

# 四种临床波前像差仪的原理和特点分析

於水清<sup>1</sup>, 徐海萍<sup>1</sup>, 瞿佳<sup>2</sup>

作者单位:<sup>1</sup>(311200)中国浙江省杭州市萧山区第一人民医院眼科;<sup>2</sup>(310011)中国浙江省温州市,温州医学院  
作者简介:於水清,女,医学硕士,住院医师,研究方向:眼视光。  
通讯作者:於水清. yushuiqingw@163. com  
收稿日期:2011-01-25 修回日期:2011-04-08

## Analysis on the principle and characteristics of four clinical aberrometers

Shui-Qing Yu<sup>1</sup>, Hai-Ping Xu<sup>1</sup>, Jia Qu<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Ophthalmology, the First People's Hospital of Xiaoshan District, Hangzhou 311200, Zhejiang Province, China;  
<sup>2</sup>Wenzhou Medical College, Wenzhou 310011, Zhejiang Province, China  
Correspondence to: Shui-Qing Yu. Department of Ophthalmology, the First People's Hospital of Xiaoshan District, Hangzhou 311200, Zhejiang Province, China. yushuiqingw@163. com  
Received: 2011-01-25 Accepted: 2011-04-08

### Abstract

• Wavefront technology has now become an important area of ophthalmology. Aberrometer has great development potential in the treatment of refractive surgery. The design principles of aberrometers include Hartmann-Shack principle, optical tracing principle, Tcherning retinoscopy principle and psychophysical methods. This article summarizes the characteristics and principles of four clinical aberrometers.

• KEYWORDS: wavefront aberration; refractive surgery; aberrometer

Yu SQ, Xu HP, Qu J. Analysis on the principle and characteristics of four clinical aberrometers. *Guoji Yanke Zazhi (Int J Ophthalmol)* 2011;11(5):830-833

### 摘要

目前波前像差技术已成为当今眼科学重要的领域之一。在屈光手术治疗方面,波前像差仪的应用有极大的发展潜力。波前像差仪的种类繁多,设计原理主要包括 Hartmann-Shack 原理、光路追迹原理、Tcherning 原理或视网膜检影原理和心理物理学方法。本研究从四种波前像差仪的原理和特点出发加以综述。

关键词:波前像差;屈光手术;波前像差仪

DOI:10. 3969/j. issn. 1672-5123. 2011. 05. 026

於水清,徐海萍,瞿佳. 四种临床波前像差仪的原理和特点分析. 国际眼科杂志 2011;11(5):830-833

### 0 引言

随着屈光手术的不断发展和自适应光学应用于眼科以来,对人眼视觉质量的进一步研究日趋受到关注。准确有效地测量出人眼的这些像差,不但可以使人们精确认识眼球,还可以通过矫正这些像差来改善视功能<sup>[1,2]</sup>。眼像差的测量历史已经长达一个多世纪<sup>[3,4]</sup>,但只有在近年,像差测量技术才出现了飞速的发展,使得眼部像差的测量不仅仅局限于传统的屈光误差,还延伸到了高阶像差<sup>[1,2,5,6]</sup>。

波前像差仪的种类繁多,设计原理主要包括 Hartmann-Shack 原理<sup>[7]</sup>、光路追迹原理<sup>[8]</sup>、Tcherning 原理<sup>[9]</sup>或视网膜检影原理<sup>[10]</sup>和心理物理学方法<sup>[11]</sup>。此文研究四种临床波前像差仪,分别阐释其原理,分析各自的特点,以期为进一步研究的学者提供一些资料。四种临床波前像差仪分别是:Tracey iTrace Visual Function Analyzer 2.0(简称 iTrace,Tracey Technologies 公司),iTrace 波前像差仪是基于光路追迹原理;OPD-Scan(ARK-1000,Nidek 公司),采用 360° 动态视网膜检影原理;WASCA(Carl Zeiss Meditec 公司),以 Hartmann-Shack 原理为设计基础;Multispot-1000 由莫斯科州大学自适应光学实验室研制,也是以 Hartmann-Shack 为原理的波前像差仪,但在硬件上与 WASCA 波前像差仪有所不同。

