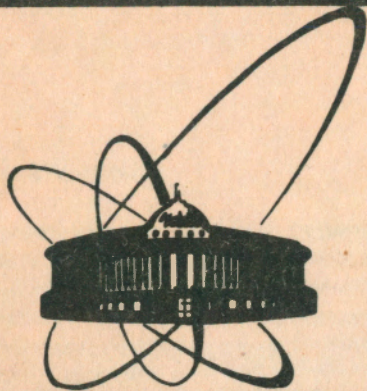


90-68



сообщения
объединенного
института
ядерных
исследований
Дубна

e
f

A 131

9-90-68

В.М.Абазов, А.Н.Брагин, С.А.Густов,
С.А.Кутузов, И.В.Мирохин, Г.В.Мицын,
О.В.Савченко

ПОЛУЧЕНИЕ И ИССЛЕДОВАНИЕ
МЕЗОННЫХ ПУЧКОВ ВЫСОКОЙ ИНТЕНСИВНОСТИ
ДЛЯ МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИХ И ФИЗИЧЕСКИХ
ИССЛЕДОВАНИЙ НА ФАЗОТРОНЕ ОИЯИ.

Физико-дозиметрические параметры пучков

1990

1. ВВЕДЕНИЕ

Применение в лучевой терапии мегавольтных источников излучения в 60-е годы резко повысило ее эффективность. Это было достигнуто за счет более точной локализации энерговыделения излучения в области облучаемой мишени по сравнению с традиционными рентгеновскими источниками излучения. Этот прогресс в лучевой терапии стимулировал интерес к использованию пучков таких частиц, которые позволяют получить локализацию энерговыделения, наиболее адекватную конфигурации облучаемой мишени. В этом отношении уникальными свойствами обладают пучки отрицательных пионов^{1/}, что обуславливается характером взаимодействия отрицательных пионов с веществом после их остановки. Пион почти с 100% вероятностью захватывается ядром, при этом ядро получает дополнительную энергию ~140 МэВ и распадается. В результате образуются сильноионизирующие и короткопробежные продукты распада, которые выделяют ~30 МэВ^{2/} в области остановки пиона. Это приводит к двум эффектам, имеющим важное значение в радиотерапии. Во-первых, увеличивается доза в области остановок пионов, которая обычно совмещается с облучаемой мишенью. Во-вторых, увеличивается коэффициент биологического действия излучения, и уменьшается кислородное отношение, которое характеризует подавление воздействия излучения на опухолевые ткани, обедненные низким содержанием кислорода.

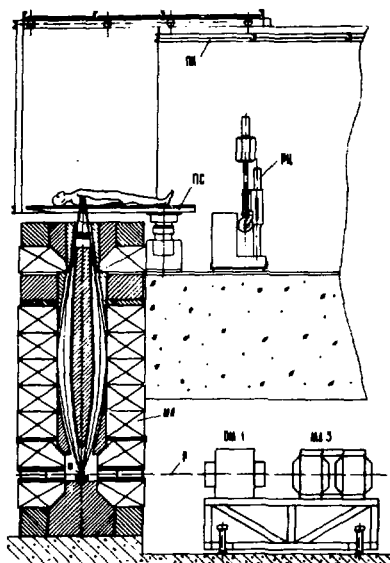
На всех мезонных фабриках, которые вводились в эксплуатацию в 70-е годы, были созданы медицинские пучки отрицательных пионов^{3,4,5/}, которые формировались с помощью традиционных ионно-оптических каналов из квадрупольных линз и отклоняющих магнитов. Однако большой интерес к проблеме использования отрицательных пионов в радиотерапии вызвал появление проектов с нетрадиционными способами фокусировки пучков, которые позволяют на один-два порядка повысить их интенсивность. Основная идея этих проектов состоит в использовании для формирования пучка магнитных систем с большим телесным углом захвата, подобных бета-спектрометрам различного типа. Проект медицинского канала со сверхпроводящей магнитной системой типа "Апельсин" был предложен в Стенфорде^{6/} и, впоследствии, также реализован на мезонной фабрике СИН в Швейцарии^{7/}. Пимезонный медицинский канал с использованием соленоидальной магнитной линзы был предложен в ЛЯП^{8/}. Первый вариант такой ус-

тановки^{9/}, введенный в эксплуатацию на СЦ ЛЯП в 1974 году, позволил одновременно с аналогичными исследованиями на мезонных фабриках провести исследования радиобиологических параметров пучков отрицательных пионов.

