

6. Nuclear Wallet Cards. N. Y., 2000 (<http://www.nndc.bnl.gov>).
7. Varlamov A.V., Varlamov V.V., Rudenko D.S., Stepanov M.E. Atlas of Giant Dipole Resonance, IAEA, Nuclear Data Section, Austria, Vienna, 1999.

8. Dietrich S., Berman B.L. // Atomic Data And Nuclear Data Tables. 1998. No. 38. P. 199.

Поступила в редакцию  
20.06.01

УДК 621.039.8

## ОЦЕНКА ЭФФЕКТИВНОСТИ ОБЛУЧЕНИЯ МИШЕНИ ПУЧКОМ ЭЛЕКТРОНОВ В МАГНИТНОМ ПОЛЕ

С.М. Варзарь, В.В. Зенин, А.В. Тултаев, А.П. Черняев

(кафедра физики ускорителей высоких энергий)

E-mail: varzar@mail.ru

Предложен метод активного управления распределением дозы, создаваемой в веществе пучком электронов, путем воздействия магнитного поля на заряженные частицы. Исследования, проведенные с использованием программы GEANT для узких и широких пучков электронов с энергией от 20 до 70 МэВ в однородных магнитных полях  $B = 0.5 \div 3$  Тл, показали, что в распределении дозы пучка электронов образуется максимум. Изменение конфигурации и величины магнитного поля и энергии электронов влияет на форму кривой распределения дозы и положение максимума, а также изменяет величину дозы, передаваемой заданной области биологической ткани. Это создает новые возможности для радиобиологических исследований.

### Введение

Основным критерием оценки клинико-терапевтической эффективности средств и методов лучевой терапии онкологических больных является отношение дозы облучения, создаваемой радионуклидами и ускорителями заряженных частиц в опухоли, к дозе облучения в интактных тканях, окружающих опухоль. Чем выше значение этого отношения, тем больше потенциальных возможностей для эффективного лечения и улучшения качества жизни онкобольных. Другой важный показатель методов лучевой терапии — величина отношения дозы в опухоли к интегральной дозе облучения пациента.

Применяемые в настоящее время методы облучения опухолей с разных сторон, использующие современные гамма-аппараты с источником излучения  $^{60}\text{Co}$ , а также ускорители электронов и протонов, позволяют на 10–15% повысить величину отношения доз облучения в опухоли и интактной ткани. Но при этом интегральные дозы не уменьшаются и даже возрастают, что часто становится препятствием для облучения мишени запланированной дозой из-за возможных радиационных осложнений.

Показательной характеристикой для отношения доз облучения в опухоли и интактных тканях и отношения величины дозы в опухоли к интегральной дозе служат зависимости распределения доз различных видов ионизирующих излучений от глубины проникновения излучения в облучаемые биологические объекты. На рис. 1 представлены распределения по глубине доз пучков ионизирующих излучений, полученных на ускорителях заряженных

частиц и падающих перпендикулярно поверхности водного фантома.

Облучение заряженными частицами (электронами, протонами, ионами и т. д.), имеющими конечный пробег в веществе, более удобно, чем облучение фотонами и нейтронами. Использование тяжелых заряженных частиц обладает тем преимуществом, что распределение дозы таких частиц, называемое «кривой Брэгга» (рис. 1), характеризуется наличием максимума, возникающего в конце пути пробега частиц, и резким спадом дозы вслед за ним. Это

