

P18-2006-86

Н. А. Морозов, О. В. Савченко

**ВОЗМОЖНЫЕ ВАРИАНТЫ КАНАЛА
ДЛЯ ПРОТОННОЙ ТЕРАПИИ ОПУХОЛЕЙ
ГЛАЗА НА ФАЗОТРОНЕ ЛЯП ОИЯИ**

Морозов Н. А., Савченко О. В.

P18-2006-86

Возможные варианты канала для протонной терапии опухолей глаза на фазотроне ЛЯП ОИЯИ

Предложены и рассмотрены четыре новых варианта канала для протонной терапии опухолей глаза на фазотроне ЛЯП ОИЯИ. Проведенные расчеты показали, что для некоторых вариантов возможно выбрать такие режимы работы канала, при которых обеспечивается выполнение клинико-физических требований к параметрам протонных пучков для облучения опухолей глаза.

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

Сообщение Объединенного института ядерных исследований. Дубна, 2006

Morozov N. A., Savchenko O. V.

P18-2006-86

Possible Variants of Channel for Proton Therapy of Eye Tumours at the JINR Phasotron

Four new variants of the channel for proton therapy of eye tumours at the JINR phasotron are proposed and considered.

It is shown by calculations that for several variants it is possible to choose such a mode of the channel operation at which clinical-physical requirements to the parameters of proton beams for irradiation of eye tumours are satisfied.

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

Communication of the Joint Institute for Nuclear Research. Dubna, 2006

ВВЕДЕНИЕ

Протонная терапия злокачественных опухолей глаза составляет более половины всех локализаций, к которым применяется протонное облучение [1]. Это обусловлено благоприятными особенностями протонного излучения, позволяющими формировать дозные распределения, близкие к оптимальным, обеспечивать высокий градиент дозы в конце пробега и по краям поперечного сечения пучка, а также при необходимости уменьшать дозу на поверхности облучаемого объекта по сравнению с дозой в мишени. Становится возможным подводить высокие поглощенные дозы к внутриглазной меланоме при крупном фракционировании без существенной лучевой нагрузки на здоровые структуры глаза.

Впервые метод однопольного протонного облучения внутриглазных меланом на протонном пучке с энергией 160 МэВ был разработан и применен в Массачусетском главном госпитале и Гарвардской циклотронной лаборатории в июле 1974 г. [2]. В последующем облучение глаза на пучке альфа-частиц было осуществлено в 1978 г. в Лаборатории Лоуренса в Беркли (США), затем лучевая терапия опухолей глаза на протонных пучках начала проводиться с 1984 г. в Институте Пауля Шеррера (Швейцария), в Клатебридже (Англия) и Уппсале (Швеция) с 1989 г., в Лома-Линде (США) с 1990 г. и в Орсе (Франция) с 1991 г. Наибольший клинический опыт при лечении увеальной меланомы с использованием только протонных пучков накоплен в Гарварде и PSI (около 4,5 тыс. пациентов). При этом излечение составило 95 % [3].

В нашей стране протонное облучение внутриглазных мишеней было начато в 1976 г. в ИТЭФ на протонном пучке с энергией 70 МэВ [4, 5]. Среднее число заболеваний меланомой глаза составляет в разных странах от 5 до 7 случаев на миллион населения в год [6, 7], и для России ожидаемое количество таких пациентов будет достигать около 1 тыс. в год. Существующий медико-технический комплекс в ИТЭФ, функционирующий на базе протонного синхротрона с максимальной энергией 7 ГэВ, может обеспечить протонную терапию примерно 200 пациентам в год. Поэтому организация протонной терапии опухолей глаза в других действующих в РФ центрах протонной терапии несомненно является актуальной задачей. В ПИЯФ (Гатчина) это невозможно осуществить из-за необходимости тормозить протонный пучок с энергией 1 ГэВ (пробег 365 г/см^2 углерода) до энергии 70 МэВ, что

ухудшает его параметры до неприемлемых значений по интенсивности и импульсному разбросу.

Параметры пучка для протонной терапии опухолей глаза на основе накопленного опыта действующих центров такой терапии должны удовлетворять следующим основным требованиям, представленным в табл. 1 [8].

Таблица 1. Параметры протонных пучков в действующих центрах протонной терапии опухолей глаза

Параметры протонного пучка	Пределы параметров	Среднее значение параметров
Энергия протонного пучка в процедурной кабине, МэВ	61–100	72
Размер поля облучения, мм	5–20	15
Боковой градиент дозного поля для расширенного пика Брэгга (расстояние, на котором происходит уменьшение дозы от 80 до 20 %), мм Н ₂ О	1,1–1,5	1,2
Продольный градиент дозного поля на спаде расширенного пика Брэгга (расстояние, на котором происходит уменьшение дозы от 80 до 20 %), мм Н ₂ О	0,75–2,9	1,2
Мощность дозы в объекте облучения, Гр/мин	5–60	27
Доза на одну фракцию облучения, Гр	13–14	13,5
Длительность одного сеанса облучения, с	10–80	30

Первые попытки реализовать протонный пучок с энергией 100 МэВ были предприняты на медико-техническом комплексе ЛЯП ОИЯИ в 1987 г. [9]. Однако в процедурной кабине № 1 удалось тогда получить мощность дозы на плоской вершине модифицированной кривой Брэгга всего 0,3 Гр · мин⁻¹ на 1 мкА первичного пучка, что исключало его использование в протонной терапии опухолей глаза из-за длительности одного сеанса лучевой терапии около 30 мин. В 1996 г. была реализована новая схема формирования протонного пучка для облучения опухолей глаза и измерены его параметры [10]. Достигнутая интенсивность оказалась достаточной для сокращения длительности одного сеанса облучения примерно до 1 мин, однако боковые и продольные градиенты дозного поля не удовлетворяли стандартным требованиям для таких пучков.

Дальнейшие попытки улучшения дозного поля путем рассеяния протонного пучка в свинцовой фольге, применения двухступенчатого гребенчатого фильтра и выделения центральной части пучка с помощью коллиматора привели к лучшим значениям боковых градиентов и расширению плоской части

модифицированной кривой Брэгга, однако при этом произошло значительное (примерно в четыре раза) уменьшение мощности дозы в области расширенного максимума по сравнению с дозой в максимуме дозного распределения для немодифицированной кривой Брэгга, а для продольного градиента на спаде расширенного пика Брэгга расстояние, на котором происходит уменьшение дозы от 80 до 20 %, составило около 6 мм H_2O [11], что значительно превосходит стандартные требования к величине продольного градиента дозного поля.

Кроме того, следует отметить, что расположение процедурной кабины № 7 в зале лаборатории № 4 для этой схемы формирования протонного пучка не является оптимальным из-за необходимости прохождения пациентом до входа в кабину № 7 участка пути в окружении громоздкого технического оборудования и заметного радиационного фона в месте размещения пациента. Этот канал просуществовал до пожара на фазотроне ОИЯИ в апреле месяце 2005 г.

Первоначальное предложение и предварительные оценки возможных вариантов каналов для протонной терапии опухолей глаза, в которых устраняются указанные недостатки и создаются условия для более комфортного облучения пациентов, были сделаны еще в 2003 г. [12], и целью настоящей работы является проведение детальных расчетов на ЭВМ, рассмотрение ряда уточнений и дополнений и анализ условий осуществления протонной терапии опухолей глаза на фазотроне ЛЯП ОИЯИ.

1. СУЩЕСТВОВАВШИЙ КАНАЛ ДЛЯ ПРОТОННОЙ ТЕРАПИИ ОПУХОЛЕЙ ГЛАЗА

Схема существовавшего до пожара канала для протонной терапии опухолей глаза показана на рис. 1. Выведенный из камеры фазотрона протонный пучок с энергией 660 МэВ отклоняется на угол 6° магнитом ГКОМ1 и фокусируется двумя линзами МЛ-3 на вход углеродного замедлителя.

Два магнита ВКОМ2 и ГКОМ2 служат для корректировки положения протонного пучка и его направления по оси углеродного замедлителя. Замедленный до средней энергии 85 МэВ протонный пучок проходит коллиматор в защитной стене, отклоняется магнитом СП-37 на угол 30° и фокусируется дублетом линз 15К-50 на объект облучения, находящийся на расстоянии около 500 мм от края линзы в процедурной кабине № 7.

Расчет этого канала и параметров протонного пучка для облучения опухолей глаза был осуществлен двумя методами. В первом из них расчет проводился аналитически в приближении тонких линз с использованием представлений геометрической оптики, во втором методе численные расчеты проводились на ЭВМ по программе DYNAC [13].

можно сделать по аналитическим формулам (3), (4), (6) и (7) работы [14] с учетом изменения энергии протонного пучка в процессе торможения. Среднеквадратичная угловая расходимость протонного пучка после торможения, рассчитанная по формуле (4) работы [14], составляет

$$\sqrt{\langle \Theta^2 \rangle_c} = 7,63 \cdot 10^{-2} \text{ рад} \approx 4,4^\circ.$$

Среднеквадратичный радиус уширения протонного пучка после торможения, определенный по формуле (6) работы [14], составляет

$$\sqrt{\langle r^2 \rangle_c} = 5,2 \text{ г/см}^2 \approx 3,1 \text{ см},$$

а с учетом размеров первичного пучка $r_0 \approx 1,5$ см и пустот между блоками углеродного замедлителя этот радиус можно принять равным

$$\sqrt{\langle r^2 \rangle_n} \approx 4,0 \text{ см}.$$

Ядерные взаимодействия уменьшают интенсивность протонного пучка на фактор $\ell^{-n\sigma_t} \approx \ell^{-3,1} = 1/21,4$, где $n = 9,8 \cdot 10^{24} \text{ см}^{-2}$ — число ядер углерода на квадратный сантиметр, $\sigma_t = 0,32 \cdot 10^{-24} \text{ см}^2$ — полное усредненное сечение взаимодействия протонов с ядрами углерода в интервале 85–660 МэВ.

