

文章编号:1004-4213(2010)04-0662-7

利用视标和波前数据的 NCSF 测量*

葛婧菁^{1,2}, 王肇圻^{1,2,†}, 刘涛^{1,2}, 王雁³, 赵堪兴³

(1 南开大学 现代光学研究所, 天津 300071)

(2 光电信息技术科学教育部重点实验室, 天津 300071)

(3 天津市眼科学院 天津医科大学眼科临床学院, 天津 300020)

摘要:搭建了基于波前像差的神经对比敏感度测定系统,利用 Hartman-Shack 波前像差传感器测量人眼波前像差,以及高空间频率的对比敏感度测量仪测量全视觉对比敏感度函数,进而得到人眼的神经对比敏感度.和传统激光干涉方法测量神经对比敏感度相比较,本文的测定方法,避免了激光干涉所产生的相干噪音和激光散斑不利因素,并且可以得到白光神经对比敏感度 NCSF.对不同的人眼分别对绿光和白光视网膜神经对比敏感度进行了测定,测试结果表明:在同等亮度下,绿光的神经对比敏感度远高于白光神经对比敏感度;绿光和白光的对比敏感度曲线的最大值出现在空间频率为 8 c/deg 附近,而其神经对比敏感度曲线的最大值出现在相对高一些 12 c/deg 附近的空间频率上.

关键词:神经对比敏感度;对比敏感度;波前像差;视标

中图分类号: O439

文献标识码: A

doi: 10.3788/gzxb20103904.0662

0 引言

近些年研究发现,糖尿病黄斑病,青光眼等疾病在发病早期,会出现对比敏感度曲线异常现象^[1].神经对比敏感度,即为去除人眼屈光系统对成像和感知的影响,以视网膜为起点进行的视网膜到大脑系统潜在视功能的测定.原有的测量神经对比敏感函数(Neural Contrast Sensitivity Function, NCSF)的方法是通过激光干涉的原理^[2-5],避开眼睛屈光系统的影响,直接在人眼底部的视网膜上形成干涉条纹,从而获得神经对比敏感函数,即得到了视神经传导视觉冲动到达大脑的特性曲线.虽然此方法避开了眼屈光系统的影响,但是只能测量某种特定波长下的单色光,无法获得不同单色光和白光的传输特性,不具有测试的灵活性;并且,使用激光干涉的测量方法还会产生相干噪音和散斑等现象^[6],影响了测量精度.利用分辨视标的方法进行测量,不仅可以避免激光干涉产生的不利因素,而且增进了系统的灵活性,可以在同一系统下测量出各种波长下的单色光和白光的对比敏感度,但是这种测量无法避免眼屈光系统的影响,测量结果是全视觉的对比敏感度函数.

20 世纪末 Liang^[7] 等人利用 Hartmann-Shack (H-S)波前传感技术较精确地测量了人眼波前像差并应用自适应光学技术矫正了人眼的初级像差和高级像差,提供了一种有效的分析人眼光学系统对视觉影响的方法^[8-10].如果从全视觉对比敏感度函数的测量结果中排除眼光学系统的影响,也即结合全视觉对比敏感度测量和眼波前像差测量,就能获得 NCSF.这种方法可以获得任意波长以及白光的 NCSF,并且排除了激光干涉方法的相干噪音和散斑噪音的影响.

本文通过对测试者的眼屈光系统波前像差的测量获得调制传递函数 (Modulation Transfer Function, MTF),利用分辨阴极射线管 (Cathode Ray Tube, CRT)视标测量全眼对比敏感度函数,最后利用对比敏感度函数与调制传递函数二者的关联,获得绿光和白光下人眼 NCSF.通过测试 4 只人眼在两种光下的 NCSF 比较,研究了视网膜及其之后的视神经传输系统对不同光照明的敏感性.

1 对比敏感度测试系统

对于观测不同空间频率的条纹,人眼存在一个对比度阈值,当对比度低于此阈值时,人眼就无法分辨,以此阈值的倒数作为对比敏感度 (Contrast Sensitivity Function, CSF).它所描述的是视觉系统在亮度对比变化下,对不同空间频率正弦光栅的识别能力,即明暗光栅的相对亮度比

* 国家自然科学基金(60978068、60777011)资助

† Tel: 022-23508332 Email: gwjingjing@yahoo.com.cn

收稿日期: 2009-03-27

修回日期: 2009-05-05

$$C = (L_{\max} - L_{\min}) / (L_{\max} + L_{\min}) \quad (1)$$

式中 C 为对比度, L_{\max} 为最大亮度, L_{\min} 为最小亮度. 当人眼在一定的空间频率上所能分辨的对比度阈值越低, 则表明对比敏感度越高, 说明其视觉系统越敏感.

本文的系统是基于 CRT 显示器作为视标的主体, 通过计算机 Matlab 编程, 在 CRT 显示屏幕上显现圆形正弦波条纹视标. 由于是通过计算机控制 CRT 显示视标, 所显示的亮度值是由显示器阴极射线管的栅极控制, 所以通过不同像素值显示的不同亮度与实际亮度有差异, 并且计算机所给定的亮度值和实际测量的亮度值之间的关系不一定是严格的线性关系. 因而需要测量显示输入的对比度和实际获得的对比度之间的关系.

