видовой волны уменьшается наполовину. Плохая передача высоких частот проявляется на практике в размывании острых краев предметов. Это объясняется тем, что острые края передаются с помощью пространственных волн высокой частоты.

Суперпозиция других образов с исходным может происходить несколькими путями. В обычной рентгенографии для наблюдателей является обычной суперпозиция всех деталей образа объекта. В этом случае помогает только предварительное знание того, какие изменения могут произойти в объекте. Артефакты могут быть у элемента, участвующего в передаче изображения, например в виде структурного дефекта у элемента. Здесь также могут помочь знания о характеристиках таких дефектов и о том, как эти дефекты могут проявляться.

Хорошо известным примером суперпозиции является шум, подчиняющийся случайному закону.

При этом гладкие поверхности имеют пятнистую структуру, а ровные края приобретают вид рваных. Амплитудный спектр шума (вернее спектр квадратов амплитуд) часто называют энергетическим шумовым спектром, или спектром Винера, по имени физика Винера. По аналогии амплитудный спектр детали образа (точнее спектр квадратов амплитуд) называют энергетическим спектром этой детали. Слово «энергетический» использовано здесь потому, что интеграл этой функции равен «энергии», необходимой для создания данного образа, подобно тому,

как квадрат флуктуации напряжения эквивалентен их мощности.

От рентгеновского снимка объекта контроля обычно ожидают получить информацию о положении, размере и форме его возможных дефектов. Однако информация, которую хотя бы получить при этом, зависит от возможностей системы получения изображения и конфигурации объекта контроля.

При прохождении рентгеновского или гамма-излучения через вещество оно взаимодействует с атомами этого вещества. Это взаимодействие может осуществляться в разных формах, причем каждая из них зависит от типа атомов и энергии квантов излучения. Чтобы иметь возможность судить о передаточной способности, необходимо знать, что должно передаваться, чтобы составить представление о положении, размере и форме возможных дефектов.

Дефекты в объекте могут располагаться пространственно, т. е. иметь координаты X , Y и Z . Если Z -ось направлена вдоль направления пучка излучения, то не составляет труда идентифицировать X и Y координаты дефекта по рентгеновскому снимку, в особенности когда хорошо представлены реперные детали объекта, учтено геометрическое увеличение или уменьшение и когда не происходит пространственного искажения в системе передачи изображения.

Для получения информации по Z -оси необходимо применять методы стереоскопического облучения.

При облучении объекта контроля с дефектом дефект влияет на характеристики поля излучения, включающего как первичное, так и вторичное излучение. Система формирования изображения информационно связывает характеристики поля излучения с характеристиками светового изображения дефекта. Способность системы формирования изображения передавать информацию о дефектах определяется ее возможностями передавать пространственные синусоидальные волны, однозначно связанные с геометрическими характеристиками дефекта. Чтобы судить о возможностях системы по передаче информации о размере и форме дефектов, необходима

информация о пространственном волновом спектре дефектов, т. е. амплитуде и длине составляющих пространственных волн, а именно энергетическом спектре дефекта и передаточной характеристике системы формирования изображения, известном как функция передачи модуляции (ФПМ).

ФПМ определяют объем информации, передаваемой системами формирования изображений о размере и форме дефектов в плоскости, перпендикулярной рабочему пучку излучения. Информацию о размере дефекта в направлении рабочего пучка излучения получают из данных о характеристиках полей излучения, промодулированных дефектом. Более того, эта информация может быть получена только при достаточном уровне значений характеристик полей.

Информация, получаемая от изображения дефекта, зависит не только от достоверной, линейной и без потерь передачи энергетического спектра дефекта, но и от опыта наблюдателя о том, как различные дефекты проявляют себя на изображениях.

Кроме того, восприятие изображения можно значительно улучшить, если применять усиление или подавление пространственных волн в каком-либо ограниченном диапазоне волнового спектра, что часто используется в цифровой рентгенографии. Но этот метод приводит и к большим ошибкам в диагностике. Для наблюдателя важно обрести опыт в распознавании дефектов. Например, в случае повышенной контрастности дефекта на снимке ему необходимо иметь представление о размере дефекта вдоль оси Z . Дефекты, считавшиеся не опасными из-за их низкого контраста на снимке, теперь будут восприниматься как опасные, если наблюдатель не подготовился заранее к такому эффекту.

Ухудшение изображения дефекта происходит уже на стадии формирования радиационного изображения дефекта, сформированного ионизирующим излучением в результате его взаимодействия с объектом контроля из-за несовершенства ФПМ и шумовых эффектов.

Ухудшение качества изображения из-за несовершенства ФПМ источни-

ков излучения хорошо известно и часто называется геометрической нерезкостью. Геометрическая нерезкость вызывается тем, что фокусное пятно источника рентгеновского излучения имеет конечные размеры. Бесконечно малая точка на объекте превращается в пятно, имеющее форму фокального пятна. Это означает, что точка приобретает структуру фокусного пятна. Следовательно, амплитудный спектр точки, состоящий из бесконечного числа синусоидальных волн равной амплитуды, превращается в спектр, схожий с амплитудным спектром фокального пятна. Амплитудный спектр фокального пятна служит в данном случае передаточной функцией системы формирования радиационного изображения. Все амплитудные спектры других деталей объекта трансформируются аналогично, т. е. ухудшаются в соответствии с этой функцией передачи.

Форма фокусных пятен может быть довольно сложной, в случае же фокусного пятна круглой формы, равномерно излучающего фотоны по его поверхности, передаточная функция имеет вид

$$\text{Bessinc } x = 2J_1(x)/x,$$

где J_1 — функция Бесселя первого ряда, первого порядка; $x = \pi x d$ (x — пространственная частота; d — диаметр фокусного пятна).

ФПМ становится равной нулю при пространственной частоте $x = 1,22/d$; при более высоких пространственных частотах становится отрицательной; при частоте $2,24/d$ становится снова равной нулю. Подобный эффект, известный под названием ложного разрешения, проявляется, если воспользоваться мерой, вырезанной из свинцовой фольги в виде звезды. У такой меры пространственные частоты растут к центру звезды. Изображение такой меры будет иметь концентрические кольца с низким контрастом, в которых полярность изображений лучей звезды меняется, т. е. черные линии превращаются в белые, а белые в черные. Это явление может использоваться при определении размеров фокусного пятна.

Геометрическая нерезкость часто характеризуется параметром

$$U_d = db/f,$$

где d — размер фокусного пятна; f — расстояние от фокусного пятна до объекта контроля; b — расстояние от объекта контроля до детектора; его максимальное значение часто оговаривается.

U_d увеличивается, если ФПМ «сжать» в сторону низких частот, т. е. уменьшить f или увеличить b или d .

Шум в рентгеновском пучке генерируется самими квантами, а поэтому и называется квантовым шумом. Этот шум возникает из-за того, что количество квантов, участвующих в формировании изображения, флуктуирует. Стандартная флуктуация случайного события пропорциональна квадратному корню среднего числа событий. Так как квант рентгеновского излучения — случайное событие, то квантовый шум рентгеновского пучка, прошедшего через диафрагму, пропорционален квадратному корню среднего числа квантов, прошедших через эту диафрагму. При росте флуктуаций с увеличением среднего числа квантов, относительная флуктуация уменьшается обратно пропорционально квадратному корню среднего числа квантов.

Случайные события создают «белый» амплитудный спектр. Это означает, что все волны, несущие информацию о форме объекта, имеют одинаковые амплитуды в шумовом спектре. Такой шум будет оставаться «белым» до тех пор, пока он не подвергнется воздействию системы передачи с неплюской ФПМ.

(Радиационное изображение деталей объекта контроля ухудшает только ФПМ, которая связана с конечными размерами фокусного пятна, а не квантовым шумом, так как размеры фокусного пятна не влияют на стохастический характер распределения квантов).

Этапы формирования и деградации изображений, начиная от рентгеновской трубки или источника гамма-излучения, прохождения излучения через объект, экраны, пленку и до визуализации изображения на проявленной пленке, можно проиллюстри-

ровать с помощью моделирования на компьютере, имитируя любые возможные события.

Общее качество рентгенографического изображения можно характеризовать отношениями сигнал/шум для различных зон этого изображения. Отношения сигнал/шум зависят от входного сигнала, эффектов рассеяния и уровня шума, а также от их передачи по всей цепочке элементов, участвующих в формировании изображения. Трансформация сигнала и шума в информационном тракте часто характеризуется ее модуляционной функцией передачи системы формирования изображения и модуляции (ФПМ) или ФПМ ее отдельных составляющих, зависящих от геометрии просвечивания, динамики компонентов системы, а также сенситометрическими свойствами системы формирования изображения.

Большинство исследователей обращали внимание на ФПМ отдельных компонентов регистрирующей системы. Наиболее часто рассматривалась стадия модуляционной передачи света в эмульсиях пленок. Имеются сообщения об имитации этого процесса с помощью компьютера.

Был разработан метод расчета передачи информации по всей системе регистрации рентгенографического изображения. Учитывая стохастическую природу физического явления передачи информации через всю систему, невозможно использовать детерминистический подход. Имитировать все физические процессы в системе можно с помощью метода Монте-Карло, представляющего собой стохастическую цифровую модель.

В методе Монте-Карло осуществляется наблюдение каждой частицы из всего большого числа имитированных фотонов по мере их рассеяния в системе. При каждом взаимодействии исследуется изменение состояния системы. Эти изменения рассчитываются с помощью функций распределения кумулятивной вероятности, которые описывают такие взаимодействия. Метод Монте-Карло дает нам специальные алгоритмы для произвольной интерполяции в этих табулированных функциях распределения. Рассматриваемая

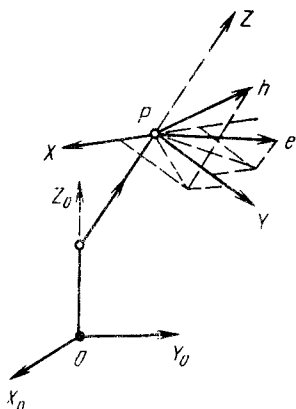


Рис. 18. Системы координат

программа состоит из основных частей, в каждой из которых обсуждается один из взаимосвязанных этапов системы: поглощение и рассеяние рентгеновских фотонов, диффузия образованных электронов и диффузия возможных световых фотонов. Программа построена так, что можно изменять многие параметры системы, например химический состав структурных компонентов (эмульсии пленки, слоя люминофора, металлических экранов и т. д.), число и геометрию компонентов (толщину, относительное положение и т. д.), а также энергию рентгеновских лучей (моно- и полихроматически в диапазоне от 10 кэВ до 10 МэВ).

В программу включены семь основных этапов:

1. Постановка задачи; этот этап наиболее важный, так как в нем определяются все остальные этапы программы. Необходимо знать входные параметры, определяющие компоненты системы, число отобранных процессов, условия, при которых процесс прекращается, и т. д.

2. Входные данные; входные данные, полученные из программы подготовки данных, вводятся в память компьютера (распределение вероятностей и др.).

3. Начало процесса; процесс начинается с выбора начального положения источника и направления распространения рентгеновских лучей.

4. Распространение процесса; рассматривается произвольное движение

фотона (или электрона) только на первом этапе, выбранное с помощью таблицы входных данных. Как только фотон (или другая частица) пересекает границу системы, этот момент регистрируется, дальнейшие расчеты проводятся по параметрам уже новой среды.

5. Взаимодействие; процесс взаимодействия анализируется, а полученная информация, например, о положении, изменении направления, потере энергии и др. записывается на магнитную ленту для дальнейшей обработки. Эта информация может быть использована для исследования влияния физических параметров системы на линейно-распределенную функцию.

6. Окончание процесса; если энергия фотона (или электрона) упала ниже определенного предельного значения или если он покинул пределы системы, то процесс считается законченным. Необходимо вернуться к п. 3, к началу нового процесса.

7. Результат; суммарная информация обрабатывается на компьютере и распечатывается. Получаемые данные: поглощение (в %), число взаимодействий каждого типа, функции распределения точки и линии ФПМ системы.

Рассмотрим следующие механизмы взаимодействия: фотоэлектрический эффект, комптоновское рассеяние, рэлеевское рассеяние и образование пар. Если фотон движется в направлении оси Z (рис. 18) и отклоняется (рассеивается) в точке P , то его новое направление движения описывается углами θ , Φ . Если же фотон поглощается в точке P , то излучается электрон и его направление движения характеризуется углами θ_1 , Φ_1 . Для каждого типа взаимодействия рассчитываются кумулятивные функции распределения, т. е. для случаев рассеяния фотонов или эмиссии электронов. Имитация осуществляется методом интерполяции табличных функций распределения. Углы θ и Φ рассчитываются с использованием программы подготовки данных.

1. В случае эмиссии электронов угол Φ можно выбирать произвольно в пределах 0 и 2π , а угол θ можно считать исходя из функции распре-

деления, которая получается интегрированием уравнения Фишера

$$P(\theta) = \int_0^{\theta} \int_0^{2\pi} I d\Phi \sin \theta d\theta$$

с уравнением Фишера

$$I = \sin^2 \theta \cos^2 \Phi \{1 + [hv/(2mc^2)] - \beta \cos \theta\}^{-4},$$

где $\beta = v/c$; v — скорость электрона; c — скорость света; hv — энергия фотона рентгеновского излучения.

2. При комптоновском рассеянии угол Φ можно выбирать произвольно между 0 и 2π , а угол θ можно получить исходя из функции распределения, которая рассчитывается по поперечному сечению

$$\frac{d\sigma}{d\Omega} = \frac{1}{2} r_0^2 Z \times \left[\frac{1 + \cos^2 \theta + \frac{\alpha^2 (1 - \cos \theta)^2}{1 + \alpha (1 - \cos \theta)}}{[1 + \alpha (1 - \cos \theta)]^2} \right] \times S(q, Z),$$

где $q = \frac{hv}{c} 2 \sin(\theta/2)$; $S(q, Z)$ табулирована Гродштейном как функция v , где $v = (a, q)/(3hZ^{2/3})$ и a — радиус Бора.

3. При рэлеевском рассеянии угол Φ выбирается произвольно между 0 и 2π , а угол θ рассчитывается по функции распределения, которая получается из атомных дифференциальных сечений:

$$\sigma_R(\theta) = r^2 Z^2 (1 + \cos \theta) \quad \text{при}$$

$$\theta < \theta_c = \arcsin(0,026Z^{1/3}/\beta);$$

$$\sigma_R(\theta) = \frac{64\pi^2 e^{10}}{9m^2 h^3 c^7} \left(\frac{Z}{\beta}\right)^3 \frac{1}{2} \times$$

$$\times \frac{(1 + \cos^2 \theta)}{\sin^3 \theta/2} \quad \text{при } \theta > \theta_c,$$

где $\beta = hv/(mc^2)$.

4. Для образования пары используется процедура отбора, описанная К. Д. Зерби. Явление образования пар следует учитывать только, если энергия превышает 1 МэВ.

Энергия, теряемая фотонами, рассчитывается по уравнениям, которые связывают угол рассеяния и соответствующую потерю энергии. Вторичное рентгеновское излучение, возникающее при фотоэлектрическом эффекте, взаимодействует с системой по тем же правилам, что и первичное.

Поперечные сечения взаимодействия рассчитываются по выражению Шторма. В результате расчетов получается распределение начальных точек траекторий электронов, описанных во второй части программы.

Траектория электрона делится на ряд прямолинейных участков, связывающих точки, в которых электроны испытывают соударение, причем учитываются только те соударения, после которых траектория изменяется более чем на 2θ . Между такими точками общее угловое рассеяние с учетом гауссова приближения, приводит к поперечному пространственному смещению, не превышающему 10% длины участка траектории. Мы не будем учитывать это угловое отклонение, что позволит значительно сократить время вычислений. В расчете на единицу длины траектории вероятности p того, что электрон изменит свое направление движения после каждого взаимодействия и потеряет энергию ϵ , большую, чем, например ϵ_c , рассчитывается по формуле

$$p = \frac{NZc}{E} M(\epsilon_c);$$

$$M(\epsilon) = \frac{1}{\epsilon} - \frac{1}{1-\epsilon} + \left(\frac{\tau}{\tau+1}\right)^2 \times \left(\frac{1}{2} - \epsilon\right) - \frac{2\tau+1}{(\tau+1)^2} \ln \frac{1-\epsilon}{\epsilon},$$

где N — количество атомов в 1 см³; Z — атомный номер; E — энергия электрона; $c = 2\pi e^4/(mv^2)$; e — заряд электрона; $\tau = E/(mc^2)$.

Длина отдельного участка

$$D = \int_{EE}^E NZc \left[\ln \frac{E^2(\tau+2)}{2I^2} - \right]$$

13. Физические характеристики сцинтилляционных материалов

Люминофор	Нагрузка светосостава, мг/см ²	Энергетическая эффективность преобразования, %	
		Экспериментальные данные	Расчетные данные
CaWO ₄	42	95	95
	52	97	97
	68	98	99
LaCBr	38	90	89
	61	97	96
	76	98	98
Cd ₂ O ₂ S	32	88	87
	47	94	94
	64	97	97

$$-0,9099 - \beta^2 + 0,005 \left(\frac{\tau}{\tau + 1} \right)^2 - \\ - 0,1054 \frac{2\tau + 1}{(\tau + 1)^2} \Big]^{-1} dE.$$

Если в системе не генерируются световые фотоны, то поглощение энергии в слоях эмульсии может быть рас-

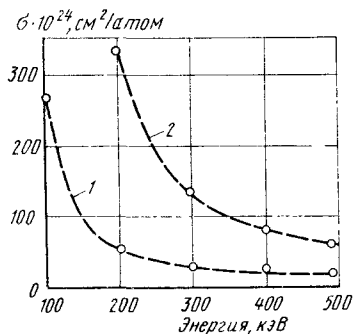


Рис. 19. Зависимости сечений взаимодействия фотонов с атомами серебра (1) и свинца (2) от энергии фотонов:

— — — — экспериментальные данные;
○ — расчетные данные

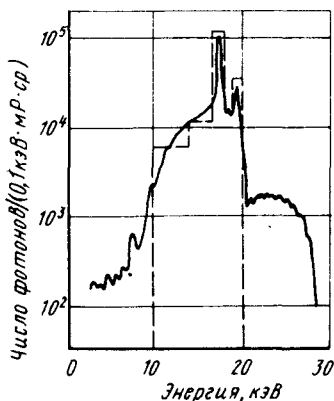


Рис. 20. Энергетический спектр рентгеновской трубки с молибденовой мишенью (штриховой линией показан спектр, использованный при расчетах)

считано с помощью уравнений и методик, приводившихся ранее.

При ионизации слоев люминофора электронами происходит эмиссия световых фотонов в соответствии со спектром излучения люминофора. Рассеяние и поглощение этих световых фотонов в системе рассчитывается с использованием метода случайных чисел, подобного тому, который использовался в первой части программы при расчетах рассеяния и поглощения рентгеновского излучения. Исходными данными в данной таблице программы являются коэффициент поглощения K_a , коэффициент рассеяния K_e , среднее значение угла гамма, коэффициенты преломления среда/воздух и начальные координаты световых фотонов и средние значения их угловых координат.

Функция распределения линии рассчитывается сложением вероятностей поглощения в точках взаимодействия, определенных для всех траекторий световых фотонов. Величина K_a определяется экспериментально методом М. Дебельдера.

Информация о точности программы была получена после расчетов поглощения рентгеновского излучения в различных материалах.

Расчетные поперечные сечения поглощения для свинца и серебра (рис. 19) сравнивают с поперечными сечениями,

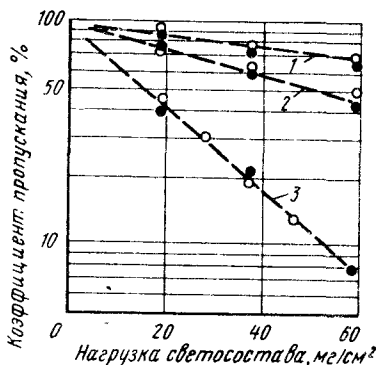


Рис. 21. Зависимости коэффициентов пропускания рентгеновского излучения от нагрузки светосостава для люминофора CaWO_4 :

1, 2, 3 — соответственно для энергии фотонов излучения 40, 32,5; 20 кэВ; (O — экспериментальные данные; ● — расчетные данные)

полученными по данным измерений поглощения узкого пучка, проведенных К. М. Дэвиссоном. В табл. 13 представлены расчетные и экспериментальные данные о поглощении полихроматического рентгеновского излучения несколькими типами люмино-

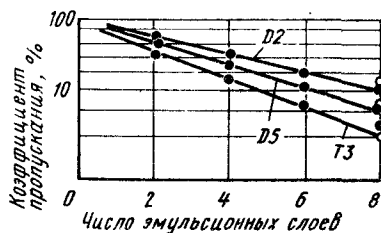


Рис. 22. Зависимости коэффициентов пропускания от числа слоев эмульсии рентгеновских пленок фирмы Агфа-Геверт типа *Structurix D2, D5, Mammatray T3*

Рис. 25. ФПМ пленки *Structurix D7* без свинцового экрана (1), со свинцовым экраном толщиной 30 мкм (2) и 120 мкм (3) при использовании рентгеновской трубки на 160 кэВ с мишенью из вольфрама

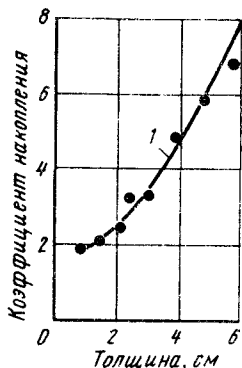


Рис. 23. Зависимость коэффициента накопления от толщины просвечиваемого стального образца при энергии рентгеновского излучения 20—500 МэВ (● — расчетные данные; 1 — экспериментальные данные)

форов. Измерения проводились с помощью молибденовой трубки и молибденового фильтра 0,03 см (рис. 20).

На рис. 21 и 22 представлены результаты экспериментальных и расчетных коэффициентов пропускания рентгеновского излучения через слои CaWO_4 и эмульсии пленок.

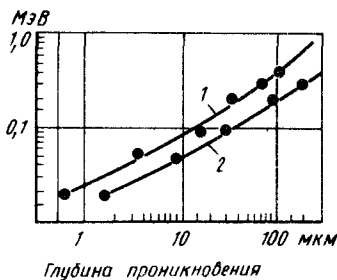


Рис. 24. Функциональная зависимость между энергией электронов и глубиной их проникновения в материалы:

1 — свинцовый экран; 2 — эмульсия пленки *Structurix D7* (● — расчетные данные)

Коэффициент накопления $1 + I_s/I_d$ характеризует количественное соотношение рассеянного излучения I_s и первичного излучения I_d , образующего изображение.

Халмшоу получил экспериментально значения коэффициента накопления по данным поглощения широкого и узкого пучка на ровных стальных пластинах. На рис. 23 представлены некоторые коэффициенты накопления, вычисленные с помощью метода Монте-Карло, в сравнении с экспериментальными данными Халмшоу.

Данный метод предсказывает довольно точно поглощение и рассеяние рентгеновского излучения с энергией от 20 до 500 МэВ.

Кац и Пенфольд нашли эмпирическую связь между энергией и глубиной проникновения электронов в чистых металлах.

На рис. 24 представлены результаты расчетов по нашей методике, хорошо совпадающие с соотношением Каца—Пенфольда. Рассмотренную программу можно использовать для определения

глубины проникновения электронов в любые виды материалов. Поэтому она пригодна для детального исследования эффекта усиления свинцовых экранов. ФПМ пленки типа D7 (Агфа-Геверт) с применением свинцового экрана или без него, рассчитанная на основе нашей методики, представлена на рис. 25. При использовании свинцовых экранов происходит ухудшение четкости изображения. С другой стороны, такие экраны уменьшают рассеяние излучения, что приводит к увеличению контрастности за счет потери в четкости.

Используя метод имитации, можно точно предсказать реальные взаимодействия, происходящие в системе. Метод дает возможность количественно определить отношение сигнал/шум для каждого уровня плотности снимка. Этот метод может также использоваться для оценки характеристик различных детекторов и для оптимизации исследований в области медицинской и промышленной рентгенографии.

Дозиметрия рентгеновского излучения и защита от него

КОЛИЧЕСТВЕННАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Основной количественной характеристикой рентгеновского излучения является поглощенная энергия излучения, т. е. энергия излучения, преобразованная в облучаемой среде в другие виды энергии. Поглощение энергии излучения является результатом взаимодействия падающего на объект излучения с веществом объекта.

Потоком энергии излучения Φ (Вт) называют отношение суммарной энергии dE (исключая энергию покоя) всех ионизирующих частиц, падающих на данную поверхность за интервал времени dt , к этому интервалу:

$$\Phi = \frac{dE}{dt}. \quad (1)$$

Плотность потока энергии, или интенсивность излучения ($\text{Вт}/\text{м}^2$) — отношение потока ионизирующего излучения $d\Phi$, падающего на поверхность элементарной сферы, к площади поперечного сечения dS этой сферы:

$$I = \frac{d\Phi}{dS}. \quad (2)$$

Интенсивность направленного пучка излучения — отношение потока энергии к площади поперечного сечения пучка излучения при входе в данную поверхность.

Поток частиц (фотонов) Φ_N — отношение числа ионизирующих частиц dN , проникающих через данную поверхность за интервал времени dt , к этому интервалу:

$$\Phi_N = \frac{dN}{dt}. \quad (3)$$

Плотность потока частиц (фотонов) I_N — отношение потока частиц $d\Phi_N$, проникающего в объем элементарной сферы, к площади поперечного сечения dS этой сферы:

$$I_N = \frac{d\Phi_N}{dS}. \quad (4)$$

Поглощенная энергия излучения характеризуется поглощенной дозой излучения, мощностью поглощенной дозы излучения, экспозиционной дозой и мощностью экспозиционной дозы, интегральной поглощенной дозой и мощностью интегральной поглощенной дозы. Биологическое действие излучения количественно характеризуется эквивалентной дозой излучения.

В связи с тем, что любой эффект, возникающий в облучаемом веществе, обусловлен не падающей, а поглощенной энергией излучения, основной количественной характеристикой является поглощенная доза излучения.

Поглощенная доза излучения D — отношение средней энергии \bar{dE} , переданной ионизирующим излучением веществу в элементарном объеме, к массе dm вещества в этом объеме:

$$D = \frac{\bar{dE}}{dm}. \quad (5)$$

В системе СИ единице поглощенной дозы присвоено название Грей (Гр). Единица измерения поглощенной дозы — рад используется еще широко; $1 \text{ Гр} = 1 \text{ Дж} \cdot \text{кг}^{-1} = 100 \text{ рад}$.

Мощность поглощенной дозы P ($\text{Гр} \cdot \text{с}^{-1} = 1 \text{ Дж} \cdot \text{кг}^{-1} \cdot \text{с}^{-1} = 100 \text{ рад} \cdot \text{с}^{-1}$) — отношение приращения поглощенной дозы излучения dD за интервал времени dt к этому интервалу:

$$P = \frac{dD}{dt}. \quad (6)$$

Интегральная поглощенная доза $D_{\text{инт}}$ (Гр·кг = Дж = 100 рад·кг) — количество энергии, переданной ионизирующим излучением данной массе облучаемого вещества. Если распределение поглощенных доз D равномерно по облучаемой массе m и по времени, то интегральная поглощенная доза

$$D_{\text{инт}} = Dm = Pmt. \quad (7)$$

При неравномерном распределении поглощенных доз

$$D_{\text{инт}} = \sum_i D_i m_i;$$

$$D_{\text{инт}} = \int_0^t \int_0^m P \, dm \, dt. \quad (8)$$

Интегральная поглощенная доза (г·рад) рассчитывается по формуле Мейнорда

$$D_{\text{инт}} = 1,44 D_{\text{эксп}} g S \Delta l_{1/2} \times$$

$$\times \left(1 + 2,88 \frac{\Delta l_1}{f} \right), \quad (9)$$

где $D_{\text{эксп}}$ — входная экспозиционная доза; g — коэффициент перехода от рентгенов к радам; S — площадь поля облучения на входе пучка в облучаемое тело, см²; t — время облучения, с; $\Delta l_{1/2}$ — первый слой половинного ослабления в облучаемом веществе, см; f — фокусное расстояние, см.

Мощность интегральной поглощенной дозы (Гр·кг·с⁻¹ = Вт·кг = = 100 рад·кг·с⁻¹)

$$P_{\text{инт}} = \frac{D_{\text{инт}}}{t};$$

$$P_{\text{инт}} = \frac{dD_{\text{инт}}}{dt}. \quad (10)$$

Практически наибольшее распространение в дозиметрии получила **экспозиционная доза излучения $D_{\text{эксп}}$** — доза излучения, определяемая по ионизации воздуха в условиях электронного равновесия. Под электронным равновесием понимают такое состояние взаимодействия излучения со средой, при котором поглощенная энергия излучения в некотором объеме среды равна суммарной кинетической энергии ионизирующих частиц, образованных в том

же объеме. Практически электронное равновесие имеет место тогда, когда образованные под действием излучения в некотором объеме воздуха заряженные частицы расходуют полностью свою кинетическую энергию внутри данного объема. Если частица, образованная излучением, покидает данный объем, не израсходовав полностью свою кинетическую энергию, то она должна компенсироваться другой частицей, попадающей в данный объем извне или из стенок, окружающих данный объем.

Под **экспозиционной дозой рентгеновского излучения** (Кл/кг или Р) понимают отношение суммарного заряда dQ всех ионов одного знака, созданных в воздухе, к массе воздуха в указанном объеме:

$$D_{\text{эксп}} = \frac{dQ}{dm}. \quad (11)$$

При экспозиционной дозе 1 Р в одном кубическом сантиметре воздуха при нормальных условиях (0°С и 760 мм рт. ст.) образуется заряд каждого знака, равный $3,3 \cdot 10^{-10}$ Кл.

Количество энергии, поглощенной в 1 см³ воздуха при экспозиционной дозе 1 Р, $W = 0,113$ эрг/см³. Соответственно энергия, поглощенная в 1 г воздуха при его плотности $\rho =$

$$= 0,001293 \text{ г/см}^3, W = \frac{0,113}{0,001293} =$$

$$= 87,7 \text{ эрг/г} = 87,7 \times 10^{-4} \text{ Дж/кг};$$

$$1 \text{ Р} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ Кл/кг}.$$

Мощность экспозиционной дозы (А/кг, Р/с) — отношение приращения экспозиционной дозы излучения $dD_{\text{эксп}}$ за интервал времени dt к этому интервалу:

$$P_{\text{эксп}} = \frac{dD_{\text{эксп}}}{dt}. \quad (12)$$

Мощность экспозиционной дозы $P_{\text{эксп}}$ связана с интенсивностью излучения I соотношением

$$P_{\text{эксп}} = I \frac{\mu_h}{\rho}, \quad (13)$$

где $\frac{\mu_h}{\rho}$ — массовый коэффициент истинного поглощения энергии для воздуха.

Так как массовый коэффициент истинного поглощения для воздуха зависит от энергии фотонов, то связь между интенсивностью излучения и мощностью экспозиционной дозы или между потоком энергии и дозой также зависит от энергии фотонов (рис. 1). Для немонотонного пучка рентгеновского излучения, содержащего фотоны с энергией до W_{\max} , (13) принимает вид

$$P_{\text{эксп}} = \int_0^{W_{\max}} I \left(\frac{\mu_R}{\rho} \right)_W dW. \quad (14)$$

Для установления связи между поглощенной дозой и экспозиционной дозой излучения или для определения поглощенной энергии в любой среде по измеренной ионизации в воздушной полости используют формулу Брэгга—Грея. Если в среде имеется воздушная полость таких размеров, присутствие которой не изменяет число и пространственное распределение вторичных электронов, образованных в этой среде (это справедливо, если размеры полости значительно меньше длины свободного пробега электронов данной энергии), то можно установить связь между ионизацией в воздушной полости (экспозиционной дозой) и поглощенной энергией в среде, окружающей полость (поглощенной дозой):

$$W_m = \frac{S_m}{S_B} n e, \quad (15)$$

где W_m — энергия, поглощенная в единицу времени в единице объема вещества m ; S_m — тормозная способность электронов в веществе m ; S_B — тормозная способность электронов в воздухе; n — число пар ионов в единице объема газовой полости, образованных в единицу времени; e — средняя работа ионизации воздуха, равная ~ 34 эВ.

Отношение

$$S_{mB} = \frac{S_m}{S_B} \quad (16)$$

называется *относительной массовой тормозной способностью*.

Относительная массовая тормозная способность зависит от характеристик

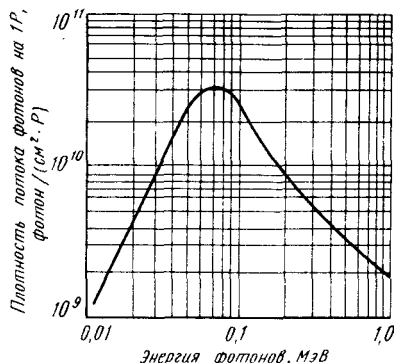


Рис. 1. Плотность потока фотонов рентгеновского излучения при мощности экспозиционной дозы 1 Р/с для разных энергий фотонов

среды и воздуха и энергии электронов, а следовательно, и от энергии фотонов первичного излучения. Вводя относительную массовую тормозную способность S_{mB} из (15) и (16), получаем формулу Брэгга—Грея

$$W_m = W_B S_{mB}. \quad (17)$$

Относительные тормозные способности (табл. 1) практически не зависят от энергии излучения. Для воздухоэквивалентных ионизационных камер, широко используемых в дозиметрии,

$$S_{ст}/S_B = 1, \quad (18)$$

где $S_{ст}$ — массовая тормозная способность электронов в стенке ионизационной камеры; S_B — массовая тормозная способность электронов воздуха, заполняющего ионизационную камеру.

Данное обстоятельство позволяет однозначно связать экспозиционную дозу, выраженную в рентгенах, с поглощенной дозой в воздухе, выраженной в греях, независимо от энергии рентгеновского излучения:

$$1 \text{ Гр} = 114 \text{ Р}. \quad (19)$$

При расчете поглощенной дозы в других средах по результатам измерения экспозиционной дозы следует учитывать относительные тормозные способности электронов для среды, в которой рассчитывается поглощенная доза, и воздуха. При расчете поглощенной

1. Относительная массовая тормозная способность

Кинетическая энергия электронов, кэВ	H	C	N	O	P	Ca	H ₂ O
10	2,811	1,042	1,010	0,983	0,825	0,790	1,186
20	2,709	1,037	1,009	0,985	0,843	0,816	1,177
30	2,661	1,034	1,008	0,986	0,851	0,828	1,172
40	2,630	1,033	1,008	0,987	0,857	0,836	1,169
50	2,609	1,032	1,008	0,987	0,860	0,841	1,168
60	2,592	1,031	1,008	0,988	0,863	0,846	1,166
70	2,579	1,030	1,008	0,988	0,866	0,849	1,165
80	2,568	1,030	1,007	0,988	0,868	0,852	1,164
90	2,559	1,029	1,007	0,988	0,869	0,854	1,163
100	2,550	1,029	1,007	0,989	0,871	0,856	1,162
200	2,502	1,027	1,007	0,990	0,879	0,869	1,158
300	2,476	1,025	1,006	0,990	0,884	0,875	1,155
400	2,458	1,024	1,006	0,991	0,887	0,880	1,154

дозы в биологических объектах, выраженной в миллигреях, по данным измерения экспозиционной дозы, выраженной в рентгенах, можно воспользоваться табл. 2.

$$D_{\text{полг. среды}} = \psi D_{\text{эксп.}} \quad (20)$$

Коэффициент пересчета ψ слабо зависит от энергии рентгеновского излучения для выбранной среды.

2. Коэффициент ψ перехода от рентгенов к миллигрям

Эффективная энергия излучения, кэВ	Среда		
	Вода	Костная ткань	Мышцы
10	9,12	5,5	9,25
15	8,89	9,6	9,17
20	8,79	2,3	9,17
30	8,69	3,9	9,11
40	8,79	1,4	9,20
50	8,92	5,8	9,26
60	9,05	9,1	9,29
80	9,32	19,10	9,40
100	9,49	14,60	9,49
150	9,62	10,50	9,56
200	9,73	9,79	9,63
300	9,68	9,39	9,57
400	9,66	9,28	9,55

Если поглощенная доза выражена в греях, выражение (20) примет вид

$$D_{\text{полг. среды}} = 10^{-3} \psi_{\text{эксп.}} \quad (21)$$

Для косвенно-ионизирующих излучений некоторым аналогом экспозиционной и поглощенной дозы является керма или отношение суммы первоначальных кинетических энергий dE_N всех заряженных частиц, созданных косвенно-ионизирующим излучением в элементарном объеме специального вещества, к массе вещества dm в этом объеме:

$$k = \frac{dE_N}{dm} \quad (22)$$

Соответственно мощность кермы \dot{k} — это отношение приращения кермы dk за интервал времени dt к этому интервалу:

$$\dot{k} = \frac{dk}{dt} \quad (23)$$

Единицы измерения кермы и мощности кермы совпадают с единицами измерений поглощенной дозы и мощности поглощенной дозы. Для количественной оценки биологического действия ионизирующих излучений различных видов и качества используют относительную биологическую эффективность (ОБЭ) и эквивалентную дозу $D_{\text{экв.}}$. Относительная биологиче-

3. Коэффициенты качества для различных видов излучений

Излучение	Средняя удельная ионизация в воде, пар ионов/мкм	Среднее значение ЛПЭ в воде, кэВ/мкм	К
Рентгеновское и гамма-излучение, электроны, позитроны	≤ 100	$\leq 3,5$	1
Тяжелые заряженные частицы	≤ 100	$\leq 3,5$	1
	100—200	3,5—7,0	1—2
	200—650	7,0—23	2—5
	650—1500	23—53	5—10
	1500—5000	53—175	10—20

ская эффективность (ОБЭ) — отношение поглощенной дозы образцового излучения, вызывающего определенный биологический эффект, к поглощенной дозе рассматриваемого излучения, вызывающего тот же самый биологический эффект. В качестве образцового излучения обычно принимают рентгеновское излучение, генерируемое при напряжении 200 кВ. Относительная биологическая эффективность зависит от многих факторов: мощности и величины дозы, вида и качества излучения, характера биологического объекта. Данные по определению величин ОБЭ для разных видов и качеств излучения послужили основанием для установления предельно допустимых уровней облучения людей с точки зрения радиационной безопасности. Соответствующие правила регламентируют значения ОБЭ разных видов излучений. Регламентированные значения ОБЭ, установленные для контроля степени радиационной опасности при облучении, называют коэффициентом, или фактором качества (К).

Коэффициент качества связан с потерей энергии заряженной частицы на единице длины пробега или линейной передачей энергии (ЛПЭ), т. е. отношением средней энергии ΔW , локально переданной среде движущейся заряженной частицы с определенной энергией при перемещении ее на не-

которое расстояние Δl , к этому расстоянию:

$$\text{ЛПЭ} = \frac{\Delta W}{\Delta l} \quad (24)$$

Значения коэффициента качества и ЛПЭ приведены в табл. 3.

Произведение величины поглощенной дозы $D_{\text{полг}}$ данного вида излучения на его коэффициент качества K называется эквивалентной дозой [единицей эквивалентной дозы является зиверт (Зв)].

$$D_{\text{экв}} = K D_{\text{полг}} \quad (25)$$

Для смешанного излучения эквивалентная доза равна сумме произведений значений поглощенной дозы отдельных видов излучений на их коэффициенты качества, т. е.

$$D_{\text{экв}} = \sum K_i D_i \text{ полг.} \quad (26)$$

Так как ОБЭ и коэффициент качества для рентгеновского излучения с напряжением до 200 кВ равны единице, эквивалентная доза рентгеновского излучения равна поглощенной дозе излучения ($D_{\text{экв}} = D_{\text{полг}}$).

В табл. 4 приведен перечень основных дозиметрических величин и единиц их измерения.

Число рентгеновских квантов, отнесенное к площади поперечного сечения элементарной сферы, через которую проникает излучение, называют

4. Основные дозиметрические величины и единицы

Величины	Обозначение единицы		Соотношение с единицей, не входящей в СИ
	СИ	не входящей в СИ	
Поток энергии излу- чения Φ	Вт	эрг/с	$1 \text{ Вт} = 10^7 \text{ эрг/с}$
Плотность потока энергии (интенсив- ность) I	Вт/м ²	эрг/(с·см ²)	$1 \text{ Вт/м}^2 = 10^3 \text{ эрг/(с·см}^2)$ $1 \text{ эрг/(с·см}^2) = 10^{-3} \text{ Вт/м}^2$
Поток частиц Φ_N	1/с	—	—
Плотность потока ча- стиц I_N	1/(с·м ²)	1/(с·см ²)	$1/(с·м^2) = 10^{-4} 1/(с·см^2)$ $1/(с·см^2) = 10^4 1/(с·м^2)$
Поглощенная доза D	Дж/кг, Гр	рад	$1 \text{ Дж/кг} = 10^2 \text{ рад}$ $1 \text{ рад} = 10^{-2} \text{ Дж/кг}$
Мощность поглощен- ной дозы P	Вт/кг, Гр/с	рад/с	$1 \text{ Вт/кг} = 10^2 \text{ рад/с}$ $1 \text{ рад/с} = 10^{-2} \text{ Вт/кг}$
Интегральная погло- щенная доза $D_{\text{инт}}$	Дж, (Гр·кг)	г·рад	$1 \text{ Дж} = 10^6 \text{ г·рад}$
Мощность интеграль- ной поглощенной до- зы $P_{\text{инт}}$	Вт	г·рад/с	$1 \text{ Вт} = 10^6 \text{ г·рад/с}$ $1 \text{ г·рад/с} = 10^{-6} \text{ Вт}$
Экспозиционная доза $D_{\text{эксп}}$	Кл/кг	Р	$1 \text{ Кл/кг} = 3,8 \cdot 10^3 \text{ Р}$ $1 \text{ Р} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ Кл/кг}$
Мощность экспози- ционной дозы $P_{\text{эксп}}$	А/кг	Р/с	$1 \text{ А/кг} = 3,8 \cdot 10^3 \text{ Р/с}$ $1 \text{ Р/с} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ А/кг}$
Эквивалентная доза $D_{\text{эки}}$	Зв	бэр	$1 \text{ Зв} = 100 \text{ бэр}$
Энергия квантов или электронов E	Дж	эВ	$1 \text{ эВ} = 1,6 \cdot 10^{-19} \text{ Дж}$

флюенсом. Термин флюенс иногда заменяют термином перенос.

При расчетах отношения сигнал/шум необходимо по величине дозы или ее мощности определять количество квантов, падающих на 1 см^2 приемника излучения. Связь между величиной дозы D и количеством квантов N определяется следующим выражением:

$$N = a \frac{D}{E \mu_{\text{мв}}}, \quad (27)$$

где $a = 2,13 \cdot 10^{14}$ при дозе, выраженной в Кл·кг⁻¹; $a = 5,5 \cdot 10^{10}$ при дозе, выраженной в рентгенах; $a = 6,27 \cdot 10^{12}$ при дозе, выраженной в Гр в воздухе. $\mu_{\text{мв}}$ — массовый коэффициент поглощения энергии в воздухе (см²·г⁻¹); E — энергия квантов рентгеновского излучения в кэВ.

МЕТОДЫ ДОЗИМЕТРИИ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

В дозиметрии рентгеновского излучения для количественной и качественной оценки излучения используют различные эффекты, вызываемые излучением в облучаемом веществе.

Существуют следующие методы дозиметрии: ионизационный, калориметрический, химический, фотографический, спинтилляционный, люминесцентный, полупроводниковый. Эти методы используются в различных приборах и установках для измерения ионизирующих излучений.

Ионизационный метод основан на способности рентгеновского излучения производить ионизацию в облучаемой среде. Ионизация создается главным образом электронами, освобожденными излучением при его взаимодействии с атомами облучаемого вещества. В качестве детектора излучения при ионизационных методах дозиметрии используется ионизационная камера, в простейшем случае состоящая из двух электродов, между которыми есть воздушный промежуток, где при облучении возникает ионизация. Если между электродами камеры приложено электрическое поле, обеспечивающее участие в образовании тока всех образующихся под дей-

ствием излучения зарядов, то сила тока в цепи камеры

$$i = n e V, \quad (28)$$

где n — число образующихся под действием излучения в единицу времени пар ионов в единице объема камеры; V — ионизационный объем камеры; e — заряд одного иона.

Мощность экспозиционной дозы в месте расположения камеры

$$P_{\text{экс}} = \frac{neV}{t} = \frac{ne}{\rho}, \quad (29)$$

где m — масса воздуха в объеме камеры; ρ — плотность воздуха.

Заменяя ne в (28) на $\rho P_{\text{экс}}$, получим

$$i = P_{\text{экс}} \rho V = P_{\text{экс}} m. \quad (30)$$

Если за время t образуется заряд $Q = it$, то

$$Q = P_{\text{экс}} \rho m t = D_{\text{экс}} m. \quad (31)$$

Ток насыщения в ионизационной камере пропорционален мощности экспозиционной дозы, а полное количество электричества, образованное в камере за некоторое время, пропорционально экспозиционной дозе излучения за то же время. Сила ионизационного тока в воздухе мала.

При экспозиционной дозе 1 Р в 1 см^3 ионизационного объема камеры создается заряд, равный $3,33 \cdot 10^{-10}$ Кл. Учитывая, что элементарный заряд равен $1,602 \cdot 10^{-19}$ Кл, число ионов разного знака (число пар ионов), образованных в 1 см^3 воздуха при экспозиционной дозе 1 Р , составляет $2,08 \cdot 10^9$.

Если измерения проводят при температуре t (°С) и давлении P (мм рт. ст.), то сила тока i (А), соответствующая мощности экспозиционной дозы P , выраженной в Р/с, определяется следующей зависимостью:

$$i = 3,33 \frac{P}{760} \frac{273}{273 + t} P V \cdot 10^{-10}, \quad (32)$$

где V — измерительный объем камеры, см³.

Для правильного определения мощности дозы по измеренному значению ионизационного тока должны соблюдаться следующие условия: 1) поле излучения по всему измерительному

объему ионизационной камеры должно быть равномерным; 2) в воздушном объеме камеры должно быть электронное равновесие; 3) толщина стенки камеры должна соответствовать «равновесной толщине»; 4) ток следует измерять при наличии напряжения на электродах камеры, обеспечивающего насыщение в камере.

Калориметрический метод основан на измерении количества теплоты, выделяемой в облучаемом веществе под действием излучения. При полном поглощении рентгеновского излучения количество выделяемой теплоты пропорционально поглощенной энергии излучения. Если излучение интенсивностью I_0 падает на поглощающее его тело площадью сечения s и высотой h , то количество поглощенной энергии излучения в нем за время t

$$\Delta W = \left(\frac{\mu_K}{\mu} \right) I_0 s (1 - e^{-\mu h}) t \quad (33)$$

или

$$\Delta W = 1,6 \cdot 10^{-19} s E N [1 - \exp(-\mu h)] \times \frac{\mu_K}{\mu} t, \quad (34)$$

где E — энергия рентгеновских квантов, эВ; N — число квантов, падающих на 1 см^2 поглотителя в 1 с; μ_K и μ — соответственно линейные коэффициенты ослабления для поглощения и ослабления в веществе поглотителя; t — время экспозиции, с.

Приращение температуры тела поглотителя

$$\Delta T = \frac{\Delta W}{C_{уд} m}, \quad (35)$$

где $C_{уд}$ — удельная теплоемкость поглотителя (облучаемого тела), Дж/(г·°C); m — масса поглотителя, г.

Подставив в (34) значение экспозиционной дозы взамен числа квантов Nt и выразив значение энергии в электронвольтах, получим выражение, связывающее энергию, переданную облучаемому телу, с величиной экспозиционной дозы:

$$\Delta W = 8,8 \cdot 10^{-6} D_{\text{эксп}} \times [1 - \exp(-\mu h)] \frac{\mu_K}{\mu_{\text{тв}} \mu}. \quad (36)$$

Приращение температуры облученного тела получим, подставив в (35) значение ΔW по (36):

$$\Delta T = \frac{8,8 \cdot 10^{-6} D_{\text{эксп}} [1 - \exp(-\mu h)] \frac{\mu_K}{\mu} S}{\mu_{\text{тв}} C_{уд} m}, \quad (37)$$

где $D_{\text{эксп}}$ — экспозиционная доза в рентгенах; μ — линейный коэффициент ослабления объекта, подвергаемого облучению, см^{-1} ; h — толщина объекта, см; μ_K — линейный коэффициент ослабления для поглощения энергии в объекте (см^{-1}); S — площадь поперечного сечения объекта, см^2 ; $\mu_{\text{тв}}$ — массовый коэффициент поглощения энергии в воздухе, $\text{см}^2 \cdot \text{г}^{-1}$.

Если представить массу облучаемого объекта как $m = h \rho s$, то (37) примет вид

$$\Delta T = \frac{8,8 \cdot 10^{-6} D_{\text{эксп}} [1 - \exp(-\mu h)] \frac{\mu_K}{\mu \rho h}}{\mu_{\text{тв}} C_{уд}}. \quad (38)$$

В приведенных выражениях коэффициент $8,8 \cdot 10^{-6}$ является энергетическим эквивалентом рентгена и измеряется в Дж/(г·Р); ρ — плотность облучаемого объекта, г/см³. Энергетический эквивалент 1 Р легко получить, зная, что энергия образования пары ионов — 34 эВ, количество пар ионов в 1 см^3 сухого воздуха при нормальном давлении — $2,08 \cdot 10^9$, а масса 1 см^3 воздуха при этих условиях — 0,001293 г. Энергия, выраженная в электронвольтах, переданная 1 г воздуха при экспозиционной дозе 1Р, составит $\sim 5,5 \times 10^{13}$ эВ или $8,8 \cdot 10^{-6}$ Дж. Следовательно, по изменению температуры ΔT тела, поглощающего излучение, при отсутствии теплопотерь, можно определить величину дозы. Количество выделяемой теплоты невелико и соответственно незначительно повышены температуры. Так, для нагрева 1 г воды на 1°C требуется экспозиционная доза примерно $5 \cdot 10^6$ Р.

Температуру поглощающего тела измеряют термисторами очень высокой чувствительности, обеспечивая полную тепловую изоляцию.

Абсолютные эталоны поглощенной дозы ионизирующего излучения построены с использованием калориметрического метода, так как он основан на непосредственном измерении поглощенной энергии излучения.

Химический метод основан на количественной оценке химических изменений, происходящих в облучаемом веществе под действием излучения. Выход радиационно-химических реакций оценивают числом молекул, атомов, ионов, претерпевающих изменения или образующихся на 100 эВ энергии, поглощенной в химической дозиметрической системе.

Для химической дозиметрической системы необходимо соблюдать следующие условия: 1) система должна быть стабильной как до облучения, так и после него; 2) методы определения радиационно-химического выхода должны быть достаточно простыми; 3) выход радиационно-химических реакций должен быть пропорционален поглощенной энергии или поглощенной дозе независимо от мощности дозы и эффективной энергии излучения; 4) выход не должен зависеть от концентрации реагентов, имеющихся в химической системе, и условий, при которых проводятся измерения.

Имеются химические дозиметрические системы, из которых наибольшее распространение получили ферросульфатная и цериевая.

Ферросульфатная химическая система представляет собой раствор соли FeSO_4 в серной кислоте. Стандартный состав ферросульфатного дозиметра следующий: 0,4 г $\text{FeSO}_4 \cdot 7\text{H}_2\text{O}$, 0,06 г NaCl и 22 см³ концентрированной серной кислоты H_2SO_4 , растворенные в 1 л воды. Под действием рентгеновского излучения двухвалентное железо (Fe^{++}) окисляется и переходит в трехвалентное (Fe^{+++}). Радиационно-химический выход реакции составляет 15,6 ионов на 100 эВ энергии. С погрешностью, не превышающей 5%, можно считать, что ферросульфатная дозиметрическая система не зависит от эффективной энергии излучения начиная с 30 кэВ и выше. Система пригодна для измерения доз (2÷40) 10^3 рад. Верхний предел мощностей доз 10^6 рад/с. Радиационный

выход, или концентрацию образовавшихся ионов трехвалентного железа, определяют по изменению оптической плотности раствора. Поглощенная доза

$$D_{\text{II}} = k \lg \frac{I_1}{I_2}, \quad (39)$$

где I_1 и I_2 — соответственно интенсивность света, проходящего через необлученный и через облученный растворы.

Цериевая химическая дозиметрическая система состоит из водного раствора сульфата церия. Под действием излучения происходит восстановление ионов четырехвалентного церия до ионов трехвалентного. Концентрация образовавшихся под действием излучения ионов трехвалентного церия определяется спектрометрически по поглощению света в ультрафиолетовой области. Радиационно-химический выход — 2,54 ионов на 100 эВ. Цериевую дозиметрическую систему используют для измерения очень больших доз ($\sim 10^6$ рад). Кроме ферросульфатных и цериевых химических систем в дозиметрии нашли применение и другие, например гели, содержащие красители (метилоранж), которые меняют окраску вследствие химических реакций под действием излучения. К таким системам относятся также тонкие поливинилхлоридные пленки, специальные сорта стекол и т. д.

Фотографический метод основан на фотографическом действии рентгеновского излучения, т. е. на его способности вызывать почернение в облучаемых фотоматериалах. Фоточувствительный слой рентгеновской пленки состоит из бромистого или хлористого серебра, равномерно распределенного в желатине. Под действием рентгеновского излучения в центрах скрытого изображения происходит восстановление атомов металлического серебра, которое в процессе химического проявления вызывает почернение фоточувствительного слоя. В процессе закрепления остатки невосстановленного серебра выводятся из эмульсии, и она теряет чувствительность к излучению. Оптическая плотность почернения пленки

$$S = \lg \frac{I_0}{I}, \quad (40)$$

где I_0 — интенсивность видимого света, падающего на пленку; I — интенсивность света, прошедшего через нее.

Плотность почернения пленки измеряется денситометрами; она зависит от экспозиции или произведения интенсивности излучения на время облучения. При постоянном качественном составе излучения экспозиция прямо пропорциональна дозе излучения.

Зависимость плотности почернения от логарифма экспозиции или дозы называется сенситометрической характеристикой пленки (см. рис. 20). Рабочей областью при использовании пленки для дозиметрических целей является прямолинейный участок кривой или область нормальных экспозиций. Чувствительность пленки зависит от эффективной энергии фотонов, так как эффективные атомные номера и соответственно коэффициенты истинного поглощения для бромистого серебра и воздуха значительно различаются. Приблизительно можно считать, что

$$\frac{S}{D} = A \frac{\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{AgBr}}}{\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{в}}}, \quad (41)$$

где D — доза излучения; A — коэффициент пропорциональности.

Зависимость S/D от энергии воспроизводит зависимость от энергии массовых коэффициентов истинного по-

глощения для бромистого серебра и воздуха. Спектральное распределение чувствительности рентгеновской пленки показано на рис. 2. Максимум чувствительности приходится на энергию фотонов 40—45 кэВ. Так как дозовая чувствительность рентгеновской пленки зависит от эффективной энергии фотонов, то, чтобы учесть эту зависимость, следует применять специальные фильтры или определять эффективную энергию фотонов. Эти методы используются в индивидуальном дозиметрическом контроле. Чувствительность фотографического метода определяется чувствительностью фотоматериала. Для дозиметрических целей используются пленки РМ-5-1, РМ-5-4, Орго и др.

Чувствительность пленки задается обычно обратной экспозиционной дозой, которая вызывает плотность почернения пленки над вуалью 0,85 при эффективной энергии 38 кэВ. Для большинства рентгеновских пленок чувствительность равна 3—100 P^{-1} , т. е. для плотности почернения 0,85 над вуалью доза у пленки должна составить 10—330 мР. При использовании пленки для дозиметрии ее необходимо предварительно проградировать и определить начальную вуаль пленки.

Сцинтилляционный метод основан на возникновении вспышек света (сцинтилляций) в некоторых веществах — сцинтилляторах — при поглощении ионизирующих излучений. Возникновение сцинтилляций связано с тем, что при взаимодействии электронов, образованных ионизирующим излучением, с веществом сцинтиллятора возбужденные и ионизированные атомы возвращаются в нормальное состояние с испусканием видимого света. Не вся поглощенная в сцинтилляторе энергия расходуется на возбуждение и излучается в виде света. Сцинтилляторы характеризуются конверсионной эффективностью η , определяющей ту часть поглощенной в сцинтилляторе энергии заряженной частицы, которая преобразуется в энергию световых фотонов. Если в сцинтилляторе за некоторый интервал времени поглощается энергия $W_{\text{сц}}$ и за то же время испускаются световые фотоны с об-

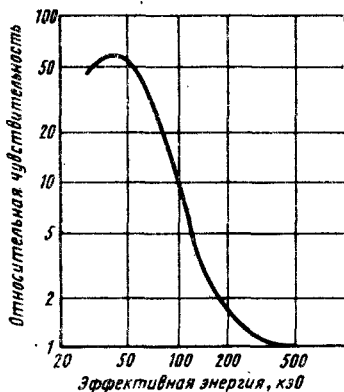


Рис. 2. Относительная чувствительность рентгеновской пленки

шей энергией W_{ϕ} , то конверсионная эффективность сцинтиллятора

$$\eta = \frac{W_{\phi}}{W_{\text{сц}}} \quad (42)$$

Конверсионная эффективность зависит от вида и энергии заряженных частиц, вызывающих сцинтилляцию, и от типа сцинтиллятора.

В дозиметрии используют сцинтилляторы двух типов — органические и неорганические. Сцинтилляционные детекторы обычно состоят из комбинации сцинтиллятора с фотоэлектрическим умножителем (ФЭУ). Иногда для передачи света от сцинтиллятора к катоду фотоумножителя используют световод. При попадании света на фотокатод из него выбиваются фотоэлектроны и усиленный ФЭУ ток попадает на анод фотоумножителя. Дальнейшая схема может либо измерять среднюю силу анодного тока ФЭУ (токовый режим работы), либо регистрировать отдельные импульсы света (счетный режим работы).

В токовом режиме работы сила анодного тока ФЭУ при постоянной эффективной энергии фотонов пропорциональна мощности дозы. При толщине сцинтиллятора d отношение силы анодного тока i ФЭУ к мощности дозы P выражается следующим образом:

$$\frac{i}{P} = c \frac{\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{сц}} (1 - e^{-\mu_{\text{сц}} d})}{\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{в}} \mu_{\text{сц}} d}, \quad (43)$$

где $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{сц}}$ и $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{в}}$ — соответственно массовые коэффициенты ослабления для поглощения сцинтиллятора и воздуха; $\mu_{\text{сц}}$ — линейный коэффициент ослабления рентгеновского излучения для сцинтиллятора. Так как отношение массовых коэффициентов истинного поглощения для сцинтиллятора и воздуха в случае, если сцинтиллятор не «воздухоэквивалентен», зависит от эффективной энергии рентгеновского излучения, то его показания, приходящиеся на единицу мощности дозы, будут изменяться в за-

висимости от эффективной энергии излучения.

В счетном режиме работы сцинтиллятора с ФЭУ проводится подсчет импульсов N тока за единичный интервал времени.

Чувствительность сцинтилляционного детектора в счетном режиме

$$\frac{N}{P} = B \frac{(1 - e^{-\mu_{\text{сц}} d})}{\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{в}}}, \quad (44)$$

т. е. число импульсов тока в цепи ФЭУ, приходящихся на единицу мощности дозы, также зависит от эффективной энергии рентгеновского излучения.

Люминесцентный метод основан на явлении, заключающемся в том, что под действием ионизирующего излучения образуются свободные электроны и дырки, которые локализируются в центрах захвата, благодаря чему происходит накопление поглощенной энергии. Для освобождения последней требуется воздействовать на люминофор либо светом определенного участка спектра (фотолюминесценция), либо теплом (термолюминесценция). Мерой энергии, поглощенной в люминофоре, может быть свечение люминофора, изменение оптической плотности или окраски, изменение интенсивности самостоятельной люминесценции (гашение). В качестве материалов для фотолюминесценции используются фосфатные стекла, активированные серебром, поликристаллические пластинки NaCl, активированные серебром, и др. Мерой поглощенной дозы излучения у фосфатных стекол является интенсивность оранжевой люминесценции, возникающей при возбуждении ультрафиолетовым светом. В связи с тем, что часть света люминесценции в процессе измерения поглощается центрами, которые образовались в результате воздействия ионизирующего излучения, линейная зависимость интенсивности люминесценции от дозы наблюдается только в определенном интервале доз (до 10^4 рад), после чего она, достигнув максимума, начинает убывать.

Нижний предел измеряемых фосфатными стеклами доз обычно лежит

в области десятых долей рада. Термолюминесценция происходит тогда, когда электроны, образованные ионизирующим излучением и захваченные «ловушками» кристаллической решетки, освобождаются при нагреве термолюминесцентного вещества и при рекомбинации испускают свет. Интенсивность светового излучения при постоянной энергии ионизирующего излучения пропорциональна поглощенной дозе излучения. Интенсивность свечения, возникающего при нагреве облученного термолуминофора, измеряется фотоэлектронным умножителем. В качестве термолюминесцирующих веществ используют фтористый кальций, активированный марганцем; фтористый литий, активированный серебром; сульфат кальция, активированный марганцем и самарием. Наиболее распространенным типом термолуминофора в дозиметрии рентгеновского излучения является фтористый литий, активированный серебром. Он обладает большой чувствительностью (5—10 мР) и долго сохраняет дозиметрическую информацию.

Полупроводниковый метод находит широкое применение в дозиметрии. При облучении в полупроводниковых детекторах возникает ток, по величине которого можно определить мощность дозы излучения, действовавшего на детектор. Механизм ионизации в полупроводниках под действием излучения аналогичен ионизации в ионизационных камерах. Освобожденные излучением электроны из валентной зоны или примесных уровней переходят в зону проводимости, и в цепи полупроводникового детектора при подаче на него напряжения возникает ток, образованный свободными электронами в зоне проводимости и дырками в валентной зоне. При наличии в полупроводнике слоев с различной концентрацией электронов и дырок под действием излучения может возникнуть фото-ЭДС в полупроводнике будет источником тока при облучении.

Наиболее распространенными полупроводниками, используемыми в дозиметрии, являются монокристаллы сульфида кадмия, теллурид кадмия, кремний с p - n - и p - i - n -переходами, арсенид галлия.

Одно из наиболее важных преимуществ полупроводниковых детекторов перед ионизационными камерами — их относительно высокая чувствительность, обусловленная значительно (на три порядка) большим поглощением энергии излучения и меньшей работой образования пары носителей зарядов. Большая удельная чувствительность полупроводниковых детекторов позволяет создавать детекторы очень малых размеров, необходимых для оценки доз в малых объемах неравномерных дозных полей.

ПРИБОРЫ ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Основными приборами для измерения рентгеновского излучения являются дозиметры.

Дозиметрическим прибором, или дозиметром, называется прибор для измерения ионизирующих излучений, измеряющий перенос и передачу энергии излучением. Дозиметры разделяются по виду измеряемой величины.

Измеритель дозы — дозиметр, измеряющий экспозиционную или поглощенную дозу ионизирующего излучения.

Измеритель мощности дозы — дозиметр, измеряющий мощность экспозиционную или поглощенную дозы ионизирующего излучения.

Интенсиметр — дозиметр, измеряющий интенсивность ионизирующего излучения.

Универсальный прибор для измерения ионизирующих излучений — прибор для одновременного или последовательного измерения нескольких величин, характеризующих различные виды и параметры ионизирующих излучений.

В зависимости от используемых методов дозиметрии различают следующие виды дозиметров: ионизационные, калориметрические, сцинтилляционные, люминесцентные, полупроводниковые, химические, фотохимические.

В большинстве дозиметрических приборов имеются следующие основные части: приемная часть прибора, реагирующая на излучение, — детектор излучения; преобразующая и регистри-

рующая часть прибора, содержащая преобразователь, формирователь или усилитель сигнала и измеритель величины сигнала, его амплитуды или частоты; источник питания детектора излучения, преобразователя и усилителя.

Ионизационные дозиметры. Детектором ионизационных дозиметров является ионизационная камера, содержащая два электрода (или более), между которыми приложено постоянное напряжение, обеспечивающее измерение ионизационного тока в режиме тока насыщения в камере.

Ионизационная камера представляет собой детектор из двух электродов или более, промежуток между которыми заполнен газом, в котором создается электрическое поле, недостаточное для получения газового усиления, но обеспечивающее достаточно полное собирание электронов и ионов, образующихся внутри измерительного объема камеры.

Ионизационные камеры, используемые в дозиметрии, классифицированы.

Ионизационные камеры со свободным воздухом. Пучок излучения ограничивается диафрагмой таким образом, что ни излучение, ни электроны, образующиеся внутри облучаемой области, не попадают на электроды камеры. Такие камеры предназначены для абсолютных измерений.

Тканезквивалентные ионизационные камеры предназначены для измерения дозы, поглощенной тканью. Стенки, электроды и газ камеры подбирают из материалов с эффективным атомным номером, близким к эффективному атомному номеру ткани. Дозиметры с тканезквивалентными камерами градуируются в Зивертах (Зв).

Воздухоэквивалентные камеры. Эффективный атомный номер материала стенок, электродов и газа соответствует эффективному атомному номеру воздуха.

Дозиметры с воздухоэквивалентными камерами градуируются в Р, Р/с или Кл/кг, Кл/(кг·с) ($1\text{P} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ Кл/кг}$).

Ионизационные камеры, используемые в дозиметрии, бывают с плоскопараллельными, цилиндрическими и сферическими электродами.

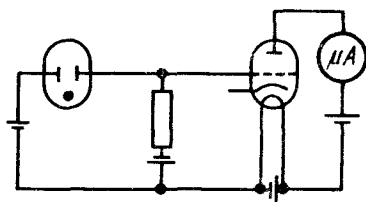


Рис. 3. Принципиальная схема измерителя мощности дозы

Принципиальная схема измерителя мощности дозы с ионизационной камерой показана на рис. 3. Ионизационный ток, возникающий в камере под действием рентгеновского излучения, усиливается и регистрируется измерителем тока — микро- или миллиамперметром, или аналого-цифровым преобразователем. Сила тока в камере пропорциональна энергии излучения, поглощенной в единицу времени в газе, заполняющем камеру, что позволяет градуировать прибор в единицах мощности экспозиционной дозы. Сила ионизационного тока в камере мала (порядка 10^{-10} — 10^{-12} А), поэтому для регистрации его необходимо использовать усилителя тока.

В приборах для измерения дозы в схему (рис. 4) включен накопительный конденсатор С. Изменение напряжения на конденсаторе является мерой количества электричества, накопленного вследствие ионизации в камере и, следовательно, пропорционального дозе излучения.

Электронметрические лампы во входном каскаде усилителей заменяют полевыми транзисторами с изолированным затвором, либо операционными усилителями, в цепь обратной связи которых включают резистор (при из-

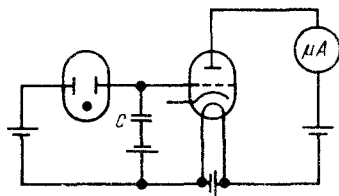


Рис. 4. Принципиальная схема измерения дозы

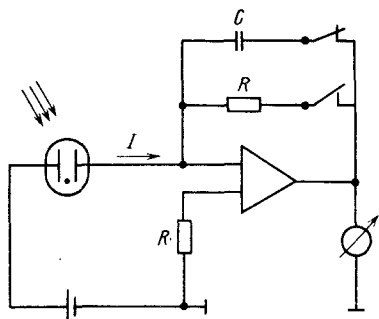


Рис. 5. Принципиальная схема измерения дозы и мощности дозы

меренни мощности дозы), либо конденсатор (при измерении дозы; рис. 5). Для измерения токов ионизационных камер выпускаются специализированные прецизионные электрометры. Мод. 500, изготавливаемая фирмой «Викторин» (США), обеспечивает входное

сопротивление более 10^{14} Ом. Входной ток утечек менее $3 \cdot 10^{-16}$ А для относительной влажности менее 80%. Коэффициент усиления более чем 10^6 при постоянной времени интегрирующего конденсатора более чем $2 \cdot 10^6$ с. При этом высокоомные резисторы заменены конденсаторами с емкостью $C_1 \approx 10$ пФ. В этом случае используется зависимость $i_d = \frac{\Delta Q}{\Delta t}$, где ΔQ — заряд на интегрирующем конденсаторе; Δt — время выбора (время интегрирования), которое определяется процессором, встроенным в дозиметр. Аналого-цифровой преобразователь преобразует напряжение $\Delta U = \frac{i_d \Delta t}{C_1}$ в цифровую или аналоговую форму.

В табл. 5 представлены основные характеристики некоторых ноннационных камер фирмы «Викторин» (США).

5. Основные параметры ионизационных камер фирмы «Викторин»

Параметр	550-3	550-4	550-5	550-6А	
Измерительный объем, см ³	330	33	3,3	0,33	
Погрешность измерений, % для диапазонов энергий, кэВ	± 6%, 21—520 кэВ		± 3%, 42—520 кэВ		
Предельная интенсивность при эффективности сбора ионов 99,5%	Мощность дозы, Р/с	0,03	1,5	10	2300
	Доза в импульсе	0,3 мР при 60 Гц	2 мР при 400 Гц	6 мР при 1,3 Гц	80 мР при 17 кГц
Диаметр камер, мм	55,9	28,2	15,5	7	
Тип кабеля и длина	Коаксиальный UHF, 3 м		—	Коаксиальный UHF, 7,5 м	

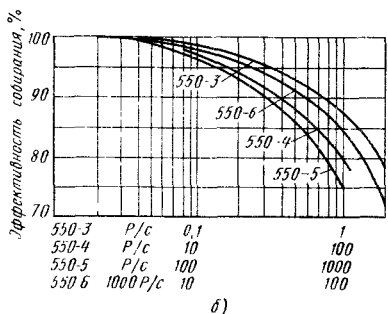
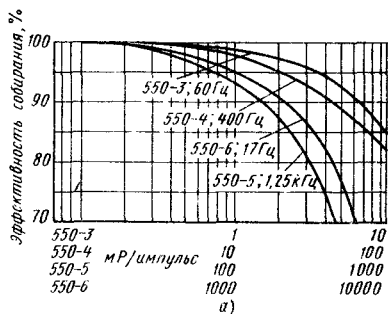


Рис. 6. Расчетная эффективность соби-
рания ионов:
а — для пульсирующего излучения; б —
для постоянного излучения

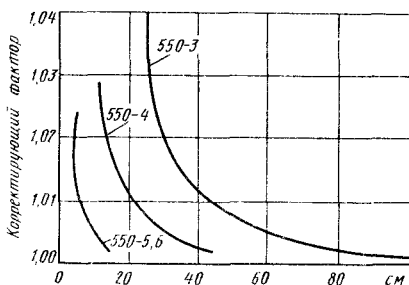


Рис. 7. Корректирующий фактор для то-
чечного источника излучения

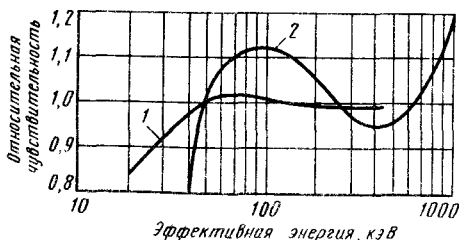


Рис. 8. Спектральная чувстви-
тельность:

1 — ионизационной камеры;
2 — счетчика Гейгера—Мюлле-
ра (ГМ)

Эффективность соби-
рания ионов для
пульсирующего постоянного излу-
чения приведена на рис. 6.

Корректирующий фактор для то-
чечного источника излучения приведен
на рис. 7. Коэффициент коррекции
убывает с увеличением расстояния от
точечного источника излучения до
ионизационной камеры и при умень-
шении геометрических размеров де-
тектора. Спектральная чувстви-
тельность ионизационной камеры мод.
550-5 приведена на рис. 8.

Дозиметры «Роботрон М2300» и
VAJ-18 (Германия) между ионизацион-
ной камерой и блоком регистрации
дозы или мощности дозы имеют пред-
усилитель, что позволяет увеличить
расстояние от ионизационной камеры
до электронного блока до 15—17 м.
Промежуточным блоком с электро-
метрическим усилителем комплек-
туется также дозиметр ДКС-05, вы-
пускаемый через объединение «Изотоп».

Дозиметр VAJ-18 (фирма RFT, Гер-
мания) — универсальный дозиметри-
ческий прибор, предназначенный для
измерения доз и мощностей доз рент-
геновского излучения в диапазоне
напряжений на трубке 60—250 кВ
для цилиндрической и сферической
ионизационной камеры и 40—1200 кВ
для ионизационной камеры большого
объема, предназначенной для контроля
защиты от излучения. Дозиметр
(рис. 9) снабжен тремя сменными ио-
низационными камерами: 1) цилиндриче-
ской — объемом 50 мм³ с диапазоном
измерений по дозе 1—10⁴ Р и по мощ-
ности дозы 0,1—3,33·10⁴ Р/мин; 2) сфе-
рической — объемом 1,5 см³ с диа-
пазоном измерений по дозе от 3·10⁻³
до 300 Р и по мощности дозы от 3×
×10⁻³ до 10³ Р/мин; 3) цилиндриче-

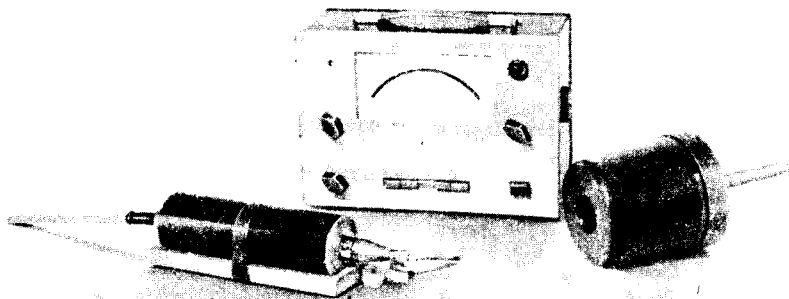


Рис. 9. Дозиметр

ской — объемом 1000 см^3 с диапазоном измерений по дозе от $5 \cdot 10^{-2}$ до 500 мР и по мощности дозы от $0,3$ до 10^5 мР/ч . Все ионизационные камеры соединены гибким экранированным кабелем длиной 5 м с выносным блоком, содержащим динамический конденсатор типа *VA-E-16* с предусилителем, измерительным конденсатором и резисторами, включающимися с пульта управления с помощью реле с высокой изоляцией. Ток, возникающий при облучении ионизационной камеры, преобразуется динамическим конденсатором в переменное напряжение и подается в предусилитель. Выносной блок предусилителя соединен с пультом управления кабелем длиной 15 м . В пульте управления находятся главный усилитель, демодулятор, модулятор самописца, датчик сигналов, блок питания, делитель напряжения для обратной связи и блок сети. К дозиметру прилагается радиоактивный источник. Предусмотрена корректировка показаний по атмосферному давлению и температуре. Дозиметр роботрон М2300 (Германия) содержит микроЭВМ (роботрон К1520), обеспечивающую градуировку прибора и выход на цифровое печатающее устройство. Схема дозиметра М2300 представлена на рис. 10.

Дозиметр М2300 обеспечивает измерение дозы и мощности дозы, рентгеновского, гамма- и высокоэнергетического тормозного и электронного излу-

чения в диапазоне $6 \text{ кэВ} — 50 \text{ МэВ}$. В зависимости от энергии излучения и значений дозы или мощности дозы используется одна из семи ионизационных камер, входящих в комплект дозиметра, а также используются колпачки камер, обеспечивающие возможность применения ионизационных камер при регистрации высокоэнергетического рентгеновского и γ -излучения.

Общий диапазон измерения мощностей доз от $0,2 \cdot 10^{-6}$ до 200 Гр/мин ; диапазон измерения доз от $40 \cdot 10^{-6}$ до 9999 Гр ($1 \text{ Гр} = 29,5 \cdot 10^{-8} \text{ Кл/кг} = 114,5 \text{ Р}$). Дозиметр М2300 обеспечивает одновременное измерение дозы, мощности дозы и времени измерения, а также определение минимального, максимального и среднего значения мощности дозы за выбранное время измерения.

Дозиметр ДКС-05 состоит из двух блоков детектирования, промежуточного блока и регистратора. Блок детектирования представляет собой ионизационную камеру сферического типа, состоящую из корпуса (высоковольтный электрод), охранного и собирающего электродов и кабеля с разъемом на конце.

Корпус камеры и собирающий электрод изготовлены из полистирола. Толщина стенок корпуса 5 мм . Собирающий электрод представляет собой полную сферу, расположенную концентрично с корпусом. Толщина стенок сферы 2 мм . На внутренней стенку

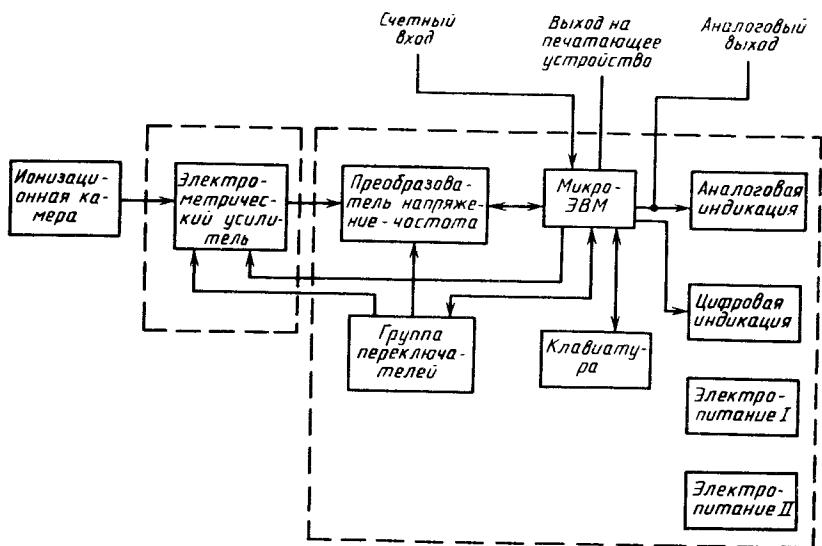


Рис. 10. Схема дозиметра М2300

корпуса и наружную поверхность сферы собирающего электрода методом вакуумного напыления нанесен слой алюминия.

На наружной поверхности корпуса имеется линия геометрического центра и гнездо для помещения контрольного источника ($^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$). Ионизационная камера негерметичная; с помощью триаксиального кабеля длиной 5 м, имеющего на конце разъем, она присоединяется к промежуточному блоку.

Дозиметр имеет две ионизационные камеры: объемом 25,8 см³, входящая в блок детектирования БДРГ-12П, и объемом 258 см³, входящая в блок детектирования БДРГ-12П-01.

Промежуточный блок БМ-16П представляет собой металлический пыле-влагозащищенный корпус, внутри ко-

торого расположен электрометрический усилитель БУТ-11П и высоковольтный источник для питания камеры ЕПД-15А-0,1, ПНВ-13П.

Ток с ионизационной камеры поступает на вход электрометрического усилителя. Сигнал с выхода усилителя через соединительный кабель длиной 20 м поступает на вход регистратора.

На лицевой панели регистратора расположены сигнальный индикаторный узел ПСЧ-29П и два цифровых индикаторных узла ПСЦ-30П.

Значения мощности дозы или дозы и времени измерения выводятся на четырехдекадные индикаторы ПСЦ-30П. Управление работой дозиметра может осуществляться вручную или автоматически.

Технические характеристики

Диапазон энергий измеряемых рентгеновского и γ -излучений

$(4,8 \pm 480) \cdot 10^{-18}$ Дж
(30—3000 кэВ)

Диапазоны измерения дозиметра:

при измерении мощности экспозиционной дозы

$1,0 \cdot 10^{-10}$ — $30 \cdot 10^{-4}$ А/кг

при измерении экспозиционной дозы

$(0,38 \cdot 10^{-6}$ — $11,6$ Р/с)
 $10 \cdot 10^{-9}$ — $200 \cdot 10^{-3}$ Кл/кг
 $(0,38 \cdot 10^{-4}$ — $0,774 \cdot 10^4$ Р)

Дозиметры с ионизационными камерами, совмещенными с блоком регистрации, в основном используются как переносные приборы для измерения уровня радиации и радиационной защиты медицинских и промышленных установок.

Наибольшее количество моделей дозиметров с ионизационными камерами выпускает фирма «Викторин» (США).

Мод. 440 RF/D предназначена для регистрации низкоэнергетического излучения, генерируемого при напряжениях на рентгеновской трубке от 12 кэВ до 1,1 МэВ ^{60}Co . В качестве детектора используется ионизационная камера цилиндрического типа диаметром 3,65 см и длиной 5,78 см. Измерительный объем камеры 60 см³. Дозиметр 440 RF/C имеет следующие диапазоны измерения: 0—1; 0—3; 0—10; 0—30 и 0—100 мР/ч. Корпус прибора металлический размером 27,6×12,7×20,3 см. Индикация аналоговая с использованием стрелочного прибора; масса 3,85 кг.

Мод. 450 фирмы «Викторин» имеет аналоговую и цифровую индикацию. В качестве детектора используется воздушная ионизационная камера цилиндрического типа с объемом 200 см³. Диапазоны измерения: 0—5; 0—50; 0—500 мР/ч или 0—50; 0—500; 0—5 мкЗв/ч, а также 0—5Р/ч или 0—50 мЗв/ч; 0—50 Р/ч или 0—500 мЗв/ч. Дозиметр мод. 450 позволяет регистри-

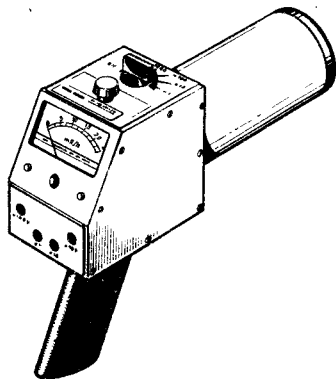


Рис. 11. Дозиметр мод. 740F для радиационной защиты

ровать гамма- и рентгеновское излучения с энергиями выше 7 кэВ, α -излучение с энергией выше 4 МэВ, а также электроны с энергией св. 100 кэВ. На цифровом дисплее указываются мощность дозы и единица измерения, состояние батарей автономного питания и нужна ли их подзарядка. Индикация — на жидких кристаллах. Напряжение питания 9 В. Размеры дозиметра 10×20×15 см. Масса прибора 0,57 кг.

Дозиметр мод. 471 имеет в качестве детектора ионизационную камеру, выполненную из тканезквивалентного материала. Диапазон измерения мощностей доз от 1 мР/ч до 1 Р/ч, включая шесть поддиапазонов. Диапазон измерения доз — 300 мР и шесть поддиапазонов. Энергетический диапазон 6—3000 кэВ при отсутствии специальной крышки на ионизационной камере и от 25 кэВ до 2 МэВ при наличии крышки. Крышка служит дополнительной стенкой камеры и ее следует надевать при энергиях выше 100 кэВ. Масса прибора без переносного ящика 2,2 кг.

Дозиметр мод. 740F (рис. 11) может регистрировать α -излучение с энергией св. 3,5 МэВ и электроны с энергией св. 70 кэВ; диапазон измерения 0—25; 0—250; 0—2500; 0—25000 мР/ч; энергетический диапазон от 7 кэВ до 2 МэВ.

В дозиметре дозы и мощности дозы мод. 450Р в качестве детектора используется ионизационная камера, расположенная на задней крышке прибора. Объем ионизационной камеры 300 см³. Давление воздуха в камере до 600 кПа (рис. 12). Прибор имеет автоматическую сигнализацию превышения заранее выбранного уровня дозы или мощности дозы. Диапазон измеряемых энергий рентгеновского излучения >25 кэВ. Измерение β -излучения св. 1 МэВ. Подсвечиваемый аналого-цифровой дисплей обеспечивает работу с дозиметром в темноте. Диапазоны измерения мощности дозы 0—500 мкР/ч до 0—5 Р/ч; имеется пять поддиапазонов; переключение осуществляется автоматически. Габаритные размеры дозиметра 10×20×15 см; масса 0,85 кг.

Индивидуальный дозиметр ДК-0,2 является также конденсаторным дозиметром с отсоединяемой от зарядного устройства ионизационной камерой и однонитным электродом. Этот дозиметр имеет форму авторучки. Внутри корпуса (рис. 13) помещен электрометр, состоящий из кварцевой нити и неподвижной рамки. При подаче заряда на нить и рамку нить отталкивается от рамки и ее перемещение по шкале фиксируется с помощью отсчетного микроскопа, состоящего из трех линз, помещенных в том же корпусе, что и электрометр.

Ионизационный объем составляет часть объема всего дозиметра. Вся шкала дозиметра соответствует дозе в 0,2 Р или 200 мР. Дозиметр ДК-0,2 в основном предназначен для регистрации гамма-излучения в диапазоне энергий 200—2000 кэВ. Он пригоден для измерений рентгеновского излучения, генерируемого при напряжении 300—400 кВ.

Конденсаторный индивидуальный дозиметр КИД-2 имеет 20 ионизационных камер, причем каждая камера состоит из двух цилиндрических элементов, расположенных соосно и соединенных резьбовым разъемом. Зарядное и измерительное устройство выполнено в виде одного блока. Диапазон измерения излучения 0—1 Р.

Аналогичные дозиметры выпускаются и зарубежными фирмами. Так, фирмы *Siemens* и *Otfried König* (Германия) изготовляют дозиметры такого же типа, как ДК-0,2, для энергий рентгеновского и гамма-излучения 40—1200 кэВ.

Фирма *Dosimeter corporation of America* (США) выпускает индивидуаль-

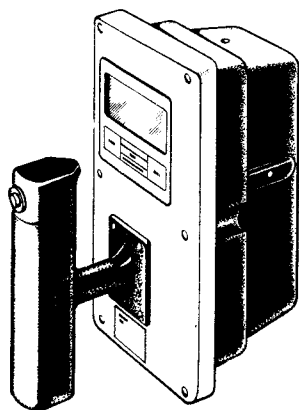


Рис. 12. Высокочувствительный дозиметр мод. 450Р дозы и мощности дозы

ные дозиметры с прямым отсчетом для энергий рентгеновского излучения от 30 до 1200 кэВ, фирма *Frieseke* (Германия) — дозиметры *FH 39R* для энергий рентгеновского излучения от 10 кэВ.

Фирма *Radiation monitoring instrument* (Калифорния, США) выпускает индивидуальные дозиметры с цифровым отсчетом. Такие же индивидуальные дозиметры с цифровым отсчетом выпускает фирма *Berthold*. Во всех дозиметрах с цифровым отсчетом чаще используется не ионизационная камера, а газовые счетчики Гейгера—Мюллера.

Счетчики Гейгера—Мюллера работают в области значений напряжений, для которых коэффициент газового усиления значительно больше единицы. При этом амплитуда импульса практически не зависит от об-

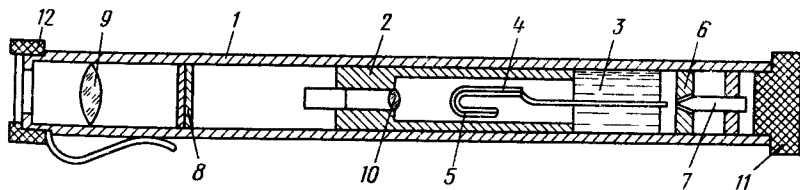


Рис. 13. Конструкция дозиметра ДК-0,2:

1 — корпус дозиметра; 2 — внешний электрод ионизационной камеры; 3 — изолятор; 4 — держатель нити электрометра; 5 — кварцевая нить; 6 — мембрана; 7 — подвижный контакт; 8 — шкала; 9 — окуляр; 10 — объектив; 11 — съемный колпачок; 12 — защитное окно

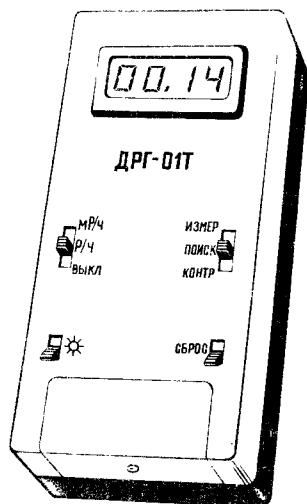


Рис. 14. Индивидуальный дозиметр DRG-01T со счетчиком Гейгера

щего числа пар ионов, первоначально образовавшихся в чувствительном объеме счетчика в результате акта ионизации. Относительная спектральная чувствительность счетчика Гейгера—Мюллера представлена на рис. 8.

Приборы с GM счетчиками нашли наибольшее применение в индивидуальных дозиметрах (рис. 14). Корпус прибора металлический. Прибор работает от автономного источника питания (гальванический элемент типа «Корунд»). Измерение мощности экспозиционной дозы осуществляется газоразрядными счетчиками СБМ-20 и СВЗ4Г, в которых под воздействием радиации генерируются электрические импульсы, поступающие во входной каскад. Напряжение питания счетчика СБМ-20 $U_{\text{к}} = 350 \div 475$ В. Протяженность плато счетной характеристики 125 В. Чувствительность счетчика 400—440 имп/с при помощи дозы 4 мкР/с. Минимальная наработка на отказ $2 \cdot 10^{10}$ имп.

Входной каскад преобразует импульсы тока в импульсы напряжения с амплитудой, необходимой для их регистрации дальнейшей схемой. Импульсы через делитель частоты поступают на четырехразрядный счетчик.

Накопленная информация за цикл измерения на счетчике поступает на жидкокристаллический индикатор через дешифратор, преобразующий двоично-десятичную информацию счетчика в семисегментный позиционный код индикатора. Время измерения задается регулируемым генератором опорных частот. Изменение частоты опорного генератора проводится масштабированием выходной информации с детектора. Так, в режиме «Поиск» диапазон измерений мощности дозы 0,1 мР/ч — 99,99 Р/ч, а в режиме измерения за счет изменения времени измерения диапазон мощностей доз 0,01 мР/ч — 9,999 Р/ч. Погрешность, обусловленная изменением спектральной чувствительности, $\pm 25\%$ в диапазоне энергий от 50 кэВ до 3,0 МэВ. Время установления рабочего режима не более 4 с. Время непрерывной работы от одного элемента типа «Корунд» не менее 24 ч. Радиационный ресурс дозиметра DRG-01T — 10^8 Гр. Габаритные размеры прибора $46 \times 76 \times 160$ мм. Масса 0,5 кг.

Аналогичным индивидуальным дозиметром, в котором используется счетчик GM, является прибор ДКС-04. В качестве источника питания прибора используются аккумуляторы Д-01, зарядка которых осуществляется зарядным устройством, прилагаемым к дозиметру. Предусмотрено и внешнее питание от батарей напряжением 9 В. Дозиметр обеспечивает звуковую и световую сигнализацию при регистрации тепловых нейтронов и β -излучения с энергией более 500 кэВ, а также рентгеновского и γ -излучения с энергией 0,05—3,0 МэВ. Диапазон измерения мощности дозы 0,1—150 мР/ч. Диапазон измерения экспозиционной дозы рентгеновского и γ -излучения 1—1024 мР.

При отсутствии излучения мощность, потребляемая дозиметром, не более 10 мВт. Индикация дозы и мощности дозы — на жидких кристаллах. Количество пороговых уровней сигнализации 9. Габаритные размеры ДКС-04 $36 \times 66 \times 150$ мм. Масса дозиметра 0,25 кг.

Аналогичным прибором, но без индикации уровней дозы и мощности дозы, является прибор ДРС-01.

К индивидуальным дозиметрам относятся также приборы индивидуального фотоконтроля (ИФК), в которых кроме плотности почернения для определения дозы излучения необходимо знать и эффективную энергию излучения. С этой целью в кассету с дозиметрической пленкой вводятся медные фильтры различной толщины. Отношения плотности почернения дозиметрической пленки под разными толщинами фильтров в зависимости от эффективной энергии рентгеновского излучения приведены на рис. 15.

Сцинтилляционные дозиметры. Детекторами сцинтилляционных дозиметров являются сцинтилляторы CSI (TI) , NaI (TI) , сцинтиллирующие пластмассы. Возникающие под действием излучения сцинтилляции вызывают появление фототока на катоде фотоумножителя, находящегося в оптическом контакте со сцинтиллятором. Сила фототока, возникающего в фотоумножителе, пропорциональна мощности дозы излучения. Ток на выходе фотоумножителя усиливается с помощью усилителя постоянного тока и регистрируется микроамперметром.

В табл. 6 представлены технические характеристики сцинтилляторов, используемых в дозиметрии.

На рис. 16 в упрощенном виде представлена конструкция сцинтиллятора с фотоэлектронным умножителем и диафрагмой, расположенной между фотокатодом и сцинтиллятором. Ток ФЭУ определяет мощность экспозиционной дозы в случае, когда в цепи обратной связи операционного усилителя включен резистор R , и дозу излучения, когда в цепь обратной связи включен конденсатор C . В случае, когда необходима информация в цифровой форме, аналоговый прибор заменяется аналого-цифровым преобразователем и цифровым индикатором.

Сцинтилляционный блок с фотоэлектронным умножителем и электронным пультом дозиметра ДРГЗ-02 представлен на рис. 17.

Дозиметры ДРГЗ-02 и ДРГЗ-03 («Архунь») предназначены для измерения мощностей доз рентгеновского и гамма-излучений в диапазоне эффективных энергий 20–3000 кэВ и в диапазоне

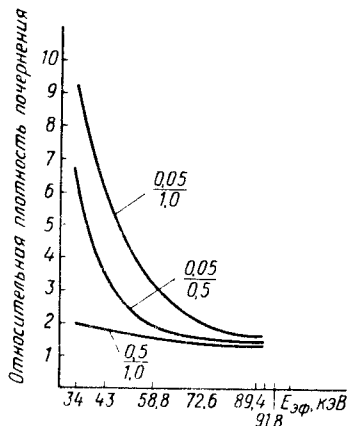


Рис. 15. Отношения плотностей почернения рентгеновской пленки под разными фильтрами (0,05; 0,5 и 1 мм) в зависимости от эффективной энергии излучения

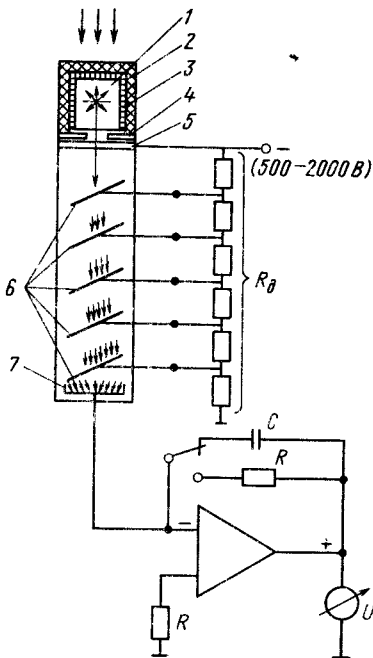


Рис. 16. Сцинтилляционный детектор с фотоэлектронным умножителем (ФЭУ):

1 — сцинтиллятор; 2 — светозащитный кожух; 3 — отражатель; 4 — диафрагма; 5 — фотокатод; 6 — диоды ФЭУ; 7 — анод; R_d — делитель ФЭУ

6. Характеристики сцинтилляторов

Сцинтиллятор	Эффективный атомный номер	Плотность, г/см ³	Коэффициент преломления для собственного излучения	Время высвечивания основного компонента, нс	Длина волны максимума люминесценции, нм	Световой выход, усл. ед.*1	Свойство	Применение
NaI(Tl)	50	3,667	1,85	250	413	3,5	Сильно гигроскопичный, хрупкий	Детектирование рентгеновского и γ -излучений
CsJ(Tl)	54	4,51	1,79	1100	550	1,3	Слабо гигроскопичный, пластичный	Детектирование α -частиц, рентгеновского и γ -излучений
CsI(Na)	54	4,51	1,84	650	410	2,3	То же	То же
C ₆ H ₁₂ (стильбен)	5,7	1,164	1,63	6,2	410	1,0	Хрупкий, плавится при 124 °С	Детектирование быстрых нейтронов, а также γ -излучения
C ₁₀ H ₁₀ (антрацен)	5,8	1,25	1,62	33	447	1,7	На воздухе и свету медленно разлагается. Плавится при 17 °С	Детектирование β -частиц быстрых нейтронов
(нафталин)	5,8	1,145	1,58	75	345	—	Плавится при 80 °С	—
	16,5	3,17	1,470	1000	435	—	Негигроскопичный, химически стойкий, прочный	Детектирование γ -частиц, рентгеновского излучения

*1 Световой выход в усл. ед. приведен для стандартных образцов размером 40×40 мм, упакованных в контейнер с отражателем, выполненным из оксида магния.

мощностей 0,001—100 мкР/с (ДРГЗ-02 и от 0,1—100 мкР/с (ДРГЗ-03). Дозиметр «Аргунь» — основной прибор для проверки защиты рентгеновских аппаратов. В качестве детектора излучения используется воздухоэквивалентная сцинтиллирующая пластмасса на основе полистирола, в которой диспергирован люминофор $ZnS(Ag)$. Массовая доля $ZnS(Ag)$ в сцинтилляторе подобрана так, чтобы его эффективный атомный номер (7,64) был равен эффективному атомному номеру воздуха. Благодаря этому «ход с жесткостью» детектора в широком диапазоне энергий (20—3000 кэВ) практически отсутствует.

Конструктивно дозиметры выполнены в виде двух самостоятельных узлов: пульта управления и регистрации, а также блока детектирования. Пульт содержит усилитель постоянного тока, блок преобразования напряжений со схемой стабилизации и блок питания (от батарей или сети). Блок детектирования выполнен в виде стального цилиндра, на переднем конце которого смонтирован затвор, позволяющий перекрывать световой поток сцинтиллятора и компенсировать «темновой» ток фотоумножителя. На световом затворе монтируется блок сцинтиллятора, представляющий собой полый полиэтиленовый стакан с толщиной стенок 1 мм, внутри которого находится воздухоэквивалентный сцинтиллятор толщиной 20 мм и полый конусный световод. Управление работой дозиметра осуществляется с помощью двух переключателей (диапазона измерений и проверки режима работы) и переменного сопротивления для установки нуля. Основная погрешность дозиметра не более $\pm 15\%$. Дозиметр допускает измерение средней мощности дозы импульсного рентгеновского излучения с длительностью импульса не менее 10^{-6} с и частотой посылок импульсов не менее 10 Гц. Дозиметр показан на рис. 17.

Дозиметр ДРГЗ-01 («Аракс») предназначен для измерения средней мощности экспозиционной дозы непрерывного и импульсного рентгеновского и гамма-излучений. Так же как в приборах ДРГЗ-02 и ДРГЗ-03, в дозиметре ДРГЗ-01 измеряется средняя интенсив-

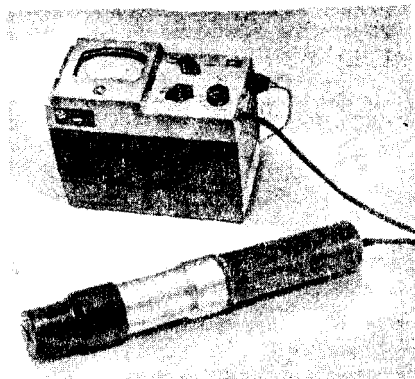


Рис. 17. Дозиметры ДРГЗ-02

ность сцинтилляции воздухоэквивалентного сцинтиллятора. В дозиметре используется комбинированный сцинтиллятор, состоящий из компенсатора по «ходу с жесткостью» $ZnS(Ag)$ и основного сцинтиллятора — сцинтиллирующей пластмассы на основе полистирола. Благодаря воздухоэквивалентности сцинтиллятора детектор пригоден для измерений без поправок на «ход с жесткостью» излучений с энергией 15—1250 кэВ. Конструктивно дозиметр выполнен в виде двух блоков — пульта и блока детектирования, соединенных кабелем.

В пульте размещен преобразователь постоянного напряжения для питания фотоумножителя и электрометрической лампы усилителя, а также блок питания (от батарей или сети). В блоке детектирования расположен фотоэлектронный умножитель, схема 30-кратного умножения, являющаяся одновременно делителем ФЭУ, световой затвор и сцинтиллятор. Диапазон измеряемых мощностей экспозиционных доз 0—100 мкР/с при максимальной мощности дозы 20 Р/с, минимальной длительности импульса 0,5 мкс и в диапазоне частот от 1 Гц и выше. Основная погрешность измерений относительно номинального значения шкалы $\pm 15\%$, дополнительная погрешность по «ходу с жесткостью» $\pm 20\%$. Схема дозиметра приведена на рис. 18.

Дозиметр ДРГЗ-04 («Катунь») предназначен для измерения экспозицион-

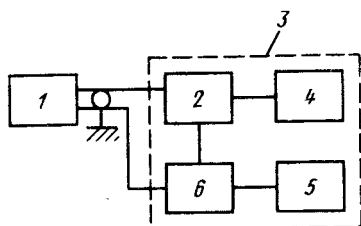


Рис. 18. Структурная схема дозиметра ДРГЗ-01:

1 — блок детектирования; 2 — УПТ; 3 — пульт; 4 — блок регистрации; 5 — блок питания; 6 — преобразователь постоянного напряжения

ной дозы или среднего значения мощности дозы непрерывного и импульсного рентгеновского и гамма-излучений в диапазоне эффективных энергий 30 кэВ — 3 МэВ и поглощенной дозы или среднего значения мощности поглощенной дозы в ткани непрерывного и импульсного высокоэнергетического тормозного излучения с граничной энергией до 25 мэВ. Дозиметр может быть использован для проверки радиационной защиты у импульсных и непрерывных источников рентгеновского и гамма-излучения в присутствии полей СВЧ-излучения. Принцип действия прибора такой же, как дозиметра ДРГЗ-02, ДРГЗ-03 и ДРГЗ-01. Поглощение энергии в тканеэквивалентной насадке перед пластмассовым сцинтиллятором, в самом сцинтилляторе и тканеэквивалентном световоде пропорционально максимальной поглощенной дозе в теле человека в широком диапазоне энергий. Сцинтиллятор — полистироловый с растворенным в нем (1,3 мас. доля, %) дибромбензолом. Структурная схема прибора показана на рис. 19. Им-

пульсы тока от фотоумножителя аналого-цифровым преобразователем (АЦП) преобразуются в импульсы напряжения, которые поступают на интенсиметр, выходное напряжение с которого измеряется стрелочным прибором. С выхода АЦП импульсы напряжения могут быть поданы на внешний пересчетный прибор для регистрации экспозиционной или поглощенной дозы за длительное время.

Конструктивно дозиметр состоит из двух сменных блоков — детектирования и пульта. Блоки детектирования содержат сцинтиллятор, световой затвор, фотоэлектронный умножитель, резистивный делитель для ФЭУ, переключатель высокого напряжения питания умножителя и подстроечный конденсатор.

В пульте прибора размещены электрическая схема, регистрирующая ток ФЭУ, преобразователи постоянного напряжения, блок батарейного питания и блок стабилизации сетевого питания. Диапазон измеряемых мощностей экспозиционных доз 0—3000 мкР/с и мощностей поглощенных доз 0—3000 мкрад/с при максимальной мощности дозы в импульсе 200 Р/с или 200 рад/с. Диапазон измеряемых экспозиционных и поглощенных доз 0—3000 мкР. Основная погрешность измерения мощности дозы $\pm 10\%$ от номинала шкалы, дозы $\pm 15\%$. Дополнительная погрешность по «ходу с жесткостью» в диапазоне 30—3000 кэВ равна $\pm 20\%$.

Дозиметр ДРГ-05М выполнен в виде единого блока, включающего узел детектирования, переключатель режимов, кнопку компенсации и индикатор состояния аккумуляторов, а также цифровой индикатор. Дозиметр укомплектован контрольным β -источником. Оп-

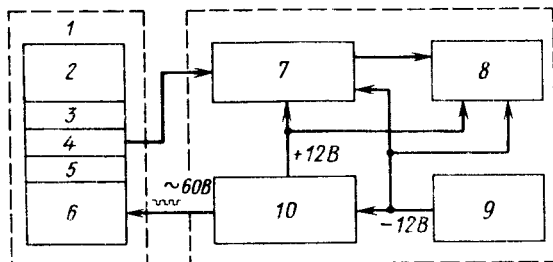


Рис. 19. Структурная схема дозиметра ДРГЗ-04:

1 — блок детектирования; 2 — сменная насадка; 3 — сцинтиллятор; 4 — световой затвор; 5 — ФЭУ; 6 — схема умножения — делитель напряжения; 7 — аналого-цифровой преобразователь; 8 — интенсиметр; 9 — блок питания; 10 — преобразователь постоянного напряжения

ределение экспозиционной дозы и мощности экспозиционной дозы основано на люминесценции в воздухе эквивалентного сцинтиллятора. Люминесценция регистрируется фотоэлектронным умножителем (ФЭУ). Ток ФЭУ преоб-

разуется аналого-цифровым преобразователем в импульсы напряжения. Узел детектирования осуществляет управление набором информации, ее накоплением, а также корректировку данных с учетом темнового тока.

Технические характеристики дозиметра ДРГ-05М

Диапазон измерения мощностей экспозиционных доз, мкР/с	0,01—10 ⁴
Диапазон измерения экспозиционных доз, мР	1—10 ⁴
Сила потребляемого тока, мА	40
Диапазон энергий рентгеновского или γ -излучения	40 кэВ—3 МэВ
Габаритные размеры, мм	75×242×240
Масса прибора, кг	1,5

Люминесцентные дозиметры. Термолюминесцентный дозиметр ТЛД предназначен для измерения доз рентгеновского и гамма-излучений в диапазоне эффективных энергий 10 кэВ — 3 МэВ и диапазоне экспозиционных доз 10 мР — 10⁵ Р.

В качестве детектора излучения в дозиметре ТЛД используются таблетки из фтористого лития (LiF) диаметром 3,5 мм (для доз от 100 мР) и 8,0 мм (для доз от 10 мР), толщиной 1,5 мм.

При облучении таблеток в них западается светосумма, пропорциональная поглощенной ими энергии излучения. Облученный детектор в обычных условиях хранения может длительное время сохранять дозиметрическую информацию. При 20 °С потеря информации в течение года не превышает 5%. Для снятия дозиметрических показаний детекторы нагреваются до 400 °С, и возникающая при этом термолюминесценция регистрируется фотоэлектронным умножителем. Выходной сигнал умножителя подается на два канала — стрелочный измерительный прибор для ориентировочной оценки дозы и блок преобразователя с цифровым индикатором для точного измерения дозы. Об измеряемой дозе излучения судят по наибольшей амплитуде кривой термовысвечивания, что позволяет измерять малые дозы. Для повторного использования детекторов в дозиметре ТЛД предусмотрен блок термообработки, который обеспечивает программированную термическую обработку использованных детекторов для восстановления их первоначальных дозиметрических характеристик. К дозиметру так-

же прилагаются приспособления для упаковки, транспортировки и ношения детекторов.

Основная погрешность измерений $\pm 10\%$ для доз 10—100 мР, $\pm 3\%$ для доз св. 100 мР. Дополнительная погрешность по «ходу с жесткостью» $\pm 36\%$ для энергий 10—100 кэВ при работе без фильтра и $\pm 15\%$ для энергий св. 30 кэВ при работе с компенсирующими фильтрами. Термолюминесцентные дозиметры используют для индивидуальной дозиметрии персонала, работающего с рентгеновским излучением.

Комплект термолюминесцентных дозиметров КДТ-02М предназначен для измерения экспозиционных доз рентгеновского и γ -излучений в диапазоне энергий 0,06—1,25 МэВ.

Прибор содержит набор дозиметров (ДПГ-02, ДПГ-03, ДПС-11) и устройство преобразования термолюминесцентного излучения УПФ-02.

Дозиметр ДПГ-02 (или ДПС-11) представляет собой кассету с термолюминесцентными детекторами ТЛД-400 (по 3 шт. $\varnothing 5 \times 1$ мм в каждой) на основе фтористого лития. Диапазон доз измерения 0,1—1000 Р.

Дозиметр ДПГ-03 представляет собой кассету с термолюминесцентными детекторами ТЛД-580 (по 3 шт. $\varnothing 5 \times 1$ мм) на основе бората магния. Диапазон доз измерения 0,005—1000 Р. Каждый дозиметр можно использовать до 20 раз при суммарной дозе не более 10³ Р.

Во время измерений детекторы на специальных пластинах помещают в устройство преобразования УПФ-02 с термотаймером. Световой поток, ис-

пускаемый детектором при нагреве, преобразуется в ток ФЭУ. Информация высвечивается на цифровом табло.

Габаритные размеры преобразователя УПФ-02 $490 \times 410 \times 210$ мм, а масса 25 кг.

Зарубежным аналогом дозиметра ТЛД является термолуминесцентный дозиметр *TLD Reader Model 2800* фирмы *Victoreen* (США), предназначенный для измерений доз рентгеновского и гамма-излучений $1 \text{ мР} - 10^4 \text{ Р}$. Детекторами излучений в дозиметре фирмы *Victoreen* являются таблетки из фтористого лития и фтористого кальция, активированного магнием диаметром 1,6 см и толщиной 0,32 см.

Показания отсчитывают на цифровом индикаторе после нагрева образцов до 400°C .

К дозиметру прилагается устройство для его контроля и градуировки.

Фотолуминесцентный дозиметр *Toshiba* (Япония) *Fluoro-Glass Dosimeter, Model FGD* предназначен для измерения доз рентгеновского и гамма-излучений с эффективной энергией $50 \text{ кэВ} - 3 \text{ МэВ}$. Диапазон измеряемых доз $10 \text{ мР} - 10^4 \text{ Р}$. Детекторами излучения в фотолуминесцентном дозиметре являются люминесцентные стекла *FD-1*, *FD-3* и *FD-4*. Состав стекол приведен в табл. 7.

При облучении стеклянных детекторов рентгеновским излучением в них запасается светосумма, пропорциональная дозе излучения. Высвечивание облученных образцов происходит в результате воздействия ультрафиоле-

тового света с длиной волны 365 нм . Излучение света детекторами фиксируется фотоэлектронным умножителем и регистрируется прибором с цифровым отсчетом. Дозиметр используется для измерений индивидуальных доз, получаемых персоналом, который работает с ионизирующим излучением.

Фотопленичный дозиметр ИФК предназначен для измерения доз рентгеновского, бета- и гамма-излучений, а также для контроля дозы облучения нейтронами. Диапазон энергий рентгеновского и гамма-излучений $20 \text{ кэВ} - 3 \text{ МэВ}$. Диапазон измеряемых доз $0,01 - 50 \text{ Р}$. Детектором излучения является рентгеновская пленка типа РМ-5-1 и РМ-5-3, находящаяся в специальной упаковке и помещенная в кассету, которая снабжена булавкой для крепления ее к одежде.

Корпус кассеты разделен на четыре секции. Три секции имеют разные фильтры для определения эффективной энергии излучения. Комплект индивидуальных дозиметров ИФК позволяет проводить индивидуальный дозиметрический контроль облучения персонала, работающего с рентгеновским излучением. Методика индивидуального фотоконтроля основана на сравнении оптической плотности почернения экспонированных и контрольных пленок, подвергшихся облучению с определенной дозой излучения. Фотометрирование пленок осуществляется на децитометре, шкала которого отградуирована в единицах плотности почернения.

Так как плотность почернения пленки, приходящаяся на одну и ту же дозу, зависит от эффективной энергии излучения, то при фотометрировании пленки, экспонированной за разными фильтрами по отношению к плотностям почернений (рис. 15), можно определить эффективную энергию действовавшего на пленку излучения. Найдя эффективную энергию излучения по характеристической кривой, связывающей дозы с плотностью почернения для данной энергии, находят дозу излучения (рис. 20). Для рентгеновского излучения, используемого в медицинской диагностике и лучевой терапии, для спектрального и структурного анализа, а также для рентгеновской дефектоско-

7. Состав (мас. доля, %) фотолуминесцентных стекол

Стекло	Состав	Примеси
<i>FD-1</i>	50 — LiPO_3 ; 50 — $\text{Al}(\text{PO}_3)_3$	7 — AgPO_3 3 — B_2O_3
<i>FD-3</i>	47 — LiPO_3 ; 53 — $\text{Al}(\text{PO}_3)_3$	6 — AgPO_3
<i>FD-4</i>	47 — LiPO_3 ; 53 — $\text{Al}(\text{PO}_3)_3$	9 — AgPO_3

8. Характеристики дозиметрических приборов

Прибор	Страна, фирма	Назначение	Детектор	Диапазон энергий	Диапазон доз	Диапазон мощностей доз
Клинический дозиметр роботрон М2300	Германия, VEB	Дозиметрия в рентгеновской диагностике и ядерной медицине	Шесть ионизационных камер различного назначения	6,8 кэВ—500 МэВ (4,8÷480) 10 ⁻¹⁶ Дж	От 99,99·10 ⁻⁹ до 9999 Гр	2·10 ⁻⁶ — 20 Гр/мин
Дозиметр ДКС 05	СССР, В/О «Изотоп»	Проверка рабочих средств измерения и проведение дозиметрических измерений	Две ионизационные камеры в виде сферы с различными объемами	30 кэВ—3 МэВ	10·10 ⁻⁹ — 200·10 ⁻⁹ Кл/кг (0,33·10 ⁻⁴ — 0,774·10 ⁴ Р)	1·10 ⁻¹⁰ — 30·10 ⁻⁴ А/кг (0,33·10 ⁻⁶ — 11,6 Р/с)
Мод. 440 RF/D (переносной)	США, Victoreen	Регистрация низкоэнергетических излучений	Ионизационная камера	15 кэВ—1,1 МэВ	—	0—1; 0—3; 0—10; 0—30; 0—100 мР/ч
Мод. 450В	США, Victoreen	—	Ионизационная камера под давлением 600 кПа, объем камеры 300 см ³	Рентгеновское св. излучение 25 кэВ; β-излучение энергией выше 1 МэВ	—	0—500 мкР/ч; 0—5 Р/ч
Карманный индивидуальный дозиметр с непосредственным отсчетом	СССР, ДК-02	Измерение доз, получаемых персоналом	Ионизационная камера в форме авторучки	20 кэВ—2 МэВ	0—0,05 Р ч 0—1 Р	—
	США, Dosimeter Corporation of America	То же	Герметичная ионизационная камера	30 кэВ—1,2 МэВ	—	—

Продолжение табл. 8

Прибор	Страна, фирма	Назначение	Детектор	Диапазон энергии	Диапазон доз	Диапазон мощностей доз
Карманный индивидуальный дозиметр с непосредственным отсчетом	ФРГ, Siemens	Измерение доз, получаемых персоналом	Герметичная ионизационная камера	40 кэВ—1,2 МэВ	0—0,02 Р	—
	США, Victoreen, 541 L, 546	То же	То же	30 кэВ—2 МэВ	0—200 мР 0—100 Р	—
Индивидуальный дозиметр	США, Radiation monitoring instrument	»	Счетчик Гейгера—Мюллера	50 кэВ—1,3 МэВ	10^{-5} — 10^{-1} Р	—
М 885	США, Victoreen	Персональный индивидуальный дозиметр	То же	40 кэВ—1,2 МэВ	0—999 мР	—
Переносной индивидуальный дозиметр ДРГ-01Т	СССР	Регистрация мощности дозы	»	50 кэВ—3 МэВ	—	0,01 мР/ч— 9,999 Р/ч
ДКС-04	СССР	Измерение доз, получаемых персоналом	»	Тепловые нейтроны и α -излучение 500 кэВ Рентгеновское и β -излучение 50 кэВ—3 МэВ	1—1024 мР	0,1—150 мР/ч

Прибор	Страна, фирма	Назначение	Детектор	Диапазон энергии	Диапазон доз	Диапазон мощностей доз
Дозиметры: ДРГЗ-02 ДРГЗ-03	СССР	Проверка защиты в рентгеновских кабинетах	Сцинтилятор, воздушно-эквивалентный, сцинтилирующая пластмасса на основе полистирола с добавками ZnS(Ag) (24 см ³)	20 кэВ—3 МэВ	—	6·10 ⁻⁸ — 6·10 ⁻³ Р/с 6·10 ⁻⁸ — 6·10 ⁻³ Р/с
Дозиметр ДРГ-05М	СССР	Измерение мощностей доз	Детектор из воздухоэквивалентного сцинтилятора	40 кэВ—3 МэВ	1—10 ⁻⁴ мР	0,01—10 ⁴ мкР/с
Термолюминесцентный дозиметр ГЛД Reader 2800	США, Victoreen	Измерение доз при лучевой терапии и диагностике. Индивидуальная дозиметрия персонала	Термолюминесцентные детекторы LiF, CaF ₂ , Mg	—	10 ⁻² —10 ⁻⁴ Р	—
Фотолуминесцентный дозиметр	Япония, Toshiba	Измерение доз при лучевой терапии и диагностике. Индивидуальная дозиметрия персонала	Детекторы из люминесцентных стекол: FD-P8, FD-P6, FD-R1	От 50 кэВ до 1,5 МэВ	10 ⁻³ —10 ⁴ Р	—
Комплект индивидуальных дозиметров ИФК-2, ИФК-3; ИФК-У	СССР	Индивидуальный дозиметрический контроль	Фотопленки в кассетах с фильтрами	От 20 кэВ до 3 МэВ От 100 кэВ до 1,25 МэВ	10 ⁻² —50 Р 5·10 ⁻² —2Р	—

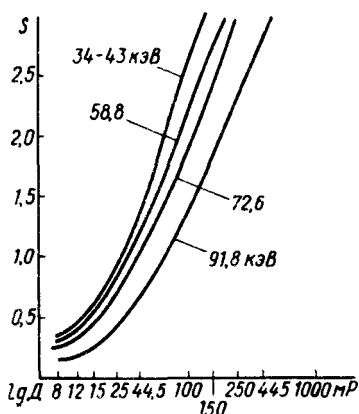


Рис. 20. Зависимость плотности почернения рентгеновской пленки от дозы излучения при разных энергиях излучения

при оптимальный набор медных фильтров в кассете должен иметь толщину 0,05, 0,5 и 1 мм. Кассета с пленками ИФК-2, ИФК-3 показана на рис. 21.

В комплекте индивидуальных дозиметров ИФКУ для измерения доз рентгеновского и гамма-излучений с эффективными энергиями 100 кэВ — 1,25 МэВ шкала денситометра измерительного пульта отградуирована непосредственно в единицах дозы.



Рис. 21. Кассета для индивидуального фотоконтроля

Общая характеристика различных дозиметрических приборов приведена в табл. 8.

ЗАЩИТА ОТ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Защита от рентгеновского излучения необходима для обеспечения радиационной безопасности населения. Защита осуществляется специальными защитными устройствами, регламентацией времени пребывания в зоне облучения и расстояния до источников излучений. При осуществлении защиты уровни облучения должны быть снижены до величин, установленных в законодательном порядке соответствующими документами. Основными законодательными документами, определяющими нормы и правила работ с ионизирующим излучением, в СССР являются «Нормы радиационной безопасности» НРБ-76/87 и «Основные санитарные правила работы с радиоактивными веществами и другими источниками ионизирующих излучений» — ОСП-72/87.

Комплекс мероприятий при работе с применением источников ионизирующих излучений должен учитывать все виды лучевого воздействия: 1) на лиц, которые непосредственно работают с источниками ионизирующих излучений или по роду своей работы могут подвергнуться облучению; 2) на отдельных лиц из населения, проживающего на территории наблюдаемой зоны, т. е. на территории, где дозы облучения проживающего населения потенциально могут превысить установленные для него пределы; 3) на население в целом. Должны быть предусмотрены защитные мероприятия, снижающие суммарную дозу от всех источников внешнего и внутреннего облучений до уровня, не превышающего предельно допустимой дозы или предела дозы для соответствующей категории лиц и группы критических органов.

Нормы радиационной безопасности (НРБ) являются основным документом, регламентирующим работу с источниками излучений и защиту от ионизирующих излучений. Исходя из возможных последствий влияния ионизирующих излучений на организм установ-

9. Дозовые пределы (бэр/год) внешнего и внутреннего облучения

Дозовые пределы	Группа критических органов		
	I	II	III
Предельно допустимая доза для категории А, ПДД	5	15	30
Предел дозы для категории Б, ПД	0,5	1,5	3,0

Примечание. Для категории А (за исключением женщин до 40 лет) распределение дозы внешнего облучения в течение года не регламентируется. Дозовые пределы, указанные в табл. 9, не включают: а) дозу, получаемую пациентом при медицинском обследовании и лечении; б) дозу, обусловленную естественным фоном излучения.

лены три категории облучаемых лиц: А — персонал; Б — ограниченная часть населения; В — население области, края, республики, страны.

В порядке убывания радиочувствительности устанавливаются три группы критических органов: I — все тело, гонады и красный костный мозг; II — мышцы, щитовидная железа, жировая ткань, печень, почки, селезенка, желудочно-кишечный тракт, легкие, хрусталик глаза и другие органы, за исключением тех, которые относятся к I и III группам; III — кожный покров, костная ткань, кисти, предплечья, лодыжки и стопы.

Для каждой категории облучаемых лиц устанавливаются три класса нормативов: основные дозовые пределы, допустимые уровни и контрольные уровни.

В качестве основных дозовых пределов в зависимости от группы критических органов для категории А устанавливается предельно допустимая доза за год (ПДД), а для категории Б — предел дозы за год (ПД).

Предельно допустимая доза (ПДД) — наибольшее значение индивидуальной эквивалентной дозы за год, которое при равномерном воздействии в течение 50 лет не вызовет в состоянии здоровья персонала (категории А) неблагоприятных изменений, обнаруживаемых современными методами. **Предел дозы (ПД)** — предельная эквивалентная доза за год для ограниченной части населения (категория Б). Предел дозы

(табл. 9) устанавливается меньше ПДД для предотвращения необоснованного облучения этого контингента людей и контролируется по усредненной для критической группы дозе внешнего излучения и уровню радиоактивных выбросов и радиоактивного загрязнения объектов внешней среды.

Для планирования мероприятий по защите и оперативного контроля радиационной обстановки для предотвращения превышения дозового предела устанавливаются контрольные уровни.

Для категории А контрольные уровни устанавливаются администрацией учреждения при обязательном согласовании с органами Государственного санитарного надзора. Контрольные уровни для категории Б устанавливаются органами Государственного санитарного надзора по представлению администрации учреждения.

При установлении контрольных уровней следует исходить из необходимости сохранения достигнутого уровня радиационного воздействия в данном учреждении ниже допустимого уровня. Контрольный уровень устанавливается и используется для оценки радиационной обстановки преимущественно на основе среднего значения времени работы при воздействии излучения за смену для категории А и за месяц для категории Б. При обслуживании постоянно работающего оборудования (процессов) контрольный уровень устанавливается, как правило, ниже соответствующего допустимого уровня.

В отдельных случаях при нестационарных условиях работы, эпизодических работах и т. п. контрольный уровень может устанавливаться выше допустимого уровня при обязательном согласовании его с органами Государственного санитарного надзора. Необходимость подобного превышения контрольного уровня над допустимым должна быть тщательно обоснована, с тем чтобы это превышение было скомпенсировано более низким значением радиационного фактора в остальное время и чтобы среднее за год реальное значение его не превысило соответствующего допустимого уровня.

Индивидуальная эквивалентная доза за год для персонала не должна превышать значения ПДД, указанного в табл. 9 для категории А. Эквивалентная доза (бэр), накопленная в критическом органе за время T (лет) с начала профессиональной работы, не должна превышать значения, получаемого по формуле $H = ПДД \cdot T$, где ПДД в бэр/год.

В любом случае доза, накопленная к 30 годам, не должна превышать 12 ПДД.

Для женщин репродуктивного возраста (до 40 лет) вводится дополнительное ограничение облучения: доза на область тела не должна превышать 1 бэр за любые два месяца.

По фактической индивидуальной дозе, обусловленной внешним и внутренним облучением, персонал подразделяется на две группы:

1) лица, условия труда которых таковы, что доза может превышать 0,3 годовой ПДД (для лиц этой группы обязателен индивидуальный дозиметрический контроль);

2) лица, условия труда которых таковы, что доза не может превысить 0,3 годовой ПДД (для лиц этой группы индивидуальный дозиметрический контроль не является обязательным, сохраняется контроль мощности дозы внешнего облучения и концентрации радионуклидов в воздухе рабочих помещений).

При облучении лиц категории Б индивидуальная эквивалентная доза за год не должна превышать предела дозы ПД, указанного в табл. 9. Оценка производится по среднему значению

индивидуальной эквивалентной дозы для критической группы лиц категории Б, находящихся на территории зоны наблюдения. Ограничение облучения населения (категории В) определяется возможным возникновением отдаленных эффектов и генетических последствий. Во всех случаях необходимо принимать меры по ограничению облучения населения снижением дозы излучения у отдельных лиц и ограничением числа лиц, подвергающихся облучению. В частности, необходимо ограничивать облучение при медицинских рентгено-радиологических исследованиях населения, особенно беременных женщин, детей и подростков.

Проектирование защиты от рентгеновского излучения выполняется в зависимости от назначения помещения, категории облучаемых лиц и длительности облучения.

В основных санитарных правилах ОСП-72/87 приведены значения допустимых мощностей доз ионизирующих излучений, до которых должны быть ослаблены защитными сооружениями первичные пучки излучения (табл. 10).

В соответствии с нормами радиационной безопасности НРБ-76/87 и основными санитарными правилами ОСП-72/87 проектная мощность эквивалентной дозы P на поверхности защиты (в мбэр/ч)

$$P = 500 D/t,$$

где D — предельно допустимая доза, равная 5 бэр в год для категории А; t — продолжительность облучения, выраженная в часах в год; в коэффициенте 500 учтен используемый при проектировании коэффициент запаса, равный 2. Для стандартной продолжительности пребывания в помещениях проектная мощность дозы представлена в табл. 10.

Размещение в жилых зданиях и детских учреждениях источников ионизирующих излучений, в том числе рентгенодиагностических и флюорографических аппаратов, кабинетов и отделений, запрещается. Для расчета необходимой защиты при работе с источниками рентгеновского излучения составляется план проектируемого или используемого помещения с размещением оборудования и приборов, указывают планы и назначение смежных помеще-

10. Мощности эквивалентных доз, используемых при проектировании защиты от внешнего ионизирующего излучения

Категория облучаемых лиц	Продолжительность облучения, ч/год	Назначение	Проектная мощность дозы P , мбэр/ч
А	1700	Помещения постоянного пребывания персонала Помещения, в которых персонал пребывает не более половины рабочего времени	1,4
	850		2,9
Б	2000	Помещения учреждения и территория санитарно-защитной зоны, где находятся лица, относящиеся к категории Б Любые помещения (в том числе жилые) и территория в пределах зоны наблюдения	0,12
	8800		0,03

ний, существующие или проектируемые строительные конструкции, а также генеральный план местности с существующими или проектируемыми зданиями. К плану прилагается пояснительная записка, в которой дается полная характеристика аппаратов и излучателей, условия и время их работы, номинальные напряжение и ток и при возможности — максимальные значения радиационного выхода излучателя на расстоянии 1 м от него.

В качестве материалов для защиты от рентгеновского излучения используют свинец или вещества, содержащие свинец, строительные конструкции, содержащие барит, баритовую штукатурку, баритобетон и баритовые плитки, а также обычные строительные материалы (бетон и кирпич). Использование пустотелых и легких строительных материалов для защиты от рентгеновского излучения недопустимо.

Защитные свойства различных материалов определяются их свинцовым эквивалентом, т. е. толщиной свинца, эквивалентной по ослаблению рентгеновского излучения толщине данного защитного материала.

Свинцовый эквивалент защитных материалов зависит от эффективной энергии излучения. В табл. 11 приведены

значения свинцовых эквивалентов разных строительных материалов, используемых для защиты от излучения.

Свинцовый эквивалент защитного материала, состоящего из различных химических элементов, которые равномерно распределены по объему защитного материала,

$$d_{Pb} = \frac{K_1 \mu_{m1} + K_2 \mu_{m2} + \dots + K_n \mu_{mn}}{\mu_{Pb} \rho_{Pb}} d \rho_m,$$

где K_1 ; K_2 ; K_n — мас. доля химических элементов, из которых состоит защитный материал; $\sum_1^n K_i = 1$; μ_{m1} ;

μ_{m2} ; μ_{mn} — массовые коэффициенты ослабления излучения в каждом из химических элементов защитного материала; d — общая толщина гетерогенного защитного материала; μ_{Pb} — массовый коэффициент ослабления излучения свинца; ρ_{Pb} ; ρ_m — соответственно плотность свинца и гетерогенного материала, используемого для защиты.

Если для моноэнергетического спектра нахождение свинцового эквивалента расчетным методом не представляет

больших трудностей, то для тормозного спектра рентгеновского излучения расчет затруднен, так как эффективная энергия рентгеновского спектра, а следовательно, и μ для каждого из компонентов защитного материала изменяется по мере прохождения излучения через защитный барьер. Для упрощения расчетов часто пользуются понятием эффективной энергии всего спектра; при этом считают, что эффективная энергия $W = \frac{2}{3} U_a$, где U_a — максимальное напряжение генерирования рентгеновского излучения в кВ, W — эффективная энергия, выраженная в кэВ.

Учитывая важность значений свинцовых и алюминиевых эквивалентов ослабления, кроме расчетных методов их определения, широко используется экспериментальный метод определения эквивалента по ослаблению рентгеновского излучения в свинце либо в алюминии. Методика эксперимента должна быть оговорена в сопроводительной документации.

При выбранном напряжении генерирования, фиксированном анодном токе и заданной геометрии, т. е. при заданном фокусном расстоянии от источника излучения до детектора излучения и до испытываемого материала, проводят измерения значений мощностей доз за фиксированными толщинами образцов материала, выбранного в качестве эталонного.

На основании полученных данных строят график изменения мощности дозы в зависимости от толщины материала (свинца, алюминия или меди), выбранного в качестве эталонного.

Испытуемый материал устанавливают на место эталонного и при тех же условиях (напряжении, анодном токе и геометрии) измеряют мощность дозы за испытываемым материалом. Значение мощности дозы за испытываемым материалом откладывают по оси ординат предварительно построенного графика, и по точке пересечения значения мощности дозы с кривой ослабления определяют эквивалент ослабления испытываемого материала. С целью повышения точности определения эквивалентов ослабления в некоторых случаях, осо-

бенно при использовании рентгеновского излучения, необходимо проводить измерения с использованием детектора — свидетеля, который контролирует постоянство интенсивности или мощности дозы в рабочем пучке излучения.

В соответствии с проектом международного стандарта МЭК 62В(ЦБ)70 на защитные приспособления и защитные стекла должны составляться формуляры, в которых следует указывать следующие параметры: фактор ослабления, указывающий, во сколько раз ослаблен первичный поток рентгеновского излучения; коэффициент накопления (фактор накопления); эквивалент ослабления в железе или другом материале или свинцовый эквивалент ослабления в миллиметрах. При перечне этих параметров следует указывать напряжение генерирования рентгеновского излучения и значение фильтрации первичного пучка излучения. Геометрия, при которой проведены испытания, должна соответствовать стандарту МЭК 62В(ЦБ)70.

Ниже приведены свинцовые эквиваленты стекол, используемых для экранов и для окон, и размеры (в мм) прямоугольных защитных стекол.

Толщина стекла	Свинцовые эквиваленты (мм) при напряжении 180—200 кВ, не менее
10	2,5
15	4,0
20	5,0
25	6,5
50	13,5

Длина	Ширина	Длина	Ширина
146	132	356	356
166	166	400	300
178	130	400	400
220	150	500	400
240	180	500	500
300	240	600	500

Предельное отклонение от этих размеров $\pm 1 \div -2$ мм.

У круглых стекол номинальные диаметры следующие (мм): 30, 50, 70, 96,

12. Доля интенсивности (в %) прямого и рассеянного рентгеновского излучения, проходящего через свинцовую рентгенозащитную резину (по DIN 6813)

Излучение	Свинцовый эквивалент, мм	Напряжение на трубке, кВ					
		60	75	90	120	150	200
		Толщина фильтра, мм					
		2 (Al)		3 (Al)		6,2 (Cu)	
Прямое	0,25	1	4	8	14	15	35
	0,5	0,3	1	2	5	10	15
Рассеянное	0,25	1	4	7	12	16	25
	0,5	0,2	0,7	1,5	3	5	9

114, 140, 158, 170, 200, 250. Предельное отклонение от этих размеров $+1 \div -2$ мм.

Защитные рентгеновские стекла выпускаются номинальной толщиной 10, 15 мм с предельным отклонением $\pm 1,5 \div 1,0$ мм и толщиной 20, 25, 50 мм с предельным отклонением $\pm 2,0$ мм.

Размеры (мм) рентгенозащитной резины (ТУ 38-105455—72):

	Пластины прессовые	Пластины рулонные
Длина . . .	$100 \pm 5,0$	—
Ширина . . .	$600 \pm 3,0$	$(60 \div 750) \pm 3,0$ $(0,8 \div 1,5) \pm 0,1$
Толщина	$3,5 \pm 0,3$	$(1,6 \div 3,0) \pm 0,2$ $(3,1 \div 4,0) \pm 0,3$

Свинцовые эквиваленты изделий из рентгенозащитной резины (мм Pb):

Юбки резиновые рентгенозащитные	Не менее 0,4
Фартуки резиновые рентгенозащитные	0,3
Пластина толщиной, мм:	
1,0—1,2	0,3
3,2—4,0	1,0

Доля интенсивности проходящего рентгеновского излучения (%) через свинцовую рентгенозащитную резину для прямого пучка и рассеянного излучения при разных качествах излучения (напряжения и фильтра) приведена в табл. 12.

При проектировании защиты из свинцовых экранов необходимо учитывать тот факт, что при энергии излучения $W > 100$ кэВ процесс фотопоглощения в свинце сопровождается эмиссией характеристического излучения свинца с энергией 88 кэВ. Поэтому для энергий св. 100 кэВ рекомендуется использовать комбинированные экраны, изготовленные из сплава свинца с элементами со средним атомным номером (Sn; Sb; Ba).

Характеристическое излучение также подавляется подбором декоративных красящих веществ, покрывающих наружную сторону защитной конструкции, моноблоков, излучателей, а также переносных и передвижных защитных приспособлений. Как правило, защитное покрытие состоит из последовательно нанесенных слоев окисла свинца, железа и кальция. Суммарная поверхностная плотность такого покрытия не превышает 300 мг/см^2 . Исходя из этой величины, наносят слой краски в следующем соотношении: 70—90% PbO; 5—25% Fe₂O₃; 5—10% CaCO₃.

При проектировании защиты материалы с большим атомным номером следует располагать первыми по ходу пучка рентгеновского излучения.

В случае, если расчетное значение толщины стены или перекрытия должно быть больше, чем имеющаяся толщина в помещении, где предполагается размещение рентгеновского оборудования,

можно усилить защиту другим защитным материалом, в частности свинцовым листом. Толщина дополнительной защиты из свинца

$$d_{Pb} = \frac{\mu_{ст} (d_{расч} - d_{ст})}{\mu_{Pb}},$$

где $\mu_{ст}$ — линейный коэффициент ослабления материала стены или перекрытия; μ_{Pb} — линейный коэффициент ослабления свинца; $d_{расч}$ — расчетное значение толщины стены или перекрытия для строительных материалов бетона или кирпича; $d_{ст}$ — реальная толщина стены или перекрытия.

Для расчета толщины защиты от излучения необходим план с указанием назначения основного и смежных по горизонтали и вертикали помещений с размещением оборудования и излучательных установок, а также генеральный план местности.

Для всех помещений в соответствии с их назначением и характером проводимых работ устанавливается категория и максимально допустимая мощность дозы (см. табл. 10). Расчет необходимой толщины свинца проводится по табл. 13 для рассчитанного значения кратности ослабления

$$k = \frac{it \cdot 100}{36R^2 D_0}$$

или

$$k = \frac{i \cdot 100}{36R^2 P_0}, \quad (45)$$

где i — номинальный анодный ток трубки, допускаемый при длительном режиме работы (мА), указываемый в паспорте трубки или санитарно-законодательных документах; t — время облучения за неделю, ч; R — расстояние от анода рентгеновской трубки до защищаемого объекта, м; D_0 — предельно допустимая недельная доза для лиц рассматриваемой категории, мР; P_0 — предельно допустимая мощность дозы, мР/ч.

Для лиц, работающих в рентгеновских кабинетах, предельно допустимая доза $D_0 = 100$ мР/нед и при длительности $t = 36$ ч в 1 нед.

$$k = \frac{i}{R^2}. \quad (46)$$

Для лиц, работающих в смежных помещениях, $D_0 = 10$ мР/нед и при $t = 36$ ч в 1 нед.

$$k = 10 \frac{i}{R^2}. \quad (47)$$

Для защиты от рассеянного рентгеновского излучения расчет проводится по тем же формулам, но необходимую толщину материала для защиты находят по табл. 14.

При определении необходимой толщины материала для защиты по рассчитанному значению коэффициента k берется значение максимального напряжения на рентгеновской трубке, допускаемого в длительном режиме работы.

При расчете толщины материала для защиты учитывают свинцовый эквивалент существующих строительных конструкций стен, перекрытий и т. д.

Необходимую толщину материала для защиты можно рассчитать также по радиационному выходу рентгеновского излучателя. Если известна мощность дозы P на заданном расстоянии от излучателя, то для защиты помещений любых категорий можно определить необходимую кратность ослабления и по известной толщине (табл. 15) слоя половинного или десятикратного ослабления в свинце или бетоне определить необходимую толщину материала для защиты.

Примерные значения радиационного выхода рентгеновской трубки при различных напряжениях и разных фильтрах приведены в табл. 16.

На рис. 22 даны два графика радиационного выхода рентгеновских излучателей для диапазона напряжений от 50 до 2000 кВ. Рис. 23 построен для предварительного фильтрованного рентгеновского излучения, в котором отсутствует мягкая составляющая рентгеновского спектра излучения.

Требуемая кратность ослабления

$$k = P_R \cdot 1 \cdot 10^{-5} i_A / (P P_0 R^2), \quad (48)$$

где P_R — радиационный выход конкретного рентгеновского излучателя при рабочей суммарной фильтрации рентгеновского излучения на расстоянии 1 м от фокуса рентгеновской трубки и анодном токе 1 мА, при максимальном рабочем напряжении ге-

13. Толщина слоя (в мм) свинца ($\rho = 11,34 \text{ г/см}^3$) и бетона ($\rho = 2,35 \text{ г/см}^3$) для защиты при прямом рентгеновском излучении

k	Напряжение на рентгеновской трубке, кВ							
	75	100	125	150	175	200	250	300
0,001	—	—	0,5	0,5	1	1	1,5	2
0,002	—	0,5	0,5	1	1,25	1,25	1,25	3
0,003	0,5	0,5	0,75	1	1,5	1,5	2,5	4
0,005	0,5	0,75	1	1,25	1,75	2	3	4,5
0,01	0,75	1	1,25	1,5	2	2,25	3,5	6
0,02	1	1	1,5	1,75	2	2,5	4	7,2
0,03	1	1,25	1,5	2	2,5	2,75	4,5	8,3
0,05	1,25	1,5	1,75	2	2,5	3	5	10
0,1	1,25	1,5	1,75	2,25	2,75	3,5	5,75	11,5
0,2	1,5	1,75	2	2,5	3	3,75	6,5	13
0,3	1,5	2	2,25	2,75	3,25	4	7	13,5
0,5	1,75	2,25	2,5	3	3,5	4,5	7,5	14,5
1	2	2,5	2,75	3,25	3,75	5	8,5	16,5
2	2,25	2,75	3	3,5	4,25	5,5	9,5	18
3	2,5	2,75	3,25	4	4,5	5,75	10	19
5	2,75	3	3,5	4,25	5	6	10,5	20
10	2,75	3,25	3,75	4,5	5,25	6,5	11,5	21,5
	—	240	320	350	380	430	490	560

Продолжение табл. 13

k	Напряжение на рентгеновской трубке, кВ							
	75	100	125	150	175	200	250	300
20	$\frac{3}{-}$	$\frac{3,5}{250}$	$\frac{4}{340}$	$\frac{4,75}{400}$	$\frac{5,75}{430}$	$\frac{7}{460}$	$\frac{12}{520}$	$\frac{23,5}{600}$
30	$\frac{3}{-}$	$\frac{3,5}{-}$	$\frac{4,25}{-}$	$\frac{5}{-}$	$\frac{6}{-}$	$\frac{7,5}{-}$	$\frac{13}{-}$	$\frac{24,5}{-}$
50	$\frac{3,25}{-}$	$\frac{3,75}{270}$	$\frac{4,5}{360}$	$\frac{5,25}{420}$	$\frac{6,5}{450}$	$\frac{7,75}{480}$	$\frac{13,5}{570}$	$\frac{25,5}{620}$
100	$\frac{3,5}{-}$	$\frac{4}{300}$	$\frac{4,75}{380}$	$\frac{5,5}{430}$	$\frac{6,75}{470}$	$\frac{8,25}{500}$	$\frac{14}{580}$	$\frac{27}{650}$

Примечание. В числителе данные для свинца, в знаменателе — для бетона.

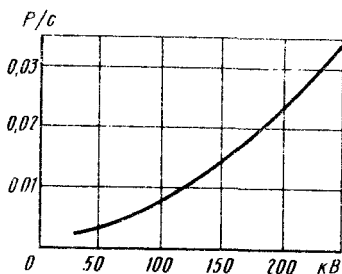
14. Толщина слоя (в мм) свинца и бетона для защиты при различных кратностях ослабления K рассеянного рентгеновского излучения

k	Напряжение на рентгеновской трубке, кВ					k	Напряжение на рентгеновской трубке, кВ				
	100	150	200	250	300		100	150	200	250	300
0,01	$\frac{0,1}{20}$	$\frac{0,1}{30}$	$\frac{0,2}{40}$	$\frac{0,3}{50}$	$\frac{0,6}{70}$	1	$\frac{1,4}{120}$	$\frac{1,8}{160}$	$\frac{2,6}{220}$	$\frac{4,2}{230}$	$\frac{7,5}{250}$
0,02	$\frac{0,2}{35}$	$\frac{0,3}{45}$	$\frac{0,5}{65}$	$\frac{0,8}{75}$	$\frac{1,2}{95}$	2	$\frac{1,6}{130}$	$\frac{2}{185}$	$\frac{3}{250}$	$\frac{5}{260}$	$\frac{9}{280}$
0,03	$\frac{0,4}{45}$	$\frac{0,5}{55}$	$\frac{0,8}{90}$	$\frac{1,2}{100}$	$\frac{2,3}{120}$	5	$\frac{1,8}{150}$	$\frac{2,3}{210}$	$\frac{3,6}{280}$	$\frac{5,8}{290}$	$\frac{10,5}{310}$
0,05	$\frac{0,5}{55}$	$\frac{0,8}{80}$	$\frac{1}{120}$	$\frac{1,5}{125}$	$\frac{3}{145}$	10	$\frac{2,1}{170}$	$\frac{2,6}{230}$	$\frac{4,1}{300}$	$\frac{6,5}{320}$	$\frac{12}{340}$
0,1	$\frac{0,7}{65}$	$\frac{1}{100}$	$\frac{1,4}{140}$	$\frac{2}{150}$	$\frac{4}{170}$	20	$\frac{2,3}{180}$	$\frac{2,9}{250}$	$\frac{4,6}{340}$	$\frac{7,3}{360}$	$\frac{13,5}{380}$
0,2	$\frac{0,9}{80}$	$\frac{1,2}{120}$	$\frac{1,8}{170}$	$\frac{2,7}{180}$	$\frac{5}{200}$	50	$\frac{2,5}{200}$	$\frac{3,2}{280}$	$\frac{5,1}{370}$	$\frac{8}{390}$	$\frac{15}{410}$
0,3	$\frac{1}{85}$	$\frac{1,3}{130}$	$\frac{2}{180}$	$\frac{3}{190}$	$\frac{5,5}{210}$	100	$\frac{2,8}{220}$	$\frac{3,5}{310}$	$\frac{5,6}{390}$	$\frac{8,8}{420}$	$\frac{17}{440}$
0,5	$\frac{1,2}{100}$	$\frac{1,5}{140}$	$\frac{2,2}{190}$	$\frac{3,5}{210}$	$\frac{6,3}{220}$						

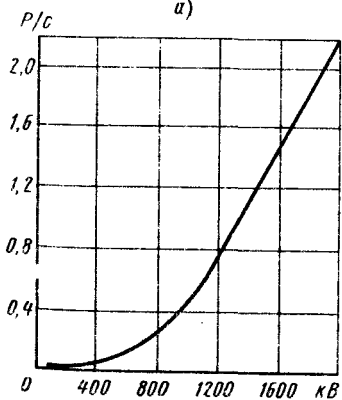
Примечание. В числителе данные для свинца, в знаменателе — для бетона.

15. Толщина слоя (в мм) свинца ($\rho = 11,3 \text{ г/см}^3$) и бетона ($\rho = 2,3 \text{ г/см}^3$) для защиты при половинном и десятикратном ослаблении рентгеновского излучения

Ослабление	Максимальное напряжение, кВ					
	100	125	150	200	250	300
Половинное:						
свинец	0,2	0,27	0,3	0,5	0,9	1,7
бетон	15	20	23	28	29	31
Десятикратное:						
свинец	0,7	0,9	1,0	1,7	3,0	5,6
бетон	51	67	76	91	97	102



а)



б)

нерирования рентгеновского излучения (в P/c). P_0 — проектная мощность экспозиционной дозы (в P/c), которая определяется категорией (А или Б) лиц, находящихся в защитной зоне, и временем работы рентгеновского аппарата; P — радиационный выход рентгеновской трубки в соответствии с рис. 23 (в P/c); i_a — максимальная сила анодного тока рентгеновской трубки (в мА), при предварительно выбран-

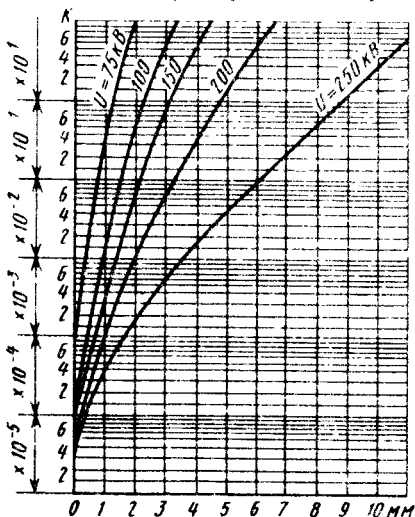


Рис. 23. Номограммы для определения толщины свинцовой защиты (мм) по расчетному коэффициенту K при напряжениях от 75 до 250 кВ

Рис. 22. Зависимости радиационного выхода от напряжения генерирования рентгеновского излучения (P/c) при токе 1 мА на расстоянии 1 м от фокуса рентгеновской трубки:

а — для напряжения до 300 кВ; б — для напряжения от 300 до 2000 кВ

16. Мощность доз (в Р/ч) рентгеновского излучения при анодном токе 1 мА, различных постоянных напряжениях на трубке и фильтрах (на расстоянии 1 м)

Напряжение на трубке, кВ	Толщина фильтра, мм											
	алюминиевого								медного			
	1	2,0	3,0	4,0	5,0	6,0	8,0	10,0	0,10	0,15	0,20	
20	3,75	1,50	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
40	19,5	7,8	4,7	2,9	2,3	1,7	—	—	—	—	—	—
60	48,0	21,0	15,0	11,0	8,7	7,2	5,4	3,9	15,0	9,5	6,1	—
80	81,0	40,5	30,0	24,0	19,5	16,5	13,2	10,5	28,5	21,0	15,0	—
100	117,0	66,0	46,0	37,5	31,5	28,5	22,5	18,0	45,0	37,5	24,0	—
120	180,0	110,0	80,0	54,0	—	—	—	—	66,0	54,0	37,0	—
140	246,0	162,0	108,0	84,0	—	—	—	—	85,0	74,0	57,0	—
160	330,0	230,0	—	—	—	—	—	—	105,0	90,0	74,0	—
180	420,0	300,0	—	—	—	—	—	—	126,0	110,0	90,0	—
200	520,0	390,0	—	—	—	—	—	—	146,0	132,0	110,0	—
250	860,0	—	—	—	—	—	—	—	210,0	195,0	165,0	—
300	1320,0	—	—	—	—	—	—	—	270,0	240,0	210,0	—

Напряжение на трубке, кВ	Толщина фильтра, мм											
	медного											
	0,25	0,30	0,40	0,50	0,60	0,70	0,90	1,0	1,5	2,0	2,5	
20	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
40	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
60	4,5	3,5	2,2	1,5	—	—	—	—	—	—	—	—
80	12,0	9,3	6,7	5,1	4,2	3,3	2,7	2,5	1,8	—	—	—
100	21,0	18,0	14,0	11,0	9,0	7,5	6,5	5,7	5,1	3,1	2,1	—
120	33,0	30,0	24,0	19,5	16,5	13,8	12,3	10,8	9,6	6,4	4,4	—
140	45,0	41,0	33,0	27,0	24,0	21,0	19,0	16,5	15,0	11,0	8,0	—
160	60,0	55,0	45,0	37,5	34,0	30,0	27,0	25,0	22,5	18,0	13,2	—
180	78,0	72,0	61,0	52,5	48,0	44,0	40,0	36,0	33,0	25,0	19,5	—
200	96,0	90,0	78,0	70,0	64,0	60,0	55,0	51,0	48,0	38,0	28,5	—
250	150,0	144,0	125,0	110,0	104,0	94,0	76,0	76,0	78,0	61,0	48,0	—
300	195,0	180,0	165,0	150,0	140,0	132,0	122,0	115,0	110,0	85,0	68,0	—

ном напряжении генерирования излучения; R — расстояние (в м) от фокуса рентгеновской трубки до места нахождения лиц за защитой.

При отсутствии экспериментальных или паспортных данных по радиационному выходу на конкретный рентгеновский аппарат, для которого проводится расчет защиты, можно принять, что $P_H = P$. При этом

$$k = 1 \cdot 10^{-6} i_a / (P_0 R^2). \quad (49)$$

Проектная мощность дозы для лиц категории А (в Р/с)

$$P_0 = 1,4 \cdot 10^{-5} / t; \quad (50)$$

для лиц категории В

$$P_0 = 1,4 \cdot 10^{-6} / t, \quad (51)$$

где t — время работы персонала или аппарата в часах за неделю.

Подставляя значения P_0 (50) или (51) в (48), находим требуемую кратность ослабления рентгеновского излучения (k). Толщину свинца для защиты (в мм) определяем по рис. 23 и рис. 24.

В представленном расчете предусмотрен двукратный запас по мощности дозы, регламентируемый действующими в СССР нормами радиационной безопасности (НРБ-76/87).

Регламентирование времени пребывания в зоне облучения. При отсутствии возможности снижения мощности дозы на рабочих местах лиц, работающих с ионизирующим излучением, с помощью защитных сооружений или индивидуальных средств защиты или путем увеличения расстояния до источника излучения необходимо сокращать время пребывания лиц в зоне облучения, исходя из требований и норм радиационной безопасности. Такие случаи могут быть при ремонтных и наладочных работах, а также при некоторых видах рентгенодиагностических исследований (хирург или анестезиолог при зондировании сердца и сосудов и др.) и при некоторых экспресс-видах рентгенодефектологических исследований. Во всех этих случаях предельно допустимый уровень излучения определяется месячной или недельной дозой. Так, если лица, подвергающиеся облучению, являются профессиональными работниками и по роду своей деятельности должны подвергаться облучению, то

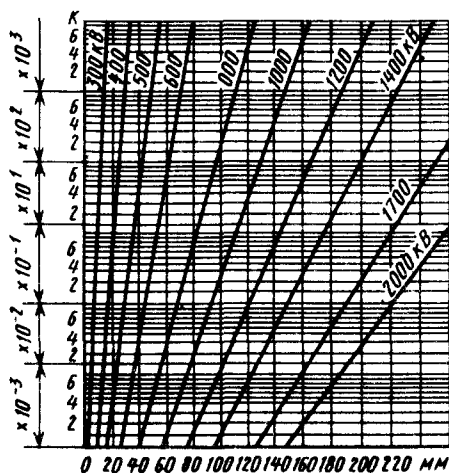


Рис. 24. *Номограммы для определения толщины свинцовой защиты (мм) по расчетному коэффициенту K при напряжениях от 300 до 2000 кВ

для них годовая допустимая доза 5 Р, месячная 0,4 Р и недельная 0,1 Р. Если измеренную мощность дозы на рабочем месте обозначить $P_{изм}$ (мР/ч), то допустимое время (τ) работы с излучением:

$$\left. \begin{aligned} &\text{в 1 год} \\ &t_{год} = \frac{5000}{P_{изм}}; \\ &\text{в 1 мес.} \\ &t_{мес} = \frac{400}{P_{изм}}; \\ &\text{в 1 нед.} \\ &t_{нед} = \frac{100}{P_{изм}}. \end{aligned} \right\} \quad (52)$$

Соответственно для лиц других категорий, для которых предельно допустимая доза 0,5 Р/год, 0,04 Р/мес и 0,01 Р/нед, допустимое время (τ) работы с излучением

$$\left. \begin{aligned} &t_{год} = \frac{500}{P_{изм}}; \\ &t_{мес} = \frac{40}{P_{изм}}; \\ &t_{нед} = \frac{10}{P_{изм}}. \end{aligned} \right\} \quad (53)$$

17. Допустимые мощности экспозиционной дозы излучения

Назначение аппаратов	Допустимые мощности экспозиционной дозы излучения на рабочих местах, мР/ч
Для медицинских диагностических исследований:	
без поворотного стола-штатива	13,0
с поворотным столом-штативом в положениях:	
вертикальном	10,0
горизонтальном	30,0
Для лучевой терапии	4,0
Для флюорографии	3,3
Для промышленной дефектоскопии, структурного и спектрального анализа, облучения в технологических целях	3,3

По мере удаления от источника излучения интенсивность излучения, а следовательно, и мощность дозы убывают обратно пропорционально квадрату расстояния от анода рентгеновской

трубки до рассматриваемой точки. Если известен радиационный выход P_v рентгеновской трубки на заданном расстоянии R и предельно допустимая мощность дозы $P_{п.д.}$, то безопасное расстояние R_0 (если пренебречь поглощением излучения воздухом) может быть определено из соотношения

$$R_0 = R \sqrt{\frac{P_v}{P_{п.д.}}} \quad (54)$$

Требования к рентгеновским аппаратам по радиационной безопасности регламентированы рекомендациями Международной электротехнической комиссии (МЭК) «Защита от излучения в медицинских рентгеновских установках от 10 до 400 кВ» (*Radiation protection in medical X-ray equipment 10 kV to 400 kV. Publication 407. 1973*). По правилам, действующим в СССР, аппараты удовлетворяют требованиям радиационной безопасности, если мощность экспозиционной дозы излучения на рабочих местах персонала не превышает значений, указанных в табл. 17.

Требования к экспозиционным дозам на рабочих местах по рекомендациям РС 1536—72 приведены в табл. 18.

Нормы защиты на рабочих местах, действующие в США и Германии, приведены в табл. 19 и 20. Требования по защите к рентгеновским излучателям определены в СССР ГОСТ 26140—84.

18. Допустимые местные мощности дозы для расчета защиты от излучения

Аппараты	Время работы за 1 мес., ч	Допустимые местные мощности дозы, мР/ч	
		для частей тела или всего тела	для рук, предплечья ступней, щиколоток
Рентгенодиагностические в том числе с поворотными столами-штативами в положениях:	30	13	200
вертикальном	25	10	150
горизонтальном	5	30	500
Рентгенотерапевтические	90	4,5	70
Рентгенодефектоскопические	150	2,5	40
Для структурного и спектрального анализа	160	2,5	40

19. Допустимая доза (бэр) в США

Зона	Средняя недельная	Максимальная доза		
		13-недельная	годовая	накопленная
Контролируемая:				
все тело, гонады, кровеносные органы, глаза, кожа и все тело	0,1	3	—	5 (N — 18) *
руки и предплечья, голова, шея, ноги и колени	1,5	25	75	—
Неконтролируемая	0,01	—	0,5	—

* N — возраст человека, подвергающегося профессиональному облучению; 18 — возраст начала профессионального облучения.

Рентгеновские излучатели аппаратов должны иметь такие защитные устройства, чтобы при закрытом выходном окне мощность экспозиционной дозы не превышала значений, указанных ниже.

Назначение рентгеновских излучателей

Мощность экспозиционной дозы излучения мГр/ч (мР/ч), не более

Для лучевой терапии и промышленной дефектоскопии с напряжением св. 150 кВ на расстоянии 1 м от фокусного пятна в любом направлении	8,7 (1000)
Для медицинских диагностических исследований, лучевой терапии и промышленной дефектоскопии с напряжением до 150 кВ на расстоянии 1 м от фокусного пятна в любом направлении . .	0,87 (100)
Для структурного и спектрального анализов на расстоянии 50 мм от поверхности излучателя в любом направлении	0,22 (25)
Для дентальных рентгеновских аппаратов при максимальном напряжении генерирования рентгеновского излучения на расстоянии 1 м от фокуса рентгеновской трубки	0,175 (20)
Для блоков излучателей рентгенодиагностических аппаратов для маммографии при максимальном значении напряжения генерирования рентгеновского излучения на расстоянии от 50 мм поверхности излучателя	0,87 (100)

Мощность экспозиционной дозы излучения, генерируемого электронными лампами (кеноны и др.) рентгеновского аппарата, не должна превышать 2,0 мР/ч в любой точке на расстоянии 50 мм от корпуса аппарата.

Мощность экспозиционной дозы излучения, создаваемого видеоконтрольным устройством телевизионной системы, не должна превышать 0,5 мР/ч

на расстоянии 50 мм от корпуса аппарата на стороне, обращенной к оператору.

Аппараты для структурного и спектрального анализов должны обеспечивать снижение мощности экспозиционной дозы излучения на расстоянии 50 мм от наружной поверхности рентгеновского излучателя или штатива на стороне оператора до значений не более 3,3 мР/ч. Такие же требования к защите

20. Предельно допустимые мощности дозы в ФРГ

Вид исследования и напряжения генерирования излучения	Время включения, ч за 1 мес.	Предельно допустимая местная мощность дозы, мР/ч
Просвечивание: стоящих и сидящих пациентов	30	14
лежащих пациентов	10	42
редкие исследования	4	100
Снимки: 100 кВ	4	100
125 кВ	2	200
150 кВ	1,5	300
Терапия: до 180 кВ	30	14
Обычные направления излучения	60	7
Редкие направления излучения	6	70

Примечание. Исключения — для рук, предплечья, ног, ступней уровни излучения могут быть больше в 12 раз.

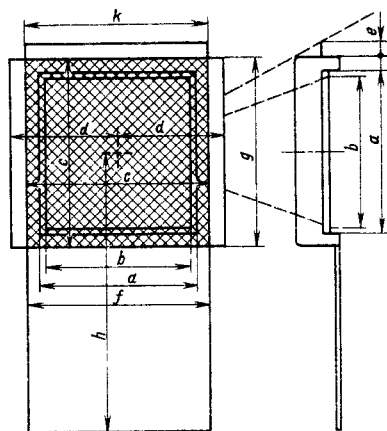


Рис. 25. Защитная зона при проверке защиты в рентгенодиагностических аппаратах

опорных стенок, пультов и флюоресцирующих экранов для промышленной рентгенодефектоскопии.

Устройства для экранирования рассеянного излучения в аппаратах для структурного и спектрального анализа должны иметь свинцовый эквивалент не менее 2 мм. На выходе рентгеновских излучателей устанавливают диафрагмы или тубусы для ограничения пучка излучения. Тубусы рентгенотерапевтических аппаратов должны ослаблять мощность дозы вне используемого пучка до 1% от мощности дозы излучения по оси пучка. Диафрагмы аппаратов для промышленной дефектоскопии обеспечивают вне используемого пучка излучения со стороны наблюдателя на расстоянии 500 мм от фокуса трубки мощность экспозиционной дозы излучения не более 30 мР/ч.

Свинцовый эквивалент устройств (например, свинцовых стекол у экрана) для экранирования используемого пучка излучения аппаратов с визуальным наблюдением на флюоресцирующем экране должен быть при номинальном напряжении просвечивания до 100 кВ не менее 2,5 мм и при номинальном напряжении просвечивания св. 100 кВ увеличен на 0,1 мм на каждые 10 кВ сверх 100 кВ. Свинцовый эквивалент устройств для экранирования рассеянного излучения рентгеновских аппаратов должен быть не менее 0,5 мм при номинальном напряжении просвечивания 100 кВ и должен быть увеличен на 0,05 мм на каждые 10 кВ, превышающие 100 кВ.

В рентгенодиагностических аппаратах устанавливается защитная зона для персонала (рис. 25; табл. 21), в пределах которой мощность дозы не превышает величину, указанную в табл. 17.

Проверка защиты проводится дозиметрическими приборами, имеющими основную погрешность не более $\pm 15\%$ и аттестованными в установленном порядке.

Если радиационный выход излучателя отличается от данных, приведенных в паспорте на рентгеновскую трубку, более чем на $\pm 25\%$, то проверку защиты проводить не рекомендуется.

При испытании защиты у аппаратов для медицинских диагностических исследований, кроме флюорографических аппаратов, на пути пучка излучения устанавливают водно-плексигласовый фантом размером $250 \times 250 \times 150$ мм. Положение трубки, штатива и фантома, расстояние между ними и геометрическая форма пучка излучения при измерениях должны соответствовать рис. 26. Измерение мощностей доз при вертикальном положении поворотного стола-штатива проводится в точках, отстоящих друг от друга на расстоянии 10 см и находящихся в плоскости, которая параллельна экранно-снимочному устройству и отстоит от него на 50 мм по всей высоте и ширине защитного поля.

При горизонтальном положении поворотного стола-штатива мощность экспозиционной дозы измеряют в плоскости шириной 500 мм, перпендикулярной поверхности деки стола и отстоящей от него на 50 мм.

Мощность дозы при испытании устройств защиты у аппаратов для лучевой терапии, стационарных аппаратов для промышленной дефектоскопии и облучения в технологических целях должна измеряться на расстоянии 50 мм от поверхности экрана, за которым находится персонал, на высоте 100, 900 и 1500 мм от пола при наличии фантома.

