

УДК 681.327.68 : 535.4

## ОСОБЕННОСТИ КОРРЕКЦИИ ЗРЕНИЯ ВНУТРИГЛАЗНЫМИ ЛИНЗАМИ

Г. А. Ленкова

*Институт автоматки и электрометрии СО РАН,  
630090, г. Новосибирск, просп. Академика Коптюга, 1  
E-mail: lenkova@iae.nsk.su*

Рассмотрены преимущества коррекции аномалий рефракции глаза (близорукости, дальнозоркости) внутриокулярными факичными (т. е. без удаления хрусталика) линзами перед другими видами коррекции. Получено и проанализировано соотношение между оптическими силами очкового стекла, контактной и факичной линз. Выведены новые, более точные, приближённые формулы для расчёта оптической силы интраокулярных искусственных хрусталиков и факичных линз. Показано, что отклонение расчётов по предлагаемым формулам от расчётов по формулам, основанным на геометрической оптике, значительно меньше отклонения расчётов по регрессивным формулам, используемым в офтальмологической практике.

*Ключевые слова:* коррекция рефракции глаза, интраокулярная линза, контактная линза, факичная линза.

**Введение.** Наиболее частый недостаток зрения, который приводит к нечёткой видимости, т. е. к размытию изображений предметов на сетчатке, — это аномалии рефракции глаза: близорукость, дальнозоркость, астигматизм и пресбиопия.

Коррекция зрения возможна несколькими путями. Первый — экстраокулярный, который не затрагивает глазные среды и осуществляется с помощью очков и контактных линз. Второй путь связан с изменением преломляющей силы роговицы. Третий — предусматривает удаление естественного и имплантацию искусственного хрусталика, называемого интраокулярной (внутриглазной) линзой (ИОЛ). Четвёртый — это имплантация дополнительной интраокулярной линзы, называемой факичной (ФИОЛ), что означает «с хрусталиком». Последние три пути относятся к области рефракционной хирургии.

При имплантации обычных рефракционных ИОЛ улучшение зрения происходит только в одной области (дальней или ближней в зависимости от пожелания пациента), а в другой пациенту необходимы очки, так как интервал аккомодации полностью не восстанавливается. Проблема аккомодации может быть решена путём применения бифокальных дифракционно-рефракционных ИОЛ, на одной из поверхностей которых формируется микроструктура в виде фазовой зонной пластинки Френеля. Подобная интраокулярная линза под названием «МИОЛ-Аккорд» [1] была разработана в Институте автоматки и электрометрии СО РАН (г. Новосибирск) при участии Новосибирского филиала ФГУ «МНТК "Микрохирургия глаза" им. акад. С. Н. Фёдорова» и Научно-производственного предприятия «Репер-НН» (г. Нижний Новгород). После имплантации линзы МИОЛ-Аккорд пациенты хорошо видят вдаль и вблизи без очков.

Оптимальное сочетание рефракционной и дифракционной составляющих ИОЛ и элементов глаза приводит к уменьшению хроматических аберраций, присущих дифракционным элементам, и расширению диапазона аккомодации, т. е. создаёт условия псевдоаккомодации. Применение дифракционных элементов в конструкции ИОЛ не только расширяет функциональные возможности, но и способствует уменьшению толщины линзы, что

важно для придания ей большей эластичности. Проблема создания тонких линз имеет существенное значение также для ФИОЛ, особенно при больших оптических силах, так как эти линзы вставляются преимущественно в небольшой промежуток между хрусталиком и радужной оболочкой, величина которого порядка 0,5 мм. Прежде чем анализировать возможность применения дифракционных элементов в конструкциях факичных линз, необходимо рассмотреть особенности коррекции зрения обычными рефракционными факичными линзами.

Цель предлагаемой работы — сравнение коррекции зрения факичными рефракционными линзами с другими видами коррекции; анализ зависимости между оптическими силами очкового стекла, контактной и факичной линз; вывод и анализ новых приближённых формул для расчёта оптической силы ИОЛ и ФИОЛ; сравнение полученных формул с известными реверсивными формулами.

**Определения аномалий рефракции.** Для ясности дальнейшего изложения приводим характеристики некоторых понятий, принятых в офтальмологии. *Рефракция глаза* — преломляющая сила оптической системы глаза, выраженная в диоптриях. Как физическое явление она обусловлена анатомическими особенностями глаза: радиусами кривизны, показателями преломления и взаимными расстояниями преломляющих сред. Однако для офтальмологов имеет значение не абсолютная сила оптического аппарата глаза, а её соотношение с длиной глаза. *Клиническая рефракция* характеризуется положением заднего главного фокуса глаза в покое аккомодации, когда хрусталик находится в расслабленном состоянии. Рефракцию называют *эметропией* (соразмерной), если задний главный фокус совпадает с сетчаткой, *миопией* (близорукостью) или *гиперметропией* (дальнозоркостью), если фокус расположен впереди или позади сетчатки. Последние два вида являются несоизмерными и называются *аметропиями*. Часто наблюдается также *анизометропия* — разница в рефракции обоих глаз, в большинстве случаев не превышающая 0,5 дптр. В случае *астигматизма*, при котором имеется два различных фокуса в двух взаимно перпендикулярных плоскостях, вводится понятие *сферический эквивалент* — средняя арифметическая величина рефракции по двум направлениям.

Эмметропический глаз хорошо видит вдаль и вблизи, что достигается благодаря *аккомодации* — процессу изменения преломляющей силы глаза. В основе механизма аккомодации лежит возможность изменения формы хрусталика при натяжении или расслаблении волокон ресничной мышцы и небольших изменений длины глаза. С возрастом хрусталик утрачивает эластичность и способность фокусироваться на ближние объекты, что приводит к возрастной дальнозоркости — *пресбиопии*.

В состоянии аметропии недостаточный объём аккомодации не позволяет хорошо видеть на разных расстояниях. Близорукий человек хорошо видит вблизи, а для дальнего зрения ему необходимы очки с отрицательными, т. е. рассеивающими, линзами, чтобы совместить изображение дальних предметов с сетчаткой. При дальнозоркости и пресбиопии человеку, наоборот, для зрения вблизи нужны очки, но с положительными, т. е. собирающими, линзами. Иногда объём аккомодации настолько уменьшается, что человек нуждается в бифокальных очках, чтобы хорошо видеть вдаль и вблизи.

Причиной близорукости, как правило, является повышенная преломляющая сила роговицы и/или увеличенная длина глазного яблока. Причины дальнозоркости прямо противоположные: низкая преломляющая сила роговицы и/или уменьшенная длина глазного яблока. Астигматизм вызывается неправильной формой роговицы и/или хрусталика.

**Методы коррекции рефракции.** Улучшение зрения путём экстраокулярной очковой коррекции не имело конкуренции более 300 лет. Во второй половине XX века появились контактные линзы, освобождающие пациентов от проблем, вызываемых очками, но требующие ежедневного тщательного ухода. Особые неудобства испытывают люди с высокими

степенями нарушения рефракции, вынужденные постоянно пользоваться сильными очками и контактными линзами. В конце XIX века были осуществлены первые неудачные попытки изменить преломляющую способность оптической системы глаза хирургическим путём. Но основное развитие рефракционная хирургия как альтернативный метод коррекции зрения, избавляющий человека от необходимости носить очки или контактные линзы, получила в 80–90 гг. XX века.

