

ОПТИЧЕСКИЕ ИНФОРМАЦИОННЫЕ  
ТЕХНОЛОГИИ И СИСТЕМЫ

УДК 535.4 : 621.317

В. П. Коронкевич, Г. А. Ленкова, И. А. Исаков, А. И. Малышев,  
В. А. Попков, Ю. И. Юрлов*(Новосибирск)*БИФОКАЛЬНАЯ ДИФРАКЦИОННО-РЕФРАКЦИОННАЯ  
ИНТРАОКУЛЯРНАЯ ЛИНЗА

Представлены результаты разработки и исследования двухфокусной интраокулярной линзы (искусственного хрусталика глаза) гибридной (дифракционно-рефракционной) модели. Линза имеет плосковыпуклую форму с дифракционной структурой на плоской поверхности. Технология изготовления линзы базируется на методах фотолитографии и штамповки. Фотошаблоны изготавливались на лазерном фотопостроителе. Исследовано распределение энергии в каустике, измерены полные aberrации линзы и функция рассеяния точки для ближнего и дальнего зрения.

**Введение.** Помутнение хрусталика — наиболее распространенная причина потери зрения у людей пожилого возраста. По оценкам Генеральной ассамблеи Международного агентства профилактики слепоты ежегодно около 20 млн человек нуждаются в операциях по устранению катаракты и замене естественной линзы глаза искусственной интраокулярной линзой (ИОЛ) из пластмассы, стекла или других биосовместимых материалов. В год проводится более двух миллионов операций.

Традиционная ИОЛ является однофокусной. Максимальный диапазон, в котором объекты, расположенные на разных расстояниях, видны с достаточной четкостью, определяется глубиной поля зрения. Последняя в основном зависит от диаметра зрачка и даже при минимальном зрачке недостаточна для отчетливого видения. Однофокусные линзы имеют ограниченный диапазон псевдоаккомодации, поэтому после операции требуется дополнительное улучшение зрения с помощью очков.

Для расширения объема аккомодации в клинической практике применяют двухфокусные и многофокусные интраокулярные линзы. Выполненные по традиционной технологии на базе рефракционной оптики они имеют концентрические зоны с разной оптической силой: для ближнего и дальнего зрения. Имплантация таких ИОЛ избавляет пациента от очковой коррекции зрения. Многофокальные и бифокальные линзы работают наилучшим образом при максимально расширенном зрачке. При сужении зрачка внешние зоны перекрываются, уменьшая объем отчетливого видения.

Принципиально новое решение проблемы расширения объема псевдоаккомодации возможно с ИОЛ, состоящей из рефракционной и дифракционной частей. Гибридный искусственный хрусталик — это тандем стандартной рефракционной линзы и фазовой зонной пластинки Френеля (рис. 1). Бифокальность обеспечивается без деления линзы на зоны для рассматривания ближних и дальних объектов. Гибридная линза формирует фокусы разного порядка одновременно всей поверхностью.

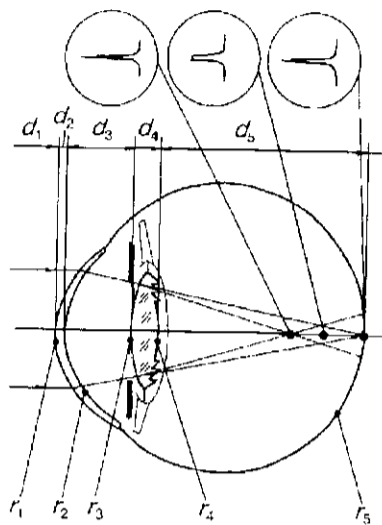


Рис. 1. Оптическая схема глаза с двухфокусным хрусталиком:  
 $r$  — радиусы кривизны оптических элементов;  $d$  — расстояния между элементами

В нулевом порядке дифракции зонная пластинка не работает и ИОЛ подобна обычному рефракционному хрусталику, аккомодированному на бесконечность. В +1-м порядке появляется дополнительная оптическая сила и гибридная линза становится способной проецировать на сетчатку близкие предметы. Наличие двух фокусов приводит (при дальнем и ближнем зрении) к образованию расфокусированного изображения, наряду со сфокусированным. Как показывают клинические испытания, расфокусированное изображение подавляется в соответствующих разделах головного мозга.

В гибридной ИОЛ дифракционная структура, нанесенная на одну из поверхностей обычной рефракционной линзы, выполняет сразу три функции: 1) является светоделителем, направляя падающий свет в нулевой и +1-й порядки дифракции; 2) создает дополнительную оптическую силу в +1-м порядке; 3) компенсирует сферическую абберацию и хроматизм рефракционной линзы и роговицы, поскольку дисперсии рефракционной линзы и зонной структуры имеют обратные знаки.

Первые сообщения об использовании гибридных линз в качестве ИОЛ относятся к 80-м годам [1, 2]. Распространение получила дифракционная линза с суперзонами, разработанная Футеем [3]. Ее конструкция была адаптирована к технологии изготовления методом алмазного точения. Дело в том, что по мере увеличения апертуры элемента возрастает число зон дифракционной структуры, а размер отдельных зон уменьшается. Эта комбинация из большого числа зон с непрерывно уменьшающимся шагом ставит технологический предел возможностям алмазной нарезки. Радиус заточки резца должен быть меньше ширины последней зоны.

Преодолев это затруднение, Футей разбил дифракционную структуру на несколько кольцевых частей. В его конфигурации центральные зоны имеют обычное расстояние между зонами с высотой ступеньки около 2 мкм, необходимой для деления пучков нулевого и +1-го порядков на равные части по энергии. Следующая часть зон Френеля объединяется по две в одной зоне, но их глубина возрастает в 2 раза и т. д. Фактически впервые была изобретена секционированная зонная пластинка с «глубоким» фазовым профилем. В настоящее время аналогичные линзы начинают получать широкое распространение в дифракционной оптике [4, 5].

На сегодняшний день накоплен достаточно большой экспериментальный и клинический материал, позволяющий определить место дифракционной ИОЛ в ряду средств коррекции афакии (отсутствие хрусталика). Наиболее

полно он представлен в [6, 7]. Далее приведено несколько характерных примеров более поздних работ.

В [8] исследована острота зрения в отдаленном послеоперационном периоде у лиц с имплантированными дифракционными линзами. Острота дальнего зрения, равная 0,5 и выше, наблюдалась в 86 % случаев, а при дополнительной очковой коррекции — в 100 % случаев. Острота ближнего зрения без очков, равная 0,5 и выше, отмечалась у 94 % пациентов. Как правило, не выявляется различий в остроте зрения у пациентов с дифракционными и рефракционными линзами. Это подтверждается данными Ваймса и соавторов [9], которые в течение двух лет после операции вели наблюдение за 140 пациентами. Обобщенный опыт наблюдений за 671 пациентом с имплантированными дифракционными ИОЛ приводится в работе Линдстрема и соавторов [10]. Пациенты были в возрасте до 60 лет и не имели сопутствующей глазной патологии. Обследования проводились через 4, 6, 12 и 14 мес. после операции. В отдаленном периоде наблюдения 57 % пациентов имели остроту дальнего зрения 0,5 и выше. Острота ближнего зрения выше 0,4 была достигнута в 78 % случаев. Учитывая большое число наблюдаемых пациентов, оперированных разными хирургами, представленные результаты, по-видимому, можно считать наиболее корректными.

