

МЕТОДЫ ОБРАБОТКИ СИГНАЛОВ И ИЗОБРАЖЕНИЙ

УДК 681.3.06

А. М. Ковалев*(Новосибирск)*

АБЕРРАЦИИ В РЕТИНАЛЬНЫХ ДИСПЛЕЯХ С ВИРТУАЛЬНЫМ СФЕРИЧЕСКИМ ЭКРАНОМ

Приведены результаты исследований геометрических aberrаций в оптической системе с вогнутым сферическим зеркалом и теоретической моделью глаза по Гульстранду – Легранду с асферикой роговицы по Лотмару и угловым разрешением периферической части ретины по Вертгейму. Показано, что при диаметре входного зрачка глаза не более 2 мм и радиусе зеркала не меньше 50 мм поперечные aberrации системы зеркало–глаз равны или меньше разрешающей способности ретины не только в ее центральной части, но и на периферии. Продольная aberrация виртуального изображения (астигматизм) находится в пределах глубины резко воспринимаемого глазом пространства предметов.

Введение. В работах [1, 2] рассмотрен метод центральной проекции пространства предметов на сферу, или сферическая перспектива, которая устраняет существенные недостатки традиционного метода линейной перспективы, связанные с искажениями естественного зрительного восприятия пространства на плоских изображениях при больших полях наблюдения и на малых расстояниях до объектов. В [2, 3] предложен способ отображения предметов на виртуальном сферическом экране, а в [2, 4] показаны пути практической реализации способа в дисплеях персонального пользования, в частности лазерных ретинальных дисплеях.

Суть предложенного способа состоит в том, что точечные элементы изображения предметов располагают на сферической поверхности между фокальной и отражающей поверхностями вогнутого сферического зеркала, причем центры сферической поверхности и зеркала совмещают с центром вращения глаза наблюдателя. Зеркало переносит изображения на ретину глаза таким образом, что они зрительно воспринимаются увеличенными и расположенными на виртуальном сферическом экране заданного радиуса.

Идейной основой ретинальных дисплеев является построение изображений непосредственно на ретине глаза без воспроизведения промежуточных изображений на каких-либо физических экранах (на экране ЭЛТ, с помощью ЖК-матрицы и т. д.). Построение изображений на ретине производится при помощи коллимированного светоизлучения, модулируемого видеосигналом и отклоняемого растровой разверткой. Дисплей (рис. 1) содержит че-

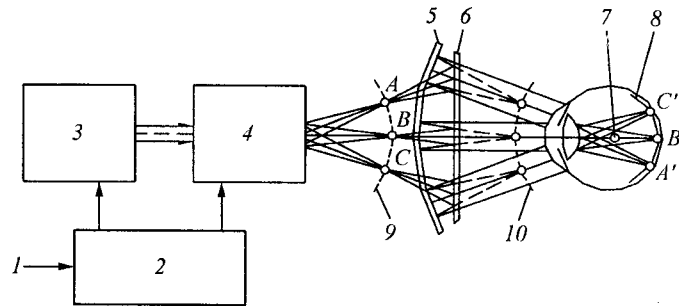


Рис. 1. Блок-схема ретинального дисплея: 1 – сигналы от источника изображения; 2 – интерфейс; 3 – источники светоизлучения; 4 – сканеры; 5 – сферическое вогнутое полупрозрачное зеркало; 6 – плоское поляризационное зеркало; 7 – центр вращения глаза; 8 – ретина глаза; 9 – «воздушное» сферическое изображение; 10 – изображение в зеркале 6

тыре основных блока: электронный интерфейс 2, источники светоизлучения 3, сканеры 4 и зеркальный окуляр 5, 6. Интерфейс получает и обрабатывает сигналы от источника изображения 1 (компьютер, видеокамера и др.). Обработанные сигналы содержат координаты элементов изображения (пикселей) в сферической системе координат и информацию, которая управляет яркостью и смесью цветов. Источники лазерного светоизлучения малой мощности служат для создания и направления через зрачок к ретине глаза 8 одного пикселя за один такт видеочастоты. Для цветного изображения три источника света – красный, синий и зеленый – модулируются, а затем смешиваются. Система сканеров создает растровые изображения пикселей 9 на сферической поверхности, а окуляр – увеличенные изображения на виртуальном сферическом экране. Заметим, что изображение 10 в зеркале 6 окуляра располагается также на сферической поверхности и в точном соответствии с предложенным способом отображения предметов. Подробное описание способа и устройства можно найти в [2].

