



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104684457 B

(45)授权公告日 2017.06.23

(21)申请号 201380051145.8

(22)申请日 2013.12.19

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104684457 A

(43)申请公布日 2015.06.03

(30)优先权数据

13/725,264 2012.12.21 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2015.03.30

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2013/077500 2013.12.19

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/096262 EN 2014.06.26

(73)专利权人 卡尔蔡司医疗技术股份公司

地址 德国耶拿

(72)发明人 丘悦 曾会明

(74)专利代理机构 北京康信知识产权代理有限公司 11240

代理人 梁丽超 陈鹏

(51)Int.Cl.

A61B 3/10(2006.01)

权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

使用OCT光源和扫描光学器件的二维共焦成像

(57)摘要

公开了用于通过利用选择性反射或光束引导装置空间分离通常用于OCT成像的信号而同时生成光学相干断层扫描(OCT)和共焦扫描激光图像的各种方法。在一个优选实施方式中，本发明包括具有中心透射区域的镜，使得返回信号光束的径向外部区域被反射并且用于生成共焦图像，同时信号光束的中心部分透射并且用于生成OCT图像。在其它实施方式中，可以其它方法空间分离信号，诸如利用具有反射中心表面的光学器件、具有以不同角度定向的两部分的镜、一个或

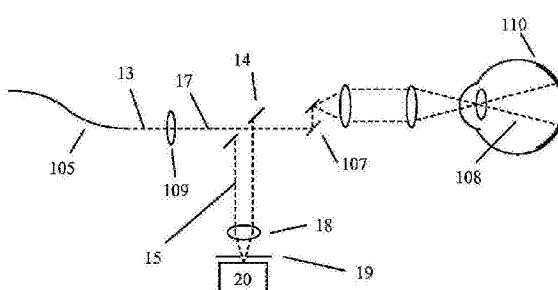
(56)对比文件

US 2008/0088852 A1, 2008.04.17,
CN 101946202 A, 2011.01.12,
US 2011/0234978 A1, 2011.09.29,
GB 2429522 A, 2007.02.28,
US 5321501 A, 1994.06.14,
CN 102755150 A, 2012.10.31,
Adrian Gh. Podoleanu et al.. "Noise analysis of a combined optical coherence tomograph and a confocal scanning ophthalmoscope".《APPLIED OPTICS》.1999, 第38卷(第1期), 第2116-2127页.

Adrian Gh. Podoleanu et al.. "Simultaneous OCT/confocal-OCT/ICG system for imaging the eye".《Proc. of SPIE》.2004, 第5578卷第159-166页. (续)

审查员 何琛

多个楔形光学器件、或色散部件。本发明的另一方面是增加共焦图像的帧率的能力。



[接上页]

(56)对比文件

Adrian Gh. Podoleanu et al.. “Combined multiplanar optical coherence tomography and confocal scanning ophthalmoscopy”.《Journal of Biomedical Optics》.2004,第9卷(第1期),第86–93页.

A.Gh. Podoleanu et al.. “Combined optical coherence tomograph and scanning laser ophthalmoscope”.《ELECTRONICS LETTERS》.1998,第34卷(第11期),第1088–1090页.

1. 一种用于光学相干断层扫描和共焦扫描激光检眼镜的系统，包括：

光源，被布置为生成辐射的光束；

分束器，用于沿着样本臂和基准臂分离所述光束；

扫描光学器件，用于在所述样本臂中在一组横向位置上方对样本扫描所述光束；

镜，位于所述分束器和所述扫描光学器件之间，所述镜具有与样本光束的轴对齐的透射区域，使得从所述样本返回的光的第一部分通过所述透射区域传播，并且从所述样本返回的光的在所述透射区域径向外部的位置处的第二部分通过所述镜反射；

第一检测器，用于测量从所述样本返回的光的所述第一部分和从所述基准臂返回的辐射，并且响应于此生成第一组输出信号；

第一处理器，用于将所述第一组输出信号转换为光学相干断层扫描图像数据；

第二检测器，用于测量从所述样本返回的光的所述第二部分，并且响应于此生成第二组输出信号；以及

第二处理器，用于将所述第二组输出信号转换为共焦扫描激光检眼镜图像数据。

2. 根据权利要求1所述的系统，其中，所述透射区域是光孔。

3. 根据权利要求1所述的系统，其中，所述透射区域是透明材料。

4. 根据权利要求3所述的系统，其中，所述透明材料具有抗反射涂层。

5. 根据权利要求1所述的系统，进一步包括透镜，位于所述镜和所述第二检测器之间，用于将从所述样本返回的光的外部分量聚焦至所述第二检测器。

6. 根据权利要求1所述的系统，其中，所述透射区域是圆形的。

7. 根据权利要求6所述的系统，进一步包括准直透镜，沿着所述样本臂光束的光路，位于所述分束器和所述扫描光学器件之间，

其中，所述镜沿着所述样本臂光束的所述光路，位于所述准直透镜和所述样本之间。

8. 根据权利要求7所述的系统，进一步包括光纤，位于所述镜和所述第一检测器之间，用于收集从所述样本返回的光，所述光纤具有数值孔径NA，并且所述准直透镜具有焦距f，

