

ФОРМИРОВАНИЕ РАДИОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО ПРОТОННОГО ПУЧКА ФАЗОТРОНА ЛЯП ОИЯИ

А.Г. Молоканов

Объединенный институт ядерных исследований, Дубна, Россия

E-mail: Molok@jinr.ru

Радиотерапия протонными пучками имеет существенные преимущества по сравнению с гамма-терапией и пучками электронов. Протоны образуют пик Брэгга, слабо рассеиваются в поперечном направлении. Протонные пучки позволяют формировать пространственные дозные распределения, область максимальной дозы которых наиболее близко совпадает с формой облучаемой мишени и резко падает за ее границами. Это позволяет облучать мишени, расположенные в непосредственной близости от критических органов [1]. Описывается система формирования и транспортировки пучка, результаты измерения его параметров.

СИСТЕМА ТРАНСПОРТИРОВКИ И ФОРМИРОВАНИЯ 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 вторичными частицами, образующимися в результате ядерных взаимодействий, фазовый объем пучка при этом увеличивается. Поэтому при формировании пучка для лучевой терапии применяется магнитный анализ, в результате которого пучок очищается от вторичных частиц и протонов с энергиями, существенно отличающимися от средней энергии и искажающими глубинное дозное распределение. Однако простое удаление из пучка всех протонов, не попадающих в узкий диапазон энергии, приводит к уменьшению количества протонов в пучке, снижению 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 фокусируется на вход угле-

родного 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° , $9,5^\circ$ и $14,5^\circ$, соответственно. Разрешение анализирующей магнитной системы зависит от ширины коллиматоров на выходе углеродного замедлителя К1 и за системой магнитов.

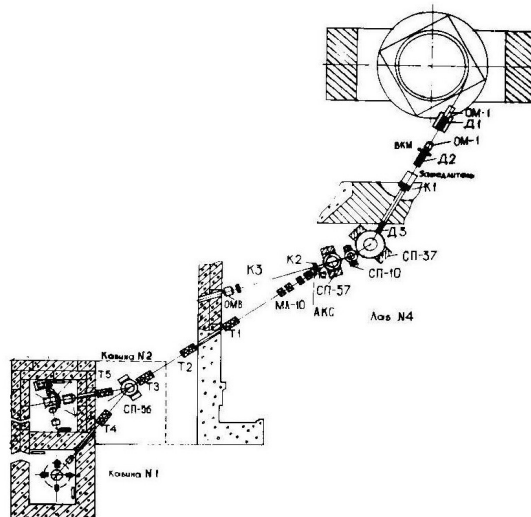


Рис.1. Схема канала для формирования замедленных протонных пучков

дублет квадрупольных линз Д3, 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 приоб-

ретаёт линейную дисперсию, траектории частиц с различными энергиями пространственно разделяются, при этом средняя энергия протонов зависит от величины отклонения от оси пучка в горизонтальной плоскости [2]. Это объясняется тем, что в магнитном поле протоны с более высоким импульсом отклоняются на меньший угол, чем протоны с более низким импульсом.

На Рис.2 приведены результаты измерений пробега протонов в зависимости от отклонения от оси пучка в горизонтальной плоскости после прохождения анализирующей магнитной системы. Эти измерения показывают, что за системой поворотных магнитов наблюдается зависимость импульса и пробега протонов от величины отклонения от оси пучка.

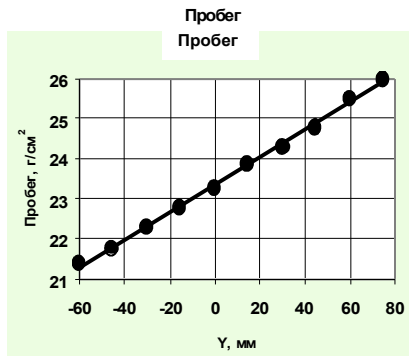


Рис.2. Пробег протонов за анализирующей магнитной системой в зависимости от отклонения от оси пучка в горизонтальной плоскости (Y)

Пробег протонов, прошедших через анализирующую магнитную систему, может быть аппроксимирован линейной зависимостью от горизонтальной координаты пучка. Эта разница пробегов может быть устранена с помощью компенсирующего 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 области 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.

