



Формулы расчета оптической силы интраокулярной линзы: эволюция и дифференциальный выбор

И.А. Лоскутов, д.м.н., Р.Х. Меликахмедов

Адрес для переписки: Игорь Анатольевич Лоскутов, loskoutigor@mail.ru

Для цитирования: Лоскутов И.А., Меликахмедов Р.Х. Формулы расчета оптической силы интраокулярной линзы: эволюция и дифференциальный выбор. Эффективная фармакотерапия. 2025; 21 (39): 70–75.

DOI 10.33978/2307-3586-2025-21-39-70-75

Данная статья посвящена комплексному анализу методов расчета оптической силы интраокулярной линзы. В частности, проанализированы типы линз, исторические аспекты развития формул расчета, современные подходы к получению прецизионных результатов, а также причины возникновения рефракционных ошибок, особенно в нестандартных клинических ситуациях.

Ключевые слова: формулы расчета оптической силы ИОЛ, эволюция, кератометрия, биометрия, исследования, классификация

Введение

Современная хирургия катаракты преследует цели, выходящие далеко за рамки простого восстановления прозрачности оптических сред глаза. Сегодня ключевой задачей является достижение запланированной целевой рефракции, что предполагает устранение аметропии и астигматизма для обеспечения максимально возможной функциональности зрения без дополнительной коррекции. Согласно данным международных исследований, современные технологии и методики позволяют достигать целевой рефракции в пределах $\pm 0,50$ дптр примерно в 70% операций по удалению катаракты и в пределах $\pm 1,00$ дптр – в 90%. Точный расчет оптической силы интраокулярной линзы (ИОЛ) – необходимое условие достижения высоких стандартов.

Классификация ИОЛ

Интраокулярные линзы представляют собой искусственные хрусталики, имплантируемые в глаз для замещения помутневшего естественного хрусталика при катаракте или для коррекции рефракционных нарушений. Существует много типов ИОЛ. Они отличаются функциональностью, материалом изготовления, дизайном. Благодаря такому разнообразию в каждой конкретной ситуации можно подобрать оптимальную ИОЛ [1, 2]. ИОЛ подразделяют на факичные и афакичные. Факичные линзы предназначены для коррекции рефракционных нарушений, таких как миопия высокой степени, гиперметропия или астигматизм. При этом собственный хрусталик сохраняется. Афакичные линзы имплантируются вместо удаленного помутневшего хрусталика при катаракте.



В зависимости от способа крепления и положения внутри глаза выделяют переднекамерные, иридофиксационные и наиболее распространенные заднекамерные ИОЛ.

Афакичные ИОЛ включают в себя несколько специализированных типов:

- монофокальные ИОЛ обеспечивают высококачественное зрение на одном фиксированном расстоянии, чаще всего вдаль. Основные преимущества – высокая контрастная чувствительность и минимальные оптические искажения. Главный недостаток состоит в необходимости использования очков для работы на близком или промежуточном расстоянии. Монофокальные линзы остаются стандартным выбором для многих пациентов, готовых пользоваться очками для чтения;
- мультифокальные ИОЛ, имея несколько фокальных зон, позволяют видеть на различных расстояниях (даль, близь, промежуточная зона). Их основное преимущество – значительное снижение зависимости от ношения очков. К недостаткам относят явление бликов, гало-эффекты вокруг источников света и некоторое снижение контрастности по сравнению с монофокальными линзами. В свою очередь мультифокальные ИОЛ подразделяют на дифракционные, использующие кольцевую структуру для распределения света, и рефракционные с разными зонами для фокусировки;
- торические ИОЛ специально разработаны для коррекции роговичного астигматизма благодаря цилиндрической оптической силе в определенном меридиане. Их основное преимущество – возможность устранить или значительно снизить зависимость от использования очков или контактных линз при астигматизме. Ключевым условием эффективности таких линз является точная установка по оси астигматизма во время операции;
- аккомодирующие ИОЛ конструктивно предназначены для имитации естественной аккомодационной способности хрусталика за счет подвижности оптических элементов или опорной части. Преимущество заключается в потенциальной возможности фокусировки на разных расстояниях. Недостатки – меньшая предсказуемость результатов по сравнению с другими типами ИОЛ и ограниченная доступность технологий;
- ИОЛ со специальными фильтрами для защиты сетчатки. Наиболее распространены желтые фильтры, блокирующие часть синего света и ультрафиолетовое излучение, потенциально снижающие риск развития возрастной макулярной дегенерации. Прозрачные фильтры обеспечивают стандартную защиту от ультрафиолетовых лучей;
- асферические ИОЛ характеризуются сложной, несферической формой оптической поверхно-

