

СООБЩЕНИЯ
ОБЪЕДИНЕННОГО
ИНСТИТУТА
ЯДЕРНЫХ
ИССЛЕДОВАНИЙ
ДУБНА

С3450

P9-84-445

4489/84

Е.С.Кузьмин, И.В.Мирохин, А.Г.Молоканов,
Ю.Л.Обухов, О.В.Савченко

РАСЧЕТ КАНАЛОВ
ДЛЯ ФОРМИРОВАНИЯ И ТРАНСПОРТИРОВКИ
ПРОТОННЫХ ПУЧКОВ
МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ
НА ФАЗОТРОНЕ ОИЯИ

1984

ВВЕДЕНИЕ

В Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ завершаются работы по созданию на фазотроне трактов разводки пучков первой очереди, и, в частности, закончена установка всего оборудования для формирования и транспортировки двух медицинских протонных пучков, которые будут выведены в отдельные специализированные процедурные помещения. В процедурной кабине №1 /рис.1/, предназначенной для сканирующего ротационного облучения глубоко расположенных опухолей, планируется сформировать пучок протонов со средней энергией около 200 МэВ, диаметром поля облучения до 6 см и протяженностью плоской части максимума глубинного распределения дозы до $3,5 \text{ г/см}^2$ мягкой ткани. Для облучения поверхностных и подповерхностных мишеней в этой же кабине намечается использовать протонные пучки со средней энергией около 100 МэВ и диаметром поля облучения 1-2 см. В процедурной кабине №2 /рис.1/ для однопольного облучения опухолей, расположенных вблизи жизненно важных центров, предполагается сформировать протонный пучок со средней энергией около 130 МэВ, диаметром поля облучения до 5 см и протяженностью плоской части максимума дозы до 8 г/см^2 мягкой ткани. Во всех случаях мощность дозы в максимуме распределения должна составлять не менее 100 рад/мин.

Для формирования медицинских протонных пучков в процедурных кабинах №1 и 2 будет применен метод модификации пика Брэгга для немоноэнергетических протонных пучков, получающихся путем торможения в подходящем замедлителе выведенного из ускорителя пучка протонов с начальной энергией около 700 МэВ^{1/}. Этот метод основан на формировании энергетического спектра протонов с помощью магнитной оптики и ступенчатого коллиматора, отбирающего требуемый спектр протонов из широкого энергетического распределения, получающегося при замедлении первичного пучка, и позволяет сформировать терапевтические протонные пучки, распределение дозы в которых наиболее полно удовлетворяет требованиям лучевой терапии - достаточно однородное распределение в широком максимуме и крутой спад за плоской вершиной распределения дозы /так называемая модифицированная кривая Брэгга/. Указанный метод был опробован экспериментально еще до остановки фазотрона ОИЯИ на реконструкцию, при этом была показана практическая возможность формирования модифицированной кривой Брэгга с плоской вершиной протяженностью до $5 \text{ г/см}^2 \text{ H}_2\text{O}$ и крутым спадом за ней около $1 \text{ г/см}^2 \text{ H}_2\text{O}^{2/}$.