Цель настоящей работы – определение методической погрешности предложенного способа отображения предметов путем исследования aberrаций в оптической схеме с вогнутым зеркалом и теоретической моделью глаза. При этом будем считать, что растровое изображение предметов, расположенное на сферической поверхности 10 между фокальной и отражающей поверхностями зеркала 5 (см. рис. 1), является исходным и не имеет aberrаций. Такой подход позволяет исключить все дополнительные инструментальные погрешности, которые характерны, скорее, для конкретных устройств, реализующих способ, но не для способа отображения предметов как такового.

Модель оптической системы. На рис. 2 показана схема, содержащая два оптических элемента: сферическое вогнутое зеркало и глаз человека. Характерные точки глаза: P – центр входного зрачка, K – задняя узловая точка, O – центр вращения. Основные оси глаза: Opt – оптическая ось, $View$ – зрительная ось. Угол между ними 5° . Согласно [5], существуют также зрачковая ось и линия взгляда. Последняя направлена из центра вращения глаза в точку фиксации взгляда. Зрачковая ось приближена к оптической, а линия взгляда – к зрительной оси. Поскольку угловая разница между ними не более 1° , на практике считают, что зрачковая ось совпадает с оптической, а линия взгляда – со зрительной осью. Таким образом, можно считать, что центр входного зрачка P расположен на оптической оси глаза, а центр вращения

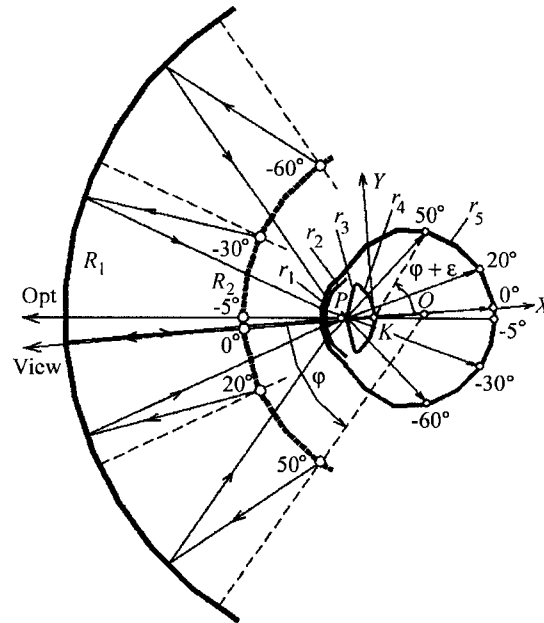


Рис. 2. Оптическая схема системы зеркало–глаз

глаза O – на зрительной оси. Оптическая и зрительная оси пересекаются в узловой точке глаза K .

Центры отражающей поверхности сферического зеркала радиуса R_1 и растрового изображения предметов на сферической поверхности радиуса R_2 совмещены с центром вращения глаза O . Угловое положение исходной точки φ на изображении отсчитывается от зрительной оси. Угловое положение точки пересечения $\varphi + \varepsilon$ главного луча светового пучка, исходящего из точки φ , с ретиной глаза отсчитывается также от зрительной оси до прямой, проходящей через узловую точку K . ε – малая угловая погрешность (≤ 10 угл. мин), зависимость которой от φ будет определена ниже. Величина радиуса зеркала выбрана равной $R_1 = 50 \div 100$ мм, причем нижняя граница определена из конструктивных соображений, учитывающих наблюдателя, у которого недостатки зрения исправлены с помощью обычных очков.

Модель глаза. В настоящее время существует несколько оптических моделей глаза человека. Наиболее широко используемая модель – это схематический глаз по А. Гульстранду, предложенный почти 100 лет назад [6]. Ряд моделей предложен ВНЦ ГОИ им. С. И. Вавилова [7]. Появляются адаптивные модели, учитывающие механизм аккомодации глаза [8]. Однако наш выбор остановлен на теоретической модели глаза по Гульстранду – Легранду с асферикой роговицы по Лотмару [9] по двум причинам. Во-первых, асферика роговицы уменьшила наполовину осевые сферические aberrации модели Гульстранда. Во-вторых, на периферии ретины при больших углах наблюдения φ вплоть до 50° астигматизм изображения оказался приближенным к астигматизму живого глаза (интервал Штурма, или астигматическая разность: 5,5 дптр для живого глаза, 6,25 дптр для выбранной модели, 15,1 дптр для схематического глаза Гульстранда). Таким образом, уменьшенные осевые aberrации и большие углы наблюдения явились главными факторами при

Т а б л и ц а 1

Модель Гульстранда – Легранда

Радиусы поверхностей, мм	Толщина по оси, мм	Коэффициент преломления n_D	Среда
$r_1 = +7,8$	$d_0 = \infty$	1,0	Воздух
$r_2 = +6,5$	$d_1 = 0,55$	1,3771	Роговица
$r_3 = +10,2$	$d_2 = 3,05$	1,3374	Вод. влага
$r_4 = -6,0$	$d_3 = 4,0$	1,420	Хрусталик
$r_5 = -12,3$	$d_4 = 16,60$	1,336	Стекл. тело

выборе модели. Параметры модели Гульстранда – Легранда приведены в табл. 1, 2.

