

УДК 535.317.6; 617.726-009.17

ГЛУБИНА РЕЗКОСТИ ИНТРАОКУЛЯРНЫХ ЛИНЗ С АБЕРРАЦИЯМИ ВЫСШЕГО ПОРЯДКА

А. В. Золотарев¹, Е. В. Карлова¹, С. П. Котова², В. В. Патлань²,
К. Н. Руссков¹, С. А. Самагин², Т. Н. Сапцина²

Рассмотрена оптимизационная задача по увеличению глубины резко отображаемого пространства интраокулярной линзы в зависимости от её фазового пропускания. Для набора aberrаций, обладающих осевой симметрией, определен фазовый профиль модельной оптической системы, позволяющий получить узнаваемые изображения тест-объекта при его расположении в диапазоне от 5 метров до 40 см.

Ключевые слова: интраокулярная линза, aberrации высших порядков, глубина резкости, жидкокристаллический пространственный модулятор.

Операции по замене естественного хрусталика искусственным, проводимые, в частности, при хирургическом лечении катаракты, приобретают все большее значение. Основной проблемой при этом является потеря функции аккомодации глаза. Обычный искусственный хрусталик имеет фиксированную рефракционную способность, поэтому способен фокусировать изображение точно на сетчатку лишь при определенном расстоянии предмета от глаза. Предлагались различные способы решения этой проблемы. Наиболее перспективный метод, по-видимому, это создание искусственного хрусталика с аккомодацией. В настоящее время подобные устройства, однако, находятся в стадии разработки [1 и ссылки там же]. Поэтому основной метод хотя бы частичной компенсации потери аккомодации – это увеличение глубины фокуса искусственного хрусталика. Для расширения глубины фокуса было предложено дополнять систему специальными рефракционными элементами, наиболее популярный из которых – аксикон (см., напр., [2]). Использование дополнительного оптического элемента вряд ли целесообразно в

¹ Самарский государственный медицинский университет, 443099 Россия, Самара, ул. Чапаевская, 89; e-mail: visual-science@yandex.ru.

² Самарский филиал Физического института им. П. Н. Лебедева, 443011 Россия, Самара, ул. Новосадовая, 221; e-mail: kotova@fian.smr.ru.

случае искусственного хрусталика. Другой способ – применение бифокальных и многофокальных линз [3]. Недостатком в этом случае являются неприятные ощущения, возникающие у пациентов вследствие наложения изображений от каждого участка линзы. Кроме того, такие системы имеют меньшее разрешение, а применительно к очкам еще и меньший угол обзора [4].

С другой стороны, увеличение глубины фокуса может быть достигнуто за счет формирования особым образом профиля фазового пропускания интраокулярной линзы (ИОЛ). При описании фазового пропускания линзы на языке aberrаций это означает внесение aberrаций высшего порядка, то есть описываемых полиномами Цернике, имеющих порядок выше второго. Роль этих т.н. aberrаций высокого порядка в формировании изображений в оптической системе глаза до конца не выяснена. Часть исследователей отмечают, что для достижения зрительных образов высокого качества эти aberrации должны быть устранены [5]. Однако в некоторых работах, напротив, сообщается, что у ряда людей, обладающих супернормальным зрением (остротой 20/15 или лучше) вопреки предположениям оптическая система глаза имеет ярко выраженные aberrации определенных типов, в частности, aberrации типа кома [6, 7].

Данная работа посвящена изучению возможности увеличения глубины резко отображаемого пространства за счет внесения определенных типов aberrаций в интраокулярную линзу.

На первом этапе исследований было проведено математическое моделирование влияния aberrаций на функцию размытия точки в модели глаза геометрикооптическим методом. В качестве оптической системы глаза была использована модель Gullstrand–Le Grand, дополненная коэффициентами асферичности, в соответствии с моделью Liou–Brennan [8]. Численные эксперименты, выполненные методом трассировки луча, продемонстрировали, что внесение aberrации типа кома небольшой амплитуды приводит к сохранению концентрации энергии в области изображения в виде “псевдофокуса” на протяжении значительного диапазона расстояний.

