

УДК 681.327.68 : 535.4

## ИССЛЕДОВАНИЕ МОДЕЛЕЙ ГЛАЗА С ДИФРАКЦИОННО-РЕФРАКЦИОННЫМ ХРУСТАЛИКОМ

Г. А. Ленкова

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

Проведено аналитическое исследование качества изображения бифокальной интраокулярной линзы МИОЛ-Аккорд (дифракционно-рефракционного хрусталика), вставляемой в различные известные модели глаза. Показано, что при увеличении радиуса зрачка значение числа Штреля, характеризующего разрешающую способность, существенно снижается (до 0,05–0,09) для моделей, в которых асферичность передней поверхности роговицы по абсолютному значению меньше или равна 0,26 при дальнем и 0,18 при ближнем зрении. Рассмотрено влияние асферичности задней поверхности роговицы на качество изображения. Отмечено, что при дальнем и ближнем зрении лучшие результаты даёт модель с роговицей Лотмара, для которой рассчитывался дифракционный компонент хрусталика МИОЛ-Аккорд.

*Ключевые слова:* интраокулярная линза, искусственный хрусталик глаза, бифокальная дифракционно-рефракционная интраокулярная линза, модель глаза.

**Введение.** Известно, что роговица человеческого глаза вносит сферические aberrации, но глаз этого не замечает, так как естественный хрусталик компенсирует их [1]. При имплантации искусственного хрусталика — интраокулярной линзы (ИОЛ) — теряется аккомодационная способность глаза и нарушаются условия компенсации. Собственные aberrации обычной рефракционной ИОЛ суммируются с aberrациями роговицы, поскольку имеют тот же знак, и общие aberrации глаза увеличиваются. В таких ИОЛ проблема может быть решена путём асферизации поверхности линзы, что связано с усложнением процесса её изготовления. При этом линза остаётся монофокальной и для ближнего или дальнего зрения необходимы очки. Гибридные (дифракционно-рефракционные) бифокальные ИОЛ позволяют пациенту видеть вдаль и вблизи без очков. Кроме того, в структуре дифракционного компонента, который создаёт дополнительную оптическую силу для обеспечения ближнего зрения, можно простым способом (путём изменения радиусов зон) ввести компенсирующие aberrации. Именно такой способ положен в основу гибридной бифокальной ИОЛ, разработанной в Институте автоматики и электрометрии СО РАН (г. Новосибирск) под названием МИОЛ-Аккорд [2, 3]. Эта ИОЛ прошла лабораторные и медицинские испытания и успешно имплантируется в Новосибирском и других филиалах «МНТК «Микрохирургия глаза» им. акад. С. Н. Федорова».

Aberrации, вводимые в дифракционный элемент, зависят от выбранной схематической модели глаза и в первую очередь от формы роговицы. Для расчёта дифракционного элемента МИОЛ-Аккорд мы взяли наиболее близкую к реальному глазу теоретическую модель Лотмара [4]. Основные параметры этой модели соответствуют модели Гульстранда — Легранда [5], но передняя поверхность роговицы имеет асферическую форму: при удалении от центра зрачка роговица становится менее выпуклой.

Очевидно, что для других моделей результаты расчёта параметров дифракционного элемента будут отличаться. Представляет интерес, насколько изменится качество изображения, если дифракционно-рефракционный хрусталик, рассчитанный для модели Лотмара, вставить в другие известные модели глаза.

Цель данной работы — провести исследования качества изображения бифокального искусственного хрусталика МИОЛ-Аккорд для дальнего и ближнего зрения в различных моделях глаза.

**Модели глаза.** Оптическая система глаза состоит из роговицы, передней глазной камеры, зрачка (апертурной диафрагмы), хрусталика, задней глазной камеры и сетчатки. Конструирование моделей глаза осуществляется на основе исследования анатомических и оптических характеристик большого количества естественных глаз.

Первоначальная модель схематического глаза Гульстранда [6], позднее модернизированная Леграндом [5], используется до сих пор благодаря своей простоте, хотя воспроизводит только параксиальные свойства усреднённого глаза. В этой модели передняя поверхность роговицы имеет сферическую форму, что приблизительно верно в пределах диаметра зрачка до 4 мм. Однако расчёт aberrаций схематического глаза показал, что они значительно превышают aberrации реального (живого) глаза. Поэтому в дальнейшем на основе новых биометрических измерений были разработаны широкоугольные модели глаза [4, 7–11].

