引用格式：LIANG Qing, FANG Fengzhou. Optical Performance of Aspherical Monofocal Intraocular Lenses in Misaligned States[J]. Acta Photonica Sinica, 2026, 55(2):0222001
梁庆,房丰洲.失调状态下非球面单焦点人工晶状体的光学特性研究[J].光子学报,2026,55(2):0222001

失调状态下非球面单焦点人工晶状体的光学特性研究

梁庆,房丰洲
(天津大学 精密仪器与光电子工程学院 精密测试技术及仪器全国重点实验室 微纳制造实验室,天津 300072)

摘 要:构建了失调状态下(即人工晶状体存在偏心或倾斜时)的眼模型,基于初级像差理论,研究了人工晶状体眼的初级像差以及不同类型非球面单焦点人工晶状体的性能差异,并结合节点像差理论,阐明了偏心、倾斜对人工晶状体眼初级球差和初级彗差的影响机制。结果表明,当瞳孔直径3.0 mm且无偏心、倾斜状态下,较小二次曲面系数的人工晶状体对全眼轴上初级像差几乎没有影响,但可以有效地抑制偏心状态下初级彗差场中心的偏移,从而使得偏心状态下,植入0像差人工晶状体的眼模型的调制传递函数高于植入像差矫正型人工晶状体的眼模型。对于非球面单焦点人工晶状体的设计,适当地降低二次曲面系数,能显著减小因偏心而产生的初级彗差场中心偏移,从而改善偏心状态下人工晶状体眼的光学性能。该研究为未对准状态下人工晶状体的设计提供重要参考。

关键词:人工晶状体;非球面;节点像差理论;初级像差理论;初级彗差场中心
中图分类号:O435 **文献标识码**:A **doi**:10.3788/gzxb20265502.0222001

0 引言

人工晶状体(Intraocular Lens,IOL)是一种植入人眼的医疗器械,通常用于治疗白内障等疾病。然而,在临床实践中,IOL往往会出现不同程度的偏心和倾斜。例如,研究报告称,在62名患者的队列中,平均倾斜度为6.2°±1.3°(范围从3.6°到9.0°)[1],在89只植入IOL的眼睛的平均偏心为0.64 mm[2]。而与理想位置的偏差会显著影响IOL的光学性能[3],与球面IOL相比,非球面IOL对偏心和倾斜更敏感[4],彗差通常与IOL倾斜和偏心有关,也随着瞳孔扩张而增加[5]。此外,偏心、倾斜也会对多焦点IOL[6]、扩展焦深型IOL[7]以及复曲面IOL[8]造成负面影响。

单焦点IOL是应用较为广泛的一类IOL,可恢复患者的看远视力。单焦点IOL可分为球面单焦点IOL和非球面单焦点IOL,而非球面单焦点IOL又可分为像差矫正型人工晶状体(Aberration-correcting Intraocular Lens,ACIOL)和0像差人工晶状体(Aberration-free Intraocular Lens,AFIOL),ACIOL是专门为矫正角膜的正球面像差(Spherical Aberration,SA)而设计的,从而提高远视的视觉质量,在IOL完全居中的理想情况下,它可以实现良好的光学性能[9]。虽然AFIOL不改变眼睛的球差[10],但是在偏心状态下的性能要优于ACIOL[10]。然而,大多研究只关注失调状态下(即人工晶状体存在偏心或倾斜时)IOL的性能表现,针对不同类型的非球面单焦点IOL之间性能差异背后原因的研究较少。

有学者对IOL的屈光度以及人工晶状体眼(Pseudophakic Eye,PE)的像差进行了研究,如张伊等[11]基于临床采集的人眼波前像差、角膜地形图和眼轴数据,在光学软件中构建了个性眼模型,用以研究人眼的入射和出射波前像差差异。CHASSAGNE B等[12]给出了对准状态下PE的初级球差(Primary Spherical Aberration,

基金项目:国家自然科学基金(52035009)
第一作者:梁庆,lq18856302630@163.com
通讯作者:房丰洲,fzfang@tju.edu.cn
收稿日期:2025-08-31;**录用日期**:2025-12-22

PSA)和初级彗差(Primary Coma,PC)计算公式,但未给出IOL或晶状体存在偏心、倾斜时的像差公式。GUIRAO A等[13]研究了偏心状态下的像差,推导出了用于估计在给定偏心量下应校正的每种像差项比例的解析表达式,但没有涉及倾斜状态下的像差。ATCHISON D A等[14-15]补偿了IOL在倾斜状态以及轴向不同位置下的屈光不正,但该研究只是在优化IOL屈光度计算方法,并没有涉及像差计算。因此,如何能同时描述偏心、倾斜状态下人眼光学系统的像差,就成为分析未对准状态下IOL光学特性差异的关键所在。

综上所述,本研究首先根据真实的IOL与虹膜的位置关系进行初级像差理论(Primary Aberration Theory,PAT)的改进,再基于节点像差理论(Nodal Aberration Theory,NAT)建立IOL偏心、倾斜量与全眼初级像差的数学模型,从而建立了一个与数值研究(Numerical Investigation,NI)截然不同的解析模型,用以评估IOL偏心、倾斜对全眼像差的影响,并指出两类非球面单焦点IOL性能差异的原因,且通过NI验证了初级波像差系数(Primary Wavefront Aberration Coefficients,PWACs)和像差场中心计算的准确性。根据功能差异以及不同眼轴长度,分别设计了三款ACIOL和三款AFIOL,分析了不同屈光度或眼轴长度对结论的影响,进而说明本研究结论的普适性。同时,将所设计的IOL和一款商用ACIOL进行对比。再者,通过讨论不同波长下角膜和眼内结构折射率的差异及其对像差计算的影响,以增强模型选择的合理性。最后,通过讨论角膜球差、厚度等参数单一可能带来的影响以说明本研究结论的适用范围。

1 基本原理

首先,给出坐标系和偏心、倾斜的具体定义。然后,基于PAT,建立改进后对准状态下的眼模型。最后,基于NAT和对准状态下的眼模型,建立IOL未对准状态下的眼模型。

1.1 坐标系和偏心、倾斜定义

如图1(a)所示,在旋转对称光学系统中,每个光学表面都与局部坐标系相关联,该坐标系属于笛卡尔直角坐标系。当光学表面未对准时,其局部坐标系也会偏离其原始对准状态。

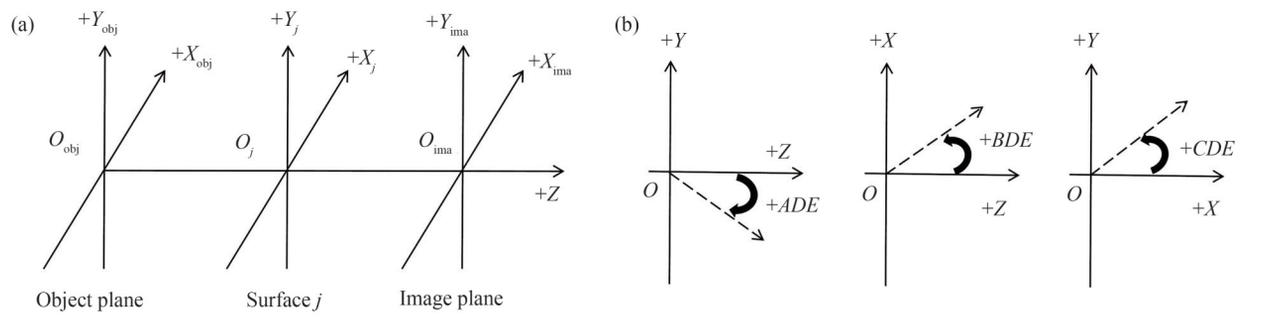


图1 坐标系和偏心、倾斜的定义。(a)坐标系定义;(b)偏心、倾斜定义

Fig. 1 Definitions of coordinates, decentration, and tilt. (a) Definitions of coordinates; (b) Definitions of decentration and tilt

在三维空间中,物体具有六个自由度,对应于光学表面的六种偏心、倾斜参数:三种偏心量*XDE*、*YDE*和*ZDE*,以及三种倾斜量*ADE*、*BDE*和*CDE*。+*XDE*、+*YDE*和+*ZDE*分别表示沿光学表面局部坐标系的*X*轴、*Y*轴以及*Z*轴正方向的平移,*ADE*、*BDE*和*CDE*分别表示围绕*X*轴、*Y*轴以及*Z*轴的旋转。如图1(b)所示,本文中的旋转角度遵循右手定则,其中+*ADE*、+*BDE*和+*CDE*被定义为正值。由于非球面IOL的旋转对称性,故*CDE*没有影响,而*ZDE*的影响体现在光学表面的轴向位置。因此,本研究主要关注横向偏心、倾斜量*XDE*、*YDE*、*ADE*和*BDE*。

1.2 对准状态下的眼模型

本文模型基于Navarro-Escudero眼模型[16],主要考虑PSA和PC这两种主要像差。按照国际标准化组织(International Organization for Standardization,ISO)11979-2的规定,IOL的调制传递函数(Modulation Transfer Function,MTF)测试需要基于546 nm波长的光源进行[17],由于Navarro-Escudero眼模型提供了543 nm波长的折射率数据,故本文基于543 nm进行IOL设计。

为构建PE模型,将自然晶状体替换为IOL,如图2所示,从左往右共四个折射光学表面。模型详细参数列于表1,而IOL的具体参数将在2.1节进行讨论。

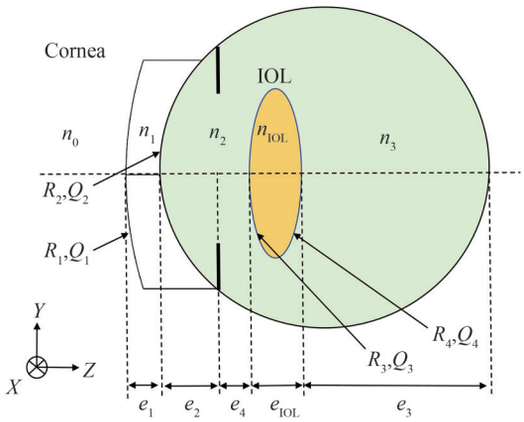


图 2　PE模型示意图

Fig. 2　Schematic diagram of the pseudophakic eye

表 1　PE参数

Table 1　Parameters of the pseudophakic eye

Surface	Type	Conic constant	Radius/mm	Thickness/mm	Refraction index
1(Anterior cornea)	Conic	$Q_1=-0.26$	$R_1=7.72$	$e_1=0.55$	$n_1=1.377\,7$
2(Posterior cornea)	Spherical	$Q_2=0$	$R_2=6.5$	$e_2=3.05$	$n_2=1.339\,1$
Stop	Plane	0	Infinity	$e_4=0.264$	$n_2=1.339\,1$
3(Anterior IOL)	Conic	Q_3(According to IOL)	R_3(According to IOL)	$e_{IOL}=0.8$	$n_{IOL}=1.493\,2$
4(Posterior IOL)	Conic	$Q_4=0$	$R_4=\infty$	e_3(According to IOL)	$n_3=1.337\,7$
Retina	Spherical	0	−12.00	0	—

非球面IOL的表面几何形状数学表达式为

$$z=\frac{cr^2}{1+\sqrt{1-(1+Q)c^2r^2}}+a_2r^2+a_4r^4+a_6r^6+\cdots \tag{1}$$

式中，c表示非球面基准球面的曲率，r为径向高度；a_2、a_4、a_6为多项式项系数(通常取$a_2=0$)，Q则为二次曲面系数。

图3是PE中近轴边缘光线和近轴主光线的追迹示意图。图3(a)中的红色线段代表近轴边缘光线(Paraxial Marginal Ray，PMR)，图3(b)中的绿色线段代表近轴主光线(Paraxial Principal Ray，PPR)，kappa = 5°，PMR与PPR与各光学面交点高度见图3。HAZRA L N等[18]以及CHASSAGNE B等[12]的研究可用于计算PE的PWACs，并作出如下改进：(1)在计算近轴光线参数时，考虑了角膜和IOL厚度的影响；(2)如图2所示，实际条件下，IOL前表面的中心可能不与虹膜重合，而是存在一定的偏移距离。这个距离指

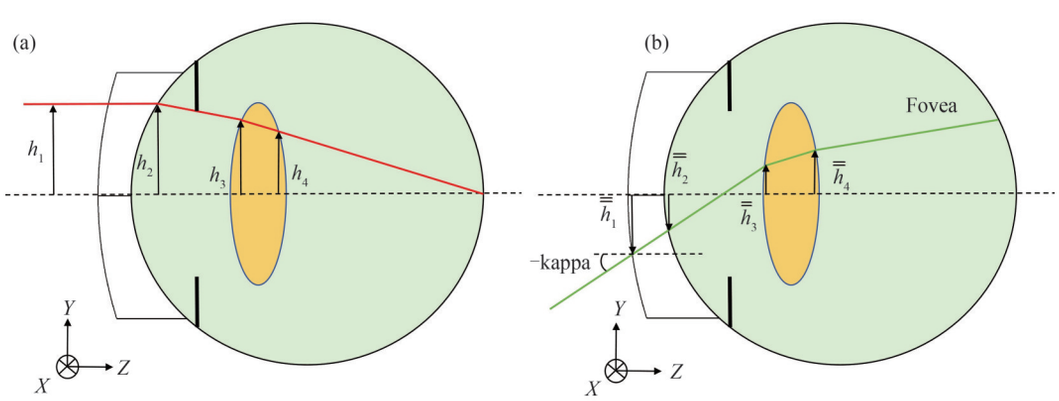


图3　PE的近轴光线参数示意图。(a)近轴边缘光线；(b)近轴主光线

Fig. 3　Schematic diagram of the paraxial ray in the pseudophakic eye. (a) The paraxial marginal ray; (b) The paraxial principal ray

的是沿光轴方向的偏离距离，也就是Z方向的距离，如图2中的e_4所示。参考RETZLAFF J A等[19]的研究，e_4的计算公式为

$$e_4 = 0.664 - \frac{1}{2} e_{\mathrm{IOL}} \tag{2}$$

因此，IOL像差的计算变得更加复杂，需要多次应用光阑偏移定律。

对于角膜，光阑偏移定律需要应用两次。首先，当光阑与角膜前表面重合时，将该定律应用于角膜后表面，此时，PPR与各光学面的交点高度用$\bar{h}_j$表示，$j=1$、2、3、4。其次，当光阑位于IOL前e_4处时，将光阑偏移定律应用于角膜的前后表面，此时，PPR与各光学面的交点高度用$\bar{\bar{h}}_j$表示，$j=1$、2、3、4，PMR与各光学面的交点高度用h_j表示，$j=1$、2、3、4。P_{COR}表示角膜的屈光度。

$$S_{\mathrm{I}}^{\mathrm{COR}} = A_1{}^2 h_1 \Delta_1 + \frac{(n_1-1)h_1^4}{R_1^3} Q_1 + A_2{}^2 h_2 \Delta_2 + \frac{(n_2-n_1)h_2^4}{R_2^3} Q_2 \tag{3}$$

$$S_{\mathrm{II}}^{\mathrm{COR}} = \bar{A}_1 A_1 h_1 \Delta_1 + A_1{}^2 h_1 \Delta_1 K + \frac{(n_1-1)h_1^4}{R_1^3} Q_1 K + \bar{A}_2 A_2 h_2 \Delta_2 + A_2{}^2 h_2 \Delta_2 K + \frac{(n_2-n_1)h_2^4}{R_2^3}\left(\frac{\bar{h}_2}{h_2} + K\right) Q_2 \tag{4}$$

$$K = \frac{\mathrm{kappa}}{h_1 P_{\mathrm{COR}}}\left(1 - \frac{1}{1-(e_1+e_2)\dfrac{P_{\mathrm{COR}}}{n_2}}\right) \tag{5}$$

对于IOL，也需分两次应用光阑偏移定律。首先，当光阑与IOL前表面重合时，该定律仅作用于IOL后表面，此时，PPR与各光学面的交点高度用$\bar{h}_j$表示，j=3、4。其次，当光阑与IOL前表面存在间距e_4时，则需同时应用于IOL的前后表面。A_j、$\bar{A}_j$以及Δ_j的含义参考HAZRA L N等[18]的研究，$j=1$、2、3、4。

$$S_{\mathrm{I}}^{\mathrm{IOL}} = A_3{}^2 h_3 \Delta_3 + \frac{(n_{\mathrm{IOL}}-n_2)h_3^4}{R_3^3} Q_3 + A_4{}^2 h_4 \Delta_4 + \frac{(n_3-n_{\mathrm{IOL}})h_4^4}{R_4^3} Q_4 \tag{6}$$

$$S_{\mathrm{II}}^{\mathrm{IOL}} = \bar{A}_3 A_3 h_3 \Delta_3 + A_3^2 h_3 \Delta_3 K_3 + \frac{(n_{\mathrm{IOL}}-n_2)h_3^4}{R_3^3} Q_3 K_3 + \bar{A}_4 A_4 h_4 \Delta_4 + A_4^2 h_4 \Delta_4 K_4 + \frac{(n_3-n_{\mathrm{IOL}})h_4^4}{R_4^3}\left(\frac{\bar{h}_4}{h_4} + K_4\right) Q_4 \tag{7}$$

$$K_3 = \frac{\bar{\bar{h}}_3}{h_3} \tag{8}$$

$$K_4 = \frac{\bar{\bar{h}}_4 - \bar{h}_4}{h_4} \tag{9}$$

1.3 未对准状态下的眼模型

NAT通常用于反射光学系统的分析与设计[20-22]，也可以用于研究折射光学系统[23]。本研究利用NAT分析未对准状态下折射眼视光学系统的成像特性。

基于偏心、倾斜系统的近轴追迹方程，可用于计算未对准光学系统中各表面像差场对称中心在像平面上的位置[24]。如图4所示，该位置由像差场偏心矢量$\boldsymbol{\sigma}_j$表示，$\boldsymbol{\sigma}_j$的起点是高斯像平面与从轴上的物点发射并

