

ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ СИСТЕМЫ

УДК 617.741: 535.317 : 681.784

Г. А. Ленкова, М. М. Мызник

(Новосибирск)

РАЗРАБОТКА ОБЪЕКТИВНОГО МЕТОДА
ИЗМЕРЕНИЯ ОПТИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ГЛАЗА

Общепринятые методы контроля зрительных функций по остроте зрения и контрастной чувствительности глаза являются субъективными, так как результаты измерений зависят от восприятия пациентов. Исследуемый метод позволяет определить характеристики оптической системы глаза (роговицы, хрусталика и стекловидного тела) отдельно от нейрофизиологических факторов и свойств сетчатки. Метод основан на записи изображения точечного источника (функции рассеяния) после двукратного прохождения светового пучка через глазные среды и на вычислении модуляционной передаточной функции.

Введение. В 1862 г. Спеллен [1] предложил в качестве меры состояния зрительных функций глаз человека остроту зрения: отношение расстояния, на котором испытуемый начинает видеть знаки, к расстоянию, на котором размер различимой детали знака составляет одну угловую минуту. Принято считать зрение нормальным, если величина отношения равна или больше единицы. Эта мера оказалась удобной и получила широкое распространение. В настоящее время острота зрения оценивается по стандартным тестовым таблицам. Определение сохранности зрительных функций по результатам измерения остроты зрения дает большую информацию врачу, но не позволяет всеобъемлюще оценить способность глаза различать и узнавать любые объекты на окружающем фоне.

Более полной мерой зрения по сравнению с остротой является контрастная чувствительность глаза, которая стала основной при клинических испытаниях [2]. Суть метода заключается в том, что испытуемому предъявляются решетки разной частоты, у которых изменяется контраст. Существует даже гипотеза, что в зрительной системе происходит разложение изображений на решетки (разложение в ряд Фурье) и передача в мозг сведений об их интенсивности и контрасте по разным частотным и ориентационным каналам. Контрастная чувствительность определяется как величина, обратная минимальному (пороговому) контрасту решетки, при котором наблюдатель еще различает периодичность ее штрихов. Пороговый контраст устанавливается для каждой частоты, и по данным измерений строится график (обычно в логарифмическом масштабе), который называется функцией кон-

трастной чувствительности (ФКЧ) зрительной системы. Этот метод обратен методу, используемому при измерении передаточных функций оптических систем, когда контраст решеток, предъявляемых на входе системы, постоянен.

Общий вид ФКЧ зрительной системы, несмотря на множество методик измерения, довольно устойчив. Максимальная чувствительность наблюдается в области средних пространственных частот (2–8 цикл/град) [3]. Снижение чувствительности в области высоких и низких пространственных частот обусловлено различными факторами. Оптика глаза формирует изображение объектов на сетчатке, далее информация об этом изображении передается в мозг. Чувствительность в области высоких пространственных частот определяется возможностями оптики глаза, а в области низких частот обусловлена конструктивными особенностями зрительного анализатора на участке глаз–мозг.

Хотя пороговый контраст изображения принят в качестве основного критерия в большинстве зрительных задач, одна ФКЧ также не может быть наилучшим способом при оценке офтальмологических и визуально-оптических характеристик. Это наглядно проявляется, например, при сравнении зрительных функций глаз пациентов с имплантированными монофокальными (рефракционными) и мультифокальными (рефракционными и дифракционно-рефракционными) интраокулярными линзами (ИОЛ) (искусственными хрусталиками). С одной стороны, клинические проверки, базирующиеся на остроте зрения, не подтверждают существенного различия между этими ИОЛ, с другой – при многофокальных ИОЛ наблюдаются снижение контрастной чувствительности, ложные световые сигналы и т. д. [4].

Основной недостаток методов проверки состояния зрения по остроте и ФКЧ заключается в том, что они являются не физическими, а субъективными, психофизиологическими. Результаты испытаний зависят от восприятия пациентов и не позволяют дать оценку чисто оптическому преобразованию зрительного сигнала в процессе обработки информации в зрительной системе, т. е. отделить «оптические» факторы формирования изображения от «нервных» факторов [5].

Системы передачи и обработки информации принято характеризовать передаточными функциями, определяющими взаимосвязь входного и выходного сигналов. Этот метод является универсальным, так как позволяет на одном языке описывать различные каналы связи, в том числе оптические, включая работу зрительного аппарата. Оптическая передаточная функция (ОПФ) системы определяет, каким образом каждая частотная составляющая объекта передается в изображении. Основную часть ОПФ представляет модуляционная передаточная функция (МПФ). Эта функция в технической оптике называется также частотно-контрастной характеристикой. Далее будет употребляться только обозначение МПФ.

Первые измерения передаточной функции зрительной системы человека были проведены для решения технических задач физической оптики и телевидения. В 1950–1970 гг. было выполнено большое число работ по измерению МПФ оптики глаза, нервной части зрительной системы – зрительного анализатора и зрительной системы в целом (обзор дан в [6]). Зрительная система рассматривается по аналогии с оптическими системами как фильтр пространственных частот, состоящий из двух компонентов: оптического, пропускающего низкие частоты, и нервного, включающего физиологические, химические и другие процессы при передаче изображения от сетчатки

в мозг, который пропускает высокие частоты. Прямой путь определения МПФ заключается в измерении контраста решеток разной частоты, сформированных на сетчатке. При косвенном методе МПФ получают путем фурье-преобразования распределения интенсивности в изображении линейного (щель, край экрана) или точечного источника света, формируемого на сетчатке. При точечном источнике это распределение называется функцией рассеяния точки (ФРТ).

В последнее время за рубежом интенсивно развивается метод измерения аберраций глаза на основе записи изображения точечного объекта (ФРТ глаза) в воздухе после двойного прохождения света через глазные среды [4, 7]. Для этой цели излучение лазера фокусируется на сетчатке, образуя виртуальный источник. Рассеянное на сетчатке излучение выходит из глаза и фокусируется на светочувствительной поверхности ПЗС-камеры. Далее в результате цифровой обработки ФРТ получают МПФ оптической системы глаза.

