

Формулы расчёта оптической силы интраокулярных линз

$$D_{iol} = \frac{n(n - L \cdot K)}{(L - ELP) \cdot (n - EL)}$$

Актуальность

В настоящее время существует множество подходов, применяемых для расчета оптической силы интраокулярных линз. Это связано с тем, что в ряде случаев имеет место недостижение желаемой послеоперационной рефракции (при применении той или иной формулы расчета) с необходимостью дальнейшей ее коррекции.

Цель

Понимание, и свободное ориентирование во всевозрастающем и усложняющемся количестве формул расчета ИОЛ, с целью адаптации технических возможностей под данный клинический материал.

Материал

Принято различать три поколения формул для расчета силы интраокулярных линз – теоретические (оптические, точные), построенные на регрессионном анализе и смешанные.

Существует так же классификация Holladay, согласно которой, формулы делятся на генерации:

- первая генерация (*first generation*) - точные оптические и линейные регрессионные (Федоров-Ивашина-Колинко, Binkhorst, Colebrander и др.);
- вторая генерация (*second-generation*) оптические формулы с уточняющими параметрами (Binkhorst-II, Hoffer и др.) и нелинейные регрессионные формулы (SRK II, Donzis-Kastl-Gordon и др.);
- третья генерация (*third-generation*) - расчет ИОЛ с вычислением персонафицированного фактора для конкретного типа линзы (Holladay, SRK/T и др.).

● **Теоретические** выводились из условия фокусировки параксиальных лучей на сетчатке в соответствии с законами геометрической оптики. Первую такую формулу предложили С. Н. Федоров, А. И. Колинко и А. И. Колинко в 1967:

$$D_{iol} = \frac{n(n - L \cdot K)}{(L - ELP) \cdot (n - ELP \cdot K)}$$

В последствии, на ее основе были разработаны такие известные формулы как **Binkhorst, Binkhorst in situ, Holladay II, Colenbrander, Hoffer-Colenbrander, Thijssen.**

Одна из самых популярных оптических формул – **Binkhorst:**

$$D_{iol} = \frac{1336(4r-a)}{(a-d)(4r-d)}$$

в нее введена новая переменная d, позволяющая охватить более широкий диапазон глаз, и, как считает автор, точнее прогнозировать послеоперационную рефракцию.

Формула **Holladay II (1998)** является наиболее точной в настоящее время, она легко оптимизируется и хорошо работает в широком диапазоне аксиальной длины. Основным ограничением является то, что она требует ввода семи переменных, для получения которых требуется дорогостоящее диагностическое оборудование. Ее неформально относят к **четвертому поколению** формул расчета ОС ИОЛ.

ELP (effective lens position) – эффективная позиция линзы
(прогнозируемый параметр на выведение на эмметропию)

d – глубина передней камеры

● **Регрессионные** формулы рассчитываются на основе математического определения регрессии:

$$D_{iol} = b_0 + b_1x_1 + b_2x_2 + b_3x_3 + \dots$$

где в качестве независимых переменных (предикторов) выступают x_1, x_2, x_3 и т.д. А коэффициентами регрессии (зависимые или критериальные переменные) - $b_0, b_1, b_2, b_3...$

Они создавались на основе клинического материала имплантаций, и по дооперационным данным и послеоперационным результатам (наблюдаемый клинический материал) ретроспективно подгонялась математическая зависимость рефракции ИОЛ от этих данных, что и является задачей регрессионного анализа. Зависимость вычислялась по методу наименьших квадратов. Регрессионные формулы отличаются между собой тем, что основываются на данных различных нозологических групп.

Основная сложность данного подхода – расчет предполагаемого послеоперационного положения ИОЛ на основе дооперационных данных. Различие в формулах заключается в основном в выборе эмпирической зависимости ELP от L, K, иногда ACD (глубины передней камеры факического глаза).

Результатом данного метода явились формулы SRK I, SRK II, Gills, AXT, Thompson-Maumenee-Baker, Donzis-Kastl-Gordon, Sanders, Retzlaff (1990), Kraff (константа-A), Binkhorst II.

Авторы SRK предложили снабжать каждую выпускаемую ИОЛ константой-A, характеризующей положение линзы в глазу. Для определенных типов линз константа A была определена по клиническим данным.