Высокая острота зрения у пациентов с дифракционными ИОЛ позволила некоторым авторам сделать вывод о том, что такая модель интраокулярной линзы не уступает рефракционным моно- и полифокальным конструкциям [11]. Однако визуальная оценка результатов интраокулярной коррекции не дает полного представления о зрении в реальных условиях жизни. Острота зрения характеризует разрешающую силу зрительного аппарата и зависит от распределения энергии в изображении точечного объекта, т. е. функции рассеяния точки (ФРТ). Эта характеристика пригодна только для черно-белых, контрастных объектов, каковыми являются миры и таблицы для определения качества зрения. В случаях, когда распределение освещенности на поверхности объекта непрерывно, т. е. наблюдаются полутона, лучшие результаты дает комплексная оптическая передаточная функция или частотно-контрастная характеристика (ЧКХ). Функция контрастной чувствительности является общепринятой характеристикой оптической системы. Это также относится к зрительной системе человека. Математически ФРТ и ЧКХ взаимозаменяемы, так как каждая из них может быть получена путем фурье-преобразования другой. На практике наиболее важно знать остроту зрения в условиях сумеречного освещения и при ослеплении. Эти состояния наиболее полно характеризуются с помощью ЧКХ. Международный стандарт на ИОЛ рекомендует эту характеристику в качестве основной [12].

Установлено [11], что после операции у пациентов с дифракционными ИОЛ средние показатели контрастной чувствительности ниже, чем у пациентов с однофокальными ИОЛ. Однако эти же показатели были несколько выше в сравнении с показателями пациентов с рефракционными моделями полифокальных ИОЛ.

При сравнении показателей частотно-контрастной чувствительности у пациентов с однофокальными и дифракционными ИОЛ в условиях сумеречного освещения и при ослеплении часть авторов констатирует лучшие показатели традиционных линз [13—16]. Эти результаты показывают, что расширение диапазона псевдоаккомодации с дифракционными ИОЛ сопровождается понижением контрастной чувствительности.

Объективное исследование качества изображения на сетчатке после имплантации различных моделей линз проведено в [17]. Авторы создали экспериментальную установку, позволяющую проводить обработку изображения (*in vivo*). Для этой цели они проецировали на сетчатку точечный источник, а его изображение рассматривали в обратном ходе лучей после отражения света от сетчатки. Изображение поступало на видеокамеру, и после цифровой обработки можно было получить усредненное значение распределения энергии в точке, его фурье-преобразование и модуляционно-передаточную характеристику (МПФ) глаза. Эти значения вычислялись для фиксированных диаметров зрачка.

Из большого числа пациентов было отобрано пять субъектов с различными типами ИОЛ, и послеоперационное наблюдение за ними осуществлялось в течение одного года. В эксперименте сопоставлены характеристики трех различных типов бифокальных ИОЛ с обычной однофокусной ИОЛ. Результаты сравнения показали, что глаз с имплантированной бифокальной линзой (дифракционно-рефракционной) имеет увеличенный (в 2 раза) объем аккомодации. Однако наличие второго расфокусированного изображения, несущего такое же количество энергии, что и первое, снижает модуляционно-передаточную функцию в 2 раза, хотя острота зрения остается такой же, как и у однофокусных линз. По-видимому, использование дифракционно-рефракционных ИОЛ наиболее оправдано у лиц, не желающих пользоваться очками после операции. Вместе с тем подчеркивается, что пациентам следует подробно объяснять, какие зрительные эффекты возможны после операции.

В предлагаемой работе представлены результаты разработки и исследования новой интраокулярной линзы гибридной модели (дифракционно-рефракционной), разработанной в ИАиЭ СО РАН совместно с Новосибирским филиалом МНТК «Микрохирургия глаза». Создана плосковыпуклая линза с тонкой дифракционной структурой на задней плоской поверхности. Особое внимание уделено разработке технологии изготовления линзы, базирующейся на групповых методах: фотолитографии и тиснении (штамповки). Исследована структура каустики, распределение энергии в фокальных плоскостях и волновые aberrации бифокальной линзы.

**1. Оптические характеристики гибридного хрусталика.** Оптическая схема глаза человека характеризуется четырьмя элементами: роговицей, влагой передней камеры (до радужной оболочки), хрусталиком и стекловидным телом, задняя поверхность которого совпадает с поверхностью наилучшей фокусировки и соответствует главному дну (сетчатке) [18]. При расчете ИОЛ не учитывалась асферичность роговицы и хрусталика и считалось, что последний имеет однородную структуру, а его оболочка не вносит искажений в изображение [19]. Параметры роговицы и расстояния между элементами были выбраны в соответствии со схемой Гульстранда. Значения показателей преломления и дисперсии сред взяты из современных уточненных моделей глаза. Искусственный хрусталик рассчитывался в заднекамерном варианте (за радужной оболочкой). Была выбрана плосковыпуклая рефракционная линза с дифракционной структурой на плоской поверхности. Это позволило избежать технологических трудностей, связанных с нанесением дифракционной структуры на сферическую поверхность.

Для расчета использовались программа DEMOS, разработанная в ГОИ им. С. И. Вавилова М. А. Ганом [20], и собственные программы, адаптированные для этой цели Ю. А. Клевцовым, который провел все расчеты. Исходные данные и результаты представлены в табл. 1 и 2. Обозначения радиусов кривизны и промежутков между оптическими элементами поясняет рис. 1.