Определение аберраций глаза возможно также на основе волновой оптики, когда критериями качества изображения служат аберрации волнового фронта в плоскости выходного зрачка глаза после отражения сфокусированного пучка от сетчатки. Аберрации измеряются на интерференционной установке путем сравнения контролируемого волнового фронта с опорным [8, 9] или анализируются с помощью датчика типа Шака – Гартмана, состоящего из двухкоординатной матрицы микролинз и ПЗС-камеры [10, 11]. В работе [11] для измерения аберраций применяются также адаптивные зеркала. Все устройства, указанные выше, чрезвычайно сложны в осуществлении, так как основаны на специализированных элементах.

Метод определения МПФ путем цифровой обработки ФРТ, полученной после двойного прохождения света через глаз, вызывает особый интерес, так как он соответствует современному научно-техническому уровню (разработан с применением лазеров, высокоразрешающих ПЗС-камер и компьютеров с программным обеспечением), является простым в осуществлении и в то же время достаточно информативным в сравнении с другими методами. МПФ и ФРТ служат наиболее полными характеристиками для оценки оптического качества изображения на сетчатке глаза, исключая нейробиологические факторы и влияние свойств сетчатки. Устройства для измерения оптических характеристик зрительной системы с использованием этого метода в России и за рубежом находятся в стадии научных исследований.

Создание объективных методов и средств контроля оптических характеристик глаза – актуальная задача офтальмологии и микрохирургии глаза. Особенно остро эта проблема встает при проведении операций на роговице и при имплантации ИОЛ после устранения катаракты. В этих случаях стандартные тесты, основанные на определении остроты зрения и контрастной чувствительности, недостаточны для заключения об успешности операции и проведения качественного наблюдения за пациентом. Кроме того, затрудняется оценка полезности бифокальных ИОЛ, применяемых для расширения диапазона псевдоакомодации, по сравнению с традиционными монофокальными из-за противоречивых клинических испытаний, основанных на субъективных критериях качества изображения.

Цель работы – создание и исследование объективного метода измерения оптических характеристик глаза, разработка макета оптико-электронной аппаратуры для регистрации ФРТ после двойного прохождения света через глазные среды и вычисление МПФ.

1. Критерии оценки оптических характеристик глаза. Рассмотрим функции, которые могут характеризовать качество изображения оптической системы (или объектива), в том числе и качество оптики глаза. Отклонение системы от идеальной определяется, прежде всего, волновыми aberrациями в плоскости выходного зрачка. Зависимость ошибок волнового фронта от координат зрачка, дополненная распределением пропускания света, представляет комплексную функцию зрачка (КФЗ), которая является одной из основных функций, характеризующих качество изображения оптической системы.

Еще две функции следуют из способа, каким представлен предмет: в виде совокупности светящихся точек или набора элементарных решеток с синусоидальным распределением яркости [12]. В первом случае каждая точка изображается в виде дифракционной картины, искаженной остаточными aberrациями, присущими реальному объективу (или системе), и представляющей функцию рассеяния объектива. Освещенность в плоскости изображения представляет свертку распределения интенсивности в предмете и ФРТ объектива. Если оптическая система имеет несколько последовательных элементов, каждый из которых имеет свою ФРТ, то функция рассеяния всей системы определяется как свертка ФРТ отдельных элементов. Во втором случае изображение предмета получается суммированием изображений синусоидальных решеток. Этот способ основан на применении математического аппарата Фурье к теории оптических приборов. Сначала линейная структура объекта преобразуется в спектр пространственных частот, пропускаемых объективом или оптической системой, и затем этот спектр снова преобразуется в линейную структуру и становится распределением интенсивности света в изображении. В таком представлении влияние объектива на изображение характеризуется ОПФ, состоящей из двух частей: МПФ и фазовой передаточной функции (ФПФ). Первая составляющая показывает изменение коэффициента передачи модуляции (контраста), а вторая – фазы в зависимости от пространственной частоты. ОПФ дает наглядную информацию о качестве изображения оптической системы и позволяет определить ОПФ сложной системы как произведение оптических передаточных функций всех ее звеньев.

Рассмотренные функции: КФЗ, ФРТ и ОПФ, характеризующие качество изображения оптической системы, могут быть измерены прямым путем или рассчитаны на основе измерения одной из них. ФРТ и ОПФ, амплитуда ФРТ и КФЗ взаимосвязаны преобразованием Фурье, а ОПФ вычисляется как автокорреляция КФЗ. Выбор той или иной функции зависит от назначения оптической системы и технических возможностей для осуществления измерения функций. Однако функции КФЗ, ФРТ и ОПФ не всегда удобны для количественной оценки. Для сравнения однотипных объективов (систем) часто применяются числовые соотношения, называемые критериями качества изображения. На основе ФРТ определяются разрешающая способность по Рэлю, Фуко и Спарроу, число Штреля, функция концентрации энергии и др. [13]; на основе КФЗ – критерии Рэля ($\lambda/4$), Рождественского ($\lambda/10$) и Марешала (среднеквадратичная погрешность $\lambda/14$); на основе ОПФ – граничная частота, эквивалентная полоса пропускания и т. д. [12, 14, 15]. Выбор критерия должен учитывать требования, предъявляемые к изображению, создаваемому объективом. Значения критериев могут измеряться непосредственно или рассчитываться из КФЗ, ФРТ и ОПФ. Для оценки зрительных функций глаза применяется критерий, аналогичный разрешению по Рэлю, который соот-

ветствует остроте зрения, равной 1, или минимальному угловому расстоянию изображений двух точек, равному 1. Существуют также энергетические критерии, связывающие качество изображения с концентрацией энергии в пределах радиуса первого минимума функции Эри и с радиусом центральной части кружка рассеяния, в которой концентрируется 50 или 80 % энергии. Подробно эти критерии рассматриваются в [16].

