

doi:10.3788/gzxb20154401.0117001

人眼波前像差的动态特性研究

全薇, 高博宇, 王炜晨, 柏宝华

(吉林大学 通信工程学院, 长春 130012)

摘要:人眼波前像差随时间涨落会引起人眼光学性能和视觉功能的改变. 采用改进的 Hartmann-Shack 波前传感器人眼像差仪对 10 只屈光度为 0 D~−5.0 D、直径为 3 mm 和 6 mm 的人眼瞳孔的波前像差进行测量, 其中每只人眼在 5 s 内连续测量 125 次, 测量频率为 25 Hz. 为确定测量过程中是否引入人为像差, 对人造眼 3 mm 和 6 mm 瞳孔的动态波前像差进行测量比对. 结果表明: 所测量的 10 只人眼 3 mm 和 6 mm 瞳孔总的 Zernike 波前像差均方根涨落幅度的平均值分别为 0.087 μm 和 0.105 μm , 均大于 Marechal 衍射极限; Zernike 第 3 阶到第 7 阶波前像差均方根涨落幅度随像差阶数的递增而下降, 涨落幅度为 0.06~0.02 μm ; 人眼波前像差的涨落频率达 6 Hz.

关键词:动态波前像差; 眼波前像差; Hartmann-Shack 波前传感器; 像差矫正; 频谱

中图分类号:R399.14; TH741

文献标识码:A

文章编号:1004-4213(2015)01-0117001-7

Dynamic Characteristic of the Wavefront Aberrations in Human Eye

QUAN Wei, GAO Bo-yu, WANG Wei-chen, BAI Bao-hua

(College of Communication Engineering, Jilin University, Changchun 130012, China)

Abstract: The wavefront aberrations of human eye are not static but fluctuate over time which can cause dynamic changes in both the optical properties and the visual performance of human eyes. The dynamic wavefront aberrations across pupil diameter of 3 mm and 6 mm for 10 eyes with cycler of 0 D~−5.0 D were measured at temporal frequency of 25 Hz by the modified Hartmann-Shack sensor. Each human eye was tested 125 times in a duration of 5 s. To ensure that measurement did not introduce artifacts, the dynamic wavefront aberrations of 3 mm and 6 mm for an artificial eye was acquired. The average amplitude of the fluctuation of the total rms wavefront error of 3mm and 6 mm for 10 eyes is 0.08 μm and 0.105 μm , respectively, which is greater than Marechal diffraction tolerance. The amplitude of the fluctuation of rms wavefront error from 3rd up to 7th order decreases monotonically as the Zernike order increases, the amplitude of the fluctuation are 0.06~0.02 μm . The frequency of the fluctuation for all the Zernike order is 6 Hz.

Key words: Dynamic wavefront aberrations; Wavefront aberrations of human eye; Hartmann-Shack sensor; Vision correction; Frequency spectrum

OCIS Codes: 170.0170; 170.4460; 330.0330; 230.0230

0 引言

对于活体人眼, 即使外部环境条件稳定不变, 眼球也会出现微小的移动、转动等动态变化, 并且眼的各个部分如角膜、晶状体、视网膜的结构形状及泪膜、屈光力的调节也是动态变化的. 这些因素导致了活体眼光学特性和视觉特性的动态变化. 关于人眼动态特性已

有很多研究, 1988 年 W. N. Charman 和 G. Heron 报道, 在稳定调节状态下, 人眼离焦涨落幅度约 0.03~0.5D, 涨落频率达到 5 Hz^[1]. H. Hofer 等人认为角膜、晶状体和视网膜等因素造成人眼高阶波像差的涨落^[2]. 2004 年 Mingxia Zhu 研究了 Zernike 前 4 阶像差随脉搏变化特性^[3]. 2009 年 A. Mira Agudelo 研究了单眼和双眼波前像差 Zernike 前 20 项动态特性^[4].

基金项目:国家自然科学基金(No. 60777011)和吉林省自然科学基金(No. 201215040)资助

第一作者:全薇(1964—), 女, 教授, 博士, 主要研究方向为视光学和光学信息处理. Email: nkquanwei@163.com

收稿日期:2014-05-26; **录用日期:**2014-09-19

<http://www.photon.ac.cn>

2010年 Xiang Yu 等人研制了可诱导人眼自主调节动态像差仪^[5].

人眼光学特性和视觉特性的动态变化对于人眼像差矫正、视觉质量提高都很重要. J. Liang 应用变形镜补偿人眼波前像差, 实现活体人眼视网膜高分辨成像以及其它人眼像差矫正工作^[6-9], 但没有考虑它的动态变化. 要进一步提高视网膜像的质量和人眼像差矫正效果, 必须对波前像差进行实时矫正, 这需要波前像差的动态变化频率、变化幅度等数据的支持. 因此, 对人眼波前像差动态特性的研究具有重要临床意义. 在 J. Liang 视网膜高分辨成像中, 对于高于 Zernik 第 6 阶的像差进行补偿后, 像差改善较小, 所以对于人眼波前像差的矫正至少要考虑 Zernik 前 5~6 阶的动态情况.

