

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССОВ И МАТЕРИАЛОВ

SIMULATION OF PROCESSES AND MATERIALS

Известия высших учебных заведений. Материалы электронной техники. 2019. Т. 22, № 1. С. 45—52.
DOI: 10.17073/1609-3577-2019-1-45-52

УДК 539.1.71.002

Алгоритм работы электронного тракта детектора телевизионного типа и теоретические модели для описания модифицированной кривой Брэгга

© 2019 г. В. В. Сиксин[§]

*Физический институт имени П. Н. Лебедева РАН,
Ленинский просп., д. 53, Москва, 119991, Россия*

Аннотация. Рассматриваются особенности разработки электронного тракта телевизионного канала в детекторе телевизионного типа. Отмечено, что режим бининга (сложения пикселей) является наиболее сложным в технической реализации.

Проведены расчеты по совершенствованию математической модели для вычислителя детектора телевизионного типа. Определены параметры аналитической формулы, справедливой для энергий протонов от 30 до 250 МэВ, в основе которой применена комбинация функций параболического цилиндра, согласуемая с численными методами и новыми экспериментальными данными. Приводится список теоретических работ описывающих модифицированную кривую Брэгга.

Предлагается возможность нового подхода в описании дозного поля пика Брэгга заключающийся в применении так называемого «полного опыта», когда для экспериментально измеряемых характеристик дозного распределения составляется система уравнений, в которых измеряемые величины представляются как функции так называемых «амплитуд дозного поля», определяемых из решения системы уравнений. «Амплитуды дозного поля» зависят от координаты z в водном фантоме, где z — ось направления пучка. После определения амплитуд из системы описанных уравнений, расчетные значения применяются для быстрого предсказания измеряемых характеристик дозного распределения. Сочетание режимов работы адаптивного электронного тракта, самостоятельно, без участия оператора, проводящего эксперимент по калибровке ускорителя и определяющего экспериментально—измеряемые характеристики дозного распределения, позволяет в режиме on-line подготовить терапевтический ускоритель «Прометеус» к проведению сеанса с пациентом.

Ключевые слова: режим бининга, адаптивный электронный тракт, водный фантом, пики Брэгга, детектор телевизионного типа, аналитическое описание пика Брэгга, «амплитуды дозного поля»

Введение

На протяжении последних лет «карандашные» протонные пучки все шире применяются для проведения медико—биологических исследований, а также в клинической практике. Особенно повышается интерес радиобиологов и радиологов—клиницистов к протонному ускорителю «Прометеус» за его малогабаритность, небольшую стоимость и перспективы широкого внедрения в клиническую практику.

Сиксин Виктор Васильевич[§] — канд. физ.—мат. наук, старший научный сотрудник, antktech@yandex.ru

[§] Автор для переписки

За последние несколько лет был разработан и внедрен на ускорителе «Прометеус» в ФТЦ ФИАН принципиально новый детектор телевизионного типа (**ДТеТ**), который калибрует ускоритель и измеряет дозные распределения в имитаторе пациента — водном фантоме.

В работах [1, 2] было осуществлено уверенное наблюдение энерговыделения протонного пучка в водном фантоме ДТеТ — в диапазоне энергий от 30 до 260 МэВ — позволяющие быстро определять основные дозовые характеристики протонного пучка. Это стало возможным после разработки высокочувствительного электронного тракта де-

тектора ДТеТ. Для наблюдения светового сигнала от водного фантома требовалась чувствительность детектора ДТеТ на уровне $E_{\text{ПОР}} = (1,0 \div 3,0) \cdot 10^{-5}$ лк. Для этого в электронном тракте ДТеТ были применены два специальных режима повышения чувствительности — бининг (объединение пикселей) и суммирование кадров (накопление) [3, 4].

Цель работы — краткое описание основных особенностей электронного тракта детектора ДТеТ, а также описание основных принципов и подходов в аналитическом описании пиков Брэгга и применении «амплитуд дозного поля».

Принцип циклограммы для получения событий экспериментальных кадров с разным временем экспозиции

Кроме применения двух выполненных режимов бининга и суммирования кадров [3, 4] был применен особый режим электронного тракта детектора ДТеТ по включению событий для обработки с разной «выдержкой кадров» (разное время накопления). Для этого подбирались разная временная длительность «фаз» между импульсом ускорителя и «основным кадром» с достоверно известным суммарным временем накопления 0,32 с (16 кадров со временем накопления 0,02 с складываются в один кадр).

Отметим, что изменения суммарного времени накопления при малых яркостях не происходит, так как автоматический механизм адаптации электронного тракта детектора ДТеТ не реагирует на малые колебания яркостей (и событие данного кадра регистрируется, как только часть импульса от ускорителя). То есть этот режим «включения разных

экспозиций» работает как электронная схема дискриминации событий по режиму отбора кадров с нужной длительностью по времени экспозиции.

Включение кадров с нужной длительностью по временам экспозиции (с меньшими временами накопления) получают из-за специального временного смещения «основного кадра» длительностью 0,32 с и импульса от ускорителя длительностью 0,3 с, а также наличия интервала между импульсами ускорителя, равного 2000 мс (2 с).

На рис. 1 показана циклограмма по длительности первых 17-ти кадров и импульсы ускорителя с соответствующей длительностью (по 0,3 с каждый, соответственно) и интервалами 2000 мс (2 с).

