УДК 535.317.6; 617.726-009.17

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ АБЕРРАЦИЙ НА ГЛУБИНУ РЕЗКОСТИ ИНТРАОКУЛЯРНЫХ ЛИНЗ

© 2013 С.П. Котова[1], В.В. Патлань[1], С.А. Самагин[1], Т.Н. Сапцина[1], А.В. Золотарев[2], Е.В. Карлова[2], К.Н. Русков[2]

[1] Самарский филиал Физического института им. П.Н. Лебедева
[2] Самарский государственный медицинский университет

Поступила в редакцию 20.12.2012

В работе исследуется возможность увеличения глубины резко отображаемого пространства интраокулярной линзы в зависимости от наличия аберраций. Рассмотрена задача оптимизации функции пропускания линзы для увеличения глубины резкости. Решение задачи искалось методами случайного поиска. В дифракционном приближении выполнено математическое моделирование фокусировки и построения изображения системы с фазовыми искажениями. Проведено экспериментальное исследование функции размытия точки в зависимости от расстояния и диаметра зрачка для полученных решений.
Ключевые слова: интраокулярная линза, аберрации, жидкокристаллический пространственный модулятор.

1. ВВЕДЕНИЕ

Проблемы, связанные с хирургией катаракты, становятся все более актуальными вследствие заметного старения населения в развитых странах. Кроме катаракты, наиболее характерной для пожилых людей, замена естественного хрусталика искусственным восстанавливает или существенно улучшает зрение пациентов при травматическом повреждении хрусталика и при значительном нарушении рефракционной способности глаза. Несмотря на то, что эти операции производятся уже несколько десятилетий, интерес к разработке новых видов интраокулярных линз и совершенствования уже имеющихся не уменьшается [1].

Внимание исследователей привлекают задачи контроля точности установки интраокулярной линзы (ИОЛ), подбор или специальное изготовление ИОЛ, соответствующей индивидуальным особенностям глаза пациента [2]. Но самой актуальной является проблема отсутствия аккомодационной способности у искусственного хрусталика. Обычный искусственный хрусталик имеет фиксированную рефракционную способность, поэтому способен фокусировать изображение точно на сетчатку лишь при определенном расстоянии предмета от глаза, что вынуждает пользоваться очками, отдельными для различных зон видения. Предлагались различные способы решения этой проблемы. Наиболее перспективный метод – это, по-видимому, создание искусственного хрусталика с аккомодацией. Несмотря на длительное внимание к этой задаче, в настоящее время подобные устройства все еще находятся в стадии разработки [1]. Поэтому основные усилия исследователей сосредоточены на увеличении глубины фокусировки искусственного хрусталика. Для этой задачи был предложен ряд решений. Одно из них – дополнять систему специальным рефракционным элементом – аксиконом [3]. Недостатком в данном случае можно считать двухкомпонентность ИОЛ, которая может повлечь проблемы с юстировкой элементов в глазу, а также возможные шумы [4].

Другой способ – применение бифокальных и многофокальных линз [5]. Недостатком этого метода являются неприятные ощущения, возникающие у пациентов вследствие наложения изображений от каждого участка линзы, в частности, гало вокруг источников света и сниженная контрастная чувствительность. Кроме того, такие системы имеют меньшее разрешение, а применительно к очкам, еще и меньший угол обзора [6]. Для увеличения глубины резкости предлагаются внутриглазные вкладки, уменьшающие апер-

Котова Светлана Павловна, кандидат физико-математических наук, старший научный сотрудник, заведующая лабораторией моделирования и автоматизации лазерных систем. E-mail: kotova@fian.smr.ru
Патлань Всеволод Вадимович, кандидат физико-математических наук, научный сотрудник.
E-mail: seva@patlan.ru
Самагин Сергей Анатольевич, кандидат физико-математических наук, старший научный сотрудник.
E-mail: samagin@fian.smr.ru
Сапцина Татьяна Николаевна, инженер.
E-mail: tns@fian.smr.ru
Золотарев Андрей Владимирович, доктор медицинских наук, профессор кафедры глазных болезней.
E-mail: avz65@mail.ru
Карлова Елена Владимировна, кандидат медицинских наук, заведующая лабораторией патологии гидродинамики и аккомодации глаза НИИ ГБ СамГМУ.
E-mail: karlova@inbox.ru
Русков Константин Николаевич, врач-офтальмолог.
E-mail: russkov83@mail.ru

туру зрачка [7]. Однако, при этом снижается интенсивность света, попадающего в зрачок.

Вместе с тем известны случаи пациентов с угасшей или отсутствующей аккомодацией (пожилой возраст и/или ИОЛ), имеющих вполне удовлетворительное зрение и вдали, и вблизи при остроте зрения, достаточной для того, чтобы обходиться без очков, в том числе и для чтения. При исследовании оптической системы их глаз выяснилось, что в них присутствуют значительные аберрации высоких порядков. Можно предположить, что в этих случаях аберрации дают увеличенную глубину резкости, которая обеспечивает возможность обходиться без очков.

Данная работа посвящена исследованию возможности увеличения глубины резко отображаемого пространства за счет использования ИОЛ со специально подобранным фазовым профилем, который может быть описан на языке аберраций.

2. ПРЕДВАРИТЕЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ

Для предварительной оценки влияния внесенных аберраций на глубину фокуса нами были проведены численные эксперименты. В качестве оптической системы использовалась модель глаза Gullstrand-Le Grand, дополненная коэффициентами асферичности, в соответствии с моделью Liou-Brennan [8]. Математическое моделирование выполнялось в геометрооптическом приближении методом трассировки луча. Результаты показали, что внесение аберрации типа кома приводит к концентрации энергии в области изображения на протяжении значительного диапазона расстояний.

Были проведены эксперименты [9] по исследованию влияния аберраций на глубину резко отображаемого пространства. В качестве объекта служил точечный источник. Свет от него проходил через оптическую систему, моделирующую интраокулярную линзу с различными аберрациями. Для формирования волновых фронтов, соответствующих разным видам аберраций, а также для имитации изменения расстояния до объекта путем внесения диоптрийной расстройки, использовался пространственный фазовый модулятор HOLOEYE HEO-1080P. Распределение интенсивности в выходной плоскости (плоскости сетчатки) регистрировалось матрицей цифрового фотоаппарата.

