

人眼像差在自适应光学系统矫正后的稳定性变化

陈晓琴 王雁 江洋琳 戴云 赵豪欣 张雨东

300020 天津医科大学眼科临床学院 天津市眼科医院 天津市眼科学与视觉科学重点实验室 天津市眼科研究所(陈晓琴、王雁、江洋琳);610209 成都,中国科学院光电技术研究所(戴云、赵豪欣、张雨东)

通信作者:王雁,Email:wangyan7143@vip.sina.com

DOI:10.3760/cma.j.issn.2095-0160.2016.10.017

【摘要】 背景 自适应光学(AO)系统在眼科临床及基础研究中日渐重要,但人眼像差矫正后 Zernike 系数主要项的稳定性变化特点尚少见报道。目的 观察 AO 测量人眼像差的重复性,并探讨不同像差矫正后 Zernike 系数稳定性的变化。方法 纳入 2014 年 2—4 月在校硕士研究生及符合条件的志愿者 41 名。应用 AO 测量波前像差,分别研究并分析散光(Z_2^{-2} 、 Z_2^2)、离焦(Z_2^0)、彗差(Z_3^{-1} 、 Z_3^1)、三叶草(Z_3^{-3} 、 Z_3^3)和球差(Z_4^0)的 Zernike 系数,第 3~7 阶像差、总高阶像差(HOA)及总像差(TOA)的均方根值(RMS)重复性及矫正像差后的稳定性变化。测量的重复性评估采用重复测量的方差分析、组内标准差(Sw)、重测度(r)及组内相关系数(ICC)综合分析。波前像差矫正后的稳定性变化采用非参数 Friedman 双向秩次方差分析。结果 Z_2^{-2} 、 Z_2^2 、 Z_2^0 及 TOA RMS 的测量显示良好的可重复性(ICC>0.9); Z_3^1 、 Z_3^{-3} 、 Z_3^3 、 Z_4^0 、3 阶像差 RMS、4 阶像差 RMS、HOA RMS 的测量均显示较好的可重复性(均 ICC>0.75);其余参数的测量显示可重复性弱(均 ICC<0.75)。各波前像差中 Z_3^1 的 r 最大,为 0.163 μm ;各 Zernike 单项系数及各阶像差 RMS 值总体比较,差异均无统计学意义(均 $P>0.05$)。低阶像差矫正前后不同时间点 Z_2^{-2} 、 Z_2^0 、 Z_2^2 、 Z_3^{-3} 、 Z_3^1 、 Z_3^{-1} 、 Z_3^3 、 Z_4^0 和 HOA RMS 总体比较,差异均有统计学意义(均 $P<0.05$); Z_2^{-2} 、 Z_2^2 在矫正后第 4 秒进入稳定状态, Z_2^0 在矫正后第 6 秒进入稳定状态; Z_3^{-3} 、 Z_3^3 分别在矫正后第 4 秒、第 3 秒进入稳定状态, Z_3^1 在矫正后第 4 秒进入稳定状态, Z_3^{-1} 在矫正后第 3 秒至第 9 秒处于稳定状态, Z_4^0 、HOA RMS 分别在矫正后第 3 秒、第 5 秒进入稳定状态。矫正 5 阶内像差前后不同时间点 Z_2^{-2} 、 Z_2^0 、 Z_2^2 、 Z_3^{-3} 、 Z_3^1 、 Z_3^{-1} 、 Z_3^3 、 Z_4^0 和 HOA RMS 总体比较,差异均有统计学意义(均 $P<0.05$), Z_3^1 总体比较差异无统计学意义($P>0.05$); Z_2^{-2} 、 Z_2^0 、 Z_2^2 分别在矫正后第 4 秒、第 5 秒、第 3 秒进入稳定状态; Z_3^{-3} 、 Z_3^3 分别在矫正后第 2 秒、第 3 秒进入稳定状态, Z_3^1 及 Z_4^0 均在矫正后第 2 秒进入稳定状态;HOA RMS 在矫正后第 5 秒进入稳定状态。结论 人眼像差矫正后,不同像差达到稳定的时间不同。5 阶内像差矫正后 Z_2^0 、 Z_2^2 、 Z_3^{-3} 、 Z_3^{-1} 、 Z_4^0 比仅矫正低阶像差更早进入稳定状态。

【关键词】 自适应光学系统;波前像差;重复性;矫正;稳定性

基金项目: 国家自然科学基金项目(81170873、11104149);科技部支撑项目(2011BAI02B06);天津市卫生局攻关项目(10KG109);天津市卫生局科技基金项目(2013KR19)

Changes of ocular aberration stability after correction with adaptive optics system Chen Xiaoqin, Wang Yan, Jiang Yanglin, Dai Yun, Zhao Haixin, Zhang Yudong

Tianjin Medical University, Clinical College of Ophthalmology, Tianjin Eye Hospital, Tianjin Key Lab of Ophthalmology and Vision Science, Tianjin Eye Institute, Tianjin 300020, China(Chen XQ, Wang Y, Jiang YL); Institute of Optics and Electronics, Chinese Academy of Sciences, Chengdu 610209, China(Dai Y, Zhao HX, Zhang YD)

Corresponding author: Wang Yan, Email: wangyan7143@vip.sina.com

[Abstract] **Background** The use of adaptive optics (AO) system in ophthalmic clinic and basic studies has increased in recent years. However, there are few reports on the stability of ocular aberrations after correction.

