

**КОММЕРЧЕСКИЕ УСКОРИТЕЛИ.  
КОМПАКТНЫЕ СВЕРХПРОВОДЯЩИЕ  
СИНХРОЦИКЛОТРОНЫ С УРОВНЕМ МАГНИТНОГО  
ПОЛЯ ДО 10 Тл ДЛЯ ПРОТОННОЙ  
И УГЛЕРОДНОЙ ТЕРАПИИ**

*А. И. Папаш, Г. А. Карамышева, Л. М. Онищенко*

Объединенный институт ядерных исследований, Дубна

На основе краткого анализа ускорителей, которые широко используются для проведения протонно-ионной терапии и лечения пациентов в течение последних 20 лет, показана необходимость и возможность создания компактных сверхпроводящих синхроциклотронов с уровнем магнитного поля до 10 Тл. В настоящее время основной составной частью коммерческих комплексов протонно-ионной терапии является изохронный циклотрон с обычными или сверхпроводящими обмотками, ускоряющий протоны до 250 МэВ, либо синхрофазотрон с энергией ионов углерода до 400 МэВ/нукл. Обычно ионы доставляются от ускорителя в лечебную комнату по линиям транспортировки, а облучение производится с помощью системы наводящих магнитов, коллиматоров и поглотителей энергии, размещенных на вращающихся гантри. С целью многократного удешевления комплексов (на порядок) и упрощения работы персонала госпиталей предлагается проводить изоцентрическое вращение компактного сверхпроводящего синхроциклотрона вокруг пациента. В работе приведены оценки физических и технических параметров установки.

Based on a brief analysis of accelerators widely used for proton-ion therapy and patient cure during the last 20 years, the feasibility and importance of compact superconducting synchrocyclotrons operating at magnetic field level up to 10 T are outlined. The main component of modern commercial facility for proton-ion therapy is an isochronous cyclotron with room temperature or superconducting coils accelerating protons up to 250 MeV as well as a synchrotron accelerating carbon ions up to 400 MeV/A. Usually ions are delivered from accelerator into the treatment room by transport lines. Irradiation is done by a system of pointed to the patient magnets, collimators, energy degraders which are attached to the rotating Gantry. To greatly reduce the price of facility (almost by one order of magnitude) and to simplify operational conditions of hospital personnel, it is proposed to provide iso-centric rotation of compact superconducting synchrocyclotron around the patient. Main physical and technical parameters are described in the paper.

PACS: 29.20.db

**ВВЕДЕНИЕ**

Ускорители заряженных частиц низких и средних энергий являются основным инструментом для проведения исследований в области физики атомного ядра и ядерных реакций. В то же время большое практическое значение имеет возможность использования пучков заряженных частиц для лечения онкологических заболеваний [1].

На протяжении 60 лет, с момента постройки самых первых синхроциклотронов в ОИЯИ (Дубна) (рис. 1) [1], ЦЕРН (Женева, Швейцария), Гарварде (США) (синхроциклотрон MIT), Ливерпуле (Англия), Орсе (Франция), ЛИЯФ (Гатчина, Россия), а затем и изохронных секторных циклотронов, ускоряющих как отрицательные ионы водорода до энергии порядка 500 МэВ (TRIUMF, Ванкувер, Канада) [2], так и протоны до энергии 650 МэВ (SIN, PSI, Швейцария) (рис. 2) [3], и многих других научных ускорителей, в том числе синхротронов и линейных ускорителей, проводится регулярное облучение онкологических опухолей протонными пучками. Энергия протонов порядка 250 МэВ, а ионов углерода 400 МэВ/нуклон признана оптимальной для проникновения на полную глубину человеческого тела ( $\sim 32$  см) и лечения внутренних глубокозалегающих опухолей.



Рис. 1. Синхроциклотрон ОИЯИ с энергией протонов 680 МэВ. Для протонной терапии энергия пучка понижается системой деградеров с 650 до 170 МэВ, и затем пучок протонов транспортируется в специальное помещение, где проводятся сеансы терапии. Вес магнита фазотрона 6000 т

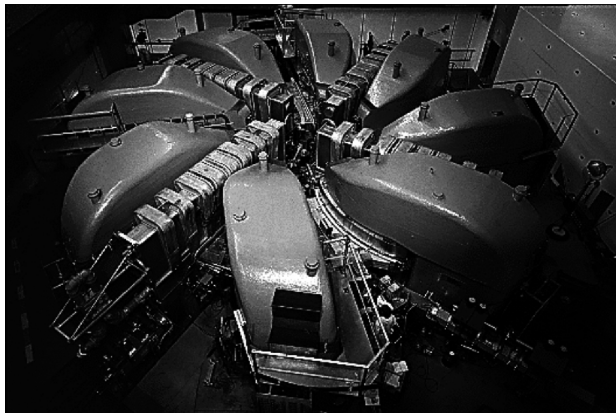


Рис. 2. Секторный изохронный циклотрон SIN с разделенными полюсами и энергией протонов 560 МэВ. Интенсивность пучка достигает 2 мА

Несмотря на принципиальные различия между упомянутыми ускорителями, можно условно причислить научные ускорители к первому поколению установок для адронной терапии, на которых отработывались и продолжают совершенствоваться принципы использования пучков для лечения больных.

Ускорители для научных исследований проектировались для выполнения своих задач и часто не учитывают специфику адронной терапии, они обычно расположены в местах, удаленных от госпиталей, и поэтому слабо приспособлены для проведения коммерчески выгодных регулярных сеансов облучения.

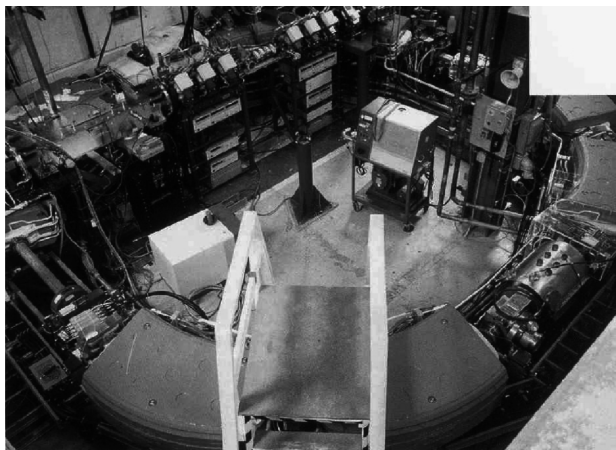


Рис. 3. Синхротрон протонов на энергию 250 МэВ. Является частью комплекса протонной терапии в госпитале Лома-Линда

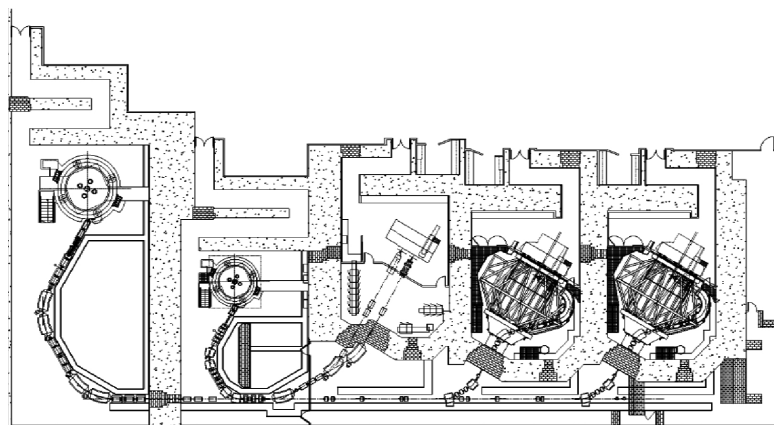


Рис. 4. Коммерческий комплекс протонной терапии на основе циклотрона C235 с системой транспортировки пучка и гантри, разработанный компанией ИВА. Установка может располагаться на территории госпиталя в отдельном здании. В зависимости от количества комнат для облучения стоимость колеблется от 100 до 150 млн евро. Стоимость ускорителя не превышает 20 млн евро

Ко второй генерации можно так же условно отнести существующие коммерческие комплексы адронной терапии. Одним из первых является комплекс опухолевой терапии в госпитале Лома-Линда (Калифорния, США). Для ускорения протонов до энергии 250 МэВ используется кольцевой синхротрон, спроектированный и построенный учеными Fermilab (рис. 3) [4].