Для экспериментального исследования влияния aberrаций на глубину резко отображаемого пространства была создана установка (рис. 1) на основе зонального пространственного фазового модулятора HOLOEYE NEO-1080P. Параллельный пучок монохроматического излучения с длиной волны 633 нм и распределением интенсивности, близким к однородному, направляется нормально на рабочую поверхность модулятора 1. Распределение интенсивности в отраженном пучке (ФРТ) регистрируется матрицей цифрового фотоаппарата 3. Пространственный модулятор управляется персональным

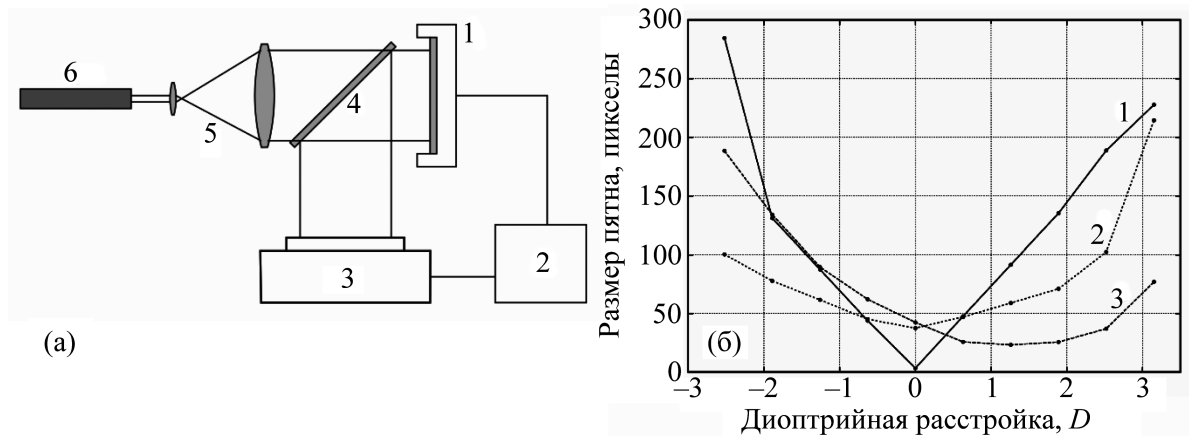


Рис. 1: (а) – схема экспериментальной установки: 1 – пространственный жидкокристаллический модулятор HOLOEYE НЕО-1080Р, 2 – компьютер, 3 – регистрирующая матрица цифрового фотоаппарата, 4 – светоделитель, 5 – коллиматор, 6 – He-Ne лазер. (б) – графики зависимости размера пятна от диоптрийной расстройки: кривая 1 – безаберрационная система, кривая 2 – система с внесенной aberrацией типа кома с амплитудой пять длин волн, кривая 3 – система со сферической aberrацией с амплитудой 5 длин волн.

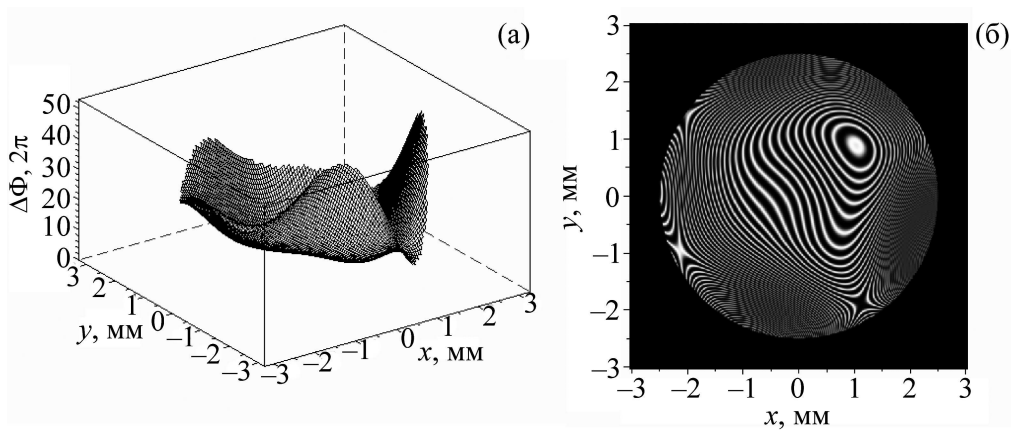


Рис. 2: Профиль фазовой задержки и его интерферограмма для зрачка диаметром 5 мм. Первый набор полиномов Цернике.