其中，所述镜的圆形的所述透射区域具有至少 $2*NA*f$ 的直径。

9. 根据权利要求6所述的系统，进一步包括准直透镜，沿着所述样本臂光束的光路，位于所述分束器和所述扫描光学器件之间，

其中，所述镜沿着所述样本臂光束的所述光路，位于所述准直透镜和所述第一检测器之间。

10. 根据权利要求9所述的系统，进一步包括光纤，位于所述镜和所述第一检测器之间，用于收集从所述样本返回的光，所述光纤具有数值孔径NA，

其中，所述镜的圆形的所述透射区域具有至少 $2*NA*s$ 的直径，其中，s是所述镜和所述光纤之间的距离。

11. 一种用于光学相干断层扫描和共焦扫描激光检眼镜的系统，包括：

光源，被布置为生成辐射的光束；

分束器，用于沿着样本臂和基准臂分离所述光束；

扫描光学器件，用于在所述样本臂中在一组横向位置上方对样本扫描所述光束；

反射表面，位于所述分束器和所述扫描光学器件之间，所述反射表面具有与样本光束的轴对齐的圆形形状，使得从所述样本返回的光的第一部分通过所述反射表面反射，并且

从所述样本返回的光的在所述反射表面径向外部的位置处的第二部分传播通过所述反射表面；

第一检测器，用于测量从所述样本返回的光的所述第一部分和从所述基准臂返回的辐射，并且响应于此生成第一组输出信号；

第一处理器，用于将所述第一组输出信号转换为光学相干断层扫描图像数据；

第二检测器，用于测量从所述样本返回的光的所述第二部分，并且响应于此生成第二组输出信号；以及

第二处理器，用于将所述第二组输出信号转换为共焦扫描激光检眼镜图像数据。

12. 一种用于光学相干断层扫描和共焦扫描激光检眼镜的系统，包括：

光源，被布置为生成辐射的光束；

分束器，用于沿着样本臂和基准臂分离所述光束；

扫描光学器件，用于在所述样本臂中在一组横向位置上方对样本扫描所述光束；

反射表面，位于所述分束器和所述扫描光学器件之间，所述反射表面具有第一部分和第二部分，其中，所述第一部分以与所述第二部分不同的角度定位，使得从所述样本返回的光的第一部分通过所述反射表面的所述第一部分沿一个方向反射，并且从所述样本返回的光的第二部分通过所述反射表面的所述第二部分沿不同的方向反射；

第一检测器，用于测量从所述样本返回的光的所述第一部分和从所述基准臂返回的辐射，并且响应于此生成第一组输出信号；

第一处理器，用于将所述第一组输出信号转换为光学相干断层扫描图像数据；

第二检测器，用于测量从所述样本返回的光的所述第二部分，并且响应于此生成第二组输出信号；以及

第二处理器，用于将所述第二组输出信号转换为共焦扫描激光检眼镜图像数据。

使用OCT光源和扫描光学器件的二维共焦成像

技术领域

[0001] 本发明涉及光学成像和诊断设备。本发明提供了一种同时记录光学相干断层扫描(OCT)图像和共焦激光扫描检眼镜(CSL0)图像的设备。

背景技术

[0002] 在生理组织的光学成像中,尤其是活人的眼睛,最几年已经示出,光学相干断层扫描(OCT)和共焦扫描激光成像系统具有特别的独立的优点。

[0003] 共焦扫描激光成像已经成功地应用于视网膜成像,并且现在成像视网膜的组织结构中由眼科医师较好地接受(例如,参见Sharp,P.F.et al.(2004). "The scanning laser ophthalmoscope-a review of its role in bioscience and medicine." Physics in Medicine and Biology 49(7):1085-1096)。共焦扫描激光检眼镜(CSL0)的深度分辨率通过共焦光学器件的聚焦深度确定,并且因此,其通常具有近似300微米的轴向分辨率。

[0004] 相比于CSL0,OCT的轴向分辨率通过所使用光源的相干长度确定,并且因此能够提供更高的轴向成像分辨率-以10微米的等级。OCT对于诊断是尤其有用的,该诊断需要高深度分辨率断层图像(Fujimoto,J.G.et al.(2000). "Optical coherence tomography:an emerging technology for biomedical imaging and optical biopsy." Neoplasia 2(1-2):9-25;Rollins,A.M.et al.(2002). "Emerging clinical applications of optical coherence tomography." Optics and Photonics News 13(4):36-41;Fujimoto,J.G.(2003). "Optical coherence tomography for ultrahigh resolution in vivo imaging." Nature Biotechnology 21(11):1361-1367)。

[0005] 虽然OCT在关注的空间上测量光学反射率,但是已经努力使用数据产生其看起来像来自检眼镜的视网膜图像的正前图像(en-face image)(Podoleanu,A.G.et al.(1997). "Simultaneous en-face imaging of two layers in the human retina by low-coherence reflectometry." Optics Letters 22(13):1039-1041;Podoleanu,A.G.et al.(1998). "En-face coherence imaging using galvanometer scanner modulation." Optics Letters 23(3):147-149)。原则上,OCT能够用于在覆盖关注空间的一密集组的点处测量光学反射率,并且然后OCT数据能够被降低以模仿通过CSL0或另一检眼镜看出的正前图像。在一种方法中,除了OCT图像之外,OCT信号被用于同时创建具有类似于CSL0图像的外观的组织结构图像。能够沿着深度尺寸通过将多个OCT信号集成或迭加在彼此顶部完成此。结果是基于对于每个横向像素的平均的总深度反射率的正前图像(Hitzenberger,C.K.et al.(2003). "Three-dimensional imaging of the human retina by high-speed optical coherence tomography." Optics Express 11(21):2753-2761)。生成像CSL0图像的另一种方法使用不同相干长度的多个光源。这允许不同深度分辨率的多个OCT图像的同时生成。又一方法使用OCT信号的低通电子过滤器以提取像CSL0的图像。

