

ПРОЕКТ СИНХРОТРОНА С ЭЛЕКТРОННЫМ ОХЛАЖДЕНИЕМ ДЛЯ ТЕРАПИИ РАКА

*В. А. Востриков, В. А. Киселев, Е. Б. Левичев, В. В. Пархомчук,
В. Б. Рева, С. В. Синяткин*

Институт ядерной физики им. Г. И. Будкера СО РАН, Новосибирск, Россия

В ИЯФ СО РАН разработан проект протонно-ионного ускорительного комплекса нового поколения для терапии рака. В состав комплекса входят: электростатический инжектор, бустер с частотой повторения 10 Гц, основной синхротрон с электронным охлаждением и транспортные каналы для разведения пучков в облучательные комнаты. Применение электронного охлаждения позволяет увеличить интенсивность пучка, уменьшить апертуры синхротрона и каналов высокой энергии, сократить стоимость и энергопотребление ускорительного комплекса. В статье представлены основные особенности синхротрона, требования к главным системам и их параметры.

The project of new generation accelerator facility for proton and ion therapy of cancer is developed in BINP SB RAS. The facility includes an electrostatic injector, the booster with repetition rate 10 Hz, the main synchrotron with electron cooling, and the transport channels for beam delivering to the irradiation rooms. The electron cooling application allows increasing of beam intensity, decreasing of synchrotron and high energy transport channels apertures, and reducing facility cost and power consumption. In the paper the main features of synchrotron, the requirement to the main systems and their parameters are presented.

PACS: 29.20.dk; 87.56.bd

ВВЕДЕНИЕ

Основным элементом протонно-ионного ускорительного комплекса для терапии рака [1–3] является синхротрон с электронным охлаждением. Синхротрон обеспечивает пучок ионов углерода с интенсивностью до 10^{10} частиц в цикле, с частотой повторения до 1 Гц, в диапазоне энергий 140–430 МэВ/нукл. (рис. 1). Инжектором является бустерный синхротрон, энергия инъекции — 30 МэВ/нукл. При многократной инъекции ионный пучок накапливается и охлаждается. При достижении необходимой интенсивности пучок ускоряется до заданной энергии и выпускается в транспортный канал высокой энергии. При охлаждении пучка на энергии выпуска достигаются предельно малые поперечный эмиттанс и энергетический разброс терапевтического пучка. Структура синхротрона позволяет выпускать пучок тремя различными способами, такими как «порционный» выпуск пучка в виде серии сгустков с контролируемой интенсивностью, резонансный выпуск и выпуск на рекомбинации. Кроме того, электронное охлаждение позволяет плавно регулировать энергию выпущенного пучка. Совокупность таких возможностей позволяет проводить высокоточное облучение опухоли.

