基于波前技术的人眼神经对比敏感度测量

赵豪欣^{1,2} 戴 云^{1,2} 周逸峰³ 张雨东^{1,2}

1 中国科学院光电技术研究所,四川 成都 610209

2 自适应光学重点实验室,四川成都 610209

³中国科学技术大学生命科学学院视觉研究实验室,安徽 合肥 230027

摘要 搭建了基于波前像差的神经对比敏感度(NCSF)测试系统。该系统在测试人眼空间对比敏感度(CSF)的同时,利用 Hartmann-Shack 波前传感器测量人眼波前像差,通过计算进而得到人眼的 NCSF。与通过两种设备分别测量全视觉 CSF 和波前像差获得 NCSF 相比,该方法避免了不同测试状态下像差波动的影响,简化了测试过程;和 传统激光干涉方法测量 NCSF 相比,该方法避免了激光干涉产生的相干噪音和激光散斑等不利因素,并且通过改 变不同亮度不同颜色视标,可以得到不同亮度,不同波长下的 NCSF。选用绿光视标对四例正常人眼的 NCSF 进行 了测量,结果表明:该系统可以同时获得人眼的全视觉 CSF、屈光系统调制传递函数和 NCSF;在同等亮度下,不同人 眼的 NCSF 存在个体差异;对同一个体,NCSF 曲线的最大值对应的空间频率比全眼空间 CSF 曲线的最大值对应的空 间频率高一些。

关键词 视觉光学;神经对比敏感度;波前像差;人眼 中图分类号 O435 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS201232.0433001

Human Eye Neural Contrast Sensitivity Function Measurement with Wave-Front Technology

Zhao Haoxin^{1,2} Dai Yun^{1,2} Zhou Yifeng³ Zhang Yudong^{1,2}

¹Institute of Optics and Electronics, Chinese Academy of Sciences, Chengdu, Sichuan 610209, China

² Key Laboratory on Adaptive Optics, Chinese Academy of Sciences, Chengdu, Sichuan 610209, China

³ Vision Research Laboratory, University of Science and Technology of China, Hefei, Anhui 230027, China

Abstract Equipment is established for measuring neural contrast sensitivity functions (NCSF) of human eyes. The contrast sensitivity function (CSF) of whole eye and modulation transfer function of optical system of the eye can be measured synchronously, and the NSCF can be calculated from CSF and modulation transfer function conveniently. Compared with achieving NSCF by measuring total-vision CSF and modulation transfer function respectively by two equipments, this method considers the dynamic character of human aberrations, and simplifies the measuring course. Compared with achieving NSCF by conventional laser interference, this method avoids the disadvantages of coherent noise and laser speckle, and can achieve NSCF of different luminance and different wavelengths by changing the luminance and color of visual target. NSCF of four normal eyes are measured with green visual target, and the results show that NSCF are variable in subjects, and the corresponding spatial frequency of NSCF peak value is higher than that of spatial CSF of whole eye.

Key words visual optics; neural contrast sensitivity function; wave-front aberration; human eye OCIS codes 330.1800; 330.4875; 330.4460

收稿日期: 2011-10-26; 收到修改稿日期: 2011-11-14

作者简介:赵豪欣(1982—),男,博士,助理研究员,主要从事自适应光学及视光学等方面的研究。

E-mail: pulsar82@163.com

基金项目:国家自然科学基金(60808031)、中国科学院科研装备研制项目(y2010028)和光电所前沿布点(C09K006)资助 课题。

1引 言

人从外界获得的信息中超过 85%来源于视觉, 因此视觉功能的健康对人类显得尤其重要。目前对 人类视功能检查的常规手段是传统视力表(即国际 标准视力表),只能检查高对比度下的最小分辨率, 不能检查低对比度下的视觉分辨能力。实际的人眼 视觉很复杂,有些眼病虽然中心视力尚好,但对比敏 感度(CSF)已降低^[1],因此视功能检查中 CSF 检查 配合视力(人眼像差)检查就显得尤为重要。

