

Биометрия и силиконовая тампонада витреальной полости глаза. Обзор



А.Н. Куликов



Е.В. Даниленко



А.Р. Кузнецов

ФГБОУВО «Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова» Министерства обороны Российской Федерации
ул. Академика Лебедева, 6, Санкт-Петербург, 194044, Российская Федерация

РЕЗЮМЕ

Офтальмология. 2021;18(4):769-777

Представление о «золотом стандарте» современной витреоретинальной хирургии неразрывно связано с использованием силиконовой тампонады витреальной полости глаза. Одним из осложнений длительного (по данным разных авторов, от 2 недель до 2 лет) пребывания силиконового масла в витреальной полости глаза является помутнение хрусталика. В этом случае среди причин, ведущих к развитию катаракты, выделяют гидрофобность полидиметилсилоксанов, непосредственный контакт с передним фронтом силиконового пузыря, макрофагальная и токсическая реакция, трофические нарушения. Это делает актуальной проблему катарактальной хирургии и предварительного расчета интраокулярной линзы на фоне пребывания силиконового масла перед его выведением из витреальной полости наряду с затруднениями при визуализации глазного дна и минимизацией количества операций путем проведения комбинированных вмешательств. Известно, что основная ошибка в расчете силы искусственного хрусталика связана с погрешностями в измерении переднезадней оси как наиболее значимой составляющей расчета интраокулярной линзы. В условиях силиконовой тампонады погрешность измерений, а следовательно, и планирование послеоперационной рефракции остается до конца не решенной проблемой. Ряд авторов публикуют сведения, сообщающие о 58 % случаев достижения запланированной рефракции после комбинированного лечения. Некоторые исследователи указывают на то, что после выполнения фактоэмульсификации на авитреальных глазах и планирования имплантации искусственного хрусталика средняя ошибка в расчете его силы составляет 0,8 дптр, несмотря на широкое применение оптической биометрии. Она представлена несколькими методиками: частичной когерентной интерферометрией, оптической низкокогерентной рефлектометрией и оптической когерентной томографией, которые реализованы в таких приборах, как IOLMaster 500, Lenstar LS 900 и IOLMaster 700, имеющих свои особенности и точность измерения. Исследование их преимуществ, а также разработка точного метода расчета интраокулярной линзы на фоне силиконовой тампонады для снижения ошибок в достижении целевой рефракции демонстрирует медико-социальное значение этой проблемы.

Ключевые слова: оптическая биометрия, катаракта, силиконовая тампонада, силиконовое масло, расчет силы интраокулярной линзы

Для цитирования: Куликов А.Н., Даниленко Е.В., Кузнецов А.Р. Биометрия и силиконовая тампонада витреальной полости глаза. Обзор литературы. *Офтальмология*. 2021;18(4):769-777. <https://doi.org/10.18008/1816-5095-2021-4-769-777>

Прозрачность финансовой деятельности: Никто из авторов не имеет финансовой заинтересованности в представленных материалах или методах

Конфликт интересов отсутствует



Biometry in Silicone Oil Filled Eyes. A Review

A.N. Kulikov, E.V. Danilenko, A.R. Kuznetsov

Medical Military Academy named after S.M. Kirov
Academician Lebedev str., 6, St. Petersburg, 194044, Russian Federation

ABSTRACT

Ophthalmology in Russia. 2021;18(4):769–777

Background. The “gold standard” of modern vitreoretinal surgery is silicone oil tamponade of the vitreous cavity. The lens opacity development is in the list of complications of prolonged silicone oil eye filling (from 2 weeks to 2 years). Polydimethylsiloxanes hydrophobicity, direct contact with the front of the silicone bladder, macrophage and toxic reaction, trophic disturbances are the causes leading to the cataract initiation. This makes the problem of cataract surgery and preliminary intraocular lens calculation in silicone oil filled eyes before its removing very relevant as well as cloudy retina visualization and the necessity of minimization of number of operations through their combination. Certainly, the main error in IOL power calculation is associated with axial length measurement inaccuracy, as the most significant term of an equation. Silicone oil filled eyes biometry errors, and, consequently, postoperative refraction biases remain unresolved problem until now. To date authors report only 58 % of cases in which target refraction was achieved after combined surgery. Some researchers figure out that average calculation error after phacoemulsification with IOL implantation in avitreal eyes was 0.8 D despite of the optical biometry usage. Today it is represented by several methods: partial coherent interferometry, optical low-coherence reflectometry and optical coherence tomography, which are implemented in devices such as IOLMaster 500, Lenstar LS 900 and IOLMaster 700, which have their own characteristics and measurement accuracy. Their advantages as well as creation an accurate IOL calculation method for silicone oil filled eyes could reduce postoperative refraction error that outline significant medical and social problem.

Keywords: optical biometry, cataract, silicone oil filled eye, silicone oil, intraocular lens power calculation

For citation: Kulikov A.N., Danilenko E.V., Kuznetsov A.R. Biometry in Silicone Oil Filled Eyes. A Review. *Ophthalmology in Russia*. 2021;18(4):769–777. <https://doi.org/10.18008/1816-5095-2021-4-769-777>

Financial Disclosure: No author has a financial or property interest in any material or method mentioned

There is no conflict of interests

О современной хирургии стекловидного тела (СТ) и сетчатки сложно говорить без упоминания о различных тампонирующих соединениях (перфторорганические жидкости, газообразные фторсодержащие вещества, полидиметилсилоксаны в различных комбинациях) [1]. Развитие катаракты на фоне пребывания силиконового масла (СМ) в стекловидной камере глаза (СКГ), трудности визуального контроля глазного дна, а также стремление к уменьшению числа проводимых операций [2–6] диктуют необходимость замены помутневшего хрусталика на интраокулярную линзу (ИОЛ) одновременно с выведением СМ [2–4, 7, 8]. Погрешность измерения переднезадней оси (ПЗО) как наиболее значимой составляющей расчета ИОЛ [9–11] в условиях тампонады витреальной полости заменителями стекловидного тела и планирование послеоперационной рефракции остаются до сих пор до конца не решенными вопросами. В современной литературе авторы сообщают лишь о 58 % случаев достижения запланированной рефракции и безуспешном определении предикторов ее достижения после комбинированного лечения [12]. Рассчитано также, что средняя ошибка в силе ИОЛ составляет 0,8 дптр после факоэмульсификации на авитреальных глазах [13]. Совершенствование технологий катарактальной и витреоретинальной хирургии (ВРХ) привело к ужесточению требований в достижении целевой рефракции. Кроме того, постоянно возрастающий уровень ожидания достижения высокой некорригированной (без дополнительных средств оптической коррекции) остроты зрения после операции говорит о необходимости появления надежных алгоритмов расчета даже

в случае сложности и многоэтапности хирургического вмешательства. Разработка нового подхода к расчету искусственного хрусталика на фоне силиконовой тампонады для минимизации рефракционных ошибок после комбинированной хирургии, помимо восстановления прозрачности оптических сред, в результате достижения запланированной рефракции может обеспечить скорейшее восстановление социальной и профессиональной адаптации пациентов.

Одним из основных осложнений силиконовой тампонады СКГ является развитие и прогрессирование уже имеющейся катаракты [2, 3, 7, 14–24] за счет непосредственного пропитывания капсулы хрусталика во время продолжительного контакта с передним фронтом силиконового пузыря [23], трофических нарушений на фоне гидрофобности СМ [1], токсического воздействия [16, 22, 24–27] и макрофагальной реакции [14, 28, 29]. Исследователи в разное время отмечали, что помутнение хрусталика неизбежно развивается при контакте с тампонирующим агентом в сроки от 2 недель до 2 лет в 60–100 % случаев [1, 21, 30, 31], через 1 год после удаления СМ — в 49 % случаев, а через 2 года — в 60–74 % наблюдений [16, 20, 32].