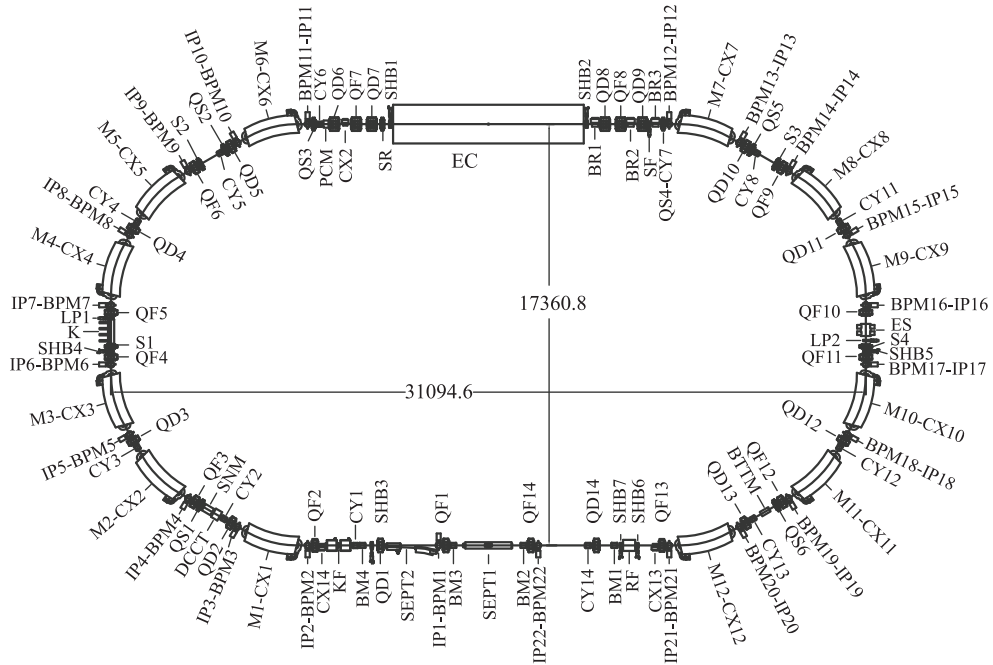


Рис. 1. Общий вид синхротрона: М — дипольные магниты; QF, QD — квадрупольные линзы; CX, CY — дипольные корректоры; BR, BM — бамп-магниты; QS — скью-квадруполь; S — секступоль; SEPT — септум-магниты; ES — электростатический септум; KF — кикер; EC — электронный кулер; BPM — пикапы; RF — ВЧ-резонатор; IP — откачные порты

1. ОПТИЧЕСКАЯ СТРУКТУРА

Синхротрон имеет зеркально-симметричную структуру, ось симметрии которой проходит через центры прямолинейных промежутков, с нулевой дисперсионной функцией. В одном промежутке расположен электронный охладитель и шесть линз, обеспечива-

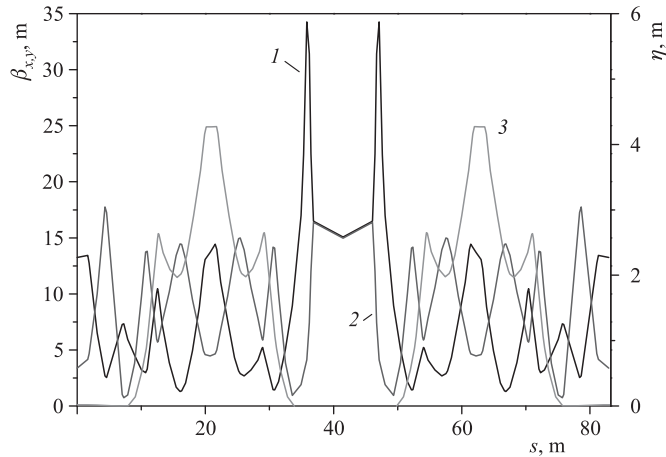


Рис. 2. Оптические функции синхротрона: 1 — горизонтальная β_x -функция; 2 — вертикальная β_y -функция; 3 — дисперсионная функция

Таблица 1. Основные параметры синхротрона

Тип частиц	C^{6+}
Энергия инжекции, МэВ/нукл.	30
Энергия выпуска, МэВ/нукл.	140–430
Магнитная жесткость, Тл·м	6,7
Периметр, м	82,94
Частота обращения, инж/вып, МГц	0,89/2,63
Максимальное поле, Тл	1,63
Бетатронная частота, гор./верт.	2,76/2,82
Максимальные функции $\beta_{x \max}/\beta_{y \max}$, м	35/18
η_{\max} , м	4,3
Коэффициент уплотнения орбит α	0,13
Эмиттанс охлажденного пучка, нм·рад	20–150
Энергетический разброс охлажденного пучка	$1 \cdot 10^{-4}$

ющих на участке взаимодействия с электронным пучком равные и достаточно большие (около 15 м) β -функции (рис. 2). Противоположный промежуток предназначен для размещения систем впуска-выпуска пучка, а прилегающий к нему промежуток — для постановки широкополосного резонатора, обеспечивающего захват пучка в первую гармонику. Горизонтальный и вертикальный аксептансы синхротрона $A_x = 8 \text{ см} \cdot \text{мрад}$ и $A_y = 2 \text{ см} \cdot \text{мрад}$, энергетическая апертура 0,7%. Основные параметры синхротрона приведены в табл. 1.

