

В. М. ГИНЗБУРГ, Г. Г. ЛЕВИН, А. Н. МЕТЕЛКИН

РАСФОКУСИРОВКА КАК СРЕДСТВО ВЫДЕЛЕНИЯ ИНФОРМАТИВНЫХ ФРАГМЕНТОВ НА УРОВНЕ СЕТЧАТКИ

(Представлено академиком Е. К. Завойским 19 VII 1974)

Известно, что начальная стадия обработки зрительной информации производится в сетчатке глаза (¹⁻³). Однако остаются невыясненными до конца некоторые этапы такой обработки, например механизм выбора точек фиксации взора, которые расположены в местах значительного изменения формы изображения (^{4, 5}), т. е. в так называемых информативных фрагментах (⁶); механизм формирования рецептивных полей (^{7, 8}); механизм преобразования информации от рецепторов сетчатки, позволяющий уменьшить число каналов передачи данных в конвергирующей сетчатке приблизительно на два порядка (⁹), и др.

В данной статье показано, что перечисленные факты могут быть следствием использования эффекта выделения информативных фрагментов с помощью расфокусировки изображения объекта на сетчатке. Этот эффект давно известен в технике фотографирования и отмечен в (⁶). В качестве иллюстрации на рис. 1а и б (см. вкл. к стр. 733) приведены расфокусированные изображения контурных объектов (рис. 1а — цифра «4», рис. 1б — фрагмент электрокардиограммы). Выберем для рассмотрения общий информативный фрагмент — «уголок» (см. рис. 1в). Интересно отметить, что из экспериментов по выделению точек фиксации взора контурных объектов, например «уголка», описанных в (⁶), следует, что точки фиксации взора (⁶), стр. 145, рис. 78) располагаются внутри информативного фрагмента расфокусированного изображения «уголка». С другой стороны, известно, что хрусталик глаза расфокусирован относительно сетчатки на $0,2-0,25D$ (¹⁰). Следовательно в глазу действительно имеется возможность мгновенного выделения информативных фрагментов изображения в интервале между его скачками. Очевидно, что этот эффект может быть использован для «запуска» глазодвигательной системы, в частности для осуществления саккадических движений и др.

Рассмотрим процесс формирования изображения в глазу. Считая глаз линейной оптической системой, этот процесс можно описать аналитически в области пространственных частот с помощью выражения (^{11, 12})

$$G_i(f_x, f_y) = G(f_x, f_y) \cdot G_q(f_x, f_y), \quad (1)$$

где G_q — спектр объекта, G — оптическая передаточная функция (о.п.ф.) системы, G_i — результирующий спектр изображения объекта, f_x, f_y — пространственные частоты. Для параксиальной области оптической системы f_x и f_y определяются выражениями

$$f_x = \xi/d_i \lambda; \quad f_y = \eta/d_i \lambda, \quad (2)$$

где ξ, η — координаты в плоскости выходного зрачка, d_i — расстояние между плоскостью формирования резкого (сфокусированного) изображения и плоскостью выходного зрачка, λ — средняя длина волны света.

О.п.ф. для некогерентной оптической системы с круглым зрачком в случае расфокусировки изображения, т. е. при его формировании в плоскости, отстоящей на расстоянии Δ от плоскости фокусировки, имеет вид:

$$G(f_p) = \frac{1}{\pi} \int_{-A}^A d\xi' \int_{-B}^B \exp \left[-i \frac{k\varepsilon l^2}{2} \left(\frac{f_p}{f_0} \right) \eta' \right] d\eta', \quad (3)$$