В соответствии с циклограммой начало первого кадра видеозаписи К1 совпадает с началом первого импульса ускорителя (Имп. 1), т. е. здесь фиксируется полная длительность первого импульса. Из-за разницы в длительности импульса и длительности кадра в 0,02 с (0,30—0,32), второй импульс (Имп. 2) попадает на два кадра — К8 и К9, причем кадр К8 зафиксировывает часть второго импульса, равную по длительности 0,26 с, а К9 зафиксировывает оставшуюся часть импульса, равную по длительности 0,04 с. Соответственно третий импульс (Имп. 3) попадет на кадр К15 и К16, причем кадр К15 зафиксировывает часть третьего импульса, равную по длительности 0,2 с, а К16 зафиксировывает оставшуюся часть третьего импульса, равную по длительности 0,1 с. Последующие кадры будут фиксировать как полный соответствующий импульс, так и части последующих импульсов, кратные по длительности 0,02 с (разнице времен длительности кадра и импульса 0,30—0,32).

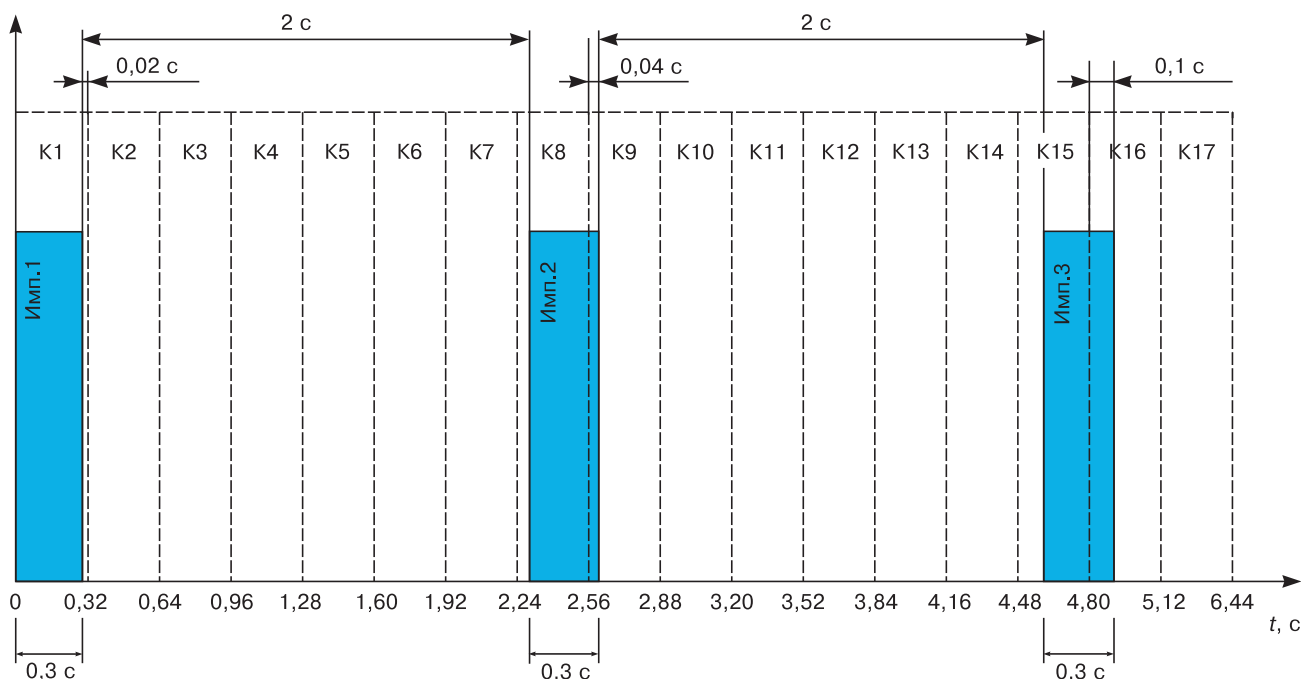


Рис. 1. Циклограмма работы электронного тракта телевизионного канала и подачи импульсов от ускорителя
Fig. 1. The cycle diagram of the electronic path of the television channel and the supply of pulses from the accelerator

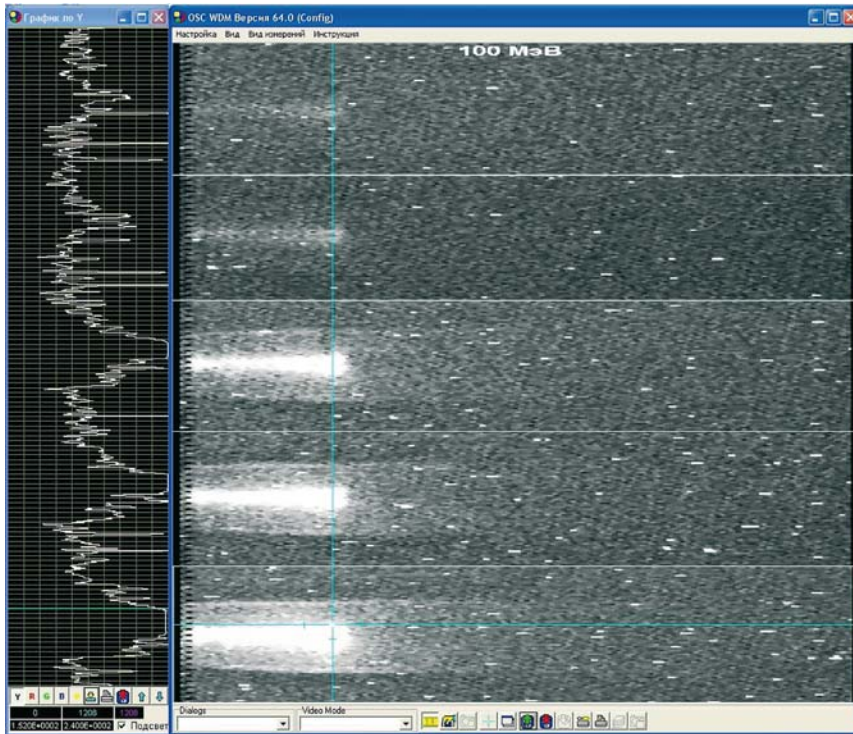


Рис. 2. События зарегистрированные детектором ДТет для режима «включения разных экспозиций» при энергии пучка ускорителя «Прометеус» 100 МэВ
 Fig. 2. Events recorded by the TTD detector for the «inclusion of different exposures» mode at a beam energy of the Prometheus accelerator of 100 MeV

