

Г. А. Ленкова, М. М. Мызник

(Новосибирск)

**ИССЛЕДОВАНИЕ КАЧЕСТВА ИЗОБРАЖЕНИЯ
СХЕМАТИЧЕСКОГО ГЛАЗА С ГИБРИДНОЙ
БИФОКАЛЬНОЙ ИНТРАОКУЛЯРНОЙ ЛИНЗОЙ
В ЗАВИСИМОСТИ ОТ ДИАМЕТРА ЗРАЧКА**

Представлены результаты компьютерного исследования зависимости сферических аберраций от диаметра зрачка (апертуры) для двух моделей схематического глаза с дифракционно-рефракционной интраокулярной линзой. В первой модели передняя поверхность роговицы имеет сферическую форму (по Гульстранду), а во второй – асферическую (по Лотмару). Показано, что во втором случае качество изображения существенно улучшается и при увеличении диаметра зрачка остается для трех стандартных длин волн видимого диапазона на дифракционном уровне, если коэффициенты характеристического уравнения рассчитываются для диаметра зрачка, равного 5 мм.

Введение. Известно, что роговица живого глаза вносит сферические аберрации, но глаз этого не замечает, так как естественный хрусталик их компенсирует [1]. При имплантации искусственного хрусталика – интраокулярной линзы (ИОЛ) – условия компенсации нарушаются. Собственные аберрации обычной, рефракционной, ИОЛ суммируются с аберрациями роговицы, так как имеют тот же знак, и общие аберрации глаза увеличиваются. Проблема частично может быть решена путем применения гибридных (дифракционно-рефракционных) бифокальных ИОЛ [2]. Дифракционный компонент гибридных ИОЛ создает дополнительную оптическую силу для обеспечения ближнего зрения. Кроме того, в дифракционный компонент можно ввести сферические аберрации для компенсации аберраций роговицы. При этом аберрации компенсируются только для ближнего зрения, а для дальнего остаются такими же, как для глаза с рефракционной монофокальной ИОЛ. Тем не менее, как показывают исследования [3, 4], полученная острота зрения после имплантации находится на приемлемом уровне и для дальнего зрения.

Международный стандарт [5] рекомендует проверять качество изображения ИОЛ при диаметре апертуры, равном 3 мм. Для такого же значения апертуры (диаметра зрачка) рассчитываются коэффициенты характеристического уравнения дифракционного компонента гибридной ИОЛ [2]. Однако известно, что сферические аберрации глаза увеличиваются с расширением зрачка. В связи с этим интересно определить, насколько изменяется качество

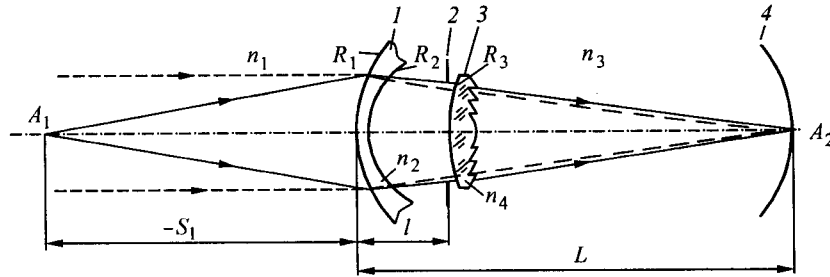


Рис. 1. Оптическая схема модели глаза с бифокальной гибридной ИОЛ: 1 – роговица; 2 – апертурная диафрагма (зрачок); 3 – ИОЛ; 4 – сетчатка; A_1 – точечный предмет, расположенный от роговицы на расстоянии ближнего зрения S_1 ; A_2 – изображение предмета на сетчатке; n_1, n_2, n_3, n_4 – показатели преломления воздуха, роговицы, внутриглазной жидкости и материала ИОЛ соответственно. На рисунке совмещены две схемы хода лучей: из бесконечности (штриховые линии) и с конечного расстояния (сплошные линии)

изображения на сетчатке, если диаметр зрачка не соответствует расчетному значению, а также оценить существенность вклада абберационного коэффициента в характеристическое уравнение дифракционного компонента.

Цель статьи – компьютерное исследование зависимости сферохроматических аббераций схематического глаза с гибридными бифокальными ИОЛ от диаметра зрачка глаза и выбора коэффициентов характеристического уравнения дифракционного компонента.