Формула **SRK I (1981)** имеет следующий вид:

$$D_{iol} = A - B \cdot L - C \cdot K$$

Где B и C имеют фиксированные значения и равны соответственно 2.5 и 0.9, после чего формула выглядит так:

$$D_{iol} = A - 2.5 \cdot L - 0.9 \cdot K$$

В свою очередь A-константа также может быть рассчитана:

$$A_{const} = \frac{ACD_{const} + 68.747}{0.62467}$$

Позднее, в формуле **SRK II (1989)** константа A модифицируется в зависимости от длины глаза для более коротких и длинных глаз:

	$L <$	20	$A=A+3$
20	$\leq L <$	21	$A=A+2$
21	$\leq L <$	22	$A=A+1$
22	$\leq L <$	25	$A=A$
	$L >$	25	$A=A-1$

Формула **Binkhorst II** так же как и **SRK I** с **SRK II** на данный момент представляют больше исторический интерес, однако **SRK II** используется и по сей день во многих клиниках, несмотря на ее очевидные ограничения. Во второй версии **Binkhorst**, кроме глубины передней камеры появляются такие переменные, как ожидаемая послеоперационная рефракция и вертексное расстояние:

$$D_{\text{Iol}} = \frac{1000N \cdot \{(1000 - VR_S)(N_{2r} - ((N_1 - 1) - L_2) - rR_3L_2)\}}{(L_2 - D) \cdot \{(1000 - VR_S)(N_{2r} - 1) \cdot D\} - rR_S D}$$

V – вертексное расстояние; R_S – ожидаемая послеоперационная рефракция; N_1 – показатель преломления СТ и ВГЖ (1.336); N_2 – показатель преломления роговицы (1.333); L_2 – послеоперационная длина глаза; r – оптическая сила роговицы; D – послеоперационная глубина передней камеры;

Новым этапом в расчете оптической силы ИОЛ стали **смешанные** формулы - **Hoffer Q, Holladay I, SRK/T, Haigis**, построенные на базе теоретических с расчетом некоторых коэффициентов по эмпирическим данным.

Самыми популярными из них являются первые три. Для их применения необходимо знание об индивидуальных значениях кератометрии, длины глаза и значении константы. Константы основаны на различных факторах, влияющих на послеоперационную рефракцию. Так, для **SRK/T (1990)** используют **A-константу**), **Holladay - S-factor (SF (surgery factor)** – расстояние от плоскости радужки до оптической (главной) плоскости ИОЛ, которое вычисляется по статистическим данным с известными результатами имплантаций.) Поскольку **SF** определяется по клиническим данным и рекомендуется для дальнейшего применения в качестве атрибута данного типа ИОЛ как и константа-А, то формально любую из этих величин можно вычислить, зная другую по эмпирической формуле :

$$SF = Ax \cdot 0.5663 - 65.6$$

А **Binkhorst** и **Hoffer Q (1993)** - послеоперационную **ACD (persACD)** (персонализированное значение) – положение конкретного типа ИОЛ относительно вершины роговицы (ввел Hoffer K.J. в 1993 г.). Эта величина является атрибутом конкретного типа ИОЛ и ее можно вычислить, зная SF, по эмпирической формуле:

$$persACD = \frac{SF + 3.595}{0.9704}$$

Следует знать, что изменение глубины передней камеры в 1 мм вызывает изменение преломления в 1.5 D, по этому эта константа должна быть персонализирована – рассчитывается обратным методом)

Наиболее часто используемые А-константы:

- Переднекамерные линзы 115.0 – 115.3
- Заднекамерные в борозде 115.9 – 117.2
- Заднекамерные в сумке 117.5 – 118.8

Неудовлетворенность точностью прогнозирования отражена в рекомендации K.J. 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.

Развернутая смешанная формула на примере **Haigis (1991)** в которой была добавлена переменная z , позволяющая расширить возможности прогнозирования:

$$D_{iol} = \frac{n}{L - d} - \frac{n}{n/z - d}$$

где

$$z = D_c + \frac{ref}{1 - ref \cdot dBC}, \text{ а } D_c = \frac{nC - 1}{RC}$$

В свою очередь из d получена регрессия на основе предоперационных данных:

$$d = a0 + a1 \cdot VKpr + a2 \cdot ALpr$$

где

$$a0 = ACD_{konst} - a1 \cdot MW(VKpr) - a2 \cdot MW(ALpr)$$

$a1$ и $a2$ имеют фиксированные значения соответственно 0.4 и 0.1; $MW(VKpr)$ и $MW(ALpr)$ – 3.37 и 23.39, а $a0$ полностью зависит от ACD_{konst} , задаваемой производителем.