Objective This study was to analyze the stability of aberration after correction by observing the repeatability of ocular aberration measurements. **Methods** Forty-one postgraduate school students and volunteers who meet the

conditions were included from February to April 2014. The Zernike aberration coefficients including astigmatism (Z_2^{-2} , Z_2^2), defocus (Z_2^0), trefoil (Z_3^3, Z_3^{-3}), coma (Z_3^{-1}, Z_3^1), spherical aberration (Z_4^0) and the value of root mean square (RMS) including 3rd-order to 7th-order aberrations, total higher-order aberrations (HOAs) and total ocular aberrations (TOAs) were measured by using AO system. The repeatability and stability of these data after corrected with AO system were analyzed. The repeatability was evaluated by ANOVA, within-subject standard deviation (Sw), repeatability (r) and intra-class correlation coefficients (ICC). The stability was evaluated by the nonparametric Friedman's rank test. **Results** AO system showed excellent repeatability on Z_2^{-2}, Z_2^2, Z_2^0 and TOA RMS (ICC > 0.9), good repeatability on $Z_3^1, Z_3^3, Z_3^{-3}, Z_4^0$, 3rd-order RMS, 4th-order RMS, HOA RMS (ICC > 0.75), poor repeatability on Z_3^{-1} , 5th-order RMS, 6th-order RMS, 7th-order RMS (ICC < 0.75). Repeatability (2.77 Sw) values ranged from 0.009 mm (7th-order RMS) to 0.163 mm (Z_3^1). After low-order ocular aberrations were corrected, it was founded that Z_2^{-2}, Z_2^2 reached stable state at the 4th second; Z_2^0 was stable at the 6th second; Z_3^{-3} and Z_3^3 reached stable state at the 4th second and third second, separately; Z_3^1 was stable from 3rd-second to 9th-second, Z_3^{-1} was stable at the 4th-second. Z_4^0 and HOA RMS were stable at the third second and fifth second, respectively. The $Z_2^{-2}, Z_2^2, Z_2^0, Z_3^{-3}, Z_3^3, Z_3^1, Z_3^3, Z_4^0$ and HOA RMS were significantly different among different time points before and after low-order aberrations correction (all at $P < 0.05$). Z_2^{-2}, Z_2^2, Z_2^0 reached stable state at the 4th-second, 3rd-second and 5th-second, respectively; Z_3^{-3}, Z_3^3 reached stable state at the 2nd-second and 3rd-second, respectively; Z_3^{-1} and Z_4^0 reached stable state at the 2nd-second; HOA RMS reached stable state at the 5th-second. **Conclusions** After correcting the human ocular aberration, different aberrations can reach stable state at different time. The time of $Z_2^0, Z_2^2, Z_3^{-3}, Z_3^1, Z_4^0$ reaching stable state after 2nd-order to 5th-order ocular aberrations correction was earlier than those of lower-order aberrations correction.

[Key words] Adaptive optics; Wavefront aberration; Repeatability; Correction; Stability

Fund program: National Natural Science Foundation of China (81170873, 11104149); Key Technology Research and Development Program of China (2011BAI02B06); Tianjin Health Bureau of Key Research Project (10KG109) Tianjin Health Bureau of Science and Technology Fund (2013KR19)

自适应光学 (adaptive optics, AO) 技术是近几十年来发展起来的 光学新技术, 它通过实时探测-控制-矫正光学系统的动态波前像差, 使光学系统获得理想的成像^[1]。随着科学技术的发展, AO 系统在眼科和视觉科学领域的应用日益增多, 已成为提高和改善视觉质量及眼底成像能力的重要方法和手段。同时, AO 系统可将筛选出的影响视觉质量的单项像差或组合像差予以矫正, 为视觉矫正提供新的手段。目前, 有关人眼像差矫正后单项像差稳定性变化的研究尚少见报道。本研究旨在观察 AO 系统测量人眼像差的重复性并探讨不同像差矫正后 Zernike 系数主要项稳定性的变化, 以期为临床和科研提供参考。

1 资料与方法

1.1 一般资料

纳入 2014 年 2—4 月在校硕士研究生及符合条件的志愿者 41 名, 均取右眼为试验眼。其中, 男 10 例, 女 31 例; 年龄 24~46 岁, 平均 (31.7±7.2) 岁; 等效球镜度 (spherical equivalent, SE) 为 -0.25~+0.50 D。受检眼均行常规检查, 包括裸眼视力 (uncorrected visual acuity, UCVA)、最佳矫正视力 (best corrected visual

acuity, BCVA)、眼压、裂隙灯显微镜、检眼镜、小瞳检影和插片验光等检查。纳入标准: 散光度数 ≤ 0.50 D; UCVA 均 ≥ 1.0。排除标准: 有眼部器质性病变者; 有眼部手术史、外伤史和患有全身遗传病、精神疾病者。本研究经天津市眼科医院伦理委员会审查通过, 所有受检者均签署书面知情同意书。

1.2 方法

对 41 例受检者进行 AO 系统^[2] (中国科学院光电技术研究) 检查, 于暗室中进行测量, 受检者瞳孔大小均 ≥ 4 mm。受检者将下颌置于下颌托, 额头顶住额托。嘱受检者瞬目数次后睁开双眼注视红点固视目标。每名受检者右眼重复测量 3 次, 每次 10 s, 测量期间可瞬目。根据人眼波前通过哈特曼探测器后的点阵位置对受检眼瞳孔位置进行实时监测, 同时微调支架, 确保检测过程中受检眼瞳孔位置保持不变。系统自动生成未矫正像差、矫正低阶像差以及矫正 5 阶以内像差 3 种状态下的 $Z_2^{-2}, Z_2^0, Z_2^2, Z_3^{-3}, Z_3^{-1}, Z_3^1, Z_3^3, Z_4^0$, 以 Zernike 系数表示; 第 3~7 阶像差、总高阶像差 (higher-order aberration, HOA) 及总像差 (total ocular aberration, TOA) 以均方根 (root mean square, RMS) 表示。分别取矫正前、矫正后 1~10 s 数据的平均值进

