

А.Л. Лебедев, О.Н. Плаутин

МЕТРОЛОГИЧЕСКОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ВЫБОРА РЕЖИМОВ ДЛЯ ФОТОННОЙ ТЕРАПИИ

Аннотация

Совершенствование методов дистанционной и контактной лучевой терапии с использованием дополнительных средств формирования дозных распределений приводит к необходимости метрологического контроля дозы. В связи с этим, используя международные рекомендации по размещению точки формирования дозы, приходится учитывать рассеянное излучение. Фактически это означает изменение фактора накопления дозы в зависимости от конфигурации и размера поля излучения. В статье приведены экспериментальные данные по изменению фактора накопления фотонного излучения.

Современные методы лучевой терапии фотонным излучением разных энергий характеризуются большим числом специальных формирующих устройств ограничивающих облучение окружающих патологический очаг здоровых органов и тканей. Следует ожидать, что при использовании формирующих устройств различных конфигураций происходит изменение глубинных доз излучения. При этом основным фактором, влияющим на изменение глубинной дозы, является дозовый фактор накопления (B), характеризующий количественное изменение интенсивности рассеянного в облучаемом объекте излучения. Учет этого изменения может быть произведен расчетным и экспериментальным путями.

Рассмотрим изменения интенсивности точечно-го пучка фотонного излучения в облучаемой среде толщиной h для эффективной энергии излучения:

$$Dh = \frac{Ne \cdot \gamma \cdot e^{-\mu h} \cdot \omega}{H^2} \cdot \beta \left(\frac{H+h}{H} \right)^2, \quad (1)$$

где N – число фотонов энергии E , Ne/c ; γ – коэффициент электронного преобразования; Ne – коэффициент линейного ослабления; ω – телесный угол рабочего луча фотонного излучения:

$$\omega = \frac{1 - \frac{H}{\sqrt{a^2 + H^2}}}{2};$$

a – радиус сечения поля облучения.

Отсюда фактор накопления может быть определен для данного размера поля облучения:

$$B = \frac{Dh \cdot H^2}{N \cdot \gamma e^{-\mu h} \cdot \left(\frac{H+h}{H} \right)^2}. \quad (2)$$

Изменение размеров (величин сечения) пучков фотонного излучения приводит к изменению факторов накопления (K):

$$K = \frac{B^1}{B^2} = \frac{D_{H_1}^1 \left(1 - \frac{H}{\sqrt{a_2^2 + H^2}} \right)}{D_{H_2}^2 \left(1 - \frac{H}{\sqrt{a_1^2 + H^2}} \right)}. \quad (3)$$

Наличие сложных мультиколлиматоров и других устройств, ограничивающих размер и конфигурацию поля облучения, не всегда дает возможность определить точные численные значения величин a .

В связи с этим для каждого условия формирования дозного поля приходится экспериментально, с помощью изодозографов, снимать конфигурацию данного поля и в каждом случае определять опорное значение дозы (мощности дозы) в реперной точке на заданной глубине. Известно, что реперное значение опорной точки зависит от энергии фотонов (табл. 1).

Таблица 1

Глубина реперного значения опорной точки для фотонного излучения разных энергий*

Вид излучения	E , кэВ	$d_{оп}$, мм			
		вода	поли-стирол	плек-сиглас	МБТ
Гамма-излучение	660	50	47,619	47,373	49,750
	1250	50	47,619	47,373	49,750
Тормозное излучение	1000...15000	50	49,750	47,373	49,750

* При толщине стенки ионизационной камеры клинического дозиметра 0,5...1,0 мм воздухоэквивалентной среды.

Экспериментально было установлено изменение дозы в опорной точке (K , %) для фотонов с энергией 1,25 (гамма-излучение кобальта – 60) и 6 МэВ (тормозное излучение ускорителя электронов), представленное в табл. 2.

Таблица 2

Изменение фактора накопления $K = B_1 / B_2$ в зависимости от размера полей облучения

Вид излучения	Размеры поля облучения, см ²			
	4x4	6x6	10x10	16x16
Гамма-излучение, 1,25	100 МэВ	109 МэВ	112 МэВ	115 МэВ
Тормозное излучение, 6	100 МэВ	107 МэВ	109 МэВ	111 МэВ

Из данных табл. 2 очевидно, что изменение размеров полей облучения приводит к существенно-му смещению погрешности определения поглощенной дозы в опорной точки. В связи с тем, что эта величина является опорной при установлении суммарной очаговой дозы (СОД, Гр), соответствующая погрешность может быть внесена в окончательное значение СОД. Соответственно будут меняться дозы облучения вокруг патологического очага, т. е. в здоровых органах и тканях [1], [2].

