



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1942146 B

(45) 授权公告日 2010.12.22

(21) 申请号 200580011803.6

(22) 申请日 2005.04.20

(30) 优先权数据

60/563,727 2004.04.20 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2006.10.19

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2005/013550 2005.04.20

(87) PCT申请的公布数据

W02005/102200 EN 2005.11.03

(73) 专利权人 波技术视觉系统公司

地址 美国特拉华州

(72) 发明人 安托尼·Y·范霍伊格藤

达尼埃尔·S·杜列

(74) 专利代理机构 北京康信知识产权代理有限公司
11240

代理人 章社杲

(51) Int. Cl.

A61B 18/18 (2006.01)

(56) 对比文件

US 2002/0100990 A1, 2002.08.01, 全文.

JP 特开 2001-275972 A, 2001.10.09, 全文.

US 6002484 A, 1999.12.14, 全文.

EP 1105037 B1, 2002.08.14, 全文.

CN 2572937 Y, 2003.09.17, 全文.

WO 03/050472 A1, 2003.06.19, 全文.

CN 1379647 A, 2002.11.13, 全文.

US 6609794 B2, 2003.08.26, 全文.

审查员 陈昭阳

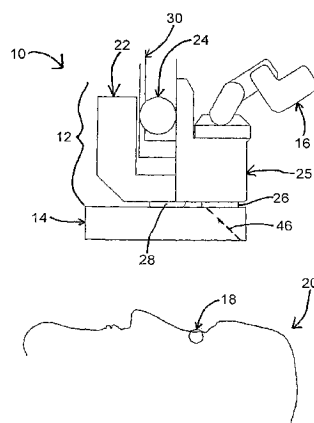
权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 5 页

(54) 发明名称

集成的手术显微镜和波前传感器

(57) 摘要

波前传感器和手术显微镜结合,用于当患者仍然在手术台上处于手术位置时使医生能够对患者的眼进行重复的波前测量。该装置包括光学上对准手术显微镜的波前传感器,使得它们的视场至少部分重叠。在波前传感器中包括轻便、紧凑的衍射光学部件使得该集成装置在外科手术期间能够被支承在患者头部上方的平衡机械装置上。因此,无需在测量眼的光学性能和对眼进行外科手术之间改变装置和/或患者的位置。利用该集成装置可以改善或增强许多外科手术,包括但不限于白内障手术、传导性角膜成形术、准分子激光原位角膜磨镶术、以及角膜矫正手术。



1. 一种用于测量眼的性能的手术装置,包括:

手术显微镜,提供第一视场;所述手术显微镜包括物镜,所述手术显微镜适合在白内障手术期间使用;

用于测量所述眼的屈光特性的波前传感器,所述波前传感器提供第二视场,其中所述波前传感器光学上对准所述手术显微镜以使所述第一视场和所述第二视场重叠;以及

共用孔的部件,其中所述手术显微镜和所述波前传感器共用通过所述共用孔的部件的公共孔,并且其中所述手术显微镜和所述波前传感器不共用透镜。

2. 根据权利要求1所述的手术装置,其中,所述手术显微镜和所述波前传感器形成集成的手术装置,而所述集成的手术装置不与手术屈光矫正装置连接或结合。

3. 根据权利要求1所述的手术装置,其中,所述第二视场具有与所述第一视场重叠的部分,其中所述第一和第二视场的所述重叠部分大于要测量的眼,使得整个眼能够定位在所述第一和第二视场的所述重叠部分内,从而可以借助于所述手术显微镜对所述眼进行观察同时借助于所述波前传感器对所述眼进行测量。

4. 根据权利要求1所述的手术装置,其中,所述手术显微镜的焦点和所述波前传感器的焦点基本上存在于相同的光学平面。

5. 根据权利要求1所述的手术装置,其中,所述共用孔的部件包括组合镜,并且其中从所述眼反射的可见光沿着光路传播并通过所述组合镜进入到所述手术显微镜中,并且其中所述波前传感器产生红外光光束,并且所述组合镜沿着所述光路朝向所述眼反射所述红外光光束。

6. 根据权利要求1所述的手术装置,其中,所述波前传感器和所述手术显微镜各自由单独的部件组成,以及其中所述波前传感器可拆装地连接至所述手术显微镜。

7. 根据权利要求6所述的手术装置,其中,借助于在所述手术显微镜上和在所述波前传感器上的螺纹,所述波前传感器可拆装地连接至所述手术显微镜。

8. 根据权利要求3所述的装置,其中,所述第一和第二视场被对准,使得能够对眼同时进行观察和测量而不调节所述眼的凝视角。

9. 根据权利要求1所述的手术装置,其中,进一步包括至少一个包括光栅的衍射光学部件。

10. 根据权利要求9所述的手术装置,其中,所述至少一个衍射光学部件包括两个顺序地定位并且彼此相对旋转的光栅。

11. 根据权利要求1所述的手术装置,其中,所述共用孔的部件包括组合镜或分束器。

12. 根据权利要求1所述的手术装置,其中,所述手术显微镜和所述波前传感器是包括对准所述共用孔的部件的光学元件的仅有部件。

13. 根据权利要求1所述的手术装置,进一步包括照相机,用于将可测量图像转换成计算机可读数据。

14. 根据权利要求1所述的手术装置,其中,所述手术显微镜包括双目光学部件。

15. 根据权利要求1所述的手术装置,其中,所述手术显微镜和所述波前传感器形成集成的手术工具,并且进一步包括:平衡机械装置,用于在待测量的对象上方悬挂所述集成手术工具。

16. 根据权利要求15所述的手术装置,其中,所述波前传感器的覆盖区的长小于9英

寸,宽小于 5 英寸。

17. 根据权利要求 15 所述的手术装置,其中,所述集成的手术工具不与手术屈光矫正装置连接或结合。

18. 根据权利要求 1 所述的手术装置,其中,所述波前传感器包括至少一个衍射光学部件,用于产生从要测量的对象反射的波前的可测量图像。

19. 根据权利要求 1 所述的手术装置,其中,所述波前传感器可拆装地连接至所述手术显微镜,并且其中所述波前传感器包括所述共用孔的部件。

20. 根据权利要求 1 所述的手术装置,其中,所述共用孔的部件包括组合镜,其中所述波前传感器产生红外光光束,并且其中所述组合镜对可见光是透明的,但对红外光是反射的。

21. 根据权利要求 1 所述的手术装置,其中,所述波前传感器包括一个或多个用于将其固定在所述手术显微镜上的紧固件。

22. 根据权利要求 1 所述的手术装置,其中,所述手术装置被构造成测量所述眼的屈光力。

23. 根据权利要求 1 所述的手术装置,其中,所述手术显微镜包括立体手术显微镜。

24. 一种用于测量眼的性能的手术装置,包括:

手术显微镜;

波前传感器,其包括至少一个衍射光学部件,并连接至所述手术显微镜上,其中所述波前传感器采用塔尔博特效应在距离塔尔博特平面处的所述衍射光学部件下游的可预知距离内的空间中形成暗区和亮区,其中所述暗区和亮区包括波前信息;以及

