

Л.В. Владимиров, Ю.Л. Владимиров, А.А. Козлов

СНИЖЕНИЕ РАДИАЦИОННОЙ НАГРУЗКИ ПРИ ЦИФРОВОЙ РЕНТГЕНОВСКОЙ ДИАГНОСТИКЕ**Аннотация**

В статье рассмотрены вопросы степени ослабления коэффициента пропускания и алюминиевого эквивалента ослабления сред, расположенных между пациентом и приемником рентгеновского излучения, а также возможные пути снижения радиационных нагрузок при цифровой рентгенодиагностике.

В отечественных и зарубежных нормативных документах, а также в эксплуатационных документах и рекламных проспектах часто среди прочих технических параметров рентгенодиагностических аппаратов приводятся данные по ослабляющим свойствам материалов и изделий, расположенных между объектом диагностики и приемником рентгеновского излучения [1]-[3].

К средам, расположенным между пациентом и приемником излучения, относятся:

- дека стола штатива для укладки и перемещения пациента;
- передняя стенка стойки снимков;
- рентгеновская отсеивающая решетка (решетка Букки);
- приемник излучения системы автоматического экспонирования (ионизационная камера или полупроводниковый детектор);
- передняя крышка рентгенографической кассеты.

Перечисленные устройства, необходимые для работы рентгенодиагностических аппаратов, неизбежно влияют на качество диагностического изображения, ухудшая разрешающую способность и контрастную чувствительность, а также приводят к увеличению дозовой нагрузки на пациента.

В связи с негативным влиянием поглощающих сред, расположенных между пациентом и приемником рентгеновского излучения, вводятся ограничения на степень их ослабления. В соответствии с требованиями ГОСТ Р МЭК 61223-3-1-2001 [1], степень ослабления материала, расположенного между пациентом и приемником рентгеновского излучения, рассчитывается по формуле

$$T = \frac{K_T \cdot R_T^2}{K_B \cdot R_B^2}, \quad (1)$$

где K_T и K_B – значения воздушной кермы перед поглощающим элементом конструкции аппарата и за поглощающим элементом соответственно; R_T и R_B – расстояния от фокуса рентгеновской трубки до места измерения воздушной кермы.

Типовые значения степени ослабления должны быть:

- для деки стола $T_{ст} \leq 1,25$;
- для отсеивающего раstra $T_p \leq 1,43$;

- для детектора системы автоматического экспонирования $T_d \leq 1,11$.

Приведенные значения T заимствованы из стандарта [1]. При измерениях K_T и K_B требуется указывать напряжение генерирования рентгеновского излучения и значение суммарной фильтрации рабочего пучка рентгеновского излучения, выраженного в миллиметрах алюминия, а также толщину и материал дополнительного фильтра.

В соответствии с рекомендациями стандарта [1], параметры для измерения степени ослабления следующие: напряжение на рентгеновской трубке – 80 кВ; суммарная фильтрация рентгеновского излучателя – 2,5 мм Al; толщина дополнительного фильтра – 25 мм Al.

Кроме степени ослабления, характеризующей параметры материалов, расположенных между пациентом и приемником излучения, в технических заданиях на тендеры, в рекламных проспектах, а также в специализированной технической литературе часто используют и другие определения, характеризующие ослабление излучения в средах, через которые проходит рабочий пучок рентгеновского излучения:

- коэффициент пропускания;
- алюминиевый эквивалент ослабления;
- степень ослабления.

Связь между степенью ослабления T и коэффициентом пропускания K определяется просто: $K = 1 / T$. Однако переход от значений K и T к алюминиевому эквиваленту ослабления не столь очевиден.

Пусть мы имеем материал с толщиной d_x и коэффициентом ослабления μ_x . Значение мощности дозы за этим материалом определяется как

$$P_x = P_o \cdot \exp(-\mu_x \cdot d_x). \quad (2)$$

Мощность дозы за алюминиевым фильтром толщиной d_{Al} запишем как

$$P_{Al} = P_o \cdot \exp(-\mu_{Al} \cdot d_{Al}). \quad (3)$$

При условии, что $P_x = P_{Al}$, должно выполняться следующее равенство:

$$\mu_x \cdot d_x = \mu_{Al} \cdot d_{Al}. \quad (4)$$

Тогда алюминиевый эквивалент ослабления материала с неизвестной толщиной d_x и коэффициентом ослабления μ_x определяется как

