

## ПРОЕКТ ДЕМОНСТРАЦИОННОГО ЦЕНТРА ПРОТОННОЙ ТЕРАПИИ ЛЯП ОИЯИ

*Е. М. Сыресин<sup>а, 1</sup>, Е. Бокор<sup>б, 2</sup>, В. М. Бреев<sup>а</sup>,  
Г. А. Карамышева<sup>а</sup>, М. Ю. Казаринов<sup>а</sup>, Н. А. Морозов<sup>а</sup>,  
Г. В. Мицын<sup>а</sup>, Н. Г. Шакурн<sup>а</sup>, С. В. Швидкий<sup>а</sup>, Г. Д. Ширков<sup>а</sup>*

<sup>а</sup> Объединенный институт ядерных исследований, Дубна

<sup>б</sup> Институт ядерной и физической инженерии,  
Словацкий университет технологии, Братислава

ОИЯИ является одним из ведущих центров в России в области протонной терапии. Современная техника трехмерной конформной терапии впервые в России была внедрена и эффективно используется здесь. На базе фазотрона в ОИЯИ был создан медико-технический комплекс. Около 100 пациентов ежегодно проходят через сеансы терапии. За последние 14 лет, со времени открытия радиологического отделения в МСЧ № 9 г. Дубны, в нем было пролечено более 1000 пациентов методом протонной терапии на медицинском пучке фазотрона ОИЯИ.

В ЛЯП ОИЯИ предложен проект демонстрационного центра протонной терапии на базе сверхпроводящего синхроциклотрона S2C2 фирмы IBA, входящего в состав нового компактного протонного комплекса Proteus ONE. Сверхпроводящий синхроциклотрон планируется установить в медико-техническом комплексе ОИЯИ и использовать его вместо фазотрона для проведения протонной терапии. Для демонстрационного центра планируется создать новый канал транспортировки в существующую медицинскую кабину.

JINR is one of the leading research centers of proton therapy in Russia. The modern technique of 3D conformal proton radiotherapy was first effectuated in Russia in this center, and now it is effectively used in regular treatment sessions. A special Medico-Technical Complex was created at JINR on the basis of the phasotron used for proton treatment. About 100 patients undergo a course of fractionated treatment here every year. During last 14 years from the startup of the Dubna radiological department more than 1000 patients were treated by proton.

A project of the demonstration center of the proton therapy is discussed on base of a superconducting 230 MeV synchrocyclotron S2C2 of new IBA compact proton system Proteus ONE. The superconducting synchrocyclotron is planned to install instead of phasotron in Medico-Technical Complex of DLNP. For the demonstration center the new transport line is designed for beam delivery to a medical cabin.

PACS: 87.56.bd; 87.53.Jw

---

<sup>1</sup>E-mail: syresin@nusun.jinr.ru

<sup>2</sup>E-mail: jozef.bokor@stuba.sk

## МЕДИКО-ТЕХНИЧЕСКИЙ КОМПЛЕКС ОИЯИ

В Дубне в Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ исследования по применению протонной терапии были начаты еще в 1967 г. под руководством В. П. Желепова [1, 2]. К настоящему времени Дубна стала ведущим научно-исследовательским центром протонной терапии в России. На базе фазотрона ОИЯИ создан и функционирует медико-технический комплекс (МТК), включающий в себя несколько кабин для облучения с использованием пучков протонов, нейтронов и пионов. В МТК впервые в России была исследована и реализована методика трехмерного конформного облучения опухолей [2, 3],

Таблица 1. Нозологические формы, пролеченные в Дубне в 2000–2014 гг.

Менингиома	179
Хордома и хондросаркома	37
Глиома	65
Лимфома	1
Невриома	20
Астроцитомы	48
Парагангиома	6
Аденома гипофиза	26
Артериовенозная мальформация	78
Метастазы в мозг	77
Опухоль головы и шеи	286
Меланома	19
Рак кожи	69
Опухоль легких	8
Рак молочной железы	52
Опухоль мозга	11
Рак простаты	1
Саркома	17
Другие	41
<b>Итого</b>	<b>1041</b>

которая в настоящее время используется в Дубне на рутинной основе. Глубинно-дозное распределение для нее соответствует форме мишени с точностью  $\pm 1$  мм. При этом решаются следующие задачи: формирование и контроль протонного пучка с заданными параметрами, планирование облучения с помощью специально созданных компьютерных программ, изготовление персональных формирующих устройств для каждого пациента и каждого угла облучения — коллиматоров и замедлителей сложной формы, болусов, а также систем иммобилизации пациента и контроля положения пациента относительно протонного пучка. К настоящему времени в МТК прошли курс лечения более 1000 пациентов.

