
УДК 621.844:681.784

Т. А. Шиша, И. Г. Чиж

МЕТОД КОНТРОЛЯ ВОЛНОВЫХ АБЕРРАЦИЙ ИМПЛАНТИРУЕМЫХ ИНТРАОКУЛЯРНЫХ ЛИНЗ

UDC 621.844:681.784

T. A. Shisha, I. H. Chyzh

METHOD OF CONTROL OF WAVE ABERRATIONS OF IMPLANTED INTRAOCULAR LENSES

Аннотация

Предложен метод контроля волновых aberrаций интраокулярных линз (ИОЛ) в условиях, идентичных внутриглазным. Метод основан на применении физической aberрометрии физической модели оптической системы глаза с помещенной в нее ИОЛ. Величины амплитуд aberrационных мод ИОЛ определяются как статистически значимая разность измеренных амплитуд aberrационных мод модели с ИОЛ и модели без ИОЛ соответственно. Интегральной aberrационной характеристикой ИОЛ предложено использовать RMS – среднеквадратическое по зрачку значение собственной волновой aberrации ИОЛ. Исследованы RMS ИОЛ семи фирм. Установлено влияние децентрации ИОЛ относительно роговицы на изменение величин RMS.

Ключевые слова:

физическая модель глаза, aberrации ИОЛ, aberрометрия ИОЛ, RMS ИОЛ, децентрировка и наклоны ИОЛ.

Abstract

Wave aberrations of seven models of various intraocular lenses (IOL) which are located inside a physical model of the human eye are studied and compared. Statistically significant amplitudes of aberration modes of various IOLs are determined with the help of a ray tracing aberrometer on the basis of difference in amplitudes of aberration modes of the human eye model with IOL and the human eye model without IOL. RMS values of IOL wave aberration are found on the basis of amplitudes of these modes. The increment in RMS values, caused by IOL decentring or IOL inclination within the eye, is revealed. Acceptable values of IOL decentring and inclination are found.

Key words:

physical model of the human eye, IOL aberrations IOL aberrometry, IOL RMS, IOL decentring and inclination.

Введение

Имплантация интраокулярных линз (ИОЛ) в глаз человека является эффективным методом лечения катаракты. В настоящее время в арсенале врача офтальмолога находится большое количество однотипных моделей ИОЛ, изготавливаемых разными фирмами, что ставит врача перед необходимостью

выбора лучшей модели.

Правильный выбор модели ИОЛ на основе прилагаемых от производителей описаний с данными об индивидуальных оптических свойствах ИОЛ не всегда возможен. Эти описания не содержат достаточного количества информации об aberrационных свойствах конкретных моделей ИОЛ, о величинах реальных технологических ошибок их

изготовления и о возможных последствиях от неточной установки ИОЛ в глаз человека. Осуществляемая многими фирмами асферизация оптических поверхностей ИОЛ, целью которой является уменьшение сферической аберрации оптической системы глаза, вызывает вопрос о возможном индуцировании такими ИОЛ других абберрационных мод высших порядков. Открытыми также остаются вопросы о влиянии на качество ретинального изображения децентрации моделей ИОЛ относительно роговицы и о допустимых величинах этих децентраций.

Исследования абберрационных свойств многих моделей ИОЛ отражены в [1–6]. Авторы этих работ разными методами исследовали влияние абберраций ИОЛ на качество ретинального изображения. В [1–3] применялся метод расчета хода лучей через математическую модель глаза с помощью компьютерных программ ZEMAX, OSLO и др. В [4–6] исследования проводились с применением физических моделей оптической системы глаза, внутри которых размещалась исследуемая модель ИОЛ. Качество ретинального изображения в оптической системе глаза с ИОЛ оценивалось преимущественно при помощи модуляционной передаточной функции (МПФ) или предела пространственного разрешения [4]. Использовался также метод анализа ретинального изображения тест-объектов в виде радиальных мир и знаков Снеллена [5], светящихся точек [6], а также метод оптического Фурье-анализа распределения светового поля вблизи зрачка модели глаза [7]. Для исследования абберраций ИОЛ были разработаны специальные физические модели глаза [8–13], а также специальное оборудование [14, 15] для проведения тестирования ИОЛ по стандарту ISO 11979 [16].

