

Влияние выбора модели глаза на результаты дозно-анатомического планирования протонной терапии внутриглазных новообразований

И.Н. Канчели¹, Я.П. Владимирова²

¹ ФГБУ ГНЦ РФ «Институт теоретической и экспериментальной физики» НИЦ «Курчатовский институт», отдел медицинской физики, Москва

² ФГБОУ ВПО «Московский государственный университет им. Ломоносова»

Цель работы — разработка программы дозно-анатомического планирования протонной терапии на основе трехмерной модели глаза, дающей объемное представление структур глаза, органов риска и опухоли. **Результаты.** Рассчитаны дозовые поля для сферической, эллипсоидной и овоидной* модели глаза и показано, к каким последствиям при расчете дозы в опухоли и в различных структурах глаза может привести некорректный выбор модели. **Заключение.** Неверное описание объемной геометрии глаза приводит к ошибкам в определении дозы, поглощенной в критических структурах. Показано также, что при расчете радиологической эквивалентной толщины (водно-эквивалентной толщины) нельзя заменять значения плотности, индивидуальные для каждой структуры, на усредненные плотности. Подобное усреднение при расчете дозовых распределений может привести к недооценке дозы, поглощенной в критических структурах, и к некорректному совмещению мишени и дозового поля.

Ключевые слова: протонная лучевая терапия, модель глаза, дозовые распределения.

Российский офтальмологический журнал, 2016; 3: 19–25

В настоящее время считается, что для лечения внутриглазных злокачественных новообразований наилучшим методом является протонная лучевая терапия (ПЛТ), что обусловлено свойством протонов выделять основную часть энергии перед остановкой. Так же, как и при использовании других методов лечения, после ПЛТ наблюдаются ранние и поздние лучевые реакции. В последнее время, когда срок наблюдения после ПЛТ составляет более 25 лет, выяснилось, что поздние лучевые осложнения могут появляться спустя 2–2,5 десятилетия после облучения.

До сих пор не ясно, в чем причина появления лучевых осложнений. Нам представляется, что их можно в значительной степени избежать, улучшив качество облучения, в том числе качество его дозно-анатомического планирования. В работе

показаны некоторые возможности улучшения качества планирования.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

Особенности глаза как органа. При дозно-анатомическом планировании ПЛТ внутриглазных злокачественных новообразований необходимо учитывать, что в сравнении со структурами других органов структуры глаза малы и расположены близко друг к другу. Поэтому в этом случае планирование имеет свои особенности, которые не позволяют использовать общие методы. При облучении мишеней, расположенных в заднем отделе глаза, в зону облучения попадают многие структуры, являющиеся органами риска (критическими структурами), в связи с чем при лечении важно учитывать их взаимное расположение и степень радиочувствительности. Стоит заметить,

¹ Эллипсоид — фигура, полученная вращением эллипса вокруг одной из осей. Овоид — гладкая пространственная фигура, состоящая из передней полусферы и заднего полуэллипсоида.

что в соответствии с формой глаза (например, в случае более короткой оптической оси глазного яблока при дальнозоркости), естественно, меняется и взаимное расположение, и форма внутренних структур глаза. При развитии внутриглазного злокачественного новообразования может деформироваться задний отдел глаза, именно этот факт привел к созданию овоидной модели глаза [1–3].

Хрусталик и цилиарное тело являются наиболее радиочувствительными глазными структурами. Склера в значительной степени радиорезистентна. Облучение хрусталика вызывает катаракту и более опасное осложнение — глаукому, возникающую обычно при включении в зону облучения структур, окружающих хрусталик². Повреждение сетчатки вызывает ретинопатию, которая может привести к слепоте.

Этапы протонной лучевой терапии. ПЛТ внутриглазных опухолей включает несколько основных этапов. Первым этапом является диагностика и топометрия пациента, проводится ряд исследований при помощи непосредственных геометрических измерений, фундус-камеры, ультразвукового исследования (УЗИ), а также рентгеновской компьютерной томографии (КТ) или магнитно-резонансной томографии (МРТ). Кроме того, проводится хирургическая операция, во время которой по контуру основания опухоли располагают рентгеноконтрастные танталовые скрепки диаметром 2,5 мм (рис. 1). Одновременно измеряется положение скрепок и составляется карта топометрии, на которой указан меридиан скрепки и расстояния ее центра от краев опухоли и лимба глаза.

