



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106176035 B

(45)授权公告日 2019.05.21

(21)申请号 201610854378.7

(22)申请日 2012.12.19

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106176035 A

(43)申请公布日 2016.12.07

(30)优先权数据

13/329,813 2011.12.19 US

(62)分案原申请数据

201280062879.1 2012.12.19

(73)专利权人 爱尔康手术激光股份有限公司

地址 美国加利福尼亚

(72)发明人 I·戈德史利格 G·霍兰德

A·朱阿兹 R·M·克兹

K·瓦尔丹

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所 11038

代理人 杜文树

(51)Int.Cl.

A61F 9/008(2006.01)

(56)对比文件

US 2009/0149840 A1, 2009.06.11, 说明书第[0046]-[0168]段, 图1-26.

US 2011/0196350 A1, 2011.08.11, 说明书第[0034]-[0096]段, 图1-23.

US 2011/0202044 A1, 2011.08.18, 权利要求1-45, 说明书[0062]-[0209]段, 图1-17.

US 2009/0149840 A1, 2009.06.11, 说明书第[0046]-[0168]段, 图1-26.

审查员 张瑞娟

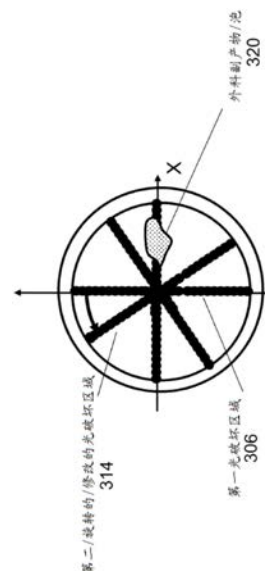
权利要求书2页 说明书18页 附图20页

(54)发明名称

用于激光白内障手术的内部手术光学相干断层成像的图像处理器

(57)摘要

本申请涉及用于激光白内障手术的内部手术光学相干断层成像的图像处理器。一种白内障手术系统包括: 激光源, 其用于生成第一组激光脉冲; 引导光学器件, 其用于将所述第一组激光脉冲引导至眼睛中的白内障目标区域; 激光控制器, 其用于生成目标扫描图案的电子表示, 且控制所述引导光学器件以根据所述目标扫描图案的一部分来扫描所述第一组激光脉冲而在所述白内障目标区域中形成第一光破坏区域; 和谱域光学相干断层(SD-OCT)成像系统, 其用于生成所述第一光破坏区域的一部分的图像。所述激光控制器可以关于由所述SD-OCT成像系统生成的所述图像生成修改的扫描图案的电子表示, 且根据所述修改的扫描图案控制所述引导光学器件来扫描第二组激光脉冲。



1. 一种白内障手术系统,其包括:
激光源,其被构造来生成第一组激光脉冲;
引导光学器件,其耦合到所述激光源并被构造来将所述第一组激光脉冲引导至眼睛中的白内障目标区域;
激光控制器,其被构造来:
生成目标扫描图案的电子表示,和
控制所述引导光学器件以根据所述目标扫描图案的一部分来扫描所述第一组激光脉冲而在白内障目标区域中形成第一光破坏区域;
扫描源光学相干断层SS-OCT成像系统,其被构造来以20到25帧/秒或更高的实况刷新速率生成包括所述第一光破坏区域的一部分的视频图像;和
OCT图像处理器,其被构造来执行所述图像的图像分析,其中
所述激光控制器被构造来:
关于由所述SS-OCT成像系统生成的所述图像生成修改的扫描图案的电子表示,和
控制所述引导光学器件以根据所述修改的扫描图案扫描第二组激光脉冲而形成第二光破坏区域。
2. 根据权利要求1所述的白内障手术系统,其中:
所述白内障目标区域包括前囊层;且
所述目标扫描图案包括圆筒状物上的一组目标点以形成环形囊切开、前囊切开和曲线形囊切开中的至少一种。
3. 根据权利要求1所述的白内障手术系统,其中:
所述白内障目标区域包括晶状体的一部分;且
所述目标扫描图案包括径向切断平面、圆筒状物、螺旋图案和网状图案中的至少一个上的一组目标点以引发晶状体的切断、光破坏和松解中的至少一个。
4. 根据权利要求1所述的白内障手术系统,其中:
所述OCT图像处理器被构造来基于所述执行的图像分析为系统操作员显示反馈。
5. 根据权利要求4所述的白内障手术系统,其中:
所述OCT图像处理器被构造来
基于所述执行的图像分析确定推荐的修改输入;和
为所述系统操作员显示所述推荐的修改输入。
6. 根据权利要求4所述的白内障手术系统,其中:
所述OCT图像处理器被构造来
确定在生成所述第一组激光脉冲之前得到的参考图像与在所述第一组激光脉冲生成所述第一光破坏区域之后得到的图像之间的差;和
显示所述确定的差的指示。
7. 根据权利要求1所述的白内障手术系统,其中:
所述OCT图像处理器被构造来基于所述执行的图像分析生成控制信号以使所述激光控制器生成所述修改的扫描图案的所述电子表示。
8. 根据权利要求7所述的白内障手术系统,其中:
所述OCT图像处理器被构造来确定所述第一光破坏区域相对于所述目标扫描图案的位

置、定向和形状中的至少一个的偏差；且

所述激光控制器被构造来生成所述修改的扫描图案的所述电子表示以减少所述确定的偏差。

9. 根据权利要求7所述的白内障手术系统，其中：

所述OCT图像处理器被构造来确定所述第一光破坏区域是否延伸进入风险区域中；且

所述激光控制器被构造来生成所述修改的扫描图案的所述电子表示以在所述风险区域外部扫描所述第二组激光脉冲。

10. 根据权利要求7所述的白内障手术系统，其中：

所述OCT图像处理器和所述激光控制器是集成的。

11. 根据权利要求7所述的白内障手术系统，其中：

所述OCT图像处理器被构造来识别手术副产物；且

所述激光控制器被构造来生成所述修改的扫描图案的所述电子表示，使得所述修改的扫描图案不与所述手术副产物重叠。

12. 根据权利要求11所述的白内障手术系统，其中：

所述目标扫描图案是切断图案；

所述OCT图像处理器被构造来将气泡识别为所述手术副产物；且

所述激光控制器被构造来生成旋转切断图案的电子表示作为所述修改的扫描图案，使得所述旋转切断图案不与所述气泡重叠。

13. 根据权利要求7所述的白内障手术系统，其中：

所述OCT图像处理器被构造来识别所述第一光破坏区域中光破坏效率有限的一部分；

且

所述激光控制器被构造来生成所述修改的扫描图案的所述电子表示以重新扫描所述识别部分的部分。

14. 根据权利要求7所述的白内障手术系统，其中：

所述OCT图像处理器被构造来

分析所述图像中与所述第一光破坏区域不同的一部分；且

基于此分析生成反馈。

15. 根据权利要求1所述的白内障手术系统，所述SS-OCT成像系统包括：

扫描波长光源，用于生成扫描波长束；

束引导系统，被配置为：

将所述扫描波长束分成图像束和参考束，

将所述图像束引导至眼睛且引导从眼睛返回的图像束，

将所述参考束引导至参考镜且引导从所述参考镜返回的参考束，和

将所返回的图像束与所返回的参考束组合成组合束；和

OCT相机，其被构造来接收所述组合束，该OCT相机包括：

检测器，其用于检测所述组合束；

数据分区器，其用于检测所述组合束作为数据的时间序列；

快速傅立叶变换系统，其用于对所检测的数据的时间序列进行傅立叶变换；和

图像生成器，其用于从傅立叶变换生成图像。

用于激光白内障手术的内部手术光学相干断层成像的图像处理器

[0001] 本申请是中国申请号为201280062879.1、申请日为2012年12月19日的PCT申请PCT/US2012/070435的、名称为“用于激光白内障手术的内部手术光学相干断层成像的图像处理器”的发明专利申请的分案申请。

技术领域

[0002] 本专利文件涉及在白内障手术期间应用光学相干断层成像系统。更详细地说，本专利文件涉及白内障手术的内部手术谱域光学相关断层成像。

背景技术

[0003] 白内障手术正经历着重大变革。白内障手术的许多方面的精确度和速度在过去几年中已经得到显著提高。具有飞秒激光脉冲的脉动手术激光系统提供控制非常精确的切割功能。先进的光学系统对激光脉冲的放置和瞄准提供前所未有的控制。此外，成像系统提供高质量图像以辅助外科医生计划并执行白内障手术。然而，仍然存在很大的空间来改进白内障手术系统，尤其在成像领域中。

发明内容

[0004] 大量改进可行且是需要的一个领域是为白内障外科医生提供更广泛且可付诸实施的成像信息。当今最先进的系统包括光学相干断层(OCT)成像系统。在白内障手术之前，这些系统可以生成并显示包括眼角膜、前房和晶状体的眼睛的前段的深度内曲线形或横截面参考图像。外科医生可以通过在所显示的参考图像上作标记以输入将被光破坏或光治疗的各个切口和区域的特性点或端点而计划手术。激光控制器的交互式接口可以感测到这些标记且将其转化成电子控制信号以引导外科激光束来形成相应切口。

[0005] 为了在上下文中提出本发明，记得使用手术激光系统的白内障手术可以包括下列步骤。(1) 首先，晶状体可以通过根据光破坏图案扫描手术激光束而在囊袋内部被光破坏。取决于白内障硬度、破坏图案、破坏程度和所要手术结果，这个过程可以称为切断、断裂或松解。(2) 其次，囊盖或囊帽可以通过环形囊切开术、前囊切开术或连续曲线形囊切开术在囊袋或前囊层中切入。囊盖或囊帽经过形成使得当其移除时，在囊袋中打开孔，外科医生可以通过所述孔从囊袋中提取或抽吸光破坏的晶状体。(3) 通路切口可以在眼睛的巩膜、角膜缘或周围角膜区域附近形成。通过这个通路切口，手术装置(诸如手术钳或超声乳化探头)可以插入眼睛中。(4) 接着，囊盖或囊帽可以通过所述插入的手术装置之一移除以形成前述囊口。(5) 通常，手术激光无法完全破坏晶状体。在这类情况下，超声乳化探头可以插入到囊袋中以通过应用超声波和切断术完成晶状体的破坏。(6) 随后，可以通过囊口移除或抽吸晶状体的碎片。(7) 最后，可以插入人工晶状体(IOL)来修复眼睛视力。在一些手术中，步骤(1)和(2)的顺序可以交换。

[0006] 白内障手术可以通过形成额外切口而得到补充，诸如眼角膜中的角膜松解切口或

弧形切口,以及各种另外的通路切口。

[0007] 然而,一旦由手术激光束造成的光破坏开始形成所计划切口,当今成像系统便不生成可以为白内障外科医生提供可付诸实施的信息或反馈的额外图像。这主要由于以下事实:使用现代手术系统,白内障手术可以持续相当短的时间,诸如囊切开术10-20秒或晶状体光破坏30-40秒。现有成像系统无法在如此短的手术时间内以充分分辨率使光破坏区域成像。甚至很少有成像系统能够分析光破坏区域的图像来提供可付诸实施的反馈,或主动修改正在进行的手术。这些功能将需要更快的成像性能以及额外或不同的电子成像系统。

[0008] 尽管在短的手术时间内使患部成像并对其进行分析是困难的,但是基于这种成像或分析的反馈将是非常需要的以改进手术的精确度以及应付未预期的手术并发症。例如,囊切开术可能在环形切割线的一些部分处未切穿整个囊袋使得环形盖或帽仍然附接到这些“标签”处的囊剩余部分。当外科医生随后试图用手术钳移除环形盖时,囊袋可能在标签处被撕裂,从而造成锯齿状边缘或许多裂口。假设已经及时提供不完全囊切开的图像给外科医生,那么其可能选择用激光重新扫描囊切开圈以切穿标签而非开始移除部分未分离盖。

[0009] 在其它情况下,当执行晶状体的光破坏时,手术激光可能过近地扫描后囊层,很可能激穿后囊层。这种激穿可能有必要进行复杂的紧急玻璃体切除术,基本上提高整个白内障手术的风险。再者,假定已经及时地提供了成像反馈给外科医生,那么其可能已经修改了扫描图案来将手术激光束引导离开后囊层,从而避免玻璃体切除术。

[0010] 在另外其它情况下,手术激光系统可能校准错误:激光控制器可能因各种原因误算了激光脉冲的位置,包括光学像差、激光的制造公差问题、晶状体的屈光属性的错误特性描述、术前诊断误差、眼睛的移动或属性改变、和组件的热力蠕变。在实例中,尽管外科医生可能已经将标记标注在参考图像上来从后囊层形成手术切口,例如100微米,但是引导光学器件可能由于校准错误而已经将手术激光脉冲引导至距离后囊层仅50微米的位置,从而提高白内障手术的风险并减小其精确度和安全性。如上文所述,假定已经提供了手术进程的图像给外科医生,那么其可能在光破坏之前已经发现了校准错误达到危险地接近距离后囊层50微米距离处。

[0011] 在另一实例中,校准错误可以由整个晶状体因玻璃质的位于晶状体后的前房与后房中的压力差而已经沿着光轴移动引起。压力可以在取得参考图像之后因各种原因而改变,诸如由于患者接口施加的压力。而且,眼睛是动态系统,前后房中的内部压力可以随时间改变,例如,随着患者接口衔接到眼睛之后在延长时段内(诸如数秒或数十秒)内部压力与外部压力平衡。

[0012] 在另一实例中,校准错误可以由晶状体曲率因调节而改变而引起。调节可以在手术之前和期间由患者引起。外科医生通常给予药物来阻止或抑制调节,有效地使瞳孔扩张。然而,这些药物对不同的患者产生不同影响且甚至这些不同效果遵循不同的时间线。再者,在最后两个实例中,如前,假定在手术期间已经提供更新的或及时的图像给外科医生,那么其可能已经意识到校准错误且可能已经采取阻止或正确措施。

[0013] 这些和许多其它可能的手术并发症的共同特征在于其仅在目标组织的光破坏开始后才变得可检测。然而,如上所述,在短于10秒、20秒、40秒或60秒手术时间的成像时间内形成图像对于当今成像系统来说可能是个很大的挑战,尤其在需要高分辨率图像来提供可

付诸实施的成像信息的情况下。且除了分析图像以显示反馈或建议的校正措施,或以主动地修改手术光破坏激光束的扫描以外,其对于现有系统来说也可能是过高的挑战。

[0014] 本专利文献描述了具有先进的成像系统的白内障手术系统的实施方案,所述先进的成像系统被构造来成像且在一些实施例中用于在短于典型的手术时间的成像时间内分析由手术激光束进行光破坏的区域。因此这些实施方案通过外科医生或通过手术系统自身实现实时修改白内障手术,保证了现代白内障手术的效率 and 安全性方面的质的提高。

[0015] 具体而言,在实施方案中,白内障手术系统可以包括:激光源,其被构造来生成第一组激光脉冲;引导光学器件,其耦合到激光源,被构造来将第一组激光脉冲引导至眼睛中的白内障目标区域;激光控制器,其被构造来生成目标扫描图案的电子表示并控制引导光学器件以根据目标扫描图案的一部分扫描第一组激光脉冲而在白内障目标区域中形成第一光破坏区域;谱域光学相干断层(SD-OCT)成像系统,其被构造来生成第一光破坏区域的一部分的图像;和OCT图像处理器,其被构造来执行图像的图像分析,其中激光控制器被构造来关于由OCT图像处理器执行的图像分析生成修改的扫描图案的电子表示,且控制引导光学器件以根据所修改的扫描图案扫描第二组激光脉冲而形成第二光破坏区域。在一些实施方案中,成像系统可以是扫频源光学相干断层(SS-OCT)成像系统。

[0016] 在一些实施方案中,白内障手术系统可以包括:手术激光系统,其被构造来生成手术激光束且在白内障目标区域中扫描手术激光束;谱域光学相干断层(SD-OCT)成像系统,其被构造来生成白内障目标区域的一部分的图像;和OCT图像处理器,其被构造来执行图像的图像分析以识别所述图像中在手术上不期望的特征,且生成停止或延缓手术激光束的扫描的控制信号。

[0017] 在一些实施方案中,眼科手术方法可以包括通过激光控制器生成眼睛的晶状体的目标扫描图案的电子表示;根据目标扫描图案由手术激光系统在眼睛的晶状体中生成并扫描激光束,在晶状体中形成切口;在开始扫描激光束之后用谱域光学相干断层成像系统生成切口和眼睛的一部分的图像;用OCT图像处理器执行所生成图像的图像分析;由激光控制器关于所执行的图像分析生成修改的扫描图案的电子表示;和根据所修改的扫描图案由手术激光系统在眼睛的晶状体中生成并扫描激光束,从而形成修改的切口。

