



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105848561 A

(43)申请公布日 2016.08.10

(21)申请号 201480070474.1

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

(22)申请日 2014.12.18

利商标事务所 11038

(30)优先权数据

代理人 金晓

14/139,326 2013.12.23 US

(51)Int.Cl.

A61B 1/05(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.06.23

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2014/071188 2014.12.18

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/100134 EN 2015.07.02

(71)申请人 诺华股份有限公司

地址 瑞士巴塞尔

(72)发明人 俞凌峰 K·帕尔托

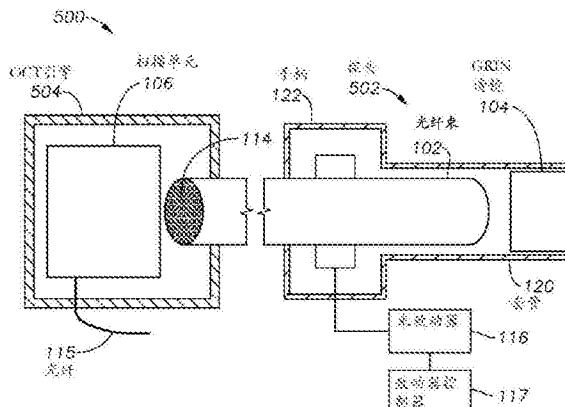
权利要求书2页 说明书7页 附图7页

(54)发明名称

前向扫描光学探头以及相关联的装置、系统
和方法

(57)摘要

装置、系统和方法，这些装置、系统和方法利用一项技术，该技术是与成像光跨光纤束的近侧表面的扫描相配合地改变光纤束的光纤组的位置，以改进扫描的图像的分辨率。具体地，可以提供束致动器以与成像光跨光纤束的近侧表面的扫描相配合地改变光纤束的光纤组的位置，以覆盖光纤之间的间隙区域并提高扫描的图像的分辨率。



1. 一种光学成像设备,包括:

光纤束,该光纤束包括被配置成引导成像光的一组光纤;

光束形成单元,该光束形成单元被配置成接收来自该光纤束的成像光并将该成像光重定向至目标区域;以及

束致动器,该束致动器被配置成对该光纤束的该组光纤的位置进行调整。

2. 如权利要求1所述的光学成像设备,包括:

扫描单元,该扫描单元被配置成使该成像光在该光纤束的近侧表面上扫描,从而使得被重定向的成像光沿着该目标区域中的扫描图样进行扫描。

3. 如权利要求2所述的光学成像设备,该扫描单元包括以下项中的至少一个:

可旋转反射镜、检流计、共振扫描仪、多面扫描仪、MEMS扫描仪和可移动台。

4. 如权利要求2所述的光学成像设备,其中:

该扫描单元包括可移动台;并且

该扫描单元的可移动台与该光纤束的近侧表面联接以一起移动。

5. 如权利要求2所述的光学成像设备,该束致动器包括:

致动器控制器,该致动器控制器联接至该扫描单元并且被配置成控制该束致动器以与该扫描单元的扫描操作相关地对该组光纤的位置进行调整。

6. 如权利要求2所述的光学成像设备,其中:

该束致动器被配置成对该光纤束的该组光纤的远侧部分的构型进行调整;并且

该组光纤的远侧部分被布置在成像探头的套管中。

7. 如权利要求2所述的光学成像设备,其中:

该束致动器被配置成对该光纤束的该组光纤的构型进行调整,以增加该目标区域中的扫描点的密度。

8. 如权利要求2所述的光学成像设备,其中:

该束致动器被配置成对该光纤束的该组光纤的位置进行调整,由此调整之前和调整之后的光纤的中心的距离小于该光纤束的相邻光纤的中心之间的距离。

9. 如权利要求2所述的光学成像设备,其中:

该束致动器被配置成使该光纤束的该组光纤的远侧部分旋转。

10. 如权利要求2所述的光学成像设备,其中:

该束致动器被配置成使该光纤束的该组光纤的远侧部分扭转。

11. 如权利要求2所述的光学成像设备,其中:

该束致动器被配置成使该光纤束的该组光纤的远侧部分横向平移。

12. 如权利要求2所述的光学成像设备,其中;

该束致动器被配置成使该光纤束的该组光纤的远侧部分以及该光束形成单元中的至少一者进行纵向平移。

13. 如权利要求12所述的光学成像设备,其中:

该束致动器是手动或自动对焦子系统的一部分、被配置成对该光纤束的该组光纤的远侧部分以及该光束形成单元的位置中的至少一者进行纵向调整,以根据成像目标区域与该光束形成单元之间的工作距离来对该光束形成单元的焦距进行调整,用以改进成像特征。

14. 如权利要求2所述的光学成像设备,包括:

成像探头,其包含

手柄,该手柄被配置成容纳该扫描单元,以及

套管,该套管联接至该手柄并且被配置成容纳该光纤束的至少一部分。

15. 如权利要求14所述的光学成像设备,其中:

该手柄和该成像探头中的至少一者是一次性的。

16. 如权利要求2所述的光学成像设备,包括:

成像探头,该成像探头被配置成容纳该光纤束的至少一部分;以及

光学相干断层成像术(OCT)引擎,该引擎被配置成

容纳该扫描单元,并且

从返回的扫描成像光生成OCT图像,该成像光返回自成像目标区域。

17. 如权利要求16所述的光学成像设备,其中:

该OCT引擎被定位在控制台中。

18. 如权利要求2所述的光学成像设备,该扫描单元包括:

多个台和多个致动器。

19. 如权利要求1所述的光学成像设备,该光纤束的该组光纤包括以下项中的至少一者:

单模光纤、多模光纤、单模波导、多模波导和中空管。

20. 如权利要求1所述的光学成像设备,该光束形成单元包括以下项中的至少一者:

透镜、GRIN透镜、球透镜、衍射元件、非球面透镜和物镜。

21. 如权利要求1所述的光学成像设备,包括:

可移动光束操控单元,该可移动光束操控单元在该光纤束的远端的远侧定位并且被配置成增加成像目标区域中的扫描点的密度。

22. 如权利要求21所述的光学成像设备,其中:

该可移动光束操控单元是手动或自动对焦子系统的一部分、被配置成根据成像目标区域与该光束形成单元之间的工作距离来对该光束形成单元的光学元件的位置进行纵向调整,用以改进成像特征。

23. 一种眼科成像的方法,该方法包括:

用扫描单元使成像光束跨光纤束的近端进行扫描;

用束致动器对该光纤束的远侧部分的构型进行调整;并且

通过光束形成单元将成像光引导至目标区域。

24. 如权利要求23所述的方法,其中,调整构型包括:

用束致动器对该光纤束的远侧部分的构型进行调整,由此调整之前和调整之后的光纤的中心的距离小于该光纤束的相邻光纤的中心之间的距离。

前向扫描光学探头以及相关联的装置、系统和方法

[0001] 余凌峰(Lingfeng Yu)和卡姆比兹·帕托(Kambiz Parto)

技术领域

[0002] 在此披露的实施例涉及使用前向扫描光学探头扫描组织的装置、系统和方法，并且更具体地涉及利用具有用于眼科成像的光纤束的光学相干断层成像术(OCT)探头的装置、系统和方法。