本文利用中国科学院光电技术研究所研制的改进的 Hartmann-Shack 波前传感器人眼像差仪对 10 只屈光度从 0D~ -5.0D、直径为 3mm 和 6mm 的瞳孔 Zernik 前 7 阶波前像差动态特性进行了测量. 同时, 研究了 Zernik 前 7 阶波前像差的涨落幅度随屈光度和瞳孔大小的变化情况. 为了研究人眼像差的动态涨落是检测装置造成的还是人眼本身的动态所引起的, 对人造眼动态像差进行了对比测量. 最后给出了人眼 Zernik 前 7 阶波前像差的涨落幅度和变化频率.

1 人眼动态波前像差的测量

1.1 测量原理

Hartmann-Shack 波前传感器中, 微透镜阵列将波前分割成若干小孔径, 如图 1, 平行光通过小孔径形成焦点^[10]. 理想平面波为规则焦点阵列, 作为参考图样.

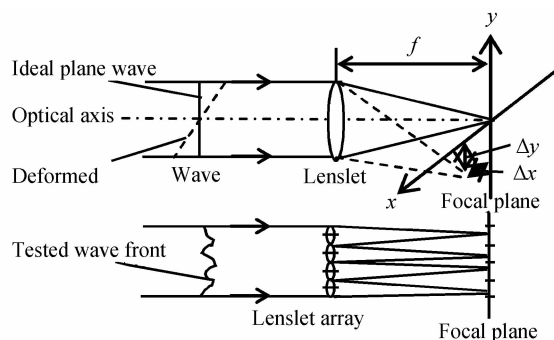


图 1 Hartmann-Shack 波前传感器的工作原理

Fig. 1 Principle of a Hartmann-Shack wavefront sensor
波前有像差时, 每个焦点有移动, 焦点位置 (x, y) 由计算光斑质心确定^[11]. 焦点移动量 $(\Delta x, \Delta y)$ 与微透镜所覆盖波前 $W(x, y)$ 局部斜率成比例, 即

$$\frac{\partial W(x, y)}{\partial x} = \frac{\Delta x}{f}, \quad \frac{\partial W(x, y)}{\partial y} = \frac{\Delta y}{f} \quad (1)$$

式中, f 是小透镜焦距.

选择泽尼克(Zernike)多项式描述波前, 即

$$W(x, y) = \sum_k C_k Z_k(x, y) \quad (2)$$

$Z_k(x, y)$ 是 Zernike 多项式第 k 项, 这里 k 取值为 35, 波前 $W(x, y)$ 包含 Zernike 前 35 项 7 阶像差, C_k 是系数, 由式(1)和(2)用最小平方法解得 C_k ^[12], 由式(2)得出所检测的波前 $W(x, y)$.

1.2 测量装置

Hartmann-Shack 波前传感器人眼动态波前像差测量装置如图 2. 半导体激光器发出 $0.78 \mu\text{m}$ 的光经密度片光能量衰减, 由空间滤波器和透镜 L_1 扩束射入偏振分束器 PBS, PBS 的反射光束经透镜 L_2 和 L_3 扩束射入眼睛. 进入人眼光功率为 $1.6 \mu\text{W}$, 低于美国国家标准协会所允许的最大光功率^[13]. 视网膜反射光从 PBS 透射、透镜 L_4 和 L_5 扩束, 进入微透镜阵列和 CCD 构成的 Hartmann-Shack 波前传感器, 将瞳孔成像到微透镜阵列上, 光斑阵列图像被 CCD 接收, 由计算机波前重建, 给出人眼光学系统的波前像差.

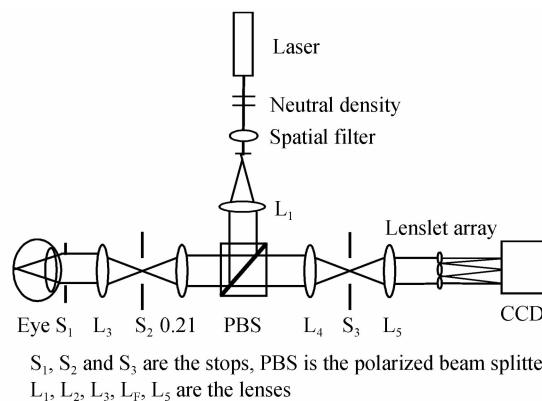


图 2 Hartmann-Shack 传感器人眼动态波前像差测量系统
Fig. 2 The optical system based on the Hartmann-Shack wavefront sensor for the measurements of dynamic wave aberrations in human eyes

微透镜最大阵列数 30×30 , 测量的最大瞳孔直径为 7.8 mm. 在所测量瞳孔直径范围内, 可对任何小于测量的瞳孔直径进行波前重建. 人眼像差测量时, 虽然每只眼瞳孔大小不同, 但可得到相同瞳孔大小的波前像差, 有利于对引起人眼动态像差涨落因素的研究.