Асферика роговицы. Истинная форма передней поверхности роговицы по Лотмару [9] может быть представлена рядом

$$x = \frac{h^2}{2r_1} \left[1 + \frac{5}{28} \left(\frac{h}{r_1} \right)^2 - \frac{1}{12} \left(\frac{h}{r_1} \right)^4 \right], \quad (1)$$

где x – координата вдоль оптической оси; h – расстояние от этой оси; $r_1 = 7,8$ мм – радиус кривизны при $h = 0$.

Полагая $h = \sqrt{y^2 + z^2}$, из (1) получим асферическую поверхность второго рода в виде

$$x - \sum_{i=3}^5 C_i (C_1 y^2 + C_2 z^2)^{i-2} = 0, \quad (2)$$

где $C_1 = C_2 = 1$; $C_3 = \frac{1}{2r_1} = 0,0641$; $C_4 = \frac{5}{56r_1^3} = 1,88147 \cdot 10^{-4}$; $C_5 = \frac{-1}{24r_1^5} = -1,443164 \cdot 10^{-6}$.

Разрешающая способность сетины. В 1894 г. Вертгеймом измерено максимальное угловое разрешение сетины. Эти данные, приведенные в [10, с. 25], помещены в табл. 3. В таблице учтено, что острота зрения S обратно пропорциональна углу разрешения γ (в угл. мин). Отсчет углов φ ведется от фовеальной ямки, расположенной на зрительной оси.

Т а б л и ц а 2

Параметры, измеренные от передней поверхности роговицы, мм

Входной зрачок	Задняя узловая точка	Центр вращения	Задний фокус	Переднее фокусное расстояние	Заднее фокусное расстояние
2,87	7,515	14,43	24,2	$f_{II} = 16,685$	$f_s = 22,289$

Таблица 3

Зависимость между периферичностью и остротой зрения

Угол φ , град	Носовая часть поля зрения		Височная часть поля зрения	
	Острота S , угл. мин ⁻¹	Разрешение γ , угл. мин	Острота S , угл. мин ⁻¹	Разрешение γ , угл. мин
0,0	1,00	1,00	1,00	1,00
2,5	0,47	2,13	0,49	2,04
5,0	0,34	2,94	0,30	3,33
10,0	0,21	4,76	0,20	5,00
15,0	0,15	6,67	Слепое пятно	Слепое пятно
20,0	0,11	9,09	0,11	9,09
30,0	0,06	16,67	0,08	12,50
40,0	0,04	25,00	0,05	20,00
50,0	0,03	33,33	0,03	33,33
60,0	–	–	0,02	50,00

Поперечные aberrации. Область фовеа. Расчеты геометрических aberrаций выполнялись с помощью программы DEMOS[®] [11], разработанной ВНЦ ГОИ им. С. И. Вавилова. Программа трассирует лучи от поверхности источника излучения с радиусом R_2 через оптические поверхности системы (зеркало R_1 и модель глаза с асферикой) в соответствии с законами преобразования лучей на поверхности (преломление, отражение) и определяет координаты точек пересечения лучей с поверхностью приемника (ретины глаза радиуса r_5).

Было найдено расстояние до точечного источника света, расположенного на зрительной оси, при котором в области фовеальной ямки ретины образуется световое пятно с минимальными aberrациями. Для этого построена расчетная модель системы для программы DEMOS[®], в которой зрительная ось ориентирована вдоль оси X (см. рис. 2), а глаз повернут на -5° относительно узловой точки K , играющей роль начала координат (здесь и далее приводятся обозначения, принятые в программе DEMOS[®]). При диаметре входного зрачка $d = 2$ мм найдено расстояние $dx = -3400$ мм, при котором минимальны поперечные aberrации: $dY' = 5,3$ мкм, $dZ' = 4,6$ мкм. Угловые размеры меридиональной и сагиттальной составляющих светового пятна относительно узловой точки K равны соответственно $\gamma_{mer} = 1,12'$ и $\gamma_{sag} = 0,95'$.

