

人眼像差测量双通系统中奇像差的研究

邓杨春^{1,2,3***}, 赵军磊^{1,3}, 戴云^{1,3*}, 张雨东^{1,3**}

¹中国科学院光电技术研究所, 四川 成都 610209;

²中国科学院大学, 北京 100049;

³中国科学院自适应光学重点实验室, 四川 成都 610209

摘要 在早期的研究中,采用出、入瞳直径相等的双通系统进行人眼像差测量时,两个通道的奇像差相互抵消,造成奇像差(如彗差)无法测量。本文建立全新的模拟眼模型进行实验,验证双通系统在波前测量时,是否存在人眼奇像差抵消的现象。采用典型双通系统——哈特曼波前探测系统进行实验,并将出瞳光阑直径固定为 6 mm,改变系统入瞳光阑大小(1~8 mm)。实验结果表明,双通系统中,人眼奇像差在出、入瞳直径相等时可测,且人眼奇像差测量与出、入瞳直径差异无关,因此人眼奇像差测量在双通系统中不存在抵消的现象。

关键词 成像系统;视觉系统;双通系统;奇像差;眼模型;抵消现象

中图分类号 O452

文献标识码 A

doi: 10.3788/AOS201838.0811002

Odd Aberration in Double-Pass Human Eye's Aberration Measurement System

Deng Yangchun^{1,2,3***}, Zhao Junlei^{1,3}, Dai Yun^{1,3*}, Zhang Yudong^{1,3**}

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

²University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China;

³Key Laboratory of Adaptive Optics, Chinese Academy of Sciences, Chengdu, Sichuan 610209, China

Abstract In the early studies, when the double-pass system with the same diameter is used for the measurement of the human eyes aberration, the odd aberrations (such as coma) are cancelled because the odd aberrations of the two channels cancel each other out. A new model eye is proposed to verify whether the human eye's odd aberrations are cancelled in double-pass system. Entrance pupil size (1-8 mm) is changed and exit pupil is fixed to 6 mm. The results shows that human eye's odd aberration could be measured by a typical double-pass system, that is Hartmann wavefront sensor system. Human eye's odd aberration is not related to the size of entrance pupil and exit pupil. Finally, the conclusion that the double-pass system does not cancel human eye's odd aberration is obtained.

Key words imaging systems; vision system; double-pass system; odd aberration; human eye model; cancelled phenomenon

OCIS codes 110.2960; 330.4300; 080.1010; 330.7321

1 引 言

目前,双通系统被广泛应用于人眼视网膜成像和视光学研究中。在眼底视网膜成像研究领域,Liang 等^[1]将哈特曼波前传感器运用于双通系统,获得了人眼高阶像差。在此基础上,Liang 等^[2]将自适应光学(AO)技术应用于人眼视网膜高分辨力成像双通系统,在眼底成像中获得了较清晰的视网膜照片。另外,AO 共焦扫描检眼镜(AO-SLO)、

AO 相干层析系统(AO-OCT)等均是采用双通系统^[3-5]对眼底进行研究。在视光学领域,通过双通系统测量人眼的单色像差和色差,设计可替换眼病的个性化人工晶体眼,应用于治疗白内障疾病^[6-8]。

双通成像系统由第一通道光和第二通道光组成:从眼外入射眼底,到达人眼视网膜的发射信标光被称为第一通道光;从人眼视网膜反射的光,通过人眼出射眼外,称之为第二通道光,可采用光学传递函数(OTF)来表征出、入射光的信息在频率域的特

收稿日期: 2018-01-07; 修回日期: 2018-03-19; 录用日期: 2018-03-28

基金项目: 国家自然科学基金(61378064)、国家 863 计划(2015AA020510)

* E-mail: daiyunqq@163.com; ** E-mail: ydzhang@ioe.ac.cn; *** E-mail: missing-y@163.com

