ОБЗОРЫ ФИЗИКА АТОМНОГО ЯДРА И ЭЛЕМЕНТАРНЫХ ЧАСТИЦ

Доза от вторичных нейтронов при работе современных медицинских ускорителей

А.В. Белоусов,^{1, *a*} С.М. Варзарь,^{1, *b*} М.В. Желтоножская,^{1, *b*} Е.Н. Лыкова,^{1, 2, *c*} А.П. Черняев^{1, 2, *d*}

¹ Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова,

физический факультет, кафедра физики ускорителей и радиационной медицины.

² Научно-исследовательский институт ядерной физики имени Д.В. Скобельцына

МГУ имени М.В. Ломоносова. Россия, 119991, Москва, Ленинские горы, д. 1, стр. 2.

Поступила в редакцию 05.07.2019, после доработки 19.08.2019, принята к публикации 22.08.2019.

В данной работе представлен обзор выполненных к настоящему времени экспериментов и расчетов по исследованию доз от вторичных нейтронов при работе медицинских ускорителей электронов различных производителей. Приводятся принципиальные отличия головок трех крупнейших производителей Varian, Elekta и Siemens. В статье приводятся данные о плотности потоков и дозах для разных моделей ускорителей и режимов работы. Анализ данных показал, что дозу от вторичных нейтронов при проведении облучения пациентов на линейном медицинском ускорителе тормозным излучением необходимо учитывать, так как ее вклад может достигать 2.04% при максимальной энергии до 24 МэВ. При планировании лучевой терапии необходимо проводить оценку вклада в поглощенную дозу потоков вторичных нейтронов и при прочих равных условиях выбирать режимы работы с наименьшей номинальной энергией для лечения пациентов.

Ключевые слова: нейтроны, лучевая терапия, ускорители электронов, фотоядерные реакции. УДК: 539.1.047 PACS: 25.20.Lj, 87.53.Qc, 87.53.Tf, 29.20.-c

введение

Лучевая терапия — один из лидирующих методов лечения злокачественных опухолей наряду с хирургией и химиотерапией. Комбинирование этих методов позволяет значительно повысить выживаемость онкологических больных, поэтому в настоящее время лучевая терапия рекомендуется 60–70% пациентов.

Применение самых современных достижений ядерной и радиационной физики в медицинских целях привело к созданию новых установок для лучевого лечения онкологических больных. Однако лучевая терапия, несмотря на свою высокую эффективность в онкологии, является достаточно сложным и радиационно-опасным видом лечения с высокими рисками побочных эффектов и требует максимально тщательного контроля качества работы оборудования, особенно в условиях его многолетней эксплуатации.

Главным препятствием для достижения необходимого уровня облучения, оптимального для поражения злокачественной опухоли, является опасность лучевого повреждения здоровых тканей [1]. Новые технологии облучения пациентов реализовали существенное снижение поглощенной дозы в нормальных тканях и критических органах, окружающих опухолевые очаги-мишени [2]. Наиболее распространенные среди них — модуляция интенсивности фотонных пучков (IMRT, Intensity-modulated radiation therapy), портальная и виртуальная визуализации, лучевая терапия с визуальным контролем (IGRT, Image-guided radiation therapy).

Основной характеристикой пучка излучения при дистанционном облучении является распределение дозы вдоль оси пучка или в плоскости, проходящей через эту ось. Распределение дозы вдоль оси пучка тормозных фотонов характеризуется наличием области высокой дозы и затем ее спадом. Положение максимума для тормозных фотонов увеличивается пропорционально росту энергии электронов (3, 10 и 20 МэВ — соответственно 1, 3.3 и 7.2 см). Глубина расположения 80% изодозы для этих энергий соответственно равна 1.1, 3.6 и 8 см. В настоящее время при планировании лечения чаще всего выбор падает на использование пучков тормозных фотонов, генерируемых линейным ускорителем с энергиями от 6 до 20 МэВ. Однако высокоэнергетические линейные ускорители, работающие на энергиях свыше 8 МэВ, могут генерировать потоки вторичных нейтронов при взаимодействии с элементами ускорителя и конструкционными материалами лечебного помещения [3-5]. Порог реакций зависят от атомного номера ядер мишени. Например, для вольфрама $^{184}_{74}W$ равен 7.42 МэВ [3–5]. С ростом энергии тормозных фотонов увеличивается число парциальных фотоядерных реакций. Среди парциальных каналов доминирует фотонейтронный канал (γ , n) в области гигантского дипольного резонанса, когда сечение реакции оказывается достаточно большим. Сечения фотонейтронных реакций на тяжелых ядрах значительно выше, чем на легких ядрах. В головке ускорителя, конструируемой из металлов с высоким атомным номером, образуется интенсивный поток фотонейтронов из реакции (γ, n) . Кроме того, вещества с большим атомным номером Z, находящиеся в головке ускорителя, имеют малое сечение поглощения генерируемых нейтронов различных энергий [3-7]. Эти нейтроны достигают больного, формируя дозу, не учитываемую современными системами планирования.