Если система идеальная (дифракционно ограниченная), то распределение интенсивности в изображении точки наблюдается в виде известной функции Эри, которая для круглого зрачка имеет вид

$$I_q = I_0 \frac{2J_1(q)}{q}^2, \quad (1)$$

где I_0 и I_q – интенсивность в центре и в точке с координатой q , $q = \frac{Dr}{f}$;

D и f – диаметр выходного зрачка и фокусное расстояние объектива; r – радиальное расстояние от центрального максимума в плоскости изображения ($r = \sqrt{x^2 + y^2}$ в декартовых координатах x, y); λ – длина волны света. Функция I_q обращается в нуль при $r = r_0 = 1,22 f/D$. Согласно критерию Рэля две точки считаются разрешимыми, если центральный максимум ФРТ для одной из них совпадает с первым минимумом ФРТ для другой. В случае идеального объектива минимальное расстояние между точками, разрешимыми по критерию Рэля, совпадает со значением r_0 , а отношение $1/r_0$ (число линий на миллиметр) характеризует разрешающую способность объектива. Распределение интенсивности в изображении двух точек, расположенных на расстоянии r_0 , имеет минимум, величина которого составляет 0,775 (провал 22,5 %) [17] величины двух соседних максимумов. При этом число Штреля 0,8. В некоторых условиях глаз наблюдателя может различать две точки, даже если провал в распределении интенсивности составляет 5 % (практический критерий), что соответствует расстоянию между точками $r = 0,86r_0$ ($1/r = 1,16/r_0$). При $r = 0,78r_0$ ($1/r = 1,28/r_0$) минимум интенсивности между точками исчезает (абсолютный критерий или критерий Спарроу) [13, 15].

ОПФ идеального объектива (системы) представляет фурье-преобразование функции Эри (1) и состоит только из МПФ, так как при симметричных функциях, к которым относится эта функция, ФПФ отсутствует [12]. Пространственная частота, выраженная величиной $1/r_0$, обратной расстоянию двух разрешаемых точек, называется предельной, хотя, как было показано выше, расстояние может быть и меньше, а частота соответственно больше в 1,16 раза. МПФ представляет зависимость коэффициента передачи модуляции или контраста от пространственной частоты. Контраст K изображения синусоидального объекта определяется по формуле

$$K = \frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max} + I_{\min}}, \quad (2)$$

где I_{\max} и I_{\min} – максимальное и минимальное значения интенсивности в изображении двух точечных объектов соответственно. Фактически контраст представляет нормированную амплитуду модуляции на выбранной частоте.

Для интраокулярных линз применяются такие критерии, как число Штреля, интеграл МПФ и соотношение значений МПФ реальной системы и идеального объектива на пространственной частоте 30 цикл/град, соответствующей угловому размеру объекта, равному 1 мин. По стандарту значения этих параметров должны быть приблизительно равны 0,30; 0,55 и 0,34 [18] соответственно. Цикл/град – единица измерения пространственной частоты $f = 1/r$, где r – шаг решетки или расстояние между двумя точками объекта, представленное в угловой мере (в градусах). При измерении оптических характеристик глаза определяющим является контраст изображения также на частоте 30 цикл/град.

Для идеальной системы предельная частота $f_0 = 1/r_0$ (где r_0 выражается в градусах как $r_0 = (1,22 \lambda / D)(180 / \pi)$) и контраст (значение МПФ) при заданной частоте зависят от диаметра апертуры D и длины волны излучения λ . Качество интраокулярных линз рекомендуется проверять по стандарту [19] при $D = 3$ мм и $\lambda = 0,5461$ мкм. Для этих условий предельная частота составляет 78,6 цикл/град. Характеристики глаза контролируются чаще всего при $D = 4$ мм и $\lambda = 0,633$ мкм [7], и этот же параметр равен 90,4 цикл/град. В нашем эксперименте ($D = 4$ мм, $\lambda = 0,65$ мкм) значение предельной частоты составляло 88 цикл/град. Во всех указанных случаях значение МПФ для идеальной системы на предельной частоте (критерий Рэля) равно 0,093 (9,3 %), а на частоте, которая больше предельной в 1,16 раза (практический критерий), – 0,015 (1,5 %). На частоте 30 цикл/град для диаметров, равных 3 и 4 мм, значения МПФ идеальной системы равны 0,6 и 0,66 соответственно. Из критериев (Рэля и практического) следует, что для глаза можно считать допустимым падение МПФ на частоте 30 цикл/град до значений в пределах 1,5–9,3 %. Для ИОЛ, как упоминалось выше, допустимым по стандарту является падение МПФ на этой же частоте до 0,34 значения МПФ идеальной системы, т. е. при диаметре диафрагмы, равном 3 мм, значение МПФ не должно превышать ~0,2 (20 %).

2. Экспериментальная установка. Оптико-электронная схема регистрации ФРТ глаза представлена на рис. 1. В ее состав входят полупроводниковый лазер 1 ($\lambda = 0,65$ мкм, мощность излучения 3 мВт), нейтральные светофильтры 2, коллиматор для расширения светового пучка, состоящий из

