

## **ПРИМЕНЕНИЕ ПРОТОННЫХ ПУЧКОВ В МЕДИЦИНЕ**

**И.В.Чувило**

**Институт теоретической и экспериментальной физики, Москва**

Процедуры облучения различными видами излучений широко используются в медицине для различных целей. Наиболее широкая практика облучений рентгеновскими лучами и  $\gamma$ -излучениями имеет место при лечении онкологических больных. Статистика свидетельствует о том, что более двух третей раковых больных проходят курс радиотерапии. Поэтому чрезвычайно важны любые аспекты повышения эффективности таких процедур. И это видно из следующих соображений.

В последние десятилетия резкое снижение смертности от инфекционных и многих других болезней выдвинуло злокачественные новообразования на одно из первых мест среди причин смертности. В США злокачественные опухоли как причина смерти в 1900 г. занимали 8 место, а в настоящее время занимают уже 2 место. По имеющимся данным в США ежегодно умирает от рака 320 тыс. человек /1/. В СССР, как и большинстве других экономически развитых странах мира, злокачественные новообразования занимают второе место среди причин смерти. Статистика онкологической заболеваемости, несмотря на её неполноту, показывает, что число выявленных больных со злокачественными новообразованиями и число умирающих от них ежегодно возрастает. На 1 января 1968 г. под наблюдением онкологических учреждений СССР находилось 1257100 человек /2/.

Рост онкологической заболеваемости в значительной мере объясняется улучшением врачебной диагностики и увеличением доли лиц пожилого и старческого возраста в составе населения. Однако в отношении некоторых локализаций злокачественных опухолей частота заболеваний, по-видимому, действительно возрастает.

В настоящее время для лечения злокачественных новообразований применяются три метода. Один из них – лекарственное лечение или, как принято говорить, химиотерапия – является перспективным, но все-таки сравнительно медленно развивающимся направлением. Основными же остаются пока два других лечебных метода – хирургический и лучевой. Эти два метода часто применяются комбинированно. Именно поэтому и важны поиски путей повышения эффективности лучевой терапии.

При лучевой терапии ионизирующие излучения поражают как раковые, так и здоровые клетки и ткани. Этим и обуславливается локальный характер процедур радиационной терапии: необходимо максимально воздействовать на облучаемый объект при минимальном влиянии на рядом расположенные ткани. Лучевая терапия имеет значительные преимущества по сравнению с хирургическим лечением, поскольку при этом можно сохранить орган и его функцию. Правда, это преимущество можно реализовать не всегда. В то же время, по оценкам <sup>73/</sup>, из упомянутых 320 тыс. человек, ежегодно умирающих от рака в США, около 60 тыс. можно было бы лечить существенно эффективнее при том усовершенствовании лучевой терапии, которое возможно уже сегодня.

Одно из таких возможных усовершенствований – переход в необходимых случаях от гамма-терапии к терапии тяжелыми заряженными частицами: пионами, протонами,  $\alpha$ -частицами и более тяжелыми ионами. Радиотерапия такими частицами открывает ряд новых возможностей, список которых ещё далеко не выявлен. С её помощью в теле больного можно создать хорошо локализованные очаги лучевого повреждения с заранее заданной конфигурацией. Зона перепада дозы – от повреждающей до практически безвредной – может по желанию быть или сужена до нескольких миллиметров или, наоборот, растянута на сантиметры. Такие облучения дают возможность применять достаточные для излечения (речь идет о местном эффекте) дозы в тех случаях, когда обычная техника этого не позволяет. Пучками тяжелых частиц можно облучать мишени, расположенные вблизи жизненно важных органов. С помощью пучков тяжелых частиц можно производить бескровные внутричерепные деструкции, в ряде случаев заменяющие инструментальные нейрохирургические операции, а также применять методику предоперационного облучения большими дозами. Поскольку при этом можно еще и ожидать, что не будет возникать общих

реакций организма различного характера, нередко заставляющих снижать дозы при  $\gamma$ -облучении, то преимущества этого вида терапии столь заманчивы, что исследования путей ее клинического применения уже стоят на повестке дня.

Сразу оговоримся, что сейчас никто не скажет, пучки какого рода частиц будут более эффективны с самой общей точки зрения в смысле их использования как в онкологических целях, так и для других клинических целей. Наиболее вероятно, что для каждого конкретного направления наиболее эффективными будут свои типы радиационного воздействия с использованием пучков частиц специфического типа и со специально подобранными, причем скорее всего практически, характеристиками.