Точечная диаграмма светового пятна показана в центре рис. 3 при $dS' = 0$. Слева и справа плоскости изображений смещены на $dS' = \pm 50$ мкм. Центры плоскостей изображений соответствуют главному лучу пучка. Масштаб изображений – 5 мкм на клетку. Из рисунка видно, что, во-первых, в модели глаза присутствуют сферическая aberrация и кома. Во-вторых, косые лучи в

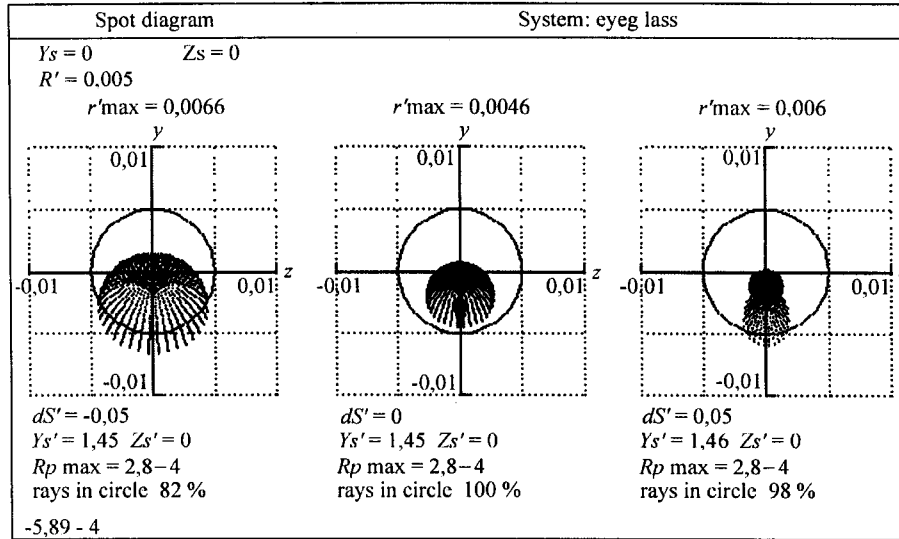


Рис. 3. Диаграмма светового пятна в области фовеальной ямки сетины

основном концентрируются вблизи главного луча, что свидетельствует о достаточно хорошем исправлении этих aberrаций.

Модель глаза обладает аметропией $A = 1000dx^{-1} = -0,294$ дптр. Для зеркала радиуса R_1 при заданной аметропии A рассчитаем радиус поверхности R_2 . Из формулы сферического зеркала для мнимых изображений следует, что

$$R_2 = \frac{1000R_1}{2000 + R_1 A}. \quad (3)$$

Поэтому для $R_1 = 50$ мм и $A = -0,294$ дптр $R_2 = 25,185$ мм, а для $R_1 = 100$ мм $R_2 = 50,746$ мм. Для этих значений радиусов поверхностей R_1 и R_2 определим aberrации вдоль зрительной оси при $\varphi = 0$ в системе зеркало–глаз. Расчет поперечных aberrаций в такой системе показывает, что результат практически не зависит от присутствия зеркала, т. е. зеркало не вносит искажений в фовеальной области.

Это нетрудно понять, потому что из формулы Д. Д. Максудова [12, с. 179] для угловых сферических aberrаций сферического зеркала следует, что

$$\eta_y = \frac{y^3 R_2^2}{R_1^3 (R_1 - R_2)^2}. \quad (4)$$

Если учесть, что $y \approx d/2$, а $\eta_d = 2\eta_y$ и $\frac{R_2^2}{(R_1 - R_2)^2} \approx 1$, то

$$\eta_d \approx \frac{d^3}{4R_1^3}. \quad (5)$$

При $d = 2$ мм для $R_1 = 50$ мм $\eta_d = 0,055'$, для $R_1 = 100$ мм $\eta_d = 0,007'$.

Поэтому разрешающая способность системы зеркало–глаз в области фовеа определяется исключительно остротой зрения глаза. Причем вследствие центральной симметрии системы одинаково высокое разрешение поддерживается при больших угловых размерах изображения, которое «просматривается» фовеальной областью подвижного глаза.

Поперечные aberrации на периферии ретины. Для расчета задается массив точечных источников света, расположенных либо на окружности радиуса $R = 3400$ мм (для глаза без зеркала), либо на окружности радиуса R_2 (для системы зеркало–глаз). Положение i -й точки на окружности задается смещениями dx_i и dy_i , учитывающими смещение центра вращения относительно узловой точки:

$$dx_i = -R \cos \varphi_i + 6,915, \quad dy_i = -R \sin \varphi_i, \quad (6)$$

где $-60^\circ \leq \varphi_i \leq +50^\circ$ – диапазон изменения угловой координаты источника, соответствующий носовой и височной частям поля зрения в табл. 3.

