

УДК 617.735:617.732]-07

Особенности изображения структур глаза при томографических методах исследования

АЛЕКСЕЕВ В.Н., д.м.н., профессор кафедры офтальмологии¹;

ЗАПОРОЖЕЦ Л.А., врач-офтальмолог²;

РИНДЖИБАЛ АЛ-МАЙСАМ, аспирант кафедры офтальмологии¹.

¹ ФГБОУ ВО «Северо-Западный государственный медицинский университет им. И.И. Мечникова» Минздрава РФ, 191015, Российская Федерация, Санкт-Петербург, ул. Кирочная, д. 41;

² Ленинградская областная клиническая больница, 194291, Российская Федерация, Санкт-Петербург, пр. Луначарского, д. 45-49.

Авторы не получали финансирование при проведении исследования и написании статьи. Конфликт интересов: отсутствует.

Резюме

ЦЕЛЬ. Анализ технических особенностей формирования изображения, полученного с помощью томографических методов исследования, и их влияние на оценку результатов исследования.

МЕТОДЫ. Проведена ретроспективная оценка качества данных оптической когерентной томографии (ОКТ) и гейдельбергской ретинальной томографии (HRT) у 50 пациентов, имеющих патологию макулярной зоны и диска зрительного нерва. Исследование проводилось на оптическом когерентном томографе Nidek и гейдельбергском ретинальном томографе HRT-II. Изучались технические особенности полученных изображений, такие как яркость, контрастность, цветность, их интерпретация и влияние на диагностический и лечебный процесс.

РЕЗУЛЬТАТЫ. При анализе результатов ОКТ и HRT у всех 50 пациентов (100%) выявлены проблемы, связанные с качеством изображения. Они определяются техническими характеристиками монитора и принтера, особенностями компьютерной графики, проблемами визуализации изображения. Рекомендуемым для монитора является разрешение от 1280×800 ppi и выше. Корректная цветопередача изображения во многом зависит от выходного разрешения принтера. Визуализация трех-

мерного объекта на плоскости в настоящее время находится в стадии разработки. Механизмы трансформации 3D-объекта в 2D-графику имеют программную ошибку, связанную с преобразованием полигонов, механизмом «сглаживания» и механизмом «картирования» объекта при переводе его в плоскостную модель. Перечисленные технические проблемы не оказывают значительного влияния на изображение структур глаза при томографических исследованиях. Однако возможны неточности в оценке морфометрических параметров внутриглазных структур, что существенно при определении динамики патологических процессов.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ. Врачи-офтальмологи, изучающие результаты томографических исследований структур глаза, должны иметь четкое представление о возможных технических ошибках и их причинах. Компьютерные методы исследования следует расценивать как вспомогательные. При уточнении диагноза или динамики патологического процесса рекомендуется отдавать предпочтение клиническим методам осмотра.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: глаукома, оптическая когерентная томография, визуализация, разрешение монитора, цветные модели, полигоны.

ENGLISH

Specifics of eye structures imaging in tomographic research methods

ALEXEEV V.N., Med.Sc.D., Professor¹;

ZAPOROZHETS L.A., M.D.²;

RINDGIBAL AL-MAISAM, Postgraduate¹.

¹ I.I. Mechnikov North-Western State Medical University, 41 Kirochnaya ul., Saint-Petersburg, Russian Federation, 191015;

² Leningrad Regional Clinical Hospital, 45-49 Lunacharskogo ave., Saint-Petersburg, Russian Federation, 194291.

Conflicts of Interest and Source of Funding: none declared.

Для контактов:

Алексеев Владимир Николаевич, e-mail: Vladimir.Alekseev@szgmu.ru

Поступила в печать: 26.01.2016

Received for publication: January 26, 2016

Abstract

PURPOSE: Analysis of technical characteristics of tomographic imaging methods and their impact on study results assessment.

METHODS: A retrospective evaluation of optical coherence tomography and Heidelberg retinal tomography data of 50 patients with macular area and optic disc pathology. The study was conducted using Nidek optical coherence tomography device and HRT-II retinal tomography device. Technical characteristics of obtained images, such as brightness, contrast, chromaticity, their interpretation and their impact on the diagnostic and treatment process were studied.

RESULTS: While analyzing optical coherence tomography and Heidelberg retinal tomography results for all of 50 patients (100%) we detected problems related to image quality. They are defined by specifications of the monitor and printer, characteristics of computer graphic, image visualization problems. Recommended display resolution is 1280×800 dpi or higher. Correct color reproduction of the image depends on the output resolution of the printer.

Visualization of a three-dimensional object on a plane is currently under development. The process of transforming a 3D-object into 2D-graphics is often accompanied by software errors related to polygon conversion, as well as object «smoothing» and mapping when transferring it into a planar model. These technical issues do not have a significant impact on eye structures imaging in tomography studies. However, they may lead to inaccuracies in the assessment of morphometric parameters of the intraocular structures, which is significant in determining the dynamics of pathological processes.