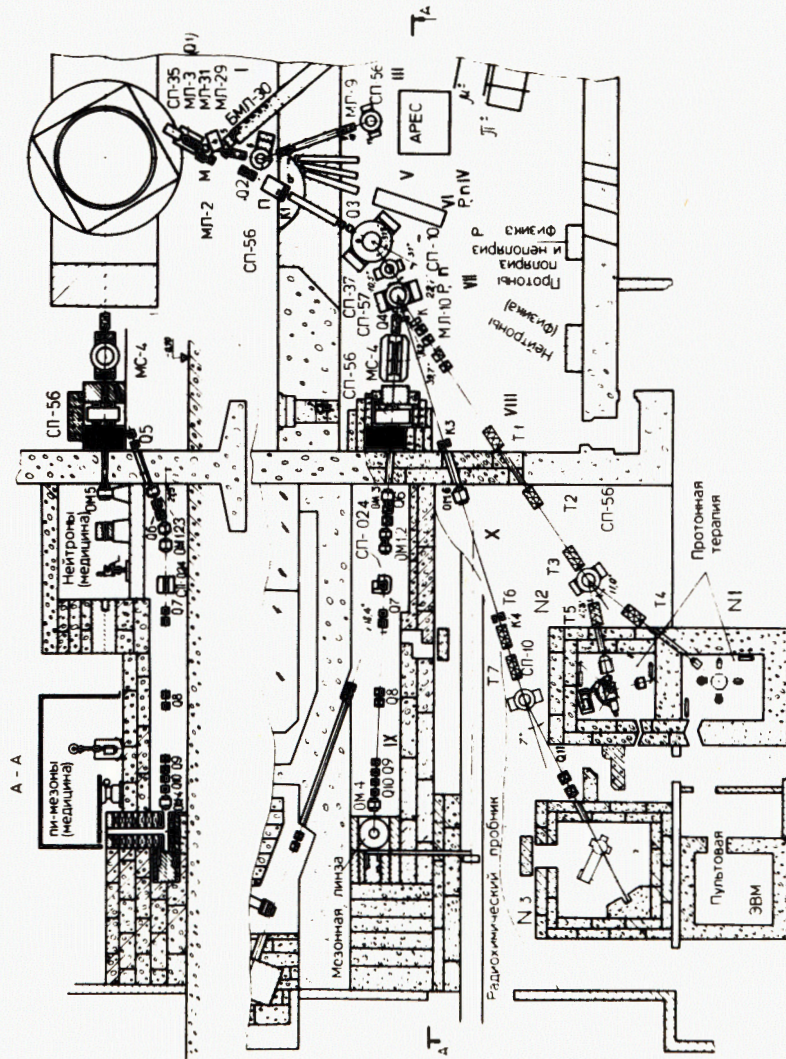


Рис.1. Схема первой очереди разводки медицинских пучков фазотрона.

Целью настоящей работы являются выбор схемы разводки пучков и проведение расчетов по оптимизации условий формирования и транспортировки в процедурные помещения №1 и 2 протонных пучков медицинского назначения с указанными выше параметрами, а также численное моделирование для этих пучков модифицированных кривых Брегга применительно к каждой из выбранных локализаций.

1. ОПИСАНИЕ КАНАЛОВ МЕДИЦИНСКИХ ПРОТОННЫХ ПУЧКОВ

Необходимость использования в качестве ионно-оптических элементов рассматриваемых каналов имеющих в наличии линз и магнитов, применявшихся до реконструкции ускорителя, определило выбор следующей схемы формирования и транспортировки медицинских протонных пучков /канал VIII, рис.1/. Выведенный из камеры ускорителя протонный пучок отклоняется на угол $\sim 8^\circ$ магнитом SP-35, далее с помощью линзы МЛ-3 фокусируется на мезонной мишени /М/ и затем линзой Q2 собирается на вход углеродного замедлителя /П/, уменьшающего начальную энергию пучка до необходимой средней энергии 100, 130 или 200 МэВ. Дистанционно-управляемый углеродный замедлитель /П/ выполнен в виде трех независимо вращающихся барабанов, размещенных внутри защиты, уменьшающей примерно на два порядка потоки нейтронов, возникающих при торможении протонного пучка, и обеспечивающей на своей внешней поверхности после выключения ускорителя допустимый уровень фоновых излучений от выведенной пучком радиоактивности. Два первых /по направлению движения пучка/ барабана имеют отверстия для установки на пути протонов углеродных блоков разной толщины, что обеспечивает выбор суммарной толщины замедлителя в интервале 0-130 см с шагом 1,2 см и получение заторможенного пучка протонов в широком диапазоне энергий от 100 до 700 МэВ. Третий вращающийся барабан, выполненный из стали толщиной 40 см, позволяет выводить на ось пучка круглые или щелевые коллиматоры различных размеров, необходимые для формирования требуемого эмиттанса заторможенного пучка протонов, обеспечивающего его дальнейший анализ и транспортировку.

Магнитный анализ и получение необходимой дисперсии заторможенного пучка протонов осуществляются с помощью трех магнитов: SP-37, SP-10 и SP-57, последовательно отклоняющих пучок в горизонтальной плоскости на углы 31,3; 10,5 и 13,5° соответственно.

Дублет квадрупольных линз Q3, расположенный на выходе коллиматора в защитной стене, позволяет получить пучок оптимальных размеров и осуществить пространственное разделение импульсных компонент заторможенного пучка протонов в месте расположения автоматической коллиматорной системы /К/, формирующей импульсный спектр заторможенных протонов. Эта коллиматорная система представляет собой набор 12 пар подвижных пластин шириной по

1,5 см, образующих регулируемый ступенчатый профиль, пере-
крывающий частично или полностью апертуру отдельных компонент
импульсного распределения протонов, и трансформирующих, таким
образом, имеющееся импульсное распределение в такое, которое
позволяет получить в каждой из процедурных кабин распределение
дозы с заданной модифицированной кривой Брэгга.

