

P18-2007-90

А. Г. Молоканов

**ФОРМИРОВАНИЕ ГЛУБИННОГО ДОЗНОГО
РАСПРЕДЕЛЕНИЯ РАДИОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО
ПРОТОННОГО ПУЧКА ФАЗОТРОНА ЛЯП ОИЯИ**

Молоканов А. Г.

P18-2007-90

Формирование глубинного дозного распределения радиотерапевтического протонного пучка фазотрона ЛЯП ОИЯИ

Радиотерапия протонными пучками имеет существенные преимущества по сравнению с гамма-терапией и пучками электронов. Протоны выделяют максимальную энергию в конце пробега, образуя пик Брэгга, слабо рассеиваются в поперечном направлении. При формировании радиотерапевтического протонного пучка на фазотроне ЛЯП ОИЯИ выведенный протонный пучок с необходимой энергией получается в результате замедления выведенного пучка 660 МэВ в углеродном замедлителе. Для очистки пучка от примеси вторичных частиц и улучшения формы пика Брэгга используется магнитный анализ и компенсирующий клин из оргстекла, выравнивающий энергию пучка в области линейной дисперсии. Для расширения глубинного дозного распределения в соответствии с размерами облучаемой мишени применяется набор гребенчатых фильтров, позволяющих формировать дозные распределения с плоской вершиной протяженностью от 2 до 5 см. Изучалось влияние размеров и материала коллиматоров на форму глубинного дозного распределения. Показано, что при малых размерах апертур коллиматоров глубинное дозное распределение искажается, на малых толщинах наблюдается заметный вклад частиц, рассеивающихся в стенках коллиматора, особенно в коллиматорах из материала с высоким атомным номером.

Работа выполнена в Лаборатории ядерных проблем им. В. П. Дзелепова ОИЯИ.

Сообщение Объединенного института ядерных исследований. Дубна, 2007

Molokanov A. G.

P18-2007-90

Forming of the Depth-Dose Distribution of the Radiotherapy Proton Beam of the JINR Phasotron

Radiation therapy with proton beams has a number of important advantages over conventional radiation therapy with photons and electrons based on the energy deposition processes which give a well defined range in a tissue, a Bragg peak of ionization in the depth-dose distribution and slow lateral scattering. The radiotherapy proton beam at the JINR Phasotron is formed by means of slowing down of the initial 660 MeV beam in the carbon degrader. For clearance of the slowed down proton beam from contaminations of secondary particles and improvement of the Bragg peak shape the magnetic analysis of the beam and compensate wedge is used. The set of ridge filters transform the Bragg peak to the depth-dose distribution with a flat top from 2 to 5 cm for large target irradiation. Influence of the collimators material and aperture on the shape of the proton beam depth-dose distributions was studied. For the small sizes of collimator aperture the shape of the depth-dose distribution is distorted especially in collimators made of materials with large atomic number.

The investigation has been performed at the Dzhelepov Laboratory of Nuclear Problems, JINR.

Communication of the Joint Institute for Nuclear Research. Dubna, 2007

ВВЕДЕНИЕ

Радиотерапия протонными пучками имеет существенные преимущества по сравнению с гамма-терапией и пучками электронов. Протоны выделяют максимальную энергию в конце пробега, образуя пик Брэгга, слабо рассеиваются в поперечном направлении.

Основным преимуществом использования протонных пучков в радиотерапии является возможность формирования пространственных дозных распределений, область максимальной дозы которых наиболее близко совпадает с формой облучаемой мишени и резко спадает за ее границами. Это позволяет облучать мишени, расположенные в непосредственной близости от критических органов, облучение которых может привести к серьезным осложнениям. Эта методика называется трехмерной конформной радиотерапией и применяется при лечении пациентов на протонном пучке фазотрона ЛЯП ОИЯИ [1].

Реализация этих преимуществ предъявляет высокие требования к качеству формирования пучка, высокой точности дозиметрии, планирования, фиксации пациента на пучке.

В работе описываются система транспортировки пучка и формирования глубинного дозного распределения, результаты измерения параметров пучка в кабине № 1 для облучения пациентов на фазотроне ЛЯП ОИЯИ.

