

**Е.Н. Лыкова^{1,2}, М.В. Желтоножская^{1,2}, Ф.Ю. Смирнов³, П.И. Руднев⁴, А.П. Черняев^{1,2},
И.В. Чешигин⁵, В.Н. Яценко³**

ИССЛЕДОВАНИЕ ПОТОКА ТОРМОЗНЫХ ФОТОНОВ И НЕЙТРОНОВ ПРИ РАБОТЕ МЕДИЦИНСКОГО УСКОРИТЕЛЯ ЭЛЕКТРОНОВ

1. Физический факультет МГУ им. М.В. Ломоносова, Москва. E-mail: iv-kate@yandex.ru;
2. НИИЯФ МГУ имени Д.В. Скобельцына, Москва;
3. Федеральный медицинский биофизический центр им. А.И. Бурназяна ФМБА России, Москва;
4. ООО «Центр АПП», Москва;
5. Национальный исследовательский центр «Курчатовский институт», Москва

Е.Н. Лыкова – старший преподаватель; М.В. Желтоножская – с.н.с.; Ф.Ю. Смирнов – медицинский физик; П.И. Руднев – директор; А.П. Черняев – зав. кафедры, д.ф.-м.н., проф.; И.В. Чешигин – с.н.с.; В.Н. Яценко – зав. лаб., к.т.н.

Реферат

Цель: Оценка вклада потока вторичных нейтронов в общий поток излучения при работе линейных медицинских ускорителей Trilogy и Clinac 2100 фирмы Varian для учета их влияния на здоровье пациентов и медицинского персонала.

Высокоэнергетические линейные ускорители электронов для лучевой терапии, работающие на энергиях выше, чем 8 МэВ, побочно генерируют потоки нейтронов при взаимодействии фотонов с элементами ускорителя и с конструкционными материалами помещения. Нейтроны могут образовываться в головке ускорителя (мишень, коллиматоры, сглаживающий фильтр и т.д.), процедурном кабинете и непосредственно в теле пациента.

Из-за высокой радиобиологической опасности нейтронного излучения, их вклад в общий поток излучения даже на уровне нескольких процентов существенно увеличивает дозу, получаемую пациентом.

Материал и методы: Исследование потоков вторичных нейтронов проводилось с использованием активационных методов на основе реакций (γ, n) и (n, γ) на детектирующей мишени естественного тантала ^{181}Ta . Также проводились измерения спектров нейтронов непосредственно в помещении при работе медицинского ускорителя с помощью спектрометра-дозиметра SDMF-1608PRO.DB.

Результаты: Было получено, что поток нейтронов на мишени тантала составляет 16 % от потока тормозных гамма-квантов на мишени при работе ускорителя с граничной энергией тормозного излучения 18 МэВ и 5 % при работе ускорителя с граничной энергией тормозного излучения 20 МэВ без учета энергетического вклада тепловых нейтронов.

Закключение: Следует отметить, что с учетом коэффициента относительной биологической эффективности (ОБЭ) нейтронного излучения с энергиями 0,1–200 кэВ, равного 10, по сравнению коэффициентом ОБЭ для гамма-квантов (равного 1), даже в предварительных исследованиях наблюдается существенный недоучет вклада потока образующихся вторичных нейтронов в общую дозу, получаемую пациентом при лучевой терапии тормозными квантами 18 и 20 МэВ.

Ключевые слова: лучевая терапия, тормозное излучение, фотоядерные реакции, вторичные нейтроны, активационный метод

Поступила 11.07.2018. Принята к публикации: 18.04.2019

Введение

Развитие современных методов лечения с использованием линейных ускорителей электронов привело к широкому распространению и внедрению в лечебных онкологических учреждениях высокотехнологичных установок лучевой терапии. Несмотря на то, что новые технологии облучения пациентов обеспечивают существенное снижение поглощенной дозы от тормозных фотонов в нормальных тканях и критических органах, окружающих опухолевые очаги-мишени, любое сложное оборудование требует максимально тщательного контроля качества облучения, особенно в условиях его многолетней эксплуатации.

Высокоэнергетические линейные ускорители электронов для лучевой терапии, работающие на номинальных энергиях выше 8 МэВ, побочно генерируют потоки нейтронов при взаимодействии с элементами ускорителя и с конструкционными материалами помещения. Нейтроны могут образовываться в головке ускорителя (мишень, коллиматоры, сглаживающий фильтр и т.д.), в процедурном кабинете и непосредственно в теле пациента.

Поток вторичных нейтронов возникает в результате фотоядерных реакций (γ, xn). Ядерный фотоэффект возникает в процессе неупругого взаимодействия фотонов с атомными ядрами. При фоторасщеплении

ядра под действием тормозного излучения с энергиями выше порогов фотоядерных реакций возникают вторичные потоки фотонов, протонов, нейтронов и кластеров или осколков ядер.

Выход нейтронов при пороговых значениях энергии достаточно невелик, но возрастает с ее увеличением. Обычно считается, что нейтронными потоками можно пренебречь, если номинальная энергия тормозных фотонов не превышает 10 МэВ, а в лечебном зале нет конструкционных материалов с низким значением пороговых реакций для получения нейтронов.

