

Разработка системы гантри для радиотерапии ускоренными пучками углерода Нуклотрона

О.С. Козлов, С.И. Козлов, А.А. Смирнов

Лаборатория высоких энергий,

Объединенный институт ядерных исследований, Дубна, Россия

Введение

Исследовательские центры протонной и ионной терапии создаются с 1954 года. К настоящему времени работают около 25 и планируется сооружение 27 новых центров. В нашей стране более тридцати лет работают два клиничко-физических комплекса лучевой терапии: в ЛЯП ОИЯИ [1] и ИТЭФ [2]. Значительный опыт и успешные результаты протонной терапии подтвердили перспективность этого вида лечения, отличающегося высокой степенью конформности (совпадения изодозы с границами мишени) и, значит, минимального облучения здоровой ткани, в отличие от использования электронных и фотонных пучков.

В настоящее время радиационная онкология и медикобиологические исследования начинают проводиться и на пучках легких ионов, таких как C_{12} , N_{14} , O_{16} , имеющих резкую форму кривой Брэгга в конце пробега, что позволяет избирательно по глубине вносить в опухоль строго контролируруемую дозу, для чего энергия пучка должна быть регулируемой в пределах $80 \div 500$ МэВ/нуклон.

Следует отметить, что меньшее сечение фрагментации углерода [3] по сравнению с азотом, кислородом и бериллием, обуславливает его выбор в качестве основной частицы в работах по пучковой терапии, так как его взаимодействие со средой более определено.

Сверхпроводящий синхротрон ЛВЭ ОИЯИ — Нуклотрон [4] при использовании разработанного лазерного источника [5] позволяет получать интенсивные пучки этих ионов. Вывод частиц из Нуклотрона производится в существующую развитую систему транспортировки внешних пучков синхрофазотрона ОИЯИ с большими экспериментальными площадями, где возможно размещение дополнительных установок.

Основные принципы построения и требования к центрам лучевой терапии изложены в докладе МАГАТЭ [6]. Исследования на протонных пучках показали, что облучение пациентов лучше проводить в их неподвижном состоянии (с надежно фиксированной мишенью). Поэтому современные действующие и новые проектируемые центры ионной терапии снабжаются системой вращения пучка (gantry), позволяющей облучать опухоль неподвижного больного с разных сторон. Это, в свою очередь, значительно расширяет возможности метода лучевой терапии. Очевидны большая сложность и дороговизна используемого в этом случае оборудования, содержащего, по крайней мере, три больших дипольных магнита, квадрупольные линзы и два сканирующих магнита [7].

1. Структура установки гантри

Для применения пучков тяжелых ионов ускорительного комплекса Нуклотрон ЛВЭ ОИЯИ в области радиационной онкологии проведено предварительное исследование параметров облучательной установки гантри, содержащей сверхпроводящие магниты, что сочетается со сверхпроводящим синхротроном и служит значительному снижению веса и габаритов установки, а также требуемых экспериментальных площадей.

С целью упрощения установки принята структура с использованием только дипольных магнитов (рис. 1), а необходимая фокусировка пучка осуществляется выбором соответствующих наклонов входных и выходных границ дипольных магнитов ($\sim 5 \div 10^\circ$). Магниты, сканирующие пучок в горизонтальном и вертикальном направлениях, располагаются перед последним магнитом установки.

Анализ оптических свойств гантри проведен для пучка с параметрами $\epsilon_{x,y} = 10 \pi$ мм·мрад, $\Delta p/p = 0.2\%$, p до 2 ГэВ/с. Огибающие пучка в горизонтальном и в вертикальном направлениях представлены на рис. 2.

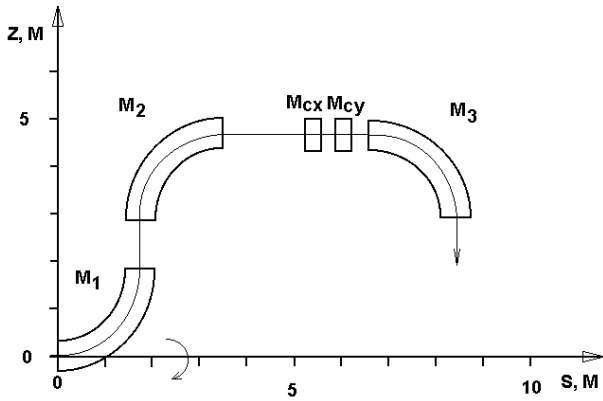


Рис. 1: Структура установки гантри: $M_{1,2,3} - 90^\circ$ -градусные поворотные магниты; $M_{cx,y}$ – горизонтальный и вертикальный сканирующие магниты.