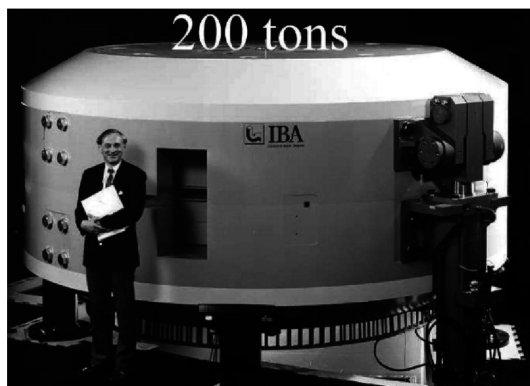


Рис. 5. Циклотрон C235 для получения пучков протонов с энергией 235 МэВ. Уровень магнитного поля в зоне вывода  $B = 2,17$  Тл. Вес магнита 200 т



Рис. 6. Изоцентрические гантри. Вес 100 т, диаметр 10 м



Рис. 7. Система формирования пучка в зоне облучения — так называемый «nozzle»

Компания «Ion Beam Application» (Бельгия) предлагает коммерческие центры протонной терапии (рис. 4) на базе циклотрона C235 (рис. 5). В комплекс, помимо циклотрона, входит система доставки пучка, состоящая из линий транспортировки, вращающихся изоцентрических гантри с магнитами сканирования (рис. 6) и механизмом подачи пучка в зону облучения — так называемым «nozzle» (рис. 7) [5]. Магнитное поле в циклотроне C235, где протоны ускоряются до фиксированной энергии 235 МэВ, создается обычными медными обмотками, находящимися при комнатной температуре. Профиль поля формируется секторами специальной формы с углом спиральности до  $60^\circ$ . Циклотрон работает на высоких уровнях индукции в режиме насыщения железа. В центральной области среднее поле составляет 1,74 Тл, а в зоне вывода равно 2,17 Тл. Уровень поля в холмах превышает 3 Тл. Для поддержания изохронного профиля с увеличением энергии протонов зазор между секторами имеет эллиптический профиль и уменьшается вдоль радиуса от 9,6 см в центре до 0,9 см на краю полюса. Радиус вывода пучка в C235 — около 108 см. Вес магнита составляет 200 т. Стоимость всего комплекса, не включая здания и коммуникации, может меняться в зависимости от спецификаций и составляет от 100 до 150 млн евро. При этом стоимость самого циклотрона не превышает 15–20 млн евро, т. е. около 15 % от цены всего комплекса.

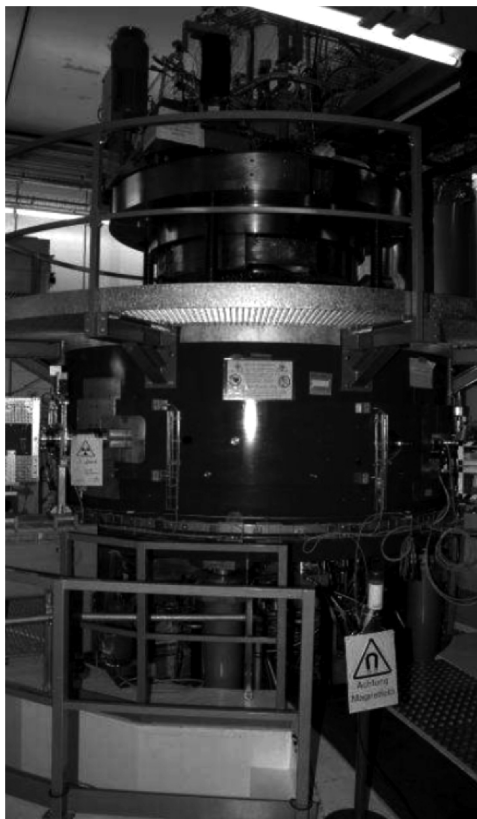


Рис. 8. Сверхпроводящий изохронный циклотрон SC250 для получения пучков протонов с энергией 250 МэВ. Уровень среднего магнитного поля в области вывода  $\sim 3,0$  Тл. Вес магнита 80 т

Следующим шагом явилась разработка компанией ACCEL коммерческого изохронного циклотрона SC250 с фиксированной энергией протонов  $E = 250$  МэВ и с использованием сверхпроводящих обмоток из NbTi, импринированного в медной матрице (рис. 8) [6]. Токовые обмотки магнита поддерживаются при сверхнизкой температуре  $\sim 4$  К при помощи криокуллеров, в отличие от жидкой гелиевой ванны, как в первых образцах циклотронов со сверхпроводящими обмотками типа K500 и K1200 (MSU NSCL, США) [7], K800 (LNS INFN, Италия) [8] и др. Среднее поле в SC250 растет от 2,4 Тл в центре циклотрона до 3,0 Тл на радиусе вывода  $R_{\text{extr}} = 87$  см. Вес магнита — около 80 т. Один такой циклотрон успешно работает в комплексе протонной терапии PROSCAN (PSI, Швейцария), второй — в Клиническом центре опухолевых заболеваний RPTC в Мюнхене.

Общей проблемой комплексов протонной терапии на основе C235 или SC250 является необходимость варьировать энергию пучка с помощью пассивных поглотителей энер-

гии — деградеров, что существенно ухудшает качество пучка и создает значительный радиационный фон.

Для лечения протонно-резистивных опухолей обычно применяются легкие ионы, в частности ионы углерода. На основе опыта, приобретенного учеными GSI (Дармштадт, Германия), в Немецком центре раковых заболеваний DKFZ (Гейдельберг, Германия) был

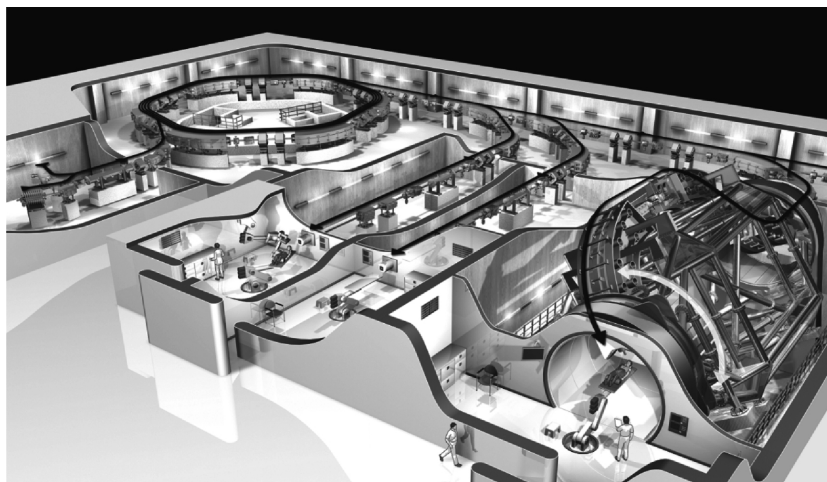


Рис. 9. Центр ионной терапии НИТ в Гейдельберге (Германия). Схематически показаны синхротрон, линии транспортировки и вращающиеся гантри