На рис. 2 [1, 2] приведены события зарегистрированные детектором ДТет для режима «включения разных экспозиций». Все события зарегистрированные на рис. 2 принадлежат к энергии пучка протонов 100 МэВ. На самом нижнем кадре включена максимальная экспозиция кадра равная 0,32 с, при этом зарегистрирован весь импульс от ускорителя равный 0,3 с. Следующие четыре события (соответственно — снизу вверх) соответствуют временам экспозиции — 0,1, 0,06, 0,04 и 0,02 с. Мы видим на рис. 2 на кадрах событий уменьшение яркости и измеряемой ширины поперечного профиля энерговыделения (пика Брэгга) — измеряемая форма этих профилей хорошо согласуется с расчетами программой FLUKA [6, 7]. По этим расчетам и экспериментально измеренным профилям в конце статьи обсуждается — способ определения, так называемых «амплитуд дозного поля» — определив которые, можно быстро считать основные клинические параметры глубинного профиля пика Брэгга.

Аналитическая модель для описания пика Брэгга

Одним из первых авторов, которые описали аналитически модифицированную кривую пика Брэгга была работа 1996 г. Томаса Бортфильда [9], где он так называемым методом свертки описал модифицированный пик Брэгга. Работа описанная здесь отличается от работы [9] и похожа только тем,

что в настоящей работе используются в аналитической формуле функции параболического цилиндра. При создании вычислителя для нового типа детектора ДТет — телевизионного типа [1, 2], разработана математическая модель с аналитическим представлением кривой Брегга [8], которая основывается на экспериментально полученных результатах при энергиях протонного пучка от 60 до 150 МэВ. Совершенствование протонного варианта детектора ДТет позволило провести эксперименты в более широком диапазоне терапевтических энергий — от 30 до 260 МэВ, что обеспечило перекрытие терапевтического диапазона энергий ускорителя «Прометеус».

В данной работе используется аналитическая формула из работы [8], с помощью которой описываются дополнительные данные эксперимента [2], полученные в декабрьском сеансе 2018 г. на ускорителе «Прометеус» в терапевтическом диапазоне

энергий от 30 до 260 МэВ.

Выведенная ранее [8] аналитическая формула позволяет по величине z , измеренной детектором телевизионного типа, вычислить поглощенную дозу (в опорной точке z в светящемся пике Брегга):

$$DOZA(z) = K_1 e^{-39,0625(R_0 - z)^2} [K_2 D_{-1,565}(-12,5(R_0 - z)) + 140,75 D_{-0,565}(-12,5(R_0 - z))], \quad (1)$$

где K_1 и K_2 — константы; R_0 — параметр при заданной начальной энергии E_0 налетающего протона [10]; z — точка (текущая глубина) в водном фантоме, измеренная детектором; $D_{-1,565}$, $D_{-0,565}$ — функции параболического цилиндра.

Основным механизмом здесь является функция параболического цилиндра $D_{-0,565}$ и $D_{-1,565}$, два члена которой (как разные амплитуды) позволяют правильно описать кривые Брегга как DOZA(z).

Совершенствование математической модели заключалось в подборе новых коэффициентов в формуле (1) и параметра R_0 , при которых удалось получить удовлетворительное описание пиков Брегга в расширенном интервале энергий от 30 до 250 МэВ.

В таблице приведены результаты работ по определению коэффициентов K_1 , K_2 и параметра R_0 для значений энергий в диапазоне 30—250 МэВ.

В диапазоне энергий 30—150 МэВ графическое представление пиков Брегга показано на рис. 3 для энергий 30, 40, 50, 60, 70, 100 и 150 МэВ.

Константы и параметры аналитического выражения (1) [Constants and parameters of the analytical expression (1)]

Энергия, МэВ	Параметр		
	K_1	K_2	R_0 , см
30	0,03086760	2,897270	0,90400
40	0,03535980	1,791470	1,51560
50	0,02804338	1,256150	2,25375
60	0,01850970	0,952300	3,11480
70	0,02287800	0,162501	4,09400
100	0,01537850	0,478279	7,71000
150	0,01130440	0,314271	15,7512
190	0,00840787	0,261445	23,7178
195	0,00832406	0,256905	24,7956
200	0,00805753	0,252682	25,8900
210	0,00771640	0,245074	28,1265
220	0,00703310	0,238424	30,4236
230	0,00654000	0,232577	32,7772
240	0,00624430	0,227408	35,1836
250	0,00586959	0,222815	37,6387

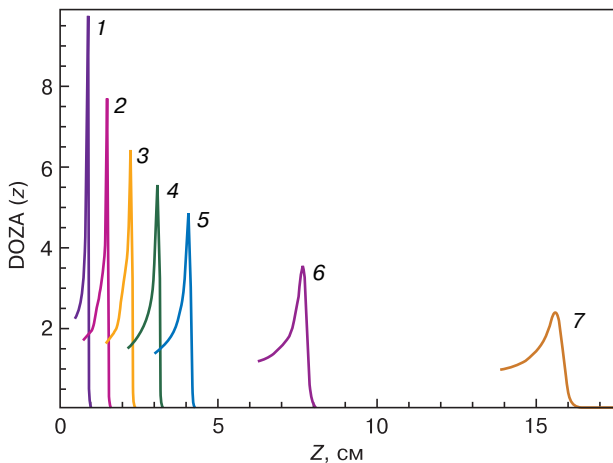


Рис. 3. Кривые пиков Брегга, определенные по формуле (1) для энергий: 1 — 30 МэВ; 2 — 40; 3 — 50; 4 — 60; 5 — 70; 6 — 100; 7 — 150

Fig. 3. Bragg peak curves determined by formula (1) for energies: (1) 30, (2) 40, (3) 50, (4) 60, (5) 70, (6) 100, and (7) 150 MeV

Далее, используя результаты расчета по формуле (1), вычислялась доза в водном фантоме в максимуме пика Брегга в сГр на один падающий протон. При известном значении количества падающих протонов за импульс, полученном по интерфейсу связи от ускорителя, вычислитель ДТеТ осуществляет умножение и определение величины выделенной дозы.