здесь

$$A = \sqrt{1 - (f_p/f_0)^2}, \quad B = \sqrt{1 - \xi'^2 + (f_p/f_0)^2} - f_p/f_0,$$

l — диаметр выходного зрачка, f_0 — максимальная пространственная частота, проходящая через оптическую систему, равная $f_0 = l/\lambda d_i$; $f_p = \sqrt{f_x^2 + f_y^2}$; $\eta' = 2\eta/l$; $\xi' = 2\xi/l$; $k = 2\pi/\lambda$; $\varepsilon = \Delta/d_i^2$. При отсутствии расфокусировки ($\Delta=0$) G имеет вид монотонно убывающей функции, спадающей до нуля при $f_p = f_0$. При расфокусировке о.п.ф. может принимать и отрицательные значения, что приводит к появлению линий реверсирования контраста в наблюдаемом изображении. Кривые о.п.д. для различной формы зрачка и значений Δ имеются в (11, 12). В последней работе показаны также изображения с линиями реверсирования контраста. В нашем эксперименте (рис. 1б) видна линия реверсирования контраста на краю информативного фрагмента в виде светлого ободка. Легко видеть, что линии реверсирования контраста выделяют контур информативного фрагмента и могут быть использованы для организации цепочки рецептивных полей, расположенных на сетчатке вдоль линии реверсирования*.

Частотный спектр объекта G_g определим как Фурье-образ от функции пропускания $t(x, y)$ транспаранта с контурным изображением объекта. Легко видеть, что «уголок» (рис. 1а) можно представить как фигуру из двух расположенных под углом α прямоугольников, имеющих ширину a и длину b . Тогда функцию $t(x, y)$ можно представить в виде

$$t(x, y) = \text{rect} \left(\frac{x}{a} \right) \text{rect} \left(\frac{y}{b} \right) + \text{rect} \left(\frac{x \cos \alpha + y \sin \alpha}{a} \right) \text{rect} \left(\frac{-x \sin \alpha + y \cos \alpha}{b} \right) \quad (4)$$

и, соответственно, частотный спектр объекта определяется выражением

$$G_g(f_x, f_y) = F^{+1}(t(x, y)) = \text{sinc}(af_x) \text{sinc}(bf_y) + \text{sinc}[a(f_x \cos \alpha + f_y \sin \alpha)] \text{sinc}[b(-f_x \sin \alpha + f_y \cos \alpha)]. \quad (5)$$

Аналогично вычисляются пространственные спектры произвольных контурных изображений.

Пользуясь выражениями (1), (3), (5), можно вычислить пространственный спектр изображения «уголка» на выходе расфокусированной оптической системы и, далее совершая преобразование Фурье, получить распределение интенсивности поля в плоскости изображения, подобное показанному на рис. 1б. На рис. 2а приведены спектры G_i , G и G_g , вычисленные по формулам (1), (3), (5) для оптической системы, имеющей следующие параметры **: $l = 31,1$ мм, $d_i = 420$ мм, $f = 140$ мм, и для «уголка» с размерами $a = 2$ мм, $b = 30$ мм, $\alpha = 45^\circ$. Параметр расфокусировки $\Delta = 100$ мм. Максимальная пространственная частота, пропускаемая оптической системой при отсутствии расфокусировки ($\Delta = 0$), равна $f_0 = 90$ линий/мм. В качестве максимальной частоты f_{\max} , пропускаемой оптической системой при расфокусировке ($\Delta \neq 0$), примем значение на внешней границе первого реверса функции о.п.ф. (точка А на рис. 2а). Вычисляя кривые, подобные изображенным на рис. 2а для различных значений Δ , и определяя по ним f_{\max} , получим зависимость максимальной пространственной частоты f_{\max} , пропускаемой оптической системой, от ее расфокусиров-

* Косвенным подтверждением возможности организации таких цепочек могут служить психофизические эксперименты (13), в которых отмечалось увеличение различного порога для расфокусированных изображений.