Результаты топометрии и геометрия размещения скрепок используются для второго этапа ПЛТ — предварительного дозно-анатомического планирования. Этот предварительный этап позволяет, во-первых, сократить время окончательного планирования, во-вторых, снизить суммарную дозовую нагрузку из-за уменьшения количества симуляций облучения с использованием рентгеновской аппаратуры и, в-третьих, снизить время нахождения

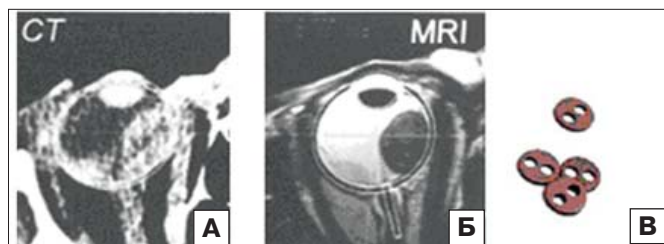


Рис. 1. Предлучевая подготовка. А — КТ глаза с опухолью (справа); Б — МРТ того же глаза; В — танталовые скрепки.

² К развитию глаукомы приводит облучение структур области лимба, где расположено цилиарное тело и дренажная система — трабекулярная диафрагма, склеральный синус и коллекторные каналы.

пациента на лучевой установке. При планировании происходит пересчет из сферической системы координат скрепок в ортогональную; определяются координаты центра опухоли, координаты фиксационной точки с учетом предельно возможного угла отведения взора (его направления на фиксационную точку). Фиксационная точка — точка в пространстве, на которую должна быть направлена оптическая ось глаза во время облучения. Именно это рассчитанное и сохраняемое во время облучения направление взора пациента обеспечивает предусмотренное планом совмещение опухоли с дозовым распределением.

Следующий этап лечения состоит в пробной усадке пациента в кресле (рис. 2) лучевой установки (симуляции облучения, т. е. проведение всех действий при лучевой терапии, кроме облучения) и получении рентгеновских снимков скрепок для определения положения мишени в ортогональной системе координат лучевой установки.

Далее по рентгеновским изображениям определяются координаты скрепок, в систему планирования (СП) вводятся клинические данные о глазе и опухоли и составляется оптимизированный (окончательный) план облучения. При этом вводится запас на

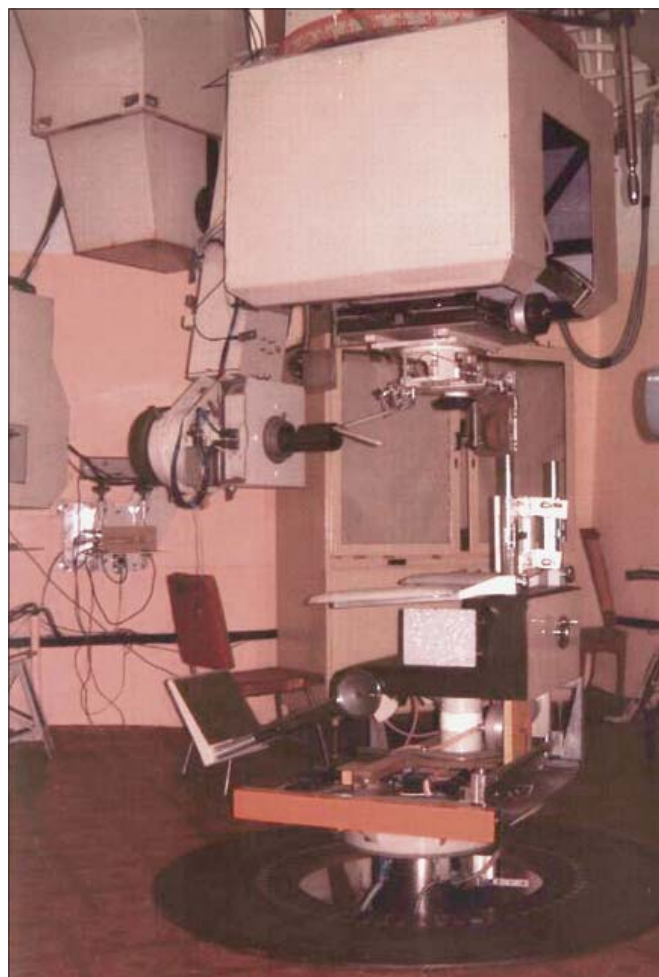


Рис. 2. Лучевая установка для ПЛТ в положении сидя.

неточность установленных краев опухоли (планируемая мишень). На этапе окончательного планирования проводится расчет дозовых распределений в объеме глаза, а также индивидуальных параметров тормозителя, фигурного коллиматора, болюса, компенсирующего кривизну поверхности глаза.