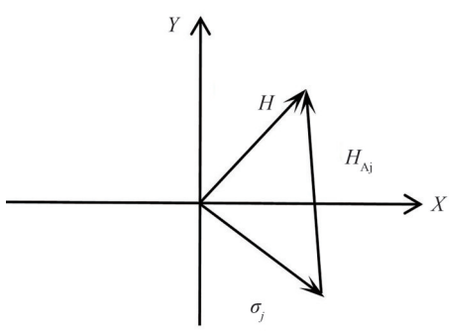


图4 像平面上像差场偏心矢量$\boldsymbol{\sigma}_j$、视场矢量$\boldsymbol{H}$和有效视场矢量$\boldsymbol{H}_{\mathrm{Aj}}$的分布示意图

Fig. 4 Schematic diagram of the distribution of the aberration field decenter vector $\boldsymbol{\sigma}_j$, the field vector $\boldsymbol{H}$, and the effective field vector $\boldsymbol{H}_{\mathrm{Aj}}$ on the image plane

穿过局部入射光瞳中心的光线的交点，$\boldsymbol{\sigma}_j$的终点是像平面上像差场对称中心的位置。球差、彗差、像散和其他像差是以$\boldsymbol{\sigma}_j$的末端为中心成旋转对称分布的[24]，而这些像差的旋转对称中心就称为节点。

旋转对称光学系统的波前像差可表示为各光学表面贡献的叠加[24]，有

$$W=\sum_{j}\sum_{p}^{\infty}\sum_{n}^{\infty}\sum_{m}^{\infty}\left(W_{klm}\right)_j\boldsymbol{H}^k\boldsymbol{\rho}^l\cos^m\phi,\ k=2p+m,\ l=2n+m \tag{10}$$

式中，下标j表示表面编号，W_{klm}是表面j的波像差系数。像差系数W_{klm}的三个下标k、l和m分别对应于视场矢量$\boldsymbol{H}$、归一化光瞳矢量$\boldsymbol{\rho}$以及这两个矢量之间角度余弦的幂指数。

当光学系统未对准时，$\boldsymbol{H}$被有效视场矢量$\boldsymbol{H}_{\mathrm{Aj}}$替换。

$$\boldsymbol{H}_{\mathrm{Aj}}=\boldsymbol{H}-\boldsymbol{\sigma}_j \tag{11}$$

因此，未对准光学系统的波像差表达式推导有[25-27]

$$\begin{cases}W=\sum_{j}\sum_{p}^{\infty}\sum_{n}^{\infty}\sum_{m}^{\infty}W_{klm,j}^{(\mathrm{sph,\ asph})}\left(\boldsymbol{H}_{\mathrm{Aj}}^{(\mathrm{sph,\ asph})}\cdot\boldsymbol{H}_{\mathrm{Aj}}^{(\mathrm{sph,\ asph})}\right)^p\left(\boldsymbol{\rho}\cdot\boldsymbol{\rho}\right)^n\left(\boldsymbol{H}_{\mathrm{Aj}}^{(\mathrm{sph,\ asph})}\cdot\boldsymbol{\rho}\right)^m\\ k=2p+m,\ l=2n+m\end{cases} \tag{12}$$

当满足$2(p+n+m)=4$时，可推导出未对准光学系统的三级球差表达式有

$$W_{\mathrm{SA3}}=\sum_{j}W_{040j}\left(\boldsymbol{\rho}\cdot\boldsymbol{\rho}\right)^2 \tag{13}$$

式中，W_{040j}是第j个表面的三阶球面像差系数。可以看到，三阶球差与孔径大小的四次幂成正比，与视场大小无关。由于系统的不对称性只影响像差的视场依赖性，因此三阶球差在整个视场中保持恒定，与横向偏心、倾斜量XDE、YDE、ADE和BDE无关。但三阶球差仍受光学表面的轴向间距影响。

接下来，可推导出未对准光学系统的三阶彗差表达式

$$W_{\mathrm{COMA3}}=\sum_{j}W_{131j}\left[\left(\boldsymbol{H}-\boldsymbol{\sigma}_j\right)\cdot\boldsymbol{\rho}\right]\left(\boldsymbol{\rho}\cdot\boldsymbol{\rho}\right) \tag{14}$$

可以进一步写成

$$W_{\mathrm{COMA3}}=W_{131}\left[\left(\boldsymbol{H}-\boldsymbol{a}_{131}\right)\cdot\boldsymbol{\rho}\right]\left(\boldsymbol{\rho}\cdot\boldsymbol{\rho}\right)=W_{\mathrm{linear}}+W_{\mathrm{constant}} \tag{15}$$

$$W_{131}=\sum_{j}W_{131j},\ \boldsymbol{A}_{131}=\sum_{j}W_{131j}\boldsymbol{\sigma}_j,\ \boldsymbol{a}_{131}=\frac{\boldsymbol{A}_{131}}{W_{131}} \tag{16}$$

与旋转对称系统中三阶彗差的表达式相比，未对准系统的三阶彗差具有额外的常数矢量$\boldsymbol{A}_{131}$，该矢量与视场的大小无关，但与每个表面的$\boldsymbol{\sigma}_j$以及每个光学表面的三阶彗差系数有关[28]。因此，未对准系统中三阶彗差的节点不再位于视场中心，而是偏移了由矢量$\boldsymbol{a}_{131}$确定的量。由于像差的最大节点数等于该像差的视场矢量的幂指数，因此，未对准光学系统最多只能有一个三阶彗差节点[28]。

由于所提出的PE中只有IOL未对准，故$\boldsymbol{A}_{131}$的组成有

$$\boldsymbol{A}_{131}=\begin{bmatrix}A_{131,x}\\A_{131,y}\end{bmatrix}=\begin{bmatrix}A_{131,3,x}+A_{131,4,x}\\A_{131,3,y}+A_{131,4,y}\end{bmatrix} \tag{17}$$

其中，

$$\begin{aligned}\begin{bmatrix}A_{131,3,x}\\A_{131,3,y}\end{bmatrix}&=\begin{bmatrix}\boldsymbol{\sigma}_3^{\mathrm{sph}}\boldsymbol{\sigma}_3^{\mathrm{asph}}\end{bmatrix}\begin{bmatrix}W_{131,3}^{\mathrm{sph}}\\W_{131,3}^{\mathrm{asph}}\end{bmatrix}\\ \begin{bmatrix}A_{131,4,x}\\A_{131,4,y}\end{bmatrix}&=\begin{bmatrix}\boldsymbol{\sigma}_4^{\mathrm{sph}}\boldsymbol{\sigma}_4^{\mathrm{asph}}\end{bmatrix}\begin{bmatrix}W_{131,4}^{\mathrm{sph}}\\W_{131,4}^{\mathrm{asph}}\end{bmatrix}\end{aligned} \tag{18}$$

需要特别注意的是，每个光学面的$\boldsymbol{\sigma}_j$必须分别计算球面和非球面贡献，可通过相关数学公式推导得出[27-28]。将$\boldsymbol{a}_{131}$乘kappa后，即可获得初级彗差场中心（Primary Coma Field Center，PCFC）的位置，有

$$\begin{bmatrix}X_{131}\\Y_{131}\end{bmatrix}=\mathrm{kappa}\begin{bmatrix}A_{131,3,x}+A_{131,4,x}\\A_{131,3,y}+A_{131,4,y}\end{bmatrix}/W_{131} \tag{19}$$

2 人工晶状体设计与评价

两类IOL的共同设计参数如下：空间分辨率为100 cycles/mm，瞳孔直径3.0 mm，均为平凸透镜，后表面为平面。

2.1 人工晶状体设计

对于ACIOL而言，将前表面曲率半径和二次曲面系数设为变量，基于NI，通过如下评价函数，优化系统的MTF。本研究的MTF均指子午MTF和弧矢MTF的平均值。

$$F_1 = w_1(\mathrm{MTF}_1 - \mathrm{MTF}_{1,\,\mathrm{obj}})^2 \tag{20}$$

式中，MTF_1的目标值$\mathrm{MTF}_{1,\,\mathrm{obj}}$设定为0.8，权重系数$w_1$设定为1。

可得到ACIOL的参数，见表2。基于ACIOL的参数，将前表面曲率半径和二次曲面系数设置为变量，在如下评价函数中添加球差优化。

$$F_2 = w_2(W_{040,\,3} - W_{040,\,4})^2 + w_3(\mathrm{MTF}_2 - \mathrm{MTF}_{2,\,\mathrm{obj}})^2 \tag{21}$$

式中，权重系数w_2设为5、w_3设为1，MTF_2的目标值$\mathrm{MTF}_{2,\,\mathrm{obj}}$设为0.8。$W_{040,\,3}$和$W_{040,\,4}$的说明见表3，为满足AFIOL特性，需要将IOL的$W_{040,\,3}$和$W_{040,\,4}$抵消。

表2 不同眼轴长度下的IOL参数

Table 2 Parameters of IOL at different axial lengths

Model number	Axial length of eye model/mm	Type	Q_3	R_3/mm	e_3/mm	$W_{040,\,4}$/wavelengths	Diopter/D
1	21.92	ACIOL	−0.763	6.140	17.256	0.049	25.10
		AFIOL	−0.320	6.178			24.94
2	23.92	ACIOL	−1.553	8.733	19.256	0.036	17.65
		AFIOL	−0.271	8.808			17.50
3	25.92	ACIOL	−4.899	13.348	21.256	0.027	11.54
		AFIOL	−0.433	13.515			11.40

表3 参数说明

Table 3 Explanation of parameters

Parameters	Explanation	Parameters	Explanation
XDE	Decentration along the X-axis of the local coordinate system of the optical surface	W_{131}	Wavefront aberration coefficient of the primary coma of PE
ADE	Tilt around the X-axis of the local coordinate system of the optical surface	W_{040}^{IOL}	Wavefront aberration coefficient of the primary spherical aberration of IOL
W_{040}	Wavefront aberration coefficient of the primary spherical aberration of PE	W_{131}^{IOL}	Wavefront aberration coefficient of the primary coma of IOL
σ_3^{asp}	The aspherical contribution by the anterior surface of IOL to the aberration field decenter vector	$W_{040,\,3}$	Wavefront aberration coefficient of the primary spherical aberration on the anterior surface of IOL
$W_{040,\,3}^{\mathrm{sp}}$	The spherical contribution of wavefront aberration coefficient of the primary spherical aberration on the anterior of IOL	$W_{131,\,3}^{\mathrm{asp}}$	The aspherical contribution of wavefront aberration coefficient of the primary coma on the anterior surface of IOL
$W_{040,\,3}^{\mathrm{asp}}$	The aspherical contribution of wavefront aberration coefficient of the primary spherical aberration on the anterior surface of IOL	$W_{131,\,4}^{\mathrm{asp}}$	The aspherical contribution of wavefront aberration coefficient of the primary coma on the posterior surface of IOL
$W_{040,\,4}$	Wavefront aberration coefficient of the primary spherical aberration on the posterior surface of IOL	$\sigma_{3,\,x}^{\mathrm{asp}}$	The X-component of the aspherical contribution by the anterior surface of IOL to the aberration field decenter vector
kappa	Kappa angle	$\boldsymbol{H}$	Field vector
PD	Pupil diameter	$\boldsymbol{H}_{\mathrm{Aj}}$	Effective field vector
$\boldsymbol{\sigma}_j$	Aberration field decenter vector	$\boldsymbol{\rho}$	The normalized vector describing the position in the pupil

为了研究对IOL屈光度的适用性，选择三个眼轴长度进行IOL设计，分别是较短的眼轴model 1：21.92 mm、适中的眼轴model 2：23.92 mm、以及较长的眼轴model 3：25.92 mm、其中，model 2参数同Navarro-Escudero眼模型，model 1和model 3的其他参数同model 2，得到IOL参数如表4所示。

本文采取的MTF计算方式是基于光瞳函数的快速傅里叶变换，将光学系统的光瞳离散成一个网格进行采样，网格的尺寸可以是32×32、64×64、128×128、256×256以及512×512等，而光瞳的采样尺寸决定着MTF计算的结果是否稳定。因此，下面基于不同的采样尺寸进行多次仿真。结果如表4所示，随着采样尺寸的提升，MTF的计算结果趋于稳定，例如：对于4.5 mm瞳孔的model 3而言，采样尺寸为32×32时的MTF为0.73，而当采样尺寸为64×64时的MTF结果为0.72，再次提升采样尺寸MTF的结果会稳定在0.72。考虑到采样尺寸过大会加长计算时间，同时为了保证MTF计算稳定性，故本研究的MTF光瞳采样尺寸为128×128。

表4　对准状态下不同光瞳采样尺寸下的MTF（ACIOL，543 nm，100 cycles/mm）

Table 4　MTF under different pupil sampling sizes in aligned state (ACIOL, 543 nm, 100 cycles/mm)

Model number	PD/mm	32×32	64×64	128×128	256×256	512×512
1	3.0	0.69	0.69	0.69	0.69	0.69
	4.5	0.79	0.79	0.79	0.79	0.79
2	3.0	0.66	0.66	0.66	0.66	0.66
	4.5	0.76	0.76	0.76	0.76	0.76
3	3.0	0.62	0.62	0.62	0.62	0.62
	4.5	0.73	0.72	0.72	0.72	0.72

2.2　对准状态下的光学特性

分别利用PAT和NI方法计算得到的PWACs如表5～7所示，可以看到两者的计算结果基本一致，说明基于PAT的计算程序是准确的。同时，可以看到ACIOL的W_{040}和W_{131}都处于一个较低的水平，可认为PE的像差得到了矫正。对于AFIOL而言，其W_{040}^{IOL}水平非常低，接近于0，对于全眼像差几乎没有影响，故W_{040}明显高于ACIOL。

表5　Model 1的PWACs

Table 5　PWACs of model 1

PD/mm	Type	Method	W_{040}^{IOL}/wavelengths	W_{131}^{IOL}/wavelengths	W_{040}/wavelengths	W_{131}/wavelengths
3.0	ACIOL	PAT	−0.333	0.104	0.006	1.095
		NI	−0.333	0.105	0.005	1.098
	AFIOL	PAT	−0.003	0.117	0.335	1.107
		NI	−0.003	0.117	0.335	1.110
4.5	ACIOL	PAT	−1.686	0.352	0.028	3.696
		NI	−1.686	0.353	0.027	3.707
	AFIOL	PAT	−0.018	0.393	1.696	3.737
		NI	−0.016	0.394	1.697	3.748

表6　Model 2的PWACs

Table 6　PWACs of model 2

PD/mm	Type	Method	W_{040}^{IOL}/wavelengths	W_{131}^{IOL}/wavelengths	W_{040}/wavelengths	W_{131}/wavelengths
3.0	ACIOL	PAT	−0.336	−0.082	0.002	0.909
		NI	−0.336	−0.082	0.002	0.911
	AFIOL	PAT	−0.004	−0.067	0.335	0.924
		NI	−0.004	−0.067	0.335	0.926
4.5	ACIOL	PAT	−1.702	−0.277	0.011	3.067
		NI	−1.702	−0.278	0.012	3.075
	AFIOL	PAT	−0.019	−0.227	1.694	3.117
		NI	−0.019	−0.227	1.695	3.126

表 7 Model 3 的 PWACs

Table 7 PWACs of model 3

PD/mm	Type	Method	W_{040}^{IOL}/wavelengths	W_{131}^{IOL}/wavelengths	W_{040}/wavelengths	W_{131}/wavelengths
3.0	ACIOL	PAT	−0.329	−0.140	0.009	0.851
		NI	−0.329	−0.140	0.009	0.854
	AFIOL	PAT	−0.004	−0.123	0.334	0.868
		NI	−0.004	−0.123	0.334	0.870
4.5	ACIOL	PAT	−1.668	−0.472	0.045	2.873
		NI	−1.668	−0.473	0.046	2.881
	AFIOL	PAT	−0.022	−0.415	1.692	2.929
		NI	−0.021	−0.416	1.692	2.937

对准状态下，两类 IOL 的全眼点列图仿真结果如图 5～7 所示，MTF 仿真结果如图 8 所示。由于 ACIOL 可以矫正全眼像差，且在瞳孔直径 3.0 mm 和 4.5 mm 下视网膜上的光斑均在艾里斑内或者略微超过艾里斑半径，故 MTF 达到了衍射极限或者十分接近衍射极限，在 100 cycles/mm 下都超过了 0.6（瞳孔直径 4.5 mm）。此外，对于 AFIOL，3.0 mm 直径瞳孔下，虽然不能矫正全眼像差，但光斑半径也只是略微超过艾里斑半径，故 MTF 接近衍射极限。如表 5～7 所示，对于 AFIOL 而言，大瞳孔下系统的球差显著大于小瞳孔下的球差且处于一个较高水平，例如：3.0 mm 直径瞳孔下系统的球差为 0.334 波长（AFIOL，model 3），4.5 mm 直径瞳孔下系统的球差为 1.692 波长（AFIOL，model 3）。而球差是影响人眼 MTF 的重要因素[29]，因此，4.5 mm 直径瞳孔下的 AFIOL 的全眼 MTF 较差，在 100 cycles/mm 下仅有不到 0.3，如图 8 所示。

