

## Вклад вторичных частиц в глубинное распределение поглощенной дозы при облучении фотонами

А. В. Белоусов<sup>1,\*</sup>, Г. А. Крусанов<sup>2,†</sup>, А. П. Черняев<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Московский государственный университет имени М. В. Ломоносова, физический факультет, кафедра физики ускорителей и радиационной медицины. Россия, 119991, Москва, Ленинские горы, д. 1, стр. 2

<sup>2</sup>Московский государственный университет имени М. В. Ломоносова, НИИЯФ имени Д. В. Скобельцына. Россия, 119991, Москва, Ленинские горы, д. 1, стр. 2 (Статья поступила 22.06.2018; Подписана в печать 12.09.2018)

В настоящей работе методом компьютерного моделирования с помощью программного пакета Geant4 исследуется вклад продуктов фотоядерных реакций в поглощенную дозу. Поглощенная доза определяется вдоль центральной оси пучка в водном фантоме при облучении последнего как монохроматическими фотонами с энергией выше порога фотоядерных реакций, так и фотонами тормозного спектра. Показано, что несмотря на большее по сравнению с другими каналами сечение фотопротоновых и фотонейтронных реакций, основной вклад среди всех продуктов дают альфа-частицы. Нижняя оценка максимума суммарного вклада всех продуктов составляет около 5% для тормозных фотонов с максимальной энергией 20–30 МэВ.

PACS: 87.53.j

УДК: 539.122.04.

Ключевые слова: фотоядерные реакции, поглощенная доза, компьютерное моделирование, Geant4, тормозное излучение

### ВВЕДЕНИЕ

При прохождении фотонного излучения через вещество возникают потоки вторичных частиц различного типа. В случае, когда энергия фотонов превышает пороги фотоядерных реакций, становится возможным образование тяжелых заряженных частиц ( $p$ ,  $d$ ,  $\alpha$  и т.д.), нейтронов и ядер отдачи. Тип и энергия вторичных частиц зависит не только от спектрального состава первичного фотонного излучения, но и от характеристик среды, с которой эти фотоны взаимодействуют. Эти частицы являются источником дополнительной дозовой нагрузки и представляют значительную проблему для радиационной безопасности.

Хорошо известно, что различные ионизирующие излучения (как частицы разных видов, так и частицы одного вида, но разных энергий) обладают различной биологической эффективностью. Это означает, что при облучении одной и той же поглощенной дозой последствия могут быть различными. Биологический эффект зависит не только от величины поглощенной энергии, но также от ее пространственного распределения. В первом приближении пространственное распределение поглощенной дозы определяется величиной линейной передачи энергии (ЛПЭ). До значений  $\sim 100$  кэВ/мкм биологическая эффективность увеличивается с ростом ЛПЭ. Редкоионизирующие излучения, такие как фотоны и электроны, обладают ЛПЭ до  $\sim 10$  кэВ/мкм и их биологическая эффективность принимается за условную единицу [22]. Тяжелые за-

ряженные частицы, ядра отдачи и нейтроны относятся к плотноионизирующему излучению и их биологическая эффективность может быть до 20 раз больше.

Значение поперечных сечений фотоядерных реакций примерно на два порядка меньше, чем сечение атомных процессов. На этом основании полагали, что вклад продуктов фотоядерных реакций пренебрежимо мал. Однако, вследствие высокой биологической эффективности их роль в повреждающем эффекте может быть весьма значительной. К сожалению, практически невозможно экспериментальным образом определить вклад каждого из продуктов фотоядерных реакций в поглощенную дозу. Все оценки выполняются расчетным образом, для чего необходимо знать спектральный состав фотонного излучения и энергетическую зависимость сечения фотоядерных реакций. Однако оценки [1] показывают, что вклад продуктов фотоядерных реакций в приповерхностных слоях может достигать 80%.