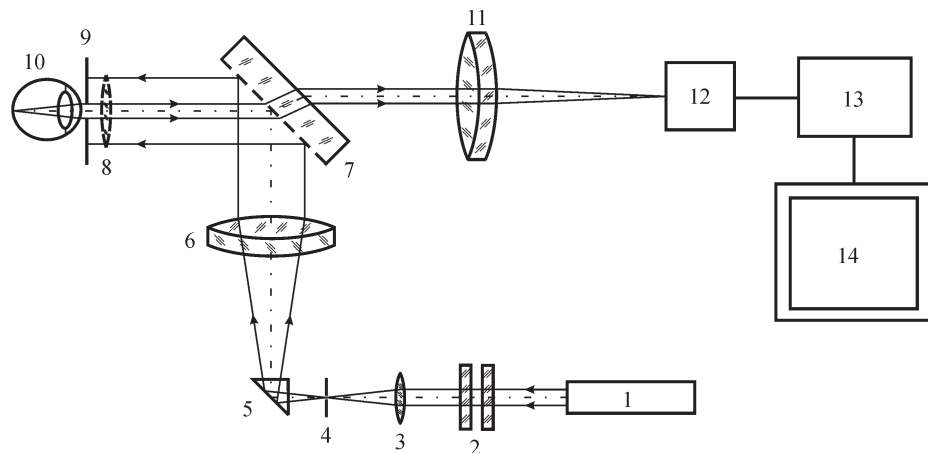


Рис. 1. Оптичная схема установки

микрообъектива 3 с фокусным расстоянием $f_1 = 16$ мм и объектива 6 с $f_2 = 110$ мм, щель 4, поворотная призма 5, светоделительная пластина 7, диоптрийные стекла 8 для компенсации рефракции глаза, диафрагма 9, глаз (или модель глаза при контроле качества изображения ИОЛ) 10, выходной объектив 11 с $f_3 = 210$ мм, ПЗС-камера 12, механическая часть щелевой лампы ЛЩ-2 с лицевым упором (на рисунке не показана), компьютер 13 и дисплей 14. Предельно допустимый уровень (ПДУ) энергии коллимированного непрерывного лазерного излучения $W_{\text{ПДУ}}$ при систематически повторяющемся воздействии рассчитывался на временной интервал моргания глаза ($1/4$ с) и составлял $4,8 \cdot 10^{-6}$ Дж [20]. При этом значении $W_{\text{ПДУ}}$ предельно допустимый уровень мощности излучения $P_{\text{ПДУ}}$ составлял $1,92 \cdot 10^{-2}$ мВт, а предельно допустимый уровень облученности $E_{\text{ПДУ}}$, рассчитанный на диаметр диафрагмы 4 мм, был равен $0,153$ мВт/см². В соответствии с данными, полученными для $P_{\text{ПДУ}}$, подбирались пропускание светофильтров.

Параллельный пучок света, формируемый коллиматором (3–6), отражается от светоделительной пластины 7 и поступает в глаз 10. Этот пучок для глаза равнозначен точечному источнику света, расположенному на бесконечности. Далее свет фокусируется на сетчатке, отражается, проходит второй раз через оптическую систему глаза и проектируется на светочувствительную поверхность ПЗС-камеры 12. Распределение интенсивности в изображении точечного объекта (ФРТ) после двукратного прохождения характеризует качество оптической системы глаза. Время выдержки одного кадра определялось свойствами видеокарты компьютера и составляло $1/25$ с.

При рассеянии лазерного пучка на сетчатке (на мозаике фоторецепторов, микрососудах и капиллярах) и на частичках, присутствующих в стекловидном теле, возникала спекл-структура, что существенно снижало качество регистрируемого сигнала. Для подавления спеклов использовалось усреднение 16 изображений ФРТ. МПФ получалась путем цифровой обработки усредненной ФРТ глаза. Далее вычислялся корень квадратный из МПФ для получения результата одного прохождения. Для обработки результатов измерений использовалась система MatLab. На данном этапе работы не ставилась задача получения ФРТ при однократном прохождении светового пучка через глазные среды и вычисления КФЗ. Это предполагается провести в дальнейших исследованиях.

Для проверки качества изображения оптической системы и точного совмещения фоточувствительной поверхности ПЗС-камеры с фокальной плоскостью выходного объектива на пути параллельного светового пучка вместо глаза устанавливалось плоское зеркало высокого качества. Камера перемещалась до получения минимального размера ФРТ, что соответствовало положению ПЗС-камеры в фокусе объектива. Регистрация ФРТ при отражении светового пучка от сетчатки глаза также проводилась в фокусе оптической системы. Предварительно в этом же положении камеры компенсировались рефракция глаза и астигматизм. Компенсация осуществлялась подбором диоптрийных стекол, а более точная – путем небольшого смещения камеры относительно фокуса объектива.

3. Определение оптической передаточной функции по функции рассеяния точки. Взаимные преобразования КФЗ, ФРТ, ОПФ рассматривались во многих публикациях, мы же придерживаемся в основном процедуры, изложенной в [7], с некоторыми дополнениями и изменениями.

Глаз освещается плоской монохроматической световой волной, поэтому можно считать, что объект представляет δ -функцию. При первом прохождении света через глаз изображение на сетчатке формируется в когерентном свете и процесс образования единичного кратковременного изображения точечного объекта можно представить как фурье-преобразование функции зрачка $P(x, y)$:

$$I(x, y) = |A(x, y)|^2 \{FT[P(x, y)]\}^2, \quad (3)$$

где $A(x, y)$ и $I(x, y)$ – амплитуда и интенсивность ФРТ оптической системы глаза на сетчатке; x и y – координаты относительно центра изображения;

$$P(x, y) = \exp\{ik[W_{20}(x^2 + y^2) + W_{40}(x^4 + y^4) + W_{22}(x^2y^2)]\}, \text{ если } (x^2 + y^2) \leq 1;$$

$$P(x, y) = 0, \text{ если } (x^2 + y^2) > 1. \quad (4)$$

Здесь x, y – нормированные координаты зрачка; W_{20}, W_{40}, W_{22} – коэффициенты дефокусировки, сферической аберрации третьего порядка и астигматизма соответственно.

После отражения от сетчатки свет рассеивается и пространственная когерентность нарушается. Световой пучок вновь проходит через систему глаза и фокусируется на ПЗС-камеру с помощью объектива. Полагая, что коэффициент отражения на роговице равен единице, после второго прохождения светового пучка через глаз распределение интенсивности в изображении точечного источника $I(x, y)$ в воздухе можно представить как свертку или автокорреляцию функций рассеяния $P(x, y)$ в следующем виде [7]:

$$I(x, y) = P(x, y) * P(x, y). \quad (5)$$

Результирующее изображение $I(x, y)$ появляется со спеклами, которые возникают из-за временной когерентности света и диффузных свойств сетчатки. Спекл-структура изменяется быстро в основном из-за микрофлуктуаций аккомодации и присутствия частиц в стекловидном теле. Для ослабления влияния спеклов в нашем случае регистрировалось 16 кратковременных изображений $I_i(x, y)$ с разрешением 256×256 элементов и 8 бит/элемент по интенсивности. Усредненное значение распределения интенсивности $I(x, y)$ вычислялось в виде

$$I(x, y) = (1/n) \sum_{i=1}^n [I_i(x, y) - N_i(x, y)], \quad (6)$$

где n – число измерений; $N_i(x, y)$ – значение фона для каждого изображения (в нашем случае 16 значений фона).