光学成像系统中像面的光照度和发光物体的亮度之间的关系为^[11]

$$E = k\pi L \sin^2(\xi) \quad (2)$$

即

$$L = E / k\pi L \sin^2(\xi) \quad (3)$$

式中, E 为像面的光照度, k 为光学系统的投射系数, L 为物体的亮度, $\sin(\xi)$ 为光学系统的数值孔径. 通过测量像面的光照度就可以得出显示器实际发出光的亮度, 进而得出显示视标中明暗条纹的最大亮度和最小亮度, 即得到输出的对比度和实际对比度之间的关系.

采用 Newport 公司型号 1815c 的光功率计进行像面光照度的测量, 测量的辐射通量和光照度二者之间满足关系^[12]

$$E = \frac{683V(\lambda)d\Phi_e}{dS} \quad (4)$$

式中, $V(\lambda)$ 为人眼的视见函数, $d\Phi_e$ 为辐射通量, dS 为探测器的接受面积.

使用光功率计要设定探测波长. 测量绿光像面的亮度时, 选择在中心波长 (545 nm) 下的光功率值, 再通过公式 (3)、(4) 得到绿光像面的亮度. 对于白光像面的亮度测定, 由于 CRT 显示器的白光输出是由红、绿、蓝三种色光组合而成, 其总亮度是三原色亮度的算术和. 测量时, 需要分别测量红、绿、蓝三色波长下的光功率, 通过公式 (3)、(4) 得出三种光下的亮度, 再取其算术和, 即可得出白光下的亮度. 根据计算机给定像素值下的亮度值和实际测量亮度值的关系, 即可得出 CRT 显示输入的归一化像素值和实际的归一化亮度值之间的关系曲线, 如图 1.

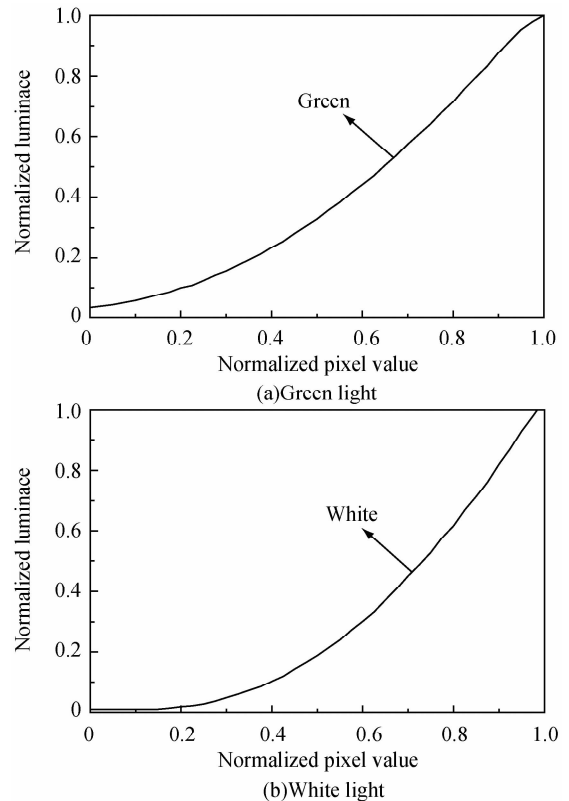


图 1 CRT 的归一化像素值与实际归一化亮度之间的关系曲线

Fig. 1 Curves of the relation between normalized measured luminance and the normalized pixel values

通过 CRT 像素值与实际亮度之间的关系曲线, 就可以在 CRT 上显示不同的对比度. 图 2 给出了本系统在同一空间频率、不同对比度下的绿光和白光视标, (a) 是中心波长为 545 nm 的绿光正弦光栅条纹, (b) 是白光正弦光栅条纹. 与现有的对比敏感度 CSF 测试系统 (空间频率变化范围 3、6、12、18 c/deg) 相比较, 本测试系统拥有一个相对较大的空间频率变化范围 (2.43~48.6 c/deg, 以 0.3log 单位递增, 共 14 个空间频率). 对比度从 1 到 0.002 按照对数坐标等分为 25 份. 本文的测试条件为: 亮度

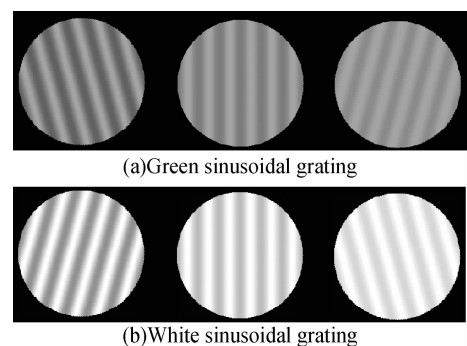


图 2 同一空间频率下的不同对比度视标

Fig. 2 The same frequency and the different contrast of visual chart

200 cd/m² 处于人眼明视觉舒适状态), 被测者位于测试面板 6.27 m 处, 测试视场角 0.62°。测试对象为 4 只正常人眼(无眼疾病), 年龄在 24~26 之间。测试时, 测试者处于暗室, 瞳孔直径约 3 mm^[13]。

