



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108309465 B

(45) 授权公告日 2022. 04. 15

(21) 申请号 201810196169.7

(22) 申请日 2014.04.17

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 108309465 A

(43) 申请公布日 2018.07.24

(30) 优先权数据
61/813,172 2013.04.17 US

(62) 分案原申请数据
201480034516.6 2014.04.17

(73) 专利权人 眼力健发展有限责任公司
地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 D.D.斯科特 D.德维 J.冈萨雷斯

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所
11256

代理人 陈文平 黄海波

(51) Int.Cl.
A61B 90/00 (2016.01)
A61B 90/20 (2016.01)
A61F 2/16 (2006.01)
A61F 9/008 (2006.01)

(56) 对比文件
US 2012265181 A1,2012.10.18
US 2012265181 A1,2012.10.18
US 2012310223 A1,2012.12.06

审查员 文丽丽

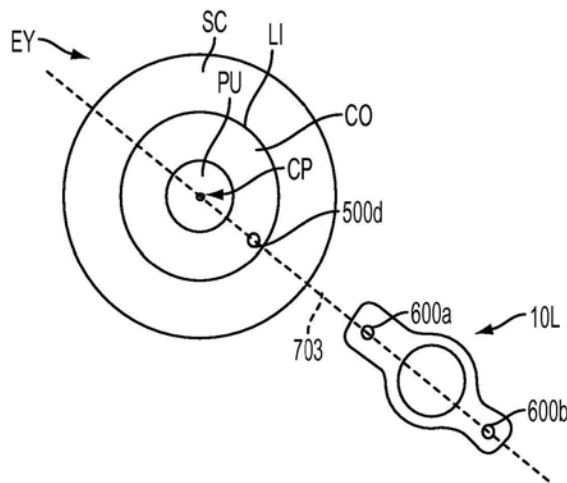
权利要求书2页 说明书18页 附图11页

(54) 发明名称

用于白内障手术中的轴对准的激光基准

(57) 摘要

利用手术激光器在患者的眼睛的内部解剖学结构上生成基准。复曲面人工眼内晶状体(IOL)定位成使得复曲面IOL的标记物处于相对于基准的预确定的定位关系中。该定位将复曲面IOL与眼睛的散光轴或其它轴对准。然后以高精度将复曲面IOL植入在患者的眼睛中。



1. 一种用于在患者眼睛中植入可植入设备的装置,所述装置包括:
激光器,用于生成激光束;
扫描仪,用于使激光束扫描到患者的眼睛上以在眼睛的解剖学结构上生成基准;以及
患者接口,利用抽吸耦合到眼睛;
还包括用于输入眼睛散光的处置轴的用户输入,并且其中扫描仪被配置成在眼睛的内部解剖学结构上生成第一基准和第二基准以定义跨眼睛瞳孔延伸的处置轴;
所述装置能使可植入设备的标记物处于相对于所述第一基准和第二基准的定位关系中;
其中所述标记物包括放置在可植入设备的相对侧上的第一标记物和第二标记物以定义眼内晶状体的晶状体轴,并且其中所述第一标记物和第二标记物以及所述第一基准和第二基准对用户可见以确定处置轴与晶状体轴的对准;
其中第一基准和第二基准位于远离眼睛的入射瞳孔的角膜上,并且其中第一标记物、第二标记物、第一基准和第二基准显示在对用户可见的图像中;
其中所述第一基准和第二基准的形状分别与第一标记物和第二标记物的形状互补。
2. 根据权利要求1所述的装置,还包括:操作显微镜,用于向用户提供所生成第一基准和第二基准的图像。
3. 根据权利要求1所述的装置,其中可植入设备包括眼内晶状体,并且其中第一标记物、第二标记物、第一基准和第二基准在已经放置眼内晶状体时通过提供给用户的相机图像或操作显微镜图像而对用户可见。
4. 根据权利要求1所述的装置,其中当患者已经被放置在激光系统的患者支撑部上时,利用激光系统来测量眼睛的测量结构,并且其中所述第一基准和第二基准响应于测量结构的取向而在眼睛的解剖学结构上生成。
5. 根据权利要求4所述的装置,其中眼睛的测量结构包括如下各项中的一个或多个:眼睛角膜、眼睛虹膜或眼睛晶状体,并且其中取向包括以下各项中的一个或多个:角膜的散光轴的角度、虹膜关于眼睛瞳孔的旋转角度或眼睛晶状体的散光轴。
6. 根据权利要求1所述的装置,其中可植入设备包括人工眼内晶状体并且定位关系包括预确定的定位关系。
7. 根据权利要求6所述的装置,其中人工眼内晶状体包括复曲面眼内晶状体。
8. 根据权利要求1所述的装置,其中可植入设备定位成使得处于相对于所述第一基准和第二基准的定位关系中的所述第一基准和第二基准将可植入设备的视觉校正轴与眼睛的像差轴对准。
9. 根据权利要求8所述的装置,其中眼睛的像差轴包括散光轴。
10. 根据权利要求8所述的装置,其中眼睛的像差轴包括较高阶像差的轴,并且可植入设备校正眼睛的较高阶像差,较高阶像差包括彗形像差、三叶草像差或球状像差中的一个或多个。
11. 根据权利要求1所述的装置,其中所述第一基准和第二基准具有包括如下各项中的一个或多个的形状:点、线、矩形、箭头、十字形、梯形、V形、五边形、六边形、圆、椭圆或弧。
12. 根据权利要求1所述的装置,其中可植入设备的第一标记物和第二标记物具有包括如下各项中的一个或多个的形状:点、线、矩形、箭头、十字形、梯形、V形、五边形、六边形、

圆、椭圆或弧。

13. 根据权利要求1所述的装置,其中通过利用激光标记解剖学结构来在眼睛的解剖学结构上生成所述第一基准和第二基准。

14. 根据权利要求1所述的装置,其中内部解剖学结构包括如下各项中的一个或多个的内部结构:异色边缘、角膜、巩膜、晶状体囊、虹膜、基质或者晶状体核,并且其中当可植入晶状体被放置时内部结构对用户可见。

15. 根据权利要求14所述的装置,其中在角膜外围上或在异色边缘上生成所述第一基准和第二基准中的至少一个。

16. 根据权利要求1所述的装置,其中第一基准的形状不同于第二基准的形状。

17. 根据权利要求1所述的装置,其中第一基准的形状与第二基准的形状相同。

18. 根据权利要求1所述的装置,其中所述第一基准和第二基准形成对应于眼睛轴的线并且其中可植入设备包括至少两个标记以在所述至少两个标记靠近所述第一基准和第二基准定位时确定晶状体与眼睛瞳孔的共轴性。

19. 根据权利要求18所述的装置,其中所述轴包括眼睛的散光轴。

20. 根据权利要求18所述的装置,其中所述第一基准和第二基准形成的线与眼睛轴对准、平行、相对于眼睛轴为横向或垂直于眼睛轴。

21. 根据权利要求1所述的装置,其中所述第一基准和第二基准具有矩形形状。

22. 根据权利要求1所述的装置,其中可植入设备的第一标记物和第二标记物具有矩形形状。

用于白内障手术中的轴对准的激光基准

[0001] 本申请是申请号为201480034516.6、申请日为2014年4月17日、名称为“用于白内障手术中的轴对准的激光基准”的专利申请的分案申请。

[0002] 交叉引用

[0003] 本申请要求享有对2013年4月17日提交的美国临时申请号61/813,172的优先权,其涉及2014年3月6日提交的题为“MICROFEMTOTOMY METHODS AND SYSTEMS”的美国专利申请序列号14/199,087,该申请要求享有对美国临时申请号61/788,201的优先权,其内容通过引用出于全部目的并入本文。由此明确保留完整的巴黎公约优先权。

背景技术

[0004] 本公开内容一般地涉及解剖学特征的标记以促进诸如眼睛组织之类的附近组织结构的处置(treatment)。尽管对标记组织以用于诸如眼睛手术之类的手术做出具体参考,但是如本文所描述的实施例可以以许多方式与许多解剖学结构一起使用以促进许多组织结构的处置。

[0005] 材料的切割可以利用凿子、刀、解剖刀和诸如手术工具之类的其它工具来机械地完成。然而,现有的切割方法和装置可能不太合期望并且在至少一些实例中提供不太理想的结果。例如,用于切割诸如组织之类的材料的至少一些现有方法和装置可能提供比理想的情况稍微更粗糙的表面。脉冲激光可以用于切割许多材料中的一个或多个并且已经用于激光手术以切割组织。

[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校正晶状体的缺陷,例如去除白内障,并且眼睛组织可以被切割以接近晶状体。例如,角膜可以用于接近白内障晶状体。角膜可以被切割以便校正眼睛的屈光不正,例如利用激光辅助原位角膜切削术(以下称为“LASIK”)。

[0007] 许多患者可能具有与眼睛的折射性质相关联的视觉误差,诸如近视、远视和散光。散光可能在角膜曲率在两个或更多方向上不相等时发生。近视可能在光聚焦在视网膜之前时发生,并且远视可能随光折射到视网膜后面的焦点而发生。存在用于对角膜进行整形的众多现有手术方案,包括激光辅助原位角膜切削术(以下称为“LASIK”)、全激光LASIK、毫微微LASIK、角膜塑型术、散光角膜切开术、角膜放松切口(以下称为“CRI”)和角膜缘放松切口(以下称为“LRI”)。散光角膜切开术、角膜放松切口(CRI)、和角膜缘放松切口(LRI)、角膜切口以良好定义的方式和深度进行以允许角膜改变形状以变得更加球状。

[0008] 白内障摘除是频繁执行的手术过程。白内障由眼睛晶状体的混浊化形成。白内障使光散射穿过晶状体并且可能可感知地使视觉降级。白内障可以在程度上从轻微变化到完全模糊。在年龄相关的白内障的发展的早期,晶状体的光焦度可能增加,导致近视眼(近视)。晶状体的逐渐黄化和模糊可能降低蓝色的感知,因为那些较短波长在白内障晶状体内被更强地吸收和散射。白内障形成通常可能缓慢地进展,导致渐进的视觉丧失。

[0009] 白内障处置可以涉及利用人工眼内晶状体(IOL)取代模糊的晶状体,并且在全世界范围内每年执行估计一千五百万例白内障手术。白内障手术可以使用称为晶状体乳化法

的技术来执行,在该技术中具有相关联的冲洗和抽吸部分的超声头用于雕刻晶状体的相对坚硬的核以促进通过在晶状体囊前部中制作的开口的去除。晶状体的核包含在称为晶状体囊的晶状体的外膜内。对晶状体核的接近可以通过执行前囊切开术来提供,在前囊切开术中可以在晶状体囊的前侧中形成小圆孔。对晶状体核的接近还可以通过执行手动连续环形撕囊术(CCC)过程来提供。在去除晶状体核之后,可以将合成折叠式眼内晶状体(IOL)插入到眼睛的其余晶状体囊中。

[0010] 至少一些现有激光手术系统在被用于将眼内晶状体放置在眼睛中以处置诸如包括散光的低阶像差或较高阶像差之类的眼睛像差时可能提供不太理想的结果。虽然调节型IOL可以校正眼睛的屈光不正和恢复调节,但是现有调节型IOL可能提供眼睛散光的不太理想的校正。

[0011] 因此,改进的方法和系统将有助于更精确地标记和追踪组织、特别是眼睛中的解剖学特征,以更好地定位组织切口和将诸如人工晶状体(IOL)之类的植入物放置在眼睛中。

发明内容

[0012] 如本文所描述的实施例提供了标记和追踪组织结构(在许多实施例中,诸如眼睛)的改进的方法和装置,以促进针对眼睛的手术过程(诸如人工眼内晶状体(IOL)或与眼睛放置在一起的其它晶状体的植入)。在许多实施例中,在眼睛的解剖学结构上生成基准以便关于眼睛的轴定位IOL的轴。在许多实施例中,可植入晶状体设备包括标记物,并且可植入晶状体设备被定位成使得可植入设备的标记物以相对于基准的定位关系进行放置。在许多实施例中,可植入设备包括可以处置眼睛散光的诸如复曲面眼内晶状体之类的人工眼内晶状体。定位可植入设备以使得基准处于相对于基准的定位关系中包括将可植入设备的轴与眼睛的轴(诸如眼睛的散光轴)对准。

[0013] 在第一方面中,提供了一种在患者的眼睛中植入可植入设备的方法。在眼睛的解剖学结构上生成基准。可植入设备被放置成使得可植入设备的标记物处于相对于基准的定位关系中。

[0014] 在许多实施例中,眼睛与利用抽吸耦合到眼睛的患者接口保持在一起。基准可以在眼睛与患者接口保持在一起时生成。在一些情况中,患者接口可能使眼睛中的一个或多个组织结构扭曲,这可能造成不精确的基准生成。因此,基准可以可替换地在眼睛与患者接口保持在一起之前生成。