компьютером 2, позволяющим вносить в волновой фронт требуемый набор aberrаций, задаваемый в терминах полиномов Цернике. Изменение расстояния до объекта имитировалось вносимой диоптрийной расстройкой (коэффициент C_{20} , дефокус) в пределах $-3..+3$ диоптрий. Это эквивалентно подходу, применяемому при исследовании акко-

модационной способности человеческого глаза. Исследуемая aberrация накладывалась дополнительно. На основе регистрируемого распределения интенсивности вычислялись моменты распределения первого и второго порядка, характеризующие, соответственно, положение пятна рассеяния и его характерную ширину. Были исследованы aberrации типа кома, сферическая aberrация, астигматизм, трилистник нескольких величин и некоторые их комбинации.

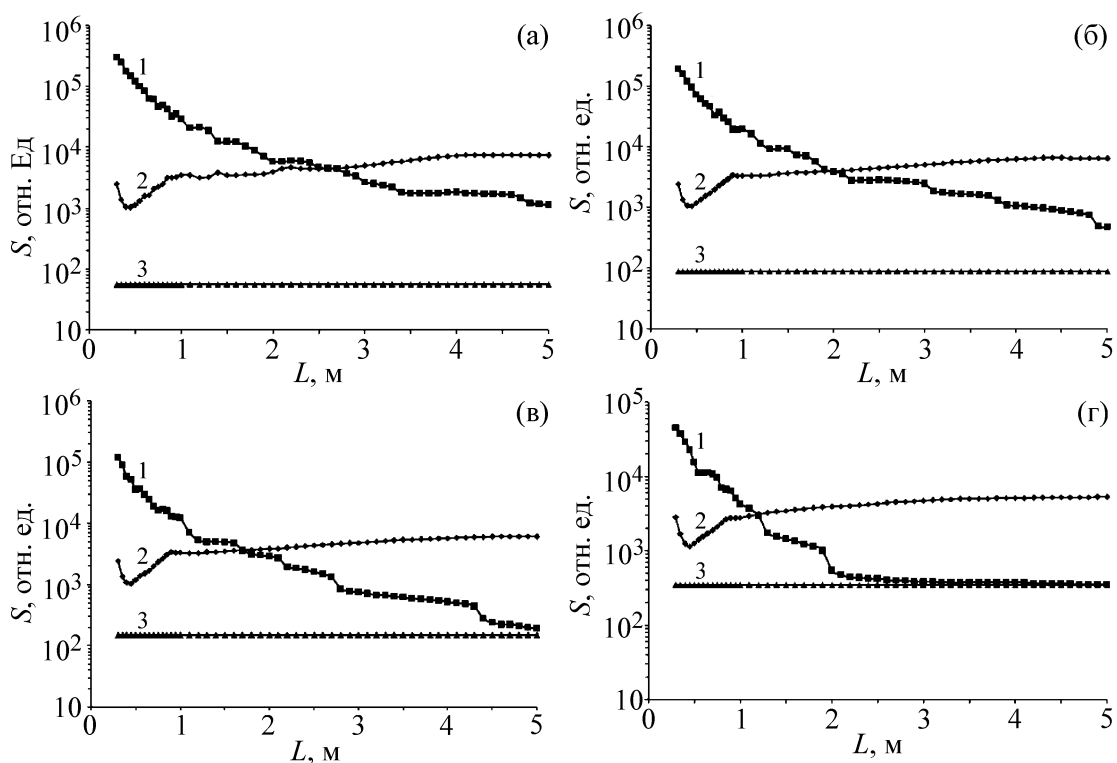


Рис. 3: Площадь ФРТ в зависимости от расстояния между точечным источником и зрачком при четырёх значениях диаметра зрачка: (а) 5 мм; (б) 4 мм; (в) 3 мм; (г) 2 мм. 1 – система без aberrаций, 2 – система с внесенными aberrациями, 3 – система с адаптацией.

Для каждой aberrации регистрировался набор распределений, соответствующий десяти различным значениям диоптрийной расстройки. Наибольший интерес представляет поведение системы с внесенными aberrациями типа кома и сферическая aberrация, эти результаты представлены на рис. 1. По горизонтальной оси отложено значение диоптрийной расстройки, а по вертикальной – значение момента распределения второго порядка, характеризующего размер пятна рассеяния. Кривые соответствуют случаям без-aberrационной системы, системы с добавленной aberrацией типа кома, и добавленной

сферической аберрацией. Размер пятна минимален при нулевом значении диоптрийной расстройки для безаберрационной системы, но с увеличением модуля диоптрийной поправки размер пятна для безаберрационной системы растет существенно быстрее, чем для двух других рассматриваемых систем. Интересно, что 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.

