

БИОФИЗИКА И МЕДИЦИНСКАЯ ФИЗИКА

**Оценка поглощенной и эквивалентной доз фотонного излучения
в тонких слоях**А. В. Белоусов^a, А. А. Калачев, Г. А. Крусанов^b, А. П. Черняев*Московский государственный университет имени М. В. Ломоносова, физический факультет, кафедра физики ускорителей и радиационной медицины. Россия, 119991, Москва, Ленинские горы, д. 1, стр. 2.**E-mail: ^abelousovav@physics.msu.ru, ^bkrusanov@physics.msu.ru*

Статья поступила 27.03.2015, подписана в печать 05.05.2015.

Настоящая работа посвящена исследованию взаимодействия фотонного излучения с энергией до 30 МэВ с тонкими слоями, моделирующими условия радиобиологических экспериментов по определению ОБЭ. В облучаемых слоях методом компьютерного моделирования с использованием Geant4 определены значения поглощенной дозы, рассчитана эквивалентная доза. Компьютерные эксперименты проведены в средах различного элементного состава: вода и модельная биологическая ткань. Показано, что начиная с порога фотоядерных реакций на легких элементах эквивалентная доза в случае монохроматического излучения отличается от поглощенной дозы в 3–15 раз, в зависимости от толщины слоя и его состава. Аналогичные расчеты для спектров тормозного излучения также показывают существенное различие между поглощенной и эквивалентной дозой в слое.

Ключевые слова: Geant4, тонкие слои, фотоядерные реакции, тормозное излучение.

УДК: 539.122.04. PACS: 87.53.Vn.

Введение

Эффект воздействия ионизирующих излучений определяется той долей энергии, которая была поглощена веществом, т. е. поглощенной дозой излучения, которая представляет собой отношение dE к dm , где dE — энергия ионизирующего излучения, поглощенная веществом в объеме dV в точке наблюдения, а dm — масса данного объема. При одной и той же поглощенной дозе эффект воздействия ионизирующего излучения (в том числе и биологический) зависит от многих факторов, таких как ее пространственное распределение в облучаемом объеме, распределение во времени и т. д. Пространственное распределение принято характеризовать линейной передачей энергии (ЛПЭ), т. е. энергией, переданной частицей на единице пути в веществе, тесно связанной с линейной плотностью ионизации. Все типы излучений можно условно разделить на две группы: плотноионизирующие, к которым относятся протоны, альфа-частицы, ионы, ядра отдачи и другие тяжелые заряженные частицы, а также нейтроны и редкоионизирующие — фотоны, электроны и позитроны.

Излучения с различными значениями ЛПЭ могут оказывать качественно и количественно различные эффекты даже при одинаковой поглощенной дозе. Например, тип радиационных дефектов кристаллической решетки существенным образом зависит от массы частиц, вызвавших данный дефект, вид кривых выживаемости также сильно зависит от типа частиц. Когда речь идет о биологических объектах, для учета различий в биологическом действии излучений вводится понятие эквивалентной дозы,

представляющей собой поглощенную дозу, умноженную на взвешивающий коэффициент (в настоящее время этим коэффициентом является радиационный взвешивающий фактор (РВФ), ранее использовались коэффициент качества излучения и фактор качества), зависящий от типа излучения. Принято считать, что биологический эффект различных видов излучений (а также излучений одного типа, но различных энергий) одинаков, если одинаковы значения эквивалентных доз этих излучений. Значения взвешивающих коэффициентов оцениваются исходя из значений относительной биологической эффективности (ОБЭ), которые определяются в радиобиологических экспериментах.

Взаимодействие фотонов высоких энергий с веществом в основном сопровождается образованием электронов в результате неупругого комптоновского рассеяния и эффекта образования электрон-позитронных пар. В случае легких элементов ($Z \leq 10$), преимущественно составляющих биологическую ткань, вкладом фотоэффекта можно пренебречь, если энергия фотонов более 0.1 МэВ. При более высоких энергиях становятся возможными фотоядерные реакции, порог которых лежит в области ~ 7 МэВ (таблица). В биологической ткани в основном протекают реакции вида (γ, n) , (γ, p) , (γ, np) и (γ, α) , в результате которых образуются частицы с высокими значениями ЛПЭ и, следовательно, РВФ (альфа-частицы, ядра отдачи и т. д.). Таким образом, при облучении фотонами объект находится в поле смешанного излучения — первичного фотонного и вторичного: электроны, позитроны, продукты фотоядерных реакций и т. д.

Характеристики фотоядерных реакций на основных элементах, составляющих биологическую ткань [13]

Элемент	Реакция	Порог реакции, МэВ	Энергия максимума, МэВ	Максимум сечения, мбарн
O-16	(γ, p)	12	24	3.0
	(γ, n)	16	17	1.0
	(γ, α)	7	22	0.2
	(γ, np)	22	28	1.0
N-14	(γ, p)	7	17	5.1
	(γ, n)	11	18	3.3
	(γ, α)	12	17	0.8
	(γ, np)	12	23	12.1
C-12	(γ, p)	16	23	3.8
	(γ, n)	19	23	2.5
	(γ, α)	7	23	0.7
	(γ, np)	27	36	0.4

Сечение фотоядерных реакций в биологических тканях достаточно мало и составляет не более 5% от полного сечения взаимодействия фотонного излучения с веществом. При наличии электронного равновесия, т.е. когда облучаются достаточно протяженные объекты, вклад продуктов фотоядерных реакций в поглощенную дозу мал. При отсутствии электронного равновесия (в тонких или приповерхностных слоях) ситуация меняется. В силу малого пробега тяжелых заряженных частиц их вклад в поглощенную и тем более в эквивалентную дозу (вследствие больших значений РВФ) становится существенно больше, чем вклад длиннопобежных электронов и позитронов. Легкие частицы выносят часть энергии за пределы рассматриваемого объема, и эта энергия не компенсируется энергией, привносимой из окружающего пространства.