2. ШИРОКОУГОЛЬНАЯ МАГНИТНАЯ ЛИНЗА

Второй вариант получения интенсивных мезонных пучков с помощью соленоидальной магнитной линзы был реализован на сильноточном фазотроне ЛЯП в 1988 году, а в течение 1989 года были проведены исследования физико-дозиметрических характеристик мезонных пучков. Установка состоит из ионно-оптического канала, транспортирующего выведенный протонный пучок фазотрона к мезонообразующей мишени /IX канал фазотрона/, широкоугольной линзы и процедурной кабины.

Мезонная линза /см. рис. 1/, состоящая из железного ядра и восьми круговых катушек возбуждения, создает аксиально-симметричное магнитное поле с осью симметрии, направленной вертикально. Мезоны, образованные протонным пучком в мишени из вольфрама или меди, расположенной



на оси симметрии между нижней парой катушек возбуждения, фокусируются вертикально вверх на расстоянии ~ 25 см от верхней поверхности магнита. Магнитное поле сформировано таким образом, что при телесном угле захвата мезонов $\sim 0,22$ ср угол расходимости пучка мезонов в фокусе не превышает 10° к оси пучка. При этом практическое отсутствие рассеянного магнитного поля в области фокуса пучка де-

Рис. 1. Схема формирования медицинского π^- -мезонного пучка. р - протонный пучок, М - мезонообразующая мишень, МЛ - широкоугольная магнитная линза, ПС - стол для фиксации пациента, РЦ - рентгеновский центратор, ПК - процедурная кабина.

лает возможным применение фотоумножителей в измерительной аппаратуре, располагаемой в области фокуса пучка. Внутри мезонного магнита размещена вакуумная камера, на дне которой крепится устройство для перемещения мишеней, позволяющее дистанционно в автоматическом режиме вводить и выводить из протонного пучка требуемую мишень. Между мишенью и областью фокуса расположен центральный защитный сердечник, который служит для защиты от прямого излучения из мишени нейтральных частиц. На защитном сердечнике крепятся четыре спиральные лопасти из меди с углом разворота 120° , выделяющие пучок мезонов с заданным знаком заряда. Кроме этого внутри вакуумной камеры крепятся медные шайбы, формирующие внешнюю огибающую мезонного пучка. Конпоновка мезонной линзы, а также размеры ее элементов, форма огибающей пучка и форма спиральных лопастей были выбраны в результате детальных расчетов магнитных полей и траекторий движения мезонов в этих полях для различных вариантов мезонной линзы^{10,11/}. Реализованный вариант мезонной линзы обеспечивает получение интенсивных мезонных пучков с дисперсией по импульсу порядка нескольких процентов и варьируемой энергией до 80 МэВ.

Целью настоящей работы явилось изучение физико-дозиметрических характеристик мезонных пучков, формируемых с помощью широкоугольной магнитной линзы, и обсуждение первых полученных результатов.

3. МЕЗОННЫЕ ПУЧКИ С ИМПУЛЬСОМ 80 ± 170 МэВ/с

Пространственное распределение мезонного пучка в области фокуса, а также глубинодозовые распределения и кривые Брэгга в водном фантоме для пучка с различными значениями импульса в диапазоне 80 ± 170 МэВ/с были измерены с помощью устройства "Изодозограф"^{11/12/}. Измерения проводились на связи с ЗВМ НР 21МХ полупроводниковым Si-i-Li детектором с диаметром чувствительного слоя 1 см и его толщиной ~1мм. В качестве монитора интенсивности протонного пучка использовалась воздушная ионизационная камера. Абсолютная калибровка тока камеры была произведена с точностью ~15 : 20% с помощью калориметров. Калибровка показаний полупроводникового датчика при измерении кривых Брэгга производилась посредством определения мощности дозы дозиметром VAJ-18 с шаровой воздушной ионизационной камерой, который прошел соответствующую аттестацию. Измерения кривых Брэгга полупроводниковым детектором и дозиметром VAJ-18 показали, что их относительная форма совпадает с точностью до нескольких процентов^{19/}. Это позволяет проводить калибровку кривых

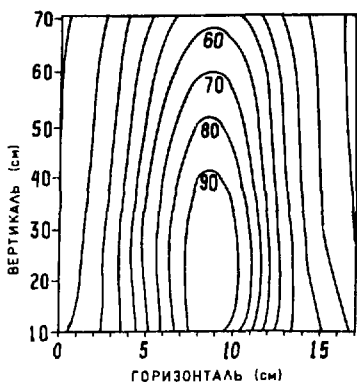
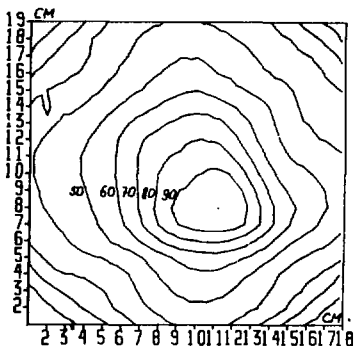


Рис. 3. Распределение плотности потока мезонов на расстоянии 1 см от мезонной линзы.

