

ИССЛЕДОВАНИЯ И РАЗРАБОТКА СВЕРХПРОВОДЯЩЕГО ЦИКЛОТРОНА SC230 ДЛЯ ПРОТОННОЙ ТЕРАПИИ

*О. В. Карамышев, К. С. Бунятов, А. Л. Гибинский, С. В. Гурский,
Г. А. Карамышева, И. Д. Ляпин, В. А. Малинин, Д. В. Попов,
Г. Д. Ширков, С. Г. Ширков*

Объединенный институт ядерных исследований, Дубна

Представлен концептуальный проект компактного сверхпроводящего циклотрона SC230, ускоряющего пучок протонов до энергии 230 МэВ, для протонной терапии и медико-биологических исследований.

SC230 — изохронный четырехсекторный циклотрон на основе магнита броневого типа с магнитным полем в центре 1,7 Тл. Сверхпроводящие обмотки будут заключены в криостат, все остальные части циклотрона «теплые». Ускорение осуществляется на четвертой кратности частоты ускоряющей высокочастотной системы, состоящей из четырех резонаторов, расположенных в долинах циклотрона. В ускорителе планируется использовать внутренний источник типа Пеннинга с горячим катодом. Вывод осуществляется при помощи электростатического дефлектора, расположенного в зазоре между секторами, и двух пассивных магнитных каналов.

The conceptual design of a compact superconducting cyclotron SC230 accelerating the beam of protons to 230 MeV dedicated for proton therapy and medico-biological research is presented.

SC230 is an isochronous four-sector compact cyclotron with a magnetic field in the center of 1.7 T. Superconducting coils will be enclosed in a cryostat, all other parts of the cyclotron are “warm”. Acceleration is performed at the fourth harmonic mode of the accelerating radio-frequency system consisting of four resonators located in the cyclotron valleys. The accelerator will use an internal Penning type source with a hot cathode. Extraction is carried out by an electrostatic deflector located in the gap between sectors and two passive magnetic channels.

PACS: 29.20.db

ВВЕДЕНИЕ

Использование пучков протонов и ядер легких элементов в лучевой терапии онкологических заболеваний по ряду причин является более предпочтительным по сравнению с облучением гамма-квантами и пучками ускоренных электронов. Главным образом это связано с более выгодным распределением поглощенной дозы в зависимости от глубины проникновения заряженных частиц в облучаемую область. Особенно данный метод важен для детской онкологии, а также в случаях, когда опухоль располагается вблизи критических органов или имеет сложную форму. Использование пучков протонов и адронов признано во всем мире эффективным способом лечения онкологии.

В ОИЯИ первые сеансы клинического применения пучков протонов, генерируемых фазотроном, были начаты в 1967 г. [1, 2]. На пучке фазотрона впервые в России была реализована методика трехмерной конформной протонной лучевой терапии. В период с 2000 по 2018 г. курс протонной лучевой терапии прошли около 1300 пациентов с различными новообразованиями.

ОИЯИ, обладая многолетним опытом создания ускорителей и физических установок для фундаментальных и прикладных исследований, разрабатывает медицинскую ускорительную технику, сотрудничая с фирмой ИВА — мировым лидером в области создания установок для протонной терапии. Специалистами ОИЯИ проведены расчеты и модернизация серийного протонного циклотрона С235. Первый экземпляр С235-V3 был собран, отлажен и запущен в ОИЯИ в 2012 г. [3]. В настоящее время С235-V3 входит в состав Федерального высокотехнологичного центра медицинской радиологии ФМБА России в г. Димитровграде. ОИЯИ и ИВА совместно разработали проект первого в мире сверхпроводящего углеродного циклотрона С400 [4], который сейчас сооружается в г. Кан (Франция).

В настоящее время в ЛЯП ведутся разработки собственного проекта изохронного циклотрона, предназначенного для лечения онкологических больных. Для реализации протонной терапии необходимо ускорить пучок протонов до энергий 60–230 МэВ. Существуют различные способы ускорить протоны до этой энергии. На сегодняшний день в медицинских центрах используются три типа ускорителей: циклотрон, синхроциклотрон и синхротрон. Также ведутся разработки линейных ускорителей для протонной терапии. Каждый из этих типов ускорителей имеет свои преимущества и недостатки.

Так, к преимуществам циклотрона относятся высокая надежность и простота ускорителя, использующего постоянное магнитное поле и ускоряющую систему с постоянной частотой, высокий ток пучка, а также возможность точной и быстрой модуляции интенсивности пучка. Недостатком является вывод единственной фиксированной энергии, поэтому для получения меньших энергий приходится использовать систему выбора энергии, деградер, ухудшающий параметры пучка. Синхротрон обладает высоким качеством пучка, однако на порядки меньшим током пучка. Необходимость применения бустера обуславливает сравнительно большие размеры и цену синхротрона. Синхроциклотрон обладает теми же недостатками, что и циклотрон, при этом импульсный характер ускорения приводит к невысокой средней интенсивности пучка. Однако сверхпроводящий синхроциклотрон допускает применение высоких магнитных полей, обеспечивающих сверхкомпактные решения, что привело к растущему спросу на подобные установки на рынке протонной терапии.

