

Московский госпитальный центр протонной лучевой терапии на базе медицинского Н⁻-синхротрона

В.С.Хорошков, Н.Н.Алексеев, В.М.Бреев, И.А.Воронцов, В.П.Заводов, М.М.Кац,
В.И.Костюченко, М.Ф.Ломанов, В.Е.Лукьяшин, В.И.Люлевич, Е.И.Минакова,
Г.Г.Шимчук, Б.Б.Шварцман

*ГНЦ РФ Институт теоретической и экспериментальной физики,
Москва, Россия*

О.К.Беляев, А.В.Василювский, А.А.Иванов, С.В.Иванов, И.И.Клейменов,
О.П.Лебедев, А.Ф.Лукьянцев, А.П.Мальцев, И.Г.Мальцев, В.Я.Медведь,
А.А.Матюшин, В.С.Селезнев, А.Н.Сытин, В.А.Тепляков,
А.Я.Тухтаров, П.Н.Чирков

ГНЦ РФ Институт физики высоких энергий, Протвино, Россия

Г.И.Кленов, В.П.Ларионов, Р.А.Мещеров, В.С.Рыбалко

Московский радиотехнический институт, Россия

С.А.Белов, Н.В.Забазный, А.Н.Махсон, М.А.Новикова

Московская онкологическая больница №62, Россия

Н.М.Бармина

Онкологический научный центр АМН РФ, Москва, Россия

А.В.Бойко, С.Л.Дарьялова, В.А.Квасов, В.А.Костылев, Ю.А.Рахманин, В.И.Чиссов

Московский научно-исследовательский онкологический институт им. Герцена, Россия

Введение

Проектирование и сооружение многокабинных центров протонной лучевой терапии (ПЛТ), размещаемых на территории крупных больниц и оснащаемых специализированными медицинскими ускорителями, стало естественным этапом в истории ПЛТ. Этому этапу предшествовал почти 50-летний (с 1954 года) период развития ПЛТ в экспериментальных физических центрах, в течение которого был накоплен необходимый физико-технический опыт создания специализированного оборудования для ПЛТ и клинический опыт протонного облучения больных, что дало основание для реального внедрения ПЛТ в широкую клиническую практику. К 2002 году в мире будут действовать 9 госпитальных центров протонной и ионной терапии [1].

Структура московского центра ПЛТ

Основные принципы построения госпитальных центров ПЛТ, их структура, основные требования к параметрам пучков, к медицинскому оборудованию и т.п., а также соответствующие технические решения были выработаны в течение последних 10–15 лет на основе пятидесятилетнего опыта работы многих групп исследователей (клиницистов, физиков, инженеров) в области ПЛТ, на основе столетнего опыта рентгено- и гамма- (т.н. конвенциональной) лучевой терапии, и, наконец, на основе анализа социально-экономических и клинических требований к подобного рода лечебным учреждениям. Эти требования обобщены и изложены в качестве рекомендаций странам — членам ООН в [1], а также изложены в [2]. В проекте Московского центра ПЛТ, работа над которым началась в 1997 году при поддержке Московского Правительства, были учтены все эти требования, а также предложены некоторые новые технические решения, позволяющие существенно уменьшить стоимость

центра и стоимость курса ПЛТ. В настоящее время завершены работы над развернутым технико-экономическим обоснованием центра.

