

УДК 617.741 : 535.317

**Г. А. Ленкова***(Новосибирск)***ВЛИЯНИЕ ОПТИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ГЛАЗА  
НА ВЫБОР РЕФРАКЦИИ МОНОФОКАЛЬНЫХ  
И БИФОКАЛЬНЫХ ИНТРАОКУЛЯРНЫХ ЛИНЗ**

Проведено аналитическое рассмотрение степени влияния параметров глаза на выбор основной и дополнительной (соответственно для обеспечения дальнего и ближнего зрения) оптических сил искусственных хрусталиков – интраокулярных линз. Показано, что в большинстве случаев дополнительная оптическая сила может составлять 4 дптр независимо от основной. Только при высокой точности измерения параметров глаза обоснован расчет дополнительной силы индивидуально для каждого пациента.

**Введение.** При имплантации монофокальных искусственных хрусталиков – интраокулярных линз (ИОЛ) – восстанавливается способность глаза видеть вдаль, а для ближнего зрения требуются очки или контактные линзы. Расширение объема аккомодации возможно также без внешней коррекции, путем применения бифокальных ИОЛ, различных по конструкции и принципу действия. Бифокальные интраокулярные линзы (БИОЛ) рефракционного типа состоят из кольцевых, секторных или сегментных зон, имеющих разную преломляющую силу [1, 2]. В дифракционно-рефракционных ИОЛ [3, 4] дальнее зрение обеспечивается рефракционным компонентом, а для ближнего зрения к преломляющей силе последнего добавляется оптическая сила дифракционного компонента в +1-м порядке дифракции.

Величина рефракции ИОЛ выбирается на основании измерения оптических параметров глаза пациента: длины оси, рефракции роговицы и глубины передней камеры. Для успешной имплантации важно знать, в какой степени варьирование и точность измерения каждого параметра влияют на рефракцию ИОЛ и насколько бифокальная добавка, т. е. разность рефракции для ближнего и дальнего зрения, зависит от параметров глаза и основной (для дальнего зрения) рефракции линзы в случае БИОЛ. Кроме того, важно определить, как влияет выбор величины ближнего расстояния на рефракционную разность БИОЛ. Вышеуказанные проблемы частично исследовались в [5].

Обычно оптическая сила ИОЛ рассчитывается по формулам или номограммам [6, 7]. Вывод формул производится путем диоптрийного исчисления, разработанного Гульстрандом [8]. Это представление основано на понятии конвергенции (сходимости) пучка лучей, которая определяется величиной, обратной расстоянию фокуса, предмета, изображения и т. д. от главной

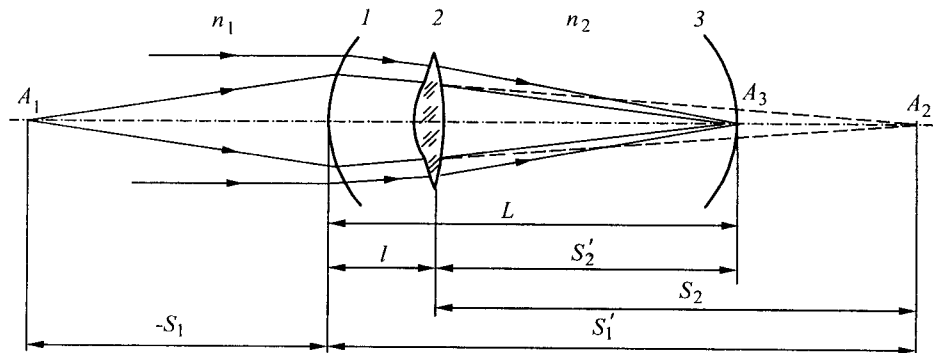
плоскости оптической системы. Для того чтобы фокусные и другие расстояния в разных средах были соизмеримы между собой, их приводят (редуцируют) к одной и той же среде, например к воздуху, путем деления на показатель преломления среды. В этом случае величины, обратные расстояниям, называют редуцированными конвергенциями.