2 调制传递函数 MTF 的测量

波前像差的测量采用基于 H-S 波前传感技术的眼波前像差测量系统, 它可以准确地测量出人眼的波前像差, 并以 Zernike 多项式的形式表达出来。图 3 给出了人眼波像差仪的光路。He-Ne 激光器发出的线性偏振光经声光调制器和由显微物镜和针孔组成的空间滤波器后被透镜 L₁ 准直, 光线被反射镜反射后, 经人造瞳孔 p 及偏振分束器后, 经透镜 L₂ 形成针孔的像 r。这个像与视网膜共轭。光线经 L₃ 后以平行光进入人眼, 偏振的入射光被视网膜反射后, 变成非偏振光, 从眼睛中反射出来。偏振分束器阻止由角膜反射回来的偏振光, 只让从视网膜反射回来的光通过。这些光经 L₃、L₂ 和 L₄ 后将瞳孔成像于微透镜阵列。微透镜阵列形成的光斑阵列经 CCD 接收, 通过图像处理及计算最终得出人眼的波前像差。本文所构建系统的技术参量如下: 光源波长为 833 nm, 瞳孔测量范围大于 2 mm, 采样点数大于 400, Zernike 阶数(项数)为 12(90), 屈光范围为球±10D 和柱±6D, 球面精度为

0.1D, 柱面精度为 0.1D, Zernike 像差精度(RMS)为 0.1 μm, 测量时间小于 0.2 s。

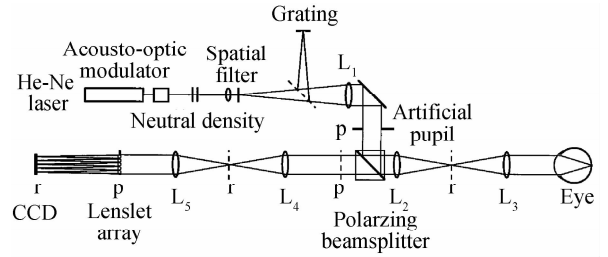


图 3 H-S 波前传感器测量人眼波前像差的光路
Fig. 3 Schematic diagram of H-S wave-front sensor for the eye

测量人眼波前像差是在暗室下进行, 所得到的人眼波前像差以 Zernike 多项式的形式表示为

$$W(x, y) = \sum_k C_k Z_k(x, y) \quad (5)$$

式中, $W(x, y)$ 是出瞳面上的波前像差, C_k 是第 k 项 Zernike 系数, Z_k 是第 k 项归一化 Zernike 多项式。光瞳函数可以表示为

$$P(x, y) = p(x, y) \exp \left[\sum_k i \frac{2\pi}{\lambda} W(x, y) \right] \quad (6)$$

式中 λ 是测量所用的波长, $p(x, y)$ 是振幅透过率函数。光学传递函数(Optical Transfer Function, OTF)是综合评价光学系统成像质量的主要参量, 它可由光瞳函数的归一化自相关得到^[14]

$$\text{OTF}(f_x, f_y) = \frac{\iint_{S_{\text{pupil}}} P \left[\xi - \frac{\lambda d_i f_x}{2}, \eta - \frac{\lambda d_i f_y}{2} \right] P^* \left[\xi + \frac{\lambda d_i f_x}{2}, \eta + \frac{\lambda d_i f_y}{2} \right] d\xi d\eta}{\iint_{S_{\text{pupil}}} P(\xi, \eta) P^*(\xi, \eta) d\xi d\eta} \quad (7)$$

对应于测量波长为 λ 的调制传递函数为

$$\text{MTF}_\lambda = |\text{OTF}_\lambda| \quad (8)$$

在前期基于个性化眼模型研究中^[15]发现, 离焦随着波长的变化很显著, 在可见光波段大约有 2.15D 的差异, 而散光及其他高级像差随波长变化不大, 可以忽略。离焦量随波长的变化为

$$D(\lambda) = -12.27 + 0.04590\lambda - 5.74 \times 10^{-5}\lambda^2 + 2.57 \times 10^{-8}\lambda^3 \quad (9)$$

式(9)中, D 是离焦量, 以屈光度(diopter)为单位, λ 是波长, 以纳米(nm)为单位。离焦量与 Zernike 系数的关系为

$$D = \frac{4\sqrt{3}C_2^0}{R^2} \quad (10)$$

式(10)中, C_2^0 是 Zernike 多项式展开中离焦项的系数^[16], R 为瞳孔半径。利用式(5)和式(10), 可以计算出不同波长下人眼的波前像差 $W(x, y)$, 进而求出不同波长下光学传递函数 OTF_{λ_i} 和调制传递函数 MTF_{λ_i} , 例如绿光下的光学传递函数。

白光光学传递函数是从单色波长的光学传递函数出发, 考虑到光源的辐射能量分布及接收器的光谱灵敏度, 对各种波长光学传递函数加权平均得到^[17]

$$\text{OTF}_{\text{white}} = \frac{\sum_{i=1}^N \omega_{\lambda_i} \text{OTF}_{\lambda_i}}{\sum_{i=1}^N \omega_{\lambda_i}} \quad (11)$$