[0006] 然而,从OCT数据生成的这些在正前图像具有多个缺点。具体地,图像质量通常劣于传统共焦图像。OCT收集光学器件比CSL0收集光学器件总体上收集从样本返回的更少的

光。如在本领域已知的,OCT是干扰类技术,所以仅空间相干有助于信号。从样本返回的光也经常收集在单模光纤中。或因为其落在光纤核心外部或因为其以陡峭角度进入,所以未耦合至单模的反射光被反射。通过,这样反射从样本反射的绝大多数光。此外,通常通过OCT扫描光学器件的速度限制这类正前图像的帧率。

[0007] 给出从OCT数据生成的正前图像的这些缺点以及OCT和CSLO的不同优点,则期望同时生成OCT和CSLO图像两者。结合OCT和CSLO的主要好处之一是其具有不同的深度范围。另一个好处是通过CSLO生成的样本的2D图像能够用于相对于样本恰当地定位OCT系统。

[0008] 已经被用于生成样本的OCT和2D图像两者的大部分设计将额外的光学路径加入OCT系统以支持独立的眼底照相机、CSLO、线性扫描激光检眼镜(LSLO)、或类似的成像形态。然而,已经努力直接使用OCT构造生成OCT图像和CSLO图像。在一种方法中,OCT干涉仪的参照光被交替地临时阻断以生成CSLO信号并且被恢复以生成OCT信号。然而,这种方法导致顺序而不是同时获取OCT和CSLO图像。

[0009] 直接使用OCT构造生成OCT图像和CSLO图像的这类技术通过由单模光纤的核心尺寸限定的小孔收集用于OCT和CSLO图像的光。小孔处于10微米的等级。相反,在CSLO系统中的标准小孔尺寸近似100微米。因此,数值孔径(NA)与标准CSLO系统相比小很多,导致利用OCT系统生成的CSLO图像的更低的信噪比。关联于这种方法的另一问题是光纤末端能够很强地反射从样本返回的光。反射光能够以大于未被从样本返回的光纤反射的光的强度发送至共焦检测器,使CSLO样本信号被光纤末端反射覆盖。

[0010] 已经用于生成OCT和CSLO图像的第二种方法是使用薄板分束器将从样本返回的光分为两个分量。分量之一被用于生成OCT图像,并且另一分量被导向单独的小孔并且用于生成CSLO图像。这类设计在上述OCT和CSLO图像的替换生成方面具有一些优点。因为用于生成CSLO图像的光直接通过单独的小孔,所以能够选择小孔的尺寸以优化CSLO信噪比。此外,因为用于生成CSLO图像的光不直接被导向单模光纤,所以CSLO信号不被来自光纤端的反射覆盖。最终,这种方法允许相同的横向扫描仪用于OCT光束和CSLO光束。能够利用自由空间的分束器和相应检测器的光学对齐实现在OCT和共焦图像之间的注册。

[0011] 然而,这个第二种方法也具有大量限制。因为返回的样本光束的一部分被偏转至CSLO小孔,所以降低OCT信号强度。因为OCT单模光纤的包层吸收能够用于CSLO图像的大量返回的样本光束,所以其也不最大化到CSLO检测器的信号。

[0012] 在US 7,382,464中,针对OCT和CSLO信号的有效收集和分离公开了新颖的双波引导模块。通过将大部分多模引导的光能引导至CSLO检测器来分离两个信号。未分接的单模引导的光波进一步发送至用于OCT图像生成的标准OCT系统的纯单模光纤。本发明实现了高效的光焦度应用,并且因此高信噪比、以及OCT和CSLO图像的固有像素至像素注册、以及结合的OCT/CSLO系统的成本降低。针对这种方法需要专用光纤光学器件。

[0013] 本文中,我们介绍了同时生成高质量OCT和CSLO图像而不使用这种专用光纤光学器件的新方法。

发明内容

[0014] 在本发明中,通常未收集的OCT信号被用于生成样本的共焦图像,而不利用选择性反射或光束引导装置通过空间分离信号影响OCT功能。本发明的另一方面是增加2D共焦图

像的帧率的能力。在本文中描述的发明中，因为CSLO信号能够从OCT信号中独立记录，所以通过检流计扫描速度限制CSLO图像的帧率，该检流计扫描速度目前比本领域照相机速度的状态快约4倍。将传统扫描仪的扫描速度提高至机械和电子限制导致用于CSLO图像生成的更快的帧率。