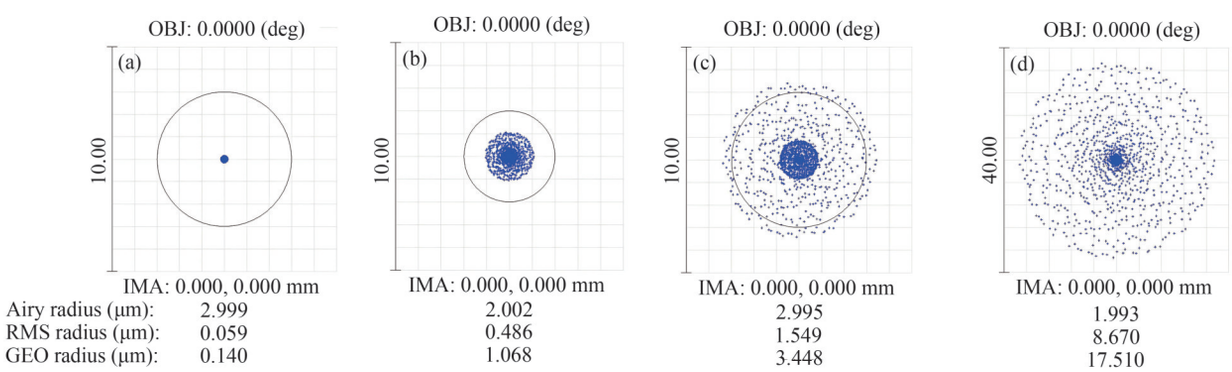


图 5 Model 1 的点列图。(a) ACIOL，瞳孔直径 3.0 mm；(b) ACIOL，瞳孔直径 4.5 mm；(c) AFIOL，瞳孔直径 3.0 mm；(d) AFIOL，瞳孔直径 4.5 mm

Fig. 5 Schematic diagram of model 1. (a) ACIOL with PD of 3.0 mm; (b) ACIOL with PD of 4.5 mm; (c) AFIOL with PD of 3.0 mm; (d) AFIOL with PD of 4.5 mm

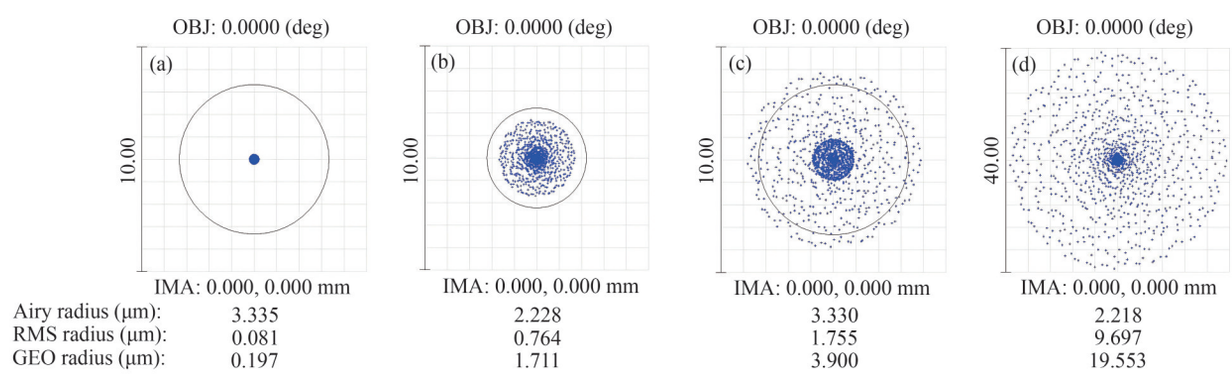


图 6 Model 2 的点列图。(a) ACIOL，瞳孔直径 3.0 mm；(b) ACIOL，瞳孔直径 4.5 mm；(c) AFIOL，瞳孔直径 3.0 mm；(d)AFIOL，瞳孔直径 4.5 mm

Fig. 6 Schematic diagram of model 2. (a) ACIOL with PD of 3.0 mm; (b) ACIOL with PD of 4.5 mm; (c) AFIOL with PD of 3.0 mm; (d) AFIOL with PD of 4.5 mm

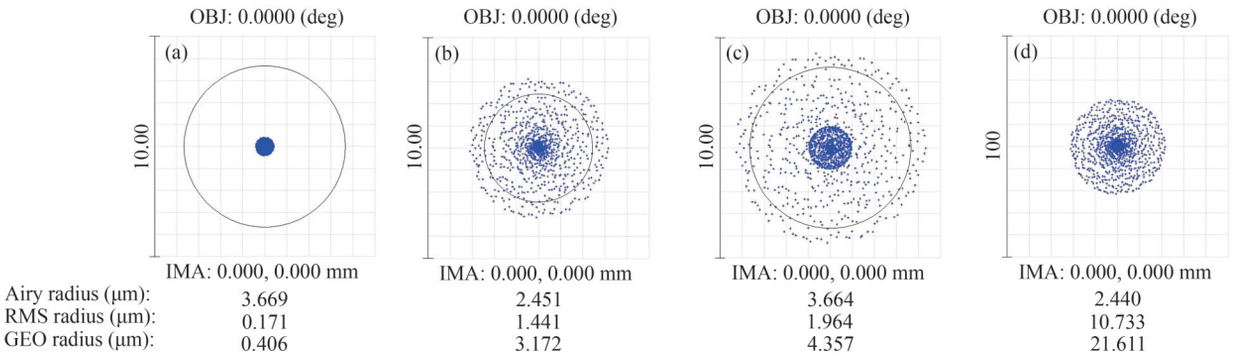


图7　Model 3的点列图。(a) ACIOL，瞳孔直径3.0 mm；(b) ACIOL，瞳孔直径4.5 mm；(c) AFIOL，瞳孔直径3.0 mm；(d) AFIOL，瞳孔直径4.5 mm

Fig. 7　Schematic diagram of model 3. (a) ACIOL with PD of 3.0 mm; (b) ACIOL with PD of 4.5 mm; (c) AFIOL with PD of 3.0 mm; (d) AFIOL with PD of 4.5 mm

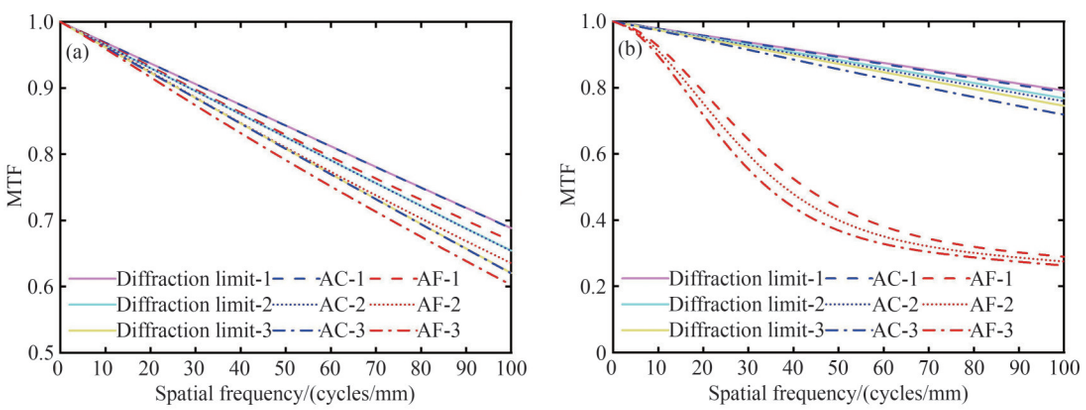


图8　不同眼轴长度下的MTF仿真结果。(a)瞳孔直径3.0 mm；(b)瞳孔直径4.5 mm

Fig. 8　Simulation results of MTF at different axial lengths. (a) PD of 3.0 mm; (b) PD of 4.5 mm

2.3　未对准状态下的光学调制传递函数

本研究只关注单一偏心与倾斜，即*XDE*与*ADE*。通常，IOL偏心0.3 mm以及倾斜3°左右较为常见[30]，偏心0.7 mm以及倾斜7°左右是一个比较平均的量[1-2]，而偏心1.1 mm以及倾斜11°已属于大偏心、倾斜条件，通常出现于IOL的体外光学测试中[31]，临床实践中很少出现。因此，本研究采用的参数如下：偏心参数为0.3、0.5、0.7、0.9以及1.1 mm，倾斜参数为3°、5°、7°、9°以及11°。

瞳孔直径3.0 mm、偏心状态下的MTF仿真结果如图9所示：在*XDE* = 0.3 mm时，两者的MTF相差不多；随着偏心量的增大，ACIOL的MTF会逐渐减小，而AFIOL的MTF基本不受偏心的影响。

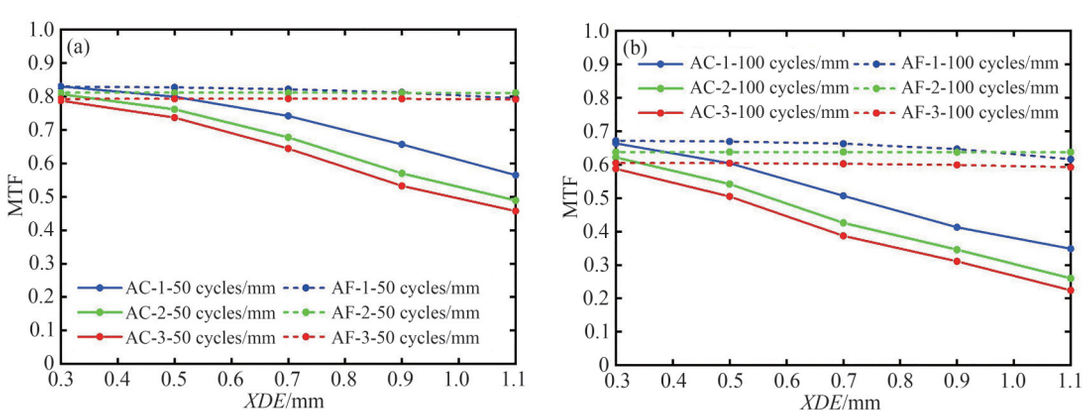


图9　不同眼轴长度下，瞳孔直径3.0 mm、偏心状态下的MTF。(a)50周期/毫米；(b)100周期/毫米

Fig. 9　MTF under decentration with PD of 3.0 mm at different axial lengths. (a) 50 cycles/mm; (b) 100 cycles/mm

瞳孔直径4.5 mm、偏心状态下的MTF仿真结果如图10所示：在*XDE* = 0.3 mm时，ACIOL的MTF高于AFIOL；但随着偏心量的增大，ACIOL的MTF会逐渐减小，而AFIOL的MTF波动较小。在100 cycles/mm、*XDE* = 0.9 mm和1.1 mm时，AFIOL的MTF高于ACIOL。

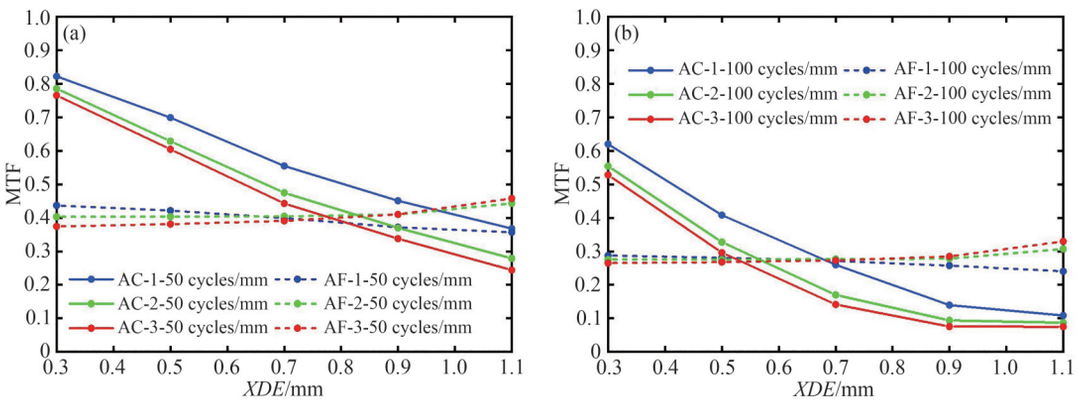


图10 不同眼轴长度下，瞳孔直径4.5 mm、偏心状态下的MTF。(a)50周期/毫米；(b)100周期/毫米

Fig. 10 MTF under decentration with PD of 4.5 mm at different axial lengths. (a) 50 cycles/mm; (b) 100 cycles/mm

瞳孔直径3.0 mm、倾斜状态下的MTF仿真结果如图11所示：两类IOL的MTF都会随着倾斜量的增大而逐渐下降，但在相同倾斜参数下，两者的MTF值相近。

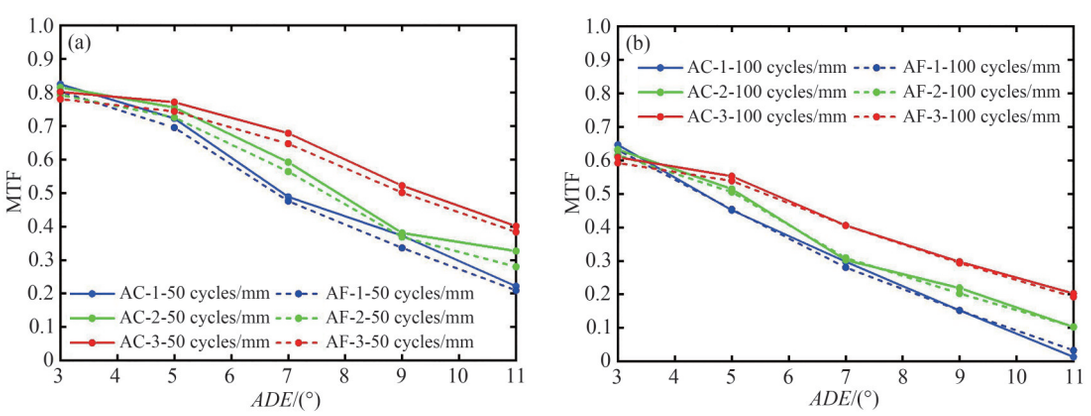


图11 不同眼轴长度下，瞳孔直径3.0 mm、倾斜状态下的MTF。(a)50周期/毫米；(b)100周期/毫米

Fig. 11 MTF under tilt with PD of 3.0 mm at different axial lengths. (a) 50 cycles/mm; (b) 100 cycles/mm

瞳孔直径4.5 mm、倾斜状态下的MTF仿真结果如图12所示：两类IOL的MTF也都会随着倾斜量的增大而逐渐下降，且大多数情况下，ACIOL的MTF高于AFIOL。

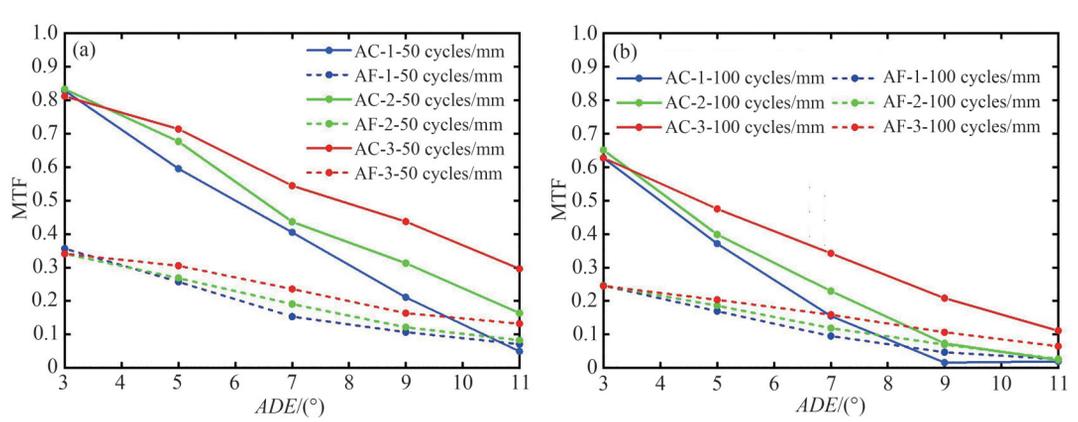


图12 不同眼轴长度下，瞳孔直径4.5 mm、倾斜状态下的调MTF。(a)50周期/毫米；(b)100周期/毫米

Fig. 12 MTF under tilt with PD of 4.5 mm at different axial lengths. (a) 50 cycles/mm; (b) 100 cycles/mm

Tecnis Monofocal 1-Piec（Johnson & Johnson Vision，Santa Ana，CA，USA）是一款用于矫正像差的单焦点IOL，其非球面设计可矫正－0.27 μm的PSA，光学部直径6.0 mm，具有1.47的折射率以及55的阿贝数[9]。将ACIOL载入ISO眼模型中，分别在IOL居中、偏心1 mm以及倾斜5°的条件下对比Tecnis和ACIOL（model 2）的MTF参数，如表8所示。聚焦标准是分别在3.0 mm和4.5 mm瞳孔、分辨率为50 cycles/mm时的最佳MTF[9]，角膜球差为＋0.28 μm。3.0 mm瞳孔时：居中状态下，ACIOL的MTF可以达到0.80，Tecnis IOL的MTF可以达到0.75；受倾斜影响，ACIOL的MTF会略微下降到0.74，Tecnis IOL的MTF会略微下降到0.73；偏心对两者的影响较倾斜更大，ACIOL的MTF会降到0.49，Tecnis IOL的MTF会降到0.38。4.5 mm瞳孔时：居中状态下，ACIOL的MTF可以达到0.58，Tecnis IOL的MTF可以达到0.77；受倾斜影响，ACIOL的MTF会略微下降到0.53，Tecnis IOL的MTF会下降到0.51；偏心对两者的影响较倾斜更大，ACIOL的MTF会降到0.14，Tecnis IOL的MTF会降到0.07。由于ACIOL和Tecnis都属于像差矫正类型，其MTF受偏心、倾斜的影响类似，即两者的光学性能相似，进而说明本研究结论的普适性。