Обратим внимание на выбор объема псевдоаккомодации глаза и величину дополнительной оптической силы ИОЛ. Значение последней является предм-

Таблица 1

Радиус, мм	Расстояние, мм	Показатель преломления			Среда
		$n_D$	$n_F$	$n_C$	
$r_1 = 7,7$	$d_1 = -\infty$	1,0	1,0	1,0	Воздух
$r_2 = 6,8$	$d_2 = 0,5$	1,3760	1,3801	1,3741	Роговица
$r_3 = 8,995$	$d_3 = 3,05$	1,3360	1,3401	1,3341	Влага передней камеры
$r_4 = \infty$	$d_4 = 0,7$	1,4910	1,4960	1,4880	Линза из ПММА
$r_5 = -7,7$	$d_5 = 19,15$	1,3360	1,3401	1,3341	Стекловидное тело

Таблица 2

Параметры гибридной ИОЛ	Значения
Форма линзы	Плосковыпуклая с микрорельефом на плоской поверхности
Материал линзы	ПММА биосовместимый
Диаметр линзы (мм)	5
Световой диаметр (расчетный) (мм)	3
Пропускание ПММА по спектру (нм)	350—700
Оптическая сила в среде (дптр):	
а) для ближнего зрения	23,3
б) для дальнего зрения	17,2
Объем псевдоаккомодации глаза (дптр)	4
Дополнительная оптическая сила в среде (дптр)	6,1
Нулевой порядок дифракции (мм):	
а) заднее фокальное расстояние	18,32
б) передний отрезок	-18,32
в) задний отрезок	17,85
Первый порядок дифракции (мм):	
а) заднее фокальное расстояние	16,50
б) передний отрезок	-16,45
в) задний отрезок	16,08
Параметры микрорельефа:	
а) глубина максимальная (мкм)	2,01
б) число зон	24
в) ширина минимальной зоны (мкм)	70
Энергия в фокусе для $\lambda = 589,3$ нм (%):	
а) ближнего зрения	38,3
б) дальнего зрения	38,3
Пороговая пространственная частота в воздухе при $\lambda = 546$ нм ( $\text{мм}^{-1}$ ):	
а) для ближнего зрения	300
б) для дальнего зрения	333

том споров и обсуждений. На необходимость ее уточнения указывают результаты клинических испытаний [6]. Дополнительная оптическая сила ИОЛ и объем псевдоаккомодации — взаимосвязанные величины. Мы исходили из объема, равного 4 дптр. Это должно обеспечивать четкое видение объектов при ближнем (на расстоянии 250 мм) и дальнем зрении. В работе [6] и ряде других в качестве расстояния наилучшего зрения предлагается величина 400—500 мм, а не 250 мм, как это принято в оптике. Объем псевдоаккомодации задается в воздухе, а величина дополнительной оптической силы рассчитыва-

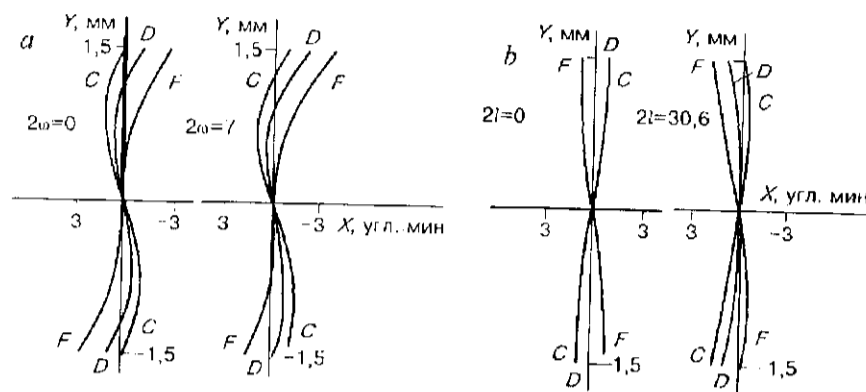


Рис. 2. Графики aberrаций глаза с дифракционно-рефракционной ИОЛ:  
 а — предмет на бесконечности; б — предмет на расстоянии 250 мм;  $\omega$  — угол поля зрения (град);  
 $l$  — высота объекта (мм); C, D, F — стандартные длины волн (656,3; 589,3; 486,1 нм)

ется с учетом среды внутри глаза для данной ИОЛ. В нашем случае она составила 6,1 дптр (см. табл. 2).

Международный стандарт на ИОЛ [12] рекомендует относить оптическую силу интраокулярных линз к следующим условиям среды:  $n_1 = 1,336$ ;  $\lambda = (546 \pm 10)$  нм;  $T = (35 \pm 2)^\circ\text{C}$ . Для определения оптической силы в среде рекомендуется пользоваться соотношением, известным из геометрической оптики. В нашем случае (тонкая плосковыпуклая линза) оно выглядит следующим образом [12, 21]:

$$D = D_v \frac{n_2 - n_1}{n_2 - 1}, \quad (1)$$

где  $D_v = 1/f'$  — оптическая сила линзы в воздухе;  $\frac{n_2 - n_1}{n_2 - 1}$  — коэффициент редукции;  $n_2, n_1$  — показатели преломления материала ИОЛ и окружающей среды. Для наиболее распространенных ИОЛ из ПММА коэффициент редукции равен 0,316.

В международном стандарте соотношение для вычисления оптической силы дифракционно-рефракционных линз не приводится. Оптическую силу гибридной линзы в среде следует определять из формулы, учитывающей независимость силы дифракционного компонента от параметров среды:

$$D = D_v \frac{n_2 - n_1}{n_2 - 1} + D_v^a, \quad (2)$$

где  $D_v^a = 1/f'$  — оптическая сила дифракционного элемента в воздухе.

Результаты расчетов оптических характеристик ИОЛ (рис. 2, табл. 2) показали, что в пределах углового поля зрения ( $7^\circ$ ), которое глаз использует без поворота взгляда за предметом, угловые aberrации при диаметре зрачка, равном 3 мм, не выходят за пределы трех угловых минут, что практически не ухудшает остроты зрения.

Приведенные результаты определяют топологию (расположение зон по радиусу) дифракционной структуры и не касаются ее светоделительных свойств, т. е. распределения энергии по порядкам дифракции, зависящего от формы и глубины фазового профиля. На рис. 3 представлены два типичных фазовых профиля ИОЛ и их спектры мощности, т. е. распределение энергии по порядкам дифракции. Из теории известно, что наилучшие результаты даст пилообразная форма профиля, позволяющая разделить световую энергию между первым и нулевым порядками с эффективностью по 40,5% в каждом. Эта форма профиля технологически трудно осуществима. Ее аппроксимация в виде набора «дискретных решеток» (см. рис. 3) дает возможность использо-

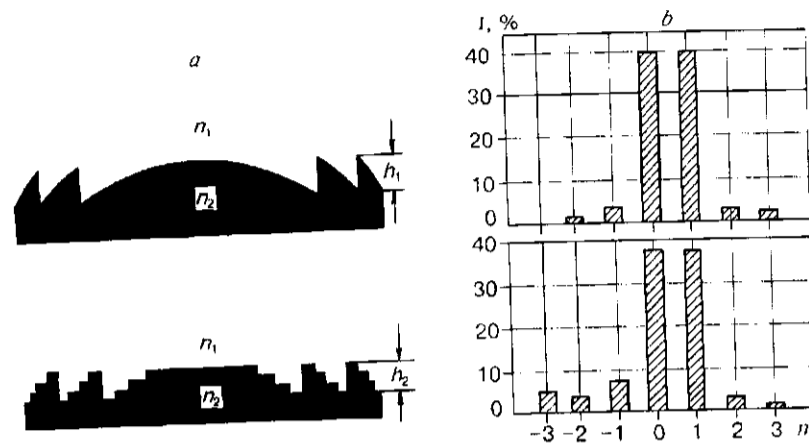


Рис. 3. Формы профиля (а) и распределение энергии по порядкам дифракции (б) ИОЛ.  
 $n_1$  и  $n_2$  — показатели преломления среды и материала линзы;  $h_1$  и  $h_2$  — глубина профиля;  $m$  — порядок дифракции

вать стандартные методы фотолитографии и получать эффективность, равную 38,3 % в каждом порядке.

