(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 109009658 B
(45)授权公告日 2021.03.05

(21)申请号 201810954595.2

(22)申请日 2014.04.18

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 109009658 A

(43)申请公布日 2018.12.18

(30)优先权数据
61/813,613 2013.04.18 US
61/873,071 2013.09.03 US

(62)分案原申请数据
201480034883.6 2014.04.18

(73)专利权人 光学医疗公司
地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 D·D·斯科特 J·冈萨雷斯 D·德维 N·贝尔克 G·许勒

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所 11256
代理人 陈文平

(51)Int.Cl.
A61F 9/008(2006.01)
A61B 3/10(2006.01)
A61B 3/107(2006.01)

(56)对比文件
US 2013041354 A1,2013.02.14
US 5092863 A,1992.03.03
US 2011105943 A1,2011.05.05
US 2009251664 A1,2009.10.08
CN 102421352 A,2012.04.18
CN 102088934 A,2011.06.08
CN 102811684 A,2012.12.05
CN 102599882 A,2012.07.25
CN 101677875 A,2010.03.24

审查员 范文扬

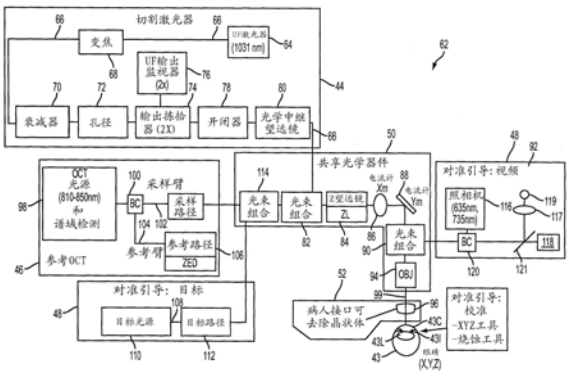
权利要求书2页 说明书48页 附图31页

(54)发明名称

角膜手术程序的角膜形貌测量和对准

(57)摘要

方法和装置被配置成在没有使眼睛接触病人接口的情况下测量眼睛，并且使用这些测量来确定病人接口接触眼睛时的切口的对准和放置。可以在病人接口已接触眼睛时使用眼睛的一个或多个结构的接触前位置来确定眼睛的一个或多个光学结构的相应接触后位置，使得激光切口被放置在促进眼睛的正常视力的位置处。相对于眼睛的接触前光学结构、诸如散光性治疗轴、眼睛的节点以及眼睛的视轴对切口进行定位。



CN 109009658 B

1.一种用于治疗具有角膜和晶状体的眼睛的装置，该晶状体具有前表面和后表面，所述装置包括：

断层成像系统，其用于测量眼睛的断层成像；以及

包括有形介质的处理器，其被配置成响应于角膜的曲率、前晶状体表面的曲率或后晶状体表面的曲率中的一个或多个而确定眼睛的一个或多个轴；

其中，所述处理器包括用以响应于将病人接口耦合到眼睛之前的眼睛的一个或多个测量而确定从眼睛的前光学节点延伸的眼睛的视轴的指令，并且其中，所述处理器包括用以测量眼睛的结构并响应于在眼睛已被耦合到病人接口时测量的眼睛结构而确定从眼睛的前节点延伸的视轴的位置和取向的指令。

2.权利要求1的装置，其中，所述处理器包括用以响应于角膜的曲率、前晶状体表面的曲率、后晶状体表面的曲率而确定眼睛的前光学节点和光轴的指令，并且其中，所述前光学节点基本上沿着光轴定位。

3.权利要求2的装置，其中，所述处理器包括用以确定角膜的曲率中心、晶状体的前表面的曲率中心和晶状体的后表面的曲率中心的指令，并且其中，所述处理器包括用以确定光轴的位置和取向以抑制光轴从角膜的曲率中心、晶状体前表面的曲率中心和晶状体后表面的曲率中心的分离的指令。

4.权利要求3的装置，其中，所述光轴在被用处理器确定时延伸通过角膜的曲率中心、晶状体前表面的曲率中心和晶状体后表面的曲率中心。

5.权利要求2的装置，其中，所述处理器包括用以响应于角膜的曲率、前晶状体表面的曲率、后晶状体表面的曲率和眼睛的晶状体的一个或多个屈光指数而确定沿着眼睛的光轴的后光学节点的指令，并且其中，所述后光学节点基本上沿着光轴定位。

6.权利要求1的装置，其中，所述处理器包括用以在病人观看注视目标时确定眼睛的视轴的指令，该视轴远离眼睛的光轴延伸，并且其中，所述处理器包括用以相对于将病人接口耦合到眼睛之前的眼睛的组织结构的位置来确定视轴和光轴的位置和取向的指令。

7.权利要求6的装置，其中，眼睛的组织结构包括眼睛的虹膜、眼睛的血管、眼睛的角膜缘或眼睛的角膜厚度轮廓中的一个或多个，并且其中，所述处理器包括用以在眼睛没有接触病人接口的情况下测量眼睛的组织结构的位置并响应于眼睛没有接触病人接口的情况下的组织结构的位置而在眼睛没有接触病人接口的情况下确定并向用户显示视轴和光轴的指令。

8.权利要求6的装置，其中，所述处理器包括用以响应于眼睛被耦合到病人接口的情况下的眼睛的组织结构的位置而确定眼睛的视轴和眼睛的光轴的指令。

9.权利要求8的装置，其中，眼睛的组织结构包括眼睛的虹膜、眼睛的血管、眼睛的角膜缘或眼睛的角膜厚度轮廓中的一个或多个，并且其中，所述处理器包括用以在眼睛被耦合到病人接口的情况下测量眼睛的组织结构的位置并响应于眼睛被耦合到病人接口的情况下的组织结构的位置而在眼睛被耦合到病人接口的情况下确定并向用户显示视轴和光轴的指令。

10.权利要求1的装置，其中，所述处理器包括第一处理器和第二处理器，第一断层成像系统的第一处理器用于在使眼睛与病人接口接触之前测量眼睛的第一断层成像，并且第二断层成像系统的第二处理器用于在眼睛已经接触病人接口时测量眼睛的第二断层成像，第

一断层成像系统在物理上与第二断层成像系统分离。

11.权利要求1的装置,其中,所述处理器包括用以响应于眼睛接触病人接口的情况下的眼睛的测量而显示眼睛的视轴、眼睛的光轴、眼睛的视线、眼睛的瞳孔轴、角膜的顶点、眼睛的第一Purkinje图像或眼睛的眼球旋转轴中的一个或多个的指令。

12.权利要求1的装置,其中,所述处理器包括用以响应于眼睛没有接触病人接口的情况下的眼睛的第一测量和眼睛接触病人接口的情况下的眼睛的第二测量而显示眼睛的视轴、眼睛的光轴、眼睛的视线、眼睛的瞳孔轴、角膜的顶点、眼睛的第一Purkinje图像或眼睛的眼球旋转轴中的一个或多个的指令。

13.一种测量眼睛的方法,该方法包括:

将角膜形貌测量结构耦合到病人接口结构以将形貌测量结构放置在眼睛前面;

在形貌测量结构和病人接口远离眼睛的情况下测量眼睛;

将角膜形貌测量结构从病人接口结构解耦;

将病人接口结构耦合到病人接口的部件以便接触眼睛;以及

确定眼睛的散光轴。

角膜手术程序的角膜形貌测量和对准

[0001] 本申请是申请日为2014年4月18日、申请号为201480034883.6、发明名称为“角膜手术程序的角膜形貌测量和对准”的发明专利申请的分案申请。

[0002] 交叉引用

[0003] 本申请要求2013年4月18日提交的美国临时申请号61/813,613和2013年9月3日提交、题为“Corneal topography measurement and alignment of corneal surgical procedures”的美国临时申请号61/873,071的优先权;其内容被出于一切目的通过引用结合到本文中。因此明确保留完全的巴黎公约优先权。本公开的主题涉及以下专利申请:2008年3月3日提交、题为“METHOD AND APPARATUS FOR CREATING INCISIONS TO IMPROVE INTRAOCULAR LENS PLACEMENT”的美国申请序号12/048,182(代理人档案号43406-707/201);2008年3月13日提交、题为“METHOD AND APPARATUS FOR CREATING OCULAR SURGICAL AND RELAXING INCISIONS”的美国申请序号12/048,186(代理人档案号43406-713/201);2012年11月2日提交、题为“LASER EYE SURGERY SYSTEM CALIBRATION”的美国申请序号61/722,064(代理人档案号43406-728/101);2013年4月18日提交、题为“CORNEAL TOPOGRAPHY MEASUREMENT AND ALIGNMENT OF CORNEAL SURGICAL PROCEDURES”的美国申请序号61/813,613(代理人档案号42406-746.101);3013年3月15日提交、题为“Microfemtotomy methods and systems”的美国申请序号61/788,201(代理人档案号43406-704.101);2013年4月17日提交、题为“Laser fiducials for alignment in cataract surgery的美国序号61/813,172(代理人档案号US 43406-747.101);其全部公开被通过引用结合到本文中并适合于根据本文公开的实施例的组合。

背景技术

[0004] 本公开一般地涉及由脉冲激光束引发的光离解和从而处理材料、诸如眼睛的组织的光离解的定位。虽然对切割组织以用于诸如眼睛手术之类的手术进行特定参考,但如本文所述的实施例可以以许多方式被用于许多材料以处理许多材料中的一个或多个,诸如光学透明材料的切割。

[0005] 材料的切割可以以机械方式用凿子、刀具、手术刀以及诸如手术工具之类的其它工具完成。然而,切割的在先方法和装置可能不及期望的,并且在至少某些情况下提供不及理想的结果。例如,用于切割诸如组织之类的材料的至少某些在先方法和装置可提供与将理想的相比略微更粗糙的表面。可以使用脉冲激光来切割许多材料中的一个或多个且其已被用于激光手术来切割组织。

[0006] 手术组织切割的示例包括切割眼睛的角膜和晶状体。眼睛的晶状体可以被切割以修正晶状体的缺陷,例如以去除白内脏,并且眼睛的组织可以被切割以访问晶状体。例如,可以切割角膜以访问白内障晶状体。可以切割角膜以便修正眼睛的屈光不正,例如用激光辅助原位角膜磨镶术(在下文中“LASIK”)或例如屈光性角膜切除术(在下文中“PRK”)。

[0007] 许多病人具有与眼睛的屈光性质相关联的视觉误差,诸如近视、远视和散光。散光可在角膜曲率在两个或更多方向上不相等时发生。近视可以在光在视网膜之前聚焦时发

生，并且远视可以在光被折射到视网膜后面的焦点的情况下发生。存在用于对角膜进行整形的许多在先手术方法，包括激光辅助原位角膜磨镶术(在下文中“LASIK”)、全激光LASIK、毫微微LASIK、角膜塑型术、散光性角膜切除术、角膜松弛切口(在下文中“CRI”)、缘松弛切口(在下文中“LRI”)、屈光性角膜切除术(在下文中“PRK”)和小切口晶状体摘除(在下文中“SMILE”)。散光性角膜切除术、角膜松弛切口(CRI)以及缘松弛切口(LRI)、角膜切口是以很好地定义的方式和深度实现的，以允许角膜改变形状而变得更接近球形。

[0008] 白内障摘除术是常常执行的手术程序。白内障由眼睛的晶状体的乳浊化形成。白内障散射通过晶状体的光，并且可以可感知地使视力下降。白内障可以在程度上从轻微变成完全不透明。在年龄相关白内障的发展早期，晶状体的屈光力可增加，引起近视(近视症)。晶状体的逐渐发黄和乳浊化可减少对蓝色的感知，因为那些较短波长在内障性晶状体内被更强地吸收和散射。白内障形成可能常常进展缓慢，导致渐进性的视力丧失。

[0009] 白内障治疗可涉及到用人造眼内晶状体(IOL)来替换不透明晶状体，并且全世界每年执行估计1500万白内障手术。白内障手术可以使用称为晶状体乳化术的技术来执行，其中，使用具有灌注和抽吸端口的超声波尖端来雕刻晶状体的相对硬的核以促进通过在晶状体前囊中制作的开口的去除。晶状体的核被包含在晶状体的外膜内，其称为晶状体囊。对晶状体核的访问可以通过执行前囊切开术来提供，其中，可以在晶状体囊的前侧中形成小圆孔。对晶状体核的访问还可以通过执行手动连续环形撕囊术(CCC)程序来提供。在去除晶状体核之后，可以将人造可折叠眼内晶状体(IOL)插入眼睛的其余晶状体囊中。

[0010] 在先短脉冲激光系统已被用来切割组织，并且已被用来治疗许多病人。然而，在先短脉冲系统至少在某些情况下可提供不及理想的结果。例如，眼睛与激光手术系统的对准在至少某些情况下可能不及理想的，诸如当眼睛的角膜的屈光治疗与诸如从眼睛去除皮质和核之类的眼睛的晶状体治疗组合时。

[0011] 眼睛包括复杂的光学结构，并且在先激光眼睛手术系统中的至少某些可能不及理想地适合于治疗至少某些眼睛。例如，其可以有助于减少诸如球面像差和彗星像差之类的眼睛的高阶像差，并且治疗眼睛的在先方法和装置中的至少某些可能不及理想地适合于修正眼睛的像差。例如，眼睛与手术治疗装置的不对准在至少某些情况下可以导致切口的不及理想的放置。

[0012] 虽然在先系统已经尝试将激光眼睛手术系统与来自眼睛测量设备的数据组合，但结果至少在某些情况下可能不及理想的。手术眼睛与自然眼睛相比可能被改变，并且手术眼睛的解剖结构可能与手术之前的眼睛的解剖结构不一致。例如，角膜可能在手术期间变形，例如由于与病人接口的接触或者由于角膜表面的交替。并且，眼睛在从一个测量系统移动至另一测量系统时可能经历眼球旋转(cyclotorsion)，使得眼睛角度的对准可能不及理想的。并且，手术期间的眼睛的瞳孔可能不同于将被用于正常视力的眼睛的瞳孔，这可能使得眼睛与手术切口和眼内晶状体的对准比理想中的更有挑战性。例如，在至少某些情况下，眼睛的瞳孔可以使瞳孔的中心扩大并影响其位置。

[0013] 存在可限制从诸如断层成像和形貌系统之类的眼睛测量设备提供给手术激光器的数据的有用性的其它因素。例如，在不同的设备之间可以存在图像中的至少某些的至少某些失真，并且此失真在至少某些情况下可以使得激光切口的放置不及理想的。并且，用于测量和治疗的不同系统的使用可以引入对准误差，可花费比理想中的更多的时间，并且可

增加手术的成本，使得比理想中的更少的病人可以接受到有益的治疗。

[0014] 至少某些在先眼科激光手术系统可能不及理想地适合于与在先形貌系统的组合。例如，用于切割角膜的在先激光手术系统可依赖于病人接口，其可以在至少某些情况下使得角膜的测量不及理想的。在先病人接口可向眼睛施加力，例如用在角膜缘附近接合眼睛的吸力环。结果得到的力在至少某些情况下可以使角膜形状变形并降低角膜测量的准确度。与病人接口的放置有关的角膜的变形可以限制角膜手术程序的角膜测量和对准的准确度。并且，用被配置成用病人接口耦合到眼睛的在先激光系统获得的图像在至少某些情况下可以至少部分地失真，这可以使得来自在先激光手术系统的图像与诸如角膜形貌和断层成像系统之类的在先眼睛测量系统的组合在至少某些情况下不及理想的。

[0015] 鉴于上述内容，提供克服上述在先系统和方法的上述限制中的至少某些的改进方法和装置将是期望的。理想地，这些改进的系统和方法将提供手术期间的与眼睛的改善的对准、用以切割眼睛的激光束脉冲的改善放置、眼睛的屈光切口的改善放置、用于眼内晶状体的切口的改善放置、没有使角膜形状变形的来自激光手术系统的角膜形貌以及测量数据与激光治疗参数的结合，以便为病人提供改善的结果。

发明内容

[0016] 如本文所述的实施例提供了诸如组织之类的材料的改善的治疗。在许多实施例中，组织包括用于屈光手术的眼睛组织，诸如被切割的角膜组织或晶状体组织中的一个或多个，所述屈光手术诸如眼内晶状体或角膜切口及其组合的放置。在许多实施例中，提供了用于执行激光眼睛手术的改进方法和装置以便当眼睛包括与激光眼睛手术有关的变形时有益地在眼睛的组织结构上放置激光切口，诸如与将眼睛耦合到激光系统的接口有关的变形或与在手术期间施加于眼睛的物质有关的变形。如所述的实施例还可以用来使切口与当病人接口接触眼睛并禁止眼睛移动时可能不容易测量的眼睛位置对准，诸如在病人观看目标且眼睛自由地移动时定义的光学结构和在没有眼睛变形的情况下定义的光学接口。如在本文中公开的许多实施例也非常适合于与并不依赖于病人接口的激光眼睛手术系统的组合，诸如在与可影响眼睛的视力的药理学物质的组合中使用的激光手术系统。如本文所述的实施例可以提供眼内晶状体相对于眼睛的治疗轴和节点的改善的放置，使得所放置晶状体可以提供具有与术前眼睛类似的节点的术后眼睛，以便用替换晶状体提供改善的修正准确度和减小的像差。在许多实施例中，响应于眼睛的测量节点的位置识别眼内晶状体以用于治疗，以便提供术后眼睛的节点的类似位置。

[0017] 在许多实施例中，起初在不使眼睛与病人接口接触的情况下测量眼睛，并在病人接口接触眼睛时或者在眼睛已经由于药理学物质而变形时及其组合时使用这些测量来确定切口的对准。当在病人接口接触眼睛之前病人已被放置在手术激光器的病人支撑体上时可以测量病人的眼睛，并且可以在病人接口接触眼睛时使用这些测量来确定激光切口的位置。替换地或者以组合方式，可以远离手术激光器的病人支撑体且在使眼睛与病人接口接触之前测量眼睛的一个或多个组织结构，并在病人接口接触眼睛时使用这些测量来确定眼睛的一个或多个光学结构的位置。可以在病人接口已接触眼睛时使用眼睛的一个或多个结构的接触前位置来确定眼睛的一个或多个光学结构的相应接触后位置，使得激光切口被放置在促进眼睛的正常视力的位置处。这种方法具有这样的优点，即，即使当眼睛如在具有病

人接口的情况下或者在具有诸如瞳孔扩大物质之类的在手术期间被放置在眼睛上的物质的情况下变形时，也相对于眼睛的接触前光学结构对切口进行定位。

[0018] 虽然可以以许多方式中的一个或多个来确定眼睛上的切口的位置，但在许多实施例中，被耦合到病人接口的病人的图像被用在显示器上提供的一个或多个可识别标记显示给用户，以向用户示出眼睛的一个或多个光学结构的位置。可以根据在使眼睛与接口接触之前获得的测量来确定眼睛的一个或多个光学结构的位置并放置在被耦合到接口的眼睛的图像上，以便在病人接口接触眼睛之前相对于一个或多个光学结构的位置参考眼睛的切口。眼睛的图像可包括眼睛的矢状视图、眼睛的横向视图或者眼睛的前视图及其组合。眼睛的一个或多个图像可包括示出眼睛的平面和眼睛的前照相机视图的断层成像图像，并且可以将一个或多个光学结构放置在一个或多个图像上以向用户提供一个或多个参考位置。在许多实施例中，一个或多个图像包括为了用户规划和评估放置在眼睛上的切口的进展而提供的实时图像。为断层成像图像和前图像提供标记可以在接口接触眼睛时特别地有助于用户识别与视力有关的眼睛的一个或多个轴，诸如当眼睛的一个或多个轴远离光学输送系统的轴延伸通过眼睛的一个或多个表观层时，诸如从邻近于晶状体的眼睛的入射光瞳到角膜的前表面。

[0019] 眼睛的光学结构可包括与眼睛的光学器件有关的眼睛的一个或多个结构，并且眼睛的组织结构可包括眼睛的一个或多个组织。眼睛的光学接口可包括眼睛的光轴、眼睛的视轴、眼睛的视线、眼睛的瞳孔轴、眼睛的注视轴、角膜的顶点、眼睛的前节点、眼睛的后节点、眼睛的前主点、眼睛的后主点、角膜弯度计轴、前角膜表面的曲率中心、后角膜表面的曲率中心、晶状体前囊的曲率中心、晶状体后囊的曲率中心、瞳孔的中心、虹膜的中心、入射光瞳的中心或眼睛的出射光瞳的中心中的一个或多个。眼睛的光学结构可包括用在接口接触眼睛之前获得的测量确定的接触前光学结构或者用当接口接触眼睛时获得的测量确定的眼睛的接触后光学结构。在许多实施例中，光学结构包括接触前光学结构，并且接触前结构的位置是相对于眼睛的一个或多个接触后组织结构在接触后眼睛上确定的。一个或多个接触后组织结构可包括虹膜、虹膜的平面、虹膜的外边界、角膜缘、角膜缘的中心、巩膜血管、角膜的中心、角膜的厚度轮廓、角膜的厚度轮廓的曲率中心、被用诸如墨之类的染料着色的组织、角膜的顶点、眼睛的光轴、角膜的前表面的曲率中心、晶状体前囊的曲率中心、晶状体后囊的曲率中心中的一个或多个。

[0020] 在许多实施例中，在显示器上示出光学输送系统的轴，并且在显示器上用诸如标线之类的可识别标记示出眼睛的一个或多个图像，以指示光学输送系统的轴的位置。

[0021] 在许多实施例中，激光眼睛手术系统包括当病人接口的环被放置在眼睛上时被病人观看的注视光以便改善眼睛接口与眼睛的对准。该注视光可以是可针对病人进行调整的，以便当病人在病人接口在眼睛上的放置之前观看光时以及当病人接口接触眼睛时减少模糊，并降低眼睛的光强度。当病人接口已被放置在眼睛上时，可要求病人注视该光，或者描述光的位置以便确认病人接口与眼睛的对准。替换地或以组合方式，可将来自角膜的反射光与眼睛的实时前位图像一起显示，这可以帮助用户进行眼睛对准。在许多实施例中，可以在显示器上连同注视光的反射一起显示指示眼睛的一个或多个光学结构的位置的一个或多个标记，以便用户确定眼睛的对准。该一个或多个标记可识别与病人接口接触之前的眼睛的一个或多个光学结构的位置，或者识别接触病人接口的眼睛的一个或多个结构的位

置，例如，诸如眼睛的角膜缘的中心或者眼睛的晶状体的曲率中心。

[0022] 在许多实施例中，使用基本上无变形形状中的角膜的一个或多个测量来确定被用来确定角膜的切口的位置的参数，诸如角膜切口。可以以许多方式来获得一个或多个测量，诸如用被用于测量角膜形貌或断层成像的图像或者在不对眼睛进行成像的情况下。可以在获得一个或多个测量时获得一个或多个附加图像，并且可以以与该测量组合的方式使用这一个或多个附加图像以便使测量坐标和切割坐标对准。

[0023] 在许多实施例中，当眼睛被置于无变形形状时，例如在未与诸如病人接口之类的外部结构接触的情况下，测量角膜的表面轮廓，使得角膜的变形和测量变形基本上被抑制。当眼睛已被置于无变形结构时，诸如当病人被用激光手术系统的病人支撑体支撑并观看注视光时，可以使眼睛的角膜暴露于空气，泪膜或在角膜上方其它液体。可以用许多方式中的一个或多个来测量基本上无变形角膜的表面轮廓，并且可包括前角膜表面形貌轮廓、后角膜表面形貌轮廓或角膜厚度轮廓中的一个或多个。在许多实施例中，表面轮廓包括三维轮廓的表示，并且可包括来自一个或多个图像的一个或多个参数的提取，诸如来自被与手术激光器集成的角膜形貌系统或断层成像系统的角膜弯度计值的提取。所述一个或多个参数可以用来确定眼睛上的组织治疗图案，诸如松弛接口的角位置、深度、弧长和前后尺寸。替换地或以组合方式，可以在眼睛自然地静止并测量表面轮廓时生成眼睛的第一图像以便使眼睛对准，诸如眼睛的瞳孔图像。

[0024] 随后，可以使眼睛与可至少部分地使角膜变形的病人接口接触。在许多实施例中，用吸力将病人接口的环耦合到眼睛，并且该环可以通过到角膜的机械耦合而引发角膜的变形。当病人接口的光学透射结构接触角膜时，或者当光学透射结构通过液体或粘弹性材料与角膜分离时以及其组合时，接口的附加部件可引发附加变形。可以将第一图像与第二图像相比较以便使眼睛与激光手术系统对准。

[0025] 可以用许多方式中的一个或多个来获得第一图像或一个或多个测量或两者。在许多实施例中，当病人被放置在激光眼睛手术系统的病人支撑体、诸如激光眼睛手术系统的病人床上时，获得所述一个或多个测量和第一图像。激光眼睛手术系统可包含生物测定系统，诸如角膜弯度计、形貌或断层成像系统，并且该生物测定系统被用来在病人被用激光眼睛手术系统的病人支撑体支撑时获得将确定治疗参数的角膜测量和将确定对准的第一图像。第一图像可包括一起获得的多个第一图像，诸如来自瞳孔照相机的瞳孔图像和来自生物测定系统的角膜轮廓图像。所述一个或多个角膜测量可以用来在病人被用病人支撑体支撑时确定诸如治疗轴之类的一个或多个治疗参数。

[0026] 当眼睛的角膜被病人接口覆盖时，眼睛的图像可由于该接口而至少部分地失真。在许多实施例中，当液体或粘弹性材料被放置在角膜上以将角膜与病人接口的光学透射窗或透镜分离时，眼睛的第二图像或眼睛本身中的一个或多个可能失真。可以用许多方式中的一个或多个来修正该失真，并且该失真可包括已知量的失真，其可以在第二图像中修正或者与第一图像组合以提供第一和第二图像的更准确比较，使得病人可以接受更准确的治疗。

[0027] 在病人接口被耦合到眼睛的情况下，可以以许多方式中的一个或多个来使用第一图像和第二图像以确定被耦合到病人接口的眼睛的位置和取向。在许多实施例中，由病人接口引起的第二图像的失真包括确定失真，其在第一图像中可以增加，使得第一图像看起

来像第二图像且第二图像被与第一图像一起在显示器上示出。替换地或以组合方式，可以从第二图像减少第二图像的失真，使得第二图像看起来像第一图像。该失真可以与图像放大倍率变化、图像的平移、图像的旋转、成像装置的映射失真或者接口在眼睛上方的放置中的一个或多个有关。在许多实施例中，成像装置包括在病人接口放置在角膜上方之前的第一失真量和当接口被放置在眼睛上方时的不同于第一量的第二失真量，并且该第一失真或第二失真中的一个或多个可以被用来确定映射函数以对图像进行修正或使其失真。在许多实施例中，可以使用映射函数来基于预定失真量将第一图像映射到第二图像。在许多实施例中，激光眼睛手术系统包括处理器，诸如处理器系统，并且可将计算机程序的指令存储在包括计算机存储器的有形介质上。该指令被配置成诸如通过将第一图像映射到失真的第一图像而响应于预定失真量来调整第一图像或第二图像中的一个或多个。可以在显示器上提供失真的第一图像以便使医生与在显示器上所示的第二图像对准。替换地或者以组合方式，可以用软件算法来完成第一和第二图像的对准，诸如相关或图案识别中的一个或多个。

[0028] 在第一方面，提供了一种治疗病人的眼睛的方法。当眼睛与病人接口分离时，产生眼睛的第一图像，使得眼睛包括自然的无变形状态。可以将病人接口的环耦合到眼睛，并用病人接口的光学器件覆盖角膜。产生在角膜上方具有病人接口的眼睛的第二图像。在此第二图像中，病人接口改变眼睛的第二图像的失真。在许多实施例中，当病人接口已被放置在角膜上方时，响应于第一图像和第二图像而确定眼睛的位置或取向的一个或多个。

[0029] 当至少病人的眼睛被用激光手术系统的病人支撑体支撑时，可以测量眼睛的角膜的形状轮廓。在病人接口的吸力环被放置在眼睛上之前，可以测量该形状轮廓且可以生成第一图像。当病人被用激光手术系统的病人支撑体支撑时，可以生成第二图像。该形状轮廓可以用来确定眼睛的散光的治疗轴。该形状轮廓可以包括眼睛的角膜弯度计读数、眼睛的角膜形貌、眼睛的光学相干断层成像、眼睛的Placido盘形貌、来自眼睛的角膜形貌的多个点的反射、从眼睛形貌的角膜反射的网格、眼睛的Hartmann-Shack形貌、眼睛的Scheimpflug图像形貌、眼睛的共焦断层成像或者眼睛的低相干反射测量(reflectometry)中的一个或多个。该形状轮廓可以用来确定多个弓形切口的治疗轴，所述多个弓形切口沿着横穿治疗轴的弧延伸。可以在由于病人接口而变形的眼睛的第二图像上显示所述多个弓形切口的位置。所述多个弓形切口的位置可以被从第一图像的第一位置映射到第二图像的第二位置，该第二位置对应于眼睛由于病人接口的变形。可以用激光手术系统的照相机来生成第一图像和第二图像。

[0030] 在许多实施例中，修改第一图像以提供包括与第二图像类似的失真的失真第一图像。可以在用户可见的显示器上提供该失真第一图像。用户可以调整显示器上的第一失真图像的位置或角度中的一个或多个。可以响应于显示器上的第一失真图像的位置或角度来调整多个激光束脉冲的位置。可以在显示器上将失真第一图像覆盖在第二图像上面以确定用于治疗的眼睛的位置和角度。处理器可以响应于将调整所述多个激光束脉冲的位置的用户输入而确定显示器上的失真第一图像的位置和角度。

[0031] 在许多实施例中，第二图像被修改以提供类似于第一图像的包括较少失真的已修正第二图像。

[0032] 在许多实施例中，病人接口包括沿着光学路径设置的透光光学器件，在角膜与该透光光学器件之间设置有液体或粘弹性材料中的一个或多个。该光学器件和液体或粘弹性

材料中的一个或多个可使眼睛的图像失真。

[0033] 在许多实施例中，第一图像包括与眼睛的多个组织结构相对应的多个图像结构。所述多个图像结构可以响应于病人接口的变形而从第一图像的第一多个位置移动至失真第一图像的第二多个位置。

[0034] 在许多实施例中，第一图像和第二图像对应于激光治疗系统的坐标参考。可以将第一图像的多个位置从激光系统的坐标参考的第一位置映射到激光系统的坐标参考的第二位置以提供与第二图像的失真相对应的第一失真图像的失真，以便以与第二图像对准的方式对第一失真图像进行定位。

[0035] 在许多实施例中，第一图像和第二图像分别地对应于辅助诊断设备的第一坐标参考和激光治疗系统的第二坐标参考。可以将第一图像的多个位置从第一坐标参考的第一位置映射到激光系统的第二坐标参考的第二位置，以便在病人接口在角膜上方的情况下确定眼睛的位置和取向。

[0036] 在许多实施例中，气体包括空气且液体包括溶液、盐水或粘弹性流体中的一个或多个。

[0037] 在许多实施例中，眼睛的第一图像和眼睛的第二图像包括来自照相机的眼睛虹膜的图像。第一图像和第二图像的一个或多个结构可对应于虹膜的一个或多个结构。

[0038] 在许多实施例中，被暴露于气体的角膜包括泪层。

[0039] 在另一方面，提供了一种装置包括具有被配置成执行上述方法步骤的任何组合的有形介质的处理器。

[0040] 在另一方面，提供了一种用于治疗具有角膜的眼睛的装置。该装置包括形貌测量系统、图像捕捉设备、病人接口以及处理器。形貌测量系统测量眼睛的角膜的形貌。图像捕捉设备捕捉眼睛的图像。病人接口耦合到并保持眼睛。处理器包括被配置成确定眼睛的位置的有形介质。

[0041] 形貌测量系统可包括角膜弯度计系统、光学相干断层成像系统、Placido盘形貌系统、Hartmann-ShackHartmann-Shack形貌系统/Scheimpflug图像形貌系统/共焦断层成像系统或低相干反射测量系统中的一个或多个。病人接口可包括吸力环。

[0042] 在许多实施例中，图像捕捉设备被配置成捕捉当角膜被暴露于气体时的眼睛的第一图像和病人接口在角膜上方的情况下的眼睛的第二图像。包括有形介质的处理器可被配置成当病人接口已被放置在角膜上方时响应于第一图像和第二图像而确定眼睛的位置或取向中的一个或多个。

[0043] 形貌测量系统可被配置成当至少病人的眼睛被用激光手术系统的病人支撑体支撑时测量眼睛的角膜的形状轮廓。在病人接口的吸力环被放置在眼睛上之前，可以测量该形状轮廓且可以生成第一图像。当病人被用激光手术系统的病人支撑体支撑时，可以生成第二图像。该形状轮廓可以用来确定眼睛的散光的治疗轴。该形状轮廓可以包括眼睛的角膜弯度计读数、眼睛的角膜形貌、眼睛的光学相干断层成像、眼睛的Placido盘形貌、来自眼睛的角膜形貌的多个点的反射、从眼睛形貌的角膜反射的网格、眼睛的Hartmann-Shack形貌、眼睛的Scheimpflug图像形貌、眼睛的共焦断层成像或者眼睛的低相干反射测量中的一个或多个。该形状轮廓可以用来确定多个弓形切口的治疗轴，所述多个弓形切口沿着横穿治疗轴的弧延伸。可以在由于病人接口而变形的眼睛的第二图像上显示所述多个弓形切口

的位置。所述多个弓形切口的位置可以被从第一图像的第一位置映射到第二图像的第二位置。该第二位置可对应于眼睛由于病人接口的变形。可以用激光手术系统的照相机来生成第一图像和第二图像。

[0044] 所述装置还可包括用户可见的显示器。包括有形介质的处理器可被配置成修改第一图像以提供类似于第二图像的包括失真的失真第一图像，并在显示器上提供失真第一图像。显示器可以被配置成允许用户调整显示器上的第一失真图像的位置或角度中的一个或多个。可以响应于显示器上的第一失真图像的位置或角度来调整多个激光束脉冲的位置。可以在显示器上将失真第一图像覆盖在第二图像上面以确定用于治疗的眼睛的位置和角度。包括有形介质的处理器可以被配置成响应于将调整所述多个激光束脉冲的位置的用户输入来确定显示器上的失真第一图像的位置和角度。

[0045] 在许多实施例中，包括有形介质的处理器可以被配置成修改第二图像以提供类似于第一图像的包括较少失真的已修正第二图像。

[0046] 在许多实施例中，病人接口包括沿着光学路径设置的透光光学器件，在角膜与该透光光学器件之间设置有液体或粘弹性材料中的一个或多个。该光学器件和液体或粘弹性材料中的一个或多个可使眼睛的图像失真。

[0047] 在许多实施例中，第一图像包括与眼睛的多个组织结构相对应的多个图像结构。所述多个图像接口可以响应于病人接口的变形而从第一图像的第一多个位置移动至失真第一图像的第二多个位置。

[0048] 在许多实施例中，第一图像和第二图像对应于激光治疗系统的坐标参考。可以将第一图像的多个位置从激光系统的坐标参考的第一位置映射到激光系统的坐标参考的第二位置以提供与第二图像的失真相对应的第一失真图像的失真，以便以与第二图像对准的方式对第一失真图像进行定位。

[0049] 在许多实施例中，第一图像和第二图像分别地对应于辅助诊断设备的第一坐标参考和激光治疗系统的第二坐标参考。可以将第一图像的多个位置从第一坐标参考的第一位置映射到激光系统的第二坐标参考的第二位置，以便在病人接口在角膜上方的情况下确定眼睛的位置和取向。

[0050] 角膜可被暴露的气体可包括空气。角膜可被暴露的液体可包括溶液、盐水或粘弹性流体中的一个或多个。被暴露于气体的角膜可包括泪层。

[0051] 眼睛的第一图像和眼睛的第二图像可包括来自图像捕捉设备的眼睛虹膜的图像。第一图像和第二图像的一个或多个结构可对应于虹膜的一个或多个结构。

[0052] 在另一方面，实施例提供了测量眼睛的方法。该方法包括将角膜形貌测量结构耦合到病人接口结构以将形貌测量结构放置在眼睛前面。在形貌测量结构和病人接口远离眼睛的情况下测量眼睛。将角膜形貌测量结构从病人接口结构解耦。将病人接口结构耦合到病人接口的部件以便接触眼睛。响应于用被可去除地耦合到病人接口的角膜形貌结构进行的眼睛测量而确定眼睛的散光轴。

[0053] 在另一方面，实施例提供了一种用以测量眼睛的装置。该装置包括病人接口。形貌测量结构被配置成耦合到病人接口以在不接触眼睛的情况下测量眼睛。

[0054] 本发明还涉及以下项目：

[0055] 1.一种治疗病人的眼睛的方法，该眼睛具有角膜，该方法包括：

[0056] 当眼睛被从病人接口分离时生成眼睛的第一图像或第一形状轮廓中的一个或多个；

[0057] 用病人接口的光学器件覆盖角膜；以及

[0058] 在病人接口的光学器件在角膜的上方的情况下生成眼睛的第二图像或第二形状轮廓中的一个或多个，其中，病人接口改变眼睛的第二图像或第二形状轮廓中的一个或多个的失真。