Рис. 2. Распределение плотности потока мезонов в вертикальной плоскости.



Брэгга и глубинодозовых распределений посредством измерения мощности дозы в одной точке на входе в фантом.

Размеры мезонного пучка в области фокуса были оценены с помощью измерения пространственного распределения плотности потока мезонов в воздухе. На рис. 2 показаны изоуровни такого распределения в вертикальной плоскости, параллельной направлению пучка. Если оценивать размеры пучка по 50% изоуровню, то протяженность области фокуса вдоль оси пучка составляет ~70 см, а поперечный размер пучка равен примерно 9 см. На рис. 3-5 представлены результаты измерения плотности потока мезонов в плоскостях, перпендикулярных оси пучка, на расстояниях 1 см, 25 см и 50 см от поверхности мезонного магнита. Из рисунков следует, что на выходе из мезонной линзы и за центром области фокуса изоуровни имеют квадратную форму, что обусловливается влиянием четырех разделительных спиральных лопастей. В центральной плоскости частицы пучка смещаются, и линии изоуровней приблизительно экстраполируются концентрическими окружностями, соответствующими двумерному гауссову распределению с полушириной ~9 см. В предположении, что при отсутствии разделительных лопастей изолинии распределения плотности потока на выходе из мезонного магнита будут иметь вид концентрических окружностей с диаметром, равным диагонали квадратов на рис. 3, была сделана оценка потерь пучка на разделительных лопастях. Ее величина ~25% согласуется с расчет-

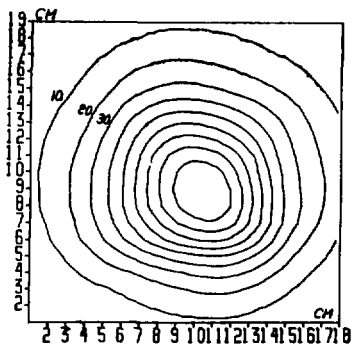


Рис. 4. Распределение плотности потока мезонов на расстоянии 25 см от мезонной линзы.

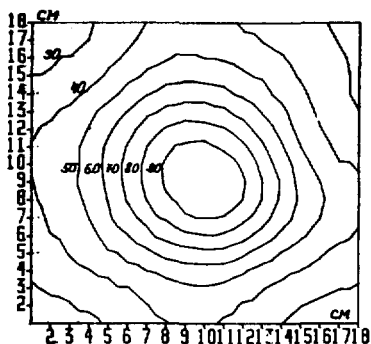


Рис. 5. Распределение плотности потока мезонов на расстоянии 50 см от мезонной линзы.

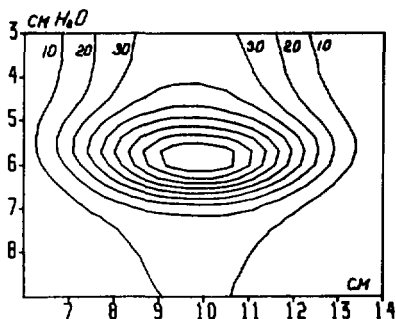


Рис. 6. Глубинодозовое распределение π^- -мезонного пучка с энергией 46 МэВ.

ным значением потерь пучка на разделительных лопастях ~30%.

На рис. 6 представлено глубинодозовое распределение для пучка с энергией отрицательных пионов 46 МэВ, измеренное в водном фантоме. Пучок проходил через свинцовый коллиматор с отверстием 5×10 см², который располагался перед входной плоскостью фантома. Из рисунка видно, что вклад в дозу от слабоионизирующих компонент пучка в области пика Брэгга составляет 10 : 15%, а доза на входе в фантом примерно в три раза меньше дозы в пике Брэгга. Если при этом учесть увеличение ОБЗ пионного пучка в области пика Брэгга, то отсюда следует, что для пучка отрицательных пионов можно добиться наилучшей локализации дозы в области пика Брэгга по сравнению с протонным пучком.

