

ОФТАЛЬМОЛОГИЯ OPHTHALMOLOGY

КЕРАТОМЕТРИЯ: УСТРОЙСТВА И ПРИНЦИПЫ. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

Бойко Э.В.^{1,2,3},
Петросян Ю.М.^{1,2},
Шухаев С.В.¹,
Литвин И.Б.^{1,2}

¹ Санкт-Петербургский филиал ФГАУ
«НМИЦ «МНТК «Микрохирургия глаза»
имени академика С.Н. Фёдорова»
Минздрава России (192283,
г. Санкт-Петербург, ул. Ярослава Гашека,
21а, Россия)

² ФГБОУ ВО «Северо-Западный
государственный медицинский
университет имени И.И. Мечникова»
Минздрава России (191015,
г. Санкт-Петербург, ул. Кирочная, 41,
Россия)

³ ФГБОУ ВО «Санкт-Петербургский
государственный университет» (199034,
г. Санкт-Петербург, Университетская наб.,
7-9, Россия)

Автор, ответственный за переписку:
Петросян Юрий Микаелович,
e-mail: petrosyan.yurij@yandex.ru

РЕЗЮМЕ

Точное предоперационное определение различных биометрических характеристик глаза является ключевым моментом для успешной хирургии хрусталика, достижения высоких и прогнозируемых функциональных результатов после операции. Роговица является основной преломляющей структурой глаза, на долю которой приходится около 70 % от общей рефракции. На предоперационном этапе рефракционной и катарактальной хирургии особое внимание уделяется изучению свойств и параметров роговицы, в частности формы, центральной толщины, радиуса кривизны передней и задней поверхностей, оптической силы. Определение оптической силы роговицы – кератометрия – является одним из важных параметров при расчёте оптической силы интраокулярной линзы. Кроме того, значение кератометрии может играть определяющую роль при отборе пациентов на операцию, диагностике заболеваний роговицы, мониторинге динамики патологических процессов в роговице, анализе послеоперационных результатов. Кератометр, или офтальмометр, – это устройство, используемое для измерения радиуса кривизны передней поверхности роговицы, определения оси и степени астигматизма. Кератометрия основана на том, что передняя поверхность роговицы имеет зеркальные свойства, а размер изображения, отражающегося от неё, зависит от кривизны роговицы, что говорит о возможности расчёта её преломляющей способности на основе анализа отображённого размера изображения. Однако способы и принципы кератометрии разнообразны. В данном научном обзоре проведён анализ отечественной и зарубежной литературы, посвящённой изучению способов определения оптической силы роговицы, с целью систематизации данных. В обзоре освещены исторические аспекты кератометрии – от первых попыток измерения радиуса передней поверхности роговицы до первого офтальмометра; показана эволюция технологии офтальмометрии – от ручной кератометрии до кератотопографии и кератотомографии; отдельно отражены принципы и формулы расчёта оптической силы роговицы.

Ключевые слова: кератометрия, кератометрические показатели, оптическая сила роговицы, кератометр, биометрия, кератотомография, кератотопография

Статья поступила: 16.10.2023

Статья принята: 08.10.2024

Статья опубликована: 22.11.2024

Для цитирования: Бойко Э.В., Петросян Ю.М., Шухаев С.В., Литвин И.Б. Кератометрия: устройства и принципы. Обзор литературы. *Acta biomedica scientifica*. 2024; 9(5): 194-203. doi: 10.29413/ABS.2024-9.5.21

KERATOMETRY: DEVICES AND PRINCIPLES. LITERATURE REVIEW

Boiko E.V. ^{1, 2, 3},
Petrosyan Y.M. ^{1, 2},
Shukhaev S.V. ¹,
Litvin I.B. ^{1, 2}

¹ Saint Petersburg Branch
of the S. Fyodorov Eye Microsurgery Federal
State Institution
(Yaroslava Gasheka str. 21A,
Saint Petersburg 192283,
Russian Federation)

² North-Western State Medical
University named after I.I. Mechnikov
(Kirochnaya str. 41,
Saint Petersburg 191015,
Russian Federation)

³ St. Petersburg University
(Universitetskaya Embankment 7-9,
Saint Petersburg 199034,
Russian Federation)

Corresponding author:
Yuri M. Petrosyan,
e-mail: petrosyan.yurij@yandex.ru

ABSTRACT

Accurate preoperative determination of biometric parameters of the eye is the key to successful lens surgery, achieving high and predictable functional results. At the preoperative stage of refractive and cataract surgery, special attention is paid to the study of corneal parameters, in particular, optical power – keratometry. Corneal power is one of the important parameters in calculating intraocular lens power, in the selection of patients for surgery, the diagnosis of corneal diseases, monitoring the dynamics of pathological processes in the cornea, and analyzing postoperative results. Keratometry is based on the fact that the anterior surface of the cornea has mirror properties, and the size of the image reflected from it depends on the curvature of the cornea, which indicates the possibility of calculating its refractive power based on the analysis of the displayed image size. However, the methods and principles of keratometry are diverse. In this review, an analysis of literature devoted to the study of methods for determining the optical power of the cornea is carried out in order to systematize the data. The review highlights the historical aspects of keratometry – from the first attempts to measure the radius of the anterior surface of the cornea to the first ophthalmometer, shows the evolution of ophthalmometry technology – from manual keratometry to keratotopography and keratotomography, separately reflects the principles and formulas for calculating the optical strength of the cornea.

Key words: keratometry, keratometric readings, corneal optical power, keratometer, biometrics, keratotomography, keratopography

Received: 16.10.2023
Accepted: 08.10.2024
Published: 22.11.2024

For citation: Boiko E.V., Petrosyan Y.M., Shukhaev S.V., Litvin I.B. Keratometry: Devices and principles. Literature review. *Acta biomedica scientifica*. 2024; 9(5): 194-203. doi: 10.29413/ABS.2024-9.5.21

ВВЕДЕНИЕ

Точное определение биометрических параметров глаза необходимо для правильного выбора оптической силы интраокулярной линзы (ИОЛ) перед факэмульсификацией катаракты или ленсэктомией, факичной ИОЛ, метода кераторефракционного вмешательства, уменьшения частоты рефракционных ошибок и достижения ожидаемого как для пациента, так и для хирурга послеоперационного результата [1–7].

Одним из немаловажных аспектов предоперационного этапа в катарактальной и рефракционной хирургии является оценка свойств и различных параметров роговицы, что может иметь решающее значение при отборе пациентов на операцию, диагностике заболеваний роговицы, мониторинге динамики патологических процессов в роговице, анализе послеоперационных результатов и т. д. [1–3, 6, 7].

Роговица является основной преломляющей структурой глаза, на долю которой приходится примерно 43 из 60 диоптрий оптической системы глаза и примерно 70 % от общей рефракции. Размеры роговицы у взрослых людей составляют примерно 11 мм по вертикали и 12 мм по горизонтали, а радиус кривизны её передней поверхности в среднем составляет 7,8 мм [8]. Определение оптической силы роговицы – кератометрия – является ключевым параметром при расчёте оптической силы ИОЛ [4, 9, 10].

