

Инновационные разработки технических средств для протонной терапии внутриглазных новообразований. Часть II

Ю.И. Бородин¹, В.В. Вальский¹, И.Н. Ерохин², И.Н. Канчели², М.Ф. Ломанов²,
В.И. Люевич², Д.Г. Орлов², С.В. Саакян¹, В.С. Хорошков², А.Н. Черных²

¹ ФГБУ «Московский НИИ глазных болезней им. Гельмгольца» Минздрава России

² ФГБУ ГНЦ РФ «Институт теоретической и экспериментальной физики» НИЦ «Курчатовский институт», Москва

В первой части статьи [РОЖ, 2015; 8 (2): 14–20] отражены актуальные вопросы топометрии и дозно-анатомического планирования протонного облучения внутриглазных мишеней и представлены различные аспекты разработки специальной лучевой установки для протонной терапии внутриглазных злокачественных новообразований. Вторая часть статьи посвящена проблемам позиционирования, т. е. совмещения облучаемой мишени (опухоли) с предусмотренным по плану облучения дозным распределением. Описана установка, оборудованная системой позиционирования глаза на пучке протонов, отслеживающей положение глаза во время облучения для остановки отпуска дозы.

Ключевые слова: анатомическая модель глаза, протонная терапия, лучевая установка, дозно-анатомическое планирование, увеальная меланома.

Российский офтальмологический журнал 2016; 2: 11–17

Протонная лучевая терапия (ПЛТ) успешно применяется как эффективный метод лечения злокачественных новообразований глаза (96–98 % локального контроля увеальной меланомы). Применяемые подходы основаны на многолетнем опыте, лечение опухоли данной локализации прошли уже 23 тыс. пациентов в зарубежных центрах ПЛТ, вводятся новые лечебные центры, и число действующих центров достигло 15. В настоящее время полностью удовлетворяются потребности в этом методе лечения в большинстве регионов США, Японии и стран Центральной Европы, т. е. почти везде в развитых странах мира, но не в России, хотя этот метод лечения был разработан практически одновременно и применялся еще в 1977 г. на ускорителях протонов Гарвардского университета США и ИТЭФ в СССР [1, 2]. Накопленный (и пока еще не потерянный у нас) опыт применения систем дозно-анатомического планирования и соответствующего плану облучения позиционирования опухоли, разработанных для протонной терапии, особенно важен, так как стало понятно, что в настоящее время в зарубежных

центрах ПЛТ не учтен ряд необходимых условий технологии облучения. Поэтому можно предположить, что наблюдаемый повышенный уровень побочных эффектов лечения не должен рассматриваться как неизбежный результат, присущий именно этому способу лечения.

В предыдущей части статьи [3] были рассмотрены проблемы, связанные с расширением состава данных топометрии и с новыми методами визуализации изображения. Предлагались решения для создания усовершенствованной системы дозно-анатомического планирования облучения. Следующим шагом является использование результатов планирования при позиционировании глаза и мишени при симуляции и в процессе самого процесса облучения.

ЦЕЛЬ и ЗАДАЧИ работы – в конвенциональной лучевой терапии процесс предлучевой подготовки позиционирования опухолевой мишени обычно выполняется предварительно на отдельном симуляторе, где имитируется геометрия лучевого аппарата [4]. Конечной целью позиционирования является точное, предусмотренное в дозно-анатомическом

планировании совмещение облучаемой мишени с дозным распределением. В протонной терапии опухолей глаза используются поля малых размеров, и требуется более высокая, чем обычно, точность позиционирования мишени, поэтому симуляция производится непосредственно на лучевой установке. В первой части статьи [3] была показана возможность предварительного планирования облучения, которое может производиться сразу после первого этапа клинической топометрии, еще до поступления пациента на лучевую установку и начала симуляции облучения.

Позиционирование мишени осложняется подвижностью глаза, большим числом степеней свободы и малыми размерами структур глаза. Иммобилизация головы пациента на время позиционирования и облучения (рис. 1, А) доставляет пациенту определенный, иногда существенный дискомфорт, поэтому работа с пациентом должна выполняться за минимальное время. Актуальна задача создания устройств, входящих в систему позиционирования, не только с улучшенными характеристиками, но и с более полной его автоматизацией. Поэтому в данной работе рассмотрены инновации системы позиционирования, используемой при подготовке к протонной терапии внутриглазных новообразований и обеспечивающей выполнение поставленной задачи.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

Далее рассмотрены отдельные проблемы позиционирования с предлагаемыми решениями.