背景技术

[0003] 光学相干断层成像术(OCT)系统用于捕获并产生患者组织层的图像。这些系统通常包括可侵入性地穿透组织以对患者体内组织进行可视化的OCT探头。在眼科学中，OCT探头用于获得眼睛周围的组织或形成眼睛的一部分的组织(如视网膜)的详细图像。

[0004] OCT探头通常包括可侵入性地穿透患者组织的突出的套管。通过对穿过布置在套管端部的透镜的光学光束进行折射，成像探头对组织进行扫描。扫描仪可操控成像光来扫描靶组织。扫描仪可被放在OCT探头的套管的远端。然而，将扫描仪放置在套管的远端可使套管远端的尺寸很大、并具有复杂的结构，这样不适于插入眼睛。

[0005] 作为一个替代方案，扫描仪可被放在眼睛之外，在眼睛正上方，能够将成像光直接投射进入眼睛。然而，将扫描仪放在眼睛正上方可干扰手术显微镜的光路，并且可占据手术显微镜与眼睛之间的必需的操作空间。

[0006] 相应地，有利的是将扫描仪定位为远离手术显微镜的光路。例如，扫描仪可被放在OCT探头的手持件中或放在单独的扫描单元中。如果远离光路放置扫描仪，则提供光导以将成像光引导回插入眼睛的套管。该光导可以是由一束光纤形成的光纤束，以具有一定的柔性。然而，在光纤束中，在光纤之间形成有限的间隙。因此，当使成像光扫过光纤束的近侧表面时，在成像光经过光纤之间的间隙时扫描可以被可间断地中断。因此，输出的扫描光束可以变得跳动，这会导致扫描图像成为分辨率不够的粒状的和有噪声的图像。

[0007] 相应地，对于利用具有扫描光纤束的扫描仪的OCT成像系统的装置、系统和方法存在需求，这样的OCT成像系统的装置、系统和方法提高了扫描分辨率使之比光纤束的光纤-光纤分离更好，并且解决了上面所讨论的需求中的一个或多个需求。

发明内容

[0008] 在此披露的实施例涉及利用致动器的装置、系统和方法，该致动器可调整光纤束中的光纤的位置，与跨光纤束的近侧表面扫描成像光的扫描仪配合，以提高成像分辨率。

[0009] 与一些实施例一致的是，提供了一种光学成像设备。该光学成像设备可以包括具有被配置成引导成像光的一组光纤的光纤束、被配置成接收来自光纤束的成像光并将成像光重定向至目标区域的光束形成单元、以及被配置成对该光纤束的这组光纤的位置进行调整的束致动器。该光学成像设备可以包括扫描单元，该扫描单元被配置成使成像光在光纤束的近侧表面上扫描而使被重定向的成像光沿着目标区域中的扫描图样进行扫描。

[0010] 该光学成像设备还可以包括被配置成产生成像光的成像光源、以及被配置成使成像光扫描光纤束的近侧表面的扫描单元。

[0011] 与一些实施例一致的是，提供了一种眼科成像的方法。该方法可以包括：用扫描单元使成像光束跨光纤束的近端进行扫描；用束致动器对光纤束的远侧部分的构型进行调整；并且利用光束形成单元将成像光引导至目标区域。

[0012] 本发明的另外的方面、特征和优点将从以下详细描述变得明显。

附图说明

[0013] 图1展示了示例性OCT成像系统。

[0014] 图2a展示了光纤束的截面视图。

[0015] 图2b展示了光纤束的截面视图。

[0016] 图2c展示了光纤束的截面视图。

[0017] 图2d展示了光纤束的截面视图。

[0018] 图3展示了示例性OCT成像系统。

[0019] 图4展示了成像探头的截面视图。

[0020] 图5展示了成像探头和OCT引擎的截面视图。

[0021] 图6a-b展示了OCT成像系统。

[0022] 图7展示了接受治疗的眼睛以及示例性OCT成像系统。

具体实施方式

[0023] 在以下描述中，阐明具体细节以便描述特定的实施例。然而，本领域的技术人员将清楚的是可以在不具有这些具体细节中的一些或全部的情况下实践所披露的实施例。所呈现的具体实施例意在为说明性的，而非限制性的。本领域的技术人员可认识到，虽然在本文中未明确描述，但其他材料也在本披露的范围和精神内。本披露所涉及领域的技术人员通常能够完全想到对于所述装置、系统、方法的任何改变和进一步的修饰以及对于本披露原理的任何进一步应用，并将其包含在本披露中。具体而言，完全可以想到针对一个实施例描述的特征、组件和/或步骤可与针对本披露的其它实施例描述的特征、组件和/或步骤组合。为简明起见，然而，将不分别描述这些组合的大量重复方案。

[0024] 本披露总体上涉及OCT探头、OCT系统以及使成像光跨靶组织扫描以产生OCT图像的方法。该成像探头可以包括外壳或手柄、以及从外壳突出的套管。该套管可被配置成侵入性地穿透患者的组织，如眼球。该套管可以容纳透镜和光纤束。该光纤束包括一组光纤，各光纤被配置成引导成像光穿过透镜、并捕获回传通过该透镜的反射的成像光。扫描仪可使成像光跨光纤束的近侧表面扫描以获得图像。因为光纤束中的各个光纤之间有固有间隙，扫描的图像可能变成粒状的和有杂音的。

[0025] 在此所述的示例性方面利用一项技术，即与成像光扫描光纤束的近侧表面相配合，改变光纤束中的这组光纤的位置，以提高扫描图像的分辨率。具体地，可以提供束致动器以与成像光扫描光纤束的近侧表面相配合地改变光纤束中的这组光纤的位置或构型，以覆盖光纤之间的间隙区域并提高扫描图像的分辨率。改变这组光纤的位置可以克服一个或多个先前方法的问题或限制。因此，本披露的实施例可以：(1)消除或减少与光纤束的各个

光纤之间的间距或间隔相关联的成像伪影；(2)提高图像清晰度和/或分辨率；并且(3)增加图像采样密度。

[0026] 图1是示例性的OCT成像设备100的图解示意图。具体地，OCT成像设备100可以包括光纤束102和光束形成单元104。光纤束102可以包括被配置成引导成像光的一组光纤。光纤束102中的光纤数量可以在较宽的范围内变化，包括在2根光纤到1,000,000根光纤之间、在2根光纤至100,000根光纤之间、以及在2根光纤到10,000根光纤之间。每根光纤的大小或直径可在1微米到100微米之间、在2微米到50微米之间或在5微米到20微米之间。光纤素的各个光纤可以是单模光纤、多模光纤、单模波导、多模波导和中空管。

[0027] 光束形成单元104可被配置成接收来自光纤束102的成像光并将成像光重定向至目标区域。光束形成单元104可将成像光聚焦到目标区域上。例如，光束形成单元104可以包括梯度折射率(GRIN)透镜、球透镜、衍射元件、非球面透镜或物镜。

[0028] OCT成像设备100还可以包括扫描单元106，该扫描单元被配置成使成像光扫描/扫过光纤束102的近侧表面114而使重定向的成像光沿着目标区域中的扫描图样进行扫描。扫描单元106可以包括耦合透镜108、扫描仪110和准直透镜112。光纤115可以将成像光源生成的成像光引导至扫描单元106。可以利用准直透镜112接收来自光纤115的成像光。扫描仪110可接收来自于准直透镜112的经准直的成像光并将成像光引导至耦合透镜108。耦合透镜108可将成像光耦合到光纤束102的单根或几根光纤中。