Баланс световой энергии между фокусами, т. е. яркость изображения на сетчатке дальних и ближних предметов, зависит от глубины фазового профиля. Определим глубину профиля для случая равенства энергии в нулевом и +1-м порядках, т. е. равенства яркости изображения при ближнем и дальнем зрении.

Распределение интенсивности в нулевом и  $m$ -м порядках дифракции на ступенчатой структуре имеет вид [22]:

$$I_0 = \left[ \sin^2(\varphi_{\max}/2) \right] / \left[ M^2 \sin^2(\varphi_{\max}/2M) \right], \quad (3)$$

$$I_m = \frac{\sin^2(\pi m/M)}{(\pi m/M)^2} \frac{\sin^2[\pi m - (\varphi_{\max}/2)]}{M^2 \sin^2[(\pi m/M) - (\varphi_{\max}/2M)]}, \quad (4)$$

где  $m$  — номер порядка дифракции;  $M$  — число ступеней;  $\varphi_{\max}$  — максимальная фазовая задержка пилообразного профиля, на основании которого формируется ступенчатый профиль с задержкой на каждой ступени  $\varphi_{\max}/M$ . Через параметры структуры и среды  $\varphi_{\max}$  определяется следующим образом:

$$\varphi_{\max} = 2\pi h_{\max}(n_2 - n_1)/\lambda, \quad (5)$$

где  $h_{\max}$  — максимальная высота пилообразного профиля;  $n_1, n_2$  — коэффициенты преломления среды и материала элемента;  $\lambda$  — длина волны в вакууме.

Полагая  $M = 4$  и приравнявая правые части (3) и (4) при  $m = 1$ , получаем выражение для определения  $\varphi_{\max}$ , при котором интенсивности нулевого и +1-го порядков равны друг другу ( $I_0 = I_{+1}$ ):

$$\operatorname{ctg}(\varphi_{\max}/8) = 1 + (4/\pi). \quad (6)$$

Из (6) и (5) следует, что  $\varphi_{\max} = 190^\circ$ , а максимальная высота дифракционного профиля  $h_{\max} = 2,01$  мкм. Значение  $h_{\max}$  вычислено с учетом того, что расчетная длина волны  $\lambda = 589,3$  нм, а показатели преломления глазной жидкости и ПММА равны соответственно  $n_1 = 1,336$  и  $n_2 = 1,491$ . Если за расчет-

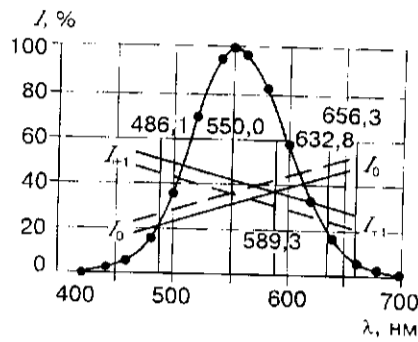


Рис. 4. Изменение дифракционной эффективности по спектру:  
 $I_0$  — эффективность дальнего зрения;  $I_{+1}$  — эффективность ближнего зрения; функция спектральной чувствительности глаза (линия с кружками)

ную длину волны взять 555 нм, т. е. длину волны, совпадающую с максимальной чувствительностью глаза, то  $h_{\max}$  уменьшится примерно на 0,1 мкм.

Баланс световой энергии в ближнем и дальнем фокусах ИОЛ будет сохраняться только для расчетной длины волны. Для других длин волн видимого спектра  $I_0 \neq I_{+1}$ . Графики изменения  $I_0$  и  $I_{+1}$  представлены на рис. 4. Штриховой линией показано, как будет меняться это соотношение, если за расчетную длину волны выбрать  $\lambda = 555$  нм. Испытание готовых ИОЛ удобно проводить в монохроматическом свете, например, гелий-неонового лазера ( $\lambda = 632,8$  нм). Из представленных графиков можно определить соотношение между  $I_0$  и  $I_{+1}$  для этой длины волны и по нему судить о соответствии готового элемента расчетным значениям.

Следует учитывать, что на баланс энергии в ближнем и дальнем фокусах ИОЛ будет оказывать влияние неодинаковая чувствительность глаза по спектру. Кривая спектральной чувствительности глаза — функция Гольдгаммера [23] — приведена на рис. 4. Из рисунка видно, что на крайних участках спектра разбаланс энергии будет увеличиваться.

На рис. 5 схематично представлена ИОЛ в виде плосковыпуклой линзы 1 и установленной за ней зонной пластинки 2. Плоская волна  $W$ , падающая на глаз, проходит роговицу 3. Ее форма  $W_1$  будет искажена сферической аберрацией роговицы. После прохождения рефракционной линзы 1 хрусталика сферическая аберрация роговицы будет частично скомпенсирована [19]. На схеме она обозначена как волна  $W_2$ . После прохождения дифракционной структуры (в нулевом порядке)  $W_3$  сохранит свою форму, и в изображении точки на сетчатке будем иметь аберрации, характеризуемые кривыми, представленными на рис. 2, а. Эти аберрации в большей мере присущи роговице и частично исправлены рефракционной линзой 2.

В +1-м порядке (ближнее зрение) сферическую аберрацию можно исправить, поскольку появляется дополнительный параметр — расстояние между зонами. Ослабляя оптическую силу на периферии зонной пластинки, можно получить сферическую волну  $W_2$ , которая даст безаберрационное изоб-

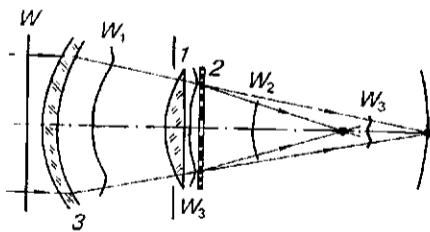


Рис. 5. Форма волновых фронтов для дальнего и ближнего зрения



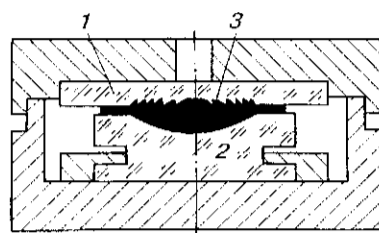


Рис. 6. Штамп для изготовления ИОЛ:

1 — матрица с дифракционным микрорельефом (стекло); 2 — пуансон из ситалла; 3 — ИОЛ

ражение ближнего объекта. Кривые aberrаций для фокуса +1-го порядка (см. рис. 2, *b*) показывают полное отсутствие aberrаций для средней длины волны. В этом порядке будет наблюдаться компенсация хроматизма, поскольку дисперсии линзы 2 и зонной пластинки 3 имеют разные знаки. Продольная хроматическая aberrация в нулевом порядке будет иметь стандартное значение, присущее плосковыпуклой линзе и роговице.

