

视觉反差阈值检测的定量模型

姚国正

(中国科学院生物物理所,北京)

赵松年

(国家地震局地震仪器厂,北京)

一、引言

从50年代起,就有人用一维正弦条纹作刺激来研究人的视觉系统的性质。之所以采用条纹刺激,一方面是由于当时设计电视机的实际需要,另一方面则是人们期望用线性系统理论来分析各种视觉现象。例如, Schade 把人的视觉系统看成是一个空间滤波器,并测量了它的调制传递函数^[1]。

Campbell 和 Robson 曾指出^[2]: 在人的视觉系统中存在若干空间频率通道,每道的通频带都相当窄,各道在功能上服从线性叠加原理。这一见解不久即被许多实验结果所证实^[3-6]。于是从不同角度研究视觉空间频率通道的论文便大量涌现。Campbell 本人对此曾作过很好的总结^[7]。视觉系统肯定是多道的。但是,决定视觉反差灵敏度的主要因素是什么,在人的视觉系统中究竟有几个通道,它们的结构、形状怎样,各道的通频带到底有多宽,视觉现象能不能用傅里叶理论加以分析,如何定量地描述视觉反差阈值的检测特性,空间频率通道的生理学基础是什么,诸如此类的问题,当时都还没有明确的答案,因为用不同的方法得到的心理物理实验结果并不很一致。从方法论上,讲人们过分偏爱空间频率特性,对通道的空间性质则几乎视而不见。

假定我们从理论的角度考察上述问题,把整个视觉系统看成是一个带通滤波器,那么其傅里叶变换就是线扩散函数即基本感受野。显然,多道模型可以用几个线扩散函数来描述。因为在某种意义上感受野和空间频率通道这两个概念是等价的。在实验中,自然也可以直接测量线扩散函数来确定视觉反差灵敏度^[8,9]。

这个方法的优点,主要是能够测定视觉系统的局部性质,描述视觉系统不均匀性对反差灵敏度的影响,从而准确地表达视觉系统对空间图像编码的情况。如果要用线扩散函数来描述视觉系统的反差阈值检测性质,那就得解决下面四个问题:

- (1) 基本感受野即线扩散函数具有什么形状?
- (2) 在视网膜的每一个位置上有几个线扩散函数?
- (3) 这些线扩散函数随偏心率如何变化?
- (4) 阈值检测过程所固有的统计特性应该怎样考虑?

最近, Wilson 等设计了一系列精致的心理物理实验,比较系统地解决了上述问题^[10-13]。他们提出的视觉反差检测四通道模型大大发展了 Campbell 和 Robson 提倡的多道理论,把它提高到一个新的水平,开辟了广阔的实用前景。

本文介绍 Wilson 的理论,试图说明这一理论的由来;主要的实验设计思想和实验结果;四通道模型的推演及其数学表达形式;模型对反差阈值检测的预言能力; Wilson 理论的本质。

二、视觉系统不均匀性对反差灵敏度检测的影响

人的视觉系统的空间性质是不均匀的。视细胞在视网膜中央凹密集,在边缘区稀疏。神经元感受野的平均直径随偏心率的增加而增大^[14]。视锐度随偏心率的增加而下降^[15]。带宽也受视锥不均匀分布的影响^[16]。

要正确判断视觉系统不均匀性对反差灵敏度检测的作用,一个直接而有效的方法是构造

一种本地空间频率 (local spatial frequency) 与视觉系统的不均匀性相一致的刺激条纹, 测定视觉系统对它的反应灵敏度。空间波长按线性规律变化的条纹就是这样一种刺激, 其亮度分布为:

$$L(x) = L_0 \cos[2\pi\omega_0 n(1 + K|x|)] \quad (1)$$

式中 ω_0 是刺激模式中心位置的空间频率 (周/度); x 是偏心率 (度); K 是空间波长变化的斜率, 可取正值或负值, 构成两种不同的刺激模式。

Wilson 和 Giese^[10] 测量了人的视觉系统对方程 (1) 所示模式的反差灵敏度函数。结果表明, 视觉系统的不均匀性在反差阈值检测中起着重要的作用。他们得出的主要结果是:

(1) 大小变化 (或空间频率调制通道) 是由两个分量构成的, 一个与视觉系统的不均匀性有关, 另一个则与感受野的形状有关。这两个分量可分别用偏心率和感受野的大小表示。

(2) 对于反差阈值检测, 多道模型的各个通道并不是均匀的, 各空间频率成分的灵敏度均在中央凹最高, 但随着偏心率的增加, 高频分量比低频分量衰减得快 (图 1A)。中央凹和边