Эффективность лечения в МТК оказалась достаточно высокой для широкого круга локализаций: новообразования головного мозга, рак носо-ротоглотки, шеи, легкого, простаты, шейки матки и др. Результаты лечения, полученные в Дубне (табл. 1), соответствуют мировому уровню, достигнутому в специализированных госпитальных центрах протонной терапии. В Дубне на базе медико-санитарной части № 9 Федерального медико-биологического агентства создан и функционирует радиологический стационар, где пациенты находятся под постоянным квалифицированным медицинским контролем во время прохождения курса протонной терапии. Научное сопровождение осуществляется специалистами Медицинского радиологического научного центра (Обнинск). В течение последних 8 лет ежегодно проходят лечение протонными пучками МТК около 100 пациентов в год.

## ПРОЕКТ ДЕМОНСТРАЦИОННОГО ЦЕНТРА ПРОТОННОЙ ТЕРАПИИ

Использование фазотрона (имеющего фиксированную энергию 650 МэВ и созданного для проведения фундаментальных физических исследований) для постоянно действующего протонного центра экономически является малоэффективным.

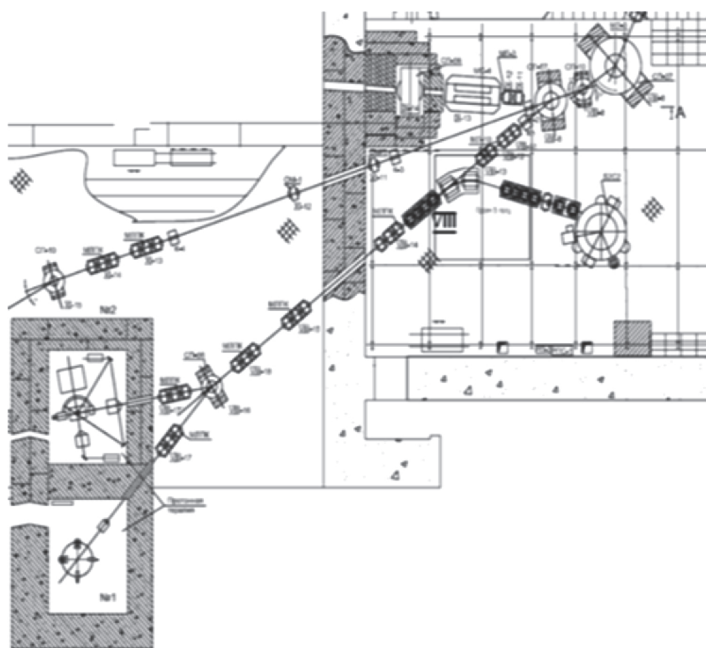


Рис. 1. Схема демонстрационного центра протонной терапии на базе сверхпроводящего синхроциклотрона и медицинской кабины МТК ЛЯП

С учетом конечной цели — создания в Дубне госпитального центра протонной терапии на базе сверхпроводящего синхроциклотрона и компактной гантри, а также необходимости проведения текущих и перспективных исследований в этой области — на первом этапе предлагается [4]:

- сохранить всю инфраструктуру и действующее оборудование медико-технического комплекса (рис. 1);
- в качестве источника ускоренных протонов установить в имеющемся помещении компактный сверхпроводящий синхроциклотрон;
- сохранить возможность использования пучка фазотрона на период до ввода в эксплуатацию синхроциклотрона.

### СИНХРОЦИКЛОТРОН S2C2 (ИВА)

Главной особенностью синхроциклотрона S2C2 [5] (рис. 2), входящего в состав нового комплекса протонной терапии IVA Poteus ONE, является использование сверхпроводящих обмоток возбуждения с магнитным полем в центре и на радиусе вывода соответственно 5,64/5,24 Тл. Для реализации сверхпроводящего режима используются четыре криокулера фирмы «Sumitomo», в которые гелий заливается раз в полгода и для которых не требуется криогенной инфраструктуры. Параметры синхроциклотрона приведены в табл. 2.

ВЧ-частота синхроциклотрона за время цикла ускорения изменяется от 90 до 63 МГц для компенсации эффекта роста релятивистской массы протонов и снижения магнитного



Рис. 2. Синхроциклотрон S2C2

оптимизация положений и размеров отверстий в ярме для вводов ВЧ-системы, ионного источника, вакуумной камеры, системы вывода, криокулеров, трех горизонтальных и  $2 \times 3$  вертикальных соединительных тяг; оптимизация системы вывода; магнитное экранирование внешних систем, таких как криокулеры; влияние внешних систем, изготовленных из железа, на динамику пучка в ускорителе; влияние краевых полей на канал вывода пучка; влияние эффектов медианной плоскости, возникающих из-за аксиальной асимметрии магнитного поля, и компенсация этих эффектов; расчет магнитных сил, действующих на обмотки магнита, сердечник, элементы системы вывода, элементы выводного канала транспортировки; выбор параметров конструкции гармонических катушек; компенсация первой гармоники магнитного поля; влияние подъемников ярма магнита и другие эффекты.