^{*a*} E-mail: belousovav@physics.msu.ru

⁶ E-mail: varzar@physics.msu.ru

⁶ E-mail: zhelton@yandex.ru

^e E-mail: iv-kate@yandex.ru

^{*∂*} E-mail: a.p.chernyaev@yandex.ru

	Siemens KDS	Elekta Inor	Elekta Precise	Elekta Sl25	Varian	Clinac
	18 МэВ	15 МэВ	18 МэВ	18 МэВ	15 МэВ	18/20 МэВ
Coorer 10/	Au	W/Re	W/Re	W/Ni/Fe	W	W
Состав мишени, ло	100	90/10	90/10	95/3.75/1.25	100	100
$ ho$ (г см $^{-3}$)	19.3	19.4	19.4	18	19.3	19.3
Состав покрытия	Си	Си	Си	Cu	Си	Си
мишени, %	100	100	100	100	100	100
$ ho$ (г см $^{-3}$)	8.96	8.96	8.96	8.96	8.96	8.96
Состав первичного	W	W/Ni/Fe	W/Ni/Fe	Pb/Sb	W	W
коллиматора, %	100	95/3.75/1.25	95/3.75/1.25	96/4	100	100
$ ho$ (г см $^{-3}$)	19.3	18	18	11.12	19.3	19.3
Состав сглаживаю-	Cr/Fe/Ni	Cr/Fe/Ni	C/Si/Ni/Cr/Mn/Fe	W	Ta/Fo	Ta/Fe
щего фильтра, %	18/74/8	18/74/8	0.15/0.85/9/18/2/70	100	14/16	
$ ho$ (г см $^{-3}$)	8.03	8.03	7.8	19.3	16.65/7.874	16.65/7.874
Состав вторичного	W	W/Ni/Fe	Pb/Sb/W	Pb/Sb	W	W
коллиматора, %	100	95/3.75/1.25		96/4	100	100
$ ho$ (г см $^{-3}$)	19.3	18	18	11.12	19.3	19.3
Состав много-лепест-		W/Ni/Fe		Pb/Sb	W	W
кового коллиматора, %	—	95/3.75/1.25	_	96/4	100	100
$ ho$ (г см $^{-3}$)		18		11.12	19.3	19.3
Состав шторок, %	W	W/Ni/Fe		Pb/Sb	W	W
	100	95/3.75/1.25	_	96/4	100	100
ρ (Γ cm ⁻³)	19.3	18		11.12	19.3	19.3

Табл. 1. Химический состав различных элементов головок ускорителей [11]

В этом направлении в ряде стран уже ведутся исследования. В последние десятилетия начались исследования, посвященные проблемам недоучета вклада дозы от нейтронного излучения в общую дозу, получаемую пациентом при лучевой терапии [3– 6, 8, 9, 12–27]. Данные, приводимые в этих работах, имеют существенные различия в методах измерения, объектах исследования, расчетных моделях, и не во всех работах приведены погрешности результатов.

Количество образовавшихся фотонейтронов определяется через сечение реакции (γ , n), зависит от двух факторов: энергии фотонов, атомного номера вещества тормозной мишени и конструкционных материалов головки. Выход (γ , n) реакции увеличивается с увеличением энергии тормозного излучения, что в конечном счете приводит к образованию большего числа нейтронов. Энергия пучка электронов определяется величиной ускоряющего электрического поля в ускоряющей секции. При номинальной энергии электронов величина ускоряющего электрического поля и размер ускоряющей секции у разных производителей отличается. Так, в ускорителях фирм Varian и Elekta номинальному режиму работы 18 MB соответствуют пучки электронов с максимальной энергией 18 или 15.3 МэВ. Несмотря на то, что энергия исходных электронов играет значительную роль в формировании дозы от вторичных нейтронов, не менее важную роль играют и материалы, используемые в головке ускорителя.

