



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102612342 B

(45) 授权公告日 2015. 03. 11

(21) 申请号 201080051731. 9

(22) 申请日 2010. 11. 15

(30) 优先权数据

12/619, 606 2009. 11. 16 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 05. 16

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2010/056701 2010. 11. 15

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/060356 EN 2011. 05. 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 F·拉克西 G·霍兰德

I·古德什勒格

(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 张阳

(51) Int. Cl.

A61B 6/00(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101287418 A, 2008. 10. 15,

CN 101287418 A, 2008. 10. 15,

US 2007/0282313 A1, 2007. 12. 06,

CN 1668253 A, 2005. 09. 14,

US 2009/0131921 A1, 2009. 05. 21,

审查员 上官凤栖

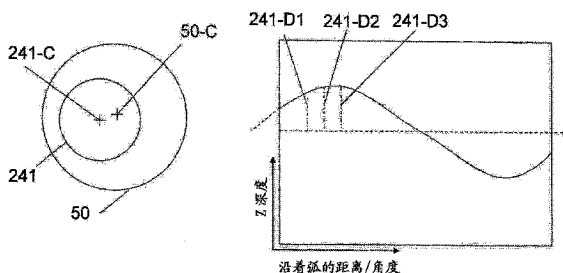
权利要求书3页 说明书23页 附图24页

(54) 发明名称

通过非线性扫描成像手术靶组织

(57) 摘要

公开了基于由非线性扫描来成像靶组织的用于激光手术的系统和技术。在一个实现中,一种用于引导眼部手术的方法可以包括如下步骤:相对于成像系统定位眼部;通过确定沿第一弧的第一点集处的眼部靶部位的深度来创建第一扫描数据;通过确定沿第二弧的第二点集处的眼部靶部位的深度来创建第二扫描数据;基于所述第一扫描数据和所述第二扫描数据确定靶部位参数;以及根据所确定的靶部位参数调整一个或多个手术位置参数。



1. 一种用于引导眼部手术的方法,包括如下步骤:
相对于成像系统调节眼部的定位;
由所述成像系统通过确定沿第一弧的第一点集处的眼部靶部位的深度来创建第一扫描数据;
由所述成像系统通过确定沿第二弧的第二点集处的所述眼部靶部位的深度来创建第二扫描数据;
由系统控制模块通过以下操作来基于所述第一扫描数据和所述第二扫描数据确定靶部位参数:
提取所述第一扫描数据的第一幅度和第一相位;以及
提取所述第二扫描数据的第二幅度和第二相位;以及
由所述系统控制模块根据所确定的靶部位参数来帮助调整一个或多个手术位置参数。
2. 如权利要求 1 所述的方法,其中确定深度包括:
使用光学相干断层摄影术(OCT)法、基于超声的方法、显微方法以及基于干涉的方法中的至少一种来成像所述眼部靶部位。
3. 如权利要求 1 所述的方法,其中:
所述眼部靶部位是如下之一:
角膜靶部位、晶状体前表面、晶状体后表面、晶状体靶部位、眼层、以及由瞳孔限定的表面。
4. 如权利要求 1 所述的方法,其中:
所述第一弧和所述第二弧中的至少一个形成闭环的至少一部分。
5. 如权利要求 1 所述的方法,其中:
所述第一弧是其中第一扫描表面与所述眼部靶部位相交的第一交线的一部分;以及
所述第二弧是其中第二扫描表面与所述眼部靶部位相交的第二交线的一部分。
6. 如权利要求 1 所述的方法,其中:
所述第一弧是其中第一圆柱体与所述眼部靶部位相交的第一交线的一部分;以及
所述第二弧是其中第二圆柱体与所述眼部靶部位相交的第二交线的一部分。
7. 如权利要求 6 所述的方法,其中:
所述第一圆柱体和所述第二圆柱体是同轴的,共用 Z 轴。
8. 如权利要求 6 所述的方法,其中:
所述第二圆柱体的 Z 轴偏离所述第一圆柱体的 Z 轴。
9. 如权利要求 1 所述的方法,其中确定靶部位参数的步骤包括:
基于第一幅度、第一相位、第二幅度和第二相位来确定所述靶部位中心的位置参数。
10. 如权利要求 1 所述的方法,其中确定靶部位参数的步骤包括:
基于第一幅度、第一相位、第二幅度和第二相位来确定所述靶部位的对象形状参数。
11. 如权利要求 1 所述的方法,其中确定靶部位参数的步骤包括:
基于第一幅度、第一相位、第二幅度和第二相位来确定对象定向参数。
12. 如权利要求 1 所述的方法,其中确定靶部位参数的步骤包括:
相对于靶部位和基准点的位置确定位置参数更新。
13. 如权利要求 1 所述的方法,其中调整手术位置参数包括:

调整手术图案中心的位置参数以使得该手术图案中心与所述靶部位的中心相对准。

14. 如权利要求 1 所述的方法,其中所述方法包括:

在所述第一扫描和所述第二扫描之后不再扫描。

15. 如权利要求 1 所述的方法,其中:

从第一扫描步骤开始到确定手术位置参数步骤结束的时间不超过 100 毫秒、1000 毫秒和 10000 毫秒中的一个。

16. 如权利要求 1 所述的方法,其中:

所述第一弧和所述第二弧中的至少一个是椭圆形的。

17. 如权利要求 1 所述的方法,其中:

所述第一弧和所述第二弧中的至少一个是开弧;以及

所述第一扫描数据和所述第二扫描数据中的至少一个具有最大值和最小值。

18. 如权利要求 1 所述的方法,其中:

所述眼部靶部位是眼晶状体的一个区域;

所述靶部位参数包括:

所述晶状体的形状参数,

所述晶状体的倾斜参数,以及

所述晶状体的位置参数。

19. 如权利要求 1 所述的方法,其中确定靶部位参数的步骤包括:

以至少一个拟合参数用一函数拟合所述第一扫描数据;以及

使用所述拟合参数确定所述靶部位参数。

20. 一种用于成像对象的方法,所述方法包括如下步骤:

相对于成像系统调节所述对象的定位,其中

所述对象的形状是用一个或多个形状参数可描述的;

由所述成像系统通过确定沿一弧的点集处的对象坐标来创建扫描数据,其中所述对象坐标是对象层的 Z 坐标;以及

由系统控制模块通过以下操作来根据所述扫描数据确定对象形状参数和对象位置参数:

提取所述扫描数据的幅度和相位;以及

基于所提取的幅度和相位确定所述对象层的中心。

21. 如权利要求 20 所述的方法,其中:

所述对象是球形表面层的一部分;以及

所确定的对象形状参数是所述球形表面层的半径。

22. 如权利要求 20 所述的方法,其中:

所述对象是眼部的晶状体前表面层;

所述对象形状参数是所述晶状体前表面层的半径;以及

所述对象位置参数是所述晶状体前表面中心的坐标。

23. 如权利要求 20 所述的方法,其中确定对象位置参数的步骤包括:

使用光学相干断层摄影术(OCT)法、基于超声的方法、显微方法以及基于干涉的方法中的至少一种来成像所述对象。

24. 如权利要求 20 所述的方法,其中确定所述对象形状参数和所述对象位置参数的步骤包括:

通过确定沿辅助弧的辅助点集处的对象坐标来创建辅助扫描数据。

25. 如权利要求 24 所述的方法,其中确定所述对象形状参数和所述对象位置参数的步骤包括:

从所述扫描数据和所述辅助扫描数据确定所述对象形状参数和所述对象位置参数。

26. 如权利要求 24 所述的方法,其中:

所述弧是其中扫描圆柱体与所述对象层相交的交线的一部分。

27. 如权利要求 26 所述的方法,其中确定对象形状参数的步骤包括:

确定沿着其中辅助圆柱体与所述对象层相交的交线的辅助点集处的所述对象层的 Z 坐标。

28. 如权利要求 27 所述的方法,其中:

所述扫描圆柱体和所述辅助圆柱体是基本同轴的,共用 Z 轴。

29. 如权利要求 20 所述的方法,其中:

所述对象位置参数是所述对象层的中心和所述对象层的周长的参数之一。

30. 如权利要求 20 所述的方法,其中所述方法包括:

在所述扫描和辅助扫描之后不再扫描。

31. 如权利要求 20 所述的方法,其中:

确定所述对象形状参数和所述对象位置参数是以整合方式执行的。

32. 如权利要求 20 所述的方法,其中:

所述对象是闭合对象和开放对象之一。

33. 一种用于引导眼部手术的方法,包括如下步骤:

(a) 相对于手术激光系统调节眼部的定位,

所述手术激光系统具有手术位置参数而所述眼部具有晶状体;

(b) 由成像系统确定沿扫描弧的晶状体靶部位的位置数据;

(c) 由系统控制模块通过以下操作来基于所述位置数据确定晶状体位置参数:

提取所述位置数据的幅度和相位;以及

基于所述位置数据的幅度和相位确定所述晶状体靶部位的中心的位置参数;

(d) 由所述系统控制模块根据所确定的晶状体位置参数来帮助调整所述手术位置参数;以及

(e) 在所述眼部手术期间重复步骤 (b)-(d) 以重新调整所述手术位置参数。

34. 如权利要求 33 所述的方法,其中所述晶状体靶部位是如下之一:

晶状体前表面、由瞳孔限定的前表面、以及晶状体后表面。

35. 如权利要求 33 所述的方法,其中调整手术位置参数包括:

调整手术图案中心的位置参数以使得手术图案相对于所述晶状体的特性特征在三维内对准。

通过非线性扫描成像手术靶组织

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请享有于2009年11月16日提交的、题为“Imaging Surgical Target Tissue By Nonlinear Scanning”的美国临时申请序列号12/619,606的优先权和权益,该申请的全文通过引用结合在此。

技术领域

[0003] 本专利文献涉及用于手术应用(包括眼科手术)的系统和技术。

背景技术

[0004] 近年来,业已开发出用于眼科手术的各种先进手术激光系统,以寻靶角膜、晶状体、视网膜以及眼部其他结构的各部分。这类手术系统能够利用成像机制来获取靶向手术部位的图像,以帮助手术系统操作人员(例如,外科医生)以高精度将激光脉冲置于眼部的靶向手术部位。