在所述波前传感器中的共用孔的部件,其对准在所述波前传感器和所述手术显微镜二者中的光学部件。

25. 根据权利要求 24 所述的手术装置,其中,所述至少一个衍射光学部件包括两个顺序地定位并且彼此相对旋转的光栅。

26. 根据权利要求 24 所述的手术装置,其中,所述手术显微镜和所述波前传感器不共用透镜。

27. 根据权利要求 24 所述的手术装置,其中,所述手术显微镜和所述波前传感器形成集成的手术装置,而所述集成的手术装置不与手术屈光矫正装置连接或结合。

28. 根据权利要求 24 所述的手术装置,其中,所述波前传感器和所述手术显微镜各自由单独的部件组成,以及其中所述波前传感器可拆装地连接至所述手术显微镜。

29. 根据权利要求 24 所述的手术装置,其中,所述衍射光学部件包括光栅。

30. 根据权利要求 24 所述的手术装置,其中,所述共用的孔部件包括组合镜或分束器。

31. 根据权利要求 24 所述的手术装置,其中,所述波前传感器包括一个或多个用于将其固定在所述手术显微镜上的紧固件。

32. 根据权利要求 24 所述的手术装置,其中,所述手术显微镜包括立体手术显微镜。

集成的手术显微镜和波前传感器

[0001] 相关申请交叉引用

[0002] 本申请要求 2004 年 4 月 20 日提交的美国临时申请第 60/563,727 号的优先权。

背景技术

[0003] 对人眼经常进行屈光外科手术和其它矫正手术。在屈光外科手术过程中,会改变眼的屈光性能。屈光手术的目的通常是矫正眼的缺陷性屈光状态,同时不降低眼的总的屈光性能。在某些情况下,目的实际上是改善眼的总的屈光性能。

[0004] 通常采用综合屈光检查仪、厚度测量仪、角膜地形图仪、自动屈光计、角膜曲率计、和 / 或波前传感器来进行屈光测量。在这些装置中,波前传感器通常提供关于眼的屈光状态的最详细的情况、以及与眼有关的额外的信息。波前传感器通常是可独立应用的装置,其在相对较大的用于波前传感器的区域进行操作。用大多数现有的波前传感器,当患者为坐姿时,对患者的眼进行测量。

[0005] 许多进行屈光眼手术的方法需要利用波前传感器或其它测量装置对患者眼的屈光性能进行手术前测量。屈光性能信息用来计划详细的屈光外科手术。然后通常将患者从波前传感器位置移动到手术位置,在此处患者在“手术位置”仰卧。在屈光外科手术期间,外科医生可以通过手术显微镜或其它观察装置对患者的眼进行观察,其中手术显微镜或其它观察装置通常借助于平衡机械装置或其它类似装置悬挂在患者头部上方。一旦完成屈光外科手术,患者通常被移回到波前传感器位置,然后对眼进行测量以确定手术的结果。

[0006] 虽然在进行屈光手术以后对眼的屈光性能的测量可以提供量化的手术结果,但它并不允许当患者仍然在手术位置时对手术进行进行调整。如果结果并不理想,那么患者可以被重新安置到手术区进行重新治疗,但在许多情况下,重新治疗不如下述情况有效:如果在患者离开手术位置以前已进行手术以最初就产生理想的结果。另外,为了诊断目的将患者移出无菌外科区,然后送回外科区,会产生问题。

[0007] 如果在进行手术时可以重复测量眼的屈光性能,而不移动患者,那么外科医生将有机会判断手术是否以预期速度产生所希望的结果,并且将能够在手术中进行调节或过程校正以提高获得所希望结果的可能性。不幸的是,现有波前传感器和其它测量装置通常相对较大和笨重,这使得在手术期间将它们悬挂在患者头部上方不现实或不可能。因此,必须在波前测量步骤和通常在手术显微镜下进行的手术矫正步骤之间移动患者的身体。

[0008] 虽然已尝试将显微镜集成(整合)到综合性的治疗和测量装置中,但这样的装置通常非常大、笨重、以及不方便,以致它们实际上不可能悬挂在躺在手术位置的患者的上方。这些装置还通常包括公共透镜和其它光学部件。以这种方式共用光学部件通常会使产生的测量的总体性能模糊不清,因为每个装置部件通常具有其自身的一组光学要求,无法利用公共透镜等来最佳地满足其各自的要求。因此,需要改善的装置用于测量和评估眼的屈光以及其它光性能和特性。

发明内容

[0009] 将波前传感器与手术显微镜结合,以便当患者保持在手术位置时医生能够对患者的眼进行重复测量。该装置包括光学上对准手术显微镜的波前传感器,使得它们的视场至少部分重叠。在波前传感器中可选地包括轻便、紧凑的衍射光学部件使得该集成装置在外科手术期间能够被支承在患者头部上方的平衡机械装置上。因此,无需在测量眼的光学性能与对眼进行外科手术之间改变装置和/或患者的位置。

[0010] 在下文将描述本发明的其它特征和优点,包括使用上述装置的方法。本发明的上述特征可以分开或一起使用、或以其一种或多种特征的各种组合加以使用。本发明还包括所描述特征的亚组合。

附图说明

[0011] 在附图中,相同的标记数字表示相同的部件,其中:

[0012] 图 1 是定位在患者头部上方的集成波前传感器和手术显微镜的侧视图。

[0013] 图 2 是根据一个实施例的波前传感器(其中盖被移开)的内部部件的俯视图。

[0014] 图 3 是穿过光栅的像差波(aberrated wave)、以及在光栅的第一和第二塔尔博特平面(Talbot plane)产生的波图像的透视图。

[0015] 图 4 是示出根据一个实施例的集成波前传感器和手术显微镜的操作的侧面示意图。

[0016] 图 5 是示于图 4 的集成波前传感器和手术显微镜的操作的前视示意图。

具体实施方式

[0017] 现将描述本发明的各种实施例。以下描述提供了具体细节,以便充分理解这些实施例并使这些实施例的描述能够实现。然而,本领域技术人员将明了,在没有许多这些细节的情况下也可以实施本发明。另外,某些众所周知的结构或功能没有进行详细示出或描述,以避免不必要地模糊各种实施例的相关描述。

[0018] 在以下提供的描述中使用的术语是以最广义的合理方式加以解释,即使它是与本发明的某些具体实施例的详细描述一起使用。在下文甚至可以强调某些术语;然而,以任何限制方式解释的任何术语将在详述部分明显地和明确地加以定义。

[0019] 参照图 1,手术装置 10 包括连接至波前传感器 14 或其它测量装置的手术显微镜 12、或其它适宜的观察装置。手术显微镜 12 包括目镜 16、或其它观察机构,其包括一个或多个光通道,而在每个光通道中具有一个或多个光学透镜。目镜 16 优选为双目的、或立体的,其中它包括两个光通道,以便医生能够用医生的双眼观察患者 20 的眼 18(如在图 5 中最清楚地示出的)。虽然可以可替换地使用单目目镜,但双目目镜通常是优选的,因为它给医生提供更高质量、更完全的视图。

[0020] 手术显微镜 12 优选进一步包括:光源 22,用于将可见光提供到目镜 16 的光路中;调焦旋钮 24,用于调节显微镜 12 的焦点;以及物镜 26、或其它适宜的透镜,用于聚焦光束。在一种实施例中,物镜 26 是借助于在物镜 26 上的内螺纹被拧到显微镜 12 上,其中该内螺纹与显微镜 12 的主体 25 上的外螺纹相匹配。

[0021] 波前传感器 14 可以以任何适宜的方式连接至显微镜 12 上,并且优选可拆装地连接至显微镜 12。例如,物镜 26 可以从显微镜 12 移走,并且波前传感器 14 可以被拧到显微

镜 12 的外螺纹上,其中波前传感器 14 优选包括具有内螺纹的连接部分,而该内螺纹匹配显微镜主体 25 的外螺纹。然后物镜 26 可以被拧回到在波前传感器 14 的连接部分下方的外螺纹上。可以可选地包括一个或多个紧固件 28 以进一步(或可替换地)将波前传感器 14 固定在显微镜 12 上。可替换地,可以借助于螺钉、螺栓、销、夹钳、粘合剂、或任何其它适宜的紧固件或连接方式,使波前传感器 14 连接至显微镜。