Два квадрупольных дублета МЛ-10 и пять квадрупольных триплет-
тов / $T_1 \div T_5$ / служат для транспортировки пучка в процедурные по-
мещения и компенсации линейной дисперсии в области расположения
облучаемого объекта. Магнит СП-56 используется для попеременной
разводки пучков в кабины №1 и 2. Поперечное сечение про-
тонных пучков в каждой из процедурных кабин формируется с по-
мощью набора основных и чистовых коллиматоров, устанавливаемых
непосредственно перед облучаемым объектом.

2. РАСЧЕТ ПАРАМЕТРОВ КАНАЛОВ ДЛЯ ФОРМИРОВАНИЯ И ТРАНСПОРТИРОВКИ МЕДИЦИНСКИХ ПРОТОННЫХ ПУЧКОВ

Исходя из поставленных требований к форме модифицированной
кривой Брэгга, интенсивности пучка и его размерам, выбранная
схема и параметры рассматриваемых каналов должны обеспечить:

1/ транспортировку в процедурные помещения протонных пучков
с достаточно широким импульсным распределением ($\Delta p/p = 6 \div 7\%$) при
допустимых потерях в зале клинико-физического комплекса порядка
 10^8 с^{-1} ;

2/ полную компенсацию линейной дисперсии и получение опти-
мальных размеров пучка в месте расположения облучаемых объектов
в процедурных кабинках №1 и 2.

Эти требования были положены в основу процесса оптимизации,
проведенного в первом приближении на ЭВМ CDC-6500 с помощью
программы "TRANSPORT/360" /3/.

Параметры выведенного из ускорителя пучка и режим работы на-
чального участка тракта /до углеродного замедлителя П/ выбра-
лись такими же, как и для канала IX /4/, поскольку именно этот
вариант режима работы позволяет минимизировать влияние много-
кратного рассеяния на мезонной мишени. Расчеты были выполнены
для той части канала, которая начинается от углеродного замед-
лителя и выхода щелевого коллиматора, задающего эмиттанс затор-
женного пучка протонов.

На первом этапе оптимизации путем варьирования градиентов
магнитных полей квадрупольной линзы Q3 подбирался режим, обес-
печивающий получение крутого спада модифицированной кривой Брэг-
га. В этом случае горизонтальный размер пучка с импульсом
 $p = 1,02 \text{ р}$ и $\Delta p/p = +0,35\%$ приблизительно равнялся ширине щели
коллиматора /K/ - 1,5 см.

Затем путем варьирования градиентов магнитных полей остальных
линз были получены условия компенсации линейной дисперсии и фор-

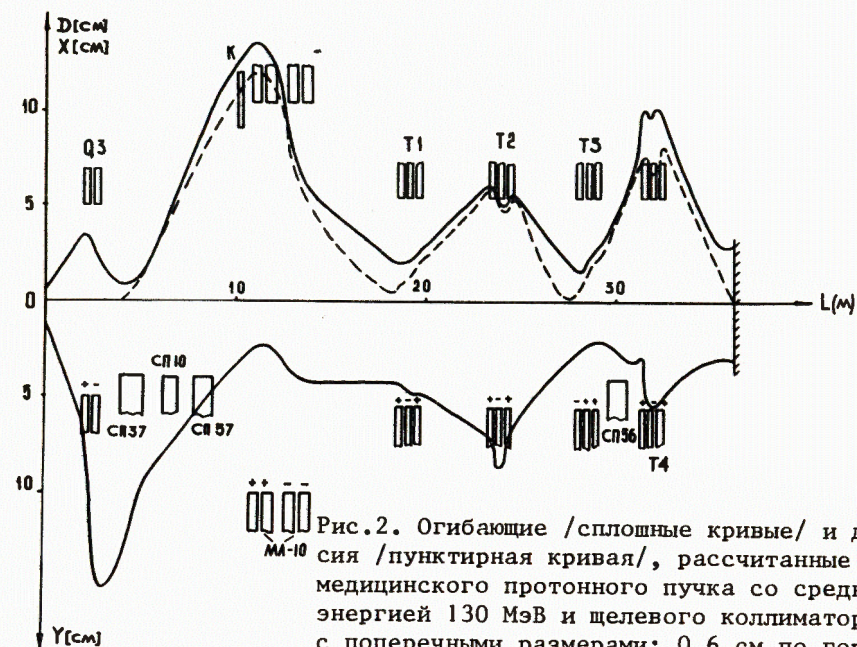


Рис.2. Огибающие /сплошные кривые/ и диспер-
сия /пунктирная кривая/, рассчитанные для
медицинского протонного пучка со средней
энергией 130 МэВ и щелевого коллиматора
с поперечными размерами: 0,6 см по горизон-
тали и 1,5 см по вертикали.

мирования заданных поперечных размеров пучка в местах расположе-
ния облучаемых объектов в процедурных кабинках №1 и 2 при разме-
рах щелевого коллиматора, равных 0,6 см по горизонтали и 1,5 см
по вертикали /рис.2/.

