

P9-2005-58

Н. А. Морозов, О. В. Савченко

ПРИНЦИПИАЛЬНАЯ ВОЗМОЖНОСТЬ  
ФОРМИРОВАНИЯ СКАНИРУЮЩЕГО  
ПРОТОННОГО ПУЧКА ДЛЯ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ  
НА ФАЗОТРОНЕ **ЛЯП ОИЯИ**

Морозов Н. А., Савченко О. В. P9-2005-58  
Принципиальная возможность формирования сканирующего  
протонного пучка для лучевой терапии на фазотроне ЛЯП ОИЯИ

Рассмотрены и определены основные требования к параметрам сканирующего протонного пучка. Предложена схема формирования и рассмотрено четыре варианта канала для формирования на фазотроне ЛЯП ОИЯИ сканирующего протонного пучка путем фокусировки с помощью магнитных квадрупольных линз заторможенного широкого пучка протонов в узкий пучок с поперечными размерами около 1 см на объекте облучения. На основании проведенных расчетов и оценок показано, что для существующей рутинной интенсивности выведенного протонного пучка 2,5 мкА возможно получить на фазотроне ЛЯП ОИЯИ сканирующий протонный пучок с энергией 160 МэВ, интенсивностью до 0,8 нА, поперечными размерами около 1 см и мощностью дозы в пике Брэгга до 400 Гр/мин, что с запасом превышает интенсивность и мощность дозы, определенные требованиями к такому пучку. Для протонов с энергией 200 МэВ расчетная интенсивность сканирующего пучка в 2,0 раза больше. В предложенных вариантах канала сканирование осуществляется через апертуру конечных линз двумя магнитами, отклоняющими пучок в горизонтальной и вертикальной плоскостях и установленными перед конечными линзами вплотную к ним, а необходимое изменение дозы в каждом элементарном объеме облучения при пиксельном сканировании достигается с помощью автоматизированного управления числом циклов ускорения в фазотроне за время экспозиции одного такого объема в интервале от 0,1 до 1 с. Реализация методики сканирующего протонного пучка позволит в практическом плане повысить степень конформности протонного облучения, исключить применение индивидуально изготавливаемых болусов и фигурных коллиматоров и в 2–3 раза увеличить пропускную способность медико-технического комплекса ЛЯП ОИЯИ или, соответственно, уменьшить время работы фазотрона, выделяемое на проведение протонной терапии.

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

Сообщение Объединенного института ядерных исследований. Дубна, 2005

Morozov N. A., Savchenko O. V. P9-2005-58  
Principal Possibility of Shaping a Scanned Proton Beam  
for Application in Radiation Therapy at the JINR LNP Phasotron

Basic requirements for parameters of the scanned proton beam are considered and determined. A scheme of shaping a scanned proton beam at the JINR LNP Phasotron with the help of the magnetic quadrupole lenses, which focus a decelerated wide proton beam to a narrow beam with a transverse size of about 1 cm on the object of irradiation, is proposed and considered. The calculations have shown that at the 2.5- $\mu$ A intensity of the extracted proton beam it is possible to provide at the JINR LNP Phasotron a scanned proton beam with the energy 160 MeV, the intensity up to 0.8 nA, transverse sizes about 1 cm and dose rate in the Bragg peak up to 400 Gy/min, which significantly exceeds the intensity and dose rate determined by the requirements for such a beam. For the protons with the energy 200 MeV the calculated intensity of a scanned beam is twice as much. At the proposed variants of the channel the process of scanning is realized through the aperture of the end lenses by two magnets bending the beam in the vertical and horizontal planes and arranged nearly to the end lenses. The necessary change of dose in each elementary volume of irradiation by the pixel scanning method is provided with the help of an automatic control system by changing the number of acceleration cycles at the Phasotron during exposure time of one such volume in the time range from 0.1 to 1 s. The realization of the scanned proton beam method will allow one in practice to raise the degree of the conformity of proton irradiation, eliminate the individual boli and figured collimators and increase about 2 or 3 times the throughput capacity of the JINR LNP Medico-Technical Complex or correspondingly decrease the beam time of the Phasotron for proton therapy.

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

Communication of the Joint Institute for Nuclear Research. Dubna, 2005

## ВВЕДЕНИЕ

Пучки протонов и более тяжелых ионов, применяемые в лучевой терапии, обладают хорошо известными преимуществами по сравнению с электронно-фотонным излучением. Реализация этих преимуществ требует разработки и применения сложных физико-технических средств и методик, необходимых для формирования дозных полей и аппаратуры для их измерений, точного определения положения опухоли внутри тела пациента, совмещения дозного максимума с опухолью и верификации процесса облучения.

Современный этап развития протонной лучевой терапии характеризуется сильной конкуренцией с хорошо развитой техникой мегавольтной электронной и гамма-терапии. Многолепестковые коллиматоры, управляемые компьютером, широкие возможности ротационного, многопольного и конвергентного облучения, хорошо развитые компьютерные системы оптимизации и планирования лучевого лечения позволили формировать конформные мишени дозные поля, в значительной мере удовлетворяющие потребностям клинической онкологии.

В то же время главное преимущество протонного излучения — отсутствие лучевого повреждения тканей за мишенью — в существенной мере нивелируется недостаточностью пассивных средств формирования дозного поля (индивидуально изготавливаемые болюсы, фигурные коллиматоры, простые и комбинированные рассеиватели, наборы гребенчатых фильтров). Степень конформности мишени и дозного поля, полученная при использовании этих средств, не всегда оказывается выше, чем у мегавольтного гамма-излучения при ротационном или конвергентном облучении. Высокая степень конформности у протонного пучка достигается только на задней поверхности мишени, в то время как на передней и боковой границах мишени конформность мишени и дозного поля при облучении с одного направления обеспечить не удается. Это приводит к тому, что около одной трети останавливающихся протонов выделяют дозу вне облучаемой мишени. Применение рассеивателей и фигурных коллиматоров для формирования дозного поля значительно снижает эффективность использования протонного пучка доступной интенсивности и ухудшает радиационную обстановку в зоне размещения пациента.

В последние два десятилетия наметились пути дальнейшего развития протонной лучевой терапии, позволяющие преодолеть названные ограничения и недостатки и в полной мере использовать преимущества протонных пучков. Это создание устройств для ротации протонного пучка вокруг лежащего пациента (система Гантри) и гибкое формирование дозных полей путем трехмерного управляемого сканирования протонным пучком или пучком тяжелых

ионов с изменением энергии и интенсивности пучка в каждом элементарном объеме облучаемой мишени [1–3]. Такой подход создает возможности получения степени конформности мишени и дозного поля, недоступные для других видов излучения [4].

В настоящее время уже созданы и функционируют сканирующие пучки протонов в PSI (Швейцария) [5] и ионов углерода в GSI (Германия) [6]. Целый ряд сканирующих пучков предполагается создать в ближайшем будущем и в других центрах протонной и тяжелоионной терапии [7].

На протонных пучках медико-технического комплекса ЛЯП ОИЯИ уже реализован ряд технических средств и методик, направленных на использование в лучевой терапии наиболее важных преимуществ пучков тяжелых заряженных частиц. Так, впервые в мировой практике был применен метод сканирующего ротационного облучения глубоко расположенных опухолей с использованием пика Брэгга неподвижного горизонтального протонного пучка [8], когда в просвет пищевода вводится миниатюрный полупроводниковый датчик, сигнал с которого используется в системе обратной связи для автоматического регулирования энергии протонного пучка при вращении пациента; разработана аппаратура для симультанного облучения опухолей сложной формы с помощью многосекционной системы коллиматоров и замедлителей [9]; впервые в России реализована методика трехмерной конформной протонной терапии на основе пассивных средств формирования дозных полей, ставшая возможной после появления в медицинских учреждениях Москвы, откуда больные направляются для протонной терапии в Дубну, доступных импортных рентгеновских томографов, ЯМР-томографов и зарубежных программ планирования протонного лучевого лечения [10]. В России такие рентгеновские компьютерные томографы пока не выпускаются [17]. Следующим шагом в направлении наиболее полного использования преимуществ протонных пучков может стать получение и применение на фазотроне ЛЯП ОИЯИ сканирующего протонного пучка с энергией 160–200 МэВ по методу пиксельного сканирования, разработанному в PSI [5].

Однако разница в интенсивностях первичных протонных пучков (20 мкА «отщепленного» пучка в PSI и 2,5 мкА на фазотроне ЛЯП ОИЯИ) и более высокая энергия выведенного протонного пучка на фазотроне ЛЯП ОИЯИ (660 МэВ по сравнению с 590 МэВ в PSI), приводящая к увеличению потерь пучка при его торможении, делают осуществление этого шага, на первый взгляд, не совсем очевидным.

Первое предложение и предварительные оценки, касающиеся возможности формирования сканирующего протонного пучка на фазотроне ЛЯП ОИЯИ, были сделаны еще в 2003 г. [11], и целью настоящей работы является проведение детальных расчетов и рассмотрение ряда уточнений и добавлений, подтверждающих принципиальную возможность создания сканирующего протонного пучка на фазотроне ОИЯИ.

## 1. ОСНОВНЫЕ ТРЕБОВАНИЯ К СКАНИРУЮЩЕМУ ПРОТОННОМУ ПУЧКУ

В качестве примера рассмотрим объект облучения (мишень), вписанный в куб объемом  $7 \times 7 \times 7 = 343 \text{ см}^3$ , который надо облучить по методу пиксельного сканирования протонным пучком с поперечным сечением  $S = 1 \times 1 \text{ см}$  и с послынным шагом по глубине тоже 1 см. Это означает, что весь объем облучения необходимо подразделить на  $n = 343$  элементарных объема, в каждый из которых требуется подвести протонный пучок заданной энергии (или пробега) и такой интенсивности (или экспозиции), чтобы суммарное дозное поле оказалось конформным (например по 90 %-й изодозе) форме выбранной мишени.

Практически сканирование протонным пучком выполняется послынно, причем для максимального пробега протонного пучка его интенсивность должна быть наибольшей, а по мере перехода на каждый последующий слой с меньшим пробегом для обеспечения однородности дозного поля в плоской части модифицированной кривой Брэгга интенсивность пучка (или его экспозиция) должна уменьшаться за счет суммирования последовательных кривых Брэгга, что может заметно снизить требования к средней мощности дозы сканирующего протонного пучка или уменьшить число элементарных объемов до  $n_{\text{эф}} = 49 \times 2 \approx 100$ , облучаемых пучком с максимальной мощностью дозы.

В этом случае для энергии протонов 160 МэВ,  $n_{\text{эф}} \approx 100$ , дозы одного сеанса облучения  $D = 2 \text{ Гр}$  и суммарного времени облучения  $t = 1 \text{ мин}$  (или  $60/100 = 0,60 \text{ с}$  — максимального времени экспозиции одного элементарного объема) мощность дозы сканирующего пучка в максимуме кривой Брэгга должна составлять

$$\frac{dD}{dt} = K_6 \frac{I_p}{S} \frac{dE}{dx} = \frac{Dn_{\text{эф}}}{t} = \frac{2 \cdot 100}{1} \approx 200 \text{ Гр/мин},$$

где  $I_p$  — интенсивность заторможенного протонного пучка;  $S \approx 1 \text{ см}^2$  — площадь поперечного сечения пучка;  $K_6 \approx 2$  — отношение дозы в пике Брэгга к входной дозе;  $dE/dx \approx 4,7 \text{ МэВ/г/см}^2$  — ионизационные потери на входе кривой Брэгга.