21. Размеры защитной зоны для экранно-снимочного устройства

Минимальные размеры	Примеры для размеров флуоресцирующих экранов, см	
	35 × 35	24 × 24
<i>a</i>	35	24
<i>b</i>	34	23
<i>c</i>	40	29
<i>d</i>	23	18
<i>e</i>	3	3
<i>k = f = g</i>	40	29
<i>h = 60</i>	60	60

Обозначения: *a* — ширина флуоресцирующего экрана в зависимости от размера экрана; *b* — ширина светящегося поля; *c* — ширина защитного поля от полезного излучения; *d* — защитное поле от одной стороны до середины флуоресцирующего экрана; *e* — ширина верхнего защитного поля от нежелательного излучения; *j* — ширина нижнего защитного поля от нежелательного излучения; *h* — расстояние от центра экрана до нижней кромки защитного фартука.

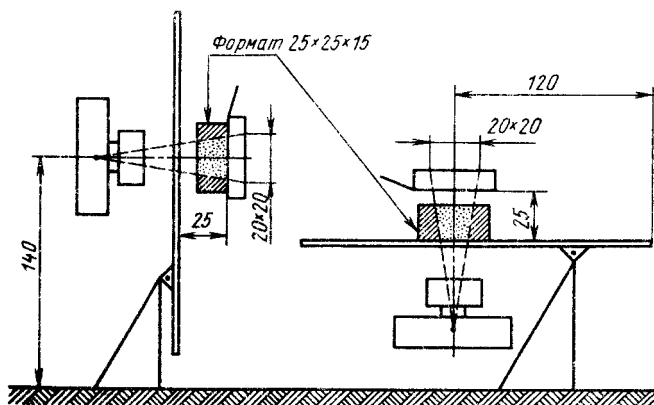


Рис. 26. Схема измерения защиты (размеры в см)

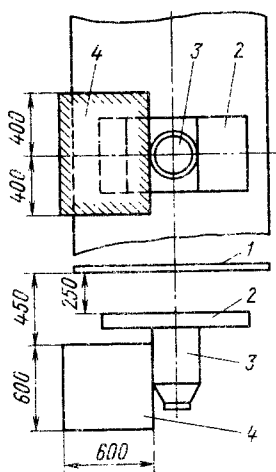


Рис. 27. Схема защиты рентгеновского аппарата с УРИ:

1 — опорная стенка поворотного стола; 2 — экранно-снимочное устройство или экранодержатель либо панель крепления УРИ; 3 — усилитель рентгеновского изображения (УРИ); 4 — зона защиты

При проверке устройств защиты у флюорографических аппаратов используется фантом размерами $250 \times 250 \times 75$ мм. Измерения проводят на расстоянии 200 мм от поверхности кабины и флюорографической камеры и 600 мм от защитного кожуха на высоте от пола 100, 900 и 1500 мм.

На рис. 27 приведена схема защиты для рентгенодиагностических аппаратов с усилителями рентгеновского изображения (УРИ). Проверка устройств защиты также проводится при наличии фантома размером $25 \times 25 \times 15$ см.

Учитывая, что недельная доза на обслуживающий персонал не должна превышать $0,87$ мГр/нед или 100 мР/нед, контроль устройств защиты проводят с учетом нормированной рабочей нагрузки для каждого рабочего места аппарата и конкретного типа аппарата.

Рабочие нагрузки в соответствии с документом МЭК 62В (Секретариат) 101. «Защита от рентгеновского излучения в установках медицинской рентгеновской аппаратуры с напряжением до 400 кВ» и с санитарно-гигиеническими нормами

САНПиН 42-129-11-4090—86 МЗ СССР представлены в табл. 22.

Анодные токи рентгеновских трубок, при которых проводятся дозиметрические измерения, рассчитывают в соответствии с рабочими нагрузками, представленными в табл. 22.

В тех случаях, когда расчетные значения тока невозможно воспроизвести с достаточной точностью либо в аппарате не предусмотрены режимы работы с расчетными значениями токов (аппараты для снимков), недельная доза (в мР/нед) определяется по дозе за снимок с последующим пересчетом по следующему выражению:

$$D_{\text{нед}} = \frac{D_{\text{изм}} (\text{мА} \cdot \text{мин}/\text{нед}) 60}{\text{мА} \cdot \text{с}}, \quad (55)$$

где $D_{\text{изм}}$ — фактически измеренная доза за время снимка, мР; $\text{мА} \cdot \text{мин}/\text{нед}$ — рабочая нагрузка по табл. 22; $\text{мА} \cdot \text{с}$ — установочное значение количества электричества, при котором произведен снимок.

При проверке защиты рентгеновских излучателей мощность дозы P определяется при анодном токе, полученном делением значений рабочих нагрузок на длительность работы персонала за неделю (табл. 22):

$$i_{\text{расч}} = \frac{(\text{мА} \cdot \text{мин}) \text{нед}}{T}, \quad (56)$$

где T — длительность работы персонала за неделю, мин.

При работе аппарата в снимочном режиме мощность дозы P рассчитывается с учетом $i_{\text{расч}}$ по выражению (56) (в мР/ч):

$$P = \frac{D_{\text{изм}} i_{\text{расч}} 3600}{\text{мА} \cdot \text{с}}, \quad (57)$$

где $D_{\text{изм}}$ — измеренное значение дозы (в мР) на заданном расстоянии от излучателя при производстве снимка; $i_{\text{расч}}$ — расчетное значение анодного тока по выражению (56); $\text{мА} \cdot \text{с}$ — установочное количество электричества, при котором произведен снимок.

В случае необходимости проведения нескольких снимков из-за малой чувствительности интегрирующего дози-

22. Стандартные рабочие нагрузки для расчета условий измерения

Аппараты	Рабочая нагрузка, мА·мин/неделя	Напряжение, кВ
Рентгенодиагностические:		
для флюорографии	4000	100
для томографии, рентгенографии, с дистанционным управлением	2000	100
для маммографии	1000	50
для исследований с поворотным столом-штативом и излучателем, расположенным под декой в положениях:		
вертикальном	1000	100
горизонтальном	400	100
специализированные, для операционных залов, палатные и переносные	200	Номинальное
дентальные	200	»
Рентгенотерапевтические	200 <i>i_{а,ном}</i>	»
Рентгенодиагностический компьютерный томограф для головы и тела	200	100
Панорамный томограф, аппарат для панорамной рентгенографии	200	90

Примечание. Длительность работы персонала за неделю $T = 2000$ мин; $i_{а,ном}$ — номинальный ток аппарата, мА.

метра, выражение (57) примет вид (в МР/ч):

$$P = \frac{i_{расч} 3600 \sum_1^n D_i}{\sum_1^n \text{мА} \cdot \text{с}}, \quad (58)$$

где $\sum_1^n D_i$ — суммарная доза в плоскости детектора дозиметра, полученная за n снимков; $\sum_1^n \text{мА} \cdot \text{с}$ — суммарное количество электричества, прошедшее через рентгеновскую трубку за n снимков.

Список литературы

1. Аглинцев К. К. Основы дозиметрии ионизирующих излучений. М.: Медгиз, 1954. 288 с.
2. Брэстрап К. Б., Уиккофф Г. О. Руководство по радиационной защите. Пер. с англ./Под ред. Ф. Г. Кроткова. М.: Медгиз, 1962. 331 с.
3. Владимиров Л. В. К вопросу о методике определения качества защиты рентгеновских излучателей рентгенодиагностических аппаратов//Радиационная техника. М.: Атомиздат, 1973. 90. С. 429—436.

4. Владимиров Л. В., Кронгауз А. Н., Пятгорский Б. М. Методика проверки защиты в рентгеновских аппаратах/Медицинская радиология. 1981. № 3. С. 61—64.
5. Владимиров Л. В., Гусев Е. А., Леонов Б. И. Защита в промышленных радиоскопах при просвечивании объектов в нестандартных условиях//Дефектоскопия. 1982. № 9. С. 15—19.
6. Иваиов В. И. Курс дозиметрии. М.: Атомиздат, 1970. 392 с.
7. Кронгауз А. Н., Ляпидевский В. К., Фролова А. В. Физические основы клинической дозиметрии. М.: Атомиздат, 1969. 304 с.
8. Нормы радиационной безопасности НРБ-76. М.: Атомиздат, 1978. 56 с.
9. Основные санитарные правила работы с радиоактивными веществами и другими источниками ионизирующих излучений. ОСП-72. М.: Атомиздат, 1973. 55 с.
10. Полупроводниковые детекторы в дозиметрии ионизирующих излучений/Под ред. В. К. Ляпидевского. М.: Атомиздат, 1973. 177 с.
11. Радиационная дозиметрия/Под ред. Дж. Хайна и Г. Браунелла. М.: Изд-во иностр. литературы, 1958. 758 с.
12. Румянцев С. В., Добрымыслов В. А., Борисов О. И. Типовые методики радиационной дефектоскопии и защиты. М.: Атомиздат, 1979. 197 с.
13. Санитарные правила при рентгеновской дефектоскопии. МЗ СССР. Главное санитарно-эпидемиологическое управление. М.; 1980. 35 с.
14. Medical X-204 and Gamma-ray protection for energies up to 10 MeV. Equipment Design and Use. NCRP Report No 33 Washington, D. C. 20014.

Рентгеновские трубки, моноблоки и излучатели

ОСНОВНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ РЕНТГЕНОВСКИХ ТРУБОК

Рентгеновская трубка — электровакуумный высоковольтный прибор, предназначенный для генерирования рентгеновского излучения путем бомбардировки анода пучком электронов, ускоренных приложенным к электродам трубки напряжением.

Источник электронов — катод с нитью из вольфрамовой проволоки в рентгеновских трубках с термоэлектронной эмиссией или холодный катод специальной конструкции в импульсных рентгеновских трубках с автоэлектронной эмиссией. В некоторых импульсных рентгеновских трубках для получения пучка электронов используются термоэлектронная и автоэлектронная эмиссии.

Простейшая рентгеновская трубка состоит из запаянного стеклянного или керамического баллона с разрежением $1,33 \cdot 10^{-4}$ — $6,66 \cdot 10^{-5}$ Па (10^{-6} — 5×10^{-7} мм рт. ст.) с закрепленными внутри баллона на фиксированном расстоянии друг от друга катодными и анодными узлами. Баллон одновременно является корпусом рентгеновской трубки. В рентгеновских трубках с накаливаемым катодом последний изготавливается в виде спирали из вольфрамовой проволоки, размещенной в специальном фокусирующем цилиндре. Анод представляет собой массивный медный стержень с напаянной на него пластинкой из тугоплавкого металла. Пластинка является мишенью. На части ее поверхности — действительном фокусном пятне — тормозятся разогнанные в электрическом поле электроны, испускаемые нагретым до 2200 — 2500 °С катодом.

При резком торможении электронов возникает рентгеновское излучение, состоящее из тормозного и характеристического излучений.

Фокусировка потока электронов в узкий пучок достигается оптимальным выбором формы электрического поля в межэлектродном пространстве. Направляющиеся от катода к аноду электроны имеют наименьшую скорость непосредственно вблизи катода. Поэтому конструкция катодной чашечки, в которой расположена спираль катода, и глубина расположения в ней спирали определяют форму электрического поля вблизи нити накала и в основном траекторию пролета электронов в межэлектродном пространстве. В рентгеновских трубках с небольшими межэлектродными расстояниями форма баллона рентгеновской трубки и конфигурация анода оказывают значительно меньшее влияние на траекторию полета электронов, чем форма катодной чашечки и глубина расположения в ней спирали.

В трубках, где длина пути электронного потока достаточно большая (например, секционированные трубки на напряжение 400 кВ и выше), а также в трубках с вынесенным полым анодом установки только катодного фокусирующего устройства оказывается недостаточно. В таких случаях в секционированных трубках используются промежуточные собирающие линзы, в качестве которых служат секционные электроды, а в трубках с вынесенным полым анодом — короткие магнитные фокусирующие линзы.

При бомбардировке фокуса рентгеновской трубки пучком электронов часть первичных электронов отражается от поверхности анода под различными углами. Скорости отраженных

электронов различны. При этом образуются быстрые электроны, почти не теряющие при столкновении своей энергии, и более медленные, потерявшие при неупругом столкновении часть энергии.

Электроны, отраженные и выбитые из атомов вещества анода, называются вторичными электронами и образуют вторичную электронную эмиссию в рентгеновской трубке, которая оказывает вредное влияние на нормальную работу трубки.

Число вторичных электронов характеризуется коэффициентом вторичной эмиссии G , который постепенно уменьшается с ростом напряжения, прикладываемого к рентгеновской трубке, и затем, достигнув определенного минимума, почти не меняется при дальнейшем росте напряжения. Минимальное количество вторичных электронов составляет значительную часть от первичного пучка электронов. Например, для вольфрама $G_{\min} = 53\%$, для меди $G_{\min} = 37\%$.

При энергии первичных электронов порядка 50 кэВ количества отраженных электронов и медленных электронов, например, из вольфрамового анода примерно равны. С ростом энергии первичных электронов число вторичных отраженных электронов увеличивается и при энергиях свыше 60 кэВ составляет основную долю вторичных электронов.

При допущении, что распределение вторичных электронов по скоростям равномерно в диапазоне от нуля до 100%-ной скорости первичных электронов, энергия вторичных электронов для вольфрама составляет примерно 26% от энергии первичного пучка электронов.

Вторичные электроны, попадая на стекло баллона трубки, вызывают местный нагрев стекла и его электролиз, вследствие которого может возникнуть газоотделение в трубке.

Вторичные электроны, тормозящиеся электрическим полем, изменяют свою траекторию и в основном снова возвращаются на анод, вызывая *афокальное излучение*, т. е. рентгеновское излучение, возбужденное вне фокуса рентгеновской трубки.

Доля энергии афокального излучения из фокуса трубки для вольфрамового анода определенной формы при напряжении 100 кВ составляет 20% при 90 кВ — 18%; при 60 кВ — 14%, при 40 кВ — 11%, при 20 кВ — 8,5%.

Афокальное излучение ухудшает качество рентгеновского изображения, уменьшая резкость изображения исследуемого объекта. Основные меры борьбы с влиянием вторичных электронов — применение корпуса трубки с оптимальной геометрией из высококачественного тугоплавкого стекла или металла либо с металлической средней частью (попадание вторичных электронов на оболочку трубки не вызывает таких вредных последствий, как при стеклянной средней части); установка чехла на аноде для предотвращения разлета вторичных электронов.

При прохождении однородного рентгеновского излучения через стекло баллона трубки его интенсивность падает по закону $I_1 = I_0 e^{-\mu d}$, где I_0 — интенсивность на внутренней поверхности баллона рентгеновской трубки; μ — линейный коэффициент поглощения; d — толщина оболочки.

При допущении, что рентгеновское излучение, генерируемое трубкой, ослабляется стеклом баллона как однородное излучение с длиной волны $\lambda = 1,5\lambda_{\min}$, оказывается, что в стекле толщиной 2—3 мм поглощается 20—25% излучения при напряжении 50 кВ и 60—70% при напряжении 25 кВ. Жесткость излучения при этом увеличивается.

В рентгеновских трубках с металлическим корпусом или средней его частью предусматривается выход рентгеновских лучей через вваренную в корпус пластину из бериллия, имеющего малое поглощение. В трубках, используемых при напряжении свыше 30 кВ, на стекле баллона в месте выхода рентгеновских лучей отшлифовывают площадку, уменьшая толщину стекла в этом месте до 1—1,5 мм для снижения ослабления излучения.

Элементы конструкции рентгеновских трубок с накаливаемой нитью катода. Оболочка большинства рентгеновских трубок представляет собой стеклянный баллон с максимальной толщиной стенок в средней части 2,5 мм.

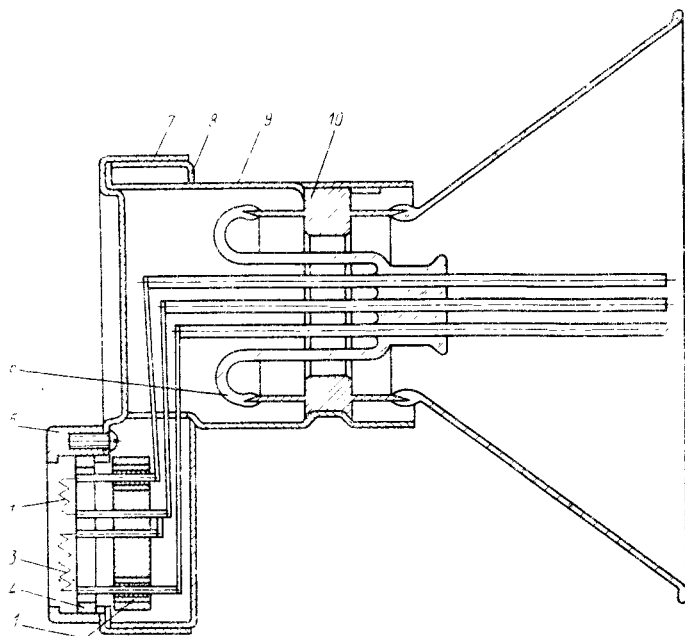


Рис. 1. Катодный узел двухфокусной рентгеновской трубки с вращающимся анодом

Стекланный баллон в рентгеновских трубках изготовляют из стекла С47-1, обладающего хорошими диэлектрическими, термическими и вакуумными свойствами. Температура размягчения стекла 580—600 °С. Стекло образует вакуумно-плотный спай с молибденом и коваром.

Рентгеновские трубки средней и большой мощности имеют баллон с расширенной средней частью и узкой анодной горловиной.

Расширение средней части баллона приводит к уменьшению нагрева стекла от теплоизлучения электродов и удалению стекла из области сильного электрического поля, что способствует увеличению электрической прочности рентгеновских трубок.

Рентгеновские трубки малой мощности с неподвижным анодом изготовляют с баллонами цилиндрической формы. Ряд зарубежных фирм изготовляет рентгеновские трубки с керамической оболочкой.

Некоторые фирмы, например *Phillips* (Нидерланды) и *General Electric* (США),

выпускают рентгеновские трубки большой мощности с оболочками, выполненными по принципу «металликс», при котором средняя часть оболочки рентгеновской трубки представляет собой металлический цилиндр, вакуумно-плотно спаянный со стеклянными катодным и анодным баллонами. Кроме того, ряд фирм изготовляет рентгеновские трубки промышленного и медицинского назначения, в которых оболочка полностью выполнена из металла, а электроды трубки закреплены на керамических изоляторах, которые одновременно служат вводами для высоковольтных кабелей.

Металлическая оболочка позволяет избежать отрицательных явлений, связанных с бомбардировкой стеклянной оболочки трубки вторичными электронами: нагрева стекла в месте попадания электронов и его электролиза, перераспределения потенциалов по поверхности баллона.

Конструкция катодного узла двухфокусной рентгеновской трубки с вращающимся анодом показана на рис. 1.

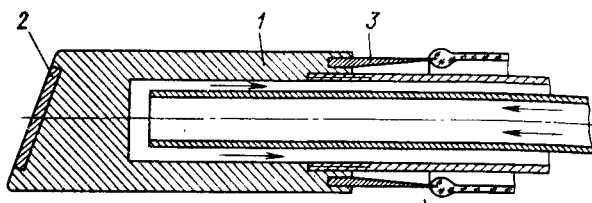


Рис. 2. Анодный узел рентгеновской трубки с неподвижным анодом

Катодный узел состоит из ножки катода 6 и металлической арматуры (экран 5, головка катода 2, диск 7), держателя 1, крышки 8, стакана 9, вольфрамовых нитей накала 3, 4. Вся арматура выполнена из никеля НП2, обладающего хорошими вакуумными свойствами. Катодная ножка имеет три молибденовых ввода и коваровое кольцо 10, на котором крепится металлическая арматура катода.

Головка катода 2 имеет общий полукруглый фокусирующий паз и два прямоугольных паза, в которых размещаются нити накала большого и малого фокусов рентгеновской трубки. Экран 5 служит для закрепления головки 2 на диске 7.

Для создания линейного фокуса используется нить накала из вольфрамовой проволоки, имеющая форму винтовой линии. Диаметр вольфрамовой проволоки обычно 0,2—0,3 мм.

В приведенной конструкции катодного узла нити накала располагаются на одной оси друг за другом, причем нить накала малого фокуса находится ближе к продольной оси рентгеновской трубки. С таким расположением нитей накала выпускаются все двухфокусные рентгеновские трубки.

В трубках *Rörlix* (Германия) нити накала располагаются в фокусирующей головке таким образом, что поток электронов попадает на одну и ту же фокусную дорожку анодного диска. В отдельных типах рентгенодиагностических трубок с вращающимся анодом производства фирмы *Siemens* (Германия) установлены катодные головки, в которых одновременно могут быть размещены четыре нити накала.

Анодный узел рентгеновских диагностических трубок с неподвижным анодом с охлаждением проточной жид-

костью (рис. 2) состоит из тела анода 1, мишени 2, коварового кольца 3.

Тело анода 1 выполнено из бескислородной меди, которая обладает хорошими тепловыми вакуумными и механическими характеристиками.

В качестве материала для мишени обычно применяется вольфрам, имеющий большой атомный номер ($Z = 74$), очень высокую температуру плавления (3400°C) и низкую упругость паров при больших температурах.

Вольфрамовая мишень позволяет получать высокую интенсивность рентгеновского излучения и подводить к аноду большие мощности.

Мишень 2 представляет собой круглую или прямоугольную пластину толщиной 2—3 мм, которую соединяют с телом анода, отливая в тигле при температуре плавления меди и давлении $1,33 \cdot 10^{-3}$ Па (10^{-5} мм рт. ст.). К телу анода приварено коваровое кольцо 3, которое служит для соединения анодного узла со стеклянным баллоном рентгеновской трубки.

Конструкция анодного узла рентгеновской трубки с вращающимся анодом (рис. 3) представляет собой консольную сбалансированную вращающуюся систему с оптимальным теплораспределением, нагруженную тяжелой мишенью, и состоит из двух узлов — вращающегося и неподвижного. Вращающаяся часть имеет медный ротор 2, являющийся частью асинхронного двигателя, валик 3 и мишень 1. Несущим элементом конструкции анодного узла является стакан 4, представляющий собой соединенные пайкой стальной стакан и коваровое кольцо, служащее для получения спая металла и стекла. Валик 3 — узел анода, предназначен для размещения и крепления на нем всех вращающихся масс. Он состоит

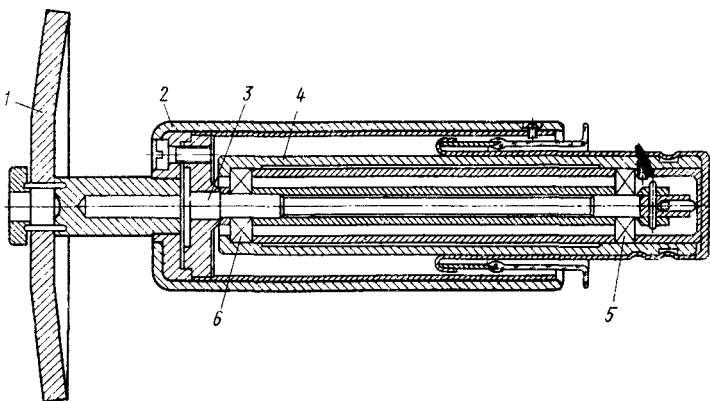


Рис. 3. Анодный узел рентгеновской трубки с вращающимся анодом

из молибденовой и стальной частей, которые соединены пайкой в водороде. Мишень закреплена на молибденовой части валика с помощью молибденовой гайки, шайбы и штифтов.

Стальная часть валика предназначена для установки подшипников 5 и 6 качения.

Подшипники анодного узла в рентгеновских трубках работают при вакууме $1,33 \cdot 10^{-4}$ — $1,33 \cdot 10^{-5}$ Па (10^{-6} — 10^{-7} мм рт. ст.) и рабочих температурах до 400°C , что делает невозможным применение обычных жидких смазок. На подшипники неблагоприятно влияет также прохождение электрического тока через тело качения при работе рентгеновской трубки.

В рентгеновских трубках, выпускающихся в СССР, применяются подшипники с габаритами $6 \times 6 \times 19$ мм и статической грузоподъемностью 100 кг. Чаще всего используется дисульфид-молибденовая смазка подшипников.

Мишень анода представляет собой тело вращения в форме усеченного конуса, режы, цилиндра. Частота вращения мишени при работе рентгеновской трубки в режиме снимка для различных типов трубок составляет 2800, 5600, 8500 и 17 000 об/мин при частоте напряжения, подводимого к обмоткам статора рентгеновской трубки, соответственно 50, 100, 150 и 300 Гц.

Диаметр мишени зависит от мощности рентгеновской трубки и для

вольфрамовых анодов равен 50—125 мм, а для графитовых анодов — 50—150 мм.

При работе рентгеновской трубки мишень трубки испытывает значительные термоциклические нагрузки. В связи с тем, что рентгеновское излучение возникает в тонком поверхностном слое мишени, перепад температуры при распространении тепла от фокусного пятна в глубь анодного диска может достигать больших величин. Возникающие при этом внутренние силы сжатия и растяжения вызывают растрескивание поверхности фокусной дорожки, увеличение шероховатости и появление впадинок. Этому же способствует испарение вольфрама при нагреве мишени.

Электроны, попадающие в кратеры на поверхности фокусной дорожки, вызывают рентгеновское излучение, которое ослабляется при выходе из впадин; интенсивность рентгеновского излучения при этом падает.

Срок службы рентгеновской трубки исчисляется числом включений при номинальной нагрузке, при котором радиационный выход рентгеновского излучения падает до 70% от первоначального. Гарантированный срок службы отечественных рентгенодиагностических трубок 10 000—30 000 включений, а рентгеновских трубок для рентгенодефектоскопических аппаратов — 500 ч работы. Анодные диски современных рентгенодиагностических

трубок с вращающимся анодом часто состоят из двух или трех слоев. Например, анодные диски *Calorex* фирмы *Siemens* (Германия) состоят из трех слоев: наружный слой из вольфрама с присадкой рения, средний слой из молибдена и нижний слой из графита.

Такие комбинированные мишени имеют повышенную теплоемкость, что позволяет в сочетании с увеличением частоты вращения анода значительно увеличить мощность рентгеновских трубок.

Термическая устойчивость мишеней значительно возрастает с присадкой к вольфраму рения. Например, при 10%-ной присадке рения после 10^4 включений интенсивность излучения снижается всего лишь на 15%, в то время как у мишени из чистого вольфрама интенсивность падает при тех же условиях на 45%.

От качества соединения рабочего слоя с подложкой зависит долговечность мишени, так как отслоение слоев друг от друга приводит к преждевременному выходу рентгеновской трубки из строя.

Высокие температуры в пределах фокусной дорожки при нагружении рентгеновской трубки вызывают образование механических напряжений в диске анода рентгеновской трубки, которые могут привести к деформации анодного диска.

Механические напряжения могут быть снижены несколькими способами (фирмы *Philips* и *Siemens*).

1. *Изготовление анодных дисков с прорезями.* Прорези располагаются равномерно по поверхности диска под некоторым углом к его поверхности таким образом, чтобы электроны с нити накала не могли достичь стеклинной оболочки рентгеновской трубки со стороны анода.

На рис. 4 показан анодный диск подобного типа.

2. *Изготовление анодных дисков с пазами.* Конструкция анодного диска показана на рис. 5.

Фокусные дорожки малого и большого фокусов ограничиваются концентрическими пазами, что приводит в результате к резкому снижению механических напряжений. Паза в

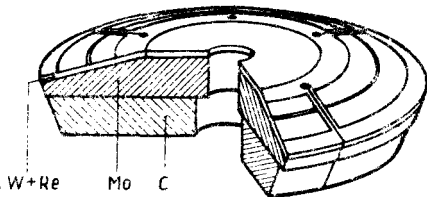


Рис. 4. Анодный диск с радиальными прорезями

глубину должны достигать молибденовой подложки.

Анодный диск с пазами имеет следующие преимущества перед анодными дисками с радиальными прорезями: у него меньше возможность разрушения в случае неоднородности материала анода; просвечивание может проводиться при неподвижном аноде.

3. *Изготовление анодных дисков с почерненной поверхностью.* Механические напряжения в анодных дисках с прорезями и пазами могут быть дополнительно снижены путем почернения слоя поверхности диска, обращенной к анодному торцу трубки.

При температуре анода $T > 800^\circ\text{C}$ почернение вызывает снижение температуры анода минимум на 200°C , что существенно уменьшает деформацию анода.

4. *Изготовление трехслойных анодных дисков с усовершенствованной технологией.* Конструкция анода отдельных трубок *SRO*, *SRM* и *SRC* фирмы *Philips* показана на рис. 6.

Подложка 1 толщиной 6 мм состоит из сплава молибдена, титана и циркония; поверхностный слой 3 толщиной 0,7 мм — из сплава вольфрама и рения. Между подложкой и поверхностным

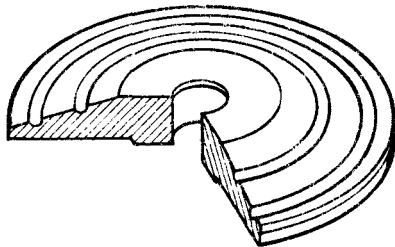


Рис. 5. Анодный диск с кольцевыми пазами в разрезе

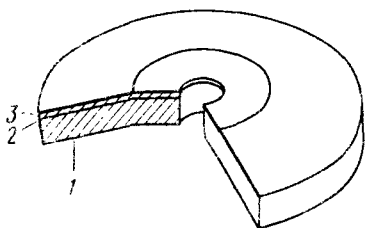


Рис. 6. Трехслойный анодный диск в разрезе

слоем имеется слой 2 из вольфрама толщиной 0,7 мм.

Три слоя из указанных материалов сильно нагреваются и прессуются за один удар; при этом их толщина составляет менее половины первоначальной толщины.

Плотность вольфрам-рениевого слоя 19 г/см^3 , а плотность материала обычного диска — $18,4 \text{ г/см}^3$.

Небольшая пористость вольфрам-рениевого слоя диска позволила улучшить электрические характеристики рентгеновских трубок. При электрическом нагревании рентгеновской трубки и связанном с этим нагревом фокусной дорожки наблюдается газоотделение с поверхности диска и с внутренних стенок пор, которые увеличивают поверхность, с которой происходит газоотделение. При уменьшении пористости снижается количество газа, выделяющегося при экспозиции, и соответственно верятности электрического пробоя рентгеновской трубки. Эти качества материала предохраняют диск от образования трещин и деформации, поэтому не требуется прорезей и пазов.

Хорошие результаты по повышению срока службы получены у вольфрамовых мишеней с оплавлением рабочего слоя в вакууме с последующим шлифованием рабочей поверхности.

Применение комбинированных мишеней с графитовой подложкой и рабочим слоем позволяет получить допустимые мощности 150—215 кВт в течение 0,1 с при большой теплоемкости анода и высоких удельных нагрузках. Мишень состоит из графитового диска в форме усеченного конуса и впрессованного в него металлического кольца из сплава

вольфрама с рением. Металлическое кольцо является фокусной дожкой для пучка электронов, вылетающих из катода трубки. Вольфрам-рениевый слой может быть также равномерно напылен на всю поверхность графитового диска, обращенную к катоду трубки.

Различаются одноугловые и двухугловые анодные диски. В одноугловых анодных дисках фокусные дорожки размещают на кольцевой конической поверхности, расположенной под определенным углом к плоскости, перпендикулярной оси рентгеновской трубки. В двухугловых анодах фокусные дорожки размещают на двух кольцевых конических поверхностях, наклоненных под разными углами к плоскости, перпендикулярной продольной оси рентгеновской трубки.

Уменьшение угла наклона внутренней конусной поверхности приводит к увеличению действительного фокусного пятна и допустимой нагрузки. Существуют типы рентгеновских трубок с большим различием в углах наклона поверхностей внутреннего и наружного фокуса (обычно $17,5$ и 10°). При съемке с внутренним фокусом при равном фокусном расстоянии снимки получаются значительно меньшего формата, чем при съемке с наружным фокусом.

Оптические параметры рентгеновских трубок. Различают действительные и эффективные фокусные пятна рентгеновских трубок.

Действительное фокусное пятно — сечение, в котором анод рентгеновской трубки пересекается электронным потоком.

Линейное фокусное пятно — действительное фокусное пятно резко выраженной прямоугольной формы, для которого характерно максимальное распределение интенсивности излучения вблизи центра прямоугольника.

Обычно для получения необходимой площади эффективного фокусного пятна при проектировании под небольшими углами выбирают отношение длины к ширине линейного фокусного пятна не менее двух.

Эффективное фокусное пятно — проекция действительного фокусного пятна на плоскость, перпендикулярную вы-

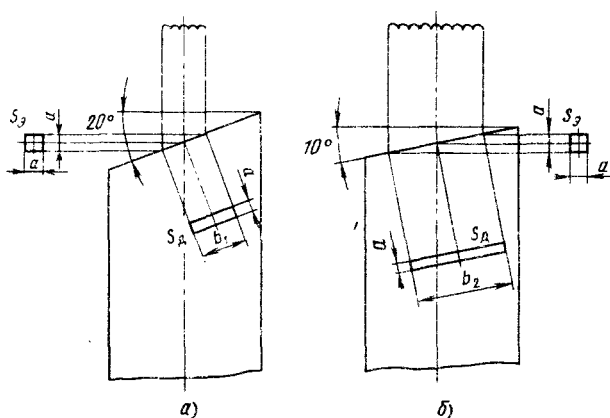


Рис. 7. Действительный и эффективный фокусы рентгеновской трубки с неподвижным анодом:

α — угол наклона анода 20° , β — угол наклона анода 10°

бранному направлению. Обычно это направление совпадает с направлением центрального луча, т. е. луча, выходящего из центра фокусного пятна через центр выходного окна.

Качество рентгеновской трубки характеризуется ее «добротностью» — отношением допустимой кратковременной мощности к площади эффективного фокусного пятна. Уменьшением допустимого угла раствора рабочего пучка можно уменьшить угол среза анода и при неизменной площади эффективного фокусного пятна получить большую «добротность» трубки.

На рис. 7 показаны действительные и эффективные фокусные пятна рентгеновской трубки с неподвижным анодом. Сторона a квадратного эффективного фокусного пятна связана с длиной действительного фокуса b соотношением $b = a/\sin \alpha$, где α — угол наклона анода.

Площадь действительного фокусного пятна $S_d = a^2/\sin \alpha$. Площадь эффективного фокусного пятна $S_a = a^2$.

Отношение площадей действительного и эффективного фокусов

$$S_d/S_a = 1/\sin \alpha.$$

Ниже приведены значения $\frac{S_d}{S_a}$ для различных углов наклона анода:

α°	20	17	15	12	10
$\frac{S_d}{S_a}$	2,93	3,43	3,86	4,8	5,75

При угле наклона анода 10° вместо 20° площадь действительного фокуса и «добротность» при неизменной нагрузке на единицу площади действительного фокуса возрастают почти вдвое.

На рис. 8 изображены анод 3 и нити накала 1, 2 двухфокусной рентгеновской трубки с разнесенными фокусными дорожками. Анод вращается с угловой скоростью ω вокруг оси трубки. Положение эффективного фокусного пятна в трубке с вращающимся анодом в пространстве остается неизменным. Но при вращении анода под электронный поток набегают новые участки кольцевой фокусной дорожки, которые не были под электронным пучком. Площадь ее во много раз больше площади действительного фокусного пятна.

Применительно к фокусу трубки, наиболее удаленному от оси трубки,

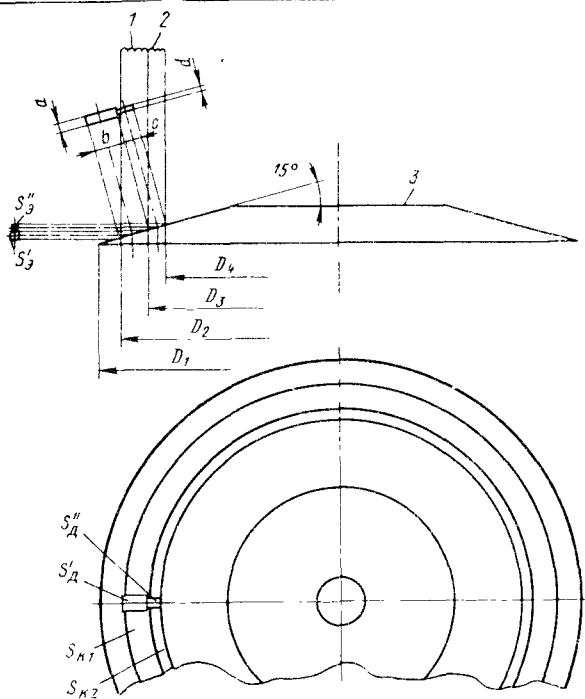


Рис. 8. Действительный и эффективный фокусы рентгеновской трубки с вращающимся анодом

площадь кольцевой фокусной дорожки

$$S_{K1} = \frac{(D_2 + D_3)}{2} \pi b,$$

где $D_3 = D_2 - 2 \frac{a}{\operatorname{tg} \alpha}$; $b = \frac{a}{\sin \alpha}$.

Подставляя эти выражения в исходное, получим $S_{K1} = \left(D_2 - \frac{a}{\operatorname{tg} \alpha} \right) \pi b$.

Отношение площади кольцевой фокусной дорожки к площади действительного фокуса

$$\frac{S_{K1}}{S'_d} = \frac{\left(D_2 - \frac{a}{\operatorname{tg} \alpha} \right) \pi}{a},$$

где $S'_d = ab$.

Для рентгеновской трубки 14-30БД10-150 с размером большого эффективного фокуса 2×2 мм площадь кольцевой фокусной дорожки больше площади действительного фокусного

пятна в 128 раз; для малого фокуса 1×1 это отношение равно 114.

Электрические характеристики. В электронных рентгеновских трубках с накаливаемой нитью катода поток электронов получается путем термоэлектронной эмиссии, которая возникает при нагреве нити накала. Для того чтобы покрывать поверхность металла, электроны должны обладать энергией (работа выхода), достаточной для преодоления поверхностных сил, удерживающих электроны внутри металла. Для вольфрама эта энергия равна 4,52 эВ.

Зависимость плотности эмиссионного тока от температуры для вольфрама показана на рис. 9.

Теоретические статические анодные характеристики рентгеновской трубки с плоскими электродами, представляющие зависимость анодного тока от постоянного анодного напряжения при

различных неизменных значениях тока на каля, показаны на рис. 10.

На восходящем участке *OA* увеличение анодного напряжения вызывает увеличение анодного тока в связи с тем, что в создании анодного тока принимают участие только те термоэлектроны, скорость которых достаточна, чтобы преодолеть тормозящее поле пространственного заряда у катода рентгеновской трубки. Анодный ток на этом участке подчиняется закону «трех вторых»:

$$j_a = 2,33 \cdot 10^{-6} \frac{U_a^{3/2}}{d^2},$$

где j_a — плотность анодного тока, A/cm^2 ; U_a — анодное напряжение; d — расстояние между анодом и катодом.

При определенном для данного тока накала анодном напряжении электроны, покинувшие катод, достигают анод и наступает режим насыщения, при котором дальнейшее увеличение анодного напряжения не вызывает увеличения анодного тока. Этот участок *AB* называется участком насыщения, где ток ограничен эмиссионным током катода.

Напряженне, при котором достигается насыщение, называется напряжением насыщения U_s , при этом ток, проходящий через рентгеновскую трубку, называется током насыщения, а его сила обозначается через I_s .

Реальные анодные характеристики рентгеновских трубок значительно отличаются от теоретических и зависят от конструкции трубки.

На рис. 11 изображены реальные анодные характеристики рентгеновских трубок различной конструкции. На кривых *A* и *B* насыщение наступает при небольших анодных напряжениях. Такие трубки называются трубками с «большой проникаемостью». На кривой *C* насыщение наступает при больших напряжениях, на кривой *D* насыщение вообще не наступает. Рентгеновские трубки с такими характеристиками называются трубками с «малой проникаемостью».

Рост тока на восходящем участке также отличается от закона «трех вторых».

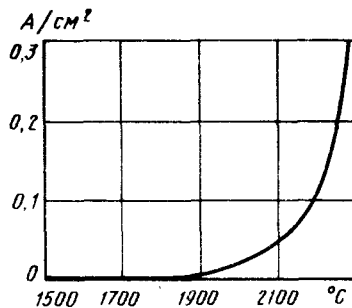


Рис. 9. Зависимость удельной термоэлектронной эмиссии вольфрама от температуры

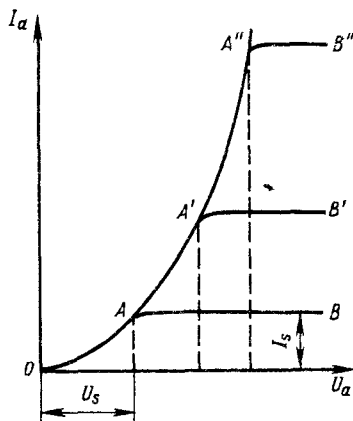


Рис. 10. Теоретические статические анодные характеристики рентгеновской трубки с плоскими электродами

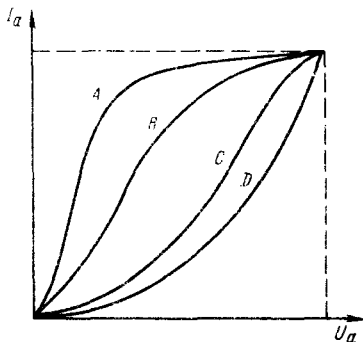


Рис. 11. Анодные характеристики рентгеновских трубок различной конструкции

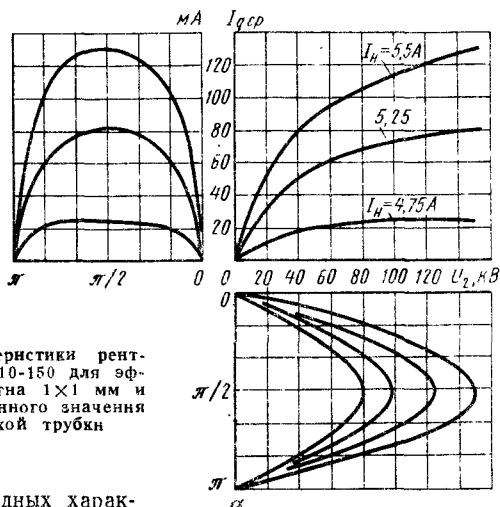


Рис. 12. Анодные характеристики рентгеновской трубки 14-30БД10-150 для эффективного фокусного пятна 1×1 мм и построение кривых мгновенного значения анодного тока рентгеновской трубки

Отличие реальных анодных характеристик от теоретических объясняется в основном сильной неравномерностью поля у катода и воздействием на поток электронов отрицательного поверхностного заряда на оболочке трубки.

В рентгеновских трубках с «большой проникаемостью» фокусирующее устройство мало экранирует нить накала и электрическое поле сильно влияет на пространственный заряд, окружающий эту нить. При более глубокой посадке нити в фокусирующей головке электрическое поле вблизи нити оказывается ослабленным и насыщение либо наступает при больших значениях напряженности электрического поля, либо не наступает вообще. Отрицательный поверхностный заряд на оболочке трубки также препятствует движению электронов к аноду и повышает напряжение смещения. Отличие реальных характеристик от теоретических на восходящем участке вызывается также неравномерным нагревом катода по его длине. От концов катода происходит лучший теплоотвод, и поэтому они дают меньший ток эмиссии, чем середина нити. При высоких температурах длина активного участка с более высокой температурой увеличивается и анодная характеристика становится круче. Это объясняет расхождение в семействе реальных характеристик на восходящем участке.

Реальные характеристики на участке насыщения непараллельны оси абсцисс

из-за роста эмиссионного тока с ростом анодного напряжения вследствие усиления поля у катода, уменьшающего работу выхода, и дополнительного нагрева катода при протекании анодного тока.

Особенно сильно влияние этих факторов проявляется у оксидных катодов; при чисто вольфрамовых катодах эффект менее значителен.

На рис. 12 показано семейство экспериментальных статических анодных характеристик рентгеновской трубки типа 14-30БД10-150 для фокусного пятна 1×1 мм. При малых токах накала насыщение наступает при меньших значениях анодного напряжения и по мере увеличения тока накала сдвигается вправо.

При другом способе построения анодных характеристик строится семейство кривых, выражающих зависимость $I_a = f(I_H)$ при $U_a = \text{const}$ (т. е. выражает связь между анодным током и током накала при определенном неизменном анодном напряжении); эти характеристики называются эмиссионными.

Статические характеристики снимаются при практически постоянном напряжении. При этом среднее значение анодного тока совпадает с мгновенным значением.

Для рентгеновских трубок с ослабленной бомбардировкой оболочки вторичными электронами статические характеристики практически совпадают с динамическими. Имея статические характеристики и зная закон изменения анодного напряжения, можно построить кривые анодного тока. На рис. 12 построено семейство кривых анодного тока при синусоидально изменяющемся анодном напряжении.

Кроме статических анодных характеристик $I_a = f(U_a)$ при $I_n = \text{const}$ и эмиссионных характеристик $I_a = f(I_n)$ при $U_a = \text{const}$ на практике используются накальные характеристики $I_n = f(U_n)$, которые устанавливают связь между напряжением и током накала.

РЕНТГЕНОВСКИЕ ТРУБКИ РЕНТГЕНОДЕФЕКТОСКОПИЧЕСКИХ АППАРАТОВ

У рентгеновских трубок для просвечивания материалов широкий диапазон используемых напряжений (10—450 кВ), который выбирается в зависимости от материала и толщины исследуемого объекта. Мощность рентгеновских трубок 0,5—4 кВт.

Трубки предназначены для повторного-кратковременного и длительного режимов работы и выполняются с направленным и круговым выходом излучения, с полыми, массивными и вынесенными анодами. Охлаждение анодов водяное или масляное. Форма действительного фокусного пятна прямоугольная или круглая.

Рентгеновские трубки на напряжении до 320 кВ выполняют только двухэлектродными; на напряжениях 400—450 кВ — двухэлектродными и секционированными, на напряжениях выше 450 кВ — только секционированными.

Двухэлектродные рентгеновские трубки. Корпуса этих рентгеновских трубок могут быть стеклянными, керамическими или целиком металлическими. Рентгеновские трубки с гофрированным керамическим корпусом называются металлокерамическими. Кроме того, выпускаются металлокерамиче-

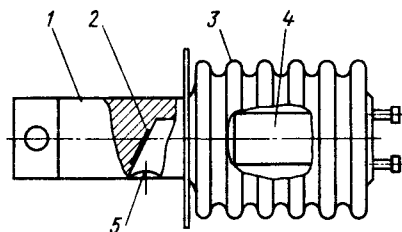


Рис. 13. Рентгеновская трубка с заземляемым анодом и с керамическим гофрированным корпусом

ские трубки с металлическим корпусом с дисковой и конусной керамикой.

Преимущества металлокерамических трубок — очень хорошие диэлектрические свойства керамики, которая не разрушается под действием высоких уровней излучения, небольшие габаритные размеры и высокая механическая прочность.

Металлокерамические рентгеновские трубки изготовляют для работы в схемах с симметричным напряжением и в схемах с заземляемым полюсом.

На рис. 13 изображена конструкция двухэлектродной металлокерамической рентгеновской трубки с направленным выходом рентгеновского излучения для просвечивания материалов.

Трубка предназначена для работы в трансформаторном масле и имеет заземляемый анод. Анодный 1 и катодный 2 узлы расположены внутри гофрированного керамического корпуса 3 с помощью герметичной пайки металла с керамикой. Вольфрамовая мишень анода 4 расположена под некоторым углом к оси рентгеновской трубки. Выход рентгеновского излучения предусмотрен через бериллиевое окно 5 в корпусе вынесенного анодного узла.

Благодаря ребристой форме керамического корпуса длина металлокерамических трубок значительно меньше длины трубок со стеклянной оболочкой. Рентгеновские излучатели и моноблоки с металлокерамическими рентгеновскими трубками соответственно меньше излучателей и моноблоков с трубками со стеклянной оболочкой, что повышает мобильность рентгеновской аппаратуры и делает

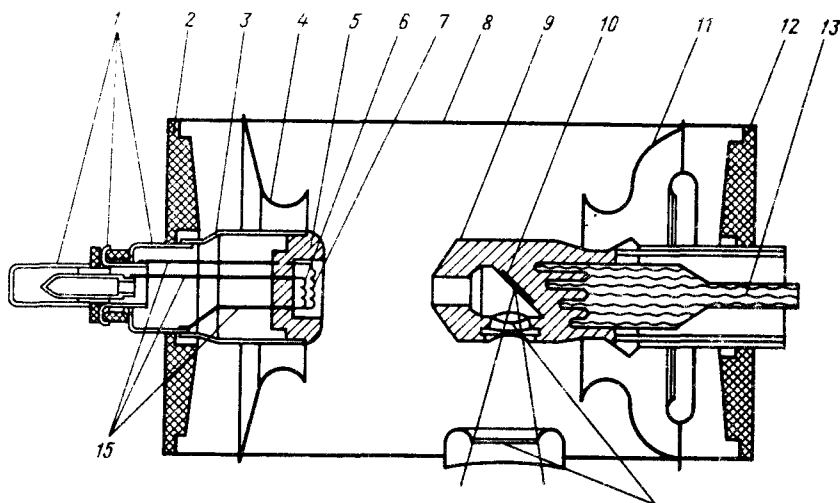


Рис. 14. Рентгеновская двухполюсная двухфокусная металлокерамическая трубка

возможной дефектоскопию труднодоступных мест.

На рис. 14 изображена конструкция двухфокусной металлокерамической рентгеновской трубки для промышленного просвечивания типа MB 450 фирмы AEG.

Трубка предназначена для работы в трансформаторном масле.

Внутри вакуумно-плотного тонкостенного металлического корпуса 8 с разрежением $1,33 \cdot 10^{-5}$ Па (10^{-7} мм рт. ст.) расположены анодный 9 и катодный 3 узлы.

Внутри корпуса со стороны анодного и катодного узлов установлены электростатические экраны 11 и 4. Катодный узел 3 состоит из головки 5 катода, в которой размещены нити накала 6 и 7 катодных ножек 15 для подведения напряжения к нитям накала от контактных площадок 1.

Анодный узел состоит из массивного медного анода, внутри которого под углом к оси рентгеновской трубки установлена вольфрамовая мишень 10.

Конструкция анодного узла обеспечивает защиту от неиспользуемого рентгеновского излучения. Выход рентгеновского излучения осуществляется через вакуумно-плотное бериллиевое окно 14. Внутри анода имеются ка-

налы 13 для охлаждения анода трансформаторным маслом.

С торцов рентгеновской трубки установлены посредством герметичной пайки керамические диски 2 и 12, которые необходимы для крепления анодного и катодного узлов и изоляции их от заземленного корпуса трубки.

Параметры рентгеновской трубки MB 450

Рабочее постоянное симметричное напряжение	450 кВ
Размер большого фокуса	3,5 × 3,5 мм
Размер малого фокуса	1,5 × 1,5 мм
Мощность большого фокуса	4,2 кВт
Мощность малого фокуса	1,5 кВт
Раствор рабочего пучка рентгеновского излучения	40°
Подача трансформаторного масла для охлаждения анода	17 л/мин

При просвечивании некоторых объектов со свободной полостью внутри, например труб, котлов и т. д., применяют рентгеновские трубки с выносным полым анодом.

Анод трубки представляет собой медную полую трубу, которая на-

правлена по оси баллона трубки и сильно выступает за ее пределы. Внутри медной трубки у закрытого ее конца установлена вольфрамовая мишень, на которой тормозится сфокусированный поток электронов. В зависимости от назначения трубки мишень может располагаться под углом к потоку электронов — получается направленный пучок излучения. Кольцевой пучок рентгеновского излучения получается при расположении мишени на толстом основании в плоскости, перпендикулярной потоку электронов. Пучок рентгеновского излучения, распределенный в пределах большого телесного угла, получается при покрытии внутренней поверхности конца медной трубки тонким слоем металла с большим атомным номером, например золотом ($Z = 79$).

В этом случае анод имеет так называемую прострельную мишень. Снаружи на медную трубу надевается тонкая латунная оболочка, в промежутке циркулирует охлаждающая вода. Анод заземляется. Защита от неиспользуемого излучения осуществляется помещением анода в свинцовый чехол.

При использовании трубок подобной конструкции прибегают к дополнительной фокусировке электронного потока с помощью специальной фокусирующей катушки. Появились рентгеновские трубки с растровой и однострочной разверткой электронного пучка, а также отпаянные рентгеновские трубки для микрорентгенографии с фокусными пятнами 1—200 мкм на напряжении 4—150 кВ.

Секционированные трубки для дефектоскопических рентгеновских аппаратов. В рентгеновских трубках со стеклянной оболочкой при рабочих напряжениях 400 кВ и выше применяется секционирование, при котором выравнивание электрических полей достигается установкой ряда промежуточных электродов с принудительно задаваемыми на них потенциалами.

Трубка на напряжение 400 кВ состоит из шести секций и имеет заземленный вынесенный полой анод, охлаждаемый проточной водой. В стеклянный баллон впаяны промежуточные электроды. Промежуточные электроды

состоят из внешнего выравнивающего электрода, охватывающего наружную поверхность баллона, и внутреннего ускоряющего электрода. Благодаря электростатической фокусировке и оптимальной конструкции цилиндрических ускоряющих электродов электроны практически не попадают на промежуточные электроды и на баллон трубки. У трубки круглое фокусное пятно, размеры которого могут регулироваться с помощью магнитной катушки, надеваемой на анод снаружи и располагающейся вблизи анодного фланца. Мощность катушки 1,5 кВт при диаметре фокусного пятна около 6 мм.

Аналогична конструкция трубок на напряжение 1000 и 2000 кВ, которые предназначены для работы в блоке с газовой изоляцией под давлением.

Трубка на 1000 кВ состоит из 12 секций, длина ее без полого анода 750 мм, диаметр 30 мм. Трубка на 2000 кВ состоит из 24 секций, длина ее около 1500 мм. Трубки могут использоваться и при глубинной терапии.

РЕНТГЕНОВСКИЕ ТРУБКИ АППАРАТОВ ДЛЯ СТРУКТУРНОГО АНАЛИЗА

Рентгеновским трубкам для структурного анализа присущи некоторые особенности: специальная форма фокусного пятна; наличие нескольких окон для выхода рентгеновского излучения и достаточно большой набор используемых материалов мишеней анодов; невысокое допустимое максимальное напряжение.

В этих трубках мишени анодов выполняют из чистых металлов со сравнительно малой относительной атомной массой, у которых для возбуждения характеристического излучения требуется лишь несколько киловольт. Оптимальное соотношение пика характеристического и тормозного излучений получается лишь в узком интервале разностей потенциалов (обычно не выше четырехкратного превышения над потенциалом возбуждения k_{α} -излучения).

1. Технические характеристики рентгеновских трубок для структурного анализа,

Параметры	БС-1	БСМ-1	БСВ-7	БСВ-17	БСВ-18
Размер действительного фокуса, пятна, мм	∅ 0,1	∅ 0,04	0,1×2	1×10	2×10
Количество рабочих окон, шт.	1	2	2	3	3
Предельно допустимая продолжительная мощность, кВт	0,0045	0,02	0,112	1,5	2,0
Удельная нагрузка, Вт/мм ²	575	160	560	150	100
Напряжение, кВ	45	30—45	45	25—50	25—50
Максимальный анодный ток, мА	0,1	0,45	2,5	50	60
Напряженне накала, В	0,8—2,0	0,9—1,5	≤4,0	1,0—4,0	1,0—4,0
Ток накала, А	3,8—3,9	3,7—4,3	2,4—2,6	1,8—4,0	1,8—4,0
Спектральная чистота трубки, %	—	0,5	0,5	0,5	0,5
Гарантийная наработка, ч	300	400	550	1000	1000
Габаритные размеры, мм	193×∅55	336×∅52	230×∅55	225×∅50	225×∅50
Материал анода	Cu, Ag, Fe, Cr *	Mo, Cu, Fe *, Co *, Ni *	Cu, Mg, Ag, Fe *, Co *, Ni *, Cr *	W, Mo, Cu, Ag, Cr, Fe *, Cr *, Co *, Ni	W, Mo, Cu, Ag, Cr, Fe *, Co *, Ni *

* Для зеркал анода предельно допустимая продолжительная мощность ниже

Аноды трубок обычно изготавливают из меди, обладающей высокой теплопроводностью. Пластинку из соответствующего материала (мишень анода) впрессовывают или ввинчивают в тело анода. Аноды трубок полые и охлаждаются проточной водой или маслом. а иногда — воздухом.

Мишень анода в соответствии с видом характеристических k_{α} -излучений, используемых в структурном анализе, изготавливают из серебра, молибдена, меди, никеля, кобальта, железа, хрома. Источником тормозного излучения обычно служат трубки с вольфрамовым анодом.

Пучок рентгеновских лучей выходит из трубки через одно окно или несколько окон так, чтобы вокруг

одной трубки можно было расположить несколько объектов исследования. Окна трубок должны быть абсолютно вакуумно-плотными и в то же время достаточно рентгенопрозрачными, чтобы не сильно уменьшать интенсивность излучения тех длин волн, которые обычно используются в рентгеноструктурном анализе.

В большинстве случаев в качестве материала окон рентгеновских структурных трубок используется вакуумно-плотный металлический бериллий в виде тонких пластинок.

Испускаемый трубкой спектр должен содержать только характеристические линии материала мишени анода. Присутствие дополнительных линий может создать большие неудобства

изготавливаемых в СССР

БСВ-19	БСВ-20	БСВ-21	БСВ-22	БСВ-23	БСВ-24	БСВ-25
0,4×8	1×10	0,2×8	0,4×8	1×10	1,6×10	0,1×2
3	4	4	4	4	4	4
1,2	1,5	0,8	1,2	1,5	2	0,3
375	150	500	375	150	125	1500
25—50 40	50—100 40	25—60 30	25—60 40	25—60 50	25—60 60	10—60 20
0,1—3,0 1,3—3,0 0,5	≤4,0 ≤4,0 0,5	1,5—3,0 1,5—3,0 1	1,5—3,0 1,5—3,0 1	2—4,0 1,5—3,0 1	2—4,0 1,5—3,0 1	1,2—3,0 1,5—3,0 1
1000	500	1000	1000	1000	1000	1000
225× \varnothing 50 W, Mo, Cu, Fe*, Co*, Ni*	260× \varnothing 91 W, Mo, Cu, Ag, Fe*	235× \varnothing 70 W, Mo, Ag, Cu, Fe*, Co*, Ni*	235× \varnothing 70 W, Mo, Ag, Cu, Co, Ni, Cr, Fe*	235× \varnothing 70 W, Mo, Cu, Ag, Co, Ni, Cr	235× \varnothing 70 W, Mo, Cu, Ag, Co, Ni, Co*, Ni*, Fe*	235× \varnothing 70 W, Ag, Mo, Cu, Fe*, Co*, Ni*, Cr*

указанной в таблице.

при расшифровке снимков, поэтому мишень анода должна быть выполнена из металла высокой чистоты. Поверхность мишен не должна загрязняться металлами в процессе производства трубки и при ее эксплуатации. Такие загрязнения могут возникать при расплавлении вольфрамовой нити накала и других горячих металлических частей катода.

В большинстве трубок для структурного анализа плоскость анода располагают перпендикулярно ее осн. Наибольшее распространение получили трубки с четырьмя окнами, расположенными симметрично на сторонах квадратного основания.

При этом плоскость, в которой расположены центры окон, смещена от

носительно плоскости анода на расстояние около 2 мм, с тем чтобы центральные лучи пучков, испускаемых через окна, составляли с плоскостью анода углы порядка 6°.

Наиболее широко в структурных трубках используют фокус штриховой формы. Так, например, в СССР выпускают трубки с размерами фокуса 1,6×10, 1×10, 0,4×8, 0,2×8 мм. Расположение фокусного пятна на плоскости анода таково, что два из четырех окон выпускают точечную, а два — штриховую (линейную) проекцию фокуса в соответствии с необходимостью использования их для разного типа рентгеноструктурных приборов. Чем меньше угол выхода лучей, тем меньше проекция фокус-

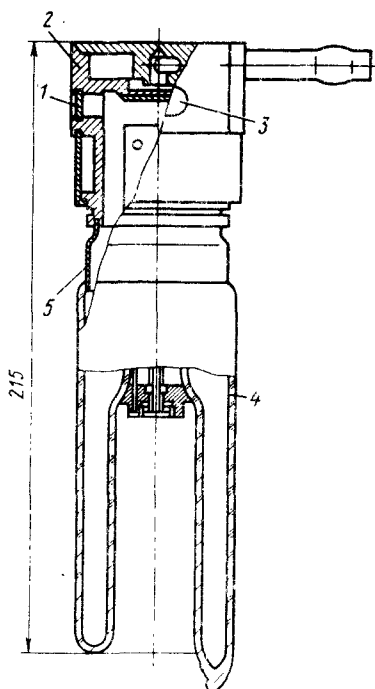


Рис. 15. Рентгеновская трубка БСВ-11 для рентгеноструктурного анализа

ного пятна. Но под очень малыми углами уменьшается интенсивность пучка, поскольку увеличивается путь, проходимый лучами в теле анода. Очень малые углы выхода лучей недопустимы также из-за неровностей поверхности зеркала анода, возникающих при работе трубки. Обычно используются углы выхода пучка от 2 до 6°.

Для уменьшения скорости загрязнения спектра нить накала изготавливают из торированного карбидированного вольфрама, а для повышения вакуума применяют геттеры.

Рентгеновская трубка БСВ-11 на напряжение 45—50 кВ приведена на рис. 15.

Трубка состоит из медного массивного корпуса 2 с каналами для охлаждения водой. Проточная вода поступает в полость заземленного анода, а затем омывает корпус. В отверстия

в стенках корпуса впаяны два бериллиевых окна — одно круглое 1, второе овальное 3.

Стеклый баллон 4 через коваровое кольцо 5 соединен с цилиндрической частью корпуса прибора. Размеры действительного фокуса $0,45 \times 8$ мм, его проекция под углом 6° к плоскости мишени в направлении овального окна имеет форму узкого лтриха размерами $0,04 \times 8$ мм; проекция в направлении круглого окна под углом 3° — квадрат со стороной 0,4 мм. Мощность трубки, кВт: при мишени анода из меди, молибдена, серебра 0,8, а из железа, кобальта, хрома — 0,2. Подобные конструкции у большинства рентгеноструктурных трубок, выпускаемых в СССР.

Технические характеристики трубок с неподвижным анодом для структурного анализа приведены в табл. 1.

Фирма *Rigaku Denki* (Япония) разработала серию двухфокусных рентгеновских трубок с вращающимся анодом для структурного анализа. Номинальное напряжение трубок 60 кВ, анодный ток 100—1000 мА на большом фокусе.

Увеличение длительной допустимой мощности по сравнению с мощностью трубок с неподвижным анодом позволило намного сократить время экспозиции при снимках, ускорить сканирование, а также дало возможность вести наблюдение за изменениями, протекающими в кристаллических структурах непосредственно с помощью видеосистем.

РЕНТГЕНОВСКИЕ ТРУБКИ АППАРАТОВ ДЛЯ СПЕКТРАЛЬНОГО АНАЛИЗА

Метод рентгеноспектрального анализа заключается в возбуждении характеристического излучения исследуемого объекта и разложения его в спектр. Так как у каждого элемента периодической системы индивидуальный спектр характеристического излучения, то, измерив длины волн характеристического излучения по спектрограмме, можно провести качественный анализ объекта.

Существуют два способа возбуждения характеристического излучения ис-

следуемого объекта: бомбардировкой быстрыми электронами (анализ по первичным спектрам) и облучением объекта рентгеновскими лучами (анализ по спектрам флюоресценции).

Кроме того, применяют способ анализа, основанный на особенностях поглощения рентгеновских лучей исследуемым объектом.

При рентгеноспектральном анализе по первичным спектрам исследуемый материал помещают на анод разборной рентгеновской трубки.

Рентгеновская трубка БХВ9 мощностью 2,5 кВт на напряжение 25 кВ для рентгеноспектрального анализа по спектрам флюоресценции приведена на рис. 16.

Массивный заземленный медный анодный узел охлаждается проточной водой. Испускаемые нитью накала электроны фокусируются на внутренней поверхности анода, покрытой в этом месте тонким слоем того материала, характеристическое излучение которого хотят получить. Фокус имеет форму кольца шириной 6 мм. Рентгеновское излучение выпускается через торцовое тонкое бериллиевое окно диаметром около 30 мм. Трубка предназначена для работы в трансформаторном масле.

При бескристалльном способе рентгеноспектрального анализа состав флюоресцентного излучения определяется специальным спектрометрическим блоком, содержащим детектор излучения — сцинтилляционный или пропорциональный счетчик фотонов — и счетно-регистрирующее устройство. При использовании этого способа приме-

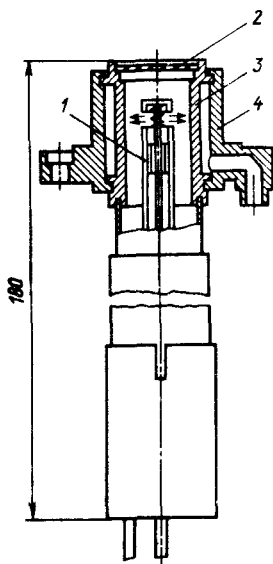


Рис. 16. Рентгеновская трубка БХВ9 для рентгеноспектрального анализа:

1 — катод; 2 — выходное окно; 3 — анод; 4 — корпус

няются рентгеновские трубки небольшой мощности с «прострельными» анодами.

Рентгеновская трубка БХ1 на напряжение 25 кВ приведена на рис. 17.

Мишень нанесена на бериллиевое окно 1 толщиной 0,2 мм. Нить накала 4 расположена в фокусирующем устройстве 5. Бериллиевая пластинка размещается в окне медного корпуса 2, соединенного со стеклянным

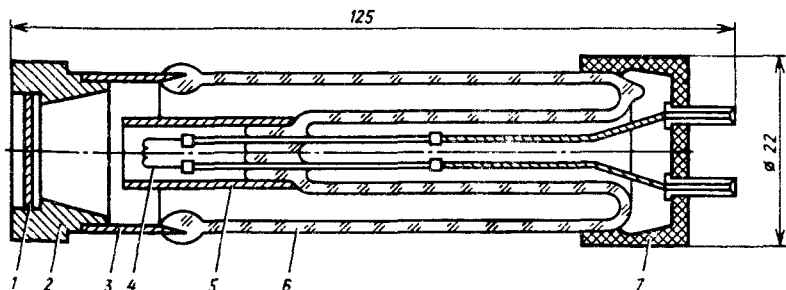


Рис. 17. Рентгеновская трубка БХ1 для рентгеноспектрального анализа

2. Технические характеристики рентгеновских трубок для спектрального анализа

Рентгеновская трубка	Диапазон рабочих напряжений, кВ	Материал; толщина выходного окна, мм	Размер действительного фокусного пятна, мм	Материал мишени анода	Предельная сила анодного тока, мА	Предельная продолжительная мощность, кВт	Охлаждение
БХ1	10—50	Ве; 0,2	Ø 2	Ag, Cu, Fe, Mo	0,2	0,01	Естественное
БХ2	4—100	Ве; 0,2; прострельного типа	2×2	Tl, Ag, Au	0,05	0,0005	»
БХ3	10—25	Ве; 0,3; прострельного типа	2×4	Mo, Ge, Cu	0,04	0,001	Конвенционное
БХ4	15—50	Ве; 0,2; прострельного типа	2,5×2,5	Ge, Ag, Au	0,6	0,01	»
БХ6	10—25	Ве; 0,2; прострельного типа	Ø 2,2	Ag	0,1	0,0025	»
БХ7	20—50	Ве; 0,2; прострельного типа	Ø 1,2	Ag, V, W	0,5	0,01	»
БХВ6	10—50	Ве; 1,0	10×2,8	Mo, Cu, W	10	5	Проточная вода не менее 6 л/мин
				Ag	10	3	
БХВ12	10—50	Ве; 0,3	Кольцевой с шириной 6 мм	Cr, Pd	100	2,5	То же
БХВ13	10—25	Ве; 0,2	То же	Cr, Pd	100	1,75	»
БХВ14	30—75	Ве; 0,2	Ø 10	Pd, W, Pt	60	3	»
				Cr	33	2,5	
РХВ1	30—60	Ве; 0,2	Ø 11	Rh, Re	70	3	»
				Cr	70	2,5	

баллоном 6 прибора через коваровое кольцо 3.

Технические характеристики рентгеновских трубок для рентгеноспектрального анализа приведены в табл. 2.

ИМПУЛЬСНЫЕ РЕНТГЕНОВСКИЕ ТРУБКИ

Импульсные трубки предназначены для использования в импульсной рентгеновской технике. Форма импульсов для многих применений должна быть практически прямоугольной. Длительность рентгеновских импульсов 2×10^{-9} — $1,5 \cdot 10^{-5}$ с.

При малом времени рентгеновских импульсов энергию рентгеновского излучения, необходимую для регистрации наблюдаемого процесса на рентгеновской пленке, искровой камере или детекторе, можно получить увеличением либо анодного напряжения, либо тока. Целесообразно в этом случае увеличивать анодный ток, так как при этом не изменяется спектральный состав рентгеновского излучения. Значения анодных токов для получения необходимой энергии рентгеновских импульсов — от сотен до нескольких тысяч ампер при напряжениях 50—2000 кВ.

Широко применяются рентгеновские трубки с автоэлектронной эмиссией. Электроны, необходимые для получения рентгеновского излучения, эмитируются катодом при создании возле него сильного электрического поля напряженностью $E > 10^8$ В/м.

Для увеличения напряженности электрического поля около катода в импульсных рентгеновских трубках электроды трубки делают заостренными, а анод — в виде острозаточенной иглы.

По конструкции импульсные рентгеновские трубки разделяют на двух- и трехэлектродные.

Двухэлектродные трубки представляют собой баллон с давлением остаточных газов $1,33 \cdot 10^{-4}$ — $1,33 \cdot 10^{-5}$ Па (10^{-6} — 10^{-7} мм рт. ст.). Внутри размещены анод и катод. Анод и катод могут быть размещены коаксиально. В этом случае игольчатый анод окружен цилиндрическим вольфрамовым катодом с заостренной торцевой кромкой, рентгеновское излучение направлено вдоль оси рентгеновской трубки.

На рис. 18 показана конструкция двухэлектродной рентгеновской импульсной трубки с автоэлектронной эмиссией. Для повышения плотности потока электронов, испускаемых с катода, последний в таких трубках выполняется многоигльчатым, причем иглы размещены на вольфрамовом держателе. Эмиссия автоэлектронного эмиттера в форме иглы локализована на поверхности площадью 10^{-9} см² полусферического острия радиусом 2×10^{-5} см. Существенные недостатки двухэлектродных импульсных трубок — нестабильность напряжения, при котором начинается автоэлектронная эмиссия, и неравномерное распределение плотности интенсивности в рентгеновском пучке.

При работе рентгеновской трубки эмиссия электронов начинается не из всей торцевой поверхности катода, а только из точки с наибольшей напряженностью электрического поля. Поэтому плотность интенсивности распределена неравномерно. С ростом числа включений меняется микроструктура катода, сглаживаются особо острые зубцы на поверхности катода и, как следствие, увеличивается напряжение начала автоэлектронной

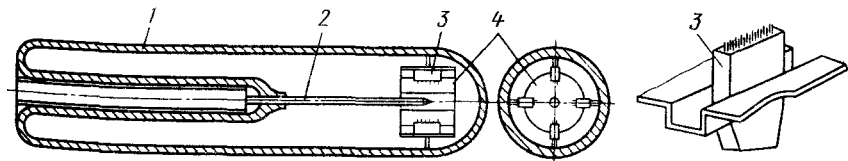


Рис. 18. Рентгеновская двухэлектродная импульсная трубка с электростатической эмиссией:

1 — баллон; 2 — анод; 3 — игольчатые катоды; 4 — катодный держатель

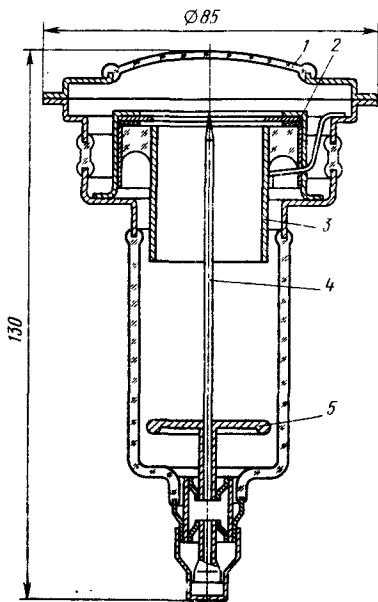


Рис. 19. Трехэлектродная импульсная рентгеновская трубка РУТ-4

эмиссии. Это приводит к нестабильности рентгеновского излучения от включения к включению по интенсивности и спектральному составу.

Отечественные двухэлектродные импульсные трубки выпускаются как с коаксиальным расположением электродов, так и с расположением катода напротив анода из тонкого слоя вольфрама.

Технические характеристики двухэлектродных отечественных импульсных трубок приведены в табл. 3.

Трехэлектродные рентгеновские импульсные трубки благодаря наличию третьего электрода имеют стабильные характеристики рентгеновского излучения. При подаче импульса напряжения на третий электрод, который находится вблизи от катода, между ними возникает дуговой разряд — источник электронов для возбуждения импульса рентгеновского излучения при приложении импульса напряжения между анодом и катодом.

Конструкция отечественной рентгеновской трубки РУТ-4 представлена на рис. 19.

Анод 4 выполнен из вольфрамового прутка диаметром 2 мм, конец которого заточен в форме иглы для получения острого фокуса. Второй конец анода укреплен в специальном экране 5, который служит для выравнивания электрического поля.

Катод 2 — плоская вольфрамовая шайба толщиной 1 мм; внутренний ее диаметр равен 25 мм. Управляющий электрод 3 выполнен в виде цилиндра с тем же внутренним диаметром, что и катод. Между катодом и управляющим электродом имеется либо диэлектрическая прокладка толщиной 30—70 мкм, либо вакуумный промежуток толщиной 30—40 мкм. Электроды рентгеновской трубки закреплены с помощью коваровых колец в стеклянном баллоне. Окно 1 для выхода рентгеновского излучения расположено в торце трубки. Внутри трубки закреплены нераспыляемые циркониевые газопоглотители. Анодное напряжение трубки — до 250 кВ, управляющее напряжение, кВ: 6—10 — для трубок с вакуумным промежутком; 3—5 — для трубок с диэлектрической прокладкой. Режим работы трубки: амплитуда анодного напряжения 50—250 кВ, энергия, подводимая к трубке за импульс, 1,5—3,0 Дж. При этом на расстоянии 1 м от фокуса доза рентгеновского излучения 0,1 мР. Длительность рентгеновского импульса $(0,1 \div 2) \cdot 10^{-6}$ с, срок службы — несколько тысяч включений.

Источниками анодного напряжения и напряжения, подаваемого на управляющий электрод, являются импульсные высоковольтные трансформаторы. Обычно поджиг трубки осуществляется в тот момент, когда импульс анодного напряжения достигает амплитуды. Можно производить поджиг и на фронте импульса анодного напряжения при мгновенном значении напряжения U_1 . Максимальное напряжение на трубке не превышает этого значения.

Жесткость излучения трубки можно регулировать изменением амплитуды подводимых к аноду трубки высоковольтных импульсов напряжения или смещением момента поджыга относительно фронта неизменного по величине импульса напряжения.

3. Технические характеристики импульсных трубок наносекундного диапазона с автоэлектронной эмиссией

Тип рентгеновской трубки	Амплитуда рабочего напряжения, кВ	Размер фокусного пятна, мм	Длительность рентгеновской вспышки, мкс	Частота следования импульсов, Гц	Доза рентгеновского излучения одиночного импульса на расстоянии 5 см от анода	Число электронов за 1 импульс	Габаритные размеры, мм		Масса, кг
							Длина	Диаметр	
ИМА1-150П	100—150	—	10—20	—	15	—	52	38	0,06
ИМА2-150Д	100—120	Ø 3	10—20	—	15	—	41	38	0,06
ИМА3-150Э	140—170	Ø 3	—	50	—	Не менее 1,5·10 ¹²	54	38	0,07
ИМА4-200Д	200	Ø 3	—	15	25	—	63	38	0,09
ИМА3-250	250	Ø 2	100—200	—	Интенсивность излучения одиночного импульса достаточна для просвечивания стали толщиной 15 мм при расстоянии фокусной пленки 25 см	—	220	70	0,04
ИМА6-Д	100	Ø 3	Наносекундный диапазон	100	3,5 мР на расстоянии 25 см	—	75	38	0,07
ИМА7	600	Ø 6	То же	0,2	25 мР на расстоянии 50 см	—	240	75	0,9
Иа7	150	Ø 1,5	»	15	3 мР на расстоянии 15 см	—	60	38	—
Иа9	1000	—	»	1 в минуту	Энергия электронного пучка не менее 2,5 Дж	—	120	85	—

Существенный недостаток трубок с поджигающим электродом — малая эффективность работы поджигающей системы как источника электронов. В начальной стадии разряда в поджигающем промежутке электрическое поле в нем из-за малой величины зазора между катодом и поджигающим электродом намного превышает электрическое поле, создаваемое анодом вблизи катода. Поэтому эмиссия электронов в сторону анода затруднена. Лишь на другой стадии разряда в поджигающем промежутке, когда напряженье на нем и напряженность поля резко снижаются, а значительная доля энергии поджигающего импульса оказывается израсходованной, создаются условия для ускорения электронов по направлению к аноду. Изменение мощности поджигающих импульсов путем изменения емкости, питающей поджигающий промежуток, или введения ограничительных резисторов в цепь поджига не влияет на длительность рентгеновских импульсов и величину тока в трубке.

Во всех импульсных рентгеновских трубках адиабатический характер тепловых процессов, протекающих в фо-

Основные технические данные диагностических рентгеновских трубок с неподвижным анодом

Угол наклона анода по отношению к плоскости, перпендикулярной оси рентгеновской трубки, °	17—20
Номинальные напряжения, кВ	50, 75, 100, 125
Мощность, кВт, при времени включения 1 с	0,5—10
Размер эффективного фокусного пятна, мм	0,6×0,6—4,2×4,2
Фокус	Линейный (достигается применением вольфрамовой нити накала, имеющей форму винтовой линии)

В рентгеновских трубках с вращающимся анодом увеличена кратковременная мощность и сокращена экспозиция при снимках при сохранении малых размеров эффективного фокусного пятна.

Рентгеновская трубка с вращающимся анодом приведена на рис. 20. В полый стеклянный оболочке с разрежением $1,33 \cdot 10^{-3}$ — $6,66 \cdot 10^{-5}$ Па (10^{-6} — $5 \cdot 10^{-7}$ мм рт. ст.) закреплены электроды трубки.

кусном пятне при коротких импульсах, делает неэффективными меры по принудительному охлаждению анода.

Распределение плотности интенсивности в рентгеновском пучке излучения рентгеновской трубки РУТ-4 очень неравномерно. Интенсивность рентгеновского излучения максимальна в направлении сектора, в котором образовалась поджигающая искра.

У трехэлектродных импульсных трубок имеются преимущества перед двухэлектродными: возможность синхронизации импульса рентгеновского излучения с началом исследуемого процесса; значительное уменьшение нестабильности времени срабатывания и повышение стабильности параметров импульса рентгеновского излучения от включения к включению.

РЕНТГЕНОВСКИЕ ТРУБКИ ДЛЯ МЕДИЦИНСКИХ РЕНТГЕНОВСКИХ АППАРАТОВ

По конструкции диагностические рентгеновские трубки подразделяются на трубки с неподвижным и с вращающимся анодом.

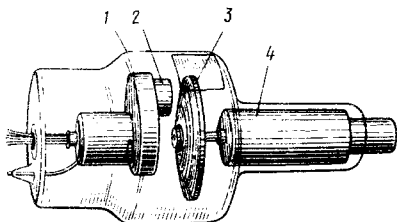


Рис. 20. Рентгеновская диагностическая трубка с вращающимся анодом:
1 — баллон; 2 — катод; 3 — анодный диск; 4 — ротор

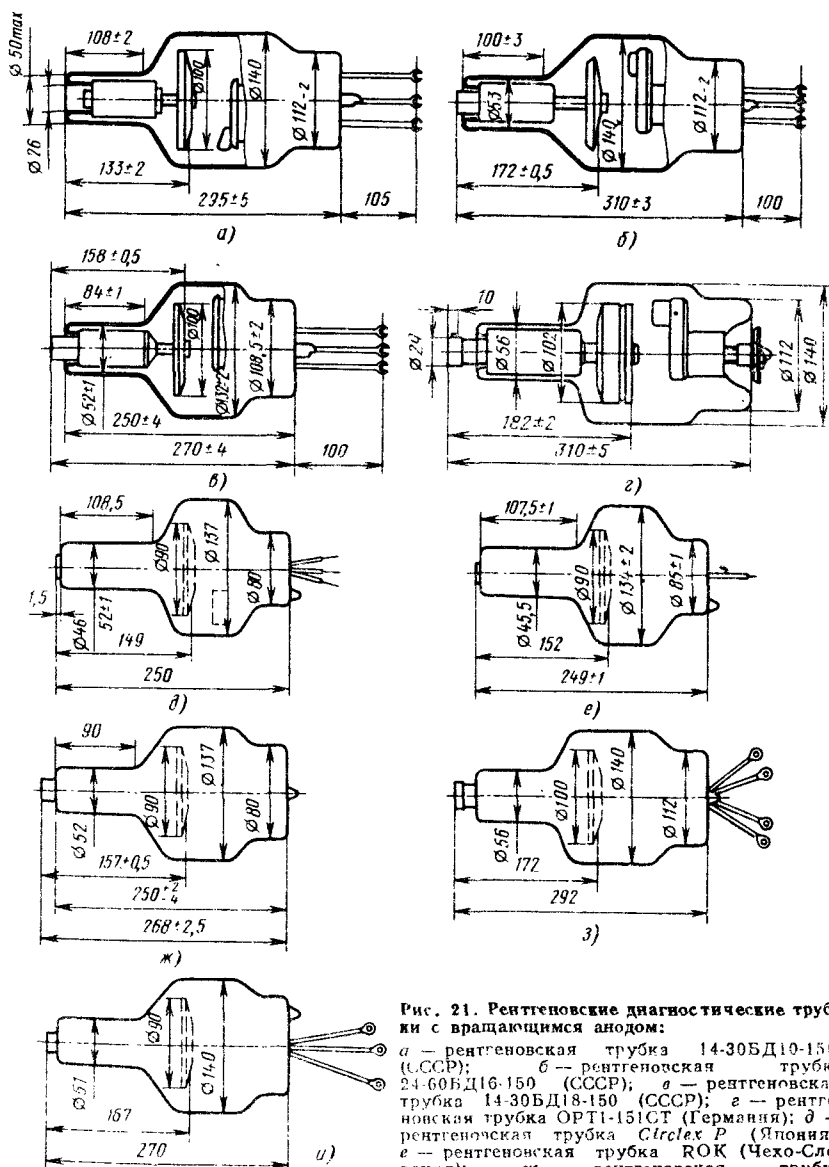


Рис. 21. Рентгеновские диагностические трубки с вращающимся анодом:

а — рентгеновская трубка 14-30БД10-150 (СССР); б — рентгеновская трубка 24-60БД16-150 (СССР); в — рентгеновская трубка 14-30БД18-150 (СССР); г — рентгеновская трубка ОРТ1-151СТ (Германия); д — рентгеновская трубка *Citrex P* (Япония); е — рентгеновская трубка ROK (Чехо-Словакия); ж — рентгеновская трубка DR 154/30/50 (Германия); з — рентгеновская трубка *Bi 150/30/50* (Германия); и — рентгеновская трубка SR 012/100 (Нидерланды)

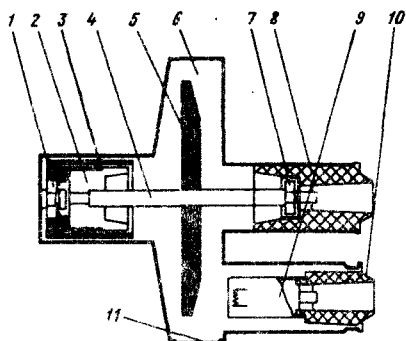


Рис. 22. Рентгеновская диагностическая металлокерамическая трубка с вращающимся анодом

Массивный анод укреплен на одной оси с медным полым цилиндром — ротором асинхронного двигателя. Статор двигателя не является частью трубки и находится снаружи стеклянной оболочки трубки, охватывая ротор.

Вращающееся электромагнитное поле статора приводит во вращение полый медный цилиндр и связанный с ним анодный диск.

Благодаря эксцентрическому расположению линейного фокуса относительно оси трубки действительный фокус перемещается по кольцевой фокусной дорожке, оставаясь неподвижным по отношению к баллону трубки.

На рис. 21 приведены габаритные размеры двухфокусных рентгеновских трубок различных фирм с вращающимся анодом и мощностью большого фокуса 50—100 кВт.

В табл. 4 приведены основные технические характеристики рентгеновских трубок с вращающимся анодом.

Диапазон максимальных рабочих напряжений на рентгеновской трубке 25—150 кВ. Длительно допустимая мощность, воспринимаемая анодом, 200—300 Вт, кратковременная мощность в течение 0,1 с 2—200 кВт. Размер эффективного фокусного пятна от $0,1 \times 0,1$ до 2×2 мм.

Большинство рентгеновских трубок с вращающимся анодом двухфокусные; могут быть также двухэлектродными и трехэлектродными с управляющей сеткой.

Новым этапом по пути улучшения рабочих характеристик рентгеновских трубок является разработка металлокерамической рентгеновской диагностической трубки типа SRC фирмы Philips. Конструкция этой трубки схематично показана на рис. 22.

В тонкостенном металлическом корпусе 6 с разрежением $1,33 \cdot 10^{-6}$ Па (10^{-2} мм рт. ст.) закреплены в керамических изоляторах 2 и 8 и подшипниках 1 и 7 анодный диск 5 на оси 4 и ротор анода 3, а в керамическом изоляторе 10 катодный узел 9.

Выход рентгеновского излучения предусмотрен через бериллиевое окно 11 в корпусе 6. В отличие от предыдущих типов трубок SRM в трубке SRC подшипники 1 и 7 расположены по обеим сторонам анода, что приводит к равномерной нагрузке подшипников и в конечном итоге к повышению срока службы рентгеновской трубки, кроме того, в этом случае упрощается балансировка ротора.

Керамические изоляторы 8 и 10 посредством герметичной пайки соединены с металлическим корпусом 6 и служат одновременно вводами для наконечников высоковольтных кабелей, через которые высокое напряжение подается от генераторного устройства. Анодный диск 5 имеет диаметр 120 мм (вместо 90 мм) в трубках со стеклянным баллоном.

Благодаря увеличению диаметра и массы мишени повышена кратковременная мощность и теплоемкость, вследствие чего рентгеновская трубка находит широкое применение в ангиографии и томографии.

Режимы работы рентгеновских диагностических трубок. При повторно-кратковременной работе включения трубки в течение нескольких минут чередуются с перерывами, сравнимыми по продолжительности с продолжительностью рабочего цикла.

Продолжительность работы при определенной входной мощности, воспринимаемой анодом, зависит от теплоемкости анода и обычно приводится в паспорте рентгеновских трубок.

Теплоемкость анода — максимальное количество теплоты, которое допустимо накалывать на аноде рентгеновской трубки.

4. Технические характеристики рентгеновских диагностических трубок

Страна, фирма-изготовитель	Тип трубки	Максимальное номинальное напряжение, кВ	Частота вращения анода, мин ⁻¹	Угол наклона анода	Размер эффективного фокусного пятна, мм	Диаметр анода		Длина трубки, мм	Допустимая мощность, кВт, при выдержке, с		Теплоемкость анода · 10 ⁴ , Дж
						мм	мм		0,1	1	
СССР	11-18БД26-125	125	2800	14° ± 30'	0,6 × 0,6	55	225	85	11	8,8	80
					1,0 × 1,0				18	15	
	24-60БД16-150	150	8500	10° ± 30'	0,6 × 0,6	100	310	140	30	24	210
				12° ± 30'	1,2 × 1,2				100	60	
12-100БД20-150	150	8500	10° ± 30'	0,3 × 0,3	100	310	140	12	9	210	
			12° ± 30'	1,2 × 1,2				100	60		
Германия	DR154/30/50 δ	150	8500	16°	1,2 × 1,2	90	270	135	30	20	90
					1,8 × 1,8				50	30	
	DRX154/12/50 δDW	150	8500	10°	0,3 × 0,3	90	270	135	12	9	137
				16°	1,0 × 1,0				50	30	
DRX154/30/100 δDW	150	8500	10°	0,6 × 0,6	90	270	135	30	24	137	
			12°	1,3 × 1,3				100	60		
США, General Electric	Maxitray 125	150	11 000	11°	0,3 × 0,3	125	—	155	17	13	315
					1,0 × 1,0				90	62	
США, Varian	A5D4 Grid	150	11 000	12°	0,6 × 0,6	5"	—	—	47	—	370
					1,2 × 1,2				114		
США, Varian	G1582TRT	150	11 000	10°	0,3 × 0,3	5 1/4"	—	—	18	—	1110
					0,6 × 0,6				55		

Продолжение табл. 4

Страна, фирма-изготовитель	Тип трубки	Максимальное номинальное напряжение, кВ	Частота вращения анода мин ⁻¹	Угол наклона анода	Размер эффективного фокусного пятна, мм	Диаметр анода	Длина трубки		Диаметр колбы	Допустимая мощность кВт, при выдержке, с		Температура анода, °С
							мм	мм		0,1	1	
США, <i>Machlett</i>	DX68B1	150	9000	10°	0,3×0,3	100	250	138	13	—	296	
					1,0×1,0				87			
	DX68B1	150	9000	10°	0,6×0,6	100	250	138	45	—	296	
					1,2×1,2				110			
	DX68A1 (с управляемой сеткой)	125	9000	10°	0,3×0,3	100	250	138	45	—	296	
					1,0×1,0				110			
Германия	OPT112/50HSG	150	17 000	10°	0,2×0,2	100	292	140	12	9	450	
				12°					50	36		
	15/CT	150	2800			1,6×1,6	102	310	140	55	41	1000
										12	9	
125/12/40/72PC	125	8500	12°		0,3×0,3	100	310	140	40	25	450	
									70	44		
P125/30C	125	2800	16°		1,3×1,3	55	220	80	30	18	100	
Нидерланды	SRM35/100	—	—	12°	0,6×0,6	100	339	132	35	—	280	
					1,2×1,2				100			
	SRM35/150	—	—	—	12°	0,6×0,6	100	339	132	35	—	
						1,8×1,8				150		

Примечание. Допустимые нагрузки приведены для трехфазных мостовых схем выпрямления.

Под кратковременным режимом работы рентгеновской трубки понимается такой режим, когда рентгеновская трубка включается на короткое время длительностью от тысячных долей секунды до нескольких секунд, после чего следует перерыв продолжительностью, во много раз превышающей продолжительность рабочего периода.

К кратковременным режимам работы относятся режимы одиночных снимков при неизменной и падающей нагрузках и серийные снимки, быстро следующие друг за другом в ограниченный промежуток времени, например, при ангиографии.

В табл. 5 приведены предельно допустимые нагрузки P и минимальные перерывы в режиме одиночных снимков для трехфазной шестивентильной схемы выпрямления при неизменной мощности для отечественных рентгеновских трубок с вращающимся анодом.

Нагрузочные характеристики $P = f(t)$ могут быть перестроены в характеристики $I_a = f(t)$ при $U_a = \text{const}$ по формуле $I = P/(U_a k) \times 1000$, где I — среднее значение анодного тока, мА; P — допустимая мощность, кВт; U_a — напряжение, приложенное к электродам трубки, кВ; k — коэффициент, зависящий от схемы выпрямления; для постоянного напряжения $k = 1$, для трехфазной мостовой схемы выпрямления $k = 0,95$, для однополупериодной и двухполупериодной схем выпрямления $k = 0,70 \div 0,74$.

Минимальное время перерыва между снимками

$$t_{\text{II}} = \frac{U_a I_a t k}{P_{\text{д.д}}},$$

где t — время включения, с; $P_{\text{д.д}} = 250 \div 300$ Вт — длительная допустимая мощность.

Режим одиночных снимков при падающей нагрузке. Рентгеновскую трубку включают на очень короткое время при наибольшей допустимой мощности, в течение приложения которой температура фокусной дорожки становится близкой к предельно допустимой, затем мощность на трубке снижают таким образом, чтобы температура фокусной дорожки оставалась неизменной.

Закон изменения мощности при падающей нагрузке вытекает из равенства количества энергии, воспринятой анодом с начала экспозиции при падающей нагрузке, я энергии по нагрузочной характеристике трубки $P_a = f(t)$ для равного интервала времени:

$$E = P_a t = \int_0^t P_{\text{пад}} dt.$$

Отсюда $P_{\text{пад}} = \frac{dE}{dt}$. Так как зависимость $P_a = f(t)$ задается обычно графически, то для построения $P_{\text{пад}}$ используется метод графического дифференцирования.

Различаются непрерывная и ступенчатая падающие нагрузки. *Ступенчатая падающая нагрузка* представляет собой последовательную смену трех—пяти отдельных режимов работы, различающихся при выбранной уставке напряжения величиной анодного тока. При *непрерывной падающей нагрузке* изменение анодного тока производится плавно. При работе в режиме падающей нагрузки целесообразно иметь коэффициент нагрузки трубки $k = 0,7 \div 0,85$ для предупреждения преждевременного старения анода трубки. Прimenение режима падающей нагрузки упрощает систему защиты трубки от перегрузки при работе с реле экспозиции. Зная графическое или аналитическое выражение нагрузочной характеристики рентгеновской трубки при изменении мощности, строят кривую $E = f(t)$.

На рис. 23 представлены характеристики непрерывной падающей нагрузки рентгеновских трубок 14-30БД10-150 и 5БД13-125.

Режим серийных снимков осуществляется при скоростной съемке на крупноформатную рентгеновскую пленку при специализированных видах рентгенодиагностических исследований. К рентгеновским трубкам предъявляются высокие требования вследствие быстрого следования друг за другом большого числа включений равной мощности и длительности. При этом паузы между включениями столь незначительны, что анод рентгенов-

5. Нагрузочные характеристики рентгеновских трубок с вращающимся анодом

Рентгеновская трубка	Размер фокусного пятна, мм	Частота вращения анода, мин ⁻¹	Время включения, с															
			0,01		0,04		0,08		0,1		0,16		0,25		0,4		0,6	
			P, кВт	t _{пер.} , мин	P, кВт	t _{пер.} , мин	P, кВт	t _{пер.} , мин	P, кВт	t _{пер.} , мин	P, кВт	t _{пер.} , мин	P, кВт	t _{пер.} , мин	P, кВт	t _{пер.} , мин	P, кВт	t _{пер.} , мин
5БД13-125 *1	1×1	2800	—	—	—	—	—	—	6,15	0,5	—	—	—	—	—	—	—	
6-10БД8-125 *1	0,8×0,8	2800	—	—	—	—	—	—	7,6	0,5	—	—	—	—	—	—	—	
	1,5×1,5		—	—	—	—	—	—	12	1	—	—	—	—	7	1	6,8	2
11-18БД26-125 *2	0,6×0,6	2800	—	—	—	—	—	—	11	0,5	—	—	—	—	—	—	—	
	1,0×1,0		—	—	—	—	—	—	18	0,5	—	—	—	—	10	1	10	2
14-305БД10-150 *1	1×1	2800	23	0,5	21	0,5	20	0,5	20	0,5	19	1	18,5	1,5	39	3,5	16	
	2×2		54	0,5	53	0,5	51	0,5	50	1,5	48	2,5	44	4,4	39	3,5	35	
2-30БД11-150 *1	0,3×0,3	2800	—	—	—	—	—	—	2,5	0,5	2,4	0,5	2,3	0,5	2,2	0,5	2,1	
	2×2		—	—	—	—	—	—	50	1,5	48	2,5	44	4,4	39	3,5	35	
2,5-305БД29-150 *2	0,3×0,3	2800	—	—	—	—	—	—	2,5	0,5	2,4	0,5	2,25	0,5	2,25	0,5	2,1	
	1,2×1,2		31,5	0,2	31,5	0,2	30	0,4	30	0,5	29,5	1,0	28	1,5	26	1,5	22,5	
12-100БД20-150 *2	0,3×0,3	8500	—	—	—	—	—	—	12	0,5	—	—	—	—	—	—	—	
	1,2×1,2		—	—	—	—	—	—	100	0,6	—	—	—	—	—	—	—	
24-60БД15-150 *1	0,6×0,6	8500	—	—	—	—	—	—	30	0,2	—	—	—	—	—	—	—	
	1,2×1,2		—	—	—	—	—	—	100	0,6	—	—	—	—	—	—	—	
2,5-5-10БД1-150 *2	0,3×0,3	2800	54	0,5	53	0,5	51	1,5	2,5	0,5	2,4	0,5	2,3	0,5	2,3	0,5	2,2	
	2×2		—	—	—	—	—	—	50	1,5	48	2,5	44	4,4	41	3,5	37	
20-50БД22-150 *2	1×1	2800	23	0,5	22	0,5	20,5	0,5	20	0,5	19	1	18,5	1,5	17,5	2	16	
	2×2		54	0,5	53	0,5	51	1,5	50	1,5	48	2,5	44	4,4	41	3,5	37	

Продолжение табл. 5

Рентгеновская трубка	Размер фокусного пятна, мм	Частота вращения анода, мин ⁻¹	Время включения, с															
			0,6		0,8		1,0		1,5		2,0		3,0		5,0		10	
			t _{пер} мин	P кВт	t _{пер} мин	P кВт	t _{пер} мин	P кВт	t _{пер} мин	P кВт	t _{пер} мин	P кВт	t _{пер} мин	P кВт	t _{пер} мин	P кВт	t _{пер} мин	P кВт
5БД13-125 *1	1×1	2800	—	—	5,25	2,0	4,7	2,6	4,3	3,0	3,7	4,0	3	6	2,3	8		
6-10БД8-125 *1	0,8×0,8	2800	3	—	6,3	4	5,0	5	—	—	—	—	—	—	3,5	7		
	1,5×1,5		4	—	10	5	0,3	6	—	—	—	—	—	—	4	—		
11-18БД26-125 *2	0,6×0,6	2800	3	—	8,75	4,0	8,75	5,0	—	—	—	—	—	—	5,0	7,0		
	1,0×1,0		4	—	15	5,0	13,8	6,0	—	—	—	—	—	—	6,5	7,0		
14-30БД10-150 *2	1×1	2800	3	15	3,5	14	4	12	4,5	11	5	9,5	5,5	8	6	6		
	2×2		4,5	32	5	30	5,5	24	6	20	6	16,0	6,5	12	6,5	8		
2-30БД11-150 *2	0,3×0,3	2800	0,5	2,1	1	2	1	1,9	1	1,9	1,5	1,8	2	1,6	2,5	1,3		
	2×2		4,5	32	5	30	5,5	24	6	20	6	16	6,5	12	6,5	8		
2,5-30БД29-150 *2	0,3×0,3	2800	0,5	2,1	1	2,0	1,0	1,8	1,5	1,8	1,5	1,8	2	1,6	2,5	1,35		
	1,2×1,2		2,5	21,5	3,0	20	3	17	4	15	4	11	4,5	10	5	7,5		
12-100БД20-150 *2	0,3×0,3	8500	—	—	9	0,8	—	—	—	—	—	—	6	2,5	4,85	3,0		
	1,2×1,2		—	—	60	5	—	—	—	—	—	—	24	7	13,5	8		
24-60БД16-150 *2	0,6×0,6	8500	—	—	24	1,5	—	—	—	—	—	—	14	5	11	6		
	1,2×1,2		—	—	60	3,5	—	—	—	—	—	—	24	7	14	8		
2,5-50БД21-150 *2	0,3×0,3	2800	0,5	2,2	1	2,1	1	2,0	1	1,9	1,5	1,8	2,0	1,6	2,5	1,2		
	2×2		4,5	34	5	30	5,5	26,	6	21	6	16	6,5	12	6,5	8		
20-50БД22-150 *2	1×1	2800	3	15	3,5	14	4	12	4,5	11	5	9,5	5,5	8	6	6		
	2×2		4,5	34	5	30	5,5	26	6	21	6	16	6,5	12	6,5	8		

*1 Допустимые нагрузки приведены для двухполупериодных схем выпрямления.

*2 Допустимые нагрузки приведены для трехфазных шестипериодных схем выпрямления.
Обозначения: P — допустимая мощность трубки; t_{пер} — время между включениями.

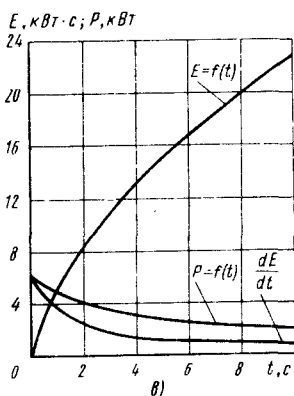
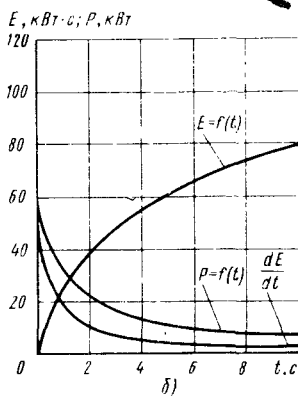
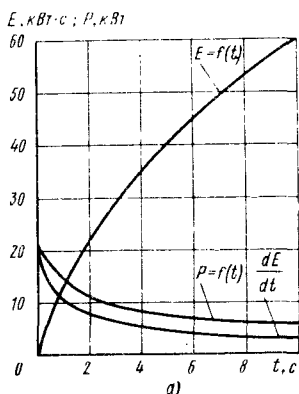


Рис. 23. Характеристики непрерывной падающей нагрузки рентгеновских диагностических трубок с вращающимся анодом: t — время выдержки; а — малый фокус рентгеновской трубки типа 14-30БД10-150, схема питания трехфазная шестивентильная; б — большой фокус рентгеновской трубки типа 14-30БД10-150; схема питания трехфазная, шестивентильная; в — рентгеновская трубка типа 5БД13-125, схема питания однофазная двухполупериодная

ской трубки не успевает охладиться до следующего включения и работает в неустановившемся режиме. Температура фокусной дорожки повышается непрерывно от снимка к снимку.

Работа рентгеновской трубки в режиме серийных снимков характеризуется несколькими параметрами.

Число снимков в серии — число включений равной мощности и длительности, которые непосредственно следуют друг за другом. Все отдельные снимки вместе образуют серию. **Частота кадров** — число снимков в секунду. Внутри серии частота кадров одинакова. Число снимков в серии ограничено емкостью серийной кассеты; частота кадров может ступенчато меняться от серии к серии. **Длительность отдельных снимков серии** зави-

сит от выбранной частоты кадров, скорости транспортирования пленки в серийной кассете, времени подготовки питающего устройства к следующему включению. Обычно длительность отдельных снимков 0,003—0,2 с. **Продолжительность серийной съемки** — сумма включений трубки и пауз между включениями.

Общее количество энергии, воспринимаемой анодом за серию, не должно превышать 80% энергии, предельно допустимой для одиночного снимка при выдержке, равной продолжительности серии, а мощность отдельного снимка в серии не должна превышать 80% мощности одиночного снимка той же длительности.

Режим прицельных снимков. В течение рентгенодиагностического обследования рентгеновская трубка работает в режиме просвечивания, который чередуется с прицельными снимками, осуществляемыми сериями по четыре снимка с перерывами между снимками 5 с и пере-

8. Допустимые нагрузки рентгеновских трубок в режиме прицельных снимков

Рентгеновская трубка	Общее число снимков	Схема выпрямления	Допустимая нагрузка, кВт, при экспозиции, с							
			0,02	0,05	0,08	0,1	0,12	0,16	0,2	0,4
14-30БД10-150 (фокус 2×2 мм)	Три серии по четыре снимка в цикле	Трехфазная Двухполупериодная	—	—	38 28	38 28	36,7 27	36 27	34,5 26	—
14-30БД18-150 (фокус 2×2 мм)	Три серии по четыре снимка в цикле	Трехфазная Двухполупериодная	—	39,7 20,5	37,5 19,5	34,5 18,5	—	—	—	—
2,5-30БД29-150 (фокус 1,2×1,2 мм)	То же	Трехфазная	—	—	21	21	20,5	20,5	20	—
12-100БД20-150 (фокус 1,2×1,2 мм)	10	Трехфазная	75	75	—	75	—	—	71	—
11-18БД26-125	Четыре снимка в цикле	Трехфазная	—	—	—	—	—	—	—	11

7. Технические характеристики рентгеновских терапевтических трубок, изготавливаемых в СССР

Рентгеновская трубка	Питающее напряжение	Анодное напряжение, кВ	Сила анодного тока, мА	Мощность, кВт	Угол наклона анода, °	Эффективное фокусное пятно	Габаритные размеры, мм	
							Длина	Диаметр
0,25БТВ5-100	Постоянное с заземлением анода трубки	5-100	5	0,25	45	Эллипс с осями не более 8 и 12 мм	364	58
1БТВ4-100		10-100	10-26	1			272	—
4БТМ3-250	Постоянное при симметричной схеме питания	100-250	15	4	60	Эллипс с осями не более 8 и 14 мм	400	105

рывами между сериями 30 с. Во время перерывов может быть осуществлено просвечивание. В режиме прицельных снимков мощность отдельных снимков снижается на 30% по сравнению с мощностью в режиме одиночных снимков той же длительности.

Данные по допустимым нагрузкам в режиме прицельных снимков приведены для некоторых отечественных рентгеновских трубок в табл. 6.

Терапевтические рентгеновские трубки. Различаются три основных вида рентгенотерапии: поверхностную, внутриполостную и глубокую.

При поверхностной терапии напряжение, подаваемое на электроды рентгеновских трубок, равно 5—100 кВ, мощность рентгеновских трубок — до 1 кВт.

При внутриполостной терапии напряжение на трубке 50—100 кВ, мощность трубок — до 1 кВт.

Глубокая терапия проводится при напряжении рентгеновских трубок 200—300 кВ. Применяются трубки с номинальным напряжением от 400 до 2000 кВ. Мощность трубок достигает 3—4 кВт.

При всех видах рентгенотерапии нет необходимости в минимальных размерах эффективного фокусного пятна, поэтому у рентгенотерапевтических трубок фокусные пятна значительно больших размеров, чем у диагностических.

Рентгеновские трубки для поверхностной терапии имеют заземленный анод с прочным водяным охлаждением. Выходные окна выполнены из вакуумно-непроницаемого бериллия.

У рентгеновских трубок для внутриполостной терапии заземленный цольный анод, охлаждаемый водой, температура которой поддерживается на уровне 20—25 °С. Охлаждение осуществляется в замкнутой системе от специального насоса, являющегося узлом рентгеновского аппарата.

Рентгеновские трубки для глубокой терапии обычно питаются от выпрямительных схем с симметричным распределением напряжения относительно земли.

Технические характеристики рентгенотерапевтических трубок приведены в табл. 7.

МОНОБЛОКИ

Моноблок — высоковольтное генераторное устройство, объединяющее в заполненном изоляционной жидкостью или газом металлическом корпусе рентгеновский излучатель, трансформатор накала и источник высокого напряжения для питания рентгеновской трубки. Моноблоки снабжаются вилками-держателями для крепления на штативных устройствах рентгеновских аппаратов.

Моноблоки рентгенодефектоскопических аппаратов предназначены для повторно-кратковременных и длительных режимов работы.

Моноблоки различаются конструкцией, номинальным напряжением, мощностью, допустимой длительностью непрерывной работы, способом охлаждения.

Один и тот же моноблок может использоваться с рентгеновскими трубками, имеющими направленный или кольцевой выход. Если у трубки направленный выход, на среднюю часть моноблока надевается свинцовый цилиндр с круглым отверстием для выпуска направленного пучка излучения. При панорамном просвечивании свинцовый цилиндр сдвигается либо снимается.

Номинальные напряжения (кВ) выпускающихся моноблоков: 100—120, 150—160, 200—220, 250, 300—320, 400—420, 500, 600, 1000, 2000, 3000, 4000, 5000.

В моноблоках применяются масляная и газовая изоляция с избыточным давлением газа 150—300 кПа.

Варианты охлаждения: механическое перемешивание масла при применении рентгеновских трубок с радиаторами, проточное охлаждение трансформаторным маслом анода трубок в симметричных схемах питания, проточное охлаждение полости анода в схемах с заземленным анодом, охлаждение проточной водой корпуса моноблока, воздушное охлаждение радиатора рентгеновской трубки.

Схема питания рентгеновских трубок в моноблоках: однополупериодные безвентильные с заземленной средней точкой вторичных обмоток высоковольтного трансформатора при сим-

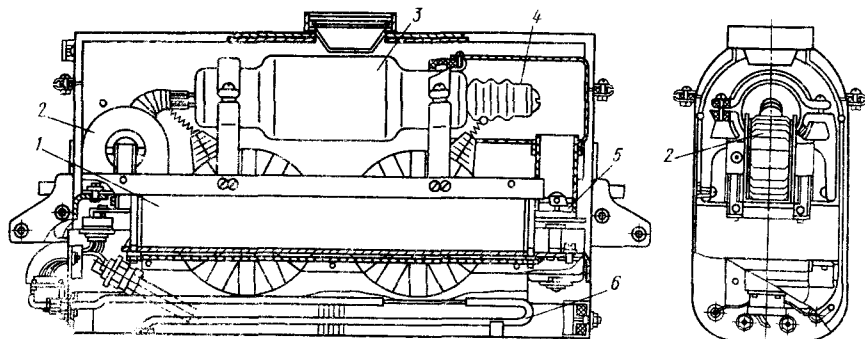


Рис. 24. Моноблок промышленного рентгенодефектоскопического аппарата РУП-200-5 на 200 кВ;

1 — главный трансформатор; 2 — трансформатор нагрева; 3 — рентгеновская трубка; 4 — радиатор рентгеновской трубки; 5 — электродвигатель; 6 — змеевик

метричных напряжениях выводов относительно земли; с заземленным концом вторичной обмотки при заземлении анода рентгеновской трубки; реже применяются схемы питания моноблоков по двухполупериодным схемам выпрямления с твердыми выпрямителями.

На рис. 24 показан моноблок рентгенодефектоскопического аппарата РУП-200-5 на напряжение 200 кВ и силу тока 5 мА. У применяемой в моноблоке рентгеновской трубки 0,7 БПМ-200 радиаторное охлаждение. Для улучшения теплоотвода от радиатора внутри моноблока установлен вентилятор для перемешивания трансформаторного масла. Корпус моноблока может дополнительно охлаждаться проточной водой, пропущенной через

трубчатый змеевик. Такая же конструкция у моноблока аппарата РУП-120-5 с рентгеновской трубкой 0,4 БПМ-120.

В качестве изоляционной и теплопередающей среды широко применяется шестифтористая сера SF_6 (элегаз). Обладая хорошими электрическими свойствами при сравнительно небольших избыточных давлениях, элегаз позволяет применять моноблоки со значительно меньшей массой, чем при масляной изоляции. Моноблок с газовой изоляцией к рентгенодефектоскопическому аппарату на напряжение 300 кВ приведен на рис. 25. Схема питания рентгеновской трубки симметричная однополупериодная безвентильная с отдельными высоковольтными трансформаторами для каждого

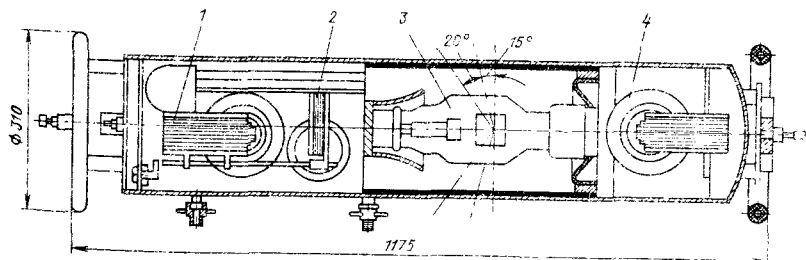


Рис. 25. Моноблок с газовой изоляцией к рентгенодефектоскопическому аппарату на 300 кВ;

1, 4 — главные трансформаторы; 2 — трансформатор нагрева; 3 — рентгеновская трубка

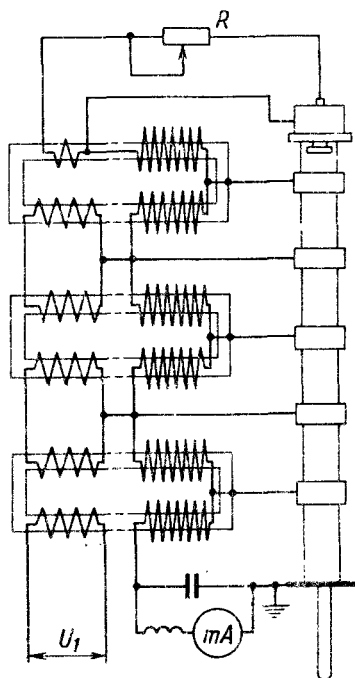


Рис. 26. Электрическая схема моноблока отечественного рентгенодефектоскопического аппарата РУП-400-5

электрода рентгеновской трубки и с заземленной средней точкой высоковольтных обмоток.

Моноблок может быть использован как для направленного, так и для кольцевого излучения. Масса моноблока 65 кг, арматуры для переноски 13 кг.

В рентгенодефектоскопических аппаратах на 400 кВ и выше широко применяются секционированные рентгеновские трубки.

Электрическая схема моноблока аппарата РУП-400-5 с номинальным напряжением 400 кВ и силой анодного тока 5 мА показана на рис. 26.

Каскадный высоковольтный трансформатор моноблока состоит из трех ступеней: в каждой из первых двух имеются первичная, передаточная и две высоковольтные обмотки; в третьей — на месте передаточной обмотки —

находится обмотка накала рентгеновской трубки. С изменением напряжения на рентгеновской трубке изменяется сила анодного тока. Силу анодного тока независимо от напряжения на рентгеновской трубке можно устанавливать, изменяя сопротивление резистора R в цепи накала рентгеновской трубки.

В трансформаторе применен метод ступенчатой изоляции. В каждой ступени каскада средняя точка двух высоковольтных обмоток соединена с магнитопроводом, а секцией рентгеновской трубки, а концы вторичных обмоток — с первичной и передаточной обмотками. Таким образом, внутри ступеней каскада изоляция каждой вторичной обмотки рассчитана на $1/6$ полного напряжения высоковольтного трансформатора.

Металлический корпус моноблока заполнен трансформаторным маслом. Рентгеновская трубка расположена коаксиально с высоковольтным трансформатором. У рентгеновской трубки магнитная фокусировка. Экран, выравнивающий электрическое поле, электрически соединен с концом второй ступени высоковольтного трансформатора и находится под напряжением, равным $2/3$ от номинального по отношению к корпусу моноблока.

В моноблоке рентгенодефектоскопического аппарата РМД-1 используется секционированная рентгеновская трубка с заземлением выносным полым анодом на напряжение 1000 кВ и силу тока до 3 мА. Схема питания однополупериодная безвентильная; источник напряжения — резонансный трансформатор с отпайками от вторичной обмотки к секциям рентгеновской трубки. Изоляционная среда — азот с добавлением 10% элгаса или фреона-12 под давлением 1500 кПа.

Развиваются методы получения ускоренного напряжения с помощью отрезков резонирующих длинных линий. Одним из вариантов конструкции рентгеновского излучателя является конструкция со спирально-волноводным резонатором с емкостным накопителем энергии. При подобном принципе построения излучателей можно получить среднюю мощность 10 кВт и выше при

наружном диаметре резонатора не более 16 см и длине 80 см.

Разработаны образцы рентгеновских излучателей, включающих в себя усложняющую структуру на основе объемного резонатора и автогенератора СВЧ-колебаний, собранного на базе импульсной генераторной лампы. Мощность автогенератора СВЧ-колебаний в импульсе длительностью 15 мкс составляет 350 кВт при анодном напряжении 18 кВ, что обеспечивает разность потенциалов на ускоряющем промежутке излучателя около 500 кВ. Максимальный диаметр действительного фокусного пятна равен 3 мм, размеры эффективного фокусного пятна $3 \times 0,7$ мм. Габаритные размеры излучателя 700 мм \times \varnothing 180, масса 10 кг. Рентгеновское излучение имеет вид радиоимпульсов длительностью 15 мкс с частотой заполнения 380 МГц; частота повторения импульсов 1—200 Гц.

Моноблоки рентгенодиагностических аппаратов применяются в стационарных аппаратах мощностью до 50 кВт, в рентгеновских аппаратах разборного типа, в флюорографических, переносных, дентальных, передвижных хирургических аппаратах и облегченных стационарных и палатных аппаратах.

Конструкция моноблока должна обеспечивать минимальные массу и габариты для создания легких и компактных питательных устройств.

Для переносных, передвижных хирургических, дентальных и передвижных облегченных разборных аппаратов выпускают компактные и легкие моноблоки с однополупериодной безвентильной схемой питания рентгеновской трубки. Различные варианты выполнения этих схем показаны на рис. 27. Эти моноблоки применяют для работы в повторно-кратковременных (просвечивание) и кратковременных (снимки) режимах.

Основные электрические параметры моноблоков различного назначения с рентгеновскими трубками с термоэлектронной эмиссией приведены в табл. 8.

В безвентильной схеме выпрямления рентгеновская трубка служит источником рентгеновского излучения и предназначена для выпрямления под-

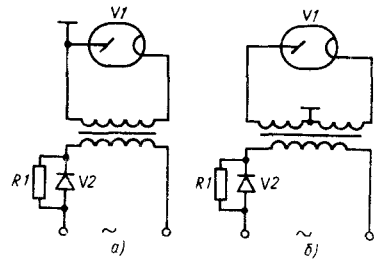


Рис. 27. Однополупериодная безвентильная схема питания рентгеновской трубки: а — с заземлением вывода высоковольтной обмотки трансформатора; б — с заземлением средней точки высоковольтной обмотки трансформатора; $R1$ — резистор; $V1$ — рентгеновская трубка; $V2$ — полупроводниковый диод

водного переменного напряжения. В связи с тем, что в отрицательный полупериод ток в рентгеновской трубке не протекает, максимальные значения напряжения на трубке в рабочем и холостой полупериоды различаются. Для выравнивания максимумов полувыси в первичную цепь высоковольтного трансформатора включается полупроводниковый диод $V2$, шунтируемый резистором R . Полярность включения выпрямительного столба согласовывается с полярностью рентгеновской трубки таким образом, чтобы при прохождении холостой полуволны диод был заперт. В этом случае последовательно с первичной обмоткой оказывается включенным резистор и падение напряжения на нем от протекающего тока холостого хода снижает максимальное значение напряжения холостой полуволны. В рабочий полупериод диод шунтирует резистор и падение напряжения на нем мало. Заметно снижается максимальное напряжение холостой полуволны при условии $I_{1cp}\omega_1 \geq I_{2cp}\omega_2$, где I_{1cp} — среднее значение тока, протекающего по первичной обмотке высоковольтного трансформатора; I_{2cp} — среднее значение тока, протекающего по вторичной обмотке высоковольтного трансформатора; ω_1 — число витков первичной обмотки; ω_2 — число витков вторичной обмотки.

Необходимое напряжение устанавливается подбором резистора.

8. Основные электрические параметры моноблоков медицинских аппаратов

Назначение	Номинальное напряжение, кВ	Режим просвечивания		Режим снимков (в течение 1 с)		Схема питания рентгеновской трубки
		Напряжение, кВ	Сила тока, мА	Напряжение, кВ	Сила тока, мА	
Для стационарных аппаратов мощностью до 50 кВт	125	50—110	0,5—2,7	70 100 125	700 500 400	Удвоения с постоянным напряжением
Для передвижных рентгеновских аппаратов разборного типа, для общей диагностики, облегченных палатных флюорографических и стационарных аппаратов	100, 125	40—90	2,5—3,5	40—100, 40—125	50 мА (при 125 кВ) 20, 40, 65 мА (при 100 кВ)	Безвентильная однополупериодная однофазная мостовая схема выпрямления
Для переносных аппаратов Для передвижных хирургических рентгеновских аппаратов	60, 75, 90 90, 100, 120	40—110	1,3—3	40—75 40—110	17—20 Предельный ток 100 мА	Однополупериодная безвентильная однофазная мостовая схема выпрямления; удвоения напряжения
Для дентальных рентгеновских аппаратов для зубных снимков	50, 70, 90	— —	— —	50 70 90	7, 10 10 10	Однополупериодная безвентильная; умножения напряжения

В моноблоках переносных и дентальных рентгеновских аппаратов с одной уставкой анодного тока отсутствуют отдельные трансформаторы накала, а нить накала рентгеновской трубки питается от обмотки, намотанной на вторичную обмотку и являющейся ее частью.

В моноблоках передвижных хирургических аппаратов, облегченных палатных аппаратов, флюорографических аппаратов, передвижных разборных аппаратов для общей диагностики со ступенчатым изменением напряжения и тока рентгеновской трубки применяется отдельный трансформатор для подведения напряжения к нити накала рентгеновской трубки.

Рентгеновские трубки в передвижных аппаратах для общей рентгенодиагностики питаются переменным напряжением в однополупериодных безвентильных схемах и пульсирующим напряжением в однофазных мостовых схемах выпрямления. Принципиальная электрическая схема моноблока с однофазной мостовой схемой выпрямления показана на рис. 28.

В моноблоках в большинстве случаев используются одно- и двухфокусные рентгеновские трубки с неподвижным анодом. В моноблоках с номинальной мощностью 5—6 кВт применяются рентгеновские трубки с вращающимся анодом с питанием от однофазных мостовых схем выпрямления, построенных на селеновых или кремниевых полупроводниковых выпрямителях.

Широкое применение получили среднечастотные моноблоки. Сетевое напряжение частотой 50—60 Гц выпрямляется и затем преобразуется в однофазное напряжение частотой 4—40 кГц.

На вторичной стороне высоковольтного трансформатора это напряжение выпрямляется обычно по схеме удваивания. Благодаря такому преобразованию сетевого напряжения при наличии хорошей элементной базы удается получить резкое снижение габаритных и массовых характеристик моноблоков по сравнению с моноблоками той же мощности, но питаемыми непосредственно от сети 50 и 60 Гц.

В табл. 9 приведены технические характеристики некоторых распростра-

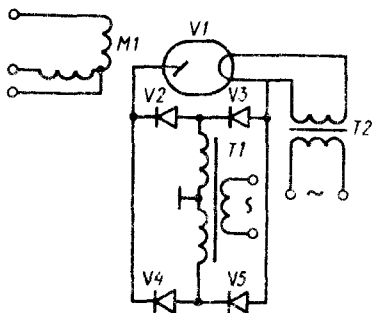


Рис. 28. Принципиальная электрическая схема моноблока рентгенодиагностического аппарата с однофазной двухполупериодной схемой выпрямления:

$M1$ — статор; $T1$ — трансформатор; $T2$ — трансформатор накала; $V1$ — трубка рентгеновская; $V2$ — $V5$ — полупроводниковые высоковольтные диоды

ненных отечественных и зарубежных моноблоков.

На рис. 29 показан моноблок переносного аппарата 8ЛЗ.

В металлическом корпусе из листовой стали толщиной 0,8 мм, имеющем форму шестигранника с параллельными верхней и нижней гранями, размещены двухсекционный высоковольтный стержневой трансформатор, рентгеновская трубка с катодным держателем-барьером и четыре компенсатора температурного изменения объема трансформаторного масла. На внутренней поверхности моноблока закреплена свинцовая защита от неиспользуемого рентгеновского излучения. Максимальное рабочее напряжение каждой из двух вторичных секций 37,5 кВ. На высоковольтную секцию, находящуюся ближе к катоду рентгеновской трубки, намотана обмотка питания нити накала.

Рентгеновская трубка внутри моноблока крепится с помощью катодного и анодного держателей. Трубка центрируется винтом в анодной торцевой части рентгеновской трубки. Магнитопровод высоковольтного трансформатора стержневой четырехступенчатый, набранный из пластин электротехнической стали толщиной 0,35—0,5 мм. Отбортованные боковые крышки моноблока приварены по торцевой поверх-

9. Технические характеристики моноблоков медицинских аппаратов различного назначения

Страна	Моноблок или аппарат в корпусе моноблок работает	Тип рентгеновской трубки	Размер эффективного фокусного пятна, мм	Проектирование		Снимки I c		Схема питания рентгеновской трубки	Масса, кг
				Напряжение, кВ	Ток, мА	Напряжение, кВ	Ток, мА		
Германия	Polyphos-300	P125/30C	1,3×1,3	50—110	0,7 2,7	60	500	Удвоенная	27,2
						100	300		
						125	240		
Германия	Polyphos-500	P125/30/50CR	0,8×0,8 1,2×1,2	50—110	0,7 2,7	70	700	»	29,1
						100	500		
						125	400		
Венгрия	ДЕ-11, диагностическая рентгеновская установка «Мидирент-125»	P125/11	0,8×0,8	40—90	1—3,5	65	100	Однофазная мостовая	27
						100	70		
						125	50		
СССР	РУМ-24	5БД13-125	1,0×1,0	—	—	65	100	Однофазная мостовая	33
						125	60		
						75	18		
	8Л3, переносной	1,6БДМ-9-90	2,0×2,0	—	—	75	18	Однополу-переносная безвентильная	11,8
	5Д1, дентальный	0,2БДМ-7-50	0,8×0,8	—	—	50	7	То же	4,0

Продолжение табл. 9

Страна	Моноблок или аппарат, в котором моноблок работает	Тип рентгеновской трубки	Размер эффективного пятна, мм	Просвечивание		Снимки 1 с		Схема питания рентгеновской трубки	Масса, кг
				Напряжение, кВ	Ток, мА	Напря-жение, кВ	Ток, мА		
Чехо-Словакия	Детальный рентгеновский аппарат Sto max III, ZAR 55/1	DOE	1,5×1,5	—	—	60 90	20 10	—	14,3
	Передвижной рентгеновский аппарат Moxeh III, ZAR-38-1	С вращающимся анодом	0,8×0,8	—	—	50 125	100 50	Двухполю-перiodная на кремневых выпрямителях	33
	Передвижной рентгеновский аппарат Moxeh, ZAR 33/1	—	1,5×1,5	—	—	60	20	—	15
	Передвижной хирургический рентгеновский аппарат Miniskop, ZAR 26/1	—	—	—	40—95	50 85	25 15	—	17,5
	Диагностический рентгеновский аппарат Moxeta, ZAR 37/1	—	0,6×0,6 2×2	20—100	0,3—3,0	40 100	35 20	Однополю-перiodная безвентильная	
	Германия	Рентгенодиагностический аппарат TUR D-36-1	DE 100/180	2,3×2,3	50—100	2,2—4,5	50 100	36 18	—
Детальный рентгеновский аппарат TUR DE-5		DE 50/50	0,8×0,8	—	—	50	5	—	4,5

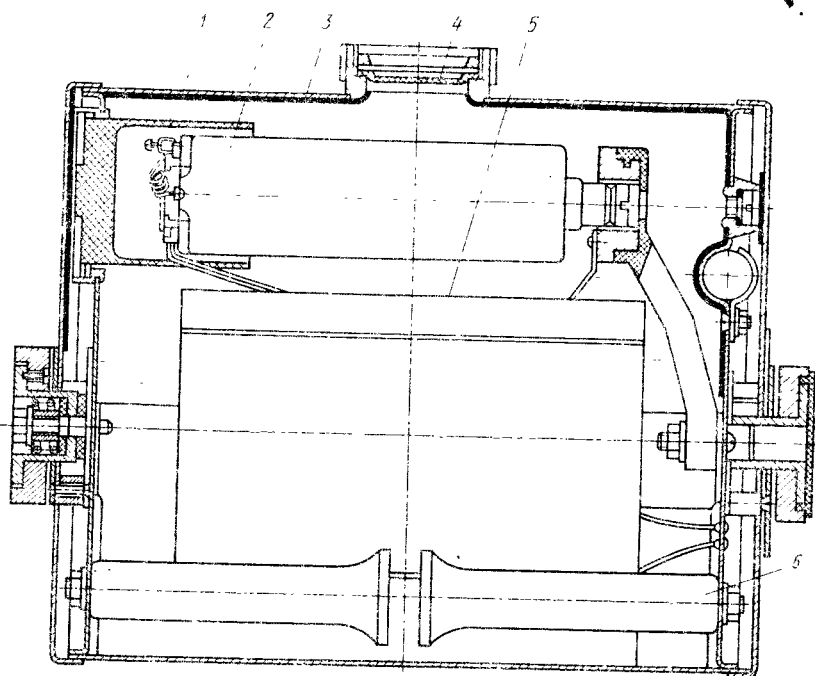


Рис. 29. Моноблок переносного рентгенодиагностического аппарата 8Л13:
 1 — корпус; 2 — трубка рентгеновская; 3 — защита от неиспользуемого излучения;
 4 — выходное окно; 5 — высоковольтный трансформатор; 6 — компенсатор

ности к кожуху моноблока. Имеются оформительные боковые крышки.

Моноблок крепится к питанию рентгеновского аппарата с помощью вилкодержателя. Электрическая схема моноблока однополупериодная безвентильная с заземлением средней точки высоковольтной обмотки.

Моноблок заполнен трансформаторным маслом. Режим вакуумной обработки двухсубъектный с вакуумной сушкой при температуре 100°C и вакууме $13,33-66,65$ Па ($0,1-0,5$ мм рт. ст.) и заливка трансформаторным маслом, нагретым до 80°C .

На рис. 30 показан моноблок рентгенодиагностического аппарата.

Электрическая схема моноблока однофазная двухполупериодная мостовая с заземленной средней точкой высоковольтной обмотки, собранная на высоковольтных малогабаритных селеновых выпрямителях.

Габаритные размеры моноблока $390 \times 290 \times 194$ мм при массе 27 кг. Режим работы: 125 кВ, 50 мА, 65 кВ, 100 мА; 100 кВ, 70 мА; 80 кВ, 90 мА. В моноблоке применена рентгеновская трубка Р125-11 с допустимой секундной мощностью 6,5 кВт. При номинальной мощности моноблока 5 кВт трубка работает с недогрузкой, что способствует значительному увеличению срока службы рентгеновской трубки в моноблоке. Металлический корпус моноблока — неразборная конструкция; сечение овальной формы. Боковые крышки отбортованы и сварены с кожухом с торцов моноблока. К одной из крышек крепится высоковольтный блок, состоящий из главного трансформатора, блока селеновых выпрямителей и накального трансформатора.

Селеновые выпрямительные столбы (28 шт.) изолированы друг от друга изоляционными цилиндрами и распо-

лагаются зигзагообразно на поверхности тонкостенного бумажно-бакелитового цилиндра с вырезами по краям; они прикреплены к нему изоляционным лаком. Селеновые столбы соединяются между собой пайкой с помощью отрезков медного провода. На места соединения надевается общий изоляционный колпачок. Смонтированная на тонкостенном цилиндре конструкция бандажируется конденсаторной бумагой. Собранный блок селеновых выпрямительных столбов представляет собой полый цилиндр с выводами для присоединения к высоковольтному трансформатору, трансформатору накала и аноду рентгеновской трубки.

Главный высоковольтный трансформатор (рис. 31) цилиндрической формы; вокруг него расположен блок селеновых выпрямительных столбов. Масса трансформатора 9 кг.

Магнитопровод состоит из сердечника круглого сечения и двух половин ярама трансформатора. Сердечник набирается из прямоугольных пластин холоднокатаной электротехнической стали толщиной 0,35 мм, затем этот пакет склеивается и стягивается с помощью металлических плашек и заклепок. Собранный лагет прямоугольного сечения обрабатывается на токарном станке для получения стержня цилиндрической формы. Ярмо трансформатора набирается из пластин П-образной формы с стегнутыми под углом 110–120° сторонами, идущими параллельно сердечнику.

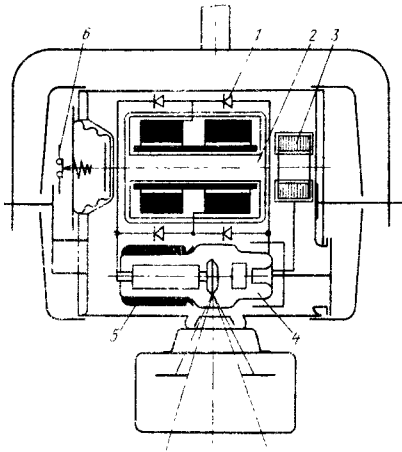
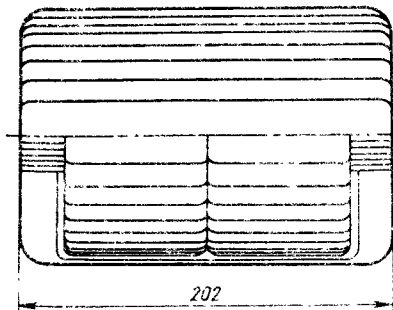


Рис. 30. Моноблок рентгенодиагностического аппарата:

1 — высоковольтный выпрямитель; 2 — высоковольтный трансформатор; 3 — трансформатор накала; 4 — рентгеновская трубка; 5 — статор вращения анода; 6 — контакт блокировочный

Ярмо состоит из двух частей. Пластины каждой половины сварены между собой на глубину 2–2,5 мм. Высоковольтная обмотка трансформатора состоит из двух секций. Одна вывод секции идет на выпрямительную схему, второй — у одной секции заземляется, а у другой идет в приборную цепь.

Высоковольтные секции забандажированы конденсаторной бумагой. По-

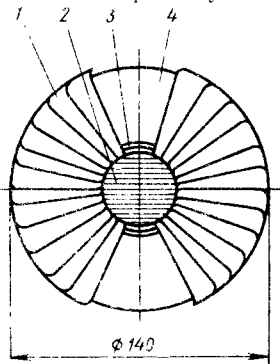


Рис. 31. Высоковольтный трансформатор:

1 — ярмо магнитопровода; 2 — сердечник магнитопровода; 3 — первичная обмотка; 4 — вторичная обмотка

магнитопровода; 3 — первичная обмотка; 4 — вторичная обмотка

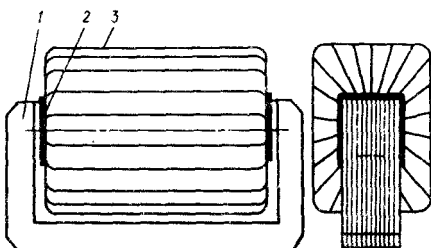


Рис. 32. Трансформатор накала:

1 — магнитопровод; 2 — первичная обмотка; 3 — вторичная обмотка

рядок сборки высоковольтного трансформатора следующий. На сердечник надевается первичная обмотка, затем две секции вторичной. После сборки сердечника с обмотками к сердечнику прикрепляют две половины яра и сваривают с ним. Благодаря отогнутым пластинам яра достигается цилиндрическая форма собранного трансформатора и уменьшается диаметр по сравнению с диаметром трансформатора с неогнутыми пластинками на 20 мм.

Механическая обработка стержня трансформатора, сварка пластины между собой и с сердечником резко увеличивает ток холостого хода. Однако в связи с тем, что режим снимков при максимальном напряжении 125 кВ кратковременный (до 5 с с перерывами между включениями в несколько минут), а режим просвечивания осуществляется при пониженных напряжениях (40—90 кВ), тепловой режим трансформатора определяется режимом при просвечивании, в котором индукция в стали трансформатора снижена по сравнению с индукцией при снимках. Увеличение потерь в стали, вызванных механической обработкой и сваркой, не приводит к недопустимому перегреву обмоток трансформатора.

У трансформатора накала (рис. 32) магнитопровод стержневого типа; он набран из пластин холоднокатаной электрической стали с толщиной пластины 0,35 мм.

Трансформатор накала крепится к главному трансформатору скобой и винтами. На катодной стороне рентгеновской трубки Р125/11 приклеен пластмассовый держатель, позволяю-

щий быстро и удобно менять и центрировать рентгеновскую трубку в моноблоке. Трубку устанавливают в корпус моноблока через специальное окно в боковой крышке. Статор разгона анода трубки крепится к боковой крышке корпуса. Корпус моноблока заполнен трансформаторным маслом. Внутренняя поверхность моноблока выложена свинцом толщиной 1 мм; моноблок имеет боковые оформительные крышки. Для компенсации температурных изменений трансформаторного масла внутри моноблока установлен маслорасширитель из маслостойкой резины.

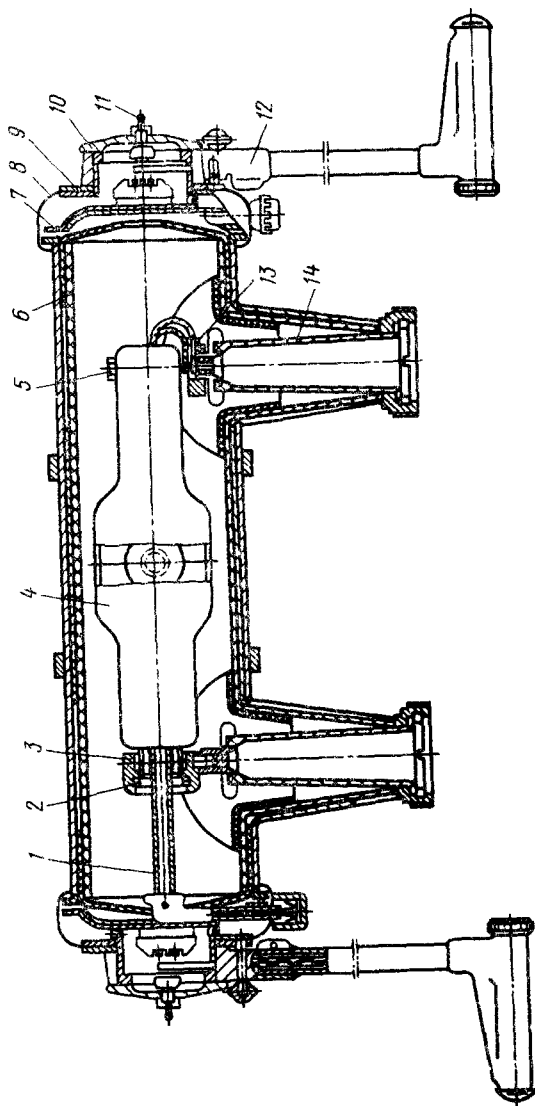
РЕНТГЕНОВСКИЕ ИЗЛУЧАТЕЛИ

Рентгеновский излучатель представляет собой высоковольтное устройство, состоящее из источника рентгеновского излучения — рентгеновской трубки и металлического корпуса, в котором размещена рентгеновская трубка. Конструкция излучателя гарантирует защиту персонала и пациента от неиспользуемого рентгеновского излучения и поражения электрическим током. Кроме того, обеспечиваются электрическая прочность устройства, охлаждение рентгеновской трубки, подведение питания к статору, нити накала и электродам рентгеновской трубки, надежное закрепление излучателя на штативных устройствах и объемной диафрагмы на излучателе.

Рентгеновские излучатели для рентгенодефектоскопических и рентготерапевтических аппаратов разделяются на два типа: излучатели для аппаратов с симметричной схемой выпрямления и излучатели для аппаратов с заземленным полюсом схемы выпрямления. Номинальные напряжения излучателей 60—450 кВ. Номинальные мощности рентгеновских трубок 1—5 кВт.

Рентгеновский излучатель для рентготерапевтических аппаратов с симметричной схемой питания изображен на рис. 33.

Корпус излучателя выполнен из стальной сварной трубы и изнутри выложен свинцом для защиты от неиспользуемого излучения.



8 — оформительная крышка; 9 — кольцо; 10 — крышка наружная; 11 — тумблер включения центра; 12 — центризатор; 13 — штыревой наконечник; 14 — высоковольтный ввод.

Рис. 33. Рентгеновский излучатель с рентгенотермостатической трубкой с прочным масляным охлаждением: 1 — маслопровод; 2 — гайка; 3 — анододержатель; 4 — рентгеновская трубка; 5 — катододержатель; 6 — изоляционный высоковольтный барьер; 7 — торцовая крышка;

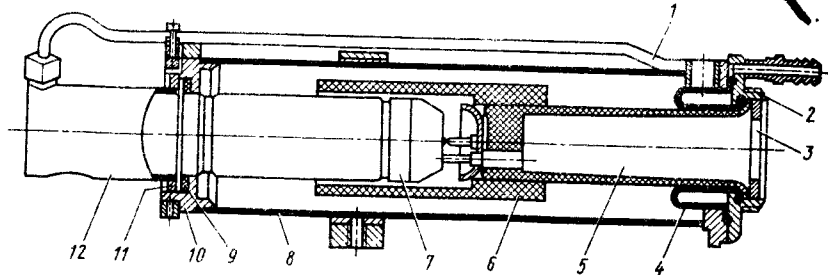


Рис. 34. Рентгеновский излучатель аппарата РУП-100-10

Анод рентгеновской трубки охлаждается проточным трансформаторным маслом, циркулирующим в системе масляный насос — маслопроводные шланги — рентгеновский излучатель. Так как анод рентгеновской трубки охлаждается проточным трансформаторным маслом, внутри и снаружи излучателя имеются патрубки для отвода трансформаторного масла от масляного насоса. Предусмотрены надежные уплотнения для создания герметичности. Масляный насос ротационный шестеренный с подачей 25 л/мин. Насос расположен в баке, заполненном трансформаторным маслом, и приводится в действие трехфазным асинхронным электродвигателем, находящимся на крышке бака. Трансформаторное масло охлаждается проточной водой из водопровода, циркулирующей по змеевику, который расположен внутри бака. Блокировки в масляной и водяной системах не позволяют включать аппарат и отключают его при уменьшении давления масла или воды и перегреве масла. Система охлаждения продолжает работать в течение 5 мин после отключения аппарата при нормальных условиях работы аппарата для предупреждения преждевременного старения трансформаторного масла.

В излучателях на напряжение до 150 кВ уровень защиты, обеспечиваемый конструкцией излучателя, должен быть таким, чтобы на расстоянии 1 мм от фокуса трубки в любом направлении экспозиционная доза излучения не превышала 100 мР/ч.

Для излучателей на напряжение свыше 150 кВ допускается уровень

защиты, соответствующий 1000 мР/ч, в связи с тем что между излучателем и обслуживающим персоналом должна быть защитная стена. На рис. 34 показана конструкция рентгеновского излучателя аппарата РУП-100-10 с рентгеновской трубкой с вынесенным заземляемым анодом. Излучатель состоит из металлического цилиндрического корпуса 8, заполненного трансформаторным маслом, с размещенной внутри корпуса рентгеновской трубкой 7, высоковольтного стакана 5, являющегося частью высоковольтного кабельного разъема, который служит для подведения высокого напряжения и напряжения накала от генераторного устройства к рентгеновской трубке. На высоковольтном стакане закреплен изоляционный барьер 6. Внутри излучателя размещен маслорасширитель 4 для компенсации температурных изменений объема трансформаторного масла. Рентгеновская трубка с анодного торца уплотняется во фланце 10 излучателя резиновой прокладкой 9 и гайкой 11. С катодной стороны излучатель уплотняется маслорасширителем, гайкой 3 и фланцем 2. На корпусе излучателя закреплены два металлических патрубка 1 для подведения охлаждающей воды к аноду рентгеновской трубки. На патрубки надеваются резиновые шланги для подсоединения к охлаждающей системе. Вынесенная анодная часть рентгеновской трубки окружена металлическим цилиндром 12 со свинцовой съемной заглушкой на выходном окне.

На рис. 35 показана конструкция однополюсного рентгеновского излучателя для промышленного просвечи-

вания материалов с двухфокусной металлокерамической рентгеновской трубкой с заземленным анодом. Излучатели подобной конструкции выпускает, например, фирма *Philips* на напряжения 100, 160, 225 кВ.

Рентгеновская трубка с целью защиты от механических повреждений размещена в оформительном стальном цилиндрическом корпусе 3, на внутренней поверхности которого в целях защиты персонала от неиспользуемого излучения закреплена свинцовая оболочка 4 по всей длине корпуса.

Собственно рентгеновская трубка представляет собой тонкостенный стальной цилиндр 5, находящийся под потенциалом земли, который соединен (вакуумно-плотной пайкой) с медным анодом 2, внутри которого имеется площадка с приваренной к ней вольфрамовой пластинкой 1, являющейся мишенью анода.

Напротив анода находится керамический изолятор 7, который одновременно является вводом высоковольтного кабеля и держателем катодного узла 6. Керамический изолятор соединен с цилиндром. Выход рентгеновского излучения осуществляется через

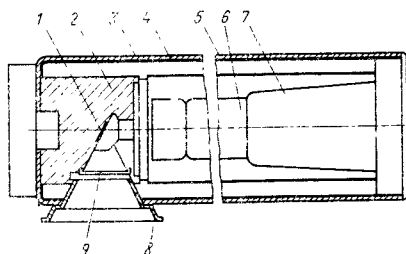


Рис. 35. Рентгеновский излучатель с однополюсной металлокерамической рентгеновской трубкой

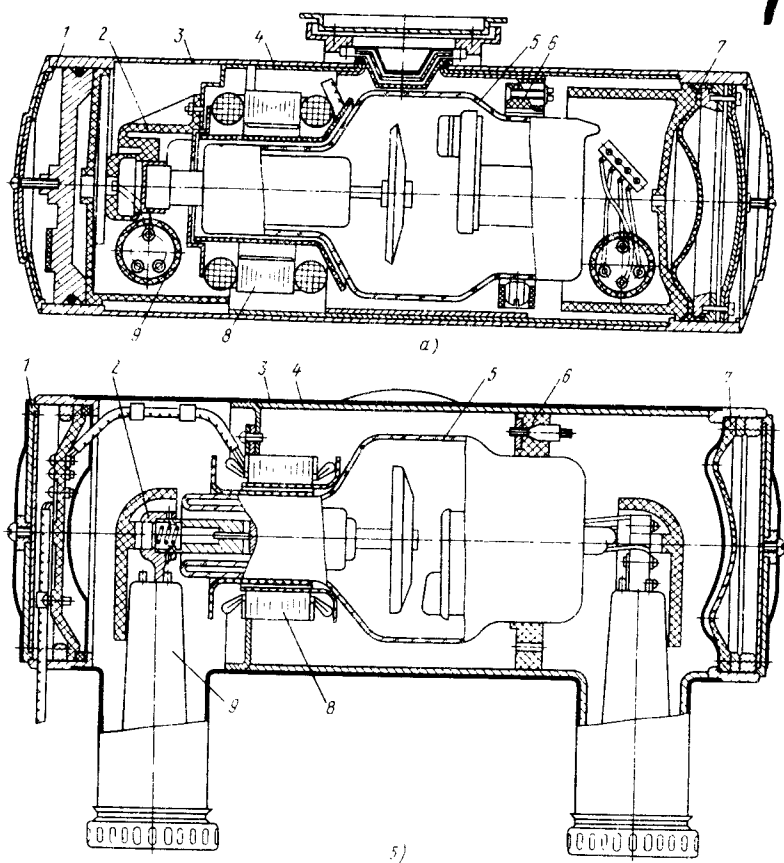
бериллиевое окно 9. Анод рентгеновской трубки охлаждается водой.

В наружном оформительном корпусе имеется фланец 8 для крепления наружной диафрагмы, необходимой для ограничения пучка рентгеновского излучения.

В связи с тем, что при заземленном корпусе рентгеновской трубки не требуется масляная или газовая изоляция между корпусом трубки и корпусом излучателя, достигается значительное уменьшение массовых и габаритных характеристик излучателей по сравнению с излучателями с трубками со

10. Рентгеновские излучатели с рентгеновскими трубками со стеклянными оболочками и с рентгеновскими трубками с металлокерамическими оболочками

Рентгеновский излучатель	Масса, кг	Диаметр	Длина
		мм	
С масляной изоляцией и рентгеновской трубкой со стеклянной оболочкой на 150 кВ	35	195	600
С металлокерамической рентгеновской трубкой фирмы <i>Philips</i> в кожухе на 160 кВ	8	100	300
С масляной изоляцией и рентгеновской трубкой со стеклянной оболочкой на 300 кВ	71	330	720
С металлокерамической трубкой фирмы <i>Philips</i> в кожухе на 320 кВ	35	180	530
С масляной изоляцией и рентгеновской трубкой со стеклянной оболочкой на 400 кВ	290	320	830
С металлокерамической трубкой фирмы <i>Philips</i> в кожухе на 420 кВ	100	300	850



стеклянными и даже с керамическими гофрированными оболочками.

Кроме однополюсных излучателей на напряжения до 225 кВ изготавливаются двухполюсные излучатели на напряжения 320—450 кВ. В этом случае керамические изоляторы имеются с двух сторон рентгеновской трубки. Для охлаждения анода применяется масляное охлаждение.

В табл. 10 указаны масса и размеры рентгеновских излучателей фирмы *Philips* с рентгеновскими трубками со стеклянными оболочками и рентгеновских излучателей с металлокерамическими рентгеновскими трубками.

Рентгеновские излучатели рентгенодиагностических аппаратов предназна-

чены для работы в рентгеновских диагностических аппаратах.

На рис. 36 показаны некоторые рентгеновские излучатели для трубок мощностью 50 кВт.

Номинальное напряжение излучателя 150 кВ. Корпус 3 представляет собой стальную трубу, сваренную из листовой стали толщиной 0,8—1 мм. Изнутри корпус выложен свинцом 4 толщиной в средней части 2,5 и 1,5 мм в катодной части. Такая толщина свинца обеспечивает допустимую дозу 100 мР/ч на расстоянии 1 м от поверхности излучателя при открытом свинцовой заглушкой выходном окне. В корпус вварены два цилиндрических патрубка и фланец для закрепления

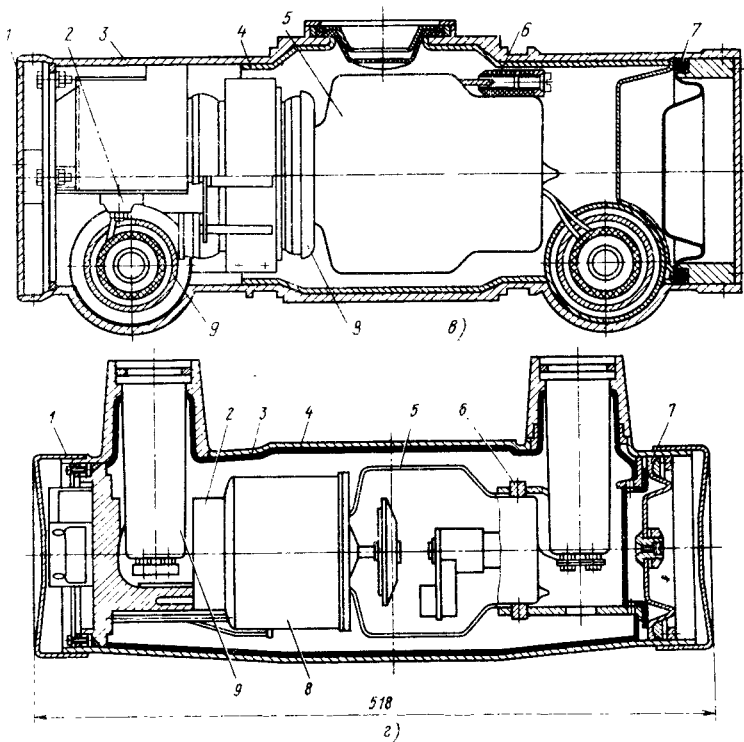


Рис. 36. Рентгеновские излучатели рентгенодиагностических аппаратов: а — рентгеновский излучатель РИД-2 (СССР); б — рентгеновский излучатель *Bt 150/30/150-100 Siemens* (Германия); в — рентгеновский излучатель *DR 154* (Германия); г — рентгеновский излучатель *Rofax K-150* (Чехо-Словакия)

выходного окна. Цилиндрические патрубki необходимы для крепления в них высоковольтных изоляционных стаканов 9, являющихся частью высоковольтных кабельных разъемов, через которые высокое напряжение и напряжение накала с помощью гибких высоковольтных кабелей подводится от генераторного устройства к электродам рентгеновской трубки. Рентгеновская трубка 5 крепится внутри сварного или литого корпуса с анодной стороны с помощью байонетного зацепления в анодном держателе 2. С катодной стороны трубка закрепляется с помощью изоляционного кольца 6. Внутри корпуса размещен статор 8 для вращения анода рентгеновской трубки. В качестве изолирующей и теплоизолирующей сред исполь-

зуется трансформаторное масло. Электрическая прочность трансформаторного масла при заливке не ниже действующего значения напряжения 42 кВ в стандартном разряднике. Для устранения возможности взаимодействия трансформаторного масла с металлической внутренней поверхностью корпуса последний изнутри покрывается термостойким изоляционным лаком. Торцы излучателей закрыты оформительными крышками 1.

Выход рентгеновского излучения предусмотрен через фланец с отверстием в корпусе излучателя, в котором располагаются выходное окно из прозрачного изоляционного материала, нерегулируемая свинцовая диафрагма для формирования первичного пучка излучения, дополнительные

11. Технические характеристики рентгеновских излучателей с напряжением 125—150 кВ

Тип рентгеновского излучателя, страна	Рентгеновская трубка	Собственная фильтрация излучателя, мм	Габаритные размеры, мм	
			Длина	Диаметр в средней части
ИРД-54 (СССР)	14-30БД10-150 2-30БД11-150 24-60БД16-150 12-100БД20-150	2	525	168
РИД-1 (СССР)	14-30БД10-150	2	525	165
РИД-2 (СССР)	2-30 БД11-150	2	525	165
DRX-154 (Германия)	DRX 154 12/30° DRX 154 2/50 DRX 154 30/50 DRX 154 22/50 DRX 154 32/80	2	486	176
R125/12/40/72PC-100 (Германия)	Bi 125/12/40/72/C	≤2	486	168
R150/40/102 C-100 (Германия)	Bi 150/40/102/C	≤2	486	168
ROT 350 (Нидерланды)	SRO 20/50 SRO 03/100 SRO 30/100	2	495	160
ROT 350 (Нидерланды)	SRM 35/100	2	580	160
Statorix 610, CGR (Франция)	RS 772	1,2	570	215

алюминиевые фильтры, уплотнительная резиновая прокладка, гайка для крепления выходного окна. К фланцу выходного окна крепится объемная диафрагма. Маслорасширитель 7 выполнен из маслостойкой резины и предназначен для компенсации изменения объема трансформаторного масла при работе излучателя и при его транспортировке. Корпус излучателя окрашен в оранжевый цвет, на патрубках нанесена маркировка «+» и «-», обозначающая положение анода и катода рентгеновской трубки. На корпусе отмечена точка, определяющая положение большого фокуса рентгеновской трубки, имеется металлическая табличка с наименованием завода-изготовителя, типа, номинального напряжения и порядкового номера рентгеновского излучателя.

Расчетные напряженности электрического поля: по поверхности диэлектрика в масле $E_{пов} = 0,5 \div 0,7$ кВ/мм; в трансформаторном масле $E_M = 1,5 \div 2,0$ кВ/мм.

Режим вакуумной обработки излучателей: давление 13,33—66,65 Па (0,1—0,5 мм рт. ст.), температура +80 °С, время 12 ч.

Испытательные напряжения: $1,15U_{ном}$ в течение 15 мин — без рентгеновской трубки; $1,10U_{ном}$ в течение 10 мин — с рентгеновской трубкой.

В табл. 11 приведены технические характеристики некоторых современных рентгеновских излучателей на номинальное напряжение 125—150 кВ.

Рентгеновские излучатели различных фирм отличаются друг от друга технологией изготовления защитного металлического корпуса, конструкцией статоров, применяемых для разгона анода, степенью применения пластмассовых изоляторов и барьеров, способом закрепления анодной части рентгеновской трубки.

В связи с тем, что во всех типах излучателей расчетные напряженности электрического поля взяты одинаковыми, габаритные размеры излучателей и масса в основном зависят от габаритов применяемых рентгеновских трубок. На всех излучателях возможна установка вентиляторов для дополнительного принудительного охлаждения поверхности корпуса.

В паспортных данных ряда рентгеновских излучателей приводятся теплоемкость рентгеновского излучателя, кривые нагрева и кривая охлаждения рентгеновского излучателя.

Список литературы

1. Денскин Ю. Д., Чижунва Ю. А. Медицинские рентгеновские трубки и излучатели. М.: Энергоатомиздат, 1984. 245 с.
2. Рентгенотехника. Справочник в 2 кн./ Под ред. В. В. Клеова. Кн. 1. М.: Машиностроение, 1980. 431 с.
3. Электронная техника. Электровакuumные и газоразрядные приборы. Сер. 4. Вып. 2 (117). М.: ЦНИИ «Электроника», 1987. С. 3—27.
4. Schreiber Dr. P. New anode disc technology in Super Rotax tubes//Medical mundl. 1975. N 4. P. 87—90.
5. Hartl W., Peter D., Reiber K. A metal/ceramic diagnostic X Ray tube//Philips Tech. rev. 41. 1983/84. N 4. P. 126—134.

Сканировал: Neptunij
(Магнитогорск)

Преобразователи рентгеновского изображения

КЛАССИФИКАЦИЯ И ОСНОВНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ

Рентгенодиагностический процесс основан на регистрации тормозного рентгеновского излучения, прошедшего через просвечиваемый объект.

Прошедшее через объект рентгеновское излучение ослабляется в зависимости от распределения плотности материалов в объекте. Таким образом, оно несет информацию о внутреннем строении, т. е. образует рентгеновское изображение просвечиваемого объекта, которое затем преобразуется в адекватное оптическое изображение, воспринимаемое зрительным анализатором.

По способу первичного преобразования преобразователи рентгеновского изображения можно разделить на следующие типы:

люминесцентные преобразователи, в которых используются свойства люминофоров преобразовывать в свет некоторую долю поглощенной в них энергии рентгеновского излучения;

электронные преобразователи (усиливающие металлические экраны), принцип действия которых основан на преобразовании рентгеновского изображения в электронное, преобразуемое затем люминесцентным или рентгенографическим преобразователем в видимое;

рентгеновские пленки, в которых рентгеновское изображение преобразуется в видимое в результате взаимодействия рентгеновских квантов с эмульсией рентгеночувствительного материала;

полупроводниковые преобразователи, в которых рентгеновское изображение преобразуется в рельеф проводимости на фотопроводниковом слое.

Рельеф проводимости преобразуется затем в потенциальный рельеф и световое изображение.

В зависимости от конструкции и принципа работы преобразователи рентгеновского изображения можно разделить на два класса: преобразователи двумерного рентгеновского изображения и преобразователи сканирующей рентгеновской аппаратуры. Преобразователи двумерного изображения представляют собой многоэлементные детекторы, в которых преобразование рентгеновского изображения осуществляется одновременно всеми элементами по рабочему полю преобразователя. В них происходит трансформация рентгеновского изображения, сформированного обычным пучком излучения. Такими преобразователями являются, например, рентгеновские экраны и пленки.

Преобразователи рентгеновского изображения сканирующей аппаратуры в зависимости от принципа ее построения могут быть двух типов: для взаимодействия с рентгеновским изображением, сформированным веерным пучком излучения, либо бегущим рентгеновским лучом. К первому типу относятся преобразователи одномерного рентгеновского изображения, ко второму — одноэлементные преобразователи.

Преобразователи одномерного рентгеновского изображения, как правило, выполняют в виде матрицы элементов, расположенных в ряд (строку). Процесс детектирования каждой строки рентгеновского изображения, сформированной веерным пучком излучения в них, осуществляется одновременно всеми элементами матрицы. Преобразование всего изображения происходит построчно.

В одноэлементных детекторах преобразование рентгеновского изображения просвечиваемого объекта осуществляется поэлементно в процессе последовательного сканирования контролируемого объекта бегущим рентгеновским лучом.

В результате преобразования рентгеновского изображения преобразователем в световое, усиления его яркости, обработки изображения в тракте системы рентгенолог наблюдает световое изображение с выходного экрана устройства.

Световое изображение характеризуется следующими основными параметрами: сюжетом, цветом свечения, яркостью, контрастом, нерезкостью и шумами.

Наблюдаемое изображение излучает в пространство лучистую энергию, как правило, в соответствии с законом Ламберта.

Глаз при достаточной освещенности сетчатки наиболее чувствителен к желто-зеленой области излучения с длиной волны $\lambda = 555$ нм (рис. 1, кривая 3).

Яркость изображения V называется отношение силы света элемента излучающей поверхности к площади проекции этого элемента на плоскость, перпендикулярную направлению наблюдения. Единица яркости — это яркость равномерно светящейся плоской поверхности, для которой отношение силы света в канделах (свечах) к ее площади в квадратных метрах равно единице, причем яркость и сила света измеряются по нормали к поверхности.

Возможность зрительного обнаружения объекта, одноцветного с фоном, определяется различием их яркости. Когда выявляемый объект равнояркий, степень его заметности на равноярком фоне можно характеризовать **яркостным контрастом**

$$K = \frac{B_0 - B_\Phi}{B_\Phi} = \frac{\Delta B}{B_\Phi},$$

где B_0 — яркость объекта; B_Φ — яркость фона ($B_0 \geq B_\Phi$).

Контраст, обеспечивающий заданную вероятность обнаружения объекта и определяемый заданными параметрами изображения, а также условиями зрительной работы (времени на-

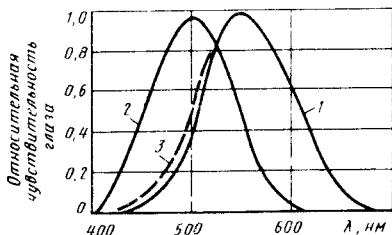


Рис. 1. Спектральная чувствительность глаза при освещении:

1 — дневном (поле зрения 2°); 2 — сумеречном (поле зрения 2°); 3 — дневном (поле зрения 10°)

блюдения), принято называть **пороговым контрастом**.

При обнаружении объектов наблюдения обычно ориентируются на значение порогового контраста обнаружения тест-объекта — диска более светлого или более темного по сравнению с фоном равномерной яркости. Значение порогового контраста обнаружения тест-объекта заданного размера при определенном времени наблюдения зависит от требований к достоверности решения зрительной задачи.