Изохронный циклотрон ускоряет квазинепрерывный пучок, поэтому является наиболее перспективным ускорителем для применения нового метода радиационной терапии — флэш. Методика флэш заключается в доставке необходимой дозы излучения при сверхвысокой мощности дозы. По сравнению с лучевой терапией, проводимой с обычной мощностью дозы (1–7 Гр/с), флэш-облучение осуществляется при мощности дозы свыше 40 Гр/с за время меньше 0,5 с. Здоровая ткань лучше противостоит флэш-облучению, в то время как опухоль обладает тем же уровнем чувствительности, что и к обычному лечению. Метод вызывает огромный интерес у специалистов, так как не только уменьшает воздействие на здоровые ткани, но и сокращает количество процедур лечения с 10–30 при обычном лечении до 1–3. Однако, прежде

чем протонная флэш-терапия сможет быть в полной мере реализована на практике (сейчас проходят доклинические исследования), особенно для доставки дозы посредством точечного сканирования, что важно для обеспечения высокоточных контуров доз, требуется решить ряд инженерно-технических проблем. В частности, необходим ускоритель, обеспечивающий средний ток пучка, составляющий по разным оценкам 0,5–2 мкА для всего диапазона применяемых в лечении энергий [5, 6].

Разрабатываемые современные проекты циклотронов для протонной терапии нацелены на то, чтобы сделать циклотрон максимально компактным, снизив его размер и вес за счет увеличения индукции магнитного поля. Создаваемые новейшие сверхпроводящие циклотроны для протонной терапии, такие как SC200 (проект SC200 разработан в ОИЯИ совместно с ИФП, Хэфэй, Китай) [7], Protona K230 (USA) [8], Sumitomo 230 МэВ (Япония) [9], имеют сходные параметры, определяющие структуру циклотрона. Данные проекты представляют собой четырехсекторные изохронные циклотроны на основе магнита броневых типа с магнитным полем в центре ~ 3 Тл. Ни один из перечисленных циклотронов еще не запущен в эксплуатацию, в основном из-за множества инженерных сложностей, возникающих из-за высокого магнитного поля ускорителя. При увеличении магнитного поля до 3 Тл циклотрон становится сложнее в настройке, требует куда большей точности при изготовлении, что приводит к удорожанию проекта, т. е. он лишается некоторых преимуществ ускорителей данного типа, при этом по компактности все равно уступает синхроциклотронам.

В области протонной терапии можно выделить два наиболее успешных работающих ускорителя: сверхпроводящий циклотрон Varian Proscan [10] и «теплый» циклотрон C235 (IBA, Бельгия) [11]. Varian и C235 являются разработками 1990-х гг., в настоящее время прогресс в методах моделирования, технологии сверхпроводимости и генераторах ВЧ позволяет создать значительно более дешевую, надежную и компактную установку. Оба циклотрона имеют меньшее, чем современные проекты, магнитное поле в центре — 2,4 и 1,7 Тл соответственно.

Поэтому, работая над своим проектом, мы решили выбрать невысокое магнитное поле 1,5–1,7 Тл в центре. Соответствующая частота ВЧ-системы для этих значений индукции магнитного поля составляет 91–106 МГц при работе на 4-й гармонике (табл. 1).

Таблица 1. Сравнение значимых параметров циклотронов — лидеров рынка протонной терапии и проекта SC230

Параметр	Varian Proscan	IBA C235	SC230
Ширина, м	3,1	4,3	3,5
B_0 , Тл	2,4	1,7	1,7
Обмотка	NbTi	Медная	NbTi или ВТСП?
Вес, т	90	200	94
Частота ВЧ-генератора, МГц	72,8	106	106
Мощность ВЧ-системы, кВт	115	60	55
Количество резонаторов	4	2	4
Кратность ускорения	2	4	4

Как показали расчеты, уменьшение магнитной индукции поля в два раза по сравнению с SC200 и другими современными проектами приведет к увеличению в два раза только диаметра полюса, толщина ярма циклотрона при условии сохранения магнитной индукции в ярме, т. е. при условии одинаковой величины рассеянного поля вокруг ускорителя, практически не меняется.

Поскольку у циклотрона будет относительно небольшое магнитное поле, допустимо использование как сверхпроводящей, так и резистивной обмотки. Оба решения имеют свои плюсы и минусы, несколько отличаются по параметрам и конструктивным особенностям. Возможные варианты концепции циклотрона с низким средним полем были представлены на ускорительных конференциях [12, 13], опубликованы [14], а также обсуждены и рекомендованы к производству на экспертном митинге в ХэФэе. В данной работе мы представим вариант компактного изохронного циклотрона со сверхпроводящей обмоткой SC230 и уровнем поля 1,7 Тл, имеющего габаритные размеры и вес, сравнимые с циклотроном Varian Proscan.

Мы объединили в нашем проекте преимущества обоих циклотронов — лидеров рынка протонной терапии. От циклотрона C235 мы взяли низкое магнитное поле и четвертую кратность ускорения, от циклотрона Varian — сверхпроводящую обмотку, постоянный вдоль радиуса зазор между секторами, достаточный для размещения в нем электростатического дефлектора, и как результат — свободные для размещения четырех ускоряющих резонаторов долины.