В разрабатываемой программе дозно-анатомического планирования исходной информацией должна стать трехмерная модель глаза, дающая объемное представление структур глаза, органов риска, опухоли, а результатом планирования — дозовые распределения в этих структурах. Предполагается, что чем корректнее выбранная модель глаза описывает его реальную геометрию, тем точнее, проще и короче по времени становятся процедуры планирования, симуляции облучения и собственно облучения.

Расчет дозовых полей. В отличие от других органов, глаз является практически гомогенной средой, что осложняет выполнение топографии при ПЛТ внутриглазных злокачественных новообразований — дифференцировать отдельные структуры достаточно сложно. Именно это обстоятельство заставляет использовать аналитическую модель глаза. Если для автоматического оконтуривания поверхности склеры используются данные КТ или МРТ, то для дальнейшего дозно-анатомического планирования облучения все равно используется модель, наиболее приближенная к реальности.

Затем геометрия глаза рассчитывается по данным клинического протокола, который включает данные топографии и измерений, проведенных во время операции по подшиванию рентгеноконтрастных скрепок вокруг основания опухоли. При этом, как отмечалось, измеряются расстояния от скрепок до лимба и до опухоли.

Подпрограмма расчета дозовых полей является составной частью разрабатываемой СП. Предполагается использование протонного пучка с поперечным сечением от 5 до 25 мм [4]. При расчете дозового поля приняты следующие правила:

- расчет проводится для сферической, эллипсоидной и овоидной моделей глаза, при этом овоид может соответствовать как дальнозоркому, так и близорукому глазу; параметры модели определяются программно по клиническим данным о глазе и координатам скрепок, полученным при рентгеновском позиционировании (рис. 3);

- необходимо при выбранном направлении пучка преобразовать данные аналитической модели глаза к виду, удобному для расчета, — квазитомограмм³;

- квазитомограммы создаются для различных моделей глаза, используемых в различных зарубежных СП;

³ Квазитомограмма — томограмма с нанесенными в соответствии с моделью глаза структурами; может быть создана без томограммы, по аналитической модели.

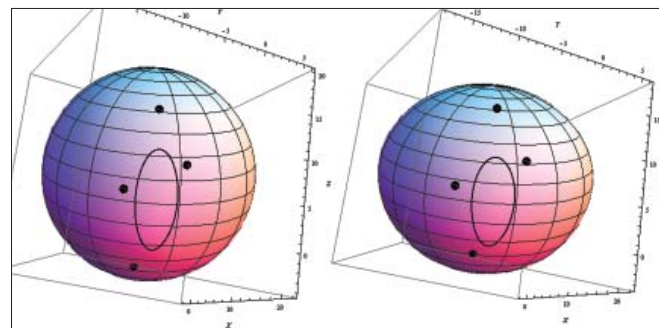


Рис. 3. Изображения сферической и овоидной моделей глаза: замкнутая кривая — основание опухоли, расположенное вдоль меридиана глаза; точки — скрепки — маркеры основания опухоли.

- центрально-осевое и поперечные распределения определяются при помощи дозиметрических измерений полупроводниковым диодом в водном фантоме;

- в расчете используется метод эквивалентной радиологической длины;

- длина пробега пропорциональна плотности среды⁴, которая для всех тканей глаза, кроме хрусталика и роговицы (склеры), составляет 1,015; для хрусталика — 1,067; для склеры — 1,071 [6];

- расчет проводится также и для среднего значения плотности среды 1,05 для всех тканей, чтобы проверить, насколько правомерно такое усреднение [7];

- структурам глаза при формировании квазитомограмм присваиваются оптические индексы, соответствующие коэффициентам ослабления [8, 9];

- принимается, что ткани глазного яблока практически водозэквивалентны, следовательно, рассеяние в среде учтено при измерениях в водном фантоме;

- по этой же причине не учитывается рассеяние на границах структур глаза;

- ошибка в определении пробега также не учитывается, т. к. она систематическая (зависит от детектора) и одинакова для всех моделей глаза;

- предполагается, что ось пучка проходит через центр мишени — точку, определенную при топографии.

Блок-схема подпрограммы расчета дозового поля приведена на рисунке 4.

Входные данные. Входными данными для подпрограммы расчета дозовых распределений внутри глаза, в том числе мишени, являются:

- квазитомограмма глазного яблока;
- данные выбранного дозового поля пучка (рис. 5);
- координаты центра мишени;
- направление пучка (направление оптической оси глаза на фиксационную точку).

⁴ Тормозная способность среды прямо пропорциональна плотности среды [5].