Зависимость порогового контраста обнаружения тест-объекта в виде диска на фоне равномерной яркости с вероятностью $P = 0,5$ от яркости фона для различных угловых размеров диска приведена на рис. 2.

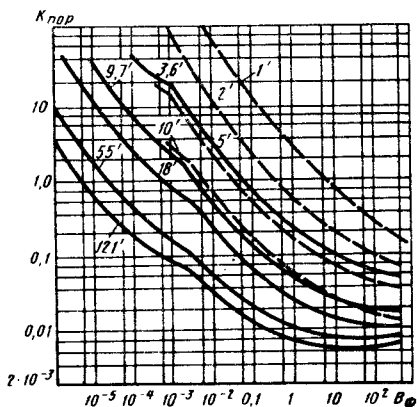


Рис. 2. Зависимость порогового контраста $K_{пор}$ от яркости фона B_Φ (кд/м²) и углового размера диска

Пороговый контраст обнаружения тест-объекта (равнояркий диск на фоне равномерной яркости) зависит от размера объекта, яркости фона и вероятности обнаружения.

Пороговый контраст при заданной вероятности обнаружения уменьшается с увеличением размера объекта и яркости фона.

Каждому размеру тест-объекта соответствует некоторое минимальное значение порогового контраста K_{min} , причем при меньшем значении объект не может быть обнаружен при любой какой угодно большой яркости фона.

Практическое значение пороговых контрастов существенно выше пороговых значений, измеренных в идеальных лабораторных условиях. Это различие определяется, в первую очередь, следующими причинами: 1) увеличением трудности зрительной задачи при незнании того, где и когда в поле зрения появится объект наблюдения; 2) одновременным наличием в поле зрения нескольких объектов, часть которых наблюдатель должен опознать по известным признакам (различить их форму); 3) ограничением времени наблюдения, например, при работе на конвейере; 4) побочными возбуждениями в производственных условиях; 5) шумами на изображении, обусловленными шумами элементов тракта визуализации и квантовыми флуктуациями излучения; 6) нерезкостью изображения.

Диагностические возможности рентгенодиагностического комплекса в основном определяются пороговыми контрастами обнаружения изображений аномальных участков просвечиваемого объекта. Пороговые контрасты при этом зависят от характеристик элементов всего тракта, формирующих заданные параметры изображения, наблюдаемого рентгенологом и, в первую очередь, от характеристик преобразователя рентгеновского изображения.

Основное требование, предъявляемое к преобразователю рентгеновского изображения, — это оптимальная трансформация рентгеновского изображения в адекватные (оптическое, видеосигнал или потенциальный рельеф и т. д.) при минимально возможной поглощенной дозе излучения просве-

чиваемым объектом с получением максимума информации, содержащейся в рентгеновском изображении.

Характеристики преобразователей в основном можно разделить на три категории, которые определяют пространственные, временные и энергетические свойства преобразователей.

К пространственным характеристикам можно отнести размер рабочего поля, разрешающую способность и частотно-контрастную (модуляционную) характеристику; к временным — инерционность; к энергетическим — характеристики, определяющие способность преобразователей поглощать и преобразовывать энергию рентгеновского излучения (коэффициент преобразования, квантовый выход и др.).

Размер рабочего поля — это размер участка входной поверхности преобразователя, который может быть использован для получения выходного изображения просвечиваемого объекта.

Предел разрешения (разрешающая способность) характеризует способность преобразователя рентгеновского изображения передавать детали рентгеновского изображения малых размеров; измеряется в единицах штр/мм (пар линий/мм). Пределом разрешения преобразователя рентгеновского изображения называют наибольшее число штрихов в 1 мм рентгеновского изображения, созданного штриховой рентгеновской мишенью, которая обнаруживается раздельно при анализе выходного изображения (сигнала) преобразователя при оптимальных условиях работы преобразователя.

Частотно-контрастная характеристика преобразователя — это зависимость коэффициента передачи контраста изображения рентгеновской мири преобразователем от ее частоты (числа штрихов на 1 мм).

Инерционность преобразователя рентгеновского изображения определяется, как правило, постоянной времени τ , входящей в выражение для зависимости спада реакции преобразователя на выключение излучения, формирующего рентгеновское изображение. либо отношением амплитуды остаточного сигнала, измеряемой через время τ_1 после выключения излучения, к первоначальной амплитуде.

В некоторых случаях инерционность преобразователей оценивается по разрешению изображения рентгеновской миры, движущейся с определенной скоростью.

Идеальный преобразователь должен детектировать каждый попадающий на него фотон и давать безошибочную информацию о пространственных координатах, энергии и времени поступления каждого рентгеновского фотона. Он должен также обеспечивать обработку произвольно больших скоростей поступления фотонов. Реальные детекторы в определенной степени не удовлетворяют всем этим требованиям.

Во-первых, не все падающие на детектор фотоны взаимодействуют с детектором. Например, наибольшая часть рентгеновских фотонов проходит через лист рентгеновской пленки вообще без какого-либо взаимодействия. Те из них, которые взаимодействуют с детектором, не обязательно взаимодействуют нужным образом. Полезные взаимодействия приводят к детектированному выходному сигналу. Рентгеновские фотоны, которые полностью поглощаются в процессе фотовольтрического поглощения (в подложке пленки) так, что энергия их не используется для того, чтобы перевести зерна галогенного серебра в латентную форму, не детектируются. *Квантовый выход* детектора определяется частью падающих на детектор фотонов, которые обеспечивают вклад в выходной сигнал детектирующей системы.

Коэффициент преобразования — это величина, измеряемая отношением значения сигнала на выходе преобразователя к мощности экспозиционной дозы излучения во входной его плоскости. Для рентгеновских экранов, например, коэффициент преобразования определяется как отношение яркости экрана к соответствующей мощности экспозиционной дозы рентгеновского излучения.

Коэффициентом преобразования удобно пользоваться для оценки и расчета цепей тракта визуализации рентгеновского изображения.

Коэффициент преобразования определяет величину выходного детектированного сигнала относительно падающих на преобразователь рентге-

новских квантов, однако он недостаточно информативен для оценки преобразователя применительно к поглощению энергии рентгеновского излучения, попадающего на преобразователь.

ПРЕОБРАЗОВАТЕЛИ «ДВУМЕРНОГО» РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ

Люминесцентные и металлические рентгеновские экраны. Принятая в стандартах классификация люминесцентных рентгеновских экранов приведена в табл. 1 и 2.

Условное обозначение экранов состоит из сокращения, обозначающего экраны, буквы, определяющей химический состав люминофора, цифры, обозначающей класс экранов (табл. 2) и буквы, расшифровывающей климатические условия исполнения экрана. После цифры, указывающей класс экранов, может стоять буква, соответствующая литерному обозначению модификации экрана. Пример условного обозначения: ЭУ-В2АУ — экраны усиливающие вольфрамовые второго класса, модификации А исполнения для умеренного климата.

Энергетические свойства люминесцентных рентгеновских экранов обычно определяются коэффициентом преобразования (конверсионным фактором) $G_B = B_{st}/P$ применительно к экранам для рентгеновской и флюорографии и удельной энергетической светностью $G_F = R_F/P = R_F/t/D$ в сочетании со спектром излучения применительно к усиливающим экранам [B_{st} — стандартная (фотометрическая) яркость свечения экрана, $\text{кд} \times \text{м}^{-2}$; G_F — энергетическая светимость, $\text{Вт} \cdot \text{м}^{-2}$; R_F — освещенность, лк; D — экспозиционная доза; t — время экспозиции, с; P — мощность экспозиционной дозы излучения в месте расположения экрана].

G_B и G_F могут быть определены как в абсолютных единицах, так и в относительных, по сравнению с контрольными образцами (эталонами).

Так как характеристики эффективности экранов зависят от качества рентгеновского излучения (его спектрального состава), то обычно указы-

1. Классификация и основные параметры экранов для рентгеноскопии и флюорографии

Параметр	Экран типа		
	1А	2А	2В
Коэффициент преобразования, $\text{кд} \cdot \text{м}^{-2} \cdot \text{А}^{-1} \cdot \text{кг}$ ($\text{кд} \cdot \text{м}^{-2} \cdot \text{Р}^{-1} \cdot \text{с}$), при СПО, мм А1: $7 \pm 0,2$ $11,5 \pm 0,2$	$5,04 \cdot 10^4$ (13)	$6,20 \cdot 10^4$ (16)	—
Предел разрешения, штр/мм, при СПО = $3 \pm 0,2$ мм А1	3,5	3,0	$6,97 \cdot 10^4$ 3,0

ваются значения слоя половинного ослабления (СПО), при котором изменяются эти характеристики. Кроме того, учитывается различие в их зависимости от значений СПО для разных экранов. Это обуславливает разделение экранов для рентгеноскопии и флюорографии на два типа — А и В, предназначенных для работы с излучением «средней жесткости» и «повышенной жесткости» (см. табл. 1). К типу А относятся обычные $\text{ZnS} \times \text{CdS} - \text{Ag}$ -экраны ЭРС-240 (ЭРС-С-1А) и ЭРС-300 (ЭРС-С-2А), а к типу В — экраны из CsI — Tl-люминофора ЭРС-Ц (ЭРС-Ц-2В). То же свойство усиливающих экранов обуславливает различие в «ходе с жесткостью» чувствительности их комбинаций с пленкой, что важно учитывать при использовании современных экспозиционных автоматов. Одной из основных ха-

рактеристик усиливающих экранов, определяющих их влияние на качество изображения, является частотно-контрастная характеристика (ЧКХ).

Качественную оценку нерезкости, вызываемой экранами, допускается осуществлять путем сравнения с контрольными образцами. Зависимость ЧКХ от пленки обусловлена эффектом перекрестной засветки, который связан с тем, что свет экранов, частично проходя через тонкий эмульсионный слой пленки, рассеивается в ее основе и вызывает тем самым увеличение нерезкости изображения. По этой причине приводимые значения коэффициента передачи контраста для заданной пространственной частоты определяются при использовании пленки с поверхностной плотностью серебра — (m_A) не менее $9 \text{ г} \cdot \text{м}^{-2}$ (см. табл. 2).

2. Классификация и основные параметры усиливающих экранов

Класс экранов	Усиливающее действие при СПО, равном 7 мм А1	Минимальное значение коэффициента передачи контраста при $v = 2$ штр/мм ($m_A > 9 \text{ г} \cdot \text{м}^{-2}$)
1-й (повышенной разрешающей способности)	0,3—0,5	0,50
2-й (среднего усиления)	1—1,2	0,35
3-й (повышенного усиления)	1,4—1,6	0,30
4-й (высокого усиления)	Св. 2,8	0,30

3. Экраны для рентгеноסקопии и флюорографии

Экраны	Люминофор	Нагрузка люминофора, мг/см ²	Коэффициент преобразования, кд·м ⁻² ·р ⁻¹ ·с	Энергетический выход люминесценции, %	Разрешающая способность, штр/мм	Длина волны максимума излучения, нм
ЭРС-220	ZnS·CdS—Ag	80—100	10,2	20	2,5	530—540
ЭРС-300 (ЭРС-С-2А)	ZnS·CdS—Ag	100	13,2	—	2,5	530—540
ЭРС-Ц (ЭРС-Ц-2В)	CsJ—Tl	80	—	21	4	545
Монокристаллические в зеркальной заделке	CsJ—Tl	Толщина кристалла	—	7	>25	530—560
	CsJ—Na	3 мм	—	—	—	410—420

Важной характеристикой экранов, применяемых как при рентгеноסקопии, так и при рентгенографии, является послесвечение. При рентгеноסקопии яркость свечения экрана по истечении эффективного времени сохранения зрительного ощущения после прекращения возбуждения люминесценции не должно превышать 4% от яркости стационарной люминесценции для экранов 1-го класса и 5% — для экранов 2-го класса. При рентгенографии помехи создаются длительным послесвечением низкой интенсивности, которое вызывает почернение пленки, помещаемой в кассету при ее перезарядке и находящейся в контакте с экранами иногда в течение нескольких дней. Согласно принятому стандарту послесвечение экранов 1-го и 2-го классов, облученных дозой $1,29 \times 10^{-4}$ Кл·кг⁻¹ (0,5 Р) и $7,74 \cdot 10^{-6}$ Кл·кг⁻¹ (0,3 Р) соответственно, не должно вызывать почернения пленки при ее наложении на экраны через 3 мин после прекращения возбуждения. Для экранов 3-го класса требования такие же, как для экранов 2-го класса, а для экранов 4-го класса после возбуждения дозой $2,58 \times 10^{-6}$ Кл·кг⁻¹ (0,1 Р) допускается послесвечение, вызывающее почернение пленки, плотность которого не должна превышать $0,02 \pm 0,01$.

Экраны для рентгеноסקопии и флюорографии. Цинк-кадмий-сульфидный люминофор, активированный серебром — лучший кристаллофосфор для рент-

геноסקопических и флюорографических экранов благодаря сочетанию следующих характеристик: высокого энергетического выхода люминесценции (до 23%), значительного поглощения рентгеновских лучей (около 35% при нагрузке 90 мг/см²) и высокого коэффициента спектрального соответствия глазу человека при рентгеноסקопии.

Светоотдача некоторых типов рентгеноסקопических экранов из ZnS·CdS—Ag составляет 0,23 кд·м⁻²·Р⁻¹·мин. Основные характеристики экранов приведены в табл. 1 и 3.

Для рентгеноסקопии, кроме указанных выше порошковых экранов из ZnS·CdS—Ag, применяются также монокристаллические экраны на базе CsJ—Tl и CsJ—Na (см. табл. 3 и 4). Они обладают более высокими разрешением и поглощающей способностью рентгеновского излучения. Однако при использовании монокристаллов велики потери света, что вызвано преломлением его на границе кристалла и воздуха и полным внутренним отражением.

Щелочно-галогидные монокристаллы практически не поглощают собственное световое излучение, поэтому толщина экранов может быть выбрана такой, чтобы обеспечить полное поглощение падающего излучения. Экраны CsJ—Tl толщиной 3 мм поглощают более 95% падающего рентгеновского излучения с максимальной энергией 200 кэВ. На рис. 3 приведена зависимость доли поглощенной энер-

4. Разрешающая способность монокристаллического экрана CsJ—Тl, штр/мм

Напряжение на рентгеновской трубке, кВ	Толщина стального фильтра, мм				
	0	1	5	10	15
70	25	12,5	—	—	—
110	25	7,5	7,5	—	—
150	17	7,5	7,5	5	2,5

гни излучения от напряжения на рентгеновской трубке и толщины монокристалла.

Конструкция контейнера монокристаллического преобразователя приведена на рис. 4.

Для рентгенографии и флюорографии созданы также новые перспективные порошковые экраны на базе CsJ—Тl и Gd_2O_2S —Тb. Их преимущество — большое поглощение рентгеновского излучения (см. табл. 3).

Экраны для усилителей рентгеновского изображения (УРИ). Для УРИ с оптическим переносом изображения с рентгеновского экрана на фотокатод светового электронно-оптического преобразователя ЭОПа (см. гл. 5) применяют экраны, принципиально не отличающиеся от экранов для рентгенографии и флюорографии (табл. 5).

Экраны рентгеновских электронно-оптических преобразователей РЭОП изготавливали из $ZnS \cdot CdS$ —Ag—P. Размер зерен у применяемого люминофора должен быть несколько меньше,

чем у экранов для рентгенографии, для получения достаточно высокой разрешающей способности РЭОПов.

Значительный прогресс был достигнут изготовлением входных экранов РЭОПов на базе эпитаксиальной структуры люминофора из CsJ—Na, которые сочетают в себе высокий энергетический выход люминесценции с более эффективным поглощением по сравнению

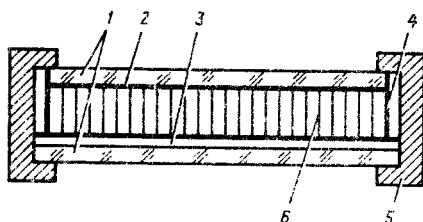


Рис. 4. Конструкция контейнера монокристаллического преобразователя:

1 — стекло; 2 — силиконовый клей; 3 — зеркальный слой; 4 — темная прокладка; 5 — алюминиевый контейнер; 6 — монокристалл

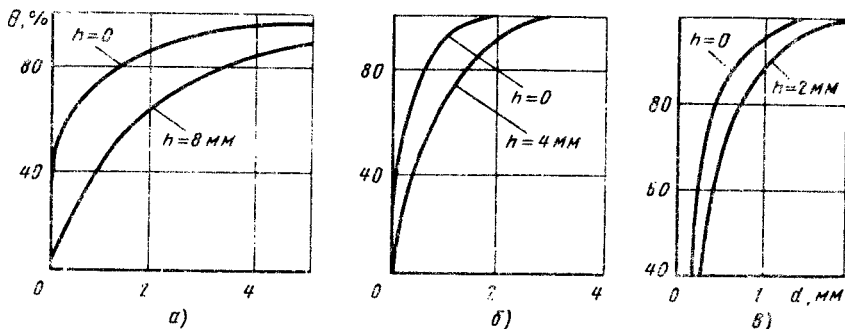


Рис. 3. Зависимость доли поглощенной энергии θ излучения монокристаллическим экраном из CsJ(Tl) от его толщины d и напряжения на рентгеновской трубке:

а — 150 кВ; б — 120 кВ; в — 90 кВ (h — толщина стального фильтра)

5. Входные экраны рентгеновских электронно-оптических преобразователей

Люминофор	Энергетический выход люминесценции, %	Длина волны максимума излучения, нм	Эффективный атомный номер	Плотность, г/см ³
Y ₂ O ₃ S—Tb	12	384	35	4,89
La ₂ O ₃ S—Tb	9	548	53	5,77
Gd ₂ O ₃ S—Tb	14—18	548	60	7,34
ZnS·CdS—Ag	19—20	530—540	36	—
CsJ—Na	19	405	54	4,51

нию с люминофором из ZnS·CdS—Ag и имеют высокий коэффициент спектрального соответствия фотокатоду РЭОПа (табл. 6). Кроме того, разрешающая способность экранов из CsJ—Na значительно выше, так как они представляют собой систему игольчатых кристаллов, действующих как световоды.

В РЭОПах также применяют экраны из Gd₂O₃S—Tb-люминофора, который отличается большим поглоще-

нием рентгеновского излучения и высокой разрешающей способностью. Высокая разрешающая способность их обусловлена тем, что благодаря эффективному поглощению излучения можно использовать более тонкие слои люминофора, вносящие меньшую нерезкость.

Усиливающие экраны применяют в промышленности (для дефектоскопии) и медицине. Основные характеристики

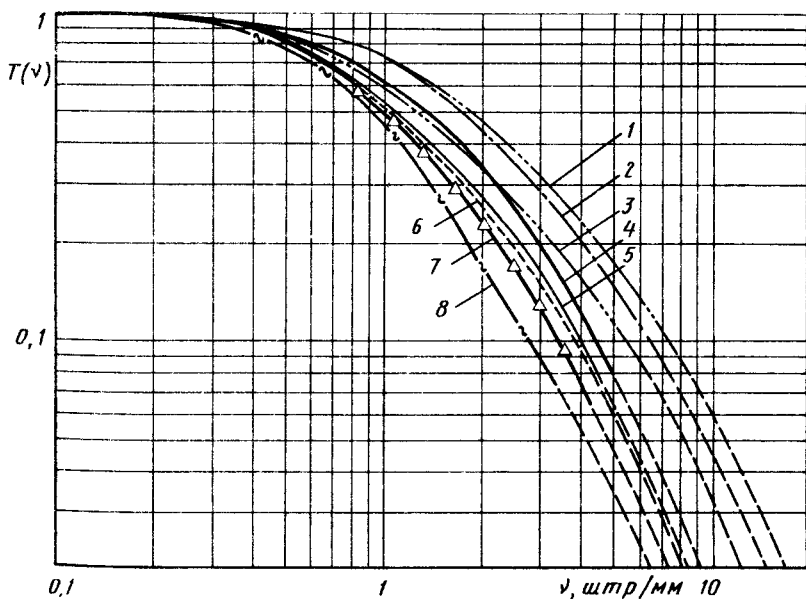


Рис. 5. Частотно-контрастные характеристики комплектов экран—пленка:

1 — ЭУИ-5; 2 — ЭУ-Б; 3 — ЭУ-В1; 4 — ЭУ-В2А; 5 — ЭУ-ИБ1; 6 — ЭУ-В3А; 7 — ЭУ-В2; 8 — ЭУИ-1

6. Коэффициент спектрального соответствия некоторых рентгенолюминофоров

Люминофор	λ_{max} , нм	Коэффициент спектрального соответствия					
		Cs ₂ Sb фотокатод	Мультищелоч- ной фотокатод	Bi—Ag—O—Cs фотокатод (су- пероригин)	Щелочной фо- тотокатод	Пленка РФ-3	Пленка РМ-1
ZnS—Ag	450	0,90	0,80	—	0,99	—	0,80
0,6ZnS·0,4CdS—Ag	528	0,62	—	0,92	—	0,47	—
0,55ZnS·0,45CdS— Ag	540	0,53	0,96	—	—	0,47	—
0,5ZnS·0,5CdS—Ag	554	0,46	—	—	—	0,47	—
0,4ZnS·0,6CdS—Ag	584	—	—	—	—	0,35	—
CaWO ₄	425	—	—	—	—	—	0,74
BaSO ₄ —Pb	350	—	—	—	—	—	0,70
Sr _{0,9} Ba _{0,1} SO ₄ —Eu	380	—	—	—	—	—	0,79
Ba ₃ (PO ₄) ₂ —Eu	415	0,97	—	—	—	—	0,93
NaJ—Tl	410	—	—	0,63	—	—	—
CsJ—Tl	540	0,48	0,83	0,78	0,76	—	—
CsJ—Na	405	0,89	0,60	—	0,89	—	—
Y ₂ O ₂ S—Tb	—	—	—	—	—	—	0,76

Примечание. Коэффициенты перед ZnS и CdS указывают их массовую долю в шихте.

7. Частотные параметры и чувствительность некоторых комплектов экран—пленка

Тип экрана	Состав люминофора*	Нагру- ка люми- нофора, мг/см ²	Чувствитель- ность, отв. ед.	Разреша- ющая способность, штр/мм	Нерез- кость, мкм	Глубина модуляции, штр/мм		
						1,5	3	5
ЭУ-В2 ЭУ-В1 ЭУ-В2А ЭУ-В3А	CaWO ₄	50/50	1	7	350	0,3	0,13	0,11
		35/35	1	10,5	200	0,4	0,2	
		50/50	1,5	9,5	250	0,45	0,2	
			3	9	250	0,35	0,15	
ЭУИ-5 ЭУИ-1 ЭУ-ИБ1	Y ₂ O ₂ S : Tb Y ₂ O ₂ S : Tb Y ₂ O ₂ S : Tb BaFCl : Eu	25/25	3,5	11,5	200	0,55	0,3	0,18
		50/50	4,5	6,5	350	0,25	0,1	
		25/25	6	9	250	0,35	0,15	

* В числителе — состав люминофора на переднем экране, в знаменателе — на заднем.

усиливающих экранов приведены в табл. 2, 6, 7 и на рис. 5.

Кальций-вольфраматные усиливающие экраны используют в основном, когда качество изображения лимитируется экранной, а не геометрической или динамической нерезкостью, при контроле тонкоструктурных объектов. Высокая прозрачность CaWO_4 к собственному световому излучению позволяет широко варьировать нагрузку люминофора, изменяя тем самым фотографическое действие и практически не ухудшая разрешающую способность экрана. Так, например, при переходе от нагрузок $\frac{60}{60}$ мг/см²

к нагрузке экрана $\frac{40}{120}$ мг/см² разрешающая способность экранов почти не снижается. Важное достоинство кальций-вольфраматных экранов то, что они сохраняют способность хорошо поглощать излучение при изменении его энергии в широком диапазоне.

Свинцово-баритовые усиливающие экраны при высокой эффективной энергии квантов рентгеновского излучения (>50 кэВ) дают повышенный рентгеновский контраст крупных деталей по сравнению с экранами из CaWO_4 ; при этом практически не уступают им по светоотдаче. Несмотря на относительно большой размер зерен (~15 мкм) по разрешающей способности, они несущественно уступают лучшим экранам из CaWO_4 типа «Стандарт».

Находят применение также усиливающие экраны на основе других активированных кислородсодержащих люминофоров типа $\text{Ba}_2(\text{PO}_4)_2$ — Eu и $\text{Sr}_{0,9}\text{Ba}_{0,1}\text{SO}_4$ — Eu. Экраны на базе $\text{Sr}_{0,9}\text{Ba}_{0,1}\text{SO}_4$ — Eu обладают более высоким выходом рентгенолюминесценции при столь же высоком коэффициенте спектрального соответствия рентгенографической пленке и весьма малом послесвечении. Эти экраны особенно эффективны в области напряжений 50—90 кВ на рентгеновской трубке.

Перспективными усиливающими экранами являются также экраны на базе оксисульфидных и оксигалогенидных люминофоров, имеющие большую конверсионную эффективность,

чем люминофоры на основе солей кислородсодержащих кислот.

Сульфидные усиливающие экраны изготавливают на базе $\text{ZnS}\cdot\text{CdS}$ —Ag люминофора, содержащего в своем составе 40—45% CdS. Сульфидные экраны сочетают в себе высокий энергетический выход люминесценции с эффективным поглощением рентгеновского излучения средней жесткости (40—50 кэВ).

Сульфидные усиливающие экраны наиболее эффективны в сочетании с сенсibilизированными фотографической (по флюорографии) и рентгеновской пленкой. Они успешно применяются в рентгенодиагностике при большой необходимости сокращения дозы облучения или времени экспонирования.

В маммографии широкое применение получила съемка с усиливающими экранами, позволяющими при достаточно высоком качестве получаемого маммографического изображения значительно снизить лучевую нагрузку на пациента.

Для обеспечения при маммографических исследованиях необходимого уровня качества изображения следует применять экраны с высокой разрешающей способностью и низким уровнем шума.

Высокая разрешающая способность в маммографических экранах обеспечивается применением мелких фракционированных люминофоров и изготовлением люминесцентного слоя с малой нагрузкой. Кроме того, в маммографии вместо двух усиливающих экранов, входящих в рентгенографический комплект, используется, как правило, один экран. Для обеспечения низкого уровня флюктуационных шумов при изготовлении маммографических экранов применяются люминофоры с высокой поглощающей способностью в области низких энергий рентгеновского излучения.

Выбор для маммографических экранов люминофоров с высоким поглощением излучения важен не только для получения экранов с низким уровнем шума, но и для обеспечения высоких усиливающих свойств.

Лучшим по поглощению рентгеновского излучения в области энергий

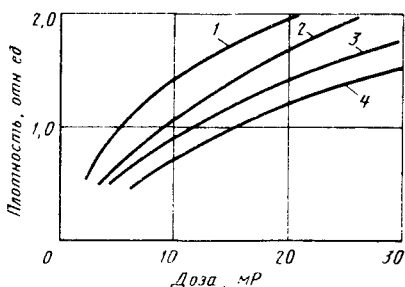


Рис. 6. Зависимость плотности почернения пленки от дозы:

1 — комплект с экраном ЭУИ-5; 2 — комплект с экраном ЭУГ-5; 3 — комплект с экраном ЭУ-В1; 4 — комплект с экраном *Min-R*

12—30 кэВ среди люминофоров, нашедших практическое применение, являются $Gd_2O_3 : Tb$ и $CaWO_4$, близок к ним $LaOBr : Tb$, примерно в 2 раза хуже $BaFCl : Eu$. Промежуточное положение занимает люминофор $Y_2O_3 : Tb$. Этот люминофор имеет К-скачок поглощения при энергии квантов 17 кэВ; при меньших энергиях он уступает по поглощению лучшим люминофорам примерно на 40%, но при энергиях свыше 17 кэВ он имеет примерно такой же уровень поглощения. Поскольку применяемые в маммографических аппаратах рентгеновские трубки имеют молибденовый анод, испускающий характеристическое излучение с энергией от 17,3 до 19,9 кэВ,

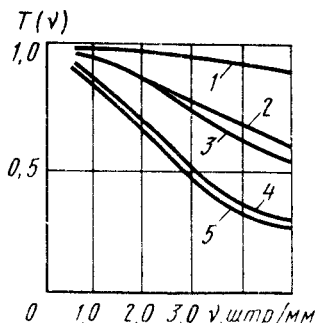


Рис. 7. ЧКХ:

1 — пленка РМ-1; 2 — комплект с экраном *Min-R*; 3 — комплект с экраном ЭУГ-5; 4 — комплект с экраном ЭУИ-5; 5 — комплект с экраном ЭУ-В1

применение такого люминофора в маммографических экранах оказывается перспективным.

Чувствительность (усиливающие свойства) экранов, кроме поглощающей способности люминофоров к рентгеновскому излучению, зависит от энергетического выхода люминесценции.

На рис. 6 приведены зависимости оптической плотности почернения пленки РМ-1 от дозы для комплектов задний экран — пленка с экранами ЭУИ-5, ЭУГ-5 (на основе $Gd_2O_3 : Tb$, нагрузка 20 мг/см²), ЭУ-В1 и *Min-R* (Кодак, США).

На рис. 7 приведены ЧКХ пленки РМ-1 (кривая 1) и комплектов пленки РМ-1 с задними усиливающими экранами *Min-R* ЭУГ-5, ЭУИ-5 и ЭУ-В1 (соответственно кривые 2, 3, 4, 5). ЧКХ построены по результатам микрофотометрирования пленок с изображениями прямоугольных штриховых мир.

По качеству изображения метод безэкранной съемки имеет значительно большие возможности. Из сравниваемых комплектов экран—пленка наиболее близки к безэкранному методу комплекты с экранами *Min-R* и ЭУГ-5; комплекты с экранами ЭУИ-5 и ЭУ-В1 существенно уступают им по частотным параметрам.

Экраны для симультанной томографии предназначены для одновременного получения томограмм нескольких слоев просвечиваемого объекта, расположенных на определенном расстоянии друг от друга. Рентгеновское излучение, проходя через ряд последовательно расположенных экранов (пять—семь парных комплектов), сильно ими ослабляется. Для получения одинакового почернения пленок во всех слоях кассеты необходимо компенсировать ослабление излучения в экранах соответствующим увеличением их светоотдачи по мере удаления от рентгеновской трубки. Этого достигают варьированием нагрузки люминофора и ослаблением света, излучаемого передними (расположенными ближе к рентгеновской трубке) экранами, путем введения в их состав соответствующего красителя и применения для их

8. Техническая характеристика свинцовых усиливающих экранов

Напряжение на рентгеновской трубке, кВ	Толщина экрана, мм		Коэффициент усиления
	переднего	заднего	
60—120	0,02	0,02—0,05	1,5—2,0
120—200	0,02—0,05	0,05—0,1	1,8—2,5
150—300	0,05—0,1	0,1—0,16	2,0—3,0
200—400	0,1—0,16	0,16—0,2	2,0—3,0

изготовления люминофора с пониженной светоотдачей.

Электронные преобразователи (металлические рентгеновские экраны). Усиливающее действие металлических экранов обусловлено эмиссией из металла фотоэлектронов и электронов отдачи, образующихся в результате фотоселектрического поглощения и комптоновского рассеяния квантов излучения в материале металлического экрана. В результате взаимодействия в металлическом экране возникает поток вторичных электронов, адекватный потоку рентгеновских квантов. При рентгенографии с усиливающими металлическими экранами электроны, вылетевшие из металлического экрана, попадают в эмульсионные слои пленки и производят в них дополнительное фотографическое действие, что сокращает время экспозиции. Толщина металлического экрана подбирается соответственно энергии излучения и должна быть равна максимальной длине пробега вторичных электронов в экране. Металлические экраны наиболее эффективны при напряжениях на рентгеновской трубке свыше 100 кВ. Обычно в рентгенографии применяют металлические экраны из оловянисто-свинцовой и свинцовой фольги. При низких напряжениях можно применять фольгу из более легких материала-

лов. Технические характеристики свинцовых усиливающих экранов приведены в табл. 8. Металлические экраны рекомендуется применять с безэкранными рентгеновскими пленками. При их применении практически не ухудшается разрешающая способ-

ность изображения на рентгенограммах.

Металлические экраны сокращают время экспозиции и улучшают качество изображения, так как длинноволновое рассеянное излучение поглощается материалом экрана сильнее, чем первичное, что повышает контраст изображения на рентгеновском снимке. Фотографическое действие первичного излучения на пленку усиливается металлическим экраном в большей мере, чем действие вторичного излучения.

В практике рентгенодиагностики применяют также флюорометаллические усиливающие экраны в виде свинцовой подложки с нанесенным на нее слоем люминофора. Они имеют больший коэффициент усиления, чем металлические, и обеспечивают более высокую чувствительность, хотя решающая способность рентгенограммы при этом несколько ниже, чем при применении металлических экранов.

В табл. 9 приведены факторы относительной экспозиции флюорометаллических экранов *Kyokko SMP-308* (Япония) и *RCF* (Агфа-Геверт, Бельгия) с пленками РТ-1, РТ-2, РТ-5. В качестве источника излучения использовались импульсные рентгеновские аппараты с амплитудой напряжения на рентгеновской трубке до 200 кВ.

Характеристики даны в сравнении для различных комбинаций пленок с флюорометаллическими экранами, флюоресцентными экранами ВР-2 и свинцовыми фольгами толщиной 27 мкм. Величина экспозиции для пленки РТ-2 с экраном *RCF* условно принята за единицу. Сокращение экс-

9. Фактор относительной экспозиции

Пленка	Экран			
	RCF	SMP-308	Pb	ВП-2
РТ-1	1,5 -1,8	—	15—20	0,5—0,6
РТ-2	1	1,2—1,3	—	0,3—0,4
РТ-5	10—12	14—16	250—270	—

позиции при использовании флюорометаллических экранов составляет 10—20 раз по сравнению с экспозицией для свинцового экрана.

Дефектоскопическая чувствительность, полученная на пленках с флюорометаллическими экранами (по проволочным эталонам), практически неизмерима с чувствительностью комбинации пленки со свинцовым экраном.

РЕНТГЕНОВСКИЕ ЭЛЕКТРОННО-ОПТИЧЕСКИЕ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛИ (РЭОП)

РЭОП — электровакуумный прибор, внутри которого входной экран преобразует рентгеновское изображение в видимое с дальнейшим усилением его яркости электронно-оптической системой.

Схема РЭОПа приведена на рис. 8.

РЭОПы в зависимости от конструкции подразделяются на два типа: с электростатической системой прямого переноса и с оборачиванием изображения (рис. 8, а, б).

В РЭОПе происходит тройное преобразование изображения:

1) рентгеновское изображение преобразуется в световое входным люминесцентным экраном 2, размещенным в вакуумной колбе 7;

2) световое изображение через тонкую прозрачную перегородку 3 переносится на фотокатод 4, где оно преобразуется в электронное;

3) после ускорения в электрическом поле электроны, взаимодействуя с катодолуминесцентным экраном, образуют в его плоскости световое изображение.

В РЭОПах, выполненных по схеме, приведенной на рис. 8, б, электроны под действием электростатической фокусировки образуют в плоскости катодолуминесцентного экрана б сфокусированное уменьшенное изображение.

Усиление яркости в РЭОПах достигается, с одной стороны, увеличением светового потока с выходного экрана благодаря ускоряющему напряжению, а с другой — электронно-оптическим уменьшением изображения.

В РЭОПах с электростатической системой прямого переноса, где электронно-оптическое уменьшение изображения отсутствует, увеличение яркости выходного изображения может быть достигнуто в результате использования двух или нескольких каскадов (камер) усиления. Схема такого РЭОПа приведена на рис. 9.

РЭОПы с электростатической системой прямого переноса конструктивно выполнены в виде вакуумного конденсатора с плоскими параллельными электродами, вследствие чего получили название «бипланарных» или «плоских». Фокусировки электронов в таких РЭОПах нет. Изображение переносится параллельно с фотокатода на катодно-люминесцентный экран и в отличие от РЭОПов с оборачиванием изображения остается прямым.

В плоском РЭОПе для повышения яркости изображения необходимо повысить напряжение между электродами, а для повышения разрешающей способности — уменьшать расстояние между ними. Повышение обоих основных параметров приводит, таким образом, к необходимости повышения напряженности поля. Ограничения в этом случае накладываются механической прочностью экрана и вероят-

ностью возникновения автоэлектронной эмиссии с фотокатода.

В плоском РЭОПе разрешающая способность одинакова на всей площади фотокатода; отсутствуют дисторсия и астигматизм. Изображение на экране плоского РЭОПа свободно от всех aberrаций, кроме хроматической.

В плоском РЭОПе благодаря его конструкции значительно выше обратная световая связь экрана с фотокатодом. Чтобы снизить ее, экран должен быть покрыт сплошной непрозрачной алюминиевой пленкой, которая, кроме того, должна иметь низкий коэффициент отражения.

Плоские РЭОПы уступают РЭОПам с обращением изображения по коэффициенту усиления (преобразова-

ния), пределу разрешения и коэффициенту передачи контраста. Однако учитывая простоту УРИ с плоскими РЭОПами (последние используются в УРИ прямого наблюдения, без телевизионных систем) и значительный выигрыш их по лучевой нагрузке по сравнению с экранами для рентгено-скопии, плоские РЭОПы широко применяются в рентгенологической практике.

Узел входного рентгеновского экрана, находящийся в оптическом контакте с фотокатодом, является наиболее сложным в РЭОПе. Обычно используют фотокатоды, обладающие наибольшим квантовым выходом — сурьмяно-цезиевый или многощелочной.

В качестве рентгеновского экрана применяют люминофор из йодистого цезия, активированного натрием. Такой экран обладает примерно в 2 раза большей светоотдачей, чем сульфидные люминофоры, и хорошим спектральным соответствием фотокатоду.

Люминофор из йодистого цезия обладает плотной поликристаллической структурой, причем кристаллы имеют форму нитей, расположенных перпендикулярно поверхности экрана (эпитаксиальную структуру), что снижает боковые потери света и обеспечивает

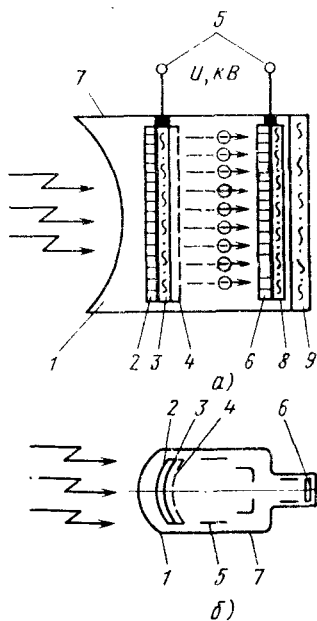


Рис. 8. Рентгеновский электронно-оптический преобразователь:

а — с электростатической системой прямого переноса; б — с обращением изображения: 1 — входное окно; 2 — рентгеновский экран; 3 — прозрачная тонкая перегородка; 4 — фотокатод; 5 — электроды; 6 — выходной катодолюминоесцентный экран; 7 — корпус (колба); 8 — выходное окно; 9 — защитное (свинцовое) стекло

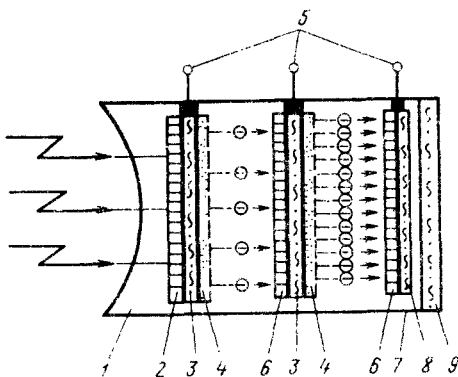


Рис. 9. Рентгеновский электронно-оптический преобразователь с прямым переносом двухмерного типа:

1 — входное окно; 2 — рентгеновский экран; 3 — прозрачная тонкая перегородка; 4 — фотокатод; 5 — ускоряющие электроды; 6 — катодолюминоесцентный экран; 7 — корпус (колба); 8 — выходное окно; 9 — защитное стекло

10. Основные характеристики РЭОПов

Фирма (страна), тип РЭОПА	Номиналь- ный диаметр входного поля, мм	Диаметр выход- ного экрана, мм	Предел разрешения в центре, штр/мм	Коэффициент преобразования, кд·м ⁻² ·м ¹⁷⁻¹ ·с
Сиенс (Германия)				
Оптилюкс 57	570/470/330	100	4,4/4,6/5,2 *1	135 на поле 570 мм
Оптилюкс 33	330/250/170	—	4,0/5,5/7,3 *1	—
Планикон	206	206	2,0	30
Томсон (Франция)				
ТН 9428 НР	225/160/120	20	4,6/5,4/6,0	240/120/60
Филипс				
23 cmHC (Imagica)	230/170/130	—	4,5/5,0/6,0	185 на поле 230 мм
(«Имэджика»)				
36 cmHC (Imagica)	360/250/170	—	4,0 (на поле 360 мм)	150 на поле 360 мм
Телла-Вубет (Чехо-Словакия)				
013QA41	270/175	27	4,0/4,0	90 на поле 270 мм
014QA41	190	20	4,0	70—110

*1 Коэффициент передачи контраста $K = 0,02$.

хорошую разрешающую способность при более толстом, чем из порошкового люминофора, экране. При этом имеет место более эффективное поглощение экраном энергии рентгеновского излучения. Входное окно современных РЭОПов изготовлено из малопоглощающего рентгеновское излучение материала, например титановой или алюминиевой фольги.

Основные характеристики некоторых РЭОПов приведены в табл. 10.

РЕНТГЕНОВСКИЕ ПЛЕНКИ

Использование пленок в качестве преобразователей рентгеновского изображения основано на действии излучения на эмульсию пленки.

Рентгеновская пленка представляет собой тонкую подложку из нитроцеллюлозы или ацетатцеллюлозы, на

которую наносится слой фотографической эмульсии, состоящей из суспензии микроскопических кристаллов бромистого серебра в желатине. Толщина эмульсионных слоев достигает 0,03 мм. Для предохранения эмульсионные слои покрывают защитным слоем желатины толщиной 0,001 мм.

Электроны, образованные при поглощении пленкой квантов излучения, перемещаясь, попадают в потенциальные ямы на поверхности кристалла (серебряные центры). Электрон, захваченный серебряным центром (центром чувствительности), заряжает его. К центру притягивается один из междузельных ионов серебра. В результате его нейтрализации в центре чувствительности появляется еще один атом серебра. Описанный процесс составляет элементарный акт образования скрытого изображения. После

возникновения первого атома серебра элементарный акт повторяется снова, пока идет *экспонирование* — взаимодействие излучения с эмульсией рентгеновской пленки, в результате которого возникает скрытое изображение. Образуется группа атомов серебра — центр скрытого изображения.

Атомы брома, потерявшие электроны, диффундируют к поверхности кристалла, где связываются желатином.

Число центров скрытого изображения пропорционально интенсивности воздействующего на эмульсию пленки рентгеновского излучения и продолжительности экспозиции. Экспозицию экспонируемой рентгеновской пленки измеряют в единицах дозы облучения — *рентгенах* или адекватных единицах — мА·мин (произведение анодного тока рентгеновской трубки на время экспозиции).

Процесс, в результате которого скрытое изображение превращается в видимое, называется *проявлением*. При проявлении происходит химическая реакция восстановления ионов серебра тех микрокристаллов, в которых имелись *центры проявления*; микрокристаллы превращаются в частицы серебра — *зерна фотографического почернения*. Проявление всегда начинается от отдельных мест микрокристалла — *центров проявления*, которыми в основном являются центры скрытого изображения. Их можно рассматривать как частицы катализатора, возбуждающего восстановление положительных ионов серебра некоторыми восстановителями. Для проявления восстановитель выбирают таким образом, чтобы его действие катализировалось, в первую очередь, центрами скрытого изображения.

Способность восстановителей к избирательному восстановлению называется их *проявляющей способностью*, а вещества, обладающие проявляющей способностью, — *проявляющими*.

После проявления пленки восстановившиеся атомы серебра ее эмульсии придают проявленной пленке темную окраску, т. е. определяют ее непрозрачность.

Свойство пленки ослаблять проходящий через нее световой поток называется *непрозрачностью пленки*. Не-

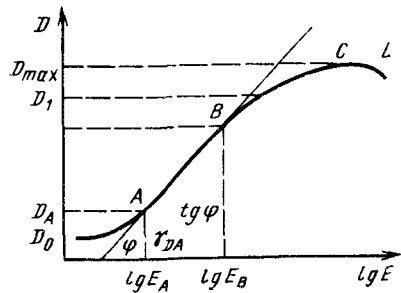


Рис. 10. Характеристическая кривая рентгеновской пленки:

D_0 — плотность вуали; D_0A — область недодержек; AB — область нормальных экспозиций; BC — область передержек; CL — область соляризации

прозрачность пленки измеряется отношением полного падающего светового потока F_0 к световому потоку F , прошедшему через пленку. Степень потемнения рентгеновского снимка на пленке принято характеризовать *оптической плотностью снимка* $D = \lg \frac{F_0}{F}$, где $\frac{F_0}{F}$ — непрозрачность пленки.

При проявлении рентгеновской пленки происходит частичное восстановление в металлическое серебро кристаллов бромистого серебра, не подвергавшихся действию рентгеновского излучения, что приводит к появлению некоторой оптической плотности, не равной нулю. Эта оптическая плотность называется *фотографической вуалью*.

Зависимость оптической плотности проэкспонированной рентгеновской пленки D от экспозиции E определяется *характеристической кривой пленки* (рис. 10). Линейный участок кривой может быть аппроксимирован следующим выражением: $D = \gamma_D \lg E + m$. Здесь $E = It$, где I — интенсивность излучения, взаимодействующего с пленкой; t — время экспозиции; γ_D — *контрастность пленки* (измеряется тангенсом угла наклона касательной к характеристической кривой при данной оптической плотности D); на практике контрастность рентгеновской пленки оценивают *средним гра-*

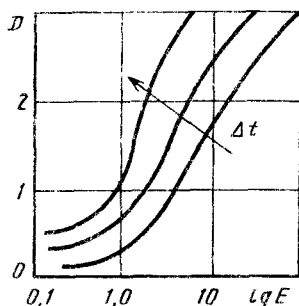


Рис. 11. Характеристические кривые типичной рентгеновской пленки, используемой с флуоресцирующим экраном из вольфрамата кальция, при разном времени обработки:

D — плотность; Δt — увеличение времени обработки; $\lg E$ — экспозиция

дентом $\gamma = \operatorname{tg} \varphi$, который равен тангенсу наклона кривой на ее прямолинейном участке AB ; от контрастности пленки зависит контраст изображения на рентгенограмме и, следовательно, выявляемость деталей изображения; m — постоянная.

Интервал экспозиций от начала до конца прямолинейного участка харак-

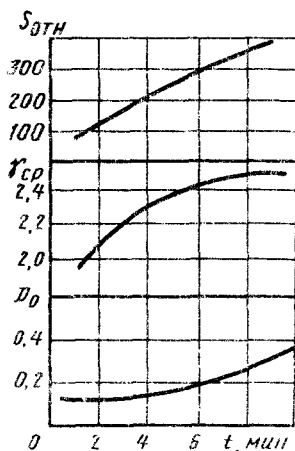


Рис. 12. Зависимость чувствительности пленки, контрастности и уровня вуали от времени обработки

$S_{отн}$ — относительная чувствительность; γ_{cp} — средняя контрастность; D_0 — уровень вуали; t — время обработки

теристической кривой называется шириной пленки.

Чувствительность пленки S определяется в единицах, обратных рентгену, и равна обратной величине дозы излучения, необходимой для получения определенной плотности почернения снимка.

Чувствительность пленок определяется обычно двумя точками на характеристической кривой: $S_{D=0,85}$ (для экранных пленок) и $S_{\gamma=1,0}$ (для безэкранных пленок). Чувствительность $S_{D=0,85}$ — величина, обратная экспозиции в рентгенах, необходимая для того, чтобы оптическая плотность снимка на 0,85 превышала плотность вуали.

Чувствительность $S_{\gamma=1,0}$ — величина, обратная экспозиции в рентгенах, для которой контрастность $\gamma = 1,0$.

Чувствительность пленки зависит не только от условий ее изготовления, но и от условий ее фотообработки, в частности от времени проявления и температуры проявителя, а также от энергии квантов рентгеновского излучения, взаимодействующего с пленкой.

На рис. 11 показаны характеристические кривые для типичной рентгеновской пленки, используемой совместно с флуоресцирующим экраном. Каждая кривая соответствует разным временам обработки; контрастность, светочувствительность пленки и уровень вуали возрастают с увеличением времени обработки.

Время обработки влияет на различные параметры пленки (рис. 12).

Кроме времени обработки рассматривают другие факторы, включающие силу проявителя, температуру обработки, степень перемешивания. Скорость обработки обычно повышается с увеличением каждого из этих факторов.

Чувствительность пленок к рентгеновскому излучению обычно невелика, что объясняется малой толщиной слоя светочувствительной эмульсии пленки и соответственно малой долей энергии рентгеновского излучения, поглощенной в эмульсии. Эмульсия поглощает только доли процента рентге-

11. Основные характеристики некоторых медицинских рентгеновских пленок

Пленка	Чувствительность $S_{0,85}$ P^{-1}	Средний градиент	Коэффициент контрастности	Примечание
PM-1 (PM-1A, PM-1T)	550	2,4	2,8	Экранная, двусторонняя, несенсибилизированная
PM-B (PM-BA)	800	2,6	3,0	То же
PM-6	1400	3,0	3,5	Экранная, двусторонняя, сенсибилизированная
ХМ «Органика—Фотон» (Польша)	600	2,4	2,8	Экранная, двусторонняя
PЗ-1	25	1,8	3,0	Безэкранная, двусторонняя, несенсибилизированная, мелкозернистая
ORWOHS11 (Германия)	500	—	2,8	Экранная, двусторонняя
РФ-3	1100	2,1	2,3	Флюорографическая, односторонняя, сенсибилизированная

новского излучения, падающего на пленку. Для увеличения доли поглощенной энергии излучения на некоторых пленках эмульсию наносят с двух сторон прозрачной подложки пленки.

Для увеличения фотографического действия рентгеновского излучения (сокращения времени просвечивания) в рентгенографии применяются также люминесцентные и металлические усиливающие экраны. Их усиливающее действие обычно оценивается коэффициентом усиления, определяемым отношением времени просвечивания с экраном и без него.

Рентгеновские пленки подразделяются на *безэкранные* и *экранные*. Первые предназначены для использования их без люминесцентных усиливающих рентгеновских экранов или с металлическими усиливающими экранами, вторые применяются с люминесцентными усиливающими экранами. Основные характеристики пленок приведены в табл. 11, 12.

Эффективность детектирования пленкой увеличивается на один или два порядка, если пленка помещается с

12. Основные характеристики некоторых технических рентгеновских пленок (для промышленной диагностики)

Тип рентгеновской пленки	Чувствительность $S_{0,85}$ P^{-1}	Коэффициент контрастности γ	Плотность вуаля D
СССР			
РТ-1	25	3	0,2
РТ-4М	5,0	3,5	0,1
РТ-5	3,0	4,0	0,1
РТ-СШ (рулонная)	10,0	3,0	0,13
Агфа Геверт (Бельгия)			
D2	1,25	4,5	0,08
D4	2,5	4,3	0,08
D5	15	3,7	0,08
D7	10	3,7	0,10
D10	30	3,2	0,16

флюоресцирующим экраном. Рентгеновские лучи поглощаются материалом люминофора, который затем рождает большое количество фотонов (до нескольких тысяч) с энергией в диапазоне 1—5 эВ. Эти «оптические» фотоны затем экспонируют эмульсию пленки. Улучшение эффективности детектора возникает из-за двух причин. Во-первых, собственное поглощение рентгеновских фотонов может быть довольно большим вследствие наличия тяжелых ионов металлов в люминофоре и толщина экрана обычно во много раз больше, чем толщина фотографической эмульсии. Во-вторых, оптические фотоны, возникающие при поглощении одного рентгеновского фотона, экспонируют несколько зерен эмульсии.

Рентгеновские пленки можно разделить на четыре типа.

I. Особо мелкозернистые и высококонтрастные безэкранные пленки применяются для получения наивысшего качества при просвечивании легких сплавов на основе алюминия и магния рентгеновским излучением, генерируемым при высоких напряжениях на трубке. Применяются как с металлическими усиливающими экранами, так и без них.

II. Мелкозернистые и высококонтрастные безэкранные пленки предназначены для просвечивания легких сплавов рентгеновским излучением, получаемым при низких напряжениях на трубке.

III. Высокочувствительные к излучению безэкранные пленки обладают наивысшей чувствительностью к рентгеновскому излучению, получаемому при высоких напряжениях на трубке. Применяются с металлическими усиливающими экранами и без них.

IV. Высокочувствительные к излучению экранные пленки обладают наивысшей чувствительностью к излучению и высокой контрастностью при использовании люминесцентных усиливающих экранов. Применяются в медицинской практике и при просвечивании изделий из стали и других тяжелых сплавов на установках с ограниченным напряжением на трубке.

ПОЛУПРОВОДНИКОВЫЕ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛИ

Действие полупроводниковых преобразователей основано на свойстве некоторых материалов изменять проводимость под действием рентгеновского излучения. Теневое рентгеновское изображение просвечиваемого объекта преобразуется полупроводниковым экраном в двумерный рельеф проводимости, который в дальнейшем преобразуется различными методами в видимое изображение, соответствующее первоначальному рентгеновскому изображению.

Для изготовления полупроводниковых рентгеновских экранов используются в основном порошкообразные поликристаллические полупроводники или полупроводниковые пленки. Наибольшее распространение получили полупроводниковые материалы на основе CdS и CdSe, активированные различными примесями, и ряд других полупроводниковых материалов.

В рентгенодиагностике используются в основном два метода считывания полупроводниковых слоев: 1) ксерография, 2) с помощью электронно-лучевой трубки (рентгеновидикон).

Ксерорентгенографические пластины реагируют на прошедшее через объект рентгеновское излучение изменением параметров электрического поля на их поверхности таким образом, что остаточный заряд всегда пропорционален изменению интенсивности излучения. Ксерорентгенографическая пластина является преобразователем рентгеновского изображения в электростатическое изображение, которое в дальнейшем переносится и закрепляется на бумаге с помощью красящих веществ — пигментов.

Ксерорентгенографическая пластина выполнена в виде полированной проводящей подложки, на которую тонким слоем нанесены полупроводниковые материалы.

Разрешающая способность самих ксерорентгенографических пластин практически не ограничена. Разрешающая способность ксерорентгенографической системы определяется размером проявляющих частиц и способом проявления.

Фотополупроводниковые слои ксерорентгенографических пластин должны удовлетворять следующим основным требованиям: иметь высокое удельное сопротивление, электризоваться и сохранять заряд в течение длительного времени, иметь высокую фотоэлектрическую чувствительность во всем диапазоне энергий регистрируемого излучения, исключать необратимые процессы под действием ионизирующего излучения, иметь низкий остаточный потенциал и высокие механические свойства.

Существует большое количество полупроводниковых материалов, удовлетворяющих этим требованиям, однако практическое применение в ксерорентгенографии нашли только слои из селена. Успешно разрабатываются слои из окиси свинца, из органических полупроводников, халькогенидных стекол. Перспективными для ксеро-

рентгенографических слоев являются слои из окиси свинца, которые обладают достаточной чувствительностью к рентгеновским лучам.

Свойство селеновых ксерорентгенографических пластин обуславливается качеством химической обработки подложки. толщиной селенового слоя и термическим режимом формирования слоя, который следует строго соблюдать.

Толщина слоя в основном влияет на чувствительность ксерорентгенографической пластины. С увеличением толщины чувствительность сначала увеличивается, достигает максимума, а затем уменьшается. При увеличении жесткости излучения упомянутый максимум излучения передвигается в сторону больших толщин.

Типовые характеристики пластины, например типа ПЭР2-3-П, следующие:

Чувствительность к ионизирующему излучению, R^{-1}	160—250
Интервал рабочих потенциалов слоя, В	700—1300
Относительный спад потенциала в темноте за 1 мин, %, не более	7
Дефектность:	
средняя концентрация точек диаметром 0,1—1 мм, число точек на 1 см ² , не более	3
концентрация точек диаметром 1—4 мм, число точек на 1 дм ² , не более	0,5
Число циклов до наступления усталости, не менее	4

Рентгеновидиконы представляют собой передающие телевизионные трубки типа видикона, в которых мишень непосредственно взаимодействует с рентгеновским излучением. Фотопроводящий слой мишени рентгеновидикона изготавливается, как правило, из селена или окиси свинца, у которых сильно выражен внутренний фотоэффект при облучении рентгеновскими лучами. Толщина фотопроводящего слоя рентгеновидикона выбирается большей, чем у видикона, для более эффективного поглощения рентгеновского излучения. Входной диск рентгеновидиконов обычно делают из алюминия или бериллия, поскольку последние значительно меньше поглощают излучение, чем входное стекло видикона.

Преобразование рентгеновского изображения непосредственно на входном окне телевизионной передающей труб-

ки, как это имеет место в рентгеновидиконах, имеет преимущества перед методом передачи светового изображения с рентгеновского люминесцентного экрана (сцинтиллятора) с помощью оптики на трубку, чувствительную к видимому спектру электромагнитного излучения: ликвидируются потери в оптической системе, которые даже для современных объективов достаточно велики. Однако при контроле методом прямой регистрации изображения на входном окне передающей трубки ограничено поле рентгеновского контроля, которое всегда равно полю фотопроводящей мишени. Поэтому необходимо создавать рентгеновидиконные трубки с большой входной поверхностью. Кроме того, рентгеновидиконы характеризуются значительной инерционностью, обусловленной свойствами фотопроводящего слоя мишени. Диаметры рабочих по-

лей рентгеновидиконов, получивших практическое применение, не более 90 мм.

Чувствительность отдельных образцов трубок меньше 2%, т. е. приблизительно равна чувствительности рентгенографического контроля.

ПРЕОБРАЗОВАТЕЛИ ДЛЯ СКАНИРУЮЩЕЙ АППАРАТУРЫ

Преобразователи для сканирующей аппаратуры по составу и конструктивным особенностям можно разделить на следующие основные классы: полупроводниковые, комбинированные и ионизационные.

Комбинированные преобразователи представляют собой, как правило, оптически сопряженную систему сцинтилляционный детектор — фотоприемник. В них рентгеновское изображение преобразуется в световое, а затем в электрический сигнал (видеосигнал), поступающий далее в схему сбора и обработки данных. В качестве фотоприемника могут быть использованы как фотоэлектронные умножители, так и фотодиоды. Схемы типовых комбинированных преобразователей рентгеновского изображения приведены на рис. 13, 14.

«Одноэлементный» комбинированный преобразователь, как правило, выпол-

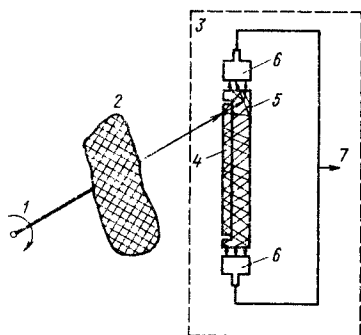


Рис. 13. Схема «одноэлементного» комбинированного преобразователя:

1 — «бегущий» рентгеновский луч; 2 — просвечиваемый объект; 3 — «одноэлементный» комбинированный детектор; 4 — сцинтиллятор; 5 — светопровод; 6 — ФЭУ; 7 — видеосигнал

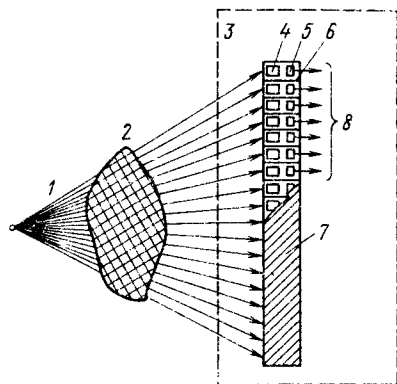


Рис. 14. Схема комбинированного преобразователя «линейноматричного» типа: 1 — «всерный» рентгеновский пучок; 2 — просвечиваемый объект; 3 — комбинированный преобразователь; 4 — сцинтиллятор; 5 — фотодиоды; 6 — световозвращающий материал; 7 — светонепроницаемый контейнер; 8 — видеосигнал

нен в виде протяженного монокристаллического сцинтиллятора, заключенного в контейнер-светопровод, на торцах которого установлены ФЭУ. В качестве сцинтиллятора обычно используются CsJ (Tl), NaJ (Tl) или CsJ (Na).

Многоэлементный комбинированный преобразователь представляет собой матрицу рентгеночувствительных ячеек, расположенных в одну линию (ряд). Каждая ячейка выполнена в виде оптически сопряженной пары: сцинтилляционный детектор — фотоприемник. В соответствии с конструкцией многоэлементный комбинированный преобразователь называют линейно-матричным преобразователем изображения.

В комбинированных преобразователях используются сцинтилляторы в основном из йодистого цезия, активированного ирием или таллием.

Полупроводниковые преобразователи сканирующей аппаратуры конструктивно выполнены по схеме, аналогичной рис. 14. При этом вместо пары сцинтиллятор — фотодиод установлены полупроводниковые фотодиоды, чувствительные к рентгеновскому излучению.

Ионизационные преобразователи обычно представляют собой контей-

нер, наполненный нейтральным газом и состоящий из ячеек, расположенных в ряд. Катодной частью каждой ячейки является сам контейнер, а аноды выполнены в виде изолированных проводочек, расположенных соответственно в средней части каждой ячейки. Кванты рентгеновского излучения при столкновении с атомом газа-наполнителя вырывают из электронной оболочки атома электрон. Возбужденный атом, возвращаясь в исходное состояние, испускает квант флуоресцентного излучения или Оже-электрон. Энергия флуоресцентного излучения и Оже-электронов вызывает ионизацию других атомов газа. Под действием напряжения, приложенного к электродам каждой ячейки, ионы и электроны перемещаются соответственно к аноду и катоду, образуя электрический ток, соответствующий числу квантов рентгеновского излучения, взаимодействующих с данной ячейкой за единицу времени, и энергии квантов. В области напряжений на электродах ионизационного преобразователя, при которых коэффициент газового усиления экспоненциально зависит от напряжения, в преобразователе возникают «сигнальные» импульсы, строго пропорциональные энергии регистрируемых рентгеновских квантов, т. е. преобразователь работает в так называемом пропорциональном режиме. В качестве газов-наполнителей обычно используют ксенон. С целью более эффективного поглощения энергии газ-наполнитель вводят в контейнер под избыточным давлением.

Отличительными особенностями преобразователей для сканирующей аппаратуры являются большие размеры рабочих полей и относительно высокая доля поглощенной энергии падающего рентгеновского излучения (особенно для преобразователей комбинированного типа, где доля поглощенной энергии используемого излучения составляет более 98%). Рабочий размер преобразователей в среднем состав-

ляет 700—1000 мм, а при решении некоторых задач рентгеновского контроля крупноформальных объектов — более 1 м.

Число элементов (ячеек) преобразователя и рабочий размер каждого элемента зависят от размера контролируемого объекта и требований, предъявляемых к разрешающей способности аппаратуры. В зависимости от назначения аппаратуры число элементов преобразователя может изменяться, как правило, в диапазоне 256—1024 элемента. При этом минимальный размер элемента может достигать порядка долей миллиметра. Увеличение разрешающей способности преобразователей для сканирующей аппаратуры требует уменьшения размера элемента преобразователя. При этом основными факторами, ограничивающими уменьшение размера элемента, являются не столько трудности технологического характера, сколько возможности аппаратурной части (цифровой регистрирующей системы), и особенно квантовые флуктуации сигнала, связанные с уменьшением рабочей площади элемента преобразователя.

Список литературы

1. Горелик Ф. Г., Конькова Г. В. Характеристики усиливающих рентгеновских экранов для маммографии//Медицинская техника. 1985.
2. Гурвич А. М. Рентгенолюминофоры и рентгеновские экраны. М.: Атомиздат, 1976. 152 с.
3. Гурвич А. М. Физические основы радиационного контроля и диагностики. М.: Энергоатомиздат, 1989. 169 с.
4. Морговский Л. Я., Хакимьянов Р. Р. Использование флуорометаллических усиливающих экранов с пленками типа РТ при рентгенографическом контроле//Дефектоскопия. 1985. № 1.
5. Рентгентехника: Справочник: Кн. 1/ Под ред. В. В. Ключева. М.: Машиностроение, 1980. 431 с.
6. Gupta N. K., Krohn B. R. Discrete Detectors for Near—Real—Time Radiography. Materials Evaluation. 1987. V. 45. November.

Усилители рентгеновского изображения

ОБЩИЕ СВЕДЕНИЯ. КОНСТРУКЦИЯ И ПРИНЦИП РАБОТЫ

Преимущества флюороскопического метода просвечивания по сравнению с рентгенографией следующие: он прост и экономичен, позволяет наблюдать изображение просвечиваемого объекта в динамике, а в медицинской практике с его помощью можно следить за перемещением контрастного вещества, что дает возможность изучать функции органов. С помощью флюороскопии можно оперативно исследовать контролируемый объект в различных положениях. Однако флюороскопия проводится в условиях, которые можно приравнять к условиям сумеречного зрения; флюороскопия свойственна низкая яркость флюоресцирующего экрана, при которой рентгенолог вынужден прибегать к длительной темновой адаптации.

Даже адаптированный глаз работает при малых яркостях с уменьшенными остротой зрения, контрастной чувствительностью и пониженной быстротой восприятия. Если при нормальной яркости глаз способен выявлять детали, различающиеся яркостью на 1—2%, то при наблюдении обычного флюороскопического экрана эта величина составляет 10—12%.

В этих условиях различимость изображения ограничена флуктуациями числа фотонов, действующих на сетчатку глаза. Поэтому главной задачей повышения диагностической ценности наблюдаемого изображения является увеличение его яркости или, точнее, увеличение потока фотонов, поступающих от изображения на сетчатку глаза наблюдателя.

Повышение эффективности рентгенолюминофоров не может дать радикального выигрыша, так как даже при 100%-ной эффективности (вся энергия рентгеновского кванта и все кванты превращаются в световые фотоны) яркость рентгеновского экрана увеличивается всего лишь в несколько раз.

Применение усилителей рентгеновского изображения позволяет увеличить яркость исходного изображения в 1 тыс. раз и более в зависимости от конструкции усилителя.

Особенно важно применять усилители рентгеновского изображения в медицинской практике с целью снижения лучевой нагрузки на больного и на врача-рентгенолога.

При рентгенологическом исследовании с помощью рентгеновского экрана доза, приходящаяся на больного, в зависимости от исследуемого органа составляет величину от одного до нескольких десятков рентген, в то время как максимальная допустимая доза, установленная для работников, подвергающихся облучению в производственных условиях, не превышает 5 Р в течение года.

Усилители рентгеновского изображения (УРИ) представляют собой рентгеновизуальные устройства, принцип действия которых основан на преобразовании рентгеновского изображения просвечиваемого объекта в видимое с увеличением яркости.

Усиленное по яркости изображение наблюдается оператором с выходного экрана рентгеновского электронно-оптического преобразователя (РЭОП) либо с видеоконтрольного устройства замкнутой телевизионной системы, входящей в состав УРИ.

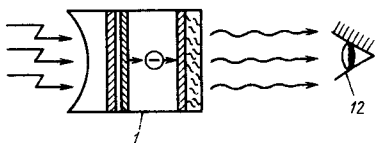
Рассмотрим два типа УРИ, получивших наиболее широкое применение в медицинской рентгенодиагностике и при рентгеновском неразрушающем контроле:

1) УРИ с рентгеновским электронно-оптическим преобразователем, в которых рентгеновский экран находится внутри вакуумной колбы электронно-оптического преобразователя и конструктивно совмещен с его фотокатодом (рис. 1). Используемые в УРИ РЭОПы могут быть как с устройствами формирования электронного изображения прямого переноса (рис. 1, а), так и с оборачиванием изображения (рис. 1, б);

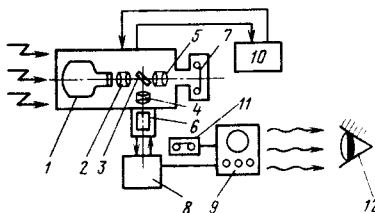
2) УРИ, в которых световое изображение с рентгеновского экрана, находящегося вне вакуумной колбы, передается светосильным объективом на фотокатод электронно-оптического преобразователя (ЭОП) — усилителя света (рис. 2).

Усилитель света (УС) это — ЭОП, предназначенный для усиления яркости проецируемого на его фотокатод светового изображения. В отличие от РЭОПа он не содержит рентгеновского экрана и первичное преобразование рентгеновского излучения в световое происходит предварительно вне вакуумной колбы УС.

Изображение с рентгеновского экрана проецируется оптической системой на фотокатод усилителя света, из которого под действием падающего света эмиттируются фотоэлектроны в соответствии с распределением интенсивности падающего света. Следующее преобразование осуществляется катодолюминесцентным экраном, который излучает свет в видимой части спектра под действием энергии фотоэлектронов. Электроны, освобожденные из фотокатода, сфокусированы в плоскости катодолюминесцентного экрана. Усиление яркости в усилителе света, как и в РЭОПе, осуществляется благодаря увеличению энергии фотоэлектронов под действием ускоряющего поля и в результате электронно-оптического уменьшения изображения. Усилители света бывают одно- и многокамерные, с электростатической или электромагнитной фокусировкой электронного изображения.



а)



б)

Рис. 1. Усилители рентгеновского изображения на базе РЭОПа:

1 — РЭОП; 2 — основной объектив тандема; 3 — светоделительное зеркало; 4 — телевизионный объектив; 5 — объектив фотокамеры; 6 — передающая телевизионная трубка; 7 — фотокамера; 8 — блок телевизионного канала; 9 — видеоконтрольное устройство; 10 — блок питания и управления; 11 — видеомагнитофон; 12 — зрительный анализатор

Однокамерный усилитель света приведен на рис. 3.

В УРИ, представленных на рис. 1, б и 2, рентгеновское изображение просвечиваемого объекта преобразуется в видимое люминесцентным рентгеновским экраном. Его яркость усиливается ЭОПом и проецируется на фотокатод передающей телевизионной трубки. В

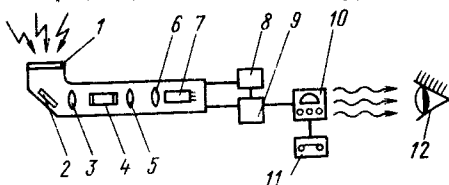


Рис. 2. Усилитель рентгеновского изображения с однокамерным ЭОПом (усилителем света):

1 — рентгеновский экран; 2 — зеркало; 3 — входной объектив; 4 — усилитель света (ЭОП); 5 — основной объектив тандема; 6 — телевизионный объектив; 7 — передающая телевизионная трубка; 8 — блок питания и управления; 9 — блок телевизионного канала; 10 — видеоконтрольное устройство; 11 — видеомагнитофон; 12 — зрительный анализатор

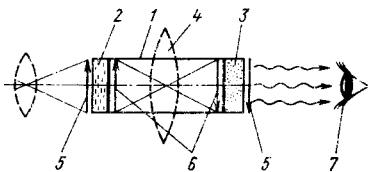


Рис. 3. Однокамерный усилитель света:

1 — вакуумная колба; 2 — фотокаатод; 3 — катодолуминесцентный экран; 4 — электронная линза; 5 — оптическое изображение; 6 — электронное изображение; 7 — зрительный анализатор

системах первого типа основное усиление яркости изображения происходит в РЭОПе и затем изображение передается на малочувствительную телевизионную трубку типа видикон.

В системах второго типа изображение предварительно незначительно усиливается с помощью однокамерного ЭОПа и затем проецируется на высокочувствительную передающую телевизионную трубку типа изокон.

Из систем усилителей яркости рентгеновского изображения (УРИ) первого типа с РЭОПом широкое применение получили УРИ фирм *Siemens* (Германия), *Philips* (Нидерланды) и др.

Системы второго типа («Делхаликс») производились фирмой *Old Deift* (Нидерланды).

При использовании РЭОПов не требуется оптической системы для переноса изображения с рентгеновского экрана на фотокаатод, благодаря чему потери света и информации в этой части света и информации в этой части прибора практически отсутствуют. Кроме того, значительное усиление яркости изображения РЭОПом позволяет фотографировать изображение непосредственно с выходного экрана РЭОПа при минимальных мощностях дозы облучения исследуемых объектов.

Системы УРИ первого типа имеют очевидные преимущества относительно лучевых нагрузок на просвечиваемые объекты, что особенно важно при рентгенологических исследованиях в медицинской практике. Однако производство РЭОПов с большими размерами рабочих полей (созданы РЭОПы с диаметрами рабочих полей более 500 мм)

связано с технологическими трудностями. Применение таких РЭОПов приводит к значительному увеличению стоимости УРИ.

Создание систем УРИ второго типа с аналогичными размерами рабочих полей решается изменением конструкции входной части УРИ. Благодаря проецированию изображения с рентгеновского экрана, находящегося вне вакуумной колбы, на фотокаатод ЭОПа можно применять входные экраны практически любых размеров. Однако у используемых в этих УРИ однокамерных ЭОПов недостаточное усиление для производства флюорограмм с выходного экрана ЭОПа при низких значениях мощности дозы.

Для того чтобы получить удовлетворительное качество изображения, в системах второго типа необходимо уменьшить потери света при переносе изображения с рентгеновского экрана на фотокаатод усилителя света. Для этого необходимо применять сверхсветосильную оптическую систему. Основным недостатком УРИ второго типа является не столько уменьшение света при переносе изображения с рентгеновского экрана на фотокаатод усилителя света, сколько возможное уменьшение информативности в этой части аппаратуры.

Чтобы снизить потери информации при переносе изображения просвечиваемого объекта с рентгеновского экрана на фотокаатод ЭОПа, необходимо по крайней мере на каждый квант рентгеновского излучения, поглощенный в рентгеновском экране, иметь не менее одного фотоэлектрона, эмиттируемого фотокаатодом ЭОПа.

Число электронов, эмиттируемых фотокаатодом ЭОПа при поглощении одного кванта излучения рентгеновским экраном,

$$N = \frac{\tau \beta^2}{4F^2(\beta m + 1)^2} N_0 \varphi,$$

где τ — коэффициент пропускания света объективом; β — увеличение объектива в зрачках; m — величина поперечного уменьшения объектива; F — знаменатель относительного отверстия объектива; N_0 — число световых квантов, испускаемых рентгеновским экраном; φ — квантовый выход

фотокаатода ЭОПа; α — коэффициент, учитывающий спектральное соответствие рентгеновского экрана фотокаатоде ЭОПа.

При симметричной схеме объектива ($\beta = 1$) снижение информации при переносе изображения в основном определяется коэффициентом пропускания, величиной поперечного уменьшения и относительным отверстием объектива. Чем больше значение τ , меньше F и m объектива, тем больше фотоэлектронов эмиттируется фотокаатодом ЭОПа.

Для УРИ, разработанного по схеме аппаратуры типа «Делкаликс» (второго типа) при энергии рентгеновского излучения, наиболее часто используемой в практике медицинской рентгенологии, $N \approx 3 \div 4$. Таким образом, в УРИ второго типа на каждый поглощенный квант рентгеновского излучения с фотокаатода ЭОПа можно получить несколько фотоэлектронов, однако эта величина в десятки раз меньше числа фотоэлектронов, эмиттируемых в аналогичных условиях фотокаатодом РЭОПа в УРИ первого типа благодаря контактному способу передачи изображения с экрана на фотокаатод РЭОПа. Кроме того, эпитаксиальная структура экрана РЭОПа дает возможность более эффективно преобразовывать энергию рентгеновского излучения, что позволяет на УРИ первого типа обнаруживать малоконтрастные объекты и работать при меньших лучевых нагрузках.

ОСНОВНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ И МЕТРОЛОГИЧЕСКИЕ ОСОБЕННОСТИ УСИЛИТЕЛЕЙ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ

Согласно принятой в СССР классификации различают УРИ четырех классов. УРИ первого класса имеют переменный диаметр рабочего поля, номинальный диаметр входного поля не менее 320 мм, замкнутую телевизионную систему, фотокамеру и кинокамеру; обеспечивают возможность подключения видеомагнитофона и автоматического поддержания заданной мощности дозы и дозы излучения во входной плоскости УРИ соответственно

в режиме просвечивания, фотосъемки и киносъемки при подключении УРИ к рентгеновскому аппарату с системой стабилизации яркости.

УРИ второго класса имеют переменный диаметр рабочего поля, номинальный диаметр входного поля не менее 230 мм, замкнутую телевизионную систему, фотокамеру и кинокамеру; обеспечивают возможность подключения видеомагнитофона и автоматического поддержания заданной мощности дозы и дозы излучения во входной плоскости УРИ соответственно в режиме просвечивания, фотосъемки и киносъемки при подключении УРИ к рентгеновскому аппарату с системой стабилизации яркости.

УРИ третьего класса имеют номинальный диаметр входного поля не менее 190 мм, замкнутую телевизионную систему; обеспечивают возможность подключения видеомагнитофона и автоматического поддержания заданной мощности дозы излучения во входной плоскости УРИ в режиме просвечивания при подключении УРИ к рентгеновскому аппарату с системой стабилизации яркости.

УРИ прямого наблюдения выходного изображения с номинальным диаметром входного поля не менее 180 мм (см. рис. 1, а) относят к четвертому классу. Диагностические возможности УРИ оцениваются совокупностью физико-технических параметров элементов, входящих в состав УРИ.

Основные характеристики УРИ, определяющие их диагностические возможности, и методика их оценки по принятому в СССР стандарту (для медицинского применения) приведены ниже.

Размер входного поля — размер поля на входной плоскости УРИ, который используют для передачи рентгеновского изображения.

Размер (диаметр) рабочего поля — размер (диаметр) поля на входной плоскости УРИ, в пределах которого рентгеновское изображение преобразуется в видимое на выходном экране.

Номинальный размер (диаметр) входного поля — размер (диаметр) входного поля при бесконечно большом расстоянии между точечным источ-

нком рентгеновского излучения и входной плоскости УРИ.

Коэффициент уменьшения изображения — отношение номинального размера входного поля УРИ к размеру выходного изображения этого же поля.

Геометрические искажения изображения — нарушение геометрического подобия между рентгеновским изображением во входной плоскости и изображением на выходном экране УРИ. Геометрические искажения подразделяются на локальные и дисторсию.

Локальные искажения — это геометрические искажения выходного изображения УРИ на участках изображения с линейными размерами, значительно меньшими по сравнению с размером (диаметром) рабочего поля УРИ.

Дисторсия — это геометрическое искажение выходного изображения УРИ на участках изображения с линейными размерами, соизмеряемыми с размером (диаметром) рабочего поля УРИ.

Локальные геометрические искажения УРИ определяют для УРИ, в состав которых входят телевизионные системы.

Значение локальных геометрических искажений рассчитывают по выходному изображению отрезков испытательной таблицы, расположенных по горизонтальной и вертикальной ее осям в пределах 0,9 диаметра рабочего поля УРИ по формулам:

$$\delta_1 = \frac{l_{\max} - l_{\text{ср}}}{l_{\text{ср}}} 100 \text{ для положительного значения;}$$

$$\delta_2 = \frac{l_{\min} - l_{\text{ср}}}{l_{\text{ср}}} 100 \text{ для отрицательного значения,}$$

где δ_1 и δ_2 — значения локальных геометрических искажений выходного изображения, %; l_{\max} — общая ширина (или высота) n смежных наиболее широких отрезков; l_{\min} — общая ширина (или высота) n смежных наиболее узких отрезков изображения испытательной таблицы:

$$l_{\text{ср}} = \frac{n}{2} \left(\frac{L_{\text{в}}}{N_{\text{в}}} + \frac{L_{\text{г}}}{N_{\text{г}}} \right),$$

где $L_{\text{в}}$ и $L_{\text{г}}$ — полный размер выходного изображения соответственно по

вертикали и горизонтали, включающих в себя полные отрезки осей испытательной таблицы в пределах окружности, соответствующей 0,9 диаметра рабочего поля УРИ; $N_{\text{в}}$ и $N_{\text{г}}$ — число полных отрезков осей испытательной таблицы в пределах окружности, соответствующей 0,9 диаметра рабочего поля УРИ, соответственно по вертикали и горизонтали на выходном изображении.

Значение коэффициента n устанавливают в зависимости от диаметра основного рабочего поля УРИ. Для диаметра основного рабочего поля УРИ: св. 260 до 330 мм — $n = 4$; св. 190 до 260 мм — $n = 3$ св. 165 до 190 мм — $n = 2$.

При измерении l_{\max} и l_{\min} неполные отрезки на каждом краю испытательной таблицы внутри окружности диаметром, соответствующим 0,9 диаметра рабочего поля УРИ, не учитывают.

Абсолютная погрешность измерений l_{\max} и l_{\min} не должна быть более 0,5 мм.

Дисторсия выходного изображения УРИ в процентах

$$\Delta = \left| \frac{D_{\max}}{H_{\min} \sqrt{2}} - 1 \right| 100,$$

где D_{\max} — значение наибольшей диагонали квадрата на выходном изображении испытательной таблицы, мм; H_{\min} — значение наименьшей высоты квадрата на выходном изображении испытательной таблицы, мм.

Абсолютная погрешность измерений D_{\max} и H_{\min} не более 1 мм.

Испытательная таблица для измерения геометрических искажений УРИ представляет собой подложку из органического стекла толщиной не более 3 мм, на которую рентгеноконтрастным материалом нанесены окружности, соответствующая диаметру основного (наибольшего) рабочего поля УРИ, вторая окружность, равная 0,9 диаметра первой окружности, вертикальная и горизонтальная центральные осевые линии с масштабной сеткой вдоль них и с единичными отрезками размером (10 мм \pm 10) % и квадрат с диагоналями, вписанный в меньшую окружность.

Неравномерность распределения яркости — изменение яркости выходного изображения при равномерном распределении рентгеновского излучения во входной плоскости УРИ.

Проверку неравномерности распределения яркости проводят в режиме просвечивания на основном рабочем поле с рентгеновским аппаратом, распределение мощности дозы излучения которого с учетом фильтра во входной плоскости УРИ определено в относительных единицах и является постоянным для данного аппарата.

Измерение неравномерности распределения яркости для УРИ 1—3-го классов проводят с помощью осциллографа с выделением строки, на которой подается сигнал с выхода телевизионной системы.

Неравномерность распределения яркости

$$\gamma_{0,7} = K_1 \frac{U_0 - U_{0,7}}{U_0} 100;$$

$$\gamma_{0,9} = K_2 \frac{U_0 - U_{0,9}}{U_0} 100,$$

где $\gamma_{0,7}$ и $\gamma_{0,9}$ — неравномерность распределения яркости соответственно на 0,7 и 0,9 диаметра рабочего поля УРИ, %; K_1 и K_2 — коэффициенты, учитывающие неравномерность распределения мощности дозы излучения во входной плоскости УРИ; U_0 — амплитуда видеосигнала в центре строки; $U_{0,7}$ — амплитуда видеосигнала на краю строки, соответствующем $(0,7 \pm 5) \%$ диаметра рабочего поля УРИ; $U_{0,9}$ — амплитуда видеосигнала на краю строки, соответствующем $(0,9 \pm 5) \%$ диаметра рабочего поля УРИ. Измерения проводят по строке видеосигнала в середине кадра, определяемой с точностью до ± 10 строк.

Неравномерность распределения яркости $\gamma_{0,7}$ и $\gamma_{0,9}$ определяют на левом и правом краях строки. Погрешность измерения амплитуды видеосигнала должна быть не более $\pm 10\%$.

Неравномерность распределения яркости УРИ 4-го класса измеряют с помощью фотоприемника, измерительного прибора и рентгенонепрозрачной маски с отверстиями. Маску устанавливают во входной плоскости УРИ. Фотоприемником последовательно из-

меряют относительную яркость выходного изображения в местах, соответствующих расположению отверстий маски.

На маске нанесены отверстия диаметром 10 мм, расположенные на двух взаимно перпендикулярных диаметрах, в центре маски и на $(0,7 \pm 5) \%$ и $(0,9 \pm 5) \%$ диаметра выходного изображения УРИ.

Неравномерность распределения яркости при этом

$$\gamma_{0,7} = K_1 \frac{B_0 - B_{0,7}}{B_0} 100 \%;$$

$$\gamma_{0,9} = K_2 \frac{B_0 - B_{0,9}}{B_0} 100 \%,$$

где B_0 , $B_{0,7}$ и $B_{0,9}$ — относительная яркость соответственно в центре, на 0,7 и 0,9 диаметра выходного изображения.

Погрешность измерений относительной яркости должна быть не более $\pm 10\%$ измеряемого значения.

Пороговый контраст — минимальное значение контраста рентгеновского изображения заданного тест-объекта, необходимое для визуального обнаружения этого тест-объекта в выходном изображении УРИ при использовании излучения заданного качества.

Пороговый контраст УРИ оценивается с помощью испытательной таблицы на всех рабочих полях УРИ.

Анодное напряжение рентгеновской трубки и фильтр должны соответствовать слою половинного ослабления излучения: $7 \pm 0,5$ мм алюминия.

Величину дозы излучения на кадр во входной плоскости УРИ при фотосъемке определяют с помощью камеры дозиметра, установленной перед входной плоскостью УРИ при отсутствии испытательной таблицы с учетом коэффициента ослабления излучения камерой и геометрии измерения.

Допускается проводить измерение с помощью камеры дозиметра, расположенной в качестве «свидетеля» в пучке излучения вне зоны рабочего поля УРИ, с предварительной оценкой коэффициента коррекции, позволяющего с помощью «свидетеля» измерять абсолютное значение дозы излучения во входной плоскости УРИ.

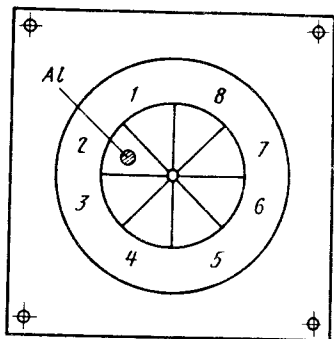


Рис. 4. Тест-объект для измерения чувствительности (порогового контраста)

Мощность дозы излучения во входной плоскости УРИ при измерении порогового контраста в телевизионном канале или канале прямого наблюдения на основном рабочем поле устанавливаются равной $1,3 \cdot 10^{-8}$ Кл/(кг \times с) $\pm 15\%$ для УРИ 1—3-го классов и $2,6 \cdot 10^{-8}$ Кл/(кг \cdot с) $\pm 15\%$ — для УРИ 4-го класса.

Значение мощности дозы излучения, устанавливаемой при просвечивании на вспомогательных полях УРИ, увеличивается пропорционально квадрату отношения диаметров основного и вспомогательного рабочих полей УРИ.

Рентгеновский аппарат и УРИ включают в режиме просвечивания, фотосъемки и киносъемки. По изображению теста контраста испытательной таблицы во всех каналах определяют пороговый контраст УРИ. Проверку порогового контраста УРИ в режиме фотосъемки и киносъемки осуществляют при минимальных значениях заданного ряда скоростей съемки.

Испытательная таблица для измерения порогового контраста УРИ представляет собой подложку из органического стекла толщиной менее 3 мм, на которой в центральной ее части закреплены диски диаметром $(10 \pm 0,5)$ мм из алюминиевой фольги толщиной $(0,2 \pm 0,02)$ мм (для УРИ 1—3-го классов) и $(0,4 \pm 0,04)$ мм (для УРИ 4-го класса).

При получении спорных результатов оценки порогового контраста (в режиме просвечивания) измерения повторяют с помощью статистической

испытательной таблицы (рис. 4). Последняя представляет собой подложку из органического стекла толщиной не более 3 мм, на которую нанесены две концентрические окружности и меньшая из которых разделена на восемь секторов. Наружные диаметры окружностей 160 и 100 мм соответственно. Секторы пронумерованы шрифтом. Все изображения выполнены рентгеноконтрастным веществом. В центре таблицы установлен стержень (ось), на который надет вращающийся сменный диск из органического стекла толщиной 1 мм с приклеенным алюминиевым тестом диаметром (15 ± 5) мм. Тест установлен на расстоянии 30 мм от центра диска.

Толщина алюминиевой фольги, из которой изготовлен тест, соответствует заданному контрасту по интенсивности излучения.

После включения рентгеновского излучения каждый наблюдатель записывает номер проводимого измерения и номер сектора испытательной таблицы, в котором он обнаружил изображение теста порогового контраста.

Для каждого заданного теста контраста и для каждого наблюдателя проводят десять опытов, причем тест контраста в каждом опыте устанавливают (перед включением излучения) случайным образом в месте, неизвестном наблюдателям.

В результате проведенных измерений обрабатывают данные трех наблюдателей. За пороговый контраст УРИ принимают значение контраста, при котором вероятность обнаружения теста контраста не менее 80%.

Динамический диапазон — наибольшее отношение интенсивностей рентгеновского излучения на двух полях входной плоскости УРИ, при котором в изображении каждого из этих полей на выходном экране одновременно визуально обнаруживаются объекты заданного размера, причем контраст рентгеновского изображения указанных объектов имеет одинаковое значение.

Динамический диапазон может также определяться как наибольшее отношение интенсивностей рентгеновского излучения во входной плоскости УРИ, при которых на выходном экране ви-

зуально обнаруживаются объекты заданного размера, причем контраст рентгеновского изображения указанных объектов имеет одинаковое значение.

Динамический диапазон УРИ измеряют в режиме просвечивания. Анодное напряжение рентгеновского аппарата и фильтр устанавливают исходя из условий получения качества рентгеновского излучения, соответствующего слою половинного ослабления ($7 \pm 0,5$) мм алюминия в диапазоне мощности дозы излучения по входной плоскости УРИ от $1,3 \cdot 10^{-9}$ до $2 \cdot 10^{-7}$ Кл/(кг·с).

Включают рентгеновский аппарат; во входной плоскости УРИ увеличивают мощность дозы излучения до значения P_{\min} , при котором на выходном изображении обнаруживается тест контраста испытательной таблицы.

Мощность дозы излучения увеличивают до значения P_{\max} , при котором в результате чрезмерного превышения значения рабочей освещенности передающей телевизионной трубки перестает наблюдаться изображение теста контраста, либо P_{\max} достигает значения $2 \cdot 10^{-7}$ Кл/(кг·с).

Динамический диапазон

$$\lambda = \frac{P_{\max}}{P_{\min}}$$

При определении динамического диапазона УРИ с телевизионными системами контрастность и яркость видеоконтрольного устройства устанавливают таким образом, чтобы при неизменном положении ручек «Яркость» и «Контрастность» видеоконтрольного устройства отношение величин P_{\max} и P_{\min} соответствовало максимальному значению.

Изменение мощности дозы излучения во входной плоскости УРИ допускается проводить путем изменения расстояния между анодом рентгеновской трубки и входной плоскостью УРИ или с помощью фильтра при условии обеспечения заданных порогового контраста и качества рентгеновского излучения.

При спорных результатах измерения динамического диапазона измерения повторяют с помощью статистической испытательной таблицы. Конструкция

испытательных таблиц аналогична конструкции описанных выше таблиц (для измерения порогового контраста); толщина алюминиевых дисков в данном случае $(0,5 \pm 0,05)$ мм.

Чистота выходного изображения — размеры и число дефектов в виде светлых и темных точек и пятен, визуально обнаруживаемых на выходном экране УРИ при равномерном распределении рентгеновского излучения во входной плоскости УРИ.

Чистоту выходного изображения проверяют в режиме просвечивания на основном рабочем поле УРИ.

Размеры точек (пятен) на выходном экране УРИ оценивают с помощью измерительных лупы или микроскопа (с ценой деления не более 0,1 мм) по наибольшему размеру при измерении и рассчитывают по формуле

$$d = d_0 \beta,$$

где d — размер точки (пятна), приведенной к входной плоскости УРИ, мм; d_0 — размер точки (пятна) на выходном изображении, мм; β — коэффициент, равный отношению диаметра рабочего поля к диаметру выходного изображения.

Размеры точек (пятен) допускается измерять методом сравнения изображений измеряемой точки (пятна) с эталоном заданных размеров, установленным во входной плоскости УРИ.

Предел разрешения — наибольшее число штрихов в одном миллиметре рентгеновского изображения свинцовой миры, расположенной в данном месте входной плоскости, которые видны раздельно на выходном экране УРИ при оптимальных для наблюдателя условиях наблюдения. Он характеризует способность УРИ преобразовывать и передавать в цепях тракта детали изображения малых размеров (см. гл. 4).

Предел разрешения УРИ измеряется с помощью тестов — рентгеновских мир, устанавливаемых во входной плоскости УРИ в центре и на периферийной части (обычно на 0,9 диаметра рабочего поля УРИ). Предел разрешения измеряется в режиме просвечивания фото- и киносъемки.

Рентгеновские миры (рис. 5) представляют собой совокупность секций

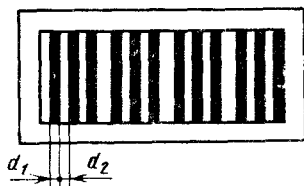


Рис. 5. Рентгеновская миры

свинцовых полос толщиной (90 ± 10) мкм, расположенных на рентгенопрозрачной подложке, таким образом, что ширина полосы данной секции равна расстоянию между полосами этой секции. Группа секций миры обеспечивает набор пространственных частот для оценки предела разрешения УРИ. Толщину свинцовых полос выбирают из условий создания 100% (или близкого к 100%) контраста рентгеновского изображения миры при заданном качестве рентгеновского излучения.

Предел разрешения R измеряется в штр/мм или парах линий/мм:

$$R = 1/(2d),$$

где d — ширина полосы миры, разрешаемой УРИ.

Предел разрешения, как правило, определяется при фокусе рентгеновской трубки, не большем 1 мм, максимальном фокусном расстоянии между рентгеновской трубкой и входной плоскостью УРИ (порядка 1000 мм) и напряжении на рентгеновской трубке порядка 40 кВ. Предел разрешения оценивается путем регистрации номера секции изображения миры, элементы которой еще различимы (должно различаться направление штрихов секций миры).

В УРИ, предназначенных для промышленной диагностики, принято также определять чувствительность δ , которая оценивается по следующим формулам:

при использовании проволочных эталонов

$$\delta = \frac{d_{\min}}{s} 100 \%,$$

при использовании канавочных или пластинчатых эталонов

$$\delta = \frac{h_{\min}}{s} 100 \%,$$

где s — толщина просвечиваемого материала в месте установки эталона, мм; d_{\min} — диаметр выявляемой наименьшей проволоки проволочного эталона; h_{\min} — глубина выявляемой наименьшей канавки канавочного эталона или наименьшая толщина пластинчатого эталона, при которой выявляется отверстие заданного диаметра (равного, например, толщине пластины или удвоенной толщине пластины).

Эталоны чувствительности, применяемые в неразрушающем рентгеновском контроле, можно разделить на четыре класса: проволочные, канавочные, пластинчатые с отверстиями и ступенчатые с отверстиями. Канавочные эталоны представляют собой тесты с канавками постоянной ширины и переменной глубины.

В пластинчатых эталонах в зависимости от типа эталонов имеются ряд отверстий с диаметрами, равными, например, одинарной, удвоенной и учетверенной толщине пластины. В ступенчатых эталонах высверлены отверстия с диаметрами, соответствующими толщине ступеньки.

УСИЛИТЕЛИ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ И ИХ ПРИНАДЛЕЖНОСТИ

В медицинской диагностике и при неразрушающем контроле широкое применение нашли УРИ на базе РЭОПов. Основные характеристики УРИ некоторых типов приведены в табл. 1.

Световое излучение с выходного экрана РЭОПа воздействует на первичный преобразователь телевизионной системы и телевизионную трубку, в которой оно преобразуется в электрические сигналы, передаваемые затем по каналу связи. Во втором преобразователе (приемной трубке) телевизионной системы принятые электрические сигналы преобразуются в световое изображение, непосредственно воспри-

1. Основные характеристики некоторых УРИ, предназначенных для медицинской диагностики

Характеристики	<i>Sirecon-2 triplex (Optilux)</i>	<i>Sirecon-2 (Optilux)</i>	<i>Pilanticon</i>	<i>Imagica 36</i>	<i>Bevo-ZO X-274</i>	УРИ-М2
	«Сименс» (Германия)				СССР	
Тип РЭОПа (ЭОПа)	<i>RBV-33 (Optilux)</i>	<i>RBV-25/17HN (Optilux)</i>	Двухкамерный с системой прямого переноса изображения	<i>Imagica 36 ст НС;</i> трехлопастный; конный выход	<i>013QA41</i> (Чехо-Словакия)	РЭП-1
Предел разрешения в центре РЭОПа, штр/мм, не менее	4,2 на основном рабочем поле (коэффициент передачи контраста 2%)	5,3/6,4 (коэффициент передачи контраста 2%)	2,0	4,0/4,8/6,0	4,0 на основном рабочем поле	3,5/4,5
Номинальный диаметр входного поля, мм, не менее	330/250/170	254/170	206	360/250/170	270 (основное рабочее поле); 250/175 (диаметр рабочего поля)	230/150
Коэффициент преобразования РЭОПа, кд·м ⁻² ·мр ⁻¹ ·с, не менее	110 на поле 330 мм	110/55	30	150 на поле 360 мм	90/40	110 на поле 230 мм
Базовая телевизионная система УРИ	<i>Videomed H</i>		—	<i>Imagica TV</i>	ПТУ-50 (ПТУ-83)	РТ-6

Продолжение табл. 1

Характеристики	Strecon-2 triplez (Optitlux)	Strecon-2 (Optitlux)	Planicon	Imagica 36	Vega-ZO X-274	УРИ-М2
	«Сименс» (Германия)			«Филипс»	СССР	
Число строк разложения	1249	—	—	625 (1249) при 50 Гц	625	625
Полоса пропускания канала, мГц	25	—	—	25	7,4 (до 15)	—
Тип передающей телевизионной трубки	Видикон (плюмбикон)	—	—	Видикон (плюмбикон)	Видикон	Видикон (плюмбикон)

Примечание. Фирма Сименс разработала РЭОЛы серии *Optitlux HD* с номинальными диаметрами рабочих полюсов от 170 до 570 мм, характеризующиеся более высокими показателями назначения.

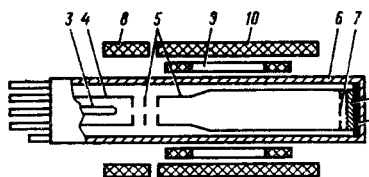


Рис. 6. Видикон с фокусирующей и отклоняющей системой:

1 — мишень; 2 — сигнальный электрод; 3 — подогревный термокатод; 4 — управляющий электрод; 5 — аноды; 6 — колба; 7 — сетка; 8 — корректирующая катушка; 9 — отклоняющие катушки; 10 — фокусирующая катушка

нимаемое глазом наблюдателя. Каналом связи служат кабельные линии с электронными и радиотехническими устройствами. Основным принципом передачи изображений в телевизионных системах УРИ является ползменная передача информации об интенсивности рентгеновского излучения, осуществляемая путем развертки пространственно-временного теневого поля контролируемого объекта на передающей стороне и свертки изображения на приемной стороне. Развертка изображения проводится электронным пучком.

На приемной стороне во вторичном преобразователе синтез изображения осуществляется также электронным пучком с заданной апертурой. Основные характеристики телевизионных систем — это световая чувствительность, разрешающая способность, контрастная чувствительность, отношение сигнал/шум, инерционность и др. При проектировании телевизионных систем для УРИ стремятся выбрать и реализовать их характеристики так, чтобы с учетом условий работы системы обеспечить в итоге необходимое соответствие между передаваемыми теньвыми изображениями просвечиваемых объектов и их телевизионными изображениями, синтезируемыми в приемной части систем (кинескопе).

В УРИ, приведенных в табл. 1, используются в основном замкнутые телевизионные системы с передающими телевизионными трубками типа видикон (рис. 6).

Типовые характеристики видиконов, используемых в УРИ, в основном сле-

2. Основные характеристики некоторых фотокамер, применяемых в УРИ

Характеристика	Stream 100/6 (Сименс)	Меди- спот-105 («Филипс»)	Меди- спот-100 («Филипс»)	Гранат-МТЗ (СССР)
Типоразмер пленки	Листовая 100×100 мм	Перфорированная рулонная 105 мм	Листовая 100×100 мм	Неперфорированная рулонная 105 мм
Размер (диаметр) изображения, мм	95	92×92	95	110 (с обрезкой до 95)
Вместимость устройства: зарядного приемного	150 кадров 100 кадров	430 кадров 130 кадров	— —	15,0 м 4,0 м
Частота серийной съемки, кадр/с	2 (1, 2, 4, 6)	0, 5—8	1, 2, 3, 4, 6	1, 2, 3, 4, 6

Примечание. Режим съемки покадровый и серийный.

дующие: фокусирующие и отклоняющие системы электромагнитные; темновой ток порядка 3—20 нА; величина сигнала при освещенности мишени 1 лк порядка несколько сот нА; глубина модуляции в центре мишени видикона (при рабочей освещенности мишени) более 50%; остаточный сигнал через 40 мс после отключения освещенности (в зависимости от типажа видиконов) составляет 10—30%; разрешающая способность по полю видикона (в зависимости от назначения видикона) 600 или более 1000 строк.

Разрешающая способность телевизионных систем, применяемых в усилителях рентгеновского изображения, определяется полосой пропускания системы и соответственно стандартом разложения кадра. При стандарте 625 строк разрешение телевизионной системы около 300 пар линий (штрихов) на размер изображения по высоте кадра.

Телевизионная система ограничивает разрешающую способность УРИ. Приведенная к рентгеновскому экрану УРИ разрешающая способность не может превышать $300 \text{ пар линий} / 300 \text{ мм} = 1 \text{ пара линий} / \text{мм}$ (штр/мм) при стандарте разложения 625 строк и диаметре входного экрана УРИ 300 мм.

Заметна тенденция к повышению разрешающей способности телевизионных систем УРИ. Так, фирмы Дженерал Электрик, Пикер Корпорэйшн, Сименс, Филипс и др. комплектуют УРИ телевизионной системой с полосой пропускания канала, соответствующей примерно 15—25 МГц, и числом строк разложения более 1000.

Из-за низкой разрешающей способности телевизионного канала по сравнению с РЭОПом фото- и киносъемку (особенно в УРИ для медицинского применения) стараются проводить с выходного экрана РЭОПа.

Основные характеристики фото- и кинокамер, применяемых в УРИ для медицинской и рентгенодиагностики, приведены в табл. 2 и 3.

Во всех современных УРИ предусмотрена возможность включения видеоматрицы со стоп-кадром, позволяющего многократно анализировать полученное изображение, не подвергая пациента дополнительному облучению. Однако видеоматрица не может заменить киносъемку с экрана ЭОПа, так как она ограничивает разрешающую способность УРИ и не в состоянии обеспечить запись с частотой более чем 25 кадров/с, чего недостаточно для некоторых задач медицинской диаг-

8. Основные характеристики некоторых кинокамер, применяемых в УРИ

Характеристика	<i>Cameflex 35</i> (Франция)	Высокоскоростная <i>GV35</i> (Франция)	<i>Arritechno 35</i> (Германия)	1АРС-М2 (СССР)
Размер (ширина) применяемой пленки, мм	35	35	35	35
Максимальная частота съемки, кадр/с	50	120	90—150	50
Вместимость зарядного устройства, м	120	120	60 (90) 150 (225)	30
Размер кадра, мм	18×24	18×24	20,6 (25,0; 30,1) (диаметр)	21 (диаметр с симметричной обрезкой его до 18,7 мм вдоль оси пленки)

ностики, в частности, при ангиографическом исследовании.

Основные характеристики применяемых в УРИ видеомагнитофонов следующие: размер применяемой пленки (ширина) 25,4 мм; видеомагнитофоны рассчитаны на сопряжение с телевизионными системами с числом строк разложения как 625, так и 1249; частотная характеристика их соответствует диапазону 5—10 МГц; время записи (воспроизведения) на одну «дорожку» до 1 ч.

Применение УРИ в медицинском рентгенологическом исследовании привело к значительному снижению дозы облучения врача и обследуемого пациента (от шести до нескольких десятков раз в зависимости от характера обследования).

Рентгенолог при работе с УРИ может практически вообще не подвергаться действию излучения, так как видеоконтрольное устройство УРИ, как правило, устанавливается в помещении, полностью защищающем рентгенолога от излучения (в пультовой рентгенокабинета).

При этом качество и производительность рентгенодиагностики повысились: благодаря превосходству зрения при анализе изображения повышенной яркости улучшилось выявление структур изображения и увеличилась быстро-

та восприятия изображения, отпала необходимость в длительной темновой адаптации и вообще в наличии темноты на рабочем месте рентгенолога. Освещенность при работе с УРИ в помещении может достигать 30 лк, не ухудшая при этом результатов диагностики.

При входной мощности дозы излучения на УРИ, равной 100 мкР/с, яркость кинескопа ВКУ, устанавливаемая рентгенологом независимо от типа УРИ, составляет не менее 10 кд/м².

Применение УРИ позволило также автоматизировать процесс установки режима рентгеновского аппарата во время рентгенологического исследования.

Перепад плотностей объектов при медицинских исследованиях весьма высок. Плотность грудной клетки и плотность нижнего отдела желудка, контрастированного барием, различаются более чем в 10 раз. Работая на универсальном штативе, врач исследует грудную клетку и желудок; при этом при отсутствии систем стабилизации оказывается необходимой многократная регулировка режима рентгеновского аппарата.

В связи с этим многие из существующих рентгенодиагностических комплексов с УРИ снабжены стабилизаторами яркости различного типа.

Доза рентгеновского излучения за медицинским объектом пропорциональна току трубки и примерно пятой степени напряжения. Для поддержания неизменной дозы или яркости выходного экрана УРИ при изменяющейся плотности объекта можно регулировать или ток, или напряжение, или ток и напряжение одновременно в одном и том же направлении. Регулировкой только напряжения можно перекрыть требуемый диапазон изменения яркости, но это влечет за собой изменение контрастности изображения. Стабилизация яркости регулировкой только тока при неизменном напряжении связана с пересоблучением пациента. При этом диапазон регулирования тока невелик и не всегда может перекрыть границы изменения яркости.

Наиболее перспективным способом стабилизации яркости является такой, при котором стабилизация за исследовательский цикл сначала осуществляется регулированием тока в определенных пределах при неизменном напряжении, а затем, при недостаточности такого регулирования, происходит переход на следующую, более высокую ступень напряжения.

Регулирование напряжения на трубке можно осуществлять электронным способом, например, с помощью высоковольтных вакуумных ламп или с низковольтной стороны электромеханическим способом, например, с помощью потенциометрического регулятора.

Наиболее простой способ регулирования анодного тока состоит в изменении тока накала трубки с низковольтной стороны и заключается в том, что в первичную цепь накала вводится регулируемый элемент, обеспечивающий необходимый добавку напряжения и тока накала. Этот элемент может управляться либо электронным способом, либо электромеханическим.

В принятых типовых схемах стабилизация яркости осуществляется автоматическим регулированием напряжения и тока трубки с низковольтной стороны высоковольтного устройства с применением схемы с обратной связью.

В режиме просвечивания яркость стабилизируется по выбору врача двумя способами: 1) при неизменном токе

автоматическим регулированием напряжения на трубке в пределах 40—110 кВ, что обеспечивает постоянство уровня яркости при изменении дозы излучения в $(u_{a1max}/u_{a1min})^5 = (110/40)^5 = 160$ раз; 2) одновременным автоматическим регулированием напряжения и тока с максимальным диапазоном 40 кВ \times 0,4 мА — 110 кВ \times 4,1 мА; в этом случае система обеспечивает стабилизацию яркости при изменении дозы в $(u_a max/u_a min)^5 \times I_a max/I_a min = 1600$ раз.

При выключенной автоматике системы предусматривает возможность ручной регулировки напряжения и тока для получения необходимой яркости выходного экрана. В этом случае обратная связь системы прерывается.

Киносъемка проводится в импульсном режиме рентгеновской трубки, и плотность почернения пленки зависит не только от напряжения и тока, но и от длительности импульса, частоты кадров и чувствительности кинопленки. Стабилизация плотности почернения пленки осуществляется вследствие стабилизации среднего значения яркости за один кадр автоматическим изменением напряжения при неизменном токе и заданных всех остальных параметрах съемки. При включенной автоматике в режиме киносъемки предусмотрена возможность подрегулировки тока вручную для получения необходимой дозы, о достижении которой во время теста сигнализирует индикатор.

Во всех случаях стабилизация осуществляется по дозе излучения (или яркости) обычно в области доминанты диаметром около 80 мм. На пути светового потока, выходящего с экрана РЭОПа, как правило, встроены светораспределитель с моторным приводом, который распределяет световой поток по следующим каналам: на фото-, кинокамеру, на телевизионную камеру и через диафрагму, ограничивающую световой поток центральной доминантной зоны выходного экрана, на датчик яркости — фотоумножитель.

В качестве датчика сигнала с УРИ в ряде схем стабилизации яркости используется телевизионный видеосигнал. В перспективе такие системы в процессе рентгенологического исследова-

дования могут позволить рентгенологу изменить размер и форму доминанты.

Комплекс УРИ с системой стабилизации яркости освобождает рентгенолога от необходимости управления режимом аппарата и позволяет сконцентрировать внимание только на анализе изображения просвечиваемого объекта.

Наличие в комплексе с УРИ системы стабилизации яркости не только облегчает труд врача-рентгенолога, но и блокирует возможность включения мощности дозы выше заданного уровня. Кроме того, режим рентгеновского аппарата автоматически выставляется оптимальным образом независимо от

квалификации рентгенолога, что способствует сокращению лучевой нагрузки и повышению надежности рентгенодиагностики.

Список литературы

1. Гурвич А. М. Физические основы радиационного контроля и диагностики. М.: Энергоиздат, 1989. 169 с.
2. Приборы для неразрушающего контроля материалов и изделий: Справочник в 2 кн./Под ред. В. В. Клюева. М.: Машиностроение, 1986. Кн. 1. 487 с.
3. Рентгенотехника: Справочник. В 2 кн./Под ред. В. В. Клюева. М.: Машиностроение, 1980. Кн. 1. 431 с.

Сканировал: Neptunyi
(Магнитогорск)

Рентгеновские питающие устройства медицинского назначения

КОМПЛЕКСЫ УРП

Общая характеристика УРП. Рентгеновским питающим устройством (УРП) называется комплекс электрической, электромеханической и электронной аппаратуры, обеспечивающий питание рентгеновской трубки, выбор, регулирование и стабилизацию режимов ее работы, ее защиту от перегрузки при проведении различных видов исследований, а также взаимодействие всех частей рентгеновского аппарата.

Основными техническими параметрами УРП являются: диапазон регулирования анодного напряжения U_a (в кВ) и анодного тока I_a (в мА) рентгеновской трубки при снимках и просвечивании; диапазон длительностей включения рентгеновского излучения t (в с) или количества электричества, протекающего через трубку q (в мКл); пульсация анодного напряжения; предельно допустимая мощность, выделяемая на аноде трубки, P_a (в кВт) при различных анодных напряжениях; точность выполнения уставок анодного напряжения и тока, количества электричества или длительности включения излучения. Радиационные показатели качества работы УРП: стабильность дозы излучения, спектральный состав, удельный радиационный выход. Качество УРП характеризует также возможность работы с усилителем яркости рентгеновского изображения (УРИ) и рентгеновскими трубками с большой скоростью вращения анода.

Под анодным напряжением подразумевается максимальное значение анодного напряжения; под анодным током — среднее значение анодного тока; под мощностью P_a — мощность, рассчитываемая по формулам: для двухполупериодного выпрямления $P_a =$

$= 0,74 U_a I_a$; для шестипульсного выпрямления $P_a = 0,95 U_a I_a$; для двенадцатипульсного выпрямления $P_a = U_a I_a$. Длительность включения рентгеновского излучения определяется как длительность времени между моментом, когда анодное напряжение достигло величины 0,65—0,85 максимального значения, и моментом, когда оно уменьшилось до величины ниже 0,65—0,85 максимального значения.

В зависимости от назначения УРП диапазон напряжений меняется от 10 до 400 кВ. Диапазон регулирования анодного тока составляет от десятых долей миллиампер в режиме снимка до 2—3 А в режиме просвечивания; диапазон изменения количества электричества составляет от десятых долей милликулон до 1500 мКл.

В зависимости от длительности включения различают следующие режимы работы УРП: длительный, повторно-кратковременный и кратковременный. На длительный режим рассчитывают УРП аппаратов для лучевой терапии (до 30 мин). Повторно-кратковременный режим — работа в режиме рентгеноскопии до 5—10 мин с мощностью 100—500 Вт. Кратковременный режим — рентгенография с мощностью от 0,5 до 200 кВт и длительностью от 0,001 с до 10 с; при этом необходимы перерывы между включениями от десятков секунд до нескольких минут во избежание перегрева и выхода рентгеновской трубки из строя. Допустимые длительности рабочих циклов и перерывов определяются нагрузочной способностью рентгеновской трубки и рентгеновского излучателя.

Классификация и типы УРП. Питающие устройства диагностических аппаратов можно классифицировать по области применения, условиям экс-

1. Основные типы УРП рентгенодиагностических аппаратов

P_3 , кВт	U_a , кВ	I_a , мА	Схема выпрямления, тип излучателя	Транспортная бельность	Специализация	Назначение
0,35—1,0	50—80	7—20	Однопульсная (полуволновая), моноблок	Стационарный передвижной	Специализированный	Снимки зубов
0,5—1,0 1,0	60—70 75—85	10—20 15—20		Переносной	Общего назначения	Помощь на дому
1,5—3,0	90—100	20—40		Передвижной	Общего и специального назначения	Полевой, палатный, хирургический
5—6	125	60	Полевой, палатный, флюорографический			
8—10	25—50	250	Шестипульсная (шестивентильная), защитный кожух	Стационарный	Специализированный	Снимки грудной железы
		125		100	Передвижной	Общего и специального назначения
	90	150	Стационарный	Общего назначения		
10—20	125	150	Двухпульсная, защитный кожух			
	90	200				
25—30	150 100	250 400				

Продолжение табл. 1

P_a , кВт	U_a , кВ	I_a , мА	Схема выпрямления, тип излучателя	Транспортная способность	Специализация	Назначение
30—50	125	250—400	Емкостный накопитель, защитный кожух	Передвижной	Общего назначения	Снимки в палатах
50	150	300	Шестипульсная, двенадцатипульсная, защитный кожух			Обычная диагностика, однопроекционная ангиография
	125	400				
70	90	600	Двенадцатипульсная, защитный кожух			Обычная диагностика на телеуправляемых штативах
	60	800				
	150	400				
	125	500				
100	90	800	Двенадцатипульсная, защитный кожух	Стационарный	Общего и специального назначения	Обычная диагностика на телеуправляемых штативах и однопроекционная ангиография
	60	1000				
	150	650				
	125	800				
150—200	80	1250	Емкостный накопитель, управление на вторичной стороне, защитный кожух			Обычная диагностика на телеуправляемых штативах и импульсная киносъемка
	60	1500				
	150	1000—1300				
	100	1500—2000				
	80	2000—2500				
	60	2500—3000				

2. Основные технические характеристики УРП трехфазных диагностических аппаратов

УРП	Фирма, страна	Основное назначение	Анодное напряжение, предельные анодные токи	Допустимое сопротивление сети, Ом (при напряжении, В)
<i>Super M-40</i>	<i>Philips, Нидерланды</i>	Общие рентгеновские исследования	125 кВ (30 кВТ); 100 кВ (32 кВТ)	—
<i>Triomat</i>	<i>Siemens, Германия</i>		125 кВ, 275 мА; 90 кВ, 370 мА; 60 кВ, 600 мА	0,5 (380)
<i>Triomat-2</i>			125 кВ, 240 мА; 100 кВ, 300 мА; 73 кВ, 400 мА	0,5 (380) 0,16 (220)
<i>Maximans 50S</i>	<i>CGR, Франция</i>		150 кВ, 130 мА; 50 кВ, 550 мА	—
<i>Maximans 70</i>			125 кВ, 400 мА; 100 кВ, 500 мА; 75 кВ, 700 мА	—
<i>Maximans 70S</i>		150 кВ, 330 мА; 125 кВ, 400 мА; 100 кВ, 500 мА; 75 кВ, 700 мА	—	
<i>Super M-70</i>	<i>Philips, Нидерланды</i>	Исследования на обычных штативах	125 кВ, 300 мА; 90 кВ, 600 мА; 60 кВ, 700 мА	0,3 (380) 0,1 (220)
<i>Super M-80</i>			150 кВ, 200 мА; 125 кВ, 300 мА; 90 кВ, 600 мА; 60 кВ, 700 мА	
<i>РУМ-20</i> <i>РУМ-20М</i> <i>Рентген-40</i>	<i>Мосрентген, СССР</i> <i>Актюбрентген, Севкаврентген</i>		125 кВ, 400 мА; 90 кВ, 600 мА; 63 кВ, 800 мА (РУМ-20М)	0,35 (380) 0,1 (220)
<i>Roentgen 8</i>	<i>Watson, Англия</i>		125 кВ, 300 мА; 100 кВ, 500 мА; 72 кВ, 700 мА; 150 кВ, 210 мА	—
<i>Delixrai 805</i>	<i>De Oude Delft, Нидерланды</i>		125 кВ, 400 мА; 100 кВ, 550 мА; 75 кВ, 700 мА	0,3 (380)

ратов

Напряжение сети, В	Способ коммутации	Система уставок	Длительность, с	Стабилизация	Выпрямительная схема	Класс УРП, кВт	
220; 380	Синхронный контактор	—	—	Нет	Шестипульсная	30	
380; 220		U^* ; $U-q$; $U-I-t$	(2— 800 мКл)		Шестипульсная двоянная		
380; 220							
—	—	U^* ; $U-q$	—		Нет	Двенадцатипульсная	50
—	—						
380	—	U^* ; $U-q$; $U-I-t$	0,003—8				
380; 220	Синхронный контактор		0,01—4 0,01—4				
	Тиристорный контактор	U^* ; $U-I$; $t-q-I$	0,01—5,0				
—	—	U^* ; $U-q$; $U-q-I$	0,004—5				
380	—		0,01—8		Шестипульсная		

УРП	Фирма, страна	Основное назначение	Анодное напряжение, предельные анодные токи	Допустимое сопротивление сети, Ом (при напряжении, В)
<i>Tridoros—Optimatic</i>	<i>Siemens, Германия</i>	Исследования на телеуправляемых штативах, одно-проекционная ангиография	150 кВ, 150 мА; 125 кВ, 400 мА; 90 кВ, 600 мА; 60 кВ, 800 мА	—
<i>EDR 750</i>	<i>Medicor, Венгрия</i>		125 кВ, 300 мА; 100 кВ, 500 мА; 65 кВ, 750 мА	0,3 (380)
<i>Garantics 1000</i>	<i>Siemens, Германия</i>		150 кВ, 300 мА; 125 кВ, 400 мА; 100 кВ, 700 мА; 70 кВ, 1000 мА	—
<i>Transix 800</i>	<i>Picker, США</i>		150 кВ, 300 мА; 120 кВ, 600 мА; 100 кВ, 800 мА	—
<i>Telemax 850</i>	<i>General Electric, США</i>		150 кВ, 400 мА; 125 кВ, 600 мА; 100 кВ, 800 мА	—
<i>Triton FET 1050</i>	<i>Profexray, США</i>		150 кВ, 500 мА; 100 кВ, 1000 мА	—
<i>Maximus M-100</i>	<i>Philips, Нидерланды</i>		150 кВ, 500 мА; 125 кВ, 700 мА; 100 кВ, 1000 мА; 80 кВ, 1250 мА	—
<i>Gigantos—Optimatic</i>	<i>Siemens, Германия</i>		150 кВ, 330 мА; 100 кВ, 1000 мА; 80 кВ, 1250 мА	0,15 (380)

Продолжение табл. 2

Напря- жение сети, В	Способ коммутации	Система установок	Длитель- ность, с	Стабили- зирующая	Выпрями- тельная схема	Класс УРП, кВт
380	Тиристорный контактор в средней точке	U^* ; $U-q$	3—800 мКл	Напряже- ния щеткой по обмот- ке АТ; по сигналу обратной связи	Двенадца- типульсная звезда— зигзаг	50
380	Синхронный контактор	$U-I-t$ $U-q$	0,001—5	Нет		
380, 440, 480	Тиристорный контактор в средней точке	U^* $U-q$	0,003—3,2	—	Двенадца- типульсная	70
208—480	Контактор (800R) Тиристорная коммутация (800S)	—	0,01—6,0 (800R) 0,003—6,0 (800S)	—		
190—380	—	—	0,003—6,0	—		
240 (60 Гц), 380—480 (50 Гц)	—	—	0,0015—5,0	—		
380, 480	Тиристорный контактор в средней точке	U^* ; $U-q$; $U-I-t$	0,001—6,0	—		
380, 400, 420 (50 Гц)		U^* ; $U-q$	0,001—3,2	Напряже- ния щеткой по обмотке АТ по сигналу обратной связи ВД	100	

УРП	Фирма, страна	Основное назначение	Анодное напряжение, предельные анодные токи	Допустимое сопротивление сети, Ом (при напряжении, В)
<i>Gigantos—Optimatic R</i>	<i>Siemens</i> , Германия	Исследования на телеуправляемых штативах, однопроекционная ангиография	150 кВ, 500 мА; 100 кВ, 1000 мА; 80 кВ, 1250 мА	0,15 (380)
<i>Transix 1250</i>	<i>Picker</i> , США		150 кВ, 600 мА; 140 кВ, 800 мА; 130 кВ, 1000 мА; 150 кВ, 330 мА	—
<i>Maximus M-150</i>	<i>Philips</i> , Нидерланды		150 кВ, 1500 мА	—
<i>Transix 1500</i>	<i>Picker</i> , США	Импульсная киносъемка	150 кВ, 800 мА; 140 кВ, 1000 мА; 100 кВ, 1500 мА	—
<i>Pandoros—Optimatic</i>	<i>Siemens</i> , Германия		150 кВ, 1000 мА; 125 кВ, 1200 мА; 100 кВ, 1500 мА; 75 кВ, 2000 мА	—
<i>Titan 1650</i>	<i>Profexray</i> , США		150 кВ, 750 мА; 115 кВ, 1600 мА	—
<i>Tridoros 512-MP</i>	<i>Siemens</i> , Германия	Исследования на обычных штативах	150 кВ, 260 мА; 102 кВ, 500 мА; 60 кВ, 730 мА	0,15
<i>Tridoros 712-MP</i>	<i>Siemens</i> , Германия	Исследования на обычных и телеуправляемых штативах	150 кВ, 300 мА; 102 кВ, 700 мА; 60 кВ, 1000 мА	0,12
<i>Gigantos 1012—MP</i>	<i>Siemens</i> , Германия	Исследования на телеуправляемых штативах, ангиография (1 проекция)	150 кВ, 475 мА; 125 кВ, 740 мА; 102 кВ, 1000 мА; 60 кВ, 1420 мА	0,1

Продолжение табл. 2

Напря- жение сети, В	Способ коммутации	Система установок	Длитель- ность, с	Стабили- зация	Выпрями- тельная схема	Класс УРП, кВт	
380—480 (60 Гц)	Тиристорный контактор в средней точке	U^* ; $U-q$	0,001—3,2	Напряже- ния щеткой по обмотке АТ по сиг- налу обрат- ной связи ВД	Двенадца- типульсная	100	
—	—	$U-q$; $U-I-t$	0,002—6,0	Тока— электрон- ная			
—	На вторичной стороне	U^* ; $U-q$; $U-I-t$	—	—	Управление на вторич- ной стороне	150	
350—510	—	$U-I-t$ U^*	0,001—6,0	—	Двенадца- типульсная		
380—480 (50, 60 Гц)	На вторичной стороне	$U-q$; U^*	—	—	Управление на вторич- ной стороне		
480	—	$U-I-t$	0,003—6,0	—	Двенадца- типульсная	50	
380; 420; 440; 480	Тиристор в нулевой точке первичных об- моток	U ; $U-q-t$	0,003—10,0	Обратная связь по напряже- нию			
			0,003—5,0				70
			0,003—10,0				100

УРП	Фирма, страна	Основное назначение	Анодное напряжение, предельные анодные токи	Допустимое сопротивление сети, Ом (при напряжении, В)
УРП-5	Севкав- рентген, СССР	Исследования на обычных штативах	125 кВ, 240 мА; 100 кВ, 450 мА; 69 кВ, 720 мА	0,3
<i>Garantix 1000</i>	<i>Siemens,</i> Германия	Исследования на обычных и телеуправляе- мых штативах	125 кВ, 400 мА; 100 кВ, 700 мА; 70 кВ, 1000 мА	0,15
<i>Maximus CM 80</i>	<i>Philips,</i> Нидер- ланды		150 кВ, 460 мА; 125 кВ, 640 мА; 100 кВ, 800 мА; 80 кВ, 1000 мА; 65 кВ, 1200 мА	
<i>Maximus CM 100</i>			150 кВ, 500 мА; 125 кВ, 800 мА; 100 кВ, 1000 мА; 80 кВ, 1250 мА; 70 кВ, 1400 мА	
<i>Maximus CM 120</i>			150 кВ, 580 мА; 125 кВ, 960 мА; 100 кВ, 1200 мА; 80 кВ, 1500 мА; 75 кВ, 1600 мА	
<i>Optimus M200</i>		Ангиография, импульсная киносъемка	125 кВ, 700 мА; 100 кВ, 2000 мА; 70 кВ, 3000 мА	—
<i>Pancoros 1200A</i>	<i>Siemens,</i> Германия	Ангиография, импульсная киносъемка	150 кВ, 300 мА; 125 кВ, 650 мА; 100 кВ, 1000 мА; 60 кВ, 1600 мА	0,1

* Установка напряжения с падающей нагрузкой и с экспонометрией.

Продолжение табл. 2

Напря- жение сети, В	Способ коммутации	Система установ	Длитель- ность, с	Стабили- зация	Выпрями- тельная схема	Класс УРП, кВт	
380	Тиристорное синхронное включение, несинхронное отключение	U ; $U-q$; $U-D$	0,003—5,0	Обратная связь по напряже- нию и мощности дозы	Двенадца- типульсная	50	
380; 440; 480	Тиристор в нулевой точке первичных об- моток	U ; $U-q$	0,003—3,2	Обратная электроме- ханическая связь по напряже- нию	Двенадца- типульсная	70	
380—480			0,001—6,0	—		—	80
			—	—		—	100
			—	—		—	120
	Тетроды	U ; $U-q$	0,3—8 мс, кинсьем- ка до 40 с	Тетродами	Двенадца- типульсная	200	
380, 420, 440, 480	Триоды	U ; $U-q$	0,5 мс—1,5 с	Триодами	Двенадца- типульсная	100	

3. Основные характеристики УРП однофазных (двухпульсных) стационарных

Наименование	Фирма, страна	Параметры питающего устройства			
		Напряжение, кВ	Ток, мА	Мощность, кВт	Время экспозиции, с
<i>EDR-500</i>	<i>Medicor</i> , Венгрия	35—125 20—70	25—50— 100—200— 300—500	35	0,01—5,0 (погрешность ±2%), 25 ступеней
<i>Neo-diagnomax-125</i>		125 90	315 500		
<i>Diagnomax-125;</i> <i>Serix-100</i>		125 100	500 200	40 —	0,04—5,0 0,01—2
<i>D-350</i>	<i>TUR</i> , Германия	55 125	500	20,4	0,02—10
<i>D-310</i>		50 100	270 240	17	0,07
<i>D-500</i>		80 100 125	500 400 320	28	—
<i>Presatop DXP-350</i>	<i>Picker</i> , США	90 150	500 200	32	0,01—5
<i>DXP-550</i>	<i>General Electric</i> , США	150	300 500	34 —	0,008—5
<i>Medio DLX-125</i>	<i>Philips</i> , Нидерланды	125 90	300 400	28	0,01—5
<i>Medio-20</i>		100 125	200 100	15	0,04—5
<i>Medio-30</i>		90 125	300 200	20	0,02—6
<i>Medio-50</i>		150 125 90	200 300 500	34	0,01—6
<i>Medio-51</i>		150	500	—	0,01

рентгенодиагностических аппаратов (мощность более 15 кВт)

Скорость съемки, снимков/с	Напряжение просвечивания, кВ	Тип выпрямителей	Сетевое питание, В	Сопротивление сети, Ом	Масса, кг	Габариты, мм
7	115	Селен	380	—	—	180×540×740
4	45—100			0,1 0,4	270	875×542×935
—	— 64—100	Кенотрон	220 380	—	—	—
6	40—100	Селен		0,16 0,5	—	870×590×870
5	30—80	Кенотрон		0,2 0,6	—	—
—	40—100	—		—	520	1020×745×1220
6	—	Кремний	—	—	—	—
—	65—130			—	—	—
—	—	Кенотрон	—	0,3—1,0	380	580×362×1015
—	40—110	Кремний	50—60 Гц; 190—200; 240—380— 420			
8				0,5 0,2 0,6	—	854×362×1015
—				—	—	—

Наименование	Фирма, страна	Параметры питающего устройства			
		Напряжение, кВ	Ток, мА	Мощность, кВт	Время экспозиции, с
<i>Atak-25</i>	<i>CGR</i> , Франция	124	250	22	0,02—4
<i>Atak-40</i>		90 120	400 160	25	0,01—6
<i>Atak-50</i>		90 130	500 200	34	0,01—6
<i>Atak-70</i>		80 115 160	700 500 175	40	
<i>Pleophos-4</i>	<i>Siemens</i> , Германия	90 125	320 160	22	0,02—5
<i>Gemophos-4</i>		90 125	500 300	34	0,01—5
<i>Heliophos-5</i>		90 125 150	500 300 200	34	0,01—5
<i>D-37</i>	<i>Deen</i> , Англия	125	300	—	0,02—5,0
<i>D-55</i>		130	500	—	0,02—8,0
<i>Roentgen-301</i> <i>Roentgen-501</i>		125 150	300 500	— —	0,01—5,0
<i>Chirodur-125</i>	<i>Chirana</i> , Чехо-Словакия	125 90 60	300 500 500	25	0,01—10,0
<i>Durometa-125</i>		125 90 60	100 300 400	20	0,04—10,0
<i>Organomatic-502</i>	<i>Siemens</i> , Германия	110 125 150	600 500 300	~50	2—500 мКл

Примечание. УРП *EDR-500* применяют в маммографии.

Продолжение табл. 3

Скорость съемки, снимков/с	Напряженне просвечивания, кВ	Тип выпрямителей	Сетевое питание, В	Сопротивление сети, Ом	Масса, кг	Габариты, мм
—	50—120	Селен	220; 380	—	—	880×475×430
6	40—120			—	—	860×432×1080
8	40—120		380	—	340	
—	40—110	Селен	220	—	—	—
8	40—90		380	—	—	—
8	40—90		—	—	—	—
—	—	Селен	240	0,32	—	—
—	—		335—440	—	670	810×700×1200
—	—		—	—	—	—
6	40—90	Кенотрон	220 380	—	365	540×650×760
—	45—100		110—120 220 380	—	540	968×633×1050
8	50—110	Селен	220 В, 50 Гц	0,05	222	—
			380—480 В, 50—60 Гц	0,15		

4. Основные характеристики некоторых палатных, хирургических и разборных

Наименование	Фирма, страна	Назначение	Выпрямительные устройства	Анодное напряжение, кВ	Анодный ток, мА	Допустимое сопротивление сети, Ом
9×5	Актюбрентген, СССР	Переносной	Моноблок	90 70 50	10 19 25	3,0 (220 В, бензоагрегат)
<i>Polymobil</i>	<i>Siemens</i> , Германия	Палатный	Моноблок	90 40	30 60	220—240 В
<i>Practix 21</i>	<i>Philips</i> , Нидерланды	Палатный	Моноблок	100 50	20 20	110—240 В, однофазное
<i>BV 25</i>	<i>Philips</i> , Нидерланды	Хирургический	Моноблок	40—110	20	—
<i>Siremobil 3</i> (<i>Sirephos</i>)	<i>Siemens</i> , Германия	Хирургический	Моноблок	90; 40	30; 60	220—240 В
<i>Polarix</i>	<i>Dem</i> , Бельгия	Хирургический	Моноблок	110—40	—	208—240 В
РУМ-4	Мосрентген, СССР	Полевой разборный	Моноблок	100—40	40; 20	0,5; 2,0; 220 В

(волевых) аппаратов

Длительность снимка, с	Трубка, фокус, мм	Схема питания трубки	Система уставки	Мощность, кВт	Особенности
1,5—100	1,25 БДМ13-10, 1,0×1,0	Однопульсная с самовыпрямлением	$U-q$	1,0	Регулирование анодного напряжения по внешним характеристикам. Обратная связь по напряжению части витков трансформатора
0,01—3,0	0,5×0,5 для просвечивания; 1,3×1,3 для снимков	Среднечастотная	$U(I)-t$; U	1,6	—
0,04—5,0, 22 ступени	Fo 15; 1,5×1,5; трубка с сеткой	Двухпульсная, прямоугольные импульсы	$U-t$; $I = \text{const}$	2,0	Ручная коррекция сети
0,05—4,0	0,6×0,6; 1,8×1,8 (для снимков)	Среднечастотная	$U-t$	2,0	Автоматическое управление мощностью с обратной связью по I и U
0,01—3,0	0,5×0,5 для просвечивания; 1,3×1,3 для снимков	Среднечастотная	$U(I)-t$; U	2,7	Микропроцессорное управление, запоминание изображения, фотокамера 100×100 мм
0,16—160 мКл	0,5×0,5; 2,0×2,0	Среднечастотная, 4 кГц	$U-q$	2	—
0,04—10	ЗБДМ-100	Однопульсная	$U-t$; $I = \text{const}$	3	Селеновый выпрямитель в первичной цепи трансформатора

Наименование	Фирма, страна	Назначение	Выпрямительные устройства	Анодное напряжение, кВ	Анодный ток, мА	Допустимое сопротивление сети, Ом
РУМ-24	Актюбрентген, СССР	Полевой разборный	Моноблок	125—65	60—100	0,6; 220 В
12П5; 12П6	Актюбрентген, СССР	Палатный	Защитный кожух	125—90	100—150	—
<i>Mobil Diagnost</i>	<i>Philips</i> , Нидерланды	Палатный	Защитный кожух	125; 54	150	—
<i>MCD 125</i>	<i>Philips</i> , Нидерланды	Палатный	Защитный кожух	125 50	160 400	100—240 В
<i>Mobilett</i>	<i>Siemens</i> , Германия	Палатный	Моноблок	133 65	450	220 В

5. УРП дентальных аппаратов

Наименование	Фирма, страна	Номинальное напряжение на рентгеновской трубке, кВ	Ток трубки при номинальном напряжении, мА	Длительность включений, с	Фокусное пятно, мм
<i>Minident</i>	<i>Chirana</i> , Чехо-Словакия	55	12	0,05—10,0	—
<i>Stomax-100</i>		60	20	0,05—6,0	1,5×1,5
		70	18	—	
		80	16	—	
		90	10	—	
<i>Heliodent</i>	<i>Siemens</i> , Германия	50	7	—	0,8×0,8
<i>5Д2</i>	Актюбрентген, СССР	50	7	1; 1,5; 2,5; 4; 6; 10; 15; 25 мА·с	0,8×0,8
<i>Minray</i> *1	<i>Soredex</i> , Финляндия	60; 65; 70	10	0,01—2,37	—

*1 Среднечастотное питающее устройство с умножителем напряжения. Микропроцессор для коррекции длительности экспозиции, оценки поглощенной дозы, технической диагностики. Четыре уставки автоматки по органам.

Продолжение табл. 4

Длительность снимка, с	Трубка, фокус, см	Схема питания трубки	Система уставки	Мощность, кВт	Особенности
0,02—4,0	5БД13-125; 1,9×1,0	Двухпульсная	$U-q$; U	5	Допускается питание от бензоагрегата
0,04—6,0	6-10БД8-125; 0,8×0,8; 1,5×1,5	Двухпульсная	$U-q$; U	9	—
0,0026—3,2; 0,4—320 мКл	0,7×0,7	—	—	12,5	Питание трубки от 2×45 NiCd батарей по 1,2 В с зарядом 54 000 Кл
—	Трубка с сеткой	—	—	20	Питание трубки от накопительного конденсатора
—	—	Среднечастотная	—	30	—

6. Основные характеристики УРП с емкостным накопителем и с управлением на вторичной стороне

УРП	Наименование	Фирма, страна	Напряжения и токи	Емкость накопительного конденсатора, мкФ	Диапазон количества электричества, мКл	Диапазон времени выдержки, мс	Масса высоковольтных устройств, кг
—	<i>Auto-Condix-125</i>	<i>Picker</i> (США)	30—125 кВ	1,0	2—50	От 2	400 (вместе со штативом)
Палатные	<i>KSD-10м-3</i>	<i>Toshiba</i> (Япония)	40—100 кВ; 200 мА	0,5	—	—	250 (вместе со штативом)

плуатации, конструктивным и электрическим параметрам. Выделяют УРП общего и специального назначения. К первым относят: УРП стационарных аппаратов различной мощности (до 200 кВт), предназначенные для типовых медицинских исследований внутренних органов человека (снимки, просвечивание, фото- и киносъемка с экрана УРИ, томография и т. д.); УРП передвижных аппаратов, предназначенные для исследований нетранспортабельных больных в условиях стационара (палатные), в полевых условиях (разборные) и на дому (переносные). К указанной группе УРП, в зависимости от условий эксплуатации, предъявляются конструктивно-технические требования (к габаритам, массе, автономному питанию и т. д.). В связи с этим мощность УРП передвижных аппаратов не превышает 15—25 кВт, а излучатели часто выполняют в виде моноблока (УРП для просвечивания на УРИ и снимков в процессе хирургической операции, УРП дентальных и флюорографических аппаратов). УРП специального назначения входят в состав аппаратов, предназначенных для проведения специальных исследований (флюорография, маммография, ангиография), для работ в условиях хирургической операционной, для исследования определенных органов или объектов (снимки зубов). В ряде случаев УРП специализированных аппаратов выполняют на базе УРП общего назначения. Так, электрические характеристики дентальных УРП близки к характеристикам переносных; диагностические аппараты для специализированных снимков зачастую выполняют на базе УРП палатных аппаратов (как с моноблоком, так и с рентгеновским излучателем). Для ангиографических исследований широко применяют трехфазные УРП стационарных аппаратов. Особенностью диагностических УРП является наличие двух режимов работы: повторно-кратковременного (просвечивание) и кратковременного (снимки).

При просвечивании включают УРП на 2—5 мин при мощности 150—300 Вт и напряжении на трубке 35—100 кВ. В режиме снимков УРП включают кратковременно; при этом мощ-

ность, подводимая к рентгеновской трубке, в разных типах УРП может быть 0,5—150 кВт. При просвечивании ток трубки изменяется от 0,1 до 3,0—5,0 мА. Длительность включения при снимках 1 мс — 10 с.

Широко распространены одно-, двух-, шести- и двенадцатипульсные схемы выпрямления. В табл. 1 приведены типовые характеристики УРП различного назначения. Основные технические характеристики отечественных и зарубежных УРП различного назначения приведены в табл. 2—6.

Тенденция развития УРП: 1) введение микропроцессорной техники для автоматизации управления аппаратом, повышения удобства обслуживания, расширения автоматики управления по исследуемым органам тела, технической диагностики, повышения надежности, уменьшения массы и габаритов; 2) использование преобразования напряжения на повышенной частоте для получения аиодного напряжения рентгеновских трубок.

Рентгенотерапевтические аппараты используются как для близкофокусной, так и для глубокой терапии. Особенности УРП для лучевой терапии — большие напряжения (для близкофокусной терапии 50—100 кВ, для глубокой терапии до 360 кВ), мощность 1—3 кВт, продолжительность работы от секунд до десятков минут. Соответственно предъявляются повышенные требования к системам защиты трубки от перегрева и к системам включения и выключения высокого напряжения. В последнее время в УРП для лучевой терапии применяется только одна схема выпрямления — схема удвоения с постоянным напряжением. В табл. 7 даны основные характеристики УРП некоторых терапевтических аппаратов.

Структура и состав УРП. На рис. 1 представлены структурная схема и состав УРП современного аппарата. Питание УРП осуществляется от источника напряжения U_c . Рентгеновскую трубку PT подключают к источнику напряжения через выпрямительное устройство BV , высоковольтный (главный) трансформатор $TГ$ и регулировочный автотрансформатор $AГ$ с помощью контактов $KГ$ электромехани-

7. Основные характеристики УРП некоторых терапевтических аппаратов

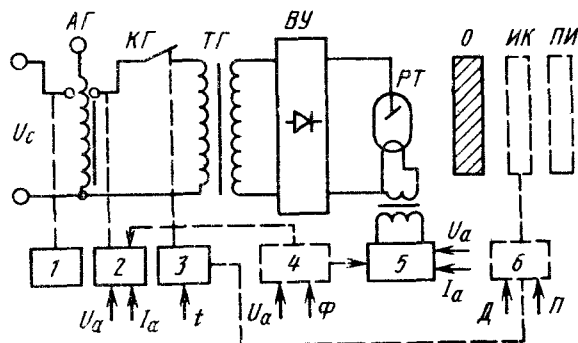
Наименование, фирма (завод), страна	Терапия	Анодное напряжение, кВ	Анодный ток, мА	Длительность излучения, мин
RT 255 Philips, Бельгия	Глубокая	250	12	0—15
RT 305 Philips, Бельгия	Глубокая	300	10	0—15
RT 400 Philips, Бельгия	Поверхностная внутриполостная	10—70 80—100	10 8	0—15
RT 50 Philips, Бельгия	Контактная поверхностная полостная	10—50	—	0—15
TFX-60 Medicor, Венгрия	Поверхностная близкофокусная	50 60	25 8	0—15
TFX-25 Medicor, Венгрия	Глубокая	50—250	2—20	0—18
TuRT-60-2 TuR, Германия	Поверхностная внутриполостная	5—60	25	—
T и RT-250 T и R, Германия	Глубокая	250	15	—
РУМ-21 (Севкаврентген), СССР	Близкофокусная внутриполостная	5—100	20	0—15

ческого или электронного коммутационного устройства 3. Для установки выбранного значения анодного напряжения используется блок установки напряжения 2, обеспечивающий ком-

пенсацию падения напряжения в сети и в элементах главной цепи УРП. Коррекцию сетевого напряжения выполняет блок коррекции сети 1. Ток трубки задается блоком накала 5.

Рис. 1. Структурная схема УРП:

U_a — анодное напряжение;
 I_a — анодный ток; t — длительность снимка; Φ — фокус трубки; Π — необходимая плотность почернения пленки; D — необходимая доза излучения



Излучение, генерируемое трубкой, проходит через объект исследования O , датчик автоматического реле экспозиции $ИК$ (ионизационная камера) и попадает на приемник излучения (просвечивающий экран, экран УРИ, рентгеновская пленка в комбинации с усиливающими экранами, селеновая пластина электрорентгенографического аппарата). Сигнал с датчика $ИК$, пропорциональный энергии излучения, прошедшего через объект исследования и накопленный приемником излучения $ПИ$ (пленка, селеновые пластины), поступает в блок реле экспозиции $Б$ (блок обратной связи), в котором после достижения заданного уровня сигнала, пропорционального, например, определенной плотности почернения пленки, срабатывает пороговое устройство, подающее сигнал на отключение контактора $КГ$ через коммутационное устройство $З$. Блок падающей нагрузки 4 переключает цепь накала, задающие ток трубки 5 , и цепи, регулирующие напряжение на аноде трубки 2 в соответствии с законом изменения мощности рентгеновской трубки от времени. Помимо узлов, изображенных на структурной схеме, УРП содержит блоки защиты и вращения анода рентгеновской трубки (при применении трубок с вращающимся анодом).

ГЛАВНАЯ ЦЕПЬ УРП

Цепь высокого напряжения, по которой течет ток рентгеновской трубки, и цепь низкого напряжения, по которой течет ток первичной обмотки главного трансформатора, называют главной

цепью. Основное назначение главной цепи — преобразование напряжения питания в высоковольтное анодное напряжение рентгеновской трубки; регулирование анодного напряжения; компенсация падения напряжения в главной цепи и питающей сети в зависимости от анодного тока; коррекция напряжения сети и стабилизация анодного напряжения.

По способу регулирования анодного напряжения различаются УРП с преобразованием напряжения на промышленной частоте (50 или 60 Гц) и на повышенной частоте (с преобразователем частоты). УРП с преобразователем на промышленной частоте могут содержать автотрансформатор (с переключаемыми отпайками, с подвижным контактом) или могут работать без автотрансформатора (иметь переключаемые отпайки на главном трансформаторе, работать на внешних характеристиках, содержать высоковольтные регулирующие электронные приборы). УРП с преобразователями частоты могут работать по принципу регулирования входного напряжения преобразователя (с управляемыми выпрямителями, с ключевыми регуляторами постоянного напряжения, с автотрансформатором) или по принципу регулирования выходного напряжения преобразователя (с автотрансформатором, с изменением схем преобразователя, с изменением частоты и т. д.).

На рис. 2 приведена распространенная схема главной цепи УРП с повышенном напряжении на частоте сети и автотрансформатором. Принятые обозначения: K_1 — сетевой автомат или

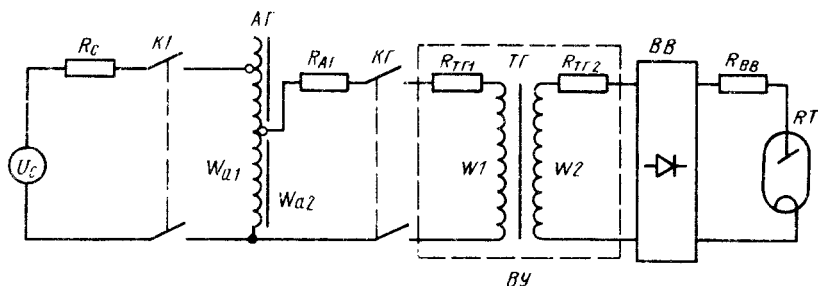


Рис. 2. Распространенная схема главной цепи УРП

рубильник; BV — высоковольтный выпрямитель; R_c — внутреннее сопротивление источника питания и сопротивление двух проводов питающей сети (независимо от схемы УРП и количества фаз сети); R_{AG} — сопротивление главного автотрансформатора; $R_{TГ1}$ — сопротивление первичной обмотки; $R_{TГ2}$ — сопротивление вторичной обмотки главного трансформатора; $R_{ВВ}$ — сопротивление высоковольтных вентилях в прямом направлении. Обычно внутренним сопротивлением источника питания, как правило, трансформатора силовой подстанции, которое на порядок меньше остальных сопротивлений главной цепи, пренебрегают.

Как правило, сопротивление главной цепи $R_{г.ц}$, которое часто называют сопротивлением аппарата, приводят к напряжению первичной обмотки главного трансформатора:

$$R_{г.ц} = R_c K_{AG}^2 + R_{AG} + R_{в.с.ц} + R_{TГ1} + (R_{TГ2} + R_{вент}) K_{TГ}^{-2}, \quad (1)$$

где $K_{AG} = \frac{w_2}{w_1}$ — отношение числа витков первичной и вторичной обмоток автотрансформатора (w_1 и w_2 — соответственно число витков первичной и вторичной обмоток); $K_{TГ} = \frac{w_2}{w_1}$ — отношение числа витков первичной и вторичной обмоток главного трансформатора; $R_{в.с.ц}$ — сопротивление внутренних силовых цепей УРП (сетевой рубильник—пульт—распределительное устройство — высоковольтный трансформатор). В зависимости от мощности УРП и напряжения сети сопротивление главной цепи при коэффициенте $\alpha = 2$

$$R_{г.ц} (\alpha=2) = U_c^2 (4P_a)^{-1}. \quad (2)$$

Коэффициент α равен отношению напряжения холостого хода на выходе УРП к рабочему напряжению при данном токе нагрузки. Он характеризует напряжение, которое установится на трубке при внезапном сбросе нагрузки, например при обрыве цепей накала. При любых значениях коэф-

фициента α сопротивление главной цепи

$$R_{г.ц} = U_c^2 (\alpha - 1) (P_a \alpha)^{-1}. \quad (3)$$

Коэффициент

$$\begin{aligned} \alpha &= U_{х.х.м} U_{а.м}^{-1} = (U_{а.м} + \\ &+ \Delta U_{а.м}) U_{а.м}^{-1} = 1 + \Delta U_{а.м} * = \\ &= \alpha_c \alpha_{УРП} = \alpha_c \alpha_{AG} \alpha_{в.с.ц} \alpha_{TГ} \alpha_{вент}, \end{aligned} \quad (4)$$

где $U_{х.х.м}$ — амплитуда напряжения на трубке при холостом ходе ($I_a = 0$); $\Delta U_{а.м}$ — падение напряжения в главной цепи, приведенное к напряжению на трубке; $\Delta U_{а.м} *$ — падение напряжения в относительных единицах ($\Delta U_{а.м} * = \Delta U_{а.м} U_{а.м}^{-1}$); α_c — коэффициент, характеризующий падение напряжения в питающей сети, $\alpha_c = 1 (1 - \Delta U_{c*})^{-1} = 1 [1 - \Delta U_c (U_c - \Delta U_c)^{-1}]^{-1}$; $\alpha_{УРП}$ — коэффициент, характеризующий падение напряжения в автотрансформаторе (α_{AG}), в главном трансформаторе ($\alpha_{TГ}$), в силовых внутренних цепях ($\alpha_{в.с.ц}$) и в высоковольтной выпрямительной схеме ($\alpha_{вент}$). В зависимости от тока нагрузки коэффициент α может изменяться от единицы (при $I_a = 0$) до наибольшего значения (при $I_a = I_{а.н.я.н.б}$). Различают значения α для режимов, соответствующих наибольшим значениям напряжения и тока: 1,2—1,4 — для первого режима, 1,6—2,0 — для второго¹. Коэффициенты $\alpha_c = \alpha_{TГ}$, $\alpha_{в.с.ц}$ и $\alpha_{вент}$ также возрастают с увеличением нагрузки. Характер изменения коэффициента α_{AG} зависит как от нагрузки, так и от коэффициента трансформации и при режиме наибольшего тока (при $R_{AG} = 1$) также будет приближаться к единице (останется проходное сопротивление щеточных контактов), а при режиме наибольшего напряжения может достигать значений 1,05—1,1. Правильный выбор

¹ В безавтотрансформаторных УРП, работающих на внешних характеристиках при наибольшем токе, коэффициент $\alpha = 3 \div 5$.

8. Значения коэффициентов α для главных цепей УРП мощностью 50 и 100 кВт

$P_{\text{ном}}$, кВт	$U_{\text{ном}}$, кВ	$I_{\text{а, ном}}$, мА	α_c	$\alpha_{\text{АГ}}$	$\alpha_{\text{ТГ}}$	$\alpha_{\text{в. с. ц}}$	$\alpha_{\text{вент}}$	α
50	125	400	1,1	1,1	1,05	1,035	1,03	1,35
	90	600	1,12	1,05	1,08	1,05		1,4
100	150	650	1,1	1,1	1,1	1,05	1,05	1,45
	65	1500	1,15	1,05	1,23	1,12	1,12	1,9

9. Допустимые сопротивления питающей сети по ГОСТ 26140—84 (сопротивление двух проводов)

Питающее устройство	Номинальная кратковременная мощность, кВт	Сопротивление сети, Ом (не менее) при напряжении питающей сети, В	
		220	380
Одно-пульсное	0,50	1,6	—
	1,00	1,00	3,00
	2,00	0,60	2,0
	4,00	0,40	1,20
	8,00	0,20	0,60
	10,00	0,16	0,50
	16,00	0,10	0,30
Двух-пульсное	1,00	1,60	5,00
	2,00	1,00	3,00
	4,00	0,60	2,00
	8,00	0,40	1,20
	10,00	0,30	1,00
	16,00	0,20	0,60
	20,00	0,16	0,50
	32,00	0,10	0,30
40,00	—	0,25	
Шести-пульсное или двенадцати-пульсное	16,00	0,30	1,00
	20,00	0,25	0,80
	32,00	0,16	0,50
	40,00	0,12	0,40
	50,00	0,1	0,30
	75,00	—	0,24
	100,00	—	0,15

значений сомножителей, входящих в (4), позволяет оптимально распределить сопротивления при расчете главной цепи. Ориентировочные значения коэффициентов α приведены в табл. 8.

Сопротивление сети. Сопротивление главной цепи равно сумме сопротивлений сети и питающего устройства:
 $R_{\text{г. п}} = R_c + R_{\text{урп}}$.

Допустимые сопротивления сети диагностических УРП в зависимости от схемы выпрямления и мощности УРП (ГОСТ 26140—84) приведены в табл. 9.

Сопротивление сети

$$R_c = K_R U_c^2 P_a^{-1}, \quad (5)$$

где K_R — коэффициент, зависящий от схем выпрямления и равный соответственно для одно-, двух- и шестипульсных (двенадцатипульсных) схем 0,035, 0,07 и 0,11. От соотношения сопротивлений R_c и $R_{\text{урп}}$ зависят падение напряжения в сети, масса и габариты основных элементов главной цепи (автотрансформатор и главный трансформатор). Сопротивления R_c и $R_{\text{урп}}$ выбирают такими, чтобы в УРП для длительной работы падение напряжения в сети составляло 5—10% от $U_{\text{с. ном}}$, а в УРП для кратковременной работы 15—20%. В некоторых передвижных УРП для уменьшения габаритов и массы и в УРП мощностью 100—150 кВт с целью увеличения допустимого сопротивления сети падение напряжения в сети увеличивают до значения, равного 20—25% от номинального напряжения сети (U_c).

Определение пригодности питающей сети к подсоединению УРП проверяется

подключением нагрузочного сопротивления к сети. В качестве сопротивления нагрузки могут быть использованы различные нагреватели. Для повышения точности измерения ток нагрузки должен быть достаточно большим (для сети, сопротивление которой 0,1 Ом, ток нагрузки порядка 100 А). Сопротивление сети $R_c = (U_{с. до вкл} - U_{с. после вкл}) I_n^{-1}$, где $U_{с. до вкл}$ и $U_{с. после вкл}$ — напряжения на зажимах сетевого рубильника соответственно до и после включения нагрузки, измерять которые рекомендуется несколько раз.

Автотрансформатор. Напряжение на рентгеновской трубке регулируется автотрансформатором с переменным коэффициентом трансформации.

Автотрансформатор используют для подключения УРП к сетям (или другим источникам переменного напряжения) различного напряжения, для коррекции колебаний сетевого напряжения и компенсации падения напряжения, вызванного изменением анодного тока трубки, а также в качестве источника скорректированного напряжения для питания вспомогательных цепей рентгеновского аппарата. Регулирование анодного напряжения и коррекция напряжения сети осуществляются с помощью силовых переключателей или электромагнитных контакторов (обмотка автотрансформатора выполняется с отпайками от соответствующих витков), а также щеточным токосъемником (угольным или меднографитовым роликом), перемещающимся по виткам наружной обмотки автотрансформатора. В этом случае на обмотке автотрансформатора делается дорожка (несколько дорожек), по которой перемещаются щетки (вариантное исполнение автотрансформатора). Такой автотрансформатор-вариатор часто применяют в УРП, предназначенных для длительного режима работы (лучевая терапия). При этом с помощью щеток осуществляют коррекцию колебаний напряжения сети и компенсацию падения напряжения в главной цепи УРП. В УРП для лучевой терапии из-за необходимости применения длительностей облучения (1,0÷2,0) с установка анодного напряжения щеточным контактом ока-

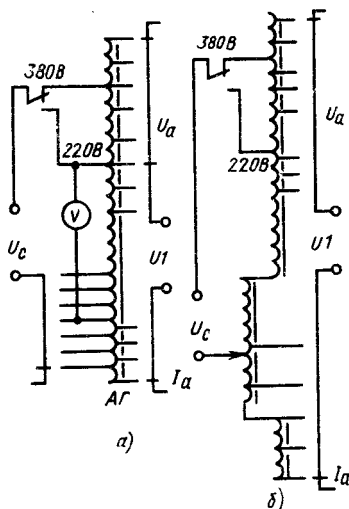


Рис. 3. Схемы включения автотрансформатора с отпайками: а — с ручной ступенчатой коррекцией сетевого напряжения; б — с автоматической плавной коррекцией сетевого напряжения

заться непригодной, в связи с чем используют автотрансформатор с отпайками и включение напряжения системой контакторов.

На рис. 3, а приведена схема включения автотрансформатора (АГ) в УРП диагностического аппарата средней мощности (АРД-2, РУМ-24, РУМ-10 и т. д.). Такая схема позволяет выбрать достаточно большую ЭДС на виток (до 1,5—2 В), что в сочетании с многослойной обмоткой существенно уменьшает габариты и стоимость автотрансформатора, а также его индуктивное и полное проходное сопротивление. Однако такая схема затрудняет автоматическую коррекцию напряжения сети. Для ее осуществления проводят намотку части витков автотрансформатора на изоляционную втулку и размещают ее сверху основной обмотки автотрансформатора. На этой обмотке зачищают дорожку, по которой перемещается угольный ролик корректора сетевого напряжения (УРП аппаратов РУМ-20, РУМ-20М, РУМ-22; рис. 3, б). В УРП диагностических аппаратов средней и большой мощности (50—

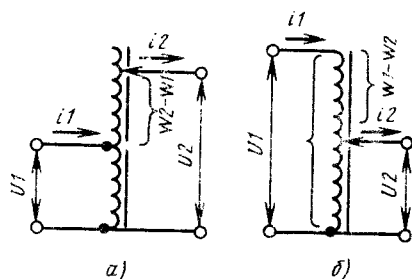


Рис. 4. Схема прохождения токов в обмотках повышающего (а) и понижающего (б) автотрансформаторов

100 кВт) широко применяют автотрансформаторы с подвижным щеточным контактом, с помощью которого устанавливают анодное напряжение с учетом ожидаемого падения напряжения. Кроме того, щеточным контактом осуществляют коррекцию колебаний напряжения сети, а иногда и анодного напряжения в процессе визуальных исследований и при снимках в режиме подающей нагрузки.

На рис. 4, а приведена схема повышающего автотрансформатора ($K_{AG} > 1$), в котором полное проходное сопротивление, приведенное к первичной цепи автотрансформатора,

$$Z_{AG} = Z_{\omega_2 - \omega_1} \left(\frac{\omega_1}{\omega_2} \right)^2 + Z_1 \left(\frac{\omega_2 - \omega_1}{\omega_2} \right)^2. \quad (6)$$

Активная составляющая сопротивления

$$R_{AG} = R_{\omega_1 - \omega_1} \left(\frac{\omega_1}{\omega_2} \right)^2 + R_1 \left(\frac{\omega_2 - \omega_1}{\omega_2} \right)^2. \quad (7)$$

Эти же сопротивления, приведенные ко вторичной цепи автотрансформатора (к первичной цепи главного трансформатора),

$$Z'_{AG} = Z_{\omega_2 - \omega_1} + Z_1 \left(\frac{\omega_2 - \omega_1}{\omega_1} \right)^2; \quad (8)$$

$$R'_{AG} = R_{\omega_2 - \omega_1} + R_1 \left(\frac{\omega_2 - \omega_1}{\omega_1} \right)^2. \quad (9)$$

Для понижающего автотрансформатора ($K_{AG} < 1$, рис. 4, б) расчетные значения проходных сопротивлений автотрансформатора, приведенные к первичной цепи автотрансформатора,

$$Z_{AG} = Z_{\omega_1 - \omega_2} + Z_2 \left(\frac{\omega_1 - \omega_2}{\omega_2} \right)^2; \quad (10)$$

$$R_{AG} = R_{\omega_1 - \omega_2} + R_2 \left(\frac{\omega_1 - \omega_2}{\omega_2} \right)^2. \quad (11)$$

Эти же сопротивления, приведенные к первичной цепи главного трансформатора,

$$Z'_{AG} = Z_{\omega_1 - \omega_2} \left(\frac{\omega_2}{\omega_1} \right)^2 + Z_2 \left(\frac{\omega_1 - \omega_2}{\omega_1} \right)^2; \quad (12)$$

$$R'_{AG} = R_{\omega_1 - \omega_2} \left(\frac{\omega_2}{\omega_1} \right)^2 + R_2 \left(\frac{\omega_1 - \omega_2}{\omega_1} \right)^2. \quad (13)$$

Сопротивление понижающего автотрансформатора достигает максимального значения $R_{AG} = 0,25R_1$ при $K_{AG} = 0,5$ (рис. 5, а). В повышающем автотрансформаторе R_{AG} возрастает по гиперболе и при $K_{AG} = 2$ равно $2R_1$ (рис. 5, б).

Современные системы автоматической установки напряжения требуют создания автотрансформаторов с подвижной щеткой, обмотка которых расположена в один ряд. Индуктивная составляющая сопротивления таких автотрансформаторов значительно больше активной. Индуктивность рассеяния автотрансформатора: для $K_{AG} > 1$

$$L_1 = 2 \cdot 10^{-9} l \omega_1^2 (K_{AG} - 1)^2 K_{AG}^2 K_{Fe} \times \times \ln \frac{K_{AG}^2 (K_{AG} - 1)^{-1}}{(K_{AG} - 1)^{K_{AG}}}; \quad (14)$$

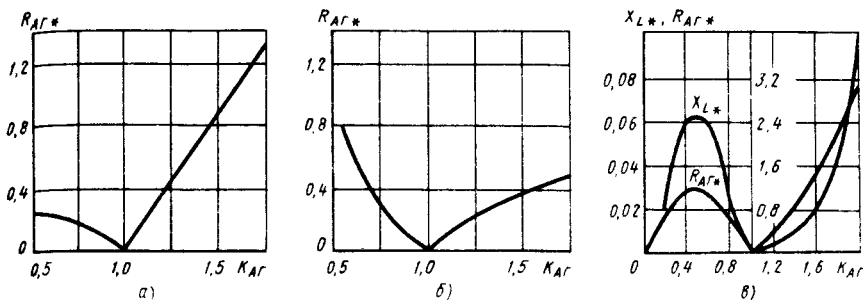


Рис. 5. Зависимость проходного сопротивления автотрансформатора от коэффициента трансформации:

a — сопротивление автотрансформатора приведено к его вторичной цепи; *б* — сопротивление автотрансформатора приведено к его первичной цепи; *в* — активное и индуктивное сопротивления автотрансформатора приведены к его вторичной цепи

для $K_{AG} < 1$

$$L_2 = 2 \cdot 10^{-9} i \omega_1^2 (1 - K_{AG})^{-2} K_{AG}^2 K_{Fe} \times \ln \frac{(1 - K_{AG})^{K_{AG}}}{K_{AG}^{(1 - K_{AG})^{-1}}}, \quad (15)$$

где ω_1 — число витков первичной обмотки; K_{Fe} — коэффициент, зависящий от сорта стали магнитопровода; l — средняя длина витка обмотки.

