А.Дубинин, Т.Черезова, А.Кудряшов
dubinin@nightn.ru

ВЛИЯНИЕ АБЕРРАЦИЙ ГЛАЗА

НА РАЗРЕШЕНИЕ И ПОЛЕ ЗРЕНИЯ ФУНДУС-КАМЕР

Оптическая система глаза человека не идеальна. Поэтому при проведении исследований офтальмологам не удается достичь максимума разрешения сетчатки в широком поле зрения. Адаптивная оптика (АО) позволяет улучшить разрешение в направлении коррекции в глазу, но она не всегда эффективна относительно изображения всей сетчатки. В данной работе исследуются методы улучшения разрешения изображений сетчатки.

Известно, что АО позволяет улучшить разрешение в направлении коррекции в глазу [1], но это может привести к ухудшению разрешения остальной части изображения сетчатки. В результате, даже в случае идеального корректора волнового фронта, полностью компенсирующего все аберрации, изображение все равно будет искаженным из-за наличия эффекта анизопланатизма [2].

Если угловое расстояние между изображаемым объектом и точечным источником, сформированным на сетчатке, больше θ_0 (угла изопланатизма), волновые фронты, распространяющиеся от объекта и источника, существенно отличаются друг от друга, и компенсировать искажения в обоих волновых фронтах с помощью одного корректора невозможно. Размер угла изопланатизма зависит от характера аберраций глаза. Внеосевые характеристики глаза изучались в работах [3, 4]. Цель данного исследования – оценить размер зоны изопланатизма глаза и предложить методы ее расширения.

ИЗМЕРЕНИЕ ВНЕОСЕВЫХ АБЕРРАЦИЙ ГЛАЗА

Аберрации глаза для разных угловых положений опорного источника измерялись аберрометром [5] по методу Шака-Гартмана (принципиальную схему и результаты эксперимента см. в работе [6]). Сетчатка имеет сложную структуру в центральной области около фовеи. В эксперименте использовался свет ближнего ИК-диапазона (780 нм), который проникает глубже слоя фоторецепторов и рассеивается хороидеей [7]. Это значит, что изменения толщины сетчатки в центральной области могут влиять на результаты измерений. Оценка возможной разности оптических путей, вызванной топографией сетчатки, показывает, что она на порядок меньше, например, ошибки, вызванной движениями глаза. Это значит, что влиянием профиля сетчатки на изменение дефокусировки можно пренебречь.

Для оценки максимально достижимого угла изопланатизма рассматривался случай идеального адаптивного корректора, позволяющего полностью компенсировать измеренные аберрации. Полагая, что опорный источник расположен на сетчатке в точке с угловой координатой 0°, получим (в плоскости выходного зрачка) искаженный волновой фронт $\varphi(0,\vec{r})$ (здесь $\vec{r}$ – координатный вектор), который может быть скомпенсирован вдоль данного направления при помощи идеального корректора. Волновой фронт $\varphi(0,\vec{r})$, измеренный от источника, расположенного на угловом расстоянии α от опорного, отличается от скомпенсированного. То есть вдоль направления α существует ненулевая остаточная СКВ-ошибка коррекции:

$$\sigma^2(\alpha)=\frac{1}{S}\int_S \varepsilon^2(\alpha,\vec{r})\,d^2\vec{r}\ ,$$

где $\varepsilon(\alpha,\vec{r}) = \varphi(\alpha,\vec{r}) - \varphi(0,\vec{r}) = \sum_{i=1}^{N} (a_i(\alpha) - a_i(0)) \cdot Z_i(\vec{r})$.

Здесь $Zi(\vec{r})$ – полиномы Цернике, имеющие амплитуду α_i, выраженную в радианах. Ниже, по аналогии с [2,8], под зоной изопланатизма понимается область, в пределах которой остаточная ошибка коррекции не превышает одного квадратного радиана. На рис.1 приведены расчетные значения числа Штреля (на горизонтальной линии число Штреля равно 0,37, что соответствует границе зоны изопланатизма). Используя рис.1, можно оценить размер зоны и угол изопланатизма для обследованных пациентов и модифицированной модели глаза Гуллстранда [9] с асферическими поверхностями роговицы и хрусталика, введенными в соответствии с моделью Наварро [10,11]. Угол изопланатизма при этом составил 3,4°, что близко к экспериментально полученным значениям.

