

基于逆光线追迹方法设计人眼角膜前表面形状研究

陈志洁¹ 李大海¹ 章辰¹ 宋玉伟² 徐文烽² 黄懿²

¹四川大学电子信息学院, 四川 成都 610065

²宜宾市第二人民医院眼科, 四川 宜宾 644000

摘要 为了实现近视眼患者角膜的个性化切削,根据Gullstrand精密人眼理论模型,在已知屈光不正患者矫正度数的情况下,采用偶次非球面拟合人眼角膜前表面,并通过近轴光学理论求出患者的眼轴长变化量。使用提出的逆光线追迹方法对某近视患者的角膜前表面形状进行设计,拟合出8个偶次非球面系数。将系数导入Zemax光学设计软件,对该患者人眼模型的波前像差、点列图和调制传递函数(MTF)进行分析,通过与理想人眼模型成像质量的比较发现,逆光线追迹方法设计的角膜切削方案可以实现理想人眼的成像质量。因此,通过逆光线追迹方法可以为临床上实现近视眼屈光手术的理想矫正提供个性化的新手段。

关键词 光学设计; Zemax; 偶次非球面; 逆光线追迹; 波前像差; 点列图; 调制传递函数

中图分类号 O436; O435.2; R312; R770.4; TP212

文献标识码 A

doi: 10.3788/LOP52.062204

Study of Anterior Corneal Surface Design Based on Reverse Ray-Tracing Method

Chen Zhijie¹ Li Dahai¹ Zhang Chen¹ Song Yuwei² Xu Wenfeng² Huang Yi²

¹School of Electronic Information, Sichuan University, Chengdu, Sichuan 610065, China

²Department of Ophthalmology of the Second People's Hospital of Yibin, Yibin, Sichuan 644000, China

Abstract To achieve customized corneal ablation of myopic eyes, the anterior surface of human cornea is fitted by using the even aspheric surface shape fitting method based on the theoretical precision human eye model of Gullstrand. With the known degree of refractive error of a patient, the axial length increase of the patient eyeball is calculated by using paraxial optical theory. Then a reverse ray-tracing method is used to redesign the shape of anterior surface of the patient's cornea by choosing eight points along axis of the Gullstrand eye to obtain eight coefficients of even aspheric surface. These coefficients are imported to Zemax optical design software, and the wavefront aberration, spot diagram and modulation transfer function (MTF) of the redesigned patient eye are analyzed. Compared with the image quality of the ideal human eye model, it shows that the reverse ray-tracing design method can achieve good image quality. The proposal may provide a new method for the ideal refractive correction of individual myopic refractive surgery in the clinical application.

Key words optical design; Zemax; even aspheric; reverse ray-tracing; wavefront aberration; spot diagram; modulation transfer function

OCIS codes 220.1250; 080.1010; 080.2740; 220.3620

1 引言

日常生活中,人们的信息大多数是通过眼睛来获取的,正因为通过视觉获取的信息对我们的生活有重要意义,所以视觉方面的研究显得尤其重要^[1]。由于人眼角膜屈光力占了整个人眼系统屈光力的73.4%^[2],是人眼系统整体屈光力的重要组成部分,所以,改变角膜前表面曲率半径对眼睛屈光力的影响很大。同样,改变晶状体表面也可以影响整个人眼系统的屈光力,但是由于晶状体位于眼球内较深的位置,操作比较困难。角膜前表面的曲率是一个比较容易操纵的可变参数,对于屈光不正的人眼而言,通过改变角膜前表面

收稿日期: 2015-03-02; 收到修改稿日期: 2015-04-11; 网络出版日期: 2015-05-28

基金项目: 国家自然科学基金(61377018)

作者简介: 陈志洁(1988—),女,硕士研究生,主要从事光学设计方面的研究。E-mail: 850085126@qq.com

导师简介: 李大海(1968—),男,博士,教授,主要从事光学设计方面的研究。E-mail: lidahai@scu.edu.cn(通信联系人)

曲率半径来改变人眼屈光力是一种可行且有效的方法。这就是激光角膜切除术矫正屈光不正的方法相继出现的原因^[3-7]。

随着角膜屈光手术在临床上广泛应用,医生发现患者术后伴有明显的高阶像差增加,特别是球差,因而导致夜间视力差。这促使人们对人眼系统进行更深入的研究,针对患者的个体化差异或需求,进行量体裁衣式的个体化手术设计,提出了个体化角膜切削术^[8-11]。根据不同的方式,可归纳为功能性个体化切削(患者年龄、职业、要求等)、解剖性个体化切削(角膜厚度、瞳孔在明暗视觉下的不同直径等)以及光学性个体化切削(角膜地形度、像差等)。与普通的角膜屈光手术相比,个体化角膜屈光手术是根据每一种具体的情况采取最优化的手术设计方案,它的主要优势体现在散光矫正更好,降低了眩光和光晕发生率,术后高阶像差的增量减小,提高了视觉对比敏感度;矫正范围大,切削深度浅;能处理屈光性角膜切削术(PRK)、准分子激光原位角膜镶术(LASIK)术后角膜中央岛和偏中心切削等,从而最大可能地提高视觉质量。