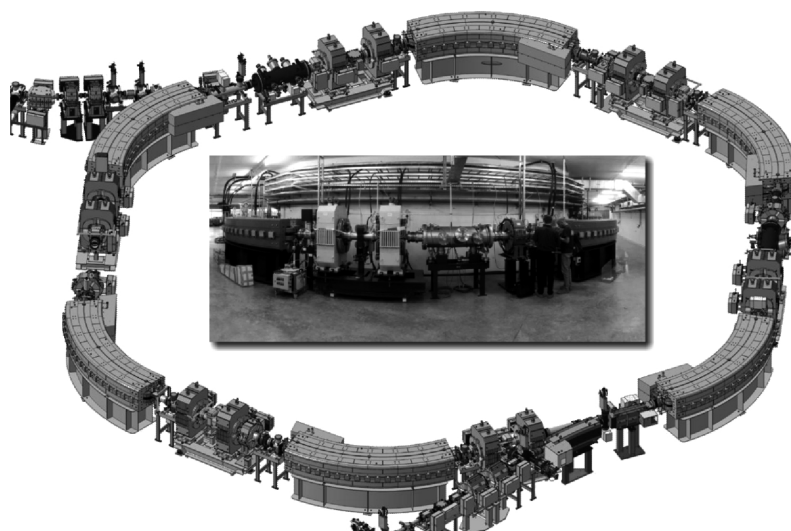


Рис. 10. Синхротрон НИТ, состоящий из шести  $60^\circ$ -х поворотных магнитов, фокусирующих квадрупольей, корректирующих секступольей, корректоров положения пучка, ВЧ-системы, систем быстрого и медленного вывода. Для повышения интенсивности ускоряемых ионов используется многооборотная инжекция пучка. Для равномерного распределения пучка во времени применяется медленный вывод

создан Центр ионной терапии НИТ [9]. На рис. 9 схематически показаны синхротрон НИТ, линии транспортировки и вращающиеся гантри. Пучки ионов углерода ускоряются в синхротроне до энергии 430 МэВ/нукл. и поступают по каналам транспортировки в одно из рабочих помещений. Синхротрон НИТ (рис. 10) состоит из шести 60°-х магнитов, квадрупольей, секстипольей, корректоров, ВЧ-системы, систем быстрого и медленного вывода, вакуумного оборудования, диагностики и т. п. С целью повышения интенсивности пучка применяется многооборотная инжекция пучка с заполнением фазового пространства синхротрона. Медленный вывод пучка совместно с так называемым «RF knockout» позволяет равномерно распределять ионы в течение нескольких секунд и таким образом очень точно фиксировать дозу облучения пациента.

Для оперативного изменения энергии пучка используется активный метод — уровень поля в магнитах варьируется в каждом цикле под требуемое значение, в то время как в случае циклотронов пассивный метод изменения энергии неизбежно повышает радиационный фон вокруг установки.

После вывода из синхротрона пучок по каналу транспортировки подается в систему вращения пучка вокруг пациента — так называемые гантри. Гантри НИТ весом 630 т вращаются вокруг изоцентрической точки, в которой локализована опухоль. В процессе вращения конструкция обеспечивает точность наведения пучка в поле облучения не хуже чем  $\pm 0,5$  мм (рис. 11). Для размещения установки в госпитале DKFZ был построен отдельный комплекс зданий. Стоимость комплекса НИТ без учета стоимости зданий и коммуникаций превышает 150 млн евро.



Рис. 11. Гантри весом 630 т вращаются вокруг пациента. Точность наведения пучка в поле облучения не хуже чем  $\pm 0,5$  мм

Эксплуатационные расходы НИТ ожидаются на уровне 5 млн евро в год. Чтобы подобная установка была окупаемой, необходимо проводить порядка 2000 курсов плановых лечений в год. Можно сформулировать некоторые основные особенности современных коммерческих комплексов адронной терапии:

— обычно комплекс размещается на территории госпиталя в непосредственной близости от места медицинского обслуживания, что выгодно отличается от условий работы на научных ускорителях, изначально не предназначенных для медицинских целей;

— стоимость самого комплекса без учета зданий, коммуникаций и сопутствующих систем превышает 100–150 млн евро;

— стоимость самого ускорителя не превышает 15–20 % от стоимости всего оборудования;

— эксплуатация комплексов требует высокопрофессионального коллектива физиков-ускорительщиков (особенно в случае управления синхротроном), инженеров и техников;

— для размещения центра протонной терапии требуется отдельный комплекс зданий, удовлетворяющий требованиям радиационной и пожарной безопасности, безопасности по высокому напряжению и т. п.;

— специальные меры должны быть приняты для стабилизации сети и по сооружению специальных трансформаторных подстанций, поскольку мощность потребляемой энергии может превышать мегаватты;

— требуются прецизионные точности наведения пучка в поле облучения не хуже чем  $\pm 0,5$  мм, что влечет за собой существенное усложнение и удорожание всей системы доставки пучка, включая гантри.

Указанный список далеко не полный, но тем не менее дает общее представление о том, что необходимо искать возможности для более компактного размещения оборудования и удешевления установки. Поскольку речь идет о коммерческом проекте, то далеко не все потенциальные покупатели (госпитали, медицинские центры и др.) в состоянии купить и содержать подобное оборудование. В то же время большинство госпиталей США, Японии, многие медицинские исследовательские центры Европы готовы проводить лечение раковых опухолей методами протонной терапии при условии, что установка вместе с системами диагностики будет размещаться в самом госпитале и стоимость оборудования будет находиться в разумных пределах, т. е. будет в несколько раз или даже на порядок меньше, чем стоимость предлагаемых сегодня коммерческих комплексов на основе изохронных циклотронов C235, SC250 и др.

### **ПРЕДЕЛ КОМПАКТНОСТИ ИЗОХРОННЫХ ЦИКЛОТРОНОВ С ЭНЕРГИЕЙ ПУЧКА 250 МэВ**

Общепризнанной в протонной терапии является необходимость равномерного облучения глубокозалегающих опухолей со всех сторон как с целью равномерного распределения и уменьшения дозовых нагрузок на здоровые органы человеческого тела, так и с целью облучения раковых клеток со всех направлений и предотвращения метастаз. Для этого применяется метод изоцентрических гантри (см. рис. 6, 11), т. е. пучок вращается в пределах  $360^\circ$  вокруг пациента, фиксированного на специальном столе для облучения, а ось вращения пучка проходит через место расположения опухоли (рис. 12).

Если разместить ускоритель на вращающейся вокруг пациента платформе, то можно доставлять ионы непосредственно от ускорителя к пациенту и таким образом избежать сооружения громоздкой системы доставки пучка (Beam Delivery System — BDS), включающей в себя системы внешней транспортировки пучка, гантри и пр. Такое изящное решение с помощью компактной компоновки ускорителя со сверхпроводящими обмотками и облучающей системы впервые было предложено проф. Хенри Блоссером и реализовано при создании медицинского изохронного сверхпроводящего циклотрона, ускоряющего дейтроны до 50 МэВ/нукл. [10]. Опыт работы, приобретенный