发明内容

[0005] 本文献公开了基于成像期间通过非线性扫描成像靶组织来进行激光手术的系统和技术示例和实现。

[0006] 例如,一种用于引导眼部手术的方法可以包括如下步骤:相对于成像系统定位眼部;通过确定沿第一弧的第一点集处的眼部靶部位的深度来创建第一扫描数据;通过确定沿第二弧的第二点集处的眼部靶部位的深度来创建第二扫描数据;基于所述第一扫描数据和所述第二扫描数据确定靶部位参数;以及根据所确定的靶部位参数调整一个或多个手术位置参数。

[0007] 在某些实现中,确定深度包括使用光学相干断层摄影术(OCT)法、基于超声的方法、显微方法以及基于干涉的方法中的至少一种来成像所述眼部靶部位。

[0008] 在某些实现中,所述眼部靶部位是角膜靶部位、晶状体前表面、晶状体后表面、晶状体靶部位、眼层、以及由瞳孔限定的表面中的一个。

[0009] 在某些实现中,所述第一弧和所述第二弧中的至少一个形成闭环的至少一部分。

[0010] 在某些实现中,所述第一弧是其中第一扫描表面与所述眼部靶部位相交的第一交线的一部分;所述第二弧是其中第二扫描表面与所述眼部靶部位相交的第二交线的一部分。

[0011] 在某些实现中,所述第一弧是其中第一圆柱体与所述眼部靶部位相交的第一交线的一部分;所述第二弧是其中第二圆柱体与所述眼部靶部位相交的第二交线的一部分。

[0012] 在某些实现中,所述第一圆柱体和所述第二圆柱体是同轴的,它们共享Z轴。

[0013] 在某些实现中,所述第二圆柱体的Z轴偏离所述第一圆柱体的Z轴。

[0014] 在某些实现中,确定靶部位参数的步骤包括:从所述第一扫描数据和所述第二扫描数据提取扫描特征。

[0015] 在某些实现中,提取扫描特征的步骤包括:提取所述第一扫描数据的第一幅度和第一相位;以及提取所述第二扫描数据的第二幅度和第二相位。

[0016] 在某些实现中,确定靶部位参数的步骤包括:基于所述第一幅度、第一相位、第二幅度和第二相位来确定所述靶部位中心的位置参数。

[0017] 在某些实现中,确定靶部位参数的步骤包括:基于所述第一幅度、第一相位、第二幅度和第二相位来确定所述靶部位的对象形状参数。

[0018] 在某些实现中,确定靶部位参数的步骤包括:基于所述第一幅度、第一相位、第二幅度和第二相位来确定所述靶部位的对象定向参数。

[0019] 在某些实现中,确定靶部位参数的步骤包括:相对于靶部位的位置和基准点确定位置参数更新。

[0020] 在某些实现中,调整手术位置参数包括调整手术图案中心的位置参数以使得该手术图案中心与所述靶部位的中心相对准。

[0021] 在某些实现中,所述方法在所述第一扫描和所述第二扫描之后不再进行更多扫描。

[0022] 在某些实现中,从第一扫描步骤开始到确定手术位置参数步骤结束的时间不超过100 毫秒、1000 毫秒和 10000 毫秒中的一个。

[0023] 在某些实现中,所述第一弧和所述第二弧中的至少一个是椭圆形的。

[0024] 在某些实现中,所述第一弧和所述第二弧中的至少一个是开弧;并且所述第一扫描数据和所述第二扫描数据中的至少一个具有最大值和最小值。

[0025] 在某些实现中,所述眼部靶部位是眼晶状体的部位,所述靶部位参数包括所述晶状体的形状参数、所述晶状体的倾斜参数、以及所述晶状体的位置参数。

[0026] 在某些实现中,确定靶部位参数的步骤包括以至少一个拟合参数用一函数拟合所述第一扫描数据;并且使用所述拟合参数确定所述靶部位参数。

[0027] 在某些实现中,一种用于成像对象的方法包括相对于成像系统定位所述对象的步骤,其中所述对象的形状是用一个或多个形状参数可描述的;通过确定沿一弧的点集处的对象坐标来创建扫描数据;以及根据所确定的扫描数据确定对象形状参数和对象位置参数。

[0028] 在某些实现中,所述对象是球形表面层的一部分;并且所确定的对象形状参数是所述球形表面层的半径。

[0029] 在某些实现中,所述对象是眼部的晶状体前表面层;所述对象形状参数是所述晶状体前表面层的半径;并且所述对象位置参数是所述晶状体前表面中心的坐标。

[0030] 在某些实现中,确定对象位置参数的步骤包括使用光学相干断层摄影术(OCT)法、基于超声的方法、显微方法以及基于干涉的方法中的至少一种来成像所述对象。

[0031] 在某些实现中,确定所述对象形状参数和所述对象位置参数的步骤包括通过确定沿辅助弧的辅助点集处的对象坐标来创建辅助扫描数据。

[0032] 在某些实现中,确定所述对象形状参数和所述对象位置参数的步骤包括从所述扫描数据和所述辅助扫描数据确定所述对象形状参数和所述对象位置参数。

[0033] 在某些实现中,所述对象的位置参数是对象层的 Z 坐标;并且所述弧是其中扫描圆柱体与所述对象层相交的交线的一部分。

- [0034] 在某些实现中,确定对象形状参数的步骤包括确定沿着其中辅助圆柱体与所述对象层相交的交线的辅助点集处的所述对象层的 Z 坐标。
- [0035] 在某些实现中,所述扫描圆柱体和所述辅助圆柱体是基本同轴的,它们共享 Z 轴。
- [0036] 在某些实现中,确定所述对象形状参数和所述对象位置参数的步骤包括提取所述扫描数据的幅度和相位;以及基于所提取的幅度和相位确定所述对象层的中心。
- [0037] 在某些实现中,所述对象位置参数是所述对象层的中心和所述对象层的周长的参数中的一种。
- [0038] 在某些实现中,所述方法在所述扫描和辅助扫描之后不再包括更多的扫描。
- [0039] 在某些实现中,确定所述对象形状参数和所述对象位置参数是以整合方式执行的。
- [0040] 在某些实现中,所述对象是闭合对象和开放对象之一。
- [0041] 在某些实现中,一种用于引导眼部手术的方法可以包括如下步骤:(a) 相对于手术激光系统定位眼部,所述手术激光系统具有手术位置参数而所述眼部具有晶状体;(b) 确定沿扫描弧的晶状体靶部位的位置数据;(c) 基于所述位置数据确定晶状体位置参数;(d) 根据所确定的晶状体位置参数调整所述手术位置参数;以及(e) 在所述眼部手术期间重复步骤(b)-(d) 以重新调整所述手术位置参数。
- [0042] 在某些实现中,所述晶状体靶部位是晶状体前表面、由瞳孔限定的前表面、晶状体靶部位、以及晶状体后表面之一。
- [0043] 在某些实现中,确定所述晶状体位置参数的步骤包括提取所述位置数据的幅度和相位。
- [0044] 在某些实现中,确定所述晶状体位置参数的步骤包括基于所述位置数据的幅度和相位确定所述晶状体靶中心的位置参数。
- [0045] 在某些实现中,调整手术位置参数包括调整手术图案中心的位置参数以使得手术图案相对于所述晶状体的特征特性在三维内对准。

附图说明

- [0046] 图 1A-C 例示了眼科激光系统中的寻靶偏移。
- [0047] 图 2 例示了现有的寻靶方法。
- [0048] 图 3 例示了一种引导眼部手术的方法的实施例。
- [0049] 图 4A-E 例示了图 3 方法的各步骤。
- [0050] 图 5A-B 例示了对手术位置参数的调整。
- [0051] 图 6A-B 例示了成像方法的实施例。
- [0052] 图 7 示出了一种成像引导的激光手术系统的示例,该系统提供有成像模块,从而提供用于激光控制的靶成像。
- [0053] 图 8-16 示出了成像引导的激光手术系统的示例,这些示例具有各种集成程度的激光手术系统和成像系统。
- [0054] 图 17 示出了一种通过使用成像引导的激光手术系统来执行激光手术的方法的示例。

具体实施方式

[0055] 许多眼部手术设备包括对接台,该对接台与眼部接触并且有效保持其相对于手术系统对象固定不动。为了引导手术程序,某些系统生成靶图案,该图案指示在此聚焦手术激光的对象中心。这些系统在眼部图像之上显示该靶图案,用以引导外科医生将激光束精确施加到期望的眼部靶部位。

[0056] 图 1A-B 例示了这类图像引导的手术系统的示例操作。当对接台或物镜由外科医生对接至眼部时,靶图案 40 可能相对于眼部没有完全居中,使得靶图案 40 的中心可能与眼部中心在位置上相偏离。

[0057] 图 1A 例示了这类情况,其中靶图案 40 没有很好地居中于任何一个眼部永久结构,诸如瞳孔 10、虹膜 20 或缘 30。这一未对准使得眼外科医生难以将激光脉冲高度精确地置于眼内的期望靶上。

[0058] 一种先进的图像引导的手术激光系统可被设计用于提取关于未对准程度的信息,并将靶图案 40 的位置调整为相对于所选眼结构(例如,瞳孔 10)居中。图 1B 例示了实质评估了图 1A 所示偏移的这类系统中的经调整的对准。在这类先进系统中,靶图案 40 可被移位至中心,以实现手术激光束的后续精确施加。

[0059] 寻靶系统的精度越高,眼科手术也就越有效。因此,虽然手动调整靶图案 40 是可能的,但是基于计算机的自动对准调整可被用于改进成像引导系统的精度,并克服未对准的问题。

[0060] 图 2 例示了基于计算机的自动对准调整的一个示例操作。在此例中,扫描沿直线进行,并且重复迭代地执行该线性扫描。虽然每次线性扫描仅提供关于未对准的不完全信息,但是重复的迭代改善了如何使得靶图案 40 的中心越来越接近靶部位中心的引导。

[0061] 本文献中提供了基于成像期间通过非线性扫描成像靶组织来进行激光手术的系统、装置和技术的示例和实现。从非线性扫描获取的成像信息被用于引导激光束执行对靶组织的激光手术。