1. СИСТЕМА ТРАНСПОРТИРОВКИ И ФОРМИРОВАНИЯ ПРОТОННОГО ПУЧКА

Особенностью формирования клинического протонного пучка фазотрона ЛЯП ОИЯИ является замедление выведенного первичного пучка с энергией 660 МэВ до требуемой для проведения радиотерапии средней энергии 70–250 МэВ. В процессе замедления пучок загрязняется примесями вторичных частиц, образующихся в результате ядерных взаимодействий, фазовый объем пучка при этом существенно увеличивается. Поэтому при формировании пучка для лучевой терапии применяется магнитный анализ, в результате которого пучок очищается от примесей вторичных частиц и протонов с энергиями, существенно отличающимися от средней энергии и искажающими глубинное дозное распределение. Однако если просто удалять из пучка все протоны, не

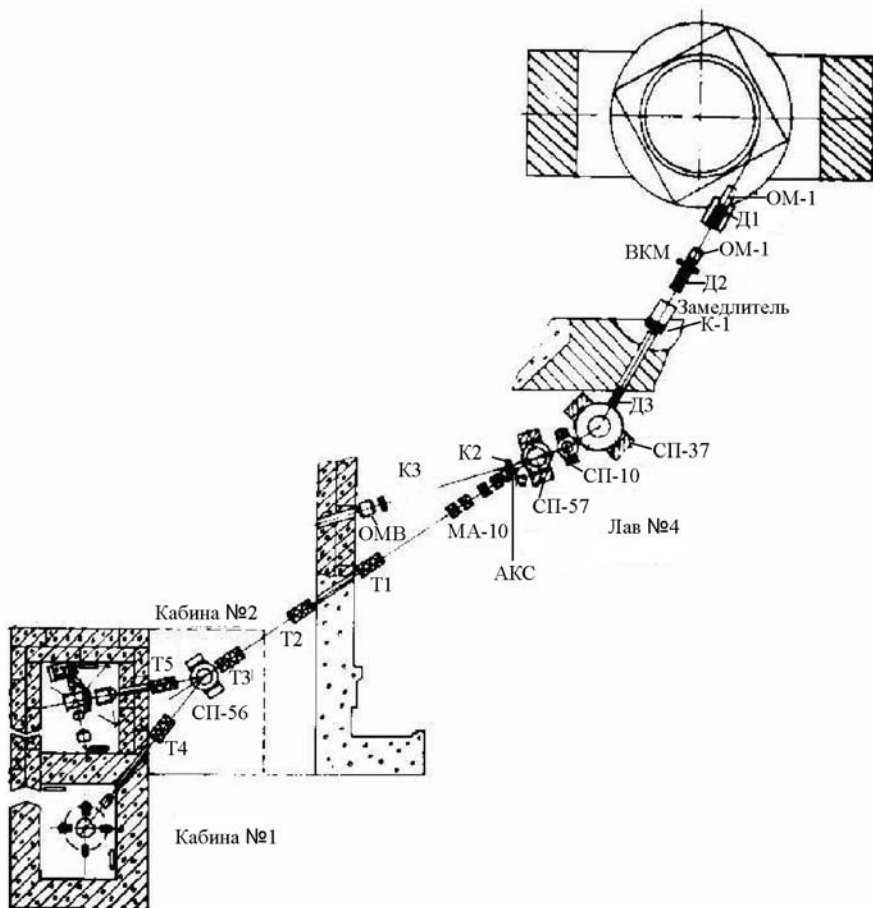


Рис. 1. Схема канала для формирования замедленных радиотерапевтических протонных пучков в двух процедурных кабинатах фазотрона ЛЯП ОИЯИ

попадающие в узкий диапазон энергии, это приводит к существенному снижению количества протонов в пучке, понижению мощности дозы в кабине и увеличению времени облучения пациентов.

Схема канала для формирования и транспортировки протонного пучка в две процедурные кабины представлена на рис. 1. Выведенный из камеры фазотрона протонный пучок с помощью магнитов фокусируется на вход углеродного замедлителя, в котором энергия пучка уменьшается до необходимой средней энергии. Пучок анализируется системой из трех магнитов СП-37,

СП-10 и СП-57, которые отклоняют пучок на углы 32, 9,5 и 14,5°, соответственно. Разрешение анализирующей магнитной системы зависит от ширины коллиматоров на выходе углеродного замедлителя К1 и за системой магнитов.

