

**МОСКОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
им. М. В. ЛОМОНОСОВА
НАУЧНО-ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ИНСТИТУТ ЯДЕРНОЙ
ФИЗИКИ им. Д.В. СКОБЕЛЬЦЫНА**

На правах рукописи

БЕЛОУСОВ

Александр Витальевич

**РАСЧЕТ ЭКВИВАЛЕНТНОЙ ДОЗЫ ПРИ ПРОХОЖДЕНИИ
ПУЧКОВ ФОТОНОВ И ЭЛЕКТРОНОВ ЧЕРЕЗ ВЕЩЕСТВО**

01.04.16 – физика атомного ядра и элементарных частиц

Автореферат

диссертации на соискание ученой степени
кандидата физико-математических наук

Москва- 2007

Работа выполнена на кафедре физики ускорителей высоких энергий физического факультета МГУ им. М.В. Ломоносова.

Научный руководитель:

Доктор физико-математических наук, профессор Черняев Александр Петрович

Официальные оппоненты:

Доктор технических наук,
профессор

Самосадный Валерий Трофимович

Доктор физико-математических наук,
профессор

Зеленская Наталья Семеновна

Ведущая организация:

ФГУП ГНЦ РФ Институт теоретической и экспериментальной физики им. А.И. Алиханова

Защита состоится 17 мая 2007 года в 15-00 час. на заседании диссертационного совета К 501.001.06 в Московском государственном университете имени М.В.Ломоносова по адресу: 119992, Москва, Ленинские горы, НИИЯФ, аудитория 2-15 .

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке НИИЯФ МГУ

Автореферат разослан « 16 » апреля 2007 г.

Ученый секретарь
диссертационного совета К 501.001.06
к.ф.-м.н.

Чуманова О.В.

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность работы

В современном мире ядерные технологии находят все большее применение (атомная энергетика, ядерная медицина и т.д.). Одной из основных задач для нужд радиационной безопасности, лучевой терапии и т.д. является задача о распределении поглощенной веществом энергии от ионизирующих излучений (нейтронов, фотонов, электронов, протонов и т.д.). В настоящее время одним из действенных способов лечения онкологических заболеваний является применение различных видов ионизирующих излучений, широко используемых либо как самостоятельное средство лучевой терапии (ЛТ), либо в сочетании с хирургическим лечением и химиотерапией. Физической задачей является создание соответствующего дозного распределения: равномерного в некоторой области и резко спадающего по краям.

Одними из наиболее распространенных источников ионизирующих излучений являются пучки фотонов и электронов, получаемых на ускорителях электронов (линейных ускорителях, бетатронах, микротронах) с энергией до 25 МэВ. В мире действует более 7000 медицинских ускорителей электронов и десятки тысяч естественных радиоактивных источников (^{60}Co , ^{137}Cs , ^{226}Ra). Это обусловлено сравнительно невысокой стоимостью ускорителей электронов и относительной простотой получения на них пучков фотонов и электронов.

Вероятностный характер процессов взаимодействия излучения с веществом обуславливает высокие временные затраты, поскольку расчеты дозных полей требуют использования математических методов, связанных с

трудоемкими вычислениями. В связи с этим актуальна задача получения аналитических выражений для глубинных распределений доз пучков фотонов и электронов. Аналитические выражения для глубинных распределений позволят получить быстрые оценки.

При облучении ткани наблюдаются определенные последствия радиационного воздействия. Наблюдаемый эффект — результат поглощения энергии излучения атомами и молекулами. Результат воздействия излучения на объект определяется не только поглощенной энергией, но и характером распределения этой энергии в облучаемом объекте, распределением облучения во времени, видом излучения и другими факторами. Применительно к биологическому действию различие в типе частиц не является главным фактором, определяющим различие в радиационных эффектах. Даже частицы одного типа, но разных энергий могут вызвать неодинаковый эффект при одной и той же поглощенной дозе. Возникающие потоки вторичных частиц (γ , p , n , α , e^- , e^+ , осколки ядер) так же, как и первичные частицы, оказывают радиационное воздействие, зависящее от природы объекта, например, на живые клетки. В связи с этим актуальной является задача исследования зависимости биологической эффективности различных типов ионизирующих излучений от их энергии.

Лучевая терапия имеет целью, с одной стороны, уменьшение числа клеток опухоли до уровня, когда достигается локальный контроль опухоли, а с другой, минимальное воздействие на здоровые клетки и ткани. В большинстве случаев считается, что 1) лучевая терапия используется в основном для локального лечения, 2) есть значительная вероятность уничтожения опухоли, и 3) все злокачественные клетки с большой вероятностью включены в объем мишени. Все виды лучевой терапии должны иметь оптимальный баланс между лучевыми эффектами в объеме мишени и в здоровых тканях (максимальная вероятность уничтожения опухоли без

нанесения серьезных повреждений здоровым тканям и минимизация повреждений органов риска).

Для целей лучевой терапии на первых порах представляют интерес предельные значения относительной биологической эффективности (ОБЭ), так как их конкретизация становится необходимой, лишь когда оказывается, что поправки имеют клиническое значение. До этого момента нужно иметь обобщенные данные, которые можно получить аналитически или при помощи физически осмысленного моделирования. Вторичные нейтроны приводят к некоторому увеличению дозы, а также размеров области, в которой можно ожидать последствия облучения. В связи с этим, требуется оценивать верхний предел поглощенной дозы, создаваемой нейтронами в ткани.

Целью работы является теоретическая разработка модели, позволяющей описать глубинное распределение поглощенной и эквивалентной дозы вторичных излучений при облучении биологических объектов пучками высокоэнергичных фотонов и электронов. Для этого требуется описать биологическую эффективность различных типов ионизирующих излучений в зависимости от их энергии. Помимо этого требуется получить оценки дозовой нагрузки вторичных излучений как в области мишени (занятой пучком), так и в тканях, расположенных вне мишени.

Научная новизна работы

1. На основании теории переноса излучения и теории электронно-фотонных ливней впервые разработан метод аналитической оценки формы распределения дозы на оси пучка фотонов и электронов с энергией до 50 МэВ в зависимости от глубины его проникновения в вещество.

2. Предложен метод оценки энергетической зависимости коэффициента качества (КК) пучков фотонов и электронов высокой энергии с учетом вклада фото- и электроядерных реакций в энергетической области до 50 МэВ при использовании оцененных сечений и спектров на ядрах ^{12}C , ^{14}N и ^{16}O .

3. На основании развитых моделей оценена зависимость эквивалентной дозы пучков фотонов и электронов от начальной энергии и глубины проникновения.

Достоверность научных результатов и выводов обеспечена хорошим согласием с экспериментальными данными сторонних авторов. Полученные данные согласуются с современными представлениями по рассматриваемой проблеме.

Практическая и научная ценность работы заключается в следующем:

1. Аналитические выражения глубинных распределений доз для пучков фотонов и электронов могут быть использованы, по крайней мере, для быстрых оценок величины дозы и сокращения времени расчетов распределения дозы при планировании радиационной защиты.

