

P9-2009-35

О. В. Савченко

МАЛОГАБАРИТНЫЕ УСКОРИТЕЛИ
ДЛЯ ПРОТОННОЙ ТЕРАПИИ

Савченко О. В

P9-2009-35

Малогабаритные ускорители для протонной терапии

Приводится краткий обзор существующих проектов и разработок малогабаритных ускорителей для протонной терапии. Отмечается целесообразность и перспективность дальнейшего уменьшения их габаритов и веса. Предложены и рассмотрены три варианта мини-ускорителей с импульсным магнитным полем для протонной терапии с максимальными размерами около 1 м и весом около 1 т.

В третьем варианте мини-ускорителя рассмотрены возможности чисто индукционного метода ускорения протонов.

Представлены результаты расчетов и оценок основных параметров мини-ускорителей, показывающие их принципиальную осуществимость и возможность применения для ротационно-конвергентного облучения опухолей протонными пучками путем перемещения мини-ускорителя вокруг неподвижно лежащего пациента с оптимальным выбором энергии и интенсивности протонного пучка для каждого направления облучения.

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

Сообщение Объединенного института ядерных исследований. Дубна, 2009

Savchenko O. V.

P9-2009-35

A Small-Dimensional Accelerators for Proton Therapy

A brief survey of available projects and developings of a small-dimensional accelerators for proton therapy is given. The expediency and perspectivity of subsequent decrease of its dimensions and weight are marked.

Three variants of the miniaaccelerators for proton therapy with maximum sizes about 1m and weight about 1t are proposed and considered.

The results of the calculations and estimations of the basic parameters of such accelerators are presented.

In the third variant of the miniaaccelerator the possibilities of purely induction method of the acceleration of the protons are considered.

The principal feasibility of the miniaaccelerators and possibility of their application for rotary-convergent irradiation of the tumours by proton beams by means of transfer of the miniaaccelerator around immovably lying patient with optimum choice of the energy and intensity of the proton beam for each direction of the irradiation are shown.

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

Communication of the Joint Institute for Nuclear Research. Dubna, 2009

ВВЕДЕНИЕ

В настоящее время сформировался общепринятый взгляд на разработку и проектирование госпитальных центров протонной терапии, который предполагает наличие в таком центре одного ускорителя протонов (синхротрона или изохронного циклотрона), трактов разводки пучков по 3–5 процедурным помещениям и обязательное использование в большей части этих помещений весьма сложных и громоздких устройств (гантри) для поворота протонного пучка в пространстве вокруг лежащего пациента [1]. Такие гантри требуют для своей установки больших, обособленных помещений с толстыми стенами для поглощения рассеянной радиации, и стоимость каждой гантри приближается к стоимости самого ускорителя (порядка 10 млн долл.)

Общая площадь созданных или проектируемых госпитальных центров приближается к нескольким тысячам кв. м, в то время как площадь, занимаемая самим ускорителем, составляет только весьма небольшую (6–7 %) часть всей площади госпитального центра [2]. В этой связи доминирующим является мнение, что даже значительное уменьшение размера и веса ускорителя протонов не приведет к сколь-нибудь заметному уменьшению общей площади и стоимости госпитального центра протонной терапии, и потому такое направление разработок не является достаточно перспективным и многообещающим [2, 3].

Однако такое заключение, консервирующее представление о госпитальных центрах протонной терапии как огромных сооружениях, не вписывающихся в типовую структуру существующих медицинских учреждений, справедливо только до определенных пределов. Можно ожидать, что качественное изменение произойдет в том случае, когда габариты и вес протонного ускорителя приблизятся, соответственно, к значениям около 1 м и 1 т, и тогда такой мини-ускоритель можно будет размещать в типовом процедурном помещении на хорошо разработанных механических устройствах, применяемых в терапевтических электронных линейных ускорителях или гамма-аппаратах для подвижного, ротационно-конвергентного облучения пациентов. Дополнительным важным требованием к таким мини-ускорителям должна быть возможность изменения энергии и интенсивности протонного пучка в каждом цикле ускорения, необходимая для исключения громоздкой системы торможения и последующего магнитного анализа используемого протонного пучка.

Поэтому разработка и создание мини-ускорителей протонов, несомненно, является перспективной задачей, решение которой позволит на порядок снизить размеры и стоимость госпитальных центров протонной терапии и тем самым обеспечить такими установками большинство региональных онкологических клиник и диспансеров.

Целью настоящей работы является краткий обзор сделанных ранее предложений и проектов компактных и малогабаритных протонных ускорителей и рассмотрение, с учетом существующего уровня развития ускорительной техники, трех новых вариантов малогабаритных ускорителей протонов с минимально возможными параметрами внешних размеров и веса — или мини-ускорителей.

1. КРАТКИЙ ОБЗОР МАЛОГАБАРИТНЫХ УСКОРИТЕЛЕЙ ПРОТОНОВ

Появление первых проектов малогабаритных ускорителей протонов безжелезного типа — протонных синхроциклотронов и синхротронов — относится к пятидесятым годам прошлого столетия [4, 5]. Среди них проект импульсного безжелезного синхроциклотрона на энергию протонов 400 МэВ [4] в наибольшей степени близок к мини-ускорителям для протонной терапии, хотя в то время протонной терапии как таковой еще не существовало вообще. Общая схема этого ускорителя показана на рис. 1, а основные параметры приведены в табл. 1.

При числе витков обмотки $N = 86$ максимальный ток в обмотке возбуждения составляет 10^5 А. Ускоритель предполагалось запитывать от генератора переменного тока с частотой 25 Гц одной полуволной синусоидального

Таблица 1. Основные параметры безжелезного синхроциклотрона на энергию 400 МэВ [4]

Максимальная величина импульсного магнитного поля, Тл	27
Число ампервитков NI , А	$8,6 \cdot 10^6$
Индуктивность обмотки L , Гн	$0,21 \cdot 10^{-6} N^2$
Сопротивление обмотки R , Ом	$1,93 \cdot 10^{-6} N^2$
Запасенная энергия W , Дж	$7,8 \cdot 10^6$
Радиус конечной орбиты ускоренных протонов, см	11,4
Постоянная времени обмотки L/R , с	0,108
Диапазон изменения частоты ускоряющего поля, МГц	417–290
Габаритные размеры: внешний диаметр, см; высота, см	75; 25
Вес, т	0,8