表8　ACIOL和Tecnis的MTF
Table 8　MTF parameters of ACIOL and Tecnis

PD/mm	Type	Centered MTF	MTF of 1 mm decentration	MTF of 5° tilt
3.0	ACIOL	0.80	0.49	0.74
	Tecnis	0.75	0.38	0.73
4.5	ACIOL	0.58	0.14	0.53
	Tecnis	0.77	0.07	0.51

2.4　未对准状态下的模拟成像

为了进一步研究AFIOL和ACIOL在未对准状态下的性能，添加了未对准眼模型的模拟成像，目标图像是4行E字视标，相同行的E字大小一致，从上往下E字尺寸递减。

偏心状态下的模拟成像如图13～18所示，瞳孔直径3.0 mm时，AFIOL能清晰成像，且不同偏心量下的清晰度不变。瞳孔直径4.5 mm时，AFIOL的成像清晰度会下降，但仍不受偏心量的影响，这和MTF的变化趋势一致，从而说明了AFIOL的抗偏心性能。而ACIOL在小偏心量（如0.3 mm）下可以清晰成像，但其成像清晰度会随着偏心量的增大而逐渐下降至模糊状态，这点也和其MTF的变化趋势一致。不同屈光度下的ACIOL和AFIOL的成像清晰度及其变化趋势类似。

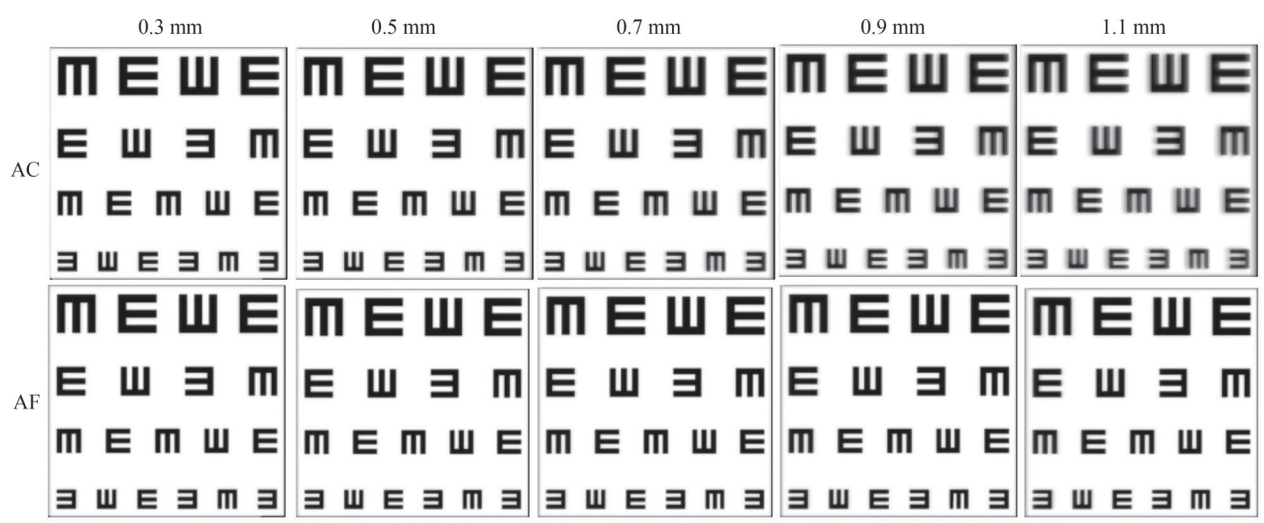


图13　偏心状态下的模拟成像结果（3.0 mm瞳孔，model 1）
Fig. 13　Simulation imaging results under decentration (PD of 3.0 mm, model 1)

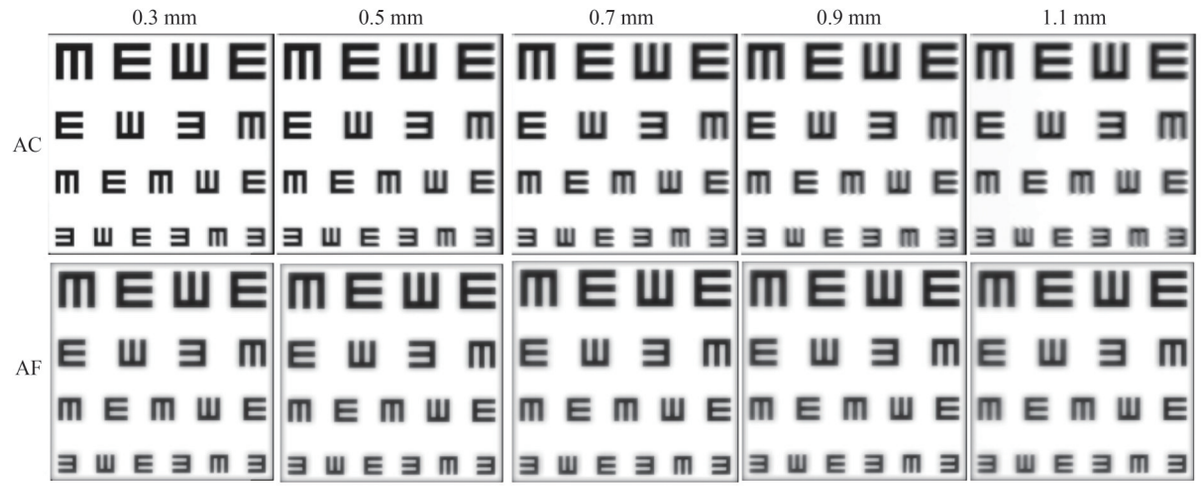


图 14 偏心状态下的模拟成像结果(4.5 mm 瞳孔,model 1)

Fig. 14 Simulation imaging results under decentration (PD of 4.5 mm, model 1)

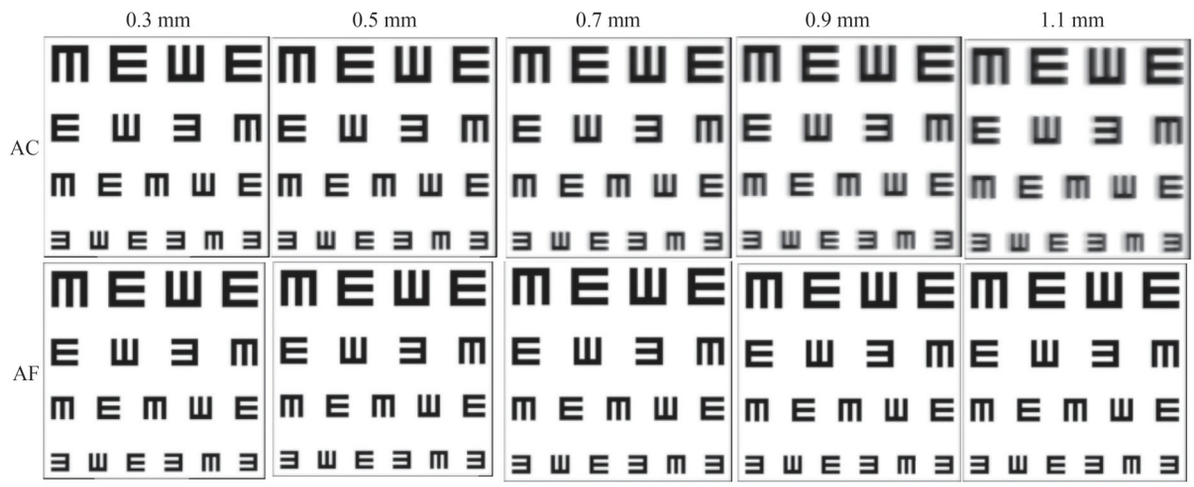


图 15 偏心状态下的模拟成像结果(3.0 mm 瞳孔,model 2)

Fig. 15 Simulation imaging results under decentration (PD of 3.0 mm, model 2)

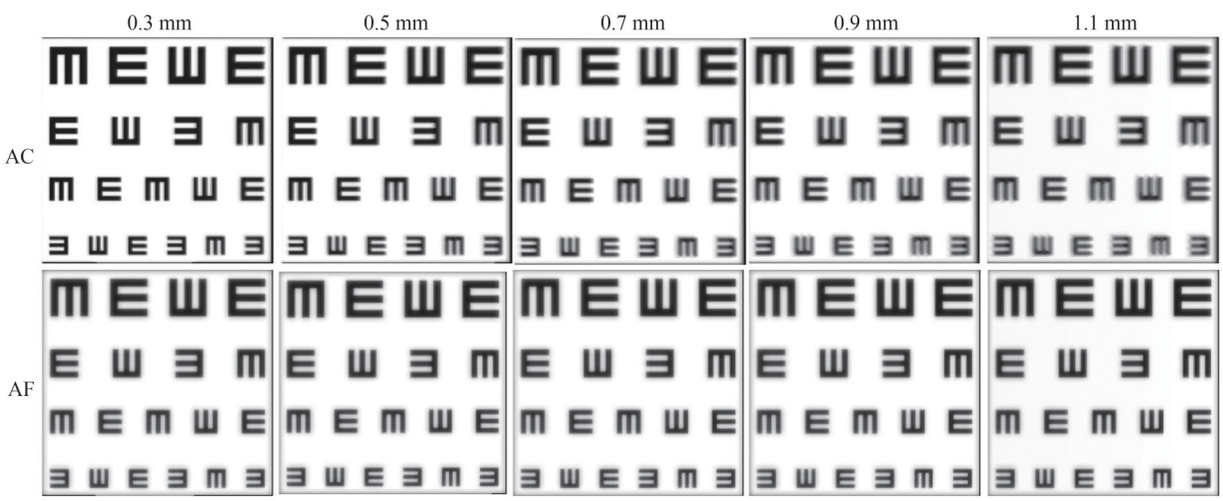


图 16 偏心状态下的模拟成像结果(4.5 mm 瞳孔,model 2)

Fig. 16 Simulation imaging results under decentration (PD of 4.5 mm, model 2)

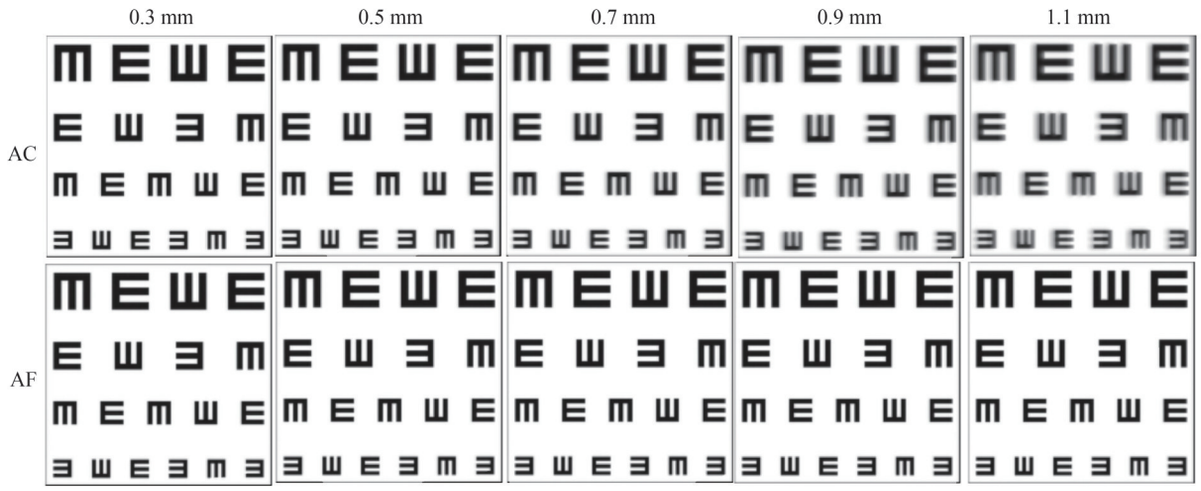


图 17　偏心状态下的模拟成像结果（3.0 mm 瞳孔，model 3）

Fig. 17　Simulation imaging results under decentration (PD of 3.0 mm, model 3)

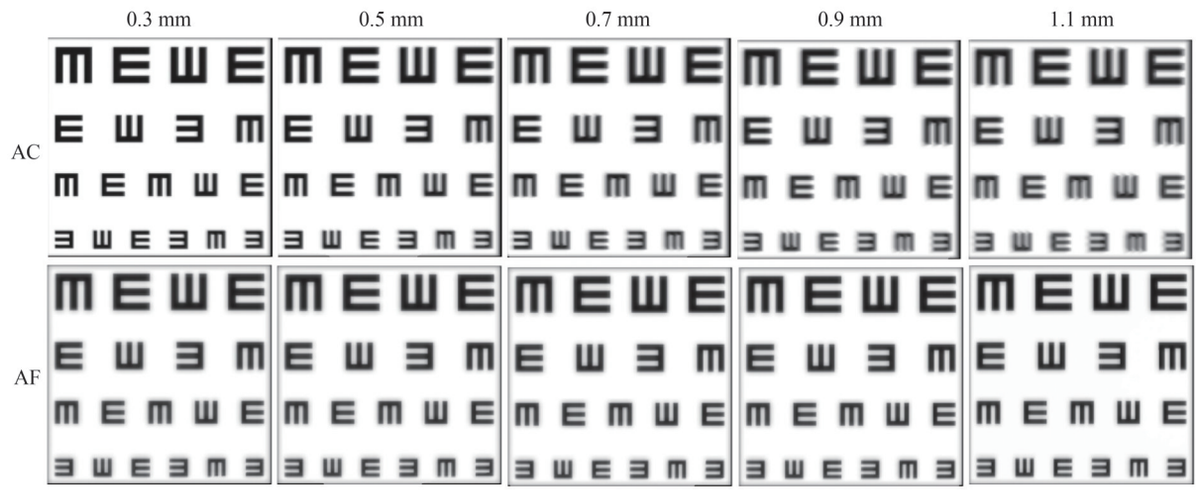


图 18　偏心状态下的模拟成像结果（4.5 mm 瞳孔，model 3）

Fig. 18　Simulation imaging results under decentration (PD of 4.5 mm, model 3)

倾斜状态下的模拟成像如图 19～24 所示，瞳孔直径 3.0 mm 时，ACIOL 和 AFIOL 的成像效果类似，即在倾斜量较小（如 3°）时可以清晰成像，但随着倾斜量的增大，两者的成像会逐渐模糊，这和 MTF 的变化趋势

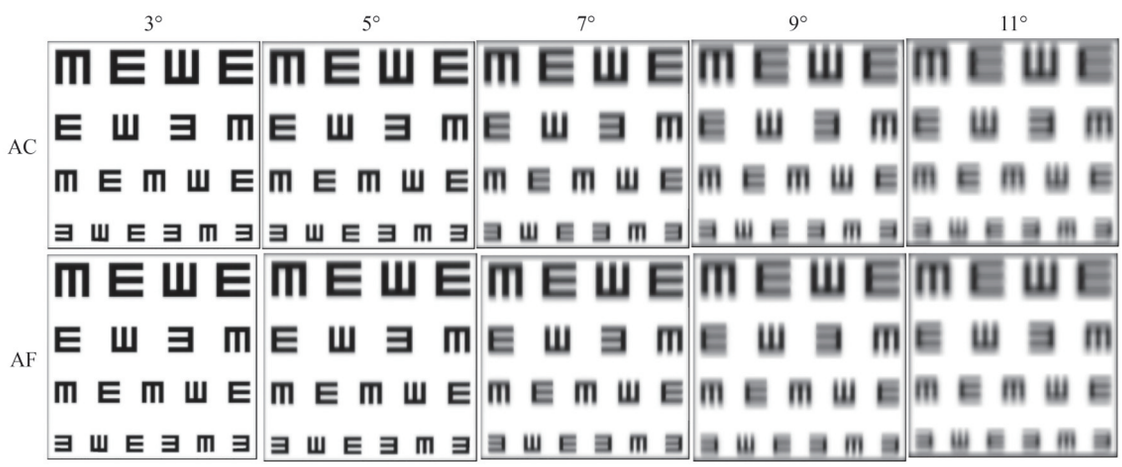


图 19　倾斜状态下的模拟成像结果（3.0 mm 瞳孔，model 1）

Fig. 19　Simulation imaging results under tilt (PD of 3.0 mm, model 1)

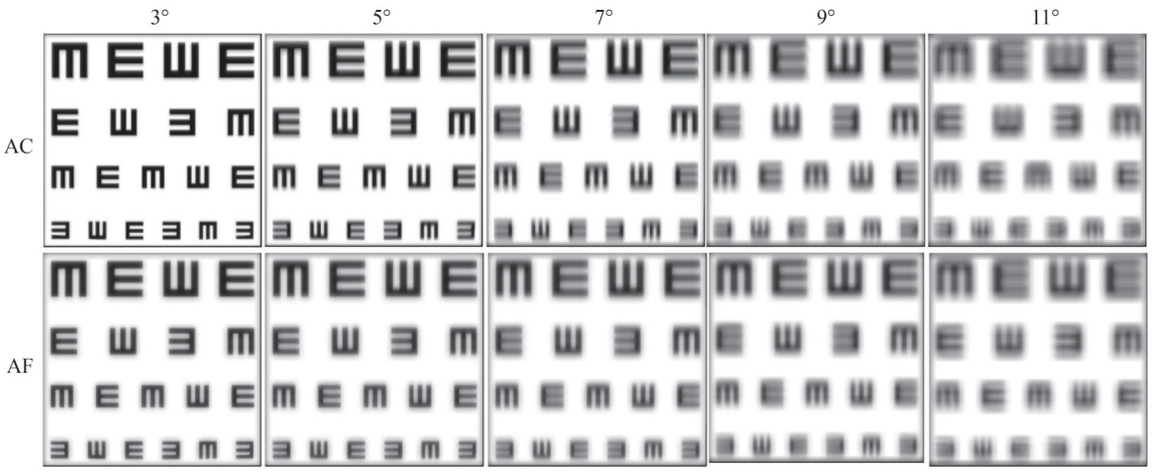


图 20 倾斜状态下的模拟成像结果(4.5 mm 瞳孔,model 1)