本文提出了一种设计角膜前表面的方法实现个体近视人眼的屈光矫正切削模型,采用光线追迹^[12-14],本文中光线追迹是从视网膜出发,所以称为逆光线追迹。使用偶次非球面拟合非球面系数,利用Zemax光学软件对个体近视眼模型和逆光线追迹矫正后的模型的成像质量进行定量对比分析,分析结果表明人眼角膜前表面经该方法进行矫正后具有很好的成像质量。

2 人眼角膜的偶次非球面面型

人眼角膜面型一般分为球面和非球面两种^[15-17]。在Zemax设计的光学元件面型中,最常用的面形是标准面,该面型包括球面、平面和二次曲面,用矢高 z 表示为

$$z = \frac{cr^2}{1 + \sqrt{1 - (1+k)c^2r^2}}, \quad (1)$$

式中 $r = \sqrt{x^2 + y^2}$ 。偶次非球面是在标准面(球面、二次曲面)的基础上附加一个极坐标值的偶数次幂多项式增量来描述的。其矢高可表示为

$$z = \frac{cr^2}{1 + \sqrt{1 - (1+k)c^2r^2}} + \alpha_1 r^2 + \alpha_2 r^4 + \alpha_3 r^6 + \alpha_4 r^8 + \alpha_5 r^{10} + \alpha_6 r^{12} + \alpha_7 r^{14} + \alpha_8 r^{16}, \quad (2)$$

式中 c 为表面中心曲率, r 为极坐标半径, k 为圆锥系数。 $k < -1$,双曲面; $k = -1$,抛物面; $-1 < k < 0$,椭圆(焦点在光轴上); $k = 0$,球面; $k > 0$,扁椭圆(焦点在垂直于光轴的直线上)。 $\alpha_1 \sim \alpha_8$ 分别为偶次非球面系数。偶次非球面为旋转对称的非球面,人眼角膜是旋转对称的非球面结构。采用偶次非球面拟合角膜前表面的面型,从而描述角膜的面型结构。根据Kiely等^[18]对176只健康眼(其中包括49位男性和39位女性)的测量,人眼角膜前表面的圆锥系数 k 的取值范围为 $-0.76 \sim 0.47$,在 $k = -0.26018$ 附近分布最广。所有被测眼中,84%的人眼角膜 k 值分布在 $-0.5 \sim 0$ 之间。

研究的近视眼模型的角膜前表面参数使用的是测量得到的某个体近视人眼角膜前表面的屈光度,屈光度与角膜曲率半径的关系可表示为

$$R = \frac{1000(n-1)}{\varphi}, \quad (3)$$

式中 R 、 φ 分别表示角膜前表面的曲率半径和屈光度, n 为角膜折射率,一般取1.376。由(3)式可求出角膜前表面的曲率半径。该个体人眼角膜前表面的8个孔径(以0.5 mm间隔使半径从0.5 mm增加到4 mm)的屈光度如表1所示,角膜前表面的曲率半径、矢高和孔径半径的关系如图1所示,矢高 z 可表示为

$$z = R - \sqrt{R^2 - r^2}. \quad (4)$$

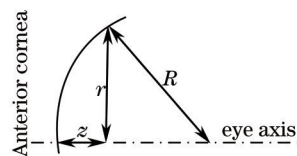


图1 角膜曲率半径和矢高的关系

Fig.1 Relationship between curvature radius of anterior corneal surface and sag

结合(2)式,拟合该个体近视人眼的角膜前表面。由于偶次非球面有8个偶次非球面系数,为求出这8个系数,利用公式建立8个方程对其进行求解。表1中列出了偶次非球面拟合得到的8个偶次非球面系数。该近视眼患者的角膜屈光力由角膜地形图仪^[19-20]测量得到,如表1所示。

表1 某患者人眼角膜前表面参数

Table 1 Parameters of a patient's anterior corneal surface

Radius of pupils /mm	Corneal refractive power /D	Corneal curvature radius /mm	Sag /mm	Coefficient ($\alpha_1 \sim \alpha_8$)
0.5	45.01	8.378	0.0150	0.0597442
1	44.99	8.382	0.0600	0.0008420
1.5	44.76	8.425	0.1350	-0.0008448
2	44.59	8.457	0.2406	0.0003736
2.5	44.15	8.541	0.3752	-0.0000806
3	43.7	8.629	0.5399	0.0000089
3.5	43.27	8.715	0.7360	-0.0000005
4	42.88	8.794	0.9655	-0.0000005

为了得到该个体人眼其他部分的参数,采用的初始(理想)人眼模型为Gullstrand六折射面精密人眼模型^[21]。人眼结构参数如表2所示,可在Zemax光学设计软件中建立该标准人眼模型。

表2 Gullstrand六折射面精密人眼模型

Table 2 Human eye model of Gullstrand with six refractive surfaces

Surface	Curvature radius /mm	Refractive index	Thickness /mm
Anterior cornea	7.7	1.377	0.5
Posterior cornea	6.8	1.336	3.1
Anterior lens	10	1.386	0.5
	7.911	1.406	2.6
Posterior lens	-5.76	1.386	0.5
	-6	1.336	17.18
Retina	-13.4	1.336	