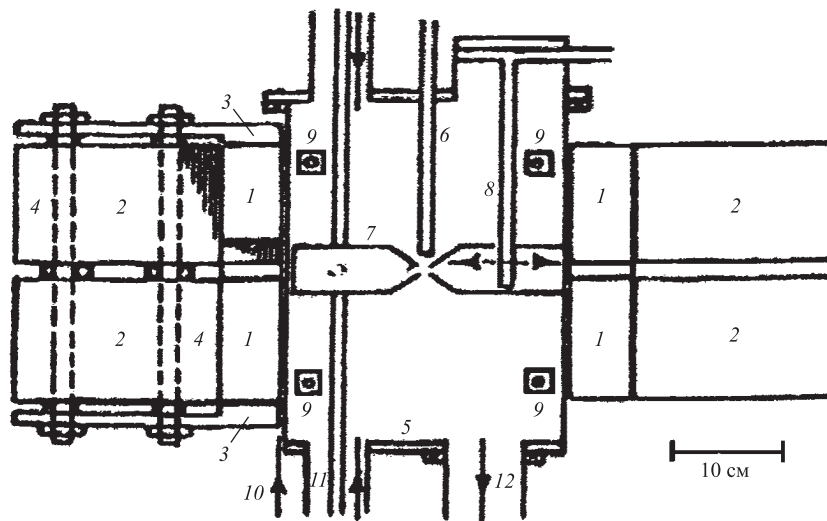


Рис. 1. Общая схема безжелезного синхроциклотрона на энергию протонов 400 МэВ: 1 — катушка из сплава меди с кадмием; 2 — удерживающее кольцо; 3 — прижимные скобы; 4 — болты; 5 — вакуумная камера; 6 — ионный источник; 7 — дуант; 8 — пробник; 9 — корректирующие катушки; 10 — подача охлаждения; 11 — ввод высокочастотной мощности; 12 — выход к насосу [4]

тока при напряжении генератора $V = 12300$ В. За время полуволны 20 мс на сопротивлении обмотки будет выделено $1,44 \cdot 10^6$ Дж энергии и она нагреется до 35 °С. При условии рекуперации большей части запасенной энергии ($W = 7,8 \cdot 10^6$ Дж) и частоте циклов ускорения 0,1 Гц средняя потребляемая мощность составит около 150 кВт.

Для амплитуды ускоряющего напряжения $V = 10$ кВ время одного цикла ускорения протонов будет всего 200 мкс, и на одной полуволне импульсного магнитного поля, при условии формирования достаточно плоской вершины импульса тока, возможно осуществить несколько циклов ускорения протонов.

Магнитное поле 27 Тл оказывает радиальное давление на обмотку величиной около 3000 кг/см², и для предохранения ее от разрушения обмотка окружена массивным охранным кольцом (бандажом) из тонких металлических слоев для исключения вихревых токов.

Среди недостатков и технических трудностей реализации предложенного ускорителя необходимо отметить следующие: а) большая величина рассеянного магнитного поля, спадающего как $1/R^3$ и составляющего $B \sim 300$ Гс на расстоянии одного метра; б) весьма значительные пондеромоторные силы,

действующие на элементы токовой обмотки и приближающиеся к пределу их прочности; в) проблемы коммутации больших ($\sim 10^5$ А) токов; г) радиочастотные проблемы, требующие изменения частоты на 30 % за время 200 мкс; д) трудности инжекции и вывода пучка. При устранении этих недостатков и трудностей рассмотренный безжелезный синхроциклотрон может явиться наиболее подходящей основой для разработки и реализации мини-ускорителя с импульсным магнитным полем, рассчитанного на получение терапевтического протонного пучка в интервале энергии 70–235 МэВ.

Среди предложений компактных кольцевых ускорителей, появившихся в середине пятидесятих годов прошлого века, следует отметить проект безжелезного протонного синхротрона на энергию 10 ГэВ с радиусом орбиты 4,5 м, максимальном магнитном поле на этой орбите 8 Тл и запитываемого от униполярного генератора весом 80 т, частотой вращения 900 об/мин, током 1,7 МА и накопленной энергией $6 \cdot 10^8$ Дж [5]. Уменьшенный вариант ускорителя такого типа, рассчитанного на энергию ~ 200 МэВ, мог бы стать хорошим прототипом мини-ускорителя для протонной терапии.

Проект первого компактного комплекса для протонной терапии, включающего малогабаритный синхротрон и импульсно-запитываемую гантри, был разработан в Институте ядерной физики им. Г. И. Будкера СО РАН в 1988–90-е гг. [6, 7].

Общая схема этого комплекса показана на рис. 2, а основные параметры суммированы в табл. 2.

Такой ускоритель при увеличении магнитного поля до 10 Тл и, как следствие, уменьшении его габаритов в два раза мог бы в полной мере решить задачу создания мини-ускорителя для протонной терапии, облучающего пациента с разных направлений без использования гантри. Однако до настоящего времени не имеется никаких сведений о реализации проекта ускорителя с указанными в табл. 2 параметрами.

Таблица 2. Основные параметры малогабаритного протонного синхротрона для протонной терапии [6]

Диапазон энергии протонов, МэВ	70–200
Интенсивность протонного пучка, протон/с	10^{10} – 10^{11}
Максимум магнитного поля, Тл	5
Время ускорения, мс	2,5
Частота циклов ускорения, Гц	1–5
Габариты: длина, ширина, высота, м	1,8; 1,8; 1,7
Вес, т	2
Потребляемая мощность при частоте 1Гц, кВт	40

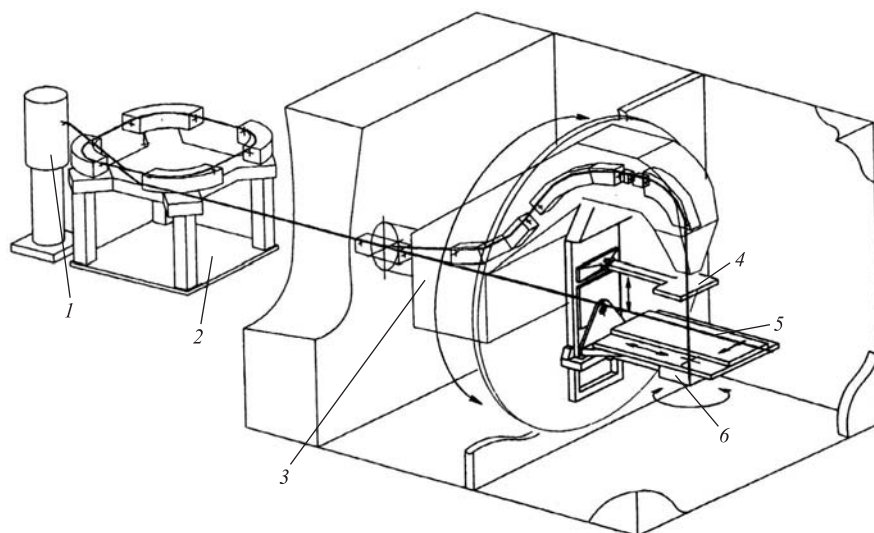


Рис. 2. Компактный комплекс для протонной терапии: 1 — электростатический инжектор; 2 — малогабаритный синхротрон; 3 — система гантри; 4 — дистанционно управляемый коллиматор; 5 — ложе пациента; 6 — рентгеновский детектор [6, 7]

В настоящее время наименьшие габариты и вес заложены в проект синхротрона для протонной терапии на энергию 70–330 МэВ, разработанного в Институте ядерной физики им. Г. И. Будкера [8].

Диаметр этого ускорителя — менее 5 м, вес — около 15 т и средняя потребляемая мощность ~ 50 кВт. Этот ускоритель не предполагается использовать вместе с гантри, и поэтому для его размещения рядом с процедурной кабиной потребуется сравнительно небольшое здание с защитными стенами и полезной площадью всего 8×8 м.