Аппроксимация дозы полиномом 5-й степени, с учетом новых значений энергий для диапазона

энергий 30—150 МэВ была проведена статистическая обработка нелинейным методом наименьших квадратов и определены параметры полинома 5-й степени. Получено новое уравнение:

$$\begin{aligned} DOZA(z) = & \\ = & 13,14007 - 4,82709z + 1,07325z^2 - 0,121409z^3 + \\ & + 0,00658z^4 - 0,000136z^5, \end{aligned} \quad (2)$$

На рис. 4 приведены новые точки в диапазоне энергий 30—150 МэВ, определенные из формулы (1), и аппроксимирующая кривая, определяемая формулой (2).

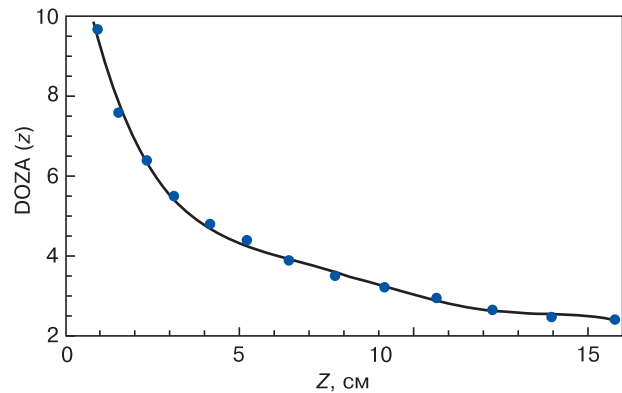


Рис. 4. Аппроксимирующая кривая по формуле (2) и точки, определенные по формуле (1) для энергий 30—150 МэВ

Fig. 4. The approximating curve by formula (2) and the points determined by formula (1) for energies of 30—150 MeV

Формула (2) $DOZA(z)$ выведенная для практических значений применяемых интенсивностей, позволяет осуществлять конечные дозовые расчеты непосредственно вычислителем детектора в диапазоне энергий 30—150 МэВ. Аналогично описанному выше способу была получена формула (3) для вычисления $DOZA(z)$ в интервале импульсов 150—250 МэВ.

$$\begin{aligned} DOZA(z) = & \\ = & -0,13823 + 0,74755z - 0,06985z^2 + 0,0028198z^3 - \\ & - 0,000054026z^4 + 4,0067 \cdot 10^{-7}z^5, \end{aligned} \quad (3)$$

Методы облучения протонами

Методы формирования пучка протонов для клинического применения можно разделить на пассивное рассеяние и сканирование «карандашным пучком».

Ускорители типа циклотрон и синхроциклотрон выводят пучки протонов с фиксированной максимальной энергией и для изменения энергии протонов в пределах 70—250 МэВ необходимо вводить систему выбора энергии. Это решается с помощью клиньев из углеродосодержащего материала, вводимых механическим способом на пути движения выведенного из ускорителя пучка. Механизм перемещения клиньев изменяет пробег протонов в тканезквивалентной мишени с шагом 5 мм пробега за 0,05 с.

После взаимодействия с клиньями энергетический спектр пучка протонов изменяется и, для выбора нужной энергии протонов, на пути пучка устанавливают поворотный магнит, который направляет протоны с разными энергиями под разными углами. Чтобы убрать вторичные частицы, устанавливают коллиматор, пропускающий протоны с заданной энергией. Технически деградаторы (оборудование для изменения энергии пучка) являются сложными механическими устройствами повышающими стоимость конечного оборудования. До мишени доходит только незначительная часть пучка, а остальная часть протонов преобразуется во вторичное излучение, в основном в потоки вторичных нейтронов, которые могут привести к отрицательным эффектам при сеансах протонной терапии по такой технологии. Вопрос выхода мощности потоков вторичных нейтронов и гамма-излучения, подробно изучались автором на ускорителе «Прометеус». Но интенсивность пучка на «Прометеусе» равна не более 10^9 протонов за импульс. А циклотроны и мощные линейные ускорители типа ИЯИ РАН (г. Троицк), где так же применяется деградаторы пучка — не позволяют проводить конформное (без большого фона вторичных нейтронов и гамма-квантов) облучение мишени. Этот вопрос по влиянию мощного потока вторичных нейтронов в методе деградатора изучался слабо. Поэтому за деградатором приходится существенно усиливать биологическую защиту и повышать требования к надежности установленного в этой зоне оборудования. Это приводит также к увеличению стоимости оборудования и увеличивает риски появления вторичных эффектов при практическом применению данного метода пассивного облучения в практической протонной терапии.

Второй метод, который применяется на ускорителе «Прометеус» — это метод активного сканирования «карандашным» пучком. В этом способе, реализующим импульсное сканирование пучком мишени, проявляется методика состоящая в применении для облучения опухоли тонкого («карандашного») пучка с диаметром 3—5 мм. Объем опухоли при это разбивается на срезы, как при компьютерной томографии. Энергия пучка изменяется при переходе от среза к срезу. Сканирование на срезе может осуществляться в трех режимах:

- точечное — при переходе от воксела к вокселу среза пучок выключается [11] (воксел от англ. *volumetric pixel* — элементарный объем, аналог двумерных пикселей для трехмерного пространства);
- растровое — переход пучка происходит непрерывно, а формирование дозы регулируется скоростью перемещения пучка;
- непрерывное сканирование с переменной интенсивностью, — растровое сканирование с моделированием интенсивности пучка.

