

## ВЫБОР ТИПА УСКОРИТЕЛЯ И МЕТОДА ОБЛУЧЕНИЯ ДЛЯ ПРОТОННОЙ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ В ПЕДИАТРИИ

Е.В. Беляйкин<sup>1</sup>, Г.И. Клёнов<sup>2</sup>, Ю.Б. Курашвили<sup>1</sup>, В.С. Хорошков<sup>3</sup>, Д.В. Костылев<sup>4</sup>

<sup>1</sup> Федеральный научно-практический центр помощи детям с пороками развития челюстно-лицевой области и заболеваниями центральной нервной системы, Москва

<sup>2</sup> Московский радиотехнический институт РАН, Москва

<sup>3</sup> Институт теоретической и экспериментальной физики, Москва

<sup>4</sup> Институт медицинской физики и инженерии, Москва

Можно считать доказанным, что протонная лучевая терапия (ПЛТ) эффективна в лечении многих онкологических заболеваний. Преимущество метода по сравнению с фотонным облучением определяется высокой конформностью облучения и низкой интегральной дозой. ПЛТ позволяет снизить частоту и тяжесть постлучевых осложнений, в том числе отдалённых, что особенно важно при лечении пациентов детского возраста. Сегодня в мире активно функционирует 63 центра протонной и ионной терапии. Число центров быстро растёт и, по прогнозам, к 2032 г. достигнет 300. В работе даются рекомендации по оптимальному оснащению отечественного детского центра ПЛТ.

Ключевые слова: *адронная терапия, протонная терапия, терапия ионами углерода, педиатрия, циклотрон, синхротрон*

### Введение

В 50-е годы XX века началось исследовательское, а с 90-х – клиническое использование протонных пучков в медицине. Анализ клинических данных показывает, что протоны эффективны в лечении многих онкологических заболеваний. Преимущество протонов по сравнению с фотонным облучением определяется высокой конформностью и низкой интегральной дозой, что позволяет снизить частоту и тяжесть постлучевых осложнений, в том числе отдалённых, что особенно важно при лечении пациентов детского возраста.

Если сравнивать протонное облучение с одной из самых эффективных (и трудоёмких) методик фотонного облучения – лучевой терапией с модуляцией интенсивности (ЛТМИ), то при сравнимой конформности в области высоких изодоз интегральная доза протонов всегда

примерно в два раза ниже. Хотя при ЛТМИ доза в органах и структурах риска может быть значительно снижена, это, как правило, достигается ценой повышения дозы в других тканях, не вовлечённых в опухолевый процесс. Снижение интегральной дозы при использовании протонов имеет наибольшее значение при лечении пациентов детского возраста. Учитывая, что среди них около 60 % приходится на возраст до 15 лет, детей, которым показана протонная лучевая терапия (ПЛТ), целесообразно лечить в специализированных детских клиниках, оснащённых анестезиологическим и другим специальным оборудованием, а также специально подготовленным персоналом.

К настоящему времени хорошо изучено влияние пучков протонов на злокачественные и доброкачественные опухоли, неопухолевые заболевания и нормальные (не вовлечённые в па-

тологический процесс) ткани. Определена их относительная биологическая эффективность (ОБЭ). Всё больше внимания уделяется пучкам ионов, которые значительно тяжелее протонов. Главным преимуществом тяжёлых ионов является их повышенная ОБЭ при облучении радиорезистентных опухолей. Кроме того, более высокие краевые градиенты дозных распределений способствуют повышению конформности и уменьшению токсичности. Наибольшее распространение получили пучки ионов углерода. Однако значения их ОБЭ различны для разных энергий и клинических случаев (этимология опухоли, её локализация, стадия процесса и т.д.) и до сих пор исследуются. И хотя ионы углерода активно используются с 1994 г., центров ионной терапии, в силу длительного процесса изучения ОБЭ и существенно более высокой стоимости, значительно меньше, чем протонных, меньше и накопленный опыт. Тем не менее, существуют радиорезистентные опухоли и клинические ситуации, где терапия ионами углерода имеет заметные преимущества, например, при неплоскоклеточном раке головы-шеи, саркомы костных и мягких тканей и др.