Вклад в поглощенную дозу от продуктов фотоядерных реакций применительно к нуждам лучевой терапии, при облучении пациентов пучками тормозных фотонов, начал исследоваться с 50-х годов прошлого века [2–10]. В конце 90-х годов прошлого века этот интерес возобновился [11–14] вследствие увеличения доли источников фотонов высоких энергий [23] и необходимости оценки их биологического действия. За последние два десятилетия новых работ по оценке вклада продуктов фотоядерных реакций в поглощенную дозу не появилось. Это связано в первую очередь с тем обстоятельством, что Международная Комиссия по Радиационной защите (МКРЗ) рекомендовала считать биологическую эффективность фотонов всех энергий равной единице [15]. При этом МКРЗ отмечает, что

\*E-mail: belousovav@physics.msu.ru

†E-mail: krusanov@physics.msu.ru

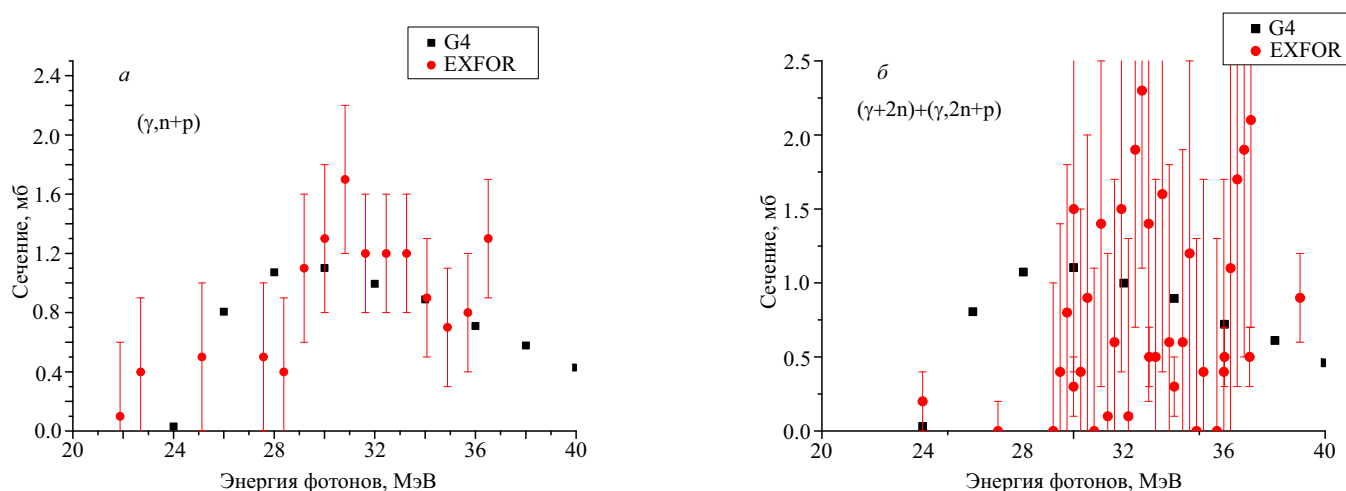


Рис. 1: Сравнение экспериментальных данных о сечениях с данными Geant4

Таблица I: Фотоядерные реакции на кислороде. Индексы вида  $N_0$  и  $N_*$  относятся к реакциям с образованием ядер в основном и возбужденном состояниях

Реакция	Порог реакции, МэВ	Реакция	Порог реакции, МэВ
$(\gamma, n_0)$	15.7	$(\gamma, p^*)$	~18.0
$(\gamma, n^*)$	~21.0	$(\gamma, \alpha_0)$	7.2
$(\gamma, 2n)$	28.5	$(\gamma, 4\alpha)$	14.4
$(\gamma, n + p)$	23.0	$(\gamma, {}^3_2He)$	22.8
$(\gamma, p_0)$	12.1	$(\gamma, d_0)$	20.8

биологическая эффективность фотонов высоких энергий отличается от данного значения. Одним из обоснований данного решения является высокая погрешность экспериментальных и расчетных данных. В настоящее время назрела необходимость переоценки ранее полученных данных. Эта необходимость связана, во-первых, с уточнением экспериментальных данных о сечениях фотоядерных реакций, а, во-вторых, с развитием точных методов вычислений с использованием компьютерных программ, реализующих метод Монте-Карло.