Таким образом, гибридная бифокальная линза позволяет компенсировать aberrации в +1-м порядке. Минимизировать сферические aberrации в нулевом порядке можно только путем замены плосковыпуклой линзы двояковыпуклой с соотношением радиусов кривизны 1 : 6. Однако переход к сферической поверхности, на которую должна наноситься дифракционная структура, потребует усложнения процесса изготовления ИОЛ.

2. Технология изготовления бифокальной линзы. При создании пробных образцов дифракционно-рефракционных ИОЛ приходится совмещать две технологии: традиционную для изготовления плосковыпуклой рефракционной линзы и фотолитографию для тиснения на плоской поверхности линзы тонкой дифракционной структуры.

Этапы получения ИОЛ следующие:

- изготовление пуансона с вогнутой сферической поверхностью для штамповки рефракционной части линзы в ПММА;
- синтез комплекта фотошаблонов с расчетной дифракционной структурой;
- перевод рисунка шаблонов в стекло методами фотолитографии и травления микрорельефа;
- изготовление ИОЛ из ПММА путем штамповки (рис. 6).

При изготовлении пуансона учитывалось, что при небольшом диаметре его рабочей части (5 мм) неизбежны искажения формы сферической поверхности, поэтому пуансон был совмещен с дополнительным сателлитным кольцом и обработка поверхности проводилась традиционным способом с послеоперационным контролем поверхности интерференционным методом. На рис. 7 представлены интерферограммы формы поверхности пуансона (центральная часть) и кольца (периферия). Из рисунка видно, что отступление от сферической формы для поля 5 мм не превышало 0,2λ. Это можно считать хорошим результатом, поскольку допуск на отклонение поверхности ИОЛ от сферы на расчетном диаметре в 3 мм составляет 3λ.

Амплитудные шаблоны для получения дифракционной структуры были синтезированы на лазерном фотопостроителе с использованием термохимической технологии [24]. Маскирующим покрытием служили пленки хрома. Топология центральной зоны шаблонов представлена на рис. 8. Здесь же показана форма микрорельефа поверхности матрицы, которая получается после процесса ионного травления. Качество и правильность выполнения рисунка шаблона контролировали с помощью микроскопа сравнения. Совпадение краев зон на обоих шаблонах лежало в пределах 0,5 мкм при минимальном размере зоны, равном 17,5 мкм.

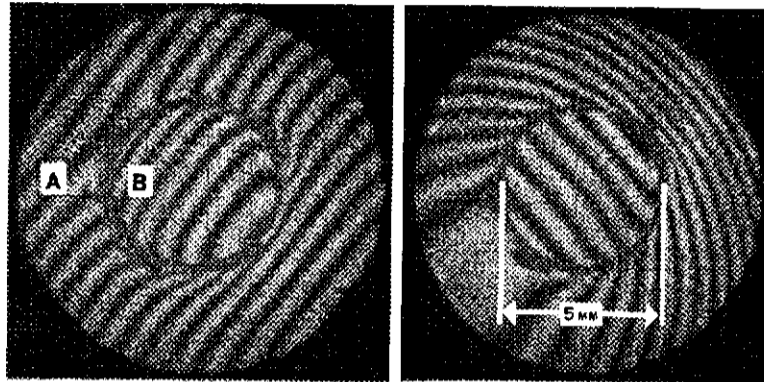


Рис. 7. Интерферограммы формы поверхности пуансона и спутникового кольца в двух взаимно-перпендикулярных направлениях:  
 А — спутниковое кольцо; В — пуансон со сферической поверхностью

Глубина микрорельефа дифракционной структуры матрицы проверялась на микроинтерферометре МИИ-4. Глубина первого травления составила 0,57 мкм, второго — 0,99 мкм. Для отработки технологии проводились пробные штамповки в ПММА рефракционной и дифракционной частей ИОЛ отдельно друг от друга. Контролировали усадку материала, правильность передачи микрорельефа и формы сферической поверхности линзы. Продольная усадка материала при диаметре 5 мм составляла 20—30 мкм для плосковыпуклой линзы, а толщина линзы сохранялась постоянной с точностью 1—2 мкм. Диаметр дифракционного рисунка уменьшался на отдельных образцах на 10—20 мкм.

Форму сферической поверхности при штамповке контролировали на интерферометре. Отступления поверхности пуансона от сферы были известны (см. рис. 7). Отступления от сферы для партий ИОЛ, измеренные в воздухе, не превышали  $0,76\lambda$  при среднеквадратическом значении  $0,12\lambda$ .

Глубину и форму профиля исходной матрицы в стекле и образца из ПММА контролировали на микроинтерферометре и профилометре. Как видно из рис. 9, интерферограмма (а) и профилограмма (b) хорошо согласуются между собой. Контроль дифракционной эффективности и баланса световой энергии в нулевом и +1-м порядках дает дополнительную информацию о качестве выполнения микрорельефа. Локальную дифракционную эффективность определяли по интенсивности дифрагированных пучков при освещении структуры узким пучком гелий-неонового лазера. Измеренные средние значения интенсивностей отличались от расчетных не более чем на 2%. При этом учитыва-

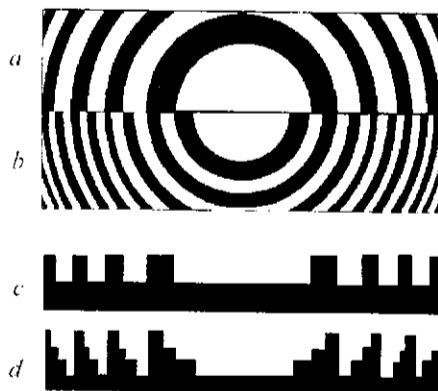


Рис. 8. Топология шаблонов (а, b) и микрорельеф поверхности элемента после первого (с) и второго (d) травления