Для каждой аберрации регистрировалось распределение интенсивности света при десяти значениях диоптрийной расстройки. Наиболее интересными оказались свойства системы с аберрациями типа кома и сферическая аберрация, которые сопоставлялись со случаем отсутствия аберраций. Критерием служило значение момента распределения, характеризующего размер пятна рассеяния. Минимальный размер пятна рассеяния для всех трех случаев достигается при нулевом значении диоптрийной поправки, а с отклонением, как в положительную, так и отрицательную стороны, размер пятна монотонно увеличивается. Размер пятна минимален при нулевом значении диоптрийной расстройки для безаберрационной системы, но с увеличением модуля диоптрийной поправки размер пятна в этом случае растет существенно быстрее, чем для двух других рассматриваемых систем. При этом системы, содержащие аберрации типа кома и сферическую аберрацию, демонстрируют противоположное поведение при положительных и отрицательных значениях диоптрийной расстройки. Это позволило предположить, что путем подбора коэффициентов аберраций можно достигнуть большего эффекта, если специальным образом организовать решение оптимизационной задачи.

3. ОПТИМИЗАЦИОННАЯ ЗАДАЧА

Моделирование проводилось для оптической системы, состоящей из диафрагмы, имитирующей зрачок, собирающей линзы и фазового транспаранта с задаваемой функцией пропускания. Оптическая сила линзы выбиралась так, чтобы плоскость наблюдения (соответствующая поверхности сетчатки глаза) совпадала с фокальной плоскостью линзы. Расстояние от объекта до оптической системы варьировалось от 5 м до 0,3 м, диаметр входного зрачка изменялся от 2 мм до 5 мм. Задача заключалась в поиске профиля фазовой задержки транспаранта, позволяющего получить изображение объекта (произвольного вида, в частности, текстовой информации) с качеством, достаточным для его распознания, на разных расстояниях и при различном значении диаметра зрачка.

Оптимизационная задача решалась в рамках скалярной теории дифракции. В качестве объекта рассматривался точечный источник, расположенный на переменном расстоянии от зрачка. Его излучение моделировалось сферической волной с постоянной единичной амплитудой в плоскости зрачка. Изображение рассматривается в фокальной плоскости линзы. Это изображение является функцией размытия точки (ФРТ) рассматриваемой системы. Она пропорциональна Фурье образу амплитуды светового поля за транспарантом.

В данной работе рассматривается гипотеза о том, что наличие аберраций у хрусталика по отношению к идеальному параболическому фронту (собирающей линзе) может дать возможность увеличить глубину резкости с несущественной потерей остроты зрения. Поэтому в качестве способа задания фазовой задержки транспаранта было использовано разложение по функциям аберраций. Поскольку геометрия задачи имеет в

основе круглое отверстие, то наиболее подходящим способом является разложение по полиномам Цернике.

Амплитуда светового поля сразу за транспарантом описывается выражением:

$$A(x,y) = P(x,y)\exp\left(i\Phi_1(x,y) + i\Phi_2(x,y)\right). \quad (1)$$

Амплитудный коэффициент пропускания апертуры имеет вид:

$$P(x,y) = \begin{cases} 1, \text{ при } \sqrt{x^2+y^2} \le R \\ 0, \text{ при } \sqrt{x^2+y^2} > R \end{cases}, \quad (2)$$

где R – радиус зрачка, изменяется в пределах от 1 до 2,5 мм. Фазовая задержка транспаранта, задаётся с помощью полиномов Цернике $Z_{n,m}(x,y)$:

$$\Phi_1(x,y) = \sum_n \sum_m C_{n,m} Z_{n,m}(x,y). \quad (3)$$

Фаза освещающей волны имеет вид:

$$\Phi_2(x,y) = \frac{2\pi}{\lambda}\sqrt{x^2+y^2+L^2}, \quad (4)$$

где L – расстояние от точечного источника до зрачка, изменяется в пределах от 5 до 0,3 м.

Для определения оптимального профиля фазовой задержки транспаранта был выбран критерий минимального размера по координатам ФРТ для всех положений точечного источника и диаметров зрачков. Задача поиска такого профиля решалась следующим образом. Было выбрано несколько расстояний, на которых располагался источник света. Эти положения соответствуют дальней, средней и ближней зоне зрения, т.е. 5, 2, 1, 0,5 и 0,3 м. Размеры зрачка выбирались равными 2, 3, 4 и 5 мм. Для всех положений источника и каждого значения диаметра зрачка вычислялась ФРТ. Далее производилась оценка размеров каждого распределения. Поскольку в общем случае ФРТ имеет сложный, несимметричный характер, для оценки размеров распределения интенсивности было взято значение площади пятна, в пределах которого интенсивность выше некоторого заданного уровня относительно максимального. В качестве порога было взято 0,1. Целевой функцией в данном случае является сумма площадей пятен для каждого расстояния и диаметров зрачка, используемых при моделировании. Она неявным способом зависит от параметров, которыми определяется профиль фазовой задержки ИОЛ. В нашем случае этими параметрами являются коэффициенты Цернике. Таким образом, требовалось найти такой набор коэффициентов, чтобы целевая функция была минимальна. Для решения поставленной оптимизационной задачи использовался метод случайного поиска минимума функции нескольких переменных. Задача решалась для двух наборов полиномов Цернике. В первом случае из 25 полиномов Цернике от n=2 до n=6 были выбраны только те, профиль которых имеет не больше одного максимума и минимума и те, которые задают краевой рельеф. Их число равно 15. Во втором случае был рассмотрен набор аксиально симметричных полиномов (m=0) по 8-ой порядок.

3.1. Результаты моделирования для первого набора полиномов

В данном случае была рассмотрена комбинация полиномов Цернике по 6-ой порядок. Максимальный порядок был выбран таким потому, что стандартные медицинские приборы по измерению аберраций глаза имеют такой порядок точности. Интервал задания коэффициентов Цернике составлял от -5 до 5 мкм в нормировке OSA [10]. Полученные значения коэффициентов Цернике приведены в табл. 1. Соответствующий профиль фазовой задержки и его интерферограмма для зрачка 5 мм показаны на рис. 1. Графики зависимости площади ФРТ от расстояния и диаметра зрачка приведены на рис. 2. Для сравнения представлены кривые для случая отсутствия аберраций (1) и наличия адаптации системы (3).

Видно, что для найденного фазового профиля ИОЛ площадь ФРТ достаточно в широком пределе остается постоянной для всех значений диаметра зрачка. Однако на больших расстояниях распределение интенсивности имеет несколько высокоинтенсивных областей. На расстояниях менее 0,8 м они сливаются в одну и представляют собой одно пятно с одним максимумом (рис. 3). Отсюда можно ожидать, что такое решение может позволить получать изображения объекта только при малых расстояниях.

