

P9-2003-105

Г. В. Мицын, Н. А. Морозов, Е. М. Сыресин

**ПРЕДЛОЖЕНИЯ ПО СОЗДАНИЮ  
СПЕЦИАЛИЗИРОВАННОГО СИНХРОТРОНА  
ДЛЯ МЕДИКО-ТЕХНИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА  
ЛЯП ОИЯИ**



## 1. Введение

На современном этапе развития медицины смертность от онкологии в мире стоит на втором месте после смертности от сердечно-сосудистых заболеваний. В России, например, ежегодно из 1 миллиона населения заболевает раком примерно 2 700 человек и этот показатель с каждым годом устойчиво растет, определяя потребности как страны в целом, так и отдельных ее регионов, в специализированных лечебных центрах.

С 1990 по 2002 г. в мире была начата эксплуатация девятнадцати центров для адронной терапии: 7 в Европе, 6 в Японии, 5 в Северной Америке и 1 в Южной Африке [1]. На пятнадцати из них облучение опухолей проводится при помощи протонов, на трех –  $^{12}\text{C}$  и на одном – протонов и  $^{12}\text{C}$ . Самым производительным медицинским центром (около 1000 пациентов в год) является Медицинский центр Университета Лома Линда (США), в котором используется слабофокусирующий синхротрон с низкой частотой повторения [2 - 4]. В разной степени реализации находятся еще более 20 проектов по созданию новых центров адронной терапии.

По московскому региону, к примеру, для 2000 – 3000 больных в год протонная терапия показана как крайне предпочтительный, а порой и единственный, метод лечения целого ряда злокачественных опухолей, которые либо плохо поддаются лечению с помощью традиционного электрон-фотонного излучения, либо плохо доступны (или недоступны совсем) для хирургического удаления. Функционирующие в России центры протонной терапии (Москва, Санкт-Петербург, Дубна) всего лишь на 1 - 2 % могут удовлетворить эти потребности в целом по стране – в них проходят полный курс лечения в общей сложности около 300 - 400 больных в год.

В Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ на базе фазотрона создан и постепенно вводится в эксплуатацию семикабинный медико-технический комплекс (МТК), на котором можно проводить лечение онкологических больных на широких и узких пучках протонов, отрицательных пи-мезонов и нейтронов высоких энергий [5,6].

Стратегия Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ по обсуждаемому направлению в предстоящие 5 - 10 лет будет направлена на разработку и совершенствование новых методик и аппаратуры для лучевого лечения и диагностики онкологических больных; постепенное, поэтапное расширение круга локализаций, доступных для облучения на медицинских адронных пучках фазотрона ЛЯП ОИЯИ, а также увеличение пропускной способности медико-технического комплекса и радиологического отделения МСЧ №9, созданного в Дубне в декабре 1999 г.

Пропускная способность радиологического стационара на 25 коек зависит от продолжительности курса лечения одного пациента (фракционированное облучение плюс химиотерапия), которая в среднем составляет около 4-х недель. Для этих условий одно койкоместо может обеспечить прохождение курса лучевой терапии для 11 пациентов в год, соответственно 25 койкомест – около 275 пациентов в год. В настоящее время в

течение года на протонных пучках фазотрона облучается только около 50 пациентов. Пропускная способность радиологического комплекса в первую очередь ограничена возможностями используемого, но не предназначенного для этих целей ускорителя. Для того чтобы в несколько раз увеличить пропускную способность, необходимо создание специализированного медицинского ускорителя протонов.

Настоящая работа посвящена предварительному рассмотрению предполагаемых параметров такого ускорителя в варианте протонного синхротрона.

## **2. Медико-технический комплекс (МТК) для лучевой терапии на пучках фазотрона ЛЯП ОИЯИ**

В Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ создан медико-технический комплекс для проведения адронной терапии онкологических больных, включающий в себя 7 процедурных кабин с каналами транспортировки пучков (рис. 1).

Кабина 1 является наиболее универсальной и позволяет проводить протонное облучение мишеней, расположенных в области головы, шеи и туловища. Кабина 2 предназначена для протонной терапии онкогинекологических пациентов. В кабине 3 можно облучать малые внутричерепные мишени протонным пучком 660 МэВ методом "напролет". В кабину 4 выведен пучок отрицательных пи-мезонов энергией 30-80 МэВ. В кабине 5 можно проводить как протонную терапию, так и терапию высокоэнергетичным пучком нейтронов больших радиорезистентных опухолей. В кабине 6 установлен стандартный гамма-аппарат "Рокус-М" с источником "Кобальт-60", используемый как резервный источник излучения, а также для проведения комбинированного лечения, когда часть необходимой дозы набирается от гамма-излучения, а ядро опухоли дополнительно облучается протонами. Кабина 7 предназначена для протонной терапии опухолей глаза.

В настоящее время протонная терапия регулярно проводится только в первой процедурной кабине, как наиболее универсальной с точки зрения облучения широкого круга локализаций. Эта кабина была модернизирована в соответствии с требованиями прецизионной объемной конформной протонной лучевой терапии. Термин "конформность" означает, что максимум сформированного дозного распределения наилучшим образом отвечает форме облучаемой мишени. Тем самым достигается заметное снижение облучения нормальных тканей и органов, окружающих опухоль.

Для лечения больных на адронных пучках фазотрона разработаны и успешно применяются в клинической практике оригинальные методики и оборудование для формирования дозных полей, новые способы и аппаратура для рентгеновской, протонной и позитронно-эмиссионной компьютерной томографии.

Для эффективного использования медико-технического комплекса в декабре 1999 года было образовано радиологическое отделение на 25 коек на

территории и в составе имеющейся в Дубне медсанчасти №9 для размещения больных в период прохождения ими курса лучевого лечения в МТК.

Общее число онкологических больных, прошедших курс фракционированного лучевого лечения на медицинских протонных пучках реконструированного фазотрона, начиная с 1987 года и по состоянию на 1 мая 2003 года, составило 170 человек. За периоды с 1967 по 1974 и с 1987 по 1996 годы Онкологический научный центр РАМН (Москва) в рамках клинических исследований провел полный курс лечения 124 пациентам. Начиная с 1999 г. после открытия радиологического отделения совместно с обнинским Медицинским радиологическим научным центром РАМН на протонном пучке было пролечено еще 130 пациентов, при этом общее количество протонных лучевых сеансов (полей облучения) составило 3380.

Основные ограничения по развитию медико-технического комплекса на ближайшую перспективу связаны непосредственно с возможностями фазотрона. К основным его недостаткам можно отнести следующие: фиксированная и чрезмерно высокая энергия выводимых частиц (660 МэВ), что ограничивает возможности формирования терапевтического пучка в процедурных кабинетах; большое энергопотребление (около 3 МВт), что резко увеличивает себестоимость проводимого лечения; недостаточно высокая надежность работы в течение продолжительного времени.