[0059] 2.项目1的方法，还包括当病人接口已被放置在角膜上时响应于第一图像和第二图像而确定眼睛的位置或取向中的一个或多个。

[0060] 3.项目1的方法，还包括：

[0061] 当至少病人的眼睛被用激光手术系统的病人支撑体支撑时，测量眼睛的角膜的形状轮廓；以及

[0062] 其中，在病人接口的吸力环被放置在眼睛上之前，测量形状轮廓并生成第一图像；

[0063] 其中，当病人被用激光手术系统的病人支撑体支撑时，生成第二图像。

[0064] 4.项目3的方法，其中，使用形状轮廓来确定眼睛的散光的治疗轴，该形状轮廓包括眼睛的角膜弯度计读数、眼睛的角膜形貌、眼睛的光学相干断层成像、眼睛的Placido盘形貌、来自眼睛的角膜形貌的多个点的反射、眼睛形貌的从角膜反射的网格、眼睛的Hartmann-Shack形貌、眼睛的Scheimpflug图像形貌、眼睛的共焦断层成像或者眼睛的低相干反射测量中的一个或多个。

[0065] 5.项目4的方法，其中，所述形状轮廓被用来确定多个弓形切口的治疗轴，所述多个弓形切口沿着横穿治疗轴的弧延伸。

[0066] 6.项目5的方法，其中，所述多个弓形切口的位置在以病人接口变形的眼睛的第二图像上显示，并且其中，所述多个弓形切口的位置被从第一图像的第一位置映射到第二图像的第二位置，该第二位置对应于以病人接口的眼睛的变形，并且其中，第一图像和第二图像是以激光手术系统的照相机生成的。

[0067] 7.项目1的方法，还包括：

[0068] 修改第一图像以提供类似于第二图像的包括失真的失真第一图像；以及

[0069] 在对用户可见的显示器上提供失真第一图像。

[0070] 8.项目7的方法，其中，用户调整显示器上的第一失真图像的位置或角度中的一个或多个，并且其中，响应于显示器上的第一失真图像的位置或角度而调整多个激光束脉冲的位置。

[0071] 9.项目7的方法，其中，所述失真第一图像被覆盖在显示器上的第二图像上以确定用于治疗的眼睛的位置和角度，并且其中，处理器响应于用以调整所述多个激光束脉冲的位置的用户输入而确定显示器上的失真第一图像的位置和角度。

[0072] 10.项目1的方法，还包括：

[0073] 修改第二图像以提供类似于第一图像的包括较少失真的已修正第二图像。

[0074] 11.项目1的方法，其中，所述病人接口包括沿着光学路径设置的光透射光学器件，其中在角膜与该光透射光学器件之间设置液体或粘弹性材料中的一个或多个，并且其中，所述光学器件及液体或粘弹性中的一个或多个使眼睛的图像失真。

[0075] 12.项目1的方法，其中，第一图像包括对应于眼睛的多个组织结构的多个图像结

构，并且其中，所述多个图像结构响应于病人接口的失真而被从第一图像的第一多个位置移动至失真第一图像的第二多个位置。

[0076] 13.项目1的方法，其中，第一图像和第二图像对应于激光治疗系统的坐标参考，并且其中，第一图像的多个位置被从激光系统的坐标参考的第一位置映射到激光系统的坐标参考的第二位置，以提供与第二图像的失真相对应的第一失真图像的失真，以便与第二图像对准地来对第一失真图像进行定位。

[0077] 14.项目1的方法，其中，第一图像和第二图像分别地对应于辅助诊断设备的第一坐标参考和激光治疗系统的第二坐标参考，并且其中，第一图像的多个位置被从第一坐标参考的第一位置映射到激光系统的第二坐标参考的第二位置，以便确定病人接口在角膜上的情况下的眼睛的位置和取向。

[0078] 15.项目1的方法，其中，气体包括空气且液体包括溶液、盐水或粘弹性流体中的一个或多个。

[0079] 16.项目1的方法，其中，眼睛的第一图像和眼睛的第二图像包括来自照相机的眼睛的虹膜的图像，并且其中，第一图像和第二图像的一个或多个结构对应于虹膜的一个或多个结构。

[0080] 17.项目1的方法，其中，被暴露到气体的角膜包括泪层。

[0081] 18.一种装置，其中，所述装置包括处理器，该处理器具有被配置成执行前述项目中的任何一项或多项的方法的有形介质。

[0082] 19.一种用于治疗具有角膜的眼睛的装置，该装置包括：

[0083] 形貌测量系统，其用于测量眼睛的角膜的形貌；

[0084] 图像捕捉设备，其用于捕捉眼睛的图像；

[0085] 病人接口，其用于耦合到眼睛并保持眼睛；以及

[0086] 处理器，其包括被配置成确定眼睛的位置的有形介质。

[0087] 20.项目19的装置，其中，所述形貌测量系统包括角膜弯度计系统、光学相干断层成像系统、Placido盘形貌系统、Hartmann-Shack形貌系统、Scheimpflug图像形貌系统，共焦断层成像系统或低相干反射测量系统中的一个或多个。

[0088] 21.项目19的装置，其中，所述病人接口包括吸力环。

[0089] 22.项目19的装置，其中，所述图像捕捉设备被配置成捕捉当角膜被暴露到气体时的眼睛的第一图像和病人接口在角膜上的情况下的眼睛的第二图像，并且

[0090] 其中，包括有形介质的处理器被配置成当病人接口已被放置在角膜上时响应于第一图像和第二图像而确定眼睛的位置或取向中的一个或多个。

[0091] 23.项目22的装置，其中，所述形貌测量系统被配置成：

[0092] 当至少病人的眼睛被用激光手术系统的病人支撑体支撑时，测量眼睛的角膜的形状轮廓，

[0093] 其中，在病人接口的吸力环被放置在眼睛上之前，测量形状轮廓并生成第一图像；

[0094] 其中，当病人被用激光手术系统的病人支撑体支撑时，生成第二图像。

[0095] 24.项目23的装置，其中，使用形状轮廓来确定眼睛的散光的治疗轴，该形状轮廓包括眼睛的角膜弯度计读数、眼睛的角膜形貌、眼睛的光学相干断层成像、眼睛的Placido盘形貌、来自眼睛的角膜形貌的多个点的反射、眼睛形貌的从角膜反射的网格、眼睛的

Hartmann-Shack形貌、眼睛的Scheimpflug图像形貌、眼睛的共焦断层成像或者眼睛的低相干反射测量中的一个或多个。

[0096] 25.项目24的装置，其中，所述形状轮廓被用来确定多个弓形切口的治疗轴，所述多个弓形切口沿着横穿治疗轴的弧延伸。

[0097] 26.项目25的装置，其中，所述多个弓形切口的位置在以病人接口变形的眼睛的第二图像上显示，并且其中，所述多个弓形切口的位置被从第一图像的第一位置映射到第二图像的第二位置，该第二位置对应于以病人接口的眼睛的变形，并且其中，第一图像和第二图像是用激光手术系统的照相机生成的。

[0098] 27.项目22的装置，还包括对用户可见的显示器，其中，包括有形介质的处理器被配置成修改第一图像以提供类似于第二图像的包括失真的失真第一图像，并在显示器上提供失真第一图像。

[0099] 28.项目27的装置，其中，所述显示器被配置成允许用户调整显示器上的第一失真图像的位置或角度中的一个或多个，并且其中，响应于显示器上的第一失真图像的位置或角度而调整多个激光束脉冲的位置。

[0100] 29.项目27的装置，其中，所述失真第一图像被覆盖在显示器上的第二图像上以确定用于治疗的眼睛的位置和角度，并且其中，包括有形介质的处理器响应于用以调整所述多个激光束脉冲的位置的用户输入而确定显示器上的失真第一图像的位置和角度。

[0101] 30.项目22的装置，其中，包括有形介质的处理器被配置成修改第二图像以提供类似于第一图像的包括较少失真的已修正第二图像。

[0102] 31.项目22的装置，其中，所述病人接口包括沿着光学路径设置的光透射光学器件，其中在角膜与该光透射光学器件之间设置液体或粘弹性材料中的一个或多个，并且其中，所述光学器件及液体或粘弹性中的一个或多个使眼睛的图像失真。

[0103] 32.项目22的装置，其中，第一图像包括对应于眼睛的多个组织结构的多个图像结构，并且其中，所述多个图像结构响应于病人接口的失真而被从第一图像的第一多个位置移动至失真第一图像的第二多个位置。

[0104] 33.项目22的装置，其中，第一图像和第二图像对应于激光治疗系统的坐标参考，并且其中，第一图像的多个位置被从激光系统的坐标参考的第一位置映射到激光系统的坐标参考的第二位置，以提供与第二图像的失真相对应的第一失真图像的失真，以便与第二图像对准地来对第一失真图像进行定位。

[0105] 34.项目22的装置，其中，第一图像和第二图像分别地对应于辅助诊断设备的第一坐标参考和激光治疗系统的第二坐标参考，并且其中，第一图像的多个位置被从第一坐标参考的第一位置映射到激光系统的第二坐标参考的第二位置，以便确定病人接口在角膜上的情况下的眼睛的位置和取向。

[0106] 35.项目22的装置，其中，气体包括空气且液体包括溶液、盐水或粘弹性流体中的一个或多个。

[0107] 36.项目22的装置，其中，眼睛的第一图像和眼睛的第二图像包括来自图像捕捉设备的眼睛的虹膜的图像，并且其中，第一图像和第二图像的一个或多个结构对应于虹膜的一个或多个结构。

[0108] 37.项目22的装置，其中，被暴露到气体的角膜包括泪层。

[0109] 38.项目19的装置，其中，所述形貌测量系统包括被配置成测量角膜的前表面形貌和角膜的后表面形貌的断层成像系统。

[0110] 39.项目38的装置，其中，所述处理器被配置成确定角膜的厚度轮廓，其包括在角膜的前表面与角膜的后表面之间延伸的角膜的厚度。

[0111] 40.项目40的装置，其中，所述处理器被配置成确定角膜的厚度轮廓图，其包括在角膜的前表面形貌与角膜的后表面形貌之间延伸的角膜的厚度。

[0112] 41.项目38的装置，其中，所述处理器被配置成响应于角膜的厚度轮廓图而确定角膜的治疗轴。

[0113] 42.项目19的装置，其中，所述处理器包括用以用傅里叶变换、多项式、球谐函数、泰勒多项式、子波变换或泽尼克多项式中的一个或多个来拟合角膜的形貌的轮廓数据的指令。

[0114] 43.项目42的装置，其中，所述处理器包括用以响应于傅里叶变换、多项式、球谐函数、泰勒多项式、子波变换或泽尼克多项式中的一个或多个而相对于参考表面提供角膜的波前像差数据的指令。

[0115] 44.项目19的装置，其中，所述处理器包括用以响应于眼内晶状体被放置在眼睛中而确定角膜切口的指令。

[0116] 45.项目44的装置，其中，所述处理器包括用以响应于模拟延伸通过角膜和眼内晶状体以修正眼内晶状体的残余光学误差的光线的光线追踪而确定角膜切口的指令。

[0117] 46.项目19的装置，其中，所述处理器包括用以响应于眼睛的生物计量而确定眼睛的视轴并相对于视轴对角膜切口或囊切开中的一个或多个进行定位的指令。

[0118] 47.项目19的装置，还包括用以当眼睛被用病人支撑体支撑且病人观看注视光时确定眼睛的视轴的注视光。

[0119] 48.项目47的装置，其中，所述注视光被沿着与病人接口的光轴对准的视频照相机的基本上固定的光学路径耦合到眼睛，以在沿着眼睛扫描脉冲激光束或测量光束中的一个或多个时提供稳定的注视。

[0120] 49.项目47的装置，其中，所述注视光被沿着光学路径耦合到透镜以在眼睛被耦合到病人接口时向眼睛提供正聚散度。

[0121] 50.项目47的装置，其中，响应于眼睛的自然瞳孔而定义囊位置的切口。

[0122] 51.项目19的装置，其中，所述处理器包括用以响应于角膜的形貌或眼睛的图像中的一个或多个而确定眼睛的视轴的指令。

[0123] 52.项目19的装置，其中，所述处理器包括用以响应于角膜的形貌和眼睛的晶状体的前表面轮廓和眼睛的后晶状体的后表面轮廓而确定与眼睛的第一主平面相对应的眼睛的第一光学节点和与眼睛的第二主平面相对应的眼睛的第二光学节点的指令。

[0124] 53.项目19的装置，其中，所述处理器包括用以响应于将病人接口耦合到眼睛之前的眼睛的一个或多个测量而确定从眼睛的前光学节点延伸的眼睛的视轴的指令，并且其中，所述处理器包括用以测量眼睛的结构并响应于在眼睛已被耦合到病人接口时测量的眼睛结构而确定从眼睛的前节点延伸的视轴的位置和取向的指令。

[0125] 54.项目53的装置，其中，响应于当病人在将眼睛耦合到病人接口之前观看注视目标时进行的测量来确定视轴，所述一个或多个测量包括形貌测量以及晶状体的前表面轮廓

和晶状体的后表面轮廓的测量，并且其中，所述处理器包括用以响应于形貌、前表面轮廓和后表面轮廓的曲率中心而确定眼睛的光轴的指令，并且其中，所述处理器包括用以确定沿着眼睛的光轴的眼睛的前光学节点和沿着眼睛的光轴的眼睛的后光学节点的指令。

[0126] 55.项目19的装置，其中，所述处理器包括用以在显示器上显示从眼睛的光学节点延伸的眼睛的视轴并响应于显示器上的从眼睛的光学节点延伸的视轴而接收用以确定眼睛的一个或多个切口轮廓的用户输入的指令。

[0127] 56.项目55的装置，其中，眼睛的一个或多个切口轮廓包括角膜切口或晶状体切口中的一个或多个，并且其中，所述处理器包括用以显示围绕晶状体中心的晶状体切口和围绕角膜中心的角膜切口的指令，并且其中，所述处理器包括用以响应于视轴远离病人接口的光轴旋转而显示偏离晶状体中心的角膜中心的指令。

[0128] 57.项目19的装置，其中，所述处理器包括用以响应于眼睛的轴长、眼睛的形貌、眼睛的晶状体囊的前表面位置、晶状体囊的后表面位置或眼睛的视网膜的位置中的一个或多个而确定眼内晶状体的光强度的指令。

[0129] 58.项目57的装置，其中，所述处理器包括用以响应于囊的前表面轮廓和囊的后表面轮廓而确定眼睛的晶状体的倾角和赤道面中的一个或多个的指令。

[0130] 59.项目58的装置，其中，所述处理器包括用以响应于囊的前表面轮廓和囊的后表面轮廓而确定被放置在眼睛的囊中的眼内晶状体的倾角或赤道面中的一个或多个的指令，并且其中，所述处理器包括用以响应于该倾角或赤道面而从多个眼内晶状体之中识别眼内晶状体以用于放置在囊中的指令。

[0131] 60.项目57的装置，其中，所述形貌机器包括被配置成测量角膜的前表面轮廓、角膜的后表面轮廓、晶状体囊的前表面轮廓以及晶状体囊的后表面轮廓的光学相干断层成像系统，以及用以向眼睛的视网膜上投射一束光以确定沿着眼睛的轴的眼睛的轴长和角膜的前表面轮廓的位置、沿着眼睛的轴的角膜的后表面轮廓、沿着眼睛的轴的晶状体囊的前表面轮廓、沿着眼睛的轴的后表面轮廓以及沿着眼睛的轴的视网膜的指令。

[0132] 61.项目60的装置，其中，所述处理器包括用以使OCT系统的测量光束聚焦到在视网膜前面的位置以便在视网膜上投射模糊光斑以确定视网膜的位置的指令。

[0133] 62.项目60的装置，其中，所述处理器包括用以使OCT系统的测量光束聚焦到视网膜附近以确定视网膜的位置的指令。

[0134] 63.一种用于治疗具有角膜和晶状体的眼睛的装置，该晶状体具有前表面和后表面，所述装置包括：

[0135] 断层成像系统，其用于测量眼睛的断层成像；以及

[0136] 包括有形介质的处理器，其被配置成响应于角膜的曲率、前晶状体表面的曲率或后晶状体表面的曲率中的一个或多个而确定眼睛的一个或多个轴。

[0137] 64.项目63的装置，其中，所述处理器包括用以响应于角膜的曲率、前晶状体表面的曲率、后晶状体表面的曲率而确定眼睛的前光学节点和光轴的指令，并且其中，所述前光学节点基本上沿着光轴定位。

[0138] 65.项目64的装置，其中，所述处理器包括用以确定角膜的曲率中心、晶状体的前表面的曲率中心和晶状体的后表面的曲率中心的指令，并且其中，所述处理器包括用以确定光轴的位置和取向以抑制光轴从角膜的曲率中心、晶状体前表面的曲率中心和晶状体后

表面的曲率中心的分离的指令。

[0139] 66.项目65的装置，其中，所述光轴在被用处理器确定时延伸通过角膜的曲率中心、晶状体前表面的曲率中心和晶状体后表面的曲率中心。

[0140] 67.项目64的装置，其中，所述处理器包括用以响应于角膜的曲率、前晶状体表面的曲率、后晶状体表面的曲率和眼睛的晶状体的一个或多个屈光指数而确定沿着眼睛的光轴的后光学节点的指令，并且其中，所述后光学节点基本上沿着光轴定位。

[0141] 68.项目63的装置，其中，所述处理器包括用以在病人观看注视目标时确定眼睛的视轴的指令，该视轴远离眼睛的光轴延伸，并且其中，所述处理器包括用以相对于将病人接口耦合到眼睛之前的眼睛的组织结构的位置来确定视轴和光轴的位置和取向的指令。

[0142] 69.项目68的装置，其中，眼睛的组织结构包括眼睛的虹膜、眼睛的血管、眼睛的角膜缘或眼睛的角膜厚度轮廓中的一个或多个，并且其中，所述处理器包括用以在眼睛没有接触病人接口的情况下测量眼睛的组织结构的位置并响应于眼睛没有接触病人接口的情况下的组织结构的位置而在眼睛没有接触病人接口的情况下确定并向用户显示视轴和光轴的指令。

[0143] 70.项目68的装置，其中，所述处理器包括用以响应于眼睛被耦合到病人接口的情况下的眼睛的组织结构的位置而确定眼睛的视轴和眼睛的光轴的指令。

[0144] 71.项目70的装置，其中，眼睛的组织结构包括眼睛的虹膜、眼睛的血管、眼睛的角膜缘或眼睛的角膜厚度轮廓中的一个或多个，并且其中，所述处理器包括用以在眼睛被耦合到病人接口的情况下测量眼睛的组织结构的位置并响应于眼睛被耦合到病人接口的情况下的组织结构的位置而在眼睛被耦合到病人接口的情况下确定并向用户显示视轴和光轴的指令。

[0145] 72.项目63的装置，其中，所述处理器包括第一处理器和第二处理器，第一断层成像系统的第一处理器用于在使眼睛与病人接口接触之前测量眼睛的第一断层成像，并且第二断层成像系统的第二处理器用于在眼睛已经接触病人接口时测量眼睛的第二断层成像，第一断层成像系统在物理上与第二断层成像系统分离。

[0146] 73.项目63的装置，其中，所述处理器包括用以响应于眼睛接触病人接口的情况下的眼睛的测量而显示眼睛的视轴、眼睛的光轴、眼睛的视线、眼睛的瞳孔轴、角膜的顶点、眼睛的第一Purkinje图像或眼睛的眼球旋转轴中的一个或多个的指令。

[0147] 74.项目63的装置，其中，所述处理器包括用以响应于眼睛没有接触病人接口的情况下的眼睛的第一测量和眼睛接触病人接口的情况下的眼睛的第二测量而显示眼睛的视轴、眼睛的光轴、眼睛的视线、眼睛的瞳孔轴、角膜的顶点、眼睛的第一Purkinje图像或眼睛的眼球旋转轴中的一个或多个的指令。

[0148] 75.一种方法，该方法包括使用前述项目中的任何一项或多项的装置。

[0149] 76.一种治疗眼睛的方法，该方法包括使屈光程序在眼睛的节点上居于中心。

[0150] 77.一种测量眼睛的方法，该方法包括：

[0151] 将角膜形貌测量结构耦合到病人接口结构以将形貌测量结构放置在眼睛前面；

[0152] 在形貌测量结构和病人接口远离眼睛的情况下测量眼睛；

[0153] 将角膜形貌测量结构从病人接口结构解耦；

[0154] 将病人接口结构耦合到病人接口的部件以便接触眼睛；以及

[0155] 确定眼睛的散光轴。

[0156] 78.一种用以测量眼睛的装置,该装置包括:

[0157] 病人接口;以及

[0158] 形貌测量结构,其被配置成耦合到病人接口以在不接触眼睛的情况下测量眼睛。

附图说明

[0159] 图1示出了示出根据许多实施例的激光眼睛手术系统的透视图;

[0160] 图2示出了示出根据许多实施例的激光眼睛手术系统的配置的顶级视图的简化框图;

[0161] 图3A示出了图示出根据许多实施例的激光眼睛手术系统的光学组件的配置的简化框图;

[0162] 图3B示出了根据许多实施例的被集成到激光系统的固定光学路径中的被配置成用外部照明对眼睛进行照明的注视光;

[0163] 图3C示出了根据许多实施例的包括角膜、后囊以及角膜缘的眼睛的映射治疗区;

[0164] 图4A示出了根据许多实施例的激光输送系统的活动和传感器部件之间的对应关系;

[0165] 图4B示出了根据许多实施例的坐标参考从眼睛空间坐标参考系到机器坐标参考系的映射;以及

[0166] 图5A示出了根据许多实施例的用于对眼睛进行映射的方法的流程图;

[0167] 图5B示出了示出根据许多实施例的可以执行图5A的方法的激光眼睛手术系统的配置的顶级视图的简化框图;

[0168] 图6A示出了根据许多实施例的覆盖在眼睛的图像上的坐标系;

[0169] 图6A1示出了用于图6A的坐标系和图像的角膜轮廓数据;

[0170] 图6A2示出了用于图6A和6A1的坐标系和图像的角膜厚度轮廓数据;

[0171] 图6A3示出了用于图6A、6A1和6A2的坐标系和图像的角膜厚度轮廓图(map);

[0172] 图6B示出了根据许多实施例的覆盖在图6A的眼睛图像上以计及由于眼睛到病人接口的耦合而引起的变形的变形坐标系;以及

[0173] 图6C示出了根据许多实施例的覆盖在图6B的眼睛图像上以计及由于眼睛到病人接口的耦合以及设置在眼睛上方的病人接口中的液体而引起的变形的变形坐标系;

[0174] 图6C1示出了用于图6C的坐标系和图像的角膜轮廓数据;

[0175] 图6C2示出了用于图6C和6C1的坐标系和图像的角膜厚度轮廓数据;

[0176] 图6C3示出了用于图6C、6C1和6C2的坐标系和图像的角膜厚度轮廓图;

[0177] 图7A和7B示出了根据许多实施例的眼睛观看注视目标并在接触病人接口之前测量眼睛时的眼睛的轴的侧视图;

[0178] 图7C示出了根据实施例的如图7A和7B中的眼睛的前视图;

[0179] 图7D和7E示出了根据许多实施例的被耦合到病人接口以用于治疗的如图7A至7C中的眼睛;

[0180] 图7F示出了用激光系统接触眼睛之前的测量坐标参考系和如图7D和7E中的眼睛接触病人接口时的测量坐标参考系的坐标变换;

[0181] 图7G示出了如图7A和7B中的眼睛的光学示意图；

[0182] 图8A、8B和8C示出了根据实施例的被配置成示出眼睛的一个或多个光学结构以对组织治疗的激光束脉冲进行定位的用户接口显示器的图像；

[0183] 图9示出了根据实施例的偏心性瞳孔、偏移中心凹以及眼睛的光轴的确定的眼睛；

[0184] 图10示出了根据实施例的在没有眼睛接触的情况下测量的无接触测量的第一光轴和在用户接口接触眼睛的情况下测量的接触测量的第二光轴，其中，该第一和第二光轴可以用来在眼睛接触病人接口时确定眼睛的结构的位置；以及

[0185] 图11A示出了根据实施例的被配置成耦合到病人接口以在眼睛接触病人接口之前测量眼睛的形貌测量结构；

[0186] 图11B示出了根据实施例的被配置成耦合到病人接口的病人接口和形貌测量结构的部件；

[0187] 图11C示出了形貌测量结构的剖视图；

[0188] 图11D示出了形貌测量结构的接口端的透视图；

[0189] 图11E示出了形貌测量结构的工作端的透视图；

[0190] 图12示出了根据实施例的用激光束来治疗眼睛的方法；以及

[0191] 图13示出了根据实施例的用OCT系统从人测量的角膜厚度轮廓图。

具体实施方式

[0192] 公开了与激光眼睛手术有关的方法和系统。在许多实施例中，使用激光器来在角膜中、晶状体囊中和/或晶状体核中形成精确切口。虽然对用于激光眼睛手术的组织保持进行特定参考，但如本文所述的实施例可以被以许多方式中的一个或多个用于许多手术程序和设备，诸如矫形外科、机器人手术和显微角膜板层刀。

[0193] 如本文所述的实施例特别地很适合于治疗组织，诸如在组织的手术治疗的情况下。在许多实施例中，组织包括光学透射组织，诸如眼睛的组织。如本文所述的实施例可以被以许多方式与诸如白内障手术、角膜切口之类的许多已知屈光手术程序中的一个或多个组合，包括例如激光辅助原位角膜磨镶术(在下文中“LASIK”)、全激光LASIK、毫微微LASIK、角膜塑型术、散光性角膜切除术、角膜松弛切口(在下文中“CRI”)、缘松弛切口(在下文中“LRI”)、屈光性角膜切除术(在下文中“PRK”)和小切口晶状体摘除(在下文中“SMILE”)。

[0194] 如本文所述的实施例特别地很适合于与眼内晶状体的组合，例如与一个或多个已知眼内晶状体的组成部分，诸如容纳眼内晶状体或眼内晶状体将修正眼睛的像差中的一个或多个，例如容纳眼睛的像差修正晶状体。在本文中公开的实施例可以例如用来将屈光手术程序与眼内晶状体组合。

[0195] 如本文所述的实施例可以用于晶状体囊的切口的定位，该晶状体囊的尺寸被确定为接收眼内晶状体的结构，以便如本文所述地保持所放置的IOL与眼睛的一个或多个轴对准，例如与晶状体囊和结构组合，如在2013年3月15日提交、题为“Microfemtotomy methods and systems”的美国专利申请序号61/788,201(代理人档案号43406-704.101)中所述的，该申请的全部公开被通过引用结合到本文中。

[0196] 如本文所述的实施例可以用来如本文所述地将基准标记与眼睛的一个或多个轴对准地定位于眼睛上，以便使IOL的轴与眼睛对准，例如与基准标记和晶状体组合，如在

2013年4月17日提交、题为“Laser fiducials for alignment in cataract surgery”的美国序号61/813,172(代理人档案号US 43406-747.101)中所述的。

[0197] 公开了与材料的激光治疗有关且可以被用于诸如激光眼睛手术之类的眼睛手术的方法和系统。可使用激光器来在例如角膜中、晶状体囊中和/或晶状体核中形成精确切口。如本文所述的实施例可以特别地很适合于增加诸如组织之类的材料的切割准确度。

[0198] 在许多实施例中,被耦合到眼睛的病人接口影响通过病人接口获得的眼睛的图像和测量的失真。病人接口可包括可以在角膜缘附近放置在眼睛上的吸力环,并且吸力环在眼睛上的放置可以影响角膜的变形。病人接口可包括诸如平板或晶状体之类的光学透射结构,并且光学透射结构可以影响第二图像的失真。例如,与当病人接口已被与眼睛分离且眼睛包括自然配置时获取的眼睛的图像相比,病人接口可以向通过病人接口获取的眼睛的图像添加桶形失真。替换地,病人接口被设计成例如添加枕形失真。在本文中公开的实施例特别地很适合于与具有与角膜分离的光学透射元件的病人接口组合。将促使气泡远离光轴的与角膜分离的光学透射晶状体结构的弯曲下表面可以增加治疗的场深和范围,并且在本文中公开的实施例理想地适合于用于此类病人接口。

[0199] 在本文中公开的实施例还适合于与角膜测量系统组合。角膜测量系统可包括激光手术系统的部件,其允许当病人被用诸如激光手术系统的床之类的病人支撑体支撑时用角膜测量系统来测量角膜。替换地,角膜测量系统可包括与激光系统分离、诸如在医生办公室的另一房间中的角膜测量系统。

[0200] 在本文中公开的实施例很适合于与在先激光手术系统组合,诸如可从Optimedica购得的CatalysTM以及类似系统。此类系统可被根据在本文中公开的讲授内容进行修改以更准确地测量和治疗眼睛。

[0201] 如本文所使用的诸如参考数字和字母之类的相同符号描述相同元件。

[0202] 如本文所使用的术语前和后指的是相对于病人的已知取向。根据用于手术的病人取向,术语前和后可以分别地类似于术语上和下,诸如当病人被以仰卧位放置在床上时。术语远侧和前面可指代从用户的角度看的结构取向,使得术语近侧和远侧可在例如提及被放置在眼睛上的结构时类似于术语前和后。本领域的技术人员将认识到如本文所述的方法和装置的取向的许多变化,并且术语前、后、近侧、远侧、上以及下仅仅是以示例的方式使用的。

[0203] 如本文所使用的术语第一和第二被用来在没有关于可以按照任何顺序的结构和方法的顺序的限制的情况下描述结构和方法,如基于在本文中提供的讲授内容对于本领域的技术人员而言将显而易见的。

[0204] 如本文所使用的术语眼睛的前和后节点可具有这样的性质,即指向一个节点处的射线将被眼睛折射,使得其看起来来自另一节点,并且具有相对于光轴的相同角度。

[0205] 在本文中公开的实施例使得能够实现准确且基本上无失真的角膜形貌测量和与激光治疗的后续结合。在许多实施例中,提供了用于实现至少三个步骤的手段:

[0206] 1.将病人眼睛定位于测量系统的捕捉范围内;

[0207] 2.能够准确地测量角膜的测量系统;以及

[0208] 3.修正在测量时间与激光治疗时间之间可能发生的病人眼睛取向的许多变化中的一个或多个。

[0209] 定位

[0210] 在许多实施例中，通过病人床的运动或者通过激光系统的运动来提供用于激光手术的病人定位。操作员具有横向和轴向位置的手动控制，将对接机构引导就位。在不存在对接机构的情况下，可以为操作员提供用于引导该运动、使得眼睛、使得角膜被置于测量系统的操作范围内的手段。这可以用CatalysTM和类似系统的子系统来实现，根据在本文中公开的实施例进行了某些修改。可以用视频照相机来引导初始病人位置，以便例如通过将视频图像定为中心来将眼睛引导至横向位置并通过用视频照相机使图像聚焦而引导至轴向位置。在此步骤完成时，角膜在断层成像系统的捕捉范围内。断层成像系统可包括如本文所述的许多断层成像系统中的一个或多个，并且可包括例如光学相干断层成像系统(在下文中“OCT”系统)、Scheimpflug成像系统、低相干反射测量系统或扫描共焦光斑成像系统。诸如OCT系统之类的断层成像系统被用来测量角膜的轴向位置，并且适当的显示器提供用于最终准确定位的操作员指导。

[0211] 在许多实施例中，视频和OCT系统被配置成用对接系统进行操作，其在光学路径中具有附加光学元件和液体介质，其可以帮助调整激光系统的聚焦算法以虑及在没有对接机构光学器件和诸如液体和粘弹性体之类的接口介质的情况下的操作。

[0212] 测量

[0213] 在许多实施例中，激光系统具有用于映射被治疗的眼表面的子系统，诸如用如本文所述的断层成像。优选地当眼睛已被正确地定位时完成该测量步骤。可以可选地引入注视光以帮助病人保持眼睛以固定角度指向固定方向。如果测量数据捕捉是足够快速的，例如约一秒，则注视光可能不那么有益。可以在短时间内获取角膜表面的多次断层成像扫描，诸如OCT。多次扫描增加数据的准确度，并且可以提供角膜的形貌数据。可使用扫描的后处理来去除潜在眼睛移动并改善测量准确度。

[0214] 当角膜表面已被映射时，可以使用多项式拟合算法或其它拟合算法来计算角膜的有用参数，例如，诸如角膜的光强度、散光性轴线角以及散光量值中的一个或多个。

[0215] 适合于映射光学组织表面的拟合算法的示例包括椭圆形表面、Fourier变换、多项式、球谐函数、泰勒多项式、子波变换或泽尼克多项式。在许多实施例中，提供了眼睛的光学组织表面的三维高度轮廓数据，以及被拟合到光学组织表面的数据。光学组织表面可包括例如角膜的前表面、角膜的后表面、晶状体囊的前表面、晶状体囊的后表面、晶状体皮质的前表面、晶状体皮质的后表面、晶状体核的前表面、晶状体核的后表面、具有基本上恒定屈光指数的晶状体的一个或多个前表面、具有基本上恒定屈光指数的晶状体的一个或多个后表面、视网膜表面、中心凹表面、诸如目标角膜表面之类的将修正视力的目标组织表面、眼内晶状体的前表面或眼内晶状体的后表面中的一个或多个。由于晶状体的屈光指数可以从约1.36至约1.41改变，所以晶状体的光学表面可限定例如具有类似屈光指数的晶状体的一个或多个层。

[0216] 坐标系转换

[0217] 在许多实施例中，当病人眼睛被对接以用于治疗时，眼睛改变相对于激光系统坐标的位置或旋转中的一个或多个。位置可包括三个位置维度，并且旋转可包括三个旋转维度，并且位置或取向的变化在至少某些实施例中可包括全部的六个自由度。位置或取向中的一个或多个的此变化可以是病人头部移动、眼睛移动的结果，或者与在眼睛与病人接口

对接期间所施加的力有关。将例如散光性轴线角之类的角膜测量变换到新的坐标系可以有帮助。存在用于实现此操作的多个方法。

[0218] 一个方法允许操作员在测量之前用通常跨角膜的周界上面直径地定位的墨点来标记病人眼睛。这些墨点可以在对接以用于治疗之后由成像照相机获取并被用于计算坐标变换。

[0219] 另一方法是使用在角膜测量步骤期间所获取的视频图像或OCT扫描中可见的眼特征并确定眼睛的位置和取向。此确定可以用例如第一图像的特征相对于在对接以用于治疗之后获取的第二图像的特征的例如相关或例如识别来完成。此识别或相关可以通过数字图像处理算法或者由操作员手动地完成。当手动地完成时，在显示屏上为操作员呈现重叠图像(测量和治疗步骤)，并且图像被以平移和旋转方式手动地操纵直至其可见地匹配为止。图像操纵数据被显示软件检测到并被用于坐标变换。

[0220] 处理器系统可包括体现计算机程序的指令以执行如本文所述的方法步骤中的一个或多个的有形介质。

[0221] 图1示出了根据许多实施例的激光眼睛手术系统2，其可操作用于在角膜中、晶状体囊中和/或晶状体核中形成精确切口。系统2包括主单元4、病人椅6、双功能脚踏开关8以及激光脚踏开关10。

[0222] 主单元4包括系统2的许多主要子系统。例如，外部可见子系统包括触摸屏显示器控制面板12、病人接口组件14、病人接口真空连接16、对接控制键盘18、病人接口射频识别(RFID)读取器20、外部连接22(例如，网络、视频输出端、脚踏开关、USB端口、门联锁装置以及AC电源)、激光辐射指示器24、应急激光制动按钮26、按键开关28以及USB数据端口30。

[0223] 病人椅6包括底座32、病人支撑床34、头靠36、定位机构以及设置在头靠36上的病人椅操纵杆控制机构38。定位控制机构被耦合在底座32与病人支撑床34和头靠36之间。病人椅6被配置成使用病人椅操纵杆控制机构38在三个轴(x、y和z)上被调整和定向。头靠36和约束系统(未示出，例如卡合病人的前额的约束带)使病人的头在程序期间稳定。头靠36包括将为病人提供舒适并减少病人头部移动的可调整颈部支撑体。头靠36被配置成是垂直可调整的以使得能够调整病人头部位置以提供病人舒适并适应病人头部尺寸的变化。

[0224] 病人椅6允许使用手动调整进行病人的腿、躯干以及头部的关节连接。病人椅6适应病人负荷位置、吸力环捕捉位置以及病人治疗位置。在病人负荷位置上，椅子6在病人椅向后处于竖直位置上且病人脚蹬处于放下位置上的情况下从主单元4下面旋转出来。在吸力环捕捉位置上，椅子在病人椅子向后处于向后靠位置上且病人脚蹬处于上升位置上的情况下从主单元4下面旋转出来。在病人治疗位置上，椅子在病人椅子向后处于向后靠位置上且病人脚蹬处于上升位置上的情况下从主单元4下面旋转出来。

[0225] 病人椅6装配有“椅子启用”特征以针对非故意椅子移动进行保护。病人椅操纵杆38可被以两个方式中的任一个启用。首先，病人椅操纵杆38结合了位于操纵杆的顶部上的“椅子启用”按钮。经由操纵杆38进行的病人椅6的位置控制可以通过连续地按下“椅子启用”按钮来启用。替换地，双功能脚踏开关8的左脚踏开关40可以被连续地下压以启用经由操纵杆38进行的病人椅6的位置控制。

[0226] 在许多实施例中，病人控制操纵杆38是比例控制器。例如，可以使用少量移动操纵杆来促使椅子缓慢地移动。可以使用大量移动操纵杆来促使椅子更快地移动。可以使用将