Мы планируем использовать стандартную, широко применяемую технологию на основе NbTi для производства сверхпроводящей обмотки, однако проект циклотрона, базирующийся на минимизации энергопотребления, делает перспективным применение высокотемпературных сверхпроводников (ВТСП) ввиду сравнительно небольшого количества требуемого материала для обеспечения невысокого тока обмотки. Применение ВТСП перспективно не только из-за потенциальной возможности использования дешевого азота для охлаждения, но также при использовании гелия в качестве охладителя, так как широкий диапазон температуры до температуры квенча существенно упростит криогенную систему и уменьшит эксплуатационные расходы.

Развитие технологий в области сверхпроводимости и востребованность высокой интенсивности пучка для метода флэш-терапии делает интересным разработку циклотрона, ускоряющего H^{2+} -ионы и ионы углерода, как предлагал Л. Калабретта [15], однако такой ускоритель будет иметь существенно большие габариты, потребует более высокого вакуума и принесет с собой массу инженерных сложностей в связи с неизбежным увеличением среднего поля магнитной системы. Вопрос актуальности подобного проекта будет определяться пока еще не сформированными требованиями к параметрам пучка для флэш-терапии.

ЦИКЛОТРОН SC230

Циклотрон SC230 может производить пучок протонов с энергией 230 МэВ для терапии и медико-биологических исследований. В табл. 2 собраны основные параметры циклотрона SC230, а на рис. 1 показана компьютерная модель циклотрона.

Компьютерное моделирование магнита. Расчеты магнита циклотрона проводились в CST Studio с использованием параметризованной модели (см. рис. 1), созданной в Autodesk Fusion 360.

Таблица 2. Параметры циклотрона SC230

Тип магнита	СП-обмотка, «теплое» ярмо
Конечная энергия, МэВ	230
Среднее магнитное поле (центр/вывод), Тл	1,7/2,15
Габариты (высота × ширина), м	1,7 × 3,5
Вес магнита, т	94
Зазор холма/долины, мм	50/700
Число ампер-витков	310 000
Вес СП-обмотки, кг	170
Плотность тока в обмотке, А/см ²	90
Частота ВЧ-системы, МГц	106
Кратность ускорения	4
Количество ускоряющих резонаторов	4
Напряжение, центр/зона вывода, кВ	30/120
Мощность ВЧ-системы, кВт	55
Радиус вывода, мм	1070
Количество оборотов	500
Интенсивность пучка, мкА	1,0
Тип системы вывода	ЭСД+2МК

На рис. 1 показана внутренняя часть магнитной и ускоряющих систем циклотрона. Форма обмотки, криостата, полюса и ярма повторяет форму траектории частицы. В центре циклотрона располагается внутренний источник протонов типа Пеннинга. Невысокое магнитное поле в центре $\sim 1,7$ Тл позволит использовать источник с горячим катодом, а также обеспечит просторную центральную область, достаточную для размещения необходимых элементов, таких как обмотки коррекции орбиты, диафрагмы фазовой селекции. Возможно размещение двух источников протонов или применение аксиальной инжекции пучка, генерируемого интенсивным внешним источником, в случае необходимости увеличения интенсивности выведенного пучка, например, для флэш-терапии.

Размеры ярма (см. рис. 1, 2) были выбраны таким образом, чтобы ограничить рассеянное магнитное поле в диапазоне 500 Гс вблизи ускорителя, избегая наличия областей ненасыщенного железа (рис. 3).

Среднее магнитное поле и флаттер разработанной модели (флаттер характеризует глубину азимутальной вариации магнитного поля) представлены на рис. 4. Высокий флаттер позволяет минимизировать угол спиральности секторных шимм (рис. 5).



Рис. 1. Трехмерная компьютерная модель циклотрона (магнит и ускоряющая система)

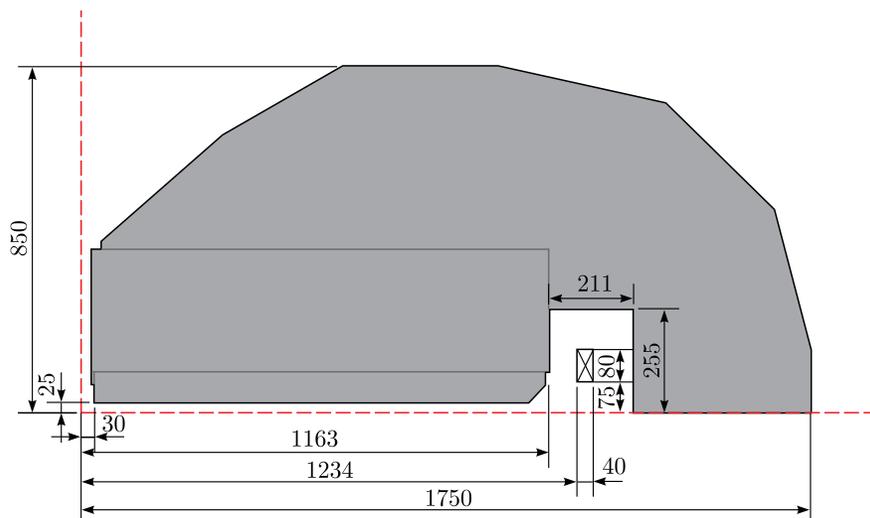


Рис. 2. Общие размеры магнитного ярма и обмотки SC230 (показана четверть ускорителя)