缘部分的本地灵敏度函数如图 1B 所示。

(3) 对视场中的任一点, 均存在“棒状”线扩散函数 (图 2A), 其调制传递函数如图 2B 虚线所示, 半功率带宽约 1 到 2 倍频程。而在各偏心率上的本地灵敏度函数 (图 1B, 用实线重画于图 2B 中) 的半功率带宽约 3 倍频程。因此, 对视场中的一个点至少有 3—4 个棒状线扩散函数对它进行编码。

(4) 空间频率通道的通频带相当宽。而且功率谱相同的两个刺激模式 (方程 (1) 中 K 值相同, 但符号相反) 的可见性是不同的。因此, 视觉系统对空间图像作傅氏分析的可能性不大。

(5) 由于阈值检测过程具有统计性质, 因

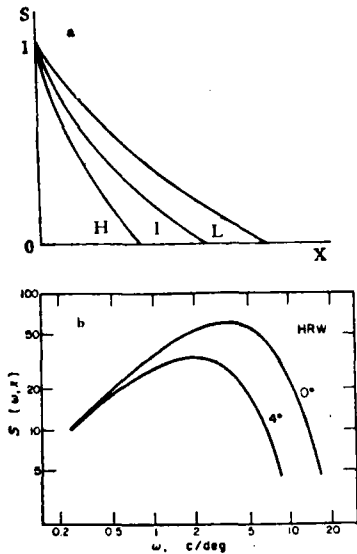


图 1 视觉反差阈值检测的多道模型

a: Wilson 的多道模型示意图; b: 由该模型求得的本地反差灵敏度函数 (引自 Wilson, et al., 1977。以下插图均引自 Wilson 的论文)

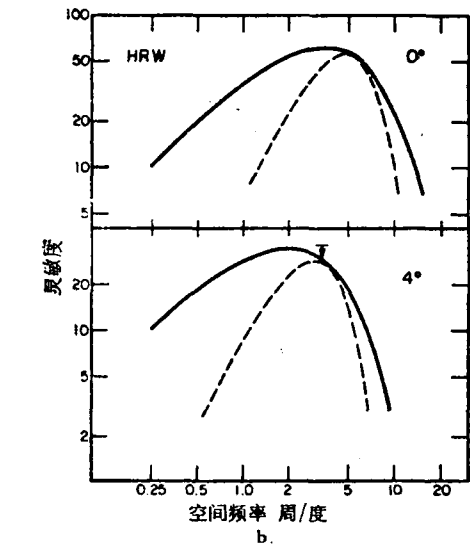
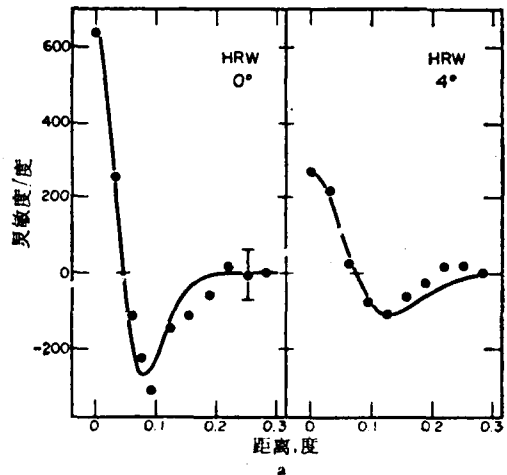


图 2 Wilson 的多道模型所预言的结果与实验测量结果的比较

此必须考虑通道内各检测单元(即神经元)之间的相互作用。这种作用是以空间概率和形式表现出来的。通道的灵敏度可用 Quick 的公式^[17]计算:

$$S(\omega_0) = \left\{ \sum_{-4^\circ}^{4^\circ} |S[\alpha(x), x]|^4 \right\}^{\frac{1}{4}} \quad (2)$$

式中 $\alpha(x)$ 是本地空间频率, $(-4^\circ, 4^\circ)$ 是实验用刺激模式的宽度, 模式中心在中央凹。

上述结果与早先的视觉空间频率通道概念有很大的差别, 因此有必要继续作深入的研究。

三、视觉系统的局部性质

由于视觉系统的不均匀性在反差灵敏度检测中起着十分重要的作用, 因此必须考察视觉系统的局部性质, 考察这些性质随偏心率变化的规律。这种研究应当采用空间分布有限的非周期模式作为视刺激, 因为正弦条纹只能反映视觉系统的平均效果, 是不合适的。