Модели схематического глаза. В первом приближении (в пределах диаметра зрачка, равного 4 мм) передняя поверхность роговицы глаза имеет сферическую форму. Во многих моделях, в том числе в наиболее широко применяемой модели схематического глаза Гульстранда [6], принята такая форма. Однако расчет показывает, что абберации схематического глаза значительно больше аббераций реального (живого). Поэтому в дальнейшем проводились исследования по созданию более совершенной модели. Наиболее близкие к реальному глазу абберации имеет теоретическая модель Лотмара [7], основные параметры которой соответствуют модели Гульстранда – Легранда, но передняя поверхность роговицы имеет асферическую форму. В этом случае при удалении от центра зрачка роговица становится менее выпуклой, что приводит к уменьшению сферических аббераций.

Расчеты аббераций проводились по программе DEMOS [8] для двух вышеназванных моделей схематического глаза, но с бифокальной гибридной (дифракционно-рефракционной) ИОЛ (рис. 1) вместо монофокального хрусталика. Первая модель имела следующие параметры [2]: $R_1 = 7,7$; $R_2 = 6,8$; $R_3 = 8,89$; $d_1 = 0,5$; $l = 4,15$; $L_1 = 24$ мм; R_1 и R_2 – радиусы кривизны передней и задней поверхности роговицы; d_1 – толщина роговицы; l и L – расстояния от вершины роговицы до ИОЛ и сетчатки глаза (по Гульстранду), а R_3 – радиус кривизны передней поверхности ИОЛ. Во второй модели $R_1 = 7,8$; $R_2 = 6,5$; $d_1 = 0,55$ мм (по Гульстранду – Легранду), а форма передней поверхности роговицы представлена рядом (по Лотмару [7])

$$x = \frac{h^2}{2R_1} \left[1 + \frac{5}{28} \left(\frac{h}{R_1} \right)^2 - \frac{1}{12} \left(\frac{h}{R_1} \right)^4 \right], \quad (1)$$

где x – координата вдоль оптической оси; h – расстояние от этой оси; R_1 – радиус кривизны поверхности при $h = 0$. Полагая $h = \sqrt{y^2 + z^2}$ (y и z – координаты в плоскости, перпендикулярной оптической оси) и $R_1 = 7,8$ мм, из (1) получим асферическую поверхность второго рода в виде [9]:

$$x - \sum_{i=3}^5 C_i (C_1 y^2 + C_2 z^2)^{i-2} = 0, \quad (2)$$

где $C_1 = C_2 = 1$; $C_3 = 0,0641$; $C_4 = 1,88147 \cdot 10^{-4}$; $C_5 = -1,443164 \cdot 10^{-6}$.

Дифракционная структура формировалась на задней плоской поверхности рефракционной части ИОЛ в соответствии со следующим характеристическим уравнением [2]:

$$k\lambda = a_1 r^2 - a_2 r^4, \quad (3)$$

где k – номер зоны; λ – длина световой волны в вакууме; r – радиус зоны; a_1 и a_2 – коэффициенты, рассчитанные в зависимости от оптической силы и компенсирующей аберрации соответственно:

$$a_1 = n/2f, \quad (4)$$

$$a_2 = cn/8f^3, \quad (5)$$

где n – показатель преломления среды внутри глаза; f – фокусное расстояние дифракционного компонента ИОЛ; c – безразмерный коэффициент, зависящий от аберраций роговицы и рефракционного компонента, а также от расстояния дифракционной структуры ИОЛ до сетчатки [10, 11]. Для расчетных параметров первой модели при $\lambda_e = 0,5461$ мкм $c = 6621$.

Компьютерное исследование качества изображения. Рассматривались три случая. В первом случае предмет находился в бесконечности (дальнее зрение, $S_1 = -\infty$) относительно глаза, что соответствовало работе только рефракционной компоненты ИОЛ. Во втором – на расстоянии $S_1 = -330$ мм (ближнее зрение), при этом функционировали обе составляющие: рефракционная и дифракционная, но без введения компенсирующей аберрации, т. е. $a_2 = 0$. В третьем – так же, как и во втором, но с введением компенсирующей аберрации, т. е. $a_2 \neq 0$.