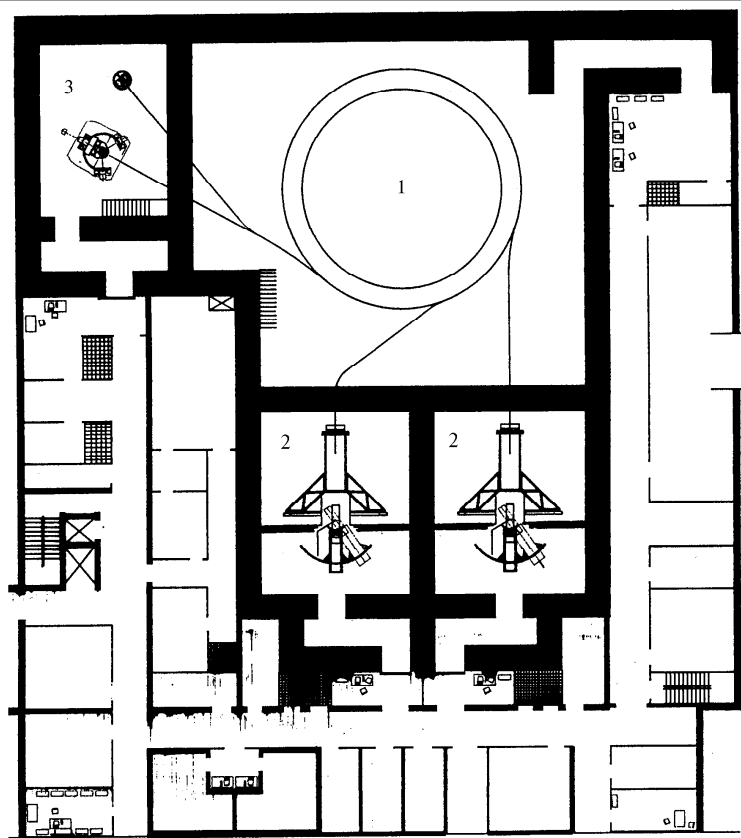


Рис. 1: План лечебного этажа и структура московского центра ПЛТ: 1 — H^- -синхротрон; 2 — ГАНТРИ; 3 — лучевые стенды для горизонтальных фиксированных пучков.

План лечебного этажа и структура московского центра ПЛТ представлены на рис. 1. Основной особенностью центра является использование нового для медицины H^- -синхротрона [3]. Ниже перечислены основные соображения, повлиявшие на выбор этого типа ускорителя:

1. Системы вывода протонного пучка из H^- -синхротрона (принцип их работы основан на перезарядке ионов H^- на мишенях малых размеров) просты, включают всего один элемент — перезарядную мишень, недороги, универсальны и обеспечивают независимую и параллельную работу нескольких каналов пучков (процедурных кабин).
2. H^- -синхротрон позволяет генерировать внешние протонные пучки весьма малого эмиттанса (порядка 10^{-7} м·рад), что, как показал анализ, является ключевым фактором для упрощения и снижения стоимости самых дорогих элементов центра — ГАНТРИ. Предварительные расчеты показали, что вес гантри не превысит 20 т, что существенно ниже веса существующих аналогов (около 100 т), установленных в госпитальном центре ПЛТ в Лома Линде (Калифорния, США) и в Институте Пауля Шерера (Виллиген, Швейцария).
3. Несмотря на сравнительно большой радиус основного кольца, площадь, занимаемая ускорителем и каналами транспортировки, не превышает 540 м^2 , что составляет около 15% от общей площади центра (около 3500 м^2).

Основные характеристики синхротрона представлены в таблице. В остальном центр не имеет существенных отличий от аналогичных строящихся и проектируемых зарубежных центров.

Таблица 1: Основные параметры H^- -синхротрона.

N°	Наименование параметра	Величина
1.	Энергия инжекции, МэВ	11
2.	Энергия выведенного пучка, МэВ	70–250
3.	Дискретность регулирования энергии, МэВ	1
4.	Частота циклов ускорения, Гц	1.5
5.	Максимальная интенсивность ускорителя, протонов в импульсе	$5 \cdot 10^{10}$
6.	Пределы регулирования интенсивности, протонов в импульсе	$(0.5-5.0) \cdot 10^{10}$
7.	Длительность импульса выведенного пучка, мс	350
8.	Число задействованных каналов вывода	4
9.	Периметр кольца синхротрона, м	50
10.	Апертура вакуумной камеры, мм ²	40×160
11.	Рабочий вакуум, тор	10^{-10}
12.	Максимальный импульсный ток инжектируемого пучка, мА	15
13.	Эмиттанс инжектируемого пучка, мм·мрад	2π
14.	Коэффициент захвата инжектируемого пучка в режим ускорения	0.81
15.	Коэффициент увеличения эмиттанса в кольце за счет ошибок ввода и искажений орбит, не более	2
16.	Ожидаемый эмиттанс ускоренного пучка, мм·мрад	$(1.6-0.9)\pi$
17.	Расчетный эмиттанс выведенного пучка в зависимости от энергии вывода, мм·мрад — по горизонтали — по вертикали	$(0.06-0.03)\pi$ $(0.14-0.07)\pi$
18.	Импульсный разброс в выведенном пучке	$\pm(1.0-0.5) \cdot 10^{-3}$
19.	Коэффициент вывода, %	95

В описываемой конфигурации центр рассчитан на облучение 800–900 пациентов в год. Предусмотрена возможность увеличения пропускной способности центра путем постройки двух дополнительных процедурных кабин, оснащенных установками ГАНТРИ.

Список литературы

- [1] *Report of the Advisory Group Meeting on the Utilization of Particle Accelerators for Proton Therapy*, July 7–10, 1998, IAEA, Vienna.
- [2] В.С. Хорошков и др. *Принципы построения современных госпитальных центров протонной лучевой терапии на базе специализированных медицинских ускорителей*. Труды 16-го Сопещения по ускорителям заряженных частиц, Протвино, 1998.
- [3] V.S. Khoroshkov et al. *Am. J. Clin. Oncol.*, v.17, April 1994, #2, pp.109–14.