

# 用环形瞳孔测定眼的调制传递函数

刘育民 蒋百川 杨润才

(中国科学院上海生理研究所)

## 摘 要

本文使用了若干不同尺寸和障碍比的环形瞳孔来测定  $T_e$ 。结果表明,除了消除球差不完全这个因素之外,还有一些其它因素限制任意使用环形瞳孔测定  $T_{rb}$ 。在实际测定  $T_{cs}(A)$  时,环形瞳孔表现的  $T_e$  值常常不同程度地偏离理论值  $T_e$ 。使用直径  $o.d. = 2.7$  毫米和  $\sigma = 0.60$  的环形瞳孔,表现的  $T_e$  与理论值比较符合,所以能用这种瞳孔测得较为可靠的  $T_e(2.7)$ 。作过一些经验式的校准后,也可以推算出大于 2.7 毫米瞳孔的 MTF。

为了叙述方便,本文使用以下的缩写:

$A(\times \times, \sigma)$	直径为 $\times \times$ 毫米、障碍比为 $\sigma$ 的 环形瞳孔	度函数
$C(\times \times)$	直径为 $\times \times$ 毫米的圆形瞳孔	$T_e$ 眼的 MTF
$CR(A_i/A_j$ 或 $C_i/C_j)$	用 $A_i/A_j$ 环形瞳孔或 用 $C_i/C_j$ 圆形瞳孔测定的对比敏感度比例	$T_{rb}$ 网膜大脑系统的传递函数
CS	对比敏感度	$TR(A_i/A_j)$ 环形瞳孔 $i$ 对环形瞳孔 $j$ 的传 递函数的比例
$T$	调制传递函数	$T_\phi(o.d.)$ 衍射极限传递函数 (或特别注明 光瞳的直径)
$T_{cs}(o.d.)$	按惯例用圆形瞳孔 (或特别注明 它的直径)测定的对比敏感度函数	$T_\sigma(o.d., \sigma)$ 环形瞳孔 $A(o.d., \sigma)$ 的传递函数
$T_{cs}(A)$ 或 $(o.d., \sigma)$	用环形瞳孔 (或特别注 明它的直径和障碍比 $\sigma$ ) 测定的对比敏感	$\tilde{T}_e$ 环形瞳孔表现的传递函数
		$\sigma$ 障碍比,即环的内、外径之比

## 一、引 言

用环形人工瞳孔进行眼的生理研究,到目前为止,所得的结果尚有争议<sup>[1]</sup>。关于眼睛的 MTF, Krauskopf<sup>[2]</sup> 和 Röhler 等<sup>[3]</sup> 都没有观察到由于用环形瞳孔减小了球差所期望的 MTF 的改善。然而, Charman 和 Jennings<sup>[4]</sup> 的理论计算表明,当环的障碍比 (即环的内、外径之比)  $\sigma \geq 0.60$  时,模型眼的初级球差可被完全消除。环形瞳孔有其特征 MTF<sup>[4,5]</sup>, 我们研究了利用环的这个特征求得网膜大脑的 MTF ( $T_{rb}$ ) 的可能性,继而通过下列线性关系计算  $T_e$ <sup>[6]</sup>:

$$T_{cs} = T_{rb} \cdot T_e \quad (1)$$

式中  $T_{cs}$  是整个视觉系统的 MTF。但是我们观察到有几个复杂因素限制随意使用环的理论 MTF 去测定  $T_{rb}$ , 因此在对实验结果作出合理解释之前,必须将这些因素仔细加以考虑。本文的目的即在于阐述这个方法是如何发展的。

## 二、方 法

**1. 光栅** 用正弦波调制的光栅显示在一个普通示波器 (SBM-10) 的荧光屏上, 有关方法及对比度的测定已在另文报告<sup>[7]</sup>。由于荧光屏的亮度较低, 我们不得不减少 Y 轴的放大, 使锯齿波仅产生一条高 3.5 厘米、长 6 厘米的亮带, 亮度 14 烛光/米<sup>2</sup>, 光栅即产生在这亮带的中部, 其频率和对比由输入 Z 轴的正弦波调制, 正弦波输入和断开的时间比为 1:1, 周期 1.4 秒。受试者的观视距离为 171 厘米, 被调制亮带的部分所呈现的视场为  $1.2 \times 2^\circ$ , 除光栅旁有两个大体同样大小的平均亮度一样的域之外, 无其它背景。实验在暗室中进行, 示波屏为仅有的照明源, 室内的反射面都用黑布覆盖, 在受试者面前还放置了一块遮光屏, 使眼睛在不凑到人工瞳孔时, 避免受到照射。在眼睛的位置, 示波屏直射所产生的照度为 0.021 lux; 没有直接照射时, 室内杂散光在同一位置上所引起的照度为 0.0012 lux。

**2. 人工瞳孔** 经过一些试验, 我们采用如下方法制备环形瞳孔。用眼科环钻将照相黑纸切成小圆片, 然后利用细头发丝使圆片悬在打了小孔的薄铝片当中即成。瞳孔的直径用显微标尺测定。我们仅选择两种瞳孔尺寸 (2.67 毫米和 5.6 毫米直径) 和两种  $\epsilon$  (0.75 和 0.60) 来加以分析。为了测定使用不同尺寸和形状的人工瞳孔的  $T_{CS}$ , 用适当的中性滤光片补偿面积与 Stiles-Crawford (S-C) 效应, 以保持亮度相等。在用方程  $\log \eta = p(d - dm)^2$  来计算 S-C 的积分效应时, 我们选用的  $p$  值为各研究者得出的一个中值 (0.053)<sup>[8,9]</sup>。