Дублет квадрупольных линз ДЗ, расположенный на выходе коллиматора из защитной стены, фокусирует протонный пучок в точке на расстоянии около 150 см за поворотным магнитом СП-57, где располагается автоматизированная коллиматорная система АКС.

Два дублета квадрупольных линз МЛ-10 и пять триплетов (Т1–Т5) служат для транспортировки пучка в процедурные помещения и компенсации линейной дисперсии в кабине облучения. Магнит СП-56 используется для разводки пучка в кабины облучения №1 и №2. Поперечное сечение протонных пучков в каждой из процедурных кабин формируется с использованием системы основных и индивидуальных коллиматоров, устанавливаемых непосредственно перед облучаемым объектом. Транспортировка пучка осуществляется внутри вакуумного канала.

Замедленный протонный пучок после прохождения через систему трех поворотных магнитов приобретает линейную дисперсию, траектории частиц с различными энергиями пространственно разделяются, при этом средняя энергия протонов зависит от величины отклонения от оси пучка в горизонтальной плоскости. Это объясняется тем, что в магнитном поле протоны с более высоким импульсом отклоняются на меньший угол, чем протоны с низким импульсом.

На рис. 2 приведены результаты измерений характеристик анализирующей магнитной системы на пучке протонов с энергией 180 МэВ в процедурной кабине №1. Эти измерения показывают, что за системой поворотных магнитов наблюдается зависимость импульса и энергии от величины отклонения от оси пучка. Приведены также зависимости интенсивности и дисперсии пробега пучка, характеризующие относительную эффективность транспортировки пучка и дисперсию пробега протонов, обусловленную хроматическими aberrациями квадрупольного дублета ДЗ.

С помощью автоматизированной коллиматорной системы АКС было сформировано модифицированное дозное распределение с плоской вершинной протяженностью до 5 см [2, 3]. Однако низкая интенсивность и сложность настройки такого пучка не позволили эффективно использовать его для проведения радиотерапии. В дальнейшем АКС использовалась для обрезания высокоэнергетической части пучка, при этом в кабину выводился протонный пучок с достаточно широким импульсным распределением, но резко обрезанный со стороны высокоэнергетической части спектра, что уменьшало область спада пучка за пиком Брэгга от 80 до 20% до 11 мм.

Пробег протонов за анализирующей магнитной системой может быть аппроксимирован линейной зависимостью от горизонтальной координаты пучка. Эта разница пробегов может быть устранена с помощью компенсирующего

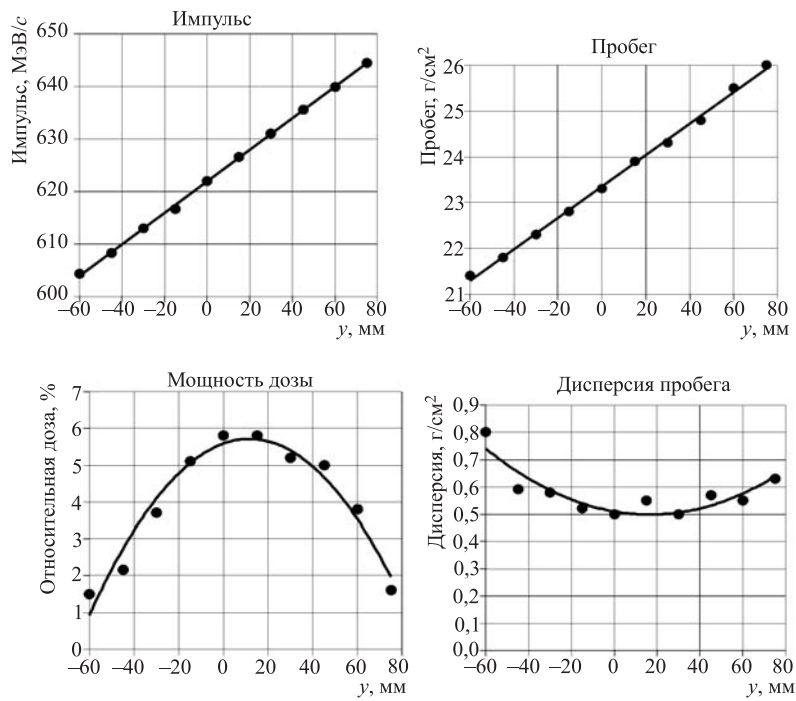


Рис. 2. Характеристики анализирующей магнитной системы для протонного пучка со средней энергией 180 МэВ в зависимости от величины отклонения от оси пучка в горизонтальной плоскости

клина, устанавливаемого в области линейной дисперсии протонного пучка, который уравнивает остаточную энергию протонов в различных частях пучка, в результате этой компенсации разницы пробегов протонов в пучке улучшается форма глубинного дозного распределения.