поля при ускорении. Длительность импульса частиц, захваченных в ускорение, равна 7 мкс, частота повторения микроимпульсов — 1 кГц, при этом скважность составляет 0,7%. В настоящее время средний ток выведенного пучка около 20 нА, проводятся работы по повышению тока пучка до 100 нА.

При оптимизации магнитной системы синхроциклотрона были рассмотрены следующие аспекты: оптимизация межполюсного профиля; определение радиуса вывода пучка; оптимизация плотности тока в обмотке магнита и ее размеров с целью обеспечения максимальной энергии протонов 250 МэВ; оптимизация ярма циклотрона с целью минимизации краевых полей; опти-

Таблица 2. Параметры синхроциклотрона S2C2

Параметр	Синхроциклотрон S2C2
Тип облучения	Активный
Диаметр, м	2,3
Вес, т	50
Тип магнитов	Сверхпроводящий
Среднее поле, центр/вывод, Тл	5,64/5,24
Напряжение на диэлектродах, кВ	14
ВЧ-частота, МГц	90–60
Частота импульсов тока, кГц	1
Средний ток, нА	20
Энергия протонов, МэВ	230
Разброс энергии, $2\sigma$ , МэВ	2,5
Горизонтальный/вертикальный эмиттанс, $\pi$ мм · мрад	23/4

В слабофокусирующем синхроциклотроне формируется слабый спад поля по радиусу  $B(r) = B(0) \times \{1 - n(r)\}$ , где  $B(0)$  — поле в центре магнита;  $n$  — показатель спада поля,  $n = -(r/B) \times dB/dr$ . В синхроциклотроне S2C2 показатель спада поля  $n \cong 0,12$ , что позволяет отойти от резонанса  $Q_r = 1$  при ускорении, а также избежать резонанса связи Уолкиншоу  $Q_r = 2Q_z$ .

Межполюсный профиль оптимизирован для системы вывода. Он обеспечивает более высокую фокусировку до области вывода пучка, меньшие вертикальные потери в области бампа поля от регенератора, быстрое снижение поля регенератора с целью более высокой эффективности вывода для данного азимутального промежутка в криостате.

Размеры ярма выбираются с учетом компромисса между сложностью конструкции обмоток магнита и величинами максимального поля, рассеянного поля и веса ярма. Диаметр ярма равен 2,5 м, диаметр полюса — 1 м, вес магнита циклотрона составляет 50 т. Основные обмотки магнита намотаны сверхпроводящим проводом из NbTi, номинальный ток возбуждения равен 650 А, средняя плотность тока в обмотке — 56 А/мм<sup>2</sup>, число ампер-витков равно  $4,3 \cdot 10^6$ . Запасенная энергия обмоток 12 МДж. Скорость подъема тока составляет 2–3 А/мин в течение 4 ч.

Основные обмотки магнита удерживаются с помощью трех горизонтальных и трех вертикальных соединительных тяг сверху и трех тяг, соответственно, снизу. Это обеспечивает удержание и настройку обмоток с пятью степенями свободы (три степени поступательные и две степени вращательные). Силы и моменты вращения, действующие на обмотку, линейны до 10 мм смещения и до 1° вращения. Максимальное значение силы равно 2 т/мм. Все смещения и вращения неустойчивы, силы, вызванные некоторым смещением или вращением, стремятся увеличить эти смещения или вращения. Соединительные тяги сконструированы таким образом, что стремятся сохранить положение обмоток в устойчивом состоянии.

Для компенсации искажения медианной плоскости магнитного поля из-за асимметрии магнитной системы синхроциклотрона был реализован вертикальный сдвиг обмотки на 0,2 мм. Эффекты медианной плоскости в S2C2 возникают из-за вертикальной асимметрии конструкции железных элементов, находящихся снаружи синхроциклотрона. Эффекты компенсируются при смещении основных обмоток магнита. Среднее значение радиальной компоненты магнитного поля в медианной плоскости, возникающей из-за асимметрии внешних систем ускорителя, нарастает с увеличением радиуса и достигает 8 Гс в области вывода.