Известно, что почти во всех крупных ядерно-физических лабораториях мира, располагающих ускорителями, генерирующими пучки различных заряженных тяжелых частиц (пионы, протоны,  $\alpha$ -частицы и более тяжелые ионы) с энергиями в десятки и сотни МэВ, ведутся работы как в плане медико-биологических исследований, так и в плане регулярного использования в клинической практике.

Я не имею возможности обсуждать здесь в деталях преимущество использования в различных биомедицинских целях того или иного сорта частиц. Известно, что имеется прекрасная практика и в сфере различного рода биомедицинских исследований, и в вопросах радиографии различными заряженными частицами, и в вопросах радиотерапии этими частицами, и в вопросах производства используемых в медицине радионуклидов в пучках частиц от ускорителей. Я остановлюсь ниже более детально на некоторых аспектах использования только протонных ускорителей в медицине и, прежде всего, в онкологической практике.

Облучение протонами впервые было применено в Беркли в 1954г. С тех пор мировая статистика насчитывает более 1500 больных, прошедших протонную и  $\alpha$ -терапию. Облучение применялось при злокачественных новообразованиях различных локализаций (пищевод, легкие, молочная железа, гортань, женские половые органы) и для подавления функции гипофиза (болезнь Кушинга, диабетическая радиотерапия, метастазирующий рак грудной железы).

В табл. I приведены параметры ускорителей, используемых для клинических исследований и, в первую очередь, в практике по облучению пучками протонов и  $\alpha$ -частиц. Этот список скоро существенно увеличится, если учесть, что исследования в этих направле-

ниях начаты практически на всех ускорителях, прежде всего типа мезонных фабрик в Лос-Аламосе в США, на ТРИУМФе в Канаде, в СИНе в Швейцарии, на других ускорителях (в ЛБЛ и т.д.).

В Советском Союзе под руководством академика Н.Н.Блохина и профессора А.И.Рудермана клиническое применение протонов начал Институт экспериментальной и клинической онкологии АМН СССР, ныне Онкологический научный центр АМН СССР, в 1967 г. в Дубне и в 1969 г. в Москве <sup>/4/</sup>. Начато использование медицинского пучка для операций протонами с энергией 1 ГэВ на гипофизе методикой "на пролет" и от ускорителя в Гатчине (под Ленинградом), схема которого приведена на рис. I.

Вопросы, связанные с особенностями лечения различных форм заболеваний и с анализом клинических результатов, не являются темой настоящего доклада. Кроме того, во многих случаях говорить об успехе лечения ещё рано, так как не прошли принятые для оценки результатов пятилетние сроки. Тем не менее, изучение результатов несомненно показывает, что облучение протонами даёт не худшие лечебные результаты, чем широко распространенное сейчас гаммаоблучение и, в то же время, действительно не сопровождается общими реакциями, которые при  $\gamma$ -облучении почти неизбежны.

По сведениям на 1976 г. по различным поводам прошли курс облучения в Беркли более 500 чел., в Гарварде – более 470 чел., в Уппсале – более 50 чел., в Дубне – более 80 чел., в Гатчине – более 25 чел., в ИТЭФ (Москва) – более 260 чел. При этом известно, что направления исследований в СССР и за рубежом резко отличаются. За рубежом пучки протонов и  $\lambda$ -частиц использовались главным образом для облучения небольших внутричерепных мишеней (в основном, гипофиза). В СССР наряду с успешным решением этой задачи разрабатывались методики и проводилось лучевое лечение протонными пучками большого числа различно локализованных опухолей. В решении этой части проблемы ведущее место в настоящее время занимают советские исследователи <sup>/4,5,6/</sup>.

Напомним кратко, как проводятся такие работы на протонном синхротроне в ИТЭФ (Москва), ускоряющем протоны до энергии 10 ГэВ. Протоны для формирования пучка для медицинских целей с любой, наперед заданной энергией в интервале от 40 до 200 МэВ выводятся либо в заданный момент в основном цикле (только малая часть ускоряемого тока), либо ускоряются в специальном малом "медицин-

"ском" цикле в промежутке между основными циклами ускорения (см. схему на рис. 2). Медицинский пучок заданной конфигурации в пространстве и с заданным энергетическим разбросом формируется набором магнитов, квадрупольных линз, коллиматоров и деградаторов энергии и подается в комнату, оборудованную стереотаксическим устройством (рис. 3) для внутричерепных операций и креслом (рис. 4) для проведения различного типа других операций протонным пучком. На рис. 5 показан пример формирования дозного поля протонным пучком. Работы на медицинском протонном пучке ведутся параллельно с физическими исследованиями без ущерба для последних.