Fig. 20 Simulation imaging results under tilt (PD of 4.5 mm, model 1)

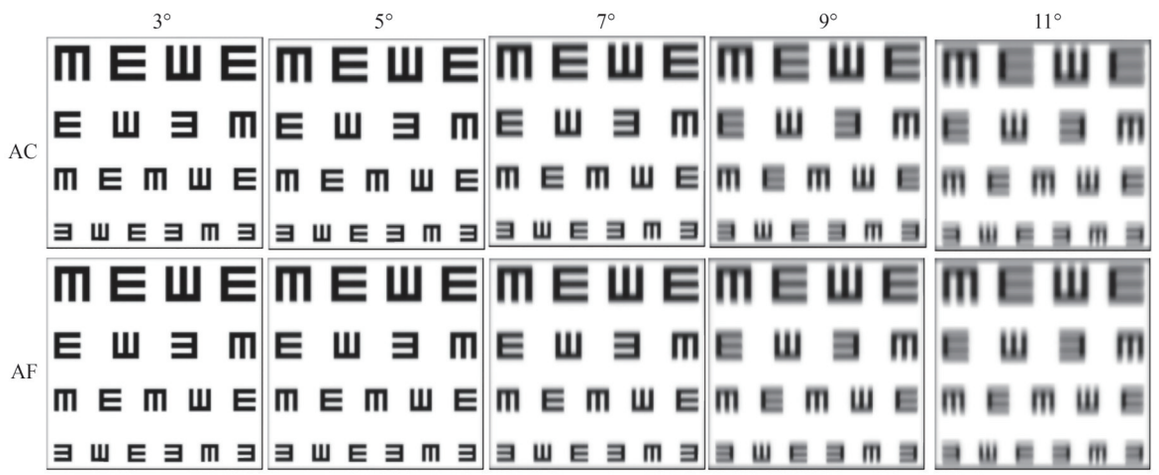


图 21 倾斜状态下的模拟成像结果(3.0 mm 瞳孔,model 2)

Fig. 21 Simulation imaging results under tilt (PD of 3.0 mm, model 2)

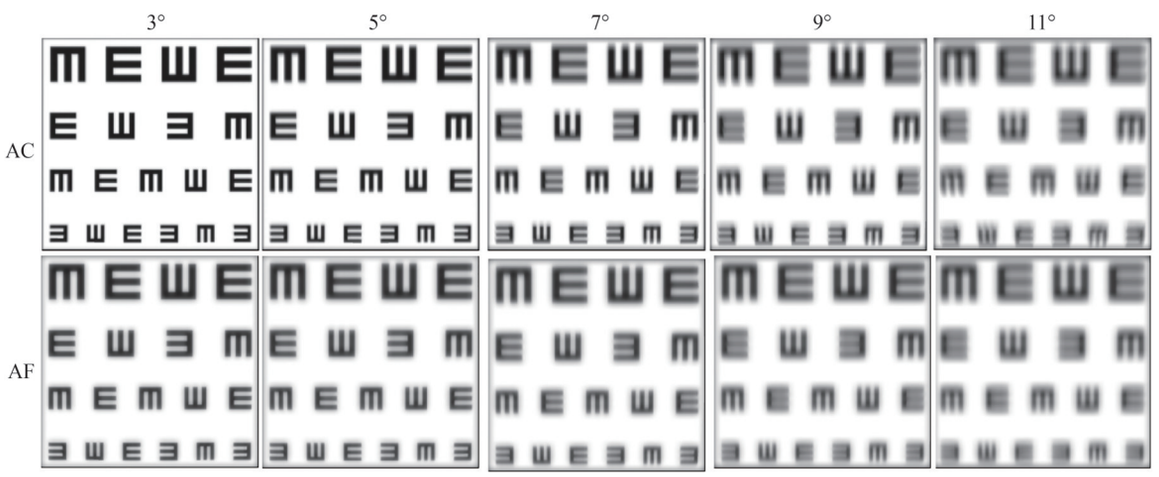


图 22 倾斜状态下的模拟成像结果(4.5 mm 瞳孔,model 2)

Fig. 22 Simulation imaging results under tilt (PD of 4.5 mm, model 2)

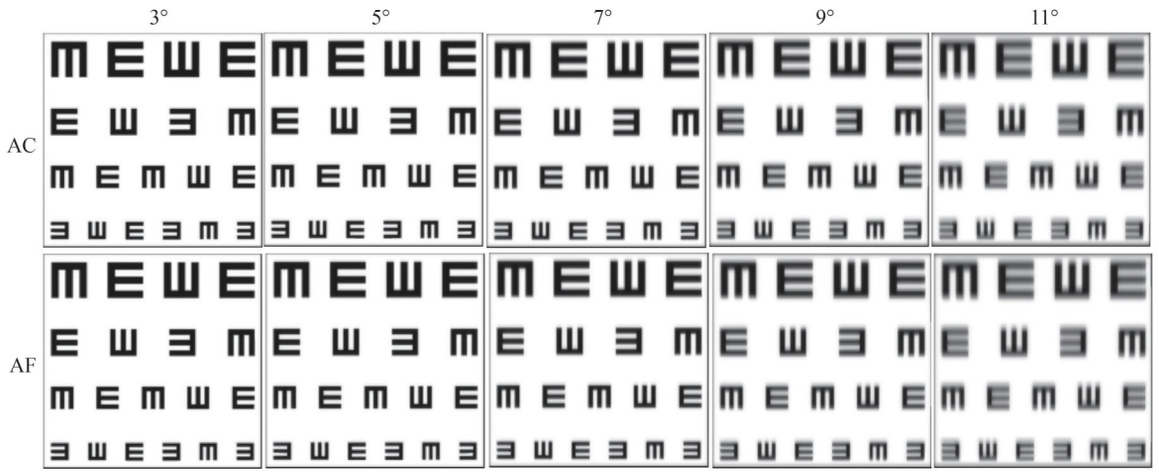


图 23　倾斜状态下的模拟成像结果(3.0 mm 瞳孔，model 3)

Fig. 23　Simulation imaging results under tilt (PD of 3.0 mm, model 3)

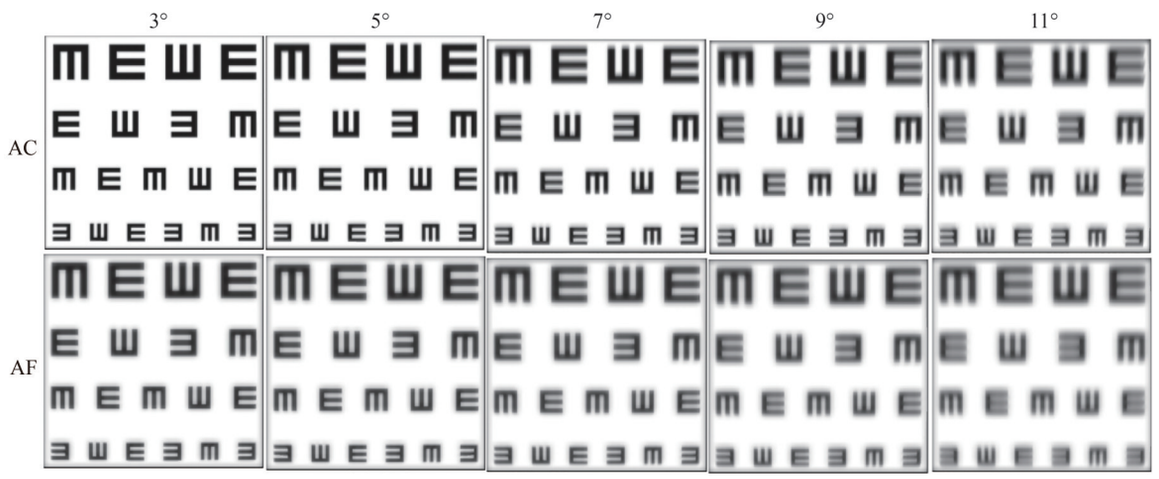


图 24　倾斜状态下的模拟成像结果(4.5 mm 瞳孔，model 3)

Fig. 24　Simulation imaging results under tilt (PD of 4.5 mm, model 3)

是一致的。瞳孔直径 4.5 mm，在倾斜量较小(如 3°)时，ACIOL 的成像清晰度要高于 AFIOL，但两者的成像清晰度都会随着倾斜量的增大而下降，这点也和 MTF 变化的趋势一致。不同屈光度下的 ACIOL 和 AFIOL 的成像清晰度及其变化趋势类似。

3　未对准状态下人工晶状体的性能分析

尽管 W_{040} 不受横向偏心、倾斜参数的影响，但 W_{131} 会受到横向偏心、倾斜的影响，表现为 PCFC 存在偏移。因此，未对准状态下，系统 MTF 的变化主要受 PCFC 变化的影响。

3.1　未对准状态下的彗差场中心

未对准状态、瞳孔直径 3.0 mm 下，分别基于 NAT 和 NI 得到的全眼 PCFC 的计算结果如表 9～10 所示，两种方法得到的结果基本一致，存在误差的原因是两者的计算方法存在本质区别：NI 是通过光线追迹得到像面上的像差分布，进而得到像差场中心坐标，需要对视场进行采样。类似于光瞳采样，视场采样也是有尺寸的，最大视场采样尺寸为 20×20，显然 NI 的精度有限，而 NAT 是基于几何方法直接计算出 PCFC，故基于 NAT 的计算方法精度更高。

如表 9 所示，不同偏心量下，AFIOL 的 PCFC 的偏移最大为 −0.46 °，相对 ACIOL 基本不变，故植入 AFIOL 的全眼 MTF 和对准状态下的相差不大，因此，AFIOL 的 MTF 基本不受偏心参数影响。而 ACIOL 的 PCFC 的偏移会随着偏心量的增大而显著增大，例如，偏心 0.3 mm 时 PCFC 偏移 −1.11 °(ACIOL, model 1)，

偏心1.1 mm时PCFC偏移-4.27°(ACIOL, model 1),因此系统的MTF会持续恶化。此外,由表10可以看到倾斜对AFIOL的PCFC的影响是大于偏心的,例如,偏心1.1 mm时PCFC偏移-0.44°(AFIOL, model 3),而倾斜11°时PCFC偏移1.78°(AFIOL, model 3),且PCFC偏移会随着倾斜量的增大而增大,故AFIOL的MTF会持续下降。同时,由于ACIOL的PCFC的偏移也会随着倾斜量的增大而增大,因此系统的MTF也随着倾斜量的增大而逐渐降低。故PCFC偏移越大,系统MTF越低。由于瞳孔直径4.5 mm的全眼PCFC和瞳孔直径3.0 mm的一致,故不再列出。

表9 不同眼轴长度下,偏心状态PE的PCFC的*X*坐标(单位:°)

Table 9 The *X* coordinate of PCFC in a decentered pseudophakic eye at different axial lengths (unit: °)

Model number	Type	Method	*XDE* = 0.3 mm	*XDE* = 0.5 mm	*XDE* = 0.7 mm	*XDE* = 0.9 mm	*XDE* = 1.1 mm
1	ACIOL	NAT	−1.15	−1.91	−2.68	−3.44	−4.21
		NI	−1.11	−2.00	−2.67	−3.33	−4.27
	AFIOL	NAT	0.06	0.11	0.15	0.19	0.23
		NI	0.06	0.11	0.17	0.22	0.28
2	ACIOL	NAT	−1.55	−2.58	−3.61	−4.65	−5.68
		NI	−1.67	−2.67	−3.56	−4.53	−5.60
	AFIOL	NAT	−0.07	−0.12	−0.17	−0.21	−0.26
		NI	−0.06	−0.11	−0.17	−0.22	−0.28
3	ACIOL	NAT	−1.67	−2.78	−3.90	−5.01	−6.12
		NI	−1.67	−2.78	−3.89	−4.98	−5.96
	AFIOL	NAT	−0.13	−0.21	−0.29	−0.38	−0.46
		NI	−0.11	−0.22	−0.28	−0.39	−0.44

表10 不同眼轴长度下,倾斜状态PE的PCFC的*Y*坐标(单位:°)

Table 10 The *Y* coordinate of PCFC in a tilted pseudophakic eye at different axial lengths (unit: °)

Model number	Type	Method	*ADE* = 3°	*ADE* = 5°	*ADE* = 7°	*ADE* = 9°	*ADE* = 11°
1	ACIOL	NAT	−0.39	−0.65	−0.91	−1.17	−1.42
		NI	−0.33	−0.67	−0.83	−1.17	−1.42
	AFIOL	NAT	−0.37	−0.61	−0.86	−1.10	−1.35
		NI	−0.38	−0.57	−0.94	−1.13	−1.51
2	ACIOL	NAT	0.25	0.42	0.59	0.75	0.92
		NI	0.22	0.44	0.67	0.78	0.89
	AFIOL	NAT	0.26	0.43	0.60	0.77	0.94
		NI	0.26	0.40	0.53	0.67	0.80
3	ACIOL	NAT	0.51	0.84	1.18	1.52	1.86
		NI	0.44	0.89	1.11	1.56	1.87
	AFIOL	NAT	0.50	0.83	1.16	1.49	1.82
		NI	0.42	0.84	1.11	1.48	1.78

下面对不同直径瞳孔下系统的MTF表现做进一步分析。3.0 mm瞳孔下:随着偏心量的增大,ACIOL的MTF会越来越小,而AFIOL的MTF基本不变,且对准状态下两者的MTF差别很小,故偏心状态下,AFIOL的MTF好于ACIOL;由于相同倾斜量下,两者PCFC偏移量差不多,且对准状态下两者的MTF差别很小,故MTF数值也差不多;由于两者PCFC偏移量随IOL倾斜量的变化趋势是相同的,因此两者的MTF都会随着倾斜量的增大而逐渐减小。4.5 mm瞳孔下:偏心量较小时($XDE \leqslant 0.7$ mm),ACIOL的PCFC偏移较小,此时系统的MTF仍处于较高水平,故会出现MTF高于AFIOL的情况;偏心量较大时($XDE \geqslant 0.9$ mm),ACIOL的PCFC偏移较大,此时系统的的MTF相对对准状态会显著下降,而AFIOL的MTF基本不受偏心的影响,故两者的MTF差距会逐渐变小,直至AFIOL的MTF超越ACIOL;倾斜状态下两者的MTF的变化趋势与3.0 mm瞳孔时类似,但由于对准状态下,AFIOL的MTF是低于ACIOL的,故AFIOL的MTF会低于ACIOL。

3.2 球面及非球面对彗差场中心的影响

为了进一步探究未对准状态下ACIOL和AFIOL性能差异的原因，需要将PCFC分解为球面贡献量和非球面贡献量，得到瞳孔直径3.0 mm下的结果如图25～28所示。

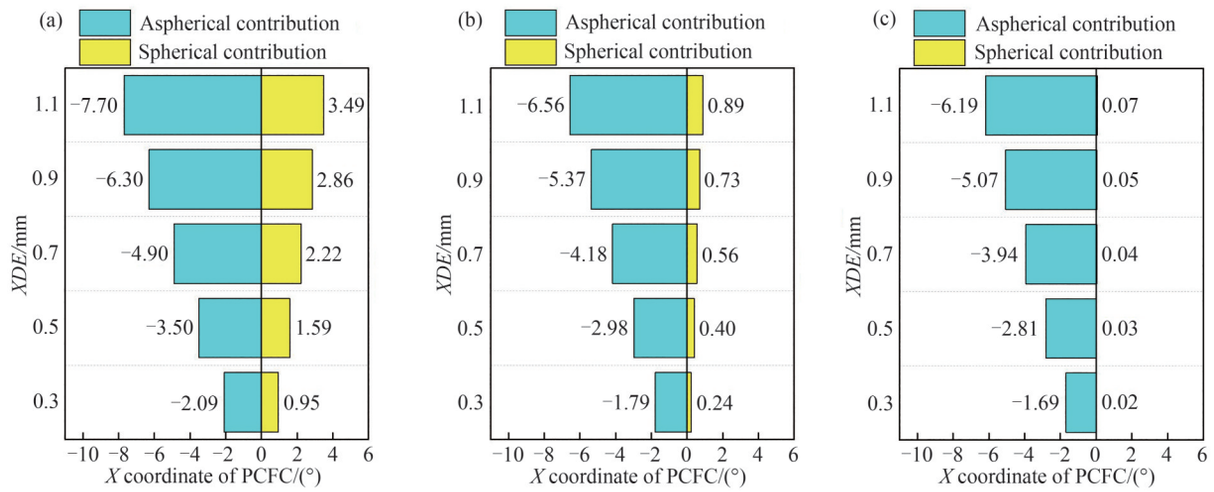


图25 不同眼轴长度下，偏心状态ACIOL的PCFC的球面、非球面贡献量。(a)model 1；(b) model 2；(c) model 3

Fig. 25 Spherical and aspherical contributions of PCFC for ACIOL with decentration at different axial lengths. (a) model 1; (b) model 2; (b) model 3