2. Учет фото- и электроядерных реакций при лучевом лечении пучками высокоэнергичных фотонов и электронов позволяет оценить погрешности в расчете эквивалентной дозы, обусловленные высоким значением КК продуктов фото- и электроядерных реакций; зависимость КК от энергии фотонов и электронов.

3. Определение энергетической зависимости КК фотонов и электронов позволяет описать распределение эквивалентной дозы по глубине.

Основные положения, выносимые на защиту:

1. Математическая модель, которая позволяет:

- аналитически оценить число электронов, образовавшихся на заданной глубине при прохождении пучков электронов и фотонов через вещество;
- получить аналитическое выражение для глубинного распределения дозы в пучках фотонов и электронов.

2. Математическая модель для учета вклада вторичных частиц в дозу и оценки биологической эффективности пучков фотонов и электронов. Метод

расчета эквивалентной дозы, с учетом вклада фото- и электроядерных реакций в биологическую эффективность пучков фотонов и электронов.

3. Модель оценки глубинного распределения эквивалентной дозы и оценка дозы, передаваемой фотонейтронами областям, не занятым пучками первичных частиц.

Апробация работы.

На этапе выполнения диссертационной работы отдельные положения разрабатываемых моделей докладывались и публиковались на российских и международных конференциях и симпозиумах. Основные положения и результаты были представлены и обсуждены на Международных конференциях студентов, аспирантов и молодых ученых по фундаментальным наукам «Ломоносов-2003», «Ломоносов-2004», «Ломоносов-2005» секция «Физика»; на научной конференции «Ломоносовские чтения» 2005 и 2006 секция «Физика»; на всероссийской конференции «Радиобиологические основы лучевой терапии» 2005; на II Евразийском конгрессе по медицинской физике и инженерии «Медицинская физика-2005», секция «новые физические методики, приборы и технологии для медицины; на третьей международной конференции «Фундаментальные проблемы физики» 2005; на 1-ой и 2-ой Троицких конференциях по медицинской физике в 2004 и 2006; на научной сессии МИФИ-2005; на III international symposium under the auspices of UNESCO «Problems of biochemistry, radiation and space biology», 2007.

Работы в данной области поддержаны грантом программы «Университеты России» в 2004, РФФИ в 2007, и отмечены на конкурсе студентов, аспирантов и молодых ученых МГУ им. М.В. Ломоносова в 2006 году.

Публикации.

Наиболее существенные части данной диссертации, включая результаты проведенных расчетов, а также их сравнительный анализ опубликованы в следующих рецензируемых журналах: «Приборы и техника эксперимента» -2; «Медицинская радиология и радиационная безопасность» - 2; «Научные технологии» - 1; «Вестник Московского Университета» Серия. Физика. Астрономия - 1; «Технологии живых систем» -1; «Радиационная экология и радиационная безопасность» -1.

Личный вклад автора. В основу диссертационной работы легли результаты исследований, выполненных автором на кафедре физики ускорителей высоких энергий физического факультета МГУ им. М.В. Ломоносова. Заложенные в работе идеи предложены лично автором. Анализ и обобщение результатов осуществлялись при непосредственном участии автора.

Объем и структура диссертации. Диссертация состоит из введения, трех глав и списка литературы, содержит 119 страниц текста, 29 рисунков и 7 таблиц. Список литературы включает 80 наименований.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении описывается задача и цель работы, показывается ее актуальность и практическая значимость для решения задач о распределении поглощенной дозы, повышении эффективности использования ядерно-физических методов в медицине, пучков фотонов и электронов в лучевой терапии.

В первой главе дан обзор методов лучевой терапии на пучках ионизирующих излучений источники которых весьма распространены: γ -квантов, электронов. Обсуждаются особенности распределения дозы каждого вида излучения, позволяющие их эффективно использовать в лучевой терапии. Проводится сравнение методов на пучках ионизирующих излучений различного типа, анализируются преимущества и недостатки каждого из них.

Разные виды ионизирующих излучений имеют различную зависимость от глубины распределения дозы в веществе. У наиболее широко используемых в лучевой терапии видов ионизирующих излучений – фотонов и электронов – распределение дозы с глубиной спадает, а максимум в распределении дозы располагается вблизи поверхности среды. Градиент уменьшения величины дозы с глубиной его проникновения в среду достаточно велик. При этом для пучков электронов на больших глубинах он выше, чем на пучках фотонов. При облучении биологических тканей электронами большая доза, чем при использовании пучков фотонов, передается поверхностным слоям вещества. С ростом энергии фотонов и электронов максимум в распределении дозы незначительно смещается вглубь биологических тканей до глубины 3–5 см. Этого недостаточно при энергиях до 25 МэВ, которые обычно используются для облучения глубоко расположенных мишеней.

С этой целью в последнее время исследуются возможности использования пучков электронов высоких энергий: 50–70 МэВ и 150–200 МэВ. Глубинное распределение дозы последних близко к распределению дозы пучков фотонов при энергии 10–25 МэВ, а пробег в тканях превышает 40 см, что удобно для применения в лучевой терапии. В этом случае повышается эффективность облучения глубоко расположенных мишеней (на глубине до 10–20 см). Однако ткани в объеме мишени, до и после нее получают сравнимые по величине дозы.

Анализируется роль вторичных частиц. В результате взаимодействия со средой пучков фотонов и электронов возникают потоки вторичных фотонов и электронов, образуя электронно-фотонные ливни в среде. Вследствие этого поглощенная доза в веществе (в том числе и в биологической среде) формируется в основном вторичными электронами, позитронами и фотонами.

Для всех видов ионизирующих излучений важную роль играют ядерные реакции, происходящие в биологической среде. Возникают потоки нейтронов, протонов, α -частиц, ядер отдачи и фрагментов ядер. С ростом энергии первичного излучения их вклад становится все более ощутимым. В большинстве систем планирования, используемых в лучевой терапии, им пренебрегают. Однако продукты ядерных реакций имеют величину КК¹, существенно превышающую единицу. В случаях, когда вносимая поправка в дозовую нагрузку невелика, можно использовать КК как верхнюю оценку ОБЭ. Поэтому для пучков фотонов и электронов анализируется влияние продуктов фотоядерных реакций ($n, p, {}^2\text{H}, {}^3\text{He}, {}^4\text{He}$) на КК ионизирующих излучений, исследуется величина этого вклада и его влияние на погрешность в определении дозы. Такие исследования в настоящее время выполнены весьма фрагментарно.

Во второй главе разрабатывается математическая модель для аналитического описания глубинных распределений доз пучков фотонов и электронов.

