

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 3/103 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 02808490. X

[45] 授权公告日 2007 年 12 月 12 日

[11] 授权公告号 CN 100353907C

[22] 申请日 2002.3.18 [21] 申请号 02808490. X

[30] 优先权

[32] 2001. 4. 18 [33] US [31] 60/284,644

[86] 国际申请 PCT/US2002/017655 2002. 3. 18

[87] 国际公布 WO2002/098290 英 2002. 12. 12

[85] 进入国家阶段日期 2003. 10. 20

[73] 专利权人 博士伦公司

地址 美国纽约

[72] 发明人 格哈德·优素非

弗里德里克·莫里茨

[56] 参考文献

CN1291281A 2001. 4. 11

CN1245406A 2002. 2. 23

US6199986B 2001. 3. 13

审查员 颜 涛

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

代理人 韩 宏

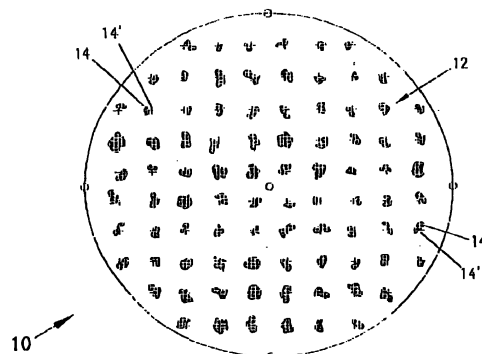
权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 2 页

[54] 发明名称

获得客观式显然验光的装置

[57] 摘要

一种用于提供客观的患者眼睛的显然验光方法，包括获得至少四阶 Zernike 波前像差信息；仅用二阶多项式拟合所述至少四阶数据；并使用该信息，用逼近患者的主观式显然验光的精度来预测患者的显然验光。还描述了一种基于所述客观式显然验光指导精确的视觉矫正的方法。根据本发明的显示器包括更高阶波前像差，更低阶波前像差，预测显然验光的数字标记和定量评估患者视觉质量的图像。描述了一种用于获得客观式显然验光的装置。



- 1、一种用于测量患者眼睛的客观式显然验光的装置，包括：
 - 一诊断部件，用于测量至少四阶 Zernike 波前像差数据或其等效量；
 - 一计算部件，用于仅用二阶多项式拟合所述波前像差数据，并计算显然验光；和
 - 一显示部件，用于显示所计算出的显然验光。
- 2、如权利要求 1 所述的装置，其中，所述诊断部件为波前传感器。
- 3、如权利要求 2 所述的装置，其中，所述波前传感器为哈特曼-夏克传感器。
- 4、如权利要求 1 所述的装置，其中，所述诊断部件是生成角膜地形图数据的装置。
- 5、如权利要求 1 所述的装置，其中，所述诊断部件是生成光线跟踪数据的装置。
- 6、如权利要求 1 所述的装置，其中，所述等效量像差数据是 Seidel 像差数据。
- 7、如权利要求 2 所述的装置，其中，所述显示部件被采用以波前图的形式显示像差数据。

8、如权利要求 1 所述的装置，其中，所述显示部件被采用以显示像差数据作为二阶和更低阶像差的图像显示。

9、如权利要求 1 所述的装置，其中，所述显示部件被采用以显示像差数据作为包括低阶和更高阶像差在内的所有测量的波前像差的图像显示。

10、如权利要求 1 所述的装置，其中，所述显示部件被采用以显示像差数据仅作为散光波前测量的图像显示。

11、如权利要求 1 所述的装置，其中，所述显示部件被采用以显示像差数据作为三阶和更高阶波前像差的图像显示。

12、如权利要求 1 所述的装置，其中，所述计算的显然验光被显示用于具有大约 3mm 到 4mm 之间的直径的瞳孔。

13、如权利要求 1 所述的装置，其中，所述显示部件被采用以显示一视觉量度。

14、如权利要求 13 所述的装置，其中，所述视觉量度是一点扩展函数。

15、如权利要求 13 所述的装置，其中，所述视觉量度是一 Strehl 比值。

获得客观式显然验光的装置

技术领域

本发明一般涉及视力诊断，尤其涉及提供客观的显然验光(objective manifest refraction)值的方法，指导视力矫正的有关方法以及相关设备。

背景技术

综合验光仪(phoropter)是一种基本的测量和评价视力的视力诊断仪器，用于获得显然验光；即，在未散瞳时对离焦和散光（常称作低阶像差）做出测量和评价。它实质上是一种在刻度盘上具有大量透镜的装置。定位该装置，使患者通过该装置进行观看，当一特定的带有刻度盘的透镜位于患者眼睛前面时，患者的视力可以反馈给医生。这种显然验光测量(manifest refractometry)的方法将离焦和散光信息提供给医生，主要是为了指导患者的视力矫正。从患者的角度看，综合验光仪测量过程的主观性本身就是这种形式的验光测量的缺点。医生的错误也有可能带来问题，尤其是在世界上许多不发达地区，有可能缺少足够的培训。