Фотонейтроны возникают в реакции (γ, n) в области гигантского дипольного резонанса, когда энергия налетающего фотона выше пороговой энергии реакции (γ, n). Этот порог зависит от атомного числа мишени и приблизительно равен 8 МэВ для высоких атомных чисел (7,42 МэВ для вольфрама) [1–3]. Однако сечение реакции на средних и тяжелых ядрах приблизительно в 50 раз выше, чем сечение реакции на легких ядрах. Поэтому образование фотонейтронов в реакции (γ, n) происходит главным образом в головке ускорителя. Кроме того, вещества с большим атомным номером Z , находящиеся в головке ускорителя, имеют низкое сечение поглощения возникающих вторичных нейтронов [1–5]. Эти нейтроны не экранируются коллиматором линейного ускорителя и достигают пациента, внося дополнительный вклад в дозу, который, как правило,

не учитывается при планировании радиотерапевтического лечения. Из-за высокой радиобиологической опасности нейтронного излучения, вклад его в общий поток пучка даже на уровне нескольких процентов существенно увеличивает дозу, получаемую пациентом.

На проблемы учета вклада вторичных излучений обратили внимание еще в конце девяностых, начале двухтысячных годов [6–13]. Было проведено много исследований, где оценивалась роль фотоядерных реакций в формировании дозы [6–9], а также реакций на пучках протонов [6–11] и ионов [12, 13].

В последние годы появилось большое количество зарубежных исследований, посвященных проблемам недоучета вклада дозы от нейтронного излучения в общую дозу, получаемую пациентом при лучевой терапии [1–5, 14, 15]. В России же подобных исследований до настоящего времени практически не проводилось.

Необходимо отметить, что сегодня одним из основных требований к проведению лучевой терапии и к радиационной защите пациентов является максимально возможное снижение дозы в нормальных тканях и органах, окружающих объект лечения. Поэтому исследования дозы от нейтронов при работе линейного медицинского ускорителя и оценка возможного влияния этого фактора на радиационно-индуцированные вторичные раки является достаточно важной и актуальной задачей.

Материал и методы

Описание установок и условий измерения

В данной работе исследовались потоки вторичных нейтронов на линейных медицинских ускорителях Trilogy и Clinac 2100 фирмы Varian.

Ускоритель VarianTrilogy может работать в двух режимах генерации тормозных фотонных пучков 6 МэВ и 20 МэВ с диапазоном мощности дозы от 100 до 600 МЕ/мин. Ускоритель оснащен встроенным 120-лепестковым коллиматором с шириной центральной пласти-

ны 2,5 мм для формирования терапевтических полей от 0,5×0,5 до 40×40 см.

Ускоритель VarianClinac 2100 также обладает двумя режимами генерации тормозных фотонных пучков 6 МэВ и 18 МэВ с диапазоном мощности дозы от 100 до 600 МЕ/мин. Также данный ускоритель оснащен встроенным 120-лепестковым коллиматором с шириной центральной пластины 2,5 мм для формирования терапевтических полей от 0,5×0,5 до 40×40 см.

На рис. 1 представлен схематический вид помещения для проведения лучевой терапии с ускорителем VarianTrilogy.

Линейные ускорители работали в режиме генерации тормозного излучения с граничными энергиями 20 МэВ и 18 МэВ соответственно. Оба ускорителя были ориентированы вертикально вниз на пол с углом поворота гантри и коллиматора, равным 0°. Принципиальная схема облучения представлена на рис. 2. В экспериментах с методом активационного анализа использовалась максимальная установленная мощность дозы, равная 600 МЕ/мин. Для создания возможности сравнения разных моделей ускорителей пучки фотонов были откалиброваны медицинскими физиками в соответствии с действующим протоколом TRS-398. Калибровка была проведена так, чтобы осуществить доставку дозы 1 сГр/МЕ на глубину максимальной дозы для поля 10×10 см на расстоянии источник – ось 1 м.

В изоцентре позиционировался полистироновый пластинчатый твердотельный фантом RW3. Размеры фантома составляли 40×40×10 см. Танталовые фольги диаметром 24 мм и толщиной 10 мкм помещались в фантом на глубину 5 см на расстоянии источник–поверхность 95 см. Стандартный фантом RW3 считается водноэквивалентным в диапазонах энергий от 1,17 и 1,33 МэВ (⁶⁰Co) до 25 МэВ для фотонов и для электронов с энергиями 4–25 МэВ [16]. Доза на глубине 5 см была измерена откалиброванной ионизационной камерой и составила 60,5 ± 0,7 Гр в фантоме для поля с