На основании решения системы интегро-дифференциальных уравнений, описывающих электронно-фотонные ливни в среде, предложена модель, позволяющая аналитически описать распределение дозы в зависимости от глубины проникновения электронов в вещество, получена ее аппроксимация в достаточно простом виде:

$$D(t) = D_0 \exp\left(-\frac{\alpha}{3} t^3 + \beta t^2 + \gamma t + \frac{\delta}{t}\right) \quad (1)$$

$\alpha, \beta, \gamma, \delta: \ln \frac{E}{2m_e c^2}$

где t – толщина среды, а параметры $\alpha, \beta, \gamma, \delta$ вычисляются методом наименьших квадратов из сравнения с экспериментальными результатами. Для диапазона энергий от 10.6 до 25 МэВ эти параметры можно записать в виде:

$$\begin{cases} \alpha \approx 0.18 \ln \left(\frac{E}{2m_e c^2} \right) - 0.12 \\ \beta \approx 0.03 \ln \left(\frac{E}{2m_e c^2} \right) + 0.27 \\ \gamma \approx 1.6 \ln \left(\frac{E}{2m_e c^2} \right) + 0.9 \\ \delta \approx 0.8 \ln \left(\frac{E}{2m_e c^2} \right) - 11.3 \end{cases} \quad (2)$$

¹ Рассматриваются значения ОБЭ различных видов ионизирующего излучения, часто используемые в контексте радиационной защиты как коэффициенты качества излучения, или как взвешивающие коэффициенты при расчете эквивалентной дозы по Нормам радиационной безопасности - НРБ-99, изданным Минздравом России в 1999 г.

На рис.1 результаты модельных расчетов сравниваются с экспериментальными данными². Видно, что в рассматриваемом интервале энергий модель позволяет получить вполне удовлетворительный результат.

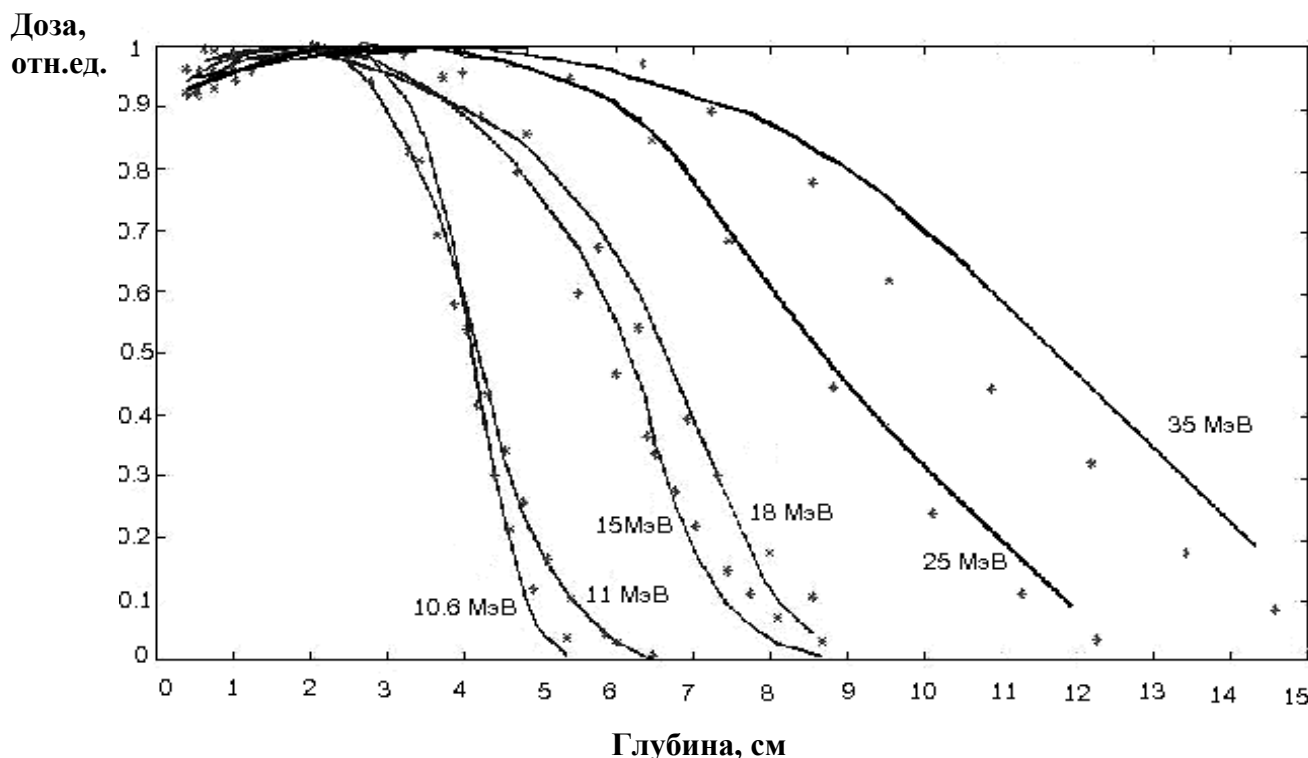


Рис 1. Зависимость поглощенной дозы от глубины проникновения электронов в вещество (воду): точки - экспериментальные данные, сплошная линия - данные расчета.

Для пучка моноэнергетических фотонов число образовавшихся вторичных электронов $\pi(E, t)$ определяет поглощенную веществом энергию, а, следовательно, и поглощенную дозу. Тогда глубинное распределение дозы в воде можно описать выражением, которое является приближенным решением:

$$D(t, E_0) = D_0 \exp \left\{ - \frac{(\ln^2 t - \alpha(E_0))}{\beta(E_0)} \right\}, \quad (3)$$

² Khan F. M. The Physics of Radiation Therapy, 2nd edition, 542 pages. Williams&Wilkins, 1994, USA.

где E_0 - начальная энергия фотонов, t - глубина проникновения фотонов в воду, выраженная в см. Для диапазона энергий $E_0=10 - 30$ МэВ коэффициенты a, b выражаются формулами:

$$\begin{cases} \alpha \approx 0.22 \ln\left(\frac{E_0}{2m_e c^2}\right) + 0.8 \\ \beta \approx 9 \ln\left(\frac{E_0}{2m_e c^2}\right) + 14.8 \end{cases} \quad (4)$$

На рис. 2. сравниваются результаты расчетов глубинного распределения дозы пучка фотонов с энергией 25 МэВ в рамках модели (сплошная линия) с экспериментальными данными (точки).