В настоящее время существует много моделей схематического глаза, отличающихся параметрами роговицы и хрусталика, которые подбираются таким образом, чтобы минимизировать aberrации. Менее существенны различия в расстояниях между элементами глаза. Очевидно, что для расчёта коэффициентов дифракционного компонента ИОЛ не имеют значения параметры хрусталиков схематических глаз, поэтому в наших исследованиях они не принимались во внимание.

Согласно Гульстранду преломляющая сила глаза в расслабленном состоянии, т. е. при зрении вдаль, составляет 58,6 дптр, а роговицы — 43,1 дптр (48,8 дптр на передней и –5,9 дптр на задней поверхностях роговицы) [12]. Таким образом, вклады преломляющей силы роговицы и её передней и задней поверхностей относительно полной силы глаза составляют соответственно 73,6; 82,3 и –10,1 %. Из этого следует, что роговица, и прежде всего её передняя поверхность, является главным преломляющим элементом глаза.

В связи с этим знание форм роговицы и их вариаций среди пациентов имеет большое значение для исследования aberrаций глаза. Преимущество роговицы в том, что её поверхность по сравнению с внутренними поверхностями глаза легкодоступна для измерения, например, методом автоколлимационной кератоскопии. В [12] проведён анализ кератограмм 176 здоровых глаз, из которого следует, что средние значения и стандартные отклонения для измеренных радиусов кривизны ( $R_1$ ) и асферичности ( $Q_1$ ) передней поверхности роговицы соответствуют  $R_1 = (7,72 \pm 0,27)$  мм и  $Q_1 = -0,26 \pm 0,18$ . Причём изменение радиуса кривизны в пределах от 7,06 до 8,64 мм встречается у 76 % пациентов, а асферичности в пределах от –0,5 до 0 — у 84 %. Средние значения  $R_1$  и  $Q_1$  были использованы в модели глаза, представленной в [8]. Разумеется, результаты, полученные в [12], зависят в какой-то степени от выбора пациентов. Однако параметры роговиц в моделях глаза, сконструированных на основе измерений других авторов, не выходят за вышеприведённые пределы. В табл. 1 приводятся параметры наиболее известных моделей глаза ( $L$  — длина глаза;  $R_2$ ,  $Q_2$  — радиус кривизны и асферичность задней поверхности роговицы;  $d_1$  и  $d_2$  — толщины роговицы и передней глазной камеры), исследуемых в данной работе. Далее будут рассчитываться оптимизированные расстояния от ИОЛ до сетчатки, при которых наблюдается наилучшее качество изображения, поэтому значения длины глаза в таблице носят информативный характер.

**Расчёт дифракционного элемента МИОЛ-Аккорд.** На рис. 1 показана оптическая схема модели глаза с хрусталиком МИОЛ-Аккорд при дальнем зрении (предмет в бесконечности), где  $n_1 = 1$ ,  $n_2 = 1,3777$ ,  $n_3 = 1,3377$ ,  $n_4 = 1,5061$  — показатели преломления окружающей среды, роговицы, передней камеры и хрусталика для длины световой волны  $\lambda = 0,5461$  мкм. Расстояние между передними поверхностями роговицы и ИОЛ ( $d_1 + d_2$ )

Таблица 1

Параметры моделей глаза

Номер модели	Автор	$R_1$ , мм	$R_2$ , мм	$Q_1$	$Q_2$	$d_1$ , мм	$d_2$ , мм	$L$ , мм
1	Гульстранд [6]	7,7	6,8	0	0	0,50	3,1	24
2	Гульстранд — Легранд [5]	7,8	6,5	0	0	0,55	3,05	24,2
3	Лотмар (1971) [4]	7,8	6,5	-0,286	0	0,55	3,05	24,2
4	МИОЛ-Аккорд [13]	7,8	6,5	(1)	0	0,55	3,65	23,5
5	Kooijman (1983) [7]	7,8	6,5	-0,25	-0,25	0,55	3,05	24,2
6	Escudero-Sanz, Navarro (1999) [8]	7,72	6,5	-0,26	0	0,55	3,05	24
7	Liou, Brennan (1997) [9]	7,77	6,4	-0,18	-0,6	0,50	3,16	23,95
8	Курюшина, Ратис (2001) [10]	7,77	6,4	-0,18	-0,278	0,50	3,36	24
9	Atchison (2006) [11]	7,77	6,4	-0,15	-0,275	0,55	3,15	23,58