Другим важным направлением уменьшения габаритов ускорителей явилось применение сверхпроводящих обмоток возбуждения для увеличения магнитного поля. Изохронный протонный циклотрон фирмы ACCEL со сверхпроводящими обмотками позволил увеличить магнитное поле до 4 Тл, уменьшить диаметр ускорителя до 3,25 м и довести его вес до 90 т [9]. Однако эти параметры еще очень далеки от желаемых параметров мини-ускорителя для протонной терапии размером около 1 м и весом около 1 т.

В мае 2008 г. на конференции PTCOG 47 фирма Still River Systems (США) объявила о разработке циклотрона с самым высоким в мире магнитным полем (10 Тл) и о том, что такой циклотрон может быть приспособлен и оптимизирован для протонной терапии [10]. Предполагается, что циклотрон с таким

полем будет весить менее 20 т и его можно будет устанавливать в каждом процедурном помещении многокабинного центра для протонной терапии.

Никаких других сведений об особенностях и параметрах этого циклотрона фирма не сообщает, считая их пока своим ноу-хау, не подлежащим разглашению.

Вес разработанного циклотрона 20 т все еще очень велик для того, чтобы его можно было легко вращать вокруг пациента, хотя имеется опыт разработки сверхпроводящего циклотрона для нейтронной терапии весом 22 т, который вращается вокруг лежащего пациента с помощью массивной поворотной конструкции [24]. Таким образом, до настоящего времени не имеется никаких проектов и предложений по мини-ускорителям для протонной терапии, которые можно было бы вращать вокруг пациента, как это делается в терапевтических электронных ускорителях или гамма-аппаратах для лучевой терапии, и возможные подходы к решению этой задачи представлены в следующем разделе данной работы.

2. ПРЕДЛОЖЕНИЕ И РАССМОТРЕНИЕ ТРЕХ ВОЗМОЖНЫХ ВАРИАНТОВ МИНИ-УСКОРИТЕЛЕЙ ДЛЯ ПРОТОННОЙ ТЕРАПИИ

Достаточно малые размеры ускорителя для протонной терапии, рассчитанного на максимальную энергию 235 МэВ, можно получить при условии использования сильных магнитных полей, порядка 10–20 Тл, для которых радиус конечной орбиты составляет соответственно 24–12 см, а малый вес такого ускорителя возможен только при условии исключения железа для формирования магнитного поля.

Магнитные поля в несколько десятков Тл обычно получают в импульсных безжелезных магнитах с длительностью импульса от десятков мкс до десятков мс [11, 12].

Достижения последних десятилетий в области технической сверхпроводимости позволяют получать в сверхпроводящих магнитах поля до 10 Тл при критических токах порядка 10^5 А/см² и скорости нарастания магнитного поля 0,1–4 Тл/с [12, 13].

Как уже отмечалось в разделе 1 настоящей работы, наиболее подходящей основой для разработки мини-ускорителя для протонной терапии является проект безжелезного синхроциклотрона на энергию 400 МэВ [4] при условии устранения всех перечисленных у него недостатков и трудностей реализации.

Для полной ликвидации рассеянного магнитного поля предлагается использовать метод получения однородных магнитных полей, рассмотренный в работе [14], согласно которому две токовые обмотки с равномерной плотно-

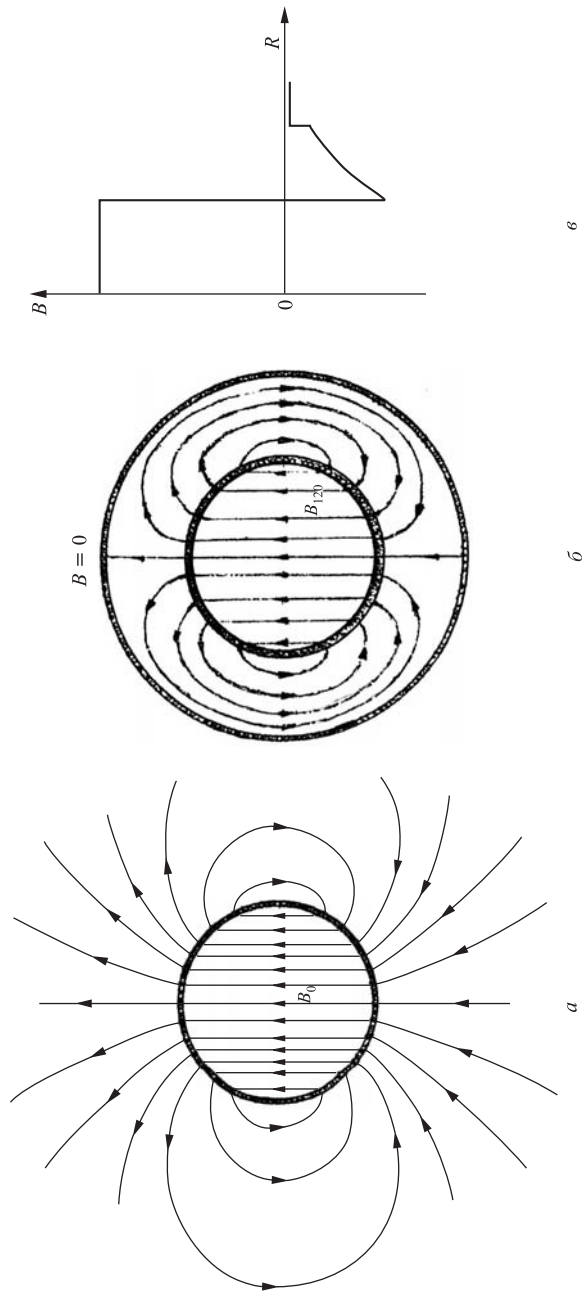


Рис. 3. Магнитные поля, создаваемые сферическими обмотками возбуждения: *a* — магнитное поле одиночной сферической обмотки; *b* — магнитное поле, создаваемое двумя сферическими обмотками с токами противоположной полярности и соотношением ампервитков, определяемым формулами (3) и (4); *в* — радиальное распределение магнитного поля в экваториальной области двух сферических обмоток

стью витков на единицу длины оси и противоположно направленными токами размещаются на поверхности софокусных эллипсоидов вращения или центрированных сфер. Магнитное поле B (Тл) одной такой сферической обмотки радиуса R_0 (м) (рис. 3, *a*) для области внутри сферы является однородным и определяется выражением

$$B_0 = \mu_0 \cdot NI/3R_0, \quad (1)$$

где $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7}$ Гн/м, $N \cdot I$ — число ампервитков на поверхности сферы. Для области вне этой сферы радиальная B_r (Тл) и тангенциальная B_Θ (Тл) компоненты магнитного поля определяются выражениями:

$$B_r = B_0 \cdot R_0^3/R^3 \cdot \cos \Theta \text{ и } B_\Theta = -B_0/2 \cdot R_0^3/R^3 \cdot \sin \Theta, \quad (2)$$

где $R \geq R_0$ — расстояние от центра сферы до точки наблюдения, Θ — угол между осью сферы и радиусом-вектором в точке наблюдения, а B_0 (Тл) соответствует (1).