Статистические флуктуации потерь энергии приводят к значительному увеличению энергетической дисперсии заторможенного пучка. Определенная по формуле (7) работы [14] ширина на полувысоте (ШПВ) энергетического и импульсного распределений составляет соответственно:

$$\Delta E(\text{ШПВ}) \approx 38,8 \text{ МэВ} \quad \text{и} \quad \Delta P_k/P_k(\text{ШПВ}) \approx 23,8 \%.$$

Расчет фокусирующего действия дублета линз 15К-50 был выполнен в приближении тонких линз по аналитическим формулам (3.30) и (3.39) работы [15]. Импульсный интервал, пропускаемый линзами 15К-50, определяется эффективным значением апертуры линзы, размерами коллиматора К1 углеродного замедлителя и составляет

$$\Delta P/P \approx 6,4 \%.$$

Интенсивность протонного пучка после прохождения линз 15К-50 определяется приближенным выражением

$$I_p = I_0 \cdot \ell^{-n\sigma_t} \cdot \frac{S_{K1}}{\pi \langle r^2 \rangle_n} \cdot \frac{\Omega}{\pi \langle \Theta^2 \rangle_c} \cdot \frac{\Delta P/P}{\Delta P_k/P_k} = (6,25 \cdot 10^{12} 4,7 \cdot 10^{-2}) \times \\ \times (0,63 \cdot 3,5 \cdot 10^{-3} \cdot 0,27) \approx 2,9 \cdot 10^{11} \cdot 0,060 \approx 1,7 \cdot 10^8 \text{ с}^{-1} \cdot \text{мкА}^{-1},$$

где $I_0 = 1 \text{ мкА} = 6,25 \cdot 10^{12} \text{ с}^{-1}$ — интенсивность первичного протонного пучка; $\ell^{-n\sigma_i} \approx \ell^{-3,1} \approx 1/21,4 \approx 4,7 \cdot 10^{-2}$ — фактор ослабления заторможенного протонного пучка за счет ядерных взаимодействий; $\frac{S_{\text{К1}}}{\pi \langle r^2 \rangle_n}$ — доля интенсивности заторможенного пучка протонов, пропускаемая коллиматором К1 углеродного замедлителя для случая, когда площадь этого коллиматора $S_{\text{К1}}$ много меньше чем $\pi \langle r^2 \rangle_n$; $\frac{S_{\text{К1}}}{\pi \langle r^2 \rangle_n}$ переходит в точное выражение $(1 - \ell - r_k^2 / \langle r^2 \rangle_n) \approx 0,63$ для случая, когда коллиматор К1 круглый с радиусом $r_{\text{К}} = 4 \text{ см}$; $\frac{\Omega}{\pi \langle \Theta^2 \rangle_c} \approx 3,5 \cdot 10^{-2}$ — доля интенсивности заторможенного протонного пучка, захватываемая эффективной апертурой линз 15К-50 в случае, когда Ω много меньше чем $\pi \langle \Theta^2 \rangle_c = 1,85 \cdot 10^{-2}$; в этом варианте $\Omega \approx 6,4 \cdot 10^{-5} \text{ ср}$ — телесный угол, стягиваемый эффективной апертурой линз 15К-50 из точки выходного отверстия коллиматора К1; $\frac{\Delta P/P}{\Delta P_k/P_k} = \frac{6,4}{23,8} \approx 0,27$ — доля интенсивности заторможенного протонного пучка, попадающая в импульсный интервал канала из полного импульсного разброса протонного пучка после его торможения в углеродном замедлителе.

Площадь сфокусированного линзами 15К-50 протонного пучка в месте расположения облучаемого объекта на расстоянии около 500 мм от выходного кожуха линзы определяется коэффициентами уменьшения изображения $M_{\Gamma} = 0,056$ в горизонтальной плоскости и $M_{\text{В}} = 0,31$ в вертикальной плоскости и составляет

$$S = \pi \cdot X_k \cdot Y_k \approx \pi \cdot 4 \cdot 0,056 \cdot 4 \cdot 0,31 \approx 0,9 \text{ см}^2$$

для коллиматора К1 углеродного замедлителя диаметром 80 мм.

Плотность интенсивности пучка протонов J_p и мощность дозы dD/dt в фокусе пучка составляют соответственно:

$$J_p = \frac{I_p}{S} = \frac{1,7 \cdot 10^8}{0,9} \approx 1,9 \cdot 10^8 \text{ с}^{-1} \cdot \text{см}^{-2} \cdot \text{мкА}^{-1}$$

и

$$\frac{dD}{dt} = J_p \cdot \frac{dE}{dx} = 1,9 \cdot 10^8 \cdot 7,4 \cdot 1,6 \cdot 10^{-6} \cdot 60 \cdot 10^{-4} \approx 14,0 \text{ Гр} \cdot \text{мин}^{-1} \cdot \text{мкА}^{-1}.$$

Во втором методе расчеты по программе DYNAC проводились путем генерации набора начальных частиц (обычно 90 000), заключенного внутри исходного фазового объема, определяемого параметрами заторможенного до энергии 85 МэВ пучка протонов на выходе углеродного замедлителя с коллиматором $\varnothing 80 \text{ мм}$, характеризующего нормальными распределениями с дисперсиями

$$\sigma_x = \sigma_y = \sqrt{\langle r^2 \rangle_n / 2} = 2,8 \text{ см},$$

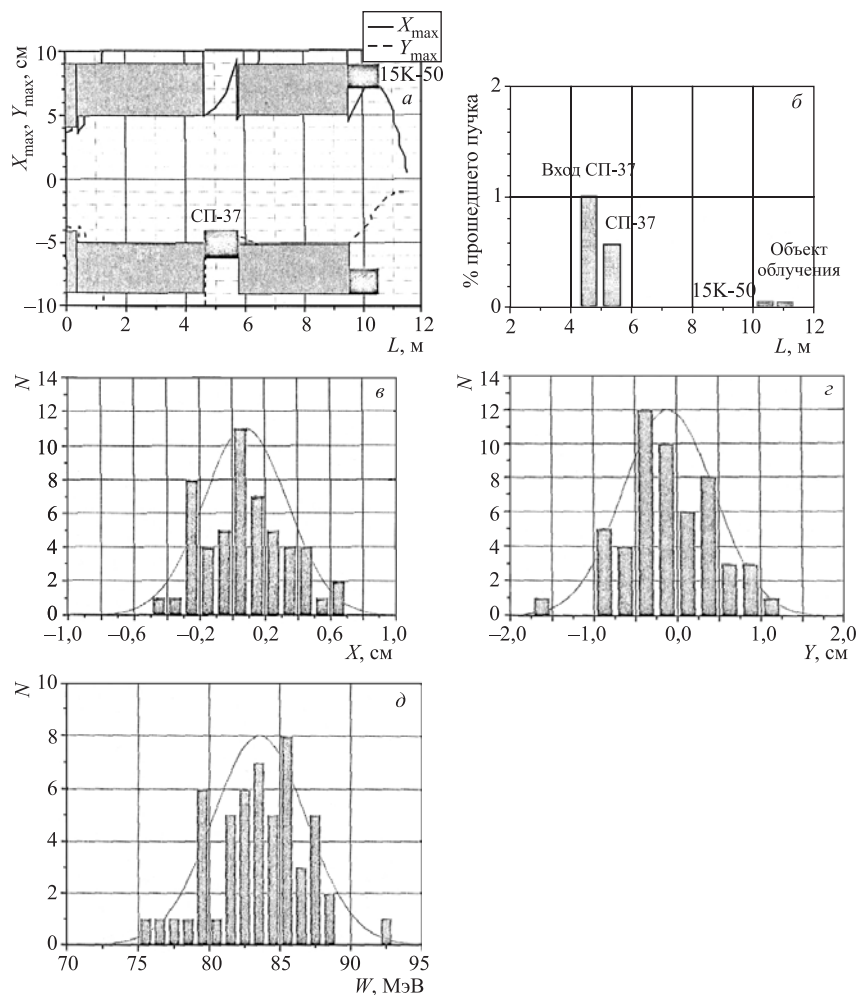


Рис. 2. Результаты расчета по программе DYNAC параметров протонного пучка для существовавшего канала для протонной терапии опухолей глаза: а) огибающие пучка в канале; б) доля пучка, прошедшего через элементы канала; в) гистограмма плотности горизонтального распределения частиц на объекте облучения; г) гистограмма плотности вертикального распределения частиц на объекте облучения; д) гистограмма плотности распределения частиц по энергии на объекте облучения

$$\sigma_{x'} = \sigma_{y'} \sqrt{\langle \Theta^2 \rangle_n / 2} = 54,5 \text{ мрад};$$

$$\sigma_E = 16,4 \text{ МэВ},$$

с последующим прохождением частиц через все магнитные элементы канала до объекта облучения. При этом проводилось варьирование градиентов магнитного поля в квадрупольных линзах так, чтобы на объекте облучения получить максимальную интенсивность протонного пучка.

Некоторые результаты расчета по программе DYNAC в качестве иллюстрации показаны на рис. 2, а вся совокупность полученных результатов по первому и второму методам расчета вместе с экспериментальными результатами по существовавшему каналу для протонной терапии глаза [10] представлена в табл. 2.