### 1 波前像差仪的分类

目前应用于眼科临床的波前像差仪种类繁多,设计原理及目的也各有差别。对其分类方法也较多,归纳如下:(1)可分为客观法和主观法两类。客观法根据其设计原理,又可分为:出射型波前像差仪、视网膜像型波前像差仪和入射可调式屈光计三种类型;主观法即心理物理学检查方法。客观法的优点是快速、可重复性及可靠性好,但需使用较亮的照明光线,大部分还需要散瞳;主观法无需散瞳,可在眼睛存在调节的状态下检查眼的像差,但需对患者进行训练,检查较慢,可重复性较客观法差。无论是主观法还是客观法,波前像差仪的基本原理是一样的,即选择性地监测通过瞳孔的部分光线,将其与无像差的理想光线进行比较,通过数学函数将像差以量化形式表达出来。(2)连续扫描与同时扫描两类。连续扫描是指测量时仪器逐点扫描所测瞳孔区不同位置;同时扫描是指测量时仪器同时扫描所测瞳孔区域内的所有点。连续扫描的波前像差仪的这种设计避免了高像差眼点与点之间交叉的几率<sup>[12]</sup>与点阵一体导致的背景噪声,这种波前像差仪包括 Tracey iTrace Visual Function Analyzer 2.0 和 OPD-Scan。(3)双通道测量与单通道测量两类。是根据测量时激光束进出人眼的次数不同而分类。激光束每次经过有像差的人眼时都会发生畸变,因此要尽量减少激光束进出的次数,最理想是只经过 1 次。然而,客观测量法不可能单通道进行,因为我们无法把传感器放在视网膜上。因此应用许多的

光学技术以减少双通道的负面作用是很有必要的。然而单通道测量在主观观中很容易被实施。(4)内向型与外向型两类。内向型是激光束向内投射在视网膜上,外向型是指激光束投射在外界的传感器上,外向型光源需位于视网膜,例如窄激光束被视网膜反射。因为这种窄的激光束第一次通过眼球时相对不受影响。目前临床上应用较广泛的客观型波前像差仪主要包括 Hartmann-Shack System, Tscherning System, Retinal Ray Tracing 和 OPD-Scan System。文章涉及以上三种类型,不包括 Tscherning System,其中 Hartmann-Shack System 的像差分析仪有 WASCA 像差分析仪和 Multispot 像差分析仪两种。这些波前像差仪的实验室研究已进行<sup>[13-15]</sup>,重复性已在模型眼和人眼的实验中得到验证<sup>[14, 16, 17]</sup>。实验室研究对环境控制严格,并且对数据分析十分精确。然而,很少研究在眼科临床环境下进行。本文比较四种临床波前像差仪,代表三种不同的原理。研究是有必要的,一方面,一些研究报道不同的临床和实验室波前像差仪测得的结果等价<sup>[17-19]</sup>;另一方面,一些研究报道不同的波前像差仪测得的结果有显著性差异<sup>[20-22]</sup>。

## 2 各种波前像差仪的原理

**2.1 Hartmann-Shack 波前像差仪** 1994 年 Liang 等<sup>[5]</sup>首次将 Hartmann-Shack 波前像差仪用于测量人眼波前像差。此后该波前像差仪开始广泛应用于眼科界。此研究中基于此原理的波前像差仪包括 WASCA 波前像差仪和 Multispot-1000 波前像差仪两种,见图 1。