3.2. Результаты моделирования для набора аксиально симметричных полиномов

Во втором случае был рассмотрен набор аксиально симметричных полиномов (m=0) по 8-ой порядок. Их число равно 4. Интервал задания коэффициентов Цернике также составлял от -5 до 5 мкм в нормировке OSA.

Значения коэффициентов Цернике для случая набора аксиально симметричных полиномов приведены в табл. 2. Соответствующий профиль фазовой задержки и его интерферограмма для зрачка 5 мм показаны на рис. 4. Графики зависи-

Таблица 1. Значения коэффициентов Цернике в микрометрах для первого набора полиномов

$C_{2,0}$	$C_{3,-3}$	$C_{3,-1}$	$C_{3,1}$	$C_{3,3}$	$C_{4,-4}$	$C_{4,0}$	$C_{4,4}$	$C_{5,-5}$	$C_{5,-1}$	$C_{5,1}$	$C_{5,5}$	$C_{6,-6}$	$C_{6,0}$	$C_{6,6}$
2,95	-1,54	3,09	2,89	4,26	-4,03	-3,96	2,47	-2,58	1,19	0,5	-3,02	-1,17	-2,59	0,12

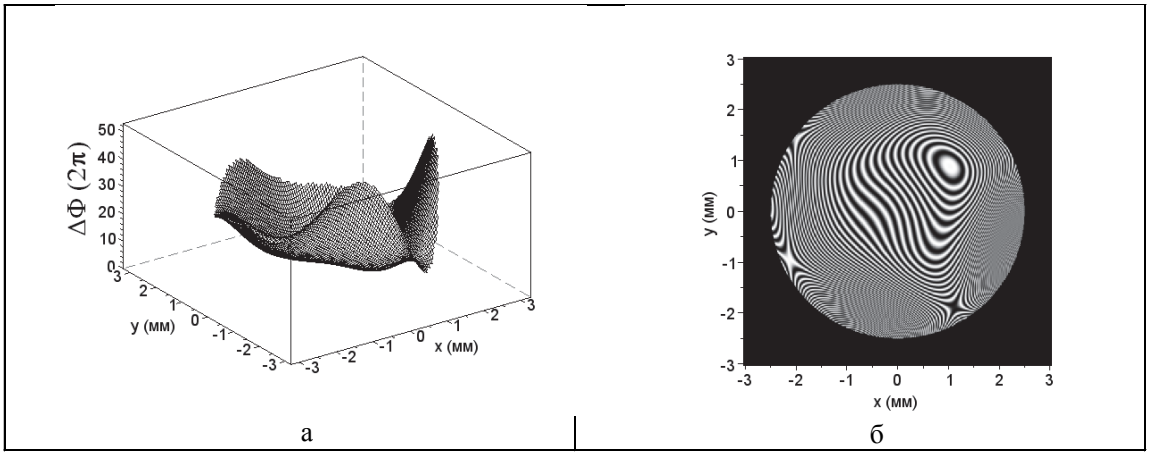

Рис. 1. Профиль фазовой задержки и его интерферограмма для зрачка диаметром 5 мм

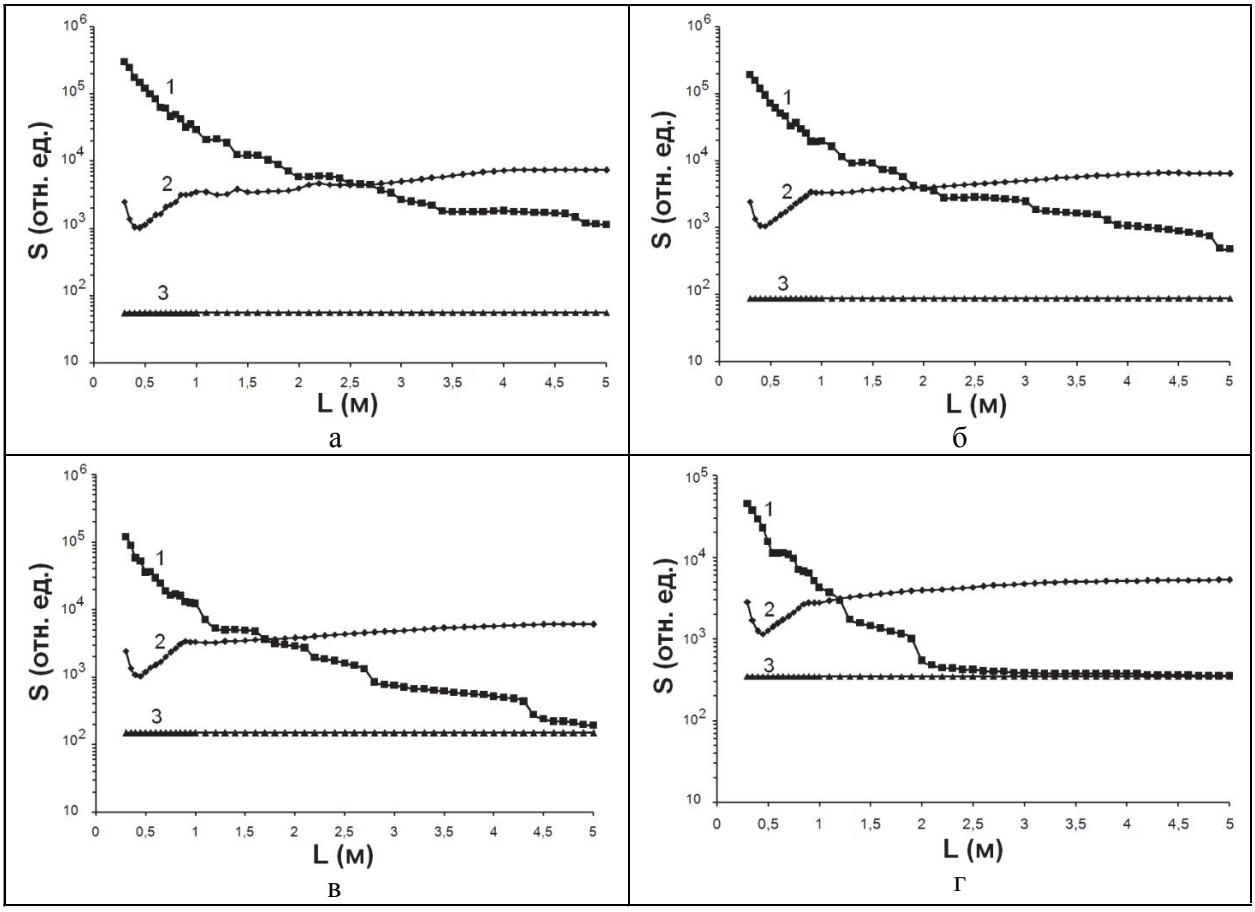

Рис. 2. Площадь ФРТ в зависимости от расстояния между точечным источником и зрачком при четырёх значениях диаметра зрачка: а)°5°мм; б)°4°мм; в)°3°мм; г)°2°мм.
1 – система без аберраций, 2 – система с внесенными аберрациями, 3 – система с адаптацией