Опыт использования ионной терапии в педиатрии пока ещё сравнительно невелик. Представляется, что для принятия решения о строительстве в России детского адронного центра следует подождать открытия более дешёвых и широко используемых в мире клинических центров ПЛТ, а так же накопления клинического опыта. Лидером в области ЛТ тяжёлыми ионами сегодня является Япония, где функционируют 5 терапевтических центров и ведутся активные исследования в данной области. Два центра ионной терапии работают в Китае и Германии и один в Италии. В 2016 г. планируется открытие еще по одному в Австрии и Китае.

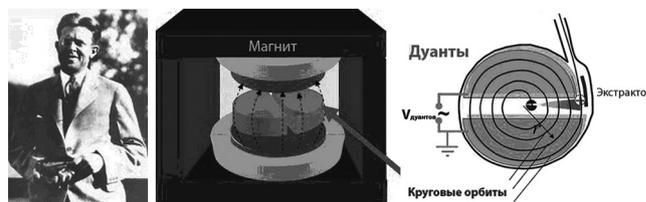
Вернёмся к протонам. Сегодня можно считать, что ПЛТ эффективна при лечении многих злокачественных новообразований [1]. По данным ежегодной конференции Объединённой группы по терапии с использованием заряженных частиц (PTCOG – Particle Therapy Cooperative Group) на март 2016 г. в мире насчитывалось 53 центра ПЛТ, из них оснащены циклотронами – 36 центров, синхротронами – 17. На циклотронах пролечено 53 467 пациентов, а на синхротронах – 53 071 пациентов. Таким образом, в среднем на один циклотрон приходится 1 620 пациентов, а на один синхротрон – 3 121. Подобный дисбаланс объ-

ясняется не техническими особенностями, а эксплуатационными. Большинство новых центров ПЛТ открываются на базе циклотронов в связи с их компактностью, которая дает преимущества в небольших коммерческих центрах (на 1–2 терапевтических каньона). Также немаловажную роль в их распространённости играет активная рыночная политика фирм-производителей. Очевидно, чтобы понять реальные различия этих двух типов ускорителей и их сильные и слабые стороны, необходимо проанализировать технические характеристики и функциональные возможности [2–3].

## Циклотрон

В циклотроне магнитное поле постоянно, как постоянна и частота ускоряющего протоны высокочастотного напряжения. Ускоряемые протоны движутся по раскручивающейся спирали в зазоре довольно большого магнита (вес до 200 т, энергопотребление магнита и высокочастотной ускоряющей системы порядка 550 кВт) пока не приблизятся к его краям и не выйдут наружу. Ускорение протонов осуществляется при многократном прохождении частицами зазора между дуантами, на которые подается высокочастотное ускоряющее напряжение (рис. 1). Циклотрон ускоряет протоны до конечной энергии, определяемой конструкцией ускорителя. Далее протоны выводятся из ускорителя всегда при этой максимальной энергии, в то время как для целей ПЛТ требуется регулировать энергию протонов в диапазоне 70–250 МэВ в зависимости от глубины залегания облучаемой мишени.

Регулировка энергии протонов осуществляется уже после их вывода из циклотрона при помощи двух устройств: дегрейдера и системы



**Рис. 1.** Схема циклотрона: Магнит и дуанты, показано движение протонов внутри дуантов. Эрнест Лоуренс – вместе с Милтоном Ливингстоном придумал и создал циклотрон в 1930 г., за что и получил в 1939 г. Нобелевскую премию

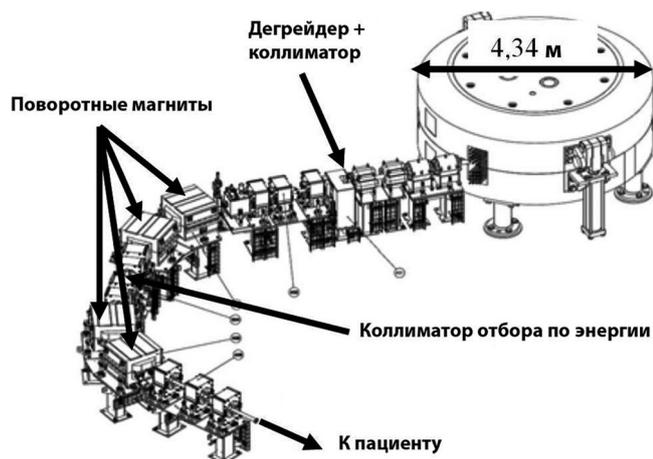


Рис. 2. Дегрейдер и система выбора энергии (СВЭ)