附图说明

- [0015] 图1是用于眼科的一般频域OCT系统的示图。
- [0016] 图2A是其中共焦成像通道被包括在准直透镜和扫描光学器件之间的OCT设备的样本臂中的实施方式的示图。
- [0017] 图2B是在照明和反射光束尺寸的背景下与图2A相同的实施方式的示图。
- [0018] 图2C是其中共焦成像通道被包括在准直透镜和光纤的末端之间的OCT设备的样本臂中的实施方式的示图。
- [0019] 图3A是其中OCT和CSLO信号通过具有反射中心表面和围绕的透射区域的光学器件空间解耦的实施方式的示图。
- [0020] 图3B是其中OCT和CSLO信号通过具有各自以不同角度定向的两个部分的镜空间解耦的实施方式的示图。
- [0021] 图3C是其中OCT和CSLO信号通过楔形光学器件空间解耦的实施方式的示图。

具体实施方式

[0022] 在图1中示出了在眼科中使用的一般频域OCT (FD-OCT) 系统的示图。来自光源101的光通常由光纤105发送以照亮样本110，典型样本是在人类眼睛中的组织。典型的光源在谱域OCT (SD-OCT) 的情况下是具有短时间相干长度的宽带光源、或在扫频源OCT (SS-OCT) 的情况下是波长可调节的激光源。通常利用光纤的输出端和样本之间的扫描光学器件107在要成像的区域或空间上方横向(如果z平行于光束，则沿x和y)扫描光束(虚线108)。从样本反射回的光通过扫描光学器件107返回并且通常被收集至用于发送用于样本照明的光的相同光纤105。透镜109被用于校准退出光纤的照明光，并且被用于将反射光聚焦回至用于收集的光纤。从相同的光源101获得的参照光移动了一段分离的路径，在这种情况下包括具有可调节光学延迟的回射器104和光纤103。本领域中的技术人员将认识到，也能够使用透射参照路径，并且可调节的延迟可以置于或样本或干涉仪的基准臂中。此外，干涉仪能够由光纤光学器件、大量光学部件、或其组合组成。收集的样本光通常在光纤耦合器102中结合参照光以在检测器120中形成光干涉。虽然单个光纤端口被示出为接近检测器，但是本领域中的技术人员将认识到，干涉仪的各种设计能够用于干扰信号的平衡或不平衡检测。来自检测器的输出被供应给处理器121。结果可存储在处理器121中或显示在显示器122上。

[0023] 在从样本和从基准臂返回的光之间的干扰引起干涉光的强度在光谱上改变。干扰光的傅立叶转换显示了在不同路径长度的分散强度的曲线，并且因此在样本中根据深度(z方向)分散(例如，参见Leitgeb, R. et al. (2004). "Ultrahigh resolution Fourier domain optical coherence tomography." Optics Express 12 (10) :2156-2165)。根据深度的分散曲线被称为轴向扫描(A-扫描)。在样本中相邻位置处测量的一组A-扫描产生样本的截面图像(断层照片或B-扫描)。一批B-扫描组成数据立方体或数据量。

[0024] 图2A示出了其中共焦成像通道被包括在准直透镜109和扫描光学器件107之间的OCT设备的样本臂中的本发明的优选实施方式。OCT照明光束离开单模光纤105并且通过透镜109校准。光束通过镜14利用与光束轴对齐的基本上圆形的光孔传播至扫描镜107，并且然后至样本。当照明光束碰到眼睛并且向回反射离开眼睛(未示出)时，通过患者的瞳孔限定生成的返回光束尺寸。该光束尺寸由于光束发散通常大于原始照明光束的尺寸。信号光束沿着与照明光束相同的路径向回传播，第二次反射离开扫描镜107。当光到达镜14时，信号光束在镜14上所占空间由患者瞳孔的尺寸或扫描镜的尺寸中较小的那个确定。信号光束17的中心部分将穿过镜14的光孔，并且通过准直器109聚焦回光纤105。再进入光纤105的信号被用于形成OCT图像。如果在镜14中的光孔尺寸等于或大于照明光束，则OCT信号不受镜14影响。信号光束15的外部将通过镜14反射至另一个透镜18，其通过小孔19将光束聚焦至光检器20。通过光检器20检测的信号能够用于形成共焦图像。例如，生成的共焦图像可以与OCT图像同时显示，并且被用于帮助OCT系统的对齐。图2B进一步示出了在亮度和反射光束尺寸的背景下允许OCT和共焦信号空间分离的这种相同的实施方式。

[0025] 在图2A和2B中的实施方式仅是本发明的一个实施方式。镜不需要包含光孔。相反，其可能具有其具有与返回的样本光束轴对齐的透射区域的任何设计，使得从样本返回的光的第一部分通过透射区域传播并且穿过镜，同时通过镜反射在透射区域径向外部的光束的任何部分。在一些实施方式中，透射区域可以是其在一些情况下可能具有抗反射涂层的透明材料。在一些实施方式中，反射区域被设计成仅反射某些波长的CSL0信号。在通过透射区域传播之后，然后，光束可能直接通过任何合适组的光学器件并且至从其生成OCT图像数据的第一检测器。在一些实施方式中，如在优选实施方式中，这可以包括准直透镜109和光纤105。通过镜反射的样本光束的任何部分可以类似地直接通过任何合适组的光学器件并且至从其生成CSL0图像数据的第二检测器。在一些实施方式中，这可以包括聚焦透镜18、小孔19、以及光检器20。