Таблица 2. Расчетные и экспериментальные параметры протонного пучка для существовавшего канала

Параметры протонного пучка	Результаты расчета в приближении тонких линз	Результаты расчета по программе DYNAC	Экспериментальные данные
Интенсивность протонного пучка по отношению к интенсивности на выходе углеродного замедлителя, %	0,060	0,058	0,069
Абсолютная интенсивность пучка на мишени в расчете на 1 мкА первичного пучка, с ⁻¹	$1,70 \cdot 10^8$	$1,70 \cdot 10^8$	$2,0 \cdot 10^8$
Импульсный разброс пучка $\Delta P/P$ (ШПВ), %	6,2	5,3	5,85
Продольный градиент дозы (расстояние, на котором происходит уменьшение дозы от 80 до 20 %), мм Н ₂ О	5,6	4,8	5,4
Эффективная площадь сфокусированного пучка на мишени, см ²	0,9	0,85	0,96
Мощность дозы на входе кривой Брэгга в расчете на 1 мкА первичного пучка, Гр/мин	13,3	14,2	14,7

Наблюдается хорошее согласие результатов расчета и экспериментальных данных, что свидетельствует о приемлемой точности проведенных расчетов для параметров заторможенного протонного пучка, сформированного существовавшим каналом для протонной терапии опухолей глаза.

2. ВОЗМОЖНАЯ МОДИФИКАЦИЯ СУЩЕСТВОВАВШЕГО КАНАЛА ДЛЯ ПРОТОННОЙ ТЕРАПИИ ОПУХОЛЕЙ ГЛАЗА

Как уже отмечалось во введении, существовавший канал для протонной терапии опухолей глаза позволяет получать пучок размером около 1 см с неудовлетворительными градиентами, и их улучшение путем дополнительного рассеяния пучка в свинцовой фольге снижает мощность дозы в объекте облучения до четырех раз. В случае восстановления канала для получения пучка с увеличенными поперечными размерами предлагается задействовать в схеме существовавшего канала линзу МЛ-3 с отдельным питанием секций, стоящую перед магнитом СП-37 (вариант № 1). С помощью этой линзы можно будет получить промежуточное изображение коллиматора К1 между магнитом СП-37 и линзами 15К-50 и тем самым как бы приблизить его к этой линзе, что позволит увеличить примерно на один порядок площадь сфокусированного линзами 15К-50 протонного пучка при достаточной мощности дозы в месте расположения облучаемого объекта. Такое увеличение размеров пучка позволит избежать применения дополнительных рассеивателей и тем самым не допустить уменьшения мощности дозы в области облучаемой мишени.

Предложенная модификация существовавшего канала не потребует каких-либо дополнительных материальных и финансовых ресурсов, однако она не устраняет того существенного недостатка, что процедурное помещение находится в зале лаборатории № 4.

3. ВАРИАНТЫ КАНАЛОВ ДЛЯ ПРОТОННОЙ ТЕРАПИИ ОПУХОЛЕЙ ГЛАЗА С ВЫВОДОМ ПУЧКА ИЗ ЗАЛА ЛАБОРАТОРИИ № 4 ЗА ДВУХМЕТРОВУЮ ЗАЩИТНУЮ СТЕНУ

Для организации процедурного помещения вне зала лаборатории № 4 протонный пучок предлагается вывести за двухметровую защитную бетонную стену.

Схема предложенного варианта канала для протонной терапии опухолей глаза с выводом пучка в новое процедурное помещение в лаборатории № 2 изображена на рис. 3 (вариант № 2). В этом варианте линза МЛ-3 фокусирует протонный пучок на середину трех линз 15К-50, включенных по схеме триплета. Дополнительный отклоняющий магнит СП-10 поворачивает пучок в ту же сторону и на примерно такой же угол, как и магнит СП-37, что приводит к полной компенсации дисперсии. Четыре линзы МЛ-29, включенные по схеме триплета или квадруплета, фокусируют промежуточное изображение на объект облучения.

Фактически эта схема представляет собой ахроматический вариант с поворотом пучка в одну сторону.

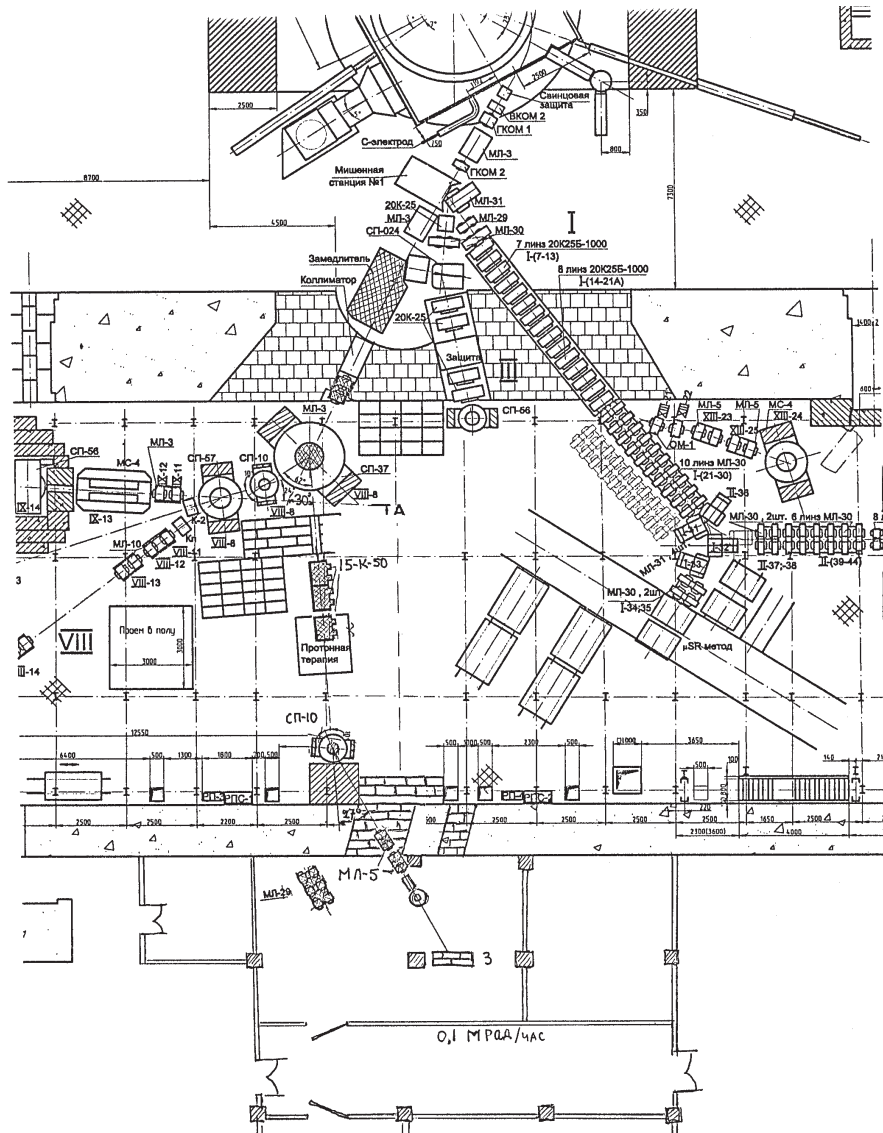


Рис. 3. Схема второго варианта канала для протонной терапии опухолей глаза с выводом пучка в лабораторию № 2 (ахроматический вариант с поворотом пучка в одну сторону). Задействованные элементы канала выделены перекрестной штриховкой

Этот вариант имеет еще одно дополнительное преимущество, заключающееся в возможности установки щелевого коллиматора в середине линз 15К-50, что позволит уменьшить импульсный разброс сформированного протонного пучка и тем самым увеличить крутизну заднего фронта кривой Брэгга.

Поглощение в объекте облучения протонного пучка с энергией 85 МэВ и интенсивностью до 10^9 с^{-1} создает рассеянный радиационный фон для персонала, находящегося вблизи места поглощения пучка. Этот фон можно оценить следующим образом. Согласно данным работы [16] вторичный нейтронный пучок, образованный первичным протонным пучком с энергией 66 МэВ при полном поглощении в бериллиевой мишени, создает на расстоянии 1,5 м от нее под углом 0° к падающему протонному пучку дозу в $0,42 \text{ Гр}\cdot\text{мин}^{-1}$ при интенсивности протонного пучка 28 мкА. Простой пересчет на интенсивность протонного пучка $\approx 10^9 \text{ с}^{-1}$ ($1,6 \cdot 10^{-4}$ мкА) и расстояние 2,5 м от дополнительной стены из бетонных блоков приводит к значению мощности дозы в коридоре лаборатории № 2, равному $dD/dt \approx 0,1$ мрад/ч, что даже с учетом ОБЭ рассеянных нейтронов ≈ 10 не превышает предельно допустимой мощности дозы для персонала. Кроме того, дополнительная защита на пути пучка из бетонных блоков толщиной 50 см при длине релаксации нейтронов около 25 см [17] еще примерно на порядок снизит эту дозу.

Таким образом, этот вариант канала является достаточно перспективным для реализации, так как предполагается использование имеющихся в наличии линз и магнитов, а организация нового, удобно расположенного процедурного помещения на свободных площадях лаборатории № 2 не потребует существенных затрат на его сооружение из-за сравнительно небольшой и простой защиты из имеющихся бетонных блоков. Кроме того, он совершенно безопасен в отношении случайного попадания первичного протонного пучка за двухметровую бетонную стену, так как магнит СП-10 не способен повернуть первичный пучок на угол, больший чем 10° .

Схема варианта канала с выводом протонного пучка для терапии опухолей глаза из зала четвертой лаборатории за двухметровую защитную стену в направлении канала № 11 показана на рис. 4 (вариант № 3). В этом варианте три магнита — СП-37, СП-10 и СП-57 — анализируют заторможенный протонный пучок по импульсу. Линза МЛ-3 фокусирует протонный пучок на середину линзы МЛПК, установленной после магнита СП-57, четыре оконечные линзы МЛ-29 с апертурой 20 см, включенные по схеме квадруплета или триплета и установленные в зале четвертой пристройки к зданию фазотрона, фокусируют протоны из области промежуточного изображения в линзе МЛПК на объект облучения. Достоинствами этой схемы являются расположение магнитных элементов канала, подлежащих установке, в зоне действия подъемных кранов в лаборатории № 4 и четвертой пристройке к зданию фазотрона и его экономное совмещение с предложенным каналом для формирования сканирующего протонного пучка в этом направлении [25].