ВКЛАД АБЕРРАЦИЙ РОГОВИЦЫ И ВНУТРЕННЕЙ ОПТИКИ ГЛАЗА В АБЕРРАЦИЮ ГЛАЗА В ЦЕЛОМ

Измерить вклад хрусталика в общий астигматизм глаза пытался еще Юнг в 1801 году, погружая глаз в воду для нейтрализации влияния внешней поверхности роговицы. В нашем эксперименте использовалась аналогичная схема измерений: сначала аберрации глаз пациента измерялись аберрометром, затем пациент надевал очки для плавания, аберрации стекол которых не превышали по амплитуде величины $\lambda/10$. Преломляющая сила роговицы была нейтрализована путем заполнения очков соленой водой, после чего измерялись аберрации внутренней оптики глаза. При погружении глаза в воду он становится дальнозорким. Для компенсации этого перед глазом помещалась дополнительная высококачественная линза. Считалось, что зрачок пациента центрирован относительно оптической оси аберрометра, когда сигнал от глаза совпадал с опорной гартманограммой. Показатель преломления иммерсионной жидкости (n=1,34) несколько

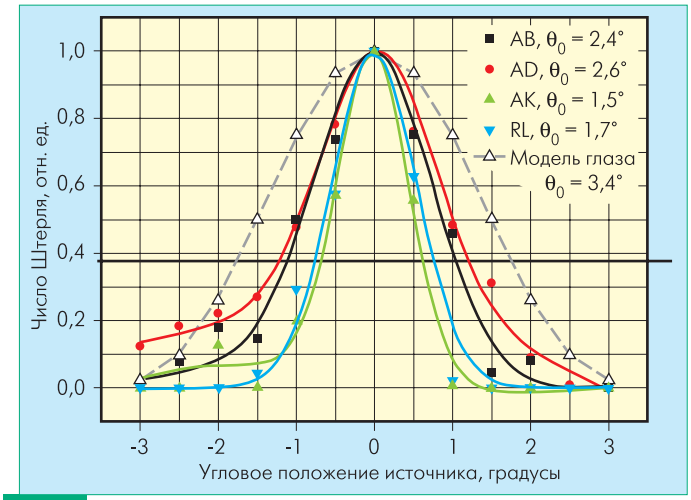

Рис.1 Значение числа Штреля (в случае одного идеального корректора с опорным источником в центре сетчатки)

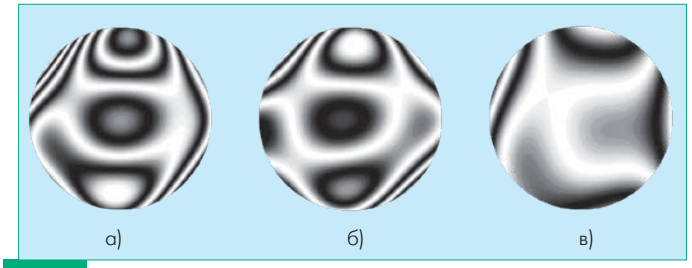

Рис.2 Интерферограммы аберраций пациента АБ: а) аберрации внутренней оптики глаза, б) аберрации внешней поверхности роговицы, в) аберрации всего глаза

отличался от показателя преломления роговицы (n=1,37), что давало дополнительную (около 10%) ошибку в определении аберраций внутренней оптики глаза. Аберрации роговицы определялись путем вычитания аберраций внутренней оптики глаза из полной аберрации глаза. На рис.2 представлены интерферограммы, соответствующие аберрациям различных элементов глаза пациента АБ. Видно, что аберрации всего глаза меньше аберраций различных его элементов. Значение СКВ-отклонения волнового фронта для внутренней оптики глаза (рис.2а) составляет 0,48 мкм, для внешней поверхности роговицы (рис.2б) – 0,36 мкм, а для аберраций всего глаза (рис.2в) – 0,28 мкм. Таким образом, для данного пациента аберрации роговицы и внутренней оптики больше по амплитуде, чем аберрация глаза в целом. Аналогичные результаты получены для пациентов АД и РЛ. Результаты эксперимента согласуются с результатами, полученными в работе [12].

МОДЕЛИРОВАНИЕ ОПТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ГЛАЗА

Для исследования методов расширения зоны изопланатизма были разработаны модели глаз обследованных пациентов, корректно воспроизводящие осевые и внеосевые аберрации и их распределение между оптическими элементами глаза. Моделирование производилось на основе экспериментальных данных, полученных для пациентов АД, АБ и РЛ. В модель Гуллстранда-Наварро (ГН) были введены параметры смещения основных элементов – роговицы и хрусталика (например, смещение хрусталика на 0,2 мм уменьшает зону изопланатизма до 1,9°). Варьируя параметры этой модели, например смещая зрачок, смещая и наклоняя хрусталик, удалось получить внеосевое поведение модели, аналогичное наблюдаемому в экспериментах.

