

Министерство здравоохранения Республики Беларусь

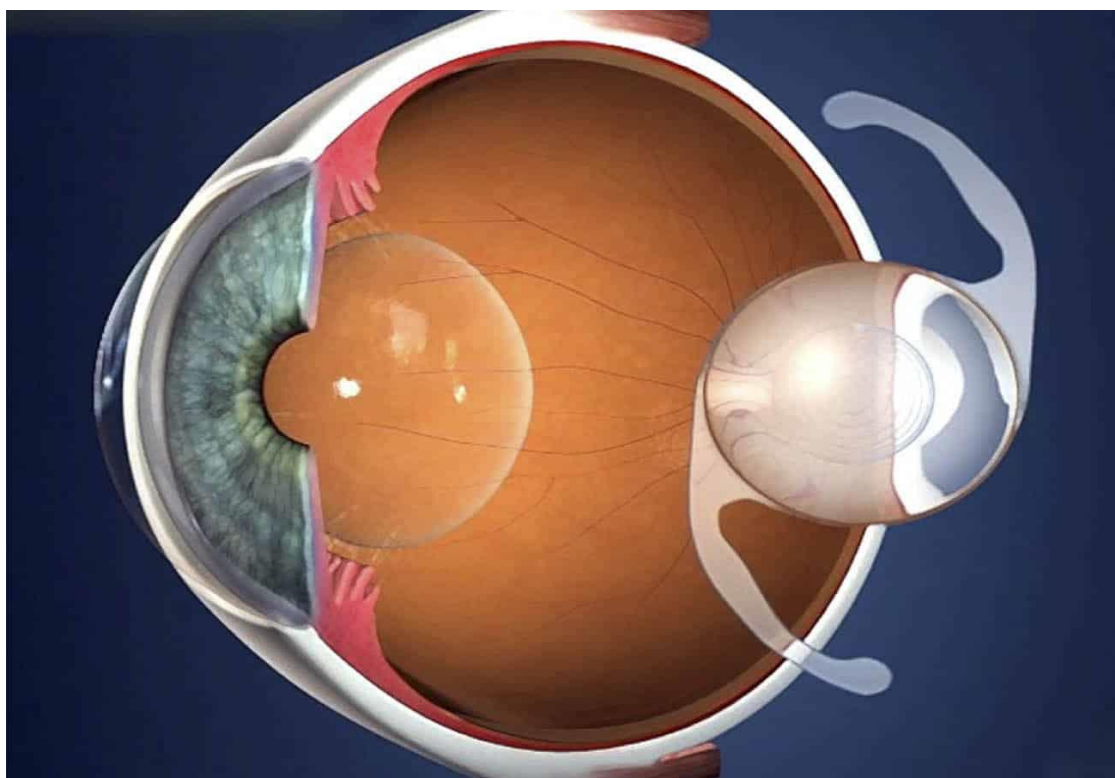
Государственное учреждение

«Республиканский научно-практический центр
радиационной медицины и экологии человека»

Д.П. Глушко, Т.В. Бобр

ПЕРСониФИЦИРОВАННЫЙ РАСЧЕТ ОПТИЧЕСКОЙ СИЛЫ
ИНТРАОКУЛЯРНОЙ ЛИНЗЫ

Практическое пособие для врачей



Гомель, 2021

УДК 617.741.4:617.72-611.061

ISBN 000-000-000-000-0

Рекомендовано в качестве практического пособия решением Ученого совета ГУ «Республиканский научно-практический центр радиационной медицины и экологии человека» протокол № 6 от 14.05.2021.

Авторы:

Д.П. Глушко, врач-офтальмолог высшей квалификационной категории офтальмологического отделения (микрохирургии глаза) ГУ «РНПЦ РМиЭЧ» г.Гомеля,

Т.В. Бобр, кандидат медицинских наук, врач-офтальмолог (заведующий) хирургического отделения консультативной поликлиники ГУ «РНПЦ РМиЭЧ» г.Гомеля.

Рецензенты:

П.В. Беляковский, кандидат медицинских наук, врач-офтальмолог высшей квалификационной категории, главный врач Центра микрохирургии глаза «Voka»

П.А. Лебедева, кандидат медицинских наук, врач-офтальмолог высшей квалификационной категории, доцент кафедры офтальмологии БелМАПО

Ю.И. Рожко, кандидат медицинских наук, доцент, врач-офтальмолог высшей квалификационной категории офтальмологического отделения (микрохирургии глаза) ГУ «РНПЦ РМиЭЧ» г.Гомеля

Глушко Д.П.

Персонафицированный расчет оптической силы интраокулярной линзы: практическое пособие для врачей-офтальмологов / Д.П. Глушко, Т.В. Бобр.– Гомель: ГУ «РНПЦ РМиЭЧ», 2021.– 25с.

ISBN 000-000-000-000-0

В практическом пособии рассматриваются методы получения исходных данных и непосредственно расчёт интраокулярных линз для получения прецизионных результатов и наилучшей удовлетворённости пациентов исходом проведённого оперативного лечения, а также причины рефракционных ошибок при нестандартных случаях. Пособие предназначено для врачей-офтальмологов. Ил.12. Таб.4. Форм. 8. Библиогр: 3 назв.

©Составители Глушко Д.П. Бобр Т. В.
ГУ «РНПЦ РМиЭЧ", 2021

СОДЕРЖАНИЕ

Перечень условных обозначений	4
Актуальность..	5
Предоперационные обследования.....	5
Расчёт оптической силы ИОЛ.....	12
Список используемой литературы.....	24

ПЕРЕЧЕНЬ УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ

ИОЛ – интраокулярная линза

ИЦБ – иридоцилиарная борозда

ПЗО – передне-задняя ось

ПК – передняя камера

ХИА – хирургический индуцированный астигматизм

ЭПЛ – эффективная позиция линзы

АКТУАЛЬНОСТЬ

Задачей фактоэмульсификации на современном этапе является не только восстановление прозрачности оптических сред глаза, но также достижение целевой рефракции, устранение имеющихся аметропий и астигматизма, а при желании пациента – и обеспечение псевдоаккомодации. По данным международных авторов, на сегодняшний день возможно достижение рефракции цели $\pm 0,50D$ в 70,0% случаев катарактальных хирургий и $\pm 1,00D$ среди 90,0%. По данным отчёта Европейского общества катарактальных и рефракционных хирургов 2017 года, выполненного на основе анализа 296 787 катарактальных процедур, послеоперационная рефракция цели с погрешностью $\pm 0,5D$ достигнута в 73,7% случаев, тогда как послеоперационная рефракция цели с погрешностью $\pm 1,0D$ достигнута в 93,8% катарактальных процедур. В то же время, по данным доктора Хилла, только менее 1% офтальмохирургов, педантично подходящих к биометрии и расчёту интраокулярных линз (ИОЛ), достигают рефракции цели $\pm 0,5D$ в 92,0% случаях оперативных вмешательств по замене хрусталика. В данном пособии будут рассмотрены методы получения исходных данных и непосредственно расчёт ИОЛ для получения прецизионных результатов и наилучшей удовлетворённости пациентов исходом проведённого оперативного лечения, а также причины рефракционных ошибок при нестандартных случаях (крайних степенях передне-заднего размера глазного яблока, внекапсульной имплантации ИОЛ, после предшествовавших кераторефракционных вмешательств).

ПРЕДОПЕРАЦИОННЫЕ ОБСЛЕДОВАНИЯ

Современные методы удаления катаракты очень надежны и имеют отличную воспроизводимость. Ключевым компонентом достижения успешного результата является способность рассчитать силу сферического и торического компонента (при необходимости) ИОЛ, используемой для замены естественного хрусталика.

