



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102497833 B

(45) 授权公告日 2014. 12. 03

(21) 申请号 201080040737. 6

代理人 余刚 吴孟秋

(22) 申请日 2010. 07. 07

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 18/18(2006. 01)

61/225, 547 2009. 07. 14 US

(56) 对比文件

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

US 4019813 A, 1977. 04. 26,

2012. 03. 13

US 6382794 B1, 2002. 05. 07,

(86) PCT国际申请的申请数据

CN 1942146 A, 2007. 04. 04,

PCT/US2010/041242 2010. 07. 07

US 2008088795 A1, 2008. 04. 17,

(87) PCT国际申请的公布数据

US 2005203422 A1, 2005. 09. 15,

W02011/008609 EN 2011. 01. 20

GB 1209451 A, 1970. 10. 21,

(73) 专利权人 波技术视觉系统公司

W0 2009086059 A1, 2009. 07. 09,

地址 美国加利福尼亚州

审查员 杨静萱

(72) 发明人 杰克·T·霍拉戴

托马斯·D·帕德里克

理查德·J·迈克尔斯

(74) 专利代理机构 北京康信知识产权代理有限

责任公司 11240

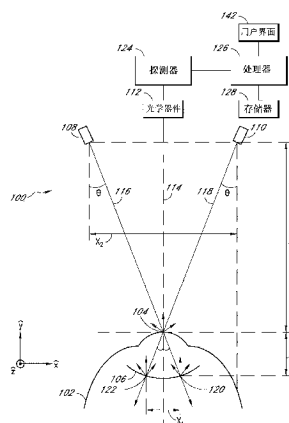
权利要求书2页 说明书17页 附图11页

(54) 发明名称

眼科手术测量系统

(57) 摘要

本发明披露了一种用于测量患者眼睛内的空间距离的眼科器械(100)。所述器械(100)可用于测量(例如)无晶状体眼内的囊袋深度。所述空间测量系统可将激光(116、118)引导到患者眼睛(102)内,以使得一部分光通过囊袋(106)散射。散射的光可引导到探测器(124),所述探测器处可形成与对光进行散射的囊袋上的位置相对应的点(134、136)。从角膜到囊袋的距离可至少部分地基于(例如)探测器上形成的点之间的距离而确定。在某些实施方式中,所述器械可包括外科显微镜(602)和/或波前像差仪(610)。在某些实施方式中,可使用对准系统(608)将所述器械相对于患者眼睛精确定位。所述眼科器械(100)可用于各种眼科步骤,例如,预测人工晶状体(IOL)的术后位置以及确定IOL的适当光焦度。



1. 一种眼科器械,包括:

第一激光器,配置成将第一光束以相对于所述器械的光轴的第一非零角度引导至患者的眼睛内,以使得所述第一光束传播到所述眼睛内的目标区域,并且使得所述第一光束的一部分由所述目标区域散射;

成像光学器件,定位成接收由所述目标区域散射的光,所述成像光学器件限定所述器械的光轴;

光敏元件,其中所述成像光学器件将自所述目标区域散射的光引导至所述光敏元件;以及

处理器,配置成至少部分地基于由所述光敏元件接收的光来在手术中确定所述眼睛的角膜与所述眼睛内的目标区域之间的距离,

其中,所述目标区域包括所述眼睛的无晶状体囊袋的一部分,并且,其中,所述处理器进一步配置成基于所述角膜和所述目标区域之间的所述距离确定要植入所述眼睛的人工晶状体的位置的估值。

2. 根据权利要求1所述的眼科器械,其中,所述处理器配置成计算所述眼睛的角膜表面与所述眼睛内的目标区域之间的距离。

3. 根据权利要求1所述的眼科器械,其中,所述处理器配置成计算所述角膜上的所述器械的光轴与所述角膜相交的位置与所述眼睛内的目标区域之间的距离。

4. 根据权利要求1所述的眼科器械,其中,所述目标区域包括无晶状体眼的囊袋的后壁。

5. 根据权利要求1所述的眼科器械,其中,所述目标区域包括无晶状体眼的囊袋的前表面。

6. 根据权利要求1所述的眼科器械,其中,所述器械的光轴在与所述眼睛的视轴基本相同的位置处与所述眼睛的角膜表面相交。

7. 根据权利要求6所述的眼科器械,其中,所述器械的光轴与所述眼睛的视轴基本上共线。

8. 根据权利要求1所述的眼科器械,进一步包括:

第二激光器,定向成将第二光束以相对于所述器械的光轴的第二非零角度引导至所述眼睛内,以使得所述第二光束传播到所述眼睛内的目标区域,并且使得所述第二光束的一部分由所述目标区域散射;

其中,所述第一光束的由所述目标区域散射的部分在所述光敏元件上形成第一目标点,所述第二光束的由所述目标区域散射的部分在所述光敏元件上形成第二目标点;以及

其中,所述处理器配置成至少部分地基于所述第一和第二目标点的位置来计算所述眼睛的角膜与所述眼睛内的目标区域之间的距离。

9. 根据权利要求8所述的眼科器械,其中,所述处理器配置成至少基于所述第一点与第二点之间的距离来计算所述眼睛的角膜与所述眼睛内的目标区域之间的距离。

10. 根据权利要求8所述的眼科器械,其中,所述第一和第二激光器定向为使得所述第一光束和第二光束都基本在所述眼睛的角膜表面上的位置处进入所述眼睛,以使得所述第一和第二光束的一部分在所述角膜表面处散射并通过所述光敏元件接收,其中,所述第一光束的由所述角膜表面散射的部分在所述光敏元件上形成第一中心点,所述第二光束的由

所述角膜表面散射的部分在所述光敏元件上形成第二中心点,并且其中,在所述器械位于预定位置处时所述第一和第二中心点基本重叠。

11. 根据权利要求 8 所述的眼科器械,其中,所述第一和第二激光器位于所述器械的光轴的相对侧上。

12. 根据权利要求 11 所述的眼科器械,其中,所述第一和第二激光器与所述器械的光轴基本等距地隔开。

13. 根据权利要求 12 所述的眼科器械,其中,所述第一和第二非零角度具有基本相等的值,并且自所述器械的光轴沿基本相反的方向延伸。

14. 根据权利要求 1 所述的眼科器械,其中,所述第一激光器定向为使得所述第一光束通过所述眼睛的角膜表面进入所述眼睛,以使得所述第一光束的一部分在所述角膜表面处散射并由所述成像光学器件接收,所述第一光束的在所述角膜表面处散射的部分在所述光敏元件上形成基准点,所述第一光束的由所述目标区域散射的部分在所述光敏元件上形成目标点,并且其中,所述处理器配置成至少部分地基于所述目标点相对于所述基准点的位置来计算所述眼睛的角膜与所述眼睛内的目标区域之间的距离。

15. 根据权利要求 1 所述的眼科器械,进一步包括用于将所述器械定位在相对于所述眼睛的预定位置处的对准系统。

16. 根据权利要求 15 所述的眼科器械,其中,所述第一光束在所述眼睛的角膜表面的中心处进入所述眼睛。

17. 根据权利要求 1 所述的眼科器械,其中,所述非零角度在约 10 度至约 20 度之间。

18. 根据权利要求 1 所述的眼科器械,进一步包括外科显微镜。

19. 根据权利要求 1 所述的眼科器械,进一步包括波前像差仪。

20. 根据权利要求 19 所述的眼科器械,其中,所述波前像差仪包括 Talbot-Moire 干涉仪。

眼科手术测量系统

[0001] 相关申请交叉引用

[0002] 本申请要求 2009 年 7 月 14 提交的、名为“OPHTHALMIC SURGERY MEASUREMENT SYSTEM”的美国临时专利申请 61/225,547 的优先权,该申请的整体内容以引证方式结合与此。

技术领域

[0003] 本发明的实施方式总体涉及用于进行眼科测量的系统和方法。特别地,某些实施方式可用于测量患者眼睛内的空间距离,例如,角膜表面与无晶状体 (aphakic) 眼内的囊袋后壁之间的距离。

背景技术

[0004] 多种眼科步骤都涉及测量患者眼睛内的空间距离,包括测量眼睛的尺寸,或眼睛特征的尺寸、眼睛的所选部分或特征之间的距离等。例如,这种测量量可为前房 (anterior chamber) 深度 (ACD)、晶状体厚度、和眼睛的轴长。进行这些特定类型的测量的技术包括超声波测量和光学相干断层扫描 (OCT)。尽管这些技术在各种眼科应用中获得了成功,但仍需要改进用于测量眼睛内的空间距离的技术和系统。

发明内容

[0005] 本文公开的各种实施方式包括眼科器械。所述眼科器械可包括第一激光器,所述第一激光器配置成将第一光束以相对于所述器械光轴成第一非零角度的方式来引到患者眼睛内,以使得所述第一光束传播到眼睛内的目标区域,并且使得所述第一光束的一部分通过所述目标区域进行散射。所述器械还可包括成像光学器件,所述成像光学器件定位成接收由所述目标区域散射的光,所述成像光学器件可限定所述器械的光轴。所述器械还可包括光敏元件,其中,所述成像光学器件将从所述目标区域散射的光引导到所述光敏元件。所述器械还可包括处理器,所述处理器配置成至少部分地基于由所述光敏元件接收的光来确定眼睛角膜与眼睛内的目标区域之间的距离。

[0006] 本文公开的各种实施方式包括一种确定要植入眼睛内的人工晶状体 (intraocular lens, 眼内晶状体) 的光焦度 (optical power, 屈光力) 的方法。所述方法可包括:测量眼睛的术中特征。所述术中特征可包括所选的眼睛第一与第二部分之间的距离。所述方法还可包括:至少部分地基于测量的术中特征来确定所述人工晶状体的光焦度。

[0007] 本文公开的各种实施方式包括一种使用眼科器械的方法。所述方法可包括:将所述眼科器械定位在患者眼睛上方的预定位置,其中,所述器械的光轴与眼睛的角膜相交。所述方法可包括:将光从绕所述器械的光轴定位的一个或多个激光器引导到眼睛内,以使得来自所述一个或多个激光器的光的一部分由眼睛内部的目标区域进行散射。所述方法可包括:利用限定所述光轴的成像光学器件将由所述目标区域散射的光的一部分引导至光敏元件。所述方法可包括:在所述光敏元件上形成一个或多个目标点,所述一个或多个目标点可

与来自相应的一个或多个激光器的由所述目标区域散射的光对应。所述方法还可包括：至少部分地基于所述一个或多个目标点的位置来计算眼睛的角膜与所述目标区域之间的距离。

附图说明

[0008] 图 1 示意性地显示了用于测量患者眼睛尺寸或眼睛内的尺寸（例如，包括角膜与无晶状体眼内的囊袋后壁之间的距离）的眼科测量系统的一个实施方式。

[0009] 图 2 为图 1 所示的眼科测量系统所产生的示例图像。

[0010] 图 3 示意性地显示了用于测量患者眼睛的尺寸或眼睛内的尺寸（例如，包括角膜与有晶状体眼内的晶状体前表面之间的距离）的眼科测量系统的一个实施方式。

[0011] 图 4 为图 3 所示的眼科测量系统所产生的示例图像。

[0012] 图 5 为与图 1 和图 3 所示的系统相似的眼科测量系统所产生的示例图像，不同之处在于该系统具有单个激光器。

[0013] 图 6 为与图 1 和图 3 所示的系统相似的眼科测量系统所产生的示例图像，不同之处在于该系统具有四个激光器。

[0014] 图 7A 为与图 1 和图 3 所示的系统相似的眼科测量系统所产生的示例图像，不同之处在于，两个激光器产生定向成产生不在眼睛的角膜表面处相交的激光束。

[0015] 图 7B 示意性地显示了采用不在眼睛的角膜处相交的两个激光器的用于测量患者眼睛的尺寸或眼睛内的尺寸的眼科测量系统的一个实施方式。

[0016] 图 8 示意性地显示了包括对准系统和安装在外科显微镜上的测量系统的眼科器械的一个实施方式。

[0017] 图 9 示意性地显示了波前像差仪、测量系统、以及用于将波前像差仪和测量系统定位在相对于患者眼睛的期望位置处的对准系统的一个实施方式。

[0018] 图 10 示意性地显示了用于在眼科测量系统中使用的光学器件的一个实施方式，所述光学器件采集由患者眼睛散射的光并将所述光引导至探测器。

[0019] 图 11 示意性地显示了来自图 8 所示的眼科器械的光在测量过程中与患者眼睛的光学模型的相互作用。

[0020] 图 12 为确定用于嵌入指定患者眼睛内的人工晶状体 (IOL) 的焦度 (power) 的方法的一个例示性实施方式的流程图。

具体实施方式

[0021] 在典型人工晶状体 (IOL) 植入外科手术中，外科医生将天然晶状体从患者眼睛取出，并将 IOL 植入天然晶状体的位置。可（例如）对患白内障的患者进行 IOL 植入外科手术。通过选择具有适当焦度的 IOL，进行外科手术之前（例如）近视（近视眼）、远视（远视眼）和 / 或散光的眼睛可恢复为正视状态。计算 IOL 的适当焦度时可考虑各种因素，例如 1) 眼睛的轴长，从角膜表面到视网膜进行测量；2) 角膜的总光焦度；3) 期望的术后光焦度（例如，正常视焦度的眼睛为 0.0 屈光度 (D)）；以及 IOL 的有效晶状体位置 (ELP)，所述有效晶状体位置可理解为（例如）从角膜表面到 IOL 的术后位置的距离。眼睛的轴长可在手术前（例如，在患者处于手术台上的仰卧位置之前）（例如）通过超声装置或光学相干断层