Дальнейшие изменения параметров проводились с учетом вклада роговицы и внутренней оптики в аберрации глаза в целом. Так, профиль поверхности роговицы был изменен для получения тех же аберраций, что и у роговицы глаза пациента. Считалось, что аберрации внутренней оптики глаза в основном вносятся хрусталиком, поэтому для согласования с экспериментом были изменены и профили поверхностей хрусталика. После изменения формы поверхностей результа-

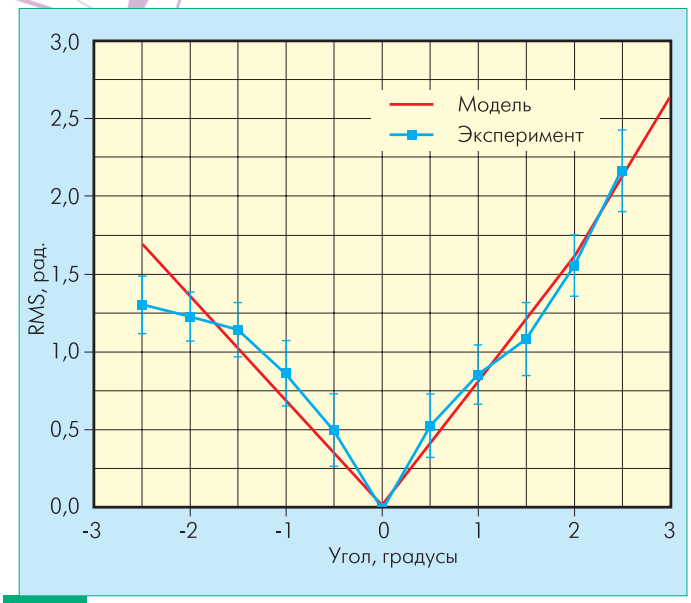

Рис.3 Результат расчета остаточной ошибки коррекции при различных положениях источника для глаза пациента АД и модифицированной модели глаза (коррекция производится по направлению 0°)

ты эксперимента показали, что внеосевое поведение моделей глаза менялось незначительно. Рис.3 иллюстрирует внеосевое поведение глаза пациента АД и модифицированной модели глаза: оно в основном определяется разъюстировкой его элементов.

МЕТОДЫ РАСШИРЕНИЯ ЗОНЫ ИЗОПЛАНАТИЗМА

Метод коррекции по средней фазе

Идея применения нескольких корректоров волнового фронта, сопряженных различным слоям турбулентной среды, была предложена в 1988 году Беккерсом [13]. Результаты исследований возможностей мультисопряженных адаптивных оптических (МСАО) систем для коррекции аберраций, вносимых атмосферной турбулентностью, представлены в ряде работ. Так, в статье [14] приведены результаты исследования системы с двумя и тремя корректорами. Показано, что применение двух корректоров увеличивает размер зоны изопланатизма в 5,5–6,5, а трех корректоров – в 7–10 раз.

В работе [15] рассмотрено применение данной методики для коррекции аберраций глаза, представленного моделью Лиу и Бреннана [16]. Было показано, что, используя пять корректоров с пятью опорными источниками, можно увеличить размер зоны изопланатизма в 2,44 раза. Есть, однако, ряд факторов, сдерживающих развитие этой методики. Так, стоимость таких систем существенно растет из-за наличия нескольких датчиков волнового фронта и корректоров. Поэтому далее рассматриваются методы расширения зоны изопланатизма, требующие только одного корректора.

Расширить зону изопланатизма можно при использовании нескольких опорных источников. В рассматриваемом ниже методе корректор компенсирует фазу, усредненную по двум опорным источникам. На рис.4 показана зависимость остаточной ошибки коррекции от углового расстояния между опорным источником и точкой, изображаемой на сетчатке глаза пациента АД. Результаты показывают, что коррекция по средней фазе увеличивает зону изопланатизма у пациента с 2,5° до 4,2°. Похожие результаты были получены и для других пациентов (увеличение с 2,4° до 3° и с 1,7° до 2,3° у пациентов АБ и РЛ, соответственно). Видно, что основной недостаток данного метода – возрастание остаточной ошибки коррекции между источниками.