сти, что позволяет компенсировать сферические aberrации роговицы. Преимущества – улучшенное качество зрения, особенно в условиях низкой освещенности (сумерки), и уменьшение явлений бликов. Основной недостаток – более высокая стоимость по сравнению с монофокальными сферическими линзами;

- ИОЛ с расширенной глубиной фокуса обеспечивают непрерывное зрение на различных расстояниях без четко выраженных отдельных фокальных зон, характерных для мультифокальных линз. Преимущество – меньшее количество зрительных феноменов (блики, гало-эффекты) по сравнению с мультифокальными ИОЛ. Недостаток – необходимость незначительной очковой коррекции для некоторых задач ближнего зрения.

Имеют значение и материалы, из которых изготавливаются ИОЛ. Гибкие линзы, изготовленные из силикона или акрила, могут быть имплантированы через микроразрезы размером 2–3 мм, что обычно не требует наложения швов и способствует быстрому восстановлению. Жесткие линзы из полиметилметакрилата, требующие больших разрезов, сегодня используются крайне редко.

История формул расчета оптической силы ИОЛ

История точного расчета оптической силы ИОЛ началась с фундаментальных теоретических работ. Впервые теоретическую формулу расчета предложил С.Н. Федоров в конце 1960-х – начале 1970-х гг. Его формула основывалась на принципах геометрической оптики и использовала ключевые параметры глаза: аксиальную длину (AL), оптическую силу роговицы (K), желаемую послеоперационную рефракцию (DPostRx), вершинное расстояние (V) и, что крайне важно, эффективное положение линзы (ELP, Effective Lens Position) – расстояние от роговицы до плоскости ИОЛ после имплантации. Формула С.Н. Федорова, ставшая теоретическим фундаментом, имела существенные ограничения. Параметр ELP невозможно точно измерить до операции, необходимы эмпирические оценки. Сложные оптические расчеты делали слишком трудоемким ручное применение формулы в клинической практике.

Первой широко применявшейся на практике формулой стала эмпирическая формула SRK (Sanders, Retzlaff, Kraff), представленная в 1980 г. Формула, основанная на регрессионном анализе, значительно упростила расчеты:

$$P = A - 0,9K - 2,5AL,$$

где P – оптическая сила ИОЛ;

A – A-константа (специфичная для типа ИОЛ и хирургической техники);

K – средняя кератометрия;

AL – аксиальная длина.

Преимущества SRK-формулы сводились к простоте использования (вручную или на калькуляторе), возможности стандартизации расчетов для массовой хирургии катаракты и ее роли как отправной точки

для формул первого поколения. Однако точность расчетов ограничивалась зависимостью от А-константы, которая могла варьироваться, и упрощенной моделью глаза, не учитывавшей глубину передней камеры. Формулы С.Н. Федорова и SRK обозначили переход от теории к практике, но их точность была недостаточной для нетипичных глаз. В современные формулы закладывается больше параметров (возраст, толщина хрусталика, топография роговицы) для уточнения прогноза ELP [1].

Рефракция глаза и основные аномалии

Рефракция глаза – процесс преломления световых лучей в его оптической системе (роговица, хрусталик, стекловидное тело), определяющий, где фокусируется изображение. Идеальная рефракция (эмметропия) достигается, когда параллельные лучи света после преломления фокусируются точно на сетчатке, обеспечивая 100%-ное зрение без коррекции. Ключевым анатомическим фактором, влияющим на рефракцию, является длина передне-задней оси (ПЗО) глаза, составляющая в среднем 23,5 мм (диапазон 23–24 мм) [3].