Из-за отсутствия рассеивающей системы деградатора «карандашный» пучок ускорителя «Прометеус» используется более эффективно. Кроме того нет потока вторичных частиц, рожденных в материале гребенчатого фильтра и потерь энергии в нем и в элементах рассеивающей системы, что на несколько порядков снижает вторичное излучение разрушающее электронные узлы оборудования. Метод «карандашного» пучка существенно повышает конформность (точность подведения дозы к мишени при одновременном сильном снижении фона вторичных частиц) проведения сеансов протонной терапии.

В теоретических работах [11—19] рассмотрены методы облучения в протонной терапии, а так же модели распределения дозных полей в тканевых эквивалентных фантомах.

Возможность создания математической модели, описывающей с помощью амплитуд основные дозовые характеристики клинического протонного пучка ускорителя «Прометеус»

Из определенных в предыдущем разделе из таблицы и формулы (1) параметров можно построить кривую пика Брэгга для импульса 100 МэВ, которая приведена на рис. 5 и 6. Введем определение дозовых параметров применяемых в клинической протонной терапии для пика Брэгга: d_{20} , d_{50} , d_{80} , d_{90} — уровни 20, 50, 80 и 90 % дозы в дистальной (правой части пика) части пика Брэгга изображенного на рис. 5.

В нашем экспериментальном опыте измеряемые величинами являются четыре дозы:

- $DOZA(z)d_{90}$ — кривая дозы от текущего значения координаты z по глубине на уровне 90 %

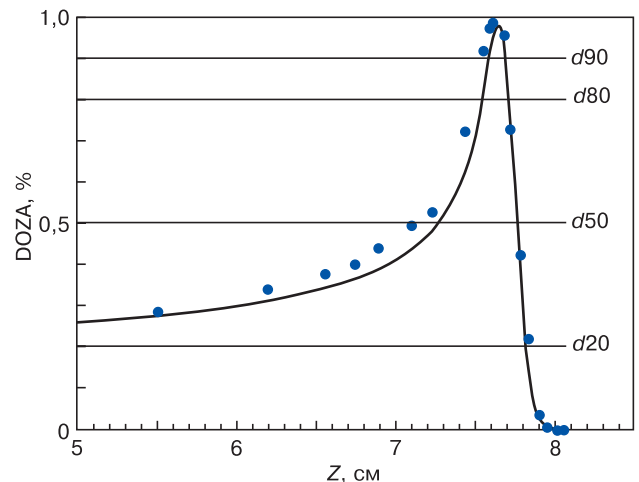


Рис. 5. Кривая пика Брэгга, определенная по формуле (1) для энергии 100 МэВ с приведением дозовых параметров — d_{20} , d_{50} , d_{80} и d_{90}

Fig. 5. The Bragg peak curve defined by formula (1) for an energy of 100 MeV with dose parameters d_{20} , d_{50} , d_{80} and d_{90}

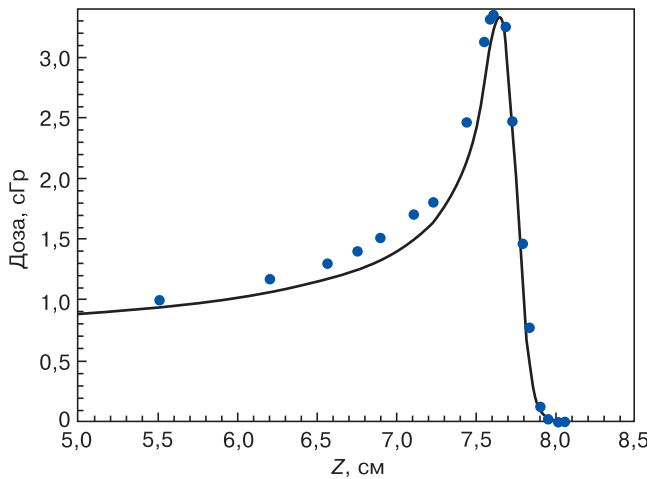


Рис. 6. Кривая пика Брэгга, определенная по формуле (1) для энергии 100 МэВ.

Точки — экспериментальные точки из таблиц Janni [10], которые совпадают с расчетами программой FLUKA [6, 7]. Кривая — расчет по формуле (1)

Fig. 6. The Bragg peak curve defined by formula (1) for an energy of 100 MeV.

Points are experimental points from the Janni tables [10], which coincide with calculations by the FLUKA program [6, 7]. Curve calculation by the formula (1)

от максимального значения вычисляемого по формуле (1);

– DOZA(z)d80 — кривая дозы от текущего значения координаты z по глубине на уровне 80 % от максимального значения вычисляемого по формуле (1);

– DOZA(z)d50 — кривая дозы от текущего значения координаты z по глубине на уровне 50 % от максимального значения вычисляемого по формуле (1);

– DOZA(z)d20 — кривая дозы от текущего значения координаты z по глубине на уровне 20 % от максимального значения вычисляемого по формуле (1).