将该个体近视人眼的角膜前表面用拟合的偶次非球面表示,而角膜后表面、晶状体前后表面的参数使用Gullstrand模型眼参数,如表2所示(假设Gullstrand模型眼为理想人眼模型,即该模型眼为正视眼模型),构成一个完整的分析对象。

手术前对患者屈光不正度数进行检测。人眼屈光不正度数(包括球镜度数和柱镜度数)可使用主观验光法测量^[22],在单纯近视的情况下^[23],柱镜度数为0,人眼屈光不正度数即为人眼镜片的球镜度数 D_{sphg} 。球镜度数与人眼角膜球镜度数有微小的差别,其关系可表示为

$$D_{\text{sphc}} = D_{\text{sphg}} / (1 - dD_{\text{sphg}}), \quad (5)$$

式中 d 为镜目距离(一般取12 mm), D_{sphc} 为单纯近视人眼角膜的球镜度数。研究的个体近视人眼为单纯的近视眼,其球镜度数 $D_{\text{sphg}} = -6.5\text{D}$,由(5)式求得其角膜球镜度数 $D_{\text{sphc}} = -6.0297\text{D}$ 。

需要矫正的屈光度与屈光不正眼矫正前后的有效焦距有关,其关系可表示为

$$D_{\text{sphc}} = 1000n/f'_a - 1000n/f'_b, \quad (6)$$

式中 D_{sphc} 单位为D, $n = 1.336$ 为像方折射率, f'_b 为矫正前有效焦距, f'_a 为矫正后有效焦距。

根据(6)式得到矫正近视眼后的有效焦距,再利用Gullstrand理想人眼模型计算该近视患者的眼轴长度。表2所示人眼系统矫正前的有效焦距是根据图2所示光线经过人眼系统后的折射情况得到的。当平行光入射到人眼时,光线到达视网膜上的出射光线的后方延长线与入射平行光的延长线相交在主平面上,主平面与光轴的交点和出射光线与光轴的交点之间的距离为该近视人眼的有效焦距。图2中, R_1 、 R_2 分别表示晶状体后表面和视网膜的曲率半径, z_1 、 z_2 为对应晶状体后表面和视网膜面的矢高, h 、 h_1 、 h_2 分别为入射到人眼角膜前表面的高度、晶状体后表面的高度和视网膜上的高度, x 、 d 分别为焦点到晶状体后表面的

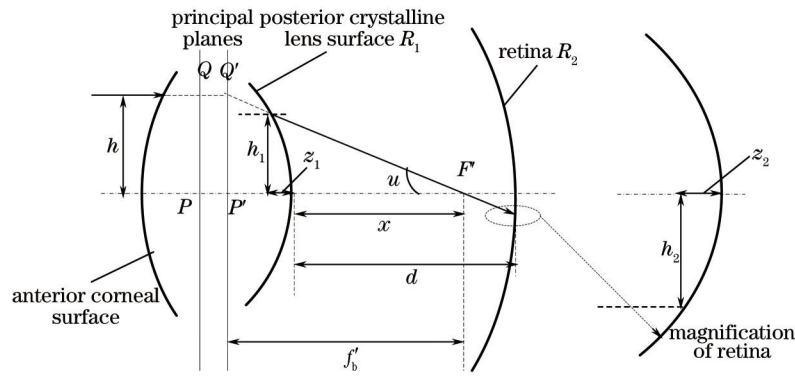


图2 人眼有效焦距的计算

Fig.2 Calculation of effective focal length of eye

距离和晶状体后表面到视网膜的距离。

计算有效焦距的过程由(7)~(9)式给出：

$$z_1 = R_1 - \sqrt{R_1^2 - h_1^2}, z_2 = R_2 - \sqrt{R_2^2 - h_2^2}, \tag{7}$$

$$\frac{h_1}{h_2} = \frac{z_1 + x}{d - x - z_2} \Rightarrow x = \frac{h_1(d - z_2) - h_2 z_1}{h_1 + h_2}, \tag{8}$$

$$\tan u = \frac{h_1}{z_1 + x} \Rightarrow f'_b = h / \tan u. \tag{9}$$

由(7)~(9)式得到该个体近视眼模型矫正前的有效焦距为 $f'_b = 24.2701 \text{ mm}$ ，根据近视模型眼需要矫正的屈光度为 6.0297D ，由(6)式可以计算矫正后的有效焦距为 $f'_a = 1336 / (-6.0297 + 1336 / f'_b) = 27.2185 \text{ mm}$ 。

表2中 Gullstrand 模型的理想有效焦距为 $f'_i = 22.892 \text{ mm}$ ，晶状体后表面到视网膜的距离为 $d_i = 17.18 \text{ mm}$ 。将 Gullstrand 人眼模型看作正视眼，如果该个体近视眼模型是正常的正视眼时，那么它的晶状体后表面到视网膜的距离将大于 d_i 。相当于理想 Gullstrand 模型眼的轴长增加 $\Delta l = f'_b - f'_i = 1.3781 \text{ mm}$ 。所以当个体近视人眼的视网膜(假设近视原因是视网膜后移)没有后移时的晶状体后表面到视网膜的距离为 $d_b = \Delta l + d_i = 18.5581 \text{ mm}$ 。视网膜后移形成近视眼后的晶状体后表面到视网膜的距离为 $d_a = f'_a - f'_b + d_b = 21.5065 \text{ mm}$ 。