[0029] 扫描仪110可以包括被配置成对成像光的经准直的光束进行扫描的光学元件。例如，扫描仪110可以包括以下的一个或多个：可旋转反射镜、检流计、共振扫描仪、多面扫描仪和MEMS扫描仪。因此，扫描仪110可操控成像光的方向以使成像光跨光纤束102的近侧表面114进行扫描。扫描性成像光可以由光纤束102进行引导朝向光束形成单元104，并且由光束形成单元104进行导向或输出以沿着扫描图样扫描目标区域。

[0030] OCT成像设备100可以包括被配置成驱动全部或一部分光纤束102的束致动器116。束致动器116可以定位在光纤束102的近侧部分的、中心部分的和/或远侧部分的附近。在一些实现方式中，束致动器116可调整光纤束102的远端处的光纤组的位置或构型。例如，束致动器116可使光纤束102的光纤组的远侧部分旋转、扭转、横向平移和/或纵向平移。

[0031] 束致动器116还可以是手动或自动对焦子系统的一部分，该子系统被配置成纵向调整光纤束102的光纤组的远侧部分或调整光束形成单元104，以调整光束形成单元104与靶组织之间的焦距。例如，束致动器116可以使光纤束102的远侧部分朝向或远离光束形成单元104移动，以调整成像光束的焦点。束致动器116可以包括被配置成有利于光纤束102或其部分的旋转、扭转、横向平移和/或纵向平移的许多部件。这些部件可以包括但不限于一个或多个电动马达、一个或多个偏置元件(例如螺旋弹簧、片簧等)、一个或多个机械接口和/或一个或多个连接件(例如滑轮、斜坡件、夹具、螺栓、螺母、螺钉、钉子等)、一个或多个电磁元件(例如永久磁铁、电磁铁、线圈等)、气动驱动器、压电型驱动器和/或它们的组合。

[0032] 图2a-2d展示了光纤束102的截面视图。图2a展示了光纤束102具有四根光纤的实施例：芯1、芯2、芯3和芯4。然而，可以理解，以下描述的概念同样适用于具有任何数量的光纤的光纤束，如数量在2根光纤到1,000,000根光纤之间、2根光纤到100,000根光纤之间以及2根光纤到10,000根光纤之间。

[0033] 在四根光纤或四芯的实施例中，扫描单元106可使成像光跨近侧表面114、跨四个

芯1-4进行扫描。然而,如上所述,在光纤束102远端由光纤1-4依次发出的成像光撞击以距离D(即相邻光纤的中心间隔)间隔开的四个目标或扫描点。距离D是限制成像分辨率的因素。

[0034] 一些实施例利用束致动器116调整光纤束102的构型而缩小了相对于固定的光纤系统的扫描点的间隔。在一些实施例中,束致动器116可在扫描单元106的第一次扫描之后调整光纤束102的构型。在一些实施例中,束致动器116可以使至少一部分光纤束102转移或旋转至第二位置或构型,如图2b所示。例如,束致动器116可使光纤束102顺时针旋转一个角度到第二旋转位置。光纤束102可以旋转一个较小的角度并且旋转相应的小于芯之间的距离或间隔的较小的距离,其可以在0.1微米到几百微米之间,例如,在图2B中光纤束102可以旋转0度到90度之间的较小的角度,用以引导成像光束至旋转之前到达的点之间的扫描点。然后扫描单元106使成像光束第二次跨光纤束102的近侧面114进行扫描。在第二次扫描之后,光纤束102可以再次顺时针旋转至第三位置,如图2c所示。然后扫描单元106可使成像光束第三次跨四个芯的近端进行扫描。在这个实施例中,光纤束102的芯可围绕光纤束102的中心纵轴线旋转。在实施例中,定位在光纤束102中心的芯可以旋转而不会改变相对于光纤束102的中心纵轴线的位置。

[0035] 相应地,图2d显示,通过选择甚至更小的旋转角度,这些光纤可以旋转至一系列位置,以一小步一小步地覆盖光纤之间的间隙。当扫描单元106在每次小角度旋转之后重新扫描光纤束102的近侧表面114时,可以大大增加扫描点的密度,能够实现更高的分辨率的成像。

[0036] 在一些实施例中,致动器控制器117可以控制束致动器116,并且由此控制光纤束102的致动。致动器控制器117可以与扫描单元106的扫描操作协调或同步地执行致动。例如,光纤束102的致动可以在扫描操作之后开始,并且在随后的扫描操作开始之前结束。

[0037] 致动器控制器117可以与扫描单元106通信以协调致动和扫描操作。致动器控制器117可以是致动器116的一部分,或其可被布置在扫描单元106附近,或其可被布置在单独的控制台中,与扫描单元106的控制器通信。致动器控制器117可以经由电联接、机械联接或电机械联接而与扫描单元106同步。

[0038] 在一些实施例中,光纤束102的近侧部分可以与光纤束102的远侧部分一起移动或旋转。在一些实施例中,整个光纤束102可以一起旋转。束致动器116可被配置成使光纤束102的近侧部分和远侧部分一起旋转、横向平移和/或纵向平移。因此,如果需要,光纤束102无需扭转即可旋转或移动。

[0039] 图3展示了OCT成像设备300。OCT成像设备300在很多方面都可与上述的OCT成像设备100相似。例如,扫描单元106可以使成像光跨光纤束102的近侧表面114扫描。进一步地,束致动器116可以驱动光纤束102以提高成像分辨率。

[0040] 另外,可以提供可移动台118以执行扫描仪110的扫描动作。可移动台118可使扫描单元106移动以使成像光跨光纤束102的近侧表面114扫描。例如,可移动台118可支撑准直透镜112和耦合透镜108。当可移动台118移动时,成像光的光束可移动以对光纤束102的近侧表面114进行扫描。扫描单元106可以包括多个台或多个致动器,以在各种不同的方向上移动扫描单元106。

[0041] 图4展示了成像探头402的截面视图。在一些设计中,成像探头402的实施例可收纳

或容纳OCT成像设备100/300或至少其部分。成像探头402可以包括被配置成由外科医生在手术过程中操作的手柄122、以及套管120，该套管的远端被配置成要被插入组织，例如眼睛。扫描单元106可被定位在手柄122中。套管120可以联接至手柄122，或从手柄122突出。光纤束102可被定位在套管120中，或至少其部分被定位在套管120中。光束形成单元104可被定位在套管120的远端处。扫描单元106可以使成像光跨光纤束102的近侧表面114扫描。可以利用光纤束102将扫描的成像光或光束引导至光束形成单元104。光束形成单元104可使扫描的成像光束定向或重定向，并且朝向靶组织输出重定向的扫描的成像光束。如以上讨论的，可以驱动光纤束102以提高成像分辨率。

[0042] 图5展示了OCT成像设备500。在一个截面视图中，OCT成像设备500可以包括成像探头502和OCT引擎504。成像探头502在很多方面都可与上述的成像探头402相似。例如，成像探头502可以包括被配置成由外科医生在手术过程中操作的手柄122、以及套管120，该套管的远端被配置成要被插入组织，例如眼睛。进一步地，套管120可以联接至手柄122。光纤束102可被定位在套管120中。光束形成单元104可被定位在套管120的远端处。

[0043] 与成像探头402相比，在目前示出的设计中，扫描单元106可被定位在与手柄122间隔开的单独的OCT引擎504中，如在单独的控制台中。光纤束102可以在OCT引擎504与成像探头502之间延伸。OCT引擎504可被配置成从返回的扫描的成像光生成OCT图像，该成像光从靶组织返回。

