

个性化人眼模型及屈光手术视觉质量评估

黄益琪^{1,2} 李 宾^{1,2,3}

1 (中国科学院上海应用物理研究所 张江园区 上海 201204)

2 (中国科学院大学 北京 100049)

3 (上海科技大学 物质科学与技术学院 上海 200031)

摘要 人眼是一台精巧而复杂的光学成像系统,其复合结构存在像差,它的空间极限分辨能力要小于无像差的同口径的小孔所对应的衍射极限。眼球也并非完美对称的,各介质曲面由于不规则性或位置异常等因素对视觉质量产生影响,为精确修正眼球的屈光不正带来困难。而常规的角膜手术虽然可以较好地修正以离焦为主的低阶像差,但却不能改善高阶像差,在手术实施的过程中反而会因为改变角膜的面型因子,引入较大的球差,严重影响暗视场的视力。本文依据人眼的基本结构及统计的典型人眼参数,实现全眼球数字化模拟并考虑了个性化因子,分析影响视力的主要因素,针对眼球屈光不正设计出个性化的角膜手术方案,使术后眼球的像差得到全面修正,从而实现最佳的人眼成像能力。

关键词 人眼, 个性化, 角膜手术, 高阶像差

中图分类号 R778.1

DOI: 10.11889/j.0253-3219.2017.hjs.40.060501

Customized human eye modelling and refractive surgery along with vision quality assessment

HUANG Yiqi^{1,2} LI Bin^{1,2,3}

1(Shanghai Institute of Applied Physics, Chinese Academy of Sciences, Zhangjiang Campus, Shanghai 201204, China)

2(University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China)

3(School of Physical Science and Technology, ShanghaiTech University, Shanghai 200031, China)

Abstract Background: Human eye is a complex and delicate imaging system, whose intrinsic optical aberrations limit the ultimate spatial resolution, making it worse than the diffraction limit of an aberration-free aperture in equal-size. Especially the asymmetry and irregularity presence in various components of eyeball would prevent the precise eye-surgery from achieving superb imaging quality. The conventional eye surgery could well correct the low-order optical aberrations dominant by “defocus”, however make no rectification for the high-order aberrations. Meanwhile it would modify the original corneal a-sphericity to introduce significant “spherical aberration” to the eye-ball, which causes the severe reduction of vision acuity, especially at the dark environment. **Purpose:** In order to rectify the post-surgery visual quality reduction due to dimer environment, as well as the side-effects e.g. halo, dizziness, we proposed a personalized eye-modelling and surgery scheme, and compared the post-surgery outcomes to the conventional ones. **Methods:** We established a personalized eye model at the regular myopia of (-2D or -5D), and compared the post-surgery imaging quality of the conventional or customized corneal ablation schemes implementing three typical techniques in optometry: the ray-tracing spot diagrams at fovea, the modulation transfer

国家自然科学基金(No.11475249)、中组部青年“千人计划”专项基金(No.Y326021061)资助

第一作者: 黄益琪, 男, 1991年出生, 2013年毕业于常熟理工学院, 现为硕士研究生, 研究领域为视觉光学

通信作者: 李宾, E-mail: libin1995@sinap.ac.cn

收稿日期: 2017-02-28, 修回日期: 2017-03-22

Supported by National Natural Science Foundation of China (No.11475249), Youth 1 000-Talent Program in China (No.Y326021061)

First author: HUANG Yiqi, male, born in 1991, graduated from Changshu Institution of Technology in 2013, master student, focusing on vision science

Corresponding author: LI Bin, E-mail: libin1995@sinap.ac.cn

Received date: 2017-02-28, accepted date: 2017-03-22

function of the spot diagrams, and the wave-front aberration distributions of the eye-ball. **Results:** We find out that the traditional refractive surgery has many limitations, it can't correct the intraocular astigmatism and the high order aberrations either, while the customized eye surgery is able to reduce the various orders of the optical aberrations in general nicely to achieve the much better imaging quality. **Conclusion:** The techniques we use for assessing the imaging quality and spatial resolution at retina are objective, which clearly demonstrate the personalized eye-modelling and the ablation surgery schemes based on that achieved remarkable advantages to approach the retina resolution.

Key words Human eye, Personalized eye-modelling, Corneal surgery, High-order aberration

人眼是一个复杂、精密的光学成像系统，外界的光信号投影到视网膜上被转换成电信号再经神经元转送到大脑重构图像。然而人眼并非完美的成像系统，存在一定程度的光学缺陷（像差）^[1]。追求超高的视力一直是人类梦寐以求的目标，而减小光学像差是必经之路。早前矫正视力的办法主要通过佩戴框架眼镜或者隐形眼镜。近些年准分子激光技术的快速发展，在医学临床上的应用也越来越广泛，尤其是在眼科学的屈光治疗当中。飞秒激光技术在近视矫正中取代了角膜刀切削操作，使得手术更加快速、精确和安全，病人的体验也更加舒适。角膜屈光手术由来已久，目前市面上的手术种类也很多，例如准分子激光角膜切削术 (Photorefractive Keratectomy, PRK)、准分子激光原位角膜磨镶术 (Laser-assisted *in situ* Keratomileusis, LASIK)、全飞秒激光微小切口透镜摘除术 (Small-incision Lenticule Extraction, SMILE)^[2]等。随着人们对视觉质量的要求越来越高，角膜屈光手术也正向个性化发展。