Для каждого из углов φ_i по программе DEMOS[®] рассчитываются поперечные aberrации dY'_i, dZ'_i и затем определяются угловые размеры меридиональных γ_{mer} и сагиттальных γ_{sag} составляющих светового пятна на ретине относительно узловой точки K . Результаты расчетов показаны на рис. 4, где f – фокусное расстояние соответствующего зеркала.

Прежде всего рассмотрим рис. 4, а. Следует обратить внимание на то, что aberrации монотонно увеличиваются по мере удаления от фовеальной ямки ($\varphi = 0$). Меридиональные и сагиттальные компоненты пятна пересекаются

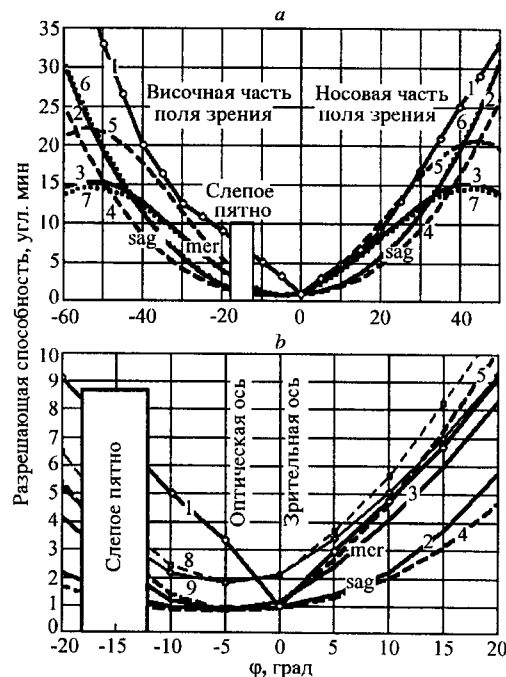


Рис. 4. Поперечные aberrации системы зеркало–глаз: 1 – разрешение ретины глаза; 2, 3 – размеры светового пятна для $f = 50$ мм; 4, 5 – то же для $f = 25$ мм; 6, 7 – то же без зеркала; 8, 9 – то же с учетом дифракции

при $\varphi > 30^\circ$ в носовой части поля зрения и при $\varphi < -40^\circ$ в височной части; наблюдается преобладание меридиональных составляющих при малых φ . Аберрации зеркал увеличивают меридиональные компоненты аберраций модели глаза (на рис. 4, *a* точечные линии) и уменьшают сагиттальные составляющие. Доля аберраций, вносимая зеркалами, значительно меньше аберраций глаза. При радиусе зеркала $R_1 = 100 \text{ мм}$ ($f = 50 \text{ мм}$) размеры светового пятна практически совпадают с размерами пятна без зеркала (сплошные и точечные линии), и во всем угловом диапазоне φ обеспечивается лучшее угловое разрешение по сравнению с ретиной глаза. При радиусе зеркала $R_1 = 50 \text{ мм}$ ($f = 25 \text{ мм}$) меридиональные составляющие пятна только при $10^\circ < \varphi < 25^\circ$ превышают угловое разрешение ретины (максимум на $\approx 1'$ при $\varphi = 20^\circ$). Можно констатировать, что при диаметре входного зрачка глаза не более 2 мм и радиусе зеркала не меньше 50 мм поперечные аберрации системы зеркало–глаз примерно равны или меньше разрешающей способности ретины не только в ее центральной части, но и на периферии.

На рис. 4, *b* разрешающая способность системы показана для зоны ясного видения глаза в увеличенном масштабе. Показано уширение пятна за счет дифракции. Отчетливо видна асимметрия аберраций относительно зрительной оси и заметно лучшее угловое разрешение системы по сравнению с разрешением ретины в височной части поля зрения.

Продольные аберрации виртуального изображения. В принципе, тот факт, что разрешение изображения, построенного на ретине с помощью зеркала, совпадает или больше ее разрешения, свидетельствует о том, что продольные аберрации виртуального изображения находятся в пределах глубины резко воспринимаемого глазом пространства (глубины резкости) во всем угловом диапазоне: и в области фовеа, и на периферии. Поэтому увеличение радиуса периферийной части виртуального изображения относительно центральной за счет продольных аберраций зеркала воспринято зрительной системой глаза не будет. Виртуальный экран остается сферическим и для центральной, и для периферийной части поля зрения несмотря на значительные продольные аберрации. Исследование продольных аберраций зеркала, в частности астигматизма, в совокупности с глубиной резкости глаза во всем угловом диапазоне периферийной части ретины необходимо, во-первых, для доказательства вышеприведенных утверждений, а во-вторых, для ответа на вопрос о том, как выглядит виртуальный экран в пространстве.

