

ДИАГНОСТИКА И КОРРЕКЦИЯ ОПТИЧЕСКИХ АБЕРРАЦИЙ ГЛАЗА

Профессор Л.И. БАЛАШЕВИЧ

Санкт-Петербургский филиал МНТК «Микрохирургия глаза», Российская Федерация

Показаны основные современные направления и методы исследования, коррекции оптических aberrаций глаза и перспективы их развития.

ПОНЯТИЕ ОБ АБЕРРАЦИЯХ

Острота зрения глаза лимитирована дифракцией света в области зрачка, погрешностями в оптике глаза и разрешающей способностью сетчатки. Любые недостатки оптической системы называют aberrациями (от лат. *aberrare* — уклоняться, заблуждаться). К aberrациям относятся: аномалии рефракции (миопия, гиперметропия и астигматизм), с которыми повседневно сталкивается любой офтальмолог и которые в литературе по оптике называют дефокусировками, или aberrациями второго порядка; aberrации высшего порядка (кома, сферическая, хроматическая и некоторые другие); призматические aberrации первого порядка.

С дефокусировками и способами их устранения офтальмология имеет дело в течение столетий, так что у врачей сложилось устойчивое представление о том, что именно они определяют качество оптической системы глаза, и до настоящего времени это представление бытует даже в научных публикациях. Между тем дефокусировка есть не что иное, как результат неточной настройки объектива (в данном случае роговицы и хрусталика) по отношению к пленке (сетчатке). Качество самого объектива при этом совершенно никакого отношения к фокусировке не имеет — дефокусированным может быть и плохой, и очень высококачественный объектив. В фотоаппарате эта проблема легко решается простым вращением объектива. Качество же самого объектива определяется степенью коррекции aberrаций высшего порядка, но вопросы, связанные с aberrациями высшего порядка в оптической системе глаза, стали предметом активного интереса офтальмологов только в последние

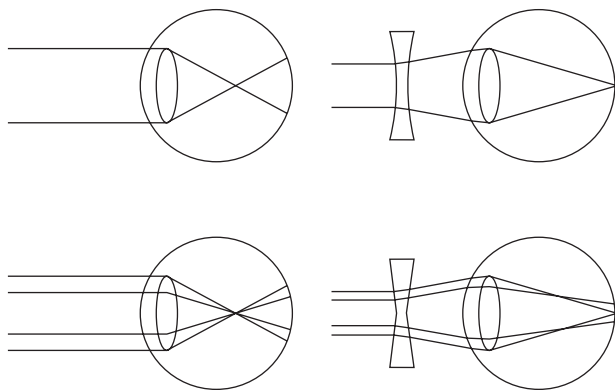


Рис. 1. Влияние aberrаций на коррекцию миопии: схема (вверху) и реальность (внизу)

годы в связи с появлением реальных путей для их устранения. В рамках настоящего обзора мы будем говорить преимущественно об этих aberrациях.

Aberrации — результат неравной гомогенности оптических сред глаза и локальных нерегулярностей его оптических поверхностей, которые строго индивидуальны для каждого субъекта. В биологической системе aberrации имеют место и вследствие оптических неравномерностей, приобретенных в результате болезней, врожденных аномалий и перенесенных рефракционных операций — включений, помутнений, деформаций роговицы, плавающих объектов, дисперсии клеток и т.д. С другой стороны, хроматическая aberrация обусловлена и полихроматической природой света, в результате которой лучи разной длины волны не могут быть собраны в одной точке. Глаз — асферическая оптическая система, но она не настолько совершенна, чтобы устранить все aberrации. Например, привычная схема коррекции миопии из учебника офтальмологии, приведенная ниже, не соответствует реальности. На самом деле даже после идеальной коррекции вогнутым стеклом на сетчатке лучи от точечного источника света не собираются в точку, а образуют круг светорассеяния вследствие aberrаций высшего порядка (рис. 1).

Наиболее часто рассматривают следующие виды aberrаций высшего порядка.

Сферическая aberrация (рис. 2а) возникает вследствие того, что края двояковыпуклой линзы преломляют падающие на нее параллельные лучи

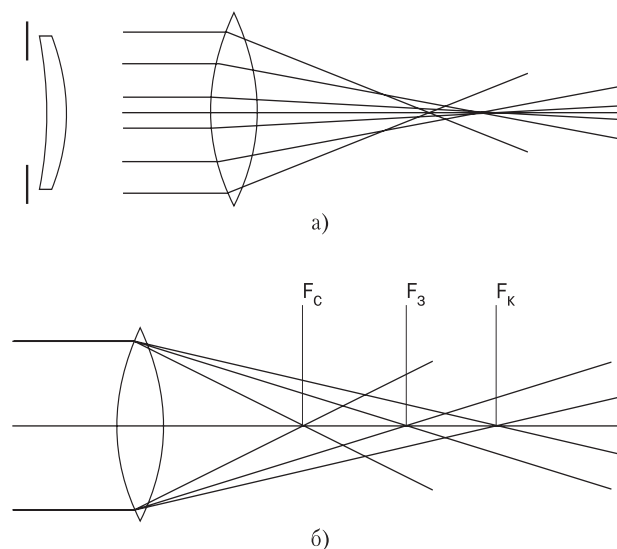


Рис. 2. Схема aberrации: а — сферической; б — хроматической

сильнее центра. Хрусталик как раз и является такой линзой, поэтому можно предположить, что именно он ответственен в большей степени за сферические aberrации глаза, особенно при расширенном зрачке, так как чем больше диаметр линзы, тем больше сферическая aberrация.