**3. 传递函数** 参照文献 [4] 公式编制的程序在 709 计算机上计算。

**4. 受试者、实验步骤和对照** 有四名受试者参加本实验。两名 20 岁的女青年 (诸和宋), 正常眼; 两名本文的作者, 刘, 59 岁, 2.5D 远视; 蒋, 35 岁, 2.75D 近视。除最后一节提到的实验外, 其它所有实验至少为三名受试者所重复。在许多情形下, 测定 CR (contrast ratio) 要达到 10% 以内的精度, 因此, 测定 CS 须达到 2—3% 的精度, 由于个体差异或各次实验的差异 (inter-session variation), 这样严格的精度是难以实现的<sup>[7]</sup>。为了消除个体差异, 数据处理是以个人为单位进行的。大多数的测定使用自调法 (self-adjustment), 只有少数实验用强迫选择法 (forced-choice)。按我们的经验, 审慎地用自调法所得到的数据的精度不比用强迫选择法差, 但要快得多。为了减少各次实验的差异以及受试者在使用不同瞳孔时对阈值判据的变化, 测定 CR 时, 通常一次只限于一个或二个空间频率, 迅速从一种瞳孔变到另一种瞳孔来进行 (很少在一次实验里同时测定四个频率)。

受试者至少暗适应 15 分钟后才开始实验。没有专门的头架来固定受试者的头部, 但瞳孔支架上有个眼罩, 它的外形同眼眶吻合甚好, 使受试者能比较容易地调整到一个合适的注视位置。光栅的对比度用一个十圈的螺旋式衰减器 (有时也用分压器) 调节; 在自调方法中, 由受试者自调, 用强迫选择法时, 则由主试者控制。每记录一次读数之后, 主试者就将衰减器旋回到零点或任何其它位置, 然后再给受试者作下一次测量。通常, CS 的测定是在下述的空间频率进行的: 3, 4, 5, 6, 8, 10, 12, 15, 20, 24, 30 周/度, 偶而加上 18, 27, 36 周/度。两名作者作受试者时, 对两个最低频 (3, 5 周/度) 和两个最高频 (30, 36 周/度) 没有测定。

## 三、结 果

### 1. 用 $\epsilon = 0.75$ 的环形瞳孔测定的 $T$ 。

(1)  $T_e(2.67)$  图 1 的插图中, 用环形瞳孔 A(2.67, 0.75) 测得的  $T_{CS}$ , [即  $T_{CS}(2.67, 0.75)$ ] 和用圆形瞳孔 C(2.67) 测得的  $T_{CS}$ [即  $T_{CS}(2.67)$ ] 分别用实心方块 (■) 和黑圆点 (●) 表示. 示波屏的光, 基本可当作单色光 ( $\lambda_{max} = 550$  毫米), 环的  $\sigma$  是 0.75, 因此我们期望在网膜上成的象无象差. 在这种情形下,  $T_e$  过渡为圆形瞳孔的衍射极限传递函数  $T_\phi$ ,  $T_{CS}(A)$  即为  $T_{rb}$  和环的理想传递函数  $T_\sigma$  的乘积<sup>1)</sup>, 即

$$T_{CS}(A) = T_{rb} \cdot T_\sigma(A) \quad (2)$$

直径为 2.67 毫米和 5.6 毫米瞳孔的  $T_\phi$  和  $T_\sigma$  绘在图 2 上. (2) 式是通过测量  $T_{CS}(A)$  而得到  $T_{rb}$  的基础. 不同频率下测得的  $T_{rb}$  绘在图 1 的插图, 用空心方块(□)表示. 黑圆点和空心方块的比例, 在主图也用空心方块表示, 通过这些点随手描出的细线即为  $T_e(2.67)$ . 长虚线和短虚线分别表示由 Van Meeteren<sup>[10]</sup> 计算的  $T_e(3.0)$  和由 Campbell 及 Green<sup>[6]</sup> 测定的  $T_e(2.8)$ . 在 18 周/度以下, 我们的  $T_e(2.67)$  略高于 Van Meeteren 的  $T_e(3.0)$ , 高于这个频率, 我们的  $T_e$  则下降得略低.

(2)  $T_e(5.6)$  结果表示在图 3, 受试者为宋. 原始数据的表达及  $T_e$  的得出与前图同. 只是本实验是在两个亮度水平进行的, 一个是匹配用 A(5.6, 0.75) 的亮度 ( $\Delta$ ), 而另一个则为匹配用 A(2.67, 0.75) 的亮度 ( $\blacktriangledown$ ). 在本研究所有的实验中, 凡是提到亮度匹配, 均指同时对面积及 S-C 效应进行了补偿. 两个系列的测定结果没有系统差别, 所以只用通过这些符号的一条曲线表示, 即  $T_e(5.6)$ . 此曲线与前图的  $T_e(2.67)$  几乎完全吻合, 表示不同大小瞳孔的  $T_e$  完全相同. 这当然是不可能的. 因此不得不怀疑实际使用的环测定活眼  $T_{CS}(A)$  时, 其传递特性是否真正服从理论上对简约眼所计算的函数. 为了探讨这个问题, 我们将测定两个环的  $T_{CS}(A)$  的比例.

### 2. 测定 $T_{CS}(5.6, 0.75)$ 与 $T_{CS}(2.67, 0.75)$ 比例的实验

若环用于测定人眼的  $T_{CS}(A)$  时, 它的传递函数与根据被动眼睛的计算值相符, 根据 (2) 式显然可得,

$$CR \left( \frac{5.6, 0.75}{2.67, 0.75} \right)^* = TR \left( \frac{5.6, 0.75}{2.67, 0.75} \right)^2 \quad (3)$$

理论的 TR 在图 4 的 A 或 B 中用粗线表示. 不同频率的  $CR(A_i/A_j)$  用 (x) 符号表示. 图 4A 中的 (x) 是诸和宋两人结果的平均值(每个频率每人测定 6 次). 这些 CR 值都接近 1, 此即意

