

文章编号: 1001-3806(2010)06-0774-04

具有主观视觉补偿的人眼像差测量方法

徐安成^{1,2}, 陈家璧^{1*}, 张培茗³, 吴佳杰¹

(1. 上海理工大学 光电信息与计算机工程学院 生物医学光学与视光学研究所, 上海 200093; 2. 常州工学院 光电工程学院, 常州 213002; 3. 上海医疗器械高等专科学校, 上海 200093)

摘要: 为了准确测量人眼的各种低阶像差以及不规则的高阶像差, 采用具有主观视觉补偿的人眼波前像差测量方法, 进行了理论分析及实验验证, 在客观测量的同时进行了主观视觉补偿, 得出了测量的准确数据。结果表明, 主观视觉补偿测量的波前像差小于客观测量的结果, 被测者在观察视标时的适应性调整减小了波前像差, 并且对于观察不同的视标时, 波前像差的波动值较小。采用主观视觉补偿的测量方法, 考虑实际观察目标时眼睛的状态, 能够很好地对人眼像差进行补偿, 得到符合实际状态的眼像差, 这对制定人眼像差的治疗方案是非常有帮助的。

关键词: 医用光学与生物技术; 波前像差; 主观视觉补偿; 哈特曼夏克传感器; 自适应光学

中图分类号: TP29; O435.2 **文献标识码:** A **doi:** 10.3969/j.issn.1001-3806.2010.06.015

Ocular aberrations measurement method combined with subjective visual compensation

XU An-cheng^{1,2}, CHEN Jia-bi¹, ZHANG Pei-ming³, WU Jia-jie¹

(1. Laboratory of Medical Optics & Optometry, School of Optical-Electrical and Computer Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. School of Optical-Electrical Engineering, Changzhou Institute of Technology, Changzhou 213002, China; 3. Shanghai Medical Instrumentation College, Shanghai 200093, China)

Abstract: In order to measure various low-level aberration and irregular higher-order aberration of the human eyes accurately, the wave-front aberration measurement method with subjective visual compensation was proposed, which could ensure more accurate and realistic measuring results. The result shows the wave-front aberration obtained from subjective visual compensation measuring method smaller than objective measurement, which is the result of adaptive correction. In addition, when watching different sighting targets, the fluctuation value of wave front aberration is small. Therefore, a conclusion can be drawn that the subjective visual compensation measuring method takes into consideration the actual condition of human eyes when watching targets, which contributes to aberration measuring improvement and obtains results that match realistic state. The conclusion is positive and beneficial to the aberration treatment of human eyes.

Key words: medical optics and biotechnology; wave-front aberration; subjective visual compensation; Hartmann-Shack sensor; self-adaptive optics

引言

20世纪90年代,波前像差测量技术得到了迅速的发展,测量方法也开始多样化。WILLIAMS等人提出了两种间接波前像差的测量方法,分别是干涉测量

法和双光程法^[1-5]。干涉测量法是利用干涉产生不同空间调制度的干涉条纹进行测量,从而获得人眼的调制传递函数(modulation transfer function, MTF)。双光程法则是将理想的球面波入射至眼瞳中,采用电荷耦合器件(charge coupled device, CCD)接收从人眼中反射回来的变形的波前信息,分析其图像获得 MTF。这两种方法测量只能得到用来评价人眼成像质量的 MTF,而不能直接得到人眼的波前像差,而且测量装置复杂,因此限制了这些方法的发展^[6-7]。

1994年,LIANG等人提出了使用哈特曼-夏克(Hartmann-Shack, HS)传感器测量人眼波前像差的方法^[8],这一方法具有里程碑意义,为之后的人眼视觉研究开辟了广阔的道路。LIANG在德国海德堡大学

基金项目:国家九七三重点基础研究发展计划资助项目(2007CB935303);国家自然科学基金资助项目(60778031);上海市研究生创新基金资助项目(JWCXSL0901);江苏省高校自然科学基金资助项目(09KJD140001)

作者简介:徐安成(1974-),男,博士研究生,主要从事视光学、光电测量技术方面的研究。

* 通讯联系人。E-mail:jbchenk@online.sh.cn

收稿日期:2009-10-19;收到修改稿日期:2010-12-31

攻读博士期间,为提高眼底镜的分辨率,尝试使用 HS 传感器来测量人眼像差,并且获得了成功。HS 测量方法是在 1900 年由 HARTMANN 提出,1971 年经过 SHACK 改进^[8]。这种方法最早是使用在天文学中,用来测量大气湍流所造成的波前像差,由于该传感器使用在大型天文望远镜中,传感器体积比较庞大^[9-12]。LIANG 等人自制了由两组相互垂直排列的柱面镜阵列组成的 HS 传感器,这个传感器仅有 15mm × 15mm,保证该传感器能够对人眼像差进行测量。目前,该方法已经成为眼像差测量最常用的技术手段,并且利用这一技术对视觉科学展开了广泛的研究。