Параметры выпускаемого пучка накладывают следующие ограничения на амплитуды искажений замкнутой орбиты: при инжекции $\pm 10 \text{ мм}$ по горизонтали и $\pm 7,5 \text{ мм}$ по вертикали; при выпуске локальное отклонение (на азимутах септума и секступолей) менее $\pm 1 \text{ мм}$, на всех других участках менее $\pm 5 \text{ мм}$.

2. МАГНИТНАЯ СИСТЕМА

Магнитная система синхротрона состоит из 12 30° -х дипольных магнитов ($R = 4,11 \text{ м}$, $H = 1,65 \text{ Тл}$, зазор 36 мм), 14 квадрупольных магнитов ДУ-70 (рис. 3) ($L = 24 \text{ см}$, $G = 16 \text{ Тл/м}$) и 14 квадрупольных магнитов ДУ-100 ($L = 40 \text{ см}$, $G = 16 \text{ Тл/м}$). Квадрупольные линзы с увеличенной апертурой используются на участке охлаждения и вблизи

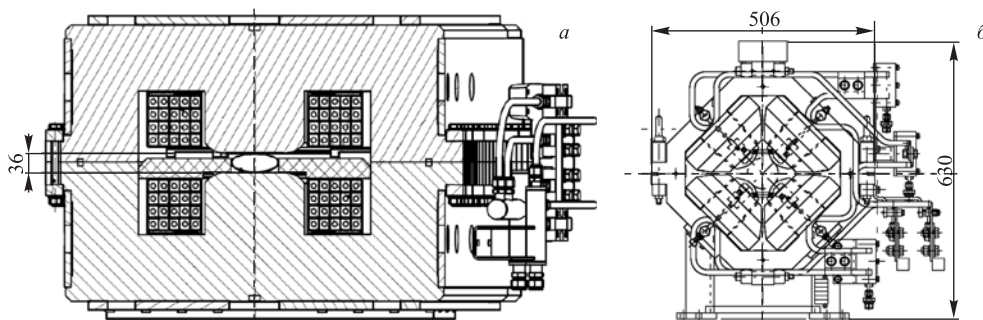


Рис. 3. Конструкция дипольного магнита (а) и квадрупольной линзы ДУ-70 (б)

септумов. Кроме того, используются шесть скью-квадруполей, пять секступолей, 16 горизонтальных и 12 вертикальных дипольных корректоров и семь бамп-магнитов для локального искажения орбиты при впуске/выпуске.

3. ИНЖЕКЦИЯ И ВЫПУСК ИЗ СИНХРОТРОНА

Инжекция — однооборотная, со сдвигом относительно равновесной фазы ВЧ (рис. 4). Используются ферритовый кикер ($L = 62$ см, $H = 430$ Гс) и $15,8^\circ$ -й постоянный септум-магнит ($H = 5,7$ кГс, эффективная толщина ножа $h = 24$ мм).

Основным выбран «порционный» выпуск пучка в виде серии ступков с контролируемой интенсивностью для поточечного сканирования. После ускорения и выключения ВЧ пучок разгруппируется и охлаждается. Сканированием энергии электронного пучка

