

P9-2005-32

Ю. Г. Аленицкий, С. Б. Ворожцов, А. А. Глазов,  
Н. Л. Заплатин, С. А. Костромин, Г. А. Карамышева,  
Г. В. Мицын, А. Г. Молоканов, Л. М. Онищенко,  
Е. В. Самсонов

## ЦИКЛОТРОН ДЛЯ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

Направлено в журнал «Прикладная физика»

---

alen@nusun.jinr.ru

Рассматриваются основные параметры изохронного циклотрона на фиксированную энергию протонов, который предлагается создать в ЛЯП ОИЯИ для обслуживания медицинского комплекса. Проектная энергия протонов составляет  $E_p \sim 220$  МэВ, интенсивность выведенного пучка  $I_p \sim 0,1$  мкА. Циклотрон проектируется на основе компактного четырехсекторного магнита броневого типа с диаметром полюсов 300 см. Двухдуантная ускоряющая система расположена в противоположных долинах.

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

The basic parameters of the proton isochronous cyclotron on the fixed energy are considered. The energy of protons is  $E_p \sim 220$  MeV, intensity of the extracted beam is  $I_p \sim 0.1 \mu\text{A}$ . The cyclotron is projected on the basis of compact magnet with four sectors and the diameter of poles 300 cm. Two dees of the accelerating system are located in valleys.

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

## ВВЕДЕНИЕ

Протонный пучок для лучевой терапии в России впервые был создан в 1967 г. на базе синхроциклотрона Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ [1], который в начале 1980-х гг. был реконструирован в фазотрон с пространственной вариацией магнитного поля. Энергия выведенных протонов составляет  $E_p = 680$  МэВ, интенсивность  $I_p = 3$  мкА [2]. К настоящему времени создан многокабинный медицинский комплекс, где проводятся исследовательские работы по медицине на пучке протонов.

В лечении онкологических заболеваний используются хирургический, химиотерапевтический и лучевой методы, причем последний самостоятельно или в сочетании с другими применяется в большинстве случаев лечения. Протонные пучки (с учетом пика Брэгга) позволяют формировать точно локализованные дозные распределения по сравнению с наиболее широко применяемыми в лучевой терапии пучками электронов и  $\gamma$ -излучением. Протонные пучки с необходимыми параметрами возможно получать на циклотронах или синхротронах, и в зависимости от типа ускорителя разработаны различные технологии получения нужных дозных полей облучения. Для лечения пациентов на медицинских пучках фазотрона разработаны оригинальные методики и техника формирования дозных полей индивидуально для каждого пациента [3].

Для облучения пациентов используется протонный пучок с энергией до  $E_p \sim 200$  МэВ, который получается торможением выведенного из фазотрона пучка в замедлителе. Процесс замедления протонного пучка описан в работе [4], откуда видно, что при уменьшении энергии протонов с 1000 до 170 МэВ интенсивность падает на три порядка. В нашем случае при уменьшении энергии пучка с 220 до 170 МэВ ожидаемое уменьшение интенсивности составит  $I_{220}/I_{170} \approx 2$ . Все попытки уменьшить энергию выведенного из фазотрона пучка приводят к значительным финансовым затратам по изменению его магнитной и ускоряющей систем. Считаем, что рациональнее создать новый циклотрон с требуемыми параметрами пучка и установить его в первом корпусе ЛЯП ОИЯИ для использования в научно-медицинском комплексе. По предлагаемому проекту также можно создать циклотрон для других заинтересованных организаций.

## ПАРАМЕТРЫ ПУЧКОВ ДЛЯ ПРОТОННОЙ ТЕРАПИИ

Энергия ускоренного протонного пучка для каждого конкретного случая терапии определяется глубиной локализации облучаемой мишени. Пре-

имущество протонного пучка при лечении глубоко расположенных опухолей определяется наличием в глубинном дозном распределении максимума дозы вблизи конца пробега протонного пучка (пика Брэгга). Пробег протонов в биологическом веществе зависит от энергии пучка [5]. Для облучения поверхностных опухолей, расположенных на глубине до 5 см, необходима энергия протонов 60–80 МэВ; при энергии протонного пучка до  $\sim 200$  МэВ можно облучать опухоли с глубиной локализации до 24 см. В практике исследований на медицинском пучке ЛЯП ОИЯИ в настоящее время наиболее часто используется пучок с энергией 170 МэВ. Для получения расширенного пучка в поперечном направлении для конкретных случаев используются рассеиватели, на которых также теряется часть энергии пучка. В связи с этим считаем, что оптимальная энергия протонов для терапии составляет  $E_p = 220$  МэВ.