1.3 测量对象

测量了 10 只屈光度为 0D~-5.0D、直径为 3 mm 和 6 mm 的人眼瞳孔动态波前像差. Subject1, 32 岁, 右眼为正视眼, 屈光度 0D(Eye1), Subject2, 25 岁, 右眼屈光度 -1.0D(Eye2), 左眼屈光度 -2.0D(Eye4); Subject3, 27 岁, 右眼屈光度 -4.5D(Eye9), 左眼屈光度 -3.0D(Eye6); Subject4, 29 岁, 右眼屈光度 -3.5D(Eye7), 左眼屈光度 -2.5D(Eye5); Subject5, 30 岁, 右眼屈光度 -4.0D(Eye8), 左眼屈光度 -5.0D(Eye10), Subject6, 46 岁, 左眼屈光度 -1.5D(Eye3).

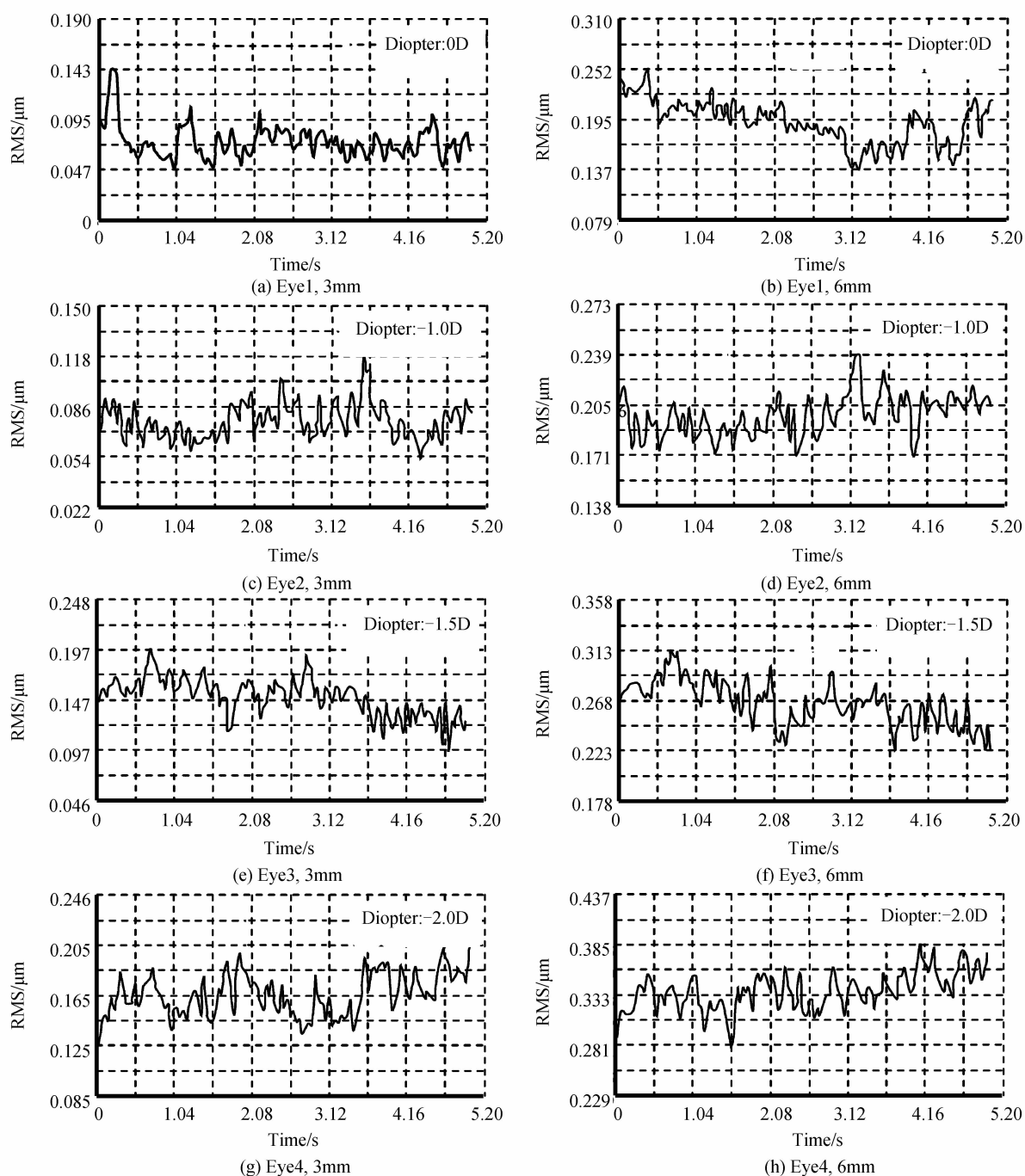
为使入眼在自然调节状态下, 获得较大瞳孔, 被检测人员处在黑暗环境中一段时间, 使瞳孔自然放大. 这里选择暗视觉时人眼通常都能达到的直径为 6 mm 的