$VKpr$ – предоперационная ACD по данным УЗ;

$ALpr$ – предоперационная аксиальная длина глаза;

d – глубина передней камеры; n – показатель преломления СТ и ВГЖ = 1.336;

D_c – оптическая сила роговицы; dBC – вертексное расстояние = 12 мм;

RC – радиус роговицы; nC – показатель преломления роговицы = 1.3315;

ref – ожидаемая послеоперационная рефракция.

SRK/T

$$D_{iol} = \frac{1336 \cdot X}{(L_1 - C_1) \cdot Y}$$

$$D_{iol\ am} = \frac{1336 \cdot \{X - 0.001 \cdot ref \cdot (V \cdot X + L_1 \cdot r)\}}{(L_1 - C_1) \{Y - 0.001 \cdot ref \cdot (V \cdot Y + C_1 \cdot r)\}}$$

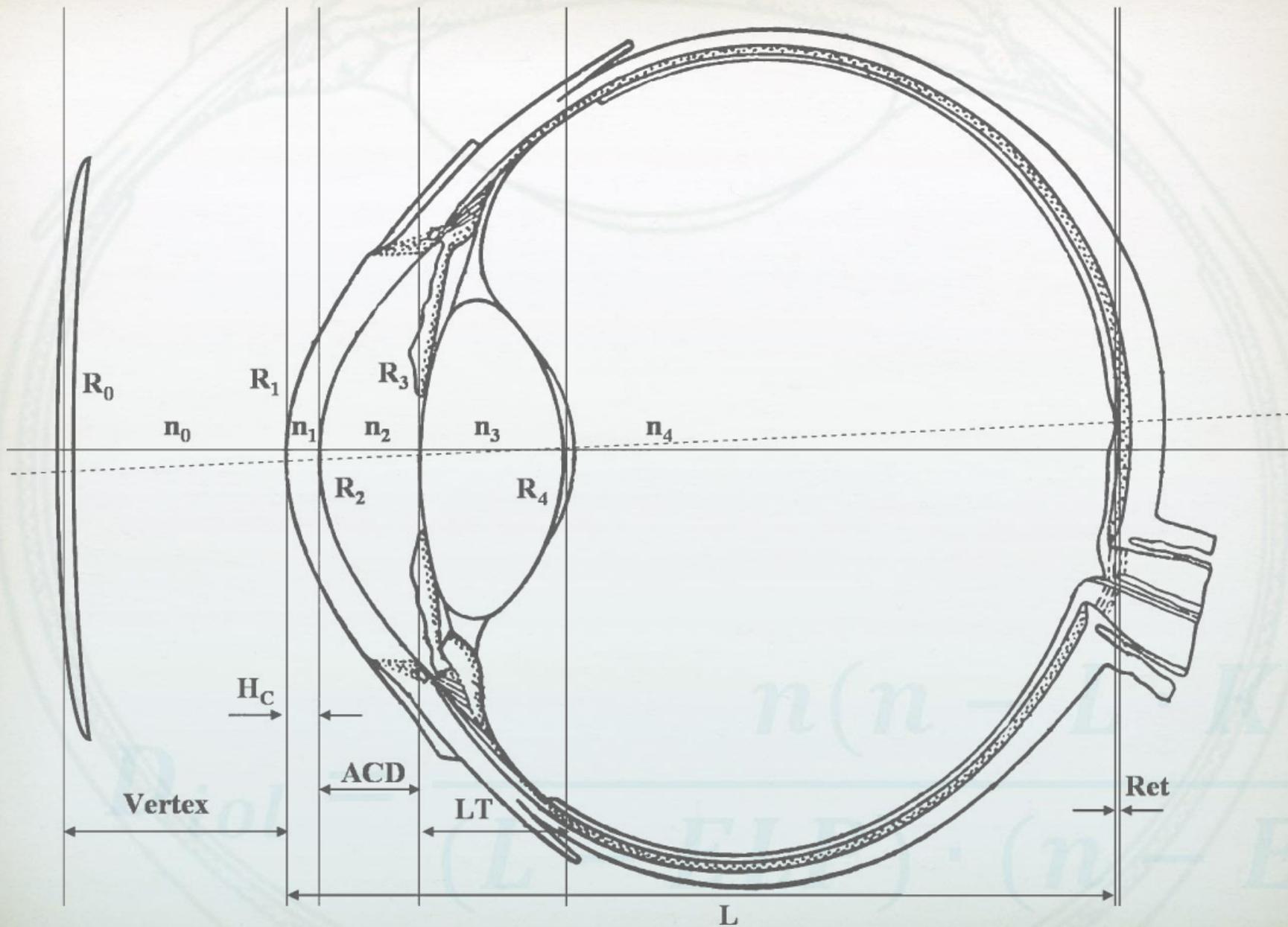
$$ref = \frac{1336 \cdot X - P \cdot Y \cdot (L_1 - C_1)}{1.336(V \cdot X + L_1 \cdot r) - 0.001 \cdot P \cdot (L_1 - C_1)(V \cdot Y + C_1 \cdot r)}$$