Первые сообщения о применении полидиметилсилоксанов в офтальмологической практике появились в 60-е годы XX века [33, 34]. С 1971 года их стали часто использовать в витреоретинальной хирургии как заменители СТ [15, 35, 36]. Определяющими качествами при выборе этих жидкостей явились прозрачность, отсутствие токсичности (условная токсичность), большая сила поверхностного натяжения, приемлемый диапазон

А.Н. Куликов, Е.В. Даниленко, А.Р. Кузнецов

Контактная информация: Кузнецов Александр Романович pit-ark@mail.ru

Биометрия и силиконовая тампонада витреальной полости глаза. Обзор

вязкости и длительная стабильность [37]. Одновременно с совершенствованием витреоретинального оборудования росла эффективность и популярность СМ в хирургии отслойки сетчатки, особенно осложненной пролиферативной витреоретинопатией. Почти сразу после широкого внедрения силиконового масла в офтальмохирургическую практику специалисты столкнулись с осложнениями его применения [2, 3, 7, 15–17, 19, 21]. В их числе была и так называемая «силиконовая катаракта» [38]. Развитие помутнения хрусталика на фоне силиконовой тампонады на этапах становления катарактальной хирургии все чаще ставило вопрос о биометрии таких глаз при расчете силы ИОЛ.

В настоящее время биометрия глазного яблока — измерение осевых интраокулярных расстояний [39] — осуществляется двумя основными способами: ультразвуковым и оптическим. В обоих случаях пребывание СМ в СКГ вносит погрешность в измерение ПЗО.

Ультразвуковой метод биометрии в медицине применяется с 1950 года [40]. Удельный вес и вязкость СМ отличаются от показателей СТ. Это снижает скорость прохождения в нем звукового сигнала или даже препятствует его распространению в среде и затрудняет выполнение биометрии для получения верного значения ПЗО [6, 11, 41–52]. К. J. Noffer утверждал, что средняя скорость ультразвуковой волны в глазных средах обратно пропорциональна линейному количеству СМ, ею пройденного, а ПЗО глаза с СМ прямо пропорциональна аксиальному размеру без СМ [9]. Перерасчет прибором скорости сигнала приводит к завышению истинных значений ПЗО [6, 42, 53, 54] и создает так называемое «псевдудлинение» [37] за счет сагиттального размера СК, заполненной полидиметилсилоксаном. В связи с этим некоторые исследователи пытались усилить на 3 дптр ИОЛ, рассчитанную на эмметропическую рефракцию [30] (рис. 1). Другие данные говорят об ослаблении полученной в послеоперационном периоде рефракции на 4,8–5,4 дптр от прогнозированной [19, 30].

Были также сделаны попытки рассчитать скорость ультразвука для СМ с различной вязкостью. Например, предлагался коэффициент увеличения ПЗО на СМ 1000 сСт, равный 0,71 для формулы SRK/T, и скорость ультразвуковой волны 987 м/с [9, 55, 56]. Кроме того, использовались поправочные коэффициенты 0,64 и 0,62 к размеру СКГ для СМ вязкостью 1000 и 1300 сСт [42]. После этого пересчитанные размеры СКГ складывали с оставшимися расстояниями вдоль оптической оси, которые были измерены в стандартных условиях. Помимо использования эмпирических поправок, разрабатывались и теоретические формулы для расчета ПЗО. Одним из таких способов было использование коэффициента, связанного с изменением скорости ультразвука в СМ:

$$\text{ПЗО}_{\text{ист.}} = V_{\text{корр.}} / V_{\text{некорр.}} \times \text{ПЗО}_{\text{некорр.}}$$

где $\text{ПЗО}_{\text{ист.}}$ — «истинная», вычисляемая ПЗО, $V_{\text{корр.}}$ — скорость звука с поправкой, $V_{\text{некорр.}}$ — скорость звука

без поправки, $\text{ПЗО}_{\text{некорр.}}$ — исходная, без поправки ПЗО. Таким образом, удавалось улучшить рефракционные результаты, обусловленные ПЗО, в 13 % случаев (8 % для гиперметропических и 5 % для миопических глаз) [9].

Тем не менее переводные коэффициенты рекомендовано было использовать с осторожностью и только если другие методы расчета ИОЛ были недоступны, а глубину передней камеры (ПК), толщину хрусталика и длину СКГ невозможно было измерить [6, 42]. В связи с этим некоторые предложенные поправки не имели широкого распространения, поскольку были выведены при расчетах на всей длине глаза, в то время как СМ заполнена только СКГ [57]. Так как исследования с помощью А-сканирования проводились у пациентов в том числе и в положении лежа, а СМ было легче воды, образовывалось так называемое ретросиликоновое пространство (РСС). В этих случаях часто применяли формулу Мелдрума [56, 58] для трансформации скорости ультразвука в СКГ, заполненной СМ, и расчета ПЗО с применением коэффициента:

$$\text{ПЗО (мм)} = L_{\text{ПО}} + L_{\text{СКГ+СМ}} \times 0,634 + L_{\text{РСС}}$$

где $L_{\text{ПО}}$ — длина переднего отрезка (глубина ПК + толщина хрусталика), $L_{\text{СКГ+СМ}}$ — осевая длина СКГ с СМ, $L_{\text{РСС}}$ — длина РСС.

Было отмечено, что данный способ расчета приводил к более точным результатам по сравнению

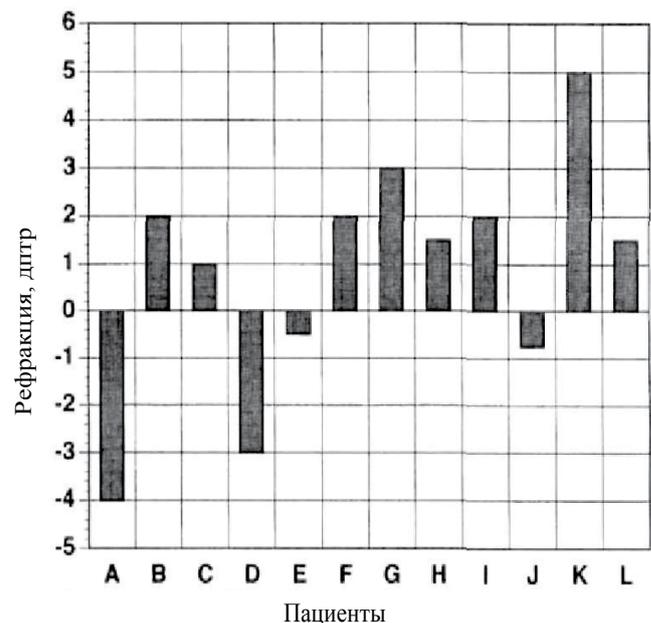


Рис. 1. Рефракция после силиконовой тампонады и имплантации искусственной линзы. Результаты послеоперационной рефракции после комбинированной операции на 12 глазах. К силе ИОЛ, рассчитанной на эмметропию, добавляли 3 дптр [30] (авторский перевод с немецкого)

Fig. 1. Refraction after silicone oil tamponade termination and IOL implantation. The results of postoperative refraction after combined surgery in 12 eyes. IOL power calculated for emmetropia amplified by 3 diopters [author's translation from German]

с альтернативной методикой доктора R. Effert, связанной с усилением планируемой ИОЛ на 3 дптр [30]. Обращалось также внимание на роль задней поверхности ИОЛ при контакте с передним фронтом СМ.