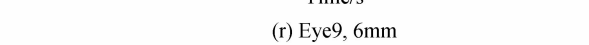
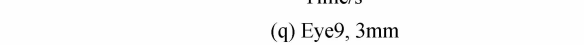
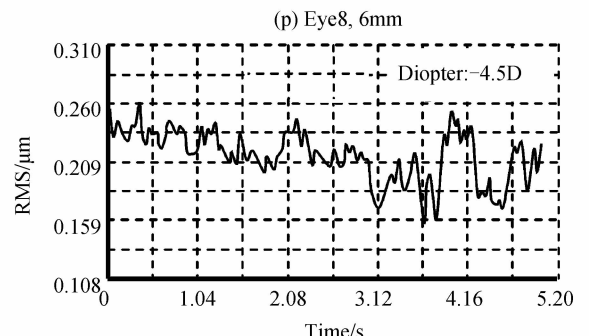
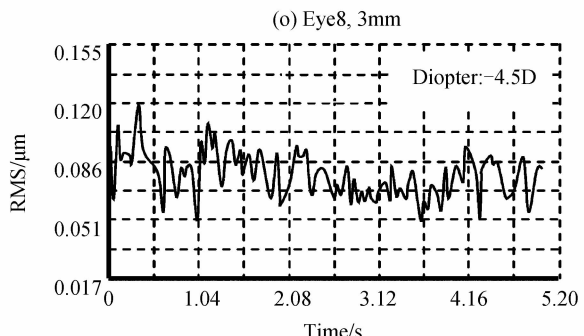
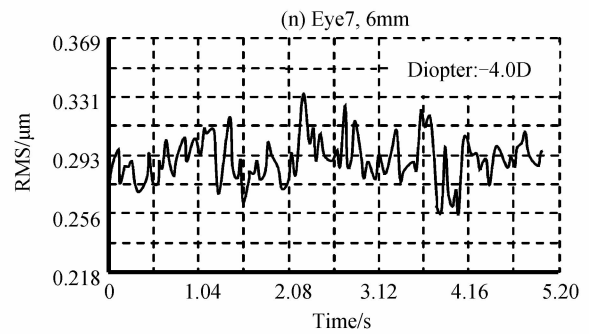
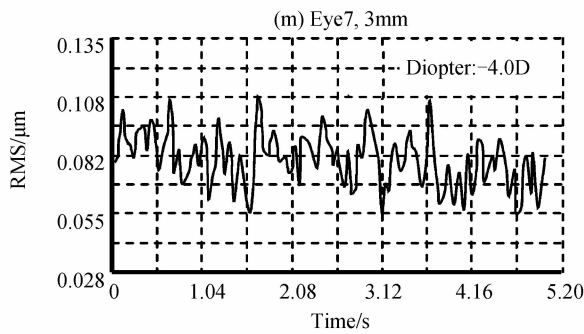
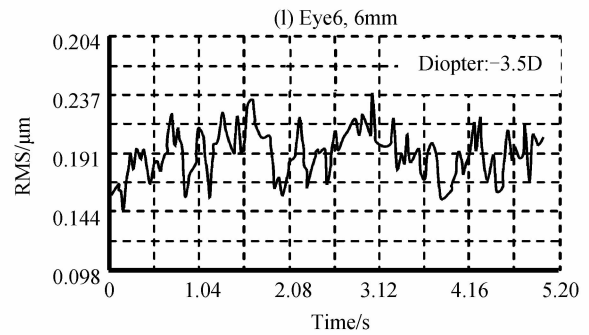
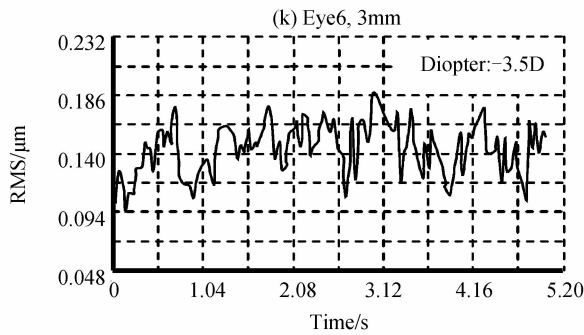
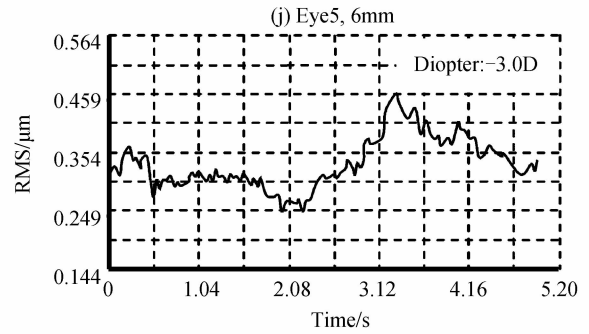
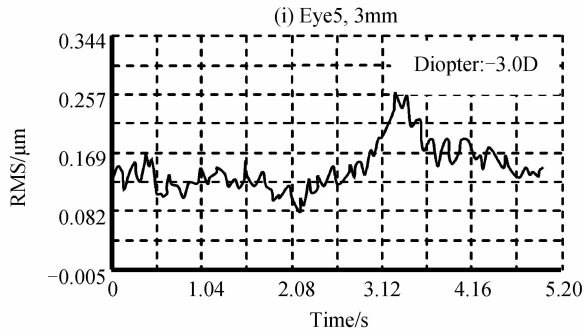
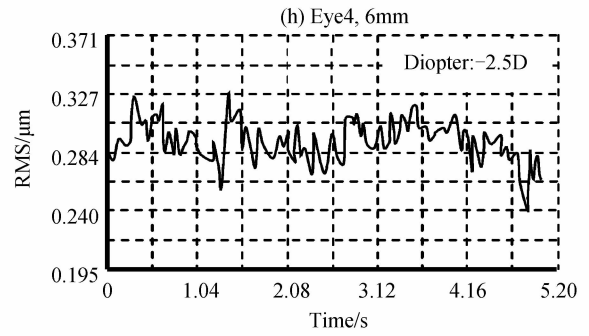
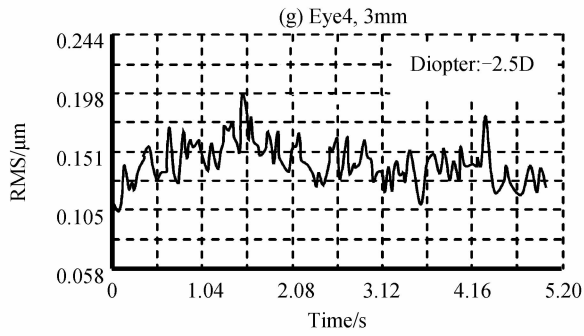
瞳孔,利用波前重建软件可计算任意直径瞳孔像差功能,给出10只眼3 mm小瞳孔和6 mm大瞳孔波前像差.避免检测过程眨眼,检测时间不宜过长,测量持续时间为5 s.5 s内连续测量125次,测量频率25 Hz,由Nyquist采样定理,所能测量的人眼波前像差涨落最高频率为12.5 Hz.测量持续时间5 s,所能测量人眼波前像差涨落的最低频率0.2 Hz.测量中保持眼球稳定,使眼球转动和平动尽可能小.同时测量了人造眼的动态波前像差进行对比研究.