图 1 是人眼示意图，沿着光线传播的方向人眼主要的结构包括：角膜、前房液、瞳孔、晶状体、玻璃体和视网膜。其中角膜和晶状体是最主要的两种屈光介质，在他们前后 4 个表面分别会发生折射，因此这 4 个表面的曲率对视觉质量的影响很大。瞳孔的孔径会随环境光线的明暗发生变化。视网膜如同光电探测器，是将光信号转换成电信号的感光组织。黄斑是视网膜上对光最敏感的部位。视轴和光轴之间有个水平方向偏鼻侧 5° 的 Kappa 角。对于正视眼而言，眼球整体的屈光度与眼球的轴长相匹配，入射的光线在经过各光学元件后聚焦在视网膜上（如图 1 “Emmetrope” 箭头），从而获得良好的视力。对于近视眼而言，眼球的轴长与其屈光度之间失协，玻璃体腔扩张增大，使得视网膜的位置向后移（如图 1 “Myope” 箭头），此时到达视网膜的离焦光斑较大造成视力模糊^[3]。角膜屈光手术矫正近视的原理是通过“切削”掉相应量的角膜基质使角膜前表面变平，从而使得眼球整体的屈光度与变

长了的眼轴相匹配（如图 1 虚线）。

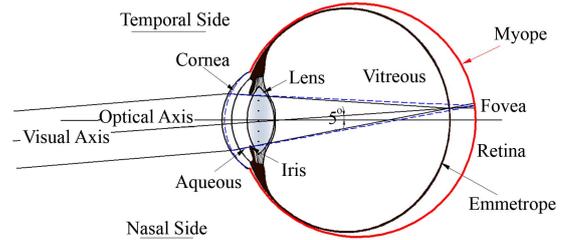


图 1 正视眼和近视眼的结构图以及角膜屈光手术的原理
Fig.1 Schematic diagram for emmetropic and myopic eye models, and the principle of refractive surgery.

传统的 LASIK 手术是基于 Munnerlyn 公式的球面切削^[4]，球面修正的原理就是通过球面的“切削”角膜基质（图 2(a)），使得术后角膜前表面的曲率半径 R_C^* 变大，从而降低了角膜的屈光度。新的角膜前表面可以表示成：

$$Z_C^{[sl]}(\rho) = \frac{\rho^2 / R_C^*}{1 + \sqrt{1 - \rho^2 / R_C^{*2}}} \quad (1)$$

$$R_C^* = \frac{(n_c - 1)R_c}{S_E R_c + (n_c - 1)} \quad (2)$$

式中： n_c 是角膜的折射率； S_E 是等效球镜度 (Spherical Equivalence)，临床中通常使用等效球镜度来描述近视眼离焦的程度。手术中通常会先制作一个约 100 μm 的角膜瓣，然后再用准分子激光切削，切削的厚度 ($\Delta Z_C^{[sl]}(\rho)$) 与横向半径之间的关系为：

$$\Delta Z_C^{[sl]}(\rho) = \frac{\sqrt{R_c^2 - (1 + Q)\rho^2}}{1 + Q} - \frac{\sqrt{R_c^2 - (1 + Q)(\frac{O}{2})^2}}{1 + Q} - \sqrt{R_c^{*2} - \rho^2} + \sqrt{R_c^{*2} - (\frac{O}{2})^2} \quad (3)$$

式中： O 是瞳孔的直径（如图 2 所示）； Q 是手术前角膜的非球面系数。手术后角膜的 Q 变为零。球

面切削可以修正离焦和部分角膜引起的散光，但球面切削破坏了角膜原有的非球面特性，使得术后球差变大影响视力。为了保持角膜原有的特性， Q 值优化的 LASIK 手术被提出并得到了发展^[5]，对于 Q 值优化的手术（图 2(b)），手术后角膜的前表面是扁椭球，扁椭球顶点处曲率半径为 R_C^* ，非球面系数为 Q_M 。我们模拟中 Q_M 是通过最小化波前像差优化而得。 Q 值优化手术后的角膜前表面为式(4)，切削厚度为式(5)：

