Формулы расчёта оптической силы интраокулярных линз

Demchinsky A.M.

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 персонифицированного 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:

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

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 факичного глаза).

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

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

Формула SRK I (1981) имеет следующий вид:

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

Где В и С 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 А-константа также может быть рассчитана:

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

ACD - (anterior chamber depth) глубина передней камеры.

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

	L <	20	A=A+3
20	≤ L <	21	A=A+2
21	≤ L <	22	A=A+1
22	≤ 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 появляется такие переменные, как ожидаемая послеоперационная рефракция и вертексное расст-е:

$$D_{iol}=\frac{1000N\cdot\{(1000-VR_s)(N_{2r}-((N_1-1)-L_2)-rR_3L_2\}}{(L_2-D)\cdot\{(1000-VR_s)(N_{2r}-1))\cdot D)-rR_sD\}}$$

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-**A**, 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** (персонифицированное 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

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

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

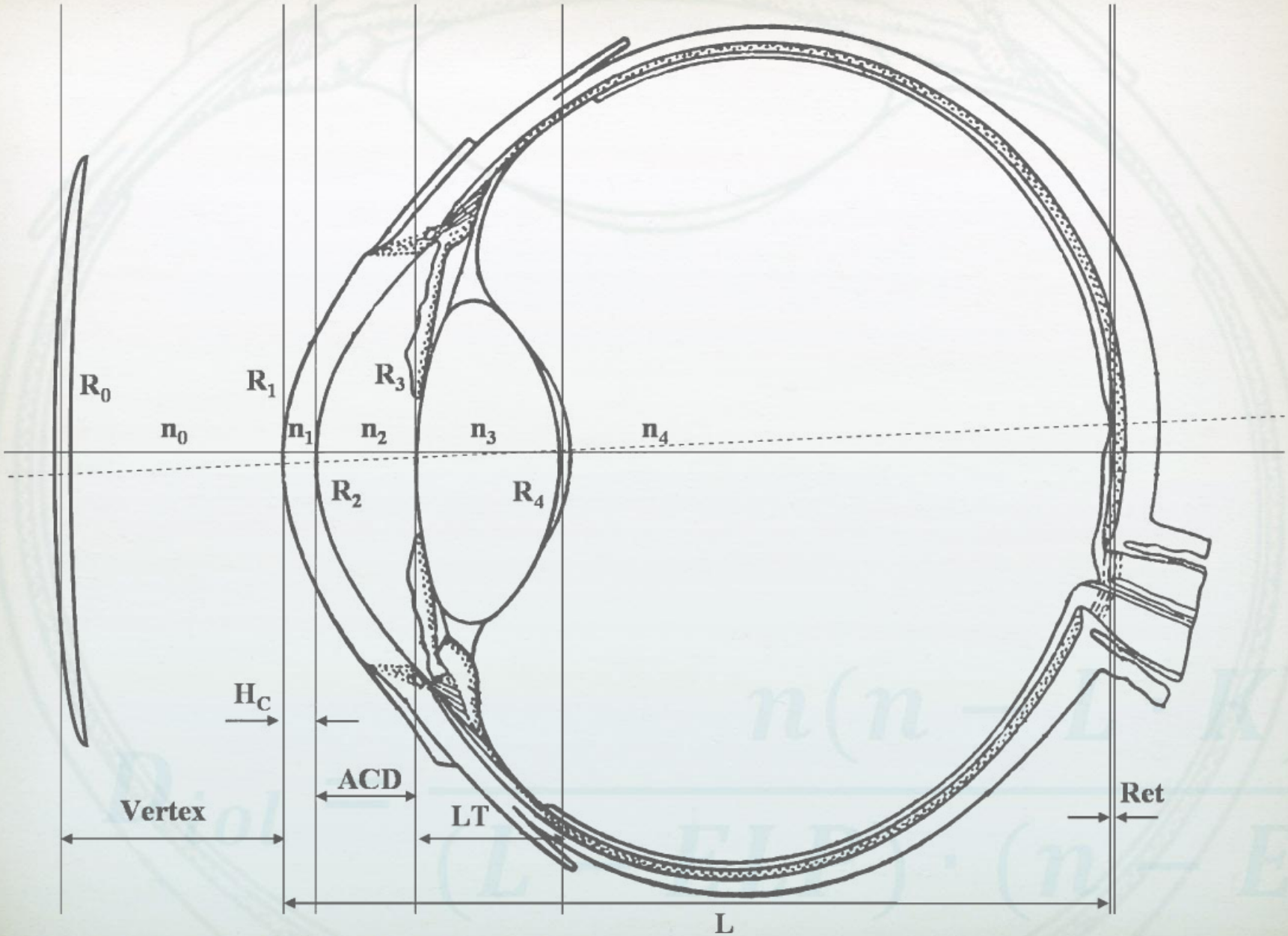
$$D_{iol} = \frac{1336 \cdot X}{(L_1 - C_1) \cdot Y}$$

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

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

$$X = 1.336 \cdot r - (1.333 - 1) \cdot L_1$$
$$Y = 1.336 \cdot r - (1.333 - 1) \cdot C_1$$

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, Гульштранда, Ананина, Гульштранда-Легранда). Редуцированный глаз - упрощенную модель схематического глаза с одной преломляющей поверхностью, разделяющей две среды (редуцированные глаза Листинга, Дондерса, Гульштранда, 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 MICOF (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.