Различают физическую (преломляющая сила оптической системы глаза, которая варьируется от 51,8 до 71,3 дптр) и клиническую рефракцию (определяется соотношением между преломляющей силой и длиной ПЗО глаза). Клиническая рефракция может быть статической (без участия аккомодации) и динамической (с включением аккомодации, когда рефракция изменяется для фокусировки на разных расстояниях).

Аномалии клинической рефракции (аметропии) возникают, когда задний главный фокус оптической системы не совпадает с сетчаткой. При миопии (близорукости) задний главный фокус располагается перед сетчаткой. Причины – чрезмерная преломляющая сила оптической системы глаза (более 60,0 дптр) и увеличение длины ПЗО глаза (более 24 мм). Пациент хорошо видит вблизи, но плохо вдаль. При гиперметропии (дальнозоркости) задний главный фокус располагается позади сетчатки. Причины – недостаточная преломляющая сила оптической системы глаза (менее 60,0 дптр) и укорочение длины ПЗО глаза (менее 24 мм). Пациент испытывает затруднения, особенно при рассмотрении предметов вблизи, а при высокой степени – и вдаль.

Предоперационное обследование и биометрия

Успех современной хирургии катаракты с имплантацией ИОЛ в огромной степени зависит от точности предоперационных измерений – биометрии. Преломляющая сила глаза определяется четырьмя факторами: кривизной роговицы, оптической силой хрусталика, его положением в глазу и длиной ПЗО. Поскольку хрусталик удаляется, для расчета оптической силы ИОЛ, обеспечивающей целевую рефракцию, необходимо точно измерить оптическую силу роговицы (K), глубину передней

камеры (ACD) и AL. Неточность любого из этих измерений неизбежно приведет к непредсказуемой послеоперационной рефракционной ошибке [4–6].

Кератометрия (офтальмометрия) является критически важным этапом биометрии, поскольку роговица обеспечивает около 2/3 общей преломляющей способности глаза. Оптическая сила роговицы в диоптриях рассчитывается исходя из радиуса кривизны ее передней поверхности, измеряемого с помощью кератометра или кератотопографа, по формуле:

$$D = \{1000 \times (n - 1)\} : \{\text{радиус кривизны, мм}\},$$

где n – кератометрический индекс (обычно 1,3375 – усредненное значение, учитывающее соотношение кривизн передней и задней поверхностей роговицы). Ошибка измерения радиуса всего на 0,1 мм приводит к значительным отклонениям в расчетах оптической силы ИОЛ (до 0,47 дптр для плоской роговицы и 0,73 дптр для крутой) [6].

Методы офтальмометрии эволюционировали: на смену устаревшим ручным и механическим офтальмометрам пришли современные автоматизированные компьютеризированные кератометры и топографы. С помощью разных аппаратов можно анализировать роговицу в различных зонах (например, IOLMaster 500 – шесть точек в зоне 2,5 мм, IOLMaster 700 – 18 точек в трех зонах, Verion – 12 точек в зоне 2,2 мм, Tomey RC-5000 – зоны 3 и 6 мм), что подчеркивает необходимость стандартизации измерений в рамках одного учреждения и использования одного прибора для контроля динамики [4].

Традиционная кератометрия имеет ряд ограничений:

- ✓ усредненный кератометрический индекс (1,3375) не учитывает изменения формы роговицы после рефракционных операций (LASIK, ФРК, радиальная кератотомия);
- ✓ упрощенная модель предполагает сферичность роговицы и симметричность астигматизма (оси 90°), часто не соответствующие реальности;
- ✓ анализу подвергается только центральная зона роговицы (2–3 мм) без учета периферии и топографических особенностей;
- ✓ существует риск ошибок фокусировки при нерегулярной форме роговицы (рубцы, кератоконус).