Для формирования пучка с более крутым спадом дозы за пиком Брэгга в области линейной дисперсии протонного пучка установлен замедлитель, выполненный в виде клина из оргстекла. Толщина замедлителя максимальна в месте прохождения высокоэнергетичных протонов и спадает до нуля там, где проходят частицы с минимальной энергией. При правильном выборе параметров клина энергии протонов выравниваются, в результате чего пик Брэгга становится более острым и область спада дозы за ним уменьшается.

Подобный метод использовался при формировании пи-мезонного пучка в LAMPF, Лос-Аламос, США [4, 5], работа по использованию клина для формирования протонного пучка проводилась в ЛЯП ОИЯИ [6].

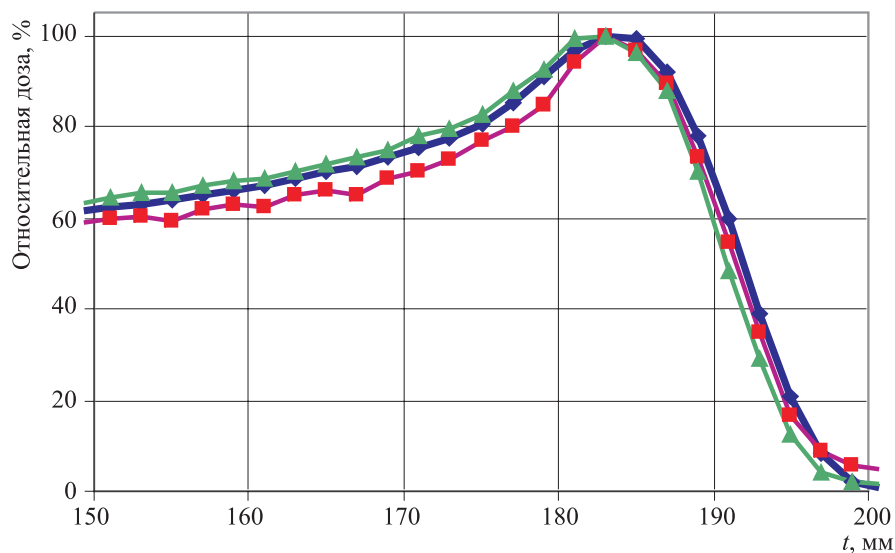


Рис. 3. Глубинные дозные распределения от всего пучка (♦), низкоэнергетической (▲) и высокоэнергетической (■) его частей

Параметры клина были определены на основе результатов проведенных измерений энергий и пробегов протонов, прошедших на различных расстояниях от оси пучка.

В результате такого неоднородного замедления происходит компенсация разницы в энергии протонного пучка и энергии протонов в различных частях пучка выравнивается. Разброс пробегов протонов значительно уменьшается, и пик Брэгга становится более острым, область спада дозы за пиком Брэгга уменьшается.

На рис. 3 показаны глубинные дозные распределения в кабине № 1 всего протонного пучка и его отдельных частей, низкоэнергетической и подторможенной высокоэнергетической, сравнение которых подтверждает правильность расчета параметров компенсирующего клина.

Глубинное дозное распределение сформированного таким способом пучка представлено на рис. 4. Как видно из рисунка, крутизна спада дозы за пиком Брэгга зависит от ширины щелевого коллиматора К1. Оптимальным для клинического пучка является коллиматор шириной 2 см. На этом же рисунке приведена кривая Брэгга для пучка, сформированного без использования компенсирующего клина. Из сравнения этих распределений следует, что расстояние, на котором происходит спад дозы от 80 до 20%, при использовании клина уменьшается с 11 до 7 мм.