行稳定性研究。

1.3 统计学方法

采用 SPSS 20.0 统计学软件(美国 IBM 公司)进行统计分析。本研究中重复测量数据资料经 Shairo-Wilk 检验呈正态分布,以 $\bar{x} \pm s$ 表示;稳定性数据呈偏态分布,以 $M(Q_1, Q_3)$ 表示。采用重复测量设计的方差分析、英国标准协会推荐的组内标准差 (within-subject SD, Sw)、重测度 (repeatability, r)^[31]、组内相关系数 (intra-class correlation coefficients, ICC) 进行仪器测量像差的重复性评估, Sw 及 r 越小,表示重复性越好。采用 ICC 评估稳定性, ICC > 0.75 表示具有良好的重复性和可信度。稳定性评估应用非参数 Friedman 双向秩次方差分析。采用双侧检验, $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 未矫正像差重复性比较

TOA RMS 及 Z_2^{-2} 、 Z_2^0 、 Z_2^2 均 ICC > 0.9, 显示非常好的重复性; HOA RMS、3 阶像差 RMS、 Z_3^{-3} 、 Z_3^{-1} 、 Z_3^1 、 Z_3^3 、4 阶像差 RMS、 Z_4^0 均 ICC > 0.75, 重复性较好; Z_3^{-1} 、5 阶像差 RMS、6 阶像差 RMS、7 阶像差 RMS 均 ICC < 0.75, 重复性弱。各波前像差 r 值为 0.009 ~ 0.163 μm , 其中 Z_3^1 的 r 最大, 为 0.163 μm 。各 Zernike 单项系数及各阶像差 RMS 值总体比较差异均无统计学意义 (均 $P > 0.05$) (表 1)。

2.2 矫正低阶像差前后不同时间点各像差比较

矫正前后不同时间点 Z_2^{-2} 、 Z_2^0 、 Z_2^2 总体比较差异均有统计学意义 ($\chi^2 = 38.024$ 、329.764、171.247, 均 $P < 0.01$); 其中矫正后 4 ~ 10 s Z_2^{-2} 、 Z_2^2 与矫正后 1 ~ 3 s 比较, 差异均有统计学意义 (均 $P < 0.05$); 矫正后 6 ~ 10 s Z_2^0 与矫正后 1 ~ 5 s 比较, 差异均有统

计学意义 (均 $P < 0.05$) (表 2)。矫正前后不同时间点高阶像差 Z_3^{-3} 、 Z_3^{-1} 、 Z_3^1 、 Z_3^3 、 Z_4^0 、HOA RMS 总体比较, 差异均有统计学意义 (均 $P < 0.05$); 矫正后 4 ~ 10 s Z_3^{-3} 、 Z_3^{-1} 与矫正后 1 ~ 3 s 比较, 差异均有统计学意义 (均 $P < 0.05$); 矫正后 3 ~ 10 s Z_3^3 、 Z_4^0 与矫正后 1 s、2 s 比较, 差异均有统计学意义 (均 $P < 0.05$); 矫正后 5 ~ 10 s HOA 与矫正后 1 ~ 4 s 比较, 差异均有统计学意义 (均 $P < 0.05$); 矫正后 3 ~ 9 s 间 Z_3^1 比较, 差异均无统计意义 (均 $P > 0.05$), 矫正后 10 s Z_3^1 与矫正后 1 ~ 9 s 比较, 差异均有统计学意义 (均 $P < 0.05$) (表 3)。

表 1 AO 系统测量波前像差的重复性

波前像差	样本量	测量值 ($\bar{x} \pm s, \mu\text{m}$)	Sw (μm)	r (μm)	ICC (95% CI)	F	P
TOA RMS	41	0.707 ± 0.197	0.024	0.065	0.945 (0.908-0.969)	0.094	0.910
Z_2^{-2}	41	0.031 ± 0.107	0.036	0.101	0.967 (0.945-0.981)	1.233	0.297
Z_2^0	41	-0.649 ± 0.209	0.041	0.113	0.944 (0.906-0.968)	0.248	0.781
Z_2^2	41	0.053 ± 0.155	0.047	0.129	0.938 (0.895-0.965)	0.528	0.592
HOA RMS	41	0.180 ± 0.046	0.032	0.090	0.755 (0.589-0.861)	1.007	0.370
3 阶像差 RMS	41	0.135 ± 0.044	0.040	0.110	0.758 (0.594-0.863)	1.667	0.195
Z_3^{-3}	41	-0.053 ± 0.037	0.036	0.100	0.820 (0.698-0.898)	2.329	0.104
Z_3^{-1}	41	-0.029 ± 0.058	0.028	0.078	0.743 (0.569-0.855)	0.461	0.633
Z_3^1	41	0.021 ± 0.081	0.059	0.163	0.755 (0.589-0.861)	1.075	0.346
Z_3^3	41	-0.045 ± 0.056	0.037	0.102	0.827 (0.710-0.902)	1.080	0.345
4 阶像差 RMS	41	0.094 ± 0.022	0.012	0.032	0.797 (0.660-0.885)	0.590	0.556
Z_4^0	41	-0.071 ± 0.031	0.005	0.014	0.830 (0.715-0.904)	0.072	0.930
5 阶像差 RMS	41	0.055 ± 0.020	0.015	0.042	0.729 (0.545-0.847)	1.236	0.296
6 阶像差 RMS	41	0.027 ± 0.009	0.004	0.012	0.583 (0.299-0.763)	0.349	0.706
7 阶像差 RMS	41	0.020 ± 0.008	0.003	0.009	0.609 (0.344-0.779)	0.234	0.792

注: AO: 自适应光学; TOA: 总像差; RMS: 均方根; HOA: 总高阶像差; Sw: 组内标准差; r: 重测度; ICC: 组内相关系数; CI: 可信区间 (重复测量单因素方差分析)