[0015] 在许多实施例中,可植入设备包括眼内晶状体。眼内晶状体的标记物和眼睛上生成的基准可以在已经放置了眼内晶状体时利用提供给用户的相机图像或操作显微镜图像而对用户可见。

[0016] 用户可以输入眼睛散光的处置轴。第一基准和第二基准可以在眼睛的内部解剖学结构上生成以定义跨眼睛的瞳孔延伸的处置轴。标记物可以包括放置在可植入设备的相对侧上的第一标记物和第二标记物以定义眼内晶状体的晶状体轴。标记物和基准可以对用户可见以确定处置轴与晶状体轴的对准。在一些实施例中,第一基准和第二基准位于远离眼睛的入射瞳孔的角膜上,并且第一标记物、第二标记物、第一基准和第二基准显示在对用户可见的图像中。

[0017] 当患者已经被放置在激光系统的患者支撑部上时,眼睛的测量结构可以利用激光

系统来测量。基准可以响应于测量结构的取向而在眼睛的解剖学结构上生成。眼睛的测量结构可以包括眼睛角膜、眼睛虹膜或眼睛晶状体中的一个或多个并且其中取向包括角膜的散光轴角度、虹膜关于眼睛瞳孔的旋转角度或眼睛晶状体的散光轴中的一个或多个。

[0018] 可植入设备可以包括诸如复曲面眼内晶状体之类的人工眼内晶状体。定位关系可以包括预确定的定位关系。

[0019] 可植入设备可以定位成使得处于相对于基准的定位关系中的基准将可植入设备的视觉校正轴与眼睛的像差轴对准。眼睛的像差轴可以包括散光轴或较高阶像差的轴。并且,可植入设备可以校正眼睛的较高阶像差,包括彗形像差、三叶草像差或球状像差中的一个或多个。

[0020] 放置在眼睛的内部解剖学结构上的可植入设备的标记物和基准可以具有许多形状,包括点、线、矩形、箭头、十字形、梯形、矩形、方形、V形、五边形、六边形、圆、椭圆或弧中的一个或多个。基准可以具有对应于可植入设备的标记的形状的形状。基准的形状可以类似于标记物的形状。基准的形状可以与标记物的形状互补。

[0021] 典型地,基准通过利用激光标记解剖学结构来在眼睛的解剖学结构上生成。内部解剖学结构可以包括异色边缘、角膜、巩膜、晶状体囊、虹膜、基质或者在晶状体核中的一个或多个的内部结构。并且,当放置可植入晶状体时内部结构可以对用户可见。在许多实施例中,至少在角膜外围上或在异色边缘上生成基准。

[0022] 至少两个基准可以在眼睛的解剖学结构上生成,例如可以生成第一基准和第二基准。第一基准的形状可以不同于第二基准的形状。第一基准的形状可以与第二基准的形状相同。至少两个基准可以形成对应于眼睛轴的线并且可植入设备可以包括至少两个标记以在至少两个标记靠近至少两个基准定位时确定晶状体相对于眼睛瞳孔的共轴性。轴可以包括眼睛的散光轴。从至少两个基准形成的线可以与眼睛的轴对准、平行、相对于眼睛的轴为横向或与眼睛的轴垂直。

[0023] 在另一方面中,提供了一种装置。装置包括:生成激光束的激光器、使激光束进行扫描的扫描仪,以及可操作地耦合到激光器和扫描仪的处理器。处理器包括配置有指令以执行以上方法中的任何变型的有形介质。

[0024] 在又一方面中,提供了一种用于在患者眼睛中植入可植入设备的装置。装置包括生成激光束的激光器、使激光束进行扫描的扫描仪和患者接口。扫描仪将激光束扫描到患者的眼睛上以在眼睛的解剖学结构上生成基准。患者接口利用抽吸耦合到眼睛。装置还可以包括操作显微镜以向用户提供所生成基准的图像。装置还可以包括用于输入眼睛散光的处置轴的用户输入。扫描仪可以被配置成在眼睛的内部解剖学结构上生成第一基准和第二基准以定义跨眼睛瞳孔延伸的处置轴。

附图说明

[0025] 图1示出了示出依照许多实施例的激光眼睛手术系统的透视图;

[0026] 图2示出了示出依照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;

[0027] 图3A示出图示了依照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;

- [0028] 图3B示出依照许多实施例的包括角膜、后囊和异色边缘的眼睛的所映射的处置区；
- [0029] 图4示出依照许多实施例的处置患者的方法；
- [0030] 图5A1示出依照许多实施例的具有在其上创建的基准的眼睛的前视图；
- [0031] 图5A2示出图5A1的眼睛的前部的侧视图；
- [0032] 图5B1示出依照许多实施例的具有创建在其上的基准的眼睛的前视图；
- [0033] 图5B2示出图5B1的眼睛的前部的侧视图；
- [0034] 图5C1示出依照许多实施例的具有创建在其上的基准的眼睛的前视图；
- [0035] 图5C2示出图5C1的眼睛的前部的侧视图；
- [0036] 图6示出依照许多实施例的基准的各种配置；以及
- [0037] 图7A至7D示出用于以与人工眼内晶状体 (IOL) 的预确定的定位关系进行放置的眼睛上所创建的一个或多个基准的前视图；
- [0038] 图8示出依照许多实施例的放置在眼睛中的IOL；以及
- [0039] 图9示出依照许多实施例的与对应基准定位在一起的IOL的支撑架。

具体实施方式

[0040] 公开了涉及激光眼睛手术的方法和系统。在许多实施例中，激光器用于形成异色边缘、角膜、晶状体囊、虹膜、基质和/或晶状体核中的精确切口。尽管具体参考用于激光眼睛手术的组织标记和对准，但是如本文所描述的实施例可以以许多方式中的一个或多个用于许多手术过程和设备，诸如整形手术、机器人手术和角膜刀。

[0041] 如本文所描述的实施例特别良好地适合用于处置组织，诸如对组织的手术处置。在许多实施例中，组织包括光学透射组织，诸如眼睛组织。如本文所描述的实施例可以以许多方式与许多已知手术过程（诸如白内障手术、激光辅助原位角膜切削术（以下称为“LASIK”）、准分子激光上皮下角膜切削术（以下称为“LASEK”））中的一个或多个组合。

[0042] 公开了涉及材料的激光处置的方法和系统，并且其可以与诸如激光眼睛手术之类的眼睛手术一起使用。激光器可以用于形成例如角膜中、晶状体囊中和/或晶状体核中的精确切口。如本文所描述的实施例可以特别良好地适合用于减小到达眼睛的能量的量和增加诸如例如组织之类的材料的切割精确度。

[0043] 本公开提供了用于提供调节以补偿可置换型元件和其它附件、硬件和对准中的容差以及患者解剖学中的变化的方法和装置。该方法和装置可以包括体现在有形介质中的软件查找表（以下称为“LUT”）。LUT可以包括切割体积的位置的映射以便控制引导测距（目标检测）和切割模态的致动器。可以使用如本文所描述的基于光学的规则和物理性质、部件的详细建模和锚定（一次）到有限数据集来生成针对一般化系统的基线LUT。预期的变化可以减小成有限且可管理的变量集合，该集合被应用于在表格的原始生成之后修改表格。对于具有以制造容差构造的部件的构造系统，可以通过基于个体系统和自动化测量的表格的简单修改来实现LUT的精细调谐和修改。构造的系统的这些个体化测量可以应用于例如由于以下中的一个或多个所致的变化：工具到工具变化、工具到自身变化（例如对准变化）、输出附件变化（例如可置换型隐形眼镜）或患者到患者（例如个体患者解剖学）及其组合。

[0044] 在许多实施例中，可以利用如本文所描述的处理器和方法来执行以下步骤中的一

个或多个。例如,可以执行包括映射和定位检测的基线LUT生成,以便提供致动器命令来评估系统输出性能。可以针对诸如XYZ之类的患者坐标参考系生成基线传递函数以检测例如系统的致动器。可以执行基线LUT生成以将切割映射到致动器。可以针对XYZ生成传递函数以例如切割致动器。可以经由例如模型(光线追迹)、数据或组合来生成基线LUT(传递函数)。可以在给定例如系统、可置换型器件、眼睛、应用中的变化的情况下修改基线LUT。基线LUT修改可以包括对例如基线LUT的调节。基线LUT修改可以包括例如软件(以下称为“SW”)调节以补偿硬件(以下称为“HW”)变化。如本文所描述的LUT修改可以延伸手术体积,以便例如在水平范围、轴向范围和分辨率方面处置角膜、异色边缘和后囊。LUT方法和装置可以实现例如用于校准的工具的切换和用于装饰的其他光学部件——输出附件的切换。

[0045] LUT可以设置成使得系统能够测量两个表面处的附件的位置并且然后可以基于例如使用这两个表面的该位置来修改基线LUT来精确地在目标材料体积中进行切割。LUTS可以提供范围包括例如晶状体、囊、针对白内障的角膜切口、角膜瓣的更多切割。如本文所描述的不同子系统可以具有分离的LUT,其可以与例如如本文所描述的校准过程组合。

[0046] 可替换地或组合地,例如相同的子系统可以用于测距和切割二者。例如,UF系统可以使用在低功率水平以找到表面并且然后使用在高功率处以用于切割。可以使用LUT使得位置模式不同于切割模式。例如,切割位置可以基于功率水平的改变而不同。切割位置可以不发生在焦点处,例如当每脉冲的能量大大超过例如能量的阈值量时。

[0047] 在许多实施例中,如本文所描述的方法和装置的LUT遵循这些原理。基线LUT可以使用例如特定工具通过光线追迹和数据锚定来生成。在许多实施例中,患者接口的每一个光学透射结构(例如晶状体)由系统读取以确定其厚度和位置。这些数字可以用于修改LUT以获得例如<100um的精确度。

[0048] 在许多实施例中,如本文所描述的方法和装置的LUT还修改成例如计及对准倾斜、隐形眼镜安装、隐形眼镜变化以便在切割上实现<100um的精确度。在许多实施例中,利用如本文所描述的校准装置的塑料平整度测试中的气泡生成基线UF LUT的偏移和倾斜调节。

[0049] 在许多实施例中,基线部件规范可以差于用于实现适当的系统性能的理想规范,并且可以使用基于个体系统的部件的SW校正和因子来细化最终性能,可以从例如针对增强性能被进一步修改的光学基础数据锚定基线LUT来确定SW校正和因子。

[0050] 反馈回路可以用于构建例如用于个体激光系统的增强或修改的LUT。如本文所描述的反馈方法和装置可以允许例如基于可能没有利用硬件对准校正的LUT和其它SW因子的SW调节。

[0051] LUT和被配置成修改查找表以便增强系统性能的方法装置可以提供如本文所描述的3D手术体积内的改进。如本文所描述的方法和装置可以提供以高性能水平用于更多患者的改进的手术。如本文所描述的方法和装置可以使用现成部件提供高性能,诸如高体积低成本部件,使得如本文所描述的手术过程可以可用于许多患者。

[0052] 如本文所使用的,术语前和后是指关于患者的已知取向。取决于进行手术的患者取向,术语前和后可以分别类似于术语上和下,诸如当患者在床上处于仰卧位时。术语远和前可以是指从用户的视角的结构取向,使得当例如提到放置在眼睛上的结构时术语近和远可以类似于术语前和后。本领域普通技术人员将认识到如本文所描述的方法和装置的取向的许多变化,并且术语前、后、近、远、上和下仅仅作作为示例而使用。

[0053] 如本文所使用的,术语第一和第二用于描述结构和方法而没有关于结构和方法的次序的限制,该结构和方法可以处于任何次序,如将对本领域普通技术人员基于本文所提供的教导而显而易见的那样。

[0054] 图1示出依照许多实施例的激光眼睛手术系统2,其可操作成形成角膜中、晶状体囊中和/或晶状体核中的精确切口。系统2包括主单元4、患者座椅6、双功能脚踏开关8和激光脚踏开关10。

[0055] 主单元4包括系统2的许多主要子系统。例如,外部可见的子系统包括触摸屏控制面板12、患者接口组件14、患者接口真空连接16、对接控制键板18、患者接口射频标识(RFID)读取器20、外部连接22(例如网络、视频输出、脚踏开关、USB端口、门互锁和AC电源)、激光发射指示器24、紧急激光停止按钮26、按键开关28和USB数据端口30。

[0056] 患者座椅6包括底座32、患者支撑床34、头枕36、定位机构和布置在头枕36上的患者座椅操纵杆控件38。定位控制机构耦合在底座32与患者支撑床34和头枕36之间。患者座椅6被配置成在三个轴(x,y和z)上使用患者座椅操纵杆控件38进行调节和取向。头枕36和约束系统(未示出,例如接合患者前额的约束带)在过程期间稳定化患者的头部。头枕36包括可调节颈部支撑部以提供患者舒适度并且减少患者头部移动。头枕36被配置成可竖直调节以实现调节患者头部定位以提供患者舒适度和适应患者头部大小的变化。