было равно 4,2 мм, что приблизительно соответствует положению передней поверхности ядра усреднённого естественного хрусталика относительно роговицы [3];  $d_3 = 0,7$  мм — толщина ИОЛ. Значение радиуса кривизны сферической поверхности ИОЛ ( $R_3 = 8,24$  мм) выбиралось из стандартного ряда радиусов. При таком радиусе оптическая сила ИОЛ составляет 20,4 дптр, т. е. близка к среднему значению оптической силы имплантируемых ИОЛ. Параметры роговицы соответствовали теоретической модели Лотмара, в которой радиусы кривизны роговицы ( $R_1 = 7,8$  и  $R_2 = 6,5$  мм) и её толщина ( $d_1 = 0,55$  мм) такие же, как в модели Гульстранда — Легранда, но передняя поверхность роговицы имеет асферическую форму второго порядка в виде

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

где  $z$  — координата вдоль оптической оси;  $h$  — расстояние от оси;  $R_1$  — радиус кривизны

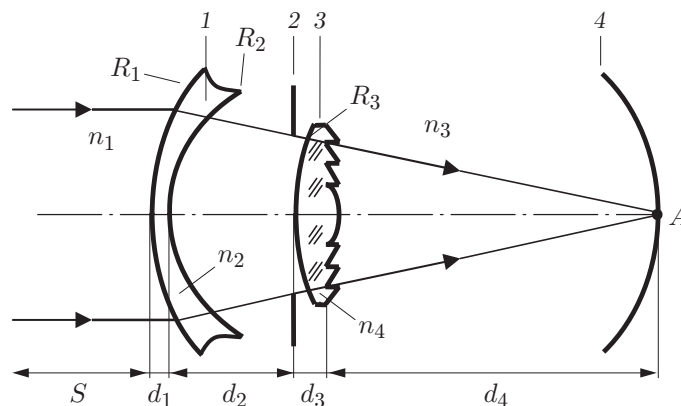


Рис. 1. Оптическая схема модели глаза с бифокальной гибридной ИОЛ: 1 — роговица, 2 — зрачок (апертурная диафрагма), 3 — ИОЛ, 4 — сетчатка, А — точка фокусировки пучка из бесконечности

поверхности при  $h = 0$ . Подставляя  $R_1 = 7,8$  мм в (1), получаем

$$z = 0,064102h^2 + 1,88147 \cdot 10^{-4}h^4 - 1,443164 \cdot 10^{-6}h^6. \quad (2)$$

Общая формула для поверхностей второго порядка, как известно, имеет вид [14]

$$z = \frac{h^2}{2R_1} \left[ 1 + \frac{1 + Q_1}{4} \left[ \frac{h}{R_1} \right]^2 + \frac{(1 + Q_1)^2}{8} \left[ \frac{h}{R_1} \right]^4 \dots \right]. \quad (3)$$

Приравнивая коэффициенты при вторых членах формул (1) и (3), имеем в первом приближении асферичность передней поверхности роговицы в модели Лотмара  $Q_1 = -0,286$ . Это значение асферичности для модели Лотмара приводится в работах [9, 11, 12], относящихся к исследованию моделей глаза, и дано в табл. 1.

Дифракционная структура, формируемая на задней плоской поверхности ИОЛ, соответствовала следующему уравнению [3]:

$$k\lambda = a_1r^2 - a_2r^4. \quad (4)$$

Здесь  $k$  — номер зоны;  $\lambda$  — длина световой волны в вакууме;  $r$  — радиус зоны;  $a_1$  и  $a_2$  — коэффициенты, характеризующие оптическую силу дифракционного компонента ( $a_1 = n_3/2f$ , где  $n_3$  — показатель преломления среды внутри глаза,  $f$  — фокусное расстояние компонента) и компенсирующую аберрацию, зависящую от параметров модели глаза.