Из характера огибающих, изображенных на этом рисунке, видно,
что с помощью программы "TRANSPORT/360" можно лишь весьма при-
близительно оценить конечные результаты транспортировки данных
пучков с большим начальным фазовым объемом, ввиду отсутствия
достоверной информации о значениях потерь интенсивности на от-
дельных ионно-оптических элементах тракта. Но поскольку условия
компенсации дисперсии не зависят от размеров щелевого коллима-
тора, а поперечные размеры пучков в процедурных кабинках фактиче-
ски определяются апертурами последних магнитных элементов /см.
рис.2/, то для выбора оптимальных размеров щелевого коллиматора
путем моделирования транспортировки пучков методом Монте-Карло
с помощью программы DECAY TURTLE /5/ были взяты режимы работы
каналов, подобранные для коллиматора $0,6 \times 1,5 \text{ см}^2$ указанным
выше способом /табл.1/. Результаты этих вычислений для интен-
сивности выведенного пучка протонов перед замедлителем 7,0 мкА
представлены в табл.2.

Как видно из данных этой таблицы, оптимальные размеры щеле-
вого коллиматора при допустимом уровне потерь в зале клинико-
физического комплекса 10^8 с^{-1} составляют 1,0 см по горизонтали

Таблица 1

Значения величин магнитной индукции /на полюсах для квадрупольей и в медианных плоскостях для магнитов/ для трех режимов транспортировки медицинских протонных пучков /кГс/

Элемент	Кабина № 1		Кабина № 2
	T=200	T=100	T=130
Q3	3,419	2,908	3,388
	-3,453	-2,551	-2,928
СП-37	9,544	6,627	7,613
СП-10	5,911	4,080	4,687
СП-57	-4,867	-3,359	-3,859
ММ-10	0,75	0,512	0,678
	0,75	0,512	0,678
	-0,75	-0,512	-0,678
	-0,75	-0,512	-0,678
Т1	2,011	1,371	1,531
	-2,011	-1,371	-1,531
	2,011	1,371	1,531
Т2	3,47	2,406	3,84
	-3,47	-2,406	-3,84
	3,47	2,406	3,84
Т3	3,29	2,337	-1,103
	-3,29	-2,337	+1,103
	3,29	2,337	-1,103
СП-56	-3,965	-2,737	7,805
Т4	2,818	1,879	4,542
	-2,818	-1,879	-4,542
	2,818	1,879	4,542

и 1,5 см по вертикали. Результаты моделирования транспортировки медицинских протонных пучков для такого целевого коллиматора, представленные в табл.3 и на рис.3, показывают возможность таких режимов работы рассматриваемых каналов, при которых обеспечивается выполнение всех сформулированных выше клинико-физических требований к формированию и транспортировке таких пучков.

3. МЕТОД РАСЧЕТА КРИВОЙ БРЭГГА

Для задания энергетического распределения протонов, требуемого для формирования модифицированной кривой Брэгга с плоской

Таблица 2

Коэффициенты ослабления медицинских протонных пучков с различными энергиями при торможении /K1/, при прохождении целевого коллиматора /K2/, в процессе транспортировки от выхода целевого коллиматора до объекта /K3/, распределение потерь /П.П. - полные потери интенсивности при транспортировке от щели до объекта. П1 - потери в зале клиничко-физического комплекса, ПК - потери в кабине/, интенсивность пучка /I/ в месте расположения объекта и плотность пучка (J) на образце для пучков трех рассматриваемых энергий при различных размерах /Р.Щ.К./ целевого коллиматора

$$E = 100 \text{ МэВ}, K1 = 21$$

Р.Щ.К.	6x15	9x15	15x15	15x30
K2	1802	686,5	187	43
K3	25	34,4	71,6	199,4
П.П.	1,1 10 ⁹	3,1 10 ⁹	11 10 ⁹	48,2 10 ⁹
П1	0	0	0	0
П.К.	2 10 ⁸	6,2 10 ⁸	17,8 10 ⁸	44,7 10 ⁸
I	0,46 10 ⁸	0,88 10 ⁸	1,56 10 ⁸	2,43 10 ⁸
J	2,62 10 ⁷	4,98 10 ⁷	8,8 10 ⁷	13,7 10 ⁷