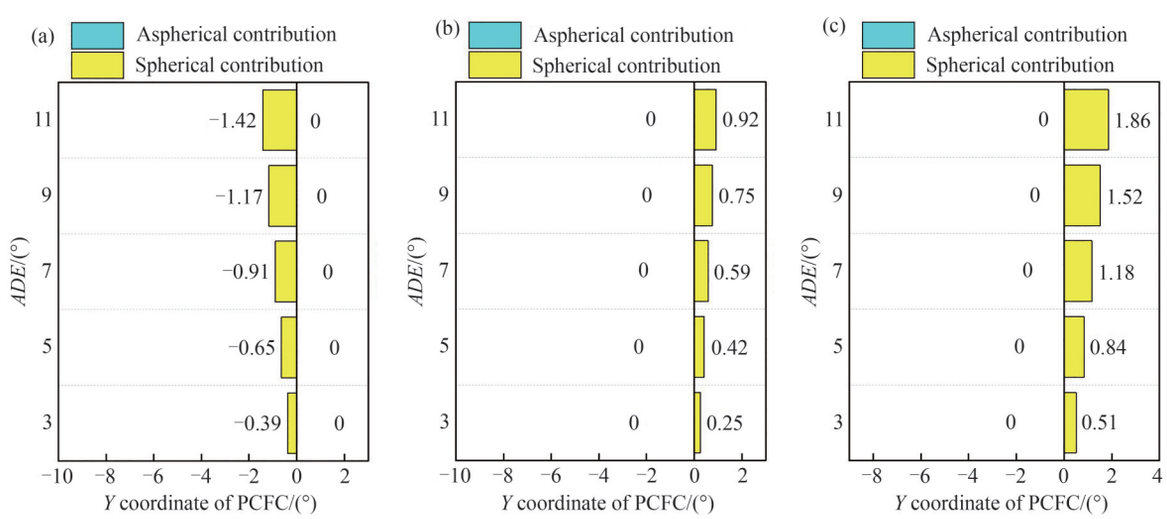


图26 不同眼轴长度下，倾斜状态ACIOL的PCFC的球面、非球面贡献量。(a) model 1；(b) model 2；(c) model 3

Fig. 26 Spherical and aspherical contributions of PCFC for ACIOL with tilt at different axial lengths. (a) model 1; (b) model 2; (b) model 3

由式(18)和(19)可知，PCFC等于球面贡献量与非球面贡献量之和。又由图25可知，偏心状态下，ACIOL的球面贡献量为正，非球面贡献量为负，且非球面贡献量的绝对值要大于球面贡献量的绝对值，故全眼的PCFC为负值，例如：偏心0.3 mm时的model 1，ACIOL的球面贡献量为0.95°，非球面贡献量为−2.09°，则整体的PCFC为负。随着偏心量的增大，非球面贡献量绝对值的提升要大于球面贡献量，故全眼的PCFC会往X轴负方向移动，例如：model 1，偏心1.1 mm相对偏心0.3 mm状态，ACIOL的球面贡献量提升了2.54°，而非球面贡献量提升了5.61°。由图27可知，偏心状态下：AFIOL的PCFC的非球面贡献量为负，球面贡献量为正，且两者绝对值差不多，故全眼PCFC偏移量非常小，例如：偏心0.3 mm时的model 1，AFIOL的球面贡献量为0.92°，非球面贡献量为−0.86°，整体的PCFC为0.06°。

由图25、27可知：偏心状态下，两类IOL对PCFC的球面贡献量差别较小，而ACIOL的非球面贡献量是显著大于AFIOL的，因此ACIOL的PCFC偏移量要大于AFIOL，例如：model 2，偏心0.3 mm时，ACIOL和

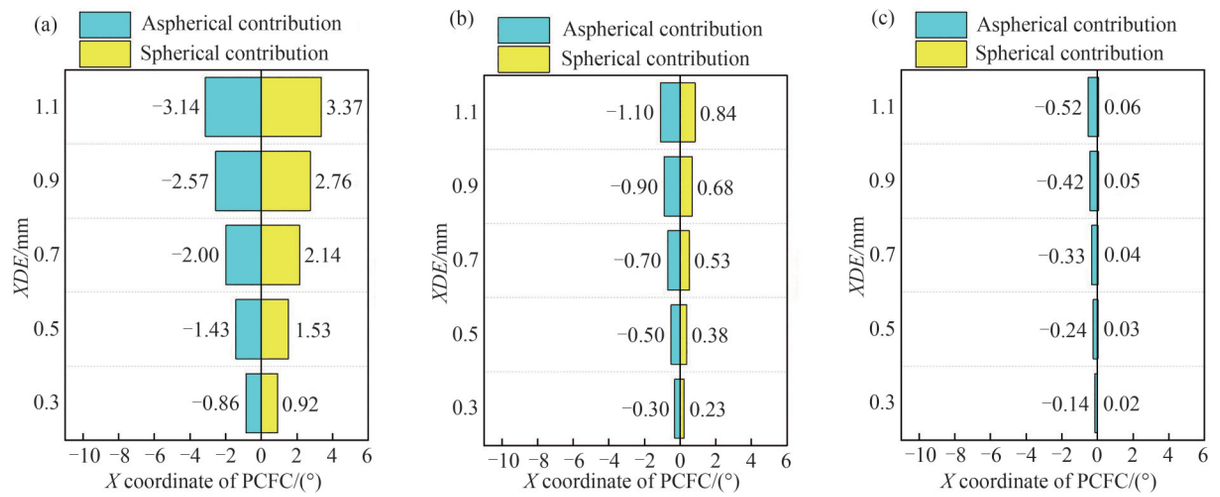


图 27 不同眼轴长度下，偏心状态 AFIOL 的 PCFC 的球面、非球面贡献量。(a) model 1；(b) model 2；(c) model 3

Fig. 27 Spherical and aspherical contributions of PCFC for AFIOL with decentration at different axial lengths. (a) model 1; (b) model 2; (b) model 3

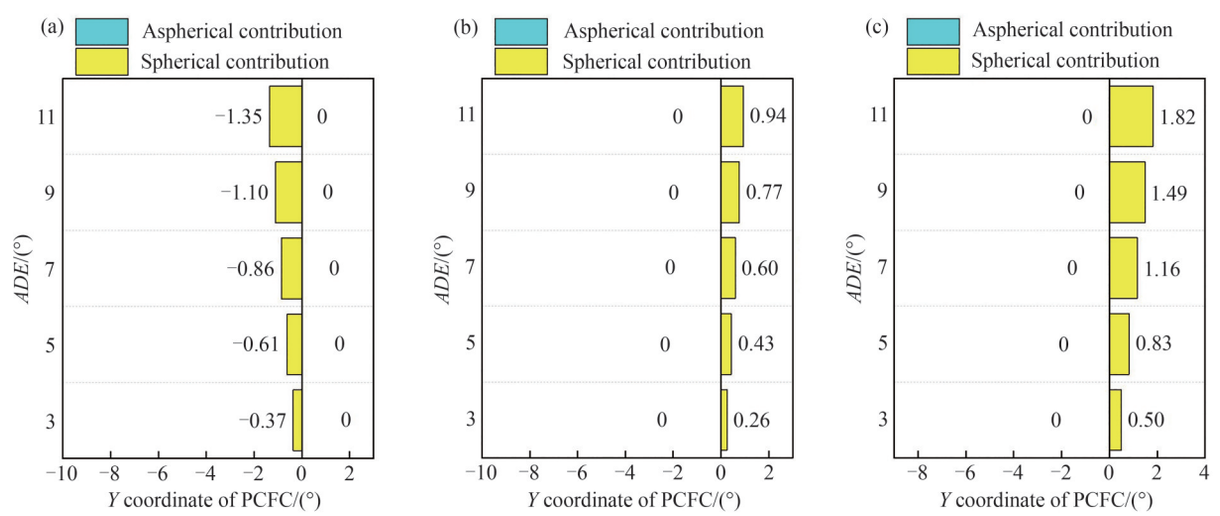


图 28 不同眼轴长度下，倾斜状态 AFIOL 的 PCFC 的球面、非球面贡献量。(a) model 1；(b) model 2；(c) model 3

Fig. 28 Spherical and aspherical contributions of PCFC for AFIOL with tilt at different axial lengths. (a) model 1; (b) model 2; (b) model 3

AFIOL 的球面贡献量分别是 0.24°和 0.23°，而非球面贡献量分别是 −1.79°和 −0.30°。由图 26、28 可知：倾斜状态下，两类 IOL 对 PCFC 偏移的球面贡献量几乎一致，而非球面贡献量都为 0，故两者的 PCFC 偏移量相差不多。瞳孔直径 4.5 mm 的全眼 PCFC 的球面、非球面贡献和瞳孔直径 3.0 mm 的情况一致，故不再列出。

3.3 偏心状态下，二次曲面系数对彗差场中心的影响

进一步分析偏心状态下 PCFC 的非球面贡献量。由式(15)～(19)可知，PCFC 主要受 σ_j、初级彗差系数(Primary Coma Coefficient，PCC)影响，由表 11～13 可知 IOL 后表面 PCC 的非球面贡献 $W_{131,4}^{\mathrm{asp}}$ 为 0，故 PCFC 的非球面贡献量仅受 IOL 前表面非球面的贡献 σ_3^{asp} 以及 IOL 前表面 PCC 的非球面贡献 $W_{131,3}^{\mathrm{asp}}$ 的影响。由于 *XDE* 只影响 σ_3^{asp} 的 *X* 分量 $\sigma_{3,x}^{\mathrm{asp}}$，而 *Y* 分量均为 0，故只列出 $\sigma_{3,x}^{\mathrm{asp}}$。瞳孔直径 3.0 mm 下的 $\sigma_{3,x}^{\mathrm{asp}}$ 如图 29 所示，相同偏心量下的 $\sigma_{3,x}^{\mathrm{asp}}$ 相同，例如偏心 0.3 mm 时均为 15.4，偏心 0.7 mm 时均为 35.9。由于两者的 $\sigma_{3,x}^{\mathrm{asp}}$ 相同，因此 PCFC 偏移的差异只取决于两种 IOL 的 $W_{131,3}^{\mathrm{asp}}$ 的差异。瞳孔直径 4.5 mm 下的 σ_3^{asp} 和瞳孔直 3.0 mm 的情况一致，故不再列出。

关于 PWACs 对 PCFC 的影响，研究拟从二次曲面系数的角度进一步解释如何从 ACIOL 得到 AFIOL。如表 11～13 所示，由于两者的后表面球差 $W_{040,4}$ 一致，且 ACIOL 的前表面球差 $W_{040,3}$ 的绝对值是远高于后

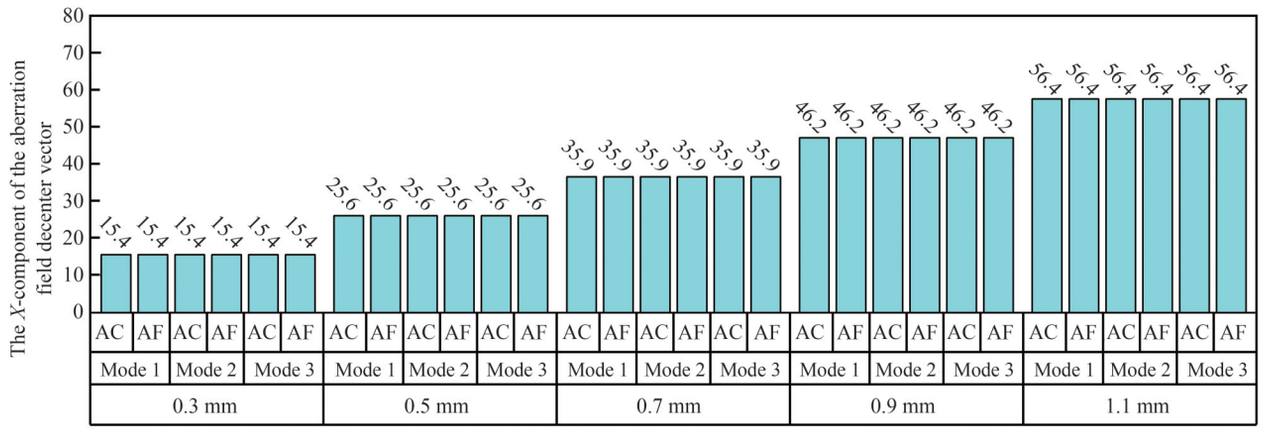


图 29　不同眼轴长度下的 $\sigma_{3,x}^{asp}$

Fig. 29　$\sigma_{3,x}^{asp}$ at different axial lengths

表面 $W_{040,4}$ 的，为了使得 IOL 整体球差为 0，就必须要降低 IOL 前表面的球差 $W_{040,3}$。然而相同眼轴长度下，ACIOL 和 AFIOL 前表面球差的球面贡献量 $W_{040,3}^{sp}$ 是差不多的，因此只能通过降低 IOL 前表面的非球面贡献量 $W_{040,3}^{asp}$ 来减小前表面的球差，也就是降低前表面的二次曲面系数 Q_3，才能使得整个 IOL 的球差为 0。从式(7)可以看出，一旦 Q_3 降低，就会导致 IOL 前表面 PCC 的非球面部分 $W_{131,3}^{asp}$ 降低，而 IOL 后表面 PCC 的非球面部分 $W_{131,4}^{asp}$ 都为 0，进而导致偏心状态下 PCFC 的非球面贡献量降低。因此，减小前表面二次曲面系数 Q_3 的本质效果，是降低前表面的非球面部分对初级彗差的贡献，从而抑制偏心条件下彗差场中心的偏移。

综上所述，偏心状态下，造成 ACIOL 和 AFIOL 的 PCFC 偏移量差异的根本原因是二次曲面系数存在差异。

表 11　球面、非球面对 IOL 的 PWACs 的贡献(model 1)

Table 11　The spherical and aspherical contributions to PWACs of IOL (model 1)

PD/mm	Type	$W_{040,3}$/ wavelengths	$W_{040,3}^{asp}$/ wavelengths	$W_{040,3}^{sp}$/ wavelengths	$W_{040,4}$/ wavelengths	$W_{131,3}^{asp}$/ wavelengths	$W_{131,4}^{asp}$/ wavelengths
3.0	ACIOL	−0.382	−0.569	0.187	0.049	−0.030	0
	AFIOL	−0.052	−0.234	0.182	0.049	−0.012	0
4.5	ACIOL	−1.933	−2.882	0.949	0.248	−0.101	0
	AFIOL	−0.264	−1.187	0.923	0.246	−0.042	0

表 12　球面、非球面对 IOL 的 PWACs 的贡献(model 2)

Table 12　The spherical and aspherical contributions to PWACs of IOL (model 2)

PD/mm	Type	$W_{040,3}$/ wavelengths	$W_{040,3}^{asp}$/ wavelengths	$W_{040,3}^{sp}$/ wavelengths	$W_{040,4}$/ wavelengths	$W_{131,3}^{asp}$/ wavelengths	$W_{131,4}^{asp}$/ wavelengths
3.0	ACIOL	−0.372	−0.403	0.031	0.036	−0.021	0
	AFIOL	−0.039	−0.069	0.029	0.036	−0.004	0
4.5	ACIOL	−1.884	−2.039	0.155	0.181	−0.071	0
	AFIOL	−0.199	−0.347	0.147	0.180	−0.012	0

表 13　球面、非球面对 IOL 的 PWACs 的贡献(model 3)

Table 13　The spherical and aspherical contributions to PWACs of IOL (model 3)

PD/mm	Type	$W_{040,3}$/ wavelengths	$W_{040,3}^{asp}$/ wavelengths	$W_{040,3}^{sp}$/ wavelengths	$W_{040,4}$/ wavelengths	$W_{131,3}^{asp}$/ wavelengths	$W_{131,4}^{asp}$/ wavelengths
3.0	ACIOL	−0.356	−0.356	−6.03e-04	0.027	−0.019	0
	AFIOL	−0.031	−0.030	−7.52e-04	0.027	−0.002	0
4.5	ACIOL	−1.804	−1.801	−0.003	0.137	−0.063	0
	AFIOL	−0.157	−0.153	−0.004	0.136	−0.005	0

4 讨论

为了讨论不同波长下角膜和眼内结构折射率的差异及其对像差计算的影响，建立了多波长下的眼模型，如表14所示。Model 4和model 5除了折射率和model 2不一样外，其他参数一致，角膜、房水和玻璃体折射率参考Navarro-Escudero眼模型[16]。IOL材料为PMMA，折射率参数来自数值软件。

由表14可以看到，角膜和眼内结构折射率会随波长的增加而减小，这是符合柯西色散公式的[32]。房水和玻璃体的主要成分是水，其折射率在短波（如458 nm蓝光）更高，在长波（如632.8 nm红光）更低。

表14 不同波长下眼内结构的折射率

Table 14 Refractive index of intraocular structures at different wavelengths

Model number	Wavelength/nm	Refraction index of cornea	Refraction index of aqueous	Refraction index of vitreous	Refraction index of IOL
4	458	1.382 8	1.344 5	1.342 8	1.499 4
2	543	1.377 7	1.339 1	1.337 7	1.493 2
5	632.8	1.374 7	1.336	1.334 7	1.489 2