Качество изображения на сетчатке оценивалось по радиусу пятна минимального рассеяния r'_{\max} , волновой аберрации dW и числу Штреля для трех стандартных длин волн видимого диапазона: $\lambda_F = 0,4861$, $\lambda_e = 0,5461$ и $\lambda_C = 0,6563$ мкм. Выбор критериев качества и значений длин волн был обоснован в [3]. Расчеты проводились в следующей последовательности. При $S = -\infty$, $\lambda_e = 0,5461$ мкм (длина волны, рекомендуемая Международным стандартом [5] для контроля ИОЛ) и $h = 1,5$; 2; 2,5 мм (h – радиус зрачка) методом наименьших квадратов оптимизировалась длина оптической оси глаза L_∞ по dy , т. е. минимальному радиусу пятна рассеяния r'_{\max} в направлении оси y , минимальному значению dW и максимальному значению числа Штреля. При полученном значении L_∞ и $S_1 = -330$ мм определялись оптимальные коэффициенты a_1 (при $a_2 = 0$) или a_1, a_2 также методом наимень-

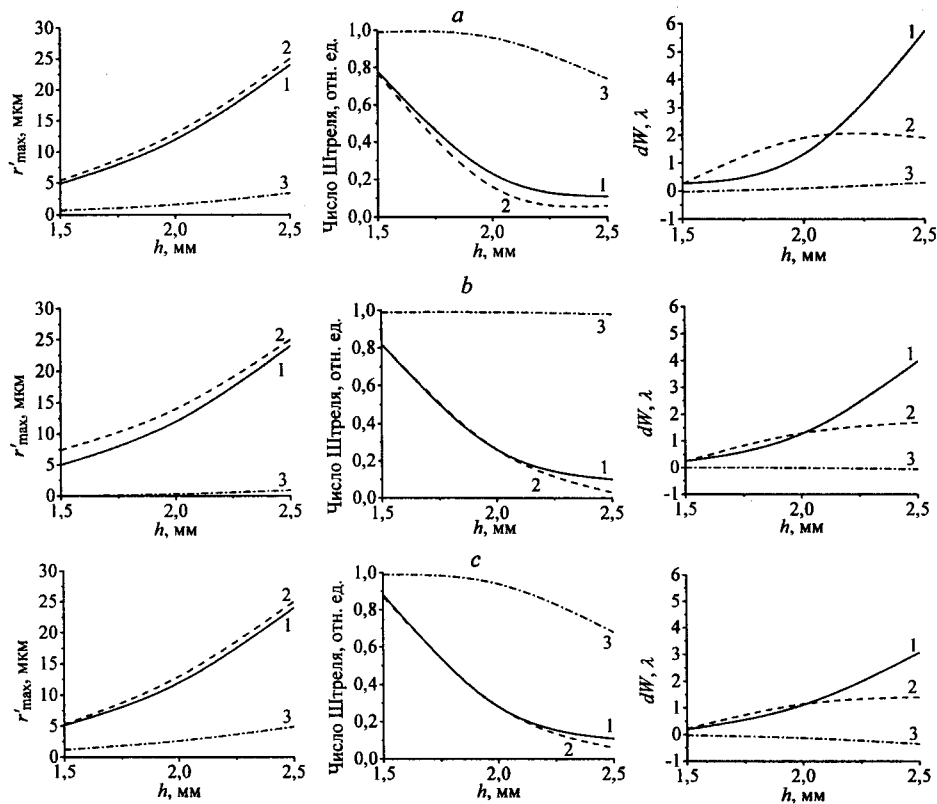


Рис. 2. Графики изменений радиуса пятна минимального рассеяния r'_{\max} , числа Штреля и максимальной волновой aberrации dW в зависимости от радиуса зрачка h для трех длин волн: $\lambda_F = 0,4861$ мкм (а), $\lambda_e = 0,5461$ мкм (б), $\lambda_C = 0,6563$ мкм (с) при $S_1 = -\infty$ (кривые 1), $S_1 = -330$ мм, $a_2 = 0$ (кривые 2) и $S_1 = -330$ мм, $a_2 \neq 0$ (кривые 3) при роговице со сферической передней поверхностью

ших квадратов. Затем при найденных коэффициентах оптимизировалась длина глаза L для разных h на трех длинах волн.