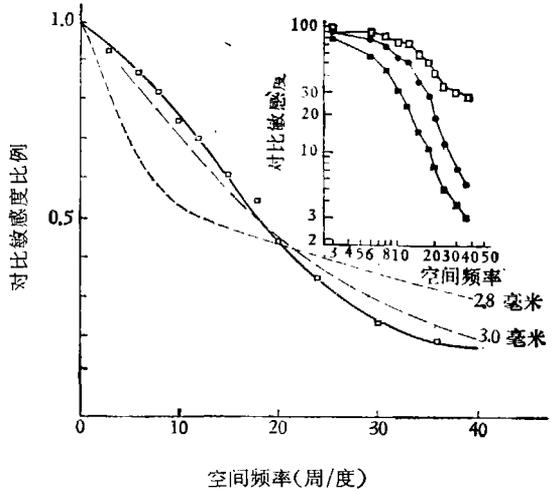
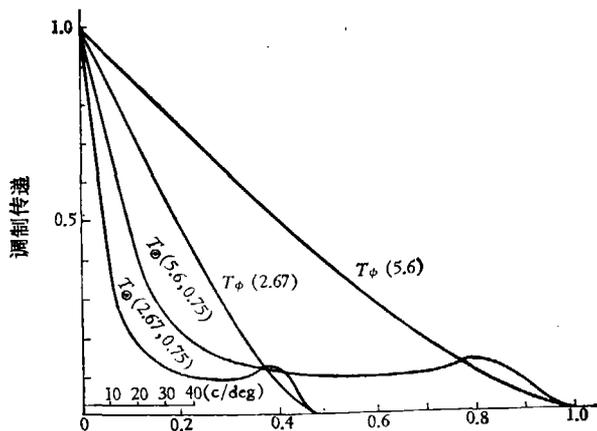


图 1  $T_e(2.67)$  的测定

[粗线: 通过小方块(□)绘出的  $T_e(2.67)$  系用 2.67 毫米瞳孔所得的对比敏感度  $T_{CS}$  (插图中的 ●) 与  $T_{rb}$  (插图中的 □) 之比, 后者是用 A(2.67, 0.75) 测定的  $T_{CS}(A)$  (插图中的 ■) 除以  $T_\sigma(2.67, 0.75)$  的结果. 长虚线: Van Meeteren 计算的中央凹  $T_e(3.0)$ . 短虚线: Campbell 及 Green 测定的  $T_e(2.8)$ ]

1) 这个关系也可以这样理解, 即当 A (x,  $\sigma$ ) 能完全取消像差时,  $T_{CS}(A)$  即为在  $T_\sigma(A)$  的理想系统里测量的  $T_{rb}$ .

2) 分别表示  $\frac{T_{CS}(5.6, 0.75)}{T_{CS}(2.67, 0.75)}$  和  $\frac{T_\sigma(5.6, 0.75)}{T_\sigma(2.67, 0.75)}$ .



按 5.6 毫米瞳孔规格化的频率

图 2 直径 2.67 毫米和 5.6 毫米圆孔及 A(2.67, 0.75) 和 A(5.6, 0.75) 环形瞳孔的衍射极限传递函数(分别用  $T_{\phi}(2.67)$ ,  $T_{\phi}(5.6)$  及  $T_0(2.67, 0.75)$ ,  $T_0(5.6, 0.75)$  标记)  
(左上角上较短的座标是以周/度为单位的标尺,对大小两种瞳孔都适用)

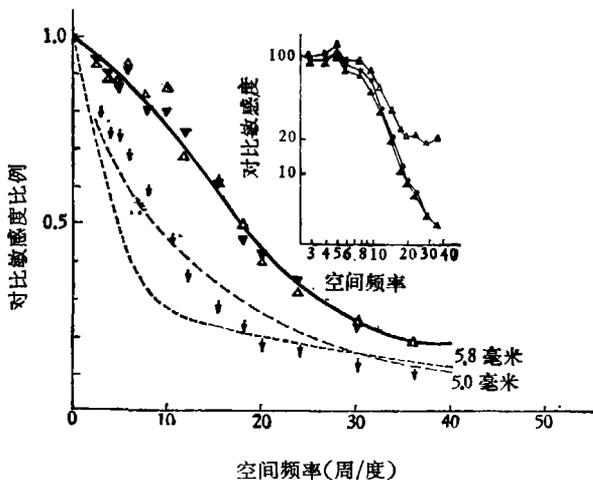


图 3  $T_e(5.6)$  的测定

粗线表示  $T_e(5.6)$  通过在两个亮度水平上测得的结果( $\Delta$ 及 $\blacktriangledown$ ),导出曲线的方法,同图 1.  $T_{cs}$  及  $T_{cs}(A)$  的原始数据分别在插图中用小圆点( $\bullet$ )和实三角( $\blacktriangle$ )表示. 空三角( $\triangle$ )则为不同频率的  $T_{ib}$ .  
长虚线: Van Meeteren 计算的中央凹  $T_e(5.0)$ .短虚线: Campbell 及 Green 测得的  $T_e(5.8)$ .  
箭头的意义将在描述了图 4 的实验后再解释.

意味着两个环的表观的传递函数几乎相等. 进行这个实验时, 同时测定了两个不同直径的圆形瞳孔的  $T_{cs}$  的比例, 即  $CR(5.6/2.67)$ . 不同频率的  $CR$ , 用小圆圈( $\circ$ )表示. 这比例也是相应两个瞳孔的  $T_e$  的比例. 我们首先假定  $A(2.67, 0.75)$  用于人眼时的  $T_0$  与用模型眼的计算值相等, 而  $T_e(5.6)$  与  $T_e(2.67)$  相等是由于  $T_0(5.6, 0.75)$  衰变到  $T_0(2.67, 0.75)$  的缘故. 从 3—15 周/度, 图中表示的结果是符合下述关系的,

$$\log TR\left(\frac{5.6, 0.75}{2.67, 0.75}\right) - \log CR\left(\frac{5.6, 0.75}{2.67, 0.75}\right) = \log CR(2.67/5.6). \quad (4)$$

但在高频则有某些差异：CR(5.6/2.67) 表现出一定的下降趋势(这同某些作者的结果<sup>[6]</sup> 有些不同, 我们还不清楚是什么原因)。但是我们可以利用(4)式作出某种经验式的校正, 把直接测定的  $T_c(5.6)$  相对  $T_c(2.67)$  修正到一个较为合理的位置。图 3 中在不同频率作了上述校正的  $T_c(5.6)$  以箭头表示; 在这个图中, Van Meeteren<sup>[20]</sup> 计算的  $T_c(5.0)$  和 Campbell 及 Green<sup>[6]</sup> 测定的  $T_c(5.8)$ , 分别用点虚线和虚线绘出, 以作比较。