Преломляющая сила человеческого глаза зависит от четырёх факторов: кривизны роговицы, оптической силы хрусталика, его положения в глазу и длины глаза. Зная силу роговицы, глубину передней камеры (ПК) и осевую длину глаза, можно рассчитать силу ИОЛ для получения целевой рефракции.

Биометрия – это процесс измерения кривизны роговицы, её горизонтального диаметра и длины передне-задней оси глаза (ПЗО), глубины ПК и толщины хрусталика. Неточность в любом из этих измерений приведет к непредсказуемой послеоперационной ошибке рефракции.

Кератометрия

Оптическая сила роговицы составляет около 2/3 общей преломляющей способности глаза, и ошибки в расчетах будут иметь значительное влияние на результат (оптическую силу выбранной ИОЛ и конечную рефракцию). Сила

роговицы (в диоптриях) рассчитывается на основе измерений, сделанных кератометром или кератотопографом, и основана на измерении радиуса кривизны передней поверхности роговицы (в мм). Далее, используя кератометрический индекс (соотношение между передней и задней поверхностью роговицы), вычисляется оптическая сила роговицы в диоптриях по формуле (1):

$$D = \frac{1000 (\text{кератометрический индекс} - 1)}{\text{радиус кривизы (мм)}}, \quad (1)$$

где D – оптическая сила роговицы.

Погрешность измерения 0,1мм радиуса кривизны плоской роговицы (радиус кривизны 8,5мм) при вычислении оптической силы приводит к погрешности 0,47 дптр, а промах 0,1мм в вычислениях крутой роговицы с радиусом кривизны 7,5мм приводит к ошибке уже 0,73 дптр.

Методы офтальмометрии:

1. Ручной метод: кривизна роговицы измеряется при помощи специальной линейки, в настоящее время практически не применяется.
2. С помощью механического офтальмометра.
3. Компьютеризированные методы определения кривизны роговицы с помощью автоматических кератометров.

Необходимо также принимать во внимание, что различные устройства измеряют радиус кривизны роговицы в различных зонах. К примеру, IOL-Master 500 (Carl Zeiss Meditec, Germany) анализирует 6 точек в зоне 2,5мм, IOL-Master 700 (Carl Zeiss Meditec, Germany) – 18 точек в 3 зонах (1,5, 2,5 и 3,5мм), Verion (Alcon, USA) – 12 точек в зоне 2,2мм, авторефрактометр Tomey RC-5000 – в зонах 3мм и 6мм в зависимости от выбранных настроек. Таким образом, измерения одной роговицы на различных устройствах будут отличаться, и необходимо стандартизировать расчёты – выбрать 1 аппарат и учитывать его технические характеристики.

В кератометрии при выполнении расчета принимаются допущения о фиксированном соотношении между передней и задней поверхностями роговицы и ее однородной сферической форме. Это соотношение называется кератометрическим индексом (КИ) и для большинства приборов принимается равным 1.3375. Однако это соотношение изменяется после кераторефракционных вмешательств (радиальные кератотомии, фоторефракционная кератэктомия (ФРК) и лазерный интрастромальный кератомилёз (LASIK)), что следует принимать во внимание при расчёте силы ИОЛ у этой группы пациентов.

Полагаясь исключительно на данные кератометрии, возможно допустить ошибку, так как:

- измеряется небольшая центральная область роговицы,
- мы получаем «слабое» представление о топографии роговицы, центральной или периферической части и их отношению к этим точкам,

- принимаем роговицу сфероцилиндрической и симметричной с сильной и слабой осями, разделенными на 90 градусов,
- подвержены ошибкам фокусировки и смещения и не можем точно измерять нерегулярные роговицы.

В связи с этим показано выполнение кератотопограмм для идентификации главных меридианов, а также уточнения является ли астигматизм регулярным. Некоторые методы топографии роговицы измеряют передний и задний радиусы кривизны роговицы, а также толщину роговицы и используют их для расчета силы роговицы. Особенно это важно для поправки КИ вследствие предшествовавшей кераторефракционной хирургии и, как следствие, изменения соотношения передней и задней поверхности роговицы.

Кроме того, профиль толщины роговицы не является равномерным между горизонтальным и вертикальным меридианами – в вертикальном меридиане роговица толще, а задняя поверхность роговицы стремится к форме обратного астигматизма. В течение всей жизни форма передней поверхности роговицы меняется от прямого астигматизма к обратному (процесс продолжается и в глазах, перенесших катарактальную хирургию). Доступные исследования продемонстрировали, что астигматизм задней поверхности роговицы нельзя игнорировать при расчёте торических ИОЛ, поскольку задняя поверхность роговицы оказывает значительное влияние на общий астигматизм роговицы. И расчёт ИОЛ без учёта астигматизма задней поверхности роговицы приведёт к гиперкоррекции прямого астигматизма и недокоррекции обратного. Опубликованные номограммы Бейлора (таблица 1) легли в основу первых торических калькуляторов, а математическая модель Баррета по точности предсказания астигматизма задней поверхности роговицы не уступает его непосредственному измерению аппаратными методами.

Таблица 1 – Номограмма Бейлора

Эффективная сила цилиндра ИОЛ в плоскости роговицы	Прямой астигматизм (диоптрии)	Обратный астигматизм (диоптрии)
0	≤ 1.69	≤ 0.39
1	1,7 – 2,19	0,4 – 0,79
1,5	2,2 – 2,69	0,8 – 1,29
2,0	2,7 – 3,19	1,3 – 1,79
2,5	3,2 – 3,79	1,8 – 2,29
3,0	3,8 – 4,39	2,3 – 2,79
3,5	4,4 – 4,99	2,8 – 3,29
4,0	$\geq 5,0$	3,3 – 3,79

Многие современные формулы учитывают горизонтальный диаметр роговицы (Horizontal White-To-White (HWTW)). Среднее значение данного параметра составляет, как правило, $11,7 \pm 0,46$ мм. По данным разных авторов,

необходимо добавить 0,5-1,0мм к НWTW для расчёта диаметра капсульного мешка и выбора ИОЛ с соответствующим размером (от края гаптики до края). Это даёт представление о размерах переднего отрезка глаза и эффективной позиции линзы – при $\text{НWTW} \geq 12,0\text{мм}$ линза будет сидеть «глубже», при $\leq 10,5\text{мм}$ линза будет располагаться ближе к роговице. Кроме того, пациенты с погранично высоким НWTW – не лучшие кандидаты для премиум-линз, так как возможна децентрация ИОЛ книзу и слабая ротационная стабильность.

Таким образом, при проведении офтальмометрии необходимо учитывать следующие источники погрешностей:

- неправильная калибровка оборудования,
- инстилляций капль и/или предшествовавшие контактные обследования,
- заболевания передней поверхности глаза,
- ношение контактных линз (для получения достоверных данных необходимо прекратить ношение мягких контактных линз за 7 дней до обследования, а жёстких – за месяц),
- несферичность роговицы,
- некорректное расположение фигур-меток кератометра,
- предварительная рефракционная хирургия.

При выраженном синдроме сухого глаза и другой патологии передней поверхности глаза порой затруднительно получить достоверные повторяющиеся с минимальным отклонением данные об оптической силе роговицы. Однако не стоит прибегать к инстилляциям заменителей слезы и/или других капль, так как это вызывает отёк переднего эпителия роговицы, что приводит к более «крутой» кератометрии и уменьшает астигматизм. Следует воспользоваться частыми быстрыми морганиями и снять данные кератометрии в течение 1 секунды. Если невозможно получить достоверные данные, необходимо назначить лечение как минимум в течение 6 недель.