$$E = 200 \text{ МэВ} \quad K1 = 15$$

Р.Щ.К.	6x15	9x15	15x15	15x30
K2	390	192	72	21
K3	3,395	4,48	6,99	23,4
П.П.	5,27 10 ⁹	11,8 10 ⁹	34,7 10 ⁹	13,2 10 ⁹
П1	1,5 10 ⁸	4,32 10 ⁸	11 10 ⁸	21,0 10 ⁸
П.К.	5,4 10 ⁸	10,3 10 ⁸	21,1 10 ⁸	74,5 10 ⁸
I	2,2 10 ⁹	3,39 10 ⁹	5,79 10 ⁹	5,91 10 ⁹
J	0,78 10 ⁸	1,2 10 ⁸	2,05 10 ⁸	2,09 10 ⁸

$$E = 130 \text{ МэВ} \quad K1 = 19,2$$

Р.Щ.К.	6x15	9x15	15x15	15x30
K2	1109	437	149	36
K3	3,361	3,978	5,805	10,986
П.П.	1,49 10 ⁹	3,9 10 ⁹	12,6 10 ⁹	57,5 10 ⁹
П1	0,9 10 ⁸	2,56 10 ⁸	5,7 10 ⁸	18,7 10 ⁸
П.К.	0,13 10 ⁸	0,45 10 ⁸	3,76 10 ⁸	10,9 10 ⁸
I	5,6 10 ⁸	13,1 10 ⁸	26,3 10 ⁸	57,6 10 ⁸
J	2,85 10 ⁷	6,67 10 ⁷	15,85 10 ⁷	29,3 10 ⁷

Таблица 3

Коэффициенты ослабления протонных пучков с разными энергиями при торможении /K1/, при прохождении щелевого коллиматора /K2/, в процессе транспортировки от выхода щелевого коллиматора размером 1,0 см по горизонтали и 1,5 см по вертикали до объекта облучения /K3/, распределение потерь и конечные результаты формирования и транспортировки

	Кабина № I		Кабина № 2
	T=200 МэВ	T=100 МэВ	T=130 МэВ
K1	I5	2I	I9,2
K2	I68	534	340
K3	4,88	42,1	4,26
K1xK2xK3	$1,23 \cdot 10^4$	$4,73 \cdot 10^5$	$2,78 \cdot 10^4$
K2xK3	$0,82 \cdot 10^3$	$2,25 \cdot 10^4$	$1,45 \cdot 10^3$
Полные потери интенсивности при транспортировке от щели до объекта	$13,8 \cdot 10^9$	$3,8 \cdot 10^9$	$5,1 \cdot 10^8$
Потери в пристройке № 4	$5,7 \cdot 10^8$	0	$3,3 \cdot 10^8$
Потери в кабине	$12 \cdot 10^8$	$6,6 \cdot 10^8$	$0,73 \cdot 10^8$
Интенсивность пучка в месте расположения объекта	$3,56 \cdot 10^9$	$0,926 \cdot 10^8$	$15,7 \cdot 10^8$
Плотность пучка на объекте /с ⁻¹ х см ⁻² /	$1,26 \cdot 10^8$	$0,523 \cdot 10^8$	$0,802 \cdot 10^8$
Мощность дозы в максимуме кривой Брэгга при полностью открытом коллиматоре K /рад. мин ⁻¹ /	$1,0 \cdot 10^3$	$7 \cdot 10^2$	$6+9 \cdot 10^2$

вершиной, был разработан численный метод расчета ионизационной кривой - кривой Брэгга для произвольной функции распределения пробегов протонов по толщине поглощающего вещества $f(R)$.

В основу метода расчета положена теория, развитая Р.Мазером и Э.Серге в ^{16/}. Дополнительно вводится функция, учитывающая ослабление пучка за счет ядерных взаимодействий и многократного кулоновского рассеяния.

Если $i(\xi)$ - линейные потери энергии протона на расстоянии ξ от конца пробега в поглощающем материале, $f(R)$ - функция распределения пробегов протонов в зависимости от толщины R поглощающего материала, однозначно зависящая от энергетического распределения протонов, то, если бы не было ослабления протонного пучка, суммарную ионизацию, производимую пучком протонов