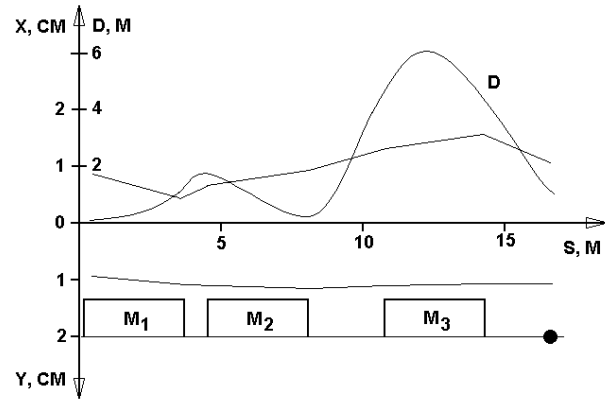


Рис. 2: Поперечные сечения дипольных магнитов (1/4 часть) $M_{1,2,3}$: 1 – основные, 2 – корректирующие катушки.

1.1. Дипольные магниты

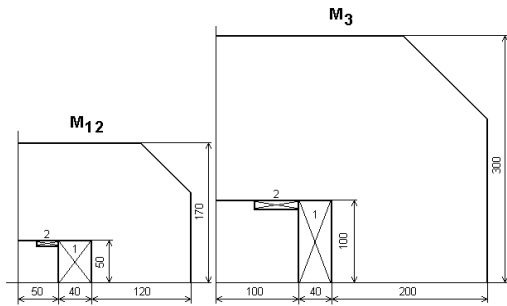


Рис. 3: Поперечные сечения дипольных магнитов (1/4 часть) $M_{1,2,3}$: 1 – основные, 2 – корректирующие катушки.

Для установки гантри принят вариант магнитов типа “оконная рама” с железным ярмом и со сверхпроводящими катушками возбуждения (рис. 3). Система криообеспечения обмоток электромагнитов подобна разработанной для сверхпроводящего синхротрона Нуклотрон. Предполагается, что электропитание магнитов $M_{1,2,3}$ будет осуществляться постоянным током, при этом в отличие от импульсных электромагнитов Нуклотрона, устраняются потери на вихревые токи, упрощается система электропитания, уменьшаются потери в тоководах.

Для этих целей был разработан трубчатый кабель [8], для которого используется сверхпроводящий провод диаметром 0.5 мм со 2970 сверхпроводящими нитями диаметром 6 мкм. Кабель изготавливается на основе мельхиоровой трубки 5×0.5 мм, на которую навивается 30 изолированных сверхпроводящих проводов, соединенных последовательно.

Катушки возбуждения электромагнитов $M_{1,2}, M_3$ пятислойные, по 14 и 28 витков в каждом слое, соответственно. Максимальный ток возбуждения не превышает 150 А. Электропитание магнитов предполагается осуществить от источников на 5 В, 200 А.

Расчеты показывают, что вклад железного ярма на разных уровнях магнитного поля ($1.3 \div 3.3$ Тл) составляет $30 \div 40\%$, что позволяет значительно сократить расход сверхпроводящего кабеля. При этом ярмо служит частью крепящей конструкции.

Таблица 1: Параметры магнитов установки гантри.

Параметры	Ед. изм.	$M_{1,2}$	M_3	$M_{сх}$	$M_{сy}$
Макс. индукция	Тл	3.3	3.3	0.33	0.23
Длина	м	3.14	3.14	1	0.5
Угол отклонения	рад	$\pi/2$	$\pi/2$	0.050	0.018
Радиус поворота	м	2	2	20	28
Материал ярма		сталь 3	сталь 3	ст.Э-330А	ст.Э-330А
Апертура	мм ²	100 × 80	200 × 160	100 × 100	100 × 100
Число витков кабеля		2 × 35	2 × 70	2 × 15	2 × 15
Макс. ток	А	150	150	1000	600
Индуктивность	Гн	9	27	0.001	0.0007
Запас. энергия	кДж	100	310	0.5	0.12
Вес магнита	кг	3000	8000	280	140
Частота сканир.	Гц	0	0	0.5	10
Скорость изм. поля	Тл/сек	0	0	1.4	9