[0022] 参照图 2,其示出了波前传感器 14 的一个实施例的内部。波前传感器 14 包括激光光源 40、或其它光源,用于产生光束,优选红外光束。在操作期间,红外光束优选通过镜 42 指向分束器 44 或其它适宜的装置。共用孔的部件(aperture-sharing element)如组合镜 46(在图 1 中以虚线示出)、分束器、或其它类似装置可将红外光束向下反射进入患者 20 的眼 18。组合镜 46 优选反射红外光同时透射可见光,以便医生在通过组合镜 46 进行观察时可以看到患者的眼 18。如下文所述,组合镜 46 可以可替换地被构造为反射部分可见光谱,和/或透射部分红外光谱。

[0023] 在红外光束进入眼 18 以后,它被反射(作为波前):从眼 18 的视网膜朝向组合镜 46。组合镜 46 改变光束的方向:通过分束器 44 朝向第一透镜 48。第一透镜 48 传输红外光束离开镜 50 和 52 并朝向第二透镜 54,其将光束指向衍射光学部件,如第一标线片(reticle)或第一光栅 56。在波前传感器 14 中可选地包括镜 42、50、52,用于改变光束的方向以将光束保持在紧凑区域内,其有利于波前传感器 14 的总尺寸和长度的最小化。更多或更少数目的镜可以包括在波前传感器 14 中。

[0024] 如下文详细描述,光束被第一光栅 56 衍射,并且优选穿过另一个衍射光学部件,如第二光栅 58,其进一步衍射光束并产生从眼 18 反射的波前的最终图像。然后,照相机 60 和/或其它光检测器或传感器(如 CCD 照相机或其它适宜装置)捕获、记录、和/或检测眼 18 的最终图像并将它转换成计算机可读格式。然后计算机可以对数据进行测量和分析以量化波前的特性,从而检查眼的屈光性能。

[0025] 当然,波前传感器 14 可以包括更多或更少数目的部件以满足给定系统的要求。例如,更多或更少数目的衍射光栅或光学透镜可以包括在波前传感器 14 中。此外,另外的光学部件(如照相机透镜)可以可选地包括在第二折射光栅 58 和照相机 60 之间。因此,在图 2 中说明的波前传感器 14 的特定构造仅是合适的波前传感器构造的一个实例。

[0026] 如下文所述,因为波前传感器 14 需要相对较少的部件,并且在波前分析部分使用相对较小的、轻便的衍射光学部件,所以波前传感器 14 可以是非常紧凑和轻便的,并且可以产生比使用更大的传统折射光学部件的波前传感器(如典型的 Hartmann-Shack 波前传感器)更高的分辨率和更精确的配准。波前传感器 14 优选具有小于 10 英寸的长度 Y,更优选小于 9 英寸,更优选大约 8.5 英寸,以及具有优选小于 5 英寸的宽度 X,更优选大约 4.5 英寸。波前传感器 14 优选重量小于 5 磅,更优选小于 3 磅或小于 2 磅。波前传感器 14 当然可以是任何其它适宜的尺寸和/或重量。

[0027] 由于其相对较小的重量和尺寸,波前传感器 14 可以直接或间接连接至手术显微镜 12 以形成集成手术装置 10。在这种意义上,术语“集成”一般指波前传感器 14 和手术显微镜 12 结合成一个单元。集成手术装置 10 可以连接至平衡机械装置、悬挂机械装置、或其它适宜的装置或支架,该装置或支架用于在手术期间将集成装置 10 悬挂于患者头部上方。用于支承集成装置 10 的平衡机械装置或其它支承装置可以是弹簧负载的、反向平衡的

(counter-balanced)、或用其它方法平衡的。具有这种特性的平衡机械装置通常用来支承和悬挂手术显微镜。

[0028] 为了将集成手术装置 10 固定到平衡机械装置上,手术显微镜 12(或波前传感器 14)的连接部分 30 可以借助于螺钉、柱销、螺栓、或其它合适的紧固件连接至平衡机械装置,或者集成装置 10 可以以任何其它合适的方式连接至平衡机械装置。在一种实施例中,波前传感器 14 可以加到已经被支承在平衡机械装置上的现有手术显微镜 12 上。然后,如果必要的话,可以调节显微镜 12 和 / 或波前传感器 14 的视场和焦距,以便光学上彼此相对地对准该装置,如在下文所进一步描述的。

[0029] 一般说来,当光束穿过密度大于空气的材料(如玻璃折射透镜)时,折射光学部件用来改变光束的方向。相反地,当光束遇到部件(如光栅 56、58)的锐边时,衍射光学部件用来弯曲光束,并且仅出现在光栅或其它物体的边缘附近的部分光束被改变方向。衍射光学部件(如光栅)通常比折射光学部件(如折射透镜)显著地更小并且重量更轻。

[0030] 在波前传感器 14 中使用的一个或多个衍射光栅可以由任何合适的材料制成。优选的衍射光栅由透明材料如玻璃制成,并且具有蚀刻或用其它方法产生在其表面上的相等间隔的垂直线。光栅可以包括例如重复序列的实线,而每条实线(solid lines)具有大约 12.5 微米的宽度,每对线条(lines)由大约 12.5 微米的透明玻璃隔开(在光栅上的线条和玻璃间隙当然可以具有任何其它适宜的尺寸)。用垂直于第一组线条延伸的线条对相同序列进行重复,使得形成类似于标准格栅(即,均匀隔开的水平和垂直线的网络)的图案。

[0031] 如图 3 所示,当从眼反射的光的波前遇到光栅(在图 3 中称作“周期性物体”)时,则衍射效应开始出现。某些光击中光栅上线条的实体部分而被阻止穿过光栅。某些光完全穿过光栅中的空隙而不受光栅线条的影响。然而,当剩余光穿过光栅时,该剩余光会遇到实线的边缘。这种光受到线条的干扰,并偏离上述完全穿过光栅中的空隙的光的中心。

[0032] 这种已改变方向的光会遇到已被一个或多个邻近光栅线条改变方向的光。当来自相等间隔的实线的部分光彼此相遇时,则发生称作“塔尔博特效应(Talbot effect)”的现象,并且在称作塔尔博特平面的位置、在光栅下游的可预知距离内的空间中形成一系列暗区和亮区。在 2004 年 7 月 6 日提交的美国专利申请序列号 10/885,504 以及“Fourier Transform Method For Automatic Processing of Moiré Deflectograms,” Quiroga et al., Opt. Eng. 38(6) pp. 974-982 (June, 1999) 和“Refractive Power Mapping of Progressive Power Lenses Using Talbot Interferometry and Digital Image Processing,” Nakano et al., Opt. Laser Technology. 22(3), pp. 195-198 (1990) 中,对这种现象进行了详细描述。

[0033] 如果穿过光栅的光的波前是平的平面波,那么暗区和亮区则形成光栅的完美复制,即光栅的虚像。然而,如果波前有像差或包括任何与平的平面波的偏离,则光栅的虚像的形状和尺寸会失真,如图 3 所示。通过观测由光栅产生的虚像形状和尺寸的失真,可以确定波前(或波阵面)的特性。通过照相机或其它光检测器可以观察虚像,并且可以通常通过计算机来测量虚像以精确量化波前的特性,从而检测眼的屈光性能。