Целью настоящей работы является моделирование прохождения фотонного излучения через вещество, оценка глубинного распределения поглощенной дозы и вклада различных продуктов фотоядерных реакций в поглощенную дозу. Поскольку результаты работы в первую очередь будут востребованы для нужд радиационной безопасности, то в качестве объекта исследования выбран водный фантом, хорошо моделирующий биологические ткани. [24]

### 1. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В области энергий фотонов от 10 до 30 МэВ, т.е. в области гигантского дипольного резонанса (ГДР) на

легких элементах доминирующую роль играют фотопротонные и фотонейтронные реакции, сечения которых имеет схожую форму и величину [16]. Максимум сечений для реакций вида  $(\gamma, n)$  и  $(\gamma, p)$  на легких ядрах (углерод, азот, кислород) лежат в пределах от 10 до 20 мбарн в зависимости от нуклида. Схожесть формы и амплитуды сечений всех легких элементов (углерод, азот, кислород), которые в основном и составляют биологическую ткань, также позволяет рассматривать воду как подходящий материал для моделирования биологической ткани. Сечение фотоядерных реакций с образованием более тяжелых частиц, таких как  ${}^2H$ ,  ${}^3He$  и  ${}^4He$  примерно в 10–100 раз меньше, чем для фотопротонных и фотонейтронных реакций. Список основных фотоядерных реакций на кислороде представлен в табл. I.

Транспорт фотонов через водный фантом с размерами 30 · 30 · 40 см моделировался с помощью программного пакета Geant4 [17, 18]. Поглощенная энергия, передаваемая среде различными типами частиц вычислялась в вокселях размером 2 · 2 · 0.08 см, расположенных вдоль оси пучка. Источник фотонов представлял собой круг радиусом 1.5 см и размещался на расстоянии 100 см от центра фантома.

Программный код Geant4 широко применяется в областях медицинской физики, лучевой терапии, ядерной

медицины и радиационной безопасности. Он многократно верифицирован и некоторые сомнения относительно точности используемых данных, применительно к рассматриваемой задаче, касаются только сечений фотоядерных реакций. На рис. 1 представлено сравнение сечений для реакций  $^{16}\text{O}(\gamma, n+p)^{14}\text{N}$  и  $^{16}\text{O}(\gamma, 2n+p)^{13}\text{N} + ^{16}\text{O}(\gamma, 2n)^{14}\text{O}$ , полученных из экспериментальных данных [21] и рассчитанных в Geant4. Сечения фотопротонных и фотонейтронных реакций, заложенные в программном коде Geant4, несколько занижены по сравнению с экспериментальными данными [19, 20]. Вкупе с довольно высокими погрешностями экспериментальных данных данный пакет может быть использован для достижения поставленной цели. При этом полученные результаты будут представлять оценку снизу, для вкладов продуктов фотоядерных реакций в поглощенную дозу.

## 2. РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

### 2.1. Монохроматические фотоны

На рис. 2 представлены глубинные распределения поглощенной дозы, создаваемой монохроматическими пучками фотонов с энергиями 15, 20, 25 и 30 МэВ. Значения поглощенной дозы нормированы на максимальную дозу, создаваемую пучком с энергией 15 МэВ. По мере увеличения энергии пучка максимум поглощенной дозы сдвигается в сторону больших глубин, от ~6 см для пучков с энергией 15 МэВ, до ~10 см при 30 МэВ. При этом значения в максимуме при энергии 20 МэВ больше чем при энергии 10 МэВ на ~20%, а при энергии 25 и 30 МэВ на ~35% и ~45%, соответственно.

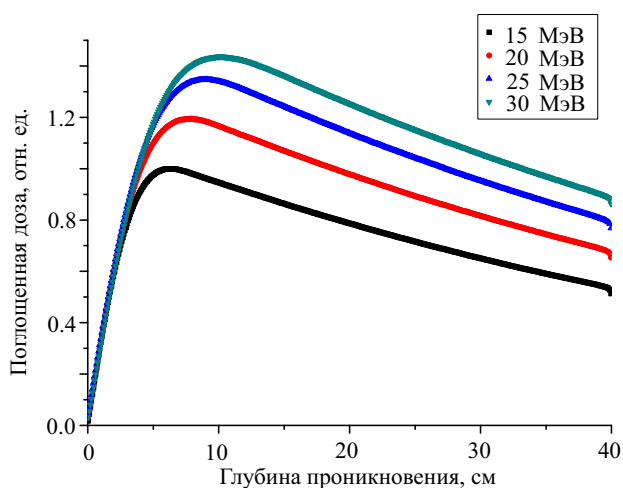


Рис. 2: Глубинное распределение поглощенной дозы, создаваемой пучками монохроматических фотонов