扫描仪 (OCT) 进行测量。角膜的光焦度可根据在手术前用角膜曲率计测量的眼睛的角膜曲率值 (Ks) 进行估算。可替代地,或附加地,无晶状体眼的总折射焦度 (refraction power, 折射力) (所述总折射焦度取决于角膜曲率和眼睛的轴长) 可在手术中进行测量,并用于计算 IOL 焦度。传统上,IOL 的有效晶状体位置难以确定。IOL 的有效晶状体位置可根据术前数据进行估算,但这种估值的精度有限。根据术前数据得出的有限精度的有效晶状体位置估值可能至少部分地归因于:植入的 IOL 在囊袋中的定位与天然晶状体不同。晶状体位置的术前测量并非始终与 IOL 的实际术后位置良好相关。白内障晶状体在形状和大小上均各不相同。对于某些患者,术前测量 (例如,ACD,其可理解为 (例如) 从角膜表面到晶状体前表面的距离加上晶状体厚度的一半) 可以提供 ELP 的合理估值,但对于其他患者,情况并非如此,这是由于患者的白内障晶状体形状不同。

[0022] 有人已做出一些努力来开发根据术前信息 (例如,患者眼睛的轴长和角膜曲率的直接测量值) 来估算 IOL 的有效晶状体位置的公式。这种公式包括 Holladay 1、SRK/T、Hoffer Q、Holladay 2 和 Haggis 公式。一般来说,这些公式基于眼睛的术前特征与外科手术结果之间的关系的统计回归分析。这些公式有时得出的 IOL 的有效晶状体位置的精度不足,特别是对于轴长处于正常范围之外的患者而言,这使外科手术的结果没有达到最佳,例如,其中患者眼睛没有恢复到正视状态。这些公式均尝试确定个体患者与总体人口的平均值的差别,从而估算有效晶状体位置。这些公式采用的用于估算特定患者的有效晶状体位置的因素并非与晶状体位置直接相关的因素。

[0023] 假如 IOL 的有效晶状体位置的估值与可在术前测量的眼睛特征 (例如,角膜曲率、轴长等) 之间的相关程度有时不够充分,则会期望基于与有效晶状体位置更为紧密相关的眼睛特征 (例如,眼睛的特定术中特征) 来估算 IOL 的有效晶状体位置。眼睛的这种术中特征的其中之一为无晶状体囊袋在眼睛内的位置 (例如,从角膜前顶点到无晶状体囊袋的后壁之间的纵向距离)。无晶状体囊袋的位置是眼睛的术中特征的一个示例,与 Holladay 1、SRK/T、Hoffer Q、Holladay 2 和 Haggis 公式用来估算 IOL 的有效晶状体位置的术前特征相比,术中特征被认为与 IOL 的有效晶状体位置更加紧密地相关性。这至少部分是由于,从角膜到囊袋后壁的距离的无晶状体测量值并不受白内障晶状体的不规则大小和形状的影响。可采用回归分析来建立无晶状体囊袋的位置与 IOL 的术后位置之间的相关性。由于无晶状体囊袋的位置被认为与有效晶状体位置紧密相关,因此测量无晶状体囊袋的位置可降低计算有效晶状体位置的复杂性。例如,在某些实施方式中,有效晶状体位置可通过从角膜到无晶状体囊袋后壁的测量距离中减去一个常数来计算,其中,所述常数通过对术后 IOL 晶状体位置的回归分析或其他结果分析来确定。可采用各种其他公式来计算有效晶状体位置。

[0024] 在某些实施方式中,提供了一种用于进行患者眼睛的空间距离或患者眼睛内的空间距离的术中测量的眼科器械。例如,这些术中测量可以为对患者的无晶状体眼的测量。这些术中测量可用于计算 IOL 的有效晶状体位置的改进估值,与术前测量值与 IOL 的有效晶状体位置之间的相关性相比,所述改进估值是术中测量值与 IOL 的有效晶状体位置之间的更紧密相关性的结果。例如,在某些实施方式中,所述眼科器械测量角膜与无晶状体囊袋之间的距离。该距离可为角膜的选择位置或部分与无晶状体囊袋的选择位置或部分之间的距离。角膜的选择部分可以为 (例如) 角膜表面上的眼睛的视轴与角膜表面相交的位置和 / 或角膜表面与视轴垂直处的位置。角膜的选择部分还可为其他位置,例如,角膜顶点。囊袋

的选择部分可以为（例如）所述囊袋的后壁的全部或一部分，所述囊袋的前壁的全部或一部分等。

[0025] 在某些实施方式中，所述眼科器械测量无晶状体囊袋深度，所述无晶状体囊袋深度例如可理解为从眼睛的角膜到无晶状体眼内的囊袋的后表面或前表面的距离。无晶状体眼指其中缺失晶状体的眼睛，而有晶状体眼具有包含在其中的天然晶状体。所述眼科器械可以在已经将天然晶状体从眼睛移除之后进行的 IOL 植入手术期间使用。测量的无晶状体囊袋深度可以用来比传统方法更高的精度来预测 IOL 的术后位置，从而使外科医生更精确地计算要在外科步骤期间植入的 IOL 的适当焦距。在某些实施方式中，实际的 IOL 术后位置可在已经植入 IOL 之后测量（例如，采用光学相干断层扫描仪或超声装置），且该数据可用于提高无晶状体囊袋深度与 IOL 术后位置之间的相关性。

[0026] 图 1 示意性地显示了用于测量患者眼睛 102 的尺寸或眼睛内的尺寸的眼科测量系统 100 的一个实施方式。在图 1 中，眼科测量系统 100 显示为配置成测量眼睛 102 的角膜表面 104 与囊袋 106 的后壁之间的距离 y_1 。在某些实施方式中，所述眼睛为无晶状体的眼睛，天然晶状体已经提前（例如，在 IOL 植入手术步骤期间）从眼睛去除。该测量例如可在眼球和囊袋已膨胀（例如，利用基础盐溶液或粘弹性材料）之前或之后在手术中进行。

[0027] 为了方便，可定义一个三维坐标系，该三维坐标系具有与患者眼睛 102 的视轴平行的 y 轴，以及与 y 轴互相正交的 x 和 z 轴，以使得 x 轴和 z 轴限定与眼睛的视轴垂直的平面。在该三维坐标系的背景下，眼科测量系统 100 的横向定位与眼科测量系统 100 的 x 坐标和 z 坐标对应，而纵向定位与眼科测量系统 100 的 y 坐标对应。应理解的是，所述坐标系仅是说明性的，也可采用其他坐标系和其他配置。例如，在某些实施方式中， y 轴可与患者眼睛 102 的光轴平行， x 轴和 z 轴可定义与患者眼睛 102 的光轴垂直的平面。

[0028] 眼科测量系统 100 可包括用于在测量过程中采集、引导和 / 或聚焦由眼睛 102 散射的光的光学系统 112。光学系统 112 可限定眼科测量系统 100 的光轴 114。在某些实施方式中，眼科测量系统 100 可定位在相对于患者眼睛 102 的预定位置处。例如，眼科测量系统 100 可横向定位成使得所述眼科测量系统的中心在眼睛瞳孔的上方，并且 / 或者使得光轴 114 基本上与眼睛 102 的视轴或光轴共线。眼科测量系统 100 可纵向定位成使得所述眼科测量系统位于与眼睛 102 相距一预定距离处。如下文更详细描述，眼科测量系统 100 可与用于将眼科测量系统 100 精确定位在所述期望位置处的定位系统（图 1 中未显示）结合使用。

[0029] 眼科测量系统 100 可包括定向成将光引导至患者眼睛内的一对激光器 108、110。在某些实施方式中，激光器 108、110 产生的光处于可见光谱之外（例如，红外光）。例如，可使用 780nm 自由空间的激光器，例如，从美国加利福尼亚州米尔皮塔斯的 Blue Sky Research 公司购买的激光器。在某些实施方式中，激光器 108、110 产生的光束的宽度为至少约 200 微米和 / 或小于约 1000 微米，但也可采用该范围之外的宽度。激光器 108、110 可位于光轴 114 的相对侧上，并可分开一距离 x_2 。在某些配置中，激光器 108、110 定位为使得光轴 114 基本位于激光器 108、110 之间的中点处，但并不要求如此。在某些实施方式中，激光器 108、110 分开至少约 60mm 和 / 或小于约 80mm 的距离，但也可采用该范围之外的距离。

[0030] 在某些实施方式中，在激光器 108、110 定位在相对于眼睛 102 的期望位置时，所述激光器与眼睛的角膜表面相距一距离 y_2 。在某些实施方式中，激光器 108、110 可定位在与

角膜表面 104 相距至少约 100mm 和 / 或小于约 150mm 的距离处,但也可采用该范围之外的距离。在一个例示性实施方式中,激光器 108、110 定位在与眼睛 102 的角膜表面 104 相距约 128mm 的位置处。在某些实施方式中,激光器 108、110 定位在与眼睛 102 基本等距的位置处。在其他实施方式中,一个激光器 (例如,108) 比另一个激光器 (例如,110) 定位成更靠近眼睛 102。

[0031] 在某些实施方式中,激光器 108、110 定向为使得其相应的发出光束 116、118 共面。激光器 108、110 可定向为 (例如,基于预定距离 y_2) 使得激光器 108 发出的光束 116 沿着在眼睛的视轴与角膜表面 104 相交的位置与眼睛 102 的角膜表面 104 相交的路径被引导,并且使得激光器 110 发出的光束 118 沿着在眼睛的视轴与角膜表面 104 相交的角膜位置处与眼睛角膜相交的路径被引导。因此,激光器 108、110 发出的光束 116、118 可在眼睛 102 的角膜表面 104 的中心处相交。激光器 108、110 可定向为相对于光轴 114 以非零角度 θ 发出光束 116、118。在某些实施方式中,光束 116、118 从光轴 114 偏离至少约 13° 和 / 或小于约 17° 的角度,但也可采用该范围之外的角度。在某些实施方式中,激光器 108、110 发出的光束 116、118 从光轴 114 偏离基本相同的量,但沿基本相反的方向,但每个光束与光轴 114 之间的角度不需要相等。在某些实施方式中,光束 116、118 从所述光轴偏离的角度在 10° 、 5° 、 3° 、 2° 、 1° 之内,或一个比一个小。

[0032] 由于光束 116、118 在角膜表面 104 处进入眼睛 102,一部分光由角膜表面 104 散射,一部分光通过角膜传播并进入眼睛 102 内。光束 116 在第一位置 120 处撞击囊袋 106 的后壁,光束 116 的一部分由囊袋 106 的后壁散射。类似地,光束 118 在第二位置 122 处撞击囊袋 106 的后壁,且光束 118 的一部分由囊袋 106 的后壁散射。

[0033] 光学系统 112 可采集一部分散射光,并将采集的光引导到探测器 124 上。在某些实施方式中,光学系统 112 配置成将散射光聚集到探测器 124 上。光学系统 112 可在探测器 124 上形成图像。在某些实施方式中,光学系统 112 设计为使得探测器 124 和囊袋 106 的后壁位于共轭面。如下文更详细描述,光学系统 112 可包括各种光学元件,例如,镜子、透镜、过滤器、孔径、和光束分裂器。应理解的是,光轴 114 并不一定沿着眼科测量系统 100 内的整个光路都为直线,因为所述光轴可能会被光学系统 112 内的各种光学元件弯曲。探测器 124 可包括电荷耦合器件 (CCD) 或其他类型的光敏元件。在某些实施方式中,探测器 124 包括光敏像素的二维阵列,配置所述二维阵列以成产生对撞击像素的光进行描述的电信号。例如,可使用测度 (measuring) 为 16mm 乘 16mm 且具有 500 乘 500 像素的二维阵列的 CCD 传感器,但也可采用其他配置。

[0034] 探测器 124 可为处理器 126 提供电信号。处理器 126 可配置成处理自本文所述的探测器 124 接收的数据。在某些实施方式中,处理器 126 可与合适的存储器 128 电子通信,以便存储累积数据、将由处理器 126 执行的指令、与患者眼睛 102 相关的参数,或其他数据。处理器 126 还可与用户界面 142 电子通信,以使用户输入患者眼睛 (例如,无晶状体眼或有晶状体眼) 相关的信息、要测量的距离相关的信息、或其他信息。

[0035] 图 2 显示了在测量过程期间可在探测器 124 上形成的示例图像 130。图 2 包括与图 1 所示的坐标系相似的坐标系。尽管图 2 显示了 x - z 平面中的在探测器 124 上形成的图像 130,但探测器 124 的定向可以不同。图像 130 可包括与在角膜表面 104 散射的光对应的中心点 132、与通过第一位置 120 散射的光束 116 对应的第一目标点 134,以及与通过第