Особенности позиционирования мишени. Позиционирование как процесс, обеспечивающий точное, предусмотренное в дозно-анатомическом планировании совмещение облучаемой мишени с дозным распределением, требует помещения центра опухоли в изоцентр (начало координат) лучевой установки (ЛУ), через который проходит условная ось симметрии круглого пучка протонов (с радиусом описанной вокруг опухоли окружности). Перед началом процесса позиционирования необходимо по возможности жестко иммобилизовать голову пациента (рис. 1, А). Если врач не применяет принудительную фиксацию глаза при помощи присоски, то обычно взгляд фиксируется сознательно (т. н. произвольная

фиксация) на светодиод — фиксационную точку. Начинается позиционирование с выведения вершин роговиц обоих глаз на ось ОХ лучевой установки, затем вершина роговицы больного глаза переводится в изоцентр и т. д. в соответствии с технологией ПЛТ¹. Далее позиционирование осуществляется по рентгеновским изображениям рентгеноконтрастных маркеров — скрепок, подшитых вокруг основания опухоли, и заканчивается, когда изображения маркеров совпадут с планом облучения.

Особенности позиционирования по больному глазу.

Если позиционирование глаза начинается в нулевом направлении (по оси ОZ), то зрительное направление (зрительная ось) не проходит через центр зрачка. Центр глаза также никогда не попадает на это направление. В известных нам методиках это отмечено только японской группой в NIRS [5]. Позиционирование глаза выполнялось ими по отражению инфракрасного луча света от роговицы. Однако при этом не учитывается, что поверхность роговицы как широкоугольной линзы отличается от сферы² и направление отраженного луча зависит от места падения луча на поверхность роговицы. В предлагаемом нами способе позиционирования по больному глазу этот фактор не важен, так как цифровая видеокамера, совмещенная с фиксационной точкой, отслеживает положение зрачка в процессе симуляции и облучения.

Особенности позиционирования больного глаза по здоровому глазу. Случается, что пациент плохо видит больным глазом, но, как правило, движения обоих глаз синхронизированы, и тогда для установки взора используется здоровый, зрячий глаз. Но и это не всегда помогает, и поэтому за прошедшие три года в ИТЭФ была разработана система позиционирования, не требующая сознательной фиксации взора, и эта система применима также для позиционирования незрячего больного глаза, когда применяется произвольная фиксация здорового глаза. Как и ранее [3, 6], учтена разница между осью симметрии глаза (оптической осью), проходящей через центр зрачка,

¹ Описание технологии готовится к печати.

² Более точная форма передней поверхности глаза называется коноидом.

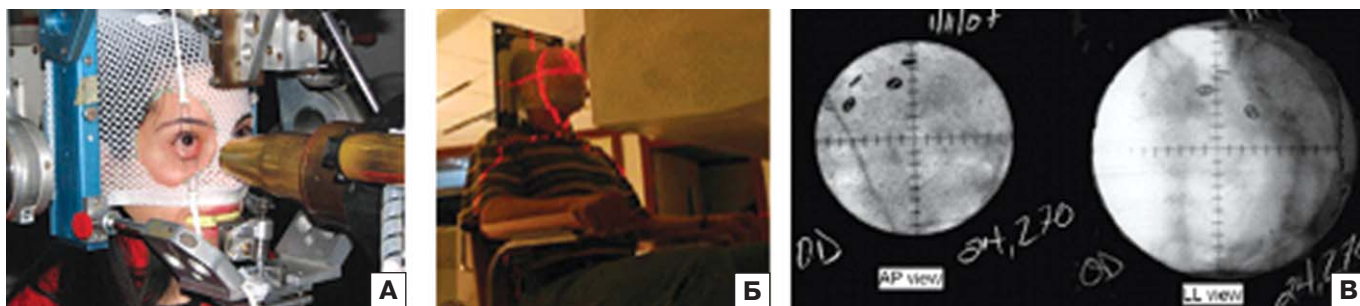


Рис. 1. А – система иммобилизации пациента; Б – система лазерного позиционирования; В – латеральное и фронтальное рентгеновское изображение глазного яблока с подшитыми рентгеноконтрастными маркерами.

