



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 01818811.7

[43] 公开日 2005年2月2日

[11] 公开号 CN 1575146A

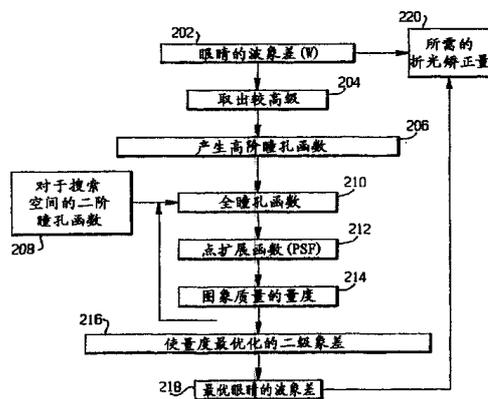
[22] 申请日 2001.10.4 [21] 申请号 01818811.7
 [30] 优先权
 [32] 2000.10.10 [33] US [31] 60/238,465
 [86] 国际申请 PCT/US2001/031025 2001.10.4
 [87] 国际公布 WO2002/030273 英 2002.4.18
 [85] 进入国家阶段日期 2003.5.13
 [71] 申请人 罗切斯特大学
 地址 美国纽约州
 [72] 发明人 戴维·威廉姆斯 安东尼奥·吉劳

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利
 商标事务所
 代理人 李德山

权利要求书7页 说明书21页 附图19页

[54] 发明名称 根据波前象差数据确定眼睛折光度
 [57] 摘要

根据波前象差数据确定眼睛折光度，并且设计最优化定制的矫正。通过使用检测器如 Shack - Hartmann 检测器 (714) 测量眼睛的波象差 (202)。根据该象差，计算图像量度 (214)，并且确定使该量度最优化的二级象差 (218)。根据该最优化，确定该眼睛所需的折光矫正 (220)。该图像量度是表示视网膜平面上图像质量的若干量度之一，或者表示这类量度代表。可以利用所需的折光矫正形成镜片，或者控制眼外科手术。如果可能检测到比所能矫正的更多的象差，则矫正那些对视力影响最大的或者眼睛误差容限最低的象差。



1. 一种用于确定矫正患者眼睛中象差的矫正量的方法，该方法包括：

(a) 接收代表该象差的数据信号；以及

(b) 根据该数据信号，确定该矫正量，使当向该眼睛施加该矫正量时，客观地使该眼睛象平面上的图像质量量度最优化。

2. 如权利要求 1 所述的方法，其中该图像质量量度包括 Strehl 比。

3. 如权利要求 1 所述的方法，其中该图像质量量度包括眼睛瞳孔平面上至少一个量度的函数。

4. 如权利要求 1 所述的方法，其中该图像质量量度包括根据该数据信号确定的点扩展函数的熵。

5. 如权利要求 1 所述的方法，其中该图像质量量度包括环绕能。

6. 如权利要求 1 所述的方法，其中该图像质量量度包括根据该数据信号确定的点扩展函数的方差。

7. 如权利要求 1 所述的方法，其中该图像质量量度包括根据该数据信号确定的眼睛的调制传递函数的积分。

8. 如权利要求 1 所述的方法，其中该图像质量量度包括根据该数据信号确定的眼睛的对比灵敏度函数的积分。

9. 如权利要求 1 所述的方法，其中使用 Shack-Hartmann 检测器执行步骤 (a)。

10. 如权利要求 1 所述的方法，其中步骤 (b) 包括：

(i) 定义一包括多组系数的搜索空间；

(ii) 在该搜索空间中对于每组系数计算该图像质量量度；

(iii) 从步骤 (b) (ii) 中计算出的图像质量量度的所有值中选择该图像质量量度的最佳值；以及

(iv) 根据在步骤 (b) (iii) 中计算该图像质量量度最佳值的多组系数之一确定矫正量。

11. 如权利要求 10 所述的方法，其中该多组系数为对于二级象差的泽尼克系数集。

12. 如权利要求 10 所述的方法，其中在步骤 (b) (ii) 中根据眼睛瞳孔函数与矫正瞳孔函数的乘积计算该图像质量量度，其中眼睛瞳孔函数包括 n 个象差，并且根据步骤 (a) 中所接收的该数据信号确定，且矫正瞳孔函数包括 m 个象差， $m < n$ ，并由独立于该数据信号的每组系数计算而得。

13. 如权利要求 10 所述的方法，其中该图像质量量度包括 Strehl 比。

14. 如权利要求 10 所述的方法，其中该图像质量量度包括该眼睛瞳孔平面上至少一个量度的函数。

15. 如权利要求 10 所述的方法，其中该图像质量量度包括根据该数据信号确定的点扩展函数的熵。

16. 如权利要求 10 所述的方法，其中该图像质量量度包括一环绕能。

17. 如权利要求 10 所述的方法，其中该图像质量量度包括根据该数据信号确定的点扩展函数的方差。

18. 如权利要求 10 所述的方法，其中该图像质量量度包括根据该数据信号确定的眼睛调制传递函数的积分。

19. 如权利要求 10 所述的方法，其中该图像质量量度包括根据该数据信号确定的眼睛对比灵敏度函数的积分。

20. 如权利要求 10 所述的方法，其中使用 Shack-Hartmann 检测器执行步骤 (a)。

21. 如权利要求 10 所述的方法，其中该矫正量包括对二级象差的矫正。

22. 如权利要求 21 所述的方法，其中该二级象差仅包括散焦。

23. 如权利要求 10 所述的方法，其中该矫正量包括对三级象差的矫正。

24. 如权利要求 10 所述的方法，其中该矫正量包括对四级象差

的矫正。

25. 如权利要求 10 所述的方法，还包括形成一提供该矫正量的镜片。

26. 如权利要求 10 所述的方法，还包括对该眼睛进行外科手术以提供该矫正。

27. 如权利要求 10 所述的方法，还包括提供一自适应光学系统以提供该矫正量。

28. 如权利要求 10 所述的方法，还包括合成一向眼睛施加该矫正时患者将看到的图像。

29. 如权利要求 10 所述的方法，其中该矫正量矫正的象差比所检测的所有象差少。

30. 如权利要求 1 所述的方法，其中该矫正量包括对二级象差的矫正。

31. 如权利要求 30 所述的方法，其中该二级象差仅包括散焦。

32. 如权利要求 1 所述的方法，其中该矫正量包括对三级象差的矫正。

33. 如权利要求 1 所述的方法，其中该矫正量包括对四级象差的矫正。

34. 如权利要求 1 所述的方法，还包括形成一提供该矫正量的镜片。

35. 如权利要求 1 所述的方法，还包括在该眼睛上进行外科手术以提供该矫正。

36. 如权利要求 1 所述的方法，还包括提供自适应光学系统以提供该矫正量。

37. 如权利要求 1 所述的方法，还包括合成一向眼睛施加该矫正时患者将看到的图像。

38. 如权利要求 1 所述的方法，其中该矫正量所矫正的象差比所检测的所有象差少。

39. 一种用于确定矫正患者眼睛中象差的矫正量的系统，该系统

包括:

一检测装置, 用于照射眼睛的视网膜, 接收从视网膜反射的光, 产生代表从该视网膜反射的光的象差的数据信号, 并输出该数据信号; 以及

一计算装置, 用于:

(a) 接收该数据信号; 并且

(b) 根据该数据信号确定矫正量, 使当将该矫正量施加于该眼睛时, 客观上将该眼睛象平面上的图像质量量度最优化。

40. 如权利要求 39 所述的系统, 其中该图像质量量度包括 Strehl 比。

41. 如权利要求 39 所述的系统, 其中该图像质量量度包括该眼睛瞳孔平面上至少一个量度的函数。

42. 如权利要求 39 所述的系统, 其中该图像质量量度包括根据该数据信号确定的点扩展函数的熵。

43. 如权利要求 39 所述的系统, 其中该图像质量量度包括一环绕能。

44. 如权利要求 39 所述的系统, 其中该图像质量量度包括根据该数据信号确定的点扩展函数的方差。

45. 如权利要求 39 所述的系统, 其中该图像质量量度包括根据该数据信号确定的眼睛调制传递函数的积分。

46. 如权利要求 39 所述的系统, 其中该图像质量量度包括根据该数据信号确定的眼睛对比灵敏度函数的积分。

47. 如权利要求 39 所述的系统, 其中该检测装置包括一 Shack-Hartmann 检测器。

48. 根据权利要求 39 所述的系统, 其中该计算装置通过下列步骤确定该矫正量:

(i) 定义一包括多组系数的搜索空间;

(ii) 在该搜索空间中对每组系数计算该图像质量量度;

(iii) 从步骤 (ii) 中计算出的该图像质量量度的所有值中选择

该图像质量量度的最佳值；以及

(iv) 根据在步骤 (iii) 中计算该图像质量量度最佳值的多组系数之一确定矫正量。

49. 如权利要求 48 所述的系统，其中该多组系数为对于二级象差的泽尼克系数集。

50. 如权利要求 48 所述的系统，其中在步骤 (ii) 中根据眼睛瞳孔函数与矫正瞳孔函数的乘积计算该图像质量量度，其中眼睛瞳孔函数包括 n 个象差，并且根据步骤 (a) 中所接收的该数据信号确定，且矫正瞳孔函数包括 m 个象差， $m < n$ ，并由独立于该数据信号的每组系数计算而得。

51. 如权利要求 48 所述的系统，其中该图像质量量度包括 Strehl 比。

52. 如权利要求 48 所述的系统，其中该图像质量量度包括该眼睛瞳孔平面上至少一个量度的函数。

53. 如权利要求 48 所述的系统，其中该图像质量量度包括根据该数据信号确定的点扩展函数的熵。

54. 如权利要求 48 所述的系统，其中该图像质量量度包括一环绕能。

55. 如权利要求 48 所述的系统，其中该图像质量量度包括根据该数据信号确定的点扩展函数的方差。

56. 如权利要求 48 所述的系统，其中该图像质量量度包括根据该数据信号确定的眼睛调制传递函数的积分。

57. 如权利要求 48 所述的系统，其中该图像质量量度包括根据该数据信号确定的眼睛对比灵敏度函数的积分。

58. 如权利要求 48 所述的系统，其中该检测装置包括一 Shack-Hartmann 检测器。

59. 如权利要求 48 所述的系统，其中该矫正量包括对二级象差的矫正。

60. 如权利要求 59 所述的系统，其中该二级象差仅包括散焦。

61. 如权利要求 48 所述的系统, 其中该矫正量包括对三级象差的矫正。

62. 如权利要求 48 所述的系统, 其中该矫正量包括对四级象差的矫正。

63. 如权利要求 48 所述的系统, 还包括一从该计算装置接收代表该矫正量的信息, 并形成一提供该矫正量的镜片的装置。

64. 如权利要求 48 所述的系统, 还包括一从该计算装置接收代表该矫正量的信息, 并对眼睛进行外科手术以提供该矫正的装置。

65. 如权利要求 48 所述的系统, 还包括一从该计算装置接收代表该矫正量的信息, 并提供自适应光学系统以提供该矫正量的装置。

66. 如权利要求 48 所述的系统, 还包括一从该计算装置接收代表该矫正量的信息, 并合成当将该矫正量施加给眼睛时患者将看到的图像的装置。

67. 如权利要求 48 所述的系统, 其中该矫正量矫正的象差比所检测的所有象差少。

68. 如权利要求 39 所述的系统, 其中该矫正量包括对二级象差的矫正。

69. 如权利要求 68 所述的系统, 其中该二级象差仅包括散焦。

70. 如权利要求 39 所述的系统, 其中该矫正量包括对三级象差的矫正。

71. 如权利要求 39 所述的系统, 其中该矫正量包括对四级象差的矫正。

72. 如权利要求 39 所述的系统, 还包括一从该计算装置接收代表该矫正量的信息, 并形成一提供该矫正量的镜片的装置。

73. 权利要求 39 所述的系统, 还包括一从该计算装置接收代表该矫正量的信息, 并对眼睛进行外科手术以提供该矫正的装置。

74. 如权利要求 39 所述的系统, 还包括一从该计算装置接收代表该矫正量的信息, 并提供自适应光学系统以提供该矫正量的装置。

75. 如权利要求 39 所述的系统, 还包括一从该计算装置接收代

表该矫正量的信息，并合成当将该矫正量施加给眼睛时患者将看到的图像的装置。

76. 如权利要求 39 所述的系统，其中该矫正量矫正被所检测的所有象差少的象差。

根据波前象差数据确定眼睛折光度

相关申请参考

本申请要求 2000 年 10 月 10 日提出的美国临时申请 No. 60/ 238, 465 的利益，因此其公开被引入作为参考全部包含在本说明中。

相关技术描述

可以使用多种客观技术（视网膜镜检查、自动折光度测量、光电折光度测量）测量人眼的球面和柱面屈光误差。它们非常快速，并且构成主观折光度测量可供选择的吸引人的方法。客观折光度测量不仅有用，而且常常是必要的，例如，在检查儿童和具有精神或语言障碍的患者时。不过，主要关心正确地客观确定观察者折光度的能力。由于所有这些客观方法均基于从视网膜反射并从眼睛射出的光，故眼睛象差减小了测量精度。除了散焦和散光以外，眼睛还具有多种高级象差，这些象差在所检测的光的图案上引入缺陷。因此，光电折光度测量方法基于旁轴光学分析，表明当考虑正常人眼的球差时，有很大程度的测不准性。象差还影响视网膜镜检查测量。虽然自动屈光计（autorefractor）提供了对眼睛屈光状态的可靠测量，但其在精度和可重复性上的局限性是众所周知的。例如，在自动折光度测量与主观测量之间存在不一致，特别是具有散光或者屈光异常较大时更是如此。M.Elliott 等人在 “ Repeatability and accuracy of automated refraction: A comparison of the Nikon NRK-8000, the Nidek AR-1000, and subjective refraction ”, *Optom. Vis. Sci.* 74, 434-438, 1997; J. J. Walline 等人在 “ Repeatability and validity of astigmatism measurements ”, *J. Refract. Surgery* 15, 23-31, 1999; 以及 A. M. Thompson 等人在 “ Accuracy and precision of the Tomey ViVA infrared photorefractor ”, *Optom. Vis. Sci.* 73, 644-652, 1996 中描述

了这种不一致性。而且，视网膜镜检查 and 自动折光度测量之间通常在一定程度上不一致，如 E. M. Harvey 等人在 “Measurement of refractive error in Native American preschoolers: Validity and reproducibility of autorefractometry”, *Optom. Vis. Sci.* 77, 140-149, 2000 中所述。

M. A. Bullimore 等人在 “Patient Acceptance of Auto-Refractor and Clinician Prescriptions: A Randomized Clinical Trial”, *Visual Science and its Applications*, 1996 Technical Digest Series, Vol.1, Optical Society of America, Washington, D. C., pp.194-197; M. A. Bullimore 等人在 “The Repeatability of Automated and Clinician Refraction”, *Optometry and Vision Science*, Vol 75, No.8, 1998 年 8 月, pp.617-622 中描述了患者对自动折光度测量的偏爱。这些文章表明，患者更喜欢临床医生的折光度测量；例如，前一篇文章指出自动屈光计的拒绝率比临床医生高大约 11%。拒绝率的差异表明，自动折光度测量不如临床医生的指示精确。因此，自动折光度测量技术的状态留有改进的空间。

由于这个原因，使用眼睛高级象差，并且对主观折光度进行精确估计的客观方法的发展是重要挑战。这类方法对于例如改进屈光外科手术而言极其有用。由于更多患者探询屈光外科手术的过程，故在手术之前精确测量折光误差在评估屈光效果时更为重要。另一个重要问题与眼睛的老化有关。已经发现对于不同年龄组，主观折光度测量与自动折光度测量之间存在差异。该差异大概来自于眼睛象差随年龄增大而增大这一事实。L.Joubert 等人在 “Excess of autorefractometry over subjective refraction: Dependence on age”, *Optom. Vis. Sci.* 74, 439-444, 1997; A. Guirao 等人在 “Average optical performance of the human eye as a function of age in a normal population”, *Ophth. Vis. Sci.* 40, 203-213, 1999 中描述了对年龄的依赖性。考虑对象特定象差图案的客观方法应该对所有年龄组提供可靠的估计。这种方法还能自动给出针对各种瞳孔尺寸和光强的折光度值，因为两种象差均随瞳孔尺