выбора энергии (рис. 2). На выходе из ускорителя пучок попадает в дегрейдер – устройство, состоящее из подвижных клиньев. Материал клиньев, как правило, графит или бериллий. Перемещаясь относительно друг друга, клинья формируют требуемую эффективную толщину на пути пучка. Взаимодействие протонов с материалом дегрейдера приводит не только к торможению частиц (к снижению энергии пучка), но и к расширению его энергетического спектра. Для выбора из этого широкого спектра протонов нужной энергии используется система выбора энергии (СВЭ), которая фактически представляет собой магнитный спектрометр, где осуществляется отбор частиц одной энергии из расширенного энергетического спектра. В дегрейдере и СВЭ теряется заметное количество частиц, и отношение интенсивности пучка, подводимого к пациенту, к интенсивности пучка на выходе из ускорителя невелико. Особенно значительные потери интенсивности наблюдаются при низких энергиях, где они доходят до 95 %. Поэтому дегрейдер и СВЭ, где теряется большая часть пучка, являются элементами повышенной активации, что требует их усиленной защиты – до 5 м бетона. Техническое обслуживание этих радиационно “грязных” элементов также является непростой задачей.

## Синхротрон

В синхротроне протоны движутся по одной и той же траектории (орбите) внутри сравнительно узкого магнитного канала, создаваемого несколькими секциями поворотного

магнита (рис. 3). Для движения протонов по одной и той же траектории, одновременно с изменением частоты ускоряющего напряжения и постепенным набором частицами скорости (энергии), индукция магнитного поля также увеличивается. В синхротроне энергия выведенных протонов может быть задана заранее, и будет определяться лишь моментом снятия (вывода) пучка с орбиты.

Протонный синхротрон более сложен по сравнению с циклотроном. Но некоторое усложнение полностью окупается. Потери частиц в процессе ускорения в синхротроне малы. Необходимая энергия протонов задаётся заранее и определяется моментом их вывода из ускорителя. Отсутствует необходимость в основных источниках радиационного фона – дегрейдере и СВЭ, где теряется до 95 % ускоренных частиц. Всё это в совокупности и определяет очень низкий по сравнению с циклотроном радиационный фон. Поскольку в синхротроне “замагничивается” очень узкая магнитная дорожка, его энергопотребление не превышает 200 кВт (в 2–2,5 раза ниже, чем у циклотрона). Отметим, что для первого в мире центра ПЛТ в Лома-Линда специалистами лаборатории Ферми [4] был разработан именно синхротрон.

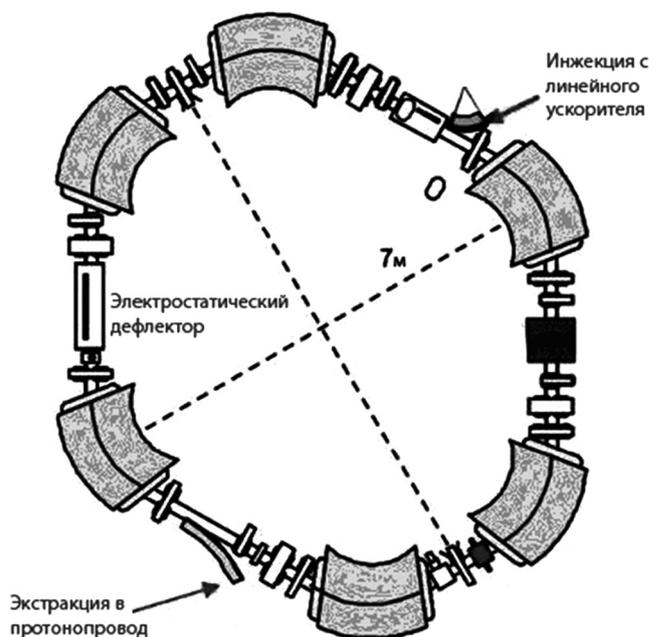


Рис. 3. Схема протонного синхротрона. Движение ускоренных протонов осуществляется по постоянной орбите внутри вакуумного ионопровода. Поле (магнитная индукция) магнита нарастает по мере ускорения протонов