Такая мощность дозы соответствует интенсивности заторможенного протонного пучка

$$I_p = \frac{Dn_{\text{эф}}}{560t} = \frac{2 \cdot 100}{560} \approx 0,4 \text{ нА}.$$

Фазотрон ЛЯП ОИЯИ обладает одной особенностью, весьма полезной для управления интенсивностью сканирующего протонного пучка. Функционирование фазотрона происходит с частотой модуляции 250 Гц, т.е. за 1 с происходит 250 полных циклов ускорения, число которых с помощью существующей на фазотроне системы можно изменять в меньшую сторону по

любой наперед заданной программе путем формирования импульсов управления захватом пучка длительностью около 500 мкс в начале каждого цикла ускорения протонов, длящегося 4 мс.

Если для сканирования протонного пучка использовать отклоняющий магнит с дискретной установкой и контролем магнитного поля для каждого направления пучка в заданный элементарный объем (методика пиксельного сканирования), то такая возможность управления циклами ускорителя позволяет отключать фазотрон во время процесса изменения магнитного поля при переходах пучка от одного элементарного объема облучения к другому, соседнему объему, при переходах пучка с одной строки сканирования на другую, во время установки послышных замедлителей, а также при получении в каждом элементарном объеме объекта облучения заданной суммарной дозы протонного пучка.

Для энергии протонов 200 МэВ, объекта облучения размером  $10 \times 10 \times 10 = 10^3 \text{ см}^3$ ,  $n = 10^3$  элементарных объемов,  $n_{\text{эф}} \approx 100 \times 3 = 300$ , дозы одного сеанса облучения  $D = 2 \text{ Гр}$  и суммарного времени облучения  $t = 2 \text{ мин}$  мощность дозы в максимуме кривой Брэгга сканирующего протонного пучка должна составлять

$$\frac{dD}{dt} = \frac{Dn_{\text{эф}}}{t} = \frac{2 \cdot 300}{2} = 300 \text{ Гр/мин},$$

что соответствует интенсивности протонного пучка

$$I_p = \frac{Dn_{\text{эф}}}{540t} = \frac{2 \cdot 300}{540 \cdot 2} \approx 0,6 \text{ нА}$$

при максимальном времени экспозиции одного элементарного объема  $t/n_{\text{эф}} = 120/300 = 0,40 \text{ с}$  ( $250 \cdot 0,40 = 100$  циклов ускорения, позволяющих контролировать подводимую дозу с точностью  $100 \pm 1$  циклов ускорения, или  $\approx \pm 1\%$ ).

Таким образом, требования к сканирующему протонному пучку могут быть сформулированы следующим образом:

1. Для опухолей объемом около  $300 \text{ см}^3$ , расположенных в области головы и шеи пациента, необходимо сформировать протонный пучок с энергией 160 МэВ, интенсивностью 0,4 нА, поперечными размерами  $1 \times 1 \text{ см}$  и мощностью дозы в объекте облучения не менее 200 Гр/мин при суммарном времени облучения около 1 мин.

2. Для опухолей объемом около  $1000 \text{ см}^3$ , расположенных в области туловища пациента, необходимо сформировать протонный пучок с энергией 200 МэВ, интенсивностью 0,6 нА, поперечными размерами  $1 \times 1 \text{ см}$  и мощностью дозы в объекте облучения не менее 300 Гр/мин при суммарном времени облучения до 2 мин.

С учетом времени перехода пучка от одного элементарного объема к соседнему ( $\approx 10^{-2} \text{ с}$ ), с одной строки на другую ( $\approx 10^{-2} \text{ с}$ ), а также времени

установки пластин замедлителя для изменения пробега протонов пучка ( $\approx 1$  с) полное время формирования одного дозного поля увеличится до 70 с для опухолей объемом около  $350 \text{ см}^3$  и до 140 с для опухолей объемом около  $1000 \text{ см}^3$ . С учетом реальных форм и размеров опухолей, вписанных в куб  $350$  или  $1000 \text{ см}^3$ , время облучения уменьшается примерно пропорционально площади поперечного сечения опухоли. Так, для опухолей с  $S \approx 25 \text{ см}^2$  и  $S \approx 50 \text{ см}^2$  время облучения уменьшится до 35 и 70 с соответственно.

## **2. ВАРИАНТЫ КАНАЛА ДЛЯ ФОРМИРОВАНИЯ СКАНИРУЮЩЕГО ПРОТОННОГО ПУЧКА НА ФАЗОТРОНЕ ЛЯП ОИЯИ**

Получение на фазотроне ЛЯП ОИЯИ интенсивности сканирующего протонного пучка около  $1 \text{ нА}$  в условиях, когда эквивалентная интенсивность выведенного пучка на фазотроне примерно в 20 раз меньше, чем в PSI, возможно только за счет увеличения полного фазового объема сканирующего пучка в такое же число раз. Поэтому схема формирования сканирующего протонного пучка на фазотроне ЛЯП ОИЯИ должна основываться на увеличении используемой доли заторможенного протонного пучка на выходе замедлителя путем увеличения размеров ограничивающего коллиматора с последующей фокусировкой широкого протонного пучка в узкий пучок с поперечными размерами около  $1 \text{ см}$  на объекте облучения. Практически это означает, что углы сходимости пучка после оконечной линзы должны быть в 2–3 раза больше, чем в PSI, а импульсный разброс пучка возрастет в 1,5–2 раза. Ниже рассматриваются четыре варианта предложенной схемы формирования сканирующего протонного пучка на фазотроне ЛЯП ОИЯИ с частичным использованием элементов существующих каналов № 8, 10, 11 и тракта Т.

Общая схема первого из возможных вариантов канала для формирования сканирующего протонного пучка представлена на рис. 1. Выведенный из камеры фазотрона протонный пучок с энергией  $660 \text{ МэВ}$  тормозится в углеродном замедлителе до энергии  $160 \text{ МэВ}$  (импульс  $570 \text{ МэВ/с}$ , пробег  $20 \text{ г/см}^2$  углерода). В этом варианте линза МЛ-3 (Q3) с апертурой  $12 \text{ см}$  фокусирует заторможенный протонный пучок на середину линзы МЛПК также с апертурой  $12 \text{ см}$ , которая служит полевой линзой, затем протонный пучок направляется по вакуум-проводу за двухметровую защитную бетонную стену, а затем три оконечные линзы МЛ-29 с апертурой  $20 \text{ см}$ , включенные по схеме триплета, фокусируют протоны из области промежуточного изображения в узкий протонный пучок с поперечными размерами около  $1 \text{ см}$  на объекте облучения, расположенном на расстоянии около  $1 \text{ м}$  от заднего края последней линзы МЛ-29. Магнит СП-37 отклоняет пучок на угол  $47^\circ$ , очищает его от примеси вторичных частиц и анализирует его по импульсу. Щелевые коллиматоры, установленные на выходе углеродного замедлителя и на входе в линзу

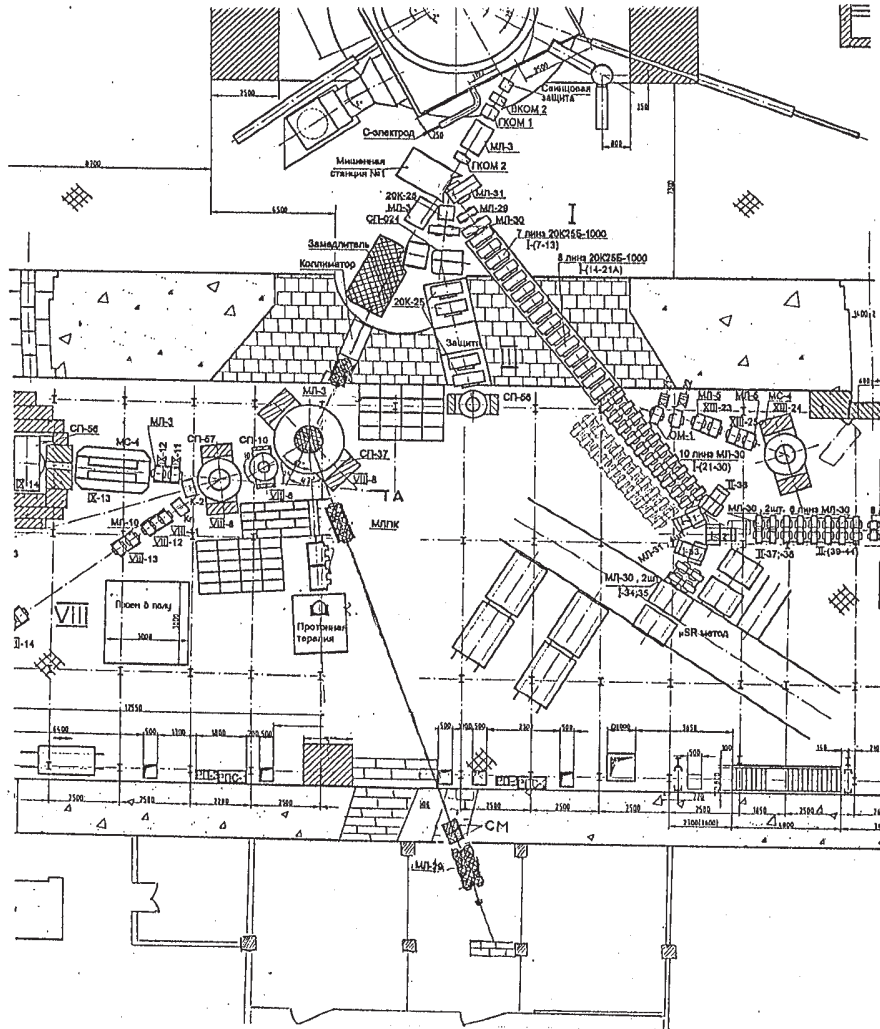


Рис. 1. Схема первого варианта канала для формирования сканирующего протонного пучка с выводом пучка в лабораторию № 2. Задействованные элементы канала выделены перекрестной штриховкой

МЛПК, задают импульсный разброс сформированного сканирующего протонного пучка. Два магнита СМ, размещенные в нише двухметровой защитной стены перед оконечными линзами, обеспечивают сканирование протонного пучка в горизонтальной и вертикальной плоскостях.



