

# 基于层析传感的自适应光学眼底成像系统

武楚晗<sup>1</sup>, 张晓芳<sup>1</sup>, 陈蔚林<sup>2</sup>, 常 军<sup>2</sup>

<sup>1</sup>北京理工大学光电学院自适应光学实验室, 北京 100081;

<sup>2</sup>北京理工大学光电学院光电技术与信息系统实验室, 北京 100081

**摘要** 为了解决传统自适应光学系统校正视场小的问题,提出了一种层析自适应光学眼底成像系统。以 Zemax 为工具, Liou-Brennan(LB)眼模型为仿真对象,研究了层析自适应光学眼底成像系统的性能。分析了 20° 视场内的眼底像差特性,用 Zernike 边缘多项式描述眼底像差,获得了不同视场内眼底像差的类型和大小。对比了传统自适应光学和层析自适应光学眼底成像系统的性能。结果表明,相较于传统自适应光学,层析自适应光学系统可将校正视场从 1.2° 扩大至 3°。确定了传统自适应光学和层析自适应光学眼底成像系统中变形镜的最佳共轭位置,均位于出瞳面前 3 mm,此位置与人眼角膜共轭。

**关键词** 成像系统; 自适应光学; 层析法; 大视场; 变形镜共轭位置; 眼底成像

中图分类号 O436 文献标识码 A

doi: 10.3788/AOS201737.0411002

## Fundus Imaging System Based on Tomographic Adaptive Optics

Wu Chuhan<sup>1</sup>, Zhang Xiaofang<sup>1</sup>, Chen Weilin<sup>2</sup>, Chang Jun<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Laboratory of Adaptive Optics, School of Opto-Electronics, Beijing Institute of Technology, Beijing 100081, China;

<sup>2</sup>Laboratory of Optoelectronic Technology and Information System, School of Opto-Electronics, Beijing Institute of Technology, Beijing 100081, China

**Abstract** We propose a fundus imaging system based on the tomographic adaptive optics instead of conventional adaptive optics to increase the limited field of view. The performance of the proposed system is studied with Zemax and the simulation object, Liou-Brennan (LB) eye model. The human eye aberrations are described by Zernike fringe polynomials within 20° field of view to obtain the type and value of fundus aberrations. The results indicate that the proposed system extends the field of view from 1.2° to 3° compared with the conventional adaptive optics system. How to select the conjugated position of the deformable mirror for adaptive optics based fundus imaging systems is investigated. It figures that the deformable mirror can be optically conjugated at 3 mm before the exit pupil of eye for both the conventional adaptive optics system and the proposed system, and the position is also conjugated with cornea.

**Key words** imaging systems; adaptive optics; tomography; wide field of view; conjugated position of deformable mirror; fundus imaging

**OCIS codes** 110.1085; 330.7327; 220.1000; 330.7326

## 1 引 言

高分辨率活体眼底成像技术可以发现病变组织,得到疾病信息,造福人类。但人眼产生的静态波前像差和人体产生的动态波前像差会降低眼底成像系统性能,其中静态波前像差主要是由于角膜与晶状体、玻璃体不同轴,角膜和晶状体的表面曲度存在局部偏差,角膜和晶状体以及玻璃体的内容物不均匀,使折射率有局部差异造成的。动态波前像差主要来源于人体自身调节带来的影响,如眼球转动、睫状肌调整和头部移动

收稿日期: 2016-11-08; 收到修改稿日期: 2016-12-02

基金项目: 国家自然科学基金(61471039)

作者简介: 武楚晗(1992—),男,硕士研究生,主要从事自适应光学方面的研究。E-mail: 1468690481@qq.com

导师简介: 张晓芳(1973—),女,博士,副教授,主要从事自适应光学方面的研究。

E-mail: zhangxf@bit.edu.cn(通信联系人)

等<sup>[1-2]</sup>。目前临床医学上比较常用的眼底成像技术,如眼底照相机、激光扫描检眼镜(SLO)、光学相干层析技术(OCT)等,通常都需要辅以自适应光学(AO)技术,以提高系统的实时性和分辨率<sup>[3-6]</sup>。