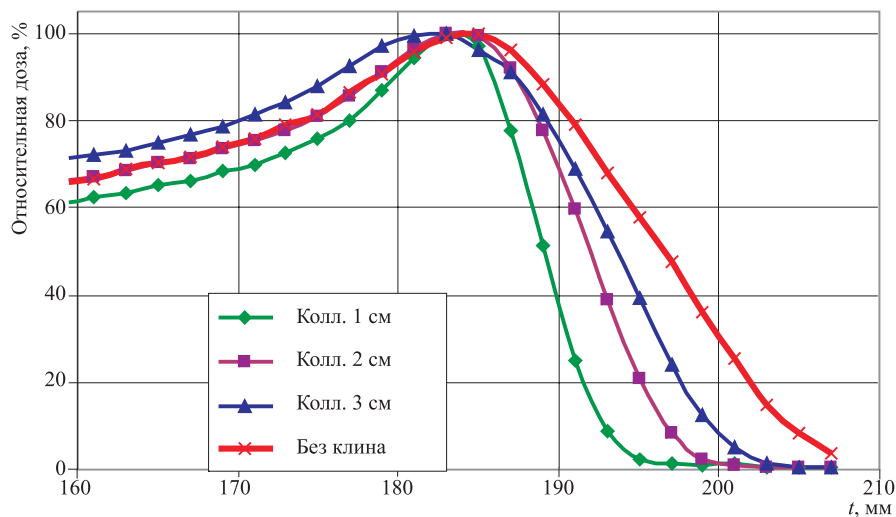


Рис. 4. Глубинные дозные распределения пучка при различной ширине коллиматора с компенсирующим клином и без клина

При этом мощность дозы протонного пучка в пике Брэгга также возрастает и становится равной 1,2 Гр/мин на 1 мкА выведенного пучка.

2. МОДИФИКАЦИЯ ГЛУБИННЫХ ДОЗНЫХ РАСПРЕДЕЛЕНИЙ С ПОМОЩЬЮ ГРЕБЕНЧАТЫХ ФИЛЬТРОВ

При облучении пациентов на протонном пучке для равномерного облучения мишени требуется расширить имеющееся глубинное дозное распределение — пик Брэгга до 2–5 см в зависимости от размеров облучаемой мишени. Наиболее простым и удобным устройством для этого является гребенчатый фильтр. Гребенчатый фильтр — это устанавливаемый на пути пучка тяжелых заряженных частиц замедлитель, толщина которого меняется в поперечном сечении пучка по определенному закону (рис. 5). Частицы, проходящие через различные участки гребенчатого фильтра (различную толщину вещества гребенчатого фильтра) и теряющие при этом часть первоначальной энергии, образуют набор пиков Брэгга с уменьшенным пробегом. С помощью рассеивателя пучок перемешивается, и в результате суммирования этих сдвинутых пиков с незамедленной частью пучка формируется модифицированное дозное распределение.

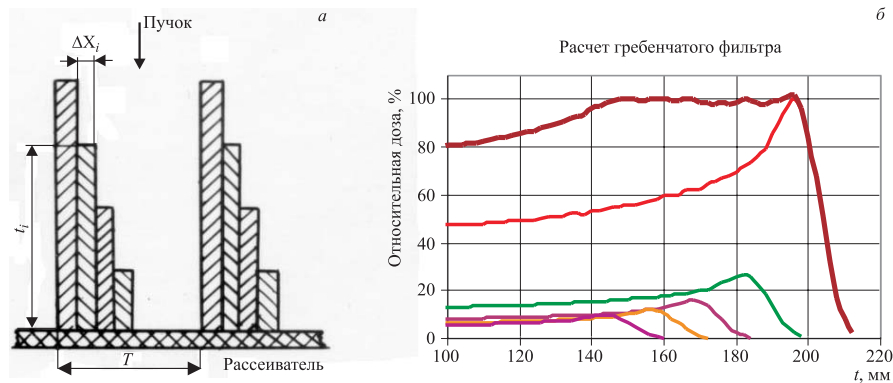


Рис. 5. Схема поперечного сечения гребенчатого фильтра и результат расчета модифицированного дозного распределения

Конфигурация гребенчатого фильтра должна быть рассчитана таким образом, чтобы прошедшие через него протоны при смешивании образовывали заданное распределение (плоскую вершину с постоянной мощностью дозы заданной протяженности). Количество используемых шагов гребенчатого фильтра определяется требованиями к протяженности плоской вершины глубинного дозного распределения и его однородности. Шаг гребенчатого фильтра T и толщина рассеивателя должны обеспечить равномерное смешивание в поперечном сечении дозного поля протонов, прошедших различные толщины вещества в этом фильтре.