и зрительной осью, пересекающей зрачок примерно в 1 мм от центра кнутри. Используемый нами в расчетах угол между оптической и зрительной осями называется углом гамма³.

Инновации системы позиционирования и позиционера лучевой установки. Процедура включает позиционирование опухоли, соответствующее ее положению в пределах планируемой мишени, и заключается в следующем. Для приблизительного позиционирования в настоящее время применяются лазерные центраторы (рис. 1, Б), которые создают в изоцентре ЛУ световое перекрестие. Ориентируясь по нему, врач старается перемещать пациента таким образом, чтобы центр зрачка больного глаза совпал с перекрестием. Затем пациента просят смотреть на фиксационную точку, установленную согласно плану облучения, и перемещают позиционер до совпадения с планом облучения. При этом получают фронтальное и латеральное рентгеновские изображения глазного яблока (рис. 1, В). Рентгеновские изображения подшитых по границе основания опухоли на склере глаза рентгеноконтрастных маркеров должны совпасть с их изображениями на плане. При несовпадении требуется повторная (уточняющая) процедура симуляции. Обычно требуется от 3 до 9 симуляций.

Избыточное число итераций планирования и позиционирования существенно увеличивает время выполнения курса ПЛТ, растет дозовая нагрузка на голову пациента от рентгеновского излучения, в процессе многократного позиционирования возникает физическая и психологическая нагрузка на пациента и персонал. Поэтому желательно по возможности уменьшить количество итераций.

Система позиционирования. С целью повышения качества облучения, для комфорта пациента и увеличения пропускной способности ЛУ время для необходимых подготовительных работ между усаживанием пациента в кресло и началом лечения должно быть сведено к минимуму. Для этого на этапе рентгеновского позиционирования применяются

цифровые рентгеновские детекторы, сокращающие время получения изображения и улучшающие разрешающую способность системы. На этапе предварительного позиционирования сокращение времени процедуры позиционирования может быть достигнуто путем замены системы лазеров на позиционирование с помощью цифровых видеокамер [7]. Этот метод позволяет уменьшить ошибку предварительного позиционирования до 0,5 мм и время — с 40 мин до одной минуты.

На рисунке 2 приведена схема расположения видеокамер комплекса аппаратно-программных средств видеопозиционирования пациента. Она состоит из 4 видеокамер, 3 из которых обеспечивают процедуру позиционирования, фактически создавая систему координат ЛУ, а четвертая (крайняя слева вверх) входит в блок фиксационной точки, которая определяет и контролирует положение зрачка больного глаза и направление взгляда пациента во время симуляции и облучения.

Система видеокамер включена в программно-аппаратный комплекс с соответствующим программным обеспечением.

Таким образом, достигается соответствие между точностью механической системы, выполняющей позиционирование, и точностью регистрации положения маркеров опухоли рентгеновской аппаратурой.

Позиционер. Погрешность позиционирования мишени не должна превышать погрешностей топометрии и планирования. Этому условию удовлетворяет разработка нового поколения кресла [7] для облучения пациента в положении сидя (рис. 3).

Позиционер условно разделен на три модуля: базовый модуль, модуль кресла и подголовный модуль (головодержатель).

³ В иностранной литературе используется близкий по значению альфа-угол.

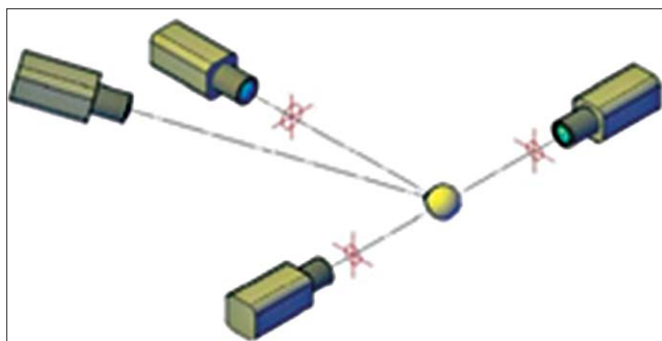


Рис. 2. Схема расположения оборудования.