式中: $\omega_{\lambda_i} = E(\lambda)\tau(\lambda)V(\lambda)$, ω_{λ_i} 是不同波长光的权重因子, $E(\lambda)$ 是照明光源的光谱能量分布, $\tau(\lambda)$ 是光谱透过率, $V(\lambda)$ 是相对视觉函数。实际上往往计算少数几个波长而通过选取权重因子的方法来求得的多色光传递函数。本文取 F、D、C 三个波长, 权重分别为 1、2 和 1^[18]。最后可得白光下的眼睛光学系统的调制传递函数为

$$\text{MTF}_{\text{white}} = |\text{OTF}_{\text{white}}| \quad (12)$$

3 实验结果

3.1 光学传递函数

基于 H-S 人眼波前像差仪测得的波前像差数

据,计算获得人眼调制传递函数 MTF. 图 4(a)~(d) 分别为 4 只不同人眼 YPL, WYL, GJL 和 YPR 眼屈光系统在 3 mm 瞳孔下的 MTF 曲线. 实线表示在绿光下的 MTF 曲线,虚线表示在白光下的 MTF 曲线. 从图 4 的曲线中可以看出:绿光的 MTF 值在整个空间频率上都高于白光 MTF. 眼 YPL 在空间频率为 (10~40 c/deg) 时,绿光的 MTF 值明显高于白光,而在空间频率 (0~10 c/deg, 40~50 c/deg) 时,白光和绿光差值较小. 眼 GJL 和 YPR 的绿光和白光的

MTF 变化趋势相似,在空间频率为 (10~20 c/deg) 时,绿光的 MTF 值明显高于白光,而在空间频率 (0~10 c/deg, 20~50 c/deg) 时白光和绿光差值较小. 眼 WYL 在空间频率为 (10~50 c/deg) 时,绿光的 MTF 值明显高于白光,而在空间频率 (0~10 c/deg) 白光和绿光差值较小. 由此可以得出,与绿光相比,人眼的白光 MTF 值有显著下降,这是由于白光引入的色差造成的. 由于个体差异,不同人眼的白光和绿光下的 MTF 曲线差值有所不同.

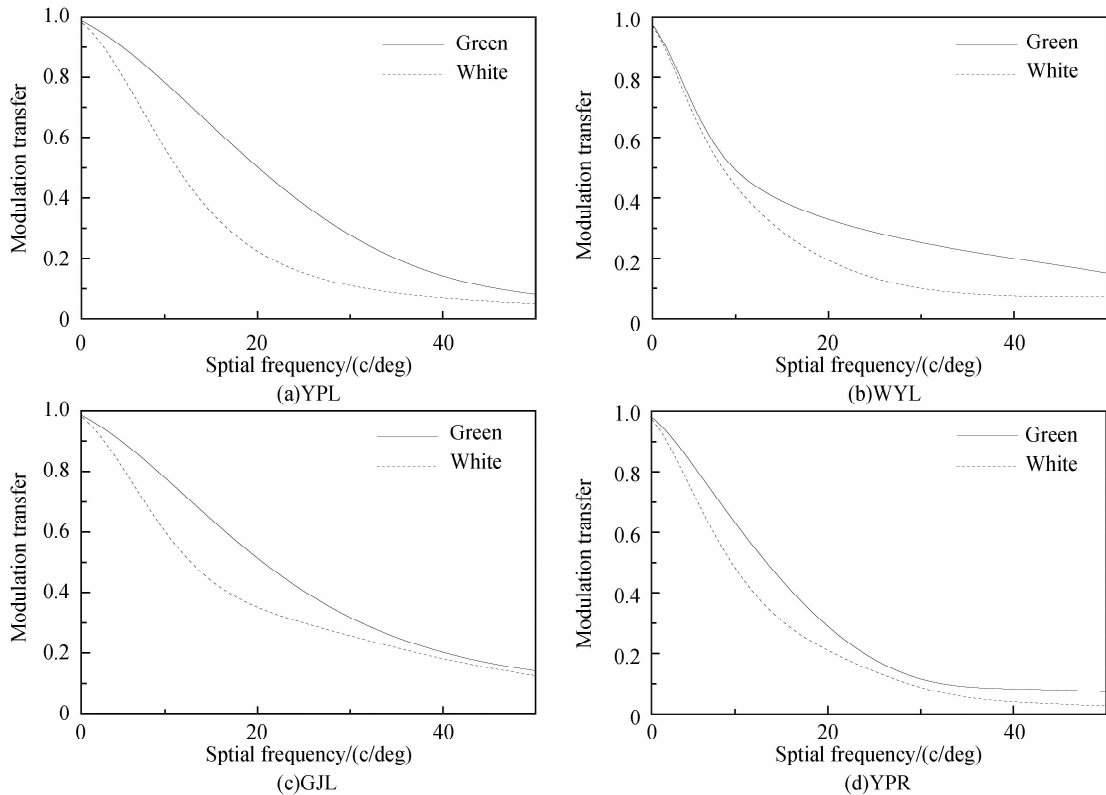


图 4 测试眼 YPL、WYL、GJL 和 YPR 在绿光和白光下 MTF 曲线

Fig. 4 The MTF of the test eyes(YPL, WYL, GJL and YPR) under the green-light and white-light