[0034] 在一个实施例中,两个或更多个光栅顺序地(in series)排列在波前传感器中。通过使虚像穿过一个或多个额外光栅中的线条图案,可以改变光栅的虚像以显示较小的分辨率,其可以补偿分辨率不足的照相机。另外,通过增加一个或多个光栅,以及彼此相对地旋

转下游光栅,最初光栅的虚像的变化可以在视觉上被转换成旋转的运动,而不仅仅是收缩或膨胀,并且可以确定波前的特性而不改变虚像的尺寸。

[0035] 由光栅产生的虚像同时包含两组信息。第一组信息是光栅的虚像,依据该虚像可以表征眼的屈光性能(如上所述)。第二组信息是眼瞳孔的几乎完整的图像,其由原样地穿过光栅空隙(clearspaces)的光以及从瞳孔、巩膜、缘和/或眼的其它部位(如果引导额外的照明以照亮这些部位)的表面反射的光组成。这种图像基本上可认为是用眼与观察者之间的格栅(即,均匀隔开的水平和垂直线条的网络)来观测的眼的图像。

[0036] 参照图4和图5,其示出用于测量眼特性的过程的示意图。外科医生(或其他医生)105通过手术显微镜112观察患者的眼125。手术显微镜112优选包括双目、或立体光学部件,使得它包括两个光学观察通道116、118(如图5所示)。然而,可以可替换地使用单目显微镜。从患者眼125反射的可见光沿着光路150传播,穿过组合镜120或类似装置,然后进入显微镜112,以便外科医生可以沿着目视路径122、124观察患者的眼125。

[0037] 波前传感器114产生红外光束并沿着路径145向着组合镜120向外发射红外光束。虽然在图4和图5的示意图中示出的组合镜120位于波前传感器114的外边,但应当明了,组合镜120可以位于波前传感器114内(如在图1和图2中所示),或位于任何其它适宜的位置,在此处手术显微镜112与波前传感器114的光路相遇。

[0038] 组合镜120优选对于可见光是透明的但对于红外光是反射的,使得它朝向患者的眼125反射红外光束。波前传感器114和显微镜112优选共用通过组合镜120的公共孔(aperture)。可替换地,可以使用对部分可见光和部分红外光均透射和反射的分束器来代替组合镜120。使用这样的分束器将使波前传感器114能够在不同于红外光波长的波长下进行操作,如在可见光谱的波长下进行操作。

[0039] 在另一个实施例中,可以构造组合镜120以反射部分可见光谱,从而使波前传感器114能够在可见光谱的波长范围内进行操作,而又阻止那个特定波长进入显微镜112。在又一个可替换的实施例中,组合镜120可以是窄通路/反射组合器,其仅反射具有更低和更高范围的限定波长的光,从而使波前传感器114能够在可见光谱内进行操作。然后限定的可见光谱被选择性地阻止返回到显微镜112,而所有高于或低于更低和更高范围的光将被自由透射。

[0040] 组合镜120沿着光路150并向着患者的眼125反射光束。红外光进入患者的眼125然后沿着光路150并向着组合镜120作为波前被向后反射,其中组合镜120沿着光路145反射该波前并进入波前传感器114。然后利用上述过程(或方法)或利用类似过程(或方法),波前传感器114对波前进行测量。波前传感器114可以具有与说明于图2的波前传感器14相同的构造和部件,或它可以具有可替换的构造以及可以包括可替换的部件。

[0041] 波前传感器114和显微镜112各自优选聚焦于平面135上的点上,使得波前传感器114的视场155与显微镜112的视场160至少部分重叠。在测量、观察、和/或进行手术期间,患者的眼125优选位于视场155、160的重叠部分内。在一种优选实施例中,波前传感器114和显微镜112基本上聚焦在相同点,使得各个视场155、160的中心大约位于相同平面135的相同点,优选在或靠近患者眼125的中心。

[0042] 因此,外科医生105可以通过显微镜112直接观察患者眼125的视轴,同时波前传感器114对眼125进行测量。此外,因为视场155、160在患者眼125处重叠,所以患者不必

在观察和测量过程的任何时间改变患者眼 125 的凝视角。这是非常有利的,尤其是当正在进行的外科手术使患者不能清楚观看、或使患者完全不能观看,以致患者几乎不可能根据外科医生的指导精确调节患者眼 125 的凝视角时。

[0043] 本文描述的集成波前传感器和手术显微镜提供了若干优点。首先,它使外科医生或其他医生可以直接观察患者的眼同时波前传感器对患者眼的屈光特性或其它光性能进行测量。因此,外科医生可以观察外科手术的给定步骤的结果而无须移动患者、患者眼、或装置。确实,在观察和测量步骤中,患者眼的凝视角完全不必改变,并且与偏离患者眼视轴相反,外科医生的观察可以直接对准患者眼的视轴。

[0044] 另外,由于在波前传感器中使用相对少数目的部件,并且那些部件的相对较小的尺寸和较轻的重量,尤其是一个或多个轻便衍射光栅或其它衍射光学部件,所以集成装置可以是非常紧凑的。因此,轻便集成装置可以在躺在仰卧手术位置的患者的头部上方悬挂在平衡装置、或其它支承机械装置上,同时外科医生通过集成装置的手术显微镜观察患者的眼。

[0045] 为了保持其紧凑尺寸和设计灵活性,集成手术装置 10 优选不与折射激光装置或其它折射外科工具结合或用其它方法连接。因此,集成手术装置 10 优选主要用于观察和测量目的,而用来进行矫正眼手术的一个或多个外科工具与集成装置是物理上分离的。然而,轻便或另外紧凑的外科工具可以可选地被结合至手术装置 10。波前传感器 14 和手术显微镜 12 还优选不与任何其它手术装置共用到患者眼 18 的光路。

[0046] 因为波前传感器和手术显微镜优选(虽然不是必要的)是可拆装地彼此连接的单独部件,所以它们可以各自包括它们自己的光学部件,其中包括任何透镜。因此,波前传感器和手术显微镜并不需要共用透镜,从而相对于集成外科手术系统提供了若干优点和一般设计灵活性,其中该集成外科手术系统需要在两个或更多光学部件之间共用一个或多个透镜。

[0047] 某些外科手术系统例如使用公共光学透镜以对来自波前传感器和折射激光装置的光束均进行聚焦。通过以这种方式共用透镜,则失去仅为单一特定功能选择或设计透镜的灵活性,同样也失去为整个系统应用设计最好的可能透镜的能力。在使用公共透镜时,必须进行折衷以满足共用上述透镜的各个部件的要求。

[0048] 例如,抗反射涂层通常施加于透镜,以使它们可以在一定波长内最佳地起作用。然而,如果使用的激光具有与波前传感器照明光束不同的波长,则不能选择对于每个波长都最佳地工作的普通抗反射涂层。与用来提供可见度并通过显微镜的可见光的波长相比,对于波前传感器照明光束的波长来说,上述结果同样有效。因为本文描述的手术装置 10 并不需要在波前传感器和手术显微镜之间共用透镜,所以不同的抗反射涂层可以涂敷于每个这些部件的透镜上,从而便于为每个部件选择最佳涂层。

[0049] 在两个或更多光学部件之间共用公共透镜的另一个缺点是不能为每个涉及的部件选择透镜的最佳焦距、或焦度(放大率)。在许多情况下,在波前传感器中希望有长焦距透镜以便在波前传感器和患者之间为医生提供足够的工作空间。相反地,就许多折射激光器来说,希望有更短焦距透镜以更紧密地将激光能量聚焦到更短平面上。共用这些部件的公共透镜的系统必须综合考虑或选择公共焦距,而该公共焦距对于一个或两个部件将不会最佳的。