[0018] 在一些实施方案中,白内障手术方法可以包括通过激光控制器控制激光束在眼睛的晶状体中的扫描;由谱域光学相干断层成像系统以每秒至少5个帧的速率生成晶状体的一部分的图像;由OCT图像处理器执行所生成图像的分析;和响应于由OCT图像处理器执行的分析由激光控制器修改激光束的扫描。

附图说明

[0019] 图1A示出白内障激光手术系统的实施方案。

[0020] 图1B示出晶状体目标区域中成像辅助的光破坏。

[0021] 图1C到图1D示出白内障激光手术系统的实施方案。

[0022] 图2A到图2C示出形成第一和修改的第二光破坏区域。

[0023] 图3A到图3E示出在已经检测到手术副产物之后扫描图案的修改。

[0024] 图4A到图4B示出在已经检测到手术副产物之后扫描图案的修改。

[0025] 图4C到图4D示出在晶状体囊扩张之后囊切开扫描图案的修改。

- [0026] 图5A到图5D示出低效囊切开术的重新扫描。
- [0027] 图6示出谱域光学相干断层成像系统的实施方案。
- [0028] 图7示出具有专用输入-输出板的谱域光学相干断层成像系统的实施方案。
- [0029] 图8示出专用输入-输出板。
- [0030] 图9示出扫频源光学相干断层成像系统的实施方案。
- [0031] 图10示出成像辅助的白内障手术方法。
- [0032] 图11示出成像辅助的白内障手术方法。

具体实施方式

[0033] 本专利文件中的实施例和实施方案描述了白内障手术系统,其生成及时的成像反馈来辅助外科医生根据所述反馈调整手术,或通过系统自身确定并实行这种调整。

[0034] 图1A示出白内障手术系统100,其包括激光源110,其用于生成第一组激光脉冲的激光束。这些激光脉冲可以具有在1-1,000飞秒或1-1,000皮秒范围内的持续时间或脉冲长度。可以选定激光束的能量和功率来高效达成所选目标区域中的控制良好的光破坏,而在其它眼组织(诸如感光视网膜)中不引起损坏。白内障手术系统100也可以包括引导光学器件120,其耦合到激光源110以通过眼角膜3和前房4将第一组激光脉冲引导至眼睛1的晶状体5。晶状体5通过囊层或囊袋6包络。引导光学器件120可以被构造来通过物镜122和衔接单元或患者接口(PI) 124将激光束引导至白内障目标区域中,所述衔接单元或患者接口(PI) 124可以衔接到眼睛1上且通过施加真空吸入而使其相对于白内障手术系统100固定。在一些实施方案中,在物镜122与眼睛1之间可能不存在直接或固定连接。这些实施方案相反地可以例如采用眼睛跟踪器来使成像过程与眼睛的可能移动关联。

[0035] 白内障目标区域可以位于眼睛1的前段中,所述前段包括眼睛1的眼角膜3、前房4、晶状体5和囊袋6。当执行囊切开术时,白内障目标区域可以是例如在晶状体5的前囊层或囊袋中的圆状物、圆筒状物或倾斜圆筒状物。白内障目标区域也可以是晶状体5的大体积部分来达成晶状体5或至少其核的光破坏、切断或松解。白内障目标区域也可以位于眼角膜3中,诸如通路切口中以为白内障手术装置的插入形成端口。在更广泛的白内障手术中,诸如在屈光性白内障手术中,也可以形成额外的角膜缘松切或切口(LRI)或弧形切口。

[0036] 囊切开口可以具有在3mm到6mm范围内的直径,如由将插入处于在2mm到4mm范围内的z深度处的保留晶状体囊中的人工晶状体或IOL的设计所指示,其中z深度是使用眼角膜3与PI 124的接触表面作为z深度的零参考水平沿着白内障手术系统100的光轴测得。晶状体光破坏的目标区域可以从2mm到4mm z深度延伸到7mm到10mm z深度,直径为4mm到8mm。最后,眼角膜LRI、弧形通路切口可以以6mm到14mm大直径形成在0mm到2mm z深度中以使对视域的影响最小化或完全避免直接影响视域。这些数值范围显示白内障手术的挑战基本上超出那些纯眼角膜手术,诸如LASIK或视网膜手术。眼角膜/LASIK和视网膜手术两者相比于白内障手术在窄很多的z深度范围内且在小很多的总体手术体积中执行。眼角膜手术通常被限于0.1mm到0.5mm z深度范围,因为眼角膜的厚度很少超过1mm且光破坏通常不切穿整个眼角膜以保持前房完整无缺。眼角膜切口的典型直径可以在2mm到3mm范围内。尽管视网膜手术是在眼睛1后段中深处在较大z深度处执行,但是其中形成切口的z深度范围通常小于2mm,视网膜层的整体厚度受到关注。

[0037] 相比之下,白内障手术通常涉及在眼角膜3和晶状体5中的上文所述的白内障目标区域的大多数或全部中的光破坏。因此,白内障手术可以涉及在4mm或更大,有时6mm或更大的z深度范围内的切口。这些白内障z深度范围基本上大于眼角膜或视网膜手术的上述z深度范围。此外,白内障相关切口的直径也基本上超出眼角膜切口的直径。因此,相比于形成眼角膜切口对LASIK系统的设计造成的挑战或形成视网膜切口对视网膜手术系统的设计造成的挑战,形成白内障切口基本上对白内障手术系统的设计造成难度更高的挑战,包括其成像系统。

[0038] 白内障手术系统100也可以包括激光控制器130以生成目标扫描图案的电子表示且控制引导光学器件120以根据目标扫描图案的一部分扫描第一组激光脉冲而在白内障目标区域中形成第一光破坏区域。

[0039] 如上所述,白内障目标区域可以是前囊层的接近体且目标扫描图案可以是针对环形囊切开术、前囊切开术或曲线形囊切开术的晶状体5的前囊层中圆状物或圆筒状物上的一组目标点。

[0040] 或者,白内障目标区域可以是晶状体5的一部分且目标扫描图案可以是径向切断面、圆筒状物、螺旋图案或网状图案上的一组目标点以引发晶状体5本身的光破坏。目标扫描图案的点可以例如通过其径向或(x,y,z)坐标界定。这些坐标可以根据存储在激光控制器130的相应存储器中的可执行文件而在处理器中进行电子表示。

[0041] 白内障手术系统也可以包括谱域光学相干断层(SD-OCT)成像系统200以生成第一光破坏区域的一部分的图像,所述第一光破坏区域由手术激光束的扫描形成。SD-OCT成像系统200可以被构造来将成像束耦合到引导光学器件120中以被引导至眼睛1中且从引导光学器件120接收返回的成像束。SD-OCT成像系统200可以被构造来在手术期间生成第一光破坏区域的图像以为外科医生或激光控制器130提供及时或可付诸实施的反馈,如下文详细描述。

[0042] 图1B示出白内障手术系统100的操作。在本实例中,激光控制器130可以生成白内障目标区域中的目标扫描图案302的电子表示,弧度靠近后囊层。引导光学器件120可以集中并扫描由激光源110生成的手术激光束304的第一组激光脉冲,穿过目标扫描图案302的点以形成第一光破坏区域306。在本实例中,第一光破坏区域306可以由形成在目标扫描图案302的点上的组泡或空泡组成。在光破坏开始之后,SD-OCT成像系统200可以扫描成像束308穿过白内障目标区域以生成第一光破坏区域306的图像。在一些实施例中,成像束308和手术激光束304可以通过相同共用引导光学器件120扫描或引导。在其它实施例中,仅光学路径的部分可以共用且成像束308部分可以由额外未共用的成像引导光学器件扫描。所有这些设计是引导光学器件120的实施方案。

[0043] 如果由SD-OCT成像系统200生成的图像指示手术正按计划进行,诸如光破坏泡306根据目标扫描图案302形成且无不期望的结果,激光控制器130可以沿着原始目标扫描图案302继续扫描手术激光束304。然而,如果图像指示与所计划手术存在偏差,那么激光控制器130可以通过生成修改的扫描图案的电子表示作出响应且控制引导光学器件120以根据所修改的扫描图案扫描第二组激光脉冲而形成第二光破坏区域,如将在后续图中所示。

[0044] 在一些实施方案中,在SD-OCT成像系统200与激光控制器130之间可能不存在直接的耦合。在这些实施方案中,SD-OCT成像系统200可以显示第一光破坏区域306的图像,且系

统操作员(诸如外科医生)可以键入修改的扫描参数以促使激光控制器130生成修改的扫描图案的电子表示。

[0045] 图1A示出在一些实施方案中,SD-OCT成像系统200可以包括OCT图像处理器201,其可以在光破坏开始后分析生成的图像。在一些实施方案中,OCT图像处理器201可以显示分析结果给外科医生以在手术期间提供及时且可付诸实施的反馈,使得外科医生可以将修改的扫描图案键入激光控制器130中。在图1B的实例中,OCT图像处理器201可以被构造来测量第一光破坏区域306距离后囊层的距离且如果所述距离变得小于预设安全裕度,那么显示警告信号给外科医生。

[0046] 在一些实施方案中,SD-OCT成像系统200可以耦合到激光控制器130,如在图1A中,或OCT图像处理器201可以是自立式单元,其直接耦合到SD-OCT成像系统200且到激光控制器130,如在图1C中。在这些实施方案中,OCT图像处理器201可以关于第一光破坏区域306的图像生成控制信号且可以将生成的控制信号施加到激光控制器130以促使激光控制器130生成修改的扫描图案的电子表示。OCT图像处理器201可以完全或部分整合到SD-OCT成像系统200中,如图1A。

[0047] 图1D示出在一些实施方案中,OCT图像处理器201也可以与激光控制器130重叠或甚至整合。图1A、图1C和图1D的实施方案示出处理OCT图像的软件相关功能且生成修改的扫描图案可以部分或完全由可以容置在SD-OCT成像系统200、或激光控制器130或整合两者的方框中,或可以是两者分开的自立式方框中的多用途处理器执行。

[0048] 如上所述,通常白内障手术的一般较大z深度范围可以大于4mm或在一些实施方案中大于6mm,其可能要求使用比眼角膜或视网膜系统中所采用的基本上更复杂的SD-OCT成像系统200。因此,在一些实施方案中,SD-OCT成像系统200可以被构造为具有大于4mm的成像或z深度范围 L_{max} ,诸如在范围4mm到20mm中。在其它实施方案中,成像或z深度范围 L_{max} 可以大于6mm,诸如在范围6mm到10mm中。

[0049] L_{max} ,SD-OCT成像系统200的成像或z深度范围可以取决于成像激光束308的波长 λ 、波长分辨率 $\delta\lambda$ 、奈奎斯特频率 Nf 、SD-OCT成像系统200的焦距 f 和瞳距 d ,如下文详细描述。因此,SD-OCT成像系统200的实施方案可以被设计为具有参数 λ 、 $\delta\lambda$ 、 Nf 和 d 使得成像或z深度范围大于4mm,或在一些实施方案中,大于6mm。

[0050] 将系统的成像深度范围从1mm到2mm扩展到4mm或更多的难处也可以从以下事实明白,一些现有系统要求大于2mm成像范围,其并非通过涉及难度过高的更先进光学器件来达到这种扩展。而是,这些系统采用具有小于2mm成像范围的常规成像系统且通过在分开约2mm的相邻z深度处取得若干图像而增大这种常规系统的成像范围,且通过使用复杂图像识别和处理电路整合相邻深度图像生成具有较大范围的单个图像。这些系统在电子上可能是复杂的且图像整合大幅降低其性能速度。为了避免大幅减低成像性能以及对复杂电子器件的需求,SD-OCT成像系统200的实施例达成了超过4mm或6mm的成像深度范围,而不整合两个或更多个图像。

[0051] 为了清楚起见,应注意通常区分两种类型的成像扫描:A扫描和B扫描。A扫描指z轴与引导光学器件120的光轴对齐的参考帧中,对应于单个横(x,y)坐标的z深度范围内的目标的图像。A扫描可以通过将成像系统的成像束引导至目标的单个(x,y)点以及收集对应于不同z深度的成像信息而获得。

[0052] 一些成像系统通过实际上扫描 z 成像深度范围以及按顺序记录不同 z 深度的图像数据而生成A扫描。然而,尽管SD-OCT成像系统如下文说明同时收集不同 z 深度的图像数据,即在 z 方向上不进行扫描,但其图像仍通常被称为A扫描。

[0053] A B扫描指对应于当成像束沿着横向线条或以横向图案扫描时收集的 (x,y) 点集或线的一组A扫描。具有规则 (x,y) 分辨率的典型B扫描可以包括500-2,000次A扫描。具有高 (x,y) 分辨率的B扫描可以包括1,000-3,000次A扫描。尤其高 (x,y) 分辨率B扫描可以包括2,000-5,000或2,000-16,000次A扫描。通常,B扫描可以包括整合到目标的横截面、环形或圆筒形图像中的这些A扫描。如此,B扫描可以提供基本上比个别A扫描更详细且因此基本上更加可以付诸实施的反馈成像信息给外科医生。因此,在白内障手术系统100的实施方案中,第一光破坏区域和第二光破坏区域的图像可以称为B扫描,其可以包括500-2,000、1,000-3,000、2,000-5,000、或2,000-16,000次A扫描。

[0054] OCT成像系统可以被归类成两类:时域或TD-OCT成像系统;和谱域或SD-OCT成像系统。TD-OCT成像系统使用具有适于定义短脉冲长度且从不同 z 深度按顺序收集成像信息的带宽的成像光束,大体上沿着 z 轴扫描。相比之下,SD-OCT成像系统使用具有其中不同波长光谱分量同时平行捕捉并载送表示不同 z 深度的成像信息的带宽的成像光束。这允许SD-OCT成像系统同时从不同 z 深度平行收集成像信息。 z 深度成像信息的平行感测相对于TD-OCT成像系统使SD-OCT成像系统的性能加速了10-1,000倍。SD-OCT成像系统的这种较快性能可以在若干实施方案中使用,如接下去所描述。

[0055] 就成像时间而言,这加速的性能转化到SD-OCT成像系统200的实施方案,其能够在小于手术时间的成像时间内开始的光破坏之后生成B扫描图像。成像时间可以小于1秒,诸如在0.1毫秒到1秒范围内。在一些实施方案中,成像时间可以小于0.1秒,诸如在1毫秒到0.1秒范围内。这些短成像时间意味着SD-OCT成像系统200可以生成可以提供关于白内障手术进程的及时且因此有用的反馈给外科医生的图像使得外科医生可以响应于反馈修改手术过程。这种修改可以包括键入修改的目标扫描图案。

[0056] 下一实用等级通过SD-OCT成像系统200的一些实施方案提供,其可以在白内障手术期间不止一次地提供反馈图像,而是可以重复提供。这些系统可以提供有关第一光破坏区域306的形成、位置和生长的宝贵的及时反馈,因此在白内障手术系统100的精确度、性能和安全性上提供质的提高。

[0057] SD-OCT成像系统200的一些实施方案可以提供其它质的提高。其在白内障手术期间不仅提供数个更新的图像,而且提供手术进程的基本上实况图像。基本上实况反馈可以传递非常宝贵及时且可付诸实施的信息给外科医生以监控手术进程,改进手术精确度,早期检测到不期望的结果且对其作出实时反应。

[0058] 实况视频图像通常使用的刷新速率是约24帧/秒。因此,可以以20到25帧/秒或更高的刷新速率或帧率提供图像的成像系统可以提供将基本上呈现实况给外科医生的图像。而帧率或刷新速率远小于20到25帧/秒的系统可能不被视为实况视频成像,而是被视为不稳定、跳跃图像,可能甚至使外科医生从白内障手术分散注意力。

[0059] 在上下文中,由于TD-OCT成像系统按顺序获得 z 深度成像信息,其可能能够仅生成刷新速率为仅每秒一个或数个帧的低分辨率B扫描。TD-OCT成像系统被预期为提供具有较高分辨率的图像,其可以被迫使扫描并以甚至更低速率(恰低于1帧/秒)刷新图像。这种明

显比实况反馈图像缓慢的图像呈现不稳定状态给外科医生且可能甚至使人分散注意力。而且,缓慢的扫描速度和所得的缓慢刷新速率可能使一些TD-OCT成像系统显示伪影,诸如实际上是平滑的层的图像中的阶梯状或不连续跳跃。

[0060] 相比之下,SD-OCT成像系统从全部 z 深度同时平行收集 (x,y) 点处的图像数据。这些图像有时仍然称为A扫描,尽管未涉及有序 z 扫描。由于从不同深度收集图像数据的平行或同时属性,SD-OCT成像系统200的实施方案可以获得比TD-OCT成像系统快10-1,000倍的A扫描。如上文论述。具体而言,有品质的SD-OCT成像系统200每秒可以获得10,000-100,000次A扫描,或等效地可以具有10-100kHz的A扫描获取速率。高品质SQ-OCT成像系统200可以具有30-300kHz的A扫描获取速率,且具体而言高品质SD-OCT成像系统200可以具有100kHz-1,000kHz的A扫描获取速率,大大超出TD-OCT成像系统可达成的A扫描获取速率。