[0057] 患者座椅6允许使用手动调节来使患者腿部、躯干和头部的关节倾斜。患者座椅6适应患者加载定位、抽取环捕获定位和患者处置定位。在患者加载定位中,座椅6从主单元4下方旋出,其中患者座椅靠背处于竖直定位并且患者脚垫处于降低的定位。在抽取环捕获定位中,座椅6从主单元4下方旋出,其中患者座椅靠背处于上后仰定位并且患者脚垫处于升高的定位。在患者处置定位中,座椅6在主单元4下方旋转,其中患者座椅靠背处于后仰定位并且患者脚垫处于升高的定位。

[0058] 患者座椅6配备有“座椅启用”特征以保护免于无意的座椅运动。患者座椅操纵杆38可以以两种方式中的任一种启用。首先,患者座椅操纵杆38合并位于操纵杆顶部上的“座椅启用”按钮。经由操纵杆38的患者座椅6的定位控制可以通过连续按压“座椅启用”按钮来实现。可替换地,双功能脚踏开关8的左脚踏开关40可以被连续按下以实现经由操纵杆38对患者座椅6的定位控制。

[0059] 在许多实施例中,患者控制操纵杆38是比例控制器。例如,小量移动操纵杆可以用于使座椅缓慢移动。大量移动操纵杆可以用于使座椅更快速地移动。以其最大行进限制保持操纵杆可以用于使座椅以最大座椅速度移动。可用座椅速度可以在患者接近患者接口组件14时减小。

[0060] 可以推动紧急停止按钮26以停止所有激光输出的发射,释放将患者耦合到系统2的真空,并且禁用患者座椅6。停止按钮26位于系统前面板上,靠近按键开关28。

[0061] 按键开关28可以用于启用系统2。当处于备用定位时,可以移除按键并且禁用系统。当处于就绪定位时,按键启用到系统2的电力。

[0062] 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“座椅启用”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抽吸环紧固到患者的眼睛。激光脚踏开关10是在系统被启用的同时在被按下时激活处置激光的带护罩的脚踏开关。

[0063] 在许多实施例中,系统2包括外部通信连接。例如,系统2可以包括网络连接(例如RJ45网络连接)以用于将系统2连接到网络。网络连接可以用于实现处置报告的网络打印、用于查看系统性能日志的远程访问和用于执行系统诊断的远程访问。系统2可以包括视频输出端口(例如HDMI),其可以用于输出由系统2执行的处置视频。输出视频可以显示在外部监视器上以用于例如由家庭成员观看和/或培训。输出视频还可以出于例如归档目的而被记录。系统2可以包括一个或多个数据输出端口(例如USB)以例如实现向数据存储设备导出处置报告。存储在数据存储设备上的处置报告然后可以在稍后时间被访问以用于任何合适的目的,诸如例如在用户不具有对基于网络的打印的权限的情况中从外部计算机打印。

[0064] 图2示出与患者眼睛43耦合的系统2的简化框图。患者眼睛43包括角膜43C、晶状体43L和虹膜43I。虹膜43I限定可以用于眼睛43与系统2对准的眼睛43的瞳孔。系统2包括切割激光光子系统44、测距子系统46、对准引导系统48、共享光学器件50、患者接口52、控制电子器件54、控制面板/GUI 56、用户接口设备58和通信路径60。控制电子器件54经由通信路径60与切割激光光子系统44、测距子系统46、对准引导子系统48、共享光学器件50、患者接口52、控制面板/GUI 56和用户接口设备58可操作地耦合。

[0065] 在许多实施例中,切割激光光子系统44合并飞秒(FS)激光技术。通过使用飞秒激光技术,可以将短持续时间(例如大约 10^{-13} 秒的持续时间)激光脉冲(具有微焦耳范围中的能量水平)递送至紧聚焦的点以破坏组织,从而相比于对于晶状体核的超声碎裂所要求的水平和相比于具有较长持续时间的激光脉冲,大幅降低所要求的能量水平。

[0066] 切割激光光子系统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可以被配置成使用产生具有从1020nm到1050nm波长的激光脉冲的切割激光光子系统44。例如,切割激光光子系统44可以具有二极管泵浦固态配置,其具有1030(+/-5)nm的中心波长。

[0067] 切割激光光子系统44可以包括控制和调整部件。例如,这样的控制部件可以包括诸如如下部件:控制激光脉冲的能量和脉冲列的平均功率的射束衰减器、控制包含激光脉冲的射束的横截面空间范围的固定孔、监视射束列的通量和重复率并且因此监视激光脉冲的能量的一个或多个功率监视器,以及允许/阻挡激光脉冲传输的光闸。这样的调整部件可以包括:可调节变焦组件,用于将包含激光脉冲的射束适配于系统2的特性;以及固定光学中继器,用于在一定距离上传送激光脉冲同时适应激光脉冲射束定位和/或方向可变性,从而提供对于部件变化的增加的容限。

[0068] 测距子系统46被配置成测量眼睛结构在三个维度中的空间布置。所测量的眼睛结构可以包括角膜的前表面和后表面、晶状体囊的前部和后部、虹膜和异色边缘。在许多实施例中,测距子系统46利用光学相干断层扫描术(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到970nm波长的OCT成像系统。例如,测距子系统46可以包括采用从810nm到850nm波长的宽光谱的OCT成像系统。这样的OCT成像系统可以采用可调节的参考路径长度以调节OCT测量的眼睛中的有效深度,从而允许系统部件的测量包括处于眼睛角膜前面的患者接口的特征和深度范围从角膜的前表面到晶状体囊的后部并超出晶状体囊的后部的眼睛结构。

[0069] 对准引导子系统48可以包括激光二极管或气体激光器,其产生用于对准系统2的光学部件的激光束。对准引导子系统48可以包括产生固定光以辅助在对接和处置期间对准

和稳定化患者眼睛的LED或激光器。对准引导子系统48可以包括激光器或LED光源和检测器以监视用于在X、Y和Z上定位射束的致动器的对准和稳定性。对准引导子系统48可以包括可以用于提供患者眼睛的成像以促进患者眼睛43到患者接口52的对接的视频系统。由视频系统提供的成像系统还可以用于经由GUI定向切割的位置。由视频系统提供的成像可以在激光眼睛手术过程期间附加地被使用以监视过程的进展,在过程期间追踪患者眼睛43的移动,并且测量诸如瞳孔和/或异色边缘之类的眼睛结构的位置和大小。

[0070] 共享光学器件50提供布置在患者接口52与切割激光光子系统44、测距子系统46和对准引导子系统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包括射束组合器以从相应子系统(例如切割激光光子系统44和对准引导子系统48)接收发射并且沿公共传播路径向患者接口重定向该发射。在许多实施例中,共享光学器件50包括将每一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包括可操作成使相应发射在三个维度上扫描的扫描机构。例如,共享光学器件可以包括(一个或多个)XY扫描机构和Z扫描机构。(一个或多个)XY扫描机构可以用于使相应发射在相对于相应发射的传播方向为横向的两个维度上进行扫描。Z扫描机构可以用于改变眼睛43内的焦点深度。在许多实施例中,扫描机构布置在激光二极管与物镜之间,使得扫描机构用于使由激光二极管产生的对准激光束进行扫描。相比之下,在许多实施例中,视频系统布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。

[0071] 患者接口52用于相对于系统2约束患者眼睛43的定位。在许多实施例中,患者接口52采用附着到患者眼睛43的真空抽吸环。抽吸环然后与患者接口52耦合,例如使用真空来将抽吸环紧固到患者接口52。在许多实施例中,患者接口52包括,具有后表面的光学透射结构,后表面从患者的角膜的前表面竖直移位,并且合适液体(例如无菌缓冲盐溶液(BSS),诸如Alcon BSS(Alcon部件编号351-55005-1)或等同物)区布置在患者接口透镜后表面和患者角膜之间且接触患者接口透镜后表面和患者角膜并且形成共享光学器件50与患者眼睛43之间的透射路径的部分。光学透射结构可以包括具有一个或多个弯曲表面的透镜96。可替换地,患者接口22可以包括具有诸如并行板或楔形物之类的一个或多个基本平坦表面的光学透射结构。在许多实施例中,患者接口透镜是可置换型的并且可以以任何合适的间隔(诸如在每次眼睛处置之前)更换。

[0072] 控制电子器件54经由通信路径60控制切割激光光子系统44、测距子系统46、对准引导子系统48、患者接口52、控制面板/GUI 56和用户接口设备58的操作并且可以从它们接收输入。通信路径60可以以任何合适的配置实现,该任何合适的配置包括控制电子器件54与相应系统部件之间的任何合适的共享或专用通信路径。控制电子器件54可以包括任何合适的部件,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存储设备。在许多实施例中,控制电子器件54控制控制面板/GUI 56以根据用户指定的处置参数提供过程前计划以及提供对激光眼睛手术过程的用户控制。

[0073] 用户接口设备58可以包括适合于向控制电子器件54提供用户输入的任何合适的用户输入设备。例如,用户接口设备58可以包括诸如例如双功能脚踏开关8、激光脚踏开关10、对接控制键板18、患者接口射频标识(RFID)读取器20、紧急激光停止按钮26、按键开关28和患者座椅操纵杆控件38之类的设备。

[0074] 图3A是图示了依照许多实施例的可以包括在系统2中的组件62的简化框图。组件

62是切割激光光子系统44、测距子系统46、对准引导子系统48、共享光学器件50和患者接口52的合适配置和集成的非限制性示例。切割激光光子系统44、测距子系统46、对准引导子系统48、共享光学器件50和患者接口52的其它配置和集成可以是可能的并且对本领域技术人员而言可以是显而易见的。

[0075] 组件62可操作成时光束投射和扫描到患者的眼睛43中。切割激光光子系统44包括超快(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和Z上使光束在患者眼睛43中扫描。例如,由UF激光器64生成的短脉冲激光可以聚焦到眼睛组织中以产生电介质击穿以导致焦点周围(聚焦带)的光致破裂,从而使光诱导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变化到10000fs。脉冲重复频率也可以从10kHz变化到500kHz。关于对非目标组织的非意图破坏的安全限制约束关于重复率和脉冲能量的上限。阈值能量、完成过程的时间和稳定性可以约束脉冲能量和重复率的下限。眼睛43中、并且具体地在眼睛晶状体和晶状体囊内的焦斑的峰值功率足以产生光学击穿并且发起等离子体居间切除过程。激光的近红外波长是优选的,因为生物组织中的线性光学吸收和散射针对近红外波长而减少。作为示例,激光器64可以是重复脉冲1031nm设备,其产生具有以120kHz(+/-5%)的重复率的小于600fs持续时间和在1至20微焦耳范围中的个体脉冲能量的脉冲。

[0076] 切割激光光子系统44由控制电子器件54和用户经由控制面板/GUI 56和用户接口设备58控制以创建激光脉冲射束66。控制面板/GUI 56用于设定系统操作参数、处理用户输入、显示诸如眼睛结构图像之类的所搜集的信息以及显示要形成在患者眼睛43中的切口的表示。

[0077] 所生成的激光脉冲射束66前进通过变焦组件68。激光脉冲射束66可以随单元而变化,特别是在UF激光器64可以从不同的激光器制造商获得时。例如,激光脉冲射束66的射束直径可以随单元而变化(例如变化+/-20%)。射束还可以关于射束质量、射束发散度、射束空间圆形度和散光而变化。在许多实施例中,变焦组件68可调节使得从变焦组件68出射的激光脉冲射束66具有随单元一致的射束直径和发散度。

[0078] 在从变焦组件68出射之后,激光脉冲射束66前进通过衰减器70。衰减器70用于调节激光束的透射并且由此调节激光脉冲射束66中的激光脉冲的能量水平。衰减器70经由控制电子器件54来控制。

[0079] 在从衰减器70出射之后,激光脉冲射束66前进通过孔径72。孔径72设置激光脉冲射束66的有用外径。进而变焦确定孔径位置处的射束大小并且因此确定透射的光的量。透射的光的量受高和低二者约束。高受实现眼睛中可实现的最高数值孔径的要求约束。高NA促进低阈值能量和针对非目标组织的较大安全裕度。低受高光学吞吐量的要求约束。系统中的过多透射损失缩短系统的寿命,因为激光输出和系统随时间降级。此外,通过该孔径的透射的一致性促进确定针对每一个过程的最优设置(及其共享)时的稳定性。典型地为了实现最优性能,通过该孔径的透射率被设置为在88%至92%之间。

[0080] 在从孔径72出射之后,激光脉冲射束66前进通过两个输出传感器74。每一个输出传感器74可以包括部分反射镜以使每一个激光脉冲的部分转向到相应输出监视器76。两个输出传感器74(例如初级和次级)和相应初级和次级输出监视器76用于在初级输出监视器76出现故障的情况下提供冗余。