Например, при энергии фотона ~ 23 МэВ, что соответствует максимуму сечения реакции $^{16}_8\text{O}(\gamma, p)^{15}_7\text{N}$, образуется протон с энергией ~ 8 МэВ, пробег которого в мягких тканях составляет ~ 0.3 мм, а потери энергии в пределах слоя толщиной 1 мм не менее ~ 6 МэВ. Электроны образуются со средней энергией ~ 10 МэВ; тормозная способность таких электронов ~ 2 МэВ/см, в слое толщиной 1 мм они оставляют энергию ~ 100 кэВ. При вероятности образования протонов около 1% их вклад в поглощенную дозу составит $6 \times 0.01 / (6 \times 0.01 + 0.99 \times 0.1) \approx 40\%$. Таким образом, формирование поглощенной и эквивалентной дозы в тонких и приповерхностных слоях (в области накопления дозы build-up region) может существенно отличаться от формирования в толстых поглотителях. Без учета фотоядерных реакций при высоких энергиях фотонов коэффициент ослабления для легких элементов слабо зависит от атомного номера, и поглощенная доза, обусловленная фото-

нами, электронами и позитронами, слабо зависит от конкретного элементного состава. Сечение фотоядерных реакций, напротив, сильно зависит от энергии фотонов и элементного состава вещества. Результаты расчетов для воды, которая считается тканезквивалентным материалом и часто используется в качестве модельного материала, могут отличаться от результатов для реальной биологической ткани.

Вклад продуктов фотоядерных реакций, в основном протонов и нейтронов, в поглощенную дозу изучался многими авторами. Tilikidis [1] для сканирующего тормозного пучка 50 МэВ, используя технику микродозиметрии, получил значение вклада продуктов фотоядерных реакций, равное 2% от суммарной поглощенной дозы. В работе [2] с помощью трековых детекторов Kodak LR115 и CR39 Spurny измерил вклад вторичных тяжелых частиц в поглощенную и эквивалентную дозу при энергии фотонов 20 МэВ и получил значения 0.045 и 0.39% соответственно. Для энергии 50 МэВ вклады составляют 0.245 и 2.13%. Allen и Chaudhri [3] при оценке полного облучения пациента тормозным пучком энергии 24 МэВ пришли к значению $\sim 0.1\%$ для вклада в поглощенную дозу продуктов фотоядерных реакций. Gudowska [4] рассматривая мягкие ткани, используя моделирование методом Монте-Карло (MCNP4B [5]), получила значение вклада $0.15 \pm 0.08\%$ максимальной дозы фотонов на глубине 5.5 см. В работе [6] вклад тяжелых частиц в поглощенную дозу был также оценен методом Монте-Карло, и результаты составляют 0.30–0.42% в зависимости от используемого спектра. Отметим, что все авторы проводили вычисления для протяженных объектов, подразумевая наличие электронного равновесия.

В последнее десятилетие интерес к данной проблеме несколько снизился, что связано с двумя причинами: во-первых, полученные в протяженных объектах оценки свидетельствуют о довольно малом вкладе (десятые доли процента для поглощенной дозы и порядка процента для эквивалентной) продуктов фотоядерных реакций, во-вторых, погрешности этих оценок довольно велики. Тем не менее, как показано ранее в работах [7, 8], вклад этих продуктов при формировании поглощенной дозы в тонких слоях может быть существенно выше. В данной работе проведено более детальное исследование вкладов продуктов в поглощенную дозу, а не только оценка РВФ; расчеты проведены с большей статистикой, соответствующей погрешности порядка $\sim 1\%$ и меньшим шагом по энергии фотонов.

Цель работы — моделирование процессов прохождения монохроматического фотонного излучения через тонкие слои, моделирующие биологическую ткань, расчет энергетической зависимости поглощенной и эквивалентной дозы в воде и модельной биологической ткани при облучении монохроматиче-

ским пучком, моделирование спектров фотонного излучения, соответствующих линейным медицинским ускорителям и оценки поглощенной и эквивалентной дозы фотонного излучения тормозного спектра с различными максимальными энергиями. Актуальность работы обусловлена широким распространением источников фотонного излучения, в частности ускорителей для лучевой терапии; регулярным пересмотром значений взвешивающих коэффициентов и представлений о радиационной безопасности населения. Полученные результаты могут быть полезны при оценке степени радиационной опасности источников фотонного излучения в целом и снижении радиационной нагрузки на кожный покров пациентов при проведении конвенциональной лучевой терапии в частности. Кроме того, результаты оценки вкладов различных продуктов фотоядерных реакций в поглощенную дозу могут быть полезны в областях промышленности, которые связаны с радиационной модификацией свойств кристаллов, полимерных пленок и т. п.