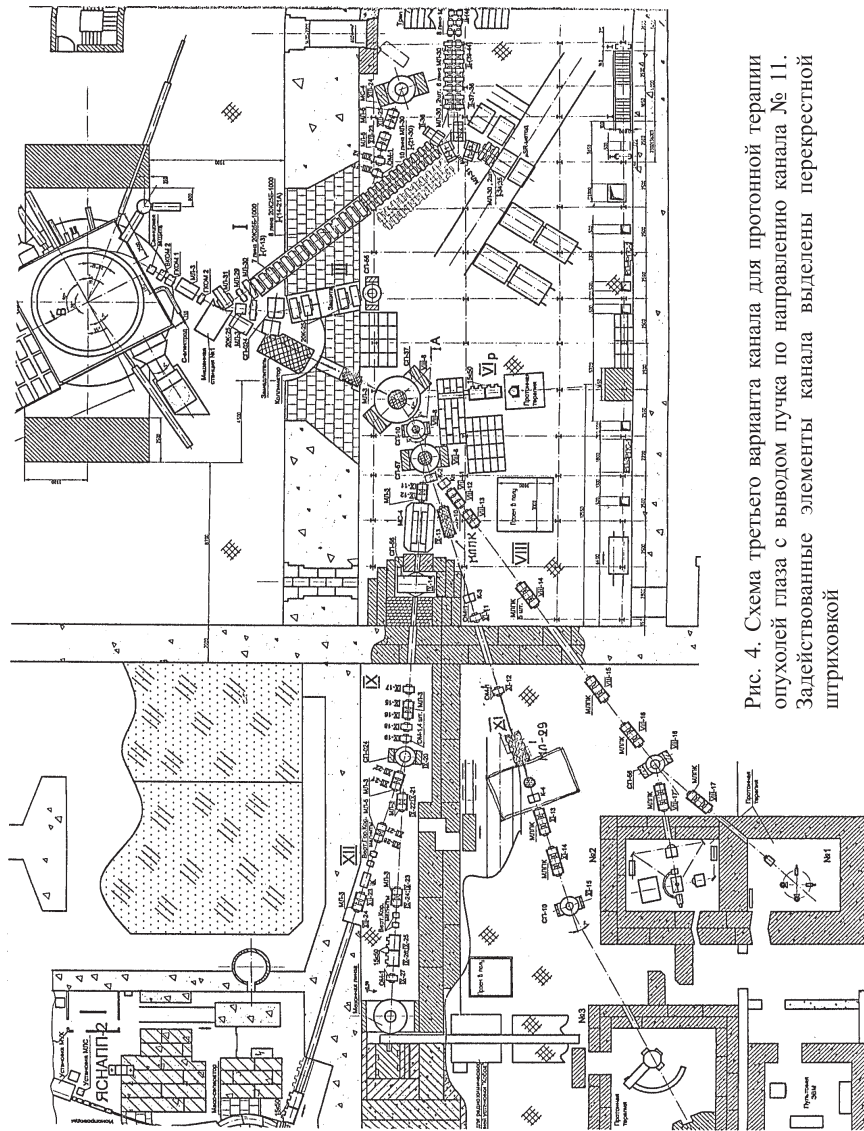


Рис. 4. Схема третьего варианта канала для протонной терапии
опухолей глаза с выводом пучка по направлению канала № 11.
Задействованные элементы канала выделены перекрестной
штриховкой

Схема варианта канала для протонной терапии опухолей глаза с выводом пучка в процедурную кабину № 2 показана на рис. 5 (вариант № 4а). В этом варианте используются все элементы существующего канала № 8, за исключением одной линзы МЛПК (Т5), расположенной между магнитом СП-56 и защитной стеной кабины № 2, и дополнительно в самой кабине № 2 устанавливаются две линзы МЛ-5, включенные по схеме триплета, или три линзы МЛ-29, задействованные по такой же схеме. В кабине № 2 имеется незаделанное отверстие в передней стене, которое можно будет использовать для протаскивания силовых кабелей питания и труб водоохлаждения для установленных в этой кабине линз.

В схеме этого варианта канала три магнита — СП-37, СП-10 и СП-57 — отклоняют протонный пучок на суммарный угол $27,5^\circ$, а магнит СП-56 поворачивает пучок в ту же сторону на угол 28° . Линза МЛ-3 фокусирует заторможенный протонный пучок на вход линз МЛ-10, причем коллиматор Кп позволяет выбрать импульсный интервал пучка $\Delta P/P \leq 3,2\%$. Триплеты Т1 и Т2 фокусируют пучок на середину линзы Т3, а две линзы МЛ-5, включенные по схеме триплета, фокусируют протонный пучок в кабине № 2 на объект облучения. Этот вариант канала не является в полной мере ахроматическим, и компенсация дисперсии на объекте облучения достигается фокусировкой оконечной линзы канала.

Однако рассмотренный вариант канала имеет то неоспоримое преимущество, что затраты на его реализацию будут наименьшими по сравнению с ранее рассмотренными вариантами, так как при его организации используется действующий канал № 8 и готовое процедурное помещение № 2. Поэтому оптимизация его параметров может сделать этот вариант наиболее предпочтительным.

С этой целью были рассмотрены три модификации четвертого варианта канала. В двух из них (вариант № 4б и 4в) в схему формирования протонного пучка включалась дополнительная линза МЛПК (Т5), расположенная в промежутке между магнитом СП-56 и передней стенкой кабины № 2, что может привести к увеличению интенсивности протонного пучка в месте размещения объекта облучения в этой кабине.

В третьей модификации четвертого варианта канала (вариант № 4г) формирование протонного пучка с энергией 85 МэВ происходит в два этапа. Сначала формируется протонный пучок с энергией 250 МэВ, который транспортируется до промежутка между линзами МЛПК-Т2 и Т3. Затем с помощью дополнительного замедлителя из полиэтилена $(\text{CH}_2)_n$ энергия пучка уменьшается до значения 85 МэВ, и его окончательное формирование в кабине № 2 происходит с помощью последующих магнитных элементов канала № 8, начиная от линзы МЛПК (Т3). Ожидалось, что интенсивность протонного пучка с энергией 250 МэВ между Т2 и Т3 будет в несколько десятков раз больше, чем интенсивность в этом месте изначально сформированного

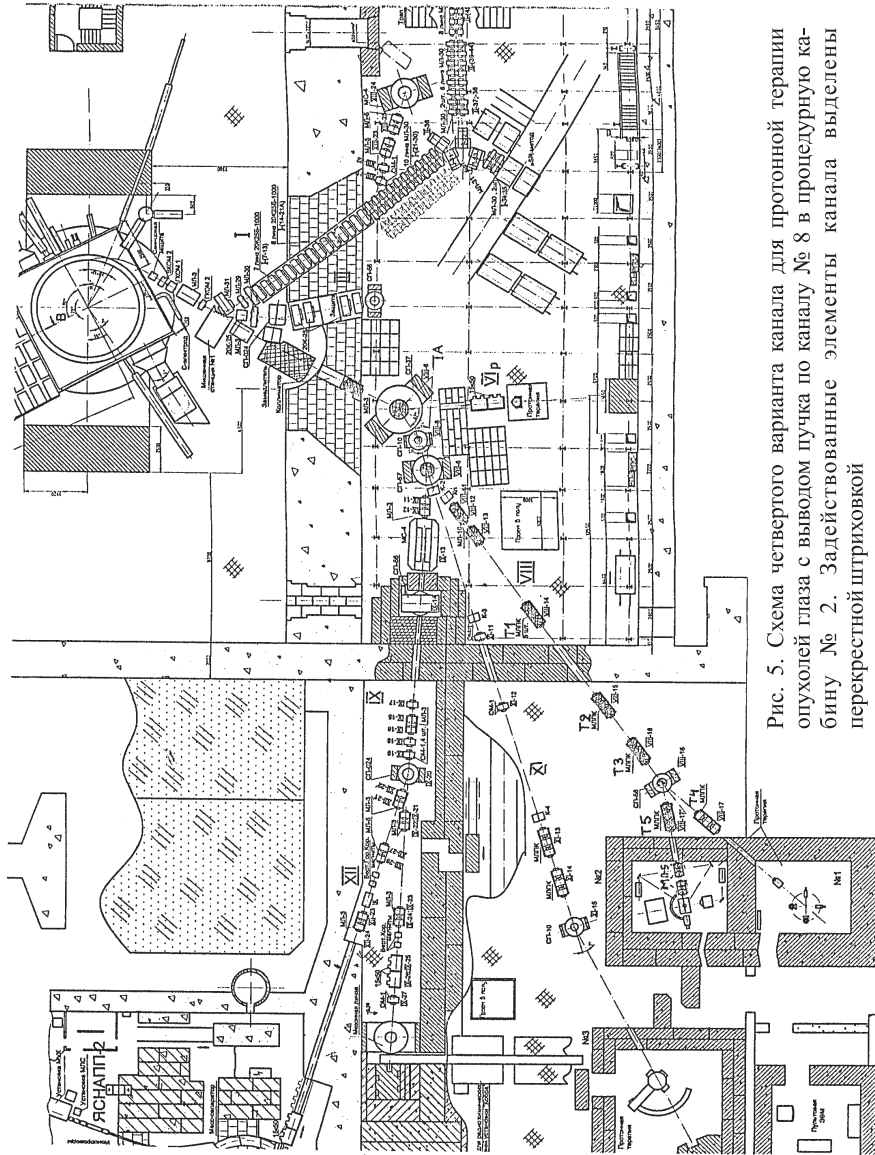


Рис. 5. Схема четвертого варианта для протонной терапии опухолей глаза с выводом пучка по каналу № 8 в пропедрную кабину № 2. Действующие элементы канала выделены перекрестной штриховкой

протонного пучка с энергией 85 МэВ, и в целом это может привести к увеличению интенсивности протонного пучка с энергией 85 МэВ для терапии опухолей глаза в кабине № 2.