Создание специализированного медицинского синхротрона позволило бы заметно улучшить качество пучков, понизить энергозатраты и обеспечить высокую пропускную способность комплекса.

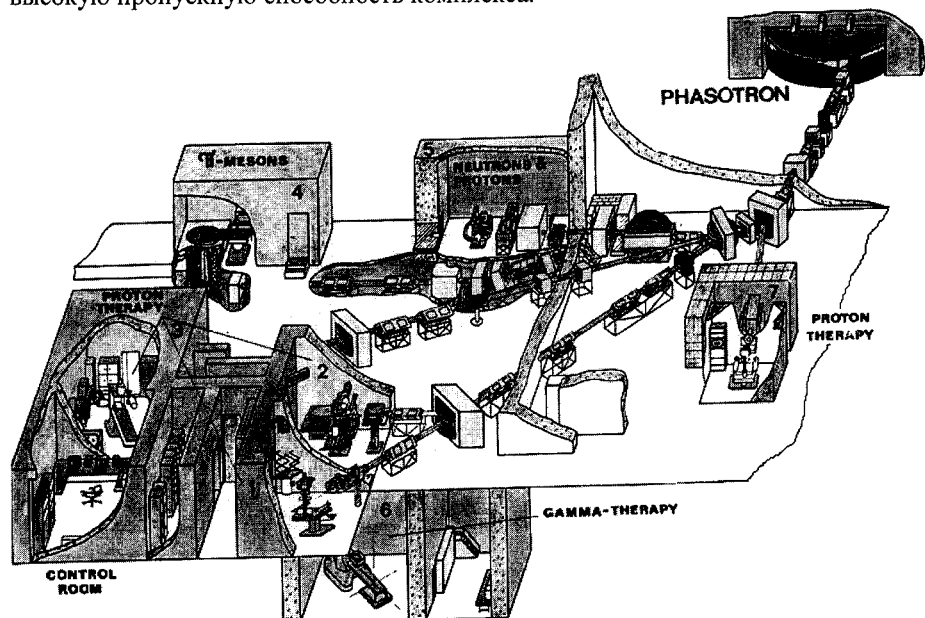


Рис. 1. Медико-технический комплекс фазотрона ЛЯП ОИЯИ

### 3. Реализация современных требований протонной терапии применительно к возможностям циклотрона и синхротрона

Требования, предъявляемые к медицинским протонным ускорителям, существенно отличаются от требований к установкам для физических исследований. Прежде всего, очень важно, чтобы энергия пучка была варьируемой для обеспечения различной глубины проникновения в ткани. Также требуется достаточно жесткий контроль за интенсивностью пучка, его однородностью, энергией, поперечным размером и положением для создания необходимого дозного распределения в облучаемом объекте.

Протонная терапия является эффективным и неразрушающим методом воздействия на раковые опухоли, так как протоны выделяют большую часть своей энергии перед остановкой в виде пика Брэгга. На рис. 2 [7] показано, как суммируется доза облучения для нескольких импульсов пучка при облучении опухоли для получения равномерного распределения дозы внутри облучаемого объема. На этом рисунке показано суммирование дозы облучения для 6 импульсов пучка с различными энергиями и энергетическим разбросом в каждом импульсе около 2 МэВ, при этом на длине опухоли 5 см получено плоское распределение дозы с точностью 1%. Однако рис.2 также показывает, что если облучение проводится с одного направления, то вне опухоли происходит облучение здоровых тканей на уровне ~ 50% от величины дозы в опухоли. При облучении с нескольких направлений доза вне опухолевого объема может быть снижена до уровня ~10% (рис.3).

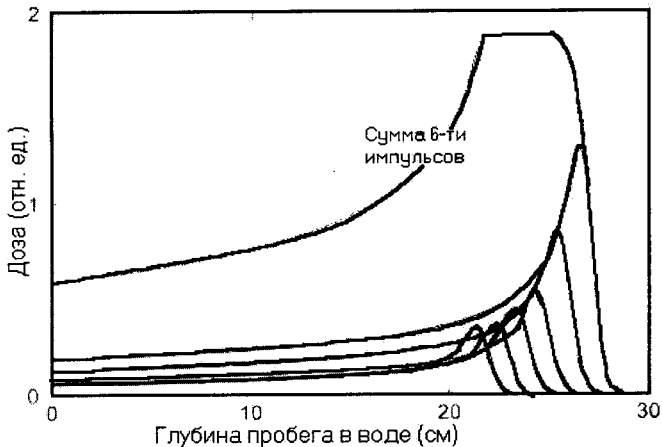


Рис. 2. Глубинно-дозные распределения для 6 импульсов пучка разной энергии и суммарное дозное распределение

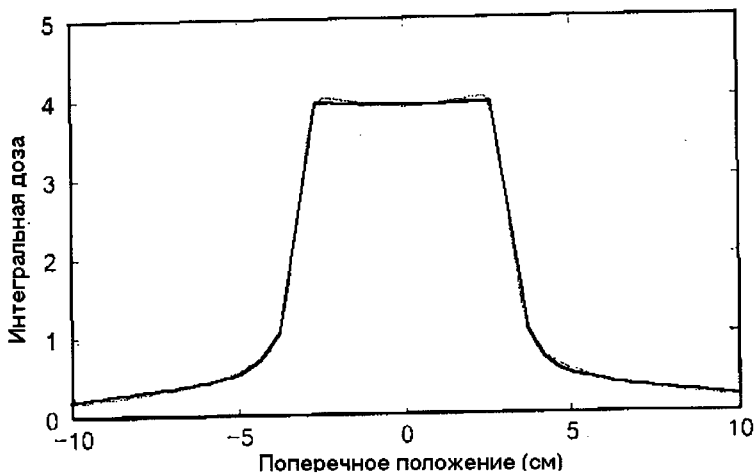


Рис. 3. Распределение дозы при многопольном облучении протонным пучком

Основные требования к ускоряющим системам и системам управления пучками для адронных медицинских комплексов сформулированы в работах [4, 8]:

- безопасность и надежность,
- стабильность пучка (интенсивность, пространственное положение и т.д.),
- низкое энергетическое потребление,
- эффективность управления пучком.

При управлении пучком современными требованиями являются:

- использование техники активного сканирования пучком,
- управление и контроль энергии и интенсивности пучка,
- контроль и управление с высокой точностью положением пучка,
- точность и гибкость в управлении пучком достигается использованием интегрированных электронных систем управления параметрами пучка.