CONCLUSION: Ophthalmologists studying ocular tomography results should have a clear understanding of possible technical errors and their causes. Computer diagnostic methods should be regarded as auxiliary. We recommend giving preference to clinical examination methods for diagnosis specification and assessment of the pathological process dynamics.

KEYWORDS: glaucoma, optical coherence tomography, visualization, display resolution, color models, polygons.

Функциональные методы исследования с возможностью визуализации изображения играют важнейшую роль в современной диагностике офтальмопатологий [1-10]. Так, более 10 лет в России применяются компьютерные методы оценки структур глазного дна. Наибольшую распространенность получили исследования, направленные на оценку структурных изменений диска зрительного нерва (ДЗН) и центральной зоны сетчатки, получаемых с помощью различных моделей оптических когерентных томографов (ОКТ) и гейдельбергского ретинального томографа (HRT). Принципиальные схемы получения изображений проблемных зон глазного дна связаны с процессом сканирования внутриглазных структур, формированием серии оптических срезов и созданием реалистичного объемного изображения. Кульминацией исследования является вывод изображения проблемных зон на экран монитора и распечатка полученных данных. Расшифровку результатов проводят врачи-офтальмологи, оценивая изображение в соответствие с современными научно-практическими данными. Основная направленность большинства публикаций, посвященных этому вопросу, связана с изучением особенностей ДЗН и макулы при различной патологии и их вариабельности при компьютерной визуализации [11-13]. Однако, используя только знание анатомии и физиологии глаза, невозможно правильно оценить качество проведенных исследований. Нельзя забывать о наличии технических проблем, связанных с визуализацией (или рендерингом) полученного изображения и косвенно оказывающих влияние на оценку результатов исследования.

Цель исследования — анализ технических особенностей формирования изображения, полученного с помощью томографических методов исследования, и их влияние на оценку результатов.

Материалы и методы

Проведена ретроспективная оценка качества данных ОКТ и HRT у 50 пациентов, имеющих патологию макулярной зоны и ДЗН. Исследование проводилось на ОКТ Nidek и HRT-II. Все пациенты имели диагноз начальной катаракты и сопутствующий офтальмологический диагноз, вызвавший необходимость в данном виде исследования (преимущественно возрастная макулярная дегенерация и глаукома). Острота зрения у всех больных составляла не менее 0,5 (с коррекцией или без нее) на худшем глазу и не оказывала влияния на качество проводимого исследования. Изучались технические особенности полученных изображений, такие как яркость, контрастность, цветность, их интерпретация и влияние на диагностический и лечебный процесс.

Результаты и обсуждение

У всех 50 (100%) пациентов распечатки данных томографических исследований имели технические недостатки. Сочетание различных дефектов изображения на одной карте исследования не позволило определить преимущественную техническую проблему. Для оценки качества проведенных исследований необходимо представлять особенности формирования изображения структур глаза при томографических методах исследования.

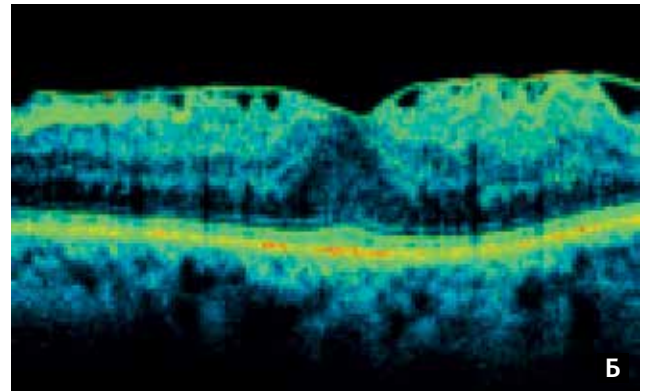
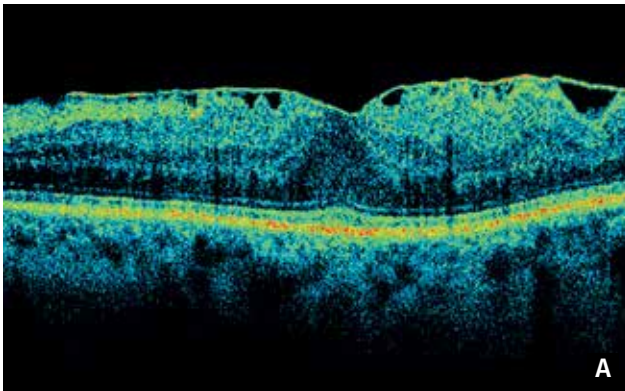


Рис. 1. Примеры изображения центральной зоны сетчатки: А — нормального; Б — «растрированного»

В процессе визуализации 3D-объект, который формируется в результате сканирования зоны ДЗН или сетчатки, трансформируется в 2D-графику. Качество конечного продукта зависит от ряда технических и социально-экономических проблем. Знание этих проблем позволит адекватно оценивать компьютерные данные. Условно их можно разделить на три группы:

- факторы, определяющие визуализацию объекта на мониторе;
- факторы, определяющие качество печати;
- комбинированные проблемы.

