

# 基于主观式测量人眼波前像差的眼模型研究\*

郭欢庆<sup>1</sup> 王肇圻<sup>1</sup> 赵秋铃<sup>1</sup> 全 薇<sup>1</sup> 王 雁<sup>2</sup>

(1 南开大学、天津大学联合研究院,南开大学现代光学研究所,光电信息技术科学教育部重点实验室,天津 300071)

(2 天津眼科医院眼科研究所屈光手术中心,天津 300020)

**摘 要** 通过主观式光线追踪波前像差测量方法得到用 Zernike 系数描述的人眼波前像差;在 Gullstrand-Le Grand 眼模型的基础上,引入用医用角膜地形图仪测量并用高次非球面函数拟合的实际人眼角膜形状数据,又引入角膜、前房及玻璃体厚度等个体化的眼结构参数;在光学建模软件 Zemax 中用所测 Zernike 系数建立评价函数,并对用 Zernike 矢高面描绘的晶状体表面进行优化.由此建立了个体化眼模型,并由此模型中可以计算得到与实际测量的波前像差值完全相同的各项 Zernike 系数值,从而可用于描述实际人眼的光学特性.

**关键词** 波前像差;眼模型;角膜地形;Zernike 多项式;ZEMAX

**中图分类号** O439;R77 **文献标识码** A

## 0 引言

二十世纪初瑞典眼科专家 Gullstrand 提出了用 6 个折射面描述的示意眼模型,该模型进而被 Le Grand 改进为四个球折射面,成为目前应用最广泛的 Gullstrand-Le Grand 眼光学模型<sup>[1,2]</sup>. 以后的许多研究者继续在此模型基础上引入角膜和晶状体非球面的表面形状,以及晶状体的梯度折射率分布等来改进它<sup>[3~7]</sup>. 但这些眼模型均建立在人体解剖学和生物学实验基础上,是对大量的不同人群进行统计平均的结果.

事实上,作为一套复杂而精密的光学系统,每只人眼都具有其相应的个体化生理特征,进而导致不同人眼具有不同的光学特征和视觉质量. 最近几年发展起来的人眼波前技术正成为视觉诊断的有效工具,它利用波前传感器测量得到个体人眼的各级像差,进而把这些像差用确定的数学表达式(如: Zernike 多项式)及其系数描述出来<sup>[8,9]</sup>. 不同的人眼具有不同的波前像差,它可以精确地衡量人眼的光学特性<sup>[10~12]</sup>.

摒弃传统的人体解剖学和生物学实验方法,本文经无损测量、数学计算和光学建模过程构建了个体化的活体人眼模型. 在获得实际人眼角膜地形、眼轴各部分长度数据的基础上,引入了眼波前像差数据,使得针对某个体所构造的模型眼具有与该眼相同的波前像差. 此眼模型在观测人眼成像质量、衡量视觉好

坏、人工晶体的设计与计算、个体化视觉矫正的工程数据以及眼科仪器的定标等方面应用广泛.

## 1 个体化眼模型构造过程

表 1 给出了作为个体化眼模型初始结构 Gullstrand-Le Grand 模型的具体结构参数,其中  $R_1$ 、 $R_2$  为角膜前后表面的曲率半径; $R_3$ 、 $R_4$  为晶状体前后表面的曲率半径; $R_5$  表示视网膜的曲率半径.

表 1 Gullstrand-Le Grand 眼模型的结构参数

曲率半径/mm	厚度/mm	折射率	介质
$R_1 = 7.8$	$D_1 = 0.55$	1.3771	角膜
$R_2 = 6.5$	$D_2 = 3.05$	1.3374	前房
$R_3 = 10.2$	$D_3 = 4.0$	1.420	晶状体
$R_4 = -6.0$	$D_4 = 16.60$	1.336	玻璃体
$R_5 = -12.3$			