自动验光仪是一种用于对患者的屈光状态进行客观的诊断测量的装置。虽然患者的主观性已被从该测量过程中去除，但是还存在其它的与自动验光仪有关的缺点。首先，它们的价格昂贵。第二，与患者的主观验光相比，自动验光仪测量通常不够精确。有许多报道称通过这种方法，存在测量误差的人高达 20%。实际上，就个人而言，已经观察到客观式显然验光与主观式显然验光(subjective manifest refraction)之间存在高达 2 屈光度(D)的差异。

波前传感器是一种测量光学误差即波前像差的装置。测得的像差

主要包括单色波前像差，如球差，彗差，三边散光（trilateral astigmatism）以及其它通常称作高阶像差的波前像差。虽然一段时间以来波前传感已经用于天文和军事防御领域中，但是这种技术在眼科中的改进、使用和发展是相对新近的。而且，波前传感器数据并不是直接表示显然验光结果。然而，随着视力矫正技术的提高，波前传感仪器必然在占医疗空间和资源中占有一席之地。扩展这种仪器的有效性，将证明这些仪器是物有所值的。

根据上面的描述，发明人已认识到，需要在客观的显然验光数据的基础上精确有效地预测显然验光。因此，用更少设备和更低廉的设备获得更好的测量是极为有利的。本发明不仅提供了对确定和指导视力矫正的一种改进方法，包括镜片和屈光矫正的手术治疗，还提供与本发明有关的设备。本发明的这些优点和其它优点及目的在下面有详细说明参照所附权利要求。

发明内容

本发明的主要目的之一在于提供一种根据客观的测量数据，尤其是波前相差，提供准确的显然验光值（这里称为“可预测的综合验光仪(predicted phoropter refraction)”或“PPR”）。

根据本发明的一个方面，提供了一种用于测量患者眼睛的客观式显然验光的装置，包括：一诊断部件，用于测量至少四阶 Zernike 波前像差数据或其等效量；一计算部件，用于仅用二阶多项式拟合所述波前像差数据，并计算显然验光；和一显示部件，用于显示所计算出的显然验光。

较佳地，所述诊断部件为波前传感器。

较佳地，所述波前传感器为哈特曼-夏克传感器。

较佳地，所述诊断部件是生成角膜地形图数据的装置。

较佳地，所述诊断部件是生成光线跟踪数据的装置。

较佳地,所述等效量像差数据是 Seidel 像差数据。

较佳地,所述等效量像差数据是 Siedel 像差数据。

较佳地,所述显示部件被采用以波前图的形式显示像差数据。

较佳地,所述显示部件被采用以显示像差数据作为二阶和更低阶像差的图像显示。

较佳地,所述显示部件被采用以显示像差数据作为包括低阶和更高阶像差在内的所有测量的波前像差的图像显示。

较佳地,所述显示部件被采用以显示像差数据仅作为散光波前测量的图像显示。

较佳地,所述显示部件被采用以显示像差数据作为三阶和更高阶波前像差的图像显示。

较佳地,所述计算的显然验光被显示用于具有大约 3mm 到 4mm 之间的直径的瞳孔。

较佳地,所述显示部件被采用以显示一视觉量度。

较佳地,所述视觉量度是一点扩展函数。

较佳地,所述视觉量度是一 Strehl 比值。

本发明的一个实施例,就是一种用于提供改进的客观的显然验光的方法,包括如下步骤:客观地获得可表示出至少四阶 Zernike 波前像差或其等价量的患者眼睛的诊断测量数据,并仅用二阶 Zernike 多项式拟合该波前数据,来确定在上一步骤中获得的波前信息所代表的简化表面;以及从与主观的显然验光值精确对应的二阶表面计算数据中计算显然验光值。在各个方面,波前测量数据最好包括至少五阶和更高阶项,直到七阶项,甚至高达十阶项。本发明的另一个实施例,使用了最小二乘法,用二阶 Zernike 多项式拟合高阶波前数据。根据本发明客观地计算出的验光结果(即可预测的综合验光仪,或 PPR)是患者的实际主观验光结果的精确表现。精确的 PPR 与患者主观验光的值相差在 0.75D 到 0.5D 之间;更精确的是在 0.5D 到 0.25D 之间;