不同波长下植入眼模型的光路和点列图如图30所示，ACIOL的眼模型PWACs如图31所示。由于ACIOL是基于543 nm设计的，此时，光线形成如图30(c)所示的接近于最佳聚焦状态，即在视网膜上形成如图30(d)所示的RMS半径0.081 μm的最小光斑。相对于543 nm，眼内结构对458 nm光线的聚焦能力更强，其焦点在视网膜前方，如图30(a)所示，故会在视网膜上形成一个如图30(b)所示的RMS半径为11.772 μm的弥散圆，会导致全眼的PWACs变大，如图31所示。632.8 nm波长下，眼内结构对光线的聚焦能力最弱，其焦点在视网膜后方，同样，也会在视网膜上形成一个弥散圆，如图30(f)、(l)所示。如图31所示，ACIOL自身的PWACs也会随着波长的改变而发生改变。ACIOL在458 nm下的PWACs最大，其他波长下的PWACs较小。相比较3.0 mm瞳孔尺寸，4.5 mm瞳孔会有更多的轴外光线进入眼模型，因此全眼PCC会增大，如图31所示。

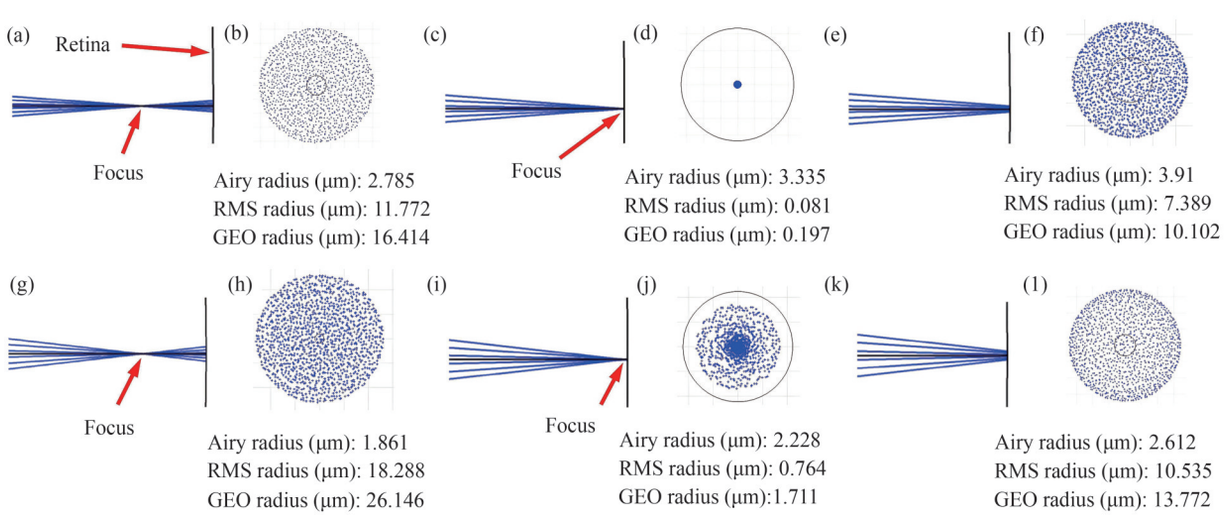


图30 对准状态下ACIOL的光路和点列图。(a) model 4的光路，瞳孔直径3.0 mm；(b) model 4的点列图，瞳孔直径3.0 mm；(c) model 2的光路，瞳孔直径3.0 mm；(d) model 2的点列图，瞳孔直径3.0 mm；(e) model 5的光路，瞳孔直径3.0 mm；(f) model 5的点列图，瞳孔直径3.0 mm；(g) model 4的光路，瞳孔直径4.5 mm；(h) model 4的点列图，瞳孔直径4.5 mm；(i) model 2的光路，瞳孔直径4.5 mm；(j) model 2的点列图，瞳孔直径4.5 mm；(k) model 5的光路，瞳孔直径4.5 mm；(l) model 5的点列图，瞳孔直径4.5 mm

Fig. 30 The optical path and spot diagram of ACIOL in aligned state. (a) The optical path of model 4 with PD of 3.0 mm; (b) The spot diagram of model 4 with PD of 3.0 mm; (c) The optical path of model 2 with PD of 3.0 mm; (d) The spot diagram of model 2 with PD of 3.0 mm; (e) The optical path of model 5 with PD of 3.0 mm; (f) The spot diagram of model 5 with PD of 3.0 mm; (g) The optical path of model 4 with PD of 4.5 mm; (h) The spot diagram of model 4 with PD of 4.5 mm; (i) The optical path of model 2 with PD of 4.5 mm; (j) The spot diagram of model 2 with PD of 4.5 mm; (k) The optical path of model 5 with PD of 4.5 mm; (l) The spot diagram of model 5 with PD of 4.5 mm

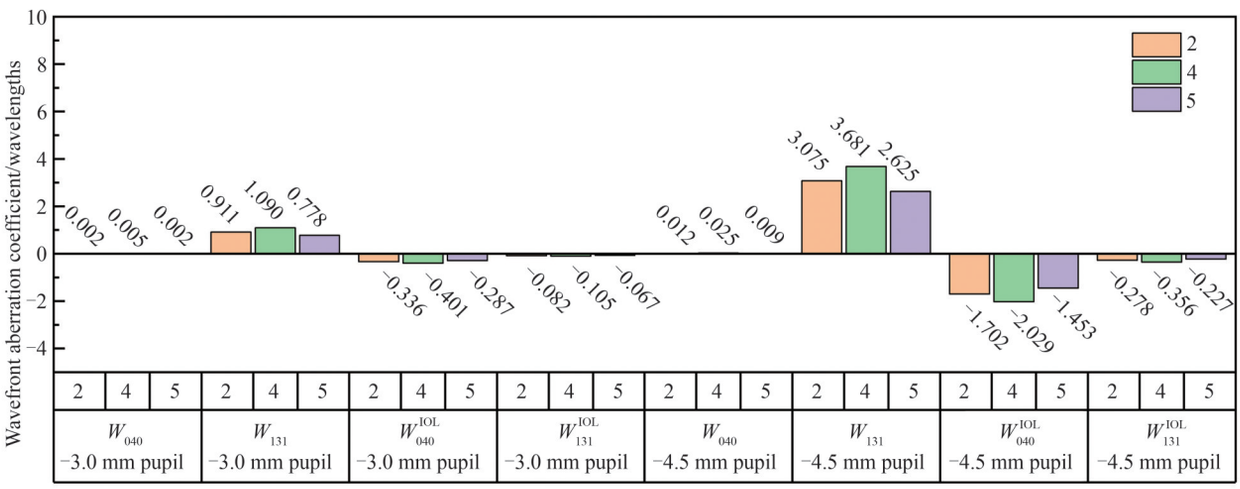


图 31　不同波长下植入 ACIOL 的眼模型的 PWACs

Fig. 31　PWACs of eye models implanted with ACIOL at different wavelengths

不同波长下植入 AFIOL 的眼模型的光路和点列图如图 32 所示，眼模型的 PWACs 如图 33 所示。由于 AFIOL 也是基于 543 nm 设计的，同 ACIOL，光线形成如图 32(c)所示的接近于最佳聚焦状态，形成如图 32(d)所示的 RMS 半径 1.755 μm 的最小光斑。同 ACIOL 一样，眼内物质对 458 nm 光线的聚焦能力最强，其焦点在视网膜前方，如图 32(a)所示，故会在视网膜上形成一个如图 32(b)所示的 RMS 半径为 12.980 μm 的弥散圆，会导致全眼的 PWACs 变大，如图 33 所示。632.8 nm 波长下，眼内结构对光线的聚焦能力最弱，其焦点在视网膜后方，同样，也会在视网膜上形成一个弥散圆，如图 32(f)、(l)所示。如图 33 所示，同 ACIOL，植入 AFIOL 的眼模型在 4.5 mm 瞳孔也会比 3.0 mm 瞳孔有更多的轴外光线进入眼模型，导致全眼 PCC 会增大。

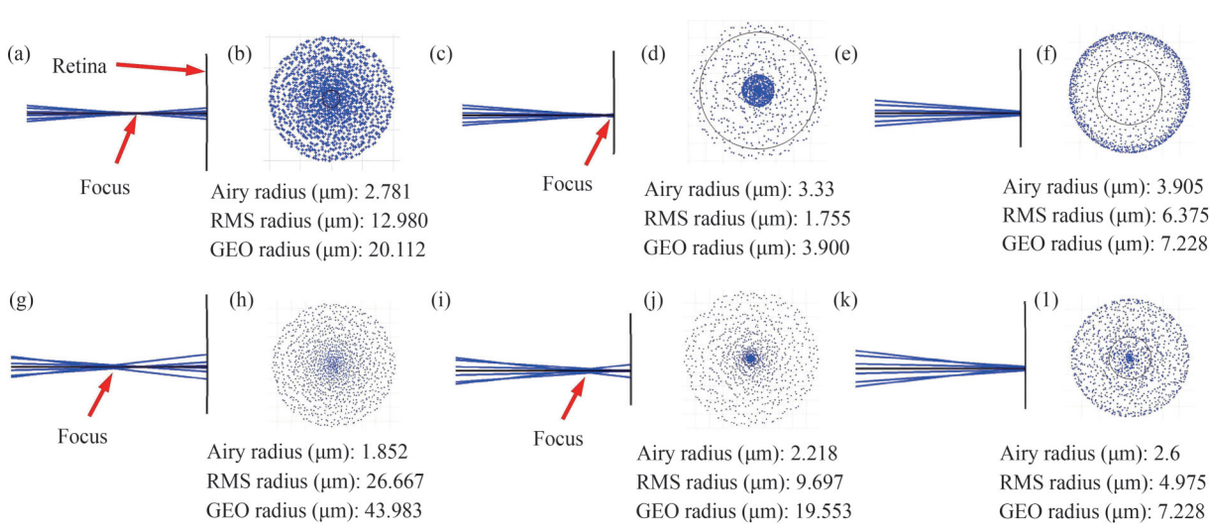


图 32　对准状态下 AFIOL 的光路和点列图。(a) model 4 的光路，瞳孔直径 3.0 mm；(b) model 4 的点列图，瞳孔直径 3.0 mm；(c) model 2 的光路，瞳孔直径 3.0 mm；(d) model 2 的点列图，瞳孔直径 3.0 mm；(e)model 5 的光路，瞳孔直径 3.0 mm；(f) model 5 的点列图，瞳孔直径 3.0 mm；(g) model 4 的光路，瞳孔直径 4.5 mm；(h) model 4 的点列图，瞳孔直径 4.5 mm；(i) model 2 的光路，瞳孔直径 4.5 mm；(j) model 2 的点列图，瞳孔直径 4.5 mm；(k) model 5 的光路，瞳孔直径 4.5 mm；(l) model 5 的点列图，瞳孔直径 4.5 mm

Fig. 32　The optical path and spot diagram of AFIOL in aligned state. (a) The optical path of model 4 with PD of 3.0 mm; (b) The spot diagram of model 4 with PD of 3.0 mm; (c) The optical path of model 2 with PD of 3.0 mm; (d) The spot diagram of model 2 with PD of 3.0 mm; (e) The optical path of model 5 with PD of 3.0 mm; (f) The spot diagram of model 5 with PD of 3.0 mm; (g) The optical path of model 4 with PD of 4.5 mm; (h) The spot diagram of model 4 with PD of 4.5 mm; (i) The optical path of model 2 with PD of 4.5 mm; (j) The spot diagram of model 2 with PD of 4.5 mm; (k) The optical path of model 5 with PD of 4.5 mm; (l) The spot diagram of model 5 with PD of 4.5 mm

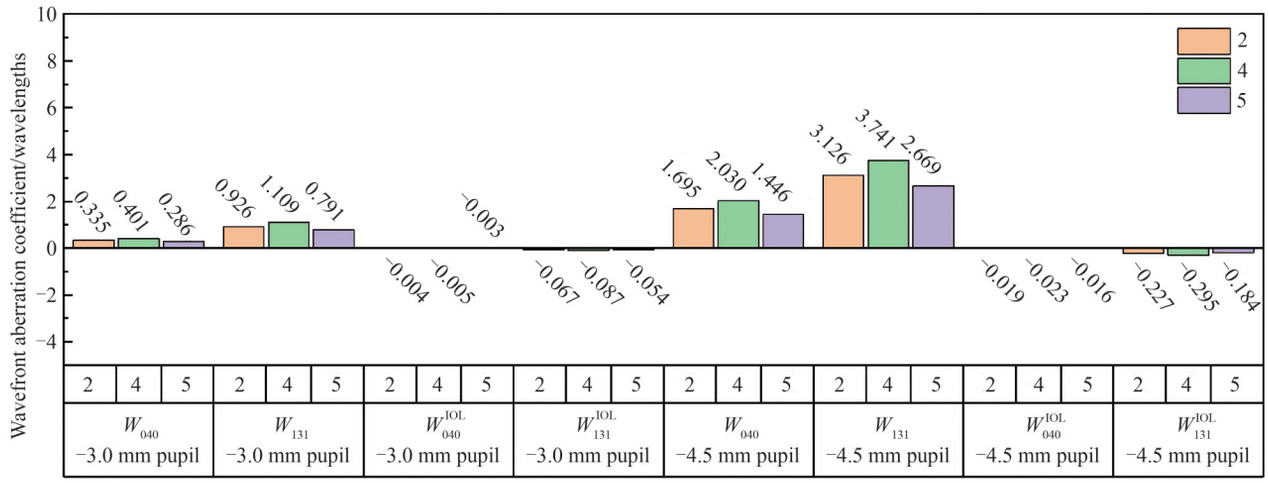


图 33 不同波长下植入AFIOL的眼模型PWACs

Fig. 33 PWACs of eye models implanted with AFIOL at different wavelengths

AFIOL自身的PWACs也会随着波长的改变而发生改变，但是其变化幅度比ACIOL的变化小。例如在3.0 mm瞳孔下，AFIOL的最大和最小W_{040}^{IOL}相差0.002波长，而ACIOL的最大和最小W_{040}^{IOL}相差了0.114波长；在4.5 mm瞳孔下，AFIOL的最大和最小W_{040}^{IOL}相差0.007波长，而ACIOL的最大和最小W_{040}^{IOL}相差了0.576波长。可见即使波长不同，AFIOL依旧能保持自身的0球差特性。

综上所述，IOL在不同波长下的性能有所差异，这是合理的，不仅是因为ACIOL和AFIOL是针对543 nm设计的，更是因为人眼本身的色差就会导致明显的焦点偏移[33]。因此，在将来的IOL设计中，可以使用消色差设计，如非球面结合衍射光学元件[34]来补偿人眼色差。

此外，本研究的主要结论基于Navarro-Escudero这一特定的光学眼模型得出，该模型能够代表解剖人眼的平均光学特性，被广泛用于理论、实验研究中[33, 35]。本文的主要目的在于阐述偏心、倾斜对PE的PSA和PC的影响机制，因此选取此该标准眼模型作为分析基础。但本研究未对模型的关键参数（如角膜球差、角膜厚度等）进行系统性变化以评估其对结果的敏感度。眼生物学参数的个体差异是普遍存在的。因此，基于单一固定参数模型的结论，在推广到更广泛的人群时可能存在一定的局限性。本模型采用的角膜球差值为1.7波长（瞳孔直径4.5 mm，543 nm），已知角膜球差是影响人眼高阶像差和MTF的关键因素[29][36]，若个体的角膜球差显著偏离此值，则IOL未对准状态下的MTF和像差中心位置可能会发生偏移，进而影响“适当地降低二次曲面系数，能显著减小因偏心而产生的PCFC偏移，从而改善偏心状态下PE的光学性能”这一结论的判定。虽然角膜厚度对像差的直接影响较小，但它可能通过改变角膜的生物力学特性间接影响术后的光学性能。本研究未涉及以上复杂情况，未来的研究工作将致力于通过以下方式克服当前模型的局限性：首先，进行全面的参数敏感度分析，以量化关键生物力学参数的影响；其次，建立涵盖不同年龄、屈光状态和角膜形态的个性化眼模型，来验证本研究结论是否稳健。

5 结论

基于PAT和NAT，结合生理眼模型[16]，提出了存在IOL偏心、倾斜的未对准眼模型，并实现了两类非球面单焦点IOL的设计。阐明了偏心、倾斜对这两类IOL性能的影响机制，结论如下：

1）IOL的偏心、倾斜会使PCFC偏离视场中心，这种偏移量受IOL偏心、倾斜量、IOL面型、IOL折射率等因素共同影响，且PCFC的偏移量与系统的MTF呈负相关。

2）对于非球面单焦点IOL设计而言，适当降低二次曲面系数，能显著减小因偏心而产生的PCFC偏移，从而改善偏心状态下的性能。若PCFC偏移足够小，则系统的MTF可以做到几乎不变。

该未对准眼模型不仅能用于评估偏心、倾斜对IOL的影响，还可应用于客制化IOL以及IOL位置的术中调整。

客制化IOL：将患者的角膜地形图、角膜厚度、眼轴以及视网膜曲率等生理参数输入未对准眼模型，再

将不同型号的IOL(球面、非球面、复曲面、扩展焦深型、三焦点)植入眼模型,并模拟其在囊袋内可能发生的偏心和倾斜(如:0.4 mm偏心,5°倾斜),优化IOL的曲率半径、非球面系数、折射率以及中心厚度等相关参数,从而实现更好的视觉质量。然而,该应用的最大局限性在于术后IOL位置的预测。虽然,近年已经出现了一些关于术后IOL位置预测的研究[37-39],但是IOL的襻[40]、机械结构[41]、材料[42],以及IOL重量[43]都会影响IOL的最终位置,如何在术前精确量化这些因素将是一项巨大的挑战。

IOL位置的术中调整:传统的白内障手术目标是将IOL放置在囊袋的“解剖位置”,这个“解剖位置”是基于各种IOL屈光度计算公式获得的,通常是居中的。然而,NAT引领我们进入一个更高级的范式:追求IOL的“功能位置”。这里所说的“功能位置”,是指在未对准模型中经优化能够使全眼MTF最大化的IOL空间位置与姿态。例如,在构建了客制化的眼模型后,将IOL植入眼模型中并基于NAT计算其“功能位置”,通过将IOL调整到该位置,从而实现优异的视觉质量。此外,还可以将NAT与非接触式动态测量[44]结合,做到实时评估人眼成像质量。但要实现NAT的全部潜力,需要将角膜地形图、手术导航、像差仪和规划软件等集成到一个高效的工作流中,这需要昂贵的设备和复杂的操作。

综上所述,该未对准眼模型为理解偏心、倾斜对非球面IOL性能的影响提供了有效框架,并为IOL相关研究提供具体的理论参考。

参考文献

[1] HIRNSCHALL N, BUEHREN T, BAJRAMOVIC F, et al. Prediction of postoperative intraocular lens tilt using swept-source optical coherence tomography[J]. Journal of Cataract and Refractive Surgery, 2017, 43(6): 732-736.