Цель настоящей работы — обзор выполненных к настоящему времени экспериментов по исследованию потоков вторичных нейтронов на ускорителях электронов разных производителей и выявление общих закономерностей.

1. КОНСТРУКЦИИ ГОЛОВКИ СОВРЕМЕННЫХ МЕДИЦИНСКИХ УСКОРИТЕЛЕЙ

В настоящее время в лучевой терапии используются медицинские линейные ускорители трех крупных производителей — Varian (производитель Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA), Elekta (производитель Elekta North America, Norcross, GA, USA), Siemens (производитель Siemens Medical Solutions, Malvern, PA, USA). Несмотря на относительное сходство этих устройств, разные производители используют различные конфигурации головок медицинских ускорителей. Состав и плотность материалов для различных элементов головок ускорителя приведены в табл. 1. Как видно из табл. 1, сглаживающий фильтр, первичный и вторичные коллиматоры в Elekta Precise сделаны из более легких материалов, чем в Varian Clinac. Однако тормозная мишень в Varian Clinac вольфрамовая, в то время как мишень в Elekta Precise состоит из смеси вольфрама и рения.

Отличия между медицинскими ускорителями этих производителей также связаны с коллимацией пучка. Коллиматоры в медицинских ускорителях используются для частичной блокировки радиационного поля. Все медицинские ускорители имеют первичный коллиматор, состоящий из поглотителя с высоким атомным номером, который имеет фиксированное положение в головке ускорителя и не может перемещаться. Ниже первичного коллиматора находится вторичный уровень коллимации, который состоит из двух комплектов подвижных «шторок», выполненных из материала с высоким атомным номером, которые могут перемещаться независимо, для создания прямоугольных полей разных размеров (максимальный размер поля 40×40 см²). Обычно они называются верхними и нижними (или X и Y) шторками.



Рис. 1. Типовые схемы головок ускорителей: а — Varian, б — Elekta

У старых моделей ускорителей есть только эти два уровня формирования поля, встроенных в лечебную головку ускорителя. Между первичным и вторичным коллиматорами может находиться выравнивающий фильтр, который также изготавливается из материалов с высоким атомным номером, по крайней мере при работе в режимах с энергией более 15 MB. В результате технологического прогресса модификации коллимационных систем современных ускорителей значительно расширились

В частности, последние достижения включают многолепестковые коллиматоры (МЛК), которые состоят из двух наборов независимо перемещающихся пластин из вольфрамового сплава и используются для генерации полей практически любой формы. Хотя в современных медицинских ускорителях МЛК являются стандартными, разные производители разработали различные модификации МЛК в своих коллимационных конструкциях. Так, например, в ускорителях Elekta заменены верхние коллимирующие шторки МЛК, тогда как нижние шторки сохранены. Siemens заменила нижние шторки МЛК, сохраняя верхние шторки, а Varian добавила третий уровень коллимации МЛК, не внося никаких изменений в верхние или нижние шторки [9] (рис. 1).

Большинство опубликованных исследований приводят оценки потоков нейтронов для медицинского ускорителя одной из моделей. В нескольких работах приведены сравнительные данные о потоках фотонейтронов, образующихся при работе линейных медицинских ускорителей разных производителей.

Например, в работе [9] измерения проводили на линейных ускорителях трех производителей: Varian 21EX с энергиями 15, 18 и 20 МэВ, Siemens ONCOR с энергиями от 15 до 18 МэВ и Elekta Precise с энергиями на 15 и 18 МэВ. Поток нейтронов измеряли с помощью активации золотых фольг в сферах Боннера. На основе измерений авторы определили нейтронные спектры и вычислили среднюю энергию, общий флюенс нейтронов, амбиентный эквивалент дозы.