$$d_{Al} = (\mu_x \cdot d_x) / \mu_{Al} \quad (5)$$

Выразим μ_{Al} через слой половинного ослабления (СПО_{Al}): $\mu_{Al} = 0,693 / \text{СПО}_{Al}$, а $(\mu_x \cdot d_x) = \ln(P_o / P_x)$. Тогда выражение (5) примет вид

$$d_{Al} = [\ln(P_o / P_x) \cdot \text{СПО}_{Al}] / 0,693. \quad (6)$$

С учетом выражения (1)

$$d_{Al} = [\ln T \cdot \text{СПО}_{Al}] / 0,693 \quad (7)$$

или

$$d_{Al} = [\ln(1 / K) \cdot \text{СПО}_{Al}] / 0,693. \quad (8)$$

В табл. 1 представлены типовые значения степени ослабления, коэффициента пропускания и алюминиевого эквивалента ослабления материалами, расположенными между пациентом и приемником рентгеновского излучения. Суммарные значения указанных величин определяются как

$$T = \prod_1^3 T_i; \quad K = \prod_1^3 K_i; \quad d_{Al} = \sum_1^3 d_i.$$

Таблица 1

Материал (компонент рентгеновского аппарата)	Степень ослабления T	Коэффициент пропускания K	Алюминиевый эквивалент ослабления d , мм Al
Стол пациента	1,25	0,8	2,25
Передняя панель экраноснимочного устройства	1,25	0,8	2,25
Отсеивающая решетка (растр)	1,43	0,7	3,61
Детектор системы автоматического управления экспозицией	1,11	0,91	1,054
Суммарное значение T , K и d соответственно*, мм Al	1,98	0,51	6,914

* В суммарном значении учитывается либо стол пациента, либо передняя панель экраноснимочного устройства.

Расчетные значения алюминиевого эквивалента ослабления в табл. 1 даны для случая достаточно гомогенного спектра тормозного излучения СПО = 7 мм Al. Из анализа данных, представленных в табл. 1, следует, что при типовых значениях степеней ослабления декой стола, отсеивающего растра и детектора системы автоматического экспонирования значения дозовой нагрузки на пациента увеличивается практически в 2 раза. При этом основную долю в увеличении дозовой нагрузки вносит отсеивающий растр. Введение отсеивающего растра было обусловлено использованием в качестве приемника излучения рентгеновской пленки.

Действительно, динамический диапазон или фотографическая широта рентгеновской пленки были существенно ограничены. При использовании матричных полупроводниковых излучения динамический диапазон полезных экспозиций, как минимум, увеличился в 10 раз.

Увеличение динамического диапазона в цифровых системах регистрации рентгеновского изображения при соответствующей программной обработке цифровых данных, полученных с матричных приемников рентгеновского изображения, позволяет, частично или полностью, отказаться от отсеивающих решеток (растров) и тем самым значительно снизить радиационные нагрузки на пациента при рентгенодиагностике. Таким образом, матричные детекторы рентгеновского излучения с аналого-цифровыми преобразователями и с выводом изображения на экран дисплея позволили отказаться от рентгеновской пленки и сопутствующих ей негатоскопов.

Следующим шагом является отказ от рентгеновских растров (рентгеновских решеток), а также автономных детекторов систем автоматического экспонирования, что позволит дополнительно снизить радиационную нагрузку на пациентов не менее чем в 1,5 раза без заметной потери информации рентгенодиагностического изображения.

Исключение растра и детектора системы автоматического экспонирования из сред, расположенных между объектом и цифровым приемником рентгеновского излучения, позволяет существенно уменьшить геометрическую нерезкость за счет приближения объекта контроля к приемнику излучения, а также увеличить коэффициент пропускания излучения, несущего полезную информацию к цифровому приемнику излучения.

Негативное влияние рассеянного излучения на качество изображения при отсутствии растра практически будет нивелировано ростом динамического диапазона цифровых приемников излучения и программным обеспечением обработки оцифрованного изображения.

Другим существенным аргументом отказа от отсеивающих растров при использовании матричных цифровых приемников излучения является полное исключение стробоскопического эффекта и появления муара, обусловленного возможностью наложения периодических структур растра (ламелей и промежутков) на периодические структуры матричных приемников рентгеновского излучения, связанные с размерами и расположением пикселей.