Значение кератотопографии для точного расчета оптической силы ИОЛ переоценить сложно. Кератотопограмма позволяет выявлять главные меридианы и тип астигматизма (регулярный/нерегулярный), оценивать как переднюю, так и заднюю поверхность роговицы, ее толщину и, что особенно важно, корректировать кератометрический индекс для глаз, подвергшихся рефракционным операциям. Роль задней поверхности роговицы в формировании общего астигматизма глаза значительна; астигматизм нередко имеет обратную ориентацию по отношению к передней поверхности, частично ее компенсируя. Игнорирование задней кривиз-



ны в расчетах может привести к гиперкоррекции прямого астигматизма и недокоррекции обратного. С возрастом форма роговицы часто меняется от прямого к обратному астигматизму.

Горизонтальный диаметр роговицы (HWTW, Horizontal White-To-White), составляющий в среднем $11,7 \pm 0,46$ мм, также играет роль в прогнозировании положения ИОЛ. Для оценки размера капсульного мешка и подбора ИОЛ оптимального размера к значению HWTW рекомендуется прибавлять 0,5–1,0 мм. Пациенты с HWTW $\geq 12,0$ мм имеют тенденцию к более глубокому положению ИОЛ, а пациенты с HWTW $\leq 10,5$ мм – к более переднему. Высокое пограничное значение HWTW ассоциируется с повышенным риском децентрации ИОЛ и сниженной ротационной стабильностью, что необходимо учитывать при выборе премиальных линз (торических, мультифокальных) [6].

Ошибки при кератометрии обусловлены неточной калибровкой аппаратуры, использованием глазных капель или проведением контактных методов диагностики непосредственно перед измерением, патологией передней поверхности глаза (кератиты, рубцы), ношением контактных линз (мягкие следует снимать за семь дней, жесткие – за месяц до обследования), асферичностью роговицы, некорректным позиционированием меток кератометра и рефракционными операциями в анамнезе. Особые сложности возникают при синдроме сухого глаза, когда использование увлажняющих капель непосредственно перед измерением может исказить результаты. Проводить измерения следует в течение одной секунды после нескольких быстрых морганий. При невозможности получить достоверные данные необходимо предварительное лечение патологии продолжительностью не менее шести недель. Кератотопография считается обязательной для минимизации ошибок расчета оптической силы ИОЛ, особенно при использовании систем, анализирующих обе поверхности роговицы, с учетом анамнеза рефракционных операций и возрастных изменений.

AL – второй критически важный параметр биометрии. Ошибка при его измерении в 1 мм может привести к погрешности до 3,00 дптр при расчете оптической силы ИОЛ. Основные методы включают ультразвуковые и оптические технологии [3].

Ультразвуковые методы (А-сканирование) основаны на измерении времени прохождения ультразвукового импульса от роговицы до сетчатки.

Контактный метод получил широкое применение, но его точность зависит от навыков оператора, степени сжатия роговицы датчиком (погрешность 0,14–0,28 мм), а также адекватности позиционирования вдоль зрительной оси.

При иммерсионном методе используют специальную насадку с жидкостью, что минимизирует компрессию роговицы, но требует учета разной скорости ультразвука в средах. Разрешающая способность ультразвуковых методов около 200 мкм.

Ультразвук измеряет анатомическую ось (до внутренней пограничной мембраны сетчатки).

Оптическая когерентная биометрия (например, IOLMaster, Lenstar) использует инфракрасный лазер для интерферометрического измерения расстояния вдоль зрительной оси от роговицы до пигментного эпителия сетчатки.

Преимущества: высокое разрешение (5–30 мкм), точность (погрешность 0,01–0,02 мм), бесконтактность (отсутствие риска инфекции или травмы роговицы), возможность одновременной кератометрии и расчета силы ИОЛ по современным формулам, независимость от оператора.

Ограничения: невозможность применения при значительных помутнениях роговицы, зрелых катарактах, гемофтальме или отсутствии центральной фиксации зрачка. Могут возникать искажения при макулярном отеке, отслойке сетчатки или очень высокой миопии (требуются специальные поправки, например поправка L. Wang и D. Koch). Достоверность зависит от соотношения «сигнал/шум» ($SNR \geq 2,1$). Оптика измеряет зрительную ось (до пигментного эпителия сетчатки).