Измерение ПЗО

При расчете силы ИОЛ решающее значение имеет точность измерения осевой длины глаза. Погрешность измерения 1 мм может привести к эквивалентной ошибке силы ИОЛ в 3,00D. Осевая длина глаза может быть измерена ультразвуковым методом (контактным или иммерсионным) или оптическими средствами.

Ультразвуковое амплитудное сканирование (А-сканирование) измеряет время, необходимое ультразвуковому импульсу, чтобы пройти от роговицы до внутренней пограничной мембраны сетчатки, и на основании этого рассчитывает расстояние, пройденное между двумя точками. В оптических методах используется частичная когерентная лазерная томография и принцип интерферометрии для расчета расстояния от роговицы до ретинального пигментного эпителия.



Рисунок 1 – Контактный метод биометрии

Контактный (аппланационный) метод эхобиометрии широко распространен в офтальмологической практике (рис. 1). Однако погрешность контактного метода ультразвуковой биометрии зависит от навыков исследователя и степени компрессии роговицы при аппланации ультразвукового датчика, которая может составлять порядка 0,14–0,28мм, и от правильности положения ультразвукового датчика относительно оси глазного яблока, на что указывает постепенное увеличение пиков от второго к третьему. Эхо-пики от орбитальной клетчатки должны быть меньшими по амплитуде и быстро уменьшаться (рис. 2); если эхо-пики от склеры и орбитальной клетчатки не визуализируются, то вероятно, что ультразвуковой сигнал проходит не через макулярную область, а через диск зрительного нерва. Кроме этого, точность данного метода ограничена разрешающей способностью порядка 200 мкм (при использовании ультразвукового датчика с частотой 10 МГц).

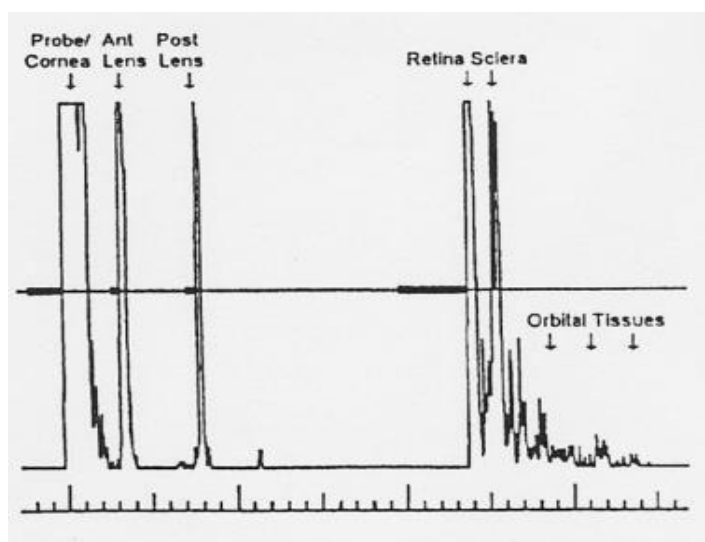


Рисунок 2 – Эхо-пики при контактном методе биометрии

Иммерсионный метод ультразвуковой биометрии в настоящее время находит все большее применение в офтальмологической практике (рис. 3). Иммерсионная биометрия обладает большей точностью измерений и воспроизводимостью результатов благодаря погружению датчика в

иммерсионную среду, что исключает прямой контакт и компрессию роговицы датчиком. Разрешающая способность данной методики биометрии составляет 150 мкм.

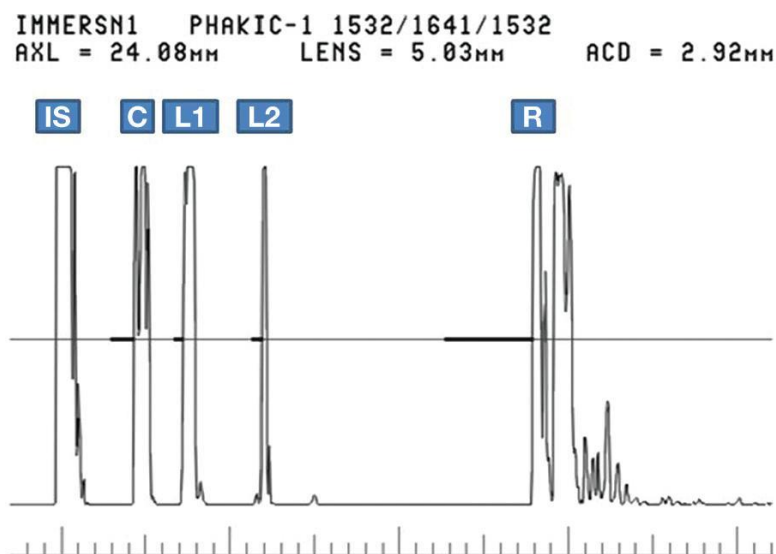


Рисунок 3 – Эхо-пики при иммерсионной биометрии

Нужно также учитывать, что скорость распространения ультразвука будет отличаться в зависимости от плотности внутриглазных структур. Скорость распространения ультразвука в силиконовом масле сильно отличается от таковой в тканях глаза, а из-за высокой акустической плотности силикона происходит поглощение им ультразвуковой энергии и, как следствие, искажение ультразвуковой картины с эхографическим увеличением глазного яблока и сложностью интерпретации полученных результатов.

Появление оптической когерентной биометрии с разрешающей способностью от 5 до 30 мкм (в зависимости от прибора) позволило повысить диагностическую ценность исследования, с более высокой точностью определить биометрические параметры глаза (ПЗО, глубина ПК, толщина хрусталика) и предсказать положение ИОЛ в глазу после операции. Измерение аксиальной длины глазного яблока происходит вдоль зрительной, а не анатомической оси глаза. Длина глаза, измеренная оптическим способом, соответствует расстоянию от передней поверхности центрального отдела роговицы до пигментного эпителия сетчатки, ультразвуковым – до внутренней пограничной мембраны сетчатки. Кроме того, разрешающая способность оптической когерентной биометрии превышает ультразвуковую. Длина волны инфракрасного диодного лазера, применяющегося для проведения исследования, находится в интервале от 780 до 880 нм, а длина ультразвуковой волны составляет 0,19 мм при частоте 10 МГц. Погрешность измерений, полученных с помощью оптической биометрии значительно меньше таковых при контактной ультразвуковой биометрии (0,01-0,02 мм). Оптическая осевая длина глаза вычисляется по формуле (2):

$$ALop = ALac + RT, \quad (2)$$

где $ALop$ – оптическая осевая длина глаза,
 $ALac$ – акустическая осевая длина глаза,
 RT – толщина сетчатки.

Оптическая биометрия осуществляется бесконтактно, не требует местной анестезии, безопасна в отношении инфекционных, травматических (механических и химических), аллергических осложнений и позволяет избежать ошибок измерения ПЗО, связанных с компрессией роговицы (рис.4).



Рисунок 4 – Проведение бесконтактной оптической биометрии

Высокая точность и воспроизводимость полученных результатов не зависят от опыта оператора. Одномоментное проведение кератометрии позволяет рассчитывать оптическую силу ИОЛ по формулам нового поколения, а оптимизация констант по рефракционным результатам хирургии катаракты – провести индивидуальный расчет ИОЛ. Результаты оптической биометрии хорошо воспроизводимы и обладают высокой точностью (рисунок 5).