1997年Liang等<sup>[7-8]</sup>将AO引入活体眼底成像,和眼底照相机结合使用,并首次观察到了活体视网膜细胞的清晰图像。2004年,Hermann等<sup>[9]</sup>将时域OCT与AO结合并应用于眼底成像,2009年Cense等<sup>[10]</sup>将超辐射发光二极管及飞秒激光器应用于AO-OCT,得到了高分辨率的视网膜成像。2011年Zawadzki等<sup>[11]</sup>将AO-SLO和AO-OCT结合,使该系统可以使用两种模式观察视网膜。2012年Takayama等<sup>[12]</sup>设计了AO-SLO系统,获得了视神经乳头的高分辨率成像。中国科学院光电技术研究所从1998年开始在眼底成像领域开展了大量工作<sup>[13-14]</sup>;2003年,凌宁等<sup>[15]</sup>先后研制了两套活体人眼视网膜高分辨率成像系统,其分辨率分别达到 $3.4\ \mu\text{m}$ 和 $2.6\ \mu\text{m}$ ;2008年,史国华等<sup>[16]</sup>建立了AO-OCT系统,实现了 $2\ \mu\text{m}$ 的横向分辨率和 $6.3\ \mu\text{m}$ 的轴向分辨率;2010年,卢婧等<sup>[17]</sup>建立了国内第一套自适应共聚焦激光扫描检眼镜(AO-CSLO)临床样机,横向分辨率达到 $2\ \mu\text{m}$ ,轴向分辨率达到 $60\ \mu\text{m}$ ,实现了 $30\ \text{frame/s}$ 动态高分辨率成像。2009年,长春光学精密机械与物理研究所程少园等<sup>[18]</sup>也设计了基于液晶空间光调制器(SLM)的AO-SLO光学系统。虽然SLO及OCT等眼底成像技术可通过扫描实现大视场成像,但是由于人眼抖动,在扫描过程中会带来帧内或帧间图像抖动,影响系统成像质量<sup>[19]</sup>。

由于非等晕的影响,传统自适应光学(CAO)的视场(FOV)在天文观测领域只有几弧秒的量级,在眼底成像中一般也不过 $1^\circ$ 左右,当用于观察稍微偏离轴的目标时,分辨率便明显下降,不能满足眼底成像系统的大视场要求。为解决CAO校正视场小的问题,1987年Beckers提出了多层共轭自适应光学(MCAO),其基本思想是将三维畸变分成若干层,在每层的共轭位置上设置一块自适应校正镜以校正该层引起的波面畸变<sup>[20]</sup>。MCAO按照波前探测方式的不同可以分为层指向法和星指向法。层指向法是指对于一个给定的畸变层,有一个与其相共轭的波前传感器传感该层的波前畸变,变形镜(DM)放置于波前传感器的共轭位置,也与该层畸变共轭。星指向法,亦称层析法,通过探测来自不同导星方向上的波前像差,可进一步重构出各层波前信息以得到三维空间波前畸变。两种方法相比而言,层指向法测量相对简单,但当导星数较少时,测量精度低于层析法,层析法可实现波前畸变的三维重构。MCAO可有效扩大校正视场,但由于使用两个甚至更多的变形镜,会增加光路复杂度和系统成本。

为避免系统过于复杂及增加成本,同时实现校正视场的扩大,2014年一种层析自适应光学(TAO)系统被应用于太阳观测中<sup>[21]</sup>。该系统采用层析法获取大视场内的三维波前信息,但只使用一个变形镜进行校正。相较于CAO系统,TAO系统理论上可有效扩大校正视场,并且系统复杂度低于MCAO,将其应用于眼底成像系统,是一种可行的扩大校正视场的方法。

此外,在眼底成像AO系统中,变形镜共轭位置的选取对系统校正能力的影响也未有明确定论。目前一般都选择放置在出瞳面位置,但是人眼系统比较复杂,2006年,Bedggood等<sup>[22]</sup>在MCAO眼底成像研究中,发现变形镜共轭位置的变化会对系统的校正能力产生影响,但仅研究了MCAO中变形镜共轭位置处于眼前范围内的情况,具有一定的局限性。

本文基于层析传感及单变形镜校正原理,建立了TAO眼底成像仿真系统,并将其与CAO系统进行性能对比。针对CAO和TAO这两种眼底成像系统,仿真研究了变形镜共轭位置对系统性能的影响,并确定了变形镜的最佳共轭位置。