Первоначально для исправления высоких степеней аномалий рефракции применялись хирургические методы, связанные с изменением преломляющей силы роговицы с помощью различных технологий. Преломляющая сила роговицы может изменяться путём манипуляций на её периферии (кератотомия, термокератопластика и т. д.) или в центре (кератофакия, кератомилез, ЛАСИК — лазерный кератомилез и т. д.) посредством механического ножа или лазерного луча (эксимерный лазер). Например, при кератотомии на краях роговицы делались радиальные или продольные разрезы глубиной до 500 мкм, более известные как знаменитые фёдоровские насечки (по имени акад. С. Н. Фёдорова), что приводило к уплощению или выпячиванию центральной части роговицы. Форма роговицы может моделироваться непосредственно в центре за счёт уменьшения или увеличения её толщины путём среза или использования донорского элемента в виде линзы. В результате механических или лучевых воздействий изменяется радиус кривизны передней поверхности роговицы и, следовательно, преломляющая сила её и глаза в целом.

Однако хирургические методы, связанные с изменением формы роговицы, подходят далеко не всем пациентам. Метод насечек позволяет убрать максимум 6–7 дптр, причём эффект коррекции ослабевает через некоторое время. Лазерные методы представляют некоторую опасность, так как истончается роговица и сам процесс становится необратимым. Кроме того, можно исправить близорукость не выше примерно 12 дптр. Хирургические методы коррекции зрения подробно рассматриваются в [2].

При высокой степени близорукости и дальнозоркости уникальным и эффективным способом коррекции является удаление хрусталика и имплантация ИОЛ, оптическая сила которой подбирается с учётом рефракции глаза пациента. Но это имеет смысл, если хрусталик плохо функционирует: повреждён или поражён катарактой. Хрусталик удаляется методом *факоэмульсификации* — операции, при которой он дробится под действием ультразвука и выводится из глаза в виде эмульсии через маленькое отверстие диаметром ~2,5 мм, самогерметизирующееся после операции без наложения швов. Если хрусталик в хорошем состоянии, то для компенсации отклонений рефракции от эметропии перед хрусталиком может быть установлена внутриглазная линза, называемая факичной. В диагнозе после операции это состояние глаза определяется как бифакия (два хрусталика).

**Факичные линзы.** Метод имплантации факичных интраокулярных линз получил большую популярность в США и во многих странах Европы в последние 20 лет. Имплантация ФИОЛ имеет ряд преимуществ. Главные отличия рефракции от других видов коррекции заключаются в том, что сохраняется целостность роговицы и процесс обратимый: при необходимости факичную линзу можно извлечь из глаза или заменить другой. Кроме того, сохраняется аккомодационная способность глаза, поскольку естественный хрусталик остаётся на месте. Многие ведущие офтальмологи считают, что метод имплантации факичных линз более безопасен, предсказуем и эффективен по сравнению с рефракционными операциями, связанными с изменением формы роговицы.

Суть операции состоит в следующем: факичная линза вводится через маленький разрез в роговице и устанавливается внутри глаза одним из трёх способов: фиксируется в углу передней камеры перед радужкой (переднекамерная), крепится на радужке (ирис-клипс) или за радужкой перед хрусталиком с опорой на цилиарную борозду (заднекамерная).

Первыми имплантировались переднекамерные ФИОЛ из полиметилметакрилата (ПММА) ещё в середине XX века в Италии, но этот опыт был не вполне удачным, так

как травмировалась роговица. Затем в различных странах делались попытки закрепления линзы на радужке, но также безуспешно. На рубеже 80–90 гг. XX века с учётом всех ошибок в МНТК «Микрохирургия глаза» под руководством С. Н. Фёдорова была разработана заднекамерная ФИОЛ. Она изготавливалась из силикона, а в дальнейшем из сополимера коллагена. Прототип этой модели лежит в основе всех современных заднекамерных линз.

Патент С. Н. Фёдорова был приобретён швейцарско-американской фирмой "STAAR Surgical Company", которая с 1993 г. начала выпускать эти линзы, а затем и усовершенствованные, известные в мире под общим названием ICL (Implantable Collamer Lens). Иногда это название расшифровывается также как Implantable Contact Lens. Примерная стоимость имплантации ICL в один глаз составляет 60–65 тыс. рублей, что дороже рефракционной операции ЛАСИК.

В России изготавливаются три вида заднекамерных ФИОЛ: РСК-3 для коррекции миопии от 4 до 26 дптр (модель Фёдорова — Зуева типа «грибок» с опорой на зрачок); РСК-1 и РСК-1(3) для коррекции гиперметропии от 1 до 15 дптр и миопии от 4 до 26 дптр соответственно (обе с опорой на цилиарную борозду). Линзы производятся по предварительному заказу в ООО «Научно-экспериментальное производство "Микрохирургия глаза"» (Москва).

В отличие от хирургических методов, направленных на изменение преломляющей силы роговицы, имплантация факичных линз подходит людям с близорукостью и дальнозоркостью в широких пределах (от  $-30$  до  $+16$  дптр). Возможно, что в скором времени внутриглазные факичные линзы станут лидирующим методом, особенно для исправления близорукости от 12 до 18 дптр [3]. Это случаи, в которых другие методы либо бессильны, либо недостаточно эффективны. Близорукость такой высокой степени встречается сейчас довольно часто. Все методы, помогающие при близорукости, применимы и при дальнозоркости. Но дальнозоркость намного сложнее исправить, так как положительные линзы толще, а промежуток между радужкой и хрусталиком не достаточно большой.

Основные затруднения в применении факичных линз — это высокие требования к точности расчёта и подбора линзы, детальная диагностика, а также безупречное качество работы врача-офтальмохирурга в ходе имплантации линзы.

**Аналитический расчёт оптической силы интраокулярной линзы.** Для перехода к расчёту ФИОЛ необходимо провести расчёт обычной ИОЛ для эметропического и аметропического (с послеоперационной коррекцией рефракции) глаз. Формулы для расчёта ИОЛ выводились многими авторами [4, 5]. Пути расчёта отличаются, иногда допускаются ошибки, но в целом окончательные результаты совпадают. На наш взгляд, удобнее рассчитывать ИОЛ на основании оптических сил и редуцированных конвергенций (величин, обратных расстояниям, делённым на показатель преломления среды) [6]. Под редуцированием [7] подразумевается приведение расстояний к одной и той же среде, например к воздуху, для того чтобы фокусные и другие расстояния в разных средах были соизмеримы между собой.

Оптическая сила ИОЛ рассчитывается на основе измерения параметров глаза. Для расчёта аметропического глаза задаётся также послеоперационная рефракция в виде оптической силы очковой линзы. Расчёты ИОЛ упрощаются, если использовать данные контактной коррекции. Поэтому сначала определим связь между оптическими силами очковых и контактных линз. Расчёт проводится при условии, что на сетчатку глаза проецируется изображение удалённого предмета (рис. 1). На рисунке 1 — роговица; 2 — ИОЛ; 3 — сетчатка; 4 — очковое стекло (рис. 1, а) и ФИОЛ (рис. 1, б);  $L$  — длина глаза;  $l$  — глубина передней камеры, т. е. расстояние от роговицы до ИОЛ;  $n$  — показатель преломления камерной влаги и стекловидного тела;  $d$  — расстояние между очковым стеклом и роговицей;  $f_o$  и  $f_p$  — фокусные расстояния очкового стекла и роговицы соответственно. Если коррекция производится контактной линзой, то для неё фокусное расстояние  $f_k = f_o - d$ , или в