3 逆光线追迹设计角膜前表面形状

为了对逆光线追迹设计角膜前表面形状的方法正确性进行验证，对某一个体患者的成功屈光手术方案进行了重新设计^[24-27]。逆光线追迹方法的原理是假设在视网膜上有一个点光源，点光源发射的光线通过晶状体、眼角膜后平行于光轴射出，这里的视网膜位置是发生眼轴延长后的情况。根据光线在角膜前表面的出射高度求出各出射点的曲率半径，再使用偶次非球面重新构建新的角膜前表面，设计原理如图3所示。所研究的个体近视人眼屈光矫正术后的角膜前表面瞳孔半径上对应的屈光度大小、偶次非球面拟合的非球面系数如表3所示。通过对屈光手术后个体人眼的像差进行分析，运用逆光线追迹的方法将术后的角膜前表面重新恢复出来的数据如表3所示，结果表明计算得到的屈光度与实际手术后人眼的屈光度在误差范围内是一致的。

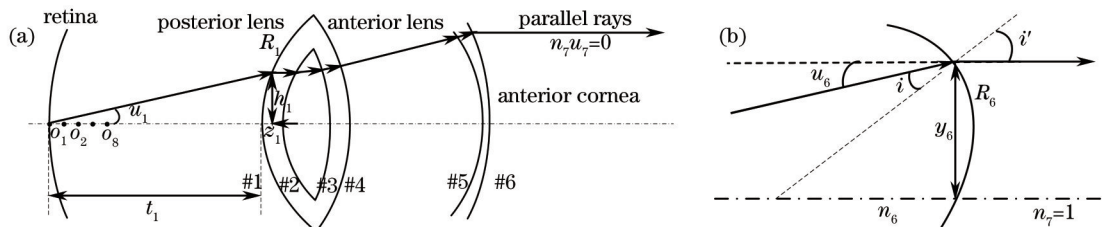


图3 (a) 视网膜轴前逆光线追迹; (b) 计算角膜前表面各高度的曲率半径

Fig.3 (a) Schematic of reverse ray-tracing method for anterior cornea; (b) calculation of curvature radius of anterior corneal surface

表3 实际屈光术后与逆光线追迹拟合的角膜前表面参数对比

Table 3 Comparison of the anterior corneal surface after refractive surgery with that fitted by reverse ray-tracing

Pupil radius /mm	Diopter of postsurgery /D	Diopter of reverse ray-tracing /D	Postsurgery coefficient ($\alpha_1 \sim \alpha_8$)	Coefficient of reverse ray-tracing ($\alpha_1 \sim \alpha_8$)
0.5	38.24	38.06	0.0508032	0.0502501
1	38.14	38.52	0.0005061	0.0018494
1.5	38.09	38.92	-0.0008473	-0.0011717
2	38.62	39.26	0.0004907	0.0005803
2.5	39.23	39.59	-0.0001163	-0.0001694
			0.0000135	0.0000278
			-0.0000007	-0.0000024
			0.0000000	0.0000001

设计过程如下:根据术后角膜前表面拟合得到的非球面系数应用到Zemax中进行个体人眼系统分析,当孔径直径为4 mm时,平行光入射到术后个体人眼系统后在视网膜前后0.58 mm范围内的光轴上相交。所以,使用逆光线追迹拟合角膜前表面的8个入射点($O_1 \sim O_8$)选在视网膜沿光轴的前后0.58 mm范围内。在求解偶次非球面的8个非球面系数时,至少需要8个方程。在视网膜沿光轴前后0.58 mm的范围内设置8个入射点,其中在视网膜前0.58 mm处的点入射到晶状体后表面的高度为3 mm。通过非球面的光线追迹,计算出第2、3、4、5个面的8个入射高度。利用第5个面的8个高度,逐个进行yun光线追迹,如图3(a)所示。

光线在角膜前表面的入射高度和入射角度可用以下公式计算:

$$n_6 u_6 = y_5 \varphi_5 + n_5 u_5, \quad (10)$$

$$\varphi_5 = (n_5 - n_6) C_5, \quad (11)$$

$$y_6 = n_6 u_6 \times \frac{t_6}{n_6} + y_5, \quad (12)$$

式中 C_5 为角膜后表面曲率, n_5 、 n_6 分别为角膜与晶状体间的折射率和角膜折射率, y_5 、 y_6 分别为光线在角膜后表面和角膜前表面的入射高度, t_6 为晶状体前表面到角膜后表面的距离。

该方法分析的是平行光入射人眼模型的情况,所以当逆光线追迹后,角膜前表面出射的光线是平行的。在图3(b)中,设光线在角膜前表面出射时的折射角为 i' ,利用折射定律可得

$$n_6 \sin i = n_7 \sin i' \text{ and } i = i' - u_6 \Rightarrow \tan i' = \frac{n_6 \sin u_6}{n_6 \cos u_6 - n_7}. \quad (13)$$

