

高频采样下人眼波像差特性研究

郑贤良^{1,2} 刘瑞雪^{1,2} 夏明亮^{3*} 李大禹¹ 宣 丽¹

¹ 中国科学院长春光学精密机械与物理研究所应用光学国家重点实验室, 吉林 长春 130033
² 中国科学院大学, 北京 100049
³ 中国科学院苏州生物医学工程技术研究所江苏省医用光学重点研究室, 江苏 苏州 215163

摘要 为提高自适应光学人眼波像差校正和视网膜成像效果,研究了人眼动态波像差的特性。利用采样频率为 300 Hz、曝光时间为 3 ms 的哈特曼传感器,搭建波像差探测系统。误差分析和模拟人眼实验表明,该系统对动态波像差的测量误差均方根(RMS)均值仅为 0.01λ 。人眼波像差探测结果表明,人眼存在 150 Hz 以上的波像差,可能对自适应波像差校正造成影响。这种影响可通过延长探测和成像曝光时间的方法来抑制。为了达到衍射极限,对于稳定盯视状态下的人眼,3 ms 探测曝光、探测校正周期不超过 45 ms 的自适应系统,其校正残余均方根在 $\lambda/14$ 以下;当曝光时间增加到 6 ms 时,该周期可放宽至 62 ms。研究了倾斜像差的波动对成像的影响,确定了高分辨率人眼眼底成像中,成像曝光时间最长不能超过 9 ms。上述结果表明,将自适应光学视网膜成像的探测曝光与成像曝光时间均定在 6 ms 左右,可获得更好的校正和成像效果。

关键词 视觉光学; Shack-Hartmann 波前传感器; 人眼像差; 高频探测; 自适应光学

中图分类号 O436.1 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS201434.0733001

Temporal Properties Study of Ocular Wave Aberrations with High Frequency Sampling

Zheng Xianliang^{1,2} Liu Ruixue^{1,2} Xia Mingliang³ Li Dayu¹ Xuan Li¹

¹ State Key Laboratory of Applied Optics, Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics and Physics, Chinese Academy of Sciences, Changchun, Jilin 130033, China
² University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China
³ Jiangsu Key Laboratory of Medical Optics, Suzhou Institute of Biomedical Engineering and Technology, Chinese Academy of Sciences, Suzhou, Jiangsu 215163, China

Abstract Temporal properties of ocular wave aberrations are researched to improve the performance of eye aberration correction based on adaptive optical systems and the result for retinal imaging. Using a Shack-Hartmann wavefront sensor at a sampling rate of 330 Hz and exposure time of 3 ms, an optical system is constructed to detect human eye's wave aberration. The averaged root mean square (RMS) of detecting errors of the system is proved to be 0.01λ by error analysis and an experiment on schematic eye. Detection results show that the existence of fluctuations of ocular wave aberration above 150 Hz can probably impact the performance of adaptive optics systems for wave aberration correction. These fluctuations can be reduced by increasing the detection and exposure times of the detector. In order to reach the diffraction limit, for eyes in the state of steady gaze, correction residual error RMS of adaptive optical system is less than $\lambda/14$, when detecting exposure time is 3 ms and detecting correction period is less than 45 ms. while the detecting correction period can increase to 62 ms as long as the exposure time is set to 6 ms. Analysis on tilt aberration proves that exposure time of high resolution retinal imaging should be less than

收稿日期: 2014-02-12; 收到修改稿日期: 2014-03-11

基金项目: 国家自然科学基金(60736042, 1174279, 1174274)、上海市宝山区科学技术委员会产学研合作项目(CXY-2012-25)

作者简介: 郑贤良(1986—),男,博士研究生,主要从事人眼波像差特性方面的研究。E-mail: zheng_xl@sina.cn

导师简介: 宣 丽(1957—),女,博士,研究员,主要从事液晶光学、液晶自适应光学工程和液晶器件物理等方面的研究。

E-mail: xuanli@ciomp.ac.cn

* 通信联系人。E-mail: mingliangxia@hotmail.com

9 ms to avoid horizontal movements. Weighting the tradeoff between aberration fluctuation and horizontal movements, exposure times of detection and imaging are both set to about 6 ms.

Key words visual optics; Shack-Hartmann wavefront sensor; ocular wave aberration; high frequency detection; adaptive optics

OCIS codes 330.4460; 330.5370; 330.7310

1 引 言

人眼的波像差既影响着人的视觉,也限制着眼底检测设备分辨率的提高。Liang 等^[1]最早将变形镜和夏克-哈特曼波前传感器(SHWS)组成的自适应系统用于人眼探测,并实现了对活体人眼视网膜视觉细胞的成像。从此以后,自适应技术被用于视网膜成像仪^[2-3]、光学相干断层扫描^[4-6](OCT)和扫描激光检眼镜^[7-9](SLO)等眼底成像设备。国内相关研究最早在中国科学院光电技术研究所开展,近十年来取得了一系列成果^[10-14]。然而活体人眼波像差随时间变化的特性,使得自适应系统校正难以达到衍射极限,限制眼底成像效果,给医疗诊断带来困难^[15]。因此,对人眼波像差动态特性的研究具有重要意义。