Использование ультразвуковой биометрии может давать серьезные погрешности, особенно при стафиломах заднего полюса глаза у лиц с высокой осевой миопией (для которых характерна большая частота отслойки сетчатки), а также при наличии патологии макулярной области. Кроме того, значительную погрешность в расчет ИОЛ вносит вдавливание роговицы при аппланации [59, 60]. Погрешность ультразвуковой биометрии заметно уменьшилась после появления приборов с селективным использованием скорости звуковой волны в разных средах, но остальные недостатки метода, связанные с контактным измерением и внеосевым прохождением

волны, по-прежнему вносят существенную ошибку. В связи с этим уже более 17 лет назад ультразвуковой метод [40, 61] на посту «золотого стандарта» биометрии сменила частично когерентная интерферометрия [10, 39, 62–65], представленная в виде коммерческой версии прибора IOLMaster в сентябре 1999 года [66]. На рисунке 2 представлена схема одного из первых офтальмологических лазерных интерферометров [65].

Частичная когерентная интерферометрия в приборе IOLMaster осуществляется благодаря инфракрасному полупроводниковому мультимодальному светодиодному лазеру с длиной волны 780 нм [67] (рис. 2), принцип его работы основан на интерферометре Майкельсона [68] (рис. 3).

Лазерный луч от источника L разделяется на два коаксиальных (1 и 2) при взаимодействии с разделительной пластинкой P_1 , один из которых (2) используется для измерения ПЗО при прохождении через оптическую систему глаза до пигментного эпителия по траектории L-A-C-A-O (рис. 2), отражаясь последовательно от разделительной пластинки P_1 по направлению A-C, зеркала S_2 и формируя луч в направлении A-O. Другой (1), распространяющийся по траектории L-A-B-A-O, проходя через разделительную пластинку P_1 , отражается последовательно от зеркала S_1 и от разделительной пластинки P_1 и формирует также луч по направлению A-O. Так как обе волны (1 и 2) распространяются по направлению A-O, имеют одинаковую природу из источника L, то они когерентны и могут интерферировать друг с другом¹. P_2 является компенсационной пластинкой, необходимой для нивелирования добавочной разности хода, так как луч 2 пересекает пластинку P_1 три раза, а луч 1 — один раз. При наложении отраженного от границ сред сигнала и просто отраженного пучка от референтного зеркала возникает интерференционная картина. По времени ее появления и времени хода волны заданной длины в искомой среде можно рассчитать измеряемое расстояние. Еще один источник света, отражаясь от 6 гексагонально расположенных точек на передней поверхности роговицы в 2,3-миллиметровой центральной зоне, служит для кератометрии. Фиксированный к метке взгляд пациента позволяет получить измерение строго по зрительной оси и после использования специальной формулы произвести расчет истинного ПЗО [69]:

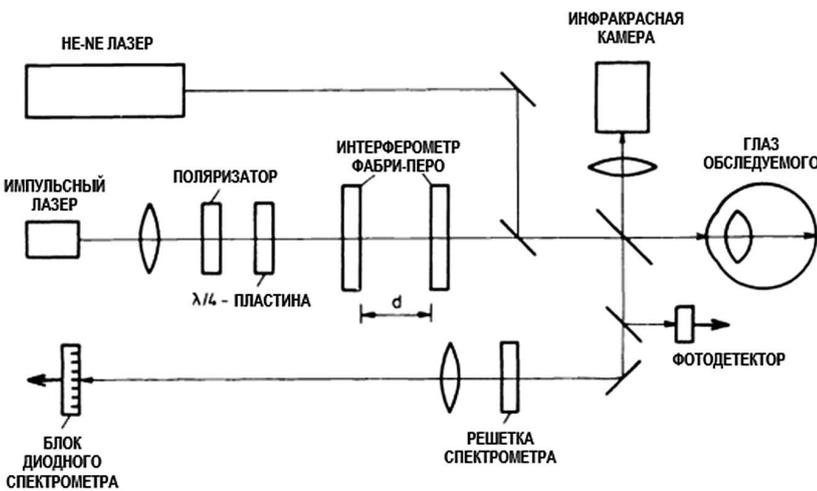


Рис. 2. Интерферометр для измерения осевой длины глаза (авторский перевод с английского) [65]

Fig. 2. Interferometer for measuring the axial optical length of the eye

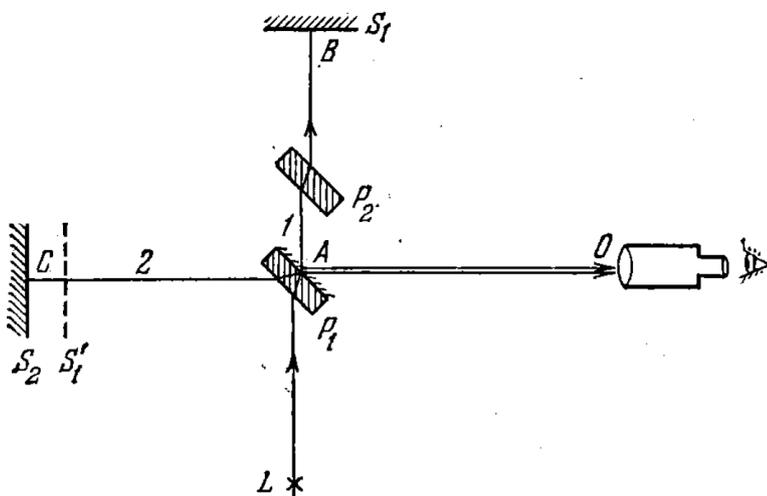


Рис. 3. Схема интерферометра Майкельсона¹ (объяснение в тексте)

Fig. 3. Michelson interferometer scheme

¹ Ландсберг Г.С. Оптика. Учебное пособие. Для вузов. 6-ое издание. М.: Физматлит, 2003. 848 с.

$$ПЗО_{PCI} = (ПЗО_{OPL} / 1,3549 - 1,3033) / 0,9571,$$

где $ПЗО_{PCI}$ — длина ПЗО (мм), откалиброванная с помощью иммерсионной ультразвуковой биометрии; $ПЗО_{OPL}$ — значение аксиальной длины, полученное с помощью оптической биометрии. Вместе с тем средний показатель преломления глаза, являясь производным от средней скорости ультразвуковой волны, может также использоваться для измерения зрительной оси:

$$ПЗО_{PCI} = ПЗО_{OPL} / nPCI,$$

где $nPCI$ — средний индекс преломления для факического глаза, который составляет 1,3549. При наличии псевдофакии с акриловой ИОЛ средний рефракционный индекс меняется на 1,3530.

Внедренный в практику метод оптической лазерной биометрии характеризуется безопасностью², точностью, комфортом и отсутствием непосредственного контакта с пациентом [70, 71], а также быстротой и высокой воспроизводимостью результатов, которые превосходят данные ультразвуковой биометрии, в том числе и при силиконовой тампонаде [72]. Данные качества в клинической практике дают повышение надежности и эффективности измерений, оптимизацию диагностического процесса [10; 73]. Впоследствии IOLMaster 500 (Carl Zeiss Meditec, Германия) до определенного времени неоднократно претерпевал усовершенствования и перевыпуск программного обеспечения без изменения тактики проводимых измерений и пересчетов расстояний с использованием среднего коэффициента преломления оптических сред без дифференцировки внутриглазных структур вдоль зрительной оси [74]. Если сравнивать А-сканирование со стандартным ультразвуковым преобразователем, имеющим частоту 10 МГц, и IOLMaster 500, то первое обладает малой точностью (100–200 мкм) и низкой разрешающей способностью (200 мкм) [39, 75, 76] по сравнению с частично когерентной интерферометрией (0,3–10 и 12 мкм соответственно) [10, 60, 64, 73, 77–79].