Wilson 设计了两种局部刺激图形^[11]。一种是三线模式, 它由一条位于中心的垂直试验线和两条辅助线组成; 辅助线位于中心的两侧, 其亮度是中心线的 $\frac{3}{8}$, 另一种是感受野型模式, 它由空间常数比为 1.5:1.0 的两个高斯函数之差构成, 其数学表达式为:

$$DOG(x) = 3 \exp\left(\frac{-x^2}{\sigma^2}\right) - 2 \exp\left(\frac{-x^2}{2.25\sigma^2}\right) \quad (3)$$

式中 x 是偏心率, σ 为空间常数。这两种刺激的朝向都是垂直的, 反差按下式计算:

$$C = \frac{L_{peak} - L_{mean}}{L_{mean}} \quad (4)$$

由于视细胞有两种不同的时间反应方式^[18] 所以对每种空间模式采用两种时间调制形式: 一种使持续反应最大, 称为 S 调制; 另一种使瞬变反应最大, 称为 T 调制。

在偏心率 $0^\circ, 2^\circ, 4^\circ$ 这三个位置上, 对三线模式测得线扩散函数如图 3 所示。它表明:

(1) 在人的视觉系统中确实有一种机制(在空间域中指感受野, 在空间频率域中指空间

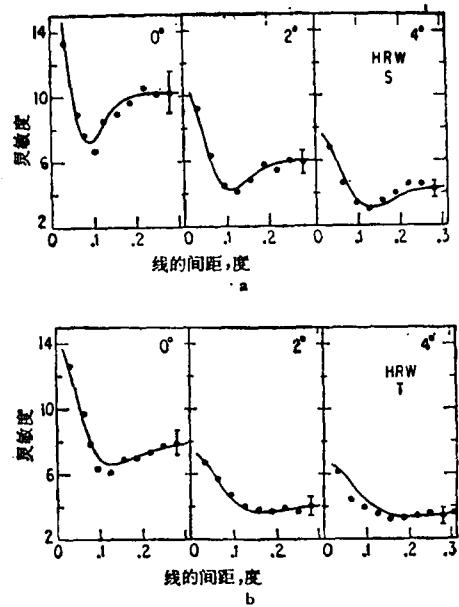


图 3 在不同的偏心率上测得的线扩散函数
A: S 调制 B: T 调制

频率通道)其中央区呈兴奋状态, 边缘区呈抑制状态。反差灵敏度可用方程 (3) 描述。

(2) 在不同的偏心率上, 无论是 S 调制还是 T 调制, 感受野兴奋区和抑制区的宽度均随偏心率作线性增加。

(3) 在同一偏心率上, 比较 S 和 T 调制的灵敏度函数(图 4) 即知二者分别代表两种不同的机制。 S 调制的灵敏度曲线比 T 调制宽, 其空间分辨率比 T 调制高, 时间分辨率则比 T 低。显然 S 的“持续”和 T 的“瞬变”在这里只有相对的意义。

根据上述线扩散函数, 就可以算出视觉系

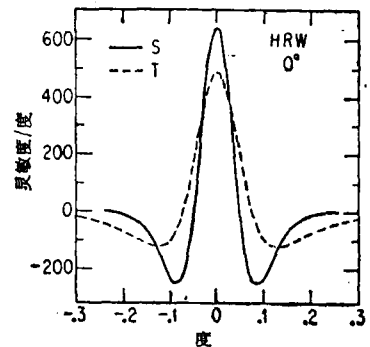


图 4 在中央凹 S 调制的线扩散函数和 T 调制的线扩散函数

统对任何其它刺激模式的反差灵敏度函数。对 $DOG(x)$, 计算的结果与实测的数据见图 5。如果 $DOG(x)$ 中等大, 则预言值和实测数据符合得很好, 如果 $DOG(x)$ 太大或太小, 则预言值均比实测数据小。因此, 要使预言结果与实测数据完全一致, 就必须在每个偏心率上附加别的机制。

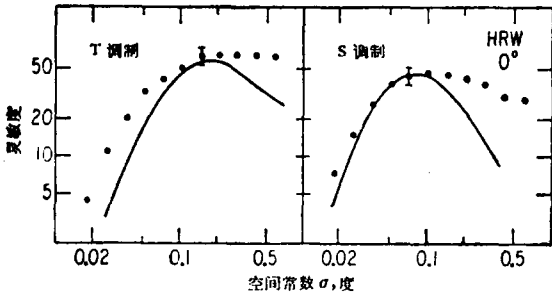


图 5 对 $DOG(x)$ 模式, S 和 T 调制线扩散函数的预言结果 (实线) 与实测数据 (实圆点) 的比较

四、视觉反差阈值检测的四通道模型

根据前两节的结果, 完全有理由假定, 在人的视觉系统中, 除存在 S 和 T 两种机制外, 至少还存在另外两个机制, 其中一个比 S 窄, 另一个比 T 宽。只有这样, 才能构成一个比较完善的反差阈值检测理论。