Результаты расчетов для первой модели приведены в табл. 1, в табл. 1–3 прил. I и на графиках рис. 2. Согласно исследованиям Н. М. Сергиенко [12] глубина фокусной области глаза обусловлена различными факторами (дифракция на апертуре, толщина сетчатки ($\sim 0,06$ мм) и физиологический астигматизм) и для $h = 2,5$ мм равна $(0,18 \pm 0,07)$ мм или $(0,63 \pm 0,24)$ дпттр. Из наших расчетов (см. табл. 1, прил. I) следует, что при $S_1 = -\infty$ значения L_∞ , оптимизированные по первому (dy) и второму (dW) параметрам, отличаются не более чем на $0,06$ мм ($0,2$ дпттр), т. е. в пределах толщины сетчатки. При изменении радиуса зрачка h от $1,5$ до $2,5$ мм значение L_∞ уменьшается на всех трех длинах волн приблизительно на $0,35$ мм ($1,24$ дпттр), что в 2 раза превышает глубину фокусной области. При постоянном h с увеличением длины волны L_∞ увеличивается на $0,25$ мм ($0,9$ дпттр). Значения L_∞ , оптимизированные при $h = 1,5$ – $2,5$ мм, меньше на $(0,19$ – $0,54)$ мм ($0,6$ – $1,9$ дпттр), чем L_∞ для параксиальной области.

Таблица 1

h , мм	L_{∞} , мм	a_1	a_2	Φ , дптр	f , мм
1,5	23,42	-0,002107	0	4,2	317
2,0	23,27	-0,002078	0	4,1	322
2,5	23,07	-0,002041	0	4,1	328
1,5	23,42	-0,002503	0,000122	5,0	267
2,0	23,27	-0,002799	0,000124	5,6	239
2,5	23,07	-0,003204	0,000126	6,4	209

В табл. 1 приведены значения коэффициентов a_1 ($a_2 = 0$) и a_1, a_2 , оптимизированных по dy при $\lambda_e = 0,5461$ мкм, $S_1 = -330$ мм и L_{∞} , в зависимости от h ; Φ – оптическая сила дифракционного компонента ИОЛ; f – фокусное расстояние, определенное на основании зависимости (4). Из таблицы видно, что с возрастанием h от 1,5 до 2,5 мм коэффициент a_1 изменяется при $a_2 = 0$ в 7 раз меньше, чем при $a_2 \neq 0$ (на $7 \cdot 10^{-4}$ и $1 \cdot 10^{-4}$ соответственно). При этом в первом случае оптическая сила дифракционного компонента Φ уменьшается на 0,1 дптр, а во втором увеличивается на 1,4 дптр. Коэффициент a_2 в зависимости от апертуры увеличивается приблизительно на $4 \cdot 10^{-6}$, что пренебрежимо мало, так как это приводит к волновой абберации $\Delta(k\lambda)$ (см. (3)) на краю апертуры $r \approx h = 2,5$ мм порядка $0,3\lambda$.

Для ближнего зрения (табл. 2, прил. I) расстояния L , оптимизированные по dy и dW , отличаются не более чем на 0,04 мм при всех значениях h и λ . При увеличении h оптимизированное значение L на длине волны $\lambda_F = 0,4861$ мкм уменьшается, а на $\lambda_C = 0,6563$ мкм увеличивается не более чем на 0,05 и 0,08 мм соответственно. При постоянном h и изменении длины волны отличие L , оптимизированных при соответствующих коэффициентах a_1 и a_2 , т. е. определенных для тех же h , и несоответствующих, составляет 0,07–0,09 и 0,14–0,20 мм. Таким образом, все отклонения L при $S_1 = -330$ мм лежат в пределах глубины фокусной области. Минимальные отклонения L наблюдаются при коэффициентах a_1 и a_2 , определенных для $h = 1,5$ мм, где при всех h и λ отклонения L не превышают 0,09 мм.

Расчеты показали, что при $S_1 = -330$ мм изменения абсолютных значений критериев качества изображения (r'_{\max} , число Штреля и dW) от радиуса зрачка h на оптимизированных L почти не зависят от того, при каком значении h рассчитаны коэффициенты a_1 и a_2 . Лучшее качество изображения получено, когда a_1, a_2 рассчитывались при $h = 1,5$ мм: $r'_{\max} = 0,3$ – $4,9$ мкм, число Штреля 0,68–1,0. Для этого значения h на рис. 2 представлены результаты расчетов критериев. На рисунке приведены также графики изменения критериев при $S_1 = -\infty$.