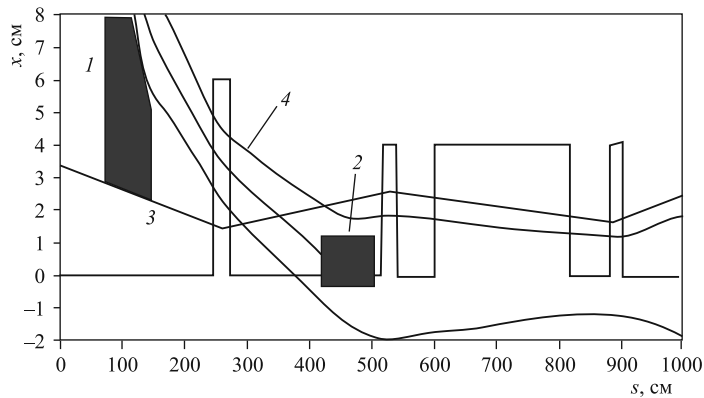


Рис. 4. Схема инжекции в синхротрон: 1 — септум-магнит; 2 — ферритовый кикер; 3 — граница акцептанса синхротрона; 4 — инжектируемый пучок

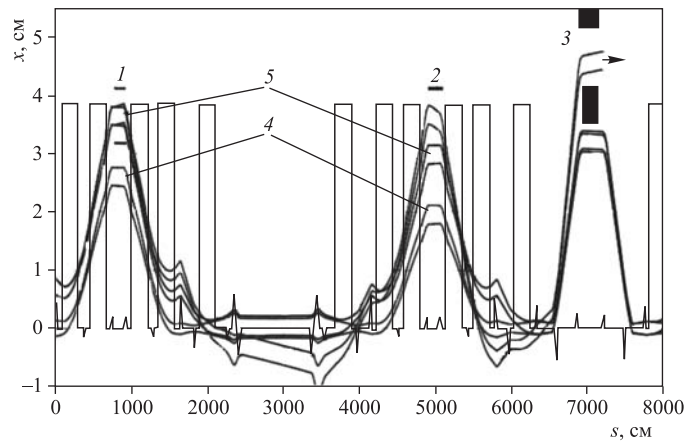


Рис. 5. Порционный выпуск пучка: 1 — кикер; 2 — электростатический септум; 3 — септум-магнит; 4 — основной пучок; 5 — траектория частиц с $dE/E = 0,0025$ (кикер выключен)

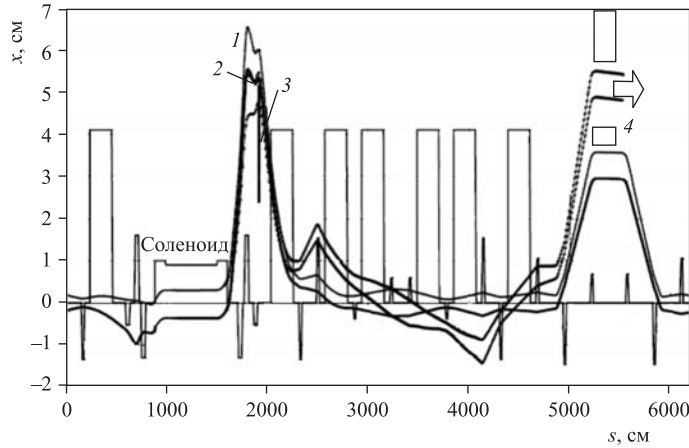


Рис. 6. Выпуск на рекомбинации: 1 — основной пучок C^{6+} ; 2 — пучок C^{5+} ; 3 — перезарядная фольга; 4 — септум-магнит

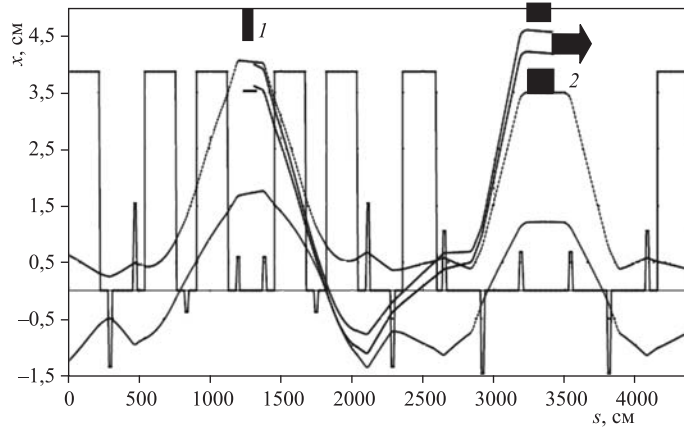


Рис. 7. Схема резонансного выпуска: 1 — электростатический септум; 2 — септум-магнит