Обсуждая клинические возможности, открывающиеся при использовании протонных пучков в лучевой терапии, следует проявлять осторожность, необходимую во всяком новом деле: в процессе исследовательской и клинической работы, несомненно, появятся новые важные направления, а часть старых утратит свое значение.

Итак, основную задачу лучевой терапии как метода местного лечения опухоли можно сформулировать следующим образом: нанести максимальное поражение злокачественным клеткам опухоли при минимальном лучевом травмировании окружающих здоровых органов и тканей, а также всего организма в целом. Задача может быть решена тем успешнее:

- 1) чем лучше известны формы, размер и синтопия опухоли;
- 2) чем правильнее определен наименьший объём мишени, т.е. опухоли и окружающих тканей, которые должны быть облучены;
- 3) чем точнее сформировано дозное поле в соответствии с объёмом опухоли и выбранным запасом здоровых тканей;
- 4) чем лучше преодолена радиорезистентность опухолевых клеток.

Протонное излучение позволяет продвинуться в решении третьей из указанных задач существенно дальше, чем это возможно, используя фотонное (рентгеновские аппараты и гамма-установки) и электронное (бетатроны и линейные ускорители) излучения. Недавно изученная в Аргонне идея применения протонных пучков для диагностики опухолей <sup>111</sup> указывает на новые возможности для решения первой задачи. Совместное решение первой и третьей задач создает экспериментальную базу для решения второй. Ниже будет более подробно обсужден этот вопрос, а также пути решения четвертой задачи.

Представляется, что протонная терапия должна, в первую очередь, применяться для облучения небольших, ясно очерченных опухолей и структур, в особенности когда они лежат поблизости от жизненно важных центров. Наряду с этим протонную терапию целесообразно применять при облучении относительно больших, глубоко расположенных опухолей, лечение которых на гамма-установках обычно сопровождается интенсивным облучением значительных объёмов нормальных тканей.

Четкость границ протонного поля дает возможность производить успешные операции в нескольких сантиметрах от облученного объёма (мишени) даже при одномоментных очаговых дозах порядка десяти ки-лорад (а при облучении поверхностно расположенных опухолей – на расстоянии около 1 см). Такая возможность является уникальной и несомненно можно ожидать успеха от комбинирования протонной лучевой терапии с хирургическим вмешательством.

Одной из важных причин, снижающих эффективность лучевой терапии, является радиорезистентность многих опухолей, нередко связанная с гипоксией большей или меньшей части опухолевых клеток. Стремление снизить кислородное отношение привело к идее использовать для облучений опухолей быстрые нейтроны и к изучению возможности применения для этих целей тяжелых заряженных ионов и отрицательных  $\pi$ -мезонов. Но возможно и другое направление, ведущее к той же цели. Оно состоит в том, чтобы добиться снижения кислородного отношения фармакологическим или каким-либо другим методом. Если такие попытки приведут к успеху, то отпадет необходимость переходить в лучевой терапии от редко (слабо) ионизирующих излучений (фотоны, электроны и отнесем сюда также протоны) к плотно ионизирующему. В этом случае преимущества протонов окажутся ещё более очевидными. Исключение здесь составят лишь отрицательные  $\pi$ -мезоны вследствие лучшего, чем у протонов, распределения поглощенной дозы в опухолевых и нормальных тканях.

Протонные пучки позволяют создавать самые разнообразные дозные поля. Методика формирования дозных полей сложной конфигурации не встречает принципиальных трудностей. И хотя она является делом техники, но необходимо ещё серьёзно работать над её развитием. В шведском проекте многоканального протонного комплекса <sup>78</sup> предлагается сканировать узкий пучок по поперечному сечению мишени. В процессе сканирования можно варьировать форму поля в направлении

вдоль пучка. Один из универсальных вариантов такого сканирования разрабатывается в настоящее время в Дубне.

