

矫正器平移和旋转对人眼高阶像差矫正的容限分析

赵豪欣^{1,2} 许冰¹

(¹ 中国科学院光电技术研究所, 四川 成都 610209; ² 中国科学院研究生院, 北京 100039)

摘要 人眼像差矫正器的位置变化对矫正人眼像差能力的容限分析有重要的意义。在基于哈特曼-夏克人眼像差仪对三只人眼像差准确测量的基础上, 比较了人眼高阶像差矫正器与人眼低阶像差矫正器矫正效果的不同, 从理论上计算了在平移和旋转下高阶像差矫正器矫正效果优于低阶像差矫正器的移动容限。三组被测试像差对旋转的容限均在 20°左右, 而对平移的容限差异较大。结果表明, 位置变化对不同的像差有着不同的影响, 人眼波前像差越大对位置变化越敏感, 高阶矫正优势越不明显; 高阶像差矫正对不同类型的位置变化有不同的容限度, 其中平移的容限较小而旋转的容限较大。

关键词 医用光学与生物技术; 人眼; 位置容限; 像差矫正

中图分类号 O435 文献标识码 A

Position Tolerance Analysis for Wavefront Aberrations Correction of Human Eyes

Zhao Haoxing^{1,2} Xu Bing²

(¹ Institute of Optics and Electronics, Chinese Academy of Sciences, Chengdu, Sichuan 610209, China)
(² Graduate University of Chinese Academy of Science, Beijing 100039, China)

Abstract The tolerance analysis of the compensating devices used to correct the aberrations of human eyes is important. Based on the exact measurements of three human eyes aberrations with Hartmann-Shack sensor, the differences of compensating effect of the high-order aberrations correcting devices and conventional low-order aberrations correcting devices are compared with lateral displacements and in-plane rotations. The position tolerance of the rotation is better than that of the translation, and the three subjects have similar rotation tolerance about 20° and quite different translation tolerance. The results suggest that the compensating effect depends on both the particular aberrations of each subject and the kind and the amount of misalignment. The bigger wavefront aberration is, the more unobvious correcting effect of high-order compensating devices is. For high-order compensating devices, different type of position change is with different tolerance, and rotation has a larger movable tolerance than displacement.

Key words medical optics and biotechnology; human eye; position tolerance; aberration; correct

1 引言

人眼像差^[1]的矫正主要有配戴框架眼镜、隐形眼镜、相位板和激光手术等方法^[2~5]。传统的镜片矫正手段, 在很大程度上矫正了离焦和散光, 提高了视觉质量; 相位板对人眼像差进行了全面矫正, 补偿了波前像差的 80%^[3]; 激光原位角膜磨镶术(LASIK)、激光角膜切削术(PRK)等手术矫正低

阶像差的同时, 容易引起术后高阶像差的增加^[6,7]。随着设计加工技术的不断进步和完善, 非球面镜片逐渐流行, 提供了更多的优化设计变量, 可望用来改善镜片的成像质量^[8]。