[0061] 显然,A扫描获取速率或每秒A扫描次数近似等于A扫描/B扫描次数乘以每秒图像个数(图像刷新速率)。例如,在10,000-100,000次A扫描/秒或10-100kHz的有品质A扫描获取速率下,具有500-2,000A扫描/B扫描的规则 (x,y) 分辨率的图像可以以在5-200帧/秒范围(包括20到200帧/秒刷新速率范围)中的图像刷新速率捕捉。在另一实例中,在30-300kHz高品质A扫描获取速率下,具有1,000-3,000A扫描/B扫描的高 (x,y) 分辨率的图像可以以在10到300帧/秒的范围(包括25到300帧/秒范围)中的图像刷新速率捕捉。最后,在100-1,000kHz特别高品质A扫描获取范围下,可以生成具有2,000-5,000A扫描/B扫描特别高 (x,y) 分辨率的图像,其图像刷新速率在25到500帧/秒的范围内。

[0062] 这些实例显示具有各个配对的A扫描获取速率品质和A扫描/B扫描分辨率速率的SD-OCT成像系统200的实施方案可以提供明显高于20帧/秒阈值实况视频速率的图像刷新速率且因此提供优于TD-OCT成像系统的品质优点。

[0063] 应注意SD-OCT成像系统200的实施方案可以在低于实况视频速率的图像刷新速率下操作,通常在以特别高分辨率和规则A扫描获取速率品质操作时。这些实施方案可以在SD-OCT成像系统200的操作员因医疗原因需要特别高分辨率设置时使用,自愿放弃SD-OCT成像系统200的实况视频速率能力。

[0064] 图像数据的总量也可以以其它方式捕捉。SD-OCT成像系统200的特定设计参数,诸如其传感器阵列的全长控制分辨点的 z 方向距离,即 z 分辨率。这 z 分辨率可以是例如数据点之间的5微米 z 方向距离,转化到在典型的 $L_{max}=5\text{mm}$ 的 z 深度范围内的1,000个 z 深度点。在规则 (x,y) 分辨率实施方案中,其中B扫描含有500-2,000次A扫描,通常也在 (x,y) 平面中分开约5微米,这个实施方案可以生成每个图像具有50-200万个像素的图像分辨率的图像。其它实施方案可能能够捕捉图像分辨率为100-300万、200-500万或甚至200到1000万个图像点/帧的图像,仍然提供实况视频速率为20-200、25-300或25-500帧/秒或更快的图像。

[0065] 由于这些明显高 (x,y,z) 图像分辨率,SD-OCT成像系统200的实施方案可以捕捉并显示复杂明显且细节丰富的图像。例如,B扫描可以包括沿着若干圆状物、径向射线、螺旋体和 (x,y) 平面中的二维(2D)横向或侧向扫描格栅扫描晶状体5。这些细节图像允许SD-OCT成像系统200映射出晶状体5的实际形状,而非使用模型和依靠对其几何形和形状的假设。

[0066] 应注意显示OCT图像同样花费时间。因此,由SD-OCT成像系统200的显示单元的电子性能的速度限制的图像显示的刷新速率可能低于OCT图像获取单元的速率。在这上下文中,上述刷新速率的特征在于通过SD-OCT成像系统200进行的图像获取的速度,非可能较缓

慢的显示单元的显示速率,其取决于电子和数据转移限制因素。

[0067] 假定SD-OCT和TD-OCT成像系统的成像速度处于20-25帧/秒实况视频速率的相对侧上,那么包括SD-OCT成像系统200的白内障手术系统的实施方案可能能够提供及时平稳的实况反馈信息给外科医生,其无运动伪影,而那些使用典型的TD-OCT成像系统的手术系统无法提供这样的平稳实况反馈给外科医生且易于显示运动伪影。

[0068] 影响SD-OCT成像系统200的实施方案的长期性能的最终因素是SD-OCT成像系统不具有移动部件且因此其可靠性和可用性非常令人满意。相比之下,TD-OCT成像系统具有快速移动部件,所述移动部件与TD-OCT设备的参考臂中的参考镜的移动相关。显然,TD-OCT系统中的移动部件的存在增加了功能故障和未对齐的机会,因此可能降低其整体性能,要求更频繁的现场服务且仍然面对较高的长期性能降级可能性。

[0069] 总之,SD-OCT成像系统与TD-OCT系统有着质的不同,尤其对于白内障应用,其至少出于下列几个原因。(1) SD-OCT成像系统经构造来以20-200、20-300或20-500帧/秒的刷新速率来提供实况成像或反馈图像,其对于高精度白内障手术是有用的,而TD-OCT系统则不是。(2) SD-OCT成像系统可以以实况视频速率提供500-2,000、1,000-3,000、或2,000-5,000次A扫描/B扫描或更高的高(x,y)分辨率的图像,而TD-OCT成像系统则无法提供这样的图像。(3) SD-OCT成像系统可以以10-100kHz、30-300kHz、或100-1,000kHz有品质的A扫描获取速率操作,而TD-OCT系统则不能。(4) SD-OCT成像系统很好地适于以实况视频速率提供具有高图像分辨率的细节丰富的图像,诸如,50-200、100-300或200-500万个图像点,而TD-OCT系统则无法提供。(5) SD-OCT成像系统可以提供细节如此丰富的图像以至于晶状体5的整体图像在不使用晶状体5的模型的情况下即可形成,而TD-OCT系统则无法形成。(6) SD-OCT成像系统通常不显示运动伪影,而TD-OCT系统可能会显示运动伪影。(7) 最终,SD-OCT成像系统仅需偶尔的现场服务和维护,诸如仅每6或9个月,而具有移动部件的TD-OCT成像系统通常需要非常频繁的现场服务和维护。

[0070] 提供一般来说白内障目标区域且特别来说第二光破坏区域306的一个或多个反馈图像或反馈视频的SD-OCT成像系统200的优点在于外科医生可以对反馈作出反应且通过响应于所提供的反馈图像或视频而修改手术。在激光控制器130根据接收自系统操作员的初始输入生成原始目标扫描图案302的电子表示之后,修改的扫描图案可以不同方式生成。

[0071] 在一些实施方案中,激光控制器130可以根据同样接收自系统操作员的修改输入生成修改的目标扫描图案的电子表示。在这些实施方案中,修改输入可以通过系统操作员响应于分析第一光破坏区域306的部分的图像而生成。例如,外科医生可以研究第一光破坏区域306的部分的图像,发现将过多地散射手术激光束的不期望气泡的形成,且促使引导手术激光束304从气泡去除的修改的扫描图像的生成。

[0072] 在其它实施方案中,SD-OCT成像系统200可以显示校准标记以辅助外科医生或系统操作员校准第一光破坏区域306相对于目标扫描图案302的位置。这些校准标记可以与图像的特性点相关,诸如眼角膜3或晶状体5的顶点。

[0073] 在另外其它实施方案中,SD-OCT成像系统200可以包括OCT图像处理器201。OCT图像处理器201可以分析第一光破坏区域306的图像且显示反馈给系统操作员。例如,如果OCT图像处理器201感测到校准错误,即第一光破坏区域306形成在距离本需要目标扫描图案302之处的一段距离处,那么其可以发送校准错误反馈信号给外科医生,外科医生接着可以

决定停止手术且重新校准系统,或键入补偿校准错误距离的修改的扫描图案。

[0074] 在另外其它实施方案中,SD-OCT成像系统200可以在生成第一组手术激光脉冲之前取得第一光破坏区域306的参考图像且在第一组激光脉冲生成之后取得第一光破坏区域306的反馈图像。OCT图像处理器201可以确定两个图像之间的差异且显示这些差异的指示。所确定且显示的差异可以允许外科医生或OCT图像处理器201及时监控白内障手术的进程,跟踪相对于目标扫描图案302的不符合之处,包括不期望的手术副产物的外观,诸如气泡,且响应于图像和显示的差异促使生成修改的扫描图案。

[0075] 最终,在一些实施方案中,OCT图像处理器201可以起到更先进主动的作用。例如,OCT图像处理器201可以主动分析第一光破坏区域306的图像且生成控制信号以促使激光控制器130生成修改的扫描图案的电子表示,而无需等待来自外科医生的修改输入。例如,如果OCT图像处理器201发现危急的高风险情况,诸如第一光破坏区域的形成太靠近后囊层,那么其可以使白内障手术中断,而不等待与外科医生的缓慢且耗时的互动结果。

[0076] 上述五个实施方案可以用各种方式组合。例如,当从图像确定高风险情况危急时,OCT图像处理器201可以既显示反馈信号给外科医生且又准备控制信号给激光控制器130以使手术中断。OCT图像处理器201接着可以等待来自外科医生的修改输入达预定时间。在所述预定时间内不具有这种修改输入的情况下,OCT图像处理器201可以通过其自身的行动进行处理以防止即将发生的高风险情况且将控制信号发送到激光控制器130以使手术中断,而不进一步等待来自外科医生的输入。

[0077] 图2A到图2B示出已经计划晶状体5的后部区域中的目标扫描图案302的激光控制器130的特定实例。白内障手术系统100可以根据目标扫描图案302应用手术激光束304,形成第一光破坏区域306。然而,使用成像激光束308的第一光破坏区域306的后续成像可以显露第一光破坏区域306可能因与其预期的目标扫描图案302的偏差310而错位形成。偏离310可以是第一光破坏区域306相对于目标扫描图案302的位置、定向或形状的偏差。这种错位或校准错误可能因多种原因而发生:外科医生的错误输入、引导光学器件120制程的制造不精确性、组件的热膨胀、初始成像之后患者的移动、由患者接口124的压力引起的眼睛变形、或术前诊断过程期间眼睛1的屈光属性的错误特性描述等等。

[0078] 图2B示出在一些实施方案中,SD-OCT成像系统200可以显示目标扫描图案302的反馈图像和第一光破坏区域306的图像而不需要分析。外科医生可以从这个反馈图像从视觉上确定偏差310且键入补偿修改输入以促使激光控制器130修改扫描图案312。在其它实施方案中,SD-OCT成像系统200可以显示校准标记以辅助外科医生的分析。

[0079] 在其它实施方案中,OCT图像处理器201可以确定偏差310。接着,在一些实施方案中,OCT图像处理器201可以显示确定的偏差310以及反馈和建议给外科医生,诸如显示扫描图案的偏移的所建议量级和方向、或警告标志给外科医生。在这些实施方案中,外科医生可以键入修改输入到激光控制器130中以促使生成修改的扫描图案312,目标是将偏差310减小到减小的偏差310r。在另外其它实施方案中,OCT图像处理器201可以直接向激光控制器130发送信号以生成修改的扫描图案312的电子表示以将确定的偏差310减小到减小的偏差310r,全部无需等待来自外科医生的修改输入。

[0080] 图2B示出修改的扫描图案312的生成可以考虑上述实施方案中的任何一个中的引导光学器件120的错误校准。修改的扫描图案312可以从目标扫描图案302大约偏移引导光

学器件120的错误校准,使得当手术激光束304因引导光学器件120的错误校准而形成与修改的扫描图案312错位的第二光破坏区域314时,第二光破坏区域314最后处于靠近原始预期目标扫描图案302,将偏差310减小到减小的偏差310r。

[0081] 图2C示出相关实施方案,其中OCT图像处理器201可以确定第一光破坏区域306是否不注意地形成或延伸到有风险的区域316中。第一光破坏区域306形成在有风险的区域316中危及到后囊层的完整性且可能使其破裂,激穿囊6且必需进行玻璃体切除术。这将基本上提高白内障手术的风险。

[0082] 为了预先制止这种破裂,在各个实施方案中,OCT图像处理器201可以分析一个或多个反馈图像,或基本上SD-OCT成像系统200的成像,来监控第一光破坏区域306是否形成得太靠近有风险的区域316中的后囊层或形成在后囊层中。如果OCT图像处理器201感测到第一光破坏区域306已经形成在这个有风险的区域316中,那么OCT图像处理器201可以显示警告反馈给外科医生,或可以为激光控制器130生成控制信号以促使修改的扫描图案312的生成。在所有上述实施方案中,激光控制器130可以生成修改的扫描图案312且相应地引导手术激光束304在有风险的区域316外部形成第二光破坏区域314。

[0083] 在一些实施方案中,OCT图像处理器201和激光控制器130可以部分或全部整合。例如,单个整合的处理器可以执行OCT图像处理器201的图像处理功能以及激光控制器130的扫描图案生成功能。

[0084] 图3A到图3E示出其中目标扫描图案302是切断图案的实施方案。在一些情况下,白内障外科医生可以选择将晶状体切成2个、4个或6个部分以促进其通过囊切开术而移除或抽吸。

[0085] 图3A到图3B示出在白内障手术的设计阶段中,当从外科医生接收到相应的输入时,激光控制器130可以生成目标扫描图案302,其由例如形成在 (x, z) 和 (y, z) 平面中的两个切断平面上的点组成。在理想的白内障手术中,当第一组激光脉冲被施加到这个目标扫描图案302时,生成的第一光破坏区域306包括四个切断平面,将晶状体沿着这些切面切成四段。

[0086] 图3C到图3D示出在非理想情况下,在手术激光束304的第一组激光脉冲已经被引导至目标扫描图案302的点且第一光破坏区域306开始形成之后,也可以形成未预期的手术副产物320。这种手术副产物320可以是合并成单个大型泡的新近形成的光破坏泡,其可以在未预期方向上(诸如朝向视网膜)散射或重导后续激光脉冲,可能造成破坏和光毒反应。因此,如果后续激光脉冲被引导至气泡320中,那么光破坏过程的精确度可能减小且其风险可能增加。

[0087] 这种未预期形成可以通过OCT图像处理器201进行预先制止,OCT图像处理器201可以从分析SD-OCT成像系统200的图像中识别气泡或另一手术副产物320的形成。且由于SD-OCT图像可以以基本上实况速率生成,所以OCT图像处理器201可以依靠这种识别作为及时且可付诸实施的反馈给外科医生或给激光控制器130,促进修改响应,如接下去所描述。

[0088] 图3C到图3D示出反馈可以采取OCT图像处理器201的形式,OCT图像处理器201分析图像,确定切断图案的建议旋转度数且显示所建议的旋转切断图案供外科医生键入相应的修改输入。在其它实施方案中,OCT图像处理器201可以将控制信号直接施加到激光控制器130以生成旋转的切断图案的电子表示作为修改的扫描图案312使得旋转的切断图案312与

气泡320不重叠。旋转的切断图案312可以延伸穿过晶状体5的整个z深度,实际上重新开始了手术,或可以是部分切断图案,从其中摒弃原始目标扫描图案302的z深度继续切割。

[0089] 图3E示出OCT图像处理器201可以建议将手术激光束304引导至修改的或旋转的扫描图案312的点以形成不与合并气泡320重叠的第二或旋转的或修改的光破坏区域314。这个实施方案因此避免手术激光束304被散射到未预期方向,从而减小了白内障手术的风险。

[0090] 图4A示出响应于OCT图像处理器201感测到出现手术副产物320而形成修改的或非重叠的扫描图案312的替代实施方案。此处,修改的或非重叠的扫描图案312不包括旋转的切断平面。反之,通过手术激光束304根据未改变的目标扫描图案302扫描而激光控制器130消除本将引导至手术副产物泡320中的激光脉冲而避免了重叠。激光控制器130可以不消除激光脉冲以在扫描移动经过手术副产物泡320时照射目标扫描图案302的全部点。

[0091] 图4B示出又一实施方案,其中一旦OCT图像处理器201通过分析SD-OCT成像系统200的反馈图像或实况速率图像流识别手术激光束304沿着原始目标扫描图案302继续扫描将形成与手术副产物泡320重叠的第一光破坏区域306,其便可以简单地中断手术激光束304的扫描。在一些实施方案中,在中断之后,OCT图像处理器201或激光控制器130可以显示提示给系统操作员,请求修改输入或校正动作。

[0092] 在一些手术方案中,多个泡320-i或多或少可以同时形成。因此,白内障手术系统100的一些实施方案可以被构造来生成修改的扫描图案312,其避免同时形成多个泡。

[0093] 图4C到图4D示出在一些实施方案中,OCT图像处理器201可以被构造来分析不同于第一光破坏区域306的图像的一部分,且基于这个分析生成反馈。在这个特定实例中,第一光破坏区域306的形成可以促使晶状体5和因此晶状体囊6扩张,如由箭头所示。SD-OCT成像系统200可以使这扩张的前囊层322成像。OCT图像处理器201可以分析这个图像且确定扩张的前囊层322的位置偏移。