二位置 122 散射的光束 118 对应的第二目标点 136。在某些实施方式,光学系统 112 可配置成提供足够大的景深 (depth of field),以使中心点 132 和两个目标点 134、136 处于焦点上,以便在探测器 124 上提供清晰聚焦点。在某些实施方式中,所述光学系统可配置为使得点 132、134、136 中的一个或多个处于焦点上,并且点 132、134、136 中的一个或多个明显处于焦点之外。例如,在某些实施方式中,中心点 132 可明显处于焦点之外,而目标点 134、136 处于焦点上。处理器 126 可配置成分析接收自探测器 124 的数据,并根据所述数据确定(例如)距离 y_1 的测量值。在某些实施方式中,该分析可以包括:定位将在测量过程中使用的点 132、134、136 中的一个或多个的质心 (centroid),并确定点 132、134、136 中的两个或多个之间的距离。

[0036] 处理器 126 可配置成至少部分地基于接收自探测器 124 的数据来计算从角膜表面 104 到囊袋 106 的后壁的距离 y_1 。处理器 126 可基于图像 130 中的目标点 134、136 的位置(例如,点的质心)来计算位置 120、122 之间的距离 x_1 。例如,处理器 126 可确定目标点 134、136 的位置之间的像素数量,并且应用对目标点 134、136 代表的位置 120、122 之间的实际距离进行计算的算法。例如,所述算法可说明由光学系统 112 提供的任何放大。在某些实施方式中,在光束 116、118 进入眼睛以及在所述光束经过眼睛内的各个光学过渡层时,所述光束的任何折射都可忽略,以使得光束 116、118 中的每一个可视为好像该光束相对于光轴 114 以相同的非零角度 θ 从角膜表面 104 传播至囊袋 106 的后壁一样。在该实施方式中,距离 y_1 可利用以下方程式 (1) 进行计算。

[0037]

$y_1 = \frac{1}{2} \frac{x_1}{\tan(\theta)}$	(1)
--	-----

[0038] 在某些实施方式中,角度 θ 未知,但激光器 108、110 之间的间隔距离 x_2 以及从所述激光器到角膜表面 104 的距离 y_2 已知。距离 y_1 可利用以下方程式 (2) 进行计算。

[0039]

$y_1 = \frac{y_2 x_1}{x_2}$	(2)
-----------------------------	-----

[0040] 可替代地,在某些实施方式中,所述距离 y_2 和 x_2 可首先用于确定角度 θ ,随后可应用方程式 (1)。

[0041] 在某些实施方式中,可调整用于确定距离 y_1 的计算,以说明在光束进入眼睛和/或在所述光束通过眼睛内的各种折射率过渡层传播时所述光束的折射。

[0042] 尽管上述某些实施方式对无晶状体眼内的后囊袋深度的测量进行了说明,但某些实施方式可用于测量患者眼睛的或眼睛内的其他尺寸或空间关系,例如,前房深度 (ACD),例如,所述前房深度可理解为从角膜到晶状体眼内的晶状体的前表面的距离。该距离可为角膜的选择位置或部分与天然晶状体的选择位置或部分之间的距离。例如,角膜的选择部分可以为在角膜表面上的与眼睛的视轴相交的位置。例如,晶状体选择部分可以为晶状体的前表面的全部或一部分等。所述前表面的该部分可以为(例如)所述前表面的最前部分、眼睛的视轴或光轴与所述前表面相交的位置等。

[0043] 图 3 示意性地显示了用于测量患者眼睛的尺寸或眼睛内的尺寸（例如，包括有晶状体眼 202 内的前房深度（ACD））的眼科测量系统 200 的一个实施方式。眼科测量系统 200 可在某些方面与上述眼科测量系统 100 相似，上述的眼科测量系统的某些公开内容也适用于眼科测量系统 200，但下文对某些不同之处进行了说明。由此，在某些实施方式中，例如，眼科测量系统 200 可为用于测量无晶状体眼（如图 1 所示）内的后囊袋深度的相同眼科测量系统 100，其在配置上可有所改变或者也可不进行改变。

[0044] 眼科测量系统 200 可包括配置成将相应光束 216、218 通过角膜表面 204 引导到患者的眼睛 202 内的激光器 208、210。因此，光束 216、218 可在角膜表面 204 处相交，在该相交处来自每个光束 216、218 的光的一部分由角膜表面 204 散射。第一光束 216 可传播到晶状体 206 的前表面上的第一位置 220，所述第一位置对一部分光进行散射。类似地，第二光束 218 可传播到晶状体 206 的前表面上的第二位置 222，所述第二位置对一部分光进行散射。由角膜表面 204 以及第一和第二位置 220、222 散射的光的一部分可由光学系统 212 采集并被引导到探测器 224。在某些实施方式中，光学系统 212 或探测器 224 可特别配置成利用从晶状体 206 反射的光。例如，光学系统 212 可配置成以与用于测量无晶状体眼内的后囊袋深度的光学系统 112 不同的方式对光进行聚焦，以适应于不同的物距。在某些实施方式中，可在需要或不需要进行调整的情况下使用相同的光学系统 112 和探测器 124 来测量无晶状体眼中的后囊袋深度以及有晶状体眼中的前房深度。

[0045] 图 4 显示了在测量过程期间在探测器 224 上形成的示例图像 230。图 4 包括与图 2 所示的坐标系相似的坐标系。图像 230 包括与在角膜表面 204 处散射的光对应的中心点 232、与由晶状体 206 上的第一位置 220 散射的光对应的第一目标点 234、以及与由晶状体 206 上的第二位置 222 散射的光对应的第二目标点 236。处理器 226 可配置成基于点 232、234、236 的位置以与上文所述相似的方式来计算距离 y_1' 。应注意的是，目标点 234、236 相比于目标点 134、136 可以稍微更靠近彼此，这表示，通过图像 230 测量的距离 y_1' 小于通过图像 130 测量的距离 y_1 。

[0046] 类似地，也可测量患者眼睛内的其他距离。例如，可测量无晶状体囊袋的前部深度。例如，该距离可理解为角膜表面与无晶状体囊袋的前表面之间的距离。例如，该测量可在已经去除了天然晶状体之后、但是在眼球和囊袋已经膨胀（例如，利用基础盐溶液或粘弹性材料）之前或之后在手术中进行。该距离可（例如）单独地使用或与无晶状体囊袋后壁深度共同使用以计算 IOL 的有效晶状体位置（ELP）。例如，在 IOL 插入囊袋的情况下，估算的有效晶状体位置可选择为这两个距离之间路程的部分。将这两个距离与囊袋中 IOL 的估算有效晶状体位置关联的其他关系也是可能的，并且这些关系可通过（例如）本文所述的回归分析进行确定。另外，可利用囊袋前部深度测量来计算睫状沟（sulcus）晶状体的预测位置。例如，睫状沟晶状体的估计有效晶状体位置可通过从测量距离中减去经验导出常数而与从角膜表面到囊袋前表面的距离相关。将该距离与睫状沟晶状体的估计有效晶状体位置相关联的其他关系也是可能的，并且这些关系可通过（例如）本文所述的回归分析进行确定。

[0047] 同样，可利用通过位置 238、240（光束 216、218 在所述位置处撞击所述囊袋的后壁）散射的光在有晶状体眼 202 中测量角膜表面 204 与所述囊袋的后壁之间的距离。在某些实施方式中，在探测器 224 上形成的图像 230 可包括比图 4 所示的点更多的点。例如，所

述图像还可以包括与通过所述囊袋的后表面上的位置 238、240 散射、或通过眼睛内其他结构散射的光相对应的点。在某些实施方式中,处理器 226 可配置成识别与所述期望测量相关的点,并忽略图像中的其他点。例如,处理器 226 可忽略在所述期望测量的可行范围之外的点,或仅考虑足够亮或充分地处于焦点的点。在某些实施方式中,光学系统 212 可具有相对短的景深,并配置成仅对处于所述期望测量的可行范围之内的点进行聚焦。

[0048] 在某些实施方式中,处理器 226 可基于通过用户界面 242 接收的与患者眼睛 202 或要执行的测量相关的信息来对所述计算、光学系统 212 或眼科测量系统 200 的其他部件进行调整。例如,由于无晶状体眼的折射倍率 (refraction power) 与对应的有晶状体眼的折射倍率不同,在某些实施方式中,测量系统 200 可根据所测量的眼睛为有晶状体眼还是无晶状体眼来调整光学系统 212 (例如,通过调整晶状体的位置),以改变照相机的焦距。这种调整可用于补偿有晶状体眼或无晶状体眼的折射倍率使散射光 (例如,来自天然晶状体的前表面或来自无晶状体囊袋的后表面) 在射出眼睛并由光学系统 112 采集之前被会聚或分散的变化程度。

[0049] 可对图 1 和图 3 所示的系统进行多种变化。例如,所述激光器可定位在与眼睛相距不同纵向距离处,或定位在与所述光学系统所限定的光轴相距不同距离处。在某些实施方式中,所述激光器可相对于由所述光学系统限定的光轴以不同角度定向。在某些实施方式中,所述激光器可定位为:使得所述激光器在角膜上的不与眼睛的视轴相交的位置处交叉,或者使得所述激光器在所述眼睛的与所述期望测量有关的某些其他结构处交叉。

[0050] 尽管上文所述的实施方式公开了采用两个激光器的测量系统,但也可使用其他数量的激光器。例如,在某些实施方式中,可使用单个激光器。图 5 显示了在与图 1 和图 3 所示的眼科测量系统相似但具有单个激光器的眼科测量系统内的探测器上形成的示例图像 330。图 5 包括与上文根据图 2 所述的坐标系相似的坐标系。图像 330 包括与在 (例如) 眼睛的角膜表面处散射的光对应的中心点。所述图像还包括与通过 (例如) 无晶状体眼内的囊袋的后壁散射的光相对应的目标点 334。随后,可部分地基于点 332、334 的位置来确定角膜表面与囊袋后壁之间的距离 y_1'' (该距离可与图 1 所示的距离 y_1 相同)。例如,距离 y_1'' 可以利用以下方程式 (3) 根据角膜表面与囊袋上对光进行散射的位置 (根据点 332、334 的位置而确定) 之间的距离的 x 向分量 x_1'' 和入射光束的角度 θ'' 进行计算:

[0051]

$y_1'' = \frac{x_1''}{\tan(\theta'')}$	(3)
--	-----

[0052] 在某些实施方式中,可将四个激光器绕光轴定位,并将所述四个激光器定向为使得四个光束在所述角膜表面上的相同位置处相交。图 6 显示了在与图 1 和图 3 所示的眼科测量系统相似但具有四个激光器的眼科测量系统的探测器上形成的示例图像 430。图 6 包括与上文根据图 2 所述的坐标系相似的坐标系。所述中心点与在眼睛的角膜表面处散射的光对应。四个目标点 434、435、436、437 与来自相应的四个光束的在 (例如) 所述囊袋的后壁散射的光对应。随后,可部分地基于第一目标点 434 与第三目标点 436 之间的距离以及第二目标点 435 与第四目标点 437 之间的距离来确定角膜表面与所述囊袋的后壁之间的距离。使用四个激光器可提供与沿着两个轴线进行的所述期望测量有关的信息,在某些实施

方式中,所述两个轴线可以正交,如图 6 所示。例如,如果第一目标点 434 与第三目标点 436 之间的距离小于第二目标点 435 与第四目标点 437 之间的距离,这表示,沿着所述轴线通过第一和第三目标点 434、436 测量的待测距离比沿着所述轴线通过第二和第四目标点 435、437 测量的待测距离短。

[0053] 在某些实施方式中,可使用额外激光器收集与所测量表面有关的额外数据。例如,可使用 8、12、16 或其他数量的激光器组成的网格来测量从所述角膜表面到与眼睛的视轴相距变化距离的所测量表面的距离。因此,所述测量系统可用于生成(例如)囊袋后壁的表面的更完整映像,从而更精确地预测 IOL 的术后位置,因此更精确地选择 IOL 的焦距。在某些实施方式中,通过网格中的各种激光器组合进行的测量可执行不同次数,以防止所述探测器上的目标点重叠。在某些实施方式中,所述激光器可移动(例如,采用万向接头和线性滑轨),并可用于从多个位置进行测量,以便利用较小数量的激光器来获得所述表面的相对详尽的映像。

[0054] 在某些实施方式中,所述处理器(例如,126、226)可部分地基于在所述测量系统的探测器上形成的点来确定所述眼科测量系统(例如,100、200)是否相对于患者眼睛适当地定位在所述期望位置处。图 7A 显示了在与图 1 和图 3 所示的眼科测量系统相似的眼科测量系统内的探测器上形成的示例图像 530,不同之处在于,所述激光器(例如,108、110、208、210)定向为使得所述光束(例如,116、118、216、218)不在眼睛的角膜表面处相交。图 7A 包括与上文根据图 2 所述的坐标系相似的坐标系。在所述测量系统定位成使得与患者眼睛的纵向距离(例如, y_2 、 y_2')大于或小于期望纵向距离,以使所述激光器发出的光束在眼睛角膜的前面或后面的位置交叉时,可形成图像 530。由于光束在到达角膜之前或之后相交,所述光束在两个不同位置处撞击角膜。图像 530 可包括与来自第一光束的在眼睛角膜的第一位置处散射的光相对应的第一中心点 532。图像 530 的第二中心点 533 可与来自第二光束的在眼睛角膜的第二位置处散射的光对应。