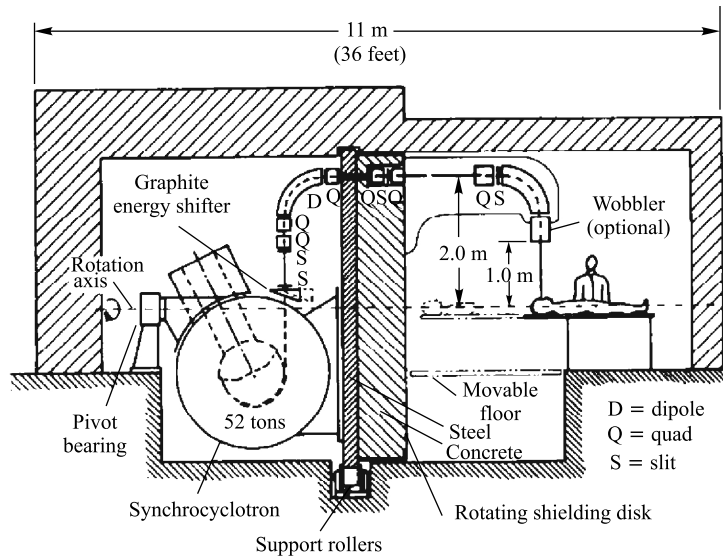


Рис. 12. Синхроциклотрон для протонной терапии с энергией пучка 250 МэВ, расположенный на диске-противовесе, вращающемся вокруг пациента. Диск одновременно экранирует пациента от облучения, вызванного рассеянием пучка в деградере, а также в процессе вывода протонов из ускорителя

физиками-ускорительщиками на сверхпроводящих циклотронах NSCL MSU (Мичиган, США) K500, K1200 [11, 12] с уровнем магнитного поля до 5 Тл, позволил создать коммерческий ускоритель SD50 компактных размеров, весом около 20 т и разместить ускоритель на вращающихся гантри. Циклотрон вращается вокруг пациента, а пучок дейтронов используется для облучения бериллиевой мишени и проведения нейтронной терапии. Установка расположена в госпитале Харпер г. Детройта, США.

Основным условием для размещения ускорителя на вращающейся платформе является уменьшение веса и габарита установки до приемлемых размеров. Конечно, можно спроектировать платформу, на которой будет вращаться и 100-т ускоритель, но такая установка не менее громоздка, чем существующие комплексы протонной терапии и, скорее всего, не представляет коммерческого интереса.

Энергия в циклотроне, где частицы при ускорении раскручиваются по спирали, может быть приблизительно оценена по формуле

$$E \approx 48(B_{\text{extr}} \cdot R_{\text{extr}})^2 Q^2 / A, \quad (1)$$

где энергия  $E$  определяется в МэВ, поле  $B_{\text{extr}}$  на радиусе вывода — в Тл, а радиус вывода  $R_{\text{extr}}$  — в м;  $Q$  — заряд;  $A$  — атомный вес элемента. Для протонов  $Q = 1$ ,  $A = 1$ .

Вес магнита пропорционален объему железа, т. е., согласно заниженной оценке, вес магнита пропорционален примерно  $\sim R^2$ . Повышение уровня магнитного поля позволяет уменьшить радиус полюсов магнита, а также сделать установку менее громоздкой и более компактной и таким образом решить проблему, получив требуемую для протонной терапии энергию пучка 250 МэВ на ускорителе, который может быть размещен на

вращающейся платформе. К сожалению, существующие изохронные циклотроны С235 с уровнем поля в 2,17 Тл и весом 200 т, SC250 с уровнем поля 3 Тл и весом более 80 т не подходят для компактного размещения на вращающейся платформе. Необходимо в несколько раз повысить уровень среднего магнитного поля, чтобы уменьшить габариты циклотрона до желаемых размеров. В частности, вес магнита с уровнем поля 5,5 Тл будет составлять около 60 т, а вес магнита с уровнем поля 10 Тл не превысит 20 т.

В изохронном циклотроне значение среднего магнитного поля  $B_{av}(R)$  растет по радиусу, что позволяет учесть релятивистское увеличение массы иона и обеспечить совпадение частоты обращения ионов с постоянной во времени частотой ВЧ-системы:

$$B_{av}^{iz}(R) \sim \gamma(R)B_{av}(0), \quad (2)$$

где релятивистский фактор  $\gamma = E/E_0$ .

Растущее по радиусу магнитное поле дефокусирует пучок по вертикали, и аксиальная фокусировка пучка в изохронных циклотронах создается с помощью азимутальной вариации поля секторными накладками специальной формы, а также спиральной формой секторов. Частота аксиальных колебаний в изохронном циклотроне пропорциональна флаттеру  $F$  и углу спиральности секторов  $\delta$ :

$$v_z^2 \approx -k + F(1 + 2\text{tg}^2\delta), \quad (3)$$

где  $k$  — показатель *роста* магнитного поля:

$$k(R) = \left(\frac{R}{B}\right) \frac{dB}{dR} \approx \gamma(R) - 1. \quad (4)$$

Флаттер  $F$  является характеристикой глубины азимутальной вариации магнитного поля и может быть оценен как отношение суммы квадратов фурье-гармоник к квадрату среднего поля:

$$F = \sum \frac{(A_n^2 + B_n^2)}{B_{av}^2}. \quad (5)$$

Здесь  $A_n, B_n$  — гармоники разложения магнитного поля в ряд Фурье, а  $B_{av}$  — среднее поле на данном радиусе. Иногда, в случае симметричности азимутальной протяженности долин и секторов, удобно пользоваться формулой для оценки Флаттера в виде

$$F(R) \sim (B_h - B_{av})(B_{av} - B_{val})/2B_{av}^2,$$

где  $B_h$  — максимальный уровень поля в холме, а  $B_{val}$  — минимальный уровень поля в долине.

С ростом уровня среднего поля выше значений  $B_{av} \approx 2$  Тл флаттер падает пропорционально  $F \sim B_{av}^{-2}$ , поскольку фурье-компоненты поля формируются азимутальной вариацией железных масс, а в режиме полного насыщения максимальный вклад от железных секторов не превышает 2 Тл. Основная часть магнитного потока в таком случае обеспечивается токовыми обмотками с нормальной проводимостью или сверхпроводящими обмотками.

Поэтому вертикальная фокусировка в существующих изохронных циклотронах на энергию 250 МэВ достигается с помощью секторов с высокой спиральностью. В частности, на уровне поля 3 Тл значение флаттера не превышает 0,06–0,1, в то время как показатель роста поля  $k \approx 0,267$ . Чтобы обеспечить вертикальную фокусировку, угол спиральности секторов увеличивается с радиусом до  $\delta \approx 49–52^\circ$  ( $\text{tg } \delta \approx 1,15–1,3$ ). На уровне поля 10 Тл флаттер примерно на порядок меньше и не превышает значения  $F = 0,01$ . Для обеспечения вертикальной устойчивости в циклотроне с уровнем поля 10 Тл необходимо было бы повышать угол спиральности до  $\delta \approx 77–80^\circ$  ( $\text{tg } \delta \approx 4–5$ ), что приводит к нелинейной неустойчивости бетатронных колебаний, т. е. к существенному уменьшению области стабильности как радиальных, так и вертикальных колебаний. Теоретически нет ограничений повышению угла спиральности секторных накладок. Такое решение, в частности, было применено при реконструкции классического синхроциклотрона ОИЯИ для перевода его в режим фазотрона [1], где спадающее по радиусу азимутально-однородное поле было преобразовано в растущее по радиусу азимутально-варьируемое поле с секторными спиральными накладками. Таким образом, благодаря частичной изохронизации поля удалось существенно уменьшить диапазон перестройки частоты ВЧ-генератора с  $\Delta F = 9$  МГц (23–14,3 МГц для классического синхроциклотрона) до  $\Delta F = 4$  МГц (18,3–14,3 МГц для фазотрона).

С помощью специальных шимм с высоким углом спиральности  $\delta \approx 70^\circ$  была обеспечена вертикальная устойчивость пучка в циклотроне У-120М, модернизированного сотрудниками ЛЯП ОИЯИ [13]. В результате реконструкции классического циклотрона У-120 в изохронный вариант максимальная энергия ускоренных протонов была увеличена с 12 до 37 МэВ за счет увеличения уровня среднего поля с 1 до 1,85 Тл.

Тем не менее опыт эксплуатации коммерческих циклотронов показал необходимость упрощения конструкции ускорителя, а использование высокоспиральных секторов не может быть признано оптимальным для оборудования, которое должно быть размещено в госпитале и работать практически без участия высококвалифицированного персонала.