Из графиков рис. 2 видно, что качество изображения при $S_1 = -\infty$ (кривые 1) и $S_1 = -330$ мм, $a_2 = 0$ (кривые 2) существенно ухудшается с ростом радиуса зрачка h : r'_{\max} увеличивается приблизительно в 5 раз, а волновые абберации в 10 раз, число Штреля уменьшается в 10 раз, причем во втором случае качество изображения несколько ниже. При $S_1 = -330$ мм и $a_2 \neq 0$ (кривые 3), т. е. когда дифракционный компонент рассчитывается с учетом

абберационного коэффициента a_2 , качество изображения находится на дифракционном уровне независимо от h , и только при $h = 2,5$ мм на длинах волн λ_F и λ_C число Штреля меньше 0,8.

Проведено также исследование качества изображения на оптимизированных расстояниях L в зависимости от S_1 при условии, что коэффициенты a_1, a_2 рассчитаны при $S_1 = -330$ мм (табл. 3, прил. I). Получено, что при уменьшении и увеличении значений S_1 в пределах 200–500 мм относительно $S_1 = -330$ мм качество изображения на оптимизированных L остается на дифракционном уровне, но значение L в первом случае увеличивается на 0,7 мм, а во втором уменьшается на 0,4 мм, что существенно превышает глубину фокуса. Только при изменении S_1 в пределах $-(330 \pm 30)$ мм отклонение оптимизированных L не превышает глубины фокуса.

Исследование качества изображения модели схематического глаза с асферической роговицей по Лотмару. Результаты расчетов приведены в табл. 2 (обозначения и условия оптимизации такие же, как в табл. 1), табл. 1–3 прил. II и на графиках рис. 3. В этой модели по сравнению с первой изменение оптимизированной длины глаза L_∞ (при $S_1 = -\infty$) с увеличением радиуса зрачка до 2,5 мм снижается до 0,06 мм, а отличие от параксиальной длины до 0,13 мм (см. табл. 1, прил. II). Коэффициент a_2 (см. табл. 2) становится в 2,6–4,2 раза меньше. Коэффициент a_1 изменяется в зависимости от