В работах по «амплитудному анализу» или так называемому «полному опыту», автором был впервые применен данный математический подход [20, 21]. Повторяем этот математический прием. Четыре дозы, которые можно измерить экспериментально, представляются в виде выражения повторяющего формулу (1), но вместо функций параболического цилиндра $D_{-1,565}$ и $D_{-0,565}$ подставляем амплитуды F_{\pm} и F_{++} . В итоге получаем систему из четырех уравнений, где амплитуды комплексные величины:

$$\begin{aligned} \text{DOZA}(z)d90 &= \\ &= K_{11}e^{-a_1(R_0-z)^2}[K_{12}F_{\pm}(-a_2(R_0-z)) + \\ &+ a_3F_{++}(-a_2(R_0-z))], \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{DOZA}(z)d80 &= \\ &= K_{21}e^{-b_1(R_0-z)^2}[K_{22}F_{\pm}(-b_2(R_0-z)) + \\ &+ b_3F_{++}(-b_2(R_0-z))], \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{DOZA}(z)d50 &= \\ &= K_{31}e^{-c_1(R_0-z)^2}[K_{32}F_{\pm}(-c_2(R_0-z)) + \\ &+ c_3F_{++}(-c_2(R_0-z))], \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{DOZA}(z)d20 &= \\ &= K_{41}e^{-d_1(R_0-z)^2}[K_{42}F_{\pm}(-d_2(R_0-z)) + \\ &+ d_3F_{++}(-d_2(R_0-z))], \end{aligned}$$

где K_{11} , K_{12} , K_{21} , K_{22} , K_{31} , K_{32} , K_{41} , K_{42} — константы, которые определяются при фитировании экспериментальных данных; R_0 — параметр при заданной начальной энергии E_0 налетающего протона [10]; z — точка (текущая глубина) в водном фантоме, измеренная детектором; a_1 , a_2 , a_3 , b_1 , b_2 , b_3 , c_1 , c_2 , c_3 , d_1 , d_2 , d_3 — параметры, которые определяются при фитировании экспериментальных данных; F_{\pm} и F_{++} — это амплитуды введенные в эти четыре уравнения (амплитуды являются комплексными величинами), и в дальнейшем их называем «амплитудами дозного поля»; DOZA(z)d90 — доза от координаты z по глубине на уровне 90 %; DOZA(z)d80 — доза от координаты z по глубине на уровне 80 %; DOZA(z)d50 — доза от координаты z по глубине на уровне 50 %; DOZA(z)d20 — доза от координаты z по глубине на уровне 20 %.

«Полный опыт» заключается в следующем — в левой части мы имеем известные четыре измеряемые величины для всего интервала z . Решая систему из четырех уравнений с четырьмя неизвестными, мы определим реальные и мнимые части этих двух амплитуд F_{++} и F_{\pm} для всего интервала измеряемых величин z . Фазы амплитуд F_{++} и F_{\pm} должны отличаться.

Решив эту систему уравнений, можно будет определить эти амплитуды. В дальнейшем с помощью этих амплитуд, можно будет описывать глубинное распределение от z поглощенной дозы в тканезквивалентном водном фантоме. Это позволит определять основные клинические параметры модифицированного пика Брэгга.

Заключение

Рассмотрен алгоритм и особенности работа электронного тракта детектора ДТеТ. В статье приведены оригинальные экспериментальные результаты полученные на ускорителе «Прометейс» (г. Протвино), где детектор ДТеТ осуществил уверенное наблюдение энерговыделения протонного пучка в водном фантоме — в диапазоне энергий от 30 до 260 МэВ, что позволило быстро определять основные дозовые характеристики протонного пучка.

Разработана новая аналитическая модель с применением функций параболического цилиндра, которая с точностью соответствующей рекомендациям МАГАТЭ [5] и описывающая дозное распределение в водном фантоме в интервале энергий

от 30 до 250 МэВ. Сделано предположение о возможности применения математического приема разработанного автором при изучении поляризованных параметров на ускорителе в ИФВЭ (г. Протвино), по так называемому «полному опыту». Данный метод — перенесен зеркально на проблему измерения и теоретического предсказания дозных профилей в водном фантоме. Первая модель разработанная автором — хорошо описывает кривую Брэгга в области максимального энерговыделения в пике Брэгга для всего терапевтического диапазона энергий от 30 до 250 МэВ. Вторая математическая модель, после определения «амплитуд дозного поля» позволит вычислять модифицированные кривые Брэгга необходимые для подготовки сеанса лучевой терапии. Данный метод позволяет быстро в режиме on-line вычислять дозные распределений с учетом геометрических параметров терапевтического сеанса.