[0062] 图 3 例示了一种用于引导眼部手术的方法 100,该方法包括如下步骤:相对于成像系统定位眼部 110;通过确定沿第一弧的第一点集处的眼部靶部位的深度来创建第一扫描数据 120;通过确定沿第二弧的第二点集处的眼部靶部位的深度来创建第二扫描数据 130;基于所述第一扫描数据和所述第二扫描数据确定靶部位参数 140;以及根据所确定的靶部位参数调整一个或多个手术位置参数 150。

[0063] 定位步骤 110 可以包括各种各样的已知方法,包括应用合适类型的患者界面。一种可能是降低支持患者界面以及至眼部的手术系统物镜的台架。患者界面可以具有柔性裙边,其部分由弹性材料制成,并围绕手术系统的光学寻靶系统,诸如物镜。该患者界面可以包括吸杯。一旦该患者界面被定位在眼部上,就可以在吸杯的柔性裙边下施加真空,以建立眼部和患者界面之间的机械连接和稳定力。吸杯可以对眼部的更大部分或对眼部的环状部位施加真空。

[0064] 在其他实现中,患者界面可以包括褶皱表面,其通过在眼部表面创建小而温和的压痕来建立对眼部的抓力。这些实施例可以定位眼部而不需要施加真空。再一些实施例可以施加一定程度的压力以建立机械连接。各实施例可以经由眼部的如下部分来建立所述机械连接:在手术部位内,绕手术部位的周长,或者眼部的外部区域。某些实施例可以通过其

他途径(包括非机械连接)来定位眼部。

[0065] 机械连接的程度可以是如下的广泛变化的类型:在某些实现中,眼部可被紧密连接至患者界面,以防止眼部相对于患者界面的运动。在其他实施例中,所述连接可以是中等强度的,允许眼部某些程度的相对运动。在某些情况下,特定类型的相对运动是能被允许的,诸如沿着光轴或横切光轴的运动。在某些实施例中,所述定位可以不涉及与患者界面的直接机械接触。

[0066] 所述定位还可以包括眼部接触表面的可变程度的扁平化。在某些情况下,眼部的接触表面是基本平坦的,在其他情况下,该接触表面可以仅是部分平坦的,而在再一些情况下,可以保持眼部自然曲度基本不变。

[0067] 重新参考图 1A-C,眼部手术程序可以利用手术靶图案 40。由该靶图案 40 限定的参考框架可由外科医生用来将手术激光束引至眼部手术部位内的精确限定位置。靶图案 40 例如可被显示在视频显微镜或其他类型的显示设备上。靶图案 40 在所述视频显微镜上可被示出为叠加在所述眼部的图像上。在其他实施例中,靶图案 40 可以仅是软件程序的构造,无需被显示在某处。在这些实施例的某些实施例中,软件可以仅追踪靶图案 40 的中心,并且可以基于所述中心的位置来引导外科医生。在半自动或全自动的实施例中,系统的软件可以执行如下所述的引导步骤,而无需明确显示靶图案 40。

[0068] 在手术进程开始时,靶图案 40 可以居中在患者界面或物镜的物理或几何中心处。因为患者界面很少能在步骤 110 被定位且对接为与眼部中心完全对准,所以在所述定位/对接之后,通常需要移位或调整所述靶图案 40 以使其与眼部中心或与所述眼部的可识别结构良好对准。在这里,眼部中心可以指代眼部所选结构的中心,所选结构包括瞳孔 10、虹膜 20、缘 30 或晶状体 50。可识别结构可以是可识别的缘结构、血管、小窝、视盘或其他结构。

[0069] 诸如晶状体 50 和瞳孔 10 的眼部结构通常不共享一共用中心。这种情况会由于眼部某些固有的不对称、由于来自患者界面的压力可以相对于瞳孔 10 移动或倾斜晶状体 50 等而发生。

[0070] 图 1A-C 例示了在此典型情形下,成像系统的操作人员可以将靶图案 40 从其最初的偏离中心的图 1A 所示位置执行第一移位,以与永久眼部结构(诸如,瞳孔 10)对准,这一对准由图 1B 中的一经移位的靶图案 40' 指示。这一对准可以手动实现,或者以部分或全部自动的方式实现。在靶是晶状体 50 的眼科程序中,如果瞳孔 10 和晶状体 50 共享一中心,则将靶图案 40 居于瞳孔 10 以完成所述调整方法,随后外科医生可以使用该一经移位的靶图案 40' 来引导该晶状体手术。

[0071] 图 1C 例示了其中晶状体 50 不与瞳孔 10 相对准的情况。在此情况下,在靶图案的第一移位 40' 以将其与瞳孔 10 对准之后,在后续的第二步骤中,操作人员可以实施所述引导方法 100 以识别一经移位的靶图案 40' 的中心与瞳孔 10 仍然偏离晶状体 50 的中心,并且执行靶图案 40' 的第二移位以与晶状体 50 的中心对准,这一对准被示出为图 1C 中的再经移位的靶图案 40''。

[0072] 在某些实现中,可以通过实施引导方法 100 在单个整合步骤中执行靶图案 40 的第一和第二移位,以将靶图案 40 从其初始的“对接时”位置移位至晶状体 50 的中心。

[0073] 一旦靶图案 40 与靶向手术部位对准(诸如,居于晶状体 50 的中心),就可使用靶图案 40 的参考框架来施加手术激光以对晶状体 50 执行手术。

[0074] 靶图案 40 的位置可被存储在例如手术系统的计算机控制器内。在某些实现中,可在视频显微镜上将一视频界面叠加在靶图案 40 的图像以及眼部实际图像之上。尤其地,这类复合图片例示了靶图案 40 距离所选眼部结构(例如,瞳孔 10)的偏心程度。这类叠加复合图像可以有助于执行所述第一移位,将靶图案 40 与例如瞳孔 10 相对准。

[0075] 注意到,第一和第二移位(或者整合的单次移位)将靶图案 40 移动离开了患者界面或物镜的中心。使用经充分良好设计的手术光学器件,后续施加的手术激光可以保持它们的低象散和其他象差,即便在被施加至这一被移位偏离中心的靶部位时仍是如此。

[0076] 能够从精确靶向手术激光获益的手术程序示例包括晶状体囊切开术,即,切开一进入晶状体 50 囊的圆形切口,用以插入代替摘除的现有晶状体的眼用透镜(IOL)。晶状体囊切开术切口的高精度居中能够实现眼用透镜(IOL)的高精度居中,由此优化白内障手术的结果。

[0077] 另一个例子是晶状体本身的碎裂化或液化,其是作为从晶状体囊中摘除晶状体的准备而执行的。一般而言,移除尽可能大的晶状体部分同时确保不穿透晶状体囊的后表面是有利的。较低精度的寻靶系统会迫使外科医生在囊中留下更厚的晶状体层以确保不穿透囊后表面。与之相反,以高精度定位靶图案 40 的系统能够允许切割非常接近于囊后表面,由此提高白内障手术的有效性。

[0078] 注意到,靶图案 40 可以是各种各样的图案中的一种,包括一个或多个同心圆、十字丝图案、图案中心的其他指示、一个或多个矩形元素、以及如上各项的组合。图案可以具有可变要素,例如,多条线中的一条可以改变颜色,可以出现额外的线来指示本方法的任意步骤,诸如步骤 110 中的眼定位的成功完成,或者步骤 150 中的手术位置参数的成功重新调整。

[0079] 还应注意到手术激光的施加可以遵循手术图案,该手术图案可以一般性地不同于靶图案。手术图案可以是各种各样的图案,包括圆形、圆柱体、连续层、螺旋、4、6 或 8 折的径向分割、以及其他斩切图案。在本发明的引导方法 100 的上下文中,可以根据步骤 150 中的移位的靶图案来调整该手术图案的位置。在最简单的情况下,该手术图案的中心可以与靶图案 40 的中心对准。但是各种各样的替换调整也是可能的,诸如以相对于靶图案 40 的一定移位来居中该手术图案,将该手术图案的起始位置置于靶图案的特定点处,等等。

[0080] 在某些实现中,在步骤 120 和 130 中确定深度可以包括:使用光学相干断层摄影术(OCT)法、基于超声的方法、显微方法以及基于干涉的方法、或者这些方法的一种组合来成像所述眼部靶部位。所述光学相干断层摄影术法可被实现为时域或频域断层摄影术。

[0081] 在部分后续章节中,将在执行靶图案 40 的上述第二移位或整合移位的上下文中描述引导方法 100。这两种实现都涉及确定靶图案 40 与眼部靶部位(诸如,晶状体 50)之间的未对准。

[0082] 所述眼部靶部位可以是角膜靶部位、晶状体前表面、晶状体后表面、晶状体靶部位、眼层、或者由瞳孔限定的表面。术语“表面”以广义使用,不仅指代最外部的几何表面,还指代具有一定厚度的表面层。表面层可由例如其生物学、光学或机械属性限定,并且可以具有从微米甚至更小到毫米甚至更大的层厚度。同样地,术语“层”可以指代眼结构内部的层。

[0083] 手术部位可以在包括角膜程序、白内障程序、晶状体囊切开术、晶状体溶解或碎裂

化的各种眼科手术程序中被靶向。靶部位可以是眼科程序本身的靶部位,诸如晶状体表面,或者可以是辅助靶部位,例如其中在角膜上创建进入切口以方便晶状体程序的位置。

[0084] 图 4A 例示了方法 100 的实现。在步骤 110,患者界面 210 可以接触到眼部的角膜 220,从而为眼科手术定位所述眼部。例如,患者表面 210 能够通过施加部分真空让眼部及其角膜 220 固定不动。

[0085] 步骤 120 可以包括确定晶状体 50 内沿第一弧 241 的第一点集 $241-P_1, \dots, 241-P_n$ 处的眼部靶部位的深度 $241-D_1, \dots, 241-D_n$ 并且将所述深度值 $241-D$ 存储为第一扫描数据。

[0086] 类似的步骤 130 可以涉及确定沿第二弧 242 的第二点集 $242-P_1, \dots, 242-P_n$ 处的眼部靶部位的深度 $242-D_1, \dots, 242-D_n$ 并且将所述深度值 $242-D$ 存储为第二扫描数据。