Необходимость в более точном методе оптической биометрии, особенно в случае применения тампонирующих веществ внутри глаза, при относительно менее прозрачных оптических средах и сопутствующей глазной патологии наталкивала на поиск новых технологий измерения внутриглазных расстояний. Таким образом, биометрия прошла путь от возможности ультразвукового посегментного измерения ПЗО к различным видам оптической биометрии нового поколения, позволяющим также измерять отдельные внутриглазные домены. Среди них выделяют оптическую когерентную рефлектометрию и оптическую когерентную томографию (ОКТ) с технологией SWEPT Source Biometry™ (SS) [39], которая заменила частичную когерентную интерферометрию в IOLMaster 700 (Carl Zeiss Meditec AG, Германия)

и позволила ему стать первым биометром такого типа. Технологическая особенность новой методики заключается в расширении возможностей ОКТ лазерным источником с перестраиваемой длиной волны (SS) 1055 нм и скоростью 2000 сканов в секунду, что позволяет визуализировать сагиттальный оптический срез на всем протяжении глазного яблока и нивелирует нежелательные движения пациента. Благодаря визуализации глазных структур на всем протяжении ПЗО измерение ее сегментов стало возможным по границам раздела сред непосредственно на изображении, а не между пиками преломления света, как это было представлено в IOLMaster 500 и Lenstar LS 900, и позволяет точнее определять границы измеряемых внутренних отрезков, а также визуализировать анатомические особенности и признаки некоторых патологических состояний на пути аксиального среза (атипичное расположение хрусталика, помутнение стекловидного тела, патология витреомакулярного интерфейса и т.д.). Особенно выгодной опцией стала возможность получения изображения макулярной области сетчатки, что позволяет свести к минимуму проблемы при фиксации взора пациента, научить испытуемого смотреть на метку или в случае macula off — попытаться вывести измерение вдоль оптической оси. Методика SS значительно расширила возможности, превосходящие «эталонные» биометры по скорости и проникновению в ткани [80, 81]. Благодаря телецентрической, независимой от расстояния, кератометрии (запатентованная технология Total Keratometry) и возможности В-сканирования по шести осям одновременно прибор нового поколения позволяет точнее определять оптическую силу и индивидуальную кривизну задней поверхности роговицы, измерять ПЗО у пациентов с более плотной катарактой при расчете оптической силы ИОЛ [82]. Упомянутый способ биометрии призван улучшить послеоперационные рефракционные показатели, расширить диагностический диапазон клинических случаев и, возможно, стать представителем нового поколения «золотого стандарта» в оптической биометрии.

Новая технология стала также серьезным конкурентом другому виду бесконтактной биометрии — оптической низкокогерентной рефлектометрии, осуществляемой с помощью аппарата Lenstar LS 900 с 2008 года (Haag-Streit, Швейцария) [83], с помощью которого первым после ультразвуковых биометров стало возможным измерять все расстояния внутри глазного яблока: от толщины роговицы до толщины сетчатки [69]. Настоящий прибор оснащен рефлектометром и суперлюминесцентным диодным лазером, обладающим длиной волны 820 нм, который служит в качестве фиксационной метки и измерительного луча. При прохождении световой волны разделение отраженных сигналов на границе преломления происходит одновременно и позволяет получить соответствующие значения длин внутриглазных структур [84]. Благодаря 32 отраженным точкам на передней поверхности роговой оболочки,

² Dawson Sh., Hogan S., Kirk R., Paterson M. MSAC's assessment of partial coherence interferometry. In: Optical biometry using partial coherence interferometry prior to cataract surgery; 2003. 77 p.

выстроенным в виде двух колец 1,65 и 2,3 мм в диаметре, выполняется кератометрия. Дополнительная опция T-cone Toric Platform вместе с видео высокого разрешения при участии программного пакета EyeSuite позволяет достигать точного расчета ИОЛ с торическим компонентом [69].

Оптическая биометрия имеет свои особенности при использовании заполненных СМ глазах. Так, рефракционный индекс СМ имеет значение 1,405 [37] (кроме тяжелого силикона Densiron® 68 (Fluoron®, Германия — 1,387)), в то время как у СТ данное значение составляет 1,334–1,336 [21, 39]. До появления оптических биометров с возможностью поsegmentного измерения поправочный коэффициент применялся ко всей ПЗО, тогда как в современных приборах эта погрешность учитывается только на отрезке СКГ.

Несмотря на явные преимущества, не всегда возможно выполнение оптической биометрии при патологии, сопровождающейся снижением прозрачности оптических сред (выраженные помутнения роговицы, хрусталика, СТ), при выраженной эпиретинальной мембране, отслойке сетчатки с захватом макулярной области, нарушении фиксации зрения, а также при трудностях контакта с пациентом [11]. На этом фоне не исключается использование УЗИ-биометрии как дополняющего метода, требующегося в 10–17 % сложных случаев [11, 45, 48], когда ПЗО не поддается измерению оптическим методом или имеется риск ошибки из-за соразмерности полученного сигнала и шума.

Точное измерение ПЗО и кератометрия неразрывно связаны с правильно рассчитанной силой ИОЛ и ожидаемой послеоперационной рефракцией [11, 72, 85], чего в большей степени можно достигнуть только при использовании оптической биометрии за счет ее преимуществ, в том числе и при силиконовой тампонаде СКГ глаза [31, 86]. Несмотря на доказанное превосходство оптической биометрии в большинстве клинических случаев [45], ультразвуковой метод не может быть исключен [48] из клинической практики измерения ПЗО для расчета ИОЛ.

Помимо ультразвуковых и оптических приборов для измерения внутриглазных расстояний в разное время были предложены и другие альтернативные методики. Среди них компьютерная томография [87–89], внедренная Rushton еще в начале 70-х годов XX века [90], и магнитно-резонансная томография [49]. Причинами отсутствия широкого применения данных лучевых методов, по всей видимости, явились высокая стоимость, необходимость выделения больших площадей и подготовки персонала, большие габариты оборудования, вероятность несовпадения среза с ПЗО глазного яблока, лучевая нагрузка при компьютерной томографии.

Несмотря на стремительный прогресс и совершенствование методов биометрии, до сих пор не достигнуто абсолютного попадания в прогнозируемую рефракцию. Так, в 10–17 % случаев при различной патологии

не удается применить частичную когерентную интерферометрию [45, 48]. Сформированное ранее мнение, что отклонение послеоперационной рефракции на 0,5–1,0 дптр от заданной является показателем точности биометрии [91], в 2009 году позволило Gale и соавт. [92] предложить «эталонные стандарты», утвержденные и включенные в «Руководство по хирургии катаракты Королевского Офтальмологического колледжа» в 2010 году³. Они остаются актуальными до настоящего времени⁴ и диктуют необходимость достижения запланированного сферического эквивалента в пределах 1,0 дптр в 85 % случаев факкоэмульсификации по поводу неосложненной катаракты, а 55 % случаев отклонение не должно превышать 0,5 дптр. В 2018 году Lundström [93] при оценке 282 811 операций по поводу катаракты, зарегистрированных в Европе, сообщил, что у 73 % пациентов удавалось достичь погрешности не более 0,5 дптр рефракции, у 93 % — менее 1,0 дптр. Среди причин назывались низкая острота зрения до операции, наличие сопутствующих глазных заболеваний и предшествующие операции на глазном яблоке. Несмотря на явные преимущества новых видов биометрии, они также пока не позволяют достичь 100 % успеха [81, 94, 95]. К тому же не накоплен опыт применения биометров новейшего поколения в случаях силиконовой тампонады, что создает повод для дальнейших исследований в этом направлении.