[0081] 在从输出传感器74出射之后,激光脉冲射束66前进通过系统控制的光闸78。系统控制的光闸78出于过程和安全原因确保激光脉冲射束66的开启/关断控制。两个输出传感器在光闸前面从而允许射束功率、能量和重复率的监视作为针对开启光闸的先决条件。

[0082] 在从系统控制的光闸78出射之后,光学射束前进通过光学中继望远镜80。光学中继望远镜80在一定距离上传播激光脉冲射束66同时适应激光脉冲射束66的定位和/或方向可变性,从而提供针对部件变化的增加的容限。作为示例,光学中继器可以是将孔径定位的图像中继到靠近xy电流镜定位的共轭定位的克卜勒式焦外望远镜(keplerian afocal telescope)。以此方式,XY电流位置处的射束定位针对孔径定位处的射束角度的改变是无变化的。类似地,光闸不必在中继器前面并且可以跟随在中继器之后或者包括在中继器内。

[0083] 在从光学中继望远镜80出射之后,激光脉冲射束66传输至共享光学器件50,其将激光脉冲射束66传播到患者接口52。激光脉冲射束66入射在射束组合器82上,射束组合器82反射激光脉冲射束66同时透射来自测距子系统46和对准引导子系统:AIM 48的光学射束。

[0084] 跟随射束组合器82,激光脉冲射束66继续通过Z望远镜84,Z望远镜84可操作成使激光脉冲射束66的焦点定位沿Z轴在患者眼睛43中扫描。例如,Z望远镜84可以包括具有两个透镜组(每一个透镜组包括一个或多个透镜)的伽利略望远镜。一个透镜组沿Z轴关于Z望远镜84的准直定位移动。以此方式,患者眼睛43中的斑的焦点定位沿Z轴移动。一般而言,存在透镜组运动与焦点运动之间的关系。例如,Z望远镜可以具有近似2x射束扩展比和透镜组移动与焦点移动的接近1:1的关系。在眼睛坐标系统的z轴上透镜运动与焦点运动之间的确切关系不必是固定的线性关系。运动可以是非线性的并且经由来自测量的模型或校准或二者的组合定向。可替换地,其它透镜组可以沿Z轴移动以调节焦点沿Z轴的定位。Z望远镜84充当用于使激光脉冲射束66的焦点在患者眼睛43中扫描的z扫描设备。Z望远镜84可以通过控制电子器件54自动和动态地被控制并且被选择成独立的或与接下来描述的X和Y扫描设备相互作用。

[0085] 在穿过Z望远镜84之后,激光脉冲射束66入射在X扫描设备86上,X扫描设备86可操作成在X方向上使激光脉冲射束66进行扫描,X方向相对于Z轴主要为横向并且相对于激光脉冲射束66的传播方向为横向。X扫描设备86由控制电子器件54控制,并且可以包括合适的部件,诸如马达、电流计或任何其它公知的光学移动设备。作为X致动器运动的函数的射束运动的关系不必为固定或线性的。二者的关系或组合的建模或经校准的测量可以被确定和用于对射束位置定向。

[0086] 在由X扫描设备86进行定向之后,激光脉冲射束66入射在Y扫描设备88上,其可操作成使激光脉冲射束66在Y方向上扫描,Y方向相对于X和Z轴主要为横向。Y扫描设备88由控制电子器件54控制,并且可以包括合适的部件,诸如马达、电流计或任何其它公知的光学移动设备。作为Y致动器运动的函数的射束运动的关系不必为固定或线性的。二者的关系或组合的建模或经校准的测量可以被确定和用于对射束位置进行定向。可替换地,X扫描设备86和Y扫描设备88的功能可以由XY扫描设备来提供,XY扫描设备被配置成在相对于Z轴和激光脉冲射束66的传播方向为横向的两个维度上使激光脉冲射束66进行扫描。X扫描和Y扫描设备86、88改变激光脉冲射束66的结果方向,导致位于患者眼睛43中的UF焦点的横向位移。

[0087] 在由Y扫描设备88定向之后,激光脉冲射束66穿过射束组合器90。射束组合器90被

配置成透射激光脉冲射束66同时将光学射束反射到对准引导子系统48的视频子系统92和从其反射该光学射束。

[0088] 在穿过射束组合器90之后,激光脉冲射束66穿过物镜组件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的复杂度可能由扫描场大小、聚焦斑大小、远心程度、物镜组件94的近侧和远侧二者上的可用工作距离以及像差控制量驱动。

[0089] 在穿过物镜组件94之后,激光脉冲射束66穿过患者接口52。如以上所描述的,在许多实施例中,患者接口52包括患者接口透镜96,患者接口透镜96具有从患者角膜的前表面垂直移位的后表面,并且合适液体(例如无菌缓冲盐溶液(BSS),诸如Alcon BSS(Alcon部件编号351-55005-1)或等同物)区布置在患者接口透镜96后表面和患者的角膜之间且与它们接触并且形成共享光学器件50与患者眼睛43之间的光学透射路径的部分。

[0090] 处于控制电子器件54的控制之下的共享光学器件50可以自动生成瞄准、测距和处置扫描图案。这样的图案可以由如下各项构成:单个光斑、多个光斑、光的连续图案、光的多个连续图案和/或这些的任何组合。此外,瞄准图案(使用以下描述的瞄准射束108)不必与处置图案(使用激光脉冲射束66)相同,而是可以可选地用于指定处置图案的边界以提供激光脉冲射束66为了患者安全而将仅在期望的目标区域内递送的验证。这可以例如通过使瞄准图案提供预期处置图案的轮廓来完成。这样,如果没有各个斑自身的确切位置的话,可以使处置图案的空间范围对用户已知,并且因此针对速度、效率和/或精确度而优化扫描。还可以使瞄准图案作为闪烁被感知以便进一步增强其对用户的可见性。同样地,测距射束102不必与处置射束或图案相同。测距射束仅需要足够充足以标识目标表面。这些表面可以包括角膜和晶状体的前表面和后表面,并且可以被视为是具有单个曲率半径的球形。而且由对准引导共享的光学器件:视频子系统不必与由处置射束所共享的那些相同。激光脉冲射束66和/或激光脉冲射束66形成在眼睛43上的扫描图案的定位和特性还可以通过使用诸如操纵杆或任何其它适当的用户输入设备(例如控制面板/GUI 56)之类的输入设备来控制以定位患者和/或光学系统。

[0091] 控制电子器件54可以被配置成以眼睛43中的目标结构为目标并且确保激光脉冲射束66将聚焦在适当的地方而没有无意中破坏非目标组织。本文所描述的成像模态和技术(诸如以上提到的那些)或超声可以用于确定晶状体和晶状体囊的位置和测量晶状体和晶状体囊的厚度以向激光聚焦方法提供更大精确度,该激光聚焦方法包括2D和3D图案化。激光聚焦还可以通过使用包括如下各项的一个或多个方法来完成:瞄准射束的直接观察或诸如以上提到的那些之类的其它已知眼科或医学成像模态和/或它们的组合。此外,诸如OCT之类的测距子系统可以用于检测涉及患者接口的特征或方面。特征可以包括在对接结构和诸如前表面和后表面的位置之类的可置换型透镜的光学结构上的基准放置。

[0092] 在图3A的实施例中,测距子系统46包括OCT成像设备。附加或可替换地,可以使用除OCT成像之外的成像模态。眼睛的OCT扫描可以用于测量患者眼睛43中感兴趣结构的三维布置(例如边界上的点的三维坐标,诸如X、Y和Z)。这样的感兴趣结构可以包括例如角膜的前表面、角膜的后表面、晶状体囊的前部分、晶状体囊的后部分、晶状体的前表面、晶状体的后表面、虹膜、瞳孔和/或异色边缘。感兴趣结构和/或诸如表面和曲线之类的合适的匹配几何建模的空间布置可以由控制光学器件54来生成和/或使用以对随后的激光辅助手术过程

进行编程和控制。感兴趣结构和/或合适的匹配几何建模的空间布置还可以用于确定涉及过程的多种多样的参数,诸如例如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上限和下限,以及晶状体囊的厚度等等。

[0093] 图3A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包括生成和发射具有合适宽光谱的光的光源。例如,在许多实施例中,OCT光源和检测设备98生成和发射具有从810nm到850nm波长的宽光谱的光。所生成和发射的光通过单模光纤连接耦合到设备98。

[0094] 从OCT光源和检测设备98发射的光穿过射束组合器100,射束组合器100将光划分成样本部分102和参考部分104。样本部分102的大部分透射通过共享光学器件50。样本部分的相对小部分从患者接口52和/或患者眼睛43反射并且向回行进通过共享光学器件50、向回通过射束组合器100并且进入到OCT光源和检测设备98中。参考部分104沿具有可调节路径长度的参考路径106透射。参考路径106被配置成从射束组合器100接收参考部分104,在可调节路径长度上传播参考部分104,并且然后将参考部分106返回到射束组合器100,射束组合器100然后将返回的参考部分104定向回到OCT光源和检测设备98。OCT光源和检测设备98然后将返回的小部分样本部分102和返回的参考部分104定向到检测组件中,检测组件采用时域检测技术、频率检测技术或单点检测技术。例如,频域技术可以与830nm的OCT波长和10nm的带宽一起使用。

[0095] 在射束组合器82之后,一旦与UF激光脉冲射束66组合,OCT样本部分射束102就遵循共享路径,其中UF激光脉冲射束66通过共享光学器件50和患者接口52。以此方式,OCT样本部分射束102一般指示UF激光脉冲射束66的位置。类似于UF激光射束,OCT样本部分射束102穿过Z望远镜84,由X扫描设备86和Y扫描设备88重定向,穿过物镜组件94和患者接口52,并且继续到眼睛43中。从眼睛内结构的反射和散射离开提供返回射束,该返回射束通过患者接口52折回、通过共享光学器件50返回、通过射束组合器100返回并且返回到OCT光源和检测设备98中。样本部分102的返回反射与返回的参考部分104组合并且被定向到OCT光源和检测设备98的检测器部分中,OCT光源和检测设备98响应于组合的返回射束而生成OCT信号。所生成的OCT信号进而被控制电子器件解释以确定患者眼睛43中的感兴趣结构的空间布置。所生成的OCT信号还可以由控制电子器件解释以测量患者接口52的定位和取向,以及确定是否有液体布置在患者接口透镜96的后表面与患者眼睛43之间。

[0096] OCT光源和检测设备98按照测量参考路径106与样本路径之间的光学路径长度中的差异的原理工作。因此,改变UF激光射束的聚焦的Z望远镜84的不同设置不影响针对患者接口体积的眼睛中的轴向静止表面的样本路径的长度,因为光学路径长度不根据Z望远镜84的不同设置而改变。测距子系统46具有涉及光源和检测方案的固有Z范围,并且在频域检测的情况下,Z范围特别地涉及光谱仪、波长、带宽和参考路径106的长度。在图3A中使用的测距子系统46的情况下,Z范围在含水环境中为大约4-5mm。将该范围延伸到至少20-25mm涉及经由测距子系统46内的工作台ZED(stage ZED)对参考路径106的路径长度的调节。使OCT样本部分射束102穿过Z望远镜84,同时不影响样本路径长度允许OCT信号强度的优化。这通过将OCT样本部分射束102聚焦到目标结构上来完成。聚焦射束既增加可以通过单模光纤传输的返回反射或散射信号又由于聚焦射束的减小范围而增加空间分辨率。样本OCT射束的聚焦的改变可以独立于改变参考路径106的路径长度来完成。

[0097] 因为由诸如浸没指数、折射和像差(彩色和单色二者)之类的影响所导致的样本部分102(例如810nm至850nm波长)和UF激光脉冲射束66(例如1020nm至1050nm波长)传播通过共享光学器件50和患者接口52的方式的根本差异,在关于UF激光脉冲射束66聚焦位置来分析OCT信号时必须慎重。可以进行根据X、Y和Z的校准或配准过程以便将OCT信号信息匹配到UF激光脉冲射束聚焦位置并且还匹配到绝对维度的相对物。

[0098] 存在针对OCT干涉仪的配置的许多合适的可能性。例如,可替换的合适配置包括时域和频域方案、单射束和双射束方法、扫频源等,其描述在美国专利号5,748,898;5,748,352;5,459,570;6,111,645;和6,053,613中。

[0099] 系统2可以设置成定位晶状体囊的前表面和后表面和角膜并且确保UF激光脉冲射束66将在期望开口的所有点处聚焦在晶状体囊和角膜上。本文描述的成像模态和技术,诸如例如光学相干断层扫描术(OCT)以及诸如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态和/或其组合可以用于确定晶状体和晶状体囊以及角膜的形状、几何结构、周界、边界和/或3维位置,从而向激光聚焦方法(包括2D和3D图案化)提供更大的精度。激光聚焦还可以使用包括瞄准射束的直接观察或其它已知眼科或医学成像模态及其组合(诸如但不限于以上限定的那些)的一个或多个方法来完成。