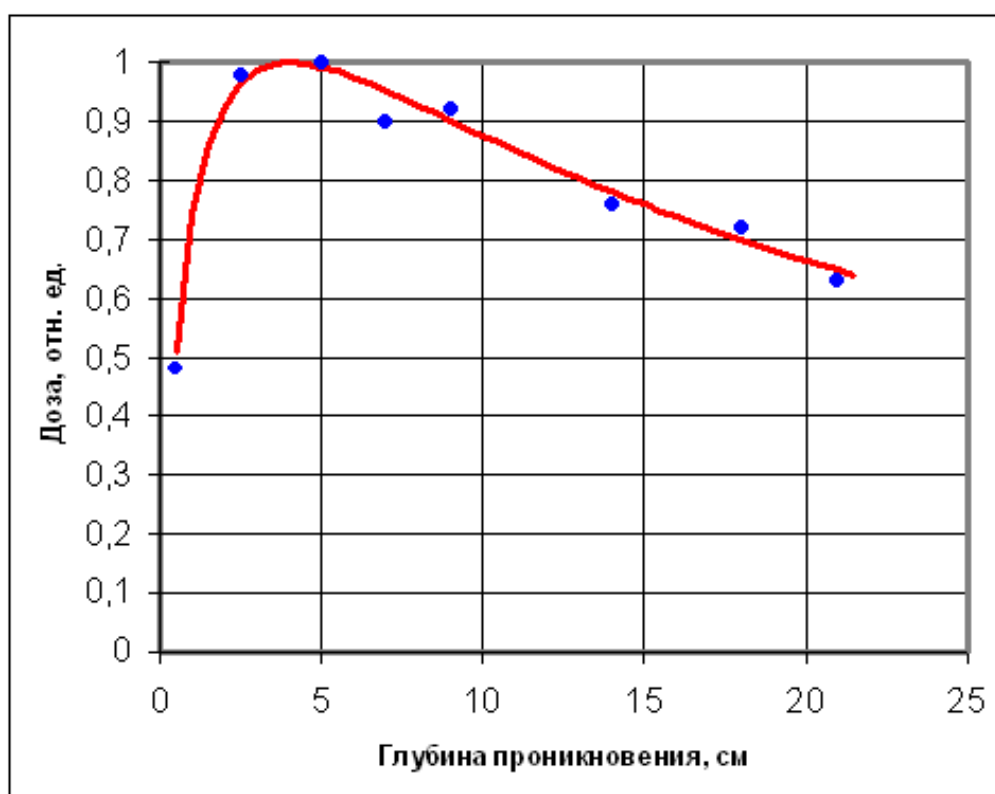


Рис.2. Сравнение экспериментального глубинного распределения дозы фотонов (точки) с модельными расчетами (сплошная линия). Энергия фотонов 25 МэВ.

Модель позволяет ускорить расчет поглощенной дозы вдоль оси пучка, учесть форму и атомный состав вещества, через которое проходят пучки фотонов и электронов.

В третьей главе исследуются погрешности в определении эквивалентной дозы, возникающие при учете вклада вторичных частиц – продуктов фото и электро-ядерных реакций. В связи с этим исследуется вклад вторичных частиц в поглощенную дозу, энергетическая зависимость КК и вопрос о зависимости этих величин от глубины проникновения первичных частиц в вещество.

При энергиях ускоренных электронов выше 10 МэВ, пучки электронов или тормозных фотонов, используемые в лучевой терапии, при прохождении через биологические ткани помимо вторичных электронов, позитронов и фотонов образуют потоки вторичных частиц в результате фотоядерных (γ, x) и электроядерных (e, x) реакций. Среди них большое число тяжелых заряженных частиц (p, d, t, α , ^3He и др.) и нейтронов, образующихся в реакциях (γ, n), ($\gamma, 2n$), (γ, pn), (γ, p), (γ, α), ($\gamma, n\alpha$), ($\gamma, 3\alpha$), ($\gamma, 4\alpha$). Эти частицы обладают высокой линейной передачей энергии (ЛПЭ) и дают существенный вклад в общее значение поглощенной дозы, а также изменяют значение относительной биологической эффективности. В настоящей главе оценивается погрешность, вносимая фотоядерными реакциями, в глубинное распределение дозы пучков фотонов и электронов в биологической среде.

Впервые предложен метод оценки энергетической зависимости КК продуктов фото и электро-ядерных реакций и выполнена оценка энергетической зависимости величины КК с учетом вклада вторичных частиц. Метод основан на использовании оцененных спектров продуктов фото- и электроядерных реакций. Анализ выполнен на основе экспериментально измеренных сечений фотоядерных реакций, имеющихся в библиотеке Центра данных фотоядерных экспериментов (ЦДФЭ) НИИЯФ МГУ. Данные о сечениях электроядерных реакций рассчитываются по данным о сечениях фотоядерных реакций на легких элементах.

Для оценки энергетических спектров используется модель прямой передачи энергии γ -квантов продуктам реакции. Энергетический спектр частиц – продуктов фотоядерных реакций $\Phi_{k,Z}(E_k)$ для ядра с зарядовым номером Z , на котором происходит фотоядерная реакция и из которого испускается частица k (протон или нейтрон), обладающая энергией E_k , ($dE_k = \frac{(A_{om\delta} - A_N)}{A_{om\delta}} dE$)

вычисляется по формуле:

$$\Phi_{k,Z}(E_k)dE_k = \frac{(A_{om\delta} - A_N)}{A_{om\delta}} \sum_k \sum_j N_a c_k \sigma_{kj}(E) \Phi_E dE \quad (5)$$

где Φ_E – поток γ -квантов энергии E_γ ; $\sigma_{kj}(E_\gamma)$ – сечение фотоядерной реакции с выходом частицы типа k , например, $[(\gamma, n), (\gamma, 2n), (\gamma, pn) \dots]$ и уровнем возбуждения остаточного ядра j ; c_k – число вылетевших из ядра частиц типа k ; N_Z – число ядер элемента Z .

Для расчета спектров частиц – продуктов фотоядерных реакций, возникающих в биологической ткани, вычисляется относительный элементный состав химических элементов в ней – $\alpha_Z = \frac{N_Z}{N_\Sigma}$, где соответственно N_Z – число атомов элемента Z в молях (нормированное на число Авогадро), а $N_\Sigma = \sum_{Z_i} N_{Z_i}$ – полное число атомов всех элементов. Затем вычисляется суммарный энергетический спектр частиц – продуктов фотоядерных реакций, возникающих в биологической ткани.

На следующем этапе вычисляется среднее значение КК $\langle R_k(E_\gamma^{MAX}) \rangle$ протонов и нейтронов, образовавшихся в результате фотоядерных реакций при прохождении пучка тормозных фотонов через вещество:

$$\langle R_k(E_\gamma^{MAX}) \rangle = \frac{\int_0^{E_k^{MAX}} \Phi_k(E_k) R_k(E_k) dE_k}{\int_0^{E_k^{MAX}} \Phi_k(E_k) dE_k}, \quad (6)$$

где $R_k(E_k)$ – функция, описывающая зависимость КК частиц от энергии E_k ; $\Phi_k(E_k)$ – энергетический спектр частиц; $E_k^{MAX} = E_\gamma^{MAX} - E_t$ – максимальная энергия частиц.