В связи с этим использование альтернативных методов в целом и в присутствии различных тампонирующих веществ в частности не теряют своей актуальности. Среди них метод «наилучшего предположения» с использованием среднестатистического глаза Gullstrandt [96] или биометрических показателей контрлатерального глаза [6, 42], УЗИ-биометрия, не получившие широкого применения лучевые методики (МРТ и КТ), рассмотрение возможности повторной имплантации ИОЛ (реимплантации) в случае рефракционных погрешностей [57] или двухэтапное лечение в объеме выведения СМ и вторичной имплантации ИОЛ [86].

Нам представляется целесообразным рассмотреть необходимость расчета поправочного коэффициента к формулам с учетом природы (перфторорганические жидкости, полидиметилсилоксаны) и свойств тампонирующего материала (удельный вес, вязкость, рефракционный индекс), а также ПЗО и полноты заполнения СКГ [58]. Тот факт, что современные формулы расчета ИОЛ не учитывают афакический статус некоторых клинических случаев, также должен быть изучен. Высокие запросы и ожидания пациентов после оперативного лечения стандартной катаракты приводят к необходимости научного и практического поиска способов достижения прогнозируемой послеоперационной рефракции за счет

³ Cataract Surgery Guidelines. The Royal College of Ophthalmologists. September 2010. <https://www.rcophth.ac.uk/wp-content/uploads/2014/12/2010-SCI-069-Cataract-Surgery-Guidelines-2010-SEPTEMBER-2010-1.pdf>

⁴ Cataracts in adults: management. Full guideline. NICE Guideline NG77. Methods, evidence and recommendations. October 2017 <https://www.nice.org.uk/guidance/ng77/evidence/full-guideline-pdf-4655997901>

минимизации ошибок в расчетах ИОЛ при сопутствующей патологии витреоретинального интерфейса и силиконовой тампонаде СКГ и, следовательно, достижения наивысшей некорригированной остроты зрения.

УЧАСТИЕ АВТОРОВ:

Куликов А.Н. — концепция и дизайн;
Даниленко Е.В. — концепция, дизайн и перевод;
Кузнецов А.Р. — сбор и обработка материала, написание текста, подготовка иллюстраций.