## 2 基本原理

### 2.1 TAO基础理论

眼底TAO的核心内容包括层析传感和单变形镜校正,其基本原理如图1所示。假设视网膜上排布有 $N$ 颗导星,导星发出的光经人眼光学系统、变形镜后成像。将人眼光学系统沿光轴方向分为 $M$ 层。根据层析法波前传感理论,波前传感器所探测的来自第 $i$ 个导星的波前畸变信息,可由 $k$ 阶Zernike多项式描述:

$$L_i = [a_4, a_5, a_6, \dots, a_{k+3}], i = 1, 2, \dots, N, \quad (1)$$

式中 $i$ 为导星序号, $L_i$ 为波前传感器所传感的来自第 $i$ 个导星的波前畸变,单位为波长 $\lambda$ , $a$ 为Zernike多项式系数(其中前三项被忽略)。定义来自第 $i$ 个导星的光在人眼第 $j$ 层的波前畸变为 $L_{ij}$ ,则

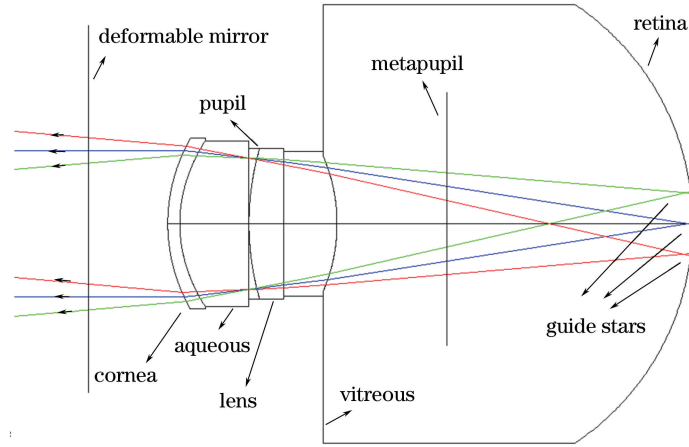


图 1 眼底 TAO 原理图

Fig. 1 Layout of TAO system

$$L_i = \sum_{j=1}^M L_{ij}, \quad (2)$$

式中  $j$  为人眼分层序号。

在每一层上,来自不同导星的光会形成一个新圆形区域,称之为元瞳面,虚线区域代表不同导星在元瞳面上的投影,如图 2 所示。根据 Ragazzoni 等<sup>[23]</sup>的理论,若一个区域可由  $k$  阶 Zernike 多项式描述,则其内部任意区域可由不大于  $k$  阶的 Zernike 多项式描述。定义人眼第  $j$  层的元瞳面上波前为  $W_j$ ,则

$$L_{ij} = P_{ij} W_j, \quad (3)$$

式中  $P_{ij}$  为转换矩阵,通过  $P_{ij}$  可以将第  $j$  层波前信息  $W_j$  转换成第  $i$  颗导星在此层上投影的波前畸变信息  $L_{ij}$ 。假设  $W_j$  由  $n$  阶 Zernike 多项式描述,则  $L_{ij}$  可以由  $m$  阶 Zernike 多项式描述,且  $n \geq m$ ,则  $P_{ij}$  为  $m \times n$  大小的矩阵,矩阵内部各元素为<sup>[24]</sup>

$$p_{mn} = \pi^{-1} \iint Z_m(\Delta x + dx, \Delta y + dy) Z_n(x, y) dx dy, \quad (4)$$

式中第  $j$  层波前信息  $W_j$  由主坐标系  $OXY$  描述,第  $i$  颗导星在第  $j$  层上的波前畸变信息  $L_{ij}$  由坐标系  $O'X'Y'$  描述,且坐标系  $O'X'Y'$  和主坐标系  $OXY$  间存在  $\Delta x$  和  $\Delta y$  的偏移,并设  $L_{ij}$  所在小圆域与  $W_j$  所在大圆域的半径比值为  $d$ 。