Расчёты коэффициентов характеристического уравнения (4) дифракционного компонента [13] проводились в программе Zemax при диаметре зрачка (апертуры), равном 3 мм, и длине волны  $\lambda = 0,5461$  мкм, рекомендуемых Международным стандартом для проверки качества ИОЛ [15]. Сначала при расположении объекта на дальнем расстоянии ( $S = \infty$ ) (см. рис. 1) путём оптимизации по минимуму волновой аберрации  $dW$  находилось расстояние от задней поверхности ИОЛ до изображения на оси ( $d_4 = d_\infty$ ), затем при полученном значении  $d_\infty$  и  $S = 330$  мм (ближнее зрение) определялись коэффициенты дифракционного компонента  $a_1$  и  $a_2$  также путём оптимизации по  $dW$ . При вышезаданных условиях получены следующие значения:  $a_1 = -0,013176$  мм<sup>-1</sup>,  $a_2 = 0,000341$  мм<sup>-1</sup>.

**Исследование качества изображения дифракционно-рефракционного хрусталика МИОЛ-Аккорд в моделях глаза.** В оптической схеме, представленной на рис. 1, параметры роговицы модели 4 заменялись параметрами роговиц моделей 1–3 и 5–9 (см. табл. 1). На первом этапе для всех моделей проводилась оптимизация расстояния от ИОЛ до сетчатки  $d_4$  по  $dW$  при  $S = \infty$  и разных радиусах зрачка ( $r = 1,5, 2,0$  и  $2,5$  мм). Далее осуществлялась оптимизация расстояния  $d_4$  при  $S = 330$  мм и коэффициентах дифракционного компонента  $a_1$  и  $a_2$ , рассчитанных для модели 4. Качество изображения на расстояниях  $d_4$  оценивалось по значению числа Штреля, характеризующего разрешающую способность. Результаты анализа приводятся в табл. 2, 3 и в виде графиков на рис. 2, 3.

Из рис. 2 и табл. 2 видно, что в случае дальнего зрения при  $r = 1,5$  мм число Штреля для всех моделей выше 0,8 (изменяется в пределах 0,84–0,97), т. е. соответствует высокому качеству изображения. Расширение радиуса зрачка приводит к уменьшению числа Штреля при  $r = 2,0$  мм до 0,73–0,14 и  $r = 2,5$  мм до 0,22–0,05, кроме модели 4. Особенно заметно снижение качества изображения для моделей 1, 2, 5, 7–9, а при  $r = 2,5$  мм и для модели 6. В этих моделях за исключением 5 асферичность передней поверхности роговицы  $Q_1$  имеет по абсолютной величине значение, меньшее или равное 0,26. Лучшее качество изображения при дальнем зрении наблюдается для модели 4, в которой передняя поверхность роговицы соответствует формуле Лотмара. Если судить о качестве изображения по дальнему зрению, можно отметить, что для расчёта дифракционного компонента МИОЛ-Аккорд была выбрана наиболее подходящая форма роговицы.

Таблица 2

Результаты оптимизации расстояний  $d_4$  при  $S=\infty$ 

Номер модели	Радиус зрачка					
	1,5 мм		2,0 мм		2,5 мм	
	$d_4$ , мм	число Штреля	$d_4$ , мм	число Штреля	$d_4$ , мм	число Штреля
1	18,23	0,84	18,13	0,14	18,00	0,05
2	18,52	0,86	18,43	0,18	18,31	0,06
3	18,59	0,97	18,55	0,73	18,49	0,22
4	<b>18,60</b>	<b>0,98</b>	<b>18,57</b>	<b>0,86</b>	<b>18,54</b>	<b>0,57</b>
5	18,57	0,95	18,52	0,56	18,44	0,09
6	18,40	0,96	18,35	0,66	18,29	0,09
7	18,54	0,90	18,46	0,30	18,36	0,12
8	18,55	0,92	18,48	0,40	18,39	0,13
9	18,51	0,91	18,44	0,34	18,34	0,13

Если при дальнем зрении дифракционный компонент не участвует в образовании изображения (нулевой порядок дифракции), то в случае ближнего зрения он компенсирует aberrации и качество изображения улучшается (см. табл. 3 и рис. 3). Числа Штреля при  $r = 1,5$  мм для всех моделей близки к 1, при  $r = 2,0$  мм остаются высокими за исключением моделей 1 и 2, а при  $r = 2,5$  мм существенно уменьшаются (до 0,3–0,09) в моделях 1, 2, 7–9, для которых  $|Q_1| \leq 0,18$ .