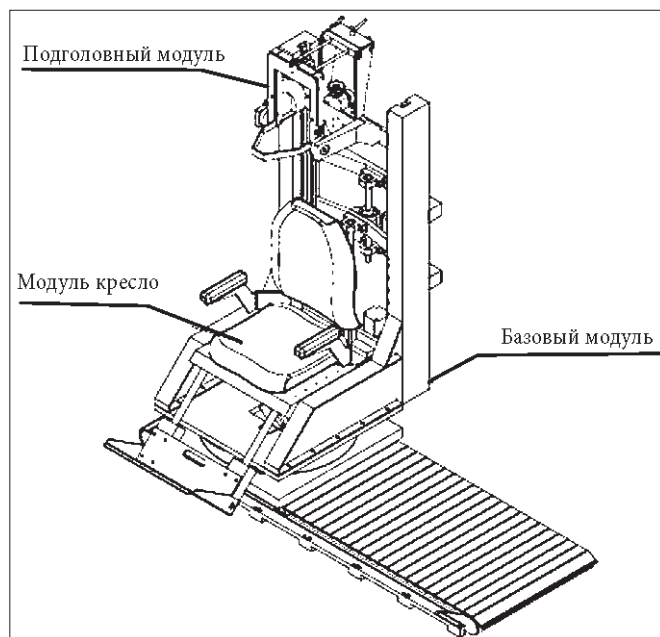


Рис. 3. Общий вид кресла позиционера.

Базовый модуль является несущей частью позиционера. В базовом модуле располагаются основные механизмы линейного перемещения и поворота позиционера.

Модуль кресла обеспечивает комфортное расположение пациента относительно подголовного модуля и представляет собой кресло с регулируемыми по высоте упорами для ног, подлокотниками и спинкой.

Подголовный модуль обеспечивает дополнительную степень свободы позиционеру, наклон и кивок головы пациента на углы $\pm 6^\circ$. Подголовный модуль имеет крепления для индивидуальных средств иммобилизации, таких как подголовник, стоматологическая капа и термопластичная маска. Головодержатель подголовного модуля позволяет управлять поворотом головы вокруг двух взаимно перпендикулярных осей, пересекающихся в изоцентре ЛУ, который расположен точно на оси пучка, т. е. для боковых наклонов и кивка головы на углы $\pm 6^\circ$.

Разработанный позиционер полностью удовлетворяет современным требованиям к позиционерам такого типа и имеет ряд преимуществ по сравнению с существующими аналогами, таких как:

- наличие механизма линейного перемещения вдоль оси пучка на 1000 мм и механизма поворота на угол 90° , чтобы обеспечивать свободное пространство для медицинского персонала во время подготовки пациента к терапии;
- наличие перемещения кресла с электроприводом в двух взаимно перпендикулярных направлениях в горизонтальной плоскости для комфортного расположения пациента на позиционере;
- наличие подголовного модуля позиционера, снабженного механизмами поворота головы пациента в направлении вперед-назад (кивок) и влево-вправо (наклон) для корректировки положения зоны интереса и мишени после иммобилизации головы пациента.

Программно-аппаратный комплекс для позиционирования пациента при проведении ПЛТ внутриглазных новообразований. Новые программно-аппаратные разработки, о которых пойдет речь дальше, предназначены в первую очередь для быстрого позиционирования по вершине роговицы.

Разработанный программно-аппаратный комплекс системы видеокамер и программное обеспечение (ПО) позволяют:

- визуализировать изоцентр ЛУ путем установки перекрестия на видеоизображении каждой из камер на экране компьютера в точку изоцентра;
- контролировать положение глаза, требуемое планом облучения;
- производить остановку облучения в случае перемещения глаза пациента за контролируемую область.

Рабочий экран модуля видеопозиционирования отображает несколько зон. Контроль положения облучаемого глаза осуществляется следующим образом.