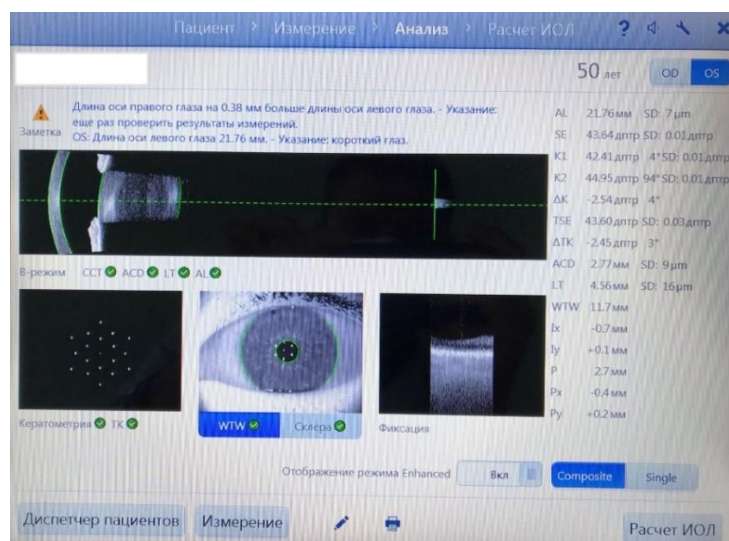


Рисунок 5 – Результаты оптической биометрии на аппарате IOL-Master 700 (Carl Zeiss Meditec, Germany)

Однако и у данного метода имеются ограничения в применении, а именно: невозможность проведения измерения при помутнениях роговицы, зрелых и плотных заднекапсулярных катарактах, гемофтальме и выраженных помутнениях стекловидного тела, а также при отсутствии центральной фиксации взора пациента. Кроме того, при наличии отслойки сетчатки в центральной зоне или макулярного отека результаты измерений становятся переменными и неточными. Достоверность результатов биометрии с использованием оптического метода оценивается по показателю соотношения сигнала и шума (SNR). При $SNR < 2,1$ измерения недостоверны. Кроме того, при обследовании высокомиопических глаз большой объём стекловидного тела приводит к искажению рефракционного индекса и переоценке длины ПЗО, что требует внесения поправочных индексов в расчётах (Wang-Koch, Holladay axial length adjustment).

РАСЧЁТ ОПТИЧЕСКОЙ СИЛЫ ИОЛ

После проведения биометрии глаза можно рассчитать силу имплантируемой ИОЛ. Формулы для этих расчетов обычно включаются в программное обеспечение биометрического оборудования (некоторые доступны только онлайн) и включают одну или несколько констант, специфичных для конкретного типа ИОЛ. Они предоставляются производителем линз, но могут быть усовершенствованы или оптимизированы хирургом с учетом предыдущих хирургических результатов. Чёткость и последовательность биометрии зависит от исследователя, оборудования и пригодности используемых формул, все из которых способствуют точности и, следовательно, прецизионному рефракционному результату операции.

Оптимальная биометрия имеет решающее значение для успеха операции по удалению катаракты с точки зрения соответствия фактического рефракционного результата и требуемой целевой рефракции. Поэтому крайне важно, чтобы лицо, выполняющее биометрию, было компетентным, а оборудование поверенным.

Эволюция формул расчёта ИОЛ

С распространением интраокулярной коррекции афакии актуализировался вопрос индивидуального подбора оптической силы ИОЛ. Для расчета оптической силы ИОЛ в зависимости от заданной рефракции артефактного глаза применяли номограммы Shepard, R.D. Binkhorst. При отсроченной имплантации ИОЛ производили расчеты оптической силы линзы по силе корригирующего стекла для афакичного глаза, пользуясь различными таблицами. Индивидуальный расчет оптической силы ИОЛ (формула (3)) основанный на законах оптики и данных схематического глаза для проведения одномоментной экстракции катаракты и имплантации, описан впервые С.Н. Федоровым с соавторами (1967 г.):

$$D_{iol} = \frac{n - Dp \left(l - k + \frac{k}{n} \right)}{(l - k) \left(l - \frac{k \cdot Dp}{n} \right)} \quad (3)$$

где D_{iol} – сила интраокулярной линзы (Д),

l – аксиальная длина глаза (м),

Dp – средний показатель кератометрии (Д),

k – глубина передней камеры (м),

$n = 1.336$ – показатель преломления роговицы и водянистой влаги.

Формула С.Н. Федорова относится к теоретическим формулам и выведена для расчета силы ирис-клипс-линз, положение главной плоскости которой совпадает с плоскостью основания шарового сегмента, имеющего радиус кривизны роговицы. При имплантации современных типов ИОЛ в капсульный мешок их положение смещается кзади вдоль оптической оси глаза, что приводит к необходимости увеличения оптической силы имплантируемой линзы для достижения расчетной рефракции.

Простота регрессионной формулы расчета SRK, основанной лишь на эмпирических данных, сделало ее очень популярной. В 1980г авторы предложили каждую выпускаемую ИОЛ снабжать константой А, абстрактно характеризующей положение линзы в глазу:

$$P = A - 2.5 AL - 0.9K, \quad (4)$$

где P – сила интраокулярной линзы (Д),

AL – аксиальная длина глаза (мм),

K – средняя кератометрия (Д)

Однако, так как это ретроспективная теоретическая формула, рассчитанная исходя из послеоперационной рефракции и геометрической модели глаза, положение ИОЛ принималось «стандартным» для всех типов глаз, что приводило к значительным погрешностям расчёта на коротких ($ПЗО \leq 22\text{мм}$) и длинных ($ПЗО \geq 25\text{мм}$) глазах. Поэтому в 1992 году для формулы SRKII введены корректировочные индексы А-константы для коротких и длинных глаз: прибавляется 1,0Д к расчётной силе ИОЛ при ПЗО 21,0-21,9мм, 2,0Д при ПЗО 20,0-20,9мм, 3,0Д для ПЗО менее 20,0мм, и отнимается 0,5Д при ПЗО более 24,5мм.

Формулы III поколения учитывают длину ПЗО, кривизну роговицы и А-константу ИОЛ для расчёта эффективной позиции линзы (ЭПЛ) – SRK/T, Hoffer Q, Holladay I. Константа А стандартно пересчитывается в соответствующие методики константы. Для Holladay I это SF (surgeon factor, хирургический фактор) – расстояние между плоскостью радужки и плоскостью ИОЛ, а в расчёте Hoffer Q для предсказания ЭПЛ используется pACD (pseudophakic anterior chamber depth) – глубина ПК артифакчного глаза.

Неудовлетворенность точностью прогнозирования отражена в рекомендации К.Л. Hoffer: для длины глаза менее 22,0 мм больший приоритет

имеет методика Hoffer Q; при длине глаза в интервале 22,0-24,5 мм рекомендуется среднее из трех формул (Hoffer Q, Holladay 1, SRK/T); при длине глаза 24,5-26,0 мм – методика Holladay I; при длине глаза более 26,0 мм – формула SRK/T. Таким образом, при средних (стандартных) значениях аксиальной длины глаза методики равнозначны. При крайних значениях, по мнению автора, существуют приоритеты в выборе.

Недостатком формул III поколения является ошибочное предположение, что короткие глаза имеют мелкую переднюю камеру, а длинные – глубокую. Однако 80% коротких глаз имеют среднестатистический размер переднего сегмента за счёт уменьшения объёма витреальной полости, и только 10% длинных глаз имеют глубокую переднюю камеру, тогда как в 90% увеличена витреальная полость (таблица 2).

