

УДК 004.922, 004.932

О МУЛЬТИФОКАЛЬНЫХ ДИСПЛЕЯХ, ДИФРАКЦИОННОЙ ГЛУБИНЕ ФОКУСА И ВИЗУАЛЬНОМ КОМФОРТЕ

А. М. Ковалёв

*Учреждение Российской академии наук
Конструкторско-технологический институт научного приборостроения
Сибирского отделения РАН,
630058, г. Новосибирск, ул. Русская, 41
Учреждение Российской академии наук
Институт автоматизации и электрометрии Сибирского отделения РАН,
630090, г. Новосибирск, просп. Академика Коптюга, 1
E-mail: amkov@ngs.ru*

Рассмотрены объёмные дисплеи с множеством плоско-параллельных планов-изображений, стимулирующих аккомодацию глаза. Определена глубина фокусной области в зависимости от аксиального распределения интенсивности. Приведены результаты интерполяции изображений между планами. Показано, что предельное разрешение и визуальный комфорт достигаются, если расстояние между планами не превышает дифракционной глубины фокуса.

Ключевые слова: мультифокальные дисплеи, аккомодация, глубина фокусной области, визуальный дискомфорт.

Введение. Подавляющее большинство дисплеев показывает одно и то же изображение для обоих глаз. Конвергенция глаз всегда согласована с аккомодацией, и ощущения дискомфорта не возникает. Стереоскопические дисплеи содержат два источника, которые поставляют разные изображения для глаз, но при этом остаются однофокусными. При малой глубине фокуса между аккомодацией и конвергенцией возникает конфликт, появляется бинокулярный стресс, утомление глаз, головная боль и т. д. Отсутствие стимулов аккомодации и различной дефокусировки предметов на разных расстояниях ухудшает когнитивные способности восприятия, увеличивает погрешности в оценке размеров и удалённости предметов [1].

В 2004 г. фирма "LightSpace Technologies, Inc." (США) впервые продемонстрировала твердотельный объёмный дисплей DepthCube Z1024, содержащий пакет из 20 параллельных светорассеивающих пластин-модуляторов, управляемых оптоэлектронным способом [2]. Отображающая среда представляет собой параллелепипед с размерами $40 \times 30 \times 10$ см, который содержит $15,3 \cdot 10^6$ цветных элементов изображения — вокселей. При наблюдении с расстояния 40 см дисплей обеспечивает объём аккомодации, равный 0,5 дптр. Расстояние между планами изображений составляет 5 мм, или $\sim 0,025$ дптр. В [3] предлагается объёмный «экран» в виде куба с ребром 30 см, который вмещает пакет из 100 пластин. Преимущество объёмных дисплеев — полное отсутствие визуального дискомфорта, потому что воксели являются одновременно стимулами и аккомодации, и конвергенции для множества наблюдателей. К недостаткам следует отнести малый объём глубины, определяемый физическими размерами отображающей среды (10–30 см), и низкую частоту обновления кадров (~ 20 Гц).

В работе [4] предложена идея построения мультифокального наголовного дисплея. Гипотетический трёхмерный микродисплей располагается в фокальной области окуляра, который увеличивает микроизображения и переносит их в пространство перед наблюдате-

лем, создавая мнимое объёмное изображение. В отличие от [2, 3] это дисплей персонального пользования с единственной точкой наблюдения, что позволяет корректно отображать интерпозицию предметов (окклюзии), светотени и блики. Кроме того, в дисплее уменьшается число планов и увеличивается объём аккомодации. Расчёты на основе геометрической оптики показали, что для объёма аккомодации 2 дптр (от 50 см до ∞) необходимо всего лишь 14 планов. Расстояние между планами $\sim 0,14$ дптр.

В [5] исследован прототип стереодисплея с двумя каналами: для левого и правого глаза. В каждом из каналов используется три плана, которые комбинируются с помощью светоделителей. Расстояние между планами $\sim 0,67$ дптр. Объём аккомодации 1,34 дптр. Основная идея, позволяющая уменьшить число планов, — это фильтрация и интерполяция интенсивности изображений по глубине между соседними планами.

В работе [6] рассмотрен вариант мультифокального стереодисплея с интерполяцией глубины, в котором создаётся четыре фокуса на глаз с помощью «быстропереключаемых» линз, выполненных из материала с двойным лучепреломлением. Объём аккомодации 1,8–2,3 дптр. Расстояние между планами 0,60–0,77 дптр.