目前常见的 CSF 检查手段要么是主观式的,即 由被测试者直接判读视标来完成 CSF 测试,测量结 果中既包括人眼屈光系统的影响,又包括神经传递 部分的影响,同时测量结果还受到被试者主观因素 (如动机、目的等)的影响,因此不能依据测试结果直 接判断影响最终视觉质量的部位或孰轻孰重。要么 单独对神经系统对比敏感度(NCSF)进行测试。 NCSF 曲线描述了视神经传导视觉冲动到达大脑的 特性曲线,可以用来评价人眼神经系统对视觉的影 响及神经系统的发育及退化,具有重要的临床价值。 现有的测量 NCSF 的方法是通过激光干涉的原 理^[2],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曲 线。此方法虽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传输特性,并且激光的相干 噪声和散斑等现象[3],会影响测量精度。另有已见 报道的利用视标和波前数据的 NCSF 测量^[4,5],使 用两个设备分别测量主观 CSF 曲线和波前像差,最 后计算得到 NCSF 曲线。该测试过程分成了两次 进行,较为复杂,并且未考虑波前像差的动态变化的 影响,有一定的测量误差。

本文介绍一种新的人眼 NCSF 测量系统,当人 眼通过观察视标进行全视觉 CSF 测试时,哈特曼传 感器可以同时测量并记录人眼波前像差,获得人眼 屈光系统调制传递函数(MTF),通过计算获得 NCSF,这样就同时测量了全眼 CSF 曲线、人眼屈光 系统 MTF 和 NCSF 曲线。由于 NCSF 反映的是排 除了眼屈光系统后视网膜到大脑的视觉特性,因此 该系统的测量结果,可以为眼科手术后的视功能做 定量的术前预测,也可对许多眼科疾病的早期发现 与及时治疗提供依据。

2 人眼 NCSF 测量系统

图 1 是人眼哈特曼 NCSF 测试系统的示意图。 系统工作时,首先进行瞳孔对准,用近红外发光二极 管(LD)照明被测量人眼瞳孔,通过分光镜反射,由 瞳孔成像物镜将被测量人眼瞳孔成像在小型电荷耦 合器件(CCD)靶面上,再将小型 CCD 输出的视频信 号输入计算机中的视频采集卡,实时显示在计算机 显示器上。依靠显示器上的图形的帮助,调整仪器 位置,使被测量人眼瞳孔中心位于仪器光轴中心。



图 1 人眼哈特曼 NCSF 测量系统示意图 Fig. 1 Sketch for human eye NCSF measuring instrument with Hartmann sensor

0433001-2

人眼实现对准后,由被测量者用眼睛通过分光 镜、成像物镜观察无穷远的目标,调整低阶像差预补 偿系统,使目标在眼底成像清楚。在完成对准、预补 偿后,由点光源发生装置发出的信标光经旋转信标 装置、反射镜反射后,再经分光镜,最后进入被测量 人眼,信标光源波长为905 nm,进入人眼功率约为 $5 \mu W$,低于美国国家安全协会(ANSI)安全标准^[6]。 被测量人眼眼底散射的信标光透过预补偿系统和分 光镜进入口径匹配系统,出射光进入哈特曼传感器, 哈特曼传感器将 CCD 输出的视频信号输入计算机 中并计算出被测量人眼的波前像差;计算机控制视 标发生系统工作,视标是 12 mm×9 mm 的单绿色 有机电致发光器件(OLED)微显示器(eMagin Corporation), 屏幕分辨率是 800×600, 工作频率 60 Hz, 瞳孔处亮度为18.9 cd/m²。所显示的目标 经成像光学系统最后进入人眼,被测试者通过观察 并判断由电脑控制显示在微显示器上的不同频率不 同对比度的正弦光栅,完成心理物理学测试,得到 CSF曲线。根据记录的人眼像差可以计算人眼屈 光系统的 MTF。根据 CSF 与 MTF 之比,可以计算 得到 NCSF 曲线^[7]。

3 NCSF 测量

3.1 空间 CSF 的测量

空间 CSF 的测量由程序控制实现。该程序是 基于 Matlab 7.0 及心理物理学测试工具箱编写完 成的^[8]。本测试完成二选一的对比度检测任务。任 务启动后,持续 267 ms 的十字形注视点用以提示位 置,在呈现之前有一个声音提示;紧接着是目标刺 激,呈现时间 117 ms;然后出现持续 500 ms 的背景 图案:而后又出现持续 267 ms 的交叉线,紧接着 117 ms 的目标刺激和持续 500 ms 背景图案,这样 就完成了一个"测试过程"(图 2)。两次持续 117 ms 的目标中,有目只有一次有光栅条纹,另一次为空 白,顺序随机。受试者根据自己观察判断光栅条纹 出现的先后,判断完成后激活下一个周期的显示。 CSF 是对比度阈值的倒数,因此 CSF 测试实际上是 测量人眼能分辨的各个空间频率的最低对比度值。 测试过程洗取 0.6,1,2,4,8,16,24,36 cvcle/(°)共 8个空间频率,每个空间频率完成88个"测试过 程",各个空间频率的出现顺序随机。每个测试频率 对比度阈值的获得采用3进一阶梯法,即按照一定 的初始值,每连续判读三个正确,下一个显示的光栅 对比度值降低 10%,任何时候判读错误,下一个显 示的光栅对比度升高10%,这样最后获得的对比度 阈值的正确率是 79.3%[9]。