Как уже отмечалось, протонные пучки позволяют создавать хорошо очерченные дозные поля различных пространственных конфигураций. Возникающая при этом практическая польза в существенной мере зависит от точности, с которой может быть задан подлежащий облучению минимальный объём – мишень. Этот объём должен состоять из самой опухоли и из окружающих тканей, облучаемых для создания необходимого запаса. Существующая точность топической диагностики опухолей недостаточна для того, чтобы использовать возможности протонного облучения. Основным методом такой диагностики является сегодня рентгеновский. Точность, достижимая при помощи рентгено-диагностики, невелика и, в конце концов, ограничивается дозой, которую может получить больной при исследовании.

В [7] показано, что точность топической диагностики может быть существенно повышена при замене рентгеновских лучей протонными пучками. Протонная радиография основана на различии пробега протонов в тканях, имеющих разную плотность. Аппаратура, регистрирующая протоны, может иметь существенно более высокую чувствительность, чем рентгеновская пленка и даже электронно-оптический преобразователь. Расчеты и эксперименты на соответствующих материалах показали, что при дозе всего 0,1 рад протонорадиография позволяет обнаружить изменения плотности на 5% при неоднородности размером 4 мм и на 1% при размере 1 см.

Мы уже обсуждали вопрос об объёме окружающих опухолей тканей, облучаемых при формировании мишени. Величина необходимого запаса сегодня плохо известна. Следует, однако, помнить, что вопрос о величине запаса должен быть решен с той же точностью, с какой может быть очерчено дозное поле и задан градиент дозы на краях поля. Таким образом, выяснение этого, столь важного для протонной терапии вопроса само требует протонных пучков, позволяющих создавать хорошо очерченные дозные поля любой конфигурации.

Проблема протонного облучения состоит не только в том, как наиболее эффективно проводить лечение, но и в том, как осуществить его в значительных масштабах. В (8) на шведском статистическом материале показано, что популяция в 8 млн. человек нуждается в проведении 1000 лучевых сеансов в день. Приблизительно у 25% больных протонная лучевая терапия должна оказаться более rationalной, чем обычная. Специальный протонный ускоритель с интен-

сивностью, обеспечивающей скорость набора дозы до 200 рад/мин, должен обеспечить возможность проведения около 200 лучевых сеансов в день. Для этого около ускорителя должно быть сооружено 6-10 процедурных кабин, в которые попеременно может быть направлен протонный пучок, формируемый высокоавтоматизированной и управляемой с помощью ЭВМ системой магнитных и электрических устройств.

Для полной реализации преимуществ прецизионных протонных облучений требуется разработка адекватных методов прецизионной топической диагностики и более тщательной предлучевой подготовки, чем та, которая предваряет рентгено- и гамма-терапию. Нужна также существенно более точно работающая аппаратура, позволяющая жестко фиксировать больного, перемещать его, производя облучение пучком с разных направлений и т.д. Протонные ускорители не так дешевы, как кобальтовые источники или электронные линейные ускорители, и требуют более квалифицированного обслуживания. Вместе с тем протонные ускорители при правильной организации дела могут обеспечить лечение больших контингентов населения. По всем этим причинам переход к протонному облучению требует перестройки не только применяемой техники, но и организации лечебного процесса. Протонное облучение целесообразно производить в нескольких крупных, хорошо оснащенных и организованных центрах.

В ближайшие годы в качестве первого шага на пути увеличения масштаба клинического использования пучков тяжелых заряженных частиц ИТЭФ и ЛЯП ОИЯИ планируют расширение исследовательских возможностей существующих баз. На рис.6 приведен трехкабинный вариант использования протонного медицинского пучка синхротрона ИТЭФ. В ЛЯП ОИЯИ предполагается помимо двух трактов протонного пучка использовать пучок  $\pi$ -мезонов.

В настоящее время Институт теоретической и экспериментальной физики совместно с Онкологическим научным центром АМН СССР и рядом исследовательских институтов Государственного комитета по использованию атомной энергии заканчивает составление технико-экономического обоснования на многокабинный комплекс для использования протонов в медицине. Комплекс, снабженный собственным ускорителем протонов до энергии 200 МэВ и восьмью протонными каналами, будет способен обеспечить проведение 100-150 лучевых сеансов в день, а также проведение планомерных исследо-

ваний по всем затронутым нами выше направлениям. Параметры рассматриваемого протонного ускорителя приведены в табл.2.