В предположении, что в исследуемом диапазоне энергий фотонов полное сечение фотопоглощения представляет собой сумму $\sigma(\gamma, abs) = \sigma(\gamma, n) + \sigma(\gamma, p) + \sigma(\gamma, n + p) + \sigma(\gamma, \alpha)$, вклад канала с образованием частиц типа k в полное сечение фотопоглощения $\langle \delta_k(E_\gamma^{MAX}) \rangle$ для пучка тормозных фотонов представляется в виде:

$$\langle \delta_k(E_\gamma^{MAX}) \rangle = \frac{\int_0^{E_\gamma^{MAX}} W(E_\gamma, E_\gamma^{MAX}) \sigma_{(\gamma, xk)}(E_\gamma) dE_\gamma}{\int_0^{E_\gamma^{MAX}} W(E_\gamma, E_\gamma^{MAX}) \sigma_{(\gamma, abs)}(E_\gamma) dE_\gamma}, \quad (7)$$

где $W(E_\gamma, E_\gamma^{MAX})$ – тормозной спектр. Среднее значение КК $\langle R(E_\gamma^{MAX}) \rangle$ всех образовавшихся в результате фотоядерных реакций частиц типа k , вычисляется

по формуле:

$$\langle R(E_\gamma^{MAX}) \rangle = \sum_k \langle \delta_k(E_\gamma^{MAX}) \rangle \langle R_k(E_\gamma^{MAX}) \rangle \quad (8)$$

Вклад $m(E_\gamma^{MAX})$ в полное сечение фотопоглощения $\sigma(\gamma, tot)$ определяется выражением:

$$m(E_\gamma^{MAX}) = \frac{\int_0^{E_\gamma^{MAX}} W(E_\gamma, E_\gamma^{MAX}) \sigma_{(\gamma, abs)}(E_\gamma) dE_\gamma}{\int_0^{E_\gamma^{MAX}} W(E_\gamma, E_\gamma^{MAX}) \sigma_{(\gamma, tot)}(E_\gamma) dE_\gamma}. \quad (9)$$

В предлагаемой модели энергия, переданная веществу, представляется в виде суммы двух компонент: переданной непосредственно фотонами и вторичными электронами, и переданной продуктами фотоядерных реакций. В этом случае КК для пучка тормозных фотонов – $R(E_\gamma^{MAX})$ определяется как сумма КК фотонов $R_\gamma = 1$ и частиц, образовавшихся в результате фотоядерных реакций. Вклад каждой из частей соответственно $1 - m(E_\gamma^{MAX})$ и $m(E_\gamma^{MAX})$. Тогда:

$$R(E_\gamma^{MAX}) = [1 - m(E_\gamma^{MAX})] R_\gamma + m(E_\gamma^{MAX}) \langle R(E_\gamma^{MAX}) \rangle. \quad (10)$$

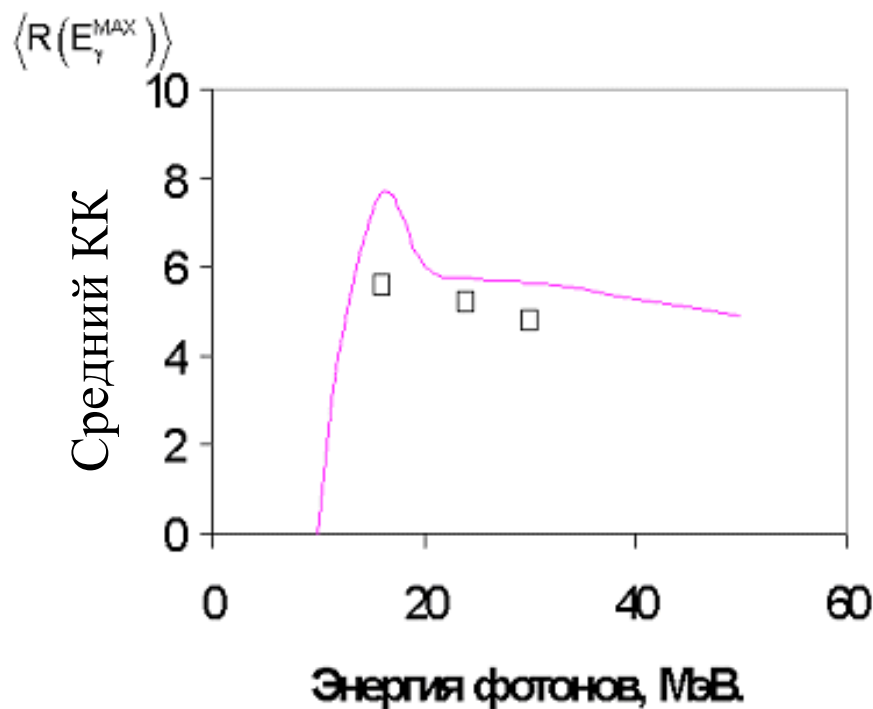


Рис.3. Средний КК образовавшихся в результате фотоядерных реакций вторичных частиц (протонов, нейтронов, α -частиц). Квадратами отмечены данные A.Satherberg и L.Johansson.

На рис.3 представлена энергетическая зависимость КК образовавшихся в результате фотоядерных реакций вторичных частиц (α , p, n). В рамках описанной выше методики для пучков тормозных фотонов получена энергетическая

зависимость коэффициента КК от порога фотоядерных реакций до 50 МэВ, представленная на рис.4.

Выполненная оценка КК, которая составляет для энергии $E_{\gamma}^{\text{макс}} = 50\text{МэВ}$ $R(E_{\gamma}^{\text{MAX}}) = 1.03$, находится в хорошем согласии с оценкой по данным других работ – $R(E_{\gamma}^{\text{MAX}}) = 1.08 \pm 0.06$.

