

СИСТЕМЫ ОБРАБОТКИ ДАННЫХ

УДК 621.397.252

Н. Н. Красильников  
(Санкт-Петербург)

НОВОЕ В РАЗВИТИИ ОБОБЩЕННОЙ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ  
МОДЕЛИ ЗРЕНИЯ ДЛЯ ИНФОРМАЦИОННЫХ СИСТЕМ

Показана применимость обобщенной функциональной модели зрения к задачам, когда фактором, ограничивающим обнаружение и различение объектов на изображениях, является внутренний шум зрительной системы. Проведено вычисление и сопоставление с экспериментальными данными дифференциального и абсолютного порогов зрения.

Проблема оценки качества воспроизведения изображений и определения на ее основе оптимальных электрооптических характеристик привела к разработке целого ряда функциональных моделей зрения [1]. При их создании считалось, что помехи, ограничивающие возможности наблюдения, например вероятность правильного обнаружения объекта, возникают только в системе передачи изображений, внутренним же шумом зрительной системы пренебрегалось. Этот подход к проблеме существенно ограничил область их применения. Нельзя, к примеру, используя такие модели, определить минимальное значение яркости или контраста изображения объектов, при которых объекты будут правильно обнаружены или опознаны наблюдателем на незашумленном малоконтрастном изображении.

Предложенная нами обобщенная функциональная модель зрения [2] свободна от указанного недостатка, поскольку при ее создании учтен внутренний шум зрительной системы.

При использовании этой модели стал возможен расчет значений минимальных яркости и контраста изображений объектов, при которых они будут обнаруживаться и опознаваться (различаться) на незашумленных изображениях, а также можно найти зависимости абсолютной и контрастной чувствительностей зрения от условий наблюдения.

Решение последней задачи, помимо чисто практического значения, представляет большой интерес и в связи с тем, что позволяет сопоставить результаты расчетов с имеющимися в литературе многочисленными экспериментальными данными. Благодаря этому становится возможным оценить точность самой модели. В данной функциональной модели зрения используется найденная нами закономерность фильтрации изображения в зрительной системе, существо которой состоит в том, что обнаружение и различение объектов на искаженных изображениях осуществляются в соответствии со среднеквадратичной мерой близости искаженного и неискаженного изображений. Основываясь на этой закономерности, найдем зависимость контрастной чувствительности зрения человека от углового размера наблюдаемого стимула при фовеальном зрении. Поскольку закономерность описывает процесс пространственной фильтрации, протекающий в высших отделах зрительной системы, то совершенно безразлично, наложена ли на наблюдаемое изображение «внешняя помеха», возникающая в системе передачи изображений, или же в качестве помехи выступает «внутренний шум» зрительной системы. В этом, в частности, проявляется фундаментальность закономерности.

Изображение стимула, который предъявляется наблюдателю при изменениях контрастной чувствительности зрения, будучи спроецированным на сетчатку глаза, преобразуется сетчаткой в распределение возбуждений, которые передаются по нервным каналам в высшие отделы зрительной системы. Зависимость интенсивности этих возбуждений от яркости стимулов, как следует из опытов, достаточно хорошо аппроксимируется логарифмической функцией [3]. Фактором, ограничивающим наблюдаемость стимула (искажающей помехой), в данном случае, как уже было отмечено, является внутренний шум зрительной системы, обусловленный флуктуациями квантов света, поглощенных сетчаткой, а также флуктуациями в нервных каналах, которые можно рассматривать как некоррелированные случайные процессы.

В процессе формирования распределения возбуждений в сетчатке глаза, вызванных наблюдаемым стимулом, имеют место пространственно-частотные преобразования, обусловленные несовершенством оптики глаза, а также процессами латерального торможения в сетчатке. Вследствие этих преобразований пространственный спектр распределения возбуждений в сетчатке (спектр «нейронного изображения» стимула) будет отличаться от пространственного спектра самого стимула.