При соотношении ампервитков

$$N_1 I_1 = B_{120} \cdot 3R_1/\mu_0 \left[1 - (R_1/R_2)^3\right] \quad (3)$$

в первой сфере радиусом R_1 и

$$N_2 I_2 = B_{120} \cdot 3R_1 \cdot (R_1/R_2)^2 / \mu_0 \left[1 - (R_1/R_2)^3\right] \quad (4)$$

во второй сфере радиусом R_2 получается однородное магнитное поле B_{120} внутри первой сферы, равное

$$B_{120} = B_{10} - B_{20} = B_{10} \left[1 - (R_1/R_2)^3\right], \quad (5)$$

где

$$B_{10} = \mu_0 \cdot N_1 I_1 / 3R_1 \text{ и } B_{20} = \mu_0 \cdot N_2 I_2 / 3R_2 \quad (6)$$

— однородные магнитные поля, возбуждаемые соответственно первой и второй сферическими обмотками.

При этом магнитное поле снаружи второй сферы оказывается равным нулю. Это обусловлено тем, что магнитное поле вне первой и второй сфер спадает как $1/R^3$, и магнитное поле обратной полярности снаружи второй сферы всегда можно подобрать так, что, складываясь с полем первой сферы, суммарное внешнее поле обратится в нуль во всех точках пространства при $R > R_2$, а неоднородное магнитное поле окажется целиком сосредоточенным только между R_1 и R_2 , как это показано на рис. 3, *b, в*. Энергия магнитного поля W_0 одиночной сферической обмотки определяется интегралом

$W_0 = \int B^2/2\mu_0 \cdot dV$ по всему пространству и складывается из энергии W_{0B} однородного магнитного поля B_0 внутри сферы, равной

$$W_{0B} = B_0^2/2\mu_0 \cdot \frac{4}{3}\pi R_0^3 \text{ (Дж)}, \quad (7)$$

и энергии W_{0H} магнитного поля, определяемого компонентами (2) снаружи этой сферы

$$W_{0H} = \frac{1}{2}W_{0B} = B_0^2/2\mu_0 \cdot \frac{2}{3}\pi R_0^3 \text{ (Дж)}, \quad (8)$$

что легко вычисляется аналитически интегрированием B_r^2 и B_θ^2 для $R \geq R_0$.

Принимая во внимание, что полная энергия

$$W_0 = W_{0B} + W_{0H} = \frac{3}{2}B_0^2/2\mu_0 \cdot \frac{4}{3}\pi R_0^3 = \frac{1}{2}L_0(NI)^2, \quad (9)$$

где L_0 (Гн) — индуктивность одиночной сферической обмотки радиуса R_0 (м), а B_0 (Тл) определяется (1), для L_0 получается простое выражение:

$$L_0 = \mu_0 \cdot 2/9 \cdot \pi R_0 \text{ (Гн)}. \quad (10)$$

Для двух сферических обмоток возбуждения, удовлетворяющих соотношениям (3)–(6), полную энергию магнитного поля W_{12} (Дж) после несложных вычислений можно определить по формуле

$$W_{12} = B_{120}^2/2\mu_0 \cdot \frac{4}{3}\pi R_1^3 \cdot \frac{3}{2} \cdot 1/ \left[1 - (R_1/R_2)^3 \right] \text{ (Дж)}. \quad (11)$$

При $R_2 = 1,59 R_1$ W_{12} равняется удвоенной энергии однородного магнитного поля B_{120} внутри первой сферы и для $I_1 = I_2 = I$ (А) и любого отношения $R_2/R_1 > 1$ индуктивность двух сферических обмоток определяется простым выражением:

$$L_{12} = 2W_{12}/I^2 \text{ (Гн)}. \quad (12)$$

Отсутствие внешнего магнитного поля в системе двух сферических центрированных обмоток позволяет существенно упростить решение второй задачи — о сохранении целостности обмоток возбуждения при воздействии на них сил, вызванных давлением магнитного поля. В этом случае наружный бандаж, компенсирующий такое давление, может быть сделан целиком из высокопрочной стали, в нем не будут возникать вихревые токи и он не будет оказывать влияние на формирование однородного магнитного поля внутри первой сферы. В сферической обмотке пондеромоторные силы стремятся растянуть витки в радиальном направлении и сжать их в аксиальном направлении. Максимальное тангенциальное натяжение будет возникать на внутренней стороне бандажа в экваториальной области сферических обмоток и в первом приближении определяться выражением [11]:

$$\Sigma_p = p \cdot R_b/\Delta R_b \text{ Н/м}^2, \quad (13)$$

где $p = B^2/2\mu_0$ — давление магнитного поля, R_b и ΔR_b — внутренний радиус и толщина бандажа.

На основе изложенного метода формирования однородного магнитного поля [14] и приведенных соотношений были сделаны расчеты и оценки трех вариантов мини-ускорителей для протонной терапии с максимальной энергией протонов 235 МэВ. Один вариант — с максимальным импульсным магнитным полем 20 Тл на основе обычных сферических обмоток возбуждения, другой вариант — с максимальным импульсным магнитным полем 10 Тл на основе сверхпроводящих сферических обмоток. Оба варианта — для резонансного метода ускорения. Третий вариант — с максимальным импульсным магнитным полем 27 Тл для чисто индукционного метода ускорения. Общая схема мини-ускорителей показана на рис. 4 а, б и в, а основные параметры приведены в табл. 3.

В первом варианте мини-ускорителя с обычными обмотками возбуждения для сохранения их прочности при действии пондеромоторных сил, обусловленных давлением магнитного поля 20 Тл внутри первой сферы $p = 1600 \text{ кг/см}^2$, они собираются из дисков Биттера с аксиальным охлаждением [15, с. 99, 116], изготовленных из медных сплавов с добавлением кадмия или хрома, которые обладают удельным сопротивлением, отличающимся от чистой меди в сторону увеличения всего на 15–20 %, но примерно в два раза большей прочностью на разрыв ($\sigma_p \approx 4200 \text{ кг/см}^2$) [12, с. 160, 15, с. 115]. Это заметно больше тангенциального напряжения на внутренней поверхности первой сферической обмотки:

$$\Sigma_p \approx p \frac{R_1}{\Delta R_1} \approx 1600 \frac{12}{6} \approx 3200 \text{ кг/см}^2. \quad (14)$$

Аксиальное сжимающее напряжение, действующее на элементы обмоток возбуждения, обычно в несколько раз меньше [15, с. 139], и его следует принимать во внимание только при расчете прочности межвитковой изоляции дисков Биттера. Две сферические обмотки разделены сферическим слоем изоляции из стеклопластика толщиной 4 см, прочность которого $\sigma \approx 3 \cdot 10^3 \text{ кг/см}^2$ [15, с. 59] с двойным запасом противостоит магнитному давлению 1600 кг/см^2 и передает его на вторую обмотку, окруженную сферическим бандажом из высокопрочной стали толщиной 4 см. Тангенциальное напряжение в таком сферическом бандаже

$$\Sigma_p \approx p \frac{R_b}{\Delta R_b} \approx 1600 \frac{26}{4} \approx 10^4 \text{ кг/см}^2 \quad (15)$$

в 2,5 раза меньше прочности на разрыв различных марок мартенситно-старееющих сталей с $\sigma_p \approx 2,5 \cdot 10^4 \text{ кг/см}^2$ [16, с. 39].