Известные из приведенных публикаций численные методы исследования абберраций ИОЛ при помощи компью-

терного моделирования оптической системы глаза могут дать точные результаты. Но они идеализируют саму ИОЛ, не позволяя при этом установить влияние на качество ретинального изображения реальных технологических погрешностей изготовления ИОЛ, а именно: оптических неоднородностей материалов, из которых они изготавливаются, возможных отступлений от номинальных значений геометрических и оптических параметров, искажений формы оптических поверхностей.

Применение для описания качества ретинального изображения данных о модуляционной передаточной функции ИОЛ не редко ставит в затруднение врачей-офтальмологов, которые не всегда адекватно могут оценить степень влияния на остроту зрения тех или иных отличий в форме графиков этих функций у разных моделей ИОЛ, вызванных их абберрациями. То же касается и других абберрационных характеристик ИОЛ, например, функции рассеяния точки – ФРТ.

Предел пространственного разрешения как параметр также не всегда отображает возможные абберрационные изменения в оптической системе глаза, вызванные действием ИОЛ. Так, две линзы с разными абберрационными свойствами, но одинаковыми апертурой и оптической силой могут иметь одинаковый предел разрешения.

По мнению авторов, более удобной для офтальмологов является оценка абберрационных свойств ИОЛ с помощью среднеквадратического значения RMS их волновой абберрации, но в определенной зоне зрачка. Использование значений RMS дает явные удобства для сравнительной оценки волновых абберраций разных моделей ИОЛ и существенно упрощает формирование критерия допустимых значений погрешности установки ИОЛ внутри глаза.

Метод исследований

Значения RMS волновой aberrации исследуемых моделей ИОЛ предлагается восстанавливать из результатов их физической aberрометрии. Волновые aberrации современных высокотехнологичных ИОЛ являются очень малыми линейными величинами, соизмеримыми с долями длины световых волн. Выявить и сравнить aberrации таких ИОЛ внутри глаза можно при помощи высокоточных aberрометров, но для этого нужно учесть несколько обязательных условий. К ним относятся:

- обеспечение абсолютной неподвижности глаза с имплантированной ИОЛ относительно aberрометра в процессе одного сеанса aberрометрии;
- обеспечение отсутствия изменений положения глаза с имплантированной ИОЛ относительно aberрометра при повторных сеансах aberрометрии, проводимых для статистической оценки точности результатов измерений;
- необходимость точного контроля смещения ИОЛ внутри глаза (де-

центраций и наклонов ИОЛ);

– создание одинаковых условий функционирования исследуемым моделям ИОЛ;

– обеспечение одинакового положения исследуемых моделей ИОЛ внутри одного и того же глаза.

Нет необходимости доказывать, что выполнение всех перечисленных требований невозможно обеспечить в глазу одного и того же пациента *in vivo*. Поэтому следует использовать физическую модель глаза, которая должна адекватно имитировать его оптическую систему.

Аберрационные свойства ИОЛ зависят от поперечных размеров пучка лучей на поверхностях ИОЛ, угла сходимости падающего на ИОЛ пучка лучей, показателей преломления сред до и после ИОЛ. Авторами было разработано (рис. 1) и изготовлено устройство – модель глаза (рис. 2), которое способно обеспечить выполнение всех вышеуказанных требований.