操纵杆保持在其最大行进极限来促使椅子以其最大椅子速度移动。可以随着病人接近病人接口组件14来减小可用椅子速度。

[0227] 可以推动紧急制动按钮26以停止所有激光输出的发射，释放将病人耦合到系统2的真空，并禁用病人椅子6。制动按钮26位于系统前面板上，紧挨着按键开关28。

[0228] 按键开关28可以用来启用系统2。当处于备用位置时，键可以被去除且系统被禁用。当处于就绪位置上时，键启用到系统2的供电。

[0229] 双功能脚踏开关8是包括左脚踏开关40和右脚踏开关42的双脚踏开关组件。左脚踏开关40是“椅子启用”脚踏开关。右脚踏开关42是“真空开启”脚踏开关，其启用真空以将液体光学器件接口吸力环固定到病人的眼睛。激光脚踏开关10是有遮罩脚踏开关，其在系统被启用的同时在被按下时启用治疗激光。

[0230] 在许多实施例中，系统2包括外部通信连接。例如，系统2可以包括用于将系统2连接到网络的网络连接(例如，RJ45网络连接)。该网络连接可以用来启用治疗报告的网络打印、将查看系统性能记录的远程访问以及将执行系统诊断的远程访问。系统2可以包括可以用来输出由系统2执行的治疗的视频的视频输出端口(例如，HDMI)。该输出视频可以在外部显示器上显示以用于例如供家属观看和/或培训。还可以出于例如存档目的来记录输出视频。系统2可以包括用以例如启用治疗报告到数据存储设备的导出的一个或多个数据输出端口(例如，USB)。被存储在数据存储设备上的治疗报告可以在稍后的时间出于任何适当目的被访问，所述目的例如，诸如在其中用户没有对基于网络的打印的访问的情况下从外部计算机打印。

[0231] 图2示出了被与病人眼睛43耦合的系统2的简化框图。病人眼睛43包括角膜43C、晶状体43L和虹膜43I。虹膜43I限定可被用于眼睛43与系统2的对准的眼睛43的瞳孔。系统2包括切割激光子系统44、测距子系统46、对准引导系统48、共享光学器件50、病人接口52、控制电子装置54、控制面板/GUI 56、用户接口设备58以及通信路径60。控制电子装置54被经由通信路径60与切割激光子系统44、测距子系统46、对准引导子系统48、共享光学器件50、病人接口52、控制面板/GUI 56以及用户接口设备58操作耦合。

[0232] 在许多实施例中，切割激光子系统44结合了飞秒(FS)激光技术。通过使用飞秒激光技术，可以向紧密聚焦点输送短历时(例如，持续时间为约10^{-13}秒)激光脉冲(具有在微焦耳范围内的能级)以使组织离解，从而与晶状体核的超声破碎所需级别相比和与具有较长持续时间的激光脉冲相比相当大地降低所需的能级。

[0233] 切割激光子系统44可以产生具有适合于系统2的配置的波长的激光脉冲。作为非限制性示例，系统2可以被配置成使用切割激光子系统44，其产生具有从1020nm至1050nm的波长的激光脉冲。例如，切割激光子系统44可以具有二极管泵浦固态配置，其具有1030(+/-5)nm中心波长。

[0234] 切割激光子系统44可以包括控制和调节部件。例如，此类控制部件可以包括诸如将控制激光脉冲的能量和脉冲链的平均功率的光束衰减器、将控制包含激光脉冲的光束的截面空间范围的固定孔径、将监视光束链的通量和重复率和因此的激光脉冲能量的一个或多个功率监视器以及将允许/阻挡激光脉冲的透射的开闭器。此类调节部件可以包括将使包含激光脉冲的光束适应于系统2的特性的可调整变焦组件和将在适应激光脉冲光束位置和/或方向变化性的同时在一定距离内传输激光脉冲、从而针对部件变化提供增加的公差

的固定光学中继器。

[0235] 测距子系统46被配置成在三个维度上测量眼睛结构的空间排列。被测眼睛结构可以包括角膜的前和后表面、晶状体囊的前和后部、虹膜以及角膜缘。在许多实施例中，测距子系统46利用光学相干断层成像(OCT)成像。作为非限制性示例，系统2可以被配置成使用采用从780nm至970nm的波长的OCT成像系统。例如，测距子系统46可以包括采用从810nm至850nm的宽谱波长的OCT成像系统。此类OCT成像系统可以采用参考路径长度，其是可调整的以调整OCT测量的眼睛中的有效深度，从而允许测量包括位于眼睛的角膜前面的病人接口特征的系统部件和在深度方面范围从角膜的前表面至晶状体囊的后部及更多的眼睛结构。

[0236] 对准引导子系统48可以包括激光二极管或气体激光器，其产生被用来使系统2的光学部件对准的激光束。对准引导子系统48可以包括LED或激光器，其产生注视光以帮助在对接和治疗期间使病人的眼睛对准和稳定。对准引导子系统48可以包括激光器或LED光源和将监视被用来在X、Y和Z中对光束进行定位的致动器的对准和稳定性的检测器。对准引导子系统48可以包括视频系统，其可以被用来提供病人眼睛的成像以促进病人的眼睛43到病人接口52的对接。由视频系统提供的成像系统还可以被用来经由GUI指引切口的位置。由视频系统提供的成像另外可以在激光眼睛手术程序期间用来监视程序的进展、在程序期间跟踪病人眼睛43的移动以及测量诸如瞳孔和/或角膜缘之类的眼睛结构的位置和尺寸。

[0237] 共享光学器件50提供设置在病人接口52与切割激光子系统44、测距子系统46以及对准引导子系统48中的每一个之间的公共传播路径。在许多实施例中，共享光学器件50包括将接收来自各子系统(例如，切割激光子系统44以及对准引导子系统48)的发射并使该发射沿着公共传播路径改向至病人接口的光束组合器。在许多实施例中，共享光学器件50包括使每个激光脉冲聚焦到焦点的物镜组件。在许多实施例中，共享光学器件50包括可在三个维度上操作以扫描各发射的扫描机构。例如，共享光学器件可以包括(多个)XY扫描机构和Z扫描机构。(多个)XY扫描机构可以用来在横穿各发射的传播方向的两个维度上扫描各发射。Z扫描机构可以用来改变眼睛43内的焦点的深度。在许多实施例中，扫描机构被设置在激光二极管与物镜之间，使得扫描机构被用来扫描由激光二极管产生的对准激光束。相反地，在许多实施例中，视频系统被设置在扫描机构与物镜之间，使得扫描机构不影响由视频系统获得的图像。

[0238] 病人接口52被用来约束病人的眼睛43相对于系统2的位置。在许多实施例中，病人接口52采用吸力环，其为被附着到病人的眼睛43的真空。吸力环然后被例如使用真空与病人接口52耦合以将吸力环固定到病人接口52。

[0239] 在许多实施例中，病人接口52包括光学透射结构，其具有从病人角膜的前表面垂直地移位的后表面，并且适当液体(例如，诸如Alcon BSS(Alcon零件号351-55005-1)或等价物之类的杀菌缓冲盐水溶液(BSS))的区域被设置在病人接口透镜后表面与病人的角膜之间且与之接触，并形成共享光学器件50与病人的眼睛43之间的透射路径的一部分。光学透射结构可包括具有一个或多个弯曲表面的透镜96。替换地，病人接口22可包括光学透射结构，其具有诸如平行板或楔之类的一个或多个基本上平坦表面。在许多实施例中，病人接口透镜是可任意处理的，并且可以以任何适当的间隔替换，诸如在每次眼睛治疗之前。

[0240] 控制电子装置54经由通信路径60来控制切割激光子系统44、测距子系统46、对准引导子系统48、病人接口52、控制面板/GUI 56以及用户接口设备58的操作并可以从其接收

输入。通信路径60可以用任何适当的配置来实现，包括控制电子装置54与各系统部件之间的任何适当的共享或专用通信路径。控制电子装置54可以包括任何适当部件，诸如一个或多个处理器、一个或多个现场可编程门阵列(FPGA)和一个或多个存储器设备。在许多实施例中，控制电子装置54控制所述控制面板/GUI 56以根据用户指定治疗参数来提供程序前规划以及提供对激光眼睛手术程序的用户控制。

[0241] 用户接口设备58可以包括适合于向控制电子装置54提供用户输入的任何适当的用户输入设备。例如，用户接口设备58可以包括例如，诸如双功能脚踏开关8、激光脚踏开关10、对接控制键盘18、病人接口射频识别(RFID)读取器20、应急激光制动按钮26、按键开关28以及病人椅操纵杆控制机构38之类的设备。

[0242] 图3A是图示出根据许多实施例的组件62的简化框图，该组件62可以被包括在系统2中。组件62是切割激光子系统44、测距子系统46、对准引导子系统48、共享光学器件50以及病人接口52的适当配置和集成的非限制性示例。可以有切割激光子系统44、测距子系统46、对准引导子系统48、共享光学器件50以及病人接口52的其它配置和集成且其对于本领域的技术人员而言可以是显而易见的。

[0243] 组件62可操作用于向病人的眼睛43中投射和扫描光束。切割激光子系统44包括超速(UF)激光器64(例如，飞秒激光器)。使用组件62，可以在三个维度:X、Y、Z上在病人的眼睛43中扫描光束。例如，可以使由UF激光器64产生的短脉冲激光聚焦到眼睛组织中以产生介电击穿以在焦点(聚焦区)周围引起光离解，从而使光致等离子体附近的组织破裂。在组件62中，激光的波长可以在800nm至1200nm之间变化，并且激光的脉冲宽度可以从10fs至10000fs变化。脉冲重复频率也可以从10kHz至500kHz变化。关于对非目标组织的非故意损伤的安全极限限制关于重复率和脉冲能量的上限。阈值能量、用以完成程序的时间以及稳定性可以限制用于脉冲能量和重复率的下限。在眼睛43中和具体地在眼睛的晶状体和晶状体囊内的聚焦光斑的峰值功率足以产生光学击穿并发起等离子体介导烧蚀过程。用于激光的近红外波长是优选的，因为对于近红外波长而言减少了生物组织中的线性光学吸收和散射。作为示例，激光器64可以是重复脉冲1031nm设备，其以120kHz(+/-5％)的重复率和在1至20微焦耳范围内的单独脉冲能量产生具有小于600fs持续时间的脉冲。

[0244] 切割激光子系统44被控制电子装置54和用户经由控制面板/GUI56和用户接口设备58来控制以产生激光脉冲光束66。控制面板/GUI56被用来设定系统操作参数、处理用户输入、显示诸如眼结构的图像之类的收集信息以及显示要在病人的眼睛43中形成的切口的表示。

[0245] 产生的激光脉冲光束66前进通过变焦组件68。激光脉冲光束66对于不同的单元而言可不同，尤其是当可从不同的激光器制造商获得UF激光器64时。例如，激光脉冲光束66的光束直径对于不同的单元而言可不同(例如，相差+/-20％)。光束还可相对于光束质量、光束散度、光束空间圆度以及散光而改变。在许多实施例中，变焦组件68是可调整的，使得离开变焦组件68的激光脉冲光束66具有单元到单元的一致的光束直径和散度。

[0246] 在离开变焦组件68之后，激光脉冲光束66前进通过衰减器70。衰减器70被用来调整激光束的透射和从而的激光脉冲光束66中的激光脉冲的能级。衰减器70被经由控制电子装置54来控制。

[0247] 在离开衰减器70之后，激光脉冲光束66前进通过孔径72。孔径72设定激光脉冲光

束66的外有用直径。该变焦又确定孔径位置处的光束尺寸和因此的被透射的光的量。透射光的量在高和低两者方面被限制。上限受到将实现在眼睛中可实现的最高数值孔径的要求的限制。高NA提升用于非目标组织的下阈值能量和更大的安全裕度。下限受到对高光学吞吐量的要求的限制。系统中的过多透射损耗作为激光输出而缩短系统的寿命，并且系统随时间推移而退化。另外，通过此孔径的透射方面的一致性提升针对每个程序确定最佳设定(及其共享)时的稳定性。通常，为了实现最佳性能，通过此孔径的透射被设定为在88％至92％之间。

[0248] 在离开孔径72之后，激光脉冲光束66前进通过两个输出拣拾器74。每个输出拣拾器74可以包括将使每个激光脉冲的一部分转移到各输出监视器76的部分反射镜。两个输出拣拾器74(例如，主和辅)和各主和辅输出监视器76被用来在主输出监视器76有故障的情况下提供冗余。

[0249] 在离开输出拣拾器74之后，激光脉冲光束66前进通过系统控制开闭器78。系统控制开闭器78确保出于程序和安全原因的激光脉冲光束66的开/关控制。两个输出拣拾器在开闭器前面，允许监视光束功率、能量以及重复率作为用于打开开闭器的先决条件。

[0250] 在离开系统控制开闭器78之后，光束前进通过光学中继望远镜80。光学中继望远镜80在适应激光脉冲光束66的位置和/或方向变化性的同时在一定距离内传播激光脉冲光束66，从而针对部件的变化性提供增加的公差。作为示例，光学中继器可以是开普勒焦外望远镜，其将孔径位置的图像中继到接近于xy振镜(galvo)反射镜位置的共轭位置。这样，XY振镜位置处的光束位置针对孔径位置处的光束角的变化是无变化的。同样地，开闭器不需要在中继器前面，并且可允许在中继器之后或者包括在其内部。

[0251] 在离开光学中继望远镜80之后，激光脉冲光束66被透射到共享光学器件50，其使激光脉冲光束66传播到病人接口52。激光脉冲光束66入射在光束组合器82上，其在透射来自测距子系统46和对准引导子系统:AIM 48的光束的同时反射激光脉冲光束66。

[0252] 在光束组合器82之后，激光脉冲光束66继续通过Z望远镜84，其可操作用于沿着Z轴扫描病人眼睛43中的激光脉冲光束66的焦点位置。例如，Z望远镜84可以包括具有两个透镜组(每个透镜组包括一个或多个透镜)的伽利略望远镜。该透镜组中的一个绕着Z望远镜84的准直位置沿着Z轴移动。这样，病人眼睛43中的光斑的焦点位置沿着Z轴移动。一般地，在透镜组的运动与焦点的运动之间存在一定关系。例如，Z望远镜可以具有约2x扩束比和透镜组的移动与焦点的移动的接近于1:1关系。在眼睛坐标系的z轴上的透镜的运动与焦点的运动之间的精确关系不必是固定的线性关系。该运动可以是非线性的并被经由根据测量的建模或校准或两者的组合来指引。替换地，另一透镜组可以沿着Z轴移动以调整焦点沿着Z轴的位置。Z望远镜84充当用于扫描病人眼睛43中的激光脉冲光束66的焦点的z扫描设备。Z望远镜84可以被控制电子装置54自动地且动态地控制并被选择成独立于接下来描述的X和Y扫描设备或者与之相互作用。

[0253] 在通过Z望远镜84之后，激光脉冲光束66入射在X扫描设备86上，其可操作用于在X方向上扫描激光脉冲光束66，该X方向主导地横穿Z轴并横穿激光脉冲光束66的传播方向。X扫描设备86被控制电子装置54控制，并且可以包括适当部件，诸如马达、电流计或任何其它众所周知的光学器件移动设备。根据X致动器的运动的光束运动的关系不必是固定的或线性的。可以确定关系的建模或校准测量或两者的组合并用来指引光束的位置。

[0254] 在被X扫描设备86指引之后，激光脉冲光束66入射在Y扫描设备88上，其可操作用于在Y方向上扫描激光脉冲光束66，该Y方向主导地横穿X和Z轴。Y扫描设备88被控制电子装置54控制，并且可以包括适当部件，诸如马达、电流计或任何其它众所周知的光学器件移动设备。根据Y致动器的运动的光束运动的关系不必是固定的或线性的。可以确定关系的建模或校准测量或两者的组合并用来指引光束的位置。替换地，X扫描设备86和Y扫描设备88的功能可以由XY扫描设备提供，该XY扫描设备被配置成在横穿Z轴的两个维度和激光脉冲光束66的传播方向上扫描激光脉冲光束66。X扫描和Y扫描设备86、88改变激光脉冲光束66的结果得到的方向，引起位于病人的眼睛43中的UF焦点的横向位移。

[0255] 在被Y扫描设备88指引之后，激光脉冲光束66通过光束组合器90。光束组合器90被配置成在向和从对准引导子系统48的视频子系统92反射光束的同时透射激光脉冲光束66。

[0256] 在通过光束组合器90之后，激光脉冲光束66通过物镜组件94。物镜组件94可以包括一个或多个透镜。在许多实施例中，物镜组件94包括多个透镜。物镜组件94的复杂性可被扫描场尺寸、聚焦光斑尺寸、远心度、在物镜组件94的近侧和远侧两者的可用工作距离以及像差控制的量驱动。

[0257] 在通过物镜组件94之后，激光脉冲光束66通过病人接口52。如上所述，在许多实施例中，病人接口52包括病人接口透镜96，其具有从病人角膜的前表面垂直地移位的后表面，并且适当液体(例如，诸如Alcon BSS(Alcon零件号351-55005-1)或等价物之类的杀菌缓冲盐水溶液(BSS))的区域被设置在病人接口透镜96的后表面与病人的角膜之间且与之接触，并形成共享光学器件50与病人的眼睛43之间的光透射路径的一部分。

[0258] 在控制电子装置54的控制下的共享光学器件50可以自动地产生瞄准、测距以及治疗扫描图案。此类图案可以由单个光斑、多个光斑、连续光图案、多个连续光图案和/或这些的任何组合构成。另外，瞄准图案(使用下述瞄准光束108)不需要与治疗图案(使用激光脉冲光束66)相同，但是可以可选地用来指定治疗图案的边界以提供将为了病人安全起见而仅在期望目标区域内输送激光脉冲光束66的验证。这可以例如通过使瞄准图案提供预定治疗图案的外形来完成。这样，可以使得治疗图案的空间范围为用户所知，如果不是单独光斑本身的精确位置的话，并且因此针对速度、效率和/或准确度而优化扫描。还可以使得目标图案被感知为闪烁，以便进一步增强其对用户的可见性。同样地，测距光束102不需要与治疗光束或图案相同。测距光束只须足以识别目标表面即可。这些表面可以包括角膜和晶状体的前和后表面，并且可视为具有单个曲率半径的球体。并且，被对准引导视频子系统共享的光学器件不必与被治疗光束共享的那些相同。可通过使用诸如操纵杆之类的输入设备或任何其它适当用户输入设备(例如，控制面板/GUI 56)来对病人和/或光学系统进行定位而进一步控制激光脉冲光束66的定位和特性和/或激光脉冲光束66在眼睛43上形成的扫描图案。

[0259] 控制电子装置54可以被配置成将眼睛43中的目标结构确定为目标并确保脉冲激光光束66将在适当的位置处聚焦且不会非故意地损伤非目标组织。可使用诸如上述那些或者超声波之类的本文所述的成像模式和技术来确定晶状体和晶状体囊的位置和测量其厚度以向包括2D和3D图案化的激光聚焦法提供更大的精度。激光聚焦还可通过使用包括瞄准光束的直接观察或其它已知眼科或医学成像模式(诸如上述那些)和/或其组合的一个或多个方法来实现。另外，可以使用诸如OCT之类的测距子系统来检测与病人接口有关的特征或

方面。特征可以包括对接结构上的基准位置和可任意处理的晶状体的光学结构，诸如前和后表面的位置。

[0260] 在图3的实施例中，测距子系统46包括OCT成像设备。另外或替换地，可以使用除OCT成像之外的成像模式。可以使用眼睛的OCT扫描来测量病人眼睛43的感兴趣结构的空间排列(例如，边界上的点的三维坐标，诸如X、Y和Z)。此类感兴趣结构可以包括例如角膜的前表面、角膜的后表面、晶状体囊的前部、晶状体囊的后部、晶状体的前表面、晶状体的后表面、虹膜、瞳孔和/或角膜缘。诸如表面和曲线之类的感兴趣和/或适当匹配几何建模的结构的空间排列可以被产生和/或被控制电子装置54用来对后续激光辅助手术程序进行编程和控制。还可以使用感兴趣和/或适当匹配几何建模的结构的空间排列来确定与程序有关的多种参数，例如，诸如被用于切割晶状体囊和晶状体皮质和核的分段的焦平面的轴向上限和下限以及晶状体囊的厚度及其它。

[0261] 图3中的测距子系统46包括OCT光源和检测设备98。OCT光源和检测设备98包括产生和发射具有适当宽谱的光的光源。例如，在许多实施例中，OCT光源和检测设备98产生并发射具有从810nm至850nm波长的宽谱的光。产生和发射的光被单模光纤连接耦合到设备98。

[0262] 从OCT光源和检测设备98发出的光通过光束组合器100，其将该光划分成样本部分102和参考部分104。样本部分102的相当一部分通过共享光学器件50被透射。样本部分的相对小部分被从病人接口52和/或病人的眼睛43反射，并行进向后通过共享光学器件50、向后通过光束组合器100且进入OCT光源和检测设备98中。参考部分104通过具有可调整路径长度的参考路径106被透射。参考路径106被配置成从光束组合器100接收参考部分104，使参考部分104在可调整路径长度上传播，并且然后使参考部分106返回到光束组合器100，其然后将返回的参考部分104指引回到OCT光源和检测设备98。OCT光源和检测设备98然后将样本部分102的返回小部分和返回参考部分104指引到检测组件中，该检测组件采用时域检测技术、频域技术或单点检测技术。例如，可以将频域技术用于830nm的OCT波长和10nm的带宽。

[0263] 一旦在光束组合器82之后被与UF激光脉冲光束66组合，OCT样本部分光束102遵循与通过共享光学器件50和病人接口52的UF激光脉冲光束66共享的路径。这样，OCT样本部分光束102一般地指示UF激光脉冲光束66的位置。类似于UF激光束，OCT样本部分光束102通过Z望远镜84，被X扫描设备86且被Y扫描设备88改向，通过物镜组件94和病人接口52，并进入眼睛43。从眼睛内的结构的反射和散射提供返回光束，其折回向后通过病人接口52、向后通过共享光学器件50、向后通过光束组合器100以及向后进入OCT光源和检测设备98中。样本部分102的返回背反射被与返回参考部分104组合并被指引到OCT光源和检测设备98的检测器部分中，其响应于该组合返回光束而产生OCT信号。产生的OCT信号又被控制电子装置拦截以确定病人眼睛43中的感兴趣结构的空间排列。产生的OCT信号还可以被控制电子装置拦截以测量病人接口52的位置和取向以及确定在病人接口透镜96的后表面与病人的眼睛43之间是否设置有液体。

[0264] OCT光源和检测设备98根据测量参考路径106与样本路径之间的光学路径长度的差的原理工作。因此，将改变UF激光束的焦点的Z望远镜84的不同设定不影响用于病人接口体积的眼睛中的轴向固定表面的样本路径的长度，因为光学路径长度并不根据Z望远镜84

的不同设定的功能而改变。测距子系统46具有与光源和检测方案有关的固有Z范围，并且在频域检测的情况下，Z范围具体地与分光计、波场、带宽以及参考路径106的长度有关。在图3中所使用的测距子系统46的情况下，Z范围在水相环境中为约4—5mm。将此范围扩展到至少20—25mm涉及到经由测距子系统46内的台阶ZED来调整参考路径106的路径长度。在不影响样本路径长度的同时使OCT样本部分光束102通过Z望远镜84允许优化OCT信号强度。这是通过使OCT样本部分光束102聚焦到目标结构上来实现的。聚焦光束增加可以通过单模光纤透射的返回反射或散射信号，并且由于聚焦光束的减小范围而增加空间分辨率。可以独立于改变参考路径106的路径长度而实现样本OCT光束的焦点的变化。

[0265] 由于诸如沉浸指数、折射以及彩色和单色两者的像差之类的影响所引起的样本部分102(例如，810nm至850nm波长)和UF激光脉冲光束66(例如，1020nm至1050nm波长)如何通过共享光学器件50和病人接口52中传播的基本差异，必须在相对于UF激光脉冲光束66焦点位置来分析OCT信号时小心操作。可以执行根据X、Y和Z的校准或配准程序，以便使OCT信号信息与UF激光脉冲光束焦点位置以及相对于绝对维度量匹配。

[0266] 存在用于配置OCT干涉仪的许多适当可能性。例如，替换适当配置包括时域和频域方法，在美国专利号5,748,898;5,748,352;5,459,570;6,111,645以及6,053,613中描述了单和双光束法、扫描源等。

[0267] 可以设定系统2以对晶状体囊和角膜的前和后表面进行定位并确保UF激光脉冲光束66将在期望开口的所有点处聚焦在晶状体囊和角膜上。本文所述的成像模式和技术、例如诸如光学相干断层成像(OCT)且诸如Purkinje成像、Scheimpflug成像、共焦或非线性光学显微术、荧光成像、超声、结构光、立体成像或其它已知眼科或医学成像模式和/或其组合可被用来确定晶状体和晶状体囊和角膜的形状、几何结构、周界、边界和/或3维位置以向包括2D和3D图案化的激光聚焦方法提供更大的精度。还可使用包括瞄准光束的直接观察或其它已知眼科或医学成像模式及其组合的一个或多个方法(诸如但不限于上文定义的那些)来实现激光聚焦。

[0268] 可以使用被用来产生用于切割的图案的相同激光器和/或相同扫描仪来执行角膜、前房和晶状体的光学成像。可以使用光学成像来提供关于前和后晶状体囊的轴向位置和形状(以及甚至厚度)、白内障核的边界以及前房和角膜特征的深度的信息。此信息然后可被加载到激光3D扫描系统中或者用来产生眼睛的角膜、前房以及晶状体的三维模型/表示/图像，并用来定义在手术程序中使用的切割图案。

[0269] 还可以使用瞄准光束的观察来帮助对UF激光脉冲光束66的焦点进行定位。另外，作为红外OCT样本部分光束102和UF激光脉冲光束66的替代，对肉眼可见的瞄准光束可以帮助对准，条件是该瞄准光束准确地表示红外光束参数。对准引导子系统48被包括在图3中所示的组件62中。目标光束108由诸如在630-650nm范围内的激光二极管之类的目标光束光源110产生。

[0270] 一旦瞄准光束光源110产生瞄准光束108，则瞄准光束108被沿着瞄准路径112透射到共享光学器件50，在那里，其被光束组合器114改向。在被光束组合器114改向之后，瞄准光束108遵循与通过共享光学器件50和病人接口52的UF激光脉冲光束66共享的路径。这样，目标光束108指示UF激光脉冲光束66的位置。瞄准光束108通过Z望远镜84，被X扫描设备86且被Y扫描设备88改向，通过光束组合器90，通过物镜组件94和病人接口52，并传递到病人

的眼睛43中。

[0271] 视频子系统92可操作用于获得病人接口和病人眼睛的图像。视频子系统92包括照相机116、照明光源118以及光束组合器120。视频子系统92收集可以被控制电子装置54用于提供关于预定义结构或在其内部居于中心的图案的图像。照明光源118一般地可以是宽带的且非相干的。例如，光源118可以包括多个LED。照明光源118的波长是优选地在700nm至750nm的范围中，但是可以是由该光束组合器90容纳的任何事物，其将来自该照明光源118的光与用于UF激光脉冲光束66，OCT样本光束102，以及瞄准光束108的光束路径组合(光束组合器90在透射该OCT和UF波长的同时反射该视频波长)。光束组合器90可部分地透射瞄准光束108波长，使得瞄准光束108可以对照相机116可见。可以将可选偏振元件设置在照明光源118前面并用来优化信号。光学偏振元件可以是例如线性起偏器、四分之一波片、半波片或任何组合。可以将附加可选分析仪放置在照相机前面。起偏器分析仪可以是交叉线性起偏器，从而消除来自诸如物镜表面之类的不想要表面的镜面反射，同时允许来自诸如眼睛的预定结构之类的目标表面的散射光通过。该照明还可以采取暗场配置，使得照明源指向在视频系统的图像部分的捕捉数值孔径外面的独立表面。替换地，该照明还可以采取明场配置。在暗场和明场配置两者中，可以使用照明光源作为用于病人的注视光束。该照明还可用来对病人的瞳孔进行照明以增强瞳孔虹膜边界以促进虹膜检测和眼睛跟踪。由近红外波长或其带宽产生的假彩色图像可以是可接受的。

[0272] 系统2的组件62可包括注视光119，其提供用于病人例如在眼睛的测量、对准和治疗期间注视的可见光。提供透镜117以将光以适合于观看注视光的聚散度指引到眼睛43。从透镜117发射的光被用光束分离器121沿着视频照相机和照明光学器件的光学路径反射。

[0273] 透镜117可包括例如固定透镜或可变透镜。透镜117可包括将提供在流体在眼睛上的放置之前进入眼睛的光的第一光学聚散度和在接口流体在眼睛上的放置之后的第二聚散度以便在流体接触角膜时修正眼睛的屈光变化的第一配置。该第一配置可包括基本上固定的聚散度或被例如用可变透镜针对眼睛的屈光性质进行调整的可变聚散度。对于正视眼病人而言，例如，在接口流体的放置之前进入眼睛的光可以是准直的。透镜117的第二配置可以向眼睛提供会聚光束以使光聚焦到视网膜上。由于角膜包括约40屈光度(在下文中“D”)的光强度，并且接口流体可以基本上减小眼睛的光强度，所以采取第二配置的透镜117可以提供约40D的正光强度以使光聚焦到眼睛的视网膜上。约40D的此正聚散度对于其中在病人接口流体已被放置在角膜上时要求病人注视着光的实施例而言可以是相当有帮助的。

[0274] 来自照明光源118的照明光通过光束组合器120被透射到光束组合器90。从光束组合器90，照明光通过物镜组件94且通过病人接口94指向病人的眼睛43。从眼睛43的病人接口的各种结构反射和散射的照明光行进向后通过病人接口94、向后通过物镜组件94并返回到光束组合器90。在光束组合器90处，返回光被指引回到光束组合器120，在那里，返回光被朝着照相机116改向。光束组合器可以是立方体、板或薄膜元件。其还可采取星形轮反射镜的形式，由此，照明穿过反射镜的外区域，而图像路径从反射镜的内反射表明反射回来。替换地，光束组合器可以采取刮板反射镜形式，其中，照明通过孔被透射，而图像路径从位于孔外面的反射镜反射表面反射回来。照相机116可以是适当的成像设备，例如但不限于适当尺寸格式的任何基于硅的检测器阵列。视频透镜向照相机的检测器阵列上形成图像，而光学元件分别地提供偏振控制和波长滤波。孔径或虹膜提供成像NA和因此的焦深和场深和分

辨率的控制。小孔径提供帮助病人对接程序的大场深的优点。替换地，可以切换照明和照相机路径。此外，可以使得瞄准光源110发射将不会直接地可见但可以使用视频子系统92来捕捉和显示的红外光。

[0275] 图3B示出了被集成到激光系统2的固定视频光学路径中的注视光，其中，组件62被配置成用外部照明对眼睛进行照明。用以观察眼睛的瞳孔和角膜缘的视频照相机可包括多个透镜以将虹膜成像到照相机的传感器阵列上。所述多个透镜可包括第一一个或多个透镜111和第二一个或多个透镜113。光束分离器121可以位于例如第一透镜与第二透镜之间。光束分离器121可包括例如薄板的光学透明材料。从注视光119发出的光通过透镜117被透射并被沿着基本上固定视频光学路径偏转。可以用外部光源、例如如本文所述远离光学输送系统的轴99定位的光源对眼睛42进行照明。

[0276] 图3C示出了包括角膜43C、晶状体43L、晶状体前囊43LAC、后囊43LPC以及角膜缘43LI的眼睛的映射治疗区。可以用计算机建模来映射该治疗区，例如光线追踪和基于相位的光学建模，用以结合诸如激光束质量、脉冲宽度、系统透射、数值孔径、偏振、像差修正以及对准之类的因素。示出了治疗体积，其按着Z轴从病人接口的光学透射结构的后表面延伸超过15mm的距离，使得治疗体积包括角膜以及晶状体，其中，晶状体的治疗体积包括前囊、后囊、核和皮质。治疗体积从角膜的中心横向地延伸超过角膜缘。该体积的横向尺寸由在角膜缘前面的Y轮廓且由在角膜缘后面的X轮廓定义。所示的治疗体积可以由本领域的技术人员基于本文所述的讲授内容来确定。示出了用于被固定到30mm的ZL和被固定到20mm的ZL的预测光学击穿的横向位置。沿着Z维度横穿轴99延伸的这些表面对应于X和Y振镜的光学扫描的位置以在远离轴99的横向位置处提供光学击穿。可以如本文所述用映射和查找表来修正用于ZL-30mm和ZL-20mm的光学击穿的扫描路径的弯曲非平面形状。焦点的弯曲形状可以称为光学击穿深度的翘曲，并且查找表可以相反地翘曲或者另外被调整，从而例如补偿治疗深度的翘曲。另外，可以在通用检查表中结合来自模型的预测中所固有的翘曲，并且还可将来自此预测表格的任何进一步误差称为查找表的翘曲，该进一步误差由用以使此误差偏移的修正因数的测量和施加指示。

[0277] 示出了用于将激光束能量设定为用于针对在系统的角膜缘附近的光束凭经验确定的光学击穿的阈值量的约四倍的治疗区。上述增加的能量或裕度确保光束系统将能够在给定贡献因素中的变化性的情况下进行治疗。这些贡献因素可包括关于能量、光束质量、系统透射以及对准的激光器寿命内的退化。

[0278] 病人接口的光学透射结构的后表面远离角膜表面的放置可以提供如所示的扩展治疗范围，并且在许多实施例中，该光学透射结构包括透镜。在替换实施例中，可以将光学透射结构的后表面例如放置在角膜上，并且可以使用如本文所述的映射和查找表来以改善的准确度提供病人治疗。

[0279] 病人接口的光学透射结构可包含被用来制造晶状体、板和楔的许多已知光学透射材料中的一个或多个，例如玻璃、BK-7、塑料、丙烯酸、硅石或熔融硅石中的一个或多个。

[0280] 可以可选地基于如本文所述的构造系统的测量用映射来调整治疗体积的计算机映射。

[0281] 图4A示出了激光输送系统2的活动和传感器部件之间的对应关系。活动部件可包括如本文所述的激光输送系统2的一个或多个部件。激光输送系统的活动部件可包括能够

移动距离ZL的变焦透镜、能够移动角量Xm的X振镜反射镜96以及能够移动角量Ym的Y振镜反射镜88。OCT系统的活动部件可包括被配置成使参考路径106移动距离ZED的活动OCT参考臂。激光系统的传感器部件可包括具有X和Y像素、分别地为Pix X和Pix Y的视频照相机以及诸如本文所述的谱域检测之类的OCT系统的传感器部件。可包括床的病人支撑体在三个维度上是活动的，从而使病人P的眼睛43与激光系统2和系统的轴99对准。病人接口组件包括光学透射结构，其可包括例如被配置成与系统2和眼睛43的轴对准的接口透镜96。病人接口透镜可以被放置在病人眼睛43上以用于手术，并且光学透射结构可以位于与物镜94相距距离162处。在许多实施例中，光学透射结构包括放置在接触透镜光学距离162(在下文中“CLopt”)处的透镜96。光学透射结构包括厚度164，并且厚度164可包括例如接触透镜96的厚度。虽然包括接触透镜96的光学透射结构可接触眼睛2，但在许多实施例中，接触透镜168通过在透镜与角膜的顶点之间延伸的间隙168与角膜分离，使得接触透镜168的后表面接触例如包括盐水的溶液或粘弹性溶液。

[0282] 图4B示出了从而使机器部件与眼睛的物理位置协调的坐标参考从眼睛空间坐标参考系150到机器坐标参考系151的映射。激光系统2可以如本文所述地将眼睛43的物理坐标映射到部件的机器坐标。眼睛空间坐标参考系150包括例如X轴的第一X维度152、例如Y轴的第二Y维度154以及例如Z轴的第三Z维度156，并且眼睛的坐标参考系可包括诸如极坐标、柱坐标或笛卡尔坐标之类的许多已知坐标系中的一个或多个。在许多实施例中，参考系150包括右旋三元组，其具有在病人身上的鼻子太阳穴方向上定向的X轴、在病人身上向上定向的Y轴和在病人身上向后定向的Z轴。在许多实施例中，相应机器坐标参考系151包括第一X’维度153、第二Y’维度155以及一般地对应于机器致动器的第三Z’维度157，并且机器的坐标参考系可包括许多已知坐标系中的一个或多个，诸如极坐标、柱坐标或笛卡尔坐标及其组合。

[0283] 机器坐标参考151可对应于系统2的一个或多个部件的位置。机器坐标参考系151可包括多个机器坐标参考系。所述多个机器坐标参考系可包括例如用于每个子系统的坐标参考系。例如，维度157可对应于能够移动距离ZL的z望远镜透镜的移动。维度153可对应于能够移动角量Xm的X振镜反射镜86的移动，并且维度153可对应于能够移动角量Ym的Y振镜反射镜88的移动。替换地或以组合方式，维度157可对应于被配置成使参考路径106移动距离ZED的活动OCT参考臂，连同对应于用于OCT光束的z望远镜的移动的维度157一起，对于OCT光束而言，维度153和维度155可分别地对应于X振镜反射镜86和Y振镜反射镜88的移动。维度151可对应于视频照相机的X像素，并且维度153可对应于视频照相机的Y像素。可以许多方式中的一个或多个将机器坐标参考系的轴组合，例如可以将距离ZED的参考路径106的OCT参考臂移动与例如能够移动距离ZL的z望远镜透镜的移动组合。在许多实施例中，将激光系统2的部件的位置组合，以便将所述多个机器坐标参考系映射到眼睛43的坐标参考系150。