Hofer 等^[16]利用一个探测频率为 25 Hz 的哈特曼传感器探测并研究了人眼波像差的功率谱特性,自此以来,相关研究取得了诸多进展。Fernández 等^[17]提出用于自适应光学系统测试的动态眼模型;Hampson 等^[18-19]利用混沌和分形的理论,对人眼像差的动态规律和与心跳等其他生理因素的潜在联系进行分析研究;Nirmaier 等^[20]使用 300 Hz 的哈特曼传感器对人眼波像差进行高速采样,但受限于器件性能需求,波像差的拟合仅到泽尼克 14 项,波前重构精度仅为 $\lambda/5$ 。早期的波像差研究受到相机信噪比(SNR)的限制,曝光时间达到 20 ms,掩盖了波像差的高频变化;波像差探测频率一般不超过 30 Hz,研究仅针对波动频率在 15 Hz 以下的部分^[16];随着波像差探测器件性能的发展和提高波像差校正频率的需要,自适应系统中的探测曝光时间大幅缩减,高频波像差的影响凸显。虽然 Hofer 等^[16]认为对于瞳孔直径为 5.8 mm 的人眼,使用 1~2 Hz 的闭环校正频率可达到衍射极限,然而至今未见闭环残差低于衍射极限的报道。因此,有必要对短曝光下的人眼像差波动进行研究,为自适应像差探测和校正提供参考。

出于安全考虑,人眼照明能量受到严格限制;眼底对光的反射率仅为 $10^{-3} \sim 10^{-5}$ 量级,限制了视网膜成像效果,通常采用延长曝光时间的方法来提高图像信噪比。然而据 Riggs 等^[21]报道,盯视状态下

的眼底图像存在微颤;基于视觉认知的研究表明,盯视状态下的人眼,瞳孔存在频率达到 100 Hz 的颤动^[22];眼底微颤和瞳孔颤动与眼轴移动紧密联系,在波像差上表现为倾斜为主、其余像差为辅的动态变化,即人眼像差存在 100 Hz 量级的波动。倾斜像差会引起视网膜图像在成像相机处的平移,造成长曝光图像的模糊。因此,需要对倾斜像差的波动和视网膜成像曝光的时间进行研究。

哈特曼传感器因其客观准确、速度快、实时性好等优点,在人眼波像差探测中得到广泛应用^[23]。为了提高自适应光学人眼波像差校正和视网膜成像的效果,本文使用一个曝光时间为 3 ms,采样频率超过 300 Hz 的哈特曼传感器,对人眼波像差进行采样和研究。分析了传感器的探测精度,模拟了人眼的像差探测,并对四名志愿者进行测量,获取真实人眼的波像差数据,分析其波动特性,最后对自适应光学系统中的波像差探测曝光时间、单次探测校正时间和最终成像的曝光时间进行分析和优化。

2 人眼波像差探测系统

探测光路如图 1 所示,微透镜 L1 和 L2 使得人眼瞳孔与哈特曼传感器共轭并保证合适的放大倍率,使直径约 6 mm 的瞳孔与哈特曼传感器的口径匹配。照明光路中的瞳孔共轭面位置加入环形光阑,以减弱角膜前表面反射光对探测的影响。因红

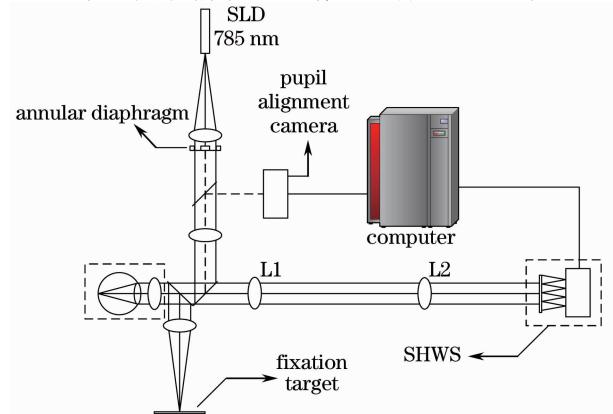


图 1 人眼波像差探测光路

Fig. 1 Experimental apparatus for wave aberration detection

外光源可减少对人眼的刺激,在十几秒的测量过程中保证人眼稳定,相较于用旋转毛玻璃消除散斑的激光光源,超辐射发光二极管(SLD)光强分布更均匀稳定,故照明光源使用波长为 785 nm 的超辐射发光二极管连续照明。视标置于人眼前等效无穷远位置,与照明光源共轭,以减少照明光在眼底的发散,使哈特曼传感器相机上的光点能量集中,保证质心探测精度。通过补偿镜补偿人眼离焦像差,使被测者可以清晰盯视视标。