4. ОБСУЖДЕНИЕ ПОЛУЧЕННЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ РАСЧЕТА И РАССМОТРЕНИЕ НЕКОТОРЫХ НОВЫХ ВОЗМОЖНОСТЕЙ ДЛЯ ТОПОМЕТРИИ ПАЦИЕНТОВ С ОПУХОЛЯМИ ГЛАЗА И ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ПРОСТРАНСТВЕННЫХ ДОЗНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ПРОТОННОГО ПУЧКА

Численные расчеты всех предложенных вариантов канала и модификаций варианта № 4 для протонной терапии опухолей глаза были выполнены по программе DYNAC для тех же самых начальных условий заторможенного протонного пучка с энергией 85 МэВ, которые были использованы ранее при расчетах существовавшего до пожара варианта канала. Некоторые результаты расчетов по программе DYNAC для второго и четвертого предложенных вариантов канала показаны на рис. 6 и 7, а вся совокупность полученных результатов расчета для трех вариантов канала и четырех модификаций варианта № 4 представлена в табл. 3 и 4.

Анализ результатов проведенных расчетов различных вариантов канала для протонной терапии опухолей глаза на фазотроне ЛЯП ОИЯИ позволяет сделать следующие выводы.

1. Хорошее совпадение результатов расчета и экспериментальных данных для существовавшего канала свидетельствует о достаточной точности примененных методов расчета для всех рассмотренных новых вариантов канала.

2. Несмотря на то, что вариант № 1, представляющий модификацию существовавшего канала для протонной терапии опухолей глаза путем включения линзы МЛ-3, приводит к двукратному повышению интенсивности, в нем значительно превышена допустимая величина продольного градиента дозы (8,5 вместо 2,9 мм), и поэтому этот вариант должен быть исключен из дальнейшего рассмотрения.

3. Вариант № 2 с выводом пучка в лабораторию № 2 имеет максимальную интенсивность протонного пучка в месте расположения объекта облучения и наибольшие размеры пучка на мишени. Запас по величине градиентов в оконечных линзах канала позволяет уменьшать размеры пучка на мишени вплоть до 1 см и тем самым в широких пределах варьировать мощность дозы и длительность одного сеанса облучения. Неприемлемое значение продольного градиента в этом варианте (6,3 мм) можно уменьшить в два раза установкой щели в линзах 15К-50 в месте расположения плоскости максимальной дисперсии протонного пучка или методом компенсации импульсного разброса с помощью размещения клиновидного поглотителя в этой плоскости, предло-

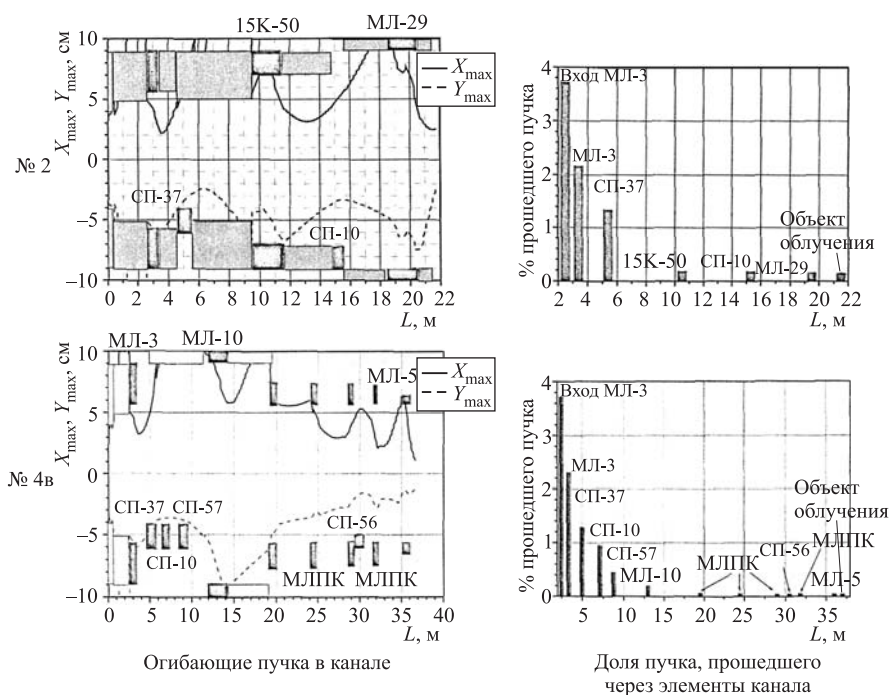


Рис. 6. Результаты расчета по программе DYNAC параметров протонного пучка для терапии опухолей глаза для вариантов канала № 2 и № 4в

женного ранее в работе [18] для мезонных и протонных пучков с широким импульсным разбросом.

4. Вариант № 3 с выводом пучка за двухметровую защитную стену в направлении канала № 11 обеспечивает в допустимых пределах все требования к параметрам протонных пучков для терапии опухолей глаза. Организация этого канала потребует сооружения новой процедурной кабины в зале четвертой пристройки, что будет несколько ограничивать удобный доступ к месту размещения пациента. Однако он имеет то важное преимущество, что его можно экономно совместить с предложенным каналом для формирования сканирующего протонного пучка в этом направлении [25].

5. Вариант № 4а с выводом пучка в кабину № 2 характеризуется приемлемыми значениями параметров протонного пучка, необходимых для терапии опухолей глаза, а также минимальными затратами на его реализацию, требующую установки только двух дополнительных магнитных квадрупольных линз МЛ-5 в кабине № 2. Не совсем оптимальное значение интенсивности протонного пучка в этом варианте можно будет, как показывают оценки,

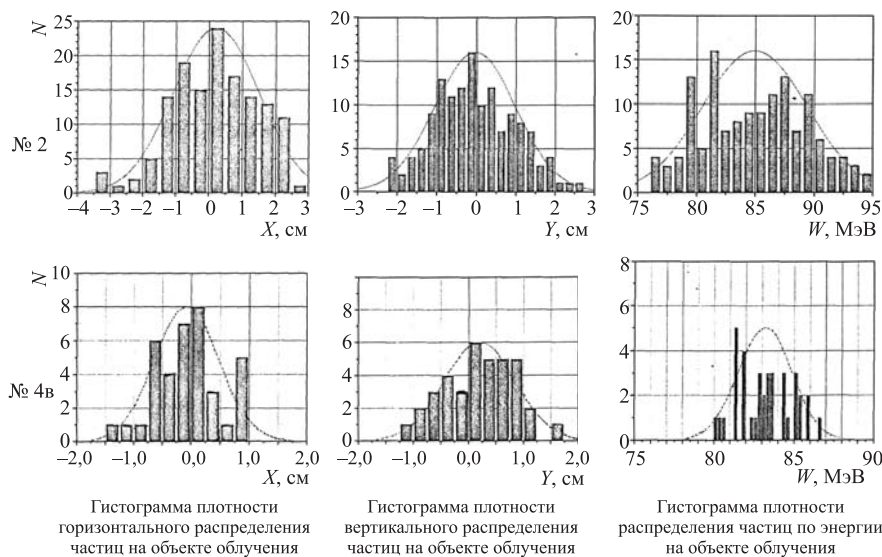


Рис. 7. Результаты расчета по программе DYNAC параметров протонного пучка для терапии опухолей глаза для вариантов канала № 2 и № 4в

увеличить в 1,5–2 раза путем формирования в кабине протонного пучка с энергией около 100 МэВ, что уже делалось в Лома-Линда [8], с одновременным уменьшением импульсного разброса пучка до значения $\Delta p/p \approx 2\%$, как это уже обсуждалось в п. 3 для варианта № 2, с помощью установки, по методу, предложенному в работе [18], клиновидного поглотителя в области максимальной дисперсии пучка, сформированного на канале № 8 перед автоматической коллиматорной системой.

В настоящее время уже имеется положительный опыт реализации этого метода на канале № 8 для пучка протонов с энергией около 170 МэВ [19].

6. Возможности увеличения интенсивности протонного пучка в кабине № 2 путем включения линзы Т5, рассмотренные в варианте № 4б, действительно приводят к увеличению интенсивности примерно в полтора раза, однако необходимость уменьшения размеров пучка в месте размещения объекта облучения может потребовать замены в кабине № 2 линз МЛ-5 на существенно более тяжелые линзы МЛ-29 с большей эффективной длиной и величиной максимальных градиентов (37 вместо 25 см и 10 вместо 8 Тл/м), что может оказаться трудновыполнимым мероприятием в условиях ограниченного пространства кабины № 2. Вариант № 4в позволяет при такой же интенсивности, как и в варианте № 4а, сформировать протонный пучок для облучения опухолей глаза в кабине № 2 с минимальными размерами и наименьшим продольным градиентом.