[0284] 在许多实施例中，基于眼睛的组织的屈光指数而将眼睛坐标参考系从光学路径长度坐标系映射到眼睛的物理坐标。示例是其中测量基于光学厚度的OCT测距系统。可以通过将光学路径长度除以光束通过的材料的屈光指数来获得该物理距离。优选地，使用群屈光指数，并且将具有光束链的中心波长和带宽和色散特性的光的群速度考虑在内。当光束已经通过超过一个材料时，可以基于例如通过每个材料的光学路径长度来确定物理距离。可

以识别眼睛的组织结构和相应的屈光指数，并基于光学路径长度和屈光指数来确定组织结构沿着光学路径的物理位置。当光学路径长度沿着超过一个组织延伸时，可以确定用于每个组织的光学路径长度并除以相应的屈光指数，从而确定通过每个组织的物理距离，并且可以例如用加法将沿着光学路径的距离组合，从而确定组织结构沿着光学路径长度的物理位置。另外，可将光学链特性考虑在内。随着OCT光束在X和Y方向上扫描且由于振镜反射镜的轴向位置而发生从远心条件的偏离，所以实现光学路径长度的失真。这一般地被称为风扇误差，并且可以通过建模或测量来进行修正。

[0285] 由于如本文所述的一个或多个光学部件和光源可具有不同的路径长度、波长和光谱带宽，所以在许多实施例中，所使用的群屈光指数取决于材料及光束的波长和光谱带宽。在许多实施例中，沿着光学路径的屈光指数可随材料而变。例如，盐溶液可包括第一屈光指数，角膜可包括第二屈光指数，眼睛的前房可包括第三屈光指数，并且眼睛可包括具有多个屈光指数的梯度指数晶状体。虽然通过这些材料的光学路径长度由群屈光指数控制，但光束的折射或弯曲由材料的相指数控制。相和群指数两者都可以被考虑在内以准确地确定结构的X、Y和Z位置。虽然诸如眼睛43之类的组织的屈光指数可以如本文所述地随波长而变，但近似值包括：水状体1.33；角膜1.38；玻璃体液1.34；以及晶状体1.36至1.41，其中，晶状体的指数例如对于囊、皮质和核而言可不同。水和盐水的相屈光指数对于处于1030nm的超速激光器而言可以为约1.325且对于处于830nm的OCT而言为约1.328。1.339的群屈光指数对于OCT光束波长和光谱带宽而言相差约1％。本领域的技术人员可以如本文所述地针对测量和治疗系统的波长确定眼睛的组织的屈光指数和群屈光指数。系统的其它部件的屈光指数可以由本领域的技术人员基于本文所述的讲授内容来确定。

[0286] 图5A示出了根据实施例的用于提供准确且无失真的角膜形貌测量和与激光治疗的后续结合的方法500的流程图。方法500包括以下主要步骤。在步骤525中，病人的眼睛位于本文所述的激光眼睛手术系统2或2A的测量系统的捕捉范围内。在步骤550中，使用测量系统来以高准确度测量角膜形状。此类测量系统可包括上文所述的测距子系统46。在步骤575中，虑及在测量时间与激光治疗时间之间可发生的病人眼睛取向的任何变化。

[0287] 定位步骤525：在步骤525中，如本文所述地将病人的眼睛定位于激光眼睛手术系统的测量系统的捕捉范围内，诸如图2和3A中所示。用于激光手术的病人的定位通常由病人床34的运动或者由激光系统2的运动启用。通常，操作员具有横向和轴向位置的手动控制，在步骤528中将对接机构或病人接口52引导就位。在不存在对接机构的情况下，可提供用于引导运动使得眼睛和具体地角膜被置于测量系统的操作范围内的操作员装置。这可以通过使用本文所述的激光系统2或2a的子系统、诸如激光系统2的对准引导系统48或激光系统2a的成像子系统546来实现。可以用视频照相机来引导初始病人位置，通过将视频图像定为中心来将眼睛引导到横向位置并通过使图像聚焦来将眼睛引导至轴向位置。在这里，在步骤531中将角膜置于测距子系统46或成像子系统546的OCT系统的捕捉范围内，通常轴向地Xmm至Ymm。可以在步骤534中使用OCT系统来测量角膜的轴向位置，并且适当的显示提供用于最终的准确定位的操作员指导。替换地，可使用诸如照相机、被耦合到可与激光系统2或2a共享光学器件的显微镜的照相机、CCD及其它之类的视觉成像系统来代替OCT系统以促进定位步骤525。

[0288] 由于视频和OCT系统通常被配置成用对接系统进行操作，其常常在光学器件路径

中具有附加光学元件和液体介质，所以可调整激光系统的聚焦算法以在没有对接机构光学器件和接口介质的情况下虑及操作。

[0289] 测量步骤550：在步骤550中，使用测量系统来以高准确度测量角膜形状。激光系统2或2A包括用于映射正在治疗的眼表面的子系统，诸如具有本文所述的OCT系统的测距子系统46或成像子系统546。如下所述，成像子系统546可应用其它模式以便映射眼表面，诸如Placido成像、Hartmann-Shack波前感测、共焦断层成像、低相干反射测量及其它。一旦眼睛在上述步骤525中被正确地定位，可以执行测量步骤550。可以可选地引入注视光以帮助病人保持眼睛指向固定角度。如果测量数据捕捉是足够快的，例如约1秒，则可不需要注视光。在测量550的步骤553中，可以在短时间内获取角膜表面的多次OCT或其它扫描。多次扫描可以增加获得良好数据的置信度。在步骤556中，扫描的后处理可以去除潜在眼运动并进一步改善测量准确度。在测量步骤550的步骤562中，可以从来自角膜的反射光的照相机图像测量角膜屈光力。

[0290] 一旦角膜表面已被映射，可以在步骤559中使用多项式或其它拟合算法来计算角膜的常用参数。常用参数包括角膜的光强度、散光性轴线角以及散光量值。

[0291] 坐标系转换步骤575：在步骤575中，虑及在测量时间与激光治疗时间之间可发生的病人眼睛取向的任何变化。常常可能的是当病人眼睛被诸如与病人接口52的吸力环对接以用于治疗时，眼睛(包括其各种解剖特征)将相对于激光系统坐标改变其位置。此变化可以是病人头部移动、眼睛移动或者由于在对接期间施加的力的结果。在某些情况下，眼睛上的空气或任何液体的屈光性质可以使眼睛的图像失真。例如，病人接口52的吸力环可能被填充溶液、盐水或粘弹性流体中的一个或多个。将类似于散光性轴线角的角膜测量变换到新的坐标系以虑及任何移动和失真可以是有帮助的。提供了用于实现此操作的多个手段。

[0292] 在某些实施例中，操作员可以在步骤578中在测量之前用通常跨角膜的周界上面直径地定位的墨点来标记病人眼睛。这些墨点可以在步骤581中在对接以用于治疗之后被成像照相机获取并被用于计算坐标变换。

[0293] 在其它实施例中，使用在已在测量步骤期间获取的视频图像或者OCT或其它扫描中可见的眼特征。在步骤584中使这些特征与在对接以用于治疗之后获取的图像相关。此相关可以由数字图像处理算法或者由操作员手动地完成。当手动地完成时，在控制屏上向操作员呈现重叠图像(测量和治疗步骤)，并以平移和旋转方式手动地操纵图像直至其可见地匹配为止。图像操纵数据可以被显示软件检测到并用于坐标变换。

[0294] 虽然上述步骤示出了根据许多实施例的提供准确且无失真的角膜形貌测量和与激光治疗的后续结合的方法500，但本领域的技术人员将认识到基于本文所述讲授内容的许多变化。该步骤可按照不同的顺序完成。可添加或删除步骤。例如，可在诸如与病人接口52的吸力环对接以用于治疗之前、期间或之后测量角膜的形状。可每当对方法有益时重复步骤中的许多个。

[0295] 可用如本文所述的电路来执行方法500的步骤中的一个或多个，所述电路诸如处理器或逻辑电路中的一个或多个，该逻辑电路诸如用于现场可编程门阵列的可编程阵列逻辑。该电路可被编程为提供方法500的步骤中的一个或多个，并且该程序可包括存储于计算机可读存储器上的程序指令或诸如可编程阵列逻辑或现场可编程门阵列之类的逻辑电路的编程步骤。

[0296] 图5B示出了根据实施例的类似于图2的系统2的激光眼睛手术2A。激光眼睛手术系统2类似于如本文所述的激光眼睛手术系统2并包括许多相同部件。特别地，激光眼睛手术系统2A包括成像子系统646，其可被用来对眼睛43进行可视化和成像，并且控制面板/GUI56包括显示器56A。激光眼睛手术系统2A被配置成被耦合到单独且不同的辅助诊断系统648。针对激光眼睛手术系统2，可使用测距子系统46的OCT系统来在步骤525中对病人眼睛进行定位和/或在步骤550中测量角膜的形状。针对激光眼睛手术系统2A，使用辅助诊断系统648来在步骤550中测量角膜的形状。辅助诊断系统648应用任何数目的模式来测量眼睛的形状，包括眼睛的角膜弯度计读数、眼睛的角膜形貌、眼睛的光学相干断层成像、眼睛的Placido盘形貌、来自眼睛的角膜形貌的多个点的反射、从眼睛形貌的角膜反射的网格、眼睛的Hartmann-Shack形貌、眼睛的Scheimpflug图像形貌、眼睛的共焦断层成像或眼睛的低相干反射测量中的一个或多个。可以在病人接口52与病人的眼睛对接之前、期间或之后测量角膜的形状。可在辅助诊断系统648诸如通过在不同房间中而与激光眼睛手术系统2A分离的同时使用辅助诊断系统648来测量角膜的形状。可分别地用激光眼睛手术系统2的控制面板/GUI 56的显示器或激光眼睛手术系统2A的显示器56A来显示由激光眼睛手术系统2的测距子系统46或激光眼睛手术系统2A和辅助诊断系统548的成像子系统546捕捉的图像。还可使用控制面板/GUI 56来对任何的所显示图像进行修改、失真或变换。

[0297] 图6A至6C示出了例如可例如在激光眼睛手术系统2A的显示器56A或激光眼睛手术系统2的显示器中显示的眼睛的图像。所示的图像图示出可发生的失真，并且根据实施例，该失真可能并未按比例，并且是出于图示目的而提供的。

[0298] 图6A示出了覆盖在眼睛EY的图像601A上的坐标系600A。眼睛43的图像601A示出了包括巩膜43SC、角膜缘43LI、虹膜43I以及瞳孔43PU的各种解剖特征。可以用类似图来获得类似的图像和生物计量信息。在许多实施例中，此图像601A可以由激光眼睛手术系统2A的成像子系统546捕捉。图像601A是在将眼睛与激光眼睛手术系统2的病人接口52的吸力环耦合在一起之前捕捉的。图像601A可最准确地表示眼睛43的各种组织结构的位置。图像601A可包括如本文所述的许多图像或测量中的一个或多个。本领域的技术人员将认识到的是通过角膜/空气界面看到的瞳孔包括眼睛的虚拟瞳孔。虽然角膜的形状和光强度可提供瞳孔和虹膜的变形和放大，但本领域的技术人员可以基于本文中的讲授内容且适当地根据实施例来修正此变形和放大。例如，可以如本文所述将瞳孔的虚像变换成眼睛空间坐标系150。

[0299] 可以用许多方式中的一个或多个将在坐标系600A中所示的结构变换到眼睛2的坐标参考系150。例如，可以识别诸如角膜缘和虹膜之类的图像中所示的组织结构，并且基于组织结构的位置和相对于诸如角膜表面之类的相应光学组织表面的深度和位置来确定到眼睛坐标参考系150的变换。可以确定在图像601中识别的组织结构的位置并映射到眼睛坐标参考系150或如本文所述的一个或多个坐标参考系。

[0300] 在许多实施例中，使用虹膜配准来确定眼睛的眼球旋转角。可以在病人接口接触眼睛之前用第一照相机来获得虹膜的第一图像，并且可以在病人接口接触眼睛时获得虹膜的第二图像。可以使得虹膜的第一照相机图像与病人的虹膜的第二照相机图像配准以便如本文所述地确定眼睛的眼球旋转角。在许多实施例中，眼睛的第一无接触图像包括虹膜的图像，其中，眼睛的角膜放大且可使用照相机看到的虹膜的虚像失真，并且眼睛的第二接触图像包括在病人接口接触眼睛时测量的眼睛的图像。可以用许多方式中的一个或多个对第

一图像和第二图像进行配准，并且可以用指令将处理器配置成用算法的指令来确定眼睛的眼球旋转角，所述算法诸如图像匹配算法或图案识别算法中的一个或多个。包括算法指令的处理器可以被配置成如本文所述地识别关于眼睛轴的第一图像的图案，并识别第二图像中的图案的位置以便例如确定眼睛的眼球旋转角。

[0301] 在许多实施例中，可以使用通过全厚度角膜轮廓图的光线追踪来修正角膜的变形，诸如角膜前表面或角膜后表面的变形中的一个或多个。例如，当眼睛已被对接且病人接口的流体接触眼睛时，眼睛的后表面的变形可以影响穿过角膜的光线，并且可以响应于光线追踪来修正在角膜的后表面后面的组织结构的图像的失真。该光线追踪可以由本领域的技术人员使用斯涅耳定律及角膜和诸如空气、接口流体或水状体之类的接触材料的屈光指数来执行。替换地或以组合方式，可以例如当角膜被暴露于空气时用光线追踪来修正角膜前表面的变形和通过角膜测量的图像的相应失真。虽然可以用光线追踪以与后表面类似的方式来修正角膜前表面的变形，但关于实施例的工作暗示用接触病人接口并具有类似于角膜的屈光指数的流体来将眼睛耦合到病人接口可以减少角膜前表面的变形的影响。基于在本文中公开的讲授内容，本领域的技术人员可以如本文所述地用光线追踪和角膜轮廓图来确定并修正与角膜变形有关的眼睛的图像的失真。

[0302] 在许多实施例中，响应于第一图像或第二图像中的一个或多个的失真来调整第一图像或第二图像中的一个或多个。该失真可以与粘性流体到病人接口中的屈光指数有关，其影响眼睛的图像的光学性质或光学输送系统的失真及其组合。在许多实施例中，可以响应于角膜的厚度轮廓而确定角膜的失真，并修正由角膜的厚度轮廓引入的图像的像差。

[0303] 图6A1示出了用于图6A的坐标系和图像的角膜43C的角膜轮廓数据610A。角膜轮廓数据610A包括在如图6A中的病人接口远离眼睛的情况下获取的来自断层成像系统的多个角膜轮廓。所述多个角膜轮廓包括第一角膜轮廓612A、第二角膜轮廓614A和第三角膜轮廓616A。可以获取附加角膜轮廓。可以沿着例如平面的断层成像扫描以及角膜表面的检测来获得角膜轮廓。可以如本文所述地例如用如本文所述的多项式来拟合角膜表面。可以使用该拟合角膜表面来如本文所述地确定角膜形貌和治疗参数。角膜轮廓数据可包括例如坐标系600A。

[0304] 图6B示出了覆盖在眼睛43的眼睛图像601B上的失真坐标系600B。眼睛43的图像601A示出了包括巩膜43SC、角膜缘43LI、虹膜43I以及瞳孔43PU的各种解剖特征。在许多实施例中，此图像601B是由激光眼睛手术系统2的视觉成像系统获取的眼睛的图像。此图像601B是在眼睛43的前表面被与激光眼睛手术系统2的吸力环耦合以使前表面暴露于空气时获取的。该吸力环在被放置在眼睛43的组织结构上面时可使其变形。可以将眼睛的各种组织结构(诸如虹膜的一个或多个结构)相对于失真坐标系600B的位置映射到其在图像601A中的坐标系600A中的各自位置以计及此变形。

[0305] 图6C示出了覆盖在眼睛43的眼睛图像601C上的失真坐标系600C。眼睛43的图像601C示出了包括巩膜43SC、角膜缘43LI、虹膜43I以及瞳孔43PU的各种解剖特征。在许多实施例中，此图像601C是由激光眼睛手术系统2的视觉成像系统获取的眼睛的图像。此图像601C是在眼睛43的前表面被与激光眼睛手术系统2的吸力环耦合且吸力环被填充诸如盐水或粘弹性物质之类的液体时获取的。除来自与吸力环对接的变形之外，液体的屈光性质还可使从眼睛EY的前表面反射回来的光失真。可以将眼睛的各种组织结构(诸如虹膜的一个

或多个结构)相对于失真坐标系600C的位置映射到其在图像601A中的坐标系600A中的各自位置以虑及此变形。替换地或以组合方式,可以将结构映射到眼睛坐标参考系150。

[0306] 图6C1示出了用于图6C的坐标系和图像的角膜C0的角膜轮廓数据610C。可以为角膜轮廓数据610C提供角膜轮廓数据610A的映射或者基于第二组类似的测量。角膜轮廓数据610C包括在如图6A中的病人接口远离眼睛的情况下获取的来自断层成像系统的多个角膜轮廓。所述多个角膜轮廓包括第一角膜轮廓612C、第二角膜轮廓614C和第三角膜轮廓616C。可以获取附加角膜轮廓。可以沿着例如平面的断层成像扫描以及角膜表面的检测来获得角膜轮廓。可以如本文所述地例如用如本文所述的多项式来拟合角膜表面。角膜轮廓数据610C可被坐标系600C覆盖。坐标系600C的角膜轮廓数据610C可被如本文所述地映射到眼睛坐标参考150。替换地或以组合方式,角膜轮廓数据610C可包括如本文所述的眼睛坐标参考150,例如当基于病人接口被耦合到眼睛来映射治疗时。

[0307] 在许多实施例中,修改无失真图像601A以提供具有与图像601B或601C中的失真类似的失真第一图像。然后可在显示器56A或激光眼睛手术系统2或2A的其它显示器上显示失真图像601A。激光眼睛手术系统2或2A的用户可以调整显示器56A或其它显示器上的失真图像601A的位置或角度中的一个或多个。然后可以响应于显示器56A或其它显示器上的第一失真图像601A的位置或角度来调整来自切割激光子系统44的多个激光束脉冲的位置。在某些实施例中,失真第一图像601A在显示器56A或其它显示器上被覆盖在失真图像601B或601C上以确定用于治疗的眼睛的位置和角度。激光眼睛手术系统2或2A的处理器可以响应于用以调整来自切割激光子系统44的所述多个激光束脉冲的位置的用户输入而确定显示器上的失真第一图像601A的位置和角度。

[0308] 图6A2示出了用于图6A和6A1的坐标系和图像的角膜厚度轮廓数据。角膜轮廓数据610A包括在如在图6A中那样病人接口远离眼睛的情况下获取的来自断层成像系统的多个角膜厚度轮廓。所述多个角膜轮廓包括第一角膜厚度轮廓617A、第二角膜厚度轮廓618A和第三角膜轮廓619A。可以获取附加角膜轮廓。

[0309] 每个厚度轮廓可包括例如前表面轮廓与后表面轮廓之间的差异。第一角膜厚度轮廓617A可包括第一前表面轮廓612A与第一后表面轮廓611A之间的差异。第二角膜厚度轮廓618A可包括第二前表面轮廓614A与第二后表面轮廓613A之间的差异。第三角膜轮廓619A可包括第三前表面轮廓616A与第三后表面轮廓615A之间的差异。可以获取附加角膜轮廓。

[0310] 可以将每个角膜厚度轮廓坐标系600AC映射到物理眼睛坐标参考系150。

[0311] 图6C2示出了用于图6C和6C1的坐标系和图像的角膜厚度轮廓数据。角膜轮廓数据610A包括在如在图6C中那样病人接口远离眼睛的情况下获取的来自断层成像系统的多个角膜厚度轮廓。所述多个角膜轮廓包括第一角膜厚度轮廓617C、第二角膜厚度轮廓618C和第三角膜轮廓619C。可以获取附加角膜轮廓。

[0312] 每个厚度轮廓可包括例如前表面轮廓与后表面轮廓之间的差异。第一角膜厚度轮廓617C可包括第一前表面轮廓612C与第一后表面轮廓611C之间的差异。第二角膜厚度轮廓618C可包括第二前表面轮廓614C与第二后表面轮廓613C之间的差异。第三角膜轮廓619C可包括第三前表面轮廓616C与第三后表面轮廓615C之间的差异。可以获取附加角膜轮廓。

[0313] 可以将每个角膜厚度轮廓坐标系600C映射到物理眼睛坐标参考系150。

[0314] 图6A3示出了用于图6A、6A1和6A2的坐标系和图像的角膜厚度轮廓图620A。厚度轮

廓图一般地包括角膜的三维厚度轮廓数据的表示，并且可包括角膜的三维厚度数据。例如，厚度轮廓数据可包括二维阵列，其中，针对阵列的每个二维位置存储了角膜的厚度。

[0315] 可以基于例如第一角膜厚度轮廓617A、第二角膜厚度轮廓618A和第三角膜厚度轮廓619A来确定角膜厚度轮廓图620。可以相对于瞳孔43PU和角膜缘43LI示出角膜厚度轮廓图620A。可以用许多已知格式中的一个或多个来向用户显示角膜厚度轮廓图620A，诸如用厚度的彩色编码或者用等深轮廓线。等深轮廓线可包括第一等深轮廓线622A、第二等深轮廓线624A。可以如本文所述地例如用如本文所述的多项式来拟合角膜厚度轮廓数据，以便提供角膜厚度轮廓图620。可以参考坐标系600A来获得图并映射到例如眼睛坐标参考系150。

[0316] 图6C3示出了用于图6C、6C1和6C2的坐标系和图像的角膜厚度轮廓图620C。可以基于例如第一角膜厚度轮廓617C、第二角膜厚度轮廓618C和第三角膜厚度轮廓619C确定角膜厚度轮廓图620C。可以相对于瞳孔43PU和角膜缘43LI示出角膜厚度轮廓图620C。可以用许多已知格式中的一个或多个来向用户显示角膜厚度轮廓图620C，诸如用厚度的彩色编码或者用等深轮廓线。等深轮廓线可包括第一等深轮廓线622C、第二等深轮廓线624C。可以如本文所述地例如用如本文所述的多项式来拟合角膜厚度轮廓数据，以便提供角膜厚度轮廓图620。可以参考坐标系600C来获得图并映射到例如眼睛坐标参考系150.。

[0317] 关于本公开的实施例的工作暗示如在本文中公开的角膜厚度轮廓图和数据在吸力环被放置在眼睛上时抵抗机械变形，并且可以用来例如使眼睛绕着眼球旋转轴对准。例如，角膜厚度轮廓图可以特别地很适合于使具有在先屈光手术的眼睛、诸如已经接收LASIK或PRK或其它屈光手术的眼睛对准。

[0318] 图7A和7B示出了眼睛观看注视目标并在接触病人接口之前用成像系统646来测量眼睛时的眼睛43的多个轴的侧视图。可以使用成像系统646来测量眼睛的一个或多个光学结构，并且可以使用激光系统的处理器响应于一个或多个光学结构的位置而确定切口的位置。成像系统646可包括如本文所述的测距系统46的一个或多个部件，对准并且可包括如本文所述的引导系统48的一个或多个部件，例如测距系统46的OCT系统和对准引导系统48的视频照相机。替换地或者以组合方式，成像系统646可包括如本文所述的单独诊断系统648的一个或多个部件。例如，成像系统646可位于激光系统2上，或者可包括单独且不同的辅助诊断系统648以及其组合。

[0319] 成像系统646可以如本文所述地与眼睛的一个或多个轴对准，例如在病人观看注视光119的情况下。在许多实施例中，病人观看注视光119，并且成像系统646如本文所述地以许多方式中的一个或多个与眼睛对准。

[0320] 成像系统648包括如本文所述的用于病人在获得测量时观看的注视光119。注视光119允许病人注视以便使眼睛的坐标系150的轴与成像系统646的坐标系650的一个或多个参考轴对准。成像系统648可包括沿着测量系统的光轴延伸的测量轴699，并且注视光119可以沿着测量轴699定位以使眼睛与测量系统对准。当激光系统2在使眼睛与病人接口接触之前被用于眼睛测量时，测量轴699可包括激光系统2的光学输送系统的轴99。成像系统646的初始测量参考坐标系650包括例如第一维度652、第二维度654和第三维度646。坐标系650的维度可包括例如右旋三元组直角坐标参考系。第三维度646可包括例如测量系统的测量轴699。针对在病人接口与眼睛接触之前的眼睛的初始测量，坐标参考系统可包括如本文所述

的眼睛坐标参考系150。当眼睛已经与病人接口接触式，用于用激光来治疗的眼睛坐标参考系150可以是被相对于初始测量参考坐标系650进行旋转或平移中的一个或多个。

[0321] 成像系统646包括用以对眼睛的一个或多个组织结构进行成像的传感器，并且可以用来如本文所述地确定眼睛的一个或多个轴。成像系统646可以如本文所述地对眼睛的一个或多个结构进行成像和描绘轮廓，所述结构诸如眼睛43C的角膜、角膜的前表面、角膜的后表面、眼睛的虹膜43I、眼睛的瞳孔43PU、眼睛的自然瞳孔43PUN、眼睛的晶状体43L、晶状体的前囊43LAC、晶状体的后囊43LPC、眼睛的入射光瞳43ENP、眼睛的自然入射光瞳、角膜的顶点43VX中的一个或多个。在许多实施例中，将角膜的断层成像与角膜的表面形貌和角膜的视频照相机图像组合以确定眼睛43的一个或多个轴。

[0322] 角膜的顶点43VX可包括沿着基本上垂直于眼睛平面延伸的眼睛的光轴43AO定位的角膜的中心部分，并且可包括响应于围绕角膜的周界延伸的角膜缘的测量而确定的角膜的中心。

[0323] 可以在眼睛在没有接触病人接口的情况下自然地注视时使用成像系统646来确定眼睛的一个或多个光学结构，以便在眼睛接触病人接口时确定眼睛的一个或多个光学结构的位置。在许多实施例中，使用成像系统646来确定眼睛的光轴43AO、角膜前表面的曲率中心、角膜后表面的曲率中心、晶状体囊前表面的曲率中心或晶状体囊后表面的曲率中心的一个或多个。眼睛的光轴可包括从角膜的前表面的曲率中心延伸到晶状体后囊的后表面的曲率中心的直线。在许多实施例中，曲率中心可不依赖于直线，并且可以使用激光眼睛手术系统的处理器以一定的取向和位置来确定光轴43AO，该取向和位置减小从光轴到例如角膜前表面的曲率中心、角膜后表面的曲率中心、晶状体囊前表面的曲率中心以及囊后表面的曲率中心中的每一个的距离，例如用光轴到曲率中心的最小二乘法拟合。

[0324] 可以使用眼睛的曲率和曲率中心来确定眼睛的基本点的位置，所述基本点包括注视光119位于该处的对象点、当病人观看注视光时中心凹43FV的中心位于该处的图像点、眼睛的前节点43NA、后节点43NP、前主点43AP以及后主点43PP。根据许多实施例，可以使用眼睛的这些基本点中的一个或多个来确定脉冲激光束的切口位置，并且可以在显示器上向用户示出这些基本点和相应轴以确定切口上的位置。

[0325] 可以确定眼睛的自然入射光瞳43ENP或自然出射光瞳43EXP中的一个或多个，并且可用来确定用脉冲激光束实现的切口的位置。眼睛的入射光瞳43ENP包括从注视光119进入眼睛的光线所经历的眼睛瞳孔的虚像。眼睛的自然出射光瞳43EXP可包括从中心凹看到的由晶状体43I形成的虹膜43I的图像。

[0326] 参考图7B，详细地示出了眼睛的基本点和眼睛的图像形成轴。可以相对于物理瞳孔中心43PC、沿着光轴43AO的入射光瞳43ENP的中心的位置以及沿着光轴43AO的出射光瞳43EXP的中心的位置看到虹膜43I。示出了从注视光延伸到前节点43NA以及从后节点43NP至中心凹的中心的视轴43VA，第一和前节点沿着光轴43AO与第二和后节点分离。可以看到从注视光119延伸到入射光瞳43ENP的中心以及从出射光瞳43EXP的中心延伸到中心凹的中心的视线43LOS，入射光瞳的中心和出射光瞳的中心沿着光轴定位。

[0327] 可以用成像系统646或激光系统的处理器(及其组合)来识别和确定的眼睛的轴包括注视轴43FA、视轴43VA、视线43LOS、瞳轴43PA和光轴43AO。

[0328] 眼睛的43FA注视轴可包括从注视光119延伸通过眼睛43C的旋转中心的轴。

[0329] 视线43LOS可包括当病人观看注视光时从注视光延伸通过入射光瞳43EP的中心的直线。视线43LOS还可包括当病人观看注视光时从中心凹延伸到眼睛的出射光瞳的直线。入射光瞳P包括从注视光进入眼睛的光线指向的瞳孔的虚像，并且可以如本文所述地用对准组件48的视频照相机来成像。出射光瞳43EXP包括

[0330] 瞳孔轴43PA可包括垂直于角膜表面的线，其通过例如瞳孔的中心。

[0331] 根据如本文所述的实施例，眼睛的视轴可包括眼睛的许多轴中的一个或多个。在许多实施例中，视轴包括从注视光119延伸到眼睛N的前光节点的轴，其中，眼睛N的前光节点沿着眼睛43AO的光轴定位。眼睛的视轴可以从眼睛43NP的后节点延伸到中心凹FV的中心，具有角α(阿尔法)，在光轴与视轴之间延伸。

[0332] 替换地，眼睛的视轴可包括当例如病人注视所述注视光时从位于视场的中点处的注视光通过瞳孔到达中心凹43FV的中心的假想直线。本领域的技术人员基于本公开的讲授内容将认识到可以用在眼睛的前节点与眼睛的后节点之间延伸的线来近似视轴的该假想直线，例如用眼睛的单个“节”点来近似。例如，眼睛可包括将例如用Gullstrand简易模型眼模型来提供眼睛的所述单个节点的单个屈光指数。然而，在如本文所述的许多实施例中，眼睛包括两个或更多屈光指数，例如三个或更多屈光指数，并且如本文所述的图像指导治疗将响应于从眼睛的前节点延伸到注视目标且从眼睛的后节点延伸到中心凹的眼睛的视轴的识别而向用户提供治疗计划。

[0333] 角γ(伽马)可以在例如光轴与注视轴之间延伸。角κ(卡帕)可以例如在视轴43VA与瞳孔轴43PA之间延伸。替换地，可以将κ(卡帕)定义成从而在例如瞳孔轴43PA与视线之间延伸。在许多实施例中，瞳孔轴包括例如垂直于角膜的表面且通过瞳孔的中心延伸的线。

[0334] 图7C示出了如在图7A和7B中的眼睛43的前视图。该视图示出了类似于图7A和7B的视图的眼睛结构。在许多实施例中，用诸如OCT系统之类的断层成像系统来获得图7A和7B的图像，并且如本文所述地用诸如对准照相机之类的视频照相机来获得图7C的图像。可以针对测量系统150的每个测量系统来对准坐标系540的各维度，并且其可以定义眼睛的测量轴。

[0335] 眼睛的图像可包括可以用来如本文所述地识别眼睛的一个或多个治疗轴及眼睛的结构和光学组织表面的一个或多个结构，其可以被与如本文所述来自断层成像或断层成像系统中的一个或多个的数据组合以确定例如眼睛的治疗轴和对准。眼睛的图像的结构可包括眼睛的标记的图像，诸如由诸如医生或眼科技师之类的保健提供者放置的墨点43ID，其可以被用于眼睛的对准，诸如本文所述的围绕眼睛的一个或多个光轴的眼睛的眼球旋转对准。墨点43ID可包括多个墨点，例如在瞳孔的多个相对侧的多个墨点。眼睛的图像的结构可包括血管43BV的图像，其可以被用于眼睛的对准，诸如本文所述的围绕眼睛的一个或多个光轴的眼睛的眼球旋转对准。眼睛的图像的结构可包括虹膜的结构，其可以被用于眼睛的对准，诸如本文所述的围绕眼睛的一个或多个轴的眼睛的眼球旋转对准。

[0336] 眼睛可包括治疗一个或多个治疗轴，诸如治疗轴43TA，并且治疗轴43TA的位置可以取决于被治疗的眼睛的层和组织结构，例如晶状体或角膜。治疗轴43TA可包括眼睛的像差的轴，诸如眼睛的散光或眼睛的高阶像差，诸如眼睛的彗星像差或三叶草像差。治疗轴43A可以被诸如医生之类的系统用户识别，并且可以定义成具有对应于如本文所述的光轴中的一个或多个的中心，诸如角膜的顶点、眼睛的视线、眼睛的视轴或者从眼睛的前节点开

始延伸的眼睛的视轴中的一个或多个。替换地或者以组合方式，由用户识别的轴针对眼睛的治疗类型可以不同。例如，用诸如角膜缘松弛切口之类的弓形切口，治疗轴可包括视线或角膜的顶点，或者如本文所述的其它轴。用要放置的眼内晶状体，治疗轴可包括例如实际瞳孔的中心、视线的中心、从眼睛的前节点延伸的视轴的中心或者如本文所述的其它轴。根据实施例仅仅以示例的方式，参考病人注视着光119并如本文所述用视频照相机来观看眼睛时的与入射光瞳的中心相对应的视线43LOS示出了治疗轴43A。

[0337] 可以如本文所述在显示器上向用户显示图像7A至7C中的每一个以便如本文所述地例如，相对于眼睛的一个或多个用户识别轴计划切口的位置。

[0338] 图7D和7E示出了如在图7A至7C中的被耦合到病人接口以用于治疗的眼睛，其中，眼睛已被如本文所述的那样相对于测量系统眼睛的三个轴中的一个或多个进行旋转或平移中的一个或多个。与针对眼睛的初始测量沿着眼睛的轴具有各维度(诸如维度652、维度654和维度656)的坐标系650相对应的眼睛的结构已经相对于眼睛43的坐标参考系150旋转和平移。坐标参考系150可包括如本文所述的当眼睛被耦合到病人接口、例如接触病人接口时的坐标参考系。当病人接口被如本文所述地在具有到眼睛的接触的情况下被耦合到眼睛时，包括第一维度652、第二维度654和第三维度656的初始测量坐标参考系650被示为被相对于眼睛坐标参考系150旋转和平移。

[0339] 参考图7D，可以使眼睛43AO的光轴对准为从而远离病人接口和激光系统的光学输送系统的轴99延伸。可以用许多方式中的一个或多个来确定眼睛的轴到光学输送系统的轴99的对准。

[0340] 医生可以如本文所述地执行许多步骤中的一个或多个以使眼睛43与激光系统的病人接口的光学输送系统的轴99对准。在许多实施例中，例如在具有标线的情况下在显示器上示出光学输送系统的轴99，并且显示器上的标线被用来使眼睛与光学输送系统的轴99对准。当眼睛接触病人接口时，在显示器上示出的标线可对应于眼睛坐标参考系150的维度152、154和156。例如，可以要求病人观看注视光119，并且激光系统如本文所述地与眼睛的一个或多个结构、诸如眼睛的角膜缘对准。替换地或者以组合方式，可以使轴99与例如角膜的顶点对准。在许多实施例中，医生可以使轴99与例如从角膜的前表面反射的光的中心对准。替换地或者以组合方式，可以在病人观看注视光时在显示器上示出系统的轴99，并且可以在显示器上示出在接触之前的顶点43VX的位置。

[0341] 再次地参考图7D和7E，眼睛43A的结构被示为已旋转并平移以用于在眼睛接触病人接口之前的测量和眼睛接触病人接口的情况下的测量。墨点43ID被示为相对于接口接触眼睛之前的位置被旋转和平移。血管43BV被示为相对于使眼睛与病人接口接触之前的位置被旋转和平移。治疗轴43TA被示为相对于在病人接口接触眼睛之前所确定的位置被旋转和平移。

[0342] 眼睛的组织结构中的一个或多个可以在眼睛接触病人接口时改变。用手术，眼睛可包括扩大瞳孔PUD，其可以相对于自然瞳孔PUN偏心地扩大。可以基于例如眼睛的自然瞳孔来确定撕囊切口43CX的位置。在许多实施例中，撕囊切口在根据例如在使眼睛与病人接口接触之前的初始图像确定的自然视线43LOSN上居于中心。替换地或者以组合方式，可以使撕囊切口在如本文所述地从眼睛的前节点开始延伸的眼睛的视轴43VA上居于中心。可以在显示器上示出在没有到眼睛的接触的情况下确定的角膜的顶点43VX的位置，因为角膜的

顶点的位置可以改变,例如当病人接口使角膜变形时。

[0343] 可以用许多方式中的一个或多个来确定角膜缘松弛切口43LRI的位置,并且可以使其在与例如在接触眼睛之前确定的视线43LOS相对应的自然视线43LOSN上居于中心。替换地或者以组合方式,可以使角膜缘松弛切口的位置在在病人接口接触角膜之前确定的角膜的顶点43VX上居于中心,并且可以向用户显示病人接口接触角膜之前的角膜顶点43VX的位置以便用作例如将使角膜缘松弛切口43LRI居于中心的参考点。