各种人眼像差矫正手段仍只是对低阶像差(离焦与散光)进行补偿, 屈光不正眼甚至正视眼的成像质量仍受高阶像差的严重制约。借助于人眼自适应

收稿日期: 2007-09-28; 收到修改稿日期: 2007-10-29

基金项目: 国家自然科学基金(60438030)和国家 863 计划(2006AA02Z4D2)资助课题。

作者简介: 赵豪欣(1982—), 男, 河南人, 博士研究生, 主要从事眼视光学方面的研究。E-mail: pulsar82@163.com

导师简介: 许冰(1960—), 男, 浙江人, 研究员, 博士生导师, 主要从事自适应光学及相关技术等方面的研究。

系统(AO),Liang 等^[9]在实验室里成功矫正了人眼的高阶像差,使其视锐度和对比敏感度都获得显著的提高。G. Y. Yoon 等^[9]也对人眼高阶像差进行了矫正,在白光照明和单色光照明两种情况下都获得视锐度和对比敏感度的提高。这些结果都证明了实验条件下矫正高阶像差可获得视觉质量的提高,但像差矫正不得不面临矫正器的位置变化对像差矫正的影响^[11,12],特别是对于高阶像差矫正的影响。本文基于上述结论,讨论了矫正器在矫正人眼高阶像差过程中相对准确位置出现位置移动时对像差矫正的影响,与低阶像差(离焦和散光)矫正进行对比,探讨了优于低阶像差矫正的移动容限度。由于人眼离轴波前像差较为复杂^[13],本文仅对 0° 视场的像差进行测量及分析;采用哈特曼-夏克(Hartmann-

Shack)人眼像差仪对散瞳状态下活体人眼进行测量,得到三组人眼波前像差数据,三组像差中两组相似并与第三组差异较大,通过对三组数据在平移和旋转时像差矫正的对比,得出位置移动对不同类型像差的影响。

2 波前像差的测量和矫正

波前像差测量技术主要有干涉法、切尔宁(Tscherning)法、哈特曼-夏克波前传感器、光线追迹(Ray tracing)法、双程技术等。与其他测量方法相比,哈特曼-夏克波前传感器测量速度快、采样密度高、精确度高、重复性好,可以可靠地捕捉到不规则像差。图1是中国科学院光电技术研究所研制的哈特曼波前传感器人眼像差测量仪装置示意图^[14]。

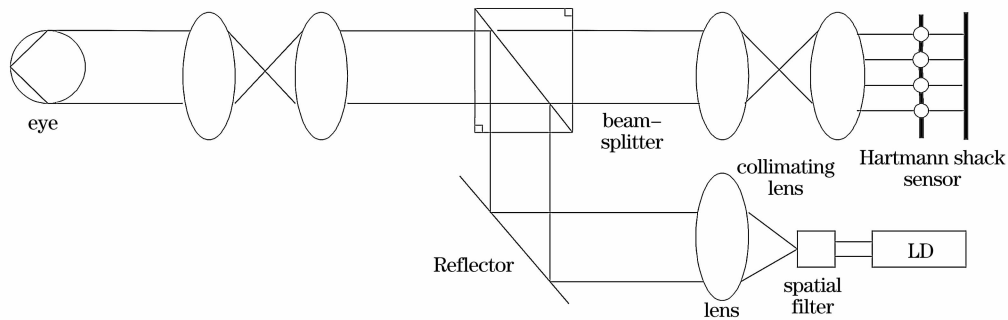


图1 哈特曼波前传感器人眼像差测量仪装置示意图

Fig. 1 Sketch for human eye aberration measuring instrument with Hartmann sensor

激光二极管 LD 发出 $0.78 \mu\text{m}$ 的光,通过空间滤波片后,光束被准直,经反射镜和分束器后,反射到眼睛。进入人眼的光功率约为 $1.0 \mu\text{W}$,然后被视网膜反射回来,进入哈特曼传感器,并将瞳孔成像到微透镜阵列上。瞳孔被取样时,采样点间隔是 0.26 mm 。微透镜阵列形成的光斑阵列图像经 CCD 接收,并通过计算机进行图像处理和波前重建,用模式法和最小平方技术重建波前 $W(x, y)$ 。选择泽尼克(Zernike)多项式^[15]来描述波前,则

$$W(x, y) = \sum_k c_k Z_k(x, y), \quad (1)$$

$Z_k(x, y)$ 为泽尼克多项式第 k 个模式, c_k 为模式系数。

假定矫正器在理想矫正位置上的波前像差为 $W'(x, y) = \sum_k c'_k Z'_k(x, y)$, 则矫正后残余像差为

$$W_{\text{res}}(x, y) = \sum_k C_k Z_k(x, y) -$$

$$\sum_k C'_k Z'_k(x, y) = W(x, y) - W'(x, y). \quad (2)$$

这里定义矫正低阶像差时残余像差为 W_{con} ; 矫

正所有像差时残余像差为 W_{res} 。对于理想矫正,残余像差 $W_{\text{res}} = 0$ 。

3 像差矫正中的平移和旋转

如果矫正器在瞳孔孔径范围内对人眼像差进行补偿,当矫正器相对最佳补偿位置平移较小的位移 d 时,残余像差包括矫正器矫正的重叠区域 M_1 和未矫正区域 M_2 ,如图 2(a)所示。