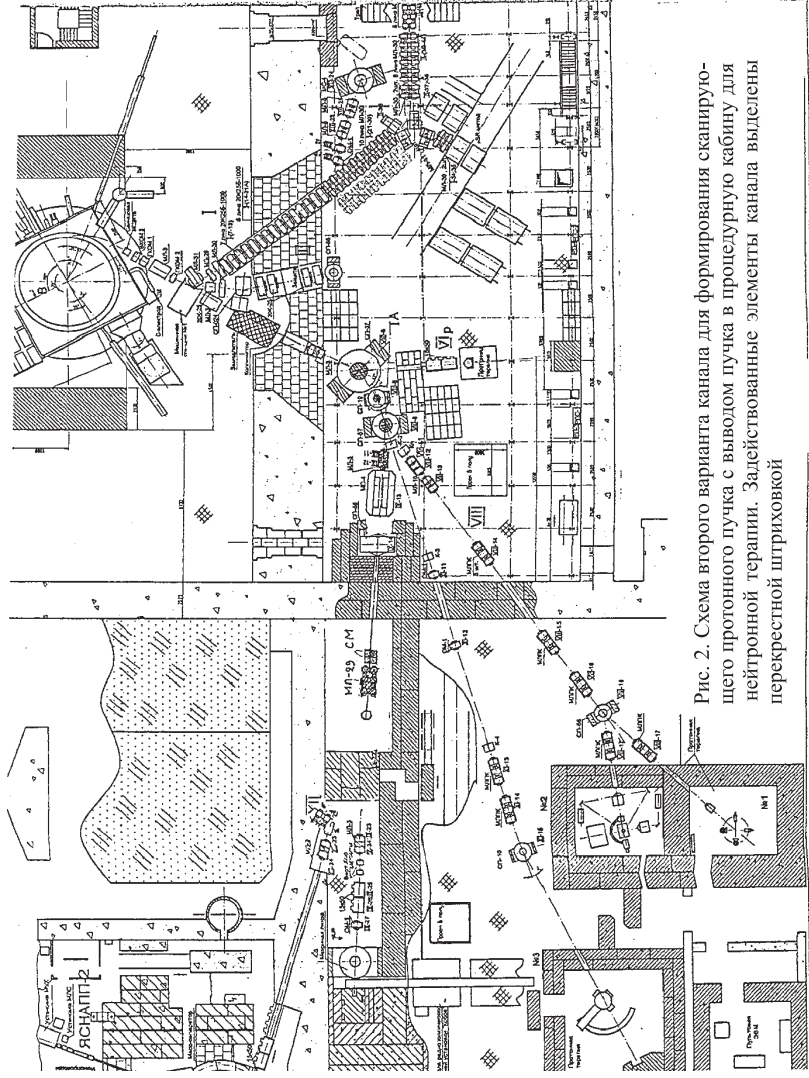


Рис. 2. Схема второго варианта формирования сканирующего протонного пучка с выводом пучка в процедурную кабину для нейтронной терапии. Задетствованные элементы канала выделены перекрестной штриховкой

Общая схема расположения второго варианта канала для формирования сканирующего протонного пучка с использованием элементов канала № 10 и выводом пучка в процедурную кабину для нейтронной терапии показана на рис. 2. В этом варианте заторможенные протоны фокусируются линзой МЛ-3 (Q3) на середину второй линзы МЛ-3, расположенной между магнитами СП-57 и МС-4 и выполняющей функцию полевой линзы с образованием в ней промежуточного изображения коллиматора углеродного замедлителя. Затем протонный пучок направляется по вакуум-проводу в процедурную кабину для нейтронной терапии, где три оконечные линзы МЛ-29 с апертурой 20 см, включенные по схеме триплета, фокусируют протоны из области промежуточного изображения в узкий протонный пучок с поперечными размерами около 1 см на объекте облучения, расположенном на расстоянии около 1 м от заднего края последней линзы МЛ-29. Магниты СП-37, СП-10 и СП-57 отклоняют протонный пучок на суммарный угол  $54^\circ$  и анализируют его по импульсу. Прямоугольный коллиматор, установленный перед второй линзой МЛ-3, позволяет задавать импульсный разброс сканирующего протонного пучка и размеры пучка на объекте облучения. Два магнита СМ, установленные перед оконечными линзами в нейтронной кабине, обеспечивают сканирование протонного пучка в горизонтальной и вертикальной плоскостях.

Положительной особенностью второго варианта канала для формирования сканирующего протонного пучка является возможность использования готового процедурного помещения и установленного в нем оборудования для облучения пациентов в положении сидя, однако ограничения апертуры канала межполюсными зазорами магнитов МС-4 и СП-56 (до 8 см) должны приводить к уменьшению интенсивности сканирующего пучка.

Схема расположения третьего варианта канала для формирования сканирующего протонного пучка с использованием элементов канала № 11 показана на рис. 3. Здесь, как и во втором 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, а три оконечные линзы МЛ-29 с апертурой 20 см, включенные по схеме триплета и установленные в зале четвертой пристройки к зданию фазотрона, фокусируют протоны из области промежуточного изображения на объект облучения.

Достоинством этой схемы является расположение магнитных элементов канала, подлежащих установке, в зоне действия подъемных кранов в лаборатории № 4 и четвертой пристройке здания фазотрона.

В схеме четвертого варианта канала для формирования сканирующего протонного пучка, представленной на рис. 4, используются элементы канала № 8 с поворотом пучка в процедурную кабину № 2. В этой схеме три магнита — СП-37, СП-10 и СП-57 — поворачивают заторможенный пучок протонов на суммарный угол  $\approx 28^\circ$  и анализируют его по импульсу, магнит

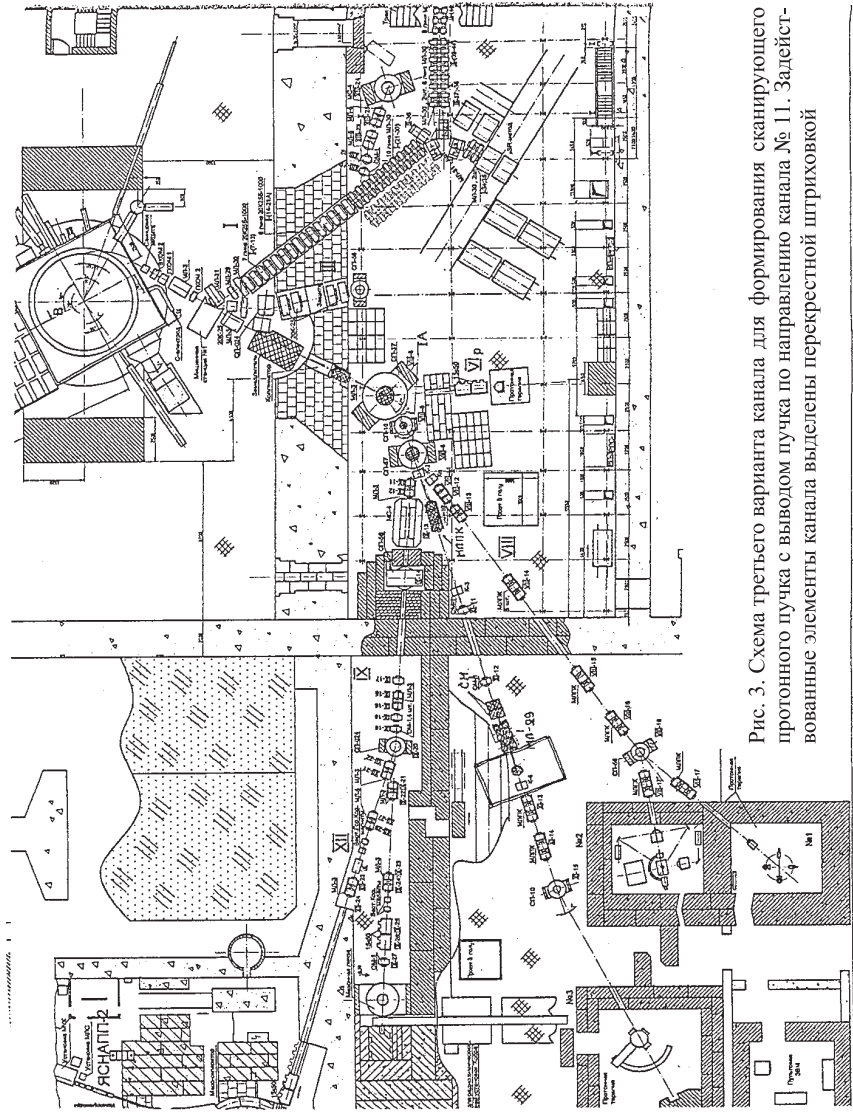


Рис. 3. Схема третьего варианта для формирования сканирующего протонного пучка с выводом пучка по направлению канала № 11. Задействованные элементы канала выделены перекрестной штриховкой

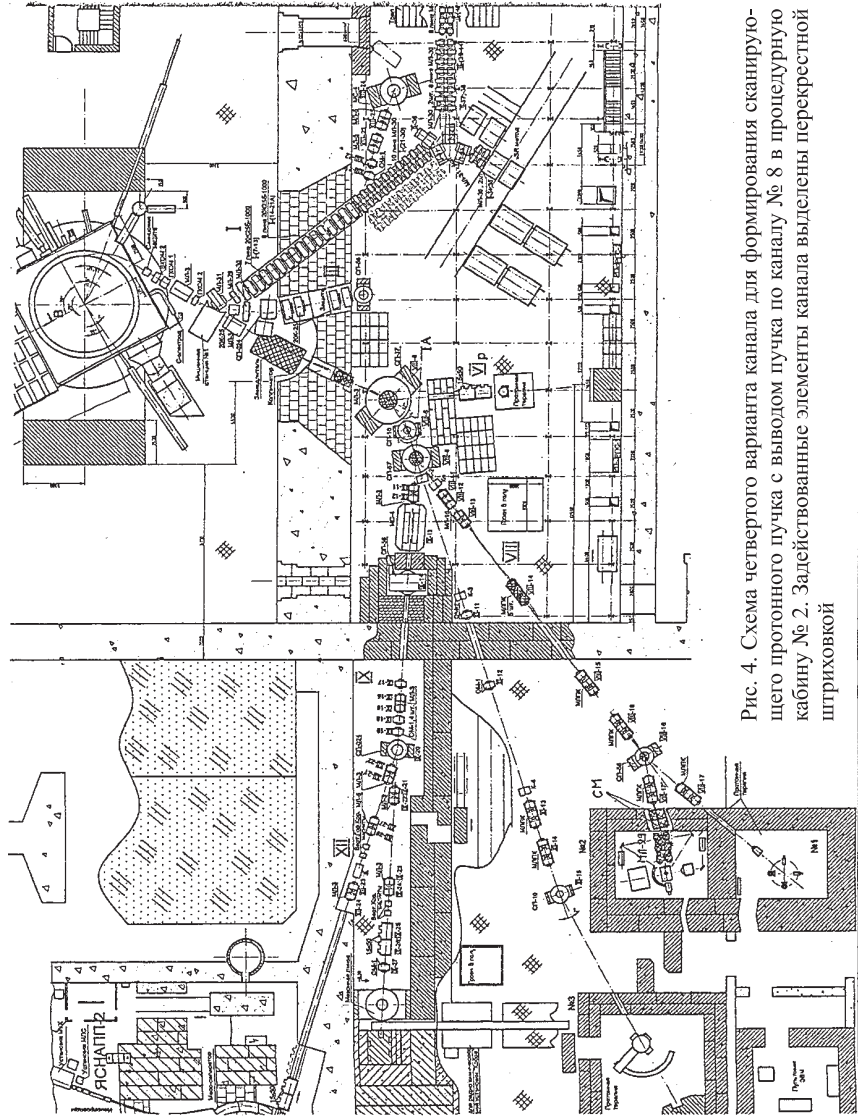


Рис. 4. Схема четвертого варианта канала для формирования сканирующего протонного пучка с выводом пучка по каналу № 8 в процедурную кабину № 2. Задействованные элементы канала выделены перекрестной штриховкой

СП-56 отклоняет пучок на  $\approx 28^\circ$  в ту же сторону, линза МЛ-3 фокусирует протонный пучок на середину линзы Т1, выполняющей в этой схеме роль полевой линзы, а три оконечные линзы МЛ-29, включенные по схеме триплета и установленные в кабине № 2, фокусируют протоны из области промежуточного изображения в узкий пучок с поперечными размерами около 1 см на объекте облучения. Сканирующие магниты СМ устанавливаются непосредственно перед тремя оконечными линзами, для чего необходимо образовать нишу в стене кабины № 2. Фактически это ахроматический вариант с поворотом пучка в одну сторону.