Хроматическая aberrация (рис. 2б), как уже сказано выше, возникает вследствие того, что коротковолновые лучи, составляющие спектр белого света, преломляются той же оптической системой сильнее, чем длинноволновые, поэтому глаз никогда не может видеть полихроматический объект абсолютно резким. Хроматической aberrацией объясняется псевдостереоскопический эффект изображений с резким контрастом синего и красного, который часто используется в полиграфии.

Кома — это сферическая aberrация косых пучков света, падающих под углом к оптической оси глаза. Одна из причин этой aberrации состоит в том, что оптические элементы глаза несимметричны, т.е. оптический центр роговицы не совпадает точно с фовеолой, а хрусталик всегда слегка наклонен к оптической оси глаза (рис. 3).

Дисторсия — это изменение масштаба изображения с удалением от центра к краю, что приводит к искажению прямоугольного изображения, бочкообразному или подушкообразному (рис. 4).

Вывод из этого краткого обзора aberrаций прост — даже при идеальной коррекции дефокусировок (миопии, гиперметропии и астигматизма) ретинальное изображение не будет идеальным.

РЕФРАКЦИОННАЯ ХИРУРГИЯ И АБЕРРАЦИИ

Парадокс заключается в том, что современные рефракционные операции, особенно на роговице, устраняют с большим или меньшим успехом дефокусировки, но увеличивают оптические aberrации глаза, причем увеличивают их на один-два порядка! Именно с увеличением aberrаций чаще всего связана потеря строк наилучшего скорректированного зрения в очках до операции (BCVA). Причины усиления aberrаций объясняются рядом факторов.

Известно, что в лазерной рефракционной хирургии используется субтрактивная модель абляции

С.Р. Munnerlin et al. [1] — удаления, субтракции вершины роговицы — «shape-subtraction». В соответствии с этой моделью роговица приравнивается к геометрической сфере, оптическому элементу из пластика. Субтракция (удаление) вершины сферы определенного диаметра дает сферу меньшей кривизны. Предполагается, во-первых, что в соответствии с этой моделью единственная часть роговицы, которая подвергается изменению, — это зона абляции; во-вторых, рефракционный результат соответствует количеству удаленной ткани; в-третьих, если даже какие-то изменения вне зоны абляции есть, то они не сказываются на результате. В данной модели не принимается во внимание, как роговица, будучи биомеханической структурой, может отреагировать на абляционную процедуру.

Все эти допущения оказались неточными. С. Roberts обнаружила на дифференциальной кератотопографической карте, показывающей разницу между кривизной роговицы после и до операции ЛАЗИК при миопии 12 дптр неожиданное увеличение кривизны роговицы периферичнее зоны абляции (рис. 5). Пахиметрическая дифференциальная карта показала увеличение толщины роговицы в той же зоне (рис. 6).

Таким образом, первое положение модели Munnerlin et al. оказалось неверным. Несостоятельным оказался и второй постулат о соответствии рефракционного результата количеству удаленной ткани. Когда из кератотопографической карты миопы в 6,5 дптр

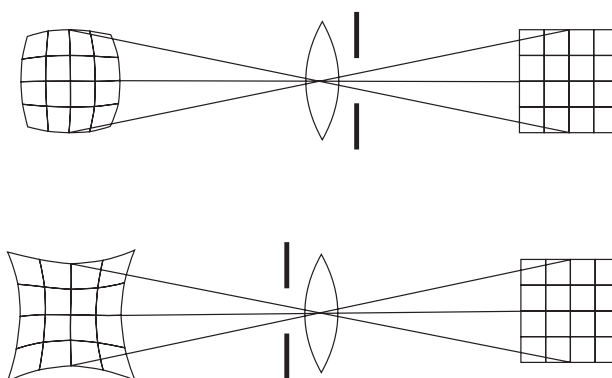


Рис. 4. Бочкообразная и подушкообразная дисторсия

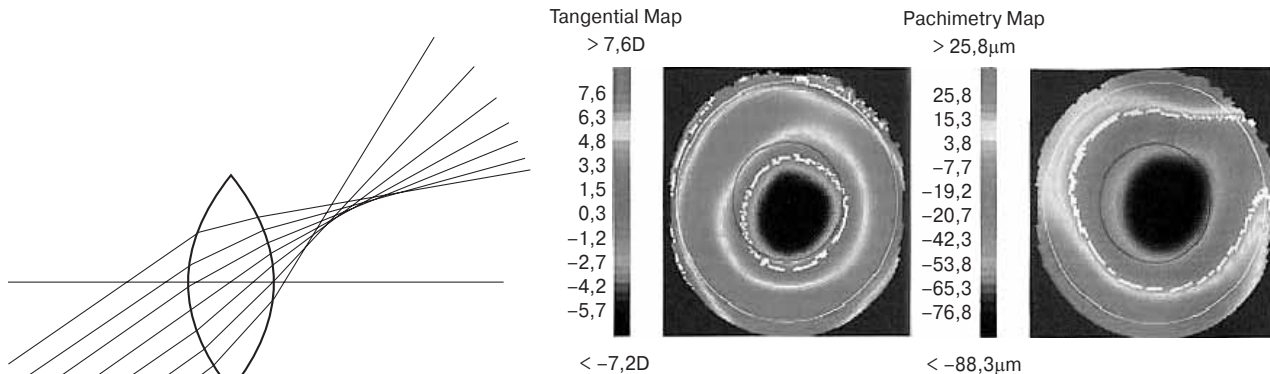


Рис. 5. Увеличение оптической силы роговицы на периферии (слева) и утолщение периферии роговицы, видимое на пахиметрической карте (справа)

Рис. 3. Схематическое изображение комы

вычли профиль предстоящей абляции, получив таким образом прогнозируемый послеоперационный профиль, и сравнили его с реально полученным, последний оказался выше прогнозируемого. Следовательно, и третье положение модели не работает точно. Как и при кератотомии, когда надрезы периферии приводят к изменению профиля центра, так и при фоторефрактивной кератэктомии, удаление ткани в центре ведет к изменениям на периферии.