人眼像差经矫正器补偿后,矫正器与人眼组成的光学系统残余像差为

$$W_{\text{res}}(x, y) = W_{M_1}(x, y) - W'_{M_1}(x - d_1, y - d_2) + W_{M_2}(x, y),$$

d_1 和 d_2 分别为 x 和 y 方向上平移量。

补偿器在平面内旋转角度 φ 时,也会使补偿能力下降。补偿镜片旋转示意如图 2(b)所示。此时的残余像差为

$$W_{\text{res}}(r, \theta) = W(r, \theta) - W'(r, \theta - \varphi),$$

φ 为旋转角度。

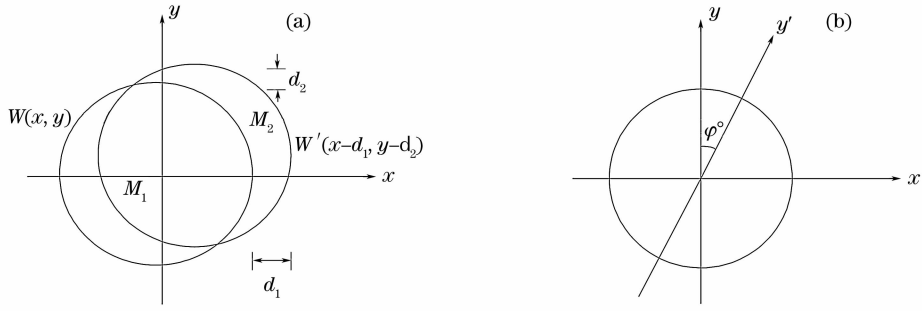


图 2 矫正器件在矫正平面内平移(a), 旋转(b)

Fig. 2 Translation (a), rotation (b) of the compensating device in correcting plane

当人眼高阶像差(除平移和倾斜项外)的人眼全部像差)矫正器和人眼低阶像差(离焦和散光)矫正器出现等量的平移时,人眼高阶像差矫正后的评价函数定义为

$$D_0 = \frac{\delta_{res}}{\delta}, \quad D = \frac{\delta_{res}}{\delta_{con}}, \quad (3)$$

其中

$$\delta_{res} = \left[\frac{1}{\pi R^2} \int W_{res}^2(x, y) dx dy \right]^{1/2},$$

$$\delta_{con} = \left[\frac{1}{\pi R^2} \int W_{con}^2(x, y) dx dy \right]^{1/2},$$

$$\delta = \left[\frac{1}{\pi R^2} \int W^2(x, y) dx dy \right]^{1/2},$$

δ_{res} , δ_{con} 和 δ 分别为人眼高阶像差矫正器移动后波前像差的均方根(RMS)、低阶像差矫正器移动后的均方根和人眼波前像差的均方根。

D_0 评价了在多大位移量下高阶像差矫正器具有矫正作用,而 D 评价了在多大位移量下高阶像差矫正优于低阶像差矫正。当矫正器不存在平移和旋转时 $D_0 = 0$, 当 $D_0 < 1$ 时矫正器具有矫正效果; 当

$D < 1$ 时,高阶像差矫正器矫正效果优于低阶像差矫正器矫正效果; 因此只有当平移量使 $D_0 < 1$ 且 $D < 1$ 时,人眼高阶像差矫正器矫正效果优于常规低阶像差矫正。

