

# Дистанционно управляемые (телеуправляемые) столы-штативы. Часть 4. Растры, ионизационные камеры, дозиметры

В.В. Уваров

ЗАО “ИНТЕЛМЕДТЕХНИКА”

Элементы рентгенодиагностического аппарата, о которых пойдет речь в этой части, обычно остаются за рамками обсуждения. Тем не менее, от их характеристик зависит доза, которую получит пациент при обследовании, и вообще качество рентгенодиагностического процесса.

В тендерных заданиях все увлеченно сравнивают зачастую параметры, несущественные для рентгенодиагностики, — например, длину столов (что лучше — 202 или 204 см?), диапазон их движений ( $\pm 11$  или 13 см?) или тип лифта деки стола (что лучше — гидравлический или электромеханический?). А вот характеристики растров или ионизационных камер практически никогда не обсуждаются. А зря! Надеемся, что наш краткий обзор будет полезен.

## 1. Отсеивающие растры

Начиная с момента открытия “икс-лучей” Рентгеном в 1895 г. исследователей не устраивало качество получаемого изображения с высоким уровнем вуали. В 1913 г. берлинский рентгенолог Густав Букки предложил для уменьшения уровня вуали использовать алюминиевую пластину с нанесенными на нее полосками свинца (две серии параллельных полосок, пересекающиеся под прямым углом). Он назвал пластину растром (что буквально переводится словом “решетка” — нем. Raster, англ. grid).

Полоски были достаточно широкими, и их изображение оставалось на рентгенограмме.

Эту проблему решил в 1920 г. американский ученый Холлис Поттер (первый председатель Чикагского радиологического общества), предложив двигать пластину во время экспозиции. Возвратно-поступательное движение растра выполнялось системой электромагнит-пружина либо электромотором, оснащенным эксцентриком специальной формы.

С тех пор устройства, которые используют движущийся растр при получении рентгенов-

ского изображения, во всем мире называют устройствами “Поттера—Букки”.

У нас в рентгеновских кругах для устройства “Поттера—Букки” сложился термин “решетка”. Возникает некоторая путаница. Нам кажется верным называть растром (решеткой) саму пластину, а все устройство проще называть кассетодержателем с подвижным или неподвижным растром.

Очевидно, что в советские времена назвать устройство по фамилии иностранных изобретателей не было никакой возможности. К счастью, советские рентгенологи остановились на термине “решетка”, который сейчас несложно изменить, так как удобнее использовать международную терминологию. Куда сложнее было бы переименовать устройство “Ломоносова—Кулибина”, например.

Наше предложение устраняет еще одну проблему, связанную с произношением фамилии Густава Букки. Он в 1933 г. эмигрировал в США, спасаясь от нацистов, и американцам известен под фамилией Бакки. То есть для англоговорящей части населения устройство носит имя “Поттера—Бакки”.

Если у вас есть возражения, я готов их обсудить — пишите [uvarov@uvarov.org](mailto:uvarov@uvarov.org)

Современные растры, конечно, существенно отличаются от пластин, которые мастерил Густав Букки с Холлисом Поттером. Уже в 1922 г. шведский ученый Эрик Лисхольм стал выпускать растры с большой плотностью тонких свинцовых полосок, а в 1930 г. его коллега Свен Ледин изобрел метод послойного нанесения алюминия на свинец. Слоистая структура затем резалась на пластины поперечно. Так возникла технология, которая доминирует в производстве растров по сегодняшний день.

Нас сейчас интересует разновидность растров, которая наиболее часто встречается в рентгенодиагностике, — линейные сфокусированные растры.

На рис. 1 приведена схема устройства такого растра. Полоски свинца расположены под

углом, так чтобы излучение от рентгеновской трубки, фокус которой расположен на расстоянии  $F$  от растра (см. рис. 1), максимально использовалось, а рассеянное излучение максимально поглощалось.

**То есть для каждого рабочего места существует оптимальное расстояние выполнения экспозиции и оптимальное фокусное расстояние растра!**

По европейским правилам оптимальным считается применение следующих растров:

- на поворотном столе-штативе  $F = 75$  см;
- на столе снимков или дистанционно управляемом (ДУ) столе-штативе  $F = 120$  см;
- на стойке снимков  $F = 150$  см.