Для варианта ускорителя со сверхпроводящей обмоткой максимальное магнитное поле составляет 10 Тл и величина пондеромоторных сил, действующую

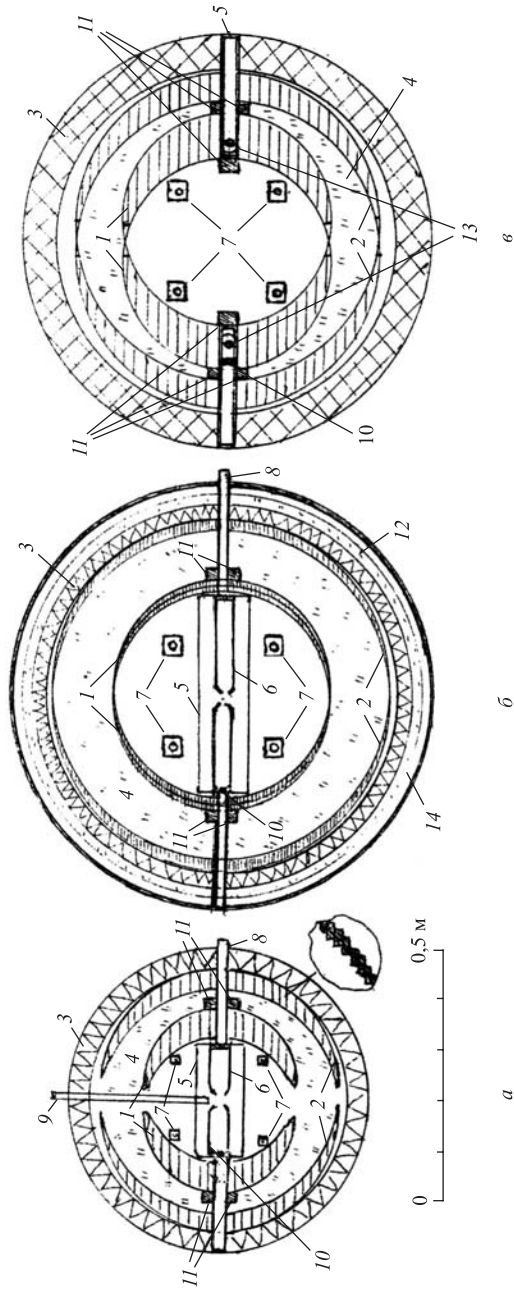


Рис. 4. Общая схема трех вариантов мини-ускорителей для протонной терапии. *а* — вариант с обычными сферическими обмотками для магнитного поля 20 Тл; *б* — вариант со сверхпроводящими сферическими обмотками для магнитного поля 27 Тл и чисто индукционным методом ускорения протонов. *в* — вариант с обычными сферическими обмотками для магнитного поля 10 Тл; *г* — вариант с обычными сферическими обмотками для магнитного поля 27 Тл и чисто индукционным методом ускорения протонов. 1 — первая сферическая обмотка; 2 — вторая сферическая обмотка; 3 — удерживающий бандаж сферической формы из высокопрочной стали; 4 — изолятор из стеклотекстолита; 5 — вакуумная камера; 6 — дуант; 7 — корректирующие катушки; 8 — коаксиальный кабель для передачи на дуант высокочастотного напряжения; 9 — аксиальный инжектор с внешним ионным источником; 10 — ионный источник для периферической инжекции; 11 — токнесущие проводники импульсного магнитного дефлектора для вывода протонного пучка; 12 — дьюар с жидким гелием для охлаждения сверхпроводящих сферических обмоток; 13 — орбита протонного пучка в индукционном ускорителе; 14 — азотный экран

Таблица 3. Основные параметры трех вариантов мини-ускорителей для протонной терапии

Наименование параметров	Обычные сферические обмотки для резонансного метода ускорения	Сверхпроводящие сферические обмотки для резонансного метода ускорения	Обычные сферические обмотки для чисто индукционного метода ускорения
Диапазон энергии протонов, МэВ	60–235	60–235	60–235
Область изменения магнитного поля, Тл	0–20	0–10	0–27
Усредненный радиус и толщина первой сферической обмотки, см	15; 6	23; 2	20,5; 9
Усредненный радиус и толщина второй сферической обмотки, см	24; 4	34,5; 1	31; 6
Внутренний радиус и толщина охрannого стального бандажа, см	26; 4	35; 3	34; 6
Число ампервитков $N_1 I_1$ в первой сферической обмотке	$9,5 \cdot 10^6$	$8,2 \cdot 10^6$	$18,6 \cdot 10^6$
Число ампервитков $N_2 I_2$ во второй сферической обмотке	$3,7 \cdot 10^6$	$3,6 \cdot 10^6$	$8,1 \cdot 10^6$
Максимальный ток $I_1 = I_2 = I$ в сферических обмотках, А	$2,1 \cdot 10^5$	10^3	$2,0 \cdot 10^5$
Число витков N_1 и N_2	45; 18	$8,2 \cdot 10^3$ $3,6 \cdot 10^3$	93; 41
Максимальная плотность тока, А/см ²	$5,3 \cdot 10^4$	$6 \cdot 10^4$	$5,0 \cdot 10^4$
Энергия магнитного поля W при максимальном токе, Дж	$4,5 \cdot 10^6$	$4,4 \cdot 10^6$	$22 \cdot 10^6$
Индуктивность сферических обмоток, Гн	$2,0 \cdot 10^{-4}$	8,7	$1,1 \cdot 10^{-3}$
Сопротивление первой и второй сферических обмоток, Ом	$2,0 \cdot 10^{-3}$ $0,5 \cdot 10^{-3}$	0 ; 0	$5,7 \cdot 10^{-3}$; $1,6 \cdot 10^{-3}$

Продолжение таблицы 3.

Наименование параметров	Обычные сферические обмотки для резонансного метода ускорения	Сверхпроводящие сферические обмотки для резонансного метода ускорения	Обычные сферические обмотки для чисто индукционного метода ускорения
Отношение индуктивности сферических обмоток к их сопротивлению, с	0,08	—	0,15
Длительность полуволны синусоидального импульса тока, с	$2 \cdot 10^{-2}$	10–50	$2 \cdot 10^{-2}$
Энергия, рассеиваемая на сопротивлениях двух сферических обмоток за один импульс тока, Дж	$1,1 \cdot 10^6$	~ 0	$2,9 \cdot 10^6$
Нагрев первой и второй сферических обмоток за один импульс тока, град	18; 2,0	~ 0 ; ~ 0	13; 2,4
Средняя потребляемая мощность при частоте импульсов тока $2 \cdot 10^{-2}$ Гц и полной рекуперации запасенной энергии, кВт	~ 22	—	58
Число протонов за один цикл ускорения	$10^{10} - 10^{11}$	$10^{10} - 10^{11}$	10^{10}
Полный диапазон частот ускоряющего напряжения для энергии протонов 60–235 МэВ, МГц	150–300	75–150	—
Амплитуда ускоряющего напряжения, В	~ 200	~ 200	—
Число оборотов пучка за один цикл ускорения для максимальной энергии протонов 235 МэВ	$\sim 1,2 \cdot 10^6$	$\sim 1,2 \cdot 10^6$	$\sim 2,5 \cdot 10^6$
Длительность цикла ускорения при энергии 235 МэВ, мс	~ 4	~ 8	10
Габариты ускорителя (внешний диаметр), м	0,6	0,76	0,78
Вес ускорителя, т	0,73	0,95	1,7

щих на элементы обмоток, уменьшается примерно в 4 раза пропорционально уменьшению давления магнитного поля $p = B^2/2\mu_0$.