Библиографический список

1. Сиксин В. В. Пути совершенствования детектора ДТет // Краткие сообщения по физике Физического института им. П. Н. Лебедева РАН. 2018. Т. 45, № 12. С. 78—82.
2. Сиксин В. В. Измерение профилей пиков Брэгга детектором ДТет // Краткие сообщения по физике Физического института им. П. Н. Лебедева РАН. 2019. Т. 46, № 2. С. 47—52.
3. Хромов Л. И., Лебедев Н. В., Цыцулин А. К., Куликов А. Н. Твердотельное телевидение. Телевизионные системы с переменными параметрами на ПЗС и микропроцессорах. М.: Радио и связь, 1986. 183 с.
4. Пат. 2654838 (РФ). Способ измерения энерговыделения от ионизирующих излучений / В. В. Сиксин, 2018.
5. Международные практические рекомендации по дозиметрии, основанные на эталонах единицы поглощенной дозы в воде. При поддержке IAEA, WHO, PAHO и ESTRO // Серия технических докладов № 398. Вена: Международное агентство по Атомной энергии, 2004. URL: https://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/trs398r_web.pdf
6. Официальный сайт пакета FLUKA. URL: <http://www.fluka.org>
7. Ferrari A., Sala P. R., Fassò A., Ranft J. FLUKA: a multi-particle transport code // CERN-2005-10(2005), INFN/TC 05/11, SLAC-R-773.
8. Гринкевич А. В., Сиксин В. В. Аналитическое представление кривой Брэгга для работы с детектором телевизионного типа на радиотерапевтическом ускорителе // Медицинская физика. 2018. № 2. С. 39—42.
9. Bortfeld T., Schlegel W. An analytical approximation of depth — dose distributions for therapeutic proton beams // Phys. Med. Biol. 1996. V. 41, N 8. P. 1331—1339. DOI: 10.1088/0031-9155/41/8/006
10. Janni J. F. Energy loss, range, path length, time-of-flight, straggling, multiple scattering, and nuclear interaction probability // Atomic Data and Nuclear Data Tables. 1982. V. 27, Iss. 2–3. P. 147—339. DOI: 10.1016/0092-640X(82)90004-3
11. Черняев А. П. Взаимодействие ионизирующего излучения с веществом. М.: Физматлит, 2004. 152 с.
12. Ломанов М. Ф. Физические аспекты применения пучков протонов с энергией 50—250 МэВ в медико-биологических исследованиях. Дисс. ... д-ра физ.-мат. наук. М.: ИТЭФ, 1984. 301 с.
13. Хорошков В. С. Протонный медико-биологический пучок синхротона ИТЭФ. Автореф. дисс. ... канд. техн. наук. М.: ИТЭФ, 1970. 20 с.
14. Ломанов М. Ф. О возможности релятивистского возрастания биологической эффективности // Вопросы микродозиметрии. Тр. 1 Всесоюзного совещания по микродозиметрии. М.: Атомиздат, 1973. Вып. 1. С. 107—112.
15. Брилли О. Д., Вихров А. И., Городков С. С. и др. Ядерные взаимодействия в защите космических кораблей. М.: Атомиздат, 1968. 264 с.
16. Ломанов М. Ф., Резник Б. И., Шимчук Г. Г., Яковлев Р. М. В кн: Вопросы микродозиметрии / под ред. В. И. Иванова. М.: Атомиздат, 1974. Вып. 2. С. 64—67.
17. Лосев Д. В., Ломанов М. Ф., Черняев А. П. Аналитический расчет модифицированной кривой Брэгга: препринт НИИЯФ МГУ, 2003–16/729.
18. Rintaro Fujimoto, Tsuneya Kurihara, Yoshihiko Nagamine. GPU-based fast pencil beam algorithm for proton therapy // Phys. Med. Biol. 2011. V. 56, N 5. P. 1319—1328. DOI: 10.1088/0031-9155/56/5/006
19. Egashira Y., Nishio T., Hotta K., Kohno R., Uesaka M. Application of the pencil-beam redefinition algorithm in heterogeneous media for proton beam therapy // Phys. Med. Biol. 2013. V. 58, N 4. P. 1169—1184. DOI: 10.1088/0031-9155/58/4/1169
20. Апокин В. Д., Васильев А. Н., Матуленко Ю. А., Мещанин А. П., Нурушев С. Б., Сиксин В. В., Соловьянов В. Л., Соловьев Л. Ф. Спиральные амплитуды пион-нуклонного рассеяния в интервале 0,05—0,7 (ГэВ/с)² при импульсе 40 ГэВ/с // Ядерная физика. 1983. Т. 38. С. 956.
21. Сиксин В. В. Анализ амплитуд пион-нуклонного рассеяния при импульсе 40 ГэВ/с: препринт ИФВЭ ОНФ 87–64. Протвино, 1987.

Автор выражает благодарность В. Е. Балакину за возможность испытаний электронного тракта рабочего варианта ДТет в сеансе 7 декабря 2018 г. на ускорителе «Прометейс».

Статья поступила в редакцию 27 июля 2019 г.

Izvestiya vuzov. Materialy elektronnoi tekhniki = Materials of Electronics Engineering. 2019, vol. 22, no. 1, pp. 45—52. DOI: 10.17073/1609-3577-2019-1-45-52

Algorithm of the electronic path of the TTD detector and theoretical models for the description of the modified Bragg curve

V. V. Siksin^{1,§}

¹ *Lebedev Physical Institute, Russian Academy of Sciences, 53 Leninsky Prospekt, Moscow 119333, Russia*

Abstract. The features of the development of the electronic path of the TV channel of the television type detector (TTD) are considered. It is noted that the mode of binning (addition of pixels) is the most difficult in technical implementation. Calculations are made to improve the mathematical model for the computer detector television type. The parameters of the analytical formula valid for proton energies from 30 to 250 MeV, based on the combination of functions of the parabolic

cylinder, consistent with numerical methods and new experimental data, are determined. A list of theoretical papers describing the modified Bragg curve is given.

Offers the possibility of a new approach to the description of dose field Bragg peak consisting in the application of the so-called «full experience» when the experimentally measured characteristics of the dose distribution of a system of equations in which the measured values are presented as a function of the so-called «amplitude dose field». The «amplitude dose field» are determined from the solution of this system of equations. The «amplitude dose field» depend on the z coordinates in the water phantom where, the z-axis of the beam direction and after determining the amplitudes from the system of equations described—certain amplitudes are used to quickly predict the measured characteristics of the dose distribution. The combination of the adaptive electronic pathway working independently without the participation of the operator during the experiment on the calibration of the accelerator and in determining the experimentally measured characteristics of the dose distribution, allows on-line to prepare the therapeutic accelerator «Prometheus» for a session with the patient.