ЛИТЕРАТУРА/REFERENCES

- Касьянов А.А., Сдобникова С.В., Троицкая Н.А., Рыжкова Е.Г. Расчет оптической силы интраокулярной линзы у пациентов с силиконовой тампонадой. *Вестник офтальмологии*. 2015;131(5):26–31. [Kas'yanov A.A., Sdobnikova S.V., Troitskaya N.A., Ryzhkova E.G. Intraocular lens power calculation in silicone-filled eyes. *Annals of Ophthalmology = Vestnik oftalmologii*. 2015;131(5):26–31 (In Russ.)]. DOI: 10.17116/oftalma2015131526-31
- Baer R.M., Aylward W.G., Leaver P.K. Cataract extraction following vitrectomy and silicone oil tamponade. *Eye*. 1995;9:309–312. DOI: 10.1038/eye.1995.60
- Jonas J.B., Budde W.M., Panda-Jonas S. Cataract surgery combined with transpupillary silicone oil removal through planned posterior capsulotomy. *Ophthalmology*. 1998;105(7):1234–1237. DOI: 10.1016/S0161-6420(98)97026-9
- Larkin G.B., Flaxel C.J., Leaver P.K. Phacoemulsification and silicone oil removal through a single corneal incision. *Ophthalmology*. 1998;105(11):2023–2027. DOI: 10.1016/S0161-6420(98)91119-8
- Frau E., Lautier-Frau M., Labétoulle M., Hutchinson S., Offret H. Phacoemulsification combined with silicone oil removal through posterior capsulorhexis. *Br J Ophthalmol*. 1999;83(12):1406–1407. DOI: 10.1136/bjo.83.12.e1403
- Murray D.C., Durrani O.M., Good P., Benson M.T., Kirkby G.R. Biometry of the silicone oil-filled eye. II. *Eye*. 2002;16(6):727–730. DOI: 10.1038/sj.ey.6700176
- Federman J.L., Schubert H.D. Complications associated with the use of silicone oil in 150 eyes after retina-vitreous surgery. *Ophthalmology*. 1988;95(7):870–876. DOI: 10.1016/S0161-6420(88)33080-0
- Assi A., Woodruff S., Gotzaridis E., Bunce C., Sullivan P. Combined phacoemulsification and transpupillary drainage of silicone oil: results and complications. *Br J Ophthalmol*. 2001;85:942–945. DOI: 10.1136/bjo.85.8.942
- Hoffer K.J. Ultrasound velocities for axial eye length measurement. *J Cataract Refract Surg*. 1994;20(5):554–562. DOI: 10.1016/S0886-3350(13)80237-4
- Drexler W., Findl O., Menapace R., Rainer G., Hitzinger C.K., Fercher A.F. Partial coherence interferometry: a novel approach to biometry in cataract surgery. *American Journal of Ophthalmology*. 1998;126(4):524–534. DOI: 10.1016/S0002-9394(98)00113-5
- Lege B.A., Haigis W. Laser interference biometry versus ultrasound biometry in certain clinical conditions. *Græf's Arch Clin Exp Ophthalmol*. 2004;42(1):8–12. DOI: 10.1007/s00417-003-0672-2
- Al-Habboubi H.F., Al-Zamil W., Al-Habboubi A.A., Khandekar R. Visual Outcomes and Refractive Status after Combined Silicone Oil Removal/Cataract Surgery with Intraocular Lens Implantation. *J Ophthalmic Vis Res*. 2018;13(1):17–22. DOI: 10.4103/jovr.jovr_252_16
- Пантелеев Е.Н., Бессарабов А.Н., Малышев В.В. Миопический сдвиг клинической рефракции после факоэмульсификации катаракты с имплантацией ИОЛ в случае авитрии. *Офтальмология*. 2013;10(2):35–37. [Pantelev E.N., Bessarabov A.N., Malyshev V.V. Myopic shift of clinical refraction following cataract phacoemulsification with IOL implantation in an avitreal eye. *Ophthalmology in Russia = Oftalmologiya*. 2013;10(2):35–37 (In Russ.)].
- Юодкайте Г.Ю. Изменение тканей глаза при введении силикона в стекловидное тело. *Офтальмологический журнал*. 1971;2:96–98. [Yuodkajte G.Yu. Changes in eye tissue with the introduction of silicone into the vitreous. *Journal of Ophthalmology (Ukraine) = Ovtal'mologitschekij zhurnal*. 1971;2:96–98 (In Russ.)].
- Grey R.H., Leaver P.K. Silicone oil in treatment of massive preretinal traction. I. Results in 105 eyes. *Br J Ophthalmol*. 1979;63(5):355–360. DOI: 10.1136/bjo.63.5.355
- Leaver P.K., Grey R.H., Garner A. Silicone oil injection in the treatment of massive preretinal traction. II. Late complications in 93 eyes. *Br J Ophthalmol*. 1979;63(5):361–367. DOI: 10.1136/bjo.63.5.361
- Gonvers M. Temporary silicone oil tamponade in the management of retinal detachment with proliferative vitreoretinopathy. *Am J Ophthalmol*. 1985;100(2):239–245. DOI: 10.1016/0002-9394(85)90788-3
- Lucke K.H., Foerster M.H., Laqua H. Long-term results of vitrectomy and silicone oil in 500 cases of complicated retinal detachments. *Am J Ophthalmol*. 1987;104(6):624–633. DOI: 10.1016/0002-9394(87)90176-0
- McCartney D.L., Miller K.M., Stark W.J., Guyton D.L., Michels R.G. Intraocular lens style and refraction in eyes treated with silicone oil. *Arch Ophthalmol*. 1987;105(10):1385–1387. DOI: 10.1001/archophth.1987.01060100087033
- Franks W.A., Leaver P.K. Removal of silicone oil — rewards and penalties. *Eye*. 1991;5:333–337. DOI: 10.1038/eye.1991.53
- Grinbaum A., Treister G., Moisseiev J. Predicted and actual refraction after intraocular lens implantation in eye with silicone oil. *J Cataract Refract Surg*. 1996;22(6):726–729. DOI: 10.1016/S0886-3350(96)80311-7
- Tanner V., Haider A., Rosen P. Phacoemulsification and combined management of intraocular silicone oil. *J Cataract Refract Surg*. 1998;24(5):585–591. DOI: 10.1016/S0886-3350(98)80250-2
- Batra A., Vemuganti G.K., Das T., Singh S., Jalali S. Does silicone oil penetrate the lens capsule? *Retina*. 2001;21:275–277. DOI: 10.1097/00006982-200106000-00019
- Oner H.E., Durak I., Saatci O.A. Phacoemulsification and foldable intraocular lens implantation in eyes filled with silicone oil. *Ophthalmic Surg Lasers Imaging*. 2003;34(5):358–362.
- Hutton W.L., Azen S.P., Blumenkranz M.S., Lai M.Y., McCuen B.W., Han D.P., Flynn H.W.Jr., Ramsay R.C., Ryan S.J. The effect of silicone oil removal. *Silicone Study Report 6. Arch Ophthalmol*. 1994;112(6):778–785. DOI: 10.1001/archophth.1994.01090180076038
- Koch F.H., Cusumano A., Seifert P., Mougharbel M., Augustin A.J. Ultrastructure of the anterior lens capsule after vitrectomy with silicone oil injection. Correlation of clinical and morphological features. *Doc Ophthalmol*. 1995–1996;91(3):233–242. DOI: 10.1007/bf01204174
- Weinberger D., Kremer I., Lichter H., Axer-Siegel R., Yassur Y. Extracapsular cataract extraction and intraocular lens implantation in eyes filled with silicone oil. *J Cataract Refract Surg*. 1996;22(4):403–406. DOI: 10.1016/S0886-3350(96)80032-0
- Юодкайте Г.Ю. Изменение в глазах кролика при введении различных количеств силиконового жидкости в стекловидное тело. *Офтальмологический журнал*. 1971;2:98–101. [Yuodkajte G.Yu. Change in the eyes of a rabbit with the introduction of different amounts of silicone fluid into the vitreous. *Journal of Ophthalmology (Ukraine) = Ovtal'mologitschekij zhurnal*. 1971;2:98–101 (In Russ.)].
- Kampik A., Hoing C., Heidenkummer H.P. Problems and timing in the removal of silicone oil. *Retina*. 1992;12(3):11–16. DOI: 10.1097/00006982-199212031-00004
- Effert R., Lommatsch A., Wessing A. Klinische Erfahrungen nach Implantation verschiedener Linsentypen bei Silikonöltamponade. *Klin Monatsbl Augenheilkd*. 1996;208(6):467–471. [Effert R., Lommatsch A., Wessing A. Clinical Experience after Implantation of an Artificial Lens in Silicone Oil filled Eyes. *Klin Monatsbl Augenheilkd*. 1996;208(6):467–471 (In German.)]. DOI: 10.1055/s-2008-1035265
- Elbendary A.M., Elwan M.M. Predicted versus actual intraocular lens power in silicon-oil-filled eyes undergoing cataract extraction using automated intraoperative retinoscopy. *Current Eye Research*. 2012;37(8):694–697. DOI: 10.3109/02713683.2012.671437
- Casswell A.G., Gregor Z.J. Silicone oil removal I. The effect on the complications of silicone oil. *Br J Ophthalmol*. 1987;71(12):893–897. DOI: 10.1136/bjo.71.12.893
- Armalý M.F. Ocular tolerance to silicones. *Arch Ophthalmol*. 1962;68(3):390–396. DOI: 10.1001/archophth.1962.00960030394013
- Cibis P.A., Becker B., Okun E., Canaan S. The use of liquid silicone in retinal detachment surgery. *Arch Ophthalmol*. 1962;68:590–599. DOI: 10.1001/archophth.1962.00960030594005
- Machemer R. A new concept for vitreous surgery. 2. Surgical technique and complications. *Am J Ophthalmol*. 1972;74(6):1022–1033. DOI: 10.1016/0002-9394(72)90719-2
- Kanski J.J., Daniel R. Intravitreal silicone injection in retinal detachment. *Br J Ophthalmol*. 1973;57(8):542–545. DOI: 10.1136/bjo.57.8.542
- Балашевич Л.И., Анкудинова С.В. Влияние витреоретинальных вмешательств на оптическую систему глаза. *Офтальмологические ведомости*. 2008;1(2):28–34. [Balashevich L.I., Ankudinova S.V. The Effect of Vitreoretinal Surgery on the Optical System of the eye. *Ophthalmology journal = Oftalmologicheskie vedomosti*. 2008;1(2):28–34 (In Russ.)].
- Бегимбаева Г.Е. Интраокулярная коррекция в хирургии силиконовой катаракты. *Медицина и экология*. 2010;2:59–61. [Begimbayeva G.E. Intraocular correction in surgery of silicone cataract. *Medicina i ekologiya = Medicine and Ecology journal*. 2010;2:59–61 (In Russ.)].
- Grukowski L., Liu J.J., Zhang J.Y., Potsaid B., Jayaraman V., Cable A.E., Duker J.S., Fujimoto J.G. Reproducibility of a long-range swept-source optical coherence tomography ocular biometry system and comparison with clinical biometers. *Ophthalmology*. 2013;120(11):2184–2190. DOI: 10.1016/j.ophtha.2013.04.007
- Jansson F. Measurements of intraocular distances by ultra-sound. *Acta Ophthalmol Suppl*. 1963;74:1–51.
- Cynthia J.K. *Ophthalmic echography: axial length measurement*. Wolfe C.P. ed. SLACK Incorporated; 1990. P. 57–106.
- Murray D.C., Potamitis T., Good P., Kirkby G.R., Benson M.T. Biometry of the silicone oil-filled eye. *Eye*. 1999;13:319–324. DOI: 10.1038/eye.1999.82
- Berges O., Puech M., Assouline M., Letenneur L., Gastellu-Etchegorry M. B mode-guided vector-A-mode versus A-mode biometry to determine axial length and intraocular lens power. *J Cataract Refract Surg*. 1998;24:529–535. DOI: 10.1016/S0886-3350(98)80297-6
- Byrne S.F., Green R.L. *Axial Eye Length Measurements (A-Scan Biometry): Ultrasound of the Eye and Orbit*. 2nd ed. St. Louis, MO: Mosby; 2002. 575.
- Burnham W.P. *Optical coherence biometry*. In: Wallace R.B. III ed. *Refractive Cataract Surgery and Multifocal IOLs*. Thorofore: Slack; 2001. P. 21–35.
- Vogel A., Dick H.B., Krummenauer F. Reproducibility of optical biometry using partial coherence interferometry: intraobserver and interobserver reliability. *J Cataract Refract Surg*. 2001;27(12):1961–1968. DOI: 10.1016/S0886-3350(01)01214-7
- Ghoraba H.H., El-Dorghamy A.A., Atia A.F., Ismail Yassin Ael-A. The problems of biometry in combined silicone oil removal and cataract extraction: a clinical trial. *Retina*. 2002;22(5):589–596. DOI: 10.1097/00006982-200210000-00009
- Tehrani M., Krummenauer F., Blom E., Dick H.B. Evaluation of the practicality of optical biometry and applanation ultrasound in 253 eyes. *J Cataract Refract Surg*. 2003;29(4):741–746. DOI: 10.1016/S0886-3350(02)01740-6