В каждом сеансе облучения протонный терапевтический ускоритель должен обеспечивать требуемую энергию частиц и необходимую интенсивность. Доза облучения должна быть выдержана с точностью 1 %. Выведенный из ускорителя пучок должен иметь малый эмиттанс, что позволяет использовать в линиях транспортировки пучка более экономичные и компактные магниты и линзы. Требования к точности энергии и интенсивности пучка зависят от типа системы облучения пациента.

Системы облучения пациентов делятся на пассивные (рис. 4) и активные (рис. 5). Система активного сканирования пучка предъявляет более жесткие

требования к энергии, интенсивности и точности положения пучка в пространстве.

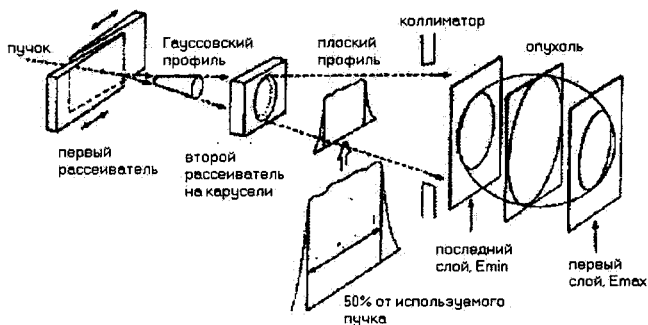


Рис. 4. Схема пассивного облучения опухоли

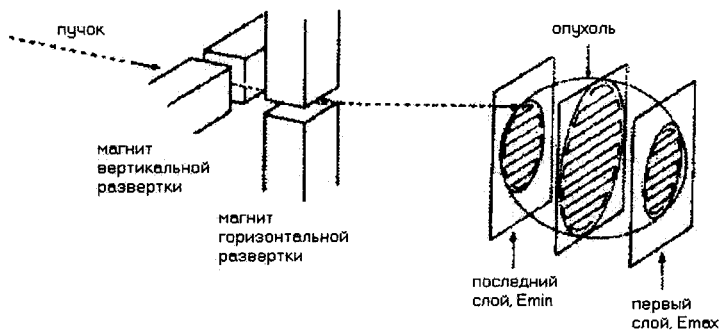


Рис. 5. Схема активного облучения опухоли (растровое сканирование узким пучком)

На рис. 6 приведена зависимость глубины пробега протонов в воде от их энергии. Энергии протонов 70 – 250 МэВ соответствует глубина пробега 3 – 40 см (в воде или в мягких тканях). Таким образом, необходимая



максимальная энергия ускоренных протонов для действующих и проектируемых медицинских ускорителей находится в диапазоне 200 – 250 МэВ.

На рис. 7 приведены расчетные зависимости числа протонов, создающих определенную дозу облучения с учетом размера и глубины залегания мишени. По существующим в радиологии стандартам мощность дозы в облучаемом очаге должна быть не менее 2 Гр в минуту. При расчете необходимой максимальной интенсивности выведенного протонного пучка следует учитывать, что потери неизбежны как в пассивном методе облучения, так и в активном.

Кроме того, при использовании метода активного сканирования для создания однородной дозы облучения в средней по размерам опухоли требуется подвести импульсы пучка с 10 – 20 значениями энергии с необходимостью модуляции интенсивности пучка для каждой энергии при высокой однородности интенсивности (не хуже  $\pm 3\%$ ).

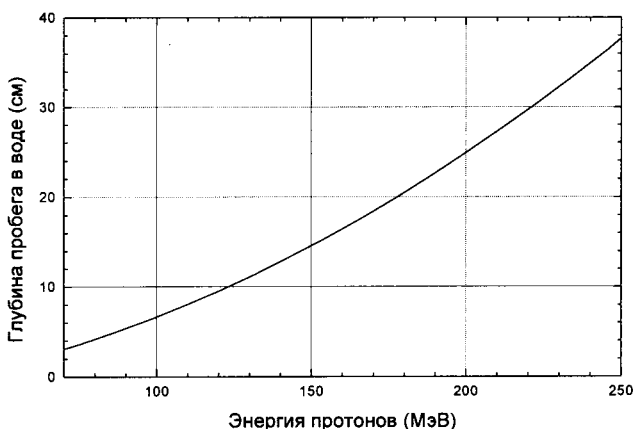


Рис. 6. Глубина пробега протонов в воде в зависимости от их энергии

Надежность ускорителя для применения в протонной терапии имеет высочайший приоритет и должна находиться на уровне 95 – 98 %. Первоочередное внимание уделяется контролю за источниками питания магнитов, вакуумного оборудования и системы водяного охлаждения. Вновь разрабатываемая ускорительная система для медицинского центра должна быть рассчитана на интенсивное обслуживание пациентов. В процедурной кабине положение пучка должно быть постоянно с точностью  $\pm 1$  мм, что требует обеспечения высокой стабильности работы всех систем ускорителя (для источников питания магнитов линии транспортировки пучка может потребоваться стабильность лучше чем 0,1 %).

Высокая эффективность системы вывода пучка из ускорителя снижает требуемую интенсивность пучка и соответственно снижает уровень облучения оборудования и обслуживающего персонала. Хорошим уровнем проводки пучка через линию транспортировки считается уровень 90% при среднем токе 5 нА. Это дает достаточно низкий уровень облучения оборудования и персонала.

Требуемая однородность дозы облучения по объему опухоли  $\pm 3\%$  позволяет определить уровень точности для каждого значения энергии пучка. На рис. 8 приведена зависимость однородности распределения дозы облучения от вариации глубины пробега протонов для различных энергий пучка. Соответствующая этим данным допустимая ошибка по энергии пучка приведена в табл. 1.

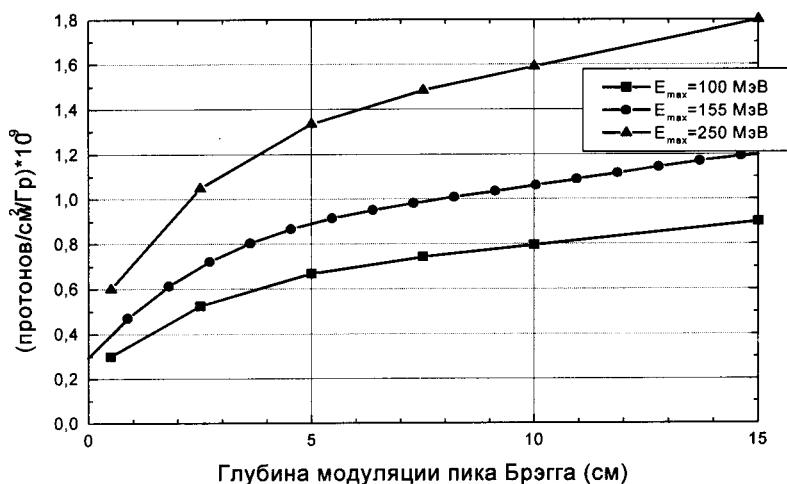


Рис. 7. Необходимый поток протонов в зависимости от глубины модуляции пика Брэгга