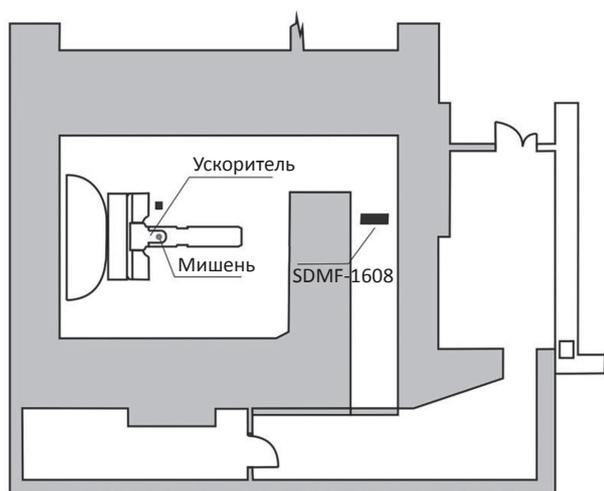


Рис. 1. Схематический вид помещения для проведения лучевой терапии с ускорителем VarianTrilogy

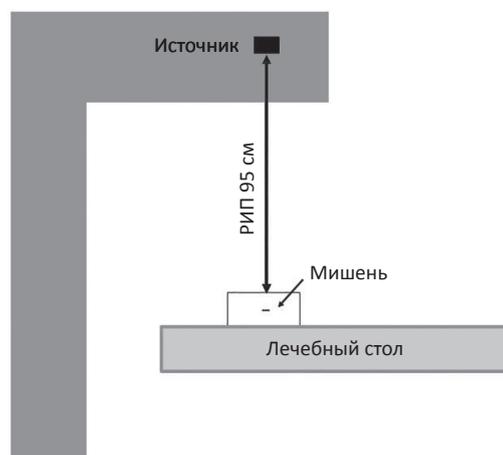


Рис. 2. Принципиальная схема облучения

размерами 20×20 см. Облучение фольг проводилось в точке на глубине 5 см, где доза фотонов составила ~60,4 Гр (5310 МЕ), накопленная за один сеанс облучения. Продолжительность облучения составила 8,85 мин на ускорителе VarianClinac 2100 и 8,88 мин на ускорителе VarianTrilogy.

Описание полупроводникового спектрометра

После облучения танталовые фольги измерялись на полупроводниковом спектрометре Canberra с детектором из сверхчистого германия большого объема с энергетическим разрешением 1,8 кэВ по гамма-линии 1332 кэВ ^{60}Co .

Оценка потоков тормозных гамма-квантов и нейтронов методом активационного анализа

Использование прямых спектрометрических методов измерений потока тормозных гамма-квантов и нейтронов при работе линейного медицинского ускорителя крайне затруднено в связи с импульсным режимом его работы и с высокой плотностью потока частиц в поле излучения (по разным оценкам, $\sim 10^{12}$ – 10^{14} частиц·см $^{-2}$ ·с $^{-1}$ [17]). Поэтому для решения этой задачи мы использовали активационный метод регистрации излучения. Регистрация тормозных гамма-квантов и нейтронов проводилась с использованием (γ, n) и (n, γ) -реакций. В качестве детектирующей мишени использовался естественный тантал ^{181}Ta , который является одним из наиболее изученных ядер как в фотоядерных реакциях, так и в реакциях с нейтронами в широком диапазоне энергий.

Известно, что при облучении детектирующей мишени потоком бомбардирующих частиц скорость образования ядер радиоактивного изотопа в мишени определяется двумя процессами: накоплением ядер в результате ядерной реакции и уменьшением их количества при их радиоактивном распаде:

$$dN^*/dt = \Phi \times \sigma \times N - \lambda \times N^* \quad (1)$$

где N – число атомов активируемого изотопа мишени; N^* – число образующихся радиоактивных ядер; Φ – плотность потока бомбардирующих частиц, частиц/(см 2 ·с);

λ – постоянная радиоактивного распада, с $^{-1}$;

σ – сечение реакции, барн.

Таким образом, при бомбардировке естественного тантала ^{181}Ta тормозными квантами в результате (γ, n) -реакции образуется ^{180}Ta :

$$N(^{180}\text{Ta}) = N \frac{(1 - e^{-\lambda_1 t})}{\lambda_1} \int_{E_{\text{порог}}}^{E_{\gamma}^{\text{max}}} \sigma_{\gamma, n}(E_{\gamma}) \times \Phi_{\gamma}(E_{\gamma}) \times dE_{\gamma}, \quad (2)$$

где $N(^{180}\text{Ta})$ – число ядер ^{180}Ta в облученной мишени, N – число атомов естественного тантала в мишени, $\sigma_{\gamma, n}$ – сечение (γ, n) -реакции, $\Phi_{\gamma}(E_{\gamma})$ – плотность потока γ -квантов, λ_1 – постоянная радиоактивного распада ^{180}Ta , t – время облучения мишени.

А при взаимодействии естественного тантала ^{181}Ta с потоком нейтронов в результате (n, γ) -реакции образуется ^{182}Ta :

$$N(^{180}\text{Ta}) = N \frac{(1 - e^{-\lambda_2 t})}{\lambda_2} \int_0^{E_n^{\text{max}}} \sigma_{n, \gamma}(E_n) \times \Phi_n(E_n) \times dE_n, \quad (3)$$

где $N(^{182}\text{Ta})$ – число ядер ^{182}Ta в облученной мишени, N – число атомов естественного тантала в мишени, $\sigma_{n, \gamma}$ – сечение (n, γ) -реакции, $\Phi_n(E_n)$ – плотность потока нейтронов, λ_2 – постоянная радиоактивного распада ^{182}Ta , t – время облучения мишени.