4 人眼像差在移动时的容限

采用测得的三组像差数据,分别对平移和旋转对高阶像差矫正的影响进行分析,与常规低阶像差矫正效果对比,得出人眼高阶像差矫正的移动容限。

由中国科学院光电技术研究所研制的哈特曼波前传感器人眼像差测量仪可测得被测试者 A、B、C 的像差数据,其泽尼克系数如图 3 所示。测试前用新福林滴眼液(含体积分数 0.5% 托吡卡胺、0.5% 盐酸脱氧肾上腺素)给受试者点眼 1~2 次,瞳孔大于 6.5 mm 后进行裸眼像差检查。三位被测试者 A、B、C 的波前像差均方根分别为 3.7283 μm 、4.4710 μm 和 1.001 μm , 屈光度分别为 -3.5D, -3.75D 和 0.2D。三位被测试者像差有很大的不同。

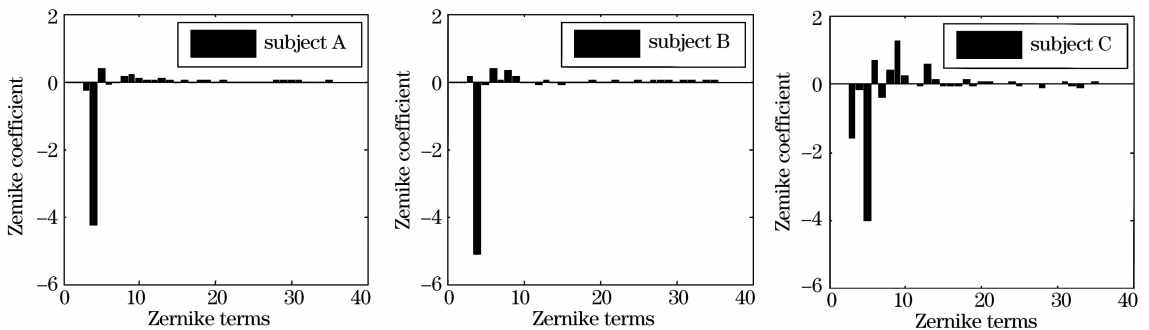


图 3 三位被测试者单眼的前 35 项泽尼克系数

Fig. 3 Former 35 Zernike coefficients distributions of three human eyes

对三位被测试者的像差进行波面拟合,图 4(a) 是复原后的波前像差图,图中灰度级表示波面的起伏, A 与 B 像差类型相似,主要为离焦像差, C 的像差主要为散光、三叶草和彗差。三组像差中既有相