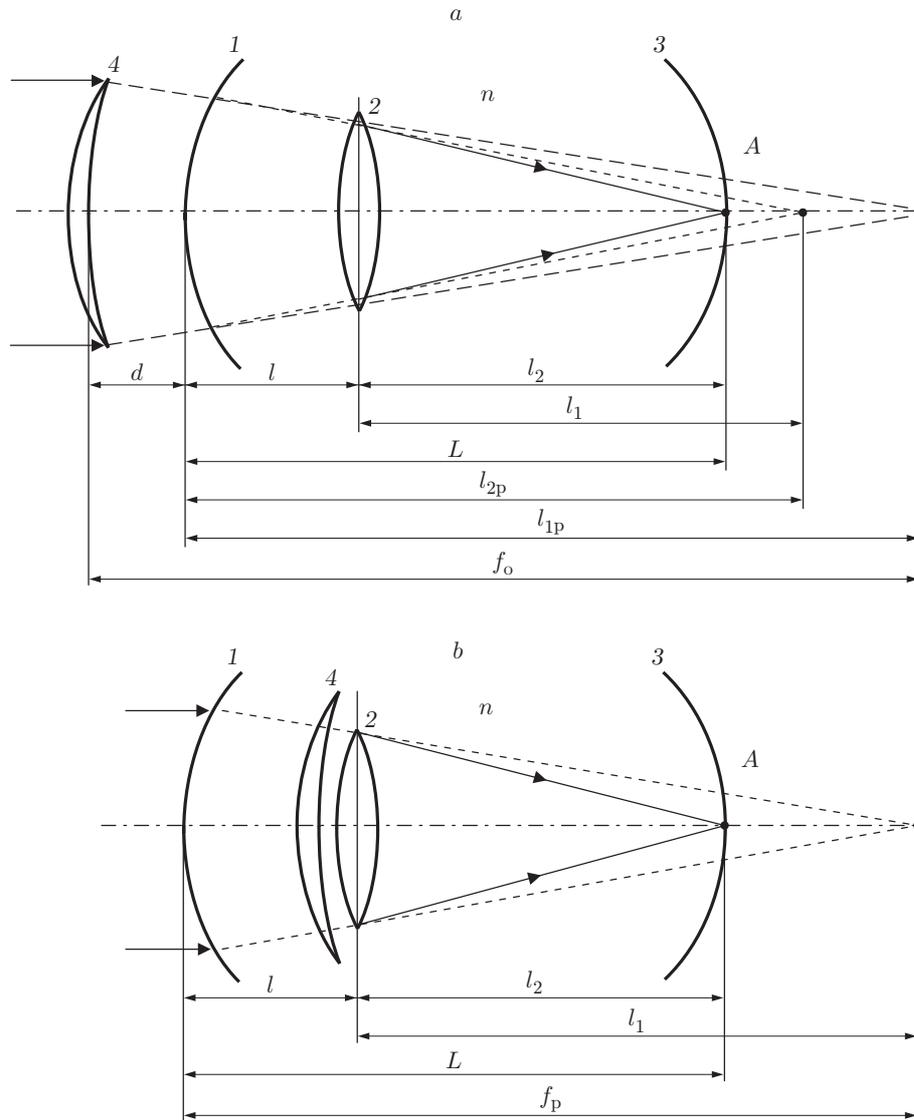


Рис. 1. Оптические схемы моделей глаза: с очковым стеклом (а) и факичной линзой (b)

другом представлении  $f_k = 1/D_o - d = 1/D_k$ , где  $D_o$  — оптическая сила очковой линзы,  $D_k$  — оптическая сила контактной линзы, равнозначной по действию очковому стеклу с оптической силой  $D_o$ , или оптическая сила очкового стекла, приведённая к роговице. Из последней формулы для  $D_k$  получаем соотношение

$$D_k = \frac{1}{1/D_o - d}. \quad (1)$$

На основе редуцированных конвергенций предметного  $D_{1p} = 1/l_{1p}$  и изображающего  $D_{2p} = n/l_{2p}$  пучков можно представить оптическую силу роговицы  $D_p$  в виде

$$D_p = D_{2p} - D_{1p} = (n/l_{2p}) - (1/l_{1p}), \quad (2)$$

где  $l_{1p}$  и  $l_{2p}$  — расстояния от роговицы до предмета и до изображения соответственно. Далее составляем уравнение, связывающее предмет и изображение для ИОЛ:

$$D_{\text{ИОЛ}} = D_2 - D_1 = (n/l_2) - (n/l_1), \quad (3)$$

где  $D_{\text{ИОЛ}}$  — оптическая сила интраокулярной линзы;  $D_1 = n/l_1$  и  $D_2 = n/l_2$  — редуцированные конвергенции предметного и изображающего пучков для ИОЛ;  $l_1$  и  $l_2$  — расстояния от ИОЛ до предмета и до изображения соответственно.

Из построения рис. 1, а видно, что  $l_{1p} = f_o - d = f_k$  и, следовательно,  $D_{1p} = 1/l_{1p} = 1/f_k = D_k$ . С учётом этих соотношений определяем из (2), что  $l_{2p} = n/(D_p + D_k)$ . Далее в (3) подставляем  $l_1 = l_{2p} - l = n/(D_p + D_k) - l$ ,  $l_2 = L - l$  (см.  $l_1$  и  $l_2$  на рис. 1, б) и получаем выражения  $D_{\text{ИОЛ}}$  для аметропического глаза через  $D_k$  (при коррекции контактной линзой):

$$D_{\text{ИОЛ}} = \frac{n}{L - l} - \frac{n}{n/(D_k + D_p) - l}; \quad D_{\text{ИОЛ}} = \frac{n}{L - l} - \frac{n(D_k + D_p)}{n - l(D_k + D_p)}. \quad (4)$$

Подставляя  $D_k$  из (1) в (4), запишем выражения  $D_{\text{ИОЛ}}$  через  $D_o$  (при коррекции очковым стеклом):

$$D_{\text{ИОЛ}} = \frac{n}{L - l} - \frac{n}{n/(1/(1/D_o - d) + D_p) - l}; \quad (5)$$

$$D_{\text{ИОЛ}} = \frac{n}{L - l} - \frac{nD_{o+p}}{n(1 - dD_o) - lD_{o+p}},$$

где  $D_{o+p} = D_o + D_p - dD_oD_p$  — суммарная оптическая сила очкового стекла и роговицы. Результат расчёта  $D_{\text{ИОЛ}}$  для аметропического глаза (5) совпадает с результатом, представленным в [8].

Формулу расчёта  $D_{\text{ИОЛ}}$  (далее  $D_{\text{И}1,2,3}$ ) для эмметропического глаза можно получить из (5), полагая  $D_o = 0$ :

$$D_{\text{И}1} = D = \frac{n}{L - l} - \frac{n}{n/D_p - l}; \quad D_{\text{И}1} = \frac{(n - LD_p)n}{(L - l)(n - lD_p)}, \quad (6)$$

**Расчёт оптической силы ИОЛ для афакичного глаза.** Во всех формулах для расчёта ИОЛ оптическая сила зависит от длины глаза  $L$ . Но при афакии, когда хрусталик удалён из глаза, оптическую силу можно рассчитать без измерения длины глаза — на основе оптической силы очкового стекла ( $D_o$ ), корригирующего афакию. Для этого в формуле (2) учтём, что  $l_{1p} = f_o - d = 1/D_o - d$ ,  $l_{2p} = L$ , и получим соотношение, из которого следуют выражения для определения  $D_o$  и  $L$ :

$$n/L - 1/(1/D_o - d) = D_p, \quad (7)$$

$$D_o = \frac{n - LD_p}{L(1 - dD_p) + nd}, \quad (8)$$

$$L = \frac{n(1 - dD_o)}{D_o + D_p - dD_oD_p}. \quad (9)$$

Далее подставляем (9) в (6) и рассчитываем  $D_{\text{ИОЛ}}$  по формуле

$$D_{\text{ИОЛ}} = \frac{D_o n^2}{(1 - dD_o)(n - lD_p)^2 - lD_o(n - lD_p)}. \quad (10)$$

Следует отметить, что в (10)  $D_o$  — оптическая сила очкового стекла, корригирующего афакию (глаз без хрусталика), а не очкового стекла для коррекции глаза с интраокулярной линзой ( $D_o$  в формуле (5)). Интересно сравнить оптические силы ИОЛ и очкового стекла, корригирующих афакию. Например, для параметров модели глаза Гульстранда ( $n = 1,336$ ,  $l = 4,15$  мм,  $D_p = 43$  дптр,  $L = 24$  мм) и при  $d = 12$  мм из формул (10) и (8) получаем  $D_{\text{ИОЛ}} = 17,7$  дптр и  $D_o = 11$  дптр.