寸而增大，并且视觉敏锐度取决于亮度条件。

现在可以迅速、精确并且重复测量眼睛的更高级象差，例如，使用 Shack-Hartmann 检测器。Williams 等人的美国专利 No.5,777,719 中给出了实现测量的方法和设备。从而，看似在更精密的仪器中几乎必须优先使用该新信息。

图 1A 中表示出视力矫正的最简单情形，其中仅有聚焦误差。也就是，通过眼睛 102 瞳孔 103 边缘的光线 R ，聚焦在与视网膜平面 112 空间分离的傍轴平面 110 上。从而，仅需的矫正是将聚焦平面从傍轴平面 110 移动到视网膜平面 112。傍轴平面 110 的前面、平面上和后面的图像分别表示为 124, 126 和 128。

图 1B 表示具有负球差的近视眼 102' 所形成的图像的一个例子。在没有球差情况下，所有光线 R' 将聚焦在傍轴平面 110 上，然后将根据将聚焦平面移动到位于视网膜上的平面 112 所需的球面负透镜计算眼睛的折光度。不过，由于球差，通过瞳孔 103 边缘的光线 R 会聚在靠近眼睛的平面 104 处（边缘平面）。该简单的例子表示出不同平面中光线的分布如何产生不同质量的图像 114-122。眼睛的折光度是将“最佳图像”的平面移动到视网膜所需的折光度。

当必须矫正散光时发生类似现象。取决于眼睛的高级象差，为了使图像质量最优，除了傍轴区域以外，待矫正散光量不同于相应于 Sturm 间隔（由散光确定的两个焦平面之间的距离）的散光量。

图 1C 中表示出这种情形。来自眼睛 102'' 瞳孔 103 不同位置的光线 R'' 和 R''' 具有不相重合或者甚至不同轴的焦点。从而，在不同位置处获取的图像表示为 130, 132 和 134。如果不能对所有象差进行矫正，或者仅能对所有象差进行部分矫正，则必须确定图像 130, 132 和 134 中哪一个图像为最佳图像。

并非，或者至少不必通过根据傍轴近似矫正散焦和散光而获得该最佳图像，它不考虑高级象差的影响。从而问题在于什么是“最佳图像”。通过几何光线跟踪，答案是最佳图像相当于光斑尺寸最小的平面。图 1B 中由 106 表示的该平面，称为最小模糊平面（LC），例如，

对于具有球差的系统，最小模糊平面位于傍轴平面与边缘平面之间距离的 3/4 处。另一种是光斑的均方根 (RMS) 半径最小的平面 108。在图 1B 的例子中，该平面位于边缘平面与傍轴平面中间。不过，用几何方法确定的光斑没有精确反映点扩展 (PSF) 函数，点扩展函数是在波前检测器结果的基础上计算而得的视网膜图像，并且应该基于光在出瞳处的衍射进行计算。实像中光的分布通常与通过光线跟踪用几何方法预测的图像极为不同。对图像质量的任何考虑都应该使用衍射理论。

高级象差与低级象差结合，称为“平衡”。流行的泽尼克 (Zernike) 多项式的一个主要性质在于它们表示平衡象差。二阶多项式 $Z_2^{0,\pm 2}$ 代表散焦和散光。例如，在项 Z_0^4 中球差被散焦平衡；项 $Z_4^{\pm 2}$ 被散光平衡，等等。在异常波前的最小 RMS 表示获得最佳图像时，象差平衡是一种吸引人的想法。从而，使用波象差的 RMS 来测量眼睛异常的程度，并且作为图像质量的量度：RMS 越低，图像质量越好。支持这种使用的事实是，对于小象差而言，RMS 与另一种也用作图像质量判断标准的流行量度，即定义为 PSF 辐射峰值的 Strehl 比有关。大 Strehl 比值表明图像质量良好。对于小象差，Strehl 比和波象差的 RMS 成反比：当 Strehl 比最大时，RMS 最小。已经推导出表示该关系的数个公式；其中一个众所周知的是：

$$S = \exp\left(-\left(\frac{2\pi}{\lambda} RMS\right)^2\right) \quad (1)$$

其中 S 为 Strehl 比， λ 为波长。

通常，在测量之后将波象差分解成泽尼克基本函数， $W = \sum a_n^m Z_n^m$ 。这样做的优点在于，可以很容易地从泽尼克系数得到波象差的 RMS： $RMS^2 = \sum (a_n^m)^2$ 。从而，通过将相应的泽尼克系数设定为零 ($a_2^{0,\pm 2} = 0$ 以矫正折光误差，或者例如 $a_3^{\pm 1} = 0$ 以矫正彗差)，可以确定对眼睛的折光误差或者一组高级象差进行任何矫正。不过，再次指出，基于衍射的图像分析表明，该想法通常会失败。当象差较大时，利用非最佳平衡象差会得到最大 Strehl 比 (即 RMS 不最小)。具体来说，当波象差的 RMS 比大约 0.15 波长大时，公式 (1) 不再有效。与之相比，例如对

于 6mm 的瞳孔直径，正常普通眼睛的球差大小为 3-4 个波长。因而，不能从最小 RMS 的假设得出为开出处方折光度并获得最佳图像质量所需的球面和柱面。如果例如欲要矫正球差或彗差，会发生相同的情况。对于大象差而言，平衡的二阶球差 (Z_6^0 多项式) 和平衡的二阶彗差 Z_5^{+1} 并不给出最大 Strehl 比。

RMS 最小化技术使用来自泽尼克展开的系数 a_0^2 和 a_2^{+2} ，导致对散焦和散光的矫正。该傍轴技术抽取出波象差中的全部散焦和散光。

上面两种均基于瞳孔平面并使用波象差数据本身的技术，在高级象差增大时不起作用。特别是，如图 1D 所示，象差的主观确定与客观确定之间的差异随波前象差的 RMS 而增大，其中曲线(1)表示 RMS 最小化技术，曲线(2)表示傍轴技术。如图 1E 所示，已经发现人群的高级象差平均为 0.3μ 。结果，对于大约一半人口来说上述技术不适用，并且能引起高达 1 屈光度的误差。

发明概述

由上所述，显然本领域中存在克服上述现有技术缺陷的需要。从而，本发明的主要目的在于提供一种对眼睛高级象差的客观测量，该测量可提供对主观折光度的精确估计。

本发明的另一目的在于提供一种对于多种瞳孔尺寸、光能级和年龄的可靠测量。

本发明的再一目的在于确定对于视觉而言最好表示最佳图像的量度。

本发明的又一目的在于提供一种对更大百分比人群的可靠测量。

通过根据眼睛波象差的测量值确定眼睛折光误差的计算系统和方法，能实现上述和其他目的。该方法计算使基于受高级象差影响的视网膜图像中光分布的一或多个量度最优化的球面与柱面的组合。根据 Shack-Hartmann 或其他检测器的结果计算出作为视网膜或象平面上光分布的视网膜图像。可以计算直接基于视网膜图像的量度，或者可以使用代表视网膜图像的量度。可以使用象平面上的任何量度，并

且可使用一或多个量度。该方法产生与主观最佳视网膜图像有关的最佳图像。由于该方法是计算方法，故计算机是仅需的硬件，并且可以与波前检测器结合成小型仪器。

本发明考虑到虽然瞳孔平面量度不能精确预测主观折光度，而象平面量度可精确预测出主观折光度。虽然现有技术仅适用于大约 25% 的对象，精度为 $\pm 0.25D$ ；或者适用于 50% 的对象，精度为 $\pm 0.5D$ ，而本发明将对大多数对象提供适当矫正，误差 $< 0.25D$ 。

为了估计主观折光度，可以使用该量度值的峰值和尾部；即可以使用量度曲线除最大值位置以外的信息。例如，可以使用曲线的宽度作为“容限”，因为较窄的曲线表明较低容限，从而更需要精确矫正。对于允许较大散光的对象，矫正球差而不校正散光的隐形眼镜的例子更合适。

与限于单瞳孔尺寸的自动折光度测量不同，本发明没有这种限制。本发明能对等于或者小于进行波象差测量的瞳孔尺寸的任意瞳孔尺寸计算主观折光度。

本发明还涉及上述计算系统和方法的第二种应用。虽然已经成功地使用眼镜和隐形眼镜矫正散焦和散光（二级象差），不过它们未矫正高级象差。对于小瞳孔而言，传统矫正提供了足够大的改善。不过已经发现，对于较大瞳孔以及老年人或异常对象如屈光手术后或圆锥形角膜患者中较小瞳孔而言，高级象差对正常眼睛中的视网膜图像质量具有重大的影响。当然，已经使用自适应光学系统成功矫正了高级象差，并形成具有超常光学质量的正常眼睛。近来的发展使实现超级矫正过程的想法成为可能。因而，车削工艺能制造几乎具有任何象差分布的隐形眼镜，并且正在进行改进激光屈光手术的努力，使之能矫正传统折光误差以外的其他缺陷。

希望实现对所有象差的矫正，意味着定制矫正具有许多自由度。此外，象差的阶次越高，所允许的失配容限越低，且有效所要求的矫正精度越高。实现象差减小同时包含相对简单耐久矫正的折衷方案，是仅对某组高级象差如彗差和球差进行定制矫正。彗差和球差特别重

要，因为这些象差是在人眼中具有较大值且具有较大偏心容限的象差。不过，本发明具有普遍性，同样可用于任何其他组象差。

简而言之，如果能检测到比能被矫正象差更多的象差，则选择待矫正象差，或者对所有象差进行部分矫正。例如，如果能测量 n 个象差，则能矫正 $m \leq n$ 个象差。本发明能确定在使对象视力最优化所需的矫正方法中补偿象差的大小。例如，在有些国家，通常矫正球差而不矫正散光。本发明提供了实现它的一种改进方法。作为另一个例子，由于眼睛不稳定，故剩余象差不可避免。本发明使这类剩余象差引发的问题最小。

因此，本发明的第二方面在于提供一种计算方法，用于设计除散光和散焦之外眼睛数个象差定制矫正的最佳图形。该方法考虑未被矫正的剩余象差的作用，计算待矫正象差的适当大小，以便获得最佳图像质量。

可以使用多种量度描述视网膜图像质量。该计算方法基于这些量度的最佳值计算对象的折光误差处方 (prescription)。

本发明基于意外的发现，即当根据在像平面上测得的量度进行矫正时，不必考虑大脑对图像质量的偏爱。使用将大脑考虑在内的量度不产生明显的差异。与之相比，最初人们认为矫正必须考虑大脑对图像质量的偏爱。为此，将不考虑不出现这种效果的天文学 (astronomy) 技术。因此，在发明人最初认为需要的计算量上，计算大大简化。

高级象差影响最佳主观折光度和对矫正失效的容限。瞳孔平面量度 (例如波象差 RMS) 不能精确预测主观折光度。因而，通过使用象平面量度 (或者作为代表象平面量度函数的量) 把高级象差的影响包括在内，波前检测器能改善客观折光度。

本发明允许根据任何可靠的波前装置预测主观折光度，并大体实现比当前自动屈光计更优。自动屈光计的局限性有：瞳孔尺寸；从视网膜返回并由检测器分析的辐射强度 (通常较低)；在两次通过眼睛光学系统时，靶子如光栅变模糊 (blur) 两次这一事实；以及当前自动屈光计估计三个且仅三个参数 (球面，柱面和光轴) 这一事实。相

反，本发明能使对任意数量象差的矫正最佳，从仅矫正散焦到与矫正已测量多种象差一样多的象差。本发明可应用于任何矫正技术，包括隐形眼镜、眼内透镜、眼镜、激光屈光手术和自适应光学系统。另外，本发明能基于患者对最佳矫正的偏离的允许程度，进行矫正。例如，能客观估计出患者对仅矫正球差而不矫正散光的隐形眼镜的允许程度。

对于上述代表量度，根据经验发现在许多对象中，可以根据象差系数推测出最佳图像。如果能使用象差系数计算误差具有相反符号的两个结果，则此代表量度可以为简单的平均或加权平均。

附图简要说明

将参照附图详细阐述本发明的最佳实施例，其中：

图 1A-1C 表示由具有不同象差程度的眼睛所形成的图像的例子；

图 1D 和 1E 表示用于视力矫正的现有技术的结果；

图 2 表示假设为单色光时，用于确定所需折光矫正的操作流程图；

图 3 表示图 2 流程图的一种变型，将彩色散焦考虑在内；

图 3A 表示在三维空间的一维中搜索最佳量度；

图 4 表示对于具有小象差的眼睛和具有大象差的眼睛，图 2 中参数搜索的例子；

图 5 表示利用图 3 的技术，对于对象计算最佳象差的例子；

图 6A 和 6B 表示不同象平面处不同量度的值；

图 7 表示用于实现图 2 或图 3 操作的设备；

图 8A-8F 表示通过不同图像量度确定的主观与客观折光度的比较；

图 9 表示在通过使用不同图像量度进行矫正之后，剩余折光度的均方根误差 (RMSE)；

图 10 表示主观与客观折光度之间的差异对波象差的 RMS 的依赖性；

图 11 表示折光误差的容限对高级象差的依赖性；

图 12A 和 12B 表示量度容限与主观视力敏锐度容限之间的比较;

图 13A 和 13B 表示双眼折光矫正;

图 14A-14C 表示在不同类型矫正之后,对象观看到的景色的仿真图像;

图 15A-15C 表示根据由本发明最佳实施例和两种其他技术进行的试验结果,主观球面当量 (spherical equivalent) 与客观球面当量之间的关系;

图 16A-16C 表示对于相同试验结果,以球差为函数,主观与客观球面当量之间的误差;

图 17A-17C 表示对于相同试验结果,主观与客观柱面之间的关系;

图 18A-18C 表示对于相同实验结果,以高级象差量为函数,主观与客观柱面之间的误差; 以及

图 19A-19C 表示对于相同试验结果,主观与客观散光轴之间的关系。

最佳实施例详细说明

在详细描述最佳实施例之前,首先定义某些量。

波象差乃是边缘光线与通过出瞳中心的光线之间的光程差。其可被表示为泽尼克多项式 Z_n^m 的线性组合:

$$W(\rho, \theta) = \sum_{n,m} a_n^m \cdot Z_n^m(\rho, \theta) \quad (2)$$

其中 a_n^m 为泽尼克系数, (ρ, θ) 为极坐标中瞳孔平面处的点, ρ 为对瞳孔半径 (r_0) 归一化得出的径向坐标。用 n 表示象差阶次。

二阶系数代表:

a_0^2 : 散焦,

a_2^2 : 与散焦平衡的散光。

瞳孔函数被定义为:

$$p(r, \theta) = A(r, \theta) \cdot \exp\left[i \frac{2\pi}{\lambda} W(r, \theta)\right] \quad (3)$$

其中 $A(r, \theta)$ 为通过瞳孔的幅值(在最佳实施例中假定在瞳孔内等于

1, 在瞳孔外等于 0), $w(r, \theta)$ 为波象差。

点扩展函数 (PSF) 为射出光线在眼睛由点光源形成的象平面上的分布。可以利用傅里叶变换 (FT) 由瞳孔函数计算而得:

$$PSF(x, y) = |FT(p(\lambda d \eta, \lambda d \xi))|^2 \quad (4)$$

其中 d 为从瞳孔到象平面的距离, (x, y) 为象平面上的笛卡儿坐标, (η, ξ) 为瞳孔上的笛卡儿坐标。

调制传递函数 (MTF) 为所谓的光学传递函数 (OTF) 的模数, 而光学传递函数是 PSF 的傅里叶变换。因此:

$$MTF(f_x, f_y) = |FT(PSF(x, y))|^2 \quad (5)$$

其中 (f_x, f_y) 为空间频率。MTF 产生每个空间频率处物体对比度与相应视网膜图像之间的关系, 并且仅包含眼睛光学系统的作用。

神经中枢对比灵敏度函数 (NCSF): 光学和神经因素均影响视觉性能。视力系统对干涉条纹的对比灵敏度提供了对视网膜和大脑的对比灵敏度的估计。

对比灵敏度函数 (CSF) 是观察者对不同空间频率光栅有多敏感的标准测量。由于包含有光学因素和神经因素, 故 CSF 最终为对象视觉性能的描述。例如, 可被检测的最大空间频率 (即 CSF 降到零时) 给出观察者视觉敏锐度的测量。