Существуют схемы дисплеев, в которых изменение фокусного расстояния достигается, например, с помощью жидкостных линз, механического перемещения линз и микродисплеев или деформированием зеркала. Однако такие дисплеи имеют малую частоту регенерации кадра ($\sim 12,5$ Гц) и создают проблемы миниатюризации носимых дисплеев [6].

Несмотря на достаточное число разработок объёмных дисплеев персонального пользования, до сих пор отсутствует теоретическое обоснование выбора расстояний между планами, учитывающее физиологическую оптику глаза, а также психофизику аккомодации и визуального дискомфорта.

Целью предлагаемой работы является определение на основе фурье-оптики и схематических моделей глаза дифракционной глубины фокуса и глубины фокусной области глаза, сравнение полученных результатов с экспериментальными данными офтальмологов и выявление зоны комфорта при интерполяции интенсивности изображений между соседними планами.

Оптическая схема, подлежащая исследованию, показана на рис. 1. Многофокусный дисплей представлен планами $P1$ — $P3$, перпендикулярными зрительной оси глаза OZ . Расстояние между планами равно Δ дптр. Зрительная ось, проходящая через узловую точку глаза и фовеальную ямку сетчатки, пересекает оптическую ось глаза под углом 5° . Свет проникает в глаз через приведённый к роговице входной зрачок диаметром a мм. Излучения точечных источников света на оси OZ фокусируются хрусталиком глаза внутри стекловидного тела с показателем преломления $n = 1,336$ в световые пятна, расстояния между которыми равны δ мкм. На основе формулы Ньютона для аксиальных отрезков

$$\delta = \Delta n f^2, \quad (1)$$

где f — переднее фокусное расстояние глаза в миллиметрах.

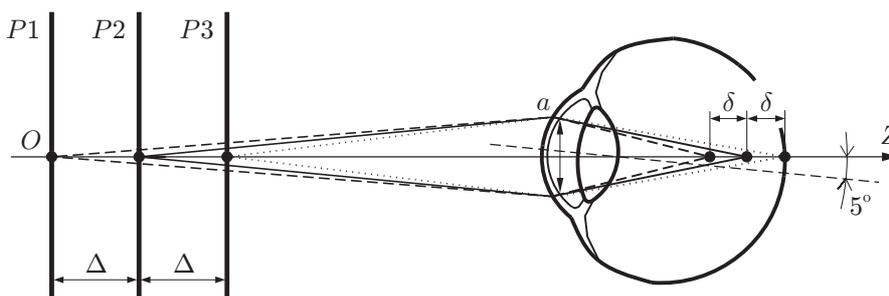


Рис. 1

Используются три схематические модели глаза: 1) модель Гульстранда — Легранда с асферической роговицы по Лотмару (1971) [7]; 2) модель Эскудеро-Санс и Наварро (1999) [8]; 3) модель Атчисона (2006) [8]. Модель Лотмара имеет одну асферическую поверхность и пригодна для работы в монохроматическом свете. В других моделях все поверхности асферические и определены хроматические дисперсии для всех показателей преломления. В модели Атчисона применяется также градиентное изменение показателя преломления хрусталика как по радиусу, так и по толщине. В результате в монохроматическом свете модель Лотмара имеет наибольшие суммарные aberrации (сферические, кома и высшего порядка), а модель Атчисона — наименьшие [8]. Величина aberrаций зависит от диаметра входного зрачка и уменьшается практически до нуля при $a = 2-3$ мм. В этом случае любая из моделей может считаться анаберрационной.

Важнейшим элементом глаза является сетчатка [9]. У человека сетчатка имеет форму пластинки толщиной ~ 250 мкм и состоит из трёх слоёв тел нервных клеток. Слой клеток на задней поверхности содержит фоторецепторные элементы: палочки и колбочки. Длина палочек ~ 60 мкм, диаметр 2 мкм; длина колбочек ~ 35 мкм, диаметр 3–8 мкм. Фоторецепторы обладают волновыми свойствами, они подобны отрезкам оптических световодов. В 1933 г. Стайлс и Крауфорд впервые доложили о дирекционном эффекте, имеющем прямое отношение к свойствам волноводов. Суть эффекта в том, что свет, проходящий вблизи центра зрачка, имеет больший визуальный отклик, чем свет, проходящий через периферийную зону зрачка. Эффект Стайлса — Крауфорда легко учитывается путем гауссовой аподизации входного зрачка с помощью функции

$$f(a) = \exp[-\rho_e(a/2)^2], \quad (2)$$

где $\rho_e = 0,115 \text{ мм}^{-2}$ — психофизическая константа, эквивалентная $\rho_{10} \approx 0,05$ [10].