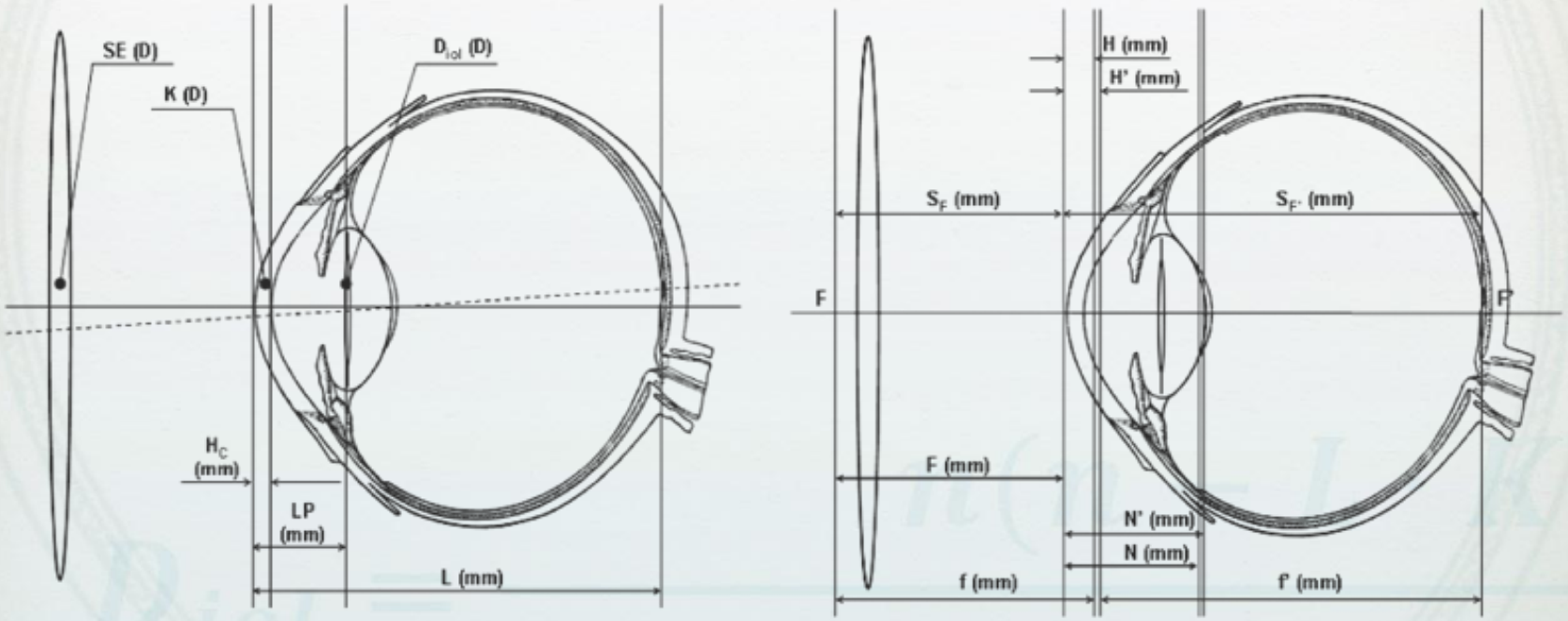

R0
R1
R3
n0
n1
n2
n3
n4
R2
R4
HC
ACD
Vertex
LT
Ret
L

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 – сфероэквивалент клинической рефракции по авторефрактометрии; HC – 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 MIKOF/ART:

- 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 MICOF/ART разработана формула расчета оптической силы ИОЛ - **MICOF/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:

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

Niol – показатель приломления 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 мм**

Это уравнение решается относительно Diol методом Вегстейна.

$$F1cor = 0{,}376\ K\ /(Ncor-1{,}336)$$

$$F1cor = 0{,}376\ K\ /(Ncor-1{,}336)$$

$$Hiol = 2\left(Rz - \sqrt{Rz^{2} - dopt^{2}/4}\right) + Hedg$$

$$Rz = \frac{2000\,(Niol - 1{,}336)}{Diol}$$

$$F2 = \frac{(Niol - 1{,}336)\,1000}{Rz}$$

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

Чаще всего dopt = 5.0 мм; Hegh = 0,2 мм

Положение ИОЛ в методике MIKOF/ALF 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.