**Вывод приближённой формулы оптической силы ИОЛ.** Из (6) видно, что между  $D_{\text{ИОЛ}}$  и параметрами глаза есть непростая зависимость. В офтальмологической практике часто используют приближённые регрессивные формулы с линейной зависимостью, полученные на основе обработки многочисленных результатов имплантации. В данной работе предлагается аналитический вывод приближённой формулы. Запишем (6) в форме полного дифференциала (для этого удобнее пользоваться первой формулой из (6)):

$$\Delta D_{\text{ИОЛ}} = a\Delta D_p + b\Delta L + c\Delta l, \quad (11)$$

где  $a$ ,  $b$  и  $c$  — коэффициенты частных производных по параметрам глаза:

$$a = \frac{\partial D_{\text{ИОЛ}}}{\partial D_p} = \frac{-n^2}{(n - lD_p)^2}; \quad b = \frac{\partial D_{\text{ИОЛ}}}{\partial L} = \frac{-n}{(L - l)^2}; \quad (12)$$

$$c = \frac{\partial D_{\text{ИОЛ}}}{\partial l} = \frac{n}{(L - l)^2} - \frac{nD_p^2}{(n - lD_p)^2} = -b + \frac{D_p^2}{n} a.$$

Далее представим (11) и  $D_{\text{ИОЛ}}$  в виде

$$\Delta D_{\text{ИОЛ}} = D_{\text{ИОЛ}} - D_{\text{ИОЛ ср}} = a(D_p - D_{p \text{ ср}}) + b(L - L_{\text{ср}}) + c(l - l_{\text{ср}}); \quad (13)$$

$$D_{\text{ИОЛ}} = aD_p + bL + cl - aD_{p \text{ ср}} - bL_{\text{ср}} - cl_{\text{ср}} + D_{\text{ИОЛ ср}},$$

где  $D_{p \text{ ср}}$ ,  $L_{\text{ср}}$ ,  $l_{\text{ср}}$  — средние параметры глаза, соответствующие модели Гульстранда. Кроме того, при  $n = 1,336$ ,  $D_{p \text{ ср}} = 43$  дптр,  $L_{\text{ср}} = 24$  мм,  $l_{\text{ср}} = 4,15$  мм определяем по формулам (6) и (12) значения оптической силы  $D_{\text{ИОЛ ср}}$  и коэффициентов  $a$ ,  $b$  и  $c$ :  $D_{\text{ИОЛ ср}} = 17,68$  дптр,  $a = -1,33$ ,  $b = -3,39 \text{ мм}^{-1}$ ,  $c = 1,55 \text{ мм}^{-1}$ . На следующем этапе подставляем рассчитанные значения в (13), затем, полагая  $l = l_{\text{ср}} = 4,15$  мм и последовательно объединяя числовые составляющие, получаем  $D_{\text{ИОЛ}}$  в диоптриях в виде

$$D_{\text{ИОЛ}} = 132,24 - 1,33D_p - 3,39L + 1,55l + 17,68, \quad (14a)$$

$$D_{\text{И2}} = 149,91 - 1,33D_p - 3,39L + 1,55l, \quad (14b)$$

$$D_{\text{И2}} = 156,33 - 1,33D_p - 3,39L. \quad (14в)$$

Для сравнения приводим регрессивную формулу SRK II (авторы Sanders, Retzlaff, Kraff), используемую офтальмологами [9, 10]:

$$D_{\text{ИОЛ}} = A - 0,9D_p - 2,5L,$$

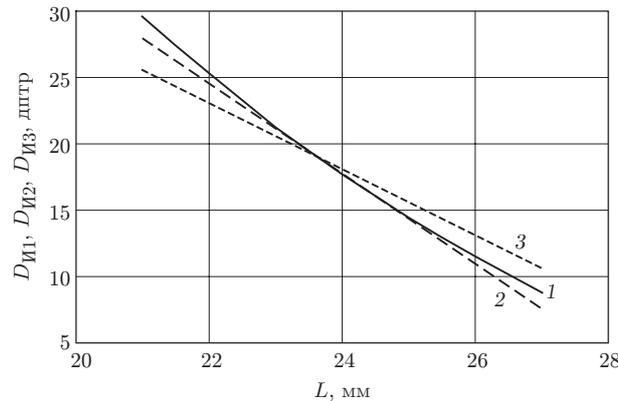


Рис. 2. Зависимости  $D_{И1}$  (кривая 1),  $D_{И2}$  (2) и  $D_{И3}$  (3) от  $L$  при  $l = 4,15$  мм и  $D_p = 43$  дптр

где коэффициент  $A$  зависит от глубины передней камеры глаза. При  $l = 4,15$  мм формула SRK II имеет вид

$$D_{И3} = 116,7 - 0,9D_p - 2,5L. \quad (15)$$

На рис. 2 показаны зависимости оптических сил  $D_{И1}$ ,  $D_{И2}$  и  $D_{И3}$  от  $L$ , рассчитанные по точной (6) и приближённым формулам (14в), (15) при  $n = 1,336$ ,  $l = 4,15$  мм и  $D_p = 43$  дптр. Из графиков видно, что отклонение результатов расчёта по предлагаемой формуле (14в) от формулы (6) значительно меньше, чем по регрессивной формуле (15). Более наглядны результаты в виде разностей  $D_{И2} - D_{И1}$  и  $D_{И3} - D_{И1}$ . На рис. 3 они представлены для трёх значений оптической силы роговицы  $D_p = 38, 43$  и  $48$  дптр. Из рисунка видно, что при  $D_p = 43$  дптр разности  $D_{И2} - D_{И1}$  и  $D_{И3} - D_{И1}$ , соответствующие формулам (14в) и (15), лежат в интервалах  $-1,8 \dots 0$  и  $-4,2 \dots +1,7$  дптр. Для других значений  $D_p$  интервал, соответствующий (14в), практически не изменяется ( $-1,8 \dots +0,1$  дптр), а для (15) существенно возрастает (до  $-6,2 \dots +3,9$  дптр). При этом в первом случае (формула (14в)) результаты для  $D_p = 38$  и  $48$  дптр практически совпадают, а во втором (формула (15)) сильно расходятся.