1. Методика исследования

В качестве инструмента для проведения эксперимента выбран свободно распространяемый программный пакет Geant4 [9] версии 9.6. Данный пакет представляет собой инструментарий для моделирования прохождения всех видов частиц через вещество, реализующий метод Монте-Карло. Geant4 написан на языке C++; с использованием его библиотек пользователю предоставлены широкие возможности для реализации каждого аспекта моделирования: геометрия и элементный состав среды, свойства частиц и параметры пучка, модели физических процессов, накопление и вывод данных на различных этапах как для всей среды в целом, так и для отдельных интересующих областей, а также визуализация эксперимента с использованием различных свободно распространяемых сторонних средств. Благодаря гибкости кода пакет Geant4 применяется для решения широкого круга задач в ядерной, ускорительной физике, а также медицине.

В настоящей работе расчеты основываются на применении встроенной физической модели QGSP_BIC, которая в дополнение к стандартным электромагнитным взаимодействиям описывает также адронные, т.е. взаимодействие протонов, нейтронов, тяжелых ядер и т.д., в том числе образовавшихся в качестве вторичных частиц. Среди прочих эта модель оптимальным образом подходит для медицинских задач и рекомендована к применению [10]. Для фотонов учитываются следующие виды взаимодействия: упругое рассеяние, комптоновское рассеяние, образование электрон-позитронных пар в поле ядра и атомных электронов, фотоядерные реакции. Для электронов и позитронов учитываются ионизационные потери и потери на тормозное излучение, упругие столкновения и многократное рассе-

яние. Для позитронов дополнительно учитываются процессы аннигиляции, в том числе и на лету. Для тяжелых заряженных частиц учитываются те же процессы, что и для электронов, а также неупругое рассеяние в ядерных реакциях.

В условиях данного компьютерного эксперимента в целях сокращения расчетного времени значения пороговой энергии выбраны 1 кэВ (для фотонов, электронов и позитронов) и 500 кэВ (для тяжелых заряженных частиц), для нейтронов пороговая энергия соответствует энергии термализации. Моделируется облучение расположенной в воздухе тонкой пластины (вода или усредненная биологическая ткань $C_5H_{40}O_{18}N$) широким пучком фотонного излучения, поперечное сечение параллельного монохроматического пучка фотонов больше сечения облучаемого объекта для обеспечения поперечного электронного равновесия. Источник излучения расположен на расстоянии 100 см от облучаемой пластины ($SSD = 100$ см соответствует принятой клинической практике [11]). Объект назначается чувствительным детектором (Sensitive Detector), в нем определяется количество взаимодействий всех типов частиц, а также энергия, выделившаяся во всем слое в результате каждого из процессов. На основании этих данных оцениваются поглощенная и эквивалентная доза с учетом всех индуцированных излучений, в том числе возникших в результате протекания в слое фотоядерных реакций, включая ядра отдачи.

Площадь поверхности пластины S и ее элементный состав не изменяются в пределах одного компьютерного эксперимента, меняется только толщина l облучаемого слоя. Масса облучаемого объекта $M = \rho Sl$, где ρ — плотность вещества, площадь поперечного сечения пластин выбрана таким образом, что $\rho S = 1$ г/см, тогда поглощенная доза излучения D численно равна $D = E_{\text{деп}}/l$, где $E_{\text{деп}}$ — энергия, выделившаяся во всем слое. Так как объект находится в поле смешанного излучения, для расчета поглощенной дозы необходимо учитывать все типы излучений: $D = \sum D_i$, где D_i — доза, поглощенная в результате взаимодействия частицы i -го типа. Эквивалентная доза рассчитывается как $H = \sum H_i = \sum D_i w_i$, для w_i используются следующие значения, рекомендованные МКРЗ [12]: электроны и фотоны — 1, протоны — 2, альфа-частицы и тяжелые ядра — 20. Если обозначить через $(dN_\gamma/dE_\gamma)dE_\gamma$ количество фотонов в спектре, энергия которых лежит в пределах от E_γ до $E_\gamma + dE_\gamma$, то поглощенная и эквивалентная дозы могут быть найдены как

$$D = \int_0^{E_\gamma^{\max}} \frac{dN_\gamma}{dE_\gamma} D(E_\gamma) dE_\gamma, \quad (1)$$

$$H = \int_0^{E_\gamma^{\max}} \frac{dN_\gamma}{dE_\gamma} H(E_\gamma) dE_\gamma, \quad (2)$$

где $D(E_\gamma)$ и $H(E_\gamma)$ — поглощенная и эквивалентная дозы при облучении монохроматическим фотонным излучением с энергией E_γ , а E_γ^{max} — максимальная энергия фотонов в спектре. При вычислениях интегралы заменялись суммами. Для количественного описания различий эквивалентной и поглощенной доз в случае облучения фотонами тормозного спектра будем использовать величину δ , которая описывает отклонение эквивалентной дозы H , рассчитанной по формуле (2), от поглощенной D (формула (1)):

$$\delta = \frac{H - D}{D}. \quad (3)$$

2. Результаты и обсуждение

При энергии фотонов до 10 МэВ поглощенная (рис. 1) и эквивалентная дозы в воде слабо отличаются между собой при любой толщине облучаемого слоя от 0.1 до 10 мм. Однако характер изменения поглощенной дозы по мере роста энергии монохроматического фотонного излучения зависит от толщины слоя. При малых толщинах (менее 5 мм) поглощенная доза резко возрастает по мере роста энергии фотонов, наличествуют ярко выраженные