Кератометр или офтальмометр – это устройство, используемое для измерения радиуса кривизны передней поверхности роговицы, определения оси и степени астигматизма [3]. Кератометрия основана на том принципе, что передняя поверхность роговицы имеет зеркальные свойства, а размер изображения, отражающегося от неё, зависит от кривизны роговицы [3]. Следовательно, радиус кривизны роговицы можно рассчитать на основе размера изображения, отражённого от её поверхности.

Современные диагностические системы в офтальмологии позволяют определить оптическую силу роговицы при помощи различных устройств и принципов их работы [1, 4, 9, 10]. К ним относятся ручная кератометрия, автоматизированная кератометрия, оптическая когерентная томография, кератотопо- и томография с использованием колец Пласидо и/или Scheimpflug-камеры [1, 9].

ЦЕЛЬ НАУЧНОГО ОБЗОРА

Обобщение данных об устройствах и принципах кератометрии.

ИСТОРИЧЕСКАЯ СПРАВКА

Начальные попытки измерения радиуса кривизны роговицы относятся к XVII веку и были связаны с интересом учёных к механизму зрительной аккомодации, так как долгое время считалось, что данный процесс сопровождается изменениями в роговице [11]. Самыми

первыми измерительными приборами были линейки и циркули, однако с их помощью невозможно было получить точные результаты [11].

Первым важным шагом, который привёл к созданию современного кератометра, стало осознание того, что размеры отражённых от глаза объектов могут быть использованы для измерения кривизны роговицы. Этот принцип был впервые описан в 1619 г. Кристофом Шейнером (Christoph Scheiner), немецким математиком и астрономом, который считал, что можно измерить кривизну передней поверхности роговицы, сравнивая отражение различных выпуклых зеркал (стеклянных шаров известной кривизны), расположенных рядом с глазом испытуемого [12]. В дальнейшем, начав рассматривать роговицу в качестве сферического выпуклого «зеркала», учёные поняли, что определить радиус кривизны этого «зеркала» возможно при использовании законов отражения и геометрии [11].

Джесси Рамсден (Jesse Ramsden) и Эверард Хом (Everard Home) были среди тех, кто считал, что аккомодация происходит в первую очередь из-за изменений в роговице. Для того чтобы доказать свою теорию, учёные начали предпринимать попытки измерить кривизну её передней поверхности. Опробовав несколько конструкций, в 1779 г. они остановились на одной, которая состояла из телескопа, изучавшего удвоенное отражённое изображение в роговице. Не заметив изменений размеров изображений в процессе аккомодации, учёные всё же не отказались от своей теории и пришли к выводу, что существуют три механизма аккомодации, действующих одновременно: изменение радиуса роговицы, изменение расстояния между хрусталиком и сетчаткой и изменение формы хрусталика [11, 12]. Разработанное ими устройство многими офтальмологами признаётся первым настоящим офтальмометром, однако учёные были сосредоточены на оценке изменений радиуса кривизны роговицы, а не на самом его значении, в связи с чем ни о каких цифрах не сообщалось, несмотря на то, что это устройство, скорее всего, могло его измерить [12].

Первой задачей при разработке кератометра было измерение размера отражённого от роговицы изображения объекта. Этот вопрос уже рассматривался астрономами, пытавшимися измерить размеры небесных тел и расстояния между ними с помощью двух нитей паутины, размещённых в плоскости изображения астрономического телескопа. Затем эти нити были совмещены с двумя точками, расстояние между которыми было известно [11]. В середине XIX века Фридрих Кольрауш (Friedrich Kohlrausch) и Карл Эдуард Зенфф (Karl Eduard Senff) применили эту технику для измерения радиуса кривизны роговицы, однако точные измерения по-прежнему были затруднены из-за постоянных движений глаз и головы [12].

Следующим важным этапом в создании кератометра стало понимание необходимости оптического удвоения изображения, чтобы уменьшить неточности, вызванные движениями глаз. Эта идея также была позаимствована офтальмологами из астрономии, а именно она была впервые использована в 1753 г. С. Савари (S. Savary) при разработке гелиометра для измерения видимого диаметра

солнца в апогее и перигее. S. Savary настроил увеличенные, удвоенные изображения солнца в перигее (ближе всего к Земле, увеличенное изображение) таким образом, чтобы они соприкасались, а позже измерил расстояние, необходимое для того, чтобы изображения соприкасались, когда солнце находилось в апогее (дальше всего от Земли, уменьшенное изображение) [11].

В 1853 г. Герман фон Гельмгольц (Hermann von Helmholtz) использовал идеи астронома Томаса Клаузена (Thomas Clausen) для создания кератометра, который дублировал изображения с помощью двух стеклянных пластин. В сконструированном им устройстве два изображения смещаются друг от друга путём наклона двух подвижных стеклянных пластин в противоположных направлениях до тех пор, пока края изображений не коснутся друг друга. Поскольку удвоенные изображения перемещаются вместе, движения головы или глаз оказывают одинаковое влияние на оба изображения и не изменяют результаты измерения. Таким образом, Г. фон Гельмгольц был первым, кто успешно сконструировал прибор, способный надёжно измерять радиус роговицы живого человеческого глаза и основанный на двух фундаментальных принципах [12]:

- роговица является сферической отражающей поверхностью, радиус кривизны которой может быть вычислен путём измерения изображения, отражённого от неё объекта известного размера и расстояния от роговицы;
- более точное измерение размера изображения даже при некотором движении глаза может быть выполнено с помощью концепции удвоения этого изображения.

РУЧНАЯ КЕРАТОМЕТРИЯ

Ручная кератометрия долгое время была золотым стандартом для определения оптической силы роговицы. В настоящее время её применение на практике ограничено в связи появлением и доступностью более современных методов обследования роговицы. К основным ручным кератометрам относятся кератометры Javal-Schiotz и Bausch and Lomb.

Кератометр Javal-Schiotz

Работа ручного кератометра Javal-Schiotz основана на принципе переменного размера объекта и постоянного размера изображения. Его оптическая система состоит из окуляра, удвоенных изображений объекта, удваивающей призмы, объектива, двух объектов, роговицы пациента и изображений объекта, сформированных роговицей пациента [13].

Объект в этой системе состоит из двух частей, установленных на дуге, по которой они могут перемещаться, меняя размер объекта. Одна из частей имеет форму ступеньки и содержит зелёный фильтр, другая – форму прямоугольника с красным фильтром. Данные части освещаются маленькими лампочками, и их изображения формируются на роговице пациента. Эти изображения становятся новыми объектами для остальной части оп-

тической системы. В дальнейшем объектив и удваивающая призма удваивают изображения новых объектов (т. е. изображений с роговицы пациента). Исследователь смотрит в окуляр и с помощью регулировки двух частей объекта достигает максимального приближения удвоенных изображений друг к другу. В этот момент с помощью встроенной шкалы определяется радиус кривизны роговицы. Устройство предоставляет достаточно точные данные для регулярных сфероцилиндрических поверхностей, но даёт недостоверные результаты при нерегулярной роговице [13–16].