[0044] 例如，OCT引擎504可以控制扫描单元106以使成像光跨光纤束102的近侧表面114扫描。可以利用光纤束102将成像光从OCT引擎504引导至成像探头502。在成像探头502内，光纤束102可以将成像光引导至光束形成单元104而被输出至靶组织。成像光则可被靶组织反射。反射的成像光可以经由光束形成单元104而被捕获回到光纤束102中。反射的成像光可以被引导返回OCT引擎504。OCT引擎504可以使用OCT方法来对反射的成像光进行分析而产生OCT图像，包括与参考光束形成干涉。可以在与OCT引擎504通信的用户界面显示器上向使用者(例如外科医生)显示生成的OCT图像。

[0045] 图6a展示，在一些实施例中，OCT成像设备100/300/500可以进一步包括可移动光束操控单元510，该可移动光束操控单元被定位在光纤束102远端、邻近光束形成单元104处并且被配置成移动以增加靶组织中的扫描点的密度。图6b展示，在一些实施例中，OCT成像设备100/300/500可以进一步包括可移动光束操控单元510，该可移动光束操控单元被定位在光束形成单元104的远端处、并且被配置成移动以增加靶组织中的扫描点的密度。

[0046] 图7展示了利用OCT成像设备100/300/500进行治疗的眼睛。具体地，显示了接受治疗的眼睛600。眼睛600包括巩膜602、角膜604、前房606和后房608。在后房608中展示了囊袋610。眼睛600还包括视网膜612。

[0047] 在图7中还展示了OCT成像设备500。如以上讨论的，OCT成像设备500可被配置成眼睛600的成像部分，如视网膜612。OCT成像设备500可以包括成像光源622、光学相干断层成像术(OCT)引擎504、控制器626、用户界面628和成像探头402/502。光源622可被配置成提供会被成像探头502导向目标生物组织的成像光。光源622可以包括提供带宽相对较宽(如在700nm到1400nm之间、在900nm到1200nm之间或在1000nm到1100nm之间)的光的超发光二极管、超短脉冲激光器、波长扫描源或超连续激光器构成。利用从该目标生物组织反射、并由成像探头502捕获的成像光来生成目标生物组织的图像。

[0048] OCT引擎504被配置成使从光源622接收到的成像光分裂成被成像探头502引导朝向目标生物组织的成像光束以及被导到参考反射镜上的参考光束。OCT引擎504可以是一种谱域系统、扫频光源系统或时域系统。OCT引擎504进一步地被配置成接收由目标生物组织反射并且被成像探头502捕获的成像光。OCT引擎504则可以干涉被返回的成像光束和从参考反射镜返回的参考光束,以形成干涉图样。可以利用反射的成像光与参考光束之间的干涉图样来生成目标生物组织的图像。相应地,OCT引擎504可以包括被配置成对干涉图样进行检测的检测器。该检测器可以包括光电二极管检测器、平衡检测器、电荷耦合检测器(CCD)、像素或基于被检测光来生成电信号的任何其他类型的一个或多个传感器的阵列。进一步地,该检测器可以包括二维传感器阵列和检测器照相机。

[0049] 控制器626可以包括处理器和存储器,其可包括用于控制光源622、用户界面628、束致动器116的致动器控制器117和/或成像探头502的操作、并用于执行并进行功能和程序以进行OCT成像过程的一个或多个可执行程序。例如,控制器626可被配置成控制成像探头502中的束致动器116,以驱动光纤束102的远端与OCT成像设备500的扫描操作同步。

[0050] 光源622、OCT引擎504、控制器626以及用户界面628中的一个或多个可以彼此通信联接地在单独的控制台中或在共同的控制台中实现。在一些设计中,OCT引擎的部件,如其扫描单元106,可以被容纳在探头402中,如图4所示。在其他设计中,扫描单元可以与探头502分别容纳,如在图5中。

[0051] 例如,在一些实现方式中,光源622、OCT引擎504和控制器626可被定位在与用户界面628通信联接的控制台内。用户界面628可以承载在该控制台上或形成控制台的一部分。进一步地,用户界面628或至少其一个或多个部分可以与该控制台分开。用户界面628可以包括显示器,该显示器被配置成为使用者或患者呈现图像,并且显示在OCT成像操作过程中由成像探头502扫描的组织。用户界面628还可以包括输入装置或系统,在其他输入装置之中以非限制性方式包括键盘、鼠标、操纵杆、触摸屏、刻度盘和按钮。

[0052] 在一些设计中,成像探头402/502可与OCT引擎504进行光纤通讯。在这一方面,成像探头402/502被配置成呈现来自于光源622的穿过OCT引擎504至目标生物组织的光而用于使组织成像的目的。进一步地,成像探头402/502可以与控制器626处于电联通。在这一方面,控制器626可以经由向成像探头402/502发送的电信号来控制成像探头402/502的116,用以使该致动系统使成像光束束致动器跨目标生物组织的进行扫描。光缆632可以将成像探头402/502连接至OCT引擎504和/或控制器626。在这一方面,光缆632可以包括光纤束102、光纤115、一个或多个电导体、一个或多个绝缘体、一个或多个护罩和/或被配置成有利于成像探头402/502与OCT引擎504和/或控制器626之间的光学和/或电气联通的其他特征件。进一步地,应当理解,光缆632可以包括多个单独的缆线。例如,在某些情况下,光缆可将成像探头402/502连接至OCT引擎504,并且单独的电缆可将成像探头402/502连接至控制器626。

[0053] 在展示的实施例中,光缆632可以终止在连接件634中,该连接件被配置成有利于将成像探头402/502可移除的联接至光缆632。连接件634可以被配置成选择性地接合与成像探头402/502相关联的连接件636,以利于成像探头402/502与光缆632的机械联接、光学联接和/或电联接。例如,沿着成像探头402/502的长度延伸的光纤束102可以经由连接件634和636的联接而光学联接至OCT引擎504。在所展示的实施例中,连接件636可被配置成与

连接件634螺纹接合。然而,应当理解,可以利用任何类型的一个或多个选择性接合特征件或连接件来将成像探头402/502联接至光缆632,包括但不限于压入配合、鲁尔锁、螺纹及其组合。连接件636与连接件634的选择性接合使得整个探头402/502是一次性的、被配置成在单一过程中使用的部件,而连接件634和光缆632则是可以被消毒的(例如使用高压灭菌过程)并可在多个过程中使用的可重复使用的部件。在图5的实施例中,光缆632可以是成像探头402/502的部分,并且将成像探头402/502和光缆632联接至OCT引擎504的连接件可被定位在OCT引擎504中、旁边或邻近。

[0054] 扫描单元106可被定位在手柄122的一次性部分中、或手柄122的非一次性的可重复使用的部分中、或在OCT引擎504的单独部分中,再次使其可重复使用。

[0055] 可以设定手柄122(有时也称为外壳122)的大小和形状而使使用者(如外科医生)用手抓握。为此,手柄122可以包括织纹表面648(例如毛面的、滚花的、或包括凸起/凹陷、锥形、其它表面特征和/或其组合)以增强使用者在手柄122上的抓握。在使用中,使用者可以通过操纵手柄122来控制远侧地联接至外壳/手柄122的套管120的位置,由此朝向该目标生物组织引导成像光束。