На рис. 5, *в* приведено изменение индуктивного и активного сопротивлений автотрансформатора в относительных единицах:

$$X_{L*} = \frac{X_L}{1,62 (K_{AG} - 1,62)}; \quad (16)$$

$$R_{AG*} = R_{AG} R_1^{-1}. \quad (17)$$

Проходное сопротивление автотрансформатора зависит от контактного сопротивления щеток, которое определяется материалом щетки и контактным давлением (рис. 6). С увеличением давления контактное сопротивление падает. Однако существенно уменьшить это сопротивление нельзя, так как возрастает ток короткого замыкания витка через щетку:

$$I_K = \frac{U_B}{R_B + R_{Щ} + R_K}, \quad (18)$$

где U_B — ЭДС одного витка; R_B — сопротивление одного витка; $R_{Щ}$ — сопротивление щетки; сопротивление

R_B и $R_{Щ}$ во много раз меньше сопротивления R_K , поэтому в первом приближении

$$I_K = U_B R_K^{-1}. \quad (19)$$

Щетка в виде круглого долика диаметром ~ 30 мм может длительно рассеивать мощность не более 15–20 Вт; при $U_B = 1,0$ В ток $I_K \approx 20$ А; контактное сопротивление $R_K = 0,05$ Ом (давление 8–3 Н). При токе нагрузки 200 А на контактии сопротивлении щетки потеря напряжения будет составлять 10 В. С учетом контактного сопротивления сетевой и регулировочной щеток проходное сопротивление повы-

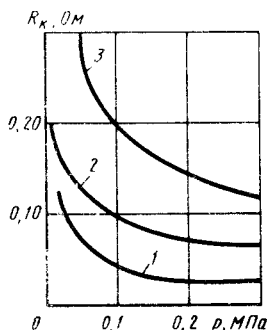


Рис. 6. Зависимость контактного сопротивления щеток R_K автотрансформатора от давления:

1, 2, 3 — щетки соответственно меднографитовые, электрографитовые и угольнографитовые

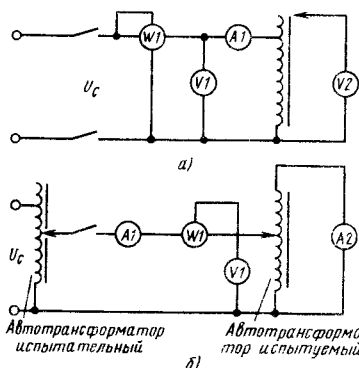


Рис. 7. Схемы проверки автотрансформатора методами холостого хода (а) и короткого замыкания (б)

шающего автотрансформатора, приведенное ко вторичной обмотке,

$$Z_{AG} = R_K \left[1 + \left(\frac{\omega_2}{\omega_1} \right)^2 \right] +$$

$$+ Z_{\omega_2 - \omega_1} + Z_1 \left(\frac{\omega_2 - \omega_1}{\omega_1} \right)^2; \quad (20)$$

понижающего автотрансформатора

$$Z_{AG} = (R_K + Z_{\omega_1 - \omega_2}) \left(\frac{\omega_2}{\omega_1} \right)^2 + Z_2 \left(\frac{\omega_1 - \omega_2}{\omega_1} \right)^2. \quad (21)$$

Параметры автотрансформатора измеряют при холостом ходе и коротком замыкании. При холостом ходе (рис. 7, а) измеряют коэффициент трансформации на различных отпайках относительно отпаек напряжения сети и активные потери в магнитопроводе, определяющие тепловой режим автотрансформатора при длительной работе. При коротком замыкании (рис. 7, б) находят коэффициент трансформации

$$K_{AG} = I_1 I_2^{-1}_{к.в} \quad (22)$$

и потери в меди, которые позволяют определить полное, индуктивное и активное сопротивления автотрансформатора по следующим соотношениям:

$$Z_{AG} = U_{1к.в} I_{1к.в}^{-1}; \quad (23)$$

$$X_{L_{AG}} = \sqrt{Z_{AG}^2 - R_{AG}^2}; \quad (24)$$

$$R_{AG} = P_{1к.в} I_{1к.в}^{-2}. \quad (25)$$

Для значительного уменьшения индуктивного сопротивления автотрансформатора внутреннюю часть обмотки размещают на магнитопроводе против витков основного токосъема или включают дополнительные (компенсационные) обмотки параллельно основной (или части основной), расположенные на разных участках стержня магнитопровода.

Расчет параметров трехфазных автотрансформаторов аналогичен расчету однофазных автотрансформаторов. Схемы подключения трехфазных автотрансформаторов (АГ) к сетям с различными напряжениями приведены на рис. 8, а—в. Схема, представленная на рис. 8, а, позволяет осуществлять коммутацию высокого напряжения включением тиристора в нейтраль системы. Выбор типа элементов регулирования напряжения зависит от анодного

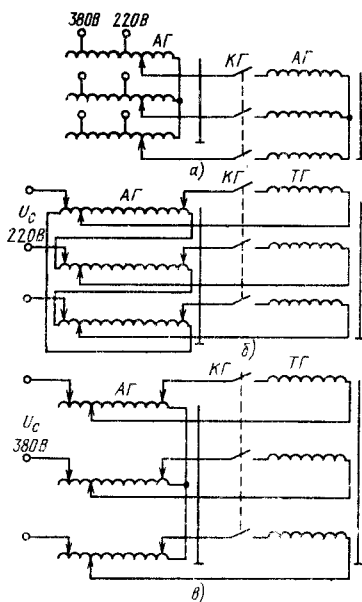


Рис. 8. Схемы включения трехфазных автотрансформаторов:

а — звездой (при любой сети); б — треугольником (сеть 220 В); в — звездой (сеть 380 В); КГ — контактор главный; ТГ — главный трансформатор

10. Ток первичной обмотки главного трансформатора в зависимости от коэффициента трансформации и нагрузки

$I_{a. ср.}$ мА	$K_{ТГ}$	I_1 , А	$I_{a. ср.}$ мА	$K_{ТГ}$	I_1 , А
800	200	130	800	300	200
1000		165	1000		245
1250		210	1250		300
1500		240	1500		370
800	250	165	800	350	230
1000		205	1000		290
1250		255	1250		360
1500		310	1500		430

тока первичной обмотки главного трансформатора (тока вторичной обмотки автотрансформатора), для оценки которого (при включении трансформатора звездой) используют следующее приближенное выражение:

$$I_1 = 0,82K_{ТГ}I_{a. ср.} \quad (26)$$

Для некоторых наибольших значений тока трубки в табл. 1 приведены значения первичного тока в зависимости от коэффициента трансформации главного трансформатора ($K_{ТГ}$).

Для приближенной оценки сетевого тока в зависимости от тока нагрузки используют следующее выражение:

$$I_c = 0,82I_{a. ср.}U_a\alpha(\sqrt{2}U_c)^{-1}. \quad (27)$$

В табл. 11 даны значения токов, потребляемых из сети при характерных нагрузках УРП мощностью 100 кВт.

Сетевой ток и ток первичной обмотки главного трансформатора (табл. 10 и 11) достигает значений 250—500 А, что усложняет выбор элементов регулирования и коммутации и практически исключает возможность присоединения УРП мощностью 100 кВт к сети с номинальным напряжением 220 В.

Характерной особенностью работы автотрансформатора, используемого в УРП для кратковременных включений, является длительный режим холостого хода, в котором автотрансформатор работает полную смену. Для уменьшения нагрева магнитопровода выбирают индукцию не больше 1,3—1,4 Тл.

Расчет автотрансформатора идентичен расчету первичной обмотки главного трансформатора.

Главный трансформатор. Основным элементом главной цепи является вы-

11. Токи, потребляемые из сети, в УРП мощностью 100 кВт

U_c , В	U_a , кВ	I_a , мА	α	I_c , А
380	150	650	1,35	200
	125	800	1,6	240
	100	1000	1,75	270
	80	1250	1,90	290
	65	1500	2,0	300
220	150	650	1,4	360
	125	800	1,6	420
	100	1000	1,8	475
	80	1250	1,9	500
	65	1500	2,0	520

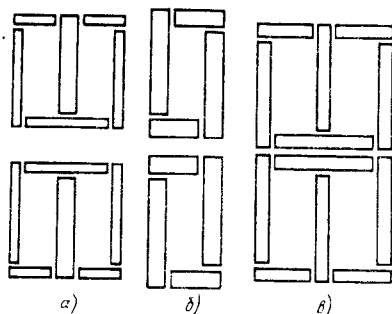


Рис. 9. Магнитопроводы для однофазных трансформаторов броневые (а) и стержневого (б) типов, а также для трехфазных трансформаторов (в)

соковольтный (главный) трансформатор (однофазный или трехфазный). Его назначение — повышать напряжение питания до рабочего напряжения трубки. Главные трансформаторы при сравнительно малой длительной мощности (2—6 кВ·А) выполняют на достаточно большие напряжения (50—300 кВ). УРП диагностических аппаратов при длительной мощности ~ 1 кВ·А рассчитывают на кратковременную мощность 10—100 кВт при напряжениях 100—150 кВ.

Запас электропрочности высоковольтных трансформаторов значительно меньше, чем у силовых, рассчитанных на то же напряжение, и составляет примерно 35—40%. Значение КПД ввиду небольшой длительности при передаче большой мощности не играет существенной роли, как в силовых трансформаторах.

Магнитопровод собирают из листов трансформаторной стали толщиной 0,35 или 0,5 мм, покрытых с одной стороны пленкой из бакелитового лака или жидкого стекла. Достаточно часто

применяют холоднокатаные стали, допускающие повышенную индукцию.

Применяют однофазные трансформаторы как броневые, так и стержневого типа. На рис. 9 показан типовой раскрой железа и наложение пакетов железа по три-четыре пластины в пакете друг на друга для однофазных и трехфазных трансформаторов. Формы поперечного сечения стержней магнитопровода приведены на рис. 10. В табл. 12 приведены площади сечения стали и коэффициенты заполнения стальной стержней магнитопровода, приведенных на рис. 10.

В моноблоках диагностических УРП, рассчитанных преимущественно на кратковременную работу, когда номинальное напряжение кратковременного режима на 25—40% больше номинального напряжения длительного режима (что позволяет не учитывать потери в стали), для уменьшения массы трансформатора и моноблока применяют круглый или овальный стержень, пластины которого скреплены заклепками.

Как правило, первичная обмотка расположена по всей длине стержня. Однако существуют конструкции, в которых первичные и вторичные обмотки выполнены в виде дисков, перемежающихся между собой. В трансформаторах однофазных и трехфазных УРП с заземлением средней точки высоковольтного трансформатора вторичные обмотки выполняют так, что внутренние концы высоковольтных секций находятся под потенциалом земли. В трехфазных УРП, где применены двоянные схемы, а также в трансформаторах, питающих схемы умножения напряжения (УРП терапевтических аппаратов), внутренние концы секций находятся под высоким потенциалом и должны быть изолированы от первичной обмотки. Число витков вторичной

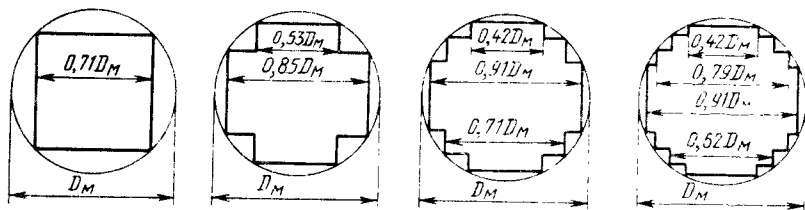


Рис. 10. Формы поперечного сечения стержней магнитопровода

12. Коэффициенты заполнения сталью сечений стержней магнитопровода

Форма сечения (см. рис. 10)	Чистая сталь		Стальная пластинка с лакированной изоляцией толщиной, мм			
	S_{Fe}	$K_{кр}$	0,35		0,5	
			S_{Fe}	$K_{кр}$	S_{Fe}	$K_{кр}$
<i>a</i>	$0,5D^2$	0,65	$0,45D^2$	0,57	$0,47D^2$	0,60
<i>б</i>	$0,61D^2$	0,78	$0,56D^2$	0,71	$0,58D^2$	0,74
<i>в</i>	$0,68D^2$	0,87	$0,61D^2$	0,78	$0,63D^2$	0,80
<i>г</i>	$0,70D^2$	0,89	$0,63D^2$	0,80	$0,65D^2$	0,84

Обозначения: S_{Fe} — площадь сечения стали; $K_{кр}$ — коэффициент заполнения площади круга площадью ступенчатой фигуры.

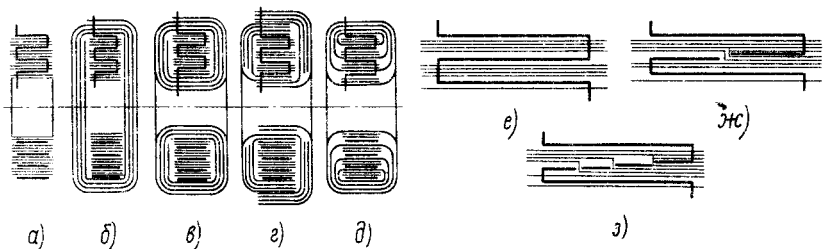


Рис. 11. Способы намотки и изоляции высоковольтных обмоток:

a — открытой; *б, в, г* — полуоткрытой; *д* — закрытой; *е* — с полной межслоевой изоляцией; *ж* — с уменьшенной на 1/4 изоляцией; *з* — с уменьшенной на 1/3 изоляцией

обмотки достигает нескольких десятков тысяч. Обмотки выполняют из тонкого провода диаметром 0,08—0,25 мм. Каждый ряд обмотки изолируется друг от друга слоями телефонной или конденсаторной бумаги. В табл. 13 приведены необходимые толщины межслоевой изоляции, находящейся в трансформаторном масле (на изоляцию воздействует сумма напряжений двух слоев обмотки).

На рис. 11, *a*—*з* приведены схемы намотки и изоляции высоковольтных секций. Изоляция каждого слоя выступает за пределы обмотки на 5—15 мм для предотвращения пробоя по поверхности.

Наиболее распространенным является вариант исполнения, приведенный на рис. 11, *б*. Для уменьшения высоты секции применяют намотку по рис.

11, *ж* и *з*. Для нормальной работы УРП, исключая пробоя секций на магнитопровод, токоведущие части секций должны отстоять от магнитопровода и других элементов высоковольтного устройства на определенные расстояния или иметь соответствующую

13. Толщина межслоевой изоляции

Бумага для межслоевой изоляции	Толщина слоя бумаги, мм	Допустимое напряжение на один слой, В
Телефонная	0,05	250—300
Конденсаторная	0,012 0,03	150 250

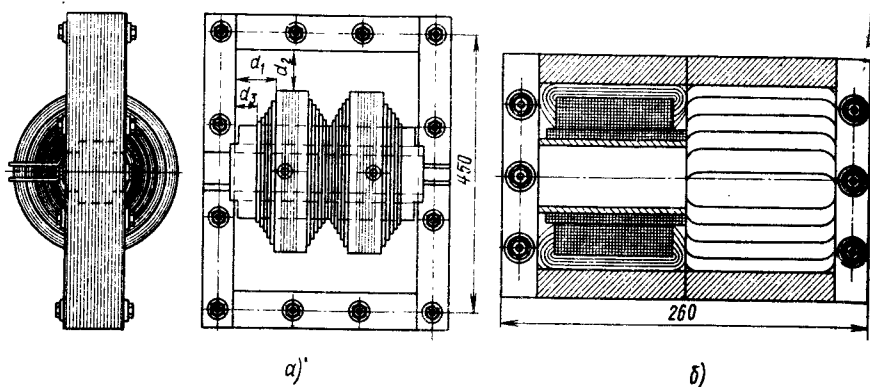


Рис. 12. Двухсекционные высоковольтные трансформаторы:

а — с возможностью заземления любого вывода; б — с заземленной средней точкой

изоляция в виде барьеров. На рис. 12, а приведена конструкция двухсекционного трансформатора броневых типа. Начала секций соединены и образуют среднюю точку высоковольтной схемы. Напряжение с концов секций (с выводов вторичной обмотки) подается на рентгеновскую трубку или на схему выпрямления. В случае заземления средней точки расстояния d_1 и d_2 определяются из условий

$$d_1 = d_2 = K_{\text{изол}} \frac{1,35 U_{\text{а. м. наиб}}}{2}, \quad (28)$$

где $K_{\text{изол}} = 0,67 \div 1$ мм/кВ — обратная величина усредненной допустимой напряженности поля в трансформаторном масле ($E = 1 \div 1,5$ кВ/мм — общепринятая величина для рентгеновской аппаратуры). Расстояние d_3 может быть принято минимальным (из расчета напряжения первого слоя). Коэффициент 1,35 взят на основании ГОСТ 26140—84, в котором оговорена величина испытательного напряжения главных трансформаторов, превышающая наибольшее рабочее напряжение $U_{\text{а. м. наиб}}$ на 35%. В случае заземления вывода расстояния d_1 и d_2 выбирают из соотношения

$$d_1 = d_2 = K_{\text{изол}} \cdot 1,35 U_{\text{а. м. наиб}}. \quad (29)$$

Расстояние

$$d_3 = 2 K_{\text{изол}} \cdot 1,35 U_{\text{а. м. наиб}}. \quad (30)$$

Расчетная напряженность электрического поля вдоль диэлектрика должна быть вдвое меньшей. Так как пробивные расстояния поперек изоляционных слоев намного меньше, чем вдоль секций, показанные на рис. 11, б и рис. 12, б. Применяют трансформаторы, высоковольтные секции которых (выполненные в виде дисков или сфер) заливают эпоксидными смолами.

Расчет главного трансформатора многоступенчатый с многократными возвращениями к исходным положениям и с различного рода уточнениями. Расчет ведется параллельно с эскизным проектированием, поскольку ряд параметров определяется конструктивными решениями (вопросы изоляции, геометрические размеры, которые связаны с активным и индуктивным сопротивлением и т. д.). У трансформаторов, работающих кратковременно при сравнительно больших мощностях, основным является расчет на падение напряжения. Трансформаторы, работающие в длительном режиме, рассчитывают прежде всего на нагрев.

Основные расчетные параметры главного трансформатора: коэффициент трансформации $K_{\text{ТГ}}$, магнитная индукция B , ЭДС на виток e , число витков первичной ω_1 и вторичной ω_2 обмоток, а также активные R_1 и R_2 и индуктивные X_L сопротивления обмоток. Ориентировочное значение коэффициента

трансформации может быть определено из следующего соотношения:

$$K_{ТГ} = \frac{U_{х. х. м}}{\sqrt{2} U_{1 м}} = \frac{U_{а. м} + \Delta U_{а. м}}{\sqrt{2} U_{1 м}} = \frac{U_{а. м} \alpha}{\sqrt{2} U_{1 м}}, \quad (31)$$

где m — коэффициент умножения схемы выпрямления; $U_{х. х. м}$ — напряжение холостого хода для режима номинального напряжения; U_1 — напряжение первичной обмотки главного трансформатора, соответствующее этому напряжению; $\Delta U_{а. м}$ — падение напряжения при наибольшем токе, соответствующем номинальному напряжению.

Ниже приведены ориентировочные значения удельных падений напряжений $\Delta U_{а. м. уд}$ в зависимости от мощности УРП ($\Delta U_{а. м. уд}$ есть падение напряжения на 1 мА нагрузки, приведенное ко вторичной цепи главного трансформатора).

P_a , кВт	$\Delta U_{а. м. уд}$, В	P_a , кВт	$\Delta U_{а. м. уд}$, В
1	1200	25	80—120
2	800	50	40—60
5	400	70	30—50
10	250	100	20—30
15	150—180		

Магнитная индукция зависит от длительности работы УРП (определяет активные потери трансформатора и нагрев его). На рис. 13, а показана зависимость удельных потерь в стали (P_{Fe}) от индукции. Для различных сортов трансформаторной стали рекомендуемая индукция в зависимости от длительности работы приведена в табл. 14.

В УРП с двумя рабочими режимами (длительный — просвечивание и кратковременный — снимки), номинальное напряжение длительного режима у которых существенно меньше (на 25—40%) номинального напряжения при

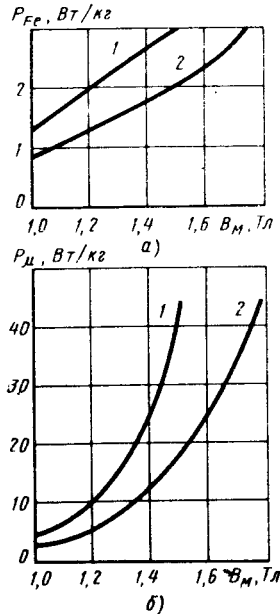


Рис. 13. Зависимости удельных потерь (а) и удельной намагничивающей мощности (б) от магнитной индукции: 1 — сталь 1511 (толщина 0,35 мм); 2 — сталь 3411 (толщина 0,35 мм)

кратковременных нагрузках, возможно значительное уменьшение массы главного трансформатора (особенно важно в моноблоках транспортабельных УРП) вследствие увеличения расчетной величины магнитной индукции при номинальном напряжении кратковременного режима до 2,2—2,5 Тл. Критерий допустимого увеличения индукции — примерное равенство нагрузочной и намагничивающей составляющей первичного тока трансформатора при номинальном напряжении и наибольшем (для этого напряжения) анодном токе (намагничивающий ток сдвинут на 90° относительно нагрузочного). Поэтому возрастание намагничивающего тока даже до значения нагрузочного увеличивает ток первичной обмотки в $\sqrt{2}$ раз. Так выполнены трансформаторы УРП типа Nanofos фирмы Siemens, типа Medirönt-4 фирмы Medigor, а также трансформатор УРП аппарата

14. Значения индукции в стержне главного трансформатора

Режим работы	P _г , кВт	Условия охлаждения	Индукция для стали, Тл			
			1511	3411	3412	3413
Длительный	0,3—1 1—2	Моноблок Бак с маслом	1,2	1,3	1,4	1,5
			1,4	1,5	1,6	1,7
Кратковременный	5 25—100	Моноблок Бак с маслом	1,8	1,9	1,95	2,0
			1,7	1,8	1,85	1,9

РУМ-24, массы которых не превышают 27—32 кг.

ЭДС на виток

$$e = U_{\text{х. х}} \omega^{-1} \quad (32)$$

выбирают в зависимости от мощности и режима работы питающего устройства (табл. 15).

Выбрав основные параметры главного трансформатора (e , $K_{\text{т.г}}$ и B), рассчитывают параметры, необходимые для его проектирования. Сечение магнитопровода (см²)

$$S_{\text{Fe}} = \frac{e}{4,44 \cdot 10^{-4} f B_{\text{M}}}, \quad (33)$$

где B_{M} — магнитная индукция, Тл;
 f — частота, Гц.

Число витков вторичной обмотки

$$\omega_2 = U_{\text{х. х. м}} (\sqrt{2} e)^{-1}. \quad (34)$$

15. Ориентировочные значения ЭДС на виток в обмотках главного трансформатора

Режим работы	P _г , кВт	e, В
Длительный	1—2	1—1,5
	2—4	1,5—2
Кратковременный	1,0—1,5	0,3—0,5
	4,0—5,0	0,5—1,0
	10—15	1,0—1,5
	20—25	1,5—2,0
	40—50	2,0—2,5
	70—100	2,5—3,5

Число витков первичной обмотки

$$\omega_1 = \omega_2 (K_{\text{ТГ}})^{-1}. \quad (35)$$

Расчетное значение тока вторичной обмотки в зависимости от схемы выпрямления и тока трубки

$$I_{2 \text{ действ}} = K_{I_2} I_{\text{а. ср.}} \quad (36)$$

где K_{I_2} — коэффициент, зависящий от схемы выпрямления (табл. 16).

16. Значения коэффициентов тока K_{I_1} и K_{I_2} для различных схем выпрямления

Схема выпрямления	K_{I_1}	K_{I_2}
Однопульсная *	2—3,14	1,41— 1,57
Двухпульсная *	1—1,57	1,0—1,1
Шестипульсная	1,05	0,82
Двенадцатипульсная	1,02	0,82
Удвоение с пульсирующим напряжением	1,2—1,5	2,5—3
Удвоение с постоянным напряжением	1	2,5—3,5

* Выбор расчетных значений коэффициентов кривой тока см в разделе «Высоковольтные выпрямительные схемы».

Нагрузочная составляющая тока первичной обмотки

$$I_1 \text{ нагр. действ} = I_2 \text{ действ} K_{ТГ}. \quad (37)$$

Ориентировочный намагничивающий ток

$$I_{\mu} = (0,25 \div 0,35) I_1 \text{ нагр.} \quad (38)$$

Ток первичной обмотки

$$I_1 = \sqrt{I_1^2 \text{ нагр. действ} + I_{\mu}^2}. \quad (39)$$

Ток первичной обмотки однопульсной схемы

$$I_1 \approx 1,5 I_1 \text{ нагр. действ}. \quad (40)$$

Сечение проводов $S_{\text{обм. пр}}$ (мм²) выбирают из условий допустимой плотности тока

$$S_{\text{обм. пр}} = I j^{-1}, \quad (41)$$

где I — действующее значение тока; j — плотность тока.

Для трансформаторов, находящихся в баке с маслом, допустимые значения плотности тока приведены в табл. 17.

Верхний предел плотности тока выбирают в тех случаях, если главный трансформатор находится в сравнительно большом баке (объем масла 50—150 л) и когда УРП предназначено для редких включений (палатные или переносные аппараты) и применяются принудительные меры охлаждения (обдув моноблоков, перемешивание масла и т. д.).

Определив электрические параметры трансформатора, проводят эскизное проектирование, включающее: выбор геометрических размеров стержня и ирм магнитопровода, расчет размеров пластин и активного сечения стержня, выбор размеров и материала каркаса (втулки), сечения и типа обмоточных проводов, числа слоев, длины и высоты обмотки, расчет межслойной изоляции. По результатам эскизного проектирования уточняют массу активных материалов m_{Fe} , m_{Cu} ; намагничивающий ток I_{μ} ; потери в железе P_{Fe} ; сопротивление обмоток R_1 , R_2 ; потери в меди P_{Cu} . Масса железа (кг)

$$m_{Fe} = \rho_{Fe} l S_{Fe} \cdot 10^{-3}, \quad (42)$$

где ρ_{Fe} — плотность трансформаторного железа (7,8 г/см³); l — длина средней силовой линии, см.

17. Допустимые значения плотностей тока j в обмотках главных трансформаторов

Режим работы	Обмотка	j , А/мм ²
Длительный	Первичная	2,0—3,0
	Вторичная	1,5—2,0
Кратковременный	Первичная	10,0—15,0
	Вторичная	6,0—10,0

Масса обмоточных проводов — масса меди (кг)

$$m_{Cu} = \rho_{Cu} \omega \pi D_{\text{ср}} S_{\text{обм. пр}} \cdot 10^{-5}, \quad (43)$$

где ρ_{Cu} — плотность меди (8,9 г/см³); $D_{\text{ср}}$ — средний диаметр обмотки, см.

Намагничивающий ток с учетом массы магнитопровода

$$I_{\mu} = P_{\mu \text{ уд}} m_{Fe} U_1^{-1}, \quad (44)$$

где $P_{\mu \text{ уд}}$ — удельная намагничивающая мощность (см. рис. 16, б).

Если стержень и ярмо имеют разные сечения, намагничивающий ток определяют отдельно, а полученные ток суммируют. Действующее значение полного первичного тока по-прежнему определяется как среднее геометрическое (39) из нагрузочного тока (37) и из полного намагничивающего тока (44).

Сопротивление обмоток для цилиндрической намотки

$$R = P_{Cu} \frac{LK_{Cu}}{S_{\text{обм. пр}}} = P_{Cu} \frac{(\pi D_{\text{ср}} \omega + L_{\text{Н}} + L_{\text{К}}) K_{Cu}}{S_{\text{обм. пр}}}, \quad (45)$$

где K_{Cu} — коэффициент, учитывающий вытеснение переменного тока к периферии (для вторичных обмоток $K_{Cu} = 1$; для первичных обмоток $K_{Cu} = 1,05 \div 1,15$ в зависимости от диаметра провода обмотки); P_{Cu} — удельное сопротивление меди, которое при 20 °С можно принять равным $1,75 \times 10^{-8} \text{ Ом} \times \text{м}$; $L_{\text{Н}}$, $L_{\text{К}}$ — длина выводов (начало, конец обмотки), которые учитываются

18. Рекомендуемые значения предельных температур элементов высоковольтных устройств и главных трансформаторов (при температуре окружающего воздуха 35 °С)

Элементы высоковольтных устройств	Предельная температура, °С	Метод измерения температур
Обмотки главных трансформаторов и трансформаторов накала в трансформаторном масле	105 (для эмалевых и хлопчатобумажных изоляций обмоточных проводов)	Сопротивлений
Сердечники трансформаторов	110	Термоэлектрический
Масло в верхних слоях высоковольтных устройств (за исключением моноблоков) Внешние части моноблоков, закрытые для прямого касания	95	

только у первичных обмоток; L — полная длина обмоточного провода с учетом выводов.

Потери в меди определяются по одному из следующих выражений:

$$P_{Cu} = I_1^2 R_1 + I_2^2 R_2; \quad (46)$$

$$P_{Cu} = 2,4 (K_{Cu} j_1^2 m_{1Cu} + j_2^2 m_{2Cu}), \quad (47)$$

где j_1 и j_2 — плотности токов, А/мм²; m_{1Cu} и m_{2Cu} — масса меди соответствующих обмоток, кг.

Сопротивление трансформатора, приведенное к первичной обмотке,

$$R_{TГ} = R_1 + R_2 \left(\frac{w_1}{w_2} \right)^2, \quad (48)$$

и ко вторичной

$$R_{TГ} = R_2 + R_1 \left(\frac{w_2}{w_1} \right)^2. \quad (49)$$

Критерием правильности расчета трансформатора является (для УРП, работающих длительно) температурный режим, который определяется, прежде всего, теплостойкостью применяемых обмоточных проводов (табл. 18).

Критерием правильности расчета трансформатора, работающего кратковременно при больших нагрузках,

является полученное сопротивление, которое, как правило, находится в пределах

$$1,3R_c \leq R_{TГ} \leq 2R_c. \quad (50)$$

Сопротивление трансформатора между обмотками должно быть распределено следующим образом:

$$R_1 \approx R_2 \left(\frac{w_1}{w_2} \right)^2. \quad (51)$$

Индуктивность рассеяния главного трансформатора в зависимости от типа выпрямительной схемы по-разному влияет на работу главной цепи. Так, в однофазных УРП с однопульсным выпрямлением индуктивность рассеяния несколько уменьшает амплитуду холостой полуволны напряжения на трубке. В однофазных УРП с двухпульсной схемой выпрямления индуктивность рассеяния не оказывает существенного влияния на падение напряжения, поскольку при прохождении напряжения через максимум имеет место некоторое уплощение кривой анодного тока. В трехфазных УРП с шестипульсными и двенадцатипульсными схемами выпрямления индуктивность рассеяния увеличивает падение напряжения и пульсации напряжений, что заметно сказывается на отдаче

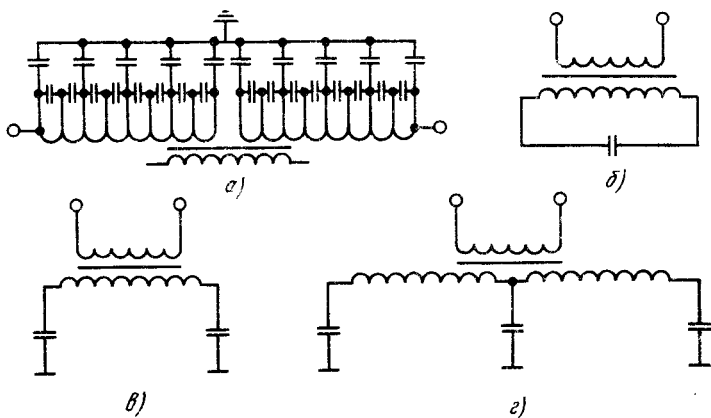


Рис. 14. Собственные емкости главного трансформатора (а) и его эквивалентные схемы (б-г)

рентгеновской трубки. Ориентировочно индуктивное сопротивление одной фазы трансформатора

$$X_L = 2\pi\mu_0\omega^2 \frac{L_{1cp}K_B}{l_{1H}} b', \quad (52)$$

где

$$K_B = 1 - \frac{b_1 + b_2 + b_{1,2}}{\pi l_{1H}}; \quad (53)$$

$$b' = b_{1,2} + (b_1 + b_2) 3^{-1}. \quad (54)$$

В (52)–(54) приняты следующие обозначения: L_{1cp} — средняя длина витка первичной обмотки; l_{1H} — длина намотки первичной обмотки; $b_{1,2}$ — зазор между первичной и вторичной обмоткой; b_1, b_2 — соответственно толщины первичной и вторичной обмоток; μ_0 — магнитная проницаемость воздуха ($\mu_0 = 1$). Индуктивное и активное сопротивления определяют при коротком замыкании (при токе вторичной обмотки не меньше, чем при номинальной нагрузке). Индуктивность рассеяния

$$L = \frac{X_L}{\omega} = \frac{\sqrt{Z^2 - R^2}}{\omega} = \left[\left(\frac{U_{1кз}}{I_{1кз}} \right)^2 - \left(\frac{P_{1кз}}{I_{1кз}^2} \right)^2 \right]^{1/2} \omega^{-1}, \quad (55)$$

где ω — круговая частота (для сети с промышленной частотой $f = 50$ Гц, $\omega = 314$ рад/с).

Влияние внутренних емкостей трансформатора. Внутренние емкости главного трансформатора — распределенные емкости между витками, рядами, обмотками и баком высоковольтного устройства. Распределенные емкости можно представить эквивалентными схемами, приведенными на рис. 14. Наличие внутренних емкостей трансформатора вызывает в его обмотках емкостный ток. В трансформаторах на 40–120 кВ этот ток невелик и не превышает в заземляемой точке вторичной обмотки 1,5–2,5 мА. Наличие во вторичной цепи рентгеновского питающего устройства внутренних емкостей трансформаторов накала, высоковольтных переключателей и разъемов увеличивает этот ток. В средней точке выпрямительного устройства находится схема измерения одного тока. Емкостный ток всей или части высоковольтной схемы учитывается измерительной схемой и увеличивает показания регистрирующего прибора. При работе УРП с усилителем рентгеновского изображения анодный ток, как правило, изменяется в пределах 0,3–2,0 мА. В этом случае погрешность измерения фактического анодного тока может достигнуть больших значений. С

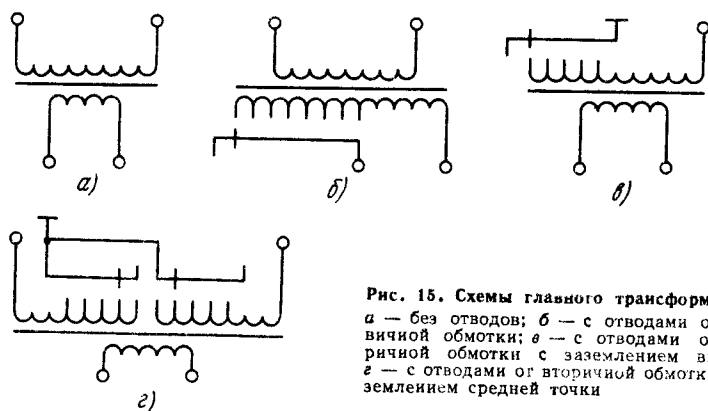


Рис. 15. Схемы главного трансформатора: а — без отводов; б — с отводами от первичной обмотки; в — с отводами от вторичной обмотки с заземлением вывода; г — с отводами от вторичной обмотки с заземлением средней точки

целью устранения погрешности в схему измерения анодного тока вводят компенсационный трансформатор, емкость и выпрямитель, которые включены так, чтобы емкостный ток компенсационной цепочки ($I_{\text{комп}}$) был направлен навстречу емкостному току высоковольтного трансформатора. Величина емкостного тока трансформатора (I_C) зависит от напряжения, поэтому напряжение на первичной обмотке компенсационного трансформатора устанавливают пропорционально анодному напряжению. С целью точной компенсации вторичная обмотка компенсационного трансформатора должна иметь пять—восемь отводов для регулирования.

Главные трансформаторы с переменным коэффициентом трансформации. Известны варианты построения главной цепи УРП без автотрансформатора с применением главного трансформатора с переменным коэффициентом трансформации. Изменение напряжения на трубке осуществляется как путем изменения числа витков первичной, так и вторичной обмоток. В обоих случаях на первичную обмотку подается полное напряжение сети:

$$U_2 = U_1 \omega_2 \omega_1^{-1}. \quad (56)$$

Для понижения вторичного напряжения переключением отводов первичной обмотки общее число витков обмот-

ки увеличивают [при диапазоне регулирования от 25 до 150 кВ число витков увеличивают в 6 раз (рис. 15, а, б)].

Увеличение числа витков первичной обмотки для получения напряжения 25—35 кВ приводит к существенному повышению активного и индуктивного сопротивлений обмоток как при обычном расположении обмоток (вторичная поверх первичной), так и при расположении обмоток на стержне трансформатора рядом друг с другом, что требует существенного увеличения изоляции. Все это усложняет получение максимальной мощности (50—100 кВт) при пониженных значениях напряжения. Такое построение главной цепи применяется в УРП типа *EDR-750* (Венгрия), а также в УРП с электронным управлением на вторичной стороне типа *Pandoros—Optimatic* (Германия).

Применяют регулирование напряжения уменьшением числа витков вторичной обмотки (рис. 18, в, г), несмотря на то что конструктивно выполнение высоковольтных секций с отводами представляет существенную трудность. Элементы переключения витков, как правило, заземлены, что несколько упрощает задачу. Достоинствами такого регулирования являются малые коммутируемые токи (не более 1,5—2 А).

ВЫСОКОВОЛЬТНЫЕ ВЕНТИЛИ

В качестве высоковольтных вентилях в выпрямительных схемах УРП могут быть использованы высоковольтные ке-

19. Основные параметры кремниевых выпрямительных диодных лавинных столбов серии СДЛ

Параметр	СДЛ0,4-800	СДЛ0,4-1300	СДЛ0,4-1600
Длина, мм	140	195	220
Масса, кг	0,1	0,135	0,15
Максимально допустимый средний прямой ток, А	0,4	0,4	0,4
Повторяющееся импульсное обратное напряжение, кВ	80	130	160
Напряженне пробоя, кВ	100	167	200
Ударный неповторяющийся прямой ток, А	90	90	90
Повторяющийся импульсный обратный ток, мА, при максимально допустимой температуре переходов $+125^{\circ}\text{C}$	0,4	0,4	0,4
Импульсное прямое напряжение, В	75	120	135
Средняя наработка до отказа	60 000 ч, или 500 000 включений		

нотроны, селеновые и кремневые выпрямители.

Отечественная промышленность для рентгеноаппаратостроения серийно выпускает три типа высоковольтных кремниевых лавинных столбов. Столбы изготовлены на основе специальных выпрямительных элементов с предельным длительным током, равным 0,25 А. Каждый элемент состоит из трех последовательно соединенных кремниевых диодных структур с контролируемым лавинообразованием. Нижняя структура припаяна к медному основанию; все три структуры герметизированы пластмассой.

Электрические параметры кремниевых столбов приведены в табл. 19.

ВЫСОКОВОЛЬТНЫЕ ВЫПРЯМИТЕЛЬНЫЕ СХЕМЫ

Наиболее распространенные выпрямительные схемы — однопульсные безвентильные и с вентилем в первичной цепи, двухпульсные четырехвентильные, шестипульсные одинарные и двоянные, двенадцатипульсные, а также схемы удвоения с постоянным напряжением.

Однопульсные схемы выпрямления вследствие простоты широко применяются в медицинской диагностике (дентальная, флюорографическая, переносная и хирургическая аппаратура). Модификации схемы приведены на рис. 16, а и б.

Выводы трубки присоединены непосредственно к выводам вторичной обмотки главного трансформатора. Ток через трубку течет только один полупериод, когда анод трубки находится под положительным потенциалом по отношению к катоду. В холостой полупериод к электродам трубки приложено обратное напряжение (рис. 16, в). Это приводит к следующим отрицательным моментам:

увеличивается максимум анодного тока в рабочий полупериод по сравнению со средним значением в 2—3,14 раза (рис. 16, г, д);

понижается максимум рабочей полуволны напряжения по сравнению с максимумом холостой полуволны, которую можно приравнять к напряжению холостого хода (рис. 16, е) (понижение максимума рабочей полуволны в таких схемах наибольшее, т. е. относительное падение напряжения в однополупериод-

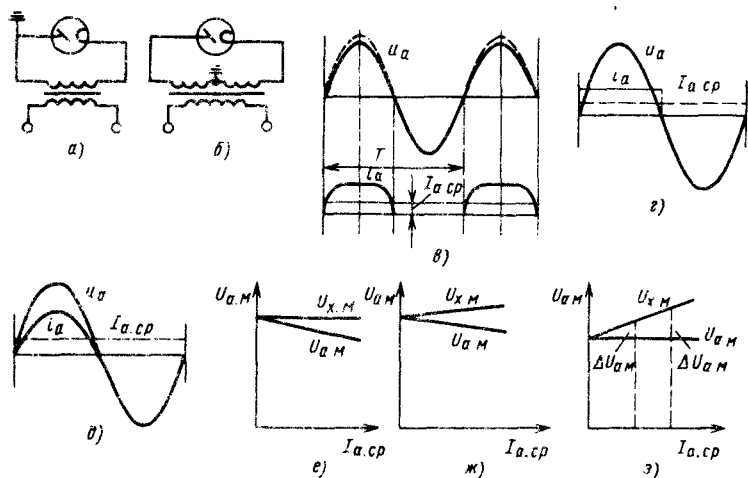


Рис. 16. Однополупериодные безвыгильные схемы и их характеристики:

а — схема с заземлением вывода; б — с заземлением средней точки; в — кривые напряжения и тока; г — кривая тока при отсутствии зависимости тока трубки от напряжения; д — кривая тока при прямой пропорциональности; е — внешняя характеристика без компенсации падения напряжения; ж — то же с частичной компенсацией; з — превышение холостой полуволны над рабочей при полной компенсации падения напряжения

ных схемах по сравнению с остальными схемами выпрямления является максимальным);

увеличивается максимум холостой полуволны напряжения по сравнению с номинальным напряжением при компенсации падения напряжения рабочей полуволны (рис. 16, ж, з);

уменьшаются допустимые нагрузки трубки по сравнению с нагрузками при питании с выпрямленным напряжением из-за необходимости уменьшить нагрев анода до величин, исключая электронную эмиссию с анода,

которая в холостой полупериод может явиться причиной обратного тока, разрушающего катод (нить накала трубки);

имеет место постоянная составляющая тока вторичной обмотки главного трансформатора (равная среднему значению тока трубки), что приводит к резкому искажению первичного тока вследствие появления пика намагничивающего тока в конце холостого полупериода (рис. 17).

Построение кривой тока трубки. Падение напряжения в главной цепи в каждый момент времени определяется мгновенным значением тока. В схемах с пульсирующим напряжением определяют падение напряжения в момент прохождения напряжением своего максимума. Максимум тока вторичной обмотки трансформатора, как правило, совпадает с максимумом напряжения рабочей полуволны. Для примерного определения максимального значения тока необходимо построить кривую тока по анодным характеристикам рентгеновской трубки (рис. 18).

Отношение максимального значения тока к среднему значению за период

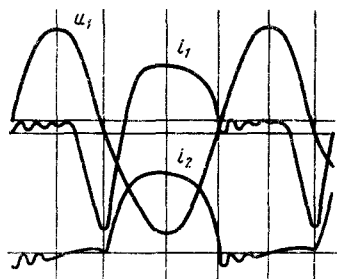


Рис. 17. Экспериментально снятые кривые токов и напряжений трансформатора при однополупериодной нагрузке

характеризуется коэффициентом K_{I_1} , т. е. коэффициентом формы кривой тока:

$$K_{I_1} = \frac{I_{a.м}}{I_{a.ср}} \quad (57)$$

Для однопульсной схемы значения коэффициента находятся в пределах

$$2 \leq K_{I_1} \leq 3,14. \quad (58)$$

Нижнему пределу ($K_1 = 2$) соответствует отсутствие зависимости тока трубки от анодного напряжения (при постоянном токе накала), верхнему пределу ($K_{I_1} = 3,14$) — линейная зависимость тока от напряжения. От точности определения K_{I_1} в одно- и двухпульсных схемах выпрямления зависит точность определения падения напряжения. Методы определения K_{I_1} для одно- и двухпульсной схем идентичны.

Ориентировочное значение K_{I_1} можно найти из зависимостей, приведенных на рис. 19, где напряжения и ток выражены в относительных единицах относительно предельных параметров трубки.

Коэффициент K_{I_1} можно определить из отношения максимального значения тока к среднему, полученному путем интегрирования кривой вторичного тока за период

$$K_{I_1} = \frac{I_{a.м}}{\frac{1}{T} \int_0^T i_a dt} \quad (59)$$

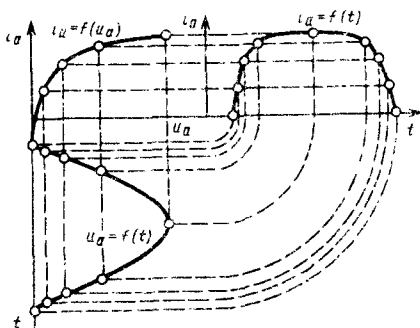


Рис. 18. Схема построения кривой диодного тока по кривой анодного напряжения и анодной характеристике: i_a , u_a — соответственно мгновенные значения тока и напряжения

Определение коэффициента мощности. По известной величине K_{I_1} следует определить среднее и максимальное значения мощности, которые характеризуют допустимые нагрузки в конкретных УРП. Среднее значение мощности

$$P_a = K_P U_a I_{a.ср} \quad (60)$$

где K_P — коэффициент мощности, зависящий от K_{I_1} :

$$K_P = \frac{P_a K_{I_1}}{U_a I_{a.м}} \quad (61)$$

Значение коэффициента K_P для схем с переменным или пульсирующим напряжением, зависящее от соотношения

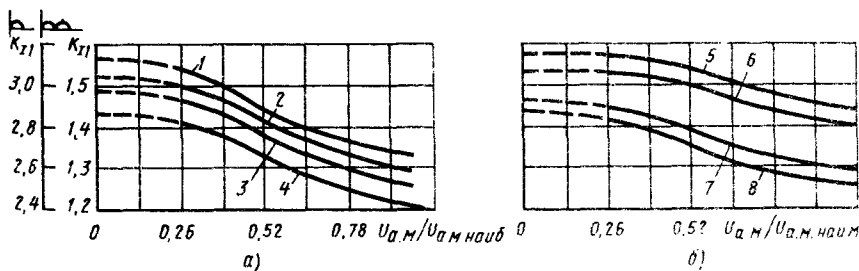


Рис. 19. Теоретическая (а) и экспериментальная (б) зависимости коэффициента K_{I_1} от относительного значения напряжения при отношениях $I_{a.ср} / I_{a.ср.наиб}^{-1}$
 1 — 1; 2 — 0,75; 3 — 0,5; 4 — 0,25; 5 — 1; 6 — 0,65; 7 — 0,4; 8 — 0,25

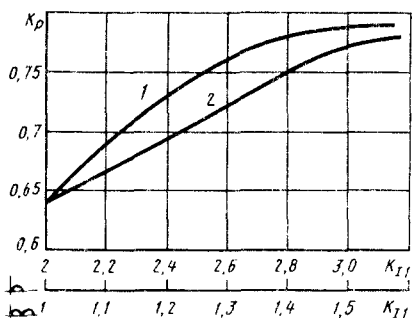


Рис. 20. Теоретическая (1) и экспериментальная (2) зависимости коэффициента K_P от коэффициента K_{I1} для однопульсной и двухпульсной схем выпрямления

максимального и среднего за период токов трубки, лежит в пределах

$$0,64 \leq K_P \leq 0,79. \quad (62)$$

Коэффициент K_P равен минимальному значению, когда ток трубки зависит только от тока накала (не зависит от приложенного напряжения), и максимальному — когда ток трубки (при постоянном токе накала) линейно зависит от приложенного напряжения. Фактические значения коэффициента мощности не достигают предельных, приближаясь к ним достаточно близко. На рис. 20 приведена зависимость коэффициента K_P от коэффициента K_{I1} . Максимальная мощность зависит от коэффициентов K_{I1} и K_P :

$$\begin{aligned} P_M &= \frac{K_{I1}}{K_P} P_a = I_{a.m} U_{a.m} = \\ &= K_{I1} U_{a.m} I_{a.c.p.} \end{aligned} \quad (63)$$

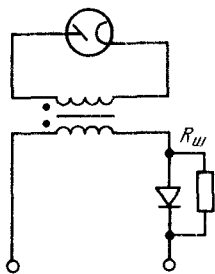


Рис. 21. Однопульсная схема с вентилем в первичной цепи

Действующее значение тока (определяющее нагрев обмоток) выражают с помощью коэффициента $K_{I1} = I_{2 \text{ действ}} I_{a.c.p.}^{-1}$. Для однопульсных схем действующее значение тока

$$\frac{2I_{a.c.p.}}{\sqrt{2}} \leq I_{2 \text{ действ}} \leq \frac{\pi I_{a.c.p.}}{2}. \quad (64)$$

Нижнее значение соответствует отсутствию зависимости тока от напряжения, а верхнее — линейной зависимости. Численные значения коэффициента K_{I1} для различных схем приведены в табл. 16. Нагрузочную составляющую первичного тока определяют по (37), а первичный ток — по (40).

Падение напряжения во вторичной обмотке трансформатора

$$\Delta U_2 = I_{a.m} R_2. \quad (65)$$

Падение напряжения в первичной цепи, приведенное ко вторичной цепи,

$$\begin{aligned} \Delta U'_{1m} &= I'_{1m} \sum R'_1 = \\ &= I_{a.m} \sum R_1 \left(\frac{\omega_2}{\omega_1} \right)^2. \end{aligned} \quad (66)$$

Сумма падений напряжений во всей главной цепи

$$\begin{aligned} \Delta U_{a.m} &= \Delta U_{2m} + \Delta U'_{1m} = U_{x.x.m} - \\ &- U_{a.m} = I_{a.m} (\sum R'_1 + R_2) = \\ &= K_{I1} I_{a.c.p.} (\sum R'_1 + R_2). \end{aligned} \quad (67)$$

Одноразовая схема с вентилем в первичной цепи приведена на рис. 21. При прохождении холостой полуволны вентиль не проводит тока и первичная цепь оказывается замкнутой через резистор $R_{ш}$. Падение напряжения на нем приводит к уменьшению максимума холостой полуволны. В рабочий полупериод вентиль проводит ток и падение напряжения на нем незначительно. Первичный ток имеет постоянную составляющую, направление подмагничивающего действия которой противоположно подмагничивающему действию тока нагрузки. Постоянная составляющая зависит от сопротивления $R_{ш}$: при $R_{ш} = 0$ она равна нулю; при $R_{ш} = \infty$ она достигает предельного

значения, которое превышает постоянную составляющую тока нагрузки, приведенную к первичной обмотке:

$$I_{1cp} > I_{2cp} \frac{\omega_2}{\omega_1}. \quad (68)$$

При подмагничивании со стороны первичной обмотки пик намагничивающего тока имеет обратное направление (по сравнению с безвентильной схемой выпрямления). Понижение максимума напряжения рабочей полувольты при нагрузке

$$\Delta U_{a, \kappa} = K_I I_{2cp} (R_1' + R_2) + \Delta U'_{\text{вент}}, \quad (69)$$

где $\Delta U'_{\text{вент}}$ — падение напряжения на вентиле, приведенное ко вторичной обмотке.

Соотношение максимумов холостой и рабочей полувольты зависит от соотношения МДС первичной и вторичной обмоток. Резкое снижение максимума холостой полувольты происходит при $I_{1cp}\omega_1 \geq I_{2cp}\omega_2$.

Величину $I_{1cp}\omega_1$ подбирают путем изменения сопротивления, шунтирующего вентиль. Если $I_{1cp}\omega_1 = I_{2cp}\omega_2$, то действующее значение первичного тока трансформатора определяется по (37) и (39). При холостом ходе ($I_{2cp} = 0$) намагничивающий ток в несколько раз больше, чем при отсутствии вентиля. Поэтому целесообразно при малых нагрузках замыкать вентиль коротко. Наличие постоянной составляющей у первичного тока трансформатора приводит к тому, что намагничивающий ток автотрансформатора возрастает и становится зависимым от нагрузки.

Однопульсные схемы с вентилем во вторичной цепи. Вентили во вторичной цепи однопульсной схемы уменьшают холостую полувольту напряжения и предотвращают появление обратного тока при газоотделении в трубке, облегчая тем самым работу трубки. Схемы включения вентиля бывают как симметричные (рис. 22, а), так и несимметричные (рис. 22, б). При наличии одного или двух вентилях падение напряжения в главной цепи определяется по (67) с учетом падения напряжения на вентилях ($\Delta U_{\text{вент}}$).

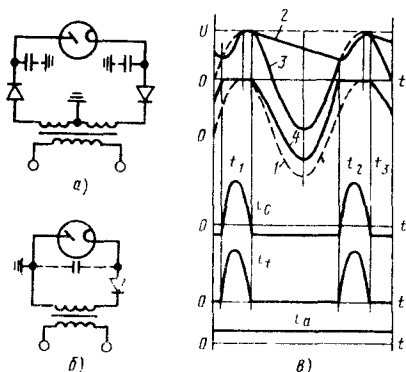


Рис. 22. Однопульсная симметричная (а) и несимметричная (б) схемы с вентилем во вторичной цепи и кривые напряжения и тока с учетом емкости кабеля (в): 1 — холостой ход ($U_{\text{вент}}$); 2 — малая нагрузка ($U_C = U_a$); 3 — напряжение трансформатора; 4 — напряжение на вентиле при нагрузке

Напряжение холостой полувольты на трубке и вентиле для схемы на рис. 22, б будет распределяться в зависимости от собственной емкости выпрямителя типа вентиля и нагрузки.

Ввиду того, что обратная проводимость кремниевых выпрямителей мала, емкости схемы, находящиеся под выпрямленным напряжением (в том числе емкости кабеля, если они есть) увеличивают наибольшее обратное напряжение на вентиле при $I_a \approx 0$ до величины

$$U_{\text{вент. м}} = U_C + U_{2м} = 2U_{2м}. \quad (70)$$

Режим работы схемы с конденсатором (рис. 22, в) целиком зависит от емкости конденсатора и тока трубки. Если конденсатор успевает разрядиться полностью, то напряжение изменится от нуля до значения, равного амплитуде напряжения трансформатора. Если конденсатор полностью разрядиться не успевает, то пульсации уменьшаются и становятся зависимыми от нагрузки. Для уменьшения пульсации напряжения высоковольтный конденсатор включают параллельно трубке.

Поскольку во время газоотделения в трубке при присоединенном конденсаторе может развиться лавинный разряд емкости на трубку, последователь-

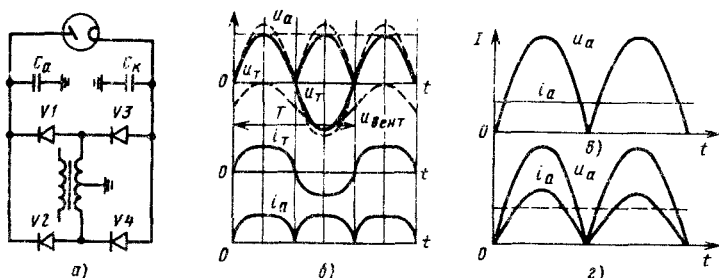
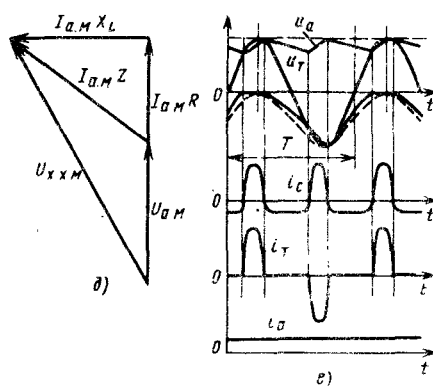


Рис. 23. Двухпульсная мостовая схема выпрямления (а) и графики ее работы (б—г): штриховые линии — холостой ход; сплошные линии — нагрузка



но с нею включают многоомные успокоительные резисторы, падение напряжения на которых при номинальном режиме составляет примерно 5% напряжения на трубке.

Двухпульсная мостовая схема. В двухпульсной схеме (рис. 23, а) для питания рентгеновской трубки используются обе полувольты вторичного напряжения трансформатора. Один полупериод вторичная цепь замкнута через вентили $V1$ и $V4$ и рентгеновскую трубку; второй полупериод — через вентили $V2$ и $V3$. Полярность напряжения на рентгеновской трубке не меняется. Ток, текущий по вторичным обмоткам трансформатора, меняет направление на обратное. В итоге переменное напряжение трансформатора преобразуется в пульсирующее напряжение рентгеновской трубки. Напряжение на трубке и обратное напряжение на вентилях, не проводящих тока, равны волному вторичному напряже-

нию трансформатора. Цепь анодного тока в любой момент времени не разветвлена и вторичный ток трансформатора равен току трубки (рис. 23, б). Значения коэффициента K_{J_1} , определяемого по (57), зависят от проводимости трубки (рис. 23, в, г); они могут изменяться в пределах

$$1 \leq K_{J_1} \leq 1,57. \quad (71)$$

Коэффициент K_{J_1} может быть определен по относительным величинам напряжения и тока. Для ориентировочных расчетов $K_{J_1} = 1,45 \div 1,5$. Мощность в двухпульсной схеме и коэффициент K_P также зависят от проводимости трубки и определяются из (60)—(63). Для упрощенных расчетов принимают $K_P = 0,75$. Значения коэффициента K_{J_1} лежат в пределах

$$1 \leq K_{J_1} \leq 1,1. \quad (72)$$

Падение напряжения зависит от формы кривой тока. При прямоугольной форме (относительно малые значения нагрузки), пренебрегая индуктивным падением напряжения, получим

$$\Delta U_{a. м} = K_{J_1} I_{a. ср} (R_1' + R_2) + 2\Delta U_{вент.} \quad (73)$$

При больших нагрузках форма тока близка к синусоидальной (рис. 23, *г*). Тогда

$$\begin{aligned} \Delta U_{a.м} &= U_{2 \text{ х. х. м}} - \\ - U_{a.м} &= 0,5 \left[U_{2 \text{ х. х. м}} - \right. \\ &\left. - \sqrt{U_{2 \text{ х. х. м}}^2 - 2(K_{J_1} I_{a.ср} X_L)^2} \right] + \\ &+ K_{J_1} I_{a.ср} R + 2 \Delta U_{\text{вент.}} \quad (74) \end{aligned}$$

При малых нагрузках емкость кабеля сглаживает пульсации напряжения (рис. 23, *е*). Заряжаются емкости в каждый полупериод, и анодное напряжение пульсирует с удвоенной частотой. Пульсации напряжения на трубке

$$\begin{aligned} U_{a.м} - U_{a.мин} &= \frac{I_{a.ср} (t_2 - t_1)}{2C} = \\ &= \frac{I_{a.ср} (1 - \delta) T}{2C}, \quad (75) \end{aligned}$$

где δ — время зарядки в долях периода, а C — емкость, равная половине емкости C_a (емкость анодного кабеля) или C_k (емкость катодного кабеля). При увеличении нагрузки пульсации возрастают: при достаточно большом анодном токе они равны максимальному значению напряжения. Выражение (75) справедливо также при подключении дополнительного конденсатора для сглаживания напряжения.

Однопульсная и двухпульсные схемы выпрямления по средней интенсивности рентгеновского излучения за период сравниваются со схемой с идеально постоянным напряжением. Интенсивности нефльтрованного и фильтрованного объектом рентгеновского излучения при постоянном напряжении равны соответственно:

$$J_{\text{пост. н. ф}} = a U_a^2 I_a T; \quad (76)$$

$$J_{\text{пост. ф}} = a' U_a^n I_a T. \quad (77)$$

Значения средней за период интенсивности нефльтрованного и фильтрованного объектом ($n = 5$) рентгеновского излучения однопульсной или двухпульсной схем выпрямления меньше интенсивности излучения за то же

время при строго постоянном напряжении (при равенстве амплитудного значения напряжения схем выпрямления постоянному напряжению). В зависимости от проводимости трубки и ее типа средние значения интенсивности фильтрованного и нефльтрованного излучения находятся в пределах

$$K_{J_1} J_{\text{пост}} \leq J_{\text{ср. пульс}} \leq K_{J_2} J_{\text{пост}}. \quad (78)$$

В одно- и двухпульсных схемах для трубок с неподвижным и вращающимся анодом при $I_{a.ср} = I_{a.пост}$ для нефльтрованного излучения $K_{J_1} = 0,5$, $K_{J_2} = 0,66$; соответственно для фильтрованного — 0,34, 0,5; для трубок с неподвижным анодом при $I_{a.ср} = I_{a.пост} K_P^{-1}$ для нефльтрованного излучения — 0,78, 0,85; для фильтрованного — 0,53, 0,64; для трубок с вращающимся анодом при $P_{a.пульс.м} = P_{a.пост}$ в однопульсной схеме для нефльтрованного излучения — 0,25, 0,33; для фильтрованного — 0,17, 0,25; в двухпульсной схеме — 0,5, 0,66 и 0,34, 0,5.

Схемы выпрямления мощных питающих устройств. Трехфазные УРП получили широкое распространение, поскольку трехфазное питание обладает большими достоинствами при незначительном усложнении аппаратуры и увеличении ее стоимости. К достоинствам следует отнести уменьшение радиационной нагрузки обследуемого населения (в 1,5—2 раза), повышение качества снимков вследствие сокращения длительности (1,5—2 раза); значительное увеличение допустимого числа прицельных и серийных снимков; возможность рационального использования рентгеновских трубок (повышение допустимой мощности); равномерная нагрузка на все фазы питающей сети.

Шестипульсная однарная схема выпрямления (трехфазная мостовая или схема Ларионова) приведена на рис. 24, *а*. Линейные напряжения равны разности между мгновенными значениями

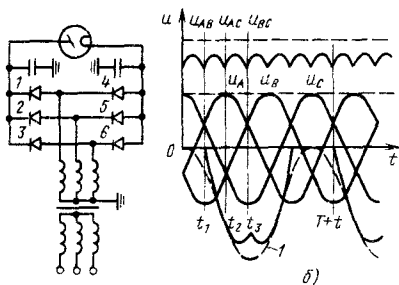


Рис. 24. Схема с шестипульсным выпрямлением (а) и кривые напряжений (б); 1 — напряжение на вентиле при холостом ходе

соответствующих фазы напряжений (u_A, u_B, u_C):

$$\left. \begin{aligned} u_{AB} &= u_A - u_B = \\ &= \sqrt{3} U_M \sin\left(\omega t + \frac{\pi}{6}\right); \\ u_{BC} &= u_B - u_C = \\ &= \sqrt{3} U_M \sin\left(\omega t - \frac{\pi}{2}\right); \\ u_{AC} &= u_A - u_C = \\ &= \sqrt{3} U_M \sin\left(\omega t - \frac{7\pi}{6}\right). \end{aligned} \right\} (79)$$

Напряжение на трубке в каждый момент времени — наибольшее из трех линейных напряжений — составлено из вершин синусоид этих напряжений (рис. 24, б). Амплитудное значение напряжения трубки $U_{a.м}$ равно амплитуде линейного напряжения вторичных обмоток генератора. Мини-

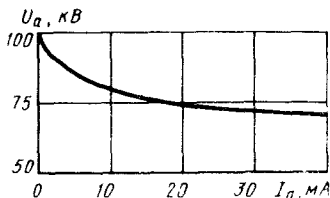


Рис. 25. Внешняя характеристика оди-нарной шестипульсной схемы с емкостями кабеля при малых нагрузках

мальное напряжение на рентгеновской трубке

$$U_{a.миг} = U_{a.м} \cos 30^\circ = 0,87 U_{a.м}. \quad (80)$$

Пульсации напряжения на трубке

$$U_{a.м} - U_{a.миг} = 0,13 U_{a.м}. \quad (81)$$

Частота пульсаций в 6 раз выше частоты напряжения питающей сети. Напряжение на электродах трубки относительно земли достигает максимума не одновременно. Кривая напряжения на аноде и на катоде состоит из вершин синусоид фазных напряжений генератора и пульсирует с утроенной частотой сети в пределах от $0,5 U_{ф.м}$ до $U_{ф.м}$, где $U_{ф.м}$ — амплитуда фазного напряжения. Максимальное напряжение вывода рентгеновской трубки

$$U_{ф.м} = \frac{U_{a.м}}{\sqrt{3}} \approx 1,16 \frac{U_{a.м}}{2}. \quad (82)$$

При такой асимметрии одинарной шестипульсной схемы необходимо применять трубку, защитный кожух и высоковольтные кабели с номинальным напряжением на ~20% больше, чем номинальное напряжение питающего устройства. По этой причине в трехфазных УРП типа РУМ-20 и РУМ-20М на 125 кВ применены трубки на 150 кВ и высоковольтные кабели на 75 кВ *. При наличии емкости высоковольтного кабеля анодное напряжение при нагрузке, близкой к нагрузке холостого хода (просвечивание), больше напряжения при номинальной нагрузке на те же 16%, поэтому внешняя характеристика УРП при малых токах резко нелинейна (рис. 25), что затрудняет стабилизацию и регулирование напряжения (и интенсивности рентгеновского излучения) при просвечивании. Максимальное обратное напряжение на вентилях равно амплитуде линейного напряжения вторичных обмоток главного трансфор-

* Это приводит к полной унификации рентгеновских трубок (и излучателей), применяемых в УРП на 125 и 150 кВ, габариты которых, в первую очередь, определяются теплоемкостью анода.

матора. Значения коэффициентов тока находятся в пределах

$$\left. \begin{aligned} 1 \leq K_{I_1} \leq 1,05; \\ 0,75 \leq K_{I_2} \leq 0,82. \end{aligned} \right\} \quad (83)$$

Среднее значение мощности определяется по (60); коэффициент K_P равен 0,95. Максимальное значение мощности с учетом значений K_{I_1} и K_P находится в пределах

$$1,05P_a \leq P_{a.м} \leq 1,1P_a. \quad (84)$$

Падение напряжения для схемы звезда—звезда и треугольник—звезда

$$\Delta U_{a.м} = 2(K_{I_1} I_{a.ср} \sum R_{\Phi} + \Delta U_{вент}), \quad (85)$$

где $\sum R_{\Phi}$ — суммарное сопротивление одной фазы главной цепи, которое для схемы звезда—звезда при приведении к первичной и вторичной цепи равно соответственно

$$\left. \begin{aligned} R'_{зв. зв} &= 2 \left[R_{л} K_{AG}^2 + \right. \\ &+ R_{1\Phi} + \frac{R_{2\Phi} + R_{вент}}{K_{ТГ}^2} \left. \right]; \\ R''_{зв. зв} &= 2 \left[(R_{л} K_{AG}^2 + \right. \\ &+ R_{1\Phi}) K_{ТГ}^2 + R_{2\Phi} + \\ &+ R_{вент} \left. \right]. \end{aligned} \right\} \quad (86)$$

Эти же сопротивления для схемы треугольник—звезда

$$\left. \begin{aligned} R'_{тр. зв} &= 1,5R_{л} K_{AG}^2 + 0,5R_{1\Phi} + \\ &+ \frac{R_{2\Phi} + R_{вент}}{2K_{ТГ}^2 \Phi}; \\ R''_{тр. зв} &= 4K_{ТГ}^2 \Phi (1,5R_{л} K_{AG}^2 + \\ &+ 0,5R_{1\Phi}) + 2(R_{2\Phi} + R_{вент}). \end{aligned} \right\} \quad (87)$$

Шестипульсная одинарная схема с емкостным фильтром, состоящим из двух

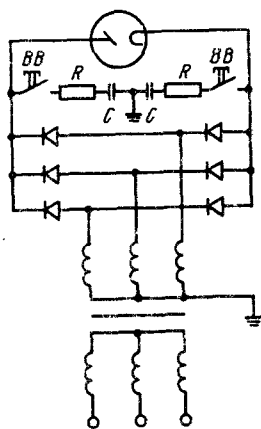


Рис. 26. Схема включения емкостного фильтра через высоковольтные выключатели (BB)

включенных последовательно конденсаторов емкостью $\sim 0,1$ мкФ каждый, уменьшает пульсации напряжения до 3—8% (в зависимости от нагрузки). Фильтр позволяет снизить длительность снимков примерно в 1,5—1,6 раза при одинаковой мощности, выделяемой на трубке, и во столько же раз увеличить число прицельных снимков за одно исследование. Оценить величину пульсаций между выводом и землей можно по приближенной формуле

$$U_{см} - U_{смин} = \frac{I_{a.ср} T}{6C}. \quad (88)$$

Недостатки включения емкостного фильтра: длительность зарядки емкости ($\sim 0,02$ с), которая исключает выполнение снимков с длительностью менее 0,03—0,04 с; затягивание длительности процесса отключения снимка при малых токах и особенно длительности отключения просвечивания. Радиальной мерой борьбы с указанными недостатками является избирательное включение емкостного фильтра (рис. 26).

Простота шестипульсных схем с коммутруемым емкостным фильтром и высокая радиационная отдача схемы позволяет создавать УРП мощностью 30—50 кВт для массовых исследований.

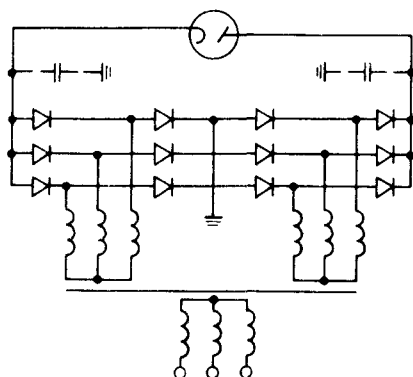


Рис. 27. Сдвоенная схема с шестипульсным выпрямлением

Шестипульсная сдвоенная схема выпрямления применяется для устранения асимметрии напряжений (рис. 27). Напряжение на трубке всегда равно удвоенному напряжению между электродами трубки и землей. Напряжение на выводах пульсирует с ушестеренной частотой сети. Расчетные пульсации анодного напряжения и напряжения на электродах трубки по отношению к земле одинаковы и равны 13% от $U_{a.м}/2$. Максимальное обратное напряжение на вентилях

$$U_{\text{вент. м}} = \frac{U_{a.м}}{2\sqrt{3}}. \quad (89)$$

Отсутствие асимметрии напряжений облегчает работу трубки и высоковольтной изоляции. Однако отсутствие заземления нейтралей вторичных обмоток ужесточает требования к их изоляции, что приводит к увеличению диаметра высоковольтных секций, их сопротивления, индуктивности рассеяния трансформатора, а следовательно, к увеличению пульсаций анодного напряжения. Коэффициент трансформации главного трансформатора

$$K_{\text{ТГ}} = \frac{2\omega_2}{\omega_1}, \quad (90)$$

где ω_2 — число витков высоковольтной секции одной половины схемы. Ток первичной обмотки

$$I_{\text{действ}} = K_{I_2} I_{a.ср} \frac{2\omega_2}{\omega_1}. \quad (91)$$

Падение напряжения в главной цепи, включенной по схеме звезда—две звезды (без учета падения напряжения в автотрансформаторе):

$$\Delta U_{a.м} = K_{I_1} I_{a.ср} \times \\ \times \left[2(R_{1\phi} + R_{л} K_{AG}^2) \times \right. \\ \left. \times \left(\frac{2\omega_2}{\omega_1} \right)^2 + 4R_{2\phi} \right] + 4\Delta U_{\text{вент.}} \quad (92)$$

Двенадцатипульсная схема выпрямления позволяет еще более уменьшить пульсацию выпрямленного напряжения. Принцип построения двенадцатипульсных схем заключается в разбиении всей схемы выпрямления на две последовательно соединенные мостовые схемы с шестипульсным выпрямлением, между которыми создается сдвиг фаз, равный 30° . Так, в схеме треугольник—звезда этот сдвиг образуется вследствие соединения трех фазных обмоток в треугольник, а трех — в звезду (рис. 28, а). Максимальное и минимальное напряжения на рентгеновской трубке соответственно равны:

$$U_{a.м} = 2U_{2М} \sin \frac{5}{12} \pi = 1,932U_{2М}; \quad (93)$$

$$U_{a.мин} = U_{2М} + U_{2М} \sin \frac{\pi}{3} = \\ = 1,866U_{2М}, \quad (94)$$

где $U_{2М}$ — амплитудное значение линейного напряжения каждой из однарных схем. Пульсации схемы

$$U_{a.м} - U_{a.мин} = 0,066U_{2М} = \\ = 0,035U_{a.м}. \quad (95)$$

В двенадцатипульсной схеме асимметрия напряжения на выводах трубки

$$\frac{2U_{2М}}{U_{a.м}} = \frac{1}{\sin \frac{5}{12} \pi} = \frac{1}{0,966} = \\ = 1,04. \quad (96)$$

Максимальное напряжение на выводах на 4% больше половины анодного напряжения. Оно пульсирует с амплитудой $0,13U_{2М}$ и частотой, которая

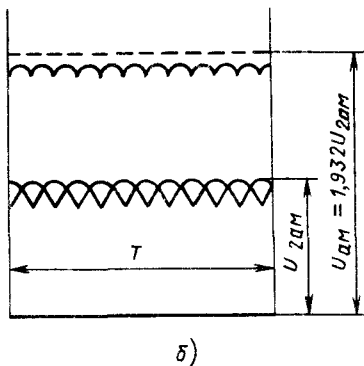
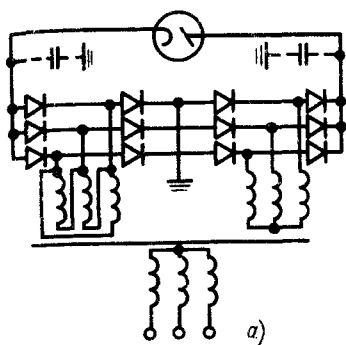


Рис. 28. Схема с двенадцатипульсным выпрямлением звезда—звезда, треугольник (а) и кривые напряжений (б)

в 6 раз выше частоты сети. Частота анодного напряжения в 12 раз больше частоты сети.

В двенадцатипульсных схемах выражение коэффициента трансформации через отношение числа витков вторичной и первичной обмоток теряет смысл. Поэтому для ориентировочных расчетов введен коэффициент преобразования, эквивалентный коэффициенту трансформации аналогичной шестипульсной схемы,

$$K_{\text{пр}} = \frac{2\omega_{2зв}}{\omega_{1зв}}. \quad (97)$$

Коэффициент формы тока $K_{I_1} = 1,02$; коэффициент мощности $K_P = 0,98$. Действующее значение вторичного тока в обмотках, соединенных в звезду,

$$I_{2 \text{ действ. зв}} = K_{I_2} I_{a. \text{ ср}} = 0,82 I_{a. \text{ ср}}. \quad (98)$$

а соединенных в треугольник

$$I_{2 \text{ действ. тр}} = \frac{K_{I_2} I_{a. \text{ ср}}}{\sqrt{3}} = 0,47 I_{a. \text{ ср}}. \quad (99)$$

Условие минимума пульсаций (при прочих равных условиях) имеет вид

$$\Delta U_{2м. зв} = \Delta U_{2м. тр}. \quad (100)$$

Это условие выполняется, если сопротивление фаз звезды и треугольника будут равны

$$R_{\text{ф. тр}} = \frac{2}{\sqrt{3}} R_{\text{ф. зв}}. \quad (101)$$

Падение напряжения на выходе выпрямительной схемы (без учета индуктивности рассеяния и емкости кабеля)

$$\begin{aligned} \Delta U_{a. м} &= K_{I_1} I_{a. \text{ ср}} \times \\ &\times [(4 + 2\sqrt{3}) \omega_{2ф. зв}'^2 \omega_{1ф. зв}^2 \times \\ &\times 2 (R_{1ф} + R_{л} K_{AG}^2 + 2R_{2ф. зв} + \\ &+ R_{2ф. тр})] + 4 \Delta U_{\text{вент.}} \quad (102) \end{aligned}$$

Реальная величина пульсации напряжения достигает 7—10% от $U_{a. м}$, асимметрия — 25—45% от $U_{a. м}$, а при пониженных напряжениях (~65 кВ) и номинальных нагрузках (~1500 мА) — 80—90% от $U_{a. м}$. Это можно объяснить взаимным влиянием обеих половин схемы, особенно сильным при больших нагрузках и повышенных значениях индуктивности рассеяния, характерных для разнесенных высоковольтных конструкций с повышенной изоляцией. Поэтому простейшая двенадцатипульсная схема в настоящее время не применяется. Значительного уменьшения асимметрии удается добиться подключением емкостного фильтра. Так, в УРП мощностью 100 кВт подключение высоко-

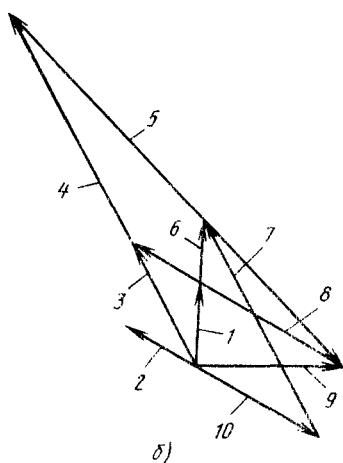
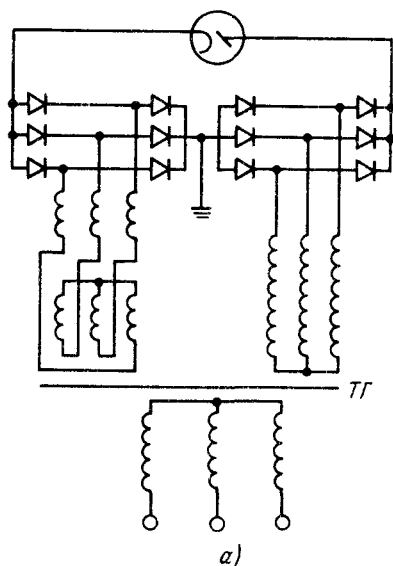


Рис. 29. Схема с двенадцатипульсным выпрямлением звезда—звезда, зигзаг (а) и векторная диаграмма схемы (б):

1, 2 — $0,5U_{\text{ф. з-з}}$; 3, 9 — $U_{\text{ф. з-з}}$; 4, 7 — $U_{\text{л. зв}}$; 5 — $U_{\text{л. зв, з-з}} = U_{\text{а}}$; 6, 10 — $U_{\text{ф. зв}}$; 8 — $U_{\text{л. з-з}}$

вольтных емкостей до 14 000 пФ в каждое плечо схемы уменьшает асимметрию до расчетных значений. Применение указанных емкостей создает некоторую задержку длительности экспозиции, однако даже для снимков длительностью 1 мс рентгенографическая задержка — время уменьшения напряжения на 10% — не превышает 33%.

Для уменьшения пульсации и асимметрии напряжения конструктивно разделяют главный трансформатор на два отдельных трансформатора для схем звезды и треугольника, что исключает взаимное влияние этих схем друг на друга и уменьшает пульсации практически до теоретического значения.

Схема звезда—звезда, зигзаг. В последнее время применяют смешанное расположение обмоток на стержнях. Одна группа высоковольтных обмоток соединена в звезду, другая, состоящая из равных полуобмоток, — в зигзаг (рис. 29). При этом имеет место сдвиг напряже-

ния на 30° относительно звезды, устраняется взаимовлияние обмоток вследствие конструктивного распределения каждой фазной обмотки между двумя стержнями и выравнивается нагрузка магнитной цепи. Реальные пульсации в такой схеме около 4—5%.

В соответствии со схемой $U_{\text{а.м}} = U_{\text{л.м}} = 1,93 \sqrt{2} U_{\text{л. зв}} = 1,93 \times \sqrt{2} U_{\text{л. з-з}}$ и $U_{\text{ф. з-з}} = U_{\text{л. з-з}} \times (\sqrt{3})^{-1}$ — фазные и линейные напряжения схем звезда и зигзаг. Напряжение каждой половинки схемы зигзаг сдвинуто относительно друг друга на 60°

$$U_{0,5 \text{ ф. з-з}} U_{\text{ф. з-з}} (\sqrt{3})^{-1}.$$

Коэффициент трансформации схемы звезда—звезда $K_{\text{Тр. ф. зв}} = \omega_{2\text{ф. зв}} \times \omega_{1\text{ф. зв}}^{-1}$; коэффициент трансформации схемы звезда—зигзаг

$$K_{\text{Тр. ф. з-з}} = 2K_{\text{Тр. ф. зв}} (\sqrt{3})^{-1}.$$

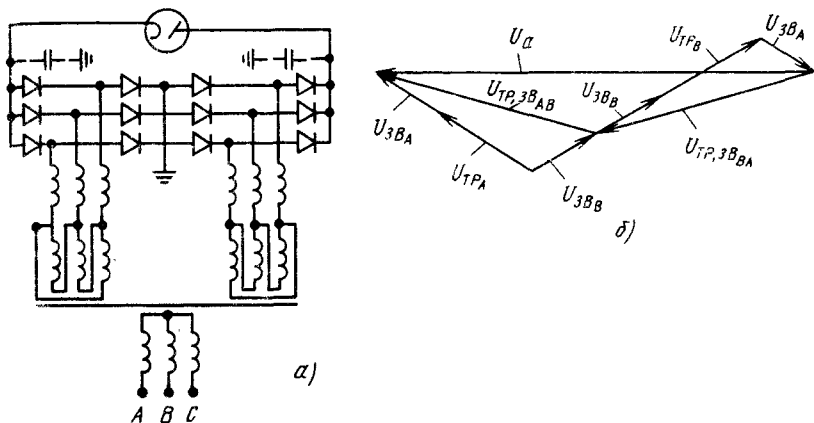


Рис. 30. Модификация схемы с двенадцатипульсным выпрямлением (а) и векторная диаграмма (б)

Коэффициент трансформации всей схемы $K_{ТГ} = K_{Тр. зв} \left(1 + \frac{2}{\sqrt{3}}\right)$.

Падение напряжения в главной цепи

$$\Delta U_{а. м} = 2K_{I1} I_{а. ср} \times$$

$$\times [K_{Тр. зв}^2 (1 + 2/\sqrt{3})^2 \times$$

$$\times (R_{л} + R_{1ф}) +$$

$$+ (R_{2ф. зв} + R_{2ф. зв-з})] + 4 \Delta U_{вент.}$$

Условия равенства падений напряжений на обеих половинах схемы (условие минимума пульсаций) $R_{2ф. зв} = R_{2ф. зв-з}$ и $Z_{ф. зв} = Z_{ф. зв-з}$.

В двенадцатипульсной схеме двойной треугольник — двойная звезда применено смешанное расключение обмоток на стержнях. Вторичные обмотки обеих половин разбиваются на две группы: обмотки одной группы соединяются в треугольник, другой — в звезду (рис. 30, а). Напряжения обмоток, соединенных в треугольники, должно быть в $\sqrt{3}$ больше, чем у соединенных в звезду (рис. 30, б). Достоинство этой схемы — ее полная симметрия. Однако при этой схеме усложняется конструкция обмоток главного трансформатора.

Можно получить еще меньшие пульсации напряжения, применив двоя-

ную 12-пульсную или 24-пульсную схемы. Однако усложнения схемы в этом случае будут весьма существенными, а эффект непропорционально малым. Полное исключение пульсаций и асимметрии может быть получено с помощью регулируемых высоковольтных ламп (триодов или тетродов), включенных последовательно с трубкой.

Переко́с фаз питающего напряжения влияет на приращение пульсаций по-разному — в зависимости от схемы выпрямления.

Влияние переко́са фаз на двенадцатипульсные схемы выпрямления больше, чем на шестипульсные. Частота дополнительных пульсаций всегда вдвое больше частоты питающей сети. Реальное приращение пульсаций сравнительно невелико, так как переко́с фаз сети редко превышает 5%. Однако в двенадцатипульсных схемах ее уже следует учитывать. Случайный характер переко́са фаз, а следовательно, величины дополнительных пульсаций может привести к ошибке в определении пульсаций анодного напряжения двенадцатипульсных схем выпрямления.

Дополнительным источником пульсаций анодного напряжения являются пульсации анодного тока трубки, вызванные пульсациями температуры ня-

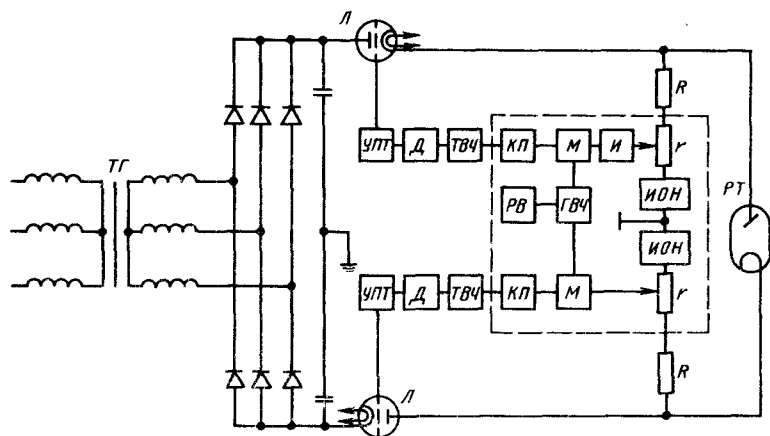


Рис. 31. Схема УРП с управлением на вторичной стороне и с питанием трубки от накопительных конденсаторов

ти накала при питании ее напряжением промышленной частоты. Устранение указанного недостатка возможно при питании нити накала трубки напряжением прямоугольной формы и повышенной частоты.

Схемы питания от накопительных конденсаторов. Широкое распространение получили две группы схем с питанием трубки от емкостного накопителя: с управлением на стороне высокого напряжения с помощью мощных электровакуумных приборов, включенных последовательно с трубкой, и с коммутацией на вторичной стороне с помощью трубки с сеткой. Под управлением на вторичной стороне понимается совокупность задач: задание напряжения на трубке в данном интервале уставок; стабилизация заданного напряжения (с точностью до 0,1% в УРП для вычислительной томографии); получение в УРП большой мощности (100—200 кВт) строго постоянного напряжения на трубке; коммутация высокого напряжения. Кроме того, схемы с накопительными конденсаторами позволяют снизить требования к питающей сети.

Схема с управлением на вторичной стороне представляет собой мощный шестипульсный выпрямитель с конденсаторами большой емкости, к которым

присоединена трубка через высоковольтные триоды или тетроды (в качестве регулирующего органа). Для симметричного распределения напряжения на трубке обычно ставят два электровакуумных прибора (рис. 31). Управляющие электроды приборов находятся под высоким потенциалом относительно земли, и для передачи управляющего сигнала, сформированного на стороне низкого напряжения, требуются специальные разделительные устройства — магниторезисторы или разделительные трансформаторы. В последнем случае для обеспечения необходимого быстродействия схемы управления передача сигнала осуществляется на частоте 200—300 кГц. Схема управления состоит из двух идентичных каналов, каждый из которых управляет напряжением на аноде и катоде трубки. Различие каналов состоит лишь в том, что анодный канал имеет добавочный блок (И—инвертор), изменяющий положительный знак сигнала на отрицательный для согласования с остальной частью схемы управления. Схема работает следующим образом: напряжение между одним из электродов трубки и землей измеряется с помощью высоковольтного омического делителя ($R - r$) и сравнивается с опорным напряжением (ИОН). Напряжение рассогласования

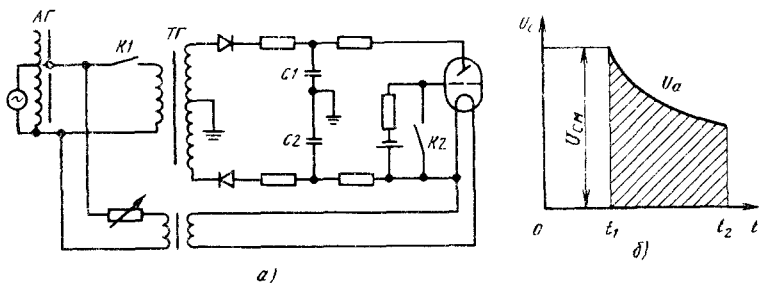


Рис. 32. УРП с питанием трубки с сеткой от накопительных конденсаторов:

a — принципиальная схема; *б* — изменение напряжения на трубке; t_1 и t_2 — моменты начала и окончания прохождения тока через трубку соответственно

подается на модулятор *M*, на второй вход которого поступает напряжение высокой частоты, промодулированное по амплитуде сигналом рассогласования. После усиления по току (катодный повторитель *KП*) это напряжение через высоковольтный высокочастотный разделительный трансформатор *ТВЧ* передается на сторону высокого напряжения. Здесь сигнал детектируется (*Д*—детектор), усиливается (усилитель постоянного тока — *УПТ*) и поступает на сетку соответствующего высоковольтного электронного прибора *Л*. Схема работает как система автоматического регулирования с замкнутой обратной связью и передачей сигнала на несущей частоте (система с модуляцией). Схема реагирует на изменения напряжения на трубке независимо от их источника (колебания и напряжения сети, флуктуация тока трубки, изменения сопротивлений сети и аппарата и т. д.).

Все элементы тракта системы регулирования напряжения находятся под высоким потенциалом относительно земли. Особенностью главной цепи аппаратов с управлением на вторичной стороне является то, что на высоковольтный генератор до включения рентгеновской трубки предварительно подается напряжение холостого хода высоковольтного трансформатора (при управлении напряжением на первичной стороне генератор включается одновременно с трубкой). Это необходимо учитывать при расчете высоковольтной изоляции всех элементов генератора и выпрямительной схемы.

Высоковольтные электронные приборы при напряжении на них более 25—30 кВ являются источниками рентгеновского излучения, и поэтому необходимо принимать меры по защите от излучения. Перечисленные особенности приводят к удорожанию аппаратов с управлением напряжения на вторичной стороне. Однако высокая стоимость компенсируется отсутствием в схеме УРП основных элементов, необходимых при управлении напряжением с первичной стороны (регулируемый автотрансформатор и схема компенсации падения напряжения), и значительным снижением требований к питающей сети, а также высокой стабильностью и отсутствием пульсаций на рентгеновской трубке.

Схемы с накопительными конденсаторами и с коммутацией на вторичной стороне позволяют создать УРП передвижных (палатных) аппаратов большой мощности (30—50 кВт) при питании от маломощного источника (осветительная сеть, аккумулятор). Схема (рис. 32) представляет собой одно- или двухпульсный выпрямитель, с помощью которого накопительная емкость в течение длительного времени (десятки секунд) заряжается от маломощного источника и разряжается на трубку за время 0,01—0,08 с, создавая мощный импульс рентгеновского излучения. При разомкнутом ключе *K2* на сетке трубки отрицательный потенциал. При подключении высоковольтного трансформатора к источнику питания (замыка-

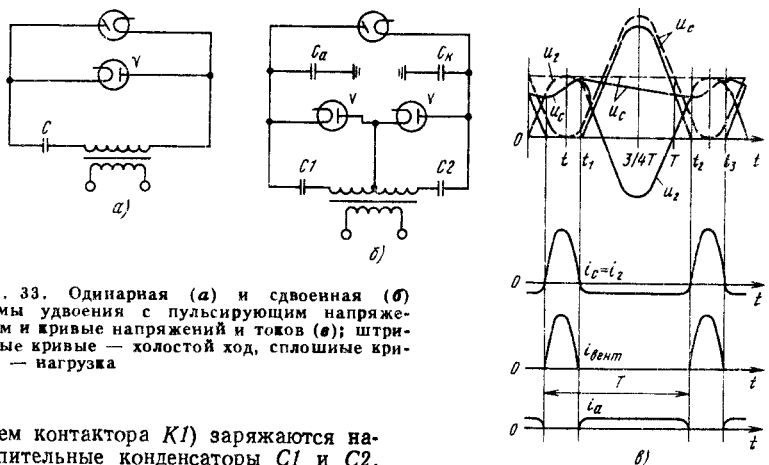


Рис. 33. Одинарная (а) и двойная (б) схемы удвоения с пульсирующим напряжением и кривые напряжений и токов (в); штриховые кривые — холостой ход, сплошные кривые — нагрузка

нием контактора $K1$ заряжаются накопительные конденсаторы $C1$ и $C2$. Высокоомный делитель (на схеме не показан) сигнализирует о зарядке емкости и готовности схемы к выполнению снимка. Ключом $K2$ сетка и катод трубки закорачиваются, и накопительные конденсаторы разряжаются на трубку. Разряд емкости осуществляется до напряжения $u_c = mU_{CM}$, где m есть мера перепада начального и конечного напряжения. Величина m берется в пределах 0,8—0,9, поскольку дальнейший разряд емкости (при пониженном значении напряжения) мало сказывается на приращении плотности почернения пленки, так как практически все излучение в этом случае поглощается объектом.

Преимущества схемы заключаются в следующем: мощность, выделяемая на трубке (30—50 кВт), в 3—4 раза превышает мощность УРП палатных аппаратов; питание осуществляется от любой маломощной (вплоть до осветительной) сети, от которой при обычной схеме нельзя получить нагрузку более 1 кВт; хорошее сочетание с рентгеноэкспонетром; схема может быть выполнена на обычной трубке с включенной последовательно с ней высоковольтной регулируемой лампой, которая может осуществлять коммутацию и поддерживать на трубке постоянное по величине напряжение. В последнем случае рабочие напряжения конденсатора и высоковольтного выпрямителя должны быть рассчитаны на

большее напряжение, чем напряжение на трубке.

Схемы умножения напряжения. В терапии большинство УРП работает по схемам умножения (удваивания) напряжения. В них напряжение высоковольтного трансформатора с помощью вентиля и конденсаторов превращается в пульсирующее или практически постоянное напряжение с максимальным значением, которое в 2—3 раза больше амплитуды напряжения трансформатора, благодаря чему в УРП на напряжении 250—300 кВ используют трансформаторы с напряжением 100—150 кВ. При рассмотрении принципа действия схем умножения принимают, что рентгеновские трубки работают в режиме насыщения.

Схема удвоения с пульсирующим напряжением приведена на рис. 33, а, б. При холостом ходе конденсатор C , зарядившись через вентиль V до максимального напряжения трансформатора, находится под постоянным напряжением $U_c = U_{2M}$. Трубка включена последовательно с конденсатором (U_{CM}) и трансформатором (U_{2M}), вследствие чего напряжение на трубке пульсирует от $U_a = 0$ до $U_a = 2U_{2M}$ (рис. 33, в). При нагрузке работа схемы заключается в зарядке конденсатора через вентиль и его разрядке через трубку. Поскольку трубка работает в режиме

насыщения и ток трубки не зависит от напряжения, разрядный ток в процессе разрядки остается постоянным и напряжение конденсаторов уменьшается равномерно. Уменьшение напряжения $U_{a.m}$ по сравнению с напряжением холостого хода будет тем больше, чем больший ток проходит через трубку и чем меньше емкость конденсатора. При зарядке конденсатора его напряжение увеличивается до $u_C = U_{Cm} = U_{2m}$, после чего начинается разрядка. В установившемся режиме количество электричества, отданное конденсатором при разрядке, равно полученному им при зарядке. Чтобы напряжение $U_{a.m}$ не сильно отличалось от напряжения холостого хода, емкость конденсаторов берут достаточно большой. Поэтому мгновенные значения зарядного тока намного больше тока трубки, и при зарядке происходит заметное падение напряжения в главной цепи УРП, вследствие чего максимальное значение напряжения конденсатора может заметно отличаться от максимального напряжения при холостом ходе.

Схема удвоения с постоянным (сглаженным) напряжением приведена на рис. 34, а. При холостом ходе $U_{C1} = U_{C2} = U_{2m}$, а на выходе схемы действует постоянное напряжение, равное сумме напряжений конденсаторов: $U_{a.m} = 2U_{2m}$. Вентили находятся под пульсующим обратным напряжением с максимумом, равным напряжению $U_{a.m}$. При нагрузке каждый из конденсаторов заряжается через свой вентиль и разряжается через трубку. Зарядка одного конденсатора сдвинута во времени относительно зарядки второго конденсатора на половину периода (рис. 34, б). В промежутках между зарядками конденсаторы включены последовательно с рентгеновской трубкой, на которую они разряжаются (рис. 35). Напряжение на выходе схемы при нагрузке меньше удвоенной амплитуды напряжения трансформатора и имеет пульсации, определяемые током трубки и емкостью конденсаторов. Емкость следует выбирать так, чтобы при номинальном режиме пульсации не пре-

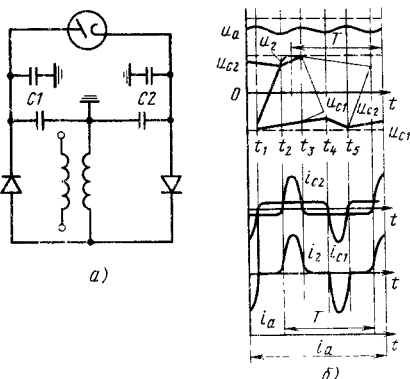


Рис. 34. Схема удвоения со сглаженным напряжением (а) и кривые напряжений и токов (б); штриховые кривые — холостой ход; сплошные кривые — нагрузка

вышли $\sim 10\%$ от $U_{a.m}$. Коэффициент мощности у схемы $K_P = 0,98$.

Напряжение на емкости

$$u_C = U_{Cm} - I_a \frac{T}{2C} \quad (103)$$

Напряжение на трубке

$$U_{a.m} = 2U_{Cm} - I_a T (2C)^{-1} \quad (104)$$

Минимальное напряжение на трубке

$$U_{a.мин} = 2U_{Cm} - \frac{I_a [2(1-\delta)T - 0,5T]}{C} \quad (105)$$

Пульсации определяют из выражения

$$U_{a.m} - U_{a.мин} = I_a (1 - 2\delta) TC^{-1} \quad (106)$$

Максимум зарядного тока (при $\delta = 0,25$)

$$I_{з.м} = \pi (1 - \delta) I_a (2\delta)^{-1} \quad (107)$$

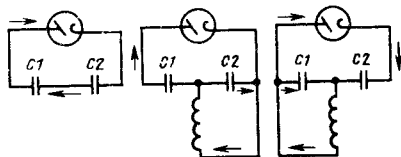


Рис. 35. Схема прохождения тока в схеме удвоения

20. Основные технические параметры высоковольтных кабелей отечественного про

Марка	Номинальное рабочее напряжение (максимальное значение), кВ			Параметры накала				
	постоянное	пульсирующее	переменное	Количество жил	Сечение жил, мм ²	Допустимый ток, А	Допустимое напряжение, В	Номинальная толщина изоляции, мм
3 КВР-75/55	100	75	50	2	1,5	До 6	До 250	0,6
3 КВР-150	150	110	75					

Максимум тока через вентиль

$$I_{\text{вент. м}} = I_a \left[\pi \frac{1-\delta}{2\delta} + 1 \right]. \quad (108)$$

Значение K_{I_a} , необходимое для определения действующего значения тока главного трансформатора,

$$2,5 \leq K_{I_2} \leq 3,5. \quad (109)$$

Уменьшение амплитуды напряжения на трубке

$$\Delta U_{\text{а. м}} = 2(U_{\text{а. х. х. м}} - U_{\text{см}}) + I_a \left(\frac{T}{2C} + 2R + 2R_6 \right), \quad (110)$$

где R — сопротивление главной цепи (сопротивление трансформаторов, проходное сопротивление автотрансформатора и сопротивление сети); R_6 — балластные сопротивления, включаемые последовательно с трубкой для предотвращения развития ударного разряда емкостей через трубку при газоотделениях. Для приближенных

расчетов падение напряжения может быть оценено по выражению

$$\Delta U_{\text{а. м}} = 2I_a \left(\frac{T}{4C} + R + R_6 \right). \quad (111)$$

Емкость кабелей увеличивает емкость основных конденсаторов. На рис. 36 приведены модификации схемы — с заземлением вывода (а) анода трубки и симметричная схема (б), которую следует применять при больших напряжениях (до 400 кВ).

Элементом, соединяющим выпрямительные схемы с излучателями (кроме УРП моноблочных конструкций), является высоковольтный кабель (рис. 37). На рис. 38 изображена типичная конструкция высоковольтного кабельного разъема (наконечник и кабельная заделка). В табл. 20 приведены основные технические параметры высоковольтных кабелей отечественного производства.

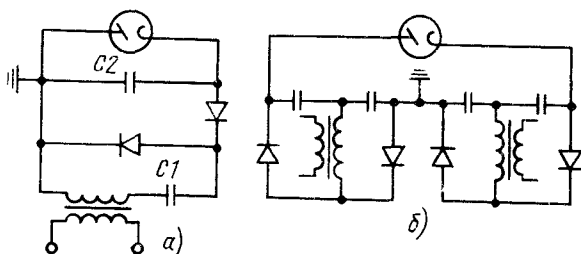


Рис. 36. Модификация схемы удвоения со сглаженным напряжением

изводства различных марок

Экранирование	Изоляция		Оболочка		Диаметр кабеля, мм		Расчетная масса на метр длины, г
	Номинальная толщина изоляции, мм	Материал изоляции	Номинальная толщина оболочки, мм	Материал оболочки	номинальный	максимальный	
Оплетка из медной проволоки	7,1 10,3	Резина	1,0	Полихлоридный пластик	25 30	27 33	850 1283

Коммутирующие и распределительные функции в высоковольтных устройствах УРП выполняют высоковольтные выключатели и переключатели. Они могут коммутировать либо только высокое напряжение, либо высокое напряжение и напряжение накала. На рис. 39, а приведена конструкция однополюсного высоковольтного выключателя, состоящего из соленоида со втягивающимся стержнем, на котором закреплены изолятор и пружинный стержень с контактными шариками. Один такой выключатель может подключать только один полюс рентгеновской трубки к высоковольтной выпрямительной схеме (РУМ-20). На рис. 39, б изображена конструкция двухполюсного выключателя, коммутирующего не только высокое напряжение, но и напряжение накала. Выключатель представляет собой реле, при включении которого изоляционная штанга втягивается в контакты, укрепленные на изоляционной штанге,

замыкают соответствующие контакты, расположенные на изоляционном стакане, к которым подсоединены выводы трансформатора накала и кабельного разъема (*Tridoros—Optimatic* фирмы *Siemens*). На рис. 39, в приведена конструкция высоковольтного переключателя, в котором штанга пово-

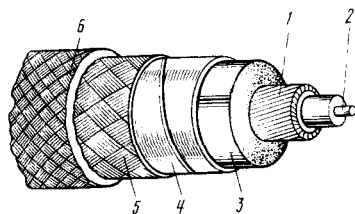


Рис. 37. Высоковольтный рентгеновский кабель:

1, 2 — токоведущие жилы для питания цепей накала; 3 — слой резиновой изоляции; 4 — противокоррозионный слой; 5 — металлическая оплетка; 6 — наружная хлорвиниловая оплетка

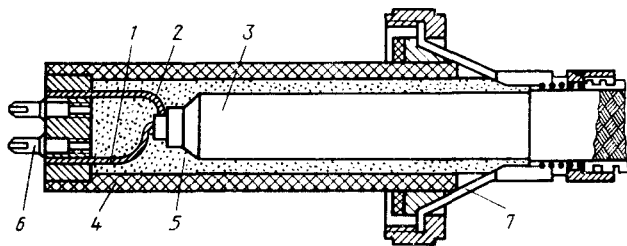


Рис. 38. Кабельный наконечник:

1, 2 — жилы; 3 — резина; 4 — изоляционный стакан; 5 — изоляционная масса; 6 — контактные вилки; 7 — заземленный раструб

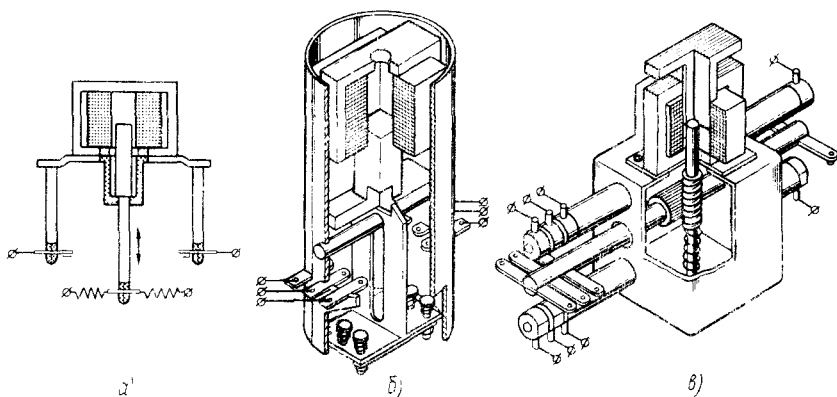


Рис. 39. Высоковольтные переключатели

рачивается вокруг своей продольной оси с помощью рейки и зубчатого колеса.

СИСТЕМЫ РЕГУЛИРОВАНИЯ И СТАБИЛИЗАЦИИ АНОДНОГО НАПРЯЖЕНИЯ

Основное назначение систем регулирования и стабилизации напряжения — обеспечение возможности установки и поддержания в заданных пределах требуемого анодного напряжения независимо от изменения анодного тока и напряжения питающей сети. В разных типах УРП применяют линейное регулирование (анодное напряжение изменяется плавно или равномерными ступенями, например, по 10—15 или 25 кВ) или логарифмическое (напряжение изменяется по закону, соответствующему определенному ряду, например, со знаменателями 1,05; 1,1 или 1,25). Выбором определенного знаменателя ряда можно обеспечить равномерное изменение интенсивности за объектом исследования. В стационарных отечественных аппаратах принят ряд со знаменателем 1,1, изменяющий в 1,5 раза интенсивность рентгеновского излучения за объектом при переключении напряжения на одну ступень (35, 37, 40, 44, 48, 52, 57, 63, 69, 76, 83, 91, 100, 112, 125, 137, 150 кВ). Для передвижных отечественных аппаратов применяется ряд со знаменателем 1,25

(40, 50, 65, 80, 100, 125 кВ), изменяющий интенсивность излучения за объектом в ~ 3 раза. Во многих УРП принят более мелкий ряд уставок напряжения, например, в УРП типа *Tridoros—Optimaic* применен ряд со знаменателем 1,05. Если необходим большой интервал напряжений при сравнительно небольшом числе ступеней, целесообразно применять линейный ряд. Существуют следующие способы регулирования анодного напряжения: дискретным изменением числа витков автотрансформатора, плавным изменением числа витков автотрансформатора и безавтотрансформаторное регулирование.

Регулирование дискретным изменением числа витков регулировочного автотрансформатора. В системе с фиксированным значением тока на каждой уставке напряжения каждой отпайке автотрансформатора соответствует определенное напряжение при соответствующем токе (рис. 40, а). При этом могут иметь место следующие закономерности: $I_a = \text{const}$ или $P_a = \text{const}$ во всем диапазоне изменения напряжения; в верхней части диапазона изменения напряжения $P_a = \text{const}$, а в нижней части $I_a = \text{const}$ (при недостаточной эмиссионной способности итти накала трубки). С учетом этих закономерностей в однофазном УРП для длительной работы, в котором падение напряжения в сети, вызванное нагрузочным

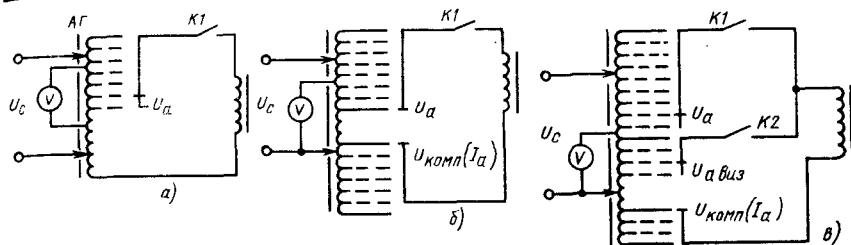


Рис. 40. Схемы дискретного регулирования анодного напряжения:

а — с фиксированным током на каждой уставке напряжения; б — с различными значениями тока на каждой уставке напряжения; в — с раздельным регулированием для визуальной и регистрационной работы; U_c — напряжение сети; U_a — регулирование напряжения при симках; $U_{\text{комп}}$ — регулирование коэффициента трансформации $K_{\Delta T}$ от тока (I_a) и положения ручки (U_a); $U_{a, \text{виз}}$ — регулирование напряжения при визуальной работе УРП ($K_{\Delta T}$ рассчитывается по режиму холостого хода)

током, компенсируется сетевым корректором (вольтметр сетевого корректора до и после включения показывает одинаковое напряжение), расчет коэффициентов трансформации автотрансформатора на отдельных уставках напряжения (расчет отпаек) проводится по следующей формуле:

$$K_{\Delta T} = \frac{U_{a, \text{м}}}{K_{\text{TГ}} \sqrt{2} U_c} + K_{\text{TГ}} I_{a, \text{м}} R_{\text{п. у}}, \quad (112)$$

где $R_{\text{п. у}}$ — сопротивление питающего устройства (главного трансформатора и высоковольтного выпрямителя).

Для трехфазного УРП

$$K_{\Delta T} = \frac{U_{a, \text{м}}}{\sqrt{6} K_{\text{TГ}} U_{\phi}} + 2 K_{\text{TГ}} I_{a, \text{м}} R_{\phi}, \quad (113)$$

где R_{ϕ} — сопротивление одной фазы главного трансформатора и одного плеча высоковольтной выпрямительной схемы.

Для однофазного УРП, длительность работы которого исчисляется секундами и долями секунды,

$$K_{\Delta T} = \left\{ \sqrt{2} U_c - \left[2 U_c^2 - 4 K_{\text{TГ}} K_{I_1} I_{a, \text{ср}} R_c \times \left(\frac{U_{a, \text{м}}}{K_{\text{TГ}}} + K_{\text{TГ}} K_{I_1} I_{a, \text{ср}} R_{\text{п. у}} \right) \right]^{0,5} \right\} \times (2 K_{\text{TГ}} K_{I_1} I_{a, \text{ср}} R_c)^{-1}, \quad (114)$$

где R_c — сопротивление двух проводов питающей линии.

В связи с тем, что в однофазных системах максимальное значение тока трубки зависит от отношений $U_{a, \text{м}}/U_{a, \text{м. наиб}}$ и $I_{a, \text{м}}/I_{a, \text{наиб}}$ при одном и том же значении среднего за период тока, при расчете $K_{\Delta T}$ для ориентировочного определения величины $I_{a, \text{м}}$ следует пользоваться выражением

$$I_{a, \text{м}} = K_{I_1} I_{a, \text{ср}} = \left(1,5 - 0,3 \frac{U_{a, \text{м}}}{U_{a, \text{м. наиб}}} + 0,15 \frac{I_{a, \text{ср}}}{I_{a, \text{ср. наиб}}} \right) I_{a, \text{ср}}, \quad (115)$$

где $U_{a, \text{м. наиб}}$ и $I_{a, \text{ср. наиб}}$ — наибольшие значения напряжения и тока рентгеновской трубки УРП.

Для трехфазных схем ($K_{I_1} = 1$)

$$K_{\Delta T} = \left\{ \sqrt{6} U_{\phi} - \left[6 U_{\phi}^2 - 8 K_{\text{TГ}} R_{\text{л}} I_a \times \left(U_{a, \text{м}} K_{\text{TГ}}^{-1} + 2 K_{\text{TГ}} R_{\phi} I_a \right) \right]^{0,5} \right\} \times (4 K_{\text{TГ}} R_{\text{л}} I_a)^{-1}. \quad (116)$$

Система регулирования с различными значениями анодного тока на каждой уставке напряжения (рис. 40, б) позволяет иметь широкий диапазон токов (коммутатор I_a) на каждой уставке напряжения трубки (коммутатор U_a). При длительной ра-

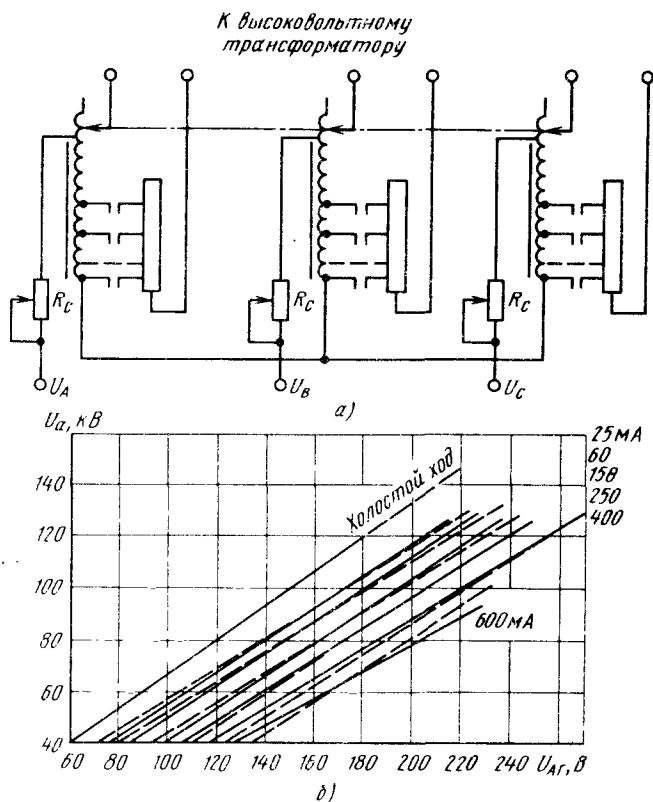


Рис. 41. Система компенсации падения напряжения и регулирования напряжения на трубке в УРП типа РУМ-20 (а) и нагрузочные характеристики (б); штриховые линии — теоретические; сплошные — реальные

боте расчет K_{AG} ведется по выражениям (112) или (113), а при кратковременной — по выражениям (114) — (116). При небольшом диапазоне изменения тока такая система компенсации падения напряжения дает удовлетворительные результаты. Система при большом диапазоне имеет погрешности, допустимая величина которых определяет область применения схемы. При малых токах отпайки автотрансформатора для уставок напряжения выбирают по режиму холостого хода. Для однофазного и трехфазного УРП

$$K_{AG} = U_{a.м} (\sqrt{2} K_{TГ} U_c)^{-1}. \quad (117)$$

$$K_{AG} = U_{a.м} (\sqrt{6} K_{TГ} U_{\Phi})^{-1}. \quad (118)$$

При большом диапазоне токов K_{AG} рассчитывают по усредненному значению токов:

$$I_{a. у ср} = (I_{a. ср. наим} + I_{a. ср. наиб}) 2^{-1}, \quad (119)$$

где $I_{a. ср. наим}$ и $I_{a. ср. наиб}$ — соответственно минимальное и максимальное среднее значение тока данного УРП.

На рис. 41, а приведена принципиальная схема регулирования и компенсации УРП РУМ-20, а на рис. 41, б — реальные нагрузочные характеристики, по которым можно определить погрешности напряжений во всем поле уставок.

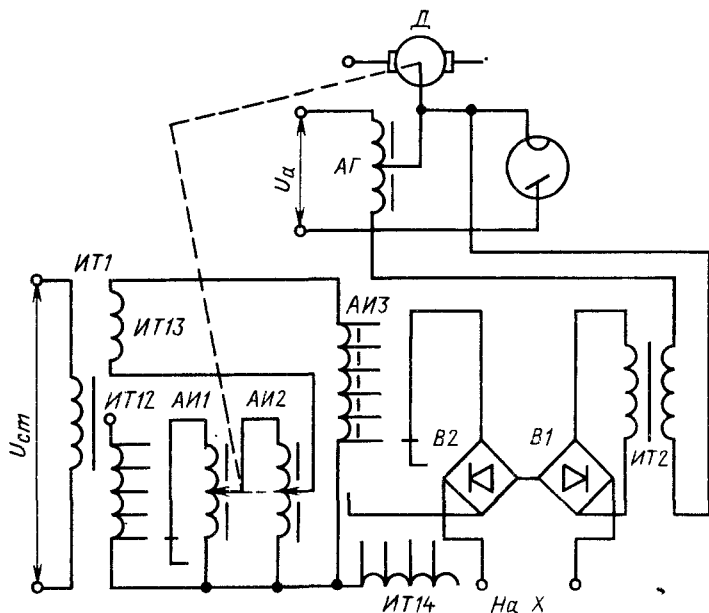


Рис. 42. Принципиальная схема системы автоматической компенсации падения напряжения

Система регулирования и компенсации с двоичным кодом использует цифровые вычислительные схемы, переключающие витки регулировочного автотрансформатора; обмотка состоит из катушек с числом витков 32, 16, 8, 4, 2, 1 (в соответствии с двоичным кодом). Специальные контакторы, управляемые вычислительной схемой, подключают требуемую (в соответствии со значением переменного коэффициента трансформации автотрансформатора) комбинацию витков основных и дополнительных обмоток автотрансформатора. Вычислительная аналоговая схема системы компенсации формирует напряжение, соответствующее уравнению главной цепи (114) или (116). Сигнал вводится в аналого-цифровой преобразователь, преобразующий напряжение в цифровой код и управляющий соответствующими контакторами. Схема может осуществлять дискретное и плавное регулирование напряжения с минимальным интервалом регулирования, равным напряжению наименьшей допол-

нительной обмотки автотрансформатора. Погрешности выполнения уставок в питающем устройстве составляют 5—7% от напряжения уставки.

В системах с предварительной установкой высокого напряжения с помощью автотрансформатора с щеткой (вариатора) для регулирования анодного напряжения и компенсации падения напряжения применяют вычислительные или моделирующие схемы, позволяющие до включения высокого напряжения учесть ожидаемое падение напряжения в функции от анодного напряжения и тока и сопротивления сети, а также учесть отклонения сетевого напряжения от номинального значения. На рис. 42 приведена принципиальная схема устройства, используемая многими фирмами для автоматической компенсации ожидаемого падения напряжения (116). Устройство состоит из блока вычислительной схемы (трансформаторы ИТ1, ИТ2, автотрансформаторы АИ1, АИ2, АИ3), элемента сравнения ЭС (например, тиратронного реле) и реверсивного

двигателя D , перемещающего щетки автотрансформатора $АГ$. Уставка напряжения $U_{а.м}$ задается переключением отводов трансформатора $ИТ14$, первичная обмотка которого питается стабилизированным напряжением $U_{ст}$. Напряжение на выходе этой обмотки

$$U_{ИТ14} = m_1 U'_{а.м}, \quad (120)$$

где m_1 — безразмерный масштабный коэффициент. Напряжение с выхода автотрансформатора $АГ$, равное $\sqrt{3}K_{АГ}U_{ф.м}$, вводится в вычислительную схему и через $ИТ2$ подается на $B1$; с выхода моста снимается напряжение, пропорциональное $K_{АГ}U_{ф.м}$:

$$U_{ИТ2} = \sqrt{3}m_2 K_{АГ}U_{ф.м}, \quad (121)$$

где m_2 — безразмерный масштабный коэффициент. Напряжение, снимаемое с обмотки $ИТ12$, пропорционально сопротивлению питающей сети:

$$U_{ИТ12} = m_3 R_c, \quad (122)$$

где m_3 — масштабный коэффициент, A .

Напряжение с обмотки $ИТ12$ подается на два измерительных автотрансформатора $АИ1$ и $АИ2$, включенных каскадно. Напряжение, поступающее с выхода $АИ2$,

$$U_{АИ2} = K_{АИ1} K_{АИ2} m_3 R_c K_{АГ}^2, \quad (123)$$

где $K_{АИ1}$ и $K_{АИ2}$ — коэффициенты пропорциональности, связывающие коэффициенты трансформации автотрансформаторов $АИ1$ и $АИ2$ с коэффициентом трансформации $K_{АГ}$. Напряжение обмотки $ИТ13$ пропорционально сопротивлению главной цепи аппарата:

$$U_{ИТ13} = m_4 R'_{п.у}, \quad (124)$$

где m_4 — масштабный коэффициент, A .

Анодный ток (I_a) задается изменением тока накала рентгеновской трубки. При этом переключаются отводы автотрансформатора $АИ3$, на выходе которого формируется напряжение

$$U_{АИ3} = 2m_5 I_a K_{Г1} \times \\ \times (K_{АИ1} K_{АИ2} K_{АГ}^2 m_3 R_c + m_4 R'_{п.у}), \quad (125)$$

где m_5 — масштабный коэффициент, A^{-1} .

Уравнение, воспроизводимое вычислительной схемой,

$$\sqrt{3}m_2 K_{АГ}U_{ф.м} = \\ = m_1 U'_{а.м} + 2m_5 K_{Г1} I_{а.ср} \times \\ \times (K_{АИ1} K_{АИ2} K_{АГ}^2 m_3 R_c + m_4 R'_{п.у}) \quad (126)$$

соответствует уравнению главной цепи аппарата, если

$$m_1 = m_2 = m_5 m_3 K_{АИ1} K_{АИ2} = m_5 m_4. \quad (127)$$

Уравнение (127) является условием согласования масштабных коэффициентов в вычислительной схеме. Разность напряжений вычислительной схемы (мостов $B1$ и $B2$) поступает на элемент сравнения ЭС. Если напряжения на мостах $B1$ и $B2$ не равны между собой, то в зависимости от знака их разности включается соответствующая обмотка двигателя D , который перемещает щетки по обмотке автотрансформатора и переключает отводы измерительных автотрансформаторов $АИ1$ и $АИ2$ до тех пор, пока сравниваемые напряжения не станут равными. В момент остановки двигателя с щеток снимается напряжение, которое при включении нагрузки обеспечивает на ней заданное значение — уставку напряжения $U_{а.м}$ с учетом установленного значения тока. При включении нагрузки выключается питание двигателя D и устройство компенсации блокируется. Напряжение питающей сети $U_{ф}$ вводится непосредственно в вычислительную схему, поэтому система компенсации учитывает также и изменение напряжения питающей сети.

Система с автоматическим регулированием анодного напряжения в процессе снимка применяется для повышения точности установленного напряжения, а также для компенсации изменяющегося падения напряжения при переменной нагрузке (падающая нагрузка при работе с экспонметрическими устройствами, переменная нагрузка при томографических исследо-

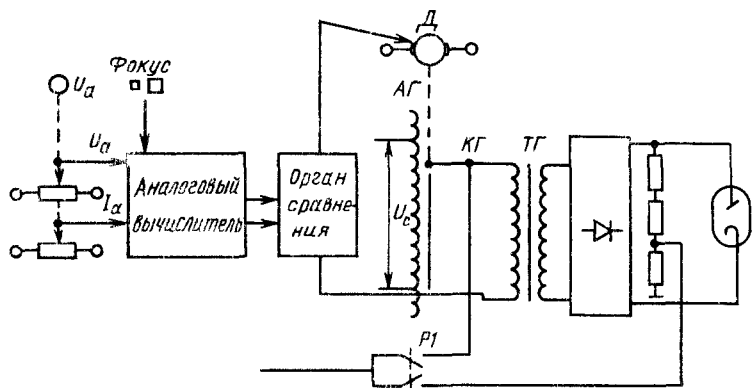


Рис. 43. Система установки анодного напряжения щетки автотрансформатора с автоматической коррекцией ее положения в процессе снимка

ваниях). Напряжение нагрузки задается ручкой U_a (рис. 43). В аналоговый вычислитель подаются сигналы о величинах анодного напряжения и тока. В этот же блок вводится сигнал о размере выбранного фокуса. Сигнал аналогового вычислителя подается на орган сравнения (операционный усилитель), в который поступает сигнал обратной связи с щетки автотрансформатора. Операционный усилитель управляет двигателем D , переводя щетку в заданное ручками « U_a . м», «фокус» и « I_a » положение. После включения нагрузки (контактор $KГ$) переключается реле $PГ$ и сигнал обратной связи, поступающий на орган сравнения, берется с высоковольтного делителя. Такая система успевает отслеживать изменение анодного напряжения в пределах $\pm 10\%$ за время $\sim 0,1$ с; ее весьма целесообразно применять с системой падающей нагрузки, в которой анодный ток изменяется за время $\sim 3,0$ с в 4–6 раз (во столько же раз изменяется падение напряжения). Изменение нагрузки происходит нелинейно, и щетки в начальный момент имеют достаточно большую скорость.

Безавтотрансформаторные системы регулирования. Регулирование напряжения изменением числа витков первичной обмотки главного трансформатора приводит к существенному увеличению числа ее витков. Если необходимо перекрыть диапазон регу-

лирования от 25 до 150 кВ при достаточно малых токах нагрузки (при работе трубки на микрофокусе), то число витков первичной обмотки должно возрасти в 6 раз. Номинальные коэффициенты трансформации главных трансформаторов для однофазных и трехфазных (по шестипульсовой схеме) УРП соответственно равны

$$K_{ТГ.н} = U_{a. м. наиб} I_{=0} (\sqrt{2} U_c)^{-1}; \quad (128)$$

$$K_{ТГ.н} = U_{a. м. наиб} I_{=0} (\sqrt{6} U_\phi)^{-1}. \quad (129)$$

С учетом изменяющегося сопротивления первичной обмотки $R_1 = R_{1н} K_{ТГ.н} K_{ТГ}^{-1}$, где $R_{1н}$ — сопротивление главного трансформатора для номинального режима (128) и (129); коэффициент трансформации для различных сочетаний уставок (U_a и I_a):

$$\begin{aligned} & \text{однофазного трансформатора} \\ K_{ТГ} = & \\ = & \{ (\sqrt{2} U_c - K_{I_1} I_{a. ср} R_{1н} K_{ТГ.н}) - \\ & - [(\sqrt{2} U_c - K_{I_1} I_{a. ср} R_{1н} K_{ТГ.н})^2 - \\ & - 4 K_{I_1} I_{a. ср} R_2 [U_{a. м} + K_{I_1} I_{a. ср} \times \\ & \times (R_2 + 2R_{вент})]]^{1/2} \} \times \\ & \times (2K_{I_1} I_{a. ср} R_c)^{-1}; \quad (130) \end{aligned}$$

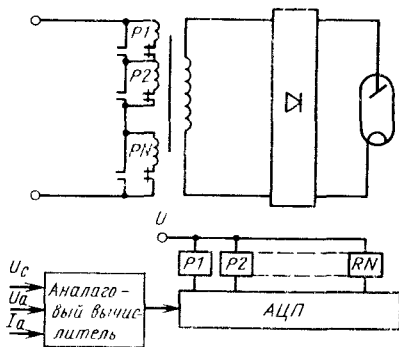


Рис. 44. Система регулирования анодного напряжения и компенсации падения напряжения изменением коэффициента трансформации главного трансформатора, первичная обмотка которого разбита по двоичному коду:

АЦП — аналого-цифровой преобразователь; $P1-PN$ — контакторы, переключаемые АЦП в зависимости от уставок напряжения U_a и тока I_a и от напряжения сети U_c .

трехфазного трансформатора

$$K_{ТГ} = \left\{ (\sqrt{6}U_{1ф} - 2I_a R_{1ф} K_{ТГ.Н}) - \left[(\sqrt{6}U_{1ф} - 2I_a R_{1ф} K_{ТГ.Н})^2 - 8I_a R_{2ф} [U_{a.м} + 2I_a \times (R_{2ф} + R_{вент})] \right]^{1/2} \right\} (4I_a R_{л})^{-1}. \quad (131)$$

На рис. 44 приведена принципиальная схема регулирования однофазного УРП типа *EDR-500* и трехфазного УРП типа *EDR-750* фирмы *Medicor* (Венгрия). К достоинствам такой системы регулирования следует отнести отсутствие автотрансформатора и некоторое уменьшение первичного тока, вызванное уменьшением коэффициента трансформации при снижении напряжения на трубке. Однако при нагрузках до 1000 и 1500 мА (при 100 и 70 кВ соответственно) заметного уменьшения первичного тока по сравнению с автотрансформаторными системами не наблюдается. К недостаткам следует отнести существенное увеличение числа витков первичной обмотки трансформатора (примерно в 4–6 раз); увеличение номинального сопротивления первичной обмот-

ки, сопротивления вторичной обмотки и индуктивности рассеяния; возможность компенсации падения напряжения при падающей нагрузке только при отключении высокого напряжения переключением обмоток на другие комбинации отпаек и повторным включением (время перерыва в нагрузке достигает 0,04–0,06 с); невозможность (фактическую) использования двух номиналов сетевого напряжения.

Параметрическая система регулирования напряжения на рентгеновской трубке — система, у которой напряжение на трубке зависит от падения напряжения при изменении нагрузки и наклона внешней характеристики главной цепи. На рис. 45 приведены схемы, а на рис. 46 — внешние характеристики главной цепи

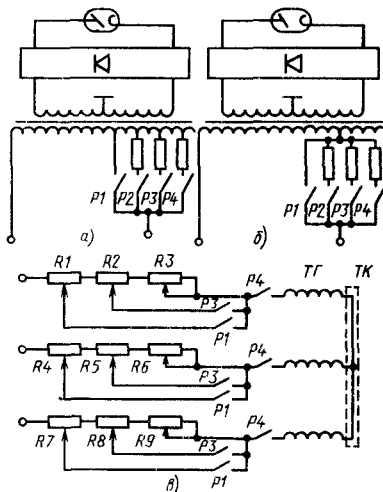


Рис. 45. Система безавтотрансформаторного регулирования изменением нагрузки с переключением внешних характеристик в зависимости от фокуса трубки и работы: а — схема с отпайками от первичной обмотки главного трансформатора (внешние характеристики имеют различную величину напряжения сброса нагрузки); б — схема с переключением резисторов (внешние характеристики имеют одинаковое напряжение сброса нагрузки); в — схема с переключением резисторов в трехфазном УРП; $P1$ — контакт включения большого фокуса (одночный снимок); $P2$ — контакт включения большого фокуса (серия снимков); $P3$ — малого и $P4$ — микрофокуса; $ТК$ — тиристорный контактор

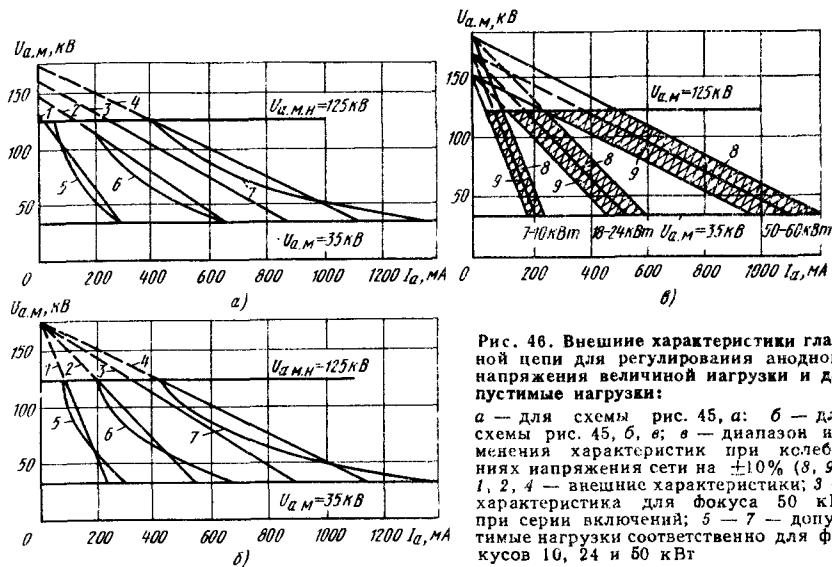


Рис. 46. Внешние характеристики главной цепи для регулирования анодного напряжения величины нагрузки и допустимых нагрузок:

а — для схемы рис. 45, а; б — для схемы рис. 45, б, в; в — диапазон изменения характеристик при колебаниях напряжения сети на $\pm 10\%$ (8, 9); 1, 2, 4 — внешние характеристики; 3 — характеристика для фокуса 50 кВт при серии включений; 5 — 7 — допустимые нагрузки соответственно для фокусов 10, 24 и 60 кВт

УРП мощностью ~ 50 кВт. Внешние характеристики для каждого фокуса трубки могут иметь разный наклон, обусловленный разными сопротивлениями резисторов, включенных последовательно в главную цепь. В случае необходимости каждый фокус рентгеновской трубки может иметь две внешние характеристики — для одиночных включений и включений, быстро следующих друг за другом, когда допустимая мощность трубки уменьшается на 25—35%. УРП с параметрической регулировкой обладает наименьшим количеством коммутационных элементов. К недостаткам схемы следует отнести большую, чем в автотрансформаторных схемах, зависимость напряжения от тока трубки на малых фокусах из-за большой крутизны внешних характеристик, что требует применения специальных мер по стабилизации тока на заданном уровне; необходимость введения быстродействующей системы отключения аппарата при случайном сбросе нагрузки, поскольку напряжение на трубке всегда будет выше своего номинала; необходимость комплектации маломощным автотрансформатором для регулирования напряжения на трубке

при визуальной работе УРП; неодинаковое использование трубки в диапазоне регулирования напряжения; затруднено использование трехфазных УРП на два напряжения (220/380 В) с сохранением включения обмоток звездой для обеспечения несинхронной коммутации в средней точке главного трансформатора тиристорным контактором. Однако отсутствие автотрансформатора и регулировочных элементов делает эту систему регулирования напряжения весьма перспективной.

Система тиристорного регулирования напряжения применяется в УРП рентгенотерапевтических аппаратов. Регулирование напряжения осуществляется изменением угла открывания тиристора (рис. 47). Тиристоры открываются на определенный угол λ . Для регулирования напряжения от нуля до максимума угол λ должен изменяться от 90° до 180° . При работе схемы на сглаживающий конденсатор при достаточно большой емкости последнего пульсации напряжения будут небольшими и среднее значение напряжения будет близко к максимальному (рис. 48). Практическое применение схемы регулирования — схема уд-

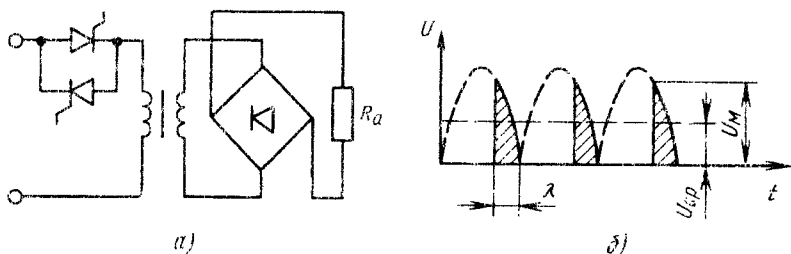


Рис. 47. Схема тиристорного регулирования напряжения на активной нагрузке R_a (а) и кривые напряжения на нагрузке (б):

U_{cp} , U_m — среднее и максимальное напряжения соответственно

воения с постоянным напряжением (рис. 49). Оптимальным выбором параметров добиваются пульсаций при наибольшем токе, равных 5—10%. При этом во всем диапазоне напряжений справедливо равенство

$$U_{a. cp} \approx U_{a. m} = \varphi(\lambda). \quad (132)$$

Работу схемы иллюстрируют графики, приведенные на рис. 50. До отпирания тиристора $u_T = u_{x. x}$ (u_T — напряжение на тиристоре; $u_{x. x}$ — напряжение холостого хода), в момент отпирания тиристора по обмоткам трансформатора течет большой зарядный ток (i_1), и напряжение трансформатора на время заряда конденсатора падает. После того как напряжение на конденсаторе становится равным мгновенному значению напряжения трансформатора, заряд конденсатора прекращается ($i_1 = 0$) и кривая напряжения трансформатора возвращается к кривой холостого хода.

Коррекция колебаний напряжения сети необходима для поддержания но-

минального значения уставок при изменении напряжения питающей линии, вызванного включением посторонних потребителей. По ГОСТ 26140—84 рентгеновские аппараты должны нормально работать при изменении сетевого напряжения в пределах $\pm 10\%$. В схеме на рис. 51, а коррекция осуществляется с помощью отпаяк, выведенных от автотрансформатора. При присоединении к сети с двумя номиналами шаг отпайки выбирается таким, чтобы изменение напряжения было в пределах 3—5% наименьшего номинального напряжения сети. Недостаток этой схемы — разный шаг коррекции при различных напряжениях сети. От этого недостатка свободна схема на рис. 51, б. Коррекция напряжения (КС) сети осуществляется щеткой, перемещающейся по вариаторной части обмотки автотрансформатора. Применяются как ручная, так и автоматическая коррекция (РУМ-20 и РУМ-20М). Схемы управления электродвигателем привода щетки

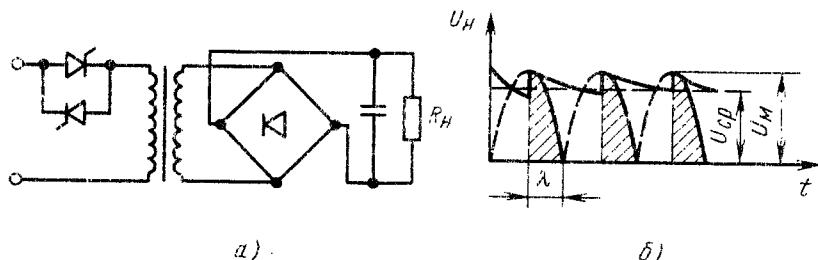


Рис. 48. Схема регулирования напряжения при нагрузке со сглаживающей емкостью (а) и изменение напряжения при нагрузке (б) (обозначения см. рис. 50)

корректора весьма многообразны, однако принцип построения этих схем одинаков — напряжение сети сравнивается с опорным напряжением (в определенном масштабе) и разность через усилитель подается на двигатель. Зона нечувствительности составляет 1—2%. На рис. 51, в функции корректора сетевого напряжения осуществляет схема регулирования напряжения, в которую подается сигнал разбаланса опорного и сетевого напряжений. Верхнюю и нижнюю границы регулирования напряжения автотрансформатора следует выбирать из условий изменения сетевого напряжения.

В УРП для длительной работы указанные системы коррекции напряжения работают как до, так и после включения высокого напряжения. В УРП, предназначенных для кратковременной работы, рассмотренные системы коррекции отключаются перед включением высокого напряжения.

Коррекция напряжения при падающей нагрузке. При работе УРП в режиме снимков с экспонометром дискретная уставка длительности работы трубки заменена текущей координатой времени, а в целях защиты трубки от выхода ее из строя в результате превышения допустимой длительности включения при данной (установленной на трубке) мощности применяют режим падающей нагрузки — ток трубки в процессе экспозиции уменьшается по определенному закону. Уменьшение тока трубки вызывает необходимость коррекции уменьшающегося падения напряжения. Коррекция напряжения осуществляется изменением коэффициента $K_{ДГ}$; введенном в главную цепь добавочных сопротивлений $R_{П.Н}$; изменением коэффициента $K_{ДГ}$ и одновременно введением сопротивления $R_{П.Н}$; регулируемым высоковольтными лампами.

Для расчетов диапазонов изменения $K_{ДГ}$ и $R_{П.Н}$ необходимо определить законы изменения мощности и тока трубки в процессе ее включения в режиме падающей нагрузки $P_t = \varphi(t)$. Для одиночных включений употребляют закон равенства энергий

$$W_t = W_{\text{доп}} = P_{\text{доп}} t_0. \quad (133)$$

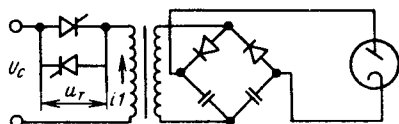


Рис. 49. Схема тиристорного регулирования напряжения на рентгеновской трубке в схеме удвоения с постоянным напряжением

Закон изменения мощности для (133) имеет вид

$$P_t = \frac{dW_{\text{доп}}}{dt} = \frac{d(P_{\text{доп}} t_0)}{dt}. \quad (134)$$

Закон изменения допустимого тока трубки в каждый момент времени можно выразить соотношением

$$I_t = \frac{P_t}{K_{ПД} U_{\text{а.м}}}. \quad (135)$$

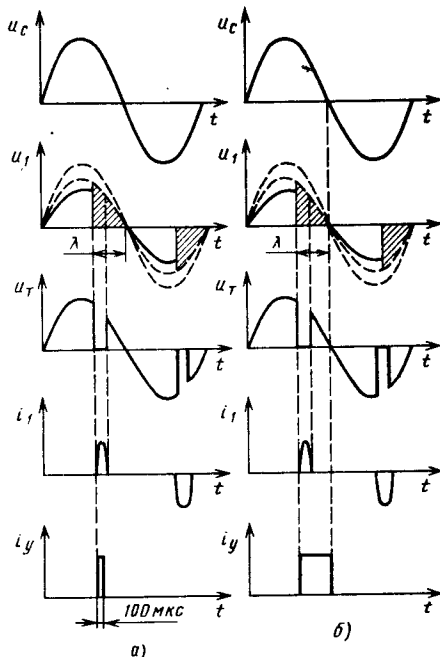


Рис. 50. Графики работы схемы с тиристорным регулированием: а, б — при длительности импульса тока управления тиристором соответственно 100 мкс и 4 мс; i_y — ток управления тиристорами

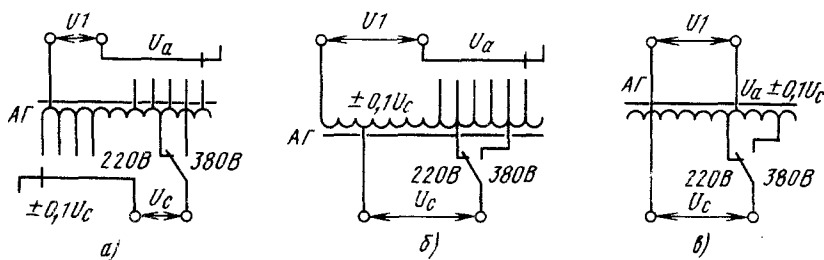


Рис. 51. Схемы коррекции колебаний напряжения сети: а — отпайками от автотрансформатора; б — щеткой, перемещаемой по части обмотки; в — щеткой, осуществляющей регулирование напряжения

Поскольку текущие значения мощности и тока при падающей нагрузке тесно связаны с допустимой мощностью трубки при неизменной нагрузке $P_{доп} = \varphi(t_0)$, то принято законы (134) и (135) выражать в обобщенном виде, пригодном для расчетов любого фокуса и любой трубки. В этом случае допустимые энергия ($W_{доп}$) и мощность ($P_{доп}$) и текущие значения мощности (P_t) и тока трубки (I_t) выражаются через коэффициенты A , B и m :

$$W_{доп} = A(1 - e^{-mt}) + Bt; \quad (136)$$

$$P_{доп} = A(1 - e^{-mt})t^{-1} + B; \quad (137)$$

$$P_t = Ame^{-mt} + B; \quad (138)$$

$$I_{t_{ср}} = (Ame^{-mt} + B)(K_P U_{a.м})^{-1}; \quad (139)$$

$$I_{t_{м}} = K_{I_1}(Ame^{-mt} + B)(K_P U_{a.м})^{-1}. \quad (140)$$

Для нахождения в каждом конкретном случае коэффициентов A (кДж),

B (кВт) и m (s^{-1}), которые определяют по допустимым паспортным нагрузкам трубки при неизменной мощности, выражения (136)–(138) записываются для длительностей $t_0 = 1,0$ с; $t = 5,0$ с и $t_0 = 0,01$ с соответственно. Совместное решение указанных уравнений (при допущении, что численное значение e^{-mt} при $t = 0,01$ с достаточно близко к единице) позволяет определить значения всех коэффициентов. В табл. 21 приведены значения указанных коэффициентов, а на рис. 52 изображены графики рассчитанных по этим коэффициентам значений текущей энергии (W_t) и текущей мощности (P_t) для большого фокуса ($0,2 \times 0,2$ см) трубки 14-30БД10-150 (а также для соответствующих фокусов других трубок).

Принципиальная схема коррекции падения и напряжения изменением коэффициента трансформации регулировочного автотрансформатора K_{AG} при падающей нагрузке приведена на рис. 53. Коррекция может осуще-

21. Значения коэффициентов A , B и m для двух фокусов трубки типа 14-30БД10-150 при питании ее постоянным и пульсирующим напряжением

Схема выпрямления	Фокус. см	A . кДж	B . кВт	m . s^{-1}
Шестивентильная	0,2×0,2	30	5,5	1,651
	0,1×0,1	16	4,3	1,17
Четырехвентильная	0,2×0,2	32	3,0	0,9
	0,1×0,1	8,9	4,6	1,1

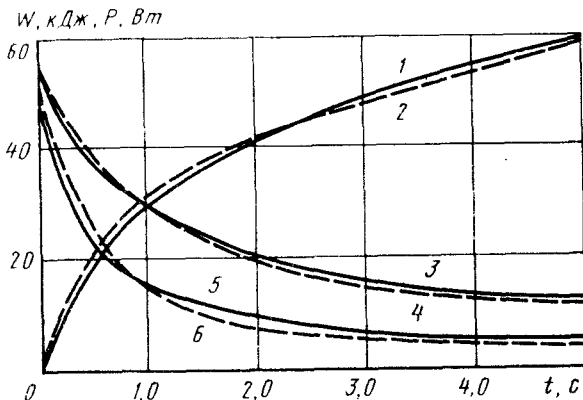


Рис. 52. Изменения допустимых значений энергии и мощности, а также мощности при падающей нагрузке:

1 — $W_{\text{доп}}$ (133); 2 — $W_{\text{доп}}$ (136); 3 — $P_{\text{доп}}$ (по паспорту трубки); 4 — $P_{\text{доп}}$ (137); 5 — P_t (134); 6 — P_t (138)

ствляться двумя следующими различными способами (в зависимости от типа падающей нагрузки): дискретным изменением числа витков регулировочного автотрансформатора (при ступенчатой падающей нагрузке); плавным изменением числа витков регулировочного автотрансформатора (при плавно падающей нагрузке). Для однофазного УРП коэффициент K_{AG} для начального и последующих моментов времени может быть рассчитан по следующей формуле:

$$K_{AG} = \{ \sqrt{2} U_c - [2U_c^2 - 4K_{I_1} K_{TG} R_c \times (Ame^{-mt} + B) (K_P U_{a.m.})^{-1} \times [U_{a.m.} K_{TG}^{-1} + K_{I_1} K_{TG} R_{п.у} \times (Ame^{-mt} + B) (K_P U_{a.m.})^{-1}]^{1/2}] \times [2K_{I_1} K_{TG} R_c (Ame^{-mt} + B) \times (K_P U_{a.m.})^{-1}]^{-1}, \quad (141)$$

где

$$K_{I_1} (U_{a.m.}, I_t, t) = 1,5 - 0,3 \frac{U_{a.m.}}{U_{a.m. \text{ наиб}}} + 0,15 \frac{Ame^{-mt} + B}{K_P U_{a.m.} I_{a. \text{ наиб}}}; \quad (142)$$

$U_{a.m. \text{ наиб}}$ и $I_{a. \text{ наиб}}$ — максимальные параметры трубки, применяемой в данном УРП.

Для трехфазных УРП (принимая $I_{t_m} = I_{t_{ср}}$ и $K_{I_1} = 1$)

$$K_{AG} = \{ \sqrt{6} U_\phi - [6U_\phi^2 - 8K_{TG} R_\lambda \times (Ame^{-mt} + B) (K_P U_{a.m.})^{-1} \times [U_{a.m.} K_{TG}^{-1} + 2K_{TG} R_\phi \times (Ame^{-mt} + B) (K_P U_{a.m.})^{-1}]^{1/2}] \times [4K_{TG} R_\lambda (Ame^{-mt} + B) \times (K_P U_{a.m.})^{-1}]^{-1}. \quad (143)$$

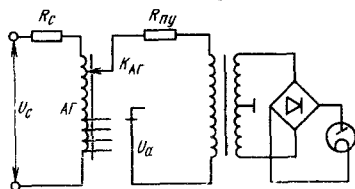


Рис. 53. Схема главной цепи с компенсацией падения напряжения в режиме падающей нагрузки изменением коэффициента $K_{AG} = \Phi(t)$

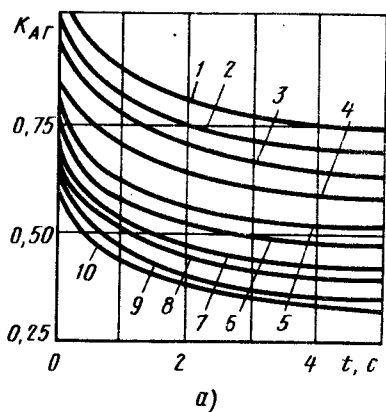
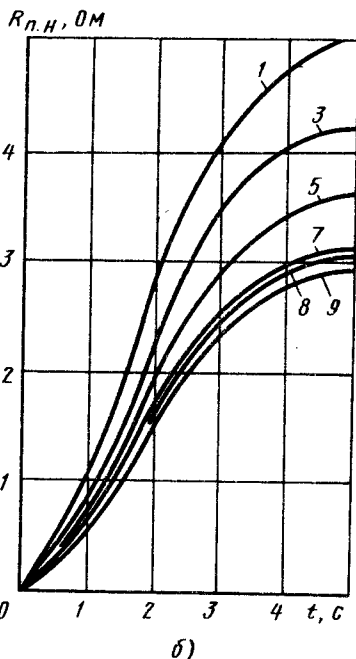


Рис. 54. Изменение $K_{AG} = \varphi(t)$ (а) и $R_{п.н} = \varphi(t)$ (б) при падающей нагрузке для различных значений напряжения: 1 — 150 кВ; 2 — 137; 3 — 125; 4 — 112; 5 — 100; 6 — 91; 7 — 83; 8 — 76; 9 — 63; 10 — 52 кВ

На рис. 54 приведено изменение K_{AG} во времени для однофазного УРП мощностью 30 кВт. Дискретное изменение числа витков автотрансформатора при ступенчатой падающей нагрузке осуществляют как с разрывом главной цепи на время переключения отводов автотрансформатора (УРП типа *Tridoros-5* и др.), что увеличивает суммарную длительность экспозиции, а также сокращает срок службы трубки, так и без обрыва главной цепи, что достигается более сложной схемой коррекции напряжения. С этой целью параллельно обмоткам автотрансформатора (рис. 55), предназначенным для коррекции уменьшающегося падения напряжения, через контакты контакторов $p1-p8$ подключают секционированные резисторы $R_{п.н}$ (на схеме резисторы $R4, R5, R6$), а контакторам при переключении задают такой режим работы, при котором предыдущий контактор отключается после включения последующего. Сопротивление между ступенями



пнями выбирается по допустимому току короткого замыкания контактов контакторов (примерно 0,1 Ом между контакторами). При последовательном переключении ступеней отработавшие секции сопротивления $R_{п.н}$ остаются включенными в главную цепь аппарата последовательно с первичной обмоткой главного трансформатора (аппараты РУМ-20, РУМ-20М).

Принципиальная схема коррекции падения напряжения изменением сопротивления ($R_{п.н}$) приведена на рис. 56. Для однофазного УРП

$$R_{п.н}(t) = (\sqrt{2}U_0 K_{AG} - U_{в.м} K_{ТГ}^{-1}) \times K_P U_{в.м} \times \left\{ (Ame^{-mt} + B) \left[1,5 - \frac{0,3U_{в.м}}{U_{в.м \text{ наиб}}} + 0,15 \frac{Ame^{-mt} + B}{K_P U_{в.м} I_{в.м \text{ наиб}}} \right] \right\}^{-1}$$

$$- \left(R_c K_{AG}^2 + R_1 + \frac{R_2 + 2R_{\text{вент}}}{K_{TG}^2} \right). \quad (144)$$

Для трехфазного УРП сопротивление, вводимое в каждую фазу трансформатора,

$$R_{п.н}(t) = (\sqrt{6}U_{\phi} K_{AG} - U_{a.м} K_{TG}^{-1}) \times \\ \times K_P U_{a.м} [(Ate^{-mt} + B) 2K_{TG}^{-1} - \\ - [K_{AG}^2 R_{л} + R_{1\phi} + \\ + (R_{2\phi} + 2R_{\text{вент}}) K_{TG}^{-2}]. \quad (145)$$

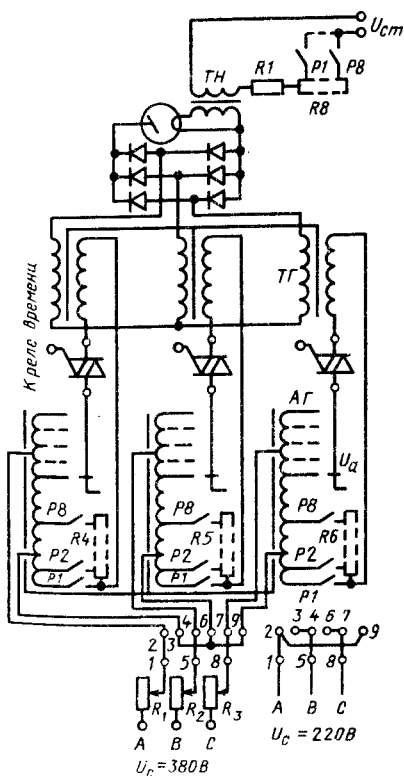


Рис. 55. Принципиальная схема главной цепи, цепи накала и падающей нагрузки с переменными K_{AG} и $R_{п.н}$ (УРП РУМ-20)

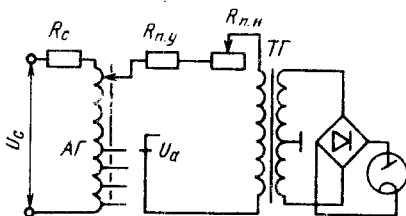


Рис. 56. Схема главной цепи с компенсацией падения напряжения в режиме падающей нагрузки введением резистора $R_{п.н}$

В начальный момент времени в режиме падающей нагрузки мощность УРП максимальна ($P_{t=0} = P_{\text{доб. наиб}}$); для этого момента желательно иметь $R_{п.н} = 0$. Введение сопротивления $R_{п.н}$ в главную цепь соответствует переходу на новую внешнюю характеристику с большим наклоном, а уменьшение тока трубки — перемещению рабочей точки вверх по указанным внешним характеристикам (рис. 57). Коррекция падения напряжения осуществляется плавным изменением сопротивления $R_{п.н}$ (УРП аппаратов *Super-70* и *Super-100* фирмы *Philips*), а также плавным изменением тока нагрузки и дискретным изменением $R_{п.н}$. В последнем случае весьма актуальным становится вопрос о моменте дискретного введения $R_{п.н}$, поскольку при номинальных напряжениях рабочая точка может перейти за допустимое напряжение трубки (рис. 57).

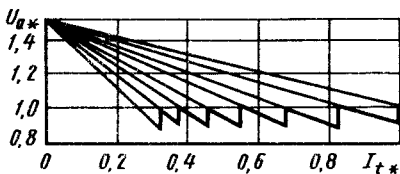


Рис. 57. Изменение напряжения U_a при дискретном введении сопротивления $R_{п.н}$ и при плавном изменении I_t (в относительных единицах)

СИСТЕМЫ РЕГУЛИРОВАНИЯ И СТАБИЛИЗАЦИИ АНОДНОГО ТОКА

Анодный ток регулируется по цепи накала. Потребляемая мощность, необходимая для нагрева нити накала рентгеновской трубки, равна 30—100 Вт, иногда 150—200 Вт. Значения анодного тока зависят от тока накала и от анодного напряжения (рис. 58). Для разных фокусов рентгеновской трубки эти зависимости существенно

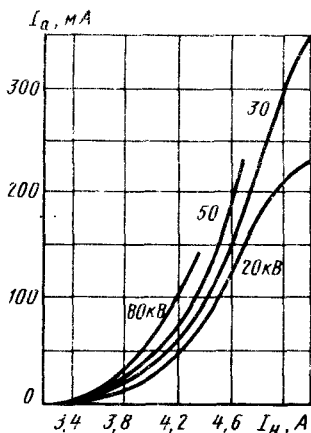


Рис. 58. Зависимость анодного тока трубки I_a от тока накала I_n для различных напряжений

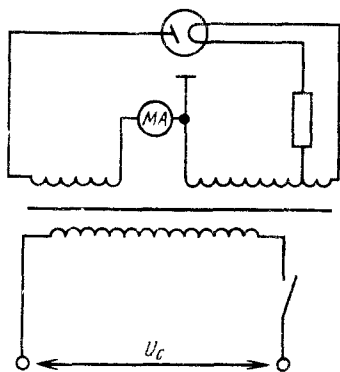


Рис. 59. Система накала трубки без трансформатора накала

отличаются. Требования к цепям накала по обеспечению заданного значения анодного тока в широком диапазоне анодного напряжения определяются по этим зависимостям. Изменение тока накала на несколько процентов (6—8%) приводит к изменению анодного тока трубки в несколько раз (~300%). Это предъявляет повышенные требования к выбору элементов и к стабилизации параметров цепи накала трубки, определяющих ток трубки.

Системы накала для неизменных во времени нагрузок. Наиболее простыми системами накала, применяемыми в моноблоках, являются системы, в которых напряжение накала берется с дополнительной обмотки высоковольтной секции главного трансформатора (рис. 59). В таких системах не предусматривают регулирование напряжения и тока. Нить накала начинает накаливаться одновременно с включением анодного напряжения. Регулируется накал подбором при сборке моноблока или при смене трубки определенного сопротивления, представляющего собой несколько витков константановой проволоки. Такие устройства позволяют заметно уменьшить массу и габариты моноблока.

Трансформаторы накала. Типичная конструкция трансформатора накала с бумажной изоляцией представлена на рис. 60. Особенностью конструкции является высокая изоляция вторичной обмотки, находящейся под высоким потенциалом по отношению к земле и первичной обмотке. Помимо изоляционной бумаги в качестве изоляции между первичной и вторичной обмотками применяются фарфор, бакелит и карболит. Вторичное напряжение не превышает 15—20 В; первичное напряжение выбирается в пределах 30—220 В в зависимости от используемого источника напряжения и выбранной системы регулирования. Накал регулируется изменением первичного напряжения. Расчетная магнитная индукция для трансформаторов накала 1,1—1,3 Тл. Большие значения индукции (если трансформатор накала питается от феррорезонансного стабилизатора) увеличивают намагничивающий ток, на-

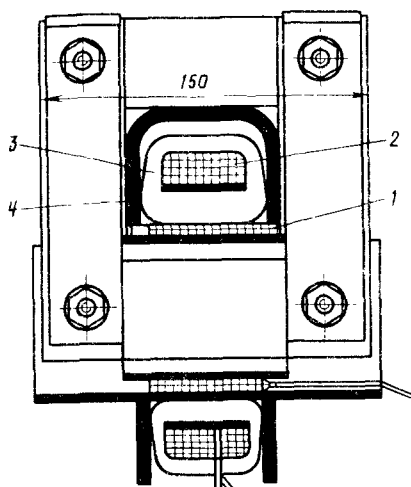


Рис. 60. Трансформатор нагрева для работы в масле:

1 — первичная обмотка; 2 — вторичная обмотка; 3 — бумажная изоляция; 4 — дополнительный барьер из электрокартона

гружая стабилизатор дополнительной реактивной мощностью. Большие намагничивающие токи, сравнимые с токами нагрева, затрудняют работу защиты УРП от сброса нагрузки. Плотность тока в обмотках трансформатора при длительной работе допустимо брать до 3—3,5 А/мм². Для определения толщины высоковольтной изоляции следует использовать выражения (28) и (29). Коммутация цепей нагрева трубок на вторичной стороне осуществляется специальными высоковольтными переключателями (см. выше). Контактное сопротивление таких переключателей должно быть минимальным (0,01—0,02 Ом). Двухфокусные трубки вытесняют однофокусные из моноблочных конструкций, в связи с чем заслуживают внимания схемы цепей нагрева, использующие один трансформатор для избирательного питания двух фокусов рентгеновской трубки с возможностью переключения фокусов на стороне первичного напряжения трансформатора нагрева (рис. 61). Коммутация фокусов трубки обеспечивается переключением направления магнитного потока в стержне

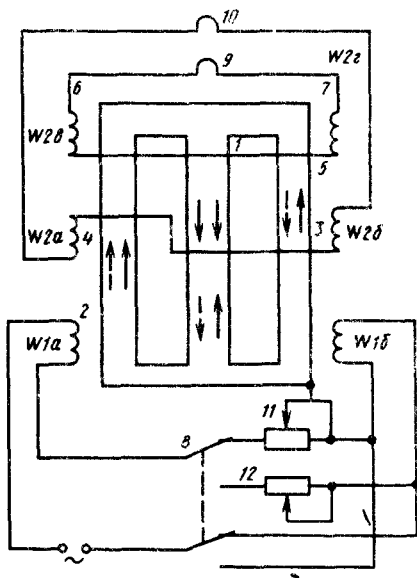


Рис. 61. Схема трансформатора нагрева для избирательного питания нитей накала двухфокусной рентгеновской трубки:

1 — трехстержневой магнитопровод; 2, 3 — первичные обмотки ω_{1a} и ω_{1b} ; 4 — 7 — вторичные обмотки ω_{2a} , ω_{2b} , ω_{2r} ; 8 — коммутационный элемент переключения фокусов; 9, 10 — нити накалов рентгеновской трубки; 11, 12 — резисторы для регулирования тока трубки соответствующих фокусов (стрелками показано направление магнитного потока)

путем изменения полярности напряжения питания на одной из первичных обмоток. На трехстержневом трансформаторе намотаны две первичные обмотки ω_{1a} и ω_{1b} с равным числом витков, расположенные на боковых стержнях, и четыре вторичные обмотки ω_{2a} , ω_{2b} , ω_{2r} , ω_{2r} , которые также расположены на боковых стержнях и имеют равные числа витков. Выводы этих обмоток соединены так, чтобы при определенном включении первичных обмоток ЭДС обмоток ω_{2a} и ω_{2b} были направлены согласно, а ЭДС обмоток ω_{2r} и ω_{2r} — навстречу друг другу и компенсировались. В этом случае магнитный поток в среднем стержне не равен нулю. При изменении полярности питающего напряжения на одной из первичных

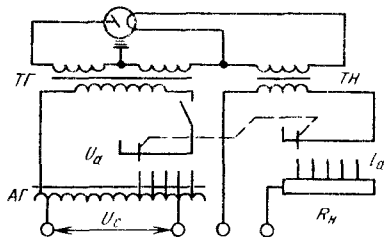


Рис. 62. Система накала, где каждой уставке напряжения соответствует определенная уставка анодного тока; R_n — сопротивление в цепи накала

обмоток ЭДС в обмотках ω_{2a} и ω_{2b} будут вычитаться, а ЭДС в обмотках $\omega_{2в}$ и $\omega_{2г}$ складываться. Поток в среднем стержне в этом случае равен нулю. Возможны также и другие конструкции с расположением одной из вторичных обмоток на среднем стержне.