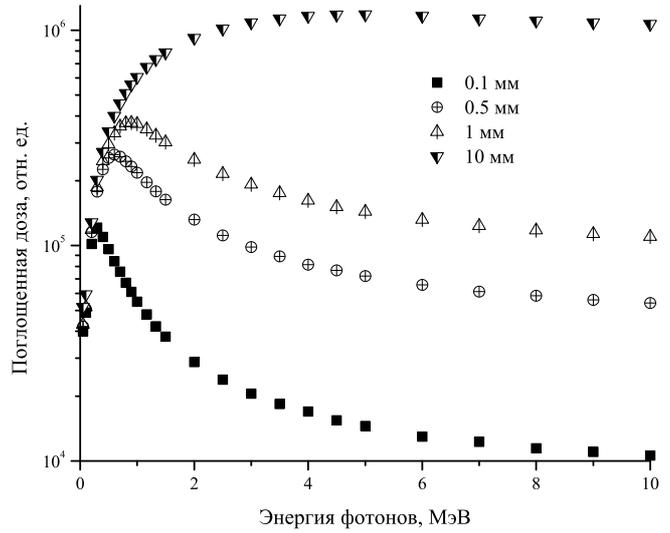


Рис. 1. Зависимость поглощенной дозы от энергии первичных фотонов до 10 МэВ для различных толщин слоя воды

максимумы, положение которых зависит от толщины слоя. Для минимальной толщины рассматриваемого слоя 0.1 мм максимум соответствует энергии ~0.5 и ~1 МэВ для слоев толщиной 0.5 и 1 мм. При

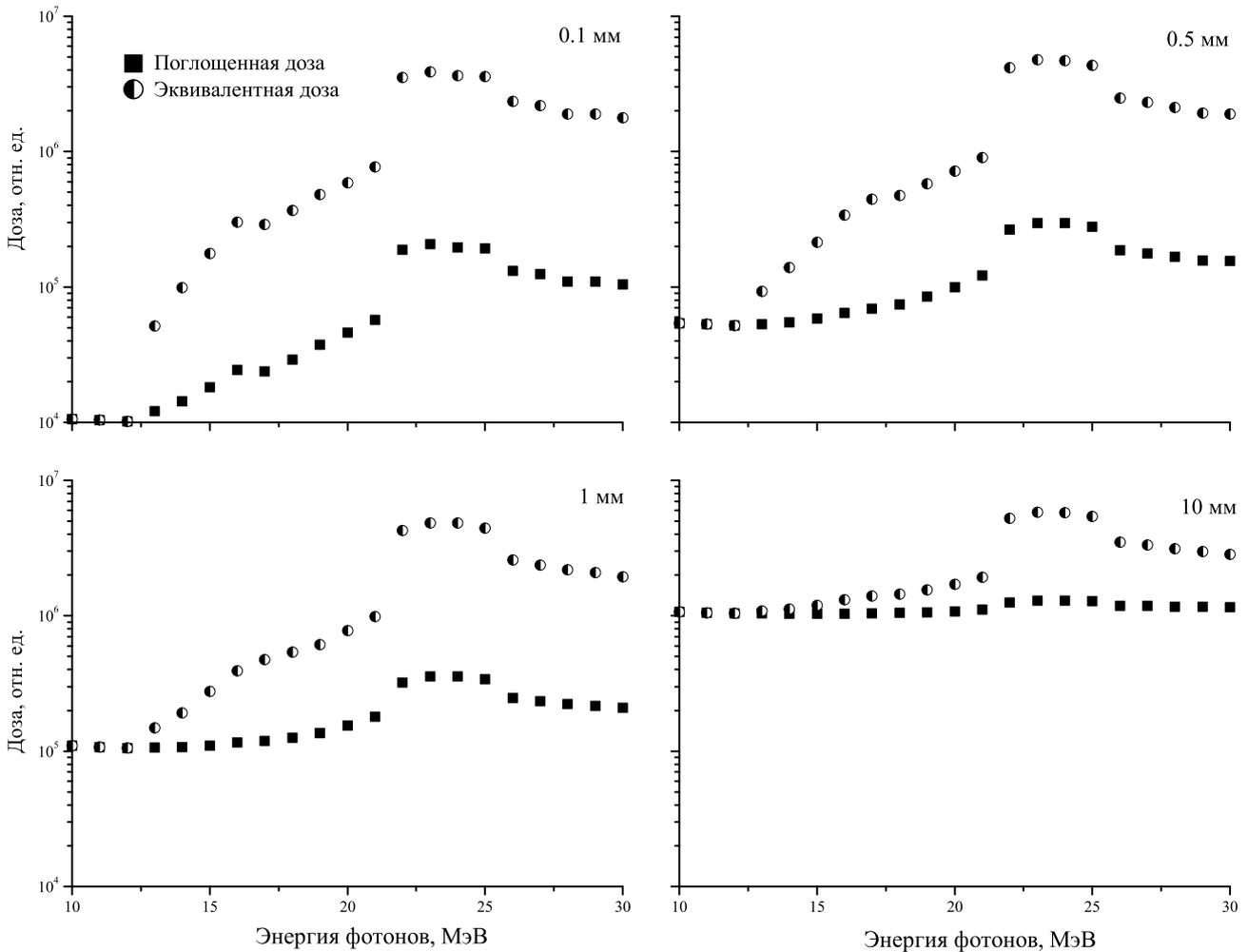


Рис. 2. Зависимость поглощенной и эквивалентной доз от энергии первичных фотонов выше 10 МэВ для различных толщин слоя воды