$$X = 1.336 \cdot r - (1.333 - 1) \cdot L_1$$

$$Y = 1.336 \cdot r - (1.333 - 1) \cdot C_1$$

Для проведения расчетов в физиологической оптике существуют понятия схематического и редуцированного глаза.

Схематический глаз представляет собой описание среднего глаза как оптического прибора в виде преломляющих поверхностей (схематические глаза Гельмгольца, Гутьштранда, Ананина, Гутьштранда-Легранда). **Редуцированный** глаз - упрощенную модель схематического глаза с одной преломляющей поверхностью, разделяющей две среды (редуцированные глаза Листинга, Дондерса, Гутьштранда, Вербицкого). Кроме них еще существуют **математические модели** оптики глаза Indiana, Koijman, Arizona, VOL-3D. Исследованию анатомо-оптических параметров глаз пациентов посвящены работы целого ряда отечественных и зарубежных авторов. В московском ФГУ МНТК «Микрохирургия глаза», на 2010 г., имеется несколько десятков миллионов результатов отдельных исследований, что дает основу для пополнения множества существующих моделей схематическим глазом МНТК - глазом MICOE (в соответствии с символом МНТК) со значительно более весомым статистическим обоснованием и конструктивной направленностью, учитывающей весь спектр глазной патологии. Однако, у него есть один существенный недостаток – он не отражает истинных изменений оптической системы в связи с изменением отдельных параметров глаза или их сочетаний в пределах физиологической нормы.