Преимуществом четвертого варианта является использование готового канала №8 и существующей кабины № 2 с оборудованием для облучения пациентов в положении лежа, однако для этого варианта канала следует ожидать существенно меньшей мощности дозы в объекте облучения из-за растянутости канала № 8.

Разумеется, возможны и другие варианты размещения канала для формирования сканирующего протонного пучка, общей особенностью которых должно быть большое (10–15 м) расстояние между полевой и оконечной линзами, что только и позволяет формировать на объекте облучения протонный пучок с приемлемой интенсивностью и поперечными размерами около 1 см.

### **3. РЕЗУЛЬТАТЫ РАСЧЕТА ПАРАМЕТРОВ СКАНИРУЮЩЕГО ПРОТОННОГО ПУЧКА ДЛЯ ЧЕТЫРЕХ ВАРИАНТОВ ЕГО ФОРМИРОВАНИЯ**

Расчет параметров сканирующего протонного пучка был осуществлен двумя методами. В первом из них расчет проводился аналитически в приближении тонких линз с использованием представлений геометрической оптики на основе эквивалентной оптической схемы, согласно которой первая пара квадрупольных линз (объектив) фокусирует изображение источника частиц на середину второй (полевой) линзы, а оконечная комбинация квадрупольных линз (триплет) фокусирует промежуточное изображение на объект облучения. Отклоняющий магнит перед второй (полевой) линзой позволяет уменьшить импульсный разброс сканирующего протонного пучка.

Во втором методе численные расчеты проводились на ЭВМ по программе DYNAC [12] путем генерации набора начальных частиц (обычно 50 000), заключенного внутри исходного фазового объема, определяемого параметрами заторможенного пучка протонов на выходе углеродного замедлителя, 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 сканирующего протонного пучка при его минимальных размерах.

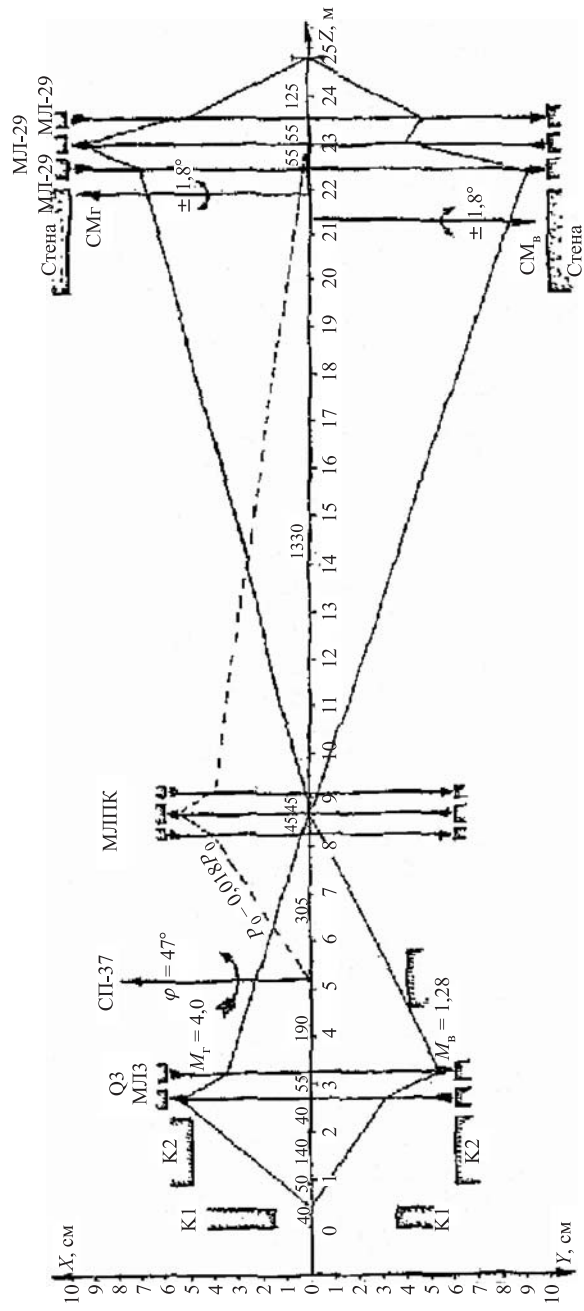


Рис. 5. Оптическая схема первого варианта канала для формирования сканирующего прогонного пучка с выводом пучка в лабораторию № 2

Рассмотрим некоторые характерные особенности расчета в приближении тонких линз на примере первого варианта канала.

Оптическая схема первого варианта канала для получения сканирующего протонного пучка представлена на рис. 5. Расчеты параметров сканирующего протонного пучка, выполненные согласно этой оптической схеме по аналитическим формулам (4), (6) и (7) работы [13], и расчеты режима питания фокусирующих линз, выполненные по приближенным формулам (3.29) и (3.39) работы [14], приводят к следующим результатам.

Среднеквадратичный угол многократного кулоновского рассеяния протонов в блоках углеродного замедлителя, вычисленный с учетом изменения энергии протонного пучка в процессе торможения, равняется перед коллиматором К1

$$\sqrt{\langle\Theta^2\rangle_c} = 0,60 \cdot 10^{-1} \text{ рад} \approx 3,44^\circ.$$

Среднеквадратичный радиус протонного пучка перед коллиматором К1, вычисленный также с учетом изменения энергии протонного пучка в процессе торможения, составляет

$$\sqrt{\langle r^2 \rangle_c} \approx 4,32 \text{ г/см}^2 \text{ (углерода)} \approx 2,7 \text{ см.}$$

С учетом размеров ( $r_0 = 1,5$  см) и угловой расходимости ( $\Theta_0 = 4 \times 10^{-3}$  рад) первичного протонного пучка эти величины становятся равными

$$\sqrt{\langle\Theta^2\rangle_n} \approx 3,5^\circ \text{ и } \sqrt{\langle r^2 \rangle_n} \approx 3,1 \text{ см.}$$

Импульсная дисперсия заторможенного протонного пучка на входе коллиматора К1 составляет

$$\frac{\Delta P_0}{P_0} \approx 8,3\% \text{ (ширина на полувисоте (ШПВ) импульсного распределения).}$$

Упругие и неупругие ядерные взаимодействия в блоках углеродного замедлителя уменьшают интенсивность заторможенного протонного пучка на фактор

$$\ell^{-n\bar{\sigma}_t} = \ell^{-2,7} \approx 1/15 = 0,0667,$$

где  $n = 9 \cdot 10^{24} \text{ см}^{-2}$  — число ядер углерода на пути протонного пучка;  $\bar{\sigma}_t \approx 0,3 \cdot 10^{-24} \text{ см}^2$  — усредненное в диапазоне энергии 160–660 МэВ значение полного сечения взаимодействия протонов с ядрами углерода.

Интенсивность  $I_p$  протонного пучка на объекте облучения можно оценить по следующей приближенной формуле:

$$I_p = I_0 \ell^{-n\bar{\sigma}} \left(1 - \ell^{-r_0^2/\langle r^2 \rangle_n}\right) \frac{\Omega}{\pi \langle\Theta^2\rangle_n} \frac{S_{\text{млнк}}}{S_{\text{нк1}}} \frac{\Omega_{\text{мл-29}}}{\Omega_{\text{Q3}}} \frac{\Delta P/P}{\Delta P_0/P_0},$$

где  $I_0 = 1 \text{ мкА} = 6,25 \cdot 10^{12} \text{ с}^{-1}$  — интенсивность первичного протонного пучка;  $r_0 = 4 \text{ см}$  — радиус коллиматора К1;  $\Omega = \frac{\pi \cdot 5,5 \cdot 3}{(230)^2} \approx 10^{-3} \text{ ср}$  — телесный угол, стягиваемый эффективной апертурой линзы МЛ-3 из точки расположения коллиматора К1;  $S_{\text{млпк}} = \pi \cdot 5,5 \cdot 3 = 52 \text{ см}^2$  — площадь эффективной апертуры линзы МЛПК;  $S_{\text{ик1}} = \pi \langle r^2 \rangle n M_{\Gamma} M_{\text{В}} = \pi \cdot 3,1^2 \cdot 4 \cdot 1,28 = 155 \text{ см}^2$  — площадь увеличенных в  $M_{\Gamma} M_{\text{В}}$  раз линзой МЛ-3 среднеквадратичных размеров пучка;  $\Omega_{\text{МЛ-29}} = \frac{\pi \cdot 9,5 \cdot 7}{(1430)^2} \approx 10^{-4} \text{ ср}$  — телесный угол, стягиваемый эффективной апертурой линзы МЛ-29 из средней точки линзы МЛПК;  $\Omega_{\text{Q3}} = \frac{\pi \cdot 5,5 \cdot 3,6}{(550)^2} \approx 2 \cdot 10^{-4} \text{ ср}$  — телесный угол, стягиваемый эффективной апертурой линзы МЛ-3 из средней точки линзы МЛПК;  $\Delta P/P \approx 3,6\%$  (ШПВ) — импульсный интервал, определяемый дисперсионной траекторией  $P_0 - 0,018P_0$  от центра магнита СП-37 до входной апертуры линзы МЛПК.

С этими значениями величин

$$I_p = (6,25 \cdot 10^{12} \cdot 0,067) \cdot (0,81 \cdot 0,084 \cdot 0,336 \cdot 0,5 \cdot 0,435) = \\ = 4,16 \cdot 11^{11} \cdot 0,005 \approx 2,08 \cdot 10^9 \text{ с}^{-1} \cdot \text{мкА}^{-1}.$$

Площадь сканирующего пучка в фокусе триплета линз МЛ-29 определяется уменьшенными в 8 раз размерами эффективной апертуры линзы МЛПК и составляет

$$S = \frac{11}{8} \times \frac{6}{8} = 1,38 \times 0,75 \approx 1 \text{ см}^2.$$

Отсюда плотность потока протонов в фокусе триплета линзы МЛ-29 равняется  $J_p = \frac{I_p}{S} = \frac{2,08 \cdot 10^9}{1,0} \approx 2,1 \cdot 10^9 \text{ см}^{-2} \cdot \text{с}^{-1} \cdot \text{мкА}^{-1}$  и мощность дозы на входе кривой Брэгга составит  $\frac{dD_0}{dt} = J_p \frac{dE}{dx} = 2,1 \cdot 10^9 \cdot 4,7 \cdot 1,6 \cdot 10^{-6} \cdot 60 \cdot 10^{-4} \approx 94 \text{ Гр}/(\text{мин} \cdot \text{мкА})$ .