Основной вклад в сечение фотоядерных реакций дают фотопротонный и фотонейтронный каналы, при

этом образовавшиеся протоны имеют малый пробег, и теряют свою энергию в малой области около точки образования. Нейтроны имеют большой пробег и их вклад в поглощенную дозу в области занятой первичным пучком незначителен. Сечение фотоядерных реакций с образованием альфа-частиц хотя и имеют примерно на порядок меньшее сечение, но порог реакции с вылетом альфа-частицы достаточно мал (табл. I) и, кроме того, существует несколько каналов реакций с образованием альфа-частиц в конечном состоянии. Поэтому основной вклад в поглощенную дозу среди продуктов фотоядерных реакций дают протоны, альфа-частицы и ядра отдачи. Распределение их вкладов с глубиной представлено на рис. 3,а–3,в. Вклад остальных продуктов составляет менее 0,01%.

Как видно из рис. 3,а–3,в наибольший вклад продуктов фотоядерных реакций в поглощенную дозу наблюдается в приповерхностных слоях, на глубинах до 3–5 см, в зависимости от энергии начальных фотонов. Вклады продуктов меняются от ~40% на первых миллиметрах до ~1.5% на глубине ~5 см для альфа-частиц в случае фотонов с энергией 30 МэВ. Для фотонов с энергией 25, 20 и 15 МэВ соответствующие значения меняются от ~30% до ~0.9%; от 20% до 0.5% и от 10% до 0.1%. Аналогичные вклады для протонов (ядер отдачи) меняются от ~20% до ~0.9% (от ~5% до ~0.1%) для 30 и 25 МэВ; от ~10% до ~0.5% (от ~2% до ~0.08%) для 20 МэВ и от ~1% до ~0.01% (~1% до ~0.01%) при энергии 15 МэВ.

### 2.2. Фотоны тормозного излучения

В настоящее время отсутствуют источники монохроматического фотонного излучения с энергией более 10 МэВ. В энергетическом диапазоне 10–30 МэВ наиболее распространены источники тормозного фотонного излучения. В их спектральном составе велика доля низкоэнергетичной компоненты, которая дает существенный вклад в поглощенную дозу на небольших глубинах. Поэтому следует ожидать, что при использовании фотонов тормозного спектра вклад продуктов фотоядерных реакций будет существенно меньше, чем в случае монохроматического излучения. Ярче всего этот эффект должен проявляться именно в приповерхностной области. На рис. 4 представлены типичные спектры тормозного излучения с конечной энергией 20, 25 и 30 МэВ, полученные при облучении монохроматическим пучком электронов с соответствующей энергией тормозной мишени из вольфрама толщиной 5 мм.

Соответствующие глубинные распределения поглощенной дозы представлены на рис. 5. Положение максимумов в глубинных распределениях слабо зависит от максимальной энергии фотонов в тормозном спектре, а значения в максимуме не сильно увеличиваются с ростом энергии. Глубинные распределения вкладов альфа-частиц, протонов и ядер отдачи представлены на рис. 6,а–6,в.