Далее проводилась 5×5 медианная фильтрация для устранения случайного шума, возникающего при записи изображения. После этого осуществлялась обработка функции $I(x, y)$ по алгоритму быстрого преобразования Фурье. Квадратный корень данного преобразования имеет вид

$$H(u, v) = \{FT[I(x, y)]\}^{1/2} = M(u, v) \exp[iO(u, v)]. \quad (7)$$

Для исключения шума в пространстве Фурье должна проводиться фильтрация модуля $M(u, v)$ функции $H(u, v)$ по следующей схеме:

$$Q(u, v) = 1 - [(M_{\max} k) / M(u, v)], \text{ если } M(u, v) > (M_{\max} k);$$

$$Q(u, v) = 0, \text{ если } M(u, v) \leq (M_{\max} k),$$
(8)

где M_{\max} – максимальное значение $M(u, v)$; k – постоянный коэффициент, выбираемый в зависимости от уровня шума. В результате фильтрации ОПФ определяется как

$$H(u, v) = H(u, v)Q(u, v) \exp[iO(u, v)],$$
(9)

где $M(u, v)$ – модуляционная передаточная функция, а $O(u, v)$ – фазовая передаточная функция.

Функцию рассеяния глаза $P(x, y)$ на сетчатке, т. е. функцию однократного прохождения через оптические среды глаза, можно рассчитать на основе обратного фурье-преобразования функции $H(u, v)$.

4. Моделирование процесса обработки изображения на примере функции Эри. В изображении, передаваемом с ПЗС-камеры на компьютер, наблюдались значительные шумы и фон. Когда изображение считывается при помощи подвижного точечного фотоприемника, качество сигнала обычно бывает существенно выше. Однако возникают сложности при регистрации изображений объектов на плоскости, так как необходимы специальные устройства для сканирования в двух координатах. В этом смысле ПЗС-камеры имеют большое преимущество, но неравномерность светочувствительности элементов камеры приводит к возникновению шумов. Некоторые неудобства возникают также из-за наличия большого фона, например сокращается динамический диапазон передачи изменения освещенности в изображении.

Для анализа степени влияния фона был проведен расчет МПФ путем фурье-преобразования ФРТ идеального объектива (функции Эри) при различных уровнях фона. Расчеты показали, что влияние фона на окончатель-

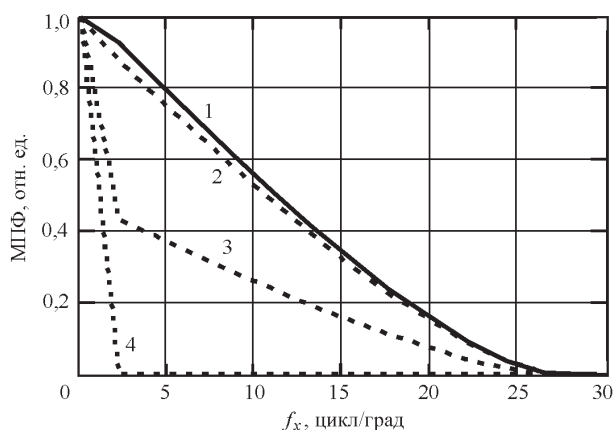


Рис. 2. Влияние фона на расчет МПФ при $d = 1$ мм: фурье-преобразование функции Эри без фона (кривая 1); на фоне, который составляет 0,05 % (2) и 1 % (3) максимального значения

ный вид МПФ значительно усиливается, если центральная часть ФРТ (диск Эри) становится существенно меньше поля регистрации. На рис. 2 представлены результаты расчета для d (диаметр диафрагмы), равного 1 мм, когда радиус кружка Эри r_0 составляет 1/10 размера обрабатываемой части изображения (256×256 элементов). Как видно из рисунка, только при низком фоне (0,05 %) МПФ приближается к виду без фона. Из расчета при $d = 4$ мм (соотношение 1/40) следует, что фон должен быть еще меньше, так как уже на фоне 0,05 % наблюдаются такие же изменения, как при $d = 1$ мм на фоне 1 %.

При регистрации тестовой ФРТ оказалось, что боковые максимумы, интенсивность которых теоретически составляет 1,75 % и ниже относительно центрального максимума, не разрешаются из-за шумов. Был проведен численный эксперимент по определению влияния боковых порядков функции Эри на МПФ, который показал, что число порядков, необходимых для получения МПФ, близкой к идеальной, также зависит от размера поля регистрации, но в значительно меньшей степени. При размерах поля, превышающих диск Эри в 10–40 раз, оно должно быть не меньше 3. На рис. 3 приведены результаты расчета МПФ при $d = 1$ мм (соотношение 1/10). Результаты обработки почти не зависят от размера диафрагмы. В области предельной частоты, равной 22 и 88 цикл/град при $d = 1$ и $d = 4$ мм соответственно, значения МПФ практически совпадают друг с другом и с МПФ идеальной системы. Для функции Эри, усеченной по уровню 1-го минимума (r_0), значения МПФ в области частот, меньших предельной, увеличиваются относительно идеальной системы приблизительно на 0,1.

На рис. 4 представлены результаты моделирования процесса обработки на основе идеальной (полной и усеченной по r_0 функции Эри) функции рассеяния в последовательности: ФРТ и автокорреляция ФРТ; МПФ (фурье-преобразование автокорреляции) и корень квадратный из МПФ; обратное фурье-преобразование с целью получения первоначальной ФРТ. Из рисунка видно, что автокорреляция ФРТ на уровне полуширины шире самой функции, полной и усеченной, приблизительно на 30 %. Вид ФРТ, полученной в результате обратного фурье-преобразования, для полной функции совпадает с первоначальной формой, а для усеченной функции полуширина получен-

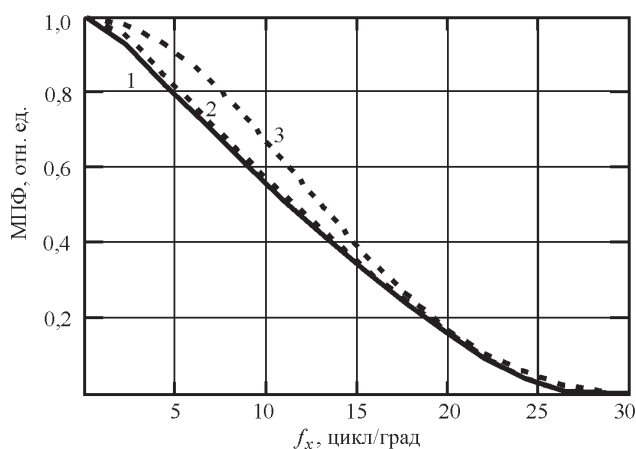


Рис. 3. Влияние боковых максимумов функции Эри на МПФ при $d = 1$ мм: фурье-преобра-