最好的是与患者实际的主观验光的差异小于0.25D。

Zernike 展开是描述光学系统像差的优选方法。Seidel 像差模型是描述光学像差的几种可选方式中的一种。有关这一主题更加详细的信息,读者可参考 Born 和 Wolf 的《光学原理》(Principles of Optics) (Pergamon, 纽约, 1975), 以及 Geary 的《波前传感器导论》(Introduction to Wavefront Sensors), SPIE Optical Engineering Press(1995), 在可适用的专利法规和法律所允许的程度内, 此处将这两篇文献的全部内容引作参考。

本发明具有的优点在于, 能精确确定和指导视力矫正如眼镜、人工晶体和角膜接触镜的视力矫正, 以及能精确指导角膜屈光手术, 如 LASIK, LASEK 或 PPK。

在本发明另一实施例中, 一种患者眼睛的光学诊断测量的显示器, 主要与测量设备和过程有关, 包括二阶和更低阶像差的图像显示; 以及包括所有低阶和更高阶像差在内的波前像差的图像显示。在本实施例的另一方面, 该显示器包括散光波前测量的图像显示; 以及三阶和更高阶波前像差的图像显示。优选地, 在上述本实施例的两个方面的显示器都会包括 PPR 标记(indicia)。PPR 所适合的患者瞳孔大小为 3 到 4mm, 更适用于直径为 3.5mm 的瞳孔。如本领域技术人员所知, PPR 标记能够通过实际测量或通过所整合的硬件或软件适当计算从而对所有瞳孔大小均能显示测量结果。此外, 优选的显示器将显示视觉质量量度(称作视觉量度 (metric)), 如点扩展函数或 Strehl 比值。

附图说明

根据下面参照附图的说明, 本发明的特征和优点对于本领域技术人员而言是显而易见的, 其中所述附图有:

图 1 为由哈特曼-夏克 (Hartmann-Shack) 型波前分析仪所提供

的点源投影(aerial images)的示意图；

图 2 为利用本发明仪器对患者眼睛的光学测量实例。

具体实施方式

本发明的一个实施例是一种与传统显然验光值无关的客观测量过程，即波前测量，来提供精确的显然验光值的改进方法。

有些人认为，通常在自动验光仪测量中观察到的测量误差（即与主观测量值的偏差）至少部分是由于眼睛中高阶像差的存在；即相对于屈光（角膜）误差的光学误差。不限于此处所述的和所要求保护的发明，我们可以认为：光学像差（但不仅限于这些误差），如，离焦、散光、球差、以及彗差能够在数学上描述，如，通过 Zernike 多项式及通过其他数学表达式来描述。Zernike 多项式公式包括二阶，三阶，四阶，五阶等项，其中二阶和更低阶项描述离焦和散光误差（也分别称作球面和柱面），而三阶和更高阶项描述更高阶像差，如球差、不规则散光，彗差等。在离焦时，通常由传统的主观式和客观式验光测量所测得的像差为二阶光学像差，离焦的有限部分（contribution）在数学表述中表示为，例如四阶球差。因此，不考虑高阶像差的的传统自动验光测量装置所使用的典型算法，至多也只不过仅提供对离焦和散光的估计。这从以自动验光仪所提供的客观验光结果与患者视觉舒适而需要的实际度数镜片之间的差异得到证明。

在最佳实施例中，医生最好通过使用波前传感器装置获得患者眼睛的客观的、诊断的波前测量。使用波前传感直接测量患者眼睛产生的波前像差。例如，Williams 在美国专利 5,777,719 中示意性地描述了这种技术和一相关的装置，而且在商业上具体实现在由 Bausch & Lomb/Technolas (Rochester, NY/Munich, 德国) 所制造的 ZywaveTM 波前分析仪中。Zywave 使用利用小透镜阵列的哈特曼-夏克波前传感器，以测量和计算更高阶像差。根据小透镜阵列参数，可测量高达