### 1.1 高次非球面的角膜形状和眼轴各部分长度

人眼角膜承担了整个人眼屈光系统大约 2/3 的屈光度,其形状的变化会对人眼光学系统的成像产生很大影响. 在针对某个体的眼模型中,为了使角膜部分的光学参数及其产生的像差与实际眼相同,对角膜前后两个表面形状的精确拟合非常重要. 考虑实际角膜特点与建立光学模型的需要,使用以下带有高次非球面的函数形式进行拟合

$$z = z_0 + \frac{x^2 + y^2}{R + \sqrt{R^2 - (1+k)(x^2 + y^2)}} + \sum_{i=1}^N a_i (x^2 + y^2)^{i/2} \quad (1)$$

式中  $x, y, z$  代表三维笛卡尔坐标系,  $z$  代表光轴方向,  $z_0$  是常数,  $R$  和  $k$  分别是曲率半径二次曲面系数,求和项中  $a_i$  为所选用的高次非球面系数,非球面表达式的选取是参考了二次球面表达式形式提出的,  $N$  是所取的高次非球面项数. 通过测量角膜表

\*国家自然科学基金重点项目(60438030)、天津市科技攻关重点项目(033183711)和南开大学、天津大学共建合作基金资助

Tel: 022-23508332 Email: wangzq@nankai.edu.cn

收稿日期: 2004-09-25

面形状可得到以选定的二次曲面形状为基准的离散  $x, y, z$  值,再用高斯最小二乘拟合方法可求出  $\alpha_i$ ,这样就可以用式(1)这样的连续函数描述角膜的前后表面面形,进而在模型里引入此面形精确描述每个个体人眼有差异的角膜形状.

不同人眼特别是屈光不正(近视、远视等)患者的眼轴各部分长度差异很大,超声波技术可以对这些长度进行精确测量.超声波可在不同介质的分界面反射,通过测量超声波在眼球不同部分传播的时间来确定各部分的厚度.医学上采用 A 型超声波可对从角膜后表面到晶状体前表面、晶状体前后表面之间、晶状体后表面到视网膜的各部分距离进行测量. A 型超声波具有定位准确性高、轴向分辨力强的特点,其测量精确度可达到 0.01 mm. 图 1 是实验中对被测者 QL 右眼其中一次测量的超声波反射强度图,反射最强的位置之间的间隔视为测量结果.

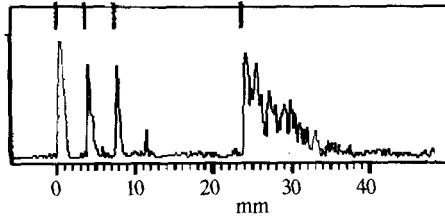


图 1 BMF-200 眼科 A/B 型超声波诊断仪一次测量的超声波反射强度图  
Fig.1 Ultrasonic reflective intensity of BMF-200 A/B ultrasonic meter

### 1.2 人眼波前像差

人眼这一复杂的光学成像系统除了可能具有离焦(近视、远视)、像散等传统的低阶像差之外,还具有因人而异的各种所谓高级像差,所有这些像差都将降低视网膜成像质量.人眼波前像差数据可以用来描述人眼光学系统的全部像差,一般采用 Zernike 多项式展开波前像差,此多项式系和经典的 Seidel 像差有一定对应,其每一项都有其对应的物理意义.如第 4 项代表离焦,第 3、5 项代表不同方向的像散等. Zernike 多项式的系数描述的像差对于不同人眼,如正常眼、近视眼、远视眼等具有很大差别.即使对于正常人眼,也会存在高级像差.所构造的个体化人眼模型,必须要具有对应不同人眼的不同波前像差才能真实全面的反映出眼光学系统的性能.

人眼波前像差的测量方法有多种,如:基于光线追踪(Ray-tracing)的波前像差测量、基于检影方法的自动屈光波前测量以及基于 Hartmann 波前传感器的测量等等.其中常用的 Ray-tracing 方法原理见图 2(简便起见,图中用简单透镜、入瞳和视网膜模拟人眼).中央那条光线作为参考光线入射到视网膜参考点位置  $O$ ,而从眼睛边缘具有像差的部分

(如  $A$  点)入射的光线在视网膜的位置是  $O'$ . 测量进行的时候,患者通过调整入射角  $\alpha$  使得  $O$  与  $O'$  两点重合,那么  $A$  点处波前斜率就是  $\tan(\alpha)$ . 对于眼球其它点的测量过程完全类似的进行,直到得到较完整的人眼波前斜率图,然后通过波前重构方法从斜率图中重构出波前图并得到各级 Zernike 系数.这种测量过程依赖于患者主诉,是一种主观式的测量,因此其所测得的 Zernike 波前数据与患者视力有直接联系.