Оптическая биометрия превосходит ультразвуковую по точности и воспроизводимости и считается золотым стандартом. Однако выбор метода определяется клинической ситуацией и доступностью оборудования.

Современные методы расчета оптической силы ИОЛ: классификация формул

Точный расчет оптической силы ИОЛ требует учета комплекса ключевых параметров [1]. К ним относятся:

- ✓ аксиальная длина глаза, мм (AL);
- ✓ средняя сила роговицы (K) или значения K1 (крутой меридиан), K2 (плоский меридиан) и ось астигматизма (диоптрии);
- ✓ глубина передней камеры, мм;
- ✓ толщина хрусталика, мм (LT, Lens Thickness, используется в продвинутых формулах);
- ✓ предоперационная сферическая рефракция, дптр (Ref, Refraction);
- ✓ константы, специфичные для модели ИОЛ и хирургической техники;
- ✓ прогнозируемая глубина передней камеры (A, A-Constant), SF (Surgeon Factor), a0, a1, a2 (Haigis Constants), pACD (predicted ACD);
- ✓ эффективная позиция ИОЛ после имплантации (основной прогнозируемый параметр, от точности определения которого во многом зависит результат) (ELP).

Формулы расчета ИОЛ эволюционировали от простых эмпирических к сложным теоретическим и гибридным моделям, учитывающим все больше параметров.

Формулы первого поколения (исторические) основаны на простых линейных регрессионных моделях, например Binkhorst: $P = (1336 : (AL - 3,7)) - K$. В формулах использовали только AL и K, пред-

полагая фиксированное ELP. Не учитывали ACD. Расчеты отличались низкой точностью при аномальных длинах глаза (очень коротких или длинных) и глубине передней камеры. Эти формулы имеют историческое значение [1].

Формулы второго поколения (регрессионные) представлены классической SRK-формулой: $P = A - 2,5 \times AL - 0,9 \times K$. Расчеты упрощали, вводя A-константу. В отличие от формул первого поколения формулы второго поколения были проще в использовании и способствовали стандартизации. Тем не менее их точность оставалась ограниченной из-за упрощенной модели глаза и зависимости от вариабельной A-константы, особенно для глаз с нетипичными параметрами [1].

Формулы третьего поколения (эмпирические) значительно повысили точность за счет включения в расчет ACD или прогнозируемой ACD (pACD) для лучшей оценки ELP [2, 5].

В формуле Holladay 1 используются AL, K, ACD и хирургический фактор (SF, Surgeon Factor). ELP рассчитывается исходя из ACD и LT, которая зависит от AL и возраста пациента. Используется итеративный процесс.

Формула Hoffer Q особенно точна для коротких глаз ($AL < 22$ мм). Для оценки ACD применяется эмпирическая формула: $ACD_{\text{Hoff}} = 2,34 + 0,0035 \times AL \times AL - 0,017 \times K \times K$, используются A-константа и итеративный процесс. Хорошо работает при нестандартной анатомии.

SRK/T, усовершенствованная версия SRK ($P = A - 2,5 \times AL - 0,9 \times K - 0,1 \times ((ACD - 3,5) \times K)$), учитывает ACD для более точной оценки ELP, особенно в длинных глазах ($AL > 25$ мм). Остается широко используемой.

Формулы четвертого поколения (теоретические) наиболее точные, часто используют оптические принципы (трассировку лучей) и учитывают больше параметров глаза. Многие не требуют прямого измерения ACD, заменяя параметр оптимизируемыми константами [2, 5].

В формуле Haigis заложены три независимые константы (a_0, a_1, a_2) для расчета ELP ($ELP = a_0 + (a_1 \times AL) + (a_2 \times K)$). Не требует измерения ACD. Константы оптимизируются под конкретную модель ИОЛ на основании послеоперационных данных, обеспечивая высокую точность для широкого диапазона длин глаз.