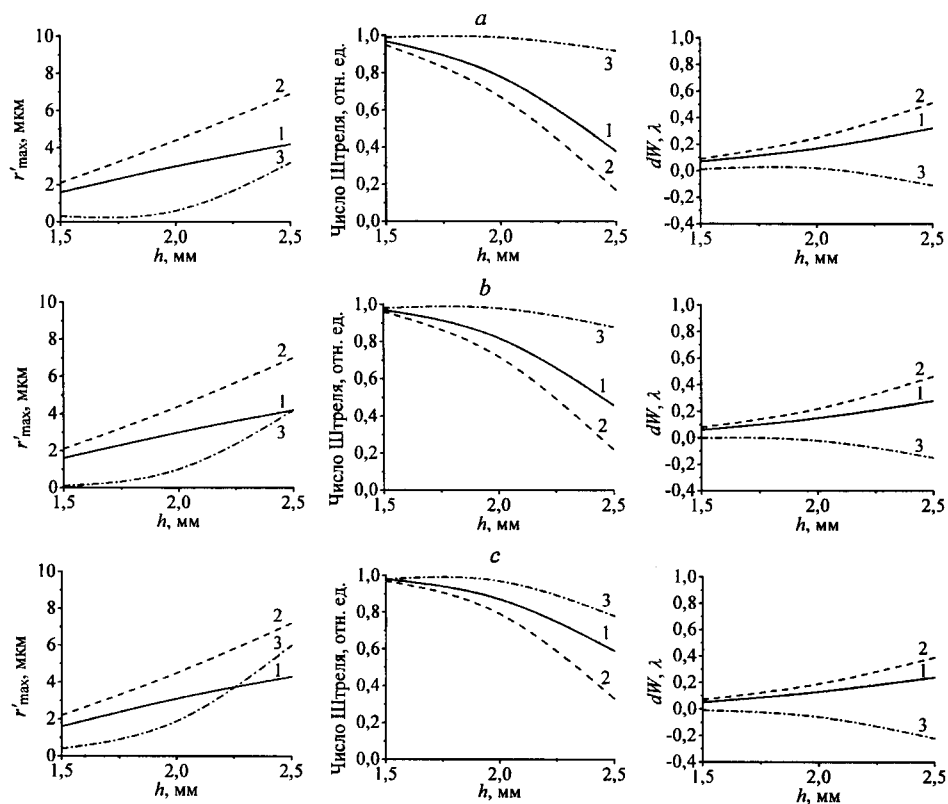


Рис. 3. Графики изменений радиуса пятна минимального рассеяния r'_{\max} , числа Штреля и максимальной волновой aberrации dW в зависимости от радиуса зрачка h при роговице с асферической (по Лотмару) передней поверхностью. Значения кривых такие же, как на рис. 2

Таблица 2

h , мм	L_{∞} , мм	a_1	a_2	Φ , дптр	f , мм
1,5	23,90	-0,002091	0	4,2	320
2,0	23,87	-0,002056	0	4,2	325
2,5	23,84	-0,002010	0	4,0	333
1,5	23,90	-0,002244	0,000047	4,5	298
2,0	23,87	-0,002285	0,000039	4,6	293
2,5	23,84	-0,002283	0,000030	4,6	293

апертуры h в пятом знаке (в первой модели – в четвертом). В результате оптическая сила Φ дифракционного компонента изменяется всего на 0,1 дптр (в первой модели – на 1,4 дптр).

Для ближнего зрения (табл. 2, прил. II) длины L , оптимизированные по dy и dW , отличаются не более чем на 0,03 мм, за исключением одного результата (0,06 мм) при $h = 2,5$ мм для λ_c . При увеличении h значение L увеличивается на всех длинах волн на 0,03–0,09 мм, если используются коэффициенты a_1, a_2 , рассчитанные при $h = 1,5$ и 2 мм, а при коэффициентах, рассчитанных для $h = 2,5$ мм, L изменяется всего на $\pm(0,01-0,02)$ мм. При постоянном h и увеличении длины волны L уменьшается на 0,05–0,12 мм.

Из сравнения графиков на рис. 2 и 3 следует, что качество изображения во второй модели существенно лучше. Радиус пятна минимального рассеяния r'_{\max} при $S_1 = -\infty$ (см. рис. 3, кривые 1) изменяется в пределах 1,6–4,3 мкм, при $S_1 = -330$ мм и $a_2 = 0$ – в пределах 2,1–7,2 мкм (см. рис. 3, кривые 2), при $S_1 = -330$ мм и $a_2 \neq 0$ – в пределах 0,1–6 мкм (см. рис. 3, кривые 3) (для первой модели 4,9–24; 5,2–25; 0,1–5,4 мкм). При той же последовательности значений S_1 и a_2 числа Штреля составляют 0,38–0,98; 0,17–0,97; 0,78–1,0 (для первой модели 0,1–0,88; 0,03–0,87; 0,6–1,0). Максимальные значения dW лежат в пределах 0,05–0,32; 0,07–0,51; 0–0,22 λ (для первой модели 0,19–5,74; 0,16–1,91; 0,01–0,35 λ). Здесь так же, как и в первой модели, при $S_1 = -330$ мм в расчете дифракционного элемента переход от одного коэффициента a_1 к двум a_1 и a_2 (см. рис. 3, кривые 3) приводит к заметному улучшению качества изображения (в 2–3 раза). Качество изображения для оптимизированных L и изменения значений последних в зависимости от S_1 (табл. 3, прил. II) такого же порядка, как в первой модели.

Следует отметить, что лучшее качество изображения во второй модели получается, когда коэффициенты a_1 и a_2 рассчитываются при $h = 2,5$ мм. При этом r'_{\max} изменяется в пределах 0,6–1,9 мкм, число Штреля – 0,8–1,0, максимальная волновая абберация – 0,02–0,14 λ , что соответствует параметрам изображений на дифракционном уровне.