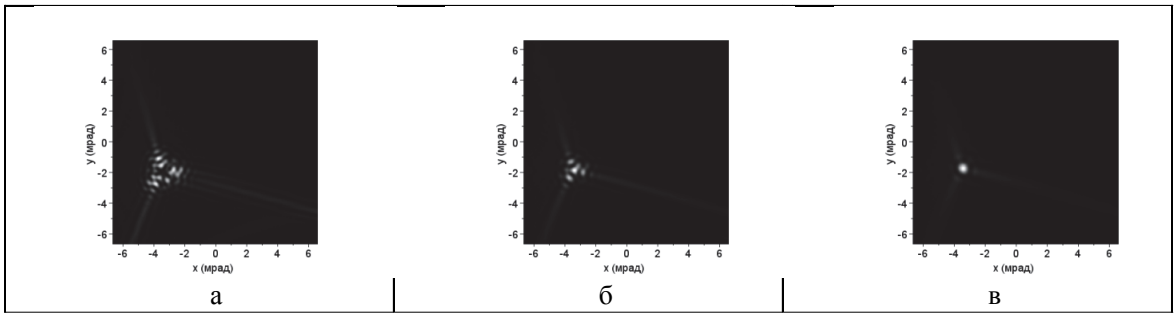

Рис. 3. Изображение ФРТ, зрачок 4 мм, расстояния 5 м (а), 0,8 м (б) и 0,4 м (в)

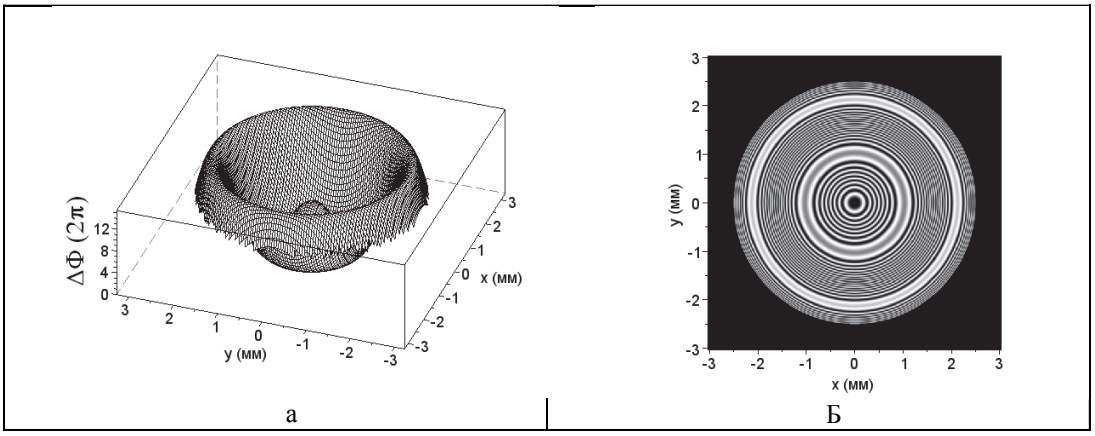

Рис. 4. Профиль фазовой задержки и его интерферограмма для зрачка 5 мм для набора аксиально симметричных аберраций

Таблица 2. Значения коэффициентов Цернике для набора аксиально симметричных аберраций в микрометрах

$C_{2,0}$	$C_{4,0}$	$C_{6,0}$	$C_{8,0}$
4,22	2,55	4,86	4,1

мости площади ФРТ от расстояния при различных диаметрах зрачка представлены на рис. 5.

В этом случае площадь пятна имеет минимумы и максимумы для различных расстояний. Однако, максимальная величина не превышает значения площади ФРТ для первого случая. Распределение интенсивности практически для всех положений источника и размеров зрачка представляет собой систему концентрических колец с ярким пятном в центре картины (рис. 6). Только для нескольких расстояний при зрачке 5 мм наблюдается перераспределение энергии в первое кольцо, и оно становится наиболее яркой областью. Полученные результаты были проверены экспериментально.