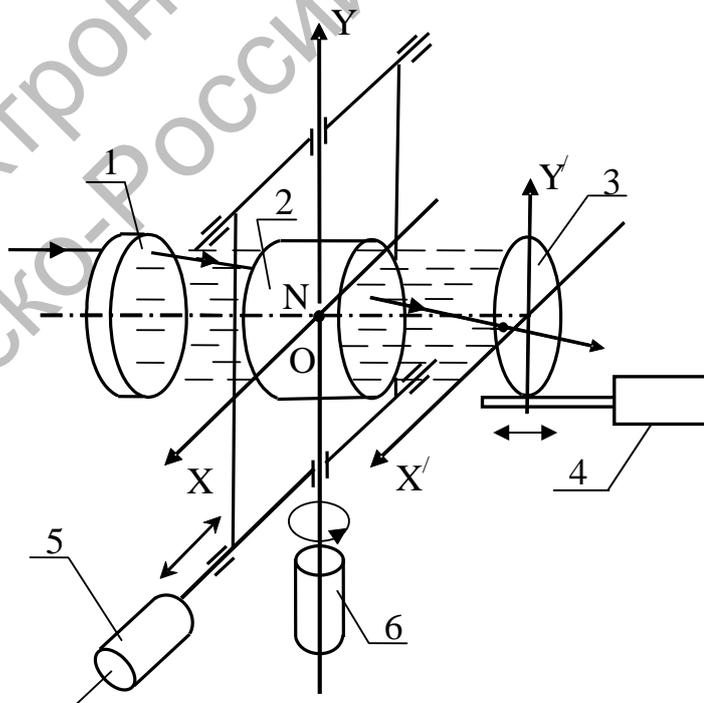


Рис. 1. Функциональная схема модели глаза: 1 – линза, имитирующая роговицу; 2 – оправка для установки ИОЛ; 3 – имитатор сетчатки; 4 – привод перемещения имитатора сетчатки вдоль оптической оси; 5 – привод перемещения (децентрации) ИОЛ вдоль оси OX; 6 – привод для децентрации ИОЛ поворотом вокруг оси OY; N – передняя узловая точка ИОЛ

Модель глаза состоит из линзы 1, имитирующей роговицу, оправы 2 для установки ИОЛ, имитатора сетчатки 3, а также механизмов для перемещений оптических элементов системы. Роговицей 1 в модели служит линза-мениск со сферическими поверхностями, изготовленная из стекла К8. Радиусы ее сферических поверхностей и толщина по оси соответствуют среднестатистическим размерам формы роговицы.

В модели глаза используются механизмы и шкалы для прецизионной установки ИОЛ относительно роговицы. Точные перемещения ИОЛ перпендикулярно оптической оси осуществляет механизм 5, а точные повороты ИОЛ вокруг оси ОУ – механизм 6. Дефокусировка изображения относительно имитатора сетчатки устраняется его перемещением вдоль оптической оси при помощи механизма 4. Внутриглазные среды в модели имитирует дистиллированная вода или водный раствор NaCl с концентрацией, которая обеспечивает идентичные этим средам показатели коэффициентов преломления передней и задней камеры глаза. Имитатором сетчатки 3 служит диффузно рассеивающая полиэтиленовая пленка, способная к тому же деполаризовать отраженный от нее свет лазерного излучателя абберрометра.

Аберрометрия модели глаза выполнялась при помощи абберрометра TRACEY-VFA (рис. 3), который позволяет восстанавливать волновую aberrацию методом рейтресинга [17].

Аберрометрия модели глаза выполнялась при помощи абберрометра TRACEY-VFA (рис. 3), который позволяет восстанавливать волновую aberrацию методом рейтресинга [17].



Рис. 2. Модель глаза



Рис. 3. Абберрометр TRACEY-VFA aberrometer

Контроль центрирования ИОЛ в модели глаза осуществлялся по положению относительно оптической оси прибора (центра поля зрения телевизионного канала) изображений системы центрировочных излучающих светодиодов абберрометра. При этом использовались их изображения, сформированные от рефлексов на оптических по-

верхностях линзы-роговицы и ИОЛ.