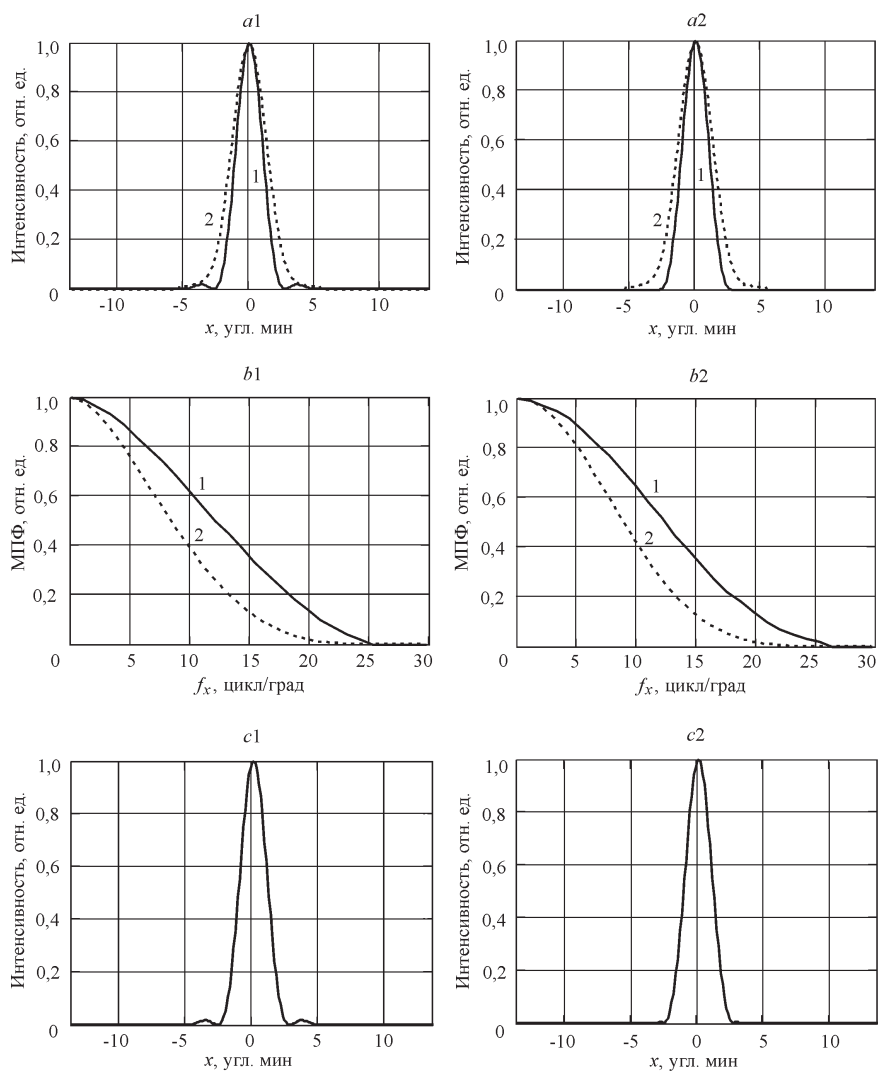


Рис. 4. Моделирование процесса обработки результата измерения на основе полной (*a1*–*c1*) и усеченной по r_0 (*a2*–*c2*) функций Эри при $d = 1$ мм; *a1*: кривые 1, 2 – функция Эри и ее автокорреляция соответственно; *b1*: кривая 1 – корень квадратный из МПФ, кривая 2 – МПФ (фурье-преобразование автокорреляции функции Эри); *c1*: обратное фурье-преобразование корня

ной ФРТ меньше приблизительно на 1 %, т. е. практически совпадает с первоначальной. В последнем случае появляются высокочастотные составляющие с амплитудой, не превышающей 0,007 (0,7 %). Следует отметить, что значения МПФ автокорреляции и корня квадратного для усеченной функции больше, чем для полной, но не более чем на 0,05 и 0,03 соответственно. Отличие МПФ автокорреляций (см. рис. 4, кривые 2 (*b1*, *b2*)) приблизительно в 2 раза меньше, чем отличие МПФ усеченной и полной функций Эри (см. рис. 3, кривые 3 и 1).

5. Измерения ФРТ и расчет МПФ оптической системы установки. Для проверки качества изображения оптической системы проводились тестовые

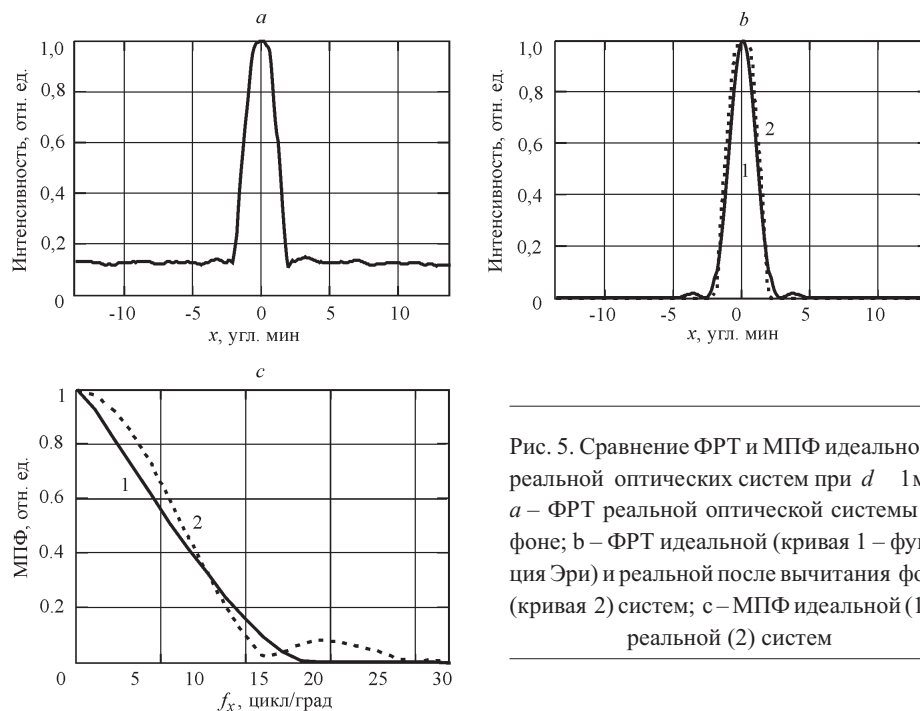


Рис. 5. Сравнение ФРТ и МПФ идеальной и реальной оптических систем при $d = 1$ мм: а – ФРТ реальной оптической системы на фоне; б – ФРТ идеальной (кривая 1 – функция Эри) и реальной после вычитания фона (кривая 2) систем; в – МПФ идеальной (1) и реальной (2) систем