(1) 使用后马托品时测定的  $CR(A_i/A_j)$ 。测定  $CR(A_i/A_j)$  时的波动总是相当大, 这是由于调节的波动所引起? 此外, 用大直径环测定人眼的  $T_{cs}(A)$  时, 总表现低于理论值的传递函数, 这是否是由于取消了引起调节的线索, 从而影响调节的结果? 为了验证这个推测, 我们对蒋使用了后马托品从而进行了实验, 结果示于图 4B。与图 4A 不同, 频率  $\geq 6$  周/度时, 蒋的  $CR(A_i/A_j)$  总是大于 1, 但仍远低于理论值。因为蒋的 CR 表现出某种接近理论值的趋势, 他的  $T_c(5.6)$  也明显比  $T_c(2.67)$  低。然而, 后来蒋不用药物的实验也给出大致相同的结果, 所以

蒋和诸的  $CR(A_i/A_j)$  的差别, 必须归之于个体差异。由于我们不能对年轻受试者使用药物作实验, 年龄较大的刘也不宜使用药物, 我们只能凭借刘的眼睛在自然条件下只有很小的调节能力<sup>[8]</sup> 这个情况来进行实验。

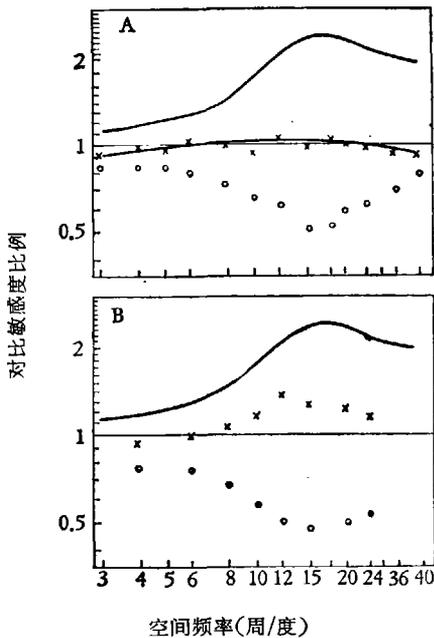


图 4 用两个圆形或环形瞳孔测得的对比灵敏度比例

[粗线:  $TR\left(\frac{5.6, 0.75}{2.67, 0.75}\right)$ , 叉号:  $CR\left(\frac{5.6, 0.75}{2.67, 0.75}\right)$ ,

小圈:  $CR\left(\frac{5.6}{2.67}\right)$ 。A. 诸和宋的测定的平均值, 每人进行三次实验。B. 蒋的结果, 实验是在使用后马托品下进行的, 并加了一个  $-2.75D$ , 校正镜片]

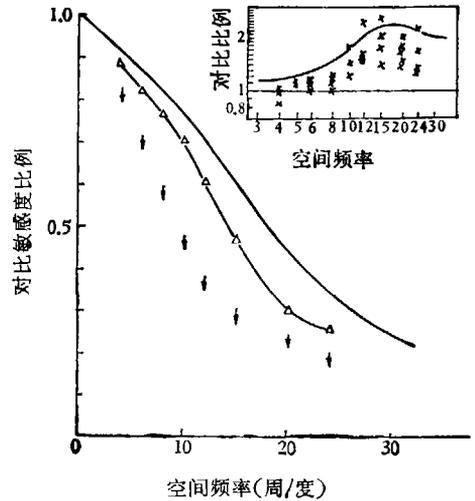


图 5 刘的  $T_c(5.6)$

[主图表示刘的  $T_c(5.6)$ , 他的  $CR\left(\frac{5.6, 0.75}{2.67, 0.75}\right)$  在插图中用 (×) 给出。各个符号表示一次实验的结果。粗线系取自图 1 中的  $T_c(2.67)$ 。根据粗线推算出的箭头表示不同频率的  $T_c(5.6)$ ]

(2) 刘的  $CR(A_i/A_j)$  及  $T_c$ 。图 5 的插图绘出刘的 CR。虽然这些测定表现出较大的分散, 但是接近理论曲线的趋势是显然的, 因而他的  $T_c(5.6)$  [标以 ( $\Delta$ )] 与  $T_c(2.67)$  离得相当开。图 1 的  $T_c(2.67)$  用粗线重新绘在图 5 上, 根据这条曲线, 即可利用(4)式求得较为正确的  $T_c(5.6)$ , 在图上用箭头表示。因为在插图中, ( $\times$ ) 号大体在 1 和 TR 之间, 所以直接测得的

$T_e(5.6)$  也移到  $T_e(2.67)$  和箭头之间。

虽然刘的 CR 比较接近理论曲线, 但其平均值仍低于理论值, 也明显地与年轻受试者的 CR 值不同, 关于这些差别的原因, 以后再加以讨论。

### 3. 用小直径、不同 $\epsilon$ 的环测定的 $CR(A_i/A_j)$

根据前述实验结果判断, 有理由假定  $T_e(2.67)$  接近正确. 但是在测量  $T_{cs}(A)$  时,  $A(2.67, 0.75)$  的实际传递函数与理论  $T_e(2.67, 0.75)$  相符合的程度, 尚未作客观的估计. 为了解这个问题的最简单途径是测定相同孔径, 但不同  $\epsilon$  的  $CR(A_i/A_j)$ , 并与相应的  $TR(A_i/A_j)$  进行比较; 对于模型眼, 显然从(2)式可得

$$CR\left(\frac{2.67, 0.60}{2.67, 0.75}\right) = TR\left(\frac{2.67, 0.60}{2.67, 0.75}\right). \quad (5)$$

图 6 给出了刘(O)和诸(X)的平均  $CR(A_i/A_j)$ , 理论值 TR 用连续曲线表示. 环的传递函数  $T_e(2.67, 0.60)$  和  $T_e(2.67, 0.75)$  在主图中用连续曲线绘出. 可以看到直至 12 周/度, CR 和 TR 相当吻合; 在这个频率以上, CR 如虚线所示, 表现出肯定的下降趋势.  $CR(A_i/A_j)$  的这种下降趋势意味着两个环的表观的  $T_e$  相互靠拢. 由于传递性能大于理论值在物理学上是不可能的, 所以我们暂时假定, 高频  $CR(A_i/A_j)$  的下降是由于  $\epsilon$  值较小环的  $T_e$  衰减, 即消除像差

可能不完全. 在这个假定下, 从  $T_e(2.67, 0.60)$  曲线引出一条虚线. 下面, 让我们考察一下这个假定是否合理.