2.1 哈特曼传感器探测精度分析

使用 Andor 公司的电子倍增电荷耦合器件(EMCCD)作为哈特曼传感器的采样相机,在 3 ms 曝光条件下,传感器连续采样频率为 330 Hz。通常条件下哈特曼传感器相机信号最大值为 12000,使用光强加幂算法和多峰逐点阈值算法^[23]后,波像差探测误差均方根(RMS, f_{RMS})小于 $\lambda/80$ 。高频采样的探测曝光时间为 3 ms,相较于通常采用的 8 ms,前者每次接收到的能量仅为后者的 1/2~1/3,能量的降低使信噪比降低,因此需要对哈特曼传感器的探测精度进行评估。

哈特曼传感器由微透镜阵列和位于其后焦面处的成像相机组成,计算相机光点质心位移量后,计算该微透镜处的子波面斜率,最后进行被测波面的重构拟合。探测误差主要来源于相机质心探测误差和微透镜阵列光学特性引起的误差,后者属于哈特曼传感器的固有特性,与光强无关,在此重点对前者进行讨论。质心探测误差 σ_c^2 的组分主要包括离散采样误差 σ_s^2 、光子(散粒)噪声误差 σ_p^2 、读出噪声误差 σ_r^2 以及人眼哈特曼光斑光晕造成的误差 σ_b^2 。四种误差相互独立,共同构成哈特曼质心探测误差。

σ_c^2 仅受光强分布影响,与总光强无直接关联; σ_p^2 主要来自眼内杂散光,杂散光强度与信号光强度成正比,其相对分布与总光强无关,因此 σ_p^2 同样不受光强影响;EMCCD 在入射光能量降低的情况下,可通过提高增益倍数的方法,使相机信号达到与长曝光相当的水平,因此 σ_r^2 与长曝光时相近;综上所述,在减少曝光时间的条件下,主要考虑光子噪声 σ_p^2 的影响。实验中哈特曼传感器使用光强加幂算法进行质心计算,光子噪声造成的质心探测误差

$$\sigma_p^2 = \frac{r^2 a_0^4}{2n_0(2a-1)^2}, \quad (1)$$

式中 r 为光斑半径, a_0 为幂指数, n_0 为子孔径内的光子数,因此光子噪声造成误差的平方与光强成反比。当曝光时间减少到原先的 1/3 时,光子噪声约

增大到原先的 1.7 倍。对于峰值光强在 12000 附近的探测光,质心探测误差约 1% 像素,对应误差波前峰谷值(PV, f_{PV})小于 $\lambda/40$,缩短探测曝光时间后,误差波前的峰谷值也不会超过 $\lambda/20$,均方根不超过 $\lambda/80$ 。需要特别指出的是,哈特曼传感器探测结果为人眼波像差与后续光路的像差之和,由于研究对象为波像差的动态变化,因此湍流扰动和光学器件机械振动造成的像差波动可能会对探测结果产生影响。通过静态模拟眼的波像差探测实验,可以获知传感器探测误差与系统动态像差的大小。

2.2 静态模拟眼波像差探测实验

模拟人眼由纸屏和透镜组成,出瞳直径为 6 mm,与暗室条件下人眼的瞳孔直径相同,保证哈特曼入瞳处的光束直径。纸屏置于透镜后焦面处,模拟正常人眼(即 0D 人眼, D 为屈光度, $iD=1/i \text{ m}^{-1}$)。由于波像差探测系统按照 0D 人眼设计,因此照明光源、纸屏和哈特曼相机两两共轭,此时哈特曼光点与 0D 人眼实验时哈特曼光点直径相同。该模拟眼结构简单稳定,不会引入像差波动。在 3 ms 曝光条件下,哈特曼传感器的采样频率为 330 Hz。波像差重构采用美国光学学会(OSA)泽尼克多项式前 35 项进行拟合,系数经过归一化处理,其对应波像差的均方根即等于 35 项系数的平方和开根号。照明光能量经过调整,相机信号峰值约为 12000,与相同曝光时间人眼出射光能量相近。连续采集 4000 帧数据,采样时间约为 12 s。将采得的波像差数据记为 $(a_1, a_2, \dots, a_{4000})$ 。对相邻两系数作差并求其平方和开根号,得到波像差变化量 $f_{RMS}(\Delta)$,即