所有导星和所有人眼分层位置均遵循(3)式,因此,可以将上述关系表达为矩阵形式,

$$L = PW, \quad (5)$$

式中

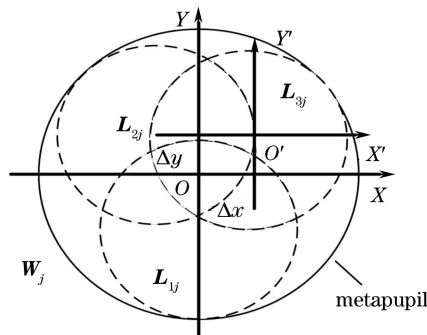


图 2 元瞳面及各导星光在其上的投影位置(以三个导星为例)

Fig. 2 Metapupil and the projection positions of the light from guide stars on the metapupil (take three guide stars as example)

$$L = \begin{bmatrix} L_1 \\ L_2 \\ \vdots \\ L_N \end{bmatrix}, P = \begin{bmatrix} P_{11} & P_{12} & \cdots & P_{1M} \\ P_{21} & P_{22} & \cdots & P_{2M} \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ P_{N1} & P_{N2} & \cdots & P_{NM} \end{bmatrix}, W = \begin{bmatrix} W_1 \\ W_2 \\ \vdots \\ W_M \end{bmatrix}。$$

当导星的数量不小于人眼分层数时,可采用奇异值分解方法,求出每一层人眼的波前畸变信息<sup>[25]</sup>:

$$W = P^+ L, \tag{6}$$

式中  $P^+$  为  $P$  的伪逆矩阵,获得人眼的波前畸变后,通过控制器驱动放置于出瞳面处的单变形镜进行眼底波前畸变校正,即可实现高分辨率眼底成像。

### 2.2 眼模型

使用国际上比较常用的适于大视场研究的个性化 Liou-Brennan(LB)眼模型模拟人眼系统,其特点在于引入了视轴和光轴间  $5^\circ$  的分离角,同时用 Zemax 中的渐变折射率层 Gradient 3 表示晶状体,描述了一种普适的大视场人眼模型。表 1 列出了 LB 眼模型的基本参数,其中 INF 为曲率无穷大,代表平面。真实人眼中,晶状体折射率由内部的蛋白质浓度分布控制,在中心层达到最高,沿着轴向和径向渐减,通过设置此模型的渐变折射率层的扩展参数即可体现这一人眼特性。

表 1 LB 眼模型参数

Table 1 Parameters of the LB eye model

Structure	Curvature /mm	Thickness /mm	Refractive index	Conic
Cornea	+7.70	0.55	1.376	-0.18
Aqueous	+6.40	3.16	1.336	-0.60
Pupil	INF	0	1.336	0
Lens-front	+12.40	1.59		0
Lens-back	INF	2.43		0
Vitreous	-8	16.23	1.336	0.96
Retina	-12			

### 2.3 大视场下 LB 眼模型像差特性

利用光学设计软件 Zemax 建立 LB 眼模型,首先确定大视场下 LB 眼模型的像差特性。设置 LB 眼模型瞳孔直径为 6 mm,视场为  $0^\circ, 10^\circ$  和  $20^\circ$ ,采用前 37 项 Zernike 边缘多项式来描述眼底像差。图 3 为在不同视场下 LB 眼模型视网膜上各项 Zernike 边缘多项式系数的变化。可以看出,随着视场增大,各项 Zernike 边缘多项式系数增大,并且出现了更多的高阶像差。但是眼底像差主要集中于低阶项,这与王杨等<sup>[26]</sup>的研究结果相符,不同视场下人眼眼底像差不同,且主要是低阶像差。