Было проведено также сравнение расчётов разностей  $D_{И2} - D_{И1}$  по формулам (14б) и (14в) для тех же значений оптической силы роговицы, но при нескольких значениях глу-

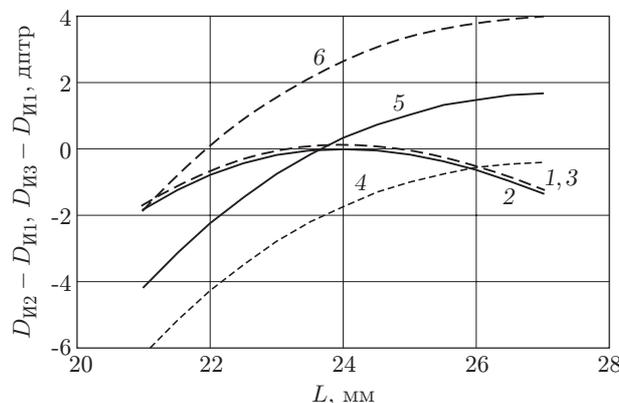


Рис. 3. Зависимости разностей  $D_{И2} - D_{И1}$  (кривые 1-3) и  $D_{И3} - D_{И1}$  (кривые 4-6) от  $L$  при  $l = 4,15$  мм,  $D_p = 38$  дптр (кривые 1, 4),  $43$  дптр (2, 5),  $48$  дптр (3, 6)

Таблица 1

№ п/п	Параметры	Максимальные значения		Средние значения	Минимальные значения	
1	$-a$	<b>1,46</b>	+9,6 %	<b>1,33</b>	<b>1,16</b>	-13 %
2	$D_p, L, l$	48, —, 4,8	—	43, —, 4,15	38, —, 2,5	—
3	$-b$	<b>5,09</b>	+50 %	<b>3,39</b>	<b>2,23</b>	-34 %
4	$D_p, L, l$	—, 21, 4,8	—	—, 24, 4,15	—, 27, 2,5	—
5	$c$	<b>3,64</b>	+135 %	<b>1,55</b>	<b>0,14</b>	-91 %
6	$D_p, L, l$	38, 21, 4,8	—	43, 24, 4,15	48, 27, 2,5	—

бины передней камеры ( $l = 3, 4, 4,5$  мм). Результаты для формулы (14б) с зависимостью от  $l$  несколько лучше (интервал разности  $D_{И2} - D_{И1}$  от  $-2,8$  до  $+0,7$  дптр), чем для (14в) (интервал от  $-2,9$  до  $+1,8$  дптр). Разброс показаний зависит также от длины глаза. Вблизи  $L = 24$  мм он приблизительно равен в первом случае  $\pm 0,5$  дптр, а во втором  $\pm 1,5$  дптр. Следовательно, для более точного расчёта оптической силы ИОЛ в широком диапазоне  $D_p$  и  $l$  лучше использовать формулу (14б).

Расчёты разностей  $D_{И3} - D_{И1}$  для регрессивной формулы (15) при изменении  $l$  не проводились, так как уже при среднем значении  $l = 4,15$  мм отклонения от точной формулы очень большие ( $-6,2 \dots +3,9$  дптр).

Следует отметить, что коэффициенты  $a$ ,  $b$  и  $c$  определены для средних параметров  $D_p$ ,  $L$  и  $l$ . В работе [6] показано, как изменяются значения  $a$ ,  $b$  и  $c$ , если изменяется один из параметров ( $l = 3$  и  $5$  мм,  $D_p = 36$  и  $50$  дптр,  $L = 21$  и  $28$  мм), а остальные остаются равными средним значениям, приведённым выше. Полученный коэффициент  $a$  мало зависит от  $D_p$  ( $\pm 5$  %) и немного больше от  $l$  ( $\mp 7$  %). Коэффициент  $b$  существенно изменяется в зависимости от  $L$  ( $\pm 33$  %) и несколько меньше от  $l$  ( $\mp 15$  %). Коэффициент  $a$  не зависит от  $L$ , а  $b$  от  $D_p$ , что следует также из формулы (12). Коэффициент  $c$  в большой степени зависит от  $L$  ( $\pm 77$  %) и меньше от  $D_p$  ( $\pm 45$  %) и  $l$  ( $\mp 13$  %).

В предлагаемой работе исследованы зависимости  $a$ ,  $b$  и  $c$  при всех взаимных комбинациях  $D_p$ ,  $L$  и  $l$  в интервалах  $l = 2,5-4,8$  мм,  $D_p = 38-48$  дптр,  $L = 21-27$  мм. В табл. 1 приведены средние значения, соответствующие формуле (14б), максимальные и минимальные значения и отклонения последних значений (4-я и 7-я колонки) от средних в процентах. Во 2-й, 4-й и 6-й строках даны значения параметров  $D_p, L, l$  ( $D_p$  в диоптриях,  $L$  и  $l$  в миллиметрах), при которых наблюдаются эти отклонения. Параметры, не влияющие на коэффициенты  $a, b$  и  $c$ , отмечены в строках  $D_p, L, l$  прочерками. Из таблицы видно, что при некоторых сочетаниях параметров  $D_p, L, l$  коэффициенты существенно изменяются:  $b$  на 34–50 %, т. е. приблизительно в 1,5 раза,  $c$  на 91–135 %, т. е. приблизительно в 2 раза. Из этого следует, что значения коэффициентов в (14б) и (14в) сохраняются в ограниченных пределах изменения параметров глаза. Последнее необходимо учитывать при расчёте оптической силы ИОЛ по приближённым формулам. Для повышения точности расчёта при больших отклонениях параметров глаза относительно средних значений необходимо рассчитывать новые коэффициенты  $a, b$  и  $c$  в соответствии с формулой (12).

**Аналитический расчёт ФИОЛ.** Оптическую силу ФИОЛ ( $D_{\text{ФИОЛ}}$ ) можно представить как разность оптических сил ИОЛ для эметропического глаза (на основе формулы (6))

$$D_{\text{эм}} = D_{\text{ФИОЛ}} + D_{\text{ИОЛ}} = \frac{n}{L-l} - \frac{n}{n/D_p - l}, \quad (16)$$

и аметропического  $D_{\text{ИОЛ}}$  с послеоперационной коррекцией рефракции (формула (4)) в виде

$$D_{\text{ФИОЛ}} = D_{\text{эм}} - D_{\text{ИОЛ}} = \frac{n}{n/(D_{\text{к}} + D_{\text{р}}) - l} - \frac{n}{n/D_{\text{р}} - l};$$

$$D_{\text{ФИОЛ}} = \frac{D_{\text{к}}n^2}{[n - l(D_{\text{к}} + D_{\text{р}})](n - lD_{\text{р}})}.$$
(17)

Подставляя (1) в (17), получим выражения оптической силы ФИОЛ (далее  $D_{\text{Ф1, 2, 3}}$ ) через оптическую силу очкового стекла  $D_{\text{о}}$ :

$$D_{\text{Ф1}} = \frac{n}{n/(1/(1/D_{\text{о}} - d) + D_{\text{р}}) - l} - \frac{n}{n/D_{\text{р}} - l};$$

$$D_{\text{Ф1}} = \frac{D_{\text{о}}n^2}{(1 - dD_{\text{о}})(n - lD_{\text{р}})^2 - lD_{\text{о}}(n - lD_{\text{р}})}.$$
(18)

**Вывод приближённой формулы оптической силы ФИОЛ.** Как было замечено выше, расчёты ИОЛ упрощаются, если использовать данные контактной коррекции, т. е. оптической силы очкового стекла, приведённой к роговице. То же самое относится и к ФИОЛ. В представленной работе для расчёта оптической силы ФИОЛ предлагается приближённая формула, полученная из (17) делением числителя на знаменатель:

$$D_{\text{ФИОЛ}} = D_{\text{к}} + 2D_{\text{к}}D_{\text{р}}l/n.$$
(19)

Подставляя в (19)  $n = 1,336$ , получаем

$$D_{\text{Ф2}} = D_{\text{к}} + 1,5D_{\text{к}}D_{\text{р}}l.$$
(20)

В [1] для расчёта переднекамерных ФИОЛ рекомендуется регрессивная приближённая формула, предложенная Д. Т. Azar и А. С. М. Wong, которая так же, как и для обычных ИОЛ, была выведена на основе обработки результатов многочисленных имплантаций:

$$D_{\text{Ф3}} = 1,06D_{\text{к}} + D_{\text{к}}D_{\text{р}}l.$$
(21)

Для заднекамерных отрицательных ФИОЛ в работе [1] дана формула В. К. Зуева:  $D_{\text{ФИОЛ}} = D_{\text{к}} - P$ , где  $P$  — поправка, зависящая от длины глаза  $L$  и глубины передней камеры  $l$ . Значение  $P$  определяется по номограмме. Введение поправки на  $L$  непонятно, так как в формуле для расчёта оптической силы ФИОЛ (18), полученной на основе геометрической оптики,  $L$  отсутствует.