Ускоренный протонный пучок совершает около 40 000 оборотов, и из-за этого очень важна центровка положения обмоток как в горизонтальном, так и в вертикальном направлениях. В финальном горизонтальном положении обмотка центрируется с точностью лучше, чем 0,5 мм.

ВЧ-резонатор представляет собой полуволновую линию. С одной стороны этой конструкции находится 180°-й дуант, а с другой ротор (вращающийся конденсатор с изменяемой емкостью). Ротор имеет восьмикратную симметрию. Это обеспечивает высокую механическую стабильность и очень хорошую повторяемость ВЧ-импульсов. ВЧ-частота в процессе ускорения изменяется от 90 до 63 МГц. Ротор вращается со скоростью 7500 об./мин, обеспечивая частоту повторения импульсов 1 кГц. Основные параметры ВЧ-системы приведены в табл. 3.

Чтобы исключить вихревые токи, ротор и триод генератора размещены в экранируемом от магнитного поля объеме, снаружи ярма.

Таблица 3. Основные параметры ВЧ-системы

Частота повторений, кГц	1
Минимальная частота, МГц	61,5
Максимальная частота, МГц	90
Частота при захвате в ускорение, МГц	87,5
Частота, при которой реализуется вывод, МГц	63,5
Напряжение на дуанте при захвате в ускорение, кВ	10,5
Напряжение на дуанте при выводе, кВ	12,5
Скорость изменения частоты при захвате в ускорение, МГц/мс	60–70
Скорость изменения частоты при выводе, МГц/мс	20–30
Напряжение модуляции на дуанте, кВ	3–4
Время модуляции напряжения на дуанте, мкс	15
Пиковое напряжение на емкости ротора, кВ	20
Мощность ротора, Вт	300
Пиковая мощность ВЧ, кВт	10

Ротор с конденсатором с переменной емкостью оптимизирован с целью уменьшения ВЧ-потерь. Его размеры выбраны на основе компромисса между центробежной силой и плотностью ВЧ-токов. Благодаря малой средней мощности ВЧ-потерь ротор охлаждается за счет собственного теплового излучения. Лопасти статора сделаны такой формы, чтобы обеспечить требуемый закон изменения частоты во времени. При вращении ротора с частотой 7500 об./мин достаточно велики деформации за счет центробежной силы и теплового расширения.

Центральная область синхроциклотрона более компактна по сравнению с изохронным циклотроном. Радиус первого оборота равен менее 2,5 мм, а за первые сто оборотов пучок смещается в радиальном направлении на 3 см.

В отличие от циклотронов, где ускорение происходит в непрерывном режиме, в синхроциклотроне используется режим модулированных циклов. В начале цикла протоны извлекаются из внутреннего источника электрическим полем, приложенным между дуантом и источником, ускоряются и захватываются в режим автофазировки. Среднее магнитное поле синхроциклотрона  $B(r)$  снижается с ростом радиуса (рис. 3).

Частицы, захваченные в режим ускорения с постоянной ВЧ-фазой  $\varphi_s \cong 60^\circ$ , вращаются с изменяемой частотой  $F_{RF}$  в зависимости от  $B(r)$  и их энергии.

Для оптимального значения производной частоты  $dF_{RF}/dt = 72$  МГц/мс частицы с фазами  $\varphi = (60 \pm 10)^\circ$  успешно захватываются в ускорение. Для начального банча с длительностью 50 мкс частицы захватываются в ускорение в течение 5–7 мкс.

Расчеты потерь и эффективности захвата от времени выполнены в ЛЯП ОИЯИ (рис. 4) [6]. Эффективность захвата определяется долей частиц в фазовом пространстве, захваченных в ускорение, и отношением длительности импульса тока ускоренных частиц к длительности ВЧ-цикла. Она составляет около  $10^{-3}$ . Таким образом, чтобы обеспечить средний ток 20 нА, источник протонов должен обеспечивать средний ток около 20 мкА.

Ионный источник работает в импульсном режиме с длительностью микроимпульса 50 мкс и частотой повторений 1 кГц. Таким образом, его импульсный ток должен быть

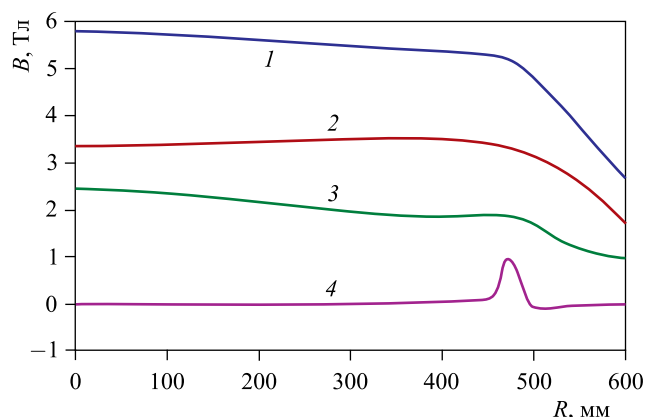


Рис. 3. Магнитное поле синхроциклотрона (1) и вклад в него от отдельных подсистем: 2 — обмоток магнита; 3 — стального яра; 4 — регенератора системы вывода