3.2 对比敏感度

基于所建立的 CRT 对比敏感度测试系统,运用主观的心理物理学方法对全眼屈光系统的对比敏感度进行测量:在同一空间频率下逐渐减小正弦条纹的对比度,直至被测者不能分辨,把此时的对比度阈值的倒数作为此空间频率下的对比敏感度 CSF. 图 5(a)~(d)分别为眼 YPL, WYL, GJL 和 YPR 在绿光和白光下的 CSF 曲线,横坐标为空间频率取对数坐标,纵坐标为对比敏感度取对数坐标. 实线表示眼睛在绿光下的 CSF 曲线,虚线表示在白光下的 CSF 曲线. 从图 5 可以看出,4 组曲线都是随着空间频率的增加而先增加后下降,曲线形状呈钟形;并且绿光下的 CSF 要高于白光下的 CSF. YPL 在空间频率为 (0~8 c/deg) 时,随着空间频率的增加,CSF 增加;空间频率为 (8~12 c/deg) 时,CSF 为最大值;空间频率为 (12~50 c/deg) 时,随着空间频率增加,

CSF 快速下降;在空间频率为 10 范围时出现通道,并且绿光的通道范围要大于白光. GJL 和 YPR 的 CSF 变化同 YPL 相近. 而 WYL 的变化稍有不同,在空间频率为 (0~4 c/deg) 时,随着空间频率的增加,CSF 增加;空间频率为 (4~16 c/deg) 时,CSF 为最大值;空间频率为 (16~50 c/deg) 时,随着空间频率增加,CSF 快速下降. 在整个空间频率上,四只人眼的绿光 CSF 值均高于白光 CSF,绿光和白光的曲线随着空间频率的起伏变化相近.

测试眼 YPL、WYL、GJL 和 YPR 在视标为 32 c/deg 以上的空间频率时都出现伪频现象 (aliasing),即测试者既能观察到细条纹,又能观察到假的粗条纹. 这是由于成像在视网膜上正弦条纹的空间频率已经达到由视锥细胞大小所决定的尼奎斯特极限. 本文的研究不考虑尼奎斯特极限的影响,因此在后面的计算中排除产生伪频现象所对应的空间频率.

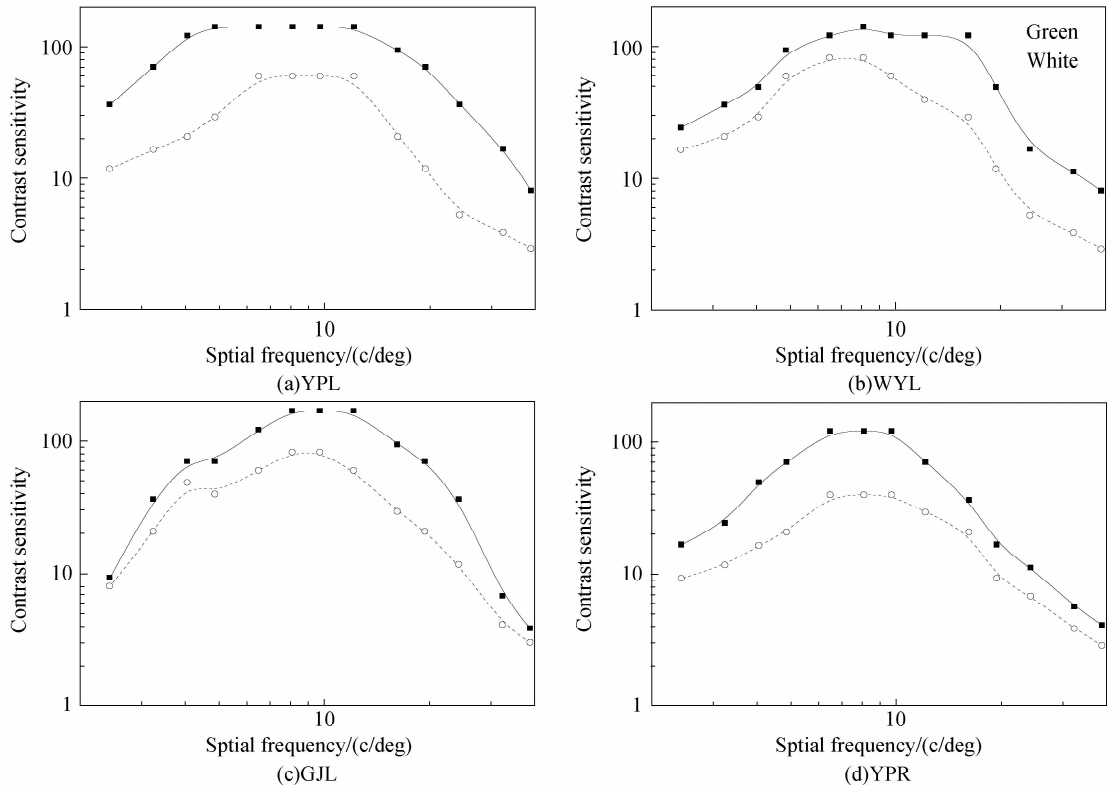


图 5 测试眼 YPL、WYL、GJL 和 YPR 的 CSF 曲线
 Fig. 5 The CSF of the test eyes(YPL, WYL, GJL and YPR) under the green-light and white-light

