



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105473055 A

(43) 申请公布日 2016. 04. 06

(21) 申请号 201480032285. 5

克里斯托弗·萨克瑟

(22) 申请日 2014. 06. 04

(74) 专利代理机构 北京清亦华知识产权代理事
务所(普通合伙) 11201

(30) 优先权数据

61/830, 820 2013. 06. 04 US

代理人 宋融冰

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 12. 04

(51) Int. Cl.

A61B 3/10(2006. 01)

G02B 26/08(2006. 01)

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2014/040836 2014. 06. 04

G02B 26/10(2006. 01)

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/197553 EN 2014. 12. 11

(71) 申请人 拜尔普泰戈恩公司

地址 美国北卡罗来纳州

(72) 发明人 艾瑞克·L·巴克兰 安德鲁·默南

内斯特·O·法米加

罗伯特·H·哈特

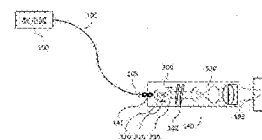
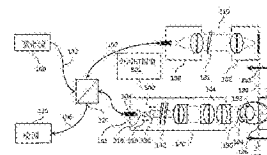
权利要求书3页 说明书11页 附图13页

(54) 发明名称

包括具有三重透镜的光束成形光学组件的光学相干断层成像术成像系统和光学激光扫描系统,其中第二和第三透镜是可移动的

(57) 摘要

提供光学相干断层成像术 OCT 成像系统和激光扫描系统。OCT 系统提供有:耦合至 OCT 成像系统的采样臂的宽带光辐射源;采样臂中的光束成形光学组件,所述光束成形光学组件用于接收来自源的光辐射作为光辐射束,以及用于对光辐射束的空间分布进行成形;耦合至光束成形光学组件的扫描镜组件;以及耦合至光束成形光学组件的物镜组件。在激光扫描系统中也提供用于接收来自激光源的光辐射的光束成形光学组件。两个系统的光束成形光学组件均包括透镜组件,透镜组件用于:在不改变焦点的情况下,改变 OCT 系统的 NA;在不改变系统的 NA 的情况下,改变 OCT 系统的焦点;或者响应于控制输入改变 OCT 系统的 NA 和焦点。



1. 一种光学相干断层成像术(OCT)成像系统,包括:
 - 宽带光辐射源,所述宽带光辐射源耦合至所述OCT成像系统的采样臂;
 - 光束成形光学组件,所述光束成形光学组件在所述OCT成像系统的采样臂中,用于接收来自所述源的光辐射作为光辐射束,以及用于对所述光辐射束的空间分布进行成形;
 - 扫描镜组件,所述扫描镜组件耦合至所述OCT系统的采样臂中的所述光束成形光学组件;其中所述光束成形光学组件包括透镜组件,所述透镜组件用于:
 - 在不改变所述OCT系统的焦点的情况下,改变所述OCT系统的数值孔径(NA);
 - 在不改变所述系统的NA的情况下,改变所述OCT系统的焦点;或者
 - 响应于控制输入改变所述OCT系统的NA和焦点;以及物镜组件,所述物镜组件耦合至所述光束成形光学组件。
2. 根据权利要求1所述的OCT成像系统,其中所述光束成形光学组件包括混合式望远镜(HT),所述HT包括:
 - 位于准直器之后的第一正透镜;
 - 位于所述第一正透镜之后的第二可移动负透镜;以及
 - 位于所述第二可移动负透镜之后且位于所述扫描镜组件之前的第三可移动正透镜。
3. 根据权利要求2所述的OCT成像系统,进一步包括控制器,所述控制器用于响应指令移动所述光束成形光学组件透镜内的透镜,以调节所述NA或焦点。
4. 根据权利要求3所述的OCT成像系统,其中所述控制器包括压电转换器和步进电机中的一个。
5. 根据权利要求3所述的OCT成像系统,其中所述控制器由所述系统外部的用户控制。
6. 根据权利要求2所述的OCT系统,进一步包括:
 - 用于对眼睛成像的物镜组件;其中包括所述光束成形光学组件、所述物镜组件和所述光束成形光学组件和所述物镜组件之间的任何额外的光学元件的所述系统具有60屈光度(D)的总光焦度范围,并且在+30D至-30D之间操作,其中所述数值孔径可调节至至少因子2以上;以及
 - 其中所述系统用于传输在眼角膜处直径为约2mm至约6mm之间的光束。
7. 根据权利要求2所述的OCT系统,其中所述系统是可调节的,以使以+60D至-30D之间的总光焦度进行操作。
8. 根据权利要求2所述的OCT系统,其中所述物镜组件包括在所述扫描镜组件之后的物镜组,其中所述HT提供+40D至-20D之间的光焦度范围,以及其中所述物镜组提供+20D至-10D的额外的聚焦范围。
9. 根据权利要求2所述的OCT系统,进一步包括在所述扫描镜组件之后的光束扩展器。
10. 根据权利要求9所述的OCT系统,其中所述扫描镜组件中的镜的尺寸从约3mm至约6mm。
11. 根据权利要求2所述的OCT系统,其中所述物镜组件包括不需要聚焦的物镜组。
12. 一种光学扫描束系统,包括:
 - 准直器,所述准直器用于接收耦合至所述系统的源的光纤;
 - 扫描镜组件,所述扫描镜组件耦合至所述系统的所述准直器;以及

聚焦组件,所述聚焦组件位于所述系统的所述扫描镜组件之前,在所述准直器和所述扫描镜组件之间,其中所述聚焦组件用于响应控制输入改变所述系统的数值孔径(NA)、所述系统的焦点或既改变所述NA也改变所述焦点。

13. 根据权利要求12所述的系统,其中所述聚焦组件包括混合式望远镜(HT),所述HT包括:

位于所述准直器之后的第一正透镜;

位于所述第一正透镜之后的第二可移动负透镜;以及

位于所述第二可移动负透镜之后且位于所述扫描镜组件之前的第三可移动正透镜。

14. 根据权利要求13所述的系统,其中所述扫描束系统包括光学相干断层成像术系统、激光传输系统和内窥镜成像系统中的一个。

15. 根据权利要求13所述的系统,进一步包括控制器,所述控制器用于移动所述第二透镜和/或第三透镜以调节所述NA和/或焦点。

16. 根据权利要求15所述的系统,其中所述控制器包括压电转换器和步进电机中的一个。

17. 根据权利要求15所述的系统,其中所述控制器由所述系统外部的用户控制。

18. 根据权利要求13所述的系统,其中所述系统用于接收位于所述扫描镜组件之后的额外的光学器件。

19. 一种用于光学相干断层成像术(OCT)成像系统的控制器,所述成像系统包括:所述OCT的采样臂中的用于接收耦合至所述OCT系统的源的光纤的准直器,耦合至所述OCT系统的所述采样臂中的所述准直器的扫描镜组件,以及位于所述OCT系统的所述采样臂中的所述扫描镜组件之前且在所述准直器和所述扫描镜组件之间的混合式望远镜,所述控制器包括:

用于控制所述混合式望远镜中的两个或更多个透镜的部件,其中所述HT包括:

位于所述准直器之后的第一正透镜;

位于所述第一正透镜之后的第二可移动负透镜;以及

位于所述第二可移动负透镜之后且位于所述扫描镜组件之前的第三可移动正透镜,

其中用于控制的所述部件包括用于响应所述控制器的控制输入,控制所述第二可移动负透镜、第三可移动正透镜或第二可移动负透镜和第三可移动正透镜,以改变所述系统的数值孔径(NA)或所述系统的焦点或所述NA和所述焦点的部件。

20. 一种用于操作扫描束系统的方法,所述方法包括:

当进入样品中的感兴趣区域时,将混合式望远镜(HT)设置为长焦距和低数值孔径(NA);

在所述样品的感兴趣区域内识别感兴趣结构;

增大所述NA,降低景深以及增加聚焦平面的亮度;以及

改变焦距使得所述焦距匹配与所述扫描束系统相关联的器具的工作距离。

21. 一种光学扫描束系统,包括:

光辐射输入源,所述光辐射输入源用于发射具有初始束直径和束发散度的光束;

束制约组件,所述束制约组件具有用于接收来自所述输入源的光辐射的输入、用于改变所述束直径和所述束发散度的部件、用于将所述光辐射引导至用于沿与束传播方向正交

的至少一个方向对光辐射束进行转向的部件的输出；

用于将转向的所述光辐射束引导至与对象相关联的感兴趣区域的部件；

用于采集从所述感兴趣区域散射的或透射穿过所述感兴趣区域的所述光辐射的至少一部分的部件；

用于检测采集的所述光辐射的部件；

用于处理检测的所述光辐射,以响应所述光辐射束与所述对象的交互而生成从所述感兴趣区域的属性获得的图像的部件；

控制器,所述控制器与所述束制约组件通信,用于控制所述束制约组件的至少两个运动自由度,其中所述控制器用于在固定的系统数值孔径下将所述光学扫描束系统设置至多个指定的聚焦位置中的一个,以及在固定的聚焦位置下将所述光学扫描束系统设置至多个指定的数值孔径中的一个。

包括具有三重透镜的光束成形光学组件的光学相干断层成像术成像系统和光学激光扫描系统,其中第二和第三透镜是可移动的

[0001] 优先权

[0002] 本申请要求2013年6月4日提交的美国临时专利申请号61/830,820(代理人案号9526-46PR)的权益,其全部内容通过参照包括于此,就如列出其全部内容。

[0003] 政府资助声明

[0004] 本发明部分地由国家健康研究院、国家眼科研究院提供的资助申请R44EY018021-03和1R43EY022835-01下的政府资助提供经费。美国政府对本发明具有一定的权利。

技术领域

[0005] 本发明一般涉及扫描束光学系统,更特别地,涉及共焦成像系统,光学相干断层成像术成像系统,激光传输系统等。

背景技术

[0006] 眼科诊断和治疗往往依赖一类光学系统,即涉及对到达对象(例如眼睛)的光辐射束进行裁剪和传输的光学系统。激光用于切除和激光凝固疗法,例如,用于眼肿瘤和眼血管疾病的治疗。扫描激光检眼镜是设计用于获得眼睛底部的高对比度图像的直接检测扫描束共焦成像技术。高分辨率扫描共焦显微术用于眼角膜内皮细胞计数。光学相干断层成像术是用于获得眼睛结构的深度分辨图像的低数值孔径共焦干涉成像系统。

[0007] 这些系统中的每个均典型地要求对光束几何进行剪裁以取得特定的目的。一般地,需要焦点控制以将光辐射的光束腰引导至感兴趣区域,光束放大控制用于光束腰处的横向分辨率和光束腰附近的景深的数值孔径。可以改进现有的光束传输系统。

发明内容

[0008] 本发明的一些实施例提供一种光学相干断层成像术(OCT)成像系统,该OCT成像系统包括:耦合至所述OCT成像系统的采样臂的宽带光辐射源;所述OCT成像系统的采样臂中的光束成形光学组件,所述光束成形光学组件用于接收来自所述源的光辐射作为光辐射束,以及用于对所述光辐射束的空间分布进行成形;耦合至所述OCT成像系统的采样臂中的所述光束成形光学组件的扫描镜组件;以及耦合至所述光束成形光学组件的物镜组件。所述光束成形光学组件包括透镜组件,所述透镜组件用于:在不改变所述OCT成像系统的焦点的情况下,改变所述OCT成像系统的数值孔径(NA);在不改变所述系统的NA的情况下,改变所述OCT系统的焦点;或者响应于控制输入改变所述OCT系统的NA和焦点。