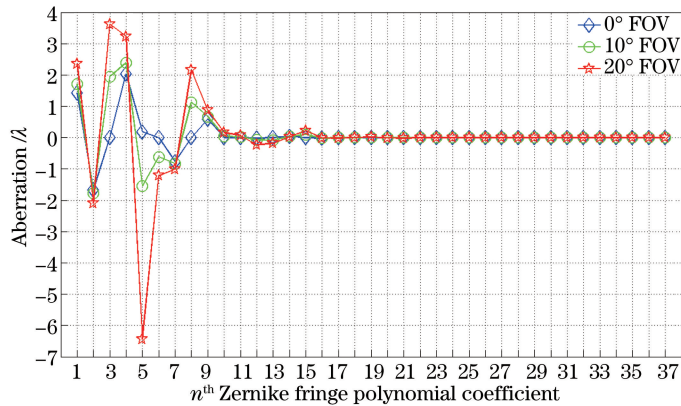


图 3 LB 眼模型中不同视场的像差特性

Fig. 3 Aberration characteristics of LB eye model in different FOVs

### 2.4 CAO 和 TAO 眼底成像仿真系统

基于 Zemax 软件建立 CAO 及 TAO 眼底成像系统,采用 LB 眼模型,光波波长为 575 nm,瞳孔直径为 6 mm。

### 2.4.1 导星排布及层析传感

导星数目和排布对 TAO 系统性能影响较大,2006 年 Bedggood 等<sup>[22]</sup>研究了眼底成像 AO 系统中的导星排布问题。依据其研究结果,本文采用图 4 所示导星排布方式,设置五颗导星,其中 0°视场一颗,另外四颗分别沿  $x$  轴正负方向和  $y$  轴正负方向与中央导星成 2°分离角。



图 4 TAO 眼底成像系统导星排布方式

Fig. 4 Geometry of reference beacons on retina in TAO system

人眼光学系统沿光轴方向分为 4 层,分别对应眼模型的角膜顶点处、前房前表面、晶状体中心面和玻璃体内距晶状体后表面 6 mm 处。基于 Zemax,可获得不同导星方向的波前畸变信息  $L_i$  ( $i$  为 1~5),如 2.1 节所述,由畸变分层及导星个数,根据(3)式可求得关系矩阵  $P$ ,由(6)式得到人眼系统各层的波前畸变  $W_j$  ( $j$  为 1~4)。

### 2.4.2 变形镜

变形镜由 Zernike 边缘相位面模拟,即通过改变 Zernike 边缘多项式系数来模拟变形镜的校正过程。仿真中 Zernike 边缘相位面都是平面,即不考虑使用特制曲率的变形镜的情形。

### 2.4.3 评价标准

仿真系统忽略了波前传感器误差,以斯特列尔比(SR)作为评价指标,对比了 CAO 与 TAO 系统性能随视场的变化情况。在变形镜最佳共轭位置的研究中以残余像差均方根(RMS)值作为评价指标。

## 3 仿真研究及结果分析

### 3.1 CAO 和 TAO 眼底成像系统校正能力对比

基于 Zemax 可获得人眼光学系统各个视场的像差。对于 CAO 系统,仅传感从中心导星发出的光所携带的像差信息,得到人眼系统出瞳处的波前畸变。对于 TAO 系统,则传感图 4 所示的  $\pm 2^\circ$ 视场内的五个导星方向上的波前畸变,根据 TAO 基础理论,可得到人眼系统各层的波前畸变  $W_j$  ( $j = 1 \sim 4$ )。变形镜放置于系统出瞳面位置,根据人眼像差特性,采用 Zernike 边缘多项式描述人眼像差,以 Zernike 边缘多项式系数作为变量,通过优化操作数模拟变形镜校正。仿真结果如图 5 所示,实线代表 SR 为 0.8,  $\circ$ 和  $\star$ 分别为 CAO 和 TAO 眼底成像系统性能随视场的变化情况。由图 5 可见,相对于 CAO 系统,TAO 系统可以将校正视场从  $1.2^\circ$ 扩大至  $3^\circ$ 。理论上,相较于 CAO 系统,TAO 系统获取了人眼系统三维像差信息,因而提高了系统的等晕角,扩大了校正视场。