В исследуемых моделях оптимизированные расстояния от ИОЛ до сетчатки (см. табл. 2 и 3) меньше по сравнению с моделью 4, но не более чем на  $\sim 0,2$  мм, за исключением модели 1. Причём при дальнем и при ближнем зрении значения расстояний лежат приблизительно в одном и том же интервале: 18,40–18,60 мм (второе значение относится к модели 4). Так как даже после удаления естественного хрусталика у глаза частично

Таблица 3

Результаты оптимизации расстояний  $d_4$  при  $S=330$  мм и коэффициентах  $a_1$  и  $a_2$ , соответствующих модели 4

Номер модели	Радиус зрачка					
	1,5 мм		2,0 мм		2,5 мм	
	$d_4$ , мм	число Штреля	$d_4$ , мм	число Штреля	$d_4$ , мм	число Штреля
1	18,23	0,94	18,17	0,48	18,09	0,11
2	18,53	0,95	18,47	0,56	18,40	0,09
3	18,59	1,00	18,58	0,99	18,58	0,98
4	<b>18,60</b>	<b>1,00</b>	<b>18,60</b>	<b>0,99</b>	<b>18,62</b>	<b>0,83</b>
5	18,57	0,99	18,55	0,99	18,53	0,67
6	18,40	1,00	18,39	0,97	18,38	0,86
7	18,54	0,97	18,50	0,72	18,44	0,13
8	18,55	0,98	18,52	0,83	18,47	0,30
9	18,52	0,98	18,48	0,77	18,43	0,18

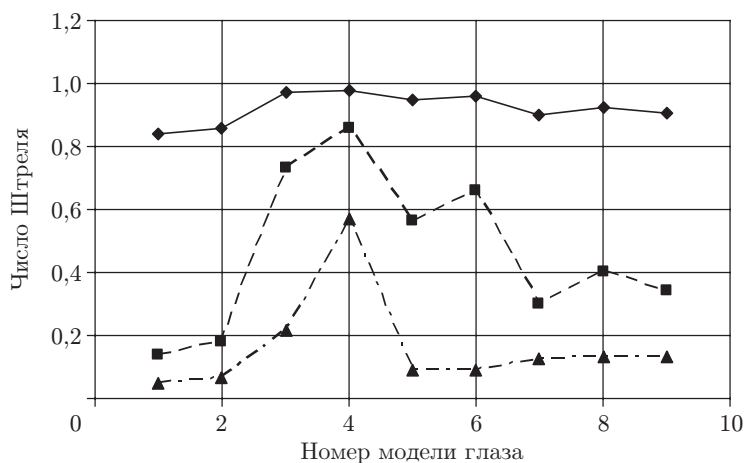


Рис. 2. Изменение числа Штреля в зависимости от номера модели глаза при  $S = \infty$  и разных радиусах зрачка  $r$  (◆ —  $r = 1,5$  мм, ■ —  $2,0$  мм, ▲ —  $2,5$  мм)

остаётся аккомодация из-за наличия природного астигматизма и способности глазного яблока изменять свою длину в пределах  $\pm 1$  мм [16], то можно отметить, что такая разность в расстояниях до сетчатки несущественна.

Следует заметить, что в дифракционный компонент бифокального хрусталика фирмы "Alcon" (США) [17] в отличие от МИОЛ-Аккорд абберационный коэффициент не вводится. Поэтому интересно сравнить качество изображения при ближнем зрении без компенсации aberrаций роговицы. С этой целью второй коэффициент в дифракционном компоненте приравнивался к нулю ( $a_2 = 0$ ). Результаты представлены на рис. 4. Как видно из рисунка, зависимость качества изображения (числа Штреля) от вида модели подобна аналогичной зависимости при дальнем зрении (см. рис. 2), но с более низкими значениями числа Штреля. Здесь также лучшие результаты получаются для модели 4. Но при  $r = 2,5$  мм число Штреля низкое (меньше 0,2) для всех моделей без исключения, что объясняется отсутствием абберационного коэффициента, которое особенно заметно проявляется при расширении зрачка. Таким образом, показано, что без компенсации aberrаций роговицы возможно снижение зрения при широком зрачке.