Простые системы накала трубки имеют для каждой уставки напряжения свою уставку анодного тока (рис. 62). Отводы от резистора R_n позволяют точно подогнать значение тока трубки для каждого значения напряжения. Обычно такие системы выполняются для неизменной мощности на трубке при различных значениях напряжения; анодный ток для всех уставок напряжения определяется из выражения (60).

Системы с электронным управлением накала трубки. Существуют схемы задания тока трубки, основанные на аналоговых и аналого-цифровых вы-

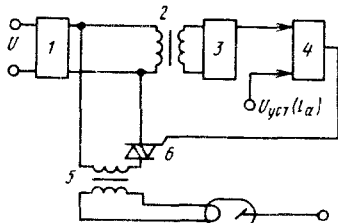


Рис. 63. Схема фазового регулирования уставок анодного тока:

1 — феррорезонансный стабилизатор; 2 — трансформатор опорного напряжения; 3 — интегратор; 4 — нуль-орган; 5 — трансформатор накала; 6 — симистор

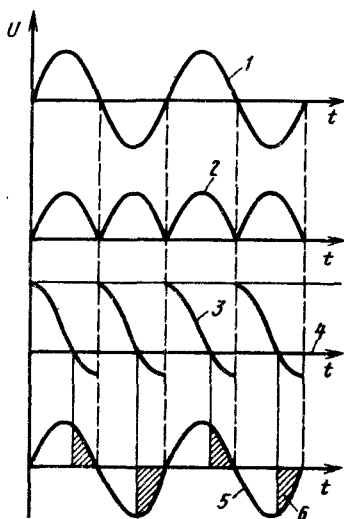


Рис. 64. График работы схемы фазового регулирования цепей накала трубки:

1, 2 — опорные напряжения; 3 — косинусоиды, жестко сфазированные с опорным напряжением; 4 — напряжение, пропорциональное уставке тока $U_{уст} = \varphi(I_a)$; 5 — напряжение, подаваемое на цепочку трансформатор накала—симистор; 6 — импульсы тока в цепи накала рентгеновской трубки

числителях, моделирующих вольт-амперную характеристику рентгеновской трубки одним из приведенных ниже способов. В них задание уставки анодного тока осуществляется фазовым регулированием действующего значения напряжения (и тока) цепей накала трубки; изменением амплитудного значения напряжения (и тока) цепей накала; смешанный вид регулирования — амплитудный и фазовый.

Фазовое регулирование анодного тока трубки наиболее просто осуществляется с помощью тиристора или симистора, включенного последовательно с трансформатором накала (рис. 63). На выходе феррорезонансного стабилизатора включен трансформатор опорного напряжения через симистор-трансформатор накала трубки. Опорное напряжение выпрямляется и интегрируется (рис. 64). При прохождении опорного напряжения через нуль интегратор

сбрасывается на нуль и с его выхода снимаются полуволны косинусоидальной формы, жестко совпадающие по фазе с напряжением питания трансформатора накала трубки. Однополярное напряжение (с выхода интегратора) сравнивается на входе нуль-органа с напряжением уставки анодного тока трубки, и в момент равенства этих напряжений на выходе нуль-органа возникает сигнал, открывающий тиристор в цепи накала. При изменении напряжения уставки анодного тока $U_{уст} = \Phi(t_r)$ происходит изменение угла открывания.

СИСТЕМЫ КОММУТАЦИИ И РЕГУЛИРОВАНИЯ ДЛИТЕЛЬНОСТИ ВКЛЮЧЕНИЯ АНОДНОГО НАПРЯЖЕНИЯ

Коммутирующие устройства состоят из силовых коммутирующих элементов, включенных в главную цепь УРП, и схем управления, задающих длительность включения и осуществляющих синхронизацию включения и отключения силовых элементов (если синхронизация применяется). Силовые элементы выполняются в виде механических контактов, электромагнитных контакторов, тиристоров и симисторов. В качестве схем управления применяются реле времени, реле миллиамперсекунд, экспонометры или реле дозы. Коммутирующие устройства должны обеспечивать включение и отключение главной цепи без перенапряжений и экстратоков. Коммутируемые мощности 0,5—200 кВт. Каждая система (схема управления длительностью включения анодного напряжения — реле времени и коммутирующие элементы) характеризуется собственным временем включения $t_{вкл}$ (длительность между командой на включение высокого напряжения и полным замыканием главной цепи) и временем отключения $t_{откл}$ (длительность между командой на отключение и отключением главной цепи). Длительности включения и отключения главной цепи должны быть минимальными. Задержка включения приводит к ухудшению синхронизации с работой других устройств, а также

к ограничению скорости съемки (частоты кадров). Задержка отключения помимо ограничения скорости съемки приводит к увеличению дозы излучения, воспринимаемой приемником за снимок, по сравнению с выбранной.

При включении индуктивности в левую фазу синусоидального напряжения возникает переходный процесс с удвоенной (по сравнению с установившимся режимом) амплитудой тока. Наличие стального сердечника приводит к появлению значительно больших экстратоков, которые ограничиваются лишь активным сопротивлением цепи. При включении и выключении в максимум напряжения сети (из-за наличия паразитных емкостей главного трансформатора) возникают перенапряжения в высоковольтных цепях, которые в режиме холостого хода могут достигать двукратной величины. Выбор того или иного устройства заданной длительности включений определяется назначением УРП и системой уставок. Диапазон длительности включения изменяется от 1 мс до 5—10 с в УРП для кратковременной работы и от 1,0 до 15—30 мин в УРП для длительной работы.

Коммутация и реле времени в УРП для длительной работы. В УРП для длительной работы обычно применяют электромеханические реле времени с максимальной выдержкой 10—30 мин, приводимые в действие небольшим синхронным двигателем. Двигатель включается одновременно с анодным напряжением и приводит в движение кулачок, связанный с указателем, устанавливаемым на требуемую выдержку. Кулачок движется вместе с указателем и, когда последний достигнет нуля, разрывает контакт, включенный последовательно с катушкой электромагнитного контактора. Для повторной выдержки указатель вновь переводится в необходимое положение. Недостаток реле — невозможность установки длительности включения с точностью до одной секунды.

В УРП, у которых диапазон длительностей включения высокого напряжения начинается с 1,0—2,0 с, включение должно осуществляться на заранее установленный режим по току

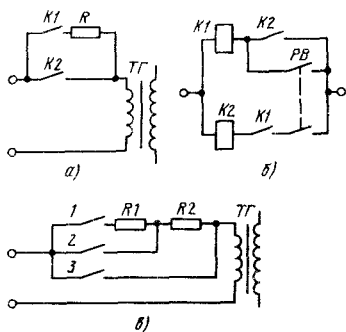


Рис. 65. Схемы двухступенчатого (а и б) и трехступенчатого (в) включения главного трансформатора; РВ — контакты реле времени

и напряжению. Коммутируется напряжение в таких УРП (во избежание перенапряжений) ступенчатым включением и выключением главного трансформатора (рис. 65, а). Сначала замыкается контакт $K1$, подключающая сеть через ограничительный резистор R , а через 5—10 мс замыкается контакт $K2$. Отключение проводится в обратном порядке. Контакты $K1$, $K2$ могут принадлежать одному контактору или разным (рис. 65, б). Сопротивление резистора R выбирается из условия примерного равенства сопротивлению главной цепи УРП (совместно с нагрузкой), приведенному к первичной обмотке главного трансформатора в режиме усредненной мощности (при номинальном напряжении). Применяется также трехступенчатое включение и отключение главной цепи, которое позволяет еще более уменьшить переходные процессы (рис. 65, в). Контакт 1 подключает сеть к главному трансформатору через резистор $R_1 = 1,5R_{п.у.}$, контакт 2 — через резистор $R_2 = 0,5R_{п.у.}$, затем контакт 3 включает полное сетевое напряжение. В УРП с регулированием напряжения щеткой автотрансформатора применяется схема, позволяющая включить высокое напряжение при таком положении щетки, которое обеспечивает напряжение на трубке не более $0,5U_{а.м}$ номинальной величины с последующим выходом на режим уставки.

Коммутация в однофазных УРП для кратковременных включений. В однофазных УРП применяются два вида коммутации: несинхронная и синхронная. К несинхронной коммутации относится включение и отключение нагрузки (главного трансформатора) в любой момент времени, в том числе и в момент прохождения максимума напряжения питания. В этом случае для устранения перенапряжений применяют ступенчатое включение и отключение нагрузки через резисторы (см. рис. 65), уменьшающие возможные перенапряжения до значений, не превышающих номинальное анодное напряжение УРП. Несинхронная коммутация осуществляется на обычных контакторах (магнитных пускателях), например, марки ПМЕ. Выбор типа контактора определяется наибольшим током, потребляемым главным трансформатором:

$$I_{н.к} \geq I_1 \text{ наиб} (6 \div 10)^{-1}, \quad (146)$$

где $I_{н.к}$ — номинальный разрывной ток контактора контактора при длительной работе на индуктивно-активную нагрузку.

При коротких выдержках инерция контактора вносит дополнительную погрешность в длительность выдержки, поэтому получать короткие выдержки (0,02—0,06 с и менее) при несинхронной коммутации затруднительно.

К синхронной коммутации относятся включение и отключение нагрузки в определенную (как правило, нулевую) фазу напряжения питания. Это уменьшает разброс при малых уставках выдержки, устраняет перенапряжения и облегчает работу контактора при отключении (уменьшается дуга между контактами при разрыве главной цепи). Синхронизация отключения по нулю тока первичной цепи довольно сложна, поэтому на практике применяется синхронизация отключения в нуль-напряжения, что приводит к отключению при ненулевом токе и сопровождается искрением контактов контактора. Величина экстратока может быть снижена применением уставок времени с шагом, равным периоду сетевого напряжения (0,02 с). В этом случае система обеспечивает четное число полуперио-

дов тока и остаточное намагничивание сердечника трансформатора противоположно намагничиванию в первый полупериод последующего включения, а суммарная индукция не превышает величины при установившемся режиме. Эти достоинства реализуются либо при использовании тиристорov, либо контакторов специальной конструкции, создающих постоянство хода контактов во времени, что при задании определенных фаз включения и отключения катушки контактора обеспечивает определенные (нулевые) фазы включения и отключения главной цепи. Основные недостатки синхронной коммутации на контакторах с четным числом полупериодов: большое время включения и отключения (до 20 мс); невозможность получения длительностей включения менее 20 мс; необходимость периодического регулирования работы контактора; разность сдвига фаз между током и напряжением, зависящая от режима работы аппарата. Все это вместе с неизбежными неточностями регулирования контактора усугубляет трудности отключения. Сократить минимальную длительность выдержки до 0,01 с позволяет система с запоминанием полярности последнего полупериода напряжения (и, следовательно, тока) предыдущего включения, переключающая цепи включения так, чтобы первый полупериод последующего включения был направлен в противофазу последнего полупериода предыдущего включения. В системах запоминания могут быть использованы поляризованные реле, ферритовые ячейки с прямоугольной петлей гистерезиса и т. п. Эти системы должны обеспечивать длительное запоминание направления остаточного намагничивания магнитопровода главного трансформатора (после всевозможных по длительности нагрузок) и сохранять его при отключении УРП от напряжения питания. Система синхронной коммутации УРП аппаратов РУМ-22 и РУМ-22А с запоминающей цепочкой обеспечивает (при применении симметричного тиристора типа ТС-160) минимальную длительность выдержки 10 мс. Применение в схемах синхронной коммутации тиристорov как симметричных,

так и с током, проходящим в одном направлении (применяют два тиристора, включенных навстречу друг другу), исключает необходимость синхронизации при отключении.

Другой способ уменьшения экстратовков при выдержках до 0,01 с — подмагничивание сердечника главного трансформатора. При этом полярность напряжения при включении остается постоянной. Подмагничивание осуществляется двумя способами: постоянным током и импульсным. При первом способе подмагничивания необходим специальный мощный выпрямитель, что неэкономично; второй способ широко применяется при тиристорной коммутации.

При коротких выдержках становится существенным различие между временем, в течение которого замкнута главная цепь (электрическая выдержка), и временем заметного рентгеновского излучения (рентгенографическая выдержка). Рентгенографическая выдержка всегда меньше электрической (особенно в однофазных схемах). Так, для выдержки 0,01 с (один полупериод) рентгенографическая выдержка примерно втрое меньше электрической. Обычно за длительность рентгенографической выдержки принимают отрезок времени, в течение которого напряжение на трубке равно и больше 0,9 максимального значения.

Коммутация в трехфазных УРП. В трехфазных УРП применяются как синхронная, так и несинхронная коммутация. На рис. 66, а приведены типичные схемы несинхронной коммутации. Контактор $K1$, управляемый контактом реле времени (PB), включает главный трансформатор, соединенный звездой или треугольником, через резистор предварительного включения R . Одновременно контактор $K1$ включает контактор $K2$, контакты которого закорачивают резистор R . При собственном времени срабатывания каждого контактора, равном 10 мс, полное время задержки на включение 20 мс. Отключение проводится в обратном порядке: сначала контактор $K2$, а затем $K1$. Резистор $R1$ служит для предотвращения дребезга контактов контактора $K1$ при включении контактора $K2$. Задержки

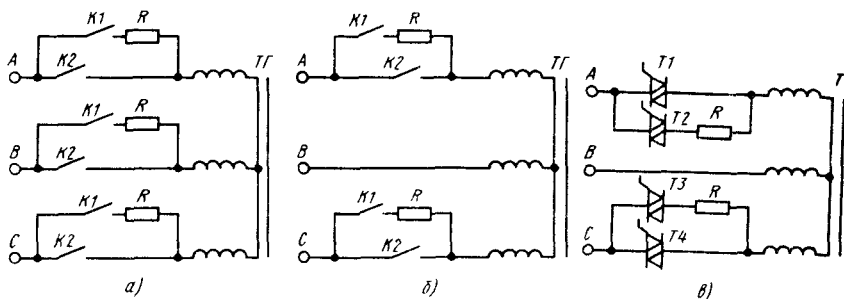


Рис. 66. Схема несинхронной коммутации трехфазных УРП

на отключенные следующие: электрическая — 20 мс, рентгенографическая — 10 мс. Для упрощения схемы коммутации одну из фаз питания главного трансформатора не коммутируют (рис. 66, б).

На рис. 66, в приведена схема на четырех симисторах. Фаза В замкнута предварительно. Тиристоры T2 и T3 включаются одновременно в произвольный момент времени, а через 3—5 мс включаются тиристоры T1 и T4. Отключение управляющего сигнала со всех тиристоров проводится одновременно. Тиристоры перестают проводить в момент смены полярности первичного тока. Максимальная задержка на отключение 10 мс, рентгенографическая задержка 8,8 мс.

Поскольку в трехфазных схемах

нулевые значения фазных напряжений не совпадают во времени, то для синхронизации включений и отключений пользуются различными видами ступенчатой синхронной коммутации.

Схема управления моментом следующего включения с учетом возможных состояний магнитопровода достаточно сложна, поэтому при трехфазной коммутации применяют принудительное перемagnичивание сердечника кратковременным подмagnичиванием главного трансформатора импульсом тока определенной полярности, пропускаемого по одной или трем фазным обмоткам трансформатора. Быстродействие тиристоров позволяет проводить импульсное подмagnичивание главного трансформатора (рис. 67, а, б). Вблизи

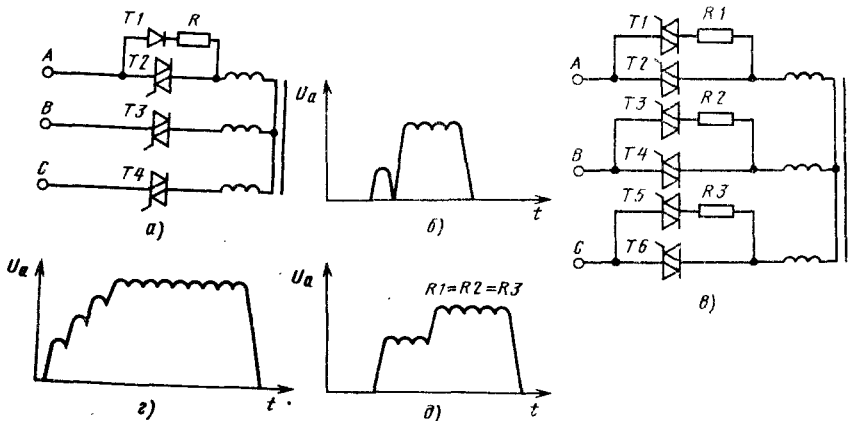


Рис. 67. Схемы подмagnичивания трехфазных трансформаторов перед включением нагрузки

нуля фазы *A* включается тиристор *T1*, и через резистор *R* идет ток подмагничивания. Через 7 мс поочередно включаются остальные тиристоры. При симметричном тиристоре *T1* время задержки сокращается до 10 мс, так как включение подмагничивания происходит в любой нуль фазы *A*. На рис. 67, в—д приведены схемы со ступенчатым подмагничиванием. При $R1 > R3 > R2$ и фиксированном порядке включения тиристоров (*T1*, *T5*, *T3*, *T2*, *T6*, *T4*) происходит плавное четырехступенчатое включение нагрузки; при $R1 = R2 = R3$ и одновременном включении тиристоров *T1*, *T3*, *T5*, а через 10 мс тиристоров *T2*, *T4*, *T6* — двухступенчатое.

Несинхронная или ненулевая синхронная коммутация могут быть выполнены двумя, тремя или одним коммутирующими элементами.

На рис. 68 изображена схема ненулевой коммутации с помощью тиристоров. Мощный тиристор *T1* включен в среднюю точку шестивентильного моста, включенного в нейтраль первичных обмоток главного трансформатора. Начало выдержки задается подачей управляющего сигнала, опирающегося тиристор *T1*. Гашение тиристора *T1*, коммутирующего главную цепь, осуществляется путем разряда мощного конденсатора *C* через буферный резистор *R1* и управляющий тиристор *T2* (конденсатор предварительно заряжается от маломощного источника через тиристор *T3*). При разрядке конденсатора *C* ток с тиристоре *T1* кратковременно падает до нуля. Это время оказывается достаточным для запаривания тиристора (время восстановления ~ 50 мкс). Схема обеспечивает минимальную выдержку времени 0,001 с, получение выдержек с произвольным шагом, время задержки при отключении $\sim 0,001$ с, частоту включений до 20 с в секунду. Подмагничивание (желательное) осуществляется введением добавочного тиристора *T4* и резистора *R2*. Применение таких систем ограничено схемами соединения первичных обмоток только в звезду, что исключает возможность изменения номинала се-

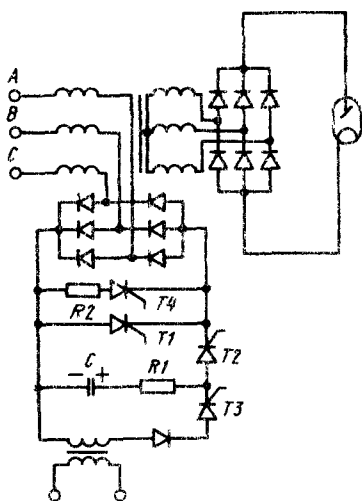


Рис. 68. Схема коммутации главного трансформатора с тиристором в средней точке

тевого напряжения включением первичных обмоток треугольником.

Для импульсной рентгенокиносъемки применяют коммутацию на стороне высокого напряжения. Коммутация выполняется либо с помощью рентгеновской трубки с управляющим электродом (трубка с сеткой), либо введением в высоковольтную цепь мощных вакуумных триодов или тетродов (рис. 69). В обоих случаях управление коммутацией осуществляется от синхрониконтакта кинокамеры. Практическое применение имеют оба способа. Однако управляемые вентили реализуют все преимущества управления на вторичной стороне напряжения и могут обеспечить работу установки с любыми трубками, тогда как при сеточном управлении требуется определенный набор трубок.

Применение трубки с сеткой более целесообразно в передвижных конденсаторных УРП, где сеточное управление используется для прерывания генерирования излучения, после того как напряжение на конденсаторе уменьшится до заданного значения. Устройства для коммутации напряжения на вторичной стороне выпускаются в виде специальных УРП

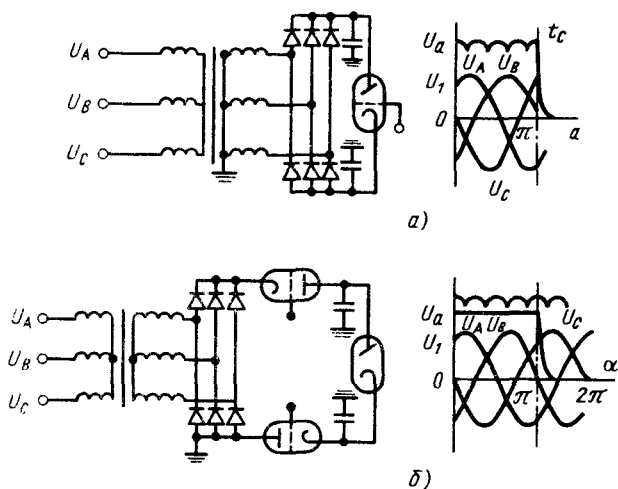


Рис. 69. Схемы выключения анодного напряжения при коммутации главной цепи на стороне высокого напряжения:

а — с помощью трубки с сеткой; б — с помощью высоковольтных регулируемых ламп

с управлением на вторичной стороне, либо в виде приставок для импульсной рентгенокиносъемки (установка для импульсной киносъемки фирмы *Siemens*, работающая на трехэлектродной трубке; установка *Cinepuls* фирмы *Philips*, выполненная на высоковольтных тетрадах). Управление сеточной цепью трубки с сеткой аналогично управлению высоковольтными триодами и тетрадами. Задержки на отключение в таких схемах определяются главным образом емкостями высоковольтных кабелей.

В табл. 22 приведены электрические и рентгенографические параметры основных типов коммутации, в табл. 23 — типы отечественных тиристорных и симисторных, применяемых в рентгеновских питающих устройствах.

Реле времени и коммутация УРП аппарата Р У М - 20 обеспечивает синхронное включение и отключение высокого напряжения на рентгеновской трубке посредством воздействия на управляющие электроды симметричных тиристоров $T1$, $T2$, $T3$ и $T4$; диапазоны выдержек от 5,0 мс до 5,0 с при снимках и неограниченную выдержку при просвечивании, а также предваритель-

ное подмагничивание главного трансформатора.

Реле времени имеет два режима работы — импульсное управление силовыми симисторами при снимках и непрерывное при просвечивании. Режимы работы поясняются структурной (рис. 70) и принципиальной (рис. 71) схемами, а также диаграммами (рис. 72).

По пусковому сигналу срабатывает ключ пуска (рис. 73) в момент t_1 (см. рис. 72, а), который дает разрешение на срабатывание ключа подмагничивания. Однако ключ подмагничивания ($T5$) не срабатывает до тех пор, пока у него на входе не появится импульс, полученный на схеме формирования импульсов в момент $U_{AC} = 0$ (t_2). (Импульсы в моменты времени $U_{AC} = 0$, $U_{AB} = 0$, $U_{BC} = 0$ получаются из выпрямленных междофазных напряжений путем ограничения на стабилитронах $V6, V4$, а импульс в момент $U_A = 0$ получается аналогично из напряжения фазы А. Все импульсы имеют форму треугольника. Дiodы $V11$, $V12$, $V13$, $V14$, $V15$, $V17$ и $V18$ выполняют функции развязки.) В момент $U_{AC} = 0$ тиристор $T5$ в ключе подмагничивания от-

22. Основные характеристики электромеханической и электронной коммутации главной цепи УРП

Схема на рис.	Тип коммутации	Число фаз	Включение		Отключение		Минимальная электрическая выдержка	Минимальная рентгенографическая выдержка	Задержка включения	Задержка выключения (электрическая)	Максимальная частота включения, с ⁻¹				
			синхронное	несинхронное	синхронное	несинхронное						мс			
65, а	Электромеханический контактор с предварительным сопротивлением Электромеханический контактор с четным числом полупериодов Электромеханический контактор с запоминанием последнего полупериода Симистор с четным числом полупериодов Симистор с запоминанием последнего полупериода	1	-	+	-	+	10	3	20	10	2				
			+	-	+	-	20	13	10-30	10-30					
			+	-	+	-	10	3		10-20					
			+	-	+	-	20	13	0-20	0-20					
			+	-	+	-	10	3		0-10					
66, а	Электромеханическая система на двух контакторах с $R_{предв}$ (коммутруются три фазы)		-	+	-	+		7	20	10	6				
66, б	Симисторная система: два основных, два вспомогательных, два $R_{предв}$ (коммутруются две фазы)	3	-	+	+	-	10	3	10	8-12					

Продолжение табл. 22

Схема на рис.	Тип коммутации	Число фаз	Включение		Отключение		Минимальная электрическая выдержка	Минимальная рентгенографическая выдержка	Задержка включения	Задержка выключения (электрическая)	Максимальная частота включения, с ⁻¹				
			синхронное	несинхронное	синхронное	несинхронное						мс			
67, а	Тиристорная система на трех симисторах в линейных проводах звезды	3	+	-	+	-	10	3	0-20	4-7	6				
67, а	Тиристорная система из трех симисторов и одного тиристора для импульсного подмагничивания в одной фазе		+	-	+	-									
68	Несинхронная коммутация тиристором в средней точке звезды		-	+	-	+						1	1	10	1
69, а	Коммутация на вторичной стороне (трубка с сеткой)	1-3	-	+	-	+	0,5	0,5	0,5	0,5	До 500				
69, б	Коммутация на вторичной стороне (триоды)	3	-	+	-	+									

крывается и замыкается пень для зарядки емкости $C1$. Через светодиод оптрона OT4-1 протекает ток зарядки емкости $C1$. Постоянная времени цепочки $R1C1$ выбирается из условий надежного отпирания оптрона. Тиристор оптрона OT4-2 в схеме управления симистором $T4$ подмагничивания подключается через диодный мост $V49$ последовательно с токоограничивающим резистором $R1$ ко вторичной обмотке трансформатора $T2$ фазы B .

(Аналогичным образом устроены схемы управления симисторами фаз A , B и C). Напряжение фазы B подается на управляющий электрод симистора подмагничивания, отпирает его, и через обмотку главного трансформатора в течение 3 мс протекает ток подмагничивания, который прекращается в момент прохождения тока фазы A через нуль. Ключ подмагничивания дает разрешение на срабатывание ключа снимка. Последний срабатывает

23. Основные технические характеристики тиристоров и симисторов, применяемых в системах коммутации отечественных УРП

Тиристор, симистор	Максимальное прямое и обратное напряжение, В	Максимальный прямой ток	Максимальный импульсный ток	Напряжение спрямления (на управляющем электроде), В	Ток спрямления (ток управляющего электрода), мА	Время включения, мкс	Масса, г
		А					
T-25	50—1200	25	850 (10 мс)	5,5	200	10	120
T-50		50	1650 (10 мс)		300		190
T-160		160	3600 (10 мс)		460		
ТС-80	50—1000	80	850 (10 мс)	7	400	20	460
ТС-160		160	1600 (12 мс)				

Примечание. Время выключения 70—250 мкс.

с поступлением импульса со схемы формирования импульсов в момент $U_A = 0$ (t_3) на управляющий электрод тиристора $T6$ в ключе снимка. Последний отпирается, тем самым вызывая отпирание транзистора $V56$, и одновременно начинается заряд конденсатора $C7$ в схеме уставки времени через времязадающий резистор, поме-

щенный в пульт управления аппарата. После подмагничивания первым срабатывает ключ фазы B , запускаемый импульсом со схемы формирования в момент t_3 . (Как только откроется транзистор $V56$, в ключе снимка начинается протекать ток заряда конденсатора $C4$. Открывается тиристор оптрона $OT1 - 2$ в схеме управления си-

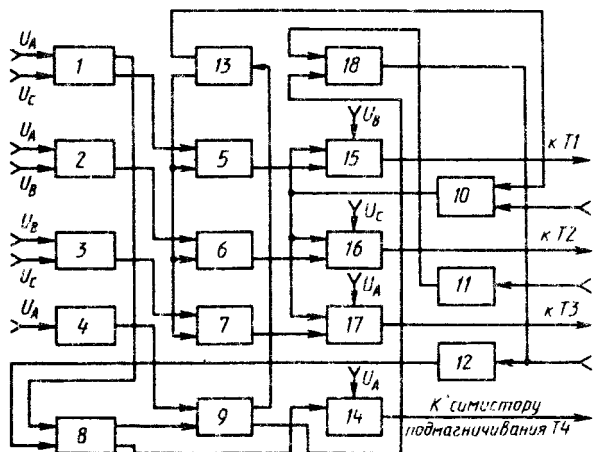


Рис. 70. Структурная схема реле времени УРП РУМ-20 и РУМ-20М:

1—4 — схемы формирования импульсов напряжений U_{AC} , U_{AB} , U_{BC} и U_A соответственно; 5—7 — ключи фаз A , B и C соответственно; 8—12 — ключи подмагничивания, снимков, непрерывного управления, экспонометра, пуска соответственно; 13, 14 — схемы управления сптронами и симистором подмагничивания соответственно; 15—17 — схемы управления симисторами фаз A , B , C соответственно; 18 — схема уставки времени

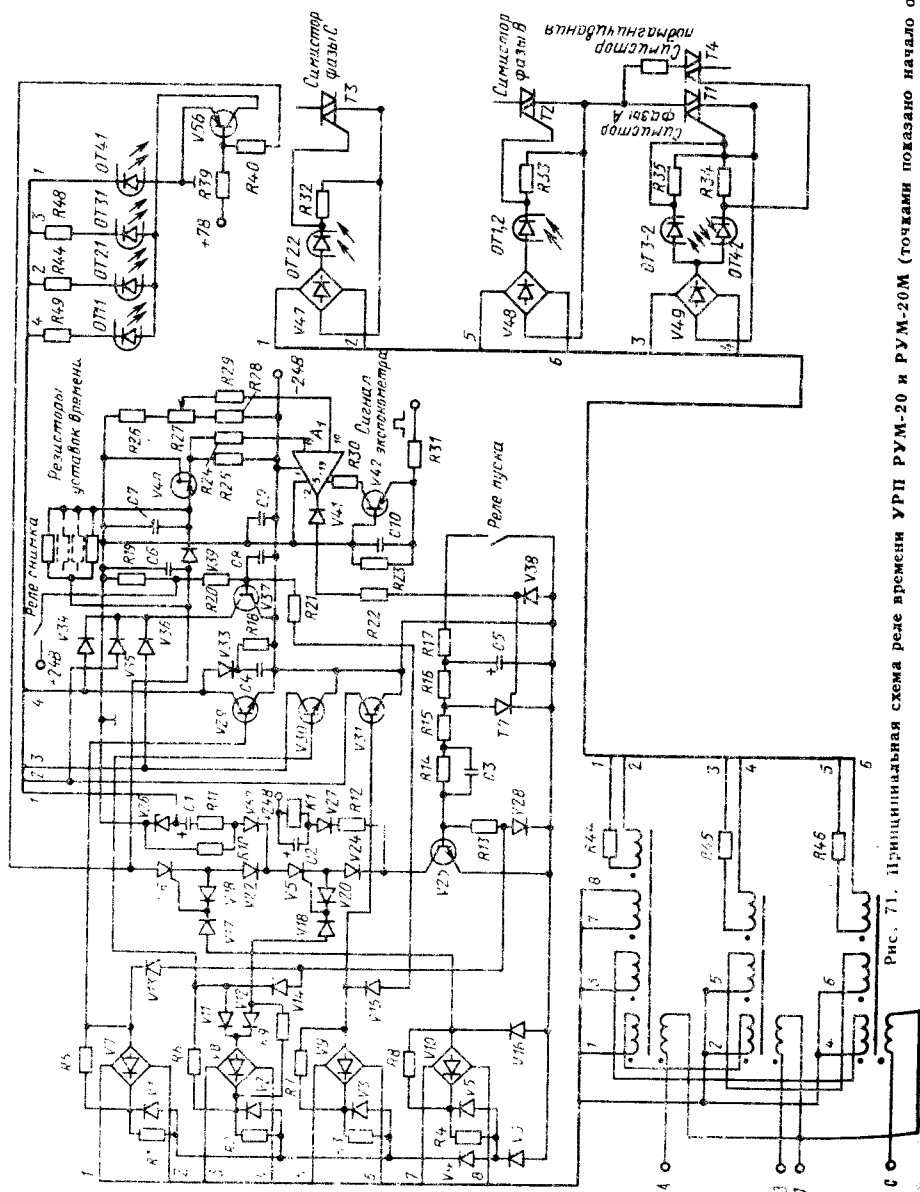


Рис. 71. Принципиальная схема реле времени УРП РУМ-20 и РУМ-20М (точками показано начало обмоток)

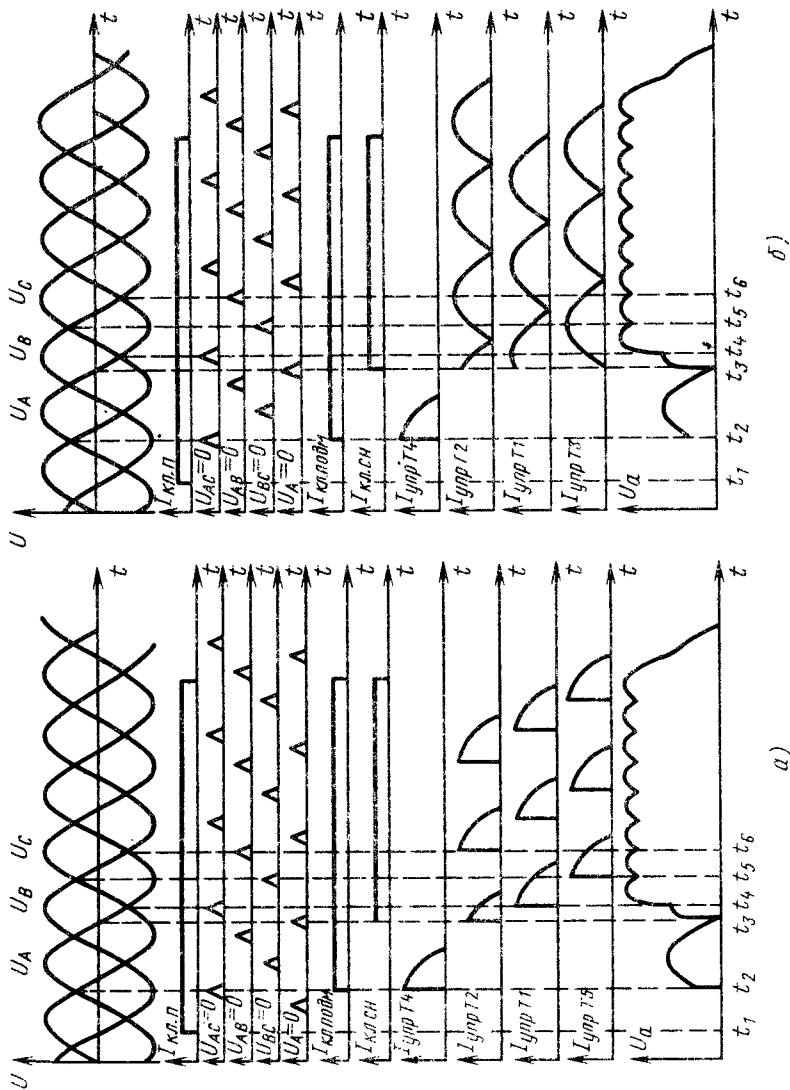


Рис. 72. Временные диаграммы работы схемы рече времени в импульсном (а) и непрерывном (б) режимах:
 $I_{кл.п}$ — $I_{кл.}$ под и $I_{кл.сн}$ — ток и ключей соответственно пуска, подмагничивающий и снятия; $I_{упр Т1} \dots I_{упр Т4}$ — ток управления тиристоров соответственно $T1 \dots T4$

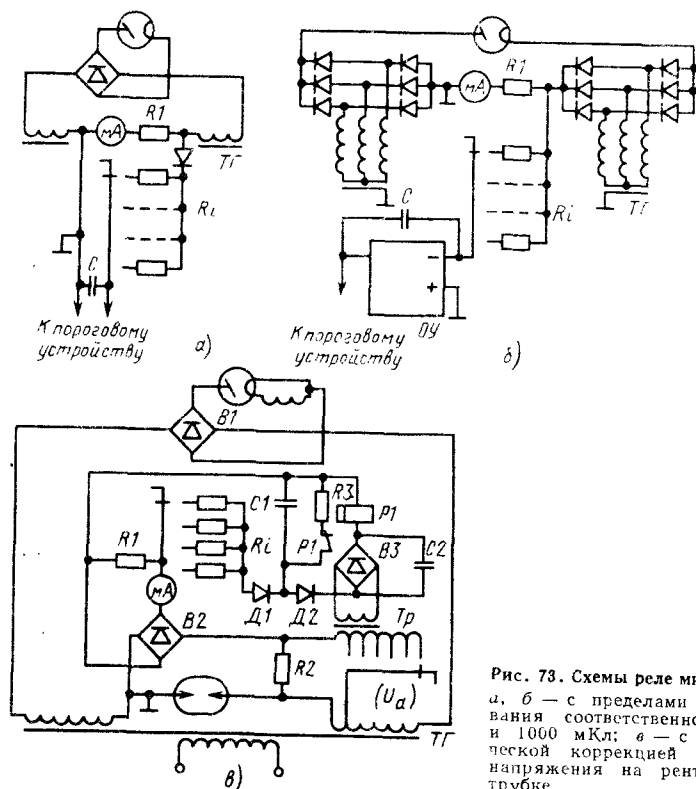


Рис. 73. Схемы реле милликулон:
 а, б — с пределами регулирования соответственно до 100 и 1000 мКл; в — с автоматической коррекцией изменения напряжения на рентгеновской трубке

мистором фазы В.) Затем с приходом импульса в момент $U_{AC} = 0$ (t_4) срабатывает ключ фазы А, в момент $U_{BC} = 0$ (t_5) запускается ключ фазы С, в момент $U_{AB} = 0$ (t_6) — ключ фазы В и т. д. (работают ключи на транзисторах $V30, V31, V29$ в схеме управляемых оптронами, отпирающимися на время 2 мс импульсами $U_{AC} = 0, U_{BC} = 0$ и $U_{AB} = 0$ соответственно). В ключе снимка в качестве нагрузки транзистора $V25$ стоит реле $K1$, выполняющее в схеме УРП функции реле начала снимка.

При срабатывании ключа снимка начинается заряд конденсатора $C7$ через времязадающий резистор в пульте. Потенциал на затворе транзистора $V40$ падает, и изменяется напряжение на резисторе $R25$. Это напряжение сравнивается с напряжением, снимае-

мым с резистора $R27$ делителя $R26—R28$. В качестве компаратора используется дифференциальный усилитель $A1$. В момент равенства напряжений, снимаемых с токового повторителя и делителя, на выходе компаратора появляется напряжение, которое через ограничивающий стабилитрон $V41$ и резистор $R22$ поступает на управляющий электрод тиристора $T7$. Напряжение на выходе компаратора свидетельствует об окончании снимка, открытый тиристор $T7$ шунтирует цепь пуска, транзистор $V25$ закрывается, протекание тока через тиристоры $T5$ и $T6$ прекращается, и они запираются. Реле времени возвращается в исходное состояние.

В случае поступления сигнала с экспонетра о прекращении снимка ключ на транзисторе $V42$ заставляет компа-

ратор сработать раньше, чем истечет установленное на пульте время выдержки.

При работе в режиме непрерывного управления размыкаются контакты реле снимка, подсоединяющие общую точку резисторов R_{16} и R_{20} к шине — 24 В, что приводит к отпирианию транзистора V_{37} . Транзисторы V_{29} , V_{30} и V_{31} шунтируются диодами V_{34} , V_{35} и V_{36} и открытым транзистором V_{37} . Через светодиоды оптронов протекает постоянный ток, тиристоры оптронов все время открыты, и управление снимисторами происходит полуволнами синусоидального напряжения.

Реле милликулон. Другим времязадающим устройством является реле милликулон (мКл) (реле миллиампер-секунд), которое находит все более широкое применение в питающих устройствах, так как позволяет более точно выдержать заданную дозу излучения при изменениях анодного тока. Кроме того, это реле лучше согласуется с системой уставок: $U_a + \text{рентгеноэкспонометр}$ (при $P = \text{const}$). В среднюю точку вторичных обмоток главного трансформатора (рис. 73, а) включен резистор R_1 , падение напряжения на котором прямо пропорционально анодному току. От этого падения напряжения заряжается конденсатор C через один из резисторов R_i уставок реле. По достижении определенного напряжения $U_{\text{пор}}$ срабатывают пороговое устройство и промежуточное реле, которое дает команду коммутирующему устройству на отключение высокого напряжения. Такое устройство применяется в УРП, рассчитанном на небольшие величины уставок мКл, так как при уставках в сотни мКл емкость должна быть очень большой (10^3 — 10^4 мкФ). Из соображений безопасности и удобства стыковки с пороговым устройством напряжение на емкости ограничивается до 50—100 В. При $R_i \gg R_1$ падение напряжения на резисторе R_1 не зависит от величины R_i и заряда емкости, а при $R_i C_i \gg t_0$ напряжение на конденсаторе пропорционально напряжению на R_1 и, следовательно, анодному току. Величины: емкость конденсатора C , напряжение порогового устройства $U_{\text{пор}}$, ток трубки I_a , длительность

включения t_0 , сопротивление R_1 в средней точке, сопротивление R_i уставки мКл и число милликулон q , протекающих через трубку за время включения, связаны между собой следующим выражением:

$$C = \frac{I_a t_0 R_1}{R_i U_{\text{пор}}} = \frac{q R_1}{R_i U_{\text{пор}}} \quad (147)$$

Первое отношение применяется для расчета параметров схем с постоянным током трубки в процессе включения нагрузки, а второе — для параметров схем с падающей нагрузкой, которые широко применяются как в сочетании с рентгеноэкспонометром, так и с реле милликулон. При большом диапазоне изменений анодного тока схема на рис. 73, а дает существенные погрешности. Схема реле милликулон с операционным усилителем (ОУ) (рис. 73, б) значительно улучшает параметры реле (увеличиваются величины R_i и уменьшается емкость конденсатора).

На рис. 73, в приведена схема реле милликулон, автоматически учитывающая колебания сети и вносящая поправку в фактическую величину отработываемых милликулон.

СИСТЕМЫ СТАБИЛИЗАЦИИ ИНТЕНСИВНОСТИ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Для нормальной работы УРП необходимо стабилизировать его работу и интенсивность излучения рентгеновской трубки. Причины, вызывающие изменение рабочих параметров УРП в процессе работы, — колебания напряжения сети и изменение анодного тока. Колебания напряжения сети приводят к значительным колебаниям интенсивности излучения вследствие изменения анодного напряжения и тока. Изменения анодного напряжения и особенно анодного тока могут также вызвать превышение допустимой мощности трубки либо номинального напряжения трубки при уменьшении анодного тока (уменьшение падения напряжения). Изменения анодного тока, вызываемые колебаниями напряжения накала, а также изменения параметров целей накала и самой трубки могут привести к тем же последствиям.

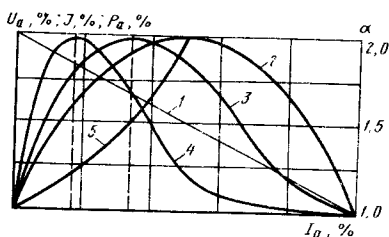


Рис. 74. Закономерность работы УРП при неизменной внешней характеристике:

1 — внешняя характеристика; 2 — мощность; 3 — интенсивность нефльтрованного излучения; 4 — интенсивность за органической средой толщиной 20 см ($n = 5$); 5 — коэффициент α

Длительные изменения сетевого напряжения регулируются ручным или автоматическим корректором сетевого напряжения; кратковременные — устраняются стабилизацией напряжения на стороне высокого напряжения и на стороне низкого напряжения, параметрической стабилизацией интенсивности излучения; стабилизацией дозы излучения при длительных и кратковременных включениях и яркости рентгеновского изображения. Стабилизация цепей накала осуществляется феррорезонансными стабилизаторами, а стабилизация анодного тока трубки — стабилизаторами анодного тока.

Параметрическая стабилизация напряжения заключается в том, что при изменении напряжения сети анодное напряжение может оставаться постоянным, если автоматическое или принудительное изменение анодного тока будут компенсировать изменения анодного напряжения.

Стабилизация интенсивности на основе «критического режима». Стабилизировать интенсивность рентгеновского излучения можно без стабилизации анодного тока путем перемещения рабочей точки по внешней характеристике УРП (при условии, что последняя остается неизменной). На рис. 74 внешняя характеристика УРП, представленная в виде прямой 1, описывается уравнением

$$U_{a.м} = U_{a.х.х.м} - K_{I_1} I_{a.ср} R. \quad (148)$$

При $I_{a.ср} = 0$ $U_{a.м} = U_{a.х.х.м}$ при $I_{a.ср} = I_{a.к.в}$ — ток короткого замыкания на стороне высокого напряжения, $U_{a.м} = 0$. Кривая 2 дает изменение мощности, воспринимаемой анодом трубки. При $I_{a.ср} = 0$ при $I_a = I_{a.к.в}$ $P_a = 0$; при $I_a = 0,5 I_{a.к.в}$ $P_a = P_{a.м}$. При условии $K_p = const$ изменение интенсивности излучения за объектом исследования (кривые 3, 4 зависят от n)

$$J = a' U_{a.м}^n / I_{a.ср} \quad (149)$$

где a' — коэффициент, зависящий от атомного номера вещества анода рентгеновской трубки ($a' = const$). Кривая (5) характеризует изменение отношения напряжения холостого хода (соответствующего данной уставке напряжения) к изменяющемуся с нагрузкой рабочему напряжению (коэффициент α). Рабочая точка внешней характеристики, соответствующая максимуму интенсивности излучения, представляет собой «критический режим». В достаточно широкой области, охватывающей этот режим с обеих сторон, изменения анодного тока мало сказываются на интенсивности излучения. Для различных показателей степеней в (149) максимум интенсивности будет при различных значениях анодного напряжения. В табл. 24 приведены значения напряжения холостого хода и тока I_a в % от тока короткого замыкания при максимуме интенсивности для неизменной внешней характеристики и различных плотностей исследуемых объектов ($n = 2; 5; 10$).

Закономерности, представленные на рис. 74, свойственны неизменной внешней характеристике и теряют свою силу, если рабочая точка ($U_{a.м}, I_{a.ср}$) переходит с одной характеристики на другую, как это бывает в реальной аппаратуре (например, при переключении отпаек обмоток автотрансформатора или главного трансформатора). Система параметрической стабилизации применена в малогабаритном УРП аппарата 8ЛЗ на 75 кВ, высоковольтный генератор которого выполнен в виде моноблока. Параметры трансформатора и цепи накала этого УРП подобраны так, что при

24. Максимумы интенсивности на внешней характеристике УРП в зависимости от плотности объекта исследования

n	$U_{a. м}$		$I_{a. ср}$		$\Delta U_{a. м. \%}$
	в относительных единицах к напряжению холостого хода	в %	в относительных единицах к току короткого замыкания	в %	
2	$2U_{a. х. х. м} (3)^{-1}$	66,6	$I_{a. к. з} (3)^{-1}$	33,3	33,3
5	$5U_{a. х. х. м} (6)^{-1}$	83,7	$I_{a. к. з} (6)^{-1}$	16,6	17,3
10	$10U_{a. х. х. м} (11)^{-1}$	91,0	$I_{a. к. з} (11)^{-1}$	9,1	9,0

изменениях напряжения сети в широких пределах анодное напряжение (максимум рабочей полуволны) остается в первом приближении неизменным (75 кВ), в то время как анодный ток и ток сети изменяются в широких пределах; значительно изменяется также максимум холостой полуволны напряжения, достигая в неблагоприятных случаях 100 кВ. Отключение анодного напряжения в данной системе должно осуществляться реле количества электричества, что в сочетании с неизменным анодным напряжением и обеспечивает стабильность энергии излучения.

Стабилизация напряжения перемещением рабочей точки с одной внешней характеристики на другую при изменении анодного тока является одной из наиболее быстродействующих систем, осуществляемых на стороне низкого напряжения. Система состоит из схемы накала трубки с быстродействующим регулированием (амплитудное или фазовое регулирование) и датчика обратной связи в виде высоковольтного делителя анодного напряжения. Напряжение с высоковольтного делителя сравнивается с опорным напряжением уставки напряжения, и рассогласование подается на схему накала трубки. Быстродействие системы определяется только тепловой инерцией нити накала трубки (прежде всего при уменьшении тока). Реальное быстродействие составляет 10—20 мс на 10% изменения напряжения.

Стабилизация дозы рентгеновского излучения. Стабилизируются интенсивность и доза рентгеновского излучения различными средствами в зависимости от назначения УРП. В УРП для длительной работы (лучевая терапия) стабилизация интенсивности достигается введением обратной связи (по величине ионизационного тока дозиметрического датчика), воздействующей на регулятор напряжения УРП; в УРП для кратковременной и длительной работы стабилизация дозы рентгеновского излучения, падающего на приемник за один снимок, выполняется введением рентгеноэкспонометра; в УРП для кратковременной и длительной работы, где отключение анодного напряжения осуществляется реле количества электричества, стабилизация дозы рентгеновского излучения осуществляется автоматическим введением поправки в уставку реле милликулон при изменении сетевого напряжения.

Схема реле количества электричества с автоматической коррекцией приведена на рис. 73, в. Рентгеновская трубка через выпрямитель $V1$ подключена ко вторичной обмотке главного трансформатора $ТГ$. От начальных витков одной из секций вторичной обмотки сделан отвод, который через плату переключателя напряжения подключен к первичной обмотке трансформатора $Тр$, вторичная обмотка которого замкнута через мост $V3$ (шунтированный емкостью $C2$) на цепочку, состоящую из емкости $C1$, обмотки поляризованного реле $P1$ и диодистора

Д2. Отпайки первичной обмотки трансформатора T_r выбраны так, что при всех уставках анодного напряжения напряжение на выходе моста B_3 всегда будет одно и то же ($U_{B_3} = 50$ В) и будет изменяться только при изменении напряжения сети. Напряжение пробоя диодистора ($U_{D_2} = 60$ В) выбрано большим, чем напряжение моста B_3 , поэтому пока на емкости C_1 не накопится определенный заряд и суммарное напряжение емкости C_1 и моста B_3 не станет равным напряжению пробоя диодистора, реле P_1 не сработает и экспозиция будет продолжаться. Заряд на емкости C_1 обусловлен падением напряжения на резисторе R_1 от протекания по нему анодного тока. Скорость зарядки емкости C_1 определяется уставкой количества электричества q , задаваемой величиной резистора R_1 и анодным током. При напряжении сети, равном номинальному, экспозиция закончится, когда на емкости C_1 напряжение $U_{C_1} = 10$ В и суммарное напряжение $U_{C_1} + U_{B_3}$ будет равно напряжению пробоя $U_{D_2} = 60$ В. При уменьшении напряжения сети, например, на 10% напряжение U_{B_3} также снизится на 10% ($U_{B_3} = 45$ В), тогда для окончания экспозиции напряжение на емкости C_1 должно увеличиться в 1,5 раза ($U_{C_1} = 15$ В) для того, чтобы суммарное напряжение $U_{C_1} + U_{B_3}$ стало равным U_{D_2} . Диод D_1 служит для предотвращения разряда емкости C_1 на резисторах R_1 и R_2 . Резистор R_3 служит для разряда емкости C_1 перед последующей экспозицией.

Стабилизация яркости изображения. Системы стабилизации яркости применяют в УРП, предназначенных для работы с усилителями рентгеновского изображения (УРИ) и с видеоконтрольным устройством (ВКУ). Оптимальным является режим поддержания определенного уровня яркости изображения на выходном экране УРИ независимо от изменения плотности объекта исследования. В качестве датчика используется либо фотозлектронный умножитель (ФЭУ), на который отводится часть светового потока от выходного экрана электронно-оптического преобразователя (ЭОП) к теле-

визионной передающей трубке, либо непосредственно видеосигнал телевизионной системы. Электрический сигнал датчика, пропорциональный яркости, поступает в систему автоматического регулирования и после сравнения с опорным сигналом, пропорциональным заданному значению яркости, воздействует на исполнительный элемент. Последний изменяет анодное напряжение или анодный ток, или оба параметра совместно. В качестве доминанты чаще всего используют центральную часть изображения площадью около 100×100 мм. Вследствие этого при использовании системы стабилизации с ФЭУ необходимо устанавливать ФЭУ в плоскости оптического изображения и ограничивать размеры изображения центральной областью. При использовании видеосигнала проводится интегрирование электрических сигналов интересующей части изображения, что не требует введения в оптический тракт ФЭУ, на который нужно отводить часть светового потока (рис. 75). Электрические сигналы с выхода телевизионной системы (ТС) поступают в электронный датчик яркости (ДЯ), интегрирующий доминантную часть электрических сигналов и превращающий их в напряжение, пропорциональное яркости. Это напряжение поступает на усилитель (У), где сравнивается с опорным напряжением от блока, задающего требуемый уровень яркости (ЗЯ). Сигнал рассогласования управляет двигателем (Д), перемещающим щетки регулировочного автотрансформатора (АГ) или резистора в цепи накала (РН) или одновременно и те и другие, изменяя анодное напряжение и ток трубки (РТ) до тех пор, пока яркость на входе УРИ не станет равной заданному значению.

В системах, использующих УРИ с рентгеновским электронно-оптическим преобразователем (РЭОП), фотозлектронный умножитель с помощью телевизионного тракта используют в качестве датчика для стабилизации яркости при просвечивании, а также при рентгенокиносъемке с экрана усилителя. Отличие от предыдущей схемы состоит в том, что сигналом яркости входного экрана УРИ является часть

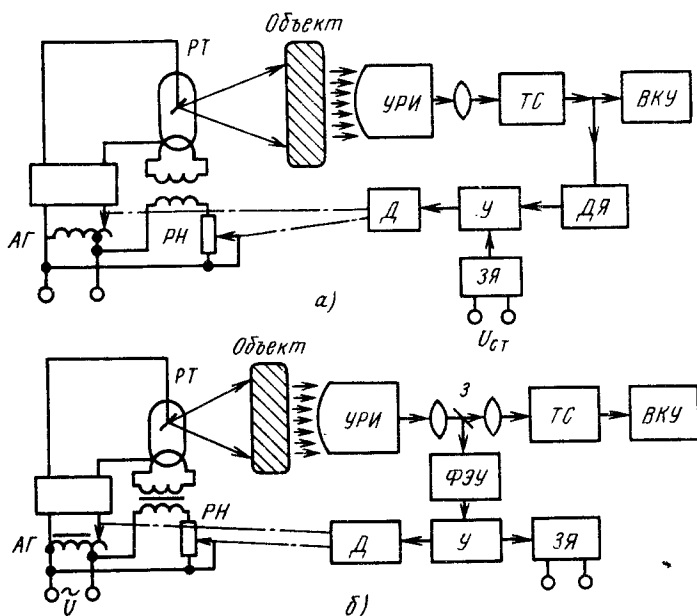


Рис. 75. Схемы систем стабилизации яркости:

а — по уровню телевизионного сигнала; б — по яркости выходного экрана УПИ

светового потока, направленная с помощью полупрозрачного зеркала (З) на вход ФЭУ. Сигнал в ФЭУ преобразуется в электрический, усиливается и поступает на усилитель (У) и блок сравнения и т. д.

Яркость изображения может быть стабилизирована с помощью регулирования анодного напряжения и тока. Могут быть использованы следующие варианты автоматического регулирования: регулируется напряжение, а ток устанавливается вручную и остается постоянным, изменение яркости при изменении напряжения от 40 до 100 кВ примерно в 100 раз; регулируется анодный ток от 0,1 до 3—5 мА при постоянном, заранее заданном значении анодного напряжения — изменение яркости в 30—50 раз (в зависимости от анодного напряжения); совместное регулирование, когда напряжение и ток по мере возрастания плотности объекта увеличивают одно-

временно; эта система (фирма *Siemens*) имеет широкий диапазон регулирования яркости и исключает возможность высокого уровня облучения, однако из-за малых значений тока при пониженных значениях напряжения не создает оптимального контраста изображения.

Для регулирования напряжения в системах стабилизации используется обычно отдельный автотрансформатор со щетками, приводимыми в движение сервоприводом. Для регулирования тока в цепи накала трубки используют потенциометр с движком, перемещаемым тем же сервоприводом, либо электронную схему, изменяющую напряжение в цепи накала в зависимости от входного сигнала блока сравнения, например, изменением угла включения тиристоров в цепи накала. В табл. 25 даны технические характеристики систем стабилизации яркости ведущих зарубежных фирм.

25. Технические характеристики электронных стабилизаторов яркости рентгенологических комплексов ведущих зарубежных фирм

Характеристика	Philips (Нидерланды)	Stemens (Германия)	Old—Deffe (Нидерланды)	TUR (Германия)	CGR (Франция)	Medicor (Венгрия)
Измерительный (чувствительный) элемент	ФЭУ с управляемым анодным напряжением	ФЭУ со стабилизированным напряжением питания	Передающая телевизионная камера + обработка видеосигнала	Передающая телевизионная камера + обработка видеосигнала	ФЭУ со стабилизированным напряжением питания	Передающая телевизионная камера
Параметр рентгеновской трубки, подлежащий регулированию при автоматическом регулировании	Ток накала трубки	Напряжение анода и ток накала трубки одновременно	Напряжение анода трубки	Напряжение анода и ток накала трубки	Напряжение анода трубки	—
Диапазон изменения при просвечивании: тока трубки, мА	До 4	0,4—4,1 40—110	0,4—3,0 50—110	До 5 40—100	До 5 40—125	— 50—115
Промежуточные значения (уставки) регулируемого параметра	—	Три уставки яркости, 11 значений тока	Три уставки яркости, четыре значения тока	Три уставки напряжения анода (68, 80, 95 кВ)	—	—
Доминанта	—	Диафрагма с отверстием $\varnothing 80$ мм	Измерительное поле 100×100	Измерительное поле 100×100	—	—
Исполнительный орган	Фазочувствительный мост на импедансных лампах	Двигатель постоянного тока	Двигатель постоянного тока с возбуждением постоянным магнитом	Двигатель постоянного тока с параллельным возбуждением	Двигатель постоянного тока	Усилитель видеосигнала

Продолжение табл. 25

Характеристика	<i>Philips</i> (Нидерланды)	<i>Siemens</i> (Германия)	<i>Olid - Delft</i> (Нидерланды)	<i>TUR</i> (Германия)	<i>CGR</i> (Франция)	<i>Medcor</i> (Венгрия)
Способ управления величиной регулируемого параметра	Изменение импеданса в цепи первичной обмотки трансформатора накала	Перемещение щеток трехфазного авто-трансформатора	Перемещение щетки однофазного трансформатора	Перемещение щетки трансформатора и изменение импеданса первичной цепи трансформатора накала	Перемещение щетки авто-трансформатора	—
Режим работы при киньсьемке	Стабилизатор включен	Стабилизатор включен	Стабилизатор отключен	Стабилизатор отключен	—	—
Использование ФЭУ	ФЭУ используется как при просвечивании, так и при снимке	На ФЭУ направлено 5% светового потока с помощью полупрозрачного зеркала	Световой поток не расщепляется	—	—	—
Постоянная времени регулирования	—	—	—	0,5 с при диапазоне регулирования яркости 1 : 200	—	—
Погрешность регулирования, %	—	2—3	8	10	10	—

СИСТЕМА УСТАВОК УРП

Системы уставок УРП определяют способы задания и регулирования основных параметров УРП, влияющих на интенсивность рентгеновского излучения (анодные напряжение и ток) и качество рентгеновского изображения (длительность включения высокого напряжения).

Основные требования, предъявляемые к системе уставок УРП: обеспечение удобной эксплуатации рентгеновского аппарата при максимальном использовании его функциональных возможностей; связь регулировок всех параметров УРП в единую систему, защищающую трубку от перегрузки.

В зависимости от регламентирования дозы излучения и длительности включения системы уставок имеют существенные отличия. При отсутствии регламентирования дозы (просвечивание) длительность включения не задается, а параметры, определяющие интенсивность излучения, как правило, регулируются после включения анодного напряжения. При регламентировании дозы (снимки, лучевая терапия, облучение в специальных целях) длительность включения обязательно регламентируется.

Регулирование параметров в УРП для длительной работы. От системы регулировок параметров зависит, как полно будут использованы возможности рентгеновской трубки. В УРП, предназначенных для длительной работы (лучевая терапия), применяются в основном следующие системы регулирования параметров: с неизменным током; с неизменной мощностью; с независимым регулированием напряжения и тока. Система с неизменным током имеет одну регулировку — напряжение и применяется тогда, когда УРП и рентгеновская трубка рассчитаны на использование одного номинального значения тока при всех уставках анодного напряжения.

Система с неизменной мощностью также имеет одну регулировку — анодное напряжение. Однако в данной системе эта регулировка помимо анодного напряжения задает необходимый анодный ток. Эта система позволяет (при достаточной эмиссионной

способности трубки), увеличив анодный ток при пониженных напряжениях, сократить время исследования и повысить пропускную способность установки.

Система с независимым регулированием параметров излучения имеет две раздельные регулировки — анодного напряжения и анодного тока. Система позволяет получать на любой уставке напряжения различные интенсивности излучения (в пределах возможностей трубки и УРП), что особенно важно при лучевой терапии. Система может быть выполнена в двух модификациях: номинальное значение тока может быть установлено при любом, в том числе и номинальном значении напряжения, номинальное значение тока может быть установлено только при пониженном значении напряжения. Последний случай представляет существенно большие возможности. Однако в этом случае в УРП желательно иметь устройство, исключающее включение режима, превышающего допустимый.

Регулирование параметров в УРП для кратковременной работы. В УРП, предназначенных для кратковременной работы (с большой мощностью), длительность включения трубки не может и не будет ограниченной, и в систему регулирования параметров добавляется регулирование длительности включения. Как и при длительной работе трубки, от системы уставок УРП зависит возможность полного ее использования. Находят применение следующие системы уставок: с неизменным током, с неизменной мощностью, с независимыми параметрами.

Система уставок с переменным током осуществляется двумя ручками ($U_a - t_0$). С уменьшением напряжения и длительности коэффициент нагрузки трубки η падает, достигая при минимальных напряжениях и длительности всего 10—20% допустимого значения. Для большего использования трубки применяют двухступенчатую систему, в которой при определенном значении уставки длительности ток трубки увеличивается, достигая своего номинального значения. Такая система со связанными регулировками ($U_a - I_a - t_0$) осуществляется по-прежнему двумя

ручками. (Регулировка тока трубки (I_a) не выведена и совмещена с переключением определенной уставки длительностью t_0 .)

Система уставок с измененной мощностью является связанной системой, она осуществляется двумя ручками ($U_a - t_0$). Для увеличения коэффициента нагрузки при малых длительностях включения используют двухступенчатую систему, которую принято обозначать ($U_a - P_a - t_0$) и которая несколько улучшает возможности использования трубки. Так, для двухступенчатой системы с изменением ступени мощности при $t_0 = 1,0$ с возможность использования трубки при длительности экспозиции, равной 0,1 с, составляет всего 60%. Применение нескольких ступеней мощности приближает ее к системе с неизменным коэффициентом нагрузки, когда ток трубки изменяется в зависимости от напряжения и от длительности. Система выполняется двумя регулировками ($U_a - t_0$) с показывающей шкалой q . Ток накала трубки связан с регулировками U_a и t_0 так, что мощность трубки P_a изменяется только при регулировании длительности включения. Достоинства системы: отсутствие системы защиты трубки от перегрузки; простой переход к системе падающей нагрузки путем перевода регулятора анодного тока, спаренного с рукояткой длительности включения, с ручной регулировки на электропривод. К недостаткам такой системы следует отнести высокий коэффициент нагрузки трубки и необходимость для ряда исследований (томография, кимография) вводить добавочную систему уставок ($U_a - I_a - t_0$). Такая система уставок получила широкое распространение в УРП западноевропейских фирм.

Система с независимым регулированием параметров ($U_a - I_a - t_0$) — одна из основных в рентгеноаппаратостроении и осуществляется регулированием трех ручек (трехручная система), не влияющих друг на друга. Система позволяет выполнять все паспортные режимы трубки, но требует совершенной системы защиты трубки от перегрузки. Недостатки системы: уста-

новка величины q (числа милликулон) двумя ручками (I_a и t_0); необходимость в процессе установки режима проводить умножение устанавливаемых величин I_a и t_0 ($I_a \times t_0 = q$) для сопоставления значения q со значениями таблицы экспозиций; плохое сочетание с системой падающей нагрузки.

Несмотря на указанные недостатки, эта система уставок широко распространена в отечественной аппаратуре. Трехручная система уставок сочетается с системой защиты, определяющей для каждой уставки процент нагрузки трубки и в случае превышения его запрещающей включать анодное напряжение.

Усовершенствование этой системы уставок путем добавления счетного устройства, показывающего значение q в зависимости от установленных величин I_a и t_0 , позволило создать универсальную систему уставок ($U_a - I_a - t_0 + q + \%$). Такая система применена в отечественных УРП типа РУМ-20, РУМ-22, РУМ-22А, Рентген-40. Система достаточно универсальна, так как не ограничивает свободу выбора любой комбинации, когда необходимо устанавливать фиксированные значения анодного тока и выдержки времени снимка.

В отечественной аппаратуре параметры снимка при регулировании изменяются по логарифмическому ряду. Чтобы при ступенчатом изменении получить равное или пропорциональное изменение плотности почернения пленки или дозы излучения в плоскости приемника излучения, удобно выбирать ряды чисел со следующим знаменателем:

$$I_{a_{k+1}} = 1,58 I_{a_{(k-1)}}; \quad (150)$$

$$t_{0_{k+1}} = 1,29 t_{0_{(k-1)}}; \quad (151)$$

$$U_{a_{k+1}} = 1,10 U_{a_{(k-1)}}. \quad (152)$$

Двухручная система уставок ($U_a - q$) удобна в работе по таблицам экспозиций. Здесь величина q однозначно определяет плотность почернения снимка (если допустить, что U_a выбирается только в зависимости от снимаемого объекта для обеспечения максимального контраста). Система осуществляется регули-

рованием уставки напряжения, которое определяет ток трубки по закону $p_a = \text{const}$, и уставки реле милликулон, которое определяет длительность включения анодного напряжения. Для защиты трубки от перегрузки должна быть предусмотрена схема отбора допустимых сочетаний величин $I_a (U_a)$ и q (УРП отечественного аппарата 12-П15). К недостаткам системы следует отнести отсутствие информации о длительности включения.

Наиболее приемлемой системой уставок следует считать трехручную систему ($U_a - q - t_0$). В такой системе анодное напряжение зависит от снимаемого объекта: величина q определяет плотность почернения, а t_0 — динамическую нерезкость снимаемого объекта. (Наиболее близкой к такой системе является система $U_a - I_a - t_0 + q + \%$.)

В связи с бурным развитием экспонетрии получили широкое распространение системы уставок, основанные на режиме падающей нагрузки, в котором длительность снимка обрабатывается автоматически, а начальный анодный ток обрабатывается в зависимости от анодного напряжения ($P_{\text{нач}} = \text{const}$). Устанавливаются при этом следующие параметры: анодное напряжение, рабочее поле ионизационной камеры реле экспозиции, значение плотности почернения. Автоматическое реле экспозиции и падающая нагрузка позволяют выбирать условия снимка в зависимости от объекта. Регулирование в режиме падающей нагрузки только анодного напряжения U_a значительно сокращает необходимое число комбинаций установки условий снимка. При работе без экспонометра такая система уставок с падающей нагрузкой хорошо сочетается с реле количества электричества, превращаясь в двухручную систему типа $U_a - q$.

Наличие системы экспонетрии в сочетании с режимом падающей нагрузки позволяет осуществить максимально автоматизированную систему уставок — систему автоматики по органам. Она представляет собой набор автономных устройств, обеспечивающих на каждом рабочем месте рентгеновского аппарата автоматическую установку режима снимка: напряженно

и фокус при рациональном использовании трубки по мощности в зависимости от снимаемого объекта, а также автоматическое введение поправки в систему экспонометрии на толщину объекта и применяемые фотоматериалы.

СИСТЕМЫ ЗАЩИТЫ ТРУБКИ ОТ ПЕРЕГРУЗКИ

Системы защиты рентгеновской трубки от перегрузки служат для предотвращения выхода ее из строя вследствие чрезмерного перегрева ее анода. Такие системы подразделяются на системы защиты трубок, предназначенных для длительной работы, и трубок, предназначенных для кратковременных включений.

Защита трубок при длительной работе. Поскольку допустимая нагрузка трубки, предназначенной для длительной работы, не ограничена во времени, то система защиты представляет собой систему уставок, ограничивающую предельную величину анодных токов при соответствующих значениях анодного напряжения $P_0 = \text{const}$. В случаях, когда паспорта трубок для длительной работы регламентируют определенную очередность работы и перерывов, применяемые в УРП реле времени должны ограничивать предельную длительность непрерывной работы трубки в соответствии с паспортными данными. Для предотвращения перегрева анодов трубок широко используют масляное или водяное охлаждение с системами блокировок, обеспечивающими необходимый расход охлаждающей жидкости. Эти блокировки контролируют наличие воды (или масла) в системе охлаждения и необходимый расход жидкости, протекающей по системе охлаждения анода.

Защита трубок при кратковременных включениях. Системы защиты трубок для кратковременных включений должны обеспечивать работоспособность трубок при следующих режимах работы УРП: при одиночных нагрузках с постоянной и переменной мощностью; при серии нагрузок различной мощности; при серии нагрузок различной мощности с предварительным просвечиванием; при циклической работе

с переменной скважностью; при работе с рентгеноэкспонетром.

Системы защиты подразделяются на системы ограничения мощности или длительности включения, ограничения возможности включения. Система защиты путем ограничения мощности основана на снижении температур $T_{\text{ф.имп}}$ с уменьшением мощности P_a , выделяемой на аноде. Падающая нагрузка, которая тоже является защитой трубки от перегрузки, основана на уменьшении величины $T_{\text{ф.имп}}$.

Система защиты путем ограничения включений основана на уменьшении начальной температуры анода T_0 , изменение которой происходит в соответствии с законами лучеиспускания и теплопроводности через анодную ножку в масле защитного кожуха.

Защита трубок ограничением мощности. Защита может быть выполнена для режимов одиночных включений при постоянной мощности снимка, при серии снимков с предварительным просвечиванием и при снимках с рентгеноэкспонетром.

Защита трубки при одиночных включениях постоянной мощности. Нагрузка рентгеновской трубки за одно включение характеризуется отношением выделенной за снимок энергии к допустимой за ту же длительность:

$$\eta = W_a W_{\text{доп}}^{-1} = \int_0^t P dt W_{\text{доп}}^{-1}. \quad (153)$$

Для неизменной мощности коэффициент нагрузки

$$\eta_0 = P_a P_{\text{доп}}^{-1}. \quad (153a)$$

Рентгеновская трубка должна сохранять работоспособность в течение всего срока службы при условии $\eta \leq 1$, поэтому все УРП обеспечивают тем или иным способом установку режима снимков в пределах допустимой нагрузки. Известны следующие способы защиты: ограничение параметров снимка системой уставки с взаимозависимым регулированием; ток устанавливается в зависимости от уставки напряжения и длительности включения; на трубке всегда устанавливаемая мощность меньше или равна допу-

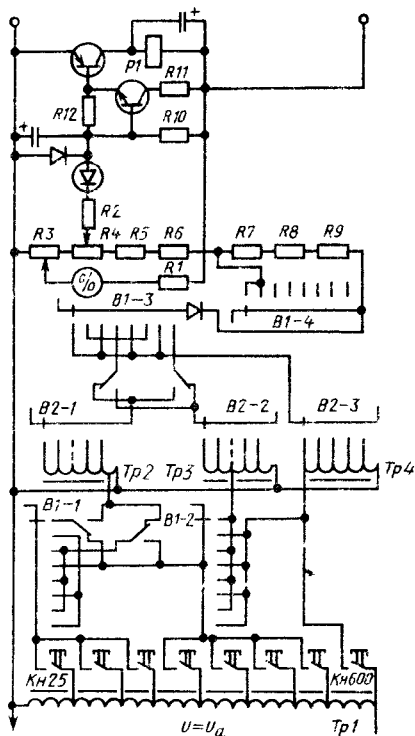


Рис. 76. Схема защиты трубки от перегрузки для неизменной мощности:

$B1$ — переключатель рабочих мест; $B2$ — переключатель длительности экспозиций; $P1$ — реле защиты; $КН25$ — $КН600$ — клавиши переключения тока трубки

стимой; применение в аппарате с независимыми регуляторами учетной схемы, которая моделирует выражение (153a) и при $\eta_0 > 1$ блокирует включение анодного напряжения. Схема комплектуется прибором, указывающим в процентах коэффициент нагрузки трубки. Выбор степени нагрузки позволяет персоналу в ряде случаев вести работу при коэффициентах нагрузки, существенно меньших единицы, что увеличивает срок службы трубки. На рис. 76 приведена схема защиты трубки от перегрузки (РУМ-20). На вход трансформатора $Tr1$ подается напряжение, пропорциональное уставке анодного напряжения. С отпаек $Tr1$ через клавиши уставки

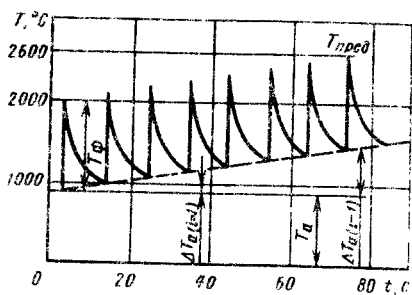


Рис. 77. Схема нагрева анода трубки при серии снимков с предварительным просвечиванием; ΔT_a — приращение температуры тела анода

анодного тока $K_{н25}$ — $K_{н600}$ снимается напряжение, пропорциональное мощности, установленной на трубке. Отпайки трансформаторов $Tr2$ — $Tr4$ выбираются переключателем уставок длительности $B2$, а трансформаторы $Tr2$ — $Tr4$ — переключателем рабочих мест $B1$ в зависимости от выбранного фокуса рентгеновской трубки. С трансформаторов $Tr2$ — $Tr4$ напряжение, пропорциональное допустимой нагрузке трубки на данном фокусе при данных уставках напряжения, тока и выдержки, поступает на прибор, градуированный в процентах допустимой нагрузки. Устройство регулируется так, что при нагрузке трубки более 100% цепь питания реле защиты $P1$ разрывается, и высокое напряжение не может быть включено. Приведенная система защиты обеспечивает нормальную эксплуатацию трубки при одиночных снимках с интервалом 2—5 мин.

Защита трубки при серии нагрузок с предварительным просвечиванием. На рис. 77 схематично показан процесс нагрева анода при серии нагрузок с предварительным просвечиванием. Коэффициент нагрузки как функция коэффициента нагрузки одиночного снимка [$\eta_1 = \varphi(t_0)$]

$$\eta_1 = (T_{пред} - T_{просв}) \times \\ \times (T_{пред} - T_0)^{-1} - (i - 1) \times \\ \times (W_0 + P_{просв} t_{просв} - P_{охл} t_{п}) \times$$

$$\times [(T_{пред} - T_0) \times \\ \times (c_{W} m_{W} + c_{Mo} m_{Mo})]^{-1}, \quad (154)$$

где i — число снимков в серии; W_0 — энергия одного снимка в серии; $P_{просв} \approx 250$ Вт — мощность, выделяемая на аноде в промежутках между снимками; $t_{просв}$ — время просвечивания между снимками; t_d — время одного цикла (просвечивание — снимок); $c_{W} m_{W}$ — соответственно удельная теплоемкость и масса вольфрамовой части анодного диска; $c_{Mo} m_{Mo}$ — соответственно удельная теплоемкость и масса молибденовой части анодного диска. Если анод трехслойный (вольфрам, молибден, графит), то в знаменателе второго члена выражения (154) добавляется соответствующее слагаемое, характеризующее полную теплоемкость графитовой части анода.

При расчете коэффициента η_1 для отечественных трубок типа 14-30БД10-150 и 2-30БД11-150 приняты следующие допущения, характерные как для трубок с вольфрамовым анодом с диаметром 100 мм, так и для типа рентгеновского исследования: серия нагрузок проводится подряд после 5 мин просвечивания с перерывами между снимками, равными 10 с; из этих 10 с в течение 8 с выполняется просвечивание (снимок с просвечиванием образуют цикл с временем $t_d = 10$ с); за 5 мин просвечивания температура анода устанавливается $T_{просв} = 900 \div 1000$ °C; предельная температура принимается 2600—2800 °C; температура фокусного пятна пропорциональна приложенной мощности (коэффициенту нагрузки трубки); расчетная начальная температура $T_0 = 500$ °C; мощность, которую анод способен воспринимать длительно, равна 300 Вт, т. е. средней мощности, нелучаемой анодом ($P_{охл} = 300$ Вт); длительность перерывов между сериями принимается ~ 10 мин (температура наиболее нагретых точек анода падает за это время по крайней мере до установившейся температуры анода при просвечивании); между очередными снимками (за 8 с просвечивания) тепловое поле (резко неравномерное непосредственно после окончания снимка) выравнивается за счет тепло-

передачи и температура тела анода во всех точках будет одинакова.

Для практического использования выбирают наиболее употребительные (или усредненные) значения коэффициента нагрузки η_i . Для однофазных УРП (РУМ-22 и РУМ-22А) принято усредненное значение $\eta_i = 0,65$; для трехфазных УРП (РУМ-20, РУМ-20М, Рентген-40) $\eta_i = 0,75$. Эти значения коэффициентов введены в схему защиты указанных УРП (см. рис. 76) посредством платы на переключателе рабочих мест (В1-4), с помощью которой на регистрирующую схему подается увеличенное напряжение, пропорциональное отношению $\eta_0 \eta_i^{-1}$.

Защита трубки при работе с рентгенэкспонетром. В процессе снимка с нерегламентированной длительностью (отключение анодного напряжения производится автоматически рентгенэкспонетром, и длительность снимка заранее не известна) необходим режим падающей нагрузки, который, обеспечивая полную энергетическую нагрузку трубки, защищает ее от перегрузки. На рис. 78 приведена схема УРП с экспонетром и падающей нагрузкой. Такие УРП, как правило, работают в режиме серий включений с предварительным просвечиванием. В этом случае также необходим учет предварительного нагрева анода при просвечивании и при серии снимков.

На рис. 79 приведены кривые изменения мощности трубки при плавной и ступенчатой падающей нагрузке для одиночного снимка и серии снимков с предварительным просвечиванием. Выполнить в одном УРП два режима падающей нагрузки — для одиночных включений и для серии включений с

Номинальная мощность УРП, кВт	5—8	10—15	23—35	50—100
Наибольшая длительность включений с предварительным просвечиванием, с	1,0—1,5	0,8—1,0	0,4—0,5	0,2—0,3

Такое разграничение позволяет считать в одном режиме падающей нагрузки коэффициент $\eta_i < 1$ для длительностей, приведенных выше, и коэф-

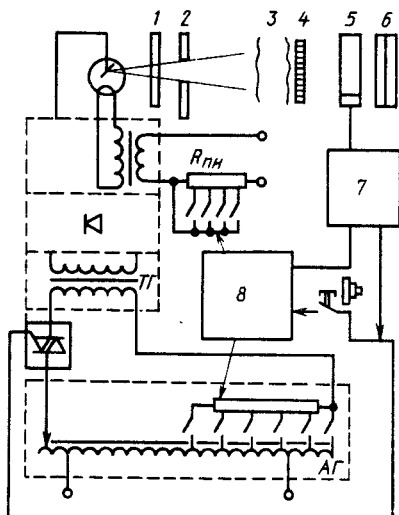


Рис. 78. Схема УРП с реле экспозиции и падающей нагрузкой:

1 — фильтр; 2 — диафрагма; 3 — объект; 4 — отсеивающий растр; 5 — камера экспонетра; 6 — кассета с пленкой; 7 — блок экспонетра; 8 — блок-программатор падающей нагрузки

предварительным просвечиванием — сложно и дорого, поэтому ограничиваются введением одного режима с коэффициентом $\eta_i = (0,6 \div 0,8) \eta_0$. При рентгенодиагностике имеет место разграничение длительностей включений, при которых проводят серии снимков с предварительным просвечиванием и одиночные снимки без просвечивания. Это разграничение определяется номинальной мощностью УРП, поскольку снимки движущихся объектов стремятся осуществлять с минимальной динамической нерезкостью, т. е. с максимальной (номинальной) мощностью данного УРП, значения которой приведены ниже.

коэффициент $\eta_0 \approx 1$ для ббльших длительностей. Практически это выполняется введением начальной ступени мощности, длительность которой должна

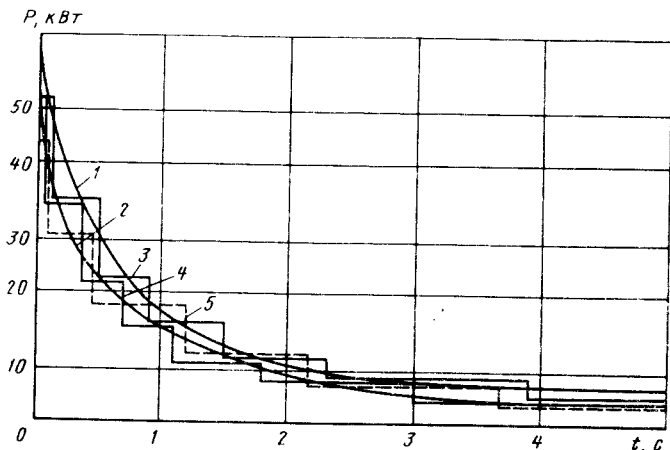


Рис. 79. Плавное и ступенчатое изменение мощности при падающей нагрузке для одиночного снимка (1, 3) и серии снимков (2, 4, 5) с учетом усредненного коэффициента нагрузки

быть больше указанных выше длительностей. Тогда коэффициент нагрузки приближается к единице только к концу ступени. Длительности остальных ступеней выбирают такими, что в конце ступеней коэффициент нагрузки практически равен единице.

Защита ограничением возможности включения. К системам защиты, ограничивающим возможность включения анодного напряжения, относятся системы, следящие за температурой анода или его фокусного пятна и прерывающие подачу анодного напряжения на рентгеновскую трубку или ограничивающие возможность последующих включений либо регламентирующие перерывы между включениями. К таким системам относятся устройства (таблицы, графики), регламентирующие длительность перерывов между включениями при циклической работе с различными нагрузками, моделирующие тепловые процессы анода циф-

ровым или аналоговым способом; измеряющие температуру фокусного пятна; измеряющие температуру тела анода.

Защита с использованием модели тепловых процессов анода приведена на рис. 80. Схема состоит из трех RC -контуров и исполнительного органа 1. На вход схемы подается напряжение, пропорциональное мгновенному значению мощности, выделяемой на трубке (при снимках и при просвечивании). Это напряжение подается на контур $R_{\phi}C_{\phi}$, имитирующий нагрев элемента фокусной дорожки в момент пробега его под пучком электронов. После зарядки C_{ϕ} напряжение поступает на контур $R_{\phi A}C_{\phi A}$, имитирующий нагрев фокусной дорожки, а затем на контур $R_a C_a$, имитирующий нагрев тела анода. Резистор R_a имитирует охлаждение анода лучеиспусканием и теплопередачей через анодную ножку в масло защитного кожуха. Исполнительный орган, подключенный к первому контуру ($R_{\phi}C_{\phi}$), представляет собой электронное потенциальное реле, срабатывающее при пороговом напряжении на емкости C_{ϕ} . Исполнительный орган может либо прервать экспозицию, либо блокировать включение следующей экспозиции до тех

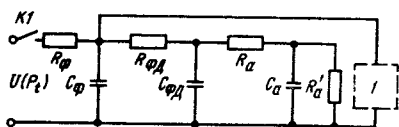


Рис. 80. Принципиальная схема тепловой модели анода

пор, пока напряжение на конденсаторе C_{ϕ} не достигнет обратного порога срабатывания вследствие разряда всех конденсаторов (C_{ϕ} , $C_{\phi д}$ и C_a) на резистор R_a до определенного значения. Обратный порог срабатывания определяется также напряжением, пропорциональным коэффициенту нагрузки трубки η_0 следующего снимка, вводимого в исполнительный орган, где это напряжение складывается с напряжением на конденсаторе C_{ϕ} . Недостаток схемы — замена дискретного процесса нагрева элемента фокусной дорожки непрерывным, что снижает точность имитации тепловых процессов. Большая точность может быть получена, если питать схему через электронный ключ $K1$, подключающий схемы к источнику напряжения $U = \varphi(P_t)$ только на время пробега элемента дорожки под пучком электронов с периодичностью, определяемой частотой вращения анода.

Защита, основанная на измерении температуры фокусного пятна. На датчик (фотоэлемент, германиевый или кремниевый элемент) объективом переносится световое излучение фокуса. Напряжение датчика подается на исполнительный орган. Порог срабатывания исполнительного органа настраивается на сигнал датчика, соответствующий предельной температуре элементов фокусной дорожки в конце пролета под пучком электронов. Для анода из вольфрама берут предельную температуру не более 2800—2900 °С, а для анодов из вольфрама, легированного рением, эта температура повышается на 100—200 °С. Обратный порог срабатывания должен определяться с учетом мощности последующего включения. Достоинства этой системы — учет фактической температуры анода от воздействия мощности при снимках и просвечивании и защита трубки от перегрева, вызванного любыми причинами.

Защита, основанная на измерении температуры задней стенки анодного диска. Принцип работы системы заключается в том, что световой датчик помещен в защитный кожух та-

ким образом, что на него падает свет от задней стенки анода. Напряжение полупроводникового фотозлемента подается на высокочувствительный усилитель, а с него на три пороговых устройства. При превышении порогов срабатываний включаются индикаторные лампы зеленого, желтого и красного света. Возможна блокировка включения высокого напряжения при срабатывании третьего порога. Температура задней стенки анода T_a принимается в качестве начальной температуры перед очередным снимком, расчетный температурный режим которого известен заранее:

$$T_a = T_{\text{просв}} + \left[\sum_1^i W_0 - P_{\text{схл}} \times \left(\sum_1^i t_0 + \sum_i^{i-1} t_{\text{пер}} \right) \right] (c_a m_a)^{-1},$$

где $t_{\text{пер}}$ — время перерывов между снимками; $c_a m_a$ — удельная теплоемкость и масса анодного диска, которые рассчитываются по (154).

К достоинствам системы защиты следует отнести использование полной мощности рентгеновской трубки; непосредственное вычисление температуры фокуса перед производством снимка; защита трубки как при постоянной, так и переменной (падающей) нагрузке и учет энергии, выделяющейся при просвечивании; сигнализация о состоянии нагрева анода трубки.

Недостаток системы — необходимость перерывов в процессе исследования, которые могут привести к нарушению последовательности исследования и к потере информации.

СИСТЕМЫ ВРАЩЕНИЯ АНОДА

К системам вращения анода предъявляются следующие требования: разгон анода до номинальной скорости вращения; разгон его при работе трубки в длительном режиме малой мощности; торможение анода после окончания снимка; разгон анода с переменной скоростью в процессе нагрузки, а также до частоты вращения 15—20 тыс. об/мин; защита от обрыва цепей разгона анода.

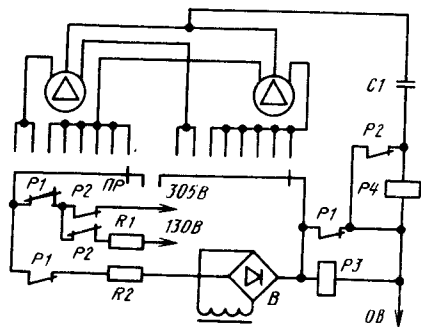


Рис. 81. Схема питания статора от источника напряжения с частотой 50 Гц (УРП РУМ-20)

Разгон анода до частоты 2700—2900 об/мин (номинальная частота вращающегося поля для частоты питающего напряжения 50 Гц $n_a = 3000$ об/мин). Независимо от схемы намотки статора (трехфазная или однофазная) применяют однофазные схемы его питания, которые гораздо проще при коммутации рабочих мест УРП и смене режимов работы статора

(рис. 81). При подготовке к снимку срабатывает реле $P1$. Обмотка статора трубки, выбранная переключателем рабочих мест ($ПР$) подключается на напряжение 305 В. На две другие обмотки статора это напряжение подается через емкость $C1$. Через ($1,0 \pm 0,1$) с после включения режима подготовки (частота вращения анода достигает ~ 2800 об/мин) срабатывает реле задержки (на схеме не показано) и реле $P2$ переключает напряжение питания статора на 130 В. После окончания снимка реле $P1$ обесточивается и напряжение моста (B) создает тормозное поле в обмотках статора. Для защиты от обрыва разгона анода служат токовые реле $P3$ и $P4$. В режиме просвечивания вращение анода осуществляется подачей напряжения 130 В через прерыватель с циклом: 0,2—0,3 с — работа, 4,7—4,8 с — перерыв.

Разгон анода до скорости 8300—8700 об/мин (номинальная частота вращающегося поля $n_a = 9000$ об/мин для частоты питающего напряжения 150 Гц). Для разгона анода применяют специальное устрой-

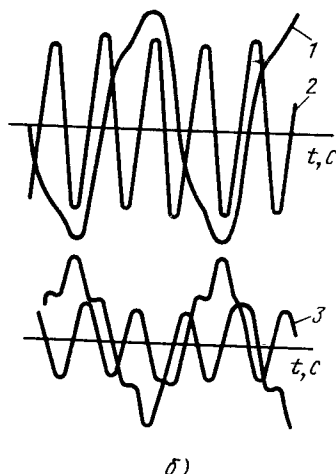
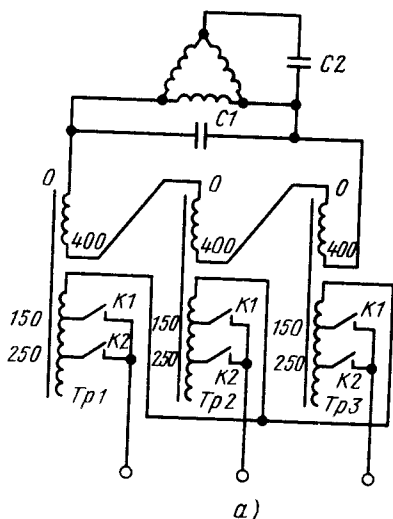


Рис. 82. Статический утронтель частоты:

а — схема; б — кривые напряжений и токов; 1 — кривая фазного напряжения на первичной обмотке трансформаторов $Тр1—Тр3$; 2 — кривая вторичного напряжения утроненной частоты; 3 — кривая тока статора; 4 — кривая первичного тока утронителя

ство — статический электромагнитный утронитель частоты, который состоит из трех трансформаторов, первичные обмотки которых соединяются в звезду (рис. 82, а). Первичное напряжение устанавливается таким, чтобы сердечники трансформаторов находились в области насыщения. При этом магнитные потоки в сердечниках сильно искажены и в фазных напряжениях имеются явно выраженные третьи гармоники. Вторичные обмотки трансформаторов соединяют в открытый треугольник, вследствие чего сумма ЭДС первой гармоники (основной частоты напряжения питания) равна нулю, а на выходе схемы суммируются ЭДС третьей гармоники (рис. 82, б). Во время разгона анода напряжение сети подается контактором $K1$ на первичные обмотки трансформаторов с малым числом витков. Однофазное напряжение утроенной частоты подается на статор, обмотки которого включены треугольником. Для сдвига фаз токов обмоток статора применен конденсатор $C2$. Емкость $C1$ включена для частичной компенсации реактивной мощности. Ток первичной обмотки в процессе форсированного разгона анода достигает 40—50 А. Токи вторичных обмоток составляют 5—6 А при напряжении 800—1200 В. Через $(1,0 \pm 0,1)$ с после начала вращения анода число витков первичных обмоток резко возрастает (отключается контактор $K1$ и включается $K2$); при этом напряжение на выходе схемы уменьшается до 100—150 В. Способ торможения анода и защиты от обрыва цепей разгона аналогичен приведенному на рис. 81.

КОНТРОЛЬ И ИЗМЕРЕНИЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ УРП

Вопросы метрологии и совершенствования измерительной техники в рентгеноаппаростроении ставятся особенно остро в связи с усложненными современными УРП и более жесткими требованиями к точности установок электрических параметров и качеству рентгеновского изображения. Для широкого диапазона регулирования анодного напряжения, тока, выдержек вре-

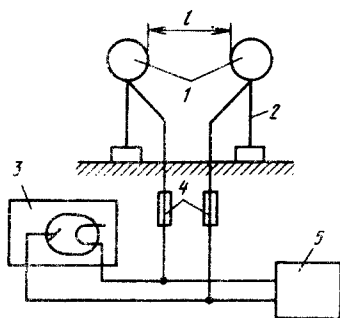


Рис. 83. Схема измерения напряжения рентгеновской трубки шаровым разрядником:

1 — шары; 2 — опорные изоляторы; 3 — излучатель с рентгеновской трубкой; 4 — резисторы, ограничивающие ток пробоя; 5 — источник напряжения

мени, необходимости контролировать работу систем коммутации и температуру анода рентгеновской трубки, кроме широко распространенных измерительных приборов (амперметров, вольтметров, кулонметров, секундомеров и т. д.), требуется применять специфические методики и устройства.

Измерение анодного напряжения. Анодное напряжение измеряют шаровым разрядником, резистивным делителем напряжения и емкостным делителем напряжения.

Метод шаровых разрядников основан на том, что пробивной (разрядный) градиент электрического поля для воздуха при заданных атмосферных условиях (давление, температура) является физической константой. Измеряют напряжения (рис. 83) путем уменьшения промежутка l между шарами до появления разряда. Промежуток нужно изменять не более чем на 1% диаметра шара в секунду. Принятые стандартизованные значения разрядных напряжений для шаровых промежутков приведены на рис. 84 и в табл. 26. Для демпфирования переходных процессов, обусловленных формирующимся разрядом, и уменьшения обгорания шара последовательно с шаровым разрядником включают активные резисторы емкостью 1—10 МОм.

26. Разрядные напряжения $U_{\text{разр}}$ шарового промежутка

Расстояние, мм	$U_{\text{разр}}$ кВ, при диаметре шаров, мм					
	125		150		250	
	а	б	а	б	а	б
5	16,7	16,7	16,5	16,5	—	—
10	31,5	31,5	31,3	31,3	31	31
15	45,7	45,6	45,5	45,5	45	45
20	59,4	59,2	59,2	59,2	59	59
25	72,6	72,0	72,9	72,6	72	72
30	85,4	85,2	85,8	85,5	86	86
35	97,7	97,2	98,4	98,1	—	—
40	110	109	111	110	113	112
45	121	119	123	122	—	—
50	132	129	134	132	138	137
55	142	138	145	143	—	—
60	152	146	155	152	162	161
65	161	154	165	161	—	—
70	170	162	175	169	185	184
75	179	168	185	177	—	—
80	187	174	194	185	207	205
90	203	186	211	198	228	225
100	(217)	(196)	227	209	248	243
110	(229)	(204)	242	219	267	260
120	(241)	(212)	(256)	(229)	286	275
130	—	—	(268)	(238)	(303)	289
140	—	—	(280)	(245)	320	302
150	—	—	(292)	(252)	336	314
160	—	—	—	—	(352)	325
180	—	—	—	—	(381)	345
200	—	—	—	—	(407)	(363)
220	—	—	—	—	(431)	(378)
240	—	—	—	—	(452)	(391)
250	—	—	—	—	(463)	(396)

Обозначения: а — симметричное напряжение; б — один шар заземлен (при постоянном напряжении заземляется плюс); значения в скобках получены экстраполяцией.

Действительные разрядные напряжения

$$U'_{\text{разр}} = KU_{\text{разр}}$$

где $U_{\text{разр}}$ — разрядное напряжение;
 K — поправочный коэффициент на относительную плотность воздуха (δ), значения которого приведены ниже.

δ	K	δ	K
0,70	0,72	0,95	0,95
0,75	0,77	1,00	1,00
0,80	0,81	1,05	1,05
0,85	0,86	1,10	1,09
0,90	0,91	1,15	1,13

Разброс показаний при измерениях может достигать $\pm 10\%$ вследствие неравномерности электрического поля в разрядном промежутке, а также влияния таких факторов, как точность юстировки шаров по оси разрядного промежутка, наличия близко расположенных заземленных предметов и оксидных пленок на поверхности шаров, флуктуаций температуры, давления воздуха в зоне разряда, а также солнечной активности¹. Стандартные табличные разрядные напряжения даны для нормальных атмосферных условий при 20 °С и 1013 мбар (760 мм рт. ст.), при которых относительная плотность воздуха $\delta = 1$. При других значениях давления и температуры относительная плотность воздуха

$$\delta = 0,289 \frac{p}{273 + T_{\text{возд}}},$$

где p — давление воздуха, мбар;
 $T_{\text{возд}}$ — температура воздуха, °С;

$$\delta = 0,386 \frac{p}{273 + T_{\text{возд}}},$$

где p — давление воздуха, мм рт. ст.

Для получения точности измерения $\pm 2 \div 3\%$ следует провести четыре—шесть измерений. При этом методе необходимо искусственно выводить высокое напряжение (высоковольтные кабели с расщепкой), что возможно только в лабораторных условиях. Недостаток метода — длительное время измерения (2—3 с). При режимах 50—100 кВт включение анодного напряжения на такую длительность вызывает сильный перегрев анода трубки, приводящий к выходу ее из строя. По указанным выше причинам шаровые разрядники можно рекомендовать только для контрольных измерений маломощных режимов (10—15 кВт), а также для градуировки при других

¹ Для получения стабильных результатов, не зависящих от солнечной активности (она определяет начальную ионизацию разрядного промежутка), рекомендуется подсвечивать разрядный промежуток ультрафиолетовым излучением или излучением от небольшого радиоактивного источника.

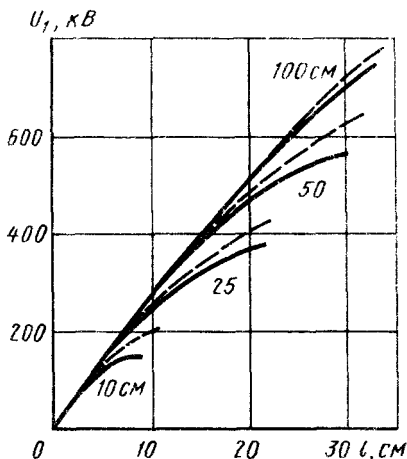


Рис. 84 Изменение разрядных напряжений для шаров разного диаметра в зависимости от расстояния между шарами:

— — — симметричное распределение напряжения; — — — один шар заземлен

методах измерения. При измерении напряжения рабочей полуволны однопольсовой схемы выпрямления (рис. 85) последовательно с шаровым разрядником включается высоковольтный вентиль, проводящий ток в рабочую полуволну напряжения. При измерении напряжения холостой полуволны полярность вентиля должна быть изменена на обратную.

Резистивные делители напряжения. Достоинством резистивных делителей напряжения является простота конструкции, надежность и достаточная

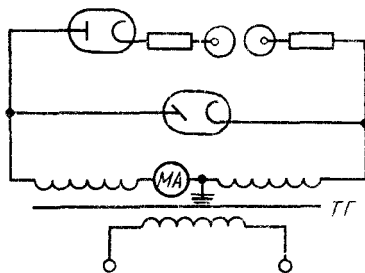


Рис. 85. Схема измерения напряжения на трубке при разных значениях холостой и рабочей полуволны в безвентильной полуволновой схеме выпрямления

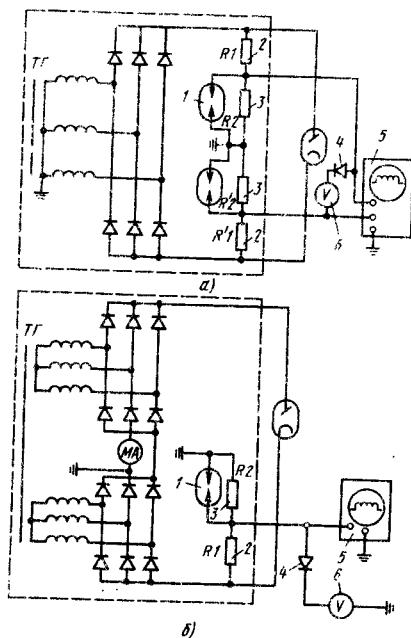


Рис. 86. Схемы измерения симметричного (а) и несимметричного (б) анодного напряжения с помощью резистивного делителя:

1 — защитный разрядник; 2 — высоковольтное плечо делителя; 3 — низковольтное плечо делителя; 4 — вентиль для предотвращения быстрой разрядки емкости электростатического вольтметра (5); 5 — осциллограф с дифференциальным входом

точность масштабного преобразования измеряемых напряжений. Резистивные делители пригодны для измерения и регистрации переменных и выпрямленных высоких напряжений. Конструктивно они выполняются встроенными в высоковольтное генераторное устройство (рис. 86) и автономными. Показания измерительного прибора (вольтметра, осциллографа) U пересчитывают в амплитудное значение высокого напряжения $U_{ам}$ для рис. 88, а по формуле

$$U_{ам} = K_M U,$$

где K_M — коэффициент масштабного преобразования; для постоянного напряжения

$$K_M = \frac{R_1 + R_1' + R_2 + R_2'}{R_2 + R_2'}.$$

До некоторой предельной частоты (обычно 1—10 кГц) K_M должен оставаться постоянным, чтобы с минимальными искажениями передавать форму высокого напряжения. Паразитные распределенные емкости элементов делителя, прежде всего высокоомных резисторов (собственные, на корпус, на высоковольтные провода и т. д.), так же как и емкости в низковольтном плече (сигнальных кабелей, входные емкости измерительных приборов) изменяют K_M в зависимости от частоты. Из-за сложности формы элементов генераторных устройств расчитать паразитные емкости практически не представляется возможным и разработка делителя связана с экспериментальным выбором необходимого расположения резисторов и подбором емкости низковольтного плеча для обеспечения равномерного распределения напряжения на высоковольтных резисторах и минимальной неравномерности K_M . Точность передачи формы высокого напряжения обычно оценивают известными из техники высоких напряжений методами с подачей на делитель прямоугольных импульсов и наблюдением их искажений на выходе или снятием частотной характеристики делителя.

При измерении анодного напряжения только на одном высоковольтном выводе генераторного устройства следует помнить, что измеряемое напряжение равно половине напряжения на трубке только при полностью сглаженной форме анодного напряжения (при отсутствии нагрузки и при наличии емкости кабеля). При нагрузке нужно учитывать фазовый сдвиг между пульсациями анодного напряжения (по отношению к земле) на выводах генераторного устройства. Например, для одинарной шестипульсной схемы максимальное напряжение на трубке в $\sqrt{3}$ раз больше, чем максимальное напряжение на одном из выводов.

Ток встроенного делителя выбирается, как правило, в пределах 0,3—3 мА. При малых токах (больших сопротивлениях) возрастает влияние наводок на измерительную цепь; при увеличении же тока растет выделяемая на резисторах мощность, их раз-

меры и масса, увеличиваются трудности с измерением минимальных токов (при просвечивании).

Наличие встроенного резистивного делителя напряжения в высоковольтном генераторном устройстве позволяет осуществить обратную связь в системе автоматического регулирования анодного напряжения для обеспечения его точности и стабильности и упрощает контроль параметров УРП в клинике.

Высокоомные (десятки — сотни мегаом в высоковольтном плече) автономные делители напряжения, подключаемые параллельно рентгеновской трубке, позволяют контролировать анодное напряжение, практически не искажая работу аппарата. Подключение осуществляют специально разделанными высоковольтными кабелями или, при наличии генераторного устройства с двумя парами высоковольтных выводов и более, к этим выводам.

Низкоомные автономные делители (сотни килоом — единицы мегаом) подключаются вместо трубки и могут служить эталонными, так как в них можно использовать стабильные и точные проволочные резисторы, а наводки и паразитные емкости практически не влияют на измеряемый сигнал. Такие измерения позволяют проводить настройку и испытание УРП без рентгеновского излучения.

Измерение анодного тока. В рентгеноаппаратостроении принято измерять среднее значение анодного тока трубки (так как интенсивность излучения прямо пропорциональна ему), например, миллиамперметрами магнетострической системы, включаемыми в заземляемый провод высоковольтной цепи. Если заземляется анод или катод рентгеновской трубки, то прибор включается последовательно с рентгеновской трубкой, непосредственно измеряя ее анодный ток. Если заземляется средняя точка, то в однопульсной схеме, а также в двояной шестипульсной и двенадцатипульсной миллиамперметр, включенный в среднюю точку, непосредственно измеряет анодный ток. В остальных схемах измеряют ток средней точки выпрямительной схемы с погрешностями, вызываемыми собственными емкостями од-

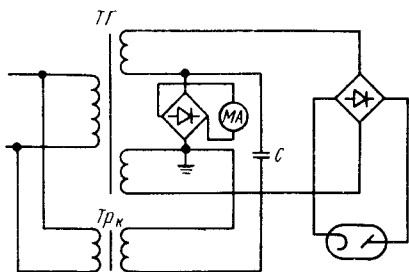


Рис. 87. Схема измерения тока трубки с учетом компенсации емкостного тока в двухполупериодной схеме выпрямления

ной половины вторичной обмотки высоковольтного трансформатора.

Для компенсации емкостного тока, который выпрямляется вместе с анодным током, в схему вводят компенсационное устройство, состоящее из компенсационного трансформатора и конденсатора (рис. 87). При дискретных уставках анодного напряжения используют также подачу через резисторы в миллиамперметр постоянного тока, компенсирующего емкостный ток на каждой уставке. Инерционность магнетострических приборов (2—3 с) при настройке УРП на близкий к предельным для трубок мощностям заставляет применять следующий метод измерения анодного тока (рис. 88). Конденсатор C сглаживает напряжение, создаваемое протеканием анодного тока через резистор с известным со-

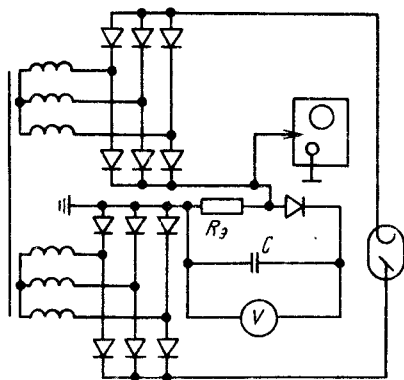


Рис. 88. Схема измерения тока трубки с помощью эталонного резистора

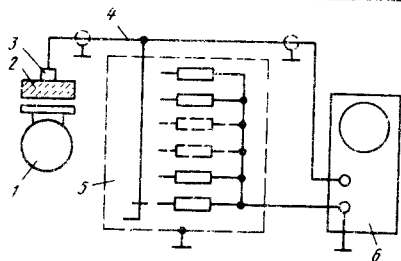


Рис. 89. Схема проверки правильности работы систем коммутации и схемы выпрямления высокого напряжения по форме интенсивности рентгеновского излучения: 1 — излучатель; 2 — изолятор (дерево); 3 — датчик — индикатор типа ДПКБ; 4 — кабель экранированный; 5 — резистивный делитель-шунт; 6 — осциллограф (с запоминанием и ждущей разветкой)

привлечением R_0 . Анодный ток рассчитывается как среднее значение усреднившегося напряжения на конденсаторе, измеренное по экрану осциллографа, деленное на величину R_0 .

Методы контроля системы коммутации высокого напряжения. Качество исследований, надежность питающего устройства и рентгеновских трубок в значительной степени определяются правильностью настройки системы коммутации. Контроль работы и настройка систем коммутации в УРП могут быть осуществлены путем визуальной оценки осциллограмм кривых напряжения и тока рентгеновской трубки. Эффективная оценка работы систем коммутации по радиационному выходу рентгеновской трубки с применением быстродействующих полупроводниковых детекторов-индикаторов. Детектор-индикатор типа ДПКБ, состоящий из фотоэлектрических кремниевых преобразователей, которые находятся в оптическом контакте со сцинтиллятором, позволяет преобразовать рентгеновское излучение в электрический сигнал (ток или напряжение). Детектор-индикатор устанавливается в поясе лучке рентгеновского излучения трубки и с помощью экранированных кабелей вместе с калиброванным резистивным делителем-шунтом подключается к осциллографу с гальваническим входом (рис. 89). Детектор-индикатор имеет постоянную времени (мс)

$$\tau = 0,1 + CR.$$

где C — емкость детектора, пФ; R — сопротивление резистивного шунта, кОм.

Чтобы на осциллограммах сигнала отсутствовали амплитудно-фазовые искажения, время τ должно быть существенно меньше длительности минимального периода регистрируемого процесса. Зависимость сигнала детектора от мощности дозы приближенно описывается уравнением

$$U_d = KJ,$$

где U_d — напряжение на выходе детектора (до 100 мВ); J — интенсивность падающего на детектор излучения.

Основные технические характеристики детектора-индикатора приведены ниже.

Напряжение на выходе	Положительное
Внешняя нагрузка, кОм	0,1—40
Температурный дрейф, %, при напряжении на выходе не более 40 мВ	0,5
Предел дозы, Р/с	1000
Чувствительность, мВ, при $U_{a.m} = 80$ кВ (шестипульсная схема), при 1 Р/мин	10
Внутреннее прямое сопротивление, Ом, при напряжении на выходе 100 мВ	≤ 280
Внутреннее обратное сопротивление, мОм	$\leq 0,44$

Список литературы

1. Блинов Н. Н. Особенности проектирования питающих устройств рентгенодиагностических аппаратов//Медицинская техника, 1975. № 2. С. 5—10.
2. Блинов Н. Н. Рентгеновские питающие устройства. М.: Энергия, 1980. 200 с.
3. Блинов Н. Н. Системы коммутации рентгенодиагностических аппаратов при работе с автоматическими реле экспозиции//Медицинская техника, 1976. № 2. С. 12—17.
4. Блинов Н. Н., Богданов Д. И., Шварман А. З. Главная цель рентгеновского аппарата в режиме падающей нагрузки//Радиационная техника, М.: Атомиздат, 1974. Вып. 10. С. 294—305.
5. Блинов Н. Н., Телегин Ю. П. К расчету главной цепи трехфазного рентгенодиагностического аппарата//Радиационная техника, М.: Атомиздат, 1967. Вып. 2. С. 121—135.
6. Блинов Н. Н., Телегин Ю. П., Шварман А. З. Форма кривой анодного

- тока рентгеновской трубки в однофазных схемах выпрямления//Не разрушающий контроль качества изделий. М.: НИИИИ, 1974. С. 135—140.
7. Блинов Н. Н., Ярославский В. Л., Шварцман А. З. Регулирование напряжения, тока и времени выдержки в рентгенодиагностических аппаратах//Рентгенодиагностические аппараты. М.: Медицина, 1976. С. 121—163.
8. Гусев Е. Н., Ярославский В. Л. Электронное управление напряжением на рентгеновской трубке на стороне высокого напряжения//Радиационная техника. М.: Атомиздат, 1973. Вып. 9. С. 420—429.
9. Дмоховский В. В. К теории рентгеновского изображения//Вестник рентгенологии и радиологии. 1974. № 2. С. 61—67.
10. Дмоховский В. В. Основы рентгенотехники. М.: Медгиз, 1960. 350 с.
11. Исаченко В. П., Осипова В. А., Сухомед А. С. Теплопередача. М.: Энергия, 1969. 425 с.
12. Раков В. И. Электронные рентгеновские трубки. М.: Госэнергоиздат, 1952. 380 с.
13. Справочник по преобразовательной технике/Под ред. И. М. Чиженко. Киев: Техника, 1976. 447 с.
14. Технические средства рентгенодиагностики/Под ред. И. А. Переслегина. М.: Медицина, 1981. 376 с.
15. Шваб А. Измерения на высоком напряжении. М.: Энергоиздат, 1983. 264 с.
16. Шварцман А. З. К определению расчетной температуры элемента фокусной дорожки рентгеновской трубки с вращающимся анодом//Не разрушающий контроль качества изделий. М.: НИИИИ, 1976. С. 24—36.
17. Шварцман А. З. К вопросу об оценке срока службы трубки с вращающимся анодом расчетным методом//Не разрушающий контроль качества изделий. М.: НИИИИ, 1977. С. 59—66.
18. Шварцман А. З., Ярославский В. Л. Некоторые вопросы работы рентгеновской трубки в режиме падающей нагрузки//Радиационная техника. М.: Атомиздат, 1973. Вып. 7. С. 229—240.
19. Шварцман А. З., Ярославский В. Л. Расчет допустимых значений мощности рентгенодиагностических трубок с вращающимся анодом при падающей нагрузке//Не разрушающий контроль качества изделий. М.: НИИИИ, 1974. С. 121—135.
20. Шварцман А. З., Ярославский В. Л. Рентгеновские излучатели//Рентгенодиагностические аппараты. М.: Медицина, 1976. С. 34—76.
21. Шмелев В. К. Рентгеновские аппараты. М.: Энергия, 1973. 470 с.
22. Эксплуатация и ремонт рентгенодиагностических аппаратов/Под ред. Н. Н. Блюнова. М.: Медицина, 1985. 256 с.
23. Ярославский В. Л. Методика расчета главной цепи рентгеновского аппарата с емкостными накопителями//Не разрушающий контроль качества изделий. М.: НИИИИ, 1975. С. 115—118.

Сканировал: Neptunij
(Магнитогорск)

Штативы рентгеновских аппаратов

НАПРАВЛЕНИЯ СОВЕРШЕНСТВОВАНИЯ ШТАТИВНЫХ УСТРОЙСТВ

Проекционный принцип теневого рентгеновского изображения объекта (полученного путем облучения приемника излучения модулированным объектом исследования первичного пучка излучения) предопределяет необходимость ориентации объекта исследования относительно источника и приемника излучения. Взаимное расположение этих трех элементов определяется методикой исследования и создается с помощью специальных рентгенодиагностических устройств — штативов, осуществляющих линейные и угловые перемещения обследуемого, источника излучения и приемника и их относительное согласованное перемещение в процессе исследования. Комплекс рентгенодиагностического устройства или устройств с другим необходимым оборудованием часто называют рабочим местом применительно к определенной методике или области рентгенологического исследования. Рабочее место в общем случае может содержать любое число штативов, связанных между собой требованиями методики исследования.

Непрерывное совершенствование известных и появление новых методик рентгенологического исследования, а также совершенствование приемников излучения приводит к разработке новых и совершенствованию известных рентгенодиагностических устройств, к постоянному обновлению штативов рентгенодиагностических аппаратов.

Улучшение качества рентгеновского изображения в большой степени оп-

ределяется фокусом рентгеновской трубки, расположением объекта исследования и приемника рентгеновского изображения, а также материалами, находящимися в рабочем пучке излучения.

Штативные устройства (ШУ) все время совершенствуются, чтобы улучшить условия работы медперсонала (врача и рентгенлаборанта) и повысить пропускную способность рентгеновского кабинета.

В зависимости от назначения различают штативы для общей (рутинной) диагностики (исследования легких, желудочно-кишечного тракта и скелета) и штативы для специальных методов исследований (контрастные, урологические, исследования черепа, при травмах и др.).

Штативные устройства можно также разделять по виду проекции (монопозиционные и полипозиционные), по возможности передислокации (стационарные и передвижные), по способу управления (дистанционные и с ручным управлением) и т. д.

Примерная классификация рентгенодиагностических штативов для общей диагностики приведена на рис. 1. Для промышленного производства ШУ, а также их эксплуатации требуются определенная унификация и агрегатированное построение рентгеновских аппаратов и комплексов общей и специальной диагностики. Это позволит повысить серийность изделий, уменьшить их стоимость и улучшить качество. Кроме того, унификация и однотипность устройств упрощает процесс обучения медицинского и технического персонала, обслуживающего аппаратуру, ускоряет ремонт и обеспечивает возможность изменения специализа-

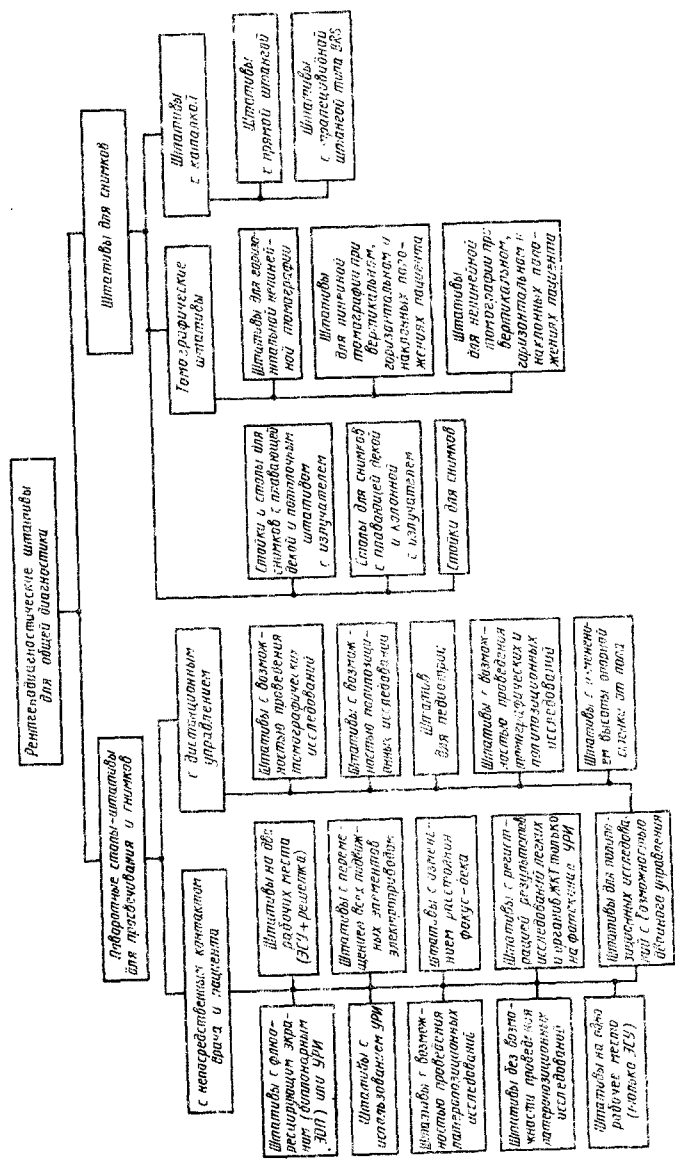


Рис. 1. Классификация рентгенодиагностических штативов для общей диагностики

ции рентгенодиагностических кабинетов путем доукомплектования или частичной замены штативов.

ШТАТИВЫ ДЛЯ ОБЩЕЙ ДИАГНОСТИКИ

Для общей диагностики применяют устройства для снимков:

а) с предварительным просвечиванием (с предварительным прицеливанием), состоящие из штатива с экраном или усилителем яркости рентгеновского изображения (УРИ) и устройств для смены кассет, предназначенных для исследований легких, сердца и прежде всего органов желудочно-кишечного тракта (ЖКТ); такие штативы называют поворотными столами-штативами;

б) содержащие стол с плавающей декой (или каталожку с рентгенопрозрачной декой), штатив с излучателем (иногда с устройством для линейной томографии) и стойку, предназначенные для снимков легких, а также черепа и скелета (в вертикальном положении).

Поворотный стол-штатив является самостоятельным рабочим местом. Такой штатив в общем случае состоит

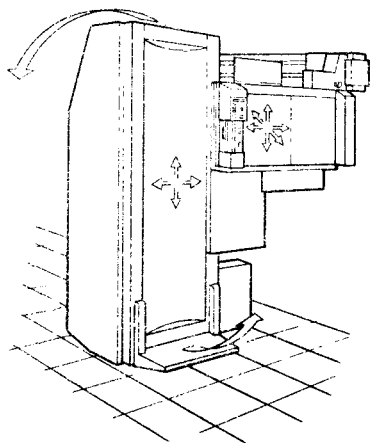


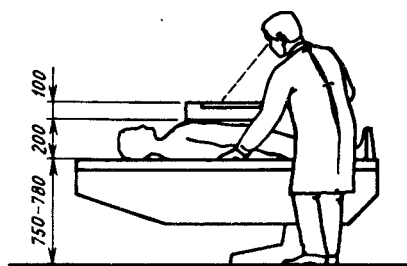
Рис. 2. Штатив ШП-5 для общей диагностики с непосредственным контактом врача и пациента; все подвижные элементы штатива перемещаются с помощью электроприводов (направления перемещений показаны стрелками)

из опорной рентгенопрозрачной плоской поверхности, на которую опирается пациент (или лежит на ней), и жестко сцентрированной между собой системы излучатель—приемник, ось которой (центральный луч), как правило, перпендикулярна опорной поверхности. Такой штатив должен перемещать больного из вертикального положения (ортоскопия) в горизонтальное (трохоскопия), в положение ноги выше головы («тределенбург») и в промежуточные (наклонные) положения. Штативы обеспечивают такое перемещение без вывода объекта из зоны обследования. Кроме того, пациент или ось пучка излучения (или оба вместе) должны перемещаться вдоль и поперек продольной оси штатива (обеспечивается продольным и поперечным перемещениями деки или системы излучатель—приемник) с целью более точного прицеливания, т. е. совмещения объекта обследования с центром приемника изображения (с центром флюоресцирующего экрана) или с центром экрана УРИ (усилитель рентгеновского изображения), а также с центром кассеты, когда она перемещена в рабочее поле.

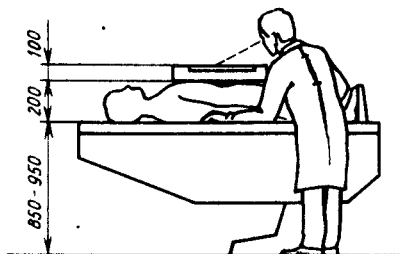
Эти требования являются общими для всех поворотных столов-штативов как с дистанционным управлением (ДУ), так и с непосредственным контактом врача и пациента (НКВП). В последних штативах перемещение деки (поперек продольной оси) либо недостаточно, либо отсутствует (в упрощенных штативах). Поэтому экраноснимочное устройство (ЭСУ) может перемещаться в двух взаимно перпендикулярных направлениях параллельно, а также перпендикулярно деке, для создания компрессии — вдавливания задней стенкой ЭСУ или специальным тубусом мягких тканей человека в области интереса (желудок, двенадцатиперстная кишка, кишечник и др.) с целью приближения пленки (или экрана УРИ) к исследуемому органу, т. е. уменьшения расстояния $F_{0.п}$ (объект — пленка). На рис. 2 приведен штатив ШП-5 для непосредственного контакта врача и пациента. Все штативы такого типа содержат основание, закрепленное на полу кабинета, с боко-

винами, имеющими отверстия для осей; несущую поворотную раму, вращающуюся от электропривода в осях, соединяющих раму с боковинами и основанием; платформу с рентгенопрозрачной декой, перемещающуюся электроприводом вдоль и поперек продольной оси рамы (рама и платформа составляют вместе опорную стенку); каретку продольного хода, расположенную с задней стороны рамы и перемещающуюся в направляющих; каретку поперечного хода с излучателем и диафрагмой, перемещающиеся (вручную или электроприводом) в горизонтальных направляющих, расположенных на каретке продольного хода; консоль, закрепленную в каретке поперечного хода и имеющую направляющие, по которым перемещается каретка с ЭСУ «по лучу» (к пациенту или от него) вручную или электроприводом.

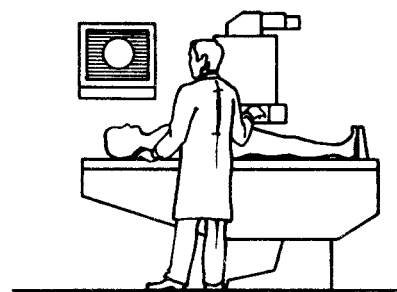
ЭСУ — устройство, содержащее приемники излучения — флюоресцирующий экран или УРИ, а также кассеты для снимков, и соединенное механически (или электрическим приводом) с излучателем в единую сцентрированную систему. Масса подвижных элементов (ЭСУ, консоль, каретки продольного и поперечного хода, излучатель с диафрагмой) уравнивается специальными системами или электроприводом. Общая схема штативов с непосредственным контактом врача и пациента остается неизменной при любых вариантах конструкций каждого элемента и штатива в целом, обусловленных назначением и комплектацией данного образца. Например, штативы, не укомплектованные УРИ с замкнутой телевизионной системой (ЗТС) или допускающие возможность работать как с УРИ, так и с флюоресцирующими экранами, должны быть с высотой деки над полом в горизонтальном положении штатива 750—780 мм (рис. 3). Более высокое расположение деки затруднит работу врача в положении трахоскопия (горизонтальном положении штатива), когда врач склоняется над экраном (особенно если ЭСУ укомплектовано бипланарным усилителем рентгеновского изображения). Расстояние от пола до деки в штативах, укомплектованных только УРИ с ЗТС, может быть увеличено на



а)



б)



в)

Рис. 3. Схемы работы врача в положении «трахоскопия» при высоте деки над полом:
а — 750—780 мм без УРИ и ЗТС; б — 850—950 мм без УРИ и ЗТС; в — любой с УРИ и ЗТС

100—200 мм, что позволяет отодвинуть излучатель от деки и увеличить расстояние $F_{ф.д}$ для улучшения качества изображения путем уменьшения геометрической составляющей нерезкости изображения H_T и степени увеличения изображения снимка K_y .

При получении проецированного рентгеновского изображения с помощью рентгеновского пучка излу-

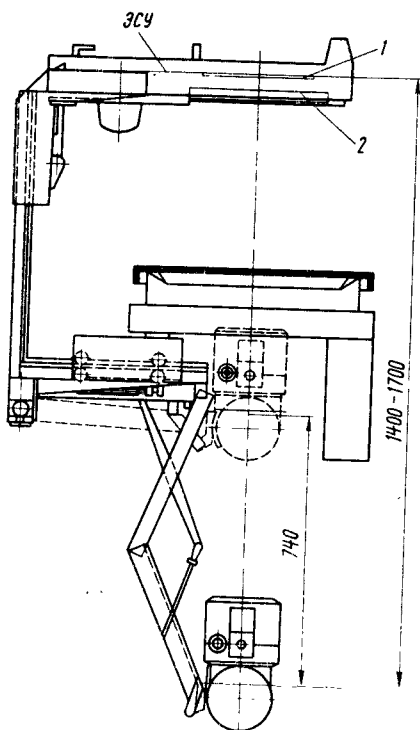


Рис. 4. Схема изменения расстояния фокус—дека ($F_{ф.д}$) в штативе Диагност-50 фирмы «Филипс»:

1 — пленка; 2 — отсеивающий растр

ния, исходящего из фокуса рентгеновской трубки, наблюдается увеличение изображения на приемнике. Это увеличение определяется геометрическими соотношениями штативных устройств. Вследствие того, что фокус трубки имеет конечные размеры при резком перепаде плотности объекта (кость — мягкие ткани) контрастность изображения на приемнике определяется геометрической составляющей нерезкости изображения; H_r определяется размерами фокус—объект—пленка, а также фокусным пятном рентгеновской трубки.

С целью увеличения расстояния $F_{ф.д}$ в штативах Диагност-50 и Пантоскоп-3 фирмы «Филипс» и «Сименс» применили дистаторы, отодвигающие излучатель от деки при вертикальном положении

штатива на 740—750 мм соответственно (рис. 4). Однако при горизонтальном положении штатива это расстояние оставалось небольшим (~400 мм), поскольку данные штативы могли комплектоваться как УРИ с ЗТС, так и флюоресцирующими экранами. В большинстве случаев органы ЖКТ исследуются при горизонтальном положении пациента; поэтому увеличение расстояния $F_{ф.д}$ является для положения трахоскопии актуальным.

При использовании штативов Пантоскоп-5 и Диагност 76/66/56 это расстояние увеличивается при любом положении штатива на 100—150 мм — при положении излучателя только в средней и нижней частях штатива на 100—150 мм; такие штативы комплектуются только УРИ с ЗТС.

Степень увеличения изображения

$$K_y = F(F - F_{о.п})^{-1}, \quad (1)$$

где F — фокусное расстояние (расстояние от фокуса трубки до приемника изображения).

Нерезкость рентгеновского изображения является геометрической суммой составляющих нерезкости:

$$H = \sqrt{H_r^2 + H_d^2 + H_t^2 + H_s^2}, \quad (2)$$

где H_r — геометрическая составляющая; H_d — динамическая составляющая; H_s — экранная составляющая; H_t — технологическая составляющая.

Геометрическая составляющая нерезкости определяется фокусным расстоянием F , размерами фокусного пятна b и расстоянием $F_{о.п}$ от снимаемого объекта (например, желудок, кость, сустав) до пленки:

$$H_r = b \frac{F_{о.п}}{F - F_{о.п}}. \quad (3)$$

При снимках желудочно-кишечного тракта (ЖКТ) и легких на ЭСУ поворотных столов-штативов фокусное расстояние удобно представить в виде следующих составляющих: $F_{ф.д}$ — фокус—дека; $F_{д.о}$ — дека—объект съемки; $F_{о.п}$ — объект — пленка и $F_{д.п}$ — дека — пленка.

1. Значения K_{γ} и H_{Γ} при различных $F_{\Phi.д}$ и размерах фокусных пятен для штативов НКВП

Объект съемки	$F_{\Phi.д}$	$F_{д.о}$	$F_{о.п}$	F	K_{γ}	H_{Γ} , мм. для b			
						0,6	1,0	1,2	2,0
Позвоночник	300	50	210	560	1,60	0,36	0,60	0,72	1,20
Желудок		100	160		1,40	0,24	0,40	0,48	0,80
Пищевод		150	110		1,24	0,14	0,24	0,30	0,48
Позвоночник	350	50	210	610	1,53	0,31	0,52	0,63	1,05
Желудок		100	160		1,36	0,21	0,36	0,42	0,71
Пищевод		150	110		1,22	0,13	0,22	0,26	0,44
Позвоночник	400	50	210	660	1,47	0,28	0,47	0,56	0,93
Желудок		100	160		1,32	0,19	0,32	0,38	0,64
Пищевод		150	110		1,20	0,12	0,20	0,24	0,4
Позвоночник	450	50	210	710	1,42	0,25	0,42	0,50	0,84
Желудок		100	160		1,29	0,17	0,29	0,34	0,58
Пищевод		150	110		1,18	0,11	0,18	0,22	0,36

Для штативов с непосредственным контактом врача и пациента

$$H_{\Gamma} = b \frac{F_{о.п}}{F_{\Phi.д} + F_{д.о}}, \quad (3a)$$

а для штативов с дистанционным управлением

$$H_{\Gamma} = b \frac{F_{о.п}}{F_{\Phi.д} - F_{д.о}}. \quad (36)$$

У пациентов средней полноты объекты исследования, как правило, находятся на следующих расстояниях от деки (при расположении пациента спиной к деке): 5 см (позвоночник), 10 см (желудок) и 15 см (пищевод). Толщина ЭСУ (от задней стенки до пленки) примерно равна 8—10 см. Степень увеличения изображения для штатива НКВП

$$K_{\gamma} = \frac{F_{\Phi.д} + F_{д.о} + F_{о.п}}{F_{\Phi.д} + F_{д.о}}; \quad (4)$$

для штативов с ДУ

$$K_{\gamma} = \frac{F_{\Phi.д} + F_{д.п}}{F_{\Phi.д} - F_{д.о}}. \quad (4a)$$

Увеличение расстояний $F_{\Phi.д}$ и $F_{д.о}$ приводит к уменьшению геометрической нерезкости и степени увеличения.

В табл. 1 и на рис. 5 приведены значения K_{γ} и H_{Γ} . Реальные значения геометрической нерезкости несколько больше приведенных в табл. 1, так как фактические значения фокусных пятен на 20—30% больше номинальных значений, что необходимо учитывать при расчете нерезкостей.

С целью уменьшения коэффициента увеличения изображения снимка K_{γ} и геометрической составляющей нерезкости H_{Γ} , а также при применении УРИ с небольшим диаметром рабочего поля (230—250 мм) для увеличения площади охвата при исследованиях органов ЖКТ применяют компрессию мягких тканей (рис. 6). В этом случае врачу приходится развить усилия, достигающие 120—150 Н. Для помощи врачу применяют электропривод. Впервые фирма ТУР (Германия) в штативе ДЖ-12 применила привод с постоянным усилием, равным 50 Н. С этой же целью в штативах СШП-5 и СШП-6 (Севкавrentген СССР) применяны элек-

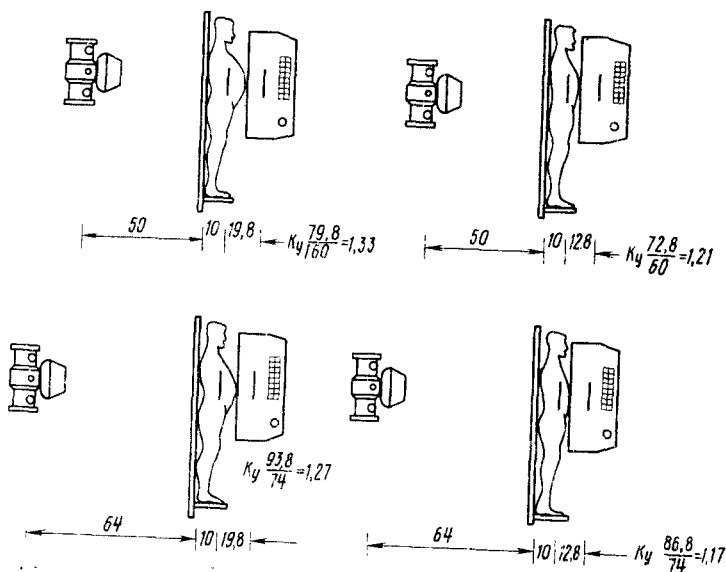


Рис. 5. Влияние изменения расстояния фокус—дека ($F_{ф.д}$) и компрессии на коэффициент увеличения изображения снимка

троприводы с усилиями компрессии 30—120 Н (четыре ступени).

В табл. 2 приведены основные параметры штативов с НКВП, выпускающихся рядом фирм. Штатив Пантоскоп-3 фирмы «Сименс» хотя и не выпускается более 10 лет, однако помещен в таблицу специально, поскольку, по мнению многих врачей (СССР),

этот штатив является одним из самых удобных.

ЭСУ является одним из наиболее существенных элементов штативов с НКВП, от дизайна и конструкции которого часто зависит удобство работы врача и постановка верного диагноза. ЭСУ выполняют в виде плоской металлической коробки, у которой в

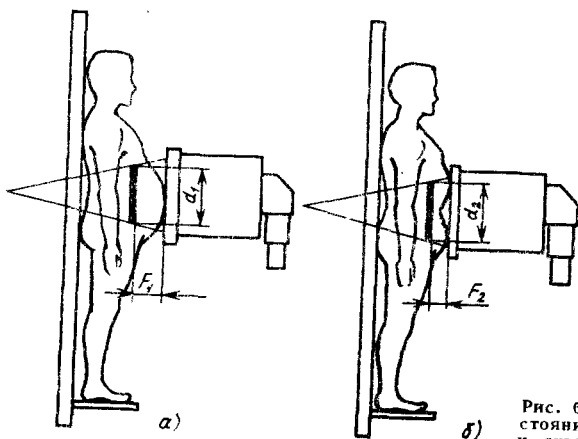


Рис. 6. Влияние компрессии на расстояние объект—приемник ($F_{о.п}$) и охват объекта ($a_1 > a_2$)

левой части передняя и задняя стенки имеют квадратные отверстия, закрытые соответственно: приемником излучения (флюороскопический экран размером 356×356 мм, закрытый просвинцованным стеклом толщиной 10 мм с эквивалентом поглощения, равным 2,5 мм свинца, или входной экран УРИ) и рентгенопрозрачной пластиной из гетинакса или углепластика. Размеры пластины несколько меньше размеров флюороскопического экрана. Пространство между приемником и задней рентгенопрозрачной пластиной называют рабочим полем. За рентгенопрозрачной пластиной располагается отсеивающий растр. Для штативов с изменяющимся в больших пределах расстоянием $F_{ф.д}$ предусматривается возможность ввода в рабочее поле попеременно двух растров с разным фокусным расстоянием (табл. 3). В ЭСУ имеется также устройство (электропривод или электромагнит), обеспечивающее качание раstra в процессе снимка (начало качания раstra происходит за несколько десятков миллисекунд до включения снимка). При этом начало снимка должно совпадать с моментом максимальной скорости раstra. Для растров с числом полос $N \geq 60$ ламелей на 1 см (лам/см) качание растров не обязательно, так как на снимке полосы в этом случае видны не будут.

Перед растром (со стороны излучателя) в современных ЭСУ располагаются шторки плоской диафрагмы, которая ограничивает первичный пучок излучения (прошедшего через пациента) размерами в соответствии с установленной и реализуемой программой снимков, а также предохраняет от воздействия вторичного излучения уже экспонированные или еще не экспонированные поля пленки (при установленной программе, когда полное поле пленки экспонируется постепенно в зависимости от установленной программы). Каждая пара шторок, как правило, имеет свой электропривод, управляемый от программного устройства. В более ранних конструкциях и в упрощенных конструкциях, выпускаемых в настоящее время, в качестве диафрагмы, ограничивающей поле снимка по горизонтали, использовалась тубусная панель, у которой было

Размеры пленки смxсм	Снимки на полное поле	Снимки с делением пленки
13x18		
18x24		
24x30		
35x35		

Рис. 7. Программа прицельных снимков ЭСУ штативов ПСШ-3 (РУМ-20, завод «Мосрентген»), СШП-5 и СШП-6 (Рентген-40 и Рентген-47, завод СКРЗ)

рентгенопрозрачное вертикальное отверстие, ширина которого была около 110 мм, что с учетом коэффициента увеличения на пленке давало ширину засветки, равную 120 мм. На такой ширине засветки строилась вся программа деления пленки, которая многие годы полностью удовлетворяла врачей (рис. 7). Деление кассет по горизонтали осуществлялось торможением каретки с кассетодержателем и кассетой при каждом очередном снимке против отверстия в тубусной панели с шагом, равным размеру поля по горизонтали 120 мм. Деление кассет по вертикали осуществлялось перемещением кассетодержателя с кассетой по направляющим каретки на ± 45 мм (что может осуществляться разными способами, например вертикальным путепроводом либо под действием заранее заведенной пружины).

В этом случае ограничение поля по вертикали осуществлялось рентгенопрозрачным на высоту поля деления пленки тубусом, который либо вставлялся в тубусную панель вручную и вручную перемещался в рабочее поле, либо находился за бункером ЭСУ и подавался в рабочее поле электроприводом.

Так выполнены ЭСУ типа Эксплоратор-35 фирмы «Сименс» и ЭСУ 02 завода «Актюбрентген», выпускаемые в настоящее время.

Повышение автоматизации ЭСУ достигается освобождением тубуса от функции ограничения поля снимков по

2. Параметры поворотных столов-штативов с непосредственным контактом врача и пациента

Тип штатива	Фирма, страна	Возможность исследования в латеропозиции на ЭСУ	Оснащение решеткой опорной стелки штатива	Тип приемника на ЭСУ	Высота Деки штатива при горизонтальном положении штатива, мм	Расстояние Дека — пленка при снимках на решетку, мм	Тип Деки и ее алюминевый эквивалент, мм Al	Перемещения деки			
								вдоль		поперек	
								Расстояние, мм	Скорость, мм/с	Расстояние, мм	Скорость, мм/с
Ундистат-3, Клинограф-2	«Электрон-ска индустрия», Югославия	Нет	Входит в комплект поставки	Флюоро-скопический экран или УРИ	800	65 при пере-мещающейся деке или 45 при деке, не пе-ремещающейся поперек штатива	Пластик, ~0,7	400	—	Нет	Нет
Ундистат-4Д, Клинограф-4	«Электрон-ска индустрия», Югославия	Нет	Входит в комплект поставки	Флюоро-скопический экран или УРИ	800	70	Пластик, ~0,7	400	—	Нет	Нет
Пантоскоп-3	«Сименс», Германия	Есть	Устанавливается по заказу	Флюоро-скопический экран или УРИ	766	70	Дерево, ~0,8	500	40	140 (±70)	40
Пантоскоп-5	«Сименс», Германия	Нет	Входит в комплект поставки	УРИ	850	60	—	1600 (±800)	60	240 (±120)	40
Сирескоп-5	«Сименс», Германия	Нет	Входит в комплект поставки	УРИ	850	60	—	1600 (±800)	45	250 (±125)	35

ДЖ-12	ТУ R, Германия	Есть	Устанавливается по заказу	Флюоро- скопиче- ский экран или УРИ	800	—	—	400	—	Нет	Нет
Хироспекта	«Хирана», Чехо-Слова- кия	Нет	Устанавливается по заказу	УРИ	830	—	Пластик	600	25 и 50	160 (±80)	Ручное переме- щение
UV 56	«Меликор», Венгрия	Нет	Устанавливается по заказу	УРИ	875	—	Пластик	600 (+400; -200)	—	Нет	Нет
Диагност-5	«Филипс», Нидерлан- ды	Нет	Входит в комплект поставки	Флюоро- скопиче- ский экран или УРИ	830	—	—	1000 (±500)	—	180 (±90)	—
Диагност-66 Диагност-76	«Филипс», Нидерлан- ды	Нет	Входит в комплект поставки	УРИ	830	74	Угле- пласти- ковая дека, ~0,4	1680 (±840)	60	200 (±100)	45
ПСШ-3 (РУМ-20)	«Мос- рентген», СССР	Есть	Не преду- смотрено	Флюоро- скопиче- ский экран или УРИ	800	Нет	Гетинакс (7 мм), 0,8	1000 (±500)	40	140 (±70)	Ручное переме- щение
СПШ-5 (Рентген-40)	«Севкав- рентген», СССР	Есть	Входит в комплект поставки	Флюоро- скопиче- ский экран	780	70	Гетинакс (4 мм) вогну- тый за- нево- ленный, 0,45	1000 (±500)	40	130 (+90; -50)	40
СПШ-6 (Рентген-47)	«Севкав- рентген», СССР	Есть	Устанавливается по заказу	УРИ	820	—	Гетинакс (4 мм), 0,45	1000 (±500)	40	230 (±125)	40

Продолжение табл. 2

Тип штатива	Параметры растра в решетке			Шаговое перемещение деки стола для перифе- рической ангиографии	Способ управления шторками диафраг- мы и тип полей	Управление штативом и ЭСУ	Возмож- ность про- ведения томографии при гори- зонтальном положении штатива (параметры)	Освобождение лени штатива и для снимков и томографии	Необходима высота подол- ка, м	Масса штатива, кг
	N, лам/см	r	F ₀ , см							
Ундистат-3, Клинограф-2	40	12	115	Не преду- смотрено	Формат-автомати- ка для прямо- угольных полей	Релейно- контактная схема	Возмож- ность предо- ставляется	—	—	720 (без УРИ)
Ундистат-4Д, Клинограф-4	40	12 или 8	115	Не преду- смотрено	Формат-автомати- ка для прямо- угольных полей	Электрон- ная (бес- контакт- ная) схема	8° — 0,6 с; 25° — 1,0 с; 40° — 3,2 с	—	—	913 (без УРИ)
Пантоскоп-3	40	12	100	Не преду- смотрено	Формат-автомати- ка для прямо- угольных полей	Релейно- контактная схема	Возмож- ность предо- ставляется	Сдвиг ЭСУ вправо	3,0	—
Пантоскоп-5	40	12	115	Четыре шага по 240 мм (пять снимков); 140 мм/с	Формат-автомати- ка для прямо- угольных и круг- лых полей	Общий микро- процессор	40° — 1,0 с; 40° — 2,0 с; 8° — 0,4 с; 8° — 0,7 с	—	2,8—3,40 в зави- сности от ком- плекта- ции на- значения	—
Сирескоп-5	40	12	115	Четыре шага по 240 мм (пять снимков); 140 мм/с	Формат-автомати- ка для прямо- угольных и вось- миугольных полей	Общий микро- процессор	—	—	3,21	—

ДЖ-12	—	—	—	Не предусмотрено	Формат-автоматика для прямоугольных полей, по отдельному заказу в штативах ДЖ-12-2	Релейно-контактная схема	Возможность не представляется	---	710 (без УРИ)
Хирспекта	—	—	—	Не предусмотрено	Электропривод от ручной клавиши, прямоугольные поля	Электронная (бесконтактная) схема	Возможность не представляется	3,0	600
UV 56	—	—	—	Не предусмотрено	Электропривод от ручной клавиши, прямоугольные поля	Электронная (бесконтактная) схема	Возможность не представляется	2,8	1040
Диагност-5	36	12	100	Не предусмотрено	—	Электронная (бесконтактная) схема	Возможность не представляется	—	—
Диагност-56 Диагност-66 Диагност-76	36	12	100	Четыре шага для кассеты ПЮК, семь шагов для фотокамеры УРИ	Формат-автоматика для прямоугольных и круглых полей	Общий микропроцессор	Возможность не представляется	—	—
ПСШ-3 (РУМ-20)	Нет	Нет	Нет	Не предусмотрено	Электропривод от ручной клавиши, прямоугольные поля	Релейно-контактная схема	Возможность не представляется	2,8	850

Сдвиг
ЭСУ
вправоДека
не осво-
божда-
ется

Продолжение табл. 2

Тип штатива	Параметры раstra в решетке			Шаговое перемещение деки стола для периферической ангиографии	Способ управления шторками диафрагмы и тип полей	Управление штативом и ЭСУ	Возможность проведения томографии при горизонтальном положении штатива (параметры)	Свободное для снимков и томографии	Необходимая высота потолка, м	Масса штатива, кг
	N, лам/см	Г	F ₀ , см							
СШП-5 (Рентген-40)	35	6	100	Не предусмотрено	Электропривод от ручной клавиши, прямоугольные поля	Релейно-контактная схема	8° — 0,4 с; 30° — 1,5 с; 20° — 1,0 с; 45° — 2,25 с	Откидывание ЭСУ на 90° и сдвиг по консоли до упора	2,8	800
СШП-6 (Рентген-47)	Нет			Не предусмотрено	Электропривод от ручной клавиши, прямоугольные поля	Релейно-консольная схема	Возможность не предоставляется	Откидывание ЭСУ на 60°	2,8	880
Тип штатива	Тренделенбург			Скорость, %/с	Перемещение центра ЭСУ					
	Тип уравновешивания УРИ	Угол, °	Скорость, мм/с		вдоль штатива (от пола)		поперек штатива		по лучу	
Расстояние, мм				Скорость, мм/с	Расстояние, мм	Скорость, м/с	Расстояние, мм	Скорость, мм/с		
Удистат-3, Клинограф-2	Потолочное	15	600 (1055—1655)	—	Электропривод, одна	246 (264) [+118 (127); -128 (137)]	320	Ручное перемещение	395	

Удистат-4Д, Клинограф-4	Пого- лочное	15/12	3,5	600 (1055—1680)	Электро- привод, одна	250 (+120; —130)	Ручное переме- щение	300	Ручное переме- щение	420
Пантоскоп-3	Пого- лочное	15	—	660 (1050—1710)	Две	280 (± 140)	Ручное переме- щение	320 (200— 520)	Ручное переме- щение	390 и 1140 (дистатор при верти- кальном положении штатива)
Пантоскоп-5	Вну- треннее	30	0—5	780 (1020—800)	Электро- привод	280 (± 140)	—	300 (190— 490)	Ручное переме- щение	440 и 620 (дистатор при любом положении штатива)
Сирескоп-5	Вну- треннее	90	2,25—6	770 (1060—1830)	Электро- привод	280 (± 140)	Электро- привод	310 (188— 498)	Электро- привод	435
ДУЖ-12	Пого- лочное	12	Две	700 (1000—1700)	Электро- привод, одна	260 (± 130)	Ручное переме- щение	320 —	Электро- привод, 50 Н	400
Хироспекта	Пого- лочное	15	Две	700 (1000—1700)	Электро- привод	260 (± 130)	Ручное переме- щение	320 (180— 500)	Ручное переме- щение	410
UV 56	Вну- треннее	15	—	590 (1120—1710)	Электро- привод	250 (± 125)	Ручное переме- щение	300 (165— 465)	Ручное переме- щение	420
Диагност-5	Пого- лочное	15	—	500	—	210 (± 105)	Ручное переме- щение	—	—	—

Продолжение табл. 2

Тип штатива	Тип уравни- вешива- ния УРИ	Тренделенбург		Перемещение центра ЭСУ				по лучу		Расстояние дека—фокус, мм
		Угол, °	Ско- рость, °/с	вдоль штатива (от пола)		поперек штатива		Рас- стоя- ние, мм	Ско- рость, мм/с	
				Расстояние, мм	Ско- рость, мм/с	Расстояние, мм	Ско- рость, мм/с			
Диагност-56 Диагност-66 Диагност-76	Вну- треннее	15 45 90	3,6 2,4—3,6 0—6	800	Электро- привод	245 (+116; —129)	—	320	—	500 и 640 (дистатор при любом положении штатива)
ПСШ-3 (РУМ-20)	Пото- лочное	15	—	540 (1110—1650)	80	250 (±125)	Ручное пере- мещение	320	—	350
СШП-5 (Рентген-40)	Не пре- дусмот- рено приме- нение УРИ	15/10	3,75	610 (1100—1710)	40	280 (±140)	40	320	40 и ком- прессия 30— 120 Н	410
СШП-6 (Рентген-47)	Пото- лочное	15/10	3,75	610 (1100—1710)	40	280 (±140)	40	320	40 и ком- прессия 30— 120 Н	460

3. Параметры экранно-снимочных устройств поворотных столов-штативов с непосредственным контактом врача и пациента

Параметры	Эксплоратор-35 фирмы «Сименс» (Германия)	Эксплоратор-МЛ фирмы «Сименс» (Германия)	Эксплоратор-MR фирмы «Сименс» (Германия)	Фирмы «Медикор» (Венгрия)	Фирмы «Хирана» (Чехо-Словакия)	ЭСУ-02 «Актюбрентген»
Предназначены для установки на штативы	Пантоскоп-3, Пантоскоп-4, Сирескоп-3, Сирескоп-4	Пантоскоп-5	Пантоскоп-5, Сирескоп-5	UV-56	Хироспекта	Рентген-40 (Рентген-47)
Число и вид приемников, диаметр входного поля УРИ, мм	Флюороскопический экран или УРИ типа Сирекон-2, 230/150, 330/230/170	УРИ типа Сирекон-2, 230/150, 330/230/170	УРИ типа Сирекон-2, 230/150, 330/230/170	УРИ типа ВК22/16/11-12, 220/160/115	УРИ типа 30КС-274, 270/160	Флюороскопический экран (Рентген-40) или УРИ 30КС-274, 270/160 (Рентген-47)
Расстояние от задней стенки ЭСУ до пленки, мм	—	50	46	65 (нет камеры экспонометра)	—	56
Расстояние от задней стенки ЭСУ до входного экрана УРИ, мм	—	—	—	85	—	96
Число и параметры отсеивающих растров в ЭСУ; число полос на 1 см (N); отношение (r); фокусное расстояние (F_0), мм	2 шт.; 1) $N = 40$; $r = 12$; $F_0 = 750$; 2) $N = 40$; $r = 12$; $F_0 = 150$	2 шт.; 1) $N = 40$; $r = 12$; $F_0 = 750$ (для ф. д.) 2) $N = 40$; $r = 12$; $F_0 = 1000$ (для ф. д.)	1 шт.; $N = 40$; $r = 12$; $F_0 = 750$	1 шт.; $N = 28$; $r = 7$; $F_0 = 850$	—	1 шт.; $N = 35$; $r = 6$; $F_0 = 700$

Продолжение табл. 3

Параметры	Эксплоратор-35 фирмы «Сименс» (Германия)	Эксплоратор-М1 фирмы «Сименс» (Германия)	Эксплоратор-МР фирмы «Сименс» (Германия)	Фирмы «Медикор» (Венгрия)	Фирмы «Хирана» (Чехо-Словакия)	ЭСУ-02 «Актюбрентген» (СССР)
Программы снимков на широкоформатную пленку в кассетах с флюоресцентными экранами: кассеты: 13×18	3	7	3	3	3	2
18×24	7	13	12	8	7	4
24×24	—	8	7	—	—	—
24×30	7	12	12	10	7	3
30×30	—	4	4	—	—	—
30×35	—	8	7	—	—	—
35×35	2	4	3	3	2	2
Тип фотокамеры и размер пленки; наи- большая скорость (снимок в секунду)	Сяркам 70; 70 мм; рулон- ная пленка. Сяркам 100; 100×100 мм, плоская пленка	Сяркам 100, 100×100 мм, плоская плен- ка, 3 см/с или 6 см/с	Сяркам 100×100 мм, плоская плен- ка, 3 см/с или 6 см/с	Фотоканал не преду- смотрен	РК-8, рулон- ная пленка шириной 105 мм, 8 см/с	Фотоканал не преду- смотрен
Время перемещени кассеты из бункера в рабочее поле, с	0,8—1,2	0,6	0,6	—	—	0,8—1,2

Схема управления работой ЭСУ	Релейно-контактная	Микро-процессор	Микро-процессор	Микро-процессор	Электронная бесконтактная	Электронная бесконтактная	Релейно-контактная
Ограничение первичного и вторичного лучков излучения: по горизонтали по вертикали	Плоская диафрагма Тубус	Плоская диафрагма	Плоская диафрагма	Плоская диафрагма	Тубусная панель Тубус	Тубусная панель Тубус	Тубусная панель Тубус
Класс ЭСУ	1	Высший	Высший	Высший	1	1	3
Параметры	Скопоматик-66, фирмы «Филипс» (Голландия)	Скопоматик-76, фирмы «Филипс» (Голландия)	Скопоматик-76, фирмы «Филипс» (Голландия)	Скопоматик-715, фирмы «Филипс» (Голландия)	ТУР ДЖ-7 (Германия)	Эксплоратор-35Е, фирмы «Сименс» (Германия)	Эксплоратор-35, фирмы «Сименс» (Германия)
Предназначены для установки на штативы	Диагност-56, Диагност-66	Диагност-66, Диагност-76	Диагност-66, Диагност-76	Диагност-66, Диагност-76	ДЖ-12, ДЖ-12-2	Клинограф-2, Ундистат-3	Клинограф-4, Ундистат-4Д
Число и вид приемников, диаметр входного поля УРИ, мм	УРИ 6/н, 230/130	УРИ 6/н, 360/250/170, 300/180/130, 230/180/130	УРИ 6/н, 360/250/170, 300/180/130, 230/180/130	УРИ, 360/250/170, 300/180/130	Флюороскопический экран или УРИ типа 30КС-193, 190, 30КС 274 270/160	Флюороскопический экран или УРИ типа Сирекон-2, 170/230, 230/150, 250/170	Флюороскопический экран или УРИ типов Сырсков, Плаников
Расстояние от задней стенки ЭСУ до пленки, мм	48	48	48	Регистрация на пленку в кассетах не предусмотрена	—	—	—

Продолжение табл. 3

Параметры	Скопоматик-66, фирмы «Филипс» (Голландия)	Скопоматик-76 фирмы «Филипс» (Голландия)	Скопоматик-715 фирмы «Филипс» (Голландия)	ТУР ДЖ-7 (Германия)	Эксплоратор-35Е фирмы «Сименс» (Германия)	Эксплоратор-35 фирмы «Сименс» (Германия)
Расстояние от задней стенки ЭСУ до входного экрана УРИ, мм	87 для УРИ с диаметром 230 мм	96 для УРИ 360 мм, 103 для УРИ 300 мм, 81 для УРИ 230 мм	43 для УРИ 360 мм, 59 для УРИ 300 мм	—	—	—
Число и параметры отсвечивающих растров в ЭСУ; число полос на 1 см (N); отношение (r); фокусное расстояние (F_0), мм	$N = 60$; $r = 10$; $F_0 = 800$	2 шт.; 1) $N = 36$; $r = 10$; $F_0 = 800$; $F_{\text{ф. д.}} = 500$; 2) $N = 36$; $r = 10$; $F_0 = 900$; $F_{\text{ф. д.}} = 640$ или 1) $N = 44$; $r = 12$; $F_0 = 800$; $F_{\text{ф. д.}} = 500$; 2) $N = 44$; $r = 12$; $F_0 = 900$; $F_{\text{ф. д.}} = 640$	2 шт.; 1) $N = 36$; $r = 10$; $F_0 = 800$; $F_{\text{ф. д.}} = 500$; 2) $N = 36$; $r = 10$; $F_0 = 900$; $F_{\text{ф. д.}} = 640$ или 1) $N = 44$; $r = 12$; $F_0 = 800$; $F_{\text{ф. д.}} = 500$; 2) $N = 44$; $r = 12$; $F_0 = 900$; $F_{\text{ф. д.}} = 640$	1 шт.; $N = 40$; $r = 10$; $F_0 = 700$	1 шт.; $N = 40$; $r = 12$; $F_0 = 700$	1 шт.; $N = 40$; $r = 12$; $F_0 = 700$
Программы снимков на широкоформатную пленку в кассетах с флюоресцентными экранами: кассеты: 13X18	2	2	Регистрация	—	—	5

18×24	6	9	только на фотокамеру УРИ		5
24×24	5	5			Нет
24×30	6	7			2
30×30	Нет	Нет			Нет
30×35	Нет	Нет			Нет
35×35	2	3			3
Тип фотокамеры и размер пленки; наибольшая скорость (снимок в секунду)	Медлоспот 100/105	Медлоспот 100/105	Медлоспот 100/105	РК 12, 95—104 мм на рулонную перфорированную пленку 105 мм, 4 см/с	Сяркам 70; 70 мм, рулонная пленка. Сяркам 100, 100×100 мм, плоская пленка
Время перемещения кассеты из бункера в рабочее поле, с	—	—	Нет	1,0	—
Схема управления работой ЭСУ	Микропроцессор	Микропроцессор	Микропроцессор	Релейно-контактная	Электронная бесконтактная
Ограничение первичного и вторичного пучков излучения: по горизонтали по вертикали	Плоская диафрагма	Плоская диафрагма	Отсутствует	—	Плоская диафрагма Тубус
Класс ЭСУ	Высший	Высший	Высший	2	1

Размеры пленки, смхсм	Число полей деления пленки					
	1	2	3	4	5	9, 12'
13x18						
18x24 (8"x10")						
24x24 (9 1/2"x9 1/2")						
24x30 (10"x12")						
30x30						
30x35 (11"x14")						
35x35 (14"x14")						
Возможности совмещенных программ						

Рис. 8. Программа прицельных снимков ЭСУ штатива Пантоскоп-5 фирмы «Сименс»

вертикали, что позволяет применять тубус при всех размерах кассет и всех программах деления и в том числе при одиночных снимках большого формата.

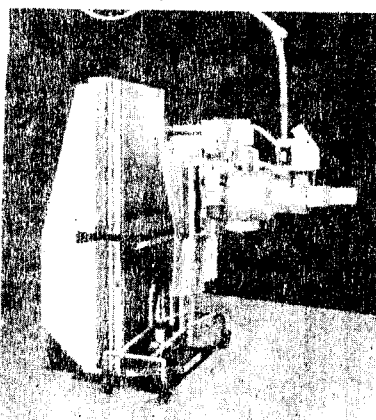


Рис. 9. Штатив с каталкой для латеро-позиционных исследований Пантоскоп-3 фирмы «Сименс»

Для формирования пучка излучения в плоскости пленки применяют горизонтальную и вертикальную плоские диафрагмы. Программу деления можно увеличить в несколько раз путем осуществления вертикального перемещения кассетодержателя с кассетой электроприводом (рис. 8). Причем такое увеличение программ деления многим врачам представляется необоснованно избыточным и предоставляется фирмами из чисто рекламных соображений, поскольку никакими диагностическими методиками такие программы деления не обусловлены. За диафрагмами и растром, как правило, располагают камеру автоматического рентгеноэкспонметра, а за камерой — путепровод, по которому перемещается каретка с кассетодержателем и предварительно заряженной кассетой из бункера в рабочее поле или на зарядку и обратно. За путепроводом располагают либо экран приемника — преобразователя рентгеновского излучения в световое изображение — либо экран УРИ.

В течение длительного периода фирма «Сименс» выпускала серию штативов Пантоскоп и Серископ, пригодных для проведения латеропозиционных исследований (рис. 9), которые, как правило, проводились с помощью каталки, размещенной между ЭСУ и декой штатива. В СССР по требованию Минздрава все аналогичные диагностические штативы имеют возможность проведения латеропозиционных исследований, которые осуществляют с помощью специальной быстросъемной полки (рис. 10).