[0087] 在某些实现中,所述第一弧和所述第二弧中的至少一个形成闭环的部分或全部。该环可以是圆形、椭圆形、部分不规则环、或是被适当成形的环。在其他实现中,弧可以是开弧,是圆形、椭圆形、或其他适当曲线的一部分。

[0088] 在某些实现中,所述弧(或是开环或闭环)241 和 242 可以居于所述靶图案 40 的中心处。因此,在确定了环 241 和 242 的中心相距所述靶部位的中心的偏移量之后,通过将靶图案 40 的中心移动所述环 241 和 242 的偏移量来将所述靶图案 40 的中心与所述靶区域的中心相对准。在如下的若干实施例中,第一弧 241 和第二弧 242 与靶图案 40 共享一个中心。

[0089] 弧可以是区别于图 2 所示直线的各种各样的线,所述区别在于其在 XY 平面(即,横切光轴的平面,所述光轴通常被称为 Z 轴)内不可忽略的曲度。注意到即便是图 2 所述的直线也可以在含有例如 Z 和 X 轴或 Z 和 Y 轴的平面内具有某些曲度。然而,由于其在 XY 平面的视图上看来(即,投射到 XY 平面上)是直线,因此它们将不被称为弧。

[0090] 图 4B 例示了在某些实现中,第一弧 241 可以是其中第一扫描表面 245 与所述眼部靶部位(例如,晶状体 50 的前表面区域)相交的第一交线的一部分。类似地,第二弧 242 可以是其中第二扫描表面与所述眼部靶部位相交的第二交线的一部分。

[0091] 在此处,扫描表面 245 可以指代由扫描束作为其特征点(诸如,其焦点)沿靶部位内的线移动而扫过的表面。

[0092] 在图 4B 的示例中,扫描激光束的焦点可以沿着 XY 平面内的圆形移动。扫描激光可以基本平行于光学系统的光轴 Z,限定一圆柱体作为扫描表面 245。显然,在此例中,第一弧 241 是其中圆柱体扫描表面 245 与椭球体晶状体 50 相交的环。取决于圆柱形扫描表面 245 中心的位置,第一弧 241 可以是圆或椭圆。该圆或椭圆 241 的平面可以与 Z 轴横切,即该平面可以是 XY 平面,如果圆 241 的中心与晶状体 50 的中心重合的话。换句话说,如果圆 241 与晶状体 50 共享对称轴的话。如果圆 241 没有与晶状体 50 共享其对称轴,或者等效地圆 241 的中心不与晶状体 50 的中心相重合,则该圆 241 的平面将会是倾斜的,如图 4B 所示。

[0093] 图 4C 例示了其中第一弧 241 和第二弧 242 是闭环(例如,圆)的实施例。在左面,第一和第二扫描圆柱体及其相应的环 241 和 242 是同轴的,即,共享光轴(Z 轴)。在右面,环 241 和 242 不是同轴的,即,它们的轴彼此偏离。它们可以彼此相交或不相交。不同的实施例尤其可以从同心扫描圆中提取靶-中心-调整信息,而其他实施例则可以从彼此偏移的扫描圆中提取所述信息。

[0094] 图 4D 例示了如何基于第一和第二扫描数据在步骤 140 确定靶部位参数。在左面, 示出了圆形扫描弧 241 的中心 241-C 与手术靶部位(此例中为晶状体 50)的中心 50-C 彼此偏离。如介绍中所述, 这一情形或类似情形会在患者界面 210 的中心对接偏离手术靶部位中心的情况下出现。

[0095] 在此情形中, 手术光学系统能以补偿该偏移的方式操作, 例如通过将靶图案 40 的中心与晶状体中心 50-C 相对准。如上所讨论的, 在各实施例中, 靶图案 40 的中心与第一和第二扫描弧的共享中心 241-C 和 242-C 重合。由此, 这一对准中心的任务转换为确定例如第一弧的中心 241-C 与靶中心 50-C 的偏移量。一旦确定了该偏移量, 将可以通过将靶图案 40 的中心移位该偏移量来将其与晶状体中心 50-C 恰当对准。随后, 可以使用该恰当居中的靶图案 40 来限定手术图案, 并且可以根据该手术图案施加手术激光束。

[0096] 如下描述, 这一调整可以不仅基于手术靶部位的中心, 还基于手术靶部位的各种特征构造, 诸如特征构造、斑点颜色、不规则特性、血管等。

[0097] 一种便于这类调整的方法是从第一和第二扫描数据提取第一和第二扫描特征。这些扫描特征的示例包括: 第一扫描数据的第一幅度和第一相位; 以及第二扫描数据的第二幅度和第二相位。

[0098] 如图 4D 的右面所示, 当第一环 241 是靶表面上的偏移圆或椭圆时, 所述第一弧-点 241-P1, ... 241-Pn 的第一扫描或深度数据 241-D1, ... 241-Dn 形成正弦曲线的一段。一般而言, 该曲线可以是能用谐波傅立叶和表示的函数。如果扫描圆 241 完全居中于靶部位的中心处, 即 241-C 与 50-C 相重合, 则所述第一扫描或深度数据将会是常值函数。

[0099] 如果所述第一弧是一个完整的圆, 则所述正弦曲线可以具有一个完整的正弦周期。典型地, 扫描并非从正弦曲线的最大值或最小值开始, 于是所述第一扫描或深度数据在被点绘成沿着扫描弧 241 的距离的函数时, 会呈现从一定相移开始的正弦曲线的形状。

[0100] 图 4E 例示了这一情况, 其中第一扫描特征例如可以是第一扫描的正弦曲线的相位 F1 和幅度 A1, 或者是深度数据 241-D1, ..., 241-Dn。这些扫描特征可以通过将一正弦函数拟合至所述第一扫描或深度数据并且将该正弦曲线的可调整相位和幅度看作是拟合参数来确定。类似地, 可以从将一正弦曲线拟合至第二扫描或深度数据 242-D1, ... 241-Dn 来提取第二幅度 A2 和第二相位的第二扫描特征。

[0101] 一般而言, 如果扫描环的中心, 并且由此典型的所述靶图案 40 的中心与晶状体 50 的中心重合, 则所述扫描数据 241-D1, ... 241-Dn 是常数, 即转化成正弦曲线的为零的幅度。扫描环的中心 241-C 偏离晶状体 50 的中心越多, 幅度 A1 就越大。因此, 幅度 A1 可以表征扫描环中心 241-C 偏移开多远, 由此表征靶图案 40 相对于靶部位的中心 50-C 偏移开多远。幅度 F1 可以表征扫描圆和靶图案 40 的共享中心 241-C 偏离靶部位中心 50-C 的方向。

[0102] 当扫描弧 241 不是圆, 而是椭圆甚至开弧时, 仍能提取这些相位和幅度扫描特征。在扫描数据无法用单个正弦曲线拟合但可由若干(例如, m)个傅立叶谐波之和拟合的情况下, 这些傅立叶谐波的每一个的幅度 A1, ... Am 和相位 F1, ... Fm 都可通过标准拟合程序来提取。这些幅度 A1, ... Am 和相位 F1, ... Fm 中的一个或多个, 或是这些幅度和相位的子集可被用作扫描特征。

[0103] 同样地, 在某些实现中, 该扫描特征可以是有助于靶图案 40 中心的最终调整的其

他特征的各种变化。这类扫描特征可以是特定扫描点本身的深度值、深度数据点的梯度、三角测量相关数据、拟合正弦曲线的各个时刻、或是更高次谐波的特征。在某些实现中，第一和第二扫描数据能够呈现最大值和最小值，并且所述扫描特征可以与这些最大值和最小值相关。扫描特征可以是能被用于移位靶图案 40 的合适参数或数据。

[0104] 图 5A 例示了确定靶部位参数的步骤 140 可以包括基于第一幅度 A1、第一相位 F1、第二幅度 A2 和第二相位 F2 来确定靶部位中心 50-C 的位置参数。例如，计算机控制器可以建立居于扫描环 241 和靶图案 40 的共享中心 241-C 的坐标系。使用第一幅度 A1、第二幅度 A2、第一相位 F1、和第二相位 F2，可以确定靶部位中心 50-C 相对于该坐标系的 C_x 和 C_y 坐标。这些 C_x 和 C_y 坐标是期望的偏移量或靶部位参数，由此将移位靶图案中心 40-C 与靶部位的中心（诸如，晶状体 50-C）相对准。

[0105] 详细地，靶部位参数的这一确定步骤可被一般性地阐述为：

$$[0106] \quad TR_j = TR_j(A_i, F_i) \quad (1)$$

[0107] 其中 TR_j 指示靶部位参数 TR_1 和 TR_2 ， A_i 指示幅度且 F_i 指示相位，这是扫描特征的特定示例。在上述特定情况下，当靶部位参数 TR_i 是靶图案 40 参考系内靶部位中心的笛卡尔坐标 C_x 和 C_y 时，上述式 (1) 视为：

$$[0108] \quad C_x = C_x(A_1, A_2, F_1, F_2)$$

$$[0109] \quad C_y = C_y(A_1, A_2, F_1, F_2) \quad (2)$$

[0110] 在某些实现中，仅一个扫描圆或环就可足以确定中心坐标 C_x 和 C_y ：

$$[0111] \quad C_x = C_x(A_1, F_1)$$

$$[0112] \quad C_y = C_y(A_1, F_1) \quad (3)$$

[0113] 在某些其他实施例中，靶部位参数 TR_1 和 TR_2 是靶中心 50-C 相对于扫描环中心 241-C 的偏移的方向和大小，其由例如径向坐标表示，并且也可以从相位 F1、F2 和幅度 A1、A2 扫描特征来确定。