Таблица 2 – Варианты клинического сочетания размера переднего сегмента и осевой длины глаза

Размер переднего сегмента (мм)	Аксиальная длина глаза (мм)		
	≤ 22,0	22,1 – 24,9	≥ 25,0
Большой	Мегалокорнеа + осевая гиперметропия (0%)	Мегалокорнеа (2%)	Большой глаз Буфтальм Мегалокорнеа + осевая миопия (10%)
Стандартный	Осевая гиперметропия (80%)	Нормальный (96%)	Осевая миопия (90%)
Маленький	Малый глаз Нанофтальм (20%)	Микрокорнеа (2%)	Микрокорнеа + осевая миопия (0%)

Вообще, эффективная позиция линзы (ЭПЛ) – расстояние от вершины роговицы до плоскости ИОЛ. Более переднее положение ИОЛ в капсульном мешке требует меньшей оптической силы имплантируемой линзы, тогда как более заднее положение требует большей оптической силы импланта (рисунок 6).

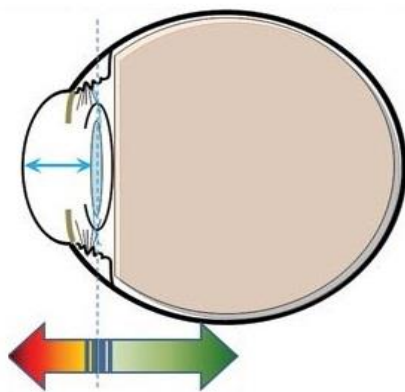


Рисунок 6 – Эффективная позиция ИОЛ в глазу

Предсказание ЭПЛ затрудняют 3 группы факторов – анатомические параметры глаза, конструктивные особенности ИОЛ и хирургическая техника. Анатомические факторы могут быть достоверно измерены при биометрии – это форма роговицы, длина ПЗО, горизонтальный диаметр роговицы, дооперационная глубина ПК и толщина хрусталика. Характеристики каждой модели ИОЛ также заранее известны – это её форма, размеры, материал, форма и дизайн гаптических элементов, угол плоскости сочленения оптической части и гаптических элементов. Хирургическая техника в свою очередь для получения воспроизводимых стабильных результатов нуждается в стандартизации:

- метод имплантации (каждый 0,1мм смещения 20,0Д заднекамерной ИОЛ вносит 0,19Д погрешности в послеоперационную рефракцию, сильнее линза – больше погрешность),

- размер и форма капсулорексиса (золотой стандарт – центрированный капсулорексис диаметром 5,0-5,5мм, на 360 градусов перекрывающий оптическую часть ИОЛ). Маленький капсулорексис приводит к заднему смещению ИОЛ и гиперметропическому шифту, слишком большого диаметра – к переднему смещению ИОЛ и миопическому шифту,

- методика и полнота вымывания вискоэластика,
- на сколько линза ротируется после имплантации.

Формулы IV поколения (Haigis, Holladay II) для расчёта ЭПЛ используют множественные переменные. В 1993г доктор Холладей запустил международное исследование, включившее 34 катарактальных хирурга, для выяснения какие из 7 переменных имеют наибольший вклад в предсказание ЭПЛ. По результатам, на третьем месте после длины ПЗО и данных кератометрии стоит горизонтальный диаметр роговицы (HWTW). Помимо этого, для расчёта учитывается дооперационная рефракция, толщина хрусталика и возраст пациента.

Формула Haigis для персонализации расчёта использует три переменные: a_0 рассчитывается из А-константы производителя ИОЛ, a_1 связана с предооперационной глубиной ПК и a_2 связана с измеренной длиной ПЗО.

Формулы нового поколения: Barret Universal II и Olsen также используют для расчёта множественные переменные – офтальмометрия, длина ПЗО, глубина ПК, толщина хрусталика, возраст, толщина роговицы (таблица 3).

Таблица 3 – Переменные, используемые для определения ЭПЛ в различных формулах

Переменная	Формула
Кератометрия	Hoffer Q
«Высота купола роговицы» (обычно получают из ПЗО и К)	SRK/T, Holladay I, Holladay II, Olsen
Предооперационная глубина ПК	Haigis, Olsen, Holladay II
Возраст и рефракция	Olsen, Holladay II

Алгоритм работы формулы Barret Universal II не был опубликован, однако на сегодняшний день даёт одни из самых точных результатов для широкого спектра ПЗО и данных офтальмометрии, а также их редких сочетаний. Кроме того, на базе этого алгоритма доступен торический калькулятор Barret Toric Calculator для расчёта силы сферического и цилиндрического компонента торических ИОЛ, и оси их позиционирования с учётом астигматизма задней поверхности роговицы на основе математической модели и популяционных исследований.

Новым этапом в определении ЭПЛ стало появление RBF (Radial Basis Function) – искусственной нейросети, построенной на большом объеме биометрических данных (3445 глаз), имеющей свойства самообучения, самоорганизации и самоконтроля по первоначальной модели, которая не является моделью глаза. Метод разработан на основании данных биометрии «LENSTAR LS900» (Haag-Streit, Швейцария) с использованием платформы AcrySof IQ (Alcon, США). Фундаментальное преимущество распознавания образов при определении силы ИОЛ основано на адаптивном «обучении» – возможности перестроения по вновь полученным данным независимо от ранее имевшихся сведений. Тогда как способность к самоорганизации и созданию своей формы представления данных также является большим достижением и подходит для описания сложных, нелинейных зависимостей, характерных для глаза человека. Определение силы ИОЛ возможно для широкого спектра ПЗО и показателей кератометрии, а также их редких сочетаний.

Выбор формулы для расчёта ИОЛ

В настоящее время в литературе представлены результаты объёмных исследований точности достижения целевой рефракции при использовании формул различных поколений в зависимости от длины передне-заднего отрезка глаза, величины кератометрии и их сочетаний (рис. 7, 8).

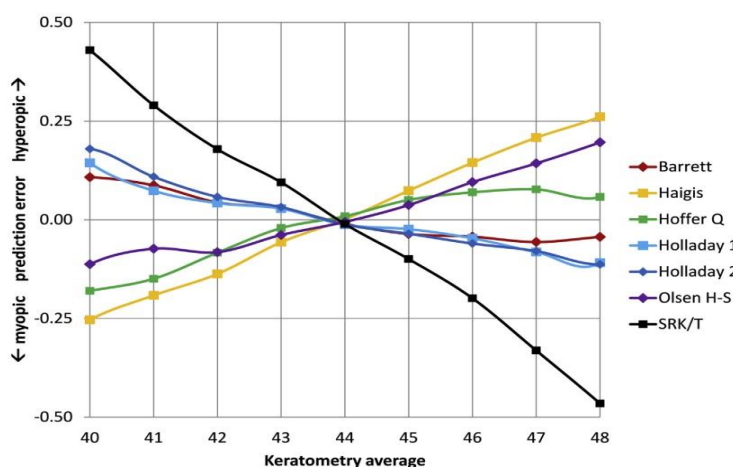


Рисунок 7 – Достижение целевой рефракции при расчётах оптической силы ИОЛ различными формулами в зависимости от кератометрии

Так, на основе анализа 18,5 тыс. катарактальных операций и расчётов с применением 7 наиболее часто используемых формул (рис.7), было выяснено, что алгоритм Barret Universal II имеет наименьшее отклонение от целевой рефракции при расчёте оптической силы ИОЛ для глаз как с «крутой» роговицей более 45 дптр, так и с «плоской» ≤ 40 дптр. Формула третьего поколения SRK/T даёт приемлемые результаты только при кератометрии 43.0-45.0 дптр, при крайних значениях оптической силы роговицы отклонения от целевой рефракции существенны. При различных значениях кератометрии близкие к заданной рефракции позволяют получить также формулы Holladay I и II.