通过找出观察者能检测的特定空间频率正弦光栅的最低对比 (阈值), 可以主观确定 CSF。该阈值的倒数为 CSF。客观上, 可以由光学调制传递函数与神经中枢对比灵敏度的乘积得到 CSF;

$$CSF(f_x, f_y) = MTF(f_x, f_y) \cdot NCSF(f_x, f_y) \quad (6)$$

Strehl 比乃是 PSF 的峰值, 或者等效于 MTF 的体积或能量。

PSF 的方差测量 PSF 的最小值与最大值之差。该方差越大, 则 PSF 越尖锐。其被数学计算为:

$$\text{var}(PSF) = \langle PSF^2 \rangle - \langle PSF \rangle^2 \quad (7)$$

其中 $\langle \dots \rangle$ 表示平均值。

PSF 的熵 (Entropy): 图像的熵是射出光线如何从中心扩展的量度, 即该图像的有效面积的量度。PSF 的熵被计算为:

$$\text{熵} = -\sum_{n,m} \text{PSF}(n,m) \cdot \log \text{PSF}(n,m) \quad (8)$$

无象差的 PSF (Airy 像) 具有最小熵值。任何象差都会导致熵增大。

PSF 的环绕能 (在 Airy 圆盘内): 处于围绕图像峰值小面积内的环绕能 (encircled energy) 可以解决 Strehl 比的潜在问题, 因为它测量一区域内的积分强度, 而不是单个强度峰值。传统的量度为计算 PSF 中落入与 Airy 圆盘相应的区域内的光份额而得出的环绕能。Airy 圆盘包围有 PSF 中总能量的 84%。当各种环境条件许可时, 可用围绕或多或少总能量的圆盘实现环绕能。

现在将描述由象差系数推导出球面和柱面。令 W 为波象差, 按照塞德尔象差形式, 将矫正散焦和散光的透镜描述成:

$$W = A_d \cdot \rho^2 + A_a \cdot \rho^2 \cos(\theta - \theta_a) \quad (9)$$

其中 θ_a 表示散光轴。以屈光度为单位, 矫正透镜的球面 (S) 与柱面 (C) 为:

$$S = -\frac{2}{r_0^2} A_d, \quad C = -\frac{2}{r_0^2} A_a \quad (10)$$

其中 r_0 为波象差描述的瞳孔半径。

如果将透镜的波象差表示成泽尼克多项式, 则波象差为:

$$W = a_2^0 \cdot Z_2^0 + a_2^2 \cdot Z_2^2 + a_2^{-2} \cdot Z_2^{-2} \quad (11)$$

泽尼克系数与塞德尔系数之间的关系为:

$$A_a = 2\sqrt{6} \sqrt{(a_2^2)^2 + (a_2^{-2})^2}, \quad A_d = 2\sqrt{3}a_2^0 - A_a/2 \quad (12)$$

由 $\theta_a = \frac{1}{2} \arctg \frac{a_2^{-2}}{a_2^2}$ 给出轴。

在该最佳实施例中使用五个不同图像质量量度: Strehl 比; PSF 的熵; PSF 的方差; 定义为从 0 到 60c/deg 可分辨频率范围内 MTF 积分的 MTFa; 以及定义为 CSF 积分的 CSFa, 且由 MTF 与神经中枢 CSF 的乘积获得 CSF。所有这些被与衍射极限相应的最大 (熵最小) 值除, 从而将它们归一化成最大值 (熵最小) 为 1, 1 针对无象差情形。

下面, 将描述根据波象差测量估计眼睛折光度的方法步骤。为了清楚起见, 首先假设为单色光公开该方法, 然后针对多色光。图 2 和

3 的流程分别归纳了对于单色和多色光情形该算法的步骤。

1. 在步骤 202 中以泽尼克多项式表示的眼睛的波象差 (W) 为输入数据。令 λ_0 为波长, 已经针对该波长测量了波象差。在步骤 204 中, 我们从 W 得到二阶泽尼克系数 $a_2^{0,\pm 2}$, 得出“高级波象差”:

$$W_{h-o} = \sum_{n>2} a_n^m \cdot Z_n^m \quad (13)$$

W_{h-o} 由高级象差组成, 其中某些象差在最小 RMS 意义上被散焦和散光平衡。如果最小 RMS 相应于最佳图像, 则直接从系数 $a_2^{0,\pm 2}$ 获得眼睛的折光矫正。通常, 在折光矫正之后该波象差不代表眼睛的最佳状态, 而眼睛最佳状态是最终目标。不过它构成了合理的第一级近似, 从中我们可以开始寻找所需的额外散焦和散光量。

2. 在步骤 206 中利用公式 (3), 由 W_{h-o} 构造“高阶瞳孔函数” p_{h-o} 。该瞳孔函数具有该对象高级象差的特征, 无需再进行计算。

3. 在步骤 208 中, 在搜索空间内对于包括散焦与散光组合的二级波象差构造瞳孔函数。这些波象差具有下列形式:

$$W_{s-o} = c_2^0 Z_2^0 + c_2^2 Z_2^2 + c_2^{-2} Z_2^{-2} \quad (14)$$

其中系数 $c_2^{0,\pm 2}$ 覆盖搜索空间。

从而瞳孔函数为:

$$p_{s-o} = A \cdot \exp \left[i \frac{2\pi}{\lambda_0} W_{s-o} \right] \quad (15)$$

这些瞳孔函数与对象无关。因此可以一次计算出它们, 并将其存储以被任何时候使用, 从而提高了计算效率。

重要的问题是我们要寻找散焦与散光最佳组合的参数 $c_2^{0,\pm 2}$ 的空间应该多大和多密集。幸运的是, 可以在距离起点不远的有限距离处找到该组合。实际上, 在存在高级象差时产生更好图像质量的二级象差的大小受到这类高级象差幅值的限制。除了限制以外, 图像质量逐渐降低。合理的选择是受任意傍轴光线与任意边缘光线之间最长距离限制的值的范围。搜索范围可以是该值的两倍, 以确保该最佳组合落入我们的搜索空间之内。

可以由对象可检测聚焦的最小间隔差 (the minimum step difference) 确定对搜索空间的取样。泽尼克系数 $c_2^{0,\pm 2}$ 值之间 0.1 微米间

隔就足够了。例如，对于 4mm 瞳孔，该间隔相当于 0.17 屈光度（参见公式（10-12））。

4. 在步骤 210 中用高阶瞳孔函数 p_{h-o} 与覆盖该搜索空间的各个二阶瞳孔函数 p_{s-o} 的乘积构造“全（total）瞳孔函数”：

$$p_{total} = p_{h-o} \cdot p_{s-o} \quad (16)$$

5. 在步骤 212 中利用公式（4）计算点扩展函数（PSF）。

6. 在步骤 214 中如上所述计算图像质量的量度。

7. 在步骤 216 中选择给出该量度最佳值的参数 $c_2^{0,\pm 2}$ 。

搜索空间一般为三维空间，即散焦、散光和散光轴。图 3A 表示相对一维，即散焦描绘出的量度值。最大量度与主观确定的最佳矫正量之间的小误差表明，该量度是主观折光度的良好预测器。

8. 确定该对象的折光度。在矫正了如步骤 218 中确定的散焦和散光之后，眼睛的最优（optimum）波象差为：

$$W_{optimum} = c_0^2 \cdot Z_0^2 + c_2^2 \cdot Z_2^2 + c_2^{-2} \cdot Z_2^{-2} + W_{h-o} \quad (17)$$

由于眼睛的最初波象差为 W ，则：

$$W = W_{lens} + W_{optimum} \quad (18)$$

公式（17）和（18）表明，我们必须用波象差为

$$W_{lens} = (c_0^2 - a_0^2) \cdot Z_0^2 + (c_2^2 - a_2^2) \cdot Z_2^2 + (c_2^{-2} - a_2^{-2}) \cdot Z_2^{-2} \quad (19)$$

的镜片（lens）矫正眼睛。从而在步骤 220 中确定该对象的折光度为：

$$S = -\frac{2}{r_0^2} 2\sqrt{3}(c_2^0 - a_2^0) - C/2, \quad C = -\frac{2}{r_0^2} 2\sqrt{6} \sqrt{(c_2^2 - a_2^2)^2 + (c_2^{-2} - a_2^{-2})^2} \quad (20)$$

柱面的轴为：轴 = $\frac{1}{2} \arctg \frac{(c_2^{-2} - a_2^{-2})}{(c_2^2 - a_2^2)}$ 。

注意，如果最小 RMS 与最佳图像相应，那么搜索将产生 $c_2^{0,\pm 2} = 0$ ，且直接从初始系数 $a_2^{0,\pm 2}$ 计算出折光度。

图 4 表示对于具有不同象差大小的两只眼睛，搜索参数 $c_2^{0,\pm 2}$ 的一个例子。灰度表示图象质量量度之一的值。对于象差较小的眼睛，在非常接近最小 RMS 条件（ $c_2^{0,\pm 2} \sim 0$ ，且 c_2^0 的值较小）的位置获得该量度的最大值。不过，对于象差较大的眼睛，必须引入额外的散光和散焦

值。

由于通常矫正眼睛的折光误差，以观看代表日常视觉景色的宽带发光，故应该在多色光条件下进行参数搜索。除了上述步骤以外，必须执行下列步骤。

9. 将“彩色瞳孔函数”构造成（步骤 205, 206'）：

$$P_{chro} = A \cdot \exp\left[i \frac{2\pi}{\lambda} c_{chro} Z_2^0\right] \quad (21)$$

其中 c_{chro} 是表示针对每个波长的散焦的泽尼克系数， λ 为在可见光谱内取值的波长。无色差的参考波长为 555nm，与最大适光灵敏度相应。

10. 在步骤 212' 中，由“全瞳孔函数” p_{total} 和“彩色瞳孔函数” p_{chro} 计算对个每个波长的单色 PSF。利用眼睛的标准光谱灵敏度 $V(\lambda)$ 进行加权，通过在光谱分布上对单色 PSF 积分，计算多色 PSF。

11. 根据多色 PSF，上述步骤对于由使量度优化的系数组合计算折光度而言完全一样。仅有的区别在于必须根据参考波长与进行象差测量的波长之间的聚焦之差，偏移原始波象差的泽尼克系数 a_2^0 。

图 5 表示对象的一个例子。我们由眼睛的初始波象差计算出补偿散焦和散光之后的最优波象差。获得用于该眼睛处方的矫正透镜的球面和柱面。

该概括描述的方法的扩展包括对最佳参数进行搜索，以便实现除散光和散焦以外几种高级象差的定制矫正。例如，如果能制造出矫正眼睛球差的非球面隐形眼镜，则我们的方法能产生该透镜应该矫正的最优象差值，以便在存在未矫正象差时获得最佳图像质量。

通过用所有待矫正象差的系数集替代散焦和散光系数集合，同样地继续上述所有步骤。

图 6A 和 6B 表示不同象平面处不同量度的大小。0 屈光度平面为傍轴平面。垂直虚线表示 RMS 最小的平面。表示出两个例子，图 6A 中为一仅具有球差（对于普通眼睛的数值）的例子，图 6B 表示另一具有典型眼睛所有高级象差的例子。在图 6B 所示情形中，已经对散光进行了最优化，且仅表示出对散焦的依赖性。可以观察到：

- 因为高级象差，获得最佳图像必须有一些散焦。
- 最小 RMS 不与其他量度的最大值相应。
- 对于仅有球差的眼睛，可以看出 Strehl 比呈现出对称围绕最小 RMS 平面的两个全局极大值。不过，在具有所有象差的眼睛中，Strehl 比的作用更强。
- 所有量度相互关联性很好。
- 环绕能、MTFa 和 CSFa 是最强的量度。此外，它们表现出更尖锐的最大值，这意味着更精确地确定最佳图像。

图 7 表示测量对象的主观折光度和波象差的实验系统。该设备基于本领域中众所周知的 Shack-Hartmann 检测器。该对象通过该系统观看显示在阴极射线管 (CRT) 上的 Snellen 视力表。在相同条件下进行主观折光度和波象差测量。

具体来说，在图 7 的系统 700 中，在 CRT、液晶显示 (LCD) 屏幕或类似装置上向对象显示 Shellen 视力表 702。或者，可以打印 Snellen 视力表，或者可以使用另一种视力表。该 Shellen 视力表 702 通过一分束器 704、一共轭透镜系统 706、另一分束器 708 以及一任选择的可移动球面-柱面矫正系统 710，成像在该对象眼睛 *E* 的视网膜上。来自激光二极管 712 的光通过分束器 708 引导到该对象眼睛 *E* 的视网膜上。来自激光二极管 712 的被视网膜反射的光，通过分束器 708、共轭透镜系统 706 和分束器 704 进入 Shack-Hartmann 检测器 714，Shack-Hartmann 检测器 714 包括一微透镜阵列 716 和一 CCD 或其他光电检测器阵列 718。该 Shack-Hartmann 检测器 714 产生一输出，该输出被引导到编程实现图 2 或图 3 技术的计算机 720。广泛可用的奔腾 III 类计算机就足够了。该计算机 720 在步骤 218 输出图 2 或 3 的最佳波象差，并且在步骤 220 输出所需的折光矫正量。可将后者提供给镜片加工、外科手术矫正、自适应光学系统或者图像仿真系统 722，可制造出眼镜镜片、隐形眼镜或眼内透镜，以矫正眼睛的波象差，控制在眼睛 *E* 上施行的外科手术以矫正象差，提供自适应光学系统如可变形反射镜以提供相反的象差，或者模拟表示象差矫正之后该对象观

看景色的图像。后面将参照图 14A-14C 解释最后一种。

在 6 只眼睛中测量折光度和象差。根据波象差，用使不同量度最大的计算方法计算客观折光度。

图 8A-8F 表示对于 6 只眼睛，主观折光度与所估计的客观折光度的比较。图 8A 表示通过 RMS 和傍轴近似计算出的折光度。图 8B-8F 表示使用下列量度计算出的折光度：Strehl 比，PSF 的熵，PSF 的方差，0 到 60c/deg 之间 MTF 的面积，和 CSF 的面积。以屈光度为单位表示折光度。

该图表明，该最佳实施例五个量度中任何一个都将给出比图 8A 好得多的结果。使用所有我们的量度预测的主观折光度效果良好且非常相似。最小 RMS 和傍轴近似不是好的选择。

图 9 表示剩余折光度的 RMSE（均方根误差）。它是 6 个对象中客观与主观折光度之间平均误差的量度。用我们的方法估计折光度时的误差小于实现主观折光度的实验误差（通常小 0.25 屈光度）。并且，图 9 证实参照图 8A-8F 的观测结果，即该最佳实施例的五个量度给出比 RMS 技术（1）或傍轴技术（2）好得多的结果。

图 10 表示图 8A-8F 所示主观与客观折光度之间的差异对波象差的 RMS 的依赖性。在波象差的 RMS 中，仅包括高级象差（非散焦和散光）。随着高级象差量增大，对于傍轴或最小 RMS 近似而言，该误差增大。用其他量度估计的折光度误差没有表现出对高级象差大小的依赖性。

图 11 表示高级象差还影响眼睛对折光误差的容限。该图对于两只眼睛表示出量度值相对以屈光度为单位的折光误差的曲线。与对于眼睛 2 的曲线相比，对于眼睛 1 的曲线表现出从其峰值开始更大的斜率，因而对折光误差的容限更低。

图 12A 和 12B 表示对于两只眼睛绘出的量度容限曲线以及主观敏锐度容限。如图所示，两类容限彼此非常相近。

由上所述将会看出，即使在并非可矫正所有测得象差或者仅能部分地矫正测得象差时，该容限提供了一种确定哪种矫正最有效的方法。

例如，参见图 11，如果矫正眼睛 1 的象差，使该曲线下降到眼睛 2 的曲线处，则将极大减小量度的改变量，从而不能矫正对对象视力影响小得多的剩余象差。限差是本发明普遍原理的一个例子，即，如果能测量的象差多于矫正的象差，则进行引起视力最佳改善的矫正。

现在将参照图 13A 和 13B 解释双目平衡，图 13A 和 13B 分别表示对于右眼和左眼相对屈光度绘出的量度值曲线。标记 M 的箭头表示对于右眼的最佳单目矫正量，标记 B 的箭头表示在和两眼中较坏眼睛平衡的基础上的最佳双目矫正量。

双目平衡考虑到不同对象的不同需要。例如，如果两个对象具有同样视力，但一个需要近处视觉（例如整天工作于计算机前），而另一需要远处视觉（例如开卡车为生），他们将具有不同的镜片处方。在双目平衡中，首先选择在无穷远处的最佳折光度，然后根据该对象的实际工作条件调节该折光度。也就是说，双目平衡决定在并非无穷远的一段距离上（场深）矫正的成功程度。

