

## Компактный синхротрон для региональных центров протонно-лучевой терапии

Г.И. Клёнов, В.П. Ларионов, Р.А. Мещеров, В.С. Рыбалко  
ФГУП Московский радиотехнический институт РАН, Россия

Лучевая терапия с использованием ускоренных пучков протонов и лёгких ионов, особенно ионов углерода, является самым перспективным методом лечения онкологических и ряда других заболеваний. Потребности в таком лечении непрерывно растут несмотря на то, что облучение больных проводится на многих ускорителях, созданных для ядерно-физических исследований. Сооружение новых специализированных комплексов для протонно-ионной терапии сдерживается их высокой стоимостью.

В связи с этим в развитых странах активно внедряется концепция создания одного, головного (национального) центра лучевой терапии и серии более дешёвых региональных центров, создаваемых на базе компактных протонных ускорителей. Считается, что в головном центре должны быть обеспечены все возможные режимы облучения как протонными, так и ионными пучками с использованием современных активных методов формирования дозных полей, применением систем вращения пучка гэнтри, радионуклидных методов диагностики и ПЭТ-томографии. В Италии такой головной центр предполагается создать на базе известного проекта TERA [1]. В России разработан проект Московского госпитального центра лучевой терапии на базе Н<sup>-</sup>-синхротрона [2] и сформулированы технические предложения, обеспечивающие возможность ускорения в нём ионов углерода.

В работе [3] приведены *ограничительные требования* к региональным центрам ПЛТ:

- энергия ускорителя не ниже 190 МэВ;
- интенсивность пучка  $2 \cdot 10^{10}$  прот./с;
- полная потребляемая мощность не выше 250 кВт;
- площадь радиационно защищённых помещений, залов источников питания и управления  $\sim 300$  м<sup>2</sup>.

В рамках приведённых ограничений в региональных центрах могут использоваться ускорители различных типов, в том числе сверхпроводящие изохронные циклотроны и линейные ускорители [3]. Однако специализированные ускорители медицинского применения должны обладать повышенной надёжностью и обеспечивать возможность быстрого изменения в широких пределах энергии и интенсивности выведенного пучка. С учётом этих требований более предпочтительными являются протонные синхротроны, которые уже апробированы в ряде лечебных центров.

В докладе представлены результаты разработки предельно компактного синхротрона (средний радиус  $R = L / 2\pi = 2,15$  м,  $L$  – периметр орбиты) на энергию протонов 200 МэВ. Такая плотная компоновка оборудования ускорителя, кроме снижения его стоимости, позволяет в ряде случаев использовать для региональных центров существующие радиационно защищённые помещения. Применение в медицинских синхротронах сильнофокусирующих структур с разделёнными или совмещёнными функциями поворота и фокусировки усложняет магнитную систему и требует увеличения периметра кольца до значений  $L \sim 30$  м. В компактных синхротронах ( $L \leq 20$  м) должна применяться более простая и экономичная структура, в которой используются магниты с однородным полем и краевой фокусировкой. Она должна иметь минимальную периодичность  $N = 3,4$ , совместимую с отсутствием опасных структурных резонансов и осуществлением медленного вывода на нелинейном резонансе третьего порядка. Фокусирующие свойства такой структуры определяются углом скоса торцов магнита  $\alpha$  и параметром  $R / \rho$  ( $\rho$  – радиус кривизны орбиты в магнитах), который показывает, на сколько увеличился периметр за счёт введения прямолинейных промежутков.

На рис. 1 приведена зависимость частот бетатронных колебаний от  $\alpha$  при  $R / \rho = 1,5; 2,0; 2,5$  для структуры, в которой используются четыре 90-градусных магнита. Видно, что краевая фокусировка обеспечивает

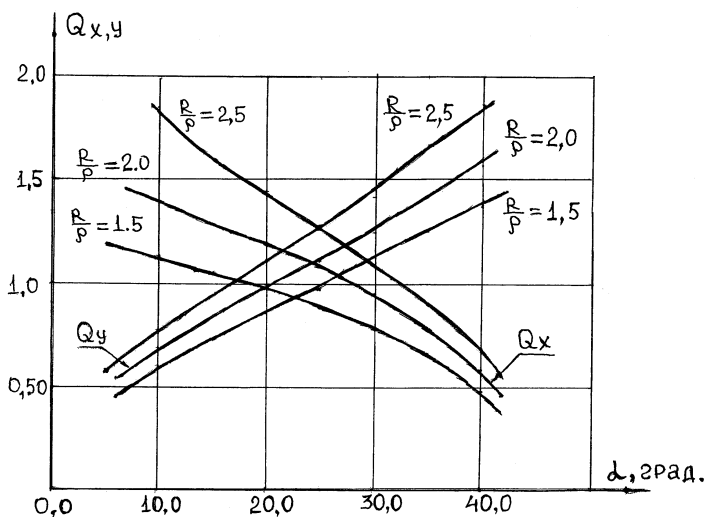


Рис. 1. Зависимости  $Q_x$  и  $Q_y$  от угла скоса торцов магнита  $\alpha$  для  $N = 4$  и  $R/\rho = 1,5; 2,0; 2,5$ .