**2.1.1 WASCA 波前像差仪** WASCA 波前像差仪是以 Hartmann-Shack 原理为设计基础。射入眼内的一窄光束(约 1mm 宽)经折射(及反射)后在视网膜上形成一个准点光源。如果眼睛是无像差的正视眼,那么从眼睛出射的是平面波前(平行光线)。出射波前投射到 Hartmann-Shack 波前感受器上,感受器是由许多等效显微透镜(通常直径约 0.4mm)在同一平面上排列而成的阵列组合。每个显微透镜聚焦(接收)局部波前。如果眼出射的整体波前是平面波,每个显微透镜就会将光线聚焦在光轴的焦点上。如果在焦平面上放置一台 CCD 相机,所有点像就会形成(复制成)规则的透镜栅格模式。如果眼出射的波前不是平面波,那么经过每个显微透镜的局部波前会倾斜于透镜光轴,焦平面上的点像不位于光轴,而是根据局部波前的倾斜程度和方向发生位移。因此,CCD 相机上的点像阵列不规则,通过与“理想”位置点像的偏差及显微透镜的焦距,可以推导出通过每个显微透镜的主光线斜率(slope)和波前的整体形式。此外,波前像差仪还包含一个注视目标和预矫系统,否则高像差眼产生的点像位移太大而干扰点像阵列的一致性<sup>[12]</sup>。以往研究显示,Hartmann-Shack 波前像差仪对测量人眼的光学像差具有很好的重复性和精确性<sup>[23-25]</sup>。

**2.1.2 Multispot-1000 波前像差仪** Multispot-1000 波前像差仪是基于 Hartmann-Shack 原理的波前像差仪,由莫斯科州大学自适应光学实验室研制。各种 Hartmann-Shack 波前像差仪之间的主要差别是因显微透镜阵列的大小、数量不同,及用于矫正波前的技术不同而导致的分辨率的不同。Multispot-1000 与 WASCA 波前像差仪在硬件上主要有三点不同:首先,测量过程中 Multispot 是用的自适应光

学<sup>[26, 27]</sup>来矫正球镜和柱镜,从而使得该仪器能测量的柱镜范围更大。而 WASCA 采用的矫正系统只能矫正球镜,不能矫正柱镜,所以其测量的柱镜范围较 Multispot 小。另一个不同点在于 Multispot 的 CCD 相机中相邻的显微透镜之间是呈等边六角形,相邻显微透镜之间的距离相等,因此扫描瞳孔区的范围很均匀。而 WASCA 的 CCD 相机中相邻显微透镜之间是呈正方形,正方形对角之间的距离与四边的距离是不相等的,因此扫描瞳孔区的范围不均匀。此外, Multispot 应用一个对焦仪进行 Z 轴对焦,能精确的把后顶点距离控制在 12mm,精确度是 0.2mm。

**2.2 iTrace 波前像差仪** iTrace 波前像差仪是视网膜像型波前像差仪,它是根据光路追迹原理,由 0.3mm 直径红外激光束(波长 785nm)发出的有 256 单点矩阵的平行激光光束经瞳孔进入眼底,由连接计算机的高敏感度的 CCD 相机采集视网膜图像。由于屈光介质存在像差,投射到视网膜上的光线达到视网膜后发生偏移,其偏移可以通过投射在视网膜上的格栅观察到,通过视网膜图像分析受检眼的光学像差,即将视网膜图像上的每个点的位置与它们在理想状态下的相应位置进行比较,根据偏移的结果计算出相应的波阵面像差。基于 Hartmann-Shack 原理的出射型波前像差仪是同时扫描所测瞳孔区域内的所有点,而 iTrace 采用的是点对点串行扫描的模式,256 个点逐点扫描所测瞳孔区的不同位置,这种设计避免了高像差眼点与点之间交叉的几率<sup>[12]</sup>,并且测量过程迅速,总的扫描时间是 120ms。iTrace 的另外一个特点是包括一个 CCD 相机和一个可调节聚焦视标。测量过程中,利用 CCD 相机捕获瞳孔的像,自动测量瞳孔大小和位置。根据瞳孔大小,通过软件计算后,使 256 点分两次均匀扫描整个瞳孔区域。可调节聚焦视标指检查开始时仪器首先预测患者的屈光状态,在这个基础上雾视 1.00D,再提供另一个不同的视标连续扫描 256 个点,这样可以有效避免调节导致的测量误差。联合 EyeSys Vista 手持式角膜地形图仪能测量全眼球像差和角膜像差,从而可以计算出眼内像差。iTrace 测量屈光不正的范围:球镜 +15.00 ~ -15.00D,柱镜 +10.00 ~ -10.00D,见图 2。