Ввиду того, что доза в максимуме кривой Брэгга примерно в два раза больше, чем доза на входе, а рутинная интенсивность нерастянутого во времени протонного пучка составляет 2,5 мкА, мощность дозы в дозовом максимуме будет приближаться к

$$\frac{dD}{dt} \approx 94 \cdot 2 \cdot 2,5 \approx 470 \text{ Гр}/\text{мин}.$$

что с запасом превосходит величину  $dD/dt \approx 200 \text{ Гр}/\text{мин}$ , определенную в п. 1 как оптимальная доза для протонного пучка с энергией 160 МэВ, а



интенсивность сканирующего протонного пучка в расчете на 2,5 мкА интенсивности первичного пучка составит

$$I_p = 2,08 \cdot 10^9 \cdot 2,5 = 5,2 \cdot 10^9 \text{ с}^{-1} \approx 0,83 \text{ нА.}$$

Для пучка протонов с энергией 200 МэВ аналогичные вычисления приводят к следующим значениям этих величин:

$$\sqrt{\langle \Theta^2 \rangle_c} \approx \sqrt{\langle \Theta^2 \rangle_n} = 5,5 \cdot 10^{-2} \text{ рад} = 3,15^\circ;$$

$$\sqrt{\langle r^2 \rangle_c} \approx 2,37 \text{ см}, \quad \sqrt{\langle r^2 \rangle_n} \approx 2,8 \text{ см};$$

$$\ell^{-n\bar{\sigma}_t} = \ell^{-2,55} \approx \frac{1}{13,2}; \quad \frac{\Delta P_0}{P_0} \approx 6,3\%;$$

$$I_p = I_0 \ell^{-n\bar{\sigma}_t} \left( 1 - \ell^{-\frac{r_0^2}{\langle r^2 \rangle_n}} \right) \frac{\Omega}{\pi \langle \Theta^2 \rangle_n} \frac{S_{\text{МПК}}}{S_{\text{ИК1}}} \frac{\Omega_{\text{МЛ-29}}}{\Omega_{\text{Q3}}} \frac{\Delta P/P}{\Delta P_0/P_0} =$$

$$= I_0 \cdot 0,076 \cdot 0,88 \cdot 0,1 \cdot 0,336 \cdot 0,5 \cdot 0,57 \approx 4,0 \cdot 10^9 \text{ с}^{-1} \cdot \text{мкА}^{-1};$$

$$J_p = \frac{I_p}{S} = \frac{4,0 \cdot 10^9}{1,0} \approx 4,0 \cdot 10^9 \text{ см}^{-2} \cdot \text{с}^{-1} \cdot \text{мкА}^{-1};$$

$$\frac{dD_0}{dt} = J \frac{dE}{dx} = 4,0 \cdot 10^9 \cdot 4,5 \cdot 1,6 \cdot 10^{-6} \cdot 60 \cdot 10^{-4} \approx 170 \text{ Гр}/(\text{мин} \cdot \text{мкА}).$$

В максимуме кривой Брэгга для рутинной интенсивности первичного протонного пучка 2,5 мкА мощность дозы будет достигать значения:

$$\frac{dD}{dt} \approx 170 \cdot 2 \cdot 2,5 \approx 850 \text{ Гр}/\text{мин};$$

что в 2,8 раза больше оптимальной дозы 300 Гр/мин, рассчитанной в п. 1 для энергии протонного пучка 200 МэВ. При этом интенсивность сканирующего протонного пучка в расчете на 2,5 мкА интенсивности первичного пучка составит  $I_p = 4,0 \cdot 10^9 \cdot 2,5 = 10^{10} \text{ с}^{-1} = 1,6 \text{ нА}$ .

По такой же схеме в приближении тонких линз были выполнены расчеты для второго, третьего и четвертого вариантов канала, и полученные результаты суммированы в табл. 1.

Наиболее точные и детальные расчеты параметров сканирующего протонного пучка с энергией 160 МэВ для всех вариантов канала были выполнены по программе DYNAC для начальных условий заторможенного протонного пучка на выходе углеродного замедлителя, характеризующихся нормальными распределениями с дисперсиями:

Таблица 1. Результаты расчета различных вариантов канала для формирования сканирующего протонного пучка с энергией 160 МэВ (1 — расчет в приближении тонких линз, коллиматор  $\varnothing$  80 мм; 2 — расчет по программе DYNAC, коллиматор  $\varnothing$  80 мм; 3 — расчет по программе DYNAC, коллиматор  $3 \times 7$  см)

Параметры сканирующего протонного пучка	Первый вариант канала с выводом пучка в лабораторию № 1			Второй вариант канала с выводом пучка в нейтронную кабину			Третий вариант канала с выводом пучка по каналу № 11			Четвертый вариант канала с выводом пучка в кабину № 2		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
Относительная интенсивность протонного пучка после первой линзы канала, %	6,8	4,6	2,05	6,8	4,55	2,0	6,8	4,45	1,9	6,8	4,67	1,95
Относительная интенсивность протонного пучка после второй линзы канала, %	1,14	1,4	0,64	0,44	1,14	0,4	0,31	0,73	0,22	0,08	0,29	0,155
Относительная интенсивность протонного пучка на мишени, %	0,5	0,51	0,20	0,44	0,3	0,055	0,31	0,44	0,11	0,08	0,27	0,095
Абсолютная интенсивность протонного пучка на мишени*, нА	0,83	0,85	0,34	0,73	0,5	0,092	0,51	0,73	0,185	0,13	0,45	0,16
Импульсный разброс протонного пучка $\Delta P/P$ (ШПВ), %	3,6	3,05	2,5	2,8	2,8	1,8	2,5	3,2	1,5	1,7	2,3	2,7
Горизонтальный и вертикальный размеры пучка на мишени, см $\times$ см	1,4 $\times$ 0,75	1,3 $\times$ 0,5	0,85 $\times$ 0,25	1,1 $\times$ 1,1	1,1 $\times$ 0,6	1,4 $\times$ 0,5	1,0 $\times$ 1,0	1,7 $\times$ 0,75	0,9 $\times$ 0,35	0,75 $\times$ 0,75	2,6 $\times$ 1,1	2,1 $\times$ 0,5
Мощность дозы в пике Брэгга на мишени*, Гр/мин	470	480	190	410	270	52	290	410	104	73	260	90
Время, затрачиваемое на облучение объема $7 \times 7 \times 7 \approx 350$ см <sup>3</sup> при средней дозе 2 Гр, мин	0,42	0,41	1,03	0,48	0,7	3,8	0,68	0,48	1,85	2,7	0,74	2,2

\* В расчете на 2,5 мкА первичного протонного пучка.

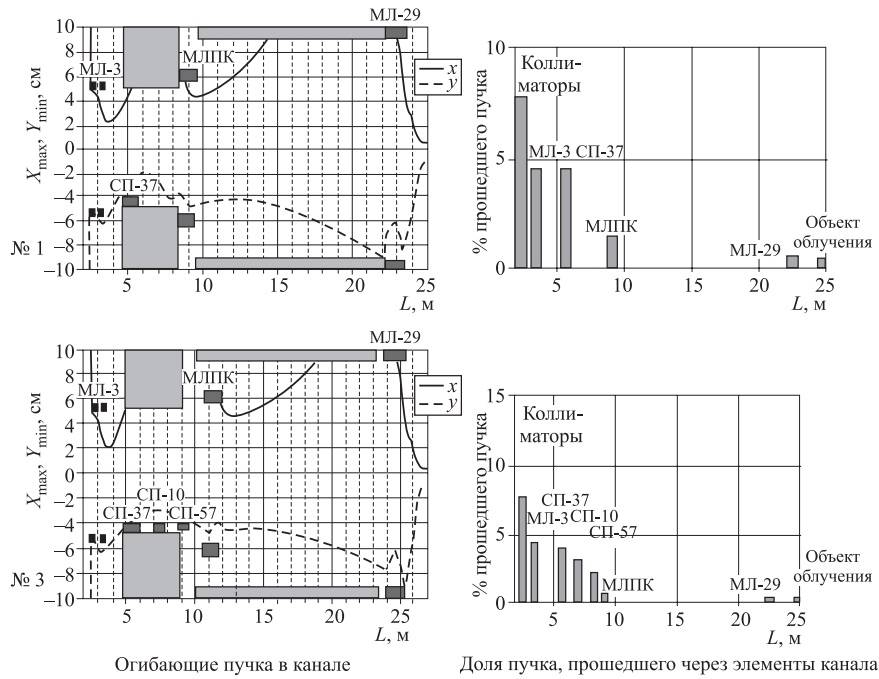


Рис. 6. Результаты расчета по программе DYNAC параметров сканирующего протонного пучка для первого и третьего вариантов канала

$$\sigma_x = \sigma_y = \sqrt{\langle r^2 \rangle_{\text{п}} / 2} = 2,2 \text{ см};$$

$$\sigma_{x'} = \sigma_{y'} = \sqrt{\langle \Theta^2 \rangle_{\text{п}} / 2} = 43 \text{ мрад};$$

$$\sigma_E = 10,2 \text{ МэВ};$$

и для двух коллиматоров на входе углеродного замедлителя: круглого — диаметром 8 см и щелевого — размером  $3 \times 7$  см.

В ходе расчетов были определены: огибающие пучка в канале; доля пучка, прошедшего через элементы канала; горизонтальное, вертикальное и энергетическое распределения частиц пучка на объекте облучения.

Некоторые результаты расчетов по программе DYNAC для первого и третьего вариантов канала в качестве иллюстрации показаны на рис. 6 и 7, а вся совокупность полученных результатов расчета для четырех вариантов канала представлена в табл. 1 и 2.