Астигматизм зеркала. На рис. 5 показана схема для расчета астигматизма сферического зеркала с помощью инвариантов Юнга для отражающих поверхностей [13]. Необходимо получить зависимости $l'_i(R_1, R_2, \varphi)$ и $l'_s(R_1, R_2, \varphi)$, где $l'_{i,s}$ – расстояния от поверхности зеркала (точка *M*) вдоль продолжения луча *MP* (*P* – центр входного зрачка глаза) в меридиональной и

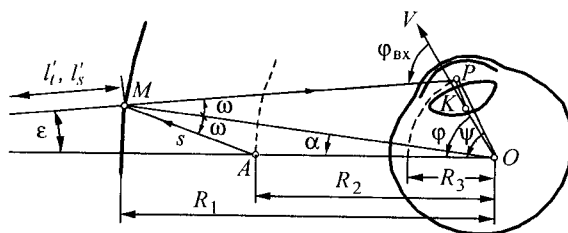


Рис. 5. Схема для расчета астигматизма сферического зеркала

сагиттальной плоскостях фокусировки соответственно; R_1 – радиус вогнутого сферического зеркала; R_2 – радиус сферического изображения; φ – угловая координата точечного источника света, расположенного на сфере R_2 в точке A .

Инварианты Юнга задаются в виде системы уравнений

$$\begin{cases} \frac{1}{l_t} + \frac{1}{l'_t} = \frac{2}{r_t \cos \omega}; \\ \frac{1}{l_s} + \frac{1}{l'_s} = \frac{2 \cos \omega}{r_s}, \end{cases} \quad (7)$$

где для сферической поверхности $l_t = l_s = s$ – расстояние от предмета A до зеркала в точке M ; $r_{t,s} = R_1$ – меридиональный и сагиттальный радиусы равны радиусу зеркала R_1 ; ω – угол падения на поверхность главного луча пучка. Параметры s и ω оказываются связанными между собой, с радиусами R_1, R_2 и углом ψ (угол между отрезком $PO = R_3$, соединяющим центры входного зрачка и вращения глаза, и отрезком $OA = R_2$). Угловая координата $\varphi = \psi - \angle KOP$, где K – узловая точка глаза. Таким образом, все параметры связаны, и разрешить систему (7) в виде функций независимого переменного φ ($l'_t(\varphi)$ и $l'_s(\varphi)$) трудно. Поэтому будем искать решение в виде параметрических функций с независимой переменной α (угол между радиусами OA и OM).

Запишем выражения для переменных ω, ψ, s, φ , а также l'_t, l'_s в функции переменных $\alpha, R_1, R_2, R_3, \angle KOP$. ($\angle KOP = 2,004^\circ$ и отрезок $R_3 = PO = 11,53$ мм находятся из решения треугольника KOP с учетом того, что сторона PK лежит на оптической оси, а сторона KO – на зрительной.) Получим систему уравнений, которая легко разрешается:

$$\begin{cases} \omega = \operatorname{arctg} \frac{R_2 \sin \alpha}{R_1 - R_2 \cos \alpha}, \\ \psi = \left[\operatorname{arcsin} \left(\frac{R_1 \sin \omega}{R_3} \right) \right] + \alpha - \omega, \\ s = \frac{R_1 - R_2 \cos \alpha}{\cos \omega}, \\ \varphi = \psi - \angle KOP, \\ l'_t = \frac{s R_1 \cos \omega}{2s - R_1 \cos \omega}, \\ l'_s = \frac{s R_1}{2s \cos \omega - R_1}. \end{cases} \quad (8)$$

Пусть астигматические фокусные расстояния l'_t и l'_s отсчитываются от плоскости, проходящей через центр вращения O перпендикулярно отрезку

ОА. Тогда

$$\begin{cases} L'_t = L''_t - \frac{R_1 \cos \alpha}{\cos \varepsilon}, \\ L'_s = L''_s - \frac{R_1 \cos \alpha}{\cos \varepsilon}, \end{cases} \quad (9)$$

где $\varepsilon = \omega - \alpha$ – угловая погрешность между лучом, исходящим под углом φ к зрительной оси, и лучом, входящим в центр зрачка под углом $\varphi_{\text{вх}} = \varphi + \varepsilon$ к зрительной оси (см. рис. 5).

Решение систем уравнений (8), (9) выполнено с помощью программы MATCAD PLUS-6.0 и показано на рис. 6, а пунктирными линиями для зеркала с радиусом $R_1 = 50$ мм, для $R_1 = 100$ мм – сплошными линиями.

