

ВОЗМОЖНОСТИ РАЗЛИЧНЫХ МЕТОДОВ БИОМЕТРИИ В ОЦЕНКЕ АКСИАЛЬНОЙ ДЛИНЫ ГЛАЗА

Вопрос совершенства интраокулярной коррекции продолжает оставаться открытым. Внедрение высокоинформативных диагностических методик измерения биометрических параметров глаза направлено на повышение точности расчета оптической силы интраокулярной линзы и снижение рефракционной ошибки в послеоперационном периоде. Однако точность расчета силы интраокулярной линзы страдает вследствие того, что точные методы биометрии доступны не повсеместно и применимы не у абсолютного большинства пациентов. Погрешности при измерении переднезадней оси глазного яблока (ПЗО) определяют от 40 до 54 % ошибок в послеоперационном рефракционном результате. Все вышесказанное свидетельствует об актуальности выбранной темы, и определило цель нашей работы: сравнительное исследование возможностей различных методов биометрии в оценке аксиальной длины глаза.

В работе проанализированы результаты измерений переднезадней оси глаза 27 пациентов (46 глаз) с помощью ультразвуковой аппланационной и иммерсионной биометрии и оптической биометрии. Результаты нашего исследования показали, что разница в измерениях ПЗО с помощью данных методов биометрии минимальна и статистически незначима. Однако при сопоставлении данных измерений, полученных с помощью оптической и аппланационной ультразвуковой биометрии, прослеживается тенденция к уменьшению показателей ПЗО, что обусловлено возможной компрессией роговицы при аппланации ультразвукового датчика. Результаты показателей ПЗО, измеренных с помощью иммерсионной и оптической биометрии, сопоставимы друг с другом.

Таким образом, иммерсионный метод ультразвуковой биометрии лишен недостатков аппланационного метода, а именно компрессии роговицы, применим при любой степени зрелости катаракты и помутнениях роговицы, по точности измерений биометрических параметров не уступает оптическому методу и может являться альтернативой оптической биометрии.

Ключевые слова: ультразвуковая иммерсионная биометрия, ультразвуковая аппланационная биометрия, оптическая биометрия, переднезадняя ось глаза.

Актуальность

На сегодняшний день в катарактальной хирургии особое внимание уделяется рефракционному исходу операции и достижению высокого качества зрения пациентов в послеоперационном периоде. Этому способствует совершенствование хирургических методов, а именно улучшение техники факоэмульсификации, использование малых самогерметизирующихся роговичных разрезов, внутрикапсульной имплантации эластичной интраокулярной линзы (ИОЛ), внедрение фемтолазерного сопровождения хирургии катаракты. Совершенствование диагностических методов измерения биометрических параметров глаза также направлено на повышение точности расчета оптической силы ИОЛ и снижение рефракционной ошибки в послеоперационном периоде.

Современным стандартом интраокулярной коррекции считается попадание в рефракцию цели в диапазоне $\pm 0,5$ дптр в 80–90 % случаев, в диапазоне $\pm 1,0$ дптр – практически в 100 % случаев [1]. Получение точных биометрических данных (измерение переднезадней оси глаза, глубины передней камеры, толщины хрустали-

ка, преломляющей силы роговицы) является одним из важнейших этапов в расчете оптической силы имплантируемой ИОЛ. Погрешности при измерении переднезадней оси глазного яблока (ПЗО) определяют от 40 до 54 % ошибок в послеоперационном рефракционном результате [2]–[4].

Ультразвуковая биометрия, впервые предложенная Hughes G. Fi Mundt G. H. в 1956 г. [5], [6], до настоящего времени являлась «золотым стандартом» измерения ПЗО. Принцип ультразвуковой биометрии, по определению Фридмана Ф.Е., состоит “в измерении времени между эхосигналами эхограммы, в течение которого ультразвуковой импульс проходит от передней до задней границы исследуемой структуры, с учетом конкретного значения скорости распространения ультразвука в данной структуре” [7]. Контактный (аппланационный) метод эхо-биометрии широко распространен в офтальмологической практике. Однако погрешность контактного метода ультразвуковой биометрии зависит: от степени компрессии роговицы при аппланации ультразвукового датчика, которая может составлять около 0,14–0,28 мм; от пра-

вильности положения ультразвукового датчика относительно оси глазного яблока, на что указывает постепенное увеличение пиков от второго к третьему; эхо-пики от орбитальной клетчатки должны быть меньшими по амплитуде и быстро уменьшаться; если эхо-пики от склеры и орбитальной клетчатки не визуализируются, то вероятно, что ультразвуковой сигнал проходит не через макулярную область, а через диск зрительного нерва [8]. Кроме этого точность данного метода ограничена разрешающей способностью 200 мкм (при использовании ультразвукового датчика с частотой 10 МГц) [2], [8]. Иммерсионный метод ультразвуковой биометрии в настоящее время находит все большее применение в офтальмологической практике. Иммерсионная биометрия обладает большей точностью измерений и воспроизводимостью результатов, благодаря погружению датчика в иммерсионную среду, что исключает компрессию роговицы датчиком. Разрешающая способность данной методики биометрии составляет 150 мкм [9], [10].