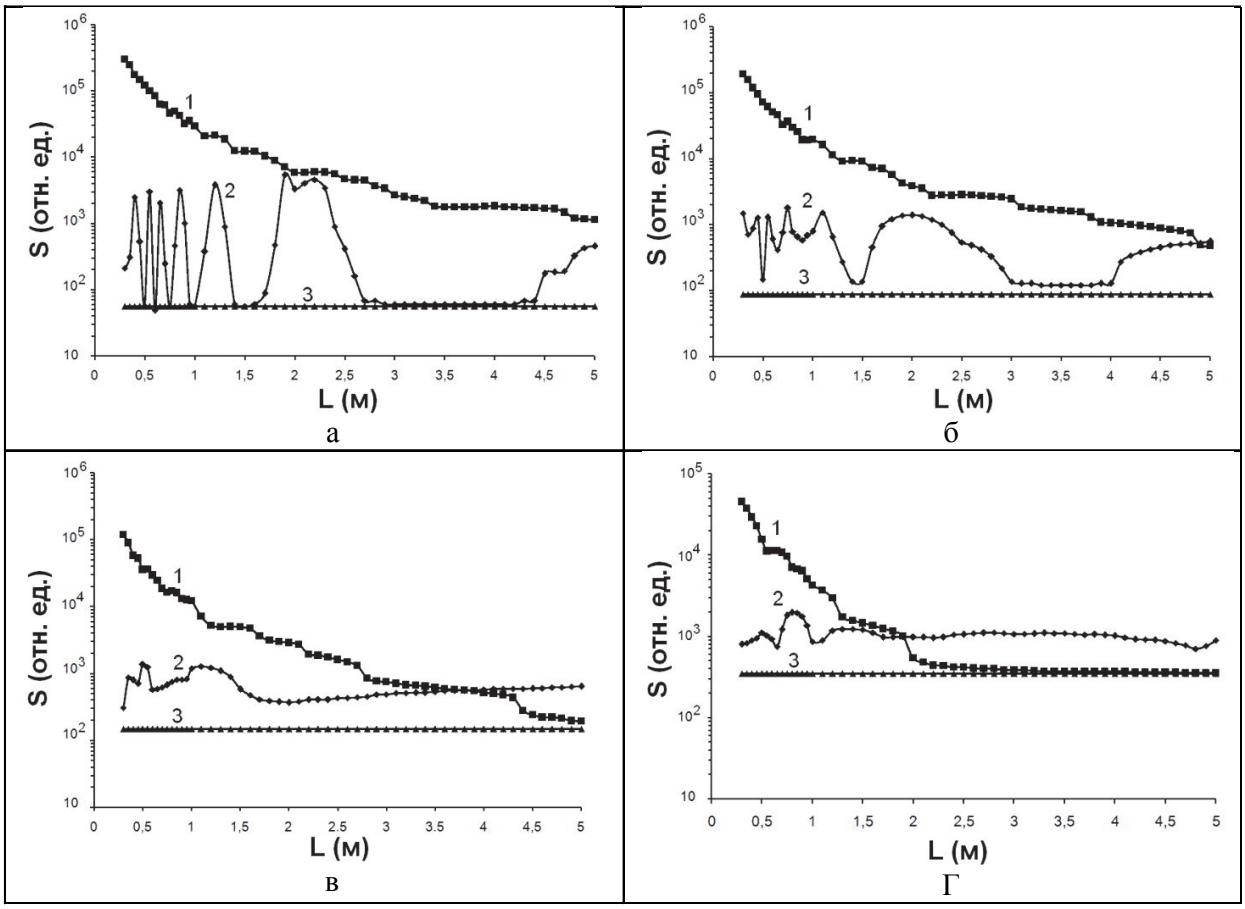

Рис. 5. Площадь ФРТ в зависимости от расстояния между точечным источником и зрачком при четырёх значениях диаметра зрачка: а)°5°мм; б)°4°мм; в)°3°мм; г)°2°мм.
1 система без аберраций, 2 система с внесенными аберрациями, 3 система с адаптацией

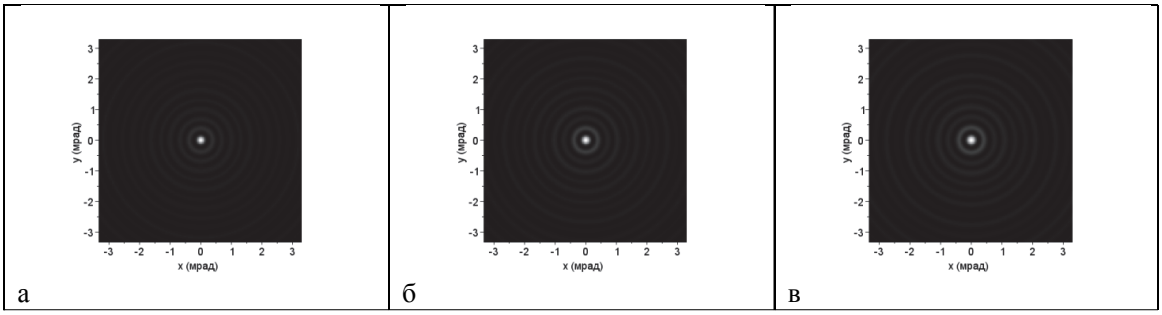

Рис. 6. Изображение ФРТ для аксиально симметричного набора полиномов, зрачок 4ємм, расстояния 5 м (а), 0,8 м (б) и 0,4 м (в)

4. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ ИЗМЕРЕНИЯ ФРТ

Для экспериментального исследования влияния аберраций на глубину резко отображаемого пространства была использована установка, схема которой показана на рис. 7. Формирование волновых фронтов с заданными характеристиками осуществлялось с помощью пространственного фазового модулятора HOLOEYE HEO-1080P. Параллельный пучок монохроматического излучения с длиной волны 633 нм и распределением интенсивности близким к однородному направлялся нормально на рабочую поверхность модулятора 1. Перед модулятором располагалась диафрагма 5 с круглым отверстием, имитирующим зрачок. Диаметр отверстия равнялся 2, 3, 4 и 5 мм. Отражённый пучок света проходил через линзу и регистрировался ПЗС камерой WAT 902B. Расстояние от модулятора до линзы и от линзы до камеры равнялось фокусному расстоянию этой линзы. В результате экспериментально регистрировался Фурье образ распределения светового поля в плоскости модулятора, который в данном случае являлся ФРТ. Пространственный модулятор, управляемый персональным компьютером 2, позволял вносить в волновой фронт требуемый набор аберраций.

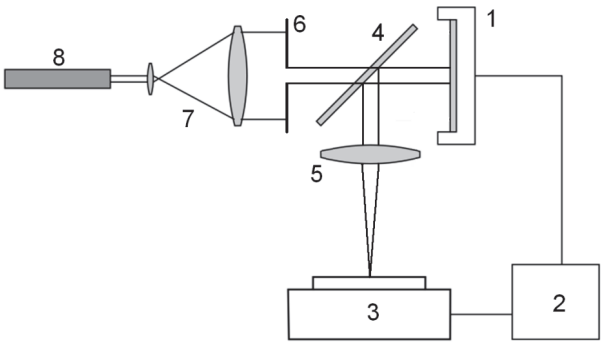

Рис. 7. Схема экспериментальной установки: 1 – пространственный жидкокристаллический модулятор HOLOEYE HEO-1080P, 2 – компьютер, 3 – ПЗС камера, 4 – светоделитель, 5 – линза, 6 – диафрагма, 7 – коллиматор, 8 – He-Ne лазер

Изменение расстояния до точечного источника имитировалось записью на модуляторе соответствующего фазового распределения для расходящейся сферической волны. Предполагалось, что точечный источник расположен в пределах от 5 до 0,3 м от модулятора. Исследуемое фазовое распределение, задаваемое с помощью полиномов Цернике, накладывалось дополнительно. Обработка полученного с камеры изображения ФРТ производилась стандартными методами.