性。在 1955 年发表的研究中^[9], 研究者们假设双通系统的成像符合自卷积原理, 而这一假设一直被沿用了 40 多年。在这一假设的基础上, 奇像差所表现的不对称性将会在眼底远场点扩展函数(PSF)成像时得到体现。但早年的双通实验中^[10], PSF 没有表现出明显的不对称像差(奇像差)。因此, 1995 年 Artal 等^[11]提出了双通成像过程是一个自相关过程的理论, 即在信标光进入和出射人眼的两个过程中, 两次光路路程之间的关系是自相关的, 最终信标光出射人眼的位相调制函数是相减的, 因此他们认为奇像差(彗差、畸变等)在双通成像过程中会被抵消。Artal 等^[12]认为当出、入瞳直径不相同, 双通系统结构可恢复奇像差的信息, 且出、入瞳的直径差异越大, 奇像差的信息在双通成像过程中抵消得越少, 恢复得越多。奇像差的信息可以体现在频率域中的位相调制函数上, Artal 等提到了可以通过使用相位复原算法或通过不同尺寸的入瞳和出瞳来获得位相调制函数; 还可以通过主观的方法, 或者使用客观的哈特曼方法来获得位相调制函数, 但是并没有做详细的说明。2000 年 Guirao 等^[13]通过理论推导验证了文献^[11-12]的结论, 并测量一个彗差比较显著的模拟眼的 PSF, 实验结果进一步验证了文献^[11-12]的理论。这里需要指出的是, 文献^[11-13]关于双通系统原理的推导均是基于将视网膜假设为镜面反射占主导的模拟眼模型建立起来的, 他们认为信标光的相位信息在视网膜反射后, 并没有被破坏而是被保留下来, 且与出射光相互作用, 最终信标光原路折返, 出射人眼。

在实验过程中发现^[14-15], 无论是使用哈特曼人眼像差测量仪进行人眼像差测量, 或采用 AO 视网膜成像系统进行眼底成像, 在没有限制入射光的直径(即使在出、入瞳直径相等)的情况下, 仍然能够检测到活体人眼中彗差、倾斜等单色像差的存在, 但采用 Artal 等^[11-12]提出的理论无法完全解释这一现象。另外, 按照 Artal^[11-12]的理论, 奇像差会在双通成像过程中抵消, 这将导致 AO 系统中奇像差测量不准确, 最终导致像差校正不彻底, 从而降低系统成像分辨率, 这对于现有的 AO 眼底高分辨率成像技术是一个必须解决的问题。采用奇像差中的倾斜项计算人眼横向色差时, 该抵消现象同样会带来严重的影响。基于理论和实验现象之间存在的矛盾以及该理论对人眼研究的重要影响, 有必要且必须在双通系统中再次评估人眼奇像差是否存在抵消现象。

本文从建立全新的模拟眼模型出发, 以前人的理论依据为指导, 结合现有的实验现象, 重新评估人眼奇像差在双通系统中的情况, 补充双通成像系统的原理。

2 双通成像系统原理分析

基于物理光学原理, 以 Artal 等^[11-12]的双通系统理论为指导, 假设入射点光源为狄拉克函数 $\delta(x, y)$, 点光源入射人眼, 眼底视网膜处的光强分布设为 $I_1(x'_1, y'_1)$, 从眼底出射的光到达 CCD 相机处光强分布设为 $I_2(x'_2, y'_2)$, 将人眼系统简化为一个光学透镜, 该光学系统的成像普遍可以用图 1 表示^[13, 16]。

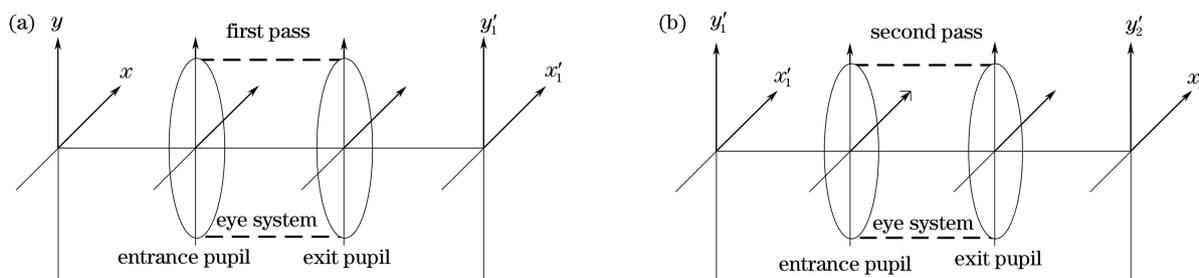


图 1 人眼双通成像系统成像过程。(a)第一通道;(b)第二通道

Fig. 1 Imaging process of double-pass imaging system in human eye. (a) First pass; (b) second pass