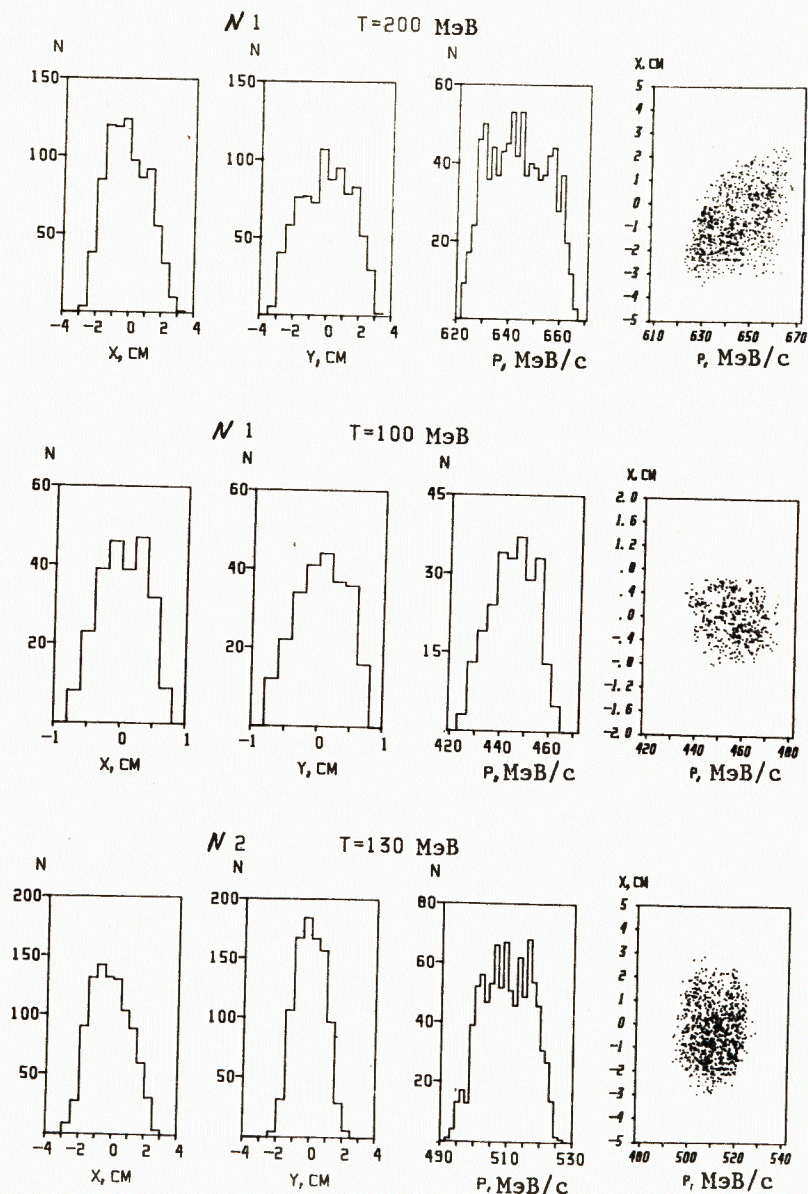


Рис.3. Пространственные и импульсные распределения медицинских протонных пучков в процедурных помещениях (N1) и (N2) в месте расположения облучаемого объекта, рассчитанные для трех значений энергии пучка и размеров щелевого коллиматора углеродного замедлителя: 1,0 см по горизонтали и 1,5 см по вертикали. Режим работы каналов соответствует данным табл.1 и 3.

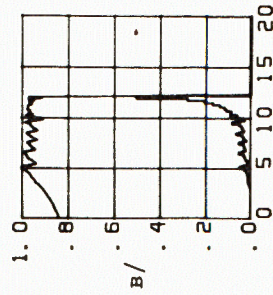
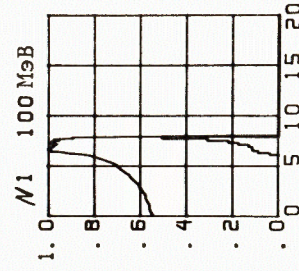
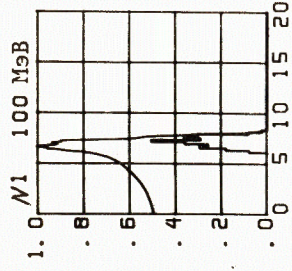
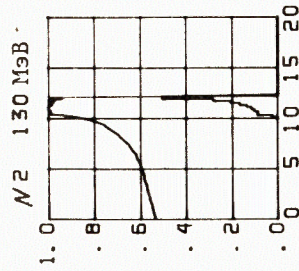
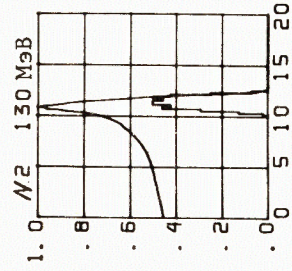
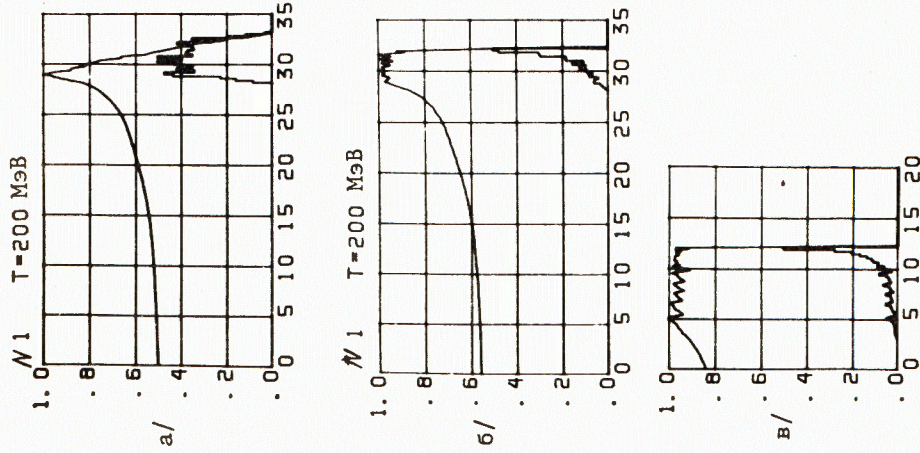