энергии фотонов более 2 МэВ кривые спадают, что связано с изменением линейного коэффициента поглощения энергии фотонов в этой области. Доза в биологической ткани несколько меньше дозы в воде, и при энергиях фотонов больше 200 кэВ отличается менее чем на 2%. Несмотря на то что пороговая энергия фотоядерных реакций на кислороде находится в области около ~ 7 МэВ, сечение фотоядерных реакций становится достаточно большим, чтобы продукты существенно влияли на формирование поглощенной и эквивалентной дозы в воде (рис. 2), только начиная примерно с ~ 12 МэВ. Максимальная доза приходится на энергии фотонов 22–25 МэВ, что соответствует максимумам сечений фотоядерных реакций. Для слоя толщиной 0.1 мм наблюдается максимум при энергии фотонов 16 МэВ, который, скорее всего, связан с увеличением вклада ядер отдачи из-за открытия нового канала фотоядерных реакций при превышении порога реакции (γ, n) на кислороде. Резкие границы при энергиях 22 и 25 МэВ (рис. 2) обусловлены резонансным характером сечений фотоядерных реакций, для детального изучения необ-

ходимо увеличить статистику и уменьшить шаг по энергиям. Для биологической ткани зависимость выглядит похожим образом.

На рис. 3 представлено отношение поглощенных и эквивалентных доз в биологической ткани и воде. Наиболее существенное отличие на всех графиках наблюдается при энергии фотонов 21 МэВ, при толщине слоя 1 мм поглощенные дозы отличаются на $\sim 5\%$, а эквивалентные — на $\sim 25\%$. Менее выраженный максимум отношения доз наблюдается при энергии ~ 26 МэВ, для поглощенных доз различие составляет 2% для толщины 1 мм, для эквивалентных доз $\sim 5\%$. То есть отличия наиболее заметны в той области энергий, где максимальны сечения фотоядерных реакций на углероде.

На рис. 4 представлена энергетическая зависимость вклада протонов C_p (там же учтены вклады дейтерия и трития ввиду их малого образования) в поглощенную дозу в воде (рис. 4, а) и биологической ткани (рис. 4, б). Ярко выраженный максимум можно выделить при энергии фотонов 21 МэВ (толщина слоя 1 мм), составляющий $\sim 20\%$ для обоих рассматриваемых материалов. Менее заметный мак-