Оптимизационная задача решалась в рамках скалярной теории дифракции. В качестве объекта рассматривался точечный источник, расположенный на переменном расстоянии (от 5 до 0.3 м) от зрачка (диаметр зрачка изменяется в пределах от 2 до 5 мм). Его излучение моделировалось сферической волной с постоянной единичной амплитудой в плоскости зрачка. ИОЛ представлена в виде тонкой сферической линзы и фазового транспаранта, профиль фазовой задержки которого нужно найти. Изображение рассматривается в фокальной плоскости линзы. Это изображение является функцией размытия точки (ФРТ) рассматриваемой системы. Она пропорциональна фурье-образу амплитуды светового поля за транспарантом.

Амплитуда светового поля сразу за транспарантом описывается выражением:

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

Амплитудный коэффициент пропускания апертуры имеет вид:

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

где R – радиус зрачка изменяется в пределах от 1 до 2.5 мм. Фазовая задержка транспаранта, заданная с помощью полиномов Цернике $Z_{n,m}(x, y)$,

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

Фаза освещающей волны имеет вид

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

где L – расстояние от точечного источника до зрачка изменяется в пределах от 5 до 0.3 м.

Было рассмотрено несколько критериев оценки размеров ФРТ, в общем случае имеющей сложный, несимметричный характер. Лучшие результаты были получены при использовании в качестве критерия значения площади пятна, в пределах которого интенсивность выше некоторого заданного уровня от максимальной интенсивности (в нашем случае 0.1). Целевой функцией в данном случае является сумма площадей пятен для каждого расстояния (от 5.0 до 0.3 м) для каждого диаметра зрачка (5, 4, 3 и 2 мм), используемых при моделировании. Она должна быть минимальной для всех положений (расстояний) точечного источника при всех диаметрах зрачка. Для каждого расстояния и каждого значения диаметра зрачка производится расчёт ФРТ и определяется целевая функция. Она зависит неявным способом от ряда параметров, которые меняются в широком диапазоне, и может иметь локальные минимумы. Для решения поставленной задачи использовался метод случайного поиска минимума функции нескольких переменных.

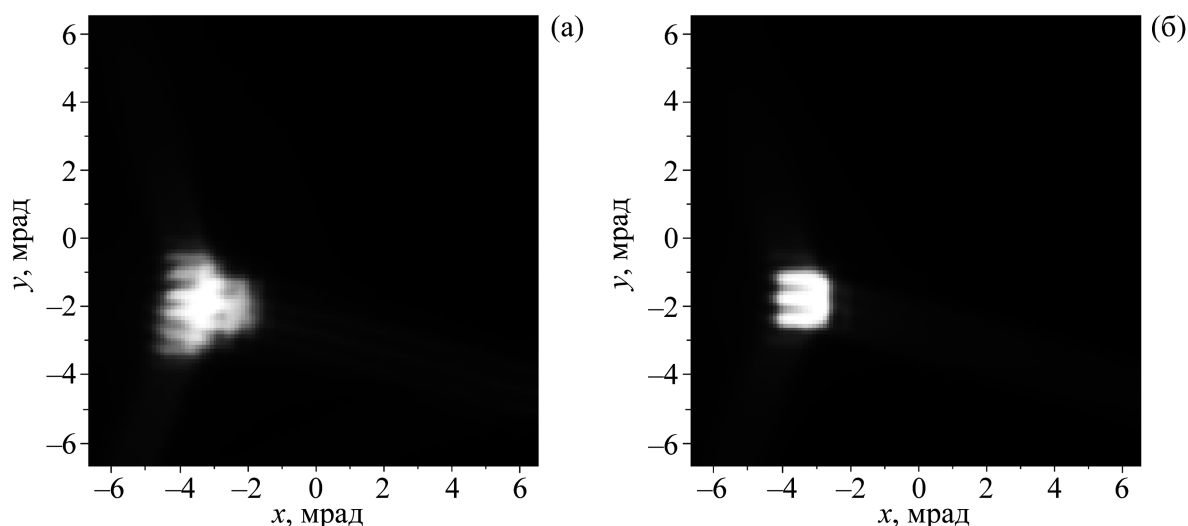


Рис. 4: Изображение буквы *E*, зрачок 4 мм, расстояния 5 м (а) и 0.5 м (б).