[0094] 了解前囊层的位置对于白内障手术来说是重要的,因为在一些实施方案中,囊切开目标扫描图案324被放置来切穿前囊层。如果囊切开目标扫描图案324根据囊扩张前获得的图像放置,那么手术激光束304将试图在错误位置形成囊切开。

[0095] 图4D示出为了防止这种情况的发生,OCT图像处理器201可以确定扩张的前囊层322的位置偏移且显示这个偏移给系统操作员以键入修改输入到激光控制器130中,或将这个偏移直接用信号发送给激光控制器130,在任一情况下,皆促使激光控制器生成修改的囊切开扫描图案326,其适当地在扩张囊中生成囊切开口。

[0096] 图5A到图5D示出关于形成激光辅助的囊切开口或切口的另一实施方案。在这个实施方案中,OCT图像处理器201可以分析重复的反馈图像或实况流图像且识别第一光破坏区域306内的未切部分或“标签”330,其中光破坏效率受限制且因此前囊膜未完全切穿,从而留下未切部分或“标签”330。这些标签330可以提高外科医生移除囊盖或囊帽时撕裂囊或囊膜的风险。为了防止这种不期望的或高风险结果,OCT图像处理器201可以显示如何通过沿着额外修改的扫描图案312扫描而移除标签330的建议给外科医生,或可以直接施加控制信号给激光控制器130以生成修改的扫描图案312的电子表示以至少重新扫描标签330以生成重新扫描的标签区域332作为第二光破坏区域314。使用这重新扫描,第一光破坏区域306和第二光破坏区域314可以形成完整的光破坏区域334,在这种情况下,形成完整的囊切开口334,使外科医生可以最小撕裂风险移除囊盖或囊帽。

[0097] 图6示出在一些实施方案中,SD-OCT成像系统200可以包括基于分光计的OCT (SB-OCT) 成像系统200,其包括宽带光源210以生成宽带光或激光束。宽带束可以具有平均波长 λ_0 和相对较宽带宽 $W_{\text{源}}$ 。在一些典型实例中, λ_0 可以在800-1100nm范围内,且 $W_{\text{源}}$ 可以在10-150nm范围内。

[0098] 宽带束可以耦合到束引导系统211,束引导系统211可以包括第一束分离器212。第一束分离器212可以将宽带束分离成图像束222和参考束224。图像束222可以由第二束分离器214引导至引导光学器件120的主光学路径中,且从其上通过物镜122且可能患者接口124到眼睛1。束引导系统211也可以将返回的图像束222r从眼睛1引导至第一束分离器212。图像束222和返回的图像束222r先前被统称为成像激光束308。

[0099] 此外,束引导系统211可以将参考束224引导至参考镜216,引导从参考镜216返回的参考束224r,且在第一束分离器212上将返回的图像束222r和返回的参考束224r组合成组合束226。组合束226载送返回的图像束222r和返回的参考束224r干涉方面的来自眼睛1的成像信息。一些实施方案可以使用其它类型的延迟元件来取代或结合参考镜216。其它可以使用又一束分离器以组合返回的图像束222r和返回的参考镜224r。在一些实施方案中,束引导系统211可以包括马赫-曾德尔 (Mach-Zehnder) 干涉仪。这些系统可以具有有利的噪音减小属性。

[0100] TD-OCT成像系统通过在分别针对每个(x,y)点的对应距离范围内移动参考镜216而按顺序从在z成像范围内的不同z深度捕捉成像数据,基本上如同迈克生-莫立 (Michelson-Morley) 干涉仪。相比之下,SD-OCT成像系统使用宽带成像光的不同光谱分量从不同z深度平行捕捉成像数据。SD-OCT成像系统可以被视为许多在不同波长下平行操作的迈克生-莫立 (MM) 干涉仪。由于MM系统在不同z深度处在眼睛1的不同波长图像下操作,所以SD-OCT系统200的组合束226同时载送来自眼睛1的全部z深度的图像数据或信息且因此无需移动或扫描任何机械系统组件,诸如参考镜216。如上所述,SD-OCT系统的机械扫描的这种缺失转化成至少10倍的成像速度的加速,或更高,相对于TD-OCT成像系统通常加速100-1,000倍。

[0101] SD-OCT成像系统200也可以包括OCT相机230,OCT相机230被构造来接收组合束226。为了恢复所有z深度的图像信息,组合束226可以通过光谱分解器231 (诸如棱镜或光栅) 被分解成其光谱分量。具有在波长 λ 周围的 $\delta\lambda$ 带宽的每个光谱分量和其载送的干涉信息可以通过传感器阵列232的个别传感器平行感测。传感器彼此分开距离 d' 。由传感器感测的干涉信息接着可以个别用于通过快速傅立叶变换 (FFT) 系统233从感测的光谱分量生成傅立叶变换而重构整个z深度范围的图像。实际上,由不同波长分量载送的干涉数据或信息可以被转化成成像的z深度范围的同时或基本上瞬时“z扫描”。这种干涉数据到“z扫描”数据的转化可以通过图像生成器234从感测的光谱分量的傅立叶变换生成并输出OCT图像而实行。

[0102] OCT相机230的一些实施方案可以使用CCD (电荷耦合装置) 像素作为传感器阵列232的传感器。其它实施方案可以通过使用CMOS传感器达成改进的读取速度。在这些实施方案中,CMOS传感器可以平行读取。此外,在CMOS实施方案中,可以仅读取相关或在成像前所选择的或基于其内容是否因成像而发生变化实时选择的传感器或像素。这些方面皆使CMOS像素对加速OCT相机230的性能非常有用。

[0103] 使用标准的光学分析,SD-OCT系统200的临界成像和性能参数的特性可以在于如下其架构和设计参数。由于光谱分解器231将组合束226的不同波长分量引导至稍微不同的方向,所以个别传感器或像素包裹得越小且越紧密(d' 越小),由OCT相机230分辨的 $\delta\lambda$ 波长/光谱范围越窄。包括像素密度在内,确定 $\delta\lambda$ 的其它定量是总的波长范围,即OCT相机230的带宽 $W_{\text{相机}}$ 。在简单配置中, $\delta\lambda$ 与带宽 $W_{\text{相机}}$ 成正比且与传感器阵列232行中的像素量成反比。

[0104] 重要的成像 z 深度范围或 z 成像范围,即 L_{max} 与 $\delta\lambda$ 密切相关: $\delta\lambda$ 波长范围越窄, z 方向上的成像范围越宽,这是因为这两个定量通过相反的傅立叶变换而建立关系。具体而言,理论的最大成像范围由下列等式给出

$$[0105] \quad L_{\text{max}} = \frac{1}{4} \left(\frac{\lambda_0^2}{\delta\lambda} \right) = \frac{1}{2} \frac{1}{Nf} \quad (1)$$

[0106] 此处,值 λ_0 指宽带光源210的平均或中心波长且 Nf 表示OCT相机230的奈奎斯特频率。事实上,额外因素可以将实际成像范围限制为低于这个理论最大值,诸如信噪比。因此,实际成像范围通常小于这个理论值 L_{max} 。

[0107] 可以进一步限制成像范围的一个因素是雷利(Rayleigh)范围 R 。 R 可以使用 x 表示,横向 x 方向上的分辨率,或“横向分辨率”由光源210的数值孔径 NA 和波长 λ_0 控制。具体来说, x 可以表达为:

$$[0108] \quad \Delta x = \frac{4}{\pi} \left(\lambda_0 \frac{f}{d} \right) \quad (2)$$

[0109] 其中 f 是焦距且 d 是物镜122的瞳距,其比率确定 NA 。使用 x ,上述雷利范围 R 可以表示为:

$$[0110] \quad R = \frac{\pi}{2} \left(\frac{(\Delta x)^2}{\lambda_0} \right) \quad (3)$$

[0111] 雷利范围 R 通常被定义为焦距与其中束的宽度是 $\sqrt{2}$ 乘以焦距处的宽度的深度之间的 z 方向距离。因此, R 的特性为 z 范围,束在所述 z 范围内窄至足以实现如受几何形和波光学器件限制的高分辨率成像。在这上下文中, L_{max} 可以被视为特性为如由光源210和传感器阵列232的分辨率限制的 z 成像范围。例如对于高斯束而言通常被认为是最佳的系统设计原理是使这两个 z 范围彼此对齐。例如,在一些实施例中, L_{max} 可以被选择为基本上等于 $1-6R$:

$$[0112] \quad L_{\text{max}} = 1, \dots, 6R \quad (4)$$

[0113] 相同设计原理可以通过广泛使用的“焦距深度”的概念陈述,“焦距深度”通常被定义为是雷利范围的两倍。

[0114] 如由方程式(1)到(4)所示, z 成像范围取决于 L_{max} 和 R ,其继而取决于系统设计参数,包括 λ_0 、 $\delta\lambda$ 、 $W_{\text{相机}}$ 、 $W_{\text{源}}$ 、 f 、 d' 、 Nf 和 d 。因此,对于白内障手术的成像系统而言,将选择以上系统设计参数使得SD-OCT成像系统200的 z 深度成像范围超过4mm或6mm,诸如落在范围4-20mm或6-10mm中,因此使得白内障手术系统100能够通过高分辨率和足够快速成像辅助白内障手术。这种设计需求要求很高且区分白内障成像系统与眼角膜或视网膜成像系统。

[0115] 图7示出一个实施方案,其不仅可以确保较大 z 深度成像范围,而且可以确保快速

成像时间,从而使SD-OCT成像系统200可以以及时且因可付诸实施的方式提供反馈图像,包括基本上以实况视频速率操作。如上所述,具有SD-OCT成像系统200的白内障手术系统100可以具有其控制系统,包括基本上实时操作的OCT图像处理器201和激光控制器130,在手术期间可以根据所接收的反馈成像信息选择调整或修改手术扫描图案。

[0116] 如下文详细描述,图7的实施方案也被配置来使用预先计算的扫描图案特别快速地扫描OCT成像束308/222。在一些实施方案中,SD-OCT成像系统200的这些快速成像刷新速率可以通过包括专用输入-输出板260达成。

[0117] 专用输入-输出板260的一个功能是解决不具有专用于成像的电路和处理器的一些现有OCT成像系统的问题。在这些系统中,负责成像的处理器可以被迫或促进处理多项任务且以交互、平行或重叠方式执行一种以上功能。为了实行这些功能,成像处理器可以通过从例如扫描成像束222/308的任务切换到另一任务且返回而执行“中断”。这些中断是短暂的,但是可能引发问题,因为在扫描由于所述中断而停止或冻结的时间内,激光束可以保持指向相同位置。这种扫描冻结可以破坏(x,y)扫描时序,将错误和噪音引入成像位置的坐标。这种输出的扫描数据中的时序错误可以达到50、100或更多微秒的延迟:现象有时称为抖动。

[0118] 此外,典型的若干其它输入/输出剂在相同系统总线上传达,成像处理器在所述系统总线上驱动成像束的扫描,皆需要一部分总线循环时间。遗憾的是,通道的这种共同属性允许其仅支持缓慢的数据转移速率。此外,为了管理这些竞争性需求,系统总线的循环的一部分通常由控制信号占用。因此,尽管OCT成像系统被设计来通过切换OCT成像系统以通过专用链接以单任务模式输出扫描数据到扫描单元而避免扫描冻结,成像处理器也将无法在其输出步骤期间执行其其它功能,诸如计算下一扫描图案。所有这些限制显著降低这些现有成像系统的性能。

[0119] SD-OCT成像系统200的实施例可以通过采用下列有效设计克服这些困难。图像束222的扫描可以通过成像处理器250和专用输入-输出板260控制。成像处理器250可以计算扫描数据,诸如目标扫描图案302和修改的扫描图案312。这些扫描数据可以包括例如一系列(x,y)坐标,其中OCT图像束222将被引导在白内障目标区域中。成像处理器250可以计算扫描数据以及执行其其它功能,其结合存储设置来促进成像处理器250的这些功能的计算机代码或指令的存储媒介。

[0120] 专用输入-输出板260可以包括局域或专用存储器控制器262,其也称为直接存储器存取(DMA)引擎262。DMA引擎/存储器控制器262可以管理计算的扫描数据间接或直接自成像处理器250朝数据缓冲器264的转移。耦合到局域存储器控制器262的数据缓冲器264可以存储扫描数据且可以可操作来朝输出数字-模拟转换器(输出DAC)266高速输出扫描数据。输出DAC 266可以耦合到数据缓冲器264以接收扫描数据、将所选输出扫描数据转换成模拟扫描信号,和例如以扫描数据从发模式朝OCT束扫描器268输出扫描信号。

[0121] 图像束222可以凭借OCT束扫描器268通过独立专用成像光学器件,或部分通过手术束的引导光学器件120而进行扫描。在这些实施例的任一个中,图像束222可以通过物镜122以及相应的衔接单元或患者接口(PI)124耦合到眼睛中。在其它实施方案中,图像束222可以通过空气引导至眼睛1中,而无需衔接单元124衔接到眼睛1。

[0122] 扫描数据通过输出DAC 266的输出可以通过成像同步单元242与OCT相机230的操

作同步,使得OCT相机230可以与扫描操作同步取得OCT图像。同步取得的OCT图像可以输出到OCT图像处理器201使得可以执行目前为止所述的大量图像处理器任务中的任何一项。最后,生成的且经处理的图像可以通过OCT图像显示器270显示。在一些实施方案中,图像处理器250和OCT图像处理器201可以被部分或完全整合。

[0123] 图8示出更详细描述专用输入-输出板260的实施例。成像处理器250可以耦合到总线252,诸如PCI总线252。系统也可以包括处理器存储器254。成像处理器250可以计算扫描图案且接着通过共用的PCI总线252将计算的扫描图案输出到处理器存储器254。在成像处理器250生成扫描图案之后但在开始实际扫描操作之前,专用DMA引擎262可以将扫描数据从处理器存储器254转移到数据缓冲器264。数据缓冲器264可以是第一输入-第一输出(FIFO)存储器264。FIFO数据缓冲器264可以存储扫描图案或扫描数据且当由专用DMA引擎262提示时输出所存储的扫描数据到输出DAC 266。输出DAC 266可以将扫描数据转换成模拟扫描信号且将其输出到控制x和y检流计镜或重导元件的OCT束扫描器268的x检流计束扫描器268x和y检流计束扫描器268y,以根据编码在扫描数据中的目标扫描图案302和修改的扫描图案312扫描OCT图像束222/308。一些实施例可以具有集成(x,y)检流计控制器268xy,其控制能够绕x轴和y轴旋转的单个检流计镜。输出DAC 266也可以驱动图像同步单元242以使OCT图像的取得与扫描操作同步。

[0124] 在一些实施例中,成像处理器250可以通过专用存储器总线或通过局域总线而非PCI总线252将扫描数据输出到专用输入-输出板260。在其它实施例中,甚至可以在成像处理器250与DMA引擎262之间存在直接连接。

[0125] 这种设计至少出于下列原因而有效。(1) 扫描数据或扫描图案通过成像处理器250预先计算,因此不涉及花费时间来进行实时扫描数据计算。(2) 未将实时输出扫描数据的任务分派给成像处理器250,因为预先计算的扫描数据存储在专用数据缓冲器264中。这种设计可以减少由成像处理器250执行多重任务引起的中断、冻结及抖动,其低于50、40、或甚至20微秒。(3) 扫描数据的转移将不会因总线252被其它代理器共用而中断,也不会因共用PCI总线252的典型缓慢转移速率而减缓。(4) 数据缓冲器264专用于扫描任务,因此扫描数据的输出可以快速转移模式执行,诸如从发模式,进一步加速扫描速度。

[0126] 此外,由于专用输入-输出板260基本上自主驱动扫描数据的输出,所以成像处理器250自由平行于扫描数据输出执行其它功能,诸如生成修改的扫描图案312。

[0127] 在一些实施例中,输出DAC 266的输出速度可以如此之快使得SD-OCT成像系统200的操作速度可能受OCT相机230的整合时间而非扫描电子器件的速度的限制。在这些实施例中的一些中,输出DAC 266可以在下列范围之一的速率输出扫描信号:1Hz-1MHz、100Hz-1MHz、或1kHz-100kHz。

[0128] 图9示出一些白内障手术激光系统100可以包括另一类型的成像系统:扫频源OCT(SS-OCT)成像系统280。SS-OCT成像系统280可以包括发射具有窄于SD-OCT光源210的带宽 $W_{源}$ 的相干图像束的扫频波长光源282。通过先进的调制技术,SS-OCT光源282可以改变所发射图像束222的波长,跨波长 $W_{源}$ 及时“扫频”波长 λ 。SS-OCT成像系统280可以采用与SD-OCT成像系统200类似的束引导系统211。具体而言,第一束分离器212可以再次形成组合束226,其载送与不同波长相关的成像信息。