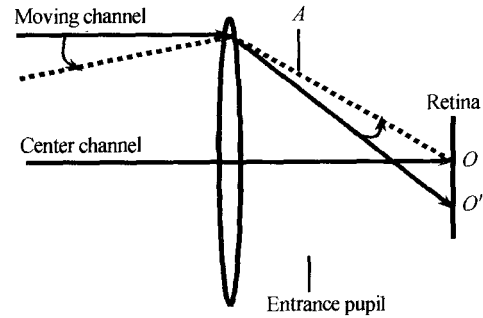


图 2 主动式光线追踪波前像差仪测量原理  
Fig.2 The principle of subjective ray-tracing wavefront aberration apparatus

有了经主观式测量的用 Zernike 系数表征的波前像差数据,就要求从对应的所构造的眼模型中计算出的各项 Zernike 系数与测量值相等,从而可以得到与实际人眼相等的波前像差.这样所构造的模型不仅具有特有的角膜前后表面和眼各部分厚度数据,而且具有特有的波前像差数据.用光学设计软件 ZEMAX 处理上述这些数据,通过改变晶状体形状达到波前像差相等的目的.

晶状体在人眼整个屈光系统中提供大约 1/3 的屈光度,而对于活体人眼晶状体表面的形状很难测量.为了达到个体化眼模型计算所得与实际波前像差吻合的目的,在 ZEMAX 中用测得的各项 Zernike 系数建立评价函数,选择泽尼克矢高面作为晶状体前后表面面型,通过寻优代表前后表面的各级 Zernike 项系数,得到使评价函数取最小值符合实际情况的晶状体形状.这些步骤保证了从模型计算出的波前像差(每项 Zernike 系数)与实际测量的相等.到此为止,就得到了具有个体化角膜形状、眼球各部分厚度、波前像差的眼模型.

## 2 模型构造实验

实际构造了被测者 QL 右眼的模型.经主观验光,QL 近视度数小于 0.5D.

用天津眼科医院屈光手术中心的医用 Orbscan II 型角膜地形图仪测量 QL 角膜前后两表面的相对高度及角膜厚度,Orbscan II 地形图仪可以给出角

膜前后表面每一点 $(x, y)$ 处相对于某一选定的基准球面的相对高度 $z$ 。计算中非球面阶数取 $N=8$ ,作为基准的球面半径取 $8\text{ mm}$ ,把 $(x, y, z)$ 组成的各点数据代入式(1)得到超定方程组,用最小二乘方法计算出高次非球面系数 $\alpha_i$ ,表2给出了计算结果。医用地形图仪OrscanII的测量绝对误差小于 $0.01\text{ mm}$ ,数据拟合结果的相对误差小于 $0.9\%$ 。接着用BMF-200眼科A/B型超声波诊断仪测量QL右眼的各部分厚度,表3给出了8次测量的平均结果,表中的角膜厚度项是由Orbscan II型角膜地形图仪测得的。然后用Aberrometer WFA1000型主观式光线追迹波像差仪测量波前像差,瞳孔大小取 $5.6\text{ mm}$ ,得到用Zernike系数表示的各级像差,实验共使用15项Zernike项。数据如图3。

表2 QL的角膜前后表面高次非球面系数(单位:mm)

非球面系数	前表面	后表面
$\alpha_1$	0.0043038	-0.013735
$\alpha_2$	-0.011109	0.10006
$\alpha_3$	-0.0066197	-0.36487
$\alpha_4$	0.042311	0.56488
$\alpha_5$	-0.052928	-0.47723
$\alpha_6$	0.030302	0.22307
$\alpha_7$	-0.0083406	-0.054244
$\alpha_8$	0.00089238	0.0053539

表3 QL右眼各部分厚度值(单位:mm)

