

14

## Возможности снижения радиационного фона в зале протонной терапии

© Н.А. Иванов, Ж.С. Лебедева

Петербургский институт ядерной физики им. Б.П. Константинова,  
Ленинградская область, Гатчина, Орлова роща  
E-mail: LebedevaZh@npfi.spb.ru

Поступило в Редакцию 8 апреля 2014 г.

С использованием программного комплекса Geant4 проведено моделирование системы формирования медицинского пучка для протонной офтальмологии. Представлены данные по эффективности проводки „узкого“ и „широкого“ пучков протонов. Показаны преимущества „широкого“ пучка, применение которого позволяет снизить радиационный фон в зале облучения и упростить систему формирования.

Данная работа проводится в рамках исследований по созданию центра протонной офтальмологии в ПИЯФ им. Б.П. Константинова на базе строящегося циклотрона Ц-80 [1]. Одним из наиболее важных вопросов при организации центров лучевой терапии является обеспечение радиационной защиты пациентов и персонала. Основная причина необходимости защиты при протонной офтальмологии обусловлена тем, что значительная часть протонов поглощается в элементах системы формирования медицинского пучка, оборудования и стенах зала облучения. До 10% от числа таких протонов вызывают ядерные реакции с ядрами атомов конструкционных материалов [2] с образованием вторичных частиц и радионуклидов. Наибольшую радиационную опасность представляют нейтроны, которые наряду с высокой биологической эффективностью способны вызывать дополнительную активацию материалов в зале облучения. Данная работа посвящена рассмотрению вопросов минимизации радиационного фона в зале облучения.

Для оценки фона вторичных частиц в зале облучения были проведены расчеты на основе программного комплекса Geant 4.9.6, позволяющего методом Монте-Карло моделировать прохождение частиц через различные среды. Ранее [3] было показано, что разработанная нами программа достаточно хорошо описывает распределение поглощенной

Выход нейтронов при взаимодействии протонов с энергией 100 MeV с ядрами атомов железа

Выход нейтронов на один протон					
$E < 19.6 \text{ MeV}$		$E \geq 19.6 \text{ MeV}$		Общее число нейтронов	
Данная работа	[5]	Данная работа	[5]	Данная работа	[5]
0.103	0.118	0.016	0.017	0.119	0.135

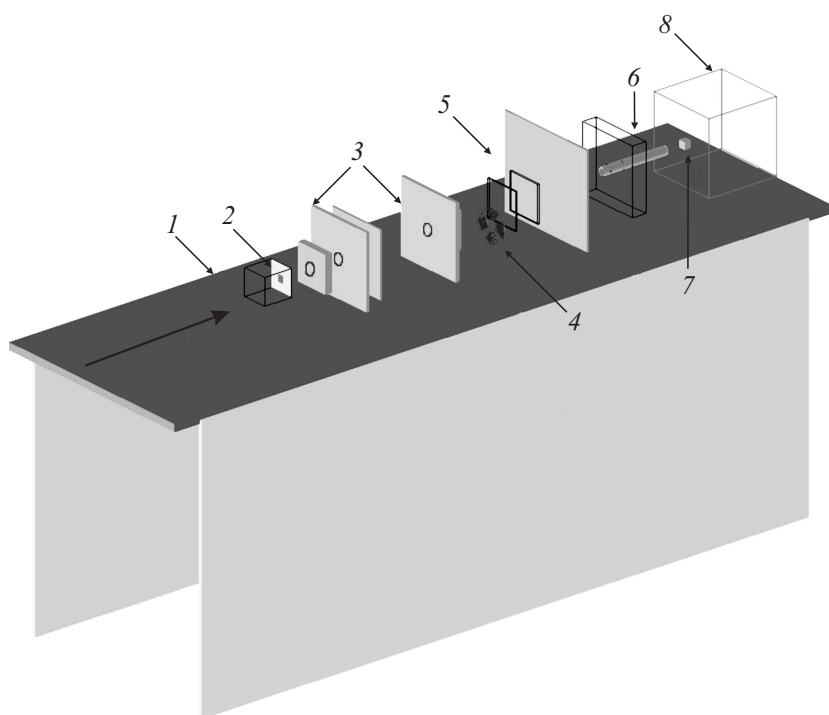
  

Средняя энергия нейтронов $\langle E_n \rangle, \text{MeV}$							
0–10°		40–50°		80–90°		130–140°	
Данная работа	[5]	Данная работа	[5]	Данная работа	[5]	Данная работа	[5]
19.9	22.58	12.05	12.06	6.34	4.96	4.21	3.56

дозы в тканеэквивалентных материалах, облучаемых протонами с энергиями 60–70 MeV. Для тестирования этой программы относительно образования нейтронов проведено дополнительное сравнение результатов моделирования с данными работ [4,5]. При энергии протонов 70 MeV различие в выходе нейтронов из медной мишени наших расчетов с экспериментальными данными [4] составило 7.3%. В таблице представлено сравнение результатов наших расчетов с расчетными данными работы [5] по угловому и энергетическому распределению нейтронов при взаимодействии протонов с энергией 100 MeV с ядрами атомов железа. Из этой таблицы следует, что наблюдается хорошее согласие результатов по полному выходу нейтронов и их энергетическому распределению.