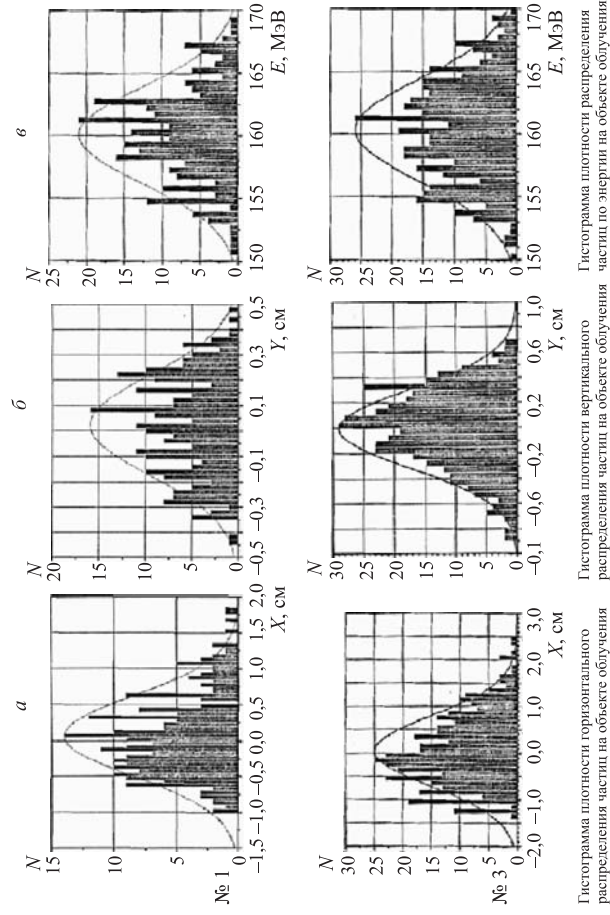


Рис. 7. Результаты расчета по программе DYNAS параметров сканирующего протонного пучка для первого и третьего вариантов канала

Таблица 2. Расчетные параметры магнитных квадрупольных линз для различных вариантов канала формирования сканирующего протонного пучка на фазотроне ЛЯП ОИЯИ

Вариант канала	Метод расчета	Градиенты в магнитных квадрупольных линзах (Тл/м), знак «+» соответствует фокусировке в горизонтальной плоскости, знак «-» — дефокусировке в горизонтальной плоскости												
		Объектив			Полевая линза						Оконечная линза			
		Дублет МЛ-3		Триплет МЛ-3	Триплет МЛПК		Дублет МЛ-3		Триплет из линз МЛ-29		Q6	Q7	Q8	
Вариант №1, вывод пучка в лабораторию №2	Приближение тонких линз	+6,1	-5,4	-6,7	+6,7	-6,7						-7,6	+10,7	-7,6
	Программа DYNAC	+6,7	-6,3	-7,5	+7,5	-7,5						-2,78	+9,2	-9,2
Вариант №2, вывод пучка в нейтронную кабину	Приближение тонких линз	+6,0	-5,1				+4,8	-4,3				+7,5	-10,6	+7,5
	Программа DYNAC	+6,54	-5,45				+3,78	-3,4				-2,88	+9,2	-9,2
Вариант №3, вывод пучка по направлению канала №11	Приближение тонких линз	+5,9	-5,0	-5,9	+5,9	-5,9						+7,5	-10,6	+7,5
	Программа DYNAC	+6,9	-5,45	-5,3	+5,5	-4,9						-2,8	+9,3	-9,3
Вариант №4, вывод пучка в кабину №2	Приближение тонких линз	+5,6	-4,8	-4,7	+4,7	-4,7						+7,5	-10,6	+7,5
	Программа DYNAC	+5,91	-5,05	-4,0	+4,4	-4,2						-4,1	+9,78	-8

Примечание: при замене триплета окончных линз на квадруплет из линз МЛ-29 (Q6,Q7,Q8,Q9) расчетные значения градиентов G (Тл/м) составят: G(Q6) = +3,6; G(Q7) = -9,0; G(Q8) = +9,0; G(Q9) = -3,6

#### 4. ОБСУЖДЕНИЕ ПОЛУЧЕННЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ РАСЧЕТА И НЕКОТОРЫХ ОСОБЕННОСТЕЙ РЕАЛИЗАЦИИ СКАНИРУЮЩЕГО ПРОТОННОГО ПУЧКА НА ФАЗОТРОНЕ ЛЯП ОИЯИ

Анализ результатов проведенных расчетов различных вариантов канала для формирования сканирующего протонного пучка с энергией 160 МэВ позволяет сделать следующие выводы.

1. Результаты расчетов, выполненных двумя независимыми методами (в приближении тонких линз и по программе DYNAC), согласуются в пределах фактора 1,5.

2. Расчетные значения интенсивности ( $\approx 0,8$  нА) и усредненной по объему сканирования мощности дозы (2–4 Гр/мин), полученные для первого, второго и третьего вариантов канала, превышают до двух раз требуемые значения, определенные в п. 1.

3. Интенсивность и мощность дозы сканирующего пучка для четвертого варианта канала в несколько раз меньше, чем для остальных вариантов канала.

4. Уменьшение размеров коллиматора К1 на выходе углеродного замедлителя, как и ожидалось, приводит к улучшению импульсного разброса сканирующего протонного пучка при значительном уменьшении его интенсивности.

5. Расчетные значения градиентов магнитных квадрупольных линз не превышают максимально допустимых величин для всех вариантов канала формирования сканирующего протонного пучка.

Таким образом, по уровню требуемой интенсивности и мощности дозы, а также допустимым значениям градиента магнитного поля в имеющихся квадрупольных линзах не существует ограничений для реализации сканирующего протонного пучка на фазотроне ЛЯП ОИЯИ.

Достижение такого уровня интенсивности сканирующего протонного пучка получается за счет увеличения его полного фазового объема, что практически приведет к увеличению в 2–3 раза углов сходимости такого пучка на объекте облучения и его размеров на входе в объект облучения.

На рис. 8 показаны для сравнения контуры (по ШПВ — ширине на полувысоте поперечного распределения) сканирующих протонных пучков для условий получения в PSI и на фазотроне ЛЯП ОИЯИ, построенные с учетом сходимости и многократного рассеяния при замедлении в воде. Минимальные размеры пучка в воздухе для PSI составляют 6 мм (ШПВ), для фазотрона они приняты равными 9 мм (ШПВ). Многократное кулоновское рассеяние при замедлении пучка протонов в воде приводит на длине пробега 17,5 см к уширению бесконечно узкого пучка до диаметра 9,2 мм (ШПВ).

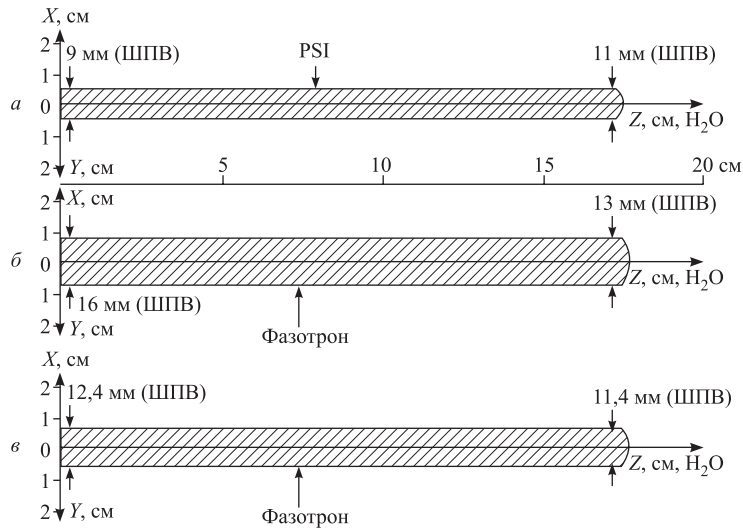


Рис. 8. Расчетные размеры сканирующих протонных пучков с энергией 160 МэВ в PSI и на фазотроне ЛЯП ОИЯИ при полном торможении протонов в воде: *a*, *б* — при интенсивности  $\approx 1$  нА (PSI и фазотрон); *в* — при интенсивности  $\approx 0,2$  нА, сниженной путем уменьшения апертуры полевой линзы до 8 см и апертуры оконечной линзы до 14 см (фазотрон)

В результате размеры пучка в PSI составляют на входе 9 мм и в пике Брэгга 11 мм (рис. 8, *a*), для пучка на фазотроне эти размеры увеличиваются, соответственно, до 16 и 13 мм (рис. 8, *б*).

Такое увеличение размеров пучка не является существенным для объектов облучения с размерами внутренних структур более 1 см и поэтому не может привести к заметному ограничению области применимости такого сканирующего пучка.

В то же время расчетное значение средней мощности дозы при облучении опухолей с поперечным сечением  $\approx 25$  см<sup>2</sup> составляет  $\approx 8$  Гр/мин при 2,5 мкА первичного пучка, что примерно на порядок превышает мощность дозы в протонном пучке, сформированном в кабине № 1 с помощью пассивных средств формирования ( $\approx 0,8$  Гр/мин при интенсивности первичного пучка 2,5 мкА) [18]. Это позволяет за счет снижения интенсивности сканирующего протонного пучка в несколько раз путем уменьшения апертуры полевой и оконечной линз, а также увеличения расстояния между этими линзами получить размеры сканирующего пучка при его торможении в воде, практически не отличающиеся от размеров пучка в PSI (рис. 8, *в*).

Следует отметить, что методика облучения сканирующим протонным пучком обладает повышенной чувствительностью к пространственной нестабильности пучка, к малым смещениям объекта облучения как целого или к изменению положения его внутренних структур во время сканирования. При шаге сканирования  $2\sigma \approx 10$  мм смещение пучка или объекта облучения на  $\Delta X = 1$  мм приводит к неравномерности дозного поля до  $X\Delta X/2\sigma^2 = 10\%$ , для шага сканирования  $\sigma \approx 5$  мм неравномерность уменьшается до 4%. Для уменьшения влияния этого эффекта применяют там, где это возможно, жесткую фиксацию пациента (до 1 мм) или многократное сканирование объекта облучения. По отношению к медико-техническому комплексу ЛЯП ОИЯИ, где в настоящее время проходят облучение пациенты в основном с опухолями в области головы, допускающей жесткую фиксацию, это не приведет к сколь-нибудь значительному ограничению области применимости сканирующего протонного пучка.

Для контроля и компенсации нестабильностей сканирующего протонного пучка потребуются разработка и создание аппаратуры для быстрого оперативного измерения параметров такого пучка.

Кроме того, при использовании сканирующего протонного пучка существенно повышаются требования к обеспечению радиационной безопасности пациента на случай «остановки» пучка в каком-либо пикселе. Система защиты от таких случаев также должна включать аппаратуру для быстрого реагирования на изменения заданного режима сканирования и вместе с приборами для измерения магнитного поля в сканирующем магните в случае нештатной ситуации вырабатывать сигнал на отключение ускорителя, перекрытие пучка шиберным затвором или отключение одного из поворотных магнитов в канале формирования сканирующего пучка.

Измерения параметров сканирующего протонного пучка и контроль их соответствия заданной программе облучения не могут быть в полной мере осуществлены дозиметрической аппаратурой, имеющейся в медико-техническом комплексе ЛЯП ОИЯИ. Так, если мониторинг интенсивности сканирующего протонного пучка можно будет реализовать с помощью действующих плоских ионизационных камер, сигнал с которых после достижения заданной дозы в элементарном объеме облучения отключает ускоритель на время перехода к следующему элементарному объему, то измерение пространственных дозных характеристик нельзя осуществить имеющимся изодозографом, работающим на связи с ЭВМ [15]. Этот изодозограф обладает превосходным пространственным разрешением (до 0,2 мм), однако время измерения одного трехмерного дозного поля составляет несколько десятков минут, что полностью исключает его применение для получения в динамическом режиме пространственных дозных характеристик сканирующего протонного пучка.