В ЛЯП ОИЯИ предложена линейно-ступенчатая конструкция гребенчатого фильтра [7], схема поперечного сечения которого приведена на рис. 5. Фильтр набирается из пластин, количество, материал и размеры которых выбираются в зависимости от формы глубинного дозного распределения исходного пучка и требуемой протяженности плоского максимума формируемого дозного распределения.

В таком гребенчатом фильтре преобразование глубинного дозного распределения происходит в результате суммирования имеющейся исходной кривой Брэгга с рядом таких же кривых Брэгга, смещенных относительно исходной на толщину t_i , и с величинами относительной интенсивности $\rho_i = \Delta x_i / T$, где Δx_i — толщина i -й пластины, а T — шаг гребенчатого фильтра, определяющимися частью пучка, прошедшего данную толщину вещества фильтра.

На рис. 5 показаны результаты расчета гребенчатого фильтра, где к основному пику Брэгга добавляются еще четыре таких же пика, замедленных в пластинах гребенчатого фильтра.

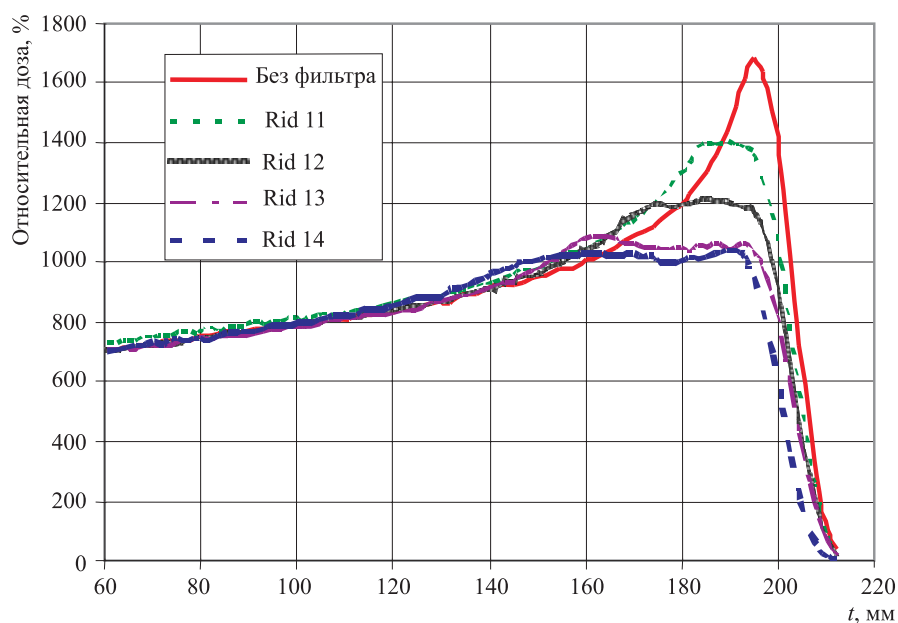


Рис. 6. Глубинно-дозные распределения протонного пучка без гребенчатого фильтра и с четырьмя различными гребенчатыми фильтрами

На рис. 6 изображен набор глубинных дозных распределений протонного пучка, сформированных с помощью четырех гребенчатых фильтров, которые используются для радиотерапии пациентов. Выбор гребенчатого фильтра определяется размерами облучаемой мишени.

3. ФОРМИРОВАНИЕ ПУЧКА В РАДИОТЕРАПЕВТИЧЕСКОЙ КАБИНЕ

Пучок выходит в кабину из вакуумного канала и пересекает ионизационные мониторные камеры и многопроволочные профилометры, которые контролируют как отпускаемую при облучении дозу, так и горизонтальный и вертикальный профили пучка. Далее по ходу пучка располагается массивный коллиматор K_1 , обрезающий периферическую часть пучка и фон от протонов, рассеянных на стенках вакуумного канала транспортировки пучка (рис. 7). На выходе коллиматора K_1 устанавливается один из сменных гребенчатых фильтров. Промежуточный коллиматор K_2 обрезает протоны, рассеявшиеся в системе мониторинга пучка, коллиматоре K_1 и в гребенчатом фильтре.