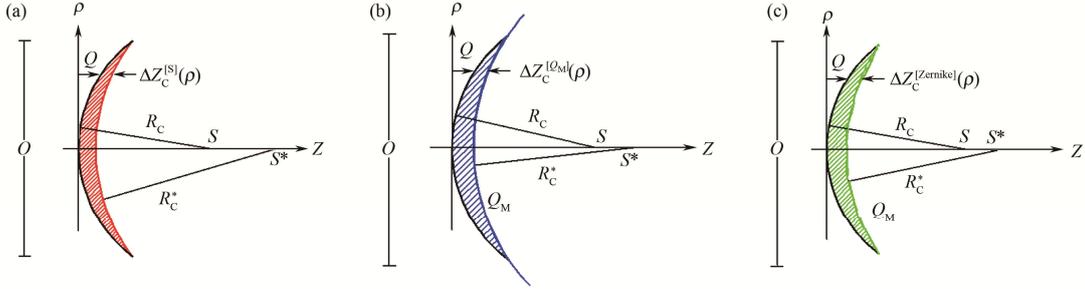


图 2 三种不同屈光手术的角膜“切削”量截面 (a) 球面修正, (b) Q 值优化, (c) 波前像差引导
Fig.2 Sectional view of ablation depth in three different refractive surgeries.
 (a) Spherical correction, (b) Q -value optimized, (c) Wavefront guided

事实证明 Q 值优化的 LASIK 手术术后球差得到了控制^[6]。但许多患者在术后仍会抱怨在夜晚出现光晕、重影等现象^[7]，其原因主要是在白天光线充足的情况下，瞳孔较小，此时眼球的高阶像差可以被忽略。但在夜晚光线比较暗时，瞳孔较大，高阶像差对视力的影响会很大不容忽视。 Q 值优化的 LASIK 手术对高阶像差的修正无能为力。近些年波前像差的理论被引入到眼科手术中^[8]，波前像差引导的手术也得到了快速发展，这种手术方案可以为每一位近视患者提供“量体裁衣”的服务。本次模拟中波前像差引导的手术方案就是基于 Zernike 面^[9-10]的修正，是在基于 Q 值优化的基础上加上 Zernike 多项式的手术后角膜前表面，可以表示成：

$$Z_C^{[Zernike]}(\rho) = Z_C^{[Q_M]}(\rho) + \sum_{n,m} A_{nm} Z_n^m(\rho, \theta) \quad (6)$$

式中： $Z_n^m(\rho, \theta)$ 是 Zernike 多项式； n 代表阶次； m 代表方位角频率； ρ 为瞳孔面上归一化的半径(0-1)； θ 是角度(0- 2π)； A_{nm} 是每一项的系数。Zernike 多项式的组成在下文有详细介绍。对于波前像差引导的手术切削深度就可以表示成：

$$\Delta Z_C^{[Zernike]}(\rho) = \Delta Z_C^{[Q_M]}(\rho) + \sum_{n,m} (-A_{nm} Z_n^m(\rho, \theta)) \quad (7)$$

目前波前像差引导的技术还处于发展阶段，准确的波前测量技术、精准的三维角膜“切削”技术在理论和实验中还有很大的挑战。

$$Z_C^{[Q_M]}(\rho) = \frac{\rho^2 / R_C^*}{1 + \sqrt{1 - (1 + Q_M)\rho^2 / R_C^{*2}}} \quad (4)$$

$$\Delta Z_C^{[Q_M]}(\rho) = \frac{\sqrt{R_C^2 - (1 + Q)\rho^2}}{1 + Q} - \frac{\sqrt{R_C^2 - (1 + Q)(\frac{\rho}{2})^2}}{1 + Q} - \frac{\sqrt{R_C^2 - (1 + Q_M)\rho^2}}{1 + Q_M} + \frac{\sqrt{R_C^2 - (1 + Q_M)(\frac{\rho}{2})^2}}{1 + Q_M} \quad (5)$$

1 建立模型

为了建立个性化人眼模型，我们调研了许多人眼结构的研究结果和统计数据^[9-11]，并利用这些参数建立了通用的模型。另外近几年通过高精度的眼科测量设备可以获得角膜前后表面结构数据以及患者的波前像差，个性化的人眼模型是基于通用模型的基础上加上临床的测量数据利用光学设计软件 ZEMAX 建立并优化而来。对于正视眼 $S_E=0D$ ，本文在正视眼基础上又分别建立 $S_E=-2D$ 和 $S_E=-5D$ (S_E 为等效球镜度，这里分别表示近视 200 度和近视 500 度)的近视眼模型。正视眼(0D)和近视眼(-2D 和 -5D)模型中主要光学元件的参数见表 1。

由表 1，角膜前表面曲率半径(R_C)与近视眼术前 S_E 成正比， $R_C=7.77+0.022 \times S_E$ ，这里 S_E 为 -2D、-5D；玻璃体腔长(L_V)也与 S_E 相关， $L_V=16.28-0.299 \times S_E$ ；晶状体被分为前后两部分：前面部分是厚度 1.44 mm 的凸-平面，后面部分是厚度为 2.16 mm 的平-凹面，这两部分在 555 nm 光下的折射率随位置分布为：

$$n_L^{(A)}=1.371+0.0652778 \times z-0.0226659 \times z^2-0.00020399 \times \rho^2$$

$$n_L^{(P)}=1.418-0.010737 \times z^2-0.00020399 \times \rho^2 \quad (8)$$

式中： ρ 、 z 、 θ 分别为眼球的轴向、径向及旋转角度坐标。

表 1 正视眼(0D)和近视眼(-2D、-5D)模型的参数
Table 1 Parameters of emmetropic (0D) and myopic eye models (-2D and -5D).