[0009] 在本发明的进一步的实施例中,所述光束成形光学组件可以包括混合式望远镜HT。所述HT可以包括:位于准直器之后的第一正透镜;位于所述第一正透镜之后的第二可移动负透镜;以及位于所述第二移动式负透镜之后且位于所述扫描镜组件之前的第三可移动正透镜。

[0010] 在本发明的另一些进一步的实施例中,所述OCT成像系统可以进一步包括控制器,所述控制器用于响应指令移动所述光束成形光学组件透镜内的透镜,以调节所述NA或焦点。所述控制器可以包括压电转换器和步进电机中的一个。所述控制器可以由系统外部的用户控制。

[0011] 在一些实施例中,所述OCT成像系统可以进一步包括:用于对眼睛成像的物镜组件。包括所述光束成形光学组件、所述物镜组件和所述光束成形光学组件和所述物镜组件之间的任何额外的光学元件的所述系统具有60屈光度(D)的总光焦度范围,并且在+30D至-30D之间操作,所述数值孔径可调节至至少因子2以上。所述系统可以用于传输在眼角膜处直径为约2mm和约6mm之间的光束。

[0012] 在进一步的实施例中,所述系统是可调节的,以使以+60D至-30D之间的总光焦度进行操作。

[0013] 在另一些进一步的实施例中,所述物镜组件可以进一步包括在所述扫描镜组件之后的物镜组,其中所述HT提供+40D和-20D之间的光焦度范围,以及其中所述物镜组提供+20D至-10D的额外的聚焦范围。

[0014] 在一些实施例中,所述OCT系统可以进一步包括在所述扫描镜组件之后的光束扩展器。所述扫描镜组件中的镜的尺寸从约3mm至约6mm。

[0015] 在进一步的实施例中,所述物镜组件可以进一步包括不需要聚焦的物镜组。

[0016] 本发明的另一些进一步的实施例提供一种光学扫描束系统,该光学扫描束系统包括:用于接收耦合至所述系统的源的光纤的准直器;耦合至所述系统的所述准直器的扫描镜组件;以及位于所述系统的所述扫描镜组件之前且在所述准直器和所述扫描镜组件之间的聚焦组件,其中所述聚焦组件用于响应控制输入改变所述系统的数值孔径NA、所述系统的焦点或既改变所述NA又改变所述焦点。

[0017] 本发明的一些实施例提供一种用于光学相干断层成像术(OCT)成像系统的控制器,所述成像系统包括:所述OCT的采样臂中的用于接收耦合至所述OCT系统的源的光纤的准直器,耦合至所述OCT系统的所述采样臂中的所述准直器的扫描镜组件,以及位于所述OCT系统的所述采样臂中的所述扫描镜组件之前且在所述准直器和所述扫描镜组件之间的混合式望远镜。所述控制器包括:用于控制所述混合式望远镜中的两个或更多个透镜的部件。所述混合式望远镜包括:位于所述准直器之后的第一正透镜;位于所述第一正透镜之后的第二可移动负透镜;以及位于所述第二可移动负透镜之后且位于所述扫描镜组件之前的第三可移动正透镜。所述用于控制的部件包括用于响应所述控制器的控制输入,控制所述可第二移动负透镜或第三可移动正透镜、第二可移动负透镜和第三可移动正透镜,以改变所述系统的数值孔径(NA)或所述系统的焦点或所述NA和所述焦点的部件。

[0018] 本发明的进一步的实施例提供一种用于操作扫描束系统的方法。所述方法包括:当进入样品中的感兴趣区域时,将混合式望远镜(HT)设置为长焦距和低数值孔径(NA);在所述样品的感兴趣区域内识别感兴趣结构;增大所述NA,降低景深以及增加聚焦平面的亮度;以及改变焦距使得所述焦距匹配与所述扫描束系统相关联的器具的工作距离。

[0019] 本发明的另一些进一步的实施例提供一种光学扫描束系统,包括:用于发射具有初始束直径和束发散度的光束的光辐射输入源;束制约组件,所述束制约组件用于接收来自所述输入源的光辐射的输入,用于改变所述束直径和所述束发散度的部件,用于将所述

光辐射引导至用于沿与束传播方向正交的至少一个方向对光辐射束进行转向的部件的输出;用于将转向的所述光辐射束引导至与对象相关联的感兴趣区域的部件;用于采集从所述感兴趣区域散射的或透射穿过所述感兴趣区域的所述光辐射的至少一部分的部件;用于检测采集的所述光辐射的部件;用于处理检测的所述光辐射,以响应所述光辐射束与所述对象的交互而生成从所述感兴趣区域的属性获得的图像的部件;控制器,所述控制器与所述束制约组件通信,用于控制所述束制约组件的至少两个运动自由度,其中所述控制器用于在固定的系统数值孔径下将所述光学扫描束系统设置至多个指定的聚焦位置中的一个,以及在固定的聚焦位置下将所述光学扫描束系统设置至多个指定的数值孔径中的一个。

附图说明

- [0020] 图1A是示出示例性的光学相干断层成像术(OCT)视网膜(后部)成像系统的框图。
- [0021] 图1B是示出扫描激光检眼镜(SLO)成像系统的框图。
- [0022] 图2A是根据本发明的一些实施例的包括混合式望远镜的成像系统的框图。
- [0023] 图2B是根据本发明的一些实施例的包括混合式望远镜的成像系统的框图。
- [0024] 图3是示出示例性的光学相干断层成像术(OCT)眼角膜(前部)成像系统的框图。
- [0025] 图4是根据本发明的一些实施例的前部成像系统的框图。
- [0026] 图5是根据本发明的一些实施例的前部成像系统的框图。
- [0027] 图6是根据本发明的一些实施例的激光传输系统的框图。
- [0028] 图7A-7G是示出根据本发明的一些实施例的使用混合式望远镜的视网膜成像系统的示意图。
- [0029] 图8A-8B是示出根据本发明的一些实施例的适合用于眼角膜成像的包括混合式望远镜的成像系统的示意图。
- [0030] 图9A-9C是示出根据本发明的一些实施例的包括混合式望远镜的内窥镜成像系统的示意图。
- [0031] 图10是示出根据本发明的一些实施例的使用HT的系统的示例性操作的流程图。

具体实施方式

- [0032] 将在下文参考附图详细描述本发明,本发明的实施例在附图中示出。但是,本发明可以以很多替换形式体现,并且不限于本文示出的实施例。
- [0033] 相应地,虽然本发明易于有各种修改和替换形式,但本发明的具体实施例通过附图中的示例示出并且将在本文详细描述。但是,应理解的是,不意欲将本发明限制为所公开的特别形式,而是相反,本发明覆盖落在权利要求限定的本发明的精神和范围内的所有修改、等同和替换。附图说明自始至终用相同的标号表示相同的元件。
- [0034] 本文使用的术语的目的仅在于描述特别的实施例,不意欲限定本发明。如本文所使用的,单数形式“一个”“这个”也意欲包括复数形式,除非上下文清楚地指示相反规定。将进一步理解的是,术语“包括”“包含”当在说明书中使用,指定所陈述的特征、整数、步骤、操作、元件和/或部件的存在,但不排除一个或多个其它特征、整数、步骤、操作、元件、部件和/及其组合的存在或附加。另外,当元件涉及“响应”于或“连接”至另一个元件时,可以直接响应于或连接至其它元件,或存在中间元件。相比之下,当元件涉及“直接响应”于或“直

“连接”至另一个元件时,则不存在中间元件。如本文所使用的,术语“和/或”包括列出的相关项目的一个或多个中的任何一个和所有组合,且可以简写为“/”。

[0035] 除非另有规定,本文所使用的所有术语(包括科技术语)具有与本发明所属领域的技术人员通常理解的相同的意思。将进一步理解的是,本文所使用的术语应解释为具有与它们在本说明书及现有技术的上下文中意思一致的意思,且不应以理想化的或过于形式化的意识来理解,除非在本文明确地限定。

[0036] 将理解的是,尽管术语第一、第二等可用在本文以描述各种元件,这些元件不应被这些术语限制。这些术语仅仅用于将一个元件与其它元件进行区别。例如,在不背离本公开的教导的情况下,第一元件可以被称为第二元件,类似地,第二元件可以被称为第一元件。尽管一些图在通讯路径上包括箭头以示意通讯的主方向,应理解的是,通讯可以在箭头指示的相反的方向上发生。

[0037] 尽管本文所讨论的很多示例涉及的样品为眼睛,具体地为视网膜、眼角膜、眼睛的眼前节和晶状体,但本发明的实施例不限于这类样品。在不背离本发明的范围的情况下,可以与本文所讨论的实施例结合使用的任何类型的样品均可以使用。

[0038] 如本文所使用的,在不背离本发明的范围的情况下,术语“组件”可以涉及单个元件,多个元件以及一个或多个透镜组。因此,例如,术语物镜组件可以涉及多于包含在物镜组中的透镜。

[0039] 在名称为“Optical Imaging Systems having Input Beam Shape Control and Path length Control”的共同转让的美国专利申请13/705,867(代理人案号9526-40),以及名称为“Surgical Microscopes Using Optical Coherence Tomography and Related Systems and Methods”的美国专利申请13/836,576(代理人案号9526-42)中讨论了成像,特别是OCT成像,其全部内容通过参照包括于此,就如列出其全部内容。

[0040] 眼科诊断和治疗往往依赖一类光学系统,即涉及对到达对象(例如眼睛)的光辐射束进行裁剪和传输的光学系统。例如,激光用于切除和激光凝固法,例如,用于眼肿瘤和眼血管疾病的治疗。扫描激光检眼镜是设计用于获得眼睛底部的高对比度图像的直接检测扫描束共焦成像技术。高分辨率扫描共焦显微术用于眼角膜内皮细胞计数。光学相干断层成像是用于获得眼睛结构的深度分辨图像的低数值共焦干涉成像系统。

[0041] 这些系统中的每个均典型地要求对光束几何进行剪裁以取得特定的目的。一般地,需要焦点控制以将光辐射的光束腰引导至感兴趣区域,光束放大控制用于光束腰处的横向分辨率和光束腰附近的景深的数值孔径。如本文所使用的,“光束腰”涉及聚焦的光束的最小直径的位置,例如,如通过本领域技术人员所公知的高斯光学来定义。理想的光束传输系统可以适应各种应用和感兴趣区域的剪裁特征。理想的光束传输系统将具有以下属性组:可变的数值孔径,以控制辐射在景深上的分布以及允许对焦点位置处的横向分辨率的控制;可变的焦点,以允许焦点位置相对于感兴趣区域的独立控制;路径长度的稳定性,以降低系统和对象之间的位置变化,以及在干涉系统的情况下以降低对路径匹配条件的改变;以及可调性,以适应末端物镜的宽度范围,以对各种过程提供多用途。

[0042] 如以上所讨论的,现有的系统不具有所有的期望的属性组。在大多数相关的成像系统中,数值孔径是通过设计标称固定的,焦点是通过一个或多个远端透镜组或元件的机械运动控制的。这种系统典型地要求接近对象的较大的和较重的光学子系统的机械控制。