Кератометр Bausch and Lomb

Кератометр Bausch and Lomb, в отличие от устройства Javal-Schiotz, работает на принципе постоянного размера объекта и переменного размера изображения. Его оптическая система включает окуляр, удвоенные изображения объекта, две призмы, диск с четырьмя отверстиями, объектив, зеркало, объект в виде диска с отверстием в центре и с двумя знаками «-» и «+», роговицу пациента и изображения объекта, сформированные роговицей пациента [13].

Свет попадает на зеркало и, отражаясь от него, освещает объект, уменьшенное изображение которого тем самым создаётся на роговице пациента. Это изображение становится новым объектом для остальной оптической системы. В дальнейшем объектив фокусирует свет от нового объекта вдоль центральной оси. За объективом расположен диск с четырьмя отверстиями и две призмы, одна основанием вверх, другая – основанием наружу. Свет, проходящий через левое отверстие диска, благодаря призме основанием вверх отклоняется выше центральной оси, а луч света, идущий через правое отверстие и вторую призму, отклоняется правее. Лучи света, проникающие через верхнее и нижнее отверстия, не попадают на призмы и, соответственно, фокусируются в центре. Общая площадь верхнего и нижнего отверстий равна площади каждого из двух боковых отверстий по отдельности. Таким образом, достигается одинаковая яркость полученных изображений. Благодаря площади диска, отверстий и их расположению центральное изображение начинает удваиваться, если прибор не сфокусирован на объекте, т. е. контроль правильности фокусировки непрерывный. Кроме того, ещё одним преимуществом данного устройства является его «однопозиционность», то есть отсутствие необходимости его поворота при определении оптической силы роговицы в двух меридианах, что обусловлено расположением изображений друг к другу под углом 90°. Регулируя размеры изображений, исследователь добивается совмещения в один двух знаков «-» и двух знаков «+» и по специальной шкале определяет радиус кривизны роговицы [13, 17–19].

АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ КЕРАТОМЕТРИЯ

Автоматизированная кератометрия осуществляется за счёт устройств, которые сами анализируют изображение, отражённое от роговицы, тем самым практиче-

ски полностью исключая субъективную составляющую. В настоящее время такой вид кератометрии в подавляющем большинстве выполняется при помощи оптических биометров [1, 8, 20–23]. Современные оптические биометры компактны, требуют меньших навыков в эксплуатации, за короткий промежуток времени выдают информацию о различных параметрах глаза [1, 20–23]. Трансформация радиуса кривизны роговицы в оптическую силу происходит автоматически, кроме того, данные устройства способны производить расчёт ИОЛ по разным формулам [19–22].

В мировой клинической практике используется большое количество различных оптических биометров. Для систематизации наиболее часто используемые устройства целесообразно разделить на три группы в зависимости от принципа их работы:

1. Оптические биометры, в основе работы которых лежит частичная когерентная интерферометрия (partial coherence interferometer). К ним относится в первую очередь ИОЛ-Мастер 500 (Carl Zeiss Meditec AG, Германия) – первый оптический биометр, появившийся более 20 лет назад, который до сих пор признается многими офтальмологами «золотым стандартом» в исследовании биометрических параметров глаза. Данное устройство определяет радиус кривизны передней поверхности при помощи полупроводникового диодного лазера с длиной волны 780 нм и анализа 6 световых точек, расположенных в виде шестиугольника диаметром 2,5 мм на передней поверхности роговицы. К данной группе можно также отнести оптический биометр AL-Scan (NIDEK, Япония), который способен провести кератометрию в зоне 2,4 мм и зоне 3,3 мм [24–28].

2. Оптические биометры, в основе работы которых лежит оптическая низкокогерентная рефлектометрия (optical low-coherence reflectometry). Главным представителем данной группы является Lenstar LS 900 (Haag-Streit Diagnostics, Швейцария), который рассчитывает кератометрические данные путём анализа передней поверхности роговицы в 32 точках, ориентированных по двум окружностям приблизительно в оптических зонах 2,3 мм и 1,65 мм. К данной группе можно также отнести оптический биометр Aladdin (Topcon Healthcare, США), который анализирует около 1024 точек с передней поверхности роговицы на площади от 2,4 до 3,4 мм [29–33].

3. Оптические биометры, в основе работы которых лежит оптическая когерентная томография (swept source optical coherence tomography). IOLMaster 700 (Carl Zeiss Meditec AG, Германия) определяет кератометрические показатели, анализируя 18 точек, расположенные приблизительно в оптических зонах 1,5, 2,4 и 3,2 мм, а Tomey OA-2000 (Япония) способен считать информацию с 256 точек центральной зоны роговицы [34–38].

КЕРАТОТОПОГРАФИЯ И ТОМОГРАФИЯ

«Топография» происходит от греческих слов «τοπο» (место) и «graphien» (писать). Топография роговицы – это метод бесконтактной визуализации, который ото-

бражает форму и особенности поверхности роговицы. Кератотопографы анализируют структуру световых лучей, отражённых от роговицы, границы слёзной плёнки и воздуха и реконструируют форму роговицы. Несмотря на то, что современные кератотопографические устройства способны картировать большую часть переднего сегмента, полный анализ невозможен без информации о задней поверхности роговицы. В отличие от топографии, томография роговицы («tomos» – срез, «graphien» – писать) – это метод исследования, оценивающий всю роговицу, так как он анализирует информацию как с передней, так и с задней её поверхностей. Кроме того, современные кератотомографы способны производить трёхмерные изображения переднего сегмента глаза [39–42].

Кератоскопия на основе диска Placido

Диск Placido состоит из концентрически чередующихся светлых и тёмных колец и центральной апертуры. Отражённые от передней поверхности кольца дают информацию о форме роговицы. Долгое время результат такой кератоскопии давал качественные данные, однако в настоящее время наличие сложного программного обеспечения позволяет получить и количественные результаты, в т. ч. с цветными картами. К основным недостаткам исследования роговицы на основе диска Placido относятся отсутствие информации о задней поверхности роговицы, ограниченная площадь анализа (60 %) и отсутствие данных о самом центральном и периферических отделах [39–44].

Щелевая сканирующая топография

В 1995 г. появилась щелевая сканирующая топография, представляющая собой комбинацию проекционного метода (щелевого сканирования – тот же принцип, что и при биомикроскопии с щелевой лампой) и метода отражения (принцип диска Placido). Эта технология визуализации переднего сегмента глаза позволяет получать трёхмерное изображение роговицы и создавать топографическую карту передней и задней её поверхностей [39–41].