При проведении ОКТ или НРТ исследований изображение слоев сетчатки и ДЗН пациента первоначально визуализируется на мониторе. Любое компьютерное изображение характеризуется рядом параметров. В первую очередь это разрешение и цветопередача [14, 15]. Термин «разрешение» определяет количество пикселей (или picture element), составляющих изображение и слагающих его мельчайшие детали. По умолчанию пикселем принято считать маленький квадрат, но он может иметь полигональную форму. Число пикселей на единицу длины изображения называется разрешением изображения и обычно измеряется в пикселях на дюйм (pixels per inch – ppi). Изображение с высоким разрешением имеет больше пикселей на дюйм, чем картинка того же размера, но с более низким разрешением. Высокое разрешение изображения (от 300 ppi и выше) — залог качественной и правильной интерпретации данных исследования [14]. Монитор, позволяющий получать такое изображение, должен иметь диагональ от 21 дюйма и разрешение от 1280×800 ppi и выше. В большинстве случаев мониторы, предлагаемые в комплектации к оптическим когерентным томографам, не соответствуют этим требованиям.

Как следствие, в процессе визуального изучения данных пациентов на мониторах с низким разрешением это может вызвать пикселизацию (или «растрирование») изображения. При этом изображение на экране теряет четкость и «рассыпается» на мелкие

фрагменты — пиксели. Точность оценки деталей структур глаза (слоев сетчатки и ДЗН) соответственно снижается. Монитор ОКТ Nidek, на котором проводилось исследование, составляет всего 1024×768 пикселей, что недостаточно для оценки графического изображения.

Как представлено на рис. 1, при масштабировании исследуемой зоны сетчатки теряется четкость изображения.

Следующей технической проблемой, влияющей на визуализацию объекта на мониторе, является механизм передачи цвета изображения [15].

В настоящее время существует несколько цветовых моделей. Прототипами для них стали модели Гете и Максвелла. Иоганн Вольфганг Гете (1749-1832 гг.) создал цветовой круг, состоящий из трех основных цветов (пурпурный – желтый – голубой) и трех дополнительных, получаемых в результате смешения основных (оранжевый – зеленый – фиолетовый). Позднее Джеймс Клерк Максвелл (1831-1879) изменил соотношения основных цветов (красный – зеленый – синий) и создал систему координат для локализации каждого конкретного оттенка. Модель Гете в настоящее время известна как модель CMY (или CMYK), модель Максвелла соответствует современной модели RGB.

Принципиальная разница между этими моделями состоит в способах получения черного и белого цвета. Модель CMYK (Cyan – Magenta – Yellow – Black, key color) является субтрактивной моделью. Для того чтобы понять сущность субтрактивного синтеза, необходимо вспомнить, что цвет той или иной поверхности зависит от длины волны поглощаемого и отражаемого ею цвета. Следовательно, когда свет попадает на окрашенную поверхность, содержащиеся в ней пигменты избирательно поглощают (или «вычитают») из нее лучи с определенной длиной волны, а остальные лучи отражают, что и придает краске уникальный цвет. Субтрактивная модель CMYK является полиграфической и применяется везде, где цвет создается с помощью пигментов. Основной цвет, получаемый при «вычитании» — черный.

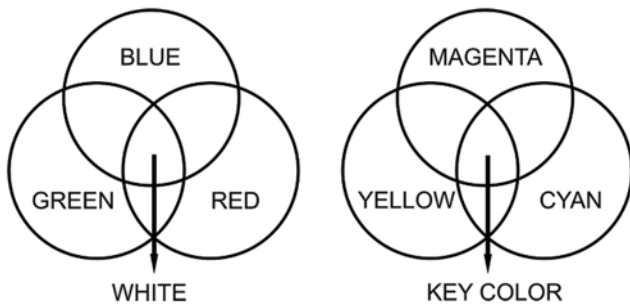


Рис. 2. Цветовые модели RGB и CMYK

Модель RGB (Red – Green – Blue) является аддитивной. Аддитивный синтез предполагает, что в результате воздействия на зрительную систему световых лучей с разной длиной волны происходит их наложение друг на друга. При смешении всех трех компонентов модели RGB получается белый цвет. Цветовая модель RGB используется при воспроизведении изображения на мониторе (рис. 2).

Другие существующие цветовые модели используются как переходные (технические) в специальных графических редакторах. Это модели HSB (Hue – Saturation – Brightness), HLS (Hue – Lightness – Saturation), LAB (Luminosity – цветовые параметры A и B). Они основаны на сочетании яркости, насыщенности и цвета.