10 阶的波前像差。比较合适的情况是，患者不散瞳，瞳孔直径在大约 3 到 4mm 之间，但是，照明条件和其他因素有可能影响瞳孔大小，使瞳孔更大或更小。无论如何，诊断数据可被按比例换算以代表正常大约 3.5mm 的瞳孔大小，最好是减小球差在外围光学区域的影响。

参照图 1，图 1 表示由哈特曼-夏克波前传感器的小透镜阵列所产生的空间像 12 的显示器 10，哈特曼-夏克波前传感器输出端产生与空间像 12 的质心 14 从它们的理想位置（即，没有偏差的波前的质心位置）所发生的位置偏离（ Δx , Δy ）有关的信号。因为一个有偏差的波前不是平面的，所以每个测量位置可由该点的波前分布（profile）斜率表示；换句话说，为 dx , dy 值。位置误差 Δx , Δy 与每个质心位置处的波前斜率 dx , dy 有关，如下式所示：

$$\Delta x = \kappa f \frac{dx}{dW} \quad \text{和}$$

$$\Delta y = \kappa f \frac{dy}{dW}$$

其中 κ 为常数， f 为小透镜阵列的焦距， dx/dW , dy/dW 为选定位置处全部波前的斜率值。通过假设一像差模型，最好是 Zernike 模型，可计算出由三维表面表示的波前。正如本领域技术人员所知，也可以使用 Seidel 模型或其他像差模型。Zernike 模型最好表示二阶到七阶项，但是，能够根据小透镜的间距和其他传感器参数来改变上限。二阶 Zernike 模型提供离焦和散光数据，而三阶到七阶模型表示更高阶像差数据。对于更加详细的说明，读者可参考 Dorsch 等人的“利用 Zernike 多项式对平均功率及散光的精确计算 (Accurate computation of mean power and astigmatism by means of Zernike polynomials)”，J. Opt. Soc. Am. A/Vol. 15, No. 6 (1998 年 6 月)；Dai Gung-Ming, “后传的空气湍流补偿的理论研究及计算模型 (Theoretical Studies and Computer Simulations of Post-Detection Atmospheric Turbulence Compensation)” ph. D. Thesis, Lund University, Lund Sweden(1995)；Wang, J. Y.和 Silva, D. E., “用 Zernike 多项式对波前的解释 (Wavefront

Interpretation with Zernike Polynomials)” Applied Optics, 9, 1510-1518(1980), 以及 Mahajan, V. N., “圆形瞳孔系统的 Zernike 圆形多项式及光学偏差” (Zernike Circle Polynomials and Optical Aberrations of Systems with Circular Pupils)”, *Engineering & Laboratory Notes*, 1994 年 8 月, S21-S24。

在用于提供客观的显然验光值的本发明的一个实施例中,对于某一瞳孔直径 d , 仅选择二阶 Zernike 模型拟合高阶像差数据, 最终产生 Zernike 振幅 Z_{200} , Z_{220} , Z_{221} (或分别代表离焦和散光的等价量 (振幅和轴)), 其中:

$$Z_{200} = (sp + cy / 2) * 10^6 * r^2 / (4 * \sqrt{3})$$

$$Z_{220} = -cy * 10^6 * r^2 * \cos(2 * \phi) / (4 * \sqrt{6}) \quad \text{以及}$$

$$Z_{221} = -cy * 10^6 * r^2 * \sin(2 * \phi) / (4 * \sqrt{6})$$

其中以 μm 为单位给出 Zernike 系数, 半径 r 为瞳孔直径的一半, 以米为单位的, sp 为以屈光度为单位的球面, cy 为以屈光度为单位的柱面, ϕ 为以度为单位的柱面轴。注意, 该柱面总是为负。Zernike 振幅提供了以微米为单位的光程差测量, 为了应用于眼科, 可将其转换成屈光度值。等效地, 从二阶 Zernike 振幅到显然验光值的变换是以如下方式实现的:

$$\text{柱面} \propto 2\sqrt{6}\sqrt{(A_{220}^2 + A_{221}^2)}(2/R^2)$$

$$\text{轴} \propto \tan^{-1}(-A_{221}/A_{220})180/2\pi; \text{ 和}$$

$$\text{球面} \propto 2\sqrt{3}A_{200}(2/R^2) - \text{柱面}/2,$$

其中 R 为以 mm 为单位的瞳孔半径, A 为以 μm 为单位的 Zernike 系数。

根据本发明, 仅使用二阶 Zernike 项计算离焦 (球面), 散光 (柱面) 和散光轴测量结果, 因为这些项本身仅表示二阶像差。如果 PPR 值与患者实际主观验光结果的差值在 0.75D 到 0.5D 之间, 则认为 PPR 精确。更好的是, 差值处于 0.5D 到 0.25D 之间, 而最好的是, 在缺