在视网膜扫描成像系统中,这种焦点控制可以影响对象的工作距离,与眼睛的入射光瞳共轭的扫描转像(relay),以及光学相干断层成像术的路径匹配条件。

[0043] 开普勒望远镜系统有时并入这种光束传输系统,开普勒望远镜系统使用彼此之间的位移为它们各自的焦距的的两个正透镜组,这两个光学透镜组之间的相对距离可以用于对标称的远焦变焦引入光焦度。这种控制系统必然将数值孔径耦合至光焦度,这种耦合不是精确应用所期待的。

[0044] 使用一个正透镜组和一个负透镜组的伽利略望远镜系统具有提供正立图像的优点,已经被用于某些视觉系统。伽利略望远镜具有有限的视场,且一般不用于光束传输系统。

[0045] 因此,本发明实施例提供焦点和数值孔径控制系统,如在本文中关于附图进一步描述的,该控制系统允许在有效范围内对数值孔径和光焦度的独立控制,同时保持路径长度的稳定性和灵活性以适应各个末端物镜。

[0046] 已有已经实现本发明的一些但不是全部的目标属性的非成像扫描光束光学系统。例如,名称为“Scanning Optical System Capable of Automatic Focus”的美国专利5,220,450讨论了用于激光绘图机应用的具有聚焦控制和具有用于检测该聚焦控制的部件的扫描光束系统。提出同时采用开普勒系统和伽利略系统的聚焦控制实现。未讨论数值孔径控制。名称为“Electronic Spot Light Control”的美国专利6,426,840公开了用于立体光刻系统的具有用于调节光束的光斑大小的第一组光学部件和用于调节该光束的焦点位置的第二组光学部件的连续光束控制系统。本发明的主物镜控制与固态激光光斑(导致聚焦时的散光)相关联的光束尺寸的不对称性,而不控制系统的数值孔径。名称为用于“Zoom Handpiece for Laser Surgery”的美国专利6,451,010讨论了包括伽利略望远镜的光束制约系统以仅仅通过聚焦控制管理固定的工作距离处的光束直径。当光焦度增加时,焦距减小。在固定的工作距离处,光束从焦点处向对象扩展从而增大对象处的光束直径。

[0047] 当这些光束传输示例中的每个示例均使用包含开普勒变焦、伽利略变焦或二者的组合的光束制约系统时,每个系统的目标是在着重于焦距、光束散光或目标处的光斑大小的情况下将光束传输至目标表面。这些传统的系统均不能提供成像系统或具有独立聚焦控制的成像系统,具有独立聚焦控制的成像系统用于控制在待成像物体处或内的光束腰的位置或独立控制数值孔径以管理获得的图像的景深。具体地,这些传统的系统均未讨论如何制约扫描光束以独立控制光束腰的位置、光束腰的直径以及因此得到的光束腰附近的景深,从而通过检测来自与所述对象交互过的制约光束的反向散射光或透射光而获取图像。

[0048] 相应地,本发明的一些实施例提供一种扫描光束成像系统,该成像系统包括光辐射输入源,引导输入辐射穿过光束制约子系统,光束制约子系统提供部件用于独立控制成像系统的光束腰或焦点的位置,以及焦点处的光束直径,以及进而成像系统的数值孔径或景深。该扫描光束成像系统可以进一步包括用于沿至少一个与光束轴垂直的轴扫描制约光束的部件,用于将扫描制约光束引导至样品处或内的感兴趣区域的部件,用于接收来自样品的反向散射光辐射或透射光辐射,以及将该反向散射的或透射的光辐射引导至用于检测该辐射的另一部件的部件,以及用于构建对象的感兴趣区域的识别标志(signature)或图像的部件。如参照附图将在本文中进一步讨论的,这些扫描光束成像系统可以包括在扫描部件和对象之间的额外的光学部件,该额外的光学部件用于进一步制约扫描光束以适合对

象和成像要求。

[0049] 这种扫描成像系统的示例包括使用直接检测或相干干涉检测的成像系统。例如，这种扫描成像系统可以包括但不限于，低相干干涉形貌测量或断层成像术系统、光学相干断层成像术(OCT)成像系统、扫描激光检眼镜(SLO)成像系统、扫描共焦显微成像系统以及扫描内窥镜成像系统。进一步地，OCT成像系统可以用于有生命或非生命样品，以及可以包括眼睛或非眼睛结构。根据本发明的眼科成像系统可以包括用于对眼睛的前部结构、眼睛的后部区域或结构(例如视网膜)或眼睛的任何其它的内部或外部结构进行成像的系统，眼睛的前部结构包括眼角膜、虹膜、虹膜角、眼睛的自然的或人造的晶状体。

[0050] 这种扫描成像系统的进一步的应用可以包括但不限于，具有可变的限定的焦点位置或可变的限定的焦距比数(或景深或数值孔径)以控制图像的位置和图像的景深的成像系统。如本文所使用的，“焦距比数”指的是焦距与光学系统的入射光瞳的直径的比，且与系统的数值孔径(NA)成反比。聚焦控制可以包括对焦距的有效范围的连续控制或可以包括以离散值聚焦。类似地，焦距比数或数值孔径控制可以包括连续控制或由离散的一组值控制。可以在不改变系统焦距比数的情况下实现聚焦控制，以及可以在不改变系统焦距的位置的情况下改变焦距比数。

[0051] 对于眼科视网膜成像应用，聚焦控制可以具有足够的范围以调解近视眼、远视眼或无晶状体眼而造成的屈光不正的范围，并且可以具有足够的聚焦范围以允许从眼角膜至视网膜的成像。如本文所使用的，“近视”指的是近视的临床条件；“远视”指的是远视的临床条件，“无晶状体”指的是在对象的眼睛中缺少自然的或替代的人造晶状体。

[0052] 本发明的一些实施例提供一种混合式伽利略-开普勒望远镜(混合式望远镜,HT)，包括具有第一光焦度或有效焦距的第一透镜组，位于第一透镜组之后的是具有第二光焦度的第二透镜组，第二透镜组具有负光焦度，位于第二透镜组之后的是具有第三正光焦度的第三透镜组。可以根据光学系统的具体要求而调整每个透镜组的具体的光学性质，例如通光孔径、焦距和像差校正。透镜组之间的相对位置是可以控制的，例如通过相对于第一透镜组移动第二负透镜组的位置以及相对于第二负透镜组移动第三正透镜组的位置，从而修改该混合式伽利略-开普勒望远镜系统的光焦度和数值孔径。

[0053] 以下将讨论根据本发明实施例的突出HT的属性和性能优势中的一些的扫描视网膜成像系统。首先参考图1A，将讨论传统的视网膜OCT成像系统的框图。如图1A所示，系统包括通过源路径105传输的宽带源100，其中源路径105可以包括光纤、通过光束分离器120相互耦合的基准臂107和采样臂108。光束分离器120可以为例如光纤耦合器或体光学或微型光学耦合器。光束分离器120可以提供从约50/50至90/10的分光率。进一步如图1A所示，光束分离器120还可与检测路径106上的波长或频率采样检测模块130耦合，其中检测路径106可以由光纤提供。

[0054] 采样臂108将光纤耦合至对从光纤发射出的光辐射束的空间分布进行成形的光学组件。光学组件可以一般地被指定为在采样臂成像光学部件140的输入端处的准直器141，准直器141将准直光传输至一对扫描镜142，通过包括末端物镜144的成像透镜。对于正视眼对象而言，从光纤传输至末端物镜的光束是准直的且至少标称是远心的。如本文所使用的，“正视眼”指的是正常未校正视力的临床条件，即无需补充校正而聚焦远程物体的能力；“远心”指的是其主射线平行于穿过视场的光轴的光学系统。准直光经由对象的眼角膜195和晶

状体193被聚焦至视网膜196。通过将扫描镜组件(多个扫描镜)142成像至对象的瞳孔194,扫描光束经由瞳孔枢转以使得对视网膜平面的成像具有最小渐晕。在OCT系统中,因此得到的图像是在窗口170中的对象的深度分辨图像,其与具有基准臂光学部件110的设置的路径匹配条件150相关。

[0055] 在图1A的视网膜成像系统中,眼睛将光束聚焦至视网膜上,光束匹配条件由基准路径长度和采样臂路径长度限定,包括眼睛的长度,扫描光束的横向分辨率和景深由光束在眼角膜处的直径限制。典型的基准臂组件110将具有输入准直器180、可变光衰减器181以及后向反射器组件182。后向反射器可以耦合至可移动组件183用于眼睛长度变化的调节,或者更通常地用于将基准臂路径长度匹配至采样臂路径位置197。对象的屈光不正的校正通常通过与物镜组144相关联的一个或多个可移动透镜元件143来处理。往往值得期待的是,能够在不出现瞳孔散大(眼睛的扩张)的情况下成像,即限制光束直径小于约3mm。

[0056] 参考图1B,将讨论另一个一般的视网膜成像系统,即扫描激光检眼镜(SLO)。如图1B所示,SLO与图1A的OCT系统相当类似。但是,SLO包括直接检测系统131,检测系统131取代关于以上OCT系统所讨论的干涉检测系统。SLO系统不具有基准臂。进一步地,SLO系统典型地使用窄线宽激光源取代宽带源。另外,除了SLO系统获得整合在共焦景深171上的基底图像取代OCT系统的深度分辨图像之外,SLO系统的光学成像属性标称为与OCT系统相当。

[0057] 在图1A和图1B示出的系统中,聚焦控制需要首先补偿正常屈光的折射偏离,以及其次控制成像中的感兴趣区域。这种扫描光束视网膜成像系统中的聚焦控制通常通过末端物镜144的相对位置控制143实现。该聚焦控制影响扫描镜142和光束焦点的共轭,并且需要焦点、工作距离(以及,对于OCT而言,基准臂路径长度)的协调。

[0058] 进一步地,常常值得期待的是,关于视网膜的表面的更精确地控制焦点。可以期待着着重于内视网膜,例如神经纤维层;外视网膜,例如视网膜色素上皮;或者脉络膜,或者可以期待对玻璃体内的结构成像,例如,观察与眼色素层炎相关联的玻璃体牵引或发炎过程。如本文所使用的,“眼色素层炎”指的是眼色素层或者眼睛的中部的炎症的临床条件。在一些实施例中,可以在不引入晕影或不改变工作距离的情况下调解聚焦控制。

[0059] 另外,有利的是,可以通过增加入射光束的尺寸而增加数值孔径及改善横向分辨率。对当前的系统而言,这仅对于扩大的瞳孔是可能的,而扩大在临床或外科检查中往往是可获得的。当前的眼科成像系统不具有针对不同的情况修改光束直径的灵活性。

[0060] 本发明实施解决传统的系统的这些缺陷中的一些。首先参考图2A,将讨论根据本发明一些实施例的包括混合式望远镜(HT)的系统。如图2A所示,根据本文所讨论的实施例,HT300插入在准直器141和扫描镜组件142之间。

[0061] 在本文所讨论的一些实施例中,在采样臂中的光束分离器120之后的系统的部分可以被称为OCT成像系统的采样臂108中的“光束成形光学组件”。因此,根据一些实施例的光束成形光学组件可以包括准直器141和HT。如以下所讨论的,光束成形光学组件可以用于接收来自源的光辐射作为光辐射束,以及用于对光辐射束的空间分布进行成形。

[0062] 再次参考图2A,HT可以包括第一至第三透镜310、320和330。如其所示,第一正透镜310之后是第二可移动负透镜320和第三可移动正透镜330。这些透镜可以例如被压电转换器或步进电动机驱动,并且可以具有从几毫米至一百毫米(或更大)的范围,以及具有几微米或一毫米或多毫米的精度。可以提供外部HT控制器301以允许通过移动HT300的透镜来调