[0026] 在优选实施方式中，仅不用于生成OCT数据的光被用于生成CSL0数据。收集用于生成OCT数据的光的光纤105具有在其上能够收集光的角度的限制范围，被熟知为数值孔径(NA)。因此，返回的样本光束的一些外部可能落在通过光纤105可收集的范围外。在图2A-B的实施方式中，这种未收集的光通过镜14被反射至生成的CSL0图像数据。即，镜14的透射区域具有这样的直径，使得其传播能够通过光纤105收集的光，并且反射不能被收集的部分。然后，光的反射部分能够被用于CSL0图像数据的生成。如在图2A和2B中的实施方式，当镜位于准直透镜和扫描光学器件之间时，实现这个目标同时最大化去往CSL0检测器的光的透射区域直径由 $2*NA*f$ 定义，在此，NA是光纤105的数值孔径，并且f是透镜109的焦距。如果透射区域的直径小于这个值，则将降低OCT信号。如果透射区域的直径大于这个值，则将降低CSL0信号。

[0027] 在图2C中示出的另一个实施方式中，镜反而可以位于光纤105的末端和准直透镜109之间。在那种情况下，将仅传播能够通过光纤105收集的光的直径小于 $2*NA*f$ 。透镜109引起光从透镜109汇聚至光纤105的末端；因此，针对透射区域优选的直径将取决于镜位于透镜109和光纤105之间的位置。如果在光纤105的末端和镜14的透射区域之间的距离被定义为s，则然后相关直径是 $2*NA*s$ 。类似于在图2A-B中的实施方式，能够以各种方法创建在图2C中示出的针对实施方式的透射区域，包括但不限于物理光孔或不同的透射涂覆。根据

系统的光学设计,因为透镜109将聚焦光束,所以在实施方式中可能不需要透镜18,在此,CSL0信号在准直透镜109和光纤105之间分离。

[0028] 此外,具有与返回的样本光束对齐的透射区域的镜也仅是一个可能的实施方式,通过其用于OCT和CSL0图像的信号能够被空间解耦。例如,如图3A所示,除了具有通过其传输OCT信号的透射区域的镜,还可以存在具有与从样本返回的光轴对齐的反射中心表面14a和允许CSL0光束低损失传输的围绕的透射区域的光学器件21。反射离开反射中心表面14a的返回光部分被导向检测器并且用于生成OCT图像。包围反射部分的光通过透射区域传播并且被用于生成CSL0图像。优选地,透射区域是环形的,并且围绕的透射区域可具有抗反射涂层。在图3A示出的实施方式中,光学器件21位于准直透镜109和光纤105之间。类似于在图2A-图2B中示出的实施方式,光学器件21也可放置在准直透镜109和扫描光学器件107之间。这种方法也能够实现而不使用围绕的透射区域。即,反射表面可以与从样本返回的光轴对齐以将返回光的一部分反射至检测器以生成OCT图像。然后,径向包围反射部分的光将传播经过镜并且被用于生成CSL0图像。

[0029] 也可以其它方法空间解耦OCT和CSL0信号。例如,可以使用具有每个以不同角度定向的两个部分的镜对其空间解耦。可以配置镜,使得当返回的样本光束反射离开镜时,其分为指向不同方向的两个部分,一个用于生成OCT信号,并且一个用于生成CSL0信号。在一些实施方式中,镜的第二部分可以径向包围镜的第一部分。在图3B中示出的这类实施方式的实施例。如图3C所示,其也能够通过沿不同方向引导光束两个部分的一个或多个楔形光学器件14c完成。另一可能性是使用其沿不同方向基于其波长引导不同信号的色散部件(例如,光栅)。这种方法不依赖从样本反射的光的空间特性,而基于OCT和CSL0信号具有不同波长性能的事实。如果期望的OCT和CSL0信号具有独特的波长带,则仅光栅方法起作用。如果期望特定波长的CSL0图像,则这将是有用的。

[0030] 本发明也允许通过增加共焦图像生成的帧率、通过增加扫描仪的扫描速度对2D共焦图像性能的额外改善。当前本领域状态下的OCT速度通过27kHz照相机的OCT数据获取速度限制,所以在OCT扫描期间生成的CSL0图像受这个速度限制。针对200x200眼底图像,扫描时间是1.48秒(200像素x200像素/27,000像素/秒),并且刷新速度是0.68帧/秒(1/1.48秒)。当CSL0图像不通过OCT获取限制时(即,OCT图像获取被暂停),可以100,000Hz的数据速度运行直至快速扫描检流计达到其近似500Hz的机械限制(100,000Hz/200像素)。相同的200x200眼底图像将具有0.4秒的扫描时间(200像素x200像素/100,000像素/秒),并且刷新速度是2帧/秒(1/0.4秒)。这通过四个因素导致在2D共焦图像帧率方面的增加。

[0031] 虽然本文中已经详细地示出并且描述了结合本发明教义的各种实施方式,但是本领域中的技术人员能够容易地设计依然结合这些教导的其它改变的实施方式。具体地,利用位于准直透镜和光纤之间的分离元件也能够实现以在准直透镜和扫描元件之间的CSL0和OCT部分的分离描述的任何实施方式,并且反之亦然。