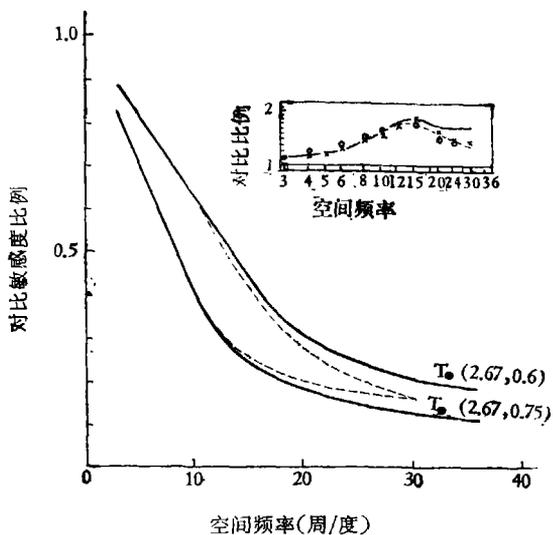


图 6 根据  $CR\left(\frac{2.67, 0.60}{2.67, 0.75}\right)$  推测用环形瞳孔  $A(2.67, 0.60)$  及  $A(2.67, 0.75)$  时表观的传递函数(虚线)

[插图: 连续曲线表示  $TR\left(\frac{2.67, 0.60}{2.67, 0.75}\right)$ , 小圆圈(O)和叉号(X)分别为刘和诸的  $CR\left(\frac{2.67, 0.60}{2.67, 0.75}\right)$ .  $\geq 12$  周/度 CR 的下降趋势用虚线表示. 主图: 连续曲线表示  $T_e(2.67, 0.60)$  及  $T_e(2.67, 0.75)$ . 从  $T_e(2.67, 0.60)$  及  $T_e(2.67, 0.75)$  岔开的虚线分别示  $A(2.67, 0.60)$  及  $A(2.67, 0.75)$  表观的传递函数. 这是根据插图中虚线所示的趋势, 设想两个环之一的传递能力是衰减还是提高而画出的]

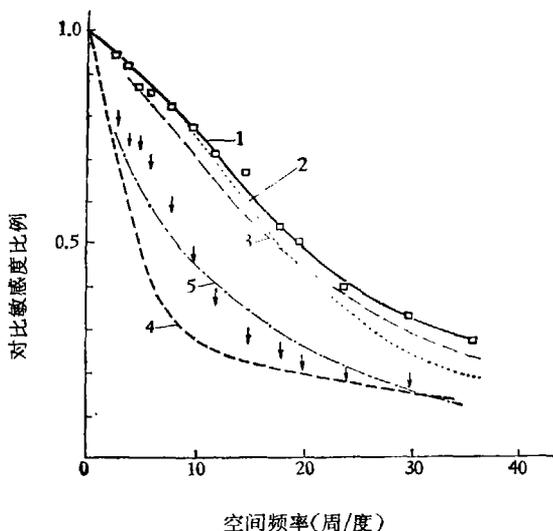


图 7 关于  $T_e(2.67)$  及  $T_e(5.6)$  与其他作者结果的比较

[1. 连空心方块的粗线表示使用  $A(2.67, 0.60)$  测得的  $T_e(2.67)$ . 2. 短点线表示用  $A(2.67, 0.75)$  测得的  $T_e(2.67)$ , 这是从图1的粗线取来的, 供比较. 3. 长虚线是 Van Meeteren 计算的  $T_e(3.0)$ . 箭头表示从粗线  $T_e(2.67)$  导出的  $T_e(5.6)$ . 4. 粗虚线为 Campbell 及 Green 测得的  $T_e(5.8)$ . 5. 细点划线表示 Van Meeteren 计算的  $T_e(5.0)$ ]

在图 7 中,穿过受试者诸的实测值( $\Gamma$ )的粗线为用  $A(2.67, 0.60)$  测得的  $T_c(2.67)$ , 用  $\epsilon = 0.75$  环测得的  $T_c(2.67)$  用点线表示,它取自图 2, 以便比较. 正如由  $CR(A_i/A_j)$  所期望的那样,用两个环所测定的  $T_c$ . 在空间频率  $\leq 12$  周/度时相吻合,在这个频率以上,用  $\epsilon = 0.60$  的环测得的  $T_c$  则逐渐高于用  $\epsilon = 0.75$  的环测定的结果. 新的  $T_c(2.67)$  平行,但略高于 Van Meeteren<sup>[10]</sup> 计算的  $T_c(3.0)$ .  $T_c(2.67)$  应该略高于  $T_c(3.0)$ , 因此可以认为我们的测定和 Van Meeteren 的结果是吻合得甚好的.