Рис. 4. Глубинные распределения доз медицинских протонных пучков в месте расположения облучаемых объектов в процедурных помещениях №1 и 2. По оси абсцисс - толщина мягкой ткани в г/см². По оси ординат - поглощенная доза на оси пучка в относительных единицах. Гистограммы в области максимума дозы представляют собой распределения плотности остановок протонов в относительных единицах для соответствующего распределения дозы.

на толщине t , можно описать интегралом: $I(t) = \int_t^{\infty} f(R)i(R-t)dR$. Однако эта формула хорошо описывает форму кривой Брэгга только в области пика. Чтобы описать форму кривой Брэгга во всем диапазоне толщин необходимо учесть ослабление пучка протонов за счет ядерных взаимодействий и многократного кулоновского рассеяния, а также вклад вторичных частиц. Для протонных пучков с энергией до 200 МэВ вклад вторичных частиц в дозу составляет не более 10%^[7], и при расчете кривой Брэгга им можно пренебречь. Для учета ослабления пучка за счет ядерных взаимодействий и многократного кулоновского рассеяния введем функцию $G(R-t)$, обозначающую во сколько раз пучок протонов ослабляется при прохождении толщины $(R-t)$ вещества. На толщине t ионизацию создают протоны, спектр которых описывается функцией распределения пробегов $f(R)G(R-t)$, и суммарная ионизация от пучка протонов на толщине t будет описываться формулой $I(t) = \int_t^{\infty} f(R)G(R-t)i(R-t)dt$.

Для протонов с энергией ниже 300 МэВ зависимость линейных потерь энергии от толщины вещества может быть описана степенной функцией $i = \text{const } R^{-n} / n = 0,44$ для ткани^[8].

С учетом этого суммарную ионизацию можно записать $I(t) = \text{const} \int_t^{\infty} f(R)G(R-t)(R-t)^{-n} dR$.

Функция ослабления пучка $G(R-t)$ зависит от материала, через который проходит пучок и от геометрических условий измерения кривой Брэгга. В настоящей работе использовалась функция $G(R-t)$, рассчитанная на основе экспериментальных данных для широкого пучка протонов /диаметром ≈ 10 см/ в водяном замедлителе, полученных на синхротроне ЛЯП ОИЯИ до его реконструкции. С помощью данного метода рассчитывались распределения пробегов протонов, позволяющие получить модифицированные кривые Брэгга.

5. ЧИСЛЕННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ МОДИФИЦИРОВАННЫХ КРИВЫХ БРЭГГА, ФОРМИРУЕМЫХ В ПРОЦЕДУРНЫХ ПОМЕЩЕНИЯХ №1 И 2

При расчете результатов транспортировки пучка в процедурные помещения №1 и 2 путем подбора конфигурации ступенчатого коллиматора моделировалось распределение протонов по импульсу, позволяющее получить модифицированную кривую Брэгга с плоской вершиной и крутым спадом дозы за ней.

На рис.4 приводятся кривые Брэгга, рассчитанные для пучков со средними энергиями 100 и 200 МэВ, используемых в кабине №1 (N1), и для пучка со средней энергией 130 МэВ, используемого в кабине №2 (N2). На рис.4а представлены кривые Брэгга, получаемые при полностью открытом коллиматоре К /гистограммы в районе максимума дозы представляют собой распределения плотностей остановок протонов по толщине вещества/. Для того чтобы модифицировать исходные кривые Брэгга в распределение дозы с плос-

кой вершиной и крутым спадом дозы за ней, подбирались такая ступенчатая форма коллиматора К, чтобы он пропускал только определенную часть спектра протонов, которая обеспечивала бы формирование кривой Брэгга заданной формы. Полученные таким методом модифицированные кривые Брэгга изображены на рис.4б.