## СИНХРОЦИКЛОТРОНЫ ДЛЯ ПРОТОННОЙ ТЕРАПИИ

Строительство синхроциклотронов в конце 40-х гг. — начале 50-х гг. XX в. позволило преодолеть ограничение энергии, вызванное релятивистским увеличением массы при ускорении частиц в классическом циклотроне. Синхроциклотроны, построенные во второй половине XX в., ускоряют протоны до 0,6–1 ГэВ. Лимитирующим фактором для дальнейшего повышения энергии синхроциклотронов явились ожидаемые опасения и реальные проблемы при пересечении целых резонансов на высокой энергии, а также гигантские размеры установки, вызванные ограничением величины магнитного поля на уровне 1,5–2 Тл, поскольку в середине XX в. сверхпроводящие технологии не позволяли создавать обмотки с большой плотностью тока.

Принцип работы слабофокусирующего (классического) синхроциклотрона не предполагает роста магнитного поля, а наоборот, формируется слабый спад поля по радиусу для создания вертикальной устойчивости,

$$B(R) = B(0)(1 - n),$$

где  $B(0)$  — поле в центре магнита, а  $n$  — показатель спада магнитного поля, т. е. величина, обратная показателю роста поля  $k$ ,

$$n = - \left( \frac{R}{B} \right) \frac{dB}{dR}.$$

В классическом синхроциклотроне показатель спада поля находится в пределах  $0 < n < 1$  для одновременного обеспечения как радиальной, так и вертикальной фокусировки. Для этого магнитное поле слабо спадает по радиусу. Частоты бетатронных колебаний в случае слабой фокусировки, когда нет азимутальной вариации поля, могут быть выражены для вертикальных бетатронных колебаний в виде

$$\nu_z^2 = n$$

и для радиальных колебаний — в виде

$$\nu_R^2 = 1 - n.$$

Если градиент поля настолько высок, что показатель спада поля достигает значения  $n = 0,2$ , то возникает резонанс связи Уолкиншоу  $\nu_R = 2\nu_z$ , который традиционно считается основной причиной потерь пучка в процессе ускорения из-за связи движения в двух плоскостях фазового пространства. Движущая сила резонанса связи определяется второй производной основного поля  $d^2 B^{av}/dR^2$ , а ширина зоны резонанса (число оборотов в области, где движение неустойчиво) обратно пропорциональна скорости прохождения резонанса  $N_{\text{res}} \sim (d\nu_R/dR)^{-1}$ . Тем не менее при определенных условиях (таких как контролируемая вторая производная магнитного поля, уменьшение первой гармоники поля в процессе шиммирования циклотрона до уровня 2–3 Гс, повышение темпа набора энергии, жестко центрированный пучок с амплитудой радиальных колебаний, не превышающей несколько миллиметров, специальная форма поля в области резонанса с линейным градиентом) резонанс связи проходит в циклотронах без заметных потерь пучка.

В синхроциклотронах набор энергии за оборот намного меньше, чем в изохронном циклотроне. Соответственно, прирост радиуса за оборот не превышает  $dR/dn \sim 0,1$  мм, т. е. он как минимум на один-два порядка меньше, чем в изохронном циклотроне. Прохождение резонанса связи нецелесообразно в таких условиях, и вывод пучка в синхроциклотроне должен быть осуществлен до наступления указанного резонанса. Показатель спада на радиусе вывода выбирают равным  $n(R_{\text{extr}}) = 0,08-0,12$ , чтобы частота вертикальных колебаний в этой области составляла не менее  $\nu_z \approx 0,25-0,35$ .

Частота ВЧ-генератора  $F_{\text{RF}}$ , кратная частоте обращения ионов в синхроциклотроне  $F_c$ , уменьшается с увеличением энергии ионов таким образом, чтобы в среднем следовать релятивистскому росту массы:

$$F_c(R) = 15,26 \frac{B(R)}{\gamma(R)}.$$

Здесь  $\gamma = E/E_0$ , частота  $F_c$  определяется в МГц, а поле  $B$  — в Тл.

В отличие от циклотронов, где ускорение происходит в непрерывном режиме, в синхроциклотронах используется режим модулированных циклов. В начале цикла ионы увлекаются из внутреннего источника электрическим полем, приложенным между дуантом

и ионным источником, ускоряются и постепенно захватываются в режим автофазировки. Ионы, захваченные в цикл ускорения и не вернувшиеся назад к источнику, продолжают набирать энергию, одновременно совершая синхротронные колебания, пока не достигают радиуса вывода. Обычно синхроциклотроны оперируют с частотой повторения циклов от 200 до 1000, т. е. время длительности цикла составляет 1–5 мс. Средний ток пучка в синхроциклотронах обычно не превышает 100–400 нА, что вполне достаточно для проведения сеансов протонной терапии, даже с учетом потерь в деградере-замедлителе, где энергия пучка варьируется согласно необходимой глубине проникновения ионов. В синхроциклотроне со слабой фокусировкой нет принципиального ограничения повышению уровня магнитного поля. В табл. 1 приведены приблизительные значения радиуса вывода пучка (согласно формуле (1)) и массы магнита в зависимости от уровня магнитного поля.

Таким образом, появляется принципиальная возможность создать компактный ускоритель на энергию протонов 250 МэВ, увеличив уровень поля и тем самым уменьшив габариты магнита до приемлемых размеров. В частности, при уровне магнитного поля 9 Тл вес магнита не превышает 20–25 т и установка может быть размещена на вращающейся платформе.

Таблица 1. Ориентировочное соответствие между уровнем магнитного поля и габаритами магнита синхроциклотрона при достижении энергии пучка 250 МэВ

$N$	Уровень поля $B$ , Тл	Радиус вывода $R_{extr}$ , м	$R_1/R_N$	$(R_1/R_N)^2$	Примерная масса магнита, т
1	1	2,28	1	1	~ 1000
2	2	1,13	2	4	~ 200
3	3	0,76	3	9	~ 100
4	5	0,46	5	25	~ 60
5	7	0,33	7	49	~ 35
6	9	0,25	9	81	~ 20

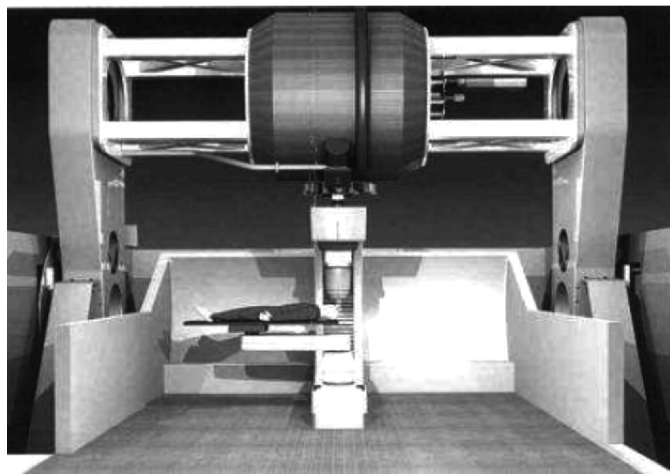


Рис. 13. Компактный сверхпроводящий синхроциклотрон в комплексе протонной терапии «Monarch250», размещенный на гантри, вращающихся вокруг пациента

Идея использования сверхпроводящих синхроциклотронов для протонной терапии принадлежит проф. Х. Блоссеру [12], а исследования проводились в США в Национальной сверхпроводящей лаборатории в Университете штата Мичиган (NSCL MSU USA) в конце 80-х гг. XX в. [11, 14]. На рис. 13, взятом из работы [18], показано возможное расположение сверхпроводящего синхроциклотрона весом около 60 т на вращающейся карусели. Здесь подразумевается, что поглотитель энергии клинового типа (деградер) может располагаться сразу после синхроциклотрона еще до поворота пучка либо непосредственно перед пациентом после поворотных магнитов. Предполагалось, что уровень поля в ускорителе составит 5,5 Тл, вес ускорителя не превысит 70 т, а общий вес системы (синхроциклотрон + противовес) составит 150 т.