由(13)式可得光线在角膜前表面的出射高度(每个高度对应于视网膜前后0.58 mm内的8个入射点),出射点对应的曲率半径为

$$R_6 = \sqrt{y_6^2 + \left(\frac{y_6}{\tan i'} \right)^2}. \quad (14)$$

将求出的8个角膜前表面的曲率半径表示为矢高形式,由(2)式进行偶次非球面拟合。由于该表面标准面型的初始信息未知,不考虑角膜前表面的中心曲率半径和圆锥系数值,即 $c=0$, $k=0$,在平面的基础上拟合角膜前表面。逆光线追迹拟合的偶次非球面系数如表3所示,拟合的角膜前表面屈光度与屈光手术后的角膜前表面屈光度在误差范围内认为是一致的。

由以上分析可以得出结论,逆光线追迹的方法可以为个体化的角膜切削手术提供一个数字化模型,为个体近视人眼的屈光手术做术前的准备工作。

4 应用逆光线追迹进行近视眼角膜前表面的个体化设计

正常人眼的像差(球差)最大不超过0.17 mm,即从最大瞳孔位置处平行光入射,通过人眼系统后到达视网膜上的光线与眼轴的交点与视网膜之间的距离不超过0.17 mm。如果想要屈光手术后的人眼视力达到正常人眼状态,要求屈光矫正后个体人眼成像的球差与正常人眼相同。所以要求屈光手术后个体人眼的有效

焦距差异最大不应该超过 0.17 mm, 即 8 个人射点选取在视网膜沿光轴前后 0.17 mm 范围内, 逆光线追迹拟合出该个体人眼角膜前表面的面型。重新设计后的个体人眼模型参数如表 4 所示。

表 4 矫正后人眼模型参数

Table 4 Eye model parameters after refractive correction

Surface	Curvature radius /mm	Refractive index	Thickness /mm	Coefficient of anterior corneal surface
Anterior cornea	inf	1.377	0.5	0.0524098
Posterior cornea	6.8	1.336	3.1	0.0001279
Anterior lens	10	1.386	0.5	-0.0000637
	7.911	1.406	2.6	0.0000222
Posterior lens	-5.76	1.386	0.5	-0.0000046
	-6	1.336	21.5065	0.0000005
Retina	-13.4	1.336		0.0000000
				0.0000000

以下具体分析近视眼模型和逆光线追迹设计的新模型眼的成像质量差异^[28-29]。用图 4(a)的矢高图和图 4(b)的屈光度大小图比较近视眼模型矫正前后的面型。近视眼的形成是由于眼轴增长, 导致成像焦点在视网膜的前面。屈光矫正手术是在角膜前表面上做切削手术, 使角膜前表面的曲率半径增加, 屈光力减弱, 使成像焦点落在视网膜上形成清晰的像, 达到正视眼的成像效果。逆光线追迹拟合的角膜前表面的矢高减小, 曲率半径增加, 也达到了矫正近视眼的目的。

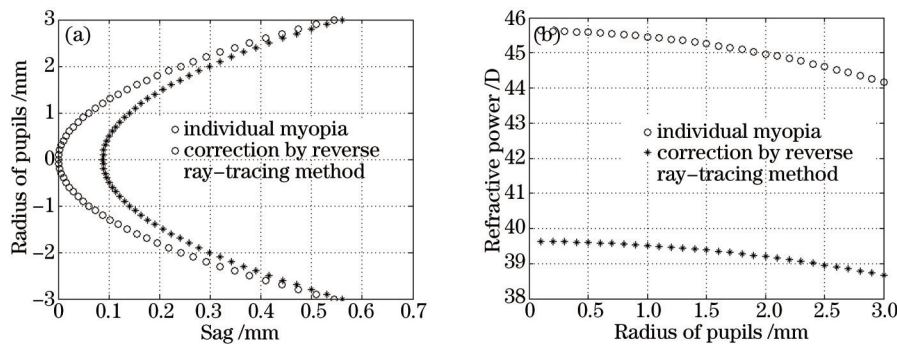


图 4 近视眼模型和逆光线追迹矫正后模型比较。(a) 矢高; (b) 屈光力

Fig.4 Comparison of the myopia model and the model designed by reverse ray-tracing method. (a) Sag; (b) refractive power

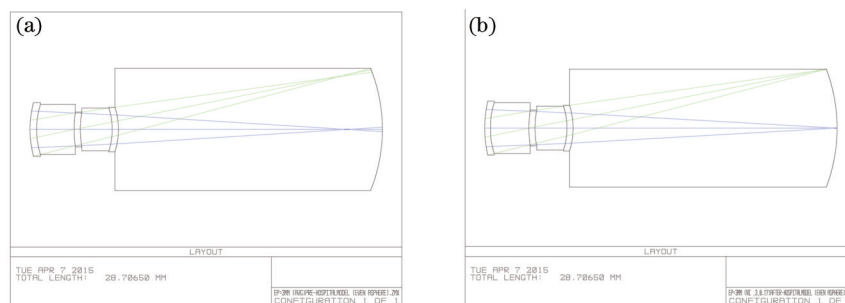


图 5 结构图。(a) 个体近视眼模型; (b) 逆光线追迹设计模型

Fig.5 Structure diagrams. (a) Myopia model; (b) model designed by reverse ray-tracing method