Математический анализ щели света, отражённого и преломлённого от двух поверхностей роговицы, реконструирует переднюю и заднюю поверхности роговицы. Так как они измеряются одновременно, то сохранённая их взаимосвязь обеспечивает также пахиметрию всей роговицы бесконтактным способом. С целью повышения надёжности сбора данных даже при мутной роговице, когда качество световых щелей может привести к ошибкам в анализе, в устройство был встроены диск Placido. Высота поверхности роговицы измеряется с помощью эталонной сферы, которая свободно приспосабливается к роговице каждого пациента для достижения наилучшего соответствия диаметру и положению, создавая поверхность «сферы наилучшего прилегания» (СНП). Высота представлена на двумерных картах с цветовой кодировкой, основанных на СНП, где зелёный цвет представляет точки, очень близкие или совпадающие с СНП, более тёплые цвета (жёлтый, оранжевый и красный) – точки над СНП, а более холодные цвета (синий

и фиолетовый) – точки под СНП. Пахиметрические карты роговицы также представлены с цветовой кодировкой и включают числовые значения. С помощью данной технологии также оцениваются оптическая сила роговицы, глубины передней камеры, расстояния от белого до белого и другие данные с передней поверхности радужной оболочки и хрусталика [45–47].

Orbscan II (Bausch and Lomb Inc., США) является единственным коммерчески доступным устройством, использующим технологию щелевой сканирующей топографии. Для получения изображений на роговицу последовательно проецируются 40 разрезов (20 справа и 20 слева) с углом 45° . Конечное изображение представлено в виде трёхмерной топографической карты, которая включает информацию о кривизне передней и задней поверхностей роговицы и пахиметрические карты всей поверхности роговицы. Orbscan II показал высокую точность при оценке состояния роговицы при кератоконусе и других эктазических нарушениях, особенно у пациентов, которые перенесли рефракционную операцию. Данные пахиметрии, измеренные программным обеспечением Orbscan II, значительно отличаются от данных ультразвуковой пахиметрии или оптической когерентной топографии, в связи с чем производитель предлагает коэффициент 0,92 для преобразования показаний [40, 45–47].

Scheimpflug-камера

Теодор Шаймпфлюг (Theodor Scheimpflug) был картографом, и он впервые применил принцип Scheimpflug в области фотографирования в 1904 г. В обычной оптической системе плоскости объекта, объектива и изображения параллельны друг другу, что позволяет получить чёткое и сфокусированное изображение. Однако в некоторых условиях эти плоскости не всегда параллельны – эту проблему и решает принцип Scheimpflug, согласно которому между непараллельными плоскостями может быть проведена наклонная касательная, которая и позволяет получить всю необходимую информацию об изображении [39–41].

Неплоская форма роговицы и невозможность исследования её периферических отделов стали основными причинами применения Scheimpflug-камеры для исследования различных её параметров. Вращающаяся камера с разрешением 1,45 мегапикселей анализирует 138 000 точек с поверхности роговицы и за короткий промежуток времени определяет большое количество параметров глаза: оптическая сила роговицы (по данным разных карт, зон, колец и принципов её расчёта), значение пахиметрии, глубина передней камеры, толщина хрусталика, а также 3D-модель переднего сегмента глаза [48–51].

К устройствам, работающим на основе Scheimpflug-камеры, относятся Pentacam (Oculus, Германия), Galilei (Ziemer, Швейцария) и Sirius (CSO, Италия). Pentacam имеет одну вращающуюся (до 180°) и одну статическую камеру. Устройство делает до 50 срезов переднего сегмента глаза менее чем за 2 секунды, с помощью которых строит трёхмерное изображение. Анализатор переднего сегмента глаза Galilei состоит из диска Placido и двой-

ной вращающейся Scheimpflug-камеры. Использование двух камер имеет преимущество в том, что биометрические данные с каждого снимка можно усреднить, чтобы нивелировать неточности, вызванные движением глаз. Обе камеры оптически идентичны, расположены напротив друг друга и выровнены симметрично оси вращения. Sirius представляет собой устройство, также комбинирующее диск Placido и Scheimpflug-камеру (одну). Интеграция диска Placido повышает точность измерения радиуса кривизны передней поверхности роговицы [17, 22, 52–54].

КЕРАТОМЕТРИЧЕСКИЙ ИНДЕКС

Кератометр определяет радиус кривизны роговицы по формуле $r = 2di/O$, где d – расстояние от объекта до роговицы, O – размер объекта, i – размер изображения объекта после преломления [11]. Эта величина необходима для оценки формы роговицы, и она имеет своё применение, однако офтальмологов чаще всего интересует именно оптическая сила [11]. Для её определения необходимо преобразовать радиус кривизны из миллиметров в диоптрии.

Согласно гауссовой оптике, уравнение ($P = (n_1 - n_2)/r$), описывающее преломляющую силу (P) сферической поверхности прозрачной среды, включает в себя показатель преломления среды (n_1), показатель преломления оптической среды, прилегающей к сферической поверхности (n_2), и радиус кривизны этой поверхности (r) в метрах. Для роговицы n_1 – это показатель её преломления, n_2 – показатель преломления воздуха (1,000), r – радиус кривизны в метрах, измеренный кератометром. Приведённое выше уравнение описывает оптическую силу для одной преломляющей поверхности, но роговица имеет две преломляющие поверхности: переднюю, которая контактирует с воздухом, и заднюю, контактирующую с водянистой влагой [11, 55, 56].

Кератометр измеряет только радиус кривизны передней поверхности роговицы [57]. Таким образом, расчёты, основанные только на показателях преломления роговицы и воздуха, приводят к переоценке оптической силы роговицы, так как не учитывается отрицательная сила преломления её задней поверхности.

Прямое измерение задней поверхности роговицы затруднено и долгое время было невозможно, поэтому значение задней кривизны роговицы определяют на основе кривизны её передней поверхности. Это делается путём предположения, что передняя и задняя поверхности роговицы относятся друг к другу с постоянным коэффициентом. Как только постоянный коэффициент определён, можно легко вычислить значение радиуса кривизны задней поверхности роговицы. Показатель преломления, учитывающий постоянное соотношение между радиусами кривизны двух поверхностей роговицы, называется кератометрическим индексом [57].

Истинный показатель преломления стромы роговицы составляет примерно 1,376 [11]. Для учёта преломляющей силы задней поверхности роговицы исторически

использовались различные варианты кератометрического индекса. Однако в настоящее время наиболее часто применяется значение 1,3375, которое фиксировано и соответствует силе роговицы в 45 диоптрий при радиусе кривизны её передней поверхности 7,5 мм [57].

ФОРМУЛЫ РАСЧЁТА ОПТИЧЕСКОЙ СИЛЫ РОГОВИЦЫ

Как было указано выше, кератометры определяют радиус кривизны роговицы для того, чтобы трансформировать его в оптическую силу. Существуют разные подходы к расчёту значения кератометрии, основные из которых представлены ниже в порядке их усложнения.