Органический однокристалльный спектрометр-дозиметр SDMF-1608PRO.DB

SDMF-1608PRO.DB – спектрометр-дозиметр нейтронного и гамма-излучения, предназначенный для измерения энергетического распределения плотности потока нейтронов и гамма-квантов в реальном времени.

Однокристалльный цифровой спектрометр-дозиметр нейтронного и γ -излучения SDMF-1608PRO.DB содержит органический сцинтиллятор с фотоэлектронным умножителем. В нем используются специальные фильтрующие алгоритмы математической обработки поступающих сигналов. Для разделения сигналов детектора, образующихся в результате регистрации нейтронов и гамма-квантов, используется метод цифровой идентификации по форме импульса. Непрерывный (аналоговый) сигнал, поступающий с детектора, подвергается дискретизации по времени и квантованию по уровню (оцифровке), т.е. представляется в цифровой форме и запоминается. Полученный массив данных обрабатывается по специальному алгоритму, результатом работы которого является определение типа частицы, попавшей в детектор. Дальнейший анализ может производиться неограниченное число раз с использованием различных алгоритмов [18, 19].

Использование одного и того же кристалла для одновременного измерения параметров фотонного и нейтронного излучения значительно упрощает процедуру проведения измерений.

Спектрометр обеспечивает измерение энергетического распределения плотности потока нейтронного излучения в диапазоне энергий 0,1–15 МэВ и γ -излучения в диапазоне энергий 0,08–6,5 МэВ в смешанных полях гамма-нейтронного излучения. На основании измеренных спектра и плотности потока рассчитываются следующие значения:

- мощность эффективной дозы и AMBIENTНОГО эквивалента дозы нейтронного и гамма-излучений (МАЭД) (Зв/ч);
- мощность поглощенной дозы нейтронного и гамма-излучений в биологической ткани (Гр/ч);
- мощность экспозиционной дозы гамма-излучения (Р/ч);
- мощность поглощенной дозы гамма-излучения в воздухе (мГр/ч);

Восстановление истинного спектра нейтронов и γ -квантов проводится методом сглаживающего дифференцирования аппаратных распределений с учетом поправок на многократное рассеяние излучения в кристалле сцинтиллятора и краевые эффекты (выход протонов и электронов за пределы сцинтиллятора).

Энергетическое разрешение спектрометра составляет:

Таблица 1
Основные характеристики спектрометра
SDMF-1608PRO.DB

Параметры	Значения
Диапазон энергий регистрируемого нейтронного излучения	100 кэВ – 16 МэВ
Диапазон энергий регистрируемого гамма-излучения	100 кэВ – 8 МэВ
Нижняя/верхняя граница измерения мощности эффективной дозы	От фона до 0,2 Зв/ч
Долговременная нестабильность (72 ч)	0,5 %
Среднее отклонение показаний от истинных значений при измерении мощности амбиентного эквивалента дозы нейтронного излучения	Не более 10 %
Среднее отклонение показаний от истинных значений при измерении мощности амбиентного эквивалента дозы Н*(10) гамма-излучения	Не более ±10 %
Энергетическое разрешение на энергии 662 кэВ (¹³⁷ Cs)	Не более 7,5 %
Анизотропия для нейтронного излучения	Не более +15 %
Максимальная плотность потока нейтронов через сцинтиллятор (без учета восстановления)	10 ¹³ н/см ² × с
Рабочая нагрузка детектора (максимальная нагрузка)	5×10 ⁴ имп/с (3×10 ⁵)

- 7–7,5 % по линии 0,662 МэВ (¹³⁷Cs);
- 4,5–5 % по линии 1,33 МэВ (⁶⁰Co).

Энергетическое разрешение нейтронного канала спектрометра определялось с использованием моноэнергетических нейтронов с энергией 14,5 МэВ из реакции T(d,n)⁴He и оказалось равным 2,5–3 % [22].

Основные характеристики спектрометра приведены в табл. 1 [23].

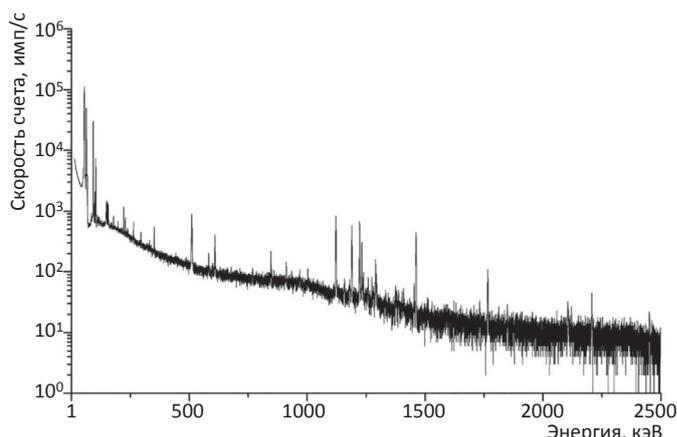


Рис. 3. Общий вид спектра облученной мишени

Результаты и обсуждение

После эксперимента облученные мишени из тантала измерялись на полупроводниковом спектрометре с детектором из сверхчистого германия. Общий вид полученного спектра облученной мишени приведен на рис. 3.