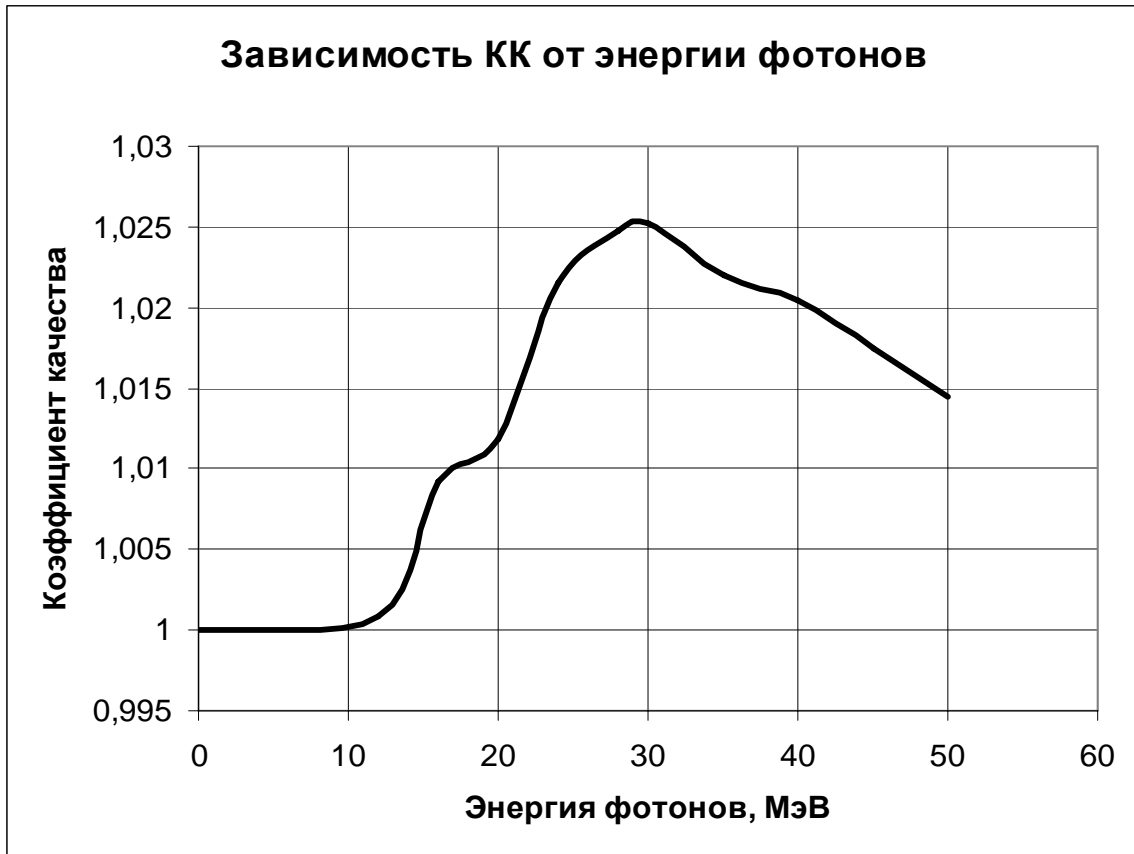


Рис.4. Энергетическая зависимость коэффициента КК пучка тормозных фотонов.

Двойное дифференциальное сечение неупругого рассеяния электронов с образованием нуклона N дается выражением:

$$\frac{d^2s}{d\omega dE\dot{y}} = 4a^2 \frac{E\dot{y}}{q^2} \frac{M}{\hbar} 2W_1(n, q^2) \sin^2 \frac{q}{2} + W_2(n, q^2) \cos^2 \frac{q}{2}, \quad (11)$$

где $n = E - E\dot{y}$ - разность начальной и конечной энергии электрона; q - угол, на который рассеялся электрон, $q^2 = 4EE\dot{y} \sin^2 \frac{q}{2}$,

$$W_1 = \frac{\frac{3}{2}n - \frac{q^2}{2M_N}}{4p^2 a} s_T, \quad W_2 = \frac{\frac{3}{2}n - \frac{q^2}{2M_N}}{4p^2 a} \frac{q^2}{q^2 + n^2} (s_T + s_S),$$

где s_T и s_S - сечения фотоядерного эффекта для виртуальных поперечно и продольно поляризованных фотонов. Сечение фотоядерного эффекта для продольно поляризованных фотонов стремится к нулю при малых переданных импульсах, а сечение поперечно поляризованных стремится при тех же условиях к сечению фотоядерного эффекта для реальных фотонов. Таким образом, зная энергетическую зависимость сечения фотоядерных реакций можно получить энергетическую зависимость сечений электроядерных реакций.

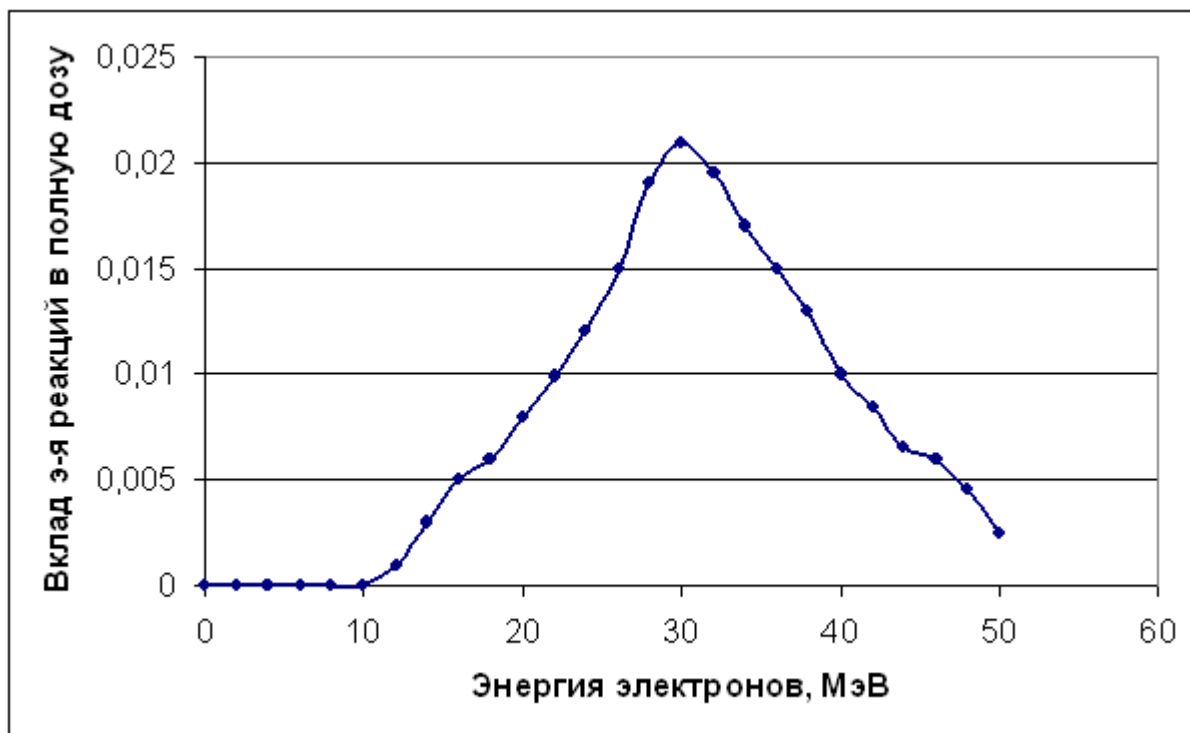


Рис.5 Зависимость вклада электроядерных реакций в общую дозу от энергии электронов (расчет по данным аппроксимации).