испытания разработанного метода. Для этого параллельный световой пучок отражался не от глаза, а от зеркала, отклонение поверхности которого от плоскости не превышало $1/10$. Результаты измерений (рис. 5, а) показали, что качество изображения оптической системы находится приблизительно на дифракционном уровне, но тем не менее имеются отклонения от ФРТ идеальной системы. Эти отклонения вызываются остаточными aberrациями оптической системы и определяются нелинейностью передачи сигнала с ПЗС-камеры на компьютер и размытием контуров изображения из-за взаимодействия светочувствительных элементов камеры. Из рис. 5, б видно, что полуширина функции рассеяния реальной системы превышает полуширину функции Эри не более, чем на 10 %. Если принять во внимание, что оптическая система глаза далеко не идеальная, то понятно, что в нашем случае качество оптической системы установки и искажения сигнала при передаче на линии ПЗС-камера – компьютер не должны существенно повлиять на результат обработки изображения. В принципе эта погрешность может быть учтена при обработке измерений.

Из рис. 5, в следует, что отличие МПФ, полученной из ФРТ реальной системы без фона, от МПФ идеальной системы в интервале от нулевой до предельной частоты (22 цикл/град) не превышает 0,1. Кроме того, в области высокочастотных составляющих появляется модуляция, максимальное значение которой, равное 0,07, наблюдается приблизительно при 30 цикл/град. Эти отклонения близки к результатам, представленным на рис. 3. Вероятно, если сравнивать МПФ автокорреляций функций, то отличие должно уменьшиться приблизительно в 2 раза, как и при моделировании процесса обработки, представленном на рис. 4.

6. Измерения ФРТ и расчет МПФ оптической системы глаза. Исследование оптических характеристик глаза проводилось в последовательности,

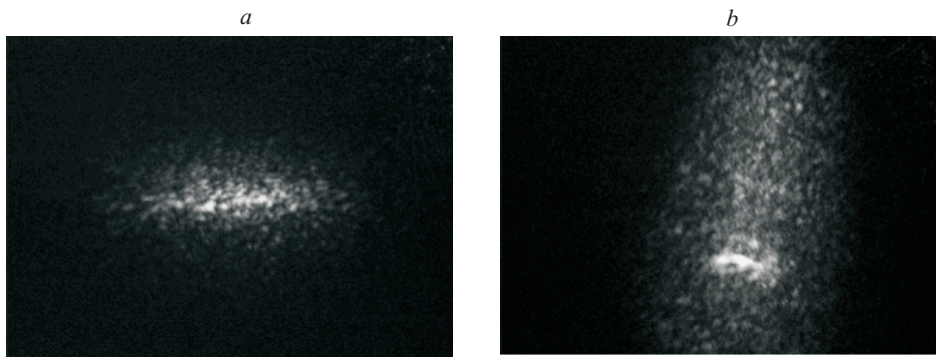


Рис. 6. Фотографии ФРТ глаз двух пациентов (без коррекции на рефракцию)

рассмотренной в разд. 3. На рис. 6 приведены фотографии ФРТ, зарегистрированные в фокальной плоскости выходного объектива без коррекции на рефракцию, для глаз двух пациентов. Из фотографий следует, что в обоих случаях наблюдается астигматизм. Далее процесс измерения характеристик глаза рассматривается на примере второго пациента. Предварительно на стандартном офтальмологическом оборудовании были подобраны диоптрийные стекла, компенсирующие рефракцию и астигматизм глаза пациента. Определено, что оптические силы сферической и цилиндрической линз должны быть равны $-0,25$ и $-0,75$ дптр соответственно. Однако при этих значениях для получения четкого изображения ФРТ глаза требовалось значительное смещение ПЗС-камеры из фокуса, поэтому был проведен подбор корректирующих линз в экспериментальных условиях. Оказалось, что изображение лучше фокусируется в нулевом положении камеры при рефракции сферической линзы, равной $-1,0$ дптр, т. е. на $0,75$ дптр больше, чем предполагалось. Более точная коррекция рефракции осуществлялась небольшим смещением камеры (приблизительно на 10 мм) из фокальной плоскости, что практически не влияло на увеличение изображения. Дискретность градации цилиндрических стекол не позволяла полностью компенсировать астигматизм.

На рис. 7 показаны объемные изображения автокорреляции идеальной ФРТ, а также скомпенсированной и усредненной ФРТ после двойного прохождения светового пучка через глаз второго пациента. Усреднение проводилось двумя способами. В первом случае предполагалось, что глаз остается неподвижным в течение 16 последовательных экспозиций по $1/25$ с (в сумме

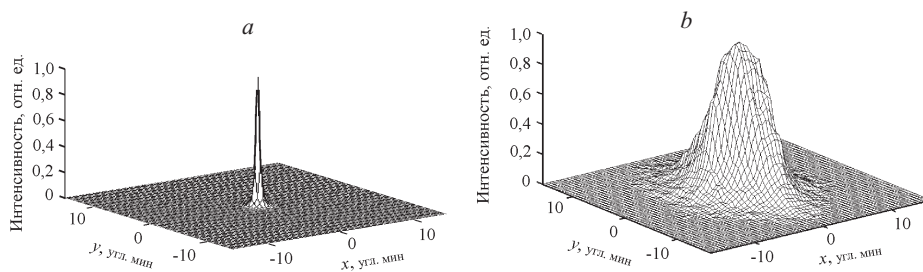


Рис. 7. Трехмерные изображения: автокорреляции ФРТ идеальной системы (а) и реальной