$$f_{RMS,n}(\Delta) = f_{RMS}(a_n - a_{n+1}), \quad (2)$$

为便于显示,取其中前 200 帧的变化量如图 2 所示,波像差变化量在 0.01λ 附近波动。全程

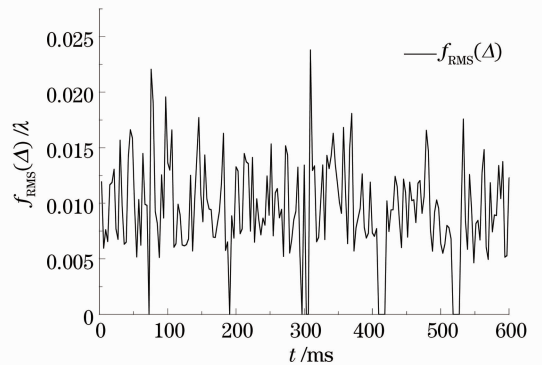


图 2 模拟眼的波像差变化量

Fig. 2 Dynamic change of the schematic eye's wave aberration

$f_{RMS}(\Delta)$ 的直方图如图3所示,均值等于 0.01λ ,与之前分析得出的探测精度 $\lambda/80$ 接近。

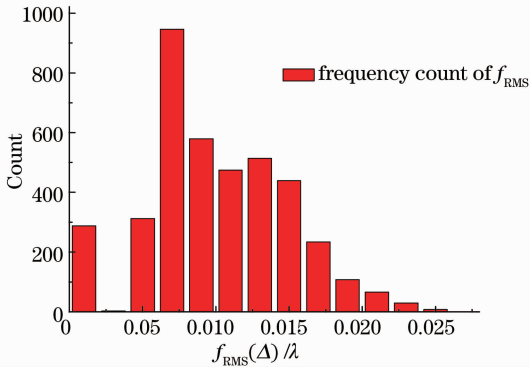


图3 模拟眼波像差变化量直方图

Fig. 3 Histogram of schematic eye's fluctuation

3 人眼波像差的高频采样及结果分析

对四名志愿者的人眼波像差进行高频采样,人眼光能量参照 GB7247. 1-2001 对人眼连续照明能量的限制,瞳孔处能量为 $102 \mu W$,是安全标准的 $1/30$ 。志愿者通过补偿镜校正视力,以盯清眼前等效无穷远处的视标。瞳孔在暗室自然放大,平均直径约为 6 mm 。哈特曼传感器的曝光时间选在 $3 \sim 12 \text{ ms}$ 不等。

在 3 ms 曝光, 330 Hz 采样频率下,去除倾斜后志愿者 ZX 相邻两帧的波像差变化量如图4所示, $6 \sim 8 \text{ s}$ 和 $10 \sim 12 \text{ s}$ 之间, $f_{RMS}(\Delta)$ 共有两次超过 0.7λ ,这是由于眨眼导致哈特曼传感器探测出错形成。受到两次探测错误的干扰,全程的 $f_{RMS}(\Delta)$ 平均达到 0.79λ ;前 6 s 内未出现探测错误,期间 $f_{RMS}(\Delta)$ 均值 $\bar{f}_{RMS}(\Delta)$ 达到 0.04λ 。以上结果表明,在 3 ms 曝光条件下,人眼波像差表现出高频波动,即使自适应系统探测校正频率达到 330 Hz ,其残差均方根平均也不小于 0.04λ 。根据 Marechal 准则,

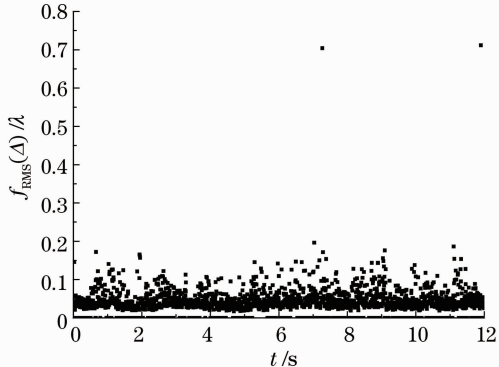


图4 人眼波像差动态变化量

Fig. 4 Fluctuation of the eye's wave aberration

光学系统波像差的均方根小于 $\lambda/14$ 即 0.71λ 才可达衍射极限, 0.0404λ 与该值接近,可能会对波像差探测校正及自适应系统的最终成像效果造成影响。另外三名志愿者 LR、XH 和 XM 的波像差探测结果表现出类似的特性,稳定盯视期间 $f_{RMS}(\Delta)$ 平均分别为 0.043λ 、 0.046λ 、 0.05λ 。

3.1 采样间隔与人眼波像差变化量的关系

自适应系统的探测-校正-成像存在延迟,期间人眼波像差的变化直接影响校正残差和最终成像效果,因此自适应系统需尽量缩短其探测校正周期,以减少人眼波像差的变化。为此研究了不同时间间隔中,人眼波像差的变化量。通过改变 $f_{RMS}(\Delta)$ 中 a_1 和 a_2 的时间间隔 Δt ,可获得不同采样间隔下,人眼波像差的波动数据, $f = 1/\Delta t$ 即为采样频率。对于探测校正周期为 Δt 的自适应系统, $f_{RMS}(\Delta)$ 即该系统的最小校正残差。图5(a)是 Δt 与 $f_{RMS}(\Delta)$ 的曲线,图5(b)则是 Δt 对应的斯特雷尔比(SR)。在 Δt 大于 20 ms 的部分, $f_{RMS}(\Delta)$ 随着 Δt 的增加而加大,具有良好的线性;当 Δt 趋近 0 时, $f_{RMS}(\Delta)$ 也向 0 逼近。四组数据的 $f_{RMS}(\Delta)$ 分别在 92 、 63 、 48 、 42 ms 处达到 $\lambda/14$,即自适应人眼像差探测校正系统的探测校正周期