[0100] 角膜、前房和晶状体的光学成像可以使用用于产生针对切割的图案的相同激光器和/或相同扫描仪来执行。光学成像可以用于提供关于如下各项的信息:前和后晶状体囊的轴位置和形状(以及甚至厚度)、白内障的边界以及角膜的前房和特征深度。然后将该信息加载到激光3D扫描系统中或者用于生成角膜、前房和眼睛晶状体的三维模型/表示/图像,并且用于限定在手术过程中使用的切割图案。

[0101] 瞄准射束的观察还可以用于辅助定位UF激光脉冲射束66的焦点。此外,倘若瞄准射束精确地表示红外射束参数的话,代替红外OCT样本部分射束102和UF激光脉冲射束66的对肉眼可见的瞄准射束可以有助于对准。对准引导子系统48包括在图3A中所示的组件62中。瞄准射束108由瞄准射束光源110(诸如630-650nm范围中的激光二极管)生成。

[0102] 一旦瞄准射束光源110生成瞄准射束108,瞄准射束108就沿瞄准路径112传输到共享光学器件50,其中它被射束组合器114重定向。在由射束组合器114重定向之后,瞄准射束108遵循共享路径,其中UF激光脉冲射束66通过共享光学器件50和患者接口52。以此方式,瞄准射束108指示UF激光脉冲射束66的位置。瞄准射束108穿过Z望远镜84,由X扫描设备86和Y扫描设备88重定向,穿过射束组合器90,穿过物镜组件94和患者接口52并且继续到患者眼睛43中。

[0103] 视频子系统92可操作成获得患者接口和患者眼睛的图像。视频子系统92包括相机116、照明光源118和射束组合器120。视频子系统92搜集可以由控制电子器件54用于提供以预定义结构为中心或预定义结构内为中心的图案的图像。照明光源118可以一般为宽带和非相干的。例如,光源118可以包括多个LED。照明光源118的波长优选地在700nm至750nm范围内,但是可以是射束组合器90适应的任何波长,射束组合器90将来自照明光源118的光与针对UF激光脉冲射束66、OCT样本射束102和瞄准射束108的射束路径组合(射束组合器90反射视频波长同时透射OCT和UF波长)。射束组合器90可以部分透射瞄准射束108波长使得瞄准射束108可以对相机116可见。光学偏振元件可以布置在照明光源118前面并且用于优化

信号。光学偏振元件可以是例如线性偏振器、四分之一波片、半波片或任何组合。附加光学分析器可以放置在相机前面。偏振器分析器组合可以是交叉线性偏振器,从而消除来自诸如物镜表面之类的不想要的表面的光谱反射,同时允许来自诸如眼睛的预期结构之类的目标表面的散射光通过。照明还可以处于暗场配置中,使得照明源定向到视频系统的图像部分的捕获数值孔径外部的独立表面。可替换地,照明还可以处于亮场配置中。在暗场和亮场配置二者中,照明光源可以用作针对患者的固定射束。照明还可以用于照明患者的瞳孔以增强瞳孔虹膜边界,从而促进虹膜检测和眼睛追踪。由近红外波长或其带宽生成的错误颜色图像可能是可接受的。

[0104] 来自照明光源118的照明光通过射束组合器120透射到射束组合器90。从射束组合器90,照明光通过物镜组件94和通过患者接口94朝向患者的眼睛43定向。反射和散射离开眼睛43和患者接口的各种结构的照明光向回行进通过患者接口94、向回通过物镜组件94并且返回到射束组合器90。在射束组合器90处,返回光定向回到射束组合器120,其中返回光朝向相机116重定向。射束组合器可以是立方体、板状或薄膜元件。其还可以是星形轮镜(spider mirror)的形式,其中照明透射通过镜的外部范围同时图像路径反射离开镜的内反射表面。可替换地,射束组合器可以以刮刀镜(scaper mirror)的形式,其中照明通过孔洞透射同时图像路径反射离开处于孔洞外侧的镜反射表面。相机116可以是合适的成像设备,例如但不限于适当确定大小格式的任何基于硅的检测器阵列。视频透镜形成图像到相机的检测器阵列上,同时光学元件分别提供偏振控制和波长滤波。孔径或虹膜提供成像NA的控制并且因此提供聚焦深度和场深度以及分辨率的控制。小孔径提供有助于患者对接过程的大场深度的优点。可替换地,可以切换照明和相机路径。另外,可以使瞄准光源110发射红外光,红外光将不是直接可见的,但是可以使用视频子系统92捕获和显示。

[0105] 图3B示出包括角膜、后囊和异色边缘的眼睛的映射处置区。处置区可以利用计算机建模(例如光线追迹和基于相位的光学建模)来映射。处置体积被示出沿Z轴从患者接口的光学透射结构的后表面延伸超过15mm的距离,使得处置体积包括角膜和晶状体,其中晶状体的处置体积包括前囊、后囊、核和皮质。处置体积从角膜横向延伸到异色边缘。体积的横向尺寸由异色边缘前面的Y轮廓和异色边缘后面的X轮廓限定。所示的处置体积可以由本领域普通技术人员基于本文所描述的教导来确定。示出针对固定到30mm的ZL和固定到20mm的ZL的光学击穿的横向定位。相对于沿Z维度的轴99横向延伸的这些表面对应于X和Y电流的光学扫描位置,以提供远离轴99的横向位置处的光学击穿。针对ZL-30mm和ZL-20mm的光学击穿的扫描路径的弯曲非平面形状可以利用如本文所描述的映射和查找表来校正。聚焦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以其它方式被调节以便补偿例如处置深度的翘曲。

[0106] 示出处置区,该处置区用于在系统中心附近将激光射束能量设置成光学击穿的阈值量的大约四倍。增加的能量允许射束系统利用不太理想的射束聚焦来处置患者。

[0107] 将患者接口的光学透射结构的后表面放置得远离角膜表面可以提供如所示的扩展的处置范围,并且在许多实施例中,光学透射结构包括透镜。在可替换的实施例中,光学透射结构的后表面可以放置在例如角膜上,并且如本文所描述的映射和查找表可以用于为患者处置提供改进的精确度。

[0108] 患者接口的光学透射结构可以例如包括用于制造透镜、片和楔形物的许多已知光

学透射材料中的一个或多个,这些光学透射材料例如是玻璃、BK-7、塑料、丙烯酸、二氧化硅或熔融二氧化硅。

[0109] 图4示出依照许多实施例的例如利用本文所描述的激光眼睛手术系统2处置患者的方法400。

[0110] 依照如本文所描述的实施例的适合于组合的组织处置方法和装置的示例描述在2009年7月27日提交的美国专利申请序列号12/510,148和2006年1月9日提交的美国专利申请序列号11/328,970中,二者都以Blumenkranz等人的名义,并且题为“METHOD OF PATTERNED PLASMA-MEDIATED LASER TREPHINATION OF THE LENS CAPSULE AND THREE DIMENSIONAL PHACO-SEGMENTATION”,其完整公开内容通过引用而被并入。

[0111] 在步骤410处,选择一个或多个基准的几何形状。基准可以具有按照一个或多个点、线、矩形、箭头、十字形、梯形、矩形、方形、V形、五边形、六边形、圆形、椭圆形、弧及其组合的形式的形状。

[0112] 在步骤420处,在眼睛上定位适当的解剖学部位。该解剖学部位可以使用本文所描述的激光眼镜手术系统2的测距子系统46来定位。适当的解剖学部位包括但不限于异色边缘、角膜、巩膜、晶状体囊、虹膜和基质或者晶状体核。在许多实施例中,眼睛上的适当解剖学部位是角膜的周界。典型地,解剖学部位将在相对于诸如散光轴之类的眼睛轴的预确定的定位中。

[0113] 在步骤430处,标记解剖学部位并且可以例如利用激光眼睛手术系统2的激光子系统44切割解剖学部位以生成通过步骤420定位的解剖学部位处的眼睛上的基准。可以生成一个或多个基准,例如两个基准,以限定处于与眼睛的散光轴的已知关系中的线,或者两个或更多基准,以限定眼睛的多于一个解剖学位置。

[0114] 在步骤440处,患者接口(例如本文所描述的激光眼睛手术系统2的患者接口58)通常通过抽吸与眼睛耦合。现在可以执行任何数目的激光眼睛手术过程。在眼睛上生成的基准可以使用在这样的过程中以促进处置方式、植入等的精确定位。

[0115] 在许多实施例中,执行白内障手术。例如,在步骤450处,切割眼睛组织。在步骤460处,例如使用二者均题为“METHOD OF PATTERNED PLASMA-MEDIATED LASER TREPHINATION OF THE LENS CAPSULE AND THREE DIMENSIONAL PHACO-SEGMENTATION”的以Blumenkranz等人的名义的美国专利申请序列号12/510,148和11/328,970中所描述的过程去除或破坏白内障。在步骤470处,将人工眼内晶状体上的标记物定位成与眼睛上的基准的预确定关系。标记物将典型地具有对应于基准的几何形状的几何形状。标记物可以具有与基准相同或互补的几何形状。预确定的关系可以是如下之一:例如与由基准和瞳孔中心形成的线或由两个或更多基准形成的线的线性对准,或其中标记物以诸如30、45、60或90度之类的预确定角度从这样的线偏移的关系。在步骤480处,植入经定位的眼内晶状体。在步骤490处,完成眼睛手术的其余部分。

[0116] IOL的放置可以依照已知的IOL和依照本文所提供的教导修改的方法继续进行,并且IOL可以包括例如调节型或非调节型IOL。

[0117] 尽管以上步骤示出依照实施例的处置患者的方法400,但是本领域普通技术人员将基于本文所描述的教导认识到许多变型。步骤可以以不同的次序完成。可以添加或删除步骤。一些步骤可以包括子步骤。每当对处置有益时,可以重复许多步骤。

[0118] 方法400的步骤中的一个或多个可以利用如本文所描述的电路来执行,电路例如是诸如用于现场可编程门阵列的可编程阵列逻辑之类的逻辑电路或处理器中的一个或多个。电路可以编程为提供方法400的步骤中的一个或多个,并且程序可以包括存储在计算机可读存储器上的程序指令或诸如例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。

[0119] 如以上所讨论的,一个或多个基准可以在包括各种内部解剖学结构的眼睛上的各种位置中生成。例如,图5A1示出具有在眼睛上生成的基准500a的眼睛EY的前视图。如图5A1和5A2中所示,在角膜C0的周界上生成具有X形状的基准500a。

[0120] 图5B1和5B2分别示出具有在异色边缘L1上生成的X形基准500a的眼睛EY的前视图和侧视图。

[0121] 图5C1和5B2分别示出具有在巩膜SC上生成的X形基准500a的眼睛EY的前视图和侧视图。

[0122] 图5A1至5C2还示出处于或靠近所生成的基准500a处的眼睛EY的其它解剖学特征,包括瞳孔PU和晶状体LE。

[0123] 图6示出依照许多实施例的基准形状的各种示例。这些基准可以使用本文所描述的激光眼睛手术系统2的激光子系统44来切割到眼睛EY上。基准500a可以是X形的。基准500b可以采取十字形的形状。基准500c可以采取圆点的形式。基准500d可以采取圆形的形状。基准500e可以采取线段的形状。基准500f可以采取填充三角形的形状。基准500g可以采取空三角形的形状。基准500h可以采取填充方形的形状。基准500i可以采取空方形的形状。基准500j可以采取填充V形形状。基准500k可以采取空V形形状。基准500l可以采取填充梯形的形状。基准500m可以采取空梯形的形状。基准500n可以采取填充矩形的形状。填充基准500o可以采取空矩形的形状。基准500p可以采取填充菱形的形状。基准500q可以采取空菱形的形状。基准500r可以采取填充五边形的形状。基准500s可以采取空五边形的形状。基准500t可以采取填充五角星的形状。基准500u可以采取空五角星的形状。基准500v可以采取填充卵形的形状。基准500w可以采取空卵形的形状。基准500x可以采取填充六角星的形状。基准500y可以采取空六角星的形状。基准500z可以是T形的。

[0124] 图7A至7D示出定位成与人工眼内晶状体IOL的预确定定位关系的眼睛EY上所创建的一个或多个基准的前视图。

[0125] 本领域普通技术人员将认识到,IOL可以依照已知方法和装置放置在眼睛中,并且IOL和IOL的晶状体的像差校正轴在被放置时将跨瞳孔PU延伸,并且图7A-7D示出被配置用于放置定位并且与基准对准的IOL。校正的像差可以包括诸如散光之类的较低阶像差,或者诸如三叶草像差和彗形像差之类的高阶像差。另外,IOL的标记物可以用于限定与眼睛对准的透镜的轴,例如与波前校正IOL的X、Y或Z对准的眼睛的X、Y或Z参考。