Применение понятия редуцированной конвергенции позволяет значительно упростить расчеты, касающиеся построения изображений в оптической системе глаза [9], однако при этом иногда возникают ошибки и неоднозначности. Например, в [7] редуцируется расстояние от задней главной плоскости до линзы, а для остальных параметров используется их реальное значение в среде глаза, что приводит к ошибочной формуле для расчета ИОЛ. Другой пример относится к редуцированию оптической силы. Для роговицы редуцированная рефракция внутри и вне глаза имеет одинаковое значение, а для ИОЛ существенно отличается [10, 11]. Отношение фокусных расстояний ИОЛ в среде и в воздухе в обозначениях [10] равно  $(n_2 - 1)n_1 / (n_2 - 1)$ , где показатель преломления воздуха принят равным 1 ( $n_1$  и  $n_2$  – показатели преломления среды и материала линзы соответственно). Отношение редуцированных рефракций ИОЛ в среде и в воздухе равно  $(n_2 - n_1) / (n_2 - 1)$ . Более того, принято характеризовать ИОЛ рефракцией не в воздухе, а в среде. В воздухе рефракция ИОЛ в зависимости от материала в 1,8–3,2 раза больше.

Цель статьи – аналитическое рассмотрение влияния параметров глаза на выбор основной и дополнительной оптической силы моно- и бифокальных ИОЛ, оценка допустимых вариаций и точности измерений параметров глаза при расчете рефракции ИОЛ и БИОЛ.

**1. Расчет оптической силы ИОЛ.** Принято проводить расчет рефракции ИОЛ при условии, что на сетчатку глаза проецируется изображение удаленного предмета (дальнее зрение) [2, 6]. На наш взгляд, удобнее вывести формулы для произвольного расстояния предмета, а затем анализировать конкретные ситуации. Причем расчет упрощается, если применять одновременно формулы геометрической оптики и диоптрийное исчисление.

На рисунке дана схема хода лучей через оптические элементы глаза. Здесь 1 – роговица, представленная в виде одной преломляющей поверхности с усредненным радиусом [12]; 2 – ИОЛ; 3 – сетчатка;  $L$  – длина оси глаза;  $l$  – глубина передней камеры;  $n_1, n_2$  – показатели преломления воздуха и внутриглазной жидкости соответственно.



Формирование изображения на сетчатке модели глаза с бифокальной интраокулярной линзой

Пусть точечный предмет  $A_1$  расположен от глаза на расстоянии  $-S_1$  (см. рисунок). После преломления в роговице световой пучок фокусируется в точке  $A_2$  на расстоянии  $S'_1$  от роговицы. ИОЛ представляет собой тонкую линзу, и можно считать, что ее передняя и задняя главные плоскости совпадают друг с другом и со средним сечением ИОЛ. Следовательно, для ИОЛ предмет расположен на расстоянии  $S_2 = S'_1 - l$ , а изображение, которое должно совпадать с сетчаткой, на расстоянии  $S'_2 = L - l$  от линзы.

Используя введенные обозначения и соблюдая правила знаков, принятых в геометрической оптике, вывод формулы для расчета ИОЛ представим последовательно следующим образом:

$$n_2/S'_1 - n_1/S_1 = n_2/f'_1 = D_p, \quad (1)$$

где  $f'_1$  и  $D_p$  – заднее фокусное расстояние и оптическая сила роговицы. Обозначая редуцированную конвергенцию предметного пучка  $n_1/S_1$  через  $D_{S_1}$ , получаем из (1)

$$S'_1 = n_2/(D_p + D_{S_1}). \quad (2)$$

Далее составляем уравнение, связывающее предмет  $A_2$  и изображение  $A_3$ , для ИОЛ:

$$n_2/S'_2 - n_2/S_2 = n_2/f'_2 = D_{\text{ИОЛ}}, \quad (3)$$

где  $f'_2$  и  $D_{\text{ИОЛ}}$  – заднее фокусное расстояние и оптическая сила ИОЛ. Принимая во внимание (2) и соотношения  $S_2 = S'_1 - l$  и  $S'_2 = L - l$ , преобразуем (3):

$$\frac{1}{L-l} - \frac{D_p + D_{S_1}}{n_2 - l(D_p + D_{S_1})} = D_{\text{ИОЛ}}/n_2. \quad (4)$$

Из (4) получаем следующую формулу для расчета рефракции БИОЛ, когда предмет расположен на конечном расстоянии  $S_1$  (ближнее зрение,  $D_{S_1} < 0$ ):

$$D_{\text{ИОЛ}S} = \frac{[n_2 - l(D_p + D_{S_1})]n_2}{(L-l)[n_2 - l(D_p + D_{S_1})]}. \quad (5)$$