С. Roberts дает объяснение этим фактам, исходя из разработанной ею биомеханической модели лазерной абляции. Она исходит из того, что коллагеновые фибриллы, составляющие каркас роговицы, крепятся в зоне лимба. Разрыв сетки фибрилл в центре роговицы в результате абляции приводит к их сокращению в сторону лимба (рис. 6), в результате чего роговица утолщается на границе абляции, а оставшаяся центральная часть каркаса уплощается под действием тяги освобожденных фибрилл. Биомеханика роговицы работает, таким образом, на миопию и против гиперметропии, т.е. при миопии эффект операции стремится быть больше расчетного, а при гиперметропии — меньше.

Нельзя также игнорировать данные литературы о том, что имеющиеся в роговице aberrации частично нейтрализуют aberrации хрусталика [2]. Придавая операцией новую форму поверхности роговицы, мы разрушаем этот механизм самокоррекции. В конечном итоге результат может быть с равной вероятностью как лучше, так и хуже, что и имеет место в реальной жизни.

Можно, таким образом, заключить, что современная рефракционная хирургия позволяет улучшить дефокусировку глаза, т.е. корригировать аномалии рефракции, но этого уже мало. Она должна улучшать, а не ухудшать качество глаза как оптического прибора в целом. Добиться же этого можно лишь устранив по возможности все aberrации глаза как низшего, так и высшего порядка.

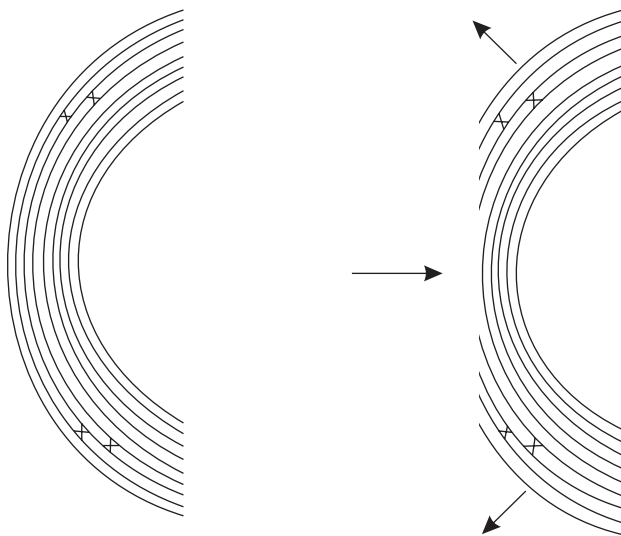


Рис. 6. Модель изменения топографии роговицы после абляции по С. Робертс

СПОСОБЫ ИЗМЕРЕНИЯ ОПТИЧЕСКИХ АБЕРРАЦИЙ ГЛАЗА

Впервые монохроматические aberrации глаза человека были исследованы еще в 1894 г. М. Tscherning [3]. Он указывал на то, что выявленные им aberrации могут оказывать влияние на качество зрения, однако не видел путей их устранения. Работа Чернинга не была одобрена Гульштрандом и надолго забыта. Только в 70-е годы прошлого века ее развили Н.С. Howland, В.Н. Howland [4], а затем, уже в 1997 г., Р. Mirdel et al. сообщили о создании прибора для монохроматической aberrометрии на принципе Чернинга [5]. Оригинальный метод Чернинга основан на субъективном измерении и заключается в следующем. На поверхность оптической линзы +4 дптр наносятся линии в виде решетки, через эту решетку испытуемый должен был смотреть на точечный отдаленный источник света, например на звезду, излучение которой параллельно. При наличии в глазу aberrаций испытуемый должен был зарисовать видимые искажения решетки. В России этим методом пользовался Ю.З. Розенблюм еще в 1989 г. В современном приборе в качестве источника параллельных лучей используется лазер, а результат исследования регистрируется цифровой камерой и обрабатывается на компьютере, что позволяет получить объективную картину aberrаций.

Прибор, называемый «Wavefront analyzer» — анализатор фронтальной волны, состоит из двух каналов — входного и выходного. Главное назначение входного канала — создание на сетчатке испытуемого глаза изображения множества регулярно расположенных световых точек. Для создания такого изображения используют YAG-лазер с удвоением частоты излучения, излучающий в видимой части спектра ($\lambda = 532$ нм), зеленый луч которого проходит через коллиматор и, приобретая параллельное направление, освещает маску со 168 отверстиями в ней, расположенными в форме квадрата (рис. 7). Именно эта решетка и проецируется специальным затвором в течение 40 мс на сетчатку. Отраженное от сетчатки изображение решетки попадает в выходной канал прибора, представляющий собой непрямой офтальмоскоп, который проецирует его на высокочувствительную CCD-камеру, связанную с персональным компьютером. Все искажения решетки, которые произошли после прохождения изображения через оптические среды глаза, регистрируются и сравниваются с идеальной решеткой.