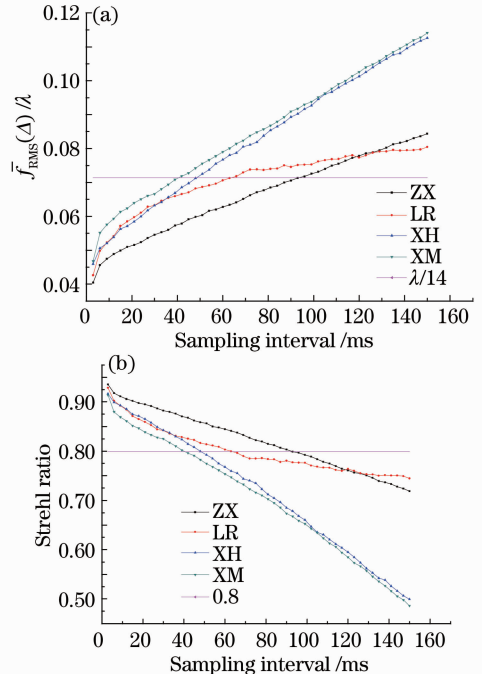


图5 人眼波像差变化量均方根均值。(a)时间间隔与波像差变化量关系图;(b)时间间隔与斯特雷尔比关系图

Fig. 5 Average RMS for the fluctuations of the eye's wave aberration. (a) Wave aberration variations at different sampling intervals; (b) values of Strehl ratio at different sampling intervals

需低于或接近 45 ms,探测校正频率在 23 Hz 左右,才可以使校正结果达到或接近衍射极限。

3.2 探测曝光时间与入眼波像差变化量的关系

如前所述,受到人眼动态变化的影响,短曝光条件下(3 ms 左右)的波像差探测存在一定的波动,会对自适应像差校正产生影响,曝光时间的延长可平滑部分波动。为了研究探测曝光时间与入眼波像差波动的关系,将哈特曼传感器的曝光时间从 3 ms 逐渐增加到 12 ms,对 ZX 进行多次波像差探测实验。为减少盯视状态等变量给实验带来的偶然影响,每组探测结果只截取 12 s 采样过程中波像差相对较平稳的一段。对各次探测中波像差变化量的均方根取平均值,绘制探测频率与波像差变化量曲线。

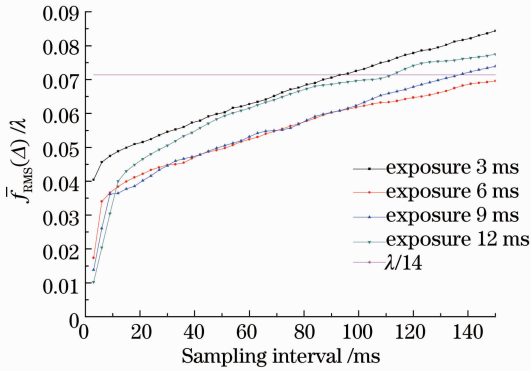


图 6 探测曝光时间与波像差变化量关系图

Fig. 6 Fluctuations of the eye's wave aberration at different exposure times

由图 6 可以明显看出,探测曝光时间越短,波像差的动态变化越剧烈;随着曝光时间的增加, $\bar{f}_{\text{RMS}}(\Delta)$ 逐渐减小,当探测曝光达到 12 ms 时,相隔 3 ms 的 $\bar{f}_{\text{RMS}}(\Delta)$ 已经达到或低于探测精度。对于志愿者 ZX,6 ms 探测曝光的自适应探测校正周期只要在 93 ms 以内,即可使残差的均方根均值 $\bar{f}_{\text{RMS}}(\Delta)$ 不超过 $\lambda/14$ 。这一结论表明,对于稳定盯视状态下的人眼,自适应系统可以通过延长探测曝光时间来减小校正残差。