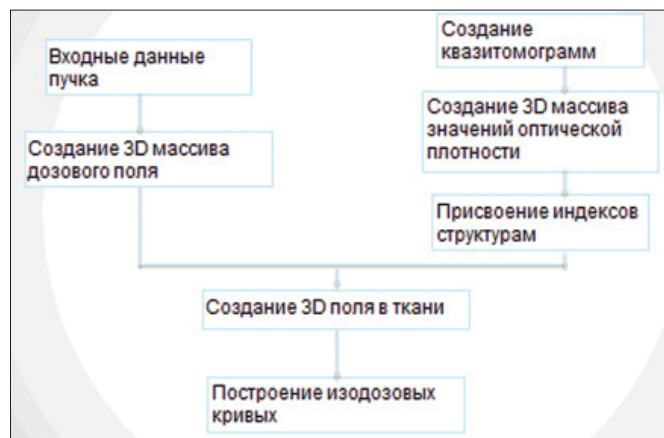


Рис. 4. Блок-схема подпрограммы расчета дозовых распределений (полей).

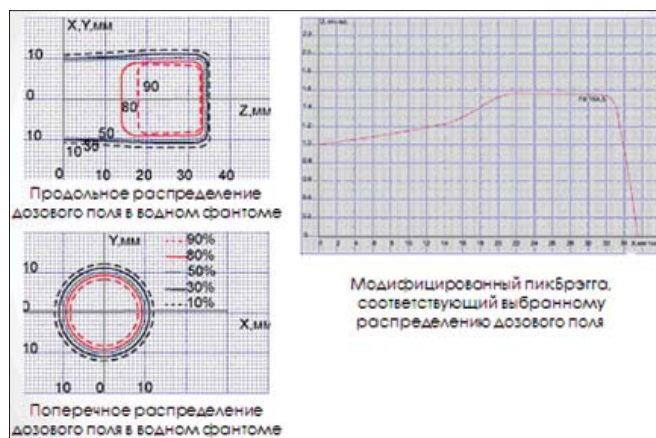


Рис. 5. Пример данных выбранного дозового поля — дозовое распределение, измеренное в водном фантоме.

Выше мы упоминали важность выбора адекватной модели глаза для выполнения всех этапов ПЛТ. В настоящей работе были использованы квазитомограммы, созданные для трех моделей глазного яблока: для сферической, эллипсоидной, а также овоидной дальнозоркого и близорукого глаза (вид овоида определялся по координатам скрепок, полученным при рентгеновском позиционировании [1]). В качестве примера выбраны глаза реальных пациентов. Диаметр экваториального сечения был одинаков для всех моделей и равен 22 мм. Радиус передней полусферы овоида и сферы одинаков и равен 11 мм. Длина заднего полуэллипсоида для овоидной модели составляет 10 мм для дальнозоркого глаза и 12 мм для близорукого глаза, отличаясь от радиуса сферы на ± 1 мм, длина эллипсоидного глаза — 24 мм.

Чтобы подчеркнуть различие в результатах расчета при выборе разных моделей глаза и разных плотностей (тормозных способностей) структур глаза во всех вариантах расчета (рис. 6), предполагалось, что оптическая ось глаза направлена по пучку, пучок проходит и через хрусталик, и через роговицу — структуры, у которых плотности отличаются от плотности воды.

На квазитомограммах видны: опухоль, хрусталик, фовеа (макулярная ямка) и оптический диск (основание оптического нерва) — наиболее важные структуры глаза.

Ось симметрии поля с диаметром 20 мм и с длиной модифицированного пика Брэгга 20 мм