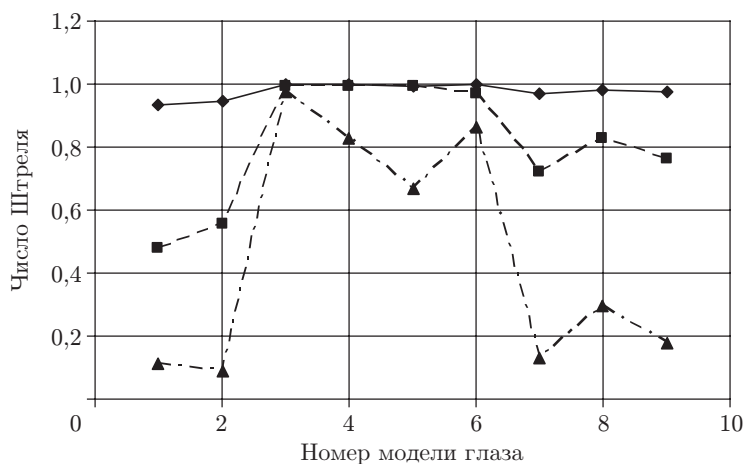


Рис. 3. Изменение числа Штреля в зависимости от номера модели глаза при  $S = 330$  мм и разных радиусах зрачка  $r$  (обозначения, как на рис. 2)

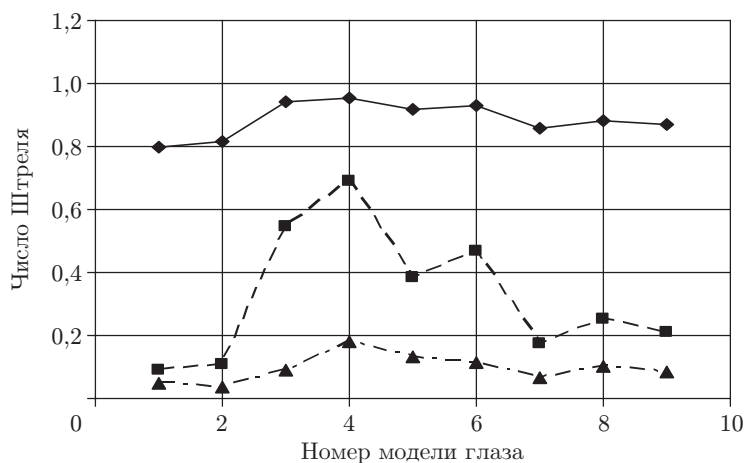


Рис. 4. Изменение числа Штреля в зависимости от номера модели глаза при  $S = 330$  мм (без компенсации aberrаций роговицы) и разных радиусах зрачка  $r$  (обозначения, как на рис. 2)

Дополнительно были проведены исследования с расчётом собственных коэффициентов  $a_1$  и  $a_2$  для каждой модели, которые показали, что качество изображения при  $S = 330$  мм становится таким же, как для модели 4. Однако это обстоятельство не улучшает положения, так как остаются неизменными низкие результаты для дальнего зрения.

Выше указано, что передняя поверхность роговицы является главным преломляющим элементом глаза (82,3 %). При этом преломляющая способность задней поверхности по сравнению с передней в 8 раз меньше (10,1 %). Тем не менее её влияние прослеживается. Например, при сравнении качества изображения для моделей 5 и 6 или 7 и 8 (см. табл. 1 и рис. 2, 3) видно, что при одних и тех же параметрах  $R_1$ ,  $R_2$ ,  $Q_1$  и  $d_1$  (хотя значения  $R_1$  в моделях 5 и 6 различаются на 0,08 мм, а  $Q_1$  — на 0,01, что не существенно, так как составляет ~1 и 4 % соответственно) число Штреля уменьшается при увеличении абсолютного значения  $Q_2$ .

**Заключение.** В данной работе проведено аналитическое исследование качества изображения дифракционно-рефракционного хрусталика МИОЛ-Аккорд при его установке в другие известные модели глаза. Качество изображения оценивалось по значению числа Штреля, характеризующего разрешающую способность.