Один из протонных каналов предполагается использовать для производства таких короткоживущих радионуклидов, как  $^{11}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$ ,  $^{15}\text{O}$ ,  $^{123}\text{I}$  и др. При этом неизбежные короткие дневные паузы в использовании протонного пучка для целей радиотерапии или радиографии целесообразно использовать для наработки ультракороткоживущих радионуклидов (например,  $^{15}\text{O}$  с  $T_{1/2} = 2$  мин), которые используются здесь же в медицинском центре. Ночное время будет удобно использовать для производства более долгоживущих радионуклидов для использования здесь в центре, а также в близлежащих больницах. Не вдаваясь в детали, отметим, что использование в диагностике этих радионуклидов, "чистое" и легкое производство которых возможно лишь на протонных ускорителях, крайне перспективно. Их производство в рамках комплекса повышает его экономическую эффективность.

Совместимость обсуждаемых двух типов работ на одном ускорителе определяется прежде всего параметрами пучков: энергией, интенсивностью и т.д. Из известного нам опыта следует, что при терапевтическом облучении опухолей различных локализаций различными методами оптимальные энергии протонов находятся в пределах от 40 до 200 МэВ. Оказывается, что эта же область энергий является оптимальной и для производства короткоживущих радионуклидов: она заключена в интервале 40–100 МэВ. Таким образом, можно констатировать хорошее совпадение энергетических диапазонов протонных пучков, используемых в лучевой терапии, с областью оптимальных энергий протонов для производства препаратов, полезных для ядерной медицины.

Что касается интенсивности ускоренного протонного пучка, то для проведения лучевого лечения больных достаточно иметь её в пределах  $10^{12}$  протонов в секунду. Этим удовлетворяются и потребности протонографии. Потребности же одного большого лечебного центра в препаратах с приемлемой для большинства исследований активностью обеспечиваются в 5 раз большей интенсивностью пучка. Поэтому при проектировании комплекса необходимо, чтобы интенсивность ускорителя была достаточна для обеспечения лечебного центра необходимым количеством радионуклидов. Увеличение стоимости проекта при этом окажется небольшим и быстро окупится при эксплуатации ускорителя за счет повышения экономической эф-

Фективности комплекса. Кроме того, будет обеспечена возможность более широкого внедрения короткоживущих (КР) и тем более ультракороткоживущих (УКР) радионуклидов в клинику, поскольку теперь не будет потери эффективности препаратов из-за времени транспортировки, если они производятся на ускорителе (или генераторе) непосредственно при клинике. Имеется ряд еще и других преимуществ производства КР и УКР на ускорителях с высокими энергиями.

В настоящее время радиобиологи предлагают различные возможности повышения эффективности лучевой терапии, производящейся сейчас с помощью излучений с низкими линейными потерями энергии. Эти возможности связаны с действием кислорода и других модифицирующих агентов, контроль за содержанием которых в нормальных и опухолевых тканях может осуществляться с помощью УКР и КР и, в первую очередь таких, как  $^{11}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$ , и  $^{15}\text{O}$ . Существует ряд диагностических процедур, для которых применение КР и УКР позволит следить за состоянием больного после облучения. Но, конечно, главной целью ядерной диагностики в рамках этой методики является раннее обнаружение заболеваний, в частности, обнаружение злокачественных образований на ранней стадии. Поэтому необходимо развивать диагностические методы, добиваться лучшего разрешения при меньшей лучевой нагрузке на клиента. Способствуя прогрессу в этом направлении, применение КР и УКР оказывается вдвое полезным, т.к. будет служить как целям усовершенствования методов диагностики, так и повышению эффективности лучевой терапии вообще и, в частности, протонотерапии.

Все эти аргументы свидетельствуют в пользу необходимости комплексного подхода к созданию специализированных высокоэффективных протонных ускорителей для медицинских целей. Можно надеяться, что в ближайшие годы мы будем свидетелями реальных шагов в этом направлении.

#### Литература

1. M.L.Boone, A.L.Wiley. Jr. IEEE Trans. Nucl. Sci., S18 (3), 36 (1971).
2. Заболеваемость населения СССР злокачественными новообразованиями и смертность от них. М., "Медицина", 1970.
3. H.D.Sait. Conf. on Time and Dose Relationships in Radiation Biology as Applied to Radiotherapy, Brookhaven Nat. Lab. Publ., B.N.L. 50203 (C-57), 1970.