энергии 200 МэВ требуется магнитная жесткость кольца  $B \cdot \rho = 2,15$  Т·м, и при  $B = 1,8$  Т суммарная эффективная длина четырех поворотных магнитов ( $2\pi\rho$ ) составит всего 7,5 м.

В выбранной конструкции радиальная ширина Ш-образного магнита более чем в два раза превышает его высоту, поэтому инжекция и вывод пучка должны проводиться в вертикальной плоскости. Длина прямолинейных промежутков выбиралась на основе эскизной конструкторской проработки различных вариантов оборудования систем инжекции, ускорения и вывода и их компоновки в сочетании с требованием установки необходимого набора устройств коррекции и диагностики пучка. Минимальная длина промежутков оказалась равной 1,5 м, а периметр кольца – соответственно 13,5 м при  $R/\rho = 1,79$ . Дальнейшее уменьшение периметра даже при использовании более низкой периодичности  $N = 3$  является невозможным. Основные параметры предельно компактного синхротрона приведены в табл. 1.

Таблица 1. Основные параметры компактного медицинского синхротрона.

Периметр кольца, м	13,5
Максимальная энергия, МэВ	200
Диапазон регулирования энергии, МэВ	70 - 200
Интенсивность выведенного пучка, прот. / с	$2 \cdot 10^{10}$
Частота циклов ускорения, Гц	1
Энергия инжекции, МэВ	3
Длительность ускорения, с	0,35
Длительность медленного вывода, с	0,35
Число поворотных магнитов	4
Максимальная индукция в магнитах, Т	1,8
Угол скоса торцов, град.	36
Частота бетатронных колебаний:	
радиальных	0,7
вертикальных	1,35
Диапазон изменения частоты ускоряющего напряжения, МГц	1,8 - 12,6
Амплитуда ускоряющего напряжения, В	240
Импульсный ток инжектируемого пучка, мА	10

широкий диапазон для выбора частот от сильной фокусировки по радиусу и слабой по вертикали ( $Q_x > 1, Q_y < 1$ ) до сильной по вертикали и слабой по радиусу ( $Q_x < 1, Q_y > 1$ ) при больших углах  $\alpha$ .

Так как уменьшение вертикальной апертуры и соответственно зазора магнитов является более важным, то положение рабочей точки на диаграмме частот выбирают в интервале  $Q_x = (0,7 - 0,8)$ ,  $Q_y = (1,3 - 1,4)$  при  $\alpha = 36^\circ$ .

В компактном синхротроне необходимо выбирать максимальное значение индукции, которая в магнитах с однородным полем может достигать 1,8 Т [4]. При специальном профилировании краёв плоского зазора Ш-образных магнитов неоднородность поля на всех уровнях индукции будет находиться в допустимых пределах  $\Delta B / B \leq \pm 5 \cdot 10^{-4}$ . Для

Внутренние размеры вакуумной камеры, мм	25 x 90
Рабочий вакуум, Торр	$5 \cdot 10^{-7}$
Средняя мощность, потребляемая магнитом при ускорении до максимальной энергии, кВт	56
Максимальная реактивная мощность, кВА	270
Полный вес кольцевого магнита, т	6,2

На рис. 2 показано изменение на периоде функции дисперсии  $\psi(s)$  и амплитудных функций  $\beta_x(s)$  и  $\beta_y(s)$ . Амплитудные функции определялись из огибающих согласованного пучка, которые рассчитывались по программе ТРАКТ [5] при токе пучка, равном нулю.

В качестве инжектора предлагается использовать линейный RFQ ускоритель на энергию 3 МэВ. Однооборотная инжекция проводится в вертикальной плоскости под углом  $\sim 11^\circ$  с использованием электростатического инфлектора и последующего адиабатического захвата циркулирующего пучка в режим ускорения.