49. Bencic G., Vatavek Z., Marotti M., Loncar V.L., Petric I., Andrijevic-Derk B., Skunca J., Mandic Z. Comparison of A-scan and MRI for the measurement of axial length in silicone oil-filled eyes. *Br J Ophthalmol*. 2009;93:502–505. DOI: 10.1136/bjo.2008.147868
50. Patwardhan S.D., Azad R., Sharma Y., Chanana B., Tyagi J. Intraoperative retinoscopy for intraocular lens power estimation in cases of combined phacoemulsification and silicone oil removal. *J Cataract Refract Surg*. 2009;35(7):1190–1192. DOI: 10.1016/j.jcrs.2009.04.015
51. Farahat H.G., Ahmed K.S., Marey H.M.G., Fouad M.A. Intraocular lens master optical biometry versus conventional ultrasound biometry in intraocular lens power calculations in highly myopic eyes. *Moufua Med J*. 2017;30(2):485–491. DOI: 10.4103/1110-2098.215434
52. Mathur V., Chaturvedi P., Karan S. A comparative study of biometric values of laser interferometry vs conventional ultrasonic biometry in eyes undergoing cataract surgery. *Indian J Appl Res*. 2018;8(2):54–55. DOI: 10.36106/ijar
53. Clemens S., Kroll P., Rochels R. Ultrasonic findings after treatment of retinal detachment by intravitreal silicone instillation. *Am J Ophthalmol*. 1984;98(3):369–373. DOI: 10.1016/0002-9394(84)90330-1
54. Shugar J.K., de Juan E.Jr., McCuen B.W. 2nd, Tiedeman J., Landers M.R. 3rd, Machemer R. Ultrasonic examination of the silicone-filled eye: theoretical and practical considerations. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*. 1986;224(4):361–367. DOI: 10.1007/bf02150030
55. McLeod D., Hillman J., Restori M. Ultrasound. *Trans Ophthalmol Soc UK*. 1981;101(1):137–145.
56. Meldrum M.L., Aaberg T.M., Patel A., Davis J. Cataract extraction after silicone oil repair of retinal detachments due to necrotizing retinitis. *Arch Ophthalmol*. 1996;114(7):885–892. DOI: 10.1001/archoph.1996.01100140099022
57. Bolger J. Biometry of the silicone oil-filled eye. *Eye*. 2000;14:118–120. DOI: 10.1038/eye.2000.36
58. Nepp J., Krepler K., Jandrasits K., Hauff W., Hanselmayer G., Velikay-Parel M., Osoinog K.C., Wedrich A. Biometry and refractive outcome of eyes filled with silicone oil by standardized echography and partial coherence interferometry. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*. 2005;243(10):967–972. DOI: 10.1007/s00417-004-1117-2
59. Olsen T. Sources of error in intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg*. 1992;18(2):125–129. DOI: 10.1016/s0886-3350(13)80917-0
60. Findl O., Drexler W., Menapace R., Heinzl H., Hitzengerber C.K., Fercher A.F. Improved prediction of intraocular lens power using partial coherence interferometry. *J Cataract Refract Surg* 2001;27(6):861–867. DOI: 10.1016/s0886-3350(00)00699-4
61. Haigis W. *Biometrie*. In: Straub W, Kroll P, Kuchle HJ (eds). *Augenärztliche Untersuchungsmethoden*. Enke: Stuttgart; 1995. P. 255–304.
62. Rohrer K., Frueh B.E., Walti R., Clemetson I.A., Tappeiner C., Goldblum D. Comparison and evaluation of ocular biometry using a new noncontact optical low-coherence reflectometer. *Ophthalmology*. 2009;116(11):2087–2092. DOI: 10.1016/j.ophtha.2009.04.019
63. Eleftheriadi H. IOLMaster biometry: refractive results of 100 consecutive cases. *Br J Ophthalmol*. 2003;87(8):960–963. DOI: 10.1136/bjo.87.8.960
64. 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(9):765–773. DOI: 10.1007/s004170000188
65. Fercher A.F., Roth E. Ophthalmic laser interferometer. *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers*. 1986;658:48–51. DOI: 10.1117/12.938523
66. Kiss B., Findl O., Menapace R., Wirtitsch M., Drexler W., Hitzengerber C.K., Fercher A.F. Biometry of cataractous eyes using partial coherence interferometry: clinical feasibility study of a commercial prototype I. *J Cataract Refract Surg*. 2002;28(2):224–229. DOI: 10.1016/s0886-3350(01)01272-x
67. Srinivasan S. Optical biometry: Every little bit helps. *J. Cataract Refract. Surg*. 2015;41(7):1345–1346. DOI: 10.1016/j.jcrs.2015.07.004
68. Drexler W., Hitzengerber C.K., Baumgartner A., Findl O., Sattmann H., Fercher A.F. Investigation of dispersion effects in ocular media by multiple wavelength partial coherence interferometer. *Exp Eye Res*. 1998;66(1):25–33. DOI: 10.1006/exer.1997.0401
69. 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 T.N., Oganesyanyan O.G., Romanova L.I., Milash S.V., Penkina A.V. Optical biometry of the eye: the principle and the diagnostic potential of the method. *Russian Pediatric Ophthalmology = Rossiiskaya pediatricheskaya oftal'mologiya*. 2017;12(1):35–42 (In Russ.)]. DOI: 10.18821/1993-1859-2017-12-1-35-42
70. Packer M., Fine I.H., Hoffman R.S., Coffman P.G., Brown L.K. Immersion A-scan compared with partial coherence interferometry; outcomes analysis. *J Cataract Refract Surg*. 2002;28(2):239–242. DOI: 10.1016/s0886-3350(01)01259-7
71. Findl O., Kriechbaum K., Sacu S., Kiss B., Polak K., Nepp J., Schild G., Rainer G., Maca S., Petternel V., Lackner B., Drexler W. Influence of operator experience on the performance of ultrasound biometry compared to optical biometry before cataract surgery. *J Cataract Refract Surg*. 2003;29(10):1950–1955. DOI: 10.1016/s0886-3350(03)00243-8
72. Parravano M., Oddone F., Sampalmieri M., Gazzaniga D. Reliability of the IOLMaster in axial length evaluation in silicone oil-filled eyes. *Eye*. 2007;21(7):909–911. DOI: 10.1038/sj.eye.6702452
73. Santodomingo-Rubido J., Mallen E.A., Gilmartin B., Wolffsohn J.S. A new non-contact optical device for ocular biometry. *Br J Ophthalmol*. 2002;86(4):458–462. DOI: 10.1136/bjo.86.4.458
74. Dietlein T.S., Roessler G., Lücke C., Dinslage S., Roters S., Jacobi P.C., Walter P., Krieglstein G.K. Signal quality of biometry in silicone oil-filled eyes using partial coherence laser interferometry. *J Cataract Refract Surg*. 2005;31(5):1006–1010. DOI: 10.1016/j.jcrs.2004.09.049
75. Schachar R.A., Levy N.S., Bonney R.C. Accuracy of intraocular lens powers calculated from A-scan biometry with the Echo-oculometer. *Ophthalmic Sur*. 1980;11(12):856–858.
76. Olsen T. The accuracy of ultrasonic determination of axial length in pseudophakic eyes. *Acta Ophthalmol*. 1989;67(2):141–144. DOI: 10.1111/j.1755-3768.1989.tb00743.x
77. Findl O., Drexler W., Menapace R., Hitzengerber C.K., Fercher A.F. High precision biometry of pseudophakic eyes using partial coherence interferometry. *J Cataract Refract Surg*. 1998;24(8):1087–1093. DOI: 10.1016/s0886-3350(98)80102-8
78. Haigis W. Optical coherence biometry. *Dev Ophthalmol*. 2002;34:119–130. DOI: 10.1159/000060791
79. Nemeth J., Fekete O., Psztenlehrer N. Optical and ultrasound measurement of axial length and anterior chamber depth for intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg*. 2003;29(1):85–88. DOI: 10.1016/s0886-3350(02)01500-6
80. Gao R., Chen H., Savini G., Miao Y., Wang X., Yang J., Zhao W., Wang Q., Huang J. Comparison of ocular biometric measurements between a new swept-source optical coherence tomography and a common optical low coherence reflectometry. *Sci Rep*. 2017;7(1):2484. DOI: 10.1038/s41598-017-02463-z
81. Reitblat O., Levy A., Kleinmann G., Assia E.I. Accuracy of intraocular lens power calculation using three optical biometry measurement devices: the OA-2000, Lenstar-L900 and IOLMaster-500. *Eye*. 2018;32(7):1244–1252; DOI: 10.1038/s41433-018-0063-x
82. Akman A., Asena L., Güngör S.G. Evaluation and comparison of the new swept source OCT-based IOL-Master 700 with the IOLMaster 500. *Br. J. Ophthalmol*. 2016;100(9):1201–1205. DOI: 10.1136/bjophthalmol-2015-307779
83. Buckhurst P., Wolffsohn J., Shah S., Naroo S.A., Davies L.N., Berrow E.J. A new optical low coherence biometry device for ocular biometry in cataract patients. *Br. J. Ophthalmol*. 2009;93:949–953. DOI: 10.1136/bjo.2008.156554
84. Стебнев С.Д., Складчикова Н.И. Эффективность использования оптического биометра «LENSTAR LS 900, Haag-Streit» в достижении «рефракции цели» при имплантации интраокулярных линз «премиум-класса» фирмы Alcon. *Современные технологии в офтальмологии*. 2014;3:89. [Stebnev S.D., Skladchikova N.I. The effectiveness of the use of optical biometer «LENSTAR LS 900, Haag-Streit» to achieve “target refraction” in the implantation of “premium” intraocular lenses Alcon. *Modern technologies in ophthalmology Sovremennye tekhnologii v oftalmologii*. 2014;3:89 (In Russ.)].
85. Olsen T. Calculation of intraocular lens power: a review. *Acta Ophthalmol Scand*. 2007;85(5):472–485. DOI: 10.1111/j.1600-0420.2007.00879.x
86. Kunavisarut P., Poopattanakul P., Intarated C., Pathanapitoun K. Accuracy and reliability of IOL master and A-scan immersion biometry in silicone oil-filled eyes. *Eye*. 2012;26:1344–1348. DOI: 10.1038/eye.2012.163
87. Hahn F.J., Chu W.K. Ocular volume measured by CT scans. *Neuroradiology*. 1984;26(6):419–420. DOI: 10.1007/bf00342674
88. Ieshima A., Kisa T., Yoshino K., Takashima S., Takeshita K. A morphometric CT study of Down's syndrome showing small posterior fossa and calcification of basal ganglia. *Neuroradiology*. 1984;26(6):493–498. DOI: 10.1007/bf00342687
89. Takei K., Sekine Y., Okamoto F., Hommura S. Measurement of axial length of eyes with incomplete filling of silicone oil in the vitreous cavity using x ray computed tomography. *Br J Ophthalmol*. 2002;86(1):47–50. DOI: 10.1136/bjo.86.1.47
90. Duke-Elder S., David A. *Ophthalmic optics and refraction*. In: Duke-Elder S., ed. *System of ophthalmology*. London: Henry Kimpton, 1970:5:93–150.
91. Gale R.P., Saha N., Johnston R.L. National Biometry Audit II. *Eye*. 2006;20(1):25–28. DOI: 10.1038/sj.eye.6701778
92. Gale R.P., Saldana M., Johnston R., Zuberbuhler B., McKibbin M. Benchmark standards for refractive outcomes after NHS cataract surgery. *Eye*. 2009;23(1):149–152. DOI: 10.1038/sj.eye.6702954
93. Lundström M., Dickman M., Henry Y., Manning S., Rosen P., Tassignon M.J., Young D., Stenevi U. Risk factors for refractive error after cataract surgery: analysis of 282 811 cataract extractions reported to the European Registry of Quality Outcomes for cataract and refractive surgery. *J Cataract Refract Surg*. 2018;44(4):447–452. DOI: 10.1016/j.jcrs.2018.01.031
94. Einan-Lifshitz A., Rozenberg A., Wang L., Koch D.D., Shoshany N., Zadok D., Avni I., Abulafia A. Accuracy and feasibility of axiallength measurements by a new optical low-coherence reflectometry-based device in eyes with posterior subcapsular cataract. *J Cataract Refract Surg*. 2017;43(7):898–901. DOI: 10.1016/j.jcrs.2017.04.035
95. Hirnschall N., Varsits R., Doeller B., Findl O. Enhanced penetration for axial length measurement of eyes with dense cataracts using swept source optical coherence tomography: a consecutive observational study. *Ophthalmol Ther*. 2018;7(1):119–124. DOI: 10.1007/s40123-018-0122-1
96. Gullstrand A. Optical imaging in heterogeneous media the diopter of human crystalline. *K. Sven. Vetenskapsakad Handl*. 1908;43:1–32. [Gullstrand A. Die Optische Abbildung in heterogen Medien die Dioptrik der Kristallinace des Menschen. *K. Sven. Vetenskapsakad Handl*. 1908;43:1–32 (In German)].