Данные об aberrациях ИОЛ были получены из сравнения результатов абберрометрии модели без ИОЛ и модели с ИОЛ. Абберрометрия модели без ИОЛ дает представление об амплитудах aberrационных мод линзы-роговицы, а абберрометрия модели с ИОЛ показывает амплитуды тех же мод, но измененные

под действием ИОЛ, помещенной в модель глаза.

Предлагаемый метод основан на том, что волновая aberrация модели с ИОЛ есть сумма волновой aberrации линзы-роговицы и волновой aberrации ИОЛ в тех условиях ее функционирования, в которых она находится, будучи имплантированной в глаз. Это позволяет по данным о величинах амплитуд мод модели без ИОЛ и данным о величинах тех же мод модели с ИОЛ находить величины амплитуд мод, генерированные самой ИОЛ. Для этого из средних (по нескольким сеансам aberрометрии) значений амплитуд мод модели с центрированной ИОЛ следует вычитать соответствующие средние (также по нескольким сеансам aberрометрии) значения амплитуд мод модели без ИОЛ.

Изменения, вносимые ИОЛ в амплитуду каждой моды модели, проверялись на статистическую значимость. Для этого использовался *t*-тест по критерию Стьюдента. Нулевая гипотеза состояла в том, что помещенная в модель глаза ИОЛ не изменяет амплитуду кон-

кретной aberrационной моды модели глаза без ИОЛ. При уровне значимости $\alpha \leq 0,05$ нулевая гипотеза отвергалась. Статистически значимые различия принимались равными амплитудам aberrационных мод исследуемых ИОЛ. RMS волновой aberrации каждой ИОЛ вычислялись по формуле

$$\text{RMS} = \sqrt{\sum_{i=1}^{i=N} C_i^2},$$

где C_i – нормированное значение амплитуды aberrационной моды с номером i исследуемой модели ИОЛ; N – количество мод, имеющих статистически значимые значения амплитуд.

Таким методом были исследованы модели ИОЛ нескольких производителей. Оптическая сила всех исследуемых моделей ИОЛ была одинаковой и составляла 20 дптр. Также одинаковым для всех моделей ИОЛ был диаметр зоны aberрометрии, который в плоскости линзы-роговицы составлял 4 мм. В табл. 1 приведены результаты определения RMS исследованных моделей.

Табл. 1. Результаты определения RMS исследованных моделей

Компания	Номер модели	Модель ИОЛ	Lower RMS, мкм	Higher RMS, мкм	Total RMS, мкм
Abbott Medical Optics, США	1	ZCB00	0,116	0,139	0,181
Bausch & Lomb, США	2	ADAPT-AO	0,167	0,048	0,173
Alcon Laboratories, США	3	SN60AT	0,137	0,053	0,147
Alcon Laboratories, США	4	SN60WF	0,240	0,077	0,252
1stQ GmbH, Германия	5	B1ADY0	0,389	0,104	0,403
НПП Репер-НН, Россия	6	МИОЛ-2	0,133	0,159	0,208
US Optics, Украина	7	SL-907	0,044	0,044	0,062

Аналогично исследовались изменения величин aberrационных мод ИОЛ, обусловленные их децентрацией относительно оптической оси линзы-роговицы или наклоном ИОЛ к этой оптической оси. Изменения величин амплитуд определялись по разнице сред-

них значений соответствующих амплитуд aberrационных мод модели глаза с децентрацией или наклоном ИОЛ и модели глаза с этой же, но центрированной ИОЛ. Интегральной оценкой прироста aberrаций модели глаза, обусловленного децентрацией или наклоном

ИОЛ, служило значение RMS, вычисленное по приращениям амплитуд абберационных мод волновой aberrации модели глаза. При расчетах условно считалось, что в оптической системе модели глаза с центрированной ИОЛ

волновая aberrация отсутствует.

Зависимости полученных таким способом приращений RMS от величины децентрации Δ или угла поворота φ представлены графиками на рис. 4.