Согласно закономерности фильтрации изображения, искаженного помехой, в высших отделах зрительной системы формируется величина, пропорциональная сумме сигнальной  $s_c$  и шумовой  $n_{ш}$  составляющих процесса. При этом сигнальная составляющая согласно [4] равна

$$s_c = \frac{c}{4\pi^2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} |M_{\Omega}(\omega_x, \omega_y)|^2 d\omega_x d\omega_y, \quad (1)$$

а средний квадрат шумовой составляющей

$$\overline{n_{ш}^2} = \frac{c^2}{4\pi^2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} S_{ш}(\omega_x, \omega_y) |M_{\Omega}(\omega_x, \omega_y)|^2 d\omega_x d\omega_y,$$

где  $M_{\Omega}(\omega_x, \omega_y)$  — спектр нейронного изображения стимула;  $S_{ш}(\omega_x, \omega_y)$  — спектральная интенсивность внутреннего шума зрительной системы;  $\omega_x, \omega_y$  — круговые пространственные частоты, связанные с соответствующими периодами испытательной решетки  $\lambda_x, \lambda_y$  вдоль координатных осей  $x$  и  $y$  соотношениями

$\omega_x = 2\pi/\lambda_x, \omega_y = 2\pi/\lambda_y$ ;  $\overline{n_{ш}^2}$  — средний квадрат «остаточного» шума после фильтрации в высших отделах зрительной системы;  $c$  — постоянный коэффициент, значение которого безразлично, поскольку в дальнейших вычислениях он сокращается.

Так как внутренний шум зрительной системы представляет собой некоррелированный случайный процесс, то

$$S_{ш}(\omega_x, \omega_y) = S_{ш} = \text{const}$$

и, следовательно,

$$\overline{n_{ш}^2} = \frac{c^2 S_{ш}}{4\pi^2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} |M_{\Omega}(\omega_x, \omega_y)|^2 d\omega_x d\omega_y. \quad (2)$$

Разделив  $s_c$  на  $\sqrt{\overline{n_{ш}^2}}$ , получим отношение сигнал/шум  $\Psi$  в профильтрованном процессе, которое в конечном счете определяет вероятность правильного обнаружения сигнала (стимула):  $\Psi = s_c / \sqrt{\overline{n_{ш}^2}}$ .

Делая подстановку значений  $s_c$  и  $\overline{n_{ш}^2}$  из формул (1) и (2) в написанное равенство, будем иметь

$$\Psi = \sqrt{\frac{1}{4\pi^2 S_{ш}} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} |M_{\Omega}(\omega_x, \omega_y)|^2 d\omega_x d\omega_y}. \quad (3)$$

Полученная формула позволяет вычислить отношение сигнала, обусловленного изображением объекта, к внутреннему шуму зрительной системы после их фильтрации в ее высших отделах. Отметим, что эта формула носит общий характер, а ее использование при определении контрастной чувствительности зрения, когда обнаруживаемый объект — стимул, является одним из частных применений.

Аналогичный вид имеет и выражение для определения отношения сигнал/шум в задачах различения (опознавания) объектов, когда лимитирующим фактором является внутренний шум зрительной системы. Разница заключается лишь в том, что спектр изображения объекта в этом случае заменяется спектром разности различаемых объектов при их наилучшем совмещении [4].

Для проведения дальнейших математических выводов конкретизируем условия наблюдения, полагая, что предъявляемый наблюдателю стимул, как это принято в настоящее время в опытах по физиологии зрения [3], представляет собой диск, который наблюдается на освещенном фоне.

В качестве упрощающего допущения, от которого в дальнейшем откажемся, будем считать, что оптика глаза не вносит частотно-контрастных искажений в проекцию стимула на сетчатку. Распределение освещенности на сетчатке при этом можно записать следующим образом:

$$E(\rho, \theta) = \begin{cases} E_{\phi} + \Delta E & \text{при } \rho < R; \\ E_{\phi} & \text{при } \rho > R, \end{cases} \quad (4)$$

где  $E_{\phi}$  — освещенность, обусловленная яркостью фона  $L_{\phi}$ , на котором наблюдается стимул;  $\Delta E$  — приращение освещенности, обусловленное приращением яркости  $\Delta L$ , создаваемой стимулом по отношению к яркости фона  $L_{\phi}$ ;  $R$  — радиус проекции стимула (диска) на сетчатку;  $\rho$  — полярный радиус;  $\theta$  — полярный угол.

Применяя одномерное преобразование Бесселя к  $E(\rho, \theta) - E_{\phi}$ , найдем пространственный спектр переменной составляющей изображения на сетчатке:

$$M(\omega, \varphi) = 2\pi \int_0^{\infty} [E(\rho, \theta) - E_{\phi}] J_0(\omega\rho) \rho d\rho. \quad (5)$$

Здесь  $\omega$  — круговая пространственная частота в полярной системе координат, связанная с круговыми пространственными частотами в декартовой системе координат соотношениями  $\omega_x = \omega \cos\varphi$ ,  $\omega_y = \omega \sin\varphi$ ;  $\varphi$  — полярный угол в частотном пространстве;  $J_0(\omega\rho)$  — функция Бесселя 1-го рода нулевого порядка.