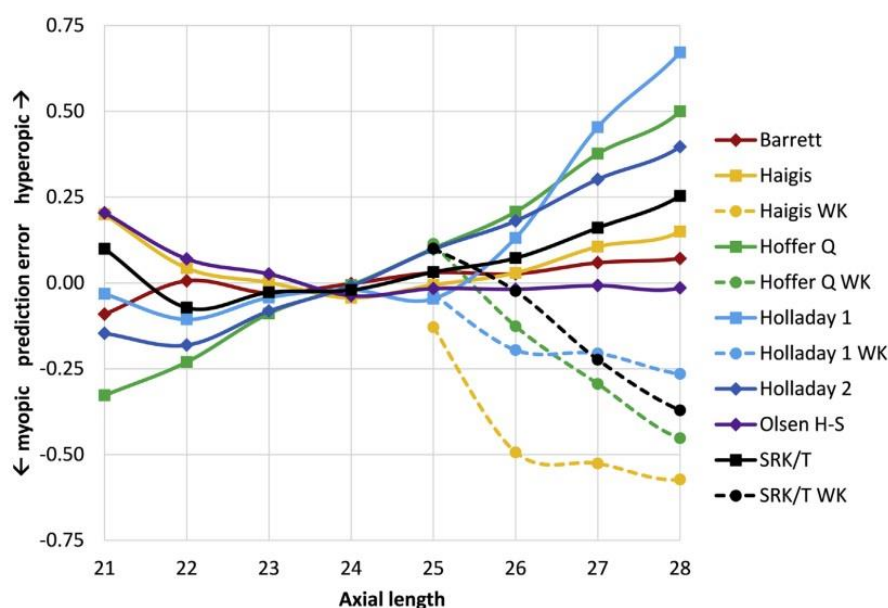


Figure 6. Smoothed line graph of prediction error (in diopters) versus axial length (in millimeters) (SN60WF). The Wang-Koch (WK) modified formulas are shown as dashed lines in the same color as the unmodified formula. H-S = Haag-Streit.

Рисунок 8 – Достижение целевой рефракции при расчётах оптической силы ИОЛ различными формулами в зависимости от аксиальной длины глаза

Как следует из представленного графика (рис. 8), все 7 формул позволяют рассчитать целевую рефракцию с погрешностью, близкой к 0. Однако только формула Barret Universal II при всём разнообразии длины ПЗО имеет наименьшую ошибку в предсказании послеоперационной целевой рефракции. Широко используемая формула Holladay I, дающая точные результаты при подсчётах для глаз с ПЗО 22,1-25,0 мм, при расчёте оптической силы ИОЛ на «коротких» глазах приводит к миопическому шифту, тогда как при вычислении для «длинных» глаз погрешность целевой рефракции будет иметь гиперметропический сдвиг. Применение поправки Wang-Koch для длинных глаз (при измерении ПЗО оптическим методом), отмечается чрезмерная корректировка гиперметропических исходов, наблюдаемых у нескольких теоретических формул, что приводит к миопическому шифту. В связи с этим в

программе Holladay IOL Consultant реализован собственный алгоритм коррективки ПЗО высокомиопических глаз – Holladay Axial Length Adjustment, не допускающий таких сюрпризов в послеоперационной рефракции.

Расчёт ИОЛ после кераторефракционных вмешательств

После ранее проведённых кераторефракционных вмешательств (радиальная кератотомия, ФРК, LASIK) зачастую бывают рефракционные «сюрпризы» при использовании стандартных формул для расчёта оптической силы ИОЛ. Причинами этому могут быть следующие:

1. Использование в расчётах кератометрического индекса нормальной роговицы (после проведённого вмешательства изменяется радиус кривизны передней поверхности роговицы и толщина стромы – как следствие, изменяется и кератометрический индекс роговицы).

2. Измерение кривизны роговицы вне оптической зоны при небольших/децентрированных зонах абляции.

3. Неверный расчёт ЭПЛ по данным изменённой роговицы.

4. В результате изменения сферичности роговицы.

При использовании формул III-го поколения (SRK/T, Holladay I, Hoffer Q), использующих для предсказания ЭПЛ данные кератометрии, после миопического LASIK на основе плоской роговицы будет сделано предположение о мелкой камере и более «переднем» положении ИОЛ в глазу, в связи с чем будет предложена «слабая» ИОЛ и в послеоперационном периоде будет получена гиперметропическая рефракция. После LASIK по поводу гиперметропии, напротив, на основании «крутой» кератометрии и предположении о глубокой камере, будет рассчитано более «глубокое» положение ИОЛ в глазу, и предложена ИОЛ большей оптической силы, в связи с чем в послеоперационном периоде будет смещение рефракции в миопическую сторону.

Формулы и методы расчёта ИОЛ после рефракционных вмешательств разделяются на 2 основных группы в зависимости от наличия данных кератометрии до кераторефракционной хирургии или их отсутствия.

При наличии данных до вмешательства на роговице может использоваться метод Seitz/Speicher's, Savini, формула Masket, Barrett true-K формула, Latkany регрессивная формула, формулы Awwad, метод клинической истории.

Метод Seitz/Speicher's основан на внесении поправок в расчёт на основе дооперационной кератометрии (рассчитывается D_p исходя из данных дооперационной D_a), формула (5):

$$D = postop\ SimK \times 1,114 + (preop\ SimK \times 1,114 - preop\ SimK), \quad (5)$$

где D – оптическая сила линзы,

$postop\ SimK$ – постоперационная кератометрия,

$preop\ SimK$ – предоперационная кератометрия.

Группа методов основана на перерасчёте кератометрического индекса (формула (6):

$$\begin{aligned} \text{Savini: } n_{\text{post}} &= 1,338 + 0,0009856 * SIRC, \\ \text{где } SIRC &= \text{хирургически индуцированное изменение рефракции}, \\ \text{Camellin: } n_{\text{post}} &= 1,3319 + 0,00113 * SIRC, \\ \text{Jarade: } n_{\text{post}} &= 1,3375 + 0,0014 * SIRC. \end{aligned} \quad (6)$$

При использовании метода Masket ИОЛ рассчитывается без учёта изменений роговицы после кераторефракционной хирургии по формуле SRK/T (в случае миопии) или Hoffer Q (в случае гиперметропии). А затем рассчитывается поправка по формуле (7):

$$SIRC \times (-0,326) + 0,101, \quad (7)$$

Полученная поправка добавляется к рассчитанной силе ИОЛ при предшествовавшей рефракционному вмешательству миопии или вычитается при гиперметропии.

Метод клинической истории описан в 1989г доктором Holladay. Он основан на кератометрии, рассчитанной по рефракции. Для этого необходима дооперационная кератометрия, хирургически индуцированное изменение роговицы в плоскости роговицы и полученная стабильная рефракция после коррекции. В случае миопии расчёт будет вестись по уравнению $K_{\text{post}} = K_{\text{pre}} - SIRC$, а в случае гиперметропии – $K_{\text{post}} = K_{\text{pre}} + SIRC$. Однако на результат сильно влияют неточные данные и изменения рефракции в результате катарактального помутнения хрусталика и вторичная миопизация в частности.

Алгоритм формулы Barret True K не был официально опубликован, однако доступен в сети интернет, формула интегрирована в некоторые биометры и даёт превосходные данные (сайт <http://calc.apacrs.org/Barrett True K Universal 2105>) (рис.9).