Результаты измерений представлены на рис. 8 – 11. В случае решения оптимизационной за-

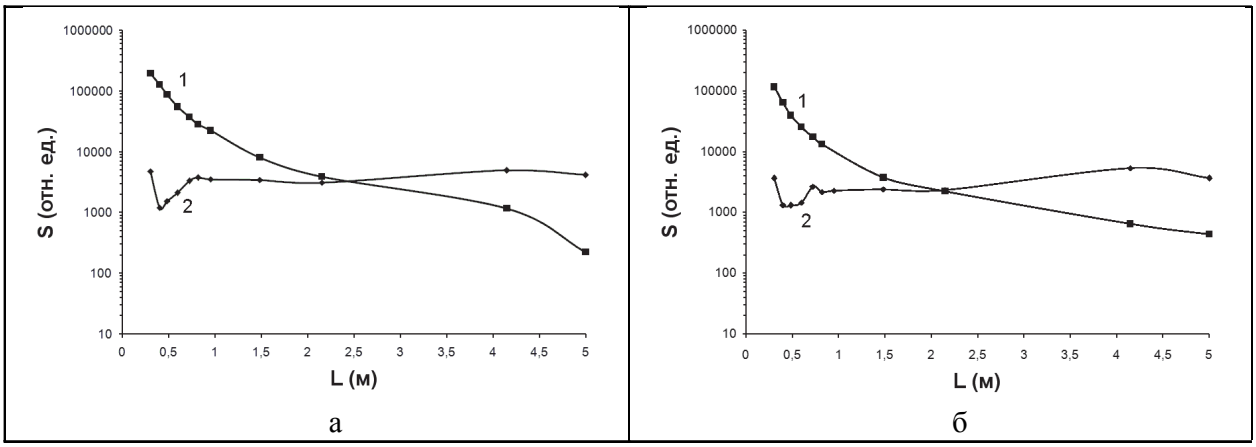

Рис. 8. Площадь ФРТ для специально выбранного набора полиномов в зависимости от расстояния между точечным источником и зрачком при значениях диаметра зрачка: а) °5°мм; б) °3°мм. 1 – система без аберраций, 2 – система с внесенными аберрациями

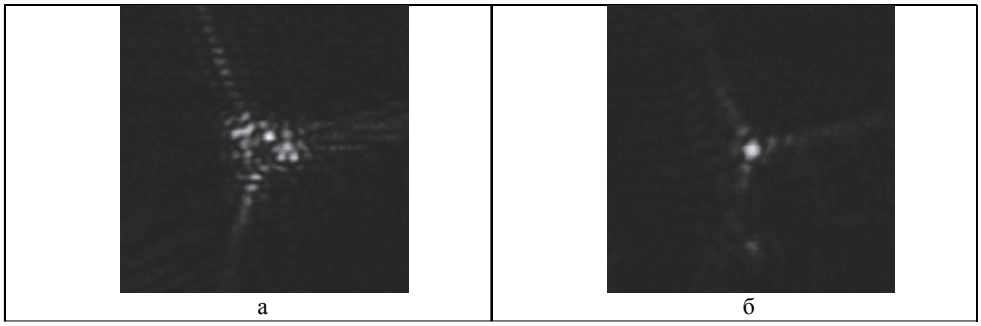

Рис. 9. Изображение ФРТ для произвольного набора полиномов, зрачок 3 мм, расстояния 5 м (а), и 0,5 м (б)

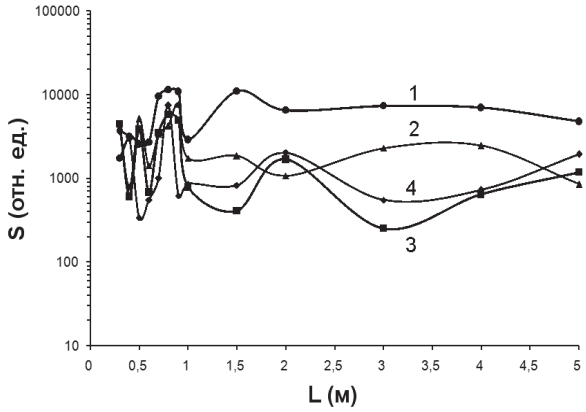

Рис. 10. Площадь ФРТ в зависимости от расстояния между точечным источником и зрачком при четырёх значениях диаметра зрачка:
1 – °2°мм; 2 –°3°мм; 3 –°4°мм; 4 –°5°мм

дачи по специально выбранному набору полиномов получается, что размер ФРТ (площадь пятна по уровню отсечки 0,1) изменяется существенно меньше, чем в отсутствии внесённых аберраций. Однако, как и было получено при моделировании, само распределение интенсивности имеет сложный характер на расстояниях больше 0,8 м (рис. 9) и не подходит для использования в данном диапазоне.

В случае набора аксиально симметричных полиномов Цернике результаты качественно выглядят лучше (рис. 10 и 11). Распределения интенсивности имеют вид концентрических колец с максимумом в центральном пятне. При диаметре зрачка 5 мм на расстояниях 2 м, 0,9 м, 0,8 м, 0,7 м и 0,4 м наблюдается ухудшение, связанное с перераспределением энергии в картине. Наиболее яркой областью становится первое кольцо, а центральное пятно существенно уменьшается или исчезает совсем. Для других диаметров зрачка максимум интенсивности располагается в центре картины для всех расстояний.

5. МОДЕЛИРОВАНИЕ ПОСТРОЕНИЯ ИЗОБРАЖЕНИЯ ОПТОТИПА

Для проверки возможности распознавания объектов при полученных профилях фазовой задержки у ИОЛ было проведено моделирование изображения тест объекта. В качестве тест объекта (оптотипа) выступала светлая буква «Е» на чёрном фоне. Расчёты проводились для длины волны 633 нм. Размеры буквы соответствуют размерам букв тестовой таблицы Сивцева для проверки зрения при остроте зрения 1, ширина любой линии оптотипа не больше 1 угловой минуты. Объект задавался набором точечных источников света, расположенных на равных расстояниях друг от друга и испускающих сферические волны. Поскольку в большинстве случаев в повседневной жизни речь идёт о некогерентном освещении, то результирующее распределение интенсивности рассчитывалось как сумма интенсивностей изображений каждого источника (сумма квадратов модулей ФРТ каждого источника). При моделировании тест объект располагался на разных расстояниях от зрачка и, соответственно, изменялся размер оптотипа таким образом,