$$\begin{aligned}
 I_2(x'_2, y'_2) = & \\
 P_{\text{PSF}_2}(x) \otimes P_{\text{PSF}_1}(-x) = & \\
 P_{\text{PSF}_2}(x) \circ P_{\text{PSF}_1}(x). & \quad (1)
 \end{aligned}$$

式中 P_{PSF_1} 和 P_{PSF_2} 分别为第一通道和第二通道的 PSF, \circ 代表相关运算。(1)式给出了两通道作用的

结果, 即双通成像的光强分布与第一通道 PSF 和第二通道 PSF 的互相关成正比。

通过计算(1)式所表示的双通图像的傅里叶变换, 可以得到双通系统的光学传递函数与光强分布的关系:

$$\begin{aligned} \mathfrak{S}[I_2(x'_2, y'_2)] &= O_{\text{OTF}_2}(u, v) O_{\text{OTF}_1}^*(u, v) = \\ &M_{\text{MTF}_2}(u, v) \exp[iP_{\text{PTF}_2}(u, v)] M_{\text{MTF}_1}(u, v) \exp[-iP_{\text{PTF}_1}(u, v)] = \\ &M_{\text{MTF}_1}(u, v) M_{\text{MTF}_2}(u, v) \exp\{i[P_{\text{PTF}_2}(u, v) - P_{\text{PTF}_1}(u, v)]\}, \end{aligned} \quad (2)$$

式中 $O_{\text{OTF}_1}(u, v)$ 、 $O_{\text{OTF}_2}(u, v)$ 分别为第一、第二通道的光学传递函数, $M_{\text{MTF}_1}(u, v)$ 、 $M_{\text{MTF}_2}(u, v)$ 分别为第一、第二通道的振幅传递函数(MTF), $P_{\text{PTF}_1}(u, v)$ 、 $P_{\text{PTF}_2}(u, v)$ 分别为第一、第二通道的位相传递函数(PTF)。

光学传递函数同样可以采用振幅和位相的形式表示:

$$\begin{aligned} \mathfrak{S}[I_2(x'_2, y'_2)] &= \\ &|\mathfrak{S}[I_2(x'_2, y'_2)]| \exp[i\varphi(u, v)]. \end{aligned} \quad (3)$$

式中 $|\mathfrak{S}[I_2(x'_2, y'_2)]|$ 为光学传递函数的振幅, $\varphi(u, v)$ 为光学传递函数的位相。联立(2)和(3)式, 可得:

$$\begin{cases} |\mathfrak{S}[I_2(x'_2, y'_2)]| = M_{\text{MTF}_2}(u, v) * M_{\text{MTF}_1}(u, v) \\ \varphi(u, v) = P_{\text{PTF}_2}(u, v) - P_{\text{PTF}_1}(u, v) \end{cases}. \quad (4)$$

由(4)式可知, 双通图像包含有双通结构的MTF和PTF。下面给出两种双通系统结构下的MTF和PTF。

第一种情况: 第一通道和第二通道相同。在这种情况下, 每个通道的光学传递函数相同, 即 $O_{\text{OTF}_2}(u, v) = O_{\text{OTF}_1}^*(u, v)$, 由(4)式可得:

$$\begin{cases} |\mathfrak{S}[I_2(x'_2, y'_2)]| = M_{\text{MTF}_2}(u, v) * M_{\text{MTF}_1}(u, v) \\ \varphi(u, v) = P_{\text{PTF}_2}(u, v) - P_{\text{PTF}_1}(u, v) = 0 \end{cases}. \quad (5)$$