Для получения достоверного результата очень важна правильная центровка глаза испытуемого. Она обеспечивается инфракрасной видеосистемой и фиксационной мишенью, коаксиальной с осью прибора. Испытания показали высокую точность и воспроизводимость результатов измерений. Дефокусировки измеряются с точностью $\pm 0,08$ дптр, ось цилиндра — с точностью до 2° , среднее квадратичное отклонение aberrаций $\pm 0,02$ мкм. Абберометр Чернинга, выпускаемый фирмой «Wavelight Laser Techn.» (Эрланген, ФРГ), имеет пределы измерения аномалий рефракции от +6 до -12 дптр (рис. 8). Он может представлять результаты измерений в виде топографической картины распределений aberrаций в плоскости зрачка, а также в виде трехмерного изображения отдельно для дефокусировок и aberrаций (рис. 9).

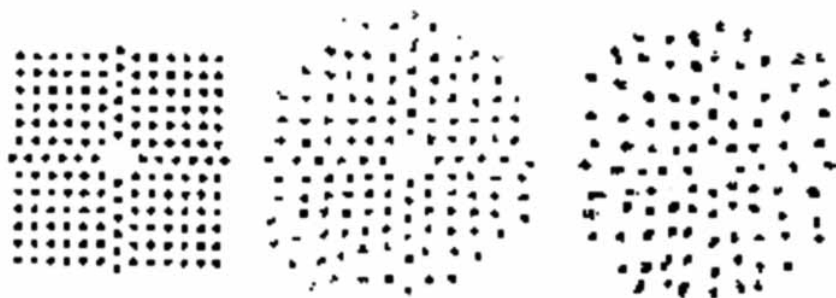


Рис. 7. Проецируемая на ретину решетка из световых точек (слева) и отраженные изображения решетки, подвергнутой aberrациям (справа)



Рис. 8. Абберрометр типа Чернинга фирмы «WaveLight Laser Techn.»

Другим вариантом абберрометрии, основанным на анализе ретинального изображения, является Ray Tracing Aberrometry (абберрометрия по отслеживанию луча). Он разработан в Киеве В.В. Молебными С.В. Молебным совместно с И. Палликарисом (Греция). В этом способе использовано измерение распределения по сетчатке тонкого лазерного луча, спроецированного на нее параллельно зрительной оси.

Применено красное видимое излучение диодного лазера длиной волны 650 нм и диаметром луча 0,3 мм, которое направляется в глаз с помощью специального акустооптического дефлектора и формирующей оптики. Для измерений в глаз направляются от 60 до 400 лучей, каждый из которых тестирует оптику глаза 5 раз. Отраженная картинка улавливается специальным детектором с помощью детекторной линзы и анализируется компьютером. Весь процесс занимает всего 10–20 мс в зависимости от числа заданных точек исследования. Малая длительность исследования важна для обеспечения его точности, так как мелкие движения глаза вносят погрешности в измерение. Для обеспечения высокой точности прибор дополнительно снабжен специальной системой видеотрекинга, которая отслеживает глазной тремор. Прибор позволяет регистрировать искажения луча на сетчатке, вызванные aberrациями, и создавать распределение aberrаций в плоскости зрачка, вычислять карту абляции. Пока прибор имеет ограниченные возможности по диапазону измеряемых аномалий рефракции, но этот недостаток устраняется с развитием прибора. Достоинство данного принципа заключается в том, что тестовые лучи подаются на сетчатку не одновременно, а последовательно, что позволяет избежать погрешностей при наложении деформированных изображений точек одна на другую.

Принципиально иной метод измерения aberrаций глаза по анализу вышедшего из глаза отраженного от сетчатки пучка лучей (outgoing refraction aberrometry) пришел в офтальмологическую оптику из спектрометрии и астрономии. Впервые он был описан J. Hartmann в 1900 г. [6] и затем усовершенствован и исполь-

зован в астрономии R.W. Shack, откуда и получил название метода Шека—Гартманна. На основе измерения aberrаций по этому методу в последнее двадцатилетие была разработана так называемая адаптивная оптика для их коррекции, которая позволила получить четкие изображения в телескопах отдаленных астрономических объектов, устранив вызванные при прохождении через атмосферу и космическое пространство aberrации. Адаптивная оптика используется также в военном деле для идентификации искусственных спутников Земли. Для исследования aberrаций человеческого глаза этот метод был применен в 1994 г. учеными-физиками из Гейдельбергского университета [7].

Еще в 1619 г. философ и астроном из университета в Ингольштадте Христофер Шайнер обнаружил, что в несоразмерном глазу при рассматривании звезды через диск с двумя отверстиями образуются два изображения. Соответствующим корригирующим стеклом эти отверстия можно слить, если речь идет о миопии или гиперметропии, но если двоение вызвано aberrациями высшего порядка, сферическая коррекция не может дать слияния изображений. М.С. Смирнов [8] нашел способ слияния и таких изображений, используя второй, подвижный источник света, который перемещал перед диском с отверстиями до тех пор, пока изображения не сливались. Это был простейший субъективный абберрометр, так как величина смещения второго источника света по горизонтали и вертикали давала численное значение aberrации.

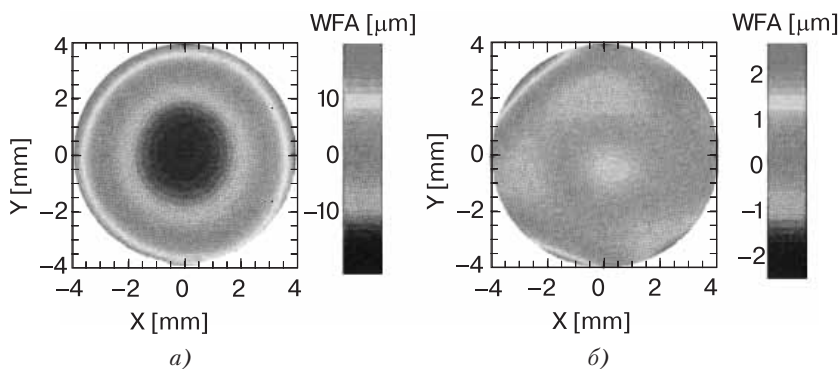


Рис. 9. Карта aberrаций глаза, полученная на абберрометре Чернинга: а — все aberrации; б — после вычленения сфероцилиндрической составляющей

Гартманн использовал диск со многими отверстиями, а R.V. Shack [9] заменил диск ячейкой из микролинз, тем самым завершив создание современного прибора, который правильнее было бы назвать абберрометром Шайнера—Смирнова—Гартманна—Шека.