В адаптивных системах для коррекции с помощью одного и нескольких источников использовались изображения сетчатки глаза и тестового объекта периодической структуры. Оба изображения были искажены аберрациями одного из пациентов (рис.5а). Изображение сетчатки получено с помощью фундус-камеры KOWA RC-XV3 без адаптивной коррекции и соответствует угловому размеру 6°.

Тестовый объект использовался потому, что его периодическая структура позволяет визуально анализировать качество изображения. На рис.5 показаны результат расчета работы обычной адаптивной системы и результат использования метода коррекции по средней фазе.

Для простоты предполагалось, что аберрации вдоль каждого меридиана меняются одинаково от центра к периферии. Ширина зоны высокого разрешения определяется размерами зоны изопланатизма. Рис.5б соответствует коррекции с одним опорным источником, расположенным в центре изображения (зона изопланатизма составляет 2,5°), а рис.5в – коррекции, полученной усреднением по двум источникам фазы (зона изопланатизма составляет 4,2°, но разрешение в центре изображения несколько ухудшается).

Иммерсионная методика

Здесь представлены результаты численного эксперимента, моделирующего использование иммерсионной методики для

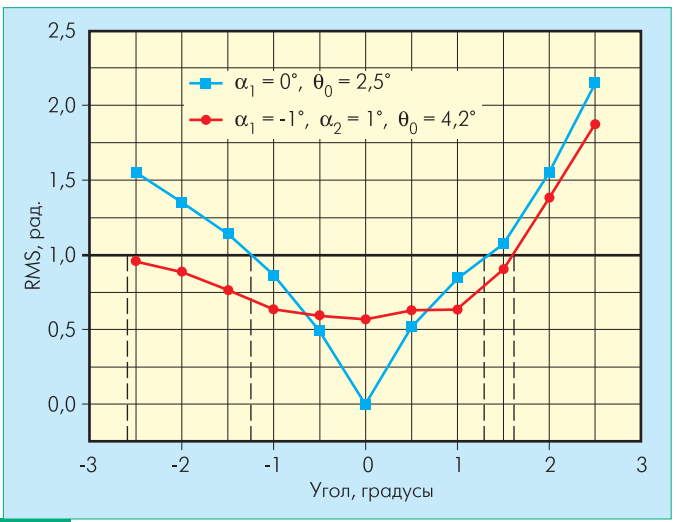

Рис.4 Результаты метода коррекции по средней фазе с использованием двух источников для пациента АД: синяя кривая – один опорный источник и один корректор; красная кривая – два опорных источника в точках с угловыми координатами -1° и 1°

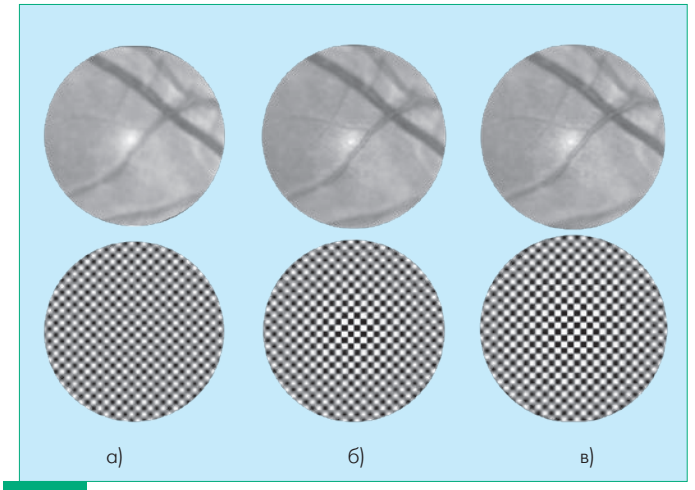

Рис.5 Изображение сетчатки глаза с помощью фундус-камеры и изображение тестового объекта, искаженные аберрациями глаза пациента АД (а); изображение, скорректированное в соответствии с аберрациями, измеренными от одного источника, расположенного в центре (б); изображение, скорректированное при помощи метода коррекции по средней фазе (в)

расширения зоны изопланатизма. Предполагается, что при нейтрализации рефракции роговицы эффект анизопланатизма будет обусловлен лишь внеосевыми аберрациями внутренней оптики глаза и, следовательно, этот эффект будет играть менее существенную роль. В эксперименте перед поверхностью роговицы модельного глаза вводились иммерсионная жидкость и дополнительный корректор для компенсации дальнозоркости глаза (предполагалось равенство показателей преломления жидкости и роговицы). Опорный источник располагался в 0° (зрительная ось глаза).