节NA和/或焦点。

[0063] 因此,根据本发明的一些实施例,光束成形光学组件包括透镜组件,该透镜组件可用于:在不改变OCT系统的焦点的情况下,改变OCT系统的数值孔径(NA);在不改变系统的NA的情况下,改变OCT系统的焦点;响应于控制输入,改变OCT系统的NA和焦点。

[0064] 将HT定位在准直输入之后允许HT起具有确定的孔径和散度的透镜的作用,这能够通过剩余的光学系统而被容易地塑形。由于在扫描系统之前对光束进行剪裁,故不需要物镜组件的物镜聚焦,并且可以在相对于对象的固定工作距离和路径长度处控制聚焦和变焦。此外,可以在不影响眼睛的瞳孔处的镜的共轭的情况下控制焦点,以使在相对于对象作最小调节的情况下改变成像条件。

[0065] 在这些实施例中,如果需要可以使用物镜组件的物镜聚焦控制191。这对于关于对象的瞳孔来控制扫描镜共轭,可以是有利的,该用途通常被忽视,但是当眼角膜的屈光力或前房长度不同于设计条件时,该用途可以是有利的。

[0066] 在本发明的一些实施例中,眼科成像系统140可以被HT 300调整,具有+30D和-30D之间的光焦度,具有3X(倍)变焦以适应在眼角膜处直径为约2mm和约6mm之间的光束,这种范围有效地100%覆盖人类的屈光不正的范围,同时允许具有对玻璃体内的前房至视网膜的结构进行成像的重要的能力。如本文所使用的,“玻璃体”指的是填充眼睛的视网膜和晶状体之间的区域的透明的胶状物质。可以进一步调节成像系统以容纳+60D的屈光校正,在无晶状体的情况下以及用于某些非人类动物模型(如啮齿目动物)时可以需要这样的调节。

[0067] 如上所讨论的,无晶状体涉及晶状体的缺少,偶尔在对象中会碰见无晶状体的情况。眼睛的晶状体对眼睛的屈光力贡献大约+30的屈光度(D)。无晶状体病人的成像典型地需要光学系统代替晶状体的光学能力。因此,如图2B所示,该对象眼睛缺少自然的或仿造的晶状体194(如图2A所示),以及需要额外的光焦度水平以成功对视网膜成像。在本发明的一些实施例中,HT 300提供+60D和-30D之间的光焦度范围以适应人类和非人类屈光的扩展范围(包括无晶状体)。在本发明的进一步实施例中,HT 300提供+40D和-20D之间的光焦度范围以适应人类屈光范围(包括无晶状体),同时末端物镜144通过物镜组的元件之间的相对运动191提供+20D至-10D的补充聚焦范围。

[0068] 尽管仅仅关于图2A和图2B讨论本发明的一些实施例,可想象额外的实施例,对于具体应用,提供HT和物镜的屈光和变焦能力之间的适当平衡。某些物种是天生非正视眼的,光学系统可包括屈光偏置。例如,啮齿类动物可标称地要求视网膜成像的60D至90D的光焦度,兔子可要求6D。由此,光学系统可包括用于对象的标称的屈光的偏置,与HT一起提供与物种相关的控制范围。

[0069] 现在参考图3,将讨论简单的眼角膜成像系统。自始至终用相同的标号表示相同的元件。因此,为简明起见,以上关于图1A和1B讨论过的关于图3的元件的细节在此将不重复讨论。眼角膜成像系统典型地是具有固定分辨率、放大率、视场和景深的固定焦点和固定数值孔径系统。可以采用不同的透镜以改变景深。尽管指示用于眼角膜,但这种系统可以用于很多其它应用,其中可以不需要通过收缩的瞳孔成像,因此可以不需要对共轭瞳孔的扫描面成像。

[0070] 现在参考图4,将讨论根据本发明的一些实施例的用于眼前部成像的使用聚焦和数值控制的成像系统的框图。再次如上所述,自始至终用相同的标号表示相同的元件。因

此,为简明起见,以上讨论过的关于图4的元件的细节在此将不重复讨论。如图4所示,根据本发明实施例的HT 300插入在准直器141和扫描镜组件142之间。第一正透镜310之后是第二可移动负透镜320和第三可移动正透镜330。这些透镜可以例如被压电转换器或步进电机驱动,并且可以具有从几毫米至十毫米或更大毫米的范围,以及具有零点几毫米(fraction)或毫米的精度。位于准直输入141之后的HT 300起具有确定的孔径和散度的透镜的作用,这能够通过剩余的光学系统而容易地被塑形。

[0071] 现在参考图5,将讨论根据本文所讨论的实施例的成像系统的进一步的实施例。自始至终用相同的标号表示相同的元件。因此,为简明起见,以上讨论过的关于图5的元件的细节在此将不重复讨论。如图5所示,光束扩展器530,例如可以是开普勒望远镜,位于HT300之后,以及如图5示出的实施例所示,位于扫描镜142之后。图5中示出的几何形状可以提供减小实现在系统的出射光瞳处期待的光束尺寸所需要的镜的大小的优势。例如,在所讨论的眼成像示例中,常常期待保持镜的尺寸在6mm以下,且常常为或低于3mm。在这种情况下,3X-5X的变焦转像可以是有利的。

[0072] 更通常地是,还可以期待为很多应用提供内窥镜,包括医学成像中的腹腔镜和工业成像中的内孔窥视仪。在内窥镜的输入端使用HT 300,可以提供具有可变焦距和景深的非常有用的内窥镜用于直接和干涉检测实施,其中内窥镜之后设置有具有微型扫描仪的扫描系统(例如具有1.0mm小的镜的微机电系统(MEMS)扫描仪),以及内窥镜之后设置有具有期望的放大率的一个或多个转像望远镜。

[0073] 现在参考图6,将讨论根据本发明实施例的包括HT 300的非成像应用。图6示出激光传输应用。对于治疗学激光传输应用,高度期待控制最大强度(焦点)的位置和光束(光束腰)的强度。根据本发明实施例的布置在激光传输系统中的HT 300允许控制最大强度和光束腰。因此,本发明实施例可以用于扫描或非扫描几何形状,并且可以需要或不需要随后的转像或光束扩展器。

[0074] 现在参考图7A-7F,将讨论根据本发明实施例的包括HT的系统。特别地,将参考图7A-7F讨论使用HT的具有3X转像光束扩展器、+30D至-30D的全焦距范围和3X放大率范围的视网膜成像系统的特定的实施。为了总结本文所讨论的根据实施例的视网膜成像系统,对于低数值孔径(NA),焦点处的光束直径为13.5 μm 。对于高数值孔径,光束直径被减小为4.5 μm 。在图中,针对系统的操作范围的6个操作条件中的每个,讨论HT透镜焦度和分离距离(t_1 和 t_2)。如图所示,HT的正透镜组具有相同的40mm的有效焦距(FEL),相当于+20屈光度。中间的负透镜具有-10mm的有效焦距,相当于-100屈光度。如图7A所示,在最大光束直径(最大数值孔径,最小焦距比数)处的透镜分离距离为 $t_1=18.90\text{mm}$ (透镜组一和透镜组二之间)以及 $t_2=21.20\text{mm}$ (透镜组二和透镜组三之间)。应理解的是,尽管透镜焦度和分离距离可以被配置为取得可比较的结果;特定透镜组合并不是唯一的方案,本发明实施例不限于此。

[0075] 如图7B所示,通过将透镜间隔改变为 $t_1=24.70\text{mm}$ 和 $t_2=2.00\text{mm}$,可以针对最小光束大小减小系统NA。如图7C所示,在最大数值孔径和光束直径处通过将透镜间隔改变为 $t_1=38.70\text{mm}$ 和 $t_2=24.60\text{mm}$ 来调节焦距以适应近视的-30D。如图7D所示,针对最小孔径和光束直径将相同的系统调节至 $t_1=31.95\text{mm}$ 和 $t_2=43.05\text{mm}$ 。在图7E中,在最大数值孔径和光束直径处通过将透镜间隔改变为 $t_1=22.10\text{mm}$ 和 $t_2=46.90\text{mm}$ 来调节焦距以适应远视的+30D。最后,在图7F中,针对最小孔径和光束直径将相同的系统调节至 $t_1=24.92\text{mm}$ 和 $t_2=$

19.28mm。

[0076] 现在参考图7G,示出视网膜成像系统的示例性实施的示意图,该视网膜成像系统使用具有3X转像光束扩展器以及+60D至-30D的扩展焦距范围的HT,以适应从近视至无晶状体的远视的全范围。如本文所使用的,“无晶状体的远视”指的是病人失去自然的或替代人工晶状体的严重的远视的临床条件。如图7G所示,对于一个低放大率实施例限定HT透镜焦距和分离距离 $t_1=27.18\text{mm}$ 和 $t_2=43.32\text{mm}$ 。

[0077] 参考图8A和8B,将讨论示出适合高分辨率眼角膜成像的扫描显微镜成像系统的示例性实施的示意图。在图8A和8B示出的实施例中,系统具有1.4至4的有效焦距比数范围以及大约3X的变焦范围,假设成像属性适合于在范围的高数值孔径(NA)端的眼角膜共焦显微细胞成像以及在范围的低NA端的全层眼角膜图像。

[0078] 如图8A-8B所示,眼角膜成像系统包括在3.2mm的工作距离处的无限校正显微物镜、约3X变焦(数值孔径或光束直径范围)以及1.2mm的视场。在 $f/1.4$ 处,光束具有 $1.4\mu\text{m}$ 的衍射极限直径和 $14\mu\text{m}$ 的景深。在 $f/4$ 处,光束具有 $4.2\mu\text{m}$ 的衍射极限直径和 $124\mu\text{m}$ 的景深。在这些成像模式之间切换的能力在提供用于细胞水平成像和断层成像的唯一工具方面给予重要的临床优势。该构造能够调入立体变焦显微镜的无限空间,用于实现与多量程扫描光学成像一致的同步全视场视觉和视频成像。尽管某些构造已经在本文作为示例进行了讨论,应理解的是,本发明实施例不限于这些构造。满足特定设计目标的替代构造对本领域技术人员而言将是显而易见的。

[0079] 现在参考图9A至9C,将讨论示出根据本发明实施例的使用HT的内窥镜成像系统的示例性实施的示意图。如图所示,内窥镜构造包括HT 300,HT 300后面的远心镜转像(远心聚焦透镜)990,和后面是末端远心物镜995的霍普金斯型内窥镜转像993,提供具有可变NA和焦距的30cm长扫描束的硬性内窥镜。

[0080] 如图9A所示,HT300($t_1=15.00\text{mm}$ 和 $t_2=23.33\text{mm}$)用于 $f/4.6$ 操作,其中工作距离(有效焦距)为3mm,景深(DOF)为 $178\mu\text{m}$,光束分辨率为 $5\mu\text{m}$,以及视场(FOV)为6mm。在图9B中,对HT设置($t_1=14.5\text{mm}$ 和 $t_2=14.30\text{mm}$)进行修改,以用于更长的工作距离8mm,保持 $f/4.7$ 操作, $175\mu\text{m}$ 的景深, $5\mu\text{m}$ 的光束分辨率和6mm的视场。在图9C中,($t_1=25.00\text{mm}$ 和 $t_2=10.00\text{mm}$),维持3mm的近工作距离,对于光束分辨率为 $15\mu\text{m}$ 和景深为 1.58mm 的情况,将NA减小至 $f/14$ 。HT透镜焦距和分离距离 t_1 和 t_2 也如各图所示。