Однако о полном исключении отсеивающих растров из рентгеновских аппаратов, по-видимому, говорить рано, так как рассеянное излучение не только уменьшает динамический диапазон системы регистрации, но также уменьшает отношение сигнал/шум скрытого рентгеновского изображения на входе детектора на величину $\sqrt{\beta_o / \beta_p}$, где β_o и β_p – дозовые факторы накопления в плоскости рентгеновского детектора без растра и при наличии растра соответственно [2]. В связи с этим от-

каз от отсеивающих растров обоснован лишь в тех случаях, когда фактор накопления β_0 незначителен, что имеет место при снимках конечностей, суставов и у малолетних детей.

При снимках без раstra цифровая панель детекторов должна извлекаться из кассетодержателя и устанавливаться на стол для пациента или на панель стойки снимков. Данная операция не всегда удобна и требует дополнительного времени. Поэтому предлагается вариант, когда растр выводится из рабочего пучка рентгеновского излучения и при этом цифровая панель перемещается на освободившееся от раstra пространство. При таком варианте уменьшается геометрическая нерезкость изображения объекта, снижается дозовая нагрузка на пациента и облегчается работа рентгенолога при использовании безрастровой рентгенографии с применением в качестве детектора излучения плоской полноформатной панели полупроводниковых детекторов.

Список литературы:

1. ГОСТ Р МЭК 61223-3-1-2001 Оценка и контроль эксплуатационных параметров рентгеновской аппаратуры в отделениях (кабинетах) рентгенодиагностики.

2. Рентгентехника / Справочник под общей редакцией В.В. Клоева, глава 7 «Штативы рентгеновской аппаратуры», с. 318-410; глава 8 «Вспомогательные устройства рентгеновской аппаратуры», с. 411-478. – М.: Изд-во «Машиностроение», 1992.
3. Владимирова Л.В., Владимирова Ю.Л., Козлов А.А. Радиационные методы контроля параметров рентгенодиагностических аппаратов // Медицинская техника. 2007. № 5.

Лев Владимирович Владимиров,
д-р техн. наук, зав. сектором,
Юрий Львович Владимиров,
канд. эконом. наук, доцент,
Александр Александрович Козлов,
ст. научный сотрудник,
ЗАО «НИИИМ МНПО «Спектр»,
г. Москва,
e-mail: spectr-ap@ipc.ru

И.Н. Столяров

УМЕНЬШЕНИЕ РАБОЧЕЙ ТЕМПЕРАТУРЫ ПОДШИПНИКОВ РЕНТГЕНОВСКОЙ ТРУБКИ

Аннотация

Статья посвящена методам снижения рабочей температуры подшипников рентгеновских трубок. Приведены результаты анализа экспериментальных данных по влиянию выбранных конструктивных и технологических факторов на термическое сопротивление тепловому потоку от анода к подшипникам применительно к наиболее распространенным конструкциям РТ.

Одним из обязательных требований к рентгеновской трубке с вращающимся анодом является стабильность работы узла вращения. Условия эксплуатации рентгеновской трубки (РТ) определяют рабочую температуру подшипников. Преобладающими механизмами теплопередачи для работающего вакуумного прибора являются теплопроводность и излучение.

Мнения специалистов при оценке вклада различных механизмов теплопередачи в распространение тепла в РТ расходятся [1], [2]. Существенный вклад в передачу тепла узлу вращения вносит та часть лучистого потока от нагретого анода, которая проецируется на медный цилиндр ротора. Поток тепла, передаваемый теплопроводностью от анода к подшипникам, проходит через поверхности фланцевых соединений, которые являются естественными тепловыми барьерами в силу разнородности контактирующих материалов и шероховатости площадок.

В ранее выполненных работах на данную тему [3] были исследованы зависимости контактного

термического сопротивления от таких параметров, как шероховатость поверхности, усилие прижатия контактирующих поверхностей, а также от наличия разделяющей оксидной пленки. По утверждению авторов, в условиях вакуума, при наличии разделяющей оксидной пленки между контактирующими поверхностями, величина термического сопротивления возрастает в 1,5-2 раза по сравнению с неокисленными поверхностями.

Усилия прижатия контактирующих поверхностей и их микрогеометрия для деталей РТ назначаются конструктивно, чтобы обеспечить механическую точность и надежность работы узла вращения. Поэтому зависимость термического сопротивления от этих параметров в данной работе не рассматривалась.

Целью настоящего исследования являлась экспериментальная проверка влияния выбранных конструктивных и технологических факторов на термическое сопротивление тепловому потоку от анода к подшипникам применительно к наиболее распространенным конструкциям РТ.