[0114] 在某些实现中，确定靶部位参数的步骤 140 可以包括：基于所述第一幅度、第一相位、第二幅度和第二相位来确定所述靶部位的曲率半径 R 参数。一个示例可以是确定角膜 220 或晶状体 50 的曲率半径 R。该曲率半径 R 可用于确定靶中心 50-C 距离扫描环和靶图案的共享中心 241-C 和 40-C 的偏移：

$$[0115] \quad C_x = C_x(A_1, F_1, R(A_1, F_1))$$

$$[0116] \quad C_y = C_y(A_1, F_1, R(A_1, F_1)) \quad (4)$$

[0117] 第一扫描或深度数据 241-D1, ... 241-Dn 的正弦性状可以具有一个以上的来源。以上讨论的靶图案中心 40-C 与靶部位中心 50-C 的偏移是一个主要的来源。然而，其他因素也可以做出贡献。这些因素包括眼部光轴的可能倾斜，以及相比于理想球状的偏差，诸如靶部位具有椭圆形状。

[0118] 这些情况可由如下的一般术语捕捉：形状参数 SP_i 、定向参数 OP_i 和位置参数 PP_i 。球形靶的半径 R 是形状参数 SP 的简单示例。椭球体靶可由三个形状参数 SP_1 、 SP_2 和 SP_3 （它们的三个轴 a、b 和 c 的长度）来表征。显然，靶的形状越复杂，就需要越多的形状参数对其进行满意表征。

[0119] 完全的球形靶不具有定向参数 OP_i ，这是由于其固有的球形对称性因而在所有方向上等效。但是不具有这一完全球形对称的所有其他靶的定向可由定向参数 OP_i 捕捉。示

例包括具有区别区域的球形靶,诸如在(近似)球形眼上的瞳孔 10。其他示例包括椭球形靶,其中表征主轴定向的矢量分量是定向参数的示例。

[0120] 特别关注的是晶状体 50,其被良好近似成具有两个主轴 a 和 c 的椭球形状,这是因为晶状体保持着其围绕一个对称轴的旋转对称,由此其第三轴 b 等于 a。于是, a 和 c 是晶状体 50 的形状参数 SP1 和 SP2 的示例。用于描述旋转对称的轴的方向的单位矢量(也被称为倾斜矢量)的两个分量是晶状体 50 的一组定向参数 OPi 的示例。

[0121] 最后,晶状体中心 50-C 的坐标 Ci 是位置参数的示例 PPi。位置参数 PPi、定向参数 OPi 和形状参数 SPi 一起作为靶部位参数 TRi 的总列表。

[0122] 在总方程中,从扫描特征(诸如幅度 Ai 和相位 Fi)提取所有这些靶部位参数 TRi。在作为式(4)替换的方程中,这些关系可被捕捉为:

$$[0123] \quad PP_j = PP_j(A_i, F_i)$$

$$[0124] \quad SP_j = SP_j(A_i, F_i) \quad (5)$$

$$[0125] \quad OP_j = OP_j(A_i, F_i)$$

[0126] 虽然式(4)的方程指示将形状参数 SPi 的确定作为本方法的中间步骤,但是式(5)的方程强调甚至是形状参数 SPj 也从扫描特征中确定。注意到,标引靶部位参数 TRj 不同于扫描特征 Ai 和 Fi 一般性地指示了 TRj 参数的数量可以与扫描特征 Ai 和 Fi 的数量不同。典型实施例提取足够多数量的扫描特征 Ai 和 Fi,从而足以确定所有必需的靶部位参数 TRj。

[0127] 在某些实现中,高保真度地确定靶部位参数 TRj 可以包括还用某些扫描数据(诸如,深度数据 241-D1, ... 241-Dn)来补充所述扫描特征 Ai 和 Fi。

[0128] 方法 100 的某些实现使用两个扫描环 241 和 242。这类方法将在晶状体 50 的示例上论证。将晶状体前表面近似为仅具有一个形状参数 SH1 = R 的球体,并将本方法用 XY 平面内的两个位置参数 PP1=Cx 和 PP2=Cy 来方程化,上述两方法由如下等式表示:

$$[0129] \quad C_x = C_x(A_1, A_2, F_1, F_2, R(A_i, F_i))$$

$$[0130] \quad (4')$$

$$[0131] \quad C_y = C_y(A_1, A_2, F_1, F_2, R(A_i, F_i))$$

[0132] 以及

$$[0133] \quad C_x = C_x(A_1, A_2, F_1, F_2)$$

$$[0134] \quad C_y = C_y(A_1, A_2, F_1, F_2) \quad (5')$$

$$[0135] \quad R = R(A_1, A_2, F_1, F_2)$$

[0136] 这些等式还可以论证提取并使用比确定靶部位参数 TRj 所需的最少扫描特征更多的扫描特征(在本例中,使用 4 个扫描特征来代替最少需要的 3 个)可以用于增加最终位置参数 PPj 的保真度。

[0137] 图 5B 例示了确定靶部位参数 TRj 的步骤 140 可以包括相对于靶部位的位置和基准点确定位置参数更新。在示出了例子中,基准点是扫描环 241 和靶图案 40 的共享中心,相对于靶部位的位置是靶部位中心 50-C,而位置参数更新是靶图案 40 的中心必须被移位以覆盖靶部位中心 50-C 的移位或偏移矢量 (Cx, Cy)。

[0138] 如上所述,该移位矢量能够以各种各样的形式给出,包括指示移位角度和移位长度的径向坐标。

[0139] 步骤 140 可以包括用刚刚确定的移位矢量 (C_x, C_y) 移位该靶图案中心 40-C, 由此靶图案中心 40-C 与靶部位中心 50-C 相重合。

[0140] 调整手术位置参数的所述步骤 150 可以包括调整手术图案中心的位置参数以使得该手术图案中心与所述靶部位的中心相对准。

[0141] 在某些实现中, 手术图案可以居于所述靶图案 40 的中心。在某些实现中, 步骤 150 可以通过由移位矢量或由在步骤 140 确定的位置参数更新将手术图案和靶图案的共享中心从其初始位置移位而执行。

[0142] 在某些其他实施例中, 可以首先移位靶图案, 再移位手术图案。

[0143] 如上所讨论的, 这一移位可以是单次的整合移位, 或者可以是两步骤移位, 其中第一步骤可以通过实施引导方法 100 来执行, 或者通过手动或部分自动地将靶图案 40 和手术图案的中心移位至可容易识别的眼结构 (诸如, 瞳孔 10) 来执行。这一移位之后是第二移位, 即将靶图案和手术图案的中心移至真正的靶部位 (例如, 晶状体 50) 中心。

[0144] 不同于现有的方法, 引导方法 100 的实现可以提供位置更新或移位矢量的这一精准确定, 其中典型地仅需执行一次引导方法 100, 所得的位置更新或移位矢量就能将手术图案与手术靶部位精确对准。因此, 在引导方法 100 的某些实现中, 本方法的各步骤仅执行一次就能够产生令人满意的结果。

[0145] 这与其中必须迭代重复地执行各步骤以使靶图案中心越来越靠近靶部位的现有方法的有限精度形成了鲜明对比。

[0146] 本引导方法 100 的这一高精度在其时间宝贵的所有应用 (例如, 在眼科手术应用) 中都是特别有利的。方法 100 仅需被执行一次就能够产生高精度结果的这一事实使得在某些实现中, 从第一扫描步骤开始到确定手术位置参数步骤结束的时间可以不超过 100 毫秒、1000 毫秒或 10000 毫秒。这些特征时间的每一个在时间敏感应用中都具有关键性优势。

[0147] 图 6A 例示了虽然已经结合了眼部手术应用描述了引导方法 100, 但是所描述的概念可以应用于各种各样的成像过程, 而不是必须与眼科应用相联系。一般而言, 方法 300 可被应用于侵入和非侵入医疗程序的成像。该方法还可被应用于各种形式的材料处理、材料疲劳的非侵入式分析的成像, 以用于诸如从航空工业到核工业的广泛领域。

[0148] 在任何这些应用中, 成像方法 300 都可以包括如下步骤。

[0149] 在步骤 310, 相对于成像系统定义一对象, 其中所述对象的形状是用一个或多个形状参数可描述的, 并且所述对象的定向是用一个或多个定向参数可描述的。

[0150] 在步骤 320, 通过确定沿一弧的点集处的对象坐标来创建扫描数据。

[0151] 在步骤 330, 基于所述扫描数据 330 确定对象形状和定向参数以及对象位置参数。

[0152] 所述对象可以是球形表面层的一部分, 例如图 4B 所示, 所确定的对象形状参数 SP_1 可以是所述球形表面层的半径 R , 并且所述对象位置参数可以该球中心的 XY 坐标, 例如由式 (1)-(5) 所表示的。

[0153] 或者, 所述对象可以是椭球体, 所述形状参数 SP_j 可以是该椭球体的三个轴的长度, 所述定向参数 OP_j 可以是表示主轴方向的单位矢量的角度, 并且所述位置参数 PP_j 可以是所述椭球体中心的坐标。

[0154] 虽然方法 300 参考了眼科应用的附图加以描述, 但是在此可以预想各种各样的成像应用。成像方法 300 可以成像能够以任意方式反射或改变光线传播的对象。所述方法

300 能够成像可由形状参数表征的对象。在开发用于研究材料品质的某些实现中,可以对材料表面的褶皱进行成像。在这些应用的某些应用中,形状参数可以是褶皱表面上的典型构造尺寸,或是材料粒度或畴尺寸的典型不均匀度。在需要调查机器零件的磨损和疲劳的工程应用中,机械零件的形状可以从设计过程中知晓,并且成像方法 300 可以成像这些已知形状参数劣化或改变的程度,诸如导线直径或束横截面变窄。

[0155] 此外,现已结合闭合对象(即,由闭合表面围绕的对象)描述了成像方法 300。在其他实现中,还能对由开放表面围绕的“开放对象”进行成像。一类开放表面包括带有边界或边缘的表面。开放对象的示例包括闭合对象的一部分,例如具有圆形或椭圆形边界或边缘的球体或椭球体的一部分。其他示例包括为任何工程、质量控制、材料诊断和特征化目的成像的各种表面。成像方法 300 的一类具体应用是用于不透明的开放对象。这类不透明开放对象的许多示例出于各种原因由成像方法 300 成像。