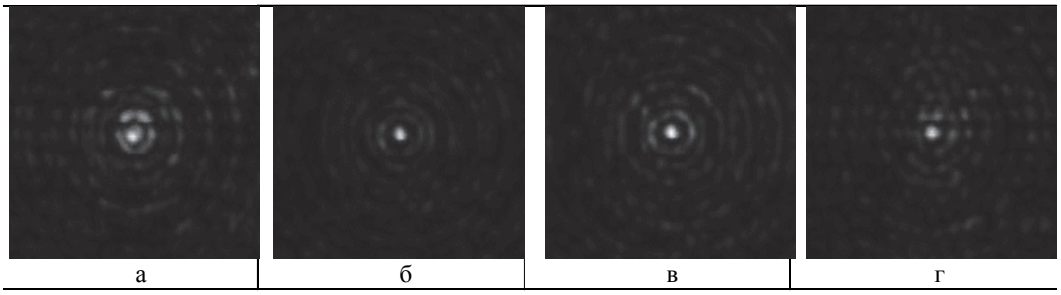

Рис. 11. Изображение ФРТ, зрачок 4 мм, расстояния а) 5 м, б) 3 м, в) 1 м и г) 0,4 м

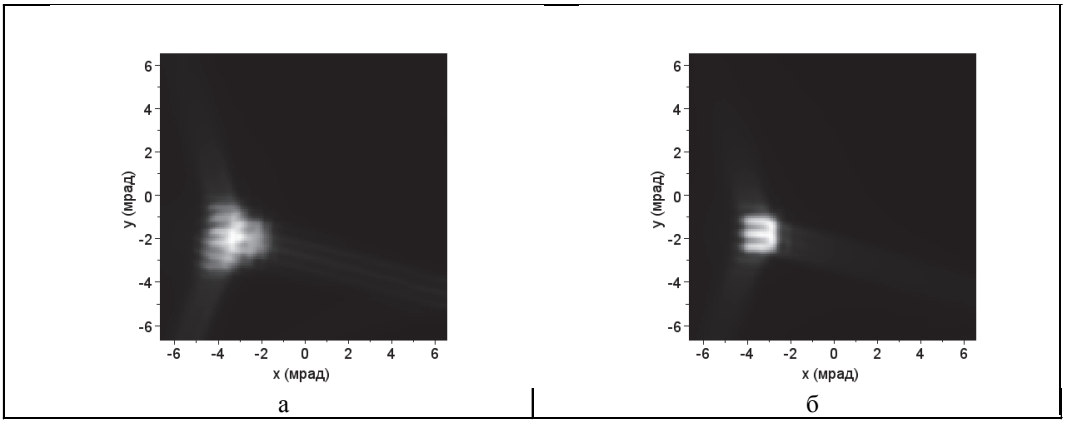

Рис. 12. Изображение буквы Е, зрачок 4 мм, расстояния 5 м (а), и 0,5 м (б)

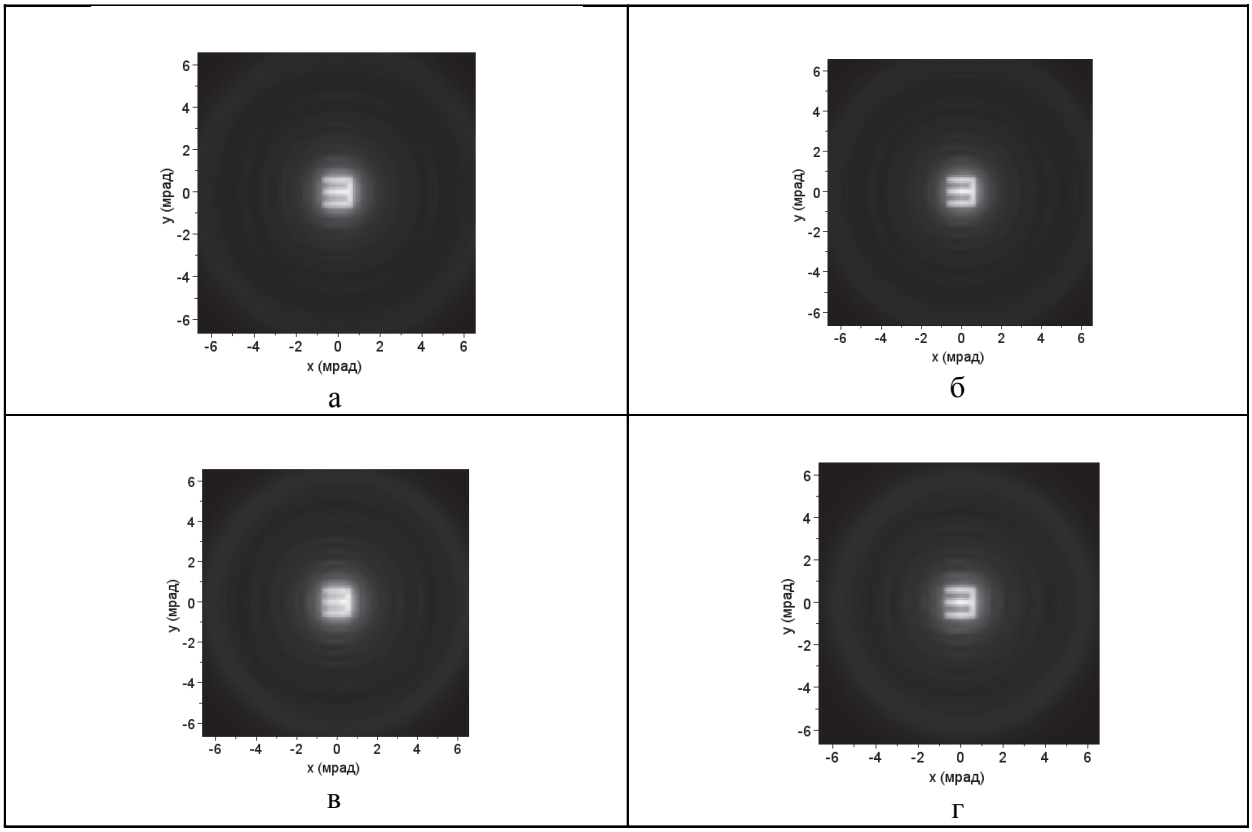

Рис. 13. Изображение буквы Е, зрачок 4 мм, расстояния а) 5 м, б) 3 м, в) 1 м, г) 0,5 м

чтобы сохранялся его угловой размер. Величина диаметра зрачка составляла 2, 3, 4 и 5 мм.