[0344] 响应于眼睛相对于初始测量轴和激光系统的轴99的移动,可以将眼睛的治疗轴43TA视为相对于被耦合到激光系统的眼睛的坐标参考系150旋转。

[0345] 图7F示出了眼睛已接触病人接口时的测量坐标参考系650相对于眼睛坐标参考系150的旋转和平移,其中,在与病人接口接触之前的测量系统650的旋转和平移对应于病人接口接触眼睛时的眼睛相对于坐标系150的旋转和平移。用眼睛的自然瞳孔和视力确定的眼睛的组织结构中的一个或多个的旋转和平移可以被相对应地旋转和平移并在显示器上提供以用于医生确定眼睛的治疗。可以将用在与病人接口耦合之前的眼睛的测量确定的眼睛的组织结构的位置和取向从坐标系650映射到坐标150,并与被耦合到病人接口的眼睛的图像一起在显示器上显示。这允许用户在眼睛接触病人接口的情况下用坐标参考150来确定治疗,同时示出来自病人接口上的坐标参考系650的被用于自然视力的眼睛的结构的位置。

[0346] 图7G示出了如在图7A和7B中的眼睛的光学示意图,眼睛的结构包括眼睛的基本点和对视力有用的眼睛的轴。在许多实施例中,眼睛的光学示意图的一个或多个结构被投射到显示器上,并与在显示器上示出的眼睛的图像对准,以便用户规划眼睛的切口和手术治疗。

[0347] 在许多实施例中,可以在显示器上向用户示出图像7A至7G中的每一个的组织结构中的一个或多个以便如本文所述地规划切口的位置,诸如沿着眼睛光轴的眼睛的节点的位置、眼睛的视线、角膜的顶点以及从眼睛的前节点开始延伸的视轴。例如,可以在显示器上与当病人接口接触眼睛时获得的眼睛的图像对准地示出根据在接触眼睛之前的测量确定的眼睛的光学示意图的一个或多个结构,以便外科医生在病人接口接触眼睛时与根据在与病人接口接触之前获得的测量确定的眼睛的一个或多个结构对准地确定切口的位置。替换地或者以组合方式,可以响应于在病人接口接触眼睛时获得的测量来确定在显示器上示出的眼睛的一个或多个光学结构,例如以便与根据在病人接口接触眼睛之前获得的测量确定的一个或多个光学结构的位置比较。

[0348] 图8A、8B和8C示出了被配置成示出眼睛的一个或多个光学结构以对组织治疗的激光束脉冲进行定位以便治疗眼睛的用户接口显示器的图像。在显示器上示出的眼睛的图像可包括例如眼睛的轴向图像、眼睛的矢状图像或眼睛的前视图中的一个或多个。根据实施例,图像中的每一个可包括一个或多个标记以示出眼睛的一个或多个组织结构。例如,可以在一个或多个标记被放置在显示器上的眼睛图像的位置处的情况下示出眼睛的一个或多个轴,以识别眼睛的相应一个或多个轴的位置。在许多实施例中,可以在相应标记被放置在眼睛的图像上的情况下在显示器上示出图8A、8B和8C的组织结构中的一个或多个,以示出眼睛的一个或多个组织结构的相对于在将眼睛耦合到病人接口之前的眼睛而言的位置。

[0349] 图8A示出了当眼睛接触病人接口时如本文所述地用断层成像装置获得的眼睛的

图像680。图像680可包括瞳孔扩大眼睛43M的图像。瞳孔扩大眼睛43M可包括被用诸如睫状肌麻痹剂之类的瞳孔扩大物质进行治疗以便使眼睛扩大以使晶状体43L可视化并允许用激光束和断层成像光束来访问晶状体囊的眼睛。图像680可示出具有扩大瞳孔中心43PUDC的扩大瞳孔43PUD。被耦合到病人接口的角膜可以略微变形，使得角膜的顶点移位到变形顶点43VXD。图像680可示出被用瞳孔扩大物质治疗的眼睛的晶状体，使得晶状体包括瞳孔扩大晶状体前囊43LACM和瞳孔扩大晶状体后囊43LPCM，其中，瞳孔扩大晶状体前囊和瞳孔扩大晶状体后囊可以从例如在病人接口接触眼睛之前测量的晶状体前囊43LAC和晶状体后囊43LPC的相对位置向后移位。

[0350] 可以与标记一起显示被耦合到病人接口的眼睛43，该标记示出与眼睛的坐标参考系150对准的光学输送系统的轴99，但是根据本文所述的实施例，轴99和坐标参考系150可以以许多方式中的一个或多个对准，并且可以使用单独标记来指示轴的位置和参考系的中心。可以在眼睛的一个或多个轴远离病人接口的轴99旋转的情况下示出眼睛的标记。替换地或以组合方式，可以在病人接口接触眼睛时使眼睛的一个或多个轴与病人接口的轴99对准。虽然示出了具有扩大瞳孔和相应非调节型晶状体的眼睛43，但眼睛可以例如在没有瞳孔的扩大的情况下被耦合到病人接口。

[0351] 可以连同当病人接口已经接触眼睛时获得的眼睛的图像680一起在显示器上用标记示出在病人接口接触眼睛之前测量的眼睛的结构，以便确定眼睛已经接触病人接口时的激光切口的位置。可以测量如本文所述的眼睛的参考结构的位置，并例如确定无接触测量和接触测量之间的眼睛的旋转或平移中的一个或多个。

[0352] 可以在显示器12上在标记被放置在图像680上的情况下示出接触接口之前的眼睛的一个或多个结构的位置，以便用户参考在眼睛接触病人接口之前的一个或多个结构的位置对接触病人接口的眼睛上的激光切口进行定位。在标记被放置在图像680上的情况下在显示器上示出的接触前接口接触光学结构可包括例如光轴43AO、瞳孔轴43PA、视线43LOS、视轴43VA、注视轴43FA、自然瞳孔43PUN、前主点43AP、后主点43PP、入射光瞳43ENP、自然瞳孔中心43PUC、出射光瞳43EXP、前节点43NA或后节点43NP中的一个或多个。替换地或以组合方式，在显示器上示出的光学结构可包括接口已经接触眼睛时的眼睛的一个或多个光学结构，诸如图像680的眼睛的光轴、扩大瞳孔轴、扩大瞳孔的视线、病人观看注视光119时的瞳孔扩大眼睛的视轴、注视轴、扩大瞳孔43PUD、图像680的扩大眼睛的前主点、图像680的扩大眼睛的后主点、扩大眼镜的入射光瞳、扩大瞳孔的瞳孔中心43PUCD、瞳孔扩大眼睛的出射光瞳、瞳孔扩大眼睛的前节点或瞳孔扩大眼睛的后节点中的一个或多个。

[0353] 可以向用户示出眼睛的图像680，并且用户可以例如响应于用户偏好而确定将在眼睛的图像上显示的眼睛的一个或多个轴。可以将显示器和处理器配置成接收用户输入，并且用户输入可如本文所述地识别眼睛的一个或多个轴以用作将放置诸如撕囊之类的囊切开术以及例如要用激光进行切割的材料体积的参考位置。替换地或以组合方式，用户可如本文所述地识别眼睛的一个或多个轴以用于眼睛的角膜手术。例如，用户可识别将用作用以使撕囊切口居于中心的参考的一个轴以及将使角膜屈光程序居于中心的另一轴，但是可以将同一轴用以两者。

[0354] 可以至少部分地响应于例如在眼睛接触病人接口之前的眼睛的光学结构的位置来确定眼睛的切口的位置。可以相对于示出例如眼睛的自然瞳孔43PUN的标记来确定撕囊

43CX的位置。可以使撕囊43CX在例如视线43LOS、自然入射光瞳43ENP、自然瞳孔43PC的物理中心、出射光瞳43EXP的中心、自然光轴43AO或视轴43VA中的一个或多个居于中心。如图8A中所示，在标记相对于眼睛的自然瞳孔43PUN居于中心的情况下示出了规划撕囊。

[0355] 关于实施例的工作暗示例如沿着从眼睛的前节点延伸的视轴相对于眼睛的前节点对眼内晶状体进行定位可以减小在IOL已被放置时进入眼睛的光线的偏转。例如，IOL可包括基本上对应于IOL的中心的节点，并且相对于眼睛的前节点使IOL居于中心使得IOL与从前节点开始延伸的视轴对准可以保持眼睛的自然视轴，并抑制透镜已被放置时的自然视轴的偏转。在许多实施例中，可以使撕囊在从与例如后节点43NP间隔开的前节点43NA延伸的视轴43VA上居于中心。可以将显示器和处理器配置成示出视轴43A，其从与眼睛的图像680对准的显示器上的节点开始延伸。替换地或者以组合方式，可以在晶状体囊中切开结构以抑制晶状体相对于例如眼睛的视轴的移动。在晶状体中切开的结构可包括尺寸被确定为接收IOL的突出结构以例如将IOL保持在原位的切口。在许多实施例中，在显示器上示出了指示将接收突出体的结构的位置的标记。

[0356] 可以使用图像680的眼睛的一个或多个结构来识别眼睛的切口的位置。例如，可以将激光器配置成从限定的眼睛的切口体积43VR和切口体积轮廓43VRP去除组织。可以在具有如本文所述的眼睛的光学结构的给用户的显示上示出切口体积43VR和相应轮廓43VR。切口体积43VR可以限定将用例如基于激光的体积光破碎来切开的一定体积的组织。可以在例如位于图像680上的显示上示出切口体积轮廓43VRP。

[0357] 可以与沿着光轴43AO定位的角膜43VX的自然顶点对准地示出角膜缘松弛切口43I，但是可以使用如本文所述的许多位置中的一个或多个作为用以对例如角膜切口进行定位的参考。角膜缘松弛切口43LRI可包括具有沿着例如眼睛43AO的光轴定位的中心的弓形切口。

[0358] 虽然示出了被耦合到与远离接口的实心结构的角膜的接口的眼睛，但可以将如本文所述的实施例与病人接口组合，该病人接口使角膜到接口的眼睛接触的角膜扁平，例如，通过使病人接口平展。

[0359] 图8B示出了可以用对准照相机看到的眼睛的前视图的图像682和在显示器上示出以用于眼睛对准的眼睛的一个或多个组织结构，诸如在显示器上示出以用于角膜手术程序的对准的一个或多个光学组织结构。图像682可示出如本文所述的例如扩大眼睛43D。可以用如本文所述的坐标参考系的参考轴来示出眼睛的图像680。可以与如本文所述地接触病人接口的眼睛的眼睛坐标参考系150基本上对准地示出光学输送系统的轴99。眼睛的图像可示出眼睛的扩大瞳孔43PUD。可以在眼睛的角膜上的位置处示出参考轴，以便例如使眼睛与如本文所述的一个或多个角膜手术程序对准。在角膜的位置处示出了自然眼睛的光学结构且其可包括响应于在使眼睛与病人接口接触之前获得的测量而确定的一个或多个光学结构，诸如角膜的顶点43VX、视线43LOS以及视轴43VA中的一个或多个。在显示器上示出的位置可以被相对于当眼睛接触病人接口时获得的眼睛的测量而进行旋转或平移中的一个或多个。例如，在病人接触接口之前获得的参考轴可包括如本文所述地响应于眼睛的测量而被进行旋转或平移中的一个或多个的维度654。治疗轴43TRA可以在显示器上如所示地被进行旋转或平移中的一个或多个以便使用户例如规划眼睛的切口。测量轴可以被如本文所述地绕着一个或多个轴进行旋转或平移中的一个或多个，例如在显示器上以绕着沿着例如

光轴43AO延伸的角膜43VX的自然顶点旋转的方式示出。可以在例如显示于显示器上的眼睛的图像上示出可能已被放置在眼睛上的墨点43ID。

[0360] 在许多实施例中，图像682包括在显示器12上示出的来自对准视频照相机的实时图像，并且眼睛的轴和参考点被例如投射在该实时显示上。

[0361] 图8C示出了可以用对准照相机看到的眼睛的前视图的图像684和在显示器上示出以用于眼睛对准的眼睛的一个或多个组织结构，诸如在显示器上示出以用于角膜手术程序的对准的一个或多个光学组织结构。图像684可包括例如图像682的一个或多个结构。图像684示出了与眼睛对准的扩大瞳孔43PUD和坐标参考系150。扩大瞳孔中心43PUDC可以偏离自然瞳孔43PUN。可以使撕囊切口43CX与例如自然瞳孔43PUN、视线43LOS、视轴43VA、病人接口的轴99、角膜缘43LI、坐标参考系150的维度156或扩大瞳孔中心43PUDC中的一个或多个对准。在许多实施例中，撕囊切口与眼睛的自然瞳孔中心43PC对准。

[0362] 图8A、8B和8C的图像仅仅提供了根据某些实施例的示例，并且可以根据附加实施例用许多方式中的一个或多个将这些图组合。例如，可以将图8A和8B的图像组合以在显示器上形成单个图像，并且可以将用来识别组织结构的标记例如覆盖在如本文所述的来自对准视频照相机的实时图像上。在许多实施例中，当激光束切开组织时在显示器上示出眼睛的参考位置的标记，以便使用户检验目标位置处的激光束切口的放置。

[0363] 图9示出了具有偏心性瞳孔43PU的眼睛43的断层图像和眼睛的光轴43AO的确定。眼睛的图像可包括在病人接口没有接触眼睛的情况下获得的眼睛的图像或者在病人接口接触眼睛的情况下测量的眼睛的图像。可以根据眼睛的断层成像数据来确定如本文所述的眼睛的结构的位置和轮廓。可以如本文所述地相对于眼睛的光轴43AO来确定眼睛的一个或多个轴。在许多实施例中，视轴基本上平行于断层成像系统的测量轴延伸，并且如本文所述地根据眼睛的前节点来确定视轴的位置。光轴43AO延伸通过眼睛的晶状体的曲率中心。在许多实施例中，眼睛的瞳孔43PU的中心43PUC远离延伸通过瞳孔的光轴43AO定位。眼睛的光轴的位置在眼睛的瞳孔扩大时保持基本上固定。

[0364] 在所示实施例中，可以确定眼睛的光轴，从而提供眼睛的结构的准确确定，以便适应眼睛之间的变化性和受试者的眼睛组织的变化。可以例如在瞳孔收缩和扩大及晶状体的适应性改变时准确地确定受试者的眼睛的光轴。例如，图9中所示的实施例图示出位于与正常眼睛相比距离光轴远了2.5X的中心凹，并且示出了在太阳穴方向上移位的瞳孔。例如，可以使瞳孔的中心远离光轴向鼻子或向太阳穴移位，并且光轴的位置在已经响应于曲率中心的位置而确定光轴时保持基本上固定。在许多实施例中，瞳孔轴延伸通过入射光瞳的中心和角膜的曲率中心，并且瞳孔轴可以位于例如光轴的鼻子侧和光轴的太阳穴侧。

[0365] 可以响应于例如前角膜表面43CAS、后角膜表面43CPS、晶状体前囊表面43LAC、晶状体后囊表面43LPC及其组合中的一个或多个的曲率中心的位置来确定光轴的位置。前角膜表面43CAS具有曲率中心43CI，并且后角膜表面34CPS具有曲率中心43C2。晶状体前囊43LAC具有曲率中心43C3，并且前角膜表面43CAS具有曲率中心43C1。可以相对于眼睛坐标参考系150在三维空间中确定每个曲率中心，并且使用曲率中心的位置来确定眼睛的光轴。可以将眼睛的光轴定向和定位成从而减小眼睛的光轴到曲率中心的间隔距离。例如，可以用最小二乘法拟合来确定光轴从而使从光轴到曲率中心的距离最小化。在许多实施例中，光轴延伸通过眼睛的曲率中心。

[0366] 可以用许多方式中的一个或多个来确定眼睛的光学表面的曲率中心。例如，可以拟合每个表面的断层成像数据以确定曲率中心，并确定每个曲率中心的位置。在许多实施例中，表面中的一个或多个可偏离球体，并且根据最小二乘法确定的曲率中心近似该表面中心。替换地或者以组合方式，可以将表面拟合到椭圆形或其它表面，并且根据拟合表面来确定曲率中心。例如，拟合表面可包括三维椭圆形表面，并且使用椭圆的焦点的位置来确定椭圆的中心。眼睛的光学表面可包括复曲面，并且使用被拟合到光学复曲面的表面的各部分的曲率中心来确定眼睛的曲率中心的位置。在许多实施例中，用傅里叶变换、多项式、球谐函数、泰勒多项式、子波变换或泽尼克多项式中的一个或多个来拟合眼睛的光学表面。

[0367] 在许多实施例中，处理器包括用以用傅里叶变换、多项式、球谐函数、泰勒多项式、子波变换或泽尼克多项式中的一个或多个来拟合眼睛的光学表面的轮廓数据的指令。可以使用眼睛的每个拟合光学表面来确定光学表面的曲率中心，并使用该曲率中心来确定眼睛的光轴。然后可以使用眼睛的光轴在眼睛接触病人接口时参考眼睛的一个或多个结构，诸如眼睛的轴。在许多实施例中，当眼睛在没有接触病人接口的情况下自由地注视时确定眼睛的无接触光轴，并在眼睛接触病人接口时确定所述接触光轴。

[0368] 可以相对于在眼睛自由地移动并观看对象时测量的无接触光轴来识别眼睛的多个结构光学结构，并且响应于接触光轴和无接触光轴的位置和取向将这些光学结构映射到接触病人接口的眼睛上。该取向可包括例如，光轴的取向和绕着光轴或诸如注视轴、视线或瞳孔轴之类的在前后方向上延伸的其它轴的旋转的眼球旋转角。

[0369] 图10示出了无接触测量的第一光轴43AO1和接触测量的第二光轴43AO2，其中，可以使用第一和第二光轴来在眼睛接触病人接口时确定眼睛的结构的位置。第一光轴43AO1延伸通过例如第一曲率中心43C11、第二曲率中心43C21、第三曲率中心43C31以及第四曲率中心43C41。第二光轴43AO2延伸通过例如第一曲率中心43C12、第二曲率中心43C22、第三曲率中心43C32以及第四曲率中心43C42。

[0370] 第一光轴43AO1延伸通过眼睛的第一前节点43NA1和眼睛的第一后节点43NP1。第一视轴43VA1如本文所述地从第一前节点43NA1延伸到诸如注视光119之类的注视光。可以根据眼睛的前节点的位置和注视光的位置来确定视轴的路径，其可以被放置成使得视轴43A1基本上平行于测量轴699、例如无接触坐标参考系650的纵向维度656延伸。可以使用第一光轴来定义眼睛的第一眼球旋转角43CTA1和眼睛的第一治疗轴43TA1。第一光轴延伸到可以被放置在中心凹43FV1的第一位置上的视网膜43R1的第一位置。可以使用从视网膜到曲率中心的第一距离来定义眼睛的结构的位置，并识别眼睛的变形。无接触坐标参考系650可包括如本文所述的单独诊断成像设备的坐标参考系或者例如使眼睛与病人接口接触之前的激光系统2的坐标参考系150。在许多实施例中，参考坐标参考系650来确定第一曲率中心的第一位置。

[0371] 眼睛的光学结构中的一个或多个在病人接口接触眼睛时可能难以确定，例如由于眼睛可能并未自由地移动，并且在至少某些实施例中注视光(如果存在的话)可能是模糊的。例如，当眼睛接触病人接口时，可能难以识别视线、视轴以及治疗轴。可以根据在本文中公开的实施例来确定视线、视轴或治疗轴中的一个或多个的位置。

[0372] 根据在本文中公开的实施例，当病人接口接触眼睛时可以用许多方式中的一个或多个来确定眼睛的轴。例如，当眼睛接触病人接口时，第二光轴43AO2延伸通过眼睛的第二

前节点43NA2和眼睛的第二后节点43NP2。第二视轴43VA2从第二前节点43NA2开始延伸。可以根据第二前节点43NA2的位置和第一视轴43VA1相对于第一前节点43NA1的取向和角来确定第二视轴43VA2的路径，使得第二视轴43VA2以与从第一前节点43NA1开始延伸的视轴43VA1和第一光轴43AO1类似的角度从第二前节点43NA2和第二光轴43AO2开始延伸。

[0373] 可以使用第二光轴来定义眼睛的第二眼球旋转角43CTA2和眼睛的第二治疗轴43TA2。可以在眼睛43从第一眼球旋转角43CTA1旋转至第二眼球旋转角43CTA2时响应于眼睛绕着光轴43AO的眼球旋转而确定第二治疗轴34CTA2。

[0374] 在许多实施例中，确定第二眼球旋转角43CTA2与第一眼球旋转角43CTA1之间的角的差，响应于眼睛的眼球旋转角的差而确定第二治疗轴43TA2。虽然对眼球旋转角进行参考，但在许多实施例中，可以用如本文所述的眼睛绕着光轴的扭转角的测量来提供用于相对于测量轴的头部倾斜的变化的修正。例如，病人的头从第一测量到第二测量可能倾斜，并且眼睛的眼球旋转角的测量可以修正该头部倾斜。

[0375] 第二光轴延伸到可位于中心凹43FV2的第二位置上的视网膜43R2的第二位置。可以使用视网膜到曲率中心的第二距离来定义眼睛的结构的位置，并识别眼睛的变形，例如当这些距离在第一无接触测量与第二接触测量之间改变时。接触坐标参考系150可包括例如病人接口接触眼睛时的激光系统2的坐标参考系150。

[0376] 在许多实施例中，参考用于无接触测量的坐标参考系650来确定第一曲率中心的第一位置，并且在眼睛接触病人接口时用坐标参考系150来确定第二曲率中心的位置。例如，激光系统的坐标参考系150可以被用于眼睛的第一无接触测量，并且包括无接触坐标参考系650，并且眼睛的第二接触测量可包括坐标参考系150，其中，可以将眼睛的结构的位置从坐标参考系650的第一位置映射到坐标参考系150的第二位置，以便确定病人接口接触眼睛时的眼睛的光学结构的位置，诸如本文所述的视轴和视线。

[0377] 在许多实施例中，每个曲率中心可包括垂直于眼睛的光学表面的一束光线的窄截面，该束光线并未在单个点处重合，并且曲率中心可包括类似于最小模糊圆的用该束光线定义的空间的体积区域。虽然第一曲率中心可能并未精确地位于直线上，但是当第一光轴被定位并定向成减小第一光轴到第一曲率中心中的每一个的间隔时，可以认为如本文所述的第一光轴延伸通过第一曲率中心。虽然第二曲率中心可能并未精确地位于直线上，但是当第一光轴被定位并定向成减小第二光轴到第二曲率中心中的每一个的间隔时，可以认为如本文所述的第二光轴延伸通过第二曲率中心。

[0378] 在许多实施例中，可以使用第一光轴43VA1、第二光轴43VA2、第一眼球旋转角43CTA1以及第二眼球旋转角43CTA2的位置和取向来确定坐标映射函数的参数，以便如本文所述地确定眼睛的第一组织结构在显示出显示器上的接触病人接口的眼睛的图像上的位置。例如，可以在接触病人接口的眼睛的图像上示出第一视轴、第一瞳孔或第一视线中的一个或多个的位置，所述图像可包括例如眼睛的实时图像。

[0379] 可以用许多方式中的一个或多个将眼睛的结构从第一无接触坐标参考系650映射到第二坐标参考系150。例如，可以确定第二光轴的位置和取向并用作将映射眼睛的结构的参考轴，所述眼睛的结构例如，诸如眼睛的自然瞳孔、眼睛的视轴、眼睛的视线或眼睛的治疗轴及其组合中的一个或多个。在许多实施例中，在第一无接触坐标参考系650和第二坐标参考系150中的每一个中确定眼睛围绕光轴的眼球旋转角，并且例如响应于该角、例如响应

于第一眼球旋转角和第二眼球旋转角的变化而将眼睛的结构从第一无接触坐标参考系映射到第二坐标参考系。

[0380] 在许多实施例中，将来自坐标参考系650的第一无接触测量的眼睛结构的坐标参考位置映射到第二测量坐标参考系150的坐标参考位置。在许多实施例中，确定映射函数以便将眼睛的结构从第一无接触测量映射到第二接触测量以便如本文所述地在当接口接触眼睛时获得的图像上显示。在许多实施例中，映射函数采取以下形式：

[0381] (X2,Y2,Z2)＝M(X1,Y1,Z1)

[0382] 其中，例如，X1、Y1、Z1分别地是沿着第一无接触参考坐标系650的维度652、654和656的X、Y和Z坐标，并且X2、Y2、Z2分别地是沿着第二参考坐标系150的维度152、154和156的X、Y和Z坐标。根据在本文中公开的讲授内容，本领域的技术人员可以用眼睛的第一结构的第一位置和眼睛的第二结构的第二位置来确定映射函数M(X1,Y1,Z1)。在许多实施例中，例如，用第一曲率中心和第一眼球旋转角及第二曲率中心和第二眼球旋转角的位置来确定映射函数。

[0383] 在其中第一测量包括单独诊断设备处的眼睛的无接触测量且第二测量包括来自激光系统的无接触测量的实施例情况下，可以同样地对坐标参考进行变换以如本文所述地确定眼睛的结构的位置。在许多实施例中，可以使用眼睛的第二无接触测量来使眼睛的治疗轴43TRA与激光系统对准，例如以便响应于如本文所述的眼睛的散光轴而确定第二治疗轴43TRA2。

[0384] 虽然可以用许多方式将形貌测量系统耦合到激光系统，但在许多实施例中，形貌测量系统包括用以将形貌测量结构耦合到病人接口的耦合结构。

[0385] 图11A—11E示出了被配置成如本文所述地耦合到病人接口52以在眼睛接触病人接口之前测量眼睛的形貌测量结构。该形貌测量结构可包括用于眼睛的角膜弯度计读数、眼睛的Placido盘形貌、来自眼睛的角膜形貌的多个点的反射、从眼睛形貌的角膜的反射的网格的环或其它结构中的一个或多个。在许多实施例中，测量结构包括被配置成耦合到例如病人接口的部件的Placido盘结构。可以例如对形貌测量结构进行照明，从而在被从角膜反射时形成测量结构的虚像。一个照明策略可以利用系统本身的内部现有照明器。替换地或以组合方式，形貌结构可包含被安装到病人接口或激光系统的结构的环形照明器。

[0386] 在许多实施例中，用来自激光系统的光对形貌测量结构进行背光照明以将眼睛与形貌测量结构一起进行照明。替换地或以组合方式，形貌测量结构可包括诸如发光二极管之类的多个光源以将眼睛与形貌测量结构一起进行照明。

[0387] 图11B示出了当病人已被如本文所述地放置在激光眼睛手术系统的支撑体上时形貌测量结构被可去除地耦合到病人接口以相对于眼睛对形貌测量结构进行定位。可以使用OCT测量光束来对眼睛进行定位。OCT测量光束的此使用对于实现Placido系统的绝对曲率读数而言可能特别重要，因为反射Placido环的直径可不仅取决于角膜的曲率，而且取决于与环形照明器和角膜的距离。OCT可以帮助使这些变化最小化。另外，还可以使用此测量信息来主动地跟踪定位病人的椅子并使眼睛移动至正确或期望的位置。另外，可以使用OCT系统且可选地还有照相机来相对于系统对Placido环的实际位置进行定位以启用高精度测量。替换地或者以组合方式，可以使用如本文所述的视频照相机的焦点来对眼睛进行定位以用于测量。例如，当已经测量病人的形貌并确定轴时，可以如本文所述地将形貌测量系统

从病人接口结构解耦并将病人接口耦合到眼睛。

[0388] 可以用许多不同方式来构造Placido盘照明器。在该环形结构的中心具有通光孔径以允许按原状使用视频系统可能是特别重要的。其它实施例可包括不同设计的漫射器和障板的组合，其可以被关于漫射角进行优化，该漫射角被用来从角膜进行环的检测。或者，如果使用偏振光的话，可以使用四分之一波片或消偏振镜与具有环状孔径的漫射器的组合。为了完全利用，照射在被遮挡环上的光可以使得被遮挡环充当反射楔，因此光被完全利用。在这种情况下，使得能够实现全反射的角可能是有帮助的。利用强负透镜与Placido盘照射器的组合也可以增加外环的光强度以实现更好的对比度。

[0389] 在许多实施例中，形貌测量结构包括外部照明结构，诸如对眼睛进行照明以形成照明结构的环状虚像的环形照明器，并且如本文所述地基于眼睛的虚像的测量来确定眼睛的散光轴。可以将外部照明器配置成耦合到病人接口以进行眼睛测量，并且在眼睛已被对接到病人接口时去除。替换地，外部照明器可包括遍及多个程序保持被固定到激光系统的基本上固定结构。

[0390] 可以用许多方式中的一个或多个来将角膜形貌数据和厚度数据组合。例如，可以使用角膜形貌数据来确定前角膜表面的形状轮廓，并且可以将角膜厚度轮廓数据拟合到前角膜表面轮廓，以便例如确定后表面的轮廓。在许多实施例中，在病人接口没有接触眼睛的情况下测量和确定前角膜表面轮廓，并且当病人接口接触眼睛时测量和确定角膜厚度轮廓。可以将在没有接触眼睛的情况下测量角膜表面轮廓数据与在病人接口接触眼睛的情况下测量的角膜厚度轮廓数据组合，并且例如响应于两个轮廓而确定屈光切口的位置。

[0391] 图11B示出了病人接口和被配置成耦合到病人接口的形貌测量结构的部件。

[0392] 图12示出了用激光束来治疗眼睛的方法700。

[0393] 方法700，方法700的步骤包含以下步骤中的一个或多个。

[0394] 在步骤705处，识别眼睛。

[0395] 在步骤710处，将病人放置在支撑体上以用于测量。

[0396] 在步骤715处，提供用于眼睛的注视光。

[0397] 在步骤720处，病人观看注视光。

[0398] 在步骤725处，使眼睛与测量装置对准。

[0399] 在步骤730处，定义无接触测量参考轴。

[0400] 在步骤735处，测量病人接口没有接触眼睛的情况下的眼睛形貌。

[0401] 在步骤740处，测量病人接口没有接触眼睛的情况下的眼睛的断层成像。

[0402] 在步骤745处，捕捉病人接口没有接触眼睛的情况下的眼睛的虹膜图像。

[0403] 在步骤750处，确定眼睛的角膜弯度计轴。

[0404] 在步骤755处，确定眼睛的厚度轮廓。

[0405] 在步骤760处，确定眼睛的治疗轴。

[0406] 在步骤765处，识别眼睛的自然瞳孔和瞳孔中心。

[0407] 在步骤770处，识别在病人接口没有接触眼睛的情况下测量的眼睛的一个或多个组织结构，其包括角膜缘、巩膜、血管、虹膜、瞳孔、瞳孔中心、自然瞳孔、自然瞳孔中心、角膜、角膜前表面、角膜前表面的散光轴、角膜后表面、角膜的厚度轮廓、角膜顶、晶状体、晶状体前表面、晶状体前表面的散光轴、晶状体后表面、晶状体后表面的散光轴、视网膜、眼睛的

前光学节点、眼睛的后光学节点、眼睛的光轴、眼睛的视线、眼睛的瞳孔轴、眼睛的视轴、眼睛的节轴、角膜前表面的曲率中心、角膜后表面的曲率中心、晶状体前表面的曲率中心或晶状体后表面的一个或多个。

[0408] 在步骤775处，确定眼睛相对于无接触测量参考轴的一个或多个组织结构的眼睛坐标。

[0409] 在步骤780处，将病人放置在手术支撑体上以用于测量。

[0410] 在步骤785处，提供用于眼睛的手术注视光。

[0411] 在步骤790处，将注视光调整至眼睛的焦点。

[0412] 在步骤795处，病人观看注视光。

[0413] 在步骤800处，使用激光输送系统轴的标记使眼睛与手术装置对准。

[0414] 在步骤805处，当病人观看注视光且眼睛与激光系统输送轴对准时使眼睛接触病人接口。

[0415] 在步骤810处，问病人注视光是在视场中心还是在侧面。

[0416] 在步骤815处，如果注视光在视场的侧面，则相对于注视环调整眼睛。

[0417] 在步骤820处，测量接口接触眼睛的情况下的眼睛的形貌。

[0418] 在步骤825处，测量接口接触眼睛的情况下的眼睛的断层成像。

[0419] 在步骤830处，捕捉接口接触眼睛的情况下的眼睛的虹膜图像。

[0420] 在步骤835处，确定接口接触眼睛的情况下的眼睛的角膜弯度计轴。

[0421] 在步骤840处，确定接口接触眼睛的情况下的眼睛的厚度轮廓。

[0422] 在步骤845处，确定接口接触眼睛的情况下的眼睛的治疗轴。

[0423] 在步骤850处，识别接口接触眼睛的情况下的眼睛的扩大瞳孔和扩大瞳孔中心。

[0424] 在步骤855处，识别在病人接口接触眼睛的情况下测量的眼睛的一个或多个组织结构，其包括角膜缘、巩膜、血管、虹膜、瞳孔、瞳孔中心、自然瞳孔、自然瞳孔中心、角膜、角膜前表面、角膜前表面的散光轴、角膜后表面、角膜的厚度轮廓、角膜顶、晶状体、晶状体前表面、晶状体前表面的散光轴、晶状体后表面、晶状体后表面的散光轴、视网膜、眼睛的前光学节点、眼睛的后光学节点、眼睛的光轴、眼睛的视线、眼睛的瞳孔轴、眼睛的视轴、眼睛的节轴、角膜前表面的曲率中心、角膜后表面的曲率中心、晶状体前表面的曲率中心或晶状体后表面的一个或多个。

[0425] 在步骤860处，响应于一个或多个组织结构的位置而确定无接触眼睛测量参考轴相对于接触眼睛测量参考轴的对准。

[0426] 在步骤865处，确定眼睛的接触测量轴相对于眼睛的无接触测量轴的取向或平移中的一个或多个。

[0427] 在步骤870处，响应于病人接口接触眼睛时的旋转、平移或眼球旋转中的一个或多个而确定病人接口没有接触眼睛的情况下的眼睛的一个或多个组织结构的接触眼睛坐标参考。

[0428] 在步骤875处，确定响应于接触测量轴相对于无接触测量轴的取向或平移中的一个或多个而确定一个或多个无接触治疗轴。

[0429] 在步骤880处，向用户显示一个或多个无接触治疗轴。

[0430] 在步骤885处，向用户显示在没有接触的情况下测量的眼睛的一个或多个组织结

构的位置，位置响应于无接触测量与接触测量之间的眼睛的旋转和平移而被旋转和平移。

[0431] 在步骤890处，当病人接口接触眼睛时响应于在没有眼睛接触的情况下测量的组织结构的位置而确定切口轮廓。

[0432] 在步骤895处，当病人接口接触眼睛时响应于在没有眼睛接触的情况下测量的组织结构的位置而确定囊切开术的切口轮廓。

[0433] 在步骤900处，使囊切开术与在显示器上示出的眼睛的视轴对准。

[0434] 在步骤905处，当病人接口接触眼睛时响应于在没有眼睛接触的情况下组织结构的位置而确定角膜缘松弛切口的切口轮廓。

[0435] 在步骤910处，使角膜缘松弛切口在显示于显示器上的眼睛的视轴对准。

[0436] 在步骤915处，用激光束来切开组织。

[0437] 在步骤920处，去除眼睛的晶状体。

[0438] 在步骤925处，显示参考治疗轴。

[0439] 在步骤930处，将眼内晶状体放置在眼睛中。

[0440] 在步骤935处，使在具有IOL绕视轴的旋转的情况下使IOL的散光轴与显示器上的眼睛的散光参考治疗轴对准。

[0441] 在步骤940处，使IOL的光学节点与显示器上所示的眼睛的前光学节点对准。

[0442] 在步骤945处，去除病人接口。

[0443] 在步骤950处，跟踪访问病人。

[0444] 图12示出了根据实施例的方法700。可以提供多个修改和改变，诸如可以按照任何顺序来执行步骤，步骤中的一个或多个可包括子步骤，可以去除一个或多个步骤，可以重复一个或多个步骤，并且本领域的技术人员根据在本文中公开的方法将认识到许多改变。此外，可以用指令将如本文所述的系统2的电路、诸如系统2的处理器配置成执行方法700的步骤中的一个或多个，处理器的有形介质可体现用以执行方法700的步骤中的一个或多个的指令。在许多实施例中，有形介质包括具有用以执行方法700的步骤中的一个或多个的计算机程序的指令的计算机可读存储器的指令。替换地或以组合方式，可以将诸如本文所述的现场可编程门阵列之类的逻辑阵列编程为执行方法700的步骤中的一个或多个。在许多实施例中，该处理器包括多个处理器，并且可包括多个分布式处理器。

[0445] 图13示出了如本文所述的用OCT系统从人类受试者测量的角膜厚度轮廓图。可以用球面来拟合角膜厚度轮廓图并如所示地针对球体对残余部分进行绘图。数据示出了跨表面的超过1微米的偏差。关于实施例的工作暗示被治疗以修正屈光不正的眼睛将具有更大的误差量。可以使用角膜厚度图来如本文所述地确定眼睛的轴，例如病人接口耦合到眼睛时的眼睛的散光轴。

[0446] 虽然在本文中已经示出并描述了本公开的优选实施例，但对于本领域的技术人员而言将显而易见的是此类实施例仅仅是以示例的方式提供的。在不脱离本公开的范围的情况下，许多改变、变更以及替换对于本领域的技术人员而言将是显而易见的。应理解的是在不脱离本发明的范围的情况下可采用本文所述的本公开的实施例的各种替换。因此，本发明的范围将仅仅由所附权利要求及其等价物的范围来定义。