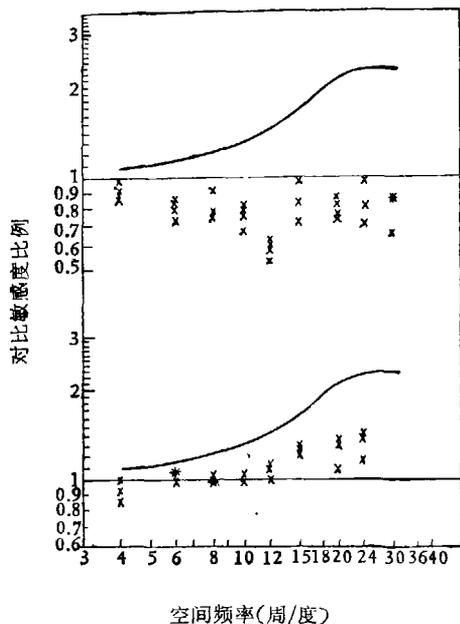
如在图 3 所作的那样,从新的  $T_c(2.67)$  导出的  $T_c(5.6)$  也用箭头表示. 这样得到的  $T_c(5.6)$  大于 15 周/度时,与 Campbell 及 Green 的  $T_c(5.8)$  (粗虚线)基本符合,但略高于 Van Meeteren 的  $T_c(5.0)$  (点划线). 以上提及各  $T_c$  之间的差别最明显在低频范围: 我们测得的  $T_c$  和 Van Meeteren 计算的  $T_c$  都明显高于 Campbell 及 Green 的结果. 在下一节我们将提出进一步的证据,说明用  $\epsilon = 0.60$  的环测得的  $T_c(2.67)$  比用  $\epsilon = 0.75$  的环测得的  $T_c$  更准确些. 这意味着在实用中,  $A(2.67, 0.60)$  所呈现的传递特征比  $A(2.67, 0.75)$  更接近理论值. 因此,按照这两个环的 CR, 必须假设表现的  $T_o(2.67, 0.75)$  要趋近于  $T_o(2.67, 0.60)$ , 即如图 6 中从  $T_o(2.67, 0.75)$  引出的虚线那样. 但是在物理上高于理论值的传递特性是不可能的,所以必须假设不是能够根据模型眼简单的几何光学性质的某些其它原因来加以解释(见讨论). 从生理学角度,这个表现的传递能力的提高,即代表对高频光栅的感知随着  $\epsilon$  的增加相对改善. 在下一节,我们将说明,在使用较大的环时,也存在同样的情况.

#### 4. 用 $\epsilon = 0.60$ 但不同直径的环测定的 $CR(A_i/A_j)$

前一节的实验表明,用 2.67 毫米的环,减小  $\epsilon$  将导致表现的  $T_o$  下降. 从而自然会提出一个问题,即对于 5.6 毫米的环,当  $\epsilon$  从 0.75 减小到 0.60 时,是否会出现同样的情况? 对诸和刘所测定不同频率的  $CR\left(\frac{5.6, 0.60}{2.67, 0.60}\right)$  分别示于图 8 的 A 和 B. 各 (X) 符号表示一次测定结果,连续曲线仍表示理论  $TR\left(\frac{5.6, 0.60}{2.67, 0.60}\right)$ . 诸和刘的结果同样表明,  $CR(A_i/A_j)$  偏离相应的  $TR(A_i/A_j)$  的程度比用大  $\epsilon$  的环时远较大,即减小  $\epsilon$  对于表现的  $T_o$  的影响,对大的和对小的环是一样的. 也就是说,恶化了增加孔径大小本身所引起偏于理论传递函数的效应. 以下我们将说明刘使用较大的环所测定的 CR, 比诸的结果可靠. 根据刘所有的 CR 测定,四个环用于活眼测定时所表现的  $T_o$  大体是:(i) 对于  $A(2.67, 0.60)$ ,  $\epsilon$  和直径的影响恰好凑成一个平衡状态,使它的传递函数与被动眼的理想情况较符合. (ii) 对于小的环,  $\epsilon$  从 0.60 增加到 0.75 的影响是使其传递性能在高频部分相对地略微超过理论值. (iii) 对于  $A(5.6, 0.75)$ , 光瞳尺寸和  $\epsilon$  两方面影响相互平衡结果是使其传递特性仍低于理论值. (iv)  $A(5.6, 0.60)$  的情况最差,因为尺寸和  $\epsilon$  的影响一致,使传递特性显著地降低. 根据刘的各次  $CR(A_i/A_j)$  测定从而计算  $A(5.6, 0.60)$ ,  $A(5.6, 0.75)$  和  $A(2.67, 0.75)$  表现的传递函数,以及四个理论  $T_o$  汇总在图 9, 分别用三条虚线和四条实线表示. 表现的传递函数分别标以  $\tilde{T}_o(5.6, 0.60)$ ,  $\tilde{T}_o(5.6, 0.75)$  和  $\tilde{T}_o(2.67, 0.75)$ . 以下我们再进一步测定另外二个  $CR(A_i/A_j)$  来验证上述推测的表现传递函数是否正确.

#### 5. 两个预测

图 10 的上、下两个部分,虚线分别表示  $\frac{\tilde{T}_o(5.6, 0.75)}{T_o(2.67, 0.60)}$  和  $\tilde{TR}\left(\frac{5.6, 0.60}{2.67, 0.75}\right)$ ,



空间频率(周/度)  
图 8 受试者诸(上图)及刘(下图)的

$$CR \left( \frac{5.6, 0.60}{2.67, 0.60} \right)$$

[每个符号表示一次测定。连续曲线表示  
 $TR \left( \frac{5.6, 0.60}{2.67, 0.60} \right)$ ]