Для определения интервала возможных значений  $D_{\text{ФИОЛ}}$  и сравнения формул (20) и (21) проанализируем сначала связь между оптическими силами очкового стекла  $D_{\text{о}}$  (субъективная рефракция), контактной линзы  $D_{\text{к}}$  и факичной линзы  $D_{\text{Ф1}}$  (18). На рис. 4 показаны зависимости  $D_{\text{к}}$  и  $D_{\text{Ф1}}$  от  $D_{\text{о}}$ , рассчитанные по формулам (1) и (18) при  $n = 1,336$ ,  $l = 4,15$  мм,  $d = 12$  мм ( $d$  — расстояние от поверхности очковой линзы, обращённой к глазу, до вершины роговицы, хотя главная плоскость может быть удалена от линзы на 2–3 мм) и  $D_{\text{р}} = 43$  дптр. Из рисунка следует, что в отрицательной области ( $D_{\text{о}} < 0$ ) значение  $D_{\text{Ф1}}$  немного меньше  $D_{\text{к}}$  и близко к  $D_{\text{о}}$ , а в положительной области ( $D_{\text{о}} > 0$ ) — существенно превышает  $D_{\text{к}}$  и  $D_{\text{о}}$ . Начиная с  $D_{\text{о}}$  порядка +15 дптр  $D_{\text{Ф1}}$  приблизительно в 2 раза больше  $D_{\text{о}}$ . Так как изготовление интраокулярных линз высокой диоптрийности ( $D_{\text{Ф1}} \sim 30$  дптр)

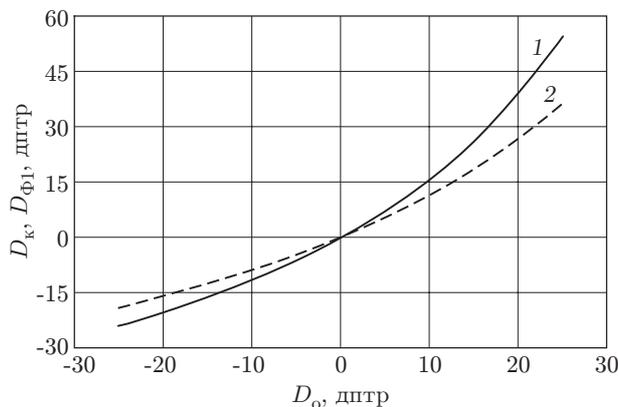


Рис. 4. Зависимости оптической силы факичной  $D_{\Phi 1}$  (кривая 1) и контактной  $D_k$  (кривая 2) линз от оптической силы очкового стекла  $D_o$

проблематично, то не имеет смысла рассматривать область  $D_o > +15$  дптр. В отечественных и зарубежных каталогах значения оптических сил факичных линз рефракционного типа приводятся в интервале  $D_{\Phi 1} = -25 \dots +15$  дптр. Исходя из (18) при вышеуказанных параметрах и рис. 4 (кривая 1) этот интервал соответствует  $D_o = -26,5 \dots +9$  дптр. Следует заметить, что не совсем понятна маркировка на ФИОЛ, так как она отличается от значений  $D_o$ , что особенно заметно при коррекции гиперметропии (в области  $D_o > 0$ ).

На рис. 5 показаны зависимости отклонений оптических сил  $D_{\Phi 2}$  и  $D_{\Phi 3}$ , рассчитанных по приближённым формулам (20) и (21), от значений  $D_{\Phi 1}$ , определённых исходя из точной формулы (18), при  $n = 1,336$ ,  $l = 4,15$  мм и  $D_p = 43$  дптр. Из графиков следует, что результаты расчёта по предлагаемой формуле (20) меньше отличаются от расчётов по точной формуле (18), чем результаты расчёта по формуле (21). Отклонения  $D_{\Phi 2} - D_{\Phi 1}$  и  $D_{\Phi 3} - D_{\Phi 1}$ , соответствующие формулам (20) и (21), лежат в пределах от  $-2,9$  до  $+0,2$  дптр и от  $-3,4$  до  $+0,5$  дптр в интервале  $D_o = -25 \dots +15$  дптр и в пределах от  $-1,2$  до  $+0,2$  дптр и от  $-1,4$  до  $+0,5$  дптр для  $D_o = -25 \dots +9$  дптр.

Расчёты по формулам (20) и (21) проведены также в расширенных пределах изменения параметров:  $D_p = 38 \dots 48$  дптр,  $l_1 = 2,5 \dots 3,5$  мм (переднекамерные ФИОЛ) и  $l_2 = 4 \dots 4,8$  мм (заднекамерные ФИОЛ) для коррекции миопии ( $D_o = -25 \dots -5$  дптр)

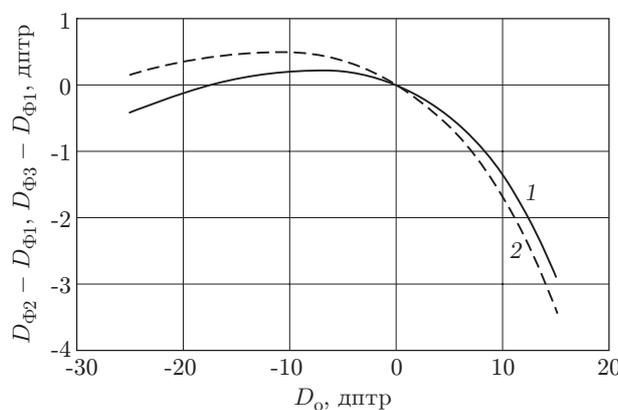


Рис. 5. Зависимости отклонений  $D_{\Phi 2} - D_{\Phi 1}$  (кривая 1) и  $D_{\Phi 3} - D_{\Phi 1}$  (кривая 2) от оптической силы очкового стекла  $D_o$

Таблица 2

$D_o$ , дптр	$l$ , мм	$D_{\Phi 2} - D_{\Phi 1}$ , дптр ( $\min(D_o)$ ; $\max(D_o)$ )	$D_{\Phi 3} - D_{\Phi 1}$ , дптр ( $\min(D_o)$ ; $\max(D_o)$ )
Данные из графиков рис. 5			
-25... +15	4,15	-2,9(+15); +0,2(-8)	-3,4(+15); +0,5(-12)
-25... +9	4,15	-1,2(+9); +0,2(-8)	-1,4(+9); +0,5(-12)
Миопия			
-25... -5	2,5... 3,5	-0,6(-25); +0,2(-9)	-0,8(-25); +0,4(-13)
	4... 4,8	-0,6(-25); +0,5(-11)	-0,3(-24); +1,2(-19)
Гиперметропия			
+5... +15	2,5... 3,5	-2,4(+15); -0,2(+6)	-2,9(+15); -0,1(+6)
	4... 4,8	-4,5(+15); -0,4(+5)	-5,4(+15); -0,4(+5)
+5... +9	2,5... 3,5	-1,0(+9); -0,2(+6)	-1,2(+9); -0,1(+6)
	4... 4,8	-1,8(+9); -0,4(+6)	-2,4(+9); -0,4(+6)

и гиперметропии ( $D_o = +5 \dots +15$  дптр). Выбранные диапазоны изменения значений  $l$  соответствуют [2]. Результаты расчётов приведены в табл. 2 в виде минимальных ( $\min$ ) и максимальных ( $\max$ ) значений разностей  $D_{\Phi 2} - D_{\Phi 1}$  и  $D_{\Phi 3} - D_{\Phi 1}$  — отклонений между оптическими силами ФИОЛ, рассчитанными по формулам (20) и (21) и по точной формуле (18). Рядом со значениями отклонений в скобках указаны значения  $D_o$ , при которых наблюдаются эти отклонения. Максимальные значения отклонений соответствуют в основном наибольшим значениям  $D_o$  в исследуемом интервале. Из таблицы видно, что практически во всех случаях результаты расчёта по предлагаемой формуле (20) отличаются от расчётов по точной формуле (18) меньше, чем результаты расчёта по формуле (21). Тем не менее в положительной области отклонения  $D_{\Phi 2} - D_{\Phi 1}$  достигают  $-4,5$  дптр и даже при ограничении диапазона  $D_o$  до значения  $+9$  дптр составляют  $-1,8$  дптр.