Таблица 1. Требования к точности энергии пучка для получения однородности дозы облучения  $\pm 3\%$

Энергия (макс.) (МэВ)	Допустимая ошибка энергии (МэВ)	Вариация пробега протонов (мм)	Спад распределения дозы для пика Брэгга (90%-10%) (мм)
100	0,1	0,1	1,8
155	0,2	0,4	4,3
250	0,3	0,8	10

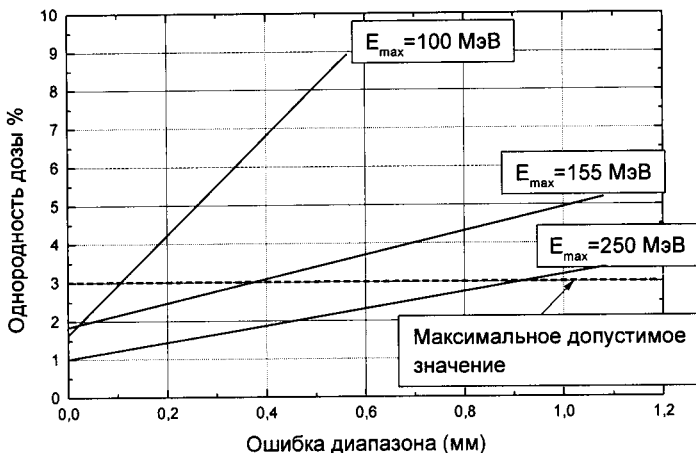


Рис. 8. Однородность дозы облучения в зависимости от ошибки глубины пробега

Для адронной терапии онкологических заболеваний используются три типа ускорителей: синхротрон, циклотрон и линейный ускоритель. Наибольшее распространение в практике создания медицинских онкологических центров получили протонные синхротроны, на втором месте – изохронные циклотроны. Основные параметры сравнения этих типов ускорителей приведены в табл. 2.

Сравнение двух типов циклических ускорителей позволяет отдать предпочтение синхротрону. Главные преимущества синхротрона перед циклотроном:

- возможность регулирования энергии протонов пучка, выводимого из ускорителя (необходимость использования устройства варьирования энергии для циклотрона существенно повышает радиационную нагрузку на оборудование, требует дополнительной радиационной защиты);
- малый эмиттанс выведенного пучка, что дает возможность использовать малоапертурные магниты в линиях транспортировки и сканирования пучка (снижает стоимость и вес этого оборудования);
- вариация энергии и малый эмиттанс пучка позволяют реализовать метод активного сканирования;
- отсутствие необходимости высокой интенсивности выводимого пучка снижает радиационную нагрузку на элементы системы вывода и дальнейшей транспортировки пучка, требует локальной защиты.

Использование протонной терапии для лечения онкологических заболеваний несомненно еще значительное время будет требовать применения

высоких технологий из области ускорительной техники, систем управления, систем планирования облучения пациентов. Синхротронный протонный ускоритель позволяет разработать медицинский комплекс, в большей степени отвечающий новейшим терапевтическим требованиям. Специализированный медицинский синхротрон:

- имеет гибкий режим многократного ускорения и торможения пучка в одном цикле;
  - имеет низкое энергопотребление;
- имеет диаметр 5 - 6 метров.

Таблица 2. Параметры различных схем ускорителей

	Циклотрон	Синхротрон	Синхротрон БЦ (RCMS)
Изменение энергии	Фиксированная	Непрерывное	Непрерывное
Предел интенсивности пучка	очень высокий (до 100 мкА)	$5 \times 10^{12}$ /мин	$10 \times 10^{12}$ /мин
Диаметр	4 м	(6 – 7) м	10 м
Потребляемая энергия	300 кВт	300 кВт	200 кВт
Эмиттанс пучка	10 п мм•мрад	0.2-3 п мм•мрад	0,2 п мм•мрад
Размер пучка	10 мм	1 мм	0,5 мм
Скорость изменения энергии	_____	4 МэВ/с	
Коэффициент использования пучка	1 - 95%	> 95%	99%
Рабочий цикл	100%	20% на частоте 0,5 Гц	импульсный
Однородность интенсивности пучка	хорошая	адекватная	очень хорошая
Однородность энергии	0,5%	0,1%	0,1%
Стабильность энергии	0,1%	0,1%	0,03%
Эффективность вывода	90%	90%	99%
Вес	большой	низкий	низкий
Стоимость	~10 М\$	~10 М\$	
Стоимость другого оборудования	высокая (до 10 – 20 М\$)	меньше	меньше

#### 4. Обзор параметров медицинских синхротронов

Периметр кольца протонного синхротрона определяется:

- максимальным уровнем рабочего поля в поворотных магнитах;
- максимальной энергией ускоренных частиц;
- типом ускоряемых ионов;
- схемой оптической структуры кольца.

Параметры разработанных и проектируемых медицинских синхротронов приведены в табл. 4. Весь спектр медицинских синхротронов можно условно разбить на три группы:

- сверхкомпактные машины (рабочее поле в поворотных магнитах 3 – 5 Тл);
- синхротроны, разработанные на основе (или с близкими параметрами) европейского проекта медицинского синхротрона PIMMS [10];
- синхротроны с умеренными параметрами.

Первые европейские и частично японские разработки (4 – 9, табл. 4) пошли по пути создания универсальных протонно-углеродных синхротронов, при этом разработка проводилась по принципу “нет пространственных и финансовых ограничений”. Машины действительно получились очень большими и дорогими.

Специализированные протонные синхротроны (10 – 20, табл. 4) имеют более компактные структуры (диаметры ускорительных колец лежат в диапазоне 4 – 12 м), а следовательно более низкий вес и стоимость.

На рис. 9 приведены данные по медицинским синхротронам в виде зависимости максимального рабочего магнитного поля в поворотных магнитах от их среднего диаметра рабочей дорожки.

## **5. Проект протонного синхротрона ИЯФ им. Г.И.Будкера СО РАН**

Терапевтический синхротрон [11] диаметром 5 м, разработанный в ИЯФ им. Г.И.Будкера, спроектирован на энергию инъекции 1 МэВ. Основные технические параметры синхротрона:

- Энергия пучка 70 – 330 МэВ  $\pm$  0,15% (с возможностью изменения во время облучения);
- Характерное время облучения опухоли - 1 ÷ 5 мин;
- Время ускорения до энергии 330 МэВ – 1с;
- Медленный выпуск пучка в интервале - 0,1 ÷ 10 с;
- Эффективность выпуска пучка ~ 90%;
- Потребляемая мощность: максимальная - ~ 100 кВт; средняя - ~ 50 кВт;
- Полный вес – 15 тонн;
- Внешний диаметр кольца – не более 5м.