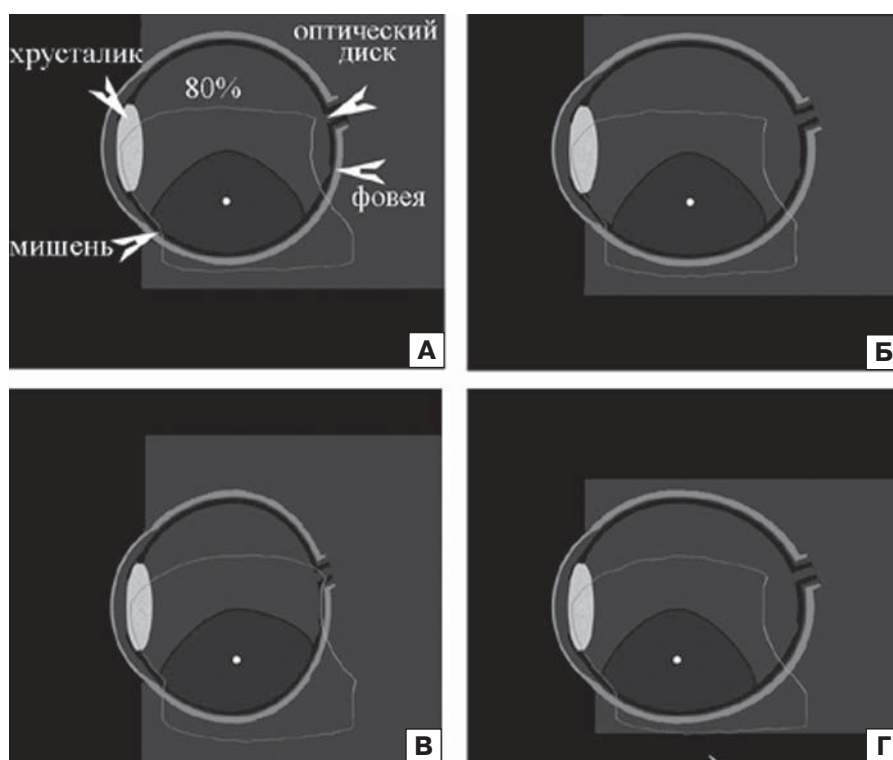


Рис. 6. Положение 80 % изодозы для различных моделей глазного яблока. А — сферическая модель; Б — эллипсоидная модель; В — овоидная модель для дальнозоркого глаза; Г — овоидная модель для близорукого глаза.

проходит через центр опухоли параллельно оптической оси глаза.

Условная мишень — опухоль расположена в экваториальной⁵ области глазного яблока. Предполагалось также, что ее основание — криволинейный эллипс на поверхности глазного яблока, его размеры — 15–20 мм, проекция большой полуоси эллипса на по-

⁵ Экваториальная плоскость глаза перпендикулярна оптической оси и делит глазное яблоко на две равные части в случае сферического и эллипсоидного глаза; в случае овоида отделяет полусферу от полуэллипсоида.

верхность овоида⁶ располагалась вдоль меридиана⁷ (см. рис. 3).

Центр мишени находился на ее полувысоте. Мишень с запасом 2 мм по всем направлениям всегда охватывается 80 % изодозой⁸.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Расчет выполнен с соблюдением перечисленных правил. В частности, тормозитель был выбран таким образом, чтобы обеспечить для сферической модели (т. е. для модели глаза в системе планирования EyePlan) сдвиг 80 % изодозы глубже дистальной границы мишени на 2 мм, и был одним и тем же для всех моделей глаза. Белая точка на рисунках 6 и 7 — центр мишени. Рисунок 6 показывает, что при прочих равных условиях расчетное положение 80 % изодозы относительно фовеа (области максимальной остроты зрения) и оптического диска для разных моделей разное. Таблица 1 показывает, как отличается при этом поглощенная доза для различных критических структур.

Следовательно, ошибка в выборе модели, определении формы глазного яблока и в расчете дозы, поглощенной критическими структурами, приведет к лучевым осложнениям.

Результаты сравнения дозовых распределений, полученных для индивидуальных и усредненных значений плотности среды, приведены на рисунке 7 и в таблице 2.

Как показано на рисунке 7, при использовании усредненного значения плотности, что принято