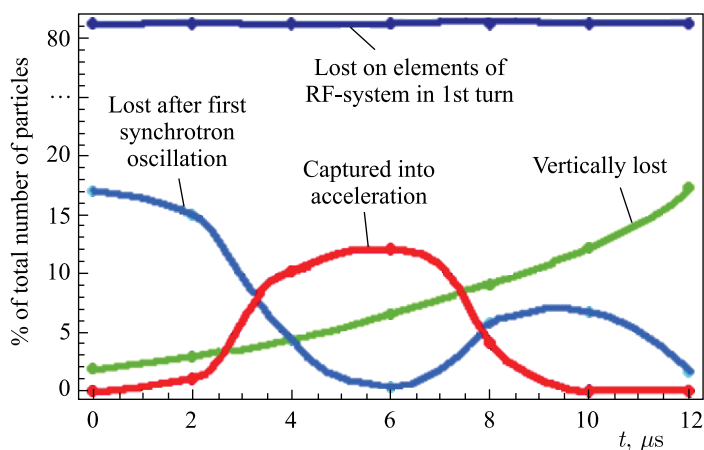


Рис. 4. Зависимость эффективности захвата и величины потерь от времени

0,4 мА. Максимальный ток источника составляет 8 мА, что более чем на порядок превышает требуемый уровень для формирования протонного пучка со средним током 20 нА. Для осуществления активного сканирования с модулированными по интенсивности пучками требуется динамический диапазон с фактором 100.

Система вывода пучка полностью пассивная. Она основана на резонансе, создаваемом регенератором. Регенератор создает сильный локальный бамп магнитного поля в области вывода (рис. 3). За счет возмущения магнитного поля радиальная бетатронная частота сдвигается в комплексную область в узком интервале своих значений, пучок теряет фокусировку в радиальном направлении и выводится из синхроциклотрона. Аксиальная бетатронная частота в области вывода составляет  $Q_z \cong 0,38 - 0,4$ . Радиальная бетатронная частота близка к  $Q_r \cong 0,95$ . Резонанс Уолкиншоу  $Q_r = 2Q_z$  в данном ускорителе не достигается.

Система вывода состоит из регенератора, септума, антисептума, градиент-корректора, плосковых корректоров. Корректоры используются для компенсации бампа регенератора в выводном канале. Градиент-корректор осуществляет проводку пучка в крайном поле синхроциклотрона. Транспортировка пучка от градиент-корректора (с трехплосковым корректором) до деградера осуществляется с помощью дуплета квадрупольных линз.

Криогенная система синхроциклотрона изготовлена на базе криокулера фирмы «Sumitomo» SRDK-415D мощностью 1,5 Вт при температуре 4,4 К. В криокулере реализуется холодильный цикл Гиффорда–Мак-Магона, рабочим веществом является гелий с высокой чистотой. В состав криосистемы входят четыре криокулера. Один криокулер предназначен для охлаждения холодной массы 1 т. Общий вес холодной массы синхроциклотрона составляет 3,1 т. Захлаживание синхроциклотрона происходит в течение 12 сут; восстановление системы после квенча осуществляется в течение 1 сут. Магнитное поле у головки криокулера не должно превышать 500 Гс. Поэтому криокулеры заэкранированы от рассеянного магнитного поля синхроциклотрона.

### КАНАЛ ТРАНСПОРТИРОВКИ ПУЧКА В МЕДИЦИНСКУЮ КАБИНУ

Результаты расчетов транспортировки пучка от синхроциклотрона до медицинской кабины представлены на рис. 5–7 [4]. После синхроциклотрона пучок фокусируется на входе в замедлитель в пятно малых размеров 1,95/1,3 мм (рис. 5), чтобы ограничить в нем большой рост эмиттанса пучка.