Трубку можно позиционировать с погрешностью  $\pm 10\%$  от фокусного расстояния растра без существенного ухудшения качества изображения и эффекта “срезания краев”. При выполнении наклонных проекций следует учитывать направление полосок (обычно вдоль деки стола или вертикально на стойке снимков).

Наша система укладок отличается от международной. Так снимок грудной клетки в Европе выполняется на расстоянии 150–180 см, у нас – 100–150 см. Надеюсь, что выход в следующем году перевода американского руководства “Анатомическое позиционирование при рентгенографии” К. Бонтрэйджер положит начало процессу гармонизации отечественных и международных укладок.

На рис. 2 в упрощенном виде дается представление об основных характеристиках растра (в том числе изображен срез параллельного растра):

- $H$  – толщина растра;
- $h$  – высота свинцовой полоски;
- $D$  – расстояние между свинцовыми полосками;
- $d$  – толщина свинцовой полоски.

Обратите внимание на защитное покрытие растра. Применение углепластика примерно на 5% уменьшает дозу, которую получает пациент.

Теперь проще объяснить следующие важнейшие параметры растра:

### 1. Отношение растра $R = h/D$

Отношение растра – это отношение высоты свинцовой полоски к расстоянию между полосками. Чем больше  $R$ , тем больше поглощение рассеянного излучения. На сегодняшний день, например, фирма СИМЕНС использует растры с отношением 17 : 1.

При этом в среднем для поворотного стола-штатива рекомендованы растры с отношением

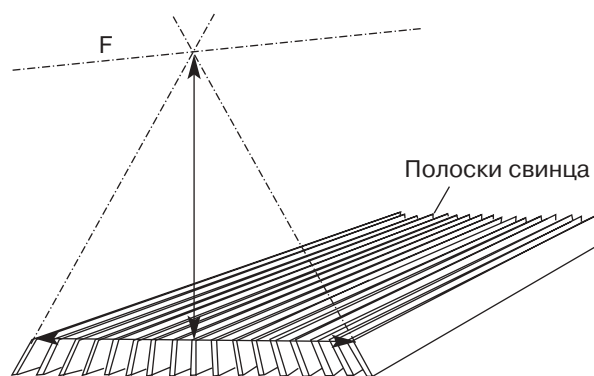


Рис. 1. Строение растра.  $F$  – фокусное расстояние.

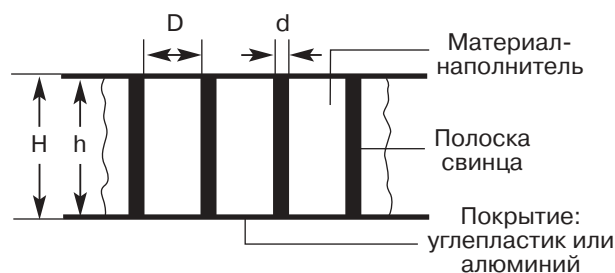


Рис. 2. Основные характеристики растра.

8 : 1, для стола и стойки снимков или ДУ стола-штатива 10 : 1 или 12 : 1.

### 2. Плотность (или частота) растра – $1/(D + d)$

Здесь достаточно путаницы с размерностью этой величины. Некоторые измеряют частоту растра в обратных сантиметрах, некоторые – в обратных дюймах. Некоторые используют размерность пар линий/см, которая более уместна при обсуждении пространственного разрешения рентгеновского изображения, некоторые измеряют частоту в ламелях на см (lamella – чешуйка, полоска).

Мы будем придерживаться размерности – линий на см, или  $\text{см}^{-1}$ . Причем ширина линии – это “ $D + d$ ”.

Использование растра улучшает изображение плотных объектов, но увеличивает дозу, получаемую пациентом. В принципе можно растр и не использовать для небольших объектов типа кисти рук.