Основываясь на накопленном опыте лечения онкологических заболеваний, можно сказать, что для минимизации риска поражения здоровых тканей пациента основное внимание должно быть уделено двум основным технологиям:

1. Определение с достаточной степенью точности положения опухоли, ее размеров и необходимой для лечения дозы;
2. Достаточно точное и воспроизводимое позиционирование пациента.

Таблица 4. Параметры медицинских синхротронов

	Название	$E_i$ (МэВ)	Тип иона	$E_k$ (МэВ)	$L/\varnothing_{\text{сред}}$ (м)	$V_{\text{max}}$ (Тл)	Вес (т)	F (Гц)
1	БИЯФ (Новосибирск)	1	P	200	4,7/1,5	5	1	10
2	Frascati (Италия)	12	p	200	6,4/2	4	1,5	
3	КЕК (Япония)	2	P C	200	11/3.8	3	2	
4	PIMMS (CERN)	20 7	P C	250 430	66/21	0,5 1,5		
5	ЕТОИЕ (Франция)	7	P C	200 400	66/21	0,5 1,5		
6	CNAO (Италия)	7	P C	250 430	66/21	0,5 1,5		
7	GSI (Германия)	7	P C	250 430	64/20	0,5 1,5		
8	НИМАС, NIRS (Япония)		P C	250 430	130/40			
9	HARIMAC (Япония)	5	P C	230 320	100/30			
10	PRAMES (Чехия-Дубна)	12	P	220	37/12	1,2		1
11	ICR (Япония)	7	P	250	24/7,6	1,28		
12	TOSHIBA (Япония)	3	P	235	28,2/9	1,2		20
13	PARMS (Япония)	5	P	230	35/11	1,5		1
14	W-MAST (Япония)		P	200	31/10			
15	РТФ/СС (Япония)		P	235	19/6			
16	ИНЕР (Китай)	6	P	200	34/11			
17	БИЯФ, TRAPP (Новосибирск)	0,7	P	320	12,2/4			
18	Loma Linda (США)	2	P	250	20/6,4	1,5	370	0,5
19	RCMS (США)	7	P	250	28,6/9	1,5	185	30- 60
20	CIS (США)	7	P	216	17/5,5	1,68	70	1-5

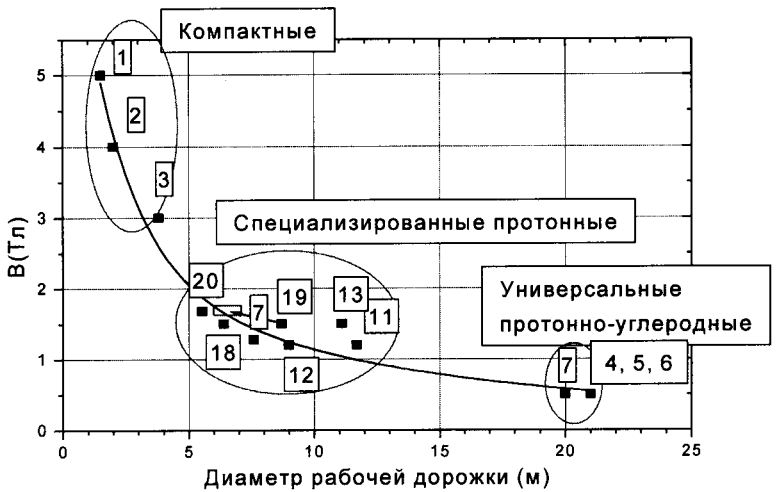


Рис. 9. Рабочее магнитное поле поворотных магнитов медицинских синхротронов (номера точек соответствуют табл. 4).

Данные условия должны быть обеспечены следующими системами. Формирование необходимого для данной опухоли трехмерного распределения дозного поля предполагается проводить с помощью нового “ротационно-растрового метода”. Метод заключается в послойном облучении опухоли последовательно с нескольких направлений.

Основные планируемые технические характеристики системы:

- Электромагнитная горизонтальная развертка пучка (макс. размер строки – 70 см);
- Вертикальная развертка пучка ( $\pm 5$  см);
- Скорость сканирования вдоль оси пучка 70 – 330 Мэв / 1с;
- Скорость горизонтальной развертки 1,5 м / с;
- Точность позиционирования пучка – не хуже 1мм.

Размытие бокового спада дозы с 80 до 20% обусловлено многократным рассеиванием пучка протонов в теле пациента и составляет 5,5 мм при пробеге в тканях 100 мм, и 8 мм – при пробеге 200 мм. Вклад в эти величины собственно размера пучка составляет 1,2 мм.

Размытие глубинного спада дозы с 80 до 20% составляет в данном случае 5мм, а неоднородность дозы в облучаемом объеме – не более  $\pm 2,5\%$ .

Минимальный шаг, с которым точка остановки пучка может быть перемещена вдоль и поперек направления облучения, составляет 1мм.

Минимальный диаметр пучка в точке входа в объект составляет 1,5мм и системой фокусировки пучка может быть увеличен до 20мм.

В процессе терапии система контроля непрерывно измеряет интенсивность выведенного пучка с точностью 2 – 3%, интегральную накопительную дозу в облучаемой точке опухоли - с точностью 2 – 3%, энергию протонного пучка - с точностью 0,1 – 0,2% ( что соответствует точности определения пробега протона в ткани около 1 мм), а также непрерывно измеряется координата входа пучка в тело пациента с точностью 1мм.

## **6. Компактные протон-углеродные синхротроны**

В ЛЯП ОИЯИ в сотрудничестве с Национальным институтом радиологии (NIRS, Чикаго, Япония) и университетом Киото (Япония) ведутся работы над созданием проектов компактных протон-углеродных синхротронов [12-14] с периметрами рабочей дорожки около 20 м. В настоящее время в NIRS при участии одного из авторов реализован технический проект S-ring [13], а в Киото заканчивается изготовление магнитной системы протон-углеродного накопителя LSR [13-15], и первые эксперименты на нем предполагается начать в 2004 г.