[0050] 另外,如果经由还用作显微镜的成像透镜的透镜来投射波前照明光束,那么很可能产生“逆弧闪烁 (flashback glint)”。甚至当最佳抗反射涂层涂敷于透镜(如上所述,对于由多个部件共用的透镜,其也许不可能获得),当光进入透镜时,一定量的光将从透镜表面反射。这种光反射回波前传感器,并且作为光的微小亮闪、或“闪烁”被观察到。这种闪烁可以湮没眼的一个或多个部分的波前信息。因此,手术装置 10 的一个有利特征是,它并不需要由波前传感器 14 和手术显微镜 12 共用的透镜。

[0051] 与永久集成的现有装置相比,其它优点来自集成波前传感器和手术显微镜的可拆装特性。例如,下述方案可提供很大的灵活性:将紧凑的波前传感器 14 加入现有的手术显微镜 12;或将波前传感器 14 从一个手术显微镜 12 移动到另一个手术显微镜;或由于其它原因(如为了单独地修理其中一个装置),从手术显微镜移走波前传感器 14。还可以获得成本效益,尤其是部件变得缺损的时候,因为,相对于更换整个永久集成系统来说,仅更换或修复波前传感器 14 和显微镜 12 中的一个可能更便宜。

[0052] 手术装置 10 可以用来改善和/或增强各种各样的对眼进行的矫正手术。一般说来,通过提供在患者仍然躺在手术位置的同时测量患者眼屈光特性或其它光性能的能力,则可以克服现有系统的若干限制。下文将描述通过手术装置 10 增强的矫正眼手术的若干实施例。

[0053] 白内障手术一般涉及在天然晶状体已变得不清楚以后替换眼的天然晶状体。现有方法通常需要借助超声来测量眼的物理尺寸,接着计算要放入的人工晶状体、或其它替换晶状体的屈光力。因为天然晶状体是不清楚的,所以这些测量经常难以进行。另外,眼结构的变化(其通常不能利用现有技术加以测量)可以对计算起恶化作用。

[0054] 集成手术装置 10 便于在除去天然晶状体以前和/或在除去天然晶状体以后立即对眼的屈光力进行测量,而不移动患者或患者的眼,以致可以更准确地确定眼的真正屈光力。例如,如果已确定,为了使患者在预定距离看清楚需要 42 屈光度的屈光力,而在除去天然晶状体以后眼仅有 22 屈光度的屈光力,那么可以容易和准确地确定:借助于要放入的新的晶状体必须将 20 屈光度的屈光力引入眼中。

[0055] 使用现有系统,在除去晶状体以后,医生希望进行波前测量,于是患者通常必须从手术台移到测量装置以进行屈光测量。因为患者通常给服以镇静剂,以及在患者眼中可能有切口,并且要求保持无菌,所以在手术步骤之间移动患者是不可行的。相反地,通过利用集成手术装置 10,其优选悬挂在患者头部上方,外科医生可以通过手术显微镜 12 观察患者的眼,同时波前传感器 14 对已除去天然晶状体的眼进行测量。因此,在整个矫正过程中,患者以及患者的眼能够在手术位置保持不动。

[0056] 与白内障手术有关的进一步的挑战是,在替换晶状体被放入眼中以后,替换晶状体必须被对准以确保它被正确定向和定位。如果,例如,替换晶状体未正确地定中心,或不垂直于眼的视轴,或如果圆柱状部分(如果还在对替换晶状体进行散光矫正)未定向于正确的轴,则可能会引入屈光像差(aberrations),手术结果将因此会恶化。集成手术装置 10 使外科医生可以在放入替换晶状体以后对眼进行屈光测量,其可以用来指导任何所需要的对替换晶状体的重新定位。

[0057] 另外,在白内障手术期间,通常将粘弹性缓冲流体注入眼中以保护内皮细胞和其它结构,并且在完成手术以后应将该粘弹性缓冲流体完全除去。波前传感器 14 可以用来鉴

别任何剩余的粘弹性囊（由于波失真），因而可以帮助外科医生除去所有的粘弹性流体。

[0058] 通过利用集成手术装置 10，在晶状体替换手术期间，通过不同于利用替换晶状体（其具有柱体部件）的方式，也可以减少散光。例如，当外科医生接收来自波前传感器 14（其可以指导在手术期间进行的矫正）的反馈时，可以调节任何进入伤口的位臵和大小，可以调节穿刺切口的位臵，正如可以作出任何另外的层状、放射状、或弓状切口。

[0059] 另外，如果在放入期间替换晶状体受到损伤（由于夹住期间的受压过度、在晶状体表面的缺口和切口、或定心触觉（centeringhaptics）损伤），那么在放入后进行的波前测量可以对损伤进行鉴别。因此，在先前包含天然晶状体的膜收缩和固定在替换晶状体上以前，可以对替换晶状体进行更换或修复。

[0060] 将松弛切口引入眼的不同位臵的方法（其导致角膜在可预知方向变平），经常用来消除角膜的散光。这样的手术经常在白内障手术结束时进行，例如，以便消除由主白内障切口引起的散光、或先前存在的散光。然而，变平的量通常因患者而异，因而非常难以精确预计。通过利用集成手术装置 10，波前传感器 14 可以在外科手术期间进行测量，从而指导由外科医生做的切口的位臵、深度、以及长度，以获得所希望的结果。

[0061] 通过利用集成手术装置 10 也可以改善角膜移植手术，其中从供者的眼切割角膜的较小中心部分（通常直径为 8 至 10mm）并移植到相应尺寸的、切割进入受者角膜的孔中。在将供者角膜组织定位和缝合到受者角膜的过程中，通常难以测量屈光误差。如果，例如，供者角膜组织在受者角膜中未被正确确定中心、旋转、或定向，或如果缝线太紧、太松、或未均匀拉紧，则可以引入屈光误差。如果在愈合过程已完成以后对受者的眼进行测量则难以（如果不是不可能的话）校正屈光误差。

[0062] 通过利用集成手术装置 10，在放置和缝合供者移植物时，外科医生可以测量眼的屈光变化。确实，受者可以仍然躺在手术台上，而外科医生可以直接观察受者眼的视轴，同时进行屈光测量。因此，在移植手术期间，受者无需在任何位臵移动。另外，通过波前传感器可以测量供者角膜以确定其视轴的位臵，从而帮助更好地切割和 / 或放置角膜。

[0063] 集成手术装置 10 还可以用来增强 LASIK（激光辅助原位角膜磨镶术）屈光手术、或其它激光辅助外科手术。激光视力手术的若干变化要求从角膜表面切割瓣（flap）以将角膜的基质暴露于激光处理。激光将基质整形为所希望的轮廓，其后瓣（或皮瓣）被重新放置在整形的基质上。如果瓣未被精确地重新定位在其最初位臵，如果异物被陷在瓣内，如果在重新定位期间引入皱纹，和 / 或如果发生许多其它重新定位误差，那么手术的视觉结果将被恶化。集成手术装置 10 使外科医生对眼进行直接观察时，外科医生可以测量眼的屈光或光性能，并且同时对瓣进行重新定位，以致可以快速纠正任何定位误差或其它问题。

[0064] 在传导性角膜移植术（“CK”）手术期间，也可以使用集成的手术装置 10。CK 是一种屈光外科手术，其中高度定域能量脉冲（localized energy pulse），如热脉冲或射频脉冲，被施加于角膜的胶原或基质上以对角膜整形，校正屈光误差，尤其是远视。目前的方法通常需要借助传统的折射装置对眼进行测量，该折射装置提供关于需要多少能量脉冲来整形角膜（如所希望的）的信息并识别角膜的哪些区域应接收脉冲。然后患者被移到手术位臵，在此处能量脉冲（通常 8 个或更多）被施加于角膜，其后患者被移回到测量装置，以便可以对眼进行重新测量。