Оценки величины интенсивности пучка [6] показывают, что для формирования широкого, достаточно однородного в поперечном сечении пучка и при продолжительности облучения пациента около одной минуты ток выведенного из ускорителя пучка должен составлять  $I_p \sim 100$  нА.

Таким образом, для протонной терапии необходимо создать пучок ускоренных частиц с указанными выше параметрами и с возможностью точной регулировки энергии пучка и пространственного его расположения наружными относительно циклотрона способами.

## ЦИКЛОТРОНЫ ДЛЯ ПРОТОННОЙ ТЕРАПИИ

Клиническое использование протонной лучевой терапии началось более 40 лет назад в физических центрах США, Швеции, России и других стран, имеющих протонные ускорители на энергию до 1 ГэВ. В течение этого периода был приобретен большой опыт в создании и использовании пучков ускоренных протонов для облучения злокачественных опухолей.

В настоящее время фирмой IBA совместно с SHI [7] создан специально для терапии проект циклотрона на энергию протонов 235 МэВ и уже изготовлено несколько таких ускорителей. Фирма ACCEL Instruments GmbH [8] для медицинской программы PROSCAN PSI [9] разрабатывает сверхпроводящий циклотрон на энергию протонов 250 МэВ. В работе [6] рассмотрены параметры циклотрона с регулируемой энергией для ускорения  $H^-$ -ионов на энергию 70–190 МэВ.

В настоящей работе предлагается создать циклотрон C-220p для ускорения протонов на фиксированную энергию  $E_p \sim 220$  МэВ. Описываются основные параметры ускорителя и его узлов. В табл. 1 приведены некоторые параметры циклотронов C-235 (IBA) [7], C-250 (ACCEL) [8], C-190( $H^-$ ) [6] и C-220p.

**Таблица 1**

Параметр	С-235 ИВА	С-250 ACCEL	С-190(H <sup>-</sup> ) ОИЯИ, ЛЯП	С-220p ОИЯИ, ЛЯП
Энергия протонов, МэВ	235	250	70–190	~ 220
Среднее магнитное поле, Тл				
в центре	1,739	~ 4	0,77	1,33
на радиусе вывода	2,165	~ 4	0,92	1,64
Радиус вывода, м	1,08	~ 0,9	~ 2,1	1,4
Магнитное поле на радиусе вывода, Тл				
в холме	3,09	4,0	0,6	2,65
в долине	0,985	1,6	1,1	0,95
Зазор, см				
в долине	60	–	38	40
в холме	9,6–0,9		14	5
Периодичность структуры магн. поля	4	4	4	4
Ампервитки обмотки, кА	525	–	150	340
Потребляемая мощность, кВт	190	40(охлажд.)	120	170
Масса магнита, т	210	90	400	300

### ВЫБОР ОСНОВНЫХ ПАРАМЕТРОВ ЦИКЛОТРОНА ДЛЯ ПРОТОННОЙ ТЕРАПИИ

Циклотроны, представленные в табл. 1, отличаются уровнем используемого магнитного поля и соответствующими техническими параметрами. В проекте ИВА применяется очень высокий уровень магнитного поля на конечных радиусах (для теплого магнита), что влечет за собой насыщение железа и повышенную потребляемую мощность магнита, при этом уменьшается вес магнита (экономятся капитальные затраты). В проекте ACCEL используется сверхпроводящая обмотка магнита с применением жидкого гелия и соответствующей достаточно сложной техники обслуживания магнита и всего циклотрона. Предложение с регулировкой энергии выведенного пучка путем перезарядки предполагает ускорение H<sup>-</sup>-ионов, которые не могут быть ускорены в высоком магнитном поле вследствие электрической диссоциации, а применение для ускорения этого пучка низкого поля (не более 1Тл) приводит к значительному размеру магнита. Для потребителя важными характеристиками установки являются размеры, технология изготовления (величина капитальных затрат) и эксплуатационные расходы — потребляемая энергия и стоимость обслуживания. Анализируя указанные обстоятельства, считаем, что предлагаемый проект С-220p является оптимальным в связи с тем, что установка может быть изготовлена в опытном производстве Института, а стоимость изготовления и эксплуатации будет относительно небольшой.