个体近视眼模型和逆光线追迹设计的模型在孔径光阑, 即瞳孔为 3 mm 时的结构图如图 5 所示。从图中可以看出, 逆光线追迹设计模型的成像焦点后移在视网膜上形成理想的像点。矫正前后的有效焦距(Zemax 中数据)分别为 $f'_b = 24.2701$ mm, $f'_a = 26.8716$ mm, 矫正的屈光度 $\Delta D = 1000/nf'_a - 1000/nf'_b = -5.33$ D。

矫正前后的波像差图如图 6 所示, 近视眼波像差图的 P-V 值为 11.3818λ , 均方根值(RMS)为 3.2653λ , 逆光线追迹法矫正近视眼后的 P-V 值为 0.321λ , RMS 值为 0.0952λ 。波像差的 P-V 值减小了 35.46 倍, RMS 值减小了 34.30 倍, 矫正后的人眼成像质量基本达到理想人眼效果。

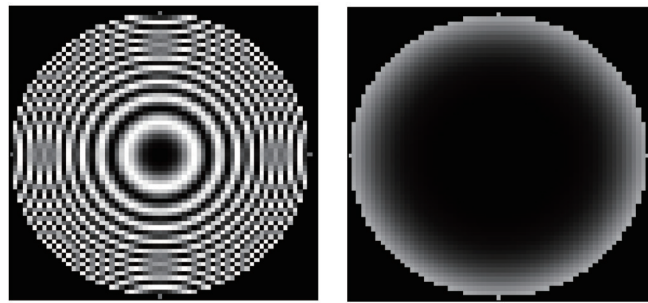


图6 近视眼矫正前后的波像差图比较

Fig.6 Wavefront aberration before and after correction of myopia

该个体近视人眼屈光矫正前后、逆光线追迹设计模型以及 Gullstrand 理想模型的调制传递函数(MTF)如图7所示。由图7可知,该个体近视眼 MTF 呈振荡的不规则变换,频率大于 10 cycles/mm 后,MTF 值基本等于零,成像质量非常差。通过屈光手术矫正后的 MTF 有所改善,但是成像质量仍然比较差。然而,通过逆光线追迹设计的角膜前表面模型的 MTF 值随频率的增加而减小,并且优于 Gullstrand 理想情况的 MTF 值,已达到了正视眼成像效果。

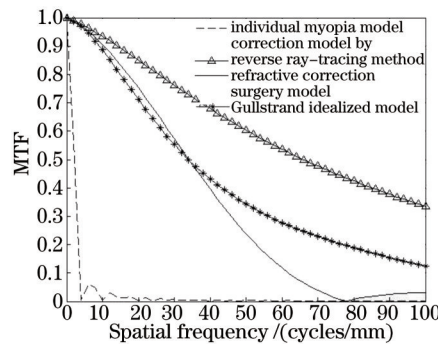


图7 个体近视眼、屈光术后矫正、Gullstrand 理想模型眼、逆追迹矫正模型的 MTF 比较

Fig.7 MTFs of the myopia, refractive surgery correction, Gullstrand model and reverse ray-tracing correction model

矫正前后的点列图如图8所示,从均方根半径值和几何半径值可知,半径值越小,成像质量越好。

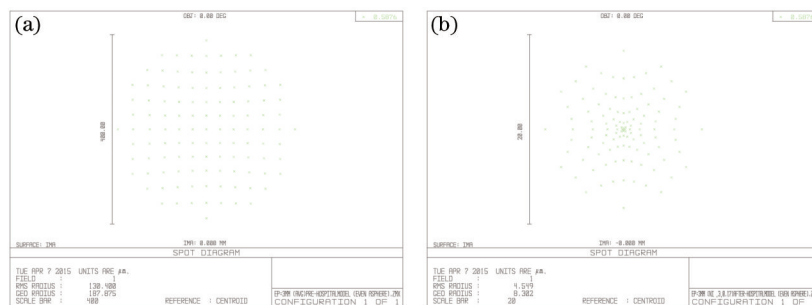


图8 点列图。(a) 个体近视眼;(b) 逆光线追迹设计模型

Fig.8 Spot diagrams. (a) Individual myopia model; (b) model designed by reverse ray-tracing

表5给出了近视眼模型、逆光线追迹设计模型和理想模型的点列图半径大小比较,理想人眼系统点列图的半径均方根 $R_{RMS} = 3.32 \mu\text{m}$,逆光线追迹设计的点列图与理想情况点列图的半径相差很小,已达到正常眼的成像质量。

表5 点列图比较

Table 5 Radius of spot diagram for different models

Item	Individual myopia	Eye model designed by reverse ray-tracing method	Ratio of the two radii
$R_{RMS} / \mu\text{m}$	130.4	4.549	28.67