## Центры протонной и ионной терапии и используемые ускорители

До 1990 г. все исследования в области ПЛТ велись в 10 экспериментальных центрах на исследовательских (не медицинских, не коммерческих) ускорителях, в том числе в трёх российских центрах. В настоящее время многие коммерческие компании наладили серийный выпуск протонных и ионных ускорителей, специально предназначенных для работы в клинике. Как правило, поставляются не отдельный ускоритель, а готовый “под ключ” комплекс, включающий не только всю необходимую технику ПЛТ, но и хорошо развитую инфраструктуру для осуществления всех технологий лечебного процесса. В 1998 г. МАГАТЭ опубликовало доклад группы экспертов [5], определивший состав и структуру многокабинных центров ПЛТ. Ряд компаний включают в комплект поставки комплекса вариант технического обслуживания ускорителя, когда технический персонал компании-производителя постоянно находится в клинике, что обеспечивает, с одной стороны, устойчивую работу комплекса, а с другой, возможность активной его модернизации, упрощения, удешевления и большей доступности.

Сегодня различные производители предлагают семь типов ускорителей: циклотрон, сверхпроводящий циклотрон, сверхпроводя-

щий фазотрон (модификация циклотрона), протонный синхротрон, сверхпроводящий протонный синхротрон, синхротрон для ускорения и протонов и ионов углерода, сверхпроводящий циклотрон для ускорения ионов углерода (табл. 1). Несколько комментариев к табл. 1.

Гантри – важнейший инструмент ПЛТ. Переход на многопольное облучение с 1990 г. обеспечил прорыв ПЛТ в “большую онкологию”. Компетенция ПЛТ выросла с 3–5 % от всей структуры заболеваемости (глаз и внутричерепные новообразования) до возможности облучать опухоли любых локализаций. На практике – от 15 % от всей структуры заболеваемости до 30 %, когда преимущества ПЛТ очевидны. С 1990 г. только 5 центров из более чем 50 были сооружены без гантри.

Циклотрон, предлагаемый компанией IBA, является ускорителем с фиксированным значением энергии ускоренных протонов, поэтому при облучении мишеней, расположенных на разной глубине человеческого тела, применяется дегрейдер и СВЭ для изменения энергии протонов в диапазоне 70–235 МэВ [6]. Заметим также, что в циклотроне IBA 15 % протонов теряется в процессе ускорения, загрязняя ускоритель.

Сверхпроводящий циклотрон ProBeam, предлагаемый компанией Varian [6], потребляет мощность примерно 300 кВт, весит около 90 т, работает при постоянном значении энергии выведенного пучка. Поэтому все неприятности, связанные с потерями ускоренных

Таблица 1

Коммерческие ускорители для протонной и ионной лучевой терапии

№	Компания	Тип ускорителя	Максимальная энергия, МэВ	Потребляемая мощность, кВт	Возможность изменения энергии	Наличие гантри
1	IBA	Циклотрон	235	550	нет	есть
2	Varian	Сверхпроводящий циклотрон	250	300	нет	есть
3	Mitsubishi	Протонный синхротрон	250	200	есть	есть
4	Mitsubishi	Синхротрон для ускорения протонов (p) и ионов углерода (c)	p: 230 с: 320 МэВ/нуклон	400	есть	нет
5	Hitachi	Синхротрон	250	200	есть	есть
6	Sumimoto	Циклотрон	230	550	нет	есть
7	IBA	Сверхпроводящий синхротрон	420 МэВ/ нуклон	400	есть	нет
8	Mevion Medical System	Сверхпроводящий фазотрон	250	не более 250	нет	есть

**Таблица 2**  
**График ввода в эксплуатацию центра ПЛТ**  
**в японском Национальном онкологическом**  
**центре**

1995 окт.	открытие финансирования
1996 март	международный тендер
1996 май – 1997	строительство здания
1997 фев. – май	установка оборудования
1997 сент.	сертификация
1998 май – окт.	биологические эксперименты
1998 нояб.	начало клинических испытаний
2001 июль	разрешение на лечение больных

протонов и повышенным радиационным фоном, сохраняются в полной мере.