Измерения показали, что для всех ускорителей 68% нейтронов были первичными, 26% были рассеяны, а 6% были тепловыми [9]. Поскольку первичные

нейтроны не только являются самыми многочисленными, но и имеют самую высокую энергию, керму и высокое значение коэффициента качества, эти нейтроны — доминирующая составляющая дозы от нейтронов для всех ускорителей. Тепловые нейтроны имеют небольшие факторы кермы и поэтому вносят малый вклад в эквивалент дозы. В зависимости от глубины расположения в твердотельном тканеэквивалентном фантоме имеется максимум на входе в фантом, а далее доза уменьшается экспоненциально с глубиной. Дозовое распределение зависит от энергии нейтронов, геометрических размеров объекта и распределения элементов в ткани [10]. Положение максимума дозы смещается в сторону больших глубин при увеличении энергии нейтронов. Это объясняется тем, что основной вклад в дозу дают нейтроны, замедлившиеся до тепловых энергий, и положение максимума дозы примерно соответствует максимуму концентрации тепловых нейтронов [10].

Форма спектральных распределений вторичных нейтронов слабо зависит от конкретной модели ускорителей и режима работы (энергии электронов) [9]. Однако флюенс нейтронов и, следовательно, эквивалент амбиентной дозы возрастают с увеличением энергии [9].

2. АНАЛИЗ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ДАННЫХ

Исследования [7–9] ускорителей различных производителей показали существенно больший поток фотонейтронов при работе линейных ускорителей Varian по сравнению с другими коммерчески доступными ускорителями (Elekta и Siemens) для одной и той же номинальной энергии.

В работах [9, 11, 26, 27] приводятся спектры вторичных нейтронов, измеренные в воздухе в плоскости расположения пациента. Спектры быстрых нейтронов с максимальной энергией приблизительно 10 МэВ имеют максимум в диапазоне от 0.1 до 1 МэВ. Перед максимумом располагается низкоэнергетический хвост, который возникает в результате упругого рассеяния нейтронов по всему каньону. Средняя энергия нейтронов, образующихся в головке линейного ускорителя, составляет 1–1.5 МэВ [11].

Модель линейного ускорителя	Метод измерения/ расчета	Энергия, МэВ	Размер поля, см ²	Флюенс нейтронов на 1 Гр (н/см ² /Гр)	Доза от нейтронов на 1 Гр (мЗв/Гр)	Общее количество нейтронов на 1 Гр (н/Гр)	Ссылка
Varian 21EX Platinum Plus	Сферы Боннера с ТЛД	18	10 × 10	$(5.00 \pm 0.40) \cdot 10^{6}$	0.49 ± 0.04	$5.00 \cdot 10^8$	3
Varian Clinac 2300 C/D	Монте-Карло	18	Шторки 10 × 10 МЛК 40 × 40	$1.2 \cdot 10^{6}$	3.29 ± 0.26	нет	4
Varian Clinac 2300 C/D	Монте-Карло	18	Шторки 40 × 40 МЛК 10 × 10	$2 \cdot 10^6$	3.87 ± 0.08	нет	4
Varian Clinac 2300 C/D	Монте-Карло	18	Шторки 10 × 10 МЛК Сложная форма	$0.9\cdot 10^6$	2.35 ± 0.06	нет	4
Siemens PRIMUS	Монте-Карло	15	10 × 10	нет	нет	$0.17 \cdot 10^{12}$	5
Varian Clinac 2100C	ТЛД600, ТЛД700	18	20×20	нет	6.07	нет	6
Elekta Precise	ТЛД600, ТЛД700	18	20×20	нет	2.37	нет	6
Вариан 2100С	Золотая фольга	18	20×20	нет	нет		8
Вариан 2100С	Золотая фольга	18	3.8 imes 3.8	нет	нет	$0.87\cdot 10^{12}$	8
Вариан 2300CD	Золотая фольга	18	20×20	нет	нет	$(0.95\pm0.03)\cdot10^{12}$	8
Вариан 2500	Золотая фольга	24	20×20	нет	нет	$0.77 \cdot 10^{12}$	8
Siemens MD2	Золотая фольга	10	20×20	нет	нет	$0.08 \cdot 10^{12}$	8
Siemens MD	Золотая фольга	15	20×20	нет	нет	$(0.20\pm0.02)\cdot10^{12}$	8
Siemens KD	Золотая фольга	18	20×20	нет	нет	$(0.88\pm0.10)\cdot10^{12}$	8
Siemens Primus	Золотая фольга	10	$\begin{array}{c} \text{MIMIC} \\ 20 \times 20 \end{array}$	нет	нет	$0.02 \cdot 10^{12}$	8
Siemens Primus	Золотая фольга	15	$\begin{array}{c} \text{MIMIC} \\ 20 \times 20 \end{array}$	нет	нет	$0.12 \cdot 10^{12}$	8
Siemens Primus	Золотая фольга	15	3.8×3.8	нет	нет	$0.21\cdot 10^{12}$	8
Elekta SL-20	Золотая фольга	18	20×20	нет	нет	$0.46 \cdot 10^{12}$	8
Elekta SL-25	Золотая фольга	18	20×20	нет	нет	$0.46\cdot10^{12}$	8
Elekta SL-25	Золотая фольга	25	20×20	нет	нет		8
GE Saturne 43	Золотая фольга	18	20×20	нет	нет	$1.32\cdot 10^{12}$	8
Varian 21EX	Сферы Боннера с золотой фольгой	15	0 × 0	$(6.97 \pm 0.13) \cdot 10^{6}$	0.74 ± 0.04	$1.02 \cdot 10^{12}$	9
Varian 21EX	Сферы Боннера с золотой фольгой	18	0 × 0	$(11.8 \pm 0.21) \cdot 10^{6}$	1.30 ± 0.08	$1.72 \cdot 10^{12}$	9
Varian 21EX	Сферы Боннера с золотой фольгой	20	0 × 0	$(16.9 \pm 0.46) \cdot 10^6$	1.9 ± 0.1	$2.46 \cdot 10^{12}$	9
Elekta Precise	Сферы Боннера с золотой фольгой	15	0 × 0	$(1.35 \pm 0.02) \cdot 10^{6}$	0.17 ± 0.01	$2.46 \cdot 10^{11}$	9
Elekta Precise	Сферы Боннера с золотой фольгой	18	0 × 0	$(4.02\pm 0.04)\cdot 10^{6}$	0.55 ± 0.03	5.86 · 10 ¹¹	9
Siemens ONCOR	Сферы Боннера с золотой фольгой	15	0 × 0	$(2.95 \pm 0.04) \cdot 10^{6}$	0.31 ± 0.01	4.30 · 10 ¹¹	9