少最佳匹配时与实际主观验光的结果小于 0.25D。

本领域技术人员应该想到,可使用其他数学分析提供显然验光值的离焦和散光表达式的最终系数值。无论如何,用来描述波前的更高阶的部分 (contribution) 的只是二阶部分。

也可以使用本领域技术人员熟知的其他波前传感技术和装置来获得适当的波前诊断信息,同样地,本发明不限于哈特曼-夏克数据。实际上,从通过角膜地形图和其他方法所获得的光线跟踪信息可获得足够的信息。而且,应该理解的是,获得诊断波前测量的步骤不要求同时进行波前测量;相反对于本发明,仅需要获得波前表面的适当描述,最好以 Zernike 数据形式,可以将该数据拟合为二阶曲线。因此,以前获取的和存储的测量结果,远程获取的和传输的测量结果,同时的测量结果等,能提供本发明的必要数据。

在这个实施例的一个方面,选择/描述和/或提供视力矫正指示的方法包括如上所述获得 PPR 信息,以及使用该信息来指导患者的配镜。例如,由于传统眼镜和隐形眼镜仅针对离焦和散光矫正患者的视力,且通常不是高阶像差,所以,精确的显然验光对于为患者提供最佳性能的镜片或视力矫正过程而言是很关键的。

在本发明的另一实施例中,图 2 中示出信息的显示器 20。如图所示,有患者的低阶(二阶或更低阶)像差的波前图 22 和患者的高阶(三阶或更高阶)像差的波前图 24。低阶像差图 22 可以仅表示离焦,仅表示散光,或仅表示离焦与散光。显示器 20 还表示如上所述计算出的预测综合屈光检查仪验光(PPR)值 26。该显示器最好还表示与患者眼睛的未矫正状态相应的点扩散函数(PSF)的图像表示 32,与标准(更低阶)矫正状态相应的 PSF 的图像表示 34,和与患者眼睛的定制的(最佳矫正的)矫正状态相应的 PSF 的图像表示 36。这就是一个视觉质量量度。点扩散函数是所显示的波前像差函数的广义瞳孔函数的傅里叶变换的幅值的平方。给出在当前“有效”瞳孔直径

下该函数的最大值，以及平面波的 PSF 的最大值。还可显示出这些值的比值，称作 Strehl 比值。Strehl 比值也可用作图像（或视力）质量指标（越接近于 1，图像越好）。最好所显示出的 PSF 函数仅为整个函数中央的 1/16，以便可以看到一些细节。通常，在该区域产生最大值。