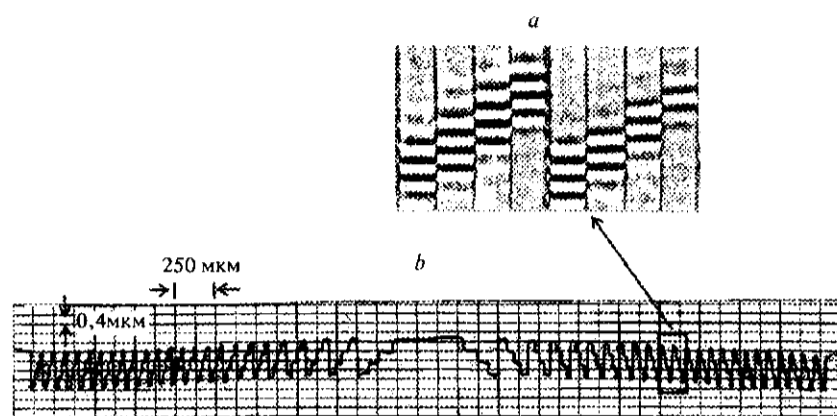


Рис. 9. Интерферограмма (а) и профилограмма (б) поверхности с дифракционной структурой в ПММА

лось, что длина волны лазера ( $\lambda = 632,8$  нм) отличалась от конструктивной ( $\lambda = 589,3$  нм). При освещении всей поверхности элемента параллельным лазерным пучком контролировали интегральную дифракционную эффективность. Полученные результаты соответствовали расчетным.

После предварительных экспериментов, направленных на отработку технологического процесса, была изготовлена пробная партия ИОЛ. Изготовление проводилось следующим образом:

1. Штамп нагревался до температуры размягчения ПММА ( $180^\circ$ ), затем снималась верхняя часть 1 (см. рис. 6) для закладки листового материала (ПММА толщиной 1 мм) между сферической поверхностью ситаллового элемента 2 и матрицей 1. (Центрировка пуансона относительно матрицы обеспечивалась конструкцией штампа, контроль проводился оптическим способом по наблюдению интерференционной картины в отраженном свете от матрицы 1 и пуансона 2.)

2. Штамп закрывался, и сверху создавалось давление порядка  $100 \text{ кг/см}^2$ . Фактически ИОЛ изготавливалась методом тиснения дифракционного микро-рельефа в размягченном ПММА. Такой способ является наиболее приемлемым для изготовления образцов в лабораторных условиях.

3. Образец хрусталика вынимался из штампа после выравнивания температуры штампа и воздуха.

Вспомогательные операции, такие как вырубка линзы и установка гаптических элементов (петли для крепления ИОЛ внутри глаза), нами не рассматриваются. Установлено, что после вырубки форма готовой линзы сохраняется.

3. Испытания интраокулярных линз. Международный стандарт ISO/DIS 11979-2 рекомендует проводить испытания готовых ИОЛ в условиях, близких к условиям положения хрусталика внутри глаза. ИОЛ должна быть помещена в стандартизованную кювету с водой, показатель преломления которой близок к показателю преломления внутриглазной жидкости. Освещение элемента производится сходящимся пучком через безаберрационный объектив, имитирующий действие роговицы. Волновые aberrации объектива, заменяющего роговицу в нашей схеме, составляли  $0,07\lambda$ . Суммарные искажения волнового фронта при прохождении светом объектива и кюветы измерялись на интерферометре и не превышали  $0,1\lambda$ . Контроль ИОЛ проводился при апертуре 4,5 и 5 мм, вместо рекомендуемой стандартом 3 мм. Уменьшение апертуры до 3 мм приводило к улучшению результатов.

Измерения проводили в белом и монохроматическом свете ( $\lambda = 632,8$  нм). Изображение поля после ИОЛ проецировалось на фотоматрицу для исследования пространственного распределения интенсивности или на линейку фотодиодов при определении распределения энергии в изображении точки.

При испытаниях исследовалось распределение энергии в каустике после прохождения светом ИОЛ. Каустика двухфокусной (дифракционно-рефрак-

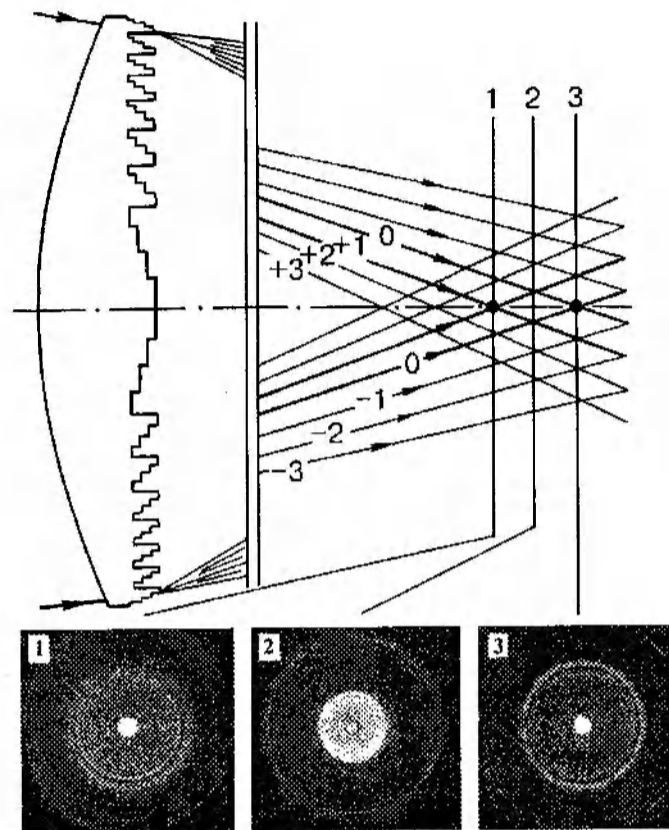


Рис. 10. Каустика дифракционно-рефракционной ИОЛ.  
Сечения каустики: 1 — для ближнего зрения; 2 — среднее положение между 0-м и +1-м порядками; 3 — для дальнего зрения

ционной) ИОЛ представляет сложную пространственную структуру. Обратимся к рис. 10. Здесь, помимо основных пучков нулевого и +1-го порядков, показан ход дифрагированных пучков высших порядков вплоть до +3-го. Из графиков на рис. 3 видно, что энергия этих пучков не превышает 8 % и ее можно было бы не учитывать, поскольку дифрагированный свет распределяется в фокальных плоскостях по площадям, значительно превышающим изображение точки. В действительности световая энергия дифрагированных пучков [+1 и -1]-го, [+2 и -2]-го, [+3 и -3]-го порядков суммируется, образуя яркие радужные круги при освещении ИОЛ белым светом. Краевыми дифракционными эффектами на апертуре линзы объясняется появление круговых полос, ограничивающих зоны пересечения пучков высших дифракционных порядков. В нижней части рис. 10 показано поле за ИОЛ, помещенной в стандартную оптическую схему модели глаза (объектив и кювета с водой) [12]. Сечения каустики, обозначенные как 1, 2 и 3, проходят через фокусы для ближнего и дальнего зрения и в промежутке между ними.