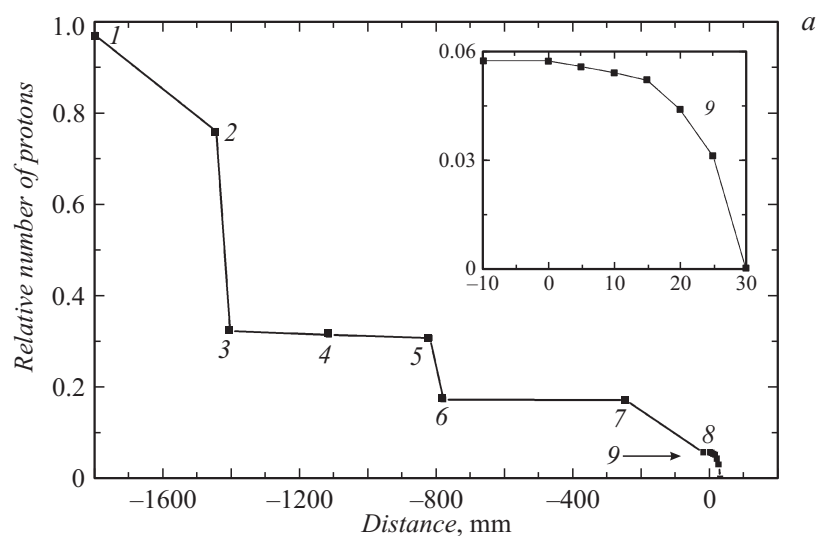
Для формирования медицинского пучка в ПИЯФ предполагается применить метод пассивного рассеяния, при котором пучок проходит устройства коллимации, рассеяния и модуляции энергии протонов. Типичная схема системы формирования пучка протонов, когда узкий пучок (диаметром 2–3 mm) расширяется при помощи системы рассеяния, представлен на рис. 1 [3]. Здесь и далее мы будем называть такой пучок „узким“.

Известно [6], что в медицинских центрах, использующих такой метод, в зале облучения в процессе формирования и транспортировки до пациента теряется более 90% протонов пучка. По нашему мнению,



**Рис. 1.** Схема виртуальной экспериментальной установки: 1 — выход ускорителя, 2 — рассеивающая система, 3 — система коллимации, 4 — гребенчатый фильтр, 5 — система мониторинга пучка, 6 — система конечной коллимации, 7 — чувствительный объем, 8 — фантом (толстой стрелкой указано направление облучения).

причина таких больших потерь заключается в том, что медицинский пучок протонов, диаметр которого должен соответствовать диаметру опухоли и может достигать до 4 см, формируется из узкого входного пучка диаметром 2–3 мм. Наши расчеты показали, что число нейтронов, образующихся протонами непосредственно в глазу пациента, не превышает 13% от общего числа нейтронов в зале облучения. В связи с этим уменьшение числа нейтронов, рождающихся в элементах системы формирования, представляется необходимым и весьма перспективным.



**Рис. 2.** Распределение потерь числа протонов на отдельных элементах системы формирования для „узкого“ (а) и „широкого“ (b) пучков: 1 — выходное окно ускорителя (а — в вакуумированном тракте расположена первая танталовая фольга), 2 — перед первым коллиматором (а — перед первым коллиматором также расположена вторая рассеивающая фольга и поглотитель центральной части пучка), 3 — выход первого коллиматора, 4 — модулятор, 5 — перед вторым коллиматором, 6 — выход второго коллиматора, 7 — перед системой окончательной коллимации (конечный коллиматор находится на расстоянии 20 mm от фантома), 8 — выход конечного коллиматора, 9 — увеличенное изображение относительного числа протонов, проходящих через водный фантом (передняя граница водного фантома соответствует началу координат).

