

波前像差技术及其在屈光手术中的应用

江扬子,王勤美

(温州医学院眼视光学院,浙江温州 325027)

[摘要] 介绍测量人眼像差的几种主要方法及其在屈光手术中的应用。以 Hartmann-Schack、Tsherning 或 Scheiner-Smirnov theories 理论为基础的像差仪或像差镜能测量人眼屈光系统所有的像差,所得到的数据与屈光手术系统相结合后设计个性化切削方案,从而能提高 PRK、LASIK 等屈光手术术后的视觉质量。

[关键词] 波前像差;像差仪(镜);屈光,眼/外科手术;个性化切削

[中图分类号] R779.63 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1008-1801(2001)04-0250-03

The use of the wave-front aberration procedure in refractive surgery

JIANG Yang-zi, WANG Qir-mei. School of Optometry & Ophthalmology of Wenzhou Medical College, Wenzhou 325027

Abstract: We implemented the main techniques for measuring wave-front aberrations in the human eye and employed these techniques in refractive surgery. By adapting the Hartmann-Schack, Tsherning, or Scheiner-Smirnov theories, the aberrometer (aberroscope) can give complete measurements of aberrations in the human eye. This data can be combined during refractive surgery to obtain a customized refractive design that results in a more perfect visual quality after PRK and LASIK refractive surgery.

Key words: wave-front aberration technique; aberrometer (aberroscope); refraction, ocular/operation; customized ablation

1 波前像差技术

目前,波前像差(wave-front aberration)理论在眼屈光手术中的应用刚刚起步,屈光手术后出现的种种视觉质量问题使人们对早已存在的波前像差理论有了重新的认识和进一步的理解。在屈光手术出现之前,像差在眼屈光系统中占很小分量,即使是很大的瞳孔直径,在20/20以下的视力中,眼像差也并不影响其成像质量。然而随着屈光手术如RK、PRK和LASIK的应用,在进行简单的屈光矫正后带来了眼屈光系统很大的球差、彗差及其他的高阶像差^[1],从而导致在术后患者出现了暗视力差、眩光、重影等视觉上的主诉(虽然此时明视力已经达到了20/20)。为了探索和解决这个问题,一些公司依据波前像差理论研制了应用于屈光手术的波前像差仪(aberrometer)和像差镜(aberroscope),如德国鹰视的波前像差分析仪,日本尼德克的波前像差仪等等。

1.1 波前像差技术的发展历史

收稿日期:2001-10-05

修回日期:2001-10-29

作者简介:江扬子(1975-),女,温州人,在读硕士研究生。

1.1.1 以干涉理论为基础的波前像差测量:最早测量波前像差以干涉理论为基础^[2]。如许多书上提及的 Twyman-green 干涉仪,其工作原理是使一准直光束分离,分离的光束从测试和参考平面反射后重新组合。只有当两个波面完全一致时,重新组合的光线将不会出现干涉的模糊边缘,否则,边缘干涉图形就表现为不同的波前像差图形。但由于眼稳定性和参考平面的难以实现,用干涉理论测量像差在生理光学中难以应用。

1.1.2 以光路追迹理论为基础的波前像差测量:现在测量像差的主要方法是以光路追迹理论为基础,通过贯穿眼入瞳的一列阵光线斜率的整和重现波前像差平面得以实现^[2]。早在400多年前,Scheiner设计了一个被称之为“Scheiner盘”的仪器^[3]。Scheiner认为,如果光学质量不完善的眼通过一个带有两个针孔的不透明圆盘看东西时,单个远处光点如星星将在视网膜上形成两个像。如果该眼不完善的地方只是离焦,那么,视网膜的双重像将会被合适度数的镜片所矫正。

然而此类简单的镜片往往不能使人眼得到完美的屈光矫正效果,测量眼

在各瞳孔位置不完善的屈光状态需要综合的方法矫正。Smirnov第一个发展了Scheiner的理论^[2]。1961年,Smirnov以Scheiner盘为基础设计了一个主观测量人眼波前像差的装置:一个可以被整个瞳孔看到的格栅,其中央有一个很小的孔,固定光源从中央参考小孔照射到视网膜,可移动的光线照射到周边小孔。患者通过进行水平和垂直调整使周边小孔进入的光线和中央小孔的光线聚焦在视网膜的同一点上,使患者看到单个的光点。水平和垂直的移位距离 ΔX 和 ΔY 用于测量特定瞳孔位点的眼像差。通过测量进入瞳孔不同位置的光线对应于瞳孔中央固定参考光线的 ΔX 和 ΔY ,可以得出波前像差作为像入瞳函数的斜率^[3]。其数据经集合产生波前像差的图形^[2,3]。最近这种方法已被用于主观空间分辨屈光计^[4]和客观光路屈光计的设计中^[5]。