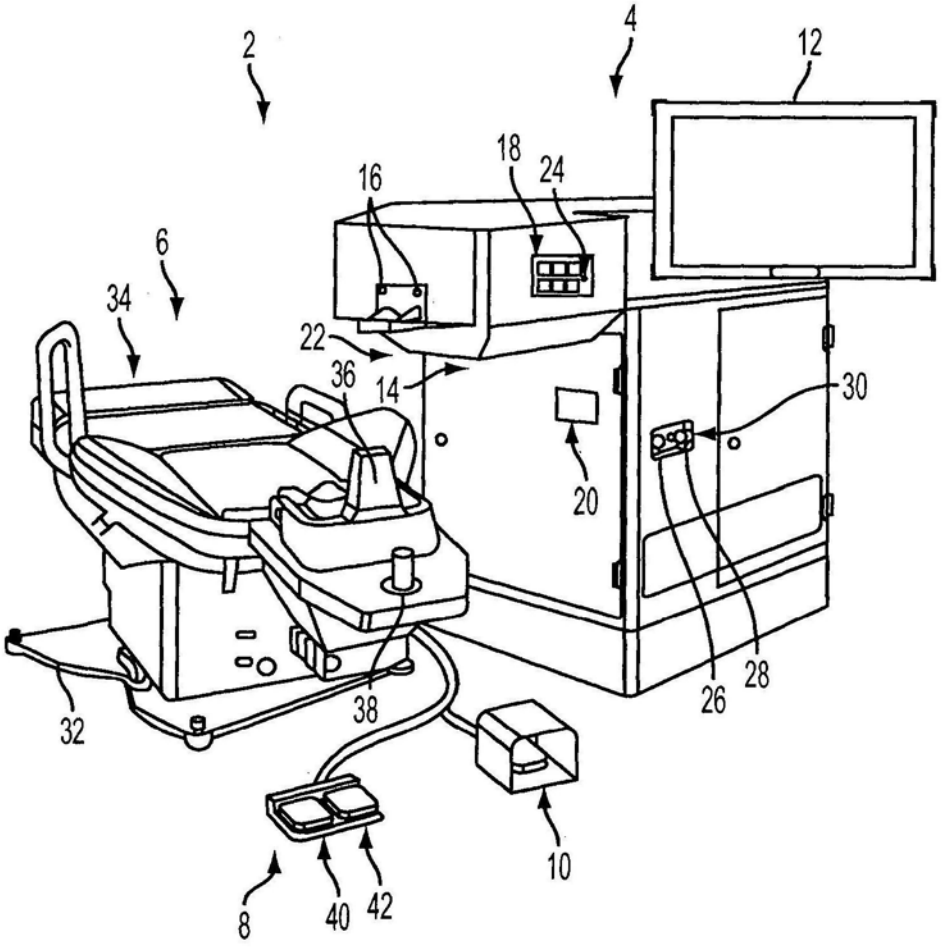


图1

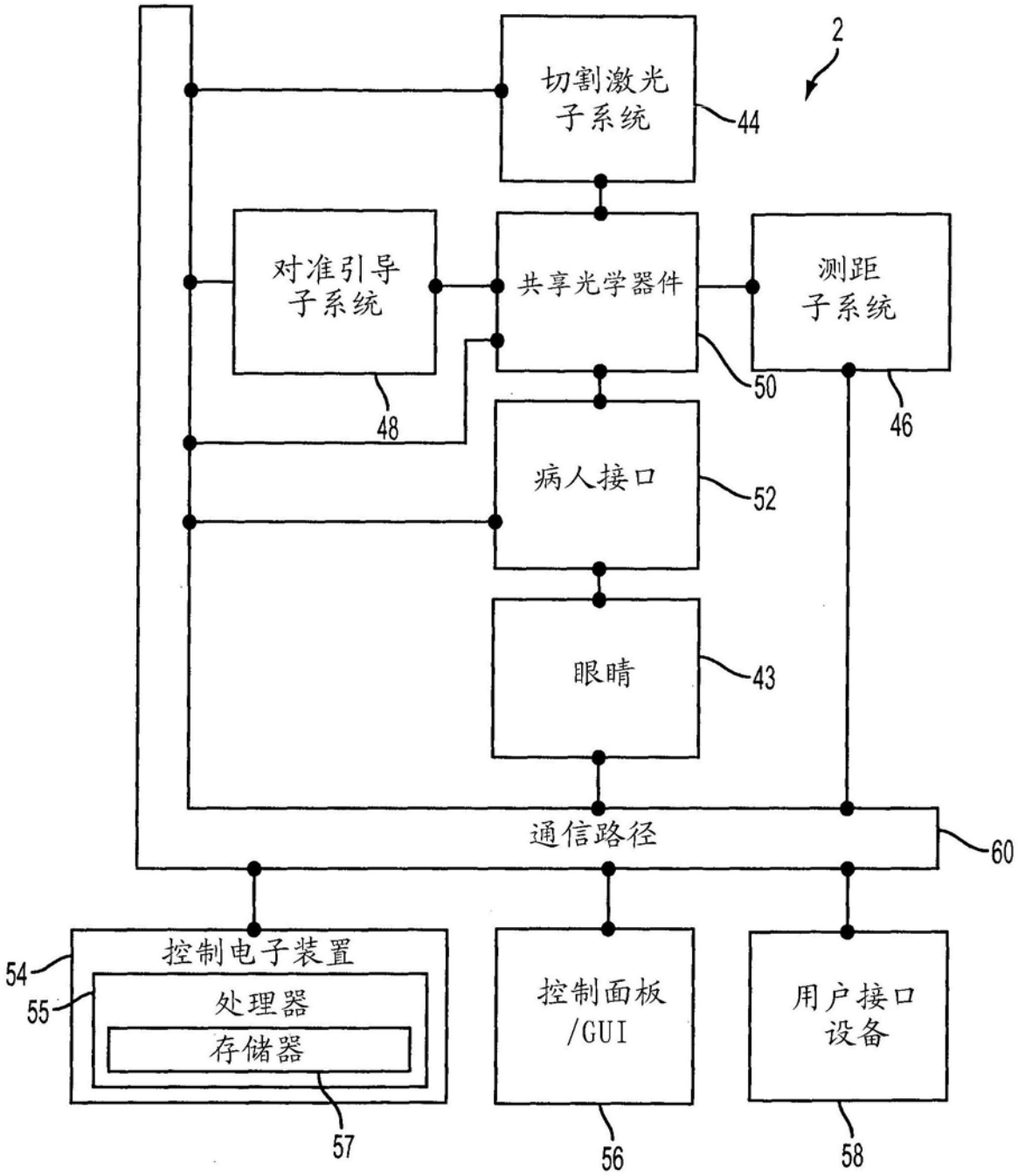

2
切割激光子系统
44
对准引导子系统
共享光学器件
测距子系统
48
50
46
病人接口
52
眼睛
43
通信路径
60
控制电子装置
54
处理器
55
存储器
57
控制面板/GUI
56
用户接口设备
58

图2

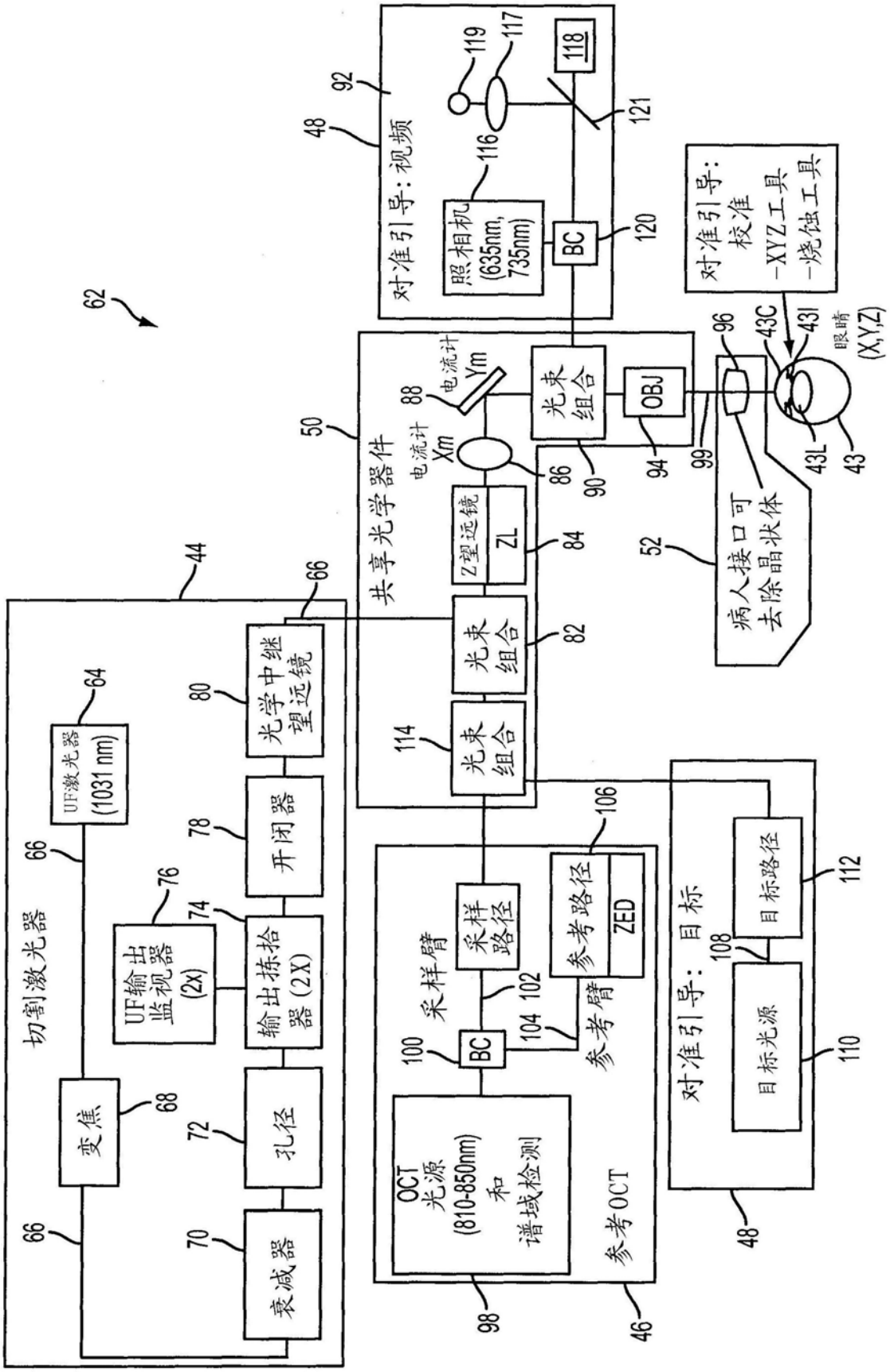

62
切割激光器
UF激光器 (1031 nm)
64
66
变焦
68
衰减器
70
孔径
72
UF输出监视器 (2x)
76
输出拣拾器 (2X)
74
开闭器
78
光学中继望远镜
80
44
66
共享光学器件
50
光束组合
82
光束组合
114
Z望远镜
ZL
84
电流计 Xm
86
电流计 Ym
88
光束组合
90
OBJ
94
99
96
43C
43I
43L
43
眼睛 (X,Y,Z)
病人接口可去除晶状体
52
对准引导：视频
48
92
照相机 (635nm, 735nm)
116
119
117
118
121
BC
120
对准引导：校准 -XYZ工具 -烧蚀工具
采样臂
BC
100
采样路径
102
104
参考臂
参考路径
ZED
106
OCT 光源 (810-850nm) 和 谱域检测
98
参考OCT
46
对准引导：目标
48
目标光源
110
108
目标路径
112

图3A

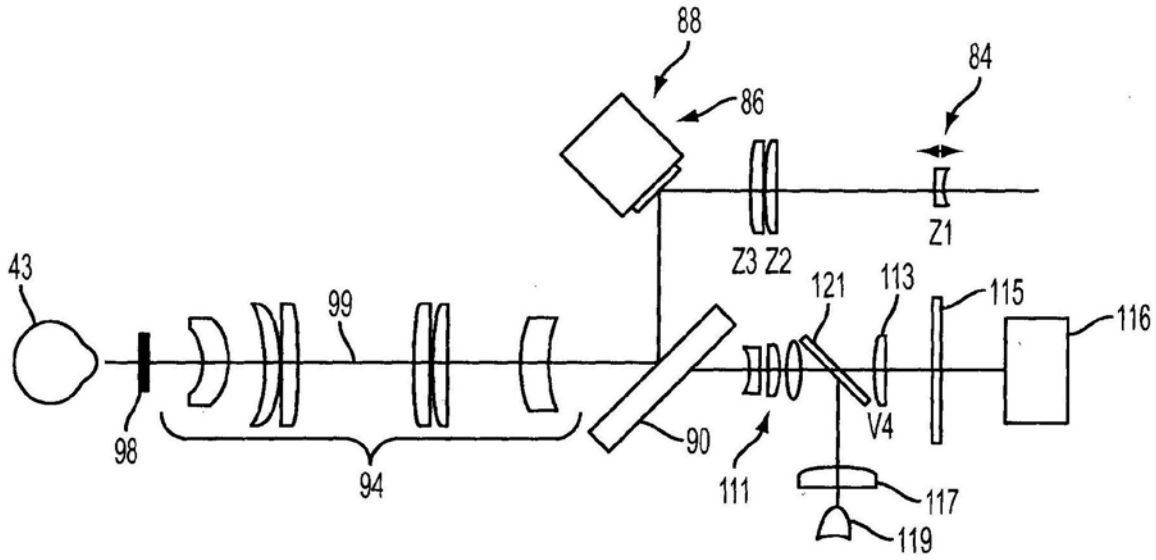


图3B

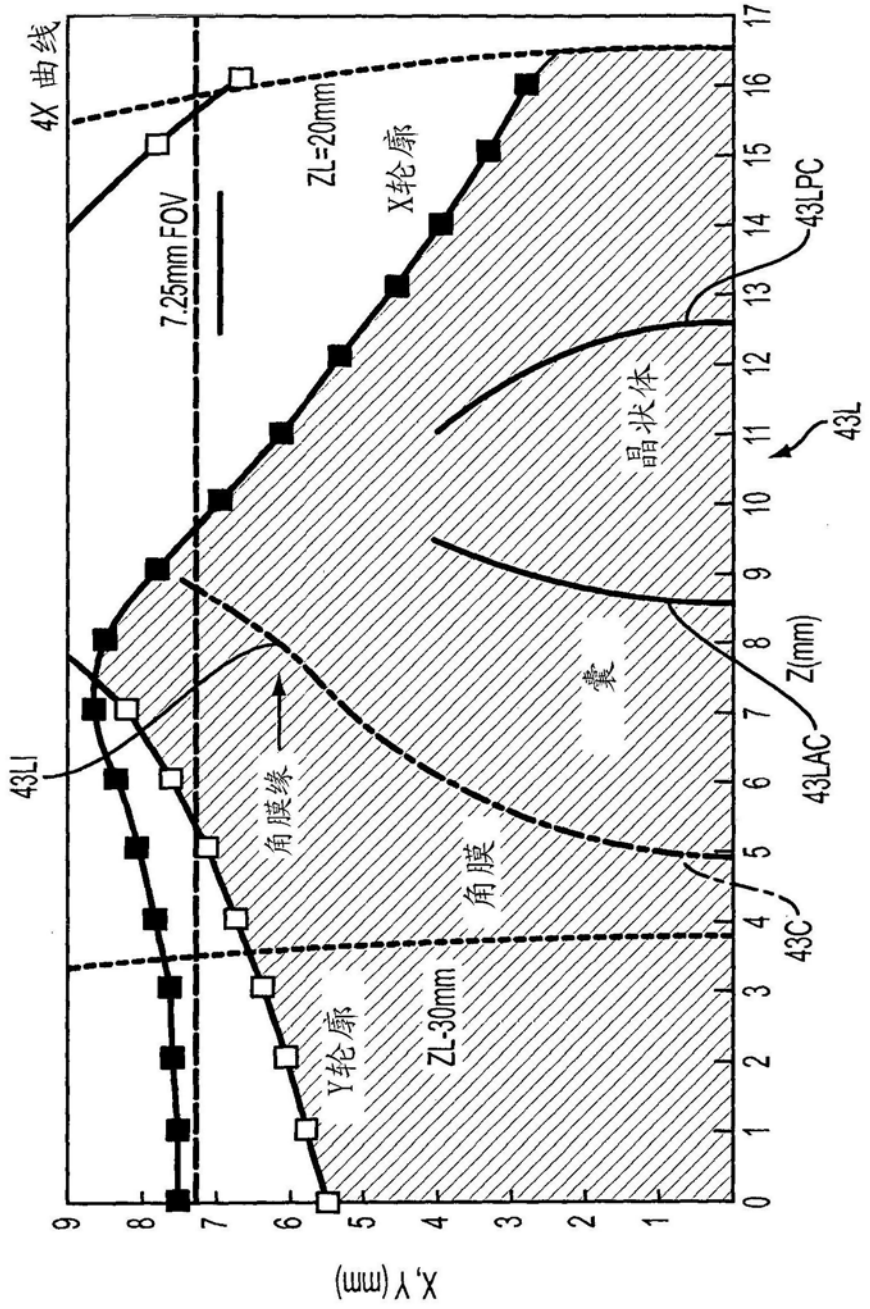

4X 曲线
7.25mm FOV
ZL=20mm
X轮廓
43LPC
晶状体
43L
囊
Z(mm)
43LAC
43C
43LI
角膜缘
角膜
Y轮廓
ZL-30mm
X, Y (mm)

图3C

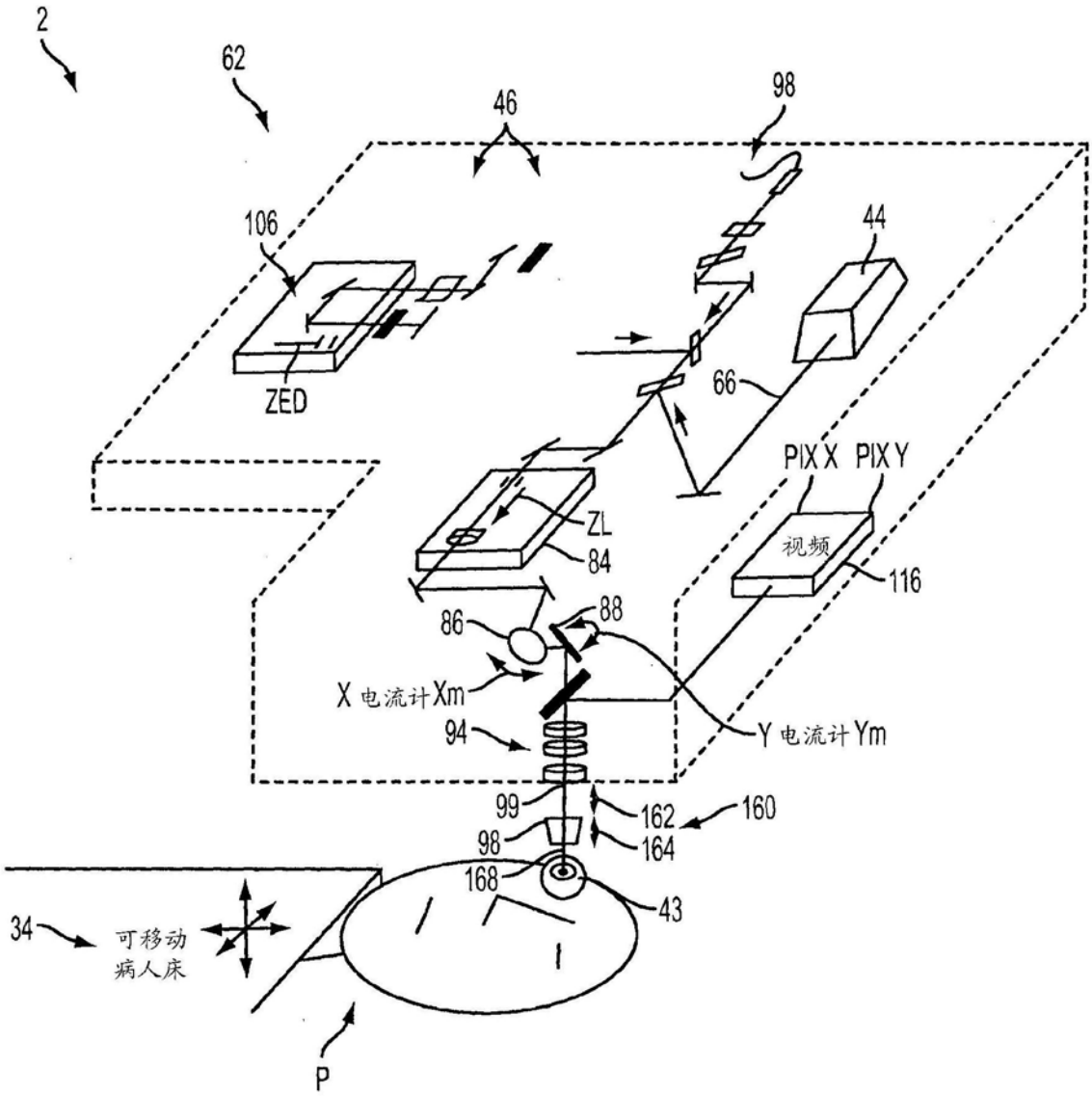

2
62
46
98
106
44
ZED
66
PIX X
PIX Y
ZL
84
视频
116
86
88
X 电流计Xm
Y 电流计Ym
94
99
162
160
98
164
168
43
34
可移动
病人床
P

图4A

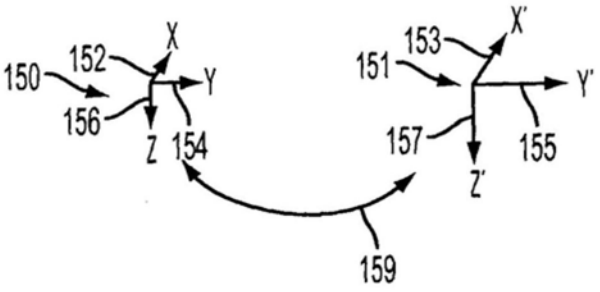

150
152
X
Y
156
Z
154
153
X'
151
Y'
157
Z'
155
159

图4B

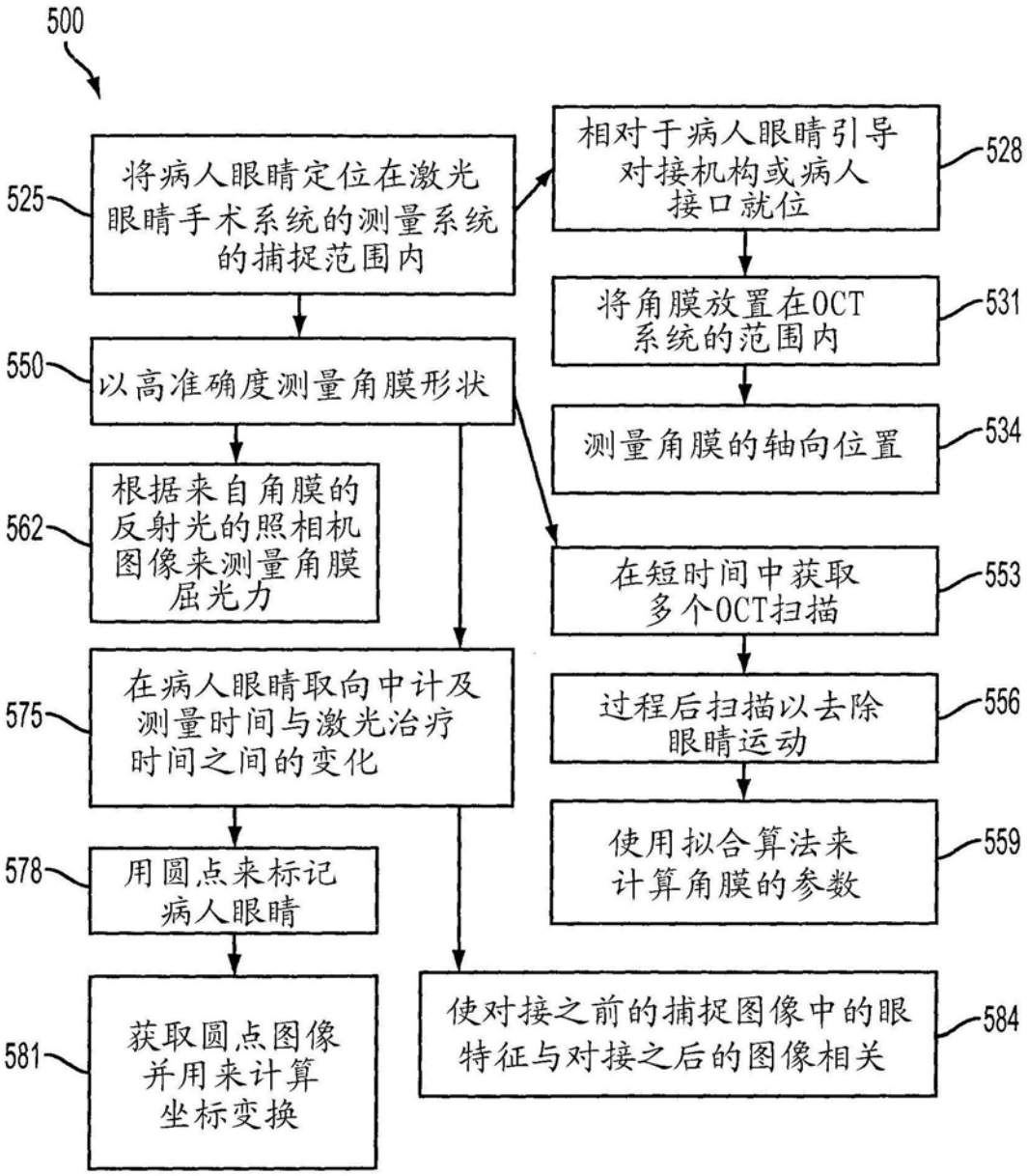

500
525
将病人眼睛定位在激光眼睛手术系统的测量系统的捕捉范围内
528
相对于病人眼睛引导对接机构或病人接口就位
531
将角膜放置在OCT系统的范围内
534
测量角膜的轴向位置
550
以高准确度测量角膜形状
562
根据来自角膜的反射光的照相机图像来测量角膜屈光力
553
在短时间中获取多个OCT扫描
556
过程后扫描以去除眼睛运动
559
使用拟合算法来计算角膜的参数
575
在病人眼睛取向中计及测量时间与激光治疗时间之间的变化
578
用圆点来标记病人眼睛
581
获取圆点图像并用来计算坐标变换
584
使对接之前的捕捉图像中的眼特征与对接之后的图像相关

图5A

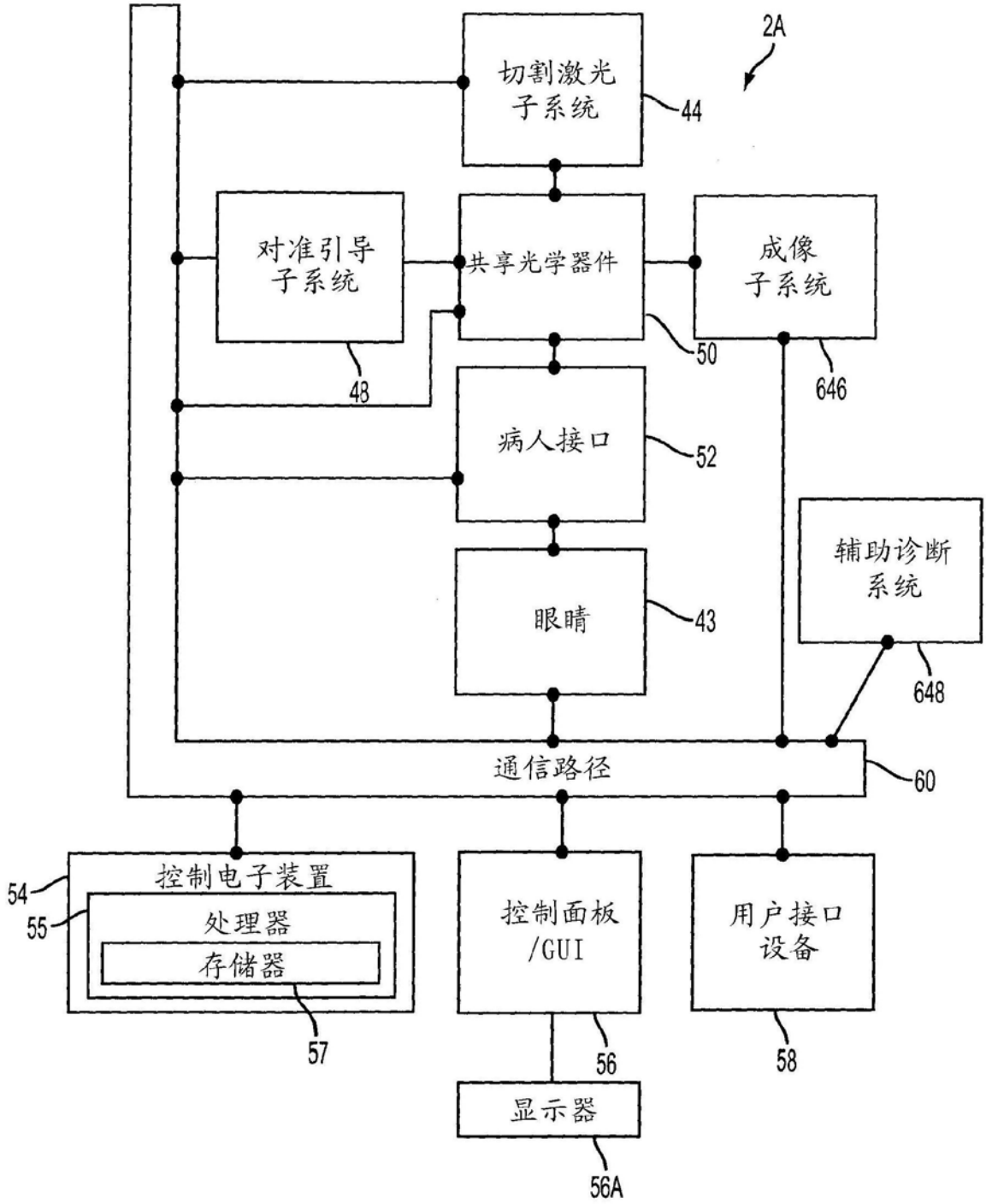

2A
切割激光子系统
44
对准引导子系统
48
共享光学器件
50
成像子系统
646
病人接口
52
眼睛
43
辅助诊断系统
648
通信路径
60
控制电子装置
54
处理器
55
存储器
57
控制面板/GUI
56
显示器
56A
用户接口设备
58