假定在 T 调制下 (图 6 左) S 通道是有反应的, 但其灵敏度有所下降。S 通道和 T 通道的反应是可分离的, 可用空间项和时间项的乘积表示^[19]。因此在 T 调制下, S 通道对 $DOG(x)$ 的反应可由 S 调制下的反应乘一个小于 1 的因子直接得出。

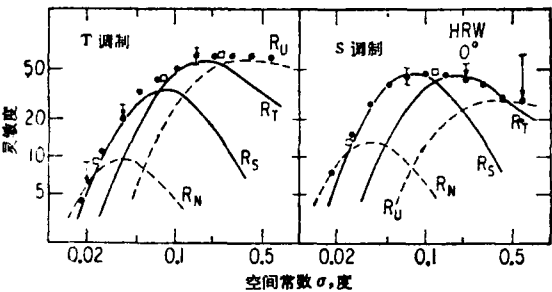


图 6 四通道模型的推导

实圆点是对 $DOG(x)$ 模式的测量数据, 实线是实验测得的 S 通道和 T 通道 (见图 5), 虚线是必须附加的两个通道 U 和 N。左图是 T 调制, 右图是 S 调制。

但对比较宽的 $DOG(x)$ 模式, 至少还应当有一个更宽的线扩散函数, 才能使预言值和实测值一致。这个宽通道称为 U。假定它的形状和 T 通道相似, 但它比 T 宽, 抑制作用比 T 弱。在不同的偏心率上, 根据 T 调制的实验数据算出它的空间常数。结果表明, U 通道的参数随偏心率变化的规律与 S 通道、T 通道是一样的。

上述推理自然也适用于 S 调制, 从而得出在 S 调制下的 T 通道, U 通道。显而易见 (图 6 右), 仅用 S、T、U 这三个通道还不能正确说明对更窄的 $DOG(x)$ 模式的测量结果。因此必须假定, 在 S 调制下至少还存在一个更窄的通道 N, 它和 S 通道相似, 但比 S 通道窄, 抑制作用比 S 强。计算结果表明, N 通道的参数随偏心率变化的规律与 S、T 通道也是一样的。

由此可见, 在每个偏心率上, 必存在四个大小不同的通道。其中 S 和 T 通道存在的证据是直接测量线扩散函数得到的, 而 U 通道和 N 通道则是为了使理论计算与实测数据一致而必须提出的假设。因此视觉反差灵敏度的检测实际上是由四个空间频率通道即 N、S、T、U 共同完成的。每个通道均可用一空间线扩散函数加以定义, 即:

$$LSF_N(x, x') = A_N(x) \left\{ \exp \left[\frac{-(x-x')^2}{\sigma_N^2(x)} \right] - 0.57 \exp \left[\frac{-(x-x')^2}{(1.75\sigma_N(x))^2} \right] \right\} \quad (5)$$

$$LSF_S(x, x') = A_S(x) \left\{ \exp \left[\frac{-(x-x')^2}{\sigma_S^2(x)} \right] - 0.57 \exp \left[\frac{-(x-x')^2}{(1.75\sigma_S(x))^2} \right] \right\} \quad (6)$$

$$LSF_T(x, x') = A_T(x) \left\{ \exp \left[\frac{-(x-x')^2}{\sigma_T^2(x)} \right] - 0.30 \exp \left[\frac{-(x-x')^2}{(3\sigma_T(x))^2} \right] \right\} \quad (7)$$

$$LSF_U(x, x') = A_U(x) \left\{ \exp \left[\frac{-(x-x')^2}{\sigma_U^2(x)} \right] - 0.20 \exp \left[\frac{-(x-x')^2}{(3\sigma_U(x))^2} \right] \right\} \quad (8)$$

上述方程中的增益 A 及空间常数 σ 由下面两个公式确定:

$$A_i(x) = \frac{A_i}{1 + a_i|x|^2} \quad i = N, S, T, U \quad (9)$$

$$\sigma_i(x) = \sigma_i[1 + K|x|], \quad i = N, S, T, U \quad (10)$$

由(9)、(10)知,在任一偏心率上,各通道的性质即方程(5)–(8)系由两个在中央凹的常数 A_i 和 σ_i 及两个与空间变化速率有关的常数 a_i 和 K 决定 (A_i 实际上有两个值,因为 S 调制和 T 调制的增益是不同的)。对某一受试者而言,所有上述参数均由实验确定。

对任一空间模式 $P(x)$, 各通道的反应为:

$$R_i = \left\{ \sum_{x=-x}^{+x} \left| \int_{-x}^x LSF_i(x, x') P(x') dx' \right|^2 \right\}^{1/4} \quad i = N, S, T, U \quad (11)$$