[0056] 可以设定套管120的大小和形状而用于通过眼睛600的巩膜602插入眼睛600而有利于视网膜612的成像。套管120可以与手柄122一体成型。可替代地,套管120和手柄122可以是固定至彼此的单独的部件。在这一方面,探头402/502可以包括一个或多个连接件以有利于套管120与手柄122的机械联接、光学联接和/或电联接。因此,套管120或套管120和一部分手柄122可以是被配置成在单一过程中使用的一次性部件,而手柄122或手柄122的其余部分则是可以被消毒的(例如使用高压灭菌过程)并且可在多个过程中使用的可重复使用部件。在又其他实施例中,整个手柄122可以是一次性的。最后,在一些设计中,整个探头402/502都是一次性的。光束形成单元104,如透镜,可以被固定在套管120的远端内。光束形成单元104可被配置成使成像光在目标生物组织(如视网膜612)上聚焦。光束形成单元104可以是梯度折射率(GRIN)透镜。根据这个实施例,梯度折射率可以是球形的、轴向的或径向的。光束形成单元104还可以是球形透镜。可以使用其他透镜形状。

[0057] 以上提供的实例仅为示例性的,并非旨在进行限制。本领域的技术人员可容易设想出与所披露的实施例一致的其他系统,所述其他系统旨在处于本披露的范围内。因此,本申请仅受所附权利要求书限制。