**2.3 OPD-Scan ARK-1000** OPD-Scan ARK-1000 基于视网膜检影原理。以往的波前像差仪是根据测量实际点像与理想点像的位置偏差来计算波前像差,而 OPD-Scan 根据测得的时间差来计算人眼的波前像差。其包括一个投射系统和一个接收系统。发光二极管发出 880nm 红外裂隙光通过入射光瞳垂直扫描视网膜,反射光由一系列旋转的光感受器在角膜平面接收。测量反射光到达接收系统上特定光感受器的时间与理论时间的偏差,从而计算出波前像差。OPD-Scan 采用点对点串行扫描,在每条子午线上测量 8 个点,投射系统和接收系统沿着光轴快速同步旋转 180°,共测量 1440 点。OPD-Scan 一共有 10 个光感受器,中央两侧的两个光感受器用于定位瞳孔的中心,其上下方有 4 个光感受器对,分别用于测量角膜平面 2.0mm, 3.2mm, 4.4mm 和 5.5mm 直径区的光线<sup>[28]</sup>。中心点与 4 个光感受器对所测量点之间的时间差转化成屈光度来重构波前。联合 Placido 盘角膜地形图仪同时得到角膜地形图和全眼波前像差数据,从而计算出眼内像差,见图 3。

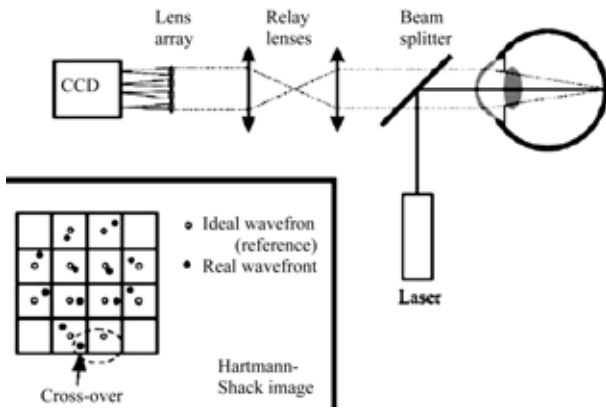


图1 基于 Hartmann-Shack 原理的像差仪测量示意图。

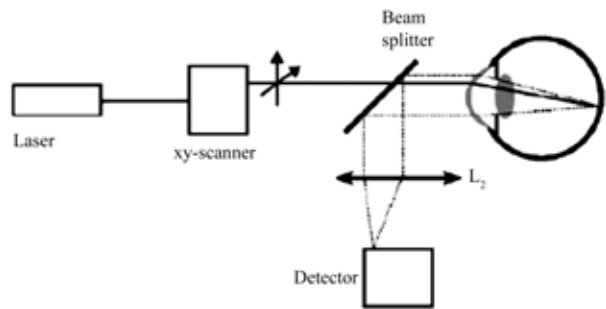


图2 基于光路追迹原理的像差仪测量示意图。

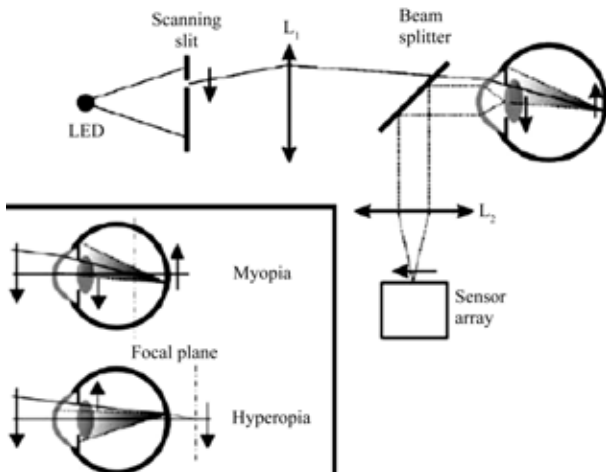


图3 基于视网膜检影原理的像差仪测量示意图。

### 3 各种波前像差仪的特点分析

**3.1 iTrace 和 OPD-Scan 波前像差仪的特点分析** 相同点是:(1)它们都采用逐点扫描设计,能避免高像差点与点之间重叠或交叉的几率<sup>[12]</sup>。(2)它们都包括一个 Placido 盘角膜地形图仪,除了能测量全眼球像差之外能获得角膜像差,因此可以计算出眼内像差,定位像差主要源于角膜还是眼内(包括晶状体和视网膜),从而制定相应的治疗方案。不同之处在于:(1)设计原理不同,iTrace 是测量实际点像与理想点像之间的位置偏差来计算波前像差,而 OPD-Scan 测量反射光线到达接收系统中特定光感受器上的时间与理论时间的偏差,从而计算出波前像差,因此其测量像差的范围更广,分辨率更高。(2)iTrace 的 Eye Sys Vista 手持式角膜地形图仪基于 Placido 盘原理,设计小巧,能在术中进行测量。由于其 Placido 盘环数较少,测量精度可能有限。而 OPD-Scan 的 Placido 盘有 19 个垂直环和 23 个水平环,能采集角膜上 6 800 个点的数

据;iTrace 波前像差仪把 DAU 和角膜地形图仪设计在仪器的两侧,测量时虽都是以瞳孔中心定位,但两次测量之间对焦过程会有误差;OPD-Scan 波前像差仪在设计上把角膜地形图仪与测量像差的装置联系在一起,测量时不需左右相互交换的位置,这样的设计可能对焦误差较 iTrace 波前像差仪小。