[0129] 作为与基于分光计的成像系统的差异,SS-OCT成像系统280在时间上分离不同波

长或光谱分量,而SD-OCT系统200在空间上分离不同波长或光谱分量。对应于不同 z 深度载送图像数据的不同波长分量被分成时间顺序,因为波长 λ 由SS-OCT光源282扫频。因此,SS-OCT成像系统280的OCT相机230也不同。

[0130] 在一些实施例中,其由单个检测器284组成,所述检测器可以在极短时间间隔中检测并分辨组合束226。在一些实施方案中,检测器284可以是雪崩光二极管或光电倍增管。检测器284可能能够将对对应于不同波长或光谱分量的检测信号转移或释放到一组数据分区器286。SS-OCT成像系统280的一些实施方案与SB-OCT成像系统类似,因为其两者皆经由光谱分解生成图像。SS-OCT图像的光谱分量可以与SB-OCT系统中类似地组合成OCT图像:快速傅立叶变换器288可以执行将数据分区器286的内容进行傅立叶变换以辅助图像生成器234生成OCT图像。FFT单元288可以与SD-OCT成像系统200中的FFT单元233类似。

[0131] 根据上文描述,SS-OCT成像系统280具有类似于TD-OCT成像系统的特征,因为在一个阶段,成像数据是按顺序非平行捕捉。然而,不同于TD-OCT系统,以组合束226的不同光谱分量捕捉不同 z 深度成像数据,使通过FFT单元288执行傅立叶变换变成必需。在这个意义上,SS-OCT成像系统280涉及明显与不同光谱组件一起运作的SD-OCT成像系统200。SS-OCT系统在一种以上意义上接近SD-OCT系统:其扫频扫频波长光源282的图像束的波长而无需移动机械部件(诸如参考镜216)。最后,由于扫频波长光源282的波长的扫频因扫频中不涉及移动部件而可以高出TD-OCT系统的扫描速度很多的速度执行,所以SS-OCT系统280可以以比TD-OCT系统快很多的速度成像,尽管低于SD-OCT系统的成像速度。因此,SS-OCT成像系统280的实施例也可能能够以实况刷新速率生成其具有可接受分辨率的图像,提供极其有用的功能和可付诸实施的反馈给白内障手术系统100。

[0132] 图10示出用于操作白内障手术系统100的眼科手术方法500。方法500可以包括:通过激光控制器130生成眼睛1的晶状体5的目标扫描图案302的电子表示(510);通过白内障手术激光系统100根据目标扫描图案302在眼睛的晶状体5中生成手术激光束304并对其扫描,从而在晶状体中形成切口306(520);在激光束扫描开始之后使用谱域光学相干断层成像系统200生成眼睛和切口306的一部分的图像(530);用OCT图像处理器执行所生成图像的图像分析(535);通过激光控制器130关于所执行的图像分析生成修改的扫描图案312的电子表示(540);和通过白内障手术激光系统100根据修改的扫描图案312在眼睛的晶状体5中生成手术激光束304并对其扫描,从而形成修改的切口314(550)。

[0133] 在一些实施例中,生成修改的扫描图案的电子表示540可以包括响应于眼睛的部分的生成图像接收来自系统操作员的修改输入。

[0134] 在其它实施例中,生成修改的扫描图案的电子表示540可以包括通过OCT图像处理器201分析生成的图像;确定切口306相对于目标扫描图案302的偏差;和通过OCT图像处理器201为激光控制器130生成控制信号以生成修改的扫描图案312。

[0135] 图11示出白内障手术600的相关方法。方法600可以包括通过激光控制器130控制手术激光束304在眼睛1的晶状体5中的扫描(610);通过谱域光学相干断层成像系统200以每秒至少5个帧的速率生成晶状体5的一部分的图像(620);用OCT图像处理器执行所生成图像的分析(625);和通过激光控制器130响应于由OCT图像处理器所执行的分析修改手术激光束304的扫描(630)。

[0136] 尽管本说明书包含许多详情,但是这些详情不应被解释为对本发明的范畴或可要

求的内容的范畴的限制,而是被解释为具体到特定实施方案的特征的描述。在单独实施方案的上下文中描述于本说明书中的特定特征也可以组合实施在单个实施方案中。相反地,描述于单个实施方案的上下文中的各种特征也可以单独实施在多个实施方案中或以任何合适子组合实施。而且,虽然特征可在上文描述为以特定组合起作用且甚至起初如此要求,但是来自所要求组合的一个或多个特征可以在一些情况下从组合删除,且所要求的组合可以涉及子组合或子组合的变动。

[0137] 相关申请的交叉参考

[0138] 本申请是2011年12月19日申请的待决申请“*Intra-surgical Optical Coherence Tomographic Imaging of Cataract Procedures*”,序列号:13/329,813的部分接续,此申请全部内容以引用的方式并入本文中。