[0081] 现在参考图10,将讨论根据本发明的一些实施例的扫描光束望远镜的可变焦点和变焦的示例性使用方法。操作从块1000开始,当进入感兴趣区域时,将内窥镜HT设置为长焦距和低NA以最大化系统的初始成像范围。

[0082] 当识别出感兴趣结构时,增加NA;降低景深但增加沿焦平面的亮度(块1010)。在高NA处,改变焦距以允许将望远镜与工具(如活体取样钳)一起使用,使得焦距与例如手术钳等的工作距离相匹配(块1020)。可以根据需要改变数值孔径和焦距以查看感兴趣的目标区域附近的结构(块1030)。如上所讨论的,本发明的一些实施例与OCT系统结合使用。在OCT系统中,当改变HT的焦距或NA时,基准臂被调整以保持干涉窗口内的感兴趣区域。对于非干涉扫描束成像系统及激光传输系统,该内窥镜系统可以是等效有用的。

[0083] 以上参考系统和装置的框图和/或流程图说明描述了示例性实施例。块中示出的功能/行为可以不以流程图中的顺序进行。例如,基于所涉及的功能/行为,顺次示出的两个

块实际上可以基本同时执行或这些块有时可以以相反的顺序执行。另外,流程图和/或框图的给定块的功能可以分离成多个块,和/或流程图和/或框图两个或多个块的功能可以至少部分地合并。

[0084] 在附图和说明书中,已经公开了本发明的示例性实施例。但是,在基本上不背离本发明的原理的情况下,能够对这些实施例进行很多变型和修改。相应地,尽管使用了特定术语,但仅仅是一般性及描述性意义上使用它们,而不用于限制的目的,本发明的范围由所附权利要求限定。

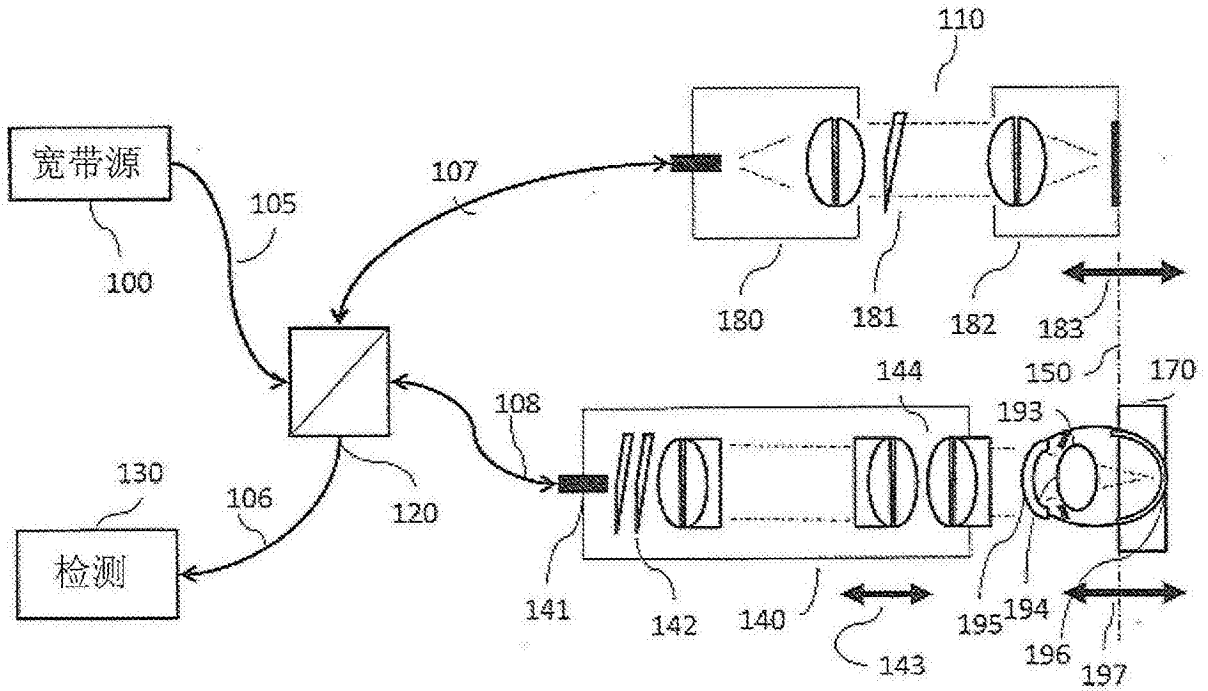


图1A(现有技术)

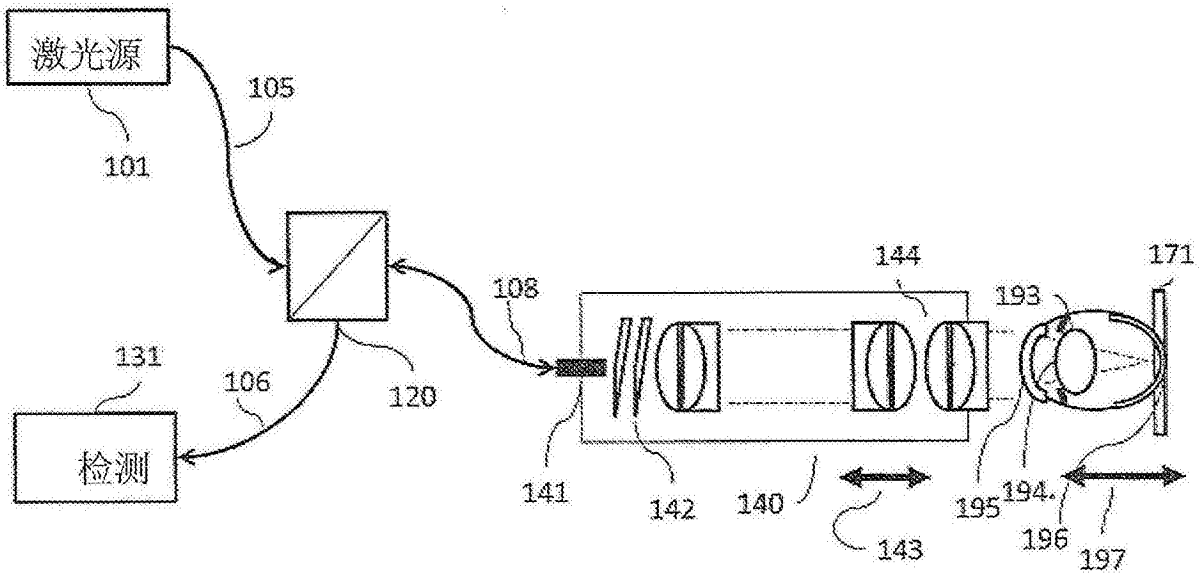


图1B(现有技术)

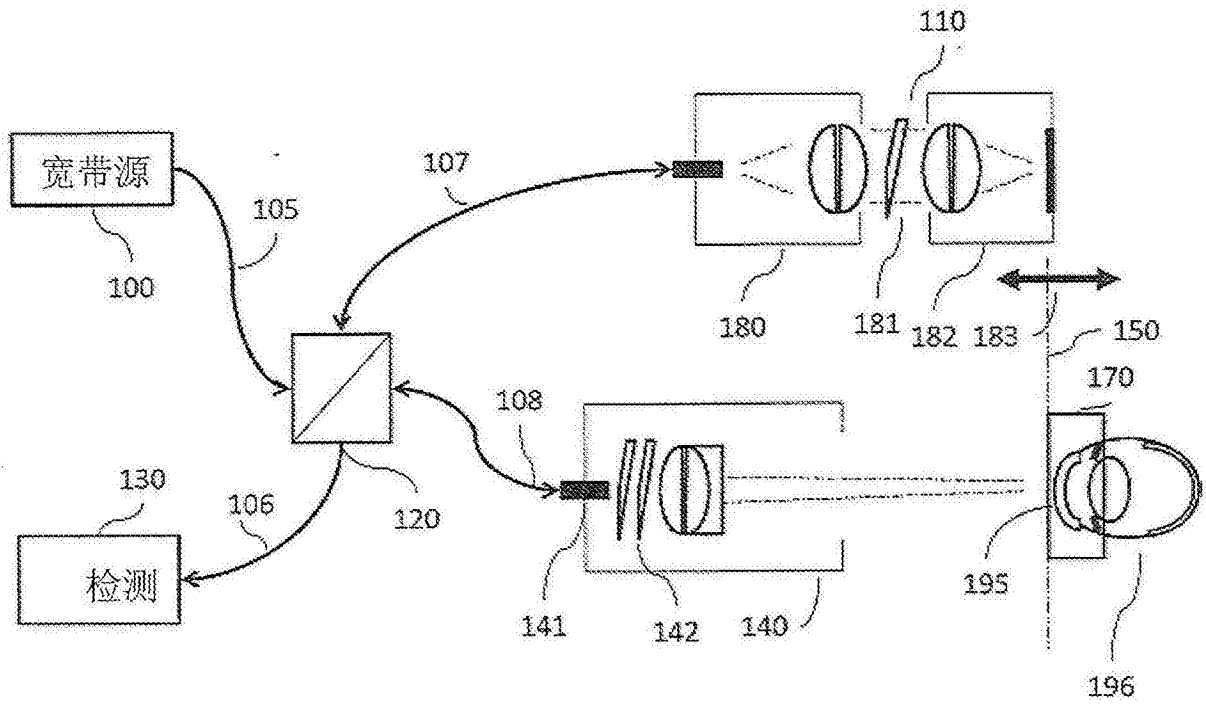


图3(现有技术)

