

Комбинированный офтальмопневмогониометр

А.В. Гуцин

Волгоградский государственный медицинский университет

Аннотация: В статье изложены результаты разработки комбинированного медицинского измерительного прибора – офтальмопневмогониометра, с помощью которого возможно выполнение комплекса измерений внутриглазных структур и давления. На основании результатов анализа предметной области автором была предложена структурная часть прибора, рассмотрены технические решения отдельных ее элементов. Приведены краткие выводы по проделанной работе, а также обозначены перспективы развития проекта.

Ключевые слова: офтальмопневмогониометр, офтальмогониометрия, внутриглазное давление, оптика глаза.

Актуальность. Глаз человека – сложная динамическая оптико-механическая система [1-3]. Оптика глаза с давних времен изучена довольно подробно, однако биомеханические характеристики глаза, как органа, лишь относительно недавно стали привлекать к себе внимание исследователей, хотя эти характеристики существенно влияют на развитие таких распространенных и социально-значимых заболеваний, как аномалии рефракции, глаукома, патологии роговицы и др. [4-6]. Среди этих заболеваний следует особенно выделить такое неизлечимое заболевание, как глаукома, развитие которого существенно зависит от биомеханических характеристик глаза [7].

В настоящее время для измерения внутриглазного давления (ВГД) при глаукоме используют контактные и бесконтактные методы [8, 9]. Из последних можно выделить пневмотонометры, в которых используется воздействие на глаз струей сжатого воздуха [10]. В процессе исследования направленная на глаз струя воздуха вызывает смещение структур глаза, главным образом, роговицы, с образованием уплощения ее передней поверхности. После прекращения воздействия роговица возвращается к своей нормальной форме. В некоторых исследованиях было показано, что в

процессе измерения меняется форма не только роговицы, но и других структур глаза.

Довольно важным с практической точки зрения при определении степени риска заболевания глаукомой является анализ состояния угла передней камеры глаза. Угол передней камеры глаза представляет собой область в передней камере глаза, соответствующую зоне перехода роговицы в склеру и радужной оболочки в цилиарное тело. Важнейшей частью этой области является дренажная система, обеспечивающая контролируемый отток внутриглазной влаги в кровоток, а значит, и регуляцию ВГД [11].

Исторически, прибор ORA фирмы Reichert был первым представителем бесконтактных пневмотонометров, который определял характеристики ВГД и биомеханики глаза по характеру отражения света от роговицы при воздействии на нее струи воздуха. Прибор, помимо ВГД, позволял проводить оценку таких характеристик роговицы, как ее гистерезис и индекс ее упругости [12, 13]. Другой доступный на рынке прибор – Corvus ST фирмы OCULUS, был построен на основе быстродействующей шеймпфлюг-камеры и позволял вести запись состояния роговицы исследуемого глаза в динамике с частотой до 4330 кадров/сек [14, 15]. Использование этого прибора позволяет с высочайшей точностью оценить биомеханические свойства роговицы в динамике [16]. Последняя модель этого прибора позволяет учитывать влияние на точность измерений движений всего глаза в процессе исследования [17].

В последнее десятилетие широкое распространение в области офтальмологии получила оптическая когерентная томография (ОКТ), позволяющая выполнять неинвазивные и бесконтактные срезовые двух- и трехмерные измерения оптически проницаемых биологических структур с микронной разрешающей способностью. Исторически, данный метод применялся, главным образом, для исследования сетчатки. Однако в

последние годы ОКТ с детектором, построенном на преобразованиях Фурье, позволили добиться существенного прогресса в ОКТ-исследованиях переднего отрезка глаза. Такие приборы строятся на основе широкополосного источника света (SD-ОКТ, ШП-ОКТ) и на основе источника света с переменной длиной волны (SS-ОКТ, ПДВ-ОКТ). Используемые в ПДВ-ОКТ технологии вертикально-полостных поверхностно-излучающих лазеров и лазеров на акинетических распределенных Брэгговских решетках позволили достичь широкого диапазона измерений структур глаза и позволили использовать ПДВ-ОКТ-биометры в клинической практике [18].

Сочетание этих методов позволяет рассчитывать на успех в разработке комбинированного прибора – офтальмопневмогониометра, который позволит улучшить качество диагностики глаукомы за счет автоматизированного выполнения измерения внутриглазного давления и выполнения анализа динамики размеров структур передней камеры глаза во время воздействия на него струи сжатого воздуха.