当第一通道和第二通道的光学意义上相同时, 人眼光学传递函数的振幅信息可以计算出来, 而位相信息将会全部丢失。

第二种情况: 其中一个通道是衍射极限。在这种情况下, 衍射极限通道的PSF是旋转对称的(艾里斑), 因此其所在频域的PTF均为0。由(4)式可得:

$$\begin{cases} |\mathfrak{S}(I_2(x'_2, y'_2))| = \\ M_{\text{MTF}_a}(u, v) * M_{\text{MTF}_d}(u, v), \\ \varphi(u, v) = \pm P_{\text{PTF}_a}(u, v) \end{cases}, \quad (6)$$

式中 $M_{\text{MTF}_a}(u, v)$ 和 $M_{\text{MTF}_d}(u, v)$ 分别为衍射极限通道和带有像差通道的振幅调制函数。带有像差通道的位相调制函数 $P_{\text{PTF}_a}(u, v)$ 直接对应于双通图像的傅里叶变换的位相, 其符号取决于衍射极限通道是第一通道还是第二通道。

基于获得的实验结果, 并结合人眼的生理结构, 建立全新的双通模拟眼模型。在生理学上, 人眼视

网膜的结构可以划分为10层^[17], 其中很多透光的结构可以认为是透明的, 而对光敏感的结构主要有视细胞、血管, 以及神经纤维, 其中视细胞是主要的反射结构, 密集的视细胞可以看作一个粗糙的反射表面^[18], 本文假设视网膜是一个大散射角的散射面^[19], 这一假设更接近于实际人眼的情况。视网膜散射现象破坏了入射光的位相信息, 在眼底将入射信标光作为新的点光源出射。

按照新的模拟眼模型, 重新定义人眼像差测量双通系统的光学原理。第一通道在眼底视网膜形成信标点光源, 点光源从眼底出射到第二通道, 仅带有第二通道的人眼像差信息, 到达哈特曼波前探测器:

$$\begin{cases} O_{\text{OTF}_1}(u, v) = \mathfrak{S}[\delta(x, y)] = \\ M_{\text{MTF}_1}(u, v) \exp[iP_{\text{PTF}_1}(u, v)] \\ O_{\text{OTF}_2}(u, v) = M_{\text{MTF}_2}(u, v) \exp[iP_{\text{PTF}_2}(u, v)] \end{cases}. \quad (7)$$

此时 $M_{\text{MTF}_1}(u, v) = 1$, $P_{\text{PTF}_1}(u, v) = 0$, 可得:

$$\begin{aligned} |\mathfrak{S}[I_2(x'_2, y'_2)]| &= |\mathfrak{S}[I_2(x'_2, y'_2)]| / \\ M_{\text{MTF}_1}(u, v) &= M_{\text{MTF}_2}(u, v) \varphi(u, v) = \\ P_{\text{PTF}_2}(u, v) - P_{\text{PTF}_1}(u, v) &= P_{\text{PTF}_2}(u, v). \end{aligned} \quad (8)$$

最终出射光学传递函数由第二通道的 $M_{\text{MTF}_2}(u, v)$ 和 $P_{\text{PTF}_2}(u, v)$ 决定。

由于激光远场与近场之间服从数学上的傅里叶变换的关系, 因此可以通过哈特曼波前传感器测量得到的人眼瞳孔近场波前信息, 将其用来反演出远场PSF信息。哈特曼波前测量系统是基于双通成像原理的系统, 而第一通道过程中系统像差、人眼像差对眼底信标光的质量存在一定的影响, 此影响可以通过光束质量因子 β 来评估^[20]。远场光学传递函数信息可以由近场波前信息转化得到, 假设从哈特曼波前传感器测得的近场波前为 $W(\rho, \theta)$, 将近场波前转化为 i 阶的泽尼克多项式 $Z_i(\rho, \theta)$ 的叠加:

$$W(\rho, \theta) = \sum_i C_i Z_i(\rho, \theta), \quad (9)$$

式中 C_i 为第 i 阶泽尼克多项式 $Z_i(\rho, \theta)$ 的系数。泽尼克多项式每一项都有明确的物理意义(表1), 并且在圆域内相互正交。波前信息转化为泽尼克多项式, 就可以将在眼底远场PSF中叠加的像差信息转化为近场波前信息, 并分离出来。

