

Е.Н. Батьков, Н.П. Паштаев, Н.А. Поздеева, В.В. Зотов,
А.А. Денисова

Биометрия положения интраокулярных линз на основе Шаймпфлуг-фотографии

Чебоксарский филиал ФГУ «МНТК «Микрохирургия глаза»
им. акад. С.Н. Федорова Росмедтехнологии»

Интраокулярная коррекция афакии в последние годы достигла впечатляющих результатов [1]. Оптические свойства искусственных хрусталиков превосходят нативные прозрачные хрусталики пожилых людей. Торические линзы успешно применяются для устранения астигматизма [13]. ИОЛ с асферической оптикой ставят перед собой цель коррекции aberrаций высокого порядка [10], а псевдоаккомодирующие и мультифокальные ИОЛ предлагают компромиссное решение проблемы пресбиопии артифакичного глаза [2, 3].

Функционирование линзы в оптической системе, помимо ее собственных оптических свойств, определяется положением относительно других элементов системы. Именно эта составляющая в оптической системе артифакичного глаза при близкой к совершенству оптике ИОЛ может оказаться лимитирующим фактором дальнейшего прогресса интраокулярной коррекции aberrаций высокого порядка ввиду своей вариабельности как между отдельными глазами разных пациентов, так и в пределах одного глаза во временном отношении из-за непрерывных процессов фиброплазии капсульного мешка. Если существенная децентрация и/или наклон ИОЛ, наблюдаемые в осложненных ситуациях, могут быть обнаружены стандартными клиническими методами визуализации, незначительные степени децентрации и наклона в стандартных условиях требуют четкого количественного подхода. В связи с этим в современных условиях очень важно иметь диагностические возможности точного определения положения ИОЛ в глазу для оценки ее оптических функций.

Цель – апробировать в условиях нашей клиники методику определения децентрации и наклона заднекамерных артифакичных ИОЛ на основе Шаймпфлуг-фотографии.

Материал и методы

Биометр «Пентакам» (Pentacam, OCULUS OptikgerKte GmbH, Германия) представляет собой фотокамеру, которая получает изображе-

ние переднего сегмента, формируя узкую световую щель для получения среза оптически прозрачных структур по примеру обычной щелевой лампы. Быстрая ротация камеры позволяет получить 25 качественных изображений-срезов за 2 сек. Источником световой энергии являются светодиоды синего цвета (475 нм). Отличительной особенностью данного метода исследования является использование фотографических принципов Теодора Шаймпфлага, согласно которым, изменяя наклон плоскости объектива камеры относительно фотографируемого объекта, можно существенно увеличить глубину резкости получаемого изображения и получить снимки, имеющие одинаково высокое разрешение как на поверхности роговицы, так и в задней камере (*рис. 1 см. в Приложении с. 390*).

Биометрию ИОЛ осуществляли следующим образом. Обследование пациента выполняли после максимального медикаментозного мидриаза, достигаемого 3-кратной инстилляцией 1% раствора тропикамида с интервалом в 5 мин. Непосредственно во время обследования пациента просили смотреть широко открытыми глазами на фиксационную точку. Полученные изображения просматривались в полноразмерном режиме (*Display > Image (large)* в верхнем меню программы). Из 25 сканов отбирались 2, предпочтительно с осями, находящимися под прямым углом друг к другу. Отбор осуществлялся, исходя из качества полученного изображения и наличия изображения угла передней камеры, не закрытого тенью верхнего века. Для более четкой визуализации ИОЛ вручную повышалась яркость изображения (бегунок над кнопкой *Adjust Image*), избегая избыточного повышения, приводящего к засвету структур угла передней камеры, важных для проведения измерений. Для учета реальных расстояний в изучаемом объекте и коррекцииискажений на шаймпфлаг-изображение проецировалась миллиметровая сетка (*Show Millimeter Grid* в контекстном меню, вызываемом правой клавишей мыши). Далее отобранные 2 изображения сохранялись на дисковый носитель в формате BMP.

Анализ изображений проводили с помощью графического редактора Adobe Photoshop CS (Adobe Systems Inc., США) на персональном компьютере, работающем на операционной системе WinXP.

Первым этапом для определения оси и центра ИОЛ с помощью инструмента построения эллипса подбирались окружности, максимально аппроксимирующие переднюю и заднюю поверхности ИОЛ (2 и 1 – здесь и далее в описании метода цифрами в круглых скобках отмечены соответствующие элементы поясняющего *рис. 2 см. в Приложении с. 391*). Отрезок, соединяющий точки пересечения этих ок-

ружностей (3), принимался за фронтальную ось оптики ИОЛ. Середина этого отрезка принималась за оптический центр ИОЛ.