Материалы и методы. Нами разработан комбинированный измерительный прибор – офтальмопневмогониометр, в составе которого блок ПДВ-ОКТ объединен с блоком механического воздействия на исследуемый глаз с помощью струи сжатого воздуха. Этот прибор предназначен для измерения биомеханических характеристик глаза в динамике при механическом воздействии струи сжатого воздуха. Общий принцип, на котором основано действие прибора, проиллюстрирован рис. 1.

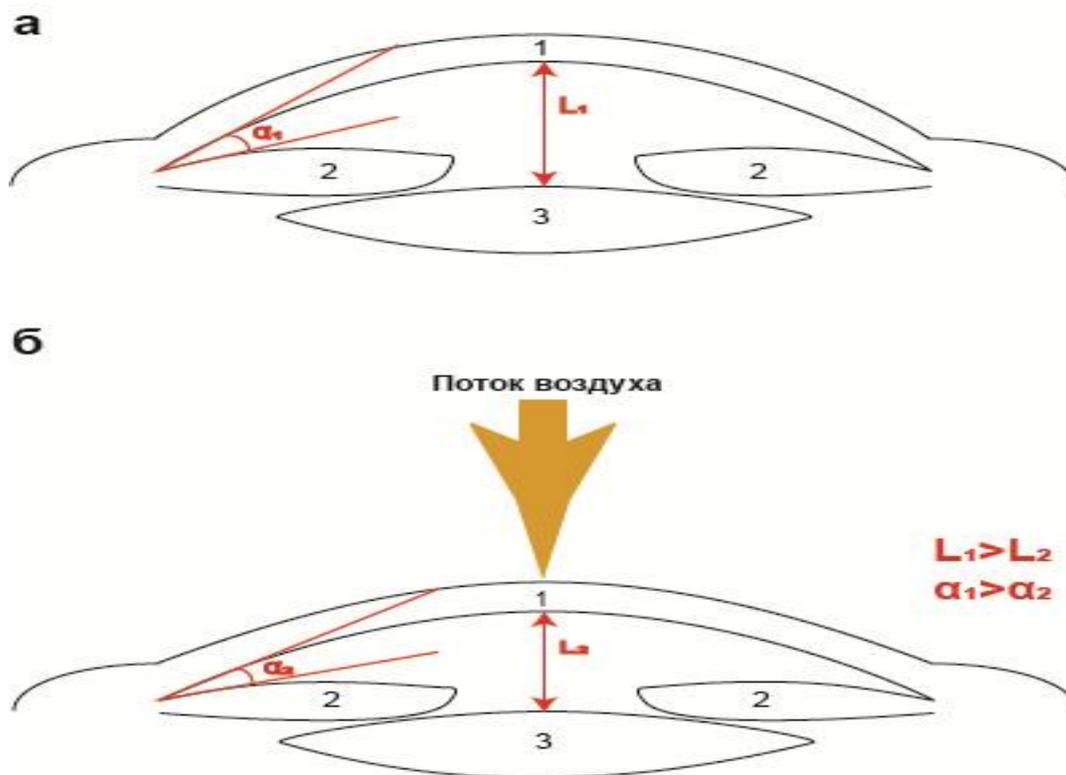


Рис.1. Биометрические характеристики передней камеры глаза при воздействии струи сжатого воздуха, а – исходное состояние передней камеры глаза; б – изменение биометрических характеристик передней камеры глаза при воздействии струи сжатого воздуха

На рис. 1 можно видеть, что воздействие струи сжатого воздуха приводит к уплощению роговицы, уменьшению глубины передней камеры глаза (L) и к уменьшению угла передней камеры (α).

Структурная схема прибора-офтальмопневмогониометра представлена на рис. 2. Как и все аппараты ОКТ, он построен по схеме интерферометра Майкельсона с разделением излучения 80/20 между измерительным и референтным трактами. Источником света с ПДВ служил лазер с базовой длиной волны 1050 нм, оптическим частотным диапазоном 35 нм и частотой переключения 30 кГц. Этот источник света обеспечивает ширину полосы

когерентности 118 мм, что позволяет выполнять ОКТ-исследование всего глаза от переднего до заднего полюса.