Данный метод приводит к значительному увеличению зоны изопланатизма для всех трех моделей глаз пациентов. Эти зоны для пациентов АБ, АД и РЛ составляют: 4,8°; 4,7° и 2,2°, соответственно. Для идеальной модели ГН угол изопланатизма расширяется с 3,4° до 6°. Существенно то, что применение данного метода не приводит к увеличению остаточной ошибки коррекции вблизи опорного источника, как в методе коррекции по средней фазе. Таким образом, предложенный метод можно использовать для расширения скорректированного поля зрения фундус-камер, что позволяет существенно расширить зону изопланатизма без потери качества изображения вблизи опорного источника.

В работе исследованы эффект анизопланатизма глаза и адаптивная система (с идеальным корректором) компенсирующей аберрации глаза. Размер зоны изопланатизма варьировался от пациента к пациенту в пределах от 1,5° до 2,5°. Для модифицированной модели ГН была найдена ширина зоны изопланатизма, которая составила 3,4°. Вводя изменения в эту модель, удалось воспроизвести осевое и внеосевое поведение аберраций глаз пациентов. Были исследованы различные методы увеличения размера зоны изопланатизма глаза, например метод компенсации фазы, усредненной по двум опорным источникам, одним корректором. Однако этот метод приводит к некоторому ухудшению качества изображения в пределах зоны изопланатизма. Метод с использованием иммерсионной методики позволяет получить увеличение зоны изопланатизма в 1,6±0,3 раза для моделей глаз обследованных пациентов и в 1,8 раза для модели ГН без потери качества изображения вблизи опорного источника. Результаты данной работы можно использовать для расширения области высокого разрешения изображений сетчатки, получаемых с помощью фундус-камер, оборудованных адаптивной оптикой.

ЛИТЕРАТУРА

1. **J.Liang et al.** Supernormal vision and high resolution retinal imaging through adaptive optics. – J. Opt. Soc. Am., A14, 1997, p.2884.
2. **D.Fried.** Anisoplanatism in adaptive optics. – J. Opt. Soc. Am., 1982, v.72, p.52.
3. **P.Artal, R.Navarro.** Simultaneous measurement of two point-spread functions at different locations across the human retina. – Applied Opt., 1992, v.31, p.3646.
4. **R.Navarro et al.** Modulation transfer of the human eye as a function of retinal eccentricity. – J. Opt. Soc. Am., 1993, A10, p.201.
5. **S.Galetskiy et al.** Custom-oriented wavefront sensor for human eye properties measurements. – 5th International Workshop on AO for Industry and Medicine. – Proc. SPIE, 2005, v.6018, p.51.
6. **A.Dubinin et al.** Human eye anisoplanatism: eye as a lamellar structure. – Proc. SPIE, 2006, v.6138, p.613813.
7. **F.Delori, K.Pflibsen.** Spectral reflectance of the human ocular fundus. – Applied Opt., 1989, v.28, p.1061.
8. **V.Shmalhausen, N.Yaitskova.** Adaptive correction of the image in anisoplanatic condition for stratified atmosphere. – Optika Atmospheri I Okeana, 1998, v.11, p.364–370.
9. **D.Cherkasova.** Ophthalmologic optics. Course of lectures. – S.-Petersburg, 2001.
10. **R.Navarro et al.** Accommodation-dependent model of the human eye with aspherics. – J. Opt. Soc. Am., 1985, A2, p.1273
11. **I.Escudero-Sanz, R.Navarro.** Off-axis aberrations of a wide-angle schematic eye model. – J. Opt. Soc. Am., 1999, A16, p.18811.
12. **P.Artal et al.** Compensation of corneal aberration by the internal optics in the human eye. – Opt J. of Vision, 2001, v.1, p.1.
13. **J.Beckers.** Increasing the size of the isoplanatic patch with multiconjugate adaptive optics. – ESO symposium on large telescopes and their instrumentation. – European Southern Observatory, Garching, Germany, 1988, p.693.
14. **A.Tokovinin et al.** Isoplanatism in a multiconjugate adaptive optics system. – J. Opt. Soc. Am., 2000, A17, p.1819–1827.
15. **P.Bedgood et al.** Multiconjugate adaptive optics applied to an anatomically accurate human eye model. – Opt. Express, 2006, v.14, p.8019.
16. **H.-L.Liou, N.Brennan.** Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling. – J. Opt. Soc. Am., 1997, A14, p.1684–1694.