Исследования в латеропозиции являются только частью более общих — полипозиционных исследований. В общем виде они являются исследованиями при различных взаимных положениях штатива (пациента), приемника и пучка излучения (рис. 11):

1) положение при вращении пациента или центрального луча вокруг оси *A* — продольной оси пациента (вращения ЛАО/РАО);

2) положения при вращениях пациента вокруг оси *B* — вокруг центрального луча;

3) положения при вращениях центрального луча или пациента вокруг

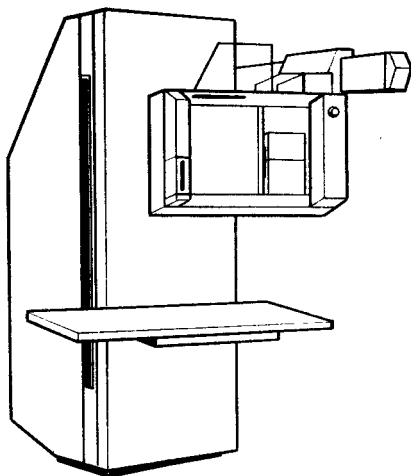


Рис. 10. Штатив типа ПСШ-3 (Мосрентген, СШ П-5 и СШ П-6 (Севжиррентген, с полкой для латеропозиционных исследований)

оси *C* (вращения — каудал — краниал) — оси, перпендикулярной осям *A* и *B*. Приведенные на рис. 11 схемы перемещений реализовать достаточно сложно, по крайней мере для взрослых

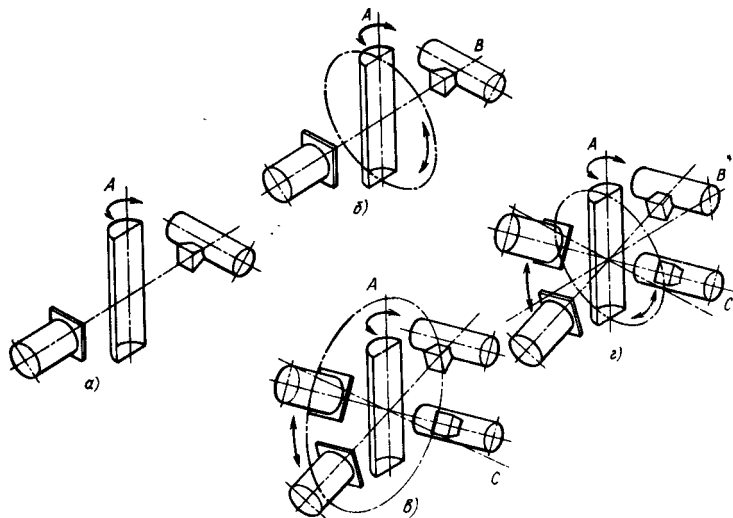


Рис. 11. Схемы перемещения при полипозиционных исследованиях (по методу Г. Э. Хаспекова):

a — одноосевые; *b* и *в* — двухосевые; *г* — трехосевые

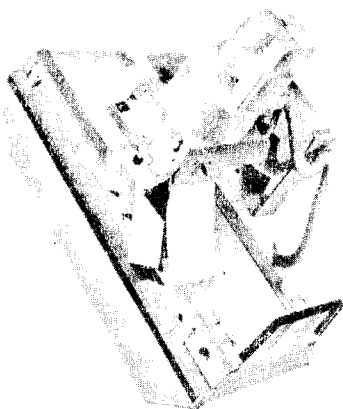


Рис. 12. Штатив высокого класса типа Диагност-76 (Диагност-66 и -56) фирмы «Филипс» без возможностей проведения просвечивания в латеропозиции

пациентов, поэтому часто применяют более упрощенные схемы. Так, упомянутые выше исследования в латеропозиции есть исследования при повороте пациента из вертикального в горизонтальное положение вокруг осн В.

Многие ведущие фирмы, например «Филипс», CGR, Тошиба, никогда не

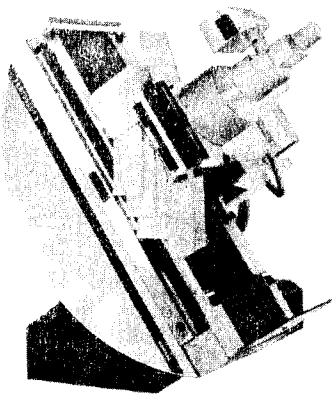


Рис. 13. Штатив высокого класса типа Пантоскоп-5 фирмы «Сименс» без возможности проведения исследований в латеропозиции

выпускали штативы НКВП с возможностью проведения латеропозиционных исследований (рис. 12). Однако эти фирмы, как правило, выпускают специальные полипозиционные штативы высокого класса, реализующие два или три многоосевых исследования.

Фирма «Сименс» выпустила два новых штатива высокого класса Пантоскоп-5 (рис. 13) и Серископ-5, у которых возможность проведения латеропозиционных исследований отсутствует. Ранее выпускавшиеся штативы Пантоскоп-4 и Серископ-4 такую возможность имели. Это можно объяснить тем, что фирма продолжает выпуск специального полипозиционного штатива Орбископ (реализующего одноосевые исследования при вертикальных, наклонных и горизонтальных положениях пациента).

ШТАТИВЫ С ДИСТАНЦИОННЫМ УПРАВЛЕНИЕМ

Пропускная способность рентгенодиагностического кабинета с непосредственным контактом врача и пациента определяется дозой нагрузкой врача-рентгенолога. По нормам СССР разрешается проводить только пять исследований органов ЖКТ в рабочую смену, на что уходит около 1,5 ч рабочего времени. Остальное время, как правило, оборудование простаивает. Это особенно непростительно, если штатив укомплектован усилителем рентгеновского изображения. Положение улучшается незначительно, если в опорной стенке штатива расположена решетка для производства снимков и на штативе осуществляются снимки, как на обычном столе при горизонтальном или даже при наклонных положениях пациента. Наиболее дорогой элемент штатива — УРИ — более 1,5 ч за смену не используется.

С целью уменьшения радиационной нагрузки на врачей, увеличения времени использования дорогостоящего оборудования (УРИ) фирмой «Филипс» впервые был разработан штатив с дистанционным управлением типа «Рингстенд», позволяющий вывести врача-рентгенолога из сферы воздействия рентгеновского излучения. Этот штатив является родоначальником штативов

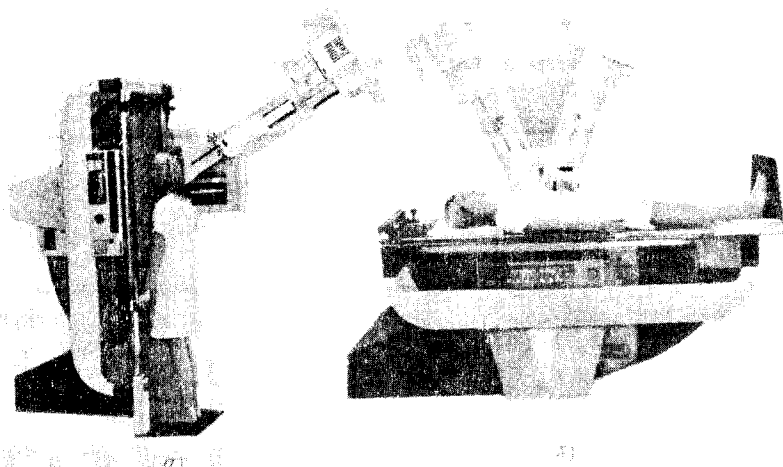


Рис. 14. Штативы высокого класса с дистанционным управлением типа Сиреграф-Д фирмы «Сименс»: а — исследование черепа; б — томография

с дистанционным управлением. Кроме увеличения пропускной способности кабинета в несколько раз за рабочую смену такие штативы обладают также следующими преимуществами:

просвечивание и снимки с повышенным (по сравнению с предыдущими штативами) фокусным расстоянием (1150—1500 мм);

проведение томограмм без перекладывания пациента на другой штатив; осуществление снимков и томограмм с предварительным визуальным контролем укладки;

проведение специализированных исследований (миелография, ангиография, урология).

Дистанционно-управляемые штативы подразделяются на пять видов, а с учетом педиатрических штативов — на семь (см. рис. 1).

В табл. 4 приведены параметры трех штативов фирмы «Сименс» (Сиреграф-В, -С и -Д), двух штативов Диагност-88 и -92 фирмы «Филипс», штатива РДК Рентген-60 СКРЗ (СССР), а также штативы Меркурий-155, Меркурий-165 и Дигител-90 фирмы «Вилла» (Италия).

В общем виде дистанционно-управляемые штативы имеют: основание с механизмом поворота опорной стенки

(иногда с механизмом перемещения опорной стенки по вертикали); опорную стенку со снимочным устройством и усилителем рентгеновского изображения; платформу продольного и поперечного перемещения деки; колонну с излучателем.

Основание (иногда одинакового с основанием штатива с НКВП, рис. 13 и 14) служит для поддержания и поворота опорной стенки (по конструкции, близкой к используемым в штативах НКВП), в которой размещена каретка со снимочным устройством (по конструкции, близкой к экрано-снимочному устройству); на выходе последнего расположен входной экран УРИ. Колонна с излучателем расположена на каретке снимочного устройства на оси, которая находится на уровне пленки. Поворот колонны с излучателем необходим для осуществления косых снимков и, прежде всего, линейной томографии. Возможность проведения томографии в сочетании с поворотом опорной стенки позволяет проводить томографию при горизонтальном, наклонном и вертикальном положении пациента, что является важной диагностической возможностью при исследовании легких. Для таких исследований

4. Параметры поворотных столов-штативов с дистанционным управлением

Параметры	Сиреграф-В «Сименс» (Германия)	Сиреграф-С «Сименс» (Германия)	Сиреграф-Д «Сименс» (Германия)	Диагност-88 «Филипс» (Нидерланды)
Угол поворота опорной стенки, °	110 (+90; -20)	110 (+90; -20)	110 (+90; -20)	110 (+90; -20) или 180 (+90; -90)
Скорость, %/с	Одна	4	0—4	4,5
Высота деки над полом при горизонтальном положении штатива, мм	950	950	960	770—1450
Перемещения деки, мм: вдоль штатива	+860; -440	+850; -600	+860; -600	+770; -580
скорость, мм/с поперек штатива	—	45	0—70	±150
скорость, мм/с вертикальное, мм	+180; -170	+180; -170	±170	±150
	—	40	50	—
	Нет	Нет	Нет	550
Материал и алюминиевый эквивалент деки, мм Al	—	—	0,6	—
Перемещенные системы: излучатель-приемник, мм скорость, мм/с	680 Одна	630 60	740 70—80	Нет
Высота центрального луча над полом при вертикальном положении штатива, мм	1010—1690	1060—1690	1100—1840	1200—1750
Углы косых снимков (на- клоны), °	±45	+40; -45	±40	±45
Скорость наклона, %/с	—	—	0—8	—
Угол томографии — время	40° — 1,2 с; 20° — 0,6 с; 8° — 0,8 с	40° — 1,2 с; 20° — 0,6 с; 8° — 0,8 с	40° — 1,2; 2,5 с; 20° — 0,6; 1,2 с; 8° — 0,4; 0,8 с	40° — 1,0/2,0 с; 20° — 0,5/1,0 с; 8° — 0,2/0,4 с

Диагност-92 «Филипс» (Нидерланды)	Диагност-92А «Филипс» (Нидерланды)	Рентген-60 СКРЗ (СССР)	Меркурий-155 «Вилла» (Италия)	Меркурий-165 «Вилла» (Италия)	Дигитем-90 «Вилла» (Италия)
110 (+90; -20)	110 (+90; -20)	135 (+90; -45)	120 (+90; -30)	180 (+90; -90)	180 (+90; -90)
4,5	4,5	3,0	1,6	3,6	—
900	900	800—1300	920	930	—
+1000; -500 50 ±150 40 Нет	+750 50 ±150 40 Нет	+800; -500 40 ±125 40 500	+1000; -500 (-600) 42 240 (±120) 96 Нет	+1000; -600 38 230 (±115) ~29 Нет	+1000; -600 — +170; -190 — Нет
—	—	Углепластик, 0,4	—	—	—
600 80	600 80	Нет	600 40	600 (520) 40 (35)	950 —
1250—1850	1250—1850	1500—2000	1055—1655	1055—1655	850—1800
±40 10	±40 10	±30 12	±40 8,8	±40 8,8	±45 —
40° — 1,0/3,2 с; 20° — 0,5/1,6 с; 8° — 0,2/0,6 с	40° — 1,0/3,2 с; 20° — 0,5/1,6 с; 8° — 0,2/0,6 с	40° — 1,0 с; 8° — 0,4 с	—	45° — 1,8/3,8 с; 30° — 0,8/2,4 с; 20° — 0,8/1,6 с; 7° — 0,35/0,7 с	45°; 30°; 20°; 5° } четыре } скорости

Параметры	Сиреграф-В «Сименс» (Германия)	Сиреграф-С «Сименс» (Германия)	Сиреграф-Д «Сименс» (Германия)	Диагност-68 «Филипс» (Нидерланды)
Фокусное расстояние, мм	1150	1150, 1350 и 1500 для ангио- графин	1150, 1350 и 1500 для ангио- графин	1150—1500 для ангио- графин
Скорость изменения, мм/с		25	30	—
Расстояние дека — пленка, мм	70	70	70	—
Поворот излучателя, °	+180 с фикса- цией через ±90°	+180 и ±90 (электро- привод)	±180 и ±90 (электро- привод)	±110
Компрессия: перемещение тубуса над декой, мм пределы давления, Н	370 (110—480) Восемь степеней давления	380 (120—500) От 0 до 150 (при 50 Н блокиру- ются все движения деки)	480 (170—650) От 0 до 150 (при 50 Н блокиру- ются все движения деки)	— От 55 до 160
Растр в снимочном устрой- стве	$N =$ $= 40$ лам/см; $r = 12$; $F_0 = 115$ см	$N =$ $= 40$ лам/см; $r = 12$; $F_0 = 115$ см	$N =$ $= 40$ лам/см; $r = 12$; $F_0 = 125$ см	—
Число программ деления на пленки:				
18×24	4	4	7	3
24×24	2	2	4	—
24×30	5	5	8	7
30×30	3	3	—	—
35×35	3	3	3	3
20×40	6	6	6	6
30×40	7	7	7	7
40×40	4	4	4	7
35×43	4	4	7	4
13×18	8	4	12	—
30×35	4	4	6	—

Продолжение табл. 4

Диагност-92 «Филипс» (Нидерланды)	Диагност-92А «Филипс» (Нидерланды)	Рентген-60 СКРЗ (СССР)	Меркурий-155 «Вилла» (Италия)	Меркурий-165 «Вилла» (Италия)	Дигитем-90 «Вилла» (Италия)
1000, 1250, 1500 для ангио- графии —	1000, 1250, 1500 для ангио- графии —	1150 —	1000—1500 26	1050—1500 24	1000—1500 —
70	70	70	88	90	90
—	—	±180	±90	±90	—
— От 40 до 160	— От 40 до 160	380 (120—500) От 50 до 150 Н (при 50 Н блокиру- ются все движения деки)	— Три степе- ни давле- ния	— Три степе- ни давле- ния (30, 70 и 150)	—
—	—	$N =$ $= 45 \text{ лам/см};$ $r = 10;$ $F_0 = 115 \text{ см}$	—	—	—
9 3 10 — 4 7 7 7 8 — —	9 3 10 — 4 7 7 7 8 — —	2 1 2 1 1 2 2 1 2 2 2	Снимочное устройство, позволя- ющее при- менять лю- бые типы кассет от 13×18 мм до 35×43 мм	Снимочное устройство, позволя- ющее при- менять лю- бые типы кассет от 13×18 мм до 35×43 мм	Снимочное устройство, позволяющее применять любые типы кассет от 13×18 мм до 35×43 мм

Параметры	Сиреграф-В «Сименс» (Германия)	Сиреграф-С «Сименс» (Германия)	Сиреграф-Д «Сименс» (Германия)	Диагност-88 «Филипс» (Нидерланды)
Тип УРИ Диаметры полей, мм	Сирикон-2 170; 230; 250; 300	Сирикон-2 170; 230; 250; 300	Сирикон-2 230/150; 270/170; 270/170/140; 330/230/170	230/150/80 или 360/250/170
Фотокамера (размер и тип пленки; число снимков в секунду)	Сиркам-100, плоская пленка 100×100 мм; 2 или 6 см/с, Сиркам 70 рольная пленка; до 6 см/с	Сиркам-100, плоская пленка 100×100 мм; до 2 или 6 см/с, Сиркам 70, рольная пленка; до 6 см/с	Сиркам-100, плоская пленка 100×100 мм; до 2 или 6 см/с	100 мм
Возможность латеропозиционных исследований	Нет	Нет	Нет	Нет
Ангиография	Не предусмотрена	Возможна; однопроекционные ангиографические исследования, в том числе периферическая ангиография	Возможна; однопроекционные ангиографические исследования периферийных сосудов конечностей с шаговым перемещением стола	Возможна; на внешнюю серийную кассету типа АОР
Система управления	Электронная бесконтактная схема	Электронная бесконтактная схема	Микропроцессор	Микропроцессор
Масса, кг	—	—	—	—

Продолжение табл. 4

Диагност-92 «Филиппс» (Нидерланды)	Диагност-92А «Филиппс» (Нидерланды)	Рентген-60 СКРЗ (СССР)	Меркурий-155 «Вилла» (Италия)	Меркурий-165 «Вилла» (Италия)	Дигитем-90 «Вилла» (Италия)
230/150/80 или 360/250/170	230/250/80 или 360/250/170	УРИ М2-01 230/170	Возможна установка любых ти- пов УРИ до 12"	Возможна установка любых ти- пов УРИ до 12"	Возможность установки любых раз- меров УРИ до 12"
100 мм	100 мм	Гранат МТ-3, рольная пленка, 105 мм; Гранат МТ-4, рольная пленка 70 мм	—	—	—
Нет	Нет	Есть	Нет	Нет	Нет
Возможна (церебраль- ная и пер- ифериче- ская с шаговым перемеще- нием стола)	Возможна (шаговое перемеще- ние систе- мы излу- чатель— приемник на 240 мм и шаговое перемеще- ние деки)	Возможна (при реги- страции на фотоканал УРИ)	Возможна (шаговое перемеще- ние деки штатива до девяти шагов)	Возможна (шаговое перемеще- ние деки: три шага по 250 мм)	Возможна (шаговое перемеще- ние деки)
—	—	Электриче- ская схема на кон- тактных элементах	—	—	Микро- процессор
1600	1625	—	1400	1450	1300

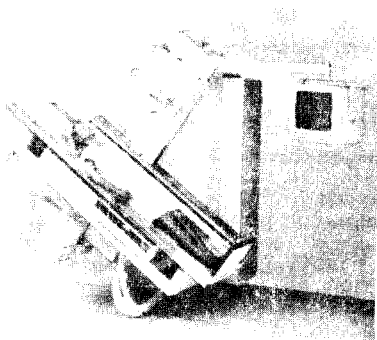


Рис. 15. Штатив с дистанционным управлением высокого класса типа Диагност-88 фирмы «Филипс» с вертикальным перемещением рамы и опорной стенки

до появления штативов с ДУ использовали специальные универсальные поворотные томографы, выпуск которых сейчас в западных странах существенно сократился.

На колонне расположен рентгенопрозрачный тубус, осуществляющий компрессию и, при усилиях до 50 Н, пальпацию. Компрессия осуществляется электроприводом и может достигать 150—200 Н. Пальпация осуществляется перемещением платформы с пациентом в направлениях вдоль и поперек штатива при компрессии не более 50 Н. В ряде конструкций штативов для перемещения каретки со снимочным устройством и УРИ (с фото- и телевизионной камерой) и с колонной с излучателем и диафрагмой вдоль опорной стенки штатива, она (каретка) уравнивается специальным грузом. Управление всеми перемещениями, компрессией, томографией, выбор программы снимков и управление включением режимов просвечивания и снимков осуществляются со специальных пультов управления, которые, как правило, расположены либо в смежных помещениях, либо отделены от штатива прозрачной, но рентгенозащитной перегородкой.

Ранее ряд штативов позволял осуществлять снимки с увеличением, что достигалось перемещением деки (с пациентом) в направлении к излучателю (в направлении «по лучу»). Такими возможностями обладал, например,

штатив Диагност-100 фирмы «Филипс». Однако в настоящее время использование снимков с увеличением в рентгенодиагностике существенно уменьшилось [такие методики начали использоваться при ангиографии конечностей (кость, стопа) и при исследовании тонкой структуры костей конечностей]. Поэтому такие возможности в современных штативы с дистанционным управлением не закладываются.

Практически все штативы с ДУ являются сложными и дорогостоящими. Для упрощения конструкции с сохранением, однако, всех диагностических возможностей фирма «Филипс» разработала и выпускает штатив Диагност-88, характерной особенностью которого является отсутствие перемещения снимочного устройства с УРИ (с колонной с излучателем и диафрагмой) вдоль опорной стенки штатива. Ось, на которой с одной стороны расположена колонна с излучателем, а с другой — снимочное устройство с УРИ (уравнивающие друг друга), жестко закреплена на опорной стенке. В этом случае для изменения высоты центрального луча при вертикальном положении штатива (что необходимо при обследовании пациентов разного роста) кроме перемещения деки применено основание, которое перемещает опорную стенку и систему приемник—излучатель вверх на ~550 мм и осуществляет вращение ее от вертикального положения до положения «тренделенбурга» 20 или 90°. Такая конструкция при наличии большого перемещения деки вдоль штатива существенно упрощает и удешевляет штатив, не уменьшая его диагностических возможностей (рис. 15). Перемещение системы излучатель—приемник — опорная стенка по вертикали создает дополнительное удобство для врача-рентгенолога, позволяя ему выбирать высоту опорной стенки над полом по своему росту при горизонтальном положении пациента на деке опорной стенки при таких исследованиях, которые обязательно требуют непосредственного контакта врача и пациента (контрастные исследования кишечника, спинного мозга и др.). Кроме того, более удобно перекладывать тяжелого пациента с каталки на деку штатива и обратно при более

нижком положении опорной стенки. Такая возможность в сочетании с простой конструкцией обеспечивает этому штативу большие удобства. Еще одной особенностью штатива Диагност-88 является малое расстояние дека—приемник для экрана УРИ и для пленки в кассетах, что достигается взаимными перемещениями УРИ и кассеты в рабочем поле (УРИ по вертикали, а кассеты по горизонтали). Это обеспечивает высокое качество рентгеновского изображения (и максимальный охват поля объекта на входном экране УРИ) и высокое качество изображения на пленке. В этом случае существенное улучшение качества изображения на теле- и фотоканалах УРИ достигается незначительным усложнением конструкции штатива. Впервые такая система повышения качества при регистрации изображения была применена фирмой CGR в штативе Футураликс.

Другое направление упрощения конструкции штатива данного типа продемонстрировала фирма ДЖЕМ (Бельгия). В штативе типа Телевикс-1600 (рис. 16) имеется возможность большого перемещения системы излучатель — приемник вдоль опорной стенки, но полностью отсутствует продольное перемещение дека.

Отсутствие перемещения дека вдоль штатива исключает возможность проведения различных ангиографических исследований как на кассете типа АОТ, устанавливаемой в торце стола штатива, так и периферической ангиографии, осуществляемой с помощью шагового перемещения дека стола-штатива.

При работе штатива с непосредственным контактом врач, как правило, сам поворачивает пациента (командой или непосредственно руками) на тот угол, который ему необходим при исследовании. При этом пациент располагается, либо опираясь на дека, либо лежа на ней.

При дистанционном управлении, если нет специальных приспособлений, врач может передавать команду только голосом посредством внутреннего переговорного устройства, если оно предусмотрено. Однако такие команды выполняются, как правило, неточно или не выполняются вообще (степень



Рис. 16. Штатив с дистанционным управлением типа Телевикс-1600 фирмы ДЖЕМ (Бельгия)

тяжести болезни пациента, глухота, незнание языка и др.); поэтому многие штативы с ДУ имеют съемные поворотные люльки. На рис. 17 показан штатив Сиреграф-2 фирмы «Сименс», а на рис. 18 — штатив Диагност-100 фирмы



Рис. 17. Съемная люлька для взрослых из деревянного шпона на штативе Сиреграф-2 фирмы «Сименс»

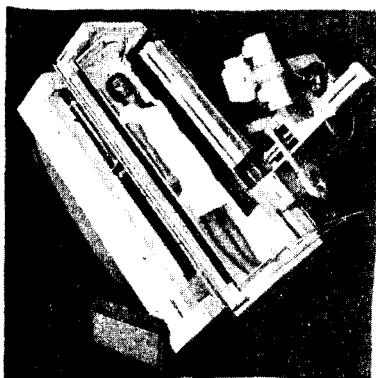


Рис. 18. Люлька для взрослых из пластмассы на штативе Диагност-100 фирмы «Филипс»

«Филипс» с установленными на них в первом случае деревянной, а во втором случае пластиковой люльками. Установка люльки на штатив достаточно сложна, поскольку масса их достигает (с верхним и нижним основаниями) 30—50 кг и требуются усилия не менее двух человек, чтобы установить и снять такую люльку (даже если люлька разборная). Такие манипуляции могут проводиться за рабочую смену несколько раз, так как многие исследования невозможно осуществлять с расположенным пациентом на люльке, например снимки скелета, иригоскопию и др. Кроме того, между объектом и приемником имеется дополнительный рентгенопоглощающий материал — люлька (~10 мм фанерного шпона). Двойное поглощение приводит к дополнительному ослаблению и нивелированию модулированного объекта пучка излучения, что значительно ухудшает качество наблюдаемого и регистрируемого изображений и требует увеличения дозы падающего на пациента рентгеновского излучения.

Люлька в сечении представляет собой полуэллипс (для удобного расположения пациента), поэтому ось вращения люльки выбирают из условий поворота ее на $\pm 90^\circ$, что увеличивает расстояние между пациентом и приемником примерно на 100 мм и что ухудшает качество рентгеновского изображения как на пленке, так и на экране

телевизионной системы из-за увеличения расстояния F_0 .

Другим серьезным недостатком дистанционно управляемых штативов является фактическая незащищенность врача-рентгенолога от вторичного излучения, рассеянного пациентом при исследованиях, требующих непосредственного контакта врача и пациента. При таких исследованиях врач оказывается в значительно более худших условиях, чем при работе на штативе с НКВП, где ЭСУ и малая ширма даже при наличии УРИ (оттесняющего врача вправо из практически полностью защищенной зоны) существенно больше защищает врача.

ШТАТИВЫ ДЛЯ ПОЛИПОЗИЦИОННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ

К полипозиционным относятся штативы, позволяющие изменять направление центрального луча по отношению к пациенту в направлениях ЛАО/РАО (вокруг продольной оси пациента — оси А, см. рис. 11) и в направлениях каудал/краниал (вокруг оси С, см. рис. 11). Кроме этого такие штативы должны позволять вращать пациента вокруг его продольной оси и обеспечивать перевод штатива с пациентом из вертикального в горизонтальное положение и в положение «трэнделенбург».

Полипозиционные штативы выпускаются с возможностью как дистанционного управления, так и управления при непосредственном контакте врача и пациента. Как правило, это выполняется с помощью легкоперемещаемого пульта управления движениями штатива. Такие штативы применяют не только для рутинной диагностики, но и для многих других специальных видов исследований. Так, например, один из таких достаточно совершенных полипозиционных штативов — штатив фирмы «Филипс» Мульти-Диагност позволяет проводить до 15 видов рентгенологических исследований. Родоначальником таких штативов фирмы «Филипс» явился штатив с ДУ Диагност-100 (рис. 18), смещение фокуса трубки которого относительно оси колонны позволяет при опрокидывании штатива на 180° (трэнделенбург

90°) проводить латеропозиционные исследования с помощью каталки (по аналогии с рис. 9). В остальном этот штатив оставался обычным штативом с ДУ очень высокого класса. Фирма «Сименс» выпускает штатив типа Орбископ (рис. 19), параметры которого приведены в табл. 5.

Фирма «Шимадзу» (Япония) выпускает штатив Гитроскоп, достаточно близкий по диагностическим возможностям к штативу Орбископ (рис. 20). Оба штатива отличаются расположением приемника (ЭСУ + УРИ) над декой, отсутствием томографии и возможностей перемещения центрального луча в направлениях «каудал/краниал». К этому же классу штативов можно отнести штатив «Инфантоскоп» фирмы «Сименс» для исследования детей, который отличается тем, что приемник (снимочное устройство и УРИ) находится под декой, а излучатель — над декой, что обеспечивает достаточно большое фокусное расстояние (рис. 21). В этом штативе опорная стенка вместе с штангой и излучателем может перемещаться (как в обычном штативе с ДУ) в положение трохоскопия и тренделенбург, кроме того, вокруг центрального луча. Другой детский штатив Педиатрикс фирмы CGR позволяет переводить люльку с ребенком до 5—8 лет с ортоскопии (вертикальное положение штатива) в латеропозицию (вращение вокруг оси В, рис. 11). Этот штатив позволяет проводить томографию, которая, как и наклоны излучателя (центрального луча) по отношению к продольной оси штатива (в направлении каудал/краниал) осуществляется с помощью устройства типа «параллелограмм» (рис. 22).

Все рассмотренные выше полипозиционные штативы (за исключением штатива «Педиатрикс») позволяют проводить только полипозиционные исследования. В начале 91-го года завод СКРЗ (СССР) выпустил полипозиционный штатив с ДУ в составе комплекса Рентген-60, который позволяет осуществлять и латеропозиционные исследования с помощью быстростремной латеропозиционной полки и томографические исследования. Такие возможности появились у штатива благодаря

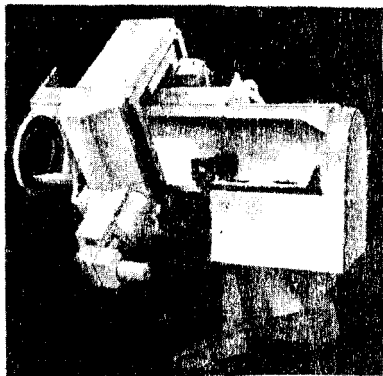


Рис. 19. Штатив для одноосевых полипозиционных исследований типа Орбископ фирмы «Сименс»

особой конструкции штанги, которая выполнена в виде двойной буквы Г. Штатив имеет опорную стенку, закрепленную на оси, которая перемещается электроприводом по вертикали на 500 мм. На этой же оси закреплен сектор, который обеспечивает поворот опорной стенки на 135° (+90° и —45°) от горизонтального положения. Дека штатива может перемещаться вдоль опорной стенки на +800 и —500 мм и на ±125 мм поперек опорной стенки (рис. 23).

Все приведенные штативы обеспечивают одновременно только одно вращение либо ЛАО/РАО, либо каудал/краниал. Решение проблемы с вращениями по двум осям продемонстрировала фирма «Филипс», выпустив последовательно две модели штатива типа Мульти-Диагност (вторая модель получила название Интегрис I 2000) с расположением системы излучатель—приемник по дуге и с расположением приемника (УРИ) под декой штатива (рис. 24). Эти штативы обеспечивают практически максимально возможные полипозиционные возможности. Обе модели штатива достаточно близки и отличаются параметрами, приведенными в табл. 6.

На рис. 25 приведена схема перемещений указанных штативов.

Фирма НРТ («Норликс рентгентехник», Дания) выпускает три типа таких штативов под общим названием

5. Параметры поворотных столов-штативов для полипозиционных исследований

Параметры	Орбископ «Сименс», Германия	Фишер E / X «Фишер», США	Мульти-Диагност	
			Первая модель «Филипс», Нидерланды	Вторая модель «Филипс», Нидерланды
Расположение УРИ	Над декой	Над декой	Под декой	Под декой
Угол поворота опорной стенки, °	+90, —15	+90, —90	+90, —70	+90, —70
Скорость	Две	—	—	—
Высота опорной стенки над полом при горизонтальном положении штатива, мм	1070	790—1020	980—1400 (420)	980—1400 (420)
Перемещения деки, мм: вдоль	Подножка перемещается по деке на расстояние 450 мм	—	Нет	Нет
Материал деки и ее рентгенопрозрачность	—	—	Углепластик, 0,62 мм Al	Углепластик, 0,62 мм Al
Высота изокентра при горизонтальном положении штатива и наиболее низком положении деки, мм	1110—850	1020	1100	1100

Продолжение табл. 5

Параметры	Орбископ «Саманс», Германия	Фишер E-I-X «Фишер», США	Мульти-Джигность	
			Первая модель «Филипс», Нидерланды	Вторая модель «Филипс», Нидерланды
Перемещение системы излучатель—приемник, мм: вдоль продольной оси штатива скорость поперек скорость по лучу	660	1450	1340	1340
	Две +180, —150	— 310	— Нет	— Нет
	Две 260	310	400	430
Высота центрального луча от пола при вертикальном положении опорной стенки, мм	1920—1260	1950—500	1865—530	1865—530
Углы, °: ЛАО/РАО латерал/каудал	+125; —45 0 (две скорости)	+90; —45 +45; —45	+90; —30 +30; —30	+90; —25 +30; —30
	Нет	Нет	10, 20, 30° (две скорости; высота среза от 0 до 220 мм)	Нет
Фокусное расстояние, мм	1000	770—1080	840—1270	840—1270
Расстояние дека—приемник, мм	220—460	—	0—400	0—430

Продолжение табл. 5

Параметры	Орбискол «Сименс», Германия	Фишер E.I.-X «Фишер», США	Мульти-Диагност	
			Первая модель «Филипс», Нидерланды	Вторая модель «Филипс», Нидерланды
Тип УРД; диаметр полей, мм	Сирекон-2; 250/150	360/250/175; 300/230/150; 230/150/100	230/160	360/250/175
Размер пленки фотокамеры, мм	70 рольная; 100 плоская	Фотокамера есть	105 мм рольная; 100 мм плоская	105 мм рольная, 100 мм плоская
Ангиография	Нет	Есть возможность проведения всех видов ангиографии, в том числе коронарографии		
Диаметр дуги, мм	1000	—	—	—
Наличие ЭСУ и применяемые кассеты	Экрано-снимочное устройство, от 130×180 до 356×356	Нет	Нет	Нет
Наличие решетки	Нет	Нет	Есть	Нет
Система управления, возможность двойного управления	С непосредственным контактом и с дистанционным управлением			
Масса штатива, кг	—	—	1250	1150
Угол вращения деки вокруг продольной оси, °	±90	Нет	±30	±30

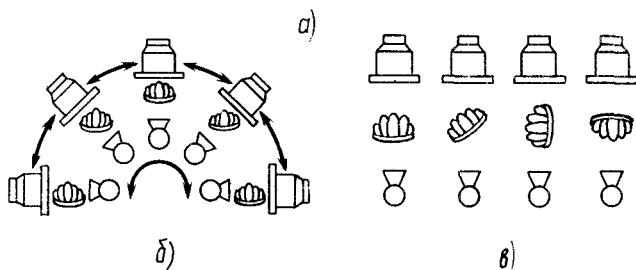
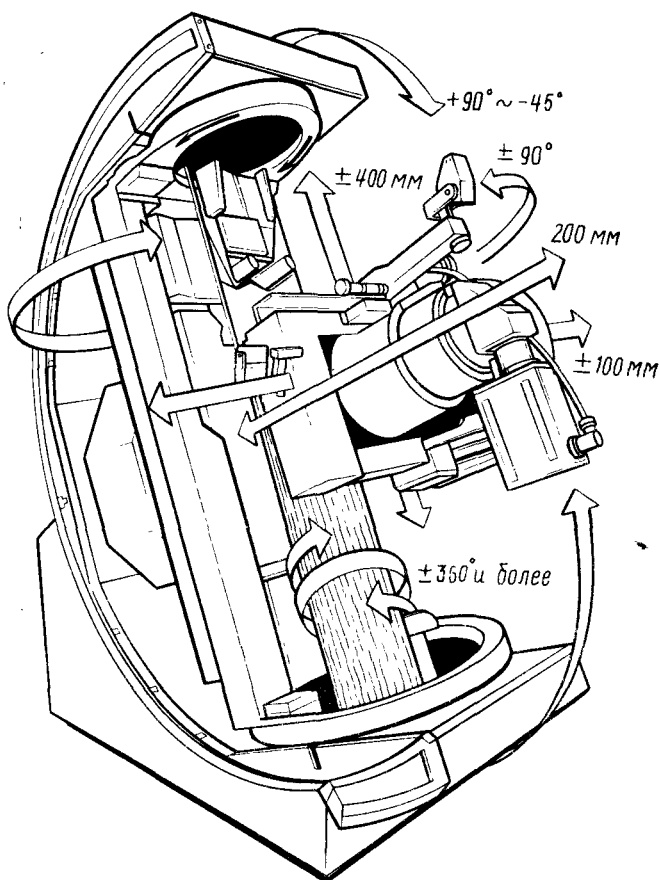


Рис. 20. Одноосевой полипозиционный штатив Гитроскоп фирмы «Шинмадзу» (Япония):

а — схемы перемещений больного и системы излучатель—приемник;
 б — схема обследования при неподвижном положении пациента; а —
 то же при неподвижной системе излучатель—приемник

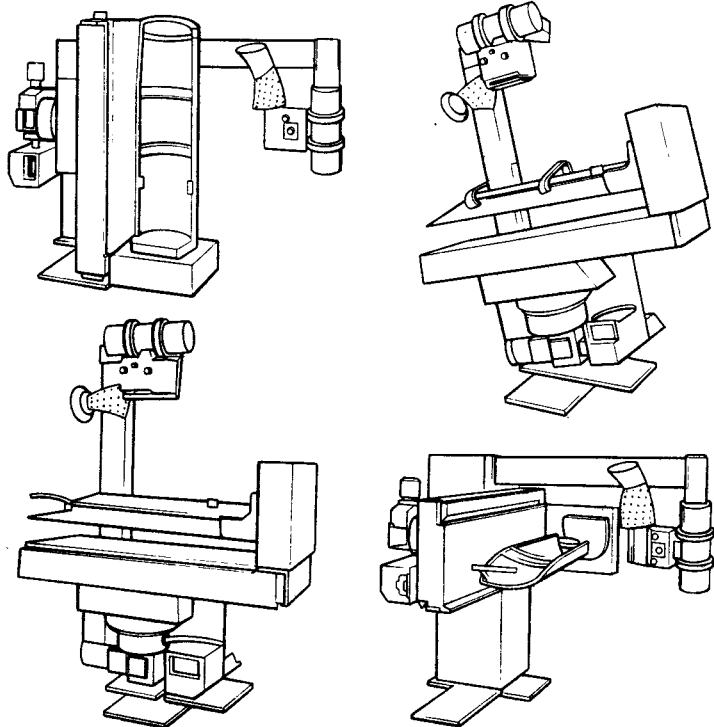


Рис. 21. Одноосевой полипозиционный педиатрический стол-штатив Инфантоскоп фирмы «Сименс» в различных положениях

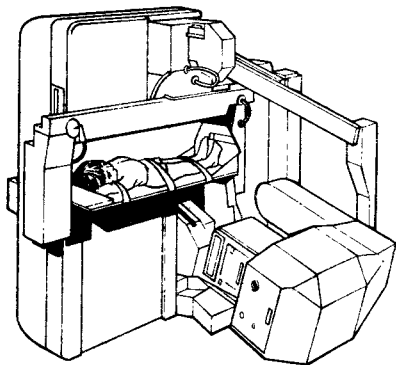


Рис. 22. Двухосевой полипозиционный педиатрический стол-штатив для полипозиционных исследований типа Педиатрикс фирмы CGR (Франция) в положении для латеропозиционных исследований

МИЕЛО-Х. Первые два полностью повторяют обе модели штативов Мульти-Диагност, а третья отличается от второй модели обратным расположением системы излучатель—приемник (УРИ) (рис. 26).

Фирма «Фишер Именж Корпорейшен» (США) также выпускает штативы типа EI-X (рис. 27) с расположением системы излучатель по дуге и с УРИ, расположенным над декой штатива. Такой штатив кроме многих других исследований и в том числе при вертикальном положении пациента позволяет проводить полипозиционные одиопроекционные ангиографические исследования и в том числе ангиокардиографию (вентрикуло- и коронарографию; рис. 28).

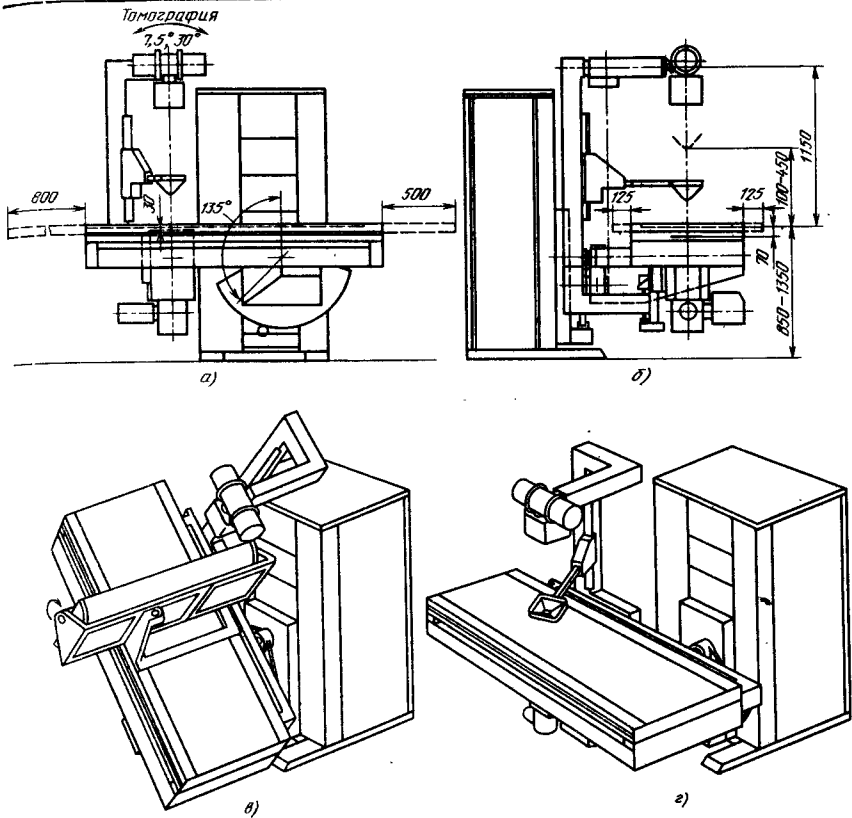
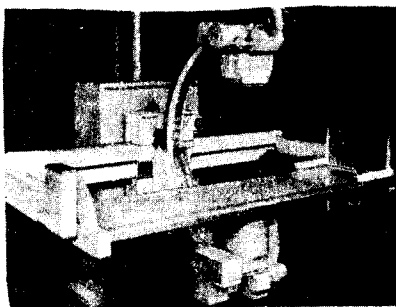
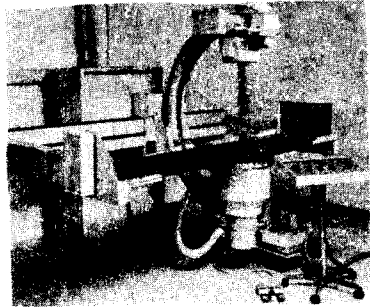


Рис. 23. Дистанционно управляемый полипозиционный штатив Рентген-60 завода СКРЗ (СССР) в положении:

а — трахоскопия (вид сбоку); б — трахоскопия (вид с торца); в — латеропозиционных исследований; г — трахоскопия (исследования органов ЖКТ)



а)



б)

Рис. 24. Дистанционно управляемый полипозиционный штатив типа Мульти-Диагностика фирмы «Филипс» (для двухосевых исследований):

а — первая модель с возможностью осуществления снимков и томографии на широкоформатную пленку (в решетке) и на фотоканал УРИ; б — вторая модель с возможностью проведения снимков только на фотоканал УРИ (диаметр рабочего поля 360 мм)

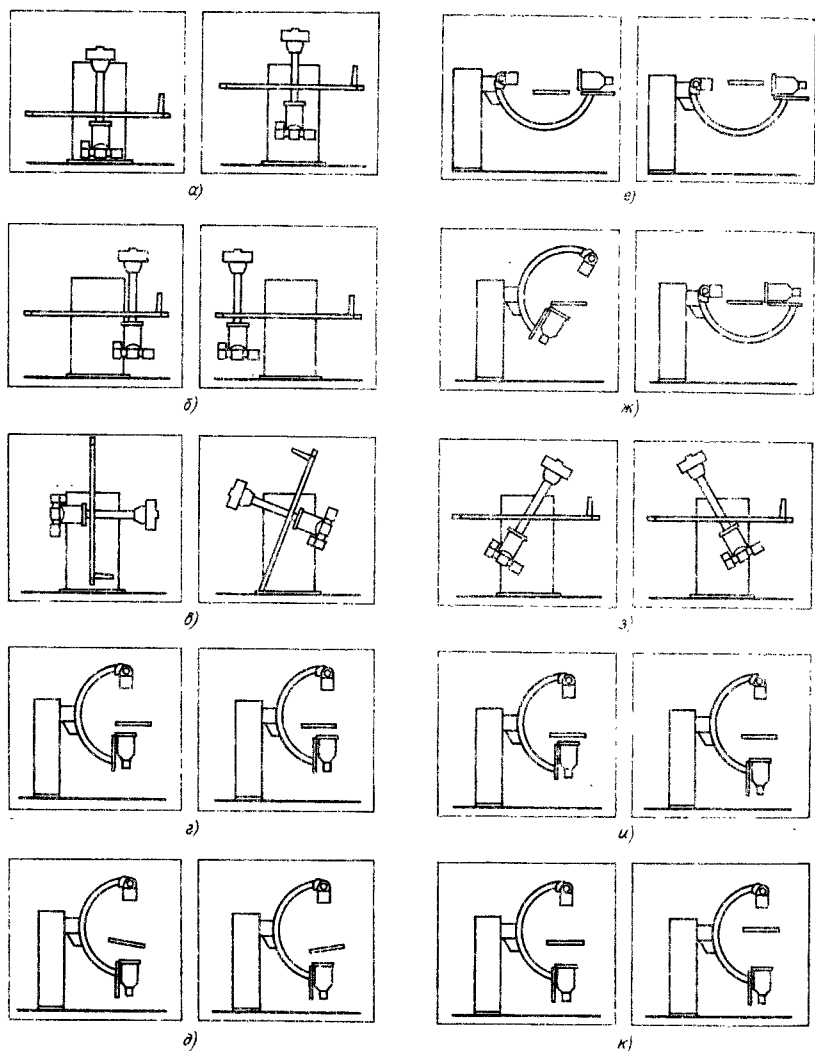


Рис. 25. Схемы перемещений штатива Мульти-Диагност фирмы «Филипс»:

а — системы излучатель—дека—приемник по вертикали; б — системы излучатель—приемник вдоль деки; в — системы излучатель—дека—приемник вокруг центральной оси; г — деки поперек центрального луча; д — деки относительно центрального луча; е — деки по вертикали относительно центральной оси; ж — вращение системы излучатель—приемник вокруг продольной оси деки; з — вращение системы излучатель—приемник вокруг поперечной оси деки; и, к — деки по вертикали относительно систем излучатель—приемник

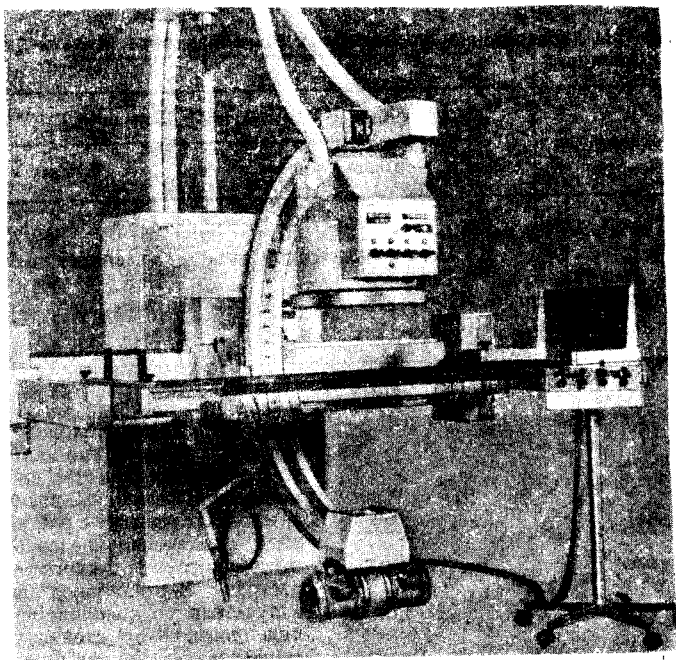


Рис. 26. Модифицированный штатив Мульти-Диагност фирмы «Филипс» — штатив типа МИЕЛО-Х фирмы НРТ

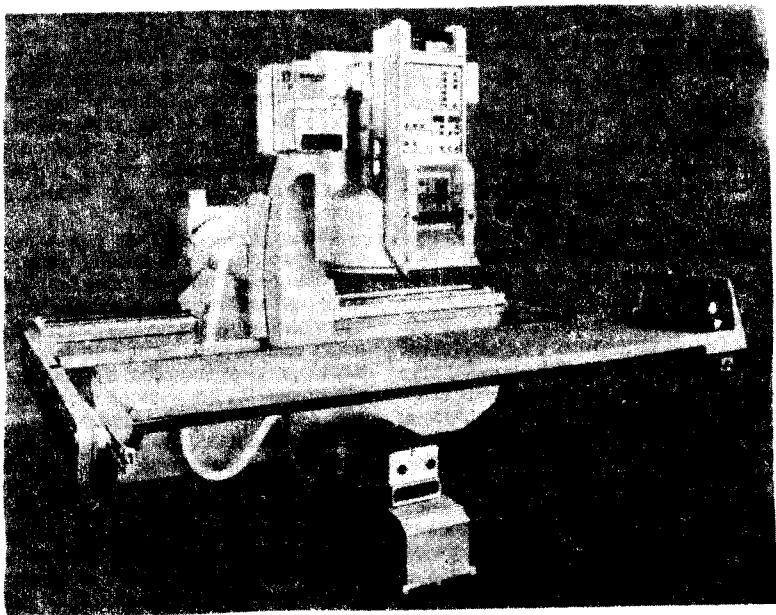


Рис. 27. Двухосевой полипозиционный штатив ИМЕНЖЕР фирмы «Фишер» (США) в положении трахоскопия

6. Параметры дистанционно управляемых штативов типа Мульти-Диагност фирмы «Филипс»

Параметры	Мульти-Диагност	
	Первая модель	Вторая модель
Диаметр поля УРИ, мм	230/160	360/250
Тип деки	На металлической раме	Углепластик без рамы
Наличие решетки	Есть	Нет
Возможность томографии	Есть	Нет

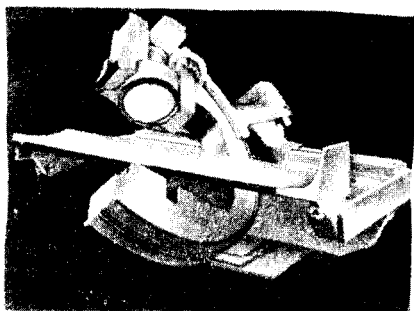


Рис. 28. Штатив фирмы «Фишер» (США) в наклонных положениях по осям ЛАО/РАО и каудал/краниал

ШТАТИВЫ ДЛЯ СНИМКОВ И ТОМОГРАФИИ

Рассматриваемые штативы предназначены для снимков скелета, легких и других органов и систем человека. Снимочное рабочее место кабинета при этом формируется из двух устройств: стола снимков со снимочным устройством — решеткой и штатива напольного или потолочного, на котором установлен рентгеновский излучатель. Другое снимочное рабочее место формируется из вертикальной стойки с аналогичной решеткой и того же штатива с излучателем. Напольно-потолочные штативы вытесняются потолочными (рис. 29) либо чисто напольными. Перемещение последних осуществляется по двум рельсам, расположенным на двух уровнях: один рельс на полу, а другой — на уровне деки стола

(рис. 30). Длина колонны напольных штативов существенно меньше напольно-потолочных, так как значительного изменения фокусного расстояния при снимках на решетку с растром осуществить фактически невозможно из-за постоянного фокусного расстояния растров. Вертикальное перемещение излучателя по колонне (для обеспечения снимков на стойке снимков) и перемещение колонны вдоль стола снимков осуществляются электроприводами.

Для удобства укладки обследуемого и центрирования объекта съемки применяют столы с «плавающей» декой, перемещающейся в двух взаимно перпендикулярных направлениях. Для удобства перекалывания пациента с каталки на деку стола снимков и обратно дека перемещается в вертикальном направлении на 200—300 мм (рис. 31).

Некоторые столы для снимков образуют рабочее место с широко распространенными потолочными телескопическими штативами, которые находят применение не только в рентгенодиагностических кабинетах, но и в операционных для снимков в процессе хирургической операции, в кабинетах для контрастных исследований и т. д.

Для специальных видов исследований (спинного мозга, урологических, гинекологических) и других видов рентгенологических исследований применяются поворотные столы, которые, как правило, выпускают ряд фирм на базе изготавливаемых ими же поворотных столов-штативов (рис. 32). В табл. 7

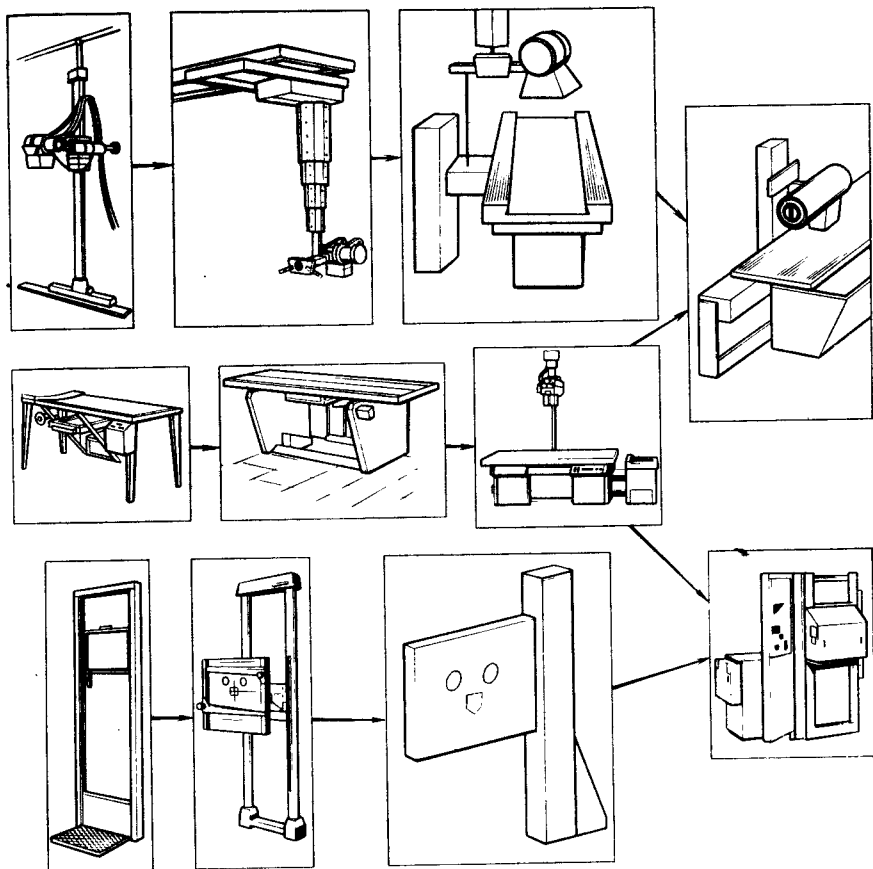


Рис. 29. Схемы совершенствования штативов для снимков

приведены параметры современных столов для снимков, а на рис. 33 — РДК для снимков Компакт-Диагност-1 фирмы «Филипс», в котором питающее устройство расположено под столом между правой и левой боковинами.

Характерными особенностями современных вертикальных стоек являются: улучшение возможности быстрой смены растров для различных пациентов и методик;

появление в комплекте специальной скобы, устанавливаемой на колонне

стойки на различной высоте, за которую держатся пациенты при снимках легких (рис. 34);

отсутствие вращения решетки вокруг центра и отсутствие перевода решетки в горизонтальное положение.

На рис. 35 приведена стойка для снимков Вертикал-Диагност-4 фирмы «Филипс», у которой решетка расположена не спереди колонны, а сбоку, что удобно для кабинетов малой площади.

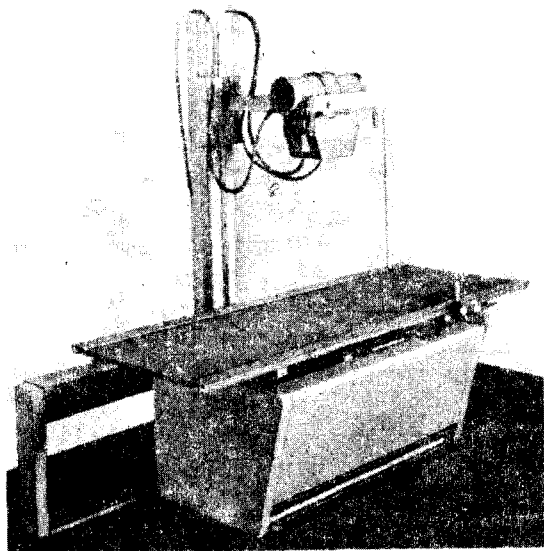


Рис. 30. Штатив для снимков типа Букки-Компакт фирмы «Филипс»

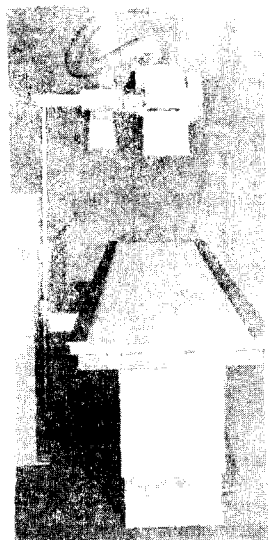


Рис. 31. Штатив для снимков типа Горизонталь-Диагност Н фирмы «Филипс» с возможностью вертикального перемещения деки

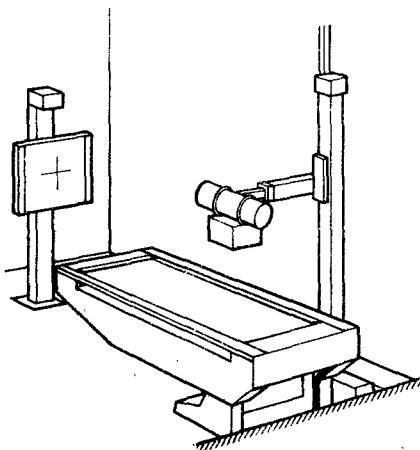


Рис. 32. Поворотный стол для снимков ССП-1 завода СКРЗ (СССР) из РДК «Рентген-47»



Рис. 33. Рентгенодиагностический комплекс Компакт-Диагност-1 фирмы «Филипс» с расположением питающего устройства внутри стола снимков

7. Параметры столов для снимков

Параметры	Горизонталь- Диагност-1, «Финликс», Голландия	Букв- Контакт, «Финликс», Голландия	Компакт- Диагност-1, «Финликс», Голландия	Компакт- Диагност-2, «Финликс», Голландия	СЭП-1, СКРЗ (СССР)	В Т-54 «Финликс», Голландия
Перемещение деки вдоль оси стола, мм	1600 (± 800) при неподвиж- ной решетке; 1900 (± 600) при подвиж- ной решетке	1100 (± 550)	1200 (± 600)	1000 (± 500)	1000 (± 500)	1300 (± 650)
Перемещение деки поперек оси стола, мм	240 (± 120)	240 (± 180)	240 (± 120)	240 (± 120)	250 (± 125)	260 (± 130)
Высота деки над полом, мм	750	750	570—900 (электро- привод)	750	780	750—980 (электро- привод, 15 мм/с)
Тип штатива с из- лучателем	Потолочный	Напольный	Напольный	Напольный	Напольно- потолочный	Потолочный
Перемещение решет- ки, мм	± 200	560 (± 280)	± 200	± 260	800	—
Расстояние дека— пленка, мм	65	—	65	—	70	—

Продолжение табл. 7

Параметры	Горизонталь- Диагност. «Филипс», Голландия	Горизонталь- Диагност.-Н, «Филипс», Голландия	Букс- Компакт, «Филипс», Голландия	Компакт- Диагност.-1, «Филипс», Голландия	Компакт- Диагност.-2, «Филипс», Голландия	ССЛ-1, СКРЗ (СССР)	ВТ-54 «Филипс», Голландия
Перемещение излу- чателя вдоль стола, мм	5500	5500	1760	1170	1500	3000	—
Перемещение излу- чателя поперек стола, мм	800; 1500; 3900 (в зависимости от типа потолочного штатива)	—	—	Нет	Нет	300 (± 150)	—
Размер деки, мм	2400×690	2400×690	2200×810	2400×690	2400×690	2200×650	—
Вертикальное пере- мещение излучате- ля, мм	—	—	1150	1300	1350	1300	—
Параметры отснова- ющего растра *1	—	—	—	—	$N = 60;$ $r = 10;$ $F_0 = 1000$ мм	$N = 35;$ $r = 6 \div 8;$ $F_0 = 1000$ мм	—
Угол поворота опор- ной стенки, °	Нет	Нет	Нет	Нет	Нет	105 (+90; -15)	Нет
Горизонтальная то- мография (углы, ° — время, с)	Линейная	Линейная	Линейная; 8° — 1,5 с; 20° — 1,5 или 3,0 с; 40° — 3,0 или 6,0 с	Линейная; 8° — 0,8 или 2,5 с; 40° — 1,0 или 2,0, или 4,0 с	Линейная	Линейная; 8° — 0,4 с; 20° — 1,0 с; 30° — 1,5 с; 45° — 2,25 с	Линейно- нелинейная

*1 N — число полос на 1 см; r — отношение; F₀ — фокусное расстояние.



Рис. 34. Стойка для снимков Вертикал-Диагност-2 фирмы «Филипс» с рамкой для рук при снимках легких



Рис. 35. Стойка для снимков Вертикал-Диагност-4 фирмы «Филипс» для кабинетов малой площади

ТОМОГРАФИЧЕСКИЕ ШТАТИВЫ

Штатив (с излучателем) и стол для снимков всегда образуют систему для осуществления линейной горизонтальной томографии. На рис. 33 показано снимочное рабочее место Компакт-Диагност I фирмы «Филипс» в положении линейной томографии. Решетка стола соединена с излучателем на напольной колонне посредством телескопической штанги, вращающейся на стойке, устанавливающей глубину среза — расстояние от деки до выделяемого слоя. Стойка и штанга в сочетании с электроприводом перемещения колонны вдоль штатива образуют томографическую приставку, которой укомплектованы практически все горизонтальные столы

для снимков и даже некоторые поворотные столы при горизонтальном положении пациента.

К недостаткам томографических приставок следует отнести:

худшее качество рентгеновского изображения по сравнению со специализированными томографическими штативами вследствие того, что в приставках перемещаются штативы достаточно большой массы, из-за чего наблюдаются большие механические вибрации, прежде всего, излучателя (фокус трубки);

возможность проведения только линейной томографии, тогда как для постановки диагноза ряда костной патологии необходима нелинейная томография;

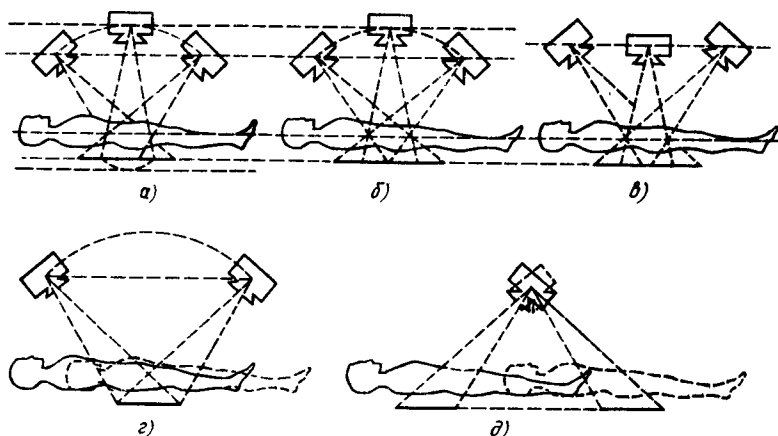


Рис. 36. Возможные траектории перемещения системы излучатель—пациент—приемник при продольной томографии:

а — дуга—дуга; б — дуга—прямая; в — прямая—прямая (при неподвижном пациенте); г — прямая—прямая и дуга—прямая (при неподвижной кассете); д — прямая—прямая (при неподвижном излучателе)

возможность проведения томографии только при горизонтальном положении обследуемого; последнее имеет принципиальное значение для исследований легких. Поскольку снимки осуществляются практически всегда на стойках при вертикальном положении пациента, а томограммы — на столах при горизонтальном положении, то имеется большой процент некачественной диагностики. Для решения этой проблемы многие фирмы выпускали поворотные столы-штативы для вертикальной и горизонтальной томографии, а также томографии при наклонных положениях пациентов. Однако производство дистанционно управляемых штативов с возможностью осуществления линейной томографии в вертикальном, горизонтальном и наклонных положениях штатива, а также развитие вычислительной томографии, позволяющей реконструировать любой срез в любом направлении, позволило странам, насыщенным указанными устройствами, существенно сократить потребность в таких сравнительно простых и дешевых томографических поворотных столах-штативах. Для стран, где насыщение медицинской сети штативами с ДУ и вычислительными томографами не-

удовлетворительно, эта проблема с каждым годом возрастает.

При продольной линейной томографии, наиболее часто применяемой в клинической практике, с постоянной скоростью перемещения томографической системы и постоянной мощностью дозы рентгеновского излучения, генерируемого трубкой (интенсивность излучения строго постоянна), интенсивность излучения, падающего на пленку, резко нелинейна и зависит от текущего значения угла.

В зависимости от траектории движения фокуса трубки и пленки степень изменения интенсивности в плоскости пленки будет различной. На рис. 36 показаны возможные траектории перемещения системы излучатель—пациент—приемник при линейном размазывании [с перемещением излучателя и приемника по дуге (фокусное расстояние в процессе томографического снимка не меняется); с перемещением излучателя по дуге, а пленки — по прямой (фокусное расстояние изменяется незначительно из-за разных траекторий перемещения пленки и фокуса трубки); с перемещением излучателя и пленки по прямой (фокусное расстояние изменяется существенно)].

Причинами изменения интенсивности излучения на пленке в процессе изменения текущего угла размазывания томографической системы являются изменения: угла падения рентгеновского луча на пленку; пути прохождения излучения в туловище человека; расстояния, которое проходит излучение в усиливающем экране; фокусного расстояния (для томографов, показан-

ных на рис. 36, б и в).

Толщина выделяемого слоя зависит от угла при линейной продольной томографии при условии, что в каждый момент времени в процессе томографии на пленку падают одинаковые элементарные дозы (на каждый элементарный угол перемещения системы должно приходиться совершенно одинаковое количество рентгеновских квантов):

Угол, °	±3,75	±5	±7,5	±10	±15	±20	±25	±30
Толщина выделяемого слоя, мм	12,5	10,4	7,5	5,7	3,5	2,4	1,8	1,5

Однако если не предприняты специальные меры, то при постоянной текущей мощности дозы излучения, испускаемого фокусом, падающее на пленку излучение будет нелинейно во времени. Чем больше текущий угол наклона системы, тем меньшая мгновенная доза падает на пленку. От угла размазывания зависит толщина выделяемого слоя, поэтому и различен вклад излучения в формирование томографического рисунка при разных углах наклона трубки. Если не приняты специальные меры, то наблюдается значительное увеличение выделяемого слоя при производстве томографии с большими углами.

В табл. 8 приведено распределение энергии излучения, выделяемой на пленке, в зависимости от угла наклона линии центров системы излучатель—приемник при равномерном перемещении излучателя и постоянной выходной мощности дозы.

При томографии с углом 40° на формирование изображения слоя, соответствующего этому углу, приходится всего 17 и 20% энергии. Остальная энергия формирует изображение, соответствующее меньшим углам. Такое формирование изображения существенно ухудшает качество томографического снимка.

Чтобы при осуществлении томографического снимка выделяемый слой соответствовал своему углу томографии, необходимо устранить неравномерность интенсивности излучения, падающего на пленку в процессе снимка. Для этого применяют выравнивание мощности дозы излучения, падающего на пленку при перемещении томогра-

фической системы, путем изменения интенсивности излучения, генерируемого трубкой в процессе снимка [изменением тока трубки (фирма «Сименс», система *Planiontomat*); изменением напряжения; изменением скорости перемещения томографической системы; отключением высокого напряжения на время прохождения томографической системой центральных углов (например, от +5 до -5° при общем угле томографирования ±15÷±20°)].

Для выравнивания мощности дозы в процессе томографии на томографах различных типов следует изменять скорость в зависимости от текущего угла. Скорость должна быть пропорциональна графикам, приведенным на рис. 37. При этом мощность дозы будет обратно пропорциональна скорости. Для томографической системы дуга — прямая кривая изменения ин-

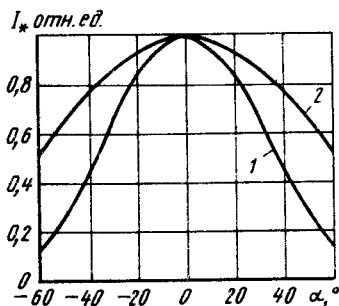


Рис. 37. Изменение интенсивности излучения, падающего на пленку, в зависимости от угла наклона линии центров при томографии с траекториями:

1 — прямая—прямая; 2 — дуга—дуга

8. Распределение энергии (в %) в зависимости от текущего угла в процессе линейной томографии с постоянной скоростью

Система томографического устройства	Пределный угол наклона томографического снимка, °	Изменение текущего угла и толщина выделяемого слоя					
		От -5 до +5°; 10,4 мм	От -10 до -5 и от +10 до +15°; 5,7 мм	От -15 до -10 и от +10 до +15°; 3,5 мм	От -20 до +15 и от +15 до +20°; 2,4 мм	От -25 до -15 и от +20 до +25°; 1,8 мм	От -30 до -25 и от +25 до +30°; 1,5 мм
Дуга—дуга	±5	100					
	±10	51,5	48,5				
	±15	36,3	34,3	29,4			
	±20	29,1	27,3	23,6	20		
	±25	25,2	23,6	20,5	17,3	13,4	
	±30	22,9	21,4	18,6	15,7	12,3	9,3
Прямая— прямая	±5	100					
	±10	53	47				
	±15	38	34,5	27,5			
	±20	31	28	24	17		
	±25	27	25	21,5	16,5	10	
	±30	24,5	23,5	19	15	10	8

генсивности расположена между кривыми 1 и 2.

При нелинейной томографии, например круговой, энергия выделяется в плоскости пленки существенно более равномерно (поскольку излучение все время падает на пленку под одинаковым углом), что прежде всего влияет на качество томограмм. Нелинейная томография дает существенно большую информацию при томограммах круглых объектов, например черепа. Некоторые томографы позволяют осуществлять томограммы по нескольким траекториям при различных положениях пациента. К ним относятся горизонтальные линейно-нелинейные томографы *BT-S4* и Мультиграф фирм «Филипс» и «Сименс» соответственно. На рис. 38 показан томограф *BT-S4* в положении сочленения штанги с потолочным штапиком; фирма выпускает две модификации.

В табл. 9 приведены траектории размазывания для обеих модификаций и длительности производства томограмм.

Для линейной и нелинейной томографии при вертикальном, наклонных и горизонтальном положениях фирма «Сименс» выпускает специальный штатив Оптиплаймат (рис. 39). В этом штативе излучатель может перемещаться по верхнему рельсу и одновременно вращаться вместе с верхним барабаном, что позволяет осуществлять практически любые траектории размазывания. Верхний барабан вместе с противоположающей ему опорной стенкой, где расположена решетка и дека, перемещается в двух направлениях. Этот штатив достаточно сложен, тем не менее ряд других фирм использует этот же способ для нелинейной томографии.

Без нелинейной томографии в ряде случаев невозможно поставить правильный диагноз при патологии круглых костей (суставы, череп). Для костной патологии фирма «Филипс» выпускает нелинейный горизонтальный томограф (который проще и дешевле поворотного нелинейного томографа типа Оптипланимат), а для легочной патологии — вертикально-горизонтальные томографические системы на дистанционно управляемых штативах. В некоторых случаях штативы с ДУ, когда они не укомплектованы поворотными люльками, используют исключительно только как вертикальные линейные томографы, преимущественно при исследовании легких.

Рассмотренные выше томографические системы основаны на перемещении системы излучатель — пленка при неподвижном пациенте. Томографическое изображение может быть получено при перемещении систем излучатель — пациент при неподвижной кассете (см. рис. 36, г) или кассета — пациент при вращающемся вокруг фокуса трубки излучателе (см. рис. 36, д). Такие системы иногда оказываются более целесообразными, так как привод с перемещением системы излучатель — пациент может быть совмещен с приводом перемещения деки штатива. Такие томографические системы находят применение в специализированных урологических столах-штативах.



Рис. 38. Томограф типа BT-S4 фирмы «Филипс» для линейной и нелинейной томографии при горизонтальном положении пациента (томографическая штанга, соединяющая штатив и излучатель, не показана)

К томографическим относятся также штативы для панорамной томографии. Отличительная особенность панорамной томографии заключается в выделе-

9. Параметры томографии двух модификаций специализированного томографа BT-S4 фирмы «Филипс»

Траектория размазывания	Модификация 1		Модификация 2	
	Угол, °	t_0 , с	Угол, °	t_0 , с
Прямая	30	0,8	30	0,8
	30	2,5	30	2,5
	8	2,5	8	1,0
Эллипс	36—18	2,5	—	—
	8—5	2,5	8—5	2,5
Эллиптическая спираль	30—18	5,5	30—18	5,5
Круговая спираль	—	—	20—9	5,5

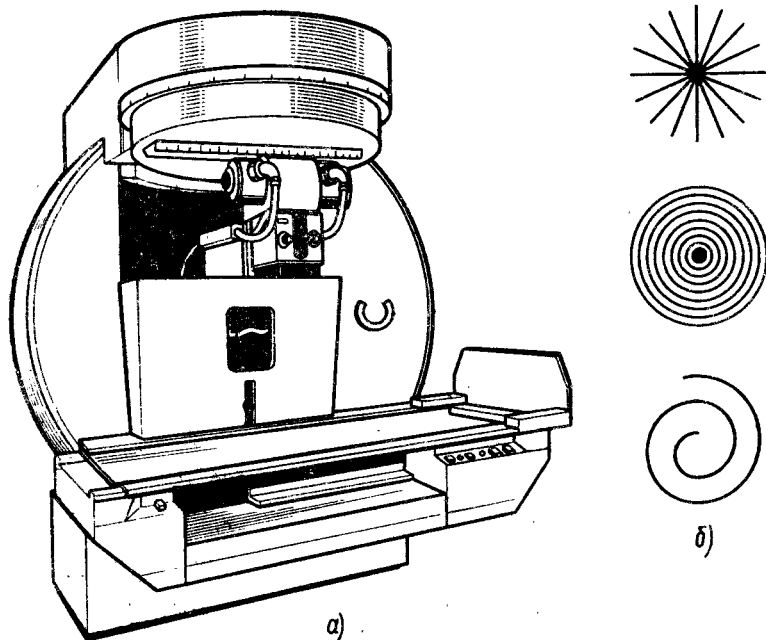


Рис. 39. Штатив Оптипланимат фирмы «Симейс» для линейной и нелинейной томографии при любом положении большого: а — штатив; б — возможные траектории

размазывания

нии слоя цилиндрической формы. Элементы исследуемого объекта, находясь на цилиндрической поверхности, выделяются лучом, падающим по нормали к ней, при одновременном размазывании изображений элементов, не принадлежащих этой поверхности. Образующая цилиндрической поверхности и центральный луч пучка ортогональны, поэтому метод получил название ортопантомографического.

Принцип панорамной томографии используют главным образом в стоматологии для получения снимков зубных дуг. Так как кривая, соединяющая центры зубов, состоит из дуг разного радиуса, то воспроизвести эту кривую можно, если трубка и пленка будут поворачиваться вокруг нескольких осей. Тогда слой имеет форму, близкую к поперечному сечению зубной дуги. Способы панорамной томографии делятся на три группы по числу осей вращения: с одной, двумя или тремя

осями (при этом получается сечение соответственно в виде окружности, эллипса или кривой Хаулея). В последнем случае томограммы отличаются наиболее высоким качеством. В ортопантомографе вращаются излучатель и пленка, а объект исследования неподвижен (рис. 40).

Выпускаются пантомографы для лежачих пациентов; в этом случае качество снимков существенно выше.

ШТАТИВЫ С РАСПОЛОЖЕНИЕМ ПАЦИЕНТА НА КАТАЛКЕ

Специальные каталки с рентгенопрозрачной декой или со специальным подголовником применяют как в штативах для общей диагностики, так и в штативах для специализированных видов исследований.

Первоначально рядом европейских фирм были выпущены штативы для снимков в виде сравнительно невысо-

кой колонны, прикрепленной к стене, с кареткой, перемещаемой по колонне, и прямой штангой, вращающейся на оси, расположенной на каретке. На штанге с одной стороны расположен излучатель с диафрагмой, а с другой стороны — приемник — рентгеновская решетка с кассетодержателем и отсеивающим растром. Решетка (также вращающаяся на оси своей каретки) и излучатель уравновешивают друг друга и связаны между собой так, что могут перемещаться по лучу (друг к другу или наоборот) и при этом уравновешивание системы приемник—излучатель не нарушается. Такая снимочная система позволяет проводить снимки легких при вертикальном положении пациента и снимки скелета как непосредственно на решетку, так и при расположении решетки под каталкой (рис. 41). Такой штатив отличается от рабочих мест для снимков и находит применение как в обычных кабинетах для рутинной диагностики, так и в травматологии.

К недостаткам следует отнести: отсутствие возможности проведения томографии; отсутствие возможности осу-

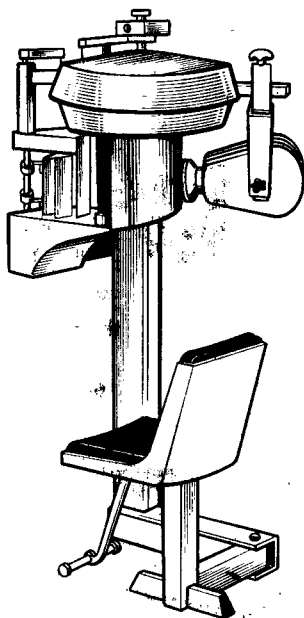


Рис. 40. Отечественный штатив Ц-504; для панорамной томографии

10. Параметры штативных устройств с каталкой и прямой штангой

Параметры	Космос фирмы «Филипс» (Голландия)	Вертикс фирмы «Сименс» (Германия)	RS-3 фирмы «Медикор» (Венгрия)
Фокусное расстояние, мм	1000—2000	1000—2000	1000—2000 (электропривод)
Высота центра каретки на колонне	690—1600 (1760)	1630	1630
Минимальное расстояние от решетки до пола при вертикальном положении системы излучатель—приемник, мм	70	70	70
Угол поворота системы излучатель—приемник, °	170 (+35; —135)	—	—
Угол вращения решетки, °	±45	±45	±45

Продолжение табл. 10

Параметры	Космос фирмы «Филипс» (Голландия)	Вертикс фирмы «Симейс» (Германия)	RS-3 фирмы «Медикор» (Венгрия)
Параметры раstra (отношение r ; число полос на 1 см N , лам/см; фокусное расстояние F_0 , мм)	1) $r = 10$; $N = 40$; $F_0 = 1300$; 2) $r = 10$; $N = 40$; $F_0 = 1000$	—	—
Высота деки каталки над полом, мм	700	690 (720—1060)	690
Варианты исполнения	—	—	1) $F_0 = \text{var}$; 2) $F_0 = \text{const}$; 3) Вместо решетки устанавливается экран для просвечивания

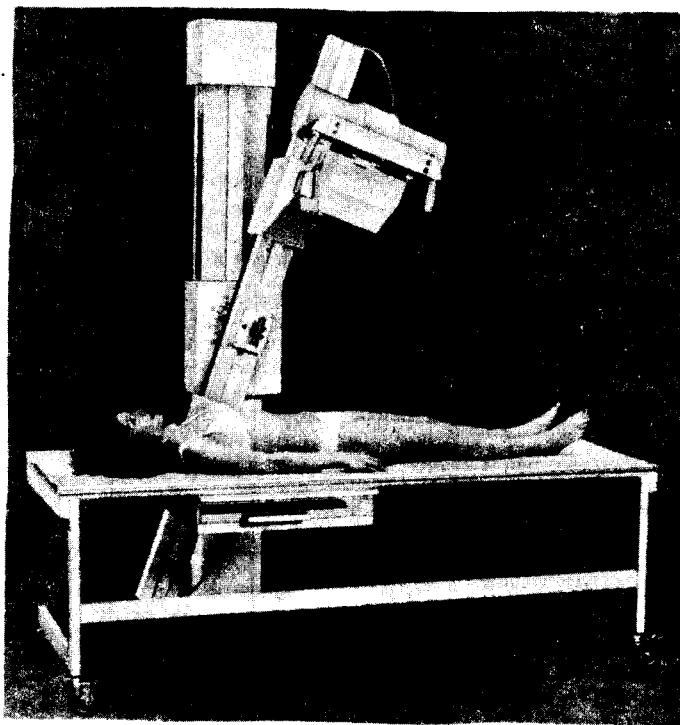


Рис. 41. Штатив для общей диагностики типа КОСМОС фирмы «Филипс» с системой излучатель—приемник на прямой штанге с переменным фокусным расстоянием и с возможностью расположения пациента на каталке

щевлять снимки в латеропозиционных положениях; повышенное поглощение излучения материалами, расположенными за пациентом при снимках больного, лежащего на каталке, так как в этом случае кроме деки решетки в рентгеновском тракте находится еще и дека каталки. В табл. 10 приведены параметры трех штативных устройств: Космос фирмы «Филипс»,

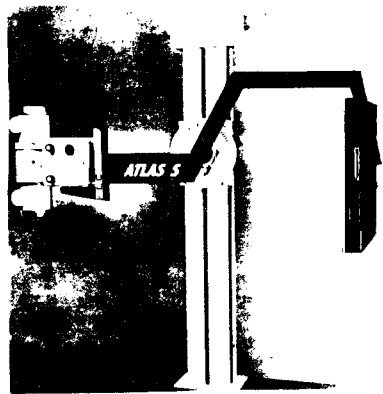
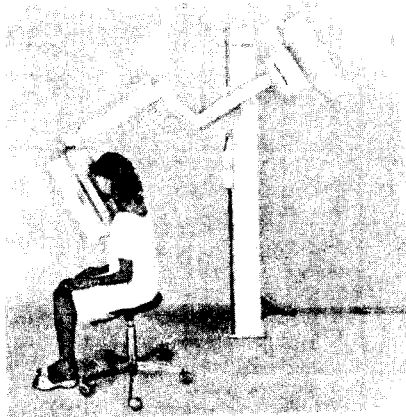


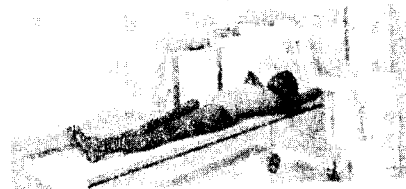
Рис. 42. Штатив с колонкой и трапециевидной штангой РДК АТЛАС-С фирмы «Кешрли» (Швейцария) для общей диагностики и травматологии

Вертикс фирмы «Сименс» и RS-3 фирмы «Медикор».

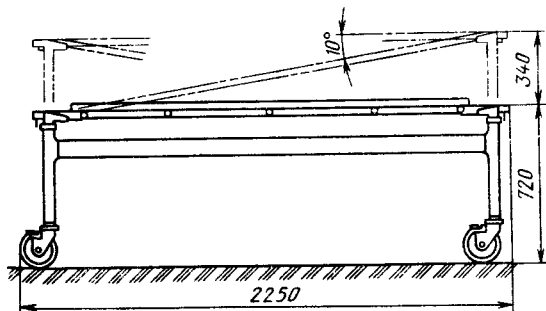
Штатив с трапециевидной штангой позволяет проводить снимки практически во всех проекциях, но главное — в латеральной проекции при расположении пациента на каталке. Это особенно ценно при необходимости исследовать нетранспортабельных пациентов с переломами позвоночника или травмами черепа. На рис. 42 приведен штатив АТЛАС-С фирмы «Кешрли» (Швейцария) с постоянным фокусным расстоянием, равным 1500 мм. В качестве приемника в этом штативе также применена обычная рентгеновская решетка для любых кассет (13×18÷



2)



3)



2250

б)

Рис. 43. Штатив типа BRS Базик-Диагност фирмы «Филипс»:

а — в положении снимок черепа; б — в положении латеропозиционный снимок позвоночника; в — каталка с возможностью регулирования высоты деки над полом и наклона пациента под углом до 10° (фирма «Сименс»)

11. Параметры штативов типа АТЛАС

Параметры	Фирм: СКРЗ и МРЗ (СССР)	АТЛАС-С фирм «Кешрл» (Швейцария)	Базик-Диагност Фирмы «Филипс» (Голландия)	Вертикс В фирмы «Синекс» (Германия)
Вертикальное перемещение решетки от пола, мм:				
при горизонтальном положении системы излучатель—приемник	500—1700	350—1450	500—1700	500—1700
при вертикальном положении системы	100—1000	—	—	—
Расстояние фокус—пленка, мм	1500	1500	1400	1400
Угол вращения системы излучатель—приемник, °	+ 135 ÷ —90	±180	—	120° от вертикали
Угол поворота приемника, °	±45	±45	Нет	Нет
Угол поворота излучателя, °	+90	—	Нет	Нет
Высота расположения деки каталки от пола, мм	700	—	700	700
Тип приемника	Решетка с экспонетром и подвижным растром	Решетка с экспонетром и подвижным растром	Специальный касетодержатель без экспонетра с неподвижным растром	Специальный касетодержатель без экспонетра с неподвижным растром
Размерн кассет (цвет кассет в системе В(RS))	Все кассеты от 13×18 до 35×35 и 30×40	Все кассеты от 13×18 до 35×43	18×24, серый; 24×30, синий; 18×43, красный; 35×43, зеленый	18×24, серый; 24×30, синий; 18×43, красный; 35×43, зеленый
Размер пленки—дека приемника, мм	50	34	—	—
Параметры растра (отношение r ; число полюс N , лам/см; фокусное расстояние F_0 , мм)	$r = 6, N = 35, F_0 = 1500$	$r = 12, N = 32, F_0 = 1500$	$r = 10, N = 60, F_0 = 1400$	$r = 10, N = 40, F_0 = 1400$

12. Зависимость геометрической составляющей нерезкости H_g и коэффициента увеличения K_y от фокусного расстояния F_0 и ширины фокусного пятна b при снимках на столах снимков

F_0 , см	K_y	H_g , мм. при b , см					
		0,3	0,6	1,0	1,2	1,5	2,0
70	1,4	0,12	0,24	0,4	0,48	0,6	0,8
100	1,25	0,075	0,15	0,25	0,3	0,375	0,5
125	1,19	0,057	0,114	0,19	0,228	0,286	0,38
150	1,15	0,046	0,092	0,154	0,184	0,23	0,308

35×43 см) в сочетании с отсеивающим качающим растром и с камерой экспонетра. Другие фирмы, например «Филипс» и «Сименс», выпустили штативы с аналогичной трапециевидной штангой, но со специальным приемником — без камеры экспонетра и с неподвижным растром (с большими отношением r и числом полос N). Такая система снабжена специальной диафрагмой, обеспечивающей с помощью вращения специальной турели засветку рентгеновским излучением только четырех вертикальных полей (18×24; 24×30, 18×43 и 35×43 см). Края турели против каждого перечисленного выше поля имеют различную окраску. Этой же краской окрашена соответствующая кассета. Такая система обеспечивает автоматическое центрирование рабочего поля и существенно упрощает работу на штативе, который во всем мире известен под названием BRS (базовая рентгеновская система). На рис. 43 показан штатив Базик-Диагност фирмы «Филипс» при различных снимках (череп, позвоночник). В табл. 11 приведены параметры таких штативов.

Штативы типа BRS предназначены для общих и специальных исследований (снимки скелета, черепа, почек и др.), а также для травматологии в условиях отдельных районов. Для таких, а также для некоторых специальных исследо-

ваний (например, миелографии) необходимо осуществлять снимки при наклонных положениях пациента. Для таких снимков на штативах указанного типа фирма «Сименс» выпускает специальную каталку с рентгенопрозрачной декой с возможностью ручного подъема любого торца каталки на угол до 10° (рис. 43, в). Эта же каталка позволяет переместить пациента по вертикали на 340 мм, что очень удобно при перекладывании пациента на высокий или низкий штатив (или больничную кровать).

Качество снимков на столах снимков, вертикальных стойках, управляемых дистанционно, и сжимочных штативах определяется теми же соотношениями, что и при снимках на ЭСУ.

В табл. 12 приведены значения геометрической составляющей нерезкости для применяемых на снимочных рабочих местах фокусных расстояниях 70—150 см (номинальных фокусных пятнах 0,3—2 мм при усредненном расстоянии $F_{0.п} = 20$ см). Последняя величина (для снимков) состоит из расстояний от пленки до деки стола ~50 мм и от деки стола до снимаемого органа (наихудший случай при толщине пациента 20 см). Если снимаемый объект расположен выше оси пациента, то последнего поворачивают лицом вниз к деке стола.

ШТАТИВЫ СПЕЦИАЛЬНОГО НАЗНАЧЕНИЯ

Классификация штативов специального назначения приведена на рис. 44.

Штативы с каталкой для травматологии. Первоначально снимки при травмах осуществлялись либо с помощью передвижных хирургических штативов, либо с помощью специальных дуговых траверс в сочетании с потолочными телескопическими штативами. На противоположных концах траверсы укреплены излучатель (защитный кожух или моноблок) и УРИ (с пазами на передней панели для вкладки кассеты). Пациентов располагают на каталках. На рис. 45 приведен потолочный штатив типа Аркоскоп фирмы «Сименс» и схема его использования в сочетании с передвижным рентгеновским столом-каталкой типа Сейф-карт и специальным рентгенопрозрачным матрасом типа Слайдпорт, на котором больной транспортируется от места укладки в машину скорой помощи до операционной и далее в палату.

На штативах с прямой штангой, в принципе, невозможно осуществлять снимки в латеропозиции пациента, лежащего на каталке. Штатив типа

BRS на первый взгляд позволяет проводить снимки практически во всех возможных проекциях. Однако наличие в качестве приемника решетки (Атлас, Рута) или специального кассетодержателя, рассчитанного на большие кассеты (35×43), не позволяет осуществлять латеропозиционные снимки пациента, лежащего на каталке, с центрированием на центр большой или малой кассеты пораженного органа. В связи с этим ведущими фирмами были разработаны специализированные травматологические штативы Травма-Диагност фирмы «Филипс» и Вертикс 3Д фирмы «Сименс». Использовав трапециевидную штангу (по конструкции близкую к штанге штатива BRS) и специальный кассетодержатель, можно автоматически осуществлять центрацию пучка излучения излучателя, неподвижно закрепленного на штанге, в центр любых кассет. Такой штатив — трапециевидная штанга с кассетодержателем, с излучателем и диафрагмой — располагается на потолочном телескопическом штативе. Однако штанга с излучателем и кассетодержателем могут располагаться на колонне, аналогичной колонне штатива BRS. На рис. 46, а показан штатив Травма-Диагност фирмы «Филипс» в

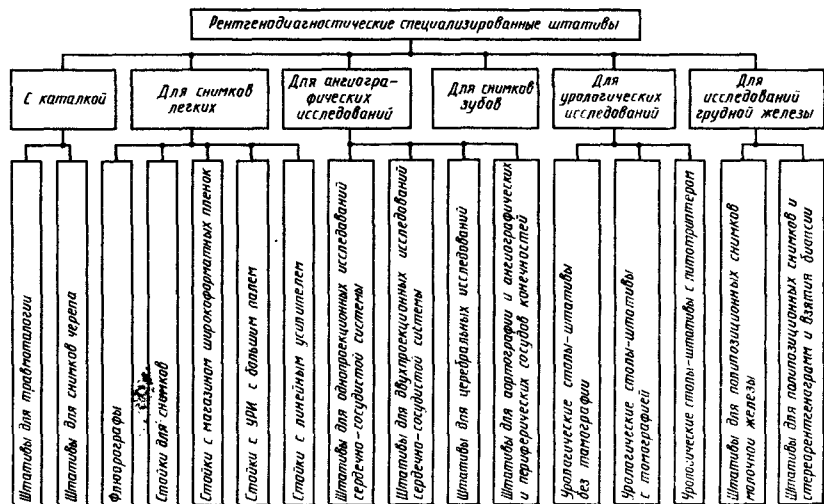


Рис. 44. Классификация штативов специального назначения

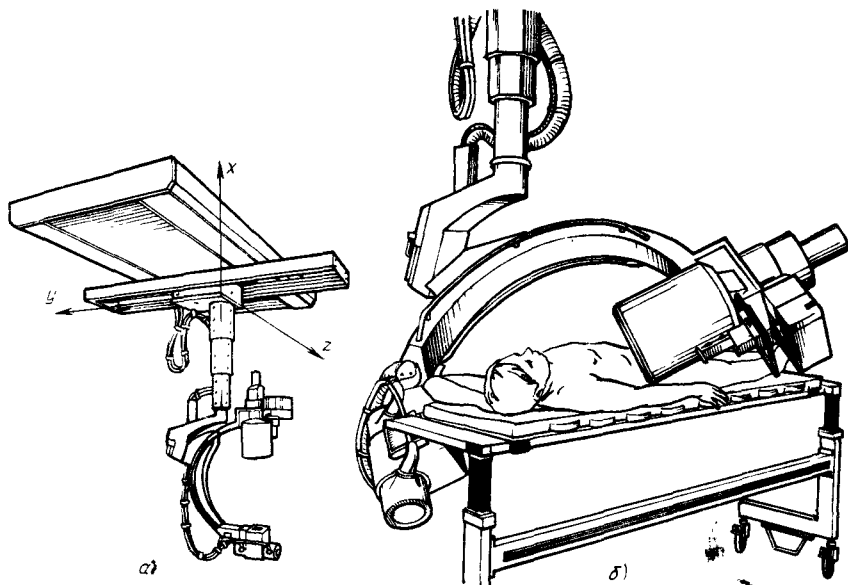


Рис. 45. Потолочный штатив типа Аркоскоп фирмы «Сименс» (а) и схема его использования в сочетании со столом-каталкой при травматологических исследованиях (б)

положениях: снимок коленного сустава, а на рис. 46, б и в показан травматологический штатив типа Травмакс ТРХ-5 фирмы «Финшер» (США) в сочетании с каталкой (б) и при снимках в латеропозиции (в). Последний штатив сочетает перемещение системы излучатель—приемник по лучу навстречу друг к другу и обратно. Штатив имеет трапециевидную штангу, как у штативов типа АТЛАС-С.

Для уменьшения вуалирования рентгеновской пленки вторичным излучением применяют специальные кассеты (компакт-кассеты), на верхней крышке которых укреплен отсеивающий растр с большим числом полос ($N = 50 \div 70$).

Штативы для снимков черепа. Существует около 60 методов (проекции, поля и степень увеличения) снимков черепа (не считая ангиографии), которые невозможно осуществить даже на самом хорошем штативе общего назначения. Для реализации такого количества методик фирмы «Сименс» и «Филипс» разработали и выпускают специально ирированные штативы Орбикс и Диагност-S для снимков черепа.

В этих штативах (рис. 47 и 48) предусмотрено изменение фокусного расстояния в широких пределах; так же как и при травматологии, здесь используется не решетка, а кассетодержатель для кассеты с отсеивающим растром (компакт-кассеты).

Каталка в штативе Диагност-S может преобразовываться в кресло.

Штативы для снимков легких. Снимки легких в основном осуществляют либо на стойках снимков в кабинетах общего профиля, либо на флюорографах во флюорографических кабинетах. Оба эти метода существенно устарели:

флюорограф вследствие больших доз, получаемых пациентом, практически в развитых странах не применяется; стойка снимков требует тщательного прицеливания, поскольку приемник (решетка) механически не соединен с излучателем.

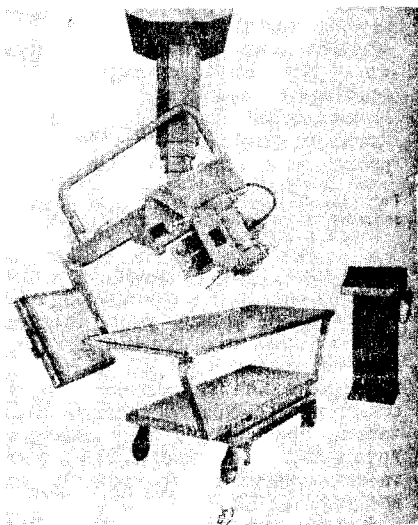
В последние годы появились принципиально новые системы, обеспечивающие или автоматическое центрирование, или автоматическое центрирование и уменьшение дозы, поглощаемой пациентом. К таким системам относятся

устройства с магазином широкоформатных пленок и стойки с системами усиления рентгеновского изображения. Многие фирмы выпускают штативы с магазином пленки. Такие системы, как правило, связаны с автоматической проявочной машиной. Впервые такую систему предложила фирма «Пиккер». На рис. 49 приведен штатив Делторакс фирмы «Филипс» — магазинная система на широкоформатной пленке 35×43, которая обеспечивает уменьшение дозы облучения примерно в 2—5 раз по сравнению с флюорографическими системами. Из магазина (120 листов) пленка автоматически транспортируется в рабочее поле, зажимается между усиливающими экранами, экспонируется и автоматически транспортируется в приемный магазин (25 листов). После заполнения приемного магазина

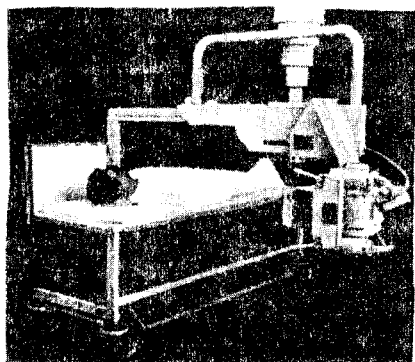
последний вставляется в проявочную машину, где экспонированная пленка обрабатывается за 90 с. В устройстве применено автоматическое центрирование излучателя в центр рабочего поля и система излучатель—приемник перемещается по вертикали в зависимости от высоты пациента. Такое решение уменьшает брак снимков из-за неточности центрации и ускоряет процесс съемки, увеличивает пропускную систему кабинета. Аналогичную систему выпускает фирма «Сименс» (Торо-



а)



б)



в)

Рис. 46. Специализированные штативы для травматологии:

а — типа Травма-Диагност фирмы «Филипс» в положении латеропозиционного снимка колена; б — типа Травмекс ТРХ-5 фирмы «Фишер» (США) в сочетании со специальной каталкой; в — то же в положении латеропозиции при снимках черепа

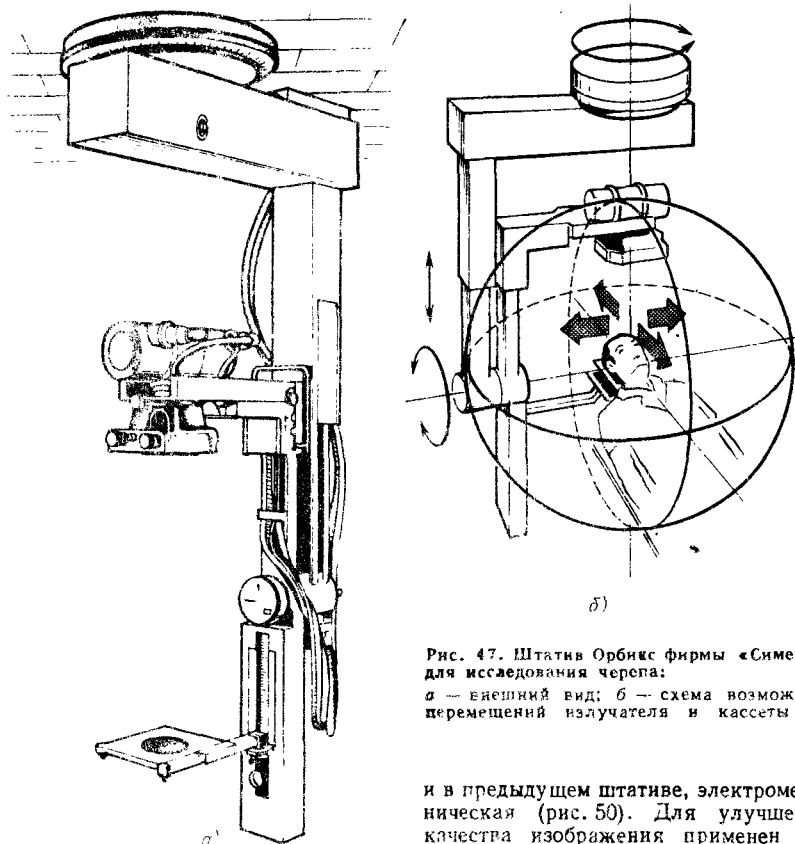


Рис. 47. Штатив Орбис фирмы «Сименс» для исследования черепа:
 а — внешний вид; б — схема возможных перемещений излучателя и кассеты

мат), в которой связь приемника с излучателем осуществляется не механически, а электроприводом.

С целью еще большего уменьшения дозы, поглощенной пациентом, фирма «Сименс» разработала специальный (самый крупный в мире) усилитель Сирекон-57 с диаметром рабочего поля 570 мм. Такой усилитель обеспечивает уменьшение дозы в 20—30 раз по сравнению с флюорографом и в 6—10 раз по сравнению с широкоформатной пленкой. Размер рабочего поля 400×400 мм; размер фокалра 100×100 мм. Связь приемника с излучателем, как

и в предыдущем штативе, электромеханическая (рис. 50). Для улучшения качества изображения применен неподвижный растр ($r = 12$ и $N = 40$).

Фирмы «Оделка» и «Филипс» разработали и выпустили принципиально новый вид усилителя рентгеновского изображения — сканирующую лентку, которая также существенно уменьшает дозу, поглощенную пациентом при снимках легких. Конструкция этой системы имеет механическую, строго сцентрированную связь излучателя и приемника, скобу для рук и др. В табл. 13 приведены сравнительные характеристики перечисленных выше систем для снимков легких.

В табл. 14 приведены конструктивные и технические параметры устройств для снимков легких (за исключением флюорографов).

13. Доза, поглощаемая пациентом при снимках легких с помощью специализированных устройств

Тип приемника	Доза, мкР	Доза, %
Флюорограф фирмы «Оделка» (Голландия)	5000	100
Широкоформатная съемка	1000—2000	20—40
Флюорограф с УРИ типа ТС-57 фирмы «Сименс»	120	2,5
Усилитель типа сканирующая линейка	100—150	2—3

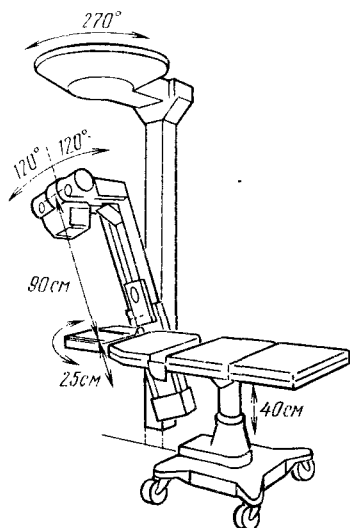


Рис. 48. Штатив типа Диагност-S для снимков черепа фирмы «Филипс»

ШТАТИВЫ ДЛЯ АНГИОГРАФИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ

Ни одна операция на сердце не обходится без предварительного ангиографического исследования. Многие нейрохирургические операции, операции на почках, на сосудах конечностей и другие операции невозможны без предварительных контрастных исследований.

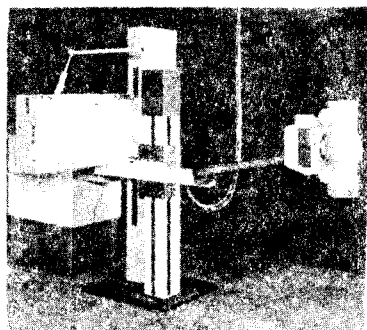


Рис. 49. Штатив типа Делторакс фирмы «Филипс» для широкоформатных снимков легких с магазином пленок в сочетании с проявочной машиной

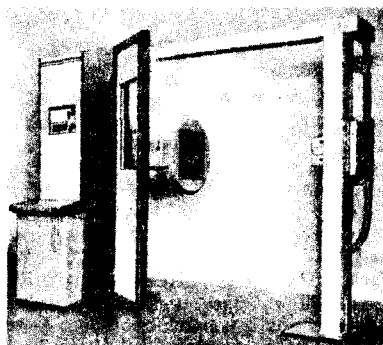


Рис. 50. РДК для флюорографических снимков легких посредством УРИ с фотокамерой типа ТС-57 фирмы «Сименс»

В последнее время в связи с развитием и быстрым увеличением операций на сердце в предынфарктном, инфарктном и послепостинфарктном состоянии пациентов, а также в связи с развитием операции на мозге после инсультов (шунтирование пораженных сосудов) роль ангиографических исследований возросла.

Можно с уверенностью предположить, что ангиографические исследования, несмотря на большую сложность их выполнения, будут все больше и больше внедряться в широкую медицинскую сеть и в том числе в сеть ургентной (скорой) помощи, например мозговой или спинальной травм, и не будут являться уникальным методом, доступным лишь немногим центральным лечебным учреждениям.

Для оснащения широкой сети лечебных учреждений и кардиологических центров необходимо создание современной разнообразной аппаратуры, которая может позволить проводить качественные контрастные исследования.

К настоящему времени выделены следующие виды контрастных ангиографических исследований: 1) сосудов мозга (церебральные исследования); 2) сердечно-сосудистой системы (коронарография, васкуляризация ангиография, вентрикулография); 3) брюшной аорты и сосудов почек (аортография); 4) периферических сосудов конечностей.

Эти четыре вида исследований требуют различных методов и осуществляются на различной аппаратуре. Например, исследование сосудов мозга должно преимущественно проводиться на широкоформатной пленке в двух взаимно перпендикулярных (ортогональных) проекциях с размером каждого снимка 24×30 или 35×35 см. Сердечно-сосудистая система должна исследоваться в одной или двух позиционных положениях (с одним или несколькими введениями контраста) с изменением положения проекций, что предъявляет к ангиографической системе дополнительные требования о быстром изменении позиций.

Исследования брюшной аорты и сосудов почек проводятся в одной проекции, так же как и исследование периферических сосудов конечностей.

Первоначально для всех видов исследований применялась широкоформатная пленка. Сначала — листовая в обычных кассетах, затем рулонная шириной 300 мм в специальных серийных кассетах, а потом снова листовая пленка, но уже в специальных серийных кассетах. Затем в исследованиях сердечно-сосудистой системы произошли принципиальные изменения. Наиболее распространенными стали методы, позволяющие изучать сосуды сердца в динамике — катетеризация (позволяющая проводить катетеры в необходимую точку сосудистого русла), киносъемка с частотой кадров от 25 до 150 кадров в секунду. При этом широкоформатная пленка оказалась не нужна и была для исследований сердца заменена фотосъемкой. Исследования других органов до последних лет проводились на широкоформатную пленку и только в настоящее время интенсивно происходит процесс замены серийных кассет с широкоформатной пленкой на фотоканал с размером кадра от 70×70 до 110×110 мм или обработка телевизионного изображения с помощью специальной ангиографической цифровой (дигитальной) системы (АДС).

Создание аппаратуры для перечисленных выше исследований в мировой практике рентгеноаппаратостроения в основном развивалось в одном направлении: создание установок для одного или двух видов исследований.

Узкая направленность устройств для серийных исследований удобна лишь немногим лечебным учреждениям — специализированным клиникам и институтам. Для большинства больниц и клиник широкого профиля, имеющих несколько хирургических отделений узконаправленность аппаратуры неудобна из-за того, что одному лечебному учреждению приходится приобретать несколько установок, различающихся незначительно. Почти во всех специализированных клиниках и институтах наряду с профилирующими исследованиями проводятся сопутствующие исследования, также требующие специальной аппаратуры. Учитывая это, шведская фирма «Элема» в конце 60-х годов выпустила более универсальную установку, позволяю-

14. Параметры устройств для снимков легких

Параметры	Вертикаль- Диагност-2 фирмы «Филипс» (Голландия)	Вертикаль- Диагност-4 фирмы «Филипс» (Голландия)	Делторакс фирмы «Филипс» (Голландия)
Способ регистра- ции изображения	Широкоформат- ная пленка от 13×18 до 35× ×43 см и решет- ке	Широкоформат- ная пленка от 18×24 до 35× ×43 см в решет- ке	Магазины пленок 35× ×43 см 120 шт. с автоматическим проявлением
Способ центриро- вания пациента и приемника	Ручное центриро- вание излучате- ля, расположе- ниго на отдель- ном штативе	Ручное центриро- вание излучате- ля, расположе- ниго на отдель- ном штативе	Связанная сцентри- рованная система излучатель—прием- ник с постоянным фокусным расстоя- нием
Доза пациента, мкР	500—2000 в за- висимости от усиливающих эк- ранов в кассетах и чувствительно- сти пленки	500—2000 в за- висимости от усиливающих эк- ранов в кассетах и чувствительно- сти пленки	500—2000 в зависи- мости от установ- ленных в магазине экранов и чувстви- тельности пленки
Отсеивающий растр; N , лам/см; r ; F_0 , мм	—	Неподвижный; $N = 60$; $F_0 =$ $= 1400$	—
Длительность снимка, мс	10—30	10—30	10—30
Длительность цик- ла, с	—	—	90
Возможность вер- тикального пере- мещения прием- ника от пола, мм	1200 (450—1650)	1390 (400—1790)	—

щую проводить большинство контрастных исследований.

В первый период развития серийных исследований, когда не были разработаны методики при различных заболеваниях, врач, в ряде случаев действуя вслепую, вынужден был определять функциональные изменения исследуемых органов с помощью большого числа снимков (до 12 снимков в секунду). В настоящее время врачи подходят к заболеваниям дифференцированно и надобность в большой скорости широкоформатной съемки от-

пала (кроме исследований сердца). Так, например, снимки периферических сосудов конечностей производятся в настоящее время со скоростью 0,5 к/с (кадры в секунду). Это позволило фирме «Элема», уменьшив максимальное число снимков в секунду с 12 до 6, перейти на листовую пленку. На рис. 51 приведена серийная кассета типа АОТ, работающая на листовой пленке. Ее располагают на специальной тележке. Особенностью такой кассеты является возможность зарядки и разрядки ее магазинами на свету. За-

Пульмо-Диагност фирмы «Филипс» (Голландия)	Торомат фирмы «Сименс» (Германия)	TS-57 фирмы «Сименс» (Германия)	СС-НС-2 завода СКРЗ (СССР)
<p>Фотокамера 100×100 мм; усилитель—сканирующие усилитель—линейка и диафрагма</p> <p>Связанная сцентрированная система излучатель—приемник с постоянным фокусным расстоянием 1200 мм</p> <p>3 по рекламе; 150 по графику, приведенному в рекламных проспектах</p> <p>Нет</p> <p>900</p> <p>—</p> <p>700</p>	<p>Магазин пленок 40×40 или 35×43 см с автоматическим проявлением</p> <p>Связанная сцентрированная система излучатель—приемник с постоянным фокусным расстоянием</p> <p>500—2000 в зависимости от установленных в магазине экранов и чувствительности пленки</p> <p>Подвижный растр</p> <p>10—30</p> <p>—</p> <p>—</p>	<p>Фотокамера 100×100 мм на выходе УРИ Сирекой 57 с полем 470×330 мм</p> <p>Связанная сцентрированная система излучатель—приемник с заранее установленным фокусным расстоянием 1500, 1830 или 2000 мм</p> <p>120</p> <p>Неподвижный; N = 40; r = 12</p> <p>3—5 (30 кВт)</p> <p>—</p> <p>—</p>	<p>Широкоформатная пленка от 13×18 до 35×35 или 30×40 см в решетке</p> <p>Ручное центрирование излучателя, расположенного на отдельном штативе</p> <p>500—2000 в зависимости от усиливающих экранов в кассетах и чувствительности пленки</p> <p>Подвижный; N = 35; r = 6; F₀ = 1500</p> <p>10 (50 кВт)</p> <p>—</p> <p>—</p>

рядку и разрядку магазинов проводят в темноте.

В середине 70-х годов серийная кассета типа АОТ, получившая исключительно широкое распространение во всем мире, начала постепенно вытесняться серийной кассетой типа ПОК (максимально четыре снимка в секунду), также разработанной фирмой «Элема» (рис. 52). Эта кассета имеет существенно меньшие размеры и массу, чем кассета типа АОТ, что стало возможным благодаря существенному уменьшению наибольшей скорости съемки.

При этом так же, как и кассета типа АОТ, кассеты выпускались на два размера пленки: 24×30 и 35×35. Первые применялись преимущественно при церебральных исследованиях, вторые — при аортографии и особенно при исследованиях периферических сосудов конечностей. Первоначально программные устройства позволяли осуществлять одну-две, максимум три серии снимков с различной программой, однако впоследствии программные устройства существенно усложнились и стали позволять выбирать любое

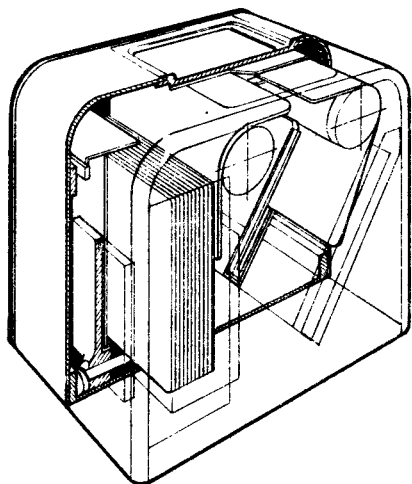


Рис. 51. Серийная кассета типа АОТ с максимальной скоростью съемки до 6 снимков в секунду фирмы «Сименс—Элема» (Германия—Швеция)

сочетание снимков и пауз в пределах вместимости магазина пленок.

Переход на меньшие скорости съемки был обусловлен рядом причин, упомянутых выше. Однако наибольшим преимуществом кассеты ПОК (одни из вариантов такой кассеты) является наличие рентгенопрозрачного тракта диаметром 20 см (рис. 53). Конструкция кассеты позволяет располагать усилитель рентгеновского изобрае-

ния за ее задней стенкой, которая выполняется из рентгенопрозрачного материала. Рентгенопрозрачность тракта кассеты определяется в основном прозрачностью раstra и усиливающих экранов, что позволяет перед снимком вести просвечивание с помощью УРИ, выбирая необходимый момент для проведения снимков. Конструкция кассеты позволяет вести исследования при вертикальном, горизонтальном и наклонных расположениях пучка излучения.

Некоторые фирмы [ЦЖР (Франция), «Хирана» (Чехо-Словакия)] разработали и выпустили аналогичные серийные кассеты, но они не получили столь большого распространения, как кассеты ПОК, и многие клиники до сих пор предпочитают приобретать эти кассеты у фирмы «Элема», которая некоторое время назад слилась с фирмой «Сименс» (Германия).

Кассеты типа ПОК широко применяются в ангиографических установках. Фирма «Сименс—Элема» выпускает до 700 кассет ПОК. Однако кассеты типа АОТ по-прежнему продолжают выпускаться (до 50 шт. в год). В СССР была разработана серийная кассета РМТ, аналогичная кассете АОТ.

Появление в ангиографической практике усилителя рентгеновского изображения полностью изменило и дифференцировало характер исследований: для церебральных, аортографических и периферических исследований позво-

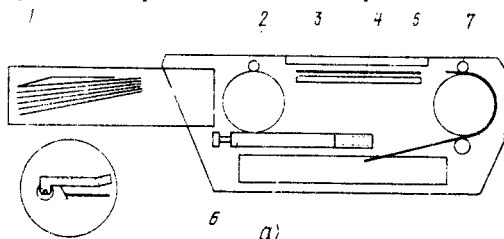
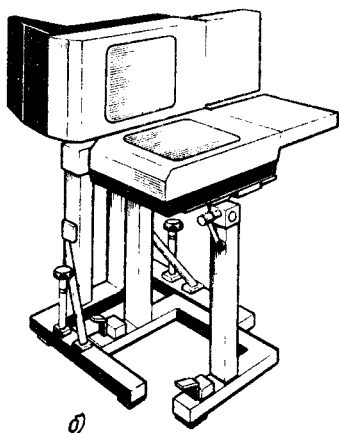


Рис. 52. Серийная кассета типа ПОК с максимальной скоростью съемки до четырех снимков в секунду фирмы «Сименс—Элема» (Германия—Швеция):

а — кинематическая схема (1 — крючок транспортировки пленки; 2 — входные ролики; 3 — верхняя плита; 4 — нижняя прижимная плита с усиливающим экраном; 5 — верхний усиливающий экран; 6 — маркировочная линейка; 7 — выходные ролики); б — схема применения двух кассет типа ПОК для церебральных исследований



дливо подводить катетер через сосудистое русло к необходимому месту съемки (например, через бедреную артерию к сонной артерии);

для всех видов исследований позволило осуществлять съемку на фотоканал с полем 70×70 , 100×100 , 105×105 или 110×110 мм; при такой съемке доза рентгеновского излучения, поглощенная пациентом, уменьшается более чем в 10 раз, а разрешение фотоканала позволяет различать мельчайшие сосуды;

путем применения киносъемки при исследованиях сердечно-сосудистой системы позволило изучать работу сердца (желудочков, клапанов, венечных сосудов) в динамике.

Специальные питающие устройства для импульсной киносъемки имеют длительность импульсов от 1,2 до до 6,4 мс и скорость съемки от 25 до 150 к/с.

Столы для катетеризации при ортогональных исследованиях имеют подвижную верхнюю рентгенопрозрачную деку, на которой находится пациент. Известно несколько типов таких столов, предназначенных для катетеризации.

Шведская фирма «Элема—Шенандер» выпустила несколько типов столов для катетеризации. Стол Координат (рис. 54) предназначен для исследования больного в горизонтальном положении. Дека стола вручную перемещается в двух направлениях (в продольном — 1194 мм, в поперечном — 305 мм). После проведения катетеризации больного можно передвинуть и установить над серийной кассетой. Стол устанавливается на полу на ножках. Просвет между полом и основанием облегчает подход к столу. Сбоку к основанию прикреплен ящик с розетками для включения электромедицинских приборов (кардиоскоп и др.).

Стол Координат той же фирмы (рис. 55) позволяет переводить больного из горизонтального положения в наклонное. Стол может наклоняться в направлении по часовой стрелке и против. Дека стола вручную перемещается вдоль и поперек основания. К деке стола можно прикрепить вспомогательные приборы, кронштейн для поддержки руки пациента, подставку

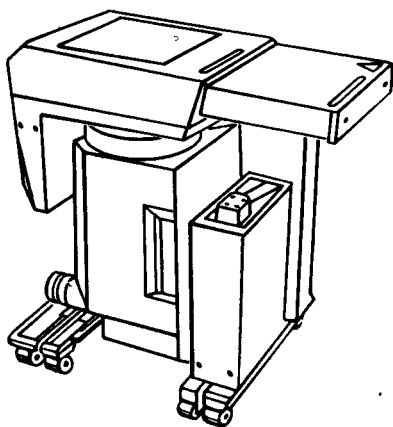


Рис. 53. Серийная кассета типа ПОК фирмы «Сименс—Элема» с рентгенопрозрачным трактом в сочетании с усилителем рентгеновского изображения для выбора момента начала съемки

для ног, упоры для плеч. Для этой цели по бокам деки предусмотрены металлические планки.

Наклон стола применяется либо при нейрологических исследованиях спинного мозга (миелография), либо при выводе пациента из шокового состояния, например при падении внутрисердечного давления при введении ангиографического контраста. В этом случае подъем ног пациента стимулирует подъем внутрисердечного давления.

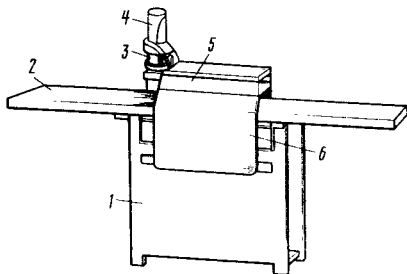


Рис. 54. Стол Координат фирмы «Элема—Шенандер» для ангиографических исследований пациента в горизонтальном положении с экраном для проведения катетеризации:

1 — тумба; 2 — дека; 3 — консоль; 4 — каретка с держателем экрана; 5 — экран; 6 — защитная ширма

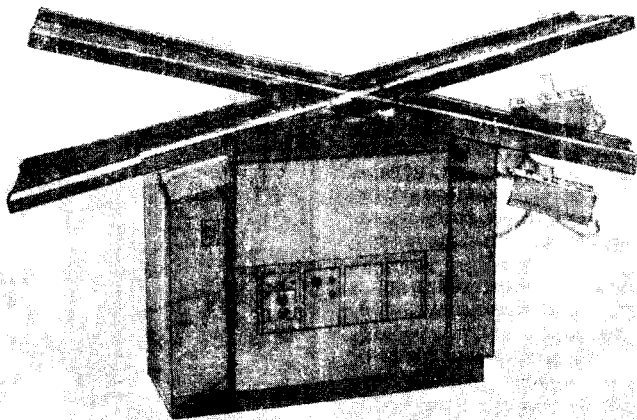


Рис. 55. Стол Координат фирмы «Сименс—Элема» (Германия—Швеция) для исследования больного в горизонтальном и наклонном положениях

Для исследований периферической системы конечностей применяют шаговое перемещение деки над серийной кассетой, что обеспечивает съемку отдельных частей ног по мере заполнения сосудов контрастным веществом. Обычно применяют четыре шага по 25—35 см, что позволяет сделать пять снимков размером 35×35 см со скоростью один снимок за 1—2 с. Снимки,

как правило, делаются с перекрытием (рис. 56).

Полипозиционные методы исследований сердечно-сосудистой системы привели к появлению принципиально новых типов штативных устройств и столов для катетеризации.

Первоначально полипозиционные методы реализовались весьма ограниченно: на столах для ангиографии уста-

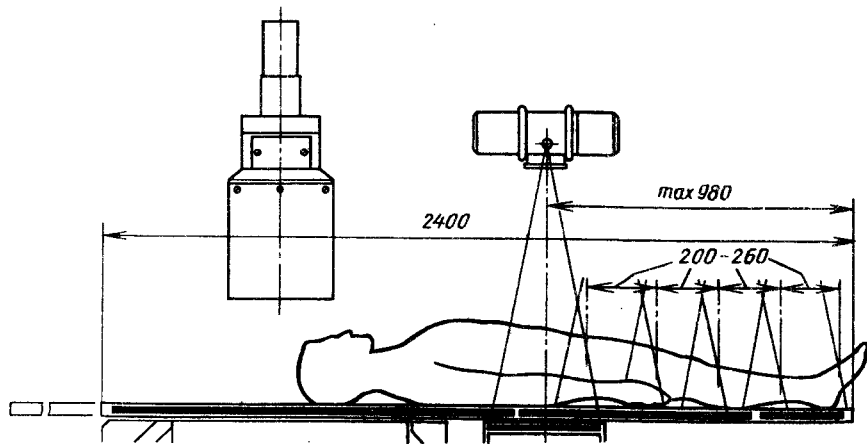


Рис. 56. Схема шагового перемещения пациента при вентрографии и исследованиях периферической системы конечностей

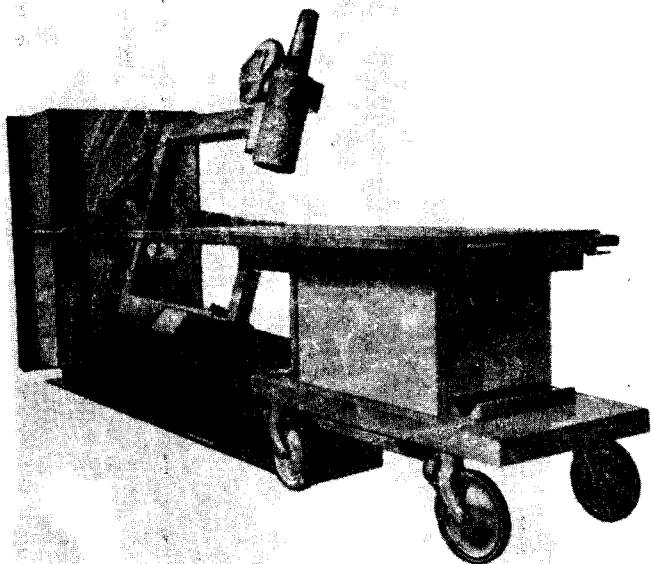


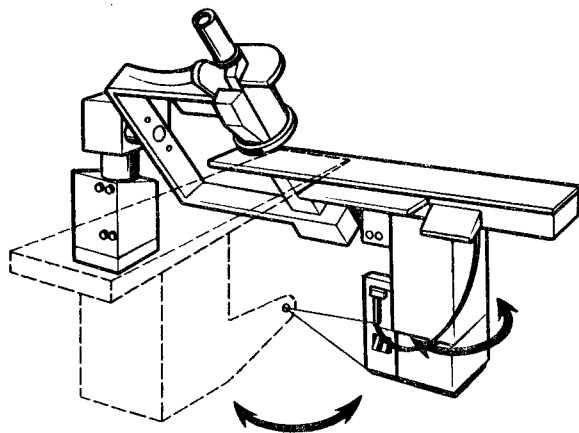
Рис. 57. Установка Кардио-Диагност фирмы «Филипс» для полнпозиционной ангиокардиографии (коронарография и васкулярная ангиография) в одной проекции

навливались люльки, в которых пациент мог быть повернут на $\pm 30^\circ$. Такие люльки появились практически одновременно у фирм «Сименс» и «Филипс».

Поскольку исследования пациентов в люльках были не всегда удобны, а вращение больного осуществлялось

только вокруг продольной оси (ЛАО/РАО), фирмы «Сименс» и «Филипс» выпустили практически одинаковые системы для коронарографии и васкулярной ангиографии. Это установки Кардио-Диагност (рис. 57) и Ангио-Диагност фирмы «Филипс» (рис. 58), а также Кардиоскоп U фирмы

Рис. 58. Установка Ангио-Диагност фирмы «Филипс»: в позиции, позволяющей осуществлять исследования при наклонах ЛАО/РАО и краниал/каудал (исследования в двух проекциях — только ортогональной системе)



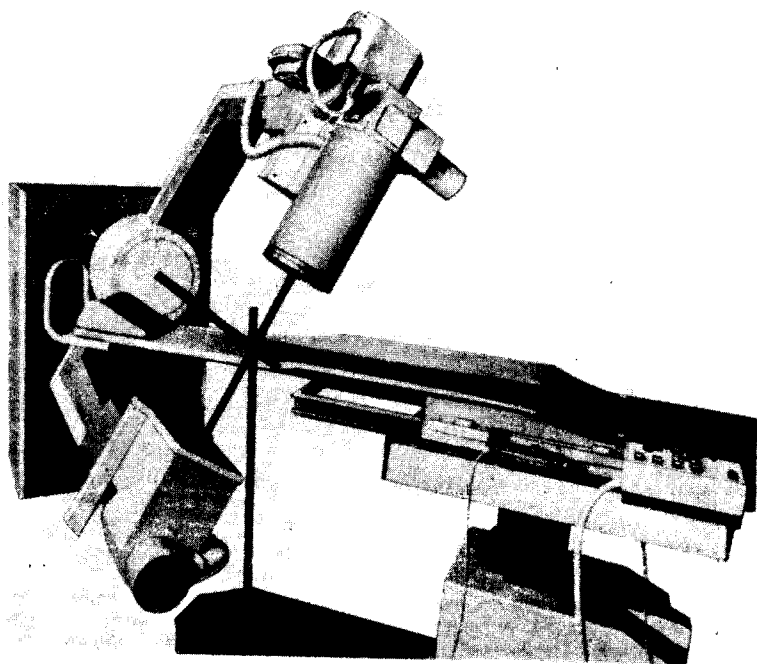


Рис. 59. Комплекс Кардноскоп U фирмы «Сименс» для ангиографии (васкулярная ангиография и коронарография)

«Сименс» (рис. 59). В этих штативах повороты вокруг продольной оси (ЛАО/РАО) осуществляются вращением прямоугольной П-образной рамы, на которой расположены излучатель и усилитель рентгеновского изображения с кинокамерой. Необходимое положение системы излучатель — приемник в направлении каудал/краниал выбирается путем вращения стола вокруг вертикальной оси, проходящей через изоцентр, в котором располагается исследуемый орган пациента.

В столах для катетеризации дека не армируется по бокам и с торцов металлическими направляющими, что усугубляет противоречивые требования, предъявляемые к деке:

1) уменьшение поглощения декой модулированного объектом исследования (пациентом) пучка рентгеновского излучения (уменьшение алюминиевого эквивалента деки), что обеспечивает:

а) повышение качества изображения вследствие уменьшения поглощения пучка модулированного изображения (появление в пучке, прошедшем деку с малым поглощением, малоcontrastных деталей, которые имеются в пучке излучения на выходе из объекта и которых нет в пучке, прошедшем деку с большим поглощением); б) уменьшение мощности дозы первичного пучка (а следовательно, и необходимой мощности питающего устройства) во столько же раз, во сколько уменьшлось поглощение рентгеновским трактом при применении более рентгенопрозрачной деки (поглощенная пациентом доза также уменьшается);

2) увеличение жесткости деки в результате увеличения ее толщины, применения новых материалов и коробчатой конструкции с учетом необходимости консольного выдвигания деки для проведения ангиокардиологических исследований при углах краниал/каудал, равных $\pm 45^\circ$.

К основным достоинствам штативов этого типа (независимо от конструктивных особенностей столов для катетеризации и ангиографии) относятся: постоянное, обеспеченное простейшим способом (конструкцией) центрирование системы излучатель—приемник, что максимально упростило прицеливание (выбор наиболее информативной проекции исследуемого органа), сократило общее время исследования и увеличило пропускную способность кабинета.

Первоначально эти штативы использовались для однопроекционных исследований, однако впоследствии фирма «Филипс» доукомплектовала его телескопическими штативами для второй проекции. Обе проекции могут осуществляться только в ортогональных проекциях.

К недостаткам такой системы, примененной обеими фирмами, следует отнести следующее:

1) при повороте стола для ангиографии необходимо перемещать вспомогательное оборудование (штатив с датчиком внутривенозного давления в сердце, инъектор и др.);

2) затруднена работа в двух проекциях (фактически она возможна только в горизонтальной плоскости) и может быть осуществлена только на телескопических штативах (применение дуговых штативов с постоянным центрированием излучателя и приемника при данной конструкции стола и вращении пациента вокруг вертикальной изоцентрической оси исключалось).

Американская фирма XRE создала высокоэффективные и весьма простые в изготовлении штативы типа Уникат А и Уникат А/С, у которых излучатель и УРИ соединены в одну систему с помощью трех связанных между собой параллелограммов (рис. 60, а и б). В этих штативах применено уравновешивание УРИ при перемещении его по лучу и уравновешивание всей подвижной системы относительно двух перпендикулярных осей, проходящих через изоцентр. Такое уравновешивание позволяет осуществлять как ручное, так и моторное манипулирование при центрировании области интереса. Эти штативы получили большое распространение в Америке и явились родо-

начальником целого ряда штативов. Так, фирма «Филипс» выпустила штативы Полидиагност-С и его модификацию — Полидиагност-А (рис. 61 и 62) и продолжает выпускать очень близкий по конструкции штатив Полидиагност С-2.

Штативы фирмы «Филипс» полностью совпадают по идеологии и во многом унифицированы со штативами фирмы XRE. Эти штативы получили большое распространение и мире. Фирма «Хитачи» также выпустила штатив, близкий к описанному, но работающий только на электроприводах.

В последнее время фирма XRE выпустила штатив типа Параллелограмм — Уникат-С (рис. 63), у которого для оказания экстренной помощи пациенту параллелограмм с системой УРИ — излучатель может поворачиваться относительно оси стола на $\pm 45^\circ$.

К особенностям штативов, использующих указанную кинематическую схему, следует отметить:

1) установку усилителя любого типа от самого маленького до самого большого путем замены только одного верхнего рычага и устранения дисбаланса в системе уравновешивания. УРИ диаметром 23 см применяется при исследованиях сердечно-сосудистой системы, а для аортографии и артериографии конечностей с регистрацией на фотоканал используется усилитель диаметром 36 см. С таким усилителем штатив фирмы «Филипс» получил название Полидиагност-А (см. рис. 62);

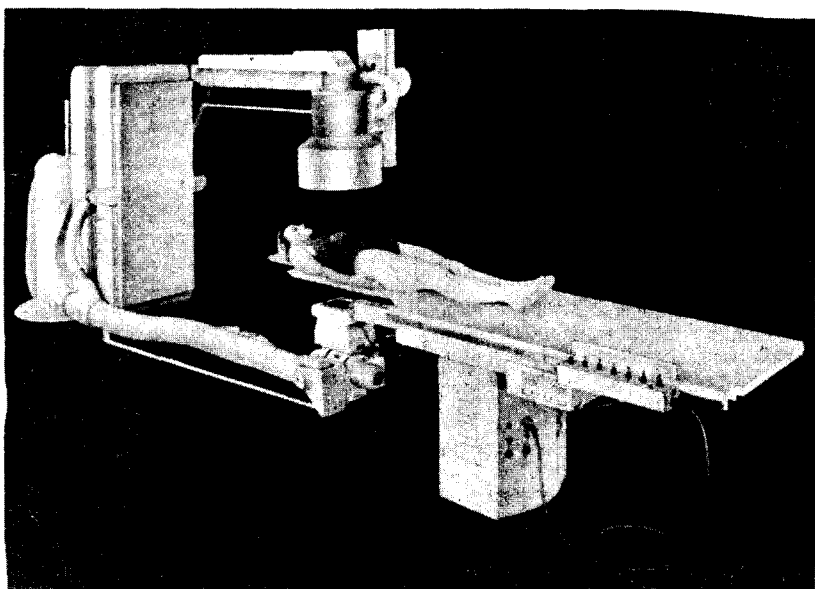
2) установку необходимых проекций как моторным, так и ручным способами;

3) возможность работы на установках любого назначения;

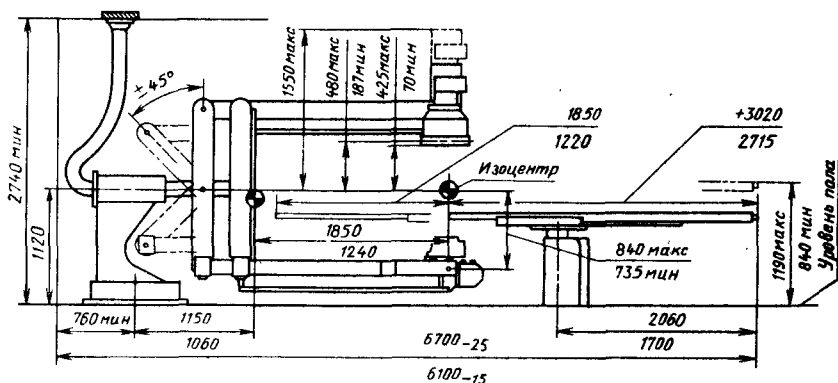
4) простота конструкции, которая предопределяет простоту изготовления и требует менее сложной технологической базы для изготовления.

Фирмы XRE и «Филипс» выпускают штативы более 20 лет и рекламируют их с новым дизайном, что свидетельствует о достаточном совершенстве конструкции, постоянном спросе и удобстве пользования.

Опыт эксплуатации штативов типа Полидиагност-С при всевозможных ви-



а)



б)

Рис. 60. Штатив для многоосевых ангиографических исследований фирмы XRE Уникат А и Уникат А/С со столом для ангиографии:

а — внешний вид штатива и стола; б — размеры и схема перемещений подвижных элементов комплекса

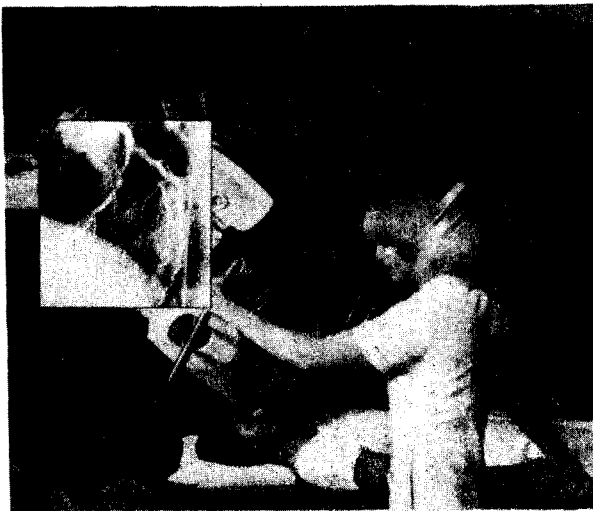
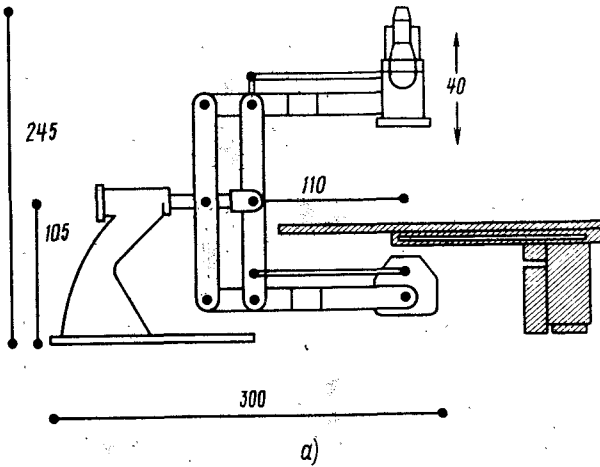


Рис. 61. Штатив для многоосевых ангиографических исследований Полюсдиагност-С фирмы «Филипс»:

а — схема штатива; б — штатив в наклонных положениях системы излучатель — приемник

дах исследований в мировой практике и, в частности, в СССР в Саратовском кардиологическом институте подтверждает исключительно высокие эксплуатационные качества штатива, на-

дежность, простоту при центрировании и пригодность для осуществления любых видов ангиографических исследований.

Первоначально этот штатив фирма

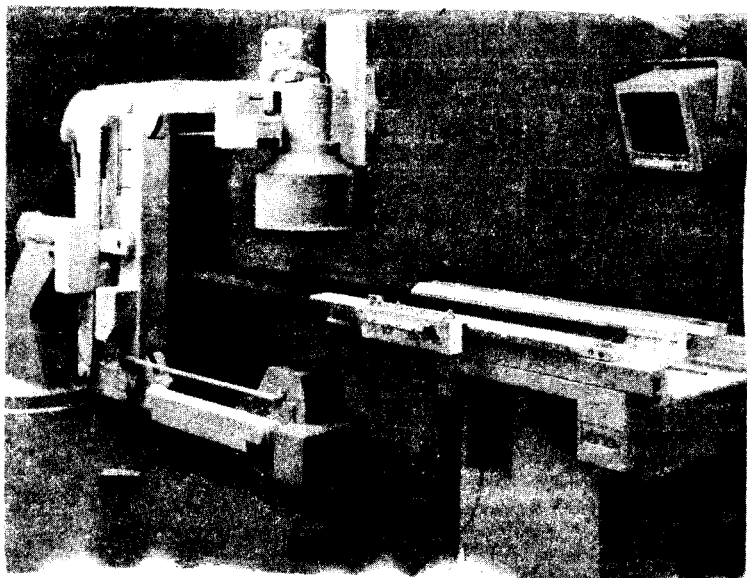


Рис. 62. Штатив Полидиагност-А фирмы «Филипс»

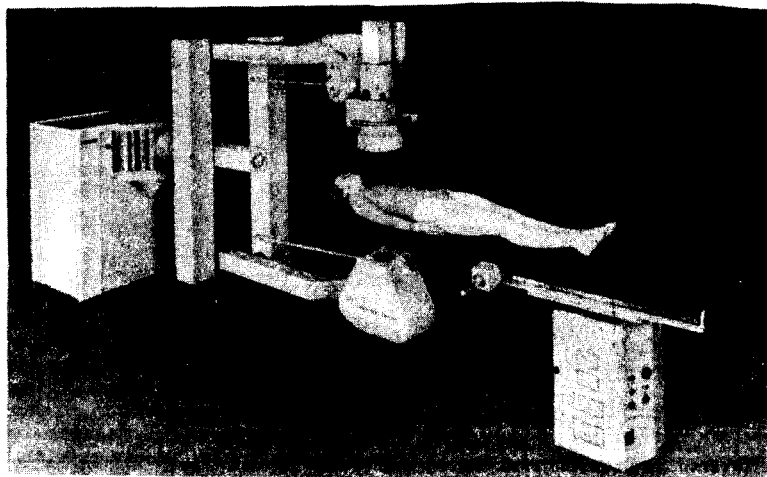


Рис. 63. Штатив типа параллелограмм — Уникаст С фирмы ХЭЕ (США) для коронарографии со столом для ангиографии

«Филипс» использовала для одипро-
екционных исследований, однако впослед-
ствии фирма доукомплектовала этот
штатив сначала двумя телескопиче-

скими штативами с излучателем и
приемником (УРИ) для второй проек-
ции, поскольку использовать их со
штативом Полидиагност-С стало суще-

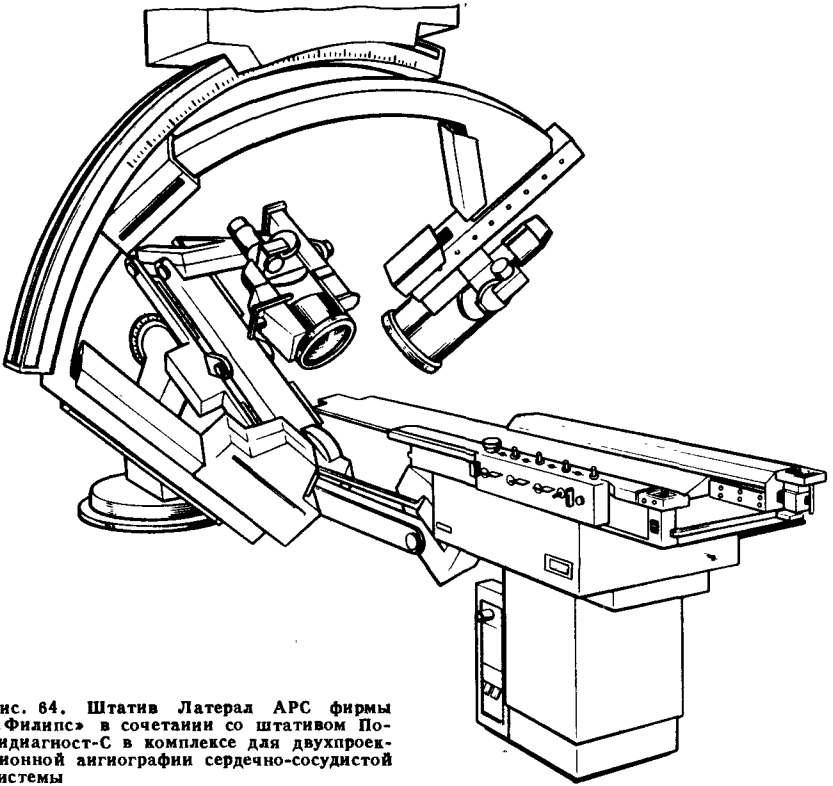


Рис. 64. Штатив Латерал АРС фирмы «Филипс» в сочетании со штативом Полидиагност-С в комплексе для двухпроекционной ангиографии сердечно-сосудистой системы

ственно более удобно, чем со штативом Кардио-Диагност и Ангио-Диагност, а затем фирма разработала специальный штатив для второй проекции типа Латерал АРС с большими диагностическими возможностями, которым можно просто доукомплектовать штатив Полидиагност-С (рис. 64).

Фирма XRE также выпускает штативное устройство типа Coronix для двухпроекционной кардиоангиографии, выполненное в виде двух вращающихся вертикальных колец (рис. 65). Каждое кольцо несет на выдвижных штангах свою систему, состоящую из сцентрированных между собой излучателя и УРИ. Вращение колец позволяет выбрать необходимые углы ЛАО/РАО для каждой проекции, а выдвижение штанг вдоль оси, перпендикулярной плоскости колец, каждая пара из которых работает как

штанги параллелограмма, позволяет установить необходимые углы каудал/краниал для каждой проекции. Перемещения системы координируются микропроцессором. Параметры штативов фирм XRE и «Филипс» приведены в табл. 15.

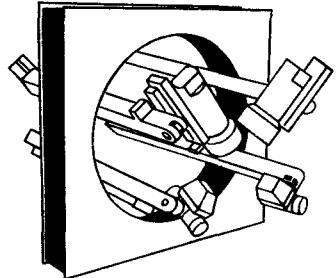


Рис. 65. Штатив типа Короникс для двухпроекционной ангиографии (коронарографии) фирмы XRE (США)

15. Параметры штативов проекции для ангиографии, использующих принцип параллелограмма и работающих с ними совместно штативов второй проекции

Параметры	Полндиагност-С «Филипс», Голландия	Полндиагност-С2 «Филипс», Голландия	Латерал ARC «Филипс», Голландия	Латерал ARC-2 «Филипс», Голландия	Без названия «Хитаучи», Япония
Назначение	Фронтальная проекция в двухпроеctionной системе. Любая проекция в однопроеctionной системе исследования всех органов (преимущественно исследование сердца)	Фронтальная проекция в двухпроеctionной системе. Любая проекция в однопроеctionной системе исследования всех органов	Боковая проекция в двухпроеctionной системе исследования всех органов	Боковая проекция в двухпроеctionной системе исследования всех органов	Фронтальная проекция в двухпроеctionной системе. Любая проекция в однопроеctionной системе
Охват пациента по длине оси вращения ЛАО/РАО от изокентра до конструкции штатива, см	110	118	По всей длине стола	По всей длине стола	~110
Расстояние от фокуса трубки до изокентра, см	75	76,5	70	76,5	70
Расстояние от фокуса трубки до входного экрана УРИ, см	90—115	84—122	85—110	86,5—111,5	90—115
Ход УРИ по лучу, см	40	38	25	25	30

Ход фокуса трубки по лучу, см	Нет	Нет	Нет	Нет	Нет	Нет
Расстояние от пола до изоцентра, см	105	106,5	107	106,5	105	
Вращение вокруг горизонтальной оси ЛАО/РАО, °:	±120	±120	0—90 ЛАО; 0—90 РАО	0 ЛАО; 90 РАО	±120	—
в однопроекционной системе	90 РАО; 30 ЛАО	120 РАО; 0 ЛАО				
в двухпроекционной системе	±45; —45	50 крайнал, 45 каудал	±45	±45	±30	
Угол вращения вдоль продольной оси пациента краниал/каудал, °	8	8	4	4	—	
Скорость перемещения подвижных элементов системы, °/с:	4	4	4	4	—	
в однопроекционной системе						
в двухпроекционной системе						

Продолжение табл. 15

Параметры	Полндиагност-С «Филипс», Голландия	Полидиагност-С2 «Филипс», Голландия	Лагерал ARC «Филипс», Голландия	Лагерал ARC-2 «Филипс», Голландия	Без названия «Хятачи», Япония
Наличие грузовой ба- лансировки штатива относительно осей: ЛАО/РАО каудал/краниал	Есть »	Есть »	Нет »	Нет »	Нет »
Способ перемещения: УРИ по лучу ЛАО/РАО каудал/краниал	Ручной Ручной + + электропривод То же	Ручной + Ручной + + электропривод То же	Электропривод » »	Электропривод » »	Электропривод » »
Масса, кг	1090	1075	458	560	—
Способ перехода сис- темы в состояние экстренной помощи пациенту	Поворот основа- ния на $\pm 45^\circ$	Поворот основа- ния на $\pm 45^\circ$	Перемещение по потолочному рель- су на 2333 мм в сторону Поли- диагност-С из изоцентра	Перемещение по потолочному рель- су на 2333 мм из изоцентра в сторону Полн- диагност-С	—
Системы визуализа- ции и регистрации	Телевидение, кн- нокамера	Телевидение, кн- нокамера	Телевидение, кн- нокамера	Телевидение, кн- нокамера	Телевидение, кн- нокамера
Диаметр в поля УРИ, см	9" (23 см), Полидиагност А-14" (36 см)	9" (23 см)	9" (23 см)	9" (23 см)	—

Продолжение табл. 15

Параметры	Уникат-А	Уникат-А/С	Уникат-А/Е	Уникат-С	Коронник
	ХРЕ, США	ХРЕ, США	ХРЕ, США	ХРЕ, США	ХРЕ, США
Назначение	Любая проекция в однопроекционной системе, исследование всех органов	Любая проекция в однопроекционной системе, исследование всех органов, преимущественно сердца	Любая проекция в однопроекционной и двухпроекционной системах (Bin — двухпроекционная центральная ангиография), периферические исследования	Любая проекция в однопроекционной системе, преимущественно исследования сердца	Двух- или однопроекционные исследования сердца
Охват пациента по длине оси вращения ЛАО/РАО от изокентра до конструкции штатива, см	183	122	183	112	—
Расстояние от фокуса трубки до изокентра, см	76,2—94	76,2—94	76,2—94	70	—
Расстояние от фокуса трубки до входного экрана УРИ, см	80,6—126,4	80,6—126,4	80,6—126,4	78—121	—

Продолжение табл. 15

Параметры	Уникат-А	Уникат-А/С	Уникат-А/Е	Уникат-С	Коронник
	ХРЕ, США	ХРЕ, США	ХРЕ, США	ХРЕ, США	ХРЕ, США
Ход УРИ по лучу, см	35,6; от 12,7 до 48,3 от изоцентра	35,6; от 12,7 до 48,3 от изоцентра	35,6; от 12,7 до 48,3 от изоцентра	43; от 8 до 51 до изоцентра	—
Ход фокуса трубки по лучу, см	18; от 76 до 94 от изоцентра	18; от 76 до 94 от изоцентра	18; от 76 до 94 от изоцентра	Нет	—
Расстояние от пола до изоцентра, см	112	112	112	107	107
Вращение вокруг го- ризонтальной оси ЛАО/РАО, °:	± 195	± 195	± 195	± 135	± 120
в однопроекцион- ной системе	—	—	0	—	—
в двухпроекцион- ной системе	—	—	—	—	—
Угол вращения вдоль продольной оси па- циента краннал/кау- дал, °	± 45	± 45	± 45	± 55	± 45
Скорость перемеще- ния подвижных эле- ментов системы, °/с:	—	—	—	—	—
в однопроекцион-	—	—	—	—	—

в двухпроектционной системе	—	—	—	—	—	—
Наличие грузовой балластировки платива относительно осей: ЛАО/РАО каудал/краниал	Есть »	Есть »	Есть »	Есть »	Есть »	Нет »
Способ перемещения: УРИ по лучу ЛАО/РАО каудал/краниал	—	—	—	—	—	Электропривод
Масса, кг	—	—	—	—	1775	—
Способ перехода системы в состояние экстренной помощи пациенту	Поворот деки стола на $\pm 180^\circ$ вокруг вертикальной оси	Поворот деки стола на $\pm 180^\circ$ вокруг вертикальной оси	Поворот деки стола на $\pm 180^\circ$ вокруг вертикальной оси	Поворот деки стола на $\pm 180^\circ$ вокруг вертикальной оси	Поворот системы «параллелограмм» на $\pm 45^\circ$	Не предусмотрено
Системы визуализации и регистрации	Телевидение, кинокамера, фотокамера 100 мм	Телевидение, кинокамера	Телевидение, кинокамера. Шинкоформатная пленка на кассету, аналогичную ПОК УД с рентгенопрозрачным трактом	Телевидение, кинокамера. Шинкоформатная пленка на кассету, аналогичную ПОК УД с рентгенопрозрачным трактом	Телевидение, кинокамера, фотокамера	—
Диаметр и поля УРИ, см	14" (36 см)	—	—	—	—	—

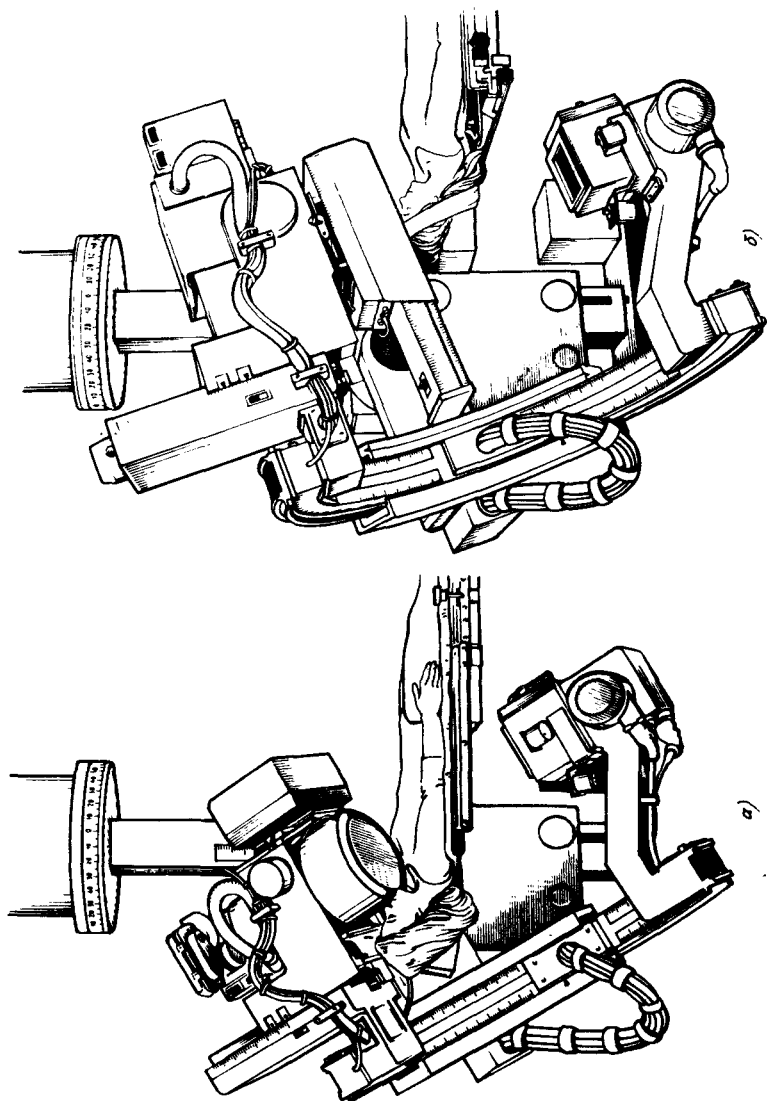


Рис. 66. Штативы для однопроекционных ангиографических исследований с дугой фирмы «Сименс»: а — Ангиоскоп для полипозиционных исследований сердечно-сосудистой системы; б — в положении для центральной ангиографии

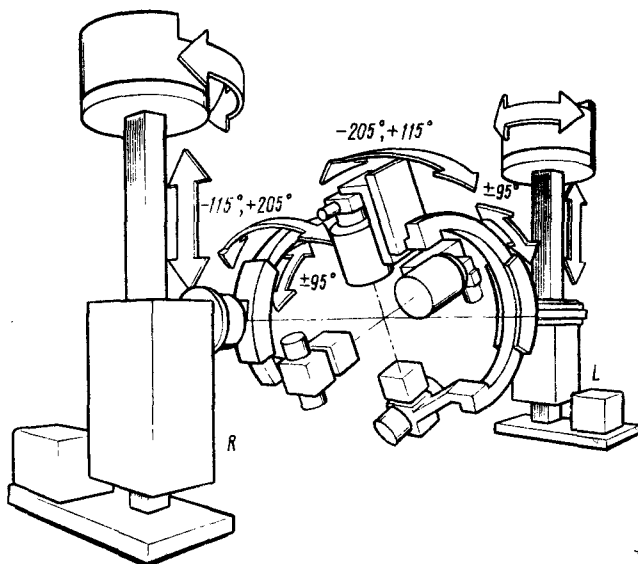


Рис. 67. Установка БИ-Ангиоскоп фирмы «Сименс» для двухпроекционной ангиокардиографии, основанная на двух штативах Ангиоскоп-С

В разработке ангиографических систем фирма «Сименс» пошла по пути создания дуговых штативов (так же как и фирмы *CGR, GEM, «Тошиба»* и др.).

Первым из этой серии был штатив Ангиоскоп (табл. 16).

Особенности этого штатива:

1) применение технологически очень сложной силовой дуги, работающей как в вертикальных, так и в наклонных и горизонтальных положениях;

2) совмещение с кино- и фотокамерами широкоформатной кассеты ПЛОК;

3) исключительно затрудненное проведение исследований во второй проекции.

Разработка этого штатива (рис. 66) положила начало разработке и выпуску серии штативов, очень близких по конструкции и отличающихся лишь в небольших деталях для исследований сердечно-сосудистой системы: Ангиоскоп-С, Ангиоскоп-А33 и др. Эти штативы были в основном предназначены только для однопроекционных исследований. Такое большое число модификаций говорит о постоянном совершенствовании конструкции и о

желании завоевать рынок. На базе штатива Ангиоскоп была создана двух-проекционная установка БИ-Ангиоскоп (рис. 67), которая оказалась недостаточно удобной, поскольку подход с обеих сторон к столу для катетеризации оказался фактически перекрыт, вследствие чего установка не получила большого распространения (а также из-за громоздкости).

С целью упрощения конструкции однопроекционных штативов фирма «Сименс» отказалась от поворота системы на 90° (введенной ранее для оказания срочной помощи пациенту), а также от вертикального перемещения изоцентра (поскольку есть возможность переместить в изоцентр штатива исследуемый орган пациента путем вертикального перемещения деки стола для катетеризации), что позволило фирме создать штатив Ангиоскоп-Д (рис. 68, а), который явился родоначальником новой серии однопроекционных штативов: Ангиоскоп-Д33, Ангиоскоп-Д40, а также штатив Ангиостар.

В установках с этими штативами невозможно осуществлять исследования в двух проекциях одновременно,

16. Параметры штативов для одно- и двухпроеctionной ангиографии фирмы «Сименс»

Наименование	ДАО/РАО.	Каудал/Краниал.	Перемещение по вер-тикали, мм	Перемещение системы вдоль стола для кате-теризации, мм	Расположение дуги от центра вращения системы	Расстояние от оси вра-щения системы до на-ружного края дуги, мм	Расположение уста-новки относительно стола для катетериза-ции	Тип разработки	Ход УРИ по лучу в расстоянии от изокентра, мм
Ангископ	±95	205—115	600 (900—1500)	Нет	Влево	700	Сбоку	Оригинальная разработка	300 (99—399)
Ангископ N	±95	205—115	600 (900—1500)	Нет	Влево	700	Сбоку	Модификация штатива Ангископ	300 (99—399)
Ангископ С	±95	205—115	600 (900—1500)	Нет	Влево	700	Сбоку	Модификация штатива Ангископ	300 (99—399)
Бж-Ангископ: прямая проекция	±95	205—115	600 (900—1500)	Нет	Вправо	—	С одно-го бока	Модификация штатива Ангископ	300 (99—399)
Боковая проекция	±95	115—205	600 (900—1500)	Нет	Влево	—	С друго-го бока	Модификация штатива Ангископ	300 (99—399)
Ангископ А33	±95	205—115	600 (900—1500)	Нет	Влево	700	Сбоку	Модификация штатива Ангископ	300 (96—396)
Ангископ Д	±95	±45	Нет	Нет	Влево	620	Сбоку	Оригинальная разработка	300 (99—399)
Ангископ Д33	±92	+35; —45	Нет	1400	Влево	620	Сбоку	Модификация штатива Ангископ Д	300 (97—397)
Короскоп С	+120; —200	±45	200 (1050—1250)	Нет	Вправо	568	В торце стола	Ангископ Д Оригинальная разработка	300 (100—400)

Бикор: Короскол С	+120; -200	±45	200 (1050—1250)	Нет	Вправо	568	В торце стола	Оригинальная разработка	300 (100—400)
Короскол L	120° (0—120°)	±70	Нет	1500	По центру	0	Над столом	Оригинальная разработка	300 (100—400)
Ангискол Д40	±92	±45	Нет	1400	Влево	620	Сбоку	Модификация штатива	380 (145—525)
Ангюстар	±98°	+180; -115	300 (1050—1350)	Нет	Влево	620	Сбоку	Ангискол D Модификация штативов	380 (145—525)
Мультископ	+45; -90	±45	230 (1070—1300)	Есть	По центру	0	Сбоку	Ангискол Д33 и Короскол С	300 (200—500)
Наименование	Расстояние до центра, мм	Наличие возможности микроформатной съемки	Возможность исследования во второй проекции	Радиус дуги, мм	Тип стола для катетеризации	Назначение	№ рисунка	Возможность установки УРИ, диаметр	
Ангискол	700	ПОК 24×30 или 35×35	С помощью телескопических штативов (в горизонтальной проекции)	600	Координат-Ангио	Все виды ангиографических исследований	64 и 65	Сирекон, 27 см и Сирекон, 33 см	
Ангискол N	700± ±150	ПОК 24×30 или 35×35		600	Циррус	Нейрорадиология (миелография)	—	Сирекон, 33 см	
Ангискол С	700	Нет	В системе Би-Ангискол	600		Исследование сердечно-сосудистой системы	—	Сирекон-2; 17; 27 и 33 см	

Продолжение табл. 16

Наименование	Расстояние от фокуса до центра, мм	Наличие возможности широкоформатной съемки	Возможность исследования во второй проекции	Радиус пути, мм	Тип стола для катетеризации	Назначение	№ рисунка	Возможность установки УРИ, диаметр
Би-Ангноскоп: прямая проекция Боковая проекция	700	Нет	Два штатива Ангноскоп С	600		Исследования сердечно-сосудистой системы в двух проекциях	66	Сирекон-2; 17; 27 н 33 см
	700	Нет	Ангноскоп С	600				
Ангноскоп А33	700	ПОК 24×30 или 35×35	С помощью телескопических штативов (в горизонтальной проекции)	600		Все виды ангиографических исследований в одной проекции	—	Сирекон-2; 17; 27 н 33 см
Ангноскоп Д	700	Нет	Невозможно	600		Исследования сердечно-сосудистой системы в одной проекции	67	Сирекон-2; 17; 27 н 33 см
Ангноскоп Д33	700	ПОК 35×35	Невозможно	600	Координат-3D11	Все виды ангиографических исследований в одной проекции	68	Сирекон-2; 17; 27 н 33 см

Короскоп С	700	Нет	Возможно при доукомплектовании штативом Короскоп L	900 1400	Исследования сердечно-сосудистой системы в одной проекции	69	Сирекон-2; 17; 27; 33 и 40 см
Бикор: Короскоп С Короскоп L	700 700	Нет Нет	Совместно со штативом Короскоп L и Короскоп С	900 1400	Исследования сердечно-сосудистой системы в двух проекциях	70	Оптиликс, 12/17; 27; 17/27; 33 и 40 см
Ангиоскоп Д40	700	Нет	Невозможно	600	Все виды ангиоисследований в одной проекции с регистрацией на фото- и киноканал	72	Сирекон-2; 27; 33 и 40 см
Ангиостар	700	ПОК СМ	Невозможно	650	Все виды однопроеционных исследований с регистрацией на кино-, фото- и широкораматную пленку	71	Сирекон-2; 27; 33 и 40 см
Мультископ	700	Нет	Невозможно	—	Все виды ангиоисследований в одной проекции с регистрацией на фото- и киноканал	73	Сирекон 40-4НД, Сирекон 33-НД, Сирекон 27-НД, Трилинкс

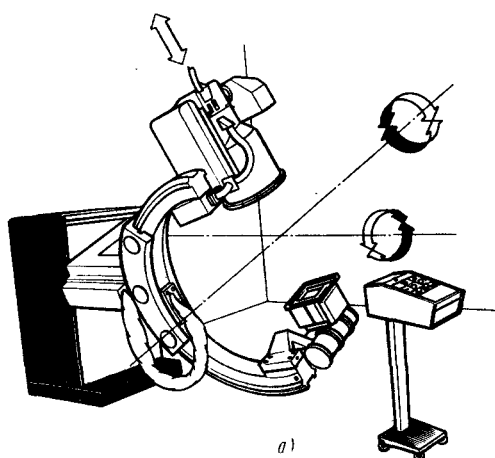
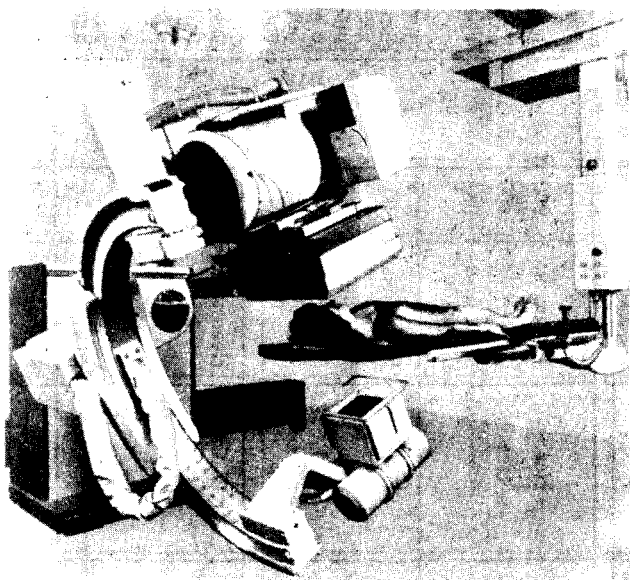


Рис. 68. Однопроекционные штативы фирмы «Сименс»:

а — штатив Ангиоскоп-Д для однопроекционных исследований сердечно-сосудистой системы с регистрацией результатов исследований на фото- и киноканал; *б* — Ангиоскоп-Д3; для всех видов однопроекционных ангиографических исследований с регистрацией на широкоформатную пленку, фото- и киноканалы



а только последовательно, с новым введением контрастного вещества (см. табл. 16).