到目前为止已经根据实际象平面量度的计算和使用描述了该最佳实施例。不过，可使用代表象平面量度即反映象平面上图像质量的任何量度。例如，虽然上述传统的 RMS 和傍轴技术本身不适合，不过它们沿相反方向产生误差，从而可进行平均。平均可以为简单平均（50%-50%），或者为加权平均。平均代表象平面上的图像质量，RMS 技术或傍轴技术均不能独自提供图像质量。

所述客观方法产生了该对象主观折光度的精确数值。看起来所提出的不同图像质量量度产生相同结果。不过其中的一些，例如 CSF，可起到更强的作用，因为它们表现为单峰值，并且限差窗口较窄。

上述限差曲线表明，可以将本发明实现成一种智能方法，考虑几种因素如可接受限差、对象的工作条件、瞳孔直径等，处方出定制眼睛折光度。

参照图 14A-14C 公开了另一种实际应用。图像量度的最优化不仅能估计主观折光度，而且能模拟最佳矫正之后对象看到的景象。通常使用仿真图像了解该对象如何观看具有象差的实像。通常使用瞳孔平

面方法计算这些仿真图像，从而它们不真正相应于观察者看到的实际图像。

图 14A-14C 中表示出一个例子。利用典型眼睛的象差计算对眼睛进行散焦和散光最佳矫正时通过眼睛光学系统的景色的像。图 14B 表示假设象平面量度最优化时的仿真像，而图 14A 和 14C 分别表示假设通过傍轴近似和最小 RMS 对瞳孔平面量度最优化时的仿真图像。图 14B 与图 14A 和 14C 的比较表明，象平面量度的最优化产生出最清楚的图像（the least blurred image）。

可以在最佳矫正之后仿真图像，该矫正可针对散焦和散光，仅对散焦，或者针对象差的任何组合。图像的仿真是设备的一个重要的补充性质。取决于每个对象的特定象差，视网膜图像可以有极大不同，在将要施加矫正时对这些图像的估计极为重要。例如：如果矫正和未矫正眼睛散光的仿真图像看起来相同，则表明该矫正没有提供很大的益处。

显然根据以上所述，本发明在可靠测量方面比现有技术优越。不过，为了进一步证明本发明的优点，将表示出对大患者人群的试验结果，其中本发明的最佳实施例与某些其他方法进行比较。

分析 146 只眼睛的波象差，以确定三种客观估计主观折光度的方法中哪一种与主观折光度测量结果最匹配。这三种方法为：

— WF rms 预测，一种基于瞳孔平面的方法，其分析使用象差系数以使波象差的 rms 最小；

— AUTO，相当于用市售的自动屈光计进行测量；以及

— OPT，一种本发明的方法，涉及到通过在存在高级象差时寻找使图像质量量度最优化的散焦和散光大小，使视网膜图像质量最佳。特别是，通过使 PSF 的熵最优而计算出下面列出的试验结果。

图 15A-15C 为根据 WF、AUTO 和最优化（OPT），以屈光度为单位分别表示主观球面当量与客观球面当量之间的关系。所有图均表明相关系数接近于 1。

不过，这些方法的差别大体上在于能预测的主观球面当量的精

度。图 16A-16C 为对于 WF、AUTO 和 OPT，作为以微米为单位的球差的函数，分别表示主观与客观球面当量之间的误差。146 只眼睛球面当量的平均误差（RMSE）如下：

WF: $0.6 \pm 0.7D$

AUTO: $0.5 \pm 0.9D$

OPT: $0.4 \pm 0.5D$

球面当量误差超过 1D 的对象的比例如下：

WF: 10%

AUTO: 2%

OPT: 2%

可以归纳出关于球面当量预测的下述结论。首先，WF 明显不如 AUTO 和 OPT，并且它们不随象差增大。第二，AUTO 和 OPT 相似，不过 OPT 更好（参见 RMSE 和标准偏差）。

图 17A-17C 为对于 WF、AUTO 和 OPT，以屈光度为单位，分别表示主观与客观柱面之间的关系。可以看出，OPT 呈现出最好的关系，且斜率接近于 1。

图 18A-18C 为对于 WF、AUTO 和 OPT，作为以微米为单位的高级象差大小的函数，分别表示主观与客观柱面之间的误差。WF 和 AUTO 随象差改变，而 OPT 不随象差改变。

图 19A-19C 为对于 WF、AUTO 和最优化（OPT），以度为单位，分别表示主观与客观散光轴之间的关系。柱面的平均误差（RMSE）如下：

WF: $0.6 \pm 0.8D$

AUTO: $0.4 \pm 0.7D$

OPT: $0.2 \pm 0.3D$

轴的平均误差（RMSE）如下：

WF: 29 ± 43

AUTO: 21 ± 31

OPT: 17 ± 27

柱面误差超过 0.5D 的对象的百分比如下:

WF: 14%

AUTO: 3%

OPT: <1%

上图表明, OPT 优于 WF 或 AUTO。还表明, WF 和 AUTO 不依赖于象差, 而 OPT 受到象差的影响。

上面表示的试验结果提供下列观测结果。象差影响眼睛折光度。对于球面而言量度优化方法 (OPT) 的平均误差小于 0.4D; 对于柱面而言小于 0.25D。对于整个人群, 对于球面而言误差小于 1D; 对于柱面而言小于 0.5D。

WF 方法剩下对于球面而言误差大于 1D, 对于散光而言误差大于 0.5D 的大百分比人群。使用该方法, 球面和柱面误差取决于其它象差大小。

AUTO 屈光计能相当好地预测球面, 不过柱面误差取决于象差。OPT 优于 AUTO。

当使用优化 (OPT) 时, 球面误差和散光误差不依赖于象差。量度优化 (OPT) 的预测误差不依赖于象差如球差的事实表明, 该方法正确地考虑到这些象差的影响。

即使对于具有小象差值的眼睛, 瞳孔平面方法也表现出误差。这意味着存在并非象差因素导致的易变性 (variability)。OPT 方法减小了象差导致的误差, 不过没有处于试验易变性的限度之下。可以预料, 如果精确测量瞳孔尺寸, 并在计算 OPT 时将瞳孔尺寸考虑在内, OPT 将能更好地实现。当然, 根据波前检测而非自动屈光计检测眼睛折光度的优点之一在于, 可以针对任何所需瞳孔尺寸计算折光度。

也许易变性部分是由主观折光度的精度引起, 部分是由在对象人群中进行测量时没有麻痹眼睛的适应性调节, 而这很容易引入 0.25-0.5D 的误差。波象差 (WA) 对于适应性调节中除系数 c_4 以外的小变化相当强健。这可以解释为什么可通过量度优化, 以高于 0.25D 的精度预测柱面, 而能以较低精度预测球面。实际上, 在一个城市中

测量的一个人眼睛的 WA，与在另一城市中对同一眼睛进行的测量类似，不过散焦发生改变。如果 WA 的 c_4 存在实验误差，则不可能通过任何方法减小易变性。WA 数据的精度越高，则将该系数用于预测折光度越好。另一种可能误差源为主观折光度与自动折光度结果的偏差，正是由于有时从自动折光度测量获得的数值开始主观折光度试验。

尽管上面已经陈述了本发明的最佳实施例，但本领域看到本公开的技术人员很容易想到可以在本发明范围内实现其他实施例。例如，说明中给出的数值是示意性的而非限定。并且，可以使用任何可靠的波前检测器，如 Shack-Hartmann 检测器、扫描检测器或者象差显示器 (aberroscope)。而且，本发明可以与任何矫正视力的方法一起使用。从而，应该理解成本发明仅受所附权利要求限制。

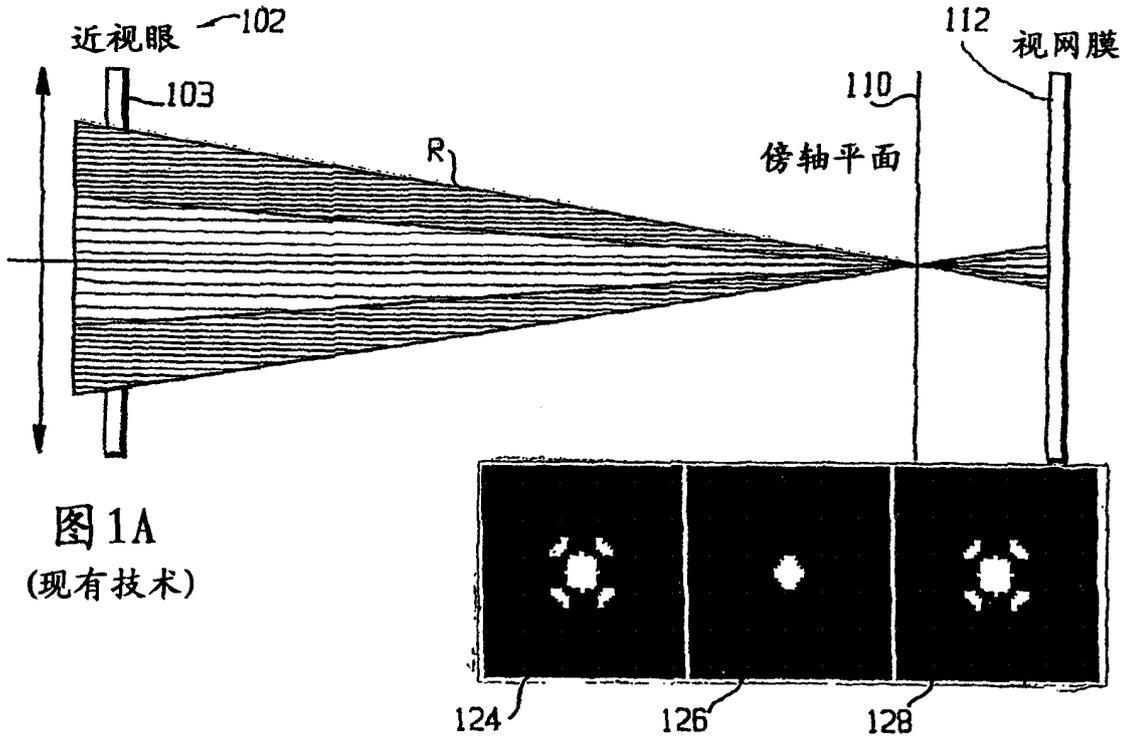
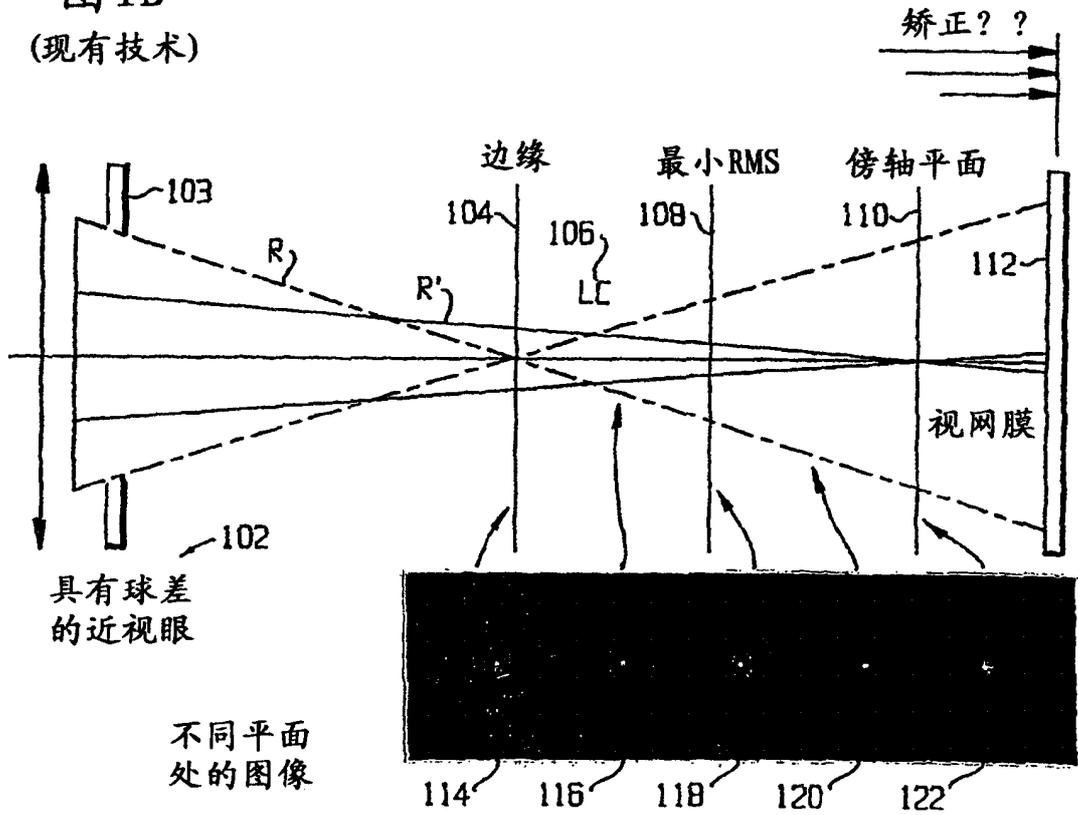


图 1B
(现有技术)



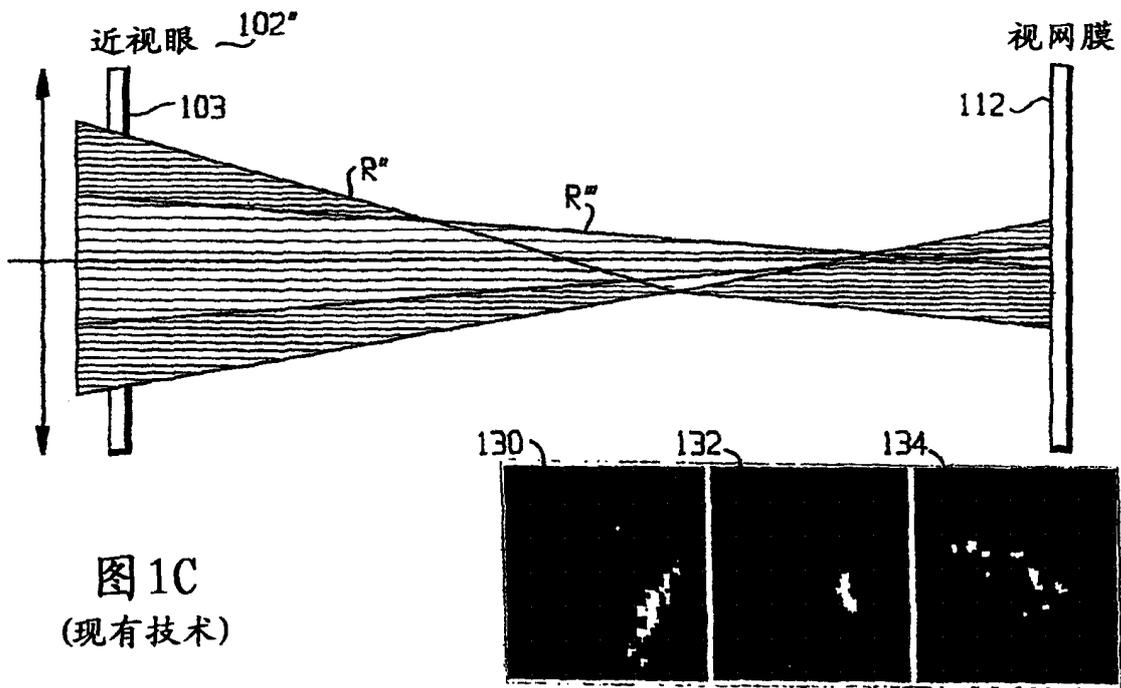
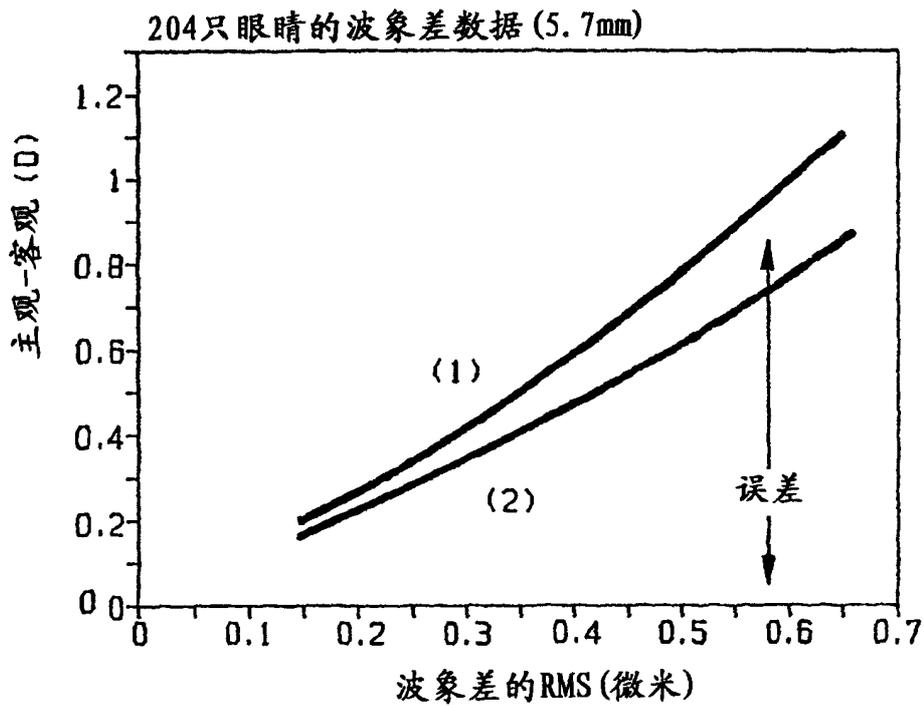