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

Подобный метод использовался при формировании пучка пи-мезонов в LAMPF, Лос-Аламос, США [3,4].

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

Глубинное дозное распределение сформированного таким способом пучка представлено на Рис.3. Как видно из рисунка, крутизна спада дозы за пиком Брэгга зависит от ширины щелевого коллиматора K1. 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 спад дозы от 80 до 20% при использовании клина уменьшается с 11 до 7 мм.

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

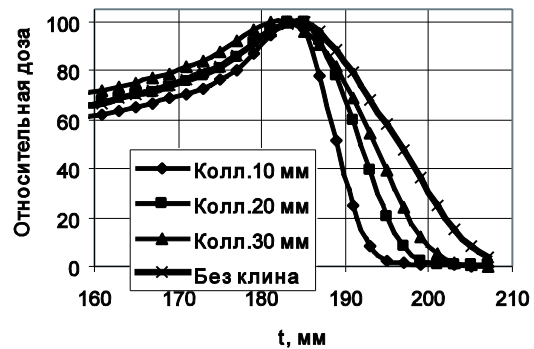


Рис.3. Глубинные дозные распределения пучка при различных ширинах коллиматора с компенсирующим клином и без клина

ГРЕБЕНЧАТЫЕ ФИЛЬТРЫ ДЛЯ МОДИФИКАЦИИ ГЛУБИННЫХ ДОЗНЫХ РАСПРЕДЕЛЕНИЙ

При облучении пациентов на протонном пучке для равномерного облучения мишени требуется преобразовать острый пик Брэгга в глубинное дозное распределение с плоской вершиной протяженностью 2...5 см в соответствии с размерами 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 изменяется в поперечном сечении пучка по определенному закону. Частицы, проходя через различные участки гребенчатого фильтра (различную толщину вещества гребенчатого фильтра) и теряя 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.

Конфигурация гребенчатого фильтра должна быть рассчитана таким образом, чтобы прошедшие через него протоны при смешивании образовывали требуемое глубинное дозное распределение (плоскую вершину с постоянной мощностью дозы заданной протяженности и крутой спад дозы за ней). Количество 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 гребенчатом фильтре.

В ЛЯП ОИЯИ применяется линейно-ступенчатая конструкция гребенчатого фильтра [5], схема поперечного сечения которого приведена на Рис.4. Гребенчатый фильтр набирается из пластин, количе-

ство, материал и размеры которых определяются в зависимости от формы глубинного дозного распределения исходного пучка и требуемой протяженности плоского максимума формируемого дозного распределения.

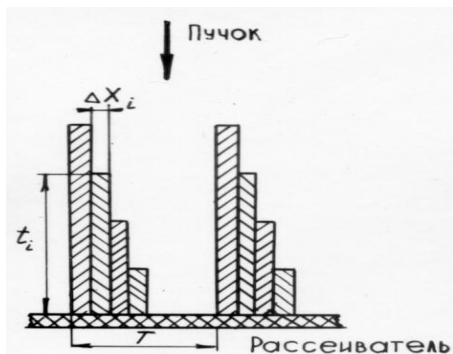


Рис.4. Схема поперечного сечения гребенчатого фильтра

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 относительными интенсивностями $\rho_i = \Delta x_i / T$, где Δx_i – толщина i -й пластины, а T – шаг гребенчатого фильтра. На Рис.5 изображен набор модифицированных глубинных дозных распределений протонного пучка, сформированных с помощью четырех гребенчатых фильтров, которые используются для радиотерапии пациентов. Выбор гребенчатого фильтра определяется размерами облучаемой мишени.