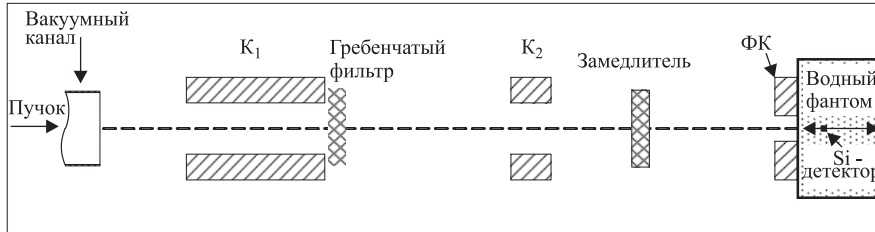


Рис. 7. Схема формирования и измерения параметров протонного пучка в кабине № 1. Коллиматоры K_1 , K_2 и формирующий коллиматор ФК, гребенчатый фильтр и дополнительный замедлитель

Формирующий коллиматор ФК, форма которого вычисляется для каждого поля облучения пациента, располагается перед пациентом и формирует поперечное сечение пучка, соответствующее форме облучаемой мишени.

Изучалось влияние размеров и материала коллиматоров на форму глубинного дозного распределения. При прохождении пучка через коллиматоры отражение протонов от стенок коллиматора приводит к появлению неоднородности профиля пучка, так называемому коллиматорному эффекту [8]. Возрастание дозы на границе апертуры коллиматора обусловлено частицами, рассеянными в стенках коллиматора и имеющими энергию ниже, чем в основном пучке. Неоднородность профиля пучка увеличивается с ростом заряда Z

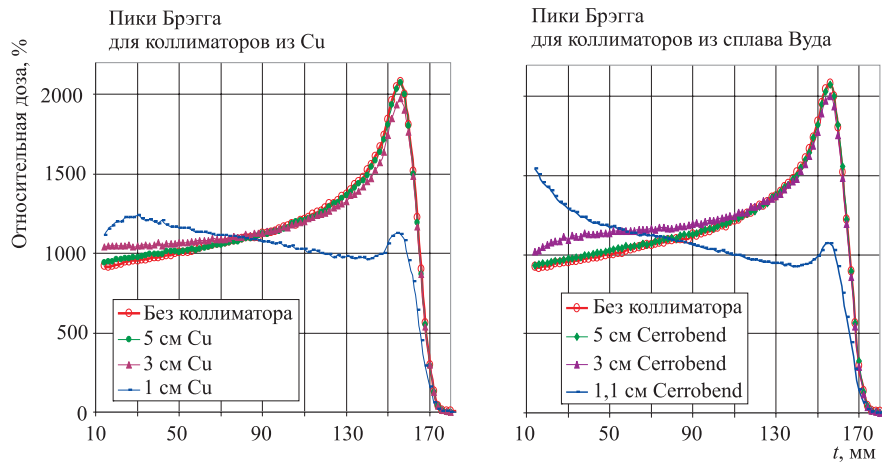


Рис. 8. Глубинные дозные распределения протонного пучка для различных диаметров коллиматоров

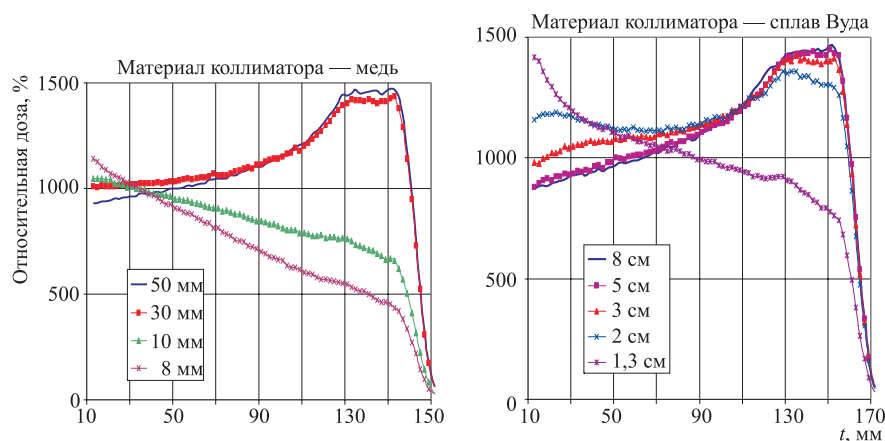


Рис. 9. Глубинные дозные распределения модифицированного протонного пучка для круглых коллиматоров различного диаметра

материала коллиматора. Особенно заметно этот эффект проявляется при использовании узких коллиматоров.