[0065] 这样的手术的结果通常是最好的预测的结果，然而由于各个个体角膜响应的可变

性,实际结果很少完全如所希望的。如果角膜矫正不足,则以后可以加入更多脉冲,但如果角膜矫正过度,则难以、并且有时不可能对矫正过度进行逆转。

[0066] 通过利用集成手术装置 10,在施加每个脉冲以后(优选在已经施加一定最少数目的脉冲以后,例如,在已经施加 6 个脉冲以后,因为通常直到已经施加至少一定最少数目的脉冲才会发生完全矫正)可以对眼屈光状态进行测量,因此外科医生可以在外科手术期间进行引导的矫正。外科医生可以例如改变所施加脉冲的位置、尺寸、数量、和/或能量,如果在连续脉冲之间获得的测量结果指示应采取上述步骤的话。另外,脉冲的方位是非常重要的,而波前传感器可以用来帮助引导每个能量脉冲的方位。

[0067] 通过利用集成手术装置 10 也可以帮助沿着眼视轴在角膜中定位嵌体(inlay)的手术。在这样的手术中,在角膜上产生瓣以后,通过 LASIK 手术或另一种手术,具有较小中心孔的不透光圆片或类似结构被放置在角膜中并被陷在瓣内。放入的圆片产生更小孔的效应,导致眼的观察深度(depth of view)增加。然而,围绕眼的视轴确定圆片的中心是极端困难的。在外科医生对眼进行直接观察时,通过利用集成的手术装置 10,波前传感器 14 可以进行测量以确定眼视轴的准确位置,这帮助外科医生将圆片精确定位在正确的中心位置。

[0068] 在一种可替换的实施例中,在嵌体已被放置在眼中以后,借助激光,在嵌体中可以切割角膜嵌体的中心孔。在这样的情况下,与激光方位的精确控制相结合,波前传感器的精确测量可以产生比人工定位更准确的孔定位。

[0069] 集成手术装置 10 还可以用来在将放入物放入角膜期间控制角膜变形。在近视的情况下,例如,角膜太陡因而必须被变平。在一种典型的矫正手术中,将切片加入角膜,其后将微小、弯曲的条带轻轻放到角膜的基质中,以对角膜施加使角膜变平的矫直力。在医生对眼进行直接观察时,通过利用集成手术装置 10,波前传感器 14 可以对眼进行测量,从而使医生可以监测变平程度以及在进行中对过程进行调节(例如,加入更多或不同的放入物)。

[0070] 集成手术装置 10 可以进一步用来在手术期间对眼测量和观察,以便调节眼的睫状肌和/或睫状突的张力。在一种典型的睫状体拉伸(ciliary-tensioning)手术中,将环或其它装置放入巩膜刚好超过眼的缘,以对睫状肌施加径向向外拉力。这种手术的目的是扩大睫状肌的松弛直径,其又在睫状肌中提供附加张力并除去一些几年来在其中发展的松弛部分。通过利用集成手术装置 10,在手术显微镜 12 下进行拉伸手术时,波前传感器 14 可以对眼进行测量,从而指导所需要的拉伸量以获得所希望的结果。

[0071] 另一种矫正手术涉及借助于机械切片或另一种方法来从角膜除去组织,以改变角膜的形状。在机械组织去除的一种实施例中,在角膜的侧面制作切口以在角膜的基质中提供裂缝。然后将浅匙形装置引入裂缝,并且刀片用来除去在匙边缘平面下面的组织,这导致中心比周边具有更小的角膜组织厚度,因而角膜变平(即,减少近视)。通过利用集成手术装置 10,波前传感器 14 可以在外科手术期间进行测量,以对过程进行指导并帮助外科医生确定应在哪些位置除去多少组织。

[0072] 也可以对眼的天然晶状体加以改变以校正天然晶状体中的屈光缺陷。随时间可能发生的某些缺陷包括小浊斑、蛋白质聚集、以及晶状体尺寸的增加。改变天然晶状体的一种方法涉及从晶状体除去组织以校正与这些和其它缺陷有关的视力损失。然而,即使除去少量的物质也可以导致屈光的较大变化。通过利用集成手术装置 10,波前传感器 14 可以在外

科手术期间进行测量,以对过程进行指导并帮助外科医生确定应在哪些位置除去多少晶状体组织。

[0073] 通过在患者系统中引入化学制剂、或改变血糖水平也可以改变天然晶状体的光性能。在这样的手术期间利用集成手术装置 10 使外科医生可以测量由引入一种或多种化学制剂引起的变化量,这可以帮助外科医生获得所希望的结果。

[0074] 集成手术装置 10 还可以用来帮助控制或影响所得到的晶状体的形状,其中晶状体作为液体被注入眼中然后固化成固体。这样的晶状体通常称作“在袋中形成的”晶状体。利用这样的手术需要极高的精度以获得所希望的晶状体的最后形状。在材料从液体变成固体期间,可以控制晶状体的形状和屈光指数。利用集成手术装置 10 使外科医生可以通过显微镜 12 进行观察以获得关于晶状体形成时波前数据,以便在固化过程中可以进行适当的进程校正。

[0075] 在下述能力方面已获得进展:在晶状体已被放入眼中并且眼已愈合以后,对人工晶状体的特性进行改变或调整。通过利用集成手术装置 10,当波前传感器 14 进行测量(其可以对手术进行指导)时,通过显微镜 12 对眼进行观察的外科医生可以对人工晶状体进行调整。

[0076] 可以获得若干种晶状体,该晶状体可以被放入眼中,同时天然晶状体仍然在应有位置,以改变眼的屈光特性。对于获得所希望的结果来说,正确放置这样的晶状体是关键的。集成手术装置 10 使外科医生可以对眼进行观察同时进行波前测量,其帮助外科医生选择合适的晶状体以及将晶状体沿着眼视轴定位在正确的中心位置。另外,集成手术装置 10 可以验证手术的总的成功或失败,因此如果结果不理想,则当患者仍然在手术台上时,外科医生可以进行调节。这不仅提高效率,而且允许在切口愈合之前重新进入切口,以便在非理想的结果以后不需要新的切口来进行校正。

[0077] 另一种矫正手术涉及将材料加入角膜,对所得到的眼的屈光状态进行测量,然后除去部分放入的材料,以获得所希望的结果。集成手术装置 10 的波前传感器 14 可以用来在手术以前对眼进行测量以帮助确定待加入的材料的最少量,并且还可以用来在放入材料以后对眼进行测量。然后波前传感器 14 可以用来在手术的不同部位对眼进行测量,其是在手术显微镜 12 下进行,以确保除去适当量的材料。

[0078] 在许多现有手术过程中,借助波前传感器在第一位置对患者眼进行测量,基于测量结果对治疗进行计划和/或设计,然后患者被移到进行实际治疗的第二位置。通常,在患者垂直坐着时对眼进行测量,但在患者面朝上躺在仰卧位时进行治疗。当患者从垂直位移到仰卧位时,患者眼会旋转、或“扭转”。为了补偿这种扭转(cyclotortion),通常在患者处于垂直位时将染料标记放置在眼上,以便可以测量扭转量。通过利用集成手术装置 10,在扭转存在的情况下,在患者躺在仰卧位时可以进行波前测量,同时医生对眼进行观察。因此,不需要标记角膜和补偿旋转的中间步骤。这种步骤的消除可提高过程的效率,并且可以提高波前对眼配准的定向精度。