Задача решалась для двух наборов полиномов Цернике. Для первого набора 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-й порядок. Их число равно 4. Расчёты проводились с использованием быстрого преобразования Фурье. Интервал задания коэффициентов Цернике составлял от -5 до 5 мкм.

Полученные значения коэффициентов Цернике для первого набора приведены в таблице 1. Соответствующий профиль фазовой задержки и его интерферограмма для зрачка 5 мм показаны на рис. 2. Графики зависимости площади пятна (ФРТ) от расстояния и диаметра зрачка приведены на рис. 3. Для сравнения представлены кривые для случая отсутствия aberrаций (1) и наличия адаптации системы (при аккомодации глаза) (3). Видно, что для найденного фазового профиля ИОЛ площадь ФРТ в достаточно широких пределах остается постоянной для всех значений диаметра зрачка.

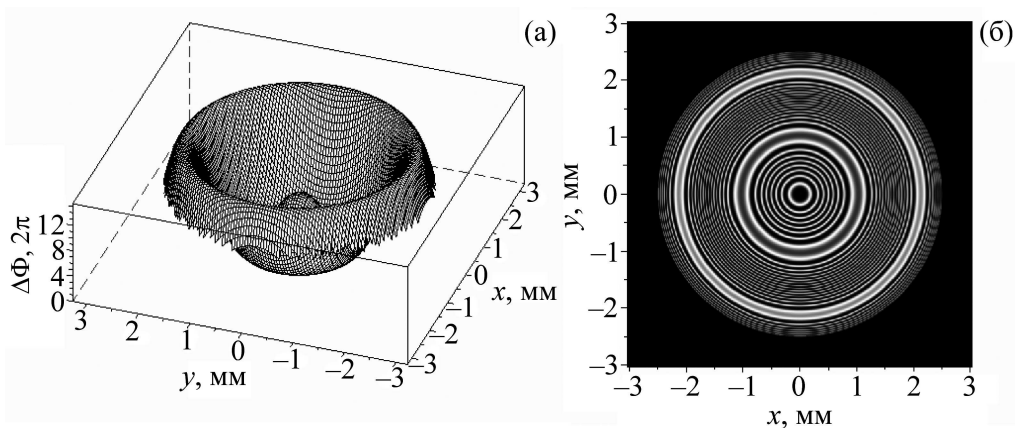


Рис. 5: Профиль фазовой задержки и его интерферограмма для зрачка 5 мм для набора аксиально-симметричных aberrаций (второй набор полиномов Цернике).

Т а б л и ц а 1

Значения первого набора коэффициентов Цернике в микрометрах

$C_{2,0}$	$C_{3,-3}$	$C_{3,-1}$	$C_{3,1}$	$C_{3,3}$	$C_{4,-4}$	$C_{4,0}$	$C_{4,4}$
2.95	-1.54	3.09	2.89	4.26	-4.03	-3.96	2.47
$C_{5,-5}$	$C_{5,-1}$	$C_{5,1}$	$C_{5,5}$	$C_{6,-6}$	$C_{6,0}$	$C_{6,6}$	
-2.58	1.19	0.5	-3.02	-1.17	-2.59	0.12	

Для определения возможности распознавания объектов при таком профиле 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. Оптотип задавался набором точечных источников света, расположенных на равных расстояниях друг от друга и испускающих