## МАГНИТНАЯ СИСТЕМА

Изохронный циклотрон для протонной терапии предлагается создать на основе магнита броневых типа с диаметром полюсов  $\varnothing = 3$  м. Расчетное моделирование магнитной системы циклотрона проводилось с помощью программы Radia ver. 4.098 [10], которая работает в системе программы Mathematica и вычисляет магнитное поле трехмерных магнитных систем методом интегральных уравнений [11]. В качестве материала магнита в расчетах использовалась сталь-10.

Схема размещения различных систем циклотрона в плане и сечение магнитной системы в области сектора показаны на рис. 1.

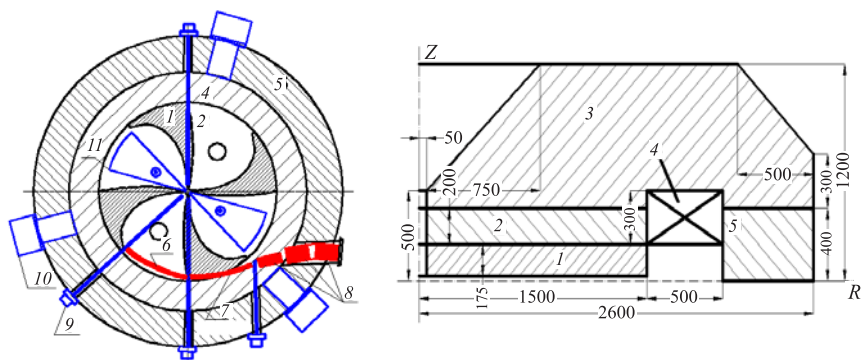


Рис. 1. Вид в плане и сечение магнитной системы протонного циклотрона С-220р: 1 — секторные шиммы; 2 — полюса; 3 — верхнее кольцевое ярмо; 4 — катушка возбуждения; 5 — вертикальное кольцевое ярмо; 6 — электростатическая секция канала; 7 — магнитная секция канала; 8 — элементы магнитного канала транспортировки; 9 — пробники; 10 — высоковакуумные насосы; 11 — высокочастотный резонатор

Магнитная система состоит из секторов 1, полюсов 2, кольцевых верхнего и нижнего горизонтальных ярм 3, токовых катушек 4 и вертикального ярма 5 (см. рис. 1).

Вариация магнитного поля создается четырьмя парами плоских секторов, которые расположены симметрично на полюсах (см. рис. 1) зеркально сверху и снизу. Растущее с радиусом среднее магнитное поле создается за счет увеличения азимутальной протяженности секторов. Вертикальная устойчивость достигается за счет высоких секторов и их спиральности, азимутальная протяженность секторов увеличивается за счет внутренней границы, тем самым увеличивая спиральность и, соответственно, частоту аксиальных колебаний. Вместе с тем каждый сектор занимает общий угол  $\Delta\phi = 55^\circ$ , что дает возможность установить в долинах корпуса резонаторов угловой протяженностью  $\alpha = 42^\circ$  и дуанты с  $\alpha = 30^\circ$ . В области конечных радиусов спиральные

шиммы и прямолинейный резонатор пересекаются друг с другом, и необходимо решить вопрос о небольшом изменении их формы, что будет сделано позже.

Общий вид математической модели нижней части магнита и карта магнитного поля, рассчитанная по программе Radia, представлены на рис. 2. Расчетная плотность тока по площади обмотки (медь) составляет  $2,35 \text{ А/мм}^2$ .