式中空间概率和的求和步长是 $2'$, 相当于视细胞之间的间隔大小。视觉系统对 $P(x)$ 的总反应由四个通道之间的概率和决定,即:

$$R = (R_N^4 + R_S^4 + R_T^4 + R_U^4)^{1/4} \quad (12)$$

视觉反差阈值检测四通道模型的完整的数学描述已如上述。图7则给出了此模型的直观形象。图中给出了在偏心率 0° 和 4° 这两个位置上四个通道的线扩散函数。从垂直方向看,它给出在任一偏心率上的四个通道的大小和形状,从水平方向看,它给出各个通道随偏心率变化的情况。

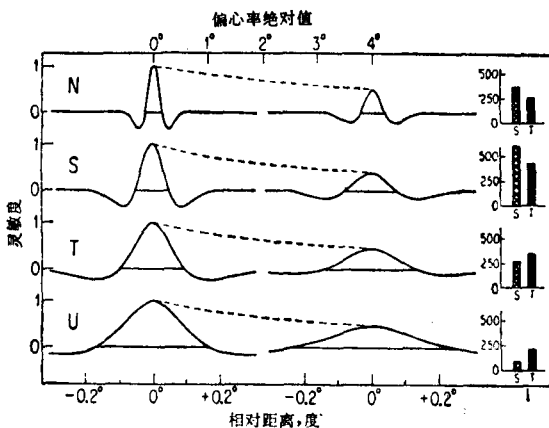


图7 四通道模型的图解

五、四通道模型的预言能力及其本质

现在用四通道模型来计算简单正弦条纹的反差灵敏度函数,并与实验测量数据比较,以检

验模型是否正确。对任一受试者,由于模型中的全部参数已由实验测定,因此在作理论计算时再没有别的自由参数可供选择。

假定正弦条纹宽 8° 高 1.5° 。在 S 调制和 T 调制下理论计算结果与实验测量数据见图8。四个通道的峰值灵敏度分别出现在空间频率 1、2、4、8 周/度上。在空间域内,这相当于四个通道的兴奋中心宽度分别为 $3.1'$ 、 $6.2'$ 、 $11.7'$ 、 $21'$ 。各道的半功率带宽约 1.75 倍频程。

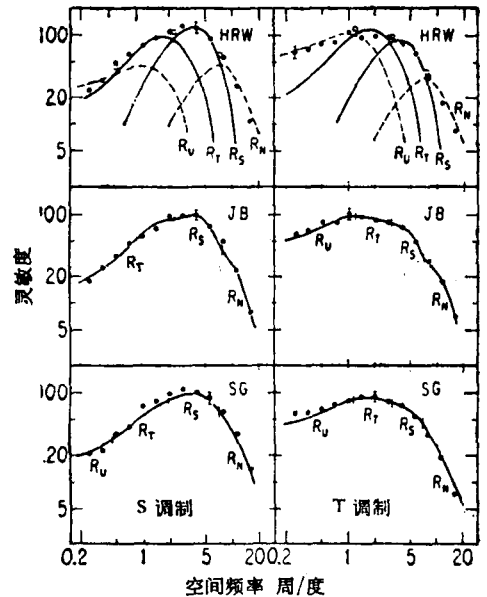


图8 四通道模型的预言结果与实测数据的比较

对受试者 HRW, 视觉系统对正弦条纹的反应分解成四个通道, 它们的包络线就是反差灵敏度函数。

由图可见,理论预言的结果与实测数据符合得很好。由于在作理论计算时没有任何自由参数,上述结果就有力地表明,视觉反差阈值检测四通道模型是很准确的,各道的通频带是相当宽的。

但是,关于视觉反差阈值检测研究的早期文献大都认为^[5,6],空间频率通道的通频带很窄(约0.4倍频程)。有些作者甚至认为^[20],视觉系统能精确地对空间图象作傅氏分析。因此,如果四通道模型确实是正确的,那么它就应该能够正确地解释原先作为窄带理论依据的全部实验结果。

多数作出空间频率通道窄带结论的文献都

假定：虽然若干通道之间的相互作用可能是非线性的，但每个通道对刺激的反应是线性的，可用一线性滤波器表示。设 $R_i(S)$ 是第 i 个通道对刺激 S 的反应，根据叠加原理就有：

$$R_i(S + \alpha T) = R_i(S) + \alpha R_i(T)$$

也即

$$R_i(T) = [R_i(S + \alpha T) - R_i(S)]/\alpha \quad (13)$$

假定存在一个空间频率区域，其上只有一个通道是最灵敏的。用方程(13)来计算通道 i 对刺激 T 的反应，就相当于假定通道 i 的反应 R_i 等于视觉系统的总反应 R ，即 $R = R_i$ 。