2 人眼动态波前像差的特性研究

2.1 人眼波前像差的涨落幅度

图3是人造眼和屈光度0D~-5.0D10只实际人眼3 mm小瞳孔和6 mm大瞳孔Zernike前35项7阶波前像差总的均方根值(Root Mean Square, RMS)在5 s内的涨落曲线,图中横坐标是时间,单位s,纵坐标是波前像差的RMS值,单位是微米(μm).





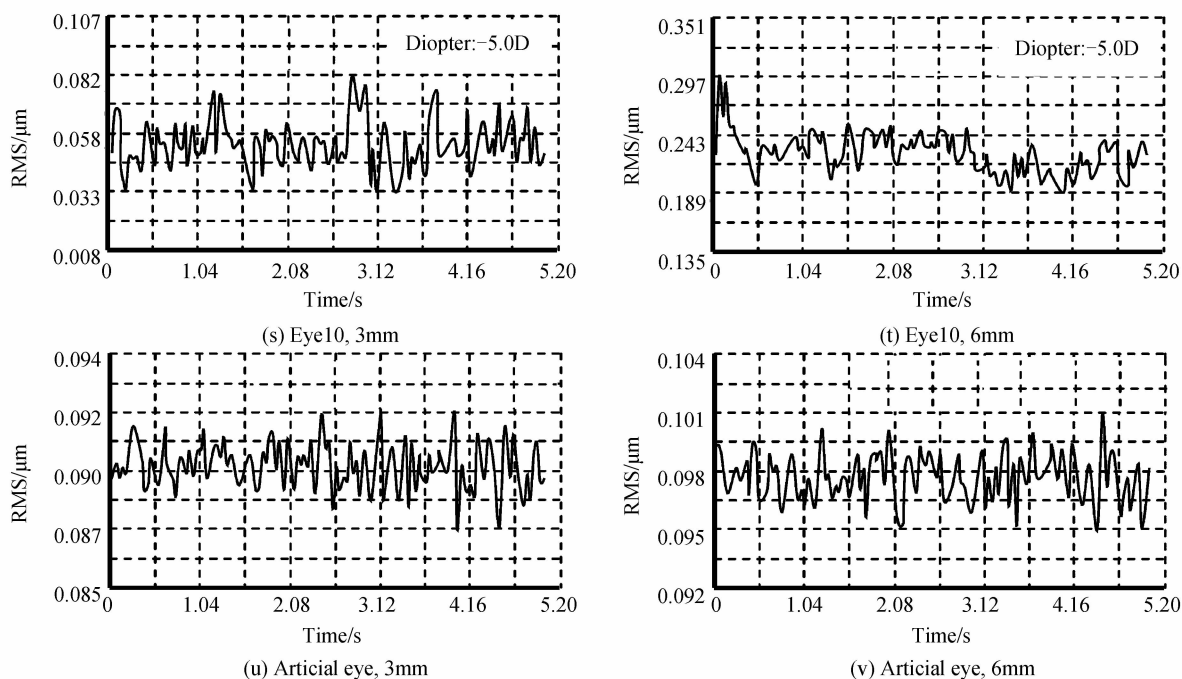


图3 人造眼和实际人眼3 mm小瞳孔和6 mm大瞳孔5 s波前像差RMS涨落曲线

Fig. 3 The fluctuations traces of the RMS wavefront error of artificial eye and human eyes for 3 mm and 6 mm pupil in 5 s