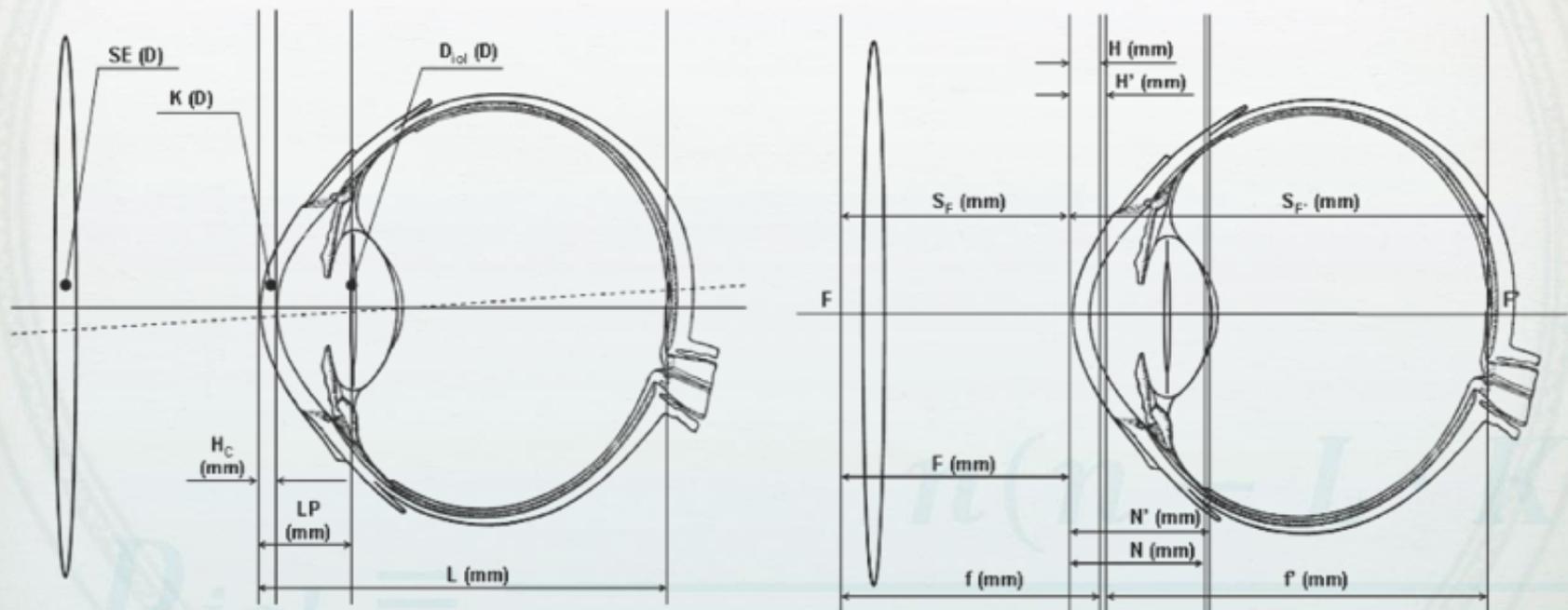
**Расчетные параметры оптической системы схематического стандартного глаза MICOF:
«Средний глаз» и «Средний эмметропичный глаз»**

Схематический стандартный глаз MICOF	Расчетные параметры оптической системы глаза									
	D_{Cr}, D	D_E, D	H, мм	H', мм	f, мм	f', мм	$S_F, мм$	$S_{F'}, мм$	N, мм	N', мм
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Средний глаз в популяции	19,997	59,645	1,407	1,662	-16,766	22,399	-15,359	24,061	7,040	7,295
Средний эмметропичный глаз	19,741	59,377	1,342	1,599	-16,842	22,500	-15,500	24,099	7,000	7,258

D_{Cr} – рефракция хрусталика
 D_E – физическая рефракция
 H – 1 главная точка
 H' – 2 главная точка
 f – переднее фокусное расстояние

f' – заднее фокусное расстояние
 S_F – 1 фокусная точка
 $S_{F'}$ – 2 фокусная точка
 N – 1 узловая точка
 N' – 2 узловая точка

Для выполнения расчета оптической силы ИОЛ в каждом индивидуальном случае необходимо гипотетически построить схематический артифакичный глаз. В отличие от описанного выше глаза, при его описании доступна точная информация об оптической силе имплантированного хрусталика, его физических параметрах и константе-А, но в сопоставимом количестве случаев остается неопределенным прямым измерением расстояние от вершины роговицы до передней поверхности искусственного хрусталика. Выполнено построение параметризованного схематического стандартного артифакичного глаза MIKOF/ART:



Схематический стандартный артифакичный глаз MIKOF/ART: L – длина глаза; K – кератометрия; LP – расстояние от вершины роговицы до главной плоскости идеальной тонкой плоской ИОЛ; SE – сферозэквивалент клинической рефракции по авторефрактометрии; H_c – толщина роговицы в центре; Diol – рефракция искусственного хрусталика; DE – физическая рефракция; H – 1 главная точка; H' – 2 главная точка; f – переднее фокусное расстояние; f' – заднее фокусное расстояние; SF – 1 фокусная точка; SF' – 2 фокусная точка; N – 1 узловая точка; N' – 2 узловая точка

Оптическая система МИКОФ/АRT:

- Рефракция очковой линзы;
- 4 преломляющие поверхности (передняя и задняя поверхности роговицы и ИОЛ);
- Вертексное расстояние (от главной точки очковой линзы до передней поверхности роговицы, принимаемое обычно за 12 мм);
- Толщина роговицы;
- Положение ИОЛ относительно роговицы;
- Длина глаза;
- Показатели преломления сред.