虽然已经选择了多个优选实施例说明了本发明，但是，本领域技术人员应该理解，在不偏离所附权利要求限定的本发明范围的前提下，可以对本发明进行多种改变和变更。

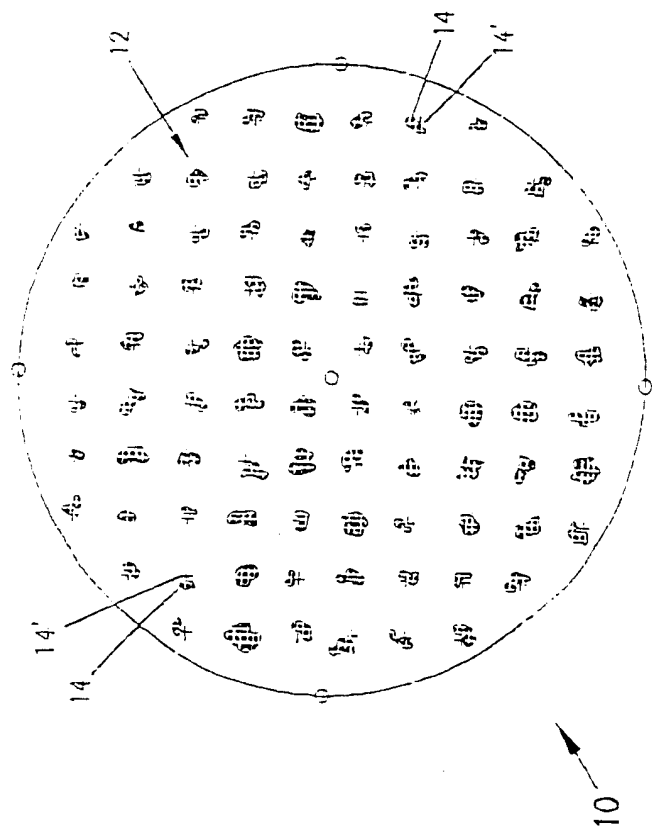


图1

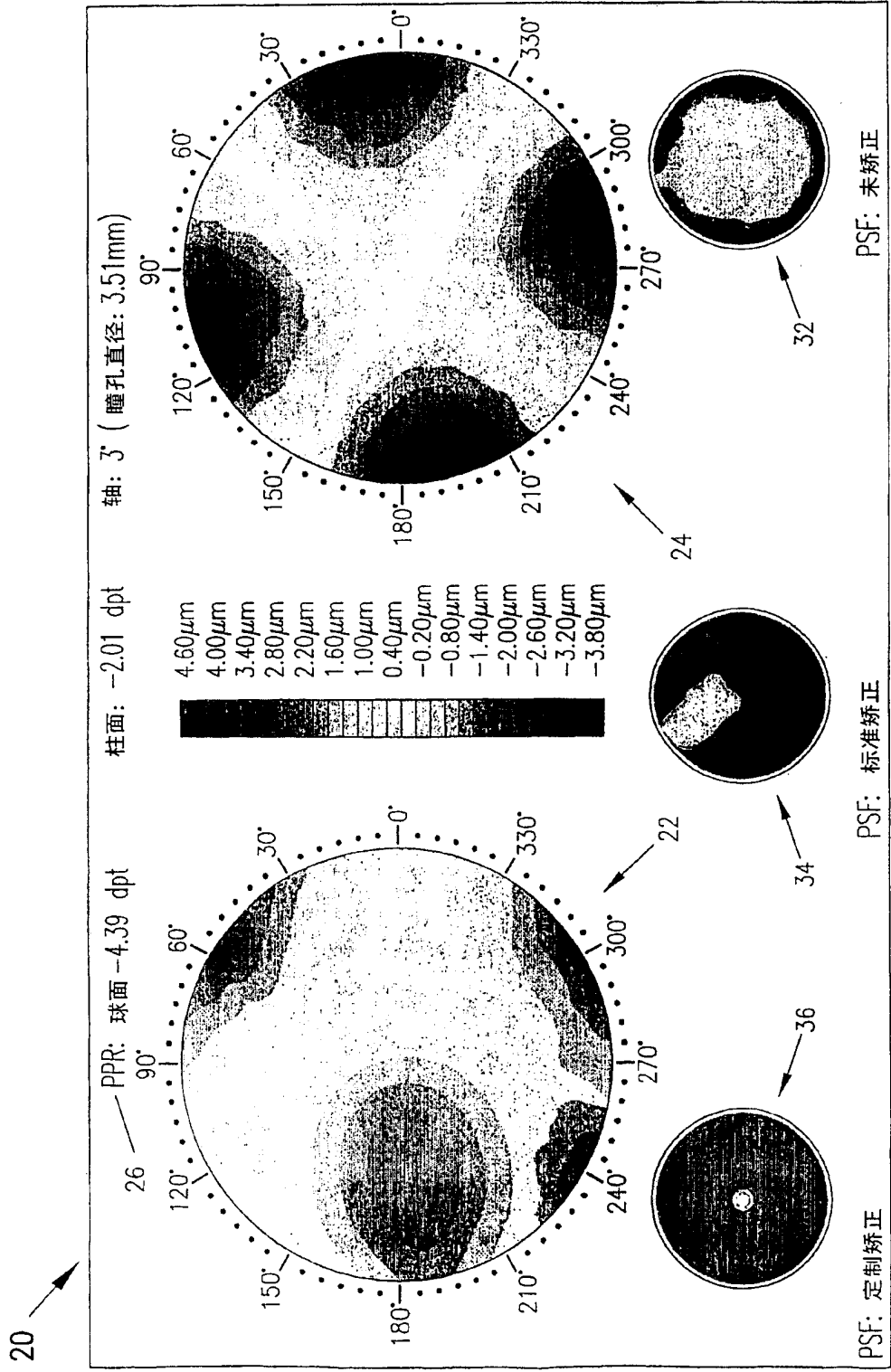


图2