Концепция и обоснование «SC-SC250», а также исследование динамики пучка были подробно и тщательно рассмотрены в работе [15]. Указанный проект не был реализован в том виде, в котором был предложен, но значительно позже (в 2007 г.) д-р. Т. Антая предположил еще более компактную модель синхроциклотрона на энергию протонов 250 МэВ с уровнем поля около 10 Тл (рис. 14) и получил патент США на изобретение [16]. Основываясь на параметрах ускорителя, приведенных в патенте, а также на расчетах

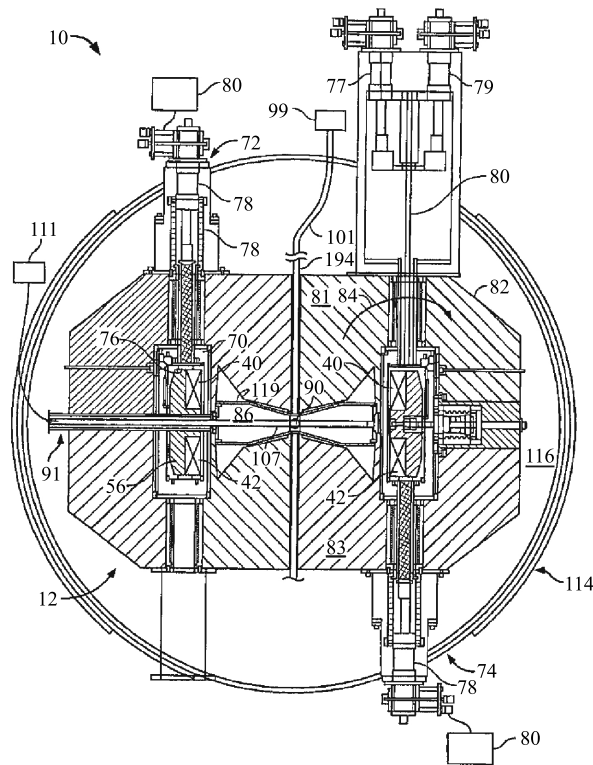


Рис. 14. Вертикальное сечение синхроциклотрона на энергию 250 МэВ с уровнем поля около 10 Тл. Показаны основные элементы ускорителя: 81, 82, 83 — магнит; 40 — сверхпроводящие обмотки из Nb<sub>3</sub>Sn в медной матрице; 56, 76 — криостат; 107 — дуант; 114 — интегральный магнитный экран из гофрированной стали

сверхпроводящего синхротрона с уровнем поля 5 Тл [15], частная компания «Still River» [17] совместно с Отделением плазмы и высоких магнитных полей Технологического института Массачусетс (MIT, Бостон, США) создала комплекс протонной терапии «Monarch250», в котором компактный сверхпроводящий синхротрон с уровнем магнитного поля 9 Тл (рис. 15) расположен на изоцентрических гантри и вращается вокруг пациента (рис. 13) [18]. Пассивный деградер расположен между ускорителем и пациентом. На момент написания статьи установка «Monarch250» находилась в стадии физического пуска, когда пучок был выведен из ускорителя наружу.

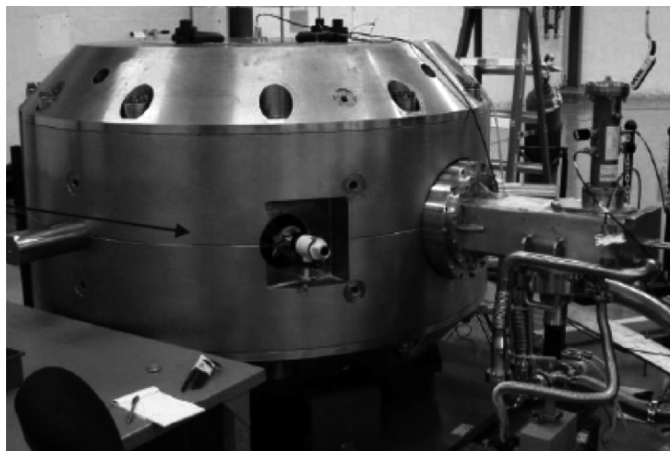


Рис. 15. Сверхпроводящий синхротрон на энергию 250 МэВ, входящий в комплекс протонной терапии «Monarch250» компании «Still River»



Рис. 16. Комплекс протонной терапии компании ACCEL на основе сверхпроводящего синхротрона с уровнем поля 8 Тл

Компания ACCEL, ныне одно из подразделений фирмы VARIAN, под научным руководством проф. Х. Блоссера построила оригинальную версию компактного комплекса протонной терапии на основе сверхпроводящего синхроциклотрона с уровнем поля 8 Тл [19] (рис. 16). В данной версии синхроциклотрон, система транспортировки и поворота пучка, а также пассивный замедлитель пучка расположены на вращающихся гантри.

## СИНХРОЦИКЛОТРОНЫ ДЛЯ ЛЕЧЕНИЯ ИОНАМИ УГЛЕРОДА

В настоящее время на разной стадии разработки существует ряд проектов сверхпроводящих протонных синхроциклотронов и только один проект ускорителя для лечения ионами углерода, причем сверхпроводящий синхроциклотрон предлагается использовать только в качестве предускорителя.

В рамках Итальянского исследовательского фонда TERA разрабатывается проект CYCLINAC [20], предназначенный для лечения онкологических больных как ускоренными протонами, так и ионами углерода. С тем чтобы иметь установку, предназначенную для терапии ионами углерода, авторами [20] предлагается двухступенчатая схема ускорения. В качестве первой ступени предполагается использовать сверхпроводящий синхроциклотрон на энергию 230 МэВ/нукл. При ускорении протонов следующая ступень — линак — не нужна. Далее пучок ионов углерода доускоряется в линейном ускорителе до энергии 430 МэВ/нукл. CYCLINAC представляется коммерчески интересным решением прежде всего благодаря сравнительно небольшим размерам предлагаемых установок: габаритный размер синхроциклотрона — менее 5 м, длина линака — порядка 20 м, потребляемая мощность — около 600 кВт.

В рамках нашего обзора интерес представляет первая ступень проекта, а именно сверхпроводящий синхроциклотрон, проект которого подробно представлен на конференции IPAC2010 [21].

Основываясь на этой статье, приведем краткое описание предлагаемого ускорителя. Частота импульсов синхроциклотрона соответствует проектной частоте линейного доускорителя, а именно 400 МГц. Синхроциклотрон — это ускоритель со слабой фокусировкой частиц, частота бетатронных колебаний определяется индексом поля  $n$ , величина которого находится в диапазоне от 0 до 1. Отсутствие азимутальной неоднородности магнитного поля (как в изохронных циклотронах) позволяет ускорять частицы даже при очень высоких значениях среднего поля ( $\sim 10$  Тл). В синхроциклотроне проекта CYCLINAC величина среднего поля в центре ускорителя выбрана равной 5 Тл, а индекс поля обеспечивает частоту вертикальной фокусировки порядка 0,15.