表 2 低阶像差矫正前后不同时间点 Z_2^{-2} 、 Z_2^0 、 Z_2^2 比较 [$M(Q_1, Q_3), \mu\text{m}$]

时间	样本量	Z_2^{-2}	Z_2^0	Z_2^2
矫正前	41	0.040 (-0.025, 0.100)	-0.702 (-0.825, -0.585)	-0.061 (-0.090, -0.030)
矫正后 1 s	41	-0.020 (-0.055, 0.025) ^a	-0.430 (-0.520, -0.371)	-0.060 (-0.095, -0.040)
矫正后 2 s	41	-0.020 (-0.035, -0.010) ^a	-0.233 (-0.265, -0.195) ^a	-0.051 (-0.083, -0.036)
矫正后 3 s	41	-0.012 (-0.035, 0.005)	-0.106 (-0.170, -0.085) ^{ab}	-0.062 (-0.080, -0.015) ^c
矫正后 4 s	41	-0.004 (-0.025, 0.020) ^{abcd}	-0.054 (-0.082, -0.030) ^{abcd}	0.001 (-0.022, 0.024) ^{abcd}
矫正后 5 s	41	0.006 (-0.020, 0.025) ^{abcd}	-0.030 (-0.050, -0.005) ^{abcde}	-0.001 (-0.012, 0.017) ^{abcd}
矫正后 6 s	41	-0.003 (-0.021, 0.020) ^{abcd}	-0.017 (-0.042, 0.016) ^{abcdef}	0.004 (-0.009, 0.018) ^{abcd}
矫正后 7 s	41	0.003 (-0.020, 0.023) ^{abcd}	0.001 (-0.031, 0.024) ^{abcdef}	0.001 (-0.017, 0.022) ^{abcd}
矫正后 8 s	41	0.002 (-0.015, 0.020) ^{abcd}	-0.002 (-0.011, 0.020) ^{abcdef}	-0.002 (-0.020, 0.017) ^{abcd}
矫正后 9 s	41	0.008 (-0.010, 0.030) ^{abcd}	0.011 (-0.022, 0.025) ^{abcdef}	0.004 (-0.016, 0.020) ^{abcd}
矫正后 10 s	41	0.000 (-0.011, 0.024) ^{abcd}	-0.006 (-0.029, 0.030) ^{abcdef}	0.003 (-0.009, 0.021) ^{abcd}
χ^2		38.024	329.764	171.247
P		0.000	0.000	0.000

注: 与矫正前比较, ^a $P < 0.05$; 与矫正后 1 s 比较, ^b $P < 0.05$; 与矫正后 2 s 比较, ^c $P < 0.05$; 与矫正后 3 s 比较, ^d $P < 0.05$; 与矫正后 4 s 比较, ^e $P < 0.05$; 与矫正后 5 s 比较, ^f $P < 0.05$ (Friedman 双向秩次方差分析检验, Friedman 成对检验)

表 3 低阶像差矫正前后不同时间点 Z_3^{-3} 、 Z_3^{-1} 、 Z_3^1 、 Z_3^3 、 Z_4^0 、HOA RMS 比较 [$M(Q_1, Q_3)$, μm]

样本量	Z_3^{-3}	Z_3^{-1}	Z_3^1	Z_3^3	Z_4^0	HOA RMS	
矫正前	41	-0.059(-0.090,-0.031)	-0.044(-0.081,-0.003)	0.013(-0.029,0.072)	-0.040(-0.070,-0.005)	-0.069(-0.102,-0.041)	0.192(0.170,0.211)
矫正后 1 s	41	-0.061(-0.095,-0.040)	-0.034(-0.065,-0.004)	0.019(-0.022,0.065)	-0.051(-0.075,-0.005)	-0.066(-0.090,-0.050)	0.184(0.162,0.210)
矫正后 2 s	41	-0.050(-0.080,-0.030)	-0.034(-0.055, 0.001) ^a	0.017(-0.024,0.055)	-0.052(-0.091,-0.022)	-0.050(-0.077,-0.021) ^{ab}	0.186(0.155,0.212)
矫正后 3 s	41	-0.064(-0.080,-0.015) ^b	-0.017(-0.052, 0.009) ^{abc}	0.008(-0.035,0.060) ^{abef}	-0.060(-0.085,-0.010) ^{abc}	-0.041(-0.078,-0.023) ^{abc}	0.170(0.163,0.200) ^a
矫正后 4 s	41	-0.052(-0.076,-0.022) ^{abcd}	-0.030(-0.072, 0.006) ^{abcd}	0.004(-0.033,0.063) ^{abef}	-0.057(-0.090,-0.005) ^{abc}	-0.042(-0.067,-0.012) ^{abc}	0.186(0.160,0.210)
矫正后 5 s	41	-0.049(-0.079,-0.021) ^{abcd}	-0.035(-0.065, 0.009) ^{abcd}	0.003(-0.036,0.066) ^{abef}	-0.054(-0.105, 0.006) ^{abc}	-0.034(-0.062,-0.014) ^{abc}	0.192(0.162,0.222) ^{abcde}
矫正后 6 s	41	-0.047(-0.075,-0.025) ^{abcd}	-0.032(-0.057, 0.008) ^{abcd}	-0.003(-0.035,0.070) ^{abef}	-0.060(-0.100,-0.015) ^{abc}	-0.039(-0.067,-0.012) ^{abc}	0.196(0.174,0.215) ^{abcde}
矫正后 7 s	41	-0.040(-0.070,-0.015) ^{abcd}	-0.033(-0.062,-0.001) ^{abcd}	0.004(-0.048,0.062) ^{abef}	-0.053(-0.103,-0.021) ^{abc}	-0.038(-0.061,-0.020) ^{abc}	0.195(0.159,0.215) ^{abcde}
矫正后 8 s	41	-0.053(-0.081,-0.025) ^{abcd}	-0.031(-0.068,-0.010) ^{abcd}	-0.004(-0.036,0.057) ^{abef}	-0.062(-0.105,-0.015) ^{abc}	-0.460(-0.068,-0.011) ^{abc}	0.198(0.172,0.234) ^{abcde}
矫正后 9 s	41	-0.041(-0.084,-0.015) ^{abcd}	-0.027(-0.063, 0.005) ^{abcd}	-0.003(-0.027,0.057) ^{abef}	-0.059(-0.085,-0.015) ^{abc}	-0.034(-0.060,-0.013) ^{abc}	0.192(0.165,0.220) ^{abcde}
矫正后 10 s	41	-0.046(-0.076,-0.005) ^{abcd}	-0.020(-0.065, 0.012) ^{abcd}	0.001(-0.046,0.060) ^{abc}	-0.061(-0.092,-0.010) ^{abc}	-0.038(-0.069,-0.0010) ^{abc}	0.193(0.160,0.225) ^{abcde}
χ^2		35.471	44.285	22.204	28.463	119.607	20.137
P		0.000	0.000	0.003	0.002	0.000	0.028