Таблица 3. Результаты расчета по программе DYNAC параметров протонных пучков для новых предложенных вариантов канала для протонной терапии опухолей глаза

Параметры протонного пучка	Вариант № 1	Вариант № 2	Вариант № 3	Вариант № 4а	Вариант № 4б	Вариант № 4в	Вариант № 4г
Относительная (по сравнению с выходом из углеродного замедлителя) интенсивность протонного пучка на мишени, %	0,13	0,15	0,044	0,04	0,06	0,04	0,044
Абсолютная интенсивность протонного пучка на мишени в расчете на 1мкА первичного пучка, с ⁻¹	3,8·10 ⁸	4,4·10 ⁸	1,3·10 ⁸	1,17·10 ⁸	1,75·10 ⁸	1,17·10 ⁸	1,30·10 ⁸
Импульсный разброс пучка $\Delta P/P$ (ШПВ), %	9,2	6,8	3,4	3,2	3,85	2,3	10,6
Продольный градиент дозы (расстояние, на котором происходит уменьшение дозы от 80 до 20 %), мм Н ₂ О	8,5	6,3	3,1	2,9	3,5	2,1	9,7
Горизонтальный и вертикальный размеры пучка на мишени (ШПВ), см × см	2,0×3,0	3,0×2,4	2,0×1,7	1,8×1,4	2,9×3,0	1,4×1,5	5,8×3,8
Плотность потока протонов в центре пучка на мишени в расчете на 1 мкА первичного пучка, с ⁻¹ ·см ⁻²	0,56·10 ⁸	0,54·10 ⁸	0,33·10 ⁸	0,41·10 ⁸	0,18·10 ⁸	0,50·10 ⁸	0,05·10 ⁸
Мощность дозы на входе кривой Брэгга в расчете на 1 мкА первичного пучка, Гр/мин	4,0	3,8	2,4	2,9	1,27	3,5	0,36
Мощность дозы на входе кривой Брэгга в расчете на 2,5 мкА первичного пучка, Гр/мин	10,0	9,5	6,0	7,3	3,16	8,7	0,91
Мощность дозы на входе кривой Брэгга в расчете на 2,5 мкА первичного пучка при фокусировке пучка на площадь 1 см ² , Гр/мин	67,5	78,0	23,0	20,8	31	20,8	23,0
Время одного сеанса облучения, с	12–80	10–90	35–135	40–110	26–260	40–92	35–900
<i>Примечание.</i> Вариант № 1 — модификация существовавшего канала; вариант № 2 — вывод пучка в лабораторию № 2; вариант № 3 — вывод пучка в направлении канала № 11; вариант № 4а — вывод пучка в кабину № 2 по каналу № 8; варианты № 4б и 4в — задействована линза Т5 на канале № 8; вариант № 4г — вывод пучка с энергией 250 МэВ по каналу № 8 до промежутка между линзами Т2 и Т3 с последующим торможением до энергии 85 МэВ и выводом пучка в кабину № 2.							

Таблица 4. Расчетные значения градиентов магнитных квадрупольных линз, полученные по программе DYNAC, для новых вариантов канала для протонной терапии опухолей глаза

Вариант канала	Градиенты в магнитных квадрупольных линзах (Тл/м), знак «+» соответствует фокусировке в горизонтальной плоскости, знак «-» — дефокусировке в горизонтальной плоскости												
Вариант № 1	Дублет МЛ-3					Дублет 15К-50							
	Q1		Q2			Q3		Q4					
	+ 5,09		-4,36			-3,57		+ 4,71					
Вариант № 2	Дублет МЛ-3		Триплет 15К-50			Квадруплет МЛ-29							
	Q1	Q2	Q3	Q4	Q5	Q6	Q7	Q8	Q9				
	+5,09	-4,36	-1,42	+3,14	-2,0	+2,77	-4,11	+5,55	-5,33				
Вариант № 3	Дублет МЛ-3		Триплет МЛПК			Квадруплет МЛ-29							
	Q1	Q2	Q3	Q4	Q5	Q6	Q7	Q8	Q9				
	+5,09	-4,36	+0,55	-0,55	+0,55	+2,44	-4,11	+5,55	-5,33				
Вариант № 4а	Дублет МЛ-3		Квадруплет МЛ-10			Триплет Т1, МЛПК							
	Q1	Q2	Q3	Q4	Q5	Q6	Q7	Q8	Q9				
	+4,0	-3,45	+0,55	+0,55	-0,44	-0,44	+2,05	-2,05	+2,05				
Продолжение варианта № 4а	Триплет Т2, МЛПК			Триплет Т3, МЛПК			Квадруплет МЛ-5						
	Q10	Q11	Q12	Q13	Q14	Q15	Q16	Q17	Q18	Q19			
	-3,4	+3,4	-3,4	+1,8	-1,8	+1,8	-7,27	+6,72	+6,72	-7,27			
Вариант № 4б	Дублет МЛ-3		Квадруплет МЛ-10			Триплет Т1, МЛПК							
	Q1	Q2	Q3	Q4	Q5	Q6	Q7	Q8	Q9				
	+5,09	-4,36	+0,55	+0,55	-0,44	-0,44	+2,09	-2,00	+2,09				
Продолжение варианта № 4б	Триплет Т2, МЛПК		Триплет Т3, МЛПК			Триплет Т5, МЛПК			Квадруплет МЛ-5				
	Q10	Q11	Q12	Q13	Q14	Q15	Q16	Q17	Q18	Q19	Q20	Q21	Q22
	+3,4	-3,4	+3,4	+1,8	-1,8	+1,8	+6,36	-6,86	+6,36	+7,45	-7,45	+9,64	-9,64
Вариант № 4в	Дублет МЛ-3		Квадруплет МЛ-10			Триплет Т1, МЛПК							
	Q1	Q2	Q3	Q4	Q5	Q6	Q7	Q8	Q9				
	+5,09	-4,36	+0,55	+0,55	-0,44	-0,44	+2,09	-2,00	+2,09				
Продолжение варианта № 4в	Триплет Т2, МЛПК		Триплет Т3, МЛПК			Квадруплет Т5, МЛПК			Квадруплет МЛ-5				
	Q10	Q11	Q12	Q13	Q14	Q15	Q16	Q17	Q18	Q19	Q20	Q21	Q22
	+3,4	-3,4	+3,4	+1,8	-1,8	+1,8	+6,36	-6,36	+6,36	-7,6	+7,6	+7,6	-7,6

7. Результаты расчета варианта № 4г с последовательным формированием на канале № 8 сначала протонного пучка с энергией 250 МэВ, а затем, после дополнительного торможения, протонного пучка с энергией 85 МэВ не приводят к сколь-нибудь заметному увеличению интенсивности протонного пучка в кабине № 2, но ухудшают импульсный разброс и связанный с ним продольный градиент дозного поля до неприемлемых размеров.

Такой результат обусловлен ограниченным акцептансом оконечной части канала № 8, начиная от линзы Т3, и малой пространственной дисперсией магнита СП-56, не позволяющими удержать протонный пучок с параметрами $\sigma_x = \sigma_y = 2,8$ см, $\sigma_{x'} = \sigma_{y'} = 38$ мрад, $\sigma_E = 12$ МэВ после промежуточного замедлителя и осуществить его магнитный анализ с разрешением по импульсу $\Delta P/P = 3$ %.

Имеется следующая принципиальная возможность для получения существенного выигрыша интенсивности протонного пучка при его двухэтапном формировании. Для этого необходимо после второго замедлителя использовать магнитные квадрупольные линзы с апертурой 20 см, захватывающие 95 % протонного пучка в интервале углов вылета $\pm 4,5^\circ$, и магнитные анализаторы с примерно такой же апертурой и коэффициентом спада магнитного поля по радиусу $n = 1/2$, при котором обеспечивается фокусировка в двух направлениях с высокой разрешающей способностью, как это впервые было реализовано в работе [20]. Такой магнитный анализатор для протонов с энергией 85 МэВ, например, может быть создан на основе применения катушек возбуждения типа МС-4 или АРЕС. Если магнитные элементы с такими апертурами расположить на расстоянии не более 1 м друг от друга, то, как показывает оценка для такого гипотетического канала, размещенного после линзы Т2 на канале № 8 или после линзы 15К-50 канала № 6, можно будет ожидать увеличения интенсивности по сравнению с базовым вариантом № 4 примерно на один порядок при импульсном разрешении протонного пучка $\Delta P/P = 2-3$ %.

Таким образом, проведенные расчеты и анализ приводят к заключению о возможности реализации на фазотроне ЛЯП ОИЯИ протонной терапии опухолей глаза. При выводе пучка за двухметровую защиту наиболее перспективным в отношении интенсивности является вариант № 2. Вариант № 3 будет иметь решающее преимущество при его возможном совмещении с предложенным каналом для формирования сканирующего протонного пучка. Наиболее простыми и наименее затратными являются варианты № 4 (а, б, в) с выводом пучка в процедурную кабину № 2.

Перед реализацией одного из вариантов канала № 4 (а, б, в) правильность расчетов можно будет легко проверить путем измерения интенсивности протонного пучка между линзами Т2 и Т3 канала № 8 и на входе в кабину № 2.

При проведении протонной терапии опухолей глаза на фазотроне ЛЯП ОИЯИ могут оказаться полезными следующие предложения по точному опре-

делению местоположения облучаемой мишени и быстрой дозиметрии сформированного в кабине протонного пучка.

Для оперативной топометрии пациентов с опухолями глаза (особенно опухолями на задней поверхности глазного яблока) во время прохождения курса фракционированной протонной терапии рентгеновский компьютерный томограф, типа действующего в процедурной кабине № 1 [21], не является подходящим из-за недостаточного пространственного разрешения (3–4 мм вместо необходимого ≈ 1 мм).

Наиболее адекватным для целей топометрии пациентов с опухолями глаза может оказаться новый вариант рентгеновского компьютерного томографа (РКТ) на основе использования приборов с зарядовой связью (ПЗС), предложенный в работе [22]. Основная особенность этого РКТ заключается в замене многих сотен параллельно действующих каналов регистрации на один канал с последовательным считыванием информации, что обеспечивает существенное упрощение конструкции РКТ и значительное (в десятки раз) снижение его стоимости.