На рабочем экране модуля пользователю предоставляется возможность наблюдать за анализируемым объектом — радужной оболочкой большого глаза в режиме реального времени. Пользователю необходимо ввести и определить параметры радужной оболочки. Кнопка «Область поиска» позволяет задать на изображении область для поиска анализируемого объекта. В данной зоне настроек параметров поиска и анализа объекта пользователь определяет максимально разрешенное смещение анализируемого объекта от положения, установленного планом и определенного в результате поиска в реальном времени, а также параметр (сдвиг) совмещения объектов анализа.

Зона текущего положения анализируемого объекта и индикация соответствия заданным требованиям позиционирования предназначена для анализа текущих параметров и положения объекта.

Разработка комплекса программных средств на внешнем устройстве проведена с использованием инструментальных средств, базирующихся на языке программирования LabView (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench — среда разработки лабораторных виртуальных приборов) от компании National Instruments. LabView является средой программирования, с помощью которой возможно создание программного продукта с использованием графического представления всех элементов алгоритма, что отличает эту среду от обычных языков программирования, таких как C, C++ или Java, где программируют, используя текст. Для функционирования комплекса программных средств на внешнем устройстве необходимы следующие аппаратные средства и параметры рабочих станций пользователя:

- исполнение на базе четырехядерных процессоров с частотой не менее 2,3 ГГц;
- объем RAM — 8 Гб;
- объем жестких дисков — от 320 Гб;
- операционная система — Windows 2000/2003/XP;
- графическое устройство — DirectX 9 с драйвером WDDM версии 1.0 и выше;
- поисковая система — Internet Explorer 7.0 и выше.

Разработанное программное обеспечение включает два различных программных модуля:

- модуль визуализации изоцентра ЛУ;
- модуль контроля положения глаза во время облучения.

Рассмотрим каждый из программных модулей отдельно.

Модуль визуализации изоцентра ЛУ. На рисунке 4 приведен пример рабочего окна модуля визуализации изоцентра ЛУ. Пользователь имеет возможность одновременного наблюдения за изображениями с трех различных направлений обзора. Изоцентр системы отображается для каждого направления желтым перекрестием на экране монитора и

позволяет производить позиционирование пациента с точностью не хуже шага перемещения кресла позиционера вдоль каждой из осей (0,5 мм).

Модуль контроля положения глаза во время облучения. Контроль положения глаза пациента во время облучения является важной и сложной задачей позиционирования.

На рисунке 5 приведен рабочий экран модуля контроля положения глаза во время облучения. Значительная область рабочего экрана пользователя отведена для отображения положения глаза в реальном времени камерой, совмещенной с блоком фиксации точки. В правой части рабочего экрана пользователя расположены три рабочие зоны модуля:

- определение параметров анализируемого объекта (параметры поиска);
- предельные значения положения анализируемого объекта (параметры смещения);
- информационный экран текущего положения анализируемого объекта и индикация соответствия заданным требованиям позиционирования.

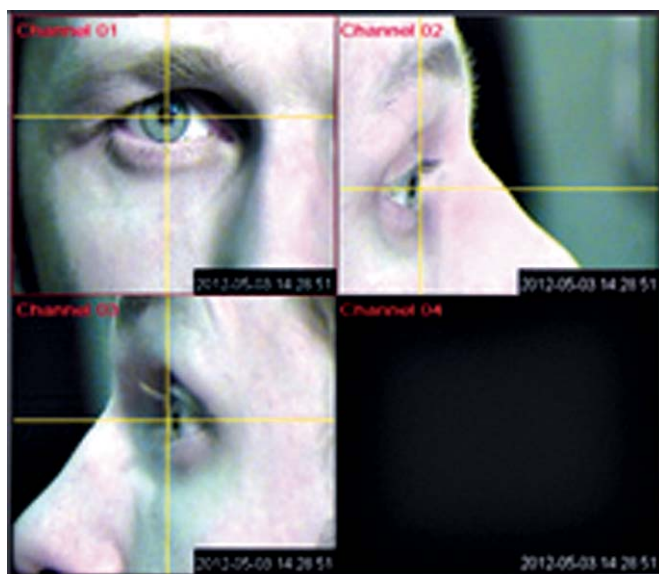


Рис. 4. Интерфейс модуля визуализации изоцентра ЛУ.