В современном виде абберрометр Гартманна—Шека представляет собой анализатор фронта исходящей из глаза световой волны, дающий фундаментальную характеристику качества всей оптической системы глаза, а не только поверхности роговицы, как это делают кератотопографы. Устройство абберрометра можно проследить на примере абберрометра фирмы «Asclepion» (ФРГ) «WASCA — Analyzer».

С помощью диодного лазера, излучающего в невидимом глазом инфракрасном диапазоне ($\lambda = 850$ нм), в глаз направляется коллимированный лазерный луч, который с позиций волновой теории света можно рассматривать как идеальный плоский волновой фронт. Отражаясь от сетчатки, часть света выходит из глаза, но выходящий волновой фронт искажен его аберрациями, включая дефокусировки. Так, в миопическом глазу покидающие глаз лучи образуют выпуклый волновой фронт, так как все лучи сходятся перед глазом, эметропичный глаз создает близкий к плоскому, а гиперметропичный — вогнутый фронт, аберрации высшего порядка создают более сложные искажения фронта. Отраженный фронт падает через делитель лучей на сенсор Шека—Гартманна, состоящий из 1500 асферических микролинз, диаметр каждой не превышает 150 мкм. Каждая микролинза собирает неабберрированные лучи в фокусе, а каждое отклонение луча, подверженного аберрации, от точки фокуса регистрируется мощным компьютером и представляется в виде карты аберраций с учетом как дефокусировки, так и аберраций высшего порядка.

Компьютер подсчитывает и описывает величину и характер аберраций с помощью полиномов Zernike. В графической форме они представлены на рис. 10.

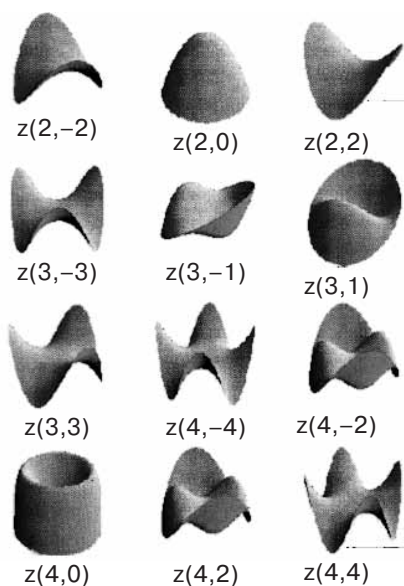


Рис. 10. Полиномы Zernike

Например, полином $Z(2,0)$ представляет сферический дефокус (миопию), $Z(2,2)$ — астигматизм, $Z(4,0)$ — сферические аберрации и т.д. Прибор представляет результаты исследования в виде карты распределения аберраций в плоскости зрачка (рис. 11).

Абберрометр измеряет в каждой точке разницу в длине оптического пути (ОП) в микрометрах (мкм) между идеальным и реальным фронтом световой волны. ОП представляет собой произведение реально пройденного светом пути через данную точку роговицы на коэффициент ее преломления, равный 1,376. Разница в длине оптического пути отражается на экране абберрометра как PV OPD — Peak-to-Valley Optical Path Difference, т.е. разница в длине оптического пути от возвышения до впадины независимо от того, возникает эта разница вследствие дефокуса или аберраций высшего порядка. Компьютер может выделить PV OPD HO, или разницу в длине оптического пути вследствие аберраций только высшего порядка. Интегральную характеристику степени выраженности аберраций оптики глаза абберрометр вычисляет, извлекая квадратный корень из суммы квадратов отклонений длины оптического пути во всех исследованных точках (Root Mean Square of PV OPD, или сокращенно RMS OPD). Эта величина также может быть приведена для всех аберраций и только для аберраций высшего порядка. Как показали выполненные в нашей клинике исследования, в глазу, считающемся на основе обычных обследований эметропическим, аберрации всегда имеют место. Средняя величина PV OPD составляет при этом $4,43 \pm 1,95$ мкм, а RMS OPD — $1,05 \pm 0,44$ мкм. Доля аберраций высшего порядка (PV OPD HO) составляет после вычета дефокуса $1,83 \pm 1,14$ мкм, а RMS PV OPD HO — $0,3 \pm 1,14$ мкм.