Принципиальная схема предложенного РКТ изображена на рис. 8. Рентгеновские лучи от рентгеновской трубки РТ формируются в тонкий веерный пучок щелевым коллиматором КЩ и проходят мониторный сцинтилляционный счетчик МСС с тонким пластмассовым сцинтиллятором, далее пересекают на уровне глаз иммобилизованную с помощью маски голову пациента, размещенного на ротационном стенде РС, и затем поглощаются после второго щелевого коллиматора КЩ с растром в линейной сборке сцинтилляторов ЛСС, набранных из кристаллов CsJ(Tl). Часть светового потока, возникающего в каждом сцинтилляторе при поглощении рентгеновских квантов, по гибким волоконным световодам ВС передается на вход (фотокатод) электронно-оптического преобразователя ЭОП со встроенной ПЗС-матрицей или на ЭОП со световым экраном СЭ. На входе в ЭОП световоды от линейной сборки сцинтилляторов группируются в квадратную или другую пространственную условную сборку, изображение которой передается в виде потока ускоренных в ЭОП фотоэлектронов на ПЗС-матрицу или световой экран.

В первом случае считывание информации осуществляется с ПЗС-матрицы, встроенной в ЭОП, и после оцифровывания аналоговых сигналов происходит передача накопленной информации в персональный компьютер ПК для последующей обработки. Во втором случае световое изображение с экрана ЭОП с помощью видеокамеры ВК с объективом О переносится на ПЗС-матрицу этой видеокамеры и уже затем в оцифрованном виде передается в ПК. При этом следует отметить, что динамический диапазон импульсов с ПЗС-матрицы составляет примерно три порядка, что с большим запасом перекрывает диапазон изменения интенсивности рентгеновских лучей при томографии головы пациента.

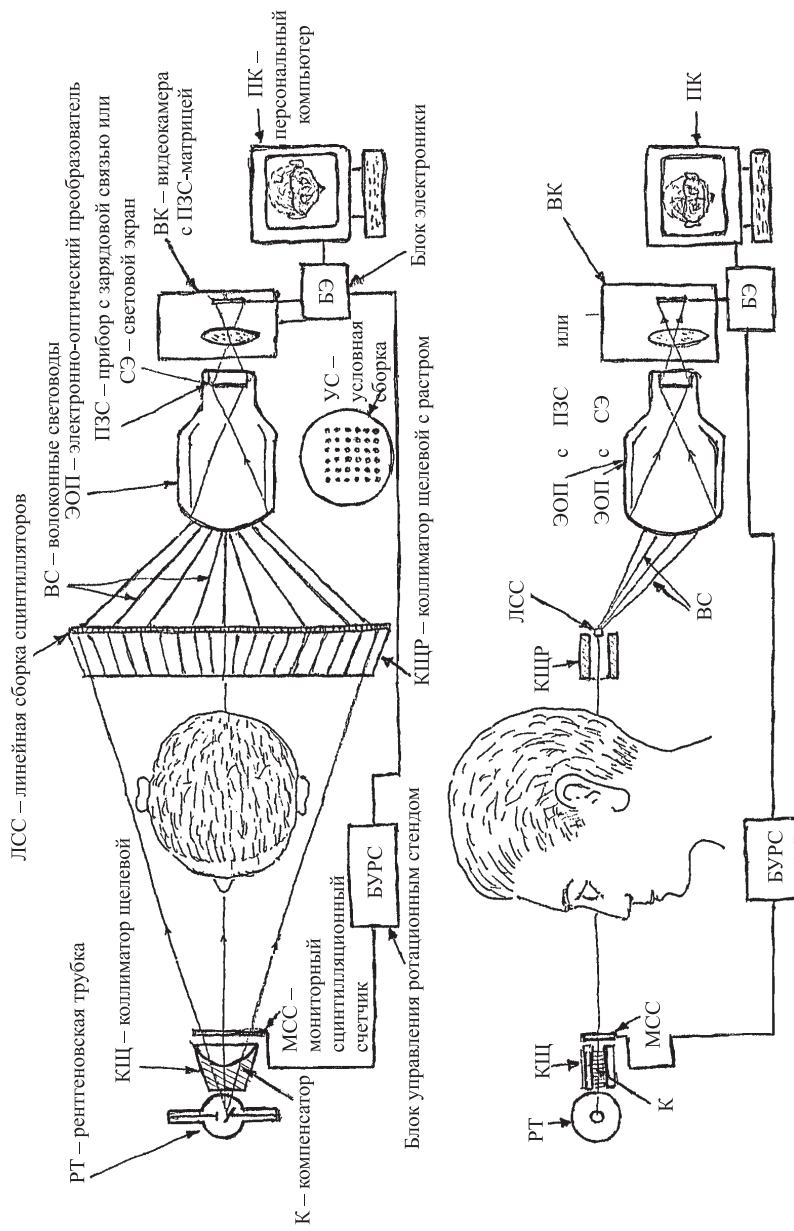


Рис. 8. Принципиальная схема диагностической установки для рентгеновской томографии и радиологии

Одновременно в ПК с помощью блоков электроники БЭ и блока управления ротационным стендом БУРС передаются данные о координатах вращения РС и его вертикального перемещения, а также оцифрованные данные с мониторингового сцинтилляционного счетчика МСС.

Накопление информации на ПЗС-матрице происходит за время одного положительного полупериода высоковольтного напряжения на РТ (около 10 мс).

Во время отрицательной волны напряжения, когда РТ заперта, происходит считывание информации с ПЗС-матрицы. Для управляемой импульсной рентгеновской трубки возможны и другие режимы работы со временем накопления и считывания информации до нескольких секунд. Как показывают проведенные в [22] расчеты, при поглощении в кристалле CsJ(Tl) одного рентгеновского кванта со средней энергией 50 кэВ и передаче света по волоконному световоду среднее количество фотоэлектронов, образующихся на фотокатоде ЭОП, составляет около 5, что позволяет регистрировать каждый рентгеновский квант с вероятностью, близкой к 100 %. Такой расчет подтверждается экспериментальными данными работы [23], в которой для пучка волоконных сцинтилляторов, пересекаемых релятивистской частицей, получено среднее значение числа фотоэлектронов около 10 на 1 мм трека частицы. С учетом разницы в конверсионных эффективностях CsJ(Tl) (8 %) и органическом сцинтилляторе (2 %) количество первичных фотонов в обоих случаях примерно одинаково, и это позволяет сделать вывод, что точность регистрации сигнала с одного кристалла CsJ(Tl) определяется статистической точностью числа зарегистрированных квантов рентгеновского излучения. Для создания опытного образца РКТ на 256 каналов с ПЗС, имеющего пространственное разрешение ≈ 1 мм в области исследования, имеются почти все основные комплектующие изделия: рентгеновский аппарат TUR-DE16, ЭОПы со световым экраном, сцинтилляторы CsJ(Tl) для нарезки кристаллов малого размера, установка для вытягивания световодов из полистирола, механическое устройство для вращения объекта облучения с указанием угла поворота, персональный компьютер с программой восстановления томографического изображения по совокупности проекций, так что суммарные затраты на изготовление, монтаж и наладку опытного образца РКТ не потребуют существенных финансовых вложений.

В настоящее время для измерения пространственных дозных характеристик протонного пучка в медико-техническом комплексе ЛЯП ОИЯИ используется изодозограф, работающий на связи с персональным компьютером [24]. Прибор обладает превосходным пространственным разрешением (до 0,2 мм), однако время, затрачиваемое на измерение одного трехмерного дозного поля, составляет несколько десятков минут.

В связи с появлением в широкой продаже дешевых (до 300 долларов США) миниатюрных цифровых видеокамер с ПЗС-матрицами, которые можно

легко связать с персональным компьютером, представляется возможным создать простой, быстродействующий изодозограф для снятия пространственных дозных характеристик протонных пучков, предназначенных для лучевой терапии опухолей глаза. Принципиальная схема предлагаемого изодозографа показана на рис. 9. В боксе с водой неподвижно закреплена пластина из

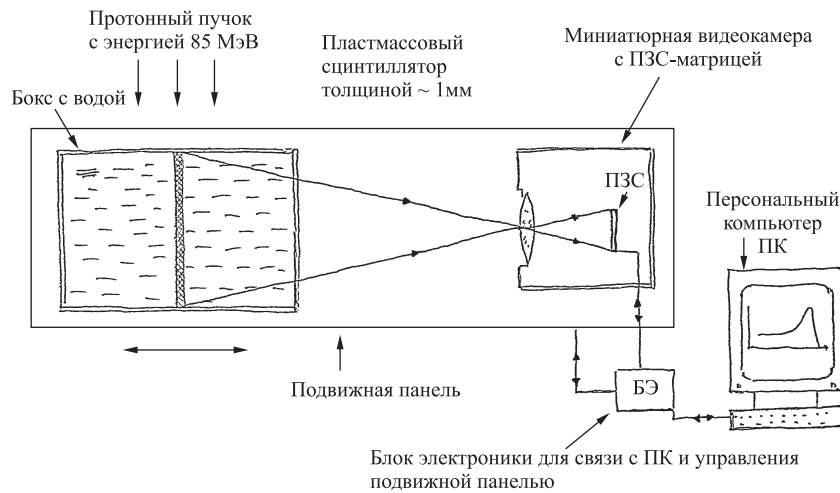


Рис. 9. Принципиальная схема изодозографа на основе использования видеокамеры с ПЗС-матрицей

пластмассового сцинтиллятора толщиной около 1 мм. Пластмассовая пластина просматривается через прозрачную боковую стенку цифровой видеокамерой с ПЗС-матрицей. Видеокамера и бокс с водой закреплены на подвижной панели, перемещаемой с помощью шагового электродвигателя перпендикулярно протонному пучку. При прохождении протонного пучка через сцинтиллятор в последнем возникает свечение, интенсивность которого в каждой точке пропорциональна поглощенной дозе. Световое изображение в видеокамере с ПЗС-матрицей превращается в последовательность электрических импульсов, которые в оцифрованном виде поступают в персональный компьютер, где по известным программам преобразуются в двумерное изодозное поле. Последовательность таких плоских изображений, возникающих при перемещении подвижной панели, позволяет измерить трехмерное дозное поле с выдачей информации на экране монитора ПК для любого продольного или поперечного сечения протонного пучка. При этом время сбора и обработки информации для измерения одного трехмерного дозного поля составит около

10–30 с, что на два порядка меньше, чем в действующем изодозографе. Собственное пространственное разрешение в плоскости сцинтиллятора размером 30×50 мм для ПЗС-матрицы с $3 \cdot 10^5$ элементами (150×200) составит при этом около 0,2 мм и по глубине будет определяться толщиной сцинтиллятора (≈ 1 мм).