[0032] 以下参照符号通过引用结合于此。

[0033] 专利文献

[0034] US Patent No.5,926,592 Harris et al."Optical fibre confocal imager with variable near-confocal control"

[0035] US Patent No.6,769,769 Podoleanu et al."Optical mapping apparatus with

adjustable depth resolution and multiple functionality”

[0036] US Patent No.7,301,644Knighton et al.”Enhanced optical coherence tomography for anatomical mapping”

[0037] US Patent No.7,382,464Everett et al.”Apparatus and method for combined optical-coherence-tomographic and confocal detection”

[0038] US Patent No.7,535,577Podoleanu et al.”Optical mapping apparatus with optimized OCT configuration”

[0039] US Patent No.7,649,629Rogers et al.”Optical imaging apparatus with spectral detector”US Patent Publication No.2012/0218558Cenko et al.”Apparatus and methods for optical coherence tomography and confocal microscopy”

[0040] 非专利文献

[0041] Sharp,P.F.et al.(2004).”The scanning laser ophthalmoscope—a review of its role in bioscience and medicine.”Physics in Medicine and Biology 49(7):1085-1096

[0042] Fujimoto,J.G.et al.(2000).”Optical coherence tomography:an emerging technology for biomedical imaging and optical biopsy.”Neoplasia2(1-2):9-25

[0043] Rollins,A.M.et al.(2002).”Emerging clinical applications of optical coherence tomography.”Optics and Photonics News 13(4):36-41

[0044] Fujimoto,J.G.(2003).”Optical coherence tomography for ultrahigh resolution in vivo imaging.”Nature Biotechnology 21(11):1361-1367

[0045] Podoleanu,A.G.et al.(1997).”Simultaneous en-face imaging of two layers in the human retina by low-coherence reflectometry.”Optics Letters22(13):1039-1041

[0046] Podoleanu,A.G.et al.(1998).”En-face coherence imaging using galvanometer scanner modulation.”Optics Letters 23(3):147-149

[0047] A.G.Podoleanu et al.(1999).”Noise Analysis of a Combined Optical Coherence Tomograph and a Confocal Scanning Ophthalmoscope.”Applied Optics 38(10):2116-2127

[0048] A.G.Podoleanu et al.(2004).”Sequential optical coherence tomography and confocal imaging,”Optics Letters 29(4):364-366

[0049] Podoleanu et al.(2004).”Combined multiplanar optical coherence tomography and confocal scanning ophthalmoscopy,”Journal of Biomedical Optics,9(1):86-93

[0050] Hitzenberger,C.K.et al.(2003).”Three-dimensional imaging of the human retina by highspeed optical coherence tomography.”Optics Express11(21):2753-2761

[0051] Leitgeb,R.et al.(2004).”Ultrahigh resolution Fourier domain optical coherence tomography.”Optics Express 12(10):2156-2165