Чем выше плотность и отношение растра, тем меньше рентгеновских квантов попадает на приемник изображения – пленку или УРИ. Материал-наполнитель только на рис. 2 выглядит прозрачным, на самом деле это 2–3 мм алюминия.

Как достигнуть оптимума – уменьшения дозы без увеличения пропускания рассеянного излучения?

Характеристики растров фирмы СИМЕНС (при 100 кВ)

Тип	8/40	12/40	17/70
Отношение	8	12	17
Плотность, см <sup>-1</sup>	40	40	70
Пропускание первичного рентгеновского пучка (T <sub>1</sub> ), %	21,1	14,9	16,2
Пропускание рассеянного излучения, %	12,9	6,3	7,0
Букки-фактор (1/T <sub>1</sub> )	4,7	6,7	6,2
Толщина растра, мм	3,0	4,0	3,5

Первое, что пришло в голову ученым, – заменить алюминий каким-то более пропускающим рентген веществом – пластиком, бумагой и т.п. Углепластик примерно на 30% больше пропускает рентгеновское излучение, чем алюминий. При этом технология соединения свинца и углепластика такова, что мы можем достичь плотностей растра более 50 линий/см, что уже неразлично глазом, и отказаться от движения растра при снимке.

Наиболее последовательно к решению этого вопроса подошла фирма СИМЕНС. На рис. 3 мы приводим изображение кассетодержателя с неподвижным растром.

Плотность растра в данном случае 70 линий/см, отношение 17 : 1. Сравнительные характеристики растров приведены в таблице.

В большинстве случаев современные растры высокой плотности с углепластиковым наполнителем имеет смысл приобретать только вместе с современной рентгеновской системой такого же уровня.

Заказывать такой растр для кассетодержателя с движущимся растром не имеет смысла,



**Рис. 3.** Кассетодержатель с неподвижным растром фирмы СИМЕНС.

он более чувствителен к погрешностям позиционирования трубки.

Характеристики таких же растров с алюминиевым наполнением будут примерно на 30% хуже.

## **2. Ионизационная камера для системы контроля экспозиции**

Ионизационная камера (рис. 4–6) – важнейший элемент системы управления параметрами экспозиции. В принципе, в ручном режиме ее можно не использовать, но если мы рассматриваем рентгенодиагностический аппарат, который будет работать с большой нагрузкой, то использование ионизационной камеры рекомендовано и необходимо. Если фотолаборатория оснащена проявочной машиной, то ионизационная камера обеспечит стабильность результатов фотопроцесса.

Система автоматического контроля экспозиции (АКЭ) (см. рис. 4) состоит из нескольких элементов, из которых важнейшим является ионизационная камера (элемент 7 на рис. 4).

Роль камеры – сообщить генератору, что доза, необходимая для получения изображения на пленке, уже набрана. Для наглядности можно представить ионизационную камеру как плоский конденсатор. Рентгеновское излучение ионизирует диэлектрик (воздух или пластик) внутри “конденсатора”, возникает заряд, который можно измерить.

Рассмотрим две группы ионизационных камер, для упрощения назовем их “воздушные” и “твердотельные”.

Чувствительность “воздушных” ионизационных камер существенно меньше, чем у “твердотельных”. То есть при одной и той же дозе в “твердотельной” камере возникает в миллионы раз больший заряд, чем в “воздушной”.

Так, для “воздушных” камер фирмы ВАКУТЕК (Германия) (см. рис. 5) чувствительность составляет 60–80 пкКл/мГр (пикоКулон = 10<sup>-12</sup> Кулон), а для “твердотельной” камеры фирмы Джилардони (см. рис. 6) чувствительность составляет 260 мкКл/мГр (микроКулон = 10<sup>-6</sup> Кулон).

Слабые токи (порядка 10<sup>-11</sup> А), которые образуются в “воздушной камере”, необходимо усилить, прежде чем отправлять на генератор, который расположен в 10–15 м от камеры. Поэтому в зарубежных воздушных камерах прямо на их корпусах расположены предусилители (см. рис. 5). Токи в твердотельных камерах су-

щественно выше, и в данном случае не требуется такого деликатного устройства, как преусилитель.