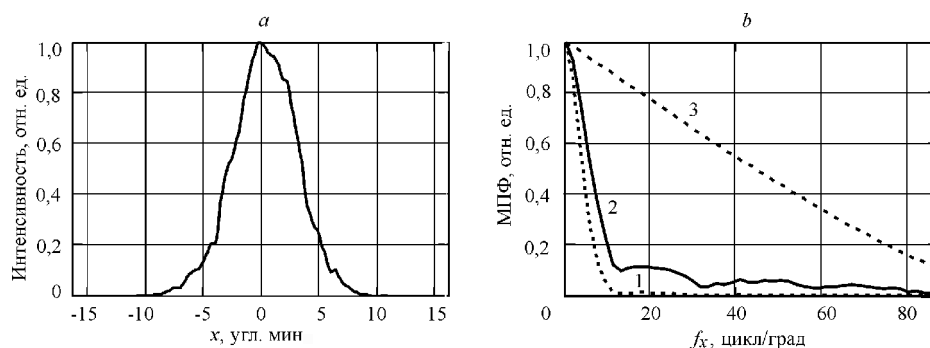


Рис. 8. Результаты расчета МПФ на основе ФРТ глаза, усредненной по центру картины: а – ФРТ реальной оптической системы глаза; б – МПФ, полученная из ФРТ глаза (кривая 1); ко-

0,64 с). Значения интенсивности усреднялись непосредственно, без предварительной обработки изображений. Во втором случае перед усреднением совмещались максимальные значения интенсивностей в изображении. Хотя формы усредненных ФРТ несколько отличались, ширина функций на уровне половинной интенсивности оставалась практически одинаковой. Также в обоих случаях совпадали значения МПФ на частоте 30 цикл/град.

На рис. 8 приводятся данные расчета МПФ по ФРТ для первого способа усреднения. Результаты представлены в виде сечений вдоль оси x . Из МПФ, представляющей корень квадратный из МПФ двойного прохождения, следует, что ее значение на частоте 30 цикл/град равно $\sim 0,07$ (7%), т. е. лежит в интервале допустимых значений, рассмотренных в разд. 1. Данные по определению МПФ, полученные нами, близки к опубликованным в работе [9].

Заключение. В результате представленных исследований разработаны метод и принципы построения оптико-электронной аппаратуры, позволяющие измерять оптические характеристики глаза независимо от субъективных оценок пациента. Критериями качества изображения выбраны: функция рассеяния точки и модуляционная передаточная функция. Рассчитаны параметры оптической схемы с учетом допустимых уровней облученности глаза. Проведены тестовые испытания установки для измерения оптических характеристик глаза. Разработана оптимизированная процедура регистрации и обработки ФРТ. Получена МПФ глаза путем компьютерной обработки ФРТ после двукратного прохождения светового пучка через глазные среды. В дальнейшем предполагается усовершенствовать процесс измерения с применением новых алгоритмов обработки результатов и провести расчеты комплексной функции зрачка и ФРТ при однократном прохождении пучка.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Шелепин Ю. Е., Колесникова Л. Н., Левкович Ю. И. Визоконтрастометрия. Л.: Наука, 1985.
2. Шамшинова А. М., Волков В. В. Функциональные методы исследования в офтальмологии. М.: Медицина, 1998.
3. Современные аспекты клинической физиологии зрения республики: Сб. науч. тр. М.: Минздрав, 1985.

4. Navarro R., Ferro M., Artal P., Miranda I. Modulation transfer functions of eyes implanted with intraocular lenses // *Appl. Opt.* 1993. 32, N 31. P. 6359.
5. Новые методы функциональной диагностики в офтальмологии: Сб. статей /Под ред. К. В. Трутневой. М.: МосНИИ глазных болезней им. Гельмгольца, 1973.
6. Островская М. А. Частотно-контрастная характеристика глаза // *ОМП.* 1969. 2. С. 45.
7. Santamaria J., Artal P., Bescos J. Determination of the point-spread function of human eyes using a hybrid optical-digital method // *JOSA A.* 1987. 4, N 6. P. 1109.
8. Williams D. R., Brainard D. H., McMahon M. J., Navarro R. Double-pass and interferometric measures of the optical quality of the eye // *JOSA A.* 1994. 11, N 12. P. 3123.
9. Liang J., Williams D. R. Aberrations and retinal image quality of the normal human eye // *JOSA A.* 1997. 14, N 11. P. 2873.
10. Prieto P. M., Vargas-Martin F., Goelz S., Artal P. Analysis of the performance of the Hartmann – Shack sensor in the human eye // *JOSA A.* 2000. 17, N 8. P. 1388.
11. Ларичев А. В., Иванов П. В., Ирошников Н. Г. и др. Адаптивная система для регистрации изображения глазного дна // *Квантовая электрон.* 2002. 32, № 10. С. 902.
12. Креопалова Г. В., Пуряев Д. Т. Исследование и контроль оптических систем. М.: Машиностроение, 1978.
13. Апенко М. И., Дубовик А. С. Прикладная оптика. М.: Наука, 1982.
14. Верхотуров О. П. Введение в вычислительную оптику. Новосибирск: СГГА, 1998.
15. Проектирование оптических систем /Под ред. Р. Шеннона, Дж. Вайанта. М.: Мир, 1983.
16. Витриченко Э. А., Лукин В. П., Пушной Л. А., Тартаковский В. А. Проблемы оптического контроля. Новосибирск: Наука, 1990.
17. Марешаль Ф., Франсон М. Структура оптического изображения. М.: Мир, 1964.
18. Grossman L. W., Faaland R. W. Minimum resolution specification of intraocular lens implants using the modulation transfer function // *Appl. Opt.* 1993. 32, N 19. P. 3497.
19. ISO/DIS 11979-2. Optics and Optical Instruments – Intraocular Lenses. Pt. 2: Optical Properties and their Methods. 1996.
20. Санитарные нормы и правила устройства и эксплуатации лазеров. М., 1993.

Институт автоматизации и электрометрии СО РАН,
E-mail: lenkova@iae.nsk.su

Поступила в редакцию
17 июня 2004 г.