角膜厚度	前房深度	晶状体厚度	玻璃体厚度
0.58	3.22	3.98	16.25

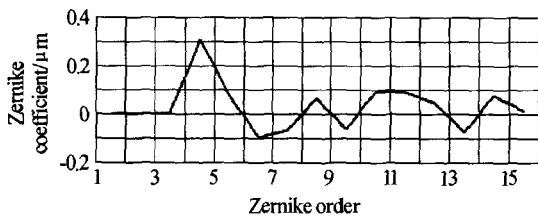


图3 实验测得的Zernike像差系数

Fig.3 Zernike aberration coefficients measured by Aberrometer WFA1000

把从上述测量所得眼球各部分厚度、数据拟合计算得到的角膜形状输入到ZEMAX中,然后以各项Zernike系数建立评价函数优化晶状体形状。由于晶状体面型采用的Zernike矢高面,与Zernike系数表征的波前像差有很好的对应关系,在ZEMAX中的优化过程将很快完成,一般不会超过7个循环,而且评价函数的值可以达到等于零或非常接近零。由此完成了实验对象QL的右眼模型的建立。图4给出了所建立的模型的外观图形,图形左侧角膜区域高度限制在 $5.6\text{ mm}$ ,原因是活体人眼测量时眼睑、睫毛等影响了角膜测量区域,但这一区域已经可以代表整个人眼的光学性能。

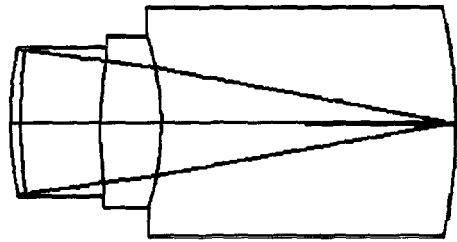


图4 Zemax中QL的个体化眼模型外观图

Fig.4 Layout of QL's individual eye model in Zemax

通过带有个体化角膜的眼模型,可以方便的进行角膜屈光及成像特性分析、眼光学系统近轴光学计算,如点扩散函数、波前图、光学传递函数(MTF)等,还可以计算得到针对此模型的视力矫正工程数据,如设计角膜接触镜、计算角膜屈光手术的切削深度等。

作为实例,图5给出从模型中计算出来的MTF曲线,计算中只考虑零度视场。曲线对1、2、3分别示出三种情况下弧矢和子午两个方向的MTF,曲线对1表示衍射极限的MTF,曲线对3是从QL眼模型中计算出的全部像差都存在的MTF。另外,为了观察高级像差的影响,在此模型前方设计了一个眼镜消去Zernike代表离焦的第4项和代表像散的第3,5项,矫正了这三项,曲线对2代表这种情况下计算出的MTF,可以看出它由于高级像差的影响,仍然低于系统衍射极限的MTF。

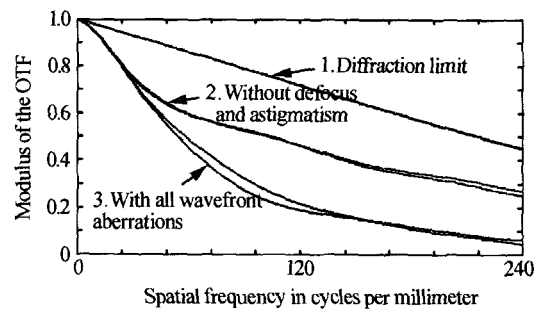


图5 从QL的眼模型计算出的MTF曲线

Fig.5 MTF calculated from subject QL's eye model

### 3 结论

个体化的人眼模型最重要的特点是具有与实际主观式测量完全相同的波前像差,为了保证这一点必须有个体化的眼结构数据,为此引入了医用角膜地形图仪获得的、用高次非球面函数精确拟合的角膜形状数据,还引入了眼超声波测量得到眼轴长度。再用光学的优化方法计算出了晶状体的合理形状,这样就完成了针对个体人眼的个体化眼模型的构造。此模型可很方便的进行各种运算,来衡量和观察人眼的视觉和成像质量。