** Оптическая система увеличителя «Беларусь» с объективом 4,5/140.

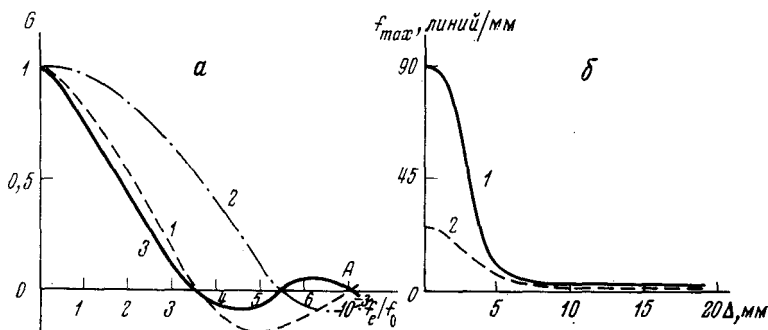


Рис. 2. Частотный анализ информативных фрагментов. *a* — частотный отклик G (1) оптической системы и пространственные спектры объекта G_a (2) и изображения G_i ; (3) при расфокусировке $\Delta=100$ мм; A — внешняя граница первого реверса G . *б* — зависимость максимальной пространственной частоты f_{\max} , пропускаемой оптической системой, от ее расфокусировки Δ . 1 — теоретическая зависимость, 2 — экспериментальная

ки Δ (рис. 2б). Из рис. 2б следует, что расфокусировка приводит к значительному сужению спектра, пропускаемого системой. С целью подтверждения полученных теоретических результатов было проведено следующее экспериментальное исследование: с помощью оптической системы получена серия изображений «уголка» для различных значений параметра расфокусировки. Параметры экспериментальной и расчетной оптических систем выбирались одинаковыми. Далее с помощью He-Ne-лазера ($\lambda=0,6328$ мкм) и линзы, имеющей фокусное расстояние $f=760$ мм и осуществляющей преобразование Фурье, были получены спектры соответствующих изображений. На рис. 3 в качестве примера показаны изображения (*a*) и их спектры (*б*) для различных значений параметра расфокусировки «уголка». По полученным спектрам определялись значения f_{\max} , соответствующие внешним границам видимого спектра (пунктирная линия на рис. 2б). Как теоретически рассчитанные по формулам (1), (3), (5), так и экспериментальные зависимости ширины спектра от параметра расфокусировки, представленные на рис. 2б, показывают, что расфокусировка приводит к резкому сужению спектра пространственных частот в изображении (отличие кривых при $\Delta=0$ объясняется тем, что объектив из-за наличия aberrаций имеет разрешающую способность $f_0=25$ линий/мм, вместо 90 линий/мм, принятых в расчете).

Согласно теореме отсчетов⁽¹⁴⁾, сужение спектра в n раз позволяет во столько же раз уменьшить число отсчетов, в нашем случае — число рецептивных полей, охватывающих информативный фрагмент. Следовательно, расфокусировка может оказаться средством, обеспечивающим возможность уменьшения числа каналов передачи информации в конвергирующей сетчатке, в частности исходным стимулом при организации рецептивных полей.

Оценим теперь аналогичным образом оптическую систему глаза. В качестве объекта исследования воспользуемся моделью приведенного глаза по Гульстрауду⁽⁹⁾. Максимальная пространственная частота, пропускаемая глазом при точной фокусировке и отсутствии aberrаций, равна $f_0=ln/\lambda d_i$, где n — показатель преломления стекловидного тела, равный $n=1,33$. Наилучшую разрешающую способность глаз имеет при диафрагме $l=2\div 4$ мм. Длина редуцированного глаза 24 мм. В таком случае $f_0\approx 200$. Для передачи сигнала, имеющего частоту f_0 , по теореме отсчетов на сетчатке должно быть $2f_0=400$ рецепторов на 1 мм, что соответствует при $d_i=24$ мм угловому разрешению $\sim 25-30$ сек., т. е. разрешению фoveальной колбочки. Действительно, в фoveальной области каждая колбочка

соединена с отдельной ганглиозной клеткой и, следовательно, является отдельным элементом выборки в изображении. Из этого следует, что в области наиболее ясного видения, предназначенной для детального рассмотрения объекта, изображение воспринимается для дальнейшей обработки без расфокусировки. Фовеальная область, однако, составляет лишь незначительную часть сетчатки. Для остальной сетчатки рецептивные поля отдельных ганглиозных клеток охватывают множество рецепторов, т. е. происходит существенная конвергенция в сетчатке, в среднем на два порядка⁽⁹⁾. Очевидно, что для такого уменьшения числа отсчетов требуется соответствующее сужение спектра пространственных частот изображения. Подставляя в формулу (3) исходные

данные, получим, что для соответствующего уменьшения полосы частот необходимо вывести плоскость сетчатки из плоскости фокусировки на 0,12 мм. Это соответствует, при оптической силе глаза 58,48D, расфокусировке в $\sim 0,2D$, т. е. именно такой средней расфокусировке глаза, которая выявлена из экспериментов⁽¹⁰⁾.