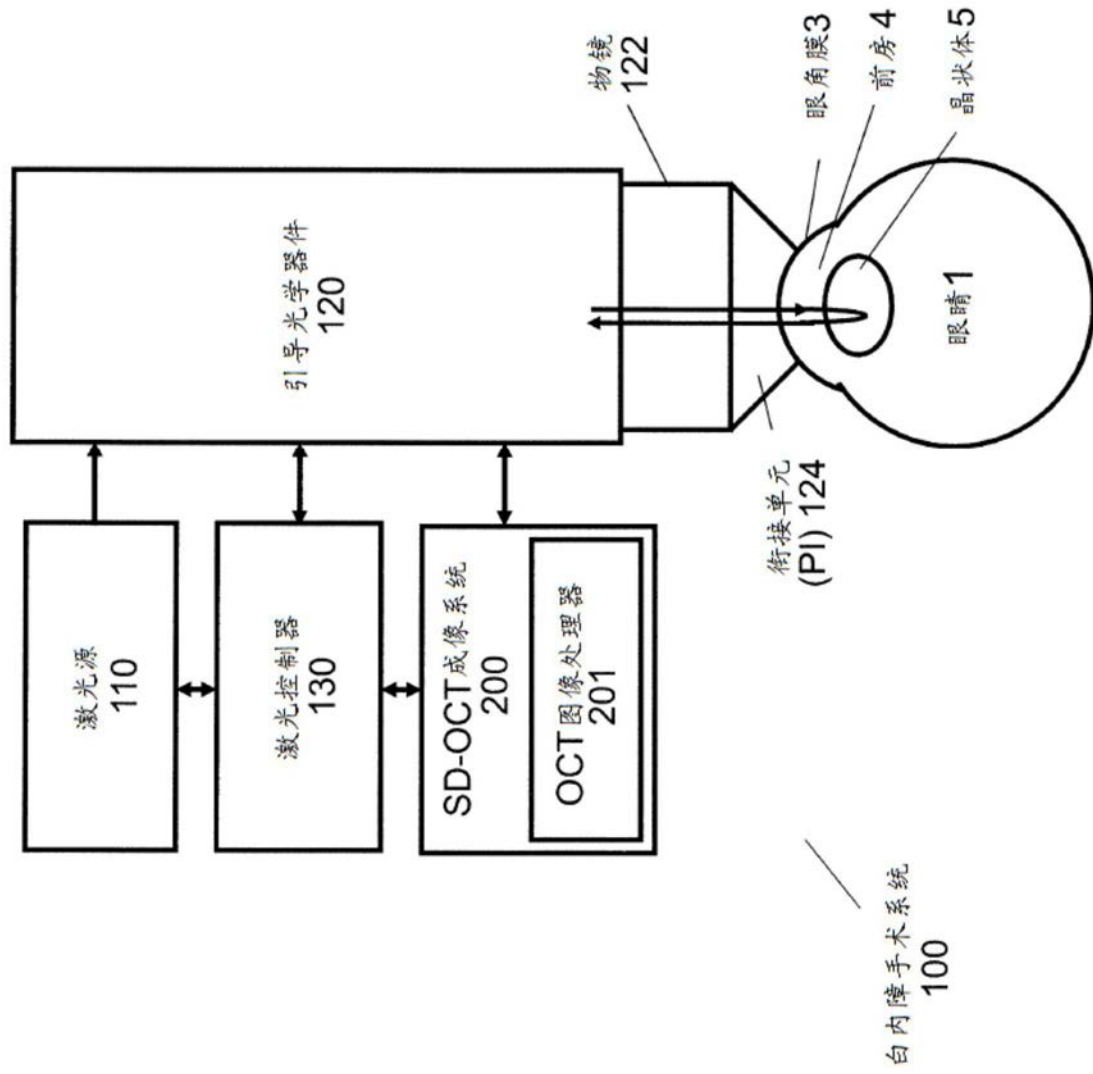


图1A

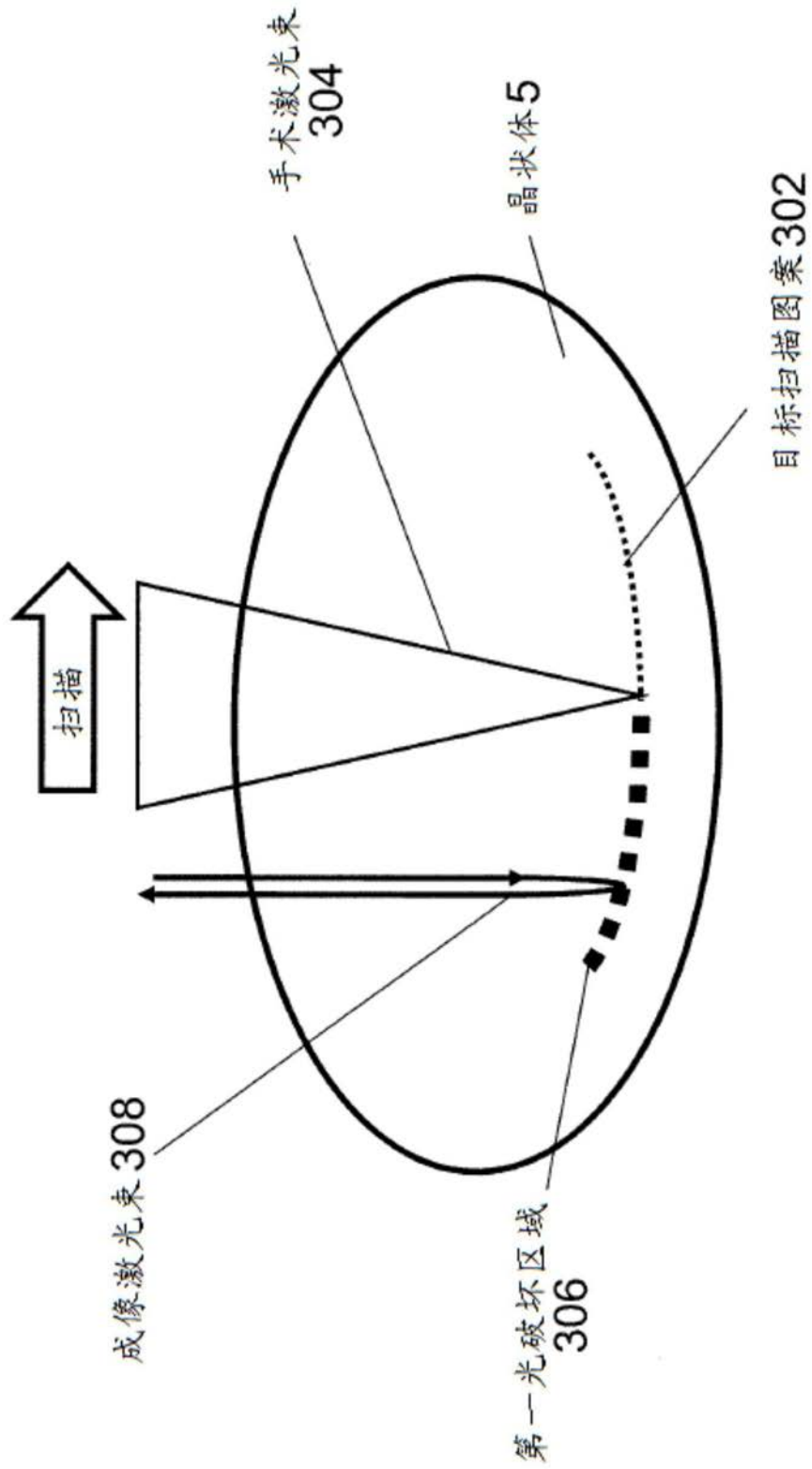


图1B

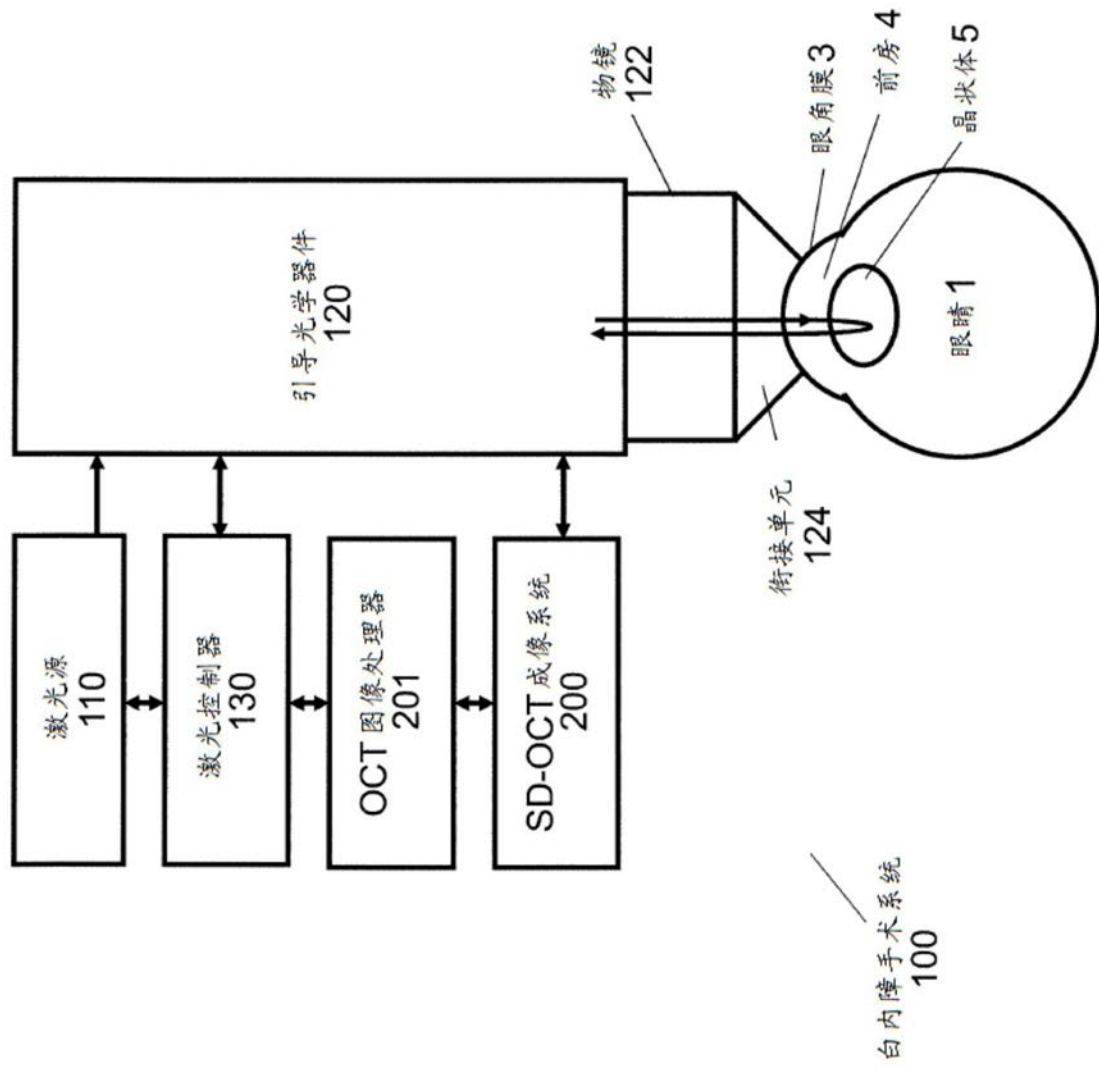


图1C

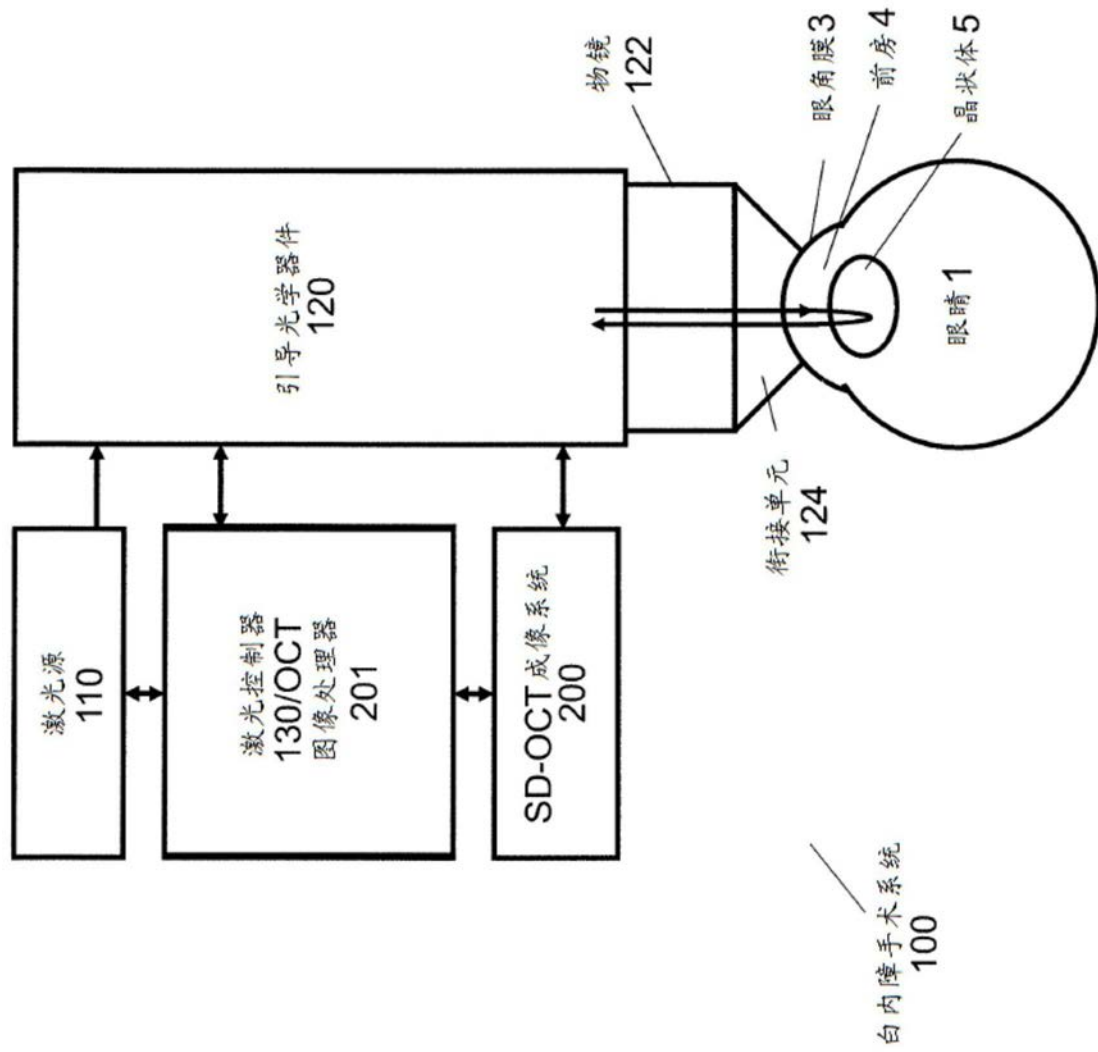


图1D

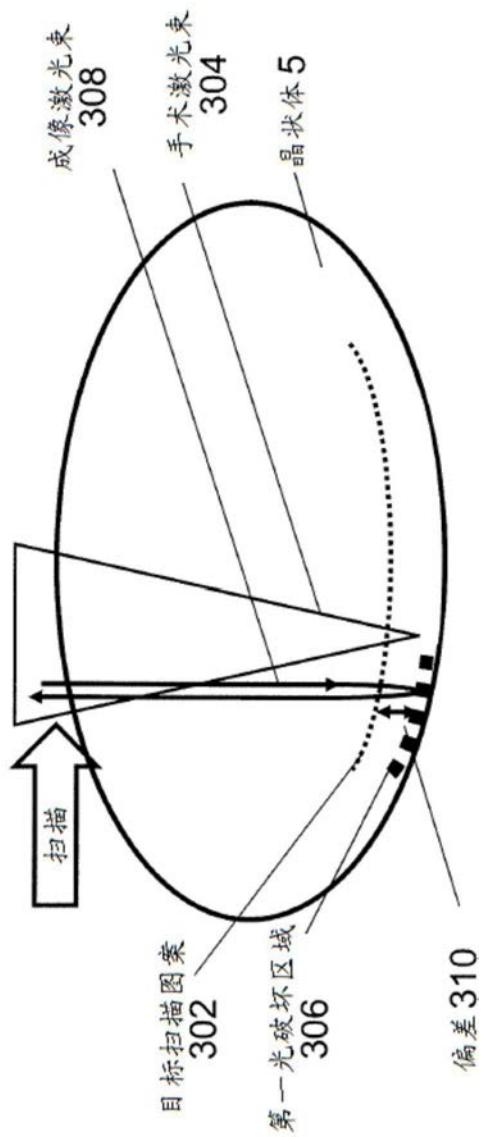


图2A

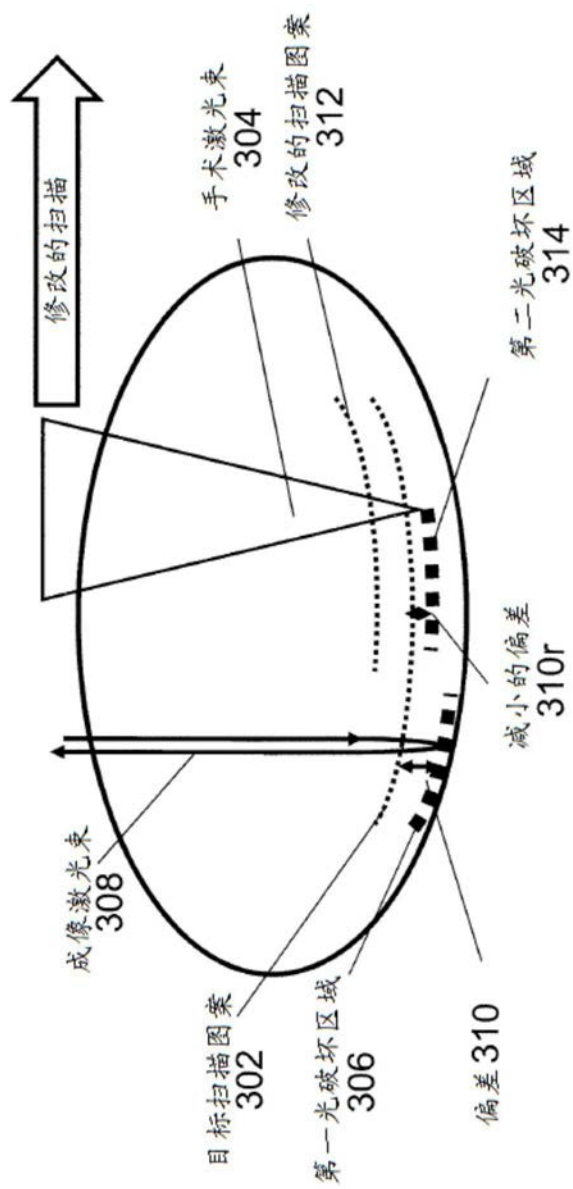


图2B

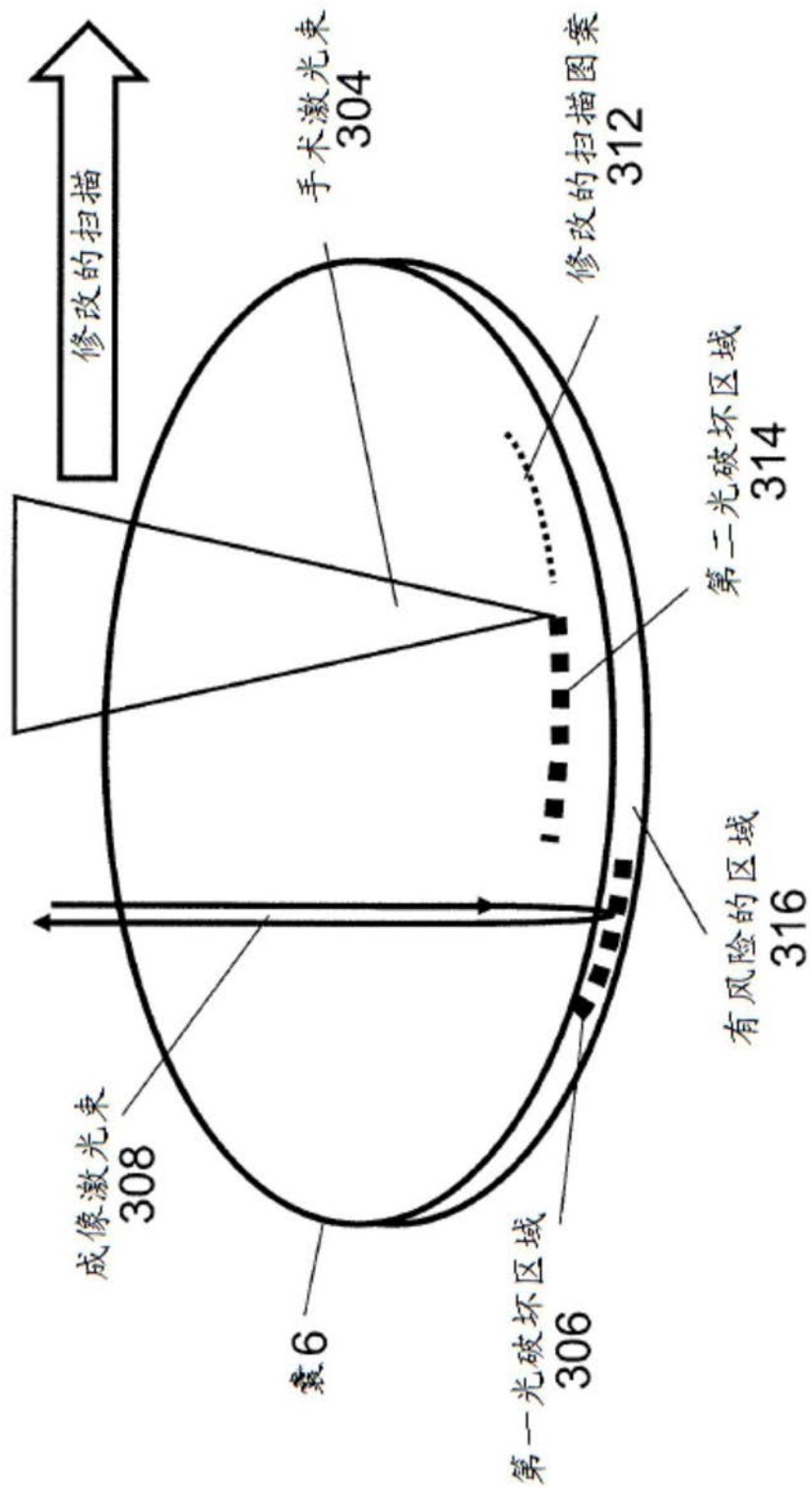