## 参考文献

- 1 Pantazis M. Visual instrumentation. New York: McGraw-Hill, 1999. 106~110
- 2 Blaker J W. Toward an adaptive model of the human eye. *J Opt Soc Am*, 1980, **70**(2): 220~223
- 3 Lotmar W. Theoretical eye model with aspherics. *J Opt Soc Am*, 1971, **61**(11): 1522~1529
- 4 Kooijman A C. Light distribution on the retina of a wide-angle theoretical eye. *J Opt Soc Am*, 1983, **73**(11): 1544~1550
- 5 Navarro R, Santamaria J, Bescos J. Accommodation-dependent model of the human eye with aspherics. *J Opt Soc Am A*, 1985, **2**(8): 1273~1281
- 6 Hwey-Lan Liou, Brennan N A. Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling. *J Opt Soc Am A*, 1997, **14**(8): 1684~1695
- 7 赵秋铃, 王肇圻, 张春书. 非球面和梯度折射率在眼光学成像中的作用. *光子学报*, 2002, **31**(11): 1409~1412  
Zhao Q L, Wang Z Q, Quan W, *et al. Acta Photonica Sinica*, 2002, **31**(11): 1409~1412
- 8 Junzhong Liang, Bernhard Grimm, Stefan Goelz, *et al.* Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor. *J Opt Soc Am A*, 1994, **11**(7): 1949~1957
- 9 Prieto P M, Fernando Vargas-Martin, Stefan Goelz, *et al.* Analysis of the performance of the Hartmann-Shack sensor in the human eye. *J Opt Soc Am A*, 2000, **17**(8): 1388~1398
- 10 Junzhong Liang, Willams D R. Aberrations and retinal image quality of the normal human eye. *J Opt Soc Am A*, 1997, **14**(11): 2873~2883
- 11 岳宏, 戴土杰, 崔庆华, 等. 光学小波变换在视觉系统的应用研究. *光子学报*, 2005, **34**(3): 455~459  
Yue H, Dai S J, Cui Q H, *et al. Acta Photonica Sinica*, 2005, **34**(3): 455~459
- 12 全薇, 王肇圻, 宋贵才, 等. 用 SVGAI 薄膜晶体管液晶显示器矫正人眼波像差. *光子学报*, 2004, **33**(12): 1445~1448  
Quan W, Wang Z Q, Song G C, *et al. Acta Photonica Sinica*, 2004, **33**(12): 1445~1448

## Eye Model Based on Wavefront Aberration Measured Subjectively

Guo Huanqing<sup>1</sup>, Wang Zhaoqi<sup>1</sup>, Zhao Qiuling<sup>1</sup>, Quan Wei<sup>1</sup>, Wang Yan<sup>2</sup>

<sup>1</sup> United Academy of Nankai University and Tianjin University, Institute of Modern Optics,

Nankai University, The Key Laboratory of Opt-electronic Information Science and Technology, Ministry of Education, Tianjin 300071

<sup>2</sup> Tianjin Eye hospital, Refractive Surgery Center, Tianjin 300020

Received date: 2004-09-25

**Abstract** The wavefront aberration of the human's eye, which was described by Zernike polynomials coefficients, was measured by the subjective Ray-tracing wavefront sensor. Then the Gullstrand-Le Grand eye model was chosen as the original configuration. The medical corneal topography was used to measure the corneal anterior and posterior surfaces and high order aspheric function was chosen to fit the corneal surfaces. The depths among each components of the eye were measured with ultrasonic technology. And taking the Zernike coefficients as the merit function in the optical design software Zemax, we optimize the lens's shape which was defined with the Zernike Fringe sag surface. At last, the individual eye model was established. The wavefront aberration calculated from the model was exactly equal to the data measured with ray-tracing technology.

**Keywords** Wavefront aberration; Eye model; Corneal topography; Zernike polynomials; ZEMAX



**Guo Huanqing** was born in 1976, received his B. S. degree from Ocean University of Qingdao in 1999 and his M. S. degree from the same university in 2002. At present, he is a Ph. D. student in the Institute of Modern Optics, Nankai University. His research interests include wavefront aberration of the human eye, Hartman-Shack wavefront sensor, wavefront reconstruction.