Протяженности плоских частей максимума дозы составляют 3,5 г/см² для $T_p = 200$ МэВ, 1,7 г/см² для $T_p = 130$ МэВ и 1,3 г/см² для $T_p = 100$ МэВ.

Мощности доз в максимумах модифицированных кривых Брэгга составляют не менее 100 рад/мин. для пучков всех трех энергий.

Для пучка с $T_p = 130$ МэВ в кабине №1 была дополнительно рассчитана кривая Брэгга, сформированная с помощью гребенчатого фильтра. Форма гребенчатого фильтра выбиралась из условия получения модифицированной кривой Брэгга с плоской вершиной протяженностью ~8 г/см². В качестве исходного распределения дозы использовался не монохроматический пучок, как обычно, а модифицированная кривая Брэгга с плоской вершиной протяженностью 1,7 г/см².

При моделировании к исходному распределению дозы по толщине вещества прибавлялись такие же распределения, смещенные относительно первоначального. Кривая Брэгга, изображенная на рис.4в, получена в результате суммирования кривых Брэгга, смещенных относительно первоначальной от 2,0 до 7,2 г/см². Мощность дозы при использовании гребенчатого фильтра уменьшается в 3-4 раза.

Таким образом, проведенные расчеты показали возможность выбора таких режимов работы канала VIII фазотрона, при которых обеспечиваются оптимальные условия формирования и транспортировки в процедурные помещения №1 и 2 протонных пучков медицинского назначения и выполнение всех клинико-физических требований к параметрам таких пучков.

ЛИТЕРАТУРА

1. Молоканов А.Г., Савченко О.В. Авт.свид. СССР № 658517 от 11.05.1977 г. Бюл.ОИПОТЗ, 1979, № 15, с.174.
2. Зорин В.П. и др. ОИЯИ, Р16-11080, Дубна, 1977.
3. Brown K.L. et al. CERN, 80-04, Geneva, 1980.
4. Кузьмин Е.С. и др. ОИЯИ, 9-82-406, Дубна, 1982.
5. Brown K.L., Iselin C. CERN, 74-2, Geneva, 1974.
6. Mather R., Segre E. Phys.Rev., 1951, vol.84, p.191.
7. Гольдин Л.Л. и др. УФН, 1973, т.110, вып.1, с.77.
8. Бугарчев Б.Б. и др. В сб.: Вопросы дозиметрии. Атомиздат, М., 1969, вып.10, с.30.

Рукопись поступила в издательский отдел
26 июня 1984 года.

Кузьмин Е.С. и др.

Р9-84-445

Расчет каналов для формирования и транспортировки протонных пучков медицинского назначения на фазотроне ОИЯИ

Представлены результаты численного моделирования процессов формирования и транспортировки терапевтических протонных пучков фазотрона ЛЯП ОИЯИ со средними значениями энергии 100, 130 и 200 МэВ с модифицированной формой кривой Брэгга. Для получения глубинного распределения дозы с плоской вершиной и крутым спадом применяется метод формирования пучка с необходимым энергетическим спектром из немоноэнергетического пучка. Проведенные расчеты показали возможность выбора таких режимов работы канала, при которых обеспечивается выполнение клинико-физических требований к параметрам терапевтических протонных пучков. Протяженности плоских вершин максимумов доз составляют 1,3 г/см² для энергии 100 МэВ, 1,7 г/см² для 130 МэВ и 3,5 г/см² для 200 МэВ. Мощности доз в максимумах модифицированных распределений не менее 100 рад/мин.

Работа выполнена в Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ.

Сообщение Объединенного института ядерных исследований. Дубна 1984

Перевод О.С.Виноградовой

Kuzmin E.S. et al.

Р9-84-445

Calculation of Channels for Forming and Transport of Medical Proton Beams at the JINR Phasotron

Results of Monte Carlo simulation of forming and transporting processes of therapeutic proton beams with a modified Bragg curve at the JINR phasotron are presented. The mean energy of proton beams are about 100, 130 and 200 MeV. To provide the flat-topped depth-dose distributions with a steep back slope, the method of extracting the beam with a necessary energy spectrum from a nonmonoenergetic beam is used. It is shown by calculations that it is possible to choose such modes of the channel operation at which clinical-physical requirements to the parameters of medical proton beams are satisfied. Extensions of flat-tops of depth-dose distributions are 1.3 g/cm², 1.7 g/cm² and 3.5 g/cm² for the 100 MeV, 130 MeV and 200 MeV beam energies, respectively. Dose rate in the flat-top depth-dose distributions are not less than 100 rad per minute.

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

Communication of the Joint Institute for Nuclear Research. Dubna 1984