[0055] 图像 530 还可包括与通过所测量眼睛内的表面散射的光相对应的目标点 534、536,如上所述。但是,由于所述光束不在眼睛的角膜表面处相交,如果没有适当的补偿,目标点 534、536 之间的距离可产生不精确的测量值。因此,在某些实施方式中,所述处理器可配置成分析由所述探测器提供的数据,并且在两个中心点 532、533 基本重叠以形成单个中心点(例如,如图 2 的示例图像 130 中所示的)时,仅接受用于测量目的的数据。因此,所述测量系统可用于确认定位系统(或使用者)已经在对眼睛进行测量之前或在进行测量的同时将所述测量系统正确定位在期望工作距离 y_2 、 y_2' 处。形成两个中心点 532、533 还可表示所述激光器的其中之一或两者的定向不正确或者发生了某些其他故障。

[0056] 在某些实施方式中,所述测量系统(例如,100、200)可向自动对准系统或向使用者提供定位信息。例如,在所述器械定位于工作距离 y_2 、 y_2' 处从而产生两个不同中心点 532、533 时,所述处理器可使所述器械相对于眼睛纵向移动,直到形成单个中心点为止。所述处理器还可配置成通过系统地移动所述器械以定位眼睛上的形成所述测量系统探测器上的单个中心点的最高位置而将所述器械与眼睛的顶点对准。

[0057] 在某些实施方式中,所述测量系统(例如,100、200)可确定其纵向位置是否大于或小于与眼睛的期望纵向距离。例如,如果中心点 532、533 在所述测量系统靠近眼睛时会聚,或者在所述测量系统移动远离眼睛时分散,这可表示,激光在到达眼睛的角膜表面之前

交叉。相反,如果中心点 532、533 在所述测量系统靠近眼睛时分散,或者在所述测量系统移动远离眼睛时会聚,这可表示,激光在经过眼睛的角膜表面之后交叉。可替代地,所述激光器可具有不同的大小,采用不同光频,为时间或频率调制的等,以使所述系统可确定哪个中心点 532、533 与哪个激光器对应。例如,如果图像 530 右侧上的中心点 532 与从第一激光器发出的光对应,图像左侧上的中心点 533 与从第二激光器发出的光对应,则所述系统可确定激光在到达角膜表面之前交叉。如果中心点 532、533 的位置交换,则所述系统可确定激光在经过角膜表面之后交叉。

[0058] 图 7B 示意性地显示了利用不在眼睛 502 的角膜处交叉的两个激光器 508、510 来测量患者眼睛 502 的尺寸或眼睛内的尺寸的眼科测量系统 500 的一个实施方式。激光器 508、510 发出的激光束 516、518 在眼睛 502 的角膜表面前面的点 504 处交叉。激光束 516、518 分别在位置 503 和 505 处撞击眼睛的角膜表面,传播经过眼睛,并分别在位置 520 和位置 522 处撞击无晶状体囊袋 506 的后表面。在位置 503、505、520、522 中的每一个位置处,光的一部分由角膜或囊袋散射。散射光的一部分由光学器件 512 采集,并被引导至探测器 524。探测器 524 上形成了图像(例如如图 7A 中所示的图像 530),该图像具有两个中心点 532、533 和两个目标点 534、536。探测器 534 可与处理器 526 电耦接,所述处理器可与合适的存储器 538 和用户界面 542 耦接。

[0059] 处理器 526 可配置成部分地基于接收自探测器 524 的数据来计算从角膜表面到无晶状体囊袋 106 的后壁的距离 y_1''' 。所述处理器 526 可用于至少部分根据图像 530 中的中心点 532、533 的位置计算激光束 516、518 与眼睛 502 的角膜相交的位置 503、505 之间的距离 x_2''' 。同样,所述处理器 526 可用于至少部分根据目标点 534、536 的位置计算无晶状体囊袋 506 的后表面上的位置 520、522 之间的距离 x_1''' 。如果所述系统 500 确定所述激光束 516、518 在到达角膜表面之前相交(例如,上文所述),距离 y_1''' 可利用以下方程 (4) 进行定义,其中, y_3''' 是激光束 515、518 相交的位置 504 到无晶状体囊袋后壁的距离, y_2''' 是激光束 516、518 相交的位置到眼睛 502 的角膜表面的距离。

[0060]

$y_1''' = y_3''' - y_2'''$	(4)
----------------------------	-----

[0061] 在某些实施方式中,可忽略光束 516、518 在进入眼睛并传播经过眼睛内的过渡层时所述光束的折射,以使得光束 516、518 可视为好像所述光束相对于光轴 514 以相同的非零角度 θ''' 从角膜表面传播到囊袋 506 的后壁。在该实施方式中,距离 y_3''' 和 y_2''' 可利用以下方程式 (5) 和 (6) 来计算。

[0062]

$y_3''' = \frac{1}{2} \frac{x_1'''}{\tan(\theta)}$	(5)
--	-----

[0063]

$y_2''' = \frac{1}{2} \frac{x_2'''}{\tan(\theta)}$	(6)
--	-----

[0064] 然后,方程式 (4) 可改写为以下方程式 (7)。

[0065]

$y_1''' = \frac{1}{2} \frac{(x_1''' - x_2''')}{\tan(\theta)}$	(7)
---	-----

[0066] 如果系统 500 确定激光束 516、518 在经过角膜表面之后相交 (如上所述), 距离 y_1''' 可利用以下方程式 (8) 进行计算。

[0067]

$y_1''' = \frac{1}{2} \frac{(x_1''' + x_2''')}{\tan(\theta)}$	(8)
---	-----

[0068] 另外,在某些实施方式中,还可对准系统 (比如,如本文所述的 608) 来确定图 7B 所示的距离。例如,所述对准系统可用于确定 y_2''' 。如上所述,在某些实施方式中,可对本文公开的计算进行改变,以说明光束 516、518 在进入眼睛 502 时所述光束的折射和 / 或光传播经过眼睛 502 内的各个过渡层时产生的折射。

[0069] 图 8 示意性地显示了眼科器械 600 的一个实施方式,该眼科器械包括测量系统 606、对准系统 608、以及安装至外科显微镜 602 上的波前像差仪 610。器械 600 可包括附接至外科显微镜 602 的辅助模块 604。辅助模块 604 可包括本文所述的测量系统 606、对准系统 608、以及波前像差仪 610。测量系统 606 可用于 (例如) 测量囊袋前部和 / 或后部深度或前房深度。对准系统 608 可用于将眼科器械 600 横向和纵向定位在相对于患者眼睛的期望位置处,如本文所述。波前像差仪 610 可用于 (例如) 执行患者眼睛的术中折射倍率测量。例如,患者无晶状体眼的总折射倍率的术中测量可用于在 IOL 焦度的计算中代替或补充术前角膜曲率和轴长的测量。

[0070] 尽管测量系统 606、对准系统 608、以及波前像差仪 610 显示为单个模块 604,但也可采用其他配置。例如,测量系统 606、对准系统 608、以及波前像差仪 610 可设置为两个或三个独立的模块。在某些实施方式中,测量系统 606 和波前像差仪 610 可刚性机械地耦接和 / 或光学地耦接在一起 (具体如下文所述)。对准系统 608 还可与测量系统 606 刚性机械地耦接。在某些实施方式中,辅助模块 604 可通过一个或多个紧固件 616 可拆除地附接于外科显微镜 602。

[0071] 图 8 显示了与图 1 和图 3 所示的用于参考的坐标系相似的 x-y-z 坐标系。为了方便, y 轴与患者眼睛的视轴对准, x 轴和 z 轴与 y 轴互相正交。

[0072] 对准系统 608 可与第 2009/0103050 号美国专利公开中描述的对准系统相似,该美国专利公开的全部内容以引证方式结合于此。还可使用其他类型的对准系统。如上所述,在某些实施方式中,测量系统 606 可用于提供定位信息,测量系统 606 还可与用于将器械 600 相对于患者 614 的眼睛 612 进行定位的对准系统 608 结合使用,或代替所述对准系统。

[0073] 波前像差仪 610 可为(例如)Talbot-Moire 干涉仪型波前像差仪,例如第 6, 736, 510 号美国专利中描述的波前像差仪,该美国专利的全部内容以引证方式结合于此。应理解的是,还可使用其他类型的波前像差仪。在某些实施方式中,可根据要进行的步骤将波前像差仪 610 省略,或使用不同眼科器械(例如,角膜曲率计、角膜地形图仪、或光学相干断层扫描(OCT)系统)来补充或代替波前像差仪 110。

[0074] 外科显微镜 602 可为本领域中已知的或待设计的任何适当的类型或配置。辅助模块 604(特别是紧固件 616)可配置成牢固地附接至各种外科显微镜。外科显微镜 602 可包括目镜 618,所述目镜可为双目或单目目镜,所述目镜允许外科医生查看眼睛 612 的区域。外科显微镜 602 还可包括用于照亮患者眼睛 612 的光源 620、用于调整外科显微镜 602 的焦点的聚焦旋钮 622、以及用于采来自患者眼睛 612 的光的物镜 624。在某些实施方式中,外科显微镜 602 通过可调节吊杆支撑在患者眼睛上方。

[0075] 在某些实施方式中,测量系统 606 和/或波前像差仪 610 利用不可见波长的光进行操作。因此,辅助模块 604 还可包括波长选择镜 626,所述波长选择镜使可见光经过而到达物镜 624,同时将由测量系统 606 和/或波前像差仪 610 使用的光(例如,可以为在近红外范围内的光)反射到包围在辅助模块 604 内的测量系统 606 和/或波前像差仪 610。应注意的是,辅助模块 604 可包括额外光学部件,例如,镜、透镜、光束分裂器、滤波器等,用于将光发送到其中包含的部件上或部件之间。

[0076] 图 9 示意性地显示了测量系统 606、对准系统 608、和波前像差仪 610 的实施方式。图 9 显示了与上文所述的用于参考的坐标系相似的 x-y-z 坐标系。应注意的是,图 9 为示意图,所示的布局并不一定表示器械 600 中采用的实际位置和方向。例如,为了简明起见,所述光路显示为位于 x-y 平面内,但某些光路也可至少部分地在 z 方向上指引。

[0077] 在图 9 所示的实施方式中,波前像差仪 610 包括激光器 628,所述激光器产生具有平面波前的细光束,所述细光束由第一光束分裂器 630 和波长选择镜 626 引导到患者眼睛 612 内。所述激光经过患者眼睛的角膜和瞳孔,并撞击在视网膜上。所述激光从视网膜散射,并通过眼睛 612 的角膜朝着波长选择镜 626 传播。

[0078] 眼睛 612 的特征(包括角膜的形状)改变了散射光的平面波前,因此改变了与角膜的形状以及眼睛在改变的波前中的折射倍率有关的编码信息。改变的波前被波长选择镜 626 反射,经过第一光束分裂器 630,进而被第二光束分裂器 632 反射,经过第一双合透镜(lens doublet,二重透镜)634,进而被第一和第二中继镜(relay mirror)636、638 改向,并经过第二双合透镜 640。第二双合透镜 638 与像差仪探测器 646 之间布置一对标线片或光栅 642、644。在某些实施方式中,像差仪探测器 646 可为电荷耦合器件(CCD),但也可采用其他探测器。标线片 642、644 可在像差仪探测器 646 上生成条纹图案,所述条纹图案被检测到并用于(例如)以第 6, 736, 510 号美国专利中所述的方式来确定改变的波前的形状。替代的波前的形状随后可用于确定(例如)患者眼睛的球焦度(spherical power)、柱焦度(cylindrical power)和柱轴(cylindrical axis)。

[0079] 测量系统 606 可包括一个或多个激光器 648(为了简洁起见,仅显示其中一个),该激光器定向为将光引导到眼睛内,如上所述。在某些实施方式中,激光器 648 可刚性地附接至与辅助模块 604 相结合的壳体的外侧或所述壳体内侧,以便将激光朝着患者的眼睛 612 引导通过所述壳体內的开口。在某些实施方式中,激光器 648 可以固定角度来附接。

[0080] 在适当定位时,所述激光可通过眼睛 612 的角膜表面 650 进入眼睛,并撞击在目标表面 652(例如,囊袋的后壁)上。光可由角膜表面 650 和眼睛 612 内的目标表面 652 进行散射。散射的光由波长选择镜 626 反射,经过第一光束分裂器 630 和第二光束分裂器 632,经过第三双合透镜 654,被两个镜 656、658 改向,并朝着测量系统探测器 662 经过第四双合透镜 660。如上所述,探测器 662 接收的光可用于确定角膜表面 650 与眼睛 612 内的目标表面 652 之间的距离。

[0081] 在某些实施方式中,所述器械的光轴 676 由测量系统 606 和 / 或波前像差仪 610 的光学器件限定。在某些实施方式中,测量系统 606 和波前像差仪 610 设计成在共同工作距离处操作,以使得在器械 600 在期望横向和纵向位置处正确对准时,所述测量系统和波前像差仪都能采集精确数据。