Barrett Universal II (BUII) считается одной из самых точных универсальных формул. Основана на теоретической модели «двойного K», учитывающей как переднюю, так и (косвенно) заднюю поверхность роговицы. Использует AL, K (K_1, K_2 , ось), ACD, LT, WTW и константы ИОЛ. Особенно эффективна при экстремальных параметрах глаза и после рефракционных операций (через модификацию Barrett True-K).

Формула Olsen основана на сложной модели «полного глаза» (Whole Eye Model), учитывающей все основные оптические поверхности (обе поверх-

ности роговицы, ИОЛ). Использует трассировку лучей и уникальный параметр – C-константу (расстояние от задней поверхности роговицы до передней поверхности ИОЛ). Требуется высокоточных данных биометрии (включая LT, WTW) и специализированного ПО. Обеспечивает выдающуюся точность.

Hill-RBF (Radial Basis Function) использует искусственный интеллект (метод радиальных базисных функций), обучаясь на огромных базах данных реальных послеоперационных результатов. Анализирует нелинейные взаимосвязи между множеством параметров (AL, K, ACD, LT, WTW, возраст и др.).

Расчет оптической силы ИОЛ для глаз после рефракционных операций (LASIK, ФПК, РК) особенно сложен из-за измененного соотношения между передней и задней кривизной роговицы. Применяются специализированные формулы:

- Barrett True-K – модификация формулы BUII, использующая данные о предоперационной рефракции и кератометрии до операции для коррекции измерений после LASIK/PRK;
- Masket/Masket-Baseline использует исторические данные (предоперационную рефракцию и кератометрию до рефракционной операции) для расчета эффективной силы роговицы;
- Shammas-PL использует данные кератометрии после операции и специальные поправочные факторы.

Выбор формулы

Для глаз с нормальной осевой длиной ($AL \sim 22\text{--}25$ мм) применяются формулы третьего поколения (SRK/T, Holladay 1, Hoffer Q), обеспечивающие хорошую и проверенную точность. Однако формулы четвертого поколения (Haigis, Barrett Universal II, Olsen, Hill-RBF) часто демонстрируют небольшое, но статистически значимое улучшение точности и считаются предпочтительными, особенно при наличии необходимых данных (ACD, LT для Barrett/Olsen). Barrett Universal II зарекомендовала себя как высокоточная универсальная формула в этой группе [2, 3, 5].

Для глаз с короткой осевой длиной ($AL < 22$ мм) применяется формула Hoffer Q (или Hoffer QST), традиционно считающаяся наиболее точной. Holladay 1 с оптимизированным SF также показывает хорошие результаты. Формулы четвертого поколения (особенно Barrett Universal II и Haigis с правильно оптимизированными константами) демонстрируют сравнимую или превосходящую точность и являются отличным выбором [2, 3, 5]. В случае удлиненного глаза ($AL > 25$ мм) применяется формула SRK/T. Holladay 1 с оптимизированным SF также надежна. Среди формул четвертого поколения Barrett Universal II и Haigis показывают выдающиеся результаты при высокой миопии, часто превосходя формулы третьего поколения [2, 3, 5].



Для глаз после рефракционных операций (LASIK, ФРК, РК) обязательно использование специализированных формул, учитывающих измененную геометрию роговицы. Barrett True-K в настоящее время является одним из наиболее точных и рекомендованных методов. Формулы Masket и Shammas-PL также признаны валидными. Тщательный сбор и использование данных о предоперационной рефракции и кератометрии до рефракционной операции (если доступны) критически важны [4, 5].

При наличии современного биометра (измеряющего ACD, LT, WTW) и специализированного ПО Barrett Universal II часто является отличным универсальным выбором для широкого спектра глаз. Эта формула также работает в ряде нестандартных случаев [7]. Формулы Haigis (после оптимизации констант) и Olsen (при наличии всех данных) обеспечивают высочайшую точность [8]. Интерес вызывает формула Hill-RBF, использующая возможности искусственного интеллекта.