4. Протонные пучки высоких энергий и лучевая терапия злокачественных опухолей. Препринт ОИЯИ 9035, Дубна, 1975.
5. Л.Л.Гольдин и др. Применение протонных пучков в медицине (Опыт ИТЭФ). Сб.: "Проблемы ядерной физики и физики элементарных частиц". М., "Наука", 1975.
6. Л.Л.Гольдин и др. Применение тяжелых заряженных частиц высокой энергии в медицине. УФН, 110, вып. I (1973).
7. Р.Л.Мартин. Ускоритель для протонной радиографии. Доклад на Всесоюзном совещании по ускорителям заряженных частиц. Москва, 1974 г.
8. S.Graffman, B.Jang, B.Larsson. Amer.Inst. of Phys.Conf., Proc. No 9, Cyclotrons, 603 (1972).

Таблица I

Параметры ускорителей,  
используемых для клинических исследований

Ускоритель	Частицы, их энергия	Поток (или плотность потока) в пучке
Фазotron Радиационной лаборатории им. Лоуренса. Беркли. США	p, 340 МэВ e, 910 МэВ	$2 \cdot 10^8 \text{ с}^{-1} \text{ см}^{-2}$
Фазotron Гарвардского университета, Кэмбридж, США	p, 160 МэВ	$2 \cdot 10^9 \div 5 \cdot 10^{10} \text{ с}^{-1}$
Фазotron Института Густава Вернера, Уppsала, Швеция	p, 185 МэВ	$10^7 \div 5 \cdot 10^{10} \text{ с}^{-1}$
Фазotron Лаборатории ядерных проблем ОИЯИ, Дубна, СССР	Ускоритель: p, 680 МэВ пучок, p, 90-200 МэВ	$5 \cdot 10^7 \text{ с}^{-1} \text{ см}^{-2}$ $10^9 \text{ с}^{-1}$
Фазotron Ленинградского института ядерной физики, Гатчина, СССР	Ускоритель: протоны 1000 МэВ	$5 \cdot 10^{10} \text{ с}^{-1}$
Синхротрон с жесткой фокусировкой Института теоретической и экспериментальной физики, Москва, СССР	Ускоритель: p, 10,0 ГэВ, пучок p, 70-200 МэВ	$1,5 \cdot 10^{10} \text{ с}^{-1}$

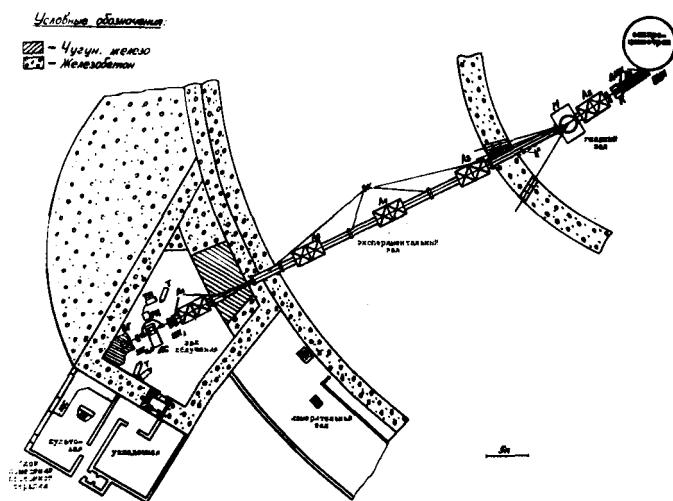


Рис. I. Схема протонного медицинского пучка на ускорителе в ЛИИФ АН СССР.

Таблица 2

Предполагаемые параметры синхротрона  
для медико-биологических целей

I.	Конечная энергия протонов	70 + 220 МэВ
2.	Максимальная интенсивность	$5 \cdot 10^{12}$ прот/с
3.	Частота повторения циклов	50 Гц
4.	Число элементов периодичности	6
5.	Число заворачивающих блоков	I2
6.	Число фокусирующих (по $r$ ) линз	I2
7.	Число дефокусирующих линз	6
8.	Длина орбиты	40 м
9.	Полуапертура камеры в фокусирующих и дефокусирующих линзах	0,045 м
I0.	Число радиальных бетатронных колебаний на оборот	2,62
I1.	Число вертикальных бетатронных колебаний на оборот	2,I3
I2.	Энергия инъекции	3 МэВ
I3.	Эмиттанс инъектируемого пучка	7,5 см·мрад
I4.	Магнитное поле в заворачивающих блоках при инъекции	0,133 Т
I5.	Максимальное магнитное поле в заворачивающих блоках	1,2 Т
I6.	Разброс инъектируемых частиц по импульсу	+ 0,5%
I7.	Максимальная скорость изменения магнитного поля в заворачивающих блоках	167,5 Т/с
I8.	Приращение энергии за оборот	12,4 кВ
I9.	Кратность частоты ускоряющего напряжения	I
20.	Давление в вакуумной камере не выше	$1 \cdot 10^{-6}$ тор