Табл. 2. Обобщенные результаты экспериментальных и расчетных данных

ФИЗИКА АТОМНОГО ЯДРА И ЭЛЕМЕНТАРНЫХ ЧАСТИЦ

Siemens ONCOR	Сферы Боннера с золотой фольгой	18	0 × 0	$(3.48 \pm 0.05) \cdot 10^{6}$	0.38 ± 0.02	5.07 · 10 ¹¹	9
Siemens Primus	Фольга из индия	15	10 × 10	$4.7 \cdot 10^5$	нет	нет	12
Varian Clinac 2300	Фольга из индия	20	10 × 10	$2.3 \cdot 10^6$	нет	нет	12
Varian Clinac 2300 CD	Сферы Боннера с ТЛД600 и ТЛД700	18	0 × 0	$1.44 \cdot 10^{7}$	1.46	нет	13
Varian Clinac 2300 CD	Сферы Боннера с ТЛД600 и ТЛД700	18	5×5	$1.53 \cdot 10^7$	1.43	нет	13
Varian Clinac 2300 CD	Сферы Боннера с ТЛД600 и ТЛД700	18	10 × 10	$1.45 \cdot 10^7$	1.23	нет	13
Varian Clinac	Сферы Боннера с золотой фольгой	15	15×15	$1.23 \cdot 10^7$	2.65	нет	14
Varian Clinac DHX	Золотая фольга	18	20×20	$(5.71 \pm 0.33) \cdot 10^7$	0.67 ± 0.04	$(2.28 \pm 0.13) \cdot 10^{10}$	16
Varian 2100 C/D	Фотоэмульси- онные пленки	18	20×20	нет	3.30 ± 0.50	нет	19
Varian Clinac 2100C	Дозиметр CR39	18	20×20	$1.07 \cdot 10^5$	1.15	нет	20
Siemens Mevatron-77	Золотая фольга	18	15×15	$2.30\cdot 10^5$	нет	$5.18 \cdot 10^7$	17
Philips SL75-20	Индиевая фольга	18	10 × 10	$1.4 \cdot 10^{6}$	нет	1.40 × 108	21
Elekta Precise	Золотая фольга	18	нет	$(9.11\pm 0.19)10^6$	1.95	нет	15
Varian Clinac 2100/2300 C	Монте-Карло	18	нет	нет	нет	$1.20 \cdot 10^{12}$	22
Varian Clinac 21 EX	Сферы Боннера с золотой фольгой	18	10 × 10	$7.47 \cdot 10^6$	1.65	$7.47 \cdot 10^{8}$	23
Siemens	Монте-Карло	18	20×20	нет	6.96	нет	18
Siemens	Монте-Карло	18	10 × 10	нет	5.03	нет	18
Varian	Монте-Карло	18	10 × 10	нет	20.40	нет	18
Varian	Монте-Карло	15	10×10	нет	13.30	нет	18
Varian Clinac 2300 C/D	Пузырьковый дозиметр	15	20×20	нет	2.50	нет	24
Varian Clinac 2300 C/D	Золотые фольги	15	20×20	нет	3.00	нет	24
Varian Clinac 2300 C/D	Трековый дозиметр	15	20×20	нет	8.50	нет	24
Нептун 10 РС	Монте-Карло	10	20×20	нет	0.042	нет	25
Varian Clinac 2100/2300C	Монте-Карло	10	нет	нет	нет	$3.80 \cdot 10^{10}$	22
Varian Trilogy	Танталовая фольга	20	20×20	$7\cdot 10^{6}$	нет	нет	26