Делая подстановку (4) в (5) и используя хорошо известное для функций Бесселя соотношение

$$\frac{d}{dz} [z^n J_n(z)] = z^n J_{n-1}(z),$$

получим

$$M(\omega, \varphi) = \frac{\Delta E 2\pi R J_1(\omega R)}{\omega}, \quad (6)$$

где  $J_1(\omega R)$  — функция Бесселя 1-го рода первого порядка.

Для удобства дальнейших расчетов сделаем переход от пространственной частоты  $\omega$ , выражающейся в радианах на миллиметр, к пространственной частоте  $\omega_0$ , выражающейся числом периодов (линий), приходящихся на 1° угла зрения, а также выразим радиус проекции стимула  $R$  через угловой размер его диаметра  $\alpha^\circ$ . Это нетрудно сделать, если учесть, что для нормального глаза угловой размер наблюдаемого стимула в градусах и размер его проекции на сетчатке в миллиметрах связаны через коэффициент  $17\pi/180$  (мм/град) [3].

Исходя из изложенного, запишем

$$\omega_0 = \frac{17\omega}{360^\circ}, \quad R = \frac{17\pi\alpha^\circ}{360^\circ}. \quad (7)$$

Делая подстановку (7) в (6), будем иметь

$$M(\omega_0, \varphi) = \frac{\Delta E (17\pi)^2 \alpha^\circ J_1(\omega_0 \pi \alpha^\circ)}{2(180^\circ)^2 \omega_0}.$$

Для того чтобы перейти от  $M(\omega_0, \varphi)$  к спектру «нейронного изображения», который необходим для расчета отношения сигнал/шум  $\Psi$  по формуле (3), нужно учесть два обстоятельства.

Первое заключается в том, что интенсивность возбуждений в сетчатке глаза, благодаря логарифмическому преобразованию, пропорциональна не  $\Delta E$ , а  $\log \frac{E_\Phi + \Delta E}{E_\Phi}$ , или, что то же самое,  $\log \frac{L_\Phi + \Delta L}{L_\Phi}$ , поскольку  $\frac{\Delta E}{E_\Phi} = \frac{\Delta L}{L_\Phi}$ .

Второе состоит в том, что в глазу имеют место частотно-контрастные преобразования, обусловленные несовершенством оптики глаза и латеральным торможением в сетчатке.

Для описания этих преобразований используют частотно-контрастную характеристику глаза [5], которая может быть аппроксимирована выражением

$$K_{зр}(\omega) = \frac{1}{1 - C_1} \left( e^{-k_0^2 \omega^2} - C_1 e^{-a^2 k_0^2 \omega^2} \right),$$

где  $k_0$ ,  $a$ ,  $C_1$  — коэффициенты, определяемые при аппроксимации экспериментальной зависимости и зависящие от яркости адаптации.

Учитывая изложенное, напишем выражение для спектра «нейронного изображения»:

$$M_\Omega(\omega_0, \varphi) = \frac{B}{2} \left( \frac{17\pi}{180^\circ} \right)^2 \left( \log \frac{L_\Phi + \Delta L}{L_\Phi} \right) \frac{\alpha^\circ J_1(\omega_0 \pi \alpha^\circ)}{\omega_0 (1 - C_1)} \left( e^{-k_0^2 \omega_0^2} - C_1 e^{-a^2 k_0^2 \omega_0^2} \right) \quad (8)$$

( $B$  — постоянный коэффициент).

Переходя к расчету  $\Psi$ , преобразуем формулу (3) путем замены пространственных частот  $\omega_x, \omega_y$  на пространственную частоту  $\omega_0 = \frac{17}{360^\circ} \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2}$ . Учитывая, что при этом

$$\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} |M_\Omega(\omega_x, \omega_y)|^2 d\omega_x d\omega_y = \left( \frac{360^\circ}{17} \right)^{22\pi} \int_0^\infty \int_0^{2\pi} |M_\Omega(\omega_0, \varphi)|^2 \omega_0 d\omega_0 d\varphi,$$

будем иметь

$$\Psi = \sqrt{\frac{1}{4\pi^2 S_{ш}} \left( \frac{360^\circ}{17} \right)^{22\pi} \int_0^\infty \int_0^{2\pi} |M_\Omega(\omega_0, \varphi)|^2 \omega_0 d\omega_0 d\varphi}.$$