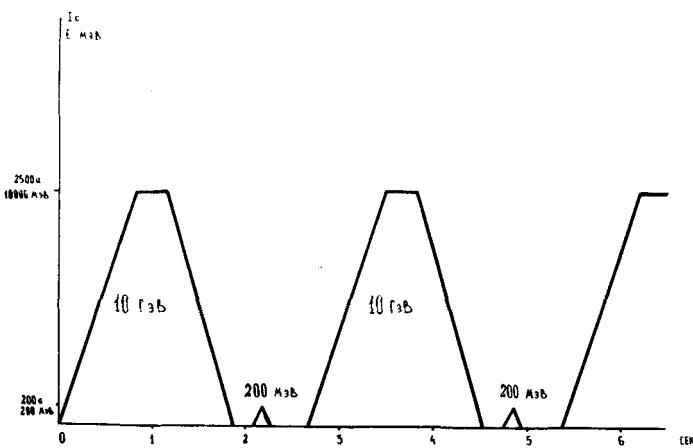


Рис. 2. Временной график работы ускорителя. "Большой цикл" (для экспериментальной физики); "малый цикл" (для медико-биологических исследований).

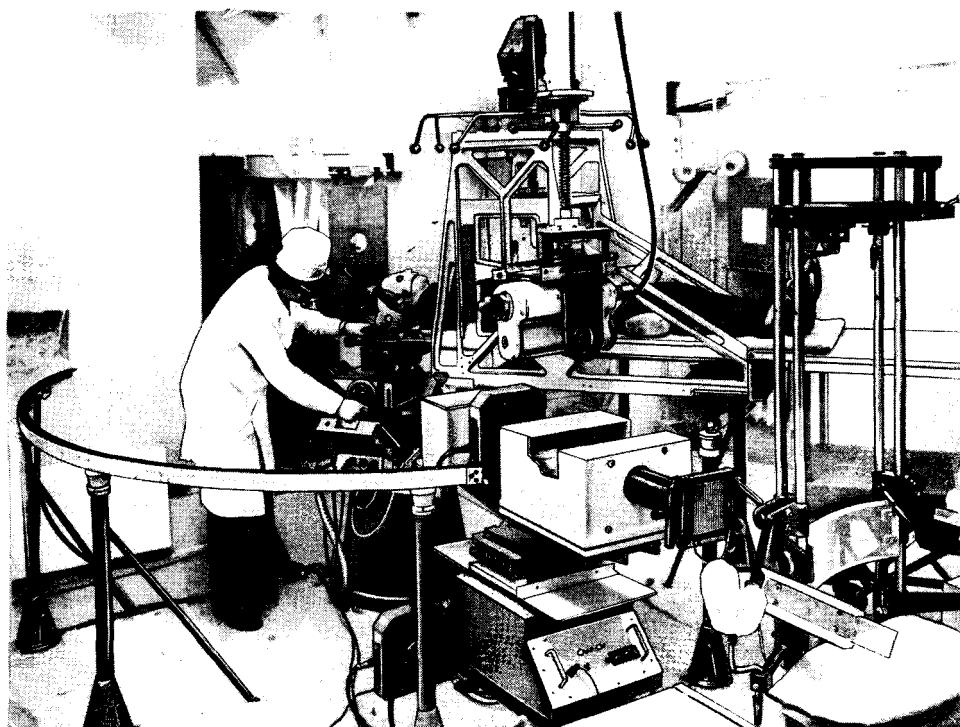


Рис. 3. Стереотаксическое устройство для конвергентного облучения малых внутричерепных мишеней.