介质 Medium	曲率半径 Radius of curvature / mm	非球面系数 Q Asphericity	折射率 Refractive index	厚度 Thickness / mm
角膜 Corneal	前表面 Anterior 7.77 (7.726, 7.66)	-0.15	1.376	0.55
	后表面 Posterior 6.4	-0.275	—	—
前房 Aqueous	—	—	1.337 4	3.15
瞳孔 Iris	无穷大 Infinity	—	—	—
晶状体 Lens	前表面 Anterior 11.48	-5	$n_L^{(A)}$	1.44
	后表面 Posterior -5.9	-2	$n_L^{(P)}$	2.16
玻璃体 Vitreous	—	—	1.336	16.28 (16.878, 17.775)
视网膜 Retina	子午 Meridian -12.91 (-12.72, -12.44)	0.27 (0.218, 0.14)	—	—
	弧矢 Sagittal -12.72 (-12.73, -12.74)	0.25 (0.216, 0.165)	—	—

视网膜子午(X)方向和弧矢(Y)方向的曲率半径及相应的非球面系数 Q 为: $R_r^{(X)} = -12.91 - 0.094 \times S_E$, $R_r^{(Y)} = -12.72 + 0.004 \times S_E$, $Q_r^{(X)} = 0.27 + 0.026 \times S_E$, $Q_r^{(Y)} = 0.25 + 0.017 \times S_E$ 。

为了建立一个自定义的个性化人眼模型, 在晶状体后表面加了一层很薄、厚度不均匀的介质使得眼球的波前像差产生不均匀的分布。然后将眼模型的波前像差的各阶像差系数拟合到与临床测量值相同的结果。晶状体后面部分的纵向厚度(Z_{PL})可以横向极坐标(ρ, θ)表示为:

$$Z_{PL}(\rho, \theta) = 2.16 - \frac{\rho^2 / 5.9}{1 + \sqrt{1 - \rho^2 / 5.9^2}} + f(\rho, \theta) \quad (9)$$

式中: $f(\rho, \theta)$ 是一个任意的方程用来模拟患者个性化的眼球模型。

由于视网膜对绿光比较敏感, 表 1 中各光学元件的折射率值是取在 555 nm。然而可见光的跨度是 400–700 nm, 我们的模型同样考虑到色散的效应, 折射率随波长的分布为 $n(\lambda) = n(\lambda_g) + 0.0512 - 0.1455 \times \lambda + 0.0961 \times \lambda^2$, 其中: λ 代表任意的波长; λ_g 是绿光的波长, 555 nm。

波前像差通常使用 Zernike 多项式 $Z_n^m(\rho, \theta)$ 来表示为:

$$Z_n^m(\rho, \theta) = \begin{cases} N_n^m R_n^{|m|}(\rho) \cos(m\theta), & m \geq 0 \\ -N_n^m R_n^{|m|}(\rho) \sin(|m|\theta), & m < 0 \end{cases} \quad (10)$$

其中: N_n^m 为归一化因子, 表达式为:

$$N_n^m = \begin{cases} \sqrt{n+1}, & m = 0 \\ \sqrt{2(n+1)}, & m \neq 0 \end{cases} \quad (11)$$

极半径分量 $R_n^{|m|}$ 的表达式为:

$$R_n^{|m|}(\rho) = \sum_{s=0}^{(n-|m|)/2} \frac{(-1)^s (n-s)!}{s! [0.5(n+|m|-s)]! [0.5(n-|m|-s)]!} \rho^{n-2s} \quad (12)$$

式中: 阶 n 用来表示像差的阶次; m 代表方位角频率。 $n=0$ 和 $n=1$ 分别是波前的平移和水平、垂直方向的倾斜, 对视觉质量无影响。当 $n=2[m=-2, 0, 2]$ 时多项式组代表低阶像差, 主要包括离焦和像散, 这些低阶像差可以通过佩戴眼镜或者隐形眼镜进行矫正。当 $n>2$ 时, 代表高阶像差, 主要包括球差、彗差、三叶草、四叶草像差等, 这些高阶像差都是比较复杂且不对称的, 佩戴眼镜、隐形眼镜或者常规的 LASIK 手术无法矫正。

图 3 中显示的条形图是 -2D (纯色填充) 和 -5D (斜划线填充) 近视眼模型术前各阶波前像差系数, 以波长 (555 nm) 为单位。可以看出手术前的像差以离焦 $Z(2,0)$ 为主, 其次是散光 $Z(2,-2)$ 和 $Z(2,2)$ 、彗差 $Z(3,-1)$ 和 $Z(3,1)$ 、球差 $Z(4,0)$ 、三叶草像差 $Z(3,-3)$ 和 $Z(3,3)$, 其他高阶像差相对较小。其中散光不仅存在于角膜的前表面, 晶状体的前后表面曲率半径或折射率的分布对散光的影响也很大。为了更加准确地反映真实的近视人眼, 模型中的散光是来源于角膜和晶状体, 而其他高阶像差主要是晶状体后表面的厚度分布决定的。对于 -2D 的模型手术前总的散光的等效柱镜度为 0.42D, 散光角 76.2° , 其中角膜的散光占总散光的 92% 左右。