Keywords: binning mode, adaptive electronic path, water phantom, Bragg peaks, television type detector, analytical description of Bragg peak, «dose field amplitudes»

References

1. Siksin V. V. Ways to improve the TTD. *Bulletin of the Lebedev Physics Institute*, 2018, vol. 45, no. 12, pp. 78—82. (In Russ.)
2. Siksin V. V. Measurement of the Bragg peak profiles by the TTD. *Bulletin of the Lebedev Physics Institute*, 2019, vol. 46, no. 2, pp. 47—52. (In Russ.)
3. Khromov L. I., Lebedev N. V., Tsytulin A. K., Kulikov A. N. *Tverdotel'noe teledeniye. Televizionnye sistemy s peremennymi parametrami na PZS i mikroprotessorakh* [Solid State Television. Television systems with variable parameters on CCD and microprocessors]. Moscow: Radio i svyaz', 1986, 183 p. (In Russ.)
4. Patent 2654838 (RF). *Sposob izmereniya energoydeleniya ot ioniziruyushchikh izlucheni* [Method of energy formation measuring from ionizing radiations]. V. V. Siksin, 2018. (In Russ.)
5. *Mezhdunarodnye prakticheskie rekomendatsii po dozimetrii, osnovannye na etalonakh edinitsy pogloshchenoi dozy v vode* [International practical recommendations on dosimetry based on standards for absorbed dose units in water. With support from IAEA, WHO, PAHO and ESTRO]. Technical Report Series No. 398. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2004. (In Russ.). URL: https://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/trs398r_web.pdf
6. FLUKA. URL: <http://www.fluka.org>
7. Ferrari A., Sala P. R., Fassò A., Ranft J. FLUKA: a multi-particle transport code. CERN-2005-10(2005), INFN/TC 05/11, SLAC-R-773.
8. Grinkevich A. V., Siksin V. V. An analytical approximation of the Bragg curve for working the detector television type of the radiotherapeutic accelerator. *Meditsinskaya fizika*, 2018, no. 2, pp. 39—42. (In Russ.)
9. Bortfeld T., Schlegel W. An analytical approximation of depth — dose distributions for therapeutic proton beams. *Phys. Med. Biol.*, 1996, vol. 41, no. 8, pp. 1331—1339. DOI: 10.1088/0031-9155/41/8/006
10. Janni J. F. Energy loss, range, path length, time-of-flight, straggling, multiple scattering, and nuclear interaction probability. *Atomic Data and Nuclear Data Tables*, 1982, vol. 27, nos. 2-3, pp. 147—339. DOI: 10.1016/0092-640X(82)90004-3
11. Chernyaev A. P. *Vzaimodeistvie ioniziruyushchego izlucheniya s veshchestvom* [Interaction of ionizing radiation with matter]. Moscow: Fizmatlit, 2004, 152 p. (In Russ.)
12. Lomanov M. F. *Fizicheskie aspekty primeneniya puchkov protonov s energiei 50—250 MeV v mediko-biologicheskikh issledovaniyakh* [Physical aspects of the use of proton beams with energies of 50—250 MeV in biomedical research]. Diss. Dr. Sci. (Phys.—Math.). Moscow: ITEF, 1984, 301 p. (In Russ.)
13. Khoroshkov V. C. *Protonnyi mediko-biologicheskii puchok sinkhrotrona ITEF* [Proton biomedical beam of the ITEF synchrotron]. Summary diss. Cand. Sci. (Eng.). Moscow: ITEF, 1970, 20 p. (In Russ.)
14. Lomanov M. F. On the possibility of a relativistic increase in biological effectiveness. *Voprosy mikrodozimetrii. Tr. 1 Vsesoyuznogo soveshchaniya po mikrodozimetrii = Questions of microdosimetry. Proceedings of the 1st All-Union Conference on Microdosimetry*. Moscow: Atomizdat, 1973, no. 1, pp. 107—112. (In Russ.)
15. Brill O. D., Vikhrov A. I., Gorodkov S. C. and other. *Yadernyye vzaimodeistviya v zashchite kosmicheskikh korabli* [Nuclear interactions in the protection of space ships]. Moscow: Atomizdat, 1968, 264 c. (In Russ.)
16. Lomanov M. F., Reznik B. I., Shimchuk G. G., Yakovlev R. M. *V kn. Voprosy mikrodozimetrii* [In: Questions of microdosimetry]. Moscow: Atomizdat, 1974, no. 2, pp. 64—67. (In Russ.)
17. Losev D. V., Lomanov M. F., Chernyaev A. P. *Analiticheskii raschet modifitsirovannoi krivoi Bregga* [Analytical calculation of the modified Bragg curve]. Preprint NIIYaF MGU, 2003—16/729. (In Russ.)
18. Rintaro Fujimoto, Tsuneya Kurihara, Yoshihiko Nagamine. GPU-based fast pencil beam algorithm for proton therapy. *Phys. Med. Biol.*, 2011, vol. 56, no. 5, pp. 1319—1328. DOI: 10.1088/0031-9155/56/5/006
19. Egashira Y., Nishio T., Hotta K., Kohno R., Uesaka M. Application of the pencil-beam redefinition algorithm in heterogeneous media for proton beam therapy. *Phys. Med. Biol.*, 2013, vol. 58, no. 4, pp. 1169—1184. DOI: 10.1088/0031-9155/58/4/1169
20. Apokin V. D., Vasil'ev A. N., Matulenko Yu. A., Meshchanin A. P., Nurusev S. B., Siksin V. V., Solov'yanov V. L., Solov'ev L. F. *Spiral amplitudes pion-nucleon scattering in the range of 0.05—0.7 (GeV/s²) at a pulse of 40 GeV/s. Physics of Atomic Nuclei = Yadernaya fizika*, 1983, vol. 38, pp. 956. (In Russ.)
21. Siksin V. V. *Analiz amplitud pion-nuklonnogo rasseyaniya pri impul'se 40 GeV/s* [Analysis of the amplitudes of pion-nucleon scattering at a pulse of 40 GeV/s]. Preprint IFVE ONF 87-64. Protvino, 1987. (In Russ.)

Acknowledgment: The author is grateful to V. E. Balakin for the opportunity to test the electronic path of the working version of TTD in the session on December 7, 2018 at the Prometheus accelerator.

Received July 15, 2019

Information about author:

Viktor V. Siksin^{1,§}; Cand. Sci. (Phys.—Math.), Senior Researcher (antktech@yandex.ru)

[§] Corresponding author

* * *