Децентрация ИОЛ оценивалась по расстоянию между оптическим центром ИОЛ и центром зрачка (пересечение 4 и 5), который определяли как середину отрезка, соединяющего наиболее центральные отделы радужной оболочки в изображении (6). Технически расстояние измеряли в плоскости зрачка, бросив к ней перпендикуляр от оптического центра ИОЛ (пересечение 3 и 8).

Все линейные измерения изображения приводились к линейным величинам реального пространства путем измерения расстояний между точками миллиметровой сетки (9). Один мм реального пространства соответствовал в разных измерениях от 12 до 21 мм изображения.

Наклон ИОЛ определялся по отношению к плоскости радужки как угловая разница между нормалями, опущенными к фронтальной оси оптики ИОЛ и к отрезку, соединяющему точки соединения изображений радужки и роговицы в углу передней камеры с обеих сторон (6). Угол рассчитывался по соотношению противолежащего (плоскость радужки, 6) и прилежащего (нормаль к плоскости радужки, 7) катетов прямоугольного треугольника. Гипotenуза в этом треугольнике являлась частью нормали к фронтальной оси оптики ИОЛ (8).

Измеренные таким образом децентрация и наклон ИОЛ в одном изображении не отражают трехмерной картины, поскольку, по сути, являются лишь проекцией реальной децентрации и наклона на плоскость изображения. Для оценки реальной децентрации и наклона производилось определение положения и длины вектора децентрации и наклона по его 2 проекциям на оси, соответственно двухмерного и трехмерного пространства.

Расчет измерений, их обработка и хранение проводилось с использованием математического аппарата табличной программы MS Excel 2003 (Microsoft Corp., США).

По описанной методике было обследовано 20 глаз 14 пациентов с различными видами заднекамерных ИОЛ, имплантированных в капсулный мешок: 15 линз Миол-2 и 2 линзы Градиол (Репер, Россия), 2 – AcrySof IQ (Alcon, США) и 1 – SlimFlex (Physiol, Бельгия).

Результаты и обсуждение

Средняя величина децентрации составила $0,29 \pm 0,23$ мм с преимущественным направлением децентрации книзу и к виску ($185 \pm 103^\circ$ для правых и $349 \pm 165^\circ$ – для левых глаз по ориентации TABO).

Средний наклон ИОЛ составил $1,29 \pm 1,13^\circ$ с преимущественным направлением книзу и к носу (в проекции вектора наклона на плоскость радужки его среднее направление для правых глаз составило $284 \pm 165^\circ$, для левых глаз – $207 \pm 139^\circ$.

Измеренная нами средняя величина децентрации находится в пределах, полученных другими авторами [4, 5].

Между тем, величина наклона, определенная в нашем исследовании, существенно разнится со средними данными, приводимыми в ранее опубликованной литературе [8, 11]. Возможное объяснение, помимо совершенствования хирургической техники и диагностического оборудования, может заключаться в выборе ориентира анатомической оси глаза, которую в рамках нашего исследования мы определяли как перпендикуляр к плоскости радужки. Данный ориентир был выбран по причине простоты его построения на полученных нами шаймпфлуг-изображениях.

Более оправданным с точки зрения физиологии зрения и клинической значимости может быть выбор в качестве ориентира линии, аппроксимирующей зрительную ось, проходящей через центр кривизны передней поверхности роговицы и геометрический центр зрачка [12]. Также данный подход может упростить расчеты, поскольку исследователь сможет выбирать точно ортогональные оси 0° и 90° , без необходимости четкой визуализации структур угла передней камеры, что в вертикальной оси, как правило, затруднительно. Разработка методики построения более физиологичного и толерантного к осям сканирования ориентира станет предметом нашей дальнейшей работы.

Достоинством описанного нами метода является применение коррекции оптических искажений в получаемых прибором изображениях. Программное обеспечение прибора корректирует геометрическую дисторсию для встроенных расчетов, но выдает искаженные изображения. Встроенные функции биометра дают количественную информацию по передней и задней поверхностям роговицы, но такие данные по интраокулярным линзам отсутствуют. Поскольку работа проводится непосредственно на захваченных изображениях, для осуществления достоверных расчетов требуются алгоритмы коррекции геометрической дисторсии. С этой целью мы соотносили измеряемые нами на изображениях расстояния с локальной миллиметровой шкалой данного участка пространства. Поскольку все необходимые замеры (децентрация, стороны треугольников для расчета угла наклона) расположены в осях, параллельных осям миллиметровой сетки прибора, мы считаем это метод коррекции адекватным.