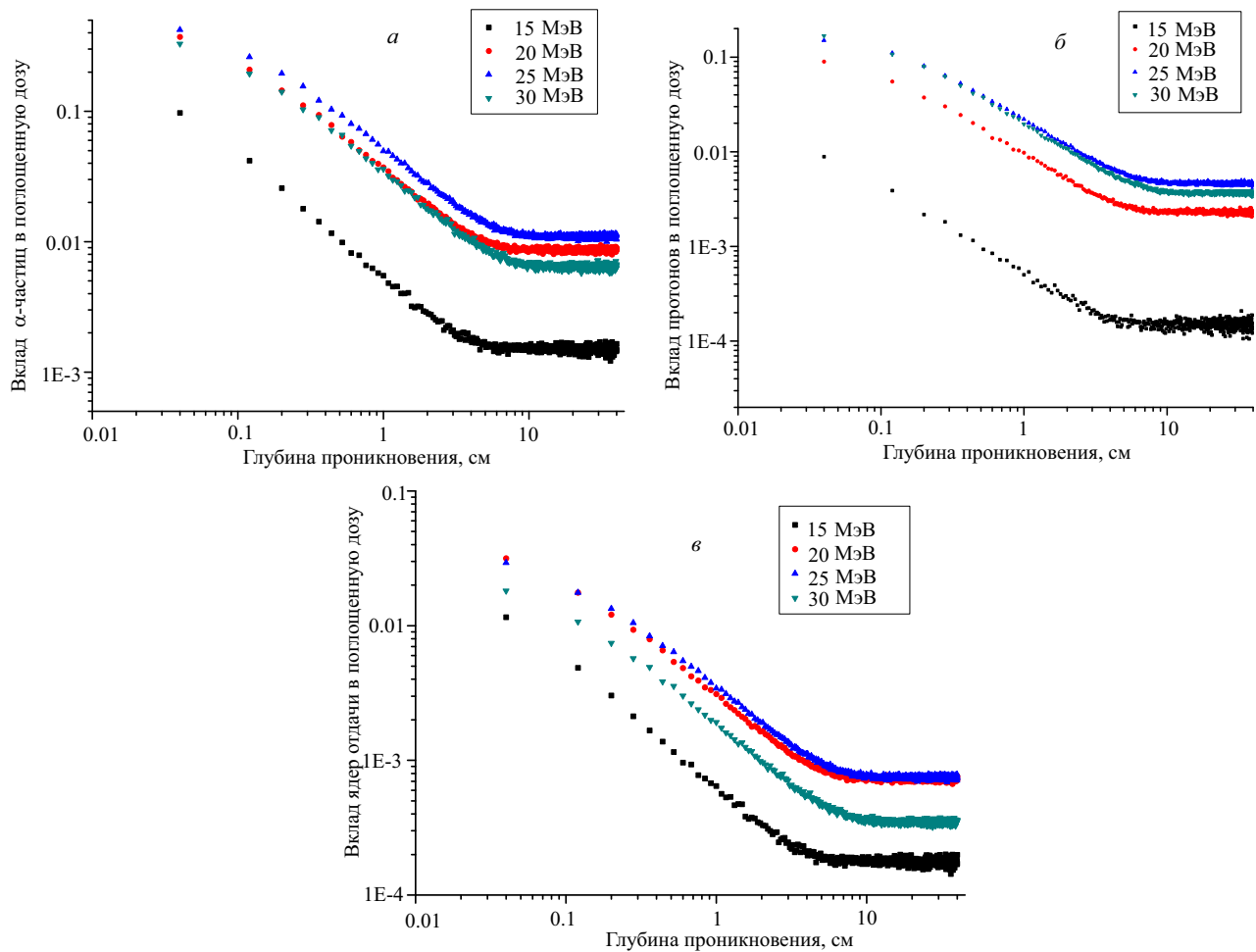


Рис. 3: Вклады различных частиц в поглощенную дозу

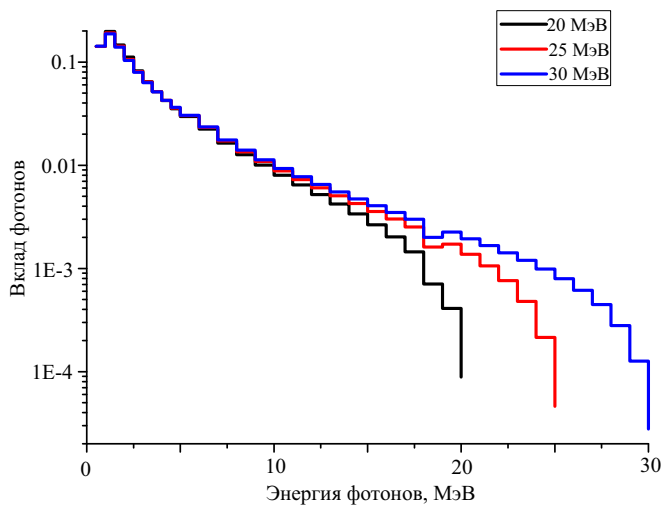


Рис. 4: Типичные спектры тормозного излучения с максимальной энергией 20–30 МэВ

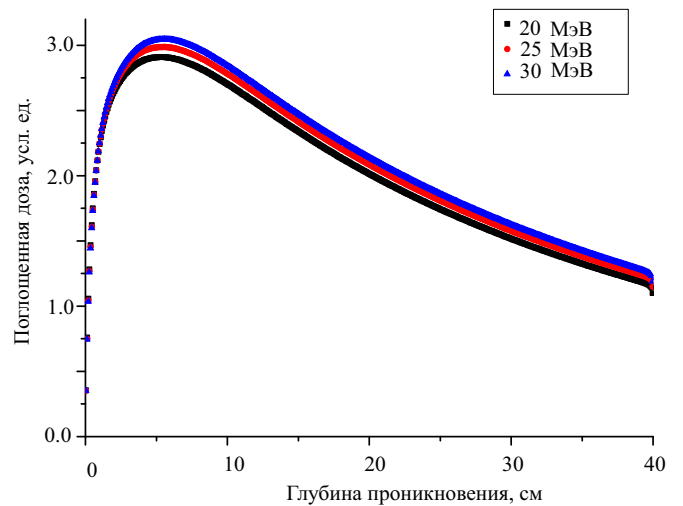


Рис. 5: Глубинные распределения поглощенной дозы, создаваемой пучками тормозного излучения

Вклады частиц для исследуемых спектров тормозного излучения и их распределение с глубиной слабо

зависят от максимальной энергии фотонов. После резкого снижения до глубин  $\sim 3$  см вклады слабо меняют-