设刺激是由两个简单条纹组成的复杂条纹，其亮度分布为^[6]：

$$L(x) = L_0\{1 + m[\sin(2\pi\omega_c X) + (S_c/2S_-)\sin(2\pi\omega_T X)]\} \quad (14)$$

式中 S_c 和 S_T 分别是空间频率为 ω_c 和 ω_T 的简单正弦条纹的灵敏度， ω_T 的反差灵敏度是 ω_c 的 2 倍。固定 ω_c ，用实验方法测得复杂条纹的反差灵敏度(是 ω_T 的函数)如图 9 的实圆点所示；图中的粗黑线是四通道模型的理论计算结果。由图可见，计算结果与实验数据符合得很好，因此，四通道模型的准确性是无可置疑的。

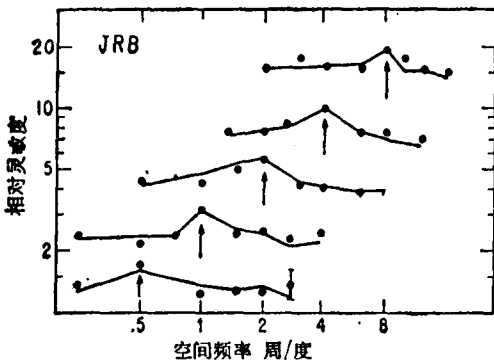


图 9 对于复杂条纹，四通道模型的预言结果与实测数据的比较

图中箭头指 ω_c 的值。

那么先前是怎样由复杂条纹实验推出窄带结论的呢？如果用方程(13)重新分析上述实验结果，在四通道模型中加上线性假定重新进行理论计算，结果见图 10。图中空心圆是测量数据，虚线是计算结果。显然，在线性假定下，无论是实验数据还是模型计算都将得出窄带结

论，因此即空间频率通道是窄带的这一结论，乃是线性假设的结果。

由此可见，四通道模型能正确地解释原先作为窄带依据的实验数据。但各窄带通道之间的概率和却不能解释某些非线性模式的反差灵敏度函数^[21]。所以各通道的通频带实际上是相当宽的。

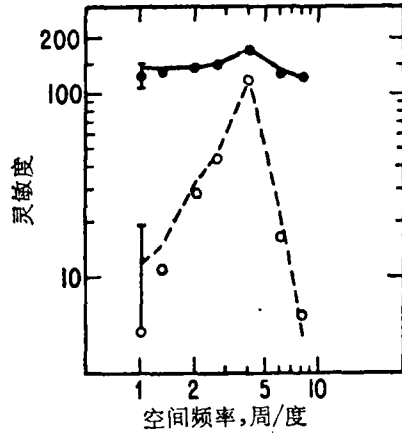


图 10

上述论证表明，对视觉反差阈值检测而言，Wilson 的四通道模型确实是一个相当成功的理论。检测过程的特点是有统计涨落，在通道内部存在固有的非线性作用。这种非线性特性是用空间概率和表示的，它决定于刺激图形的大小。尽管在阈值附近对亮度可采用小信号线性化方法处理，但由刺激大小决定的通道的非线性性质则是无法消除的。反差阈值检测本质上是非线性的。因此上述线性假设是不能成立的，由此得出的结论自然也是不正确的。