**3.2 iTrace 和 OPD-Scan 波前像差仪与 Hartmann-Shack 波前像差仪比较** 主要有以下几点区别:(1)iTrace 和 OPD-Scan 的测量是逐点连续性的扫描,因此就限制了实时性方面的应用。而 Hartmann-Shack 波前像差仪是同时扫描所测瞳孔区所有点,测量非常迅速,其测量时间仅 1 ~ 2s。实时性很强<sup>[18]</sup>。(2)OPD-Scan 与 Hartmann-Shack 波前像差仪是外向型波前像差仪,而 iTrace 是内向型波前像差仪,测量更加直接,不受外向型波前像差仪双通道引起的偏差的影响。然而,Rodriguez 等<sup>[17]</sup>和 Moreno-Barriuso 等<sup>[19]</sup>发现这两种波前像差仪测量结果是等价的。(3)Hartmann-Shack 波前像差仪的分辨率和敏感度受显微透镜阵列的影响,然而 iTrace 和 OPD-Scan 不存在这样的问题。目前 iTrace 的主要限制是测量过程中成像的速度,120ms 内需采集 256 个点像。

### 4 总结与展望

人眼是一种复杂光学系统,如何准确地把握其真正的光学性能和参数是一项必行的课题,也是一项挑战。各种波前像差仪以其各自快速实效的特点已经在眼科界广泛应用,随着科学技术的不断进展,其测量精确性和重复性也在日益提升。目前,临床上波前像差仪各有其不足之处,仍需继续研究,从而克服限制。波前像差仪与角膜地形图仪的结合,实现了把全眼球像差分解为角膜像差与眼内像差,能定位像差主要源于角膜还是眼内(包括晶状体和视网膜),从而为治疗提供有效的方案,这可能是将来波前像差仪的一个发展趋势之一。但必须认识到的是,尽管测量仪器不断进步,但人眼波前像差仍然是一种不确定的参数,受影响因素较多,而且对波前像差和视觉上的数量化关系仍不明了,以矫正波前像差来克服视觉限制还存在盲目性。在临床上,特别是在准分子激光手术的应用上更应客观。

#### 参考文献

- 1 全薇,凌宁,王肇圻,等.高级像差对人眼成像质量和视觉的影响.光电工程 2007;34(3):5-9
- 2 刘峰,黄永健,许曼,等.眼的高阶像差与视觉质量.国际眼科杂志 2007;7(4):1113-1115
- 3 Ames A Jr, Proctor CA. Dioptries of the eye. *J Opt Soc Am* 1921;5(1):22-83
- 4 曹亮,杨雪,张培茗,等.人眼像差测量方法研究.光学仪器 2008;30(4):87-92
- 5 Liang J, Grimm B, Goelz S, et al. Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wavefront sensor. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 1994;11(7):1949-1957
- 6 严宗辉,胡建荣,黄丽娜.眼高阶像差评价分析.中国实用眼科杂志 2003;21(3):201-203
- 7 Thibos LN. Principles of Hartmann-Shack aberrometry. *J Refract Surg* 2000;16(5):S563-565
- 8 Molebny VV, Panagopoulou SI, Molebny SV, et al. Principles of ray tracing aberrometry. *J Refract Surg* 2000;16(5):S572-575