Объектив с фокусным расстоянием 100 мм и малым числом диафрагмы был выбран для обеспечения согласования оптических характеристик прибора с особенностями оптической системы глаза в части обеспечения глубины резкости на уровне 4,1 мм. Интерферометрическая картина на выходе ОКТ фиксировалась с помощью двухканальной платы АЦП с частотой выборки 200 млн. выборки/с. Чувствительность такой системы составила 101 дБ при оптической мощности на объекте 1,9 мВт. При этом, осевое разрешение ОКТ составило 20 мкм, а глубина измерений – 28,97 мм.

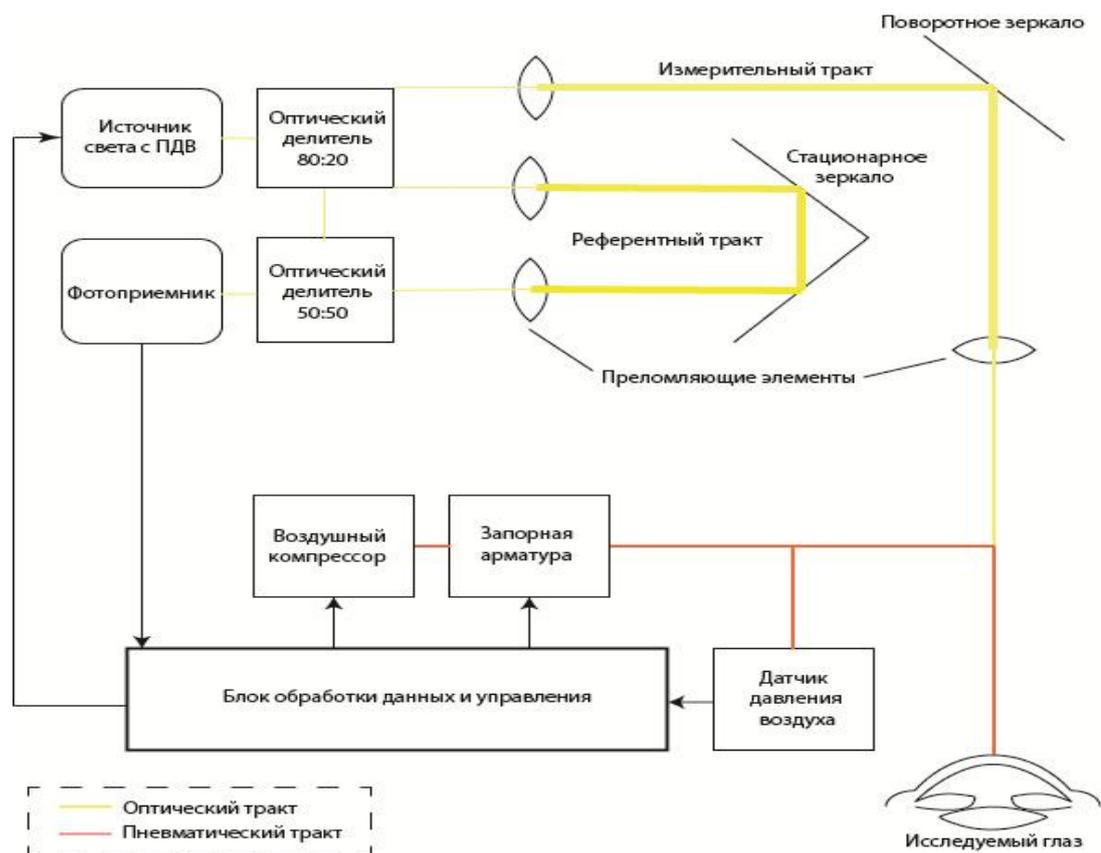


Рис. 1. Структурная схема комбинированного офтальмопневмогониометра.

Описанная выше оптическая система офтальмопневмогониометра была объединена с пневматической системой, состоящей из компрессора, запорной арматуры и выходного сопла диаметром 3 мм. Эта система

позволяет производить воздействие на объект струей сжатого воздуха длительностью 20 мс. Лучи света ОКТ были коллинеарны выходному потоку воздуха из сопла. Пневматическая система офтальмопневмогониометра содержит также датчик давления, позволяющий в реальном времени отслеживать давление воздуха на выходе из сопла.

Данные с этого датчика также поступают на вход платы АЦП. Получение данных синхронизировано со срабатыванием запорной арматуры. Каждый блок данных, соответствующий одному раунду измерения, содержит информацию о 4000 А-сканированиях ОКТ за 132 мс и о динамике давления воздуха в пневматической системе за это время.