Как в первом, так и во втором синхротронах планируется многооборотная инжекция со стекированием в поперечном фазовом объеме на основе системы электронного охлаждения. Фокусировка в горизонтальном направлении в LSR реализуется с помощью дипольных магнитов с совмещенными функциями в вертикальном направлении квадрупольными линзами. Кольцо состоит из 6 суперпериодов с длиной суперпериода около 3,5 м (рис. 10-11, таблица 5). Система электронного охлаждения в медицинском синхротроне LSR позволяет обеспечить высокое качество выведенных пучков (рис. 12), импульсный разброс менее  $dp/p < 10^{-4}$ , эмиттанс менее  $5 \pi$ -мм·мрад при интенсивности накопленных протонов  $N_i = 3 \cdot 10^{10}$  ppp и энергии инжекции 6 МэВ. При ускорении протонов до энергии 250 МэВ эмиттанс пучка снижается до  $0,2 \pi$ -мм·мрад. (рис.13). Дальнейшее увеличение интенсивности пучков приводит к росту эмиттанса за счет увеличения сдвига бетатронной частоты  $\Delta Q \approx 0,1$  (рис.13). Реализация системы электронного охлаждения позволяет осуществлять как медленный, так и быстрый вывод ионов из кольца. Медленный вывод с длительностью 0,1 - 10 с реализуется секступольными линзами.



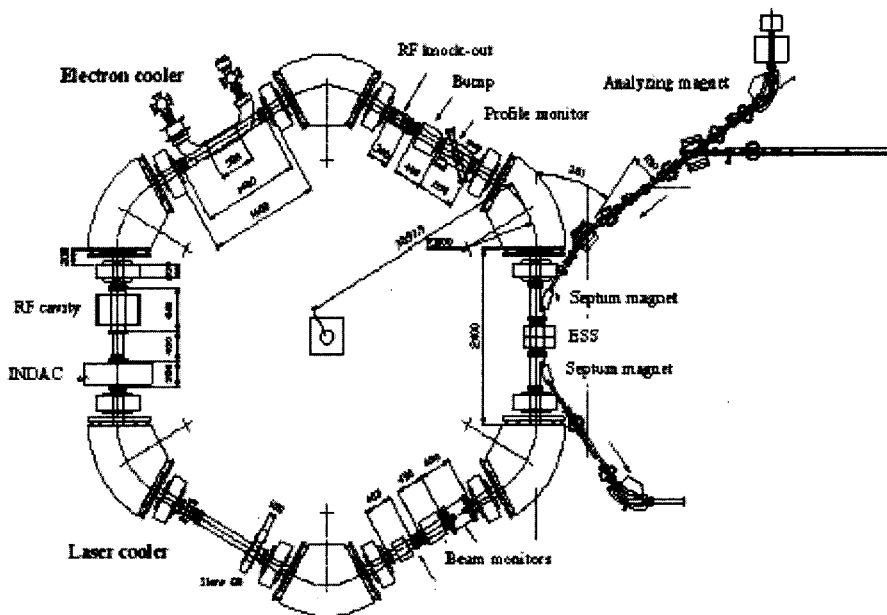


Рис. 10. Схема компактного медицинского синхротрона LSR

Таблица 5. Параметры LSR синхротрона

Периметр кольца, м	20,997
Средний радиус, м	6,69
Длина прямолинейной секции, м	1,6
Число поворотных магнитов	6
Радиус поворотных магнитов, м	1,05
Магнитная жесткость, Тл·м	1
Число суперпериодов	6
Энергия инжекции, МэВ/н.	2
Виды ионов	$C^{+}$ -р
Число инжектируемых ионов углерода	$10^8$ - $10^9$
Число инжектируемых протонов	$10^9$
Эмиттанс после многооборотной инжекции п-мм·мрад	50/10

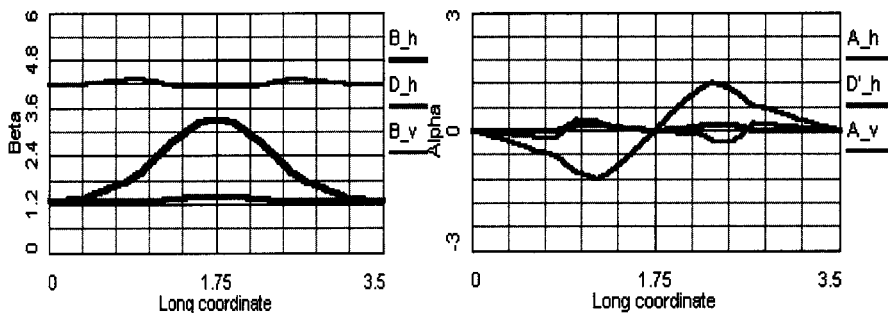


Рис. 11. Оптические функции суперпериода LSR

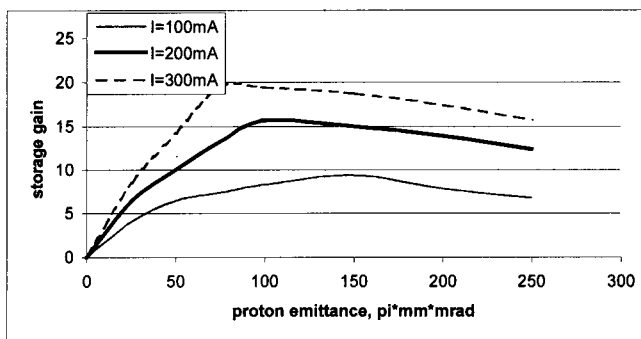


Рис. 12. Зависимость скорости накопления протонов от эмиттанса пучка при многооборотной инжекции

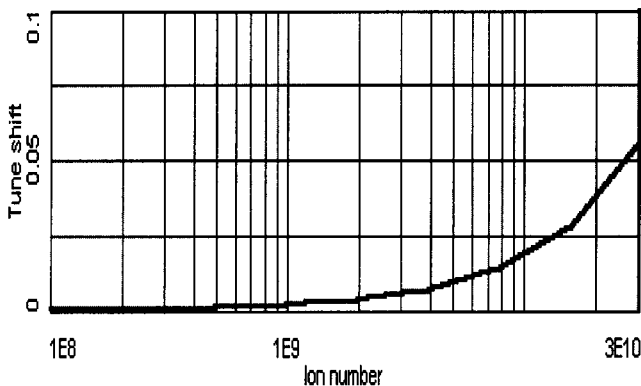


Рис. 13. Зависимость сдвига бетатронной частоты от числа накопленных протонов при энергии инжекции  $E=6$  МэВ для охлажденного пучка  $\epsilon=5 \pi \cdot \text{мм} \cdot \text{мрад}$

Структура и проектные параметры компактного медицинского синхротрона NIRS показаны на рис.14, 15 и приведены в таблице 6. Периметр кольца равен 23,7 м, кольцо состоит из четырех суперпериодов, в одном из прямолинейных промежутков которого размещена система электронного охлаждения. Проектная интенсивность ионов углерода составляет  $N_i=5 \cdot 10^9$  ppp при импульсном разбросе менее  $dp/p < 10^{-4}$  и эмиттансе пучка менее  $5 \pi$ -мм-мрад при энергии инжекции 6 МэВ. Дальнейшее увеличение интенсивности пучков приводит к росту эмиттанса за счет увеличения сдвига бетатронной частоты частоты  $\Delta Q \approx 0,2$ .