[0126] 如图7A中所示,两个圆形基准500d1、500d2可以在眼睛EY的角膜C0的周界上生成。这两个基准500d1、500d2限定可以与眼睛EY的散光轴对准或平行的线701。人工眼内晶状体IOL可以定位成使得晶状体IOL上的标记物600a、600b可以通过处于相同线701上而与基准500d1、500d2对准。标记物600a、600b的形状可以对应于基准500d1、500d2的形状。例如在图7A中,标记物600a、600b可以采用圆点的形式,当人工眼内晶状体IOL在眼睛EY内适当定位并且对准时,该圆点可以配合在基准500d1、500d2的圆形内。其它互补形状也可以用于促进

人工眼内晶状体IOL在眼睛EY内的定位和对准。

[0127] 在一些实施例中,两个基准500d1、500d2可以限定线702,线702可以垂直于眼睛EY的散光轴或以其它方式相对于眼睛EY的散光轴为横向。如图7B中所示,人工眼内晶状体IOL可以定位成使得晶状体IOL上的标记物600a、600b形成垂直于由基准500d1、500d2形成的线702的线。因此,晶状体IOL可以适当地定位成与眼睛EY的散光轴对准。在其它实施例中,人工眼内晶状体IOL可以定位成使得晶状体IOL上的标记物600a、600b形成例如以30度、45度或60度的预确定角度相对于由基准500d1、500d2形成的线702为横向的线。

[0128] 如图7C中所示,可以在眼睛EY的角膜C0的周界上生成单个圆形基准500d。基准500d和瞳孔CP的中心可以限定线703,线703可以与眼睛EY的散光轴对准或平行。人工眼内晶状体IOL可以定位成使得晶状体IOL上的标记物600a、600b可以通过处于相同线703上来与基准500d和瞳孔中心CP对准。

[0129] 在一些实施例中,基准500d和瞳孔中心CP可以限定线704,线704可以垂直于眼睛EY的散光轴或以其它方式相对于眼睛EY的散光轴为横向。如图7D中所示,人工眼内晶状体IOL可以定位成使得晶状体IOL上的标记物600a、600b形成线703,线703垂直于由基准500d1、500d2形成的线704。因此,晶状体IOL可以适当地定位成与眼睛EY的散光轴对准。在其它实施例中,人工眼内晶状体IOL可以定位成使得晶状体IOL上的标记物600a、600b形成例如以30度、45度或60度的预确定角度相对于由基准500d和瞳孔中心CP形成的线703为横向的线。

[0130] 图8示出依照许多实施例的放置在眼睛中的IOL。轴701被示出为相对于轴702定位以确定IOL的对准。瞳孔中心PC关于可能被标记或可能未被标记的IOL的中心被示出。两个基准500d1、500d2限定线701,线701可以与眼睛EY的散光轴或如本文所描述的其它轴对准或平行。人工眼内晶状体IOL可以定位成使得晶状体IOL上的标记物600a、600b可以与基准500d1、500d2对准并且可以在大体相同的线701上。标记物600a、600b的形状可以对应于如本文所描述的基准500d1、500d2的形状。

[0131] 在许多实施例中,基准为了患者的益处而位于眼睛上。在手术之后,在正常观看条件下晶状体标记物500D1和500D1可能不可见,并且基准600A、600B放置成远离眼睛的瞳孔以禁止患者看到的视觉伪像。基准500d1、500d2可以放置在眼睛的大自然瞳孔PUN外部的角膜上,大自然瞳孔PUN对应于最大自然瞳孔大小(诸如适应黑暗的眼睛的瞳孔)。可替换地或组合地,基准可以放置在大自然瞳孔PUN外部的晶状体囊上和手术扩大的瞳孔PUD内。对于接受调节性IOL的较年轻的患者而言,大自然瞳孔可以是例如大约8或9mm,并且对于例如进行白内障手术的较年长患者而言为大约4-5mm。瞳孔PU可以在用睫状肌麻痹药期间扩大以便包括具有大于自然扩大的瞳孔PUD的直径的扩大的瞳孔PUD,例如以便在放置IOL时允许标记物和基准的可视化。IOL的标记物600A、600B可以被分离大于IOL的光学带的距离,或者可以包括IOL的光学带内的小标记。

[0132] 图9示出依照许多实施例的利用对应基准定位的IOL的支撑架。放置在IOL上的标记可以位于例如IOL的光学器件或IOL的支撑架中的一个或多个上。在一些实施例中,基准500D1、500D2、500D3可以在如本文所描述的眼睛上被放置在对应于例如支撑架HA的目标位置的位置处,使得基准可以用于对准支撑架以供放置在眼睛中。

[0133] 在许多实施例中,如本文所描述的操作显微镜具有提供能够同时成像基准500D1、

500D2和标记物600A、600B的场深度的放大倍数,并且标记角膜的基准被确定大小和形状以便与标记物一起可见。在许多实施例中,角膜上的标记包括靠近异色边缘的标记,并且可以包括形成在异色边缘、结膜或巩膜中的标记。可替换地或组合地,染料可以应用于眼睛外部,该染料被标记吸收以改进激光放置的标记的可见性。

[0134] 如本文所描述的方法和装置适合于与正在发展或商业上可获得的激光眼睛手术系统的一个或多个部件组合,激光眼睛手术系统诸如是:

[0135] 在公开为WO 2011/163507的题为“ADAPTIVE PATIENT INTERFACE”的专利合作条约专利申请(以下称为“PCT”)PCT/US2011/041676中描述了一种自适应患者接口;

[0136] 在公开为WO 2006/09021的题为“DEVICE AND METHOD FOR ALIGNING AN EYE WITH A SURGICAL LASER”的PCT/IB2006/000002中描述了用于将眼睛与手术激光器对准的设备和方法;

[0137] 在公开为WO 2006/09021的题为“DEVICE AND METHOD FOR ALIGNING AN EYE WITH A SURGICAL LASER”的PCT/IB2006/000002中描述了用于将眼睛与手术激光器对准的设备和方法;

[0138] 在公开为美国公开号2010/0274228的题为“APPARATUS FOR COUPLING AN ELEMENT TO THE EYE”的美国申请序列号12/531,217中描述了一种用于将元件耦合到眼睛的装置;以及

[0139] 在公开为美国公开号US 2011/0190739的题为“SERVO CONTROLLED DOCKING FORCE DEVICE FOR USE IN OPHTHALMIC APPLICATIONS”的美国申请序列号13/016,593中描述了一种用于使用在眼科应用中的伺服受控对接力学设备。

[0140] 利用本文所描述的教导,本领域普通技术人员可以修改以上提到的设备以实践本文所描述的许多实施例。

[0141] 虽然已经在本文示出和描述了本公开的优选实施例,但是对本领域技术人员将显然的是,这样的实施例仅作为示例而提供。在不脱离本公开的范围的情况下,众多变型、改变和置换对本领域技术人员将是显而易见的。应当理解的是,在不脱离于本发明的范围的情况下,可以采用对本文所描述的本公开的实施例的各种替换。因此,本发明的范围应当仅由所附权利要求及其等同物的范围来限定。