早在19世纪,Tscherning设计了一种叫“像差计”的用于测量人眼单色像差的仪器^[2],由重叠在5个屈光度球镜上的格栅组成。从“像差计”中观看远处的点光源,测试者可以在被测试者的视网膜上看到格栅的阴影,而从歪曲的格栅阴影可以评估眼像差的大小。由

于人们对 Tscherning 的像差有很大的非议,不久其即被否定。直到 20 世纪 70 年代,Bradford Howland 发明了测量照相机像差的交叉柱镜像差仪,用 45 度方向上带有 5 个屈光度负柱镜的交叉柱镜代替 Tscherning 像差计的球镜^[2],用 Tscherning 的理论主观地测量了人眼的单色像差。在引进了检眼镜光路追迹和视网膜格栅照相术后,交叉柱镜式像差仪又被改进成客观的检测技术。近年来,客观的 Tscherning 像差仪已经在临床使用。

同在 19 世纪,Hartmann 同样用光路追迹的方法设计了测量像差的装置。其使用带有许多小孔的不透明格栅屏,这些小孔使一窄光束分成各个方向上的光线,每个小孔均可使单独的光线通过,从而测量在各个方向上的像差^[3]。20 世纪 70 年代末,Schack 改进了 Hartmann 设计的格栅屏,用了一系列小镜片,可以使光线在每个小镜片上的一点聚焦,从每点的离焦程度可以计算出像差。1994 年其被 Liang 用于测量眼屈光不正和高阶像差,Liang 和他的同事通过可变形的镜片去除了眼的像差而使视网膜成像更完善^[2,3]。

此后有人用主观像差仪测量了 55 例测试者眼睛的单色光像差^[1]。其重要发现是第三阶的彗差在瞳孔为生理大小时是最重要的像差^[2],这是彗差首次在眼中被测量到。同时他还引进了 Zernike 多项式分析人类眼像差的概念。

1.2 波前像差仪(镜) 现在所设计的波前像差仪(镜)主要以 Hartmann-Schack, Tscherning, Scheiner-Smirnov 理论为基础,分别称为:①出射型光学像差仪,如 Alcon Summit 自动角膜个性化测量仪,博士伦的 Zyoptics 系统和 Aesculap Meditec WOSCA 以及 LaserSight。②视网膜像型像差仪,如 Wavelight 和 Schwind 公司的像差仪,Tracey 公司的视网膜光线追迹仪。③入射可调式屈光计,如 Emory 视觉矫正系统、日本尼德克的 OPD 扫描系统^[6]。

2 像差分析

像差一般可以用像差图和 Zernike 多项式来表达和分析。

2.1 像差图分析 最有效的眼像差图

分析是通过光线经过屈光介质后其光学路径长度(OPL, optical path length)的差异得出^[3]。若所有的光线有同样的 OPL,则在每条光线末端有同样的位相,这种带有共同位相点的轨迹组成了光的波前。为了确定光学系统的像差,如图 1^[3],在眼入瞳处设置了坐标系,在出瞳平面上经过任何点的(X, Y)光线的 OPL 和通过瞳孔中心(认为瞳孔中央坐标为(0, 0^[11])的光线比较,其结果被称为光学路径差异(OPD, optical path difference)。于是,眼光学系统的像差结构被二维的图形表示成像差图。

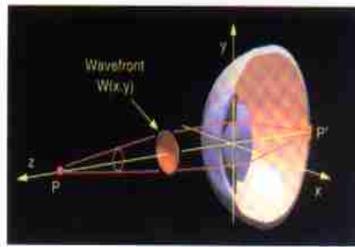


图 1 一发射性点光源 P 经过近视性眼屈光系统后的光路差异图
Fig.1 The OPD after a diverging source P passes the refractive system of a myopic eye

在完善的成像系统中,光线从所有物点到所有像点的 OPD 是一样的,因此在瞳孔所有的空间位置(X, Y)OPD = 0。但人眼是存在像差的,通过瞳孔不同点,其 OPL 不同,所以光线经过瞳孔不同位点后有不同的位相,像会被扭曲变形,像的质量受到影响。