Полагая в (5)  $D_{S_1} = 0$  (дальнее зрение), получаем формулу для расчета ИОЛ для бесконечно удаленных предметов, которая совпадает с формулой в [6]:

$$D_{\text{ИОЛ}} = \frac{(n_2 - lD_p)n_2}{(L-l)(n_2 - lD_p)}. \quad (6)$$

**2. Влияние вариаций оптических параметров глаза на оптическую силу ИОЛ.** Для оценки степени влияния параметров глаза на рефракцию ИОЛ продифференцируем (6) по всем переменным:

$$\Delta D_{\text{ИОЛ}} = a\Delta D_p + b\Delta L + c\Delta l, \quad (7)$$

где

$$a = -n_2^2 / (n_2 - lD_p)^2, \quad (7a)$$

$$b = -n_2 / (L - l)^2, \quad (7б)$$

$$c = ab[n_2^2 - 2n_2lD_p + L(2l - L)D_p^2] / n_2, \quad (7в)$$

$$c = \frac{[n_2^2 - 2n_2lD_p + L(2l - L)D_p^2]n_2^2}{(L - l)^2 [n_2 - lD_p]^2}.$$

В табл. 1 приведены значения коэффициентов  $a, b, c$ , рассчитанные для предельных значений параметров глаза:  $D_p = 36-50$  дптр,  $L = 21-28$  мм,  $l = 3-5$  мм и модели глаза с параметрами Гульстранда [8]:  $D_p = 43,06$  дптр,  $L = 24$  мм,  $l = 4,15$  мм (значение  $l$  соответствует расстоянию от центра ядра хрусталика до роговицы). Коэффициент преломления среды внутри глаза принят равным  $n_2 = 1,336$  ( $\lambda = 0,5893$  мкм). Значение  $D_{\text{иол}}$ , определенное для параксиальной области модели глаза с параметрами Гульстранда, составляет 17,6 дптр. Относительно этого значения рассчитывается  $\Delta D_{\text{иол}}$ .

При расчете коэффициентов  $a, b$  и  $c$  изменялся только один выбранный параметр, а остальные оставались постоянными и равными параметрам модели Гульстранда. Если оценивать одновременно влияние вариаций всех параметров, то изменение рефракции ИОЛ можно представить в виде

$$\Delta D_{\text{иол}} = -1,33\Delta D_p - 3,39\Delta L + 2,06\Delta l. \quad (8)$$

Предполагается, что  $\Delta D_{\text{иол}}$  и  $\Delta D_p$  в (8) выражены в диоптриях, а  $\Delta L$  и  $\Delta l$  в миллиметрах.

Из (8) следует, что погрешность измерения параметров в 0,1 дптр для  $D_p$  и 0,1 мм для  $L$  и  $l$  приведет к погрешностям в расчете ИОЛ соответственно в 0,13; 0,34 и 0,2 дптр или среднеквадратичной погрешности в 0,42 дптр. Если на основании табл. 1 учесть максимальные значения коэффициентов  $a = -1,42$ ,  $b = -4,71$  и  $c = 3,82$ , то при той же точности измерения параметров среднеквадратичная погрешность расчета ИОЛ составит 0,62 дптр, т. е. только на 0,2 дптр больше. Следовательно, оценку допустимой точности измерения параметров можно проводить и по формуле (8).

Из таблицы видно, что коэффициент  $a$  имеет постоянное значение при изменении  $L$ , практически не зависит от  $D_p$  ( $\pm 5\%$ ) и более заметно изменяется в зависимости от  $l$  ( $\mp 7\%$ ). Коэффициент  $b$  не зависит от  $D_p$ , существен-

Т а б л и ц а 1

Кoeffициенты	Модель Гульстранда	$D_p$ , дптр		$\Delta a$ , %	$L$ , мм		$\Delta b$ , %	$l$ , мм		$\Delta c$ , %
		36	50		21	28		3	5	
$-a$	1,33	1,27	1,40	$\mp 5$	1,33	1,33	0	1,23	1,42	$\mp 7$
$-b$	3,39	3,39	3,39	0	4,71	2,35	$\pm 33$	3,03	3,70	$\mp 10$
$c$	2,06	2,82	1,03	$\pm 46$	3,82	0,67	$\pm 70$	1,78	2,31	$\mp 13$

Т а б л и ц а 2

$S_1$ , мм	$D_{S_1}$ , дптр	$\Delta D_{\text{БИОЛ}}$ , дптр (модель Гульстранда)	$\Delta D_{\text{БИОЛ}}$ , дптр ( $D_p = 36 - 50$ дптр, $a = -1,27 - -1,40$ )	$\Delta D_{\text{БИОЛ}}$ , дптр ( $l = 3 - 5$ мм, $a = -1,23 - -1,42$ )
-250	-4	5,33	$5,33 \mp 0,27$	$5,33 \mp 0,38$
-333	-3	4,0	$4 \mp 0,2$	$4 \mp 0,29$