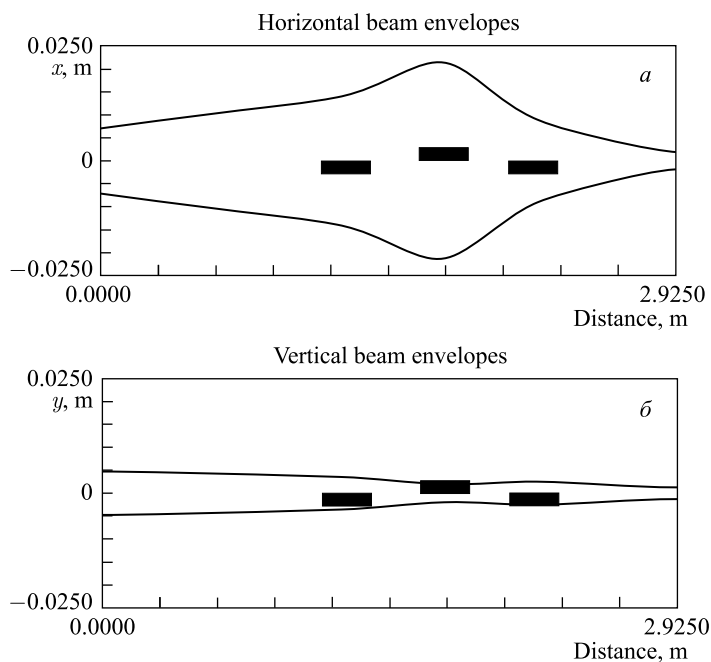


Рис. 5. Огибающие пучка при его транспортировке от синхроциклотрона до деградера



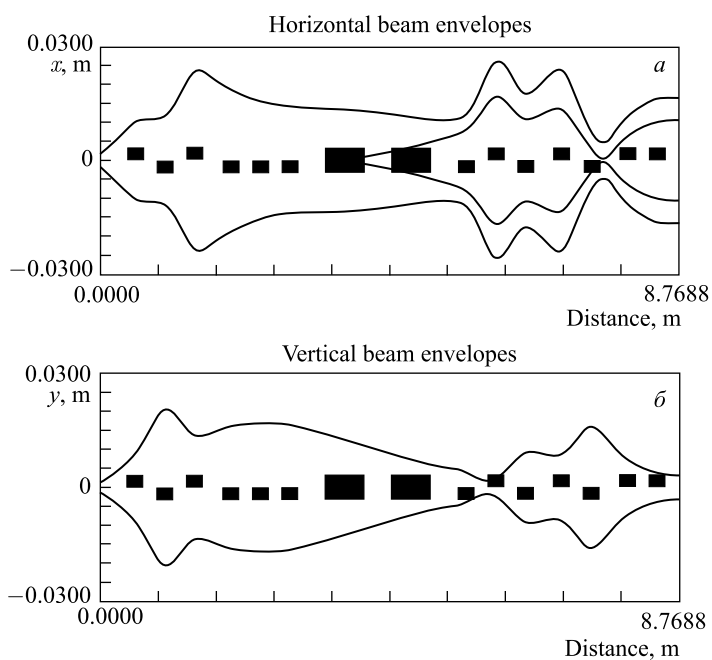


Рис. 6. Огибающие пучка при его транспортировке от деградера до коллиматора

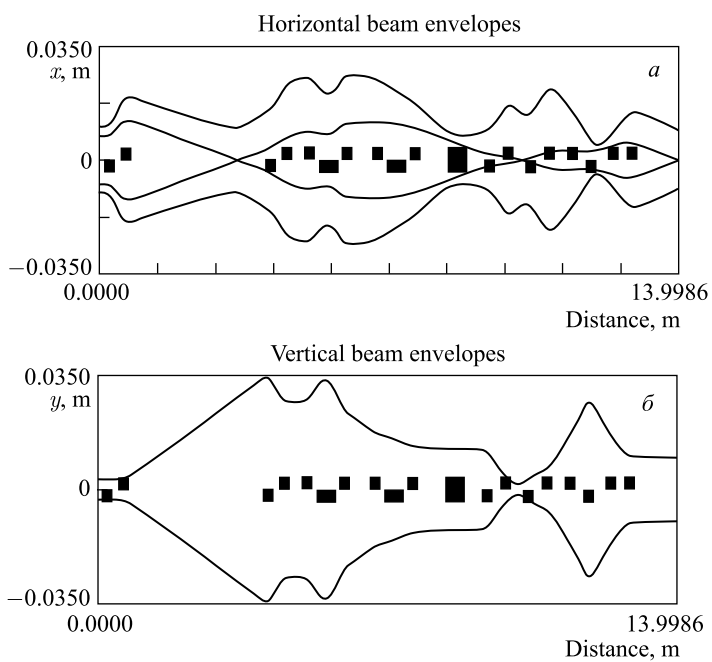


Рис. 7. Огибающие пучка при его транспортировке от коллиматора до входа в медицинскую кабину