Создание компактного синхротрона в БИЯФ [11] и участие специалистов по ускорительной технике ЛЯП ОИЯИ в реализации проектов компактных медицинских синхротронов в ряде японских ускорительных центров [13-15] позволит использовать данный опыт при разработке и сооружении специализированного протонного синхротрона для медико-технического комплекса ЛЯП.

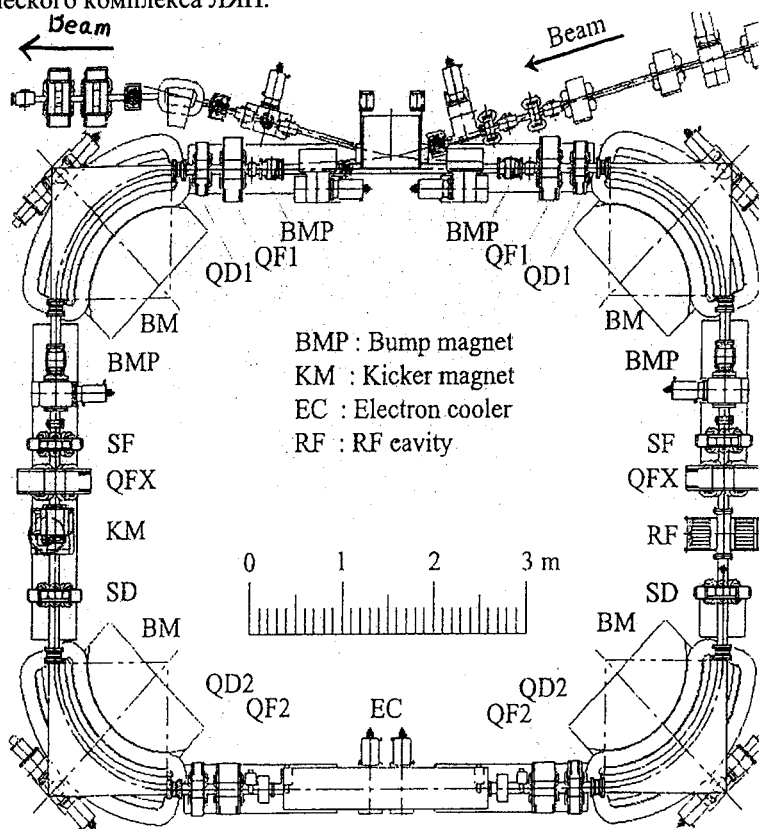


Рис. 14. Схема протон-углеродного медицинского синхротрона NIRS

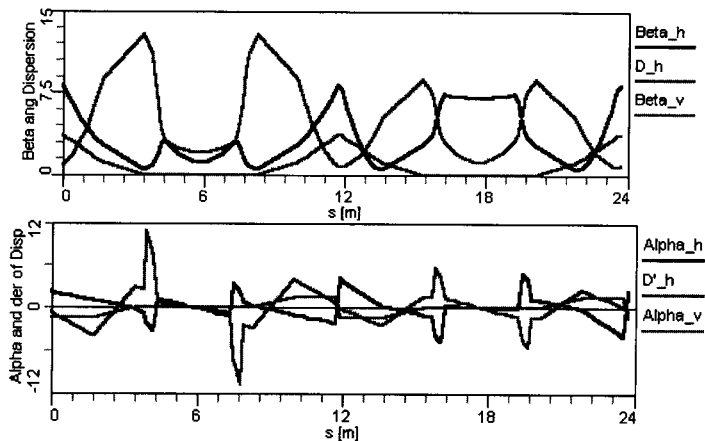


Рис. 15. Структурные функции компактного углеродного синхротрона NIRS ( $\beta_x$ ,  $D_x$ ,  $\beta_y$  [м],  $\alpha_x$ ,  $D'_x$ ,  $\alpha_y$ , [мрад])

Таблица 6. Параметры компактного синхротрона NIRS

Энергия инжекции, МэВ/н	6
Периметр кольца, м	23,711
Акцептанс, $\mu\text{м}\cdot\text{мрад}$	200
Отношение заряда к массе иона	1-1/4
Бетагронные числа	2,21/1,35
Естественная хроматичность (гор./верт.)	-2,12/-5,61
$\gamma_{tr}$ критическая	3,072
Длина банча, нс	10-1000
Интенсивность пучка, pps	$>5 \cdot 10^9$
Импульсный разброс, %	$<0,01$
Бета функции в системе охлаждения (гор./верт.)	1,16/1,95
Магнитное поле в секции охлаждения, Тл	0,05
Параметры электронного пучка	
Диаметр катода, см	1,54
Энергия электронов, кэВ	3,3-30
Максимальный ток электронного пучка, А	0,4-2
Пробочное отношение для магнитных полей в пушке и секции охлаждения	1-6
Параметры ионного пучка	
Эмиттанс инжектированного пучка, $\mu\text{м}\cdot\text{мрад}$	7
Эмиттанс пучка после многооборотной инжекции (гор/верт) $\mu\text{м}\cdot\text{мрад}$	64/7
Разброс по импульсам при инжекции, %	$\pm 0,15$

## 7. Инжектор для протонного синхротрона

Выбор энергии инжекции в синхротрон в первую очередь определяется схемой инжекции и возможностью накопления в синхротроне до  $10^{10}$  протонов. Снижение энергии инжекции приводит к росту эффектов пространственного заряда пучка, сдвигу бетатронной частоты и к снижению интенсивности накопленного пучка. Однако снижение энергии инжекции протонов ведет и к снижению стоимости инжекционного комплекса синхротрона. В качестве возможных вариантов инжектора в синхротрон могут рассматриваться линейный ускоритель и импульсный циклотрон.

Инжекционный комплекс на основе линейного ускорителя включает в себя три базовых элемента: ионный источник, первая секция ускорителя - RFQ – ускоритель на энергию 500-700 кэВ, вторая секция - линейный протонный ускоритель на энергию 3-6 МэВ. Стоимость такого инжекционного комплекса составляет около 1 М\$. Основная стоимость линейного ускорителя заключена в создании именно его второй секции. Снижение энергии до 1-2 МэВ, с другой стороны, приводит к прямо пропорциональному снижению интенсивности накопленных протонов из-за сдвига бетатронной частоты.

При энергии инжекции 1-1,5 МэВ в качестве инжектора может быть использован электростатический ускоритель, что приводит к снижению стоимости инжекционного комплекса.

## 8. Параметры протонного медицинского синхротрона ЛЯП ОИЯИ

Разрабатываемый медицинский синхротрон должен обеспечивать протонный пучок для лучевой терапии с использованием как традиционного пассивного метода, так и высокоточного активного сканирования.