[0082] 在某些实施方式中,测量系统 606 的激光器 648 可采用与波前像差仪 610 的激光器 628 相同波长(例如,780nm)的光。因此,波长选择镜 626 可用于将来自波前像差仪 610 和测量系统 606 这两者的光朝着第二光束分裂器 632 引导。在某些实施方式中,通过测量系统 606 和波前像差仪 610 进行的测量可执行不同次数,以使来自一个系统的光不对另一个系统进行的测量产生影响。在某些实施方式中,激光器 648 可采用与激光器 628 不同波长的光,以使在利用波前像差仪 610 进行的测量的同时利用测量系统 606 进行测量,从而在外科手术步骤期间实现减少等待时间。在这种实施方式中,波长选择镜 626 可配置成将两种波长的光都引导到第二光束分裂器 632。在某些实施方式中,器械 600 可使用一个或多个波长选择镜将一种波长的光发送到像差仪探测器 646,并将另一种波长的光发送到测量系统探测器 662。

[0083] 对准系统 608 可包括一个或多个光源,例如发光二极管(LEDs)664、666。LED 664、666 可(例如)绕所述器械的光轴 676 定位且在波前像差仪 610 的输入窗口 668 附近。在某些实施方式中,LED 664、666 使用与激光器 648、628 不同波长的光。例如,所述 LED 可采用波长为 880nm 的光,但也可采用其他波长的光。对准系统 608 还包括具有对准光学器件 670 和对准探测器 672 的对准照相机。对准光学器件 670 可限定对准光轴 674,所述对准光轴与眼睛 612 的角膜相交。在某些实施方式中,在器械 600 相对于患者的眼睛 612 定位在期望位置处时,对准光轴 674 在眼睛的角膜表面与由测量系统 606 和 / 或波前像差仪 610 的光学器件限定的光轴相交。

[0084] 从 LED 664、666 发出的光朝着眼睛 612 的角膜传播,所述光的一部分总体上沿着对准光轴 674 被所述角膜反射,以使得这一部分光经过对准光学器件 670,所述对准光学器件在对准探测器 672(所述对准探测器例如可为 CCD 传感器)上产生 LED 664、666 的图像。LED 664、666 的图像的定位一般取决于器械 600 的空间定位以及患者眼睛的角膜曲率。在某些实施方式中,可基于患者眼睛 612 的角膜曲率以及器械 600 相对于眼睛 612 的期望位置在探测器 672 上限定参考位置。根据 LED 664、666 的图像相对于参考位置的定位以及 LED 664、666 的图像的锐度 / 焦点,对准系统 608 可提供用于将器械 600 定位在相对于眼睛 612 的期望位置处的对准信息,如第 2009/0103050 号美国专利公开中详细描述的那样。在某些实施方式中,定位系统 608 可将器械 600 定位在相对于患者眼睛 612 的 1mm、500 μ m、300 μ m 或 150 μ m 内的期望位置。

[0085] 器械 600 可包括处理器 676,所述处理器可与测量系统探测器 662、像差仪探测器

646、和对准探测器 672 电子通信。所述处理器还可与上述存储模块 678、以及视频监控器 680 或用于向使用者传送信息的其他显示装置电子通信。如本文所述的,处理器 676 可接收和处理来自探测器 646、662、672 的数据。在某些实施方式中,处理器 676 可使用来自探测器 656、662、672 中一个以上的探测器的数据来执行功能,例如,生成定位信息。例如,如上所述,在某些实施方式中,来自测量系统 606 的数据可与对准系统 608 结合使用,以生成定位信息。

[0086] 器械 600 可包括用于基于定位信息来自动调整器械 600 的位置的致动器(未显示)。器械 600 还可包括允许使用者根据经由(例如)视频监控器 680 提供的定位信息来调整器械 600 的定位的控制器(未显示)。

[0087] 在某些实施方式中,眼科测量系统 606 和波前像差仪 610 可使用相同探测器。图 10 示意性地显示了眼科测量系统(例如,100、200、606)的光学系统 700 的一个实施方式,所述光学系统用于从眼科测量系统 606 和波前像差仪 610 这两者采集由眼睛 752 散射的光,并将所述光引导到共用探测器 762。散射光的一部分由波长选择镜 726(图 8 中为 626)反射到光束分裂器 730,所述光束分裂器将散射光的一部分朝向第一透镜 754 传递。波长选择镜 726 可用于(例如,如本文所述)将可见光传递到外科显微镜上,同时反射由测量系统 606 和波前像差仪 610 使用的红外光。光束分裂器 730 可用于(例如,如本文所述)将来自激光器(图 8 中为 628)的激光束的一部分引导到眼睛 752,以供波前像差仪 610 使用。

[0088] 第一透镜 754 可为双合透镜,并且可利用光焦度对散射光进行操作。例如,透镜 754 可用于会聚散射光,并将散射光引导到第一镜 756,所述第一镜将光反射到第二镜 758。第二镜 758 可将散射光引导通过空间孔 759 进而到达第二透镜 760,所述第二透镜可为双合透镜并且可利用光焦度对散射光进行操作。例如,透镜 760 可用于进一步将散射光会聚,以在探测器 762 上形成实像。应理解的是,还可采用光学系统 700 中的光学部件的许多其他选择以及所述光学部件的布局。光学系统 700 可包括位于透镜 760 与共用探测器 762 之间的一对光栅(图 10 中未显示)。

[0089] 在某些实施方式中,光学系统 700 的光学元件的位置是固定的。在某些实施方式中,系统 700 的某些光学元件是可移动的。例如,透镜 760 和/或透镜 754 是可移动的,以便根据所获得的测量量(例如,无晶状体囊袋的后部或前部深度或前房深度)、所测量的眼睛(例如,有晶状体眼或无晶状体)的特征、是否使用了测量系统 606 或波前像差仪 610 来调整光学系统 700 的有效焦距。因此,光学系统 700 可配置成在探测器 762 上形成清晰的聚焦图像,以用于各种应用。在某些实施方式中,所述光栅可移动,以使得在使用波前像差仪时所述光栅位于光路中,以及在使用测量系统 606 时所述光栅从光路移走。在某些实施方式中,在使用测量系统 606 时所述光栅可保持于光路中。

[0090] 图 10 包含 x-y-z 坐标系,其中,y 轴与眼睛的视轴对准,x 轴和 z 轴与 y 轴互相正交。也可采用其他坐标系,图 10 所示的光学元件可定向在与图 10 所示的方向不同的方向上。

[0091] 图 11 示意性地显示了在测量过程期间来自图 8 的眼科器械的光与患者眼睛 800 的光学模型相交。图 11 包含 x-y-z 坐标系,其中,y 轴与眼睛的视轴对准,x 轴和 z 轴与 y 轴互相正交。也可采用其他坐标系。

[0092] 第一激光束 802 在角膜表面 806 处与眼睛 800 的角膜 804 接触。光 802 的一部分

在角膜表面散射,如图 11 的点线 807 所示。第一激光束 802 经过眼睛的各个结构,包括角膜 804、房水 808 等。第一激光束 802 可在进入眼睛 800 时折射,并通过眼睛的各个结构传播。第一激光束 802 最终撞击在囊袋 810 的后壁上,光 802 的一部分在此处散射(如虚线 812 所示),并且光 802 的一部分经过囊袋并进一步传播到眼睛 800 内。散射光 812 可由眼睛内的各个过渡层折射,还可在离开眼睛 800 时产生折射。本领域的技术人员应理解的是,图 11 中所示的射线轨迹为简化的射线轨迹,为了简洁起见,显示了相对少的光射线。例如,所述激光束(例如,802)显示为单射线,在实际操作过程中,所述激光束可具有可感知的粗细。

[0093] 第二激光束 814 可通过角膜表面 806 进入眼睛 800。第二激光束 814 的一部分也由角膜表面 806 散射(散射光如图 11 的点线 807 所示)。第二激光束 814 可在进入眼睛 800 并传播到囊袋 810 的后壁时以与上述第一激光束 802 相似的方式折射。第二激光束 814 的一部分可由囊袋 810 散射(散射光如图 11 的虚线 816 所示)。在散射光 816 传播通过眼睛 800 内的过渡层以及离开眼睛 800 时所述散射光可折射。散射光 807、812、816 可被引导至探测器,并用于确定从角膜表面 806 到囊袋 810 的后壁的距离,如本文所述。

[0094] 第三激光束 818 可通过角膜表面 806 被引导到眼睛 800 内,以使得所述第三激光束传播到视网膜(未显示)并由所述视网膜散射。在某些实施方式中,第三激光束 818 与波前像差仪 610 的探测光束(probe beam)对应,如本文所述。来自视网膜的散射光可由波前像差仪 610 用来测量眼睛的光焦度。

[0095] 图 12 为作为白内障手术的一部分的用于确定要植入患者眼睛内的 IOL 的适当光焦度的方法 900 的一个实施方式的流程图。在框 902,使用者可将眼科器械 600 定位在患者眼睛上方的预定期望位置处。在某些实施方式中,所述期望位置可将所述器械横向定位,以使所述测量系统的光轴与眼睛的视轴基本对准,也可将所述器械纵向定位,以使所述测量系统的激光器在眼睛的角膜表面处相交。在某些实施方式中,使用者可使用外科显微镜以将器械 600 粗略地定位。在某些应用过程中,可期望利用对准系统 608 对器械 600 的位置进行微调,如本文所述。在某些实施方式中,对准系统 608 可与波前像差仪 610 和/或空间测量系统(例如,100、200、606)结合使用,以生成定位信息。所述器械的定位可利用处理器和致动器自动进行,或利用提供给使用者的控制来手动进行。应注意的是,尽管方法 900 相对于器械 600 来描述,但也可使用不同的眼科器械。例如,可使用超声或光学相干断层扫描测量装置。在某些实施方式中,所述超声或光学相干断层扫描装置可安装在外科显微镜上或安装在像差仪上,但空间限制可能会限制安装至所述外科显微镜或像差仪的测量装置的类型。所述器械可根据所使用的测量装置的类型而相对于患者眼睛不同地定位。

[0096] 在框 904,器械 600 可用于测量眼睛的至少一个术中特征,例如,无晶状体眼的囊袋的后部深度。在某些实施方式中,可预先进行将天然晶状体从眼睛移除的额外步骤,从而将眼睛转变成无晶状体眼。另外,可在移除天然晶状体之后将眼球和囊袋膨胀(例如,利用基础盐溶液或粘弹性材料)。在某些实施方式中,本文所述的眼科测量系统(例如,100、200、606)可用于测量囊袋的后部深度。来自一个或多个激光器(例如,108、110、208、210)的光可通过角膜表面被引导到眼睛内,以使得来自所述激光器的光由角膜表面进行散射并且还由眼睛内的囊袋散射。散射光可被采集并被引导至探测器,在所述探测器处形成了与对光进行散射的位置对应的点。可配置处理器以至少部分基于所述探测器上形成的点的位

置来确定无晶状体眼的囊袋后部深度,如本文所述。在某些实施方式中,所述囊袋后部深度可利用超声技术或光学相干断层扫描来测量。还可对眼睛的其他术中特征进行测量,以补充或代替无晶状体囊袋后部深度。例如,可测量无晶状体囊袋前部深度。该距离可用于(例如)预测要放置在囊袋前部而不是放置在所述囊袋自身内部的 IOL(例如,睫状沟晶状体)的术后位置。该距离还可用于代替无晶状体囊袋后部深度或者与无晶状体囊袋后部深度相结合,来预测囊袋中的 IOL 的术后位置。还可测量眼睛的其他术中特征。

[0097] 在框 906,器械 600 可用于测量无晶状体眼的光焦度。例如,可使用波前像差仪 610 测量无晶状体眼的光焦度,如本文所述。在其他实施方式中,无晶状体眼的光焦度可用其他方法确定。例如,无晶状体眼的光焦度可根据角膜曲率和眼睛轴长来估算。

[0098] 在框 908, IOL 的预测术后位置可至少部分地基于测量的眼睛的至少一个术中特征(例如,眼睛的无晶状体囊袋深度)来计算。在某些实施方式中, IOL 的预测术后位置可基于测量的无晶状体囊袋后部深度来确定,而不需要使用眼睛的额外测量量。例如, IOL 的有效晶状体位置可通过从测量的无晶状体囊袋后部深度中减去一常数来确定。在某些实施方式中,还可考虑无晶状体眼的测量光焦度或其他因素(例如,角膜曲率、眼睛轴长等),以预测 IOL 的术后位置。本领域的技术人员应理解的是,无晶状体囊袋深度与 IOL 术后位置之间的相关性可通过测量患者(接受无晶状体囊袋深度测量的患者)的实际 IOL 术后位置而建立,并且,在充分采样之后,可采用统计回归算法等来生成无晶状体囊袋深度与 IOL 术后位置之间的关系。在某些实施方式中,可预测在囊袋内的 IOL 的术后位置。还可预测处于其他位置的 IOL(例如,对于睫状沟晶状体)的术后位置。

[0099] 在框 910,可至少部分地利用 IOL 的预测术后位置来计算要植入患者眼睛内的 IOL 的焦度。还可考虑其他因素,例如,无晶状体眼的光焦度、眼睛的轴长等。通过精确计算 IOL 术后位置,可更精确地选择 IOL 的适当焦度,从而达到良好的手术效果,这可对将患者眼睛恢复到正视状态更为有效。