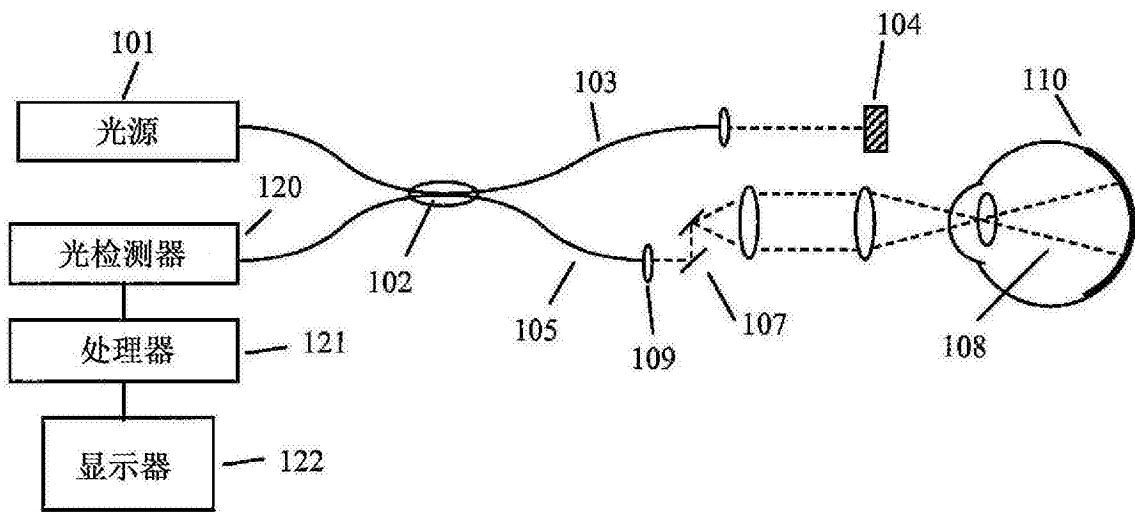


图1

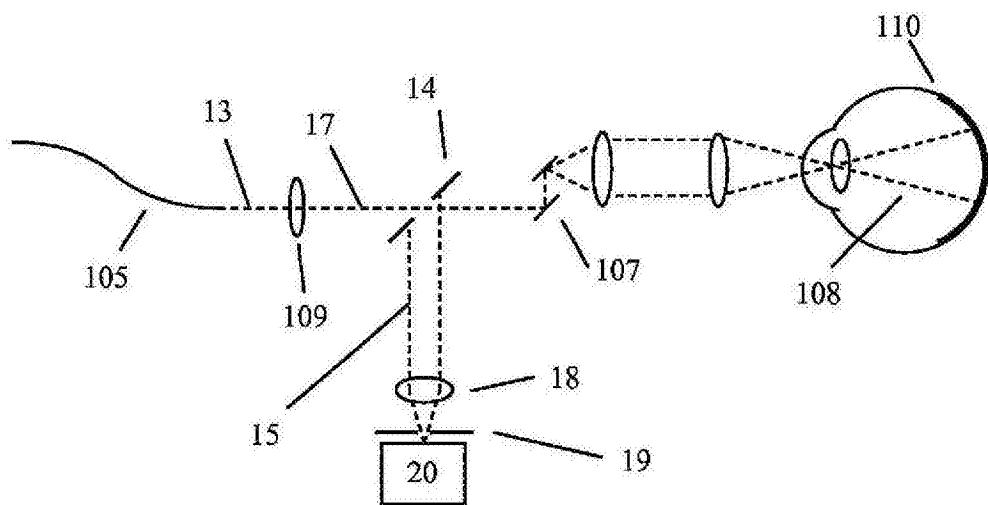


图2A

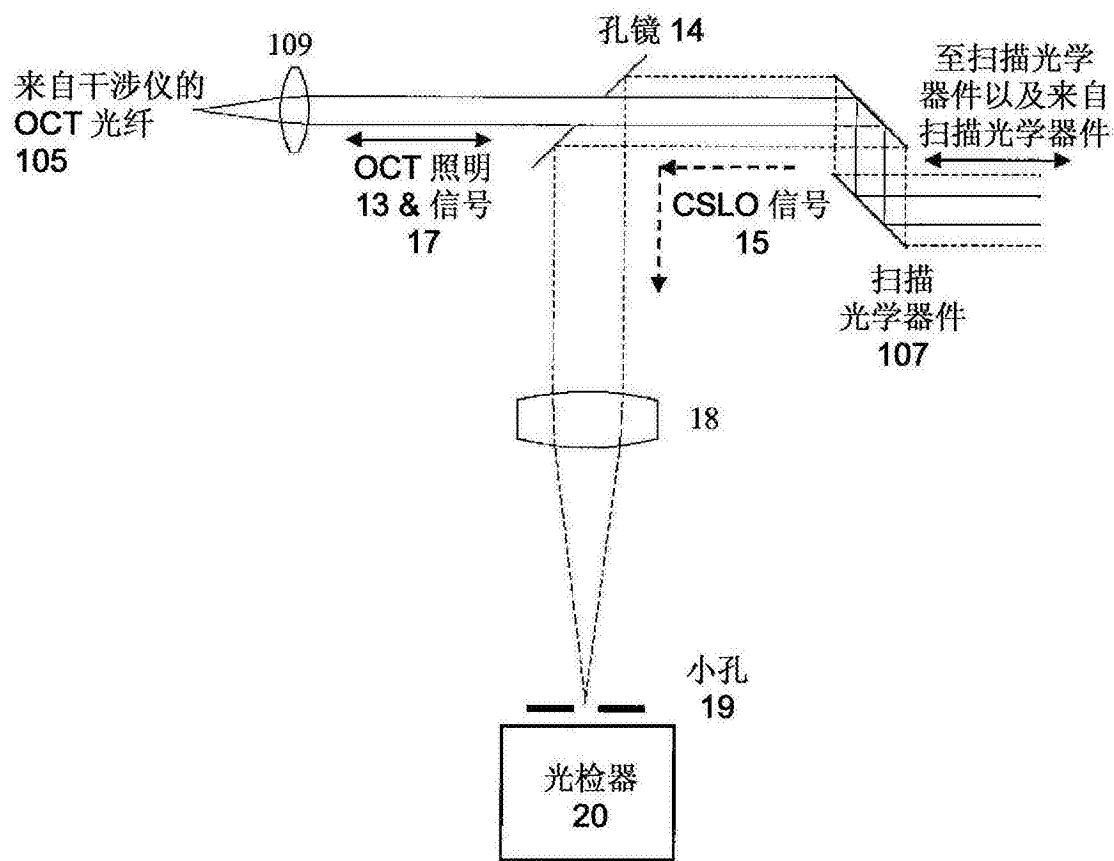


图2B

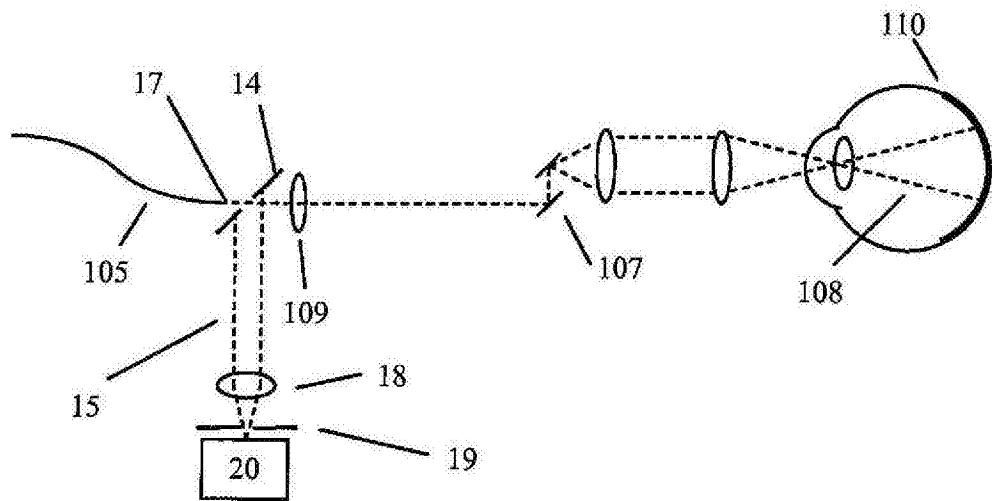