[0156] 在许多这些应用中,创建扫描数据的步骤 320 可以使用能用具体形状参数表征对象的知识来提供确定被成像对象的形状参数、定向参数和位置参数所需的足够数据。在成像对象但又不具有该对象形状的先验知识的某些其他应用中,处理器可以提出各种形状并且用这些提出的形状来分析扫描数据。使用某些拟合准则,处理器可以确定提出的哪个形状最适合被成像的对象,并且根据对所述对象形状参数和对象位置参数的确定来进行处理。

[0157] 在某些实施例中,所述对象是眼部的晶状体前表面层,所述对象形状参数是所述晶状体前表面层的半径,并且所述对象位置参数是所述晶状体前表面中心的坐标。

[0158] 如上,在步骤 330 中确定对象位置参数包括使用光学相干断层摄影术(OCT)法、基于超声的方法、显微方法以及基于干涉的方法中的至少一种来成像所述对象。

[0159] 确定所述对象形状参数和所述对象位置参数的步骤 330 可以包括通过确定沿辅助弧的辅助点集处的对象坐标来创建辅助扫描数据。在某些实现中,这一步骤可以在沿步骤 320 的初始弧的扫描数据不足以确定所述对象的形状和位置参数的情况下实施。步骤 320 的弧和步骤 330 的辅助弧可以类似于图 4A-C 的弧 241 和 242。

[0160] 在某些实现中,所述对象的坐标是对象层的 Z 坐标,并且所述弧是其中扫描圆柱体与所述对象层相交的交线的一部分。

[0161] 在步骤 330 中确定对象形状参数可以包括确定沿着其中辅助圆柱体与所述对象层相交的交线的辅助点集处的所述对象层的 Z 坐标。类似于图 4C,所述扫描圆柱体和所述辅助圆柱体可以是基本同轴的,它们共享 Z 轴。

[0162] 确定所述对象形状参数和所述对象位置参数的步骤 330 可以包括提取所述扫描数据的幅度和相位,以及基于所提取的幅度和相位确定所述对象层的中心。

[0163] 在各实现中,所述对象位置参数可以是所述对象层的中心或所述对象层的周长的参数。

[0164] 如上,由于方法 300 的高效率,使得在某些实现中执行单次扫描数据创建步骤 320 就已足够,于是在第一扫描(以及可能的第一辅助扫描)之后不再需要附加的扫描。而这与其中需要通过重复扫描步骤 320 来迭代确定形状或位置参数的现有系统形成对比。

[0165] 同样如上,所述对象位置参数和所述对象形状参数能够以整合方式执行。

[0166] 图 6B 例示了上述成像方法 100 和 300 的一个方面。因为这些方法是非常有效的,

所以它们能够及时交付靶位置数据。这使得各实现能够例如在手术程序期间重复执行成像方法 100 或 300 以提供基本实时或是时间稍有延迟的位置信息。于是,无论出于何种原因而使得靶部位存在变化(诸如,患者移动了他/她的眼部),成像系统仍然能够以接近实时的方式确定靶位置参数的更新,从而能够相应地移位手术图案并且能够根据移位的手术图案施加手术激光。这一(近)实时能力进一步地提高了眼科手术程序的精度。

[0167] 用于眼部手术的这一(近)实时成像和引导方法 400 可以包括如下步骤:

[0168] 相对于手术激光系统定位眼部,所述手术激光系统具有手术位置参数而所述眼部具有晶状体 - 步骤 410;

[0169] 确定沿扫描弧的晶状体靶部位的位置数据 - 步骤 420;

[0170] 基于所述位置数据确定晶状体位置参数 - 步骤 430;

[0171] 根据所确定的晶状体位置参数调整所述手术位置参数 - 步骤 440;以及

[0172] 在所述眼部手术期间重复步骤 (b)-(d) 以重新调整所述手术位置参数 - 步骤 450。

[0173] 方法 400 例如可被用于其中晶状体靶部位是晶状体前表面、由瞳孔限定的前表面、晶状体靶部位、以及晶状体后表面之一的手术。

[0174] 类似于图 4A-E,确定晶状体位置参数的步骤 430 可以包括提取所述位置数据的幅度和相位,随后基于所述位置数据的幅度和相位确定所述晶状体靶中心的位置参数。

[0175] 在某些实现中,调整手术位置参数的步骤 440 可以包括调整手术图案中心的参数以使得手术图案相对于所述晶状体的特性特征在三维内对准。

[0176] 图 7-17 例示了激光手术系统的实施例。

[0177] 激光手术程序的一个重要方面是激光束的精确控制和瞄准,例如束定位和束聚焦。激光手术系统可被设计为包括用于将靶激光脉冲精确送至组织内的特定靶的激光控制和瞄准工具。在各种纳秒光致破裂激光手术系统(诸如,Nd:YAG 激光系统)中,所需的寻址精度水平相对较低。这部分因为使用的激光能相对较高,于是有效组织面积也相对较大,通常覆盖了几百微米大小的受影响面积。这类系统中各激光脉冲之间的时间趋向于较长,并且手动控制寻靶是可行且常被使用的。这类手动寻靶机构的一个示例是连同用作瞄准束的次级激光源来可视化所述靶组织的活组织显微镜。外科医生手动移动激光聚焦透镜的焦点(通常使用操作杆控制实现),所述焦点与激光束通过显微镜所成的像是等焦面的(带有或不带有偏移),由此使得手术束或瞄准束最佳地聚焦在期望的靶上。

[0178] 被设计为结合低重复率激光手术系统使用的这些技术可以难以与以每秒几千次射击且单脉冲能量相对较低的高重复率激光操作结合使用。在使用高重复率激光的手术操作中,会由于每个单激光脉冲的效果较小而需要高得多的精度,并且会由于需要非常快速地将几千次脉冲递送至新的处理区域而需要快得多的定位速度。

[0179] 用于激光手术系统的高重复率脉冲激光的示例包括具有每秒几千次或更多次射击的脉冲重复率且单脉冲能量相对较低的脉冲激光。这些激光使用相对较低的单脉冲能量来局部化由激光诱发的光致破裂引起的组织效应,例如经由光致破裂而被影响的几微米或几十微米量级的组织面积。这一局部化组织效应可以改善激光手术的精度,并且在某些手术程序(诸如,激光眼部手术)中是期望的。在这类手术的一个示例中,对几百、几千或百万连续的、接近连续的或以已知距离分隔开的脉冲的激光的布置可被用于实现特定的期望手术效果,诸如组织切割、分割或碎裂化。

[0180] 使用具有更短激光脉冲持续时间的高重复率光致破裂激光器手术系统的各种手术程序可能需要对手术的靶组织进行高精度的每脉冲定位,所述高精度定位涉及相对于靶组织上的靶定位的绝对位置和相对于行进脉冲的相对位置两者。例如,在某些情况下,可能需要以几微米的精度在脉冲间隔时间(可以是微秒量级)内一个接一个地递送激光脉冲。因为两个相续脉冲之间的间隔时间很短并且该脉冲对准的精度要求很高,所以在低重复率脉冲激光系统中使用的手动寻靶将不再是足够或是可行的。

[0181] 一种用于促进和控制将激光脉冲递送至组织的精确、高速定位要求的技术是将由诸如玻璃的透明材料制成的带有预定义接触表面的扁平化板附至所述组织以使得所述扁平化板的接触表面相对于所述组织形成被良好限定的光学界面。这一被良好限定的界面可以促进激光传输并聚焦至所述组织,由此控制或减小在空气-组织界面(位于眼内角膜前表面处)中最为关键的光学像差或变异(诸如,由于伴随表面干燥出现的特定眼部光学属性或变化)。接触透镜可被设计用于各种应用以及眼部或其他组织内的靶,并且可以包括一次性或可再使用透镜。靶组织表面上的该接触玻璃或扁平化板可被用作通过激光递送系统内的聚焦元件调整而聚焦至的基准板。接触玻璃或扁平化板的这一使用提供了对组织表面光学品质的更好控制,并且由此能够将高速激光脉冲相对于所述扁平基准板以极低的光学失真置于靶组织内的期望位置(交互点)处。

[0182] 在眼部上实施扁平化板的一种方式是使用该扁平化板提供用以将激光脉冲递送至眼内靶组织的位置基准。将扁平化板作为位置基准的这一使用可以基于在发射所述激光脉冲之前以足够精度知晓所述靶内激光脉冲焦点的期望位置,并且该基准板和各独立内部组织靶之间的相对位置必须在激光发射期间保持恒定。此外,该方法会需要在各眼间或在同一眼的不同区域内激光脉冲至期望位置的可预测和可重复聚焦。在实际系统中,由于上述条件可能无法在实际系统中实现,因此使用扁平化板作为位置基准以在眼内精确局部化激光脉冲会是困难的。

[0183] 例如,如果晶状体是手术靶,则从眼表面上的基准板到所述靶的精确距离会由于可菱陷结构(例如,角膜本身、前房和虹膜)的存在而趋向于变化。不仅是在各独立眼之间存在扁平角膜和晶状体之间距离的可变性,即便是在同一眼内,也存在取决于外科医生所使用的特定手术和扁平化技术的变动。此外,在发射实现手术效果所需的几千次激光脉冲期间还可能存在着靶向的晶状体组织相对于扁平表面的移动,这使得脉冲的精确递送更为复杂。此外,眼内结构也会由于光致破裂副产品(诸如,空泡)的堆积而移动。例如,递送至晶状体的激光脉冲可以引起晶状体囊向前膨胀,这就要求调整激光脉冲寻靶该组织的后续放置。此外,使用计算机模型和仿真以足够精度预测扁平化板移除之后的靶组织的实际位置并且调整激光脉冲的放置以实现期望的局部化而没有部分扁平将会是困难的,这是因为扁平化效应具有高度可变的性质,该性质可以取决于具体至各独立角膜或眼部的因素,以及外科医生所使用的特定手术和扁平化技术。

[0184] 除了不成比例地影响内部组织结构的局部化的扁平化的物理效应之外,在某些手术过程中,可能期望寻靶系统参与或计及光致破裂的非线性特征,其中所述光致破裂会在使用短脉冲持续时间结构时出现。光致破裂是组织材料中的非线性光学过程,并且会导致束对准和束寻靶的复杂化。例如,当在光致破裂期间与激光脉冲交互时,该组织材料内的非线性光学效应之一在于由激光脉冲经历的组织材料的折射率不再是常数,而是随着光强变