近年来,随着准分子激光手术治疗近视这一技术的广泛应用,给广大近视患者带来了良好的屈光矫正效果^[13-17]。为了更好地达到理想的效果,真实、准确的术前视力检查对于术后的疗效至关重要,无论采用哪种测量方法,都应得到准确的人眼像差数据。因此,准分子激光治疗前的像差测量是一个非常重要的环节,它对于制定激光手术准确的定量性方案和提高术后眼视觉质量起着极其重要的作用。

总之,在制定眼睛治疗方案之前,无论视力检查中还是人眼的像差测量中都会发现,主观测量结果和客观测量结果之间会存在着一些差异,这两种测量方法获得的结果之间存在差异的问题一直没有得以解决。作者以此为出发点,分析了视觉形成的机理,提出了基于主观视觉补偿的人眼像差测量方法,并对这种方法进行了实验研究。

1 主观视觉补偿人眼像差测量系统

主观视觉补偿眼像差测量实验系统,通过人眼反射的信息和被测者的配合实现主观视觉补偿人眼像差测量。主观视觉补偿人眼像差测量实验系统光路原理图如图 1 所示。照明部分光路主要由半导体激光器

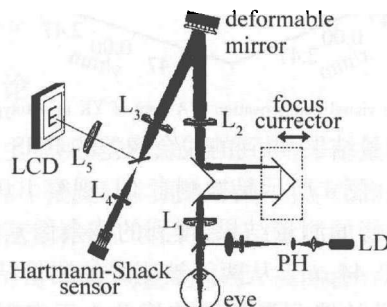


Fig. 1 Optical measurement system with subjective visual compensation of ocular wave-front aberration

(laser diode, LD)、空间滤波器(pin hole, PH)、准直透镜组、电控平移台(控制离焦补偿装置)组成,完成对视网膜照明的功能。激光进入人眼后在视网膜上形成信标,视网膜对信标光进行反射,照明光路要保证对视

网膜有较好的照明效果,并且在进行活体人眼测量时,入射光的能量在安全范围内。

主观视觉补偿测量光路是首先使用 HS 传感器进行波前像差测量,照明光路对视网膜照明后,视网膜反射光穿过整个人眼,携带了人眼的全部像差信息,通过分光镜进入望远系统,望远系统保证了出瞳波前与 HS 传感器、可变形镜(deformable mirror, DM)之间的共轭关系,可变形镜用来补偿人眼的高阶像差,HS 传感器进行波前像差测量。可变形镜与 HS 传感器构成了自适应光学系统。在测量同时可以进行主观视觉补偿,此时需要被测者的配合才能完成,在光路中增加了能够显示视标的液晶显示器(liquid crystal display, LCD),被测者观察显示器并进行判断,把判断结果输入到计算机中。同时,HS 传感器也进行测量,从而得到主观视觉补偿测量的人眼波前像差。

2 离焦补偿与 Zernike 多项式的关系

由于 HS 传感器测量范围的限制,主观视觉补偿测量前需要离焦补偿装置对人眼的离焦量进行补偿,图 1 中 focus corrector 所示即为离焦补偿装置。离焦补偿平移台的位移量 Δx (单位为 mm) 与所补偿的屈光度 S 之间的关系是^[18]:

$$S = \frac{2000 \cdot \Delta x}{f_1^2} \quad (1)$$

式中, f_1 是透镜 L_1 的焦距。

3 主观视觉补偿测量人眼像差

主观视觉补偿测量包括两个过程:视觉补偿和像差测量。像差测量前,被测者通过成像透镜和分光镜观察液晶显示器显示的视标,首先液晶显示器显示 1.0(小数计数)的视标,这个视标正好对应人眼的 1' 视角,是正视眼所能看清的视标。