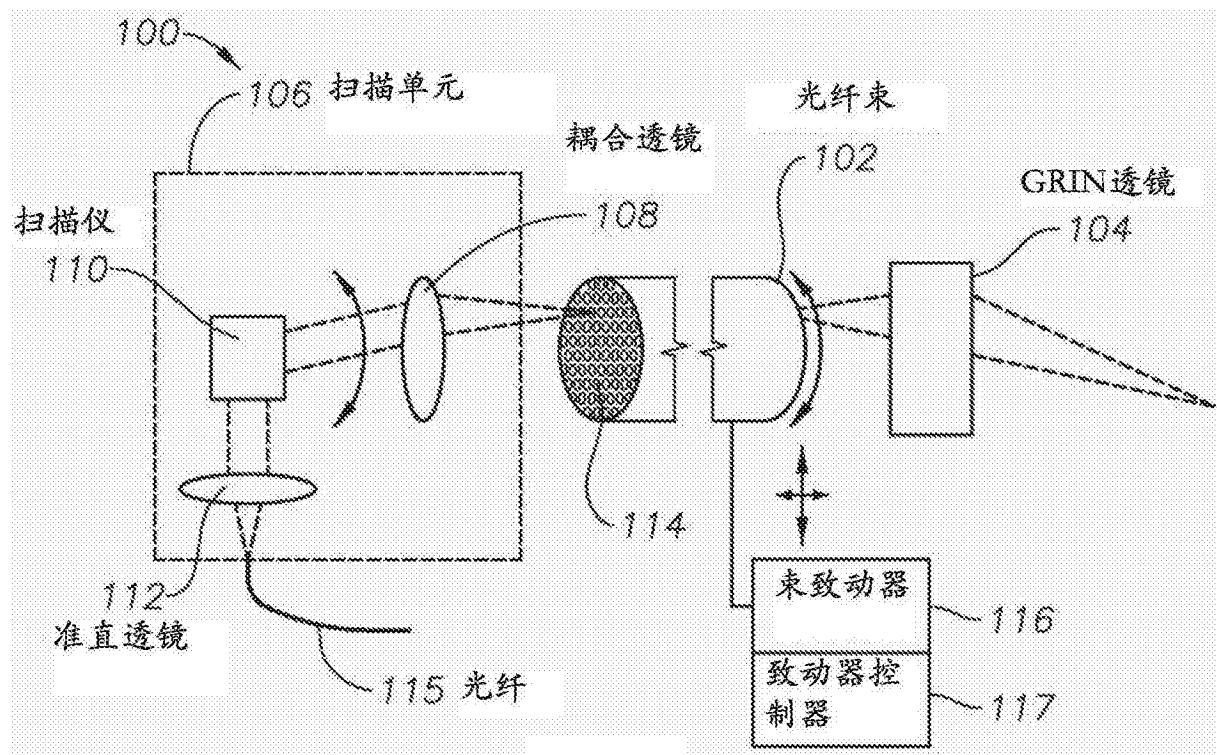


图1

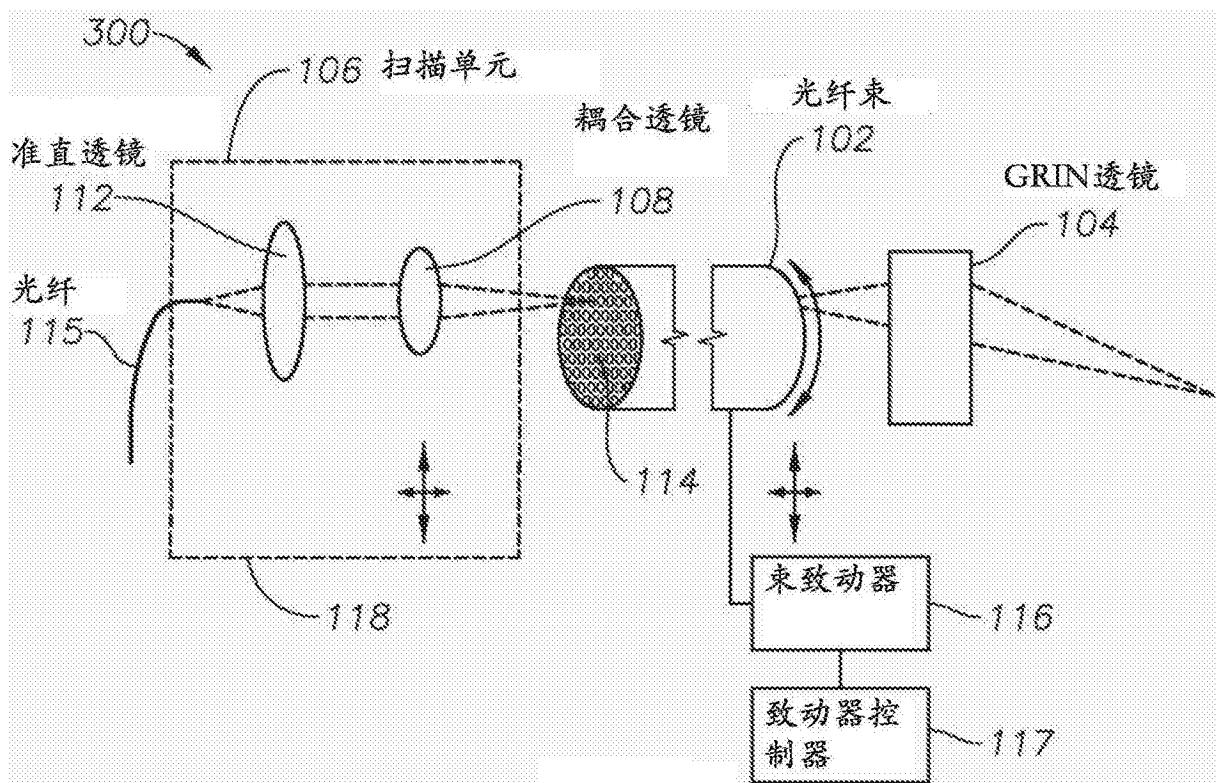


图3

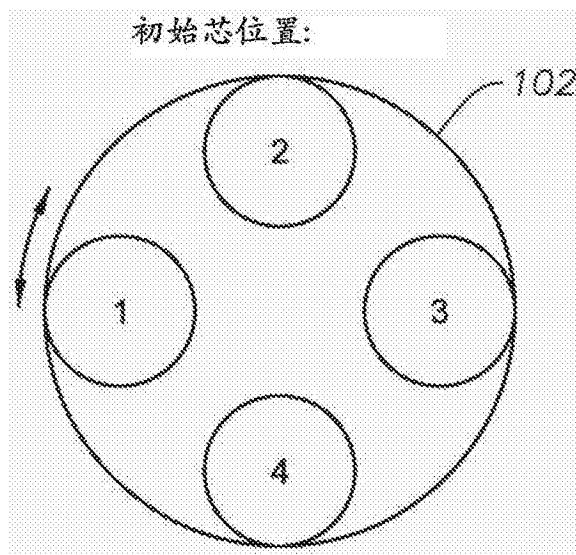


图2a

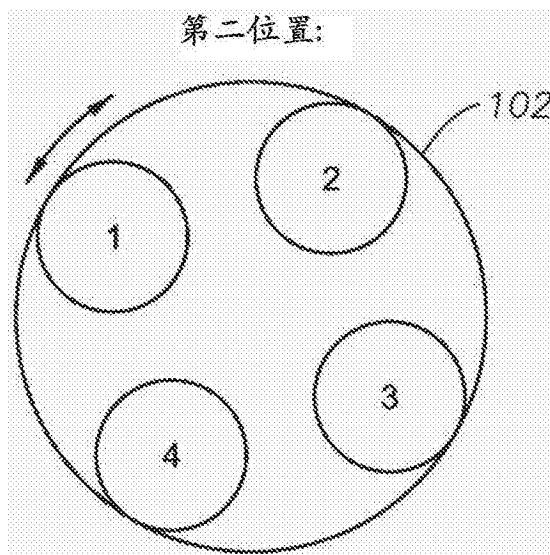