Аксиальная интенсивность. Расчёт распределений интенсивности вдоль зрительной оси на основе фурье-оптики выполнен с помощью программы оптического конструирования ZEMAX-EE фирмы "Focus Software, Inc." (США). На рис. 2 показаны такие распределения для модели Лотмара при следующих ограничениях:

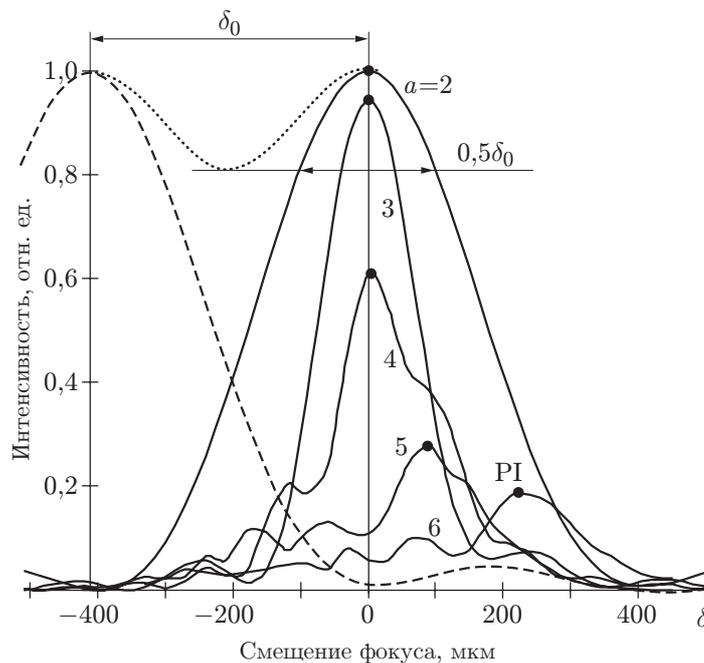


Рис. 2

- 1) длина волны $\lambda = 550$ нм, что соответствует самому низкому порогу спектральной чувствительности для фотопического (колбочкового, цветового) зрения [11, с. 157];
- 2) диаметр аподизированного зрачка a изменяется от 2 до 6 мм;
- 3) оптимизация фокусного расстояния, что для глаза соответствует процессу аккомодации, выполняется в соответствии с критерием минимума вариации волнового фронта, или максимума отношения Штреля $S = \exp(-k^2\sigma^2)$, где $k = 2\pi/\lambda$, σ — стандартное отклонение волнового фронта [12].

Для расчёта распределений интенсивности в программе ZEMAX использован оператор концентрации энергии DENF (Diffraction encircled energy (fraction)). Этот оператор вычисляет долю энергии дифракционного пятна в кружке заданного радиуса r_f . В нашем случае $r_f = 0,5$ мм при нулевом отклонении центра кружка от оси. Для получения аксиальной интенсивности функция DENF, рассчитанная в заданном диапазоне смещений δ относительно фокуса при σ_{\min} , нормируется при помощи числа Штреля для пиковой интенсивности (PI) (см. рис. 2), совпадающей с глобальным максимумом DENF. На каждой отдельной кривой PI обозначена жирной точкой. Рассмотрим два случая: $a = 2-3$ мм, когда глаз почти не имеет aberrаций, и $a > 3$ мм, когда с увеличением aberrаций пиковая интенсивность падает и удаляется от хрусталика.