Для коррекции распределения магнитного поля по радиусу в зазоре электромагнитов $M_{1,2,3}$ в широком диапазоне полей на полюсах устанавливаются дополнительные токовые катушки (рис. 3), ампер-витки которых составляют до 10% от основной обмотки возбуждения диполей. Приемлемые распределения полей позволяют получить на мишени пучок диаметром $2 \div 3$ см. Характеристики дипольных магнитов $M_{1,2,3}$ приведены в табл. 1. В дальнейшем предполагается провести комплекс теоретических и экспериментальных (на модели) исследований электромагнитов, измерение распределения полей с целью окончательного выбора параметров магнитной системы.

1.2. Сканирование пучка

Облучение мишени на максимальной площади 20×20 см², предусмотренной целями лучевой терапии, может быть обеспечено как смещением пучка с некоторым шагом из точки в точку, так и непрерывным сканированием пучка по мишени. Второй режим облучения предпочтительнее первого, поскольку обеспечивает более равномерное облучение на каждом слое. Режим сканирования требует медленного (до 5 сек) вывода частиц из ускорителя и стабильного положения пучка. Система активного сканирования пучка на мишени при помощи магнитов дополнительно улучшает конформность облучения и, следовательно, уменьшает степень повреждения здоровой ткани.

Сканирующие электромагниты также относятся к типу “оконная рама”. Катушки возбуждения магнитов выполняются из сверхпроводящего кабеля, разработанного для электромагнитов Нуклотрона [9]. Частота сканирования должна быть согласована с временной структурой получаемых пучков ускоренных ядер. Длительность импульса частиц при медленном выводе пучка из Нуклотрона [10] составит до 10 секунд при частоте повторения $0.1 \div 0.2$ Гц. Основные параметры сканирующих магнитов представлены в табл. 1. Статический теплоприток к жидкому гелию по опорам электромагнита и к регулируемым вентилям по оценкам составит около 5 Вт, а общая потребляемая магнитами мощность не превысит 10 кВт.

Заключение

Рассмотрен комплекс радиационной онкологии ЛВЭ ОИЯИ гантри, включающий три 90° сверхпроводящих и два сканирующих магнита. Разработка магнитов, работающих на постоянном токе от маломощных (до 10 кВт) источников питания и имеющих сверхпроводящие обмотки, выполненные по технологии ЛВЭ ОИЯИ на основе трубчатого кабеля, где в качестве

хладагента используется двухфазный гелий, позволит создать компактную и экономичную установку, отвечающую целям современной медицины. Кроме того, опыт разработки сверхпроводящих элементов установки гантри послужит основой и для реконструкции “теплой” системы транспортировки внешних пучков Нуклотрона.

Литература

- [1] В.П. Джелепов и др. Препринт ОИЯИ 16-3491, Дубна, 1967.
- [2] В.С. Хорошков и др. Препринт ИТЭФ N519, Москва, 1967.
- [3] I. Schell et al. Nucl. Instr. Meth. in Phys. Res. B117 (1996), p.213
- [4] Baldin A.M. et al. Nuclotron Status Report. Proc. of PAC 1983, IEEE Trans. Nucl.Sci., NS-30, No.4, 3247 (1983).
- [5] Н.Д. Безногих и др. Препринт ОИЯИ Р9-84-246, Дубна, 1984.
- [6] Report of the Advisory Group Meeting on the Utilisation of Particle Accelerators for Proton Therapy, 1998, IAEA Headquarters, Vienna.
- [7] Proposal for a Dedicated Ion Facility for Cancer Therapy, GSI, 1998.
- [8] П.Г. Акишин,..., А.А. Смирнов и др. Труды XII Всесоюзн. совещ. по уск. заряж. частиц, Том 2, стр. 239-244, Дубна, 1990.
- [9] С.А. Аверичев и др. Труды XIV Совещ. по уск. заряж. частиц, Протвино, 1994, Том 4, с. 83-85.
- [10] Б.В. Василишин и др. Препринт ОИЯИ Р9-86-511, Дубна, 1986.