表1是根据图3给出的人造眼和10只实际人眼在5 s内波前像差RMS的涨落幅度。表1中,10只实际人眼3 mm小瞳孔和6 mm大瞳孔Zernike前7阶波前像差RMS的平均涨落幅度分别为0.087 μm(约λ/9,波长为0.78 μm)和0.105 μm(约λ/7),人造眼涨落幅度仅为0.005 μm和0.006 μm,低于实际眼17倍。这说明人眼波前像差的涨落不是由人眼像差仪光子噪音和CCD读取噪音等其它设备噪音引起的,而是人眼本身所产生的。人眼3 mm小瞳孔和6 mm大瞳孔RMS涨落幅度平均值λ/9和λ/7,均大于λ/14的Marechal衍射极限,因此,对于人眼波前像差的矫正,波前像差的动态涨落是不可忽视的,应加以考虑。

表1 人造眼和实际人眼的3 mm和6 mm瞳孔在5 s内波前像差RMS的涨落幅度

Table 1 The amplitude of the RMS fluctuations for 3 mm and 6 mm pupil of artificial eye and human eye in 5 s

Sample	Diopter (D)	Amplitude of the RMS fluctuations/μm	
		Pupil 3.1 mm	Pupil 6 mm
Eye1	0	0.096	0.115
Eye2	-1.0	0.064	0.068
Eye3	-1.5	0.100	0.090
Eye4	-2.0	0.081	0.104
Eye5	-2.5	0.093	0.087
Eye6	-3.0	0.175	0.210
Eye 7	-3.5	0.092	0.093
Eye 8	-4.0	0.053	0.075
Eye 9	-4.5	0.069	0.101
Eye10	-5.0	0.049	0.108
Average		0.087	0.105

图3中,同一只眼3 mm小瞳孔和6 mm大瞳孔,虽然波前像差大小不同,但在所测量的5 s内,动态涨落规律基本相同;不同人眼,波前像差涨落规律不尽相同,特别是6 mm大瞳孔的动态涨落差别较大。Eye4、Eye5、Eye7和Eye10在5 s内,涨落比较平稳,幅度变化不大;Eye1在前3 s涨落幅度较小,最后2 s涨落幅度较大;Eye2、Eye3、Eye6和Eye8在前2 s和最后1 s涨落幅度较小,在2~4 s涨落幅度较大;Eye9在前2 s和最后1 s涨落幅度较小,在2~4 s涨落幅度较大。与实际眼相对比,人造眼在5 s内涨落幅度基本不变。

图4是根据表1给出的10只眼3 mm小瞳孔和6 mm大瞳孔在5 s内Zernike前7阶波前像差总的

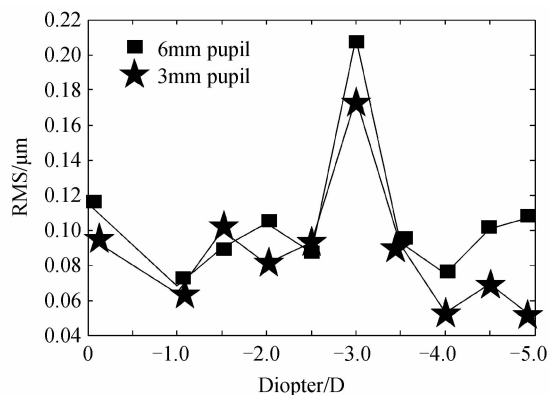


图4 3 mm和6 mm瞳孔在5 s内Zernike前7阶波前像差RMS涨落幅度随屈光度的变化曲线

Fig. 4 RMS fluctuation amplitude of the first 7 order Zernike aberrations for 3 mm and 6 mm pupil in 5 s with diopter

RMS 的涨落幅度随眼屈光度(Diopter)的变化曲线. 图 4 中 3 mm 和 6 mm 瞳孔波前像差 RMS 涨落幅度与眼屈光度的大小没有关系. 在 0~-5D 的屈光度眼中, 正视眼像差的涨落幅度也不是最小的. 另外, 像差的涨落幅度会随瞳孔的增大而增大, 图 4 中 6 mm 大瞳孔波前像差的 RMS 的涨落幅度大多都大于 3 mm 小瞳孔的涨落幅度.