Штатив Ангиоскоп-Д предназначался только для исследований сердечно-сосудистой системы, но вследствие невозможности использования его в системах для исследований в двух

проекциях фирма «Сименс», доукомплектовав его серийной кассетой ПОК и снабдив способностью перемещаться вдоль деки стола для катетеризации, переориентировала его в основном для исследований аортографии и периферической системы (Ангиоскоп-Д33; рис. 68, б). Разработка и выпуск этого

штатива положили начало выпуску нового типа однопроекционного штатива, позволившего существенно улучшить методику проведения исследований периферических сосудов конечностей. Если раньше такие исследования проводились с помощью шагового перемещения деки стола с пациентом, то штатив Ангиоскоп-Д33 сам осуществляет шаговое перемещение вдоль стола с неподвижным пациентом. В результате этой методикой стали пользоваться другие фирмы («Филипс»), специально разрабатывая для нее свою аппаратуру. На этом штативе можно также проводить все другие виды исследований, но только в одной проекции. При этом церебральные исследования и исследования сердечно-сосудистой системы оказываются неполноценными. Для двухпроекционных кардиологических исследований фирма «Сименс» разработала новую установку Бикор, состоящую из штатива Короскоп-С первой проекции (рис. 69) и потолочного штатива Короскоп-Л второй проекции (рис. 70). Эксплуатационные характеристики этой установки очень хорошие, и она работает весьма надежно. Однако конструкции штативов первой и второй проекций имеют несколько отрицательных моментов.

Штатив Короскоп-С значительно сложнее штативов типа параллелограмм:

а) очень большие требования к жесткости и точности изготовления дуги, которая должна работать не только в вертикальной проекции, но и в наклонных и горизонтальных;

б) наличие весьма сложной в изготовлении каретки *L* для перемещения дуги;

в) наличие дополнительного привода перемещения этой каретки по вертикали.

Изготовление каждого из этих элементов (особенно дуги) — проблема.

Фирмы «Филипс» и «Сименс» усовершенствовали штативы преимущественно для периферических исследований. Так, фирма «Сименс» выпустила подряд три штатива: Ангиостар (рис. 71) с УРИ диаметром 33 см и серийной кассетой ПОК СМ; Ангиоскоп-Д40 (рис. 72) и Мультископ-С

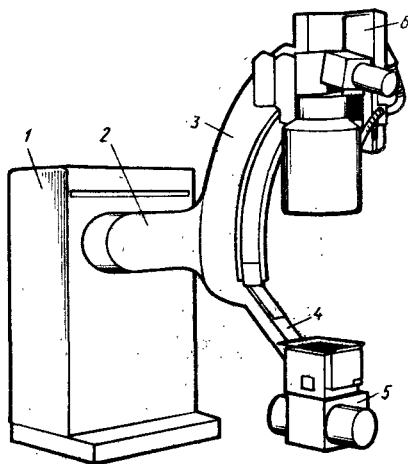


Рис. 69. Штатив Короскоп-С фирмы «Сименс» для ангиографических исследований сердечно-сосудистой системы в первой проекции с регистрацией на фото- и киноканал:

1 — основание; 2 — ось вращения системы, перемещающаяся по вертикали на 200 мм; 3 — *L*-каретка, вращающаяся вокруг оси 2 на 200° (РАО) и 120° (ЛАО); 4 — дуга, перемещающаяся в каретке *L* на $\pm 45^\circ$ (каудал/краниал), расстояние фокуса от изоцентра 700 мм; 5 — излучатель с диафрагмой, расстояние фокуса от изоцентра 700 мм; 6 — каретка перемещения УРИ по лучу с возможностью перемещения от 100 до 400 мм

(рис. 73). Два последних штатива с УРИ диаметром 40 см.

Фирма «Филипс» выпустила две модификации одного штатива: Диагност-ARCA и Диагност-ARCU14 (рис. 74, 75) с УРИ диаметром 36 см. Эти штативы различаются только тем, что в штативе Диагност-ARCA регистрация результатов производится на кино- и фотоканал, а в штативе Диагност-ARCU14 кроме фото- и киноканалов добавлена регистрация на серийную кассету типа ПОК.

Таким образом, наличие усилителей с большим полем: 36 см (фирма «Филипс») и 40 см (фирма «Сименс») позволяет исключить широкоформатную съемку из ангиографических исследований, что, во-первых, существенно снижает (до 10 раз) поглощенную пациентом дозу рентгеновского излучения, и, во-вторых, существенно упрощает конструкцию штативов.

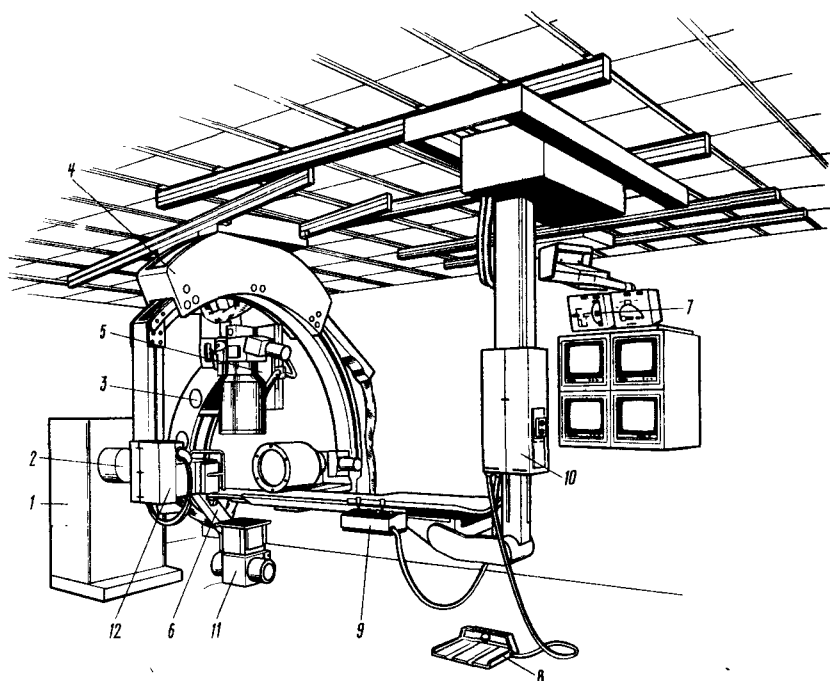


Рис. 70. Комплекс Биор фирмы «Сименс» для двухпроекционной ангиографии, состоящий из штативов Короскоп-С и Короскоп-Л:

1 — штатив Короскоп-С; 2 — ось вращения штатива Короскоп-С; 3 — L-каретка штатива Короскоп-С; 4 — каретка штатива Короскоп-Л, обеспечивающая вращение РАО $0-120^\circ$ и крайнал/каудал $\pm 70^\circ$; 5 — каретка перемещения УРИ штатива Короскоп-С; 6 — дуга штатива Короскоп-С; 7 — указатель положений штативов Короскоп-С и Короскоп-Л; 8 — педаль, предназначенная для растормаживания перемещения деки стола, включения просвечивания и кино съемки; 9 — пульт управления штативами; 10 — блок вертикального перемещения деки стола Координат-3DII; 11 — излучатель первой проекции; 12 — излучатель второй проекции

Для всех видов ангиографических исследований применяются такие столы для катетеризации, которые позволяют проводить исследования в любых позиционных положениях. Фирма «Филипс» выпускает только напольные столы для таких исследований: Ангиодиагност-2 (см. рис. 64) и Ангиодиагност-5 (см. рис. 74), а фирма «Сименс» выпускает столы с потолочной подвеской Координат 3DII (рис. 70, 71 и 72) и напольный стол Координат S (рис. 73).

Все перечисленные штативы для периферических исследований перемещаются сами вдоль пациента с шагом, который определяется размером рабо-

чего поля приемника. Для регистрации на фотоканал УРИ этот шаг меньше и число шагов больше, а при регистрации на широкоформатную пленку (35×35 см, кассета ПЮК) используется не более пяти шагов с длиной ~ 30 см.

В последнее время стереоангиография практически перестала применяться, за исключением флебографии конечностей.

Два снимка, сделанные под углом $10-15^\circ$, дают прекрасное стереоскопическое изображение венозной сети конечностей, что позволяет более точно проводить необходимые операции тромбоз флебитных больных. На рис. 76, а и б показаны две схемы (два принципа)

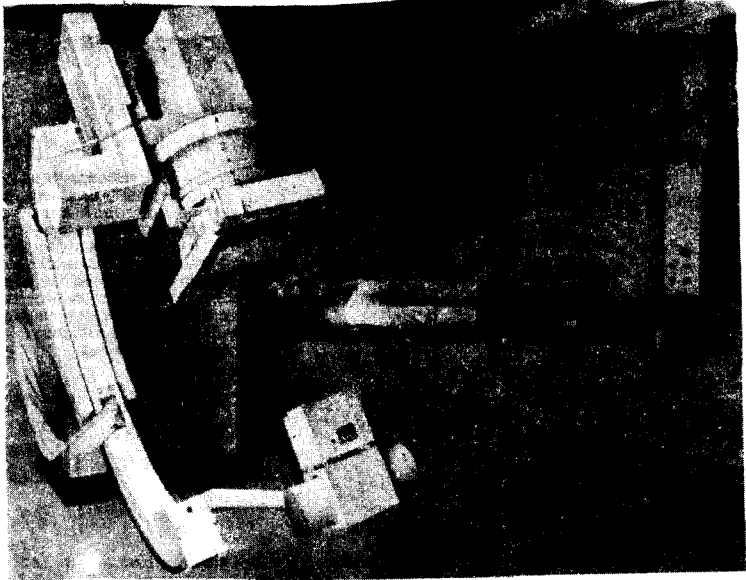


Рис. 71. Комплекс Ангиостар фирмы «Сименс—Элема» для однопроекционных полипозиционных исследований с регистрацией на фото- и кинокамеру, а также на широкоформатную пленку на кассете ПОК СМ, имеющей сквозной канал для телевизионных изображений

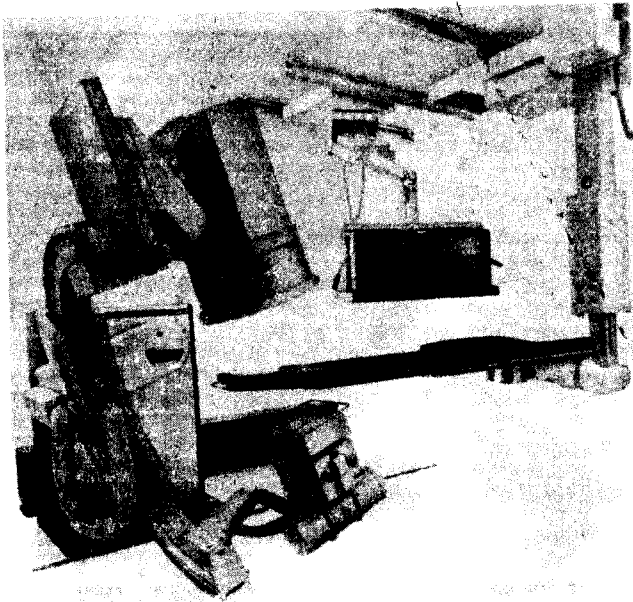


Рис. 72. Штатив Ангиоскоп-Д40 фирмы «Сименс» в сочетании со столом Координат-3 Д11 для всех видов ангиографических исследований только в одной проекции с регистрацией результатов исследований на фото- и киноканалах

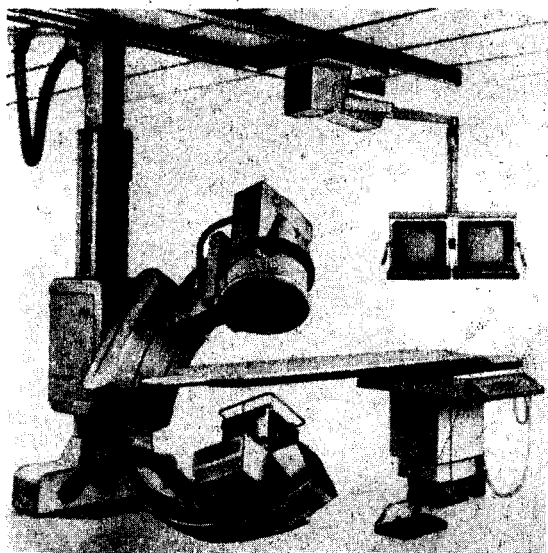


Рис. 73. Установка Мульти-скоп-С фирмы «Сименс» для однопроекционной ангиографии всех органов с регистрацией результатов исследований на фото- и киноканалы; с шаговым перемещением системы излучатель—приемник вдоль стола при периферических исследованиях сосудов конечностей

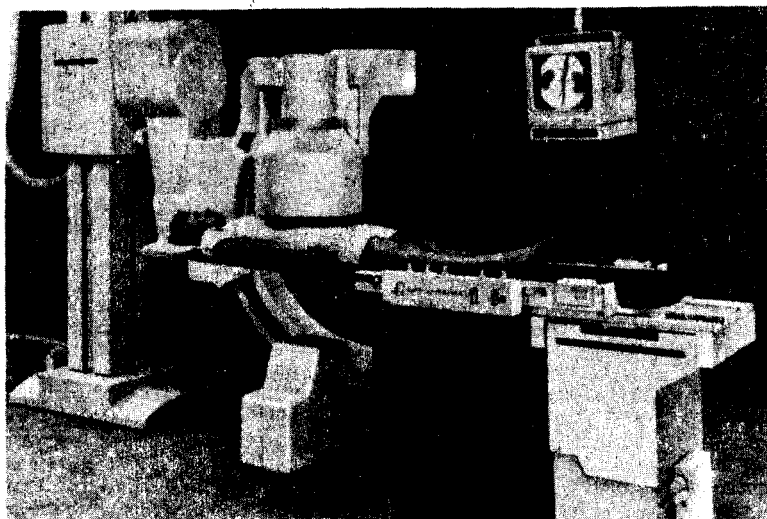


Рис. 74. Установка для однопроекционных ангиографических исследований всех органов типа Диагност-ARCA фирмы «Филипс» с регистрацией результатов исследований на фото- и киноканал с шаговым перемещением колонны с системой излучатель—приемник вдоль стола с пациентом при исследованиях периферических сосудов конечностей

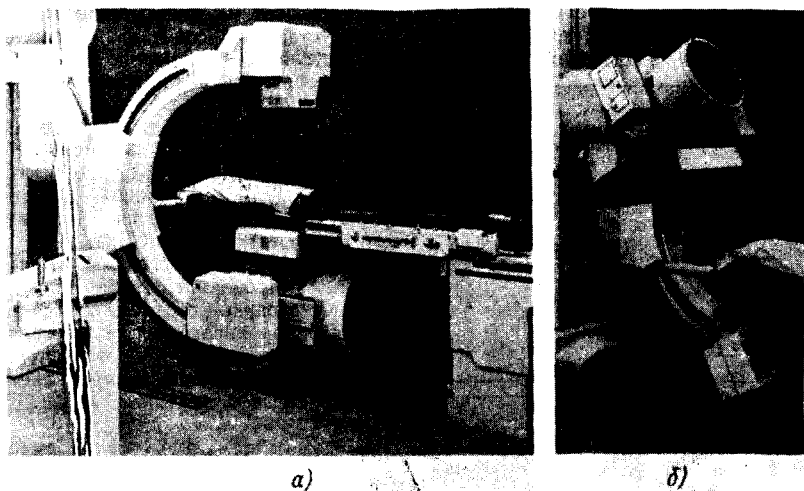


Рис. 75. Модификация установки Диагност-ARCA фирмы «Филипс». Установка Диагност ARCU 14 аналогового назначения с регистрацией как на фото-, киноканалы, так и на широкоформатную пленку посредством серийной кассеты ПОК:

а — в положении аэрография в прямой проекции; *б* — в положении для церебральных исследований в косой проекции

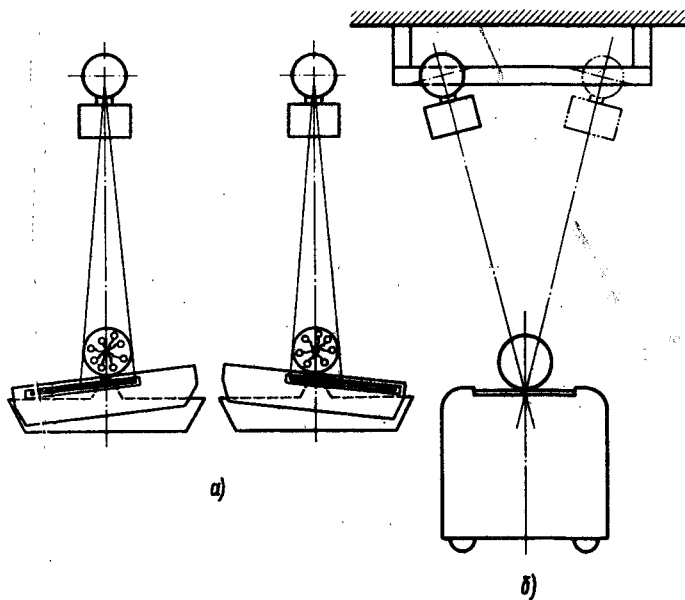


Рис. 76. Схемы проведения стереофлюорографических исследований конечностей:
а — на специальной, поворачивающейся на $\pm 7^\circ$ кассете неподвижным излучателем;
б — на серийной кассете с перемещением и поворотом излучателя на $\pm 10^\circ$

17. Распределение выпуска ангиокардиографической аппаратуры по ведущим мировым фирмам

Фирма	Распределение аппаратуры в мировой медицинской практике, %
«Филипс» (XRE)	33
«Сименс» (Элема)	28
«Дженерал Электрик»	21
«Тошиба»	9
Остальные	9

осуществления стереографических снимков. По первому принципу два снимка осуществляются последовательно с помощью неподвижного излучателя путем поворота объекта съемки (конечность) и замены пленки. По второму принципу оба снимка делаются на неподвижный объект путем смещения излучателя и замены пленки в серийной кассете. Стереоснимки рас-

сматриваются на специальной оптической установке; совмещение снимков осуществляется с помощью зеркал.

Наибольший вклад в развитие ангиографической аппаратуры произвели следующие фирмы: «Элема» (Швеция), «Сименс» (Германия), «Филипс» (Нидерланды), «Дженерал Электрик» (США), ЦЖР (Франция), «Джем» (Бельгия), «Тошиба» (Япония), «Хитачи» (Япония), XRE (США).

Этими фирмами осуществляется в основном мировой выпуск аппаратуры. Для исследований сердечно-сосудистой системы (коронарография и сосудистая ангиография) примерное распределение аппаратуры в мире определяется следующим соотношением (табл. 17).

ШТАТИВЫ ДЛЯ УРОЛОГИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ

Первоначально штативы для рентгенодиагностических исследований почек и мочевыводящих путей возникли

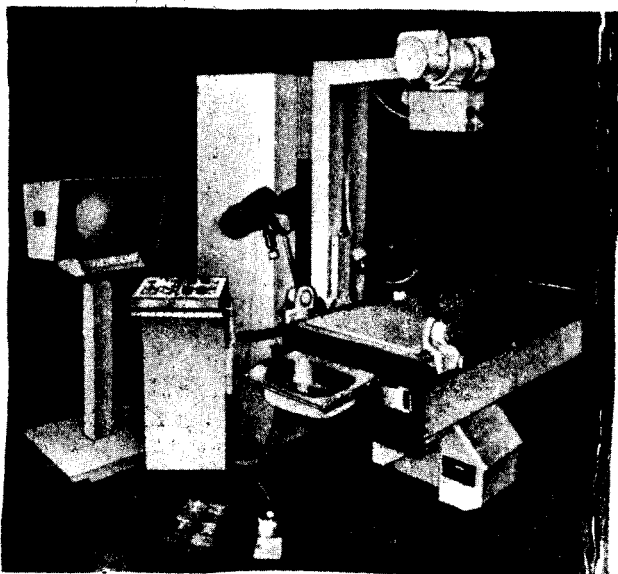
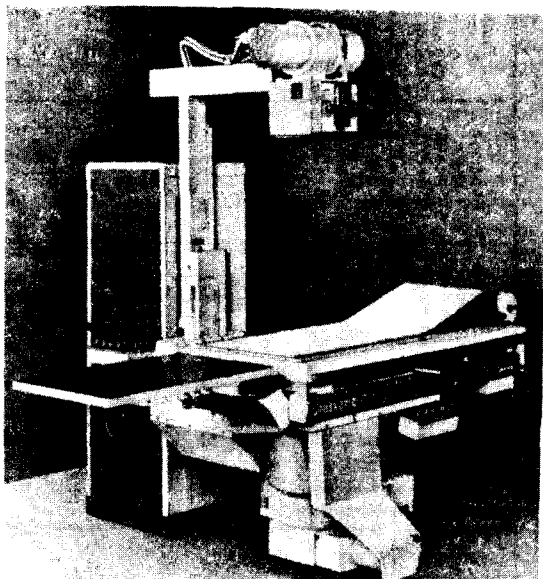


Рис. 7. Штатив для урологических исследований типа Уролюкс фирмы «Медикор» (Венгрия) с вертикальным перемещением опорной стенки и системы излучатель-приемник

Рис. 78. Штатив для урологических исследований Уроскоп-С фирмы «Сименс»



на базе применявшихся в хирургической практике урологических столов и кресел, в которых металлическую опорную поверхность заменили на рентгенопрозрачный материал (например, гетнакс), а систему приемник—излучатель рентгеновского излучения использовали от применявшихся в то время либо стационарных (колонка с экраноснимочным устройством на штанге с постоянным фокусным расстоянием), либо передвижных аппаратов (хирургический аппарат с другой и УРИ).

Впоследствии урологические кресла постепенно преобразовались в поворотные урологические столы-штативы с собственной системой излучатель—приемник (УРИ, решетка), с возможностью проводить просвечивание, снимки на фотоканал УРИ, снимки и томограммы (зонограммы) на широкоформатную пленку. В табл. 18 приведены основные параметры урологических штативов, а на рис. 77 и 78 показаны современные урологические штативы Уролюкс фирмы «Медикор»

(Венгрия) и Уроскоп-С фирмы «Сименс» (Германия).

Анализ развития урологических штативов (табл. 18) показывает стремление приблизить врача к области интереса, т. е. стремление сократить расстояние от рамы штатива (со стороны ног пациента) до центра рабочего поля, что достигается уменьшением угла томографии (как правило, применяется только зонография) и ограничением высоты выделяемого слоя (20—180 мм). При диагностическом исследовании врачу весьма часто приходится менять навесные приспособления, которые в ряде случаев имеют достаточно большую массу. К сожалению, во всех штативах смена приспособлений проводится вручную, что является недостатком всех урологических штативных устройств.

Конструкции урологических и дистанционно управляемых штативов достаточно близки (Диагност-88 и Уродиагност-М) и мало понятно, почему эти штативы не унифицированы.

18. Параметры штативов для урологических исследований различных фирм

Параметры	Урологический стол фирмы «Филипс» (Голландия)	УРО Диагност В.Г. фирмы «Филипс» (Голландия)	УРО Диагност Модуляр фирмы «Филипс» (Голландия)	Уринограф фирмы «Шимадзу» (Япония)	Уролюкс фирмы «Медикор» (Венгрия)	Гидро Визор фирмы «Комед» (США)
Угол поворота штатива от вертикали, °	95 (от 10 до 105) Нет	105 (от 0 до 105) Откидывание на 90° со штангой	105 (от 0 до 105) ~350	115 (от 0 до 115) Нет	105 (от 0 до 105) Нет	—
Горизонтальное перемещение излучателя, мм	От 1000 до 1400	От 820 до 1400	От 760 до 1400	От 900 до 1200 (8 мм/с) ±150 (25 мм/с)	От 770 до 1370	От 711 до 1346
Вертикальное перемещение стола, мм	±150	±150—±200	+250—200 (30—60 мм/с) ±100 (40 мм/с)	±90 (19 мм/с) 530	—350 ±100	635 (+305; —330) ±152
Продольное перемещение деки, мм	±90	±100	±100	±90 (19 мм/с)	±100	—
Поперечное перемещение деки, мм	300	350	350	530	275	—
Расстояние от края рамы до центра УРИ, мм	Нет	8/1,0 и 20/2,5	8/1,0 и 20/2,5	25/2,9; 8/1,0	8/1,0	—
Томография (зонография), %/с	Нет	От 0—180	От 0 до 180	От 0 до 150	От 20 до 180	От 20 до 180
Диапазон высоты выделяемого слоя, мм	230 и 125	—	360; 250; 170	360/250 или 230/130	220/160/115	—
Диаметр рабочих полей УРИ, мм	70	70 или 100	100 или 105	100 или 105	Нет	—
Размер пленки, фокалонала, мм	1000	1000	1000	970—1270	1100	—
Фокусное расстояние, мм	От 13×18 до 35×43	От 24×30 до 30×40	От 13×18 до 35×43	До 35×43	До 35×43	—
Размеры кассеты, см	—	—	—	—	—	—
Отсеивающий растр	—	—	—	—	—	—
Расстояние дека—пленка, мм	100	—	—	—	92	—

 $r = 8;$
 $N = 34$

Параметры	Урологический стол ВР (фирма «Сименс» (Германия))	Урологический стол ВР (вторая модель) фирма «Сименс» (Германия)	Урограф фирмы «Сименс» (Германия)	Уроскоп А фирма «Сименс» (Германия)	Уроскоп В фирма «Сименс» (Германия)	Уроскоп С фирма «Сименс» (Германия)	Уроскоп С2 фирма «Сименс» (Германия)
Угол поворота штатива от вертикали, °	95 (от 10 до 105) Нет	105 (от 0 до 105) Откидывание на 135°	105 (от 0 до 105) 350	105 (от 0 до 105) Нет	105 (от 0 до 105) Нет	105 (от 0 до 105) 375	105 (от 0 до 105) 375
Горизонтальное перемещение излучателя, мм	От 1000 до 400 ± 150	От 1000 до 1400 ± 150	От 870 до 1400 ± 200	От 760 до 1400 — 360	От 760 до 1400 — 360	От 790 до 1380 — 360	От 790 до 1380 — 360
Вертикальное перемещение стола, мм	± 90	± 90	± 100	± 100	± 100	± 100	± 100
Продольное перемещение деки, мм	± 90	± 90	± 100	± 100	± 100	± 100	± 100
Поперечное перемещение деки, мм	300	300	~ 300	250	250	250	250
Расстояние от края рамы до центра УРИ, мм	Нет	Нет	8/0,6; 20/1,6	8/0,8	8/0,8	8/0,8; 20/2,0	8/0,8; 20/2,0
Томография (Зонотомия), °/с	Нет	Нет	От 15 до 200	От 20 до 180	От 20 до 180	От 20 до 180	От 20 до 180
Диапазон высоты выделеного слоя, мм	230, 160	250, 170	250, 170	Нет	Сирекон-2 300	Сирекон-2 330	Сирекон-20 330
Диаметр рабочих полей УРИ, мм	—	70	70 или 100	Нет	70 или 100	100 2/6 к/с	100 2/6 к/с
Размер пленки, фотоканала, мм	1000 24×30; 30×40	1000 От 13×18 до 35×43 r = 8	1150 От 13×18 до 35×43 r = 12; N = 40	1150 От 18×24 до 35×43 r = 12	1150 От 18×24 до 35×43 r = 12	1150 От 18×24 до 35×43 r = 12	1150 От 18×24 до 35×43 r = 12
Отсеивающий растр	—	или r = 12	—	60	60	60	60
Расстояние дека—пленка, мм	100	—	—	60	60	60	60

ШТАТИВЫ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЙ МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ

К специализированным штативам следует отнести устройства для снимков грудной железы. Особенностью таких снимков является малая контрастность патологических очагов, поэтому для увеличения контраста изображения необходимо использовать мягкое излучение (при напряжении 25—35 кВ), применять в качестве материала анода трубки молибден и добиваться максимального уменьшения фильтрующих сред (колба трубки имеет бериллиевое окно). Для снижения нерезкости снимков применяют съемку с одним экраном. Фокусное пятно трубки имеет ширину не более 0,4 мм. На рис. 79 приведена зависимость размера фокуса от фокусного расстояния, при которой допустимая геометрическая нерезкость равна 0,1 мм при расположении патологического очага на расстоянии 5 см от пленки. Если пренебречь нерезкостью эмульсионного слоя пленки, то полная нерезкость равна только геометрической составляющей (0,1 мм) и качество изображения достаточно высокое. Применяемые фокусные расстояния (600 мм) и еще более уменьшенные фокусные пятна в сочетании с вакуумными кассетами (обеспечивающими хорошее прилегание пленки к экрану) позволяют получать нерезкости еще меньшие.

В настоящее время имеется две системы маммографических штативов: для получения снимков в различных

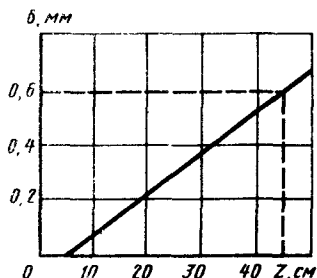


Рис. 79. Зависимость необходимой ширины фокуса трубки от фокусного расстояния при геометрической нерезкости 0,1 мм и толщине объекта, равной 5 см, при маммографических исследованиях

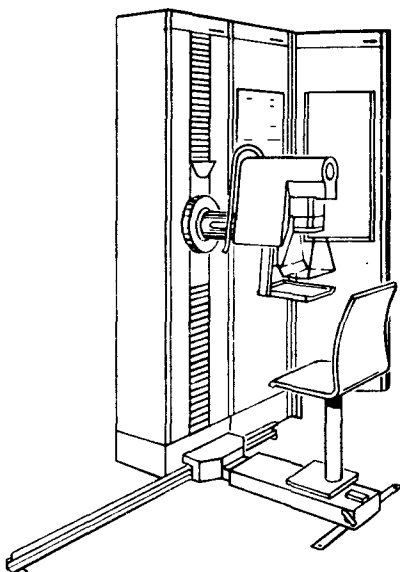


Рис. 80. Штатив Маммомат фирмы «Сименс» для снимка грудной железы

проекциях и стерео — для взятия биопсии на основании стереорентгенографических снимков.

На рис. 80 приведена конструкция штатива для маммографии типа Маммомат фирмы «Сименс» (Германия), ко-

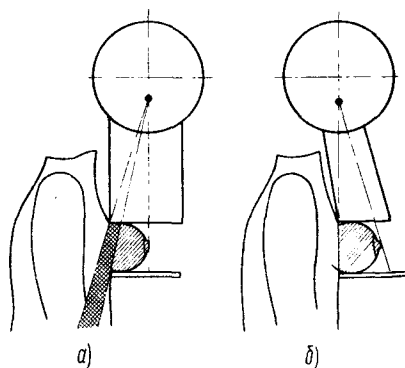


Рис. 81. Схема взаимного расположения фокуса трубки, тубуса и молочной железы при маммографии:

а — часть неиспользуемого пучка излучения попадает на тело больного; б — все излучение пучка попадает на пленку

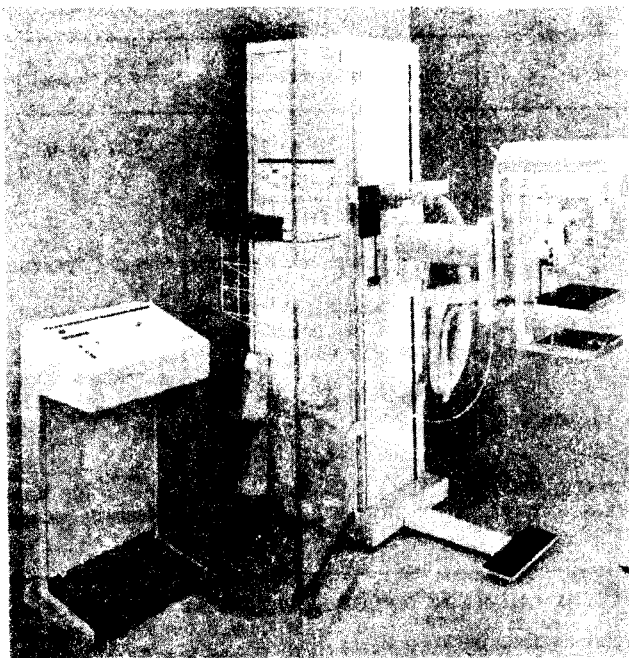


Рис. 82. РДК для маммографических исследований Гитоджайд фирмы «Филипс» с возможностью взятия биопсии под контролем стереорентгенограмм

торая позволяет проводить снимки грудной железы под разными углами. Излучатель вместе с подставкой для пленки может перемещаться вертикально и поступательно, а также вращаться вокруг оси штанги. Кроме того, излучатель может перемещаться относительно подставки для пленки. Горизонтальные перемещения осуществляются путем перемещения пациента, расположенного на подвижном кресле. Для уменьшения радиационной нагрузки на близлежащие ткани используют специальный фасонный тубус (рис. 81, а и б).

К таким же системам относятся шта-

тивы типа Маммо-Диагност-S и Маммо-Диагност U-M фирмы «Филипс», а также Маммонат S фирмы «Сименс». В табл. 19 приведены краткие параметры указанных штативов фирмы «Филипс», а на рис. 82 показан штатив типа Гитоджайд той же фирмы для взятия биопсии под контролем стереографических снимков. Стереограммы проводятся под углами $\pm 20^\circ$ к вертикали (при неподвижном пациенте). Компрессия и моторные перемещения системы по трем осям (X, Y, Z), осуществляемые под контролем компьютера, обеспечивают взятие биопсии с точностью $\pm 0,5$ мм.

19. Параметры штативов для маммографии фирмы «Филипс»

Параметр	Мамма-Диагност-S	Мамма-Диагност U-M
Фокусное расстояние, мм	600	600
Формат пленки, см	18×24	18×24; 24×30

Продолжение табл. 19

Параметр	Маммо-Диагност-S	Маммо-Диагност U-M
Вертикальное перемещение системы излучатель—приемник, мм	730 (от 630 до 1360)	730 (от 630 до 1360)
Угол вращения, °	±110	±105
Степень увеличения	—	До 1,7
Компрессия	Через углепластиковую деку	Через углепластиковую деку
Трубка	Однофокусная с вращающимся молибдено-графитовым анодом	Двухфокусная с изменяющимся малым фокусом и вращающимся молибденографитовым анодом
Фокус, мм	0,4	0,1—0,15; 0,3
Допустимая мощность, кВт	4	0,5—0,8; 3,0
Время, с	4	—
Толщина фильтра, мм	0,03 Мо	Мо или Al
Высоковольтная схема выпрямления	Шестипульсная мостовая	Шестипульсная мостовая

ШТАТИВЫ ДЛЯ СНИМКОВ ЗУБОВ

Штативы для снимков зубов просты, и проблема заключается в разнообразии конструкций, унифицированных на базе одной разработки и удовлетворяющих запросы любых медицинских учреждений. В качестве примера следует рассмотреть зубной аппарат типа Ораликс-50S фирмы «Филипс». Две основные модификации этого штатива (стационарный — на стене или на зубо врачебном кресле и передвижной — на колонне с тележкой) приведены на рис. 83, а и б, а на рис. 83, в показаны все возможные варианты штативов к этому аппарату.

ШТАТИВЫ ПЕРЕДВИЖНЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ АППАРАТОВ

Классификация штативов передвижных рентгеновских аппаратов приведена на рис. 84. Разборные флюорографические аппараты, перевозимые в ящиках, предназначены для обследования крупных контингентов. В конструкции этих штативов не произошли существенные изменения и требования к ним те же, что и к стационарным флюорографическим аппаратам, а спе-

цифические требования заключаются только в снижении массы. Такие же требования предъявляются и к флюорографическим аппаратам, располагаемым в автомашинах или автобусах. Повышенные дозы, получаемые пациентом при исследованиях, в 4—5 раз больше, чем при широкоформатной съемке, обуславливают необходимость исключения этого вида исследований из арсенала рентгенодиагностики. Именно этим, видимо, можно объяснить, что флюорографические аппараты, ранее весьма интенсивно рекламируемые, полностью исчезли из проспектов западных фирм. Однако выпуск флюорографов некоторыми фирмами, к сожалению, не прекратился. По-видимому, они предназначены для реализации только в слаборазвитых странах.

Палатные аппараты работают от сети или от аккумуляторных батарей. За последнее время в этих аппаратах все перемещения стали осуществляться от электроприводов, что особенно важно при перемещениях по полу. На рис. 85 приведен палатный аппарат Эксплорер фирмы «Пиккер», все перемещения которого осуществляются электроприводом. Для продольного пе-

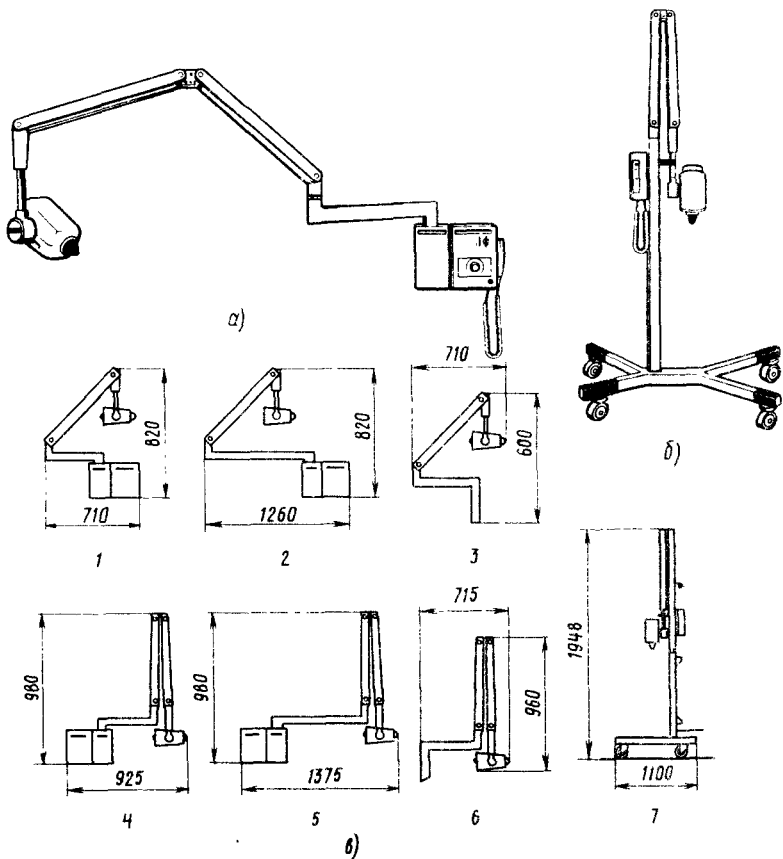


Рис. 83. РДК типа Ораликс 50 S фирмы «Филипс» для снимков зубов:
 а — с расположением на стене; б — с расположением на подвижном штативе; в — варианты (1—7) штативных устройств

ремещения применены два электропривода — правый и левый, что обеспечивает исключительное удобство осуществления поворотов. Кроме того, в аппарате применен электропривод вертикального перемещения излучателя по колонне аппарата. Для питания приводов применены герметичные свинцово-кислотные аккумуляторные батареи (для питающего устройства этого аппарата применены отдельные аккумуляторные батареи). Включение какого-либо привода приводит к автоматическому отключению соответствующего тормоза и наоборот.

Военно-полевые аппараты и их штативы фактически не меняются за последние десятилетия. Лучшим является штатив аппарата РУМ-4 (Мосрентген, СССР) и его модификации. Этот штатив позволяет получать не только ортогональные проекции в вертикальном и горизонтальном положениях, но и латеро-обличные проекции. Передислокация военно-полевых аппаратов осуществляется в машинах.

Для рентгенологических исследований в условиях оперативных и передвижных применяют специальные

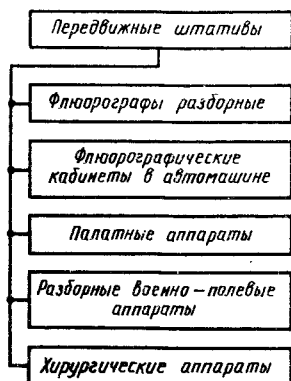


Рис. 84. Классификация передвижных рентгенодиагностических штативов

передвижные (на колесах) так называемые хирургические аппараты. Каждая ведущая фирма выпускает такие аппараты. На рис. 86 приведен аппарат фирмы «Филипс» типа BV-25, а на рис. 87 — все возможные перемещении системы излучатель—УРИ. Этот аппарат является традиционным для фирмы «Филипс». Хирургический аппарат Сиремобиль фирмы «Сименс» имеет практически такие же возможности. В этих аппаратах усовершенствована рентгенотелевизионная система, качество изображения и увеличено число кадров телевизионного изображения, которые система в состоянии запомнить и демонстрировать хирургу одновременно с текущими кадрами.

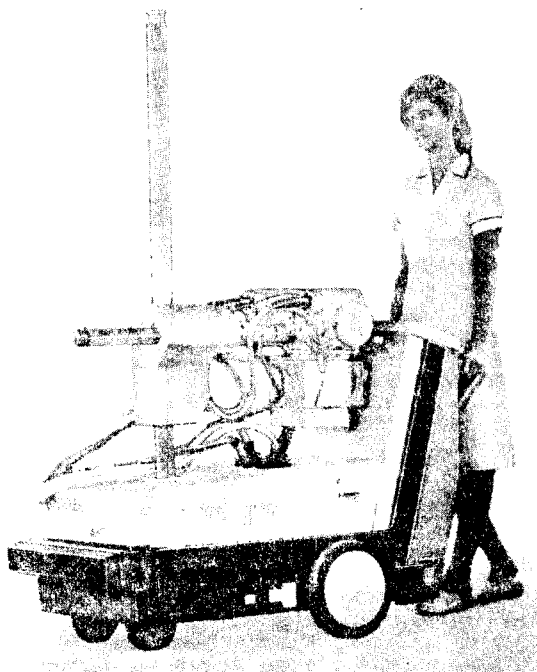


Рис. 85. Палатный аппарат Эксплорер фирмы «Пиккер»

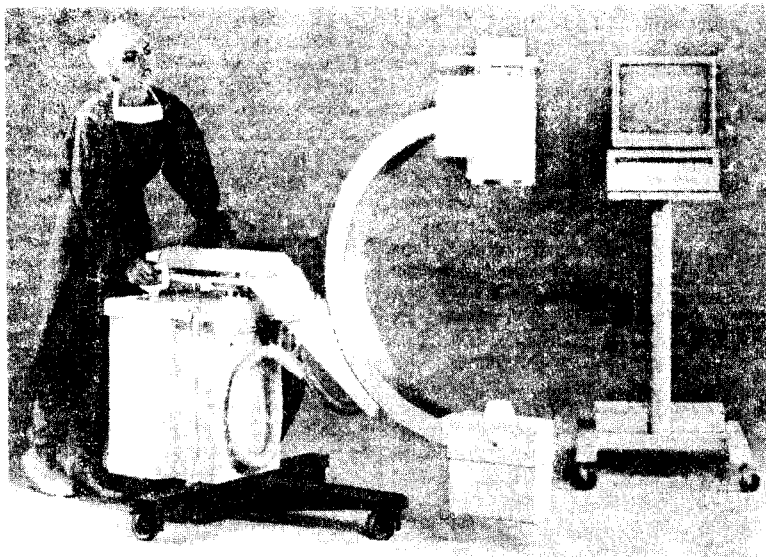


Рис. 86. Хирургический аппарат BV-25 фирмы «Филипс»

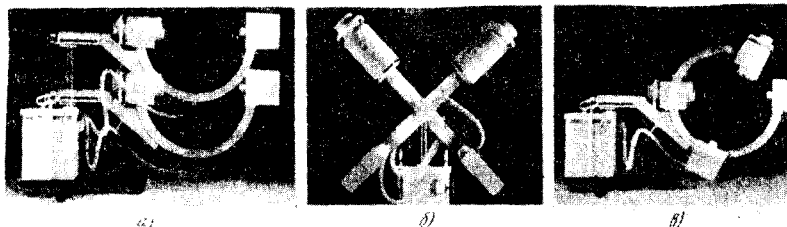


Рис. 87. Схемы возможных перемещений хирургического аппарата BV-25 фирмы «Филипс»:

а — вертикальное перемещение; б — вращение вокруг горизонтальной оси; в — вращение дуги

ПРИНАДЛЕЖНОСТИ ШТАТИВНЫХ УСТРОЙСТВ

Принадлежности рентгенодиагностических штативов — встроенные и съемные (навесные) устройства и приспособления (рис. 88).

Встроенными принадлежностями (приспособлениями) называются такие устройства, которые применяются во многих устройствах и без которых штатив не может выполнять своих

функций. К таким устройствам, прежде всего, относятся решетки и диафрагмы.

К съемным приспособлениям относятся такие устройства, которые расширяют область применения штативных устройств.

Отсеивающие решетки. Как известно, при облучении пациентов и элементов штативов, поддерживающих пациента, имеют место излучение, модулированное объектом (мягкие ткани и кости) — полезный сигнал и вторичное излуче-

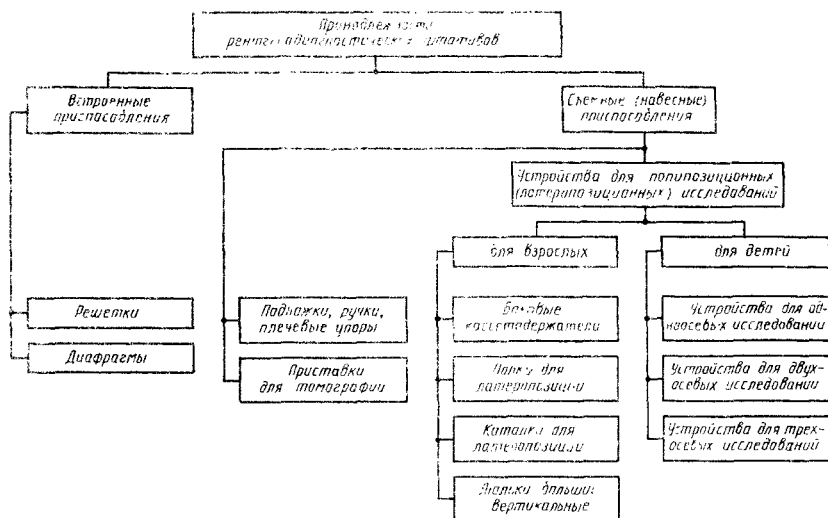


Рис. 88. Классификация принадлежностей рентгенодиагностических штативов

ние — шум. Для увеличения отношения сигнал/шум применяют рентгеновские отсеивающие растры, состоящие из периодически повторяющихся полос свинца и рентгенопрозрачного материала (картон, лавсан и др.). Растры собираются либо направленными, либо параллельными. Фокусные расстояния направленных растров: 70, 100, 115, 125, 140 и 150 см. Число полос N в современных растрах колеблется от 28 до 70 (фирмы «Сименс», «Элема») на 1 см в зависимости от технологических возможностей изготовителя.

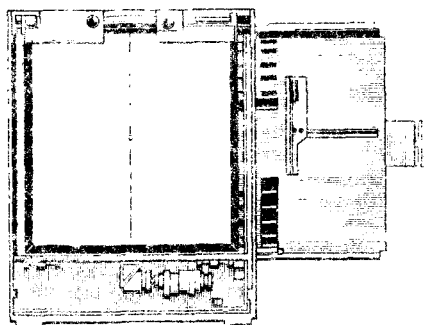


Рис. 89. Рентгеновская решетка с перемещаемой экранной системой (завод «Медоборудование», СССР)

Съемка объекта с неподвижным растром при $N < 60$ приводит к тому, что на снимке видны полосы, что, в свою очередь, затрудняет чтение рентгенограмм и постановку диагноза. Рентгеновская решетка содержит кассодержатель, позволяющий сравнительно легко центрировать любые кассеты по оси штатива, и систему отсеивания вторичного излучения с растром, расположенным над кассетой. Для того чтобы на рентгенограмме не были видны полосы растра, его приводят в движение перед началом снимка (рис. 89). Осуществлять необходимое движение растра достаточно сложно, так как длительность снимков может быть от нескольких миллисекунд до нескольких секунд. Осуществляются следующие движения растра: а) равномерное поступательное с различной скоростью в зависимости от длительности снимка; б) колебательное с затуханием в течение 3—5 с; в) переменное, определяемое вращением кулачка со сложной направляющей (рис. 89). Высокое напряжение при этом должно включаться в момент максимальной скорости перемещения растра (кастатупальное устройство). Поскольку каждое питающее устройство имеет индивидуальное время задержки в

каждой решетке с переменной скоростью (с колебательным или катapultным движением раstra), должно быть предусмотрено устройство подгонки включения высокого напряжения после пуска движения раstra. Некоторые фирмы начинают применять решетки без перемещения раstra (при N раstra, равном 60 п/л). Отношение ширины промежутка между пластинами к толщине раstra называется отношением раstra, от которого зависит степень отсеивания вторичного излучения. Растры выпускаются с отношением $r = 5 \div 15$. Для снимков мягких тканей — грудной железы (маммография) применяют растр с $r = 5$; для снимков детей $r = 6 \div 8$; для костной системы $r = 10 \div 12$. Фирма «Сименс» в своих штативах общего назначения, как правило, применяет растры с $r = 12$, а фирма «Филипс» — растры с $r = 10$.

В процессе центровки снимаемого органа рентгенотехник с помощью шторок диафрагмы устанавливает поле облучения, превышающее на 2—3 см (с каждой стороны) необходимое поле облучения (для полной засветки кассеты с пленкой). С этой же целью достаточно часто делают снимки на кассеты большего типоразмера, чем необходимо для снимка данного органа. Все это приводит к переоблучению больных, увеличению вторичного излучения и к перерасходу пленки. С целью обеспечения точной установки необходимого поля облучения в соответствии с типоразмером кассеты применяют систему формат — автоматика. На кассетодержателе решетки размещают датчики размеров кассет, предназначенных для использования в данном снимочном устройстве. Штатив снимков снабжен датчиком, фиксирующим фокусное расстояние. Эти данные вводят в специальное устройство (дифференциальный мост с усилителем), которое задает необходимое раскрытие шторок диафрагмы в зависимости от установленной кассеты и фактического фокусного расстояния.

В ряде случаев, например в травматологии при снимках черепа, нельзя применять решетку. В таких случаях находят применение компакт-кассеты — кассеты в сочетании с отсеи-

вающим растром в одной конструкции. От полос на рентгенограммах врачу-рентгенологу приходится абстрагироваться. С появлением растров с $N \geq 60$ лам/см такие компакт-кассеты будут, по-видимому, применяться более часто еще и потому, что применение компакт-кассет заметно сокращает расстояние объект—пленка.

Диафрагмы предназначены, прежде всего, для установления границ рабочего пучка излучения, создающего необходимое поле засветки пленки или экрана. С этой целью в диафрагмах, примененных в рабочих местах для снимков и просвечивания на флюоресцирующий экран, применяют две пары шторок, создающих любые прямоугольные поля. Для диафрагм, применяемых в штативах с УРИ, в последнее время используют либо восьмиугольные, либо круглые поля, которые образуются либо четырьмя парами шторок, либо ирисовой системой. Ирисовые системы шторок применяются вместе с прямыми шторками, образующими прямоугольные поля для производства снимков.

На качество рентгенограмм влияет вторичное (рассеянное) излучение, которое, вуалируя пленку, снижает контраст изображения. Причинами этого, помимо рассеяния излучения телом человека и декой штатива, является афокальное излучение трубки.

Причиной афокального излучения является торможение электронов вне фокусного пятна рентгеновской трубки. Частично этой причиной могут быть первичные электроны, неточно сфокусированные катодом, а частично — вторичные электроны, вновь попадающие на анод под действием электрического поля. Доля афокального излучения составляет 10—30%. Площадь анода, генерирующая афокальное излучение, на один-два порядка превышает площадь действительного фокусного пятна, поэтому интенсивность излучения, генерируемого каждой афокальной точкой, невелика. Это излучение не создает видимого изображения, но, вуалируя пленку, уменьшает контраст изображения.

Одной из немногих мер борьбы с афокальным излучением является максимальное приближение шторок

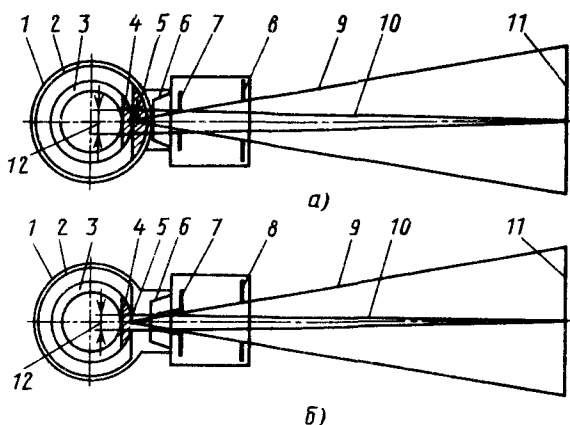


Рис. 90. Схемы формирования поля облучения с учетом афокального излучения с анода трубки:

a — с помощью обычной глубинной диафрагмы; *b* — с помощью глубинной диафрагмы со шторками, расположенными в выходном окне защитного кожуха; 1 — защитный кожух; 2 — баллон трубки; 3 — фокусная дорожка анода; 4 — поверхность анода, с которой излучается наибольшее количество афокального излучения; 5 — фокус; 6 — выходное окно; 7 — задние шторки диафрагмы; 8 — передние шторки, ограничивающий поле облучения; 9 — луч афокального излучения, попадающий в центр поля, ограниченный задней шторкой; 10 — поле облучения; 11 — поле облучения; 12 — ширина поверхности пленки

диафрагмы, коллимирующей первичный пучок излучения, к аноду трубки. На рис. 90 приведены схемы формирования поля облучения пленки при обычной двухшторочной диафрагме и при диафрагме, задние шторки которой имеют сложную форму и располагаются непосредственно в выходном окне защитного кожуха. Эти шторки следует располагать в направлении ширины фокусного пятна, вдоль плоскости анодного диска, поскольку в этом направлении ширина видимого афокального фокуса во много раз больше, чем в направлении оси трубки.

В диафрагмах ангиографических штативов, в которых применены прямоугольные и ирисовые шторки, нашли применение еще две новинки: затемненные части поля вне области интереса и устройство блокировки, дающее сигнал остановки перемещения штативного устройства тогда, когда диафрагма встречается с пациентом или другим штативным устройством.

Съемные приспособления. Подножки в ряде фирм существенно упростились. Для того чтобы не изготавливать сложных замков, препятствующих

сползанию подножки, в направляющих платформы предусматривают два-три фиксирующих отверстия, в которые вставляют крючки скамейки (Рентген-40, завод «Севкаврентген», СССР). В связи с тем, что все штативы для просвечивания и снимков снабжены перемещающейся вдоль штатива декой, изменять положение подножки фактически не требуется. Ручки и плечевые упоры изменились в соответствии с современным дизайном.

Боковой кассетодержатель является одним из простых устройств, позволяющих проводить снимки лежащего на спине пациента в боковой проекции горизонтальным лучом. Боковой кассетодержатель рассчитывается, как правило, на кассеты 18×24 и 24×30 мм и крепится к боковой направляющей платформы; он может быть придвинут вплотную к снимаемому органу, что обеспечивает достаточно высокое качество снимков в сочетании с компакт-кассетой.

Полки для латероскопии по-прежнему применяются достаточно редко, но являются иногда совершенно необходимыми. Для облегчения уста-

новки полки на штатив ее конструктивно разделяют на две части: основу (3—4 кг) и полку (~4 кг). В таком виде установка полки на штатив не вызывает больших затруднений (Рентген-40, завод «Севкаврентген», СССР).

Каталки для латеропозиционных исследований получили распространение в западноевропейских больницах. Преимуществом таких каталок по сравнению с латеропозиционной полкой является возможность в процессе латеропозиционного исследования осуществлять наклон пациента на $\pm 20^\circ$.

Люльки большие вертикальные для комплектации штативов с дистанционным управлением распространены недостаточно. К недостаткам существующих люлек следует отнести неразборную конструкцию, большую массу, большое поглощение излучения, модулированного объектом. В связи с изложенным следует ожидать появления новых типов люлек — разборных и значительно меньшей массы, что позволит устанавливать их на штатив и снимать одному человеку по частям.

ПРИСПОСОБЛЕНИЯ ДЛЯ ПОЛИПОЗИЦИОННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ ДЕТЕЙ

Для рентгенодиагностики детей (от новорожденных до 6—7 лет) необ-

ходимо применять специальные устройства, фиксирующие детей в необходимой проекции между системой излучатель — приемник. Исследования детей без таких фиксирующих устройств приводят к существенному переобучению детей и обслуживающего персонала.

Все фиксирующие приспособления можно разделить по возможности вращения ребенка: вокруг одной, двух или трех осей. Каждая ведущая фирма решает задачи детской рентгенодиагностики по-своему. Так, фирма «Сименс» выпускает ряд приспособлений-люлек для одноосевых исследований. На рис. 91 приведена люлька из пенопласта для самых маленьких детей на основании с ручным (рис. 91, а) и моторным (сборный) приводом (рис. 91, б). Оба привода устанавливаются на штатив вручную: моторный — с помощью специальной тележки. На этих основаниях могут быть размещены люльки других типов. Цилиндрические люльки для вертикальных снимков на стойках приведены на рис. 92.

Фирма «Филипс» выпускает также устройства, выполненные из рентгенопрозрачных материалов, а также люльку на дуге (рис. 93, а) и приспособление для урологических снимков (рис. 93, г). Все указанные устройства устанавливают на специальную под-

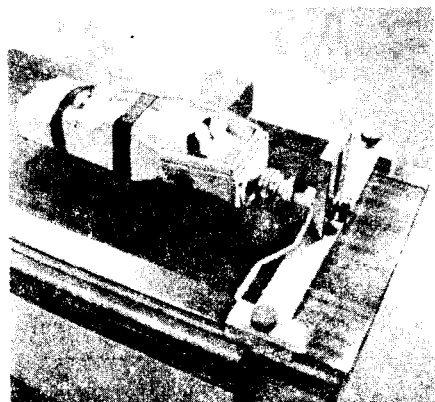


Рис. 91. Люлька (фиксирующее устройство) фирмы «Сименс» для грудных детей: а — с ручным приводом; б — с моторным приводом

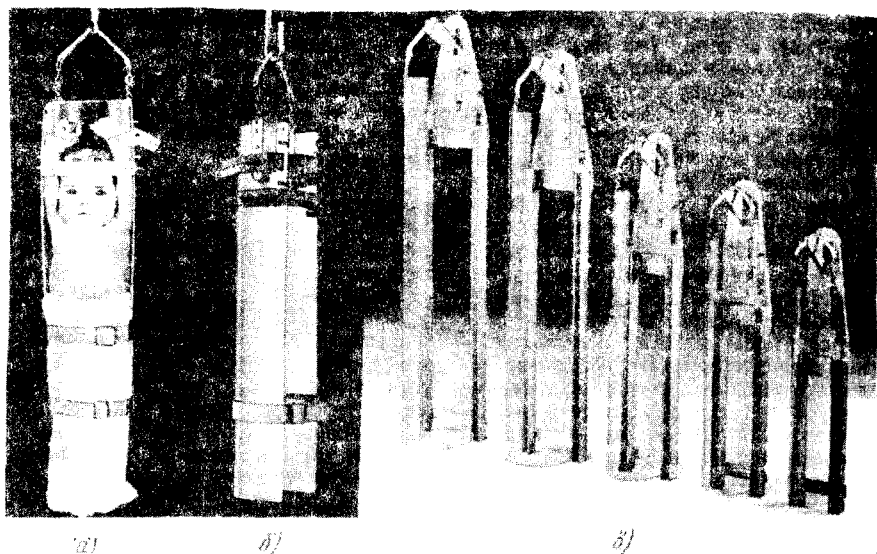


Рис. 92. Цилиндрические люльки фирмы «Сименс» для грудных детей для вертикальных снимков на стойках:

а — люлька с ребенком; б — люлька без ребенка; в — набор люлек для детей разного возраста

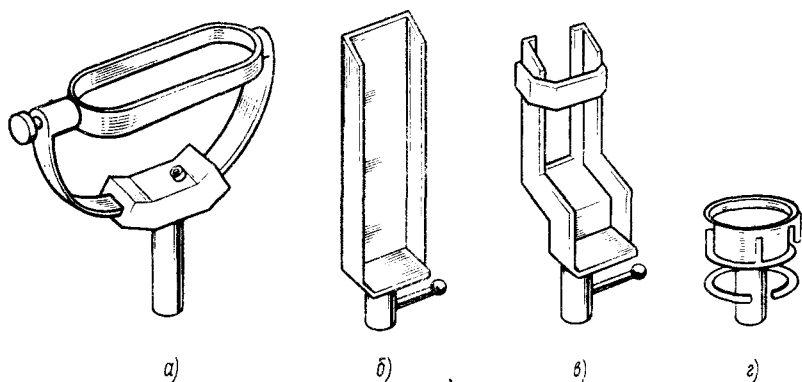


Рис. 93. Устройства фирмы «Филипс» для полипозиционных исследований детей: а — люлька для трехосевых полипозиционных исследований грудных детей; б — люлька из деревянного шпона для детей до 5—6 лет; в — люлька для положения детей сидя; г — устройство для урологических исследований детей

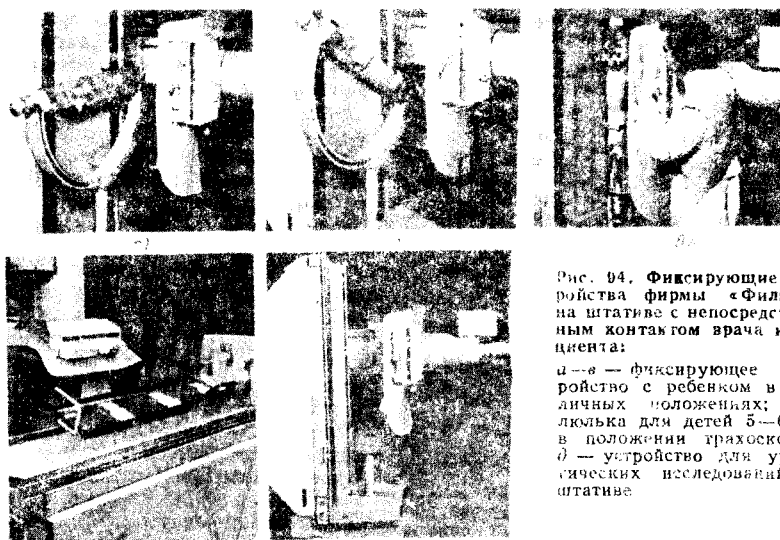


Рис. 94. Фиксирующие устройства фирмы «Филипс» на штативе с непосредственным контактом врача и пациента:

а—в — фиксирующее устройство с ребенком в различных положениях; г — люлька для детей 5—6 лет в положении грехоскопия; д — устройство для урологических исследований на штативе.

ножку, имеющую возможность менять расположение посадочного места относительно деки штатива; это позволяет использовать подножку на штативах НКВП и ДУ и приближать пациента к приемнику излучения. На рис. 94, а—в приведена люлька на дуге в латеропозиции, а также в наклонном и вертикальном положениях. Несмотря на существенное увеличение диагностических возможностей, рассматриваемая люлька обладает рядом недостатков: отсутствует возможность вращения ребенка на 360° вокруг центрального луча; затруднена установка ребенка в люльку; отсутствует возможность проведения снимков без растра и промежуточных

сред (дек) непосредственно на кассету; вследствие большой массы затруднена установка люльки на штатив (табл. 20).

Завод «Медоборудование» выпускает приспособление для детей, по параметрам близкое к конструкции, приведенной на рис. 92, а завод «Севкавентон» выпускает устройство для исследования грудных детей (рис. 95). В комплект устройства входят: три матерчатые натяжные люльки диаметром 100, 140 и 180 мм (с соответствующим изменением положения осей люлек, с тем чтобы расстояние объект — пленка оставалось минимальным); съемный кассетодержатель для снимков непосредственно на кассеты 18×24 и 24×30 мм, система грузо-

20. Параметры детских фиксирующих приспособлений фирмы «Филипс»

Приспособление	Вращение вокруг оси пациента, °	Вращение вокруг трех осей, °	Возраст ребенка, лет	Масса, кг
Люлька на дуге	360	135	0—1	15
Люлька из дерева	360	—	До 10	40
Урологическое устройство	360	—	До 10	40

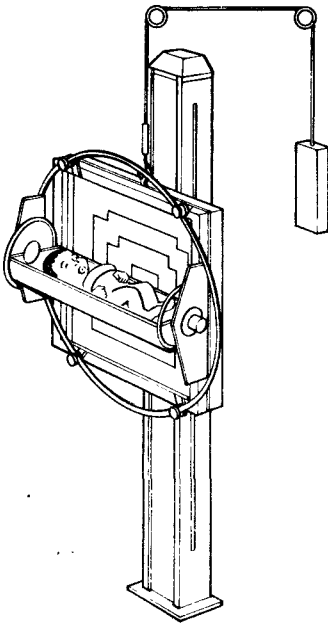


Рис. 95. Двухосевое полипозиционное фиксирующее устройство Полипедос-1 с матерчатой люлькой для грудных детей

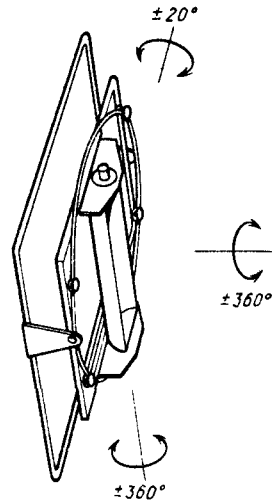
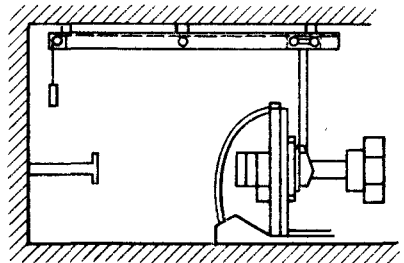
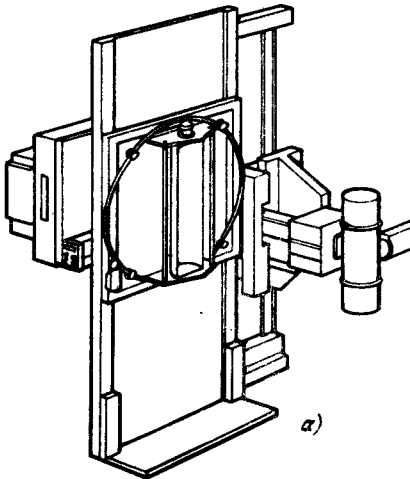


Рис. 97. Трехосевое полипозиционное устройство Полипедос-4 для исследования детей на штативах с непосредственным контактом врача и пациента (завод СКРЗ, СССР)



б)

Рис. 98. Полипозиционное фиксирующее устройство Полипедос-2 (завод СКРЗ, СССР) с обеспечением вращения по двум осям с помощью двух электроприводов: а — на штативе с дистанционным управлением; б — система уравновешивания фиксирующего устройства

вого уравнивания, необходимая для освобождения рабочего поля стойки путем подъема фиксирующего устройства для снимков более взрослых детей. Аналогично выполнено устройство Полипедос-2 для установки на дистанционно управляемые штативы. Устройство отличается от предыдущего наличием двух электроприводов для вращения люльки вокруг своей оси и вокруг центрального луча. Управление приводами осуществляется от дистанционного пульта. Устройство также имеет систему грузового уравнивания (рис. 96).

Для исследования детей на штативах НКВП выпускается устройство Полипедос-4, в котором осуществляется дополнительный поворот вокруг третьей оси на $\pm 20^\circ$ (рис. 97). Для удобства укладки пациента в люльку предусмотрено выдвижение ее на 500 мм в сторону (на рисунке не показано). В качестве материала люлек использована ткань типа Авизеит, рентгенопрозрачность которой составляет 0,04 мм Al.

НЕКОТОРЫЕ ВОПРОСЫ КАЧЕСТВА РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ

Выше было показано, как параметры штатива (фокусное расстояние, расстояние дека—пленка и дека—объект), а также размеры фокуса трубки определяют геометрическую нерезкость — одну из четырех составляющих нерезкостей рентгеновского изображения. Однако только одно уменьшение геометрической нерезкости изображения не всегда дает улучшение качества, если какой-нибудь другой вид нерезкости будет равным или больше геометрической нерезкости. Снизить каждую нерезкость достаточно сложно. Так, создание новых экранов с уменьшенной экранной нерезкостью при прежней светоотдаче происходит 1 раз в каждые 15—20 лет. То же можно сказать об экранах с повышенной светоотдачей (с прежним разрешением) для уменьшения динамической и технологической нерезкостей. Система будет оптимальной, если все четыре нерезкости будут достаточно близки.

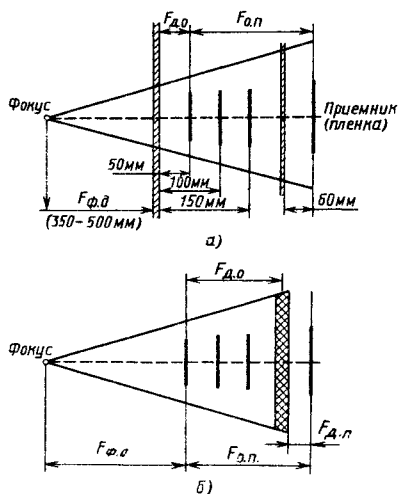


Рис. 98. Схема для расчета степени увеличения K_{γ} и геометрической нерезкости H_{Γ} :

а — при снимках на ЭСУ; б — при снимках на решетку

На рис. 98 даны схемы для расчета степени увеличения K_{γ} и геометрической нерезкости H_{Γ} для снимков с приемником на ЭСУ и на решетку.

При снимках объекта исследования в боковых и косых проекциях расстояние объект—пленка существенно увеличивается и возрастает как степень увеличения, так и геометрическая нерезкость. Оценить геометрическую нерезкость можно путем фотометрирования края рентгенограммы стальной или свинцовой полосы шириной не менее 10—15 мм, снятой на пленку без уснливающих экранов. Объект съемки следует помещать на расстояниях от деки в соответствии с табл. 1 и 12 и рис. 98. Вместо свинцовой полосы можно проводить снимки специальной миры (рис. 99), по ко-



Рис. 99. Рентгеновская мира для определения разрешающей способности изображения

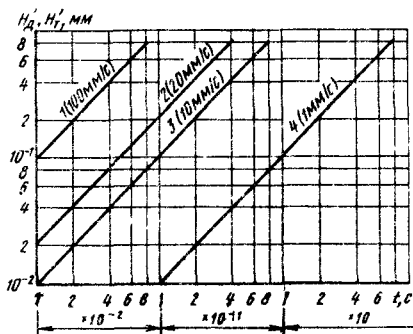


Рис. 100. Зависимость перемещений снимаемых органов (H_d^1) и пленки (H_t^1) от длительности включения высокого напряжения (снимка):

1 — скорость кровотока в сосудах сердца (H_d^1 — вдоль сосуда); 2 — сердце (H_d^1 — поперек сосуда); 3 — легкие; 4 — пленка в ЭСУ

торым судят о разрешающей способности рентгеновского тракта.

При снимках на ЭСУ для определения геометрической нерезкости высокое напряжение следует включать после полного затухания колебаний ЭСУ (через 10—15 с после перемещения кассеты в рабочее поле). При отсутствии микрофотометра геометрическую нерезкость (или разрешающую способность) можно оценить с помощью мерной лупы.

Динамическая составляющая нерезкости определяется скоростью перемещения снимаемого органа, длительностью снимка и расстоянием снимаемого органа от фокуса трубки и от пленки (т. е. степенью увеличения). Зная скорость перемещения снимаемого органа, динамическую нерезкость можно рассчитать по формуле

$$H_d = K_y \int_0^t v_d dt = \frac{F}{F - F_{0.п}} \times \int_0^t v_d dt,$$

где v_d — составляющая скорости перемещения снимаемого органа, направ-

ленная параллельно плоскости пленки; t — длительность снимка.

Для сопоставления с геометрическими нерезкостями на рис. 100 приведены зависимости диаметрических нерезкостей H_d' исследуемых органов в плоскости перемещения этих органов (сердце и кровотока в сосудах сердца, легкие) от длительности снимка. Эти зависимости приведены на рис. 100 без учета коэффициента увеличения. Для получения фактической динамической нерезкости приведенные величины следует умножить на коэффициент увеличения снимка:

$$H_d = K_y H_d'.$$

Современные среднечастотные и двенадцатипульсные питающие устройства мощностью 50—70 кВт обеспечивают возможность проведения снимков легких с длительностью 5—15 мс в зависимости от толщины пациента (при фокусном расстоянии 1,5 м), снимков ЖКТ длительностью 30—50 мс (при фокусном расстоянии ~70 см). Снимки сосудов сердца проводятся с помощью питающих устройств мощностью до 100 кВт с длительностью включения 1—5 мс (при фокусном расстоянии ~85 см). При всех снимках динамическая нерезкость не превышает 0,1—0,2 мм и примерно равна экранной нерезкости при применении экранов новых типов.

Экранная составляющая нерезкости зависит от свойств и толщины люминофора экрана. Для большинства усиливающих экранов $H_э = 0,2 \div 0,35$ мм. У экранов повышенной разрешающей способности $H_э = 0,15 \div 0,2$ мм. Для выбора условий съемки с минимальной нерезкостью необходимо знать не только экранную нерезкость, но и фотографическое действие экранов.

Вольфраматно-кальциевые экраны и экраны на основе редкоземельных элементов имеют разную светоотдачу, разную разрешающую способность (экранную нерезкость) и в силу этого различное назначение. В табл. 21 приведены параметры экранов фирмы «Сименс». На рис. 101 приведена зависимость дозы, необходимой для получения на пленке почернения, равного 1 (над уровнем вуали), от раз-

21. Параметры усиливающих экранов фирмы «Сименс»

Экраны	Кальций-вольфрамовые экраны						Экраны на редкоземельных элементах					Относительное увеличение дозы при переходе на редкоземельные экраны
	Тип экрана	Разрешающая способность, лин/мм	Необходимая доза, мР	Фотографическое действие, отн. ед.	Н _г , мм (ориентировочно)	Тип экрана	Разрешающая способность, лин/мм	Необходимая доза, мР	Фотографическое действие, отн. ед.	Н _г , мм (ориентировочно)		
При патологии структуры костной ткани	Рубин-супер	9	3,5	0,28	0,25	Титан 2UD	10	1,5	0,66	~0,23	2,33	
При патологии структуры костной ткани	Рубин	8	2,0	0,5	0,28	Титан 2D	8,5	1,0	1,0	~0,27	2	
Универсальные (ЖКТ, почки и др.)	Сапфир	6	1,0	1,0	0,38	Титан 2U	6	0,4	2,5	~0,38	2,5	
Для толстых объектов при сравнительно пониженных напряжениях	Специальный	4,4	0,4	2,5	0,52	Титан 2HS	4,4	0,2	5	~0,52	2	

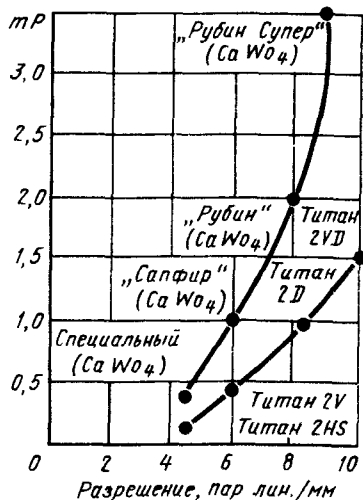


Рис. 101. Зависимость чувствительности от разрешающей способности кальций-вольфрамовых экранов и экранов из редкоземельных элементов фирмы «Сименс»

решающей способности для экранов фирмы «Сименс». Верхняя кривая представляет собой зависимость для кальций-вольфрамовых экранов, нижняя — зависимость для экранов на основе редкоземельных элементов. В табл. 22 приведены ориентировочные значения экранной нерезкости, рассчитанных по коэффициенту, найденному экспериментально:

$$H_0 = \frac{2,3}{\text{Разрешающая способность}}$$

Экранная нерезкость зависит также от степени прижатия пленки к усиливающим экранам. В обычных кассетах всегда может возникнуть участок недостаточно плотного прилегания пленки, что определяет размытость изображения соответствующих участков рентгенограмм. С целью устранения этих дополнительных нерезкостей целесообразен переход на кассеты с вакуумным прижимом пленки.

Технологическая составляющая нерезкости (H_T) обусловлена несогласованным перемещением фокуса трубки, объекта съемки и приемника изображения (кассеты с пленкой) и вызы-

вается, в частности, недостаточностью мер, принимаемых при торможении кассеты с пленкой в экраноснимочных устройствах. Следует различать два источника возникновения технологической нерезкости: смещение фокуса трубки и смещение приемника излучения в процессе снимка. Смещение фокуса вызывается биением анодного узла трубки из-за недостаточной точной балансировки последнего. Биение анодного узла приводит к вибрации излучателя в направлении наименьшей жесткости штатива, поддерживающего излучатель. Такие вибрации особенно заметны на напольных (без связи с потолком) и на потолочных штативах (несколько меньше). Амплитуда вибрации штатива может достигать 0,3—1,0 мм. Частота вибрации зависит от собственной частоты колебаний штативного устройства (0,5—10 Гц). Вибрация излучателя, направленная вдоль центрального луча, практически не приводит к ухудшению изображения, а направленная поперек центрального луча — приводит к увеличению эффективного фокусного пятна. В этом случае технологическую нерезкость удобнее рассматривать как увеличение геометрической составляющей нерезкости вследствие кажущегося приращения размера фокуса. Степень влияния этого приращения зависит от длительности снимка и момента включения высокого напряжения. Максимальное увеличение эффективного фокусного пятна (независимо от момента включения) будет при длительности снимка равной или большей $3/4$ периода вибрации штатива. На рис. 102 приведены ориентировочные значения приращения эффективного фокусного пятна Δb в зависимости от длительности снимка t_0 . Наличие дополнительной геометрической нерезкости можно проверить проведением снимков свинцовых полос или миры при неподвижном и вращающемся аноде. Кроме вращения анода источником такой дополнительной технологической нерезкости может быть вращение вентилятора, расположенного на излучателе. Способами борьбы с дополнительной нерезкостью, помимо требований тщательной балансировки анодного узла трубок,

22. Параметры усиливающих экранов отечественных и зарубежных фирм

Усиливающий экран	Люминофор	Усиливающее (фототрафическое действие), отн. ед.	Коэффициент передачи контраста, отн. ед.	Разрешающая способность пар линий на 1 мм	Относительный фактор зернистости	H_a (ориентировочно), мм
ЭУ-В2 (СССР)	Вольфраматно-кальциевый	1	0,60	7	0,9	0,35
ЭУ-В1К (СССР)	Вольфраматно-кальциевый с красителем	0,67		11		0,21
ЭУ-В1А (СССР)	Вольфраматно-кальциевый	1,2	0,42	10	1	0,23
ЭУ-В2А (СССР)	Вольфраматно-кальциевый	1,5	0,35	9,5	1	0,24
ЭУ-В3А (СССР)	Вольфраматно-кальциевый	2,1	0,3	9	1	0,26
ЭУ-Л3К (СССР)	Лантанивый с красителем	2,25	0,42	10	1,2	0,23
ЭУ-Л4 (СССР)	Лантанивый	5,0	0,3	9	1,3	0,26
ЭУ-И3 (ЭУ-И5) (СССР)	Иттриевый	3,0	0,5	11,5	1,3	0,20
ЭУ-И4 (ЭУ-И1) (СССР)	Иттриевый	4,5	0,3	6,5	1,3	0,35
ВГ-Ш (Япония)	Вольфраматно-кальциевый	0,75	0,5	11	1	0,21
Д-20 (Япония)	Вольфраматно-кальциевый	1,35	0,35	9	1	0,26
ВМ-Ш (Япония)	Вольфраматно-кальциевый	1,2	0,38	9,5	0,9	0,24
ВН-Ш (Япония)	Вольфраматно-кальциевый	1,875	0,35	9	0,9	0,26
Д-44 (Япония)	Вольфраматно-кальциевый	2,25	0,3	9	0,9	0,25
Кюрикс МР-400 (Германия)	Лантанивый	3,7	0,32	8	1,1	0,29

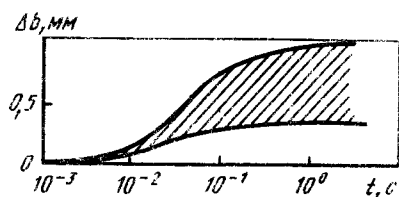


Рис. 102. Ориентировочные значения величины приращения размеров фокусного пятна Δb в зависимости от длительности снимка t (при недостаточной жесткости штативных устройств)

являются увеличение жесткости штативов во всех направлениях, а также увеличение мощности питающего устройства и сокращение длительности снимков.

Другим источником возникновения собственно технологической нерезкости является смещение и вибрация приемника излучения (кассета с пленкой) при недостаточной жесткости штативов для снимков: стола снимков и вертикальной стойки. При этом причиной вибрации могут быть колебания пациента (вертикальная стойка), которые передаются рентгеновской решетке, а также толчки пружинного механизма перемещения раstra. Определение в данном случае технологической нерезкости может быть проведено непосредственным измерением вибрации приемника излучения. Уменьшить эту технологическую нерезкость можно способом жесткого крепления штативов к полу и стене (вертикальная стойка), а также расширением базы вертикальной стойки. Максимальное ухудшение качества снимков имеет место при технологической нерезкости, возникающей в результате смещения и вибрации ЭСУ в момент торможения кассеты с пленкой в рабочем поле. Эта составляющая нерезкости близка по своей природе к динамической составляющей, в связи с чем для ее расчетов можно воспользоваться выражением для динамической составляющей нерезкости при неподвижном объекте съемки

$$H_T = \frac{F}{F - F_{o.n}} \int_0^t v_{\Pi} dt,$$

где v_{Π} — составляющая скорости перемещения пленки, направленная параллельно ее плоскости; t — длительность снимка.

Непосредственное измерение технологической нерезкости в каждом конкретном случае является, как правило, решаемой задачей.

Сопоставление нерезкостей и выбор параметров аппаратов. Для получения высококачественных снимков необходимо сознательно подходить ко всем параметрам штатива и аппарата в целом. Так, стремление уменьшить только одну нерезкость (например, геометрическую) в 2 раза с $H_T = 0,48$ мм (табл. 12) до $H_T = 0,24$ мм путем достаточно сложной и дорогостоящей замены трубки с частотой вращения анода 9000 об/мин трубкой с частотой вращения анода 17 000 об/мин (что дает уменьшение ширины фокусного пятна с $1,2 \times 1,2$ до $0,6 \times 0,6$ мм при одинаковой мощности 50 кВт) заметно не уменьшает общую нерезкость, если, например, технологическая нерезкость осталась на уровне $H_T = 0,4 \div 0,5$ мм; разница между суммарными нерезкостями составляет менее 0,1 мм и глазом практически неразличима. Применять такую трубку целесообразно только тогда, когда остальные нерезкости (экранная, технологическая и динамическая) находятся на уровне нерезкости, соответствующей трубке с частотой вращения анода 17 000 об/мин. Резкое уменьшение одной из составляющих нерезкостей, как правило, обходится дорогой ценой и не дает ощутимого улучшения качества изображения без соответствующего улучшения других параметров. Однако резкое увеличение одной из составляющих нерезкости сводит на нет остальные параметры, находящиеся на определенном уровне. В этой связи при экранной нерезкости, равной 0,2—0,3 мм, нецелесообразно применять трубки с номинальным размером эффективного фокусного пятна, равного $2,0 \times 2,0$ мм (геометрическая нерезкость равна 0,6—0,7 мм, см. табл. 12) при наличии трубок с шириной фокусного пятна, равной $1,0 \times 1,0$ и $1,2 \times 1,2$ мм.

Для улучшения качества снимков необходимо уменьшать все составляю-

щие нерезкости изображения, в том числе и экранную, путем применения экранов с редкоземельными (иттриевыми или лантановыми) люминофорами. Параметры для получения достаточно качественных снимков могут быть найдены из условия, что наибольшей нерезкостью является экранная, а действие остальных нерезкостей в сумме не должно быть заметно на глаз. Это условие можно записать следующим образом:

$$H = H_э + \Delta H, \quad (5)$$

где $\Delta H \leq 0,1$ мм.

Для костной системы длительность снимка существенного значения не имеет. Кассета не перемещается, следовательно, динамическая и технологическая нерезкости равны нулю и общая нерезкость определяется только экранной и геометрической составляющими нерезкости. В этом случае для уменьшения суммарной нерезкости также целесообразно применять экраны с разрешающей способностью $H_э = 0,2$ мм. Тогда допустимая геометрическая составляющая нерезкости может быть найдена следующим образом:

$$H_r \leq \sqrt{(H_э + \Delta H)^2 - H_э^2} \approx \approx \sqrt{0,2H_э} \approx 0,2.$$

Это выражение определяет параметры штатива и аппарата в целом, так как такая составляющая геометрической нерезкости может быть достигнута при применении трубок с шириной фокусного пятна $b \leq 1,0$ мм при фокусном расстоянии $F \geq 1,25$ м. Для старых экранов ($H_э \approx 0,3$ мм) величина H_r может быть увеличена до 0,245 мм ($b \leq 2,0$ мм, $F \geq 1,25$ м).

При снимках легких к экранной нерезкости, кроме геометрической, добавляется динамическая составляющая нерезкости. В этом случае условие

$$H_э + \Delta H = \sqrt{H_э^2 + H_r^2 + H_d^2}.$$

Принимая $\Delta H \leq 0,1$ мм, получим

$$H_r^2 + H_d^2 \leq 0,2H_э.$$

Снимок легких с экранами ЭУ-ИЗ (ЭУ-И5) при $F = 150$ см проводится

с длительностью 5—15 мс; при этом $H_d = 0,10$ мм. Отсюда можно рассчитать целесообразное значение H_r и, следовательно, фокус трубки и фокусное расстояние.

Получение высококачественных снимков на поворотных столах-штативах при исследовании движущихся органов (легкие, сердце, ЖКТ) — задача существенно более сложная, чем при исследовании костной системы и легких на устройствах для снимков. Это объясняется уменьшенным фокусным расстоянием, динамической нерезкостью из-за произвольного перемещения снимаемого объекта, технологической нерезкостью, вызванной перемещением в рабочем поле кассеты с пленкой, применением более высоких напряжений (90—100 вместо 60—80 кВ) для получения приемлемых по длительности снимков (что уменьшает контраст изображения), применением больших фокусных пятен рентгеновских трубок из-за необходимости выделения на аноде трубок больших мощностей (также для получения приемлемых по длительности снимков), что увеличивает геометрическую нерезкость изображения, наличием в рентгеновском тракте существенно больших конструктивных материалов, фильтрующих модулированный объектом рабочий пучок, что также ведет к потере контраста и к уменьшению объема информации. К дополнительным фильтрам относятся: задняя стенка ЭСУ, камера рентгеноэкспонетра (суммарная толщина двух стенок камеры рентгеноэкспонетра составляет, как правило, 0,6 мм алюминия) и стенка кассетодержателя, расположенные между пациентом и пленкой. Как правило, длительность снимков органов ЖКТ не превышает 0,1 с ($H_d \approx 0,1$ мм). При снимках желудка геометрическая и технологическая составляющие нерезкости существенно больше экранной и в несколько раз больше динамической составляющей (табл. 12 и рис. 103). Только при расстояниях $F_{ф.д} \geq 400 \div 450$ мм и ширине фокуса трубки $b \leq 1,0 \div 1,2$ мм имеет место примерное равенство геометрической и экранной нерезкостей. Такие соотношения, имеющие место в штативах

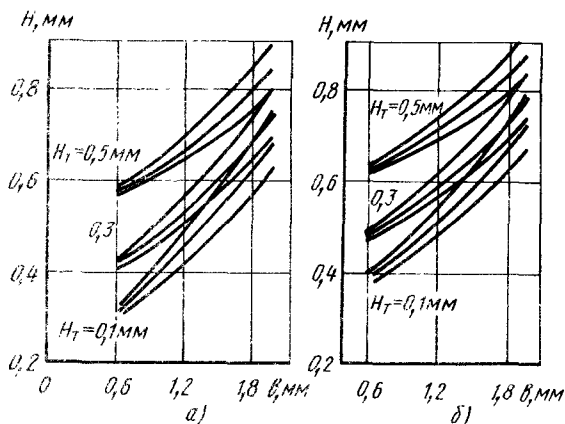


Рис. 103. Зависимость полной нерезкости изображения от фокусного пятна рентгеновской трубки при снимках на ЭСУ и при различной технологической нерезкости:

a — $H_0 = 0,2$ мм; b — $H_0 = 0,3$ мм

типа Пантоскоп-5 и Диагност-76, обеспечивают в сочетании с рядом других факторов достаточно высокое качество снимков (большая рентгенопрозрачность лучевого тракта, растры с большим отношением и др.).

Главные большие геометрической и технологической составляющих нерезкости делает условие (5) в случае исследования органов ЖКТ трудновыполнимым. На рис. 103 приведены кривые изменения нерезкости в зависимости от ширины фокусного пятна, рассчитанные по выражению (2) для $H_d = 0,1$ мм ($t_0 = 0,1$ с); $H_0 = 0,2$ и $0,3$ мм; $H_T = 0,1, 0,3$ и $0,5$ мм; $\Gamma = 350, 400$ и 450 мм. Условие (5) может быть выполнено только при применении экранов типа ЭУИ-4, $H_T \leq 0,1$ мм и $b \leq 0,6$ мм. Применение такого фокуса при снимках органов ЖКТ возможно в излучателях с трубкой с частотой вращения анода не меньше 9000 об/мин ($P_a = 20 \div 30$ кВт) и при двенадцатипульсовой схеме выпрямления напряжения трубки. Особенно сильный рост нерезкости вызывается повышением технологической нерезкости и шириной фокусного пятна. Зависимость от величины $F_{ф.д}$ не столь ярко выражена.

Влияние материала дек, кассет и других конструктивных материалов рентгеновского тракта велико. В некоторых случаях (особенно в педиатрии) поглощение излучения этими материалами становится сравнимым и

даже в некоторых случаях равным поглощению излучения пациентом.

Для взрослых пациентов эта величина также остается достаточно большой, пренебрегать ею недопустимо. Уменьшение толщины деки на 35—40% (соответственно на столько же уменьшается поглощение ею полезного сигнала, модулированного объектом излучения) приводит к снижению падающей на пациента дозы излучения за снимок на 20—25%. В переводе на генетическую дозу населения получают значительные величины.

Другим вредным действием материалов, находящихся в первичном пучке излучения, является вторичное излучение, которое накладывает на первичный пучок, прошедший сквозь пациента (так же как и вторичное излучение от пациента, вуалирует пленку и уменьшает контраст изображения). Разные материалы дек имеют разную механическую прочность и поэтому применяются разной толщины, вследствие чего сравнение материалов следует проводить для удельной толщины 1 мм (табл. 23).

В последнее время появились новые конструктивные материалы, которые, несмотря на довольно большую стоимость, начинают вытеснять традиционные материалы — дерево, гетинакс, слонстый пластик. К таким материалам следует отнести слоистые углепластики, обладающие большой ме-

23. Рентгенофизические параметры ряда конструкционных материалов, находящихся в рабочем пучке излучения (деки, люльки)

Материал деки или люльки	Эквивалент по ослаблению в мм Al на 1 мм толщины об- разца	Доля рассея- ного излучения в % к основ- ному пучку на 1 мм толщины образца	Необходимая толщина мате- риала, мм	Эквивалент по ослаблению, мм Al	Доля рассея- ного излуче- ния, %
Фанера из березово- го шпона	0,05	2,00	7,8	0,4	16,0
Пластик слоистый бумажный	0,13	3,27	5,2	0,7	17,0
Пластик древесно- волоконный	0,10	2,85	6,7	0,7	19,0
Брезент палаточный (два слоя) и болонья (два слоя)	0,04	2,90	2,5	0,1	7,0
Гетинакс	0,11	1,68	7,0	0,8	17,6
Углепластик	0,11	1,7	2—3	0,22—0,33	5,1
Ткань «Авизент» (один слой)	0,04	2,1	0,3	0,01	0,07

ханической прочностью и радиационными характеристиками, близкими к характеристикам гетинакса. Повышенная механическая прочность углепластика позволяет в 2—2,5 раза уменьшить толщину деки, что во столько же раз уменьшает поглощение ею полезного сигнала, а следовательно, и уменьшает радиационную нагрузку на пациента (на 20—40%). На рис. 104 приведены зависимости изменения алюминиевого эквивалента углепластика от толщины при двух значениях анодного напряжения (48 и 83 кВ). Замена материала деки, например вместо гетинакса, углепластиком оправдана лишь тем, где непосредственно за декой расположен приемник излучения (кассета с пленкой). Применение дек из углепластика в приемном пучке до объекта (до пациента) не оправдано экономически, так как радиационные характеристики рентгеновского тракта практически не меняются.

В педиатрических фиксирующих устройствах для уменьшения поглощения, модулированного объектом излучения, применяют тканевые деки, поглощение которых еще на порядок меньше углепластиковых материалов.

Отмечено успокаивающее действие на больных детей (до одного года) матерчатых люлек.

Для уменьшения воздействия на пленку вторичного излучения применяют отсеивающие растры. В табл. 24 приведены параметры растров с лавсановым наполнителем и $N = 35$ лам/см, выпускаемых в СССР

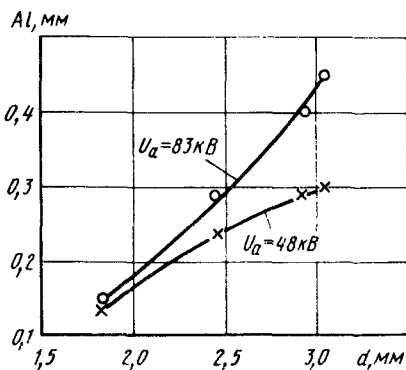


Рис. 104. Зависимость алюминиевого эквивалента от толщины углепластика при $U_a = 48$ и 83 кВ

24. Параметры растров с лавсановым наполнителем производства ПО «Медоборудование» (СССР)

Тип растра	Расстояние вдоль полос, мм	Расстояние поперек полос, мм	Высота h , мм	Масса, кг	Отношение γ	Фокусное расстояние, см			Число полос N на 1 см
						номинальное	минимальное	максимальное	
РП-1-35,	440	466	3,0	1,9	6	100	80	120	35
РП-2-35	440	466	4,5	3,4	12	100	90	110	35
РП-3-35	372	420	3,0	1,9	6	70	63	77	35
РП-4-35	372	420	4,5	2,4	12	70	63	77	35
РП-5-35	366	366	4,7	1,9	6	70	63	77	35
РП-6-35	350	370	3,0	1,5	6	70	63	77	35
РП-7-35	315	335	3,0	1,2	6	100	80	120	35
РП-8-35	410	410	4,7	1,7	6	100	80	120	35
РП-9-35	410	410	6,1	2,4	12	100	90	110	35
РП-10-35	338	338	3,0	1,5	6	100	80	120	35

в объединении «Медоборудование». В табл. 25 приведены параметры растров с алюминиевым наполнителем фирмы «Сименс» с $N = 30 \div 70$ лам/см. В табл. 26 приведены фокусные расстояния F для различных размеров кассет.

В СССР разработаны, испытаны и находят все большее применение ячейковые растры, которые появились на смену перекрестным, обеспечивая значительно меньшее поглощение полезного сигнала (большую рентгенопрозрачность) в результате того, что ячейки растра не заполнены. К недостаткам растра следует отнести малое

число ячеек на квадратный сантиметр, вследствие чего при неподвижном растре отчетливо видна сетка. Для исключения проецирования полос на рентгенограмме следует применять большую переменную скорость, чем при использовании обычных растров, а также располагать направление ячеек под углом ($\sim 45^\circ$) к направлению перемещения (табл. 27).

Пульсации анодного напряжения приводят к дополнительному поглощению пациентом дозы облучения. Для уменьшения поглощенной дозы применяют и уменьшение пульсаций напряжения, и увеличение фильтраций

25. Параметры растров с алюминиевым наполнителем фирмы «Сименс»

Параметры	Параллельные растры				Направленные растры							
	30	30	70	30	30	40	40	40	70	70	70	70
Число полос N на 1 см	30	30	70	30	30	40	40	40	70	70	70	70
Отношение γ	6,5	8	6	8	10	8	10	12	8	10	12	16
Высота h , мм	1,9	2,3	0,71	2,3	3	1,5	2	2,5	0,89	1,1	1,3	1,8
Полная высота, мм	2,4	2,8	1,15	3	3,7	2,2	2,7	3,2	1,33	1,54	1,74	2,24
Масса 1 см ² , г	1	1,3	0,52	1,2	1,3	0,6	0,8	1,0	0,66	0,75	0,85	1,05

28. Изменение допустимых пределов фокусного расстояния (в см) в зависимости от максимального размера кассеты

Параметр	Отношение r								
	8			10			12		
Номинальное фокусное расстояние F_0 , см	80	105	180	80	105	180	80	105	180
Размер, см:									
18	51—180	61—378	—	55—144	67—249	—	58—127	71—200	—
24	56—137	65—218	—	60—120	73—185	—	63—111	77—164	—
30	60—120	73—185	100—700	63—109	78—160	112—450	66—103	81—147	120—360
35	62—112	77—167	110—505	65—104	81—150	118—370	68—98	84—139	126—315
43	65—104	81—150	120—380	67—98	84—139	127—310	70—94	87—131	133—275

первичного пучка излучения (получение более моноэнергетического излучения).

При увеличении толщины фильтра, расположенного между излучателем и пациентом, повышается однород-

ность излучения и уменьшается отношение поглощенной пациентом дозы и дозы на входе приемника (на пленке), что особенно важно в педиатрии. В рекомендациях международной комиссии по защите от излучения на

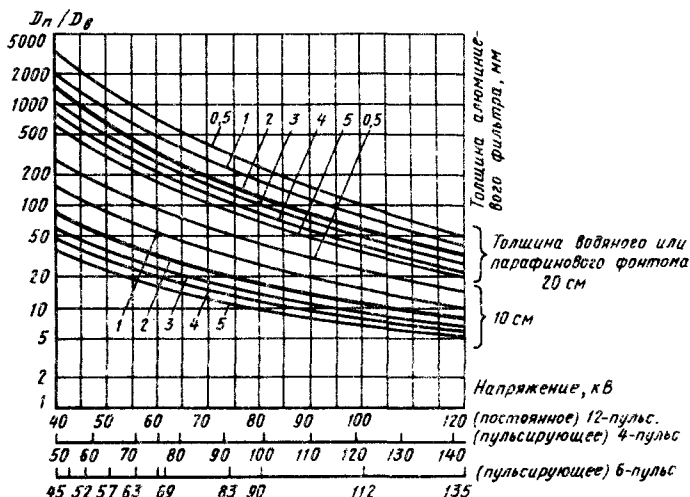


Рис. 105. Зависимость отношения доз, создаваемых падающим и выходящим пучками (D_n/D_g), от напряжения на трубке для фантомов толщиной 10 и 20 см при различных значениях фильтрации (без диафрагм, экранирующих рассеянное излучение)

27. Параметры ячеек растров с повышенной отсеивающей способностью производства ПО «Медаппаратура» (СССР)

Тип растра	Габаритные размеры, мм			Масса, кг	Отношение γ	Фокусное расстояние F_0 , см	Число ячеек на 1 см^2	Прозрачность для первичного излучения, не менее	Прозрачность для рассеянного излучения, не более	Фактор Буккн, не более	Коэффициент стабильности для первичного излучения, не менее	Назначение раstra
	Длина	Ширина	Высота									
РЯ-1	410	410	3,5	2,0	6	100	400	0,5	0,12	5,5	0,85	Флюорография
РЯ-2	440	466	3,5	2,5	6	100	400	0,5	0,12	5,5	0,85	Решетка в стойке для снимков
РЯ-3	350	370	3,5	1,6	7	70	400	0,5	0,12	5,5	0,85	ЭСУ
РЯ-4	315	335	3,5	1,4	6	100	400	0,5	0,12	5,5	0,85	Специальное назначение
РЯ-5	325	265	3,5	1,0	6	100	400	0,5	0,12	5,5	0,85	—
РЯ-6	205	265	3,5	0,8	6	70	400	0,5	0,12	5,5	0,85	—
РЯ-7	175	425	3,5	1,0	6	100	400	0,5	0,12	5,5	0,85	—

рис. 105 приведена зависимость отношения доз, создаваемых падающим и выходящим пучками излучения, от различных напряжений на трубке, толщин алюминиевых фильтров, толщи фантомов (10 и 20 см) и разных форм кривой анодного напряжения. Однако введение дополнительного фильтра приводит к значительному уменьшению интенсивности рабочего пучка излучения. Для получения заданной дозы необходимо увеличивать мощность излучателя (рентгеновской трубки) и питающего устройства. Повышение допустимой мощности трубки требует применения трубок с большими фокусными пятнами, что увеличивает геометрическую составляющую нерезкости изображения.

Другим фактором, несколько ухудшающим качество изображения при наличии дополнительной фильтрации первичного пучка, является относительное изменение изображения фокусного пятна из-за рассеяния излучения в материале фильтра. Наличие фильтра из дюралюминия толщиной 4 мм приводит к кажущемуся увеличению фокусного пятна на 5,5%.

В последнее время стали применяться селективные фильтры (в первую очередь в маммографии) для повышения однородности излучения рабочего пучка. В качестве фильтров используются материалы со скачком поглощения (К-скачок). При энергии несколько ниже максимальной (для выбранного значения анодного напряжения) можно получить более благоприятные спектральные распределения интенсивности излучения по энергиям и снизить ослабление первичного пучка.

УНИФИКАЦИЯ И АГРЕГАТИРОВАНИЕ В ПОСТРОЕНИИ ШТАТИВНЫХ УСТРОЙСТВ

Унификация и агрегатирование в построении штативных устройств является мощным стимулом быстрого прогресса рентгеновской техники. Очень редко какое-либо устройство создается полностью заново. Выпускаемое последующее устройство яв-

ляется модификацией какой-либо части предыдущего устройства. Например, фирма «Филипс» выпускает три штатива типа Диагност 56/66/76, разработанных на базе одной конструктивной схемы. Фирма «Севкаврейтген» выпускает несколько типов штативов (СШП-5 и СШП-6), также разработанных на одной базе и отличающихся конструкцией деки величиной $F_{ф.д}$ и различной комплектацией. На той же базе разработан и выпускается поворотный стол для снимков ССП-1. Такие поворотные столы для снимков выпускают многие фирмы («Филипс» — DL42, «Траффи» — Омис 200, Джерал-Электрик и др.). Фирма «Сименс» выпускала и выпускает унифицированную серию штативов для урологии (Уроскоп-А, Уроскоп-В). Большую степень унификации демонстрирует фирма «Сименс» в штативах с дистанционным управлением (Сиреграф-Б, Сиреграф-С и Сиреграф-Д) и в штативах с непосредственным контактом врача и пациента (Пантоскоп-Б), в которых применено одинаковое основание штативов. Еще большую степень унификации — агрегатирование — демонстрирует фирма «Филипс», выпуская полипозиционные, дистанционно управляемые штативы типа Мульти-Диагност и полипозиционный штатив типа Мизло-Х с двойным управлением, где расположение приемника и излучателя изменено на 180°.

Основные направления развития рентгеноаппаратостроения — увеличение пропускной способности кабинетов и постоянное улучшение качества результатов исследований.

Для осуществления первого направления разрабатываются и внедряются рабочие места с магазинами пленок, непосредственно связанные с проявочными машинами, внедряются системы программного управления, орган-автоматика и др.

Для осуществления второго направления служат: внедрение штативных устройств с возможностью многоосевых (полипозиционных) исследований; комплексное улучшение качества рентгенограмм и телевизионного изображения, т. е. применение экранов с большим разрешением (уменьшение экранной нерезкости) и светоотдачей (умень-

шение динамической и технологической нерезкости); применение штативных устройств с большим фокусным расстоянием (уменьшение геометрической нерезкости); применение трубок с малым размером фокусных пятен (уменьшение геометрической нерезкости), в том числе и трубок с частотой вращения анода 9000—17 000 об/мин; применение двенадцатипульсных и среднечастотных схем выпрямления (уменьшение динамической и технологической нерезкости); повышение жесткости штативов (уменьшение технологической нерезкости); комплексный подход к выбору параметров штатива и аппарата, обеспечивающий общую нерезкость рентгеновского изображения H , превышающую экранную нерезкость H_0 на величину $\Delta H \leq \leq 0,1$ мм (т. е. практически не различимую глазом).

Список литературы

1. Блинов Н. Н., Горелик Ф. Г., Конькова Г. В. Частотные характеристики рентгенографических приемников изображения//Медицинская техника. 1986. № 3. 5 с.
2. Колесников Н. О., Храбровицкая Е. Д., Шварцман А. З. Рентгенодиагностические аппараты для контрастных исследований кровеносной системы. М.: ЦНИИТЭИПриборостроения, 1981. № 6. 83 с.
3. Колесников Н. О., Храбровицкая Е. Д., Шварцман А. З. Современное состояние и основные направления развития рентгенодиагностической аппаратуры для педиатрии. М.: ЦНИИТЭИПриборостроения, 1982. № 6. 39 с.
4. Рентгенодиагностические аппараты/Под ред. Н. Н. Блинова. М.: Медицина, 1976. 238 с.
5. Рентгентехника: Справочник/Под ред. В. В. Кляева. М.: Машиностроение, 1980. Т. 1. 431 с.
6. Соколов В. Г., Туманов Н. А., Шварцман А. З. Штативно-механические устройства для рентгенодиагностики М.: Медицина, 1978. 181 с.
7. Храбровицкая Е. Д., Шварцман А. З. Штативные устройства рентгеновских диагностических аппаратов. М.: ЦНИИТЭИПриборостроения, 1979. № 2. 60 с.

Вспомогательные устройства рентгеновской аппаратуры

Вспомогательные устройства рентгеновской аппаратуры можно разделить на три группы.

1. Устройства, служащие для формирования потока радиации, выходящего из рентгеновского излучателя (фильтры, диафрагмы, тубусы). Для получения изображения оптимального качества применяют также коллимирующие устройства, установленные перед приемниками излучения.

2. Растры, компрессионные тубусы, а также тубусы и диафрагмы, применяемые в устройствах формат-автоматики (ЭСУ).

3. Компенсационные фильтры и экраны, служащие для выравнивания интенсивности излучения в плоскости регистрации при исследовании объектов со значительными перепадами толщин.

К вспомогательным устройствам рентгеновской аппаратуры также относятся рентгеновские экспонометры (рентгеновские реле экспозиции) и рентгенографические кассеты. Специальную группу устройств составляют проявочные машины и устройства для просмотра рентгеновских снимков.

УСТРОЙСТВА ДЛЯ ФИЛЬТРАЦИИ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Смешанное излучение рентгеновского аппарата характеризуется распределением интенсивности излучения по его энергетическому спектру. Это распределение зависит от максимального напряжения генерирования рентгеновского излучения, формы напряжения генерирования и анодного тока, а также материала анода рентгеновской трубки. Рентгеновское излучение проникает во внешнюю среду через предва-

рительный фильтр. Поэтому его интенсивность и спектральное распределение также будет зависеть от материала и толщины фильтра.

При рентгеновских исследованиях, особенно в рентгенотерапии, смешанный спектр рентгеновского излучения, имеющий непрерывное распределение по энергиям, принято характеризовать эффективной энергией спектра.

Эффективной энергией смешанного спектра рентгеновского излучения называется такая энергия монохроматического излучения, при которой коэффициент ослабления смешанного спектра в выбранном материале равен коэффициенту ослабления моноэнергетического излучения в том же материале. Так как спектр рентгеновского излучения содержит фотоны различных энергий, фильтрующие среды и различные материалы, применяемые в качестве фильтров, будут в различной степени изменять спектр рентгеновского излучения. На рис. 1 показано спектральное распределение интенсивности рентгеновского излучения, генерируемого при напряжении 100 кВ, в зависимости от материала и толщины фильтров. По мере увеличения толщины фильтра спектр рентгеновского излучения становится более однородным. Спектральное распределение интенсивности непрерывного спектра рентгеновского излучения зависит от толщины алюминиевых фильтров (рис. 2).

Предварительная фильтрация существенно снижает лучевые нагрузки при диагностических исследованиях, так как фильтры в значительной степени поглощают мягкую составляющую спектра рентгеновского излучения.

В табл. 1 приведены отношения экспозиционных доз на выходе из

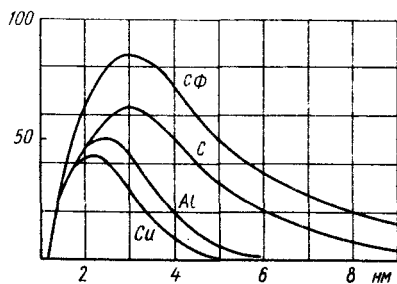


Рис. 1. Зависимость спектрального распределения относительной интенсивности рентгеновского излучения (ось ординат) от материала и толщины фильтров:

СФ — собственная фильтрация рентгеновской трубки; С — дополнительная фильтрация графитом толщиной 11 мм; Аl — дополнительная фильтрация алюминием толщиной 4,4 мм; Сu — дополнительная фильтрация медью толщиной 0,25 мм

фантома к дозам на его поверхности, обращенной к рентгеновскому излучателю, в зависимости от напряжения генерирования и толщины алюминиевого фильтра. Отношения экспозиционных доз падающего к выходному пучку рентгеновского излучения для объекта толщиной до 30 см при постоянном напряжении на рентгеновской трубке и различных толщинах фильтров представлены на рис. 3. Минимально допустимые значения суммарной фильтрации при рентгенодиагностических

исследованиях в зависимости от напряжения генерирования рентгеновского излучения приведены ниже.

кВ	Минимально допустимая суммарная фильтрация, мм Аl
≤ 50	1
50—70	1,5
70—110	2
> 110	2,5

Собственный фильтр рентгеновских излучателей, применяемых в рентгеновской диагностике, из алюминиевому эквиваленту должен соответствовать требованиям минимально допустимой фильтрации:

Материалы толщиной 1 мм	Эквивалентная толщина алюминия, мм
Бериллий	0,08
Стекло рентгеновской трубки	1,3
Трансформаторное масло	0,02
Пластмасса выходящего окна защитного кожуха	0,1

В рентгенодиагностических аппаратах с номинальным напряжением генерирования рентгеновского излучения, превышающим 80 кВ, предусматривается возможность установки дополнительного фильтра. Дополни-

1. Отношения (%) экспозиционных доз на выходе из фантома к дозам на его поверхности

Толщина фантома, см	Напряжение генерирования, кВ															
	70				80				100				130			
	Толщина алюминиевого фильтра, мм															
	0	1	2	0	1	2	3	0	1	2	3	0	1	2	3	
2	30	40	57	31	41	50	60	36	49	53	60	39	46	50	60	
4	15	21	33	16	22	29	40	18	26	30	36	19	25	30	36	
6	7,3	12	20	9	13	18	25	10	16	19	22	10,5	16	19	22	
8	4	6	13	5	8	11	17	6,2	9,5	12	16	6,8	9,5	13	16	
10	2	3,5	7	3,4	5	7,4	11	4	6	8	10	4,3	6,3	8	10	
12	—	—	—	2,2	3,4	5	7,5	2,8	4,1	5,4	7	3,0	4,4	5,6	7,0	
16	—	—	—	1,0	1,6	2,4	3,5	1,4	2,0	2,6	3,5	1,5	2,1	2,8	3,5	
20	—	—	—	0,4	0,7	1,1	1,7	0,6	1,0	1,4	1,8	0,7	1,1	1,5	1,8	

ный фильтр устанавливается на выходе рабочего пучка излучателя. Суммарный алюминиевый эквивалент поглощения фильтрующих сред для рентгенодиагностических аппаратов общего назначения приведен ниже.

кВ	Суммарный алюминиевый эквивалент, мм
80—100	3
100—125	4
125	5

При рентгенодиагностических исследованиях обычно используются коллиматоры рабочего пучка рентгеновского излучения, которые устанавливают на выходе излучателя. Конструктивные элементы коллиматоров (зеркало оптического центриатора и выходное око) входят в состав сред, обеспечивающих суммарную фильтрацию рабочего пучка рентгеновского излучения. Если при исследованиях дека стола-штатива расположена между излучателем и исследуемым объектом, то ее алюминиевый эквивалент поглощения входит в состав суммарной фильтрации рабочего пучка излучения.

Значения суммарного алюминиевого эквивалента поглощения с достаточной для практических целей точностью можно контролировать косвенно по слою половинного ослабления в алюминии и данным, приведенным в табл. 2.

Экспозиционные мощности доз в зависимости от напряжения генерирова-

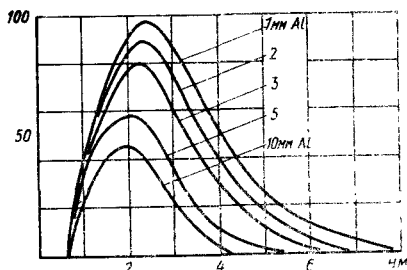


Рис. 2. Зависимость спектрального распределения интенсивности рентгеновского излучения (ось ординат), генерируемого при напряжении 200 кВ, от толщины алюминиевых фильтров

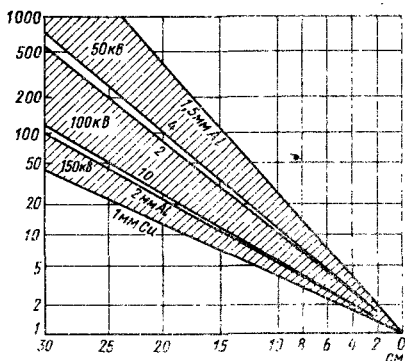


Рис. 3. Зависимость отношения экспозиционных доз на поверхности водного фантома к дозам на его выходе от напряжения генерирования рентгеновского излучения, толщины и материала фильтра

2. Суммарный эквивалент поглощения рентгеновского излучателя

Суммарный алюминиевый эквивалент поглощения, мм	Напряжение на рентгеновской трубке, кВ									
	30	40	50	60	70	80	90	100	110	120
	Слой половинного ослабления, мм Al									
0,5	0,36	0,47	0,58	0,67	0,76	0,84	0,92	1,00	1,08	1,16
1,0	0,55	0,78	0,95	1,08	1,21	1,33	1,46	1,58	1,70	1,82
1,5	0,78	1,04	1,25	1,42	1,59	1,75	1,90	2,08	2,25	2,42
2,0	0,92	1,22	1,49	1,70	1,90	2,10	2,28	2,48	2,70	2,90
2,5	1,02	1,38	1,69	1,95	2,16	2,37	2,58	2,82	3,06	3,30
3,0	—	1,49	1,87	2,16	2,40	2,62	2,86	3,12	3,38	3,65
3,5	—	1,58	2,00	2,34	2,60	2,86	3,12	3,40	3,68	3,95

3. Экспозиционные мощности доз рентгеновского излучения $P/(мин \cdot мА)$

Напряжение генерирования, кВ	Расстояние от фокуса трубки до деки стола, см	Суммарный эквивалент ослабления, мм Al				
		1	2	2.5	3	4
70	30	5,3	2,7	2,2	1,8	1,3
	38	3,5	1,7	1,4	1,2	0,8
	46	2,4	1,2	1,0	0,8	0,6
80	30	7,0	3,9	3,2	2,6	2,0
	38	4,6	2,5	2,1	1,7	1,3
	46	3,2	1,8	1,4	1,2	0,9
90	30	9,0	5,2	4,3	3,6	2,8
	38	5,8	3,3	2,8	2,3	1,8
	46	4,0	2,3	1,9	1,6	1,2
100	30	11,0	6,6	5,5	4,7	3,7
	38	7,0	4,2	3,5	3,0	2,3
	46	4,9	2,9	2,5	2,1	1,6
120	30	14,7	9,3	8,0	7,0	5,5
	38	9,5	6,0	5,1	4,5	3,6
	46	6,5	4,1	3,6	3,1	2,5
130	38	—	6,8	5,9	5,2	4,2
	46	—	4,7	4,1	3,6	2,9
140	38	—	7,6	6,6	5,9	4,8
	46	—	5,3	4,6	4,1	3,3
150	38	—	8,5	7,5	6,7	5,7
	46	—	5,8	5,2	4,6	3,9

4. Отношения интенсивностей излучения для ряда энергий за фильтрами из различных материалов к интенсивности излучения с энергиями 10 и 20 кэВ

W, кэВ	Cu	Ni	Zn	Fe	Cr	Al	Bi	Pb	Sn	Ag
--------	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----

Относительно излучения с энергией 10 кэВ

40	46	46	46	46	48,5	48,5	9,15	9,1	2,12	6,9
60	143	141	140	149	146	97,5	26,4	26	21,5	20,5
80	297	292	293	286	288	152	55,8	55	46	44,4

Продолжение табл. 4

W, кэВ	Cu	Ni	Zn	Fe	Cr	Al	Bi	Pb	Sn	Ag
<i>Относительно излучения с энергией 20 кэВ</i>										
40	6,8	6,8	6,8	6,85	7,0	6,25	6,1	6,1	1,12	1,05
60	21	21	20,9	20,9	21	12,6	17,2	17,4	3,27	3,1
80	43,4	43,2	43,6	42	41,2	17,1	36	41,5	7,1	6,85
100	72,1	71,1	73,4	67,2	63,1	20,2	15,5	16,1	12,8	12
150	149	142	155	127	112	24,7	43,2	43	34,8	32,4
200	212	200	225	170	145	28	87	87	65	59

ния, суммарной фильтрации рабочего пучка излучения и фокусных расстояний до исследуемого объекта, имеющих место при исследованиях на универсальных поворотных столах-штативах, приведены в табл. 3. Мощности доз измерялись за декой стола-штатива, крышка которого входила в суммарный эквивалентный фильтр. Данные, приведенные в таблице, соответствуют двухполупериодной схеме питания трубки.

Селективные фильтры. Применение алюминиевых фильтров для фильтрации рентгеновского излучения при напряжении генерирования рентгеновского излучения выше 80 кВ не всегда оправдано. Так, материалы с более высоким атомным номером при повышенных энергиях рентгеновского излучения обладают лучшей селективностью.

В табл. 4 приведены отношения интенсивностей излучения за фильтрами из различных материалов с энергией 40, 60, 80 кэВ к интенсивности излучения 10 и 20 кэВ.

Так как селективность алюминиевых фильтров уступает селективности фильтров из материалов Cu; Ni; Zn; Fe; Cr при напряжениях 80 кВ и выше, при медицинской диагностике целесообразно применять фильтры из указанных материалов или их соединений, а также комбинированные фильтры, как в рентгенотерапии.

Компенсационные фильтры применяют при просвечивании сложных изделий с большими перепадами толщин.

Необходимость применения компенсационных фильтров обусловлена характеристиками рентгеновских приемников излучения. У рентгеновской пленки с коэффициентом контраста $\gamma = 2,5 \div 4$ фотографическая широта в 1,5—3 раза меньше, чем у любительской пленки для фотографических целей. Применение компенсационных фильтров позволяет на одной пленке получать изображение исследуемой конструкции. При этом плотность почернения пленки будет приблизительно одинаковой по всей проекции изображения независимо от перепадов толщины контролируемого изделия.

Твердотельные компенсационные фильтры (компенсаторы) изготавлиют из материалов с атомным номером, равным атомному номеру материала контролируемого изделия (рис. 4, а и б). При рентгенографии изделий с резкими перепадами толщин применение твердотельных компенсаторов затруднено, так как места стыковки компенсаторов с контролируемым изделием могут быть ошибочно приняты за дефект в изделии.

При рентгенографии изделия с резкими перепадами толщин применяют насыпные или жидкие компенсаторы. На рис. 4, в показана схема применения насыпных компенсационных фильтров при рентгенографии. Насыпные и жидкие компенсаторы должны иметь атомный номер и плотность, по возможности близкие к аналогичным характеристикам контролируемого изделия. На рис. 4, г дана схема применения жидких компенсаторов. При

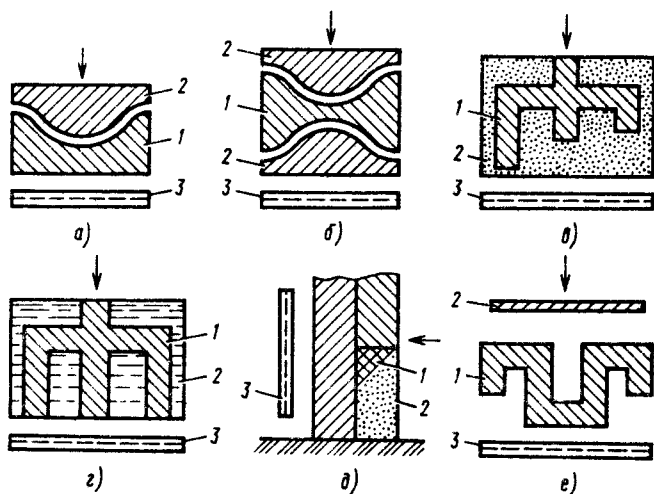


Рис. 4. Схемы применения компенсационных фильтров при рентгенографии (стрелкой указано направление рабочего пучка излучения):

1 — контролируемое изделие; 2 — компенсатор; 3 — приемник излучения

рентгенографии конструкций, расположенных вертикально или закрепленных на конструктивных опорах больших габаритов, в качестве компенсирующих фильтров применяют компенсирующие пасты (рис. 4, д). Компенсирующие фильтры из материалов с высоким коэффициентом поглощения получили широкое распространение при рентгенографии изделий сложной конфигурации.

Компенсирующие фильтры из материалов с высоким атомным номером выравнивают интенсивность излучения в плоскости рентгеновской пленки, а также поглощают «мягкую» составляющую рентгеновского спектра. При этом излучение становится более однородным по спектральному составу.

На рис. 4, е приведена схема рентгенографии изделия с использованием компенсирующего фильтра (экрана). Компенсирующие фильтры следует устанавливать первыми по ходу рабочего пучка рентгеновского излучения. При просвечивании стали и алюминия применяют фильтры из свинца. При просвечивании пластмассовых изделий сложной конфигурации целесообразно использовать медные или железные фильтры. Одновременно с приме-

нем компенсирующих фильтров целесообразно в 1,5—2 раза повышать напряженно генерирования рентгеновского излучения.

УСТРОЙСТВА КОЛЛИМАЦИИ

Для ограничения пучка рентгеновского излучения, выходящего из рентгеновского излучателя, и формирования требуемого рабочего поля излучения в рентгеновских аппаратах применяют диафрагмирование.

Диафрагмирование осуществляется изменением поперечного сечения рабочего пучка с помощью поглотителей в форме прямоугольных пластин (обычно из свинца), расположенных в плоскости, перпендикулярной оси пучка рентгеновского излучения. Устройства, изменяющие поперечные сечения пучка излучения, называются *диафрагмами*. Диафрагмирование пучка рентгеновских лучей может осуществляться также с помощью неподвижных коллимирующих устройств, в которых поле излучения задается отверстием в материале с высоким коэффициентом ослабления рентгеновского излучения. Коллиматоры, не имеющие возможности изменять телесный угол

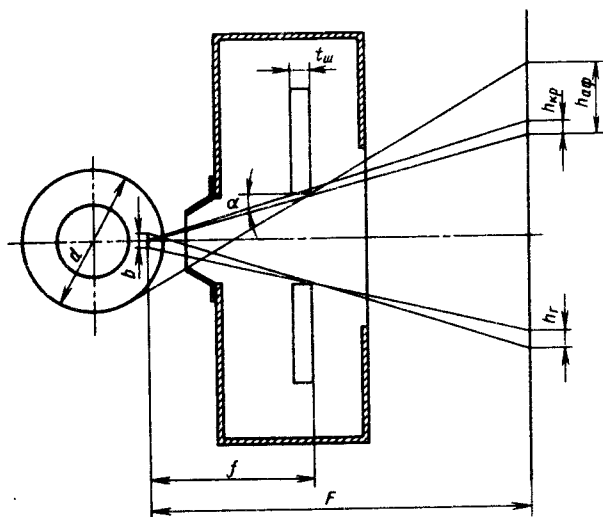


Рис. 5. Схема плоской диафрагмы

рабочего пучка излучения, называют *тубусами*. Размеры выходного отверстия тубуса задают исходя из требуемой формы и размера рабочего пучка в плоскости приемника излучения при заданном фокусном расстоянии. Наибольшее распространение получили коллиматоры, дающие возможность изменять форму и размеры рабочего пучка излучения в процессе исследования.

Такие коллиматоры называют диафрагмами. Различают плоские и глубинные диафрагмы. Плоскими называют диафрагмы с двумя парами диафрагмирующих пластин (шторок). Шторки перемещаются в параллельных плоскостях, ориентированных перпендикулярно к оси пучка излучения. Расстояние между плоскостями, в которых перемещаются шторки, 3–6 мм, а от фокуса рентгеновской трубки до выходной плоскости диафрагмы — 50–150 мм. Схема плоской диафрагмы приведена на рис. 5. Критерий качества диафрагмирования — ширина полутени края поля облучения. Ширина полутени, образуемая краем шторки, зависит от размеров диафрагмы и оптического размера фокуса рентгеновской трубки.

Составляющие полутени разделяют на геометрическую полутень и полутень краевого эффекта.

Геометрическая полутень, обусловленная конечными размерами фокуса трубки,

$$h_{г} = \frac{b(F-f)}{f}, \quad (1)$$

где b — ширина оптического фокуса трубки; F — расстояние от фокуса до приемника излучения; f — расстояние от фокуса трубки до плоскости шторок диафрагмы.

Часть электронов при попадании на зеркало анода отражается от его поверхности, а затем под действием электрического поля попадает на анод трубки за пределы ее действительного фокуса. Возникает *афокальное излучение*, интенсивность которого приблизительно на порядок меньше интенсивности излучения, выходящего из фокуса трубки.

Энергия рентгеновского афокального излучения сопоставима с энергией основного пучка излучения, исходящего из фокуса трубки. Так, при напряжении генерирования 100 кВ энергия афокального излучения лишь на

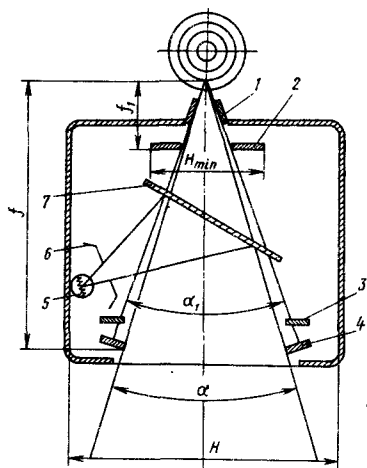


Рис. 6. Схема глубинной диафрагмы с встроенным оптическим центратором:

1 — шторки противафокального излучения; 2 — шторки грубой коллимации; 3 и 4 — шторки окончательной коллимации; 5 — лампа оптического центратора; 6 — светозащитный кожух; 7 — зеркало центратора

20% ниже энергии основного пучка излучения. Относительная интенсивность афокального излучения зависит от напряжения генерирования. Для трубок с вольфрамовым анодом составляет 20% при ускоряющем напряжении 100 кВ.

Для трубок с вращающимся анодом интенсивность афокального излучения выше, чем для трубок с неподвижным анодом, что объясняется сравнительно большими размерами диска вращающегося анода.

Составляющая геометрической полутени от афокального излучения в первом приближении

$$h_{a\phi} = \frac{d(F-f)}{2f+d}, \quad (2)$$

где d — диаметр анодного диска рентгеновской трубки.

Наиболее эффективный способ борьбы с афокальным излучением — установка специального защитного кожуха непосредственно на аноде рентгеновской трубки.

Для трубок с вращающимся анодом трудно обеспечить установку кожуха,

обеспечивающего поглощение афокального излучения, непосредственно в рентгеновском излучателе. Поэтому применяют дополнительные коллиматоры, устанавливаемые на диафрагмах. Коллиматоры афокального излучения располагают в выходном окне рентгеновских излучателей возможно ближе к фокусу рентгеновской трубки.

Составляющая полутени от краевого эффекта шторки диафрагмы $h_{кр}$ образуется в результате неодинакового ослабления излучения на ее краю:

$$h_{кр} = t_{ш} \sin \alpha \frac{F}{f}, \quad (3)$$

где $t_{ш}$ — толщина шторки диафрагмы; α — угол между краем шторки диафрагмы и крайним лучом рабочего пучка излучения.

Составляющей суммарной полутени границы поля облучения является и полутень, обусловленная дифракцией излучения на краях шторок диафрагмы. Однако она пренебрежимо мала по сравнению с другими составляющими, что позволяет не учитывать ее при формировании границ поля облучения.

Глубинные диафрагмы имеют несколько пар шторок по ходу пучка рентгеновского излучения. На рис. 6 показана схема глубинной диафрагмы с зеркальным оптическим центратором.

Первые пары шторок глубинных диафрагм ограничивают выход афокального излучения с анода рентгеновской трубки, а также рассеянного излучения от конструктивных элементов излучателя и трансформаторного масла. Вторая пара шторок предназначена для грубой коллимации рабочего пучка излучения и обеспечивает заданные конструктивные размеры поперечного сечения глубинной диафрагмы:

$$H_{\min} = 4f_1 \sin \frac{\alpha_1}{2}, \quad (4)$$

где H_{\min} — минимальная конструктивная ширина глубинной диафрагмы; α_1 — максимальный угол раскрытия пары шторок грубой коллимации; f_1 — расстояние от фокуса трубки до плоскости, в которой расположены шторки грубой коллимации.

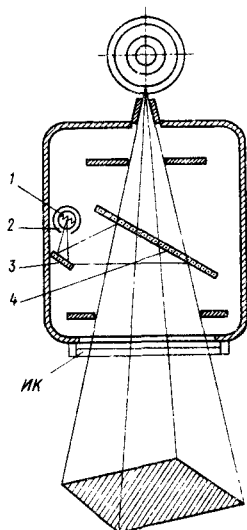


Рис. 7. Схема глубинной диафрагмы с встроенным оптическим центратором с двойным преломлением светового потока: 1 — лампа накаливания; 2 — светозащитный кожух; 3 и 4 — преломляющие зеркала; ИК — ионизационная камера интегратора дозы

Третья пара шторок предназначена для защиты от неиспользуемого излучения, прошедшего по краям шторок грубой коллимации, и одновременно для экранирования света от лампы оптического центратора. Четвертая пара — выходные шторки предназначены для окончательной коллимации рабочего пучка рентгеновского излучения. В некоторых конструкциях глубинных диафрагм третья и четвертая пары шторок со смещены. При этом свет лампы светового центратора экранируется специальным защитным декоративным кожухом.

Угол открытия выходных шторок окончательной коллимации α обычно на 2—3° меньше угла открытия α_1 шторок грубой коллимации.

Оптические центраторы предназначены для предварительной визуальной установки требуемого поля облучения. Обычно оптические центраторы располагают в корпусе диафрагмы или тубуса.

В рентгеновской технике применяют два типа оптических центраторов: с преломлением пучка света с помощью зеркала или ряда зеркал; с использованием конденсорных линз и призм полного внутреннего отражения.

В оптическом зеркальном центраторе с однократным преломлением светового потока (см. рис. 6) размеры поперечного сечения диафрагмы должны быть таковы, чтобы в ней можно было установить световой центратор. Для получения оптимальных размеров поперечного сечения глубинной диафрагмы, когда $H \rightarrow H_{\text{min}}$, применяют схему двойного преломления светового пучка (рис. 7). Для уменьшения габаритов диафрагм некоторые фирмы применяют световые центраторы, в которых лампы накаливания и фокусирующие оптические приспособления располагаются непосредственно на подвижных коллимирующих шторках диафрагмы. На рис. 8 показана схема диафрагмы со световым центратором, в котором используются конденсаторы и призмы полного внутреннего отражения. Источник света, конденсорная линза и призма полного внутреннего отражения жестко соединены с подвижными шторками окончатальной коллимации пучка рентгеновского излучения. Поле, ограниченное оптическим центратором по схеме на рис. 8, несколько превышает рентгеновское поле, определяемое шторками окончатальной коллимации. Для юстировки оптических центраторов по полю рентгеновского изображения источники света и зеркала должны иметь возможность необходимых перемещений.

Оптический центратор должен обеспечить среднюю освещенность по полю не менее 100 лк на расстоянии фокуса — плоскости приемника излучения $F \geq \geq 100$ см.

Световые центраторы с конденсорными линзами используются в томографических устройствах для визуального контроля высоты среза исследуемого объекта.

В компьютерной томографии используются лазерные оптические центраторы для визуализации плоскости исследуемого среза.

Компрессионные тубусы предназначены для улучшения контраста изо-

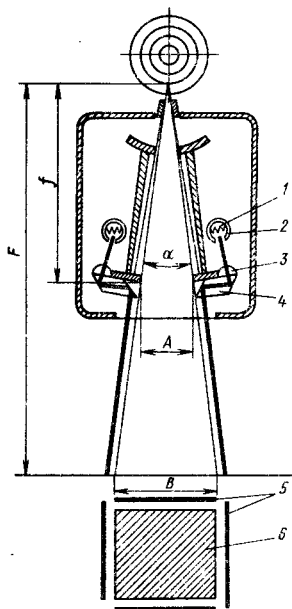


Рис. 8. Схема глубинной диафрагмы с встроенным оптическим центратором с конденсаторными линзами:

1 — лампа накаливания; 2 — световой защитный кожух; 3 — конденсаторная линза; 4 — призма полного внутреннего отражения; 5 — границы линии оптического центратора; 6 — рабочее поле рентгеновского излучения

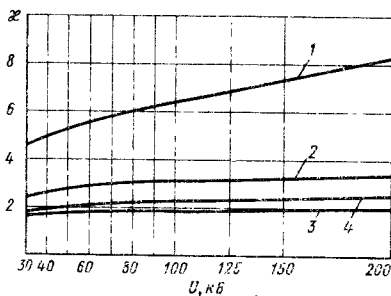


Рис. 9. Факторы накопления k при облучении фантомов различной толщины (поле облучения на выходе из фантома 300×300 мм, фокусное расстояние 1 м) при изменении напряжения генерирования U , кВ:

1 — толщина фантома 20 см без раstra;
 2 — толщина фантома 10 см без раstra;
 3 — толщина фантома 5 см без раstra;
 4 — толщина фантома 20 см с растром

бражения исследуемой области путем уменьшения ее толщины вследствие сжатия области исследования. Усилия компрессии обычно 20—150 Н. Компрессионные тубусы изготовляют из материалов, имеющих незначительный алюминиевый эквивалент поглощения (не более 0,25 мм Al).

На рис. 9 показаны изменения факторов накопления вследствие уменьшения толщины исследуемого объекта. При компрессии, уменьшающей толщину исследуемого объекта в 2 раза, можно получить двойное улучшение контраста изображения.

В табл. 5 приведены основные технические характеристики тубусов к экраноснимочному устройству аппарата, в котором не предусмотрена автоматическая коллимация радиационного поля в плоскости приемника рентгеновского излучения.

Автоматические коллиматоры. Поле облучения при рентгеновском исследовании формируется в расходящемся пучке излучения. Поэтому при изменении фокусного расстояния в процессе исследования изменяется поле облучения в плоскости приемника излучения. Для сохранения размеров радиационного поля в плоскости приемника излучения применяют защитные устройства, которые имеют окно в защитном материале. Размеры окна обычно выбирают в соответствии с размерами требуемого поля облучения в плоскости приемника радаяции.

Для уменьшения радиационной нагрузки на исследуемого и уменьшения доли рассеянного излучения в плоскости приемника излучения необходимо по возможности уменьшить объем исследуемого объекта, подвергающегося воздействию радиационного облучения. Лучший способ для этого — применение автоматических глубинных диафрагм в комплексе с компрессионными устройствами.

Для уменьшения радиационной нагрузки при выбранном формате снимка вводят электрическую или механическую связь между перемещениями приемника излучения относительно фокуса рентгеновской трубки и раскрытием шторок диафрагмы. При регулировании по углу раскрытия диафрагмы (см. рис. 8) необходимо, чтобы

Б. Основные технические характеристики трубосов

Трубус	Высота трубуса, мм	Размеры рабочего поля, см, рентгеновского снимка при ФР* = 70 см	Алюминиевый эквивалент ослабления в рабочем поле, мм	Масса, кг
Жесткий: ТЖ-1	75±2	∅9	0,3	1,0
		∅12		
		9×12		
	ТЖ-2	25±2	15—32	0,3
ТЖ-3				
ТЖ-4				
Пневматический ТП-1	12±2 (без избыточного давления)	∅14	0,5	1,5

* ФР — фокусное расстояние при снимках.

выполнялось следующее геометрическое соотношение:

$$\alpha = 2 \operatorname{arctg} \frac{B}{2F}, \quad (5)$$

где α — угол раскрытия шторок окончатальной коллимации; B — требуемый размер поля облучения; F — фокусное расстояние.

При регулировании по размеру раскрытия коллимирующих шторок диа-

фрагмы соотношение примет вид

$$A = \frac{Bf}{F}, \quad (6)$$

где A — линейный размер раскрытия шторок окончатальной коллимации; f — расстояние от фокуса трубки до плоскости перемещения шторок окончатальной коллимации.

Комплекс устройств, формирующих поле облучения в современных рент-

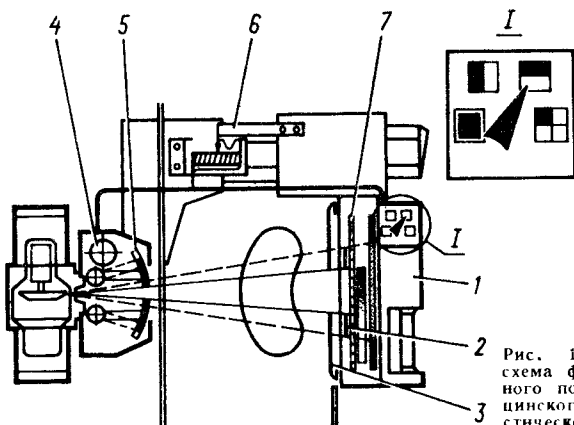


Рис. 10. Конструктивная схема формирования заданного поля облучения медицинского рентгенодиагностического аппарата

генодиагностических аппаратах, приведен на структурной схеме рис. 10. При выборе формата снимка переключателем программы (для телеуправляемых штативов программатор установлен на дистанционном пульте управления) соответствующее положение занимают шторки плоской диафрагмы 2 (или в поле облучения вводится тубус с требуемыми размерами отверстия в свинцовой защитной шторке 3 и требуемыми размерами компрессионного устройства). Опорное напряжение, заданное положением переключателя 1, вводится в систему управления автоматической глубиной диафрагмой, установленной на излучателе. При этом двигатель 4 привода шторки диафрагмы 5 обрабатывает сигнал рассогласования до тех пор, пока положение шторок не будет соответствовать заданному формату снимка. Потенциометр 6 вводит поправку на изменение фокусного расстояния и дает команду на установку в поле облучения раstra 7 с соответствующим фокусным расстоянием.

РЕНТГЕНОВСКИЕ ОТСЕИВАЮЩИЕ РАСТРЫ И РЕШЕТКИ

Для повышения контраста рентгеновского изображения при рентгенографии и рентгеноскопии применяются отсеивающие растры (решетки).

Отсеивающие растры помещают перед приемником рентгеновского излучения для уменьшения доли рассеянного излучения, возникающего в исследуемом объекте, а также в элементах конструкций рентгеновских аппаратов, расположенных между фокусом рентгеновской трубки и приемником излучения.

На рис. 11 показана схема работы отсеивающего раstra.

Контраст рентгеновского изображения в рассматриваемом случае при отсутствии раstra

$$K_0 = \frac{\mu_1 d_1 - \mu_2 d_2}{\kappa_0}, \quad (7)$$

где μ_1 , μ_2 — линейные коэффициенты ослабления частей исследуемого объекта; d_1 , d_2 — соответственно их толщины; κ_0 — фактор накопления при отсутствии раstra.

На рис. 12 и 13 приведены значения дозовых факторов накопления для водного фантома площадью 400×400 мм в зависимости от энергии излучения и от произведения μd для воды в условиях барьерной геометрии.

В табл. 6 приведены значения дозовых факторов накопления легкоатомных материалов для условия барьерной геометрии.

Дозовые факторы накопления (рис. 12 и 13), а также значения факторов накопления, представленные в табл. 6, относятся к моноэнергетическим источникам излучения. Замена моноэнергетического источника рентгеновским с той же эффективной энергией при определении фактора накопления приводит к существенно завышенным результатам. Так, при толщине водного фантома 20 см фактор накопления для точечного моноэнергетического источника с энергией 60 кэВ в 3 раза превышает фактор накопления для той же толщины фантома при напряжении генерирования рентгеновского излучения 120 кВ. Эффективная энергия рентгеновского излучения в данном случае в плоскости детектирования также составляла 60 кэВ. Это различие объясняется тем, что по мере прохождения моноэнергетического излучения через вещество его энергия убывает за счет роста числа рассеянных квантов с меньшей энергией, а в случае прохождения рентгеновского спектра через поглотитель его эффективная энергия увеличивается за счет большего поглощения длинноволновой составляющей непрерывного рентгеновского спектра.

При наличии раstra, установленного, как показано на рис. 11, выражение (7) примет вид

$$K_p = \frac{\mu_1 d_1 - \mu_2 d_2}{\kappa_p}, \quad (8)$$

где κ_p — фактор накопления в плоскости приемника излучения при установленном растре.

Коэффициент улучшения контраста, обусловленный наличием раstra,

$$K = \frac{K_p}{K_0}, \quad \text{или} \quad K = \frac{\kappa_0}{\kappa_p}.$$

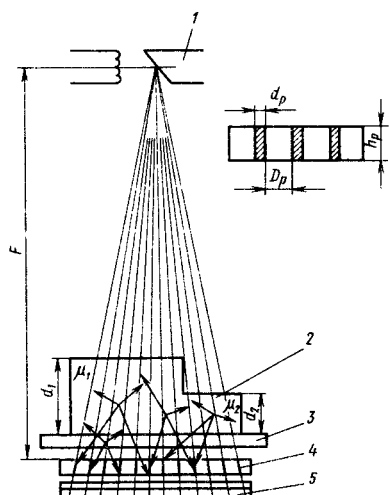


Рис. 11. Схема работы отсеивающего растра:

1 — анод рентгеновской трубки; 2 — исследуемый объект; 3 — дека стола штатива; 4 — отсеивающий растр; 5 — касета с фотоматериалом

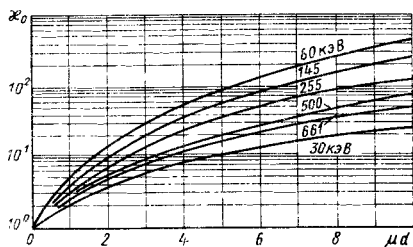


Рис. 12. Зависимость дозовых факторов накопления для водного фантома площадью 400×400 мм от энергии и произведения μd (барьерная геометрия)

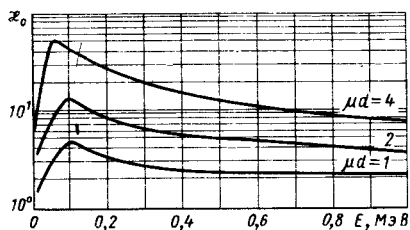


Рис. 13. Дозовые факторы накопления в воде для барьерной геометрии

6. Дозовые факторы накопления для точечного моноэнергетического источника

Энергия, кэВ	μd	Mg	Al	Si	H ₂ O
40	1	1,83	1,58	1,37	3,02
	2	3,51	3,28	2,89	6,20
	4	4,68	4,75	4,86	10,3
	7	5,87	6,23	6,68	15,2
60	1	3,00	2,84	2,61	4,05
	2	4,74	4,56	3,99	10,3
	4	5,83	5,73	4,97	20,1
	7	6,10	6,18	5,41	36,0
80	1	3,47	3,26	3,06	4,25
	2	5,71	5,08	4,63	11,5
	4	6,94	5,97	5,34	25,0
	7	6,92	5,81	5,17	46,0
100	1	3,66	3,46	3,28	4,16
	2	6,26	5,62	5,09	11,3
	4	7,82	6,69	5,79	25,2
	7	7,86	6,44	5,37	48,5

Преимущественное ослабление рассеянного излучения по сравнению с излучением, исходящим из фокуса трубки, определяется ориентацией абсорбирующих пластин растра на фокус рентгеновской трубки. Сфокусированные растры применяют при фокусных расстояниях 70, 100, 130 см. Для снимков на больших фокусных расстояниях используют параллельные растры, в которых абсорбирующие пластины расположены параллельно друг другу.

Наибольшее распространение рентгеновские растры нашли в медицинской рентгеновской диагностике вследствие значительной доли рассеянного излучения в теле человека. В некоторых случаях для улучшения контраста изображения применяют перекрещивающиеся растры, которые обычно состоят из двух наложенных друг на друга линейных растров. Перекрещивающиеся растры, как и линейные,

могут быть сфокусированными и параллельными. В случае применения перекрещивающихся растров указывают угол, под которым линейные растры расположены относительно друг друга. Перекрещивающийся растр, у которого поглощающие пластины образуют угол 90° , называют прямоугольным. У конических растров (линейных или перекрещивающихся) высота поглощающих пластин уменьшается от центра к периферии.

Конические растры применяют для обеспечения постоянства интенсивности излучения в плоскости приемника рентгеновского изображения по всему его рабочему полю.

Фокусное расстояние F , на которое рассчитан растр, определяется расстоянием между линией, в которой сходятся продолжения плоскостей поглощающих пластин сфокусированного растра, и его поверхностью, направленной в сторону к излучателю. Для параллельных решеток фокусное расстояние не указывается.

Частота растра N (см^{-1}) определяется количеством поглощающих пластин на 1 см:

$$N = \frac{1}{d_p + D_p},$$

где d_p — ширина поглощающей пластины; D_p — расстояние между поглощающими пластинами.

Отношение растра — безразмерный параметр — определяет фактор улучшения контраста: $r_p = h_p/D_p$, где h_p — высота поглощающей пластины. Для конусных растров $r_p = h_0/D_p$, где h_0 — максимальная высота пластины конусного растра. Для перекрещивающихся растров $r_p = r_1 + r_2$, где r_1 и r_2 — соответственно отношение каждого из наложенных друг на друга растров.

Габаритные размеры растров зависят от области применения.

Растры с органическим наполнением снижают радиационную нагрузку при исследованиях и уменьшают время экспозиции по сравнению с растрами с аналогичными геометрическими характеристиками, но с заполнением пространства между поглощающими пластинами алюминием.

В табл. 7 представлены параметры растров, рекомендуемых к применению в рентгенодиагностике в странах, разрабатывающих рентгено-диагностическую аппаратуру.

Прозрачность растра T_p для первичного рентгеновского излучения определяется отношением интенсивности первичного излучения при наличии растра к интенсивности излучения без растра.

Прозрачность растра T_t для общего потока рентгеновского излучения определяется отношением суммарной интенсивности излучения при наличии растра к суммарной интенсивности излучения без растра.

Прозрачность растра T_s для потока рассеянного рентгеновского излучения определяется отношением интенсивности рассеянного излучения при наличии растра к интенсивности рассеянного излучения без растра.

Избирательность $\Sigma = T_p/T_s$ (селективность) растра определяется отношением прозрачности растра для первичного рентгеновского излучения к прозрачности растра для рассеянного излучения.

Фактор улучшения контраста для рентгеновских растров $K = T_p/T_t = \frac{\kappa_0}{\kappa_p}$ определяется отношением прозрачности растра для первичного потока излучения к прозрачности для общего потока излучения.

Фактор увеличения экспозиции $B = 1/T_t$ для рентгеновских растров (Букки-фактор) определяется отношением интенсивности потока рентгеновского излучения без растра к интенсивности при наличии растра.

Для определения физических характеристик рентгеновских растров применяется методика Международной электротехнической комиссии (МЭК).

На рис. 14, 15 показаны устройства для определения физических характеристик.

Приемником рентгеновского излучения является кальций-вольфрамовый (CaWO_4) усиливающий экран с нагрузкой (75 ± 10) мг/см^2 . Диаметр измерительного поля определяется размером флюоресцирующего экрана и равен (10 ± 1) мм. Яркость флюо-

7. Параметры направленных растров, применяемых в медицинских рентгеновских устройствах

Частота ($\pm 15\%$) см ⁻¹	Отношение ($\pm 15\%$)	Фокусное расстояние ($\pm 5\%$) см	Габаритные размеры, мм		
			вдоль полос	поперек полос	Высота
40	10	100	268	208	3,5 \pm 0,3
28	7	70, 100	328	268	
40	10	70, 100, 125 100 70, 100, 125	428	328	
			384	384	
			328	428	
28	7	100	428		
40	10				
28	7	70	350	370	
40	10				
28	7		372	392	
40	10				
28	7		100, 120, 150 100, 150 100, 120	446	
40	10				
28	15				

6 \pm 0,5

ресцирующего экрана измеряется фотодетектором (желательно фотозлектронным умножителем ФЭУ).

Малый фантом (см. рис. 14) используется для измерения прозрачности к первичному рентгеновскому излучению. Диаметр малого фантома (50 \pm 1) мм, высота (200 \pm 1) мм. Стенки фантома изготавливают из органического стекла толщиной \approx 5 мм.

Большой фантом (см. рис. 15) используется для измерения прозрачности растра к общему потоку излучения и прозрачности к рассеянному излучению.

Поперечное сечение фантома 300 \times 300 мм. Высота заполнения водой,

включая толщину дна фантома, (200 \pm 1) мм. Стенки фантома изготавливают из органического стекла толщиной \approx 5 мм. Прозрачность растра к общему потоку рентгеновского излучения измеряется без свинцового защитного экрана диаметром 5 см. Прозрачность растра к рассеянному потоку рентгеновского излучения измеряется при наличии свинцового экрана диаметром 5 см. Толщина защитных экранов и коллиматоров, используемых при определении физических характеристик растров, должна быть (5 \pm 1) мм Pb. Растры должны испытываться на рентгеновской установке при напряжении генерирования излу-

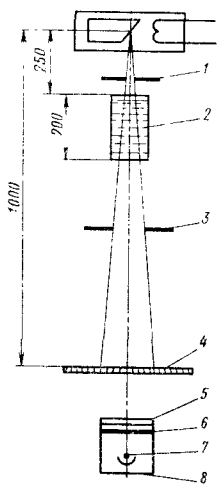


Рис. 14. Схема устройства для снятия физических характеристик растров (узкий пучок):

1 — свинцовая диафрагма толщиной 5 мм; 2 — водный фантом; 3 — свинцовая диафрагма; 4 — растр; 5 — флюоресцирующий экран; 6 — свинцовое стекло с эквивалентом ослабления 5 мм Рв; 7 — фотоэлемент; 8 — свинцовая защита

чения 100 кВ. Суммарная фильтрация излучения, включая выходные среды трубы и кожуха излучателя, должна быть эквивалентна 4 мм А1. Физические характеристики растров для других значений генерирования рентгеновского излучения следует определять при параметрах рентгеновского излучения, приведенных в табл. 8.

Пульсации указанных значений напряжений не должны превышать 5%.

Физические характеристики растров типа РН с неметаллическим промежутком приведены в табл. 9.

Контраст рентгеновского изображения при наличии раstra с фактором улучшения контраста K имеет следующий вид:

$$K_p = K \frac{\mu_1 d_1 - \mu_2 d_2}{x_0} \quad (9)$$

Физический предел фактора улучшения контраста при применении растров достигается при равенстве между фактором накопления x_0 и фактором улучшения контраста K .

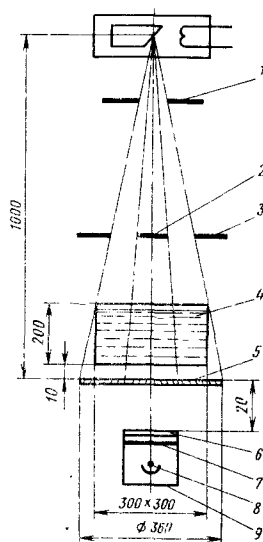


Рис. 15. Схема устройства для снятия физических характеристик растров (широкий пучок):

1 — свинцовая диафрагма с отверстием; 2 — свинцовый защитный экран диаметром 5 см; 3 — свинцовая диафрагма толщиной 5 мм; 4 — водный фантом; 5 — растр; 6 — флюоресцирующий экран; 7 — свинцовое стекло с эквивалентом ослабления 5 мм Рв; 8 — фотоэлемент; 9 — свинцовая защита

8. Требуемые значения параметров излучения при испытаниях растров

Напряжения генерирования рентгеновского излучения, кВ	Суммарная фильтрация излучения в алюминии в эквиваленте, мм	Ослабление излучения медным фильтром толщиной (1 + 0,1) мм. установленным на месте раstra, %
60	2	93,5 ± 0,5
75		86,0 ± 1,0
100	4	68,5 ± 1,5
125		59,0 ± 1,5
150		54,0 ± 2,0

На рис. 16 приведены значения дозовых факторов накопления в зависимости от предварительной фильтрации рабочего пучка излучения при наличии и отсутствии растра.

В табл. 10 приведены факторы улучшения контраста вследствие применения растра с $r_p = 10$ при поле облучения на выходе из исследуемого объекта 300×300 см, толщине объекта 20 см, $\rho = 1,07$ г/см³ в зависимости от напряжения генерирования рентгеновского излучения и толщины дополнительного фильтра на выходе рентгеновского излучателя.

В табл. 11 представлены основные технические параметры растров типа РП.

Все растры типа РП имеют поглощающие полосы из свинцовой фольги с лавсановым заполнением промежутка для пропускания прямого рентгеновского излучения. Недостатком растров является то, что они в значительной мере поглощают прямое рентгеновское излучение, прошедшее через объект исследования. При этом поглощается часть спектра рентгеновского излучения, несущего информацию об объекте исследования. Разработчики растров постоянно совершенствуют их технологию для повышения пропускания рентгеновского излучения, несущего полезную информацию. С этой целью алюминиевые промежутки заменены на лавсановые, а в последнее время ряд фирм в качестве материала промежутков между ламелями, поглощающими рассеянное излучение, стали использовать углеродистые материалы малой плотности. Применение углеродистых материалов в качестве материала заполнителя позволило расширить область применения линейчатых растров до низких напряжений генерирования рентгеновского излучения 20—30 кВ. Такие растры используются в маммографии.

Развитие технологии с использованием рентгеносталя позволило разработать принципиально новую технологию перекрестных рентгеновских растров.

Новые растры получили название ячейковых. Ячейки не имеют наполнителя и практически не поглощают информативного рентгеновского излу-

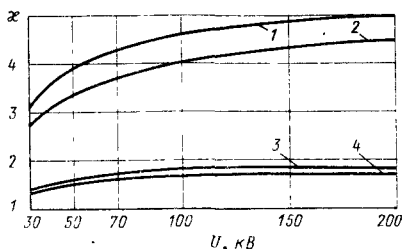


Рис. 16. Дозовые факторы накопления при облучении тканезвеквивалентного фантома толщиной 20 см (поле облучения на выходе 300×300 см²; фокусное расстояние 1 м): 1 — без растра с дополнительным фильтром; 2 — без растра и дополнительного фильтра; 3 — с растром $r = 10$ с дополнительным фильтром; 4 — с растром $r = 10$ без дополнительного фильтра

чения, в то время как стенки растра, образуя ячейковую структуру, обеспечивают поглощение рассеянного объектом рентгеновского излучения. Ячейковые растры позволили существенно повысить информативность рентгенографии и расширить применение растров в области низких энергий. В табл. 12 представлены типы ячейковых растров и их область применения. Число ячеек на 1 см² в растрах такого типа обычно 400.

Интегральная прозрачность для первичного рентгеновского излучения T_p не менее 0,5, в то время как прозрачность в области ячейки $T_p \approx 1$. Прозрачность для рассеянного излучения не более 0,12. Фактор Букки B не более 5,5. Существенной характеристикой ячейковых растров является также коэффициент стабильности рентгенопрозрачности для первичного рентгеновского излучения, который обычно не менее 0,85. Коэффициент стабильности определяется отношением рентгенопрозрачности для первичного рентгеновского излучения при низком напряжении генерирования рентгеновского излучения (30 кВ) к рентгенопрозрачности для высокого напряжения генерирования рентгеновского излучения (100 кВ). Изменение коэффициента стабильности рентгенопрозрачности в диапазоне от 20 до 100 кВ для ячейковых растров может не превышать 15%, в то время как для растров типа РП эти изменения достигают 90%.

9. Рентгенофизические характеристики направленных растров с немагнитическим промежуток

Показатель	Напряжение генерирования, кВ								
	РН-1-30	РН-2-30	РН-3-30	РН-4-30	РН-5-30	РН-6-30	РН-7-30	РН-8-30	РН-9-30
Прозрачность для первичного изменения T_p , не менее	0,75	0,65	0,75	0,65	0,75	0,75	0,75	0,75	0,65
Прозрачность для рассеянного излучения T_s , не более	0,45	0,25	0,45	0,25	0,45	0,45	0,45	0,45	0,25
Фактор Букки B , не более	3,4	5,5	3,4	5,5	3,4	3,4	3,4	3,4	5,5
Избирательность Σ , не менее	1,8	3,2	1,8	3,2	1,8	1,8	1,8	1,8	3,2
Фактор улучшения контраста K , не менее	1,6	3,0	1,6	3,0	1,6	1,6	1,6	1,6	3,0

10. Факторы улучшения контраста

Характеристика фильтра	Напряжение генерирования, кВ					
	30	50	70	100	150	200
Собственная фильтрация	2,2	2,4	2,5	2,61	2,72	2,82
Собственная и дополнительная фильтрация 5 мм Al	2,11	2,2	2,31	2,36	2,4	2,62

11. Основные параметры, размеры и характеристики растров

Тип растра	Габаритные размеры, мм			Масса, кг, не более	Прозрачность для излучения		Фактор Букки B , не более	Коэффициент улучшения контраста K , не более	Избирательность, не менее
	вдоль полос	поперек полос	высота		первичного T_p , не менее	рассеянного T_s , не менее			
РП-1-6-35-100	440	466	3,0	1,9	0,75	0,32	3,3	1,6	1,8
РП-12-35-100	440	466	4,5	3,4	0,60	0,20	5,3	3,0	3,2
РП-3-6-35-70	372	420	3,0	1,9	0,75	0,32	3,3	1,6	1,8
РП-4-12-35-70	372	420	4,5	2,4	0,60	0,20	5,3	3,0	3,2
РП-5-6-35-70	366	366	4,7	1,9	0,75	0,32	3,3	1,6	1,8
РП-6-6-35-70 *	350	370	3,0	1,5	0,75	0,32	3,3	1,6	1,8
РП-7-6-35-100	315	335	3,0	1,2	0,75	0,32	3,3	1,6	1,8
РП-8-6-35-100 *	412	412	4,7	1,7	0,75	0,32	3,3	1,6	1,8

Продолжение табл. 11

Тип растра	Габаритные размеры, мм			Масса, кг, не более	Прозрачность для излучения		Фактор Букки B , не более	Коэффициент улучшения контраста K , не более	Избирательность, не менее
	вдоль полос	поперек полос	высота		первого T_p , не менее	второго T_s , не менее			
РП-9-12-35-100 *	412	412	6,1	2,4	0,60	0,20	5,3	3,0	3,2
РП-10-6-35-100	338	338	3,0	2,5	0,75	0,32	3,3	1,6	1,8
РП-11-6-35-70	205	265	3,0	1,0	0,75	0,32	3,3	1,6	1,8
РП-12-12-35-70	205	265	4,5	1,6	0,60	0,20	5,3	3,0	3,2
РП-15-6-35-100	175	425	3,0	1,1	0,75	0,32	3,3	1,6	1,8
РП-21-8-35-70	349,5	399,5	3,5	1,5	0,70	0,28	4,2	2,2	2,4
РП-22-8-35-150	349,5	399,5	3,5	1,5	0,70	0,28	4,2	2,2	2,4
РП-23-12-35-70	349,5	399,5	4,5	2,0	0,60	0,20	5,3	3,0	3,2
РП-24-12-35-150	349,5	399,5	4,5	2,0	0,60	0,20	5,3	3,0	3,2

* Растр, работающий в неподвижном режиме.