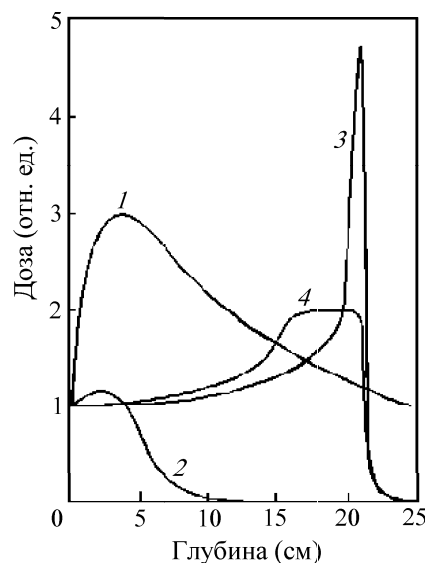


Рис. 1. Зависимость величины дозы от глубины проникновения в ткань для высокоэнергетичных фотонов (22 МэВ) — 1, электронов (22 МэВ) — 2, протонов (200 МэВ) — 3; кривая 4 — модулированный пик Брэгга

позволяет повысить дозу в облучаемой области ткани (обычно называемой мишенью) и уберечь здоровые ткани, расположенные за ней, от действия ионизирующих излучений [1, 2].

Использование протонов высоких энергий позволяет достигать высоких значений отношения доз в облучаемой мишени и окружающей ее среде. В этом случае величина дозы в максимуме на кривой Брэгга в 4 раза выше, чем на плато. Однако пик Брэгга узкий, и поэтому мишень должна быть малых размеров. В реальных условиях при лучевой терапии используют модулированный пик Брэгга. Для модулированной кривой Брэгга отношение доз в максимуме и на плато значительно меньше: в зависимости от размера мишени оно принимает значение  $1.4 \div 2.0$  [3]. Отношение дозы, получаемой мишенью при облучении протонами или ионами высоких энергий, к интегральной дозе облучения пациента даже в условиях модулированного распределения доз остается наибольшим по сравнению с другими видами ионизирующих излучений, так как за пиком Брэгга доза быстро падает.

Для того чтобы избежать действия высоких доз на здоровые ткани, облучение мишени проводят с разных сторон. При этом происходит облучение большего объема мишени. Здоровые ткани получают меньшую дозу, а интегральная доза в теле пациента практически не меняется.

В этой связи весьма актуальна задача определения пространственного распределения дозы пучка электронов в биологической ткани, имеющей максимальное значение на глубине  $10 \div 15$  см (аналогично распределению дозы тяжелых заряженных частиц в веществе). В работах [4, 5] нами был предложен метод получения пространственного распределения дозы для пучка фотонов и электронов с максимумом на удобной для лучевой терапии глубине.

В настоящей работе исследуется влияние магнитного поля на дозу, получаемую тканью перед мишенью, в мишени и за ней, для пучков электронов различных энергий.

### Метод изменения пространственного распределения дозы

В основе метода лежит влияние магнитного поля на распространение электронов исходного пучка либо вторичных электронов, возникающих при прохождении пучка через вещество. В методе может быть использовано как постоянное, так и импульсное магнитное поле.

В настоящей работе предлагается определенная схема облучения: область мишени располагается в сильном магнитном поле, действующем перпендикулярно направлению распространения пучка электронов (рис. 2). Путем изменения энергии электронов, величины и распределения магнитного поля вдоль направления первичного пучка можно увеличить дозу в области мишени.

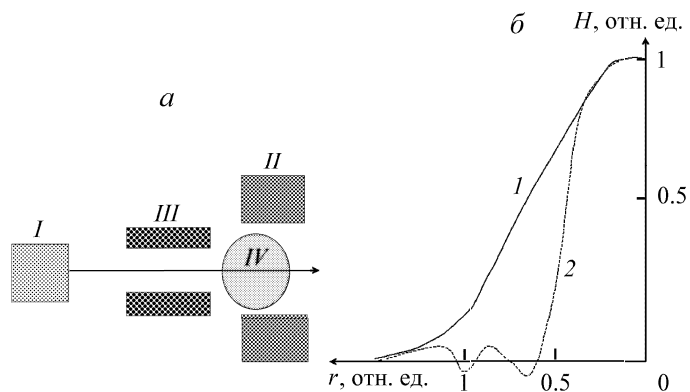


Рис. 2. Схема облучения мишени в магнитном поле (а): I — ускоритель электронов, II — основной диполь, III — корректирующие магниты, IV — пациент; напряженность магнитного поля как функция расстояния от центра основного диполя (б): без системы корректирующих магнитов (1) и с корректирующей диполь-антидипольной системой (2)