Япония была второй после США страной [6], приступившей в 90-х годах прошлого века к сооружению клинических центров ПЛТ. Центр ПЛТ на базе циклотрона был сооружён компаниями IBA и Sumitomo близ Токио в Национальном онкологическом центре, и в 1998 г. там были начаты клинические испытания. Финансирование осуществляло правительство Японии. Центр был создан за 5 лет с момента открытия финансирования. В табл. 2 приведен график ввода Центра в действие. Любопытно, что более половины времени от начала финансирования до начала лечения пациентов было затрачено на сертификацию и на биологические и клинические исследования.

Несмотря на успешный ввод в 1998 г. в эксплуатацию этого Центра, базирующегося на циклотроне, в Японии в соответствии с Национальной программой развития адронной терапии при строительстве новых объектов стали применять синхротроны. К 2014 г. в Японии работало уже 11 центров, и только два из них оснащены циклотронами [7, 8]. Отсюда можно сделать вывод, что именно японские специалисты в области ускорительной техники и протонной терапии (а не чиновники и менеджеры) предпочли выбрать для ПЛТ синхротрон, чтобы избежать недостатков, присущих циклотрону.

Для Центра ПЛТ в префектуре Шизуока (финансирование обеспечила префектура) был поставлен комплекс (Мицубиси) с протонным синхротроном (табл. 1). Центр функционирует с 2002 г.

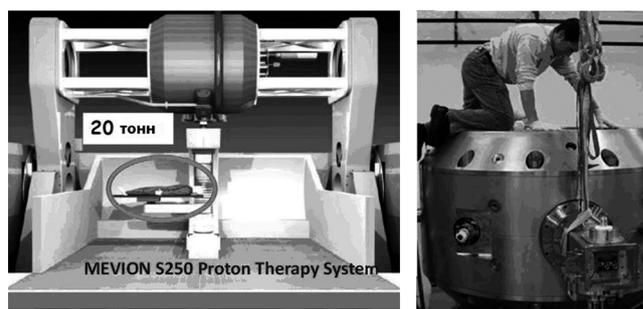
На рис. 4 показано здание Института протонной и ионной терапии, который действует в Японии (г. Хьюго) с 2001 г. Установленный там синхротрон ускоряет как протоны, так и ионы, (табл. 1) и позволяет проводить сравнительные



**Рис. 4.** Здание Института протонной и ионной терапии в г. Хьюго, Япония

исследования по воздействию на биологические объекты пучков обеих частиц.

Компания Mevion Medical System разработала компактную установку для ПЛТ [8]. Ускорителем является сверхпроводящий фазотрон весом 20 т. Высокое значение магнитной индукции 9 Тл обеспечило снижение габаритного диаметра фазотрона до 1,8 м (рис. 5). К сожалению, установка не лишена недостатков. Во-первых, конструкторам не удалось обеспечить поворот источника (протонного пучка) на 360°. Угол ротации ограничен 180°, поэтому облучение лежащего пациента с нижней полусферы технически невозможно. Второй недостаток не менее серьёзен. Пучок из фазотрона выводится всегда при максимальной энергии 250 МэВ, а полноценную систему для получения монохроматич-



**Рис. 5.** Монтаж сверхпроводящего протонного фазотрона компании Mevion Medical System (справа) и макет установки для ПЛТ (слева). Сверхпроводящий фазотрон установлен на П-образном качающемся на 180° (+10°) гантри. Под ускорителем виден стол лежащим на нём пациентом

ного пучка требуемой энергии разместить не удалось. Между фазотроном и пациентом размещён лишь тормозитель пучка (дегрейдер) переменной толщины. Пучок протонов используется для облучения пациента сразу после торможения без последующего магнитного анализа и отбора частиц нужной энергии. Использование пучка с довольно широким энергетическим спектром приводит к ожидаемому результату – искажению пика Брэгга. В частности, протяжённость его заднего фронта составляет около 6 мм (для обычно используемого монохроматического пучка – около 1 мм).

Не очень понятна ситуация и с радиационным фоном, генерируемым при торможении протонов: как видно из рис. 5, казалось бы, необходимая защита пациента от нейтронов отсутствует. Всё это в определённой мере ухудшает качество ПЛТ и ограничивает сферу использования установки. Кроме того, затраты на сооружение комплекса и лечение, нормированные на поток пациентов (около 270 больных в год), по-прежнему заметно выше, чем для многокабинных комплексов ПЛТ.