表 1 圆域泽尼克部分多项式系数与表征像差
Table 1 Part of Zernike polynomial coefficients and corresponding aberration

Index	Zernike polynomial coefficients	Corresponding aberration
C_1	1	Piston
C_2	$2\rho \sin \theta$	Tilt in x direction
C_3	$2\rho \cos \theta$	Tilt in y direction
C_4	$\sqrt{6}\rho^2 \sin 2\theta$	Astigmatism with axis at $\pm 45^\circ$
C_5	$\sqrt{3}(2\rho^2 - 1)$	Defocus
C_6	$\sqrt{6}\rho^2 \cos 2\theta$	Astigmatism with axis at 0° or 90°
C_7	$\sqrt{8}(3\rho^2 - 2\rho) \sin \theta$	Coma along x axis
C_8	$\sqrt{8}(3\rho^2 - 2\rho) \cos \theta$	Coma along y axis
C_{12}	$\sqrt{5}(6\rho^4 - 6\rho^2 + 1)$	Spherical aberration

3 哈特曼波前探测双通实验系统描述

如图 2 所示,设计一个基于哈特曼波前传感器的双通系统,入射光路由尾纤输出 689.1 nm 的 LD 红光(LP637-SF70, THORLABS, 美国),通过准直镜(L1),由反射镜(M2)反射,通过可变光阑(VP, 变化范围为 1~8 mm),由分光镜(BS)反射,最终通过固定光阑(P, 直径为 6 mm)入射人眼,这一入射光路可认为是第一通道光路;从眼底出射的光,通过固定光阑,穿过 BS,由直径匹配系统(由球面反射镜 SM1、SM2、消杂光小孔 A 和平面反射镜 M3 组成)反射,最终由哈特曼波前传感器(HS)接收出射的波前信息,这一出射光路可认为是第二通道光路。HS 由微透镜阵列与 CCD 相机组成。系统中,P 放置于人眼瞳面处,与哈特曼的微透镜阵列面共轭。

在实验开始之前,首先调节放置于三维调整架的球面镜 SM1、SM2,使得系统的自带像散降到最低程度。然后根据质心标定法,采用标准平行光对哈特曼 CCD 靶面上的每一个微透镜质心进行重新标定,再次将系统自身所带来的单色像差的影响降到最低。误差不超过 $0.005 \mu\text{m}$,减少因为系统自身造成的测量误差。