Вывод производится на резонансе  $Q_x = 2/3 + \Delta Q$ , где  $\Delta Q$  – фиксированная расстройка, примерно равная полуширине полосы нелинейного резонанса. Для растяжки вывода используется низковольтный ВЧ-возбудитель с поперечным полем, который осуществляет постепенное "выдавливание" частиц из области устойчивости. Вывод при постоянном значении расстройки и не меняющемся положении выводных ветвей сепаратрисы, предложенный при разработке медицинских синхротронов [4], значительно уменьшает угловой разброс выводимых частиц и их потери на септуме. Это позволяет в компактном синхротроне получить коэффициент вывода  $\sim 90\%$  при использовании септума Ламбертсона с толщиной ферромагнитного экрана 1,5 мм, в котором выводимый пучок отклоняется в вертикальной плоскости на требуемый угол  $\sim 11^\circ$ .

Для коррекции предлагается использовать четыре низкополевые мультипольные линзы с независимым питанием обмоток, создающих дипольные, квадрупольные и секступольные компоненты поля с различной ориентацией. При этом кроме коррекции положения орбиты и значений частот  $Q_x$  и  $Q_y$  появляется возможность подавления резонансов связи. Эти же линзы используются для создания 2-й азимутальной гармоники секступольной компоненты, необходимой для резонансного вывода, и частичной коррекции хроматичности. Такие мультипольные линзы использовались на модели кибернетического ускорителя [6].

Конечно, предельная компактность накладывает ограничения на выбор конструкции основных устройств ускорителя и их стыковочных узлов и создаёт определённые трудности в обслуживании. При проектировании новых центров ПЛТ, когда не требуется получения предельной компактности ускорителя, более удобно использовать структуру из восьми  $45^\circ$  магнитов, между которыми в коротких промежутках устанавливаются корректирующие линзы. Такая структура использована в первом медицинском синхротроне (Лома-Линда, США), периметр которого  $L = 20$  м,  $R/\rho = 2$ ,  $\alpha = 18,8^\circ$ .

Авторы выражают благодарность А.А. Васильеву и И.Л. Кореневу за полезное обсуждение рассмотренных в докладе вопросов.

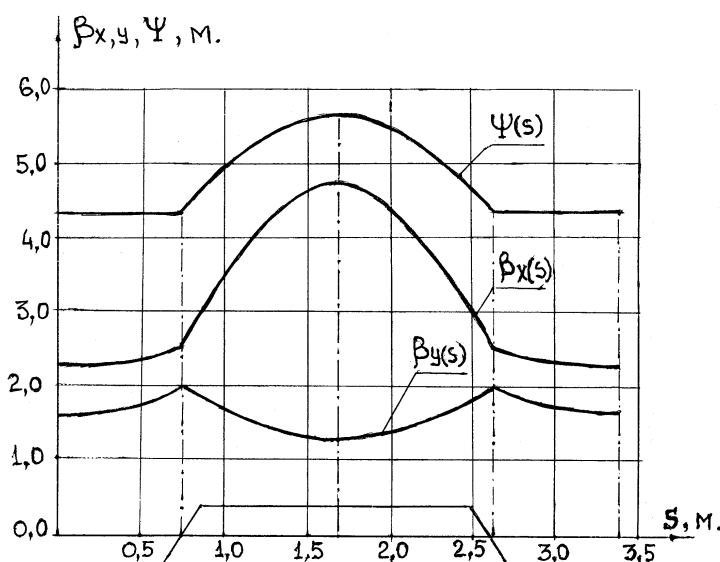


Рис. 2. Амплитудные функции  $\beta_x$ ,  $\beta_y$  и функция дисперсии  $\psi$  на периоде магнитной структуры компактного синхротрона.

## Список литературы

- [1] The TERA Project and the Centre for oncological hadrontherapy. Editors U. Amaldi, M. Silari. v. 2. 1995, p.575.
- [2] В.С. Хорошков и др. Московский госпитальный центр протонной лучевой терапии на базе медицинского Н<sup>+</sup> – синхротрона. Труды 16-го Совещания по ускорителям заряженных частиц. Протвино. 1998. т.2, с.209.
- [3] Marco Silari. Basic design consideration a National Laboratory to support Advanced Clinical Applications of ion beams. Report TERA 94/35. G.13. 1994.
- [4] Kazuo Hiramoto et al. A Compact Proton Synchrotron for Cancer Treatments. Proceedings of the 1997 Particle Accelerator Conference. Vancouver. 1997. v.3, p.3813.
- [5] М.И. Капчинский, И.А. Корнев, Л.А. Рогинский. Матрично-операторный метод расчёта динамики интенсивных пучков заряженных частиц. ЖТФ. т.59. в.9. 1989, с.61-66.
- [6] А.А. Васильев и др. Использование многополюсных линз в системах коррекции магнитного поля модели кибернетического ускорителя. Труды Радиотехнического института. № 8. 1971, с. 144.