### Формирование протонного пучка

В течение многих лет клинического применения ПЛТ дозные распределения в организме пациентов в основном формировалось так называемым пассивным методом при помощи различных механических приспособлений: рассеиватели, гребенчатые фильтры, выравниватели пробегов, коллиматоры и компенсаторы (рис. 6а). Этот метод имеет ряд очевидных недостатков:

- ✓ большинство приспособлений приходится изготавливать индивидуально не только для каждого пациента, но и для каждого поля;
- ✓ изготовление приспособлений – это трудоёмкий, высокотехнологический, дорогостоящий и относительно длительный процесс;
- ✓ использование приспособлений приводит к генерации в них вторичных нейтронов и радиоактивного загрязнения самих приспособлений.

Первые попытки формирования дозного поля путём трёхмерного сканирования узким пучком по объёму мишени (рис. 6б) предпринимались в конце двадцатого века в различных научных протонных центрах. В ряде случаев (особенно при плотном размещении мишени и структур риска, например, в нейрохирургии)

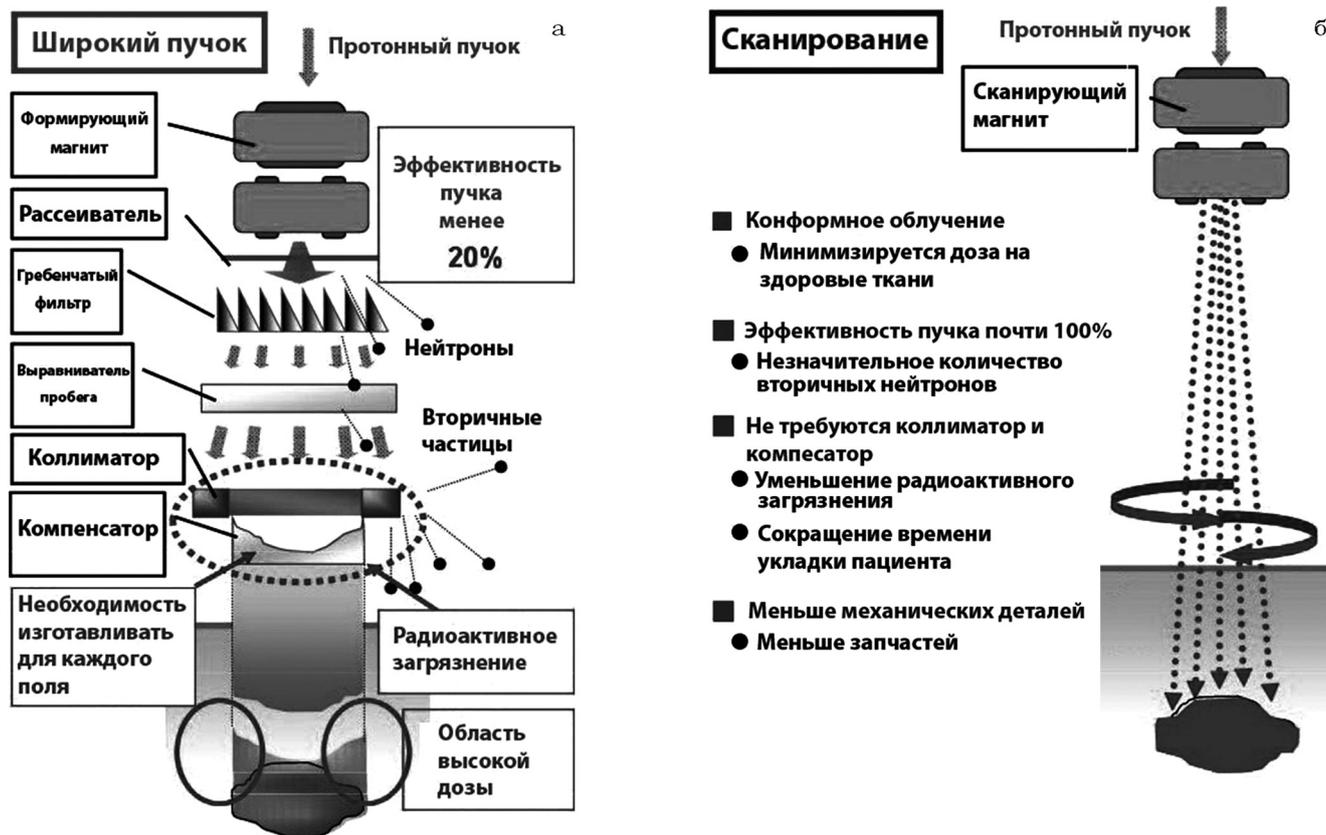
этот метод обеспечивает несомненный выигрыш: лучшая конформность и лучшая защита органов риска.