В измеренных спектрах надежно выделялись линии гамма-квантов радионуклида ¹⁸⁰Ta с периодом полураспада T_{1/2} = 8,15 ч, образующегося в (γ,n)-реакции, и радионуклида ¹⁸²Ta с периодом полураспада T_{1/2} = 115 сут, образующегося в (n,γ)-реакции (см. рис. 4). Активность ¹⁸⁰Ta составила 220 Бк для облученной мишени при номинальной энергии 18 МэВ и 1540 Бк для облученной мишени при 20 МэВ. Активность ¹⁸²Ta составила 2,6 и 34 Бк для мишеней, облученных при 18 и 20 МэВ соответственно.

Для оценки потока тормозного излучения и нейтронов (см. уравнения (2) и (3)) необходимо знать интегральные сечения (γ,n) и (n,γ)-реакций. Интегральное

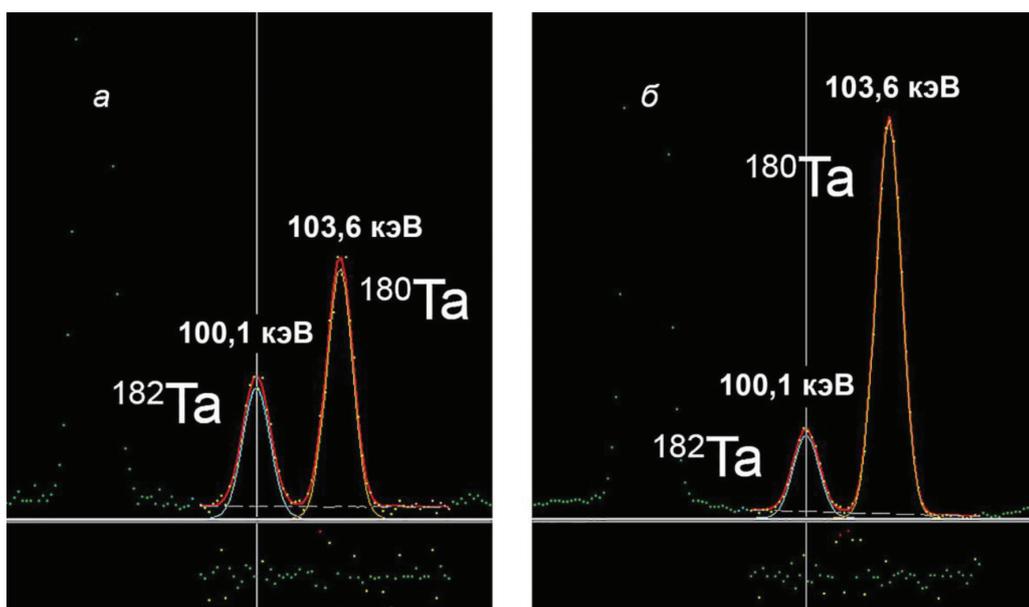


Рис. 4. Фрагменты спектров облученных мишеней, измеренных на полупроводниковом Ge-спектрометре (а – мишень, облученная тормозными квантами с номинальной энергией 18 МэВ, б – мишень, облученная с энергией 20 МэВ)