Была предпринята попытка уточнить приближённую формулу (20) отдельно для переднекамерных ( $l_1 = 2,5-3,5$  мм) и заднекамерных ( $l_2 = 4-4,8$  мм) ФИОЛ. Коэффициенты формулы подбирались таким образом, чтобы при  $D_p = 43$  дптр и средних  $l_1 = 3$  и  $l_2 = 4,4$  мм значения  $D_{\Phi 2}$  минимально отличались от  $D_{\Phi 1}$  во всём интервале изменения  $D_o$ . Полученные формулы (20а), (20б) и (20в), (20г) для расчёта отрицательных и положительных ФИОЛ соответственно и результаты расчёта отклонений  $D_{\Phi 2} - D_{\Phi 1}$  (между (20а)–(20г) и (18)) и  $D_{\Phi 3} - D_{\Phi 1}$  (между (21) и (18)) приведены в табл. 3. Выбор начала диапазона  $D_o = \pm 5$  дптр во всех случаях определяется тем, что  $D_{\text{ФИОЛ}}$  практически равно  $D_o$  при  $|D_o| < 5$  дптр.

Из табл. 3 видно, что формула (20б), полученная для заднекамерных отрицательных ФИОЛ ( $l_2 = 4-4,8$  мм), даёт результаты разностей  $D_{\Phi 2} - D_{\Phi 1}$ , практически не отличающиеся от формулы (20а) для переднекамерных ( $l_1 = 2,5-3,5$  мм). Поэтому расчёты ФИОЛ для коррекции миопии можно проводить практически во всём интервале  $l = 2,5-4,8$  мм по формуле (20а). Результаты расчётов по формулам (20а), (20б) отклоняются от точной формулы не больше чем на  $0,6$  дптр (см. колонку 3), что в 2 раза меньше, чем по регрессивной формуле (21) (см. колонку 4). Уточнённые формулы (20в) и (20г) для коррекции гиперметропии ( $D_o = +5 \dots +15$  дптр) не позволяют получить расхождение с точной формулой меньше  $0,7$  и  $1,1$  дптр по абсолютной величине (см. колонку 3) вблизи значений  $D_o = +13$  и  $+15$  дптр. В этой же области для формулы (21) расхождение составляет  $-2,9 \dots -5,4$  дптр (см. колонку 4). Результаты расчёта разностей  $D_{\Phi 2} - D_{\Phi 1}$  и  $D_{\Phi 3} - D_{\Phi 1}$ , соответствующие

Таблица 3

Формула для расчёта $D_{\Phi 2}$	$l$ , мм	$D_{\Phi 2} - D_{\Phi 1}$ , дптр (min; max)	$D_{\Phi 3} - D_{\Phi 1}$ , дптр (min; max)
$D_o = -25 \dots -5$ дптр (миопия)			
$D_{\Phi 2} = -0,4 + 0,96D_k + 1,5D_k D_p l$ (20а) (рис. 6)	2,5 ... 3,5	-0,2; +0,2	-0,8; +0,4
	4 ... 4,8	-0,2; +0,6	-0,3; +1,2
$D_{\Phi 2} = -0,5 + 0,96D_k + 1,5D_k D_p l$ (20б)	4 ... 4,8	-0,3; +0,5	-0,3; +1,2
$D_o = +5 \dots +15$ дптр (гиперметропия)			
$D_{\Phi 2} = -0,28 + 1,11D_k + 1,5D_k D_p l$ (20в) (рис. 7)	2,5 ... 3,5	-0,7; +0,6	-2,9; -0,1
	4 ... 4,8	-1,1; +1	-5,4; -0,4
$D_{\Phi 2} = -0,5 + 1,21D_k + 1,5D_k D_p l$ (20г)	4 ... 4,8	-1,1; +1	-5,4; -0,4
$D_o = +5 \dots +9$ дптр (гиперметропия)			
$D_{\Phi 2} = -0,28 + 1,11D_k + 1,5D_k D_p l$ (20в)	2,5 ... 3,5	-0,2; +0,4	-1,2; -0,1
$D_{\Phi 2} = -0,5 + 1,21D_k + 1,5D_k D_p l$ (20г)	4 ... 4,8	-0,2; +0,7	-2,4; -0,4

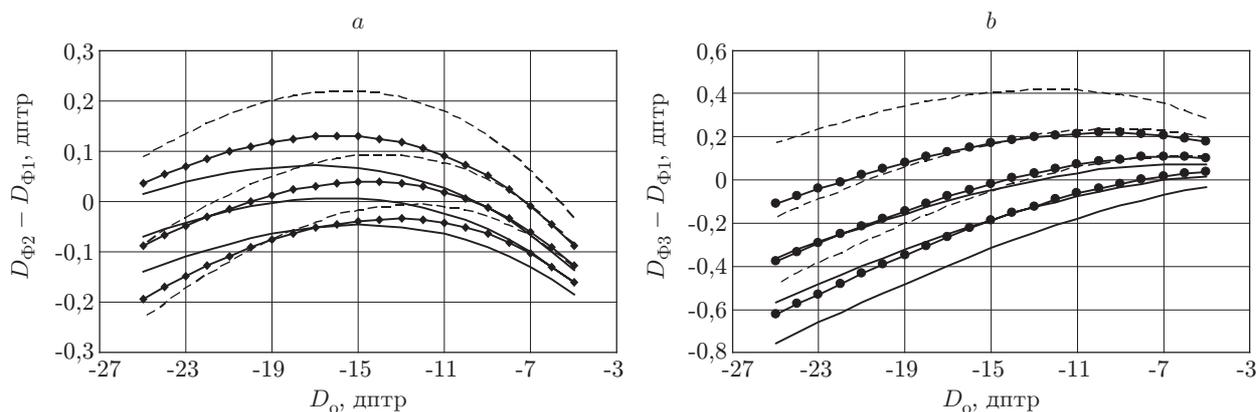


Рис. 6. Зависимости отклонений расчётов по приближённым и точной формулам для отрицательной переднекамерной ФИОЛ ( $D_o = -5 \dots -25$  дптр) от  $D_o$  при  $l = 2,5$  мм (три сплошные линии),  $l = 3$  мм (три сплошные линии с маркером),  $l = 3,5$  мм (три пунктирные линии) и при  $D_p = 38, 43$  и  $48$  дптр (значения  $D_p$  соответствуют последовательно трём линиям одинакового вида в направлении сверху вниз):  $a$  —  $D_{\Phi 2} - D_{\Phi 1}$  (разность расчётов по формулам (20а) и (18)),  $b$  —  $D_{\Phi 3} - D_{\Phi 1}$  (по формулам (21) и (18))