На рис. 2, а представлена рассчитанная нами зависимость от расстояния до поверхности фантома относительного числа протонов, проходящих по системе формирования, для случая входного „узкого“ пучка протонов с энергией 60 MeV радиусом 2 mm и угловой расходямостью  $4.2 \cdot 10^{-3}$  rad. На рис. 2, b представлена аналогичная зависимость для входного „широкого“ пучка протонов, диаметр которого на входе в зал облучения равен диаметру конечного коллиматора (диаметру области облучения), а угловая расходямость составляла  $7 \cdot 10^{-4}$  rad. В обоих случаях рассматривались ситуации при одинаковой ширине

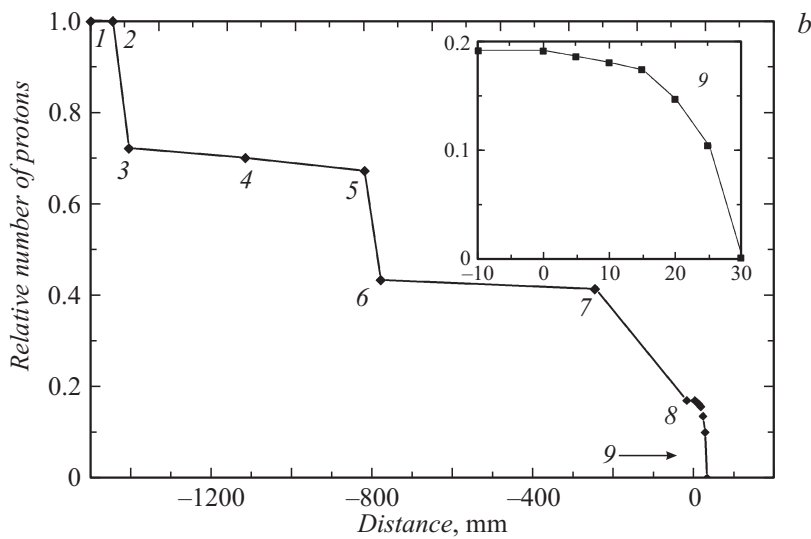


Рис. 2 (продолжение).

модифицированной кривой Брэгга, равной 1.2 см, и одинаковом диаметре конечного коллиматора, равном 2.5 см. В то же время элементы системы формирования для „узкого“ и „широкого“ пучков несколько различались, в частности для „широкого“ пучка не использовались рассеивающие фольги.

Эффективность проводки пучка  $\varepsilon$  определим как отношение числа протонов, дошедших до фантома (используемых для лечения опухоли), к числу вошедших в зал облучения. В варианте „узкого“ пучка величина эффективности составила  $\varepsilon_{pen} = 0.06$ , а для „широкого“ пучка  $\varepsilon_{wide} = 0.17$ . Остальная часть пучка протонов  $(1 - \varepsilon)$  поглощается в материалах зала облучения, создавая в результате ядерных реакций вторичные частицы и радионуклиды. Отношение количества таких протонов  $\eta$  для случаев „узкого“ и „широкого“ пучков определяется выражением

$$\eta = (\varepsilon_{wide}/\varepsilon_{pen})[(1 - \varepsilon_{pen})/(1 - \varepsilon_{wide})].$$

Соответственно в нашем случае применение „широкого“ пучка позволяет примерно в 3 раза снизить радиационный фон в зале облучения по сравнению с использованием традиционной схемы с „узким“ пучком.

Такое различие может показаться недостаточно существенным, однако необходимо иметь в виду большую относительную биологическую эффективность нейтронов, которая в зависимости от их энергии меняется в пределах от 1 до 20. В работе [7] приведен обзор литературы, посвященной риску развития вторичного рака при протонной терапии за счет вторичных нейтронов, в частности в детском возрасте. Этот аспект еще плохо изучен, в связи с чем наиболее приемлемым подходом считается максимально возможное уменьшение фона нейтронов без потери качества пучка.

В результате проведенных расчетов показано, что использование входного „широкого“ пучка протонов позволит значительно снизить радиационный фон в зале облучения. Следует также отметить, что в этом случае система формирования медицинского пучка становится более простой.

## Список литературы

- [1] *Абросимов Н.К., Иванов Е.М., Иванов Н.А., Лебедева Ж.С., Рябов Г.А., Тверской М.Г., Чернова М.В.* // Тез. докл. IX конференции по физике высоких энергий, ядерной физике и ускорителям. 21–25 февраля 2011 г. Национальный научный центр „Харьковский физико-технический институт“. Харьков, 2011. С. 32.
- [2] *Moyers M.F., Vatnitsky S.M.* // *Madison, Med. Phys. Pub.* 2012. P. 580.
- [3] *Иванов Н.А., Лебедев Ж.С.* // *НТБ СПбГПУ. Физико-математические науки.* 2013. № 1 (165). С. 128–135.
- [4] *Bromme T.A., Perry D.R., Stapleton G.B.* // *Health Phys.* 1983. V. 44. P. 487–499.
- [5] *Agosteo S., Magistris M., Mereghetti A.* // *NIM Phys. Res. B.* 2007. V. 265. P. 581–589.
- [6] *Shielding design and radiation safety of charged particle therapy facilities* / Ed. N.E. Ipe. PTCOG Pub, 2010. P. 445.
- [7] *Paganetti H.* (ed.). *Proton Therapy Physics.* Boca Raton: CRC Press, 2012. P. 651.