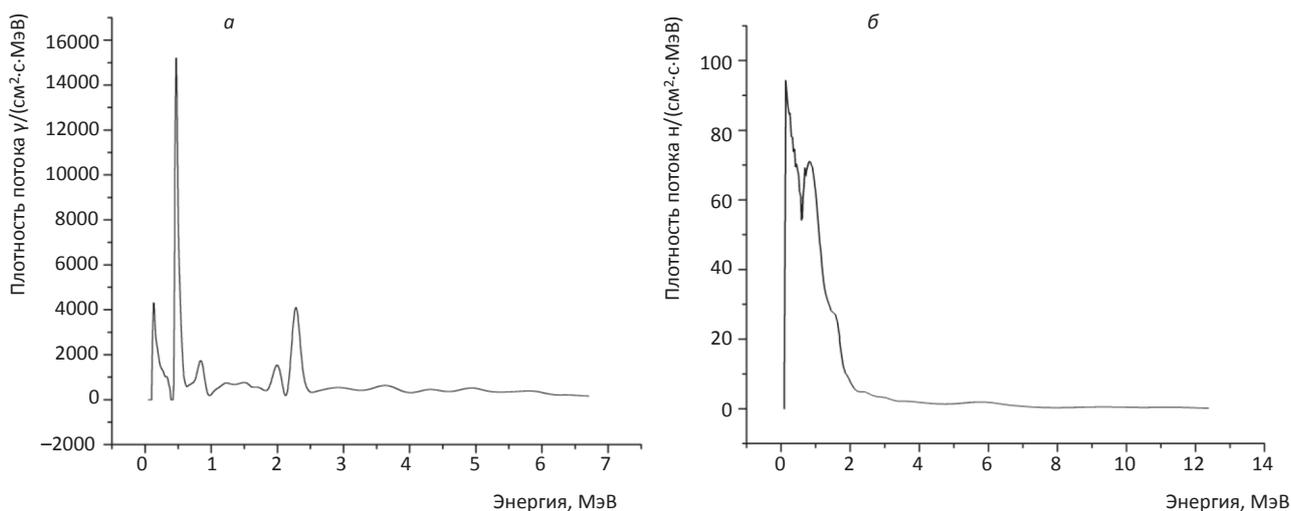


Рис. 5. Спектры, полученные при работе медицинского ускорителя с помощью спектрометра-дозиметра SDMF-1608PRO.DB (а – спектр гамма-квантов, б – спектр нейтронов)

сечение $\sigma_{\text{инт}}(\gamma, n)$ -реакции определить достаточно легко, т.к. данные о зависимости сечения реакции σ от энергии гамма-квантов измерены с хорошей точностью [24], нужно только свернуть распределение σ по энергии с тормозным распределением гамма-квантов. В результате у нас получилось не отнормированное по энергии сечение $\sigma_{\text{инт}}(\gamma, n) = 2300$ мбарн \times МэВ для мишени, облученной при 20 МэВ, а для мишени, облученной при 18 МэВ, $\sigma_{\text{инт}}(\gamma, n)$ составило 2188 мбарн \times МэВ.

С определением $\sigma_{\text{инт}}(n, \gamma)$ реакции ситуация значительно сложнее. Существуют полученные экспериментальные данные о сечениях для различных энергий нейтронов в экспериментальной библиотеке ядерных реакций ExFog. Однако получить распределение нейтронов по энергии активационным методом достаточно сложно.

Поэтому для корректной оценки потока нейтронов необходимо получить данные о распределении нейтронов по энергии. Для этого нами были произведены фоновые измерения спектрометром-дозиметром SDMF-1608PRO.DB с возможностью разделения быстрых нейтронов и гамма-квантов при его размещении в выходном колене каньона ускорителя. Измерения проводились при размерах радиационного поля 5 \times 5 см с минимально возможной мощностью дозы 100 МЕ/мин. В связи с высокой плотностью потоков гамма-квантов и нейтронов получить спектры удалось только при измерениях за внутренней стеной защитного лабиринта на расстоянии 3 м от изоцентра пучка (см. рис. 1). Полученные с помощью спектрометра-дозиметра SDMF-1608PRO.DB спектры гамма-квантов и нейтронов приведены на рис. 5.

На гамма-спектре (рис. 5а) мы отчетливо наблюдаем пик в области 2,2 МэВ, что свидетельствует о наличии в помещении нейтронов ((n, γ)-реакция на водороде). Распределение нейтронов (рис. 5б) из-за рассеяния нейтронов на материале экрана, естественно, не совпадает с реальным распределением после вылета из тор-

мозной мишени. Однако, даже после рассеяния нейтронов, положение резонансов должно сохраняться, происходит только «расползание» резонансных пиков. В полученном спектре нейтронов мы наблюдаем резонансы в области энергий от 0,2 МэВ до 1,5 МэВ, поэтому и сделали предположение, что основной вклад в образование ^{182}Ta вносят нейтроны этих энергий.

Для расчетов интегрального сечения реакции $^{181}\text{Ta}(n, \gamma)$ были использованы данные о сечениях из работы [25]. Так как сечение (n, γ)-реакции в области 0,2–1,5 МэВ относительно слабо изменяется (см. рис. 6), с учетом этого нами была взята величина сечения $\sigma_{\text{инт}}(n, \gamma) = 200$ мбарн.

Решив уравнения (2) и (3), мы получили, что плотность потоки нейтронов на мишени тантала составляет 16 % от плотности потока гамма-квантов на этой же мишени при работе ускорителя с номинальной энергией тормозного излучения 18 МэВ и 5 % при работе ускорителя с энергией тормозного излучения 20 МэВ.

Отдельно отметим, что в этих исследованиях не учитывался вклад тепловых нейтронов в общий поток, а он может значительно изменить приведенные оценки ввиду того, что сечение реакции (n, γ) для тепловых нейтронов может составить значительную величину.

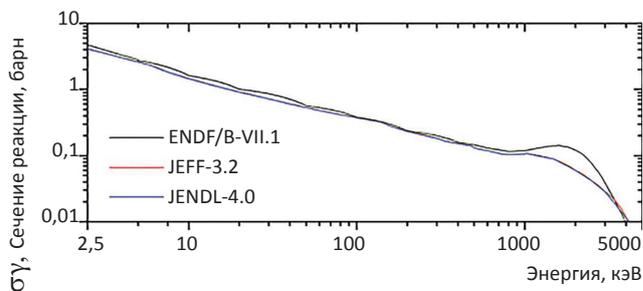


Рис. 6. Сечения реакции $^{181}\text{Ta}(n, \gamma)$ (значения из международных библиотек экспериментальных ядерных данных ENDF/B-VII.1, JEFF-3.2, JENDL-4.0) [25]

Заключение

В данной работе исследовались потоки вторичных нейтронов при работе на линейных медицинских ускорителях Trilogy и Clinac 2100 фирмы Varian активационным методом с использованием реакций (γ, n) и (n, γ) на детектирующей мишени из естественного тантала ^{181}Ta . Кроме того, были проведены измерения спектров нейтронов непосредственно в каньоне при работе медицинского ускорителя с помощью спектрометра-дозиметра SDMF-1608PRO.DB.