Для переменных магнитных полей до 10 Тл в технологии сверхпроводящих магнитов на сегодняшний день имеются хорошо разработанные и апробированные методы изготовления композитных проводников со скрученными сверхпроводящими нитями диаметром до 5 мкм, методы фиксации витков обмотки и ее армирования при неоднородном распределении электромагнитных сил, способы предварительного сжатия обмоток для противодействия термоусадке при охлаждении обмоток и для сохранения их фиксации, приемы защиты сверхпроводящих обмоток в случае перехода в нормальное состояние и обеспечения вывода запасенной энергии [13].

В случае третьего варианта мини-ускорителя с максимальным значением импульсного магнитного поля 27 Тл давление магнитного поля внутри первой сферы составит $p = 2900 \text{ кг/см}^2$ и тангенциальное напряжение в сферическом бандеже из высококачественной стали с прочностью на разрыв $\sigma = 2,5 \cdot 10^4 \text{ кг/см}^2$ достигает значения $\Sigma p = pR_b/\Delta R_b = 2900 \cdot 31/6 \approx 1,5 \cdot 10^4 \text{ кг/см}^2$, что обеспечивает более чем полуторный запас прочности. На внутренней поверхности первой сферической обмотки тангенциальное напряжение составит $\Sigma p = 2900 \cdot 20,5/9 \approx 6,6 \cdot 10^3 \text{ кг/см}^2$, и для ее изготовления потребуется материал из бериллиевой бронзы с прочностью на разрыв $\sigma = (5,7 \sim 8,0) \cdot 10^3 \text{ кг/см}^2$ [11, с. 129; 12, с. 160].

Приведенные выше значения пондеромоторных сил, действующих на элементы обмоток, были получены при использовании приближенного метода, основанного на учете давления однородного магнитного поля внутри первой сферической обмотки, и потому носят оценочный характер.

Детальные расчеты на ЭВМ позволят получить точную карту распределения пондеромоторных сил, определяемых в каждой точке плотностью тока и магнитным полем.

Можно ожидать, что действие магнитного поля обратной полярности между первой и второй сферическими обмотками приведет к частичной компенсации радиальных сил, действующих на первую сферическую обмотку, и уменьшению тем самым требований к ее прочности.

Импульсное питание обычных сферических обмоток можно осуществить тремя способами: от конденсаторной батареи, аккумуляторной батареи и генератора переменного тока [11, с. 151, 174, 175]. При этом существующие тиристоры позволяют коммутировать токи до $2-3 \cdot 10^5 \text{ А}$ [6, 18].

Для того чтобы обеспечить импульсный ток с длительностью полуволны $2 \cdot 10^{-2} \text{ с}$ и максимальным значением $2 \cdot 10^5 \text{ А}$ при равенстве запасенной энергии в конденсаторной батарее ($W_c = CV^2/2$) и в сферических обмотках с индуктивностью L ($W_L = LI^2/2 = 4,5 \cdot 10^6 \text{ Дж}$), емкость конденсаторной

батареи должна быть $C = 0,2 \text{ Ф}$ и она должна заряжаться до напряжения $V = 6,7 \text{ кВ}$.

При достижимой плотности запасенной энергии в высоковольтных конденсаторах — $0,1\text{--}0,2 \text{ Дж/см}^3$ [11, с. 149; 17] такая конденсаторная батарея должна занимать объем $25\text{--}50 \text{ м}^3$ и весить $50\text{--}100 \text{ т}$, что накладывает труднопреодолимые ограничения на ее использование.

В то же время важной положительной особенностью конденсаторной батареи является возможность рекуперации до 90% запасенной энергии путем включения тиристоров по мостовой схеме, которая позволяет на спаде импульса тока подзаряжать конденсаторы без изменения полярности напряжения. Это значительно снижает потребляемую мощность от сети до величины средней мощности, рассеиваемой на активном сопротивлении обмотки и теряемой при рекуперации.

Аккумуляторные батареи характеризуются значительно большей плотностью запасенной энергии, до $5 \cdot 10^2 \text{ Дж/см}^3$ [11, с. 149].

Впервые использование свинцово-кислотных аккумуляторов для получения сильных импульсных магнитных полей до 25 Тл было осуществлено П. Л. Капицей в 1924 г. [19].

Для обеспечения импульса тока $I = 2 \cdot 10^5 \text{ А}$ за время $t = 10^{-2} \text{ с}$ потребуется аккумуляторная батарея напряжением $V = LI/t \approx 4 \text{ кВ}$. Один элемент аккумуляторной батареи имеет напряжение 2 В , внутреннее сопротивление $\approx 10^{-4} \text{ Ом}$, емкость $500 \text{ А} \cdot \text{ч}$ и допускает максимальный разрядный ток при равенстве внутреннего и внешнего сопротивления $\approx 10^4 \text{ А}$ за время 1 с [11, с. 170].

Однако для импульсного режима работы потребовалось бы $20 \cdot 2 \cdot 10^3 = 4 \cdot 10^4$ таких элементов с эквивалентным внутренним сопротивлением $\approx 10^{-2} \text{ Ом}$, занимающих объем около 25 м^3 , а невозможность рекуперации запасенной в обмотке энергии магнитного поля ($W = 4,5 \cdot 10^6 \text{ Дж}$) и дополнительная потеря энергии в самой батарее $W = I^2 R t \approx 4 \cdot 10^{10} \cdot 10^{-2} \cdot 10^{-2} = 4 \cdot 10^6 \text{ Дж}$ приводят к увеличению потребляемой мощности примерно на порядок по сравнению с конденсаторной батареей, что делает вариант импульсного питания сферических обмоток мини-ускорителя на основе использования аккумуляторной батареи малоперспективным.

Классический пример использования генератора переменного тока для получения импульсных магнитных полей был дан П. Л. Капицей в 1927 г. [20]. Генератор, сконструированный П. Л. Капицей, имел ротор весом $2,5 \text{ т}$, диаметром $0,5 \text{ м}$ с моментом инерции $60 \text{ кг} \cdot \text{м}^2$, вращавшийся со скоростью 3500 об/мин . Максимальный ток генератора достигал 72 кА при напряжении $2,2 \text{ кВ}$.