矫正前后的垂轴像差曲线如图9所示。近视眼模型的垂轴像差曲线最大刻度值 (E, E_x 最大刻度值) 为 $\pm 500 \mu\text{m}$;逆光线追迹设计模型的垂轴像差曲线最大刻度值为 $\pm 10 \mu\text{m}$,与 Gullstrand 理想人眼模型的垂轴

像差曲线接近,达到正视眼的成像效果。从图9中可以看出逆光线追迹设计模型的成像质量明显优于个体近视人眼模型的成像质量。

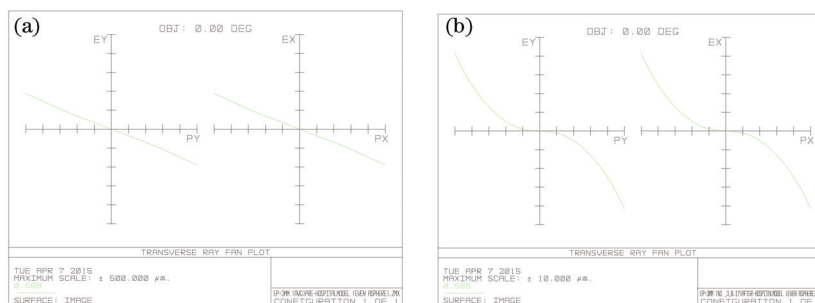


图9 垂轴像差曲线。(a) 近视眼模型; (b) 逆光线追迹设计模型

Fig.9 Vertical axis aberration curves. (a) Individual myopia model; (b) model designed by reverse ray-tracing method

5 结 论

介绍了理想人眼模型各个面的结构参数,提出了一种基于逆光线追迹设计人眼角膜前表面的方法,并验证了该方法的可行性。使用逆光线追迹法重建个体近视眼模型的角膜前表面,并对该个体近视眼和逆光线追迹设计模型的成像质量进行对比,结果表明逆光线追迹设计模型的成像质量明显优于个体近视人眼屈光手术矫正后的成像质量,已达到正常人眼的成像效果。由于该方法是在简化人眼系统的基础上进行分析计算的,而人眼的生理结构更加复杂,因此研究结果是否可以广泛应用于临床,尚需要进行更多的实验来进一步探索和验证。

参 考 文 献

- Zhang Haijun. Vision and Its Applications[M]. Hangzhou: Hangzhou University Press, 2004.
章海军. 视觉及其应用技术[M]. 杭州: 杭州大学出版社, 2004.
- Li Xinhua. Building Models about Human Corneal Topography and Its Evaluation Methods[D]. Nanjing: Nanjing University of Science and Technology, 2006.
李新华. 人眼角膜地形模型建与评价方法[D]. 南京: 南京理工大学光电系, 2006.
- S L Trokel, R Srinivas, B A Braren. Excimer laser surgery of the cornea[J]. Am J Ophthalmol, 1983, 96(6): 710-715.
- J Marshall, S Trokel, S Rothery. An ultrastructural study of the corneal incisions induced by an excimer laser at 193 nm[J]. Ophthalmology, 1985, 92(6): 749-758.
- L G Pallikaris, M E Papatzanaki, E Z Stathi, *et al.*. Laser *in situ* keratomileusis[J]. Laser Surg Med, 1990, 10(5): 463-468.
- X Zheng, J Lv. The principle of a LASIK model and its realization[J]. Laser Infrared, 2007, 37(3): 220-222.
- C R Munneryn, S J Koons, J Marshall. Photorefractive keratectomy: A technique for laser refractive surgery[J]. J Cataract Refract Surg, 1988, 14(1): 46-52.
- Ma Yuna, Ma Fenghua, Li Xiaobai. Investigation of clinical effect of Q-value-guided customized LASIK for myopia[J]. Medical Journal of Qilu, 2012, 25(6): 530-531.
马玉娜, 马风华, 李晓白. 个性化Q值引导LASIK治疗近视视觉质量分析[J]. 齐鲁医学杂志, 2012, 25(6): 530-531.
- Li Qi, Ren Qiushi, Li Wanrong, *et al.*. Application of wavefront error and corneal tomography in customized corneal ablation[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2004, 41(1): 28-33.
李 琪, 任秋实, 李万荣, 等. 波前像差和角膜地形图在个性化角膜切削中的应用[J]. 激光与光电子学进展, 2004, 41(1): 28-33.
- Zhang Yunhai, Liao Wenhe, Shen Jianxin. Mathematical models for wavefront-guided refractive corneal surgery[J]. Journal of Southeast University, 2004, 34(5): 585-588.
张云海, 廖文和, 沈建新. 波前像差引导的激光眼屈光手术中角膜切削模型[J]. 东南大学学报, 2004, 34(5): 585-588.
- Shu Yuekun, Xie Bolin. Clinical advance of individualized corneal refractive[J]. International Journal of Ophthalmology, 2009, 9(1): 142-145.
舒越昆, 谢柏林. 个性化角膜屈光手术的临床进展[J]. 国际眼科杂志, 2009, 9(1): 142-145.
- Li Daihai, Cao Yiping. Modern Engineering Optics[M]. Beijing: Science Press, 2013.
李大海, 曹益平. 现代工程光学[M]. 北京: 科学出版社, 2013.