在对真实人眼的光学特性以及屈光手术的原理有了系统的研究后, 我们利用个性化的模型对传统的球面“切削”、 Q 值优化以及波前像差引导的手术进行研究、分析和对比。利用光线追迹软件 ZEMAX 和自主研发的一些脚本文件来分析手术前后视网膜上的光斑分布及点扩散函数 (Point Spread Function, PSF)。将 PSF 做归一化的空间傅里叶变换取模后得到调制传递函数 (Modulation Transfer Function, MTF) 来反映视网膜黄斑上的光学空间分辨率^[12]。最后利用波前像差图 (单色光 555 nm) 来直观地反映不同手术前后视觉质量的变化。因为有

许多关于术后夜视力下降的报道，在白天的视力都很正常，所以本次模拟主要评估手术前后大瞳孔直径(6 mm)下的视觉质量。

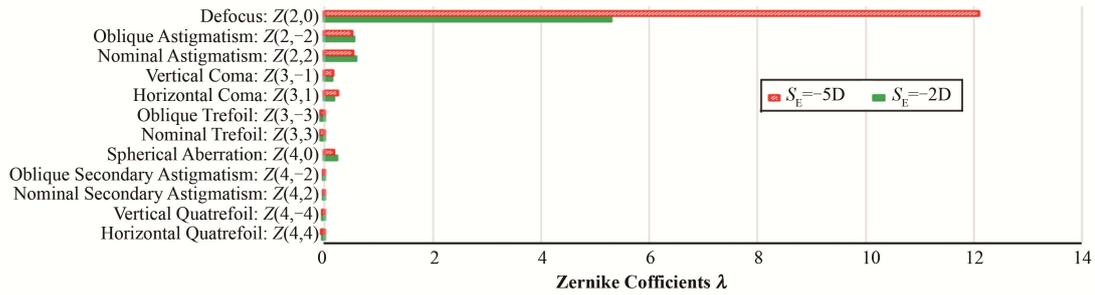


图3 -2D 和-5D 近视模型(6 mm)手术前波前像差系数
Fig.3 Wavefront aberration coefficients for -2D and -5D model (6 mm) before surgery.

2 结果与分析

图4显示了手术前后视网膜黄斑处的光斑。模拟中选择的入射波段横跨可见光区域（红光700 nm，绿光555 nm，蓝光400 nm）。对于-2D瞳孔6 mm的近视的模型，手术前均方根(Root Mean Square, RMS)半径约78.2 μm，而典型的视网膜细胞的大小只有2-4 μm^[13]，因此会造成视力的严重模糊。在接受球面“切削”或Q值优化的矫正后，RMS半径分别显著下降到19.3 μm和11.5 μm，这两种方案对于离焦都基本上得到了修正。波前像差引导的

(Zernike 面)^[14-15]修正术后光斑 RMS 半径最小约9.5 μm（瞳孔大小6 mm），并且 Zernike 修正后在明视场（瞳孔大小3 mm）时 RMS 半径达到5 μm，非常接近视网膜的分辨率。从对称性也可以很明显看出 Zernike 修正后的光斑更好，球面修正和Q值优化修正只矫正了部分角膜散光，眼内散光及其他高阶像差并没有消除（散光和其他高阶像差是非对称的），所以对称性很差。球面修正和Q值修正后的光斑图轮廓很相似，但Q值优化的RMS半径值会更小一点，主要是因为Q值优化减小了术后球差的增加。

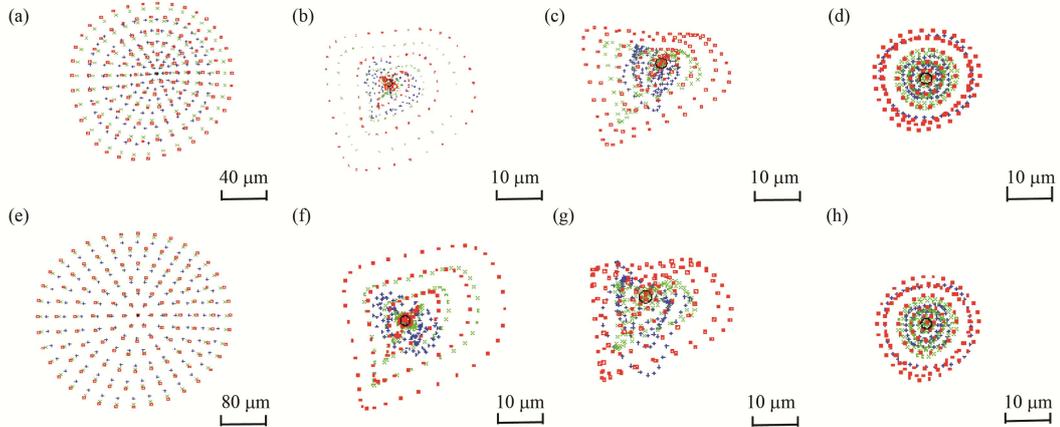


图4 -2D 和-5D 近视模型手术前后视网膜光斑分布
(a) -2D 模型手术前, (b) -2D 模型球面修正, (c) -2D 模型 Q 值优化修正, (d) -2D 模型波前像差引导修正, (e) -5D 模型手术前, (f) -5D 模型球面修正, (g) -5D 模型 Q 值优化修正, (h) -5D 模型波前像差引导修正