При замедлении в углеродном деградере толщиной 54 мм до энергии 180 МэВ разброс по энергии частиц пучка составляет 4,5 МэВ ( $3\sigma$ ), а горизонтальный и вертикальный эмиттансы соответственно равны 36,9/19,3π мм·мрад. Относительный разброс по энергии после деградера (2,4%) становится почти в четыре раза больше, чем он был на выходе из синхроциклотрона. Чтобы уменьшить этот разброс, специальный импульсный коллиматор с зазором 10 мм устанавливается в секции с дисперсией 1,6 м (рис. 6). После прохождения через этот коллиматор относительный разброс по энергии уменьшается с 2,4 до 1,6%. Эффективность транспортировки пучка через коллиматор в этом случае составляет 42%.

Вертикальный и горизонтальный профили пучка для конечной части канала транспортировки от коллиматора до входа в медицинскую кабину показаны на рис. 7. В фокальной плоскости на входе в медицинскую кабину горизонтальный и вертикальный размеры пучка соответственно равны 9,6/9,7 мм, а горизонтальный и вертикальный эмиттансы — 18,3/19π мм·мрад.

При замедлении протонного пучка в деградере до энергии 140 МэВ его относительный разброс по энергии увеличивается до 2,7% ( $3\sigma$ ). Эффективность транспортировки пучка через импульсный коллиматор с горизонтальной щелью 15 мм составляет 42%. Горизонтальный и вертикальный размеры пучка в фокальной плоскости на входе в медицинскую кабину равны соответственно 11/11,5 мм, а горизонтальный и вертикальный эмиттансы — 26,7/29,2π мм·мрад.

### СИСТЕМА ФОРМИРОВАНИЯ ДОЗЫ ОБЛУЧЕНИЯ

Структурная схема системы двойного рассеяния представлена на рис. 8. Пучок протонов предварительно рассеивается первым рассеивателем и модулятором пробега для придания пучку некоторой угловой расходимости. Число модуляторов пробега равно числу фиксированных энергий пучка на входе в систему. Затем пучок рассеивается вторым рассеивателем, имеющим сложный профиль в поперечном сечении. При правильно подобранном профиле система обеспечивает равномерное дозное распределение в пределах радиуса неоднородности.

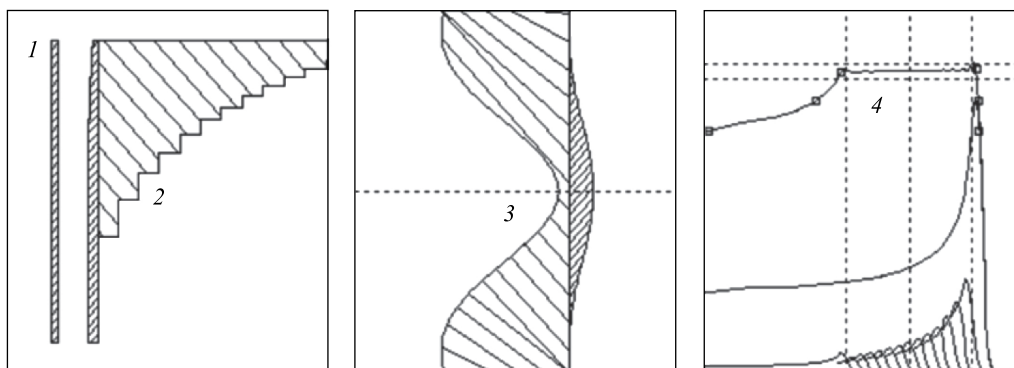


Рис. 8. Структурная схема системы двойного рассеяния: 1 — первый рассеиватель; 2 — модулятор пробега; 3 — второй рассеиватель; 4 — глубинное распределение в теле пациента

Таблица 4. Результаты расчета системы двойного рассеяния

SAD, м	$R_p$ , г/см <sup>2</sup>	$E$ , МэВ	$R_n$ , г/см <sup>2</sup>	WET, г/см <sup>2</sup>	FS, г/см <sup>2</sup>	$G_p$ /Gy	$I$ (2 Гр/мин), нА
4	9,8	123	11,9	2,1	0	1045	5,6
	29,3	230	33,2	3,9	1,8	1153	6,1
3	9,8	124	11,4	1,6	0	915	4,9
	29,3	230	33,2	3,9	2	860	4,6
2	10,2	130	12,4	2,2	0	527	2,8
	27,3	230	33,2	5,9	3,3	623	3,3

В такой системе для обеспечения постоянства угла рассеяния и компенсации разброса пробегов в теле пациента необходимо использовать модулятор пробега и второй рассеиватель, состоящие из двух материалов с малым и большим зарядом ядра вещества  $Z$ .