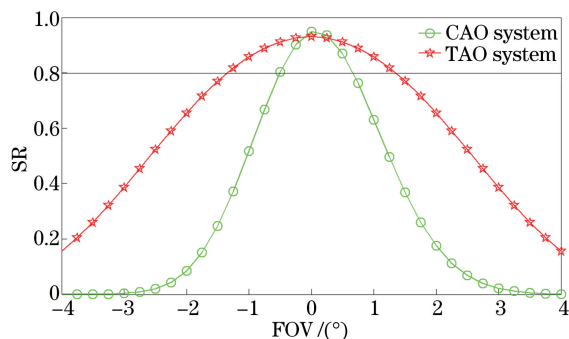


图 5 CAO 和 TAO 系统的性能对比

Fig. 5 Performance comparison between CAO and TAO system



## 3.2 变形镜最佳共轭位置

### 3.2.1 CAO 眼底成像系统中变形镜的最佳共轭位置

变形镜共轭位置对 AO 系统性能产生影响,为此利用前文所建立的仿真系统对变形镜共轭位置的选择进行了研究。

首先确定变形镜共轭位置的变化范围。由于 Zemax 软件中无法将 Zernike 边缘相位面插入渐变折射率层内,所以在 LB 眼模型内,变形镜共轭位置的研究范围包含除了晶状体外的五个区域,分别为眼前、角膜、前房、玻璃体和出瞳面附近。需要注意的是,眼模型存在很薄的区域,会使插入的 Zernike 相位面在这些区域边缘位置上发生交叉,导致仿真中光线路径的错误,所以对于角膜和前房两个区域,可以根据物像的共轭关系确定。出瞳面附近位置恰好对应瞳孔附近的位置,因此,可以将出瞳面附近区域的数据作为角膜内和前房区域数据的代替。另外,仿真发现,当变形镜共轭位置处于眼前区域和出瞳面附近区域时,系统校正性能较好,因此除去其他区域不理想或错误的的数据,仅给出这两个区域的数据展开研究。图 6 为中心视场下变形镜处于眼前区域(BE)和出瞳面附近区域[包括出瞳前区域(BEP)、出瞳位置(EP)和出瞳后区域(AEP)]时,CAO 眼底成像系统的校正能力。

从图 6 可以看出,在 CAO 系统中,变形镜最佳共轭位置位于出瞳面前 3 mm 处。根据物像共轭关系,最佳共轭位置位于眼模型的角膜附近区域,这也证实了 Dubinin 等<sup>[27]</sup>提出的角膜对人眼系统像差的贡献巨大的结论。从图 6 亦可看出,当变形镜共轭位置选在眼前区域和出瞳面附近区域时,校正能力差异不大,因此 CAO 系统中仍可按照常规习惯将变形镜共轭于出瞳面。

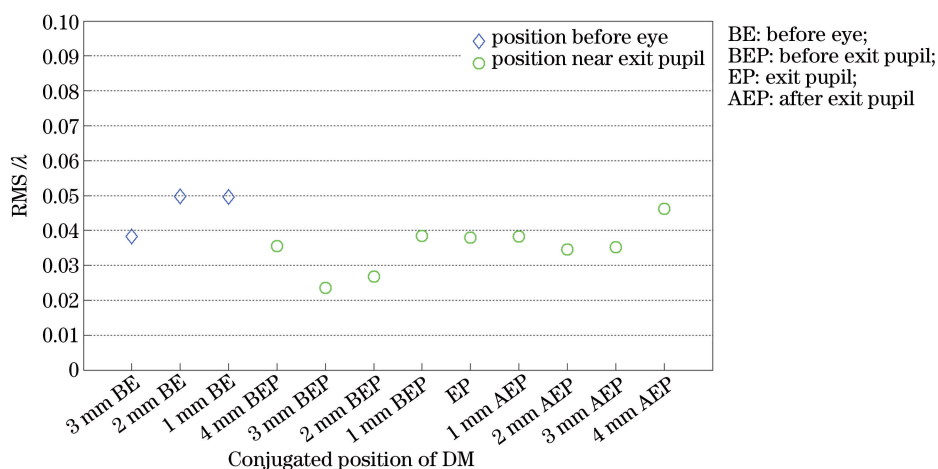


图 6 中心视场下不同变形镜共轭位置和 CAO 系统校正能力的关系

Fig. 6 Correction capability of different conjugated positions of deformable mirror in CAO system

### 3.2.2 TAO 眼底成像系统中变形镜的最佳共轭位置

采用相同的方法研究 TAO 眼底成像系统中变形镜的最佳共轭位置。如前所述,变形镜共轭于眼前区域和出瞳面附近区域时,CAO 系统性能较好。理论上,此结论亦适用于 TAO 系统。因此在 TAO 系统中这两个区域内各选取两个代表性的变形镜共轭位置进行研究,系统性能随变形镜共轭位置变化的结果列于表 2。以系统残差 RMS 低于  $\lambda/14(0.0714\lambda)$  作为系统性能良好的标准,可见眼前区域残余像差都比较大,不适合作为 TAO 系统变形镜的共轭位置。当变形镜位于出瞳面附近区域时,可以在  $2.96^\circ(\pm 1.48^\circ)$  视场内保持 TAO 系统性能良好,并且当变形镜共轭位置位于出瞳面前 3 mm 处时,视场还可以进一步扩大,达到  $3.92^\circ(\pm 1.96^\circ)$ ,所以 TAO 眼底成像系统的变形镜最佳共轭位置应为出瞳面前 3 mm 处。

