

Л.В. Владимиров, С.Г. Горра, Б.М. Кантер, А.А. Козлов, Ю.Н. Копанев, В.А. Лыгин, А.Н. Рябкин, И.М. Рябченко

ПРОХОДНАЯ ИОНИЗАЦИОННАЯ КАМЕРА ДЛЯ МОНИТОРИНГА МОЩНОСТИ ДОЗЫ РЕНТГЕНОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО АППАРАТА

Аннотация

Представлена проходная ионизационная камера для мониторинга мощности дозы рентгеновского аппарата «Рентген-ТА 150/10». Рабочий диапазон энергий рентгеновского излучения камеры от 4,5 до 70 кэВ. Чувствительность камеры $2 \cdot 10^{-11}$ А/мГр/с при алюминиевом эквиваленте ослабления 100 нм для энергии рентгеновского пучка 4,5 кэВ. Относительная погрешность спектральной чувствительности камеры в указанном диапазоне энергий $\pm 13,0$ %. Применение аппаратной коррекции позволило снизить погрешность до $\pm 3,0$ %.

В соответствии с рекомендациями МЭК 601-2-8-87 и ГОСТ Р 50267.8-93 [1], при рентгеновской терапии необходимо осуществлять постоянный контроль мощности дозы на выходе рентгеновских аппликаторов.

Диапазон напряжений рентгеновского излучения, используемого в рентгенотерапии, составляет от 10 до 300 кВ. Одновременно при выполнении лечебных процедур изменяется спектр рентгеновского пучка при помощи дополнительных съемных фильтров, входящих в комплект поставки рентгенотерапевтических аппаратов. В отдельных случаях возможно применение дополнительных типов фильтров для одного напряжения генерирования рентгеновского излучения. Для фильтрации выходного пучка используются различные материалы и их комбинации. Диапазон применяемых фильтров составляет от 1 мм Ве до 3 мм Си, что соответствует диапазону эффективных энергий от 4,8 до 145 кэВ [2].

В соответствии с требованиями к измерительным системам, используемым в рентгенотерапевтических аппаратах, их суммарная погрешность не должна превышать ± 3 % [3].

Проходная ионизационная камера для мониторинга мощности дозы, в отличие от стандартных ионизационных камер, используемых в дозиметрии, не должна существенно ослаблять рентгеновский пучок и изменять его спектр. Данное требование наиболее актуально для напряжений нижнего диапазона, не превышающего 20 кВ. Но при этом чувствительность камеры должна быть достаточной, чтобы не превысить пределы заданной погрешности при регистрации выходного ионизационного тока камеры.

При разработке системы мониторинга мощности дозы для рентгенотерапевтического аппарата «Рентген-ТА 150/10» [4], имеющего рабочее напряжение в интервале от 10 до 150 кВ, была принята следующая схема размещения ионизационной камеры: камера устанавливается на выходном окне излучателя аппарата в рентгеновском пучке. При этом силовые линии электрического поля внутри камеры параллельны пучку излучения, а электроды располагаются перпендикулярно центральной оси излучения. Дополнительные сменные фильтры располагаются между фокусом рентгеновской труб-

ки и ионизационной камерой. На минимальном рабочем напряжении 10 кВ фильтром служат выходное окно рентгеновского излучателя с собственной фильтрацией 1,0 мм Ве и электроды проходной ионизационной камеры.

Ток проходной плоскопараллельной ионизационной камеры, выраженный в амперах, при эффективности собирания ионов 100 % определяется следующим выражением:

$$i_k = 3,76 \cdot 10^{-8} \cdot P \cdot S \cdot h \cdot \left(\frac{\mu_e}{\mu_b} \right)_E \cdot \exp(-\mu_t \cdot 2d)_E,$$

где P – мощность дозы, выраженная в единицах поглощенной дозы в воздухе, Гр/с; S – площадь собирающего электрода, см²; h – межэлектродное расстояние, см; μ_e – массовый коэффициент электронного преобразования энергии в электродах камеры, см²/г; μ_b – массовый коэффициент электронного преобразования энергии в воздухе, см²/г; μ_t – массовый коэффициент ослабления излучения в материалах стенок ионизационной камеры, см²/г; d – толщина стенок ионизационной камеры в области собирающего электрода, г/см²; 2 – коэффициент, предполагающий, что стенки камеры идентичны, а значение мощности дозы относится к пространству, расположенному после камеры монитора мощности дозы по ходу рабочего пучка излучения; E – эффективная энергия рентгеновского тормозного спектра, изменяющаяся в зависимости от выбранного напряжения генерирования излучения и его фильтрации [2], кэВ.