Растры с заполненными промежутками между ламелями нецелесообразно применять при напряжении ниже 40—50 кВ из-за существенного увеличения дозовых нагрузок на пациента. Ячейковые растры могут быть с успехом использованы при напряжении от 15 кВ и выше. Ячейковые растры можно применять только при производстве прямых снимков. При производстве косых снимков и в устройствах для томографии данные растры неприемлемы.

В некоторых случаях целесообразно использовать рентгенографические кассеты, совмещенные с растрами. При

этом роль передней крышки кассеты выполняет неподвижный растр. Достоинством такой конструкции является то, что сокращается расстояние между объектом контроля и рентгеновской пленкой. Таким образом уменьшается геометрическая нерезкость рентгеновского снимка. Недостатком кассет, совмещенных с растром, является наличие видимых полос от неподвижного растра на рентгенограмме.

Рентгеновские решетки предназначены для установки кассет с рентгеновским фотоматериалом, камеры

12. Основные характеристики ячейковых рентгеновских растров с отношением $\tau = 6$ и числом ячеек 400 на 1 см^2

Тип растра	Габаритные размеры, мм			Масса, кг, не более	Расстояние от фокуса трубки до растра, см
	Длина	Ширина	Высота		
РЯ-1	410	410	3,5	2,0	100
РЯ-1	440	466	3,5	2,5	100
РЯ-3	350	370	3,5	1,6	70
РЯ-4	315	335	3,5	1,4	100
РЯ-5	325	265	3,5	1,0	100
РЯ-6	205	265	3,5	0,8	70
РЯ-7	175	425	3,5	1,0	100

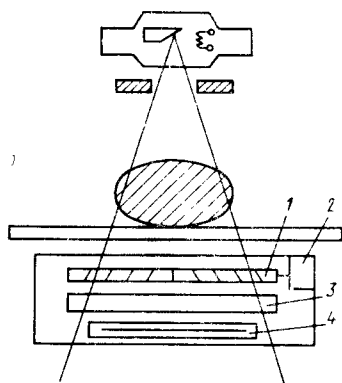


Рис. 17. Схема расположения элементов в рентгеновской решетке:

1 — отсвечивающий растр; 2 — привод раstra; 3 — ионизирующая камера экспонетра; 4 — кассета с экспонируемым материалом

рентгеновского эксперимента и раstra. На рис. 17 приведена схема расположения элементов решетки по ходу рабочего пучка рентгеновского излучения.

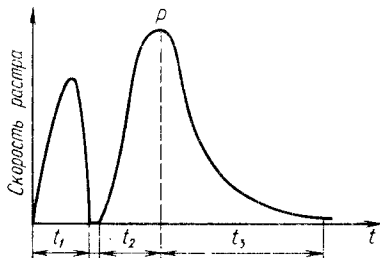


Рис. 18. Зависимость скорости перемещения раstra в рентгеновской решетке от времени:

P — точка максимальной скорости; t_1 — время установки раstra в исходное положение; t_2 — время от начала движения до момента максимальной скорости; t_3 — время экспозиции

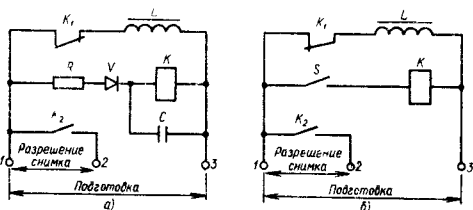


Рис. 19. Электрические схемы привода раstra с электромагнитом

Для устранения теней от ламелей раstra на экспонируемом фотоматериале решетки снабжают приводом.

Рентгеновские решетки, снабженные приводом раstra, называют *вибрационными*, или *подвижными*. Для предупреждения стробоскопического эффекта скорость раstra должна корректироваться в зависимости от схемы питания рентгеновского излучателя.

Стробоскопический эффект возникает, когда свинцовые ламели раstra закрывают одни и те же линии на фотоматериале в моменты максимумов интенсивности рентгеновского излучения. При стробоскопическом эффекте на снимке видна структура раstra и не улучшается качество снимка по сравнению с качеством снимка, произведенного с неподвижным растром.

Для предупреждения возникновения стробоскопического эффекта растр следует перемещать со скоростью, большей или меньшей критической. Для исключения проблем регулирования, обусловленных требованиями регулирования скорости перемещения раstra в зависимости от схемы питания рентгеновского излучателя, применяют механизмы, обеспечивающие переменную скорость движения раstra. На рис. 18 приведена зависимость скорости перемещения раstra от времени.

Напряжение генерирования рентгеновского излучателя должно подаваться в момент времени, когда растр достигает максимальной скорости перемещения t_p . Описанная циклограмма работы раstra обычно обеспечивается кулачковым механизмом.

На рис. 19, а показана схема включения привода рентгеновского раstra с использованием электромагнита. Растр закреплен на пружинном параллелограмме, обеспечивающем его пло-

скопараллельное колебательное перемещение.

При подаче напряжения на контакты 1—3 ток проходит через цепь катушки электромагнита L и растр устанавливается в исходное положение. Через промежуток времени, определяемый цепью RC , срабатывает реле K . Контакты K_1 рвут цепь питания электромагнита, растр начинает перемещаться. При замыкании контактов K_2 подается команда на разрешение включения напряжения генерирования рентгеновского излучения. На рис. 19, б показана схема включения привода растра, в котором RC -цепочка заменена замыкающим механическим контактом S , который

закрывается в момент установки растра в исходное положение. Электрические схемы включения растра, показанные на рис. 19, позволяют включить высокое напряжение в тот момент, когда либо не достигнута максимальная скорость перемещения, либо граница максимальной скорости пройдена, что может привести к регистрации свинцовых ламелей растра на фотоматериале при коротких экспозициях. Кулачковый привод, обеспечивающий принудительное перемещение растра, лишен указанного недостатка. Включение высокого напряжения должно быть по возможности синхронизировано с моментом максимальной скорости перемещения растра.

Технические характеристики рентгеновской решетки

Габаритные размеры рентгеновского растра, установленного в решетку, мм	440×466×(3÷5)
Типоразмеры кассет, установленных в кассетодержатель, см	13×18; 18×24; 24×30; 30×40; 35,6×35,6
Максимальные размеры ионизационной камеры экспонометра, устанавливаемой в решетку, мм	440×500×12
Выдержка, с:	
минимальная, при которой отсутствует стробоскопический эффект	0,01
максимальная	5
Расстояние от верхней плоскости корпуса решетки до опорной поверхности кассетодержателя, мм, не более	52
Усилие передвижения кассетодержателя, Н, не более	30

Технические характеристики решеток вибрационного типа

Амплитуда свободных колебаний растра, мм	15	Частота, Гц	50
Время колебания растра, с, не менее	10	Расстояние от верхней поверхности корпуса решетки до кассетодержателя, мм	62
Напряжение питания, В	220		

В решетку типа РУВ можно устанавливать сменные растры размером 440×460×5,5 мм (5,5 — максимальная толщина растра), а также кассеты стандартных размеров; 13×18, 18×24, 24×30, 35,6×35,6, 15×40, 30×40 см. Масса решеток не превышает 15 кг. Габаритные размеры решеток РУВ-1 622×556×74 мм; решеток РУВ-2 750×632×160 мм, решеток РУВ-3 3,622×556×74 мм.

Рентгеновские решетки включают в себя растры, ионизационные камеры рентгеновских экспонометров, а также

кассеты, через которые проходит рабочий пучок рентгеновского излучения. Поэтому все они должны обладать максимальной рентгенопрозрачностью излучения и не иметь дефектов, а также дополнительных включений или раковин, влияющих на возможные неточности или неопределенности при рентгеновской диагностике. Особенно это требование оговаривается для растров и проходных детекторов рентгеновских экспонометров. Проверку на отсутствие дефектов частей и устройств рентгеновского аппарата, через ко-

торые проходит рабочий пучок рентгеновского излучения, следует проводить при движущемся растре, если его перемещение предусмотрено конструкцией аппарата, и при неподвижном растре, если перемещение конструкций не предусмотрено. При проверке допускается замена фантома тела человека водным однородным фантомом толщиной 100 мм со стенками из органического стекла. При этом значение рентгеновского контраста не должно превышать 5%.

При проверке с использованием рентгенографического метода соответствие рентгеновского и рентгенографического контраста обеспечивается при контрастности экспонируемого материала $\gamma_0 = 2,3$.

Разность оптических плотностей ΔS является мерой рентгенографического контраста:

$$\Delta S \leq \frac{0,05\gamma}{2,3}, \quad (10)$$

где γ — контрастность экспонируемого фотоматериала (пленки).

Проверку следует проводить при минимальном анодном напряжении, предусмотренном в данном аппарате.

ПРИБОРЫ АВТОМАТИЧЕСКОГО ЭКСПОНИРОВАНИЯ

Приборы автоматического экспонирования являются составной частью систем автоматического управления, в которых контроль или ограничение электрической энергии, потребляемой рентгеновской трубкой, осуществляется с учетом данных измерения количества радиации при прямой рентгенографии или других физических величин, например световой экспозиции, при неяркой рентгенографии.

При прямой рентгенографии используют устройства, в которых регистрация рентгеновского изображения осуществляется на поверхности приемника излучения. К прямой рентгенографии относятся случаи непосредственного экспонирования рентгеночувствительных фотоматериалов, пленок и радиографических бумаг, а также фотоматериалов, находящихся в не-

посредственном контакте с усиливающими экранами или фольгами.

При неяркой рентгенографии применяют устройства, в которых регистрация рентгеновского изображения осуществляется после переноса информации, полученной на поверхности приемника изображения. К устройствам неяркой рентгенографии относятся флюорографические камеры с усилителями рентгеновского изображения либо без них, а также устройства с использованием усилителей рентгеновского изображения в универсальных либо специализированных рентгеновских аппаратах, в которых детектор системы экспонирования реагирует на оптическое изображение, либо непосредственно используется электрический сигнал телевизионной передающей трубки.

При прямой рентгенографии системы автоматического экспонирования имеют собственный детектор рентгеновского излучения.

При неяркой рентгенографии собственного первичного детектора рентгеновского излучения система автоматического экспонирования обычно не имеет.

Системы автоматического экспонирования также классифицируются по способу работы на две группы:

1) автоматические контрольные системы при прерывистом режиме работы с изменяющимся временем экспозиции;

2) автоматические контрольные системы при прерывистом режиме работы с заданным временем экспозиции.

Автоматические контрольные системы первой группы обеспечивают получение экспозиционной дозы в плоскости экспонируемого фотоматериала, практически не влияя на отношение сигнал/шум полученного изображения, которое без учета гранулярности пленки и усиливающих экранов определяется следующим выражением:

$$K = \frac{\Delta d \Delta \mu}{\kappa_N} \Phi P \sqrt{NS_d t \eta \kappa_N}, \quad (11)$$

где N — число квантов рентгеновского излучения, падающих за время t с на 1 см^2 поверхности приемника излу-

чения в месте проекции дефекта; t — время экспозиции, с; η — эффективность регистрации квантов приемника рентгеновского излучения; $\frac{\Delta d \Delta \mu}{\kappa_N}$ —

радиационный контраст, образуемый дефектом с параметрами: Δd — размер дефекта в направлении рабочего пучка излучения, см; $\Delta \mu$ — разность линейных коэффициентов ослабления в материале объекта и в дефекте, см^{-1} ; κ_N — фактор накопления по числу квантов, зависящий от толщины объекта, площади поля радиации, и напряжения генерирования излучения и параметров используемого раstra.

Функция рассеяния проекции дефекта в плоскости приемника излучения

$$\Phi P = 1 - \exp\left(-\frac{F \sqrt{S_D}}{f_N h_Z}\right), \quad (12)$$

где F — расстояние от фокуса рентгеновской трубки до приемника излучения, см; S_D — площадь поперечного сечения дефекта в см^2 ; f_N — расстояние от фокуса рентгеновской трубки до места расположения дефекта в объекте контроля, см. Суммарная нерезкость изображения h_Z включает геометрическую h_1 , экранную h_2 , динамическую h_d и технологическую h_T виды нерезкостей:

$$h_Z = \sqrt{h_1^2 + h_2^2 + h_d^2 + h_T^2}. \quad (13)$$

В случае использования систем экспонирования первой группы, когда они не связаны с системой уставки аппарата по органам и не регламентируются жестко временем экспозиции, доза срабатывания определяется числом квантов N , временем экспозиции t и фактором накопления κ . При условии, что энергия прямого излучения на выходе из объекта контроля будет равна энергии рассеянного излучения, связь между дозой D и числом квантов ($Nt\kappa$) определяется выражением

$$Nt\kappa = a \frac{D}{E_{\mu_B}}, \quad (14)$$

где $a = 2,13 \cdot 10^{-14}$ при дозе D , выраженной в Кл $\cdot \text{кг}^{-1}$; $a = 5,5 \cdot 10^{10}$ при дозе D , выраженной в рентгенах; $a = 6,3 \cdot 10^{12}$ при дозе, выраженной в греях, изме-

ренной в воздухе. E — эффективная энергия квантов рентгеновского излучения, кэВ; μ_B — массовый коэффициент поглощения энергии в воздухе, $\text{см}^2 \cdot \text{г}^{-1}$.

Учитывая, что доза D задана чувствительностью фотоматериала, а время экспозиции регламентировано, то вероятность обнаружения дефектов в значительной степени определяется уровнем квалификации обслуживающего персонала, так как уставки напряжения и тока определяет оператор, так же как и выбор геометрических условий просвечивания. Напряжение генерирования и выбор геометрических условий влияют на параметры $\Delta \mu$, Δd , ΦP и κ .

С учетом выражений (12) и (14) отношение сигнал/шум по выражению (11) примет следующий вид:

$$K = \frac{2,34 \cdot 10^5 \Delta d \Delta \mu}{\kappa} \times \left[1 - \exp\left(-\frac{F \sqrt{S}}{f_N h_Z}\right) \right] \sqrt{\frac{D S \eta}{E_{\mu_B}}}. \quad (15)$$

Выражения (11) и (15) справедливы для случая, когда дефект с параметрами Δd ; $\Delta \mu$ и S регистрируется при отсутствии «шумов» от проекций отдельных деталей и фрагментов объекта диагностики, мешающих регистрации искомого дефекта. В медицине это означает отсутствие морфологических шумов объекта. В частном случае выражение (15) справедливо для дегитальной рентгенографии с аналоговым либо цифровым вычитанием или при регистрации дефектов в однородных объектах.

Вероятность появления ложного сигнала при одностороннем поле допуска, когда за наличие дефекта принимается либо раковина, либо уплотнение, при условии Гауссовского распределения флуктуаций определяется следующим выражением:

$$\Phi_{(K)} = \frac{1 - \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-K}^{+K} \exp\left(-\frac{1}{2} K^2\right) dK}{2}. \quad (16)$$

13. Расчетные значения вероятностей появления ложного сигнала в зависимости от отношения сигнал/шум

Отношение K сигнал/шум	Вероятность появления ложного сигнала	
	$\Phi(K)$	$\Phi'(K)$
0,5	0,308	0,617
1,0	0,158	0,317
1,5	0,067	0,134
2,0	0,023	0,046
2,5	$6,5 \cdot 10^{-3}$	$1,3 \cdot 10^{-2}$
3,0	$1,35 \cdot 10^{-3}$	$2,7 \cdot 10^{-3}$
3,5	$2,5 \cdot 10^{-4}$	$5 \cdot 10^{-4}$
4,0	$3,5 \cdot 10^{-5}$	$7 \cdot 10^{-5}$
5,0	$3,4 \cdot 10^{-7}$	$6,8 \cdot 10^{-7}$
6,0	$2,3 \cdot 10^{-9}$	$4,6 \cdot 10^{-9}$

В случае двустороннего поля допуска за дефект принимается как раковина, так и углубление. Вероятность ложного сигнала увеличивается.

$$\Phi'(K) = 1 - \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-K}^{+K} \exp\left(-\frac{1}{2} K^2\right) dK. \quad (17)$$

В табл. 13 представлены расчетные значения вероятностей появления ложного сигнала в зависимости от отношения сигнал/шум.

Система автоматического экспонирования с нерегламентированным временем экспозиции будет обеспечивать только заданную дозу, соответствующую чувствительности фотоматериала, т. е. заданную плотность почернения пленки; при этом снимок может не нести нужной информации.

В автоматических системах экспонирования с заданным временем экспозиции, кроме заданной дозы D , должно обеспечиваться и заданное время экспозиции, а данная система в значительно большей мере влияет на отношение сигнал/шум изображения. Время экспозиции оказывает особенно существенное влияние на отношение сигнал/шум при исследовании подвижных объектов и органов, влияя

на функцию рассеяния ΦP через днамическую нерезкость h_d , входящую в h_z [см. (13)].

Современные системы автоматического экспонирования органически связаны с уставками напряжения и тока рентгеновского аппарата, с выбором фокусов рентгеновской трубки и с параметрами объекта контроля, а не только с чувствительностью экспонируемого фотоматериала. Исторически первыми появились рентгеновские экспонометры с прерывистым режимом работы и нерегламентированным изменяющимся временем экспозиции. Эти системы нашли широкое применение в аппаратах с падающей нагрузкой, а также в аппаратах со свободным выбором уставок напряжения, тока и времени экспозиции или уставок количества электричества мА·с. В последнем случае время экспозиции, установленное оператором, должно быть всегда больше времени срабатывания реле экспозиции.

Наиболее типичными представителями приборов данной группы являются экспонометры, применяемые в флюорографических рентгеновских аппаратах.

На рис. 20 приведена схема включения фотоэлектрического экспонометра при флюорографии. Рентгеновское излучение, проходя через объект исследования 1, заставляет флюоресцировать экран 2. Световой поток флюоресцирующего экрана одновременно воздействует как на рентгеновскую пленку 3, так и на фотокатод ФЭУ 4. При этом между экспозицией пленки

$$H = k_1 \int_0^t E_1(t) dt \text{ и зарядом интег}$$

$$\text{рирующей емкости } Q = k_2 \int_0^t E_2(t) dt$$

обеспечивается прямо пропорциональная зависимость ($E_1 t$ и $E_2 t$ — соответственно освещенность флюорографической пленки и фотокатода ФЭУ во время экспозиции t).

Экспонометры с совмещенным приемником рентгеновского излучения нашли широкое применение при фото- и кинопередаче рентгеновского изо-

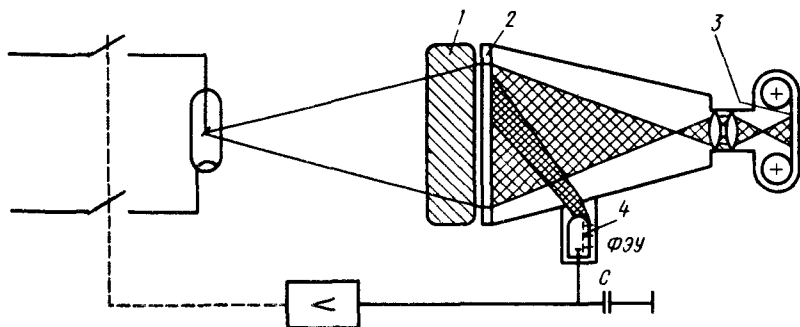


Рис. 20. Схема включения экспонометра при флюорографии

бражения при применении РЭОПов и ЭОПов. На рис. 21 представлена схема включения ФЭУ экспонометра при снимках с экрана РЭОПа.

Основное достоинство рентгеновских экспонометров с совмещенным приемником излучения — то, что в них автоматически обеспечивается спектральное согласование чувствительности экспонометра с экспонируемым фотоматериалом, так как спектр светового излучения флюороскопического экрана или экрана РЭОПа не зависит от энергии регистрируемого рентгеновского излучения. При этом отношение интегральных спектральных чувствительностей фотоматериала и фотокатода ФЭУ остается постоянным при различных условиях облучения и не зависит от напряжения питания рентгеновской трубки, толщины и материала исследуемого объекта.

Экспонометры с собственным приемником рентгеновского излучения. При рентгенографии с использованием фотоматериалов, находящихся в плотном контакте с усиливающими экранами, вывод светового потока на детектор экспонометра весьма затруднен. При рентгенографии без усиливающих экранов непосредственно на рентгеновскую пленку либо на пленку, находящуюся в контакте с усиливающими металлическими фольгами, совместить приемник излучения экспонометра и экспонируемый фотоматериал также не удастся. Поэтому для перечисленных случаев рентгенографии нашли применение экспонометры с собственным приемником рентгеновского излучения. В табл. 14 представлены варианты расположения детектора излучения экспонометра относительно экспонируемого фотоматериала. Экви-

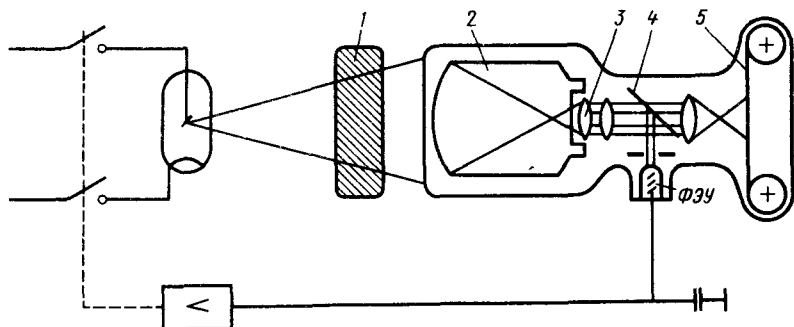
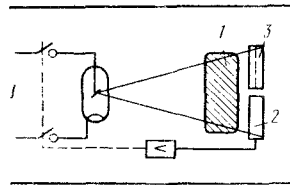
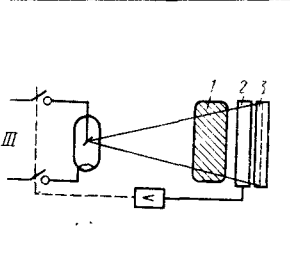
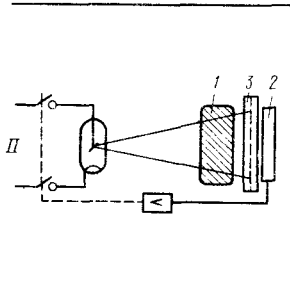


Рис. 21. Схема включения детектора экспонометра (ФЭУ) при снимках с экрана РЭОПа
1 — 3 объект исследования; 2 — рентгеновский электронно-оптический преобразователь; 3 — передающая оптика; 4 — полупрозрачное зеркало; экспонируемая пленка

14. Варианты расположения детектора излучения экспонометра относительно экспонируемого фотоматериала

Схемы расположения детектора рентгеновского экспонометра относительно экспонируемого материала	Требуемый коэффициент чувствительности детектора	Требуемое спектральное распределение чувствительности
	$K_r \geq 11 U_c t_{\text{э}} (r_{\text{y}} D_{\text{э}})^{-1}$	$\left(\frac{i_{\text{д}}}{P}\right)_{\text{W}_{\text{эфф}}} = C_{\text{н}} \left(\frac{\Delta E_{\text{ф}}}{D_{\text{э}}}\right)_{\text{W}_{\text{эфф}}}$
	$K_r \geq 11 U_c t_{\text{э}} F_1 \times \left[\exp\left(-\sum_0^n \mu_k d_k\right) \right] \times (r_{\text{y}} D_{\text{э}} F_2^2)$	$\left(\frac{i_{\text{д}}}{P}\right)_{\text{W}_{\text{эфф}}} = C_{\text{н}} \times \left\{ \left(\frac{\Delta E_{\text{ф}}}{D_{\text{э}}}\right) \times \left[\exp\left(\sum_0^n \mu_k d_k\right) \right] \right\}_{\text{W}_{\text{эфф}}}$
	$K_r \geq 11 U_c t_{\text{э}} F_2^2 \times \left\{ r_{\text{y}} D_{\text{э}} F_1^2 \times \left[\exp\left(-\sum_0^n \mu_i d_i\right) \right] \right\}^{-1}$	$\left(\frac{i_{\text{д}}}{P}\right)_{\text{W}_{\text{эфф}}} = C_{\text{н}} \times \left\{ \left(\frac{\Delta E_{\text{ф}}}{D_{\text{э}}}\right) \times \left[\exp\left(-\sum_0^n \mu_i d_i\right) \right] \right\}_{\text{W}_{\text{эфф}}}$

Обозначения: U_c — напряжение на интегрирующей емкости, при котором срабатывает экспонометр; $t_{\text{э}}$ — максимально допустимое время однократного включения рентгеновского аппарата; r_{y} — сопротивление утечек в цепи интегрирующей емкости; $D_{\text{э}}$ — экспозиционная доза, определяемая чувствительностью фотоматериала; $i_{\text{д}}$ — сила тока детектора излучения; P — мощность экспозиционной дозы в плоскости детектора излучения; $C_{\text{н}}$ — коэффициент нормировки; $\Delta E_{\text{ф}}$ — энергия излучения, поглощенная фотоматериалом; F_1 — расстояние от фокуса трубки до детектора; F_2 — расстояние от фокуса трубки до экспонируемого фотоматериала; μ_k — коэффициент линейного ослабления излучения в k -м элементе, расположенном между фотоматериалом и детектором излучения; d_k — толщина k -го элемента; μ_i , d_i — соответственно коэффициент линейного ослабления и толщина i -го элемента, расположенного между детектором и фотоматериалом; I — исследуемый объект; 2 — приемник излучения экспонометра; 3 — экспонируемый фотоматериал.

валентная схема включения детектора экспонометра приведена на рис. 22. Выражения, представленные в табл. 14, получены при условии, что погрешность накопления заряда на интегрирующем конденсаторе C , обусловленная токами утечек, не превышает 10%. Для случая, когда детектор экспонометра и экспонируемый материал находятся не в одной плоскости (см. II, III, табл. 14), требуемая минимальная чувствительность детектора определяется с учетом их взаимного расположения.

В табл. 15 дана требуемая чувствительность детектора экспонометра при промышленной рентгенографии для варианта I (см. табл. 14).

Чувствительность детектора рассчитана для следующих условий: время экспозиции, определяемое максимальным временем просвечивания рентгенодефектоскопических аппаратов, 10 мин; напряжение на интегрирующем конденсаторе, при котором подается сигнал окончания экспозиции, 2 В; сопротивление утечек в цепи включения интегрирующего конденсатора 10^{10} Ом.

В табл. 16 дана требуемая чувствительность детектора экспонометра при медицинской рентгенографии для варианта расположения I (см. табл. 14). Время экспозиции, определяемое максимальным временем режима рентгено-

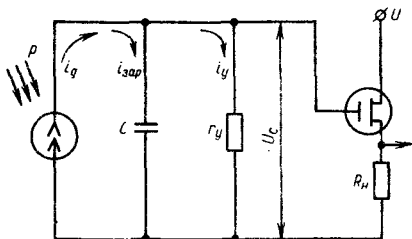


Рис. 22. Эквивалентная схема включения детектора экспонометра, работающего в режиме источника тока

графии при рентгенодиагностических исследованиях, составило 6 с.

Для фотоматериалов с другими значениями чувствительности необходимо подбирать соответствующую чувствительность детектора или изменять электрические параметры входного каскада экспонометра.

При включении ионизационной камеры реле экспозиции [согласно схеме (рис. 5, гл. 2)] требования к сопротивлению изоляции между собирающим электродом и землей существенно снижаются, так как напряжение на собирающем электроде в этом случае близко к нулю. Входное напряжение сдвига $U_{вх.сдв}$ и входной ток смещения $I_{вх.см}$ операционных усилителей, используемых при включении ионизационных камер, определяют по-

15. Требуемая чувствительность детектора экспонометра при промышленной рентгенографии

Экспонируемый материал	Чувствительность материала, P^{-1}	Доза в плоскости детектора $P \cdot 10^{-3}$ *	Необходимая чувствительность детектора, $\mu\text{кА} \cdot \text{с}/\text{P}$
РТ-1	25	40	33
РТ-2	15	66	20
РТ-4М	5	200	6,6
РТ-5	3	333	4,0
Селеновая пластина	100	10	1,32
Рентген-момент без экранов	65	15,4	90
Рентген-момент с экраном ЭУ-В2	2500	0,4	3500

* P -- экспозиционная доза излучения, P.

16. Требуемая чувствительность детектора экспонометра при медицинской рентгенографии

Экспонируемый материал	Чувствительность материала, P^{-1}	Доза на входе $P \cdot 10^{-3}$	Необходимая чувствительность детектора, мкА·с/Р
PM-1	400	2,5	5,3
PM-6	1400	0,715	18,5
РФ-3	900	1,11	12,0
Селеновые пластины	100	10	1,32
Рентген-момент	2500	0,4	33,0

рог чувствительности системы автоматического экспонирования. Нормальная работа реле экспозиции обеспечивается при выполнении следующих условий: $i_d > I_{вх. см}$ или $\frac{i_d t}{C} > u_{вх. сдв}$, где C — емкость интегрирующего конденсатора. Сопротивление изоляции между высоковольтным и собирающим электродами независимо от схемы включения ионизационной камеры должно оставаться достаточно большим ($\sim 10^{12} - 10^{14}$ Ом). Введение охранных электродов (см. рис. 32 и 33) существенно снижает требование к сопротивлению изоляции между высоковольтным и собирающим электродами.

Спектральное согласование чувствительности рентгеновского экспонометра с экспонируемым фотоматериалом. Ввиду широкого диапазона энергий (10—400 кэВ) рентгеновского излучения, применяемых при рентгенографических исследованиях, необходимо спектральное согласование чувствительностей экспонометра и экспонируемого материала.

Требуемое спектральное распределение чувствительности экспонометра $\left(\frac{i_d}{P}\right)_{W_{эфф}}$ задается спектральным распределением чувствительности экспонируемого фотоматериала:

$$\left(\frac{\Delta E_{\phi}}{D_a}\right)_{W_{эфф}} \quad \text{или} \quad \frac{E_{\text{экр}}}{P_a},$$

где ΔE_{ϕ} — энергия рентгеновского излучения, поглощенная в чувстви-

тельном слое рентгеновской пленки или люминофора усиливающих экранов; $E_{\text{экр}}$ — яркость свечения люминофора усиливающих экранов; D_a, P_a — соответственно экспозиционная доза и мощность дозы рентгеновского излучения. Когда между экспонируемым фотоматериалом и чувствительной областью детектора экспонометра находятся конструктивные элементы (крышка кассеты, входное окно детектора и т. д.), требуемое спектральное распределение чувствительности экспонометра $\left(\frac{i_d}{P}\right)_{W_{эфф}}$ рассчиты-

вается с учетом поглощения рентгеновского излучения в указанных элементах. Аналитические выражения требуемого спектрального распределения чувствительности приведены в табл. 14. Изменение требуемого спектрального распределения чувствительности средами, расположенными между фотоматериалом и детектором, учитывается экспоненциальной функцией. На рис. 23 представлены требуемые спектральные распределения чувствительности рентгеновского экспонометра при экспонировании рентгеновской пленки, находящейся в контакте с усиливающими экранами ЭУ-В2 (CaWO_4 с нагрузкой 60 мг/см²), для трех вариантов взаимного расположения детектора экспонометра и кассеты с экранами. Требуемое спектральное распределение чувствительности рассчитано для условия, что алюминиевый эквивалент ослабления средами, расположенными между детектором и фотоматериалом, равен 3 мм.

Метод внутреннего согласования спектральной чувствительности осуществляется путем выбора типа и материала детектора и толщины его чувствительного слоя. При выборе детектора экспонометра следует выполнять условие

$$\sum_0^n (\mu/\rho)_\Phi = C \sum_0^n (\mu/\rho)_Д.$$

Здесь $\sum_0^n (\mu/\rho)_\Phi$ — массовый коэффициент поглощения энергии в веществе экспонируемого фотоматериала; $\sum_0^n (\mu/\rho)_Д$ — массовый коэффициент поглощения энергии в материале детектора:

$$\sum_0^n (\mu/\rho)_Д = \rho_1 (\mu/\rho)_1 +$$

$$+ \rho_2 (\mu/\rho)_2 + \dots + \rho_n (\mu/\rho)_n,$$

где $\rho_1, \rho_2, \dots, \rho_n$ — массовые доли соответствующих элементов, входящих в состав экспонируемого фотоматериала либо детектора.

Для наиболее распространенных в рентгенографии кальций-вольфрамовых усиливающих экранов массовый коэффициент поглощения энергии

$$(\mu/\rho)_{CaWO_4} = 0,14 (\mu/\rho)_{Ca} + 0,638 (\mu/\rho)_W + 0,222 (\mu/\rho)_O.$$

В табл. 17 приведены расчетные значения $(\mu/\rho)_z / (\mu/\rho)_{CaWO_4}$, где z — атомный номер материала стенки ионизационной камеры, являющейся детектором излучения рентгеновского экспонометра.

На рис. 24 представлены отношения массовых коэффициентов преобразования энергии в металлах к соответствующему коэффициенту люминофора $CaWO_4$. Золото, свинец и висмут помимо хорошего спектрального согласования чувствительности с люминофором $CaWO_4$ в диапазоне энергий 20—69 кэВ обладают большим коэффициентом поглощения излучения. В некоторых случаях в качестве материала электродов ионизационных ка-

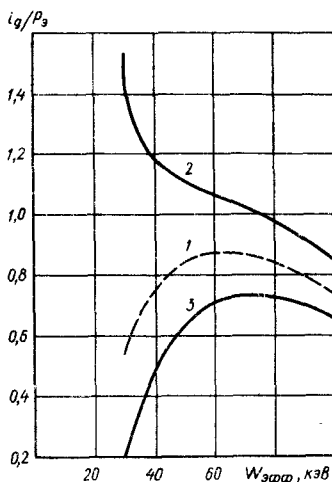


Рис. 23. Спектральные распределения чувствительности экспонометра при рентгенографии с использованием экранов ЭУ-В2:

1 — детектор в плоскости экранов (ослабляющие среды, расположенные перед экранами и детектором, равны); 2 — детектор за экраном; 3 — детектор перед экраном

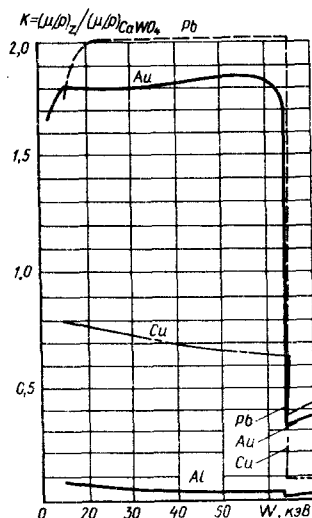


Рис. 24. Отношение массовых коэффициентов преобразования энергии в различных металлах к соответствующему коэффициенту люминофора $CaWO_4$

17. Отношения массовых коэффициентов преобразования ряда металлов к соответствующему коэффициенту люминофора из CaWO_4

Энергия рентгеновского излучения, кэВ	$\frac{(\mu/\rho)_{\text{Al}}}{(\mu/\rho)_{\text{CaWO}_4}}$	$\frac{(\mu/\rho)_{\text{Cu}}}{(\mu/\rho)_{\text{CaWO}_4}}$	$\frac{(\mu/\rho)_{\text{Au}}}{(\mu/\rho)_{\text{CaWO}_4}}$	$\frac{(\mu/\rho)_{\text{Pb}}}{(\mu/\rho)_{\text{CaWO}_4}}$	$\frac{(\mu/\rho)_{\text{Bi}}}{(\mu/\rho)_{\text{CaWO}_4}}$
15	0,083	0,80	1,82	1,75	1,78
20	0,072	0,76		2,00	2,05
30	0,059	0,74	1,83	2,01	2,08
40	0,051	0,71		2,016	
50	0,04	0,69	1,85	2,02	2,09
60	0,046	0,67		2,01	
70	0,010	0,1		0,35	
80	0,011	0,14	0,38	0,405	0,422

мер целесообразно применять сложные вещества или смеси различных металлов. При этом следует так подбирать атомный номер материалов смеси и

соотношения масс элементов, входящих в ее состав, чтобы отношение массовых коэффициентов передачи энергии вещества смеси и выбранного люминофора (фотоматериала) было постоянным в возможно широком диапазоне энергий. При экспонировании рентгеновской фотопленки без усиливающих экранов и фольг с использованием автоматических экспонометров целесообразно в качестве детектора применять полупроводниковые детекторы из сернистого кадмия. На рис. 25 приведена зависимость 3 от отношений массовых коэффициентов преобразователя энергии рентгеновской пленки (AgBr) и детектора из CdS от энергии излучения. При энергиях рентгеновского излучения выше 40 кэВ детектор из CdS обеспечивает хорошее спектральное согласование чувствительности с рентгеновской пленкой.

Спектральное распределение чувствительности полупроводниковых детекторов можно существенно изменить с помощью сцинтилляционных детекторов, устанавливаемых перед ними. При этом на чувствительный слой полупроводника воздействует не рентгеновское излучение, а свечение сцин-

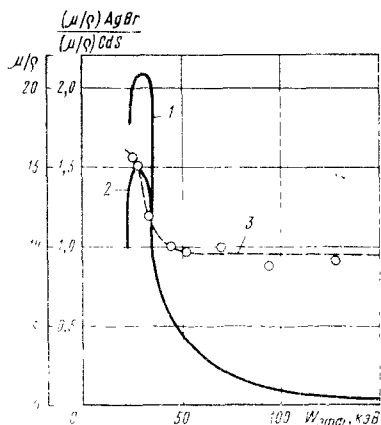


Рис. 25. Зависимости спектрального согласования чувствительности рентгеновской пленки и полупроводникового детектора из CdS от энергии излучения:

1 — массовый коэффициент преобразования энергии рентгеновской пленки (AgBr); 2 — массовый коэффициент преобразования энергии в полупроводниковом детекторе (CdS); 3 — отношение 1 к 2

тиллятора. При проектировании комбинированных детекторов (сцинтиллятор — полупроводник) необходимо соблюдать спектральное согласование чувствительностей полупроводникового детектора и сцинтиллирующего вещества. На рис. 26 показаны нормированные спектральные распределения чувствительности полупроводниковых детекторов на основе CdS, а также их комбинаций со сцинтиллирующими веществами. Экспериментальные зависимости нормированы на максимум спектрального распределения чувствительности безэкранной рентгеновской пленки (40 кэВ).

Коррекция спектрального распределения чувствительности с помощью фильтров. Коррекция спектрального распределения чувствительности рентгеновских экспонетров с помощью фильтров, устанавливаемых перед детектором, может быть применена для схем расположения детектора (см. схемы I и II табл. 14). При расположении детектора излучения перед экспонируемым фотоматериалом (схема III табл. 14) относительное спектральное распределение чувствительности между детектором и фотоматериалом не зависит от фильтров, расположенных перед ними. Принципиально возможно с помощью фильтров (метод фильтров) решать задачу спектрального согласования чувствительности детектора и фотоматериала путем введения ослабляющих сред перед экспонируемым материалом (схемы I, III). Однако данный метод согласования неизбежно ухудшает качество изображения, а также увеличивает время экспозиции.

Спектральная чувствительность детектора с введением фильтров, устанавливаемых перед ним, изменяется по следующему закону:

$$\left(\frac{i_D}{P_a}\right)_{W_{эфф}} = \left(\frac{i_D}{P_a}\right)_{W_{эфф}} \times \left[\exp(-\mu_{Фр} d_{Фр}) \right]_{W_{эфф}}$$

где $\left(\frac{i_D}{P_a}\right)_{W_{эфф}}$ — спектральная чувствительность детектора без дополнительных фильтров; $\mu_{Фр}$ — коэффициент ослабления рентгеновского излучения

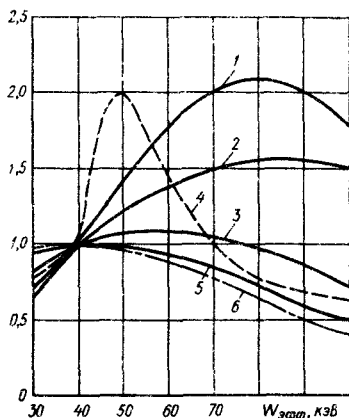


Рис. 26. Относительные спектральные распределения чувствительности различных полупроводниковых детекторов:

1 — фоторезистор типа ФПФ-7 со сцинтиллятором [CsI(Tl)]; 2 — фоторезистор CdS поликристаллический со сцинтиллирующей пластмассой ZnS (10%); 3 — монокристалл CdS типа ДРМ-1; 4 — поликристаллический CdS; 5 — монокристалл CdS типа ДРМ-2; 6 — рентгеновская пленка

в материале фильтра толщиной $d_{Фр}$. На рис. 27 приведены расчетные зависимости изменения спектрального распределения чувствительности кальций-вольфрамовых экранов ЭУ-В2 от толщины алюминиевых филь-

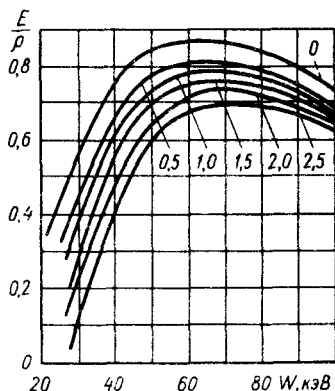


Рис. 27. Расчетные зависимости изменения спектрального распределения чувствительности кальций-вольфрамовых усиливающих экранов ЭУ-В2 от толщины (в мм) алюминиевых фильтров, установленных перед ними

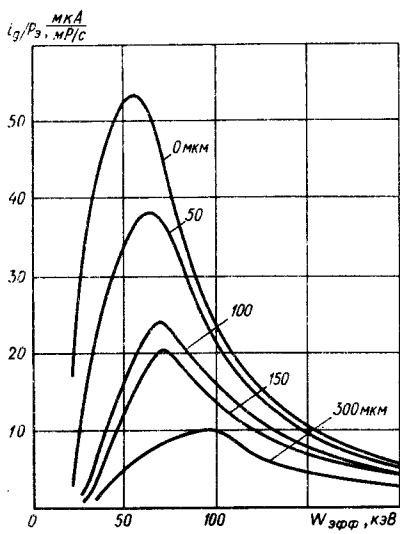


Рис. 28. Экспериментальные зависимости изменения спектрального распределения чувствительности полупроводникового детектора ДРМ-2 (монокристалл CdS) от толщины установленной перед ним оловянно-свинцовой фольги.

тров, устанавливаемых перед ними. На рис. 28 представлены экспериментальные зависимости изменения спектрального распределения чувствительности полупроводникового детектора ДРМ-2 (монокристалл CdS) от толщины установленной перед ним оловянно-свинцовой фольги.

Введение дополнительных фильтров перед детектором может либо сгладить характеристику спектрального расположения чувствительности детектора при значительном ослаблении излучения в материале фильтров, либо сдвинуть максимум спектрального распределения чувствительности в сторону больших эффективных энергий рентгеновского излучения. Когда максимум спектрального распределения чувствительности детектора находится в области эффективных энергий, превышающих максимум спектрального распределения чувствительности фотоматериала, метод фильтров неприемлем для спектрального согласования чувствительности детектора и экспонируемого фотоматериала.

Коррекцию спектрального распределения чувствительности экспонометра по уставкам напряжения генерирования рентгеновского излучения следует применять тогда, когда метод внутреннего согласования чувствительности и метод фильтров не дают достаточно хорошего результата. При стандартном фокусном расстоянии, наличии отсеивающего раstra и фантома, эквивалентного среднему пациенту, снимается ионизационный ток камеры экспонометра при различных уставках напряжения на рентгеновском аппарате, с которым предполагается стыковать рентгеновский экспонометр. Одновременно с измерением ионизационного тока измеряется яркость свечения комплекта усиливающих экранов, с которыми предполагается проводить рентгенографические исследования.

Частное от деления зависимости ионизационного тока от значений уставок напряжения на аналогичную зависимость яркости свечения экранов от уставок напряжения дает искомую характеристику спектрального распределения чувствительности ионизационной камеры; относительно используемых усиливающих экранов.

На рис. 29 показана схема спектрального распределения чувствительности при использовании ионизационной камеры.

Отрицательное напряжение U_c , подаваемое на емкость конденсатора C , одновременно запирающее электрометрическую лампу L первого каскада усиления, поступает от делителя $R_{U_1} - R_{U_n}$. При этом плата сопротивлений делителя совмещена с переключателем уставок напряжений рентгеновского аппарата $ПН$ так, что при каждом переключении анодного напряжения на аппарате соответственно изменяется напряжение, заряжающее интегрирующий конденсатор экспонометра.

Полное напряжение, подаваемое на емкость конденсатора C , можно записать в следующем виде:

$$U_c = U'_{c0} + U_0 + U_1;$$

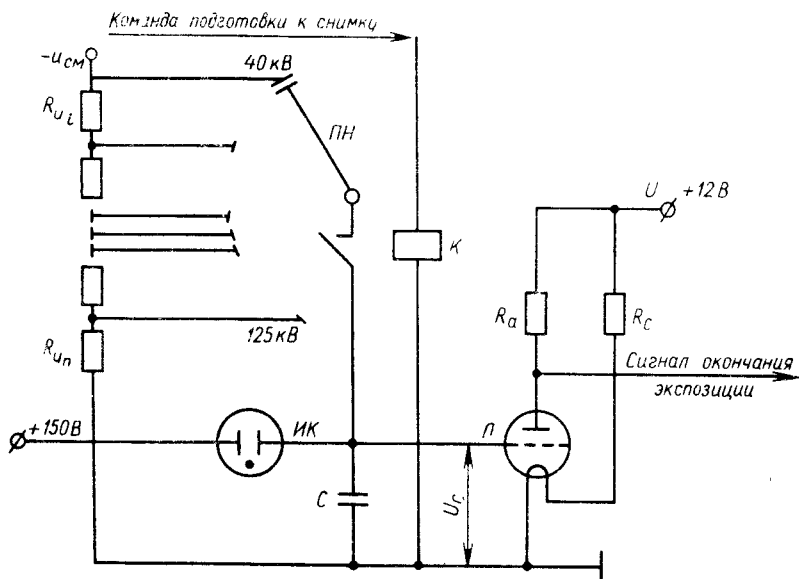


Рис. 29. Схема спектрального распределения чувствительности рентгенового экспонометра

здесь $U_{ср}$ — напряжение срабатывания командного устройства, приведенное к сетке электрометрической лампы;

$$U_0 = m_{83} \cdot 3,33 \cdot 10^{-10} \frac{V}{C} D_0,$$

где $m_{83} = 1,3$ — коэффициент, учитывающий чувствительность ионизационной камеры рентгеновского экспонометра относительно воздухэквивалентной камеры при уставке 83 кВ; V — объем ионизационной камеры, см³; C — емкость интегрирующего конденсатора, Ф; D_0 — экспозиционная доза, Р, необходимая для получения плотности почернения, равной единице, при 83 кВ на рентгеновской трубке; U_0 — добавочное напряжение к начальному напряжению $U'_{ср}$, выбранное с учетом чувствительности экспонируемого фотоматериала.

Дополнительное напряжение смещения

или

$$U_{U_i} = U_0 \left(\frac{E_0 t_0}{E_{U_i} t_{U_i}} - 1 \right).$$

Здесь E_0 — яркость свечения экранов при уставке 83 кВ; E_{U_i} — яркость свечения экранов при соответствующей уставке напряжения на пульте управления рентгеновского аппарата; i_0 — ионизационный ток камеры экспонометра при уставке 83 кВ; i_{U_i} — ионизационный ток камеры соответствующей уставке напряжения на пульте управления; t_0 , t_{U_i} — время срабатывания рентгеновского экспонометра, соответствующее E_0 и E_{U_i} .

Подставив полученные значения U_0 и U_{U_i} в уравнение для U_c , получим

$$U_c = U'_{ср} + m_{83} \cdot 3,33 \cdot 10^{-10} \frac{V}{C} D_0 \times \frac{E_0 t_{U_i}}{E_{U_i} t_0}.$$

$$U_{U_i} = U_0 \left(\frac{E_0 i_{U_i}}{E_{U_i} i_0} - 1 \right)$$

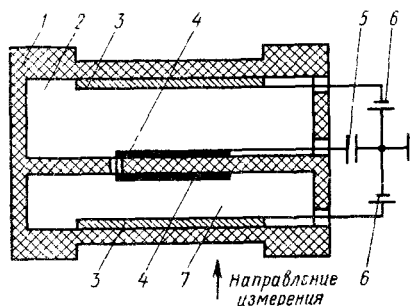


Рис. 30. Схема ионизационной камеры с компенсирующим объемом:

1 — корпус ионизационной камеры; 2 — измерительный объем; 3 — металлические электроды; 4 — металлическое покрытие (собирающие электроды); 5 — интегрирующий конденсатор; 6 — источник питания; 7 — компенсирующий объем

Команда подготовки к снимку подается, когда интегрирующий конденсатор заряжен до напряжения U_c . При этом контакт реле K отсоединяет интегрирующий конденсатор от источника напряжения смещения и экспонометр готов к работе.

Возможен другой вариант электрической компенсации спектральной чувствительности. На входе порогового устройства устанавливается переключатель с переменной активной нагрузкой. Переключатель рассчитан с учетом спектральной чувствительности экранов и ионизационной камеры, а напряжение на интегрирующем конденсаторе при этом задается постоянным. В частном случае перед началом экспозиции напряжение на интегрирующем конденсаторе может быть равно нулю.

Ионизационные камеры рентгеновских экспонометров нашли наибольшее распространение в качестве детекторов излучения рентгеновских экспонометров. Приемники излучения, применяемые в рентгеновских экспонометрах ведущих фирм, приведены в табл. 18.

Повышенная чувствительность полупроводниковых и сцинтилляционных детекторов ионизирующего излучения в расчете на единичный объем детектора обеспечивает им значительное преимущество в сравнении с иониза-

ционными камерами. Однако в связи с последними достижениями в области разработки и производства полевых транзисторов, сопротивление затвора которых достигает 10^{16} Ом и более, наблюдается возврат к использованию ионизационных камер в качестве приемников излучения рентгеновских экспонометров. Так, фирма *Hewlett—Packard* (США) разработала экспонометр для рентгеновской дефектоскопии с использованием специальной ионизационной камеры в качестве приемника рентгеновского излучения. Собирающий электрод камеры выполнен из молибдена. Камера обеспечивает спектральное согласование чувствительности с рентгенографическими материалами, выпускаемыми фирмой *Polaroid* (США).

На рис. 30 дана схема ионизационной камеры фирмы *Messelectronik* (Германия) (Пат. 1243789). Представленный вариант, по существу, состоит из двух ионизационных камер, расположенных друг за другом по ходу рабочего пучка рентгеновского излучения: первая — компенсирующая камера, вторая — измерительная. Центральный электрод одновременно является собирающим для измерительной и компенсирующей камер. Высоковольтные электроды находятся под потенциалами противоположных знаков. Отношение ширины воздушного промежутка между электродами компенсирующей камеры к ширине воздушного промежутка измерительной камеры равно 1 : 4. Это сделано для повышения чувствительности компенсирующей камеры к «мягкому» рентгеновскому излучению в расчете на 1 см^3 ее измерительного объема. С этой же целью собирающий электрод компенсирующей камеры изготовляется из свинца толщиной 0,5 мкм, а высоковольтный электрод — из алюминия. Измерительная камера имеет покрытие электродов из материала с большим атомным номером (типа свинца); при этом толщина покрытия немного больше 0,5 мкм.

На рис. 31 приведена схема ионизационной камеры рентгеновского экспонометра (Пат. 55734). Оба высоковольтных электрода находятся под одинаковым потенциалом, вследствие

18. Детекторы излучения ряда рентгеновских экспонометров и реле дозы

Фирма (страна)	Приемник излучения	Тип экспонометра, область применения
<i>Philips</i> (Нидерланды)	Ионизационные, гетерогенные, плоскопараллельные камеры с одним или тремя измерительными (доминантными полями)	<i>Amplimat</i> , Медицинская диагностика
<i>Hewlett—Packard</i> (США)		Рентгеновские системы неразрушающего контроля
<i>Siemens</i> (Германия)		<i>Jontomat-6; 7; D</i> , Медицинская диагностика
Киевское производственное объединение «Мед-аппарат»		РЭР-ЗБМ-50-20; РЭР-МП, РЭР-МТ, Медицинская диагностика
МНПО «Спектр»		РЭР-А1; РЭР-МТМ; РД-1
<i>General Electric</i> (США)		<i>Quantomat</i>
<i>Toshiba</i> (Япония)	Усилители рентгеновского изображения	Универсальный аппарат
<i>Philips</i> (Германия)		Флюорограф со сканирующей щелью
<i>CGR</i> (Франция)	Люминофор	<i>Luminix</i>
МНПО «Спектр»		РЭР-А; РЭР-Л
МНПО «Спектр»		РЭР-П (РАП-150/300)
<i>Seifert</i> (Германия)	Полупроводниковые детекторы	Рентгеновские системы неразрушающего контроля типа ЭРСКО и Изовольт

чего повышается чувствительность ионизационной камеры. Согласование «хода с жесткостью» ионизационной камеры с «ходом с жесткостью» комплекта усиливающих экранов достигается следующим способом. На один или несколько электродов ионизационной камеры наносят слой тяжелого металла (Pb, Ag или Cd) 2—3 мг на 1 см². Затем на него в качестве абсорбирующего слоя наносят токопроводящий материал с малым атомным номе-

ром (графит, алюминий). Толщина покрытия материала с малым атомным номером 1,2—2 мкм (0,3—0,5 мг на 1 см²).

При «мягком» рентгеновском излучении камера имеет пониженную чувствительность, так как сечение взаимодействия рентгеновского излучения с абсорбирующим слоем, находящимся в непосредственном контакте с воздушным промежутком, невелико, а электроны, образующиеся в резуль-

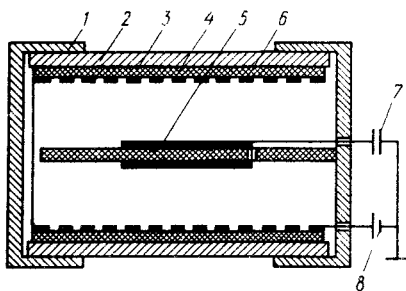


Рис. 31. Схема ионизационной камеры с абсорбирующим слоем на высоковольтных электродах:

1 — корпус; 2 — экран; 3 — изолирующая пластина; 4 — высоковольтный электрод; 5 — собирающий электрод; 6 — абсорбирующий слой; 7 — интегрирующий конденсатор; 8 — источник питания

тате взаимодействия рентгеновского излучения с высокоатомным материалом, практически не достигают ионизационного объема, поглощаясь в слое абсорбирующего материала. С увеличением энергии рентгеновского излучения растет чувствительность ионизационной камеры, так как увеличивается энергия фотоэлектронов, вышедших из материала с большим атомным номером, и длина их свободного пробега становится существенно больше толщины абсорбирующего слоя, что позволяет им участвовать в ионизации измерительного объема ионизационной камеры.

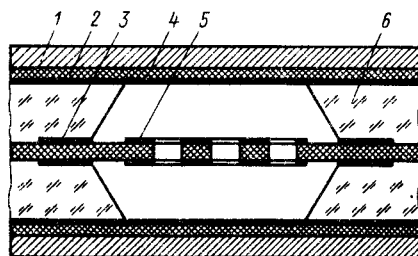


Рис. 32. Схема измерительного поля (поперечное сечение) ионизационной камеры с дырчатым центральным электродом:

1 — корпус; 2 — изоляционная прокладка; 3 — охранная пластина; 4 — высоковольтный электрод; 5 — собирающий электрод; 6 — формирующая пластмасса

На рис. 32 показана конструкция ионизационной камеры рентгеновского экспонетра фирмы *Philips* (Нидерланды). Металлическое покрытие центрального (собирающего) электрода нанесено на тонкую изоляционную подложку, имеющую множество отверстий. Это позволяет согласовать чувствительность рентгеновского экспонетра с чувствительностью усиливающих экранов. С ростом энергии рентгеновского излучения увеличивается и энергия фотоэлектронов, вышедших из материала стенки ионизационной камеры. При отсутствии отверстий в центральном электроде высокоэнергетичные электроны достигают центрального электрода, не исчерпав запаса энергии, переданной им рентгеновскими фотонами, и прекращают свое движение, не произведя ионизации измерительного объема в соответствии с переданной им кинетической энергией относительно жестким рентгеновским излучением.

Дальнейшим развитием идеи, предложенной фирмой *Philips*, следует считать переход к двухэлектродной ионизационной камере. Отсутствие центрального электрода обеспечивает более полное использование кинетической энергии фотоэлектронов для образования ионов в воздушном промежутке ионизационной камеры. При этом электроны как низких, так и высоких энергий практически полностью исчерпывают запас своей энергии на ионообразование, не достигнув противоположной стенки. Вместимость собирающего электрода относительно земли в этих камерах существенно больше, чем собирающего дырчатого электрода. Двухэлектродная ионизационная камера применяется в экспонетрах фирмы *Siemens*.

На рис. 33 представлен схематический разрез ионизационной камеры экспонетра РЭР-1. Камера состоит из высоковольтного и собирающего электродов. Собирающий электрод окружен охранным кольцом. Расстояние между высоковольтным и собирающим электродами 10 мм. Наиболее характерной особенностью этой камеры является то, что стенки высоковольтного электрода, покрытые материалом с большим атомным номером (Pb, Bi),

имеют скос под углом к поверхности собирающего электрода. Это позволило компенсировать потери чувствительности ионизационной камеры при регистрации рентгеновского излучения относительно высоких энергий: электроны, образованные в скошенной стенке высоковольтного свинцового электрода, попадая в измерительный объем камеры, компенсируют потери в ионизации измерительного объема, обусловленные электронами, образованными внутри измерительного объема, но вышедшими за его пределы.

Такая конструкция исключает взаимное влияние полей ионизационной камеры, что особенно существенно, когда камера имеет две доминантные области и более. Стенки камеры высоковольтного электрода выполнены из органического стекла толщиной 1 мм, что исключает попадание электронов в ее измерительный объем из соседних чувствительных областей и из других частей камеры.

Для исключения теней на рентгенограмме весь высоковольтный электрод покрыт материалом с высоким атомным номером, а не только доминантные области камеры. Собирающие электроды выполнены напылением алюминия толщиной 0,2—0,5 мкм на изоляционную подложку. Такая толщина алюминия не дает видимых теней на рентгенограмме при эффективных энергиях излучения 15 кэВ и выше, т. е. во всем диапазоне энергий, применяемых в рентгенографии. Кроме того, полностью исключено влияние выводов собирающих электродов камеры на ее чувствительность, что особенно существенно при изменении формата экспонируемого фотоматериала. Исключение влияния выводов достигнуто корытообразной формой высоковольтного электрода, при которой отсутствует газовый промежуток между электродами камеры и ее выводами.

Недостатком ионизационных камер, в которых собирающие и высоковольтные электроды имеют существенное отличие по эффективному атомному номеру, является то, что их чувствительность зависит от расположения электродов по ходу рабочего пучка рентгеновского излучения, что не всегда удобно. Все камеры, выпускае-

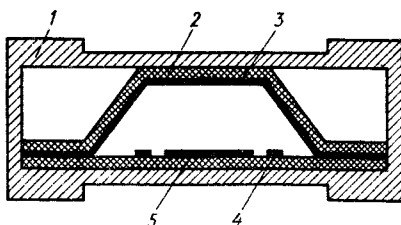


Рис. 33. Схема ионизационной камеры экспозометра РЭР-1 (поперечное сечение): 1 — корпус; 2 — изолирующая пластина; 3 — высоковольтный электрод; 4 — охранный электрод; 5 — собирающий электрод

мые МНПО «Спектр» для рентгеновских экспозометров медицинского назначения, имеют одинаковые покрытия как по толщине, так и по эффективному атомному номеру на всех электродах камеры. Чувствительность таких камер не зависит от их расположения по ходу рабочего пучка излучения, к они могут быть развернуты на 180°.

Специальные ионизационные камеры с наполнением измерительного объема ксеноном ($Z = 54$) могут иметь чувствительность на два порядка выше чувствительности камер с воздушным наполнением и высокоатомными электродами. Ток насыщения ксеноновых ионизационных камер (в А)

$$I = 3,33 \cdot 10^{-10} P V \times \frac{[1 - \exp(-\mu_K d_K \rho_K)] \frac{\mu_{a,K}}{\mu_K} \varepsilon_V}{[1 - \exp(-\mu_V d_V \rho_V)] \frac{\mu_{a,V}}{\mu_V} \varepsilon_K},$$

где P — мощность экспозиционной дозы, Р·с; V — измерительный объем камеры, см³; μ_K , μ_V — коэффициенты ослабления в газе камеры и в воздухе, см²/г; ρ_K , ρ_V — плотность газа в камере и воздуха, г/см³; d_K и d_V — межэлектронные промежутки в камерах экспозометра с газом (Xe) и воздухом; $\mu_{a,K}$, $\mu_{a,V}$ — коэффициенты передачи энергии в газе камеры и в воздухе; ε_V , ε_K — потенциал однократной ионизации в воздухе и газе.

Чувствительность камер с ксеноновым наполнением при атмосферном давлении в диапазоне энергий 20—80 кэВ в расчете на 1 см³ измеритель-

19. Основные параметры газов для расчета характеристик ионизационных камер

Газ	Плотность при атмосферном давлении · 10 ⁻³ , г · см ⁻³	Подвижность ионов, см ² · В ⁻¹ · с ⁻¹	Потенциал однократной ионизации, эВ	Массовый коэффициент поглощения при 40 кэВ, см ² · г ⁻¹
Воздух	1,293	$K_+ = 1,35; K_- = 1,87$	33,4	0,062
Кислород	1,43	$K_+ = 1,31; K_- = 1,8$	13,6	0,067
Азот	1,25	$K_+ = 1,27; K_- = 1,84$	14,54	0,045
Гелий	0,178	$K_+ = 4,4$	21,54	0,012
Неон	0,90	$K_+ = 10,8$	24,58	0,139
Аргон	1,78	$K_+ = 1,63$	15,7	0,938
Криптон	3,71	$K_+ = 0,94$	14,0	6,54
Ксенон	5,85	$K_+ = 0,74$	12,1	9,72

ного объема на три порядка превосходит чувствительность воздухозэквивалентных камер.

В табл. 19 приведены основные параметры для расчета характеристик ионизационных камер. В благородных газах под действием ионизирующего излучения образуются электроны и положительные ионы; отрицательных ионов, по данным исследователей, не было обнаружено.

Принципиальные схемы и характеристики экспонометров. Рентгеновский экспонометр РЭР-3Б предназначен для рентгенографии медицинских объектов при производстве прицельных и обзорных снимков с использованием пленки РМ-1, находящейся в контакте с усиливающим экраном ЭУ-В2 (CaWO₄).

В рентгеновском экспонометре применен принцип электрической корректровки спектральной чувствительности по уступкам напряжения генерирования (см. рис. 29).

На рис. 34 показана функциональная схема работы экспонометра с рентгеновским аппаратом.

При выборе уставки анодного напряжения электрический конденсатор *K* спектральной чувствительности срабатывает автоматически. Требуемая доза экспонирования задается регулятором плотности *РП* почернения пленки.

Компенсатор и регулятор плотности почернения задают напряжение на интегрирующем конденсаторе *C*, который постоянно соединен с собирающим электродом ионизационной камеры *ИК* и сеткой электрометрической лампы, входящей в первый каскад усилителя постоянного тока *УПТ*.

При нажатии кнопки включения высокого напряжения на пульте рентгеновского аппарата, работающего в режиме рентгенографии, до первого упора одновременно с подготовкой элементов и цепей аппарата к снимку дается команда подготовки к снимку и рентгеновскому экспонометру. катушка реле *P* обесточивается, и его контакт замыкается. Экспонометр готов к снимку. Нажатие кнопки снимков до второго упора подает команду на включение высокого напряжения. Рентгеновское излучение, прошедшее

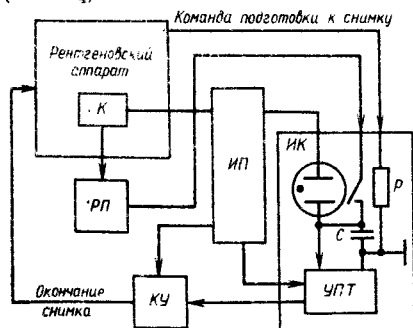


Рис. 34. Функциональная схема работы экспонометра с рентгеновским аппаратом

через объект исследования, ионизирует межэлектродный промежуток ионизационной камеры. В рабочем объеме камеры течет ионизационный ток, обусловленный напряжением источника питания ИП. Конденсатор С разряжается до напряжения срабатывания порогового элемента, приведенного ко входу усилителя постоянного тока УПТ. Сигнал порогового элемента усиливается и подается на командное устройство КУ, выдающее сигнал окончания снимка. Для уменьшения погрешности в работе экспонометра, обусловленной утечками заряда с собирающих электродов ионизационной камеры, на охранные кольца подается потенциал, равный потенциалу собирающего электрода.

Схема рентгеновского экспонометра РЭР-ЗБМ-50-20 практически та же, что и реле экспозиции РЭР-З. Однако путем изменения конструкции ионизационной камеры и технологии напыления электродов существенно улучшены технические параметры этого экспонометра.

Технические характеристики реле РЭР-ЗБМ-50-20

Напряжение питающей сети, В	220
Частота питающей сети, Гц	50
Потребляемая мощность, В·А, не более	25
Приемник излучения	Ионизационная камера
Чувствительность, мР	10—0,2
Рентгеновские пленки	РМ-1, РМ-6
Усиливающие экраны	ЭУ-В2, ЭУ-В1
Коррекция спектральной чувствительности	Внутрикамерная
Напряжение генерирования рентгеновского излучения, кВ	35—150 (25—70 кэВ)
Время экспонирования, с:	
с релейным выходом	0,04—6
с потенциальным выходом	0,003—6

Диапазон чувствительности реле экспозиции РЭР-ЗБМ-50-20 позволяет проводить автоматическое экспонирование фотоматериалов с чувствительностью 100—5000 Р⁻¹. Диапазон был расширен путем перехода к высокоатомному напылению электродов ионизационных камер.

Замена внешней электрической коррекции спектральной чувствительности внутрикамерной коррекцией позволила существенно упростить электрическую схему рентгеновского экспонометра. При этом из схемы экспонометра РЭР-ЗБМ-50-20 была исключена цепь напряжения смещения, вводящая коррекцию спектральной чувствительности.

Известны две модификации рентгеновских экспонометров для общей и специальной диагностики: РЭР-МП для аппаратов типа «Рентген-Д» для педиатрии и РЭР-МТ для аппаратов общего назначения. Отличительной особенностью этих экспонометров является то, что они не имеют предварительного усиления в непосредственной близости от приемников излучения, в качестве которых используются плоскопараллельные, гетерогенные камеры с воздушным заполнением измерительного объема. Основные технические характеристики указанных типов рентгеновских экспонометров близки. Экспонометр РЭР-МТ имеет дополнительный электрический выход, позволяющий обеспечить работу системы автоматического экспонирования в режиме регламентированного времени снимка. Для этого в реле экспозиции РЭР-МТ предусмотрена цепь аналогового сигнала в виде разности потенциалов. Скорость измерения напряжения на выходе экспонометра пропорциональна мощности дозы излучения в месте расположения ионизационной камеры

$$\left(\frac{du}{dt}\right)_{\text{дет}} = K \frac{i_{\text{д}}}{C},$$

где du — приращение напряжения на интегрирующей емкости C за время dt ; $i_{\text{д}}$ — ионизационный ток детектора рентгеновского экспонометра, который пропорционален мощности дозы рентгеновского излучения в плоскости детектора; K — коэффициент усиления по напряжению.

Скорость изменения аналогового сигнала на выходе реле экспозиции сравнивается со скоростью изменения опорного сигнала, задаваемого следующим выражением:

$$\left(\frac{du}{dt}\right)_{\text{опор}} = K_1 \frac{3,33 \cdot 10^{-10} D}{tC},$$

где D — заданная доза излучения, выраженная в рентгенах, для нормальной экспозиции рентгеновской пленки; t — заданное время экспозиции, с; K_1 — постоянный безразмерный коэффициент, учитывающий параметры ионизационной камеры.

Сигнал рассогласования определяет величину и направление регулирования напряжения генерирования рентгеновского излучения или анодного тока рентгеновской трубки:

$$\left(\frac{du}{dt}\right)_{\text{вых}} = \left(\frac{du}{dt}\right)_{\text{опор}} - \left(\frac{du}{dt}\right)_{\text{дет}}.$$

Технические характеристики рентгеновского экспонометра РЭР-МТМ

Диапазон чувствительности реле экспозиции, мР	0,1—25
Чувствительность ионизационной камеры (при 40 кВ), А·с/(Р·см ²)	2·10 ⁻⁸
Инерционность, с	0,001
Диапазон напряжения питания рентгеновской трубки аппарата, кВ	35—150
Алюминиевый эквивалент ионизационной камеры, мм, не более	0,7
Типоразмеры камер: их масса с кабелем не менее 15 м; масса без кабеля	380×380×12 мм: 1,2 кг; 0,65 кг 380×356×12 мм: 1,1 кг; 0,61 кг 440×440×12 мм: 1,5 кг; 0,95 кг
Число подключаемых камер	1—4
Напряжение питания камер, В	500—600
Размер электронного блока, мм	320×100×300
Масса электронного блока, кг, не более	6
Потребляемая мощность, Вт, не более	20
Напряжение питания, В, и частота, Гц	220 и 50

При $\left(\frac{du}{dt}\right)_{\text{вых}} > 1$ необходимо увеличить анодный ток либо анодное напряжение. При $\left(\frac{du}{dt}\right)_{\text{вых}} < 1$ необходимо уменьшать анодный ток либо анодное напряжение. При $\left(\frac{du}{dt}\right)_{\text{вых}} = 0$ регулирование параметров рентгеновской трубки прекращается.

В случае, если система обратной связи по интенсивности не обеспечивает достаточно быстрого регулирования, что возможно при режиме рентгенографии, с выдержками времени $< 0,2$ с срабатывает второй выход реле экспозиции и тем самым всегда гарантируется заданная плотность почернения экспонируемого материала.

Функциональная схема рентгеновского экспонометра без элементов, обеспечивающих регулирование аппарата в процессе экспозиции, представлена на рис. 35.

В экспонометрах РЭР-МП и РЭР-МТ нет цепи предварительной зарядки интегрирующего конденсатора $C1$. Для исключения ошибок в работе экспонометра, обусловленных дрейфом электрической схемы (включая усилитель постоянного тока УПТ), в цепи от полевого транзистора имеется разде-

лительный конденсатор $C2$. Обкладка конденсатора $C1$, соединенная с собирающим электродом камеры и затвором полевого транзистора, отсоединяется от земли в момент подготовки аппарата к снимку при замыкании цепи подготовки +12 В. Одновременно размыкается контакт $K2$, заземляющий

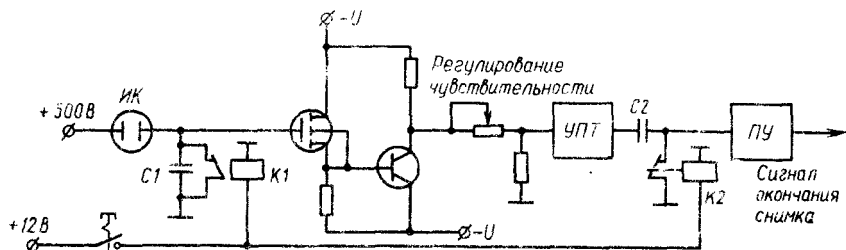


Рис. 35. Функциональная электрическая схема рентгеновского экспонометра РЭР-1; ИК — ионизационная камера; C1 — интегрирующий конденсатор; C2 — K2 — корректор дрейфа; УПТ — усилитель постоянного тока; ПУ — пороговое устройство

обкладку конденсатора C2, соединенную с входом порогового устройства. Экспонометр готов к снимку. При достижении требуемого заряда на интегрирующем конденсаторе C1, обусловленного протеканием ионизационного тока через измерительный объем ионизационной камеры ИК, подается команда на окончание экспозиции.

Электронные блоки экспонометров РЭР-3Б, РЭР-3БМ-50-20 и РЭР-М выполнены в блочном варианте. Блоки вставляют в стойки рентгеновских аппаратов и комплексов.

Для промышленной рентгенографии разработан отечественный экспонометр РЭП-1 с полупроводниковым детектором излучения CdS (ДРМ-2).

На рис. 36 представлена схема реле экспозиции РЭП-1.

При включении экспонометра рентгеновское излучение регистрируется полупроводниковым детектором 6. Фототок пропорционален мощности дозы регистрируемого излучения. Ток детектора в процессе экспозиции контролируется с помощью микроампер-

метра 7. Полупроводниковый детектор питается от источника питания 1 регулируемым напряжением. Это дает возможность применять детекторы со значительным разбросом чувствительности, что существенно снижает требования к отбору детекторов.

Интегратор 2 предназначен для интегрирования тока полупроводникового детектора. Интегратор включает в себя микроамперметр 7, токовый повторитель 8, коммутирующее устройство 9, конденсатор 10, каодный повторитель 11 и делитель напряжения 12. Напряжение на выходе интегратора 2 в любой момент прямо пропорционально дозе рентгеновского излучения, поглощенного детектором 6.

В качестве токового повторителя 8, обеспечивающего независимость напряжения, приложенного к полупроводниковому детектору 6, от напряжения на конденсаторе 10, используется транзистор, включенный по схеме с общей базой (типа КТ203А) и предназначенный для работы в режиме микротоков. Коллективный ток

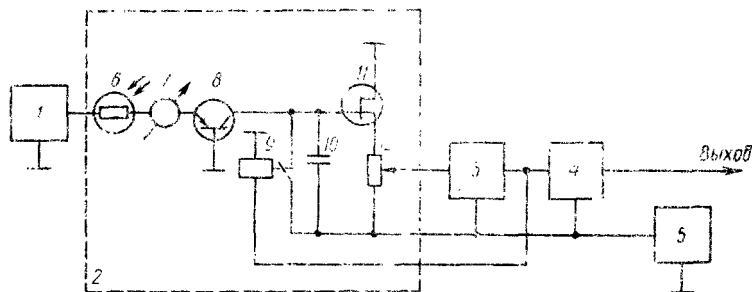


Рис. 36. Схема рентгеновского экспонометра РЭП-1

транзистора, связанный с током детектора (или с током эмиттера) соотношением $I_R = \alpha I_D$, заряжает в процессе экспозиции интегрирующий конденсатор (коэффициент нелинейности 0,1—0,5%).

Напряжение на полупроводниковом детекторе δ может быть меньше, чем на емкости конденсатора 10 , что обеспечивает расширение диапазона чувствительности экспонометра и дает возможность применять фотоматериалы различных типов.

При заряде интегрирующей емкости конденсатора 10 до напряжения срабатывания порогового устройства 3 происходит сброс напряжения на интегрирующем конденсаторе до нуля с помощью коммутирующего устройства 9 . После этого процесс заряда интегрирующего конденсатора повторяется. Напряжение, при котором происходит срабатывание порогового устройства 3 , регулируется с помощью делителя напряжения 12 .

Делитель напряжения 12 меняет плотность почернения рентгеновской пленки в пределах 1,0—2,5, причем благодаря наличию в экспонометре тогового повторителя 8 делитель напряжения линейно связан с дозой экспозиции. Катодный повторитель 11 предназначен для согласования низкого делителя напряжения 12 с сопротивлением утечки емкости конденсатора 10 .

Количество импульсов на выходе порогового устройства 3 , соответствующее количеству сбросов напряжения на интегрирующем конденсаторе, подсчитывает с помощью счетно-запоминающего устройства 4 . После набора числа импульсов, соответствующего чувствительности выбранного типа рентгеновской пленки, на выходе счетно-запоминающего устройства 4 появляется сигнал окончания экспозиции, т. е. отключается рентгеновский аппарат.

Наличие счетно-запоминающего сигнала устройства 5 окончания экспозиции обеспечило применение в качестве интегрирующего конденсатора малогабаритных конденсаторов с малыми токами утечки, что позволило значительно снизить габариты и массу экспонометра, а также расширить диапазон времени экспозиции до 60 мин.

Технические характеристики рентгеновского экспонометра РЭП-1

Напряжение питающей сети, В	220
Частота питающей сети, Гц	50
Потребляемая мощность, В·А, не более	20
Приемник излучения	Полупроводниковый ДРМ-2
Рентгеновская пленка	РТ-1, РТ-2, РТ-4М, РТ-5
Диапазон чувствительности, мР	10—350
Коррекция спектральной чувствительности	Внутренняя
Диапазон напряжений генерирования рентгеновского излучения, кВ	40—400
Диапазон времени экспонирования, мин	1—60
Тип выхода	Релейный
Масса прибора, кг	3,4

Примечание. Предусмотрена возможность применения усиливающей фольги.

При экспонировании с применением экспонометра РЭП-1, когда пленка находится в контакте с усиливающими фольгами, на приемник излучения, находящийся за экспонируемым фотоматериалом, следует накладывать дополнительно словянно-свинцовый фильтр толщиной 300 мкм.

На рис. 37 представлены размеры доминантных полей ряда отечественных и зарубежных ионизационных камер, применяемых в рентгеновских экспонометрах для общей диагностики.

Наибольшее распространение в качестве детекторов излучения экспонометров получили ионизационные камеры с тремя чувствительными — доминантными областями. Конфигурации и геометрические размеры чувствительных областей наносятся на поверхности камер.

На рис. 38 приведена принципиальная схема включения ионизационной камеры, в которой отсутствуют доми-

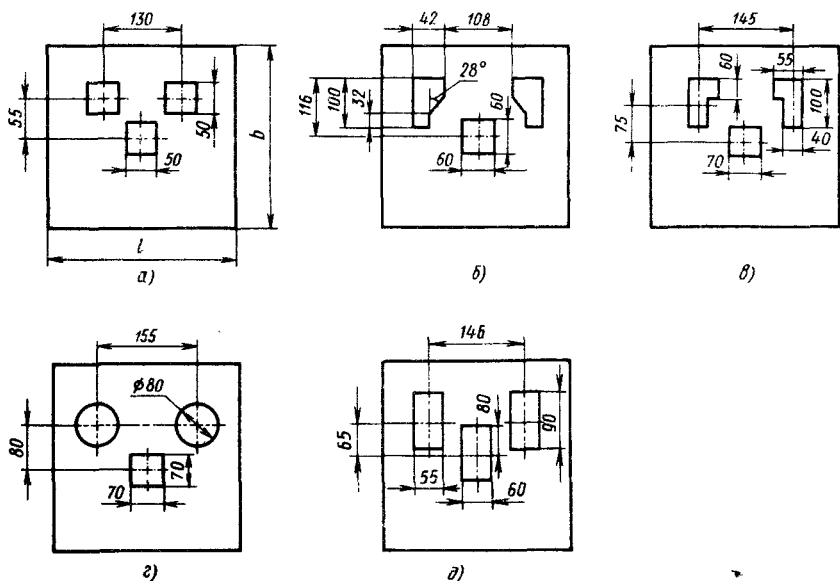


Рис. 37. Размеры чувствительных (доминантных) областей ионизационных камер экспонометров для общей диагностики:
 а — VEBRFF (Германия); б — РЭР-3БМ-50-20 (КПОМА); в — Jontomat (Siemens);
 г — Amplimat (Philips); д — РЭР-МТ «Спектр»

нантные поля. Величина предварительного заряда интегрирующего конденсатора определяется чувствительностью фотоматериала и рабочим полем пучка излучения, коллимлируемым шторками диафрагмы. Основной недостаток схемы в том, что она не допускает попадания не ослабленного объектом излучения на ионизационную камеру, что не всегда выполнимо, особенно когда на рентгенограмме требуется получить внешние контуры исследуемого объекта. Не всегда удастся ограничиться тремя измерительными полями заданных размеров и форм для диагностики. Некоторые фирмы выпускают до шести типов и более ионизационных камер различных форм и площадей измерительных полей для специальных видов рентгенографических исследований.

При установке ионизационных камер (табл. 20) перед кассетой с экспонируемым фотоматериалом размеры l и b (см. рис. 37) камеры должны пре-

вышать соответствующие размеры рентгеновских кассет, применяемых при рентгенографии. При этом тени от конструктивных элементов и измерительных полей камер не должны быть видны на снимке при его визуальном рассмотрении на негатоскопе.

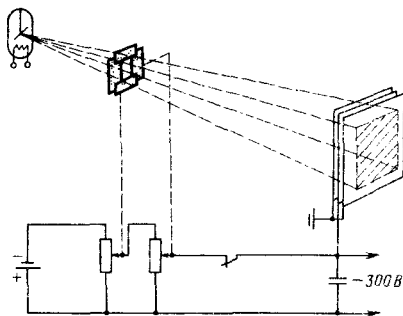


Рис. 38. Принциальная схема работы экспонометра для общей диагностики с бездоминантной ионизационной камерой

20. Ионизационные камеры

Тип (страна или фирма)	Размер камер, мм			Место установки
	<i>b</i>	<i>l</i>	Толщина	
РЭР-ЗБМ-50-20 (СССР)	380 440	380 440	12,5	Прицельное устройство Решетка для снимков
<i>Jontomat 6</i> (Германия)	356 456	380 468	10,0	Прицельное устройство Решетка для снимков
РЭР-МТ (СССР)	380	380	12	Прицельное устройство
	440	440		Решетка для снимков
	356	380		Прицельное устройство
<i>Amplimat (Philips)</i>	—	—	8	Прицельное устройство и решетка для снимков
<i>Jontomat-D (Siemens)</i>	356	400	6,4	Эксплоратор 35
«Спектр» (СССР)	465	465	10	Решетки для снимков
	465	465	6	

Рентгеновские экспонометры для специальной диагностики. В качестве детекторов излучения экспонометров для маммографии в основном применяют ионизационные камеры. Камера экспонометра имеет собирающий электрод, форма которого соответствует форме проекции исследуемого объекта на рентгеновскую пленку. Для получения оптимального контраста рентгенограммы детектор излучения экспонометра устанавливают за экспонируемым фотоматериалом. Экспонометры ионизационного типа выпускают фирмы *Philips* (Нидерланды) и *Siemens* (Германия). Фирма *CJR* (Франция) выпускает экспонометр с фотоэлектронным множителем *Luminix*.

Для маммографии применяется низкоэнергетическое рентгеновское излучение при торможении электронов на вольфрамовом либо молибде-

новом аноде. Напряженне генерирования излучения 25—50 кВ.

Применение низкоэнергетического рентгеновского спектра обусловлено требованиями надежной постановки диагноза при исследовании малококонтрастных сред (например, молочные железы).

В рентгеновском экспонометре для маммографии РЭР-Л в качестве детектора используется люминофор в сочетании с ФЭУ-68. Детектор устанавливают за экспонируемым фотоматериалом. Доминантное поле имеет форму сегмента и равномерную чувствительность по всей площади.

Для палатных рентгенодиагностических аппаратов фирма *Siemens* разработала экспонометр, где в качестве детектора рентгеновского излучения применяется фотоэлемент, не прозрачный для рентгеновского излучения.

В специальную кассету (несущую конструкцию) устанавливают фотоэлемент и рентгеновскую кассету облученного типа. У рентгеновской кассеты незначительный алюминиевый эквивалент поглощения задней крышки. Фотоэлемент устанавливают за рентгеновской кассетой в области предполагаемой проекции исследуемой части объекта. Для этого предусмотрена возможность перемещения фотоэлемента в кассете до осуществления снимка.

Экспонометр пробного включения. Детектор излучения экспонометра устанавливают на месте кассеты с экспонируемым фотоматериалом при заданном фокусном расстоянии и напряжении генерирования рентгеновского излучения. Объект исследования при пробном включении предварительно устанавливается в требуемое рабочее положение. Проводится пробное включение высокого напряжения, подаваемого на трубку при фиксированном значении анодного тока. По показаниям экспонометра корректируют анодный ток трубки с учетом требуемого времени экспозиции. Экспонометры пробного включения применяют при ангиографических исследованиях, в которых время экспозиции строго регламентировано механизмом работы кассеты, определяющим программу исследования. После получения требуемого анодного тока датчик экспонометра убирают и проводят серию снимков (до 500 кадров/с). Таким образом устанавливается требуемое значение анодного тока до начала исследования.

В последних аппаратах для ангиографии фирма *Siemens* использует прямой режим рентгеновского экспонирования. В качестве детектора используется плоскопараллельная ионизационная камера с уменьшенным коэффициентом алюминиевого ослабления $\sim 0,4$ мм Al. Камера имеет три поля, используемых при ангиографии конечностей. Режим пробного включения используется в аппаратах для флюорографии со сканирующей шелью фирмы *Oldef* (Голландия) и *Philips* (см. гл. 13). В этих аппаратах время флюорографии задано постоянным ($\sim 0,9$ с). В режиме пробного включения, который проводится при пони-

женных значениях анодного тока, сканируется центральная часть тела пациента. Сигнал от усилителя изображения регистрируется приемником излучения, затем с помощью аналогоцифрового преобразователя подается в процессор рентгеновского аппарата, который сигнализирует о правильности выбора уставок напряжения и тока, либо необходимой корректировке уставок с учетом заданного времени экспозиции. Такие системы находят применение в аппаратах для общей диагностики. Использование процессора в сочетании с автоматическим экспонированием расширяет возможность систем автоматического экспонирования, давая возможность гибкого управления режимами аппарата с учетом его мощности и параметров объекта исследования.

Томографические экспонометры. Экспонометр при томографических исследованиях задает мощность дозы в плоскости экспонируемого фотоматериала и поддерживает ее на заданном уровне на протяжении цикла исследования. По характеру работы и назначению экспонометры для томографических исследований во многом похожи на стабилизаторы яркости, применяемые при рентгеноскопии с использованием РЭОПов и ЭОПов. Принципиальное различие заключается в том, что в стабилизаторах яркости используется часть светового потока преобразователя рентгеновского излучения, в то время как в экспонометрах для томографии необходимо иметь собственный детектор рентгеновского излучения. Наибольшее распространение в качестве детектора излучения томографических экспонометров получили ионизационные камеры. Одна и та же камера может являться детектором рентгеновского экспонометра для рентгенографии и томографии при условии, что характеристики спектральных распределений чувствительностей фотоматериалов, применяемых при обоих рентгеновских исследованиях, одинаковы и согласованы с соответствующими характеристиками ионизационной камеры. Для поддержания постоянной яркости свечения усиливающих экранов при томографических исследо-

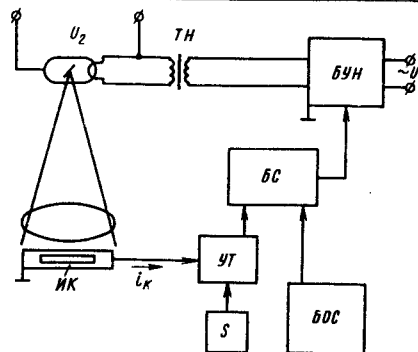


Рис. 39. Схема томографического экспонометра:

ИК — ионизационная камера; i_k — ток камеры; УТ — усилитель тока; S — блок регулирования плотности почернения; БОС — блок опорного сигнала; БС — блок сравнения; БУН — блок управления накалом рентгеновской трубки; ТН — трансформатор накала

ваньях вводится цепь обратной связи по мощности дозы (по току ионизационной камеры). При заданных чувствительности фотоматериала (P^{-1}), угловой скорости томографии ω ($^\circ/\text{с}$) и угле томографии 2φ в простейшем случае линейного томографа требуемая мощность дозы ($P/\text{с}$) в плоскости пленки $P = \omega/(H'2\varphi)$, где H' — чувствительность пленки, P^{-1} . При использовании в качестве детектора излучения ионизационной камеры требуемое значение тока камеры за время томографического исследования должно быть постоянным независимо от выбранного напряжения генерирования, толщины исследуемого объекта, фокусного расстояния, дополнительной фильтрации рабочего пучка излучения и угла томографии. Требуемое значение тока ионизационной камеры (А), расположенной в плоскости экспонируемого фотоматериала, определяется следующим выражением:

$$I_{\text{ТР}} = k \frac{\omega}{H'2\varphi} V \cdot 3,33 \cdot 10^{-10},$$

где $k = \left(\frac{E}{P_a}\right)_{\omega_{\text{эфф}}}$; V — ионизационный объем камеры, см^3 .

Требуемое расчетное значение тока при заданных условиях томографии и

выбранным фотоматериалом определяет величину опорного сигнала, подаваемого в блок сравнения (рис. 39). Действительное значение ионизационного тока камеры i_k (А), определяемое мощностью дозы в плоскости фотоматериала P_k , имеет вид $i_k = kP_k V \cdot 3,33 \cdot 10^{-10}$. Разность требуемого и действительного тока ионизационной камеры определяет величину и характер регулирования анодного тока трубки в процессе исследования. Требуемое изменение анодного тока трубки в заданный момент времени томографии имеет вид

$$\Delta i_a = i_a \left(\frac{\omega}{H'2\varphi P_k} - 1 \right),$$

где i_a — ток рентгеновской трубки в момент измерения; ток трубки после введения корректирующей поправки $i'_a = i_a \pm \Delta i_a$.

Ток трубки регулируется в течение всего цикла томографического исследования блоком управления накалом рентгеновской трубки. Выбрав соответствующий угол томографии либо угловую скорость излучателя, изменяют величину опорного сигнала, вводимого в блок сравнения.

Фирма Siemens (Германия) разработала экспонометр *Planu—Jontomat* для томографии, в котором используется та же ионизационная камера, что и для обычной рентгенографии. При работе с экспонометром *Planu—Jontomat* предусмотрено переключение ионизационной камеры на блоки автоматики для томографии, а также переключение накала трубки на режим работы от блока автоматического управления накалом, связанного с системой автоматики томографического экспонометра. Ток камеры интегрируется в течение времени около 30 мс. Максимальное напряжение с выхода усилителя сравняется с опорным напряжением. Через 3 мс цикл повторяется. Автоматическое устройство *Planu—Jontomat* фирмы Siemens рассчитано на поддержание постоянства мощности дозы в плоскости фотоматериала для диапазона времени томографии в пределах 0,6—5 с.

В аппарате *Polytom V3* фирма Philips использует для обеспечения постоянства дозы при томографических исследова-

дованиях рентгеновский экспонометр ионизационного типа ВВ-2. Электрическая схема экспонометра функционально связана со схемой рентгеновского аппарата и с механической системой томографа, определяющей угол томографии и скорость перемещения рентгеновской трубки. Автоматическое программирование предусматривает 24 комбинации; при этом задаются напряжение, толщина объекта, скорость движения и угол томографии.

Инерционность системы рентгеновский аппарат — экспонометр. При работе рентгеновского аппарата в режиме падающей нагрузки рентгеновский экспонометр наряду с основной функцией — выключением аппарата в момент получения заданной дозы излучения в плоскости экспонируемого фотоматериала — защищает рентгеновскую трубку от перегрузок.

Для успешной работы рентгеновского экспонометра в комплексе с аппаратом помимо требований к его чувствительности и согласованию спектральных чувствительностей с экспонируемым фотоматериалом накладывается и требование по быстрдействию системы отключения напряжения питания рентгеновского излучателя.

Время коммутации напряжения на рентгеновской трубке, а также соотношение между «электрическим» и «рентгенографическим» временем экспозиции определяется схемой питания рентгеновского генератора и системой коммутации высокого напряжения.

Инерционность работы рентгеновского экспонометра определяется инерционностью детектора излучения и его электрической схемой, включающей и командное устройство окончания экспозиции. Суммарное максимально допустимое время задержки на отключение рентгеновского аппарата при работе с экспонометром при условии, что «электрическая» задержка равна «рентгенографической»,

$$t_a = t_b \left(\frac{\Delta S}{10^\gamma} - 1 \right),$$

где t_b — требуемое время экспозиции; ΔS — допустимое превышение плотности почернения рентгенограммы над заданной; γ — коэффициент контраста экспонируемого фотоматериала.

Величина ΔS обычно принимается равной 0,3 единицы плотности почернения. При этом считают, что плотность почернения всех участков рентгенограммы остается на прямолинейном участке характеристической кривой фотоматериала, т.е. нет потери в контрасте восприятия.

В табл. 21 представлено допустимое время задержки на выключение рентгеновских аппаратов в зависимости от требуемого времени экспозиции для ряда фотоматериалов при условии, что $\Delta S = 0,3$, а электрическая и рентгенографическая задержки эквивалентны.

Инерционность плоскопараллельных ионизационных камер с воздушным наполнением, применяемых в качестве детекторов рентгеновских экспонометров, равна 1—2 мс. При времени экспозиции меньше 0,006 с такая инерционность может приводить к ошибкам в экспозиции, вследствие чего наступает превышение плотности почернения рентгенограммы над предельно допустимой. Система коммутации рентгеновского аппарата также инерционна; ее инерционность существенно превосходит время сбора заряда внутри измерительного объема камеры (см. гл. 6).

Для получения времени выдержки, равного либо близкого к времени, обусловленному инерционностью системы аппарат — рентгеновский экспонометр, применяют схемы компенсации временных задержек.

На рис. 40 показана схема компенсации инерционности отключения системы аппарат—экспонометр. Компенсационный резистор R , включенный последовательно с интегрирующим конденсатором C , выбирается в зависимости от суммарного времени инерционности отключения рентгеновского экспонометра и коммутационных задержек на отключение главной цепи рентгеновского аппарата.

При включении резистора последовательно с интегрирующим конденсатором не учитывается емкость камеры и монтажа, что может приводить к погрешностям в работе схемы компенсации временных задержек, обусловленных инерционностью системы.

21. Допустимое время задержки при выключении рентгеновских аппаратов при работе с рентгеновскими экспонометрами

Время экспозиции, мин	Время задержки при радиационной дефектоскопии, с					Время экспозиции t , а	Время задержки при медицинской рентгеновской диагностике, с												
	РТ-5, $\gamma = 4$		РТ-4, $\gamma = 3,5$		РТ-2, $\gamma = 2,5$		Селеновые пластины, $\gamma = 0,75$		РМ-1, $\gamma = 3$		РМ-6, $\gamma = 3,5$		РФ-3, $\gamma = 1,7$		Polaroid, $\gamma = 1,3$		Селеновые пластины, $\gamma = 0,75$		
	РТ-5, $\gamma = 4$	РТ-4, $\gamma = 3,5$	РТ-2, $\gamma = 2,5$	Селеновые пластины, $\gamma = 0,75$	РМ-1, $\gamma = 3$		РМ-6, $\gamma = 3,5$	РФ-3, $\gamma = 1,7$	Polaroid, $\gamma = 1,3$	Селеновые пластины, $\gamma = 0,75$									
0,5	$0,95 \cdot 10^{-1}$	$1,1 \cdot 10^{-1}$	$1,6 \cdot 10^{-1}$	$8,4 \cdot 10^{-1}$	$1 \cdot 10^{-3}$	$2,6 \cdot 10^{-4}$	$2,2 \cdot 10^{-4}$	$5 \cdot 10^{-4}$	$7 \cdot 10^{-4}$	$1,5 \cdot 10^{-3}$									
1	$1,9 \cdot 10^{-1}$	$2,2 \cdot 10^{-1}$	$3,2 \cdot 10^{-1}$	1,68	$3 \cdot 10^{-3}$	$7,8 \cdot 10^{-4}$	$6,6 \cdot 10^{-4}$	$1,5 \cdot 10^{-3}$	$2,1 \cdot 10^{-3}$	$1,5 \cdot 10^{-3}$									
2	$3,8 \cdot 10^{-1}$	$4,4 \cdot 10^{-1}$	$6,4 \cdot 10^{-1}$	3,36	$1 \cdot 10^{-2}$	$2,6 \cdot 10^{-3}$	$2,2 \cdot 10^{-3}$	$5 \cdot 10^{-3}$	$7 \cdot 10^{-3}$	$1,5 \cdot 10^{-3}$									
4	$7,6 \cdot 10^{-1}$	$8,8 \cdot 10^{-1}$	1,28	6,72	$2 \cdot 10^{-2}$	$5,2 \cdot 10^{-3}$	$4,4 \cdot 10^{-3}$	$1 \cdot 10^{-2}$	$1,4 \cdot 10^{-2}$	$3,0 \cdot 10^{-3}$									
6	1,14	1,32	1,92	10,08	$4 \cdot 10^{-2}$	$10,4 \cdot 10^{-3}$	$8,8 \cdot 10^{-3}$	$2 \cdot 10^{-2}$	$2,8 \cdot 10^{-2}$	$6,0 \cdot 10^{-3}$									
10	1,9	2,2	3,2	16,8	$6 \cdot 10^{-2}$	$1,56 \cdot 10^{-2}$	$1,32 \cdot 10^{-2}$	$3 \cdot 10^{-2}$	$4,2 \cdot 10^{-2}$	$9,0 \cdot 10^{-3}$									
15	2,85	3,3	4,8	25,2	$1 \cdot 10^{-1}$	$2,6 \cdot 10^{-2}$	$2,2 \cdot 10^{-2}$	$5 \cdot 10^{-2}$	$7 \cdot 10^{-2}$	$1,5 \cdot 10^{-1}$									
20	3,8	4,4	6,4	33,6	2,10	$5,2 \cdot 10^{-2}$	$4,4 \cdot 10^{-2}$	$1 \cdot 10^{-1}$	$1,4 \cdot 10^{-1}$	$3 \cdot 10^{-1}$									
25	4,75	5,5	8,0	42,0	$5 \cdot 10^{-1}$	$1,3 \cdot 10^{-1}$	$1,1 \cdot 10^{-1}$	$2,5 \cdot 10^{-1}$	$3,5 \cdot 10^{-1}$	$7,5 \cdot 10^{-1}$									
30	5,7	6,6	9,6	50,4	1	$2,6 \cdot 10^{-1}$	$2,2 \cdot 10^{-1}$	$5 \cdot 10^{-1}$	$7 \cdot 10^{-1}$	1,5									
35	6,65	7,7	11,2	58,8	2	$5,2 \cdot 10^{-1}$	$4,4 \cdot 10^{-1}$	1,0	1,4	3,0									
40	7,6	8,8	12,8	67,2	4	1,04	$8,8 \cdot 10^{-1}$	2,0	2,8	6,0									

Если у усилителя ионизационного тока камеры характеристика линейная, то компенсацию времени задержки целесообразно осуществлять на выходе усилителя с помощью индуктивности. В частности, катушку индуктивности можно включать последовательно с анодной нагрузкой. При этом автоматически будет учтена емкость ионизационной камеры и монтажа.

Инерционность плоскопараллельных ионизационных камер можно существенно уменьшить введением сетки перед собирающим электродом, что особенно эффективно при малых выдержках (импульсное излучение).

Инерционность монокристаллов CdS (ДРМ-2), разработанных Институтом полупроводников АН УССР и применяемых в качестве детекторов в экспонометрах для промышленной рентгенографии (РЭП-1), довольно значительна и изменяется в широких пределах — от нескольких секунд до нескольких минут.

На рис. 41, 42 представлена кинетика нарастания фототока в монокристаллах CdS при его облучении после различных перерывов от 10 мин до 3 сут. Для уменьшения инерционности детекторы на основе монокристаллов CdS (ДРМ-2) следует облучать перед началом работы в комплекте экспонометра.

Учитывая большую инерционность детекторов на основе монокристаллов CdS, в качестве полупроводниковых детекторов в промышленных рентгеновских системах автоматического экспонирования целесообразно использовать достаточно безынерционные Si (Li) диффузионно-дрейфовые полупроводниковые детекторы с рабочей площадью 1 см^2 . Чувствительность таких детекторов $\sim 0,5 \cdot 10^{-8} \text{ А/см}^2$ при мощности дозы в плоскости детектора $9,6 \times 10^{-3} \text{ Гр/мин}$ и эффективной энергии излучения 40 кэВ. Спектральное распределение чувствительности Si (Li) детекторов хорошо согласуется с соответствующей характеристикой рентгеновских пленок, используемых в рентгенографии при фильтре 1,5—2 мм Al, установленном перед детектором. Недостаток этих детекторов — рост собственных токов детектора с увеличением температуры (от 0,2 нА на 1°C при $+10^\circ \text{C}$ до 1,4 нА на 1°C при

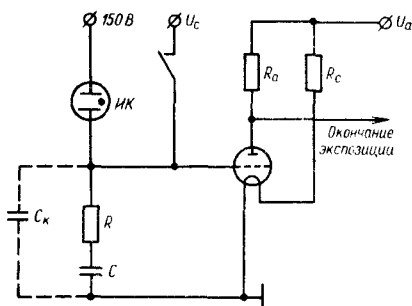


Рис. 40. Схема компенсации инерционности отклоняющей системы рентгеновский аппарат — экспонометр с помощью активного сопротивления:

ИК — ионизационная камера; C — интегрирующий конденсатор; $C_{\text{к}}$ — емкость собирающего электрода ионизационной камеры и монтажа; R — компенсационный резистор

35°C), однако этот недостаток не является критичным в большинстве случаев практической рентгенографии. При требуемой дозе на рентгеновскую пленку $2,8 \cdot 10^{-3} \text{ Гр}$ ($0,3 \text{ P}$) и времени экспозиции до 10 мин ток детектора составляет $1,5 \cdot 10^{-8} \text{ А}$. При чувствительности рентгеновской пленки до 1 P^{-1} и меньших временах экспозиции ток детектора, обусловленный действием рентгеновского излучения, соответственно увеличивается. Инерционность детектора $\sim 10^{-5} \text{ с}$.

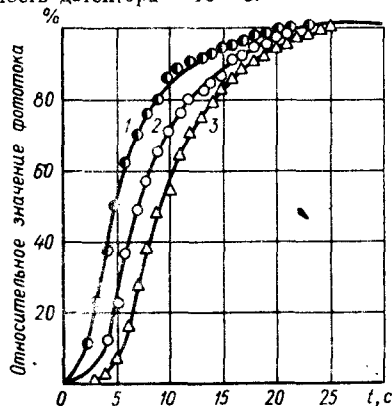


Рис. 41. Кинетика нарастания фототока в монокристалле CdS для образцов с хорошей кинетикой при перерыве в облучении: 1 — 10 мин; 2 — 18 ч; 3 — 3 сут

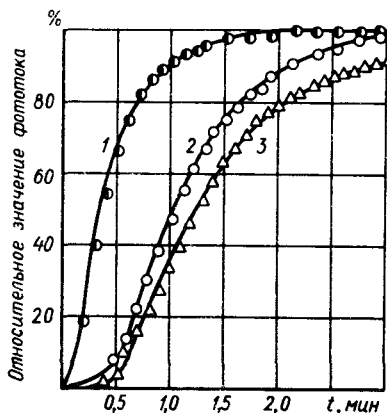


Рис. 42. Кинетика нарастания фототока в монокристалле CdS для образцов с плохой кинетикой при перерыве в облучении: 1 — 10 мин; 2 — 18 ч; 3 — 3 сут

Теоретические расчеты инерционности системы рентгеновский аппарат—экспонетр весьма трудоемки и не всегда выполнимы. Для практической оценки времени задержки на отключение рентгеновского аппарата при его работе с экспонетром может быть применена следующая методика. Строится зависимость экспозиционной дозы и мощности дозы, при которых отклю-

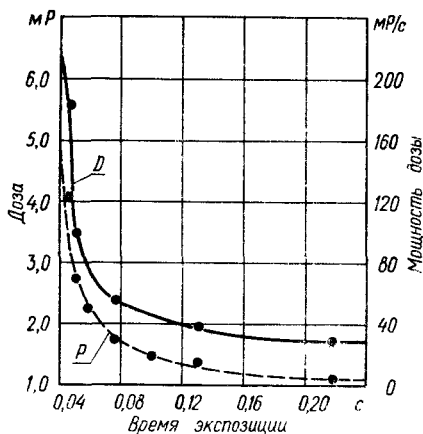


Рис. 43. Экспериментальные зависимости экспозиционной дозы и мощности дозы от времени экспозиции (аппарат 12-П5; экспонетр РЭР-1)

чается аппарат, работающий с экспонетром. При этом мощность дозы варьируется изменением либо анодного тока трубки, либо расстояния от фокуса трубки до детектора излучения экспонетра. На рис. 43 представлены экспериментальные зависимости, снятые при работе экспонетра РЭР-1 с рентгенодиагностическим аппаратом 12-П5 палатного типа.

Временная задержка при этом с достаточной точностью определяется следующим выражением:

$$\Delta t = \frac{D(t_1) - D(t_2)}{P(t_1) - P(t_2)},$$

где $D(t_1)$, $D(t_2)$ — соответственно экспозиционные дозы при времени экспозиции t_1 и t_2 ; $P(t_1)$, $P(t_2)$ — соответственно мощности экспозиционных доз за время экспозиции t_1 и t_2 .

Для увеличения точности определения Δt следует собрать статистические данные о дозах и мощностях доз при различном времени экспозиции. Значения Δt существенно зависят от схемы коммутации главной цепи рентгеновского аппарата и схемы питания рентгеновского излучателя.

Невзаимозаменяемость при работе с экспонетром. При рентгенографии с применением усиливающих экранов, а также при флюорографии и снимках с применением РЭПов и ЭОПов требуемую экспозицию желательно определять с учетом действия закона невзаимозаменяемости (рис. 44).

При использовании ограниченного интервала времени экспозиции экспозицию для получения заданной плотности почернения пленки можно записать в следующем виде:

$$H = E_1 t_1^p = E_2 t_2^p,$$

где t_1 и t_2 — время экспозиции; E_1 и E_2 — освещенность рентгеновской пленки за время t_1 и t_2 ; p — показатель Шварцшильда; в общем случае $p \neq 1$.

Заряд на интегрирующей емкости экспонетра, обусловленный током детектора, $Q = i_{1\mu} t_1 = i_{2\mu} t_2$. При условии, что i_{μ} пропорционально E в рассматриваемом диапазоне энергий рентгеновского излучения, и временем работы аппарата относитель-

ная погрешность в экспозиции при работе с экспонометром $\Delta H/H = 1 - t^{1-p}$.

Для уменьшения погрешности в экспонировании фотоматериалов при работе с автоматическими экспонометрами с непосредственным накоплением заряда на интегрирующем конденсаторе следует применять фотоматериалы с коэффициентом Шварцшильда, близким к единице.

Если данное требование невыполнимо, то в электрической схеме экспонометра следует учитывать зависимость $Q = i_D t^p$, где численное значение p заранее известно.

Реле дозы — приборы, которые срабатывают при достижении заданной дозы в определенном заранее месте. При рентгеновской терапии это определенное место на поверхности или в объеме тела пациента. В рентгено-терапевтических аппаратах обычно датчик устанавливают на выходе излучателя, а дозу срабатывания пересчитывают по закону обратных квадратов с учетом расположения детектора и объекта от фокуса рентгеновской трубки.

В НИИинтроскопии разработано реле дозы для аппаратов, предназначенных для рентгенодиагностики. Прибор используется в режиме рентгенографии и заменяет уставки $mA \times c$, которые широко используются при снимках без рентгеновского экспонометра. Детектор реле дозы устанавливают на выходе излучателя. Напряжение срабатывания реле дозы

$$u_c = \frac{P_0 (i_D/P) u_a (mA \times c)}{C}$$

Здесь P_0 — нормированное значение мощности дозы при выоранной уставке напряжения генерирования рентгеновского излучения (u_a) и соответствующей фильтрации излучения, выбираемой по рис. 45. Мощность дозы P_0 должна определяться или рассчитываться для тока рентгеновской трубки 1 мА; i_D/P — коэффициент, определяющий, во сколько раз чувствительность детектора реле дозы больше (или меньше) чувствительности воздушно-эквивалентной ионизационной камеры

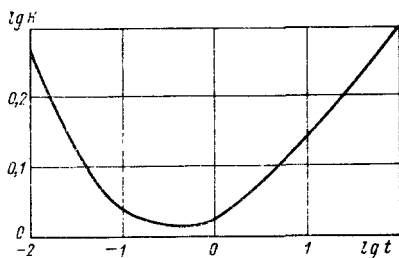


Рис. 44. Изопада рентгеновской пленки при экспонировании с экраном $CaWO_4$

с объемом 1 см^3 . Коэффициент i_D/P определяется для каждой уставки u_a анодного напряжения рентгеновского аппарата; $(mA \times c)$ — уставочное значение количества электричества на пульте рентгеновского аппарата; C — значение интегрирующей емкости в цепи обратной связи операционного усилителя.

На рис. 46 представлена схема измерения экспозиционных доз срабатывания системы автоматического экспонирования, в которой в качестве детектора используется проходная камера, устанавливаемая перед кассетой с экспонируемым материалом. Указанная схема используется для проверки реле дозы, однако сам детектор реле дозы в этом случае располагается перед дополнительным фильтром F_2 , а расстояние $R = \text{const}$. Толщина дополнительного

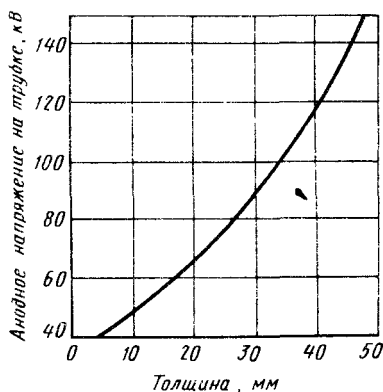


Рис. 45. Зависимость между напряжением генерирования и толщиной суммарного алюминиевого фильтра

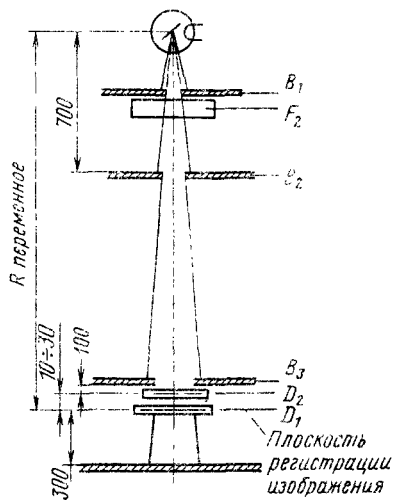


Рис. 46. Схема измерения экспозиционной дозы в системах автоматического экспонирования с входной камерой для прямой рентгенографии:

B_1 — B_3 — диафрагмы; F_2 — дополнительный фильтр; D_1 — детектор поверочной установки; D_2 — детектор экспонометра

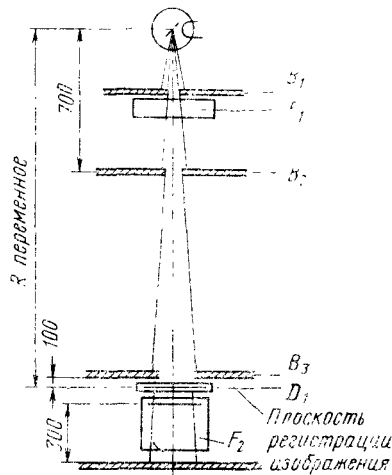


Рис. 47. Схема измерения экспозиционной дозы в системах автоматического экспонирования для непрямо́й рентгенографии: B_1 — B_3 — диафрагмы; F_1 — дополнительный фильтр; D_1 — детектор поверочной установки; F_2 — устройство, содержащее детектор, либо преобразователь системы автоматического экспонирования или регулирования

фильтра устанавливается в соответствии с рис. 45.

Схема измерения экспозиционных доз для непрямо́й рентгенографии, например для флюорографии, представлена на рис. 47.

При проверке работы систем автоматического экспонирования в поле рабочего пучка излучения не должно находиться дополнительных ослабляющих сред, в том числе необходимо убирать и отсеивающие растры. Приведенные схемы измерения и рекомендации соответствуют публикации «МЭК, технический комитет 62В. Электромедицинское оборудование».

Диафрагмы B_1 , B_2 и B_3 , представленные на рис. 46 и 47, должны иметь отверстия, обеспечивающие попадание рабочего пучка излучения на все чувствительные или дополнительные поверхности автоматической системы управления.

Отверстие диафрагмы B_2 для прохождения излучения должно быть таким, чтобы при всех расстояниях R полученный этой диафрагмой находился вне отверстия диафрагмы B_3 . Это же требование должно соблюдаться для диафрагм B_1 и B_2 . Дополнительный фильтр устанавливают за диафрагмой B_1 , а его толщину, с учетом алюминиевого эквивалента собственного ослабления излучателя, определяют по рис. 45.

При проверке линейной зависимости между дозой излучения и уставками МА.с необходимо обеспечить выполнение следующего условия:

$$\left| \frac{\bar{D}_1}{(\text{МА} \cdot \text{с})_1} - \frac{\bar{D}_2}{(\text{МА} \cdot \text{с})_2} \right| \leq 0,2 \left[\frac{\bar{D}_1}{(\text{МА} \cdot \text{с})_1} + \frac{\bar{D}_2}{(\text{МА} \cdot \text{с})_2} \right],$$

где \bar{D}_1 ; \bar{D}_2 — среднее значение доз при десятикратном их измерении; $(\text{МА} \cdot \text{с})_1$; $(\text{МА} \cdot \text{с})_2$ — уставочные значения количества электричества за снимок при выбранном анодном напряжении.

При проверке на повторяемость срабатывания системы автоматического экспонирования, в том числе и реле

дозы, должно выполняться следующее требование:

$$|D_i - \bar{D}| \leq 0,2\bar{D},$$

где \bar{D} — среднее значение дозы по результатам десяти измерений; D_i — любые значения дозы из ряда полученных результатов.

Условие повторяемости следует проводить при неизменном анодном напряжении, постоянном суммарном фильтре и заданном фокусном расстоянии.

Интеграторы дозы. С целью регистрации дозы облучения пациента при рентгенодиагностических исследованиях рентгендиагностические аппараты ведущих фирм снабжены интеграторами дозы. Эти приборы обеспечивают измерение произведений дозы на площадь. Три условия факсирования дозовых нагрузок можно корректировать физико-технические параметры работы рентгеновской аппаратуры с целью получения требуемой информации при минимальном облучении пациента.

Значение произведения дозы на площадь

$$D_2 = \int_S \int_t P dt dS,$$

где P — мощность дозы в плоскости детектора интегратора дозы; t — время рентгенодиагностического исследования; S — площадь поперечного сечения рабочего пучка рентгеновского излучения в месте регистрации мощности дозы.

Мощность дозы, время обследования и площадь поперечного сечения рабочего пучка излучения могут изменяться во время исследований.

Диапазон измерения интеграторов дозы с цифровой индикацией произведения дозы на площадь желательно иметь в пределах от $1P \times \text{см}^2$ до $9,99 \cdot 10^2 P \times \text{см}^2$.

В качестве детектора излучения интеграторов дозы используют плоскопараллельную ионизационную камеру, расположенную между диафрагмой и пациентом.

Площадь поперечного сечения камеры должна перекрывать все возможные поперечные размеры рабочего пучка рентгеновского излучения. Ионизационная камера (ИК), устанавливае-

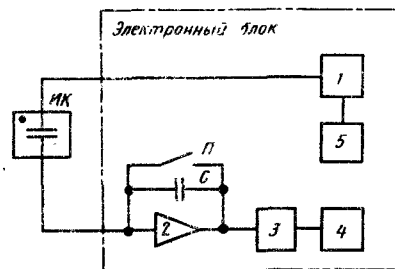


Рис. 48. Схема интегратора дозы: ИК — ионизационная камера; С — конденсатор; П — переключатель; 1 — блок питания; 2 — усилитель; 3 — компаратор; 4 — цифровой индикатор; 5 — устройство контроля стабильности

мая на выходе диафрагмы, не должна поглощать более 30% светового потока оптического центриатора. Схема размещения камеры ИК представлена на рис. 7.

Алюминиевый эквивалент ослабления камеры интегратора дозы не должен превышать 0,5 мм А1.

Интегратор дозы может иметь несколько детекторов излучения по числу излучателей, используемых в рентгенодиагностическом комплексе. Схема интегратора дозы представлена на рис. 48.

Под действием рентгеновского излучения через ионизационную камеру ИК протекает ток, пропорциональный произведению площади облучения на мощность дозы. Ток заряжает конденсатор С интегрирующего усилителя 2, в качестве которого используется микросхема К544УД2А. При достижении порога срабатывания компаратор 3 вырабатывает сигнал для разряда конденсатора С и записи единицы в цифровой индикатор 4. Число импульсов срабатывания компаратора пропорционально произведению дозы на площадь и определяется выражением

$$N = \frac{K_1 \iint P dt dS}{C_{и\kappa}},$$

где K_1 — постоянный коэффициент, зависящий от межэлектродного промежутка ионизационной камеры и связывающий значение дозы с величиной заряда при облучении 1 см^2 поверхности камеры, Кл/(см²·Р); С — емкость

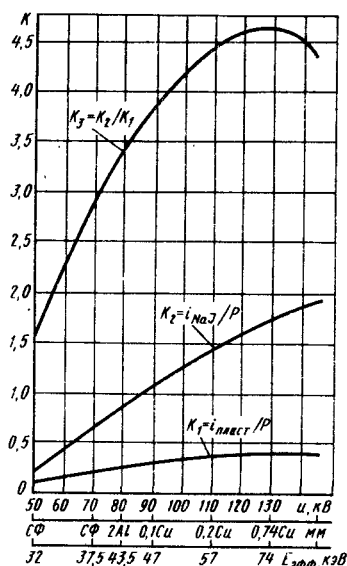


Рис. 49. Относительные спектральные распределения чувствительности сцинтилляционных детекторов:

K_1 — пластмассовый тканезквивалентный сцинтиллятор относительно воздухоэквивалентной камеры; K_2 — сцинтиллятор NaJ относительно воздухоэквивалентной камеры; K_3 — отношение токов ФЭУ + NaJ к току ФЭУ + пластмассовый детектор; $S\Phi$ — собственный фильтр излучателя ~ 5 мм Al

конденсатора в цепи обратной связи интегрирующего усилителя, Φ ; u_k — напряжение срабатывания компаратора, В.

Радиационный киловольтметр предназначен для определения напряжения генерирования рентгеновского излучения по радиационному выходу. Сущность метода заключается в том, что сравниваются сигналы двух детекторов с различной спектральной чувствительностью. На рис. 49 представлены относительные спектральные характеристики: K_1 — воздухоэквивалентный детектор $z_{эфф} \approx z_{возд} \left(\frac{i_D}{P} \right)'_{u_a} \approx \text{const}$;

K_2 — детектор с высоким атомным номером ($z_{эфф} > z_{возд}$), например CsJ (Na) или BaF_2 ; $\left(\frac{i_D}{P} \right)'_{u_a} = f(u_a)$ —

$$\text{отношение} \left(\frac{i_D}{P} \right)'_2 \left(\frac{i_D}{P} \right)'_1 = f(u_a) = K_3$$

в заданном диапазоне напряжений генерирования u_a однозначно определяет величину напряжения. Возможен вариант использования двух детекторов с различными спектральными характеристиками. В этом случае с целью изменения спектральной характеристики перед одним из детекторов устанавливается дополнительный фильтр. Толщину и атомный номер дополнительного фильтра выбирают таким образом, чтобы характеристика $\left(\frac{i_D}{P} \right)'_{u_a}$ с использованием дополнительного фильтра претерпела существенное изменение, а отношение тока детектора без дополнительного фильтра к току детектора с установленным фильтром являлось бы монотонной непрерывной функцией от анодного напряжения. Влияние фильтрации на спектральные характеристики детектора CdS приведено на рис. 28.

В табл. 22 приведены основные характеристики приборов.

Кроме напряжения генерирования рентгеновского излучения прибор ПКР-10-1 позволяет измерять:

анодный ток в диапазоне 1—10 мА с погрешностью не более $\pm 10\%$;

количество электричества, протекающего через рентгеновскую трубку, в диапазоне 40—1000 мА·с с погрешностью не более $\pm 10\%$;

экспозиционную дозу рентгеновского излучения при заданной геометрии измерения (датчик закреплен на перекрестье стекла диафрагмы) в диапазоне 0,1—100 Р с погрешностью не более $\pm 10\%$;

мощность экспозиционной дозы рентгеновского излучения при заданной геометрии измерений (датчик закреплен на перекрестье стекла диафрагмы) в диапазоне 0,1—10 Р/с с погрешностью не более $\pm 20\%$;

время экспозиции в диапазоне 1 мс—10 с с погрешностью не более $\pm 5\%$.

Информация на приборе ПКР-10-1 отображается в цифровом виде.

Для определения напряжения в приборе ПКР-10-1 использован метод измерения сигналов двух детекторов, расположенных за фильтрами разной

22. Характеристики рентгеновских киловольтметров

Фирма (страна)	Модель	Диапазон напряжения, кВ	Точность, кВ	Назначение
Victoreen (США)	07-473	60—120	±3	Общая диагностика
	07-479	45—90	±3	Дентальные аппараты
	07-492	22—50	±1,5	Маммографические аппараты
ВНИИИМТ (СССР)	ПКР-10-1	40—125	±5%	Общая диагностика

толщины. Измерение $мА \times с$ и $мА$ проводится с помощью токового шупа, включенного в первичную обмотку главного трансформатора рентгеновского аппарата.

Время экспозиции измеряют с помощью детектора рентгеновского излучения, усиленный выходной сигнал которого поступает на компаратор. Последний, в случае превышения сигналом порога срабатывания, вырабатывает сигнал, включающий задающий генератор счетчика времени. Импульсы с задающего генератора подсчитываются счетчиком импульсов. Когда сигнал станет ниже порога срабатывания компаратора, последний вырабатывает сигнал, отключающий генератор. Зафиксированное индикатором состояние счетчика импульсов соответствует времени рентгенографической выдержки.

Приборы типа ПКР-10-1 позволяют быстро и с достаточной точностью контролировать параметры рентгеновских генераторов при их обслуживании и профилактике. Приборы с индикацией рентгенографической выдержки необходимы и при повседневной работе врачей-рентгенологов, особенно при работе с рентгеновскими реле экспозиции. При времени экспозиции меньше 0,01 с рентгенографическая выдержка не соответствует электрической. Разность во времени экспозиции зависит от схемы питающего устройства, величины и формы напряжения генерирования излучения и поглощающих свойств объекта контроля. На рис. 50 представлены графики III изменения мгновенных значений мощностей доз для

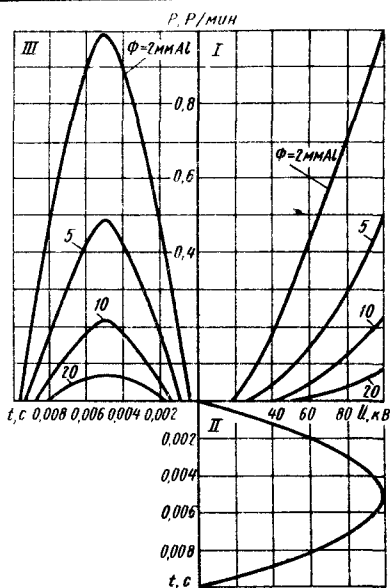


Рис. 50. Изменение рентгенографических выдержек от величины суммарного фильтра при синусоидальном анодном напряжении

четырёх значений суммарной фильтрации излучения: 2; 5; 10 и 20 мм Аl. Зависимости построены для синусоидально изменяющегося анодного напряжения, амплитудное значение которого $U_a = 100$ кВ (II). Исходные значения мощностей доз для постоянного напряжения 20—100 кВ и токе рентгеновской трубки 1 мА при фокусном расстоянии 1 м представлены на графике I.

При одной и той же электрической выдержке 0,01 с (II) рентгенографическая выдержка изменяется от 0,0095 с при фильтре 2 мм А1 до 0,006 с при фильтре 20 мм А1 (график III).

При работе с реле экспозиции целесообразно иметь информацию о действительной выдержке времени при рентгенографии или томографии медицинских объектов, а также при регистрации процессов, происходящих в динамике, при промышленной рентгенографии.

РЕНТГЕНОВСКИЕ КАССЕТЫ

Рентгеновские кассеты предназначены для установки в них усиливающих экранов, фольг и рентгеновских пленок. В рентгенографии применяют кассеты нескольких типов.

Жесткие кассеты с алюминиевой или пластмассовой передней крышкой применяют в общей рентгенодиагностике и дефектоскопии.

Жесткие кассеты со встроенным растром, имеющие на передней крышке рентгеновский отсеивающий растр, который одновременно может являться и крышкой кассеты, применяют ограниченно.

Жесткие кассеты для одномоментной томографии, дающие возможность за одно томографическое исследование получить несколько срезов исследуемого объекта, применяют со штативами.

Жесткие кассеты для рентгенокимографии применяют в комплексе с кимографическими штативами при исследовании динамики подвижных органов.

Гибкие кассеты, обеспечивающие возможность плотного контакта с поверх-

ностями сложной конфигурации, применяют в рентгенодефектоскопии.

Вакуумные кассеты обеспечивают равномерный плотный контакт между усиливающими экранами (фольгами). Их применяют в промышленной и медицинской рентгенографии.

Жесткие кассеты для общей рентгенодиагностики. Габариты кассет должны быть согласованы с посадочными местами рентгеновских решеток и экраноснимочных устройств. Внутренние размеры кассет определяются форматами усиливающих экранов и рентгеновских пленок.

На рис. 51 даны обозначения геометрических размеров кассет, принятые странами — производителями рентгеновской аппаратуры и рентгеновских принадлежностей.

В табл. 23 приведены основные размеры отечественных кассет для общей рентгенодиагностики.

Внутренние размеры кассеты ($b \times l$) на 1,5—3 мм больше номинальных размеров рентгеновских пленок.

Номинальные значения и допустимые отклонения размеров кассет и их масса в соответствии с публикацией 406 стандарта МЭК приведены в табл. 24.

Гибкие (мягкие) кассеты. В рентгенодефектоскопии нашли широкое применение кассеты из гибких пластмасс. Кассеты состоят из двух плоских пакетов, причем в пакет с меньшим размером укладывают рентгеновскую пленку, а в случае необходимости — усиливающие фольги. Затем заряженный пакет вставляют во второй пакет больших размеров.

В кассетах предусмотрены специальные пластмассовые кармачи для установки нумераторов снимков. Преимущество гибких кассет в том, что они могут принимать форму поверхности контролируемых изделий. Однако при экспонировании в гибких кассетах пленок, находящихся в контакте с усиливающими фольгами, не всегда удается обеспечить плотный контакт между ними.

Внутренние размеры (мм) серийно выпускаемых в СССР гибких кассет приведены ниже. Комплект состоит из пяти кассет одного типоразмера.

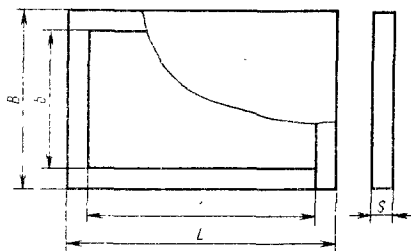


Рис. 51. Схематический разрез жесткой рентгеновской кассеты

Ширина	Длина
60	240, 360, 480, 720
100	120, 240, 360, 480, 720
130	180
150	400
180	240
240	300
300	400

Вакуумные кассеты. В кассетах с механическими замками, пружинными затворами и особенно в гибких кассетах трудно обеспечить достаточно равномерное усилие прижима по всей поверхности фотоматериала. При этом могут быть места, в которых не обеспечен плотный контакт между усиливающими экранами и пленкой.

Для повышения качества рентгеновского изображения при экспонировании рентгеновской пленки, находящейся в контакте с усиливающими экранами или фольгами, применяют вакуумные кассеты, которые обеспечивают плотное прилегание экранов или фольг к рентгеновской пленке по всей ее поверхности.

Вакуумная кассета обычно состоит из герметичного корпуса, имеющего две или одну подвижную крышку. Внутренняя полость кассеты, в которой помещена пленка с усиливающими экранами или фольгами, соединена с воздушной магистралью, где расположен клапан либо вентиль. Через штуцер кассета соединена с вакуумным насосом. После зарядки фотоматериала в кассету из ее рабочего объема откачивают воздух, при этом под действием давления окружающей среды усиливающие экраны или фольги плотно прилегают к экспонируемому фотоматериалу по всей его поверхности.

Физические параметры кассет. Равномерность усилия прижима в кассетах необходима для получения рентгенограммы высокого качества по всему номинальному размеру экспонируемой пленки, помещенной в рентгеновскую кассету с усиливающими экранами.

Равномерность прижима экранов к пленке можно проверять с помощью пластины толщиной $(1,0 \pm 0,1)$ мм. Длина и ширина пластины определяются соответствующими размерами контролируемой кассеты. Материалом пластины должен быть металл с атомным

23. Основные размеры рентгеновских кассет (см. рис. 51)

Кассета	Размеры, мм		Масса, кг
	$L_{+0,5}^{-1,0}$	$B_{+0,5}^{-1,0}$	
КС 13×18	208	158	0,5
КС 15×40	428	178	1,3
КС 18×24	268	208	0,8
КС 20×40	428	228	1,5
КС 24×30	328	268	2,2
КС 30×30		328	1,7
КС 30×40	428		328
КС 35,6×35,6	400	384	1,9
КС 35,6×43	384		2,4
КС 20×96	988	228	4,3
КС 30×90	928	328	5,9
КС 30×120	1228	376	7,9

Примечания: 1. Цифры в наименовании кассеты указывают номинальный размер пленки, см.

2. Толщина кассет $14_{-1,0}^{+0,5}$ мм.

номером от 26 до 30 (Fe, Ni, Zp, Cu) или сплав металлов.

У контрольной пластины должны быть отверстия диаметром $(2,0 \pm 0,5)$ мм с межцентровым расстоянием $4_{-0,5}$ мм, а в центре пластины — отверстие диаметром не менее 13 мм. Пластины укладывают на кассету и проводят снимок при следующих условиях: фокусное расстояние 1,5 м; напряжение генерирования (60 ± 6) кВ; суммарная фильтрация рентгеновского излучения 2 мм Al. Ток трубки и время экспонирования подбирают таким образом, чтобы плот-

24. Номинальные значения и допускаемые отклонения размеров кассет и их масса (стандарт МЭК, публикация 406)

Номинальный размер, см X см		Наружные размеры, мм			Отклонение, мм		Внутренние размеры, мм		Максимальная масса, г
предпочтительный	непредпочтительный	Ширина	Длина	Толщина	от плоскостности	от параллельности	Ширина	Длина	
13×18		157,5	207,5	15 ⁰ ₋₂			132	182	500
		177,5	427,5				152	402	
15×40	20×40	207,5	267,5	15 ⁰ ₋₂			182	242	800
		207,5	427,5				202	402	
18×24	20×96	227,5	987,5	16,5 *			202	962	1000
		267,5	267,5	15 ⁰ ₋₂			242	242	
24×30	24×24	327,5	327,5	15 ⁰ ₋₂		0,2/100	0,3/100	302 ⁺¹ _{-0,5}	1900
		427,5	427,5	16,5 *					
30×40	30×90	327,5	927,5	16,5 *			358	902	358
		383,5	383,5					434	
35,6×35,6	30×120	459,5	459,5	15 ⁰ ₋₂			358	434	
25,6×43,2									

* Максимально допустимая толщина.

25. Параметры рентгеновских кассет

Параметры	КПОМА (СССР)	Siemens (Германия)	Chirana (Чехо-Словакия)
Световой затвор Конструкция запора	Лабиринтный Пружинные задвижки	Лабиринтный Пружинные задвижки	Лабиринтный Стержневой поворотный замок Войлок
Материал уплотнителя, обеспечивающего прижим экрана	Резина губчатая или винипор	Резина губчатая или винипор	
Алюминиевый эквивалент ослабления передней крышки, мм Al	1	0,75	1

ность почернения пленки в месте проекций отверстий контрольной пластины равнялась 1,5—2,5 после ее стандартизованного режима фотообработки. Полученный снимок сверяют с эталонным. Темные места на контролируемом снимке показывают отсутствие достаточного усилия прижима между фотоматериалом и усиливающими экранами.

Допускается проверять равномерность усилия прижима с помощью металлической сетки, расположенной на передней крышке кассеты.

Для предохранения экспонируемого фотоматериала от засвечивания в кассетах предусмотрены светозащитные затворы. Наиболее распространенные нашли кассеты с лабиринтным световым затвором (табл. 25).

Светозащищенность кассет проверяют по следующей методике. Кассету с рентгеновской пленкой освещают в течение 10 мин лампой накаливания мощностью 100 Вт, расположенной на расстоянии 1 м. Проверка светозащиты проводится с шести направлений относительно источника света. Плотность почернения контролируемой пленки после нормализованного проявления не должна превышать 0,3 плотности вуали.

Для уменьшения радиационной нагрузки при рентгенографических исследованиях целесообразно переднюю крышку кассеты изготавливать из материалов с незначительным коэффициентом линейного ослабления рентгенов-

ского излучения. Толщина материала передней крышки определяется механическими характеристиками ее материала и допусками на габариты кассеты в закрытом состоянии в соответствии с табл. 24. Однако ее алюминиевый эквивалент ослабления не должен превышать 1,6 мм Al независимо от номинальных размеров экспонируемой пленки.

Проверка алюминиевого эквивалента в соответствии с требованиями Международной электротехнической комиссии проводится при напряжении генерирования рентгеновского излучения (60 ± 6) кВ и суммарной фильтрации рабочего пучка, эквивалентной 2 мм Al. Алюминиевые эквиваленты ослабления рентгеновского излучения ряда кассет с металлической передней крышкой приведены в табл. 25.

Алюминиевый эквивалент ослабления жестких кассет с пластмассовой передней крышкой не превышает 0,25 мм Al.

Кроме кассет указанных выше типов для аналоговой томографии в ряде случаев используются микросекционные кассеты, имеющие несколько усиливающих экранов (до пяти пар), между которыми размещается рентгеновская пленка. Применение многосекционных кассет позволяет за одну экспозицию получить несколько срезов исследуемого объекта. Нагрузка экранов подбирается таким образом, чтобы плотность почернения всех пленок за одну экспозицию была в пределах 0,8—1,6.

Технические характеристики кассеты ОТ-5 для одномоментной томография

Размер рентгеновских пленок, используемых в кассете, см . . .	13×18; 18×24; 24×30
Число одновременно получаемых рентгенограмм, шт.	5
Расстояние между слоями, выделяемыми за одну экспозицию, мм	10
Габаритные размеры, мм	342×342×80
Масса, кг	2,5

Кассеты, совмещенные с неподвижным растром, используют при рентгенографии в условиях больницы обычно с передвижными рентгеновскими аппаратами, а также в операционных. В этих кассетах роль передней крышки выполняет растр. Учитывая требования повышенной механической прочности к крышке-растру, промежутки в растре между абсорбирующими ламелями заполняют алюминиевыми пластинами или углепластиком.

При работе с автоматическими экспонетрами применение кассет с различными алюминиевыми эквивалентами ослабления рентгеновского излучения приводит к значительному разбросу в плотности почернения экспонируемых фотоматериалов.

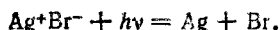
Для получения высококачественных снимков с высокой степенью повторяемости плотности почернения следует применять кассеты одного типа и комплектовать их однотипными усиливающими экранами.

ПРОЯВЧНЫЕ МАШИНЫ

Проявочные машины предназначены для ускоренного получения скрытого изображения предварительно экспонированного фотоматериала.

При экспонировании рентгеновских фотоматериалов под действием энергии рентгеновского излучения образуются фотоэлектроны и комптоновские электроны, которые по мере пробега в слое эмульсии образуют вторичные электроны и дырки. Под действием ионизирующих частиц в эмульсии образуются центры скрытого изображения, состоящие из атомов металлического серебра. Протекающая при экспонировании фотоматериалов реакция образования скрытого изображения в общем

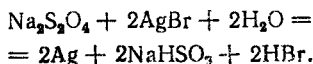
виде:



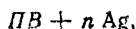
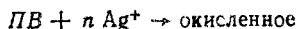
Бром связывается желатиной эмульсии, а металлическое серебро в форме атомов образует центры скрытого изображения.

При химическом проявлении число атомов металлического серебра вблизи скрытого центра изображения увеличивается в 10^9 — 10^{11} раз, что приводит к почернению фотоматериала. Таким образом происходит химическое усиление скрытого изображения, и оно становится видимым.

При проявлении экспонированной пленки гидросульфатом натрия в слое фотоэмульсии вблизи центра скрытого изображения протекает следующая реакция:



В различных типах проявителей реакция восстановления металлического серебра из светочувствительного слоя эмульсии идет по своим электрохимическим законам. В общем случае процесс проявления можно записать в следующем виде:



где ПВ — проявляющее вещество.

При проявлении центры скрытого изображения являются своего рода катализаторами.

Возрастание оптической плотности при проявлении выражается в следующем: растет центр скрытого изображения; увеличивается количество проявленных центров скрытого изображения.

Для ускорения проявления повышают температуру проявителя и интен-

сивно перемешивают проявляющий раствор. Однако для получения одинаковой плотности почернения пленки при оптимальном контрасте необходимо с определенной точностью следить за качественным составом проявителя: поддерживать постоянную концентрацию проявляющего вещества; убирать продукты его окисления; поддерживать постоянную температуру проявителя и заданную скорость перемешивания раствора. При времени проявления 5—6 мин изменение температуры проявителя на 1°С требует изменения времени проявления на 30 с. В случае применения быстродействующих проявочных машин, в которых цикл обработки пленки (промывка, фиксирование, сушка) составляет 1—3 мин, требования к точности поддержания физико-химических условий обработки экспонированных рентгенограмм ужесточаются.

По окончании проявления пленку промывают в воде для удаления проявочного раствора и продуктов его окисления. Чтобы при хранении получить достаточно устойчивое изображение, фиксированием снимка удаляют остаток $AgBr$ из слоя желатин. При этом фотоматериал становится нечувствительным к воздействию излучения и света. В некоторых случаях фиксирование может быть заменено стабилизацией, которая переводит неэкспонированные и непроявленные молекулы $AgBr$ в несветочувствительное состояние. Однако стабилизация неравнозначна нормальному фиксированию. Для получения хорошего отфиксированного снимка необходимо следить за остаточным количеством гипосульфита натрия в фиксирующем растворе. Предельное содержание $AgBr$ в фиксирующем растворе не должно превышать 4—5 г/л для фиксажа с 20%-ым содержанием гипосульфита. Скорость фиксирования зависит от скорости диффузий фиксирующего вещества в эмульсионный слой фотоматериала и возрастает с повышением концентрации гипосульфита в растворе, но только до 40%, а далее падает.

При фиксировании рентгенограмм необходимо тщательно следить за составом фиксирующего раствора и по мере его истощения пополнять новым

раствором, выдерживать время фиксирования, обеспечивая достаточно полное выделение $AgBr$ из слоя эмульсии. Для ускорения фиксирования повышают температуру фиксирующего раствора и интенсивно его перемешивают.

В проявочных машинах вместо гипосульфита натрия применяют гипосульфит аммония, легко и быстро удаляемый при промывке. После фиксирования рентгенограмму необходимо тщательно промыть для удаления остатка фиксирующих агентов и соединений серебра. Недостаточное промывание фиксированного снимка приводит к появлению пятен, что особенно нежелательно при архивном хранении рентгенограмм.

Эффективность системы промывания определяется температурой и скоростью потока воды относительно поверхности рентгенограммы. Движение воды в промывочной ванне должно быть турбулентным. При окончательном промывании рентгенограмм не следует чрезмерно повышать температуру воды, так как это приводит к разбуханию слоя эмульсии. Выигрыш в скорости процесса удаления тиосульфата при этом незначителен. Для ускорения обработки экспонированных фотоматериалов и одновременного устранения опасности перепроявления в некоторых случаях применяют обработку в смешанном растворе проявителя и фиксажа — метод монованн.

Процесс проявления ускоряют также с помощью ультразвука. В некоторых случаях для ускорения получения изображения на экспонированном фотоматериале процесс фиксирования и окончательной промывки заменяют обработкой проявленного снимка в стабилизирующих растворах.

Для уменьшения времени промывки снимка после его проявления в воду либо другой промывающий раствор вводят дубящие вещества, которые дают возможность уменьшить набухание желатинной пленки во время ее промывки. Введение дубящих добавок широко используется при машинной обработке рентгенограмм, при которой температура промывочной воды доводится до 30—35°С. Дубящие вещества органического происхождения вводят в фиксаж. При этом температура плавления

ния желатинны повышается до 75—80 °С.

Стремление максимально сэкономить время на обработку рентгенограмм привело к разработке автоматических проявочных машин.

Широкое внедрение машинного метода обработки экспонированных пленок в первую очередь обусловлено значительным сокращением времени получения готовой к расшифровке рентгенограммы.

При машинной обработке рентгенограмм значительно повышаются требования к точности ее экспонирования. Корректировать «на глаз» плотность почернения в процессе проявления, что имеет место при ручной обработке, при машинной обработке невозможно. Цикл работы машины задается заранее в расчете на правильный режим экспонирования. Таким образом, машинная обработка обязательно требует достаточно точного экспонирования фотоматериала, т. е. наличия автоматического экспонометра.

По методу транспортирования пленки проявочные машины можно разделить на два типа.

Машины первого типа транспортируют пленки, предварительно подвешенные на рамки из коррозионно-стойкой стали. Следует согласовать размеры рамки и пленки, подлежащие обработке. Все рабочие переходы из проявителя в фиксаж и из фиксажа в промывную ванну пленка проходит вместе с рамками. Вместе с ними она и высушивается.

Эти машины во многом воспроизводят приемы, принятые в ручной обработке. Рамки постепенно или скачками перемещаются от одного края танка к другому, где подхватываются подъемником и поднимаются так, чтобы излишек раствора стекал в бак. Затем рамки перемещаются в следующий бак. Количество раствора, уносимого набухшей пленкой и рамкой, составляет 30—50 мл на формат 30×40 см. Чтобы сократить потери раствора и устранить загрязнение последующих ванн, в некоторых конструкциях используют каплеуловители, направляющие мощную струю воздуха на поверхность пленки и рамку. Поскольку при этом наблюдалось энергичное окисление проявителя,

в последующих устройствах от каплеуловителей отказались.

В машинах, где пленку предварительно подвешивают на рамках или зажимах, термоустойчивая пленка ведет себя удовлетворительно.

Работа с рамочными машинами не очень удобна. Пленку, извлекаемую из кассеты, необходимо закрепить в рамке. Недостаточно прочное закрепление или перекос пленки в рамке приводят к выпадению пленки из зажимов. После обработки пленку необходимо снять с рамки, обрезать поврежденные углы и рамку передать на дальнейшую обработку.

Более удачны машины с роликовым транспортирующим механизмом. В табл. 26 приведены технические характеристики машин рольного типа. Их механизм состоит из набора связанных роликов с зазором, несколько меньше, чем толщина пленки, подлежащей обработке, на 20—25 мкм. Валики имеют одинаковый диаметр и, вращаясь, увлекают за собой пленку. Сначала ролики втягивают пленку в бак, затем поворотное устройство изменяет направление ее передвижения вверх до края бака. Верхняя последняя пара роликов сильно нажимает на пленку для удаления лишнего раствора. Поднимающаяся пленка изгибается вниз и попадает в следующий бак с фиксажным раствором или с промывной водой, где проходит аналогичный путь. Отжим пленки сокращает расход растворов, которые меньше загрязняются, причем срок их службы значительно возрастает.

Другое преимущество машин рольного типа — значительно меньшие объемы баков, чем в машинах, где обработка проводится с подвеской пленки на рамках.

В машинах с роликовой системой транспортирования пленок необходимым условием их надежной работы является равномерное распределение эмульсионного слоя между двумя слоями на противоположных сторонах основы. При общей толщине слоя 30 мкм толщина каждого слоя должна быть 15 мкм. Допуск на отклонение не должен превышать ± 3 мкм. Несоблюдение этого условия приводит к изгибу пленки в сторону более толстого слоя, и она может не попасть в узкую щель

26. Основные характеристики автоматов рольного типа для обработки рентгеновской пленки

Фирма (модель)	Производительность	Полное время обработки	Сеть	Габаритные размеры, см	Масса, кг
Кодак (SP)	264 шт/ч 35×43 см	2 мин 30 с 3 мин 20 с	115/220 В, 60 Гц, 60 А	79×123×125	363
Кодак (17X-90) для рольной и листовой пленки	1,5 м/мин 35×43 см за 15 с	—	220 В, 60 Гц	127×65×108	227
Кодак (14X-CW)	120 шт/ч	2 мин 6 с	220 В, 50 Гц, 1,9 кВт	60×110×114	122

между валиками. Нормальная обработка нарушается, и пленка приходит в негодность.

Роликовые машины обрабатывают пленки любого формата и в той последовательности, в какой они поступают после экспонирования из рентгенографического кабинета; пленки малого размера (например, 13×18 или 18×24 см) можно закладывать одновременно по две в ряд по ширине валиков. Обычно ширина роликов не менее 36 см, а в некоторых машинах — до 45 см.

Для получения стабильных результатов обработки необходимо соблюдение двух условий.

1. Температура растворов обычно (25—30 °C) $\pm 0,5$ °C, для чего баки с обрабатываемыми растворами окружают дополнительными водяными рубашками, по которым циркулирует вода для обогрева.

2. Состав растворов должен быть неизменным в течение всего времени их использования. Практически при обработке пленок при восстановлении бромистого серебра до металлического освобождающийся бром в проявителе связывается щелочью и концентрация бромидов непрерывно возрастает. В результате уменьшаются активность проявляющего раствора и концентрация проявляющих веществ, возрастает количество частично или полностью

окисленных химических веществ. Чтобы компенсировать эти изменения, растворы, находящиеся в оперативных баках, непрерывно обновляют добавлением регенерирующего раствора. Химический состав этих растворов должен быть таким, чтобы при периодическом добавлении их к основному раствору состав проявителя или фиксажа восстанавливался до первоначального. Регенерирующий раствор для проявителя не содержит бромистых солей, в нем несколько увеличено количество щелочи и проявляющих веществ по сравнению с первоначальным рецептом. В некоторых случаях вводят и едкую щелочь (натриевую или калиевую) для разрушения возникающих комплексов двууглекислых солей.

Количество вводимого в фиксаж регенерирующего раствора пропорционально площади обработанной пленки. На 1 м² отфиксированной рентгенографической пленки, применяемой в медицине, добавляют 300—400 мл/м² регенератора; для промышленных пленок, содержащих большее количество серебра, — 500—600 мл/м² регенератора.

В последнее время регенерация фиксажного раствора осуществляется электролизом этого раствора с выделением осадка металлического серебра. Пополнение раствора проводится только введением сравнительно малого коли-

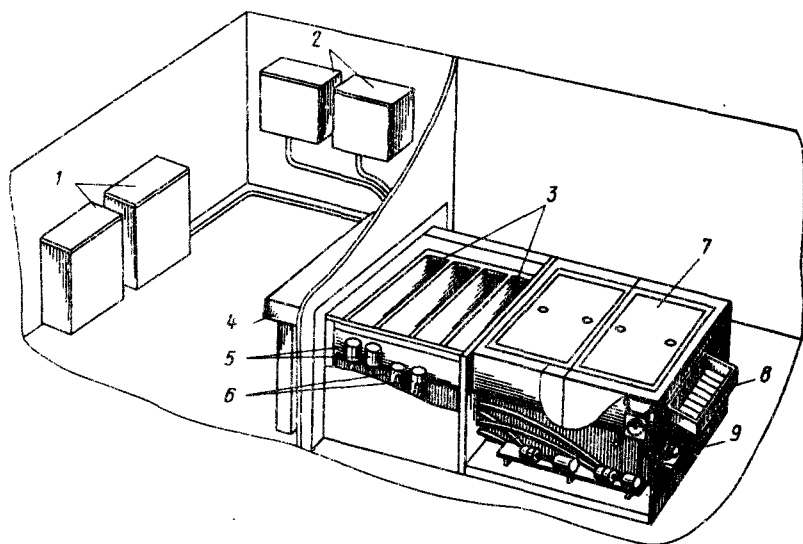


Рис. 52. Схема размещения проявочных комплектов для фотообработки рентгеновских снимков:

1 — баки для приготовления растворов; 2 — блоки автоматизации; 3 — баки для обработки экспонированных рентгеновских пленок; 4 — загрузочный стол; 5 — насосы компенсирующих добавок; 6 — насосы для перемешивания растворов; 7 — секции сушилки; 8 — приемник снимков; 9 — вентилятор

чества тиосульфата натрия и подкисляющих сред (метабисульфит калия или натрия).

Время обработки в отдельных растворах и в промывной ванне обычно 70—120 с при полном цикле обработки 7—10 мин, включая высушивание. У экспресс-машин с полным циклом обработки 70—90 с очень короткое время нахождения пленок в отдельных ваннах. Для машин с очень коротким временем обработки требуются специальные пленки с тонким слоем эмульсии (2—3 мкм вместо 12—15 мкм в обычных), что облегчает проникновение растворов в слой и, кроме того, из-за небольшого набухания слоя эмульсии появляется возможность проявлять, промывать, фиксировать и высушивать пленку в течение небольшого промежутка времени.

Короткое время промывки не обеспечивает длительного хранения рентгенограмм. Оставшийся в эмульсионном слое в небольшом количестве тиосульфат натрия под действием влажности воздуха и кислорода постепенно

распадается с выделением свободной серы, которая, соединяясь с мелко-раздробленным серебром, преобразует его в сернистое серебро, что приводит к необходимости дополнительной промывки и повторного высушивания пленок, предназначенных для длительного архивного хранения.

Машина *Pentacoon* (Германия) имеет небольшие габариты (800×900×1100 мм) и форму правильного параллелепипеда. Зарядная сторона машины должна находиться в темной комнате. Пленку после извлечения из кассеты вкладывают в щель, что приводит к включению электропривода машины. Одновременно с вводом пленки срабатывает и система регенерации растворов. В проявитель и в фиксаж поступает пополняющий раствор небольшого объема, специальные трубки отводят избыток основного раствора в особые, подключенные к сливным трубкам емкости.

Пленки можно вводить в машину друг за другом непрерывно или с любым

перерывом. Как только в фильмопроявочном тракте не оказывается пленок, подлежащих обработке, машина автоматически останавливается и переходит на «дежурный» режим. Температура растворов поддерживается на постоянном уровне, а циркуляция промывной воды прекращается.

Особенность этой машины — возможность изменения времени обработки пленки. Минимальное время обработки 160 с (четыре перехода по 40 с каждый), можно удлинить это время до 6 мин.

Проявочная машина рольного типа фирмы Кодак США 12 X-2 обеспечивает полную обработку рентгенограмм размером 35×43 см за 2 мин; при этом время собственного проявления не более 30 с. Потребление холодной воды в этих машинах 0,05—0,03 л/с. Вода, поступающая из водорода в машину, проходит фильтры, установленные в проявочной машине.

Схема размещения проявочных комплектов приведена на рис. 52. Экспонированную пленку загружают в проявочный автомат в темной комнате. Пленка последовательно проходит через секции проявления, фиксирования, окончательной промывки и сушки. Готовая для просмотра пленка подается в бункер для приема рентгенограмм.

УСТРОЙСТВА ДЛЯ ПРОСМОТРА РЕНТГЕНОГРАММ

Устройства для просмотра рентгенограмм применяют при визуальном изучении рентгенографических изображений исследуемых объектов.

Устройства для просмотра рентгенограмм подразделяют на два типа

1. Негатоскопы имеют световую панель, на которую наклеивается рентгенограмма. Масштаб изображения при просмотре на негатоскопе 1:1. Некоторые типы негатоскопов снабжены лупой для детального рассмотрения различных участков рентгенограмм.

2. Проекторы предназначены для увеличения всей рентгенограммы при ее визуальном просмотре.

Рентгенограммы, флюорограммы, а также снимки, получаемые с помощью

фотоканала УРИ, могут иметь размеры 70×70—300×400 мм и более. Кроме форматной пленки может применяться и рулонная пленка шириной 70 и 100 мм и длиной 30 м. В зависимости от типа и формата рентгенограммы негатоскопы и проекторы имеют несколько модификаций. Однако их структурная схема остается неизменной.

Негатоскоп включает в себя осветитель с отражателем либо без него. Свет осветителя равномерно освещает матовый экран, на котором установлены приспособления для крепления негативов. Для рассмотрения отдельных участков пленки перед матовым стеклом может быть установлена лупа, которая может перемещаться в плоскости, параллельной матовому стеклу (экрану).

В осветителях негатоскопов применяются лампы двух типов: 1) дневного света; 2) с галогенным наполнением. Для получения оптимальной освещенности рентгенограмм с различной плотностью почернения в негатоскопах предусматривается возможность регулирования яркости свечения экрана.

Экран обычно выполняется из матового молочного стекла.

Яркость свечения экрана для негатоскопов различных типов изменяется в широком диапазоне (от десятков до сотен кд/м²). Неравномерность яркости свечения экрана обычно не более 40—50%. Она определяется по формуле

$$\eta = \frac{B_{\max} - B_{\min}}{B_{\max}} 100\%,$$

где B_{\max} и B_{\min} — соответственно максимальная и минимальная яркость свечения экрана.

Электролюминесцентные экраны с свечением люминофоров при воздействии на них токов высокой частоты не нашли промышленного применения в качестве негатоскопов в основном из-за повышенного уровня шумов, возникающих при их работе (более 40 дБ).

Приспособления для крепления рентгенограмм располагают по периметру экрана негатоскопа и обеспечивают плотное прилегание пленки к матовому стеклу.

27. Технические характеристики негатоскопов

Фирма (страна)	Прибор	Размер экрана, мм	Число одновременно рассматриваемых кадров	Снимки	Оптические приспособления для наблюдения или измерения	Лампа	Рабочая плотность почернения
Oude Delft (Нидерланды)	Softscope	100×100	1	Роликовая пленка. Отдельные снимки	Лупа 1,5—2*	Накаливания	1,5
		100×300	3	Отдельные снимки	Лупа 1,5—2*		
	Trioscope	70×350	5	Роликовая пленка. Отдельные снимки	Лупа 1,5—2*		
Seifert (Германия)	№ 996001 № 996002 № 996004 № 996005	85×450	—	Отдельные снимки	Оптическая система для измерения плотности почернения	С галогенным наполнением, плавная регулировка освещенности	3,6
		100×480	—				3,0
		85×220	—				3,7
		500×440	—				2,3
Heiting (Германия)	H1 PI-11	100×480	—	Отдельные снимки		С галогенным наполнением	3,5
		85×220	—				
Siemens (Германия)	—	100×480	—	Отдельные снимки		С галогенным наполнением, 24 В, 150 Вт	1,5
		100×520	5				
ZZU «Ролоп» (Польша)	RS-1 RL-1	100×480	—		—	Дневного света	3,5
		5×100	—				

Примечание. Напряжение питания 220 В.

28. Просекторы

Фирма (страна)	Наименование	Размер кадра, мм	Увеличение, крат	Фокусное расстояние объектива, мм	Лампа	Размер экрана, мм	Освещенность экрана, лк	Разрешающая способность, пар линий/мм
<i>Kindertall</i> (Германия)	—	70×70 100×100	8	315	Дневного света (220 В, 800 Вт)	600×600	—	—
<i>Onde Delft</i> (Нидерланды)	Гелиоконтрастор	70×70 100×100	5 3,5	120	Накаливания (220 В, 300 Вт)	350×350	500	25
СССР	ОГ-10П	70×70	5,5	110	Накаливания (220 В, 300 Вт)	380×380	400	25
Электронная индустрия (Югославия)	Мультипросектор	100×100 (девять кадров)	2,6	—	1200 Вт	870×870	—	—

Примечание. Тип снимка — роликовая пленка, отдельные снимки.

Для детального анализа снимков размером 70×70 и 100×100 мм перед экраном помещают лупу с увеличением 1,5—2*.

Технические характеристики негатоскопов представлены в табл. 27.

Проекторы в основном применяют для просмотра рентгенограмм с размером кадра не более 100×100 мм.

Структурная схема проекторов включает в себя осветитель, состоящий из источника света с зеркально-линзовой конденсаторной системой, свет которого подается на предметный столик, где имеется приспособление для крепления рольной пленки либо отдельных рентгенограмм. Поток света, прошедший через рентгенограмму, проецируется на экран для просмотра изображения.

Осветитель проектора имеет мощную лампу накаливания, две-три конденсорные линзы и зеркальную систему, направляющую световой поток на предметный столик, а затем на экран. Предметный столик имеет окно по размеру кадра (70×70 или 100×100 мм) для прохождения светового потока и приспособления для крепления рентгенограмм либо рольной пленки.

Оптический передающий блок состоит из объектива и двух-трех зеркал. Оптимальное увеличение изображения на экране 5—8*. Просветленный матовый экран должен обеспечивать правильную передачу контраста. Для улучшения анализа различных участков рентгенограммы в проекторах применяют различные маски и диафрагмирование светового луча, а также предусматривают возможность плавного регулирования освещенности рентгенограммы.

В табл. 28 даны технические характеристики ряда проекторов.

Для демонстрационных залов, в клиниках с отдельным рентгенодиагностическим отделением используют проекторы с большим экраном и увеличением, а также без увеличения рентгенограмм. Такие проекторы позволяют одновременно просматривать несколько рентгенограмм, что удобно особенно при анализе снимков, отражающих динамику процесса, в частности, когда на снимках представлены различные фазы прохождения рентгеноконтрастного вещества. Такие проекторы выпускает

ряд зарубежных стран. Мультипроектор обычно имеет рабочую поверхность экрана 100×100 см. Освещенность экрана 3500 лк. Благодаря большой площади просмотрового экрана можно одновременно установить девять снимков размером 100×100 мм на предметном столике, а на экране проектора они все представляются с увеличением.

В качестве просмотровых устройств все большее распространение получают системы с видеоконтрольным устройством (ТВ) и микропроцессором с автоматической коррекцией видеосигнала и компенсацией разностей в плотностях почернения различных пленок. Видеопросмотровое устройство такого типа фирмы *Philips* используют в качестве передающей телевизионной трубки — видикой с очень низким уровнем шума и улучшенной частотно-контрастной характеристикой, что позволяет достичь 20-кратного увеличения снимка или его фрагментов без ухудшения качества изображения. *VIDEO VIEWER* фирмы *Philips* в основном предназначен для просмотра флюорограмм размерами $70 \times 100 \times 105$ мм, а также позволяет просматривать полноформатные снимки размером 350×430 мм.

Особый класс устройств для просмотра рентгеновских изображений составляют устройства автоматической обработки изображения с использованием вычислительной техники. Данный класс устройств позволяет проводить цифровое вычитание различных кадров изображения с целью повышения контраста, изменять «ширину охвата», проводить масштабирование, выделять различные фрагменты на экране дисплея с их последующим увеличением и т. д. Такие устройства нашли широкое применение при анализе снимков с использованием контрастных веществ.

Список литературы

1. Владимиров Л. В. Физические принципы рентгеновской экспониметрии // Медицинская радиология. 1975. № 2. С. 60—64.
2. Владимиров Л. В. Вспомогательные устройства рентгеновской аппаратуры. Рентгенотехника. Т. 1/Под ред. Клюева В. В. М.: Машиностроение, 1980. С. 366—420.

3. Владимиров Л. В. Теоретические аспекты снижения радиационных нагрузок в рентгенодиагностике//Медицинская радиология. 1981. № 6. С. 44—48.

4. Владимиров Л. В. Высокоэффективные ионизационные камеры экспонетров в медицинской рентгенографии//Медицинская радиология. 1983. № 3. С. 46—49.

5. Гурвич А. М. Рентгенолюминофоры и рентгеновские экраны. М.: Атомиздат,

1976. 151 с.

6. Гурвич А. М. Физические основы радиационного контроля и диагностики. М.: Энергоатомиздат, 1989. 263 с.

7. Джонс Х. Физика радиологии: Пер. с англ. М.: Атомиздат, 1961. 348 с.

8. Миз К., Джеймс Т. Теория фотографического процесса: Пер. с англ. Л.: Химия, 1973. 572 с.

Сканировал: Neptunij
(Магнитогорск)

Сканировал: Neptun1
(Магнитогорск)

СПРАВОЧНОЕ ИЗДАНИЕ

Клюев Владимир Владимирович, Соснин Феликс Рубенович, Аертс Вильямс
РЕНТГЕНОТЕХНИКА

Кн. 1

Редактор *И. И. Лесниченко*
Обложка художника *С. Н. Голубева*
Художественный редактор *С. Н. Голубев*
Технический редактор *Т. С. Старых*
Корректоры *И. М. Борейша, О. Ю. Садыкова*

ИБ № 6979

Сдано в набор 28.11.91. Подписано в печать 01.04.92. Формат 60×90^{1/16}.
Бумага офсетная. Гарнитура литературная. Печать офсетная. Усл. печ. л. 30,0.
Усл. кр.-отг. 30,9. Уч.-изд. л. 33,4. Тираж 5000. Заказ 395. «С»

Ордена Трудового Красного Знамени издательство «Машиностроение»,
107076, Москва, Стромовский пер., 4.

Санкт-Петербургская типография № 6 Министерства печати и информации
Российской Федерации. 193144, Санкт-Петербург, ул. Моисеенко, 10