表 2 变形镜处于不同共轭位置时 TAO 眼底成像系统性能对比

Table 2 Performance comparison in TAO system with different DM conjugated positions

Conjugated position of DM	RMS of residual aberrations in different FOVs / $\lambda$		
	0°	1.48°	1.96°
Exit pupil	0.0179	0.0722	0.0961
3 mm before exit pupil	0.0186	0.0541	0.0720
1 mm before eye	0.0387	0.1319	0.1719
3 mm before eye	0.0678	0.1608	0.2050

## 4 结 论

将 TAO 应用于高分辨率眼底成像系统,仿真结果表明,相对于 CAO 系统,TAO 系统在理论上可将校正视场从 1.2°扩大至 3°。对于两种 AO 系统,变形镜的最佳共轭位置均位于出瞳面前 3 mm 处,根据物像共轭关系,此位置共轭于角膜,证明了角膜对于人眼像差的巨大贡献。但 CAO 系统中仍可以出瞳面位置作为变形镜共轭位置,因为两种情况校正能力差别不大。

该研究为理论仿真研究,实际系统性能会因为波前传感误差的存在而有所降低,但基于理论模型得到的仿真结果可证明提出的 TAO 眼底成像系统具有扩大校正视场的能力。

TAO 眼底成像系统利用层析法实现了大视场三维波前畸变探测,只采用一个变形镜实施校正,降低了系统复杂度;另外由于不需要扫描,系统亦避免了人眼抖动所带来的像质退化问题,是实现大视场高分辨率眼底成像的有效途径之一。