[0100] 上文已经结合附图对实施方式进行了说明。但是,应理解的是,附图并没有按比例绘制。距离、角度等仅为说明性的,并不一定与所示装置的实际尺寸和布局有精确关系。另外,已经以一定的详细程度对前述实施方式进行了说明,以允许本领域的普通技术人员制造和使用本文所述的装置、系统等。可进行多种变化。部件、元件、和/或步骤可以改变、添加、去除或重排。另外,处理步骤可以进行添加、去除或重新排序。尽管本文对特定实施方式进行了明确说明,但基于本公开内容,其他实施方式对于本领域的普通技术人员也将是显而易见的。

[0101] 前述公开内容将装置和系统分成多个部件或模块,以易于说明。但应理解的是,一个或多个部件或模块可以作为单个单元而操作。相反,单个部件或模块可以包括一个或多个子部件或子模块。进一步,部件或模块之间的通信可以多种方式进行,例如硬件实现方式(例如,通过网络或内部总线)、软件实现方式,或硬件与软件的结合。这种通信可采用多种信号、协议、系统架构和标准,例如,无线电信号和网络。本文公开的模块可包括硬件、软件、固件、电子器件和光学元件。

[0102] 有利地,本文所述的系统和方法的某些方面可利用(例如)计算机软件、硬件、固件,或软件、硬件和固件的任何组合而实施。软件模块可包括用于执行本文所述的功能的计算机可执行代码。在某些实施方式中,计算机可执行代码由一个或多个普通计算机执行。但

是,本领域熟练人员应理解的是,根据本公开内容,可利用要在普通计算机上执行的软件实现的任何模块也可利用硬件、软件或固件的不同组合而实现。例如,这种模块可利用集成电路的组合完全在硬件中实现。可替代地,或附加地,这种模块可利用设计为执行本文所述的特定功能的专用计算机而不是普通计算机来完全或部分地实现。

[0103] 本领域熟练人员应理解的是,根据本公开内容,可用多个分布式计算装置代替本文所述的任何一个计算装置。在这种分布式实施方式中,所述一个计算装置的功能为分布式的(例如,分布在网络上),以使得某些功能在分布式计算装置的每一个上执行。

[0104] 尽管已经对特定实施方式进行了明确说明,但基于本公开内容,其他实施方式对于本领域的普通技术人员也是显而易见的。因此,本范明的范围旨在由权利要求限定,而不应简单地限于明确描述的实施方式。