На рис. 17 показаны зависимости напряженности магнитного поля и индекса поля от радиуса ускорителя. Как видно из рисунка, радиус вывода ионов равен 1 м, т. е. размер ускорителя вполне приемлемый, хотя не стоит забывать, что ярмо магнита должно быть достаточно массивным для уменьшения величины краевого поля до допустимой. Планируется использовать внешний источник ионов аргона 4+. Инжекция будет осуществляться посредством спирального электростатического инфлектора, параметры которого были выбраны авторами в результате проведения численных расчетов. Утверждается, что инфлектор с большим коэффициентом спиральности (параметром tilt) сможет инжектировать пучок без больших потерь. Вывод ускоренных ионов планируется осуществить при



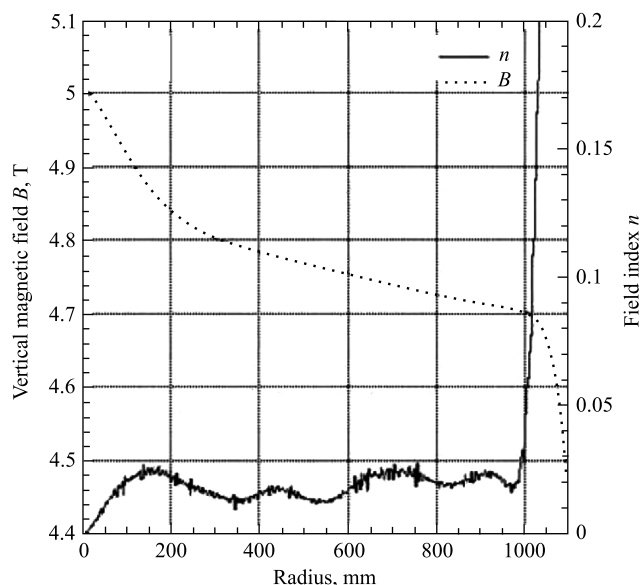


Рис. 17. Магнитное поле в медианной плоскости

введении первой гармоники в структуру магнитного поля, которая увеличит шаг между орбитами до 0,4 мм в зоне вывода, что при использовании дефлектора с септумом 0,1 мм и напряженностью 14 МВ/м позволит достичь эффективности вывода 75 %.

Проект синхроциклотрона на энергию 230 МэВ наводит на мысль о применении подобной машины для ускорения ионов углерода до энергии 400 МэВ/нукл., достаточной для лечения онкологических больных.

### ОСНОВНЫЕ ПАРАМЕТРЫ УСТАНОВКИ

Возможно использование сверхпроводящего синхроциклотрона для ускорения ионов углерода до энергии, достаточной для лечения онкологических больных, а именно 400 МэВ/нукл. Предполагая величину магнитного поля в центре синхроциклотрона такой же, как и в проекте [21], — 5 Тл, мы сможем осуществлять инжекцию и вывод таким же образом, как и в [21]. Радиус вывода в таком ускорителе увеличится до 1,2 м, что вполне приемлемо для медицинского ускорителя и существенно меньше, чем в проектируемом в бельгийской фирме ИВА совместно с ОИЯИ сверхпроводящем циклотроне С400 [22]. Очевидно, что создание такого ускорителя представляет собой сложную научную и технологическую проблему. Однако сравнение с синхротронами и проектом циклотрона указывает на имеющиеся преимущества у синхроциклотрона.

Основываясь на результатах исследований, приведенных в работах [20, 21], мы предлагаем для обсуждения анализ параметров компактного сверхпроводящего синхроциклотрона на энергию протонов 250 МэВ, а также сверхпроводящего синхроциклотрона для ускорения ионов углерода до энергии 400 МэВ/нукл.

В данной работе мы не обсуждаем технологические проблемы, связанные с обеспечением сверхпроводимости на таких высоких уровнях поля, как  $\sim 10$  Тл. В част-

ности, ожидается, что современные технологии позволят получить магнитные поля на уровне 11 Тл и плотностью тока  $\sim 1000 \text{ А/мм}^2$  с применением сверхпроводящих обмоток из  $\text{Nb}_3\text{Sn}$ , охлажденных криокулерами до температуры 4,5 К. Более того, используя процесс «Sub-cooling», можно поддерживать обмотки из  $\text{Nb}_3\text{Sn}$  при температуре 2 К, и тогда критическое поле составит 15 Тл при плотности тока  $1000 \text{ А/мм}^2$ . На практике нельзя оперировать магниты на критическом уровне поля, поскольку поле в обмотках всегда выше, чем в зазоре между полюсами. Поэтому мы выбрали уровень магнитного поля 9 Тл как обеспечивающий компактный дизайн синхроциклотрона и вес около 20 т и в то же время гарантирующий безопасную эксплуатацию установки. На таком уровне поля можно использовать также обмотки из  $\text{NbTi}$ , охлажденные до 2 К и с плотностью тока  $\sim 1000 \text{ А/мм}^2$ . Если в будущем появится возможность гарантированной эксплуатации ускорителя на более высоких уровнях поля, то габариты установки могут быть еще уменьшены.

В табл. 2 приведены для сравнения основные параметры проекта синхроциклотрона NSCL MSU [15], проекта синхроциклотрона, описанного в патенте [16] и положенного в основу комплекса «Monarch250», а также наши оценки.

Таблица 2. Основные параметры синхроциклотронов для проведения протонной терапии

Параметр	Синхроциклотрон NSCL MSU (проект) [4]	Синхроциклотрон (предлагаемый проект)	Синхроциклотрон ионов углерода (предлагаемый проект)
Ион	Протоны	Протоны	Ионы углерода
Заряд	+1	+1	+6
Энергия, МэВ	250	250	400 (на нуклон)
Уровень поля центр–вывод, Тл	5,5–4,9	9,1–8	5–4,5
Показатель спада магнитного поля	0,12	0,12	0,12
Частота радиальных колебаний	0,94	$\approx 0,94$	$\approx 0,94$
Частота вертикальных колебаний	0,35	$\approx 0,35$	0,35
Радиус вывода пучка, см	45	31	120
Вес магнита, т	65	25	220
Азимутальная вариация поля	Нет	Четыре сектора	Четыре сектора
Флаттер	0	0,01	0,01
Параметры ВЧ-системы			
Гармоника ускорения	1	2	4
Диапазон частот, МГц	84/62	276/192	178/125
Частота повторения циклов, кГц	1	1	1
Ускоряющее напряжение, кВ	20	20	20

Обычно в синхроциклотронах размещают один дуант в зазоре между полюсами, поскольку амплитуда ускоряющего напряжения обычно не превышает 20 кВ. В отличие от описанных проектов, мы предлагаем уменьшить зазоры в центре ускорителя с 60 мм до 25–30 мм с целью уменьшения габаритов ускорителя. Поскольку разместить дуанты в таком узком пространстве не представляется возможным, целесообразно установить четыре прямых сектора на полюсе магнита с зазором между секторами 25–30 мм. Два 42°-х дуанта могут быть размещены в двух противоположных долинах с зазором между полюсами («долинами») в центре около 70–100 мм. Такой зазор в долинах вполне достаточен для поддержания стабильной работы ВЧ-системы с амплитудой напряжения на дуантах до 10–20 кВ. Поскольку магнит находится в состоянии полного насыщения железа, то флаттер от таких секторов не превысит значения  $F \approx 0,01$ .

Из рис. 18 видно, что резонанса связи Уолкиншоу  $\nu_r = 2\nu_z$  не следует ожидать в данном ускорителе. Пересечение этого резонанса крайне нежелательно в любом ускорителе.