Исследование на анализаторе не сложнее обычного кератотопографического исследования. Он обеспечивает диапазон измерений аномалий рефракции от +10 до -17 дптр, астигматизма — до ± 6 дптр с точностью $\pm 0,05$ дптр, время считывания информации всего 13 мс. Важным достоинством прибора является то, что он работает в инфракрасном диапазоне, не вызывающем неприятных субъективных ощущений у пациента. В настоящее время это наиболее совершенный и доработанный тип абберрометров, производимый целым

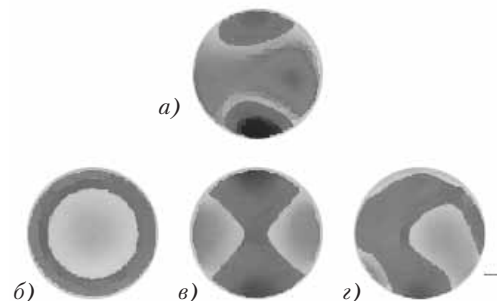


Рис. 11. Карта результатов исследования на абберрометре «WASCA-Analyzer»:

а) все аберрации; б) вычленен только дефокус (миопия); в) вычленен только цилиндр; г) вычленены аберрации высшего порядка

рядом компаний. Имеются также аберрометры, работающие на других принципах, однако детальное их рассмотрение выходит за рамки данной статьи.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ АБЕРРОМЕТРИИ В РЕФРАКЦИОННОЙ ХИРУРГИИ

Таким образом, к концу XX ст. офтальмология и офтальмологическая оптика сделали значительный шаг вперед и не только вышли на новый уровень понимания природы оптических несовершенств глаза, но и вооружили практическую офтальмологию совершенными приборами для беспрецедентно точных измерений оптических aberrаций и классических аномалий рефракции. Совершенно очевидно, что этот резкий рывок в развитии, казалось бы, застывшей со времен Дондерса науки о рефракции тесно связан с развитием рефракционной хирургии в последней четверти века, главный толчок которому дал наш гениальный соотечественник академик С.Н. Федоров.

Интенсификация разработки методов измерений aberrаций, в свою очередь, объясняется прогрессом эксимерлазерной техники. Новейшие лазерные установки имеют формирующие системы типа «flying spot», которые за счет малого (порядка 0,8–1,5 мм) диаметра пятна и мощного программного обеспечения способны осуществлять абляцию профиля любой сложности и корригировать не только аномалии рефракции, но и aberrации. Конечно, хирургическая коррекция интегральных ошибок оптической системы глаза путем воздействия только на переднюю поверхность роговицы не представляется идеальным путем, но пока он является единственным, доведенным до практической реализации.

Из европейских фирм немецкая фирма «Carl Zeiss-Meditec» (бывшая «Aescular — Meditec») поставляет на рынок законченную технологическую систему автоматической абляции аномалий рефракции и aberrаций «WASCA» (Wavefront Aberration Supported Customise Ablation). Система включает в себя аберрометр Гартманна — Шека, эксимерный лазер «MEL — 70 G-scan» и «MEL-80» с формирующей системой «flying spot» (летающее пятно), устройство для удаления из операционной зоны продуктов распада «ССА» и устройства для моделирования той остроты зрения, которую пациент может получить после операции по

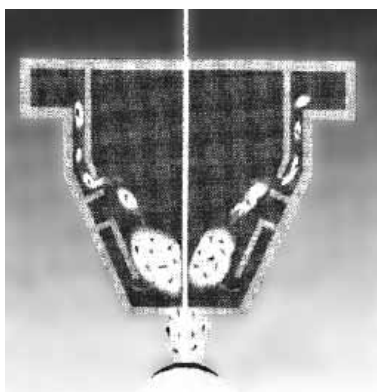


Рис. 12. Устройство «ССА» (конус для удаления продуктов распада из зоны абляции)

данной программе, «AWACS» (Asclepion Wavefront Aberration Correcting Simulation). Устройство «ССА» (Cone for Controlled Atmosphere — конус для контроля за атмосферой) представляет собой конусовидную насадку к лазеру «MEL-70» (рис. 12), которая отсасывает воздух вместе с продуктами распада ткани из пространства высотой 5 см над зоной абляции, при этом не меняя поток воздуха непосредственно над роговицей. В новом приборе «MEL-80» она составляет неотъемлемую часть прибора. Система отсоса не является обязательной при коррекции аномалий рефракции, но она необходима при коррекции aberrаций, так как облако из продуктов распада перед роговицей может экранировать часть УФ-излучения и вносить погрешность в результат коррекции, значимый при устранении aberrаций. Первые опубликованные фирмой данные многоцентровых исследований по коррекции аметропий с насадкой «ССА» [10] показали, что при миопии до 8 дптр в так называемую «зону счастья» (отклонения от заданной рефракции $\pm 0,5$ дптр) попадает 84% пациентов после ФРК, в то время как по строгому стандарту FDA (Food and Drug Administration, USA) предусматривается цифра в 50%.

Фирма «Carl Zeiss-Meditec» несколько лет тому назад разработала способ автоматической абляции роговицы по данным кератотопографического исследования TOSCA (Topography Supported Customized Ablation). Суть ее заключается в том, что полученная при корнеотопографическом исследовании оптическая карта роговицы трансформируется с помощью специальной программы в заданный профиль абляции, который записывается на специальную дискету. Эта дискета помещается в дисковод компьютера, управляющего работой лазера. Лазер по заданной программе автоматически реализует вычисленный профиль, снимая все неровности и приводя роговицу к идеальной сферической форме. По опыту, полученному в Санкт-Петербургском филиале ГУ МНТК «Микрохирургия глаза» им. акад. Св. Федорова, TOSCA показала себя как уникальный способ коррекции нерегулярностей поверхностей роговицы вследствие децентрации после ранее выполненных лазерных рефракционных операций, при неправильном астигматизме после кератотомии и кератопластики, а также при других нестандартных ситуациях. Таким образом, фирма «Carl Zeiss — Meditec» вступила в новую эпоху рефракционной хирургии, имея за плечами солидный опыт автоматической индивидуализированной абляции.