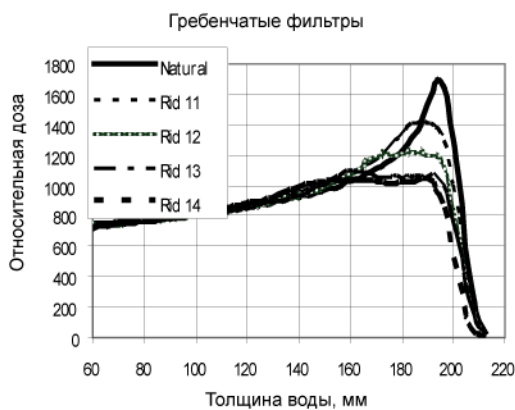


Рис.5. Пик Брэгга протонного пучка и модифицированные дозные распределения, сформированные с четырьмя гребенчатыми фильтрами

ФОРМИРОВАНИЕ ПУЧКА В КАБИНЕ ОБЛУЧЕНИЯ

Пучок входит в кабину из вакуумного канала и пересекает ионизационные мониторные камеры и многопроволочные профилометры, которые контролируют отпускаемую при облучении дозу 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.6). 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. Формирующий коллиматор ФК, форма которого вычисляется для каждого поля облучения пациента программой планирования облучения, располагается перед пациентом и формирует поперечное сечение пучка, соответствующее форме облучаемой мишени.

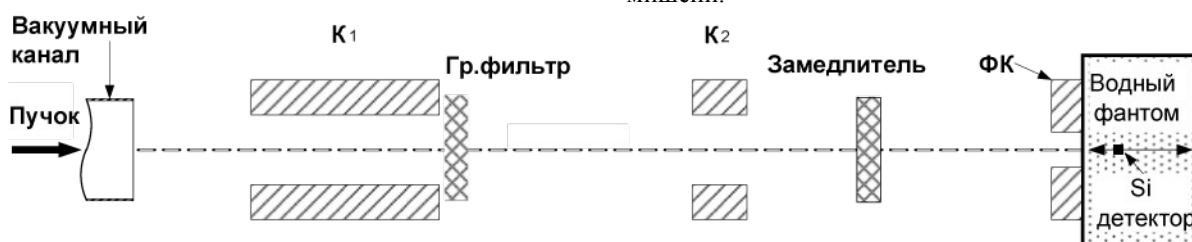


Рис.6. Схема формирования и измерения протонного пучка в кабине №1

Изучалось влияние размеров и материала коллиматоров на форму глубинного дозного распределения. При прохождении пучка через коллиматоры рассеяние протонов в стенках коллиматора приводит к появлению неоднородности профиля пучка, так называемый коллиматорный эффект [6,7]. Возрастание дозы на границе апертуры коллиматора обусловлено частицами, рассеянными в стенках коллиматора и имеющими энергию ниже, чем в основном пучке. Неоднородность профиля пучка увели-

чивается с ростом заряда ядра материала коллиматора Z . 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.7 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%).

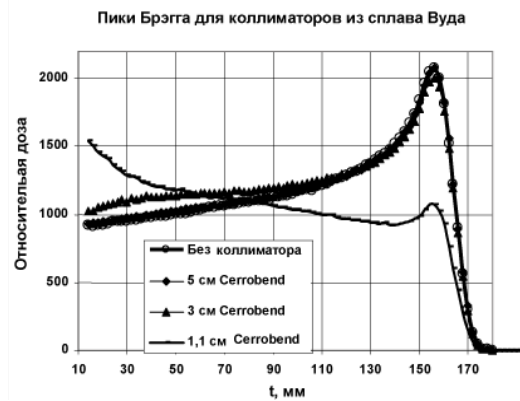
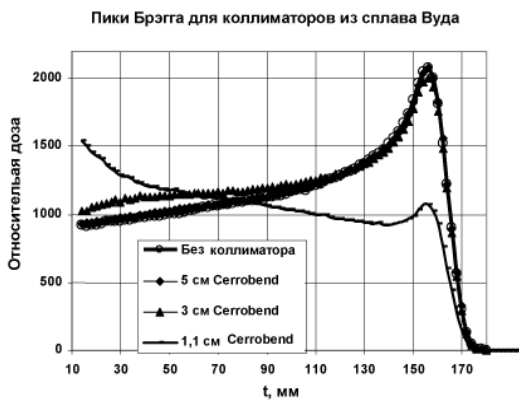