Формула стандартной кератометрии

В рутинной клинической практике оптическая сила роговицы определяется при помощи стандартной кератометрии, подразумевающей преобразование радиуса кривизны передней поверхности роговицы в оптическую силу, выраженную в диоптриях, с помощью кератометрического индекса [57, 58].

Формула расчёта выглядит следующим образом: сила = $(n - 1)/R$, где n – это кератометрический индекс, R – радиус кривизны передней поверхности роговицы [57, 58].

Несмотря на то, что полученные данные адаптированы к использованию во всех существующих формулах расчёта ИОЛ, стандартная кератометрия имеет свои недостатки, в частности, отсутствие учёта задней поверхности роговицы.

Формула истинной кератометрии

Истинная кератометрия (TNP, true net power) – это значение оптической силы роговицы, рассчитанное с использованием гауссовой оптики. TNP учитывает как переднюю, так и заднюю поверхности роговицы и использует значения показателя преломления воздуха, роговицы и водянистой влаги [56, 59].

Формула расчёта выглядит следующим образом: $TNP = n_1 - n_2/r_1 \times 1000 + n_0 - n_1/r_2 \times 1000$, где n_1 – показатель преломления роговицы, n_2 – показатель преломления воздуха (1,000), n_0 – показатель преломления водной среды (1,336), r_1 – радиус кривизны передней поверхности, r_2 – радиус кривизны задней поверхности [56, 59].

Данная формула гауссовой оптики является упрощённой, так как использует параксиальное приближение и предполагает, что лучи, проходящие через заднюю поверхность роговицы, всегда параллельны. Кроме того, не учитывается или неточно измеряется эффект преломления периферических отделов роговицы [56, 59].

Гауссова эквивалентная сила

Формула Гауссовой эквивалентной силы (GEP, Gaussian equivalent power) усложняет расчёт кератометрии, добавляя значение центральной толщины роговицы. Формула расчёта выглядит следующим образом: $GEP = P_1 + P_2 - T/1,367 \times (P_1 \times P_2)$, где P_1 – оптическая сила

передней поверхности роговицы, P_2 – оптическая сила задней поверхности роговицы, T – центральная толщина роговицы. Часть формулы, включающая « $P_1 + P_2$ », по своей сути является значением TNP [60].

Эквивалентные кератометрические показатели

Эквивалентные кератометрические показатели (EKR, equivalent keratometry readings) были разработаны J. Holladay и его коллегами для расчёта ИОЛ у пациентов, перенёсших рефракционные операции на роговице. EKR также рассчитываются в соответствии со стандартным кератометрическим индексом (1,3375), однако, помимо передней поверхности роговицы, производятся поправки на оптическую силу задней [61].

Формула расчёта выглядит следующим образом: $EKR = nc - 1/ram + ((nk - 1)RATbf/rpm) \times (1 - 1/RATkc)$, где nc – показатель преломления стромы роговицы (1,3760), nk – стандартный кератометрический индекс (1,3375), ram – радиус кривизны передней поверхности роговицы (m), rpm – радиус кривизны задней поверхности роговицы (m), $RATbf$ – нормальное соотношение радиуса кривизны задней поверхности к передней (0,822), $RATkc$ – истинное соотношение радиуса кривизны задней поверхности к передней [55, 62, 63].

Общая оптическая сила роговицы

Общая оптическая сила роговицы (TCRP, total corneal refractive power) рассчитывается с использованием показателей преломления воздуха, роговицы и водянистой влаги, а также с учётом обеих поверхностей роговицы без стандартизации кератометрическим индексом [60, 63].

TCRP определяется при помощи трассировки лучей, т. е. моделирования прохождения лучей света через переднюю и заднюю поверхности, а также строму роговицы в соответствии с законом Снеллиуса, согласно которому угол преломления луча при прохождении границы между двумя средами зависит от соотношения коэффициентов преломления этих сред: $n_1 \times \sin\theta_1 = n_2 \times \sin\theta_2$, где θ_1 – угол падения, θ_2 – угол преломления, n_1 и n_2 – коэффициенты преломления этих сред [56, 64].

Проходя через переднюю и заднюю поверхности роговицы, согласно закону Снеллиуса, лучи света сходятся, образуя заднюю фокусную точку. Оптическая сила роговицы определяется на основе фокусного расстояния, представляющего собой отрезок между передней поверхностью роговицы и задней фокусной точкой [56, 64].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Таким образом, эволюция развития способов определения кератометрических показателей роговицы привела к возможности получения многообразных и высокоточных параметров её оптической силы. Это в значительной степени улучшает возможности более точного расчёта оптической силы ИОЛ, фактической ИОЛ, планирования кераторефракционных вмешательств, однако, с другой стороны, появилась проблема выбора именно

тех показателей, которые определяют наиболее точное и надёжное попадание в рефракцию цели.

Конфликт интересов

Авторы данной статьи сообщают об отсутствии конфликта интересов.