Практический интерес для офтальмологов, оценивающих изображение структур глаза на мониторе, представляет модель RGB. Цвета, в которые окрашены структуры глаза в ОКТ и HRT-программах, условны и соответствуют основным цветам модели RGB — красному, зеленому и синему. Правильно отрегулированный монитор с высокой достоверностью передает основные цвета. Однако процесс настройки монитора достаточно сложен. Он ориентирован на установку идеального черного цвета, заключается в подборе оптимальных отношений между монитором и принтером, зависит от моделей аппаратуры, качества картриджей, бумаги и строгого соблюдения всех созданных условий при дальнейшем использовании. Временной промежуток подобной тонкой настройки может занять от 5 до 7 дней. В силу имеющихся социально-экономических условий этот процесс является нецелесообразным.

Соответственно, при оценке результатов исследования определенное значение имеет механизм стереотипов поведения врача. Специалист, постоянно работающий с одной и той же моделью аппарата, строит свое заключение на стереотипе восприятия цветов имеющегося монитора, несмотря на то, что они часто являются близкими к основным цветам RGB.

Подобные проблемы имеют место при распечатывании изображения. Количество краски на дюйм (dpi), которое наносит на бумагу копировальное устройство или лазерный принтер, называется

разрешением принтера (или выходным разрешением). Используемая цветовая модель CMYK является даже более аппаратно-зависимой, чем модель RGB. Отношение к выбору и настройке принтера должно быть не менее ответственным, чем к техническим параметрам и регулировке монитора. В силу экономических причин большинство медицинских учреждений закупает принтеры с низким разрешением, что снижает качество распечатанного изображения. Дороговизна картриджей также не позволяет менять их по мере расходования краски. Поэтому, кроме проблемы растривания, при печати очень часто имеет место недостоверная цветопередача изображения, связанная с не соответствующим стандартам печати количеством краски в картридже. Низкое качество распечаток карт исследования создает предпосылки для недостоверной оценки состояния структур глаза (рис. 3).

По представленным на рис. 3 результатам ОКТ невозможно оценить локализацию проблемной зоны глазного дна и дать адекватное клиническое заключение.

Если в комплекте оптического когерентного или гейдербургского ретинального томографов имеются соответствующие техническим стандартам монитор и принтер, то получаемые качественные экранное и печатное изображения также требуется оценивать с учетом некоторых технических понятий.

На бланке исследования имеются два вида картинок — это растровое изображение (аналог фотографии) и векторная картинка (графики, диаграммы) (рис. 4).

Вывод растрового изображения на монитор и в печать может иметь недостатки, перечисленные ранее: пикселизацию и неправильную цветопередачу.

Векторное изображение (графики и диаграммы) состоит из линий и кривых, определяемых математическими объектами (формулами), которые называются векторами. Такие изображения не меняют своей четкости, яркости и контрастности при любых изменениях масштаба [14, 15].

Таким образом, наиболее достоверным результатом при томографических исследованиях могут считаться графики с указанными на них метрическими данными структур сетчатки и ДЗН.

При оценке растрового и векторного изображений возникают технические проблемы, которые могут быть отнесены к комбинированным.

Следует помнить, что показатели толщины сетчатки и ее отдельных структур определяются установкой курсора, который подводится врачом-оператором к интересующим структурам глаза. При несоблюдении рекомендуемого разрешения монитора возможны ошибки при выборе точек привязки курсора и, как следствие, векторные графики и статистические данные, вытекающие из оценки