[2] AURAN J D, KOESTER C J, DONN A. In vivo measurement of posterior chamber intraocular lens decentration and tilt [J]. Archives of Ophthalmology, 1990, 108(1): 75-79.

[3] LIU Xiaomin, CAO Guangliang, WANG Weina, et al. Effect of pupil, spherical aberration, decentration, and tilt on the optical performance of five different monofocal IOLs[J]. Journal of Refractive Surgery, 2025, 41(3): e220-e230.

[4] CHEN Xiaoyong, WANG Yuchen, ZHAO Tianyao, et al. Tilt and decentration with various intraocular lenses: a narrative review[J]. World Journal of Clinical Cases, 2022, 10(12): 3639-3646.

[5] ASHENA Z, MAQSOOD S, AHMED S N, et al. Effect of intraocular Lens tilt and decentration on visual acuity, dysphotopsia and wavefront aberrations[J]. Vision, 2020, 4(3): 1-15.

[6] CHEN Lulu, SUN Lu, TANG Yongxiang, et al. 5-year trifocal intraocular lens outcomes in Chinese cataract patients: visual performance, stability, and satisfaction[J]. American Journal of Ophthalmology, 2025, 278: 369-378.

[7] SCHMID R, LUEDTKE H, BORKENSTEIN A F. Effect of decentration and tilt on four novel extended range of vision intraocular lenses regarding far distance[J]. European Journal of Ophthalmology, 2022, 33(2): 933-942.

[8] HONG Yingying, SUN Yang, LIU Houyi, et al. Effect of decentration, rotation, and tilt on objective optical quality of plate haptic toric intraocular lenses in the early postoperative period[J]. Translational Vision Science & Technology, 2024, 13(2): 19.

[9] BORKENSTEIN A F, BORKENSTEIN E M, LUEDTKE H, et al. Impact of decentration and tilt on spherical, aberration correcting, and specific aspherical intraocular lenses: an optical bench analysis[J]. Ophthalmic Research, 2022, 65(4): 425-436.

[10] ALTMANN G E, NICHAMIN L D, LANE S S, et al. Optical performance of 3 intraocular lens designs in the presence of decentration[J]. Journal of Cataract and Refractive Surgery, 2005, 31(3): 574-585.

[11] ZHANG Yi, LIU Yongji, BIAN Yayan, et al. Difference of ingoing and outgoing wavefront aberration of human eye[J]. Acta Photonica Sinica, 2018, 47(5): 0511002.
张伊,刘永基,边亚燕,等. 人眼入射波前像差和出射波前像差的差异[J]. 光子学报, 2018, 47(5): 0511002.

[12] CHASSAGNE B, CANIONI L. Analytical solution of a personalized intraocular lens design for the correction of spherical aberration and coma of a pseudophakic eye[J]. Biomedical Optics Express, 2020, 11(2): 850-866.

[13] GUIRAO A, COX I G, WILLIAMS D R. Method for optimizing the correction of the eye's higher-order aberrations in the presence of decentrations[J]. Journal of the Optical Society of America a, 2002, 19(1): 126-128.

[14] ATCHISON D A, COOKE D L. Refractive errors occurring with tilt of intraocular lenses [J]. Ophthalmic and Physiological Optics, 2023, 44: 177-181.

[15] ATCHISON D A, COOKE D L. Change in refractive errors with changes in IOL parameter [J]. Ophthalmic and Physiological Optics 2024, 44(3): 593-604.

[16] ESCUDERO-SANZ I, NAVARRO R. Off-axis aberrations of a wide-angle schematic eye model[J]. Journal of the Optical Society of America a, 1999, 16(8): 1881-1891.

[17] International Organization for Standardization. Ophthalmic implants-Intraocular lenses-Part 2: Optical properties and test

methods: ISO 11979-2: 2014 [S/OL]. https://www.iso.org/standard/55682.html.
[18] HAZRA L N, DELISLE C A. Primary aberrations of a thin lens with different object and image space medias[J]. Journal of the Optical Society of America a, 1998, 15(4): 945-953.
[19] RETZLAFF J A, SANDERS D R, KRAFF M C. Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula[J]. Journal of Cataract and Refractive Surgery, 1990, 16: 333-340.
[20] ZHANG Shuai, XIAO Liuchang, ZHAO Xing, et al. Optimization method using nodal aberration theory for coaxial imaging systems with radial basis functions based on surface slope[J]. Applied Optics, 2021, 60(9): 2722-2730.
[21] WAN Kai, GU Zhiyuan, YAN Changxiang. An analytic expression for the field dependence of three-order Zernike aberrations in decentered and/or tilted optical systems[J]. Optics Communications, 2024, 565: 130696.
[22] ZHANG Shuai, ZHAO Xing, LI Da, et al. High-precision analysis of aberration contribution of Zernike freeform surface terms for non-zero field of view[J]. Optics Express, 2024, 32(3): 3167-3183.
[23] ZHAO Chunzhu, CUI Qingfeng. Aircraft conformal window correction with tilted and decentered rotationally symmetrical elements[J]. Acta Photonica Sinica, 2015, 44(10): 29-35.
赵春竹, 崔庆丰. 基于倾斜偏心旋转对称元件的飞机共形窗口像差校正[J]. 光子学报, 2015, 44(10): 29-35.
[24] THOMPSON K P, ROLLAND J P. A page from "the drawer": how Roland Shack opened the door to the aberration theory of freeform optics(invited)[C]. SPIE, 2014, 9186: 102-113.
[25] THOMPSON K P, SCHMID T, CAKMAKCI O, et al. Real-ray-based method for locating individual surface aberration field centers in imaging optical systems without rotational symmetry[J]. Journal of the Optical Society of America a, 2009, 26(6): 1503-1517.
[26] MO Yan, TAN Hao, JI Huiru, et al. Alignment algorithm for reflective telescopes based on nodal aberration theory and the real-ray-tracing method[J]. Applied Optics, 2025, 64(15): 4181-4189.
[27] TIAN Manli, XUE Changxi. Design of a zoom head-up display optical system based on a nodal aberration theory[J]. Applied Optics, 2024, 63(18): 5006-5017.
[28] GU Zhiyuan, YAN Changxiang, WANG Yang. Alignment of a three-mirror anastigmatic telescope using nodal aberration theory[J]. Optics Express, 2015, 23(19): 25182-25201.
[29] GUIRAO A, PORTER J, WILLIAMS D R, et al. Calculated impact of higher-order monochromatic aberrations on retinal image quality in a population of human eyes: erratum[J]. Journal of the Optical Society of America a, 2002, 19(3): 620-628.
[30] ALE J B. Intraocular lens tilt and decentration: a concern for contemporary IOL designs[J]. Nepalese Journal of Ophthalmology, 2011, 3(1): 68-77.
[31] XIE Lixuan, LIAO Xuan, LAN Changjun, et al. Evaluation of optical performance of aspherical intraocular lens in vitro by optical bench[J]. Chinese Journal of Experimental Ophthalmology, 2024, 42(3): 240-247.
谢丽暄, 廖萱, 兰长骏, 等. 基于体外光学质量测试设备的非球面人工晶状体光学性能评价[J]. 中华实验眼科杂志, 2024, 42(3): 240-247.
[32] STOUMBOU E, STAVRAKAS I, HLOUPIS G, et al. A comparative study on the use of the extended-Cauchy dispersion equation for fitting refractive index data in crystals[J]. Optical and Quantum Electronics, 2013, 45: 837-859.
[33] POLANS J, JAEKEN B, MCNABB R P, et al. Wide-field optical model of the human eye with asymmetrically tilted and decentered lens that reproduces measured ocular aberrations[J]. Optica, 2015, 2(2): 124-134.
[34] YAN Weijia, AUFFARTH G U, KHORAMNIA R, et al. A comparative analysis of the effects of misaligning different trifocal intraocular lenses[J]. Journal of Clinical Medicine, 2024, 14(1): 187.
[35] GONCHAROV A V, DAINTY C. Wide-field schematic eye models with gradient-index lens[J]. Journal of the Optical Society of America A, 2007, 24(8): 2157-2174.
[36] BEIKO G H H. Personalized correction of spherical aberration in cataract surgery[J]. Journal of Cataract and Refractive Surgery, 2007, 33(8): 1455-1460.
[37] WASER K, HONEDER A, HIRNSCHALL N, et al. Predicting intraocular lens tilt using a machine learning concept[J]. Journal of Cataract and Refractive Surgery, 2024, 50(8): 805-809.
[38] LANGENBUCHER A, SZENTMARY N, CAYLESS A, et al. Prediction of IOL decentration, tilt and axial position using anterior segment OCT data[J]. Graefes Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology, 2024, 262: 835-846.
[39] MARTINEZ-ENRIQUEZ E, VELARDE-RORIGUEZ G, ALEJANDRE-ALBA N, et al. Postoperative intraocular lens tilt from preoperative full crystalline lens geometry using machine learning[J]. Biomedical Optics Express, 2025, 16(4): 1439-1456.
[40] LANE S, COLLINS S, DAS K K, et al. Evaluation of intraocular lens mechanical stability[J]. Journal of Cataract and Refractive Surgery, 2019, 45(4): 501-506.
[41] CRNEJ A, HIRNSCHALL N, NISHI Y, et al. Impact of intraocular lens haptic design and orientation on decentration and tilt[J]. Journal of Cataract and Refractive Surgery, 2011, 37(10): 1768-1774.

[42] HAYASHI K, HARADA M, HAYASHI H, et al. Decentration and tilt of polymethyl methacrylate, silicone, and acrylic soft intraocular lenses[J]. Ophthalmology, 1997, 104(5): 793-798.
[43] CHEN Yuxi, MENG Jiaqi, CHENG Kaiwen, et al. Influence of IOL weight on long-term IOL stability in highly myopic eyes[J]. Frontiers in Medicine, 2022, 9:1-7.
[44] BAI Yajing, ZHANG Zonghua, FU Shuai, et al. Recent progress of full-field three-dimensional shape measurement based on phase information[J]. Nanomanufacturing and Metrology, 2024, 7(9): 1-16.

Optical Performance of Aspherical Monofocal Intraocular Lenses in Misaligned States

LIANG Qing, FANG Fengzhou
(*Laboratory of Micro/Nano Manufacturing Technology, State Key Laboratory of Precision Measuring Technology and Instruments, College of Precision Instrument and Opto-Electronics Engineering, Tianjin University, Tianjin* 300072, *China*)

Abstract: Intraocular Lens (IOL) is a medical device implanted into the eye, commonly utilized in the treatment of ophthalmic conditions such as cataracts. In clinical practice, implanted IOLs frequently exhibit varying degrees of decentration and tilt. These positional deviations from the ideal alignment can significantly compromise the eye′s optical performance. Among the widely adopted monofocal IOLs, which are primarily designed to restore distance vision, two main categories exist: spherical and aspherical monofocal IOLs. Aspherical monofocal IOLs can be further subdivided into two types: Aberration-correcting Intraocular Lens (ACIOL) and Aberration-free Intraocular Lens (AFIOL). ACIOL is specifically designed to neutralize the cornea′s inherent positive spherical aberration, thereby enhancing the quality of distance vision. Under perfect centration conditions, these lenses are capable of delivering optimal optical outcomes. In contrast, AFIOL, while not altering the overall spherical aberration of the eye, demonstrate superior performance in the presence of decentration or tilt. Under such non-ideal positional conditions, they are usually superior to ACIOL. However, while numerous studies have evaluated the optical performance of misaligned IOLs, the underlying causes of performance variations among different aspherical monofocal IOL types remain inadequately explored—a challenge that persists in the field. Some investigations have focused on compensating for refractive errors resulting from IOL tilt or axial shift, whereas others have derived analytical expressions to estimate the specific aberration terms that require correction under given decentration conditions. Despite these valuable efforts, a critical gap remains: the absence of a comprehensive theoretical model capable of simultaneously characterizing the aberrations of the human eye′s optical system in the presence of both decentration and tilt. This limitation ultimately hinders a systematic analysis of the factors responsible for optical performance differences among misaligned IOLs.

To address these challenges, this study introduces several key improvements. First, the computational model incorporates the thickness of both the cornea and the IOL. Under realistic implantation conditions, the anterior surface of the IOL may not be perfectly aligned with the iris and can exhibit a measurable offset. This misalignment significantly increases the complexity of aberration calculations, requiring repeated application of the pupil-shift law to both optical surfaces. To enable efficient computation and analysis, the wave aberration coefficients corresponding to primary spherical aberration and primary coma in the pseudophakic eye are explicitly derived. Then, based on functional differences, different axial lengths, and functional principles, three types of ACIOL and three types of AFIOL were designed respectively. The validity of both ACIOL and AFIOL is confirmed through a comprehensive analysis of their Modulation Transfer Function (MTF), spot diagrams, simulated imaging, and aberration characteristics. The accuracy of these aberration coefficients is subsequently verified using numerical software. During the development of the misaligned pseudophakic eye model, we clarify why the primary spherical aberration field remains invariant under lateral misalignments. Subsequently, we establish the relationship between the primary coma field and the aberration field decenter vector. A mathematical formula for determining the coordinates of the primary coma field center is

derived, revealing that under misaligned conditions, the pseudophakic eye possesses only one nodal point for primary coma—a position that is demonstrably influenced by lateral misalignments. Moreover, a comparison was made between the designed IOL and a commercial ACIOL, which showed similar MTF, thus demonstrating the universality of the conclusions drawn in this study.

Based on the misaligned pseudophakic eye model, this study investigates the primary coma field centers of both ACIOL and AFIOL under misaligned conditions. Analytical results indicate that a larger shift in the primary coma field center is associated with a lower MTF. Under decentered conditions, the primary coma field center shift of ACIOL is significantly greater than that of AFIOL. Since the posterior surface spherical aberration is consistent between the two types of IOLs, and the absolute value of the anterior surface spherical aberration in ACIOL is significantly higher than that of the posterior surface, reducing the anterior surface spherical aberration becomes necessary to achieve zero overall spherical aberration. However, as both IOL types share the same dioptric power, their spherical contributions to anterior surface spherical aberration are comparable. Consequently, the reduction of anterior surface spherical aberration must be achieved by decreasing its aspherical contribution, specifically by reducing the conic constant of the anterior surface. This adjustment ensures that the total spherical aberration of the IOL is zero for AFIOL. Once the conic constant of the IOL anterior surface is reduced, the aspherical contribution of the primary coma coefficient of the anterior surface decreases. Given that the aspherical contribution of the posterior surface′s primary coma coefficient is zero, this reduction leads to a diminished aspherical contribution to the primary coma field center under decentered conditions. Then, the accuracy of calculating the center of the aberration field is verified through numerical software. Furthermore, by discussing the differences in refractive index between corneal and intraocular structures at different wavelengths and their impact on aberration calculation, the rationality of eye model selection can be enhanced. Finally, by discussing the potential impact of a single parameter such as corneal aberration and thickness, the applicability of the conclusions drawn in this study is demonstrated.

By integrating nodal aberration theory with primary aberration theory, we establish a mathematical model that systematically relates IOL misalignments to the primary aberrations of the entire eye. This analytical framework offers a clear advantage over purely numerical approaches, allowing for a principled evaluation of how IOL decentration and tilt influence overall ocular aberrations. Consequently, the model provides a theoretical basis for explaining the performance differences between the two types of aspherical monofocal IOLs under misaligned conditions. The following conclusion can be drawn: 1) Decentration and tilt of an IOL cause displacement of the primary coma field center from the field center. This displacement is collectively influenced by factors such as the magnitude of IOL misalignment, geometry of lens surface, and refractive index. Moreover, the magnitude of the primary coma field center shift demonstrates a negative correlation with the system′s MTF; 2) In the design of aspherical monofocal IOLs, appropriately reducing the conic constant can significantly diminish the primary coma field center shift induced by decentration, thereby enhancing optical performance under misaligned conditions. When the primary coma field center shift is sufficiently minimized, the system′s MTF can be maintained nearly unchanged. In summary, the misaligned pseudophakic eye model provides a comprehensive framework for understanding how decentration and tilt influence the performance of aspherical IOLs. This approach offers valuable theoretical guidance for future IOL design and evaluation criteria.

Key words: Intraocular lens; Aspherical surface; Nodal aberration theory; Primary aberration theory; Primary coma field center

OCIS Codes: 220.1140; 080.1010; 080.4225; 080.2740; 170.4470

CSTR: 32255.14.gzxb20265502.0222001

Foundation item: National Natural Science Foundation of China (52035009)