Яркие изображения точки наблюдаются на фоне пятна рассеяния от пучков нулевого или +1-го порядка. В промежуточном положении пятна совпадают, и при освещении монохроматическим светом ( $\lambda = 632,8$  нм) на их фоне наблюдаются круговые полосы от интерференции пучков нулевого и +1-го порядков. В белом свете эти полосы не видны. Периферию поля заполняют тонкие круги от дифрагированных пучков высших порядков. На рис. 11 представлено поле за ИОЛ, где видны следы от дифрагированных пучков вплоть до  $\pm 3$ -го порядка. Такова общая структура каустики.

Влияние шума, вызванного переналожением дифрагированных пучков высших порядков, можно частично снизить путем изготовления ИОЛ с пило-

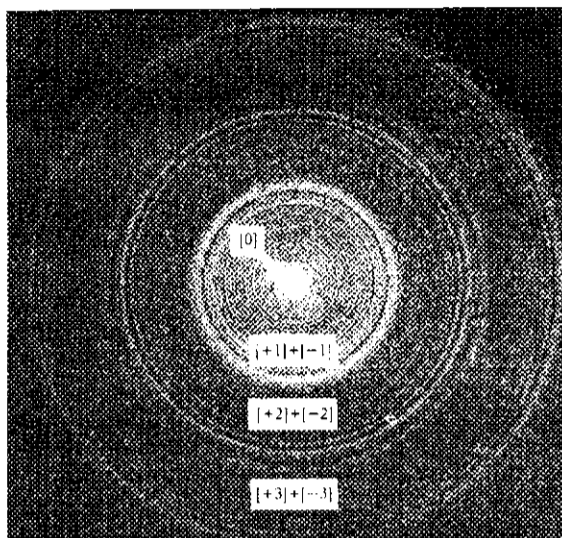


Рис. 11. Поле изображения точки для дальнего зрения:  
 $[+1] + [-1]$  — поле дифрагированных пучков +1-го и -1-го порядков;  $[+2] + [-2]$  — поле +2-го и -2-го порядков;  $[+3] + [-3]$  — поле +3-го и -3-го порядков

образным дифракционным профилем. Подавление ярких колец на границах зон  $[+2] + [-2]$  и  $[+3] + [-3]$  (см. рис. 11) требует создания ИОЛ со специальной аподизирующей дифракционной структурой на периферии дифракционной линзы. Выше было указано, что система глаз—мозг исключает расфокусированный фон. Наличие фона снижает частотно-контрастную характеристику, но практически не оказывает влияния на остроту зрения. Вместе с тем в ряде клинических испытаний отмечается, что пациенты с имплантированными дифракционными ИОЛ наблюдают цветные круговые галло. Подавление фона, на наш взгляд, является актуальной задачей при производстве дифракционно-рефракционных интраокулярных линз.

Один из главных параметров, характеризующих качество ИОЛ, — распределение интенсивности в изображении точечного источника (ФРТ). В стандартизованной модели глаза получить эту характеристику экспериментальным путем затруднительно вследствие высоких требований (по разрешению) к регистрирующей аппаратуре. В нашей работе [25] представлен простой метод определения ФРТ. Для этой цели ИОЛ помещается в кювету с жидкостью. Точечный источник света располагается перед кюветой и проецируется самой ИОЛ с большим увеличением практически в бесконечность (2,8 м). В данном случае ИОЛ работает в обратном ходе лучей по сравнению с испытанием линз в коллимированном пучке. Преимущество способа заключа-

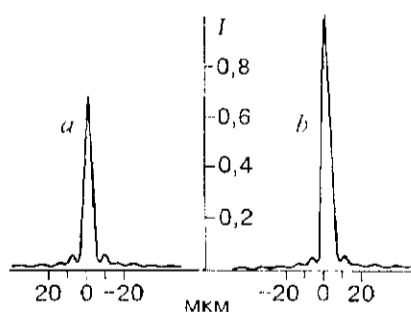


Рис. 12. Распределение интенсивности в изображении точки ( $\lambda = 632,8$  нм):  
 $a$  — ближнее зрение (+1-й порядок);  $b$  — дальнее зрение (нулевой порядок)

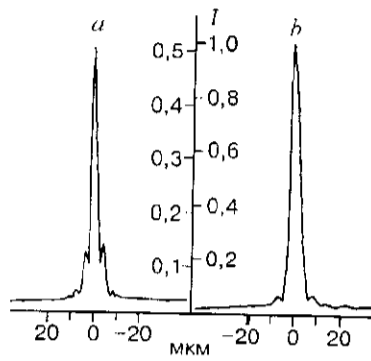


Рис. 13. Распределение интенсивности в изображении точки при дефокусировке ( $\lambda = 632,8$  нм):  
*a* — дефокусировка на 0,5—0,75 дптр; *b* — изображение точки в области максимальной интенсивности

ется в том, что между регистрирующей аппаратурой и ИОЛ отсутствуют оптические элементы, искажающие результаты эксперимента.

Распределение энергии (в области максимальной интенсивности на оси) в ближнем и дальнем фокусах, полученное предлагаемым методом, представлено на рис. 12. По оси ординат отложены значения размера точки, приведенные к фокальным плоскостям на сетчатке глаза. Соотношения интенсивности (по осям абсцисс) не соответствуют действительным, поскольку при проведении эксперимента приходилось подбирать нейтральные светофильтры, которые были разными при записи изображений в ближнем и дальнем фокусах. Выше отмечалось, что эти соотношения не отличаются от расчетных более чем на 2%. Они соответствуют значениям  $I_0$  и  $I_{+1}$  (см. рис. 4) для  $\lambda = 632,8$  нм. Абсолютные значения полуширины (на уровне 0,5 максимальной интенсивности) пятна в фокусе ИОЛ, полученные экспериментально и приведенные к поверхности сетчатки, составляют  $\sim 4,05$  мкм. Последнее значение близко к дифракционной полуширине пятна (для диаметра линзы 3 мм), равной 4,3 мкм, и к значениям, вычисленным Хиватаси [26] по результатам измерения частотно-контрастной характеристики зрительной системы. При дефо-

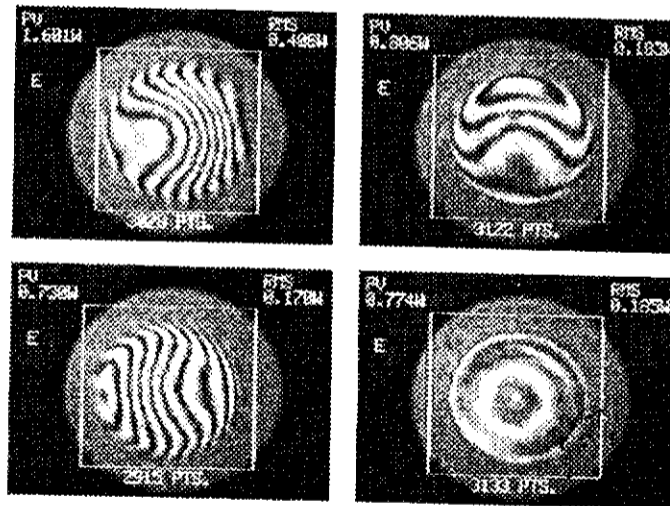


Рис. 14. Интерферограмма волновой поверхности после двукратного прохождения ИОЛ (интерферометр типа Zygo,  $W$  — размерность в длинах волн)

кусировке на 0,5—0,75 дптр энергия в изображении точки существенно снижается (рис. 13), возрастает энергия в боковых лепестках.