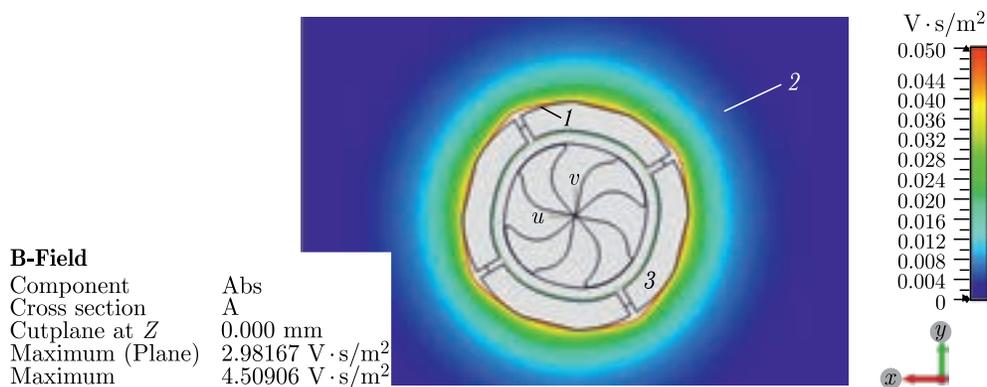


Рис. 3 (цветной в электронной версии). Рассеянное магнитное поле циклотрона в медианной плоскости (красный цвет (1) соответствует 500 Гс, синий (2) — 0 Гс, белый цвет (3) соответствует области, в которой магнитное поле выше 500 Гс)

Флаттером и угловой спиральностью секторов обеспечивается необходимая для ускорения пучка вертикальная фокусировка (см. вертикальную частоту бетатронных колебаний на рис.7).

Как правило, самая сложная задача при формировании поля изохронного циклотрона — обеспечить рост среднего поля как можно дальше по радиусу полюса для сокращения радиального расстояния, проходимого пучком при выводе из области высокого магнитного поля, что способствует облегчению вывода пучка и уменьшает размеры и вес ускорителя. Эта задача решается различными способами. Например, в циклотронах SC200 и C235 (IBA) наряду с увеличением азимутальной протяженности секторов применяется профилированный вертикальный зазор между секторами (эллиптическая форма). В нашем случае величина вертикального зазора между

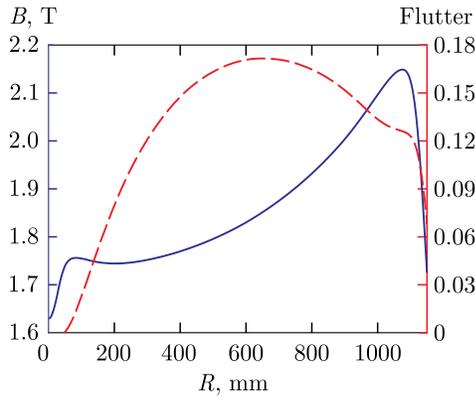


Рис. 4. Среднее магнитное поле (сплошная линия) и флаттер (штриховая) в зависимости от радиуса

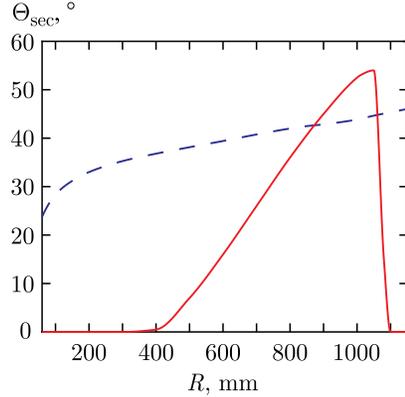


Рис. 5. Угол спиральности секторов (сплошная линия) и азимутальная ширина сектора (штриховая) в зависимости от радиуса

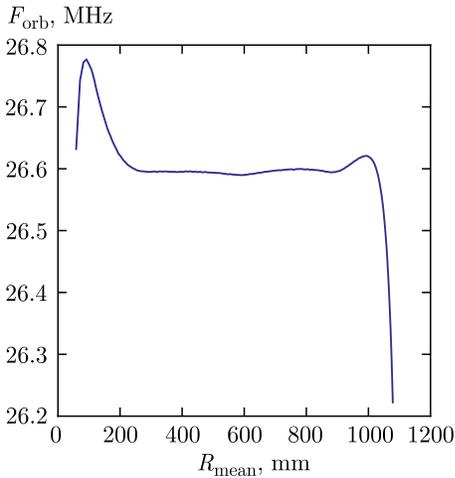


Рис. 6. Частота обращения протонов в зависимости от радиуса

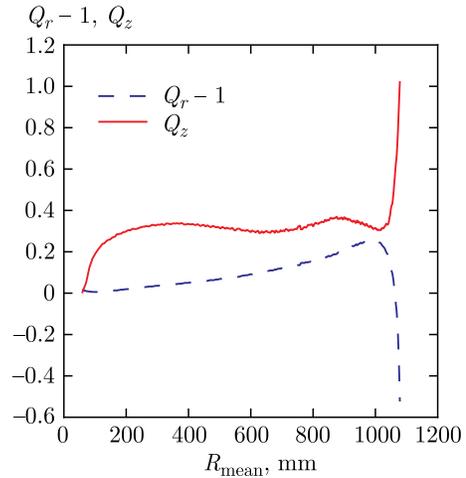


Рис. 7. Вертикальная и радиальная частоты бетатронных колебаний в зависимости от радиуса