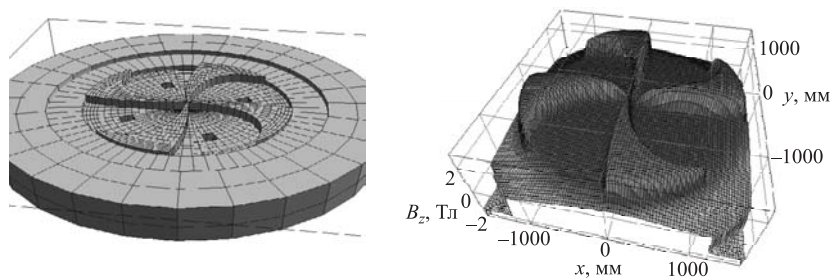


Рис. 2. Общий вид математической модели нижней части магнита и карта магнитного поля (отверстия в долинах предназначены для размещения коаксиальной линии ВЧ-системы)

### ДИНАМИКА ПУЧКА

На рис. 3, 4 представлены динамические характеристики пучка в магнитном поле, изображенном на рис. 2. Частоты аксиальных  $Q_z$  и радиальных  $Q_r$  колебаний (рис. 3) находятся в допустимых пределах.

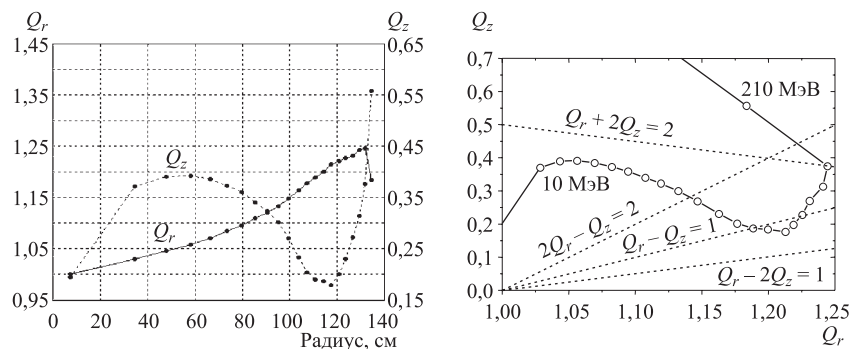


Рис. 3. Частоты свободных бетатронных колебаний в зависимости от радиуса и диаграмма рабочих точек (точки указаны через 10 МэВ)

На рис. 3 показана диаграмма рабочих точек циклотрона С-220р. Рабочие точки показаны через 10 МэВ по энергии. Наиболее опасный резонанс

$Q_r - Q_z = 1$  пересекается два раза при энергиях 130 и 170 МэВ. Моделирование динамики частиц показывает, что нет роста амплитуды вертикальных колебаний (см. рис. 4) после прохождения резонанса, если нет гармоник поля, вызывающих раскачку при данном резонансе. В дальнейших расчетах определяются допустимые величины этих гармоник.

Фазовое движение центральной частицы в зависимости от радиуса показано на рис. 4. Видно, что среднее магнитное поле сформировано в допустимых пределах. Резонансная частота движения частиц составляет 20,4545 МГц. Аксиальное движение частиц в процессе ускорения в идеальном расчетном магнитном поле (рис. 2) показано на рис. 4. Амплитуда радиальных колеба-

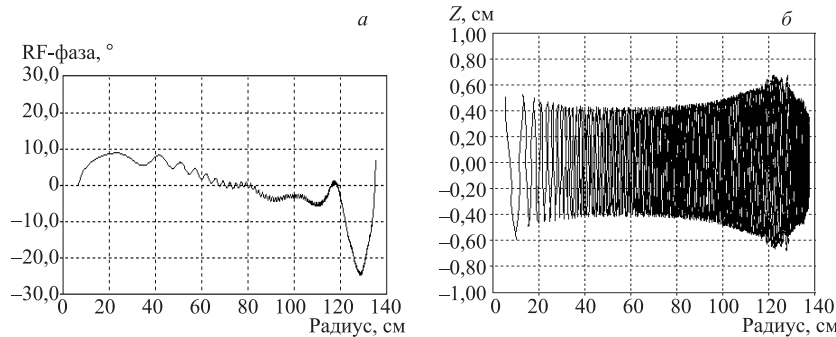


Рис. 4. Фазовое (а) и аксиальное (б) движение центральной частицы

ний частиц в этом расчете составляет 5 мм. Амплитуда аксиальных колебаний изменяется в соответствии с частотой аксиальных бетатронных колебаний от радиуса.