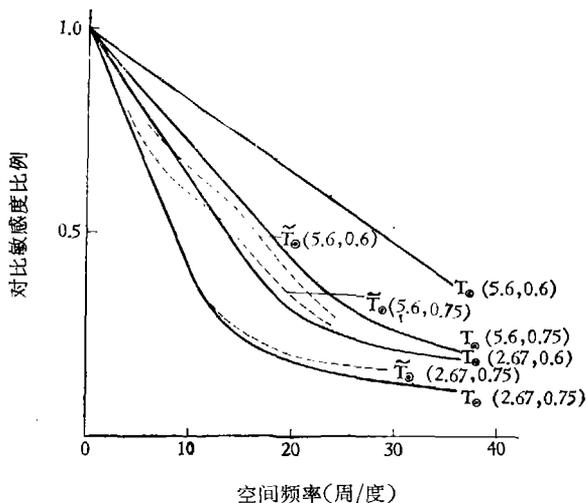


图 9 用环形瞳孔时传递函数的理论值与表观值

[实线: 由模型眼计算所得到的  $A(5.6, 0.60)$ ,  $A(5.6, 0.75)$ ,  $A(2.67, 0.60)$  及  $A(2.67, 0.75)$  的理论传递函数, 分别用  $T_{\theta}(5.6, 0.60)$ ,  $T_{\theta}(5.6, 0.75)$ ,  $T_{\theta}(2.67, 0.60)$  及  $T_{\theta}(2.67, 0.75)$  标记。虚线: 根据图 6, 7, 8 中受试者刘的各种  $CR(A_i/A_j)$  计算得到的  $A(5.6, 0.60)$ ,  $A(5.6, 0.75)$  及  $A(2.67, 0.75)$  的表观的传递函数, 分别用  $\tilde{T}_{\theta}(5.6, 0.60)$ ,  $\tilde{T}_{\theta}(5.6, 0.75)$  及  $\tilde{T}_{\theta}(2.67, 0.75)$  标记]

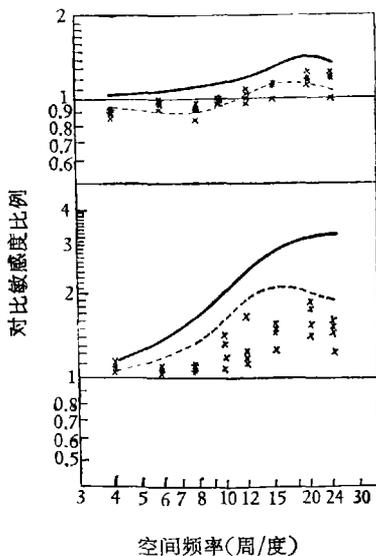


图 10 用两个环形瞳孔测得的对比敏感度比例

[上图: 实线为  $TR \left( \frac{5.6, 0.75}{2.67, 0.60} \right)$ , 虚线为  $\tilde{T}_{\theta} \left( \frac{5.6, 0.75}{2.67, 0.60} \right)$ ; 叉号为刘的四次  $CR \left( \frac{5.6, 0.75}{2.67, 0.60} \right)$  测定。

下图: 实线为  $TR \left( \frac{5.6, 0.60}{2.67, 0.75} \right)$ , 虚线为  $\tilde{T}_{\theta} \left( \frac{5.6, 0.60}{2.67, 0.75} \right)$ ; 叉号为刘的四次  $CR \left( \frac{5.6, 0.60}{2.67, 0.75} \right)$  测定]

$TR\left(\frac{5.6, 0.75}{2.67, 0.60}\right)$  和  $TR\left(\frac{5.6, 0.60}{2.67, 0.75}\right)$  则用实线绘出, 以作比较. ( $\times$ ) 符号是刘四次  $CR(A_i/A_j)$

测定值.  $CR$  与上图的虚线符合甚好, 这个实验也为蒋所重复. 在下图, 实测的  $CR$  与虚线符合得不是太好, 但相对来说, 还是比较接近虚线, 而离实线更远. 这个实验也为蒋重复过, 他的结果比刘的更向虚线靠拢一些, 总言之, 我们预言的  $\tilde{T}_0$ . 基本上是正确的.

#### 四、讨 论

在本研究过程中, 我们越来越清楚地认识到, 用环测定  $T_{rb}$  的困难在于: 在实际测定人眼的  $T_{cs}(A)$  时, 环的  $T_0$  仅在有限的情况下服从于根据模型眼计算的理论值. 用于人眼时, 环的  $T_0$  偏离于理想的情况. 这一点可以通过比较一系列的  $CR(A_i/A_j)$  和相应的  $TR(A_i/A_j)$  显示出来. 相反地, 我们可以为表观的传递函数  $\tilde{T}_0$  下定义, 即使它们的相对值与实测的  $CR(A_i/A_j)$  符合. 由于通过测定  $CS$  所得出的各种调制传递函数通常表现出较大的个体差异和各次实验之间的差异, 这使情况变得更为复杂. 由于在本文实验部分所提到的限制, 我们对于上述那样大的差异的原因, 尚未加以分析. 在讨论  $\tilde{T}_0$  偏离  $T_0$  的种种可能原因之前, 我们需对这种差异的出现原因加以考虑.

为了最佳地使用人工瞳孔, 视轴的适当调整是重要的<sup>[9]</sup>, 对于较大的环, 这种要求可能更加严格. 在本研究中, 虽然我们没有使用专门装置测定和保持这种对准, 但两名作者因为知道实验目的, 借助眼眶架对准眼的位置并不困难<sup>[9]</sup>. 然而, 即使我们确知没有对得不准和头部移动时, 光栅的视见度也有较大波动. 在一个给定的对比度, 特别在高频, 光栅时隐时现, 有时甚至变化很大. Van Nes 和 Bauman 未观察到眼调节的波动对于对比阈值变化有什么影响<sup>[11]</sup>, 但是从关于眼调节波动的已有知识看来, 这个因素最好不要轻易排除<sup>[6, 10]</sup>. 诚然, 其它未知原因也应加以重视(例如与适应或眼球非随意运动有关的某些现象). 我们不知道两位女青年受试者是否很好地调准她们的眼睛位置并保持固定, 她们也未能向我们描述自己的感觉经验. 因此, 我们倾向于相信, 我们自己在这一方面是比她们更加注意到这些问题的. 这至少可以部分地解释, 为什么使用较大的环时, 女青年的  $CR(A_i/A_j)$  总是比我们要低得多. 对用小环所得到的  $CS$  测定, 我们较有把握, 所以在以后加以运用. 在下段讨论关于  $\tilde{T}_0$  偏离  $T_0$  的可能原因时, 将基于刘的数据.

按照刘的平均  $CR(A_i/A_j)$ , 四个环的理论值  $T_0$ . 以及其中三个的  $\tilde{T}_0$ . 在图 9 中分别用实线和虚线绘出. 环用于人眼时, 传递函数的相对理论值较低, 表示像差消除不完全, 特别是高级球差(参见文献[2, 5]对这个问题的论述). 这个解释为以下事实所支持, 即这种像差随着进入光瞳的光线偏心程度的增加而增加<sup>[9, 12, 13]</sup>, 尤其在高频区, 正如  $\tilde{T}_0$  的衰变那样, 随着环的尺寸增加及  $\epsilon$  的减小而变得越来越显著.