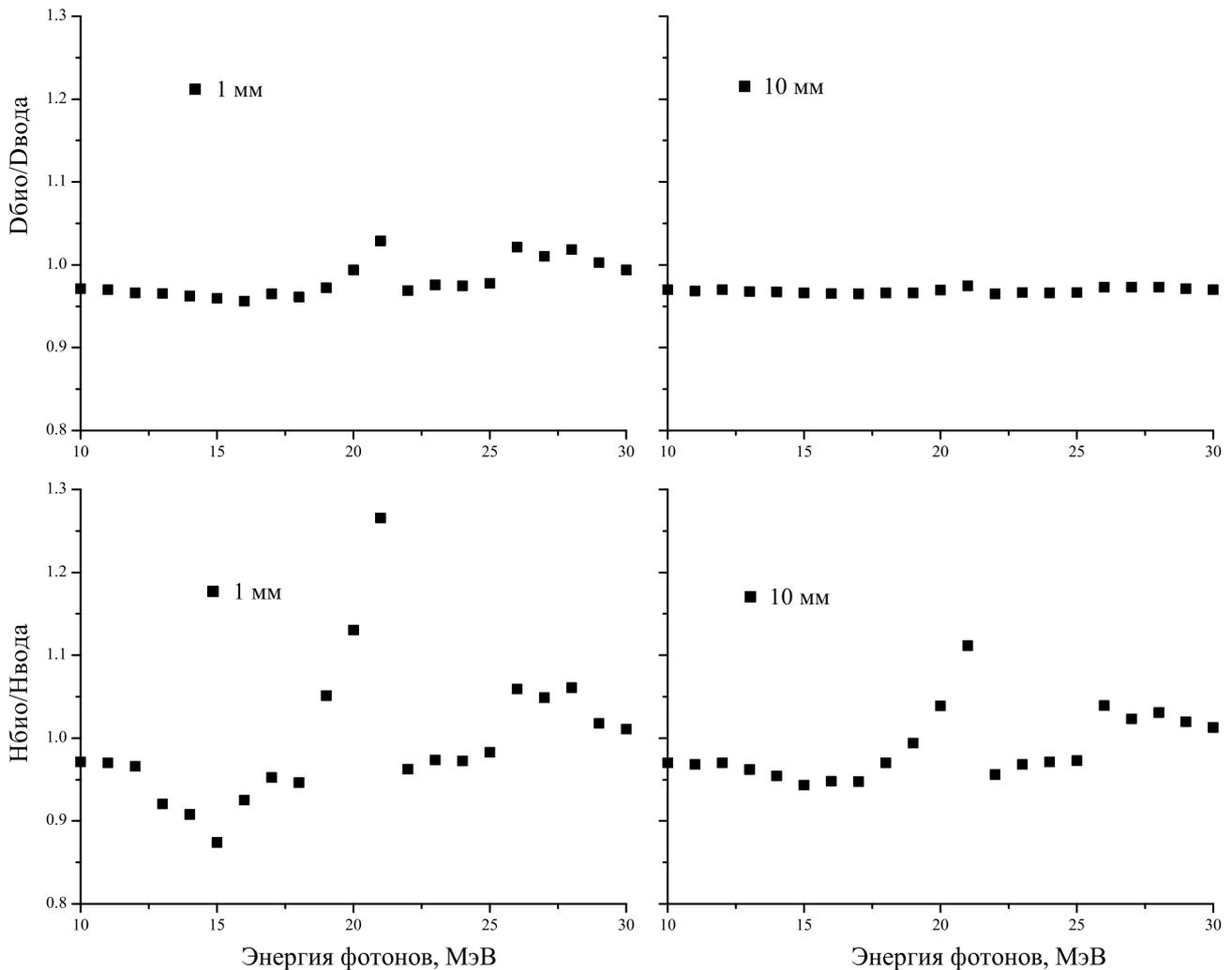


Рис. 3. Зависимость отношения поглощенной и эквивалентной доз в биологической ткани к дозам в воде от энергии первичных фотонов выше 10 МэВ для различных толщин слоя

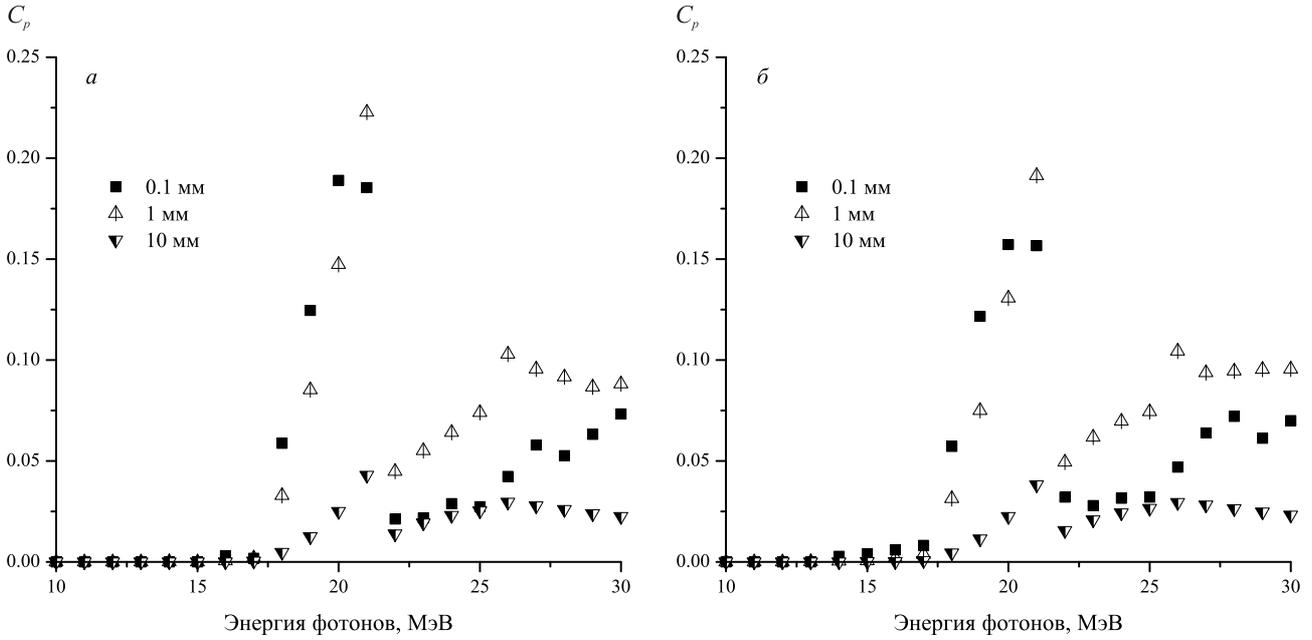


Рис. 4. Зависимость вклада p , d , t в поглощенную дозу от энергии первичных фотонов выше 10 МэВ для различных толщин слоя воды (а) и биологической ткани (б)