Fig.4 Spot diagram at fovea zone on the retina for the myopic eye model of -2D and -5D before and after surgery.
(a) -2D model before surgery, (b) -2D model spherical correction, (c) -2D model optimized-Q correction, (d) -2D model wavefront guided, (e) -5D model before surgery, (f) -5D model spherical correction, (g) -5D model optimized-Q correction, (h) -5D model wavefront guided

图5展示了-2D和-5D近视眼模型手术前后整个眼球的波前像差。图5(a)、(e)分别是-2D和-5D近视手术前的波前像差，因为手术前的像差中以离焦为主（见图3），其数值上远高于其它的波前像

差因子，并且离焦是对称的，所以手术前的波前像差的对称性相对较好。-2D的模型由于近视度数不是很高，散光对其的影响相对会比较明显，因而它的对称性相比-5D模型会差一些。图5(b)、(c)、(f)、

(g)分别是球面“切削”和 Q 值优化修正的波前像差图, 首先从数字上可以看出, 两者对离焦都有很好的修正, 但对称性都不是很理想, 特别是这 4 张图都呈现了特定角度的马鞍形分布, 说明这两种矫正方案对眼内的散光没有修正。对于球面修正波前像差中出现了负值, 主要是由于球面修正引入了很大的正球差。图 5(d)、(h)是采用波前像差引导的手术方案 (Zernike 修正), 无论从数值还是对称性上, 波前像差引导的技术都比其他手术方案显示很大的优越性。不仅修正了离焦和角膜散光, 对眼内的散光和其他高阶像差都能有很好的修正。目前对于眼内的大散光问题, 角膜屈光手术还不能解决, 只能通过晶状体手术矫正, 而波前像差引导的手术可以根据每个人特有的视力特征提供个性化的角膜“切

削”, 从而达到超高视力的要求。

图 6 是 -2D 和 -5D 模型手术前后的 MTF 函数曲线。细实线代表着没有像差的衍射极限, 对于 6 mm 的瞳孔其截止频率为每毫米 700 线对(可反映其空间分辨能力)。图 6 中带星号的虚线是手术前的 MTF, 手术前的 MTF 随着空间频率的增长迅速下降, 也就意味着手术前的视觉质量很差。三角形、圆形虚线和加粗实线分别代表球面修正、 Q 值优化修正和波前像差修正的 MTF 曲线, 与手术之前的相比有了很明显的改善。同样的 Zernike 修正后(粗实线)获得最好的 MTF 值。MTF 曲线是与人眼像差相关的(像差越小 MTF 值越高), 所以 Zernike 修正比其他手术方案带来了更好的术后视力。

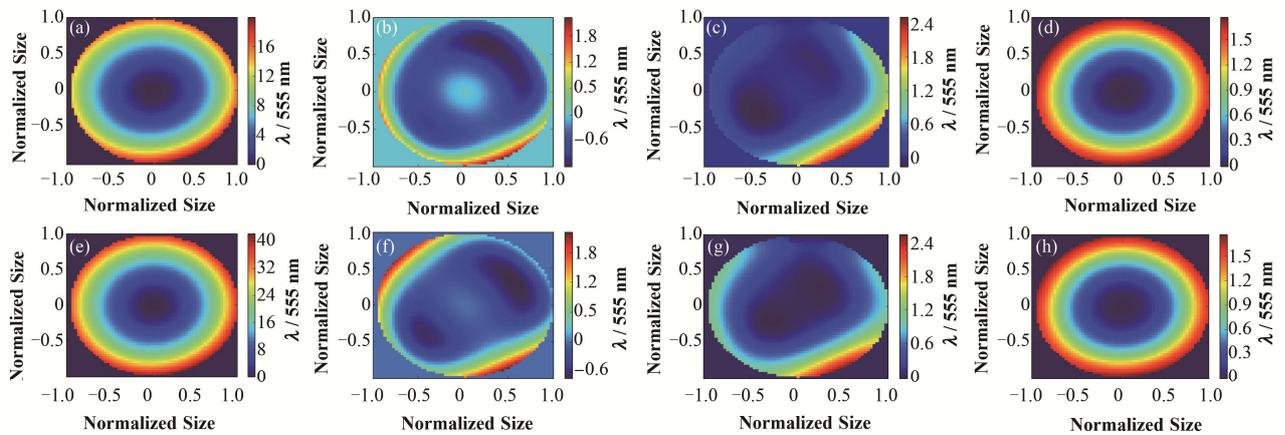


图 5 -2D 和 -5D 模型手术前后波前像差的比较

(a) -2D 模型手术前, (b) -2D 模型球面修正, (c) -2D 模型 Q 值优化修正, (d) -2D 模型波前像差引导修正, (e) -5D 模型手术前, (f) -5D 模型球面修正, (g) -5D 模型 Q 值优化修正, (h) -5D 模型波前像差引导修正

Fig.5 Simulated wave-front aberration distribution maps of -2D and -5D before and after the laser surgery.