Кинетическая энергия ротора составляла $4 \cdot 10^6 \text{ Дж}$ и была достаточна для развития мощности 160 МВт , которая при замыкании на соленоид на время полуволны тока 10^{-2} с делилась пополам между источником и соленоидом.

При этом во вторую четверть периода тока магнитная энергия соленоида частично переходит обратно в кинетическую энергию ротора, ускоряя его вращение. С помощью этого генератора были получены магнитные поля до 32 Тл.

Подобный генератор переменного тока, рассчитанный на кинетическую энергию ротора $\approx 5 \cdot 10^6$ Дж, частоту 25 Гц, максимальный ток $2 \cdot 10^5$ А и максимальное напряжение 3,5 кВ, может стать наиболее подходящим источником импульсного тока с полупериодом $2 \cdot 10^{-2}$ с для питания обычных сферических обмоток первого варианта мини-ускорителя для протонной терапии.

Для питания сверхпроводящих сферических обмоток с периодом плавно нарастающих и спадающих однополярных импульсов тока ≈ 10 –50 с применимы в уменьшенном виде все типы генераторов, разработанных для сверхпроводящих протонных синхротронов с длительностью цикла изменения магнитного поля в несколько десятков секунд.

Ускорение протонов в первых двух вариантах рассматриваемых мини-ускорителей осуществляется таким же образом, как в обычных классических синхроциклотронах со слабоспадающим магнитным полем и переменной частотой ускоряющего напряжения, в которых достигается интенсивность протонного пучка 10^{10} – 10^{11} в каждом цикле ускорения.

Спадающее магнитное поле получается путем удаления части сферической обмотки в экваториальной области толщиной около 1 см, в результате чего магнитное поле в центре сферы уменьшается примерно на 5 %, и создается спад от центра к краю сферы на величину около 0,5 %. Дополнительные корректирующие катушки позволяют регулировать показатель спада поля в пределах, обеспечивающих поперечную фокусировку протонного пучка в процессе ускорения.

Радиотехнические проблемы в мини-ускорителях могут быть значительно упрощены, если использовать амплитуду ускоряющего напряжения ≈ 200 В вместо обычных десятков кВ. Эта возможность для магнитных полей 10–20 Тл обусловлена пропорциональным увеличением частоты до сотен МГц, что приводит к сохранению времени ускорения на уровне не более 10 мс при числе оборотов пучка протонов $\approx 10^6$.

Такая амплитуда напряжения позволяет применить маломощный программируемый высокочастотный генератор милливольтового диапазона с последующим широкополосным усилителем напряжения до 200 В, который может обеспечить изменение по любой заданной программе частоты и амплитуды ускоряющего напряжения во всем диапазоне энергий протонного пучка с учетом изменения во времени магнитного поля и вклада от индукционного приращения энергии протонов во время увеличения импульсного магнитного поля в процессе ускорения. При использовании переменного магнитного поля следует отметить возможность магниторезонансного метода ускорения,

предложенного и апробированного в работе [21], когда релятивистское возрастание массы компенсируется увеличением во времени магнитного поля, а частота ускоряющего электрического поля остается постоянной.

Кроме того, в двух первых рассматриваемых мини-ускорителях возможен и чисто индукционный метод ускорения протонов с энергией до 65 МэВ на орбите с магнитным полем в два раза меньшим, чем среднее поле внутри этой орбиты, т. е. при выполнении соотношения 1 : 2, как в классических бетатронах. В этом случае отпадает необходимость в высокочастотной системе и аксиальной инжекции и ускоритель становится простым в управлении и очень удобным для лечения опухолей глаза и поверхностных локализаций.

Что же касается перспектив достижения в мини-ускорителях энергии протонов 235 МэВ чисто индукционным методом ускорения, то, как это следует из основных параметров, представленных в табл. 3 для третьего варианта мини-ускорителя с обычными сферическими обмотками, такое ускорение станет возможным после увеличения максимума магнитного поля с 20 до 27 Тл, при котором потребуется усиление прочности материала сферических обмоток в 2 раза и увеличение размеров первой сферической обмотки в 1,5 раза.

Такие изменения приведут к увеличению веса ускорителя примерно в 2 раза и росту запасенной энергии магнитного поля до 5 раз, что потребует разработки существенно более мощного генератора переменного тока с кинетической энергией вращающегося ротора или маховика в 5 раз большей по сравнению с генератором для мини-ускорителя с магнитным полем 20 Тл, в котором используется принцип резонансного ускорения. Такая кинетическая энергия достигается в цилиндрическом роторе радиусом 0,5 м, весом 4 т, вращающемся с частотой 50 Гц.

Ускорение протонов чисто индукционным методом до энергии 235 МэВ в мини-ускорителе со сверхпроводящими обмотками без увеличения размеров станет возможным в будущем после завершения разработок и создания сверхпроводящих диполей ускорителей с полями 15–20 Тл, которые сейчас находятся в стадии расчетов [13].

Определенные трудности возникают в первом и втором вариантах мини-ускорителей при инжекции и выводе протонного пучка. При аксиальной инжекции с использованием электронного зеркала [22] или спирального инфлектора [23] радиус инжектируемого пучка протонов с энергией 20 кэВ в поле 10–20 Тл составит всего 1–2 мм, что приведет к необходимости уменьшения размеров основных элементов инжекции — инфлектора и зеркала — примерно на один порядок, достижение которых может оказаться весьма проблематичным.

Эту трудность можно будет обойти, если внешнюю инжекцию осуществлять в магнитном поле ~ 1 Тл в начале нарастания импульсного тока при соответственно меньшей частоте ускоряющего напряжения, или путем инжекции, опять-таки при слабом поле $\sim 0,1$ Тл, на возможно более уда-

ленную периферическую орбиту. По мере роста магнитного поля радиус инжектируемого протонного пучка будет быстро уменьшаться из-за движения по закручивающейся спирали, и с учетом приращения энергии за счет индукционного ускорения, увеличивающего энергию до ~ 1 МэВ, радиус пучка по достижении магнитного поля 10 Тл составит $\sim 1,5$ см. Затем включается высокочастотное поле и происходит процесс ускорения протонного пучка до конечного радиуса. При этом необходимая интенсивность, или количество протонов в каждом цикле ускорения, регулируется заданным изменением параметров ионного источника во время инъекции.

Система вывода протонного пучка из мини-ускорителей исключает применение каких-либо ферромагнитных элементов и должна основываться только на использовании токонесущих проводников с импульсным питанием.