Окончание таблицы 2

Оценка потока вторичных нейтронов приводится во многих работах [3-6, 8, 9, 12-27]. Обобщенные результаты об экспериментальных и расчетных данных представлены в табл. 2. В ней показаны плотности потоков и создаваемая ими доза для разных моделей ускорителей и энергий тормозных фотонов. Кроме того, указаны методы, с помощью которых были рассчитаны или получены результаты, представленные в таблице. Анализируя табл. 2, можно отметить, что при $E_{\gamma_{\rm MAKC}} = 15 \,$ МэВ для всех моделей ускорителей, способах измерения и расчетах количество нейтронов оказывается в пределах $(0.1-0.4) \cdot 10^{12}$ н/Гр для размеров полей от $5 \times 5 \,$ см² до $20 \times 20 \,$ см². Лишь одно измерение [11] оказывается в несколько раз выше, так как измерения проводились при закрытых шторках. Это связано с тем, что шторки или многолепестковый коллиматор (MLC) могут быть

одним из основных источников нейтронов, когда они пересекают первичный фотонный пучок (например, для закрытого поля) [29].

Для ускорителей Varian изменение номинальной энергии от 10 МВ до 15 МВ выход нейтронов увеличивается в ~ 10 раз и еще в ~ 2 раза при энергиях от 15 MB до 20 MB [8, 9]. Количество нейтронов на ускорителях фирмы Varian примерно в два раза больше, чем на ускорителях фирмы Siemens или Elekta [6, 8]. Флюенс нейтронов колеблется в пределах $(0.4-11) \cdot 10^6$ н/(см²Гр), а создаваемая вторичными нейтронами доза [5, 8, 9, 12, 14, 18, 24] изменяется в пределах от 0.17 до 20.4 (мЗв/Гр) для номинальных энергий от 15 до 24 МВ. Рассмотрим данные о величине дозы от вторичных нейтронов при различных значениях $E_{\gamma \text{макс}}$. При $E_{\gamma \text{макс}} = 18 \text{ МэВ}$ вне зависимости от метода измерения и обработки данных величины поля облучения она меняется от 0.38 до 20.4 (мЗв/Гр). А при номинальной энергии 15 МВ она меняется от 0.17 до 13.3 (мЗв/Гр). Суммарная погрешность отпуска дозы не должна превышать 3% [28], поэтому дополнительная, не учитываемая в системах планирования лучевого лечения доза в 2%, является весьма существенной. Отметим, что при $E_{\gamma_{Makc}} = 10 \text{ МэВ}$ имеется лишь одно измерение дозы, которое вполне логично оказывается ниже всех других измерений при более высоких энергиях.

Размер каньона для проведения лучевой терапии также может влиять на дозу от нейтронов, поскольку в каньонах меньшего размера будет большее количество рассеянных нейтронов, пересекающих область расположения пациента. Некоторые исследователи наблюдали этот эффект [27], тогда как другие не обнаружили такой взаимосвязи [8].