图 5 是从检测的 10 只眼中随机给出的 Eye5 和 Eye9 两只眼 6 mm 瞳孔在 5 s 内各阶 Zernike 波前像差 RMS 的涨落曲线, 横坐标为时间单位 s, 纵坐标为 RMS 单位 μm . 人造眼和实际眼总的波前像差为 Zernike 前 35 项之和, 离焦为 $C_4(Z_2^0)$, 2 阶像散包括 $C_3(Z_2^{-2})$ 和 $C_5(Z_2^2)$ 两项, 第 3 阶像差包括第六项到第九项, 第 4 阶像差包括第十项到第十四项, 第 5 阶像差包括第十五项到第二十项, 第 6 阶像差包括第二十一项到第二十七项, 第 7 阶像差包括第二十八项到第三十五项. 从图 5 中可以看出, 对于同一只眼, 总的 Zernike 波前像差、离焦项、二阶像散、第 3 到第 7 阶 RMS 涨落曲线的形状是相似的. 这也表明人眼调节的涨落会引起其它波前像差的涨落, 即人眼调节的涨落是造成人眼波前像差涨落的主要因素之一. 离焦项和二阶像散的 RMS 涨落幅度较大; Zernike 第三阶到第 7 阶波前像差 RMS 的涨落幅度都低于离焦和像散的涨

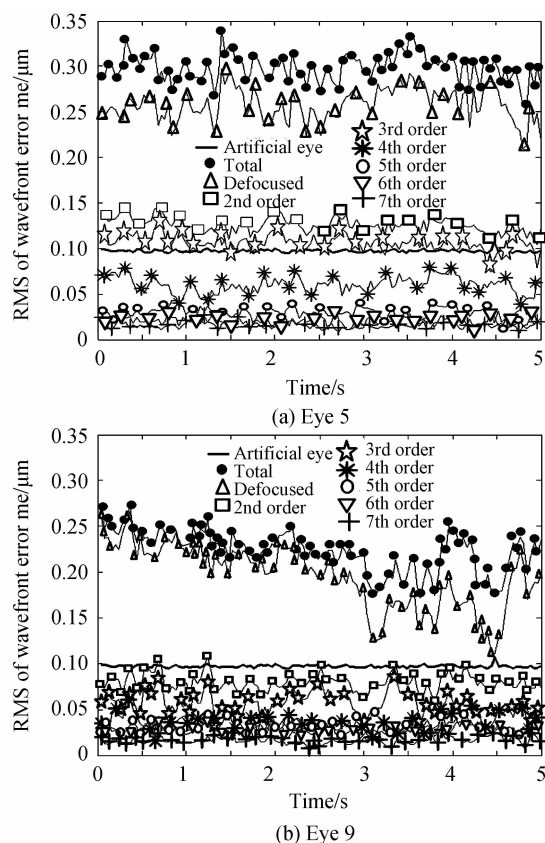


图 5 人眼各级 Zernike 波前像差 RMS 涨落曲线
Fig. 5 The fluctuations traces of RMS wavefront error of different Zernike orders of human eyes

落幅度, 并随像差阶次的增大涨落幅度下降, 它们的涨落幅度在 $0.07 \sim 0.02 \mu\text{m}$ 之间. 但各阶 Zernike 波前像差 RMS 的涨落幅度都远高于人造眼的涨落幅度.

2.2 人眼波前像差的涨落频谱

对图 5 中 Eye9 各阶 Zernike 波前像差 RMS 的动态涨落曲线进行傅里叶变换, 给出了人造眼和 Eye9 各阶 Zernike 波前像差 RMS 的动态变化频谱(图 6). 图 6 (a) 中曲线 1、曲线 2、曲线 3、曲线 4 分别是 Eye9 总的 Zernike 波前像差、离焦、二阶像散和人造眼动态变化频谱. 人造眼波前像差的频谱平而低, 并远远低于实际眼总的 Zernike 波前像差和离焦、二阶像散的频谱. 实际眼的频谱曲线随频率的增大而下降. 这也进一步说明人眼波前像差的涨落不是由检测系统噪音引起的, 否则实际眼的频谱也应与人造眼频谱一样是平的, 而不会是向下倾斜的. 实际眼总的 Zernike 波前像差和二阶像散频谱曲线与离焦项的频谱曲线形状相似, 也说明人眼调节的变化是造成人眼波前像差涨落的因素之一. 图 6(a) 中频率约为 6 Hz 时, 实际眼频谱功率下降 2 个数量级左右. 即人眼波前像差涨落的频率约为 6 Hz. 图 6(b) 为 Zernike 第 3~7 阶波前像差频谱, 随 Zernike 阶数的递增, 曲线下降. 各阶 Zernike 波前像差频谱曲线形状基本相似, 并随频率的增大, 曲线下降. 频率达 6 Hz 时, 频谱功率下降约 1~2 个数量级.