ЛИТЕРАТУРА / REFERENCES

1. Киселева Т.Н., Оганесян О.Г., Романова Л.И., Милаш С.В., Пенкина А.В. Оптическая биометрия глаза: принцип и диагностические возможности метода. *Российская педиатрическая офтальмология*. 2017; 12(1): 35-42. [Kiseleva TN, Oganessian OG, Romanova LI, Milash SV, Penkina AV. Optical biometry of the eye: The principle and the diagnostic potential of the method. *Russian Pediatric Ophthalmology*. 2017; 12(1): 35-42. (In Russ.)]. doi: 10.18821/1993-1859-2017-12-1-35-42
2. Першин К.Б., Пашинова Н.Ф., Лих И.А., Цыганков А.Ю., Легких С.Л. Особенности расчета оптической силы интраокулярных линз на экстремально коротких глазах. *Офтальмология*. 2022; 19(1): 91-97. [Pershin KB, Pashinova NF, Likh IA, Tsygankov AY, Legkikh SL. Intraocular lenses optic power calculation in extremely short eyes. *Ophthalmology in Russia*. 2022; 19(1): 91-97. (In Russ.)]. doi: 10.18008/1816-5095-2022-1-91-97
3. Трубилин В.Н., Ильинская И.А. Определение оптической силы роговицы с помощью различных методов исследования. Обзор литературы. *Катарактальная и рефракционная хирургия*. 2014; 14(2): 4-9. [Trubilin VN, Ilinskaya IA. Corneal refractive power measurement using different methods. *Cataract and Refractive Surgery*. 2014; 14(2): 4-9. (In Russ.)].
4. Куликов А.Н., Даниленко Е.В., Кожевников Е.Ю. Сравнение различных вариантов кератометрии у пациентов с роговичным астигматизмом. *Российский офтальмологический журнал*. 2022; 15(2 Прил): 84-92. [Kulikov AN, Danilenko EV, Kozhevnikov EYu. Comparison of keratometry versions in patients with corneal astigmatism. *Russian Ophthalmological Journal*. 2022; 15(2 Прил): 84-92. (In Russ.)]. doi: 10.21516/2072-0076-2022-15-2-supplement-84-92
5. Дога А.В., Майчук Н.В., Мушкова И.А., Шамсетдинова Л.Т. Причины, профилактика и коррекция рефракционных нарушений после факоэмульсификации с имплантацией интраокулярных линз. *Вестник офтальмологии*. 2019; 135(6): 83-90. [Doga AV, Maychuk NV, Mushkova IA, Shamsetdinova LT. Causes, prevention and correction of refractive errors after phacoemulsification with intraocular lens implantation. *Russian Annals of Ophthalmology*. 2019; 135(6): 83-90. (In Russ.)]. doi: 10.17116/oftalma201913506183
6. Дога А.В., Кечин Е.В., Головин А.В., Каримова А.Н., Цикаришвили Н.Р., Джабер А.Н. Интраокулярная коррекция пресбиопии после лазерной кераторефракционной хирургии. *Офтальмохирургия*. 2022; 3: 98-104. [Doga AV, Kechin EV, Golovin AV, Karimova AN, Tsikarishvili NR, Dzhaber AN. Intraocular correction of presbyopia after laser keratorefractive surgery. *Fyodorov Journal of Ophthalmic Surgery*. 2022; 1: 98-104. (In Russ.)]. doi: 10.25276/0235-4160-2022-3-98-104
7. Эскина Э.Н., Белогурова А.В., Паршина В.А., Мовсесян М.Х. Предсказуемость рефракционного эффекта при выполнении лазерной коррекции зрения. Определяющие факторы. Обзор литературы. *Офтальмология*. 2023; 20(1): 41-52. [Eskina EN, Belogurova AV, Parshina VA, Movsesian MKh. Predictability of the refractive effect after laser correction. Determining factors. Review. *Ophthalmology in Russia*. 2023; 20(1): 41-52. (In Russ.)]. doi: 10.18008/1816-5095-2023-1-41-52
8. Сомов Е.Е. *Клиническая анатомия органа зрения человека*. М.: МЕДпресс-информ; 2016. [Somov EE. *Clinical anatomy of the human visual organ*. M.: MEDpress-inform; 2016. (In Russ.)].
9. Куликов А.Н., Кокарева Е.В., Котова Н.А. Сравнение результатов биометрии глаза при использовании различных приборов. *Тихоокеанский медицинский журнал*. 2017; 2: 53-54. [Kulikov AN, Kokareva EV, Kotova NA. Comparison of the results of the eye biometrics using different instruments. *Pacific Medical Journal*. 2017; (2): 53-54. (In Russ.)]. doi: 10.17238/Pmj1609-1175.2017.2.53-55
10. Куликов А.Н., Кокарева Е.В., Котова Н.А. Сравнение результатов измерений параметров глаза с помощью «Lenstar 900 LS» и «IOLMaster», «Pentacam HR», «OPD-Scan II» перед факоэмульсификацией катаракты. *Современные технологии в офтальмологии*. 2016; 5: 58-61. [Kulikov AN, Kokareva EV, Kotova NA. Comparison of the results of measurements of eye parameters using "Lenstar 900 LS" and "IOLmaster", "Pentacam HR", "OPD-Scan II" before cataract phacoemulsification. *Modern Technologies in Ophthalmology*. 2016; 5: 58-61. (In Russ.)].
11. Gutmark R, Guyton DL. Origins of the keratometer and its evolving role in ophthalmology. *Surv Ophthalmol*. 2010; 55(5): 481-497. doi: 10.1016/j.survophthal.2010.03.001
12. Godefrooij DA, Galvis V, Tello A. Von Helmholtz's ophthalmometer: Historical review and experience with one of the last surviving original devices. *Acta Ophthalmol*. 2018; 96(3): 314-320. doi: 10.1111/aos.13493
13. Khurana AK, Khurana AK, Khurana B. *Theory and practice of optics and refraction*. Elsevier India; 2014.
14. Gurnani B, Kaur K. *Keratometer*. StatPearls Publishing; 2022.
15. Berjandy F, Nabovati P, Hashemi H, Yekta A, Ostadimoghaddam H, Sardari S, et al. Predicting initial base curve of the rigid contact lenses according to Javal keratometry findings in patients with keratoconus. *Cont Lens Anterior Eye*. 2020; 44(3): 101340. doi: 10.1016/j.clae.2020.05.009
16. Hamer CA, Buckhurst H, Purslow C, Shum GL, Habib NE, Buckhurst PJ. Comparison of reliability and repeatability of corneal curvature assessment with six keratometers. *Clin Exp Optom*. 2016; 99(6): 583-589. doi: 10.1111/cxo.12329
17. Dehnavi Z, Khabazkhoob M, Mirzajani A, Jabbarvand M, Yekta A, Jafarzadehpour E. Comparison of the corneal power measurements with the TMS4-Topographer, Pentacam HR, IOLMaster, and Javal keratometer. *Middle East Afr J Ophthalmol*. 2015; 22(2): 233-237. doi: 10.4103/0974-9233.151884
18. Douthwaite WA, Burek H. The Bausch and Lomb keratometer does not measure the tangential radius of curvature. *Ophthalmic Physiol Opt*. 1995; 15(3): 187-193. doi: 10.1016/0275-5408(95)90570-r
19. Szirth BC, Matsumoto E, Wright KW, Murphree AL. Attachment for the Bausch & Lomb keratometer in pediatrics. *J Pediatr Ophthalmol Strabismus*. 1987; 24(4): 186-189. doi: 10.3928/0191-3913-19870701-09
20. Kane JX, Chang DF. IOL power formulas, biometry, and intraoperative aberrometry: A review. *Ophthalmology*. 2020; 128(11): 94-114. doi: 10.1016/j.ophtha.2020.08.010