似又有相异,便于分析移动对不同类型像差的影响。图 4(b)是对应的矫正器在理想矫正位置时的矫正像差,在矫正器无平移时可完全矫正人眼的波前像差。

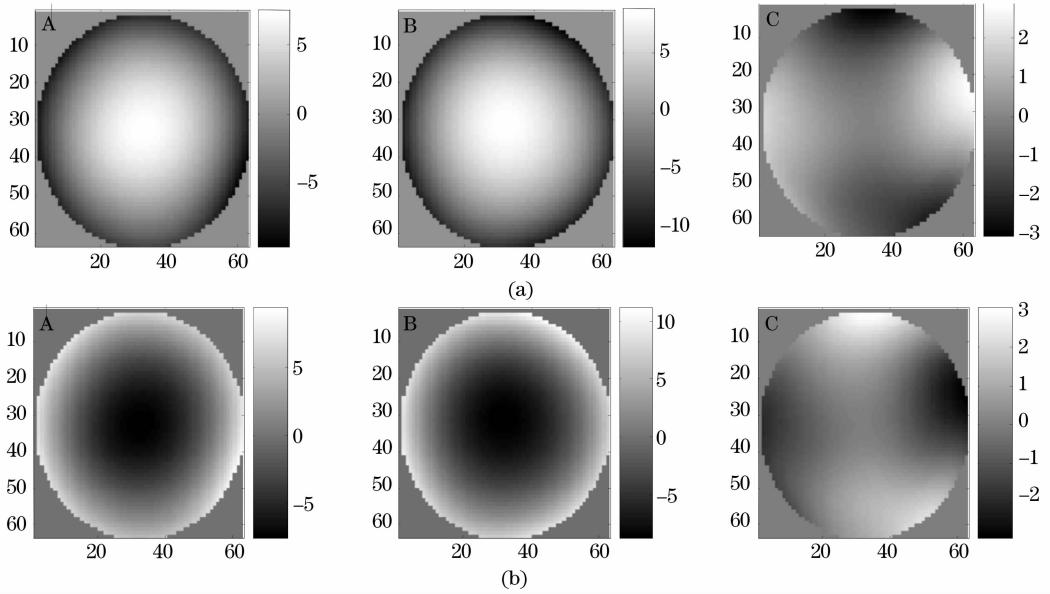


图 4 被测试者 A、B、C 的眼睛波前像差(a)及矫正器在理想矫正位置的波前像差(b)

Fig. 4 Wavefront aberrations of three human eyes of subject A, B and C ordinarily (a) and wavefront aberrations of three compensating glasses of subject A, B and C (b) correspondingly

当矫正镜片没有偏移中心时矫正效果最好,残余像差为零。随着矫正镜片的位移增加,矫正效果受到损耗。从理论上计算了三位被测试者的像差矫正在不同平移量下(x 方向)的像差矫正情况,如图5所示。在不同移动量下矫正损失不同,并且不同人眼像差对于同样的平移量矫正损失也可能不同。当矫正镜片在 x 方向平移时,三位被测试者分别在

$0.25R$ (mm)、 $0.25R$ (mm)和 $0.35R$ (mm) (R 为瞳孔半径)平移容限内 $D_0 < 1$, 即矫正镜片起到矫正作用,而大于各自的平移容限时矫正镜片反而会使视觉变差。而在 $D_0 < 1$ 容限范围内,三位被测试者满足 $D < 1$ 的平移容限分别是 $0.1R$ 、 $0.05R$ 和 $0.3R$, 就是说在该平移容限内时,矫正全部像差才会获得优于低阶矫正的效果。