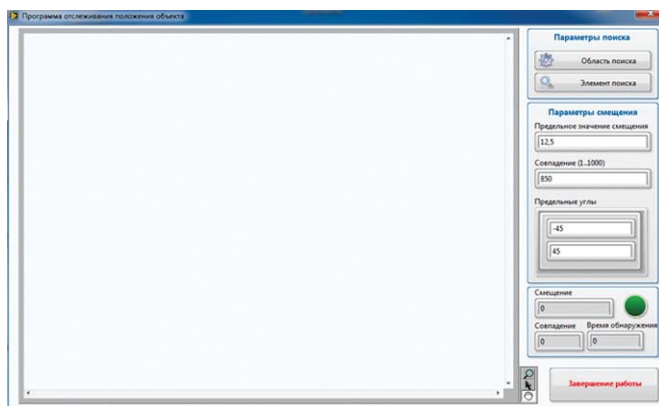


Рис. 5. Интерфейс модуля контроля положения глаза во время облучения.

Определение параметров анализируемого объекта (параметры поиска). Пользователю на рабочем экране модуля предоставляется возможность наблюдения в реальном времени за анализируемым объектом. Вначале пользователю необходимо ввести и определить параметры анализируемого объекта — глаза или зрачка и т. п. Кнопка «Область поиска» позволяет задать на изображении регион для поиска анализируемого объекта. Оптимальные размеры региона позволяют существенно сократить время на поиск объекта и определение его координат. Поэтому рациональным является определение региона поиска с размерами, немного превышающими допустимое предельное отклонение. Не менее важным является правильность определения анализируемого объекта («Элемент поиска»).

Предельные значения изменения положения анализируемого объекта (параметры смещения). В данной зоне настроек параметров поиска и анализа объекта пользователем определяется максимальное смещение анализируемого объекта от положения, определенного ранее, а также параметр совпадения объекта анализа и определенного в результате поиска на изображении.

Информационный экран текущего положения анализируемого объекта и индикация соответствия заданным требованиям позиционирования. Данная зона предназначена для анализа текущих параметров и положения объекта. Объекты индикации рабочей зоны позволяют пользователю определять текущее смещение анализируемого объекта, время, затраченное на поиск анализируемого объекта на текущем изображении, и погрешность совпадения найденного объекта и анализируемого изображения. В случае потери анализируемого объекта или его выхода за пределы региона анализа загорается аварийный индикатор красного цвета.

ОБСУЖДЕНИЕ

ПЛТ является одним из основных способов лечения опухолей глаза, многие из которых не доступны для методов брахитерапии из-за больших размеров опухоли или ее расположения в областях макулы и диска зрительного нерва, а также в случае прорастания опухоли склеры и формирования очага роста на ее поверхности. Широкому применению сложившихся методик, направленных главным образом на лечение увеальной меланомы, препятствует сложность процессов планирования и особенно позиционирования опухоли. Это обычно выражается в большом количестве времени и при усаживании пациента, и при лазерном позиционировании, и при планировании из-за ручного введения всех данных глаза и опухоли, и в многократных симуляциях при позиционировании опухоли из-за неточного определения координат фиксационной точки.

При позиционировании зрительная ось больного глаза обязательно направляется на фиксационную

точку. Существующие системы всегда выполняют планирование, используя ось симметрии (оптическую ось) глаза, без учета угла гамма, поэтому при расчете координат фиксационной точки, а следовательно, и в определении положения больного глаза неизбежно возникает ошибка. Ошибки возникают также и при использовании упрощенной модели глаза, и во время иммобилизации головы из-за боковых наклонов головы от линии, соединяющей центры зрачков, и при использовании лазерного позиционирования из-за большой толщины линий. Накопление ошибок устраняется большим количеством итераций во время симуляций, но при этом источники ошибок не выявляются. При введении уточнений в модель глаза, описанную в работе [3], и использовании системы позиционирования, описанной выше, большая часть ошибок может быть устранена. Следует напомнить также, что при незрячем больном глазе планирование должно вестись по здоровому глазу с обязательным учетом угла гамма.