Для точного расчета распределения дозы, создаваемой пучком электронов разных энергий, использовалась программа GEANT. Программа GEANT позволяет методом Монте-Карло определить энергетические потери различных типов частиц в веществе с учетом известных физических процессов. В частности, для электронов это многократное рассеяние, ионизационные потери, образование  $\delta$ -электронов, рентгеновское, черенковское и синхротронное излучения. В случае необходимости любой из процессов может быть отключен. Кроме того, может быть учтен вклад вторичных частиц, которые образуются в объекте или в элементах системы проводки пучка, а также искривление траекторий частиц в магнитных полях. Параметры облучаемого вещества (молекулярный состав, плотность, геометрическая форма и др.) и окружающих его объектов могут быть заданы в соответствии с требованиями конкретной задачи.

Представленные ниже результаты моделирования были получены со статистической ошибкой 0.3%, что соответствует примерно 100 тыс. частиц в пучке.

### Обсуждение результатов

Расчеты выполнены для энергии электронов  $E_e = 50, 60$  и  $70$  МэВ. Распределение магнитного поля рассчитывалось с учетом его изменения вне полюсов магнита. В рамках предложенной модели для расчета конфигурации магнитного поля использовались диполь-антидипольные системы (рис. 2, а: II — III). Это позволило увеличить градиент спада поля вне полюсов магнита примерно в три раза (рис. 2, б). На расстоянии 10 см от границы объекта поле выбиралось однородным. Его протяженность превышала пробег электронов в воде (поле заполняло полубесконечный объем). На рис. 3 представлены результаты расчета распределения дозы в зависимости от глубины проникновения электронов в среду для узкого пучка. Приведены интегральные

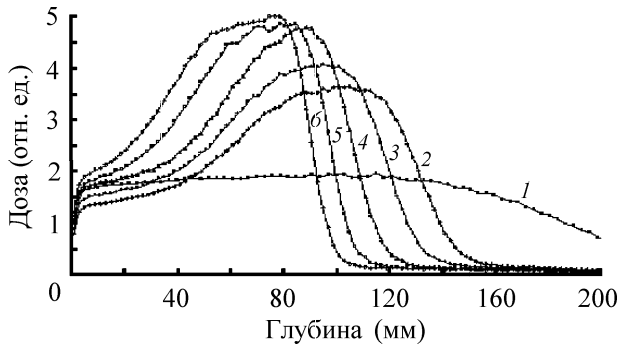


Рис. 3. Распределение дозы для узкого пучка электронов в зависимости от глубины проникновения электронов в среду при разной энергии частиц и индукции магнитного поля: 1 — 50 МэВ, без поля; 2 — 70 МэВ, 2 Тл; 3 — 60 МэВ, 2 Тл; 4 — 50 МэВ, 2 Тл; 5 — 50 МэВ, 2.5 Тл; 6 — 50 МэВ, 3 Тл

значения дозы на площади  $4 \times 4$  см при отсутствии магнитного поля и в поле с  $B = 2.0, 2.5, 3.0$  Тл для пучка электронов с энергией 50 МэВ, а также при  $B = 2.0$  Тл для пучков электронов с энергией 60 и 70 МэВ.

Как показывают графики, приведенные на рис. 3, включение магнитного поля приводит к появлению в распределении дозы максимума на глубине 9–12 см, аналогичного пику Брэгга, причем его величина с ростом поля становится выше.

С использованием результатов расчетов распределения дозы в зависимости от глубины в настоящей работе исследовалась эффективность облучения мишени — отношение дозы, получаемой тканью в заданном интервале глубин при облучении ткани пучком электронов, к дозе, получаемой без него.