通过对相邻波像差系数求平均,可以获得长曝光下的波像差数据。哈特曼传感器探测波像差流程如下:1)采集光点图,根据光点图计算出各光点质心 (x_i, y_i) ;2)结合微透镜阵列焦距 f_{lens} 与子孔径标准质心 (x_{0i}, y_{0i}) ,求出各子孔径对应的光波前斜率 (s_{xi}, s_{yi}) ;3)将所有子孔径的斜率组合在一起,写成矩阵 $s = [s_{x1}, s_{x2}, \dots, s_{xn}, s_{y1}, s_{y2}, \dots, s_{yn}]$,其中 n 是参与计算的子孔径的个数,相应的质心与标准质心写作矩阵 p 和 p_0 ,于是有

$$s = (p - p_0) / f_{\text{lens}}, \quad (3)$$

式中 s 与 p 线性相关。根据泽尼克多项式与子孔径标准质心构造响应矩阵 D ,这是一个由于子孔径排列决定的参数,仅与传感器本身有关。对于波像差对应的泽尼克多项式系数矩阵 a ,其在各个子孔径中心处的斜率矩阵 s 满足等式

$$s = Da. \quad (4)$$

D 矩阵的广义逆矩阵 D^+ ,又被称为控制矩阵,只要求出 D^+ ,即可根据斜率矩阵和控制矩阵,获得波像差对应的系数矩阵

$$a = D^+ s. \quad (5)$$

由于响应矩阵不随探测变化,因此系数矩阵 a 与斜率矩阵 s 线性相关。结合前述,系数矩阵 a 与质心矩阵 p 同样线性相关。探测获得的光点质心 p 是探测曝光期间光点质心的平均,因此探测获得的波像差也是探测曝光期间波像差的时间平均。

对于探测曝光时间 3 ms 条件下获得的波像差数据,将相邻帧系数求平均,获得 6、9、12 ms 不同曝光的波像差系数。对四名志愿者的波像差数据计算平均值,求出 $\bar{f}_{\text{RMS}}(\Delta)$ 平均等于 $\lambda/14$ 时,对应的自适应系统探测校正频率。如图 7 所示,自适应系统的最低探测校正频率随探测成像曝光时间的增加而降低,当曝光时间为 6 ms 时,16 Hz 的探测校正频率即可满足衍射极限的要求,对应的探测校正频率为 62 ms。

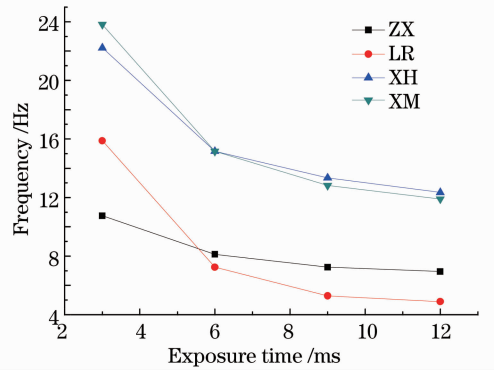


图 7 不同曝光时间下自适应系统最低探测校正频率

Fig. 7 Lower limit of correction rates at different exposure times

3.3 人眼倾斜像差对高分辨率视网膜成像的影响

一般认为眼底自适应成像的曝光时间主要受到眼底微颤的制约,研究表明 0.1 s 内眼底会有大约 $25''$ 的位移,1 s 曝光平均对应 $3'$ 的位移^[21]。通常的人眼自适应系统不校正倾斜像差,当成像曝光时间较长时,倾斜像差会造成视网膜图像在成像相机处

的横向平移,影响成像质量。将倾斜像差对应到眼底位移量,并对其与成像曝光时间的关系进行研究。

$$d_{eye} = \tan u_{pupil} \cdot f_{eye}, \quad (6)$$

式中 d_{eye} 为倾斜像差在眼底对应的位移量, $\tan u_{pupil}$ 为瞳孔出射光与光轴夹角的正切, f_{eye} 为人眼等效焦距,一般为 17.1 mm。

d_{eye} 可分解为纵向位移和横向位移两个矢量的叠加,在系数归一化的泽尼克多项式中,倾斜被表示为 $2\rho\sin\theta$ 和 $2\rho\cos\theta$ 两项,单位圆内这两项的系数 C_{tilt} 和 C_{tip} 与相应方向倾斜角的关系为

$$\frac{4C_{tip} \cdot \lambda}{D_{pupil}} = \tan u_{pupil,tip}, \quad (7)$$

式中 λ 为光波长,实验中采用 785 nm, D_{pupil} 为瞳孔直径,大小为 6 mm, $C(C_{tip}, C_{tilt})$ 是表征倾斜的向量。结合前式可以得出系数 C 与眼底位移 d_{eye} 的关系:

$$d_{eye} = \frac{4f_{eye} \cdot \lambda}{D_{pupil}} \cdot C. \quad (8)$$

需要特别指出,视网膜在眼底的横向位移本身不会导致倾斜像差的变化,以上分析仅针对由眼底图像横向位移对应到视网膜的等价位移。关于视网膜自身的横向位移,在此不做讨论。

利用(8)式对志愿者 ZX 波像差的倾斜像差进行分析,60 ms 内倾斜像差的波动对应到视网膜上的位移如图 8 所示。初始点为原点,之后的点无规则分布,每 3 ms 的位移量约 $0.4 \mu\text{m}$ 。 $\Delta t = 3 \text{ ms}$ 时,四个志愿者倾斜像差对应的平均位移 $d_{ZX} = 0.67 \mu\text{m}$, $d_{LR} = 0.86 \mu\text{m}$, $d_{XH} = 0.71 \mu\text{m}$ 和 $d_{XM} = 0.77 \mu\text{m}$,均在 $0.7 \mu\text{m}$ 附近。