图1C
(现有技术)

图1D 当高级象差增大时，由方法(1)和(2)进行的折光度测量不再有效
(现有技术)



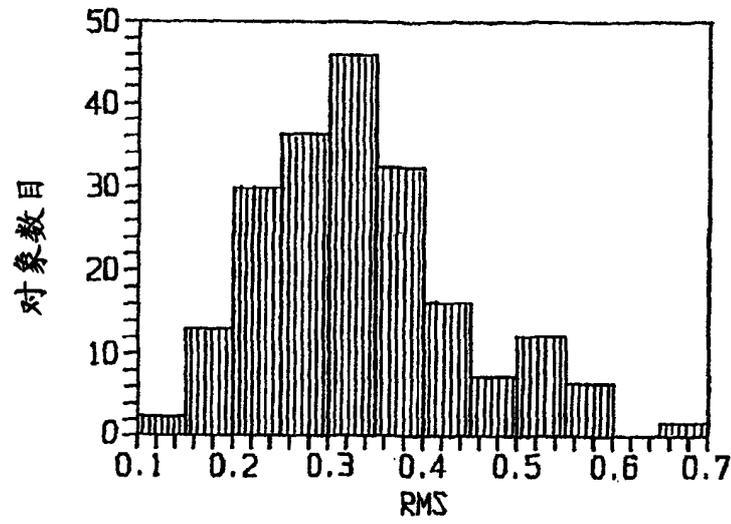


图 1E (现有技术)

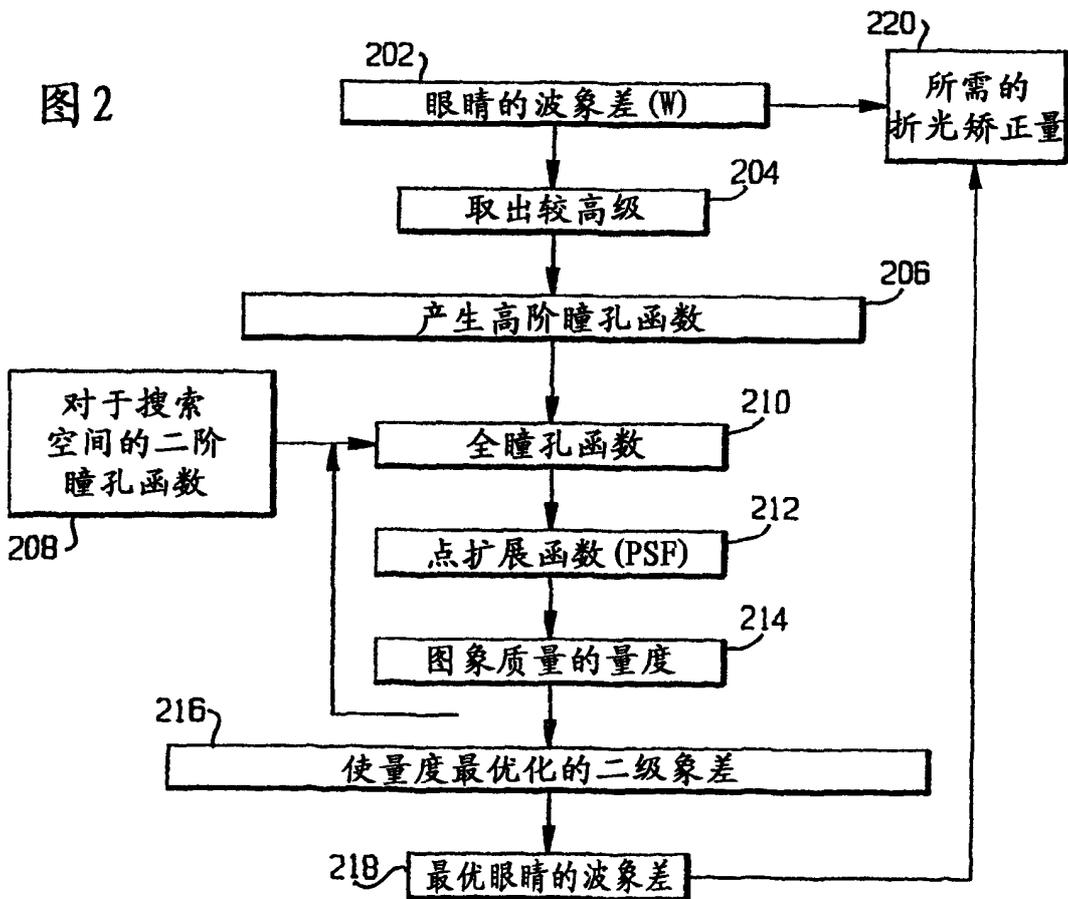


图 2

图 3A

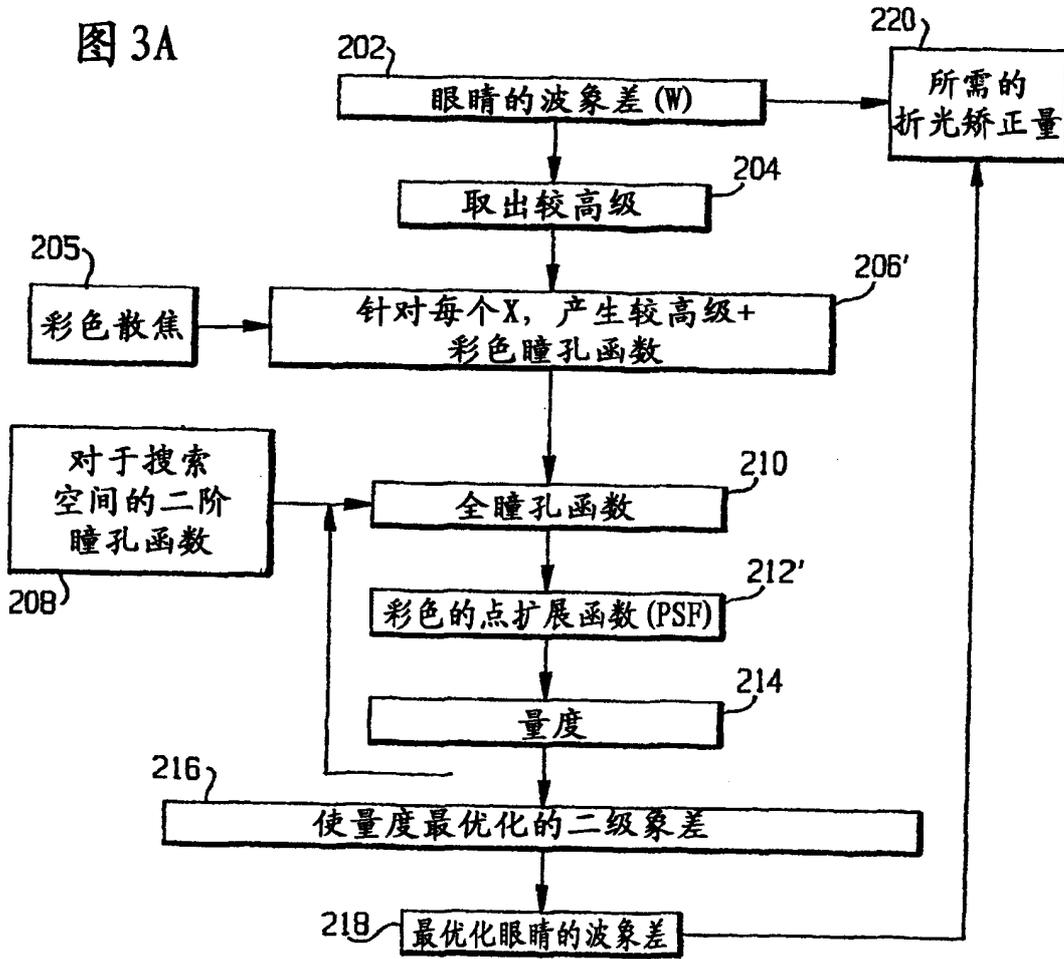
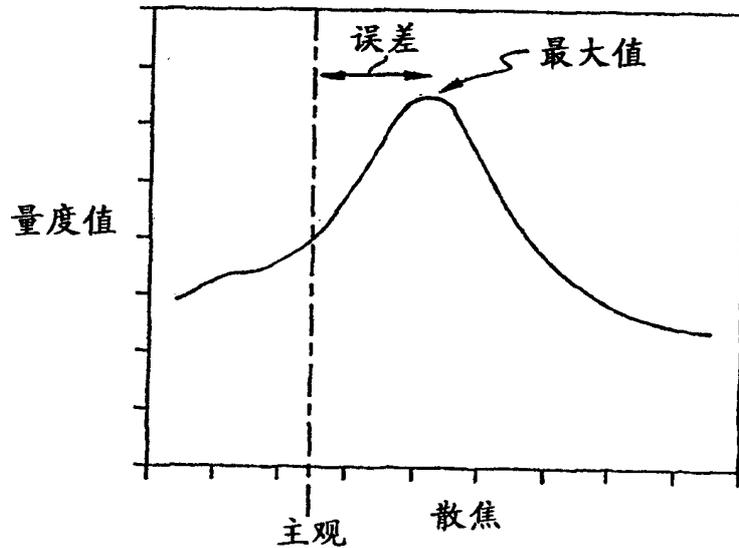


图 3B
在 3D 空间中进行搜索, 图象质量量度的最优化



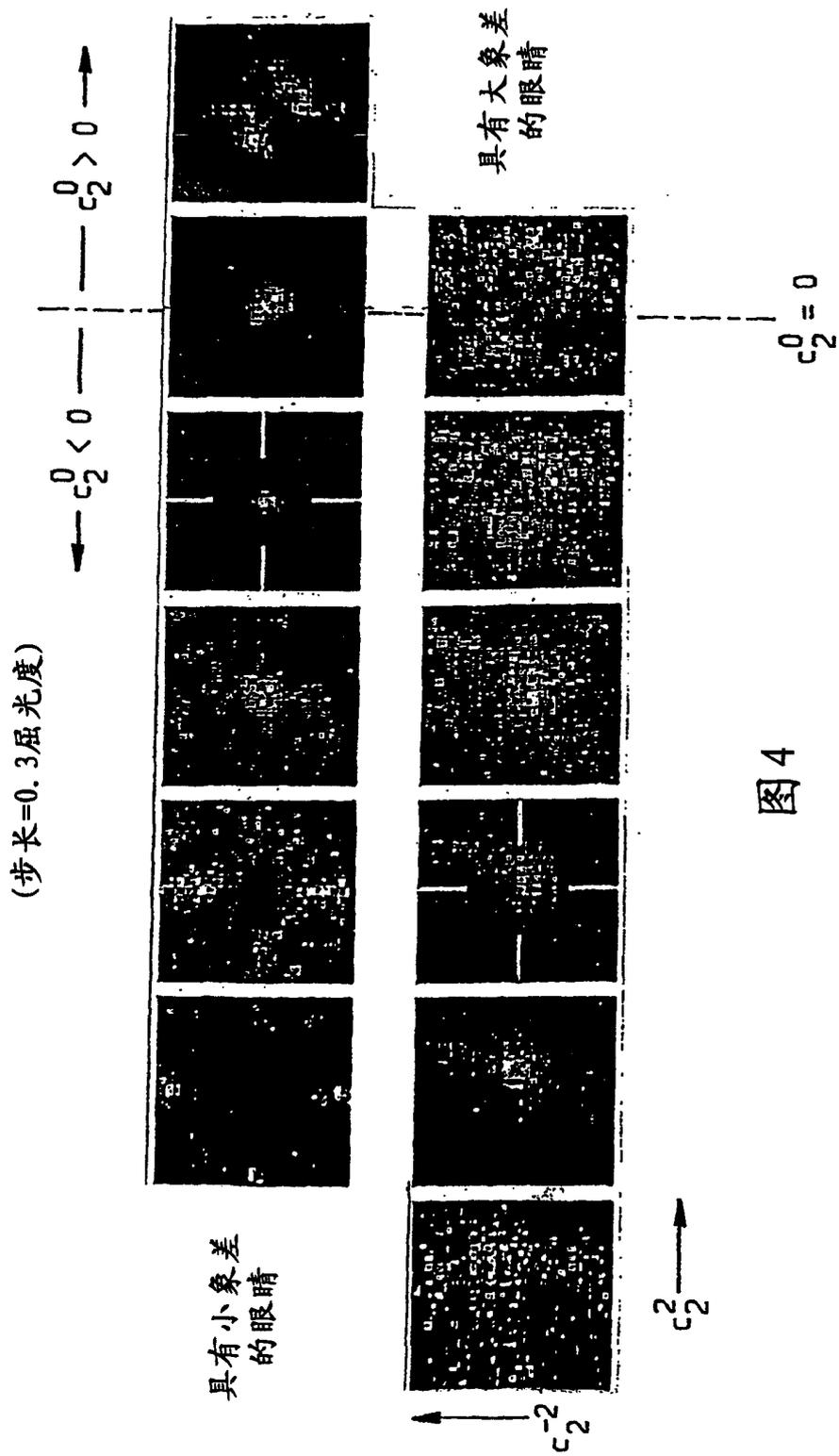


图4

图5

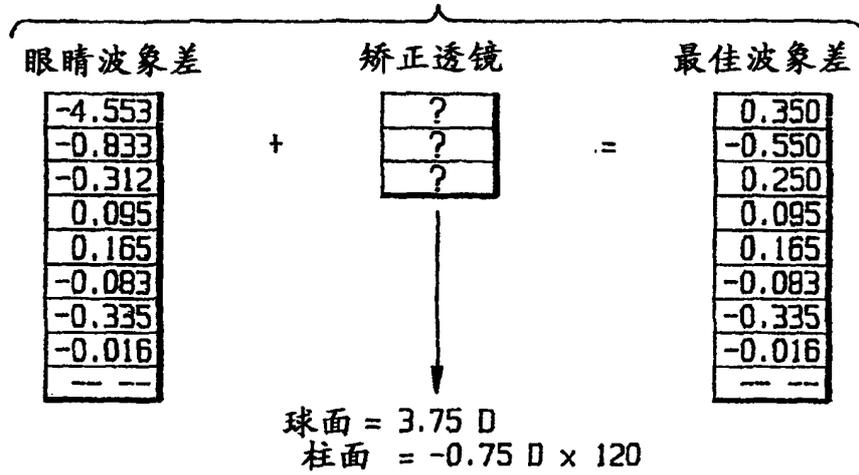


图9

主观与客观折光度之间的RMSE (6只眼睛)