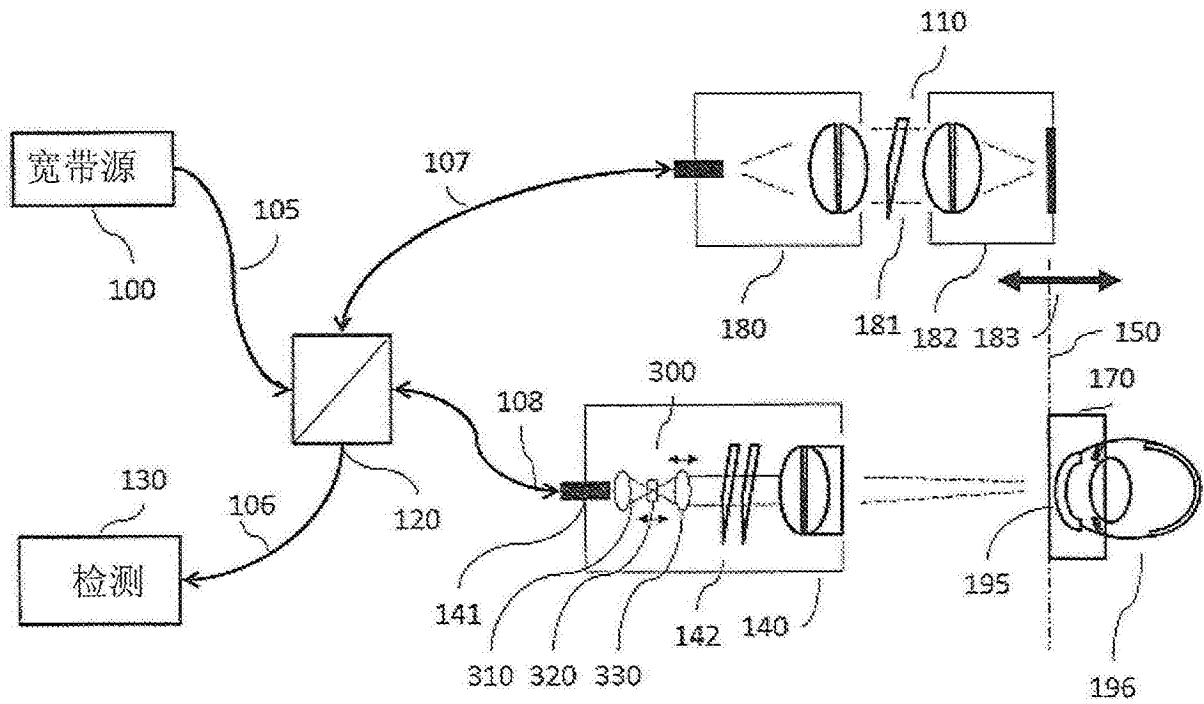


图4

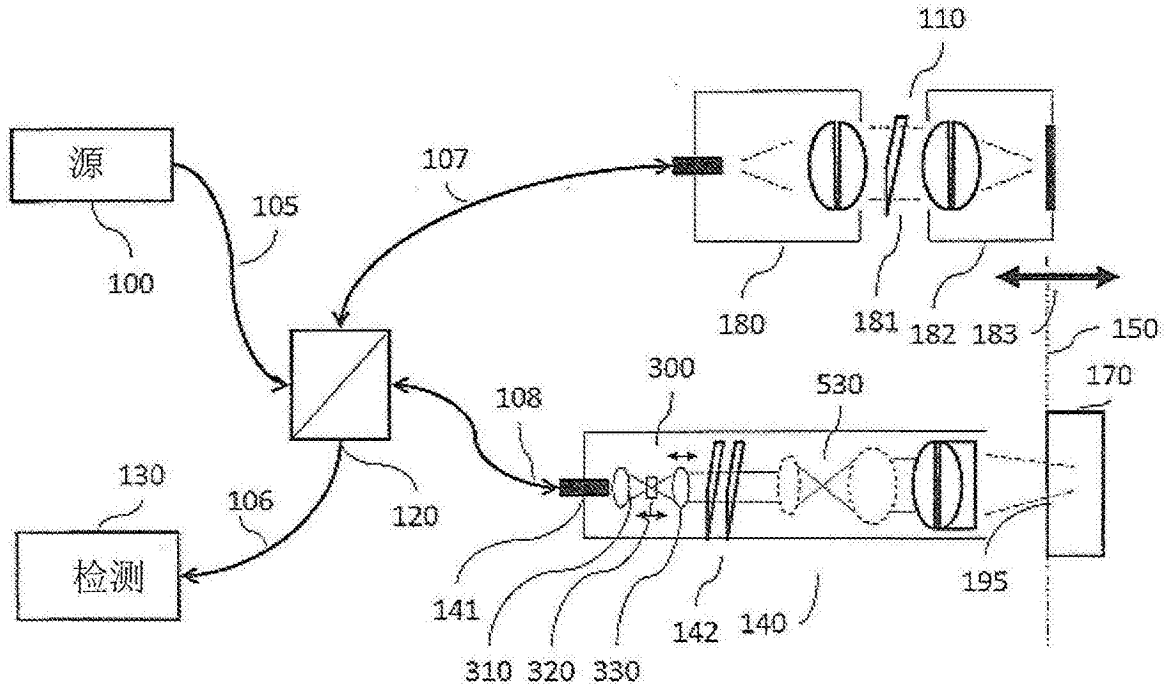


图5

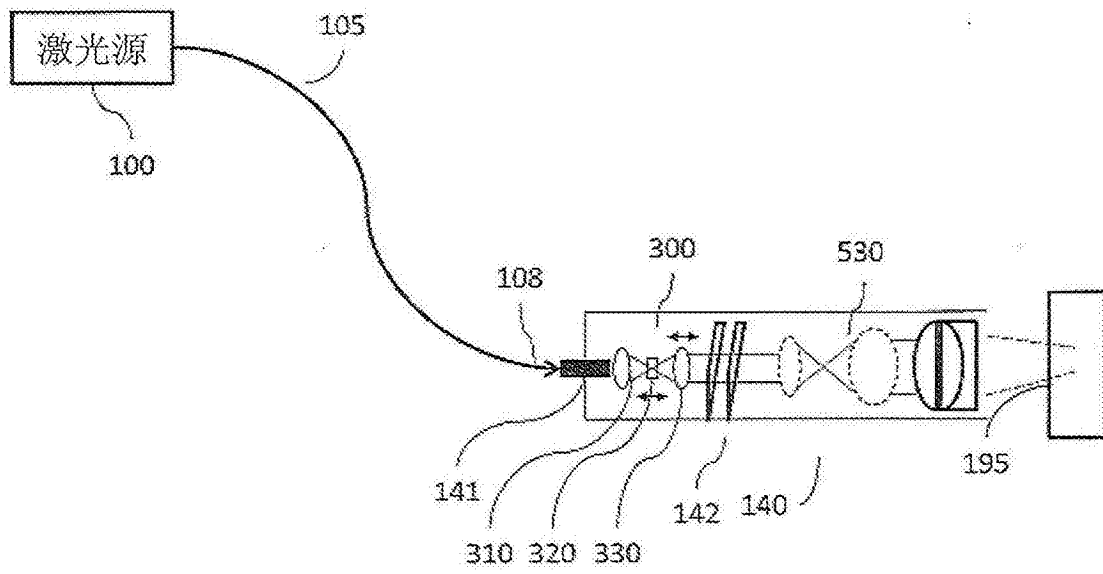


图6

HT 高放大率-屈光正常

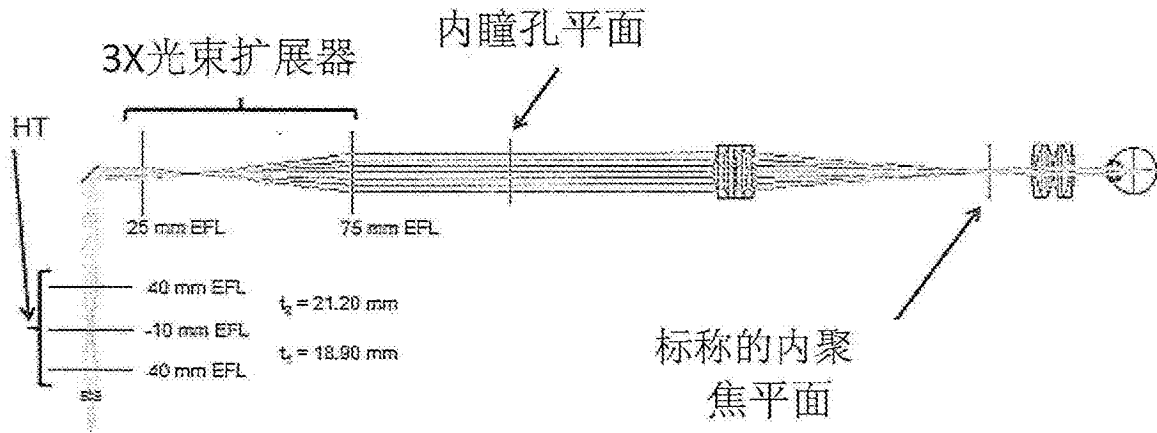


图7A

HT 低放大率-屈光正常

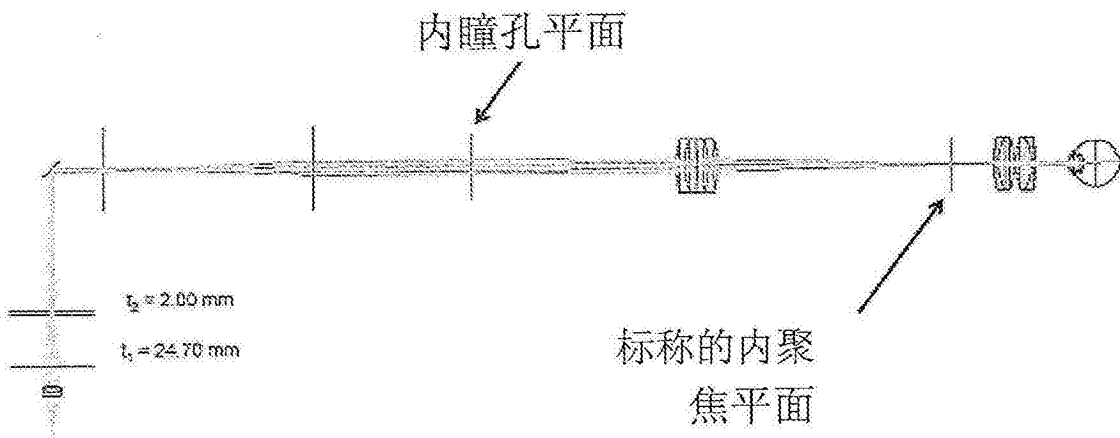


图7B

HT 高放大率—近视 (-30D)

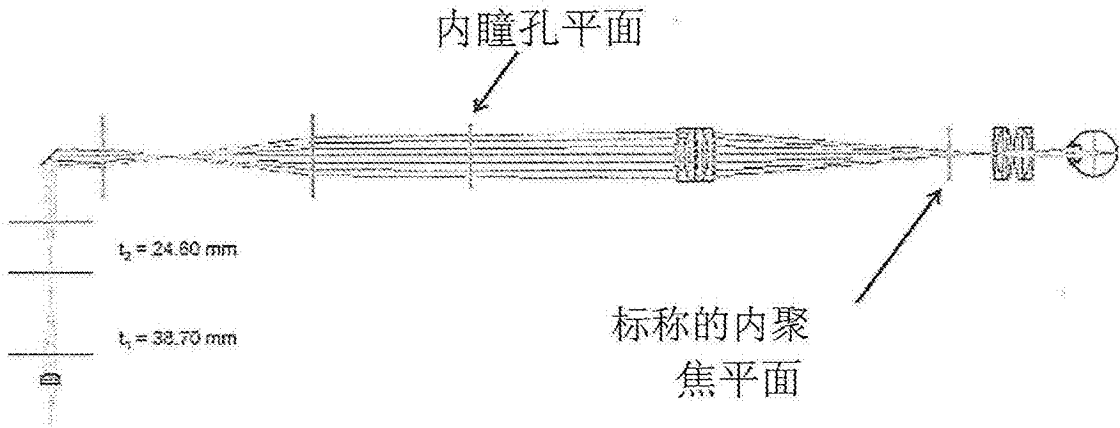


图7C

HT 低放大率—近视 (-30D)