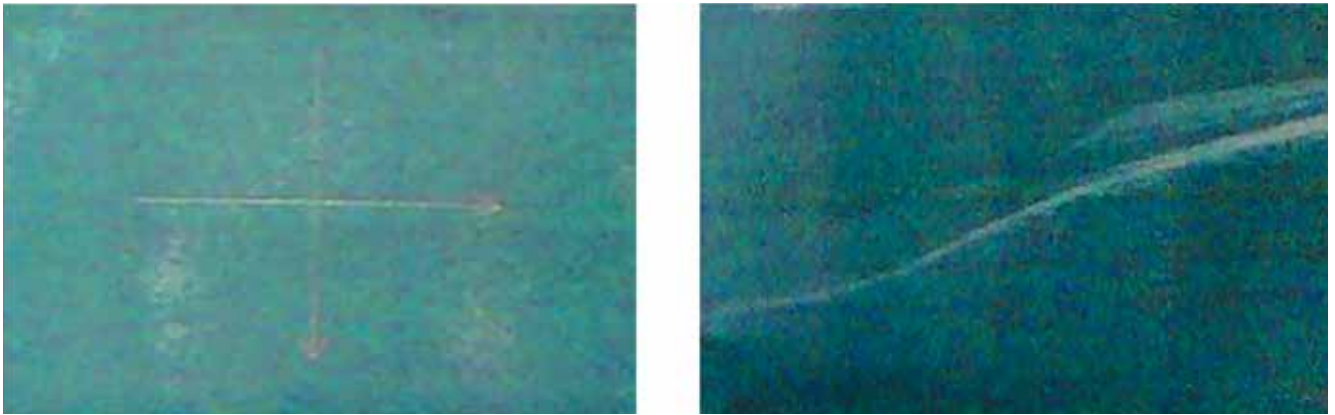


Рис. 3. Нарушения цветопередачи при выводе результатов OCT на бумажный носитель

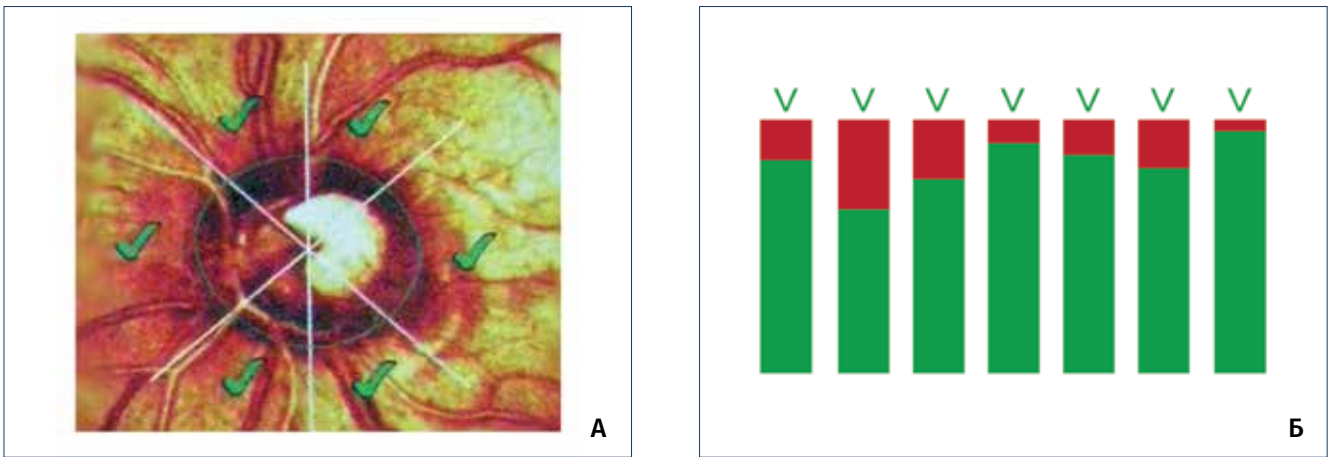


Рис. 4. Примеры графики на бланке результатов HRT: А — растровая; Б — векторная

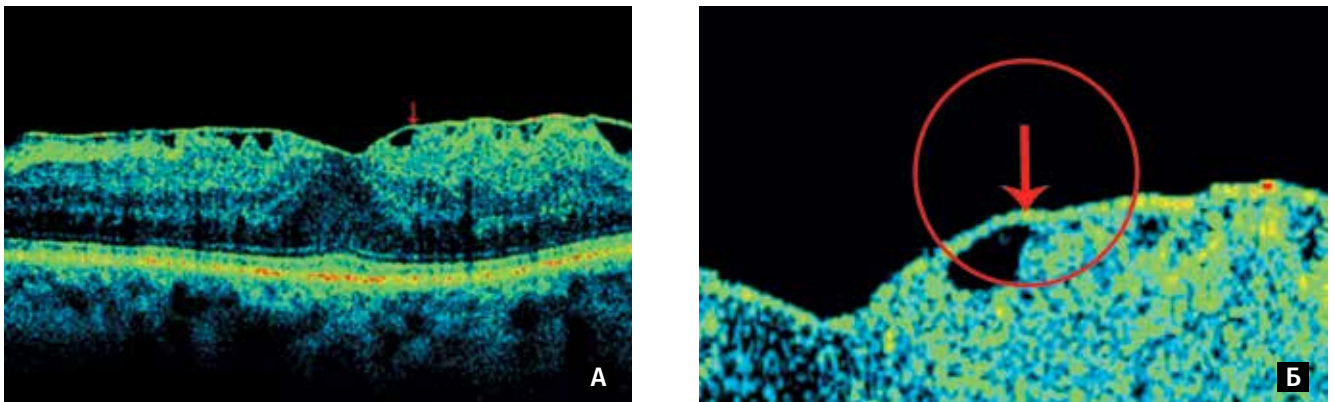


Рис. 5. Положение курсора при различных увеличениях: А — малое; Б — большое

параметров растрового изображения, также могут иметь сомнительную достоверность: как показано на рис. 5, при большом увеличении (рис. 5Б) определяется наложение курсора на внутреннюю поверхность сетчатки.

Следующей комбинированной технической проблемой при томографических методах исследований является воспроизведение 3D-пространства.