Анализируя перечисленные работы, можно сделать заключение, что эквивалентные дозы от фотонейтронов, полученные в разных исследованиях, довольно сильно отличаются. Диапазон значений лежит в интервале от 0.042 до 20.4 мЗв/Гр.

Одним из возможных объяснений таких расхождений является тот факт, что при измерениях в интенсивных смешанных гамма-нейтронных потоках линейного ускорителя точность дозиметрии нейтронов и гамма-квантов падает. Поэтому в большинстве работ для определения дозы от фотонейтронов авторы рекомендуют использовать дозиметры пассивного типа, такие как термолюминесцентные дозиметры, твердотельные трековые дозиметры, пузырьковые детекторы, а также методы активационного анализа.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В данной работе представлен обзор выполненных к настоящему времени экспериментов и расчетов по исследованию потоков вторичных нейтронов на ускорителях электронов разных производителей.

Основные источники фотонейтронов — коллиматоры и, в меньшей степени, мишень и сглаживающий фильтр. При малых размерах полей существенный вклад могут вносить шторки или многолепестковый коллиматор (MLC). Эти нейтроны могут формировать дозовую нагрузку вне фотонного поля, это необходимо учитывать при планировании лучевой терапии, особенно для беременных женщин и пациентов с электронными устройствами.

Анализ данных [3–6, 8, 9, 12–27] показывает, что дозу от вторичных нейтронов при проведении облучения пациентов на линейном медицинском ускорителе тормозным излучением необходимо учитывать, так как ее вклад может достигать 2.04% при максимальной энергии до 24 МэВ. Доза от нейтронов может представлять риск для здоровых тканей и способствовать вторичному развитию злокачественных новообразований. Поэтому при планировании лучевой терапии необходимо проводить оценку вклада в поглощенную дозу потоков вторичных нейтронов и при прочих равных условиях выбирать режимы работы с наименьшей номинальной энергией для лечения пациентов.

Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ (грант № 18-00-00745 КОМФИ).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Забаев В. Н. Применение ускорителей в науке и промышленности. Учебн. пос. Томск: изд-во ТПУ. 2008. 190 с.
- 2. Тарутин И.Г. и др. Радиационная защита в лучевой терапии. Минск: Белорусская наука, 2015. 214 с.
- Carrillo H.R., Almaraz B.H., Dávila V.M., Hernández A.O. // J Radioanal Nucl Chem. 2010. 283. P. 261.
- Zanini A., Durisi E., Fasolo F. et al. // Phys. Med. Biol. 2004. 49. P. 571.
- Pena J., Franco L., Gymez F. et al. // Phys. Med. Biol. 2005. 50. P. 5921.
- Nedaie H. A., Darestani H., Banaee N. et al. // J. Med. Phys. 2014. 39. P. 10.
- Hashemi S. M., Hashemi-Malayeri B., Raisali G. et al. // Nukleonika. 2007. 52. P. 39.
- Followill D. S., Stovall M. S., Kry S. F., Ibbott G. S. // J Appl Clin Med Phys 2003. 4:189.
- Howell R. M., Kry S. F., Burgett E. et al. // Med. Phys. 2009. 36. P. 4027.
- Бекман И. Радиоактивность и радиация. Курс лекций. М.: МГУ им. М. В. Ломоносова, 2006.
- Martínez-Ovalle S. A., Barquero R., Gómez-Ros J. M., Lallena A. M. // Radiation Protection Dosimetry. 2011. 147, N 4. P. 498.
- Konefai A., Orlef A., Dybek M. et al. // Phys. Med. 2008. 24. P. 212.
- 13. Howell R. M., Ferenci M. S., Hertel N. E., Fullerton G. D. // Med. Phys. 2005. **32**. P. 786.
- Thomas D.J., Bardell A.G., Macaulay E.M. // Nucl. Instrum. Methods 2002. 476. P. 31.
- Esposito A., Bedogni R., Lembo L., Morelli M. // Radiat. Meas. 2008. 43. P. 1038.
- Yücel H., 3obanbas I., Kolbaşi A. et al. // Engineering and Technology. 2016. 48. P. 525.
- Palta J.R., Hogstrom K.R., Tannanonta C. // Med. Phys. 1984. 11, N 4. P. 498.
- 18. Chibani O., Ma C. M. // Med. Phys. 2003. 30. P. 1990.
- Hashemi S. M., Raisali G., Taheri M. et al. // Nukleonika. 2011. 56. P. 49.
- Paredes L., Genis R., Balcazar M. et al. // Rad. Meas. 1999. 31. P. 475.
- Gur D., Rosen J. C., Bukovitz A. G., Gill A. W. // Med. Phys. 1978. 5. P. 221.
- 22. Kase K.R., Mao X.S., Nelson W.R. et al. // Health Phys. 1998. 74. P. 38.
- Kry S. F., Howell R. M., Titt U. et al. // Med. Phys. 2008
 35. P. 1906.