но зависит от  $L$  ( $\pm 33\%$ ) и несколько меньше от  $l$  ( $\mp 10\%$ ). На коэффициент  $c$  в большей степени влияет  $L$  ( $\pm 70\%$ ) и в меньшей  $D_p$  ( $\pm 46\%$ ) и  $l$  ( $\mp 13\%$ ). Таким образом, значения постоянных коэффициентов в (8) сохраняются в небольших пределах изменения параметров. Поэтому, чтобы оценить изменение рефракции ИОЛ при варьировании параметров относительно, например, модели Гульстранда, необходимо подставить значения  $a$ ,  $b$  и  $c$ , рассчитанные для соответствующих измеренных  $D_p$ ,  $L$  и  $l$ .

**3. Разность рефракций БИОЛ для ближнего и дальнего зрения.** Рефракции ИОЛ для ближнего и дальнего зрения и их разность можно рассчитать по формулам (5) и (6). Аналитическое выражение разности рефракции БИОЛ легко получить, если расстояние от предмета до роговицы, выраженное в диоптрийной мере  $D_{S_1}$ , приравнять к изменению рефракции роговицы  $\Delta D_p$  для случая дальнего зрения. Пусть в (7)  $\Delta L$  и  $\Delta l$  равны 0, а  $\Delta D_p = D_{S_1}$ , тогда получим

$$\Delta D_{\text{БИОЛ}} = aD_{S_1}. \quad (9)$$

Значение  $D_{S_1}$  зависит от выбранного расстояния резкого изображения предмета относительно роговицы ( $S_1$ ). Оно может быть равно расстоянию наилучшего зрения в общепринятом понимании ( $S_1 = -250$  мм,  $D_{S_1} = -4$  дптр) или расстоянию, на котором пересекаются зрительные оси глаз без напряжения внутренних мышц ( $S_1 = -333$  мм,  $D_{S_1} = -3$  дптр).

В табл. 2 приведены значения бифокальной рефракционной добавки  $\Delta D_{\text{БИОЛ}}$  при коэффициенте  $a$  как функции  $D_p$  и  $l$ . Верхние знаки ( $-$ ) в  $\Delta D_{\text{БИОЛ}}$  относятся к первым значениям  $a$ , нижние ( $+$ ) – ко вторым. Как видно из таблицы, во всем интервале изменения  $D_p$  добавка  $\Delta D_{\text{БИОЛ}}$  (4-я колонка) незначительно (на  $\mp (0,2 - 0,27)$  дптр) отклоняется от значений, рассчитанных для параметров модели Гульстранда (3-я колонка). Более существенное влияние оказывает изменение  $l$  (на  $\mp (0,29 - 0,38)$  дптр). Указанные выше отклонения лежат в пределах значений, допустимых Международным стандартом [11].

Интересно оценить, насколько изменится расстояние ближнего зрения, если вместо рассчитанной  $\Delta D_{\text{БИОЛ}}$  (4-я колонка) полагать, что разность рефракций соответствует стандартной модели (3-я колонка). Для этого проведем на основе коэффициентов  $a$  обратный расчет  $D_{S_1}$  по формуле (9), а затем  $S_1$  из соотношения  $S_1 = 1000/D_{S_1}$ . Значения  $D_{S_1}$  и  $S_1$  приведены в табл. 3, из которой следует, что при изменении  $D_p$  удаление точки ближнего зрения  $S_1$  варьируется в пределах  $250 \mp 12$  и  $333 \mp 16$  мм, а при изменении  $l$  – в пределах  $250 - 19$ ,  $250 + 17$  и  $333 - 25$ ,  $333 + 22$  мм.