В заключение испытаний определены волновые aberrации ИОЛ при двойном прохождении пучков через линзу. Кювета с ИОЛ была помещена в плечо интерферометра и освещена сходящимся пучком света (модель глаза). Прошедший пучок возвращался обратно с помощью сферического зеркала. Интерференционные полосы, характеризующие качество линз в нулевом и +1-м порядках, представлены на рис. 14. Методы обработки подобных интерферограмм изложены в [27]. В нашем случае волновая aberrация ИОЛ не превышала 0,8λ при среднеквадратической погрешности 0,18λ.

**Заключение.** Представлены конструкция и экспериментальные характеристики новой гибридной интраокулярной линзы. Линза имеет два фокуса и рассчитана на объем псевдоаккомодации в 4 дптр. Совместное действие рефракционной и дифракционной частей ИОЛ полностью компенсирует сферические aberrации роговицы для ближнего зрения. Для дальнего зрения aberrации роговицы компенсируются частично. В целом для углового поля в 7° aberrации не превышают трех угловых минут. Волновые aberrации линз лежат в пределах 0,8λ при среднеквадратической погрешности 0,18λ.

Каустика новой бифокальной линзы имеет сложную структуру, образованную пересечением дифрагированных пучков высших порядков вплоть до +3-го. Основная энергия (по 38,3 %) сосредоточена в пучках нулевого и +1-го порядков. Энергия высших порядков создает слабые цветовые галло.

Значение полуширины параксиального изображения точки для ближнего и дальнего зрения находится на уровне дифракционного предела при расчетной апертуре в 3 мм.

Экспериментальная партия линз изготовлена методами групповой технологии (фотолитографии и штамповки), пригодными для массового тиражирования.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Futhy J. A. Diffractive bifocal intraocular lens // SPIE. 1989. V. 1052: Holographic Optics: Optically and Computer Generated. P. 142.
2. Pat. 464934 US. Ophthalmic lens with diffractive power /M. H. Freeman. Publ. 10.02.87.
3. Pat. 4936666 US. Diffractive lens /J. A. Futhy. Publ. 26.06.90.
4. Sweeney D. W., Sommargren G. E. Harmonic diffractive lenses // Appl. Opt. 1995. 34, N 14. P. 2469.
5. Faklis D., Morris G. M. Spectral properties of multiorder diffractive lenses // Ibid. P. 2462.
6. Карамян А. А. Мультифокальные интраокулярные линзы. Современные аспекты коррекции афакии: Автореф. дис. ... д-ра мед. наук /МНТК «Микрохирургия глаза». М., 1993.
7. Карамян А. А. Коррекция афакии одновременно вдаль и близи (обзор литературы) // Офтальмохирургия. 1993. № 1. С. 20.
8. Auffarth G. U., Hunold W., Wesendahl T. A., Mehdorn E. Depth of focus and functional results in patients with multifocal intraocular lenses: a long-term follow-up // J. Cataract. Refract. Surg. 1993. 19(6). P. 685.
9. Wicmer C., Pham D. T., Wollensak J. Can the diffractive multifocal posterior chamber lens be implanted in routine lens implantation // Ophthalmology. 1994. 91(4). P. 450.
10. 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.
11. Rossetti L., Carraro F., Rovati M., Orzalesi N. Performance of diffractive multifocal intraocular lenses in extracapsular cataract surgery // J. Cataract. Refract. Surg. 1994. 20(2). P. 124.
12. ISO/DIS 11979-2. Optics and Optical Instruments — Intraocular Lenses. Pt. 2: Optical Properties and their Methods, 1996.
13. Scialdone A., Merighi M., Bertuzzi A., Brancato R. Bifocal versus monofocal intraocular lenses in bilateral pseudophakia // Ophthalmic. Surg. 1992. 23(3). P. 161.
14. Winther-Nielsen A., Guldenkerne G., Corydon L. Contrast sensitivity, glare, and visual function: diffractive multifocal versus bilateral monofocal intraocular lenses // J. Cataract. Refract. Surg. 1995. 21(2). P. 202.

15. Auffarth G. U., Hunold W., Breitenbach S. et al. Long-term results of contrast perception and glare sensitivity in patients with diffraction multifocal lenses // *Klin — Monatsbl — Augenheilkd.* 1993. 203(5). S. 336.
16. Hessemer V., Frohloff H., Eisenmann D., Jacobi K. W. Mesopic vision in multi- and monofocal pseudophakia and in phakic control eyes // *Ophthalmology.* 1994. 91(4). P. 465.
17. Navarro R., Ferro M., Artal F., Miranda I. Modulation transfer functions of eyes implanted with intraocular lenses // *Appl. Opt.* 1993. 32, N 31. P. 6359.
18. Овчинников Б. В., Полонская А. А., Полякова И. П. Оптическая модель глаза человека // *Опт. журн.* 1996. № 3. С. 74.
19. Lotmar W. Theoretical eye model with aspherics // *J. Opt. Am.* 1971. 61, N 11. P. 1522.
20. 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 systems // *Opt. Eng.* 1992. 31, N 4. P. 696.
21. Ленкова Г. А. Оптические характеристики интраокулярных линз в воздухе, воде и кювете // *Автометрия.* 1997. № 3. С. 35.
22. Ленкова Г. А. Влияние глубины фазового профиля на распределение интенсивности в порядках дифракции бифокального элемента // *Автометрия.* 1995. № 5. С. 16.
23. Гершун А. А. Избранные труды по фотометрии и светотехнике. М.: ГИФ МЛ, 1958.
24. Корольков В. П., Коронкевич В. П., Михальцова И. А. и др. Киноформы: технологии, новые элементы и оптические системы // *Автометрия.* 1989. № 3, 4. С. 95; 47.
25. Ленкова Г. А., Коронкевич В. П., Исаков И. А. и др. Исследование оптического качества интраокулярных линз // *Автометрия.* 1997. № 3. С. 18.
26. Островская М. А. Частотно-контрастная характеристика глаза // *Опт.-мех. пром-сть.* 1969. № 2. С. 45.
27. Dörband V. Analyse optischer Systeme. Stuttgart: Universität Stuttgart, Institut für Technische Optik, 1986. N 5.

*Поступила в редакцию 4 сентября 1997 г.*