Обработка данных на приборе состоит из следующих этапов: 1. сегментация границ внутриглазных структур (наружная и внутренняя граница роговицы и хрусталика, границы сетчатки); 2. рефракционная коррекция изображения; 3. коррекция смещения глазного яблока; 4. измерение деформации структур глаза в процессе исследования; 5. офтальмобиометрия структур передней камеры глаза на разных фазах воздействия сжатого воздуха; 6. определение динамики смещения структур глаза в процессе воздействия струи воздуха.

Результаты. Статистический анализ данных выполнялся на ПК. Стандартное отклонение вычислялось по следующей формуле:

$$SD_x = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (x_{ij} - \bar{x}_i)^2}{M(N - 1)}}$$

где x_{ij} – j -е измерение i -го объекта; \bar{x}_i – среднее значение параметра для i -го объекта; M – количество объектов; N – количество измерений каждого объекта.

Для определения реальных характеристик воздушного потока на выходе офтальмопневмогониометра, необходима процедура калибровки его пневматической системы. Для этого был использован внешний калибратор, представляющий собой тестовую мишень диаметром 30 мм, жестко соединенную с тензодатчиком. Результаты калибровки приведены на рис. 3.

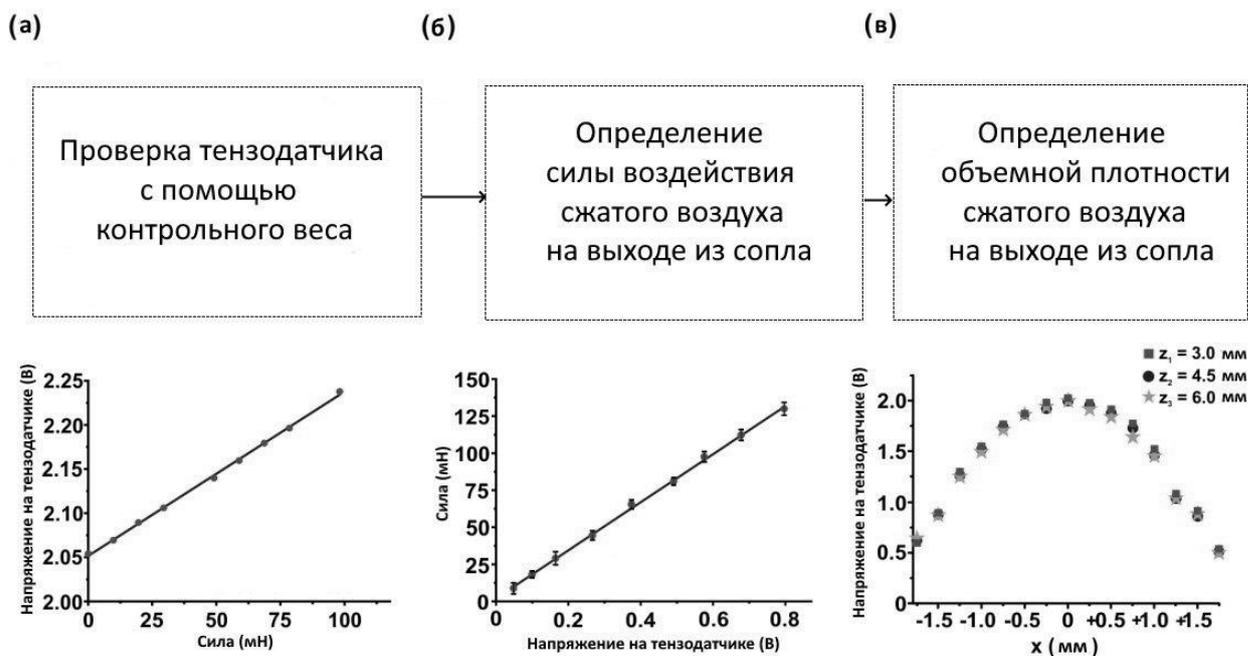


Рис. 3. Основные характеристики калибровки офтальмопневмогониометра. а) – схема и результаты проверки тензодатчика; б) – схема и результаты калибровки встроенного в офтальмопневмогониометр датчика давления; в) – характеристика плотности воздушного потока на выходе из сопла.