секторами постоянно вдоль радиуса и составляет 50 мм, что достаточно для размещения электростатического дефлектора. Для обеспечения роста среднего поля в зоне вывода мы задали форму полюса не по окружности с центром в геометрическом центре циклотрона, а по форме траектории ускоряемых частиц, которая отличается от окружности тем больше, чем выше флаттер магнитного поля. Форма сверхпроводящих обмоток также заменена с круговой на форму, состоящую из последовательности дуг окружностей, приближающихся к траектории частицы. Подобная форма обмотки позволяет максимально эффективно использовать весь генерируемый поток магнитной индукции, пропуская его исключительно через область ускорения пучка, что экономит требуемое количество ампер-витков.

Для корректного формирования магнитного поля в изохронном циклотроне необходимо обеспечить одинаковую частоту обращения частиц на замкнутых равновесных орбитах для всего диапазона радиусов и ход рабочей точки на диаграмме частот, не пересекающий опасные резонансы. Для этой цели производят анализ карты магнитного поля по алгоритму CYCLOPS [16], одному из самых надежных инструментов анализа динамики частиц в циклотронах. Существует большое количество модификаций кода CYCLOPS, предназначенных для различной специфики использования (см. [17,18]). Мы разработали свои версии реализации алгоритмов, основанных на CYCLOPS с использованием пакета Matlab. Мы начали с реализации классического метода CYCLOPS с шагом по энергиям, алгоритм которого был реализован в Simulink, где возможна удобная и наглядная отладка. Эта версия используется для различных расчетных карт магнитного поля. Кроме того, был реализован алгоритм из статьи [18], предназначенный для поиска равновесных орбит для заданного радиуса в циклотроне. Также была создана программа, похожая на модификацию CYCLOPS, предложенную в [18], однако за счет выбора более медленного метода сходимости итеративной процедуры была достигнута более стабильная работа кода на картах с большим количеством шума. Программа содержит алгоритм для поиска равновесных орбит и для вычисления бетатронных частот. Результаты расчета могут быть использованы не только для процедуры изохронизации карты магнитного поля, но и в качестве входных параметров для 3D-моделирования динамики пучка.

Алгоритм поиска равновесных орбит принимает в качестве входного параметра двумерную карту магнитного поля в медианной плоскости. Карта магнитного поля предварительно обрабатывается и сглаживается, далее, для увеличения скорости работы, доступ к ней осуществляется с помощью класса `griddedInterpolant` в Matlab. Интегрирование уравнений движения осуществляется с помощью метода Рунге–Кутты четвертого порядка. Эта реализация позволяет работать одновременно с большим количеством частиц, что существенно повышает производительность. Частота обращения частиц и бетатронные частоты, рассчитанные с помощью программы, разработанной по алгоритму CYCLOPS, представлены на рис. 6, 7.

Проект ускоряющей системы. Ускоряющая высокочастотная система предназначена для передачи энергии ускоряющего электромагнитного поля ускоряемым протонам. Ускоряющая система циклотрона SC230 состоит из четырех резонаторов, систем ВЧ-питания, стабилизации и управления. Резонаторы ВЧ-системы расположены в долинах полюсов электромагнита, геометрия резонаторов ВЧ-системы ограничена размером спиральных секторов.

Для точного расчета параметров резонаторов ускоряющей системы циклотрона была использована программа CST MICROWAVE STUDIO (CST MWS), предназначенная для численного моделирования высокочастотных устройств (антенн, фильтров, резонаторов). Для наших расчетов особенно важна имеющаяся в CST возможность использования аппроксимации для идеальных граничных условий (Perfect Boundary Approximation, PBA). Модель ускоряющей системы, состоящей из четырех полуволновых резонаторов с двумя опорами, обеспечивающими необходимую жесткость конструкции, соединенных в центре, представлена на рис. 1. В одном из резонаторов для удобства восприятия показаны только резонатор и две опоры, не показан ускоряющий электрод-дуант.

При разработке модели ВЧ-системы были определены геометрические размеры резонатора, положение и размеры опор, обеспечивающие требуемое значение частоты 106 МГц и распределение ускоряющего поля, применяемое в виде карты поля при расчетах динамики частиц.

Наличие расчетной карты ускоряющего поля позволило существенно расширить информативность анализа движения равновесной частицы на замкнутых орбитах, дополнив код Matlab CYCLOPS+ расчетом ряда полезных характеристик.

Код рассчитывает эффективную азимутальную протяженность резонаторов, определяемую как расстояние по азимутальному углу между максимумами распределения электрического поля в медианной плоскости для всего диапазона радиусов. Как видно из рис. 8, азимутальная протяженность резонатора составляет около 40–44°.

Поскольку азимутальная протяженность резонатора близка к оптимальной (45° для ускорения на четвертой кратности), мы полагали, что магнитное поле, создаваемое ВЧ-системой, не окажет ощутимого влияния на пучок, и для анализа динамики частиц использовали только карту электрического поля.