Анаберрационный глаз. В [12, с. 365–370] показано, что при круглом зрачке и равномерном освещении аксиальная интенсивность может быть записана как

$$I = I_0 \text{sinc}^2(\pi W_d/\lambda), \quad (3)$$

где W_d — волновая aberrация в длинах волн, вызванная дефокусировкой. Заметим, что, когда $W_d = \pm\lambda$, величина $I = 0$. Это первые нули по обе стороны от парааксиального фокуса. Связь реального смещения δ с W_d следующая: $\delta = 8W_d f^2/a^2$. Поскольку в [12] считается, что фокус находится в воздухе, а в нашем случае — в стекловидном теле, надо учесть показатель преломления. Теперь $f \rightarrow nf$, а $\lambda \rightarrow \lambda/n$, и поэтому для глаза

$$\delta = 8W_d n f^2/a^2. \quad (4)$$

При $W_d = \lambda$ отрезок $\delta_0 = 8\lambda n f^2/a^2$ (см. рис. 2) определяет две различимые наблюдателем по оси OZ световые точки и период наибольшей пространственной частоты по глубине, т. е. продольную разрешающую способность [12]. Это аналогично условию Рэлея для раздельного наблюдения двух точек в поперечной плоскости (совпадение максимума одной с минимумом другой). Отрезок δ_0 в диоптрийной мере можно назвать глубиной фокусной области (ГФО) для глаза без aberrаций. С учётом (1)

$$\text{ГФО} = \Delta_0 = \delta_0/(n f^2) = 8\lambda/a^2. \quad (5)$$

Допустимое отклонение от фокуса, при котором сохраняется качество изображения точки, можно назвать дифракционной глубиной фокуса (ДГФ). По Рэлею это — правило четверти волны [12]. При $W_d = \pm\lambda/4$ из (4) и (5) следует $\Delta_D = \pm 2\lambda/a^2$, а

$$\text{ДГФ} = 2|\Delta_D| = 4\lambda/a^2. \quad (6)$$

На рис. 2 это отрезок $0,5\delta_0$. Таким образом, $\text{ГФО} = 2\text{ДГФ}$. Подставим $W_d = \lambda/4$ в (3) и получим $I = I_0 \text{sinc}^2(\pi/4) = 0,81I_0$. Следовательно, на краях диапазона ДГФ интенсивность уменьшится до 81 %, а изображение точки будет оставаться практически «эйриподобным».

Оптимизация фокусного расстояния. Модель Лотмара остаётся дифракционно-ограниченной для $a \leq 3,5$ мм. При больших зрачках РІ падает более чем на 20 % и удаляется от фокуса, определённого по минимуму стандартного отклонения волнового фронта σ_{\min} .

В 1986 г. Ф. Петерсон и Д. Джери теоретически и экспериментально показали, что РІ при любых aberrациях определяет местоположение лучшей плоскости изображений [13]. Лучшей в том смысле, что в ней изображение световой точки (например, звезды) подобно пятну рассеяния Эйри. Как найти эту плоскость? Возможны два варианта. Во-первых, можно использовать функцию DENF в качестве оператора оптимизации фокусного расстояния. Это не противоречит физиологии и психофизике, поскольку фоторецепторы, преобразуя кванты света, увеличивают потенциал плазматической мембраны пропорционально интенсивности, способны накапливать и передавать его нервным клеткам. В течение сотен миллисекунд длится электрофизиологический отклик на световой стимул [9]. Во-вторых, можно использовать пространственно-частотный принцип, что более привлекательно, так как на монотонную поверхность, не имеющую высоких частот, сфокусироваться невозможно. Заметим, что психофизики нашли в зрительной системе дискретные, независимые нейроны (или каналы), каждый из которых «настроен» на определённый, но ограниченный интервал пространственных частот, чувствительность к которому у него максимальна [11, с. 249]. Найдено шесть каналов с основными частотами: 0,75; 1,5; 2,8; 4,4; 8,0 и 16 цикл/град [14]. Ширина канала 1,5–2,0 октавы, т. е. каналы перекрываются. Следовательно, можно отметить, что на определённом уровне зрительной системы выполняется фурье-преобразование пространственных частот, содержащихся в визуальном стимуле.

В экспериментах на программе ZEMAX с моделью Лотмара при диаметре зрачка $a = 5$ мм было установлено, что для оптимизации фокуса по σ_{\min} характерны подъём низких пространственных частот (0,75–2,80 цикл/град) и спад высоких частот (4,4–16 цикл/град) контрастно-частотной характеристики (КЧХ). На рис. 3, а показаны КЧХ и функция рассеяния точки (ФРТ), соответствующая этому случаю. При оптимизации фокуса по параметру DENF или MTFA (Modulation transfer function average) на частоте 16 цикл/град