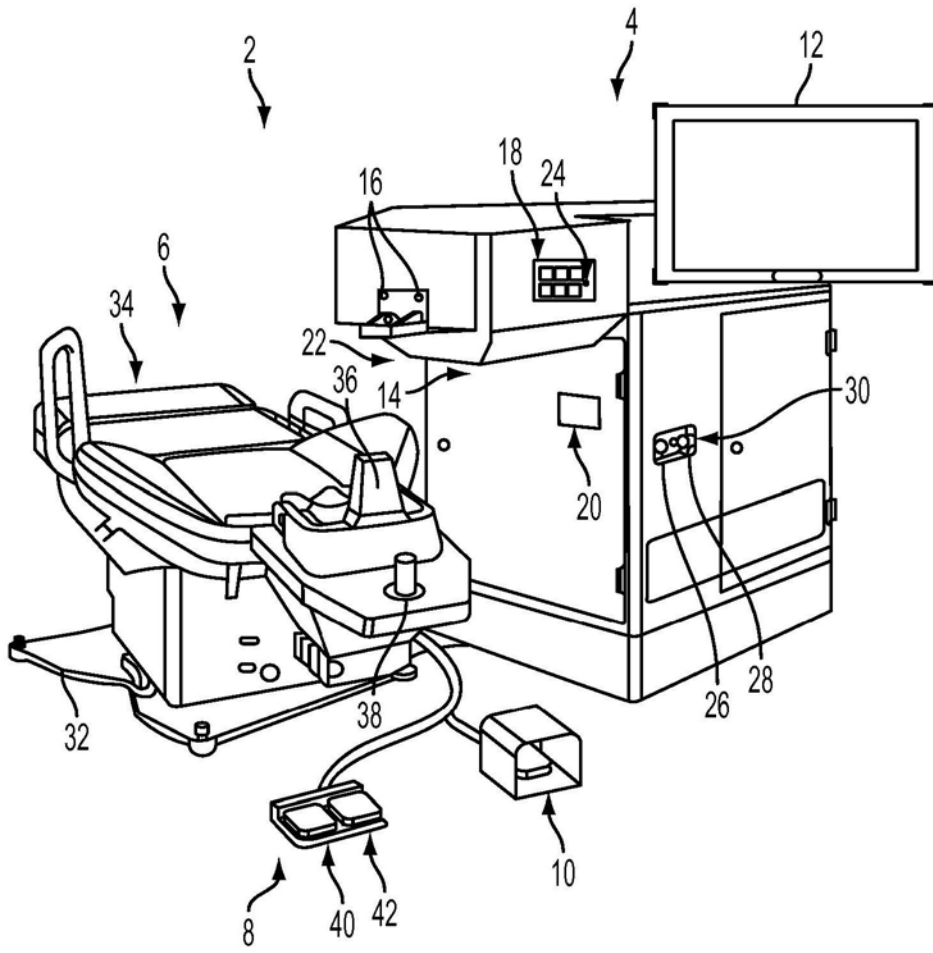


图1

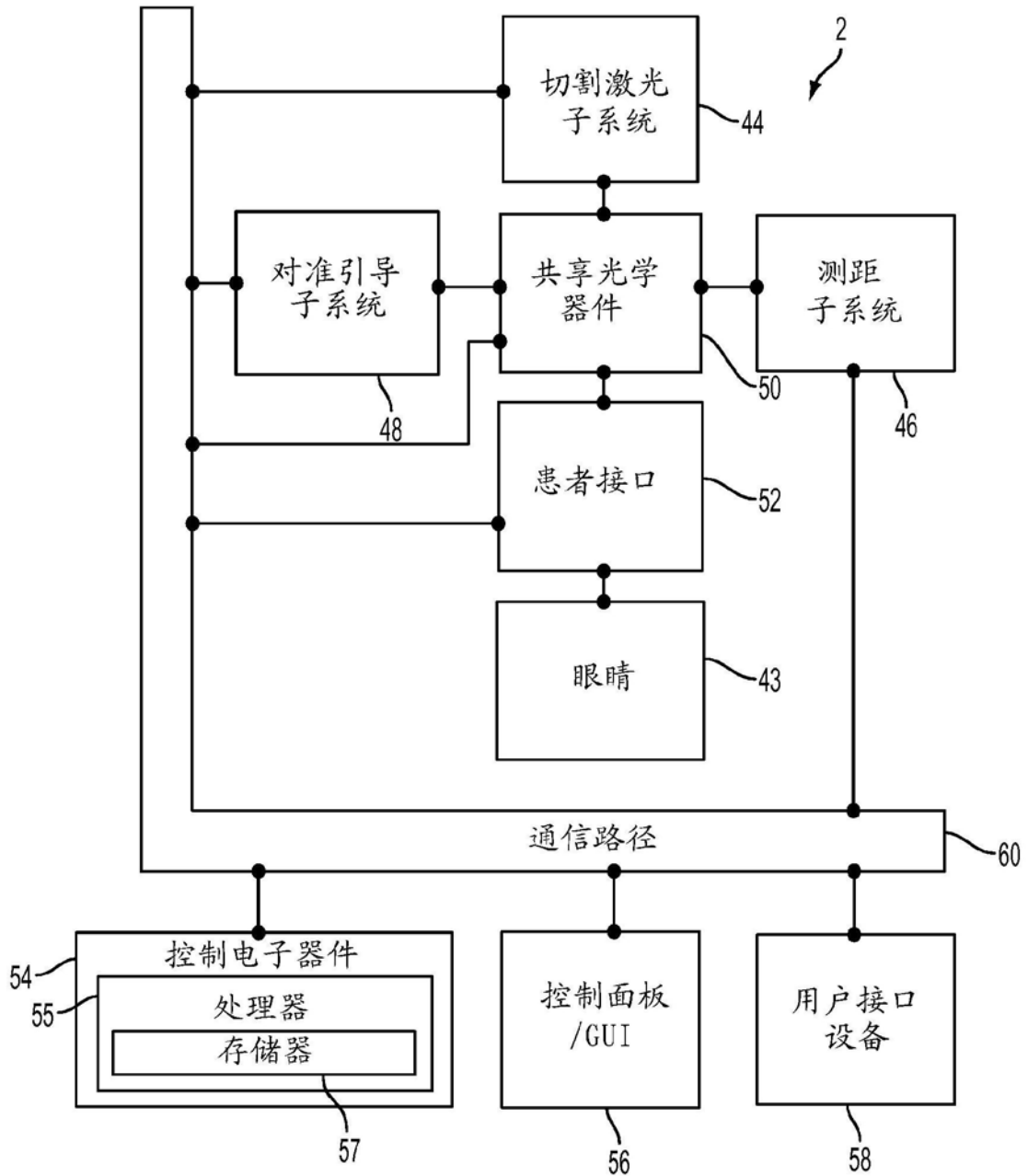


图2

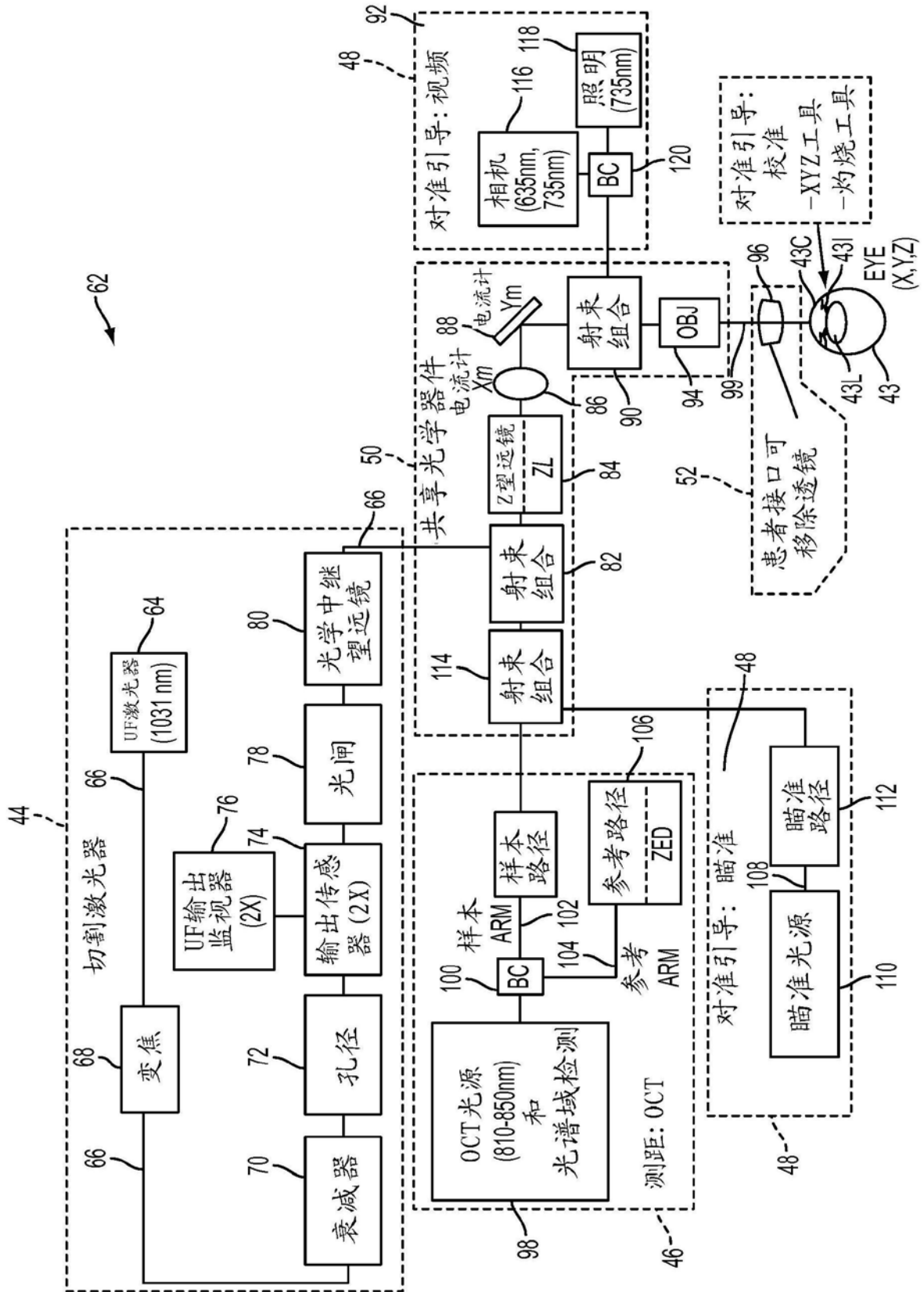


图3A

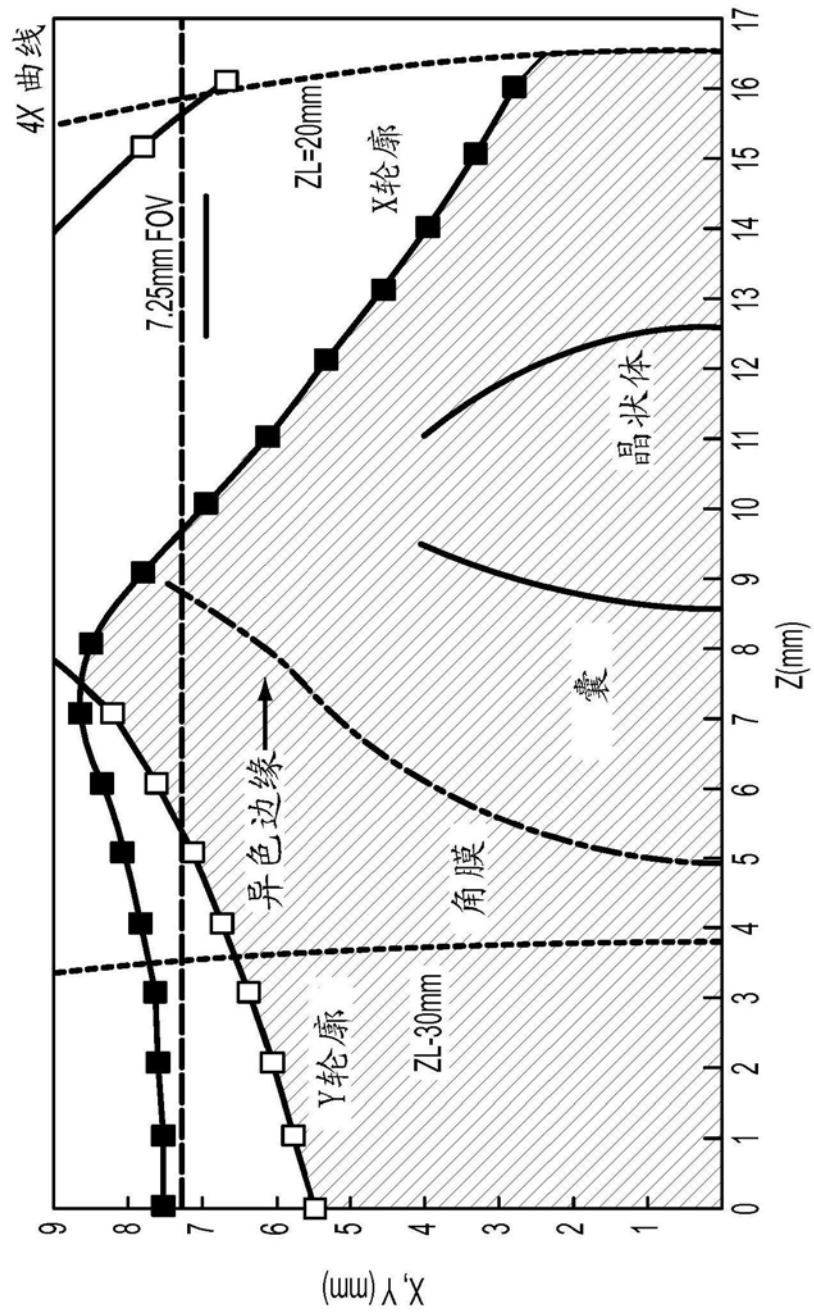


图3B

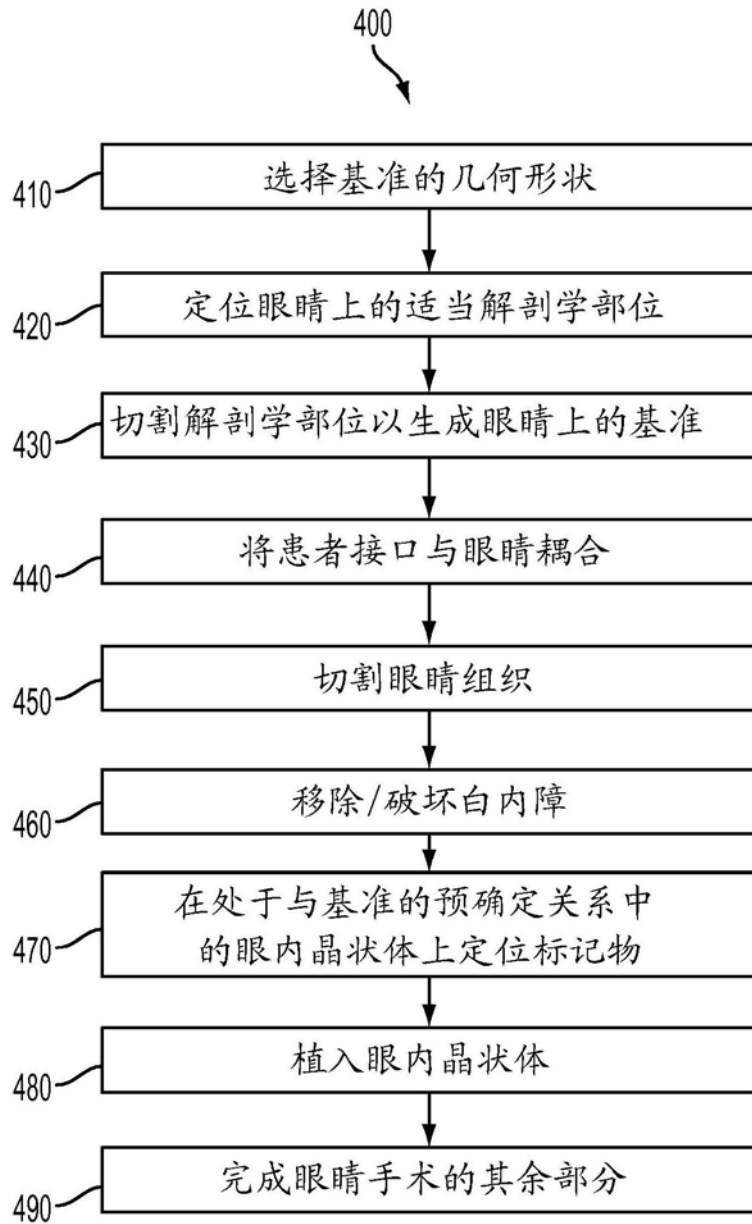


图4

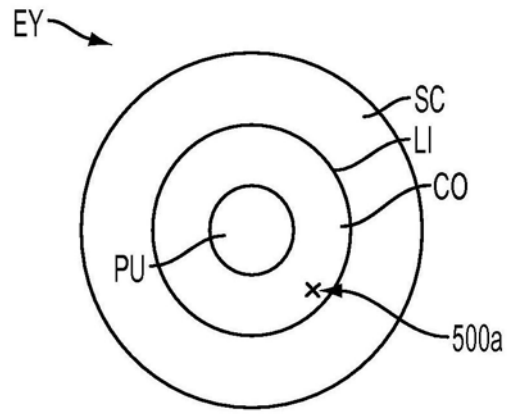


图5A1

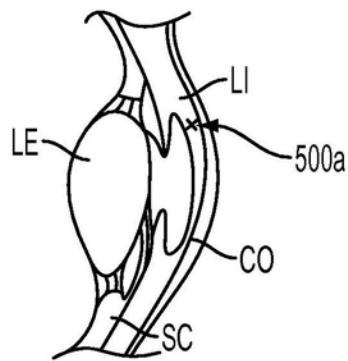


图5A2

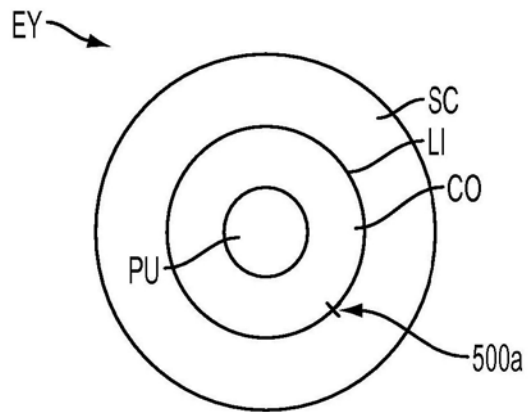


图5B1

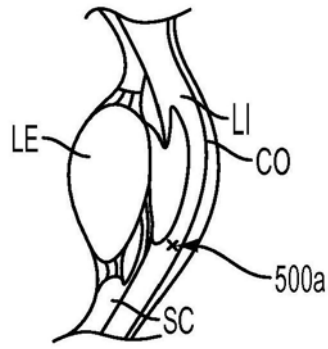


图5B2