Выражение (1) отвечает условию, что средняя энергия ионообразования в воздухе постоянна и соответствует 34 эВ в рассматриваемом диапазоне энергий квантов рентгеновского излучения от 4,5 до 150 кэВ.

Анализ выражения (1) показывает, что для сохранения постоянного отношения тока камеры (i_k) к мощности дозы (P) в заданном диапазоне энергий E , необходимо выполнить два условия:

$$(\mu_e / \mu_b)_E = \text{const};$$

$$\exp(-\mu_t \cdot 2d)_E = \text{const}.$$

Первое из этих условий определяет выбор материала собирающего электрода.

На рис. 1 представлены расчетные зависимости $(\mu_e / \mu_b)_E$ для электродов, выполненных из Al и С. Значения массовых коэффициентов электронного преобразования и ослабления заимствованы из [5].

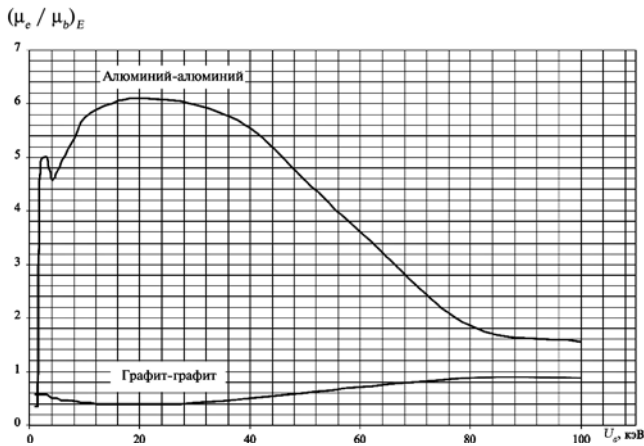


Рис. 1. Расчетные зависимости для электродов алюминий-алюминий и графит-графит

На рис. 2 представлены экспериментальные зависимости спектральных характеристик камер $i_k / P = f(U_a)$, где U_a – напряжение генерирования рентгеновского излучения.

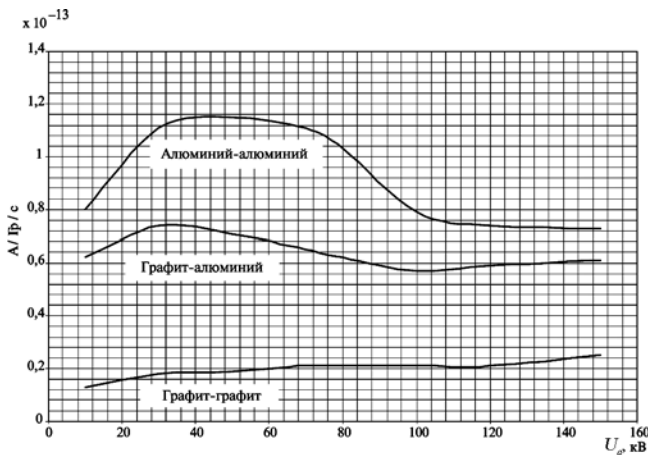


Рис. 2. Экспериментальные зависимости спектральных характеристик камер для трех вариантов сочетаний материалов электродов

В табл. 1 указаны материалы и толщина фильтров, установленных перед ионизационной камерой для каждого из выбранных напряжений, при которых получены экспериментальные зависимости $i_k / P = f(U_a)$. При указанных значениях напряжений и толщине материалов фильтров диапазон эффективных энергий изменяется от 4,7 до 69,2 кэВ.