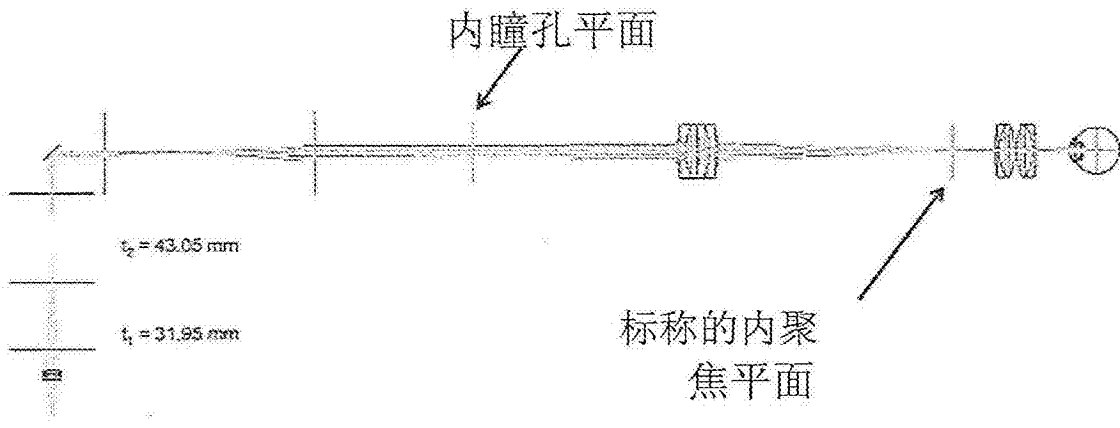


图7D

HT 高放大率—远视 (+30D)

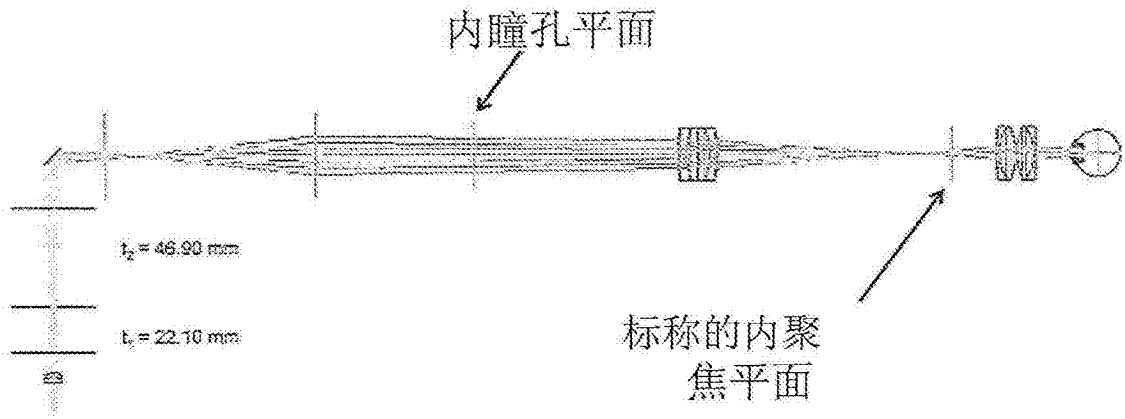


图7E

HT 低放大率—远视 (+30D)

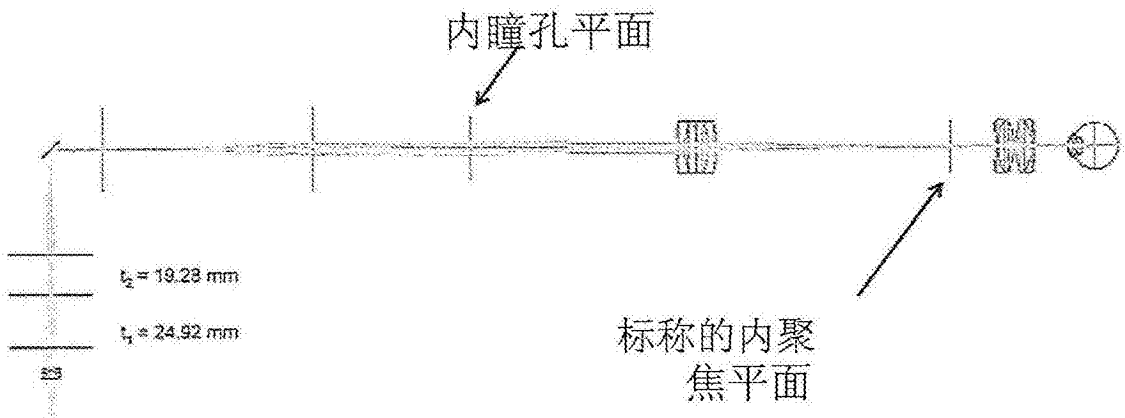


图7F

HT 低放大率—远视+无晶状体 (+60D)