图2C

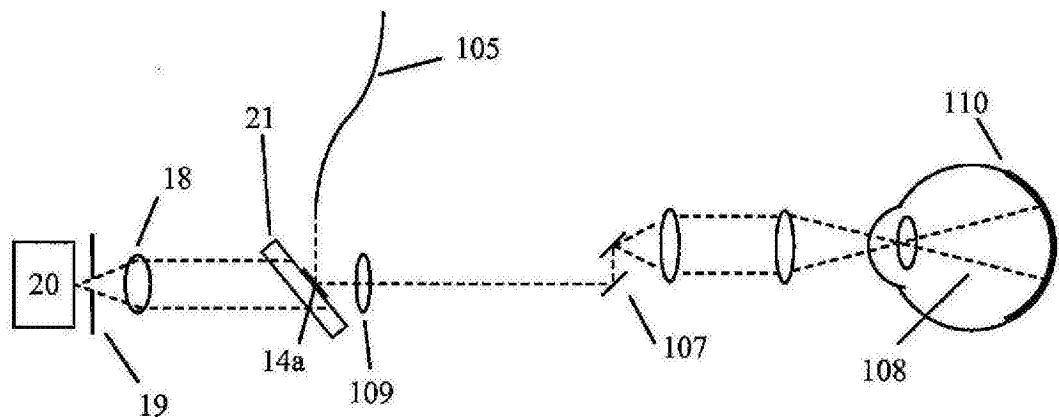


图3A

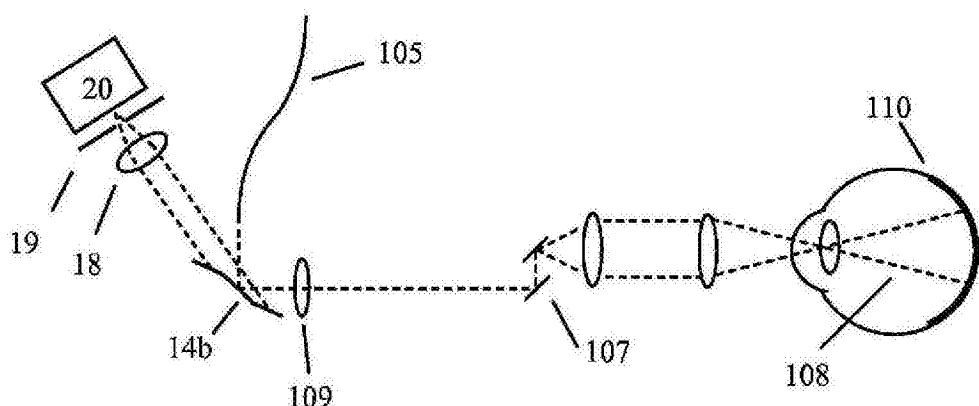


图3B

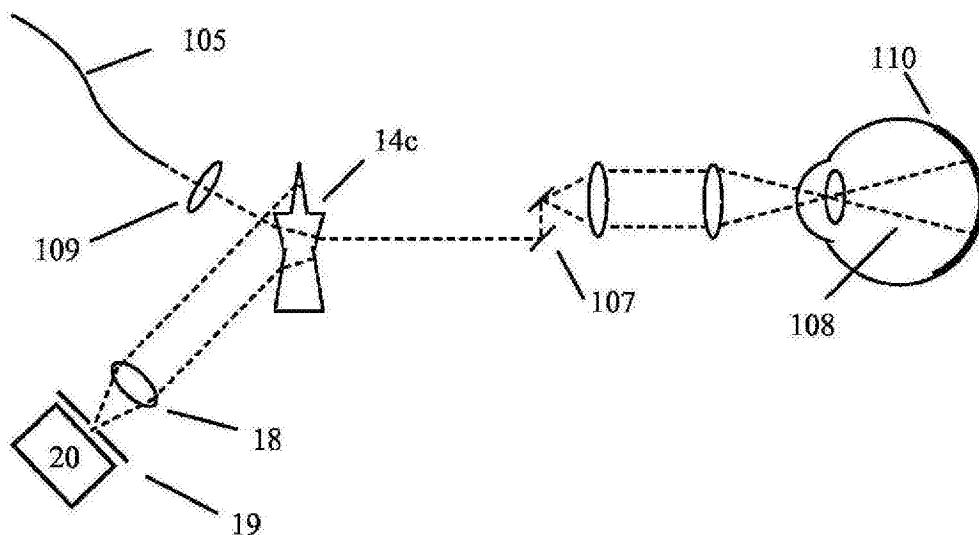


图3C