Для определения зависимости среднего значения импульса мезонного пучка от значения тока в катушках возбуждения мезонной линзы, а также для оценки импульсного разрешения мезонной линзы, диапазона возможных пробегов в ткани пионов и значения

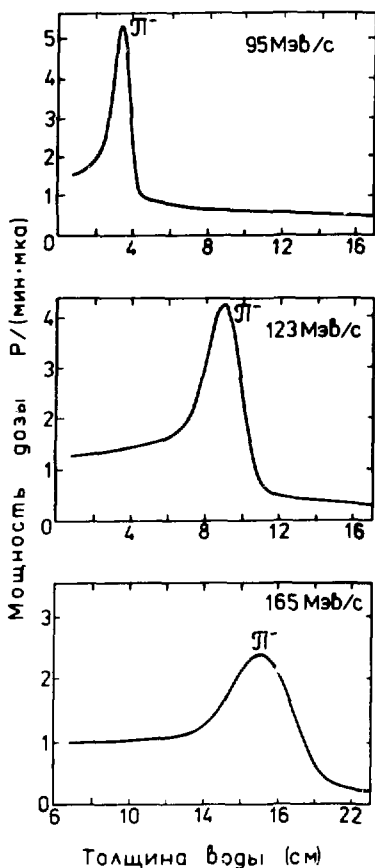


Рис. 7. Кривые Брэгга пучков отрицательных мезонов.

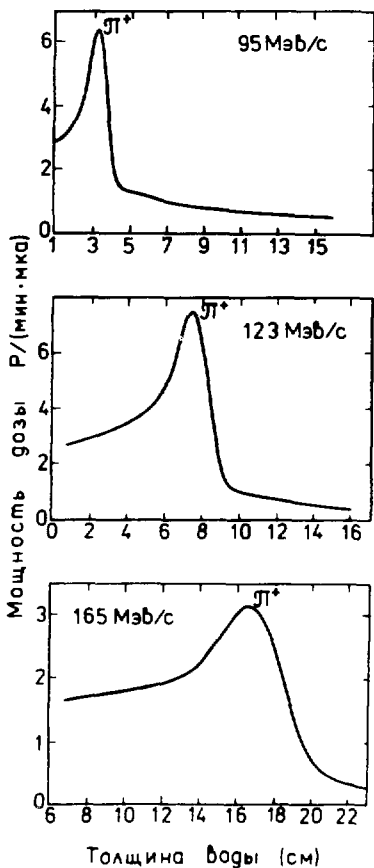


Рис. 8. Кривые Брэгга пучков положительных мезонов.

мощности дозы в пике Брэгга на единицу тока протонного пучка были измерены кривые Брэгга положительно и отрицательно заряженных мезонных пучков для различных значений тока в катушках возбуждения. Часть этих кривых представлена на рис. 7 и 8. При обработке данных измерений предполагалось, что импульсное распределение пучка имеет гауссову форму, и вклад в значение

дозы в области пика Брэгга от примеси в пучке мюонов и электронов /позитронов/ можно экстраполировать постоянным уровнем. Для определения среднего пробега R и его дисперсии σ_R использовались известные теоретические соотношения для кривой ионизационных потерь в воде для параллельного пучка тяжелых заряженных частиц^{/13/}, причем брались данные для положительно заряженных пучков, кривые Брэгга которых в основном определяются ионизационными потерями. Значение импульсного разрешения мезонной линзы определялось из соотношения

$$\frac{\Delta P}{P} = 2,36 \cdot \frac{T + m_{\pi}}{P^2} \frac{dT}{dx} \sqrt{\sigma_R^2 - \sigma_S^2} \cdot 100 (\%),$$

где P, T, $\frac{dT}{dx}$ - табличные значения импульса, кинетической энергии и удельных ионизационных потерь пиона для данного значения среднего пробега R, а $\sigma_S = 0,046 \cdot R$ - дисперсия пробега пионов, определяемая страгглингом. Среднее значение импульсного разрешения мезонной линзы равно $\epsilon P/P(\%) = 5,85 \cdot 0,33$. В табл.1 представлены некоторые параметры пучка отрицательных мезонов для вольфрамовой мишени, полученные при обработке результатов измерения кривых Брэгга в водном фантоме.