## ВЫСОКОЧАСТОТНАЯ УСКОРЯЮЩАЯ СИСТЕМА

Ускоряющая высокочастотная система образована двумя резонаторами, расположенными в противоположных долинах полюсов электромагнита, системами ВЧ-питания, стабилизации и управления. Прямолинейный по радиусу резонатор содержит короткозамкнутые отрезки коаксиальных линий, расположенные сверху и снизу, и корпус, в котором размещены ускоряющий  $\Delta$ -электрод и две «рамки».

Общий вид высокочастотной ускоряющей системы циклотрона показан на рис. 5. Основные параметры высокочастотной системы приведены в табл. 2.

Технические характеристики высокочастотной системы рассчитывались по трехмерной программе, предназначенной для расчетов высокочастотного



**Таблица 2. Основные параметры ускоряющей системы**

Резонансная частота, МГц	81,8
Размеры корпуса	
радиальный ( $R_{\max}$ ), мм	1500
высота, мм	400
азимутальный, °	50
Размеры $\Delta$ -электрода	
максимальный радиус ( $R_{\max}$ ), мм	1400
высота, мм	50
апертура, мм	30
азимутальный, °	30
ускорительный зазор, °	6
Размеры коаксиальных линий	
между заглушками, мм	800
внутренний радиус, мм	100
внешний радиус, мм	180
от центра ускорителя до оси, мм	750

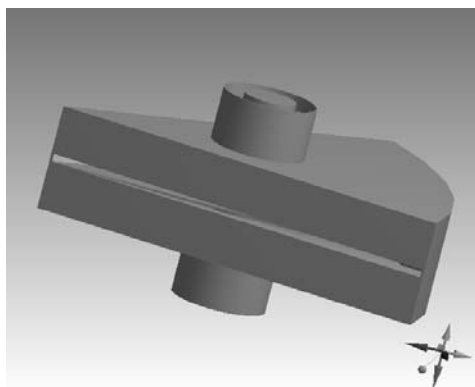


Рис. 5. Вид резонансной системы

электромагнитного поля и использующей для этой цели метод конечных элементов. Модель резонатора была разделена на  $\sim 1$  млн элементов (максимальное число разбиений, которое допускает имеющийся в нашем распоряжении компьютер AMD Athlon, 2,7 ГГц, объем оперативной памяти 1024 Мб). Расчет занимает около двух часов, ограничение на количество элементов разбиения связано с недостаточным объемом оперативной памяти.

В результате были получены основные параметры резонатора и карты ускоряющего электрического поля, необходимые для проведения численных расчетов динамики пучка в циклотроне. На рис. 6 показана зависимость уско-

ряющего напряжения от радиуса. Видно, что ускоряющее напряжение увеличивается от минимума (около коаксиальных линий) к центру приблизительно в 1,4 раза, к периферии — в 2,5 раза.

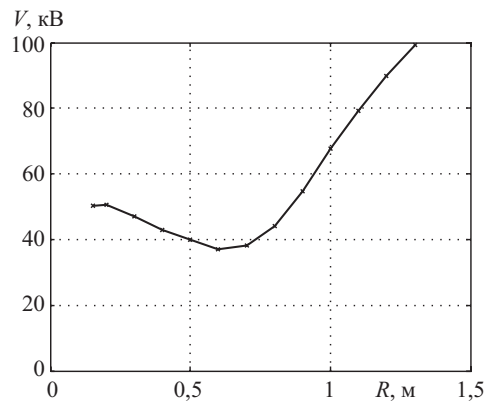


Рис. 6. Зависимость ускоряющего напряжения от радиуса

Для возбуждения ускоряющей системы целесообразно использовать стандартный высокочастотный генератор на соответствующую мощность и частоту, работающий на согласованный фидер.

## СИСТЕМА ВЫВОДА

Общий вид системы вывода пучка показан на рис. 1. Она состоит из электростатических секций, отклоняющих и фокусирующих магнитных секций. В настоящей работе (рис. 1) показаны результаты предварительных расчетов выводной траектории центральной частицы. Для создания выводного канала и оценки его эффективности необходимо провести дополнительные расчеты. Точная величина энергии выведенного пучка будет определена после выбора и расчета канала вывода ускорителя.