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ

ФГБОУ ВО «Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова» Министерства обороны Российской Федерации
Куликов Алексей Николаевич
доктор медицинских наук, доцент, полковник медицинской службы, начальник кафедры и клиники офтальмологии им. В.В. Волкова
ул. Академика Лебедева, 6, Санкт-Петербург, 194044, Российская Федерация

ФГБОУ ВО «Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова» Министерства обороны Российской Федерации
Даниленко Екатерина Владимировна
кандидат медицинских наук, начальник офтальмологического отделения (неотложной помощи)
ул. Академика Лебедева, 6, Санкт-Петербург, 194044, Российская Федерация

ФГБОУ ВО «Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова» Министерства обороны Российской Федерации
Кузнецов Александр Романович
врач-офтальмолог офтальмологического отделения (неотложной помощи)
ул. Академика Лебедева, 6, Санкт-Петербург, 194044, Российская Федерация
<https://orcid.org/0000-0002-6384-0117>

ABOUT THE AUTHORS

Medical Military Academy named after S.M. Kirov
Kulikov Alexey N.
MD, Associate Professor, colonel of medical services, head of Ophthalmology chair and V. Volkov clinic
Academician Lebedev str., 6, St. Petersburg, 194044, Russian Federation

Medical Military Academy named after S.M. Kirov
Danilenko Ekaterina V.
PhD, head of the ophthalmological department (emergency care)
Academician Lebedev str., 6, St. Petersburg, 194044, Russian Federation

Medical Military Academy named after S.M. Kirov
Kuznetsov Alexandr R.
ophthalmologist
Academician Lebedev str., 6, St. Petersburg, 194044, Russian Federation
<https://orcid.org/0000-0002-6384-0117>

**ОФТАЛЬМОЛОГИЯ**

Комплексные поставки оборудования по стандартам оснащения врачебных кабинетов и ЛПУ по приказам Минздрава

**ВЫСОКОЕ КАЧЕСТВО
ВЫГОДНЫЕ УСЛОВИЯ**

- Авторефкератометры
- Пневмотонометры
- Периметры
- Фундус-камеры
- Щелевые лампы
- Ультразвуковые аппараты
- Рабочие места офтальмолога
- Лечебное оборудование

Опыт работы с 1992 года
Более 2 000 клиентов
Лизинг
Участие в аукционах



г.Москва, Научный проезд, д.8, стр.1
+7 495 334 7344, www.vidacom.ru