图2C

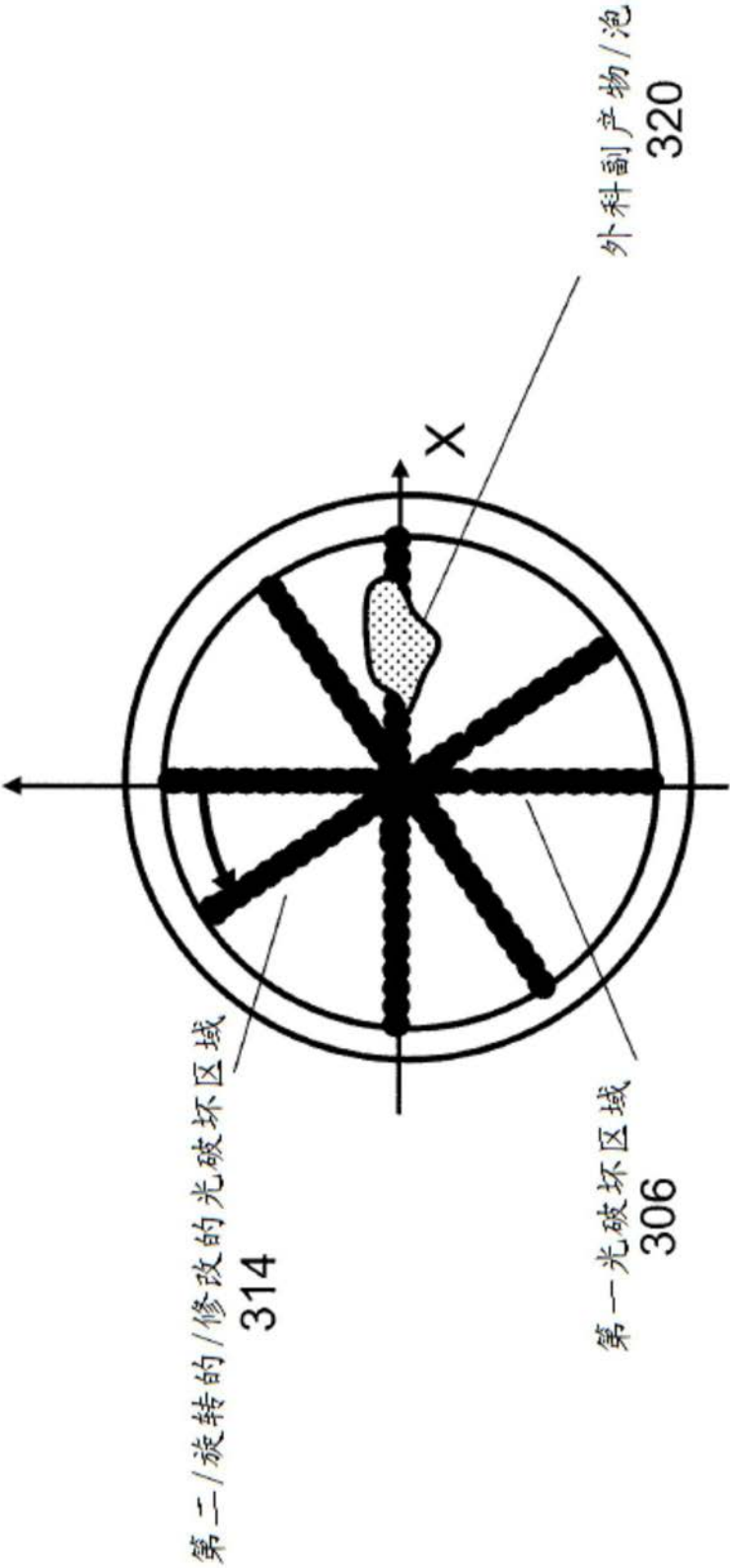


图3E

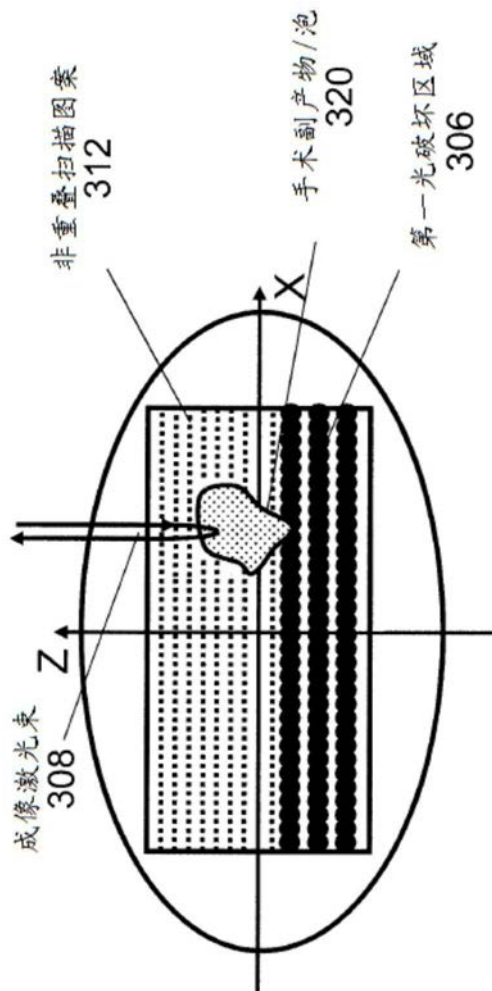


图4A

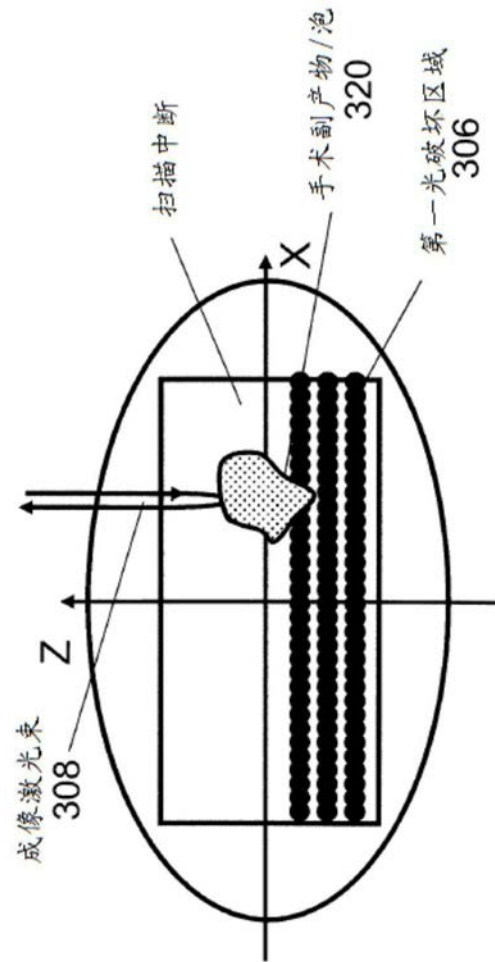
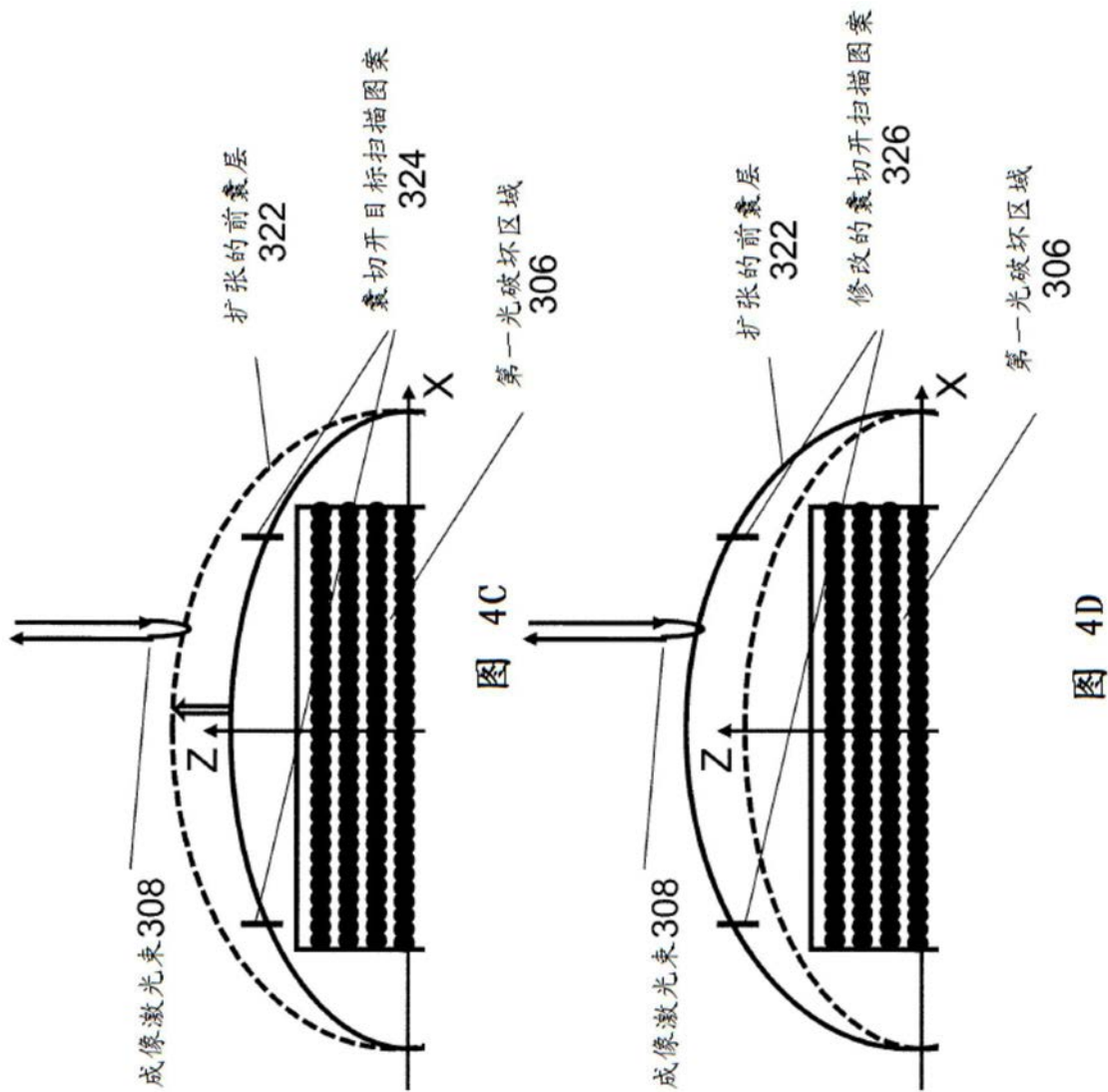
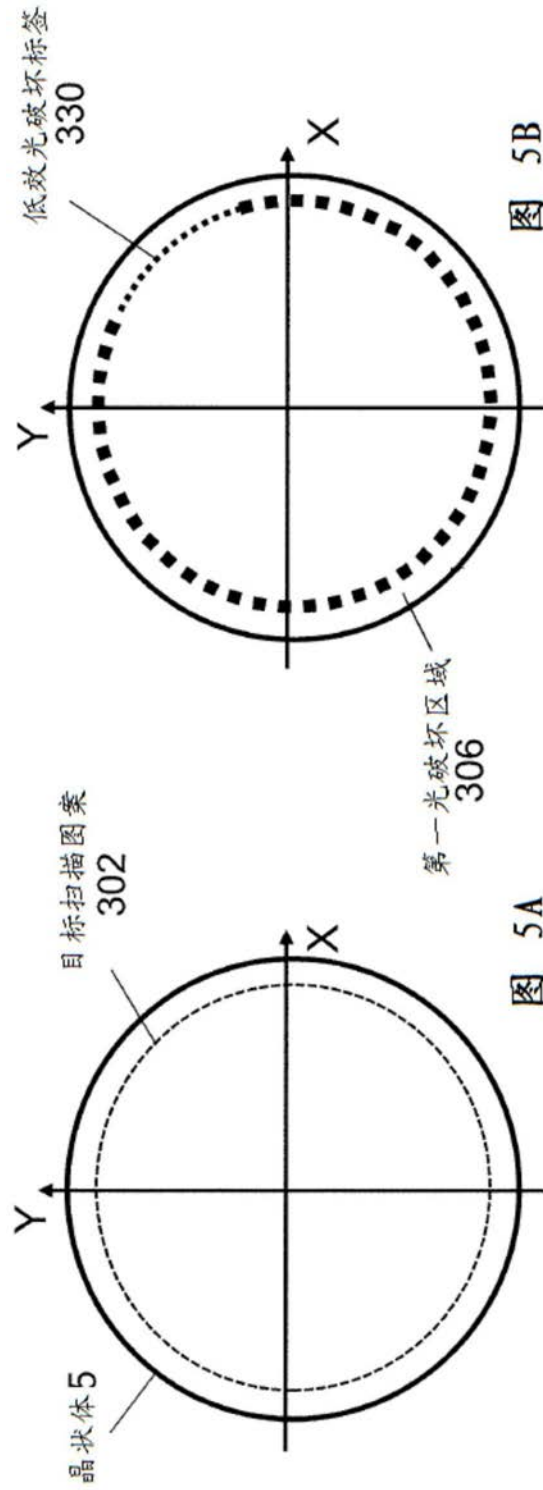
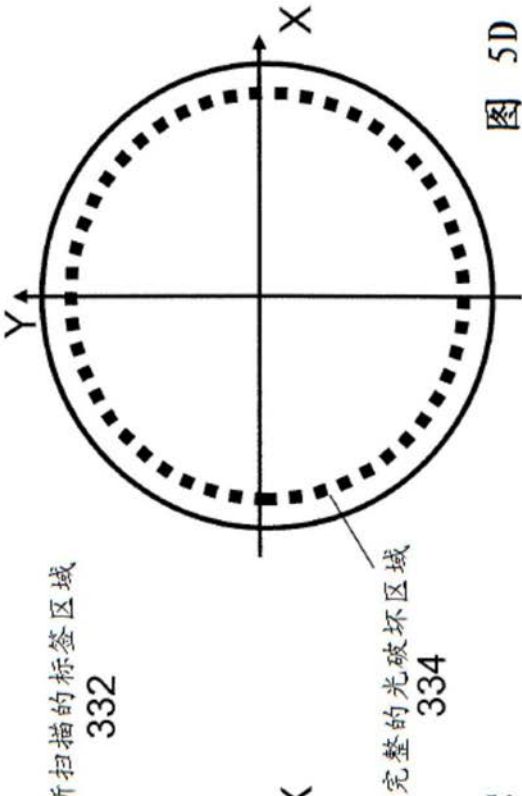
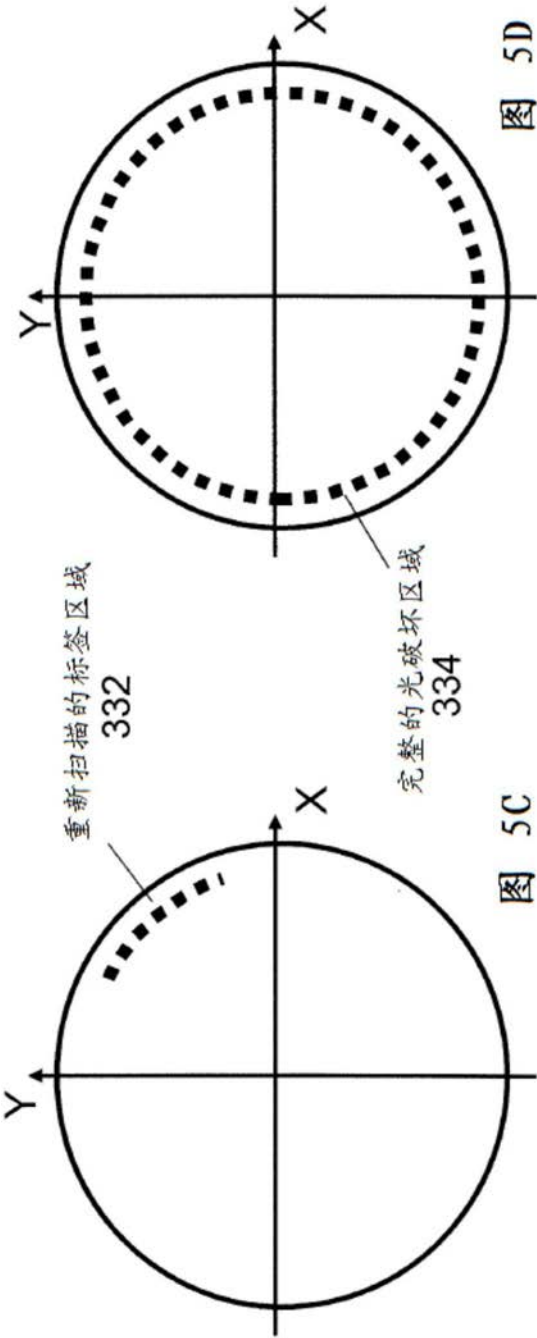