Очевидно для всех то, что структуры человеческого организма и все пространство вокруг нас является трехмерным, то есть оцениваемым по системе координат X-Y-Z. Плоскость монитора и поверхность бумаги не являются трехмерными, т. к. содержат только 2 оси: X-Y. В настоящее время передача объема на плоскости невозможна и схемы ОКТ и HRT-исследований являются хорошо смоделированной



Рис. 6. Построение шара из различного числа полигонов, обозначенных черным цветом: А — из малого; Б — большого количества



Рис. 7. Построение шара: А — из малого количества полигонов; Б — с применением механизма «сглаживания»

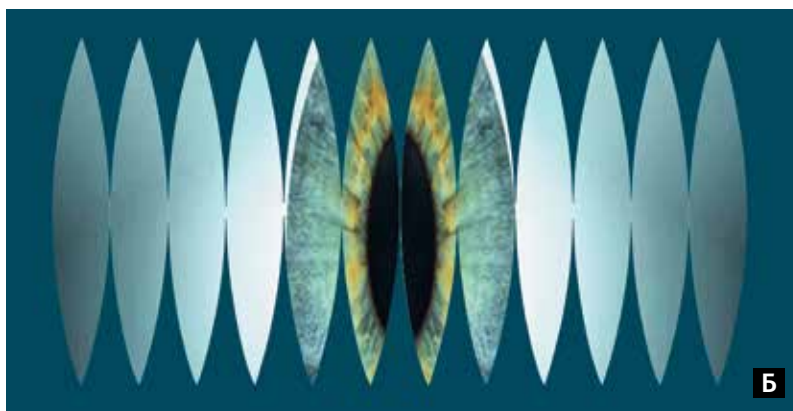
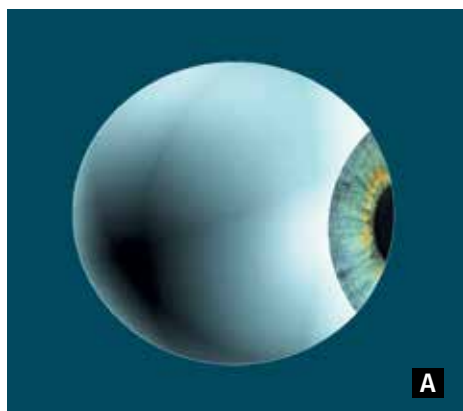


Рис. 8. Пример трансформации поверхности: А — объемное изображение; Б — перевод на плоскость

иллюзией. Принципы формирования изображения структур глаза при проведении томографических исследований учитывают трехмерную модель мироздания. Однако практические врачи часто не замечают разницы между получением изображения и его рендерингом (или визуализацией).

Визуализация фотореалистичного 3D-изображения в медицине и прочих дисциплинах в настоящее время затруднена. Существуют проблемы

преобразования геометрических форм (полигонов), преобразования пикселей, включающие изменение их глубины, прозрачности (альфа-канала), показателя отражения/преломления и многое другое [16-19]. Преодоление иллюзорности передачи перспективы на плоскости сопровождается определенными искажениями, каждое из которых в некоторой степени увеличивает недостоверность конечного результата.

Формирование 3D-объекта происходит с помощью отдельных структур, получивших название полигонов. Объект, содержащий малое количество полигонов, визуализируется как плоский многоугольник. Большое количество полигонов, наоборот, придает объекту сглаженность и при отображении на экране и/или распечатке объект приобретает округлый контур (рис. 6).

Одновременно с этим возникает проблема скорости воспроизведения изображения на мониторе. Большое количество полигонов задерживает процесс вывода картинки на экран, что не является оптимальным для врача функциональной диагностики и задерживает процесс исследования. Вспомогательным механизмом для преодоления этого является система «сглаживания» изображения, заключающаяся в искусственном устранении лишних пикселей (рис. 7).

Радиус кривизны отдельных участков внутренних поверхностей глазного яблока небольшой, и коэффициент «сглаживания» невелик. Но нельзя забывать о микроразмерах внутриглазных структур. Основной единицей их измерения является микрон ($0,000001$ или 10^{-6} м), длина 1 пикселя составляет $0,000264$ м.

Еще одним механизмом, автоматически происходящим при переводе объемного изображения в плоскостное, является механизм «проецирования». С помощью специальных программных алгоритмов рассчитываются трансформации между поверхностями 3D-объекта и строится соответствующая ему плоскостная развертка с минимальными потерями на искажения и швы-разрезы (рис. 8).

Пиксель как основной элемент, который формирует изображение объекта, обладает рядом параметров, самыми важными из которых являются глубина и прозрачность (альфа-канал). Глубина пикселя показывает, сколько разных цветов может содержать один пиксель поверхности. Альфа-канал используется для задания прозрачности пикселя. Визуальный эффект объема изображения достигается за счет комбинации этих параметров, но этот объем остается иллюзорным. В настоящее время в мире проводятся исследования, направленные на создание 3D-монитора, позволяющего видеть и оценивать трехмерное пространство на двухмерном экране. Подобные разработки связаны с преобразованием двухмерного пикселя в трехмерный воксель. Существуют экспериментальные разработки так называемой «виртуальной комнаты» («virtual cave»), позволяющей исследователю находиться внутри изучаемого объекта. Но, по-видимому, в ближайшее десятилетие в России актуальными останутся плоскостные изображения исследуемых структур глаза.

Перечисленные технические проблемы не оказывают значительного влияния на оценку структур глаза при томографических исследованиях. Как правило, стандартное описание врачом функциональной

диагностики результатов исследования совпадает с клиническим диагнозом. Однако возможны неточности при оценке морфометрических параметров внутриглазных структур, что существенно при определении динамики патологических процессов.