В крупнейшем исследовании 2025 г. (655 глаз, IOLMaster 700) было ранжировано 36 формул по индексу FPI (Formula Performance Index), объединяющему медианную абсолютную ошибку (MedAE), стандартное отклонение (SD) и долю глаз в пределах $\pm 0,50$ дптр. Лидеры точности [2, 4, 5]:

- 1) VRF-G (FPI = 0,590, SD = 0,353 дптр, 87,48% глаз $\pm 0,50$ дптр) – наименьший разброс ошибок;
- 2) Hoffer QST (FPI = 0,575, SD = 0,371 дптр, 86,26%);

3) VRF CMAL (FPI = 0,574) – модификация VRF с коррекцией под биометрию;

4) Eom (FPI = 0,572, SD = 0,372 дптр);

5) EVO 2.0 (FPI = 0,569, SD = 0,362 дптр);

6) Kane (FPI = 0,568, SD = 0,366 дптр, 86,41%).

Заключение

Современные формулы (VRF-G, Hoffer QST, Eom, EVO 2.0, Kane) значительно превосходят традиционные (Barrett Universal II, Haigis) и формулы третьего поколения (SRK/T, Hoffer Q) во всех диапазонах осевой длины.

Учет истории рефракционной хирургии пациента обязателен.

Достижение точных результатов в хирургии катаракты и рефракционной хирургии стало возможно благодаря глубокому пониманию оптики глаза, эволюции расчетных формул ИОЛ (от теоретических основ С.Н. Федорова до сложных моделей четвертого поколения) и неукоснительному соблюдению протоколов точной предоперационной биометрии, особенно кератометрии и измерения осевой длины. Комбинированный подход, учитывающий тип имплантируемой линзы, индивидуальные параметры глаза и выбор оптимальной расчетной формулы, – залог максимальной удовлетворенности пациента зрительным результатом и независимостью от очковой коррекции после операции. 🧐

Литература

1. Voytsekhivskyy O.V., Hoffer K.J., Cooke D.L., et al. IOL power calculation project: accuracy of 36 formulas. Am. J. Ophthalmol. 2025; 277: 45–56.
2. Aramberri J., Hoffer K.J., Olsen T., et al. Intraocular lens calculation. Cham: Springer International Publishing, 2024; 79–125.
3. Виноградов А.Р., Балалин С.Б., Солодкова Е.Г. Оптимизация расчета оптической силы интраокулярной линзы с использованием возможностей искусственного интеллекта. Офтальмохирургия. 2024; 2 (4): 6–13.
4. Qi J., He W., Zhang K., et al. Actual lens positions of three intraocular lenses in highly myopic eyes: an ultrasound biomicroscopy-based study. Br. J. Ophthalmol. 2023; 108 (1): 45–50.
5. Kane J.X., Chang D.F. Intraocular lens, power formulas, biometry, and intraoperative aberrometry: a review. Ophthalmology. 2021; 128 (5): 94–114.
6. Melles R.B., Holladay J.T., Chang W.I. Accuracy of intraocular lens calculation formulas. Ophthalmology. 2018; 125 (5): 169–178.
7. Barrett G.D. An improved universal theoretical formula for intraocular lens power prediction. J. Cataract Refract. Surg. 1993; 19 (2): 713–720.
8. Olsen T. Sources of error in intraocular lens power calculation. J. Cataract Refract. Surg. 1992; 18 (2): 125–129.

Formulas for Calculating the Optical Power of An Intraocular Lens: Evolution and Differential Choice

I.A. Loskutov, PhD, R.Kh. Melikakhmedov

Moscow Regional Research and Clinical Institute

Contact person: Igor A. Loskutov, loskoutigor@mail.ru

This article is devoted to a comprehensive analysis of methods for calculating the optical power of an intraocular lens. In particular, the types of lenses, historical aspects of the development of calculation formulas, modern approaches to obtaining precision results, as well as the causes of refractive errors, especially in non-standard clinical situations, are analyzed.

Keywords: formulas for calculating the optical power of IOL, evolution, keratometry, biometrics, research, classification