3.2 人眼屈光系统 MTF 测量

测试过程中电脑自动记录了人眼像差的泽尼克 系数,则波前像差

$$W(x,y) = \sum_{k} c_k Z_k(x,y), \qquad (1)$$

先由波前误差 W(x,y)构造瞳函数 P(x,y):

$$P(x,y) = p(x,y) \exp[iw(x,y)], \qquad (2)$$

$$p(x,y) = \begin{cases} \frac{1}{\pi r^2}, & x^2 + y^2 \leqslant r^2 \\ 0, & \text{others} \end{cases}$$

式中r为瞳孔半径,这里取2mm。



图 2 人眼全视觉 CSF 测试过程

Fig. 2 Total-vision CSF measuring process of human eye

光学传递函数(OTF)是瞳函数 P(x,y)的自相 关^[10~12]:

$$F_{\rm OT}(x,y) = \int P(x',y')P^*(x'-x,y'-y)dx'dy',$$
(3)

对应于测量波长为λ的 MTF 为

前

$$F_{MT_{\lambda}} = |F_{OT_{\lambda}}|.$$
 (4)
期研究发现^[13],在波长变化时,人眼像差的

离焦有较大的变化,其变化关系为

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

式中D为离焦量,以 m^{-1} 为单位, λ 为波长,以nm为单位。离焦量与Zernike 系数的关系为

$$D = \frac{4\sqrt{3}C_2^0}{r^2},$$
 (6)

式中,C⁰ 是 Zernike 多项式展开中离焦项的系数。

利用(1)式和(6)式,可以计算出不同波长下人眼的 波前像 W(x,y),进而求出不同波长下 OTF 和 MTF。

3.3 人眼 NCSF 测量

全视觉 CSF 测量由电脑控制运行 Matlab 中的 心理物理学测试实现。4 名被试者的矫正视力均大 于 1.0,无眼科疾病史。为避免被试者眼睛疲劳保 证准确性,测试在暗室进行,每测试 4 min 休息 1 min,或由被试者自行控制休息时间。测试完成后 电脑根据每个测试频率的对比度阈值生成 CSF 曲 线,图 3 为 4 名被试者在该系统上的 CSF 曲线和平均 结果。平均 CSF 曲线最高点在空间频率 7 cycle/(°) 附近,曲线形状是典型的"倒 U"字分布。





在 CSF 的测试过程中,哈特曼波前传感器可以 实时记录测得的人眼像差。哈特曼波前传感器的帧 频是 25 f/s,除去眨眼时采集的无效图像,每一个测 试阶段可记录约 2000 frame 图像(如图 4 所示),利 用每组像差数据可计算得到一条 MTF 曲线。由于 测试过程中人眼像差会有一定幅度的波动,将计算 得到的所有 MTF 曲线求平均,即可得到测试过程 中的平均 MTF 曲线。

图 5 为 4 名被试者的 MTF 曲线及其平均结果。人眼屈光系统作为成像光学系统,系统像差限



图 4 人眼像差实时记录结果 Fig. 4 Real-time aberrations of human eye from Hartmann sensor

制了它对图像的调制传递能力。随着空间频率增加,屈光系统对图像对比度的调制传递能力快速下降,直至截止。



图 5 4 名被试者的 MTF 曲线及其平均曲线

Fig. 5 MTF curves of four subjects and their average

人眼 NCSF 为 CSF 与 MTF 之比。图 6 为 4 位 被试者的 NCSF 曲线及其平均。图 7 是平均 NCSF 用高斯曲线 拟合后的结果。从图 7 可以看出, NCSF 曲线呈典型的"倒 U"分布,在该系统中 4 位 被试者 平均 NCSF 的最高值出现在空间频率



their average



Fig. 7 Gauss fitted average NCSF curve of four human eyes

9.4 cycle/(°)附近,这与文献中的结论一致^[4]。

4 结 论

建立了一个基于波前技术的 NCSF 测试系统, 通过测量得到全视觉 CSF 和屈光系统 MTF 的同时,利用计算的方法在测量结束后快速得到被测人 眼神经系统的 NCSF。该方法简单方便,可通过选 择不同亮度不同颜色的视标测量不同亮度和不同波 长条件下的 NCSF 曲线。