四通道模型对复杂条纹的处理过程可用图 11 说明如下：

A: 复杂条纹，它实际上是一个调幅波(3.5 周/度的空间正弦条纹被 0.5 周/度的余弦函数所调制)，因此存在拍频作用。

B: 线性滤波，它使上述复杂波形发生一些小畸变，这是由视觉系统的空间不均匀性引起的。

C: 空间概率和运算，这一运算的非线性性质使反差的局部变化明显降低，它表现为：滤波输出被整流；峰的宽度变小；反差变化不大的

部分变平坦。在反差阈值检测中，这一步是关键所在。

D: 视觉系统的总输出，它由各个通道之间的概率和决定。由于存在拍频现象，对反差阈值起作用的仅仅是衰减很小的一部分，因此响应曲线有一个很宽的平坦区域。

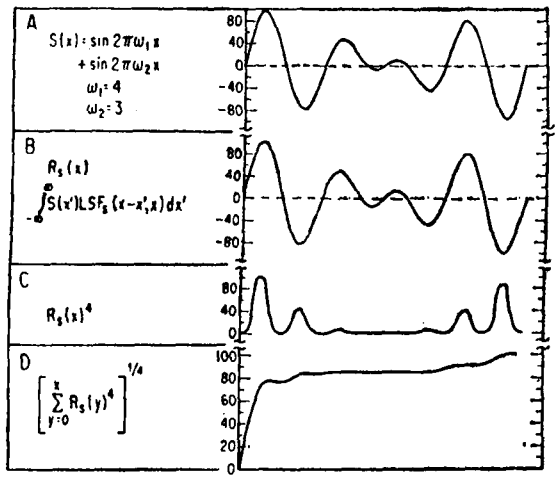


图 11 对复杂条纹反差阈值检测过程的图解

综上所述，如果忽略了通道内部空间概率和这一非线性作用，将得到窄带结论，如果考虑了这一非线性作用，将得到宽带结论。空间频率通道本质上是非线性的，其通频带是相当宽的。因而视觉系统看来不大可能对反差灵敏度进行傅氏分析(至少对阈值检测如此)。由于大小是本地编码的，编码的具体情况决定于四个通道的具体的活动情况，决定于它们对刺激反应的相对比例，因此大小信息处理看来与色觉原理(三色原理)更为相似。

六、结 语

Wilson 的理论几乎概括了以往所有关于视觉反差灵敏度检测的心理物理学实验结果，因此它是很有说服力的。

但是 Wilson 的理论是在一定的实验条件下求得的，它仅适用于单眼的反差阈值检测。是否能把实验条件放宽，能否适用于阈上的反差灵敏度检测，双眼视察的结果与单眼是否一致，这些问题仍有待解决。

此外，四通道模型大概只能看成是一种比较有用的近似计算理论，它并不排斥有更多的通道对视场中一点进行编码的可能性*。例如，Marr 等指出：除 N, S, T, U 这四个通道外，还存在一个最小的通道，其感受野兴奋中心宽度为 $1'20''$ ^[22]。Watson 则认为，反差阈值检测是由七个通道完成的^[23]。

总之，对视觉反差问题的研究正方兴未艾。可以肯定，随着研究工作的深入，人们将会更深刻地了解人对视觉信息究竟是怎样加工处理的。

参 考 文 献

- [1] Schade, O. H.: *J. Opt. Soc. Amer.*, **46**, 721, 1956.
- [2] Campbell, F. W. et al.: *J. Physiol. (Lond.)*, **197**, 551, 1968.
- [3] Blakemore, C. et al.: *J. Physiol. (Lond.)*, **203**, 237, 1969.
- [4] Graham, N. et al.: *Vision Res.*, **11**, 251, 1971.
- [5] Sachs, M. B. et al.: *J. Opt. Soc. Amer.*, **61**, 1121, 1971.
- [6] Kulikowski, J. et al.: *Vision Res.*, **13**, 1455, 1973.
- [7] Campbell, F. W.: *Neuroscience Third Study Program*, p. 95, 1974, MIT Press.
- [8] Hines, M.: *Vision Res.*, **16**, 567, 1976.
- [9] Limb, J. O. et al.: *ibid.*, **17**, 571, 1977.
- [10] Wiison, H. R. et al.: *ibid.*, **17**, 1177, 1977.
- [11] Wilson, H. R.: *ibid.*, **18**, 971, 1978.
- [12] Wilson, H. R. et al.: *ibid.*, **19**, 19, 1979.
- [13] Bergen, J. R. et al.: *J. Opt. Soc. Amer.*, **69**, 1580, 1979.
- [14] Hubel, D. H. et al.: *J. Comp. Neurol.*, **158**, 295, 1974.
- [15] Doorn, A. J. Van et al.: *Kybernetik*, **10**, 223, 1972.
- [16] Kelly, D. H.: *J. Opt. Soc. Amer.*, **64**, 1523, 1974.
- [17] Quick, R. F.: *Kybernetik*, **16**, 65, 1974.
- [18] Wright, M. J. et al.: *Neuroscience Third Study Program*, p. 115, 1974, MIT Press.
- [19] Watson, A. B. et al.: *Vision Res.*, **17**, 893, 1977.
- [20] Pollen, D. A. et al.: *Science*, **193**, 74, 1971.

(下转第 67 页)

* Wilson 最近已把四通道模型发展成为六通道模型。它们的峰值空间频率是 0.75、1.5、2.8、4.4、8.0、16.0、c/deg. 参见 *Vision Res.*, **23**(9): 873, 1983.