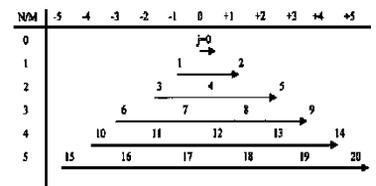
要得到完善的视网膜像,需要通过瞳孔的每一路径其物点到其像点的光学距离相同。像差图表现的就是与这种理想状态的偏差。视网膜点光源从眼中反射后光线的波前形状决定于光线通过瞳孔每点的 OPD。因此,通过瞳孔平面的 OPD 图和数学描述从眼出来的畸变波前 W(X, Y)是一致的。两者均可以被用做眼的像差图。

2.2 Zernike 多项式 Zernike 多项式是正交于单位圆上的一组函数,通过 Zernike 多项式,眼光学系统像差可以量化^[7],在每个圆形孔径上任何像差均可以用 Zernike 多项式表示。Zernike 多项式由三部分组成:标准化系数,半径依赖性成分(n),方位角依赖性成分(m)^[7,8]。Zernike 多项式表示形式为

$Z_n^m(\rho, \theta)$, n 描述最高阶的半径阶梯;m 描述方位角正弦频率成分;ρ 表示从 0 到 1 的半径坐标;θ 表示从 0 到 2π 的方位角。

Zernike 多项式使球柱镜成分从高阶像差中分离出来,标准化了的 Zernike 多项式可以算出总体像差和各个像差的组成。Zernike 多项式的标准化是指测量 Zernike 系数单位的统一,以致在均方根(RMS, Root mean squares)中可以等同。如 1 微米 RMS 的 Z₂加上 1 微米的 Z₂等于 √2 微米的总合 RMS 像差。光学系统的 RMS 波前像差与其光学成像 Strehl 比值有关。Strehl 比值是聚焦后真实和理想的像在最大光强度时的值之比。在无像差的光学系统中,Strehl 比值是 1,随像差的增大而减小^[7,8]。

Zernike 多项式也可以更直观地表示成以 n 为行数, m 为列数的金字塔,如下图所示。



其中 $j = n(n + 2) + m / 2$,每一层代表某几类像差,如第三层代表离焦和像散,第五层代表球差等等。

3 波前像差在屈光手术中的应用

3.1 波前像差在角膜屈光手术中的应用 对角膜屈光手术多年的研究发现,手术虽然使患者视力提高,但同时也使其伴随了许多其他视觉上的问题,如夜间视力差、眩光等。许多研究已经表明,屈光手术会改变角膜的像差成分^[9],使其术后的像差变大^[15],并且在瞳孔越大时其术后所增大的像差越大^[9],在切削越深时术后所增大的像差也越大^[11]。所有这些都是屈光手术所带来的不良“副产品”,由于这些“副产品”使屈光手术的效果大打折扣,而由波前理论的像差仪(镜)所引导的角膜个性化屈光手术成了解决这一弊端的有效方法。所谓个性化(customized)即为“根据不同个体或不同需要而加以建

造、调整^[12]。波前引导的角膜个性化切削(customized ablation)是指根据不同个体独特的光学特性和解剖特性,通过各种球镜、柱镜、非球镜以及非对称的切削矫正个体球镜和柱镜并减少眼的高阶像差,从而提高视网膜的成像质量和满足患者的需求^[13],这种方式理论上可以使患者得到比正常人更好的视觉“超常视力”。但是视觉是一复杂的过程,包含了屈光系统和神经系统等功能的参与,角膜个性化切削激光手术就是矫正屈光系统方面的视觉质量问题。为了达到这个目的,要检测不同屈光系统特定的屈光状态和像差情况,主要包括主观和客观测量眼像差,如用主观像差镜、Shack-Hartmann 波前测量仪、Tscherning 波前测量仪,空间分辨屈光仪等等检测像差,这些仪器可以测量眼所有的像差。系统以各种光路追迹方法测量实际光线对于理想光线的偏移,其差值整合入 Zernike 多项式中,得出屈光系统的像差。所得的数据和屈光手术系统相结合,经过各种参数的调整,最终得到个性化切削所需要的参数。经过这种切削后的患者即使在瞳孔很大时,如在夜间,由于其整个眼的像差得到了矫正,所以不会有夜间视力下降、眩光等主诉。当然个性化的切削还应考虑到年龄、调节状况以及泪膜的情况等,因为这些因素也会影响像差的大小。

像差矫正后的眼屈光系统不仅使眼睛看世界更加清晰,同时也为更精细的眼科检查提供了可能性。有了完善像质的眼屈光系统,通过各种眼科仪器所看到的眼内容将更加清晰,许多在一般屈光系统下不能看到的细微病理性改变将会被发现,许多以往不清楚的病因可能也会被搞清楚。现在,应用这一波前像差技术所设计的眼底镜的像差补偿光学系统已被研制^[13]。个性化切削同时适用于由于角膜疤痕、穿透性角膜移植、中央岛以及晶状体异常所引起的非典型型像差的矫正^[13]。