Анализ технических особенностей формирования изображения при томографических методах исследования, представленный в данной работе, информирует врачей-офтальмологов о существующих технических проблемах при визуализации изображений структур глаза.

Заключение

1. Результаты ОКТ и HRT-исследований в некоторой степени зависят от технических параметров аппаратуры.
2. Врачи-офтальмологи, изучающие результаты исследований, должны иметь четкое представление о возможных ошибках и их причинах.
3. Наиболее высокую достоверность в данных видах исследований имеют изображения, построенные на принципах векторной графики.
4. Компьютерные методы исследования структур глаза следует расценивать как вспомогательные и при уточнении диагноза отдавать предпочтение клиническим методам осмотра.

Литература/References

1. Аветисов С.Э., Харлап С.И., Маркосян А.Г., Сафонова Т.Н., Лихванцева В.Г., Насникова И.Ю. Ультразвуковой пространственный клинический анализ орбитальной части слезной железы в норме. *Вестник офтальмологии* 2006; 122(6):14-16. [Avetisov S.E., Kharlap S.I., Markosyan A.G., Safonova T.N., Likhvantseva V.G., Nasnikova I.Yu. Ultrasound spatial clinical analysis of the orbital part of the lacrimal gland in health. *Vestn Oftalmol* 2006; 122(6):14-16. (In Russ.)].
2. Аветисов С.Э., Липатов Д.В. Функциональные результаты различных методов коррекции афакии. *Вестник офтальмологии* 2000; 116(4):12-15. [Avetisov S.E., Lipatov D.V. Functional results of various methods of correcting aphakia. *Vestn Oftalmol* 2000; 116(4):12-15. (In Russ.)].
3. Аветисов С.Э., Мамиконян В.Р., Касьянов А.А., Ширшиков Ю.К., Рыжкова Е.Г. Ретроспективный анализ точности различных формул расчета оптической силы ИОЛ, оценка эффективности расчета персонализированной константы. *Катарактальная и рефракционная хирургия* 2003; 3(4):21-28. [Avetisov S.E., Mamikonyan V.R., Kas'yanov A.A., Shirshikov Yu.K., Ryzhkova E.G. Retrospective analysis of the accuracy of various formulas for calculating IOL power, efficacy evaluation of calculation personalized constants. *Kataraktal'naya i refraktsionnaya khirurgiya* 2003; 3(4):21-28. (In Russ.)].
4. Аветисов С.Э., Полуни Г.С., Шермет Н.Л., Муранов К.О., Макаров И.А., Федоров А.А. и др. Поиск шапероноподобных антикатарактальных препаратов — антиагрегантов кристаллинов хрусталика глаза. Сообщение 3. Возможности динамического наблюдения за процессами катарактогенеза на «продолженной» модели УФ-индуцированной катаракты у крыс. *Вестник офтальмологии* 2008; 124(2):8-12. [Avetisov S.E., Polunin G.S., Sheremet N.L., Muranov K.O., Makarov I.A., Fedorov A.A. et al. Search chaperone similar anti cataract drugs — antiplatelet agents lens crystallins. 3. Post the ability to dynamically monitor processes cataractogenesis on «prolonged» model of UV-induced cataract in rats. *Vestn Oftalmol* 2008; 124(2):8-12. (In Russ.)].