Делая подстановку в эту формулу выражения для  $M_\Omega(\omega_0, \varphi)$  из формулы (8), интегрируя и решая ее относительно  $\log \frac{L_\Phi + \Delta L}{L_\Phi}$ , получим после несложных преобразований выражение, позволяющее вычислить зависимость контрастной чувствительности зрения (дифференциального порога  $\Delta L/L_\Phi$ ) от углового размера стимула  $\alpha^\circ$ :

$$\log \frac{L_\Phi + \Delta L}{L_\Phi} = \frac{(A/\alpha^\circ)}{\sqrt{\int_0^\infty \frac{J_1^2(z)}{z} \left\{ \exp\left[-\left(\frac{k_0 z}{\pi \alpha^\circ}\right)^2\right] - C_1 \exp\left[-\left(\frac{a k_0 z}{\pi \alpha^\circ}\right)^2\right] \right\}^2 dz}}, \quad (9)$$

где

$$A = \frac{\Psi \sqrt{2\pi S_{ш}} (1 - C_1) 180^\circ}{B \pi^2 17}.$$

Коэффициент  $A$  зависит от принятого для данной серии экспериментов значения вероятности правильного обнаружения стимула (например, 0,55; 0,67;

0,75 и т. д.), а также от спектральной интенсивности внутреннего шума зрительной системы  $S_{ш}$ , зависящей, в свою очередь, от яркости адаптации.

Рассматривая абсолютную чувствительность зрения как частный случай контрастной чувствительности, когда яркость фона, на котором должен быть обнаружен объект, равна нулю, приходим к аналогичному выражению.

На рис. 1 сплошной линией показана зависимость  $\lg \frac{\Delta L}{L_{\Phi}}$  от  $\alpha^{\circ}$ , рассчитанная посредством формулы (9) ( $k_0 = 0,05$ ;  $a = 4$ ;  $C_1 = 0,69$ ). При расчетах коэффициент  $A$  определяется путем совмещения расчетного значения

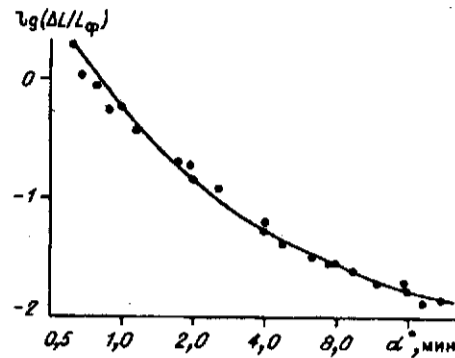


Рис. 1

$\lg \frac{\Delta L}{L_{\Phi}}$  с одной из экспериментальных точек, взятых из [3]. Из графика рис. 1 видно, что экспериментальные точки хорошо группируются около расчетной кривой. На рис. 2 приведена зависимость  $\lg \Delta L$ , определяющего абсолютную чувствительность зрения от углового размера стимула, рассчитанная аналогичным образом ( $k_0 = 0,09$ ;  $a = 4$ ;  $C_1 = 0,69$ ). На этом же рисунке показаны экспериментальные точки, взятые из [6], которые получены путем преобразования экспериментальной зависимости (рис. 4,  $a$  из [6]) из системы координат  $\lg I/S = f(\lg S)$  в систему координат  $\lg I = f(\lg S)$  или в случае использования наших обозначений  $\lg \Delta L = f(\lg \alpha^{\circ})$ . В данном случае также имеет место хорошее совпадение результатов расчета и эксперимента.

На основании изложенного можно сделать следующие выводы:

1. Хорошее совпадение расчетных и экспериментальных зависимостей подтверждает применимость предложенной нами обобщенной функциональной модели зрения к случаю, когда фактором, ограничивающим вероятности правильного обнаружения и различения (опознавания) объектов на изображении, является внутренний шум зрительной системы. Другими словами, модель