注:HOA:总高阶像差;RMS:均方根 与矫正前比较,^a $P<0.05$;与矫正后 1 s 比较,^b $P<0.05$;与矫正后 2 s 比较,^c $P<0.05$;与矫正后 3 s 比较,^d $P<0.05$;与矫正后 4 s 比较,^e $P<0.05$;与矫正后 10 s 比较,^f $P<0.05$ (Friedman 双向秩次方差分析检验,Friedman 成对检验)

2.3 矫正 5 阶内像差前后不同时间点各像差比较

矫正前后不同时间点 Z_2^{-2} 、 Z_2^0 、 Z_2^2 、 Z_3^{-3} 、 Z_3^{-1} 、 Z_3^3 、 Z_4^0 、HOA RMS 总体比较,差异均有统计学意义(均 $P<0.05$);低阶像差 Z_2^{-2} 矫正后 4~10 s 之间两两比较,差异均无统计学意义(均 $P>0.05$),与矫正后 1~3 s 间两两比较,差异均有统计学意义(均 $P<0.05$); Z_2^0 矫正后 5~10 s 间两两比较,差异无统计学意义($P>0.05$),与矫正后 1~4 s 比较差异均有统计学意义(均 $P<0.05$); Z_2^2 矫正后 3~10 s 间两两比较,差异无统计学意义($P>0.05$),与矫正后 1 s、2 s 比较,差异均有统计学意义(均 $P<0.05$)。矫正后 2~10 s 间 Z_3^{-3} 、 Z_3^{-1} 、 Z_4^0 比较,差异均无统计学意义($P>0.05$),与矫正后 1 s 比较,差异均有统计学意义(均 $P<0.05$);矫正后 3~10 s 间 Z_3^3 比较,差异无统计学意义($P>0.05$),与矫正后 1 s、2 s 比较差异均有统计学意义(均 $P<0.05$);矫正后 5~10 s 间 HOA RMS 比较差异均无统计学意义(均 $P>0.05$),与矫正后 1~4 s 比较,差异均有统计学意义(均 $P<0.05$);矫正前后不同时间点 Z_3^1 总体比较差异无统计学意义($\chi^2=9.580,P=0.478$)(表 4,表 5)。

3 讨论

AO 系统为实时闭环的 AO 矫正系统,主要包括人

表 4 矫正 5 阶内像差前后不同时间点 Z_2^{-2} 、 Z_2^0 、 Z_2^2 比较 [$M(Q_1, Q_3)$, μm]

时间	样本量	Z_2^{-2}	Z_2^0	Z_2^2
矫正前	41	0.040(-0.022, 0.096)	-0.684(-0.800,-0.552)	-0.054(-0.083,-0.030)
矫正后 1 s	41	-0.003(-0.055, 0.034) ^a	-0.442(-0.559,-0.385)	-0.020(-0.036,-0.001) ^a
矫正后 2 s	41	-0.018(-0.035,-0.006) ^a	-0.237(-0.309,-0.192) ^a	-0.004(-0.012, 0.007) ^{ab}
矫正后 3 s	41	-0.009(-0.029, 0.005) ^a	-0.010(-0.144,-0.053) ^{ac}	-0.002(-0.008, 0.011) ^{abc}
矫正后 4 s	41	0.001(-0.023, 0.021) ^{abcd}	-0.040(-0.064,-0.006) ^{abc}	0.006(-0.005, 0.020) ^{abc}
矫正后 5 s	41	0.004(-0.015, 0.025) ^{abcd}	0.004(-0.022, 0.027) ^{abcde}	0.002(-0.010, 0.018) ^{abc}
矫正后 6 s	41	-0.001(-0.022, 0.019) ^{abcd}	-0.003(-0.025, 0.024) ^{abcde}	0.002(-0.015, 0.016) ^{abc}
矫正后 7 s	41	-0.003(-0.025, 0.015) ^{abcd}	-0.001(-0.031, 0.037) ^{abcde}	-0.002(-0.017, 0.016) ^{abc}
矫正后 8 s	41	0.008(-0.010, 0.024) ^{abcd}	0.014(-0.019, 0.036) ^{abcde}	0.001(-0.007, 0.013) ^{abc}
矫正后 9 s	41	0.006(-0.009, 0.026) ^{abcd}	-0.002(-0.032, 0.039) ^{abcde}	-0.001(-0.011, 0.007) ^{abc}
矫正后 10 s	41	0.004(-0.010, 0.024) ^{abcd}	0.010(-0.032, 0.040) ^{abcde}	0.001(-0.008, 0.008) ^{abc}
χ^2		39.863	287.264	83.438
P		0.000	0.000	0.000