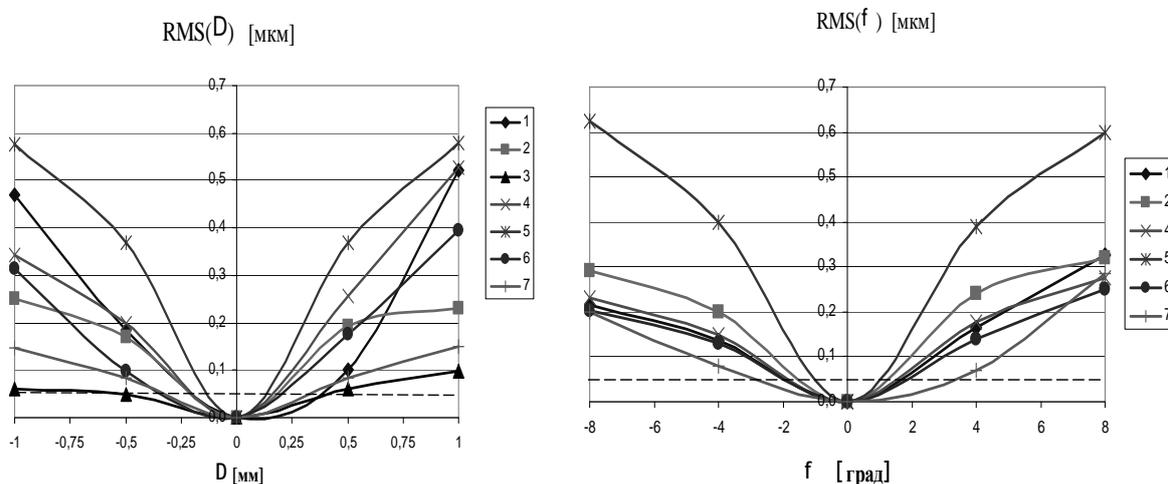


Рис. 4. Графики прироста RMS от децентрации и наклонов ИОЛ (номера графиков указывают на их принадлежность моделям, номер которых приведен в табл. 1)

Обсуждение результатов и выводы

Результаты исследования RMS волновых aberrаций имплантированных моделей ИОЛ свидетельствуют о наличии существенных различий в их величинах. Наименьшее значение RMS имеет модель № 7, наибольшее – модель № 5. Характерно то, что отдельные модели ИОЛ с асферическими поверхностями показывают меньшие значения сферической aberrации, что подтверждает их назначение. Но при этом у них наблюдаются по сравнению с другими моделями повышенные значения aberrаций высших порядков. Abберационные моды второго порядка почти у всех моделей ИОЛ являются преобладающими.

Графики прироста aberrаций, причиной которого является децентрация или наклоны ИОЛ внутри модели глаза, тоже демонстрируют существенные различия у отдельных моделей ИОЛ.

Приведенные на рис. 4 графики

позволяют находить допустимые величины децентрации и наклонов ИОЛ. В [10] показано, что пространственное разрешение двух точечных источников света оптической системой глаза фактически не ухудшается, если возрастание волновой aberrации не сопровождается ростом величины RMS более чем на $0,1\lambda$, где λ – длина световой волны. При $\lambda = 0,55$ мкм условие $RMS \leq 0,055$ мкм обеспечивает отсутствие заметных зрительному органу изменений остроты зрения. На представленных графиках пунктирная горизонтальная линия, проведенная на высоте 0,055 мкм, в местах ее пересечения с графиками указывает допустимые пределы децентрации и наклонов конкретных моделей имплантированных ИОЛ. В отдельных моделях ИОЛ допустимая децентрация находится в пределах от $\pm 0,1$ до $\pm 0,3$ мм, а допустимые наклоны – от $\pm 1,5$ до $\pm 3,5^\circ$.