Второе условие будет выполнено, если $\mu_t \cdot 2d = 0$. Для стеночной плоскопараллельной камеры выполнить данное условие практически невозможно, однако конструктивные и технологические решения позволили нам добиться значения коэффициента пропускания рентгеновского излучения 95 % при минимальном анодном напряжении 10 кВ и фильтре 1 мм Ве. При этом значение $\mu_t \cdot 2d \approx 0,05$, что

соответствует 0,1 мкм в алюминиевом эквиваленте ослабления, или 100 нм Al.

Таблица 1

Результаты измерения влияния материалов и толщины фильтров на характеристики рентгеновской трубки в соответствии с выбранным напряжением

| Напряжение на рентгеновской трубке, кВ | Толщина, мм, и материал фильтра | Погрешность мощности дозы монитора без коррекции с ионизационной камерой Al-C, % | Погрешность мощности дозы монитора с ионизационной камерой Al-C после коррекции, % |
|--|---------------------------------|--|--|
| 10 | 1 Ве | -5,3 | ± 3,0 |
| 30 | 0,3 Al | +13,0 | |
| 50 | 0,4 Al; 0,7 Al | +8,4 | |
| 60 | 1,2 Al | -0,8 | |
| 80 | 1,6 Al | -5,3 | |
| 100 | 1,8 Al; 0,1 Cu + 1,8 Al | -13,0 | |
| 120 | 0,3 Cu + 1,0 Al | -9,9 | |
| 150 | 0,5 Cu + 1,0 Al | -6,9 | |

Для обеспечения условия электронного равновесия при более высоких значениях анодного напряжения и повышенной фильтрации рабочего пучка излучения, толщина стенки не должна быть менее $0,7R$ (R – величина пробега электронов в материале стенок ионизационной камеры). С этой целью камера располагалась в центре ее корпуса, так что между стенками и окружающими конструктивными элементами обеспечивался гарантированный зазор воздуха, обеспечивающий условие электронного равновесия; при этом эффективный атомный номер материала стенок был близок к эффективному атомному номеру воздуха. Выполнение данного требования подтверждается экспериментальными графиками (см. рис. 2).

При этом в диапазоне напряжений и фильтраций, указанных в табл. 1, относительная погрешность спектральной чувствительности в процентах, определяется как

$$\Delta \left(\frac{i_k}{P} \right)_E = 2 \cdot \frac{\left(\frac{i_k}{P} \right)_{\max} - \left(\frac{i_k}{P} \right)_{\min}}{\left(\frac{i_k}{P} \right)_{\max} + \left(\frac{i_k}{P} \right)_{\min}} \cdot 100 \%$$

При выполнении экспериментальных работ использовались питающее устройство (генератор) фирмы «Спелман» и излучатель MXR-161 с выходным бериллиевым окном. Дозовые измерения кермы в воздухе, выраженные в миллигреях, проводились дозиметром ДКС-АТ5350/1 с ионизационной камерой ТМ23342 для энергий от 4,5 до 35 кэВ и ионизационной камерой ТМ30010-10 для энергий от 35 до 70 кэВ [6].

Учитывая, что по условиям МЭК 601-2-8-87 мощность поглощенной дозы в воздухе определя-

ется в выходной плоскости коллиматоров, тубусов и аппликаторов, которые располагаются на различных расстояниях от фокуса рентгеновской трубки, а также то, что площади выходных поверхностей аппликаторов изменяются в широких пределах, мощность скорректированной дозы, индицируемой на панели управления аппарата, приведенная к выходной поверхности тубуса, определяется как

$$P = 2,66 \cdot 10^7 \cdot i_k \cdot \frac{1}{S \cdot h} \cdot \left(\frac{\mu_b}{\mu_e} \right) \cdot \exp(\mu_i \cdot 2d) \cdot \frac{R_o^2}{R_x^2} \cdot f(T),$$

где R_o – расстояние от фокуса рентгеновской трубки до выходной поверхности ионизационной камеры монитора мощности дозы; R_x – расстояние от фокуса рентгеновской трубки до плоскости выходной поверхности тубуса (аппликатора); $f(T)$ – поправочный безразмерный коэффициент, учитывающий спектральную чувствительность ионизационной камеры в зависимости от напряжения генерирования рентгеновского излучения, геометрические и конструктивные особенности аппликатора (тубуса), фактор накопления и альбеда рассеянного излучения.