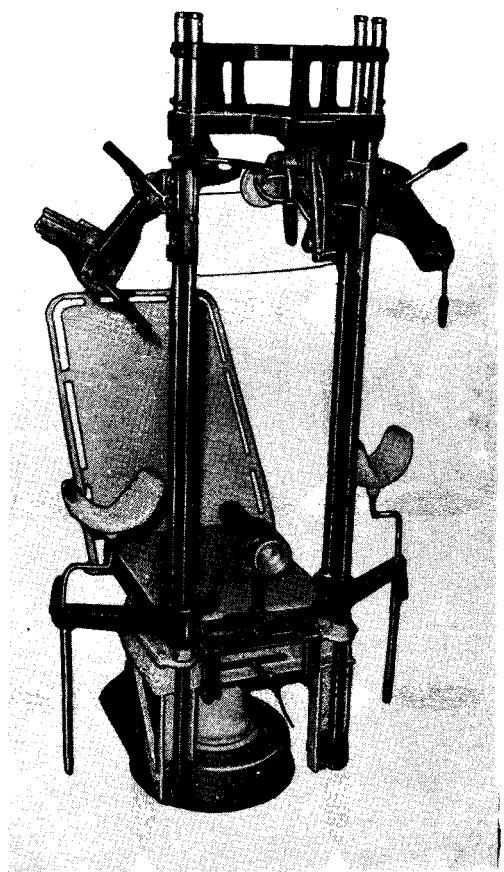


Рис. 4. Лучевой стенд  
для протонной терапии.

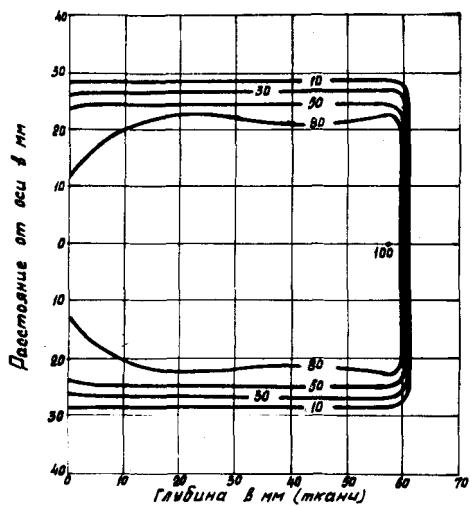


Рис. 5. Пример дозного поля с высоким краевым градиентом. Уменьшение дозы от 50 до 10% происходит на 5 мм.

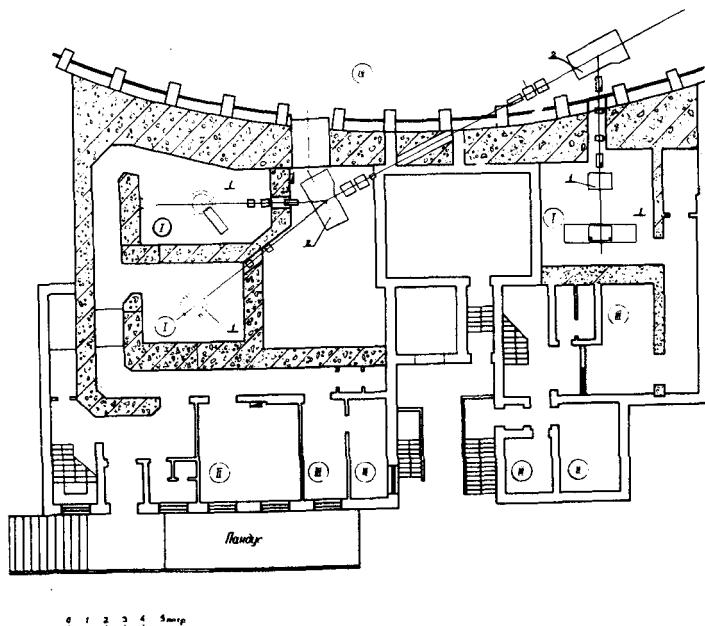


Рис. 6. План I этажа трехканального медицинского протонного комплекса на синхротроне ИТЭФ. Справа - существующий канал пучка. Слева - сооружаемый корпус с двумя дополнительными каналами пучка и процедурными помещениями.

I - процедурные помещения; II - пультовые; III - комнаты подготовки больных; IV - зал синхротрона: 1) - специализированные лучевые стойки; 2) - поворотные магниты (остальные элементы магнитной оптики не обозначены).

#### ДИСКУССИЯ

G.H.Mackenzie: Are there any biological effects that depend on the rate at which radiation is produced, in other words are the effects of a d.c. beam any different from a pulsed beam?

И.В.Чувило: Вопрос этот до конца не выяснен. Весьма вероятно, что вопрос времени, в течение которого выдается доза, является важным. Обычно облучение проводится кратными дозами для того, чтобы поражать опухолевые клетки и дать время для восстановления здоровых клеток. Что касается мощности дозы, то разница может быть, но при тех циклах, которыми мы пользуемся, миллисекунды или секунды - это не так важно.