Определим напряжение на ускоряющих зазорах как интеграл напряженности электрического поля по дуге окружности, проходящей через зазор. Напряжение на первом и втором по ходу пучка зазорах ускоряющего резонатора (планируемое направление

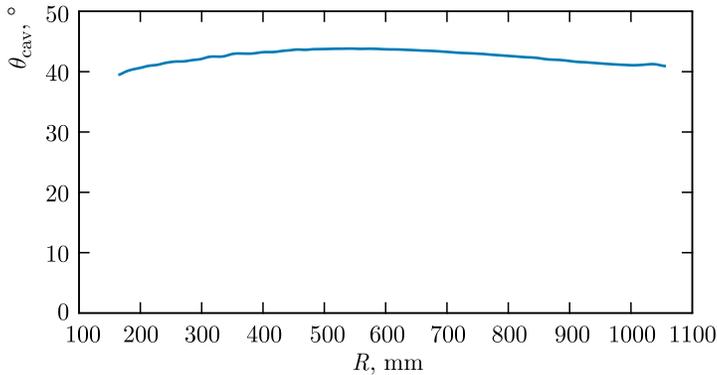


Рис. 8. Азимутальная протяженность резонатора

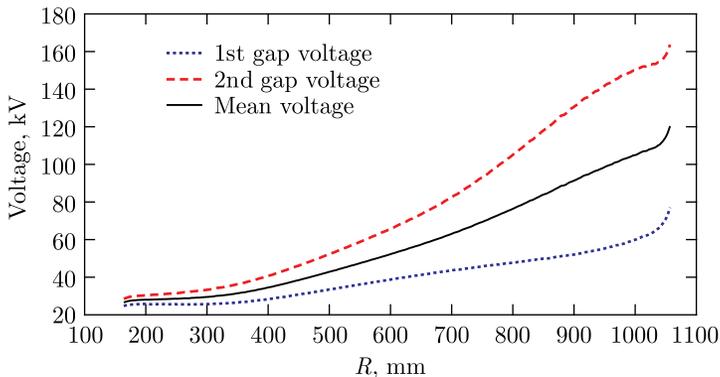


Рис. 9. Изменение ускоряющего напряжения вдоль радиуса

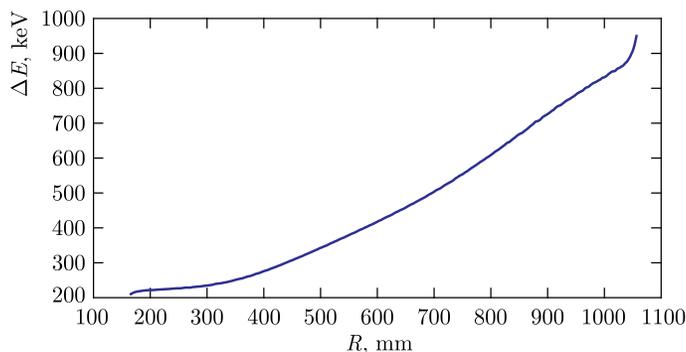


Рис. 10. Зависимость максимального набора энергии на обороте от радиуса

ускорения пучка — направление по спиральности секторных шимм), а также усредненное по двум зазорам напряжение на резонаторе в зависимости от радиуса показаны на рис. 9.

Таким образом, разработанная модель ВЧ-системы имеет растущее к зоне вывода ускоряющее напряжение, что предпочтительно для увеличения шага орбит и создания эффекта фазовой компрессии на конечных радиусах.

Определим максимальный набор энергии на обороте в зависимости от радиуса ускорителя:

$$\Delta E_{\text{turn}}(R) = N_{\text{cav}} (V_1(R) + V_2(R)) \sin\left(h \frac{\theta_{\text{cav}}(R)}{2}\right),$$

$N_{\text{cav}} = 4$ — количество ускоряющих резонаторов; $V_1(R)$, $V_2(R)$ — изменение напряжения вдоль радиуса в первом и втором ускоряющих зазорах (см. рис. 9); $h = 4$ — кратность ускорения; θ_{cav} — азимутальная протяженность резонатора (см. рис. 8). Результат расчета показан на рис. 10.

Результаты анализа магнитного поля предоставляют информацию о фазе равновесной частицы на каждой орбите. Традиционно фазовое движение оценивается исходя из предположительного набора энергии на обороте, одинакового для каждого оборота, что допустимо при несильном изменении ускоряющего напряжения вдоль радиуса и оптимальной ширине резонатора на протяжении всего цикла ускорения. В реальных циклотронах оба условия выполняются редко, поэтому точный расчет фазового движения можно получить в процессе трассировки пучка в расчетных картах. Код Matlab CYCLOPS+ был дополнен расчетом фазового движения при использовании карты ускоряющего поля. Интегральный фазовый сдвиг считается в виде итерационной процедуры, последовательно суммирующей приращение фазового сдвига и набора энергии для каждой ускоряющей щели с опорой на рассчитанные зависимости азимутальной протяженности и напряжений резонатора от энергии.