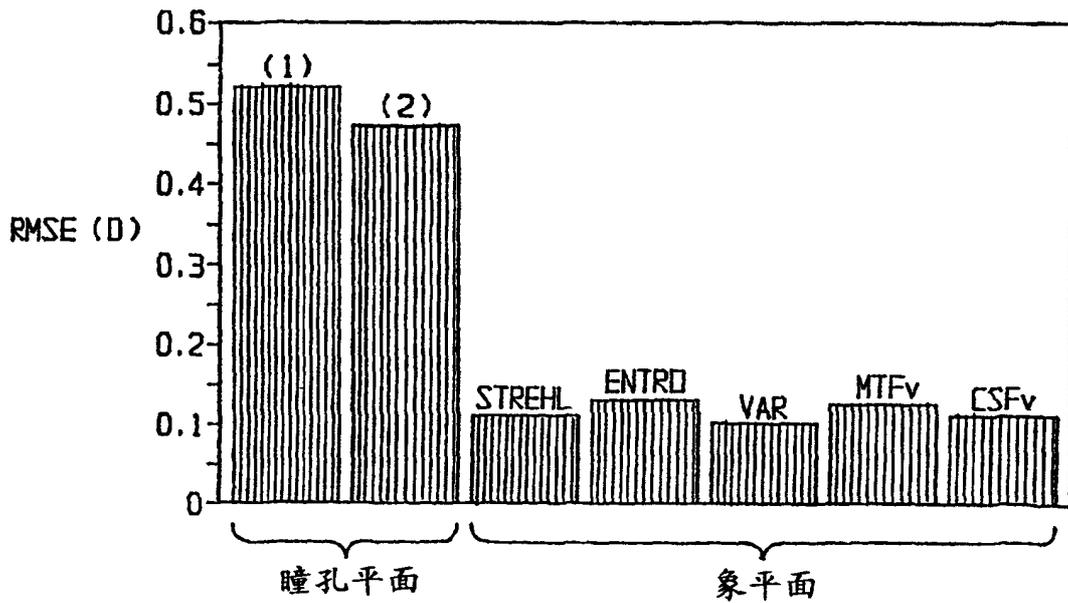


图 6A

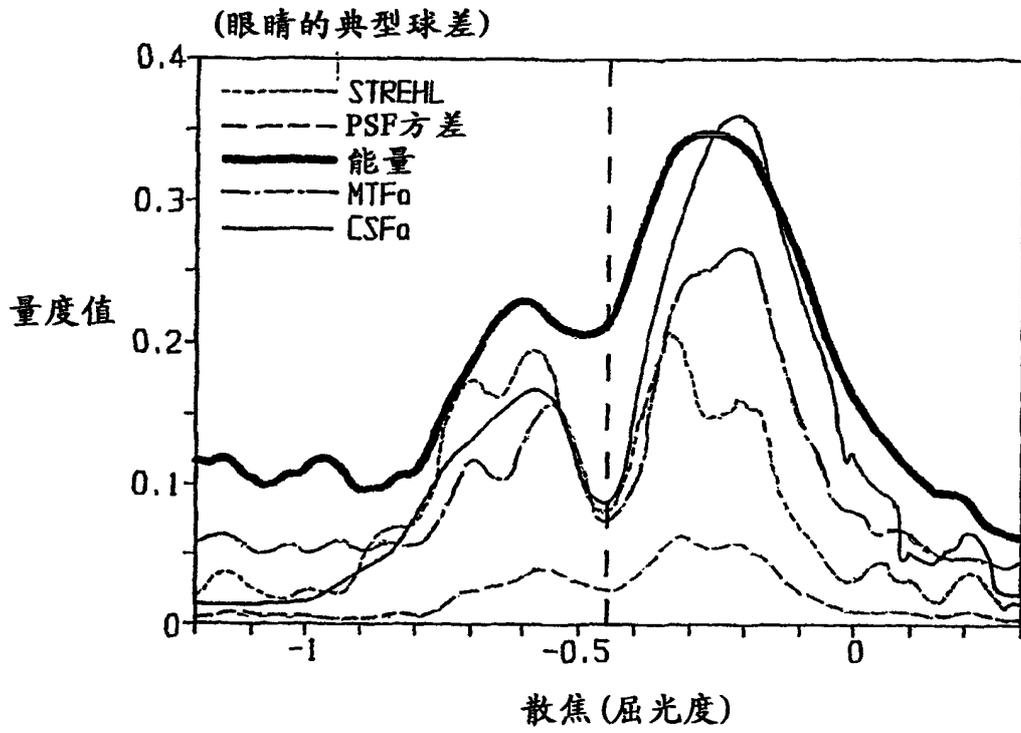
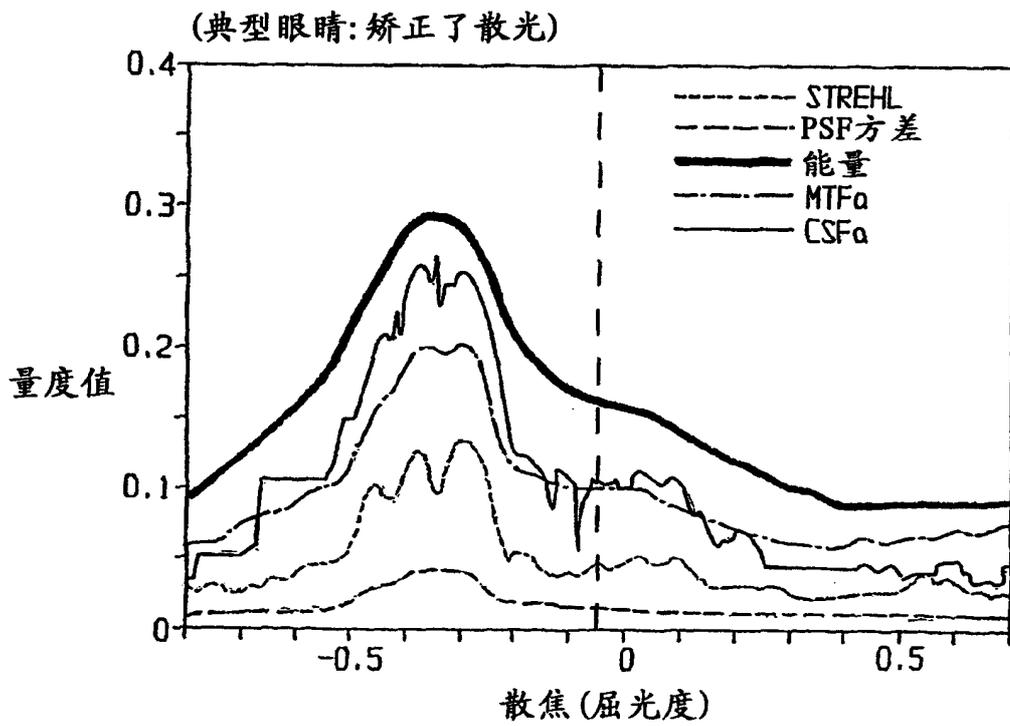


图 6B



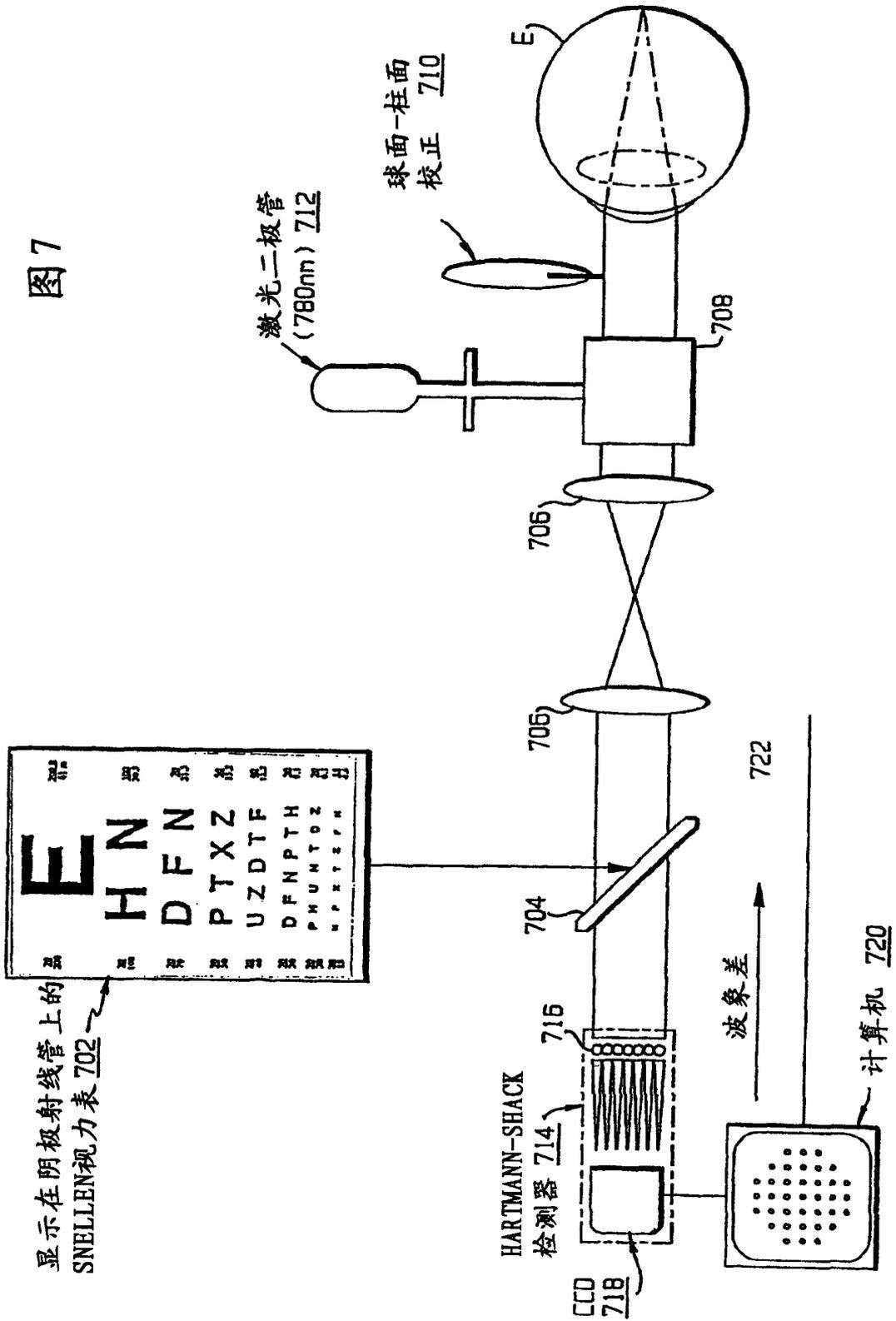


图7

图 8A

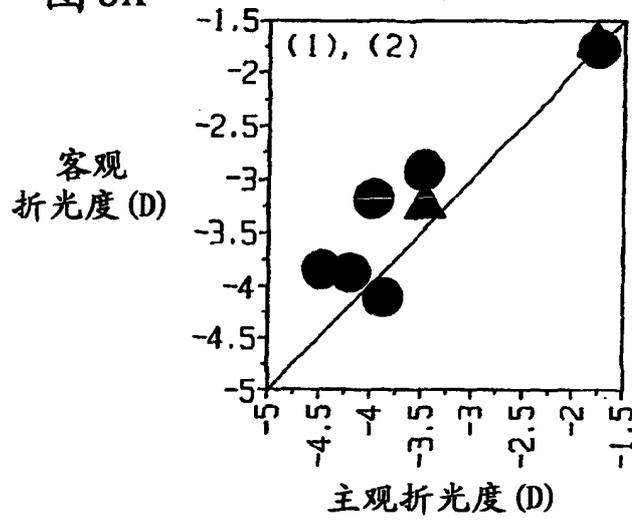


图 8B

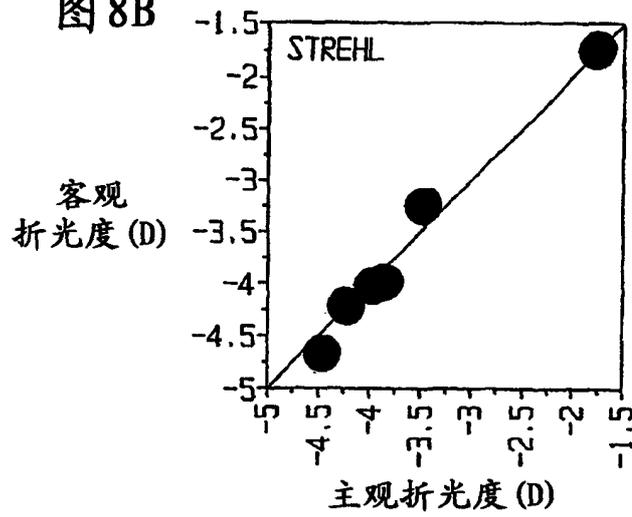
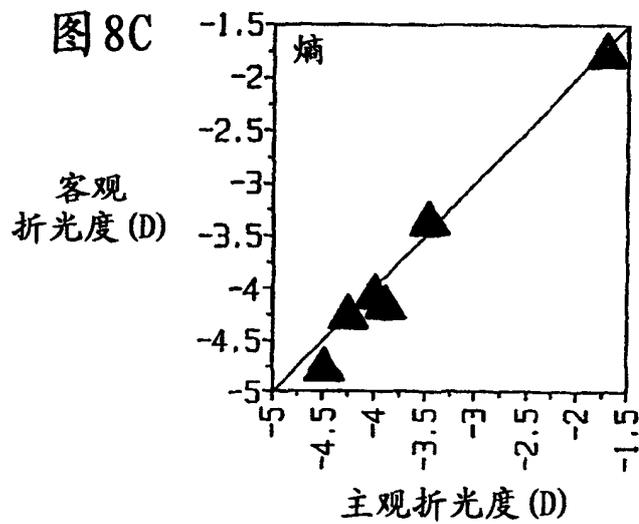


图 8C



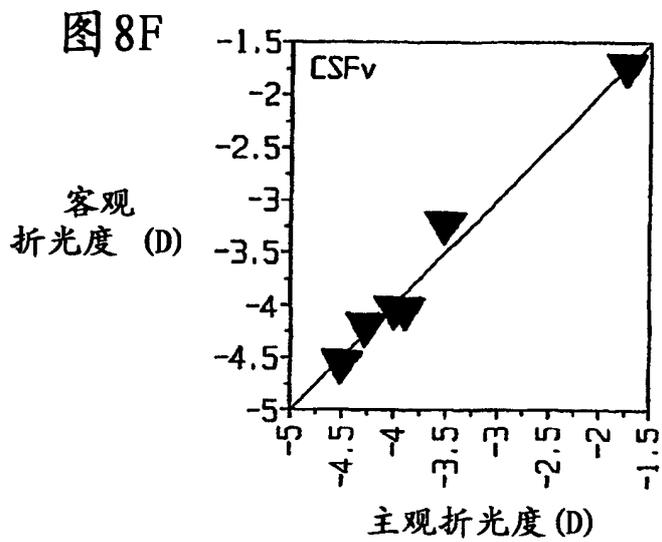
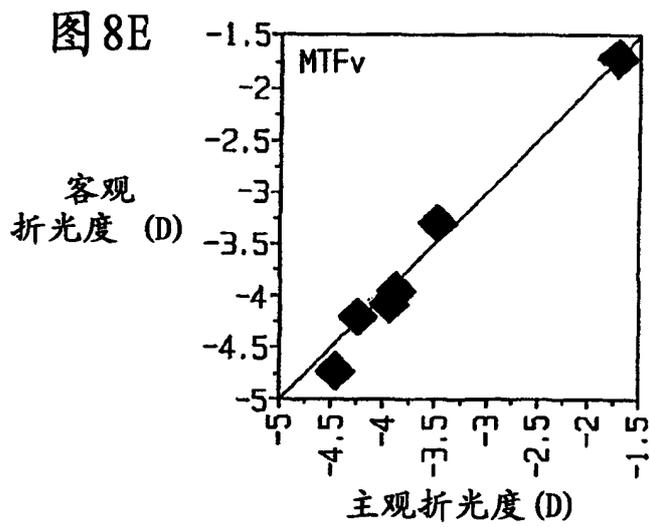
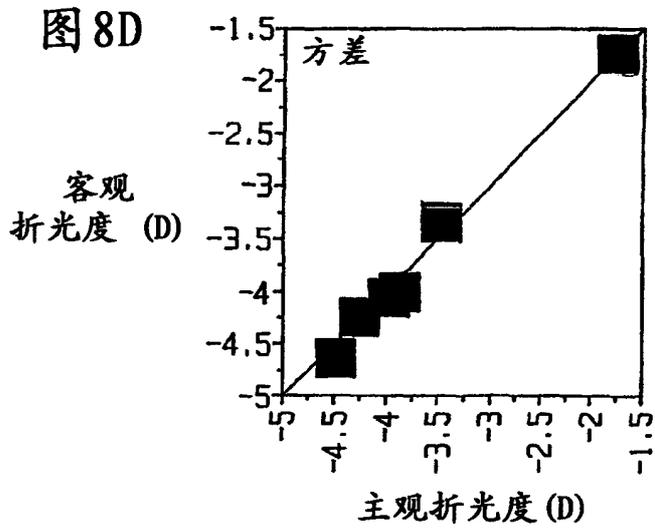