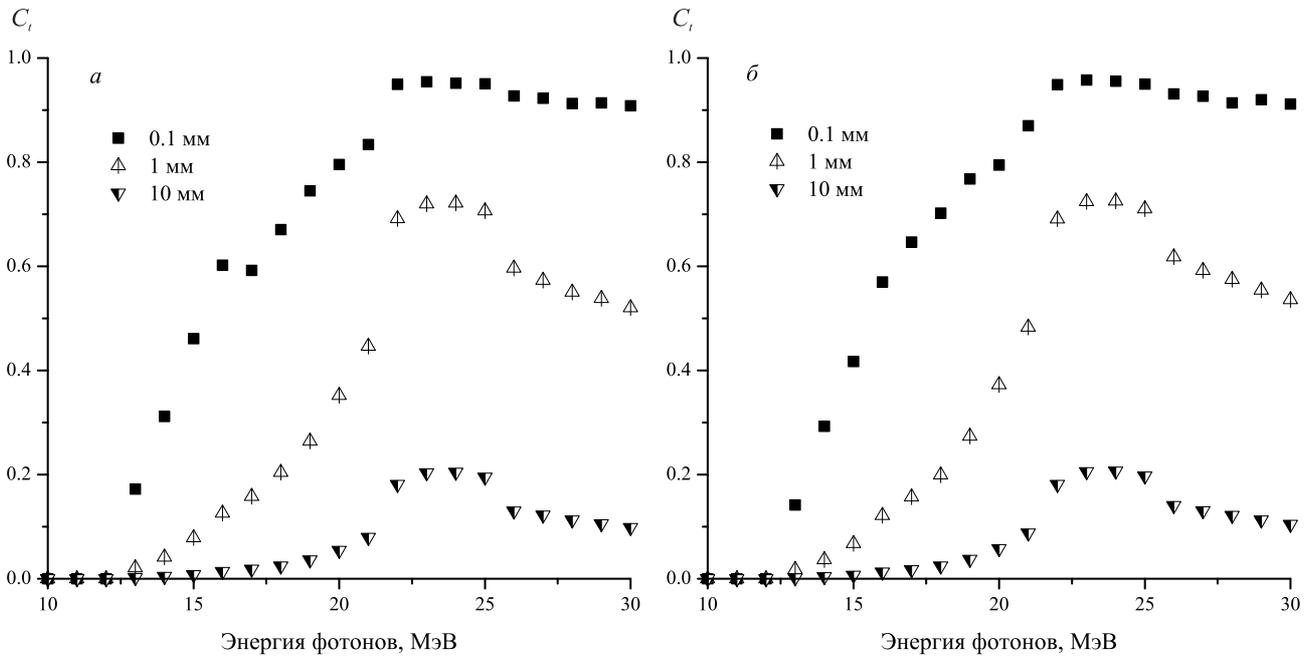


Рис. 5. Зависимость вклада всех продуктов фотоядерных реакций в поглощенную дозу от энергии первичных фотонов выше 10 МэВ для различных толщин слоя воды (а) и биологической ткани (б)

симум ($\sim 10\%$) наблюдается при энергии 26 МэВ. Суммарный вклад C_i всех продуктов фотоядерных реакций представлен на рис. 5. Вследствие большого значения вклада альфа-частиц и ядер отдачи вид кривой в основном определяется этими продуктами. В диапазоне 22–25 МэВ вклад продуктов фотоядерных реакций превышает 90% для слоя толщиной 0.1 мм, а при толщине слоя 10 мм — достигает $\sim 20\%$. Кривые для биологической ткани и воды качественно слабо отличаются друг от друга.

Поглощенная и эквивалентная дозы, сформированные в тонких слоях воды толщиной от 0.1 до

10 мм, оценены по формулам (1), (2) для спектров тормозных фотонов с максимальной энергией 20, 25 и 30 МэВ. На рис. 6 представлены кривые, характеризующие отклонение эквивалентной дозы от поглощенной дозы в зависимости от толщины облучаемого слоя. Отклонения наиболее велики для слоев наименьшей толщины и качественно похожи для различных спектров. Величина δ составляет ~ 1.2 при энергии 30 МэВ; для энергии 25 МэВ — около 0.6; для энергии 20 МэВ значение существенно меньше и составляет порядка 0.1 для слоя толщиной 0.1 мм. При толщине слоя 1 см различия

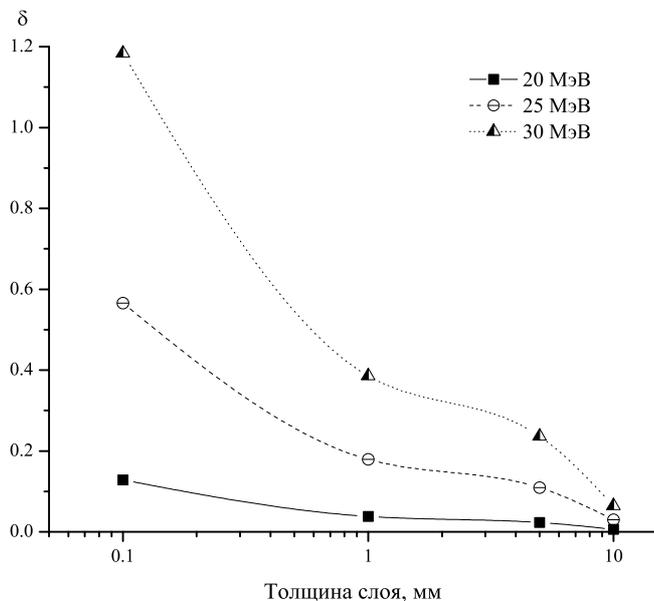


Рис. 6. Зависимость величины δ от толщины слоя воды для различных спектров тормозных фотонов

в дозах не превышают 10% для максимальной энергии 30 МэВ.