Расчеты проводились для расстояний от первого рассеивателя до изоцентра (SAD), равных 4, 3 и 2 м. Расстояния между первым и вторым рассеивателем составляют соответственно 2, 0,5 и 0,5 м. Все расчеты проведены с помощью программы NEU [7]. Пробег в теле пациента (на уровне 90%) варьируется от 10 г/см<sup>2</sup> до максимально возможного при энергии протонов на входе в систему 230 МэВ. Ширина модуляции (на уровне 90%) равна либо пробегу, либо 15 г/см<sup>2</sup> при пробеге большем, чем эта величина. Радиус однородности поля на уровне 95% составляет не менее 8 см. Результаты расчетов приведены в табл. 4. Здесь  $R_p$  — пробег в теле пациента на 90%-м уровне интенсивности пучка;  $E$  — энергия протонов на входе в систему двойного рассеяния;  $R_n$  — пробег протонов на входе в систему двойного рассеяния; WET — водоэквивалентная суммарная толщина элементов системы; FS — толщина первого рассеивателя;  $G_p$ /Gy — число протонов ( $10^9$ ) на входе в систему для получения дозы 1 Гр в изоцентре;  $I$  — ток пучка на входе в систему для получения мощности дозы 2 Гр/мин в изоцентре. Радиальное распределение дозы в мишени приведено на рис. 9. Расстояние между вертикальными пунктирами на рис. 9 соответствует ширине 16 см.

Снижение расстояния от первого рассеивателя до изоцентра с 4 до 2 м приводит к уменьшению требуемого тока на входе в систему с 6 до 3 нА (табл. 4). Синхроциклон с током 20 нА и энергией протонов 140 МэВ обеспечивает ток на входе в мишень 8 нА при 40%-й эффективности транспортировки пучка в канале.

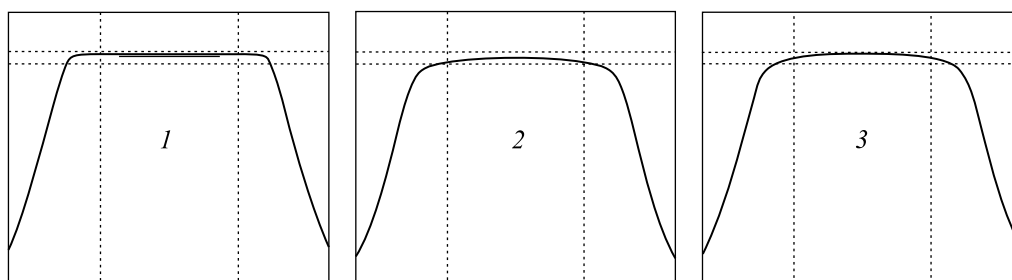


Рис. 9. Радиальное распределение дозы на входе в мишень пациента (1), в середине мишени (2) и на ее выходе (3)

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В ЛЯП ОИЯИ предложен проект демонстрационного центра протонной терапии на базе сверхпроводящего синхроциклотрона S2C2. Сверхпроводящий синхроциклотрон предполагается установить в медико-техническом комплексе ОИЯИ вместо фазотрона. Для демонстрационного центра планируется создать новый канал транспортировки в существующую медицинскую кабину и реализовать схему двойного рассеяния для формирования дозы облучения.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Савченко О. В. 40 лет протонной терапии на синхроциклотроне и фазотроне ОИЯИ // Мед. физика. 2007. № 3. С. 60–67; № 4. С. 53–63.
2. Агапов А. В. и др. Методика трехмерной конформной протонной лучевой терапии // Письма в ЭЧАЯ. 2005. № 6. С. 80–86.
3. Иглин А. В. и др. Протонная терапия на пучках фазотрона Объединенного института ядерных исследований (Дубна) // Медицина экстрем. ситуаций. 2006. № 2. С. 84–92.
4. Syresin E. M. et al. Project of Demonstration Center of Proton Therapy at DLNP JINR // RUPAC 2014. Obninsk, 2014. WEPSB31. P. 228–230.
5. Kleeven W. et al. The IBA Superconducting Synchrocyclotron Project S2C2 // Proc. of Cyclotrons-2013. Vancouver, 2013. MO4PB02.
6. Kostromin S. et al. Study of Beam Capture in Compact Synchrocyclotron // Ibid. WEPPT015.
7. Gottschalk B. NEU User Guide. Harvard Univ., 2006. [gray.mgh.harvard.edu/attachments/.../neu.pdf](http://gray.mgh.harvard.edu/attachments/.../neu.pdf).

Получено 18 ноября 2014 г.