Появление оптической когерентной биометрии с разрешающей способностью 12 мкм позволило повысить диагностическую ценность исследования, с более высокой точностью определить биометрические параметры глаза. Первое применение метода в офтальмологии описано Fercher A. в 1986 г. [11]. Оптическая когерентная биометрия основана на принципе техники двойного луча с использованием инфракрасной части спектра. В оптическом биометре основным блоком является интерферометр Михельсона, в составе которого имеется лазерный диод, генерирующий два коаксиальных луча с короткой когерентной длиной (130 мкм), которые проходят через систему, состоящую из стационарного и подвижного зеркал и расщепителя лучей. Лучи проходят через оптические среды глаза до ретинального пигментного эпителия и отражаются от различных структур глазного яблока, а затем все лучи возвращаются на фотодетектор [12]. Измерение аксиальной длины глазного яблока происходит вдоль зрительной, а не анатомической оси глаза. Результаты оптической биометрии хорошо воспроизводимы и обладают высокой точностью. Однако и у данного метода имеются ограничения в применении, а именно невозможность проведения измерения

при помутнениях роговицы, зрелых и плотных заднекапсулярных катарактах, гемофтальме и выраженных помутнениях стекловидного тела, а также при отсутствии центральной фиксации зрения пациента.

Цель работы

Сравнительное исследование возможностей различных методов биометрии в оценке аксиальной длины глаза.

Материал и методы

Обследовано 27 пациентов (46 глаз). У 10 пациентов (20 глаз) оптические среды были прозрачными, у 13 пациентов (26 глаз) отмечались начальные катарактальные помутнения. Средний возраст пациентов составил $62,7 \pm 5,6$ лет. Всем пациентам было проведено стандартное офтальмологическое обследование, включающее визометрию, авторефрактометрию, тонометрию, биомикроскопию переднего отрезка глаза, офтальмоскопию глазного дна. Для измерения аксиальной длины глаза последовательно применяли 3 метода: оптическую биометрию, иммерсионную и аппланационную ультразвуковую биометрию. Оптическую биометрию (ОБ) проводили с помощью прибора «IOL-Master» (Carl Zeiss, Германия). Ультразвуковую аппланационную (АБ) и иммерсионную (ИБ) биометрии проводили на ультразвуковом сканере A-scan Plus, Accutome (США) с использованием датчика частотой 10 МГц. ИБ выполняли с помощью иммерсионного цилиндра (Accutome, США), в котором фиксируется датчик. Цилиндр устанавливается на глаз между век и наполняется солевым раствором (BSS) до соприкосновения уровня жидкости с поверхностью датчика, после чего происходит измерение.

В зависимости от величины ПЗО все пациенты были разделены на 2 группы. В 1 группу вошли 15 пациентов (30 глаз) с ПЗО от 21,89 до 24,49 мм, 2 группа включала 12 пациентов (16 глаз) с ПЗО от 24,5 до 30,72 мм.

Статистическая обработка данных осуществлялась с помощью программы «Statistica 10.0». Оценку значимости различий в каждой группе проводили с использованием однофакторного дисперсионного анализа, между группами с помощью t-критерия Стьюдента для зависимых и независимых выборок. Критический уровень

Таблица 1. Сравнительный анализ показателей ПЗО, полученных разными методами биометрии

Методы биометрии	1 группа (ПЗО 21,89 – 24,49)	2 группа (ПЗО 24,5 – 30,72)	t-критерий Стьюдента и его значимость
Оптическая биометрия	23,52±0,13*	26,05±0,49**	-6,43 p=0,000***
Иммерсионная биометрия	23,49±0,13*	26,0±0,48**	-6,56 p= 0,000***
Аппланационная биометрия	23,42±0,12*	25,93±0,47**	-6,68 p=0,000***

Примечание: * различия в величинах ПЗО в 1 группе согласно результатам однофакторного дисперсионного анализа статистически не значимы (F=0,92, p=0,825); ** различия в величинах ПЗО во 2 группе согласно результатам однофакторного дисперсионного анализа статистически не значимы (F=0,02, p=0,985); *** различия в величинах статистически значимы между группами ПЗО от 21,89 мм до 24,49 мм и ПЗО от 24,5 мм до 30,72 мм.

значимости при проверке статистических гипотез (p) принимался равным 0,05.

Результаты и обсуждение

Полученные результаты представлены в таблице 1.