Показания “воздушных” камер зависят от метеорологических факторов – температуры и атмосферного давления.

То есть если вы стоите перед выбором типа камеры, то лучше остановиться на твердотельной камере фирмы Джилардони (Италия) или Комет (Швейцария), из “воздушных” камер смело можно брать ВАКУТЕК (Германия).

Ионизационные камеры “СпектрАп” (Россия) лучше брать толщиной 6 мм и с “родной” электроникой от “СпектрАп”. Иначе будет как с оборудованием одной отечественной фирмы (со слов “фирменных” монтажников): “Слава богу, что никто не пользуется экспонометром, он все равно не работает”.

### 3. Дозиметрия и дозиметры

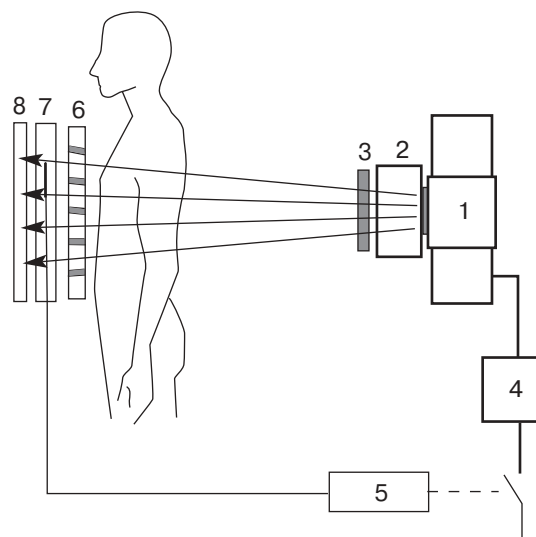
В теории управления есть принцип – “стоимость контроля над каким-то ресурсом не должна превышать стоимости самого ресурса”. Если применить этот принцип к дозиметрии, то окажется, что мы уже давно расстались со здравым смыслом в угоду радиофобии.

Эффективная доза, которую пациент получает при обследовании, зависит от многих факторов и по сути своей является вычисляемым параметром. Не существует способов ее прямого измерения.

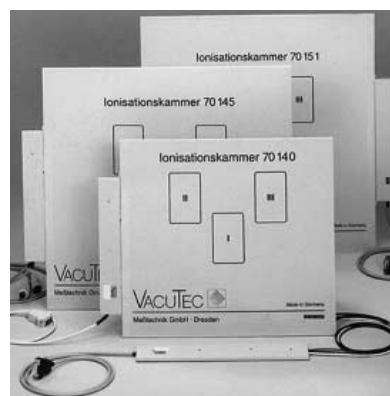
Традиционно индивидуальная доза рассчитывается по таблицам. Надо знать, сколько лет пациенту, исследуемый орган, тип проекции и размер кассеты. После этого в таблице надо найти коэффициент  $K_d$ , умножить его на величину  $mAs$  и на радиационный выход трубки (указан в паспорте на трубку). Реальное значение  $mAs$  любой современной генератор сообщает после экспозиции.

Погрешность пересчетных коэффициентов их разработчики – биофизики оценивают в 30%. Скептики говорят о 50–60%. Любой здравомыслящий человек скажет: “Давайте для основных видов рентгенодиагностики разработаем таблицу средних значений и успокоимся”. Нет, поскольку радиацией модно запугивать обывателей, да еще после Чернобыля, то мы не стали искать легких путей.

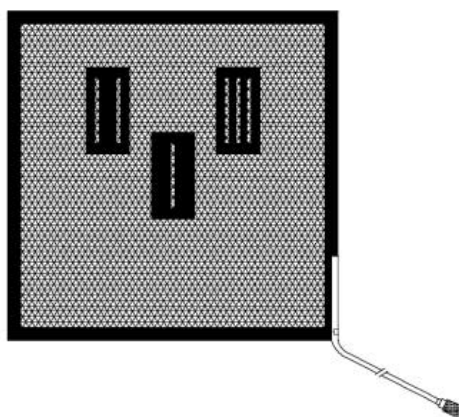
Сначала появился индикатор дозы “ИН-ДОР-С” (см. рис. 6). В общем, безобидный калькулятор, который упрощал поиск табличного значения. Он подключается к генератору



**Рис. 4.** Система автоматического контроля экспозиции (АКЭ). 1 – рентгеновская трубка, 2 – диафрагма; 3 – камера для измерения произведения дозы на площадь, 4 – рентгеновский генератор, 5 – блок АКЭ, 6 – растр, 7 – ионизационная камера АКЭ, 8 – кассета с пленкой.