每次显示视标后,如果被测者判断正确,HS 传感器就进行像差测量,测量得到 7 阶 Zernike 系数 $C_i(n, m)$, 经过 j 次测量得到全部的 Zernike 系数表示为:

$$C_i(n, m) = \sum_j b_j C_{ij}(n, m) \quad (2)$$

式中, $\sum_j b_j = 1$, b_j 是 j 次测量的权重因子。主观视觉补偿测量的波前像差为 $W(x, y)$, Z 为 Zernike 项:

$$W(x, y) = \sum_{i=0}^{35} C_i Z_i(x, y) \quad (3)$$

主观视觉补偿测量的方法是参考基于主观光线追迹的心理测试方法进行的,是在被测者眼没有进行睫状肌麻痹,能够进行适应性调节的眼正常状态下进行的^[19]。按参考文献[19]中的方法进行测量时,光线通

过瞳孔的不同位置入射到视网膜上,通过把每个点移动到标准位置来测量出角度的变化量。测量中被测者通过调整测量装置的角度去对准所观察到的测试目标的中心,一共测试 37 个点,测试需要 3min ~ 5min,最后通过数据处理获得 Zernike 系数。该方法被认为是主观测量人眼像差的典型的方法,因为其中被测者对光线进行了判断和视觉适应性调整,所以,被测者的判断是最后获得测量结果的关键,因而被称为“主观视觉补偿测量”人眼像差的方法。

主观视觉补偿测量方法中人眼的状态与文献中的状态相同,虽然瞳孔不是被分为 37 个子孔径,也没有对入射光线在视网膜上角度的偏差去逐一测量,但在系统中被测者观察不同的视标,通过被测者的视觉适应性调整使观察更清楚,大脑神经参与了观察,因此测量过程与主观测量方法的过程是相同的。唯一不同点是测量同时记录通过瞳孔后所有光线的位移,而且是一次获得通过瞳孔后很多点的位移,这比基于光线追迹的心理方法获得的泽尼克系数更加准确可靠。

另一方面,逐条光线进行判断需要的时间更长,测量时间过长会导致眼睛疲劳,使测量的误差增大。人脑神经的处理过程不是对一条一条清晰的光线成的投射点进行处理,而是对由于像差可能产生的模糊图像进行处理,得到清晰的像。因此,逐条光线测量不能实现人脑神经对于视觉信号的综合处理,主观光线追迹的心理测试方法不能像传统的综合验光仪那样,在完整的成像过程同时对于人眼进行检查,不能完全发挥人脑神经图像处理的主观视觉作用。而在主观视觉补偿测量过程中,对于图像的观察是完整成像的,相比之下更加体现出人的视觉中脑功能的作用。因此,视觉补偿测量充分考虑了被测者主观意识的过程,实现了人眼像差的主观视觉补偿测量。

4 实验与结果

分别对年龄 28 岁的被测者 YK 和 24 岁的被测者 CL 的右眼进行测量获得波前像差图 (wavefront aberration, WA)。被测者处于室内暗环境中,这时被测者的瞳孔自然放大。测量前离焦补偿装置对被测眼的离焦进行了补偿。HS 传感器只对残余像差进行测量和分析。

图 2 所示是没有进行主观视觉补偿测量得到的被测者的波前像差图。图中,波峰到波谷指波前像差的波峰到波谷的距离,1 个波长等于 $0.780\mu\text{m}$ 。被测者 YK 残余像差的均方根 (root mean square, RMS) 为 $1.19\mu\text{m}$,被测者 CL 残余像差的 RMS 为 $0.79\mu\text{m}$,表明

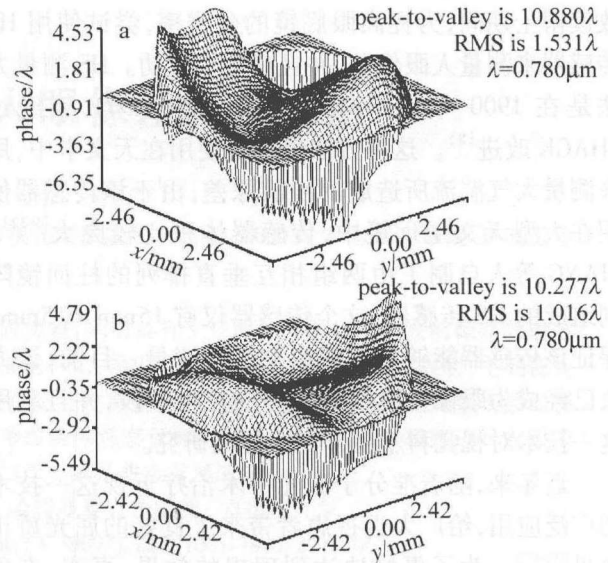


Fig. 2 a—objective measurement WA map for subject YK b—objective measurement WA map for subject CL