Теоретически эксимерлазерная хирургия роговицы на основе аберрометрии может обеспечить не только устранение дефокусировок на аметропичных глазах, но и повысить остроту зрения до теоретически возможного предела на эметропичных глазах. Каков же этот предел? Ведь качество зрения определяется не только оптикой глаза, но и особенностями анатомии и нейрофизиологии его фоторецепторного аппарата, особенно в зоне фовеолы, и высших отделов зрительного анализатора. Классический постулат о том, что детали объекта не могут различаться глазом, если его изображение не разделено невозбужденной колбочкой, остается в силе (рис. 13).

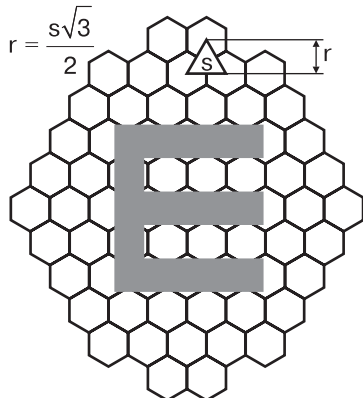


Рис. 13. Пример, показывающий предел различения деталей объекта, ограниченный диаметром колбочки

Расчеты показывают, что при среднем диаметре колбочки 2–2,5 мкм и расстоянии от узловой точки соразмерного глаза 16,67 мм колбочковая мозаика лимитирует остроту зрения 60–70 циклами на градус, или величиной от 2 до 2,5 единиц остроты зрения. Другими словами, если бы глаз имел идеальную оптику без аномалий рефракции и аберраций, нормой остроты зрения можно было бы считать не 1,0, а 2–2,5 единицы. Имеющиеся в литературе пока еще немногочисленные данные подтверждают, что такая острота зрения действительно может быть достигнута. Т. Seiler et al. получили остроту зрения 2,0 и более, определяемую как суперзрение, но только на 4 из 15 глаз (27%). На остальных глазах «суперзрение» получить не удалось, а 2 пациента даже потеряли 1 строку BCVA. Пациенты имели до операции рефракцию от –1,9 до –7,8 дптр и цилиндр не более 3 дптр. Использовался абберрометр Чернинга и лазер «Allegretto» фирмы «WaveLight» (ФРГ). D.Dausch из Нюрнберга сообщил в мае 2000 г. в Бостоне свои первые данные о результатах коррекции у 20 пациентов с помощью системы автоматической абляции WASCА. До операции разброс рефракции был в пределах от –1,75 до –7,0 дптр и цилиндра до –2,0 дптр. Автором получены впечатляющие непосредственные результаты: наилучшая скорректированная острота зрения в группе в целом до операции была равна 1,09, после операции –1,64. Только один пациент

потерял 1 строку BCVA, остальные получили прибавку от 1 до 4 строк (рис. 14). У одного из пациентов выявлена острота зрения после операции 3,2 – это выше теоретического предела!

Как видно, система автоматической абляции по данным абберрометрии действительно открывает новые горизонты перед рефракционной хирургией третьего тысячелетия. Тем не менее, эти достижения не должны вызывать ажиотажа и быть основанием для того, чтобы давать в назойливой рекламе скоропалительные обещания дать всем желающим 300% прибавку зрения. Есть много причин для того, чтобы подходить к этой проблеме более осторожно. Как свидетельствуют приведенные первые результаты применения новой технологии, они имеют статистический характер и дают расчетный результат, как и обычная эксимерлазерная хирургия, далеко не у всех пациентов. На конечный результат оказывает влияние прежде всего степень совершенства используемых измерительных приборов, лазерной техники и компьютерных программ, а также уровень подготовки и опыт персонала, использующего эту технику. Было и остается непредсказуемым влияние индивидуальных особенностей процесса заживления раны на конечный результат операции.

В силу физических причин максимальный выигрыш от коррекции аберраций получают молодые люди с относительно широким зрачком, так как устранение аберраций наиболее полно сказывается именно при широком зрачке. При узком зрачке влияние аберраций на остроту зрения значительно меньше, поскольку оно в большей степени определяется дифракцией света на крае зрачка. Следует принимать во внимание также и тот факт, что аберрации высшего порядка различны для аккомодирующего и неаккомодирующего глаза, и если абляция выполнена по данным, полученным при установке глаз вдаль, качество зрения вблизи может оказаться несколько хуже. Как и аномалии рефракции, аберрации изменяются с возрастом, поэтому не исключено, что приобретенное в результате операции в молодости «суперзрение» через определенное время может исчезнуть.

Невозможно пока учесть чрезвычайно многообразие вариантов расположения, диаметра, ориентации и качества фоторецепторов фовеолы, сам факт

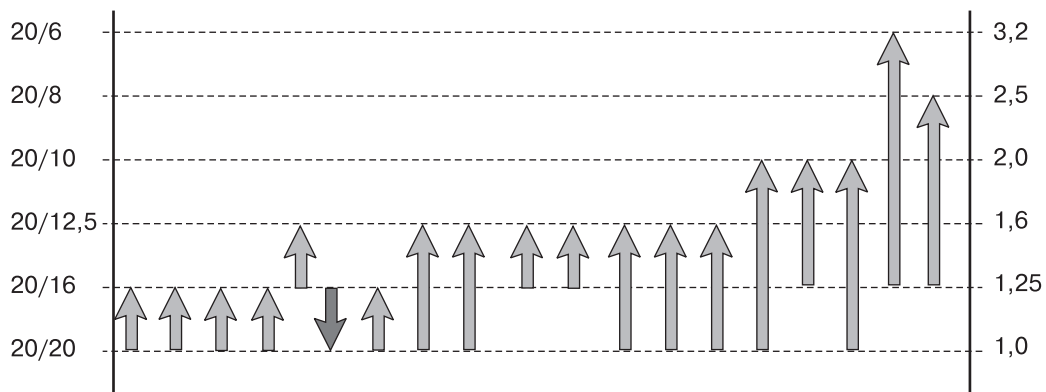


Рис. 14. Изменение BCVA у 20 пациентов после абляции на основе абберрометрии с помощью абберрометра «WASCА» фирмы «Asclerion» (по данным D. Dausch)