21. Mylonas G, Sacu S, Buehl W, Ritter M, Georgopoulos M, Schmidt-Erfurth U. Performance of three biometry devices in patients with different grades of age-related cataract. *Acta Ophthalmol.* 2011; 89: 237-241. doi: 10.1111/j.1755-3768.2010.02042.x
22. Symes RJ, Ursell PG. Automated keratometry in routine cataract surgery: Comparison of Scheimpflug and conventional values. *J Cataract Refract Surg.* 2011; 37(2): 295-301. doi: 10.1016/j.jcrs.2010.08.050
23. Rio-Cristobal A, Martin R. Corneal assessment technologies: Current status. *Surv Ophthalmol.* 2014; 59(6): 599-614. doi: 10.1016/j.survophthal.2014.05.001
24. Huang J, McAlinden C, Huang Y, Wen D, Savini G, Tu R, et al. Meta-analysis of optical low-coherence reflectometry versus partial coherence interferometry biometry. *Sci Rep.* 2017; 7(1): 43414. doi: 10.1038/srep43414
25. McAlinden C, Wang Q, Pesudovs K, Yang X, Bao F, Yu A, et al. Axial length measurement failure rates with the IOLMaster and Lenstar LS 900 in eyes with cataract. *PLoS One.* 2015; 10(6): e0128929. doi: 10.1371/journal.pone.0128929
26. Haigis W, Lege B, Miller N, Schneider B. Comparison of immersion ultrasound biometry and partial coherence interferometry for intraocular lens calculation according to Haigis. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol.* 2000; 238: 765-773. doi: 10.1007/s004170000188
27. Li X, Cao X, Bao Y. Comparison of total corneal astigmatism between IOLMaster and Pentacam. *BioMed Res Int.* 2022; 2022: 92360006. doi: 10.1155/2022/9236006
28. Srivannaboon S, Chirapapaian C, Chonpimai P, Koodkaew S. Comparison of ocular biometry and intraocular lens power using a new biometer and a standard biometer. *J Cataract Refract Surg.* 2014; 40(5): 709-715. doi: 10.1016/j.jcrs.2013.09.020
29. Pereira JM, Neves A, Alfaiate P, Santos M, Aragão H, Sousa JC. Lenstar® LS 900 vs Pentacam®-AXL: Comparative study of ocular biometric measurements and intraocular lens power calculation. *Eur J Ophthalmol.* 2018; 28(6): 645-651. doi: 10.1177/1120672118771844
30. Buckhurst PJ, Wolffsohn JS, Shah S, Naroo SA, Davie LN, Berrow EJ. A new optical low coherence reflectometry device for ocular biometry in cataract patients. *Br J Ophthalmol.* 2009; 93(7): 949-953. doi: 10.1136/bjo.2008.156554
31. Cruysberg LP, Doors M, Verbakel F, Berendschot TT, De Brabander J, Nuijts RM. Evaluation of the Lenstar LS 900 non-contact biometer. *Br J Ophthalmol.* 2010; 94(1): 106-110. doi: 10.1136/bjo.2009.161729
32. Uçakhan ÖÖ, Akbel V, Bıyıklı Z, Kanpolat A. Comparison of corneal curvature and anterior chamber depth measurements using the manual keratometer, Lenstar LS 900 and the Pentacam. *Middle East Afr J Ophthalmol.* 2013; 20(3): 201. doi: 10.4103/0974-9233.114791
33. Ventura BV, Ventura MC, Wang L, Koch DD, Weikert MP. Comparison of biometry and intraocular lens power calculation performed by a new optical biometry device and a reference biometer. *J Cataract Refract Surg.* 2017; 43(1): 74-79. doi: 10.1016/j.jcrs.2016.11.033
34. An Y, Kang EK, Kim H, Kang MJ, Byun YS, Joo CK. Accuracy of swept-source optical coherence tomography based biometry for intraocular lens power calculation: A retrospective cross-sectional study. *BMC Ophthalmol.* 2019; 19: 30. doi: 10.1186/s12886-019-1036-y
35. Arriola-Villalobos P, Almendral-Gómez J, Garzón N, Ruiz-Medrano J, Fernández-Pérez C, Martínez-de-la-Casa JM, et al. Agreement and clinical comparison between a new swept-source optical coherence tomography-based optical biometer and an optical low-coherence reflectometry biometer. *Eye.* 2017; 31(3): 437-442. doi: 10.1038/eye.2016.241
36. Kunert KS, Peter M, Blum M, Haigis W, Sekundo W, Schütze J, et al. Repeatability and agreement in optical biometry of a new swept-source optical coherence tomography-based biometer versus partial coherence interferometry and optical low-coherence reflectometry. *J Cataract Refract Surg.* 2016; 42(1): 76-83. doi: 10.1016/j.jcrs.2015.07.039
37. Nemeth G, Modis JrL. Ocular measurements of a swept-source biometer: Repeatability data and comparison with an optical low-coherence interferometry biometer. *J Cataract Refract Surg.* 2019; 45(6): 789-797. doi: 10.1016/j.jcrs.2018.12.018
38. Hoffer KJ, Hoffmann PC, Savini G. Comparison of a new optical biometer using swept-source optical coherence tomography and a biometer using optical low-coherence reflectometry. *J Cataract Refract Surg.* 2016; 42(8): 1165-1172. doi: 10.1016/j.jcrs.2016.07.013
39. Mukhija R, Gupta N. Advances in anterior segment examination. *Commun Eye Health.* 2019; 32(107): S5-S6.
40. Kanclerz P, Khoramnia R, Wang X. Current developments in corneal topography and tomography. *Diagnostics.* 2021; 11(8): 1466. doi: 10.3390/diagnostics11081466
41. Fan R, Chan TC, Prakash G, Jhanji V. Applications of corneal topography and tomography: A review. *Clin Exp Ophthalmol.* 2018; 46(2): 133-146. doi: 10.1111/ceo.13136
42. Grzybowski A, Kanclerz P. Recent developments in cataract surgery. *Current Concepts in Ophthalmology.* Springer; 2020: 55-97.
43. Courville CB, Smolek MK, Klyce SD. Contribution of the ocular surface to visual optics. *Exp Eye Res.* 2004; 78: 417-425. doi: 10.1016/j.exer.2003.10.012
44. Martin R. Cornea and anterior eye assessment with Placido-disc keratometry, slit scanning evaluation topography and scheimpflug imaging tomography. *Indian J Ophthalmol.* 2018; 66(3): 360. doi: 10.4103/ijo.IJO_850_17
45. Cairns G, McGhee CNJ. Orbscan computerized topography: Attributes, applications, and limitations. *J Cataract Refract Surg.* 2005; 31: 205-220. doi: 10.1016/j.jcrs.2004.09.047
46. Oliveira CM, Ribeiro C, Franco S. Corneal imaging with slit-scanning and Scheimpflug imaging techniques. *Clin Exp Optom.* 2011; 94: 33-42. doi: 10.1111/j.1444-0938.2010.00509.x
47. Swartz T, Marten L, Wang M. Measuring the cornea: The latest developments in corneal topography. *Curr Opin Ophthalmol.* 2007; 18: 325-333. doi: 10.1097/ICU.0b013e3281ca7121
48. Shammas HJ, Hoffer KJ, Shammas MC. Scheimpflug photography keratometry readings for routine intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg.* 2009; 35(2): 330-334. doi: 10.1016/j.jcrs.2008.10.041
49. Xu K, Hao Y, Qi H. Intraocular lens power calculations using a Scheimpflug camera to measure corneal power. *Biotech Histochem.* 2013; 89(5): 348-354. doi: 10.3109/10520295.2013.867532
50. Saad E, Shammas MC, Shammas HJ. Scheimpflug corneal power measurements for intraocular lens power calculation in cataract surgery. *Am J Ophthalmol.* 2013; 156(3): 460-467. doi: 10.1016/j.ajo.2013.04.035
51. Savini G, Barboni P, Carbonelli M, Hoffer KJ. Accuracy of a dual Scheimpflug analyzer and a corneal topography system

for intraocular lens power calculation in unoperated eyes. *J Cataract Refract Surg.* 2011; 37(1): 72-76. doi: 10.1016/j.jcrs.2010.08.036

52. *OCULUS Pentacam Pentacam® HR Pentacam® AXL interpretation guide*; 3rd ed.