На рис.5 и рис.6. представлены вклады продуктов электроядерных реакций в общую дозу, переданную веществу при прохождении через него пучков электронов. Приведены расчеты на основе полиномиального приближения зависимости сечения фотоядерных реакций от энергии фотонов и экспериментальных данных. Глубинное распределение эквивалентной дозы $D_{эке}$ определяется выражением:

$$D_{эке}(E_0, x) = D(E_0, x)K(E_0) = D(E_0, x)K(E_0, x). \quad (12)$$

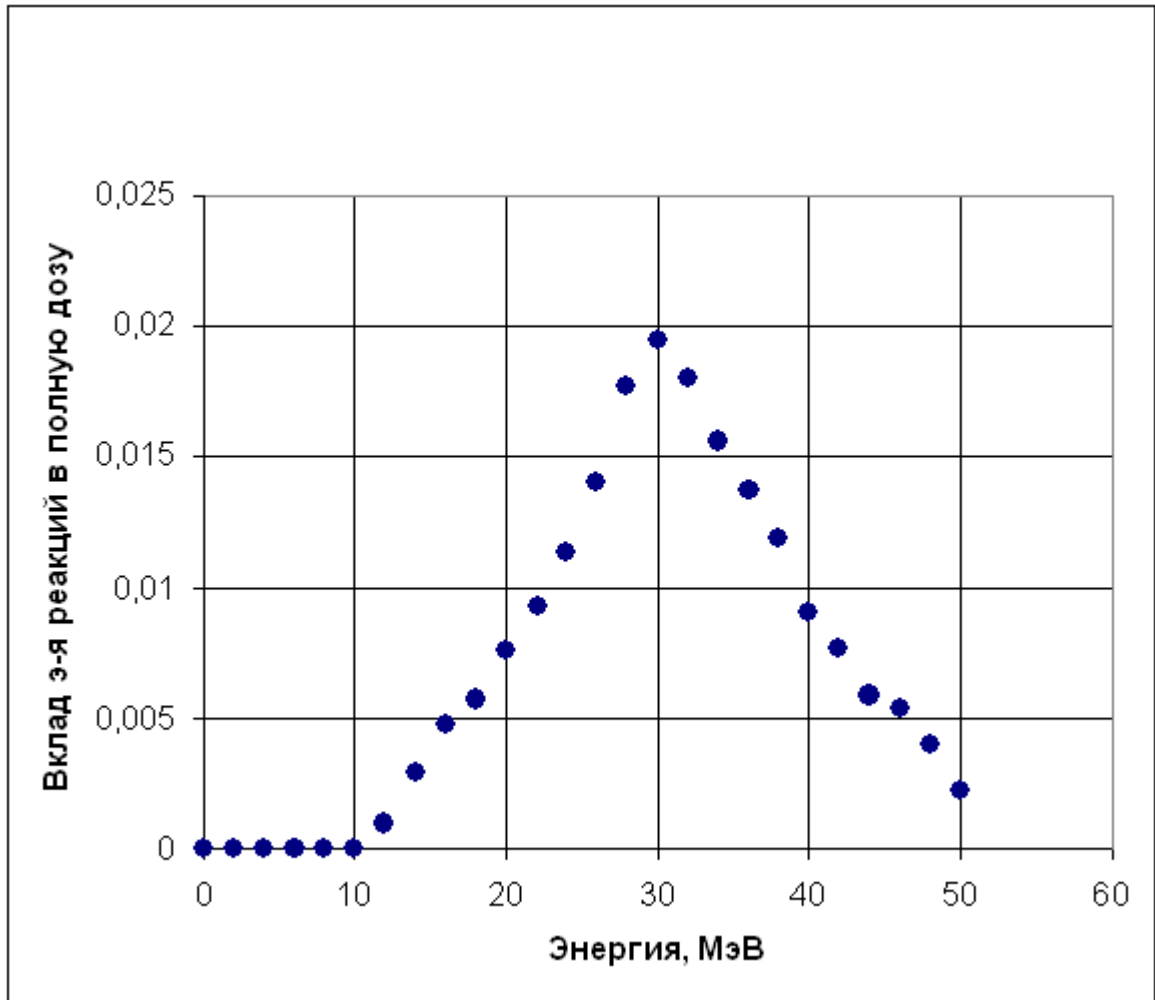


Рис 6. Зависимость вклада электроядерных реакций в общую дозу от энергии электронов (расчет по экспериментальным данным).

В предыдущих параграфах получены аналитические выражения для глубинного распределения дозы $D(E_0, x)$ и зависимости КК фотонов от их энергии $K(E_0)$. Таким образом, чтобы рассчитать глубинное распределение эквивалентной дозы требуется вычислить зависимость энергии фотонов от глубины их проникновения. Это можно сделать следующим образом.

Если на вход среды попадает монохроматический пучок фотонов с начальной энергией $E_{\gamma 0}$, то вероятность того, что он провзаимодействует пройдя расстояние Δx , определяется формулой:

$$P = \left(1 - e^{-\mu(E_{\gamma 0})\Delta x}\right).$$

При этом из пучка удалится часть фотонов, вероятность этого

$$P_1(E_{\gamma 0}) = \frac{\sigma_{\text{полн}}(E_{\gamma 0}) - \sigma_{\text{фото}}(E_{\gamma 0})}{\sigma_{\text{полн}}(E_{\gamma 0})}.$$

В конце пути спектр фотонов перестанет быть монохроматическим, а станет непрерывным со средней энергией

$$\langle E_{\gamma 1} \rangle = E_{\gamma 0} \left(1 - \frac{\int_0^{\pi} \frac{E_{\gamma 0}}{1 + \frac{E_{\gamma 0}}{m_e c^2} (1 - \cos \theta)} \frac{d\sigma_{\text{комн}}(E_{\gamma 0})}{d\Omega} d\theta}{\int_0^{\pi} \frac{d\sigma_{\text{комн}}(E_{\gamma 0})}{d\Omega} d\theta} \right). \quad (13)$$

Выбирая путь Δx достаточно малым, можно определить среднюю энергию фотона на любой глубине x , а, следовательно, определить зависимость КК от глубины проникновения фотонов в вещество.

Полные потери энергии электронами определяются их ионизационными и радиационными потерями. Если начальная энергия электронов равняется E_0 , то к моменту прохождения глубины x потери энергии составят:

$$E_{\dot{y}} = \int_0^x \frac{dE_{\dot{y}}}{dx} dx. \quad (14)$$

Следовательно, энергия, которой будет обладать электрон на глубине x , определится выражением:

$$E = E_0 - \int_0^x \frac{dE}{dx} dx. \quad (15)$$

Таким образом, зная зависимость энергии электронов от глубины $E(E_0, x)$ и зависимость КК электронов от энергии $R_e(E)$, можно получить зависимость эквивалентной дозы пучков электронов от глубины проникновения в среду:

$$H(x) = R_e(E_0, x) \Phi D(x). \quad (16)$$

Вычисления, проведенные по данной схеме, показывают, что при энергии пучка электронов 20-50 МэВ эквивалентная доза превышает поглощенную дозу на $\sim 1-3\%$.

Поскольку, основной областью применения пучков высоких энергий является облучение малых мишеней (из-за большого пробега и резкой очерченности боковой границы), то нейтронная составляющая невелика и не превышает 10% в эквивалентной дозе вторичных излучений. А по отношению к дозе первичных фотонов и электронов - десятых долей процента. Пробеги вторичных заряженных частиц - протонов и ядер гелия - не достигают нескольких мм и вся их энергия выделяется в объеме, занятом пучком.