Рис. 7. Глубинные дозные распределения протонного пучка для различных диаметров коллиматоров

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 менее наблюдается заметное искажение формы кривой Брэгга, особенно для коллиматоров из материала с высоким атомным номером Z-сплава Вуда. Эти измерения формы пика Брэгга необходимо учитывать при планировании облучения пациентов и выборе материала коллиматора, особенно для малых мишеней размерами менее 2 см.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ

С помощью компенсирующего клина, установленного в области линейной дисперсии протонного пучка, уравнивающего 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 глубинное дозное распределение 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 Z.

ЛИТЕРАТУРА

1. А.В. Агапов и др. Методика трехмерной конформной протонной лучевой терапии // *Письма в ЭЧАЯ*. 2005, т.2, №6 (129), с.80-86.
2. А.Г. Молоканов *Формирование глубинного дозного распределения радиотерапевтического протонного пучка фазотрона ЛЯП ОИЯИ* // ОИЯИ, Р18-2007-90, Дубна, 2007.
3. M.A. Paciotti, et al. Tuning of the first section of the biomedical channel at LAMPF // *IEEE Trans. on Nuclear Science*. 1975, v.NS-22, №3.
4. E.A. Knapp. Physical Properties of Charged Particle Beams for Use in Radiotherapy // *Proc. of Int. Workshop*. Key Biscagne, USA, 1975.
5. А.Г. Молоканов. *Применение гребенчатых фильтров в немоноэнергетических протонных пучках* // ОИЯИ, 9-89-391, Дубна, 1989.
6. M. Rajcan, M. Pavlovic. Track – a Monte Carlo computer code to assist design of scattering and collimating systems for proton therapy beams // *Rep. Pract. Oncol. Radiother*. 2004, 9/6, p.235-241.
7. M. Rajcan, A.G. Molokanov, M. Mumot. *Simulations of proton beam depth dose distributions* // JINR. E18-2007-91, Dubna, 2007.

Статья поступила в редакцию 11.10.2007 г.

PROTON BEAM FOR RADIATION THERAPY AT THE JINR, DUBNA, PHASOTRON

A.G. Molokanov

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 tissue, a Bragg peak of ionization in the depth-dose distribution and slow lateral scattering. The proton beam allows the maximum dose to be confined to the treatment volume while the dose to surrounding normal tissues is minimized. Realization of these advantages requires higher precision of the proton beam dosimetry, treatment planning and patient location at the beam. The presentation describes the beam transport and forming systems, the beam characteristics measurements in the procedure room

ФОРМУВАННЯ РАДІОТЕРАПЕВТИЧНОГО ПРОТОННОГО ПУЧКА ФАЗОТРОНА ЛЯП ОІЯД

A.G. Molokanov

Радіотерапія протонними пучками має істотні переваги в порівнянні з гамма-терапією і пучками електронів. Протони утворюють пік Брегга, слабо розсіюються в поперечному напрямку. Протонні пучки дозволяють формувати просторові дозні розподіли, область максимальної дози яких найбільш близько збігається з формою опромінюваної мішені і різко спадає за її границями. Це дозволяє опромінювати мішені, розташовані в безпосередній близькості від критичних органів. Описується система формування і транспортування пучку, результати виміру його параметрів.