BARRETT TRUE K FORMULA - FOR PRIOR MYOPIC OR HYPEROPIC LASIK/PRK/RK

Patient Data Universal Formula Formula Guide K Index 1.3375 * K Index 1.332

Calculate Reset Form View Formula Predicted PCA Measured PCA

Doctor Name: ГЛУШАКО Patient Name: П Patient ID: Patient ID

Lens Factor: 1.88 (-2.0-5.0) or A Constant: 118.99 (112-125) Alcon SN60WF

History OD: Myopic Lask History OS: Myopic Lask

Pre-Lask Ref. (R): -4 Post-Lask Ref. (R): -0.75 Pre-Lask Ref. (L): Post-Lask Ref. (L):

Measurements: OD OS

Axial Length (R): 25.00 (12-38 mm) Axial Length (L): (12-38 mm)

Measured K1 (R): 40.75 (30-60 D) Measured K1 (L): (30-60 D)

Measured K2 (R): 41.50 (30-60 D) Measured K2 (L): (30-60 D)

Optical ACD (R): 3.53 (8-6 mm) Optical ACD (L): (8-6 mm)

Target Ref. (R): 0 (-10-10 D) Target Ref. (L): 0 (-10-10 D)

Optional: Lens Thickness (R): (2-8 mm) Lens Thickness (L): (2-8 mm) WTW (R): 11.6 (8-14 mm) WTW (L): (8-14 mm)

BARRETT TRUE K FORMULA - FOR PRIOR MYOPIC OR HYPEROPIC LASIK/PRK/RK

Patient Data Universal Formula Formula Guide K Index 1.3375 * K Index 1.332

Surgeon: ГЛУШАКО Date: 02/05/2020 Patient П ID:

Right Eye (OD): TRUE K 40.75 Myopic Lask -3.07 D Left Eye (OS):

Axial length 25.00 Keratometry K1 40.75 K2 41.50 ACD 3.53

Recommended IOL 20.34 (Biconvex) for Target Refraction 0

Lens Factor: 2.05 A Constant: 118.99 WTW 11.6 Lens Thickness:

Alcon SN60WF Predicted PCA

IOL Power	Optic	Refraction
22	Biconvex	-1.2
21.5	Biconvex	-0.83
21	Biconvex	-0.47
20.5	Biconvex	-0.11
20	Biconvex	0.24
19.5	Biconvex	0.59
19	Biconvex	0.93

Рисунок 9 – Пример онлайн расчёта по формуле Barret True K

При отсутствии кератометрии до рефракционного вмешательства используются формулы Shammas-PL and PHL, Maloney, Haigis-L и Barret True K No History.

Так, в случае предшествовавшей миопии по методу Shammas-PL кератометрия рассчитывается по формуле $K = 1,14 \times K_{post} - 6,8$, а в случае гиперметропии – $K = 1,0457 \times K_{post} - 1,9538$. Рассчитанная оптическая сила роговицы вносится в оригинальную формулу Shammas.

Метод Maloney позволяет рассчитать первичную кератометрию на основе данных кератотопографии изменённой роговицы, измеренных максимально близко к зрительной оси (формула (8)):

$$K = K_{post} \times 1,114 - 4,90 \quad (8)$$

Формула Haigis-L для предсказания ЭПЛ использует глубину передней камеры, а также компенсирует ошибки кератометрии и кератометрического индекса. Эта формула интегрирована в оптический биометр IOL Master (Carl Zeiss Meditec, Germany).

Отдельно стоит рассмотреть Gaussian optics формулу, для использования которой необходимы данные шеймпфлюг-камеры или оптической когерентной томографии переднего отрезка глаза. На основании измерений кривизны передней и задней поверхности роговицы, а также расстояния между ними, рассчитывается оптическая сила роговицы. Эта методика даёт высокоточные воспроизводимые результаты, однако обязательно требуется оптимизация констант ИОЛ.

В некоторых биометрах реализован расчёт ИОЛ на основе метода трассировки лучей. При такой методике измеряется кривизна передней и задней поверхности роговицы, нет зависимости от кератометрического индекса и может быть вычислена оптическая сила роговицы любой кривизны (рис. 10). Кроме того, могут быть учтены аберрации роговицы, электронный доступ <https://iolcalc.ascrs.org/wbfrmCalculator.aspx>.

Все вышеописанные методы расчёта ИОЛ после кераторефракционных вмешательств интегрированы в онлайн-калькулятор Американского общества катарактальных и рефракционных хирургов. Чем большим количеством данных располагает исследователь, тем более прецизионные результаты может получить. Как правило, наименьшее отклонение от запланированной целевой рефракции дают расчёты по формулам Barret True K/Barret True K No History и методам с использованием ОКТ переднего отрезка глаза и данных шеймпфлюг-камеры.

IOL Calculator for Eyes with Prior Myopic LASIK/PRK
 [Your data will not be saved. Please print a copy for your record.]

Please enter all data available and press "Calculate"

Doctor Name: Грыуао Patient Name: П Patient ID:
 Eye OD: IOL Model: SN60WF Target Ref (D): 0

Pre-LASIK/PRK Data:
 Refraction* Sph(D): -4 Cyl(D)*: -0.5 Vertex (If empty, 12.5 mm is used) 12
 Keratometry K1(D): 44.00 K2(D): 44.75

Post-LASIK/PRK Data:
 Refraction* Sph(D): -0.75 Cyl(D)*: 0 Vertex (If empty, 12.5 mm will be used) 12
 Topography EyeSys EIRP Torney ACCP Nides*ACPIAPP 41.14 Galilei TCF2
 Atlas Zone value Atlas 9000 4mm zone TNP Apex 4.0 mm Zone
 Atlas Ring Values 0mm 1mm 2mm 3mm
 OCT (RTVue or Avanti XR) Net Corneal Power Posterior Corneal Power Central Corneal Thickness

Optical/Ultrasound Biometric Data:
 Ks K1(D): 40.75 K2(D): 41.50 Device Keratometric Index (n): 1.3375 1.332 Other
 Lens Constants** A-const(SRK/T): 118.99 SF(Holladay1) Lens Thick (mm) WTW (mm) 11.6
 Haigis a0 (If empty, converted value is used) Haigis a1 (If empty, 0.4 is used) Haigis a2 (If empty, 0.1 is used)

*If entering "Sph(D)", you must enter a value for "Cyl(D)", even if it is zero.
 #Most recent stable refraction prior to development of a cataract.
 #Magellan ACP or OPD-Scan III APP 3-mm manual value (personal communication Stephen D. Klyce, PhD).
 **Enter any constants available; others will be calculated from those entered. If ultrasonic AL is entered, be sure to use your ultrasound lens constants. It is preferable to use optimized a0, a1, and a2 Haigis constants.

Calculate Reset Form

IOL calculation formulas used: Double-K Holladay 1¹, Shammas-PL², Haigis-L³, OCT-based⁴, & Barrett True K⁵

Using MR	Using no prior data
¹ Adjusted EIRP	² Wang-Koch-Maloney
² Adjusted Atlas 9000 (4mm zone)	² Shammas 21.15 D
¹ Adjusted Atlas Ring Values	³ Haigis-L 20.77 D
Masket Formula 20.66 D	¹ Galilei
Modified-Masket 20.96 D	² Potvin-Hill Pentacam
¹ Adjusted ACCP/ACPIAPP 21.19 D	⁴ OCT
⁵ Barrett True K 20.40 D	⁵ Barrett True K No History 20.62 D
Average IOL Power (All Available Formulas): 20.82 D	
Min: 20.40 D	
Max: 21.19 D	

Рисунок 10 – Пример онлайн расчёта ИОЛ после LASIK (доступен на сайте Американского общества катарактальных и рефракционных хирургов)

Методы трассировки лучей и исследования роговицы максимально близко к зрительной оси на ОКТ/шеймпфлюг-камере предпочтительны при расчёте ИОЛ у пациентов после ранее выполненной радиальной кератотомии. В таких ситуациях кератометрический индекс также неприменим в связи с более сильным уплощением задней поверхности роговицы и маленькой оптической зоной. Кроме того, возможны изменения кератометрических данных в течение суток под влиянием колебаний внутриглазного давления.