3.3 神经对比敏感度

依据上述测量所得到 MTF 和 CSF 的数据及神经对比敏感度函数 NCSF 之间的关系

$$NCSF = CSF / MTF \tag{9}$$

可以得出绿光和白光的 NCSF 曲线. 图 6(a)~(d)为本文所测试眼 YPL、WYL、GJL 和 YPR 4 只眼睛在绿光和白光下的 NCSF 曲线, 横坐标为空间频率取对数坐标, 纵坐标为对比度取对数坐标. 图中

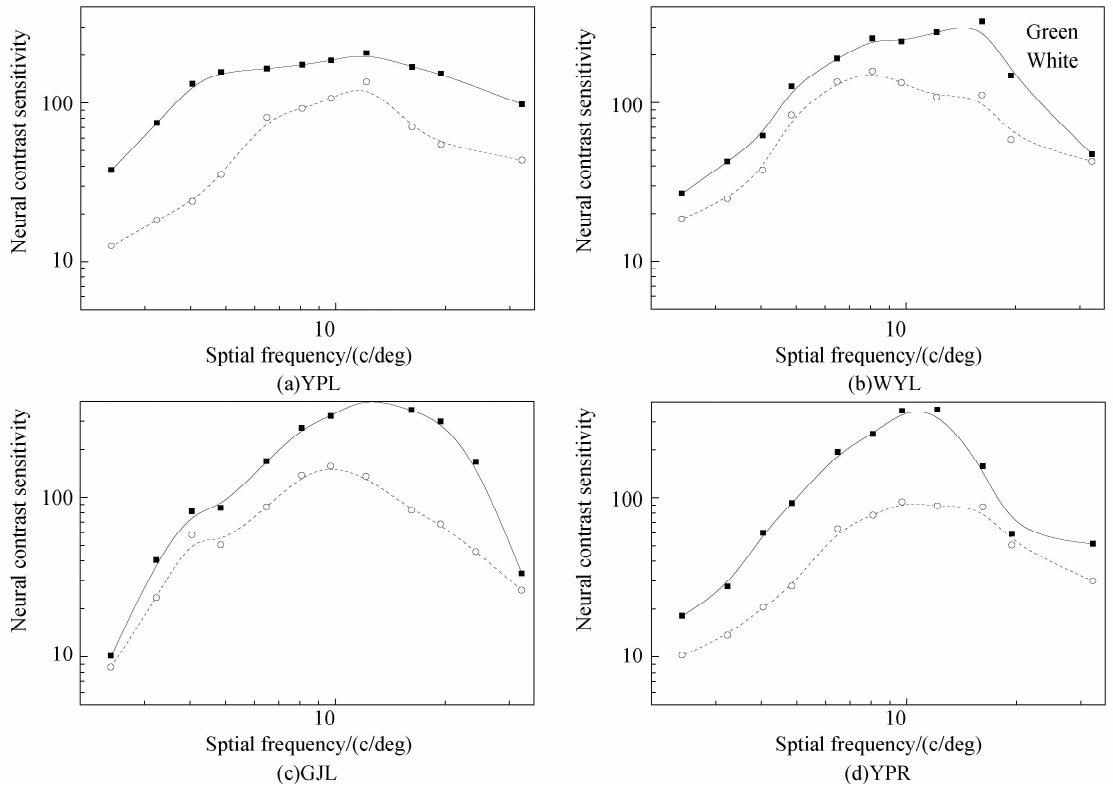


图 6 测试眼 YPL、WYL、GJL 和 YPR 的 NCSF 曲线
 Fig. 6 The NCSF of the test eyes(YPL, WYL, GJL and YPR) under the green-light and white-light

可以明显看出绿光和白光的 NCSF 曲线的变化呈钟型,绿光的 NCSF 在整个空间频率上明显高于白光,在空间频率为 10 c/deg 范围时 NCSF 值最高,由此处向高频和低频方向 NCSF 值都有下降,并且随着空间频率的增加,曲线的斜率增大,其 NCSF 随之变化的幅度加大. YPL 和 YPR 在绿光和白光下 NCSF 曲线的最大值出现在相同空间频率 12 c/deg 处,而 WYL 和 GJL 的情况有所不同. WYL 的绿光 NCSF 的最大值出现在空间频率为 16 c/deg 上,而白光的 NCSF 最大值出现在空间频率为 8 c/deg 上;GJL 的绿光 NCSF 的最大值出现在空间频率为 16 c/deg 上,而白光的 NCSF 最大值出现在空间频率为 9 c/deg 上.