Для первого случая восстановленное изображение является узнаваемым на расстояниях от 0,9 до 0,4 м практически для всех диаметров. На рис. 12 приведены рассчитанные изображения буквы Е для 5 метров – неузнаваемое и 0,5 метров – узнаваемое.

Моделирование построения изображения объекта в случае аксиально симметричного набора полиномов Цернике показало, что практически во всем рассматриваемом диапазоне изображение буквы Е является узнаваемым. На рис. 13 показаны изображения при расположении предмета на 5, 3, 1 и 0,5 м.

6. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проведены исследования по поиску фазового профиля интраокулярной линзы, обеспечивающей большую глубину резко отображаемого пространства. Задача была поставлена на основе анализа аберрационных характеристик глаз пациентов и проведения предварительных численных и экспериментальных оценок, указывающих на перспективность данного подхода. Фазовый профиль линзы описывался на языке аберраций, выражаемых через коэффициенты Цернике.

В рамках скалярной теории дифракции решена оптимизационная задача по поиску набора коэффициентов Цернике, позволяющих полу-

чить достаточно малую ширину функции рассеяния точки на значительных расстояниях. Она решалась для двух наборов полиномов Цернике: специально подобранного и набора аксиально-симметричных. Проведены эксперименты по измерению ФРТ для полученных наборов коэффициентов. Выявлено, что для первого набора полиномов размер ФРТ изменяется существенно меньше, чем в отсутствии внесённых аберраций. Однако, само распределение интенсивности имеет сложный характер на расстояниях больше 0,8 м. В случае же набора аксиально симметричных полиномов Цернике экспериментальные результаты качественно выглядят лучше, но на некоторых расстояниях наблюдается ухудшение, связанное с перераспределением энергии в дифракционной картине.

Моделирование изображения тест объекта (буквы Е) показало, что для аксиально симметричного набора полиномов Цернике восстановленное изображение является узнаваемым во всем рассматриваемом диапазоне расстояний и диаметров зрачка, а для первого набора полиномов изображение является узнаваемым только на расстояниях от 0,9 до 0,4 м для всех диаметров.

Таким образом, из результатов постановки, решения и экспериментальной проверки оптимизационной задачи следует, что для модельной системы, имитирующей искусственный хрусталик, можно найти фазовый профиль, позволяющий увеличить глубину резко отображаемого пространства до величины, достаточной для распознавания изображения объекта, находящегося на расстояниях от 5 до 0.5 м.

Работа выполнена при поддержке РФФИ (проект № 10-02-00308).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Pepose Jay S.* Challenges to the development of effective accommodating IOLs remain, but the future of this technology is promising // Advanced Ocular Care, 2011, October. URL: http://bmctoday.net/advancedocularcare/2011/10/article.asp?f=new-accommodating-iols (дата обращения 10.11.2012).
2. *Guo H., Goncharov A., Dainty C.* Comparison of retinal image quality with spherical and customized aspheric intraocular lenses //Biomed. Opt. Express 2012, Vol. 3. P. 681-691.
3. *Simonov A.N. , Vdovin G., Rombach M.C.* Cubic optical elements for an accommodative intraocular lens // Optics Express. 2006. Vol. 14. P. 7757-7775.
4. *O'Brart D.P., Stephenson C.G., Baldwin H., Ilari L., Marshall J.* Hyperopic photorefractive keratectomy with the erodible mask and axicon system: two year follow-up// J. Cataract Refract Surg. 2000; Vol 26. P. 524-535.
5. *Callina T., Reynolds T.P.* Traditional methods for the treatment of presbyopia: spectacles, contact lenses, bifocal contact lenses //Ophthalmology Clinics of North America. 2006. Vol. 19. P. 25-33.
6. *Lit J.W.Y., Tremblay R.* Focal depth of a transmitting axicon// J. Opt. Soc. Am. Vol. 63. P. 445-449.
7. *Fernández Enrique J., Schwarz Christina, Prieto Pedro M., Manzanera Silvestre, Artal Pablo.* Impact on stereo-acuity of two presbyopia correction approaches: monovision and small aperture inlay// Biomedical Optics Express, 2013, Vol. 4, Issue 6, P. 822-830.
8. *Liou H.-L., Brennan N.A.* Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling. // J.Opt. Soc. Am. 1997. Vol. 14. P. 1684-16959.
9. *Золотарев А.В., Карлова Е.В., Котова С.П., Патлань В.В., Руссков К.Н., Самагин С.А., Сапцина Т.Н.* Глубина резкости интраокулярных линз с аберрациями высшего порядка // Краткие сообщения по физике. 2013. (В печати).
10. Таблица значений коэффициентов Цернике. URL: http://www.optics.ru/info/tops4.pdf (дата обращения 15.11.2012).

STUDY OF THE EFFECT OF ABERRATIONS ON THE FOCAL DEPTH OF INTRA-OCULAR-LENSES

© 2013 S.P.Kotova[1], V.V. Patlan[1], S.A.Samagin[1], T.N. Saptsina[1], A.V. Zolotarev[2], E.V. Karlova[2], K.N. Russkov[2]

[1] P.N. Lebedev Physical Institute of the Russian Academy Samara Branch
[2] Samara State Medical University

The possibility to extend the depth of field depending on aberrations is studied for intraocular lens. Under consideration is the optimization problem of the transmission function of the lens for the focus depth extending. The solution is searched by the random search method. The calculation of focus and imaging is accomplished in the diffraction approximation for an optical system with phase distortions. The experiment is carried out for the point spread function depending on the distance and pupil diameter.
Keywords: intra-ocular- lens, aberrations, liquid-crystal spatial light modulator.

Svetlana Kotova, Candidate of Physics and Mathematics, Head at the Laboratory of Modeling and Automatization of Laser Systems. E-mail: kotova@fian.smr.ru
Vsevolod Patlan, Candidate of Physics and Mathematics, Research Fellow. E-mail: seva@patlan.ru
Sergey Samagin, Candidate of Physics and Mathematics, Senior Research Fellow. E-mail: samagin@fian.smr.ru
Tayana Saptsina, Engineer. E-mail: tns@fian.smr.ru
Andrey Zolotarev, Doctor of Medicine, Professor at the of Ophthalmology Department. E-mail: avz65@mail.ru
Elena Karlova, Candidate of Medicine, Head at the Laboratory of Pathology of Hydrodynamics and Accommodation of the Eye. E-mail: karlova@inbox.ru
Konstantin Russkov, Ophthalmologist. E-mail: russkov83@mail.ru