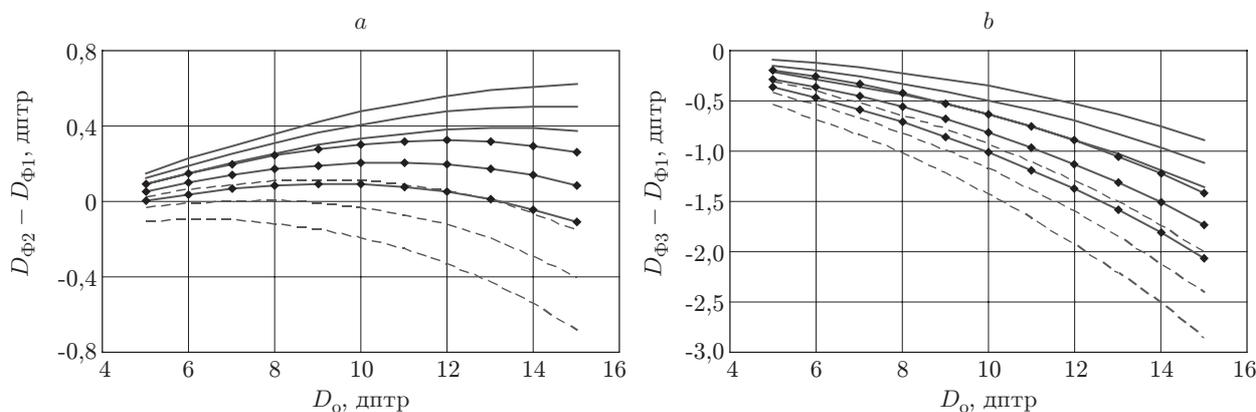


Рис. 7. Зависимости отклонений расчётов по приближённым и точной формулам для положительной переднекамерной ФИОЛ (обозначения кривых см. на рис. 6):  $a$  —  $D_{\Phi 2} - D_{\Phi 1}$  (разность расчётов по формулам (20в) и (18)),  $b$  —  $D_{\Phi 3} - D_{\Phi 1}$  (по формулам (21) и (18))

щих предложенным формулам (20а) и (20в) и регрессивной формуле (21) (см. табл. 3), представлены на рис. 6 и 7.

Если ограничиться интервалом  $D_{\text{ФИОЛ}} = -25 \dots +15$  дптр, установленным для отечественных и зарубежных факичных линз рефракционного типа, что соответствует  $D_o = -26,5 \dots +9$  дптр, то расхождения с формулой (18) снижаются. Для предлагаемых формул (20в) и (20г) они не превышают  $-0,2 \dots +0,7$  дптр, а для регрессивной формулы (21) лежат в пределах  $-2,4 \dots -0,1$  дптр (см. табл. 3 и рис. 6 и 7).

**Заключение.** В данной работе рассмотрено преимущество коррекции аномалий рефракции глаза (близорукости, дальнозоркости) внутриокулярными (факичными, т. е. без удаления хрусталика) рефракционными линзами перед другими видами коррекции. Проведён анализ зависимости между оптическими силами очкового стекла  $D_o$ , контактной  $D_k$  и факичной  $D_{\text{Ф1}}$  линз, который показал, что в отрицательной (миопия) области ( $D_o < 0$ ) значение  $D_{\text{Ф1}}$  близко к  $D_o$ , а в положительной (гиперметропия) — существенно больше  $D_o$ . Интервал  $D_o$  в положительной области был ограничен значением  $+15$  дптр, при котором  $D_{\text{Ф1}}$  приблизительно в 2 раза больше  $D_o$ .

Выведены новые, более точные, приближённые формулы для расчёта оптической силы ИОЛ и ФИОЛ с линейной зависимостью от параметров глаза. Проведено сравнение результатов расчёта по предлагаемым формулам и известным регрессивным формулам, используемым в офтальмологической практике. Они представляются в виде отклонений от расчётов по точным формулам, выведенным на основе геометрической оптики.

Показано, что при средних значениях параметров глаза отклонение оптической силы ИОЛ, рассчитанной по предлагаемой формуле (14б), приблизительно в 2 раза меньше, чем рассчитанной по регрессивной формуле (15). В расширенном интервале изменения параметров глаза ( $D_p = 38-48$  дптр,  $l = 3-4,5$  мм) расхождение с точной формулой увеличивается. Повышение точности определения оптической силы ИОЛ возможно за счёт введения поправок с использованием графиков или путём расчёта коэффициентов формулы для более ограниченного диапазона параметров глаза.

Результаты расчёта оптической силы ФИОЛ по предложенной (20) и регрессивной (21) формулам были близки друг к другу. Максимальное отклонение от точной формулы составляло  $\sim 3$  дптр. После введения уточнений в предложенную формулу точность расчёта существенно повысилась (в 2–4 раза). Получены три формулы: (20а) для расчёта отрицательных (коррекция миопии) ФИОЛ во всём диапазоне  $l = 2,5-4,8$  мм; (20в) и (20г) для расчёта положительных (коррекция гиперметропии) переднекамерных ( $l = 2,5-3,5$  мм) и заднекамерных ( $l = 4-4,8$  мм) ФИОЛ соответственно. Уточнённые формулы для коррекции гиперметропии, несмотря на улучшение, не позволяют получить расхождение с точной формулой меньше  $0,7-1,1$  дптр по абсолютной величине при больших значениях  $D_o$  (вблизи  $13-15$  дптр). Если ограничиться интервалом  $D_o = -26,5 \dots +9$  дптр, соответствующим номенклатуре отечественных и зарубежных ФИОЛ рефракционного типа, то расхождения с формулой (18) снижаются: для предлагаемых формул (20в) и (20г) уменьшаются до  $0,2-0,7$  дптр, а для регрессивной формулы (21) — до  $0,1-2,4$  дптр.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Коронкевич В. П., Ленкова Г. А., Корольков В. П., Исаков И. А. Бифокальные дифракционно-рефракционные интраокулярные линзы // Оптический журнал. 2007. **74**, № 12. С. 34–39.
2. Балашевич Л. И. Хирургическая коррекция аномалий рефракции и аккомодации. С.-Пб.: Человек, 2009. 296 с.

3. **Грабарь Я.** Имплантируется линза /Интервью И. С. Фёдоровой // Женское Здоровье. Январь, 2004. URL: [http://www.wh-lady.ru/archive/?SECTION\\_ID=284&ELEMENT\\_ID=2741](http://www.wh-lady.ru/archive/?SECTION_ID=284&ELEMENT_ID=2741) (дата обращения: 19.06.2013).
4. **Сергиенко Н. М.** Интраокулярная коррекция. Киев: Здоровье, 1990. 128 с.
5. **Федоров С. Н., Колинко А. И., Колинко А. И.** Методика расчета оптической силы интраокулярной линзы // Вестн. офтальмологии. 1967. № 4. С. 27–31.
6. **Ленкова Г. А.** Влияние оптических параметров глаза на выбор рефракции монофокальных и бифокальных интраокулярных линз // Автометрия. 2001. № 5. С. 96–102.
7. **Кравков С. В.** Глаз и его работа. М.—Л.: АН СССР, 1950. 532 с.
8. **Holladay J. T.** Refractive power calculations for intraocular lenses in the phakic eye // Amer. Journ. Ophthalmol. 1993. **116**, N 6. P. 63–66.
9. **Sanders D. R., Retzlaff J., Kraff M. C.** Comparison of the SRK II formula and other second-generation formulas // Journ. Cataract Refract. Surg. 1988. **14**, N 2. P. 136–141.
10. **Olsen T., Thim K., Corydon L.** Theoretical versus SRK I and SRK II calculation of intraocular lens power // Journ. Cataract Refract. Surg. 1990. **16**, N 2. P. 217–225.

*Поступила в редакцию 19 июня 2013 г.*

---