图2b

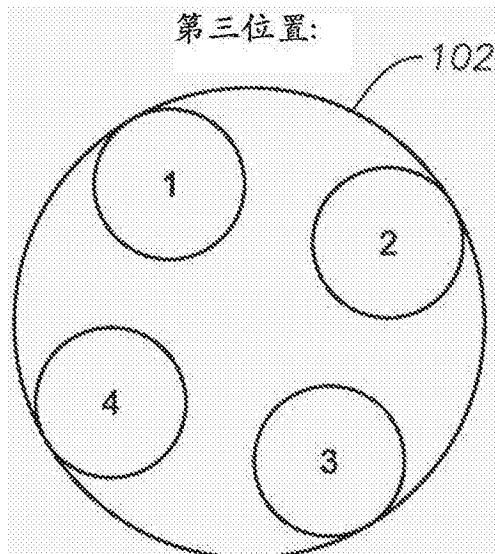


图2c

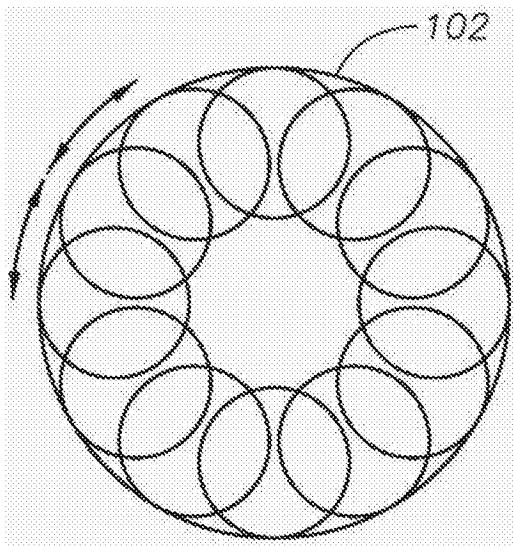


图2d

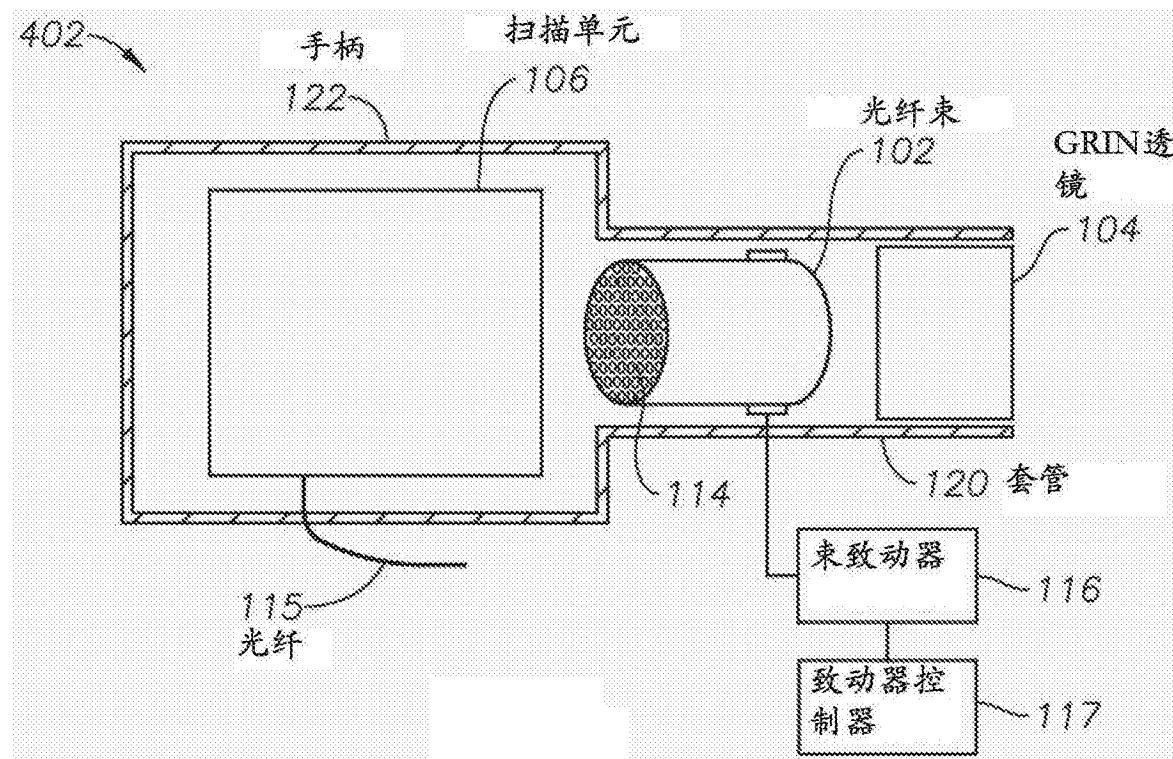


图4