4 实验模拟眼介绍

设计两个不同模拟眼的实验进行理论验证。

实验一:模拟眼 1 选择与真实人眼焦距近似的

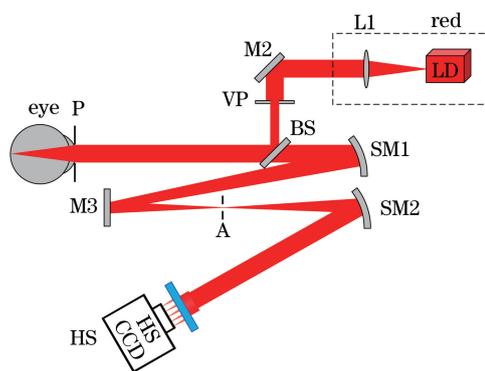


图 2 双通系统简图

Fig. 2 Diagram of double pass system

一个透镜组(图 3、表 2)。在其后焦点位置放一块粗糙纸板仿真视网膜,用于产生大角度散射现象。

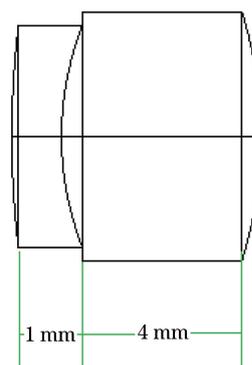


图 3 模拟眼 1 简图

Fig. 3 Diagram of model eye 1

表 2 模拟眼 1 仿真数据

Table 2 Simulation data of model eye 1

Radius /mm	Thickness /mm	Glass
26.265	1	H-ZF2
8.813	4	H-K9
-11.905	17	-

实验二:选择一个平凸透镜(直径为 50.8 mm)作为模拟眼 2 进行实验(图 4、表 3),在其后焦点处放



图 4 模拟眼 2 简图

Fig. 4 Diagram of model eye 2

表 3 模拟眼 2 仿真数据

Table 3 Simulation data of model eye 2

Radius /mm	Thickness /mm	Glass
Infinity	12	H-K9
-39.860	44.08	-

置一块磨砂玻璃片(直径为 25 mm, DG10-120-MD 120 grit, THORLABS, 美国)仿真视网膜, 仿真视网膜散射破坏入射光信息的现象。

5 双通系统奇像差抵消现象验证实验的结果与讨论

5.1 模拟眼 1 的实验结果

实验一采用模拟眼 1 和单色红光进行实验, 视网膜模型放置于模拟眼 1 后方焦平面上。测量位置为模拟眼偏离中心 1 mm 附近的位置, 得到了 x 方向和 y 方向上的奇像差——彗差项信息。由于在实际测量中, 不能够准确地知悉模拟眼测量的倾角和测量的偏轴量, 但是在可预测范围内(1 mm 内), 测量值和在 ZEMAX 软件中的仿真值为同一个数量级。从表 4 第一行可以看出, 在出、入瞳直径相等(6 mm)的情况下, 依然可以测得彗差值。在图 5 中, 蓝圈为 y 方向彗差, 橙方块为 x 方向彗差, 模拟眼的彗差随着出、入光阑的大小差异变小, 有升有降, 这是由于测量的彗差值已经接近系统的测量误差造成的。实验结果表明, 双通系统人眼奇像差可测, 人眼奇像差并不会因为出、入瞳直径相同而抵消, 也不会因为出、入瞳直径差异变大而增大。

表 4 模拟眼 1 彗差项测量数据

Table 4 Coma measurement data of model eyes 1

Entrance pupil /mm	Exit pupil /mm	Coma along x axis / μm	Coma along y axis / μm
6	6	0.0022	0.0051
5	6	0.0023	0.0061
4	6	0.0019	0.0061
3	6	0.0031	0.0052

5.2 模拟眼 2 的实验结果

由于实验一中采用的模拟眼 1 的彗差数量级较小, 已经接近测量误差, 为了使实验现象更为显著, 提高实验的准确性, 实验二采用彗差较大的模拟眼 2 和单色红光进行实验, 视网膜模型放置于模拟眼 2 后方焦平面上。由于模拟眼边缘彗差显著, 因此测量模拟眼 x 轴的边缘位置的彗差(距离中心约 20 mm 处)。从表 5 第二行可以看出, 在出、入瞳直径相等(6 mm)情况下, 依然可以测得彗差值。从图 6 可以看到, 由于系统、光强造成的测量误差在

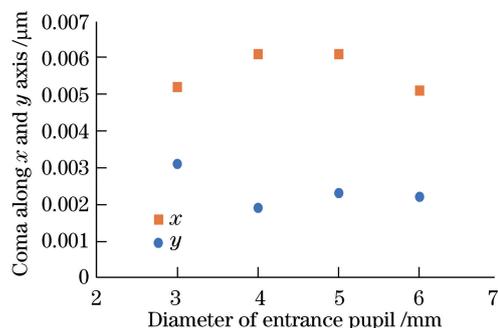


图 5 模拟眼 1 中, 入射光阑改变与彗差项的关系
Fig. 5 Relationship between the entrance pupil size and coma data of model eye 1

—0.005~0.005 范围内, 排除系统误差和测量误差的可能影响量及入射光阑直径的改变, 模拟眼彗差项基本保持不变。这一结果说明了运用双通系统进行人眼奇像差测量时, 两通道的奇像差并没有互相抵消, 而且奇像差并没有随着出入光阑直径之间差异的改变出现显著变化。实验结果同样得到出入瞳直径大小差异变化, 人眼奇像差不抵消的结论。

表 5 模拟眼 2 向彗差项测量数据

Table 5 Coma measurement data of model eyes 2

Entrance pupil /mm	Exit pupil /mm	Coma along x axis / μm
8	6	0.0770
6	6	0.0829
5	6	0.0818
4	6	0.0789
3	6	0.0745
2	6	0.0798
1	6	0.0732