С учетом того, что необходимо вводить поправочный коэффициент

$$K = f\left(\frac{R_o^2}{R_x^2}; T\right)$$

на измеренные значения мощности дозы, было целесообразно поправочные коэффициенты вводить одновременно со сменой тубусов (аппликаторов) и используемых фильтров.

Структурная блок-схема внесения корректирующих поправок в сигнал от ионизационной камеры приведена на рис. 3.

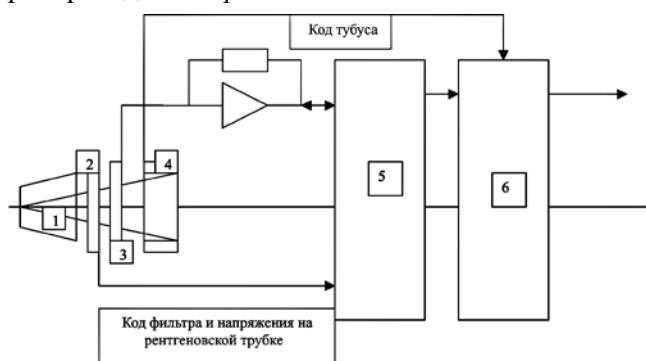


Рис. 3. Структурная блок-схема внесения корректирующих поправок в сигнал от ионизационной камеры: 1 – рентгеновская трубка; 2 – фильтр; 3 – ионизационная камера; 4 – тубус; 5 – блок корректировки спектральной чувствительности ионизационной камеры; 6 – блок корректировки погрешности от тубуса

Применение поправочных коэффициентов (см. табл. 1) позволило уменьшить погрешность установки дозы аппарата до требуемых $\pm 3\%$.

Основные технические характеристики проходной ионизационной камеры

Диапазон энергий рентгеновского излучения, кэВ: 4,5...70

Диапазон анодных напряжений излучателя, кВ: 10...150

Чувствительность камеры, А/мГр/с: $2 \cdot 10^{-11}$

Максимальная мощность дозы, мГр/с: 430

Относительная погрешность спектральной чувствительности, %:

- для камеры с электродами А1-А1: $\pm 22,3$;
 - для камеры с электродами А1-С: $\pm 13,0$;
 - для камеры с электродами С-С: $\pm 31,6$
- Расстояние между электродами, мм: 7
Напряжение питания ионизационной камеры, В: 250

Измерительный объем камеры, см³: 2,2

Коэффициент пропускания излучения камеры с электродами А1-С при $U_a = 10$ кВ и фильтре 1 мм Ве, %: 95

Алюминиевый эквивалент ослабления камеры с электродами А1-С для $U_a = 10$ кВ, нм: 100

Габаритные размеры, высота \times диаметр, мм: 23 \times 52

Список литературы:

1. ГОСТ Р 50267.8-93 (МЭК 601-2-8-87) Изделия медицинские электрические. Ч. 2. Частные требования безопасности к терапевтическим рентгеновским аппаратам напряжением от 10 кВ до 1 МВ.
2. Рентгентехника. Справочник. Т. 1 / Под общей ред. В.В. Клюева. – М.: Машиностроение, 1992.
3. Владимиров Л.В. и др. К проблеме метрологического обеспечения лучевой терапии // Медицинская техника. 2008. № 5.
4. Владимиров Л.В. и др. Аппарат для рентгенотерапии «Рентген-ТА 150/10» // Медицинская техника. 2010. № 5.
5. Сторм Э., Исраэль Х. Сечения взаимодействия гамма-излучения. Справочник. – М.: Атомиздат, 1973.
6. Радиационный контроль в медицине. Каталог. – НПП «Доза», 2007.

Лев Владимирович Владимиров,

д-р техн. наук, зав. сектором,

Сергей Георгиевич Горра,

зав. сектором,

Борис Менделевич Кантер,

д-р техн. наук, ген. директор,

Александр Александрович Козлов,

ст. научный сотрудник,

Юрий Николаевич Копанев,

начальник участка,

Владимир Александрович Лыгин,

зав. сектором,

Андрей Николаевич Рябкин,

ведущий инженер,

Иосиф Мешкович Рябочко,

зав. сектором,

ООО «СпектрАП»,

г. Москва,

e-mail: spectr-ap@ipc.ru