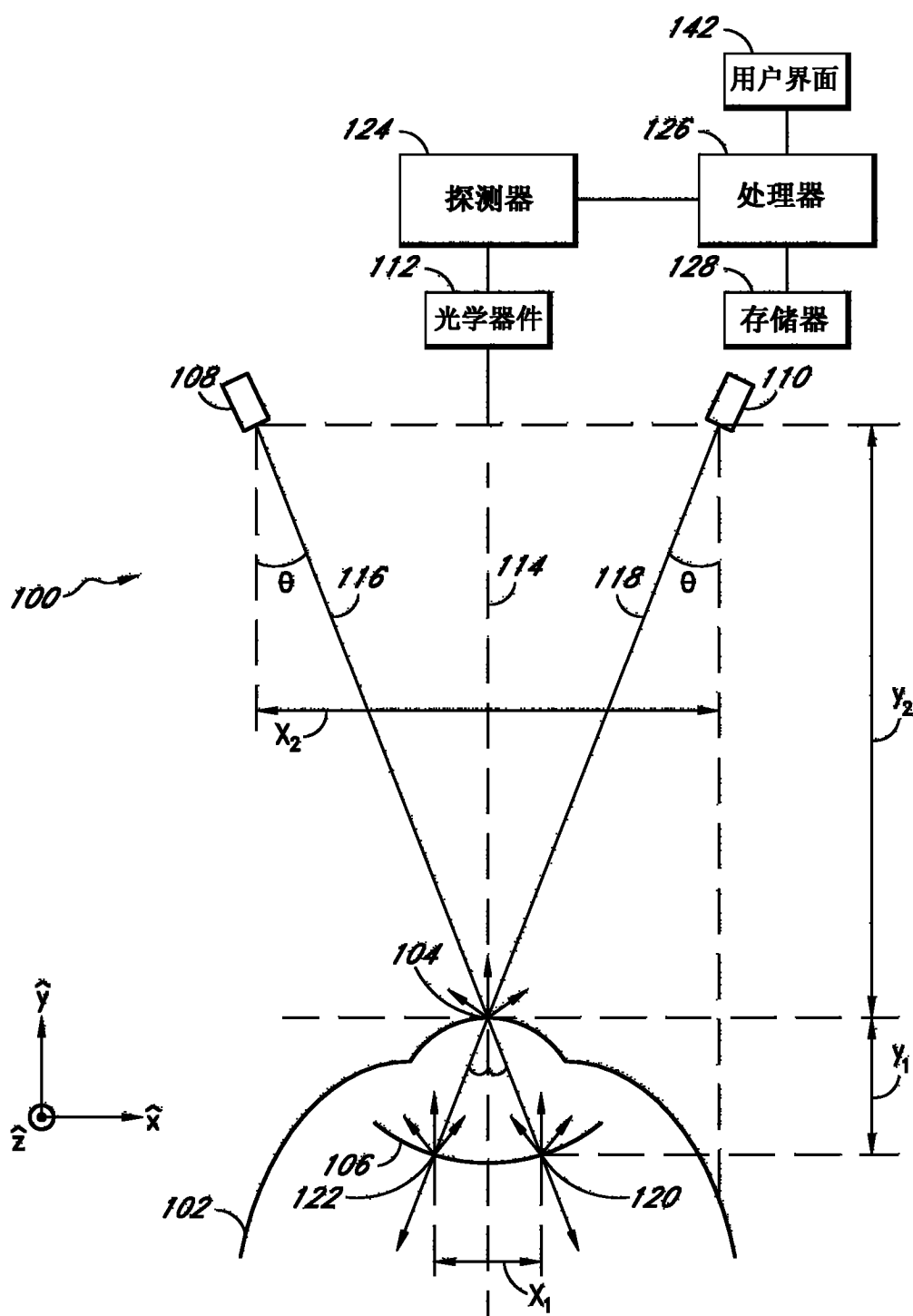


图 1

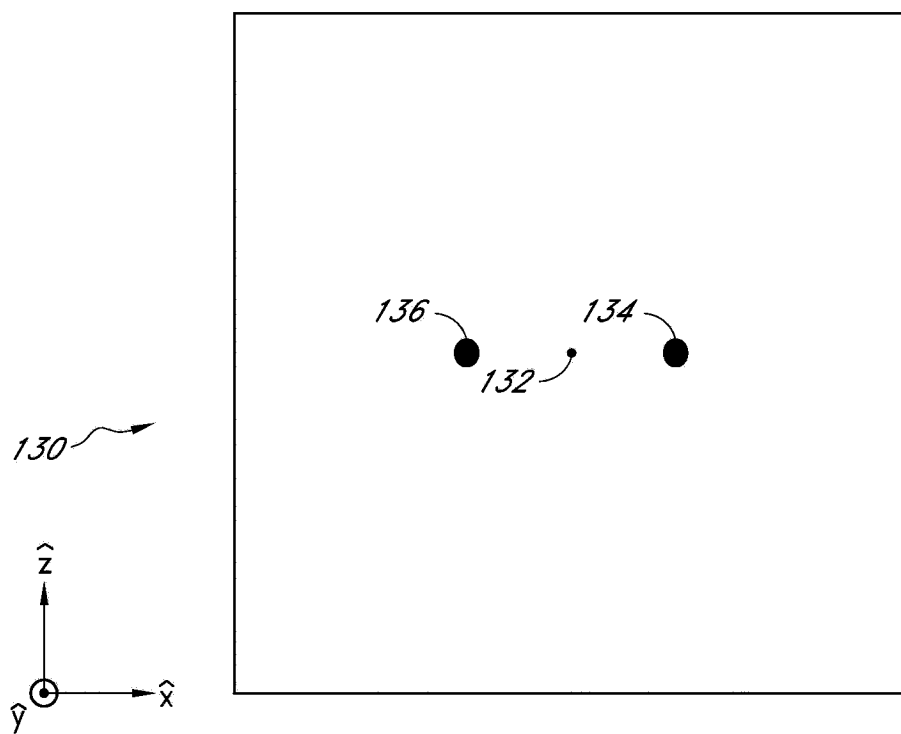


图 2

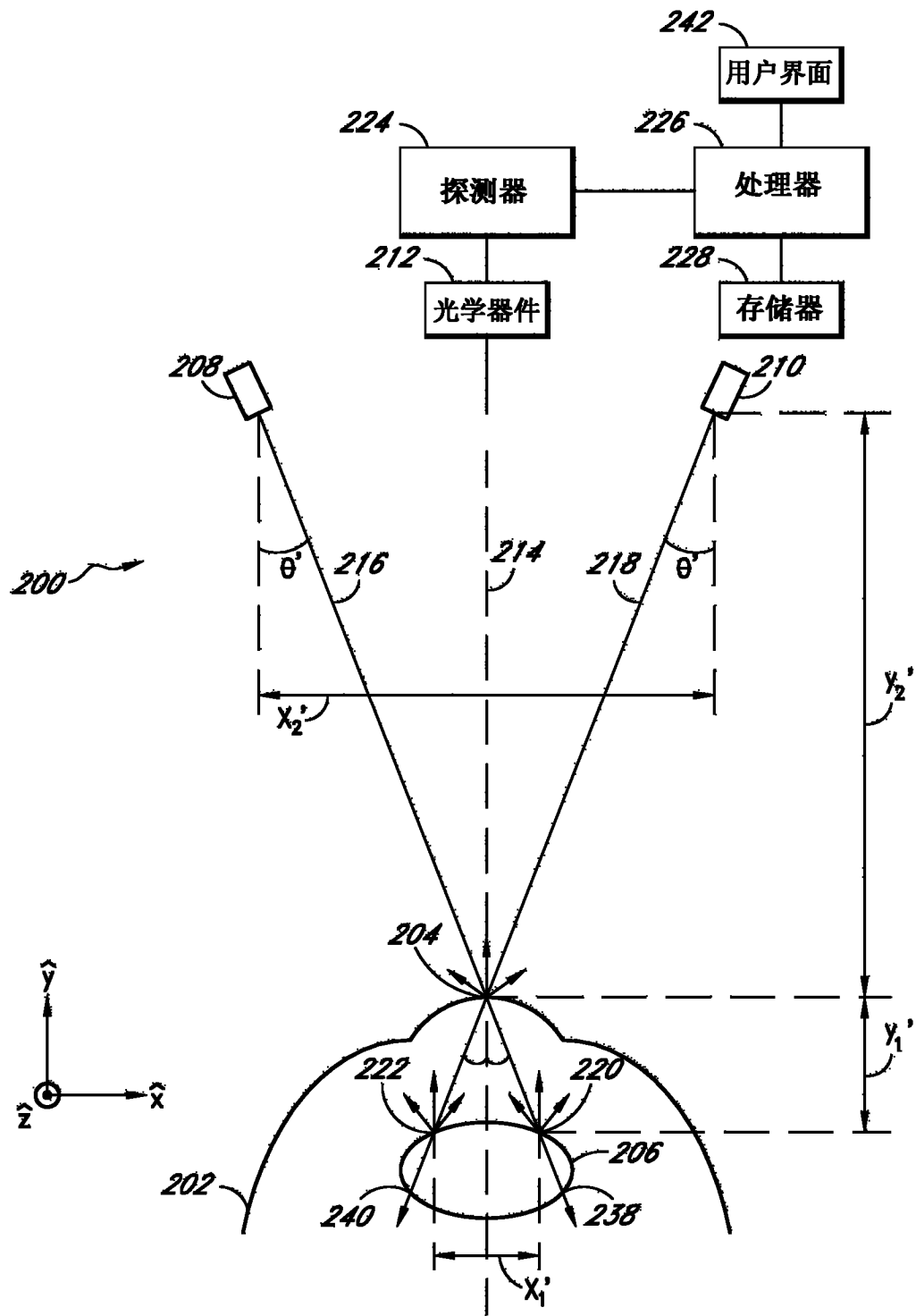


图 3

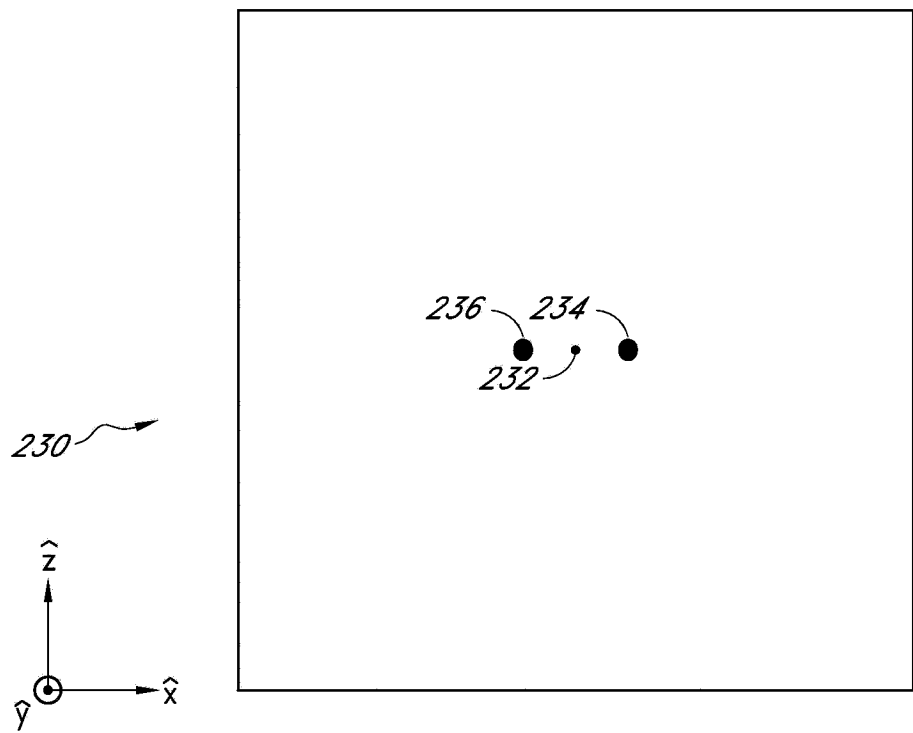


图 4

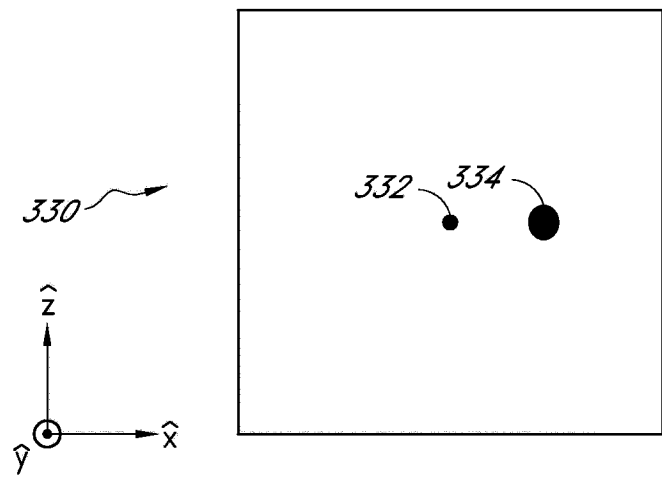


图 5

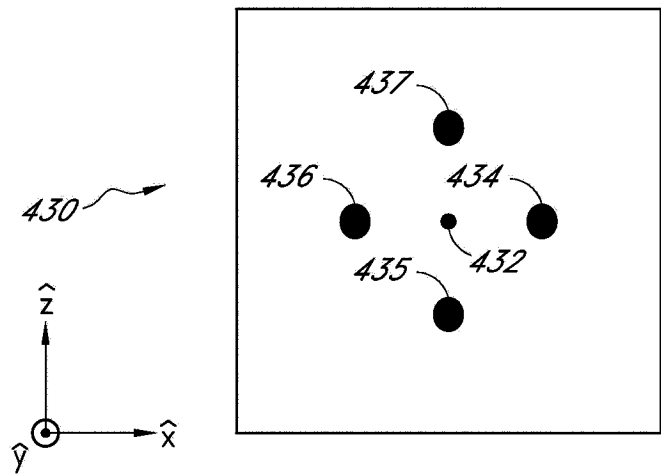


图 6

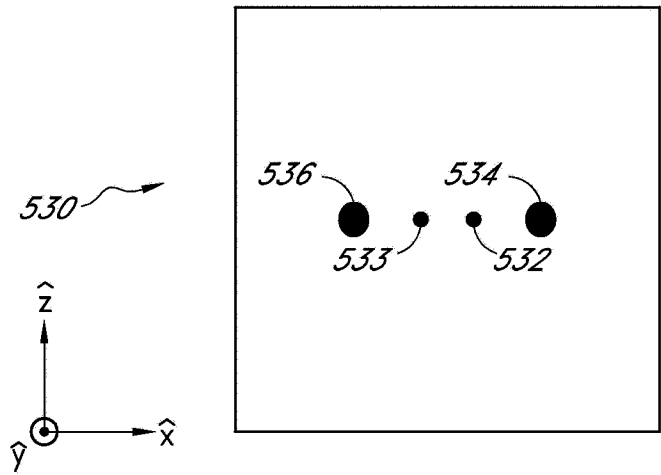