Физическое обоснование для такого изодозографа заключается в близости потерь энергии на единицу длины в воде и пластмассовом сцинтилляторе. Небольшую разницу значений dE/dx для воды по сравнению с пластмассовым сцинтиллятором (dE/dx примерно на 3 % меньше у воды) можно устранить добавлением к воде соли в количестве 4–5 % или ее подсахариванием на 7–8 %. Многократное кулоновское рассеяние на единицу длины в СН и H_2O также примерно одинаково и отличие $\langle \Theta^2 \rangle_{H_2O} / \langle \Theta^2 \rangle_{СН} \approx 1,18$ можно в значительной степени нивелировать за счет алюминиевой фольги толщиной 50–100 мкм, покрывающей одну сторону пластины сцинтиллятора для увеличения доли света, попадающего в объектив видеокамеры.

Незначительное нарушение линейности световыходов пластмассового сцинтиллятора при увеличении линейных потерь энергии в области пика Брэгга можно учесть программным образом путем сравнения с кривой Брэгга, снятой в изодозографе с помощью полупроводникового детектора, у которого такая нелинейность отсутствует.

Оценим световой поток на ПЗС-матрице при мощности дозы в модифицированной кривой Брэгга $dD/dt \approx 15$ Гр \cdot мин $^{-1}$ для 2,5 мкА первичного протонного пучка. При толщине сцинтиллятора ≈ 1 мм количество световой энергии с 1 см 2 поверхности сцинтиллятора при конверсионной эффективности сцинтиллятора ≈ 2 % составит за время экспозиции 1 с: $\frac{dF}{dS} = dD/dt \cdot t \cdot 2 \cdot 10^{-2} \cdot 0,1 \approx 0,5$ мк \cdot Дж \cdot см $^{-2}$.

Для объектива с относительным отверстием $O = 1 : 1,5$ и уменьшением изображения 1:6 плотность световой энергии на 1 см 2 ПЗС-матрицы определяется выражением

$$\frac{df}{dS} = 2 \cdot \frac{dF}{dS} \cdot \frac{1}{n^2} \cdot \frac{1}{4\pi} \cdot \frac{\pi}{4} (O)^2 \frac{k^2}{(k+1)^2} = \frac{dE}{dS} \cdot \frac{1}{61,5} = 8 \text{ нДж} \cdot \text{см}^{-2},$$

где $n = 1,59$ — показатель преломления полистирола (СН); $O = D/f = 1 : 1,5$ — относительное отверстие объектива; $k = 6$ — коэффициент уменьшения изображения на ПЗС-матрице.

Это значение примерно в 30 раз больше пороговой экспозиции ПЗС-матрицы (300 пДж \cdot см $^{-2}$), и для уверенной регистрации светового потока во всем диапазоне мощности дозы его можно еще увеличить за счет увеличения длительности экспозиции одного кадра до 3 с.

Возможен также альтернативный вариант такого простого изодозографа, когда пластина пластмассового сцинтиллятора устанавливается перпендику-

лярно оси протонного пучка и перемещается в воде вдоль его направления. В этом случае измеряется последовательность поперечных распределений, по которым восстанавливается трехмерное дозное поле, и при этом отпадает необходимость в изменении плотности воды.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Предложены и рассмотрены четыре новых варианта канала для протонной терапии опухолей глаза, в трех из которых протонный пучок выводится за двухметровую защитную стену. Для всех вариантов выполнены расчеты режима питания фокусирующих элементов канала и параметров протонного пучка с энергией 85 МэВ, сформированного на объекте облучения.

Расчетные значения основных параметров: мощности, дозы, размеров поля облучения, продольных градиентов дозного поля и длительности одного сеанса облучения — для некоторых вариантов канала не выходят за пределы значений параметров протонных пучков в действующих центрах протонной терапии опухолей глаза, что позволяет сделать вывод о возможности осуществления протонной терапии опухолей глаза на фазотроне ЛЯП ОИЯИ.

При выводе пучка за двухметровую защитную бетонную стену наиболее перспективным в отношении достижимой интенсивности является ахроматический вариант с поворотом пучка в одну сторону и выводом протонного пучка в лабораторию № 2. Большим преимуществом варианта с выводом пучка в направлении канала № 11 может оказаться его экономное совмещение с предложенным каналом для формирования сканирующего протонного пучка в этом направлении. Наиболее простым и наименее затратным является вариант канала с выводом пучка в процедурную кабину № 2.

Для получения оперативной топометрической информации предложен компактный 256-канальный рентгеновский компьютерный томограф на основе ПЗС-матрицы с пространственным разрешением в объекте облучения ≈ 1 мм. Предложен простой быстродействующий изодозограф на основе использования цифровой видеокамеры с ПЗС-матрицей для измерения пространственных дозных характеристик протонного пучка.

ЛИТЕРАТУРА

1. *Sisterson J. M.* // Nucl. Instr. Meth. B. 1995. V. 99. P. 827.
2. *Gragoudas E. S. et al.* // Am. J. Ophtalmol. 1977. V. 83. P. 665.
3. *Egger E. et al.* // Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 2001. V. 51. P. 138.

4. *Бровкина А. Ф. и др.* // Тр. 11-го Всесоюзного съезда рентгенологов и радиологов. Обнинск, 1984. С. 534.
5. *Гольдин Л.Л. и др.* // Тр. 1-го Междунар. семинара «Использование протонных пучков в лучевой терапии». М., 1979. Вып. 3. С. 133.
6. *Dorn H.F., Cutler S.J.* Mortality from cancer in the United States. Public Health Monograph No. 56, Washington DC US Government Printing Office, 1959.
7. *Jensen O.A.* Malignant melanomas of the uvea in Denmark, 1943–1952 // *Acta Ophthalmol (suppl)*. 1963. V. 75. P. 57–220.
8. *Kasperek A.* Ophthalmological Proton Facilities. Ion Beam in Tumor Therapy / Ed. Ute Linz. Chapman and Hall, 1995.
9. *Абазов В.М. и др.* ОИЯИ, 9-87-281. Дубна, 1987.
10. *Будяшов Ю.Г. и др.* Сообщение ОИЯИ P9-96-170. Дубна, 1996.
11. *Будяшов Ю.Г. и др.* Формирование дозного поля протонного пучка с энергией 85 МэВ для облучения опухолей глаза в процедурной кабине № 7. Внутренний отчет. Дубна, 21 апреля 2003 г.
12. *Савченко О.В.* Возможные варианты каналов для протонной терапии опухолей глаза на фазотроне ЛЯП ОИЯИ. Внутренний отчет. Дубна, 21 апреля 2003 г.
13. *Lapostoll P. et al.* Program DYNAC, Version S.S.R4. CERN, 2003.
14. *Джелепов В.П. и др.* ОИЯИ, 16-3491. Дубна, 1967.
15. *Явор С.Я.* Фокусировка заряженных частиц квадрупольными линзами. М.: Атомиздат, 1968. Т. 80. С. 91.
16. *Jones D. T. L.* Particle for patients // *Nucl. Active*. 1989. V. 40. P. 30.
17. *Комочков М.М.* ОИЯИ, P16-7335. 1973.
18. *Edward A.* Knapp Physical Properties of Charged Particle Beams for use in Radiotherapy // *Proc. of Int. Workshop, Key Biscagne, Florida (oct. 1–3, 1975)*; *Raciotti M.A. et al.* // *IEEE Transaction on Nucl. Science*, V.NS–22, No. 3. June, 1975; *Veckman W. et al.* // *Nucl. Instr. Meth. B*. 1991. V. 56/57. P. 1201.
19. *Молоканов А.Г.* Частное сообщение.
20. *Hedgran A. et al.* // *Proc. Phys. Soc. A*. 1950. V. 63. P. 960.
21. *Абазов В.М. и др.* Сообщение ОИЯИ 13-87-70. Дубна, 1987.
22. *Савченко О.В.* Рентгеновские компьютерные томографы для медико-технического комплекса ЛЯП ОИЯИ. Внутренний отчет. Дубна, 23 сентября 2002 г.

23. *Denisov A. G. et al. // Nucl. Instr. Meth. A. 1991. V. 310. P. 479.*
24. *Кутузов С. А. Сообщение ОИЯИ Р10-89-194. Дубна, 1989.*
25. *Морозов Н. А., Савченко О. В. Сообщение ОИЯИ Р9-2005-58. Дубна, 2005.*

Получено 6 июня 2006 г.

Редактор *Е. В. Сабеева*

Подписано в печать 20.10.2006.

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

Усл. печ. л. 1,75. Уч.-изд. л. 2,17. Тираж 260 экз. Заказ № 55516.

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

E-mail: publish@jinr.ru

www.jinr.ru/publish/