## 参 考 文 献

- [1] Zhao Chaoyang. The research of the preliminary application of the retina adaptive optical imaging system in clinical ophthalmology[D]. Chongqing: Chongqing University, 2014: 1-8.  
赵超阳. 视网膜自适应光学成像系统在眼科临床的初步应用研究[D]. 重庆: 重庆大学, 2014: 1-8.
- [2] Kang Jian, Dai Yun, Liang Bo, *et al.* Binocular higher-order aberration correction and vision analysis system[J]. Acta Optica Sinica, 2015, 35(10): 1033001.  
康 健, 戴 云, 梁 波, 等. 双眼高阶像差校正与视觉分析系统[J]. 光学学报, 2015, 35(10): 1033001.
- [3] Babcock H W. The possibility of compensating astronomical seeing[J]. Publ Astron Soc Pac, 1953, 65(386): 651-236.
- [4] Wu Yuke, Fan Yingchuan, Chen Li. New progress in adaptive optics in ophthalmic application[J]. Practical Journal of Clinical Medicine, 2013, 10(3): 168-170.  
吴榆可, 樊映川, 陈 力. 自适应光学技术在眼科的应用新进展[J]. 实用医院临床杂志, 2013, 10(3): 168-170.
- [5] Xiao Fei, Dai Yun, Zhao Junlei, *et al.* High-resolution retinal imaging system with dual deformable mirrors[J]. Acta Optica Sinica, 2015, 35(5): 0501004.  
肖 飞, 戴 云, 赵军磊, 等. 双变形镜人眼视网膜高分辨率显微成像系统[J]. 光学学报, 2015, 35(5): 0501004.
- [6] Xu Yan. The study of fundus camera based on eye model[D]. Tianjin: Nankai University, 2008: 3-5.  
许 妍. 基于眼模型的眼底相机的研究[D]. 天津: 南开大学, 2008: 3-5.
- [7] Liang J, Williams D R. Aberrations and retinal image quality of the normal human eye[J]. J Opt Soc Am A, 1997, 14(11): 2873-2883.
- [8] Liang J, Williams D R, Miller D T. Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics[J]. J Opt Soc Am A, 1997, 14(11): 2884-2892.
- [9] Hermann B, Fernández E J, Unterhuber A, *et al.* Adaptive-optics ultrahigh-resolution optical coherence tomography [J]. Opt Lett, 2004, 29(18): 2142-2144.
- [10] Cense B, Koperda E, Brown J M, *et al.* Volumetric retinal imaging with ultrahigh-resolution spectral-domain optical coherence tomography and adaptive optics using two broadband light sources [J]. Opt Express, 2009, 17(5): 4095-4111.
- [11] Zawadzki R J, Jones S M, Pilli S, *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.
- [12] Takayama K, Ooto S, Hangai M, *et al.* High-resolution imaging of the retinal nerve fiber layer in normal eyes using adaptive optics scanning laser ophthalmoscopy[J]. PLOS ONE, 2012, 7(3): 255-258.
- [13] Jiang Wenhan. Adaptive optical technology[J]. Chinese Journal of Nature 2006, 28(1): 7-13.  
姜文汉. 自适应光学技术[J]. 自然杂志, 2006, 28(1): 7-13.
- [14] Jiang Wenhan, Zhang Yudong, Rao Changhui, *et al.* Progress on adaptive optics of Institute of Optics and Electronics, Chinese Academy of Sciences[J]. Acta Optica Sinica, 2011, 31(9): 0900106.  
姜文汉, 张雨东, 饶长辉, 等. 中国科学院光电技术研究所的自适应光学研究进展[J]. 光学学报, 2011, 31(9): 0900106.
- [15] Ling Ning, Zhang Yudong, Rao Xuejun, *et al.* A small adaptive optical imaging system for cells of living human retina [J]. Acta Optica Sinica, 2004, 24(9): 1153-1158.  
凌 宁, 张雨东, 饶学军, 等. 用于活体人眼视网膜观察的自适应光学成像系统[J]. 光学学报, 2004, 24(9): 1153-1158.
- [16] Shi G H, Dai Y, Wang L, *et al.* Adaptive optics optical coherence tomography for retina imaging[J]. Chin Opt Lett, 2008, 6(6): 424-425.
- [17] Lu J, Li H, Wei L, *et al.* Retina imaging *in vivo* with the adaptive optics confocal scanning laser ophthalmoscope[C]. SPIE, 2009, 7519: 751911.
- [18] Cheng Shaoyuan, Cao Zhaoliang, Hu Lifa, *et al.* Design of scanning laser ophthalmoscope system with LC adaptive optics[J]. Infrared and Laser Engineering, 2011, 40(2): 253-257.  
程少园, 曹召良, 胡立发, 等. 液晶自适应光学扫描激光检眼镜的光学系统设计[J]. 红外与激光工程, 2011, 40(2): 253-257.
- [19] Williams D R. Imaging single cells in the living retina[J]. Vision Res, 2011, 51(13): 1379-1396.
- [20] Zhang Xiaofang, Yu Xin, Yan Jixiang. Development and prospect of multi-conjugate adaptive optics[J]. Nanotechnol Precis Eng, 2004, 2(1): 76-80.  
张晓芳, 俞 信, 阎吉祥. 多层共轭自适应光学的进展与展望[J]. 纳米技术与精密工程, 2004, 2(1): 76-80.
- [21] Zhang X F, Wang L Q. Improvement in the performance of solar adaptive optics[J]. Res Astron Astrophys, 2014, 14(14): 471-484.
- [22] Bedggood P A, Ashman R, Smith G, *et al.* Multiconjugate adaptive optics applied to an anatomically accurate human eye model[J]. Opt Express, 2006, 14(18): 8019-8030.
- [23] Ragazzoni R, Marchetti E, Rigaut F. Modal tomography for adaptive optics[J]. Astron Astrophys, 1999, 342(3): L53-L56.
- [24] Dong B, Ren D Q, Zhang X. Numerical analysis of modal tomography for solar multi-conjugate adaptive optics[J]. Res Astron Astrophys, 2012, 12(4): 465-471.
- [25] Zhang Lanqiang. Solar multi-conjugate adaptive optics for high resolution imaging[D]. Beijing: University of Chinese Academy of Sciences, 2014: 41-43.  
张兰强. 太阳高分辨力成像多层共轭自适应光学技术研究[D]. 北京: 中国科学院大学, 2014: 41-43.
- [26] 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.
- [27] Dubinin A, Cherezova T, Kudryashov A. Methods of isoplanatic patch widening in human eye retina imaging[C]. SPIE, 2008, 6844: 684406.