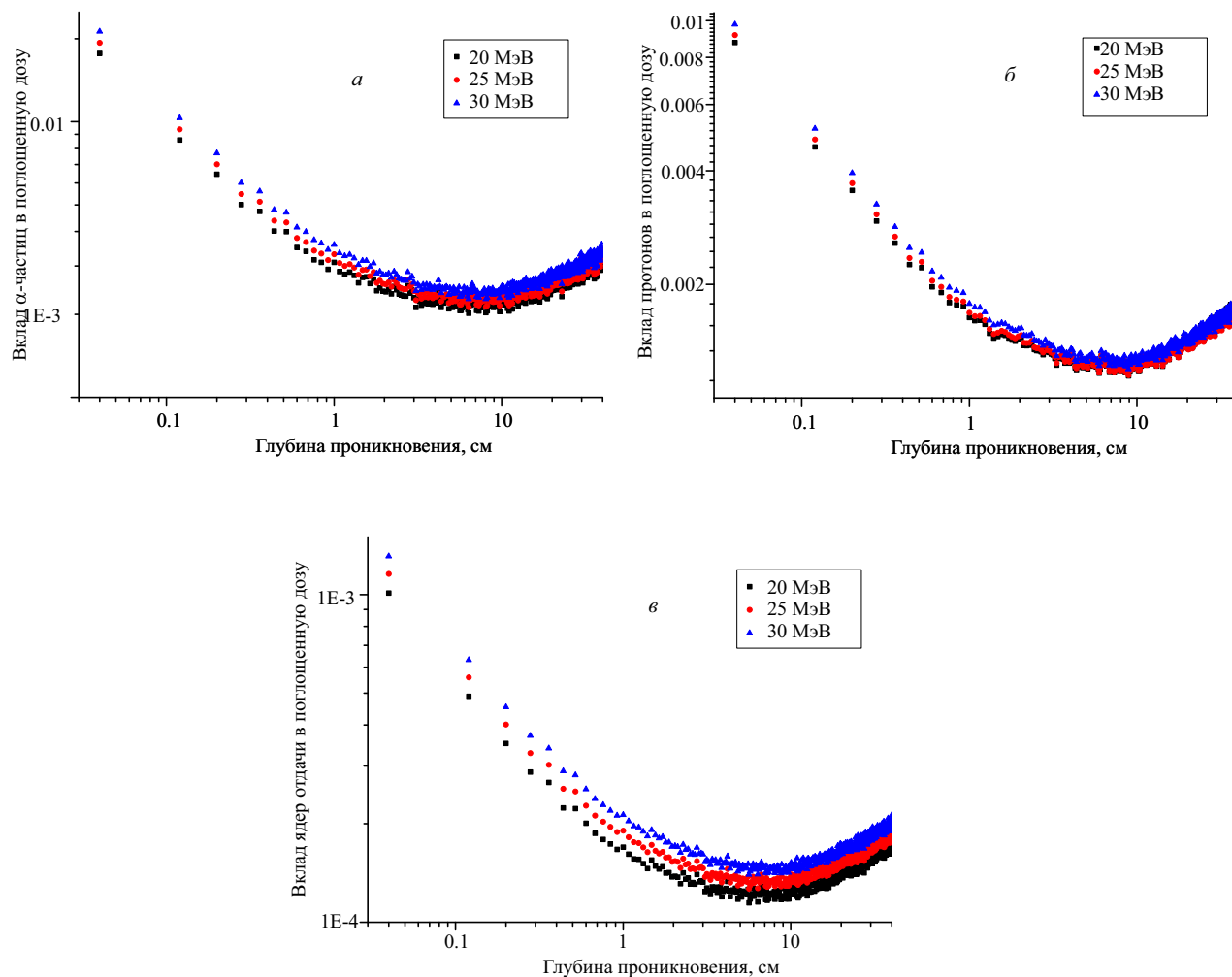


Рис. 6: Вклады различных частиц в поглощенную дозу при облучении фотонами тормозного спектра

ся в области глубин 3–10 см, а затем начинают возрастать. Для альфа-частиц вклад в поглощенную дозу меняется от 2% до 0.2% в минимуме, а для протонов и ядер отдачи от 1% до 0.1%. Таким образом, суммарный вклад продуктов фотоядерных реакций в поглощенную дозу может достигать ~5% в приповерхностных слоях. Поскольку тяжелые заряженные частицы — протоны, альфа-частицы и ядра отдачи обладают высоким значением ЛПЭ и высокой относительной биологической эффективностью, то вклад продуктов фотоядерных реакций в эквивалентную дозу и эквивалент дозы будет существенно выше. Этот факт необходимо учитывать для целей радиационной защиты и радиационной безопасности при оценке степени радиационного риска, связанного с работой на источниках тормозного излучения. Кроме того, следует ожидать некоторого увеличения степени биологической опасности при работе с более «жесткими», чем исследуемые в данной работе, спектрами тормозного излучения.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В работе методом компьютерного моделирования оценены снизу вклады продуктов фотоядерных реакций в поглощенную дозу при облучении тканеэквивалентных фантомов источниками монохроматических фотонов и фотонов тормозного излучения. Показано, что наибольший вклад тяжелых заряженных частиц — продуктов фотоядерных реакций наблюдается в приповерхностных слоях. При этом из всех продуктов наибольший вклад (до 40% в случае монохроматических фотонов и до 2% в случае фотонов тормозного спектра) дают альфа-частицы. Нижняя оценка максимума суммарного вклада всех продуктов составляет около 5% для тормозных фотонов с максимальной энергией 20–30 МэВ. Данный факт необходимо учитывать при оценке рисков радиационного поражения при работе с источниками высокоэнергетичного фотонного излучения.