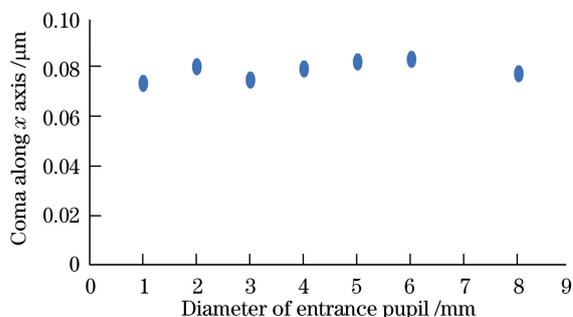


图 6 模拟眼 2 中, 入射光阑改变与 x 方向彗差项的关系
Fig. 6 Relationship between the entrance pupil size and coma data of model eye 2 in x direction

在双通系统中, 采用哈特曼波前传感器进行人眼瞳孔波前采集, 人眼奇像差信息是可测的, 并且与出、入瞳直径差异无关。实验中, 改变入射光的入射角度, 哈特曼探测到的波前倾斜项也随之改变(图

7),说明改变眼底信标点的位置,可以得到不同出射波前的相位信息,侧面反映了眼底视网膜在双通系统中起到散射面的作用。

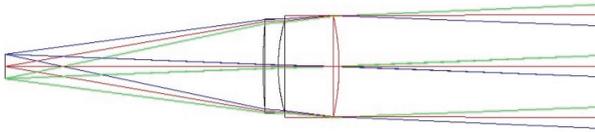


图 7 眼底信标点位置改变带来倾斜变化的简图
Fig. 7 Diagram of tilt changed with the variation of light position in the fundus

在本文提出的全新模型眼中,虽然入射光的相位信息被眼底的视网膜散射面破坏,理论上,无论出、入瞳直径如何变化,奇像差都可以被测量,但是入瞳直径变大,会带来泽尼克多项式高阶像差向低阶像差的耦合,入瞳直径越大,向低阶的耦合越多^[21];而且由于人眼的视轴和光轴是不统一的,入瞳直径的改变势必会带来眼底信标点位置的偏移,例如通过测量眼底倾斜项获取人眼横向色差,需要采用小直径的入射光阑以减小耦合的影响,或者通过计算将耦合像差去除,并且要保证进入人眼的多波长光是同轴的。因此,目前采用的双通系统,推荐使用较小入瞳。小入瞳还可以有效地减小人眼角膜反射对实验的影响。

6 结 论

双通系统对人眼像差进行测量时,在出、入瞳大小相同的情况,也可以测得人眼奇像差的信息。相对于前人的理论,本文理论的最大进步在于人眼模型的设计,在本文的眼模型中,视网膜假设为完全破坏位相信息的散射面,而前人假设视网膜是一个反射面,保留了入射光和出射光的位相信息,双通信息相互作用,甚至抵消。目前实际人眼视网膜的特性还难以定性,有研究者认为视网膜的后向散射光包含大角度的散射和部分镜面反射^[22],实际人眼中,是否存在镜面反射,而镜面反射对双通测量奇像差影响的程度,这些问题目前还没有很好的定性。也有研究者认为,视网膜的散射特性和视网膜上的视细胞的密集程度有关^[18]。在之后的研究中将采用活体人眼进行实验,进一步评估人眼视网膜的反射特性。对人眼实际像差信息的准确评估,将进一步提高 AO 眼底视网膜成像的清晰度,并且可以提供更准确的人工晶体眼设计数据。