В таблице представлены коэффициенты эффективности облучения мишени  $K_2$  и окружающих здоровых тканей ( $K_1$  и  $K_3$ ). Коэффициенты  $K_1$  и  $K_3$  относятся соответственно к областям перед мишенью и за ней. Коэффициент  $K_2$  — отношение дозы, приходящейся на область мишени, при ее облучении в магнитном поле и без него. В области мишени уровень дозы, получаемой тканью, составляет 90% от максимального значения дозы. Интегральная доза, получаемая тканью в области за мишенью, где значение поглощенной дозы не превышает 10%, составляет менее 5%.

Выполненные расчеты показывают, что область эффективного облучения мишени, где доза, передаваемая ткани, выше 90% ее максимального значения, при облучении электронами с энергией 50–70 МэВ в магнитном поле  $B = 2–3$  Тл практически не изменяется и составляет 3 см. Из таблицы видно, что эффективность облучения мишени (коэффициент  $K_2$ ) в магнитном поле становится выше в 1.8–2.3 раза по сравнению со случаем, когда магнитное поле отсутствует. По мере роста величины магнитного поля от 2 до 3 Тл эффективность облучения мишени немного (на  $\sim 10\%$ ) возрастает. Однако при этом область, в которой доза превышает 90% максимального значения, оказывается

Коэффициенты эффективности облучения тканей в магнитном поле

Магнитное поле, Тл	Коэффициент эффективности	Энергия, МэВ		
		50	60	70
2	$K_1$	1.3	1.2	1.2
	$K_2$	2.1	2.0	1.8
	$K_3$	0.2	0.3	0.3
2.5	$K_1$	1.4	1.4	1.3
	$K_2$	2.2	2.1	1.7
	$K_3$	0.2	0.2	0.4
3	$K_1$	1.6	1.5	1.5
	$K_2$	2.3	2.2	2.1
	$K_3$	0.2	0.2	0.3

на меньшей глубине (на расстоянии  $\sim 1.5$  см). При увеличении энергии электронов эффективность облучения мишени снижается на 12–22%. Увеличение энергии пучка электронов на 10 МэВ приводит к смещению максимума распределения дозы вглубь ткани примерно на 1 см. Поэтому изменение энергии ускорителя с шагом 5 МэВ является вполне достаточным, чтобы сдвигать область облучения мишени с шагом  $\sim 0.5$  см.

Качество облучения зависит от соотношения дозы, приходящейся на мишень и здоровые ткани. При облучении мишени, расположенной в ткани на глубине 9–12 см, фотонами высоких энергий на область мишени приходится лишь 12–14% всей дозы, полученной тканью. Для пучка электронов с энергией 50 МэВ эта величина составляет около 18%. В настоящей работе получены оценки соотношения доз, приходящихся на область мишени и области перед ней и за ней, для разных значений энергии электронов и различных величин магнитного поля. Во всех случаях на область перед мишенью приходится 48–50% дозы, 32–42% дозы выделяется в области мишени и 11–22% — за ней. С ростом величины магнитного поля от 2 до 3 Тл доза, выделяемая в области мишени, снижается от 42 до 32%, а доза за мишенью резко падает, так что на расстоянии от мишени, большем 1.0 см, она не превышает нескольких процентов. Из таблицы видно, что облучение в магнитном поле на 25–40% увеличивает дозу, приходящуюся на здоровые ткани, которые расположены перед мишенью, тогда как за ней ситуация улучшается в 3–4 раза по сравнению со случаем аналогичного облучения при отсутствии магнитного поля.

Таким образом, эффективность облучения мишени, расположенной в магнитном поле, примерно в два раза выше. Это одно из достоинств предлагаемого способа лучевой терапии.