Т а б л и ц а 3

$-a$	$\Delta D_{\text{БИОЛ}}, \text{дптр}$	$-D_{S_1}, \text{дптр}$	$-S_1, \text{мм}$
$a = f(D_p)$ 1,27–1,40	5,33	$(4 + 0,2) - (4 - 0,2)$	$(250 - 12) - (250 + 12)$
	4,0	$(3 + 0,15) - (3 - 0,14)$	$(333 - 16) - (333 + 17)$
$a = f(l)$ 1,23–1,42	5,33	$(4 + 0,33) - (4 - 0,25)$	$(250 - 19) - (250 + 17)$
	4,0	$(3 + 0,25) - (3 - 0,18)$	$(333 - 25) - (333 + 22)$

Данные табл. 2 и 3 показывают, что отклонение  $\Delta D_{\text{БИОЛ}}$  от расчетного значения приблизительно на  $\mp 0,25$  дптр приводит к изменению  $D_{S_1}$  в среднем приблизительно на  $\pm 0,2$  дптр. Получаемое при этом смещение точки ближнего зрения  $\Delta S_1$ , приблизительно равное  $\mp 15$  мм, практически незаметно для глаза. Из этого следует, что вполне допустима градация бифокальных рефракционных добавок в 0,5 дптр. На основании табл. 2 и 3 можно сказать, что четыре значения  $\Delta D_{\text{БИОЛ}}$ , равных 3,5; 4; 4,5 и 5 дптр, охватывают все возможные значения  $\Delta D_{\text{БИОЛ}}$ . Так как принято брать оптическую силу основной ИОЛ (дальнее зрение) больше приблизительно на 1 дптр, чем расчетное значение [6], то, вероятно, можно полагать  $\Delta D_{\text{БИОЛ}} = 4$  дптр для любых ИОЛ, что соответствует  $D_{S_1} = 3$  дптр.

Заметим, что точное определение бифокальной рефракционной разности имеет смысл, если тщательно измерены параметры глаза. Например, обычная техника измерения длины оси глаза дает погрешность  $\pm 0,2$  мм, контрольные измерения показывают, что ошибка может достигать 1 мм [13]. На основании (8) это соответствует погрешности вычисления  $D_{\text{ИОЛ}}$  от 0,6 до 3,4 дптр. По данным работы [7] максимально возможная ошибка расчета ИОЛ реально составляет  $\pm 2$  дптр, наиболее вероятная  $\pm 0,67$  дптр.

**Заключение.** Получены аналитические соотношения, коэффициенты пропорциональности которых характеризуют степень изменения рефракции ИОЛ при отклонении оптических параметров глаза от расчетных значений. Проведена оценка необходимой точности измерения параметров глаза. Показано, что для обеспечения ближнего зрения дополнительная рефракция БИОЛ в большинстве случаев может составлять 4 дптр независимо от основной оптической силы. При высокой точности измерения параметров глаза достаточно рассчитывать дополнительную рефракцию БИОЛ с градацией 0,5 дптр.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Карамян А. А. Коррекция афакии одновременно вдаль и вблизи (Обзор литературы) // Офтальмохирургия. 1993. № 1. С. 25.
2. Федоров С. Н., Захаров В. Д., Карамян А. А. Эффективность и особенности коррекции афакии // Там же. № 3. С. 3.
3. Futhy J. A. Diffractive bifocal intraocular lens // Proc. SPIE. 1989. 1052. P. 142.
4. Коронкевич В. П., Ленкова Г. А., Исаков И. А. и др. Бифокальная дифракционно-рефракционная интраокулярная линза // Автометрия. 1997. № 6. С. 26.

5. Родригес Л., Голубенко Ю. Е., Коваль Т. В. Изучение влияния оптических параметров глаза на рефракцию различных частей бифокальных ИОЛ // Офтальмологический журнал. 1993. № 1. С. 39.
6. Сергиенко Н. М. Офтальмологическая оптика. М.: Медицина, 1991.
7. Федоров С. Н., Колинко А. И., Колинко А. И. Методика расчета оптической силы интраокулярной линзы // Вестник офтальмологии. 1967. № 4. С. 27.
8. Gullstrand A. Zusätze in Helmholtz's Handbuch der Physiologi // Optik, 3-te Aufl. 1909. 1.
9. Кравков С. В. Глаз и его работа. М.–Л.: АН СССР, 1950.
10. Ленкова Г. А. Оптические характеристики интраокулярных линз в воздухе, воде и кювете // Автометрия. 1997. № 3. С. 35.
11. ISO/DIS 11979-2. Optics and Optical Instruments – Intraocular Lenses. Pt. 2: Optical Properties and their Test Methods. 1996.
12. Ленкова Г. А. Аналитический расчет сферических aberrаций модели глаза с интраокулярными линзами // Автометрия. 2000. № 3. С. 77.
13. Сергиенко Н. М. Интраокулярная коррекция. Киев: Здоровье, 1990.

*Институт автоматки и электрометрии СО РАН,  
E-mail: lenkova@iae.nsk.su*

*Поступила в редакцию  
9 января 2001 г.*