Проведенный анализ и эксперименты, в сочетании с известными физиологическими данными, позволяют утверждать, что в инвертированном глазу для осуществления ряда важных операций по первичной обработке зрительной информации на уровне сетчатки используется эффект расфокусировки хрусталика относительно сетчатки, позволяющей выделять информативные фрагменты изображения. При этом используются основные свойства полученных таким способом информативных фрагментов — обострение контраста на границах фрагмента и сужение спектра пространственных частот, формирующих изображение, которые могут быть использованы для запуска глазодвигательной системы и организации рецептивных полей ганглиозных клеток.

Всесоюзный научно-исследовательский институт оптико-физических измерений
Москва

Поступило
17 VII 1974

ЦИТИРОВАННАЯ ЛИТЕРАТУРА

- ¹ H. K. Hartline, *Federat. Proc.*, v. 8, 69 (1949). ² H. R. Maturana et al., *J. Gen. Physiol.*, v. 43, № 6, Part 2 (1960). ³ W. R. Levik, *J. Physiol. (Engl.)*, v. 188, 285 (1967). ⁴ А. Л. Ярбус, Роль движения глаз в процессе зрения, М., 1965. ⁵ Л. И. Леушина, В сб.: Вопросы физиологии сенсорных систем (обзоры), М.—Л., 1966. ⁶ А. Г. Аркадьев, Э. М. Браверман, Обучение машины классификации образов, «Наука», 1971. ⁷ В. Д. Глазер, И. И. Цукерман, Информация и зрение, М.—Л., 1961. ⁸ В. Д. Глазер, Механизмы опознавания зрительных образов, М.—Л., 1966. ⁹ С. В. Кравков, Глаз и его работа, М.—Л., 1950. ¹⁰ F. W. Campbell, G. Wistheimer, *J. Physiol. (Engl.)*, v. 151, 285 (1960). ¹¹ Дж. Гудмен, Введение в фурье-оптику, М., 1970. ¹² М. Борн, Э. Вольф, Основы оптики, «Наука», 1970. ¹³ А. Б. Кравцов, Обнаружение дефокусированных стимулов, Бионика, т. 2, Изд. АН СССР, 1973, стр. 153, ¹⁴ В. А. Котельников, Теория потенциальной помехоустойчивости, М., 1956.

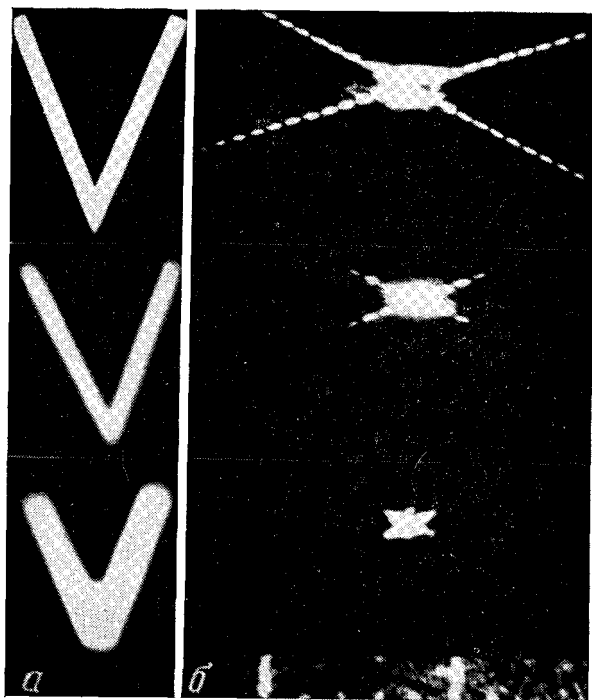


Рис. 3. Расфокусированные изображения (а) и их спектры (б), полученные из эксперимента для различных расфокусировок Δ (значения расфокусировки сверху вниз соответственно: 0, 10, 100 мм)