Как видно из рис. 3, калибровка пневматической подсистемы офтальмопневмогониометра происходит в 3 этапа. На первом из них проверяется измерительный тензодатчик с использованием веса от 1 до 10 г. и при достаточно гладкой тензометрической кривой осуществляется переход к следующему этапу. На втором этапе осуществляется оценка силы воздушного потока. Для этого калибратор размещают на расстоянии 10 мм от

выходного сопла прибора и подают серию воздушных импульсов с оценкой показаний встроенного в прибор датчика давления и тензодатчика калибратора. При получении достаточно гладкой кривой и сходимости показаний этих датчиков, переходят к следующему этапу, на котором оценивают пространственную мощность воздушного потока с помощью тестовой мишени с отверстием в 400 мкм. В норме должна наблюдаться гладкая и симметричная колоколовидная кривая.

Необходимо также отметить важность обеспечения точной синхронизации работы оптической и пневматической подсистем офтальмопневмогониометра, поскольку неучтенная задержка в получении данных от этих систем может существенно ухудшить точность измерений на практике. Такие задержки могут возникать, поскольку воздушная волна доходит от сопла до встроенного в прибор датчика давления за ненулевое время. Это время оценивается на этапе тестирования прибора и в его программное обеспечение вносится поправка на эту величину.

Заключение. Таким образом, был разработан офтальмопневмогониометр с точностью измерений структур передней камеры глаза до 60 мкм. Такая точность позволяет с высокой достоверностью определять анатомические характеристики, предрасполагающие к развитию глазной патологии. Информативность измерений увеличивается благодаря интеграции высокоточной ОКТ-подсистемы с пневматической системой, оказывающей активное механическое воздействие на исследуемый объект – глаз. Высокоскоростная система приема информации, использованная в приборе, позволила проводить регистрацию динамики реакции объекта на механическое воздействие с высоким временным разрешением. Данный прибор, в отличие от имеющихся прототипов, способен измерять все структуры глаза, а не только его передний отрезок.

Литература

1. Atchison D. A., Thibos L. N. Optical models of the human eye // *Clinical and Experimental Optometry* -2016. –N. 99(2). – pp. 99–106.
 2. Artal P. Optics of the eye and its impact in vision: a tutorial // *Advances in Optics and Photonics*. - 2014. –N. 6(3). – pp. 340–367.
 3. Arianpour A., Tremblay E. J., Stamenov I., Ford J. E., Schanzlin D. J., Lo Y. An optomechanical model eye for ophthalmological refractive studies // *Journal of Refractive Surgery* -2013. –N. 29(2). – pp. 126–132.
 4. Ethier C. R., Johnson M., Ruberti J. Ocular Biomechanics and Biotransport // *Annual Review of Biomedics*. -2014. –N. 6(1). – pp. 249–273.
 5. Sigal I. A., Ethier C. R. Biomechanics of the optic nerve head // *Experimental Eye Researches*. -2009. –N. 88(4). –pp. 799–807.
 6. Pedersen I. B., Bak-Nielsen S., Vestergaard A. H., Ivarsen A., Hjortdal J. Corneal biomechanical properties after LASIK, ReLEx flex, and ReLEx smile by Scheimpflug-based dynamic tonometry // *Graefes Archives of Clinical and Experimental Ophthalmology*. -2014. –N. 252(8). –pp. 1329–1335.
 7. Roberts C. J., Liu J., *Corneal Biomechanics: From Theory to Practice*. -2016. -300pp.
 8. Luz A., Faria-Correia F., Salomão M. Q., Lopes B. T., Ambrósio R. Corneal biomechanics: Where are we? // *Journal of Current Ophthalmology*. - 2016. –N. 28(3). –pp. 97–98.
 9. Kling S., Hafezi F., *Corneal biomechanics - a review* // *Ophthalmic Physiology and Optics*. -2017. –N. 37(3). – pp. 240–252.
 10. Гущин А.В., Мироманова И.Р. Система датчиков офтальмопневмовазотонометра // *Инженерный вестник Дона*. - 2021. №8. URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n8y2021/7137
-