- [1] Белоусов А. В., Калачев А. А., Крусанов Г. А., Черняев А. П. *Вестн. Моск. ун-та. Сер. 3. Физ. Астрон.* 2015. **5**. P. 86.
- [2] Horsley R. J., Johns H. E., Haslam R. N. H. *Nucleonics*. 1953. **11**. P. 28.
- [3] Lindborg L. *Proc. 5th Symp. on Microdosimetry (Verbania, Italy)*. 1975. P. 347.
- [4] Laughlin J. S., Reid A., Zeitz L., Ding J. *Proc. Conf. on Neutrons from Electron Medical Accelerators (NBS Special Publication 554)*. 1979. P. 1.
- [5] Allen P. D., Chaudhri M. A. *Phys. Med. Biol.* 1982. **27**. P. 553.
- [6] Allen P. D., Chaudhri M. A. *Med. Phys.* 1982. **9**. P. 904.
- [7] Allen P. D., Chaudhri M. A. *Phys. Med. Biol.* 1988. **33**. P. 1017.
- [8] Allen P. D., Chaudhri M. A. *Med. Phys.* 1997. **24**. P. 837.
- [9] Ing H., Nelson W. R., Shore R. A. *Med. Phys.* 1982. **9**. P. 27.
- [10] Nath R., Epp E. R., Laughlin J. S., Swanson W. P., Bond V. P. *Med. Phys.* 1984. **11**. P. 231.
- [11] Agosteo S., Para A. F., Gerardi F., Silari M., Torresin A., Tosi G. *Phys. Med. Biol.* 1993. **38**. P. 1509.
- [12] Tilikidis A., Lind B., Näfstadius P., Brahme A. *Phys. Med. Biol.* 1996. **41**. P. 55.
- [13] Spurný F., Johansson L., Sätterberg A., Bednár J., Turek K. *Phys. Med. Biol.* 1996. **41**. P. 2643.
- [14] Sätterberg A., Johansson L. *Med. Phys.* 1998. **25**. P. 683.
- [15] *ICRP Publication 92 Ann.* ICRP. 2003.
- [16] Fuller E. G. *Phys. Rep.* 1985. **127**. P. 185.
- [17] Agostinelli S. et al. *Nuclear Instruments and Methods A*. 2003. **506**. P. 250.
- [18] Allison J. et al. *IEEE Transactions on Nuclear Science*. 2006. **53**. P. 270.
- [19] Kossov M. V. *Eur. Phys. J. A*. 2002. **14**. P. 377.
- [20] Shin J. W. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B*. 2015. **358**. P. 194.
- [21] Otuka N., Dupont E., Semkova V., Pritychenko B., Blokhin A. I., Aikawa M., Babykina S., Bossant M., Chen G., Dunaeva S. et al. *Nuclear Data Sheets*. 2014. **120**. P. 272.
- [22] Более строго говорить, что относительная биологическая эффективность (ОБЭ) редкоионизирующего излучения принимается равной единице
- [23] С энергией выше порога фотоядерных реакций на легких элементах
- [24] Хорошо известно, что мягкая биологическая ткань на 80% состоит из воды. В дозиметрической практике принято полагать, что вода является тканеэквивалентным материалом, т.е. дозовые распределения в воде и мягкой биологической ткани очень похожи. Это связано с близкими значениями плотностей и эффективных атомных номеров воды и мягкой биологической ткани.

## Contribution of secondary particles to the depth distribution of absorbed dose by photon irradiation

A. V. Belousov<sup>1,a</sup>, G. A. Krusanov<sup>2,b</sup>, A. P. Chernyaev<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>*Department of Accelerators Physics and Radiation Medicine, Faculty of Physics, Lomonosov Moscow State University. Moscow 119991, Russia*

<sup>2</sup>*Skobeltsyn Institute of Nuclear Physics, Lomonosov Moscow State University. Moscow 119191, Russia*  
E-mail: <sup>a</sup>belousovav@physics.msu.ru <sup>b</sup>krusanov@physics.msu.ru

In this paper, the computer simulation using the Geant4 software package examines the contribution of photonuclear reactions products to the absorbed dose. The absorbed dose is determined along the central axis of the beam in an aqueous phantom upon irradiation with both monochromatic photons with energy above the threshold of photonuclear reactions and bremsstrahlung. It is shown that in spite of the smaller cross section of photoproton and photoneutron reactions relatively to other channels, the main contribution among all products is produced by alpha particles. The lower estimate of the total contribution of all products is about 5% for bremsstrahlung photons with a maximum energy of 20–30 MeV.

PACS: 87.53.j.

*Keywords:* photonuclear reaction, absorbed dose, computer simulation, Geant4, bremsstrahlung.

*Received 22 June 2018.*

### Сведения об авторах

1. Белоусов Александр Витальевич — канд. физ.-мат. наук, доцент; тел.: (495) 939-49-46, e-mail: belousovav@physics.msu.ru.
2. Крусанов Григорий Андреевич — программист 1-й кат.; тел.: (495) 939-49-46, e-mail: krusanov@physics.msu.ru.
3. Черняев Александр Петрович — доктор физ.-мат. наук, профессор, зав.каф.; тел.: (495) 939-13-44, e-mail: a.p.chernyaev@yandex.ru.