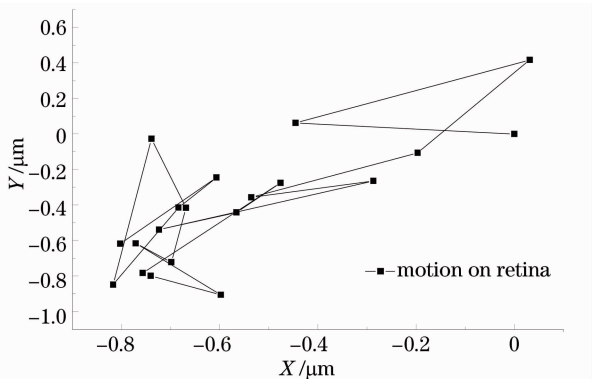


图 8 60 ms 内倾斜像差对应到视网膜的位移

Fig. 8 Equivalent motion of retina by tilt aberration during 60 ms

对于瞳孔直径为 6 mm 的人眼,视网膜处衍射极限为 $2.5 \mu\text{m}$,成像相机单个像素在视网膜对应的尺寸为该值的 1/2,即 $1.25 \mu\text{m}$,若眼底位移达到 $1.25 \mu\text{m}$,则会对成像造成明显影响。

对 Δt 从 3~30 ms 的倾斜像差进行计算,得出曝光时间与平均视网膜位移的关系。如图 9 所示,视网膜平均位移随 Δt 的增加而加大,四名志愿者中,LR 在成像 9 ms 内视网膜平均位移接近 $1.2 \mu\text{m}$,四人视网膜平均位移在 21 ms 内达到 $1.2 \mu\text{m}$ 。因此人眼自适应视网膜成像曝光时间最长不能超过 21 ms,最佳曝光时间不超过 9 ms,才能在大多数情况下避免倾斜像差的影响。在保证图像信噪比的前提下,成像曝光时间越短,成像效果越好。

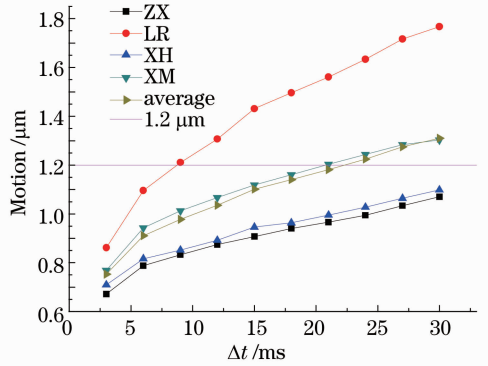


图 9 曝光期间视网膜对应的位移

Fig. 9 Equivalent motion of retina during different exposure times

4 结 论

为提高自适应光学人眼波像差校正效果和视网膜成像效果,对人眼动态波像差进行高频采样,探测并分析其波动特性。研究所用的哈特曼传感器探测误差波面均方根不超过 $\lambda/80$,整套系统对动态波像差的测量误差均方根均值仅为 0.01λ 。确定了人眼像差存在 150 Hz 以上的波动,可能对自适应校正残差造成影响,这种影响可通过延长探测曝光时间的方法加以抑制,12 ms 的曝光可将其完全消除。倾斜像差的波动会造成视网膜自适应图像的横向位移,因此成像曝光时间须在 9 ms 内,以保证对多数人达到理想的成像效果。对于稳定盯视状态下的人眼,3 ms 探测曝光的自适应系统,其探测校正周期在 45 ms 左右可达到或接近衍射极限。综合考虑波像差的整体变化,将探测和成像的曝光时间均定在 6 ms 左右可获得较好的校正成像效果,同时兼顾自适应系统校正频率。该自适应系统的校正频率在 16 Hz 以上,对应校正周期 62 ms 以内,残差均方根在 $\lambda/14$ 以下。