Фазовому движению равновесной частицы соответствует количество оборотов в ускорителе, совершаемое частицей. В представленных магнитном и электрическом полях равновесная частица достигает конечной энергии 230 МэВ за менее чем 500 оборотов. Рис. 12 показывает шаг орбит и количество оборотов в зависимости от радиуса, результат расчета фазового движения по анализу равновесных орбит представлен на рис. 11 черной жирной линией. Таким образом, код Matlab CYCLOPS+ дает полную

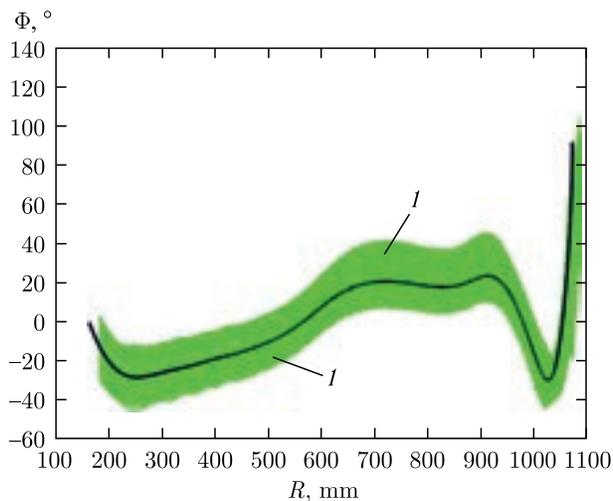


Рис. 11. Интегральный фазовый сдвиг в зависимости от радиуса

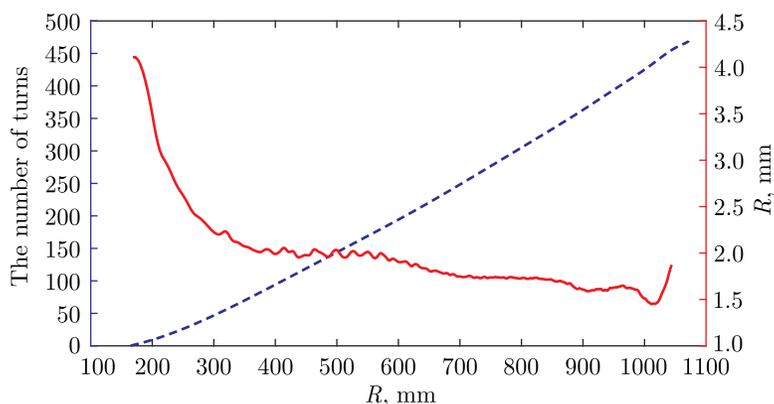


Рис. 12. Изменение числа оборотов (штриховая линия) и шага орбит (сплошная) в циклотроне вдоль радиуса

информацию о возможности ускорения пучка только из анализа замкнутых равновесных орбит, не требуя трассировки пучка через зону ускорения. Зеленые линии (1) на рис. 11 получены из расчета ускорения пучка в циклотроне. Расчет движения пучка в зоне ускорения необходим для анализа влияния резонансов, из рис. 13 видно отсутствие роста амплитуд колебаний в процессе ускорения.

Мощность потерь ускоряющей и магнитной систем. Рассеиваемая мощность в модели рассчитывалась исходя из того, что стенки резонатора состоят из меди проводимостью $\sigma = 5,8 \cdot 10^7 \text{ Ом}^{-1}$. Добротность ВЧ-системы составила около 13800, а потери мощности в четырех резонаторах — 55 кВт, при этом напряжение в центре/зоне вывода — 30/120 кВ (см. рис. 9). Расчет показал, что общие требования к мощности и охлаждению ВЧ-системы меньше, чем для С235 (IBA), и существенно меньше, чем для циклотрона Varian.

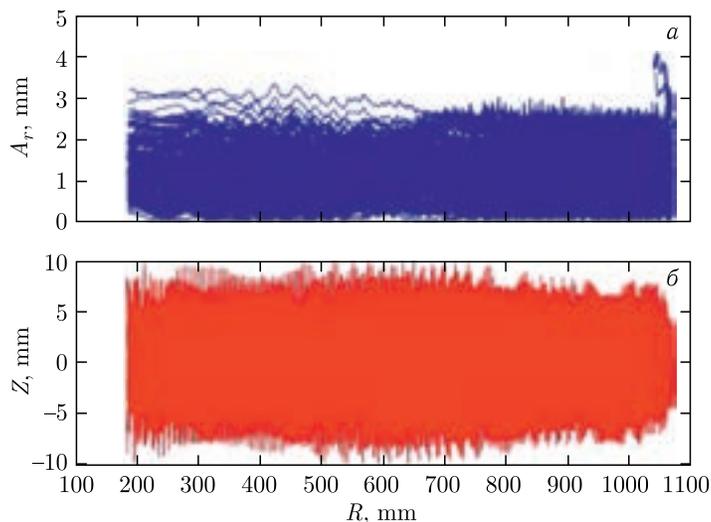


Рис. 13. Амплитуда радиальных колебаний пучка (а) и аксиальное движение (б) в зависимости от радиуса

Вывод пучка. Вывод пучка из данного циклотрона будет осуществляться с помощью электростатического дефлектора (ЭСД), двух пассивных магнитных каналов и двух компенсирующих каналов. Аксиальный зазор между секторами составляет 50 мм, что позволяет разместить в нем электростатический дефлектор. Напряжение на ЭСД, необходимое для вывода пучка, составляет всего 90 кВ/см. Пучок после прохождения через дефлектор проходит через ускоряющий резонатор и затем выходит из циклотрона по схеме, разработанной ранее для вывода пучка из циклотрона SC200 [19]. Пассивные магнитные каналы расположены вдоль секторов, первый магнитный канал вносит изменение магнитного поля 600 Гс и градиент 1000 Гс/см, второй магнитный канал вносит градиент 1700 Гс/см.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Выбрав низкий уровень магнитного поля в циклотроне, мы обнаружили, что размеры и вес циклотрона могут быть достаточно малыми при тщательном подборе параметров и геометрии ускорителя. Ускоритель с такими параметрами может стать самым энергоэффективным ускорителем для протонной терапии за счет низкого энергопотребления как ускоряющей системы, так и сверхпроводящей обмотки.