化。因为激光脉冲内的光强在脉冲激光束中沿着并横跨该脉冲激光束的传播方向随空间变化,所以所述组织材料的折射率也随空间变化。这一非线性折射率的一个后果是所述组织材料内的自聚焦或自散焦,这会改变脉冲激光束在组织内的实际焦点或移位所述焦点的位置。因此,将脉冲激光束精确对准靶组织内的每个靶组织位置还需要计及组织材料对激光束的非线性光学效应。此外,归因于不同的物理特征(诸如,硬度),或是归因于光学考虑(例如,行进至特定区域的激光脉冲光的吸收或散射),调整每个脉冲的能量以在靶的不同区域内递送相同的物理效应可能是必须的。在这些情况下,不同能量值的脉冲之间的非线性聚焦效应的差异还会影响手术脉冲的激光对准和激光寻靶。

[0185] 于是,在其中寻靶非浅表结构的手术程序中,基于由扁平化板提供的位置基准来使用该扁平化板可能不足以实现内部组织靶中的精确激光脉冲局部化。使用扁平化板作为引导激光递送的基准可能需要以高精度测量扁平化板的厚度和板位置,这是因为距标称的偏差被直接转换成深度精度误差。高精度扁平化透镜是耗费成本的,尤其对于单次使用的用后即弃扁平化板而言更是如此。

[0186] 在此文献中描述的技术、装置和系统能够被以提供寻靶机制从而将短激光脉冲通过扁平化板递送至眼部期望局部的方式实现,其中所述激光脉冲被高精度地高速递送,而无需在发射激光脉冲之前以足够精确度知晓激光脉冲在靶内聚焦的期望位置,并且还无需基准板和各独立内部组织靶之间的相对位置在激光发射期间保持恒定。由此,本技术、装置和系统可被用于其中靶组织的物理条件在手术下趋向于变化且难以控制,以及扁平化透镜的尺寸趋向于逐透镜变化的各种手术程序。本技术、装置和系统还可被用于其中存在手术靶相对于结构表面的失真或移动或者非线性光学效应导致难以实现精确寻靶的其他手术靶。不同于眼部的这些手术靶的示例包括心脏、皮肤或其他器官内的更深的组织。

[0187] 本技术、装置和系统能够以保有由扁平化板提供的益处(包括例如控制表面形状和水化,以及减少光学失真)同时提供对扁平化表面的内部结构光致破裂的精确局部化的方式实现。这可以通过使用集成的成像设备相对于递送设备的聚焦光学器件局部化所述靶组织来达成。成像设备和方法的确切类型能够变化,并且可以取决于所述靶的具体性质以及所要求的精度水平。

[0188] 扁平化透镜可用另一机构实现以固定眼部,从而防止眼部的平移和运动。这类固定器件的示例包括使用吸环。这类固定机构也可能导致手术靶的不想要的失真或移动。本技术、装置和系统可被实现,从而为针对非表面手术靶利用扁平化板和/或固定装置的高重复率激光手术系统提供一种寻靶机制,该机制可以在手术进行时成像手术靶以对靶的这些失真和移动进行监测。

[0189] 如下将描述激光手术技术、装置和系统的特定示例,其使用光学成像模块捕捉靶组织的图像,从而在例如手术程序之前和期间获取靶组织的定位信息。这些获取的定位信息可被用于控制手术激光束在靶组织内的定位和聚焦,从而在高重复率激光系统中提供对手术激光脉冲放置的精确控制。在一个实现中,在手术程序期间,由光学成像模块获取的图像可被用于动态控制手术激光束的定位和聚焦。此外,低能量连续激光脉冲趋向于对光学失真敏感,这类激光手术系统可以实施带有平坦或弯曲界面的扁平化板以附至靶组织,从而在靶组织和手术激光系统之间提供受控且稳定的光学界面,同时减轻并控制组织表面处的光学像差。

[0190] 例如,图 7 示出了基于光学成像和扁平化的激光手术系统。该系统包括用于生成激光脉冲的手术激光束 1012 的脉冲激光器 1010,以及用于接收该手术激光束 1012,聚焦并将经聚焦的手术激光束 1022 引至靶组织 1001 (诸如,眼部)上由此引起靶组织 1001 内的光致破裂的光学器件模块 1020。扁平化板可被提供为与靶组织 1001 相接触,以产生用于将激光脉冲传送至靶组织 1001 的界面,该界面还用于传送通过其来自靶组织 1001 的光。显然,光学成像设备 1030 被提供用来捕捉携带靶组织图像 1050 的光 1050 或是来自靶组织 1001 的成像信息,由此创建靶组织 1001 的图像。来自成像设备 1030 的成像信号 1032 被发送至系统控制模块 1040。系统控制模块 1040 操作用于处理来自成像设备 1030 的图像,并且基于来自捕捉图像的信息控制光学器件模块 1020 调整手术激光束 1022 在靶组织 1001 处的定位和聚焦。光学器件模块 1020 可以包括一个或多个透镜并且还可以包括一个或多个反射器。控制致动器可被包括在该光学器件模块 1020 内,以响应于来自系统控制模块 1040 的束控制信号 1044 来调整聚焦和束方向。控制模块 1040 还可以经由激光器控制信号 1042 来控制所述脉冲激光器 1010。

[0191] 光学成像设备 1030 可被实现以产生与手术激光束 1022 分开的光学成像束,用于探查靶组织 1001,并且该光学成像束的返回光由光学成像设备 1030 捕捉以获得靶组织 1001 的图像。这类光学成像设备 1030 的一个例子是使用两个成像束的光学相干断层摄影术(OCT)成像模块,通过扁平化板被引至靶组织 1001 的一个探查束与位于基准光学路径中的另一基准束彼此光学干扰以获取靶组织 1001 的图像。在其他实现中,光学成像设备 1030 可以使用来自靶组织 1001 的散射或反射光来捕捉图像,而不向靶组织 1001 发送经指定的光学成像束。例如,成像设备 1030 可以是感测元件(诸如 CCD 或 CMS 传感器)的感测阵列。例如,由手术激光束 1022 产生的光致破裂副产品的图像可由该光学成像设备 1030 捕捉,用以控制手术激光束 1022 的聚焦和定位。当光学成像设备 1030 被设计为使用光致破裂副产品的图像来引导关系激光束的对准时,该光学成像设备 1030 捕捉该光致破裂副产品(诸如,激光诱发的泡或穴)的图像。成像设备 1030 还可以是超声成像设备,以基于声学图像来捕捉图像。

[0192] 系统控制模块 1040 处理来自成像设备 1030 的、包括针对来自靶组织 1001 内的靶组织位置的光致破裂副产品的位置偏移信息的图像数据。基于来自所述图像的信息,生成束控制信号 1044,用于控制调整激光束 1022 的光学器件模块 1020。系统控制模块 1040 中可以包括数字处理单元,以执行用于激光对准的各种数据处理。

[0193] 上述技术和系统可被用于将高重复率激光脉冲以连续脉冲放置所要求的精确度(如切割或者提供碎裂应用所需)递送至表面下的靶。这可以使用或者无需使用靶表面上的基准源来实现,并且可以计及靶随着扁平化或在激光放置期间的移动。

[0194] 本系统中的扁平化板被提供用于帮助和控制将激光脉冲递送至所述组织的精确、高速定位要求。这类扁平化板可由带有与组织的预定义接触表面的透明材料(诸如,玻璃)制成,使得所述扁平化板的接触表面形成与所述组织的良好限定的光学界面。这一被良好限定的界面可以促进激光传输并聚焦至所述组织,由此控制或减小在空气-组织界面(位于眼角膜前表面处)中最为关键的光学像差或变异(诸如,由于伴随表面干燥出现的特定眼部光学属性或变化)。各种接触透镜已被设计用于各种应用以及眼部或其他组织内的靶,并且可以包括一次性或可再使用透镜。靶组织表面上的接触玻璃或扁平化板被用作通过激

光递送系统内的聚焦元件调整而聚焦至的基准板。这一方法的固有特性是前述接触玻璃或扁平化板给予的附加益处,包括对组织表面光学品质的控制。因此,能够以激光脉冲的极低光学失真相对于所述扁平化基准板将所述激光脉冲精确高速地置于靶组织内的期望位置(交互点)。

[0195] 图 7 中的光学成像设备 1030 经由扁平化板捕捉靶组织 1001 的图像。控制模块 1040 处理捕捉的图像以从所述捕捉的图像中提取位置信息,并且使用该提取的位置信息作为控制手术激光束 1022 的位置和聚焦的位置基准或者指导。这一成像引导的激光手术可以在不依赖于扁平化板作为位置参考的情况下实现,因为扁平化板的位置趋向于由以上讨论的各种因素而改变。因此,虽然扁平化板提供了用于手术激光束进入靶组织和捕捉靶组织图像的期望光学界面,但却可能难以使用扁平化板作为位置基准来对准并控制用于精确递送激光脉冲的手术激光束的定位和聚焦。基于成像设备 1030 和控制模块 1040 的手术激光束的定位和聚焦的成像引导控制允许将靶组织 1001 的图像(例如,眼内部结构的图像)用作位置基准,而无需使用扁平化板来提供位置基准。

[0196] 除了不成比例地影响内部组织结构的局部化的扁平化的物理效应之外,在某些手术过程中,可能期望寻靶系统预期或计及光致破裂的非线性特征,其中所述光致破裂会在使用短脉冲持续时间激光时出现。光致破裂可能导致对准和束寻靶的复杂化。例如,当在光致破裂期间与激光脉冲相互作用时,该组织材料内的非线性光学效应之一在于由激光脉冲经历的组织材料的折射率不再是常数,而是随着光强变化。因为激光脉冲内的光强在脉冲激光束中沿着并横跨该脉冲激光束的传播方向随空间变化,所以所述组织材料的折射率也随空间变化。这一非线性折射率的一个后果是所述组织材料内的自聚焦或自散焦,这会改变脉冲激光束在组织内的实际焦点或移位所述焦点的位置。因此,将脉冲激光束精确对准靶组织内的每个靶组织位置还需要计及组织材料对激光束的非线性光学效应。归因于不同的物理特征(诸如,硬度),或是归因于光学考虑(例如,行进至特定区域的激光脉冲光的吸收或散射),可以调整激光脉冲的能量以在靶的不同区域内递送相同的物理效应。在这些情况下,不同能量值的脉冲之间的非线性聚焦效应的差异还会影响手术脉冲的激光对准和激光寻靶。在此方面,由成像设备 1030 从靶组织获取的直接图像可被用于监测手术激光束 1022 的实际位置,该实际位置反映了靶组织内各非线性光学效应的组合效应,并且提供用于控制束位置和束聚焦的位置基准。