5. Еричев В.П., Козлова И.В., Макарова А.С., Цзинь Д. Особенности системной гемодинамики у больных первичной открытоугольной глаукомой, компенсированным внутриглазным давлением и нестабилизированным течением. *Национальный журнал глаукома* 2013; 3:20-23. [Erichiev V.P., Kozlova I.V., Makarova A.S., Jin Dan. Features of systemic hemodynamics in patients with progressive primary open-angle glaucoma with compensated intraocular pressure. *Natsional'nyi zhurnal glaukoma* 2013; 3:20-23. (In Russ.)].
6. Еричев В.П., Петров С.Ю., Козлова И.В., Макарова А.С. и др. Современные методы функциональной диагностики и мониторинга глаукомы. Часть 3. Роль морфофункциональных взаимоотношений в раннем выявлении и мониторинге глаукомы. *Национальный журнал глаукома* 2016; 15(2):96-101. [Erichiev V.P., Petrov S.Yu., Kozlova I.V., Makarova A.S. et al. Modern methods of functional diagnostics and monitoring of glaucoma. Part 3. The role of the morphological and functional relationships in the early detection and monitoring of glaucoma. *Natsional'nyi zhurnal glaukoma* 2016; 15(2):96-101. (In Russ.)].
7. Курышева Н.И. Офтальмоскопическая характеристика диска зрительного нерва и ретинального слоя нервных волокон сетчатки при глаукоме. *Вестник офтальмологии* 2005; 121(4): 46-49. [Kuryshcheva N.I. Ophthalmoscopic characteristic of the optic nerve and retinal nerve fiber layer in glaucoma. *Vestn Oftalmol* 2005; 121(4):46-49. (In Russ.)].
8. Курышева Н.И., Киселева Т.Н., Рыжков П.К., Фомин А.В., Ходак Н.А., Арджевнишвили Т.Д. Влияние венозного кровотока глаза на состояние комплекса ганглиозных клеток сетчатки у больных первичной открытоугольной глаукомой. *Офтальмология* 2013; 10(1):26-31. [Kuryshcheva N.I., Kiseleva T.N., Ryzhkov P.K., Fomin A.V., Khodak N.A., Ardzhvishvili T.D. Influence of venous blood flow in the eyes of the state complex of retinal ganglion cells in patients with primary open-angle glaucoma. *Ophthalmology* 2013; 10(1):26-31. (In Russ.)].
9. Мамиконян В.Р., Галоян Н.С., Шеремет Н.Л., Казарян Э.Э., Харлап С.И., Шмелева-Демир О.А., Анджелова Д.В., Татевосян А.А. Особенности глазного кровотока при ишемической оптической нейропатии и нормотензивной глаукоме. *Вестник офтальмологии* 2013; 129(4):3-9. [Mamikonian V.R., Galoian N.S., Sheremet N.L., Kazarian É.É., Kharlap S.I., Shmeleva-Demir O.A., Andzhelova D.V., Tatevosian A.A. Peculiarities of ocular blood flow in ischemic optic neuropathy and normal tension glaucoma. *Vestn Oftalmol* 2013; 129(4):3-9. (In Russ.)].
10. Шамшинова А.М., Еричев В.П., Егорова И.В. Нарушения цветовой и контрастной чувствительности в диагностике глаукомы. *Глаукома* 2002; 1:2-7. [Shamshinova A.M., Erichiev V.P., Egorova I.V. Violations of color and contrast sensitivity in the diagnosis of glaucoma. *Glaucoma* 2002; 1:2-7. (In Russ.)].
11. Азнабаев Б.М. Лазерная сканирующая томография глаза: передний и задний сегмент. М.: Август Борг, 2008; 221 с. [Aznabaev B.M. Lazernaya skaniruyushchaya tomografiya glaza: perednii i zadnii segment. [Ocular laser scanning tomography: anterior and posterior segment] Moscow: Avgust Borg 2008; 221 p. (In Russ.)].
12. Куроедов А.В., Городничий В.В., Александров А.С. Конфокальная офтальмоскопия. Пособие для врачей, интернов, клинических ординаторов. М., 2009; 45 с. [Kuroedov A.V., Gorodnichii V.V. Aleksandrov A.S. Konfokal'naya oftalmoskopiya. [Confocal ophthalmoscopy]. Moscow, 2009; 45 p. (In Russ.)].
13. Страхов В.В., Ермакова А.В. Межокулярная асимметрия тонометрических и биометрических параметров в ранней диагностике первичной глаукомы. М.: Апрель, 2012; 34 с. [Strahov V.V., Ermakova A.V. Mezhokuljarnaja asimmetrija tonometricheskikh i biometricheskikh parametrov v rannej diagnostike pervichnoj glaukomy. Posobie dlja vrachej, internov, klinicheskikh ordinatov. [Interoocular asymmetry of tonometric and biometric parameters in the early diagnosis of primary glaucoma.] Moscow: April, 2012; 34 p. (In Russ.)].
14. Adobe photoshop CC. Официальный учебный курс. М.: Эксмо, 2014; 456 с. [Officialnyj uchebnyj kurs; (per. s angl. M. A. Rajtmana). [Adobe photoshop CC] Moscow: Jeksmo, 2014; 456 p. (In Russ.)].
15. Залогова Л.А. Компьютерная графика. М.: БИНОМ Лаборатория знаний, 2007; 245 с. [Zalogova L.A. Kompjuternaja grafika [Computer graphics]. Moscow: BINOM Laboratorija znanij, 2007; 245 p. (In Russ.)].
16. Егорова И.Н., Гайдамачук А.В. Исследование программных сред 3D-моделирования. *Технологический аудит и резервы производства* 2013; 6/1(14):11-14. [Egorova I.N., Gaidamachuk A.V. The study of software environments in 3D-modeling. *Technology audit and production reserves* 2013; 6/1(14):11-14. (In Russ.)].
17. Ковалев А.С., Шалимова О.А., Польшакова Н.В. Новые технологии компьютерной графики объемного 3D-моделирования и их практическая реализация. *Успехи современного естествознания* 2010; 10:85-88. [Kovalev A.S., Chalimova O.A., Polchakova N.V. New technologies in computer graphics 3D modeling and their practical implementation. *The success of modern science* 2010; 10:85-88. (In Russ.)].
18. Sobota B. Parallel hierarchical model of visualisation computing. *J Information, Control and Management Systems* 2007; 5(2): 345-350.
19. Sobota B. Some problems of virtual object modeling for virtual reality applications. *J Information, Control and Management Systems* 2008; 6(1): 105-112.

Поступила: 26.01.2016