В результате было получено, что поток нейтронов на мишени тантала составляет 16 % от потока тормозных квантов на этой же мишени при работе ускорителя с максимальной энергией тормозного излучения 18 МэВ и 5 % при работе ускорителя с энергией 20 МэВ без учета вклада тепловых нейтронов.

Важно отметить, что с учетом радиационного вехового фактора нейтронного излучения с энергиями 0,1–200 кэВ, равного 10, по сравнению с таким же фактором для гамма-квантов (равного 1), даже в предварительных исследованиях наблюдается существенный недоучет вклада излучения вторичных нейтронов в общую эквивалентную дозу, получаемую пациентом при лучевой терапии тормозными квантами с номинальными энергиями 18 и 20 МэВ.

Для цитирования: Лыкова Е.Н., Желтоножская М.В., Смирнов Ф.Ю., Руднев П.И., Черняев А.П., Чешигин И.В., Яценко В.Н. Исследование потока тормозных фотонов и нейтронов при работе медицинского ускорителя электронов // Медицинская радиология и радиационная безопасность. 2019. Т. 64. № 3. С. 78–84.

DOI: 10.12737/article_5cf3e86a478d20.08095360

Medical Radiology and Radiation Safety. 2019. Vol. 64. No. 3. P. 78–84

Radiation Physics, Technology and Dosimetry

DOI: 10.12737/article_5cf3e86a478d20.08095360

Analysis of the Bremsstrahlung Photons Flux and the Neutrons Beams during the Operation of an Electrons Medical Accelerator

E.N. Lykova^{1,2}, M.V. Zheltonozhskaya^{1,2}, F.Yu. Smirnov³, P.I. Rudnev⁴, A.P. Chernyaev^{1,2}, I.V. Cheshigin⁵, V.N. Yatsenko³

1. Faculty of Physics, M.V. Lomonosov Moscow State University, Moscow, Russia. E-mail: iv-kate@yandex.ru;
2. D.V. Skobeltsyn Institute of Nuclear Physics, M.V. Lomonosov Moscow State University, Moscow, Russia;
3. A.I. Burnasyan Federal Medical Biophysical Center, Moscow, Russia;
4. LLC "Center ATSP", Moscow, Russia;
5. National Research Center «Kurchatov Institute», Moscow, Russia

E.N. Lykova – Senior Lecturer; M.V. Zheltonozhskaya – Senior Researcher, PhD Tech.; F.Yu. Smirnov – Medical Physicist; P.I. Rudnev – Director; A.P. Chernyaev – Head of Dep., Dr. Sci. Phys.-Math., Prof.; I.V. Cheshigin – Senior Researcher; V.N. Yatsenko – Head of Lab., PhD Tech.

Abstract

Purpose: To estimate the contribution of the secondary neutron flux to the total radiation flux during the operation of Trilogy linear medical accelerator and Varian's Clinac 2100 accelerator for assessment of impact on the health of patients and medical personnel.

High-energy linear accelerators operating at energies higher than 8 MeV generate neutron fluxes when interacting with accelerator elements and with structural materials of the room for treating patients. Neutrons can form at the accelerator head (target, collimators, smoothing filter, etc.), the procedure room, and directly in the patient's body.

Because of the high radiobiological hazard of neutron radiation, its contribution to the total beam flux, even at a level of few percent, substantially increases the dose received by the patient.

Material and methods: Secondary neutron fluxes were investigated during the process of the linear medical accelerators Trilogy and Clinac 2100 of Varian operation by the photoactivation method using (γ, n) and (n, γ) reactions on the detection target of natural ^{181}Ta . In addition, measurements of neutron spectra were carried out directly in the room during the operation of a medical accelerator using a spectrometer-dosimeter SDMF-1608.

Results: It was determined that the neutron flux on the tantalum target is 16 % of the gamma-ray flux on the same target when the accelerator is operated with a 18 MeV bremsstrahlung energy and 5 % when the accelerator is operated with a 20 MeV excluding thermal neutrons.

Conclusion: Finally, it may be noted that, taking into account the coefficient of relative biological efficiency (RBE) of neutron radiation for neutrons with energies of 0.1–200 keV equal to 10 compared with the RBE coefficient for gamma quanta (equal to 1), even preliminary analysis demonstrates significant underestimation of the contribution of neutrons dose to the total dose received by the patient in radiation therapy using bremsstrahlung of 18 and 20 MeV.