注:与矫正前比较,^a $P<0.05$;与矫正后 1 s 比较,^b $P<0.05$;与矫正后 2 s 比较,^c $P<0.05$;与矫正后 3 s 比较,^d $P<0.05$;与矫正后 4 s 比较,^e $P<0.05$ (Friedman 双向秩次方差分析检验,Friedman 成对检验)

眼像差测量系统和人眼像差矫正系统两大部分。其中,人眼像差测量系统的核心部件为 Hartmann-Shack 传感器,信标波长为 905 nm,由 97 个微透镜组成,帧频为 30 Hz;人眼像差矫正系统的核心部件为变形镜,由 37 个微小驱动器单元构成,能矫正 Zernike 项 5 阶以内的像差。近年来,AO 系统在眼科领域的应用发展迅速,包括 AO 视网膜细胞成像^[4]、自适应 OCT^[5]、AO 结合视知觉学习提高视觉功能^[6-7]。越来越多的学者利用 AO 系统矫正人眼单项像差或组合像差^[8-9],观察其对视觉功能的影响,从而对视觉矫正手段进行指导,实现个性化选择性像差屈光矫正手术、个性化设计人工晶状体及个性化角膜接触镜,达到提高视觉质量的目的。AO 在眼科临床及视觉科学领域有广阔的应用前景,而相关的临床及基础研究较少,由于 AO 系

表 5 矫正 5 阶内像差前后不同时间点 Z_3^{-3} 、 Z_3^{-1} 、 Z_3^1 、 Z_3^3 、 Z_4^0 和 HOA RMS 比较 [$M(Q_1, Q_3)$, μm]

时间	样本量	Z_3^{-3}	Z_3^{-1}	Z_3^1	Z_3^3	Z_4^0	HOA RMS
矫正前	41	-0.056(-0.086,-0.035)	-0.012(-0.059,0.024)	0.025(-0.018,0.070)	-0.030(-0.070,-0.002)	-0.073(-0.096,-0.035)	0.180(0.149,0.210)
矫正后 1 s	41	-0.020(-0.036,-0.001) ^a	-0.005(-0.028,0.003)	0.009(-0.020,0.030)	-0.015(-0.031,0.005)	-0.223(-0.034,0.001) ^a	0.084(0.078,0.103) ^a
矫正后 2 s	41	-0.003(-0.008,0.007) ^{ab}	0.001(-0.010,0.018) ^{ab}	0.005(-0.011,0.017)	-0.006(-0.018,0.004) ^a	0.002(-0.007,0.013) ^{ab}	0.072(0.056,0.086) ^{ab}
矫正后 3 s	41	-0.001(-0.008,0.011) ^{ab}	0.002(-0.011,0.013) ^{ab}	0.001(-0.008,0.009)	-0.001(-0.009,0.014) ^{abc}	0.001(-0.009,0.014) ^{ab}	0.069(0.059,0.076) ^{ab}
矫正后 4 s	41	0.006(-0.005,0.020) ^{ab}	0.001(-0.015,0.013) ^{ab}	-0.005(-0.014,0.008)	0.007(-0.008,0.016) ^{abc}	-0.002(-0.010,0.005) ^{ab}	0.073(0.053,0.095) ^{ab}
矫正后 5 s	41	0.002(-0.012,0.013) ^{ab}	0.000(-0.012,0.009) ^{ab}	-0.002(-0.011,0.009)	0.002(-0.008,0.013) ^{abc}	-0.000(-0.006,0.008) ^{ab}	0.064(0.054,0.087) ^{abc}
矫正后 6 s	41	0.002(-0.014,0.015) ^{ab}	0.007(-0.006,0.015) ^{ab}	0.002(-0.005,0.017)	0.001(-0.018,0.019) ^{abc}	0.002(-0.008,0.009) ^{ab}	0.066(0.053,0.085) ^{abcde}
矫正后 7 s	41	0.000(-0.014,0.017) ^{ab}	0.003(-0.009,0.014) ^{ab}	0.007(-0.004,0.017)	-0.003(-0.015,0.009) ^{abc}	0.002(-0.003,0.008) ^{ab}	0.060(0.055,0.082) ^{abcde}
矫正后 8 s	41	0.001(-0.006,0.012) ^{ab}	0.007(-0.013,0.017) ^{ab}	0.002(-0.010,0.012)	0.003(-0.011,0.014) ^{abc}	0.005(-0.005,0.014) ^{ab}	0.067(0.057,0.085) ^{abcde}
矫正后 9 s	41	0.000(-0.012,0.006) ^{ab}	-0.003(-0.016,0.004) ^{ab}	0.001(-0.004,0.009)	0.000(-0.012,0.012) ^{abc}	-0.003(-0.008,0.006) ^{ab}	0.066(0.054,0.078) ^{abcde}
矫正后 10 s	41	0.000(-0.008,0.006) ^{ab}	0.000(-0.009,0.005) ^{ab}	0.000(-0.014,0.011)	0.001(-0.016,0.002) ^{abc}	0.004(-0.004,0.014) ^{ab}	0.068(0.057,0.082) ^{abcde}
χ^2		83.438	19.977	9.580	46.047	87.165	128.498
P		0.000	0.029	0.478	0.000	0.000	0.000

注:HOA:总高阶像差;RMS:均方根 与矫正前比较,^a $P<0.05$;与矫正后 1 s 比较,^b $P<0.05$;与矫正后 2 s 比较,^c $P<0.05$;与矫正后 3 s 比较,^d $P<0.05$;与矫正后 4 s 比较,^e $P<0.05$;与矫正后 5 s 比较,^f $P<0.05$ (Friedman 双向秩次方差分析检验,Friedman 成对检验)