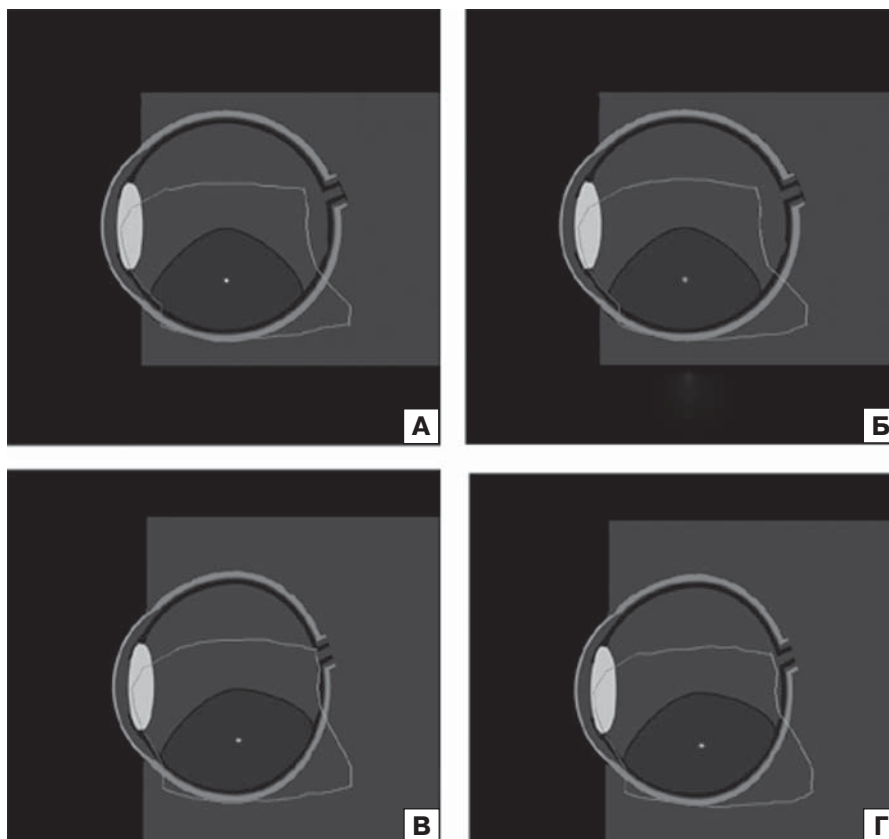


Рис. 7. Изменение положения 80 % изодозы при выборе разных подходов к определению плотностей (тормозных способностей) структур глаза. А — сфера с индивидуальными значениями плотности для различных структур; Б — сфера с усредненными значениями плотности для различных структур; В — овоид для дальнозоркого глаза с индивидуальными значениями плотности для различных структур; Г — овоид для дальнозоркого глаза с усредненными значениями плотности для различных структур.

в зарубежных СП облучения, дистальная изодоза находится ближе к опухоли, чем при использовании индивидуальных значений плотности, т. е. и в этом случае истинная поглощенная доза (табл. 1) может отличаться от расчетной величины (табл. 2), что приведет к дополнительным лучевым реакциям.

ОБСУЖДЕНИЕ

Сравнение дозовых распределений для ручного и автоматического определения положения опухоли. В Центре ПЛТ ИТЭФ в 2006–2011 гг. врачи-радиологи МНИИ ГБ им. Гельмгольца провели лечение 14 пациентов с увеальной меланомой в постэкваторе

Таблица 1. Доза, поглощенная критическими структурами глаза, в процентах от предписанной для мишени

Модель глаза	Опухоль, %	Оптический диск, %	Макула, %
Сфера	100	0	25
Эллипсоид	100	0	0
Овоид (дальнозоркость)	100	100	100
Овоид (близорукость)	100	0	0

⁶ Овоид является общим случаем, из которого можно получить и сферу, и эллипсоид изменением размера осей овоида.

⁷ Меридианы глаза — условные линии на поверхности глазного яблока, соединяющие его передний и задний полюсы.

⁸ Изодоза — краткое наименование поверхности или кривой, объединяющей точки с одинаковой поглощенной дозой.

Таблица 2. Значения поглощенной дозы в критических структурах при использовании среднего значения плотности среды 1,05 в различных моделях глаза

Модель глаза	Доза, поглощенная в диске зрительного нерва, в процентах к дозе, предписанной в мишени, %	Доза, поглощенная в макуле, в процентах к дозе, предписанной в мишени, %
Сфера	0	0
Овоид (дальнозоркий глаз)	82	100

риальной области. Именно их опыт лечения показал, что время планирования велико, и необходимо автоматизировать этот процесс. Планирование с ручным введением основания опухоли осуществлялось при помощи СП EyePlan, предоставленной Центром протонной терапии в г. Клаттербридж (Великобритания). Нами положение основания опухоли было определено автоматически.

Ранее было показано, что кроме разницы во времени, затраченном на планирование, при использовании разных моделей глаза возможны различия в определении положения опухоли (табл. 3) и, следовательно, в поглощенных дозах [2]. Координаты центра глаза определены автоматически для разных моделей, модель восстанавливалась по координатам скрепок — маркеров основания опухоли.

Анализ таблицы 3 подтверждает важность выбора адекватной модели глаза для корректного дозно-анатомического планирования. Для пациента С. разница практически отсутствует, поскольку его глаз сферичен. У пациента В. разница невелика, но возможно увеличение дозы в критических структурах. У пациентки Ж., глаз которой сильно деформирован, его аппроксимация сферой с подогнанным значением радиуса неизбежно приведет к неверному совмещению мишени и дозового поля и повышению частоты и/или тяжести лучевых реакций.