图10 高阶影响折光度

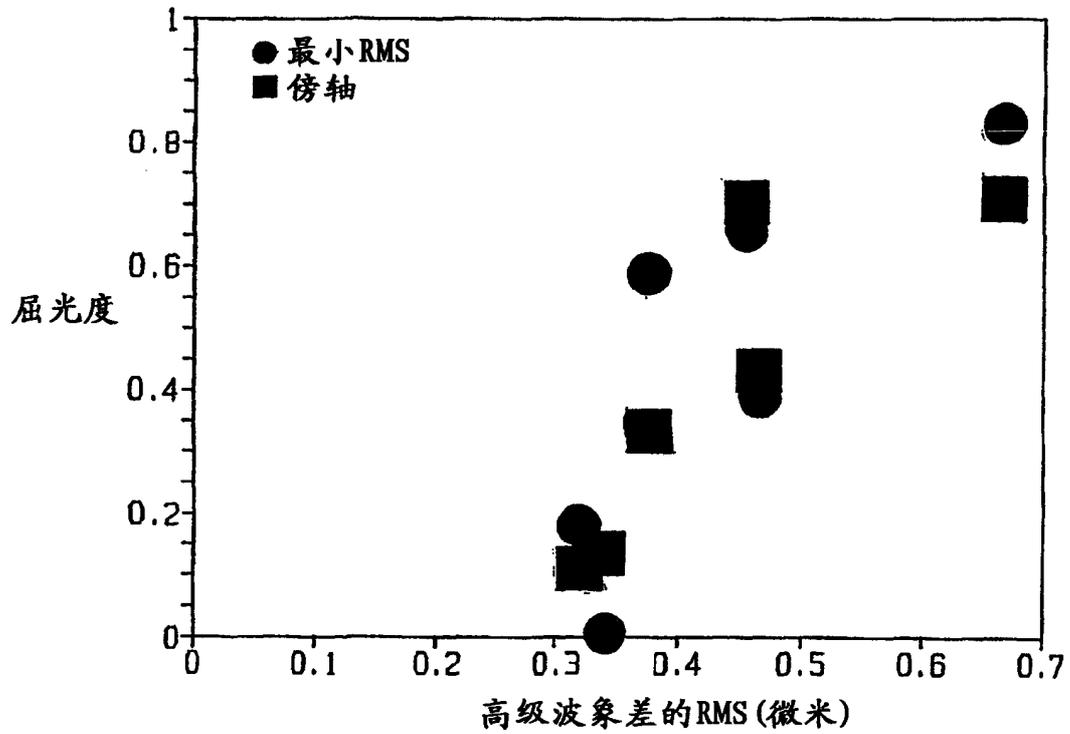


图11 高级象差还影响对折光误差的容限

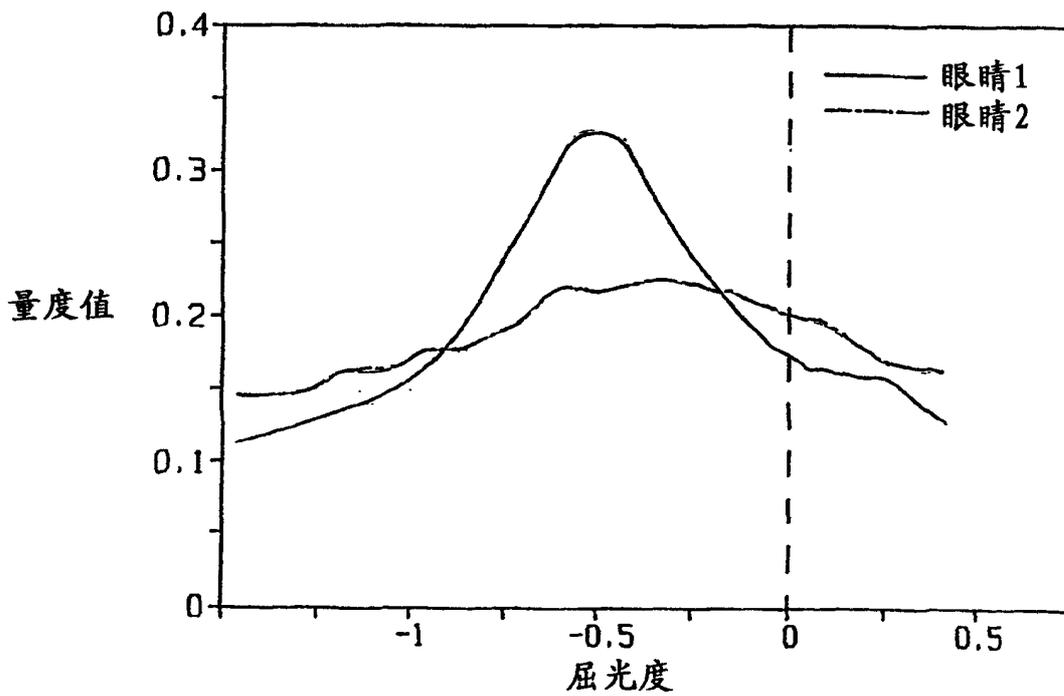


图12A

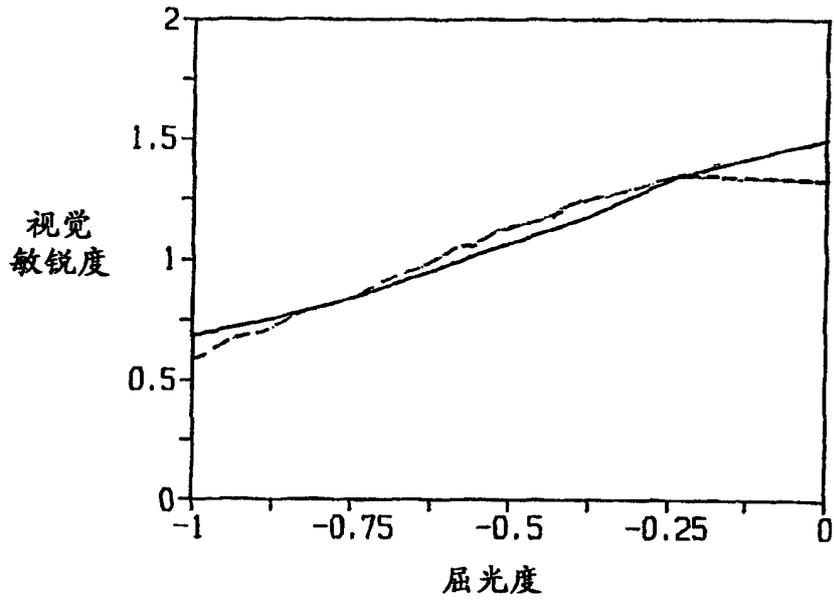


图12B

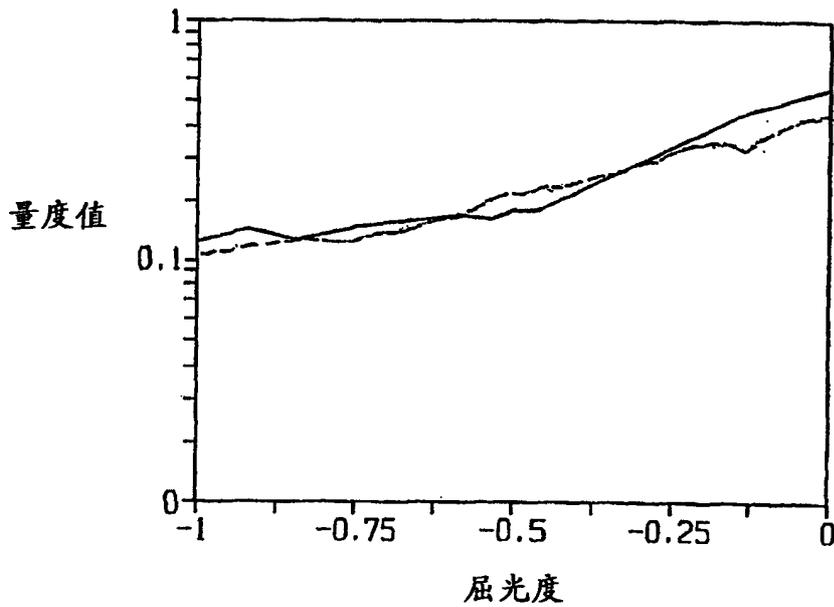


图13A

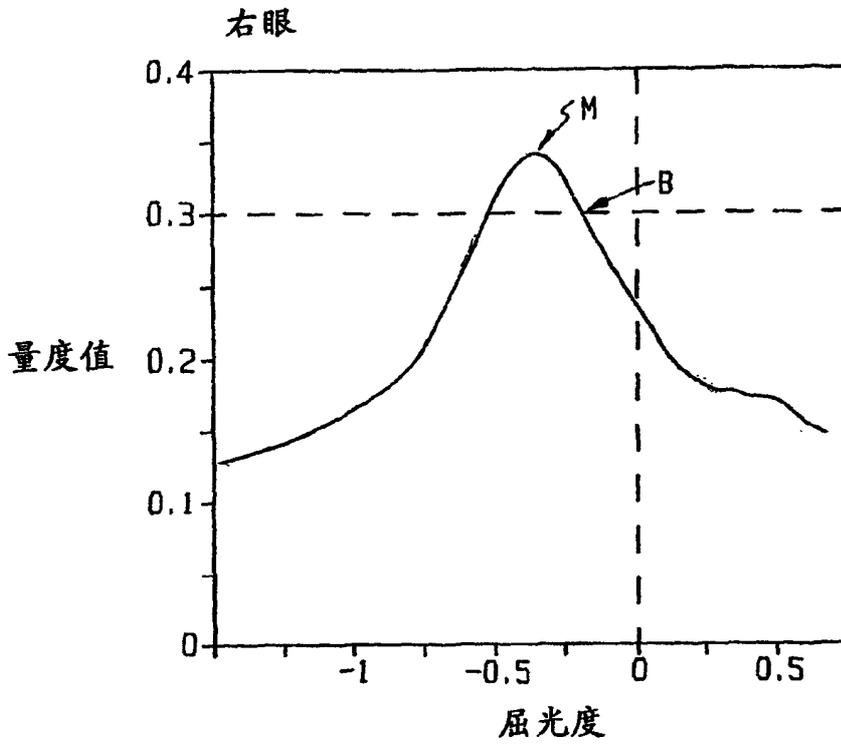


图13B

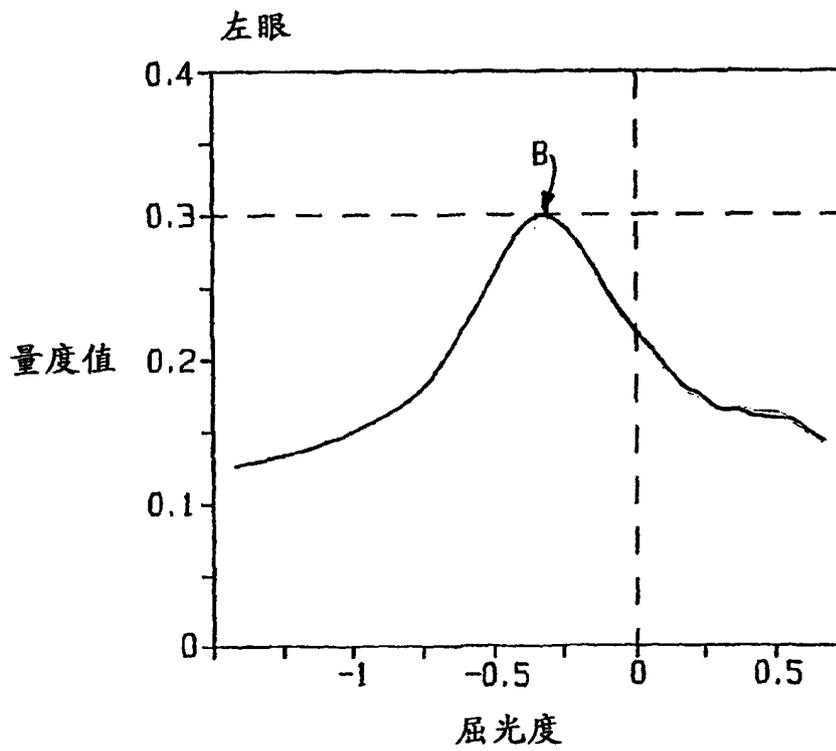


图 14A

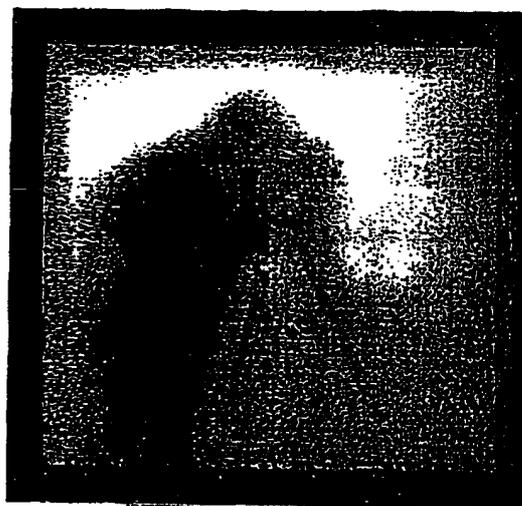


图 14B



图 14C



图 15A

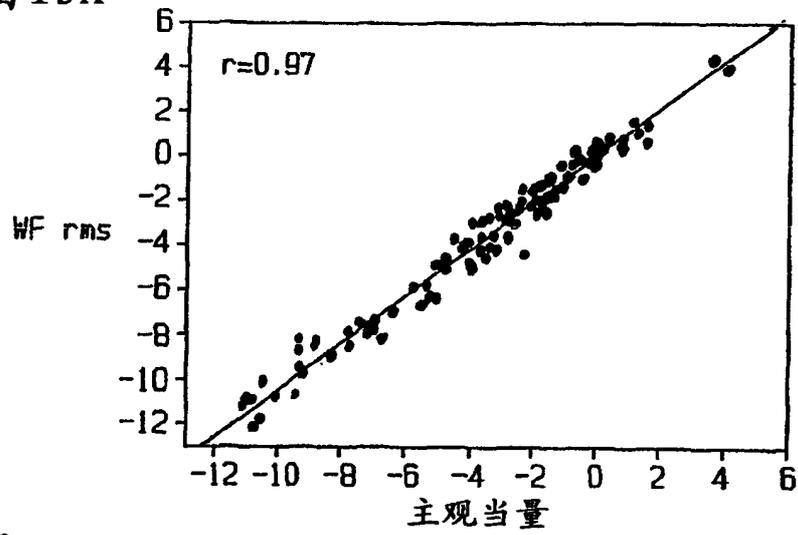


图 15B

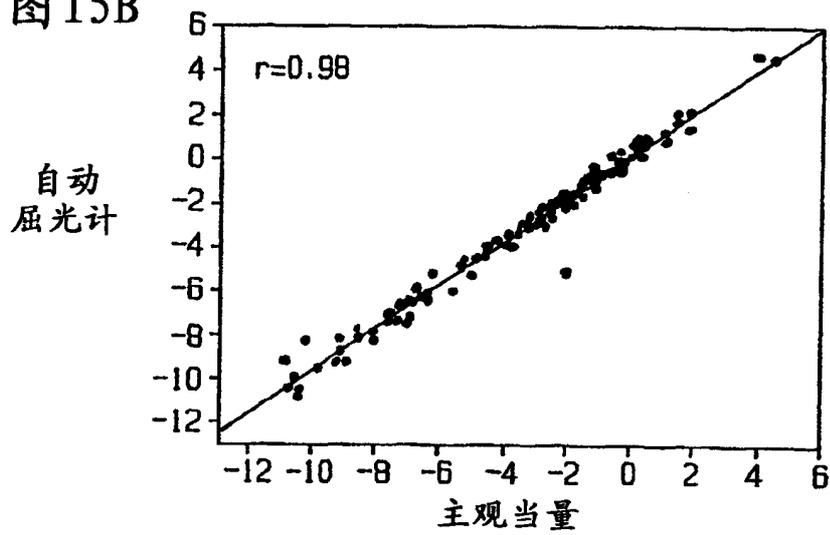


图 15C

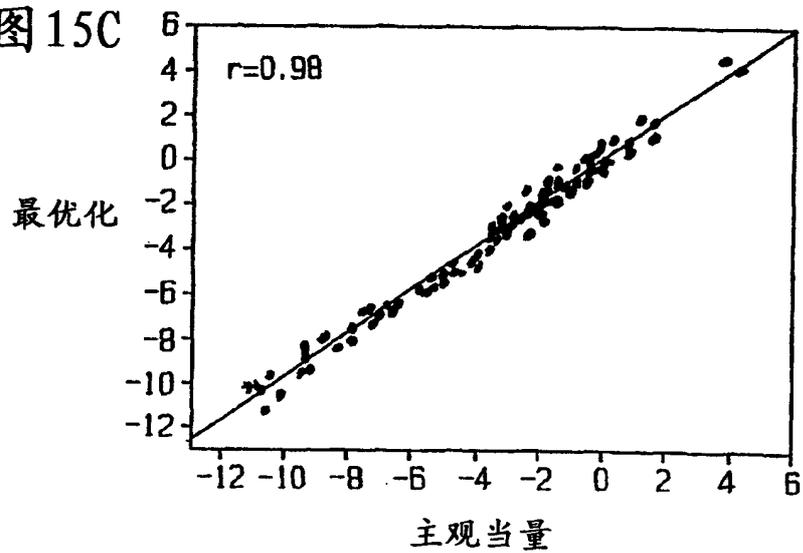


图 16A