Измерения глубинных дозных распределений вдоль оси пучка проводились в водяном фантоме миниатюрным Si-детектором. На рис. 8, 9 приведены результаты измерений для натурального и модифицированного пучков за коллиматорами из меди и из сплава Вуда (Cerrobend — Pb — 25 %, Sn — 12,5 %, Bi — 50 % и Cd — 12,5 %).

Форма глубинного дозного распределения в области пика Брэгга практически не изменяется для коллиматоров диаметром более 2 см, сплав Вуда дает заметный вклад на малых глубинах уже для коллиматоров диаметром менее 3 см. Для коллиматоров диаметром около 1 см и меньше наблюдается заметное искажение формы кривой Брэгга, особенно для коллиматоров из материала с высоким атомным номером — сплава Вуда. Эти изменения формы пика Брэгга необходимо учитывать при планировании облучения пациентов и выборе материала коллиматора, особенно для малых мишеней размерами менее 2 см.

4. ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ

С помощью компенсирующего клина, установленного в области линейной дисперсии протонного пучка, который уравнивает остаточную энергию протонов в различных частях пучка, улучшена форма глубинного дозного распределения — область спада дозы за пиком Брэгга уменьшена в 1,5 раза.

Рассчитан и изготовлен набор гребенчатых фильтров, модифицирующих пик Брэгга в глубинные дозные распределения с плоской вершиной различной протяженности. При облучении пациентов гребенчатый фильтр выбирается в зависимости от размера облучаемой мишени.

Изучено влияние размеров и материала коллиматоров на форму глубинного дозного распределения. Показано, что при малых размерах апертур коллиматоров глубинное дозное распределение искажается, на малых толщинах наблюдается заметный вклад частиц, рассеивающихся в стенках коллиматора, особенно в коллиматорах из материала с высоким атомным номером.

ЛИТЕРАТУРА

1. *Агапов А. В. и др.* Методика трехмерной конформной протонной лучевой терапии // Письма в ЭЧАЯ. 2005. Т. 2, № 6 (129). С. 80–86.
2. *Молоканов А. Г., Савченко О. В.* Авт. свид. СССР № 658517 от 11.05.77 г. // Бюл. ОИПОТЗ. 1979. № 15. С. 174.
3. *Абазов В. М. и др.* Получение и исследование физико-дозиметрических характеристик протонных пучков на реконструированном фазотроне Лаборатории ядерных проблем. ОИЯИ, Р9-86-648. Дубна, 1986.
4. *Paciotti M. A. et al.* Tuning of the First Section of the Biomedical Channel at LAMPF // IEEE Transactions on Nuclear Science. 1975. V. NS-22, No. 3.
5. *Knapp E. A.* Physical Properties of Charged Particle Beams for Use in Radiotherapy // Proc. of Int. Workshop, Key Biscayne, USA, 1975.
6. *Зорин В. П.* Частное сообщение.
7. *Молоканов А. Г.* Применение гребенчатых фильтров в немоноэнергетических протонных пучках. ОИЯИ, 9-89-391. Дубна, 1989
8. *Rajcan M., Pavlovic M.* Track — a Monte Carlo Computer Code to Assist Design of Scattering and Collimating Systems for Proton Therapy Beams // Rep. Pract. Oncol. Radiother. 2004. V. 9, No. 6. P. 235–241.

Получено 18 июня 2007 г.

Редактор *М. И. Зарубина*

Подписано в печать 16.08.2007.

Формат 60 × 90/16. Бумага офсетная. Печать офсетная.

Усл. печ. л. 0,87. Уч.-изд. л. 1,06. Тираж 260 экз. Заказ № 55862.

Издательский отдел Объединенного института ядерных исследований
141980, г. Дубна, Московская обл., ул. Жолио-Кюри, 6.

E-mail: publish@jinr.ru

www.jinr.ru/publish/