## ДРУГИЕ СИСТЕМЫ ЦИКЛОТРОНА

Вакуумная камера циклотрона сверху и снизу ограничена полюсами и ярмами магнита. Обмотка возбуждения магнита отделена от вакуумного объема двумя немагнитными кольцами, которые расположены между полюсами и вертикальным ярмом магнита, и имеет с ними вакуумно-плотные соединения. Для откачки вакуумного объема предусмотрены три цилиндрических отверстия в обратном ярме магнита для подсоединения вакуумных насосов.

Для проведения наладочных работ верхняя часть ускорителя поднимается. Диагностика параметров ускоренного пучка выполняется тремя пробниками, один из них расположен на входе в выводной канал. На выходе электростатической секции канала установлен четвертый короткий пробник. В связи с относительно низкой требуемой интенсивностью пучка в циклотроне в качестве источника ионов можно использовать источник типа источника Пеннинга, который устанавливается сверху в центр циклотрона. Отсос и формирование пучка на начальных оборотах осуществляется с помощью специальной центральной оптики.

### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Приведено физическое обоснование создания протонного циклотрона на энергию выведенного пучка  $E_p \sim 220$  МэВ, который обеспечит выполнение всех научных программ, планируемых на медицинском пучке ЛЯП им. В. П. Джелепова ОИЯИ.

На основе предлагаемого проекта возможно создание циклотрона для медицинских центров в других заинтересованных организациях.

### ЛИТЕРАТУРА

1. Джелепов В. П., Комаров В. И., Савченко О. В. Препринт ОИЯИ 16-3491. Дубна, 1967; // Мед. радиология. 1969. № 4.
2. Джелепов В. П., Дмитриевский В. П., Онищенко Л. М. Физический пуск фазотрона ОИЯИ. Препринт ОИЯИ Р9-85-358. Дубна, 1985.
3. Abazov V. M. et al. Radiation therapy with JINR phasotron beams Dubna, Second Edition. JINR 9-96-387. Dubna, 1996;  
Abazov V. M. et al. Medical facility for radiation therapy with JINR phasotron beams. JINR E18-94-112. Dubna, 1994.
4. Абросимов Н. К. и др. Расчет и экспериментальное исследование пучка протонов с энергией 200–900 МэВ, полученного путем замедления 1000-МэВ протонов в поглотителе // Материалы XIX российской конференции по ускорителям. Дубна, октябрь 2004.
5. Stopping Powers and Ranges for Protons and Alpha Particles. ICRU Report 49, Bethesda, USA, ISRU, 1993.
6. Аленицкий Ю. Г. и др. Циклотрон с регулируемой энергией для протонной терапии. Препринт ОИЯИ Р9-2004-32. Дубна, 2004.

7. <http://www.shi.co.jp/quantum/index.html>;  
<http://www.iba-worldwide.com/root.hq/index.html>
8. *Schillo M.* The ACCEL Superconducting Cyclotron: A Driver for Proton Therapy // Abstracts of PTCOG-38, Chester, UK, 2003. P. 10.
9. <http://p-therapie.web.psi.ch/proscun.html>
10. [http://www.esrf.fr/machine/groups/insertion\\_devices/Codes/Radia/Radia.html](http://www.esrf.fr/machine/groups/insertion_devices/Codes/Radia/Radia.html)
11. *Elleaume P., Chubar O., Chavanne J.* Computing 3D Magnetic Field from Insertion Devices // Proc. of the PAC97 Conference. May 1997. P. 3509–3511.

Получено 22 марта 2005 г.

Редактор *М. И. Зарубина*  
Корректор *Е. В. Сабеева*

Подписано в печать 9.06.2005.

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

Усл. печ. л. 0,75. Уч.-изд. л. 0,9. Тираж 290 экз. Заказ № 54916.

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

E-mail: [publish@pds.jinr.ru](mailto:publish@pds.jinr.ru)

[www.jinr.ru/publish/](http://www.jinr.ru/publish/)