Главным выводом следует считать

то, что имплантируемые модели ИОЛ должны проходить независимый от их производителей дополнительный входной контроль, который позволит выявлять реальные абберационные характеристики этих линз. Учет абберационных

характеристик ИОЛ позволит более обоснованно применять их в клинической практике, что повысит эффективность лечения катаракты и возвращение пациенту нормальной или максимально возможной остроты зрения.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Optical performance of 3 intraocular lens designs in the presence of decentration / G. E. Altmann [et al.] // *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. – 2005. – Vol. 31. – P. 574–585.
2. **Norrby, S.** Model eyes for evaluation of intraocular lenses / S. Norrby, P. Piers, C. Campbell ; van der M. Mooren // *Applied Optics*. – 2007. – Vol. 46. – P. 6595–6605.
3. **Edwin, E. J.** The Effect of Decentration on Higher-Order Aberrations Precisely placing aspheric IOLs is important for improving patients' visual quality / E. J. Edwin, L. Wang, D. D. Koch // *Cataract & Refractive Surgery Today*. – 2006. – Vol. 11. – P. 82–87.
4. **Barbero, S.** Optical aberrations of intraocular lenses measured in vivo and in vitro / S. Barbero, S. Marcos, I. Jimenez-Alfaro // *Journal of the Optical Society of America A*. – 2003. – Vol. 20. – P. 1841–1851.
5. Retinal images in optomechanical eye model with monofocal intraocular lens / J. A. Agnieszka [et al.] // *Optica Applicata*. – 2011. – Vol. 41. – P. 593–605.
6. **Mitchel, L.** Star testing: a novel evaluation of intraocular lens optical quality / L. Mitchel, A. C. B. Molteno, T. H. Bevin // *Br. J. Ophthalmol.* – 2006. – Vol. 90. – P. 586–592.
7. Analysis of the Optical Quality of Intraocular Lenses / D. Tognetto [et al.] // *Investigative Ophthalmology & Visual Science*. – 2004. – Vol. 45. – P. 2682–2690.
8. Visual simulation of retinal images through a decentered monofocal and a refractive multifocal intraocular lens / K. Negishi [et al.] // *Japanese Journal of Ophthalmology*. – 2005. – Vol. 49. – P. 281–286.
9. Far and near visual acuity with multifocal intraocular lenses in an optomechanical eye model with imaging capability / P. G. Gobb [et al.] // *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. – 2007. – Vol. 33. – P. 1082–1094.
10. Physical human model eye and methods of its use to analyse optical performance of soft contact lenses / R. Bakaraju [et al.] // *Optics Express*. – 2010. – Vol. 18. – P. 16868–16882.
11. Model eyes for evaluation of intraocular lenses / S. Norrby [et al.] // *Applied Optics*. – 2007. – Vol. 46. – P. 6595–6605.
12. Mechanical eye model for the comparison of optical imaging quality and physiology of human vision / A. Drauschke [et al.] // *Biomed. Tech.* – 2012. – Vol. 57. – P. 289–292.
13. Imaging quality of intraocular lenses / R. Rawer [et al.] // *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. – 2005. – Vol. 31. – P. 1618–1631.
14. <http://en.nim.ac.cn/division-project/542>.
15. <http://www.trioptics.com/ophthalmic/index.php>.
16. **IS/ISO 11979-2 (1999).** Ophthalmic Implants – Intraocular Lenses. Part 2 : Optical Properties and Test Methods [MHD 5: Ophthalmic Instruments and Appliances]32.
17. Аберометрія оптичної системи ока / І. Г. Чиж [и др.]. – Київ. : КПІ, 2013. – 292 с.

Статья сдана в редакцию 15 сентября 2014 года

Татьяна Александровна Шиша, аспирант, Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт». Тел.: +380-675-08-38-59.

Игорь Генрихович Чиж, д-р техн. наук, проф., Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт». E-mail: chyzh@voliacable.com.

Tatyana Aleksandrovna Shysha, PhD student, National Technical University of Ukraine «Kyiv Polytechnic Institute». Phone: +380-675-08-38-59.

Igor Henrihovich Chyzh, DSc (Engineering), Prof., National Technical University of Ukraine «Kyiv Polytechnic Institute». E-mail: chyzh@voliacable.com.