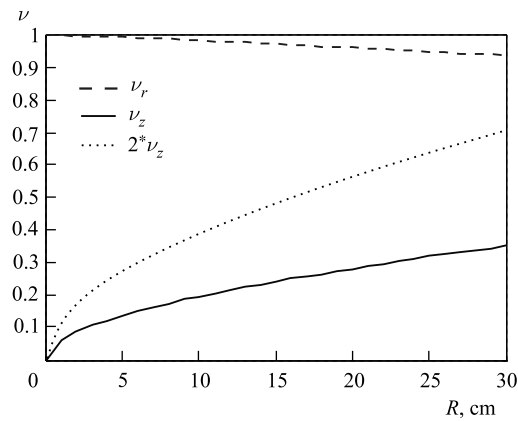


Рис. 18. Частоты бетатронных колебаний в сверхпроводящем синхроциклотроне: штриховая кривая — частота радиальных колебаний; сплошная — частота аксиальных колебаний  $\nu_z$ ; пунктирная — кривая  $2\nu_z$

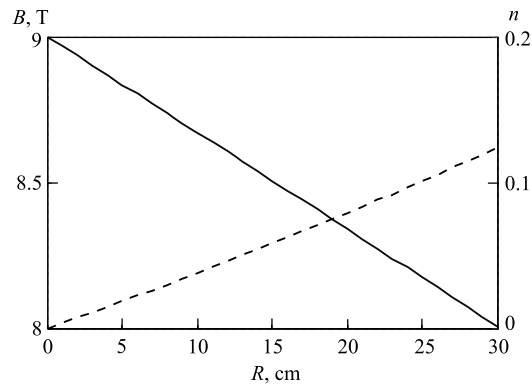


Рис. 19. Профиль магнитного поля сверхпроводящего синхроциклотрона и показатель спада магнитного поля  $n$

При показателе спада поля  $n = 0,12$  (рис. 19) и с учетом слабого флаттера частота радиальных колебаний уменьшается до  $\nu_r = 0,94$ , что вполне достаточно, чтобы находиться вдали от зоны резонанса  $\nu_r = 2/2$ , а частота вертикальных колебаний растет до  $\nu_z = 0,36$  (рис. 18), что вполне достаточно для вертикальной устойчивости. Уменьшение показателя спада магнитного поля с 0,12 до 0,05 позволило бы уменьшить диапазон перестройки частоты ВЧ-генератора, но это нецелесообразно в данном конкретном случае, поскольку при  $n = 0,05$  частота радиальных колебаний повышается до  $\nu_r = 0,98$  и частицы в процессе ускорения находятся в опасной близости к резонансу  $\nu_r = 2/2$  и в то же время частота вертикальных колебаний  $\nu_z \leq 0,22$ , тогда как вертикальный размер пучка растет пропорционально  $(\nu_z)^{-1/2}$ .

Радиус орбиты в зоне вывода около 30 см, и размеры магнита не превышают 2 м в диаметре и 1,5 м в высоту (рис. 19).

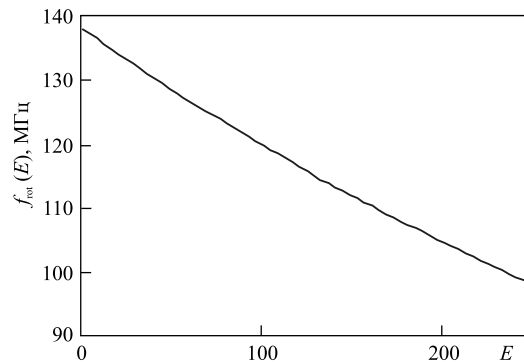


Рис. 20. График понижения частоты вращения ионов в сверхпроводящем синхротроне с 138 МГц в центре до 96 МГц в области вывода ионов

Из рис. 20 видно, что при ускорении на второй гармонике ВЧ-диапазон перестройки частоты ускоряющего напряжения составляет 84 МГц.

### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Из приведенных выше оценок следует принципиальная возможность создания компактных сверхпроводящих синхротронов, пригодных для применения в медицине, однако необходимо проведение целого ряда теоретических расчетов для того чтобы воплотить эти проекты в жизнь.

Представленный обзор преследует цель привлечения внимания ускорительной общности к интересной возможности создания компактного ускорителя для лечения как протонами, так и легкими ионами, которое в настоящее время осуществляется только при помощи синхротронов, как правило, довольно громоздких.

### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Dzheleпов V. et al.* Theory and Modelling of Ring Phasotron with Spiral Structure of Magnetic Field // Nucl. Instr. Meth. 1963. V. 21, No. 1. P. 85–88.
2. *Dutto G. et al.* «TRIUMF» High Intensity Cyclotron Development for ISAC. TRIUMF, Vancouver // Proc. of the Intern. Conf. on Cyclotrons and Their Applications, Tokyo, 2004. P. 82–86.

3. *Fitze H. et al.* Developments at PSI // Proc. of the Intern. Conf. on Cyclotrons and Their Applications, Tokyo, 2004. P. 67–71.
4. *Cole F. et al.* Loma-Linda Accelerator Project // Proc. of the Part. Accel. Conf. PAC-1989, Chicago, USA, 1989. P. 737–741.
5. *Jongen Y. et al.* New Cyclotron Developments at IBA // Proc. of the Intern. Conf. on Cyclotrons and Their Applications, Tokyo, 2004. P. 87–91.
6. *Geisler A. et al.* Status Report of the ACCEL 250 MeV Medical Cyclotron // Proc. of the Intern. Conf. on Cyclotrons and Their Applications, Tokyo, 2004. P. 87–91.
7. *Miller P. et al.* Status of the Coupled Cyclotron Facility at NSCL // Proc. of the Intern. Conf. on Cyclotrons and Their Applications, Tokyo, 2004. P. 62.
8. *Riffugiato D., Calabretta L., Cuttone G.* INFN-LNS, Catania, Ten Years of Operation with the LNS Super Conducting Cyclotrons // Ibid. P. 118–120.
9. *Eickhoff H.* HICAT — The German Hospital-Based Light Ion Cancer Therapy Project // Proc. of the Eur. Part. Accel. Conf. EPAC-2004, Lucerne, Switzerland, 2004. P. 290–294.
10. *Blosser H. et al.* Medical Accelerator Projects at Michigan State University // Proc. of the Part. Accel. Conf., USA, 1989. P. 742–746.
11. *Blosser H. et al.* Superconducting Cyclotron for Medical Application // IEEE. 1989. V. 25, Iss. 2. P. 1746–1754.
12. *Blosser H., Wu X.* Compact Superconducting Synchrocyclotron Systems for Proton Therapy at PSI // Nucl. Instr. Meth. B. 1989. V. 40/41. P. 1326–1330.
13. *Дмитриевский В. П. и др.* // Материалы III совещ. по изохронному циклотрону У120М, ЧССР, 1973.
14. *Gordon M., Wu X.* Extraction Studies for a 250 MeV Superconducting Synchrocyclotron // Proc. of the Part. Accel. Conf., USA, 1987. P. 1255–1257.
15. *Wu X.* Conceptual Design and Orbit Dynamics in a 250 MeV Superconducting Synchrocyclotron. PhD Thesis. Michigan State Univ., USA, 1990. 172 p.
16. *Antaya T.* High-Field Superconducting Synchrocyclotron. Patent PCT/US2007/001628. USA, 2007. 26 p.
17. *Miller M.* Announcement. 14 May 2010 ([www.StillRiverSystems.com](http://www.StillRiverSystems.com)). 1 p.
18. *Pedroni.* Status of Hadron Therapy Facilities Worldwide. Presentation at Eur. Part. Accel. Conf. EPAC-2008, Genoa, Italy, 2008. 42 p.
19. [www.varian.com](http://www.varian.com)
20. *Amaldi U. et al.* High Frequency Linacs for Hadrontherapy // RAST. 2009. V. 2. P. 111–131.
21. *Garonna A.* Synchrocyclotron Preliminary Design for a Dual Hadrontherapy Center // Proc. of IPAC'10, Kyoto, Japan, 2010. P. 552–554.
22. *Jongen Y. et al.* Compact Superconducting Cyclotron C400 for Hadron Therapy // Nucl. Instr. Meth. Phys. A. V. 624, Iss. 1. P. 47–53.