两例被测眼具有较大的高阶像差。主观视觉补偿测量,被测者通过测量系统观察 LCD 所显示的视标,测量 YK 时,视标从 1.0 变化到 0.6 (视标表示测量时所观察目标的大小),测量得到了波前像差。

图 3 所示是被测者 YK 观察 1.0 和 0.6 视标时视

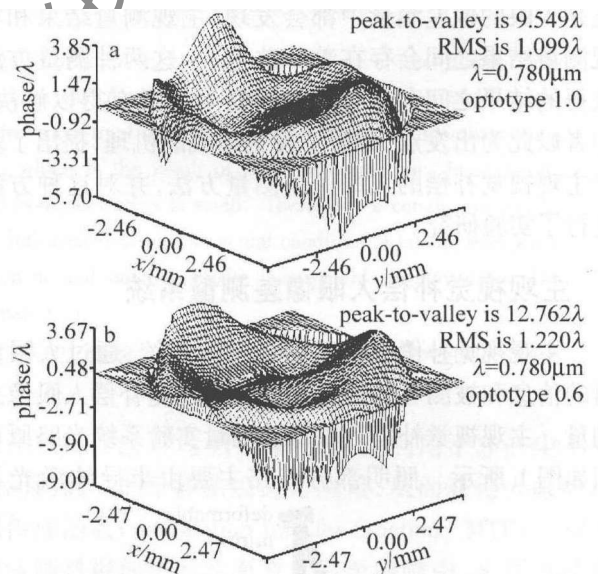


Fig. 3 Subjective visual compensation WA map of YK at optotypes 1.0 and 0.6

觉补偿的测量结果,得到的残余像差的 RMS 为 $0.86\mu\text{m}$ 和 $0.95\mu\text{m}$ 。图 4 所示是被测者 CL 观察 1.0 和 0.8 视标时视觉补偿的测量结果,得到的残余像差的 RMS 为 $0.69\mu\text{m}$ 和 $0.44\mu\text{m}$ 。从两例被测眼的测量结果可以看出,主观视觉补偿测量的波前像差小于客观测量的结果,被测者在观察视标时的适应性调整减小了波前像差。对于观察不同的视标时,波前像差的波动值较小。图 5 分别显示的是 YK 补偿前后测量的波前像差系数,对比可以看出补偿效果明显,即没有主观视觉意识参与人眼成像,对人眼像差具有显著的效应。

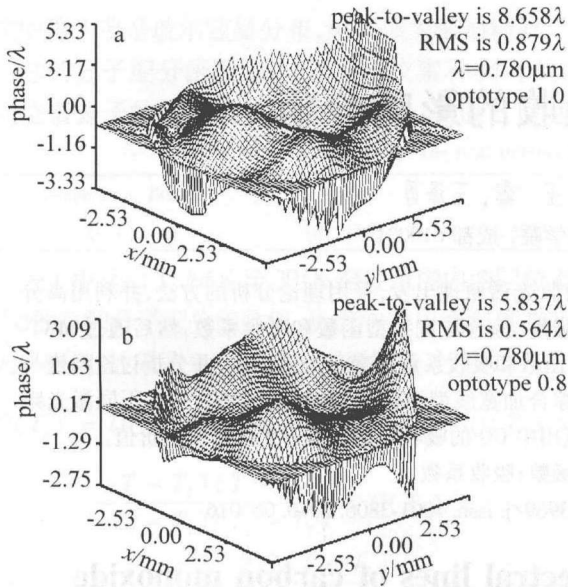


Fig. 4 Subjective visual compensation WA map of CL at optotypes 1.0 and 0.8

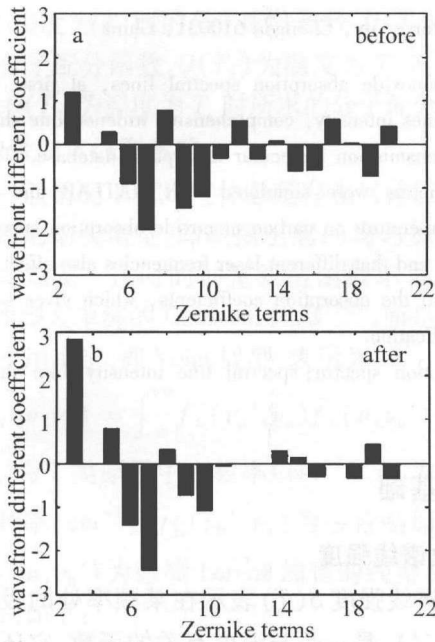


Fig. 5 WA Zernike coefficients of subject YK compensation before and after respectively