统测量人眼像差的准确性是获得良好视觉矫正的基础,因此了解 AO 系统测量人眼像差的重复性至关重要。

本研究中结果显示,TOA RMS 及 Z_2^{-2} 、 Z_2^0 、 Z_2^2 测量的重复性较好(均 ICC>0.9);5 阶、6 阶和 7 阶像差 RMS 测量的重复性低于 3 阶和 4 阶像差 RMS。 Z_3^{-1} 重复性一般(ICC=0.743); Z_3^1 测量的重复性较好(ICC>0.75),但 Z_3^1 的 r 值为 0.163 μm ,大于临床可接受值(0.11 μm)^[10]。本研究中结果显示,TOA 及 2 阶像差 RMS 测量的重复性最好,与 López-Miguel 等^[11]Zywave 测量像差结果相似,但本研究中 HOA 和 Z_4^0 的 r 值分别为 0.090 和 0.014,优于 López-Miguel 等^[11]研究中的 0.104 和 0.091。López-Miguel 等^[12] 还曾研究 KR-1W 像差仪的重复性,HOA、3 阶像差的 ICC 高于本研究中的结果,但 4 阶像差的 ICC 值低于本研究中的结果,且 4 阶像差 r 值高于本研究中的结果,表明本研究中 4 阶像差的重复性更好。Visser 等^[13] 对 4 种不同原理的波前像差仪重复性及一致性进行比较发现,Hartmann-Shack 原理的仪器测量高阶像差有更好的重复性,且 Z_2^0 、 Z_4^0 测量的 r 值高于本研究中的测量结果,表明本研究中 Z_2^0 、 Z_4^0 测量的重复性较好。

本研究重复性结果与以往的研究在某些方面存在轻微差异,分析可能的原因:(1)本研究每次测量像差的时间为 10 s,相较于其他的测量时间更长。以往研究表明,瞬目后高阶像差随着时间发生改变,球差向负向改变,彗差也因眼睑运动、泪液因重力作用重新分布、泪膜不稳定等因素而改变^[14]。本研究的结果也很好地证实了这一点,球差均值为负值,彗差的重复性较弱。(2)本研究中的仪器无自动对准系统,可能出现

测量的偏差, Z_3^1 的重测度 $r>0.11 \mu\text{m}$, Z_3^{-1} 、 Z_3^1 的 ICC(0.743、0.755)也较低,表明测量过程中可能出现偏心的情况。建议配备自动对焦系统或虹膜追踪系统,仪器的重复性会更好。总的说来,本研究中使用的 AO 系统测量人眼像差具有良好的重复性。

低阶像差矫正状态下, Z_2^0 矫正后进入稳定状态所需的时间比 Z_2^{-2} 、 Z_2^2 长,可能的原因是本研究中选取的受检者均未进行睫状肌麻痹,在矫正过程中存在一定的调节,而调节对 Z_2^0 的影响最大。同时,尽管高阶像差未进行矫正, Z_3^{-3} 、 Z_3^3 、 Z_3^{-1} 、 Z_3^1 、 Z_4^0 值在矫正前后也发生改变,表现出一种从不稳定状态到稳定状态变化的趋势,其中 Z_4^0 的改变最明显,呈正向变化,矫正前为 -0.066 μm ,在低阶像差矫正后 3 s 为 -0.041 μm ,改变约 0.025 μm ,而矫正后 3~10 s 间 Z_4^0 无明显变化,即从矫正后 3 s 进入稳定状态; Z_3^{-3} 呈正向变化,在低阶像差矫正后第 4 秒进入稳定状态; Z_3^3 呈负向变化,在低阶像差矫正后第 3 秒进入稳定状态; Z_3^{-1} 在低阶像差矫正后第 4 秒进入稳定状态; Z_3^1 呈负向变化,在低阶像差矫正后 3~9 s 处于稳定状态,与矫正后 1~9 s 比较,矫正后 10 s 发生显著变化。Kelly 等^[15] 指出, Z_3^1 的补偿是一个可通过眼内晶状体的倾斜、偏心等微调节的主动的个体化过程,因此像差被矫正后 Z_3^1 可能通过眼内的主动调节进行补偿,从而影响像差矫正后的稳定性。

5 阶内像差矫正状态下,除 Z_3^1 外, Z_2^{-2} 、 Z_2^0 、 Z_2^2 、 Z_3^{-3} 、 Z_3^{-1} 、 Z_3^3 、 Z_4^0 、HOA 均在矫正后一定时间达到稳定状态。尽管 Z_3^1 矫正前后差异无统计学意义,但 Z_3^1 值随着时间变化仍有稳定的趋势,尚不能认为其矫正后稳定性差,可能与补偿机制或水平偏移有关。本研究中还发

现 5 阶内像差矫正状态下, Z_2^0 、 Z_2^2 、 Z_3^3 、 Z_3^{-1} 、 Z_4^0 比仅低阶像差矫正状态下更早进入稳定状态, 推测该变化是由于 5 阶内像差矫正后像差间的补偿机制发生改变, 但仍需进一步研究验证。

本研究存在一定的局限性: (1) 测量过程中受检者未进行扩瞳, 人眼在短时间仍然具有一定的调节功能。调节引起高阶像差变化最大的是 Z_4^0 ^[16]。本研究中 Z_4^0 值为负值, 推测在测量过程中可能存在部分调节; 但是通过计算得到 Z_4^0 的重复精度 (repeatability precision, $1.96 \times Sw$) 为 $0.01 \mu m$, 表示在测量过程中尽管存在自主调节, 但是调节变化较小^[17]。虽然睫状肌麻痹剂能去除调节, 但是有研究证明睫状肌麻痹会影响高阶像差的测量结果^[18], 因此从临床角度出发, 本研究仍然选择在自然瞳孔下进行测量。(2) 本研究中受检者均为正视眼, 因此测试结果不适用于有严重像差或屈光手术后的人群。