Перечислим еще раз новые алгоритмы, не принимаемые во внимание в существующих системах планирования облучения, но подробно рассмотренные в предыдущих публикациях [3, 8]:

- согласование всех параметров глаза со схематическим глазом Гульстранда;
- соблюдение единого масштаба и условия непрерывности оболочек глаза;
- учет изменения толщины склеры в направлении от экватора к заднему полюсу глаза;
- моделирование формы глаза (сфера, эллипсоид или овоид);
- учет угла между зрительной и оптической осями глаза для правильной фиксации взгляда пациента;
- автоматизация определения формы глаза, положения центра глаза и центра мишени;
- облучение с использованием любого количества пучков.

Ряд дополнительных технических решений связан с позиционированием глаза и мишени и предлагается в настоящей статье, часть перечисленных аппаратных средств уже прошла этап практического внедрения. Международный опыт показал необходимость как планирования, так и позиционирования мишени в краткие сроки, а также необходимость постоянного контроля точности выполнения плана облучения во время каждой симуляции при фракционированном облучении. Упомянутые в данной статье алгоритмы и изменения принципов позиционирования дорабатываются для введения их в практику.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В рекомендациях МКРЕ-78 [9] рассмотрены возможности устранения ряда методических факторов, повышающих риск внемишенного облучения структур глаза. Для опухолей глаза, как и для других

локализаций, введена новая категория внутренней мишени, учитывающая движения органа и анатомические поправки — и то, и другое влияет на результаты позиционирования глаза и мишени на пучке протонов. В связи с этим предложена коррекция анатомической модели этого органа. Овоидная модель формы глаза [6] лучше соответствует геометрическим соотношениям между структурами переднего и заднего отделов глаза, чем эллипсоидная модель. Выполнение расчетов системой планирования облучения, включающих поправки на направление глаза при облучении, отражается как ряд поправок в позиционирование мишени и позволяет уменьшить ошибку в определении центра глаза, центра зрачка и координат фиксационной точки. Автоматическое определение положения опухоли по клиническим данным, введение новых конструкций системы позиционирования, в том числе блока фиксационной точки и позиционера, сокращают время нахождения пациента на лучевой установке. Изложенные в статье инновационные предложения позволяют обеспечить высокую степень конформности облучения, минимизировать облучаемый объем здоровых структур глаза, а также сократить время и количество этапов позиционирования мишени при симуляциях облучения и перед облучением, а следовательно, и время, затрачиваемое на ПЛТ в целом.

Литература

1. Грагоудас Е., Гойтейн М., Келер А. и др. Использование протонных пучков для облучения увеальной меланомы сосудистой оболочки глаза. В кн.: Первый межд. семинар «Использование протонных пучков в лучевой терапии». Москва: Атомиздат. 1979; 3: 63–76.
2. Гольдин Л.Л., Ломанов М.Ф., Лукьяшин В.Е. и др. Физико-технические и экспериментальные подходы к облучению опухолей глаза протонным пучком. В кн.: I Межд. семинар «Использование протонных пучков в лучевой терапии». Москва: Атомиздат. 1979; 3: 133–9.
3. Бородин Ю.И., Вальский В.В., Ерохин И.Н. и др. Инновационные разработки технических средств для протонной терапии внутриглазных новообразований. Российский офтальмологический журнал. 2015; 8 (2): 14–20.
4. Ратнер Т.Г., Дмитриев А.М. Методы симуляции в лучевой терапии злокачественных опухолей. Медицинская физика. 2011; 2: 84–103.
5. Minohara S. Technical study of real time eye-motion tracking system for radiotherapy of intraocular tumors. In: Abstracts of 40th ICRU Meeting; 2004: 19.
6. Орлов Д.Г., Владимиров О.М., Ерохин И.Н. и др. Представление структур глаза для использования в системе дозно-анатомического планирования протонной терапии внутриглазных злокачественных новообразований. Российский офтальмологический журнал. 2013; 6 (4): 48–54.
7. Черных А.Н., Люлевич В.И. Система видеопозиционирования и видеофиксации для проведения протонной лучевой терапии меланомы глаза. В кн.: Труды XX Международной конференции и дискуссионного научного клуба "Новые информационные технологии в медицине, биологии, фармакологии и экологии", "IT + ME'2011". Ялта — Гурзуф; 2012: 62–4.
8. Ломанов М.Ф., Ерохин И.Н., Канчели И.Н. и др. Разработка алгоритмов и специализированных подпрограмм планирования протонной лучевой терапии внутриглазных злокачественных новообразований. В кн.: VI Троицкая конференция

Работа сотрудников ИТЭФ выполнена при поддержке Национального исследовательского центра «Курчатовский институт». Разработка алгоритмов системы планирования финансировалась РФФИ по гранту № 12-02-00475-а.