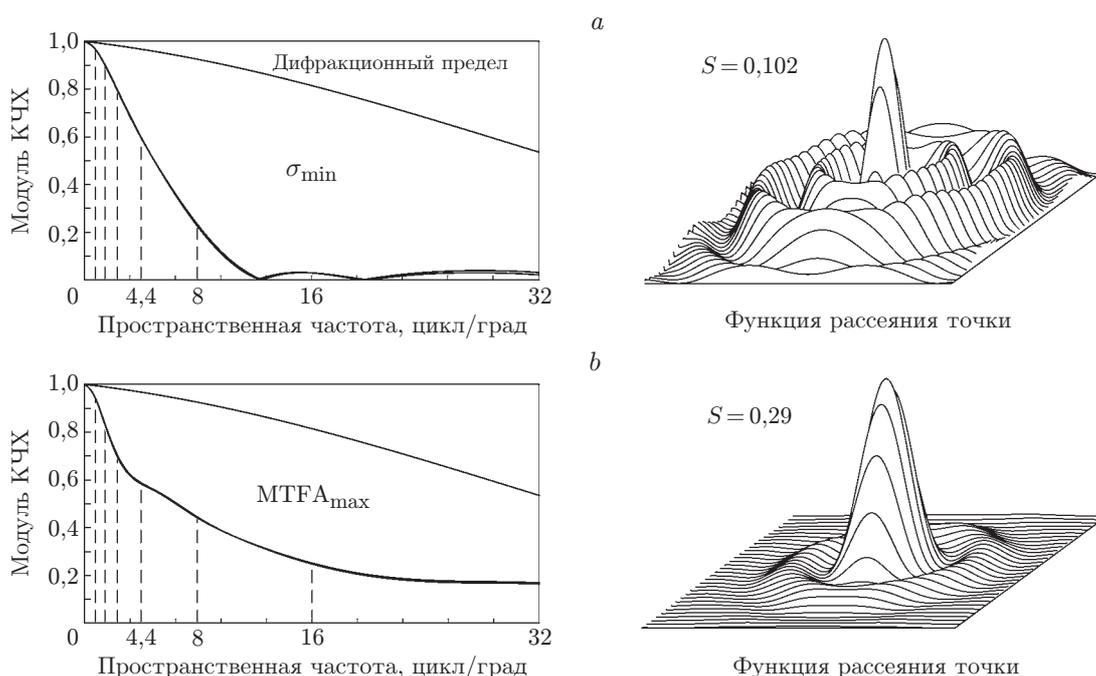


Рис. 3

улучшается КЧХ, достигается точка Р1, увеличивается число Штреля с $S = 0,102$ до $S = 0,290$, а ФРТ приближается к распределению Эйри (рис. 3, *b*). Для $a = 4-6$ мм величина радиуса пятна до первого минимума интенсивности составляет ~ 3 мкм, что даёт остроту зрения на уровне 1,6. Так как для малых зрачков положение Р1 и смещение δ при σ_{\min} совпадают, оптимизация фокусного расстояния по пространственно-частотному принципу может быть общим механизмом аккомодации для зрачков любой величины.

Глубина фокуса определялась на трёх моделях глаза на длине волны 550 нм. Диаметр аподизированного зрачка изменялся от 2 до 6 мм. Оптимизация фокусного расстояния выполнялась по критерию $MTFA_{\max}$ на частоте 16 цикл/град. Дифракционная глубина фокуса $\delta_{ДФ}$ в микрометрах рассчитывалась по кривой DENF на уровне 80 % от Р1. Затем с учётом (1) определялась ДГФ в диоптриях. Посчитана ГФО (путём удвоения ДГФ), а также среднее значение и стандартное отклонение ГФО для трёх моделей.

Полученные в представленной работе результаты и экспериментальные данные офтальмологов показаны на рис. 4. Нетрудно видеть, что ДГФ всех трёх моделей в диапазоне зрачков от 2 до 4 мм практически совпадают с ДГФ для глаза без aberrаций. С ростом aberrаций ДГФ увеличивается, особенно для модели Лотмара. График среднего значения ГФО можно сравнить с данными Кэмпбелла (субъективный эксперимент), приведёнными в [15], и с данными Наварро (объективный эксперимент на длине волны $\lambda = 543$ нм) [16]. Последние наиболее интересны, поскольку исследования проводились на циклоплегированном глазе, т. е. с расширенным зрачком и атрофированной цилиарной мышцей, исключающей любую подфокусировку. Можно заметить хорошее совпадение среднего ГФО с объективными данными Наварро в области зрачков 3,5–6,0 мм и с субъективными данными Кэмпбелла в области 2–3 мм.