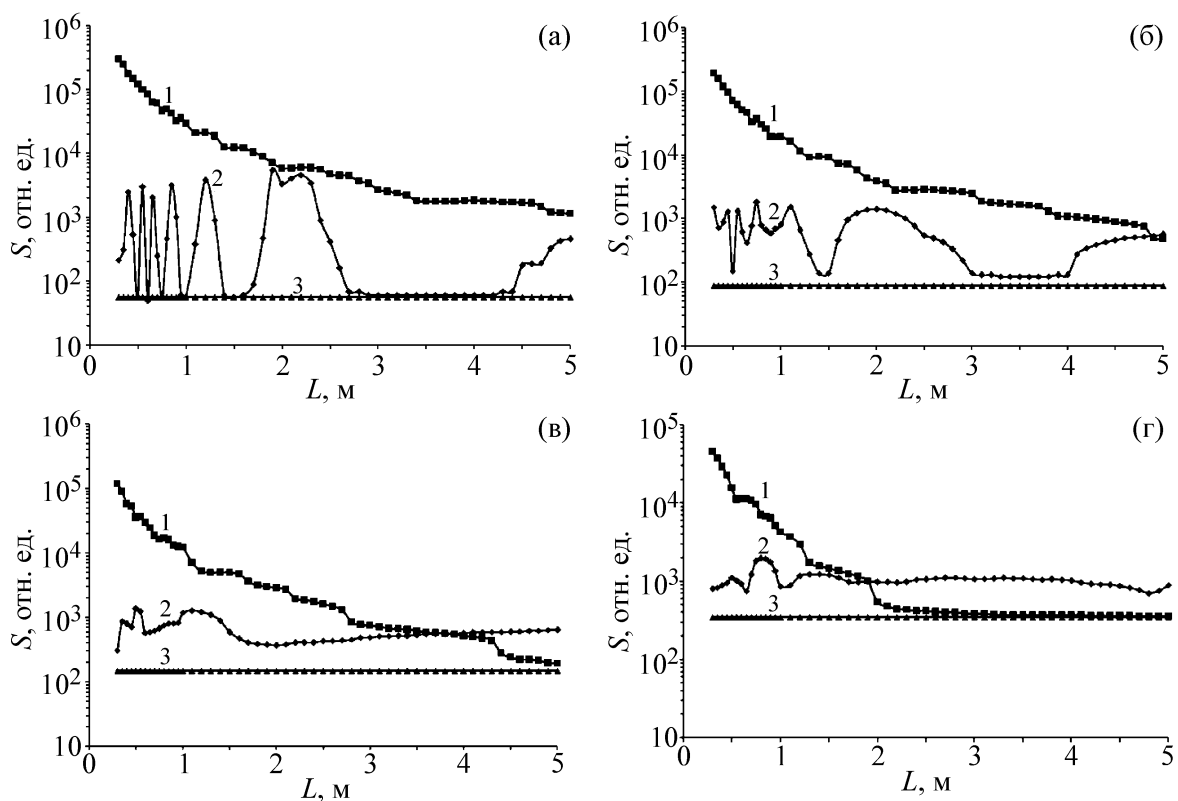


Рис. 6: Площадь ФРТ в зависимости от расстояния между точечным источником и зрачком при четырёх значениях диаметра зрачка: (а) 5 мм; (б) 4 мм; (в) 3 мм; (г) 2 мм. 1 – система без aberrаций, 2 – система с внесенными aberrациями, 3 – система с адаптацией.

сферические волны. Результирующее распределение интенсивности равнялось сумме интенсивностей изображений каждого источника (сумма квадратов модулей ФРТ каждого источника). При моделировании тест-объект располагался на разных расстояниях от зрачка и, соответственно, изменялся размер опто типа таким образом, чтобы сохранялся его угловой размер. Диаметр зрачка также изменялся и составлял 2, 3, 4 и 5 мм.

Т а б л и ц а 2

Значения коэффициентов Цернике
для набора аксиально-симметричных aberrаций в микрометрах