При рассмотрении нейтронов ограничимся рассеянием только на атомах водорода, это можно сделать по двум причинам: во-первых, наибольшее число атомов в биологической ткани это атомы водорода, во-

вторых, на атомах водорода (как на наиболее легких) рассеивается большая часть энергии нейтронов. В первом приближении вместо образовавшихся фотонейтронов с непрерывным спектром будем рассматривать нейтрон, обладающий средней энергией E_0 .

При энергии фотонов 15 МэВ вклад фотонейтронных реакций в общее сечение взаимодействия $m = 0,009$; массовый коэффициент поглощения $\mu \approx 2 \cdot 10^{-2} \text{ см}^{-1}$; средняя энергия фотонейтронов при энергии фотонов 15 МэВ составляет $E \approx 2$ МэВ, пробег примерно $l = 5$ см. Взяв для оценок поле фотонов в виде пучка круглого сечения радиусом $r = 5 \text{ см}$ и протяженность области задетой пучком $a = 40 \text{ см}$, получаем дозу в расчете на 1 фотон:

$$\frac{m\gamma (1 - \exp(-\mu x))E}{a\pi (r + l)^2 r} = 5,9 \cdot 10^{-15} \frac{\text{Гр}}{\text{фотон}}.$$

Аналогичные оценки для энергии фотонов 30 МэВ, приводят к результату $5,8 \cdot 10^{-15} \frac{\text{Гр}}{\text{фотон}}$.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ И ВЫВОДЫ ДИССЕРТАЦИИ

1. Предложена модель, позволяющая получить выражения для расчета величины дозы в зависимости от глубины вдоль оси пучка частиц, обладающих энергией, достаточной для образования электронно-фотонного ливня. Для пучков фотонов и электронов на основании данной модели получены аналитические выражения для глубинных распределений доз вторичного излучения в средах произвольного атомного состава. Рассчитанные глубинные распределения для пучков электронов и фотонов разных энергий хорошо согласуются с экспериментальными данными, полученными сторонними авторами.
2. Разработана модель, позволяющая оценить вклад тяжелых вторичных частиц в дозу, переданную веществу, состоящему из легких элементов, при прохождении через него пучков фотонов и электронов. Установлено, что в интервале энергий 20-50 МэВ энергетическая зависимость продуктов фото- и электро-ядерных реакций слабо меняется в пределах коэффициентов качества КК от 5.0 до 5.5 для тормозных фотонов и в пределах от 2.1 до 2.5 для пучка монохроматических электронов.

3. Впервые получена энергетическая зависимость КК фотонов и электронов в интервале энергий $E_\gamma=20-50$ МэВ, которая находится в хорошем согласии с данными экспериментальных работ и в обсуждаемом энергетическом интервале составляет 1.02–1.03. для фотонов и 1.00-1.02 для электронов.
4. Вклад нейтронной составляющей в поглощенную дозу мал ($\approx 10^{-5}$ Гр) и не представляет существенной лучевой нагрузки для здоровых тканей пациента.

Основное содержание диссертации опубликовано в следующих работах:

1. Белоусов А.В., Варзарь С.М., Грязнов С.В., Ермаков А.Н., Плотников А.Б., Шведунов В.И., Черняев А.П. «Экспериментальное исследование влияния магнитного поля на распределение дозы пучков фотонов и электронов» Препринт НИИЯФ МГУ-2003-17/730, 27с.
2. Белоусов А.В., Грязнов С.В., Черняев А.П. «Аналитическая оценка выражения для глубинного распределения дозы при прохождении электронов через вещество» Препринт НИИЯФ МГУ-2003-20/733 24 с.
3. Белоусов А.В., Черняев А.П. «Аналитическое выражение для глубинного распределения дозы при прохождении электронов через вещество и его оценка». Вестник Моск. ун-та., сер. Физика. Астрономия, №4, 2004, с.37–41.
4. Белоусов А.В., Черняев А.П., Янушевская Т.П. «Влияние фотоядерных реакций на ОБЭ пучков тормозных фотонов» Научные технологии, 2004, №10, с. 3–10.
5. Белоусов А.В., Черняев А.П. «Модуляция распределения дозы при облучении фотонами и электронами» Технологии живых систем, том 3, №1, 2006, с.51-55
6. Белоусов А.В., Куракин А.А., Черняев А.П. «Экспериментальное исследование глубинных распределений доз на пучке электронов» Приборы и техника эксперимента. №4, 2006, стр.116-120
7. Белоусов А.В., Куракин А.А., Черняев А.П. «Влияние фотоядерных реакций на коэффициент качества фотонов». Медицинская радиология и радиационная безопасность. 2007, Т.52, №2, стр. 71-74
8. Белоусов А.В., Плотников А.Б., Шведунов В.И., Черняев А.П. «Повышение эффективности облучения мишени пучками фотонов и электронов в лучевой терапии». Приборы и техника эксперимента, №6, 2003, стр.111-114.

9. Белоусов А.В., Грязнов С.В., Черняев А.П. «Оценка вклада фотоядерных реакций в ОБЭ пучка тормозных фотонов». Научная конференция «Ломоносовские чтения» секция физики. Сборник материалов. Апрель, 2004. с.85.
10. Белоусов А.В., Черняев А.П. «Влияние фотоядерных реакций на ОБЭ тормозных фотонов». Всероссийская конференция «Радиобиологические основы лучевой терапии». Тезисы докладов. 2005, стр.15.
11. Белоусов А.В., Черняев А.П. «Аналитическое выражение для глубинных распределений доз пучков фотонов и электронов». II Евразийский конгресс по медицинской физике и инженерии «Медицинская физика-2005». Секция «Новые физические методики, приборы и технологии для медицины», Сборник материалов. 2005, стр. 335.
12. Белоусов А.В., Черняев А.П. «Фотоядерные реакции и ОБЭ фотонов». II Евразийский конгресс по медицинской физике и инженерии «Медицинская физика-2005». Секция «Новые физические методики, приборы и технологии для медицины», Сборник материалов, 2005, стр. 336.
13. Белоусов А.В., Черняев А.П. «Физика формирования глубинного распределения эквивалентной дозы» Препринт НИИЯФ МГУ-2005-29/795. 26с.
14. Белоусов А.В., Варзарь С.М., Куракин А.А., Осипов А.С., Черняев А.П. «Повышение конформности облучения пучками фотонов и электронов». Научная конференция «Ломоносовские чтения». Секция физика. Апрель, 2006, стр. 95-98.
15. Белоусов А.В. «Относительная биологическая эффективность излучений. Тормозные фотоны высоких энергий». Медицинская физика. Лекции молодым ученым, 2006, стр.115-131.
16. Белоусов А.В., Черняев А.П. «Относительная биологическая эффективность пучков фотонов». Физико-технические проблемы гарантии качества лучевой терапии. Материалы научной конференции 20-21 сентября, 2006, стр.26.

Заказ №109/04/07 Подписано в печать 13.04.2007 тираж 70 экз. Усл. п.л. 1,25

ООО «Цифровичок», тел. (495) 797-75-76; (495) 778-22-20
www.cfr.ru ; e-mail: info@cfr.ru