图5B

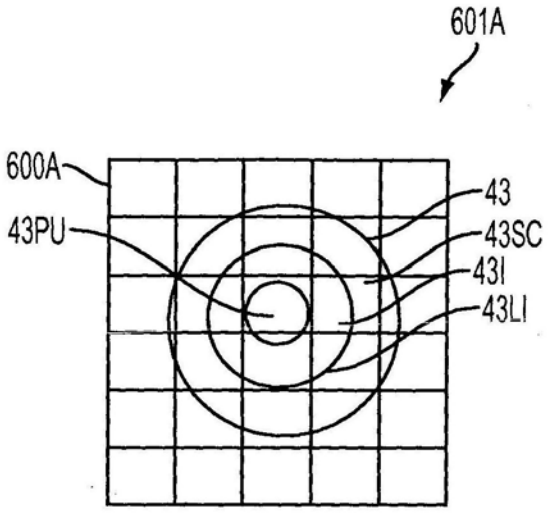

601A
600A
43PU
43
43SC
43I
43LI

图6A

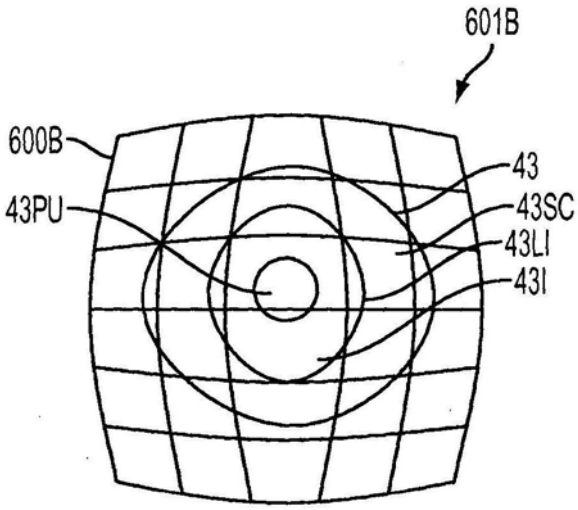

601B
600B
43PU
43
43SC
43LI
43I

图6B

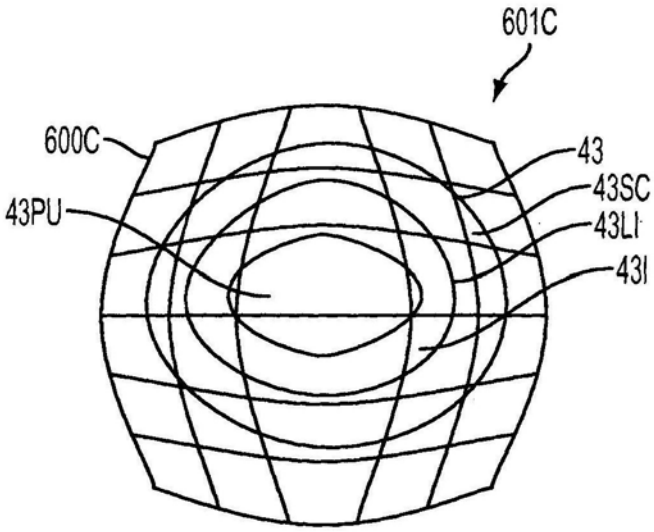

601C
600C
43
43SC
43PU
43LI
43I

图6C

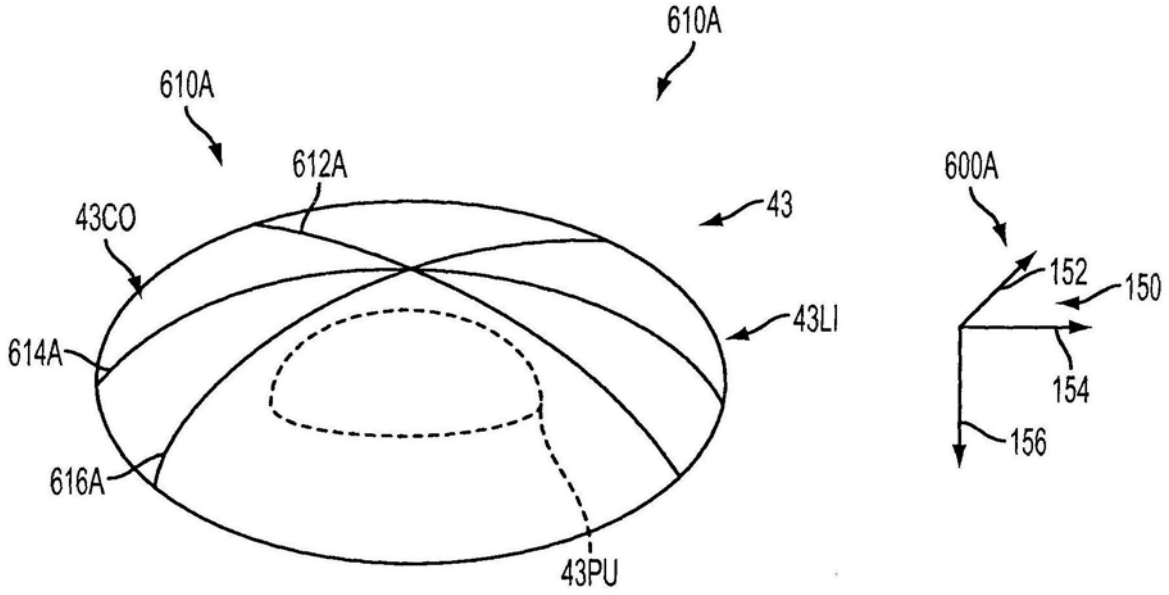

610A
610A
612A
43CO
43
43LI
614A
616A
43PU
600A
152
150
154
156

图6A1

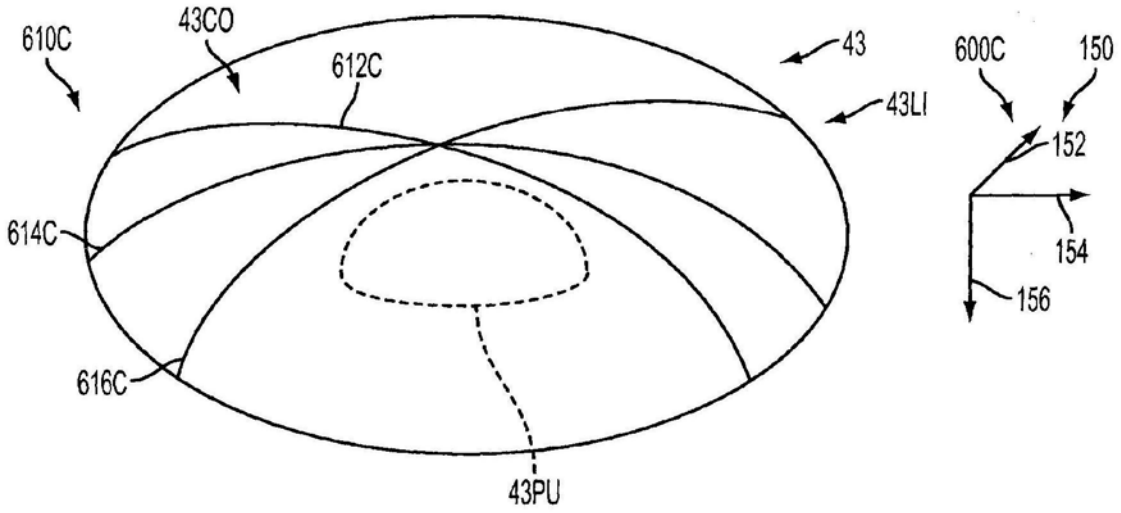

610C
43CO
612C
43
43LI
600C
150
152
154
156
614C
616C
43PU

图6C1

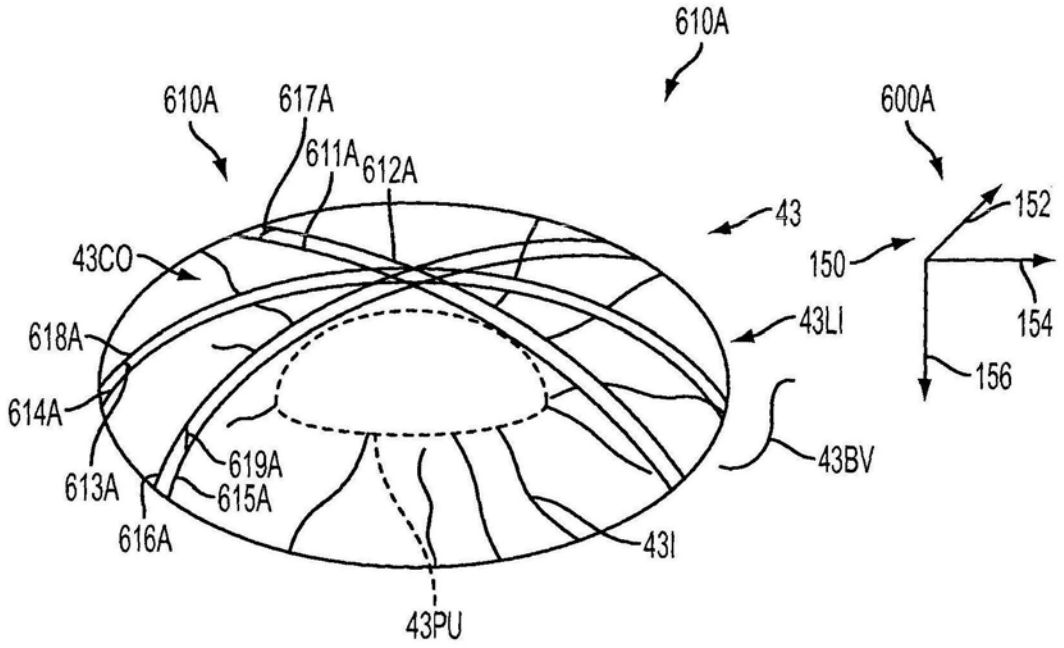

610A
610A
617A
611A
612A
600A
43
152
150
154
156
43CO
43LI
618A
614A
619A
615A
613A
616A
43BV
43I
43PU

图6A2

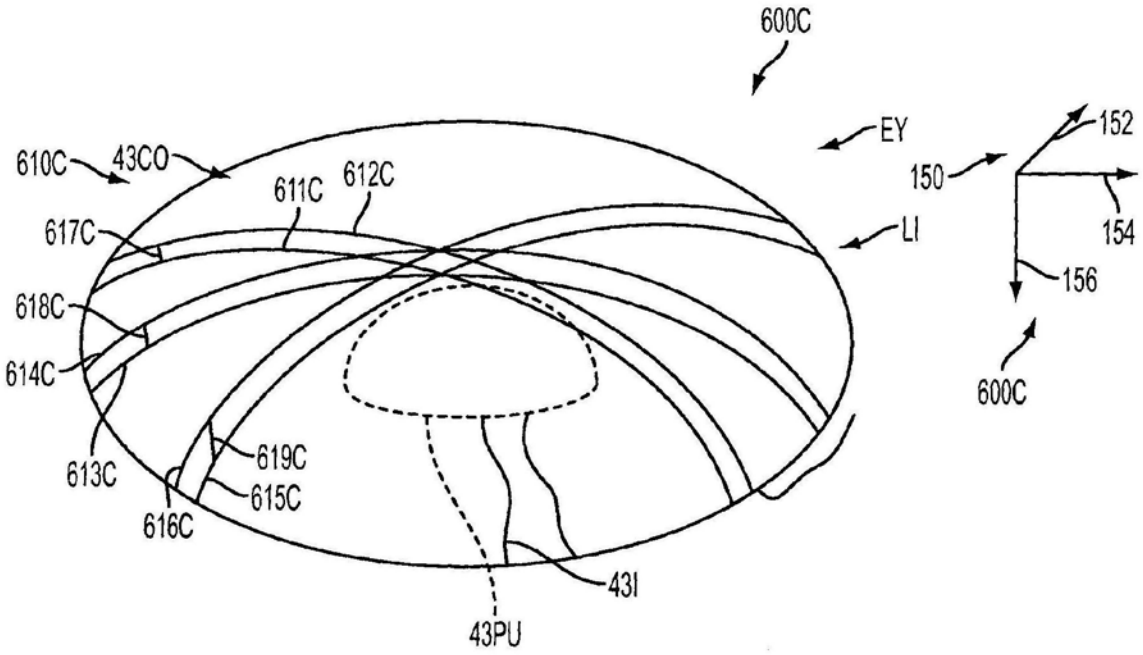

600C
EY
152
150
154
LI
156
600C
610C
43CO
611C
612C
617C
618C
614C
613C
619C
615C
616C
43I
43PU

图6C2

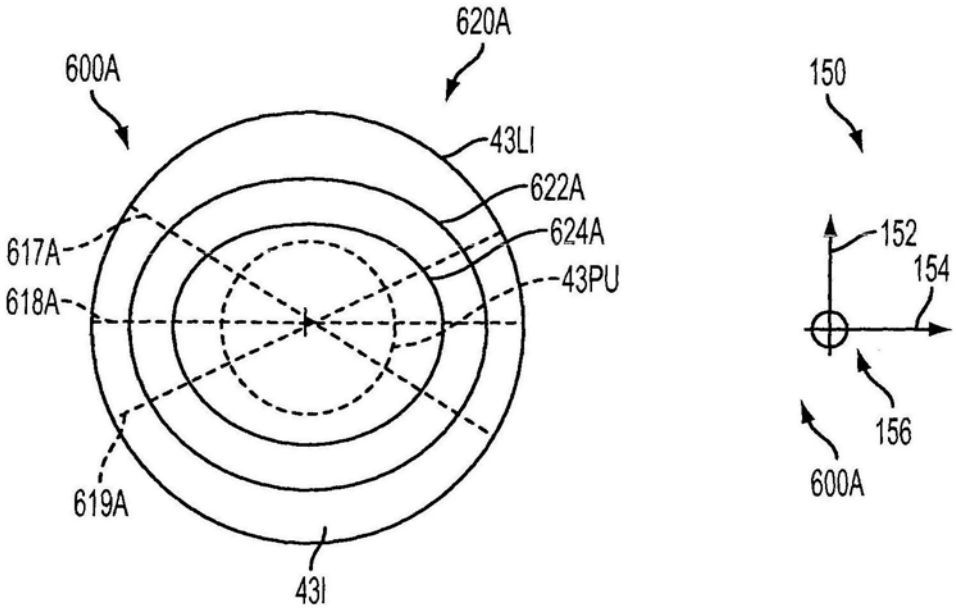

620A
600A
150
43LI
622A
624A
617A
618A
43PU
152
154
156
600A
619A
43I

图6A3

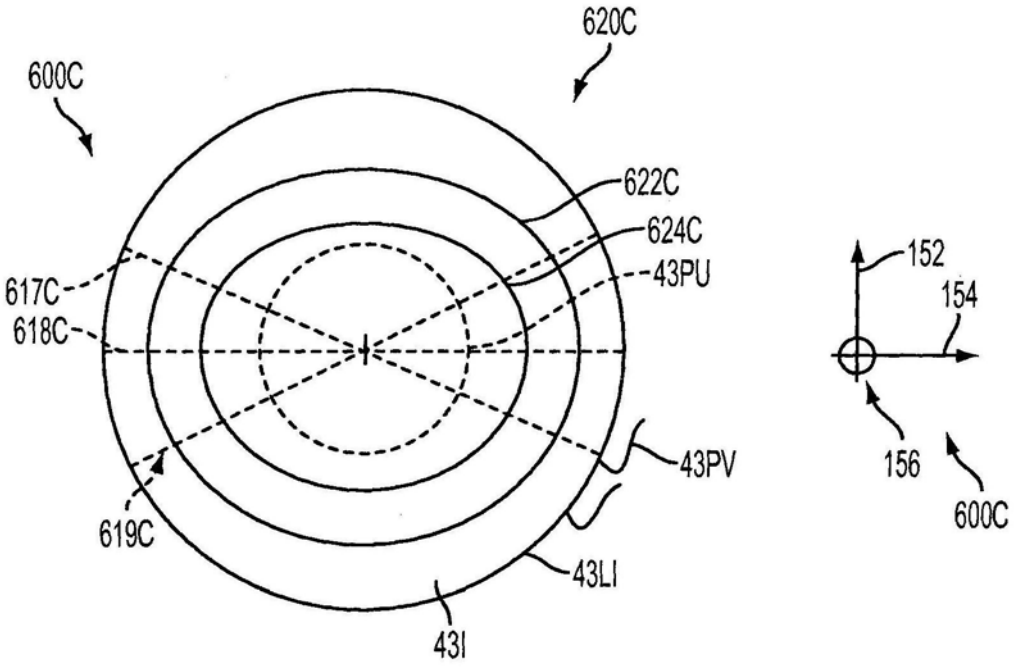

620C
600C
622C
624C
43PU
617C
618C
43PV
619C
43LI
43I
152
154
156
600C

图6C3

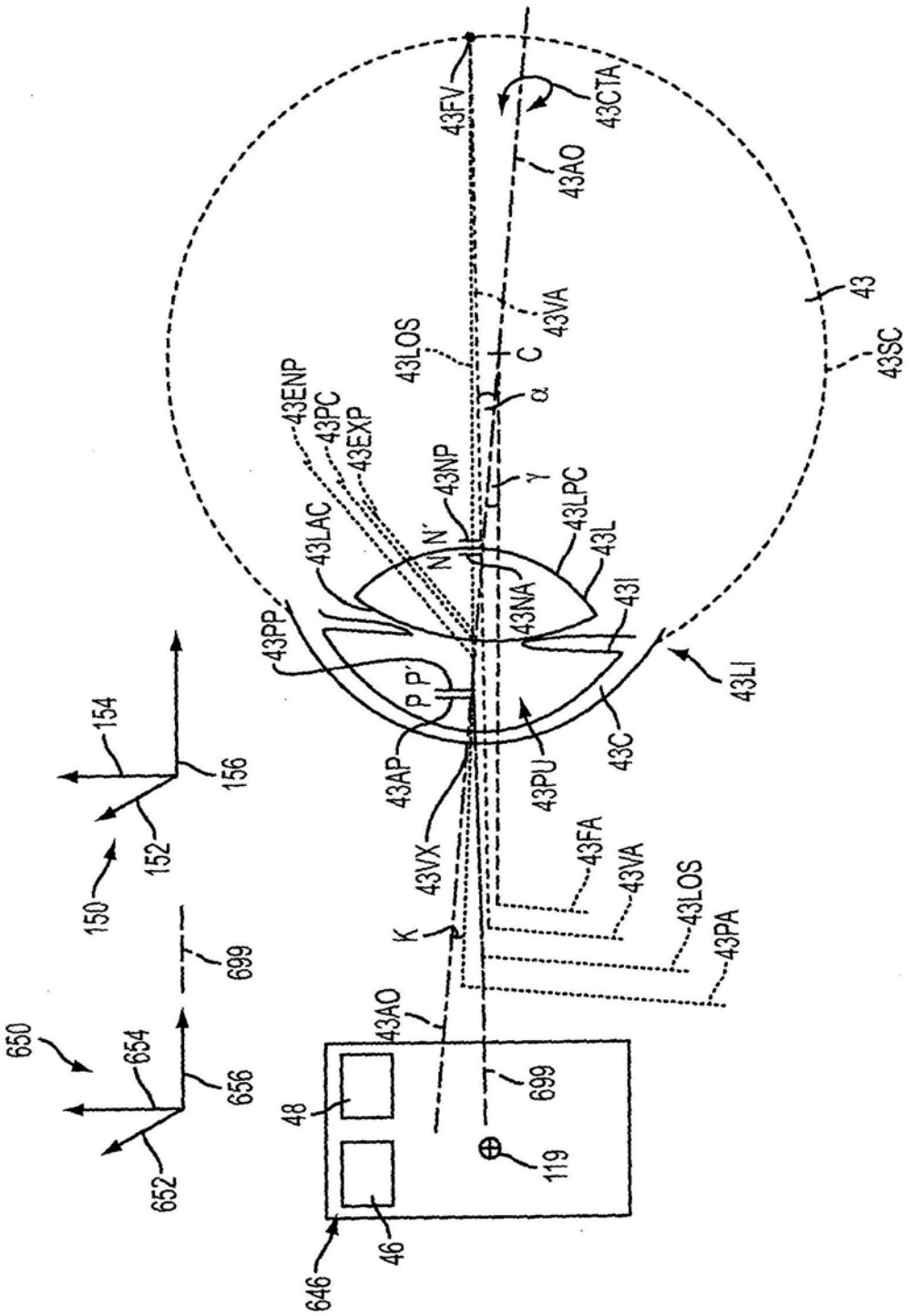

43FV
43CTA
43AO
43VA
43
43SC
43LOS
C
α
43ENP
43PC
43EXP
γ
43NP
43LPC
43LAC
N N'
43L
43NA
43I
43PP
P P'
43LI
43AP
43PU
43C
43VX
43FA
43VA
43LOS
43PA
K
154
156
152
150
699
650
654
656
652
48
43AO
699
119
46
646

图7A

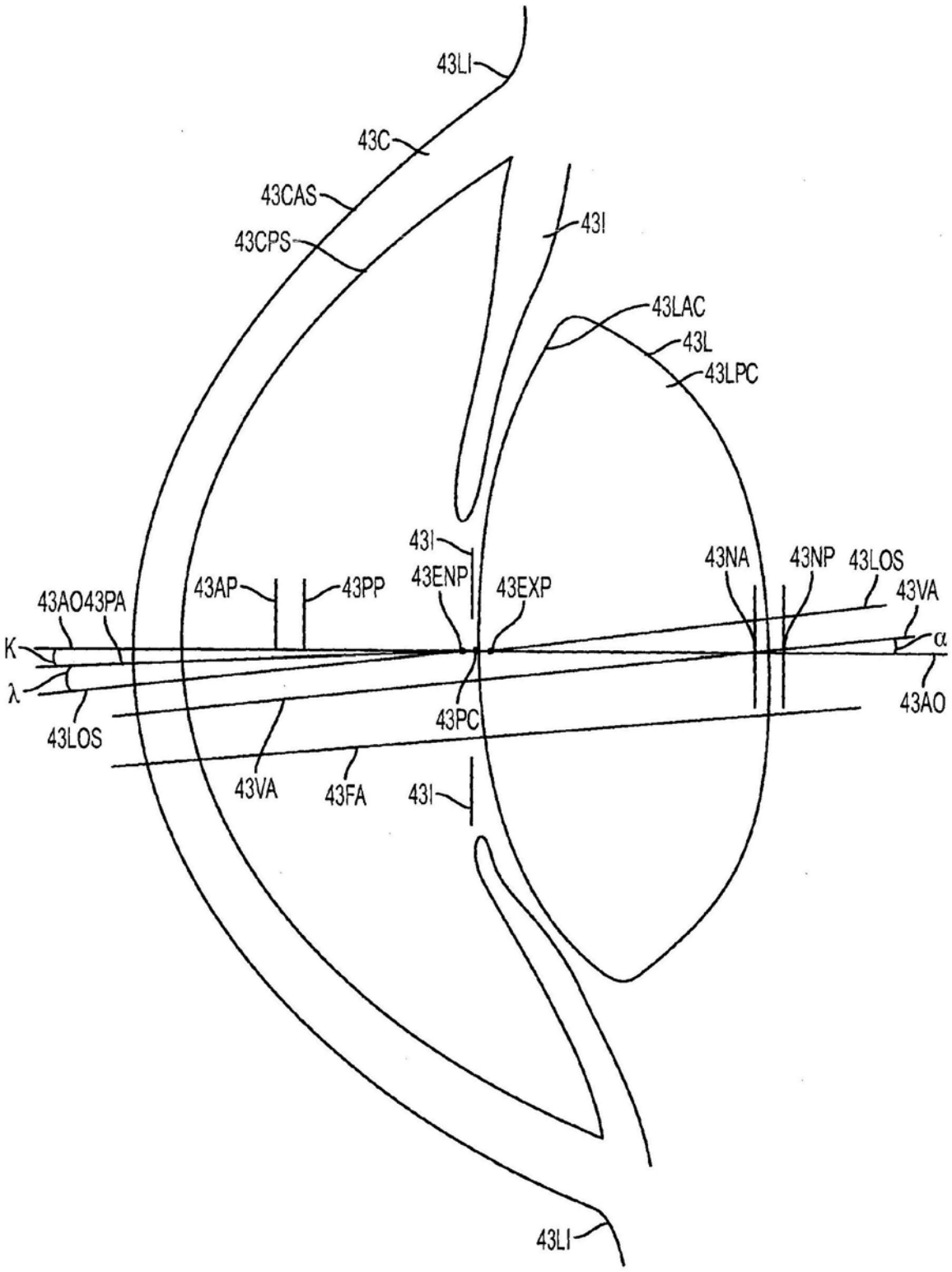

43LI
43C
43CAS
43CPS
43I
43LAC
43L
43LPC
43I
43ENP
43EXP
43NA
43NP
43LOS
43VA
43AO43PA
43AP
43PP
K
λ
α
43AO
43LOS
43PC
43VA
43FA
43I
43LI

图7B

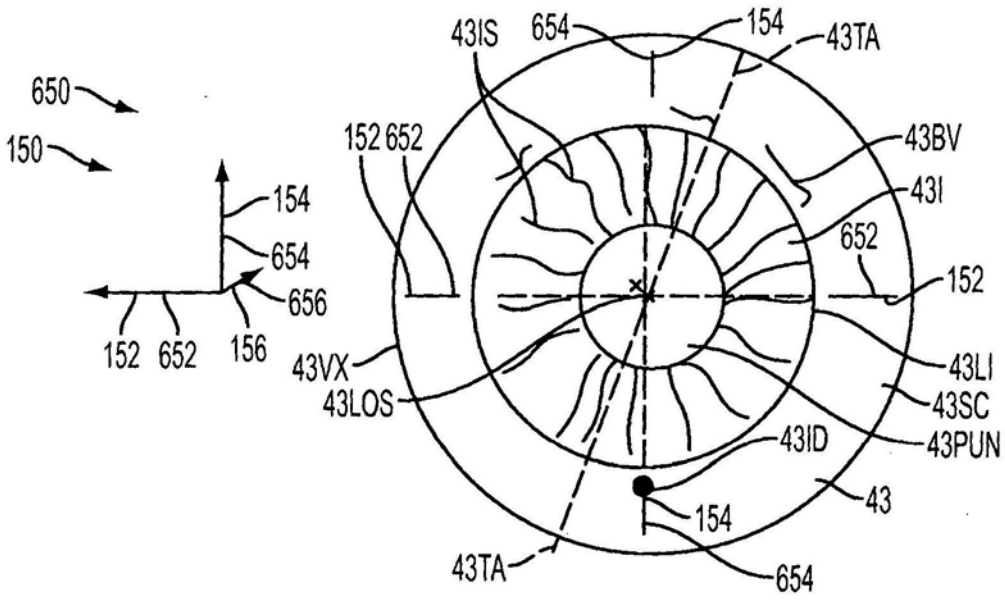

650
150
154
654
656
152
652
156
43IS
654
154
43TA
152 652
43BV
43I
652
152
43LI
43SC
43PUN
43ID
43
154
654
43TA
43VX
43LOS

图7C

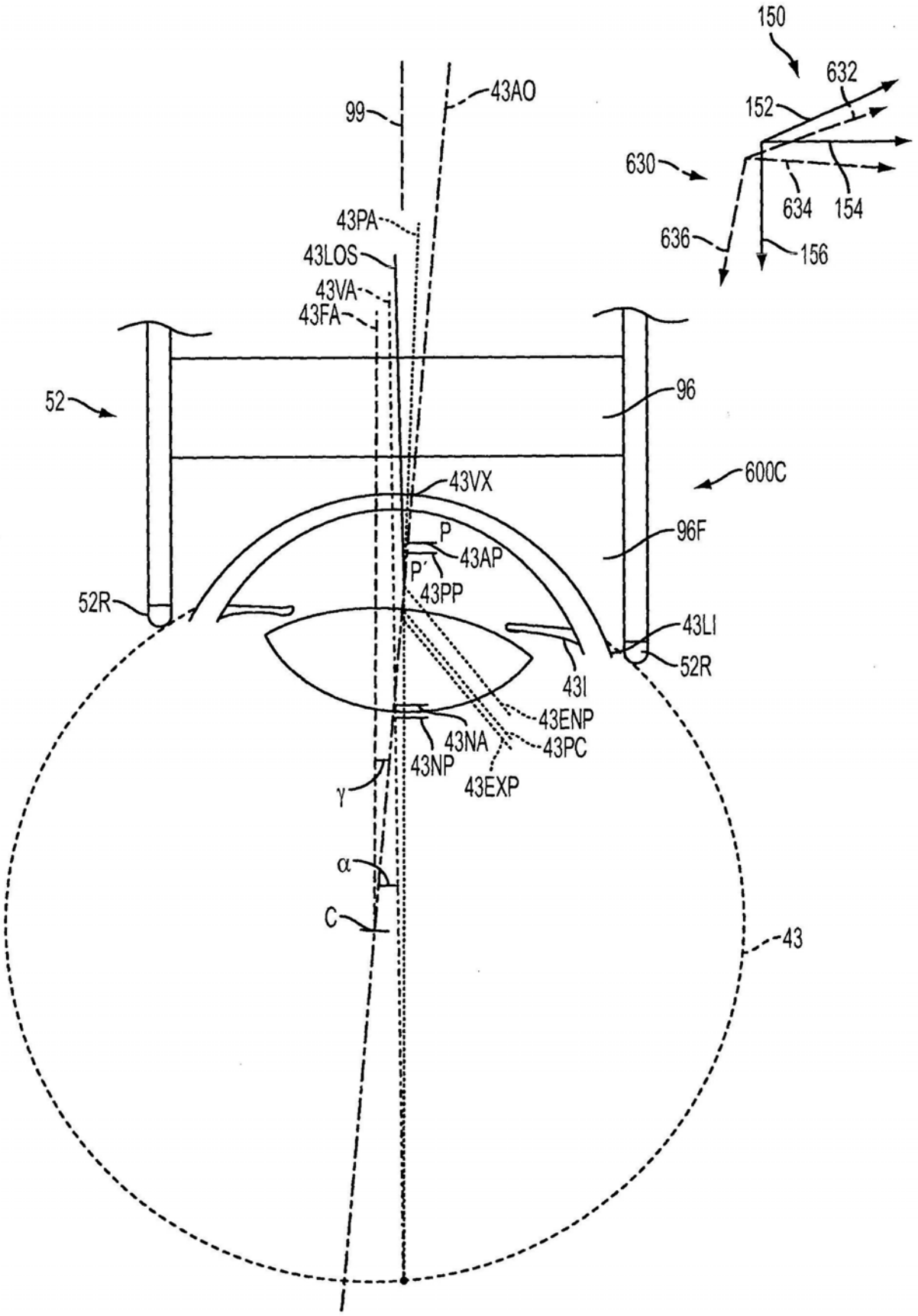

150
632
152
630
634
154
636
156
99
43AO
43PA
43LOS
43VA
43FA
52
96
600C
43VX
P
43AP
P'
43PP
96F
52R
43LI
52R
43I
43ENP
43NA
43PC
43NP
43EXP
γ
α
C
43

图7D

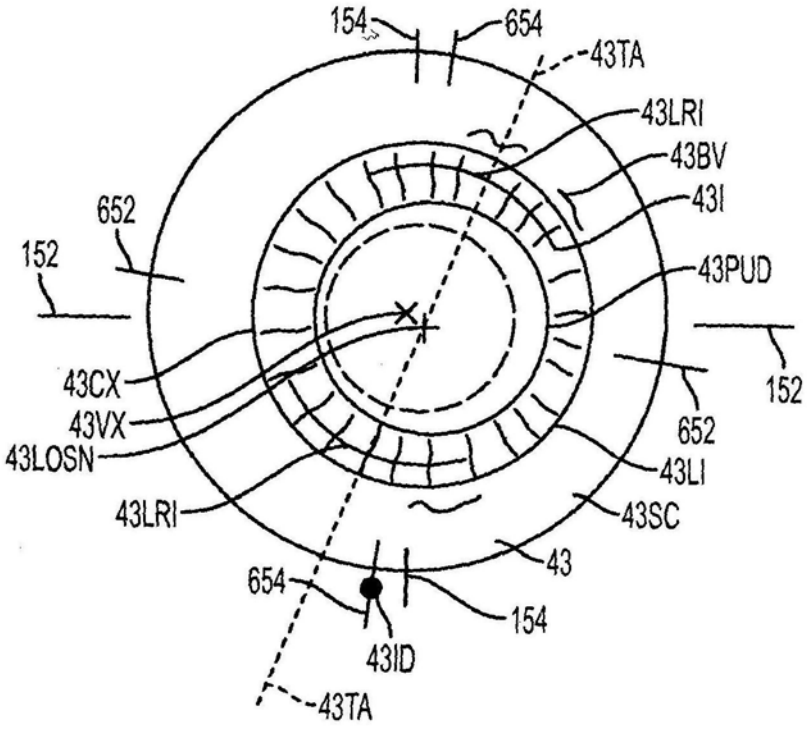

154
654
43TA
43LRI
43BV
43I
652
152
43PUD
152
43CX
43VX
43LOSN
652
43LI
43LRI
43SC
43
654
154
43ID
43TA

图7E

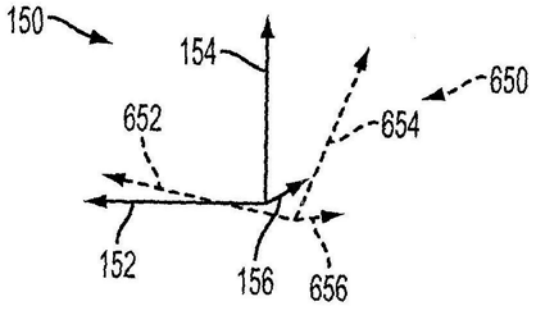

150
154
650
652
654
152
156
656

图7F

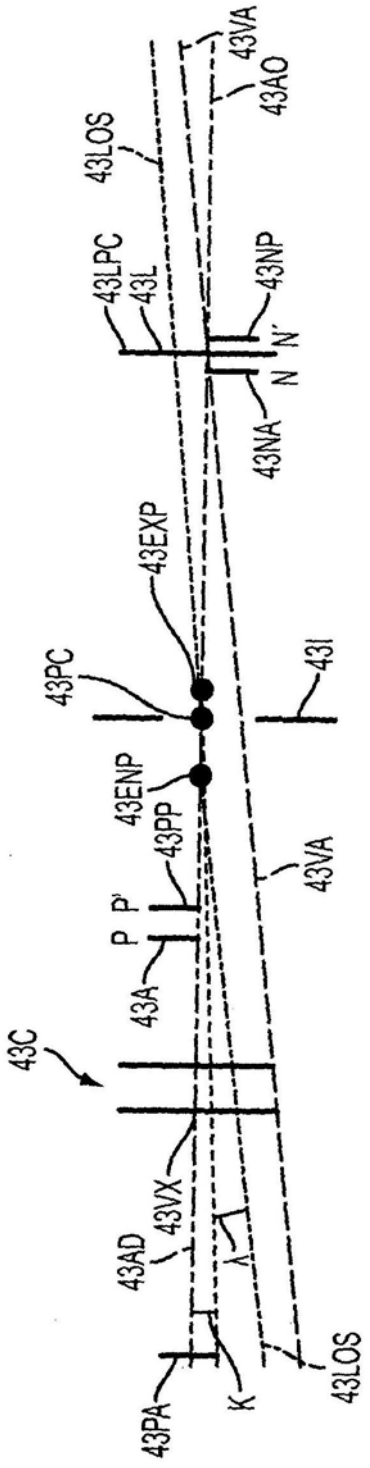

43VA
43AO
43LOS
43LPC
43L
43NP
N'
N
43NA
43EXP
43PC
43I
43ENP
43PP
43VA
P'
P
43A
43C
43VX
43AD
λ
43PA
K
43LOS

图7G

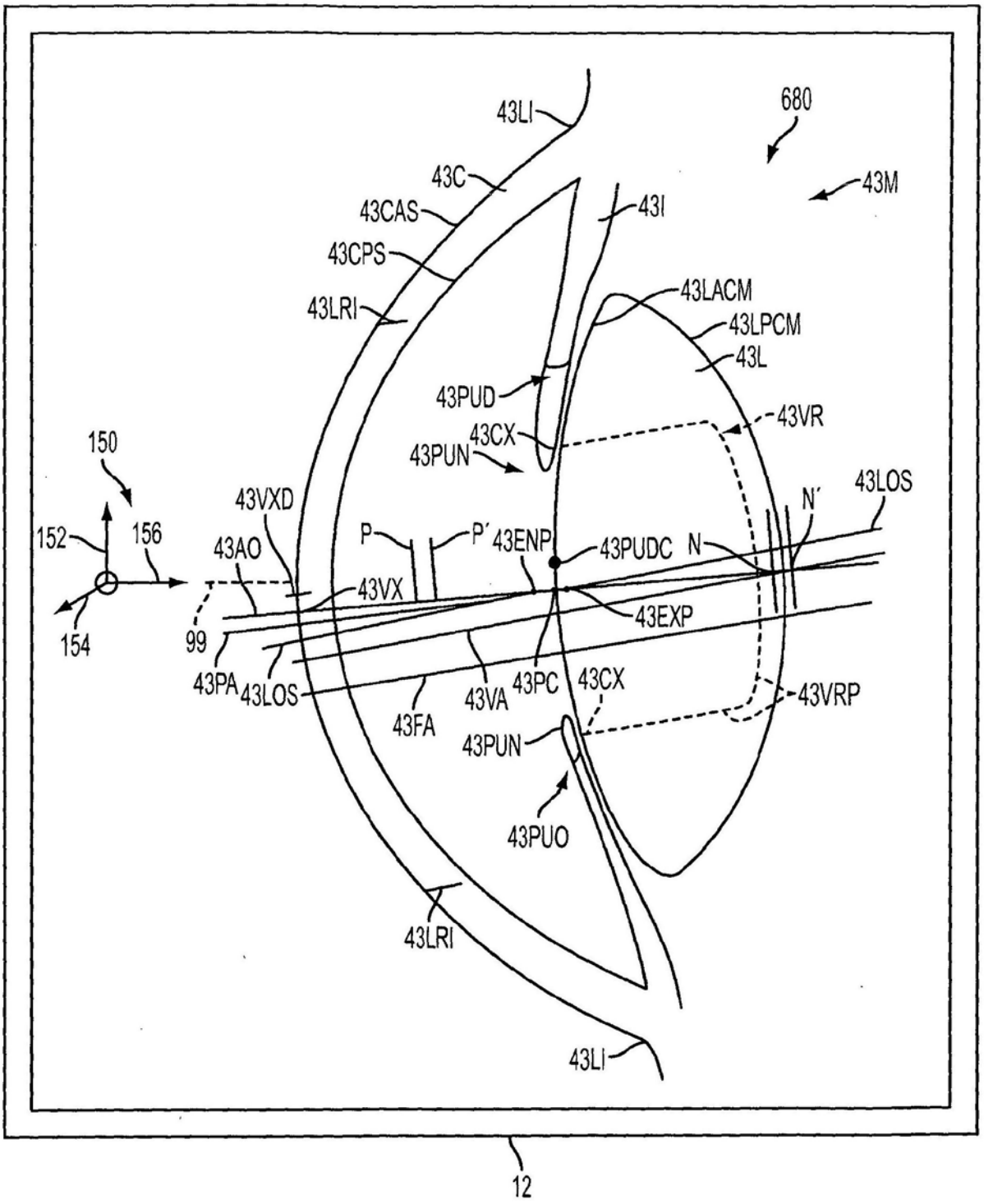

43LI
680
43C
43M
43CAS
43I
43CPS
43LACM
43LRI
43LPCM
43L
43PUD
43VR
43CX
150
43PUN
43LOS
43VXD
N'
152
156
43AO
P
P'
43ENP
43PUDC
N
43VX
43EXP
154
99
43PA
43LOS
43VA
43PC
43CX
43VRP
43FA
43PUN
43PUO
43LRI
43LI
12