$C_{2,0}$	$C_{4,0}$	$C_{6,0}$	$C_{8,0}$
4.22	2.55	4.86	4.1

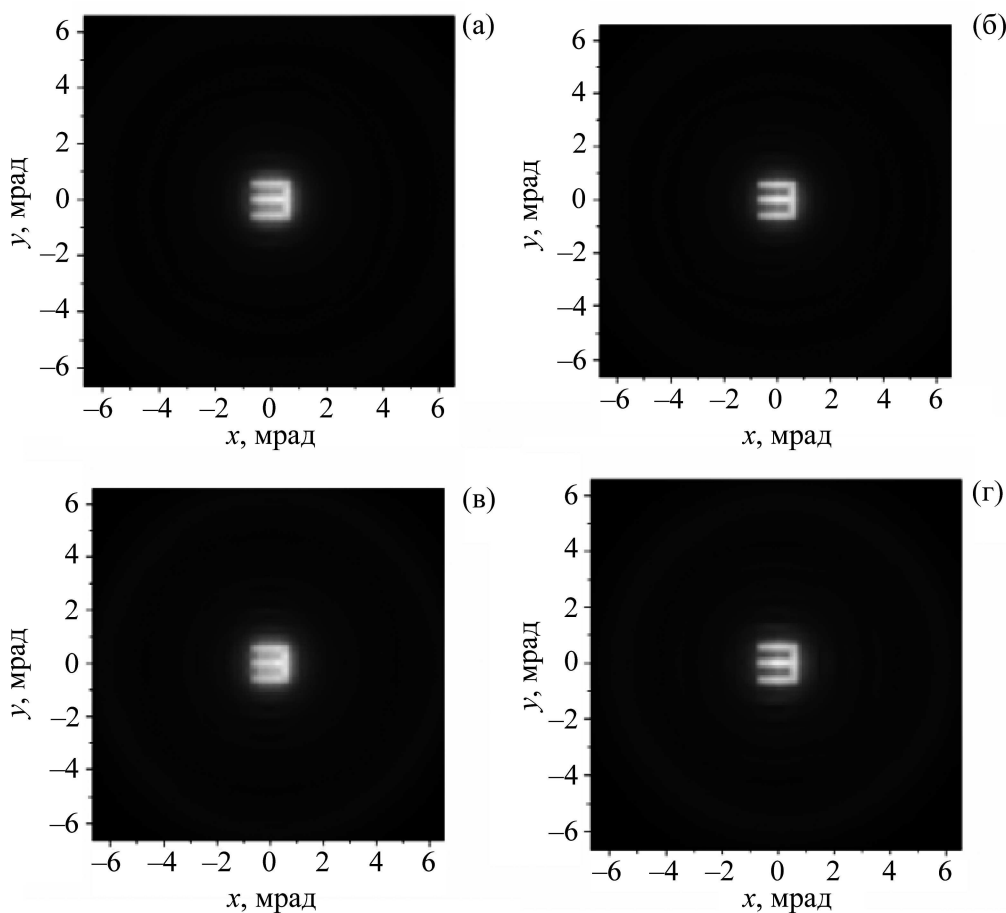


Рис. 7: Изображение буквы *E*, зрачок 4 мм, расстояния 5 м (а), 3 м (б), 1 м (в) и 0.5 м (г).

Для первого набора полиномов Цернике восстановленное изображение является узнаваемым на расстояниях от 0.9 до 0.4 м практически для всех диаметров. На рис. 4 приведены рассчитанные изображения буквы *E* для 5 метров – неузнаваемое и 0.5 метров – узнаваемое.

Значения второго набора коэффициентов Цернике для случая набора аксиально-симметричных полиномов приведены в таблице 2. Соответствующий профиль фазовой задержки и его интерферограмма для зрачка 5 мм показаны на рис. 5. Графики зависимости площади ФРТ от расстояния при различных диаметрах зрачка представлены на рис. 6. В этом случае площадь пятна имеет минимумы и максимумы для различных расстояний. Однако максимальная величина площади не превышает значения площади ФРТ для первого набора. Моделирование построения изображения объекта в этом слу-

чае показало, что практически во всем рассматриваемом диапазоне изображение буквы Е является узнаваемым. На рис. 7 показаны изображения при расположении предмета на 5, 3, 1 и 0.5 м.

Таким образом, для модельной системы, имитирующей искусственный хрусталик, найден фазовый профиль (см. табл. 2), позволяющий увеличить глубину резко отображаемого пространства.

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

Л И Т Е Р А Т У Р А

- [1] A. N. Simonov, G. Vdovin, M. C. Rombach, *Optics Express* **14**, 7757 (2006).
- [2] J. W. Y. Lit and R. Tremblay, *J. Opt. Soc. Am.* **63**, 445 (1973).
- [3] T. Callina and T. P. Reynolds, *Ophthalmol. Clinics N. Am.* **19**, 25 (2006).
- [4] Z. Zalevsky, *SPIE Reviews* 018001-1, **1**, 1 (2010).
- [5] L. C. van de Pol, "Evaluating night vision disturbances after refractive surgery: Military applications," in *Vision Science and its Applications*, A. Sawchuk, ed/. Vol. 53 of OSA Trends in Optics and Photonics (Optical Society of America, 2001), paper SuA1.
- [6] Y. Levy, O. Segal, I. Anvi, D. Zadok, *Am. J. Ophthalmol.* **139**, 225 (2005).
- [7] M. Kim, Y.G. Lee, K.R. Seo, E.K. Kim, H.K. Lee, *Korean Journal of Ophthalmology* **21**, 79 (2007).
- [8] H.-L. Liou and N. A. Brennan, *J. Opt. Soc. Am.* **14**, 1684 (1997).

Поступила в редакцию 14 января 2013 г.