5 结论

人眼主观视觉补偿的测量方法,充分考虑了被测者主观意识的过程,实现人眼像差客观测量的同时进行了主观视觉补偿。结果显示,主观视觉补偿测量的波前像差小于客观测量的结果,被测者在观察视标时的适应性调整减小了波前像差。而且,对于观察不同的视标时,波前像差的波动值较小。这一结果表明,采用主观视觉补偿的测量方法,考虑实际观察目标时眼睛的状态,能够很好地对人眼像差进行补偿,得到符合实际状态的眼像差,这对制定人眼像差的治疗方案是非常具有积极意义的。

参考文献

- [1] NAVARRO R, ARTAL P, WILLIAMS D R, *et al.* Modulation transfer of the human eye as a function of retinal eccentricity[J]. J O S A, 1993, A10(2):201-212.
- [2] WILLIAMS D R, BRAINARD D H, McMAHON M J, *et al.* Double-pass and interferometric of the normal human eye[J]. J O S A, 1994, A11(12):3123-3135.
- [3] ARTAL P, MARCOS S, NAVARRO R, *et al.* Odd aberrations and double-pass measurements of retinal image quality [J]. J O S A, 1995, A12(2):195-201.
- [4] LÓPEZ-GIL N, ARTAL P. Comparison of double-pass estimates retinal-image quality obtained with green and near-infrared light[J]. J O S A, 1997, A14(5):961-971.
- [5] LIANG J, WESTHEIMER G. Optical performances of human eyes derived from double-pass measurements[J]. J O S A, 1995, A12(7):1411-1416.
- [6] MA J Sh, MA H, CHEN J B, *et al.* The development of measurements of aberrations of the human eye[J]. Optical Instruments, 2004, 26(1):64-71 (in Chinese).
- [7] CAO L, YANG X, ZHANG P M. Research on human eye aberration measurements[J]. Optical Instruments, 2008, 30(4):87-92 (in Chinese).
- [8] LIANG J, GRIMM B, GOELZ S, *et al.* Objective measurement of the wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor[J]. J O S A, 1994, A11(7):1949-1957.
- [9] SMITH G, COX M J, CALVER R, *et al.* The spherical aberration of the crystalline lens of the human eye[J]. Vision Research, 2001, 41(2):235-243.
- [10] SHENG Y, YANG Y B, FU Q. Comparison of the refraction results measured with MEL-70 wavefront analyzer and classical methods [J]. Recent Advances in Ophthalmology, 2005, 25(1):54-56 (in Chinese).
- [11] SHEN J X, YE H. Wavefront aberration guided excimer laser cornea ablation[J]. Applied Laser, 2004, 24(2):102-106 (in Chinese).
- [12] MARTINEZ A A, PANDIAN F A, SANKARIDURG P, *et al.* Comparison of aberrometer and autorefractor measures of refractive error in children[J]. Ptometry and Vision Science, 2006, 83(11):E811-E817.
- [13] WADE N J. Image. eye and retina[J]. J O S A, 2007, A24(5):1229-1249.
- [14] HU L G, ZHOU R R, LIAO W H. Subjective measurement principle and implementation of ocular wave-front aberrations[J]. Chinese Journal of Quantum Electronics, 2005, 22(4):626-632 (in Chinese).
- [15] KONG M M, GAO Zh Sh, CHEN L, *et al.* Research and development of the optical model of human eyes [J]. Laser Technology, 2008, 32(4):370-373 (in Chinese).
- [16] CAO Zh L, SHEN J X, LIAO W H. Research of excimer laser corneal surgery and flying-spot scanning algorithm[J]. Laser Technology, 2006, 30(6):631-635 (in Chinese).
- [17] DENG G Q, YU Y Sh. Development and experimental study of excimer laser refractive system [J]. Laser Technology, 2005, 29(4):417-419 (in Chinese).
- [18] ZHANG P M. Study on the subjective and objective measurement for the ocular wavefront aberration [D]. Shanghai: University of Shanghai for Science and Technology, 2009:65-75 (in Chinese).
- [19] HOWLAND H C, HOWLAND B. A subjective method for the measurement of monochromatic[J]. J O S A, 1977, 67(11):1508-1518.