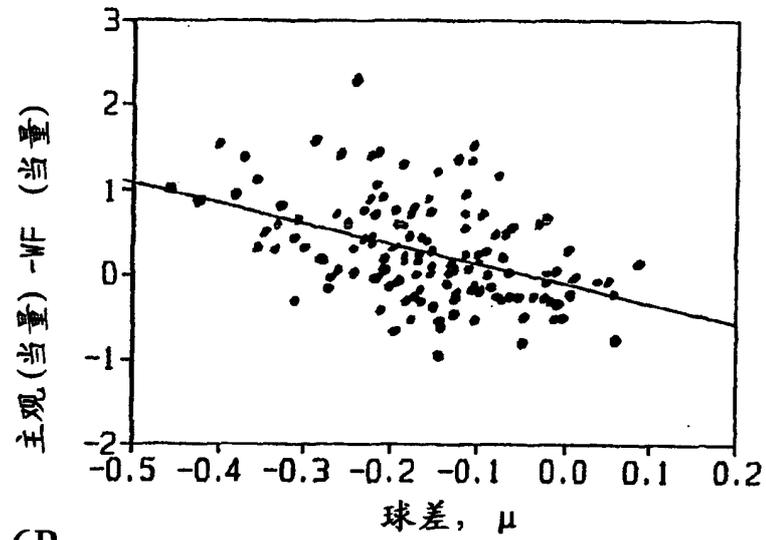


图 16B

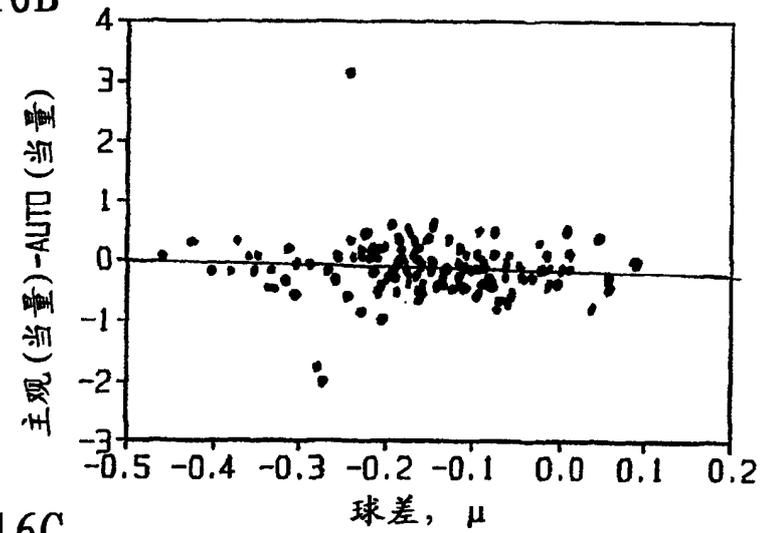


图 16C

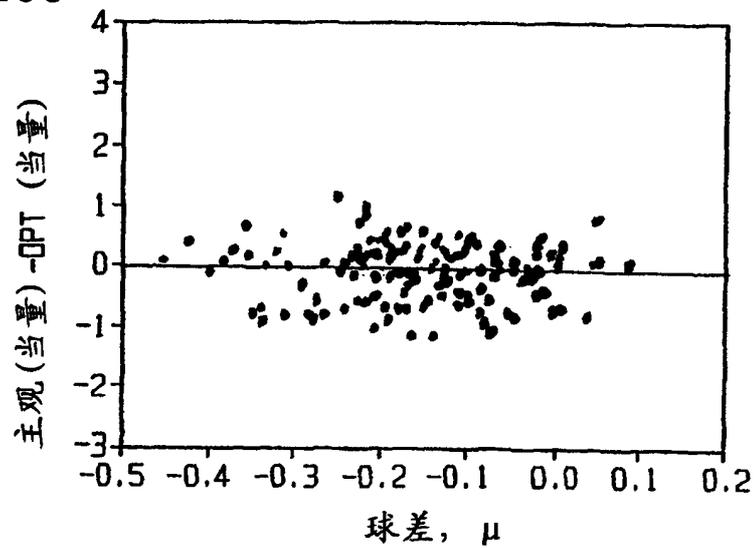


图17A

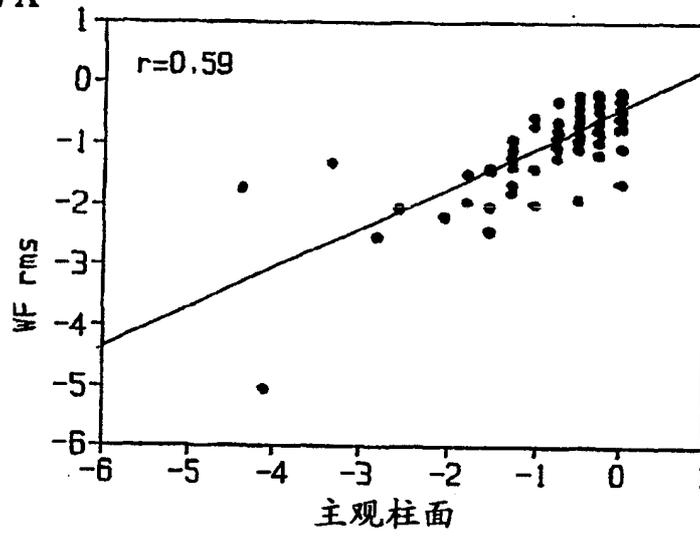


图17B

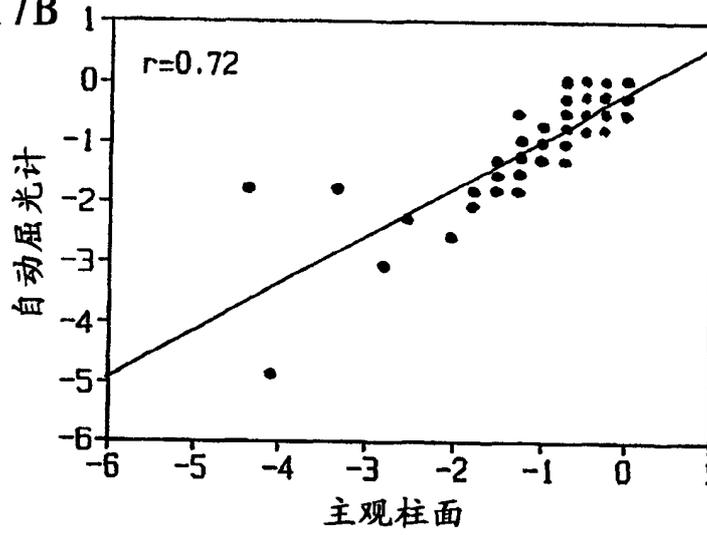


图17C

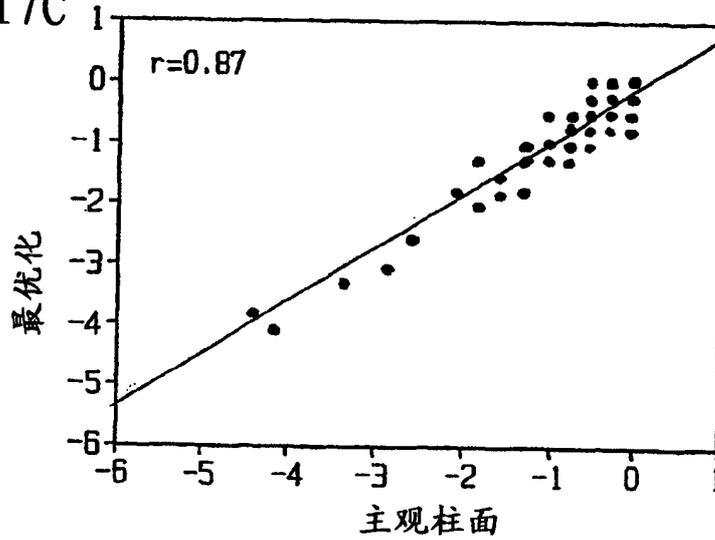


图 18A

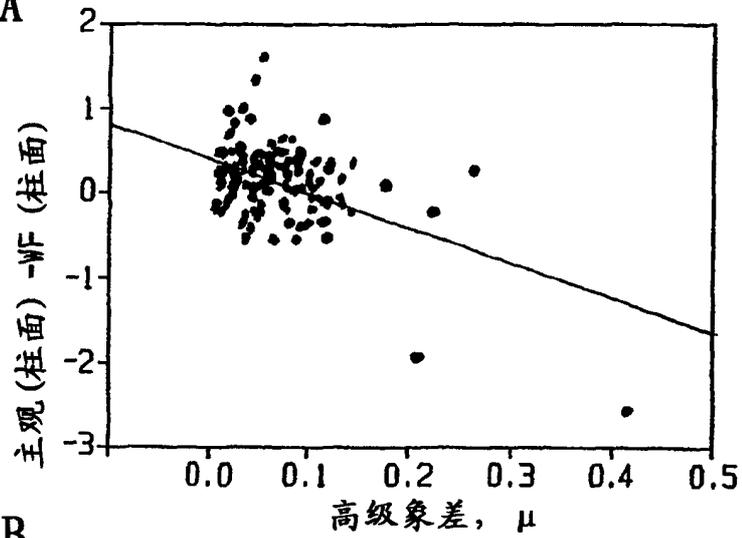


图 18B

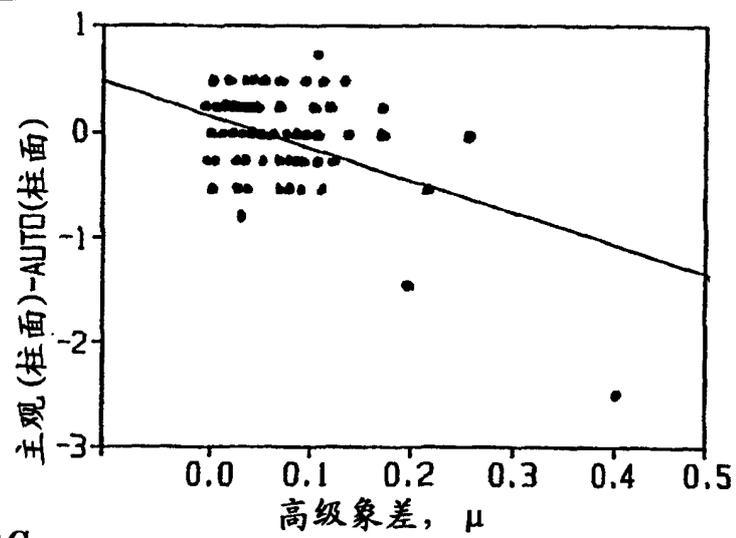


图 18C

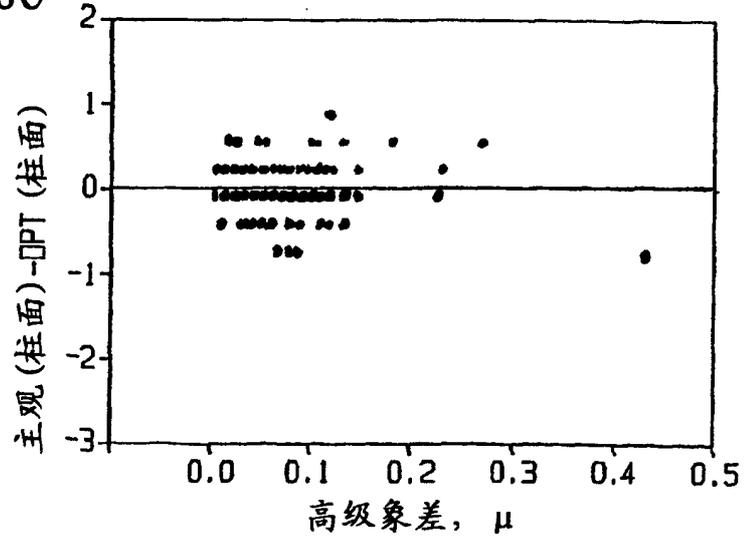


图 19A

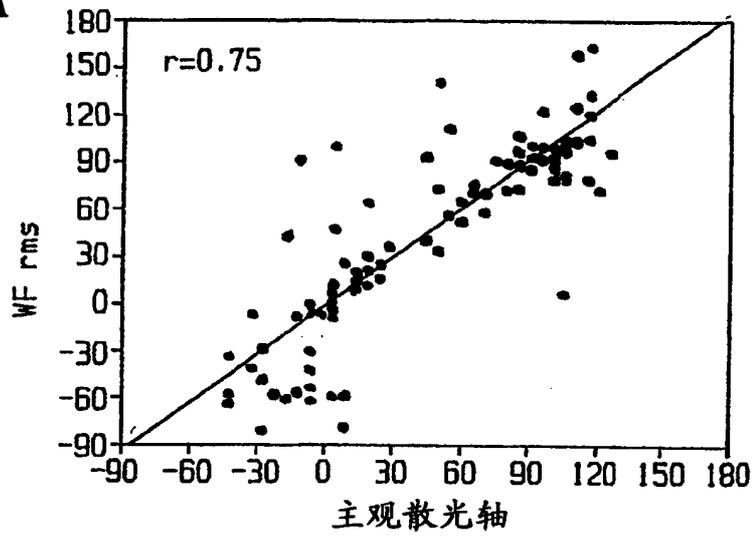


图 19B

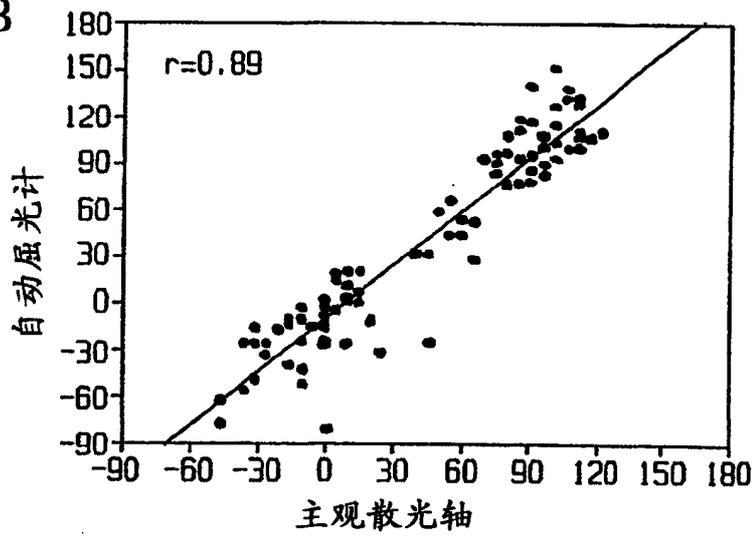


图 19C