В заключение нужно отметить, что величины децентрации и наклона, обнаруженные у наших пациентов, в целом оказались низкими, практически порядка разрешения метода. Клиническая значимость наклона и децентрации таких величин, по всей видимости, незначительна, хотя в литературе есть сообщения [9], свидетельствующие о реальном снижении зрительных функций в результате неправильного положения ИОЛ в глазу. Более того, для оценки функциональных результатов имплантации ИОЛ с асферическими и мультифокальными оптиками, получающих в последние годы широкое распространение, точная оценка положения ИОЛ в глазу представляется весьма значимой. Другой просматриваемый аспект клинически значимого применения описанной методики на практике заключается в оценке трехмерной ориентации ИОЛ либо с нестандартной фиксацией [6], либо в осложненных случаях внутрикапсулальной фиксации (псевдоэксфолиативный синдром, высокая осевая миопия, глаукома [7], имплантация капсулальных колец и т.д., когда величины как децентрации, так и наклона ИОЛ могут быть существенно более выражеными).

Выводы

Шаймпфлуг-фотография как метод прижизненной визуализации переднего сегмента глазного яблока позволяет количественно оценить трехмерное положение ИОЛ в глазу.

Величина децентрации и угла наклона ИОЛ исследованных моделей при стандартной внутрикапсулальной фиксации в здоровых глазах пожилых пациентов незначительная.

Использованная методика расчетов является относительно простой, нетрудоемкой, с минимальным вовлечением субъективных факторов и использованием общедоступного программного обеспечения. Вместе с тем, остаются возможности для ее дальнейшего усовершенствования.

Литература

1. Малюгин Б.Э., Линник Л.Ф., Егорова Э.В. и др. Проблемы хирургии катарракты и интраокулярной коррекции: достижения отечественной школы и современные тенденции развития // Вестник РАМН.– 2007.– № 8.– С. 9-16.
2. Морозова Т.А. Интраокулярная коррекция афакии мультифокальной линзы с градиентной оптикой: Дис. ... канд. мед. наук – М., 2006.– 183 с.
3. Поздеева Н.А., Пашиаев Н.П. Первый опыт имплантации трифокальной дифракционно-рефракционной интраокулярной линзы с прямоугольным профилем дифракционной структуры // Вестник ОГУ.– 2007.– № 78.– С. 156-158.

4. Baumeister M., BÄhren J., Kohnen T. Tilt and decentration of spherical and aspheric intraocular lenses: effect on higher-order aberrations // J. Cataract Refract. Surg.– 2009 – Vol. 35 – No. 6 – P. 1006-1012.
5. de Castro A., Rosales P., Marcos S. Tilt and decentration of intraocular lenses in vivo from Purkinje and Scheimpflug imaging. Validation study // J. Cataract Refract. Surg.– 2007 – Vol. 33 – No. 3 – P. 418-429.
6. Durak A., Oner H.F., KoHak N. et al. Tilt and decentration after primary and secondary transsclerally sutured posterior chamber intraocular lens implantation // J. Cataract Refract. Surg.– 2001.– Vol. 27 – No. 2. – P. 227-232.
7. Hayashi K., Hayashi H., Nakao F. et al. Intraocular lens tilt and decentration after implantation in eyes with glaucoma // J. Cataract Refract. Surg.– 1999 – Vol. 25 – No. 11 – P. 1515-1520.
8. Kim J.S., Shyn K.H. Biometry of 3 types of intraocular lenses using Scheimpflug photography // J. Cataract Refract. Surg.– 2001 – Vol. 27 – No. 4. – P. 533-536.
9. Oshika T., Kawana K., Hiraoka T. et al. Ocular higher-order wavefront aberration caused by major tilting of intraocular lens // Am. J. Ophthalmol.– 2005 – Vol. 140 – P. 744-746.
10. Packer M., Fine I.H., Hoffman R.S. et al. Improved functional vision with a modified prolate intraocular lens // J. Cataract Refract. Surg.– 2004.– Vol. 30 – №5. – P. 986-992.
11. Phillips P., Pe rez-Emmanuelli J., Rosskothen H.D. et al. Measurement of intraocular lens decentration and tilt in vivo // J. Cataract Refract. Surg.– 1988 – Vol. 14 – P. 129-135.
12. Sasaki K., Sakamoto Y., Shibata T. et al. Measurement of postoperative intraocular lens tilting and decentration using Scheimpflug images // J. Cataract Refract. Surg.– 1989 – Vol. 15 – P. 454-457.
13. Werner L., Olson R.J., Mamalis N. New technology IOL optics // Ophthalmol. Clin. North Am.– 2006 – Vol. 19 – No. 4 – P. 469-483.