Заключение. Проведено компьютерное исследование двух моделей схематического глаза (со сферической и асферической роговицей) с гибридной (дифракционно-рефракционной) ИОЛ. Определено, что при увеличении диаметра зрачка от 3 до 5 мм качество изображения при ближнем зрении сохраняется на высоком уровне независимо от диаметра зрачка, для которого рассчитываются коэффициенты характеристического уравнения дифракционного компонента. Показано, что без учета абберационного коэффициента

качество изображения при близком зрении в несколько раз хуже и сравнимо с качеством изображения при дальнем зрении. При расширении зрачка смещение плоскости наилучшего изображения в первой модели для близкого зрения лежит в пределах фокусной области, а для дальнего превышает ее в 2–3 раза; во второй – в обоих случаях находится в пределах фокусной области. Во второй модели (с асферической роговицей) по сравнению с первой качество изображения для дальнего и близкого зрения значительно лучше и в последнем случае практически находится на дифракционном уровне, если коэффициенты характеристического уравнения рассчитываются для диаметра зрачка, равного 5 мм.

ПРИЛОЖЕНИЕ I

В табл. 1 и 2 приводятся значения длин оптической оси глаза L_∞ и L для дальнего ($S_1 = -\infty$) и близкого ($S_1 = -330$ мм) зрения, оптимизированные по $d\gamma$ (по пятну минимального рассеяния) и dW (по минимальной волновой aberrации, значения в скобках). В табл. 1 во 2–4-й колонках даны значения L_∞ в зависимости от длины волны λ для $h = 1,5; 2,0; 2,5$ мм, а в последней – в параксиальной области. В табл. 2 даны значения L в зависимости от h и длины волны λ для коэффициентов a_1 и a_2 , рассчитанных при $h = 1,5$ (2-я колонка); 2,0 (3-я колонка); 2,5 мм (4-я колонка). В табл. 3 показано, как изменя-

Т а б л и ц а 1

λ , мкм	L (оптимизированные по $d\gamma$ (dW) при $S_1 = -\infty$), мм			Параксиальная область
	h , мм			
	1,5	2,0	2,5	
0,4861 (F)	23,33 (23,39)	23,18 (23,23)	22,98 (22,93)	23,52
0,5461 (e)	23,42 (23,48)	23,27 (23,31)	23,07 (23,07)	23,61
0,6563 (C)	23,59 (23,65)	23,43 (23,46)	23,23 (23,25)	23,78

Т а б л и ц а 2

λ , мкм	L (оптимизированные по $d\gamma$ (dW) при $S_1 = -330$ мм), мм								
	$a_1 = -0,002503$ $a_2 = 0,000122$ (при $h = 1,5$ мм)			$a_1 = -0,002799$ $a_2 = 0,000124$ (при $h = 2,0$ мм)			$a_1 = -0,003204$ $a_2 = 0,000126$ (при $h = 2,5$ мм)		
	h , мм			h , мм			h , мм		
	1,5	2,0	2,5	1,5	2,0	2,5	1,5	2,0	2,5
0,4861 (F)	23,45 (23,46)	23,43 (23,45)	23,40 (23,43)	23,32 (23,33)	23,30 (23,31)	23,27 (23,30)	23,14 (23,15)	23,12 (23,13)	23,09 (23,12)
0,5461 (e)	23,42 (23,42)	23,42 (23,42)	23,41 (23,42)	23,27 (23,27)	23,27 (23,27)	23,27 (23,27)	23,07 (23,07)	23,07 (23,07)	23,07 (23,07)
0,6563 (C)	23,36 (23,34)	23,39 (23,37)	23,43 (23,40)	23,18 (23,17)	23,21 (23,19)	23,25 (23,21)	22,94 (22,93)	22,98 (22,94)	23,02 (22,98)

Т а б л и ц а 3

S_1 , мм	L (оптимизированные по $d\varphi$), мм	r'_{\max} , мкм	L (оптимизированные по dW), мм	Число Штреля, отн. ед.	Волновая абберация dW , λ
200	24,14	0,14	24,15	0,9999	0,005
250	23,77	0,07	23,77	1,0000	0,002
330	23,42	0,01	23,42	1,0000	-0,001
400	23,23	0,04	23,23	1,0000	-0,002
500	23,06	0,08	23,06	0,9999	-0,003

ется на оптимизированных длинах L качество изображения (r'_{\max} , число Штреля, волновая абберация dW) в зависимости от расстояния ближнего зрения S_1 при a_1 и a_2 , рассчитанных для $S_1 = -330$ мм.

ПРИЛОЖЕНИЕ II

Описание таблиц такое же, как в приложении I.