在视网膜内存在三种感色的锥体细胞^[16],分别对红、绿、蓝三种原色光敏感.每一种锥体细胞的兴奋都引起一种原色的感觉,并且其中一种原色在刺激其主要感受神经纤维外,还对其余两种神经纤维产生刺激.图 6 的结果表明,在等亮度绿光与白光的刺激下,视神经的敏感程度对绿光较白光要高.

3.4 对比敏感度和神经对比敏感度

为了更加清楚的了解四只眼睛的全眼对比敏感度和神经对比敏感度的特点,图 7(a)集中给出了四只眼绿光和白光下的 CSF 数据点,(b)集中给出了四只眼分别在绿光和白光下的 NCSF 数据点,其中

实心点表示在绿光下的情况,空心点表示在白光下的情况.从图 7 中可以看出,两组图都呈倒钟形,在 CSF 数据点上,最高值出现在 8 c/deg 附近,而在 NCSF 数据点上,最高值出现在高一些的 12 c/deg 附近,而且在对应的空间频率上 NCSF 值明显高于 CSF 值.

4 结论

本系统实现了绿光和白光的 NCSF 测定.通过 H-S 波前传感器获得人眼在单色光下的波前像差数据,经计算得到绿光和白光下的调制传递函数 MTF.通过全视觉系统对比敏感度测试获得绿光和白光全视觉对比敏感度函数.利用两者的关联,得到同一只眼的绿光和白光下的神经对比敏感度函数 NCSF.

本文的测试结果表明,4 只人眼的 CSF 和 NCSF 曲线均呈倒钟型,CSF 曲线的最大值出现在 8 c/deg 附近,而 NCSF 曲线的最大值出现在相对高一些的 12 c/deg 附近.在同等亮度下,绿光的 CSF 和 NCSF 值都远高于白光,但是由于个体差异,曲线变化稍有不同.另外,测试眼在视标为 32 c/deg 以上的空间频率都出现了伪频现象,表明本系统测试的空间频率达到了尼奎斯特极限.

参考文献

- [1] BI Hong-sheng. Application of contrast sensitivity to ophthalmology[J]. *Chin J Ophthalmol*, 2004, **9**(140): 71-74. 毕宏生. 对比敏感度在眼科的临床应用[J]. *中华眼科杂志*, 2004, **9**(140): 71-74.
- [2] CAMPBELL F W, GREEN D G. Optical and retinal factors affecting visual resolution[J]. *J Physiol*, 1965, **181**: 576-593.
- [3] CAMPBELL F W, ROBSON J G. Application of fourier analysis to the visibility of gratings[J]. *J Physiol*, 1968, **197**: 551-566.
- [4] JIN Chen-Hui, JIN Cheng-peng, LIU XIAO-ling, et al. Measurement of retina modulation transfer function using a grating[J]. *Int J Ophthalmol*, 2004, **4**(2): 288-291. 金晨晖, 金成鹏, 刘晓玲, 等. 矩形光栅法视网膜调制传递函数测定技术的研究[J]. *国际眼科杂志*, 2004, **4**(2): 288-291.
- [5] WANG Ling, JIN Cheng-peng. Detection technique and clinical application of vision from retina to brain [J]. *Journal of Clinical Ophthalmology*, 2004, **12**(6): 564-566. 王玲, 金成鹏. 视网膜视力计及其临床应用[J]. *临床眼科杂志*, 2004, **12**(6): 64-66.
- [6] FELIPE A, ARTIGAS J M, PONS A M. Human contrast sensitivity in coherent Maxwellian view: effect of coherent noise and comparison with speckle[J]. *JOSA*, 1997, **14**(5): 972-983.
- [7] LIANG J Z, GRIMM B, GOELZ S, et al. Objective measurement of wave aberrations of human eye with the use of Hartmann-Shack wave-front sensor[J]. *JOSA A*, 1994, **11**(7): 1949-1957.
- [8] ZHANG Mei, WANG Wei, WANG Zhao-qi, et al. The effect of LASIK refractive surgery on wave-front aberration of human eye [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2009, **38**(1): 148-151.