图8A

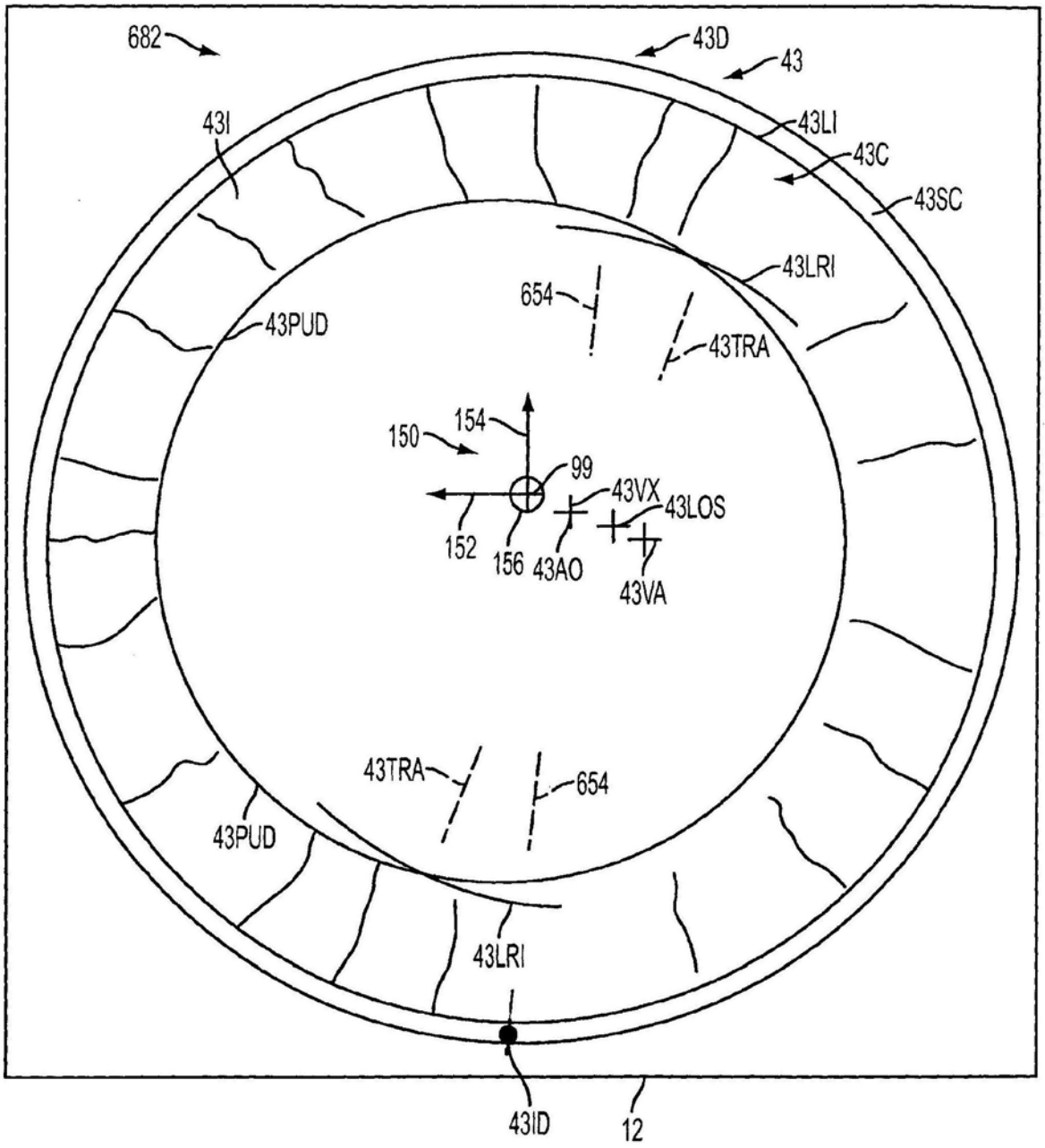

682
43D
43
43I
43LI
43C
43SC
43LRI
654
43PUD
43TRA
150
154
99
43VX
43LOS
152
156
43AO
43VA
43TRA
654
43PUD
43LRI
43ID
12

图8B

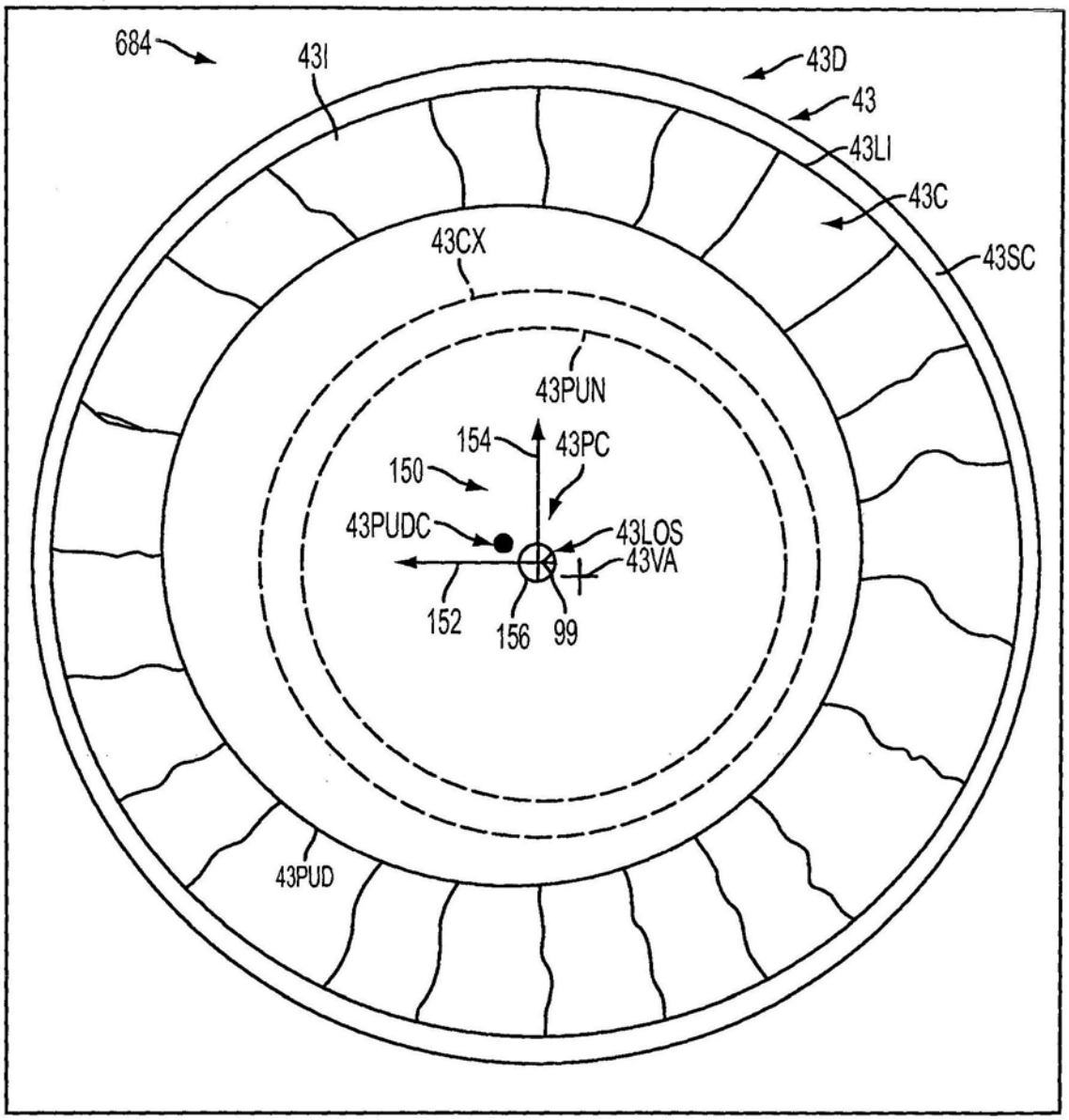

684
43I
43D
43
43LI
43C
43SC
43CX
43PUN
154
43PC
150
43PUDC
43LOS
43VA
152
156
99
43PUD

图8C

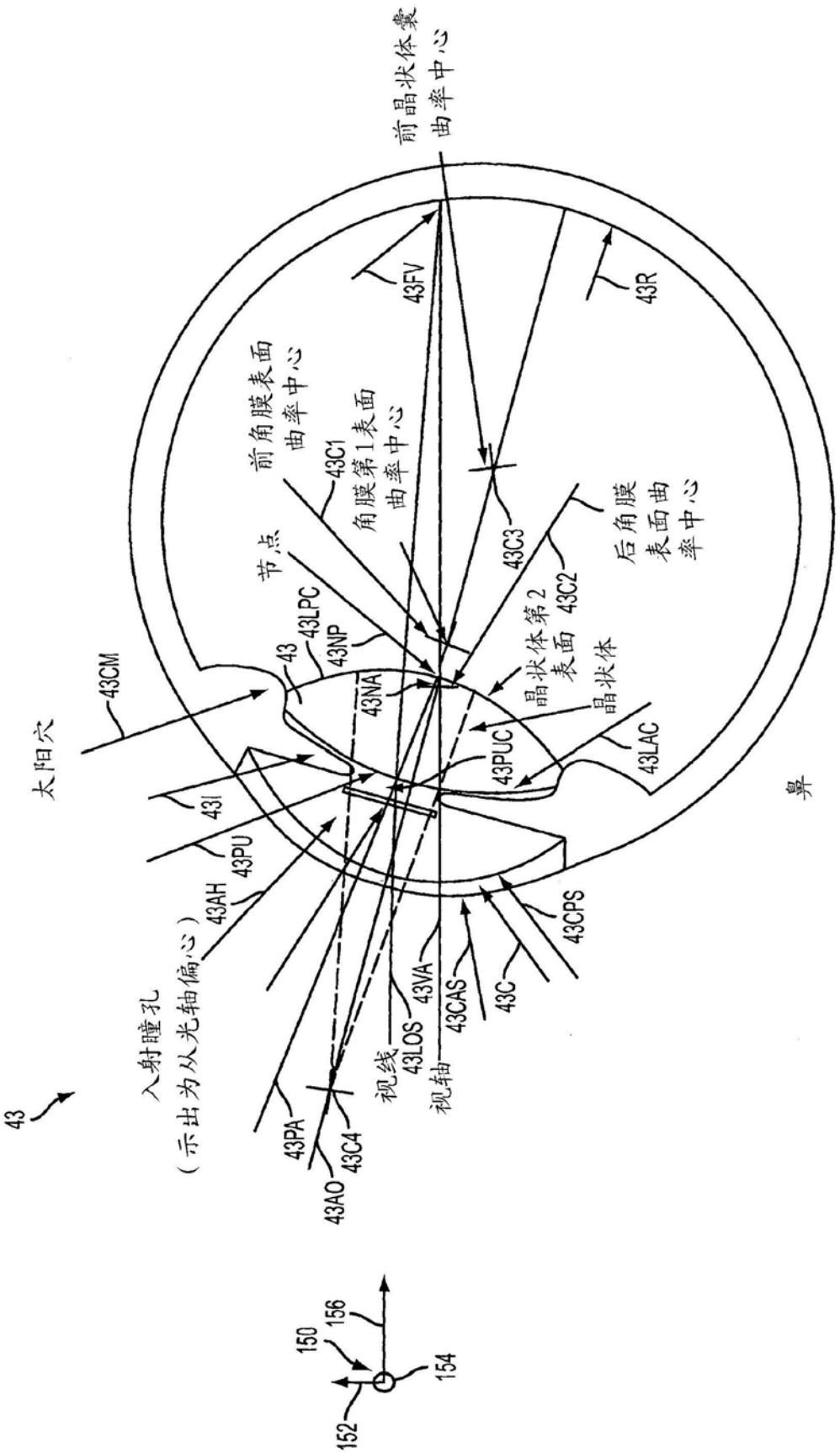

43
入射瞳孔
（示出为从光轴偏心）
太阳穴
鼻
43CM
43I
43PU
43AH
43PA
43AO
43C4
43LOS
视线
视轴
43VA
43CAS
43C
43CPS
43LAC
43PUC
晶状体
晶状体第2表面
43C2
43C3
后角膜表面曲率中心
43R
43FV
前晶状体囊曲率中心
43C1
角膜第1表面曲率中心
前角膜表面曲率中心
节点
43LPC
43NP
43NA
43
150
156
154
152

图9

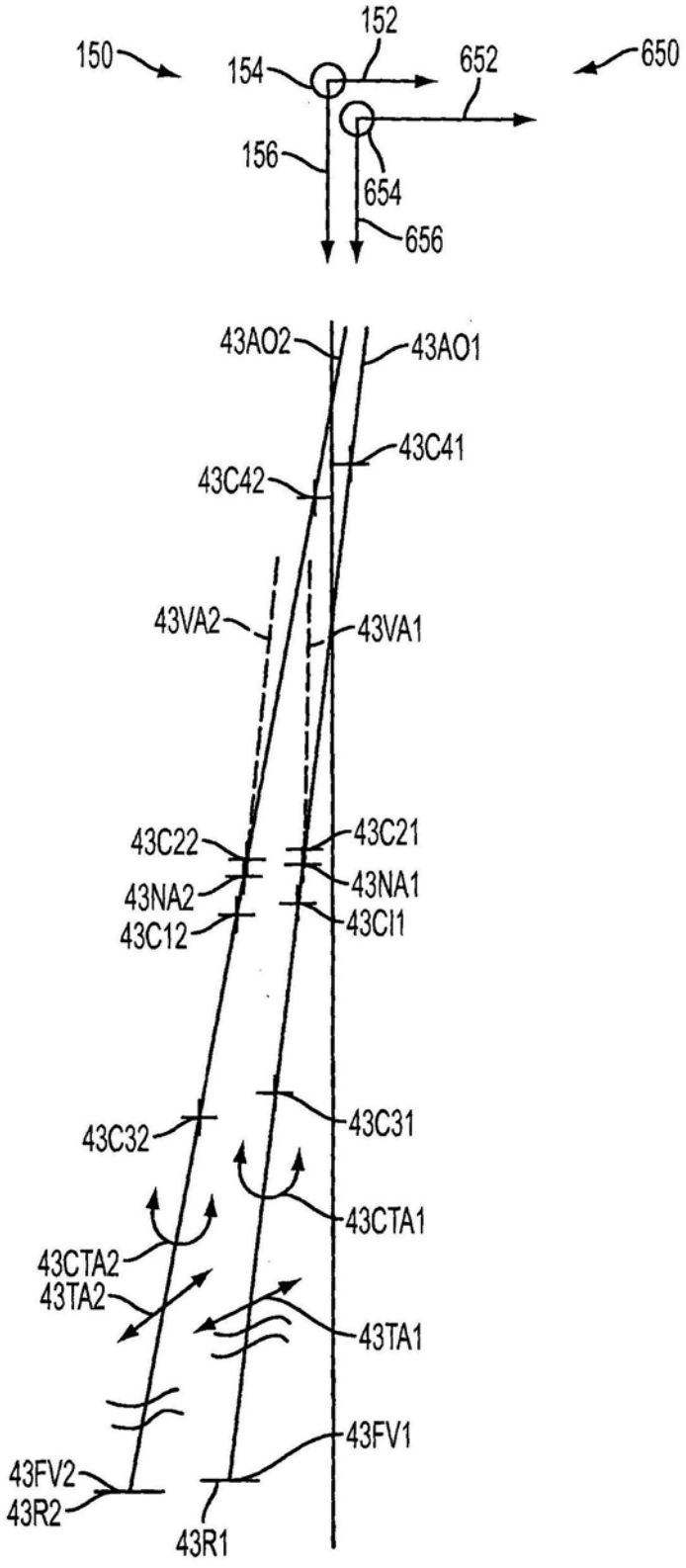

150
152
154
652
650
156
654
656
43AO2
43AO1
43C41
43C42
43VA2
43VA1
43C22
43C21
43NA2
43NA1
43C12
43CI1
43C32
43C31
43CTA1
43CTA2
43TA2
43TA1
43FV1
43FV2
43R2
43R1

图10

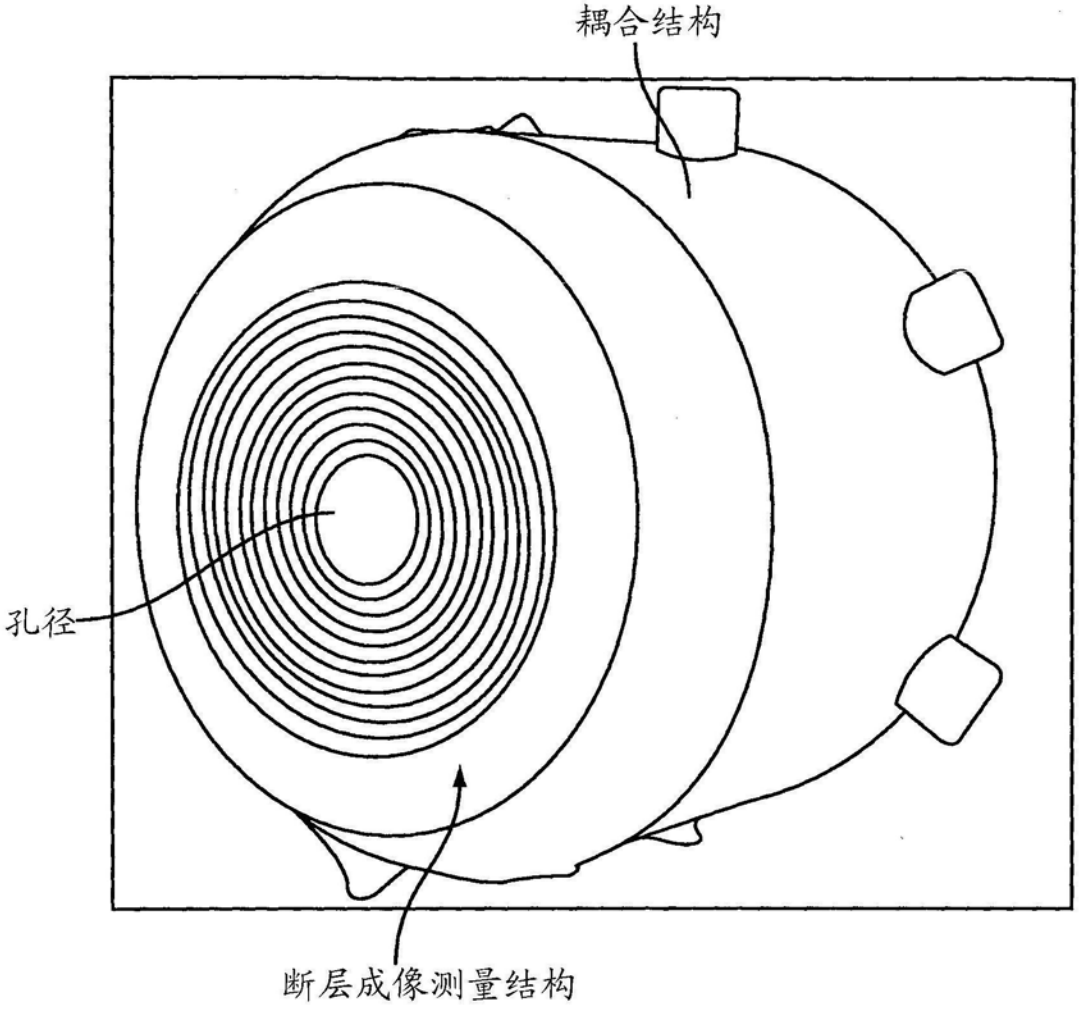


图11A

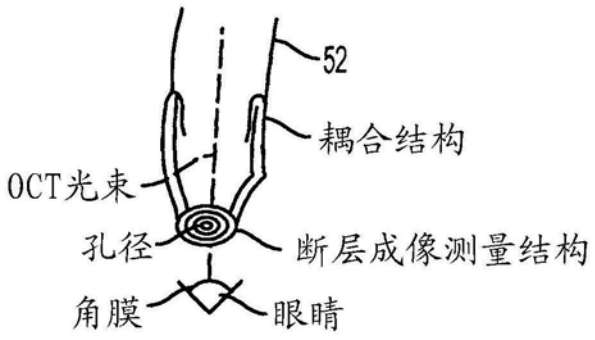


图11B

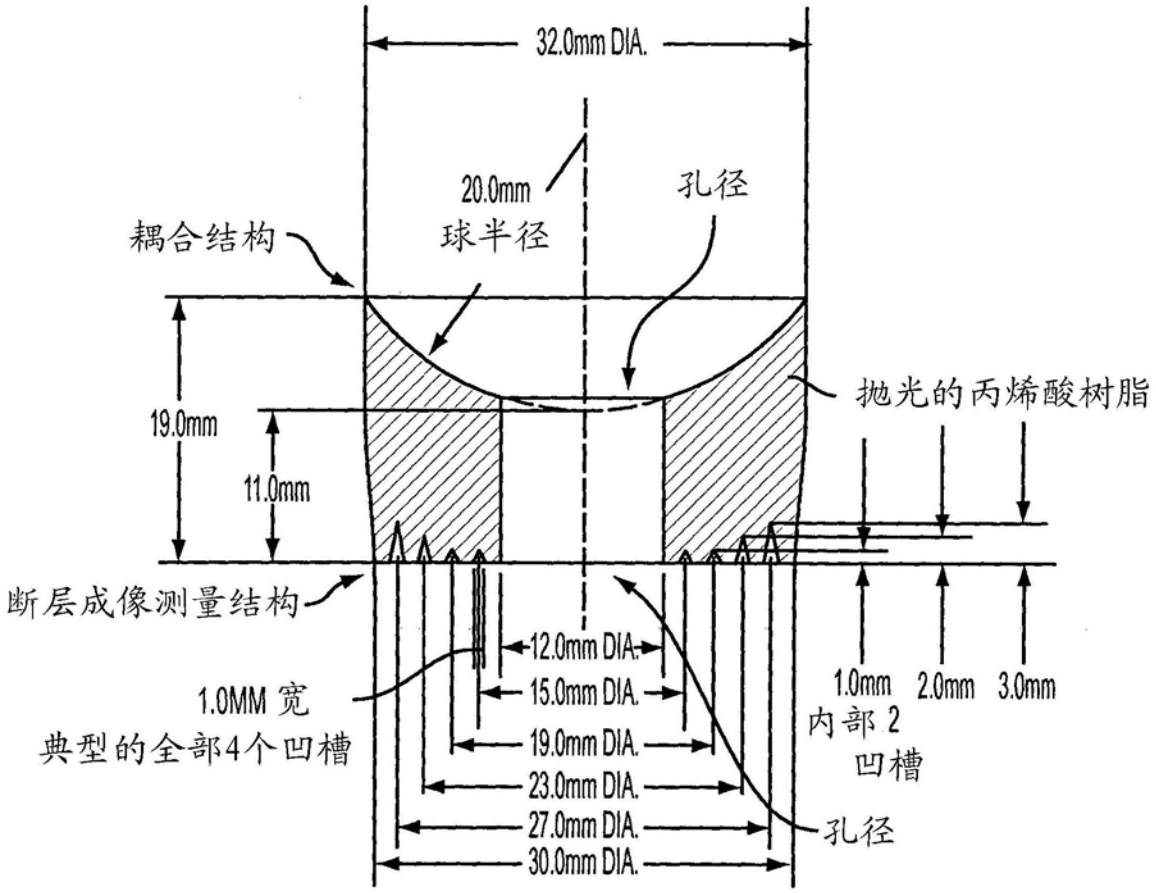

32.0mm DIA.
20.0mm
球半径
孔径
耦合结构
19.0mm
11.0mm
抛光的丙烯酸树脂
断层成像测量结构
12.0mm DIA.
15.0mm DIA.
19.0mm DIA.
23.0mm DIA.
27.0mm DIA.
30.0mm DIA.
1.0MM 宽
典型的全部4个凹槽
1.0mm
2.0mm
3.0mm
内部 2
凹槽
孔径

图11C

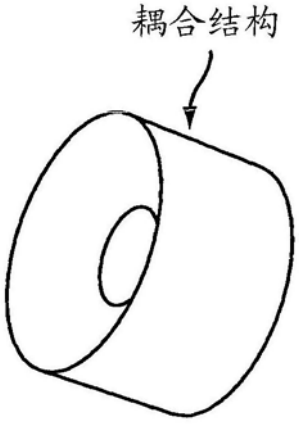

耦合结构

图11D

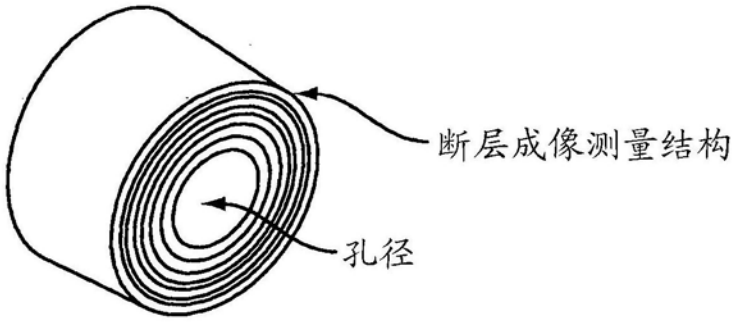


图11E


方法 700
705- 识别眼睛
710-将病人放置在支撑体上以用于测量
715- 为眼睛提供注视光
720- 病人观看注视光
725- 使眼睛与测量装置对准
730- 定义无接触测量参考轴
735- 在病人接口没有接触眼睛的情况下测量眼睛的形貌
740- 在病人接口没有接触眼睛的情况下测量眼睛的断层成像
745- 在病人接口没有接触眼睛的情况下捕捉眼睛的虹膜图像
750- 确定眼睛的角膜弯度计轴
755- 确定眼睛的厚度轮廓
760- 确定眼睛的治疗轴
765- 识别眼睛的自然瞳孔和瞳孔中心
770- 识别在病人接口没有接触眼睛的情况下测量的眼睛的一个或多个组织结构，包括角膜缘、巩膜、血管、虹膜、瞳孔、瞳孔中心、自然瞳孔、自然瞳孔中心、角膜、角膜前表面、角膜前表面的散光轴、角膜后表面、角膜的厚度轮廓、角膜顶点、晶状体、晶状体前表面、晶状体前表面的散光轴、晶状体后表面、晶状体后表面的散光轴、视网膜、眼睛的前光学节点、眼睛的后光学节点、眼睛的光轴、眼睛的视线、眼睛的瞳孔轴、眼睛的视轴、眼睛的节点轴、前角膜表面的曲率中心、后角膜表面的曲率中心、晶状体前表面的曲率中心或晶状体后表面
775- 确定眼睛的一个或多个组织结构相对于无接触测量参考轴的眼睛坐标
780- 将病人放置在手术支撑体上以用于测量
785- 为眼睛提供手术注视光

图12

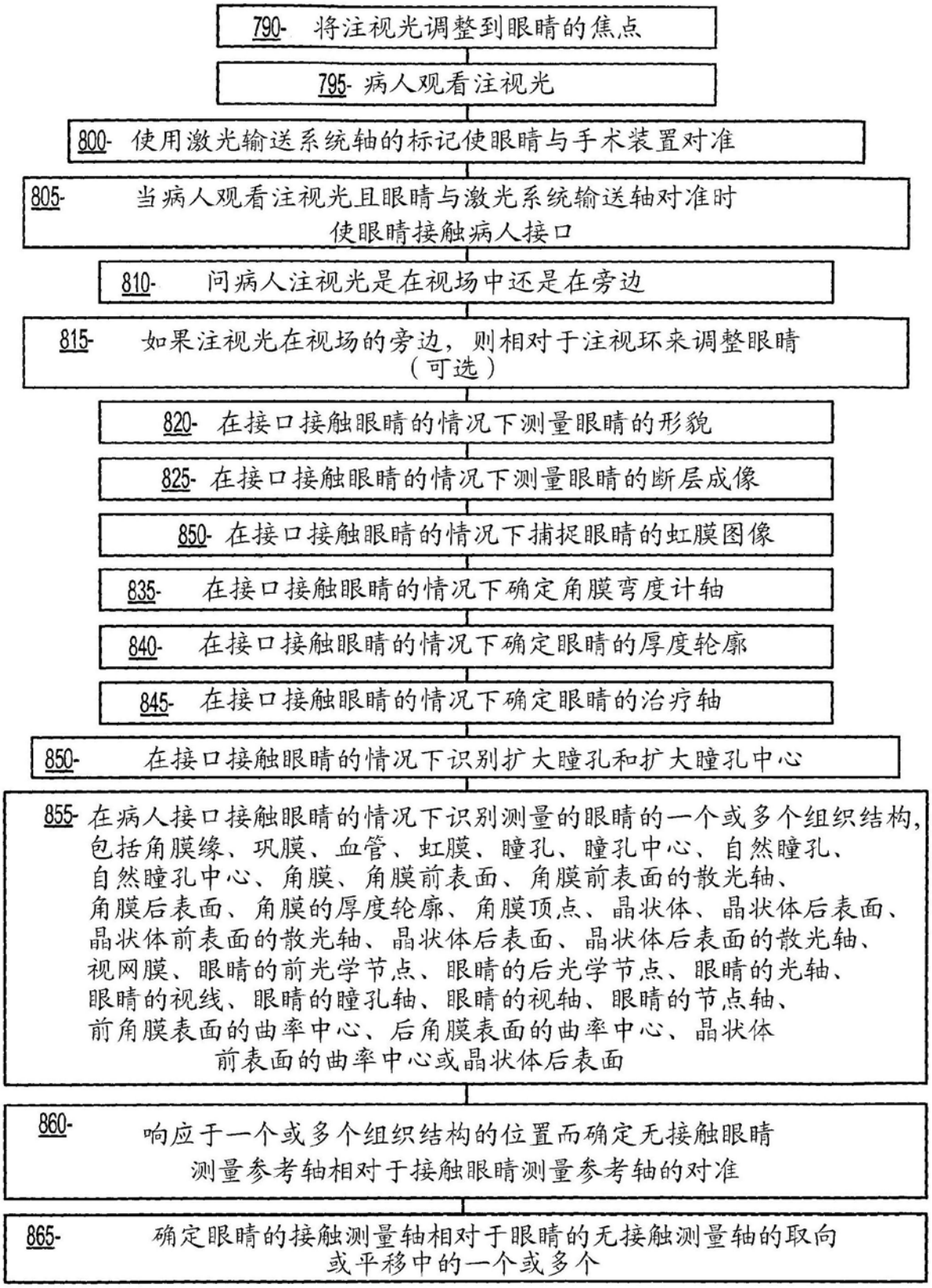

790- 将注视光调整到眼睛的焦点
795- 病人观看注视光
800- 使用激光输送系统轴的标记使眼睛与手术装置对准
805- 当病人观看注视光且眼睛与激光系统输送轴对准时使眼睛接触病人接口
810- 问病人注视光是在视场中还是在旁边
815- 如果注视光在视场的旁边，则相对于注视环来调整眼睛（可选）
820- 在接口接触眼睛的情况下测量眼睛的形貌
825- 在接口接触眼睛的情况下测量眼睛的断层成像
850- 在接口接触眼睛的情况下捕捉眼睛的虹膜图像
835- 在接口接触眼睛的情况下确定角膜弯度计轴
840- 在接口接触眼睛的情况下确定眼睛的厚度轮廓
845- 在接口接触眼睛的情况下确定眼睛的治疗轴
850- 在接口接触眼睛的情况下识别扩大瞳孔和扩大瞳孔中心
855- 在病人接口接触眼睛的情况下识别测量的眼睛的一个或多个组织结构，包括角膜缘、巩膜、血管、虹膜、瞳孔、瞳孔中心、自然瞳孔、自然瞳孔中心、角膜、角膜前表面、角膜前表面的散光轴、角膜后表面、角膜的厚度轮廓、角膜顶点、晶状体、晶状体后表面、晶状体前表面的散光轴、晶状体后表面、晶状体后表面的散光轴、视网膜、眼睛的前光学节点、眼睛的后光学节点、眼睛的光轴、眼睛的视线、眼睛的瞳孔轴、眼睛的视轴、眼睛的节点轴、前角膜表面的曲率中心、后角膜表面的曲率中心、晶状体前表面的曲率中心或晶状体后表面
860- 响应于一个或多个组织结构的位置而确定无接触眼睛测量参考轴相对于接触眼睛测量参考轴的对准
865- 确定眼睛的接触测量轴相对于眼睛的无接触测量轴的取向或平移中的一个或多个

图12续

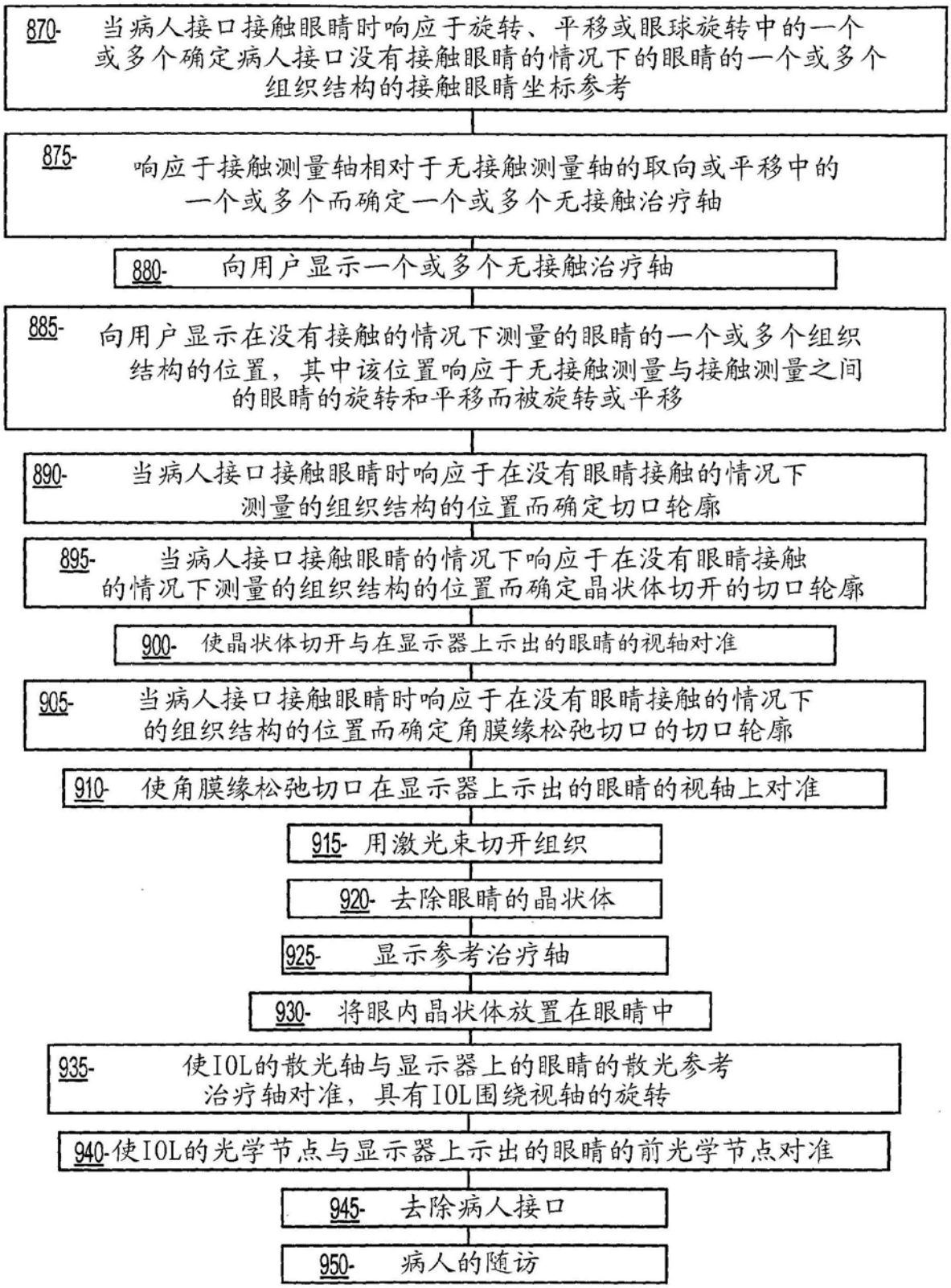

870- 当病人接口接触眼睛时响应于旋转、平移或眼球旋转中的一个或多个确定病人接口没有接触眼睛的情况下的眼睛的一个或多个组织结构的接触眼睛坐标参考
875- 响应于接触测量轴相对于无接触测量轴的取向或平移中的一个或多个而确定一个或多个无接触治疗轴
880- 向用户显示一个或多个无接触治疗轴
885- 向用户显示在没有接触的情况下测量的眼睛的一个或多个组织结构的位置，其中该位置响应于无接触测量与接触测量之间的眼睛的旋转和平移而被旋转或平移
890- 当病人接口接触眼睛时响应于在没有眼睛接触的情况下测量的组织结构的位置而确定切口轮廓
895- 当病人接口接触眼睛的情况下响应于在没有眼睛接触的情况下测量的组织结构的位置而确定晶状体切开的切口轮廓
900- 使晶状体切开与在显示器上示出的眼睛的视轴对准
905- 当病人接口接触眼睛时响应于在没有眼睛接触的情况下的组织结构的位置而确定角膜缘松弛切口的切口轮廓
910- 使角膜缘松弛切口在显示器上示出的眼睛的视轴上对准
915- 用激光束切开组织
920- 去除眼睛的晶状体
925- 显示参考治疗轴
930- 将眼内晶状体放置在眼睛中
935- 使IOL的散光轴与显示器上的眼睛的散光参考治疗轴对准，具有IOL围绕视轴的旋转
940-使IOL的光学节点与显示器上示出的眼睛的前光学节点对准
945- 去除病人接口
950- 病人的随访

图12续

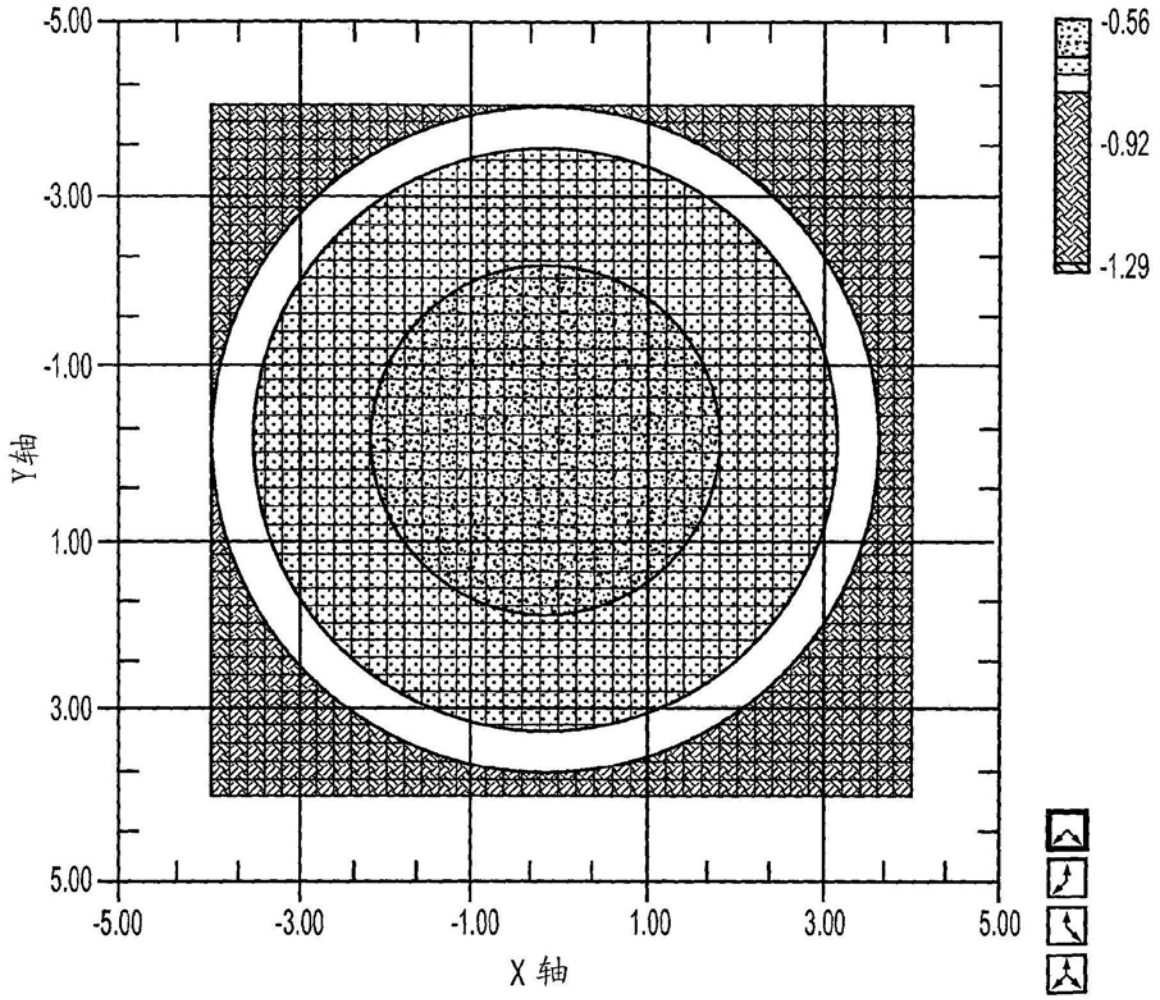


图13