George H Pettit^[14]对 20 例患者的一眼采用由 LADARvision 系统引导的个性

化切削,而另一眼用传统的切削方式做 LASIK 手术,结果个性化切削眼的像差图明显比一般切削要平坦。Michael Mrochen 等^[15]用由 Tscherning 原理设计的波前分析仪对 28 例矫正近视和散光的 LASIK 患者术后视力和像差进行比较,发现视力在 20/10 以上的患者的像差明显减少。

3.2 波前像差在白内障手术中的应用

人眼像差随年龄增长而增加,白内障手术日益普遍。但是患者往往在术后有视觉上的种种主诉,如眩光,暗视力差,视物变色等等,所有这些均与像差有关系。像差技术同时可以应用到晶状体的研究以及白内障手术方式的改善中,以求得术后获得最佳的视觉效果。

像差技术以比较完善的像差理论为基础,其在临床有广泛实用性,已经受到许多眼科医师的关注。但是其理论与实际的相结合还是有一定的困难,许多问题有待解决,如在个性化切削中如何设计像差的消除,哪些像差应该消除,像差值在多大时应给予消除,如何选择适应个性化切削的患者等等。

4 参考文献

- [1] Raymond A Applegate, Howard C, Howland, Stephen D Klyce. Corneal Aberration and Refractive Surgery[A]. In: Customized Corneal Ablation[M]. Thorofare: SLACK, 2001. 239 - 246.
- [2] Howard C. Howland. Ophthalmic Wavefront Sensing [A]. In: Customized Corneal Ablation[M]. Thorofare: SLACK, 2001. 36 - 38.
- [3] Raymond A Applegate, Larry N Thibos, Gene Hilmantel. Optics of aberroscopy and super vision[J]. J Cataract Refract Surg, 2001, 27:1093 - 1107.
- [4] HiJC, Marcos S, Webb RH, et al. Measurement of the wave-front aberration of the eye by a fast psychophysical procedure[J]. J Opt Soc Am A, 1998, 15:2449 - 2456.
- [5] Pallikaris IG, Panagopoulou SI, Molebny W. Clinical experience with the Tracey technology wavefront device[J]. J Refract Surg, 2000, 16: S588 - S591.

- [6] Ronald R. Krueger, MD. Wavefront-Guided Custom Ablation [A]. In: Customized Corneal Ablation[M]. Thorofare: SLACK, 2001. 122 - 125.
- [7] David Huang. Physics of Customized Corneal Aberration[A]. In: Customized Corneal Ablation[M]. Thorofare: SLACK, 2001. 51 - 62.
- [8] Larry N. Thibos, Raymond A. Applegate, James T. Schwiegerling Standards for Reporting the Optical Aberrations of Eyes [A]. In: Customized Corneal Ablation[M]. Thorofare: SLACK, 2001. 347 - 361.
- [9] Applegate RA, Howland HC, Sharp RP, et al. Corneal aberration and visual performance after radial keratotomy [J]. J Refract Surg, 1998, 14:397 - 407.
- [10] Oliver KM, Hemenger PR, Corbett MC, et al. Corneal optical aberration induced by photorefractive keratectomy [J]. J Refract Surg, 1997, 13:246 - 254.
- [11] Applegate RA, Hilmantel G, Howland H C. Corneal aberrations increase with the magnitude of radial keratotomy refractive correction[J]. Optom Vis Sci, 1996, 73: 585 - 589.
- [12] Webster's Ninth New Collegiate Dictionary[M]. Springfield, Mass: Merriam Webster, Inc, Publishers, 1983. 318.
- [13] Scott M MacRae, MD Raymond A Applegate, OD. Ronald R Krueger. What is Customization [A]? In: Customized Corneal Ablation [M]. Thorofare: SLACK, 2001. 3 - 8.
- [14] Larry N. Thibos, Raymond A. Applegate. Assessment of Optical Quality [A]. In: Customized Corneal Ablation[M]. Thorofare: SLACK, 2001. 67 - 78.
- [15] George H Pettit, John A. Campin, BSc Customcornea Using the LADARvision System[A]. In: Customized Corneal Ablation [M]. Thorofare: SLACK, 2001. 165 - 172.
- [16] Michael Mrochen, Maik Kaemmerer, Peter Mierdel, et al. Wavefront-Guided LASIK Using a Tscherning Wavefront Analyzer [A]. In: Customized Corneal Ablation [M]. Thorofare: SLACK, 2001. 185 - 191.

(编辑:徐晓泉)