[0079] 虽然本文已描述了若干矫正手术,但应当明了,通过向外科医生提供在对眼进行波前测量的同时对眼进行观察的能力,集成手术装置 10 可以用来增强任何视觉矫正手术。因此,在患者仍然躺在手术位置时外科医生可以进行波前测量,并且外科医生可以在手术中进行过程调整而无须在手术步骤之间移动患者。

[0080] 虽然已示出和描述了若干实施例,但在不偏离本发明的精神和范围的条件下当然可以进行各种变化和替换。波前传感器 14 例如可以包括更多或更少数目的以任何可想像构造装配的部件。因而,本发明仅由所附权利要求书和其等效物所限定。

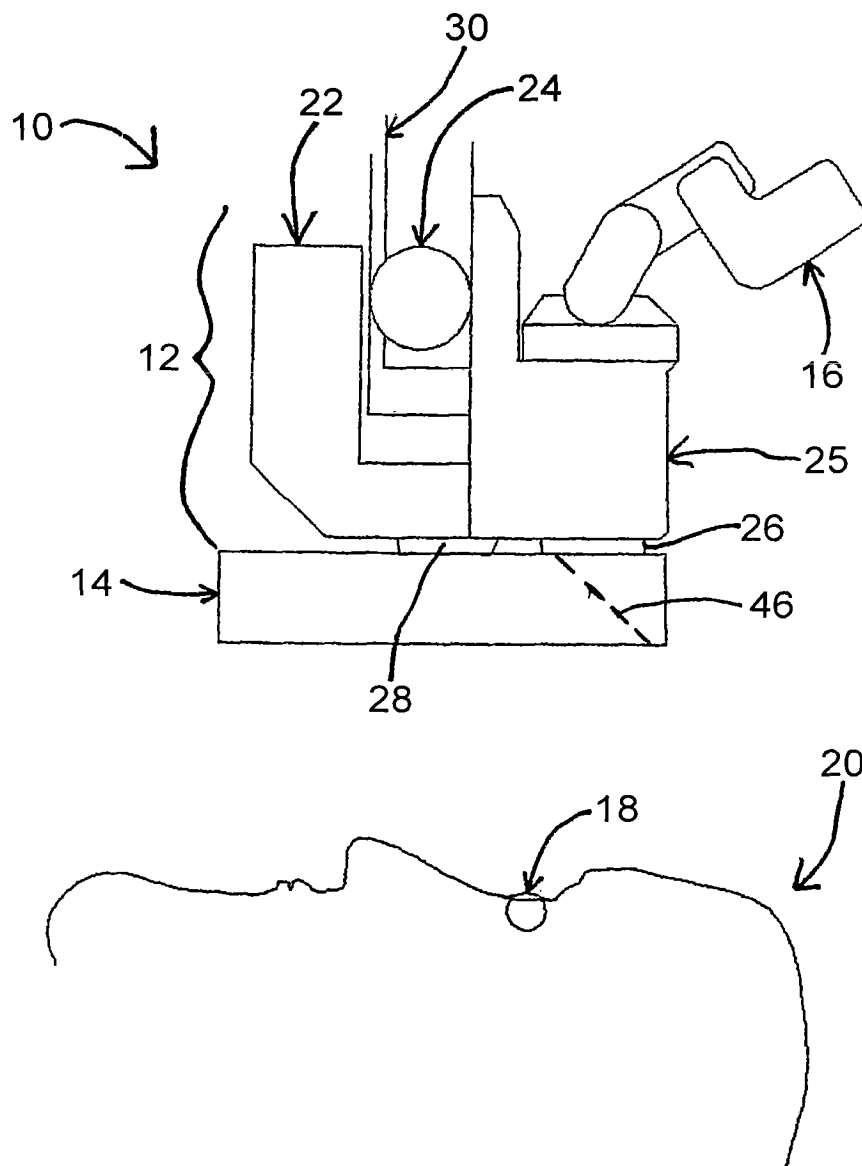


图1

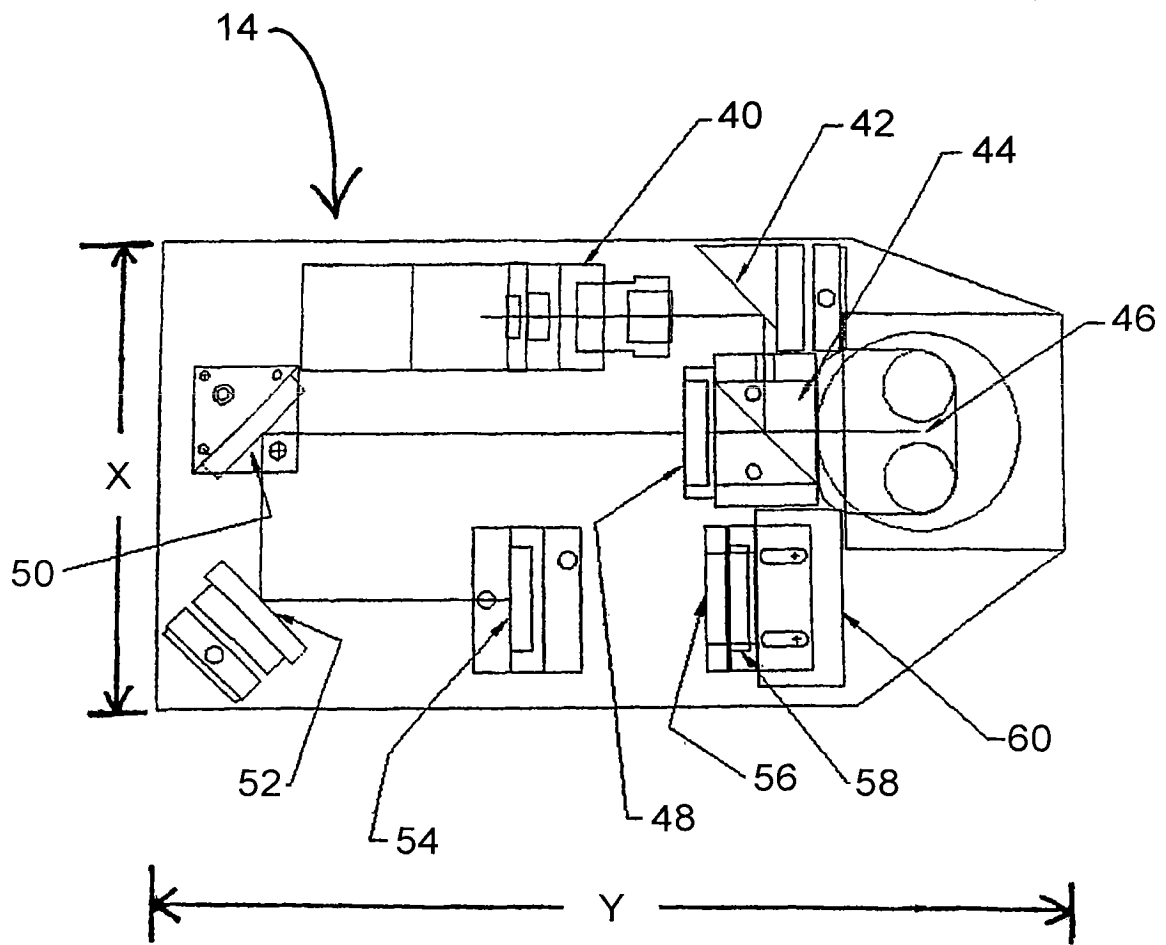


图2

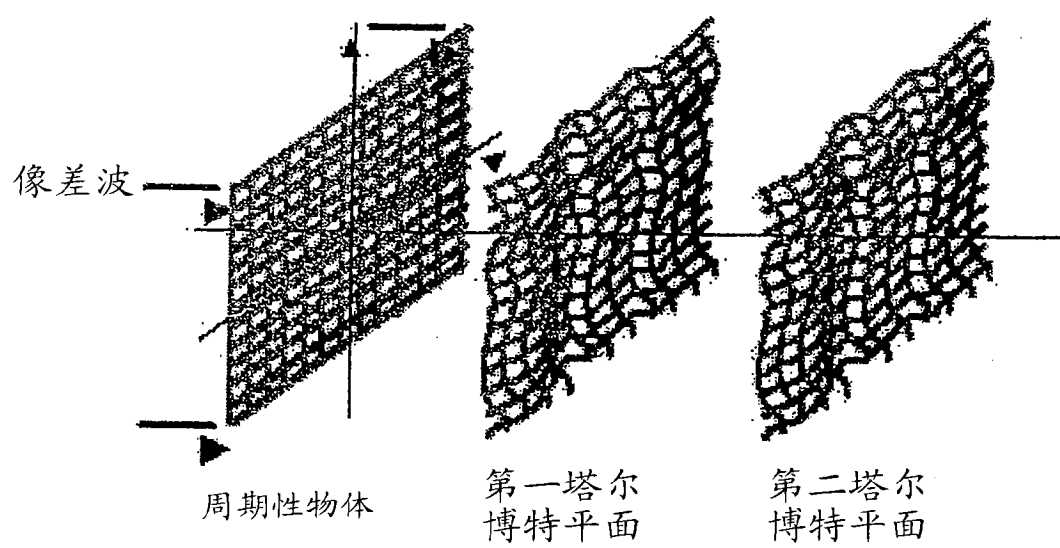


图3

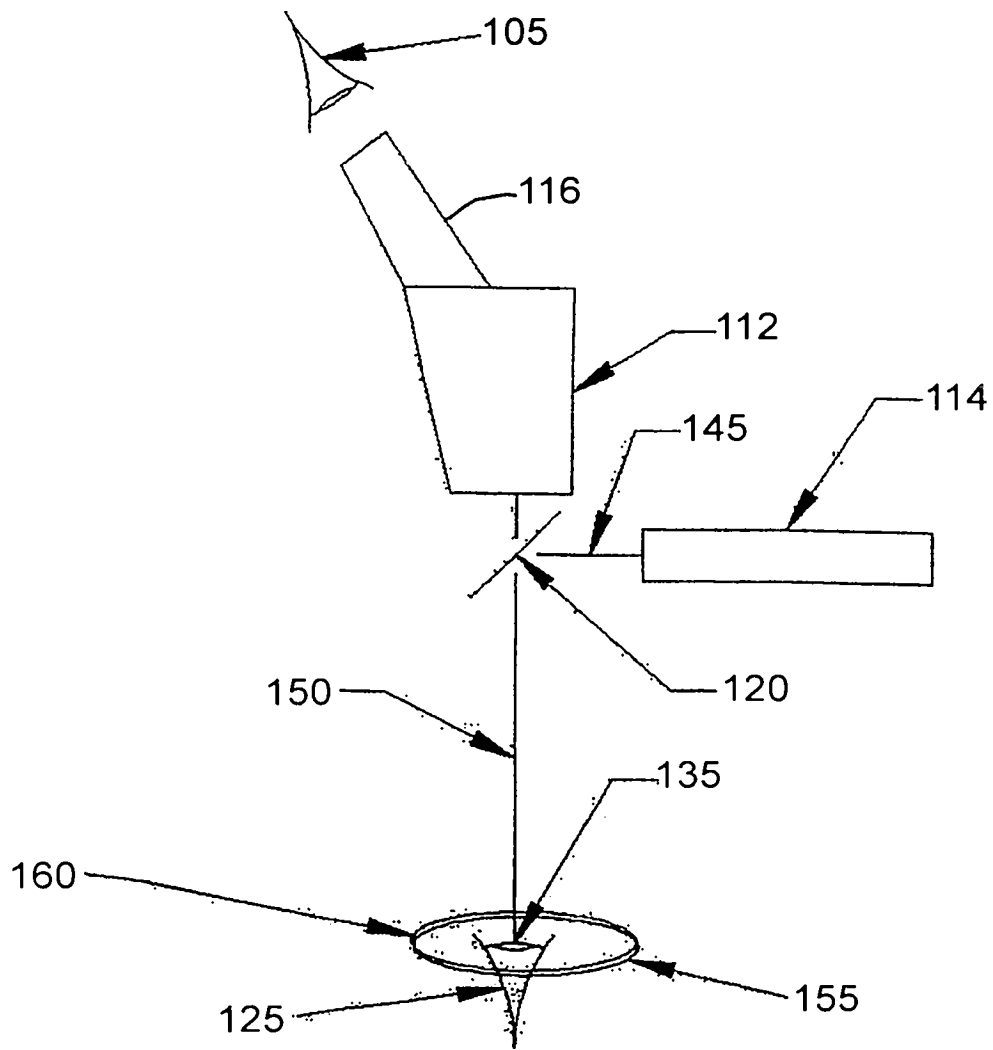


图4

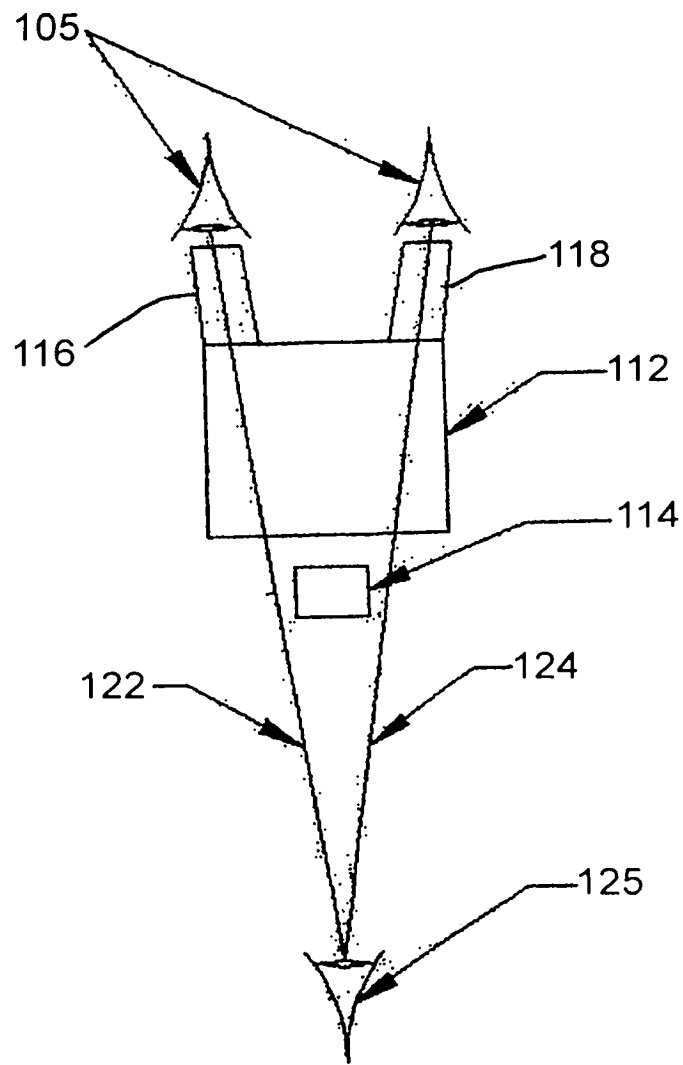


图5