参 考 文 献

- [1] Liang J Z, Grimm B, Goelz S, *et al.* Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor [J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 1994, 11(7): 1949-1957.
- [2] Liang J Z, 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.
- [3] Godara P, Dubis A M, Roorda A, *et al.* Adaptive optics retinal imaging: emerging clinical applications [J]. *Optometry and Vision Science*, 2010, 87(12): 930-941.
- [4] Porter J, Queener H M, Lin J E, *et al.* Adaptive optics for vision science: principles, practices, design, and applications[M]. Hoboken: John Wiley & Sons, Inc., 2006.
- [5] Williams D R. Imaging single cells in the living retina [J]. *Vision Research*, 2011, 51(13): 1379-1396.
- [6] Pérez-Merino P, Dorronsoro C, Llorente L, *et al.* *In vivo* chromatic aberration in eyes implanted with intraocular lenses [J]. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 2013, 54(4): 2654-2661.
- [7] Nakajima M, Hiraoka T, Yamamoto T, *et al.* Differences of longitudinal chromatic aberration (LCA) between eyes with intraocular lenses from different manufacturers [J]. *PLOS ONE*, 2016, 11(6): e0156227.
- [8] Vinas M, Dorronsoro C, Garzón N, *et al.* *In vivo* subjective and objective longitudinal chromatic aberration after bilateral implantation of the same design of hydrophobic and hydrophilic intraocular lenses [J]. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 2015, 41(10): 2115-2124.
- [9] Flamant F. Study of the distribution of light in the retinal image of a slit [J]. *Review of theoretical and instrumental optics*, 1955: 433-459.
- [10] Navarro R, Artal P, Williams D R. Modulation transfer of the human eye as a function of retinal eccentricity [J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 1993, 10(2): 201-212.
- [11] Artal P, Marcos S, Navarro R, *et al.* Odd aberrations and double-pass measurements of retinal image quality [J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 1995, 12(2): 195-201.
- [12] Artal P, Iglesias I C, Lopez-Gil N, *et al.* Double-pass system with unequal entrance and exit pupil sizes to measure the optical transfer function of the human eye [J]. *Lasers in Ophthalmology III*, 1996, 2632: 56-61.
- [13] Guirao A, Lopez-Gil N, Artal P. Double-pass measurements of retinal image quality: a review of

[1] Liang J Z, Grimm B, Goelz S, *et al.* Objective

- the theory, limitations and results[J]. *Vision Science and Its Applications*, 2000: NW4.
- [14] Zhao J L, Xiao F, Kang J, *et al.* Quantifying intraocular scatter with near diffraction-limited double-pass point spread function [J]. *Biomedical Optics Express*, 2016, 7(11): 4595-4604.
- [15] Yang Y R, Dai Y. Evaluation of the effect on eye aberration on retinal imaging quality based on the root mean square error and correlation coefficient [J]. *Acta Optica Sinica*, 2017, 37(3): 0333001.
杨彦荣, 戴云. 基于均方根误差和相关系数评价人眼像差对视网膜像质的影响 [J]. *光学学报*, 2017, 37(3): 0333001.
- [16] Zhao J L. Objective assessment of ocular scatter and its influence on visual function [D]. Chengdu: Institute of Optics and Electronics Chinese Academy of Sciences, 2017.
赵军磊. 人眼散射客观评价及其对视功能影响研究 [D]. 成都: 中国科学院光电技术研究所, 2017.
- [17] Yan H L, Yu X M. *Ophthalmic physiology* [M]. Beijing: People's Medical Publishing House, 2001.
- 阎洪禄, 于秀敏. *眼生理学* [M]. 北京: 人民卫生出版社, 2001.
- [18] Diaz-Santana L, Dainty J C. Effects of retinal scattering in the ocular double-pass process [J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 2001, 18(7): 1437-1444.
- [19] Marcos S, Burns S A, He J C. Model for cone directionality reflectometric measurements based on scattering [J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 1998, 15(8): 2012-2022.
- [20] Zhang Y D, Rao C H, Li X Y. *Adaptive optics and laser manipulation* [M]. Beijing: National Defense Industry Press, 2016: 23-31.
张雨东, 饶长辉, 李新阳. *自适应光学及激光操控* [M]. 北京: 国防工业出版社, 2016: 23-31.
- [21] Dai G M. *Wavefront optics for vision correction* [M]. Bellingham: SPIE Press, 2008.
- [22] van Blokland G J, van Norren D. Intensity and polarization of light scattered at small angles from the human fovea [J]. *Vision Research*. 1986, 26(3): 485-494.