Т а б л и ц а 1

λ , мкм	L (оптимизированные по $d\varphi$ (dW) при $S_1 = -\infty$), мм			Параксиальная область
	h , мм			
	1,5	2,0	2,5	
0,4861 (F)	23,81 (23,83)	23,77 (23,81)	23,75 (23,78)	23,87
0,5461 (e)	23,90 (23,93)	23,87 (23,90)	23,84 (23,88)	23,97
0,6563 (C)	24,07 (24,10)	24,03 (24,07)	24,01 (24,05)	24,14

Т а б л и ц а 2

λ , мкм	L (оптимизированные по $d\varphi$ (dW) при $S_1 = -330$ мм), мм								
	$a_1 = -0,002244$ $a_2 = 0,000047$ (при $h = 1,5$ мм)			$a_1 = -0,002285$ $a_2 = 0,000039$ (при $h = 2,0$ мм)			$a_1 = -0,002283$ $a_2 = 0,000030$ (при $h = 2,5$ мм)		
	h , мм			h , мм			h , мм		
	1,5	2,0	2,5	1,5	2,0	2,5	1,5	2,0	2,5
0,4861 (F)	23,93 (23,94)	23,94 (23,93)	23,97 (23,94)	23,90 (23,91)	23,90 (23,90)	23,91 (23,90)	23,89 (23,90)	23,87 (23,89)	23,87 (23,88)
0,5461 (e)	23,90 (23,90)	23,91 (23,90)	23,95 (23,92)	23,86 (23,87)	23,87 (23,87)	23,89 (23,87)	23,85 (23,86)	23,84 (23,85)	23,84 (23,84)
0,6563 (C)	23,83 (23,83)	23,86 (23,84)	23,92 (23,86)	23,79 (23,79)	23,80 (23,79)	23,84 (23,81)	23,77 (23,78)	23,77 (23,77)	23,78 (23,77)

Т а б л и ц а 3

S_1 , мм	L (оптимизированные по $d\varphi$), мм	r_{\max} , мкм	L (оптимизированные по dW), мм	Число Штреля, отн. ед.	Волновая абберация dW , λ
200	24,65	0,33	24,66	0,9986	0,013
250	24,26	0,20	24,27	0,9993	0,008
330	23,90	0,01	23,90	0,9997	0,005
400	23,70	0,13	23,70	0,9998	0,004
500	23,52	0,17	23,52	0,9999	0,002

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Artal P., Guirao A. Contributions of the cornea and the lens to the aberrations of the human eye // Opt. Lett. 1998. **23**, N 21. P. 1713.
2. Коронкевич В. П., Ленкова Г. А., Исаков И. А. и др. Бифокальная дифракционно-рефракционная линза // Автометрия. 1997. № 6. С. 26.
3. Ленкова Г. А., Мызник М. М. Сферохроматические aberrации глаза с бифокальными интраокулярными линзами // Автометрия. 2001. № 5. С. 85.
4. Lindstrom R. L. Food and drug administration study update (One-year results from 671 patients with the 3M multifocal intraocular lens) // Ophthalmology. 1993. **100**, N 1. P. 91.
5. ISO/DIS 11979-2. Optics and Optical Instruments – Intraocular Lenses. Pt. 2: Optical Properties and their Test Methods. 1994.
6. Von Helmholtz H. Treatise on Physiological Optics /3rd ed., Transl. J. P. C. Southall. N. Y.: Opt. Soc. Am., 1924.
7. Lotmar W. Theoretical eye model with aspherics // JOSA. 1971. **61**, N 11. P. 1522.
8. Gan M. A., Zhdanov D. D., Novoselskiy V. V. et al. DEMOS – State of the art application software for design, evaluation and modeling of optical system // Opt. Eng. 1992. **31**, N 4. P. 696.
9. Ковалев А. М. Аберрации в ретинальных дисплеях с виртуальным сферическим экраном // Автометрия. 2001. № 1. С. 3.
10. Ленкова Г. А. Аналитический расчет сферических aberrаций модели глаза с интраокулярными линзами // Автометрия. 2000. № 3. С. 77.
11. Ленкова Г. А. К вопросу о безабберационных дифракционных линзах // Автометрия. 2000. № 3. С. 126.
12. Сергиенко Н. М. Офтальмологическая оптика. М.: Медицина, 1991.

Институт автоматизи и электрметрии СО РАН,
E-mail: lenkova@iae.nsk.su

Поступила в редакцию
5 марта 2002 г.