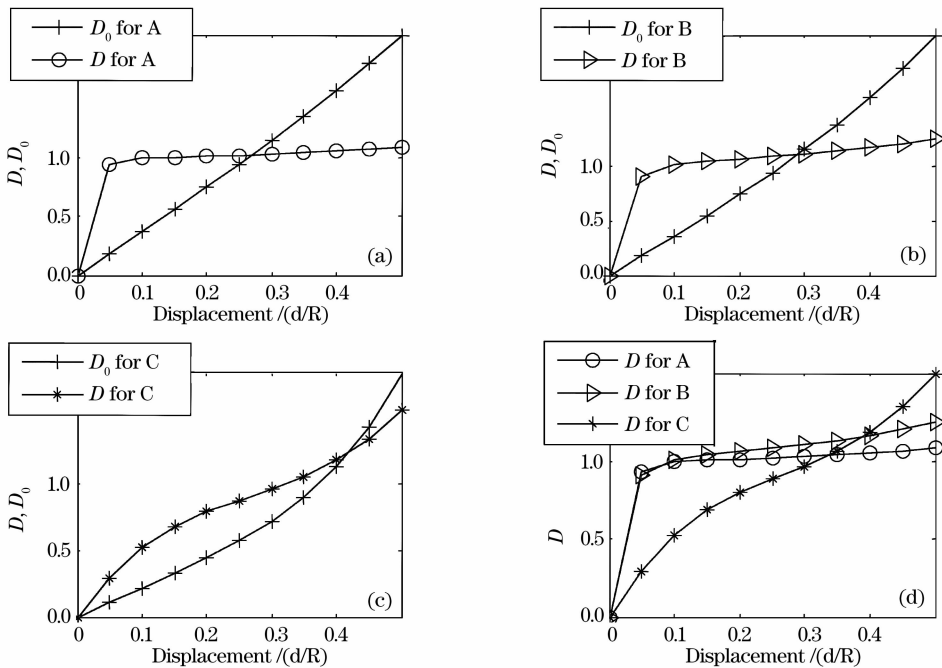


图 5 人眼像差矫正镜片在不同位移量下 D_0 和 D 的变化情况及三组像差数据随位移量变化时 D 的比较

Fig. 5 D_0 and D versus different lateral displacements of the compensating glasses for three subjects, and different D of three subjects versus lateral displacements of the compensating glasses

在矫正器无平移时,三位被测试者矫正低阶像差后残余像差均方根分别为 $0.2854 \mu\text{m}$, $0.4320 \mu\text{m}$ 和 $0.3524 \mu\text{m}$ 。对 A 和 B 两位被测试者,在矫正低阶像差同时增加高阶的矫正,并不会使视觉质量明显改善。这是因为在其像差组成量中主要是低阶像差,当增加对高阶的矫正时对视觉质量的提高非常微弱,同时又受到平移的影响,因此矫正全部像差后不会获得明显优于低阶矫正的效果。C 的像差主要为散光、三叶草和彗差,当矫正其低阶像差(离焦和散光)时,虽可获得视觉质量的提升,但仍有较大的提高空间;当增加矫正高阶像差时,三叶草和彗差的得到矫正。虽然此时平移对某些项像差的矫正有损耗作用,但高阶矫正对视觉的贡献仍大于平移带来的矫正损耗。因此在较大的平移范围内,可期望获得视觉质量大的提高。

以上仅对 x 方向的平移进行了分析,当 y 方向出现平移甚至 x 和 y 同时出现平移时会有不同的平移容限度,与以上分析类似。

当矫正镜片在矫正平面内旋转 $0^\circ \sim 360^\circ$ 时,理论计算的像差矫正损耗如图 6 所示。三位被测试者

矫正损失曲线有不同的变化规律。对比三者像差数据可知,平面内旋转产生的矫正损失与像差大小有关。被测试者 A 和 B 波前像差较大,主要像差是离焦。由于离焦像差旋转对称性使其对矫正镜片的旋转不敏感,因此当矫正镜片在矫正平面内 $0^\circ \sim 360^\circ$ 旋转时 D_0 远小于 1; 由于低阶矫正眼睛补偿了人眼的多数像差,当增加高阶像差的矫正时,高阶像差值太小且对位置变化敏感而使矫正效果并不明显, A 和 B 分别在 18° 和 24° 的旋转角度内矫正效果优于低阶像差矫正。被测试者 C 波前像差较小,主要为散光像差、三叶草和彗差,矫正镜片对旋转变化的十分敏感, D_0 在较小旋转角度 (24°) 内迅速增大, 旋转大于该角度容限时矫正镜片即完全失去对像差的矫正作用; 虽然 C 的高阶像差相对较大,对高阶矫正可获得较大的像差矫正效果,但当矫正镜片旋转时,散光像差对位置变化的敏感削弱矫正效果,同时位置变化对高阶像差也有影响, C 在 18° 的旋转容限度内获得优于低阶像差矫正的矫正效果。当矫正镜片在矫正平面内旋转时,三位被测试者有类似的旋转容限。