Key words: radiation therapy, bremsstrahlung, photonuclear reactions, secondary neutrons, activation method

Article received: 11.07.2018. Accepted for publication: 18.04.2019

REFERENCES

1. Carrillo HR, Almaraz BH, Dávila VM, Hernández AO. Neutron spectrum and doses in a 18 MV Linac. J Radioanal Nucl Chem. 2010;283:261-5.
2. Zanini A, Durisi E, Fasolo F, Ongaro C, Visca L, Nastasi U, et al. Monte Carlo simulation of the photoneutron field in linac radiotherapy treatments with different collimation systems. Phys Med Biol. 2004;49:571-82.
3. Pena J, Franco L, Gómez F, Iglesias A, Pardo J, Pombar M. Monte Carlo study of Siemens PRIMUS photoneutron production. Phys Med Biol. 2005;50:5921-33.
4. Seltzer SM. An assessment of the role of charged secondaries from nonelastic nuclear interaction by therapy proton beam in water. National Institute of Standards and Tehnology Technical Reports No. NISTIR 5221, 1993.

5. Schimmerling W, Rapkin M, Wong M, Howard J. The propagation of relativistic heavy ions in multielement beam lines. *Med Phys.* 1986;13:217-23.
6. Varzar SM, Tultaev AV, Chernyaev AP. The role of secondary particles in the passage of ionizing radiation through biological media. *Med Fizika*. 2001;9:58-67. (Russian).
7. Satherberg A, Johansson L. Photonuclear production in tissue for different 50 MV bremsstrahlung beams. *Med Phys.* 1998;25:683.
8. Allen PD, Chaudhri MA. The dose contribution due to photonuclear reaction during radioterapy. *Med Phys.* 1982;9:904.
9. Spurny F, Johansson L, Satherberg A, Bednar J, Turek K. The contribution of secondary heavy particles to the absorbed dose from high energy photon beam. *Phys Med Biol.* 1996;41:2643.
10. Ahnesjo A, Weber L, Nilsson P. Modeling transmission and scatter or photon beam attenuator. *Med Phys.* 1995;22:1711.
11. Gottschalk B, Platais R, Paganetti H. Nuclear interaction of 160 MeV protons stopping in copper: a test of Monte Carlo nuclear models. *Med Phys.* 1999;26:2597.
12. Carlsson CA, Carlsson GA. Proton dosimetry with 185 MeV protons: dose buildup from secondary protons recoil electrons. *Health Phys.* 1977;33:481.
13. Deasy JO. A proton dose calculation algorithm for conformal therapy simulations based on Moliere's theory of lateral deflections. *Phys Med.* 1998;25:476.
14. Hassan Ali Nedaie, Hoda Darestani, Nooshin Banaee, Negin Shagholi, Kheirollah Mohammadi, Arjang Shahvar et al. Neutron dose measurements of Varian and Elekta linacs by TLD600 and TLD700 dosimeters and comparison with MCNP calculations. *J Med Phys* 2014;39(1):10-17.
15. Hashemi SM, Hashemi-Malayeri B, Raisali G, Shokrani P, Sharafi AA. A study of the photoneutron dose equivalent resulting from a Saturne 20 medical linac using Monte Carlo method. *Nukleonika*; 2007;52:39-43.
16. PTW Freiburg GmbH, Germany. Available from: http://www.ptw.de/acrylic_and_rw3_slab_phantoms0.html.
17. Alireza Naseria, Asghar Mesbahia. A review on photoneutrons characteristics in radiation therapy with high-energy photon beams. *Rep Practical Oncol Radiother.* 2010;15:138-44.
18. Sellin PJ, Jaffar G, Jastaniah SD. Performance of digital algorithms for n/γ pulse shape discrimination using a liquid scintillation detector. *IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record.* 2003.
19. Digital Gamma Neutron Discrimination with Liquid Scintillators. Application Note AN2506. Rev. 3, 09 September 2016. 00117-10-DGT20-ANXX.
20. X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy. ISO 4037.
21. Reference neutron radiations. ISO 8529.
22. Moiseev NN, Dydyk AV. Investigation of the scintillation spectrometer-dosimeter of gamma quanta and fast neutrons. *ANRI.* 2016;4:24-30. (Russian).
23. Description Spectrometer-dosimeter SDMF-1608. Available from: www.centeradc.ru.
24. Varlamov AV, Varlamov VV, Rudenko DS, Stepanov ME. Atlas of Giant Dipole Resonances. IAEA Nuclear Data Section. Vienna: Wagramerstrasse 5, A-1400. 1999.
25. McDermott BJ, Blain E, Daskalakis A, et al. Ta(n,γ) cross section and average resonance parameter measurements in the unresolved resonance region from 24 to 1180 keV using a filtered-beam technique. *Phys Rev.* 2017;96:014607(11).

For citation: Lykova EN, Zheltonozhskaya MV, Smirnov FYu, Rudnev PI, Chernyaev AP, Cheshigin IV, Yatsenko VN. Analysis of the Bremsstrahlung Photons Flux and the Neutrons Beams during the Operation of an Electrons Medical Accelerator. *Medical Radiology and Radiation Safety.* 2019;64(3):78-84. (Russian).

DOI: 10.12737/article_5cf3e86a478d20.08095360