Проведенные сравнения результатов измерений ПЗО, выполненных путем ультразвуковой иммерсионной и аппланационной биометрии и оптической биометрии, показали разницу значений измеренной ПЗО статистически незначимой как в группе с ПЗО от 21,89 мм до 24,49 мм, так и в группе с ПЗО от 24,5 мм до 30,72 мм. Однако при сопоставлении данных измерений, полученных с помощью оптической и аппланационной ультразвуковой биометрии, прослеживается тенденция к уменьшению показателей ПЗО, что обусловлено возможной компрессией роговицы при аппланации ультразвукового датчика. Результаты показателей ПЗО, измеренных с помощью иммерсионной и оптической биометрии, сопоставимы друг с другом. При применении t-теста для несвязанных переменных разница измерений между группами ПЗО от 21,89 мм до 24,49 мм и ПЗО от 24,5 мм до 30,72 мм оказалась статистически значимой.

Полученные нами результаты подтверждаются данными литературы. Известно, что ультра-

тразвук отражается от внутренней пограничной мембраны сетчатки, в то время как световые лучи оптического биометра – от ретиального пигментного эпителия. По этой причине разница ПЗО будет включать и толщину сетчатки в зоне фовеа, равную 130 мкм [12]. В сравнительных исследованиях точности двух методов биометрии (иммерсионного и оптического) рядом авторов получены данные, подтверждающие степень совпадения результатов измерения и сопоставимость рефракционного исхода операции при использовании обеих методик [13]–[15].

Выводы

Результаты нашего исследования показали, что разница в измерениях ПЗО с помощью ультразвуковой аппланационной и иммерсионной биометрии и оптической биометрии минимальна и статистически незначима. Возможности оптической биометрии могут быть лимитированы отсутствием достаточной прозрачности оптических сред. Иммерсионный метод ультразвуковой биометрии лишен недостатков аппланационного метода, а именно компрессии роговицы, применим при любой степени зрелости катаракты и помутнениях роговицы, по точности измерений биометрических параметров не уступает оптическому методу и может являться альтернативой оптической биометрии.

10.09.2015

Список литературы:

1. Gale R.P., Saldana M., Johnston R.L., Zuberbuhler B., McKibbin M. Benchmark standards for refractive outcomes after NHS cataract surgery. // Eye. 2009. Vol. 23. P. 149-152.
2. Eleftheriadis H. IOLMaster biometry: refractive results of 100 consecutive cases. // Br. J. Ophthalmol. 2003. Vol. 87. P. 960-963.
3. Olsen T. Sources of error in intraocular lens power calculation. // J. Cataract. Refract. Surg. 1992. Vol. 18. P. 125-129.
4. Olsen T. The accuracy of ultrasonic determination of axial length in pseudophakic eyes. // Acta Ophthalmol (Copenh). 1990. Vol. 67. P. 141-144.
5. Hughes G.F. // Am. J. Ophthalmol. 1956. Vol. 41. P. 488-498.

6. Mundt G.H., Hughes G.F. // Am. J. Ophthalmol. 1956. Vol. 41. P. 488-498.
7. Фридман Ф.Е., Гундорова Р.А., Кодзов М.Б. Ультразвук в офтальмологии. // М.: Медицина. 1989. С. 50.
8. Балашевич Л.И., Даниленко Е.В. Особенности расчета оптической силы интраокулярной линзы, имплантируемой при факосмульсификации. // СПб.: СПбМАПО. 2011. С.9-17.
9. Butcher J.M. The reproducibility of biometry and keratometry measurements. // Eye. 1991. Vol.5. P. 708-711.
10. Нероев В.В., Киселева Т.Н., Оганесян О.Г. Сравнительная оценка методов биометрии глаза в точности расчета оптической силы интраокулярных линз. // Восток-Запад. 2013. С. 145.
11. Fercher A.F., Mengedoht K., Werner W. Eye length measurement by interferometry with partially coherent light. // Optics Letters. 1988. Vol. 13. P. 186-188.
12. Аветисов С.Э., Ворошилова Н. А., Иванов М.Н. Оптическая когерентная биометрия. // Вестник офтальмологии. 2007. №4. С. 46-47.
13. Haigis W., Lege B., Miller N., Schneider B. // Graefes Arch. Clin. Exp. Ophthalmol. 2000. Vol. 238. P. 765-773.
14. Kiss B., Findl O., Menapace R. et. al. // J. Cataract. Refract. Surg. 2002. Vol. 28. P. 230-234.
15. Packer M., Fine I.H., Hoffman R.S. et. al. // J. Cataract. Refract. Surg. 2002. Vol. 28. P. 239-242.

Сведения об авторах:

Пилягина Анастасия Александровна, врач-офтальмолог диагностическо-реабилитационного центра Тамбовского филиала МНТК «Микрохирургия глаза» имени академика С.Н. Федорова,
е-mail: naukatmb@mail.ru
392000, г. Тамбов, Рассказовское шоссе, 1