Заключение

В работе исследовано воздействие моноэнергетического фотонного излучения с энергией до 30 МэВ на тонкие слои (0.1 – 10 мм) воды и модельной биологической ткани с использованием Geant4.9.6. Определены значения поглощенной и эквивалентной доз в облучаемых слоях. Показано, что в случае монохроматического фотонного излучения эквивалентная и поглощенная дозы слабо отличаются вплоть до энергии фотонов в районе 10 МэВ. При дальнейшем увеличении энергии фотонного излучения решающую роль в формировании поглощенной и эквивалентной доз играют продукты фотоядерных реакций, их вклад в поглощенную дозу составляет от 20 до 90% в зависимости от толщины слоя в диапазоне энергий 20-30 МэВ. Продемонстрировано влияние элементного состава на поглощенную и эквивалентную дозу в облучаемых слоях. Результаты расчетов для спектров тормозного излучения с различной граничной энергией также показывают

существенное (до двух раз) расхождение между поглощенной и эквивалентной дозами.

Полученные результаты могут найти применение в области радиационной безопасности, радиобиологии и областях, связанных с радиационной модификацией свойств материалов. В частности, для снижения радиационной нагрузки на кожные покровы пациентов при проведении сеансов лучевой терапии рекомендуется ограничиться максимальной энергией фотонного излучения до 20 МэВ. Дальнейшие исследования требуют вычислений с большей статистикой и меньшим шагом по энергиям. Планируется более детально исследовать вклад фотоядерных реакций для биологических тканей различного элементного состава, провести оценку РВФ на основе учета ЛПЭ всех частиц. Не совсем ясным, но предположительно важным является вопрос о толщине приповерхностного слоя, в котором РВФ, обусловленный продуктами фотоядерных реакций, значительно превышает единицу.

Список литературы

1. Tilikidis A., Lind B., Näfstadius P., Brahme A. // Phys. Med. Biol. 1996. **41**, N 1. P. 55.
2. Spurný F., Johansson L., Säterberg A. et al. // Phys. Med. Biol. 1996. **41**, N 12. P. 2643.
3. Allen P.D., Chaudhri M.A. // Med. Phys. 1982. **9**, N 6. P. 904.
4. Gudowska I., Brahme A., Andreo P. et al. // Phys. Med. Biol. 1999. **44**, N 9. P. 2099.
5. Briesmeister J. // Los Alamos National Laboratory Report. LA-12625-M. 1997.
6. Säterberg A., Johansson L. // Med. Phys. 1998. **25**, N 5. P. 683.
7. Белоусов А.В., Осипов А.С., Черняев А.П. // Медицинская физика. 2013. **59**, № 41. P. 37.
8. Belousov A.V., Bliznyuk U.A., Chernyaev A.P. // Biomedicine and Biotechnology. 2014. **2**, N 4. P. 80.
9. Agostinelli S., Allison J., Amako K. et al. // Nucl. Instrum. and Meth. A. 2003. **506**. P. 250.
10. http://geant4.cern.ch/support/proc_mod_catalog/physics_lists/useCases.shtml.
11. Radiation Oncology Physics: A handbook for Teachers and Students. Vienna, 2005.
12. ICRP Publication 92 // Ann. ICRP. 2003. **33**.
13. http://cdfc.sinp.msu.ru/services/calc_thr/calc_thr.html.

Evaluation of absorbed and equivalent doses of photon radiation in thin layers

A. V. Belousov^a, A. A. Kalachev, G. A. Krusanov^b, A. P. Chernyaev

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

E-mail: ^abelousovav@physics.msu.ru, ^bkrusanov@physics.msu.ru.

This study is devoted to the investigation of the interaction of photon radiation with an energy of up to 30 MeV with thin layers, which simulates the conditions of radiobiological experiments on determination of the relative biological efficiency (RBE). The values of the absorbed dose of all of the produced particles in irradiated layers were determined via computer simulation using Geant4 and the equivalent dose was calculated. Computer experiments were performed in media of different elemental compositions: water and model biological tissue. We demonstrate that starting from the threshold of photonuclear reactions on light elements the equivalent dose of monochromatic radiation differs from the absorbed dose by a factor of 3.15

depending on the layer thickness and composition. Similar calculations for bremsstrahlung spectra also demonstrate a noticeable difference between the absorbed and equivalent doses in a layer.

Keywords: Geant4, thin layers, photonuclear reactions, bremsstrahlung.

PACS: 87.53.Bn.

Received 27 March 2015.

English version: *Moscow University Physics Bulletin* 5(2015).

Сведения об авторах

1. Белоусов Александр Витальевич — канд. физ.-мат. наук, доцент; тел.: (495) 939-49-46, e-mail: belousovav@physics.msu.ru.
2. Калачев Алексей Александрович — аспирант; тел.: (495) 939-49-46.
3. Крусанов Григорий Андреевич — аспирант; тел.: (495) 939-49-46, e-mail: krusanov@physics.msu.ru.
4. Черняев Александр Петрович — доктор физ.-мат. наук, профессор, зав. кафедрой; тел.: (495) 939-49-46.