влияния которого на качество зрения установлен [10]. Ничего не известно о том, какое влияние могут оказать на послеоперационный результат особенности обработки зрительных сигналов в высших отделах мозга. Из клинической практики хорошо известно, что с детства некорригированный аметропичный глаз навсегда запоминает размытую «картинку» и не способен дать более высокую остроту зрения в зрелом возрасте даже при идеальной коррекции. Логично допустить, что по крайней мере у некоторых пациентов получить «суперзрение» окажется невозможным из-за относительной амблиопии, ограничивающей остроту зрения привычной с детства единицей с коррекцией. Существенное влияние на aberrации глаза оказывает состояние и качество слезной пленки на поверхности роговицы. L.N. Thibos [11] показал, что при искусственно воспроизведенном синдроме сухого глаза из-за разрушения слезной пленки aberrации резко увеличиваются (рис. 15). Автор установил, что многие роговичные aberrации нейтрализуются aberrациями хрусталика, поэтому иногда выгоднее не нарушать это равновесие.

Серьезные исследователи уже сейчас озабочены изучением проблем, с которыми могут столкнуться люди, реально получившие «суперзрение» в 2–3 единицы. Как они воспримут представших в новом виде со всеми ставшими заметными мелкими изъянами лица близких? Как они будут себя чувствовать в мире, где все технологии передачи информации (кино, видео, полиграфия, экраны и дисплеи компьютеров, фотографии,

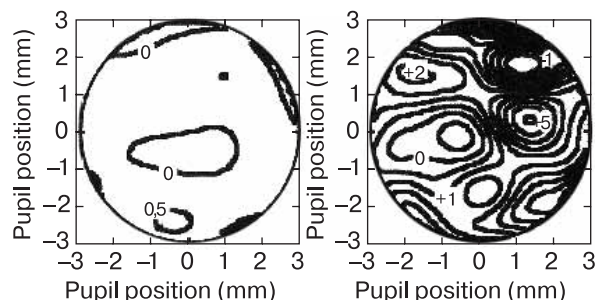


Рис. 15. Влияние высыхания слезной пленки на оптические aberrации глаза. Данные на левом рисунке получены сразу после мигания, на правом — через 40 с после задержки мигания (L.N.Thibos)

экраны телевизоров) рассчитаны как раз на несовершенное зрение, не способное различить отдельные пиксели или точки, из которых состоят эти изображения? Наконец, как быть с предельно допустимыми уровнями электромагнитных излучений, лазерных и световых, предусмотренных современными стандартами, которые создавались в расчете на размытое aberrациями пятно излучения на сетчатке? Не приведет ли у таких пациентов даже случайный взгляд на солнечный диск к повреждению сетчатки? Наконец, кому, лицам каких профессий действительно нужно «суперзрение» и стоит ли тратить огромные ресурсы на разработку этих технологий при наличии в мире миллионов слепых и слабовидящих от курабельных заболеваний? Ответы на все эти вопросы еще предстоит найти.

Л и т е р а т у р а

1. Munnerlin C.R., Koons S.J., Marshall J. Photorefractive keratectomy: a technique of laser refractive surgery // J. Cataract Refr. Surg.— 1988.— Vol. 14.— P. 46–52.
2. Munger R. New paradigm for the treatment of myopia by refractive surgery // J. Refr. Surg.— 2000.— Vol. 16.— № 5.— P. S651–S653.
3. Tscherning M. Die monochromatischen Aberrationen des menschlichen Auges // Zeitschr. Psychol. Physiol. Sinn.— 1894.— Bd. 6.— P. 456–471.
4. Howland H.C., Howland B. A subjective method of the measurement of monochromatic aberrations of the eye // J. Optic Soc. Am.— 1977.— Vol. 67.— P. 1508–1518.
5. Measuring device for determining monochromatic aberrations of the human eye / P. Mirdel, W. Wiegard, H.E. Krinke et al. // Ophthalmology.— 1997.— Vol. 6.— P. 441–445.
6. Hartmann J. Bemerkungen ueber den Bau und die Justierung von Spektrographen // Zeitschr. Instrumentenk.— 1900.— Bd. 20.— P. 47.
7. Objective measurement of the wave aberrations of the human eye using Shack-Hartmann wavefront sensor / J. Liang, W. Grimm, S. Geolz, J.F. Bille // J. Opt. Soc. Am.— 1994.— Vol. 11.— P. 1949–1957.
8. Смирнов М.С. Измерение волновой aberrации человеческого глаза // Биофизика.— 1961.— № 6.— С. 687–703.
9. Shack R.V., Platt B.C. Production and use of a lenticular Hartmann screen // J. Opt. Soc. Am.— 1971.— Vol. 61.— P. 656.
10. Direct measurement of human cone photoreceptor alignment / S.A. Burns, S. Wu, F.C. Delori, A.E. Elsner // Ibid.— 1995.— Vol. 12.— P. 2329–2338.
11. Thibos L.N. The prospects for perfect vision // J. Refr. Surg.— 2000.— Vol. 16, № 5.— P. S540–S546.

Поступила 04.07.2003

DIAGNOSIS AND CORRECTION OF OPTIC ABERRATIONS OF THE EYE

L.I. Balashevich

S u m m a r y

Main contemporary directions and methods of study and correction of optic aberrations of the eye as well as the prospects of their development are presented.