Для целей такой оперативной дозиметрии предлагается разработать и создать быстрые, полностью автоматизированные изодозографы на основе ис-



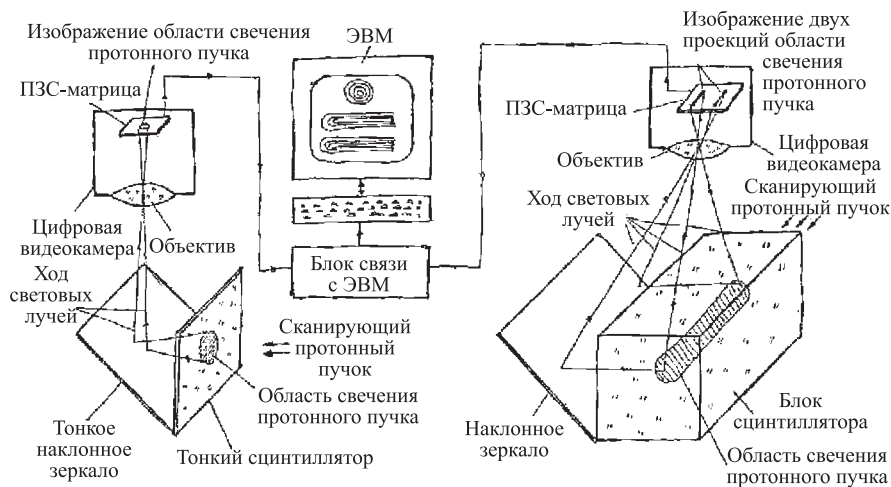


Рис. 9. Принципиальная схема двух изодозографов на основе использования цифровых видеокамер с ПЗС-матрицей

пользования относительно дешевых и получивших широкое распространение миниатюрных цифровых видеокамер с ПЗС-матрицей, работающих на связи с ЭВМ. Принципиальная схема двух таких приборов показана на рис. 9. В первом из них, предназначенном для измерения поперечных дозных распределений и контроля правильности положения сканирующего протонного пучка в процессе облучения, перпендикулярно протонному пучку устанавливается пластина из сцинтиллирующей пластмассы толщиной  $\approx 2$  мм и размером, превышающим размеры объекта облучения (около  $10 \times 10$  см). При прохождении протонного пучка через сцинтиллятор в нем возникает свечение, интенсивность которого в каждой точке пропорциональна поглощенной дозе. Поверхность пластины через отражение в зеркале просматривается объективом видеокамеры, в которой световое изображение поперечного распределения пучка за время облучения одного элементарного объема (около 0,1 с) фиксируется на ПЗС-матрице и затем во время считывания в промежутках, необходимых для перемещения пучка и облучения следующего пикселя, превращается в последовательность импульсов, которые в оцифрованном виде поступают в ЭВМ, где по известным программам преобразуются в плоское поперечное изодозное распределение одного положения сканирующего пучка или суммарное дозное распределение после завершения процесса сканирования.

Во втором приборе, предназначенном для измерения продольных дозных полей в период подготовки сеанса лучевой терапии, сканирующий про-

тонный пучок входит в большой сцинтиллятор размерами  $10 \times 10 \times 20$  см параллельно его большой грани и полностью останавливается в нем. Возникающая в сцинтилляторе область свечения просматривается с двух взаимно-перпендикулярных направлений, с помощью системы зеркал отображается объективом цифровой видеокамеры на ПЗС-матрицу в виде двух неперекрывающихся областей и затем после считывания и обработки на ЭВМ преобразуется в две двухмерные проекции продольного дозного распределения или, после завершения процесса сканирования, отображается в последовательность двухмерных или трехмерных проекций суммарного дозного распределения.

Оценим световой поток на ПЗС-матрице при мощности дозы на входе кривой Брэгга, равной

$$\frac{dD}{dt} = J_p \frac{dE}{dx} \approx 230 \text{ Гр/мин} = \frac{230 \cdot 10^4 \cdot 10^{-7}}{60} \approx 3,9 \text{ мДж/(с} \cdot \text{г)}$$

для энергии протонов 160 МэВ и интенсивности первичного протонного пучка 2,5 мкА. В этом случае  $J_p \approx 5 \cdot 10^9 \text{ см}^{-2} \cdot \text{с}^{-1}$ .

При толщине сцинтиллятора 2 мм количество световой энергии с  $1 \text{ см}^2$  поверхности сцинтиллятора, покрытого с одной стороны отражающей фольгой из алюминия, при конверсионной эффективности пластмассового сцинтиллятора  $\approx 2\%$  составит за время экспозиции 0,1 с

$$\frac{dF}{dS} = \frac{dD}{dt} \cdot 0,2 \cdot 2 \cdot 10^{-2} \cdot 2 \cdot 0,1 = 3,1 \text{ мДж/см}^2.$$

Для объектива видеокамеры с относительным отверстием  $O$  и уменьшением изображения в  $k$  раз плотность световой энергии на  $1 \text{ см}^2$  ПЗС-матрицы определяется выражением

$$\frac{df}{dS} = \frac{dF}{dS} \frac{1}{n^2} \frac{1}{2\pi} \frac{\pi}{4} (O)^2 \frac{k^2}{(k+1)^2} = \frac{dF}{dS} \cdot 1,97 \cdot 10^{-2} \approx 52 \text{ нДж/см}^2,$$

где  $n = 1,959$  — показатель преломления полистирола;  $O = \frac{D}{f} = 1 : 1,5$  — относительное отверстие объектива видеокамеры;  $k = 6$  — коэффициент уменьшения изображения на ПЗС-матрице. Это значение в 170 раз больше минимальной экспозиции на ПЗС-матрице ( $300 \text{ пДж/см}^2$ ), а значение  $J_p \approx 5 \cdot 10^9 \text{ см}^{-2} \cdot \text{с}^{-1}$  примерно на три порядка превышает пороговое значение плотности потока релятивистских заряженных частиц при их регистрации с помощью телевизионной камеры на основе ПЗС-матрицы [16], что гарантирует уверенную регистрацию дозовых характеристик сканирующего протонного пучка во время проведения измерений или осуществления контроля его параметров при облучении опухоли.

Во втором изодозографе при измерении продольных дозовых распределений величина  $df/dS$  будет еще в несколько раз больше за счет увеличения толщины светящейся области от 0,2 до 1 см, что позволит проводить измерения при меньших экспозициях.

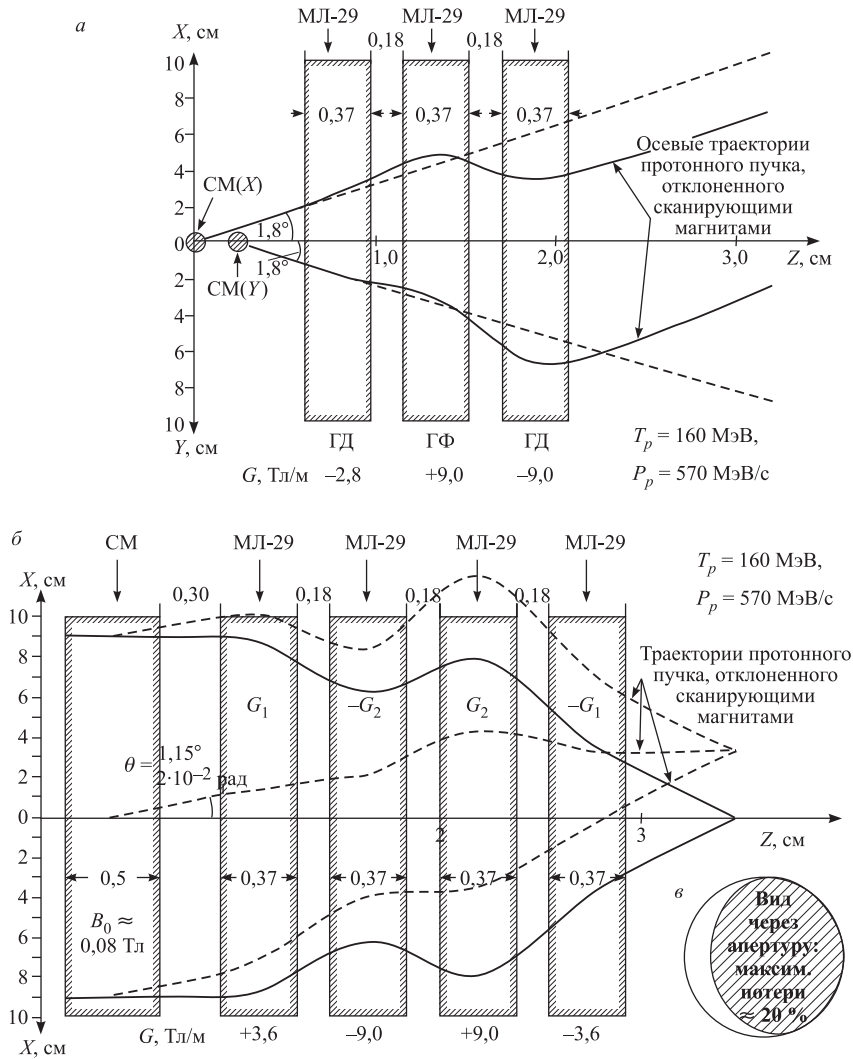


Рис. 10. Действие сканирующих магнитов (СМ) через апертуру системы окончных линз: а — через триплет линз МЛ-29; б — через квадруплет линз МЛ-29, эквивалентный осесимметричной линзе; в — вид через апертуру линзы

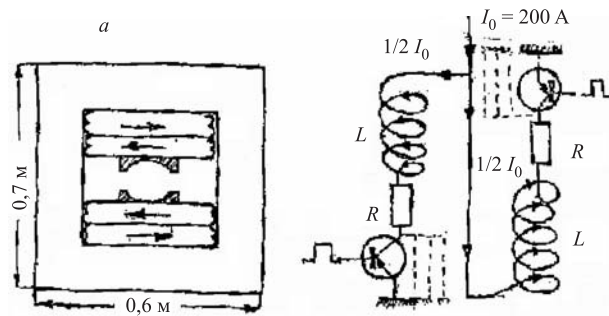
В предложенном методе формирования сканирующего протонного пучка сканирующие магниты принципиально не могут быть установлены после трех конечных линз МЛ-29 из-за малого расстояния до объекта облучения (около 1 м). Наиболее оптимальным будет размещение сканирующих магнитов перед конечными линзами вплотную к ним. На рис. 10, *а* показано влияние трех конечных линз на отклоняющее действие сканирующих магнитов.

Уменьшение отклоняющего действия повышает требование к отклоняющей способности сканирующих магнитов, которая для этого конкретного случая должна составлять 0,035 Тл·м для горизонтальной плоскости и 0,077 Тл·м для вертикальной плоскости. Применение в качестве конечной системы линз квадруплета, эквивалентного осесимметричной линзе [14], уменьшает и выравнивает это влияние до  $\approx 0,04$  Тл·м (рис. 10, *б*).