Таблица 1. Параметры пучка отрицательных мезонов /J - значение тока в катушках возбуждения мезонной линзы, ΔR - ширина кривой Брэгга, D_{\max} - мощность дозы в макс кривой Брэгга на 1 мкА тока протонного пучка

π ⁻ -пучок, мишень W						
J	P	R	Δ R	D _{max}	$\frac{D_{\max}}{D_{\text{входа}}}$	
А	МэВ/с	г/см ² ·H ₂ O	г/см ² ·H ₂ O	Р/мин·мкА		
400	76	1,8 ± 0,1	0,4 ± 0,1	4,6 ± 0,5	2,8	
500	95	3,7 ± 0,1	0,7 ± 0,1	5,1 ± 0,5	3,6	
600	112	6,1 ± 0,1	1,3 ± 0,1	5,0 ± 0,5	3,9	
660	123	8,0 ± 0,1	1,6 ± 0,1	4,7 ± 0,5	3,7	
800	149	13,7 ± 0,1	2,7 ± 0,1	3,4 ± 0,4	3,1	
900	165	17,9 ± 0,1	3,0 ± 0,1	2,3 ± 0,3	2,6	

Из табл. 1 следует, что диапазон пробегов пучков отрицательных мезонов позволяет проводить лучевую терапию внутренних органов, а полученные значения мощности дозы в пике Брэгга при токе фазотрона в несколько мкА дают возможность про-

ведения клинических исследований на пучке отрицательных мезонов, причем большое отношение дозы в пике Брэгга к дозе на входе позволит достаточно эффективно использовать однопольное облучение.

4. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

На фазотроне ЛЯП получен медицинский π^- -мезонный пучок с дозой в пике Брэгга 5 рад/мин на один микроампер протонного пучка, при этом отношение дозы на поверхности облучаемого объекта к дозе в пике Брэгга достигает значения 4. Это позволяет начать радиобиологические исследования и отработку методики лучевой терапии. Для сравнения в табл. 2 приведены некоторые параметры биомедицинских каналов мезонных фабрик.

Таблица 2. Основные параметры π^- -мезонных пучков

	LAMPF/2,15/	TRIUMF/16/	SIN/17/	Дубна
P (МэВ/с)	160	148	150	149
$e^- + \pi^-$ (%)	15	40	18	15
D_{\max} (рад/мин·мкА)	0,5	0,2	5	3
Мишень	C	C	Be	Cu

Из табл. 2 следует, что медицинский π^- -мезонный пучок на фазотроне ЛЯП по качеству не уступает пучкам мезонных фабрик. Кроме этого, можно отметить, что модернизация ионно-оптического канала IX фазотрона¹⁴ позволит оптимизировать размеры протонного пучка на мишени. В результате оптимизации при переходе к вольфрамовой мишени ожидается увеличение мощности дозы в пике Брэгга примерно в 1,5 раза при одновременном уменьшении примеси электронов в 2 : 3 раза.

ЛИТЕРАТУРА

1. P.H.Fowler, D.H.Perkins - Nature, 1961, 189, p.524.
2. C.Richman - Med. Phys., 1981, 8(3), p.273.
3. L.Rosen - Nucl. Appl., 1968, 5, p.379.
4. H.P.Batho, R.O.Kornelsen - Phys. Med. Biol., 1970, 15, p.141.

5. W.Horsi, D.Conrad - Fortschr. Roentfentst, 1966, 105, p.299.
6. H.S.Kaplan et al. - Radiology, 1973, 108, p.159.
7. Vecsey et al. - In: Proc. VI Int. Conf. Kagnet. Techn., Bratislava, 1977, p.361.
8. О.В.Савченко - ОИЯИ, Б1-13-6255, Дубна, 1971.
9. В.М.Абазов и др. - Препринт ОИЯИ Р13-8079, Дубна, 1974.
10. В.М.Абазов, О.В.Савченко - ОИЯИ, Б1-13-9782, Дубна, 1976.
11. В.М.Абазов, О.В.Савченко, С.Н.Тихонов - Препринт ОИЯИ Р13-80-707, Дубна, 1980.
12. С.А.Кутузов - Сообщение ОИЯИ Р10-89-194, Дубна, 1989.
13. R.Mather, E.Segre - Phys. Rev., 1951, 84, p.191.
14. В.М.Абазов и др. - Сообщение ОИЯИ, 9-90-64, Дубна, 1990.
15. A.R.Smith et al. - Med. Phys., 1977, 4, p.408.
16. R.M.Hehkelman et al. - J. of Rad. Oncology, Biol. Phys., 1977, 2, p.123.
17. F.Carl et al. - J. Rad. Oncology, Biol. Phys., 1982, 8, p.1499.

Рукопись поступила в издательский отдел
5 февраля 1990 года.