Глубина резкости. Необходимо в пространстве предметов определить две границы: верхнюю (наиболее удаленную от глаза) и нижнюю (более близкую), – такие, что если в промежуток между ними, включающий границы, поместить точечный источник света, то размер его изображения на сетине не превысит разрешения сетины. Фактически это своеобразное астигматическое изображение сетины в пространстве предметов. Перенос происходит через оптическую систему и входной зрачок глаза, т. е. выполняется процедура, обратная расчету aberrаций.

Задав массив угловых положений точечных источников света $\varphi_k + 5^\circ$ и приняв во внимание, что $\gamma_{k\text{mer}} = \gamma_{k\text{sag}} = \gamma$ – разрешение сетины, можно найти массив максимально допустимых aberrаций $dY'_{k\text{max}}$ и $dZ'_{k\text{max}}$. Далее для k -го

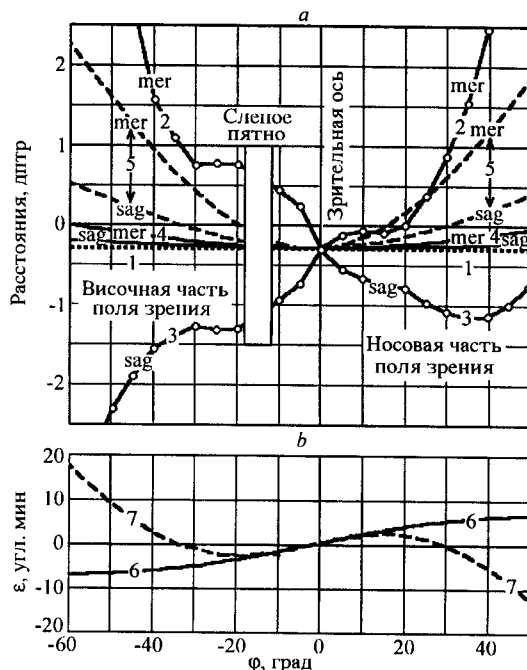


Рис. 6. Продольные aberrации системы зеркало–глаз: 1 – сфера с радиусом 0,294 дптр; 2, 3 – границы глубины резко воспринимаемого глазом пространства; 4 – интервал Штурма для $f = 50$ мм; 5 – то же для $f = 25$ мм; 6 – угловая погрешность для $f = 50$ мм; 7 – то же для $f = 25$ мм

источника «повернем глаз» вокруг узловой точки K на угол $-\varphi_k - 5^\circ$ и направим главный луч источника света вдоль линии, проходящей через центр входного зрачка P параллельно оси X . Такое решение оставляет положение точки пересечения главного луча с ретиной неизменным при различных удалениях источника от глаза по координате X . Меняя величину смещения dx_k , можно найти границы глубины резкости. Как правило, верхняя граница глубины образуется, когда меридиональная составляющая поперечных aberrаций $dY'_k = dY'_{k \max}$, а сагиттальная составляющая $dZ'_k < dZ'_{k \max}$. И наоборот, нижняя граница наступает при $dZ'_k = dZ'_{k \max}$, а $dY'_k < dY'_{k \max}$.

Результаты расчетов астигматизма зеркал и глубины резкости модели глаза показаны на рис. 6, а. Прежде всего, отметим, что астигматическая разность, или интервал коноида Штурма, для зеркал значительно меньше, чем тот же интервал для живого глаза и модели. На периферии 50° он составляет 0,2–1,5 дптр по сравнению с 5,5 дптр для глаза и 6,25 дптр для модели. Продольные aberrации виртуального изображения находятся в пределах глубины резко воспринимаемого глазом пространства за исключением участка ретины при $10^\circ < \varphi < 25^\circ$, где интервал Штурма для зеркала с $R_1 = 50$ мм ($f = 25$ мм) попадает на верхнюю границу глубины резкости и меридиональный фокус превосходит ее на 0,2 дптр. Здесь уместно отметить, что при том же радиусе зеркала и на том же угловом интервале поперечные aberrации также превышают угловое разрешение ретины максимум на l' (см. рис. 4, а).

Таким образом, если разрешение изображения, построенного зеркалом, не хуже разрешения ретины, то продольные aberrации виртуального изображения находятся в пределах глубины резкости и наоборот.