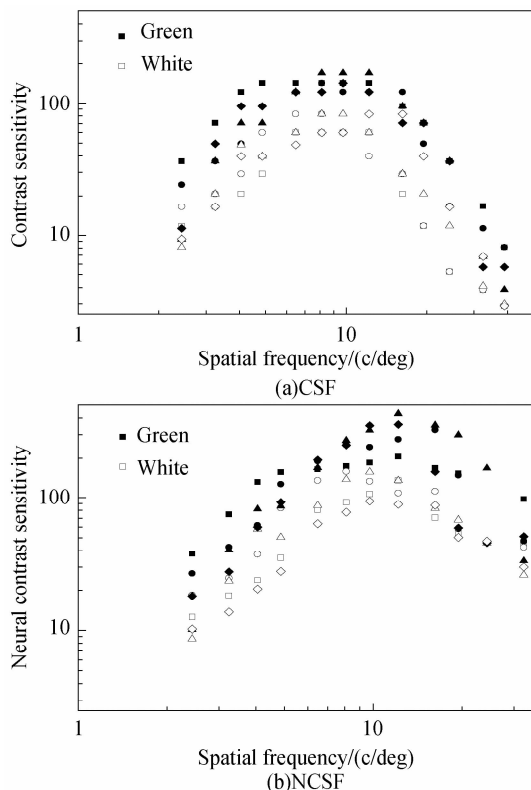


图 7 4 只测试眼的 CSF 和 NCSF 数据点. 实心点表示绿光; 空心点表示白光

Fig. 7 The 4 eyes' test dates of the CSF and NCSF

- 张梅,王伟,王肇圻,等. LASIK 手术对人眼波前像差的影响[J]. 光子学报, 2009 **38**(1):148-151.
- [9] QUAN Wei, SONG Gui-cai, WANG Zhao-qi, *et al.* Aberrations of the human eye as in the horizontal visual field[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2007, **36**(6):1102-1105.
全薇, 宋贵才, 王肇圻, 等. 人眼大视场波前像差特性研究[J]. 光子学报, 2007, **36**(6):1102-1105.
- [10] LIU Ming, WANG Zhao-qi, WANG Yan, *et al.* Study on influence of chromatic aberrations on vision performance based on individual eye model[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2008, **37**(8):1612-1616.
刘铭, 王肇圻, 王雁, 等. 基于个性化模型的人眼色差对视功能影响的研究[J]. 光子学报, 2008, **37**(8):1612-1616.
- [11] WILLIAMS T L. The optical transfer function of imaging systems [M]. London: Taylor 85 Francis Group, 1999:4-5.
- [12] AN Lian-sheng. Applied optics[M]. 3rd ed. Beijing: Institute of Technology Press, 1997:104-111.
安连生. 应用光学[M]. 3 版. 北京: 北京理工大学出版社, 1997:104-111.
- [13] HOOD D C, FINKELSTEIN M A. Sensitivity to light[M]// BOFF K R, KAUFMAN L, THOMAS J P. Handbook of perception and human performance, volume 1: sensory processes and perception [M]. New York: John Wiley & Sons, 1986:874-875.
- [14] GOODMAN J W. Introduction to fourier optics [M]. New York: McGraw-Hill Inc, 1968.
- [15] MING Liu, WANG Zhao-Qi, WANG YAN, *et al.* The study of wavelength-dependent wavefront aberrations based on individual eye model[J]. *Optik*, 2008, **119**:383-387.
- [16] HUBEL D H. Eye, brain, and vision[M]. Scientific American Library, 1988:162-164.
- [17] YUAN Xun-cang. Optical design [M]. Beijing: Beijing Institute of Technology Press, 1988:386-387.
袁旭沧. 光学设计[M]. 北京: 北京理工大学出版社, 1988:386-387.
- [18] KANG Hui. Optical image[M]. Tianjin: Nankai University Press, 1996:317-319.
康辉. 映像光学[M]. 天津: 南开大学出版社, 1996:317-319.

Measurement of Neural Contrast Sensitivity Function of Human Eyes Based on Visual Chart and Wave-front Aberration

GE Jing-jing^{1,2}, WANG Zhao-qi^{1,2}, LIU Tao^{1,2}, WANG Yan³, ZHAO Kan-xing³

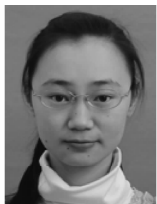
(1 Institute of Modern Optics, Nankai University, Tianjin 300071, China)

(2 The Key Laboratory of Opto-electronic Information Science and Technology, Ministry of Education, Tianjin 300071, China)

(3 Clinical College of Ophthalmology, Tianjin Medical University, Tianjin Eye Hospital, Tianjin 300020, China)

Abstract: A system for measurement to obtain Neural Contrast Sensitivity Function(NCSF) is constructed, according to the relationship between Modulation Transfer Function(MTF) calculated from wave-front data and Contrast Sensitivity Function(CSF) with a wide range of spatial frequencies. Compared with previous measurement method, the coherent noise and speckle noise can be avoided using the proposed method which are brought in by the interference of laser beams, and white-light NCSF can also be provided. The green-light and white-light NCSF are acquired with this technique for different eyes. It is shown that NCSF, which is independent of the optical system of eye, for green-light is higher than that for white-light under the condition of the same luminance. The maximum value of CSF appears at 8 c/deg of the green-light and white-light, while the maximum value of NCSF of the green-light and white-light appears at a higher spatial frequency of 12 c/deg.

Key words: Neural Contrast Sensitivity Function(NCSF); Contrast Sensitivity Function(CSF); Wave-front aberration; Visual chart



GE Jing-jing was born in 1984, and received her M. S. degree from Stevens Institute of Technology in 2008. She is now pursuing her Ph. D. degree at Institute of Modern Optics, Nankai University. Her research interests focus on neural contrast sensitivity and wave-front aberrations of the human eyes.



WANG Zhao-qi was born in 1968. He graduated from Peking University in 1982, received the M. S. degree from Nankai University in 1995, and gained the Ph. D. degree from Abertay Dundee University. Now he is a professor and his research interests focus on optometry, diffraction optics and optical information.