Качество изображений и комфорт. Как отмечалось выше, глубина фокусной области определяет предельную пространственную частоту сигнала, которую различает наблюдатель. Чтобы объёмный дисплей смог воспроизвести такой сигнал, согласно теореме Котельникова — Найквиста потребуется вдвое бóльшая частота дискретизации. Таким образом, планы-изображения следует разносить на расстояния, соответствующие дифрак-

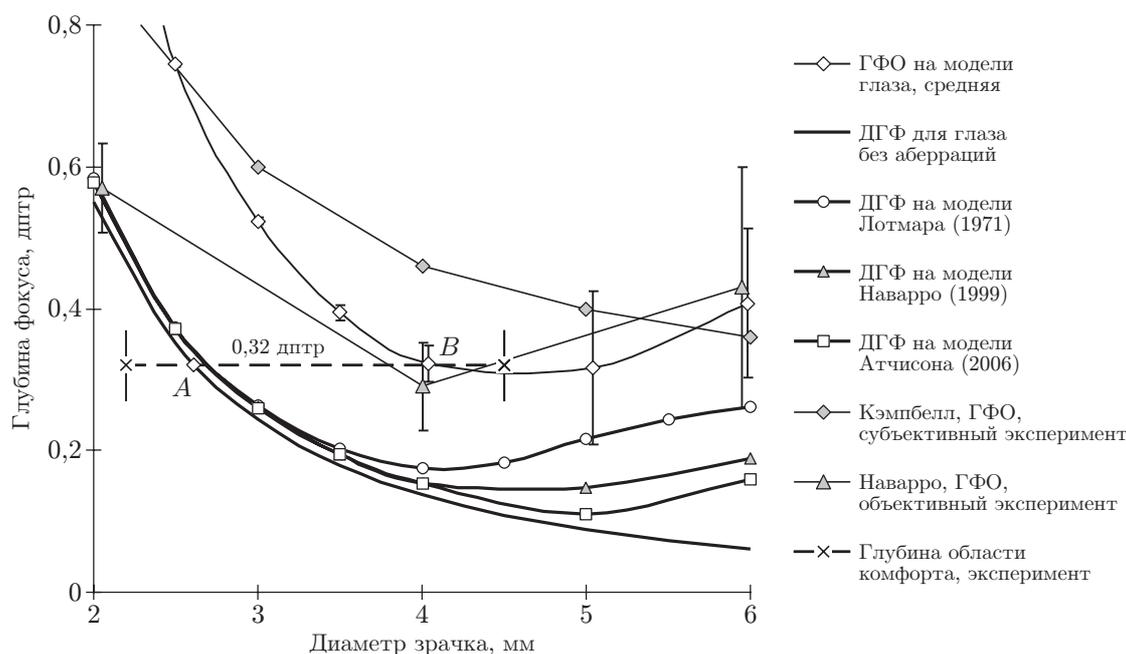


Рис. 4

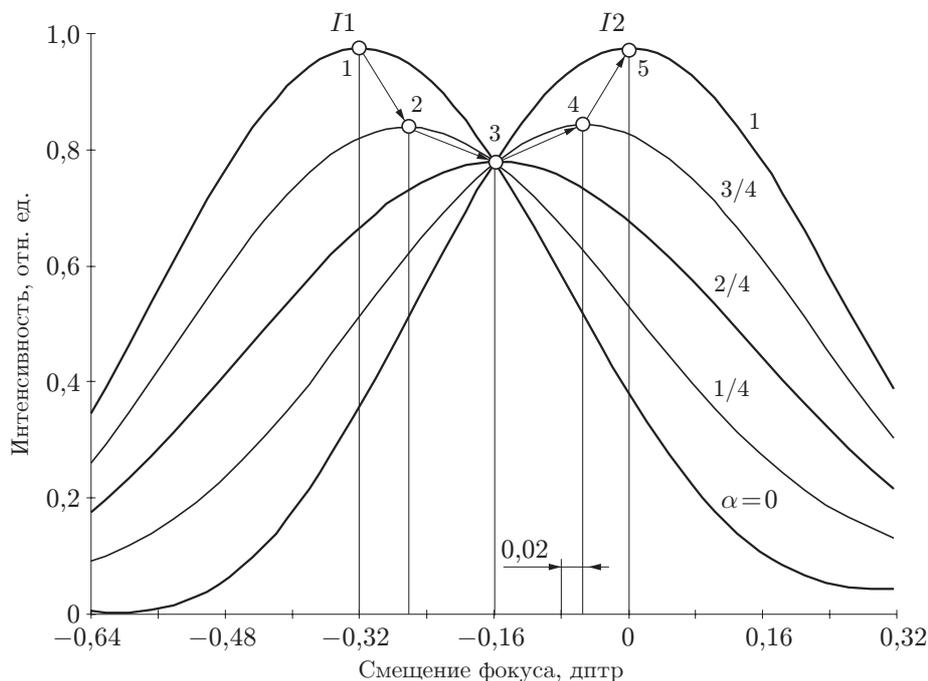


Рис. 5

ционной глубине фокуса. Чтобы восстановить сигнал после фильтрации и дискретизации, необходима интерполяция и фиксация интенсивности изображений между соседними планами. При этом будет гарантировано и качество изображения в промежутке между планами, и визуальный комфорт восприятия.

В работе [17] приведены результаты исследований визуального дискомфорта, которые показывают, что:

1) при относительно резком фоне (разрешение $\geq 5,6$ цикл/град) оптимум визуального комфорта наблюдается на диспарантности до 35 угл. мин;

2) при тех же условиях и диспарантности 70 угл. мин и выше создаётся ощущение раздражения.