- 24. Ipe N. E., Roesler S., Jiang S. // Neutron measurements for intensity Modulated Radiation therapy. Engineering in Medicine and Biology Society, Proceedings of the 22nd Annual International Conference of the IEEE, 2000.
- Zabihinpoor S., Hasheminia M. // Adv. Studies Theor. Phys. 2011. 5. P. 421.
- 26. Лыкова Е.Н., Желтоножская М.В., Черняев А.П. и др. // Медицинская радиология и радиационная безопасность. 2019. 64. № 3. С. 78.
- 27. Sanchez-Doblado F., Domingo C., Gomez F. et al. // Phys. Med. Biol. 2012. 57. P. 6167.
- 28. Klein et al. // Med. Phys. 2009. 36. N 9.
- Zanini A., Durisi E., Fasolo F. et al. // Radiat. Prot. Dosim. 2004. 110. P. 157.

The Dose from Secondary Neutrons during the Operation of Modern Medical Accelerators

A. V. Belousov^{1,a}, S. M. Varzar^{1,b}, M. V. Zheltonozhskaya^{1,c}, E. N. Lykova¹, A. P. Chernyaev^{1,2}

¹Department of Accelerator Physics and Radiation Medicine, Faculty of Physics, Lomonosov Moscow State University. Moscow 119991, Russia.

²Skobeltsyn Institute of Nuclear Physics. Moscow 119991, Russia.

E-mail: ^abelousovav@physics.msu.ru, ^bvarzar@physics.msu.ru, ^czhelton@yandex.ru.

A review of the experiments performed to date and calculations on the study of doses from secondary neutrons during the operation of medical electron accelerators of various manufacturers is presented. The fundamental differences between the heads of the three largest manufacturers (Varian, Elekta, and Siemens) are given. This article contains data on flux densities and doses for different accelerator models and operating modes. The data analysis showed that the dose from secondary neutrons when irradiating patients on a linear medical accelerator with bremsstrahlung should be taken into account, since its contribution can reach 2.04 % at a maximum energy of up to 24 MeV. The contribution to the absorbed dose of secondary neutron fluxes must be evaluated when planning radiation therapy; all other things being equal, it is also necessary to choose modes of operation with the lowest rated energy for treating patients.

Keywords: neutrons, radiation therapy, electron accelerators, photonuclear reactions. PACS: 25.20.-x, 87.53.Qc, 87.53.Tf, 29.20.-c *Received 05 July 2019*.

English version: Moscow University Physics Bulletin. 2019. 74, No. 6. Pp. 551-558.

Сведения об авторах

- 1. Белоусов Александр Витальевич канд. физ.-мат. наук, доцент; тел.: (495) 939-49-46, e-mail: belousovav@physics.msu.ru.
- 2. Варзарь Сергей Михайлович канд. физ.-мат. наук, зам. декана, доцент; тел.: (495) 939-13-44, e-mail: varzar@physics.msu.ru.
- 3. Желтоножская Марина Викторовна канд. техн. наук, ст. науч. сотрудник; тел.: (495) 939-49-46, e-mail: zhelton@yandex.ru.
- 4. Лыкова Екатерина Николаевна ст. преподаватель, вед. инженер; тел.: (495) 939-49-46, e-mail: iv-kate@yandex.ru.
- 5. Черняев А.П. доктор физ.-мат. наук, профессор, зав. кафедрой, зав. лабораторией; тел.: (495) 939-13-44, е-mail: a.p.chernyaev@yandex.ru.