(a) -2D model before surgery, (b) -2D model spherical correction, (c) -2D model optimized- Q correction, (d) -2D model wavefront guided, (e) -5D model before surgery, (f) -5D model spherical correction, (g) -5D model optimized- Q correction, (h) -5D model wavefront guided

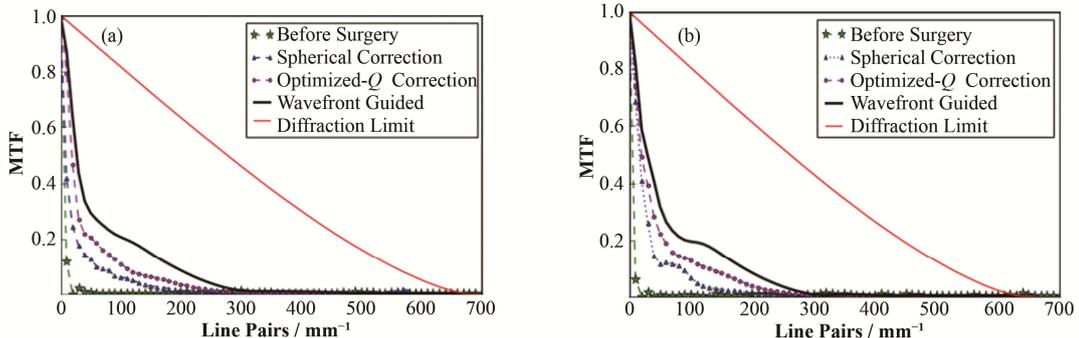


图 6 -2D (a)和-5D (b)模型手术前后 MTF 曲线的对比

Fig.6 MTF curves of -2D (a) and -5D (b) models before and after surgery.

图 7 展示了 -2D 模型手术前后低阶和部分主要高阶像差系数的变化。 $Z(2,0)$ 是离焦项, 手术前(斜线填充)离焦量约 4.7λ (555 nm), 三种手术方案对离焦的修正都可以减小到 0.3λ 左右。也就是每种手

术都可以很好地矫正近视。 $Z(2,2)$ 和 $Z(2,-2)$ 分别是倾斜和垂直方向上的散光, 球面修正(点线填充)和 Q 值优化修正(竖线填充)相比手术前(纯色填充)的散光都有所减小, 但并没有完全修正。主要

是因为角膜上的散光矫正了，而晶状体内的散光没有修正，而 Zernike 修正了所有的散光项。Z(3,-1) 和 Z(3,1) 分别是水平和垂直方向的彗差，三种手术方案较手术前都有所减小，其中以 Zernike 修正尤为突出。最后一项 Z(4,0) 是球差项，明显看出球面修正（点线）后的球差比手术前增长了两倍多（从

$0.17\lambda \rightarrow 0.36\lambda$ ）， Q 值优化修正（斜线填充）对球差的抑制有很明显的作用，Zernike 修正后的球差仍然是最好的。总的来说，波前像差引导的手术后离焦与其他手术相近，但在散光和其他高阶像差上相比的优势非常明显，可以解决当前主流 LASIK 手术后造成夜视力下降的问题。

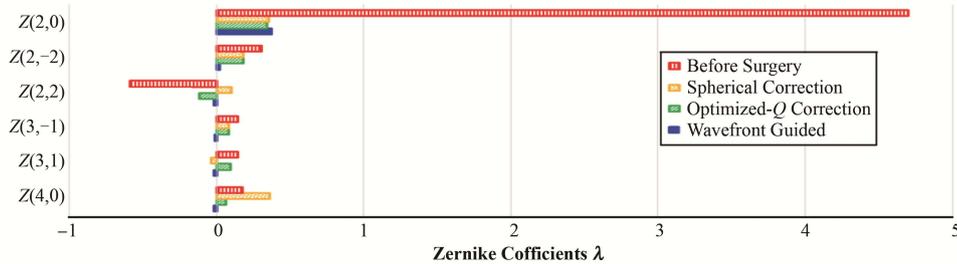


图7 -2D 模型(6 mm)不同手术前后各阶像差的变化
Fig.7 Absolute values of various orders of the optical aberrations for the -2D model (6 mm) before and after surgery.