到达中央凹视锥细胞上的光线, 若是倾斜射入, 会降低视敏度, 但这个降低似不会比增加像差的作用来得大<sup>[9, 12, 13]</sup>. 其它网膜的因素, 例如眼内散射以及亮度匹配不完全, 也可能起到恶化作用. 本工作进行不久, 两名作者立即注意到, 即使我们力图补偿面积效应和  $S-C$  效应使亮度相等, 仍然觉得通过圆形瞳和通过不同直径和  $\epsilon$  的环所观看到的亮度是不同的. 通过后两者所看到视场的亮度比通过前者所看到的较暗, 环越大, 亮度失匹配越大. 在文献中找到最大的  $p$  值为 0.066, 如果这是一个正确的数字, 而我们用  $p = 0.53$  来补偿  $S-C$  效应, 从而造成使

用 5.6 毫米环时的亮度失匹配,也不过只有观察到的失匹配的 1/3. 第二个主要差别是透过环观看时,好像存在一个朦胧的背景. 但是使用环时,怎样引起这个特别的感受,尚不了解(一种散射光的作用<sup>[11]</sup>?). 无论如何,散射和亮度这两个因素要影响对比度的检测. 然而,在用较小尺寸的瞳孔时,这些主观亮度的差别,S-C效应校正的误差以及像差的影响等,则变得不甚明显或甚至可以忽略,因此,测定  $T_{cs}(A)$  时,就没有这些复杂因素的干扰. 对于 A(2.67, 0.60) 的环,情形就是这样,即它的尺寸和  $\epsilon$  恰好凑到一个平衡状态,使得实际使用时瞳孔的  $\tilde{T}_0$  与用模型眼得出的理论值较符合,无论正常眼、近视眼或远视眼,都能利用它获得较为准确的  $T_e$ . 附带地可以提及一下,从我们对各种环的  $\tilde{T}_0$  分析看来,我们估计 Krauskopf<sup>[2]</sup> 使用的各种环的  $T_0$  都不会与理论  $T_0$  符合. 因此,毫不奇怪,他没有观察到使用环测得眼的 MTF 有任何改善(见文献[1]的评论).

我们直接测得的小瞳孔的  $T_e$  以及推算得的大瞳孔的  $T_e$ , 同 Van Meeteren<sup>[10]</sup> 的结果比较符合. 我们的  $T_e(5.6)$  同 Campbell 及 Green 的  $T_e(5.8)$  在频率  $\geq 18$  周/度也比较符合. 但在低于这个频率的范围, Campbell 及 Green 的传递函数随着频率增加而下降的速度,比我们的测定快得多. 至于我们的  $T_e(2.67)$  同 Campbell 及 Green  $T_e(2.8)$  之间的差别,也在低频,他们的传递函数比我们的低,但是在高频 ( $\geq 24$  周/度),他们的结果反而比我们的. 在 Campbell 及 Green 同 Arnulf 及 Dupuy 对于 2.5—2.8 光瞳的结果之间<sup>[6,15]</sup>,也存在某些类似的差别(比较文献[6]的  $T_e(2.0)$  和图 10 的  $T_\phi$ ). Gorrard<sup>[16]</sup> 用互相关方法消除网膜散射引起的成象降值,也得出比 Campbell 及 Green 高的传递函数. 我们初步的实验也证实了 Berger-Lheurux 所得到中央凹的  $T_e(4.0)$  (引自文献[16]),这些测定都高出 Campbell 及 Green 的  $T_e(3.8)$  甚多. 所以总的看起来, Campbell 和 Green 的  $T_e$  同大多数研究者测定的  $T_e$  之间最明显的差别在于前者,在低于 20 周/度的频率范围,比一般工作者所得到的结果低,而且总是起初下降非常快,然后变得很缓慢. 为什么 Campbell 及 Green 的  $T_e$  呈这种趋势,难以推测,除非归结于某些测定方法上的差别.

### 参 考 文 献

- [1] Charman, W. N. & Jennings, J. A. M., *Vision Res.*, **19**(1979), 947—949.
- [2] Krauskopf, J., *J. Opt. Soc. Amer.*, **54**(1964), 715—716.
- [3] Röhlor, R., Miller, V. & Aberl, M., *Vision Res.*, **9**(1969), 407—428.
- [4] O'Neill, I. L., *J. Opt. Soc. Amer.*, **46**(1956), 285—286.
- [5] Barakat, R. & Houston, A., *J. Opt. Soc. Amer.*, **55**(1965), 538—541.
- [6] Campbell, F. W. & Green, D. G., *J. Physiol.*, **181**(1965), 576—593.
- [7] Yang, R. C., Liu, Y. M. & Jiang, B. C., *Acta Physiologica Sinica.*, **33**(1981).
- [8] Alpern, M., *In Handbook of Optics, Section 12* (Ed. Driscoll, W. G. & Vaughan, W.), New York, McGraw Hill, 1978.
- [9] Green, D. G., *J. Physiol.*, **190**(1967), 583—593.
- [10] Van Meeteren, A., *Optica Acta*, **21**(1974), 395—412.
- [11] Van Nes, F. L. & Bouman, M. A., *J. Opt. Soc. Amer.*, **57**(1967), 401—406.
- [12] Campbell, F. W., *J. Physiol.*, **144**(1958), 25—26.
- [13] Campbell, F. W. & Gregory, A. H., *J. Opt. Soc. Amer.*, **50**(1960), 831.
- [14] Fry, G. A. & Alpern, M., *ibid.*, **43**(1953), 189—195.
- [15] Arnulf, A. & Dupuy, O., *B. Acad. Sci. Paris*, **250**(1960), 2757—2759.
- [16] Gorrard, J. M., *Vision Res.*, **19**(1979), 907—912.