11. Гущин А.В. Устройство для бесконтактного измерения давления в передних цилиарных артериях глаза // Инженерный вестник Дона. - 2018. №3. URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n3y2018/5202
 12. Jannesari M., Kadkhodaei M., Mosaddegh P., Kasprzak H., Behrouz M. J. Assessment of corneal and fatty tissues biomechanical response in dynamic tonometry tests by using inverse models // Acta Bioengineering and Biomechanics. -2018. –N. 20(1). –pp. 39–48.
 13. Luce D. A. Determining in vivo biomechanical properties of the cornea with an ocular response analyzer // Journal of Cataract and Refractive Surgery. -2005. –N. 31(1). – pp. 156–162.
 14. Shah S., Laiquzzaman M., Cunliffe I., Mantry S. The use of the Reichert ocular response analyzer to establish the relationship between ocular hysteresis, corneal resistance factor and central corneal thickness in normal eyes // Contact Lens Anterior Eye. -2006. –N. 29(5). – pp. 257–262.
 15. Kotecha A., What biomechanical properties of the cornea are relevant for the clinician? // Survey of Ophthalmology. -2007. –N. 52. – pp.109–114.
 16. Hong J., Xu J., Wei A. et al. A New Tonometer--The Corvis ST Tonometer: Clinical Comparison with Noncontact and Goldmann Applanation Tonometers // Investigative of Ophthalmology and Visual Science. 2019. – N. 54(1). –pp. 659–665.
 17. Leung C. K.-S., Ye C., Weinreb R. N. An Ultra-High-Speed Scheimpflug Camera for Evaluation of Corneal Deformation Response and Its Impact on IOP Measurement // Investigative of Ophthalmology and Visual Science. -2013. –N. 54(4). – pp. 2885–2892.
 18. Asaoka R., Nakakura S., Tabuchi H. et al. The Relationship between Corvis ST Tonometry Measured Corneal Parameters and Intraocular Pressure, Corneal Thickness and Corneal Curvature, // PLoS One. -2015. –N. 10(10). – pp. 34-39.
-

References

1. Atchison D. A., Thibos L. N. Clinical and Experimental Optometry 2016. N. 99(2). pp. 99-106.
 2. Artal P. Advances in Optics and Photonics. 2014. N. 6(3). pp. 340-367.
 3. Arianpour A., Tremblay E. J., Stamenov I., Ford J. E., Schanzlin D. J., Lo Y. Journal of Refractive Surgery 2013. N. 29(2). pp. 126-132.
 4. Ethier C. R., Johnson M., Ruberti J. Annual Review of Biomedics. 2014. N. 6(1). pp. 249-273.
 5. Sigal I. A., Ethier C. R. Experimental Eye Researches. 2009. N. 88(4). pp. 799-807.
 6. Pedersen I. B., Bak Nielsen S., Vestergaard A. H., Ivarsen A., Hjortdal J. Graefes Archives of Clinical and Experimental Ophthalmology. 2014. N. 252(8). pp. 1329-1335.
 7. Roberts C. J., Liu J., Corneal Biomechanics: From Theory to Practice. 2016. 300pp.
 8. Luz A., Faria Correia F., Salomão M. Q., Lopes B. T., Ambrósio R. Journal of Current Ophthalmology. 2016. N. 28(3). pp. 97-98.
 9. Kling S., Hafezi F. Ophthalmic Physiology and Optics. 2017. N. 37(3). pp. 240-252.
 10. Gushchin A.V., Miromanova I.R. Inzhenernyj vestnik Dona. 2021. №8. URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n8y2021/7137
 11. Gushchin A.V. Inzhenernyj vestnik Dona. 2018. №3. URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n3y2018/5202
 12. Jannesari M., Kadkhodaei M., Mosaddegh P., Kasprzak H., Behrouz M. J. Acta Bioengineering and Biomechanics. 2018. N. 20(1). pp. 39-48.
-



13. Luce D. A. Journal of Cataract and Refractive Surgery. 2005. N. 31(1). p. 156-162.
14. Shah S., Laiquzzaman M., Cunliffe I., Mantry S. Contact Lens Anterior Eye. 2006. N. 29(5). p. 257-262.
15. Kotecha A. Survey of Ophthalmology. 2007. N. 52. p. 109-114.
16. Hong J., Xu J., Wei A. et al. Investigative of Ophthalmology and Visual Science. p. 2019. N. 54(1). p. 659-665.
17. Leung C. K. S., Ye C., Weinreb R. N. Investigative of Ophthalmology and Visual Science. 2013. N. 54(4). p. 2885-2892.
18. Asaoka R., Nakakura S., Tabuchi H. et al. PLoS One. 2015. N. 10(10). p. 34-39.