Для симметричной конвергенции $\gamma = b\Delta$, где γ — диспарантность в радианах, b — глазная база в метрах, Δ — глубина в диоптриях. При $\gamma = 70$ угл. мин и $b = 55\text{--}75$ мм глубина $\Delta = 0,32 \pm 0,05$ дптр. На рис. 4 проведена пунктирная прямая, ограничивающая эту область комфорта. Оптимум комфорта наблюдается при величинах $\sim 0,16$ дптр. Что такое оптимум комфорта?

Приведём результаты интерполяций изображений двух планов, разнесённых на область комфорта $\Delta = 0,32$ дптр, для случаев *A* и *B*, указанных на рис. 4. Первый соответствует ДГФ при $a = 2,6$ мм, второй — ГФО при $a = 4,0$ мм. Результаты линейной интерполяции и фиксации глазом двух точек с интенсивностями $I1$ и $I2$ в случае *A* показаны на рис. 5. Суммарная интенсивность $J = I1(1-\alpha) + I2\alpha$, где $0 \leq \alpha \leq 1$ — коэффициент интерполяции, имеет PI (точки 1–5). Пиковая интенсивность монотонно перемещается между планами и создаёт стимул аккомодации с погрешностью не более $\pm 0,02$ дптр. Изображение точки J лежит внутри рэлеевской глубины $\lambda/4$. Гарантирован и визуальный комфорт, и качество изображения.

Во втором случае (рис. 6) с увеличением α изменяется только PI. Сама точка остаётся внутри плана, затем скачком переходит к другому плану и далее двигается в пределах $0,035$ дптр в окрестности этого плана. Стимул аккомодации имеет погрешность по глубине