относительно средней энергии создается плоское распределение ионов по импульсам $\Delta p/p = \pm 2,5 \cdot 10^{-3}$. Далее энергия электронного пучка устанавливается вблизи края распределения ионов по импульсу. Близлежащие ионы под действием силы трения группируются, интенсивность порции регулируется временем накопления и величиной отстройки энергии электронного пучка. Расположением кикера в месте с дисперсией, достаточной для разделения основного пучка и порции, реализуется однооборотный вывод порции. В местах расположения кикера ($L = 1,2$ м, $E = 9$ кВ/см), электростатического септума ($L = 40$ см, $E = 37$ кВ/см) и $13,5^\circ$ -го постоянного септум-магнита ($H = 8,5$ кГс, $h = 5$ мм) создаются локальные бампы, смещающие орбиту основного пучка к границе акцептанса (рис. 5). На азимуте кикера и электростатического септума орбиты основного пучка и порции разнесены на 10 мм.

Рекомбинация ионов углерода $C^{6+} \rightarrow C^{5+}$ при прохождении через участок охлаждения используется в другой схеме медленного выпуска (рис. 6). Малая относительная

скорость между ионами и электронами приводит к значительной вероятности такой рекомбинации. Путем изменения плотности электронного пучка можно управлять интенсивностью выпускаемого пучка. Как и в других схемах вывода, орбита основного пучка подводится к ножу септум-магнита. На выходе из секции охлаждения создается локальный радиальный бамп, разделяющий орбиты пучков C^{6+} и C^{5+} на 8 мм в центре бампа, где установлена тонкая перезарядная фольга. После обдирки ионы имеют такие значения угла и координаты, что после прохождения полукольца они находятся за ножом септум-магнита.

Выпуск на резонансе третьего порядка является традиционным для таких установок (рис. 7). Необходимо заметить, что охлаждение значительно повышает качество и стабильность тока выпущенного пучка, что улучшает контроль процесса облучения.

4. СИСТЕМА ЭЛЕКТРОННОГО ОХЛАЖДЕНИЯ

За базовую принята конструкция электронного охладителя ЕС-300, разработанного в ИЯФ СО РАН для IMP, Ланжоу, КНР [4]. Длительная и безотказная эксплуатация ЕС-300 доказала надежность данной конструкции. Основные параметры установки электронного охлаждения приведены в табл. 2.

Таблица 2. Основные параметры установки электронного охлаждения

Энергия электронного пучка, кэВ	до 250
Ток пучка, А	1
Длина секции охлаждения, м	4,8
Магнитное поле, Тл	0,1–0,15
Качество магнитного поля	10^{-4}
Радиус электронного пучка, см	0,3–1,5

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Использование метода электронного охлаждения в медицинских ускорителях для терапии рака открывает широкие возможности как для улучшения качества облучения пациента, так и для уменьшения затрат на создание и эксплуатацию ускорительного комплекса. В ИЯФ СО РАН продолжают работы по проектированию и макетированию основных элементов комплекса.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Levichev E. B. et al.* Carbon Ion Accelerator Facility for Cancer Therapy // Proc. of RuPAC. Novosibirsk, 2006. P. 363.
2. *Vostrikov V. A. et al.* Electron Cooling for Cold Beam Synchrotron for Cancer Therapy // AIP Conf. Proc. 2006. V. 821. P. 365.
3. *Kumada M. et al.* The CBS — the Most Effective and High Performance Carbon Beam Source Dedicated for a New Generation Cancer Therapy // Proc. of Conf. PAC05, Knoxville, USA, 2005. P. 1108.
4. *Parkhomchuk V. V. et al.* Commission of Electron Cooler EC-300 for HIRFL-CSR // Proc. of EPAC04. Lucerne, 2004. P. 1419.