图4B







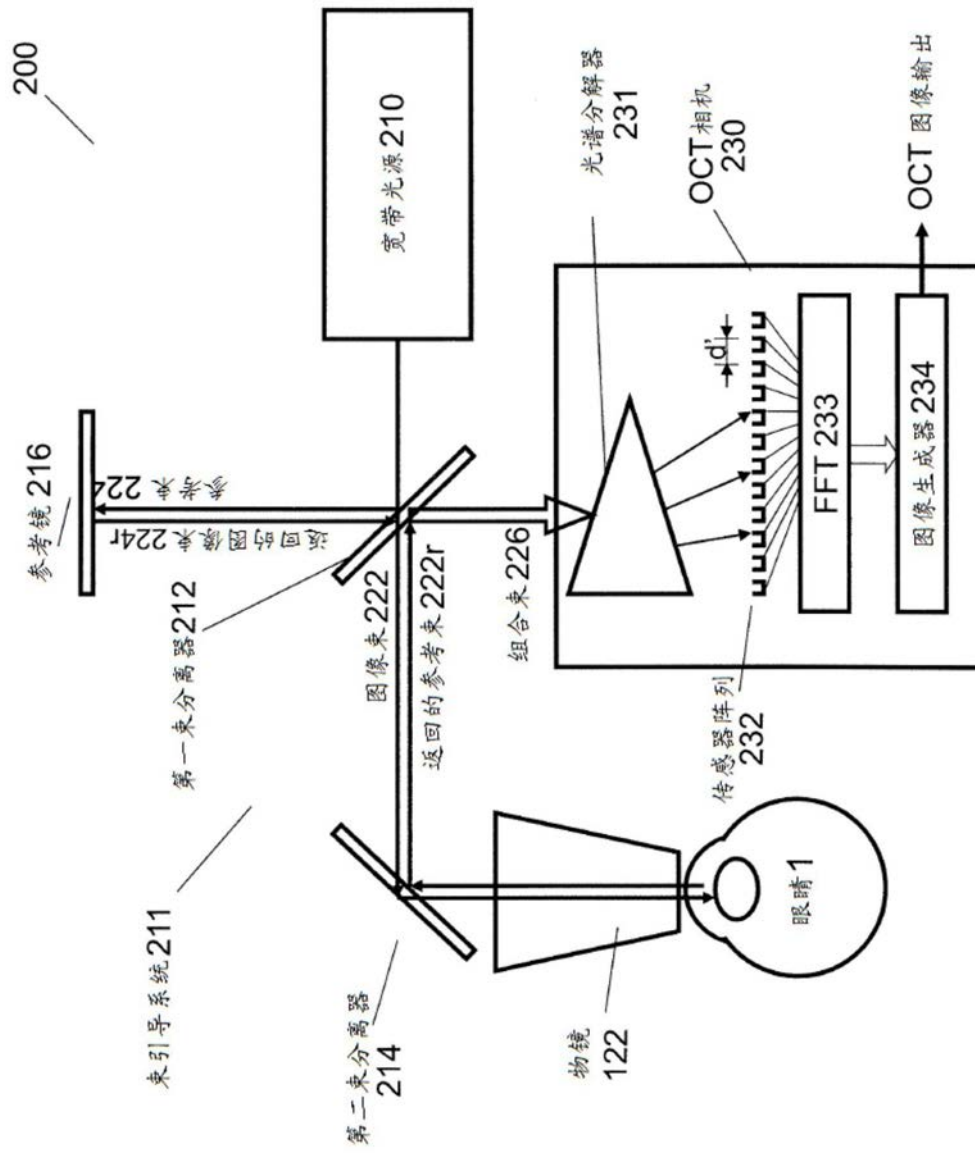


图6

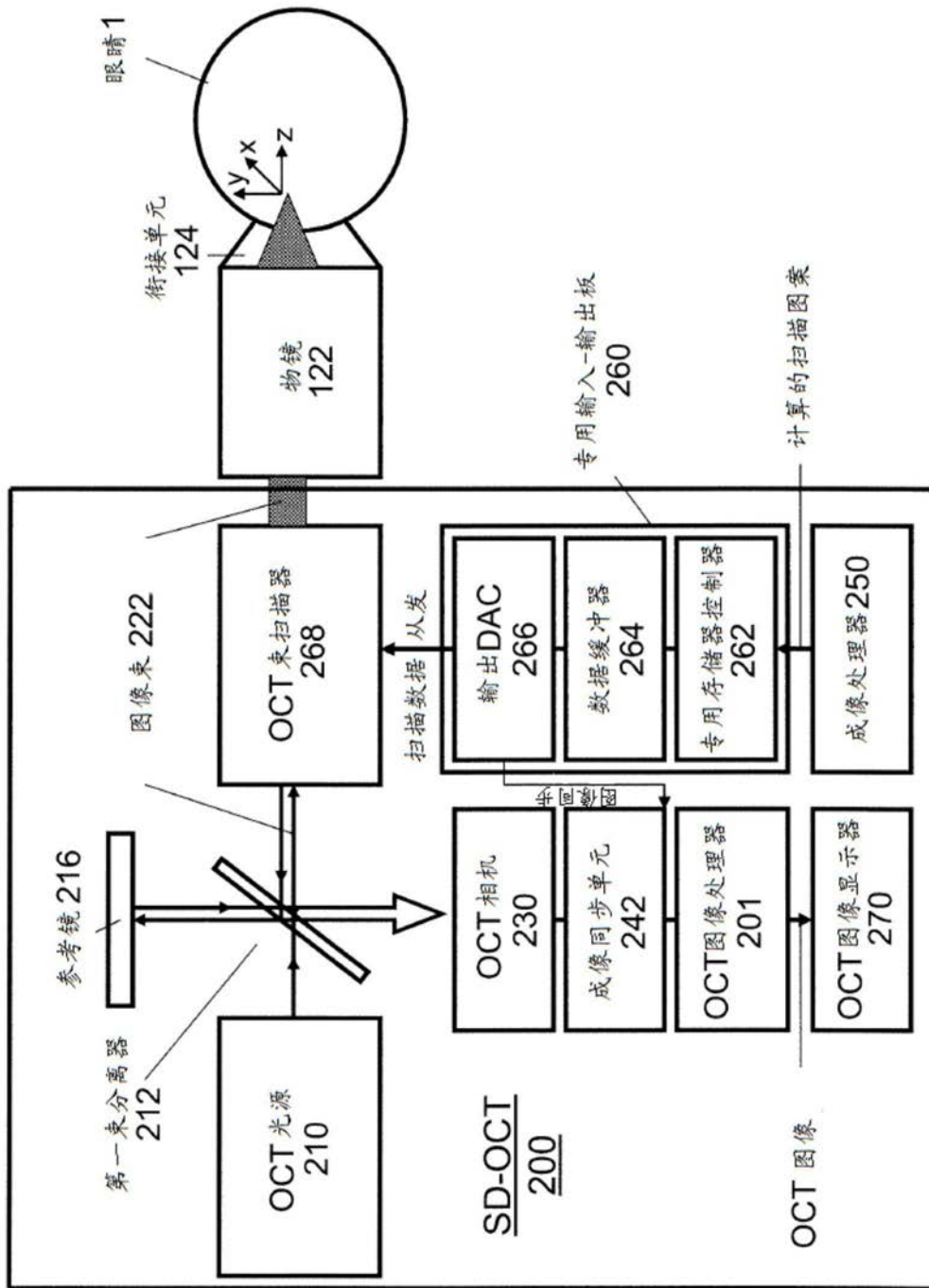


图7

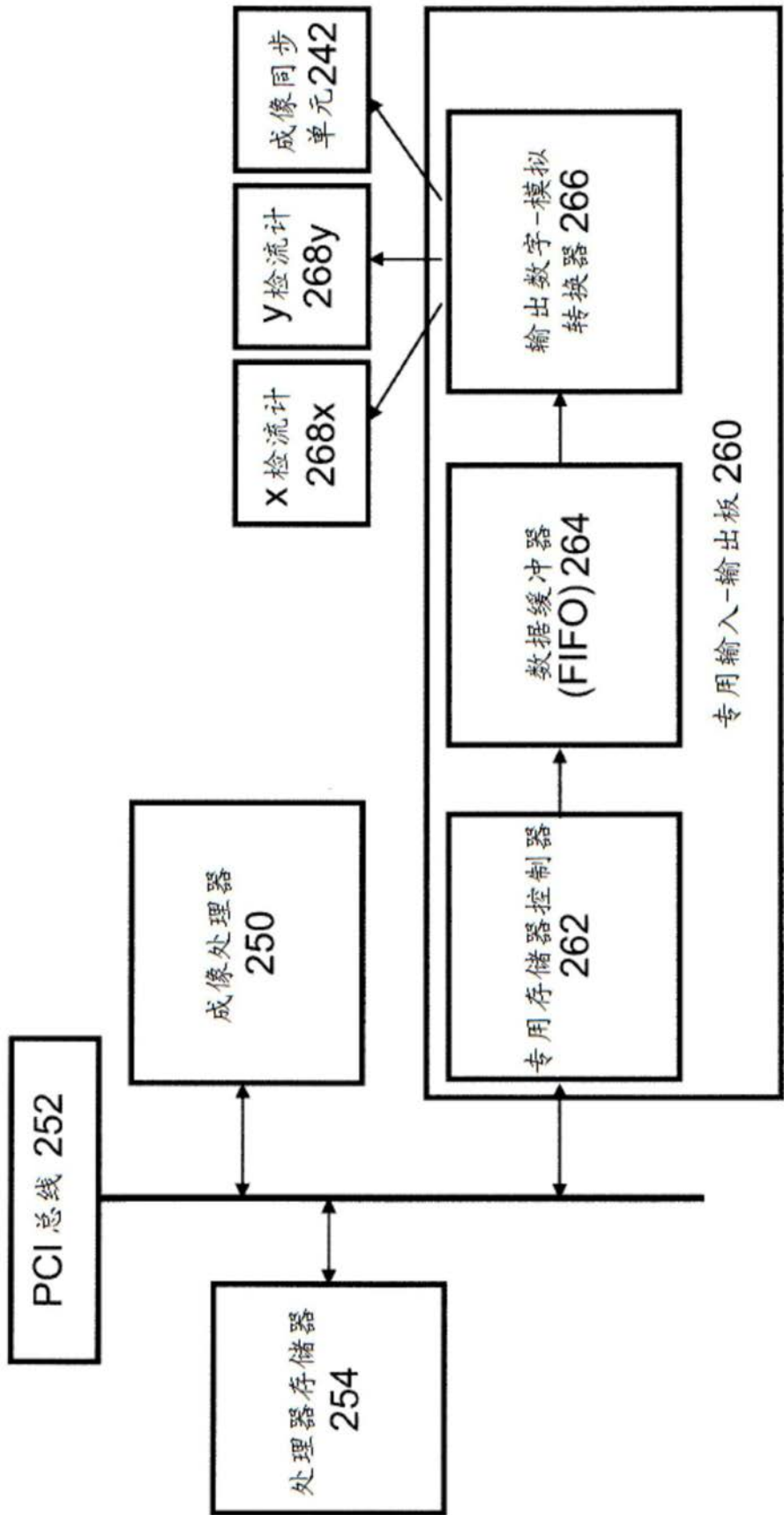


图8

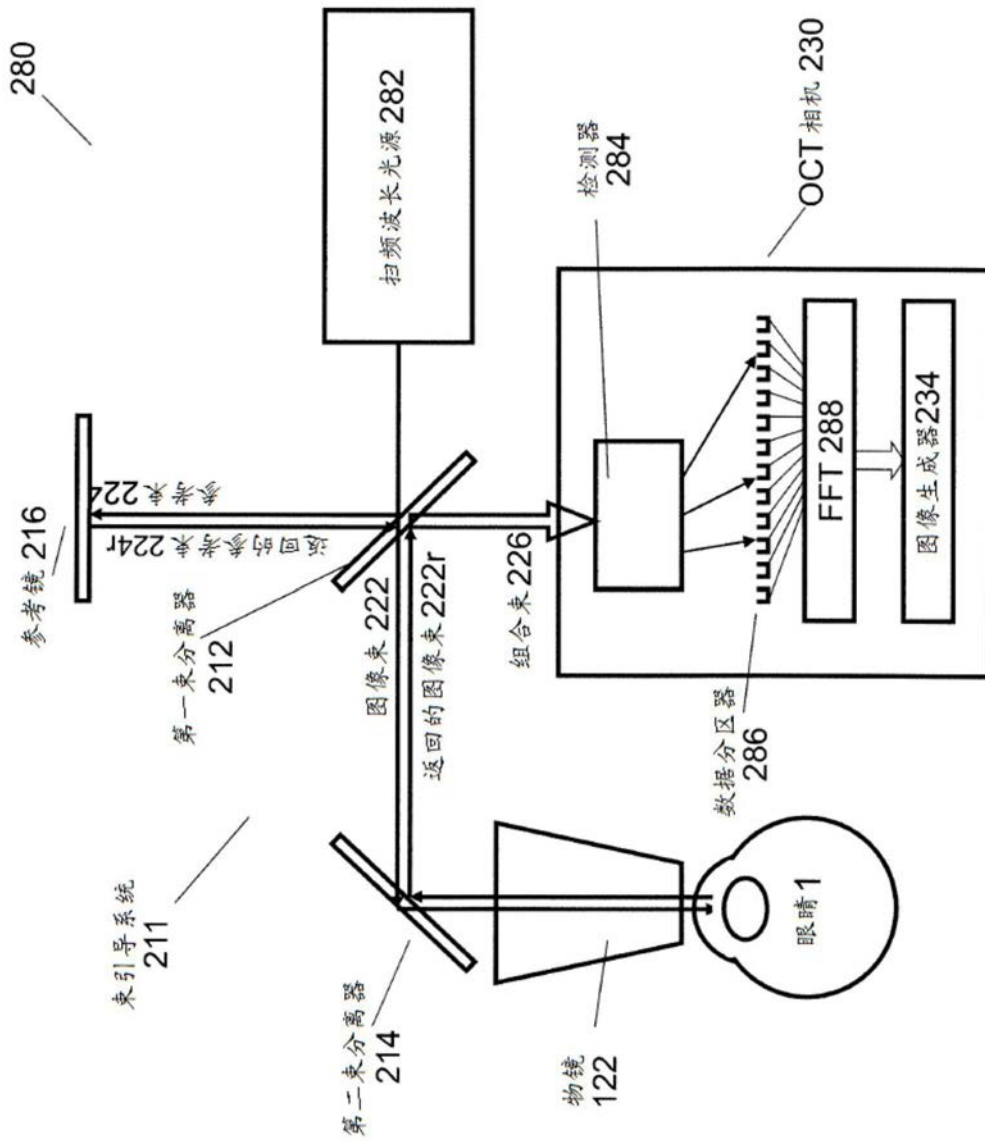


图9

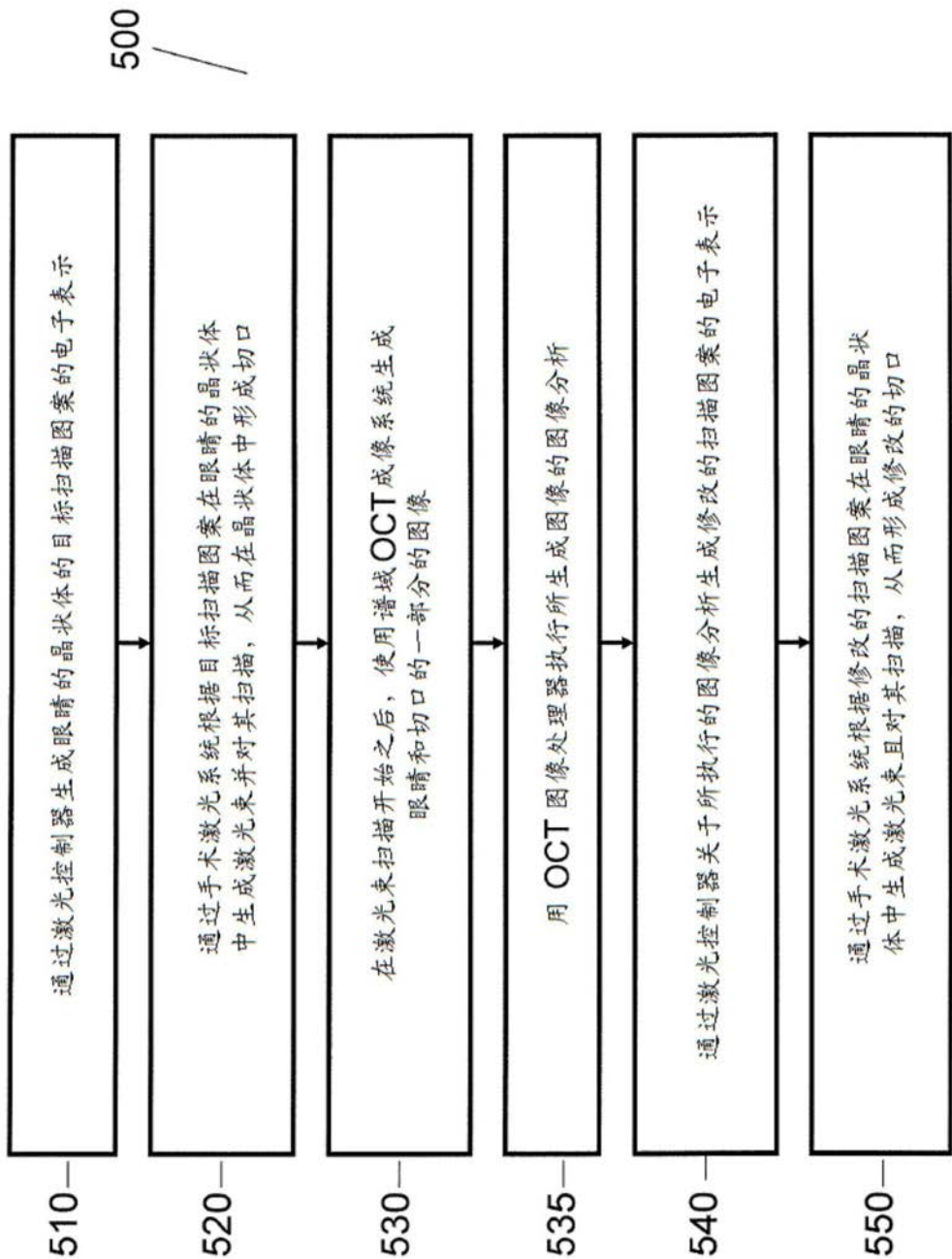


图10

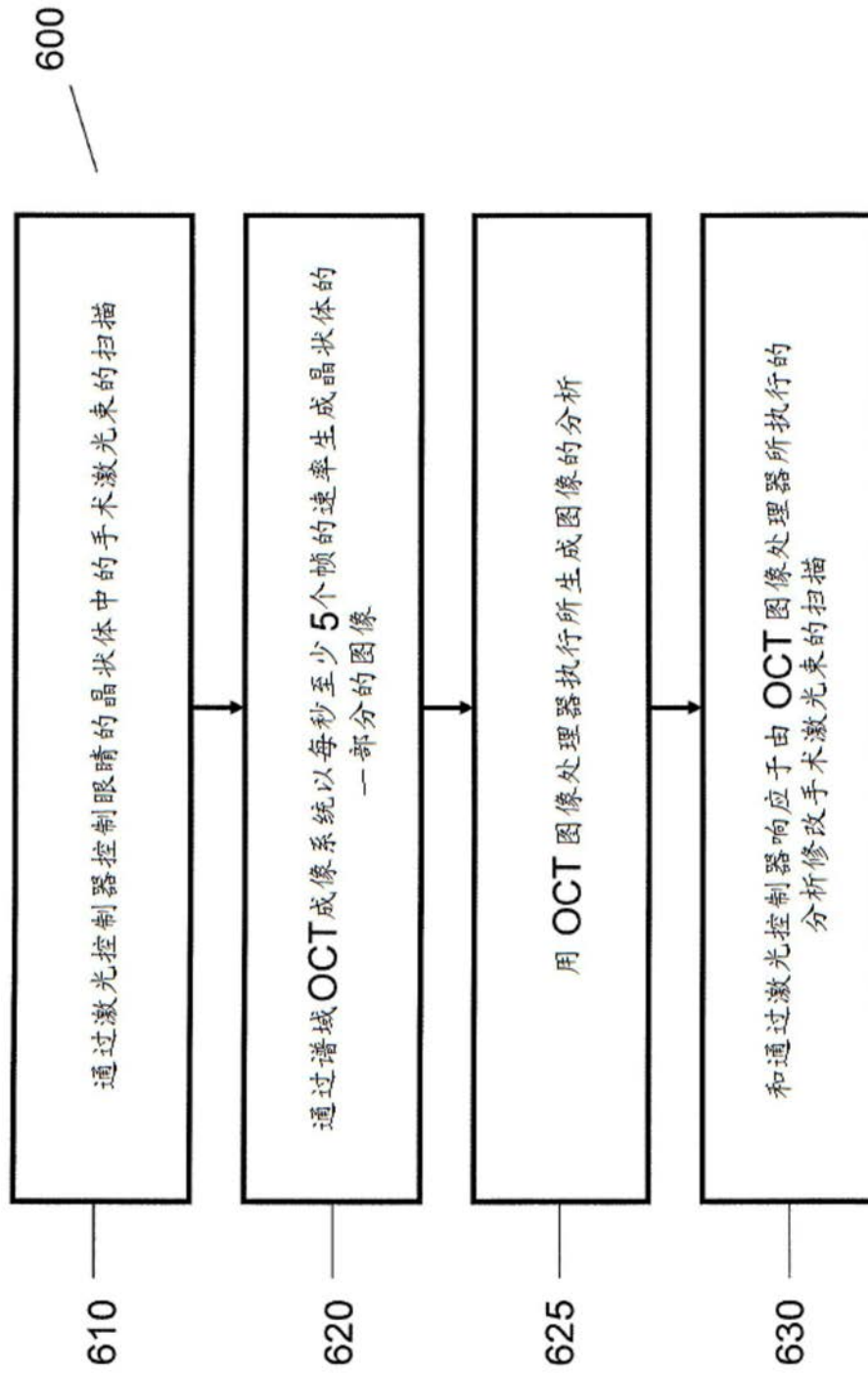


图11