Чтобы оценить дозу, поглощенную мишенью и различными структурами глаза, был рассчитан ряд гистограмм доза — объем. Расчет проводился по программе планирования EyePlan. Использованы координаты центра глаза для пациента С., указанные в таблице 3. Анализ результатов показывает, что на самом деле только 80 % объема опухоли (tumor) облучено заданной дозой (рис. 8). Поскольку вся опухоль попадает в 80 % изодозу, такой результат расчета для опухоли приемлем. Но объем (volume) и периферия (periphery) хрусталика (lens), цилиарное тело (ciliary body) при автоматическом расчете положения глаза получают намного меньшую дозу. Кроме того, при автоматическом расчете диск зрительного нерва (optic disk) и макула (macula, в том числе ее центр фовеа — fovea) вообще не затрагиваются дозовым полем, что снижает количество и тяжесть лучевых реакций.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Наша работа показывает, что некорректный выбор модели глаза приводит к неверному описанию его геометрии и в конечном итоге — к ошибкам в определении дозы, поглощенной в критических структурах. Для получения правильных дозовых распределений при ПЛТ глаза — органа малых размеров с большим количеством близко расположенных критиче-

ских структур — СП должна определять и использовать возможно более точную форму глазного яблока. Этого можно достичь как оконтуриванием на томограмме, так и аналитически, используя координаты скрепок-маркеров на основании опухоли для корректного выбора модели глаза. Затем геометрия структур глаза, в том числе опухоли, всегда вводится с учетом модели глаза. Показано также, что в СП при расчете радиологической эквивалентной толщины (водно-эквивалентной толщины) нельзя заменять значения плотности, индивидуальные для каждой структуры, на усредненные плотности. Подобное усреднение, характерное для зарубежных СП, при расчете дозовых распределений может привести к недооценке дозы, поглощенной в критических структурах, и к некорректному совмещению мишени и дозового поля. В целом можно предположить, что поздние лучевые реакции, являющиеся результатом ПЛТ, возникают в том числе из-за применения в существующих системах планирования неверных моделей глаза, неверных

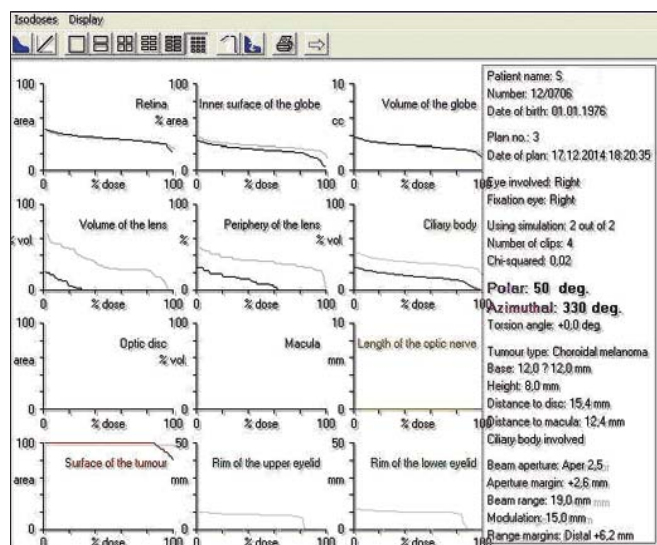


Рис. 8. Сравнение гистограмм доза — объем (площадь под кривой — интегральная поглощенная доза) для ручного EyePlan (светлые кривые) и автоматизированного (более темные кривые) расчетов.

Таблица 3. Координаты центра глазного яблока при использовании идентичных клинических данных и разных моделей глаза

Пациент	Модель глаза	Расчетные координаты центра глазного яблока, мм			Расчетный радиус сферы или передней полусферы овоида, мм
		X	Y	Z	
Пациент С.	Овоид	8,007	2,648	-8,061	11,4
	Сфера	8,325	2,729	-7,828	11,75
Пациент В.	Овоид	10,737	3,520	0	11,3
	Сфера	11,402	3,738	0	12,0
Пациентка Ж.	Овоид	8,743	2,866	0	9,6
	Сфера	11,925	3,909	0	12,55

значений плотности для различных структур, а также неточного определения положения опухоли. Ранее [1, 8] мы также указывали на необходимость

и важность учета разницы между оптической и зрительной осями глаза для правильного определения координат фиксационной точки.

Авторы выражают благодарность сотрудникам ИТЭФ О.В. Канчели, М.Ф. Ломанову и В.С. Хорошкову за полезные обсуждения.

Работа сотрудников ИТЭФ выполнена при поддержке Национального исследовательского центра «Курчатовский институт».