Показано, что в случае дальнего зрения ( $S = \infty$ ) и при радиусе зрачка  $r = 1,5$  мм число Штреля для всех моделей выше 0,8, что свидетельствует о высоком качестве изображения. Расширение радиуса зрачка в некоторых моделях приводит к уменьшению числа Штреля до 0,14 (при  $r = 2,0$  мм) и 0,05 (при  $r = 2,5$  мм). Особенно заметно снижение качества изображения для моделей, в которых асферичность передней поверхности роговицы по абсолютной величине имеет значение  $|Q_1| \leq 0,26$ . При ближнем зрении ( $S = 330$  мм) числа Штреля почти для всех моделей (за исключением первых двух) при  $r = 1,5$  мм близки к 1, при  $r = 2,0$  мм остаются достаточно высокими (0,72–0,99), а при  $r = 2,5$  мм существенно уменьшаются (до 0,09) в моделях, для которых  $|Q_1| \leq 0,18$ . Анализ влияния асферичности задней поверхности роговицы показал, что она снижает качество изображения.

В результате исследований установлено, что лучшее качество изображения как для дальнего, так и для ближнего зрения получается при параметрах роговицы с передней поверхностью, соответствующей формуле Лотмара, а задней — сферической, для которых рассчитывался дифракционный компонент хрусталика МИОЛ-Аккорд.

## 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. 1713–1715.
2. **Пат. 2303961 РФ.** Мультифокальная интраокулярная линза и способ ее изготовления /Г. А. Ленкова, В. П. Коронкевич, В. П. Корольков, И. А. Искаков. Приоритет 31.10.2005. Оpubл. 2007, Бюл. № 22.
3. **Ленкова Г. А., Корольков В. П., Коронкевич В. П. и др.** Дифракционно-рефракционные интраокулярные линзы // Автометрия. 2008. **44**, № 4. С. 75–88.
4. **Lotmar W.** Theoretical eye model with aspherics // JOSA. 1971. **61**, N 11. P. 1522–1529.
5. **Navarro R., Santamaria J., Bescos J.** Accommodation-dependent model of the human eye with aspherics // JOSA A. 1985. **2**, N 8. P. 1273–1281.
6. **Кравков С. В.** Глаз и его работа. М.: АН СССР, 1950. 231 с.
7. **Kooijman A. C.** Light distribution on the retina of a wide-angle theoretical eye // JOSA. 1983. **73**, N 11. P. 1544–1550.
8. **Escudero-Sanz I., Navarro R.** Off-axis aberrations of a wide-angle schematic eye model // JOSA A. 1999. **16**, N 8. P. 1881–1891.
9. **Liou H.-L., Brennan N. A.** Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling // JOSA A. 1997. **14**, N 8. P. 1684–1695.
10. **Курушина С. Е., Ратис Ю. Л.** Математическая модель хрусталика, адекватно воспроизводящая его анатомическую структуру и оптические свойства системы глаза // Компьютерная оптика. 2001. № 21. С. 81–87.
11. **Bakaraju R. C., Ehrmann K., Papas E., Ho A.** Finite schematic eye models and their accuracy to in-vivo data // Vision Research. 2008. **48**, N 16. P. 1681–1694.
12. **Kiely P. M., Smith G., Carney L. G.** The mean shape of the human cornea // Opt. Acta. 1982. **29**, N 8. P. 1027–1040.
13. **Ленкова Г. А., Мызник М. М.** Исследование качества изображения схематического глаза с гибридной бифокальной интраокулярной линзой в зависимости от диаметра зрачка // Автометрия. 2002. **38**, № 3. С. 61–70.
14. **Михельсон Н. Н.** Оптические телескопы. Теория и конструкция. М.: Наука, 1976. 542 с.
15. **ГОСТ Р 52038-2003.** Имплантаты офтальмологические. Интраокулярные линзы. Ч. 2. Оптические свойства и методы испытаний. М.: Изд-во стандартов, 2003. 14 с.
16. **Ананин В. Ф.** Аккомодация и близорукость. М.: Биомединформ, 1992. 136 с.
17. **Pat. 5699142 US.** Diffractive multifocal ophthalmic lens /C.-S. Lee, M. J. Simpson. December 1997.

*Поступила в редакцию 6 апреля 2012 г.*

---