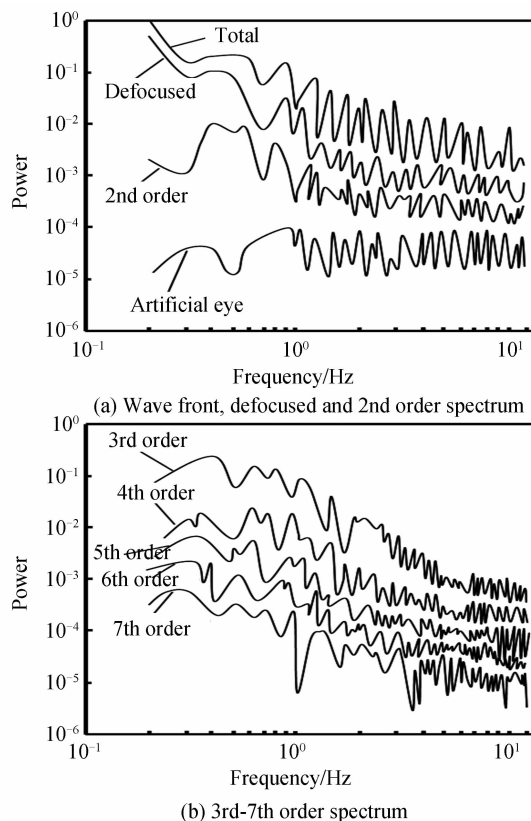


图 6 Zernike 波前像差涨落频谱
Fig. 6 Power spectrum of the fluctuations in the rms wavefront error of different Zernike orders of human eyes

3 结论

实际人眼波前像差的涨落远大于人造眼,这说明实际眼波前像差的涨落不是由人眼波前像差测量设备所引入的,而是人眼本身所产生的.实际人眼波前像差的涨落,其原因之一是眼调节的涨落所引起的,还有测量过程中眼球的移动和转动以及人眼泪膜的变化等因素造成的.

改进的 Hartmann-Shack 波前传感器人眼像差仪可对整个瞳孔区域内的采样点进行同时连续测量,在 0.04 s 内即可完成人眼波前像差的一次测量,这不仅使得人眼波前像差的测量更为精确,还可以测量出人眼波前像差的动态涨落,使得 Hartmann-Shack 波前传感器在人眼波前像差实时测量方面,更优于其它的测量方法.

所测量的屈光度 0D~ -5.0D 的 10 只人眼 3 mm 小瞳孔和 6 mm 大瞳孔 Zernike 前 7 阶波前像差总的 RMS 涨落幅度的平均值分别为 $\lambda/9$ 和 $\lambda/7$,均大于 $\lambda/14$ 的 Marechal 衍射极限,人眼波前像差的涨落频率达 6 Hz. 因此,对人眼波前像差进行矫正时,必须考虑波前像差的动态涨落.例如,要获得更清晰的活体视网膜成像,需要对人眼波前像差进行实时测量、实时矫正,采样和矫正频率需达到人眼波前像差涨落频率 6 Hz;对于角膜接触眼镜、人工晶体植入和激光角膜屈光手术等稳态矫正方法,矫正处方应采用波前像差的动态平均值,以获得较好的矫正效果.

参考文献

- [1] CHARMAN W N, HERON G. Fluctuations in accommodation: a review[J]. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 1988, **8**(2): 153-163.
- [2] HOFER H, ARTAL P, SINGER B, et al. Dynamics of the eye's wave aberration[J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 2001, **18**(3): 497-506.
- [3] MINGXIA Z, MICHAEL J C. Microfluctuations of wave front aberrations of the eye[J]. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 2004, **24**(6): 562-571.
- [4] MIRAAGUDELO A, LUNDATROM L, ARTAL P. Temporal dynamics of ocular aberrations: monocular vs binocular vision[J]. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 2009, **29**(3): 256-263.
- [5] YU Xiang, DAI Yun, RAO Xue-jun. A wavefront aberrometer for dynamic high-order aberration measurement[J]. *Optik*, 2010, **121**: 1405-1411.
- [6] LIANG Jun-zhong, WILLIAMS D R, MILLER D T. Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics[J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 1997, **14**(11): 2884-2892.
- [7] VARGASMARTIN F, PRIETO P M, ARTAL P. Correction of the aberrations in the human eye with a liquid-crystal spatial light modulator: limits to performance[J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 1998, **15**(9): 2552-2561.
- [8] DREHER A W, BILL J F, WEINREB R N. Active optical depth resolution improvement of the laser tomographic scanner[J]. *Applied Optics*, 1989, **24**(4): 804-808.
- [9] QUAN Wei, WANG Zhao-qi, SONG Gui-cai, et al. The application of svag1 thin-film transistor liquid-crystal display to correction of aberrations in human eyes[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2004, **33**(12): 1445-1447.
全薇,王肇圻,宋贵才,等.用 SVGA1 薄膜晶体管液晶显示器矫正人眼波前像差[J]. *光子学报*, 2004, **33**(12): 1445-1447.
- [10] LIANG Jun-zhong, GRIMM B, GOELZ S, et al. Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of Hartmann-Shack wavefront sensor[J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 1994, **11**(7): 1949-1957.
- [11] PRIETO P M, VARGASMARTIN F, GOELZ S, et al. Analysis of the performance of the Hartmann-Shack sensor in the human eye[J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 2000, **17**(8): 1388-1398.
- [12] SOUTHWELL W H. Wavefront estimation from wavefront slope measurements[J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 1980, **70**(6): 998-1006.
- [13] SLINNEY D, WOLBARSH M. Safety standards and measurement techniques for high intensity light sources[J]. *Vision Research*, 1980, **20**(12): 1133-1142.