- 9 Mrochen M, Kaemmerer M, Mierdel P, *et al.* Principles of Tschering aberrometry. *J Refract Surg* 2000;16(5):S570-571
- 10 Krueger RR, Applegate RA, MacRae SM. Wavefront customized visual correction; the quest for supervision II. 2004;149-153
- 11 He JC, Marcos S, Webb RH, *et al.* Measurement of the wave-front aberration of the eye by a fast psychophysical procedure. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 1998;15(9):2449-2456
- 12 Charman WN. Wavefront technology: past, present and future. *Cont Lens Anterior Eye* 2005;28(2):75-92
- 13 Salmon TO, Thibos LN, Bradley A. Comparison of the eye's wave-front aberration measured psychophysically and with the Shack-Hartmann wave-front sensor. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 1998;15(9):2457-2465
- 14 王静,武彬,孙琦,等. 不同角膜曲率对波前像差仪测量人眼角膜波前像差的影响. 第九届全国中西医结合眼科学术交流会暨第八次东北亚国际眼科学术会论文汇编 2010
- 15 Navarro R, Moreno E, Dorrnsoro C. Monochromatic aberrations and point-spread functions of the human eye across the visual field. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 1998;15(9):2522-2529
- 16 陈旭,卢奕,戴锦晖,等. 光路追踪型、动态视网膜镜型与 Hartmann-Shack 型像差仪的临床比较研究. *中华眼科杂志* 2009;45(4):332-337
- 17 Rodriguez P, Navarro R, Gonzalez L, *et al.* Accuracy and reproducibility of Zywave, Tracey, and experimental aberrometers. *J Refract Surg* 2004;20(6):810-817
- 18 Burakgazi AZ, Tinio B, Bababyan A, *et al.* Higher order aberrations in normal eyes measured with three different aberrometers. *J Refract Surg* 2006;22(9):898-903
- 19 Moreno-Barriuso E, Marcos S, Navarro R, *et al.* Comparing laser ray tracing, the spatially resolved refractometer, and the Hartmann-Shack sensor to measure the ocular wave aberration. *Optom Vis Sci* 2001;78(3):152-156
- 20 张帅,汤欣,张一凡,等. Pentacam 与 iTrace 像差仪在白内障患者角膜像差测量中的应用. *眼科研究* 2010;28(10):984-988
- 21 Krueger RR, Applegate RA, MacRae SM. Wavefront Customized Visual Correction; The Quest for Super Vision II. Thorofare: Slack Inc.; 2004;161-168
- 22 汤欣,朱彦霞. 不同原理波前像差仪测量人工晶状体眼像差的比较. *眼视光学杂志* 2009;11(2):102-106
- 23 Salmon TO, van de Pol C. Evaluation of a clinical aberrometer for lower-order accuracy and repeatability, higher-order repeatability, and instrument myopia. *Optometry* 2005;76(8):461-472
- 24 Prieto PM, Vargas-Martin F, Goelz S, *et al.* Analysis of the performance of the Hartmann-Shack sensor in the human eye. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 2000;17(8):1388-1398
- 25 Chalita MR, Finkenthal J, Xu M, *et al.* LADARWave wavefront measurement in normal eyes. *J Refract Surg* 2004;20(2):132-138
- 26 Liang J, Williams DR, Miller DT. Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 1997;14(11):2884-2892
- 27 Miller DT. Retinal imaging and vision at the frontiers of adaptive optics. *Physics Today* 2000;53(1):31-36
- 28 Hieda O, Kinoshita S. Measuring of ocular wavefront aberration in large pupils using OPD-scan. *Semin Ophthalmol* 2003;18(1):35-40