Несмотря на очевидные достоинства формирования дозных полей методом сканирования узким пучком, существует крайне важное обстоятельство, сдерживающее расширение сферы применения этого метода. При сканировании отдельные участки мишени облучаются последовательно, что увеличивает вероятность переоблучения и/или недооблучения отдельных участков при подвижности мишени и окружающих структур по сравнению с одновременным облучением всей мишени. Простого и надежного способа отслеживать “под пучком” такого рода смещения (за исключением смещений, обусловленных дыхательным циклом) на сегодняшний день нет. Именно это заставляет использовать сканирование лишь при облучении неподвижных мишеней, главным образом внутричерепных новообразований. При этом, следует особо подчеркнуть, что высокая степень конформности, присущая методу сканирования, особенно важна при облучении именно этих “плотно упакованных” структур.

### Ситуация в мире и в России

Сегодня в мире успешно функционируют 63 центра адронной терапии, в 10 из которых работают с пучками ионов. Число центров адронной терапии быстро возрастает и, по прогнозам, к 2032 г. достигнет 300. Темпы роста числа центров ПЛТ хорошо иллюстрирует ситуация в США: в 90-е годы XX века было построено 2 клинических протонных центра, с 2000 по 2009 гг. построено 4 центра, за последние 6 лет построено уже 13 центров. А сегодня на различных стадиях строительства находятся 12 и в стадии проектирования еще 3 комплекса.

К сожалению, в России до сих пор нет ни одного клинического комплекса ПЛТ, хотя вклад российских исследователей в разработку и прочное утверждение технологий адронной терапии неоспоримо велик и имеет мировое признание. Россия была третьей страной в мире (после США и Швеции), где с конца 60-х годов прошлого века работают три исследовательских центра: Объединённый институт ядерных исследований (ОИЯИ), Дубна; Институт теоретической и экспериментальной физики (ИТЭФ), Москва; Санкт-Петербургский институт ядерной физики (ПИЯФ), Гатчина. Весь



**Рис. 6.** а – схема формирования дозного поля пассивным методом, б – схема формирования дозного поля сканирующим пучком

комплекс оборудования для ПЛТ в этих центрах разработан отечественными учёными и изготовлен российскими производителями. Все эти годы модифицировались и совершенствовались как само оборудование, так и технологии. В последние годы в исследовательском Центре ПЛТ ИТЭФ (Москва) использовалось оборудование уже третьего поколения.

К началу строительства клинических центров ПЛТ (1990 г., первый клинический центр ПЛТ в г. Лома-Линда, США) Россия являлась носителем трети мирового клинического опыта. Сегодня эта доля упала до 6,7 % (около 7 тыс. больных) [10, 11]. В России по причине многолетнего ослабления интереса к столь высокотехнологичному и одновременно финансовоёмкому методу лечения накопленный богатейший опыт оказался ненужным. Однако сегодня наблюдается ренессанс интереса к возможностям адронной терапии. Более спокойно воспринимается организационный, клинический и экономический опыт других стран, который свиде-

тельствует, что центры адронной терапии необходимы здравоохранению, и их целесообразно размещать в уже функционирующих специализированных клинических центрах, располагающих и другими видами современной лучевой терапии [12]. Споры сегодня идут, в основном, вокруг вопросов “Сколько центров строить?”, “Какой ускоритель выбрать – синхротрон или циклотрон?”, “Сколько в одном центре должно быть процедурных и каковы их особенности?”, “Объединять облучение взрослых и детей или нет?”. Появилась надежда, что результаты пятидесятилетнего труда российских клиницистов, физиков и инженеров будут востребованы.

## Выводы

1. В условиях, когда в России нет ни одного работающего клинического центра ПЛТ, строительство отдельного комплекса тяжелоионной терапии для пациентов детского возраста нецелесообразно ввиду его сравнительно высо-

кой стоимости и малого опыта в педиатрии. Возможно, ситуация изменится, когда в стране будут функционировать центры ПЛТ и накопится достаточный мировой опыт эксплуатации ионно-терапевтических центров.