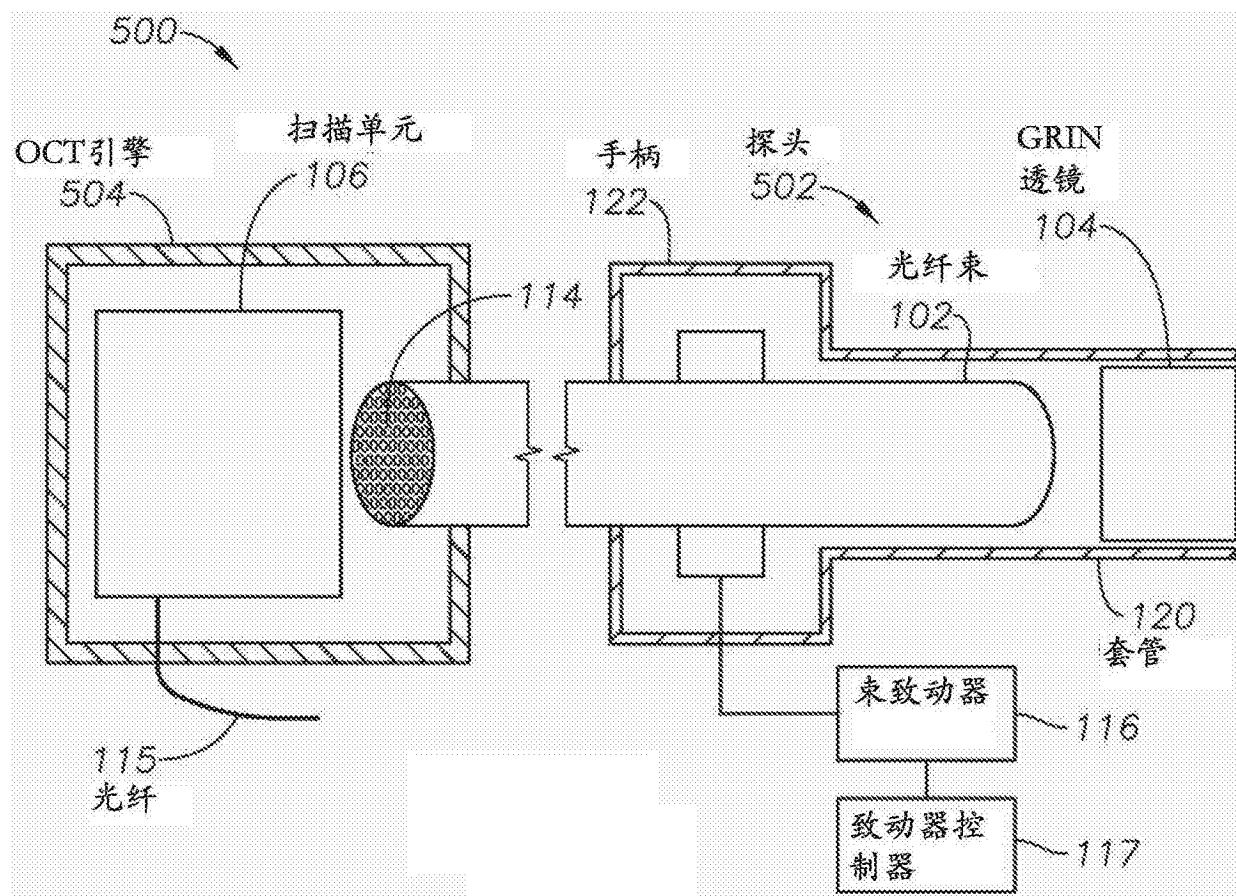


图5

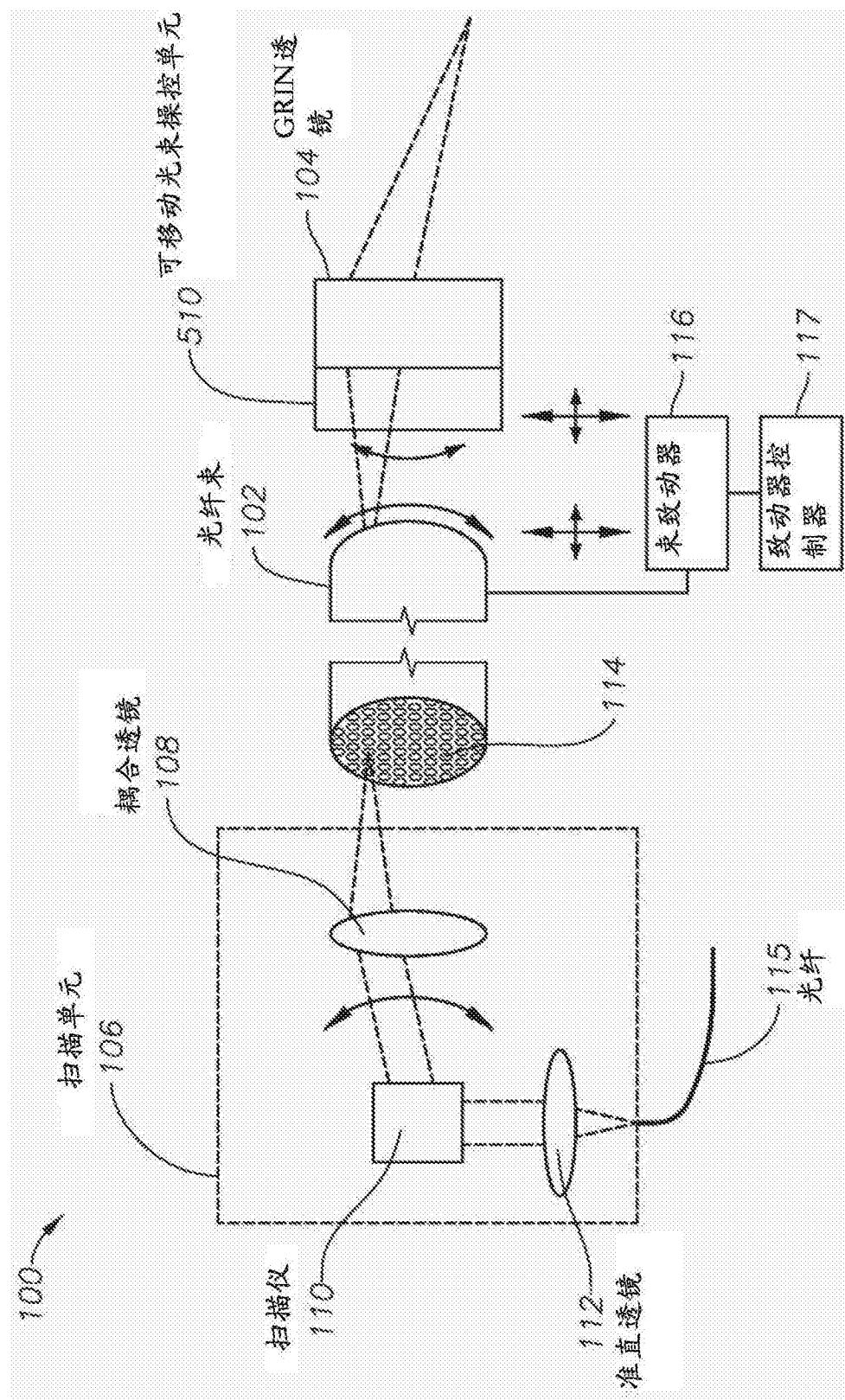


图6A

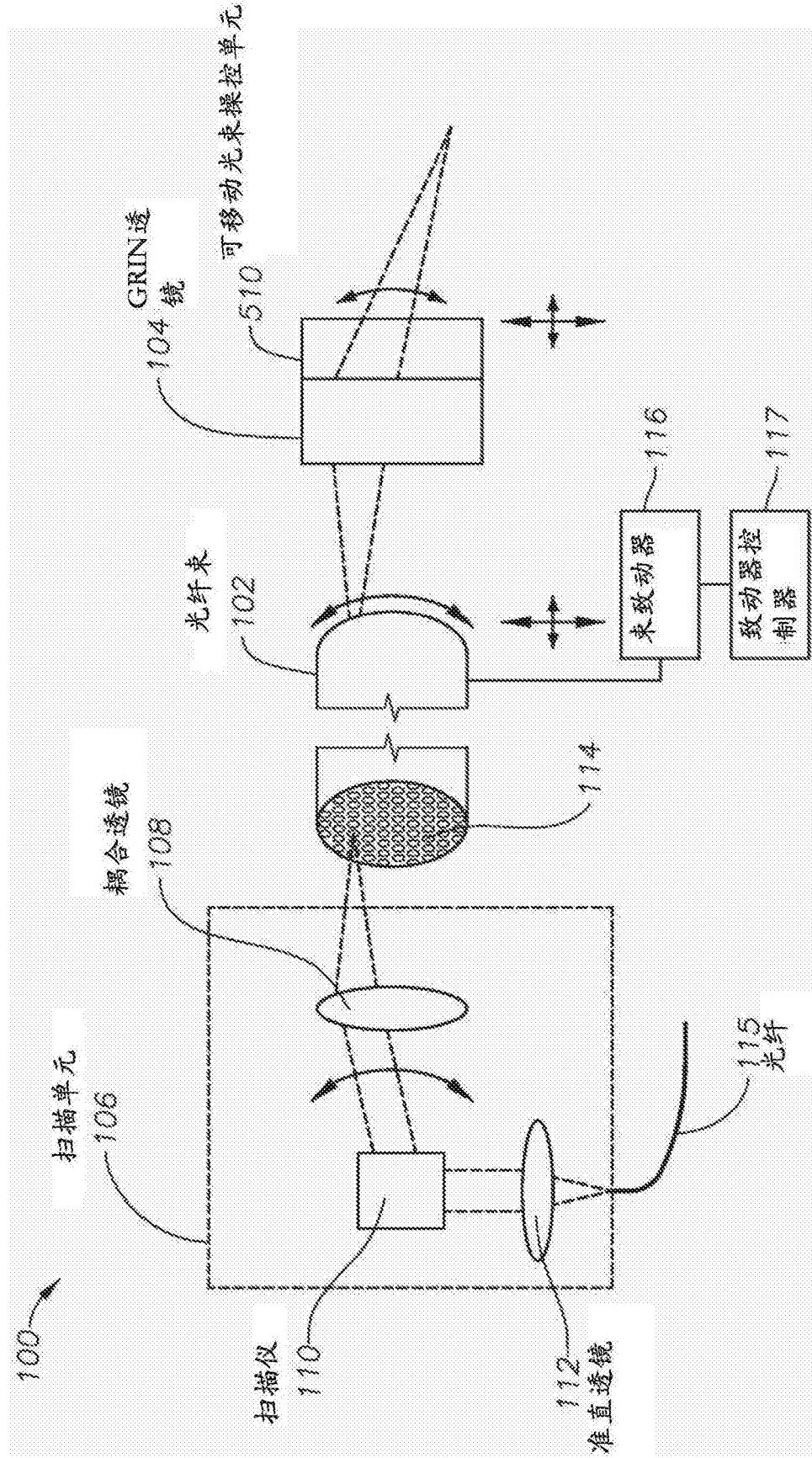


图6B

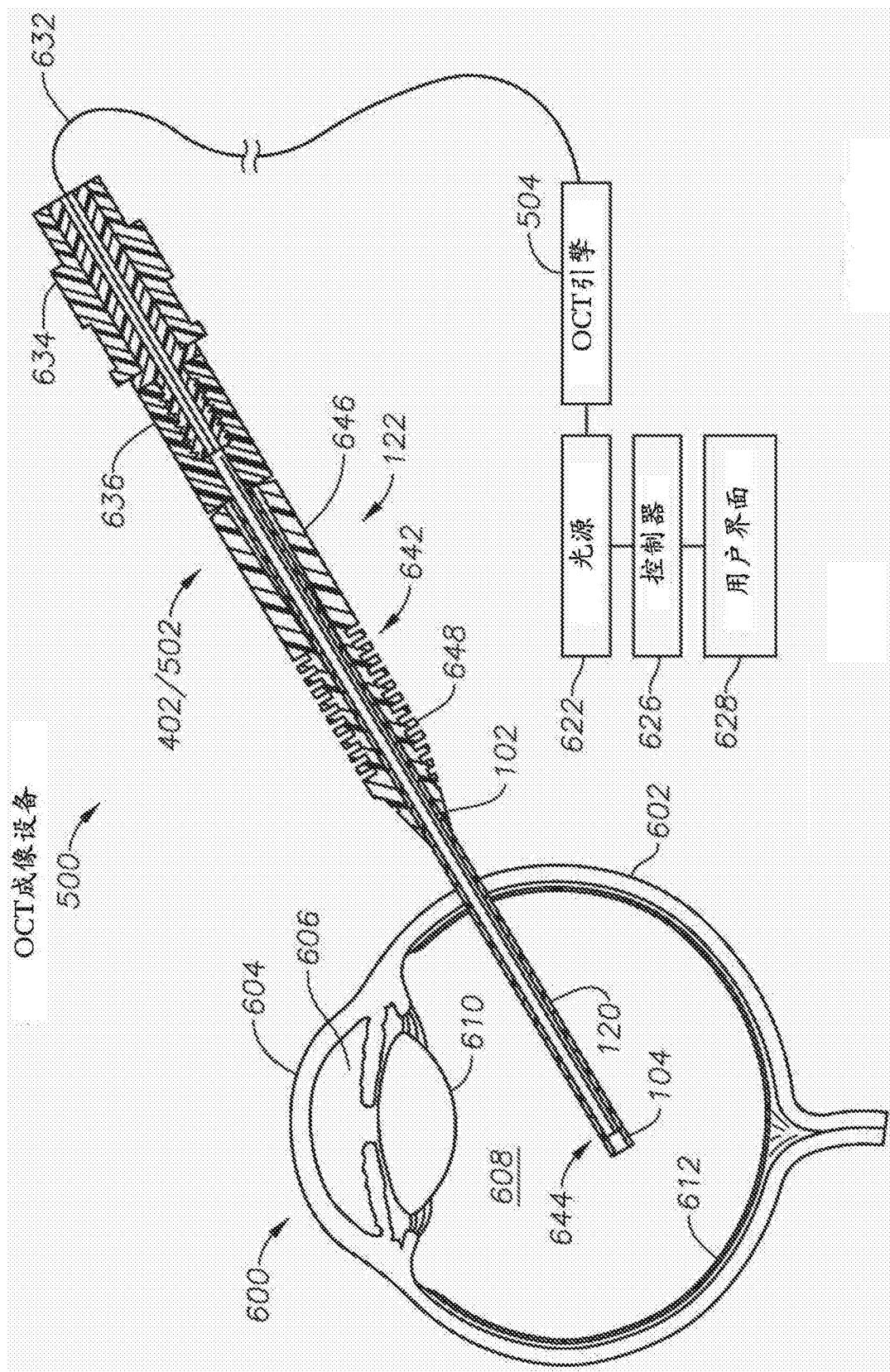


图7