Сканирование через апертуру конечной системы линз приводит к некоторым потерям пучка на стенках вакуум-провода (рис. 10, *в*) и уменьшению интенсивности сканирующего пучка на выходе линз в среднем на 10–15 %, что увеличивает время сканирования для получения заданной дозы в объеме облучения примерно на такую же величину. При частоте модуляции фазотрона, равной 250 Гц, допустимая погрешность отпускаемой дозы в  $\pm 2$  % определяет минимальную длительность экспозиции одного пикселя в  $\approx 0,1$  с ( $\approx 25$  макроимпульсов пучка фазотрона). В этом случае для времени установления магнитного поля  $\sim 10^{-2}$  с (в PSI это время доведено до  $10^{-3}$  с [19]) и времени перехода на очередной слой облучения  $\sim 1$  с суммарное время облучения опухоли со средним объемом  $5 \times 5 \times 7 \approx 175$  см<sup>3</sup> составит (для  $n_{эф} = 25 \times 2 = 50$ ,  $n = 175$ ,  $n_{сл} = 7$ )  $n_{эф} \cdot 0,1 + n \cdot 10^{-2} + n_{сл} \cdot 1 \approx 50 \cdot 0,1 + 170 \cdot 10^{-2} + 7 \cdot 1 \approx 14$  с, что при мощности дозы сканирующего пучка  $\approx 400$  Гр/мин приводит к средней дозе в объекте облучения  $D = (dD/dt)(t/n_{эф}) = 400 \cdot 5/60 \cdot 1/50 \approx 0,7$  Гр за время облучения 14 с. Это обеспечивает большую свободу в выборе числа фракций и полей облучения для каждого пациента и в случае необходимости (появления нестабильностей) позволяет проводить усреднение в пределах одного поля облучения путем многократного повторения циклов сканирования или улучшать качество сканирующего пучка путем снижения его интенсивности.

Принцип действия и примерные параметры сканирующего магнита, обеспечивающего длительность экспозиции одного пикселя до 0,1 с и время установления магнитного поля при переходе на соседний пиксель до  $10^{-2}$  с (2–3 макроимпульса пучка фазотрона), показаны на рис. 11.

В 2004 г. на лучевое лечение 100 пациентов на протонных пучках фазотрона с применением пассивных средств формирования дозного поля было затрачено 760 часов. В среднем затраты времени работы ускорителя на одного пациента составили 7,6 ч  $\approx 450$  мин. Мощность дозы при использовании протонного пучка с энергией 150 МэВ достигала  $\approx 1$  Гр/мин при интенсивности выведенного протонного пучка 2,5 мкА. При средней дозе на курс лечения



$B \approx 0,1$  Тл,  $l_{\text{эф}} \approx 50$  см,  $N \approx 100$  витков,  $L \approx 10^{-2}$  Гн,  
 $R \approx 1$  Ом,  $\tau \approx L/R \approx 10^{-2}$  с,  $I \approx 200$  А,  $W \approx 40$  кВт, вес  $\approx 1$  т

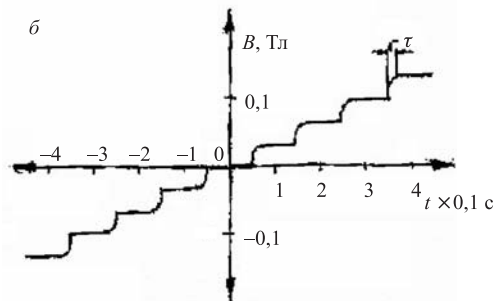


Рис. 11. а) Принцип действия и примерные параметры сканирующего магнита. б) Изменение магнитного поля при пиксельном сканировании

одного пациента  $\sim 30$  Гр чистое время облучения одного пациента составляло  $30/1 \approx 30$  мин, что определяет эффективность использования времени фазотрона на уровне  $30/450 \approx 7\%$ . Остальное время ( $\sim 90\%$ ) занимала установка индивидуальных болюсов, фигурных коллиматоров, гребенчатых фильтров и верификация облучения с помощью экспонирования рентгеновской пленки и ее проявления.

Переход на методику облучения сканирующим протонным пучком позволяет исключить применение таких пассивных средств формирования дозных полей, как болюсы, коллиматоры, гребенчатые фильтры, и тем самым освободить место перед пациентом для размещения средств диагностики сканирующего пучка и верификации облучения (тонкого рентгеновского экрана с регистрацией изображения на цифровую камеру с ПЗС-матрицей и последующей передачей информации в ЭВМ). Примерная схема такого размещения показана на рис. 12.

Реализация методики сканирующего протонного пучка позволит в практическом плане в 2–3 раза увеличить пропускную способность медико-техни-

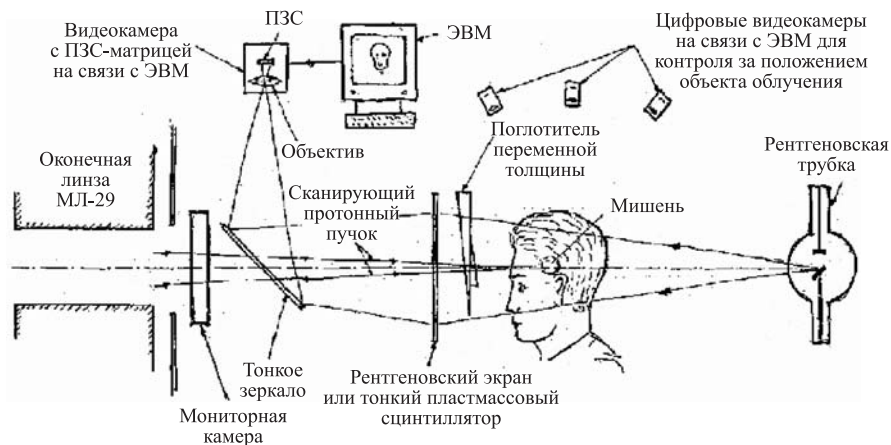


Рис. 12. Схема размещения оборудования для облучения пациента и верификации облучения на оконечном участке формирования сканирующего протонного пучка

ческого комплекса ЛЯП ОИЯИ или, соответственно, сократить время работы фазотрона, выделяемое на протонное лучевое лечение.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Рассмотрены и определены основные требования к параметрам сканирующего протонного пучка. Для объекта облучения объемом около 350 см<sup>3</sup> и дозы одного сеанса облучения 2 Гр мощность дозы в максимуме кривой Брэгга в случае протонного пучка с энергией 160 МэВ и поперечными размерами 1 × 1 см должна составлять около 200 Гр/мин для суммарного времени облучения ≈ 1 мин при интенсивности сканирующего пучка около 0,4 нА. Для объекта облучения 1000 см<sup>3</sup> и протонов с энергией 200 МэВ требуемая мощность дозы увеличивается до 300 Гр/мин при суммарном времени одного сеанса облучения около 2 мин и интенсивности пучка 0,6 нА.

Предложена схема формирования и рассмотрены четыре варианта канала для формирования на фазотроне ЛЯП ОИЯИ сканирующего протонного пучка путем фокусировки с помощью магнитных квадрупольных линз МЛ-29 с апертурой 20 см заторможенного широкого пучка протонов в узкий пучок с поперечными размерами около 1 см на объекте облучения.

На основании проведенных расчетов и оценок показано, что при существующей рутинной интенсивности выведенного протонного пучка 2,5 мкА имеется принципиальная возможность получить на фазотроне ЛЯП ОИЯИ

сканирующий протонный пучок с энергией 160 МэВ, интенсивностью до 0,8 нА, поперечными размерами около 1 см и мощностью дозы в пике Брэгга до 400 Гр/мин, что с запасом превышает интенсивность и мощность дозы, определенные требованиями к такому пучку. Для протонов с энергией 200 МэВ расчетная интенсивность сканирующего пучка в 2,0 раза больше.

В предложенных вариантах канала сканирование осуществляется через апертуры оконечных линз двумя магнитами, отклоняющими пучок в горизонтальной и вертикальной плоскостях и установленными перед оконечными линзами вплотную к ним, а необходимое изменение дозы в каждом элементарном объеме облучения при пиксельном сканировании достигается с помощью автоматизированного управления числом циклов ускорения в фазотроне за время экспозиции одного такого объема в интервале от 0,1 до 1 с.

Для реализации какого-либо выбранного варианта канала в наличии имеются все необходимые магнитные элементы, и основные затраты потребуются на разработку и создание источников питания и автоматизированной системы управления и контроля токами возбуждения сканирующих магнитов.

Реализация методики сканирующего протонного пучка позволит в практическом плане повысить степень конформности протонной терапии, исключить применение индивидуально изготавливаемых болусов и фигурных коллиматоров и в 2–3 раза увеличить пропускную способность медико-технического комплекса ЛЯП ОИЯИ или, соответственно, уменьшить время работы фазотрона, выделяемое на проведение протонной терапии.

## ЛИТЕРАТУРА

1. *Goitein M., Chen G. T. Y.* Beam scanning for heavy charged particle radiotherapy // *Med. Phys.* 1983. V. 10. P. 831–840.
2. *Blattman H. et al.* Spot scanning for 250 MeV proton // *Strahlentherapie und Onkologie.* 1990. V. 166. P. 45–48.
3. Biophysics Group GSI. Design, construction and first experiment of a magnetic scanning system for therapy. GSI Report 91-18. Gesellschaft für Schwerionenforschung, 1991.
4. *Хорошков В. С., Оносовский К. К.* Современный этап развития техники протонной лучевой терапии // *ПТЭ.* 1995. № 2. С. 16–31.
5. *Scheib S. et al.* Spot Scanning with Proton at PSI // *Proc. 1st Int. Symp. on Hadrontherapy.* Como, Italy, October 18–21, 1993, 471.
6. *Haberer Th. et al.* // *Nucl. Instr. and Meth. A.* 1993. V. 330. P. 296; GSI treats cancer tumours with carbon ions // *CERN Courier.* December 1998. V. 38, No. 9.

7. Proposal for a dedicated ion beam facility for cancer therapy. A. Project proposal by the Radiologische universitätsklinik Heidelberg, 1998;  
*Fourie D. T. et al.* New beamlines for proton therapy at NAC // The 3rd Conf. and Workshop on Cyclotrons and Application, Cairo, 6–10 Febr., 1999.
8. *Абазов В. М. и др.* Сообщение ОИЯИ 18-93-351. Дубна, 1993.
9. *Shvidkij S. V. et al.* // Radiation Protection Dosimetry. 1997. V. 70. P. 217.
10. *Лучин Е. И. и др.* // Материалы VII Междунар. симп. «Новые технологии в нейрохирургии». СПб., 2004. С. 11.
11. *Савченко О. В.* Принципиальная возможность формирования сканирующего протонного пучка для конформного облучения опухолей на фазотроне ЛЯП ОИЯИ (Физическое и технико-экономическое обоснование). Внутренний отчет ЛЯП. Дубна, 2003.
12. *Lapostoll P. et al.* Program DYNAC, Version 5.5, R4, CERN, 2003.
13. *Джелепов В. П., Комаров В. И., Савченко О. В.* ОИЯИ, 16-3491. Дубна, 1967.
14. *Явор С. Я.* Фокусировка заряженных частиц квадрупольными линзами. М.: Атомиздат, 1968. С. 89, 91, 97.
15. *Кутузов С. А.* Сообщение ОИЯИ P10-89-194. Дубна, 1989.
16. *Буриев Н. Т. и др.* Сообщение ОИЯИ P13-87-396. Дубна, 1987.
17. *Блинов Н. Н.* // Медицинская физика. 2001. № 12. С. 29.
18. *Молоканов А. Г.* Частное сообщение.
19. PSI Life Sciences Newsletter, 1992. Annex II Annual Report 1992. P. 15.

Получено 17 мая 2005 г.



Редактор *Е. В. Калининкова*

Подписано в печать 2.08.2005.

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

Усл. печ. л. 1,88. Уч.-изд. л. 2,19. Тираж 270 экз. Заказ № 54983.

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/)