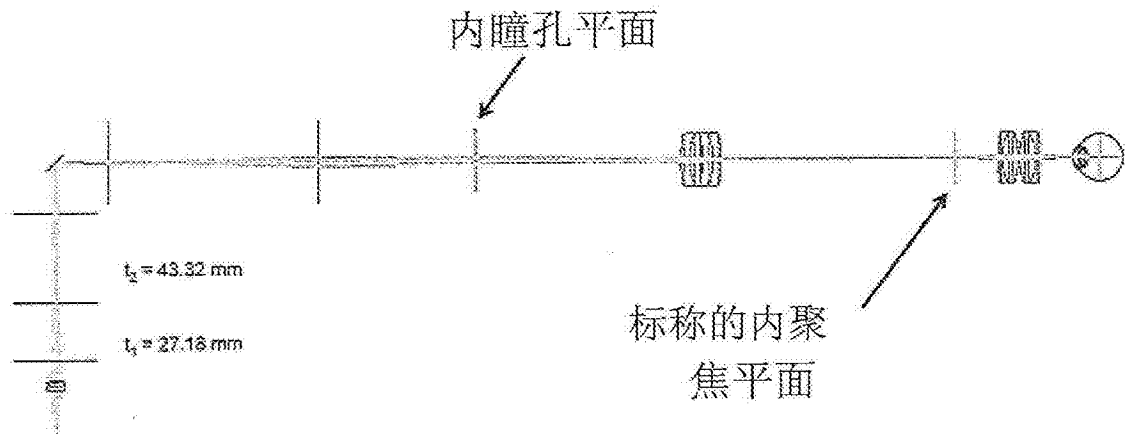


图7G

HT 高放大率—f/1.4 (眼角膜) 显微镜

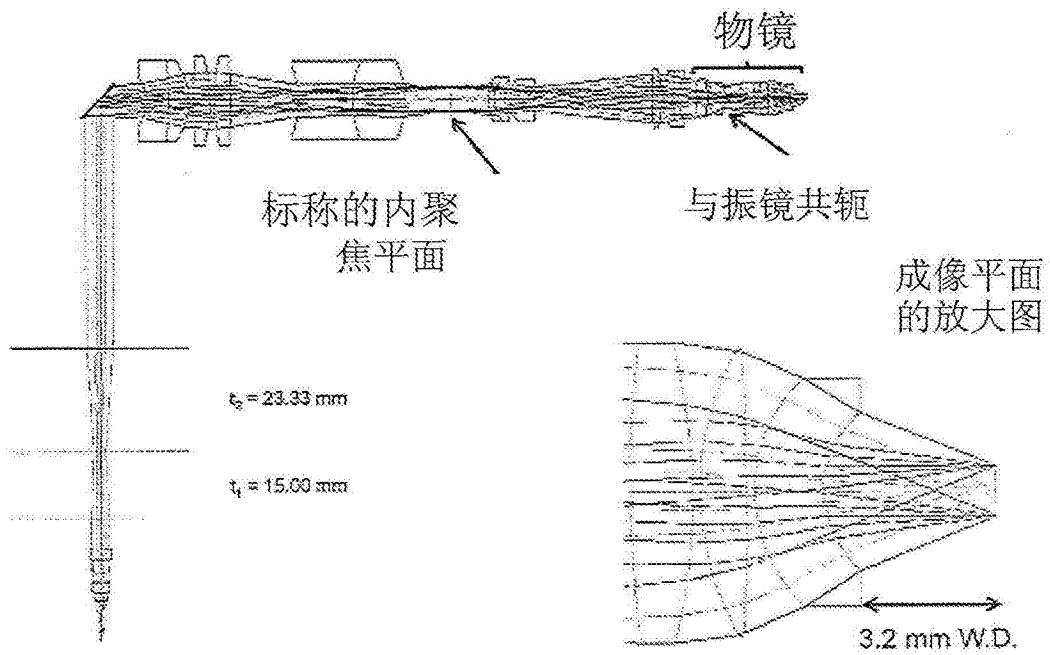


图8A

HT 低放大率 $-f/4$ (眼角膜) 显微镜

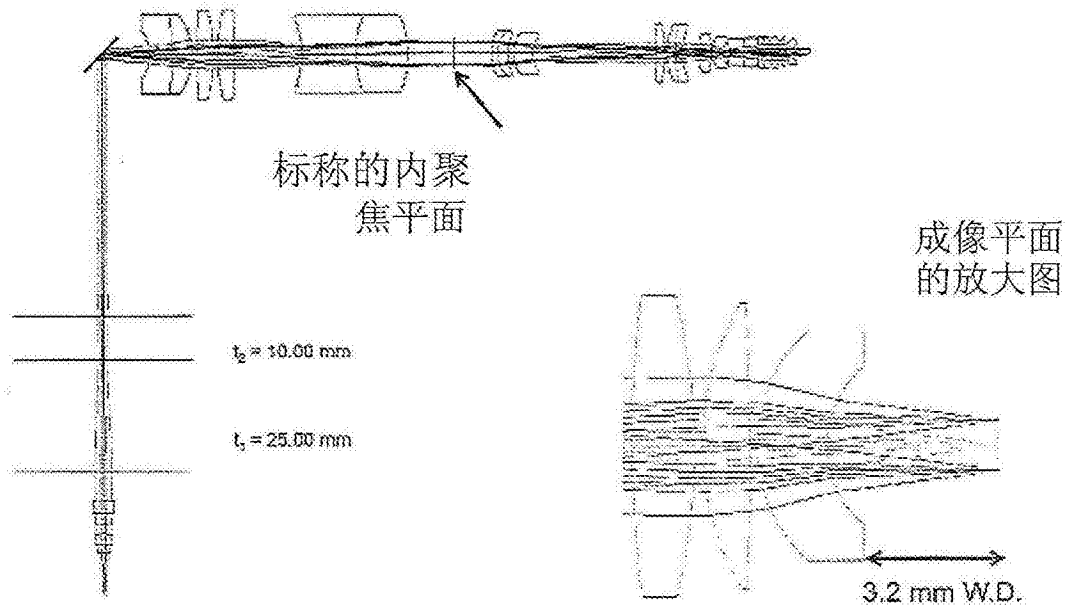


图8B

HT 高放大率—f/4.6内窥镜

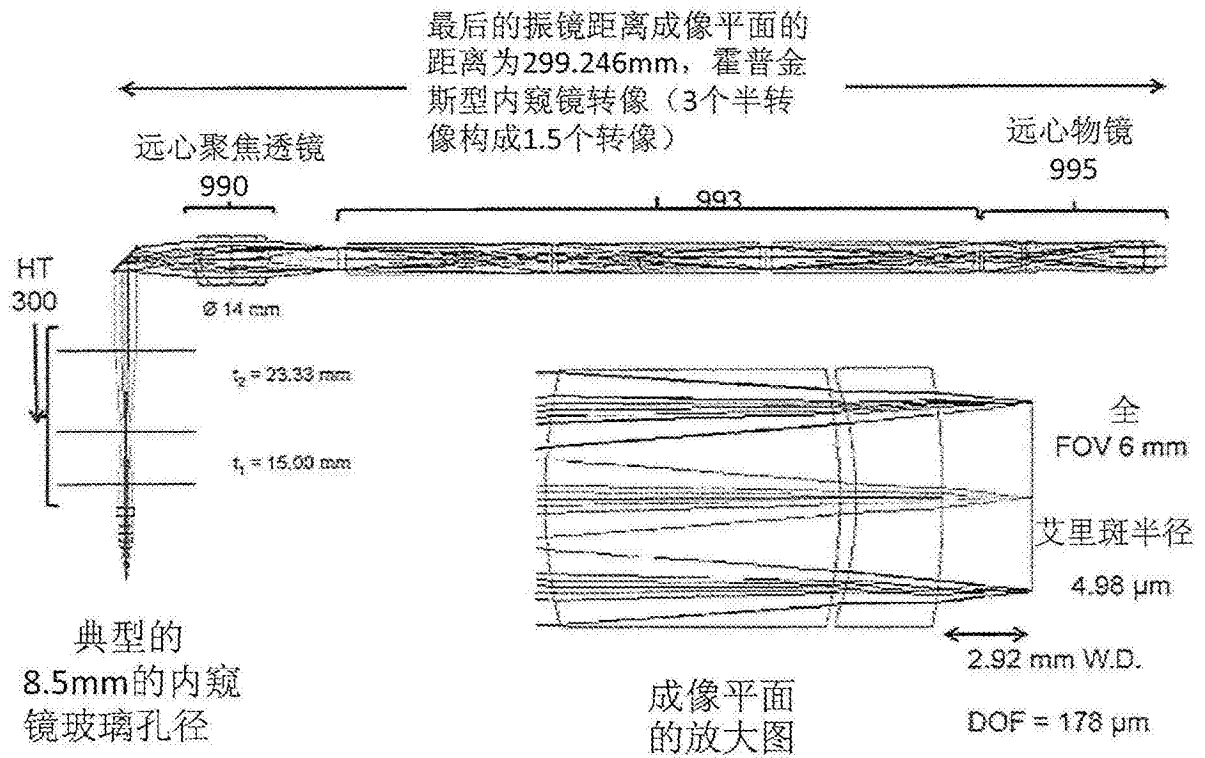


图9A

HT 高放大率—f/4.7—长焦—内窥镜

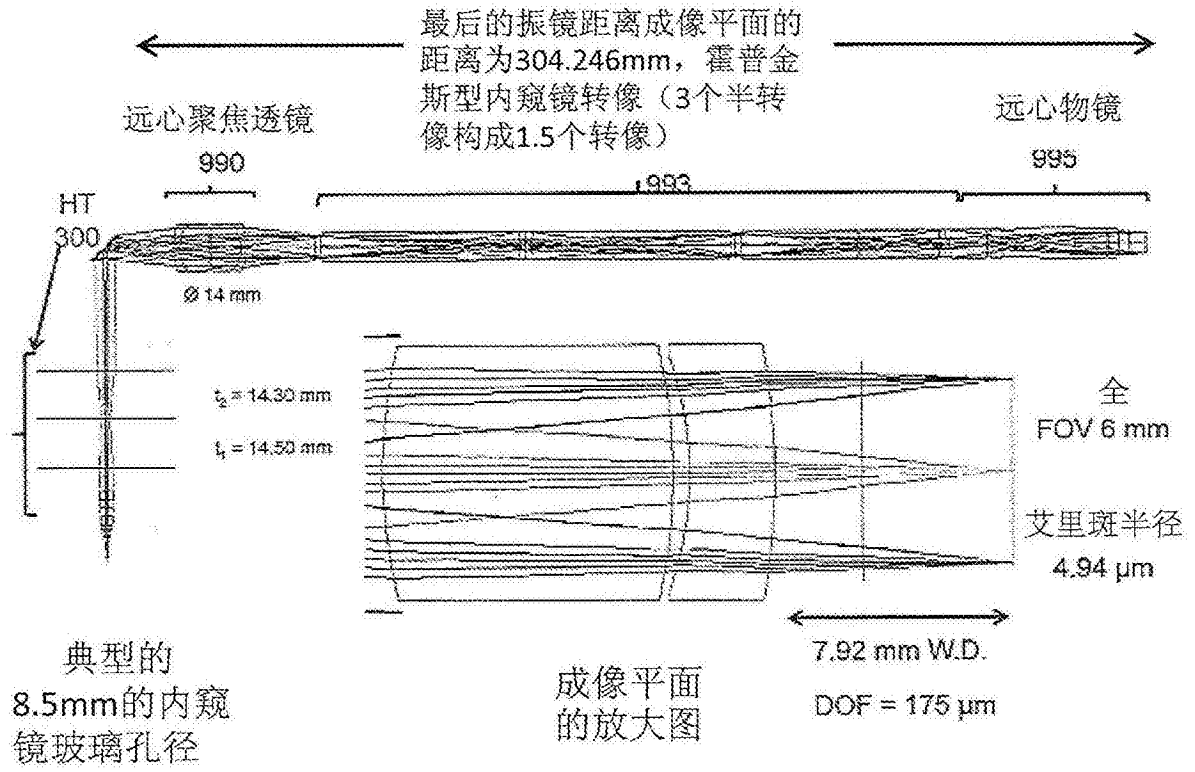


图9B

HT 低放大率—f/14—内窥镜

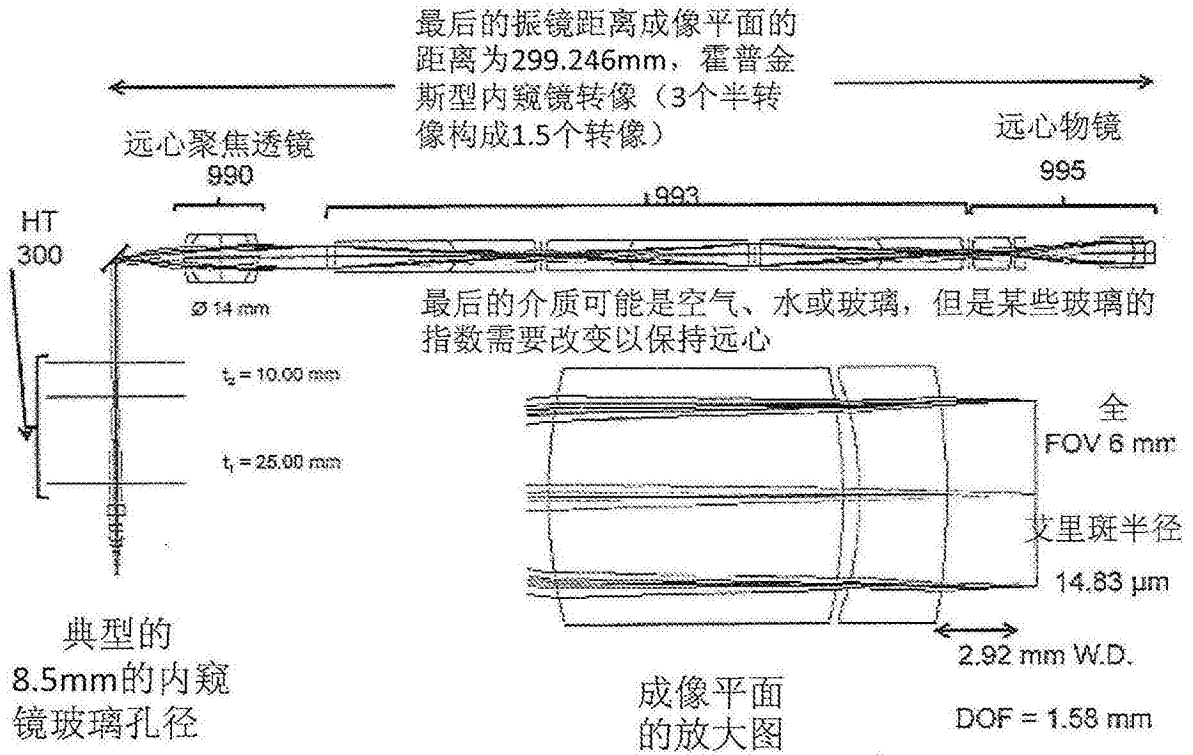


图9C

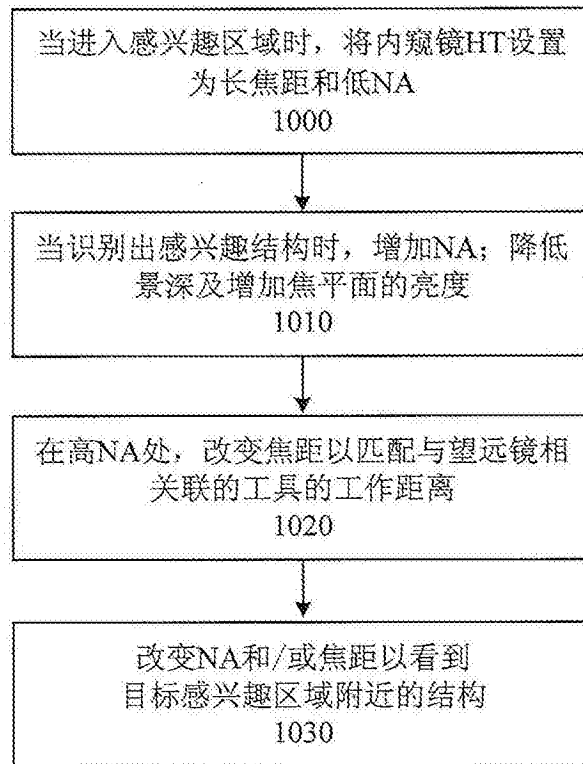


图10

专利名称(译)	包括具有三重透镜的光束成形光学组件的光学相干断层成像术成像系统和光学激光扫描系统，其中第二和第三透镜是可移动的		
公开(公告)号	CN105473055A	公开(公告)日	2016-04-06
申请号	CN201480032285.5	申请日	2014-06-04
[标]申请(专利权)人(译)	拜尔普泰戈恩公司		
申请(专利权)人(译)	拜尔普泰戈恩公司		
当前申请(专利权)人(译)	拜尔普泰戈恩公司		
[标]发明人	艾瑞克L巴克兰 安德鲁默南 内斯特O法米加 罗伯特H哈特 克里斯托弗萨克瑟		
发明人	艾瑞克·L·巴克兰 安德鲁·默南 内斯特·O·法米加 罗伯特·H·哈特 克里斯托弗·萨克瑟		
IPC分类号	A61B3/10 G02B26/08 G02B26/10		
CPC分类号	A61B3/102 A61B3/1025 G01B9/02038 G01B9/02042 G01B9/02091 G02B19/0014 G02B23/2407		
优先权	61/830820 2013-06-04 US		
其他公开文献	CN105473055B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供光学相干断层成像术OCT成像系统和激光扫描系统。OCT系统提供有：耦合至OCT成像系统的采样臂的宽带光辐射源；采样臂中的光束成形光学组件，所述光束成形光学组件用于接收来自源的光辐射作为光辐射束，以及用于对光辐射束的空间分布进行成形；耦合至光束成形光学组件的扫描镜组件；以及耦合至光束成形光学组件的物镜组件。在激光扫描系统中也提供用于接收来自激光源的光辐射的光束成形光学组件。两个系统的光束成形光学组件均包括透镜组件，透镜组件用于：在不改变焦点的情况下，改变OCT系统的NA；在不改变系统的NA的情况下，改变OCT系统的焦点；或者响应于控制输入改变OCT系统的NA和焦点。