- 13 E H Robert. MIL-HDBK-141 Optical Design[S]. Washington D.C.: Defense Supply Agency, 1962.
- 14 Zhang Fengsheng. A method and its programming for calculating the light path of aspheric optical system[J]. Journal of Qingdao University, 2006, 21(4): 44-47.
张凤生. 非球面光学系统的光路计算方法与编程实现[J]. 青岛大学学报, 2006, 21(4): 44-47.
- 15 Shen Jianxin, Zhang Yunhai, Hu Ligang. Research on human eye cornea's mathematical model and application in diopter correction[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2003, 20(4): 695-699.
沈建新, 张运海, 胡立刚. 人眼角膜数学模型的研究及在屈光矫正中的应用[J]. 生物医学工程学杂志, 2003, 20(4): 695-699.
- 16 Bao Fangjun, Wang Xiaoxing, Wang Qinmei. The establishment of an individual myopic cornea surface equation[J]. Zhejiang Medicine, 2007, 29(5): 411-413.
包芳军, 王晓幸, 王琴美. 近视个体人眼角膜曲面方程的探讨[J]. 浙江医学, 2007, 29(5): 411-413.
- 17 Kong Meimei, Gao Zhishan, Chen Lei. Corneal model based on human eye optical models[J]. Optics and Precision Engineering, 2009, 17(4): 707-712.
孔梅梅, 高志山, 陈磊. 基于人眼光学模型建立的角膜模型[J]. 光学精密工程, 2009, 17(4): 707-712.
- 18 P M Kiely, G Smith, L G Carney. The mean shape of the human cornea[J]. Optics Acta, 1982, 29(8): 1927-1940.
- 19 Yang Jinsheng, Rao Xuejun, Rao Changhui. A corneal topography based on Hartmann-Shack sensor[J]. Chinese J Lasers, 2010, 37(3): 826-831.
杨金生, 饶学军, 饶长辉, 等. 基于哈特曼-夏克传感器的角膜地形图测量仪[J]. 中国激光, 2010, 37(3): 826-831.
- 20 Zheng Shaolin, Liu Yongji, Wang Zhaoqi, *et al.*. Design of optical system for a novel imaging keratometer[J]. Acta Optica Sinica, 2013, 33(5): 0522004.
郑少林, 刘永基, 王肇圻, 等. 新型成像角膜曲率仪的光学系统设计[J]. 光学学报, 2013, 33(5): 0522004.
- 21 A Gullstrand. Photographic-ophthalmometric and clinical investigations of corneal refraction[J]. Am J Optom Arch Am Acad Optom, 1966, 43: 143-214.
- 22 Q Yu. Optometry and Providing Glasses[M]. Tianjin: Tianjin University Publishing House, 1990: 327-328.
- 23 Ye Han. Study of Corneal Ablation Model and Their Equipment Based on Wavefront Aberration[D]. Nanjing: Nanjing University of Aeronautics and Astronautics, 2005.
叶寒. 基于波前像差的角膜切削模型及其装备的研究[D]. 南京: 南京航空航天大学, 2005.
- 24 F Manns, J Shen, T Matsui. Development of an algorithm for corneal reshaping with a scanning laser beam[J]. Appl Opt, 1995, 34(21): 4659-4607.
- 25 R G Anera, C Villa. Differences between real and predicted corneal shapes after aspherical corneal ablation[J]. Appl Opt, 2005, 44(21): 4527-4531.
- 26 Liu Ming, Wang Zhaoqi, Wang Yan, *et al.*. Construction of individual eye model considering the orientation of visual axis [J]. Acta Optica Sinica, 2008, 28(2): 331-336.
刘铭, 王肇圻, 王雁, 等. 考虑视轴方向的个性化眼模型的构建[J]. 光学学报, 2008, 28(2): 331-336.
- 27 Shen Jianxin, Lin Zhenheng, Liao Wenhe. Mechanism of action of excimer laser corneal surgery and application[J]. Applied Laser, 2003, 23(1): 41-45.
沈建新, 林振能, 廖文和. 准分子激光切削角膜机理及其应用[J]. 应用激光, 2003, 23(1): 41-45.
- 28 Liu Yongji, Wang Zhaoqi, Lü You, *et al.*. Effects of the reflection losses and nonnormal incidence of laser on the eye's visual quality after refractive procedure on a cornea[J]. Chinese J Lasers, 2008, 35(7): 1101-1104.
刘永基, 王肇圻, 吕尤, 等. 激光斜入射和反射对角膜屈光手术后人眼成像质量的影响[J]. 中国激光, 2008, 35(7): 1101-1104.
- 29 Fang Lihua, He Xingdao, Wang Yan, *et al.*. Influence of treatment decentration on wave-front aberration in conventional laser refractive surgery[J]. Acta Optica Sinica, 2010, 30(6): 1755-1760.
方利华, 何兴道, 王雁, 等. 切削偏心对常规屈光手术后波前像差的影响[J]. 光学学报, 2010, 30(6): 1755-1760.

栏目编辑: 吴秀娟