Для импульсного магнитного дефлектора с расстоянием между токонесущими проводниками ~ 1 см максимальное значение тока $\sim 10^4$ А продолжительностью $\sim 0,1$ мкс достаточно для уменьшения магнитного поля на ~ 1 Тл, что обеспечивает дрейф протонного пучка в течение нескольких оборотов к быстроспадающей области краевого магнитного поля с последующим

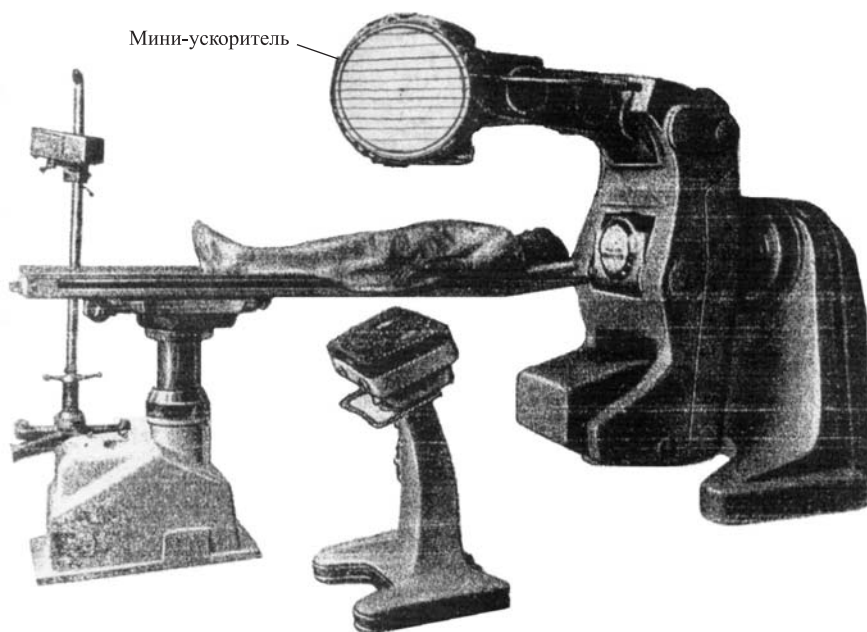


Рис. 5. Общий вид мини-ускорителя для протонной терапии, установленного на несущих конструкциях гамма-аппарата РОКУС-М вместо радиационной головки

отклонением в магнитном поле обратной полярности и выводом за пределы мини-ускорителя. Момент вывода при заданном значении магнитного поля достаточно точно определяет энергию протонного пучка.

Окончательное заключение о наиболее оптимальных способах реализации предложенных мини-ускорителей может быть сделано только после проведения детальных расчетов на ЭВМ динамики пучка в таких ускорителях.

Два первых варианта мини-ускорителей для протонной терапии с параметрами, указанными в табл. 3, могут быть установлены на механических конструкциях, аналогичных конструкциям серийно выпускаемого гамма-аппарата РОКУС-М, способных выдерживать перемещение радиационной головки весом 0,9 т вокруг неподвижного, горизонтально лежащего пациента в режиме ротационно-конвергентного облучения опухолей. Общий вид мини-ускорителя протонов, установленного вместо радиационной головки на несущих конструкциях гамма-аппарата РОКУС-М, показан на рис. 5.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Сделан краткий обзор существующих проектов и разработок компактных и малогабаритных ускорителей для протонной терапии. Показана целесообразность и перспективность дальнейшего уменьшения их габаритов и веса.

Предложены и рассмотрены три варианта резонансных и индукционных мини-ускорителей для протонной терапии с максимальными размерами около 1 м и весом около 1 т, основанные на использовании импульсно-запитываемых обычных и сверхпроводящих сферических обмоток, которые позволяют полностью устранить внешнее рассеянное магнитное поле в таких ускорителях. Представлены расчеты и оценки основных параметров этих ускорителей, показывающие принципиальную возможность их осуществимости, и обозначены некоторые пути решения задач и преодоления трудностей, связанных с действием больших ponderomotorных сил, источниками импульсного питания, коммутацией больших импульсных токов, радиочастотными проблемами, инъекцией и выводом протонного пучка.

В третьем варианте мини-ускорителя рассмотрены возможности чисто индукционного принципа ускорения протонов, позволяющего исключить все трудности, связанные с высокочастотными системами и аксиальной инъекцией.

Разработка и создание предложенных и рассмотренных мини-ускорителей позволит осуществить протонными пучками ротационно-конвергентное облучение опухолей путем перемещения таких ускорителей вокруг неподвижно лежащего пациента с оптимальным выбором энергии и интенсивности протонного пучка для каждого направления облучения.

ЛИТЕРАТУРА

1. Кленов Г. И., Хорошков В. С. // Медицинская физика. 2005. № 3. С. 19–22.
2. Кленов Г. И., Хорошков В. С. // Медицинская физика. 2005. № 4. С. 20.
3. Хорошков В. С., Оносовский К. К. // ПТЭ. 1995. № 2. С. 27.
4. Riddiford L. // Proc. Phys. Soc. B. 1951. V. 64, № 375. P. 218.
5. Oliphant M. L. // Proc. Roy. Soc. A. 1956. V. 234. № 1199. P. 441.
6. Авербух И. И. и др. // Труды XI Всесоюзного совещания по ускорителям заряженных частиц. Дубна, 1989, Т. II. С. 305.
7. Марусов В. Н. и др. // Труды XII Всесоюзного совещания по ускорителям заряженных частиц. Дубна, 1992, Т. II. С. 102.
8. Балакин В. Е. Протонный терапевтический комплекс, Протвино, 2000–006.
9. Schillo M. The ACCEL Superconducting Cyclotron. Abstracts of PTCOG-38, Chester, UK, 2003, P. 10.
10. Website @ [www. StillRiver Systems.com](http://www.StillRiverSystems.com).
11. Кнопфель Г. Сверхсильные импульсные магнитные поля, М., 1972. С. 128, 129, 149, 151, 174, 175, 176, 183.
12. Брехна Г. Сверхпроводящие магнитные системы. М., 1976. С. 20, 160.
13. Ширшов Л. С. // ПТЭ. 1998. № 5. С. 5–20.
14. Цейтлин Л. А. // ЖЭТФ. 1957. Т. 27, вып. 12. С. 2792.
15. Монтгомери Д. Получение сильных магнитных полей с помощью соленоидов. М., 1971. С. 99, 115, 116, 139.
16. Таблицы физических величин. Справочник под редакцией академика И. К. Кирикоина. М., 1976. С. 39, 53.
17. Гончаренко В. П. и др. // Труды X Всесоюзного совещания по ускорителям заряженных частиц. Дубна, 1986, Т. I. С. 287.
18. Евсеев Ю. А., Дерменжи Г. Г. Силовые полупроводниковые приборы. М., 1981.
19. Kapitza P. // Proc. Roy. Soc. A 105, 691, 1924.
20. Kapitza P. // Proc. Roy. Soc. A 115, 658, 1927.
21. Hill, R. D. // Nature, 1947. V. 159, P. 774.
22. Clark D. J. // Труды X Всесоюзного совещания по ускорителям заряженных частиц. Дубна, 1986 Т. II. С. 27.
23. Onischenko L. M., Karamysheva G. A. // Proceedings of XIX RUPAC, Dubna, 2004. P. 174.
24. Blosser H. G. // Nucl. Instr. Meth. 1987. B. 24/25. P. 752.

Получено 2 марта 2009 г.

Редактор М. И. Зарубина

Подписано в печать 24.06.2009.

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

Усл. печ. л. 1,43. Уч.-изд. л. 1,75. Тираж 270 экз. Заказ № 56637.

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

E-mail: publish@jinr.ru

www.jinr.ru/publish/