На модели схематического глаза MICOV/ART разработана формула расчета оптической силы ИОЛ - **MICOV/ALF**, основанная на принципе соответствия положения главной плоскости имплантируемой ИОЛ положению плоскости тонкой ИОЛ, смещенной на отклонение плоскости ИОЛ от плоскости гаптических элементов и места фиксации, учитывающая толщину рассчитываемой ИОЛ. Имеет следующий вид:

$$\text{Diol} = \frac{1336}{L + 0,2 - \text{ACDest} - \text{Hiol} - \text{Hc} + \frac{1336 (\text{Diol} - \text{F2}) \text{Hiol}}{\text{Niol} \left(1 - \frac{\text{HiolF2}}{1000\text{Niol}} \right) \text{Diol}}} - \frac{1336}{\text{K} + \frac{\text{SPH}}{1 - 0,012 \text{SPH}}} - \text{ACDest} - \frac{\text{Hc F1cor} 1,336}{\text{K}} - \frac{1,336 \text{F2 Hiol}}{\text{Niol Diol}}$$

Niol – показатель преломления ИОЛ.
Если он не известен, полагается, что 1,5.

Ncor – редуцированный показатель преломления роговицы, равный 1,3375.

Hc – толщина роговицы в центре, если этого измерения нет, то оно равно 0,55

Это уравнение решается относительно Diol методом Вегстейна.

$$F1_{cor} = 0,376 K / (N_{cor} - 1,336)$$

$$F1_{cor} = 0,376 K / (N_{cor} - 1,336)$$

$$H_{iol} = 2 \left(R_z - \sqrt{R_z^2 - d_{opt}^2 / 4} \right) + H_{edg}$$

$$R_z = \frac{2000 (N_{iol} - 1,336)}{D_{iol}}$$

$$F2 = \frac{(N_{iol} - 1,336) 1000}{R_z}$$

$$R = \frac{337,5}{K}$$

Чаще всего $d_{opt} = 5.0$ мм; $H_{edg} = 0,2$ мм

Положение ИОЛ в методике МКОФ/АЛФ определяется в каждом конкретном случае, а отклонение от прогнозируемого положения главной плоскости остается постоянным и определяется конструкцией ИОЛ.

● Чуть ранее, в Екатеринбургском филиале ФГУ «МНТК «Микрохирургия глаза» была разработана еще одна формула расчета, основанная на разложении оптической формулы:

$$D_{iol} = -9,06 + 0,89 \cdot \frac{n}{L - ELP} - 0,26 \cdot K - 4,04 \cdot \frac{K^2 \cdot ELP}{n}$$

Анализ показывает, что данное уравнение дает большую (в среднем) точность расчета Diol по сравнению с методиками Binkhorst, Holladay, Haigis, SRK/T. Показано также, что это уравнение работает во всем диапазоне изменения оптической длины глаза (проверено путем построения уравнений регрессии для различных диапазонов L).

Ошибки послеоперационной рефракции, связанные с неточностью измерения биометрических параметров глаза.

Кроме ошибок послеоперационной рефракции, связанных с недостоверностью имеющихся на данный момент формул расчета ИОЛ, и интраоперационного механического воздействия на роговицу, имеет место человеческий фактор на начальном этапе - измерение биометрических показателей.

Hillman J.S. (1982) после 10 лет наблюдений определил влияние ошибок аксиальной длины, кератометрии, глубины передней камеры на финальную рефракцию:

- аксиальная длина 0,1 мм = 0,25 дптр;
- кератометрия 0,1 мм = 0,5 дптр;
- глубина передней камеры 0,1 мм = 0,25 дптр.

Допустимой является рефракционная ошибка результатов интраокулярной коррекции афакии в 1 диоптрию.

Warren E. Hill предложил несколько принципов проверки точности расчета для предотвращения грубых ошибок.

Во-первых, желательно производить измерения на оба глаза, что послужит основой для сравнения, и если разница в оптической силе ИОЛ составляет 1.00D, или есть какие-нибудь вопросы по поводу точности аксиальной длины или кератометрии, то стоит провести повторное измерение.

Во-вторых, если рассчитываемая сила ИОЛ не соответствует ожидаемой, например 28.00D для близорукого, то так же измерения следует повторить.