53. Savini G, Hoffer KJ, Barboni P, Balducci N, Schiano-Lomoriello D, Ducoli P. Accuracy of optical biometry combined with Placido disc corneal topography for intraocular lens power calculation. *PLoS One.* 2017; 12(2): e0172634. doi: 10.1371/journal.pone.0172634

54. Mehravaran S, Asgari S, Bigdeli S, Shahnazi A, Hashemi H. Keratometry with five different techniques: A study of device repeatability and inter-device agreement. *Int Ophthalmol.* 2014; 34(4): 869-875. doi: 10.1007/s10792-013-9895-3

55. Pan C, Tan W, Hua Y, Lei X. Comprehensive evaluation of total corneal refractive power by ray tracing in predicting corneal power in eyes after small incision lenticule extraction. *PLoS One.* 2019; 14(6): e0217478. doi: 10.1371/journal.pone.0217478

56. Qian Y, Liu Y, Zhou X, Naidu RK. Comparison of corneal power and astigmatism between simulated keratometry, true net power, and total corneal refractive power before and after SMILE surgery. *J Ophthalmol.* 2017; 2017: 9659481 doi: 10.1155/2017/9659481

57. Savini G, Hoffer KJ, Schiano Lomoriello D, Ducoli P. Simulated keratometry versus total corneal power by ray tracing. *Cornea.* 2017; 36(11): 1368-1372. doi: 10.1097/ICO.0000000000001343

58. Wang Q, Savini G, Hoffer KJ, Xu Z, Feng Y, Wen D, et al. A comprehensive assessment of the precision and agreement

of anterior corneal power measurements obtained using 8 different devices. *PLoS One.* 2012; 7(9): e45607. doi: 10.1371/journal.pone.0045607

59. Savini G, Barboni P, Carbonelli M, Hoffer KJ. Comparison of methods to measure corneal power for intraocular lens power calculation using a rotating Scheimpflug camera. *J Cataract Refract Surg.* 2013; 39(4): 598-604. doi: 10.1016/j.jcrs.2012.11.022

60. Wang L, Mahmoud AM, Anderson BL, Koch DD, Roberts CJ. Total corneal power estimation: Ray tracing method versus Gaussian optics formula. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2011; 52(3): 1716-1722. doi: 10.1167/iovs.09-4982

61. Saglik A, Celik H, Aksoy M. An analysis of Scheimpflug Holladay-equivalent keratometry readings following corneal collagen cross-linking. *Beyoglu Eye J.* 2019; 4(2): 62-68. doi: 10.14744/bej.2019.35220

62. Karunaratne N. Comparison of the Pentacam equivalent keratometry reading and IOL Master keratometry measurement in intraocular lens power calculations. *Clin Exp Ophthalmol.* 2013; 41(9): 825-834. doi: 10.1111/ceo.12124

63. Oh JH, Kim SH, Chuck RS, Park CY. Evaluation of the Pentacam ray tracing method for the measurement of central corneal power after myopic photorefractive keratectomy. *Cornea.* 2014; 33(3): 261-265. doi: 10.1097/ICO.0000000000000034

64. Hoshikawa R, Kamiya K, Fujimura F, Shoji N. Comparison of conventional keratometry and total keratometry in normal eyes. *BioMed Res Int.* 2020; 2020: 8075924. doi: 10.1155/2020/8075924

Сведения об авторах

Боико Эрнест Витальевич – доктор медицинских наук, профессор, Заслуженный врач РФ, директор, Санкт-Петербургский филиал ФГАУ «НМИЦ «МНТК «Микрохирургия глаза» имени академика С.Н. Фёдорова» Минздрава России; заведующий кафедрой офтальмологии, ФГБОУ ВО «Северо-Западный государственный медицинский университет имени И.И. Мечникова» Минздрава России; профессор кафедры оториноларингологии и офтальмологии, ФГБОУ ВО «Санкт-Петербургский государственный университет», e-mail: boiko111@list.ru, <https://orcid.org/0000-0002-7413-7478>

Петросян Юрий Микаелович – врач-офтальмолог, Санкт-Петербургский филиал ФГАУ «НМИЦ «МНТК «Микрохирургия глаза» имени академика С.Н. Фёдорова» Минздрава России; аспирант кафедры офтальмологии, ФГБОУ ВО «Северо-Западный государственный медицинский университет имени И.И. Мечникова» Минздрава России, e-mail: petrosyan.yurij@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0003-4081-0078>

Шухаев Сергей Викторович – кандидат медицинских наук, врач-офтальмолог, Санкт-Петербургский филиал ФГАУ «НМИЦ «МНТК «Микрохирургия глаза» имени академика С.Н. Фёдорова» Минздрава России, e-mail: shukhaevsv@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0001-7047-615X>

Литвин Ирина Боглановна – кандидат медицинских наук, доцент, заведующая научно-образовательным отделом, Санкт-Петербургский филиал ФГАУ «НМИЦ «МНТК «Микрохирургия глаза» имени академика С.Н. Фёдорова» Минздрава России; доцент кафедры офтальмологии, ФГБОУ ВО «Северо-Западный государственный медицинский университет имени И.И. Мечникова» Минздрава России, e-mail: eyedocto07@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0002-1549-3341>

Information about the authors

Ernest V. Boiko – Dr. Sc. (Med.), Professor, Honored Doctor of the Russian Federation, Director, Saint Petersburg Branch of the S. Fyodorov Eye Microsurgery Federal State Institution; Head of the Department of Ophthalmology, North-Western State Medical University named after I.I. Mechnikov; Professor at the Department of Otorhinolaryngology and Ophthalmology, St. Petersburg University, e-mail: boiko111@list.ru, <https://orcid.org/0000-0002-7413-7478>

Yuri M. Petrosyan – Ophthalmologist, Saint Petersburg Branch of the S. Fyodorov Eye Microsurgery Federal State Institution; Postgraduate at the Department of Ophthalmology, North-Western State Medical University named after I.I. Mechnikov, e-mail: petrosyan.yurij@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0003-4081-0078>

Serdey V. Shukhaev – Cand. Sc. (Med.), Ophthalmologist, Saint Petersburg Branch of the S. Fyodorov Eye Microsurgery Federal State Institution, e-mail: shukhaevsv@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0001-7047-615X>

Irina B. Litvin – Cand. Sc. (Med.), Docent, Head of the Scientific and Educational Department, Saint Petersburg Branch of the S. Fyodorov Eye Microsurgery Federal State Institution; Associate Professor at the Department of Ophthalmology I North-Western State Medical University named after I.I. Mechnikov, e-mail: eyedocto07@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0002-1549-3341>