Сверхпроводящий циклотрон SC230 — отличный кандидат для реализации медицинской исследовательской программы в ОИЯИ, для использования в качестве опытного образца в серийном производстве медицинских циклотронов, предназначенных для применения в полномасштабных центрах протонной терапии. Ускоритель интересен как кандидат на установку, обеспечивающую интенсивным пучком новый многообещающий метод флэш-терапии, так как просторная центральная область позволяет разместить два внутренних источника либо организовать аксиальную внешнюю инжекцию пучка посредством спирального электростатического инфлектора.

В проект заложены консервативные и отработанные решения, снижающие риски и упрощающие конструкторские задачи, а также инновационные решения, как, например, некруглая форма обмотки, позволяющая существенно уменьшить габаритные размеры и вес циклотрона.

Низкое энергопотребление обмотки магнита делает проект привлекательным для применения в нем высокотемпературных сверхпроводников.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Savchenko O. V.* 40 Years of Proton Therapy on Synchrocyclotron and Phasotron of LNP JINR // *J. Med. Phys.* 2007. No. 3–4.
2. *Syresin E. V. et al.* Development of Radiation Medicine at DLNP, JINR // *Phys. Part. Lett.* 2011. V. 8, No. 4. P. 635–646.
3. *Галкин П. В. и др.* Циклотрон С235-V3 для центра протонной терапии госпитального комплекса медицинской радиологии в Димитровграде // *ЖТФ.* 2014. № 6. С. 132.
4. *Jongen Y. et al.* Compact Superconducting Cyclotron C400 for Hadron Therapy // *Nucl. Instr. Meth. A.* 2010. V. 624, Iss. 1. P. 47–53.
5. *Patriarca A.* FLASH Radiation Therapy: Accelerator Aspects // 11th Intern. Part. Accel. Conf. “IPAC 2020”, Caen, France, 2020.
6. *Jolly S. et al.* Technical Challenges for FLASH Proton Therapy // Intern. Conf. on Med. Accel. and Part. Ther., Seville, Spain, 2019.
7. *Karamysheva G. et al.* Present Status of the SC202 Superconducting Cyclotron Project // 8th Intern. Part. Accel. Conf. “IPAC 2017”, Copenhagen, May 14–19, 2017. THPVA120. 2017.
8. *Smirnov V. et al.* The R&D of a K230 Superconducting Cyclotron for Proton Therapy // ECPM 2018, Dubna, 2018.
9. *Tsutsui H. et al.* Status of Sumitomo’s Superconducting Isochronous Cyclotron Development for Proton Therapy // AccApp’17, Quebec, Canada, July 31–Aug. 4, 2017. P. 419.
10. *Vandeplassche D. et al.* Extracted Beams from IBA’s C235 // Proc. of Part. Accel. Conf., 1997. V. 1.
11. *Schippers J. et al.* The SC Cyclotron and Beam Lines of PSI’s New Proton Therapy Facility PROSCAN // *Nucl. Instr. Meth. B.* 2007. V. 261. P. 773.
12. *Karamyshev O. et al.* JINR Projects of Cyclotron for Proton Therapy // Proc. of the 22nd Intern. Conf. on Cyclotrons and Their Applications, Cape Town, 2019. P. 141–144. TUB02.
13. *Karamyshev O. et al.* Conceptual Design of the SC230 Superconducting Cyclotron for Proton Therapy // Proc. of the 10th Intern. Part. Accel. Conf. “IPAC’2019”, Melbourne, Australia, May 19–24, 2019. TUPTS059.
14. *Karamyshev O. et al.* Conceptual Design of the SC230 Superconducting Cyclotron for Proton Therapy. JINR Preprint E9-2019-2. Dubna, 2019.
15. *Calabretta L. et al.* LNS Catania Project for Therapy and Radioisotope Production // 18th Intern. Conf. on Cyclotrons and Their Appl., Tokyo, Oct. 2004. P. 179–191.
16. *Gordon M.* Computation of Closed Orbits and Basic Focusing Properties for Sector-Focused Cyclotrons and the Design of “Cyclops” // *Part. Accel.* 1984. V. 16. P. 39–62.
17. *Rao Y.-N., Baartman R.* // Proc. of FFAG’13 TRIUMF, Vancouver BC, Canada, 2013.
18. *Baumgarten C.* // *Nucl. Instr. Meth. A.* 2011. V. 647, No. 1. P. 31–33.
19. *Бунятов К. С. и др.* Патент 2702140(RU). 23.01.2019. БИПМ № 28.

Получено 4 сентября 2020 г.