通过测试获得了4 位被试者的 NCSF 曲线。测 试结果表明,该系统可以同时获得被测人眼的 CSF、MTF 和 NCSF 曲线;人眼 NCSF 曲线的峰值 空间频率高于 CSF 曲线的峰值空间频率,并且不同 个体的 NCSF 曲线存在差异。该系统可以为眼科 手术后的视功能做定量的术前预测,也可对许多眼 科疾病,特别是神经系统疾病的早期发现与及时治 疗提供依据。

参考文献

1 Bi Hongsheng. Application of contrast sensitivity to ophthalmology[J]. Chin. J. Ophthalmol., 2004, 40(9): 645~648

毕宏生.对比敏感度在眼科的临床应用[J].中华眼科杂志, 2004, **40**(9): 645~648

- 2 F. W. Campbell, D. G. Green. Optical and retinal factors affecting visual resolution [J]. J. Physiol., 1965, 181: $576 \sim 593$
- 3 A. Felipe, J. M. Artigas, A. M. Pons. Human contrast sensitivity in coherent Maxwellian view: effect of coherent noise and comparison with speckle [J]. J. Opt. Soc. Am., 1997, 14(5): 972~983
- 4 Ge Jingjing, Wang Zhaoqi, Liu Tao *et al.*. Measurement of neural contrast sensitivity function of human based on visual chart and wavefront aberration [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2010, **39**(4): 662~668

葛婧菁,王肇圻,刘 涛等.利用视标和波前数据的 NCSF 测量 [J]. 光子学报,2010,**39**(4):662~668

- 5 Ge Jingjing, Wang Zhaoqi. Luminance effects on neural contrast sensitivity function at photopic level[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2010, 47(12): 123303 葛婧菁,王肇圻. 神经对比敏感度的亮度变化机制研究[J]. 激 光与光电子学进展, 2010, 47(12): 123303
- 6 Jia Xiaohang, Wang Jingtao, Wang Yuanfu et al.. Research on systematic evaluation method for light hazard of optical apparatus in ocular optical pathl[J]. Acta Optica Sinica, 2010, 30(11): 3253~3258

贾晓航,王敬涛,王元福等.眼光路光学器具光危害的系统评价 方法研究[J].光学学报,2010,**30**(11):3253~3258

- 7 Eugénie Dalimier. Wavefront Adaptive Optics Correction of Ocular Higher-Order Aberrations and the Effects on Functional Vision [D]. Galway: National University of Ireland, 2007. 14~22
- 8 Zhou Yifeng, Huang Changbing, Xu Pengjing *et al.*. Perceptual learning improves contrast sensitivity and visual acuity in adults with anisometropic amblyopia [J]. *Vision Research*, 2006, 46: $739 \sim 750$
- 9 H. Levitt. Transformed up-down methods in psychoacoustics [J]. Appl. Opt., 2000, **39**(19): 467~477
- 10 Bao Hua, Rao Changhui, Zhang Yudong et al.. An automatic defocus compensation method for human eye Hartmann-Shark wave-front aberrometer[J]. Acta Optica Sinica, 2010, 30(11): 3082~3088

 鲍华,饶长辉,张雨东等.一种可用于人眼像差哈特曼-夏克测量仪的自动离焦补偿方法[J].光学学报,2010,30(11): 3082~3088

- 11 Tang Guomao, He Yumei, Liao Zhou. Radial Hartmann method for measuring large optical system[J]. *Chinese J. Lasers*, 2010, 37(3): 795~799
 汤国茂,何玉梅,廖 周. 大型光学系统径向哈特曼像差将侧方 法[J]. 中国激光, 2010, 37(3): 795~799
- 12 Li Bangming, Liao Wenhe, Shen Jianxin *et al.*. Wavefront control algorithm research on micromachined membrance deformable mirror in the human eye aberration correction [J]. *Acta Optica Sinica*, 2010, **30**(4): 917~921
 李邦明,廖文和,沈建新等. 微机械薄膜变形镜在人眼像差矫正 中的波前控制算法研究[J]. 光学学报, 2010, **30**(4): 917~921
- 13 Liu Ming, Wang Zhaoqi, Wang Yan et al.. The study of wavelength dependent wavefront aberrations based on individual eye model[J]. Optik, 2008, 119: 383~387

栏目编辑:李文喆