图 7A

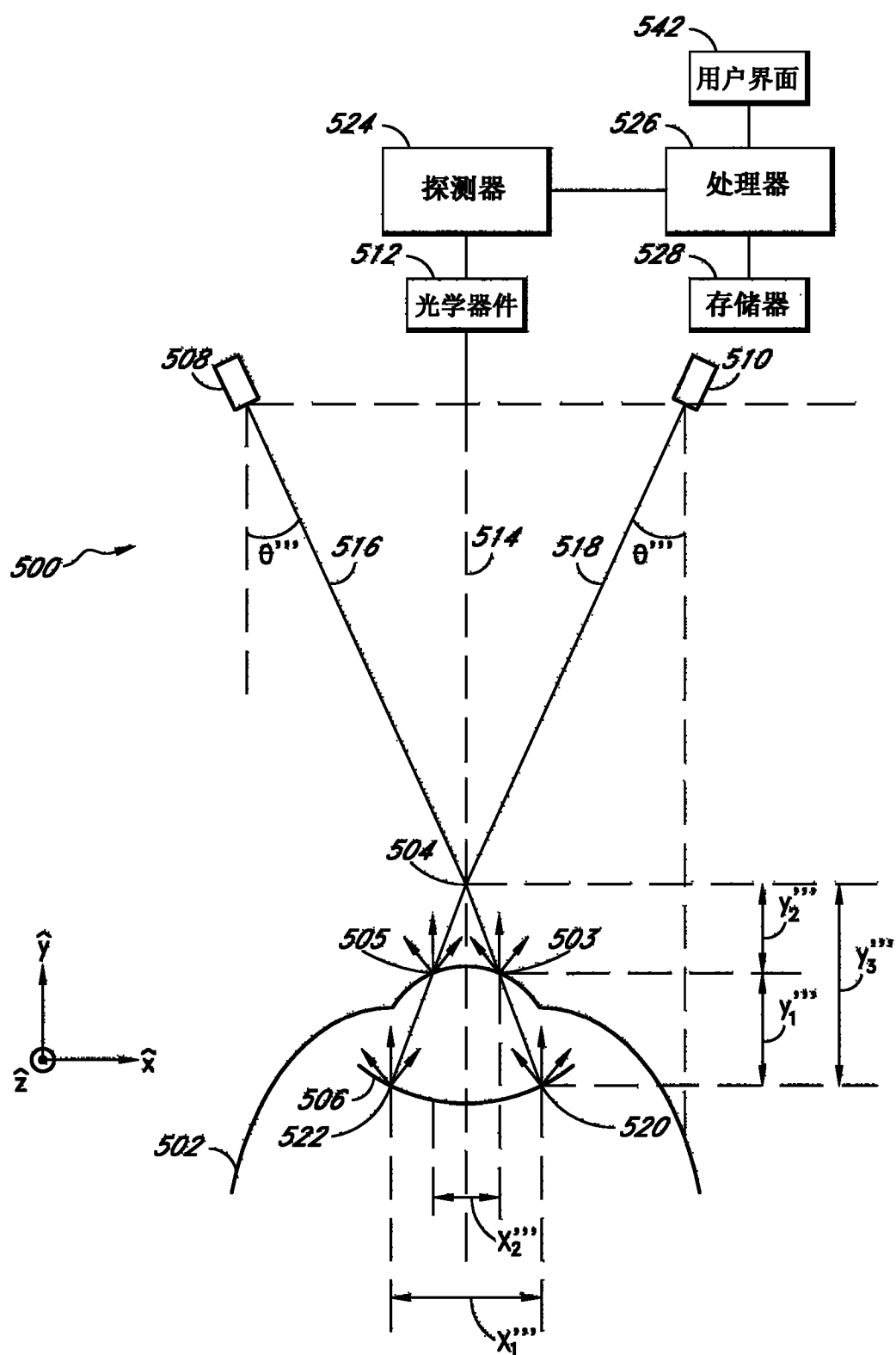


图 7B

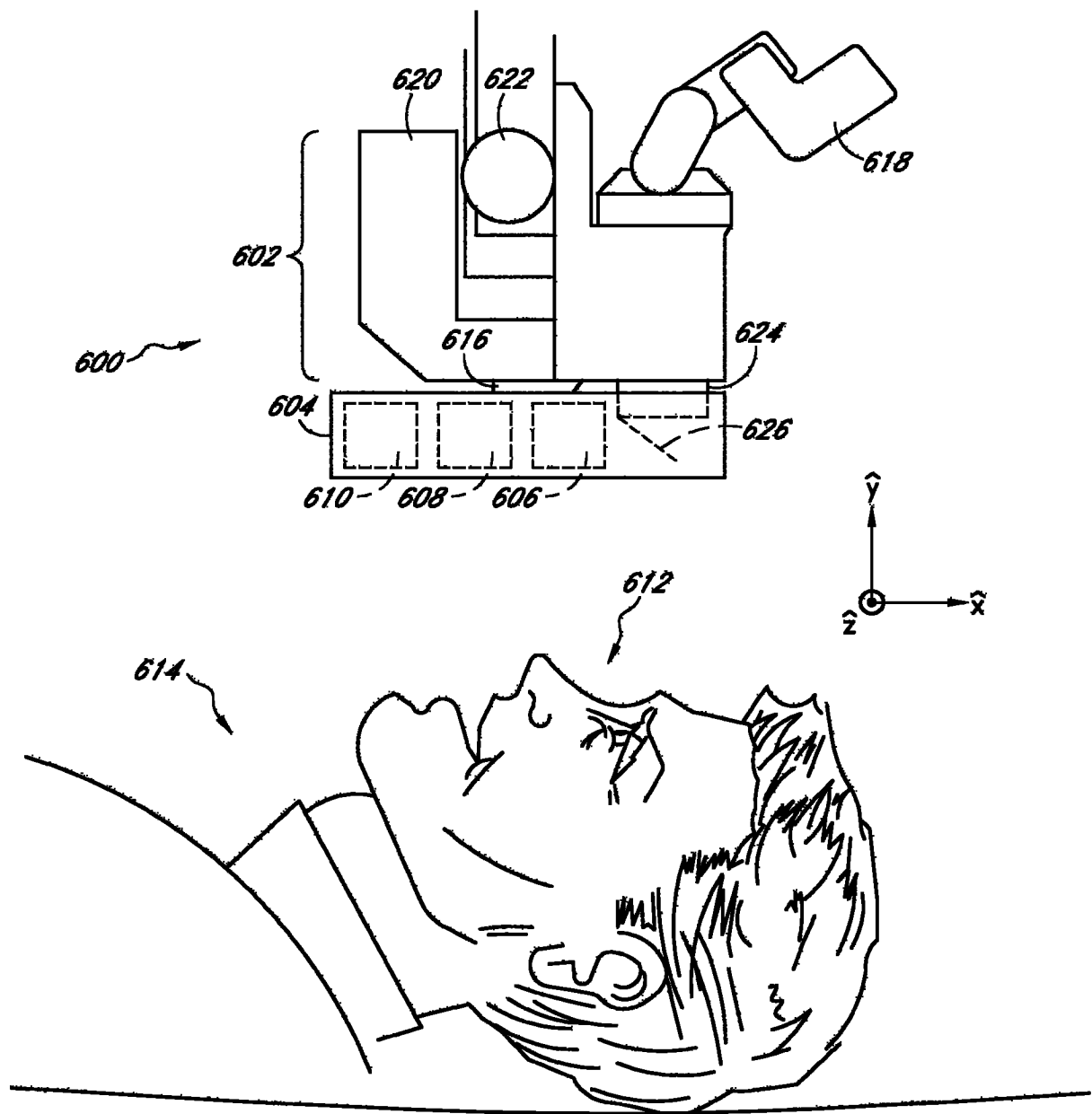


图 8

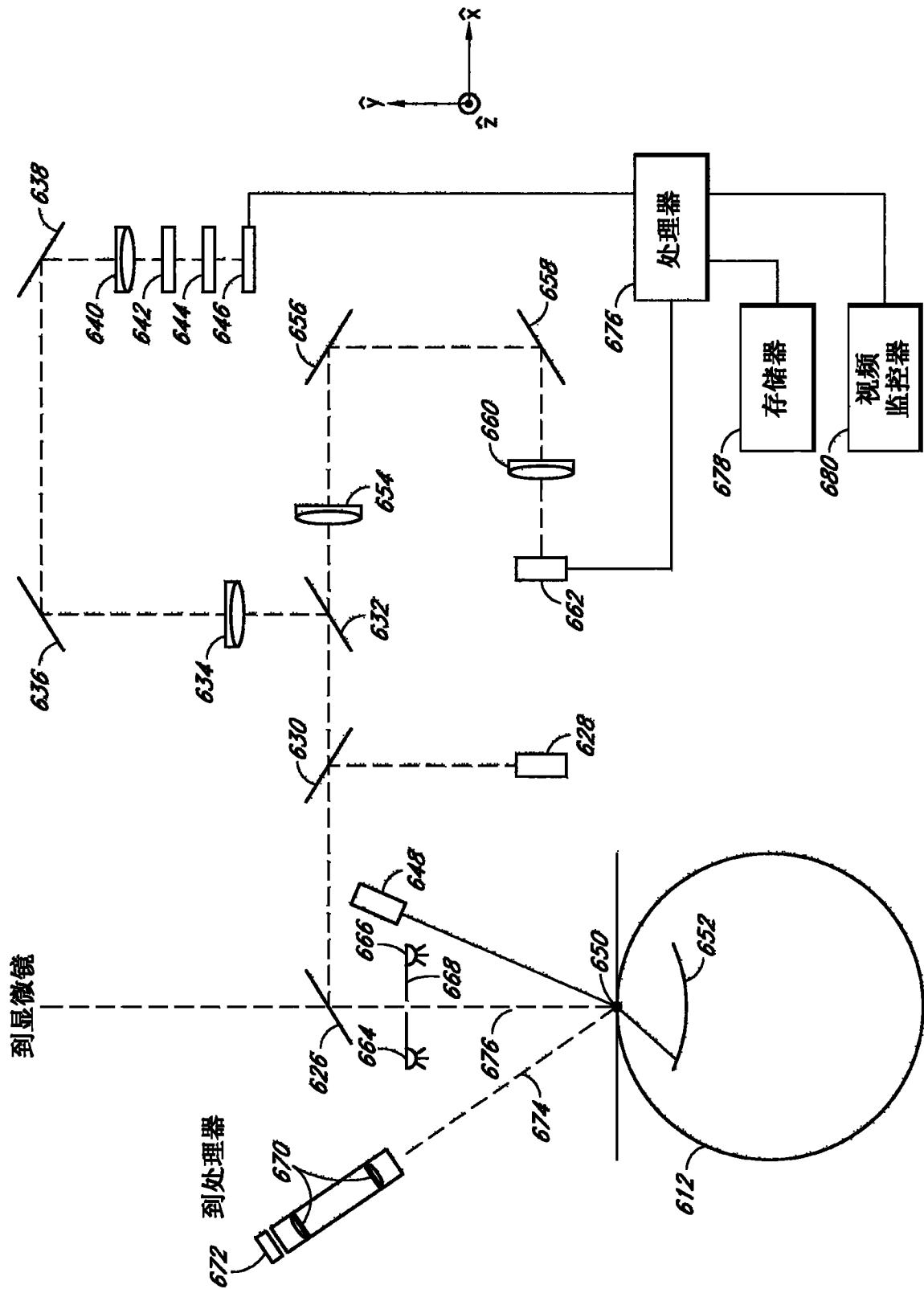


图 9

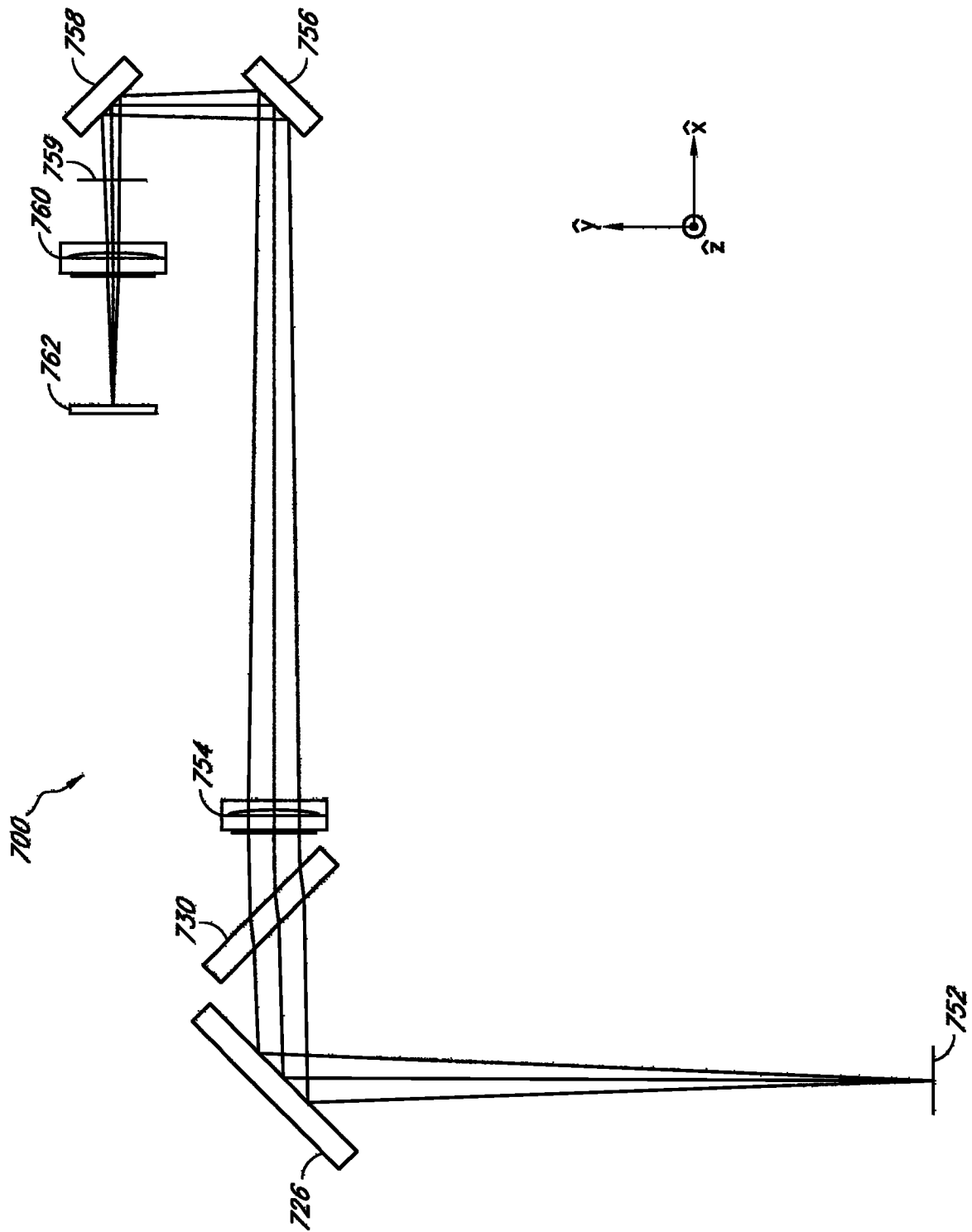


图 10

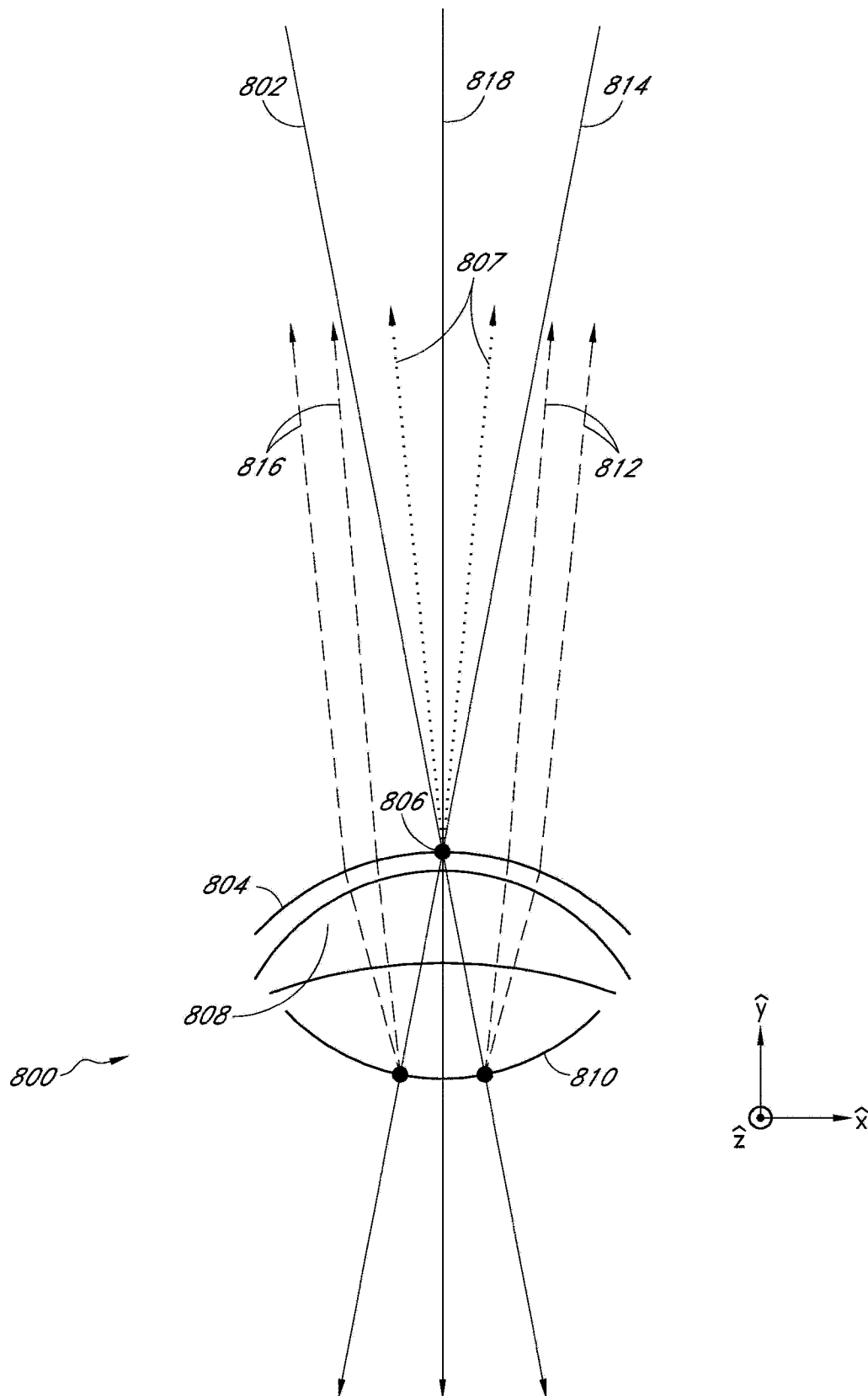


图 11

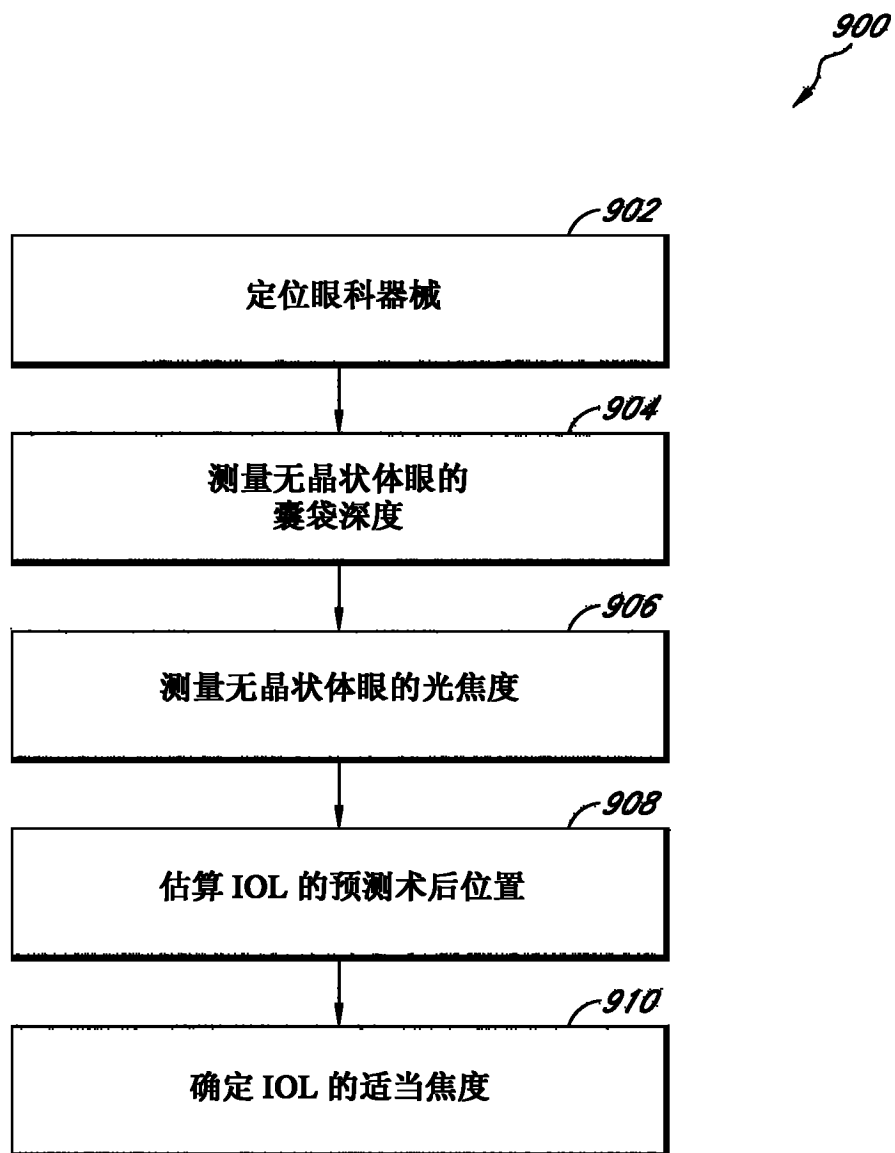


图 12