Оптимизация расчёта ИОЛ

Как показывает практика, одна идеально выполненная процедура не даст идеальных результатов, но одна погрешность приведёт к рефракционным «сюрпризам» в послеоперационном периоде. Однако отклонения от запланированной рефракции цели могут быть связаны не только с погрешностями измерений во время обследования и расчета ИОЛ, но и изменением положения ИОЛ в глазу. Весь объём обследования и хирургического лечения по поводу катаракты и рефракционной замены хрусталика должен быть стандартизирован:

1. Необходимо стандартизировать протокол обследования пациентов (достоверные данные с одного поверенного аппарата, кератометрия интактной роговицы).

2. Максимально унифицировать хирургическую технику (размеры и положение разрезов, размер и форма капсулорексиса, методика имплантации ИОЛ, ротация ИОЛ, вымывание вязкоэластика).

3. Рассчитать свой персонализированный хирургически индуцированный астигматизм – не только абсолютную величину, но и вектор (для правого/левого глаза в зависимости от расположения разрезов).

4. Постоянно отслеживать и анализировать результаты.

Кроме того, для достижения наилучших результатов требуется оптимизация констант ИОЛ для прецизионного расчёта и достижения рефракции цели. Нельзя использовать константы, предложенные для измеренной ультразвуком аксиальной длины глаза, в расчётах при использовании данных оптической биометрии (рис.11).



Рисунок 11 – Алгоритм оптимизации констант

Можно выделить классическую оптимизацию и тройную. Классическая оптимизация подразумевает замену А-константы ИОЛ в формулах SRK-T, Hoffer-Q, Haigis и Holladay I/II на оптимизированную. Тройная оптимизация доступна для формулы Haigis и требует анализа послеоперационных результатов - a_0 изменяется точно также как SRK-T / Hoffer-Q / Holladay I/II), в то время как a_1 и a_2 адаптируются в соответствии с послеоперационной рефракционной ошибкой, а также глубиной ПК, аксиальной длиной глаза и рассчитанной ЭПЛ пациента.

Ранее уже отмечалась необходимость стандартизации хирургической техники для стабильного повторяемого достижения целевой рефракции. Однако, если интраоперационно невозможна внутрикапсулярная фиксация ИОЛ, необходимо выбрать другую силу ИОЛ. Так, при имплантации в иридоцилиарную борозду (ИЦБ), оптическая сила ИОЛ должна быть уменьшена в соответствии с номограммой в связи с изменением ЭПЛ (таблица 4):

Таблица 4 – Коррекция оптической силы ИОЛ при имплантации в ИЦБ

Сила ИОЛ при имплантации в капсульный мешок (Д)	Сила при имплантации в ИЦБ (Д)	Разница мешок/ИЦБ (Д)	Необходимо отнять от расчётной силы ИОЛ (Д)
+25,00	+23,84	-1,16	-1,00
+24,50	+23,36	-1,13	-1,00
+24,00	+22,89	-1,11	-1,00
+23,50	+22,42	-1,08	-1,00
+23,00	+21,94	-1,05	-1,00
+22,50	+21,47	-1,03	-1,00
+22,00	+21,00	-1,00	-1,00
+21,50	+20,53	-0,97	-1,00
+21,00	+20,05	-0,95	-1,00
+20,50	+19,58	-0,92	-1,00
+20,00	+19,11	-0,89	-1,00
+19,50	+18,63	-0,87	-1,00
+19,00	+18,16	-0,84	-1,00
+18,50	+17,69	-0,82	-1,00
+18,00	+17,21	-0,79	-1,00

Хирургический индуцированный астигматизм (ХИА) – также одна из причин неудовлетворенности пациента рефракционным результатом после факоэмульсификации. Знание и применение ХИА имеет важное значение для имплантации торической ИОЛ и является важным шагом для любого факохирурга, стремящегося к успеху в хирургии катаракты. Степень ХИА зависит преимущественно от типа, длины, формы и расположения тоннеля, расстояния до оптического центра роговицы, а также биомеханических свойств роговицы. Исторически всегда предполагалось, что роговица всегда уплощается по меридиану основного доступа, поэтому игнорировалось направление в послеоперационных векторных вычислениях, чтобы определить средние

величины ХИА. Однако ХИА следует рассматривать как вектор величины и направления (рис. 12).

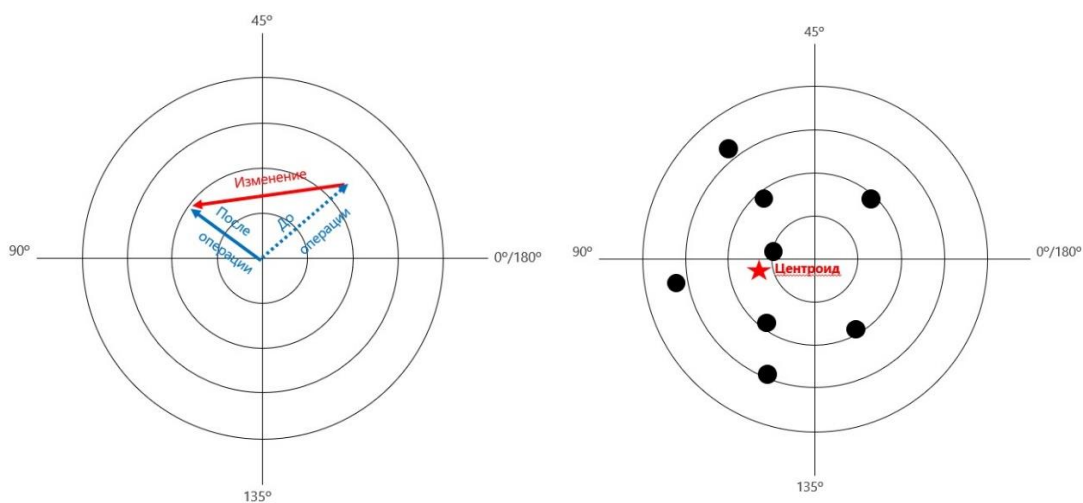


Рисунок 12 – Центроидное значение ХИА

Центроидное значение – геометрический центр всех точек и выражается как вектор величины и направления. Для первоначальных расчётов стоит отталкиваться от $\text{ХИА} = 0.12$, у опытных катарактальных хирургов это значение, как правило, будет меньше.

СПИСОК ИСПОЛЬЗУЕМОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

1. Cooke, D. L. Comparison of 9 intraocular lens power calculation formulas / D. L. Cooke, T. L. Cooke // J. Cataract Refract. Surg. – 2016. – № 42. – P. 1157-1164.
2. Savini, G. Intraocular lens power calculation in eyes with previous corneal refractive surgery / G. Savini, K.h J. Hoffer // Eye and Vision (2018). – №5. – P.18.
3. Melles, R. B. Accuracy of Intraocular Lens Calculation Formulas / R. B. Melles, J. T. Holladay, W. J. Chang // Ophthalmology. – V. 125, № 2. –2018. – P.169-178.