Как выглядит виртуальный экран? Прежде всего, заметим, что интервал резкости или разность расстояний между верхней и нижней границей глубины резкости можно назвать и интервалом неопределенности положения предметной точки. В самом деле, на каком бы расстоянии от глаза не находилась точка внутри этого интервала результат восприятия этой точки одинаков: будет возбуждено одно и то же рецепторное поле сетчатки с разрешением γ и от этого поля по зрительному нерву пойдет тот же самый сигнал. Таким образом, влияние продольных aberrаций отсутствует, если они находятся в пределах глубины резкости. При восприятии изображений главную роль играет вращение глаза и центральная симметрия предложенной системы. Поэтому виртуальный экран представляется сферическим повсюду и для центральной, и для периферийной части ретины.

Угловая погрешность. На рис. 6, б приведен график угловой погрешности ϵ . Следует отметить малость этой величины, что объясняется достаточно большими размерами виртуального экрана $R = 3,4$ м. При уменьшении радиуса экрана ϵ будет увеличиваться. Интересное взаимоотношение между ϵ и астигматизмом можно проследить для зеркала с $f = 25$ мм, например, для носовой части поля зрения. При малых φ с увеличением φ растет ϵ . Световой пучок сфокусирован в пространстве предметов, расположенных перед наблюдателем. Когда ϵ достигает экстремума ($\varphi \approx 15^\circ$ в носовой части), меридиональный фокус переходит из $-\infty$ в $+\infty$ и на интервале $15^\circ < \varphi < 30^\circ$ сагиттальный фокус светового пучка находится перед наблюдателем, а меридиональный фокус – позади него. При $\epsilon = 0$ ($\varphi = 30^\circ$) переход из $-\infty$ в $+\infty$ делает сагиттальный фокус, и, таким образом, оба фокуса оказываются позади наблюдателя.

Заключение. Предложены способ и устройство отображения предметов на сферическом виртуальном экране путем переноса сферических изображе-

ний на сетчатку глаза сферическим вогнутым зеркалом, центр которого совмещен с центром вращения глаза и центром изображений.

Проведены исследования геометрических aberrаций в оптической схеме с вогнутым зеркалом и теоретической моделью глаза по Гульстранду – Лотмару с асферической роговицей по Лотмару и угловым разрешением периферической части сетчатки по Вертгейму.

Показано, что при диаметре входного зрачка глаза не более 2 мм и радиусе зеркала не меньше 50 мм поперечные aberrации системы зеркало–глаз примерно равны или меньше разрешающей способности сетчатки не только в ее центральной части, но и на периферии. Продольная aberrация виртуального изображения находится в пределах глубины резко воспринимаемого глазом пространства предметов, что сохраняет виртуальный экран сферическим не только для центрального (фовеального) зрения, но и для периферийного.

На основании этих результатов можно сделать вывод о том, что предложенный способ отображения предметов не имеет методической или систематической погрешности, требующей какой-либо коррекции.

Способ обеспечивает высокую разрешающую способность изображений, определяемую остротой зрения глаза, большие угловые размеры полей наблюдения, соизмеримые с полем зрения глаза, и может служить базой для создания широкоугольных средств отображения информации персонального пользования, в частности лазерных ретинальных дисплеев.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Ковалев А. М. О центральных проекциях трехмерного пространства // *Автометрия*. 1996. № 6. С. 4.
2. Пат. 2143718 РФ. Способ и устройство отображения пространственных объектов /А. М. Ковалев. Оpubл. 27.12.99, Бюл. № 36.
3. Ковалев А. М. О способе отображения объектов в сферической перспективе // *Автометрия*. 2000. № 4. С. 76.
4. Ковалев А. М. Виртуальное пространство в сферической перспективе // *Оптический журнал*. 1999. 66, № 6.
5. ABC der Optik /Herausgegeben K. von Mutze. Leipzig: Verlag T. A. Brockhaus, 1961. P. 14.
6. Von Helmholtz H. Treatise on Physiological Optics /3rd ed., Transl. J. P. C. Southall. N. Y.: Opt. Soc. Am., 1924.
7. Овчинников Б. В., Полонская А. А., Полякова И. П. Оптическая модель глаза // *Оптический журнал*. 1996. № 3.
8. Blaker J. W. Toward an adaptive model of the human eye // *JOSA*. 1980. 70, N 2.
9. Lotmar W. Theoretical eye model with aspherics // *JOSA*. 1971. 61, N 11.
10. Хартридж Г. Современные успехи физиологии зрения. М.: Изд-во иностр. лит., 1952.
11. Gan M. A., Zhdanov D. D., Novoselsky V. V. et al. DEMOS: state-of-the-art application software for design, evaluation and modeling of optical system // *Opt. Eng.* 1992. 31, N 4.
12. Максугов Д. Д. *Астрономическая оптика*. Л.: Наука, 1979.
13. Чуриловский В. Н. *Теория оптических приборов*. М.–Л.: Машиностроение, 1960.