($M_w = 6000$) 1.5 M NaCl 沉淀噬菌体, 经酚提取, 乙醇沉淀后, 溶于 50 μ l 水即为待测 DNA。

7. 测序方法 按 Sanger^[3] 1977 年法。

8. 校正非特异降解法的有效性 按 Sanger 1980^[4] 法, 在末端修整的片段上, 加上 EcoRI 接头, 再与 M_{13} mp₂ 载体 DNA 重组, 转染与测序方法同上。

二、结 果

1. S_1 核酸酶可以把 DNase I 造成缺口的 DNA 链, 切成长短不一的片段, 此小片段的数量随 S_1 酶量而增加 (图 1 见封 3)。以每微克 DNA 用 80—100 U 的 S_1 核酸酶所得到的片段较适用于克隆。

2. 用超声波切剪, 则以 5 秒钟超声 3 次所得到的片段较适宜于克隆 (图 2, 见封 3)。

3. 经过克隆得到的无色菌落最多时有 30—50 个, 约占蓝色菌落的 20%。对照平皿中, 由于无 DNA 存在, 只出现 1—2 个白色菌落, 但在个别平皿中, 出现率达 3—5%。

4. PJOB Clone 71 DNA 经降解克隆测序表明: 在 M_{13} mp₈ Sma I 位点插入了外源 DNA (图 3, 见封 3)。I、II、III 分别为插入片的顺序, 箭头为插入位点 -CCCC.....-GGG-, 中间为插入片段。I 因片段较长 -GGG- 切点未测到, 他们的顺序分别为: (IV、V、顺序的图未列入):

1-CCCCATGTTCTTCAGCACCAATCGCCAGCTGCA
CGGGAACCGGGTTCGCGCCAGACGGGTTTGTATCT
GGTTAACAACCTTTCAGGAAGTTCGCACCTAGCGGTC
ATTTTGTTAACGACGGATTGCGGTTTCATTAATGTCTC
GGGCTATTAAGTC-

2-CCCCTTATTGTCCTGGTTATTCCCCGGTTGTAA
AAATCTCTCCTAAACTTAACGGTACGGCTACACACT
TTCGGGGATGAAATGTTCCGCGCTGGTACTTTTTGTT
TGCTACIGGATTGGCGGTTGTGAGATTATTGTTGTG
GGAATT-

3-CCCCTTCAATTACCGGTGTGTCGTCTGTATTCA
GATCATGTCCAACAAATGCAAATGCTAACGTTTGT
ATTTCTTATAATTGTCAGGAACCTGGAAAAGGGAAT
T-

4-CCCCATGAGATTTCTCATATTTAGCATACGTAA
GGCTGTTGTTAAGATTCAATCATCGGCCGGTCTGA
ATTTCTTTGCTGTAGAAAAATAACGCAACTTGGAA
AACAGAGGAAATTAACAATTGGAAAAGAGAAAAA
TTATGGGGAATT-

5-CCCCTATTACAAAACCTATGGTAACTCTTTA
GGCATTCCTTCGAACAAGATGCAAGAAAAGACAAA
TGACAGCCCTTCTACGAGTGATTTAGCCTGGTCTG
ATGGGAATT-

5. 非特异性降解片段加入 EcoRI 接头后, 克隆入 M_{13} mp₂ EcoRI 位点, 从测得的几个片段顺序 (图 4, 见封 3) 说明非特异降解可代替内切酶降解进行顺序测定。

三、讨 论

非特异法可将 DNA 随机切断, 选择一定条件就可获得适合于克隆的片段, 一般以 300 bp 左右为最合适, 这样即可节约内切酶, 又有利于寻找接头, 适宜于在一般的实验室条件下进行, 是值得推荐的一个方法, 也是继 M_{13} mp₂ 以后, 多切点 M_{13} 载体的应用和发展。但平齐接头所用的 T₄ DNA 连接酶的量要比粘性末端连接时大 10 倍左右, 为此必须确保酶的质量。

DNase I 和 S_1 核酸酶联合降解是一个比较理想的方法, 若单用 DNase I 降解, 稍有过量, 则切下的片段太小, 若单用 S_1 核酸酶降解, 经缺口翻译法标记 DNA 进行鉴定, 说明降解结果不够理想。

参 考 文 献

- [1] F. Sanger et al.: *J. Mol. Biol.*, **143**, 161, 1980.
- [2] 张继仁、程振起: 《遗传工程》2. 7. 1982.
- [3] F. Sanger et al.: *PNAS*, **74**, 5463, 1982.

[本文于 1983 年 8 月 19 日收到]

(上接第 33 页)

[21] Wilson, H. R.: *Vision Res.*, **18**, 493, 1978.

[22] Marr, D. Poggio, T. et al.: *J. Opt. Soc. Am.*, **70**,

868, 1980.

[23] Watson, A. B.: *Vision Res.*, **22**, 17, 1982.

[本文于 1983 年 6 月 13 日收到]