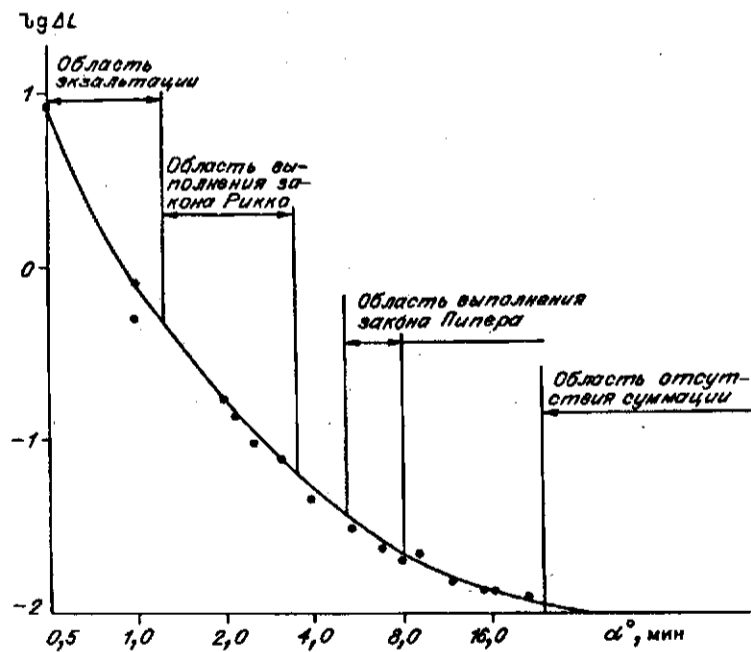


Рис. 2

применима и в случае ограничений со стороны контрастной чувствительности зрения.

2. Формула (9), полученная нами аналитическим путем, представляет собой математическое описание обобщенного закона зависимости контрастной и абсолютной чувствительностей зрения от углового размера стимула. Известные эмпирические законы Рикко, Пипера, а также эмпирические закономерности для областей экзальтации, полного отсутствия суммации и других представляют собой частные случаи проявления этого закона, справедливые лишь на ограниченных участках изменения углового размера стимула.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Гранрат Д. Дж. Роль моделей зрения человека в обработке изображений // ТИИЭР.— 1981.—69, № 5.
2. Красильников Н. Н. Обобщенная функциональная модель зрения и ее применение в системах обработки и передачи изображений // Автометрия.—1990.—№ 6.
3. Физиология сенсорных систем. Ч. 1. Физиология зрения /Отв. ред. чл.-кор. АН СССР Г. В. Гершуни.—Л.: Наука, 1971.
4. Красильников Н. Н. Теория передачи и восприятия изображений.—М.: Радио и связь, 1986.
5. Островская М. А. Частотно-контрастная характеристика глаза // Опт.-мех. пром-сть.— 1969.—№ 2.
6. Глезер В. Д. Механизмы опознания зрительных образов.—М.—Л.: Наука, 1966.

Поступила в редакцию 26 декабря 1990 г.

УДК 519.6 : 681.3

А. И. Литвин, Н. В. Молчунов

(Томск)

### ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МЕТОДА ИЗБЫТОЧНЫХ ПЕРЕМЕННЫХ В ПАРАЛЛЕЛЬНЫХ ВЫЧИСЛИТЕЛЬНЫХ ПРОЦЕССАХ ЦИФРОВЫХ СИСТЕМ

Рассмотрен метод избыточных переменных в параллельных вычислительных процессах цифровых систем на основе векторно-матричных операций. В качестве модельной задачи предлагается реализация ортогональных дискретных преобразований Уолша. Введение избыточности не приводит к ухудшению свойств параллельности алгоритма. Указаны способы контроля сбоя работы цифровых схем. Метод избыточных переменных позволит за счет небольшой избыточности повысить надежность параллельных вычислений.

Важным требованием, предъявляемым к вычислительным системам, является надежность их функционирования, обеспечивающая достоверность обработки данных. Требования к надежности повышаются при создании параллельных вычислительных систем, так как одновременно с ростом производительности возрастает их стоимость и вероятность возникновения отказов.

Для создания параллельных систем необходимы надежные средства контроля, универсальные с точки зрения охвата возможных неисправностей [1]. В этом отношении эффективный способ — метод избыточных переменных. В основе метода лежит проверка одного или нескольких контрольных соотношений, накладываемых на входные или выходные последовательности, для выполнения которых при необходимости происходит добавление переменных. Эти контрольные соотношения должны всегда выполняться при отсутствии неисправностей; в противном случае система считается неисправной. К исходным переменным задачи вида  $F(X) = 0$  добавляются избыточные переменные, и на расширенную систему переменных  $X^*$  накладывается ряд условий, как правило, линейных вида  $MX^* = 0$ , где  $M$  — матрица эталонных коэффициентов. Параллельные вычислительные процессы в цифровых системах