Литература

1. Орлов Д.Г., Владимиров О.М., Ерохин И.Н. и др. Представление модели глаза для использования в системе дозно-анатомического планирования лучевой протонной терапии внутриглазных новообразований. Российский офтальмологический журнал. 2013; 6(4): 48–54.
2. Рудской И.В., Ерохин И.Н., Канчели И.Н., Ломанов М.Ф., Орлов Д.Г. Визуализация в системе планирования протонной лучевой терапии внутриглазных злокачественных новообразований. Медицинская физика. 2014; 1: 33–7.
3. Канчели И.Н., Ломанов М.Ф., Ерохин И.Н., Орлов Д.Г., Рудской И.В. Автоматическое определение формы глаза и положения опухоли в системе планирования протонной лучевой терапии внутриглазных злокачественных новообразований. Медицинская физика. 2014; 3: 33–6.
4. Атлас дозовых полей ИТЭФ. Внутренний отчет; 1997.
5. Вережинский И.В., Пикалев А.К. Введение в радиационную химию. Москва: Издательство Академии наук СССР. 1963.
6. Piersimoni P., Rimoldi A., Riccardi C., et al. Optimization of general-purpose, actively scanned proton beamline for ocular treatments: Geant 4 simulations. Journal of Applied Clinical Medical Physics. 2015; 16(2): 261–78.
7. EyePlan. Manual. Clatter bridge, UK; 1991; v.3.1.
8. 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.
9. Орлов Д.Г., Ерохин И.Н. Использование томографических данных в анатомической модели глаза для планирования протонной терапии. Медицинская физика. 2014; 2: 20–3.

The impact of the eye model choice on the results of dosage and anatomical location planning in proton therapy of intraocular neoplasms

I.N. Kancheli¹, Ya.P. Vladimirova²

¹ Institute for Theoretical and Experimental Physics (Kurchatov Insitute), Moscow, Russia

² Moscow Lomonosov State University, Moscow, Russia

irina.kancheli@gmail.com

Purpose: To develop a program of dosage and anatomical planning of proton therapy on the basis of a 3-D model of the eye presenting the eye structure, risk areas, and the tumor. **Results:** Dose field calculations are made for the spherical, ellipsoidal and ovoidal model of the eyeball. The effects of the wrong choice of the model on these calculation for the tumor and the eye structures are shown. **Conclusions:** A wrong presentation of the volume geometry of the eye results in errors in determining the dose absorbed in critical structures. It is shown that individual density values for each structure should not be replaced by averaged values when calculating the radiological equivalent (water-equivalent) thickness, as the averaging in calculating dose distributions may lead to an underestimation of the dose absorbed in critical structures and to an incorrect matching of the target and the dose field.

Keywords: proton therapy, eye model, dose distributions.

Russian Ophthalmological Journal, 2016; 3:

References

1. 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).
2. Roudskoy I.V., Erokhin I.N., Kancheli I.N., Lomanov M.F., Orlov D.G. Visualization in planning system for proton radiation therapy of intraocular malignant neoplasms. Medical physics. 2014; 1: 33–7 (in Russian).
3. Kancheli I.N., Lomanov M.F., Erokhin I.N., Orlov D.G., Roudskoy I.V. The impact of eye anatomy on the errors in dose-anatomical treatment planning for intraocular tumor irradiation. Medical physics. 2014; 3: 33–6 (in Russian).
4. Atlas of dose fields in ITEP. Internal report. 1997 (in Russian).
5. Vereschinsky I.V., Pikalev A.K. Introduction in radiation chemistry. Moscow: The USSR Academy of sciences publishing house; 1963 (in Russian).
6. Piersimoni P., Rimoldi A., Riccardi C., et al. Optimization of general-purpose, actively scanned proton beamline for ocular treatments: Geant 4 simulations. Journal of Applied Clinical Medical Physics. 2015; 16(2): 261–78.
7. EyePlan. Manual. Clatter bridge, UK; 1991; v.3.1.
8. Borodin Yu.I., Valsky V.V., Erokhin I.N., et al. Technical innovations for proton therapy of intraocular neoplasms. Russian ophthalmological journal. 2015; 8(2): 14–20 (in Russian).
9. Orlov D.G., Erokhin I.N. Application of a tomographic data for an anatomical eye model for proton therapy treatment planning. Medical physics. 2014; 2: 20–3 (in Russian).

doi: 10.21516/2072-0076-2016-9-3-19-25

Адрес для корреспонденции: 117218 Москва, ул. Б. Черемушкинская, д. 25, Институт теоретической и экспериментальной физики
НИЦ «Курчатовский институт», отдел медицинской физики
irina.kancheli@gmail.com