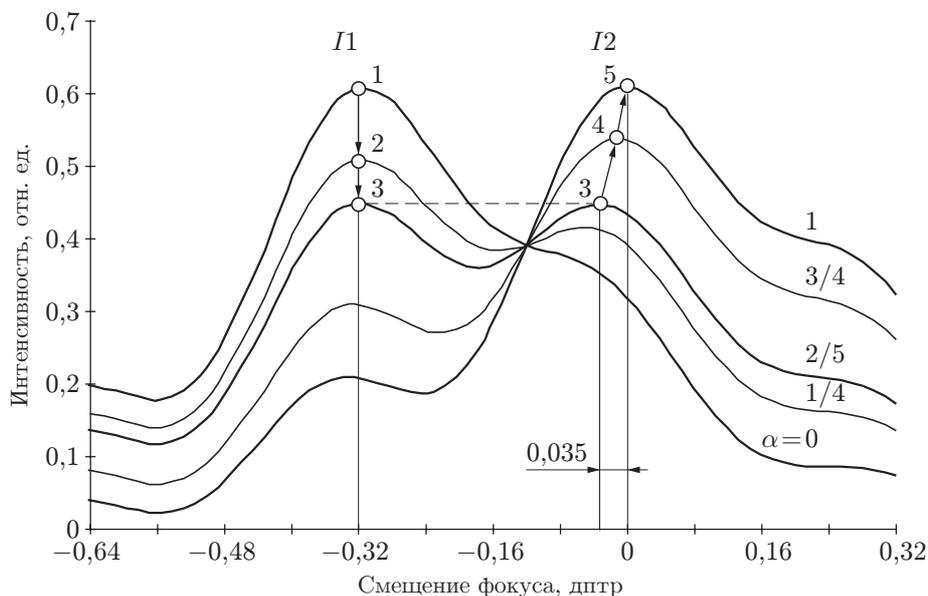


Рис. 6

порядка $\pm 0,14$ дптр. Очевидно, что дискомфорт будет заметен, но, вероятно, не станет сильно раздражать и поэтому считается оптимальным [17, рис. 1].

Заключение. В данной работе рассмотрены мультифокальные, многоплановые объёмные дисплеи персонального пользования. Показано, что расстояния между планами изображения зависят от аксиального распределения интенсивности, глубины фокусной области глаза, механизма аккомодации и уровня визуального дискомфорта. Оптимизация фокусного расстояния по пространственно-частотному принципу является одним из вероятных механизмов аккомодации. Лучшее качество изображений и отсутствие дискомфорта достигаются, если расстояние между планами не превышает дифракционной глубины фокуса. Для типовых зрачков диаметром 3–4 мм это расстояние равно 0,25–0,15 дптр.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Ковалев А. М., Лиценко В. Е., Степанов М. В. О системах перспектив для компьютерной графики // Автометрия. 2007. **43**, № 3. С. 48–56.
2. Sullivan A. A solid-state multi-planar volumetric display // SID Digest. 2003. **58**, N 3. P. 354–356.
3. Kompanets I., Gonchukov S. 3D medium based displays // Proc. SPIE. 2005. **5821**. P. 134–145.
4. Rolland J. P., Krueger M. W., Goon A. Multifocal planes head-mounted displays // Appl. Opt. 2000. **39**, N 19. P. 3209–3215.
5. Akeley K., Watt S. J., Girshick A. R., Banks M. S. A stereo display prototype with multiple focal distances // ACM Trans. Graph. 2004. **23**, N 3. P. 804–813.
6. Love G. D., Hoffman D. M., Hands P. J. et al. High-speed switchable lens enables the development of a volumetric stereoscopic display // Opt. Express. 2009. **17**, N 18. P. 15716–15725.
7. Lotmar W. Theoretical eye model with aspherics // JOSA. 1971. **61**, N 11. P. 1522–1529.
8. Bakaraju R. C., Ehrmann K., Papas E., Ho A. Finite schematic eye models and their accuracy to in-vivo data // Vision Res. 2008. **48**, N 16. P. 1681–1694.

9. **Липкин В. М.** Зрительная система. Механизмы передачи и усиления зрительного сигнала в сетчатке глаза // Соросовский образовательный журнал. 2001. **7**, № 9. С. 2–8.
10. **Applegate R. A., Lakshminarayanan V.** Parametric representation of Stiles-Crawford functions: normal variation of peak location and directionality // JOSA A. 1993. **10**, N 7. P. 1611–1623.
11. **Шиффман Х. Р.** Ощущение и восприятие. С.-Пб.: Питер, 2003. 928 с.
12. **Geary J. M.** Introduction to lens design: with practical ZEMAX examples. Richmond: Willmann-Bell, Inc., 2002. 462 p.
13. **Peterson P., Geary J. M.** Intermediate spherical aberration // Opt. Eng. 1986. **25**, N 11. P. 1232–1240.
14. **Бондаренко В. М., Данилова М. В., Красильников Н. Н. и др.** Пространственное зрение. С.-Пб.: Наука, 1999. С. 166.
15. **Сергиенко Н. М.** Офтальмологическая оптика. М.: Медицина, 1991. 144 с.
16. **Marcos S., Moreno E., Navarro R.** The depth-of-field of the human eye from objective and subjective measurements // Vision Res. 1999. **39**, N 12. P. 2039–2049.
17. **Wöpking M.** Viewing comfort with stereoscopic pictures: An experimental study on the subjective effects of disparity magnitude and depth of focus // Journ. SID. 1995. **3**, N 3. P. 101–103.

Поступила в редакцию 28 января 2010 г.