综上所述, 实时动态矫正人眼像差后, 除 Z_3^1 外, 不同像差在矫正后第 2~6 秒均可达到一定的稳定性, 但达到稳定的时间存在轻微差异。本研究可为深入理解单项像差的稳定特性及像差间补偿机制等研究提供理论依据。

参考文献

- [1] 王雁, 赵堪兴. 波前像差与临床视觉矫正 [M]. 北京: 人民卫生出版社, 2011: 282-289.
- [2] Li S, Xiong Y, Li J, et al. Effects of monochromatic aberration on visual acuity using adaptive optics [J]. *Optom Vis Sci*, 2009, 86 (7): 868-874. DOI:10.1097/OPX.0b013e3181adfdff.
- [3] McAlinden C, Khadka J, Pesudovs K. Statistical methods for conducting agreement (comparison of clinical tests) and precision (repeatability or reproducibility) studies in optometry and ophthalmology [J]. *Ophthalmic Physiol Opt*, 2011, 31 (4): 330-338. DOI:10.1111/j.1475-1313.2011.00851.x.
- [4] Liang J, Williams DR, Miller DT. Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics [J]. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis*, 1997, 14 (11): 2884-2892.
- [5] Jonnal RS, Kocaoglu OP, Zawadzki RJ, et al. A Review of adaptive optics optical coherence tomography: technical advances, scientific applications, and the future [J]. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2016, 57 (9): OCT51-68. DOI:10.1167/iov.16-19103.
- [6] Zhou J, Zhang Y, Dai Y, et al. The eye limits the brain's learning potential [J/OL]. *Sci Rep*, 2012, 2: 364 [2015-11-04]. <http://www.nature.com/articles/srep00364>. DOI:10.1038/srep00364.
- [7] Zhou Y, Huang C, Xu P, et al. Perceptual learning improves contrast sensitivity and visual acuity in adults with anisometropic amblyopia [J]. *Vision Res*, 2006, 46 (5): 739-750. DOI:10.1016/j.visres.2005.07.031.
- [8] 李仕明, 熊琰, 李婧, 等. 自适应光学技术矫正高阶像差对视觉的影响 [J]. *中华眼科杂志*, 2011, 47 (10): 934-937. DOI:10.3760/cma.j.issn.0412-4081.2011.10.014.
- [9] 吴榆可, 樊映川, 陈力. 自适应光学视力治疗仪在弱视治疗中的应用 [J]. *实用医院临床杂志*, 2014, 11 (5): 43-46. DOI:10.3969/j.issn.1672-6170.2014.05.016.
- [10] Kohner T, Bühren J, Kühne C, et al. Wavefront-guided LASIK with the Zyoptix 3.1 system for the correction of myopia and compound myopic astigmatism with 1-year follow-up: clinical outcome and change in higher order aberrations [J]. *Ophthalmology*, 2004, 111 (12): 2175-2185. DOI:10.1016/j.ophtha.2004.06.027.
- [11] López-Miguel A, Maldonado MJ, Belzunce A, et al. Precision of a commercial hartmann-shack aberrometer; limits of total wavefront laser vision correction [J]. *Am J Ophthalmol*, 2012, 154 (5): 799-807. DOI:10.1016/j.ajo.2012.04.024.
- [12] López-Miguel A, Martínez-Almeida L, González-García MJ, et al. Precision of higher-order aberration measurements with a new Placido-disk topographer and Hartmann-Shack wavefront sensor [J]. *J Cataract Refract Surg*, 2013, 39 (2): 242-249. DOI:10.1016/j.jcrs.2012.08.061.
- [13] Visser N, Berendschot TT, Verbakel F, et al. Evaluation of the comparability and repeatability of four wavefront aberrometers [J]. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2011, 52 (3): 1302-1311. DOI:10.1167/iov.10-5841.
- [14] Koh S, Maeda N, Hirohara Y, et al. Serial measurements of higher-order aberrations after blinking in normal subjects [J]. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2006, 47 (8): 3318-3324. DOI:10.1167/iov.06-0018.
- [15] Kelly JE, Mihashi T, Howland HC. Compensation of corneal horizontal/vertical astigmatism, lateral coma, and spherical aberration by internal optics of the eye [J]. *J Vis*, 2004, 4 (4): 262-271. DOI:10.1167/4.4.2.
- [16] Ninomiya S, Fujikado T, Kuroda T, et al. Changes of ocular aberration with accommodation [J]. *Am J Ophthalmol*, 2002, 134 (6): 924-926.
- [17] Li YJ, Choi JA, Kim H, et al. Changes in ocular wavefront aberrations and retinal image quality with objective accommodation [J]. *J Cataract Refract Surg*, 2011, 37 (5): 835-841. DOI:10.1016/j.jcrs.2010.11.031.
- [18] Carkeet A, Velaedan S, Tan YK, et al. Higher order ocular aberrations after cycloplegic and non-cycloplegic pupil dilation [J]. *J Refract Surg*, 2003, 19 (3): 316-322.

(收稿日期: 2016-02-11)

(本文编辑: 刘艳 张宇)

读者 · 作者 · 编者

欢迎订阅《中华实验眼科杂志》

《中华实验眼科杂志》为中国科技论文统计源期刊、中国中文核心期刊和中国科学引文数据库 (CSCD) 核心期刊, 月刊, 96 面, 每月 10 日出版, 每期定价 16 元, 邮发代号: 36-13, 国内外公开发行, 欢迎到各地邮局或直接与本刊编辑部联系订阅。联系电话: 0371-65580157。

(本刊编辑部)