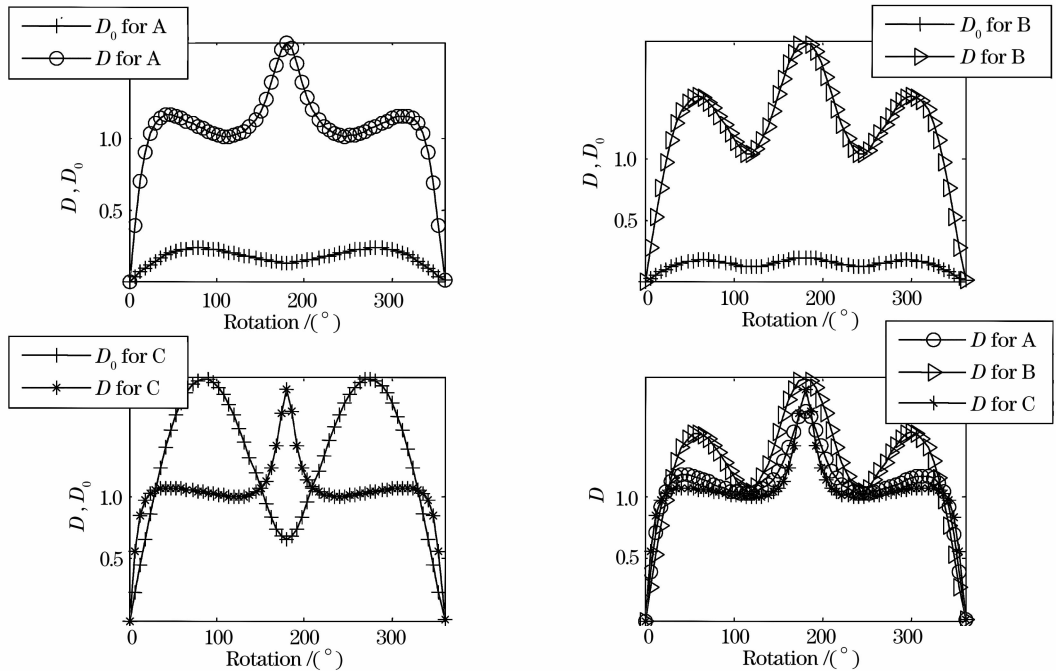


图 6 人眼像差矫正镜片在矫正平面内旋转不同角度时 D_0 和 D 的变化情况及三组像差数据随旋转角度变化时 D 的比较
Fig. 6 D_0 and D versus different rotation degrees of the compensating glasses for three subjects, and different D of three subjects versus rotation degrees of the compensating glasses

5 结 论

把移动下矫正全部人眼像差与矫正低阶像差进行对比,结果表明,波前像差较大的 A 和 B 两位被

测试者,在矫正镜片出现平移时,高阶像差矫正优于低阶像差矫正的移动容限较小,在 x 方向分别为 $0.1R$ (mm) 和 $0.05R$ (mm),但对旋转有较大的容

限度,分别为 18° 和 24° ;而波前像差较小的被测试者 C,高阶像差矫正效果明显,其中 x 方向平移有 $0.3R$ (mm) 的容限度,高阶像差矫正在平面内旋转的容限度为 18° 。像差的不同使矫正器同样的移动产生不同的影响,但在矫正器的移动容限内,高阶像差矫正可使人眼获得不同程度的视觉质量的提高。因此在矫正人眼低阶像差基础上对部分类型人眼进行高阶像差矫正,可望获得比目前矫正效果更好的矫正视力。