Technical innovations for proton therapy of intraocular neoplasms. Part II

Yu.I. Borodin¹, V.V. Valsky¹, I.N. Erokhin², I.N. Kancheli², M.F. Lomanov², V.I. Lyulevich²,
D.G. Orlov², S.V. Saakyan¹, V.S. Khoroshkov², A.N. Chernykh²

¹Helmholtz Research Institute of Eye Diseases, Moscow, Russia

²Institute for Theoretical and Experimental Physics, Kurchatov Institute, Moscow, Russia
m_lomanov@yahoo.com

The paper is a continuation of the previous paper with the same title published in ROJ, 2015; 8 (2): 14–20, which focused on theoretical issues of topometry and dosage/anatomical planning of proton radiation of intraocular targets and presented technical aspects of the development of a special radiation installation for proton therapy of intraocular malignant neoplasms. The present paper discusses positioning issues, i.e. exact placement of the target (tumor) with regard to the dosage distribution field envisaged by the treatment plan. The paper describes the unit supplied with a positioning system aligning the eye with the proton beam: it traces the location of the eye during irradiation and stops the dose delivery if the eye is misplaced.

Keywords: anatomical model of the eye, proton therapy, radiation unit, dosage/anatomical treatment planning, uveal melanoma.

doi: 10.21516/2072-0076-2016-9-2-11-17

Russian Ophthalmological Journal, 2016; 2: 11–7

References

1. Gragoudas E., Goitein M., Koehler A., et al. Use of proton beams for uveal melanoma irradiation. In: Proc. of 1st Int. Seminar “Use of proton beams in radiation therapy”. Moscow: Atomizdat; 1979; 3: 63–76 (In Russian).
2. Goldin L.L., Lomanov M.F., Lukyashin V.E., et al. Physical and technical experimental approaches to eye tumors irradiation with a proton beam. In: Proc. of 1st Int. Seminar “Use of proton beams in radiation therapy”. Moscow: Atomizdat; 1979; 3: 133–9 (In Russian).
3. Borodin Yu.I., Valsky V.V., Erokhin I.N., et al. Technical innovations for proton therapy of intraocular neoplasms. Part I. Russian Ophthalmological Journal. 2015; 8 (2): 14–20 (In Russian).
4. Ratner T.G., Dmitriev A.M. Simulation methods in radiation therapy of malignant tumors. Meditsinskaya Fizika. 2011; 2: 84–103. (In Russian).
5. Minohara S. Technical study of real time eye-motion tracking system for radiotherapy of intraocular tumors. In: Abstracts of 40th PTCOG Meeting; 2004: 19.
6. Orlov D.G., Vladimirova O.M., Erokhin I.N., et al. Presenting an eye model for the application in dosage and anatomic planning for proton therapy of intraocular tumors. Russian Ophthalmological Journal. 2013; 6 (4): 48–54 (In Russian).
7. Chernykh A.N., Lyulevich V.I. Videopositioning and videofixation system for eye melanoma proton radiation therapy. In: Proc. of XX Int. Conf. and Discussion Sci. Club “New IT in medicine, biology, pharmacology, and ecology”, “IT + ME’2011”. Yalta — Gursuf; 2012: 62–4. (In Russian).
8. Lomanov M.F., Erokhin I.N., Kancheli I.N., et al. Development of algorithms and special subroutines for proton treatment planning of intraocular malignant neoplasms. In: Proc. of VI Troitzk Conf. “Medical physics and innovations in medicine (TCMPH-6)”. Troitzk-Moscow; 2014: 207–9 (In Russian).
9. ICRU Rep.78. Prescribing, presentation, recording, and repeating of proton radiation therapy. Journal of ICRU. 2007; 7: 2.

Адрес для корреспонденции: 105062 Москва, ул. Садовая-Черногрозская, д. 14/19; ФГБУ «Московский НИИ глазных болезней им. Гельмгольца» Минздрава России
m_lomanov@yahoo.com