Учитывая опыт работы, накопленный в ЛЯП по применению протонной терапии, а также то обстоятельство, что пока отсутствует мировой опыт широкого медицинского применения быстроциклических синхротронов, предлагается осуществить разработку медицинского синхротрона с низкой частотой повторения. Базовые параметры для разработки такого ускорителя приведены в табл. 7.

Таблица 7. Базовые параметры МС-230

Диапазон выводимых энергий протонов (МэВ)	60 –230
Номинальная доза облучения (Гр/л)	2
Время облучения (с)	60
Частота повторения (Гц)	~ 1
Число протонов в одном банче	не менее $2 \times 10^{10}$
Периметр кольца (м)	не более 20

Периметр и структура кольца синхротрона должны быть выбраны с учетом возможности размещения ускорителя в пристройке к лаборатории № 4 первого корпуса ЛЯП (рис.1).

В структуре синхротрона должен быть предусмотрен дополнительный прямолинейный промежуток (~ 1,5 м) для системы электронного охлаждения накопленного протонного пучка. Использование системы электронного охлаждения позволит уменьшить эмиттанс выведенного пучка, что является важным фактором при переходе к методу активного сканирования.

## **9. Заключение**

Сформулированы основные требования к параметрам медицинского терапевтического ускорителя, обеспечивающие реализацию современных методов протонной терапии онкологических опухолей. Показано, что в наиболее оптимальной степени этим требованиям удовлетворяет протонный синхротрон. Для разработки в ЛЯП ОИЯИ предложено использовать вариант синхротрона с жесткой фокусировкой и системой электронного охлаждения, имеющего наилучшие параметры рабочего пучка и наименьший вес.

## Литература

- 1) Sisterson J. – PARTICLES Newsletter, No. 29, July 2002.
- 2) Slater J.M. et al. – The Proton Treatment Center at LLUMC, Int. J. Rad. Oncology, Vol. 22, 1992.
- 3) Coutrakon et al. – A Performance Study of the Loma Linda Proton Medical Accelerator, Med. Phys, 21 (11), 1994.
- 4) Coutrakon et al. – Design Consideration for Medical Proton Accelerators, PAC'99, New York, 1999.
- 5) Savchenko O.V. – Status and Prospects of New Clinical Methods of Cancer Diagnostic and Treatment Based on Particle and Ion Beams Available at JINR. JINR Commun. E18-96-124, Dubna, 1996.
- 6) Мицын Г.В. и др. – Дубненский центр адронной терапии, статус и перспективы. Материалы 3-го Российского научного форума "Лучевая диагностика и лучевая терапия в клинике XXI века". Москва, 2002, с. 109.
- 7) Peggs S. et al. – The rapid cycling medical synchrotron, RCMS. EPAC'02, 2002.
- 8) Chu W.T. – Instrumentation in Medical Systems. PAC'95, 1995.
- 9) Peggs S. et al. – RCMS – a Second Generation Medical Synchrotron. PAC'01, Chicago, 2001, p2482-2483.
- 10) Bryant P. (ed). – PIMMS – Proton-Ion Medical Machine Study. CERN 2000-006.
- 11) Балакин В.Е. - Протонный терапевтический комплекс, Протвино, 2000.
- 12) Memorandum for Co-operation in the physics of Particle Accelerators, the Hadron Radiotherapy and Positron Tomography between Joint Institute for Nuclear Research (JINR) and National Institute of Radiological Sciences (NIRS), 2000- 2003.
- 13) Noda A., Kanazawa M., Syresin E. et al. - S -ring project at NIRS, VIII European Particle Accelerator Conference, Paris, 2002
- 14) Noda A., Fadhil H., Iwashita Y. et al - Compact in accumulation and cooler ring in combination with laser, In Proc. The 13<sup>th</sup> Symposium on accelerator Science and Technology, Suita, Osaka, Japan, 2001, p. 125.
- 15) Syresin E., Noda K., Noda A., Shirai T. - Electron cooling and related problems in the Laser Equipped Cooler Ring Project, Preprint HIMAC –060, 2002

Получено 11 июня 2003 г.

Мицын Г. В., Морозов Н. А., Сыресин Е. М.

P9-2003-105

Предложения по созданию специализированного синхротрона  
для медико-технического комплекса ЛЯП ОИЯИ

В Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ на базе фазотрона создан и функционирует медико-технический комплекс, включающий в себя пять протонных каналов медицинского назначения для облучения глубоко залегающих опухолей широкими и узкими протонными пучками различной энергии (от 70 до 660 МэВ). С целью дальнейшего развития комплекса предложено оснастить его специализированным медицинским синхротроном на энергию протонов 60–230 МэВ, что позволяет заметно улучшить качество пучков, понизить энергозатраты и затраты на обслуживание ускорителя, улучшить качество облучения опухолей и обеспечить высокую пропускную способность комплекса. В работе выделены основные требования к медицинскому терапевтическому ускорителю, отвечающие реализации современных требований при радиационной терапии онкологических опухолей. Сформулированы базовые параметры медицинского синхротрона для разработки его физического обоснования.

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

Сообщение Объединенного института ядерных исследований. Дубна, 2003

Перевод авторов

Mytsin G. V., Morozov N. A., Syresin E. M.

P9-2003-105

Proposals on Creation of the Specialized Synchrotron  
for the Medical-Engineering Complex of LNP, JINR

At the Laboratory of Nuclear Problems, JINR, on the basis of the phasotron the medical-engineering complex has been created and is working which includes five medical-purpose proton channels for an irradiation of deeply deposited tumours by wide and narrow proton beams of various energy (from 70 up to 660 MeV). With the purpose of the further development of the complex it is proposed to equip it with the specialized medical synchrotron with an energy of protons of 60–230 MeV, which will allow one to appreciably improve the quality of the beams, to lower the electrical power expences and expences for service of the accelerator, to improve the quality of the tumours irradiation and to provide high throughput of the complex. In the work, the basic requirements for the medical therapeutic accelerator are estimated, providing realization of the modern requirements for the radiation therapy of the oncological tumours. Basic parameters of the medical synchrotron for development of its physical proposal are formulated.

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

Communication of the Joint Institute for Nuclear Research. Dubna, 2003



Редактор *М. И. Зарубина*  
Макет *Е. В. Сабанеевой*

Подписано в печать 03.07.2003.

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

Усл. печ. л. 1,44. Уч.-изд. л. 1,93. Тираж 270 экз. Заказ № 54009.

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

E-mail: [publish@pds.jinr.ru](mailto:publish@pds.jinr.ru)

[www.jinr.ru/publish/](http://www.jinr.ru/publish/)