致谢 感谢薛丽霞、戴云、刘倩、饶学军老师在工作中给予的帮助,感谢姜文汉院士,饶长辉老师对文章的修改与指正。

参 考 文 献

- Zhu Yu, Gao Yongfeng, Wan Guangming. *New Diagnostic Technique of Ophthalmology* [M]. Beijing: Science Press, 2001. 67~69
朱 豫, 高永峰, 万光明. 眼科诊疗新技术[M]. 北京: 科学出版社, 2001. 67~69
- Shen Weimin, Xue Mingqiu. Aberration analysis and optical design of aspheric spectacle lens[J]. *Acta Optica Sinica*, 2002, **22**(6): 743~748
沈为民, 薛鸣球. 非球面眼镜片的像差分析和设计[J]. 光学学报, 2002, **22**(6): 743~748
- Rafael Navarro, Esther Moreno-Barriuso, Salvador Bara *et al.*. Phase plates for wave-aberration compensation in the human eye [J]. *Opt. Lett.*, 2000, **25**(4): 236~238
- Philip B. Morgan, Nathan Efron. A decade of contact lens prescribing trends in the United Kingdom (1996~2005) [J]. *Contact Lens and Anterior Eye*, 2006, **29**(2): 59~68
- Hu Juntao, Liu Xiang, Zhang Guoyong *et al.*. A real time energy meter for medical excimer laser [J]. *Chin. J. Lasers*, 2007, **34**(10): 1732~1735
胡俊涛, 刘 翔, 张国勇 等. 眼科准分子激光实时监控能量计 [J]. 中国激光, 2007, **34**(10): 1732~1735
- Jin Hongying, Wang Qinmei, Wang Danmei *et al.*. Influence of corneal refractive surgery on wavefront aberrations of human eye [J]. *Chinese Ophthalmic J.*, 2003, **39**(6): 328~334
金红颖, 王勤美, 王丹梅 等. 角膜屈光手术对眼波前像差的影响 [J]. 中华眼科杂志, 2003, **39**(6): 328~334
- Shen Jianxin, Zhou Rurong, Liao Wenhe. The principle of excimer laser aberration correction system [J]. *Chinese J. Biomedical Engineering*, 2003, **22**(5): 410~417
沈建新, 周儒荣, 廖文和. 准分子激光人眼像差矫正系统的研究 [J]. 中国生物医学工程学报, 2003, **22**(5): 410~417
- Diao Zhaoming. Optometry and optician of progressive multifocal glasses [J]. *China Glasses Science-Technology Magazine*, 2003, **2**: 24~25
刁肇明. 论渐进多焦点镜片的验配 [J]. 中国眼镜科技杂志, 2003, **2**: 24~25
- Junzhong Liang, David R. Williams, Donald T. Miller. Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics [J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 1997, **14**(11): 2884~2892
- Geun-Young Yoon, David R. Williams. Visual performance after correcting the monochromatic and chromatic aberrations of the eye [J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 2002, **19**(2): 266~275
- Salvador Bara, Teresa Mancebo, Esther Moreno-Barriuso. Positioning tolerances for phase plates compensating aberrations of the human eye [J]. *Appl. Opt.*, 2000, **39**(19): 3413~3420
- Antonio Guirao, David R. Williams. Effect of rotation and translation on the expected benefit of an ideal method to correct the eye's higher-order aberrations [J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 2001, **18**(5): 1003~1015
- Wang Yang, Wang Zhaoqi, Liu Ming *et al.*. Study on wavefront aberrations of human eyes at wide field of view based on individual eye model [J]. *Acta Optica Sinica*, 2006, **26**(11): 1727~1733
王 杨, 王肇圻, 刘 铭 等. 基于个性化人眼模型的大视场波像差特性的研究 [J]. 光学学报, 2006, **26**(11): 1727~1733
- Quan Wei, Ling Ning, Wang Zhaoqi *et al.*. Property study for Hartmann sensor used in measuring wave aberration of human eye [J]. *Opto-Electronic Engineering*, 2003, **30**(3): 1~5
全 薇, 凌 宁, 王肇圻 等. 哈特曼传感器测量人眼波像差的特性研究 [J]. 光电工程, 2003, **30**(3): 1~5
- Fang Lihua, Wang Zhaoqi, Wang Wei *et al.*. Influence of wavefront aberration of single Zernike modes on optical quality of human eyes [J]. *Acta Optica Sinica*, 2006, **26**(11): 1721~1726
方利华, 王肇圻, 王 伟 等. 泽尼克各项像差对人眼光学质量的影响 [J]. 光学学报, 2006, **26**(11): 1721~1726