3 结语

为了理解和解决近期频繁的报道在成功接受传统角膜屈光手术后，患者仍有夜视力下降的问题，我们系统地研究了人眼的光学特性和屈光手术的原理。在基于 Atchison 和其他研究工作者的研究成果基础上^[9-10]，分别建立了-2D 和-5D 的个性化近视眼模型，并利用三种不同的角膜手术方案（球面、 Q 值优化、Zernike 修正）对其进行修正。然后用三种不同的评价方法对不同手术方案手术前后成像质量进行了比较。我们发现球面修正可以矫正基本的近视（即离焦像差）问题，但会引入很高的球差。 Q 值优化可以减小球差，但对眼内散光及其他高阶像差没有作用。这也正是传统的角膜手术后，白天视力正常而夜晚瞳孔较大时，高阶像差没有消除带来的夜视力下降问题的根源。波前像差引导的方案不仅可以修正离焦、散光等低阶像差，对高阶像差也有很好的抑制作用，使得矫正后即使在夜晚大瞳孔情况下的整个眼球的波前像差也很小，因此夜视力得到了很大的改善。

值得提出的是，我们的眼模型是普遍适用的，可以根据临床或实验测得的数据再现真实人眼的模型，对手术方案的选择，以及术后视觉质量客观的评判有着很大的帮助。最后需要指出的是，波前像差引导的手术对术前精确的波前测量、眼球追踪、中心定位技术、激光“切削”技术的要求都非常高，很多问题有待我们更深入地研究和探索。

参考文献

- 1 Millodot M. Dictionary of optometry and visual science[M]. Elsevier Health Sciences, 2014.
- 2 Reinstein D Z, Archer T J, Gobbe M. The history of LASIK[J]. Journal of Refractive Surgery, 2012, 28(4): 291-298. DOI: 10.3928/1081597X-20120229-01.
- 3 Scott R, Grosvenor T. Structural model for emmetropic and myopic eyes[J]. Ophthalmic & Physiological Optics, 1993, 13(1): 41-47.
- 4 Munnerlyn C R, Koons S J, Marshall J. Photorefractive keratectomy: a technique for laser refractive surgery[J]. Journal of Cataract & Refractive Surgery, 1988, 14(1): 46-52.
- 5 Tawfik A, Eid A M, Hasanen R, et al. Q -value customized ablation (custom- Q) versus wavefront optimized ablation for primary myopia and myopic astigmatism[J]. International Ophthalmology, 2014, 34(2): 259-262. DOI: 10.1007/s10792-013-9828-1.
- 6 于秋菊, 张海东, 张永红. 飞秒激光辅助 Q 值调整的非球面个性化 LASIK 与常规 LASIK 术后视觉质量对比研究[J]. 中国实用眼科杂志, 2016, 34(3): 258-262. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1006-4443.2016.03.013.
YU Qiuju, ZHANG Haidong, ZHANG Yonghong. Postoperative visual quality research of femtosecond laser assisted the Q value adjustment of aspheric personalized LASIK compared with conventional LASIK[J]. Chinese Journal of Practical Ophthalmology, 2016, 34(3): 258-262. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1006-4443.2016.03.

- 013.
- 7 Villa C, Gutierrez R, Jimenez J, *et al.* Night vision disturbances after successful LASIK surgery[J]. *British Journal of Ophthalmology*, 2007, **91**(8): 1031–1037. DOI: 10.1136/bjo.2006.110874.
- 8 Kung J S, Manche E E. Quality of vision after wavefront-guided or wavefront-optimized LASIK: a prospective randomized contralateral eye study[J]. *Journal of Refractive Surgery*, 2016, **32**(4): 230–236. DOI: 10.3928/1081597X-20151230-01.
- 9 Liou H L, Brennan N A. Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling[J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 1997, **14**(8): 1684–1695.
- 10 Atchison D A. Optical models for human myopic eyes[J]. *Vision Research*, 2006, **46**(14): 2236–2250. DOI: 10.1016/j.visres.2006.01.004.
- 11 Navarro R, Santamaría J, Bescós J. Accommodation-dependent model of the human eye with aspherics[J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 1985, **2**(8): 1273–1280.
- 12 Masalehdan H, Lotfi E, Lotfi A, *et al.* Modeling of Zernike optical aberrations by MTF and PSF[J]. *Biomedical Optics Express*, 2010, **18**(5): 5245–5248.
- 13 Atchison D A, George S B. *Optics of the human eye*[M]. Oxford: Butterworth, 2000.
- 14 王雁. 波前像差与临床视觉矫正[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2011.
WANG Yan. Wavefront aberration and clinical vision correction[M]. Beijing: People's Education Press, 2011.
- 15 王洁梅. 基于 Zernike 多项式的波前像差研究[J]. *现代计算机*, 2014, (2): 46–49. DOI: 10.3969/j.issn.1007-1423(z).2014.02.012.
WANG Jiemei. Research on wavefront aberration based on Zernike polynomials[J]. *Modern Computer*, 2014, (2): 46–49. DOI: 10.3969/j.issn.1007-1423(z).2014.02.012.