В результате следует:

- проводить измерения опорной величины дозы не только в открытом пучке поля излучения, но и при всех используемых формирующих устройствах (коллиматоры, мультиколлиматоры и т. п.);
- для реализации поставленной задачи использовать водный или плексигласовый 40×40 см фантом с ионизационной камерой в опорной глубине 50 или 100 мм от поверхности фантома.

Список литературы:

1. Ставицкий Р.В., Хетеев М.В., Лебедев Л.А. Влияние формирующих устройств на изменение дозного распределения при дистанционном облучении / В сб.: Аспекты клинической дозиметрии. Под ред. Р.В. Ставицкого. – М.: МНПИ, 2000.
2. Методические указания РД-691-89 Поглощенные дозы фотонного (1-50 МэВ) и электронного (1-5 МэВ) излучения в лучевой терапии. – М.: Издательство стандартов, 1990. 40 с.

Александр Ларионович Лебедев,
научный сотрудник,
Олег Николаевич Плаутин,
инженер,
дозиметрическая лаборатория,
ФГУ РНЦПР,
г. Москва,
e-mail: lebedevalex2002@ya.ru

М.Л. Таубин, А.А. Ясколко

ПОВЫШЕНИЕ ЭКСПЛУАТАЦИОННЫХ ХАРАКТЕРИСТИК РЕНТГЕНОВСКИХ ТРУБОК МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ

Аннотация

Представлены экспериментальные результаты по разработке новых материалов для катодов и анодов рентгеновских трубок медицинского назначения. Показано, что применение монокристаллических и, в большей степени, нанокристаллических материалов для этих целей приводит к повышению эксплуатационных характеристик рентгеновских трубок за счет увеличения эмиссионных и прочностных характеристик катодов и меньшей повреждаемости фокусной дорожки анодов.

В наших предыдущих работах [1]-[4] и в работах других авторов [5]-[7] было показано, что применение монокристаллических [1]-[3] и наноструктурированных материалов [4] в качестве катодов электровакуумных приборов и анодов рентгеновских трубок дает положительный эффект по сравнению с применением поликристаллических материалов.

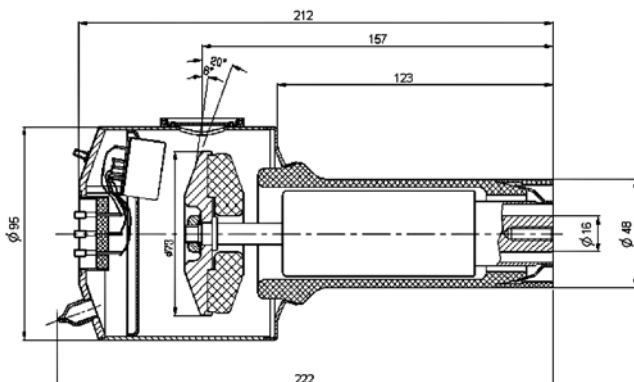


Рис. 1. Металлокерамическая рентгеновская трубка для маммографии

Особенно эти преимущества могут проявляться при использовании данных материалов в металлокерамических рентгеновских трубках (рис. 1).

Металлокерамический корпус рентгеновской трубки (рис. 1), в отличие от стеклянного баллона, позволяет реализовать конструкцию с заземленным корпусом, а следовательно, не требуется масляной или газовой изоляции между корпусом трубки и корпусом излучателя. Это значительно уменьшает массовые и габаритные характеристики излучателей.

При бомбардировке анода потоком электронов часть из них отражается от поверхности анода и образует вторичную электронную эмиссию в рентгеновской трубке. Наиболее эффективным средством исключения данного негативного эффекта является выполнение средней части баллона из металла и заземление этой части.

Поскольку керамика обладает более высокими, чем стекло, рабочими температурами и электрическим сопротивлением, в металлокерамических трубках можно проводить вакуумную тренировку при более высоких температурах и, следовательно, добиваться более высокого вакуума по сравнению со стеклянными трубками.