### Заключение

Предложенная модель позволяет увеличить эффективность облучения путем использования пучков электронов с энергией 50–70 МэВ. Показано,

что при облучении пучком электронов мишени, расположенной в магнитном поле, действующем перпендикулярно направлению пучка, в пространственном распределении дозы наблюдается максимум, аналогичный максимуму на кривой Брэгга. Его амплитуда зависит от величины магнитного поля. По мере роста магнитного поля от нуля до 3.0 Тл она возрастает линейно. Предложена модель диполь-антидипольной магнитной системы, позволяющая уменьшить влияние на распределение дозы рассеянных полей. В рамках модели удалось увеличить градиент спада рассеянного магнитного поля в  $\sim 3$  раза.

Эффективность облучения мишени в магнитном поле возрастает примерно в 2 раза по сравнению с облучением без поля, а по сравнению с облучением высокоэнергетичными фотонами — в 2.5–3 раза. При этом доза, передаваемая здоровым тканям перед мишенью, возрастает на 25–40%, а за мишенью падает в 3–4 раза. Увеличение магнитного поля не влияет на размер области, где доза превышает 90% ее максимального значения, немного увеличивает дозу, передаваемую ткани перед мишенью, но сильно уменьшает величину дозы за мишенью. Путем изменения конфигурации магнитного поля можно изменять форму пика в распределении дозы, размер области, где доза превышает 90% ее максимального значения, соотношение дозы, передаваемой мишени и здоровым тканям.

Влияние на живую ткань магнитного поля представляет самостоятельную научную задачу. Однако можно предположить, что поле влияет на живую ткань существенно меньше, чем ионизирующее из-

лучение, и в лучевой терапии не является фактором риска, отрицательно сказывающимся на возможностях предлагаемого способа облучения.

Таким образом, изменяя энергию пучка, форму магнита, его расположение над объектом и величину магнитного поля, можно оказывать влияние на положение и характеристики максимума в распределении дозы. Это дает возможность активно управлять распределением дозы при лучевой терапии, осуществляемой пучком электронов. Реализация этого метода перспективна для используемых и разрабатываемых в настоящее время для лучевой терапии ускорителей.

Авторы признательны Б.С. Ишханову, М.Ф. Ломанову и В.В. Розанову за внимание к работе и ценные замечания.

#### Литература

1. Khan F.M. The Physics of Radiation Therapy. Baltimore, Maryland, USA, 1992.
2. Chu W.T., Ludewigt B.A., Renner T.R. // Rev. Sci. Instr. 1993. **64**. P. 2055.
3. Варзарь С.М., Тултаев А.В., Черняев А.П. // Медицинская физика. 2001. № 9. С. 58.
4. Тултаев А.В., Черняев А.П. Способ лучевой терапии. Заявка на патент № 2001102391 от 29.01.2001.
5. Тултаев А.В., Черняев А.П. Метод формирования пространственного распределения дозы пучков фотонного и электронного излучения в биологических средах: Препринт НИИЯФ МГУ. № 2001-4/644. М., 2001.

Поступила в редакцию  
16.07.01

## ОПТИКА И СПЕКТРОСКОПИЯ

УДК 535.39

### О БАЛАНСЕ ЭНЕРГИИ ПРИ ОТРАЖЕНИИ СВЕТА

С.Г. Ильина

(кафедра молекулярной физики и физических измерений)

E-mail: iline@cs.msu.su

**Предполагается, что углы падения и преломления являются комплексными при отражении света от границы раздела двух поглощающих сред. Компоненты комплексных углов вычисляются с помощью закона преломления Снеллиуса. При таких предположениях расчеты отраженных и преломленных энергетических потоков по формулам Френеля приводят к полному балансу энергии.**

Рассмотрение традиционными методами энергетических потоков при отражении света, падающего на границу раздела двух поглощающих сред, приводит к нарушению баланса энергии [1–6]. В настоящей работе на основе формализма комплексного угла преломления (см. [7] и [1, § 36]) предложен метод

вычисления энергетических потоков, который обеспечивает сохранение баланса энергии при отражении, т.е. учитывает полностью энергетические потоки. Ранее идея представления угла преломления в комплексном виде дискутировалась в ряде работ (см., напр., [3, 4]), но указанный выше результат