2. Целесообразно раздельное строительство комплексов для взрослых и пациентов детского возраста, 60 % которых нуждаются в анестезиологическом обеспечении на всех этапах предлучевой подготовки и лучевой терапии, а также требуется специально подготовленный персонал.
3. В качестве ускорителя протонов для оснащения детского центра ПЛТ представляется целесообразным выбор в пользу синхротрона по следующим причинам:
  - ✓ экономические преимущества, связанные с кардинально более низким энергопотреблением и меньшими объемами биологической защиты;
  - ✓ относительная простота технического обслуживания и модернизации, что уменьшает время простоя в случае поломки или любых технических работ;
  - ✓ управление энергией пучка более гибкое (меньше шаг пика Брэгга), что особенно важно для технологии сканирования пучка, которая имеет большую конформность и в ряде случаев является безальтернативной.
4. Для формирования дозных полей необходимо предусмотреть возможность использования обоих методов – пассивного рассеяния и метод сканирования узким пучком.
5. При проектировании, строительстве, оснащении и вводе в эксплуатацию комплекса ПЛТ

для детского радиологического центра следует максимально использовать российский опыт в области адронной лучевой терапии.

### Список литературы

1. Delaney T.F., Koony H.M. (ed). Proton and Charged Particle Radiotherapy. 2008.
2. Кленов Г.И., Хорошков В.С., Черных А.Н. Ускорители для протонной лучевой терапии // Мед. физика. 2014, № 1(61). С. 5–17.
3. Кленов Г.И., Хорошков В.С. Развитие протонной лучевой терапии в мире и в России // Мед. физика. 2005. № 3(27) и 4(28).
4. <http://www.protons.com/protons/index.page>
5. Report of the Advisory Group Meeting on the utilization of particle accelerators for proton therapy, 1998, IAEA Headquarters, Vienna, F1-AG-1010.
6. Jongen Y. Review on cyclotrons for cancer therapy // Proc. CYCLOTRONS, 2010. Lanzhou, China.
7. Kiyomitsu Kawachi. Current Status of Particle Therapy Facilities in Japan // PTCOG meeting. 2001. Tsukuba. Japan.
8. <http://www.shi.co.jp/quantum/eng/product/proton/proton.html>.
9. <http://www.Mevion.com>.
10. <http://www.ptcog.ch>.
11. Particles. PTCOG Newsletter. 1990.
12. Канчели И.Н., Мусиенко В.И., Самуйленко А.А. PTCOG-53: новые впечатления. Шанхай // Мед. физика. 2014. № 3(63). С. 111–115.

### THE CHOICE OF ACCELERATOR TYPE AND TREATMENT MODALITY FOR PROTON RADIATION THERAPY IN PEDIATRY

E.V. Belyaikin<sup>1</sup>, G.I. Klenov<sup>2</sup>, Yu.B. Kurashvili<sup>1</sup>, V.S. Khoroshkov<sup>3</sup>, D.V. Kostylev<sup>4</sup>

<sup>1</sup> National Scientific Practical Center for Medical Care for Children with Craniofacial Deformities and Nervous System Congenital Disorders, Moscow, Russia

<sup>2</sup> Moscow institute for Radio Engineering, Moscow, Russia

<sup>3</sup> Institute for Theoretical and Experimental Physics, Moscow, Russia

<sup>4</sup> Institute of Medical Physics and Engineering, Moscow, Russia

It could be taken for granted that proton therapy (PT) effective in treating of many oncological neoplasms. Success of this method is specified by high conformity of irradiation and low integral dose in comparison with photon irradiation. The last circumstance enables us to decrease the rate and severity of postirradiation complications, including long-term effects, which is especially important while treating children patients. Nowadays there are 63 proton and ion therapy centers actively functioning in the world. The number of centers is increasing dramatically, and to 2032 is prognosticated to be 300. In the paper recommendations concerning the optimal equipping of Russian pediatric PT center are given.

Key words: hadrontherapy, proton therapy, carbon ion therapy, pediatry, cyclotron, synchrotron

E-mail: [ebelyaikin@mail.ru](mailto:ebelyaikin@mail.ru)