**Рис. 5.** Ионизационные камеры фирмы ВАКУТЕК (Германия).



**Рис. 6.** Твердотельная (углепластиковая) ионизационная камера фирмы Джилардони с тремя рабочими полями.





**Рис. 7.** Индикатор дозы ИНДОР-С.



**Рис. 8.** Ионизационная (прозрачная) камера фирмы ВАКУТЕК.

и сам определяет мАс. Предполагается при этом, что вы, набрав все уставки экспозиции на генераторе, еще раз наберете тип пациента и исследуемый орган на панели ИНДОР-С, тогда вы получите дозу, посчитанную ИНДОР-С по коэффициентам, зашитым в его программу.

В общем, неудобно. Можно было бы, как это сделали впоследствии некоторые производители генераторов, записать программу определения дозы в “автоматику по органам”. То есть если вы используете библиотеку анатомических программ и позиционируете пациента правильно, то доза может быть посчитана внутренней программой генератора достаточно корректно.

В это время в мире были разработаны прозрачные ионизационные камеры (рис. 7), которые можно крепить на диафрагму рентгеновской трубки (элемент 3 на рис. 4). Камера не мешает использовать свет при диафрагмировании поля снимка и позволяет определить экспозиционную дозу на выходе рентгеновской трубки, т.е. произведение дозы на площадь.

Первоначально такие устройства были разработаны для лучевой терапии, затем стали применяться в ангиографах.

Существует мнение, что применение подобных устройств в Европе обязательно для всех рентгенодиагностических аппаратов. Лично я при посещении госпиталей в Австрии, Италии, Франции и Германии ни разу их не видел.

В принципе при использовании этих камер с дистанционно управляемыми столами-штативами, где положение трубки относительно кассеты известно, можно автоматизировать процесс вычисления дозы. Ведь нам известна доза на выходе излучателя и доза за пациентом, т.е. мы можем посчитать поглощенную дозу, но мне неизвестны подобные реализации.

Примерно одновременно с ИНДОР-С появился дозиметр ДРК-1. Этот дозиметр использует прозрачную ионизационную камеру, которая крепится на диафрагму рентгеновского излучателя. В 1999 г. появились методические указания МЗ РФ (МУК 2.6.1.760-99) о том, как использовать этот дозиметр. В 2000 г. появились новые методические указания (МУК 2.6.1.962-00), где предпочтение отдавалось ДРК-1, но разрешалось использовать традиционный табличный метод.

Что мы имеем сейчас? 1 мая 2003 г. вышли СанПиН 2.6.1.1192-03, там в пункте 2.8 говорится: “При разработке новых отечественных, закупке импортных и эксплуатации существующих рентгенодиагностических аппаратов *должно быть предусмотрено* определение индивидуальных доз облучения пациентов при проведении рентгенологических исследований”. А предусмотрено в МУК 2.6.1.962-00 использование традиционного метода определения дозы. То есть никакой обязательной закупки дозиметра ДРК-1 не предусмотрено.

При этом если вам позволяют средства, то приобретение ДРК-1 поможет вам следить за рабочими характеристиками аппарата, а также немного облегчит определение индивидуальной дозы, полученной пациентом.

Какие вопросы и обзоры по рентгентехнике вы хотели бы увидеть в следующих номерах журнала?

Спасибо всем, кто прислал мне письма.

Поздравляю вас всех с Новым годом!

Пишите – [uvarov@uvarov.org](mailto:uvarov@uvarov.org) или 117218 Москва, а/я 132. Уваров Владимир Викторович.