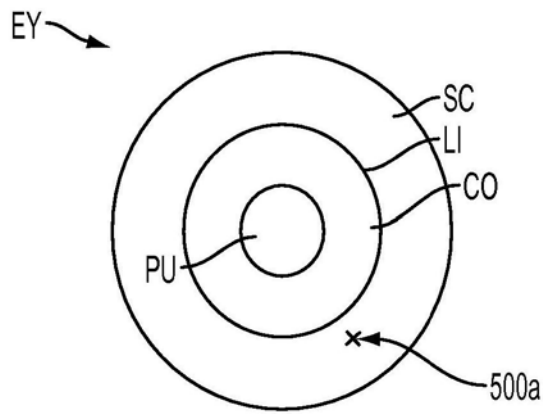


图5C1

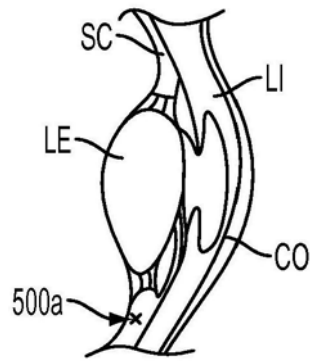


图5C2

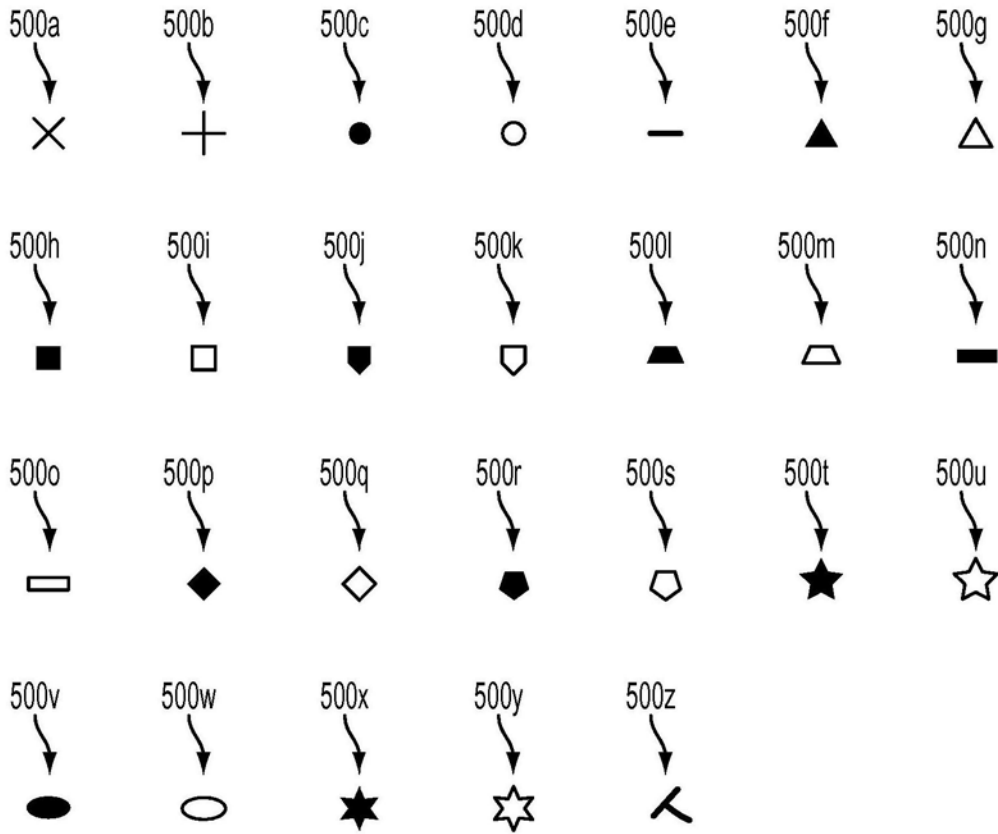


图6

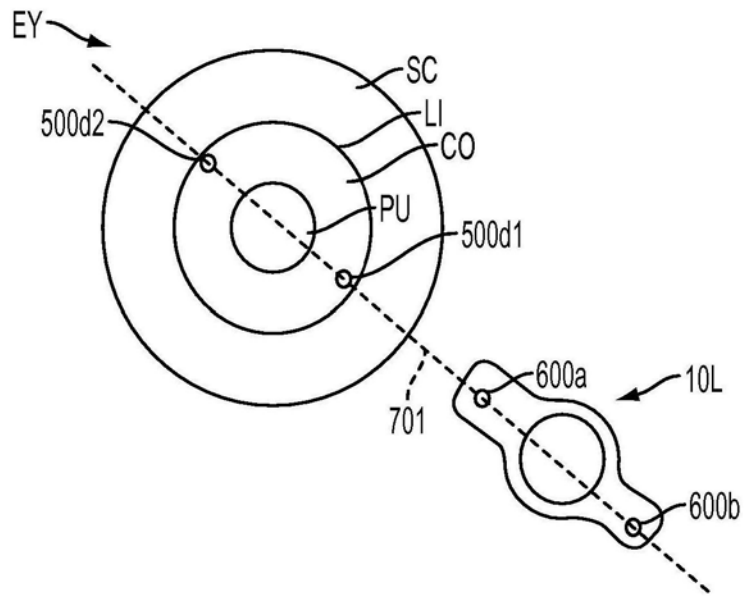


图7A

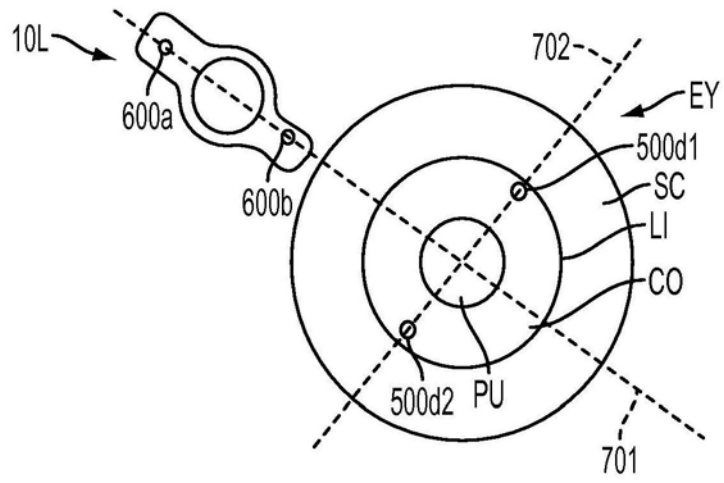


图7B

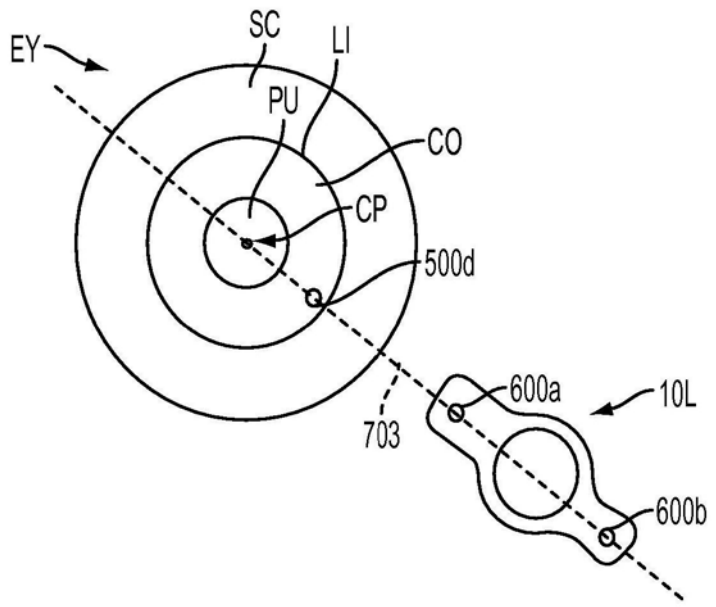


图7C

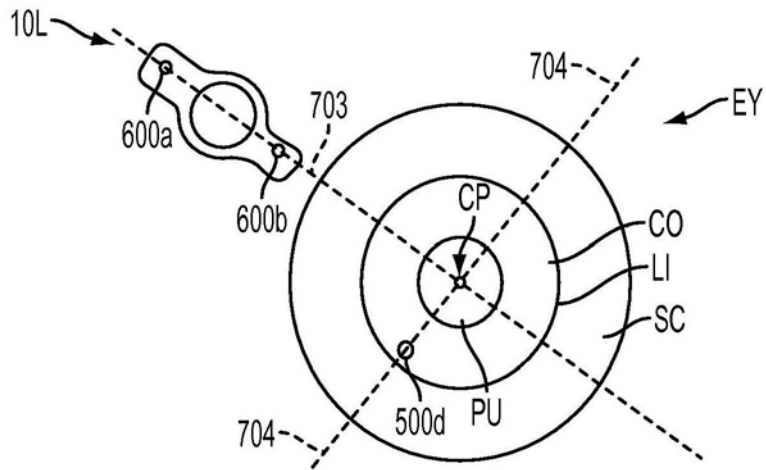


图7D

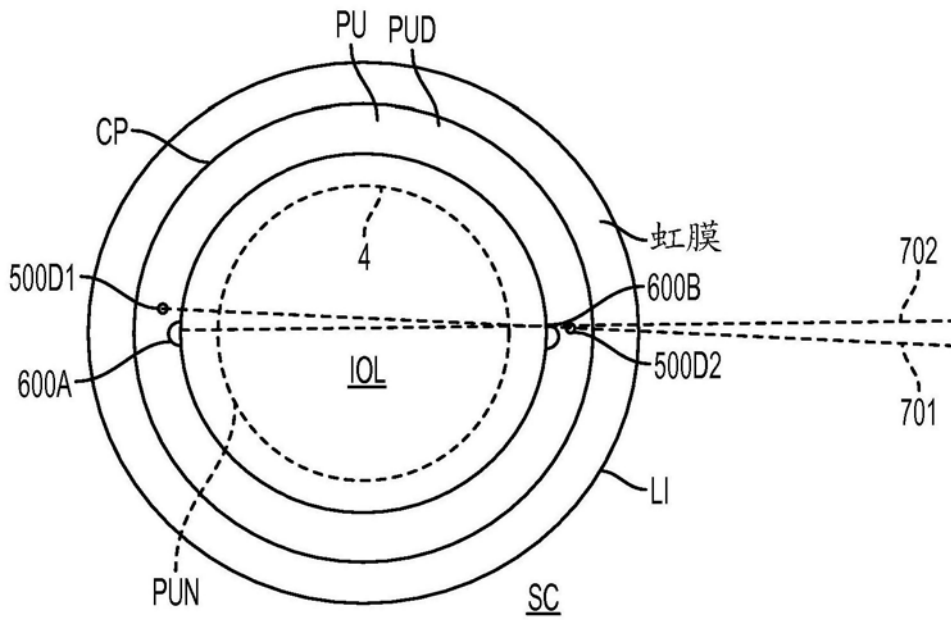


图8

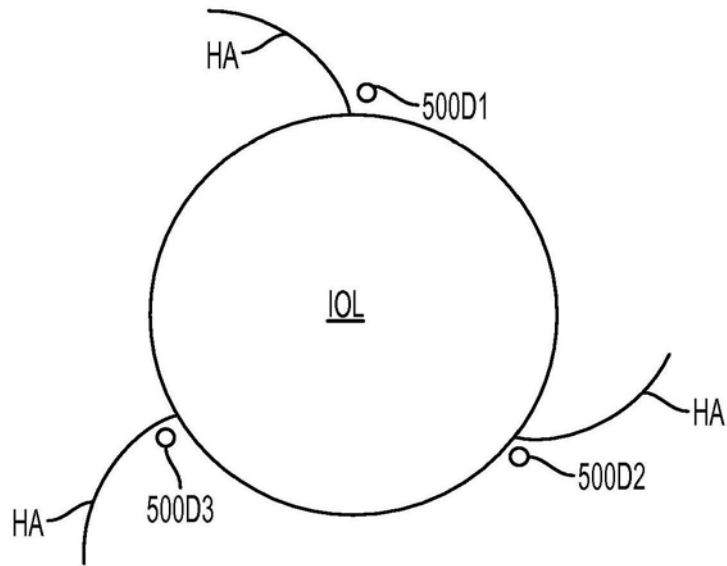


图9