参 考 文 献

1 J Liang, D R Williams, D T Miller. Supernormal vision and high-

- resolution retinal imaging through adaptive optics [J]. *J Opt Soc Am A*, 1997, 14(11): 2884–2892.
- 2 Ruixue Liu, Dayu Li, Mingliang Xia, *et al.*. Laser beacon adaptive optics ophthalmoscope for retinal multilayer imaging [C]. 2011 International Symposium on Bioelectronics and Bioinformatics, 2011. 135–138.
 - 3 R Liu, Y Qi, X Zheng, *et al.*. Flood-illuminated adaptive optics ophthalmoscope with a single curved relay mirror [J]. *Photonics Research*, 2013, 1(3): 124–129.
 - 4 K Sasaki, K Kurokawa, S Makita, *et al.*. Extended depth of focus adaptive optics spectral domain optical coherence tomography [J]. *Biomed Opt Express*, 2012, 3(10): 2353–2370.
 - 5 R J Zawadzki, S M Jones, S Pilli, *et al.*. Integrated adaptive optics optical coherence tomography and adaptive optics scanning laser ophthalmoscope system for simultaneous cellular resolution in vivo retinal imaging [J]. *Biomed Opt Express*, 2011, 2(6): 1674–1686.
 - 6 O P Kocaoglu, S Lee, R S Jonnal, *et al.*. Imaging cone photoreceptors in three dimensions and in time using ultrahigh resolution optical coherence tomography with adaptive optics [J]. *Biomed Opt Express*, 2011, 2(4): 748–763.
 - 7 Y N Sulai, A Dubra. Adaptive optics scanning ophthalmoscopy with annular pupils [J]. *Biomed Opt Express*, 2012, 3(7): 1647–1661.
 - 8 T Y P Chui, D A VanNasdale, S A Burns. The use of forward scatter to improve retinal vascular imaging with an adaptive optics scanning laser ophthalmoscope [J]. *Biomed Opt Express*, 2012, 3(10): 2537–2549.
 - 9 D Merino, J L Duncan, P Tiruveedhula, *et al.*. Observation of cone and rod photoreceptors in normal subjects and patients using a new generation adaptive optics scanning laser ophthalmoscope [J]. *Biomed Opt Express*, 2011, 2(8): 2189–2201.
 - 10 Guozhong Liu, Ruikang Wang. Stripe motion artifact suppression in phase-resolved OCT blood flow images of the human eye based on the frequency rejection filter [J]. *Chin Opt Lett*, 2013, 11(3): 031701.
 - 11 Zhou Hong, Guan Chunlin, Dai Yun. Bimorph deformable mirrors for adaptive optics of human retinal imaging system [J]. *Acta Optica Sinica*, 2013, 33(2): 0211001.
周虹, 官春林, 戴云. 用于自适应光学视网膜成像系统的双压电片变形反射镜[J]. *光学学报*, 2013, 33(2): 0211001.
 - 12 Kong Ningning, Li Dayu, Xia Mingliang, *et al.*. Liquid crystal adaptive optics system for retinal imaging operated on open-loop and double-pulse mode [J]. *Acta Optica Sinica*, 2012, 32(1): 0111002.
孔宁宁, 李大禹, 夏明亮, 等. 开环双脉冲液晶自适应光学视网膜成像系统[J]. *光学学报*, 2012, 32(1): 0111002.
 - 13 Tan Zuojun, Xie Jing, Lu Jun, *et al.*. High spatial resolution confocal microscopy using adaptive optics [J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2012, 49(9): 090002.
谭佐军, 谢静, 卢军, 等. 自适应光学高分辨率共聚焦显微成像技术[J]. *激光与光电子学进展*, 2012, 49(9): 090002.
 - 14 Yi He, Hao Li, Jing Lu, *et al.*. Retina imaging by using compact line scanning quasi-confocal ophthalmoscope [J]. *Chin Opt Lett*, 2013, 11(2): 021101.
 - 15 J Liang, D R Williams. Aberrations and retinal image quality of the normal human eye [J]. *J Opt Soc Am A*, 1997, 14(11): 2873–2883.
 - 16 H Hofer, P Artal, B Singer, *et al.*. Dynamics of the eye's wave aberration [J]. *J Opt Soc Am A*, 2001, 18(3): 497–506.
 - 17 E J Fernández, P Artal. Dynamic eye model for adaptive optics testing [J]. *Appl Opt*, 2007, 46(28): 6971–6977.
 - 18 K M Hampson, E A H Mallen. Chaos in ocular aberration dynamics of the human eye [J]. *Biomed Opt Express*, 2012, 3(5): 863–877.
 - 19 K M Hampson, E A Mallen. Multifractal nature of ocular aberration dynamics of the human eye [J]. *Biomed Opt Express*, 2011, 2(3): 464–470.
 - 20 T Nirmaier, G Pudasaini, J Bille. Very fast wave-front measurements at the human eye with a custom CMOS-based Hartmann-Shack sensor [J]. *Opt Express*, 2003, 11(21): 2704–2716.
 - 21 L A Riggs, J C Armington, F Ratliff. Motions of the retinal image during fixation [J]. *J Opt Soc Am*, 1954, 44(4): 315–321.
 - 22 S Martinez-Conde, S L Macknik, D H Hubel. The role of fixational eye movements in visual perception [J]. *Nature Reviews Neuroscience*, 2004, 5(3): 229–240.
 - 23 Xia Mingliang, Li Chao, Liu Zhaonan, *et al.*. Adaptive threshold selection method for Shack-Hartmann wavefront sensors [J]. *Optics and Precision Engineering*, 2010, 18(2): 334–340.
夏明亮, 李抄, 刘肇南, 等. Shack-Hartmann波前传感器图像自适应阈值的选取[J]. *光学精密工程*, 2010, 18(2): 334–340.

栏目编辑：王晓琰