[0197] 在此描述的技术、装置和系统可以结合扁平化板使用以提供对表面形状和水化的控制,减小光学失真,并且通过扁平化的表面提供对内部结构的光致破裂的精确局部化。在此描述的束定位和聚焦的成像引导控制可被应用于使用扁平化板之外的其他装置来固定眼部的手术系统和程序,其他装置的使用包括使用会导致手术靶失真或移动的吸环。

[0198] 随后的章节首先描述基于成像功能并入系统的激光控制部分的变化程度而用于自动化成像引导激光手术的技术、装置和系统的示例。光学或其他模态的成像模块(例如,OCT 成像模块)可被用于引导探查光或其他类型的射束以捕捉靶组织(例如,眼内结构)的图像。激光脉冲(诸如,飞秒或皮秒激光脉冲)的手术激光束可由被捕捉图像中的位置信息指导以在手术期间控制手术激光的聚焦和定位。手术期间,手术激光束和探查光束两者可被相续或同时引至靶组织,由此可以基于捕捉的图像控制手术激光束,从而确保手术的准度和精度。

[0199] 这类成像引导的激光手术可被用于在手术期间提供对手术激光束的精准聚焦和定位,因为该射束控制是基于靶组织扁平化或固定之后的、恰好在手术脉冲的递送之前或与其接近同时的靶组织的图像。显见地,在手术之前测量的靶组织(诸如,眼部)的某些参数会在手术期间归因于诸如靶组织的准备(例如,将眼部固定至扁平化透镜)以及由手术操作引起的靶组织的变化的各种因素而发生改变。因此,在这些因素和 / 或手术之前测量的靶组织参数在手术期间可能不再反映靶组织的物理状况。本发明的成像引导激光手术能够减轻在手术之前和期间用于手术激光束聚焦和控制的这些改变有关的技术问题。

[0200] 本发明的成像引导激光手术可被有效用于靶组织内的精确手术操作。例如,当执行眼部激光手术时,激光被聚焦至眼内以实现靶向组织的光学分解,并且该光学交互能够改变眼内部结构。例如,晶状体会在顺应期间(不仅在之前测量和手术之间同时还在手术期间)改变其位置、形状、厚度和直径。使用机械装置将眼部附至手术器械会以一种未良好定义的方式改变眼部形状,并且这一改变本身在手术期间也会归因于各种因素(例如,患者移动)而变化。附连手段包括用吸环固定眼部以及用平坦或弯曲的透镜扁平化眼部。这些改变的量可达几毫米。当在眼内执行精确激光显微手术时,眼部表面(诸如,角膜或缘的前表面)的机械基准和固定并不能很好地工作。

[0201] 在本发明的成像引导激光手术中的后准备或接近同时的成像可被用于在改变在手术之前和期间出现的环境下建立眼内部特征和手术仪器之间的三维位置基准。在眼部扁平化和 / 或固定之前,或在实际手术期间由成像提供位置基准信息反映了眼部改变的效果并由此提供对手术激光束聚焦和定位的精确指导。基于本成像引导激光手术的系统可被配置为结构简单且成本有效的系统。例如,与手术激光的指导相关联的光学部件的一部分还可用作将引导探查光束以成像靶组织的光学部件,由此简化设备结构以及成像和手术光束的光学对准和校准。

[0202] 以下描述的成像引导激光手术系统使用 OCT 成像作为成像仪器的示例,并且其他非 OCT 成像设备也可用以捕捉图像,从而在手术期间控制手术激光。如在以下示例中说明的,能够以各种程度实现成像和手术子系统的集成。在没有集成硬件的最简单形式中,成像子系统和激光手术子系统是分开的,并且通过接口彼此通信。这类设计可以提供两个子系统的设计上的灵活性。以某些硬件部件(诸如,患者界面)实现的两个子系统之间的集成,通过向硬件部件提供更好的手术面积配准以及更为精确的校准而进一步扩展了功能性,并且能够改善工作流程。随着两个子系统之间的集成程度的增加,这类系统将变得更为成本有效和紧凑,并且系统校准将随时间进一步简化且更为稳定。在图 8-16 中关于成像引导激光系统的示例以各种集成程度而被整合。

[0203] 本成像引导的激光手术系统的一个实现例如包括产生手术激光脉冲的手术激光束的手术激光器,所述手术激光引起手术中的靶组织内的外科改变;患者界面底座,接合与靶组织接触的用户界面以将靶组织保持就位;以及位于手术激光器和患者界面之间的激光束递送模块,被配置为将手术激光束通过患者界面引至靶组织。该激光束递送模块可操作用于按预定义的手术图案在靶组织内扫描手术激光束。该系统还包括激光控制模块以及 OCT 模块,其中激光控制模块控制手术激光器的操作并且控制激光束递送模块产生预定义的手术图案,而 OCT 模块相对于患者界面定位以具有相对于患者界面以及固定至该患者界面的靶组织的已知的空间关系。OCT 模块被配置成将光学探查束引至靶组织并且接收来自

靶组织的光学探查束的返回的探查光以捕捉靶组织的 OCT 图像,同时手术激光束则被引至靶组织以执行手术操作,由此光学探查束和手术激光束同时存在于所述靶组织内。OCT 模块与激光控制模块通信以将捕捉的 OCT 图像的信息发送给激光控制模块。

[0204] 此外,在该特定系统中的激光控制模块响应于捕捉的 OCT 图像的信息,操作激光束递送模块以聚焦和扫描所述手术激光束,并且基于捕捉的 OCT 图像内的定位信息调整手术激光束在靶组织内的聚焦和扫描。

[0205] 在某些实现中,可以不必获取靶组织的完整图像用以将靶配准至手术器械,而是获取靶组织的一部分(例如,像是天然或人工界标的手术区域的几个点)就以足够。例如,刚性体在 3D 空间内具有六个自由度,因而六个独立点将足以限定该刚性体。当手术区域的确切大小不是已知的时,需要附加的点来提供位置基准。在此方面,若干点可被用于确定人眼晶状体的(通常是不相同的)前表面和后表面曲率,及其厚度和直径。基于这些数据,由带有给定参数的椭球体的两个半球组成的主体能够近似并可视化晶状体以用于实践目的。在另一实现中,来自捕捉图像的信息可以与来自其他源的信息(诸如,用作控制器输入的晶体厚度的预先测量)相结合。

[0206] 图 8 示出了带有分开的激光手术系统 2100 和成像系统 2200 的成像引导激光手术系统的一个例子。激光手术系统 2100 包括带有产生手术激光脉冲的手术激光束 2160 的激光引擎 2130。激光束递送模块被提供用于将来自激光引擎 2130 的手术激光束 2160 通过患者界面 2150 引至靶组织 1001,并且可操作用于按照预定义的手术图案在靶组织 1001 内扫描该手术激光束 2160。激光控制模块 2120 被提供用于经由通信通道 2121 控制激光引擎 2130 内的手术激光器的操作,以及经由通信通道 2122 控制激光束递送模块 2140 以生成预定义的手术图案。患者界面底座被提供用于接合与靶组织 1001 接触的患者界面 2150,从而将所述靶组织 1001 保持就位。患者界面 2150 可被实现为包括带有平坦或弯曲表面的接触透镜或扁平化透镜,以保形接合眼部的前表面并将眼部保持就位。

[0207] 图 8 中的成像系统 2200 可以是相对于手术系统 2100 的患者界面 2150 定位的 OCT 模块,以相对于患者界面 2150 以及固定至该患者界面 2150 的靶组织 1001 具有已知的空间关系。该 OCT 模块 2200 可被配置为具有其自己的患者界面 2240 以便与靶组织 1001 相互作用。成像系统 2200 包括成像控制模块 2220 和成像子系统 2230。子系统 2230 包括用于生成成像靶 1001 的成像束 2250 的光源以及将光学探查束或成像束 2250 引至靶组织 1001 并接收来自靶组织 1001 的所述光学成像束 2250 的返回的探查光 2260 以捕捉所述靶组织 1001 的 OCT 图像的成像束递送模块。光学成像束 2250 和手术束 2160 两者可被同时引至靶组织 1001 以允许相续或同时进行成像和手术操作。

[0208] 如图 8 所示,在激光手术系统 2100 和成像系统 2200 两者中设有通信接口 2110 和 2210 以促进激光控制模块 2120 的激光控制和成像系统 2200 的成像之间的通信,由此 OCT 模块 2200 能够将捕捉的 OCT 图像的信息发送至激光控制模块 2120。该系统中的激光控制模块 2120 响应于捕捉的 OCT 图像的信息,操作激光束递送模块 2140 以聚焦和扫描所述手术激光束 2160,并且基于捕捉的 OCT 图像内的定位信息动态调整手术激光束 2160 在靶组织 1001 内的聚焦和扫描。激光手术系统 2100 和成像系统 2200 之间的集成主要是通过软件水平的通信接口 2110 和 2210 之间的通信。

[0209] 在此例和其他例子中,还可以集成各种子系统和设备。例如,可以在系统内提供诸

如波前象差计、角膜拓扑测量设备之类的特定诊断仪器,或者可以利用来自这些设备的操作前信息以提高手术内成像。

[0210] 图 9 示出了带有附加集成构造的成像引导的激光手术系统的例子。该成像和手术系统共享一个用于使靶组织 1001 (例如,眼部)固定不动的公共患者界面 3300,而无需如图 8 所述具有两个分开的患者界面。手术束 3210 和成像束 3220 在患者界面 3300 处组合并由该公共患者界面 3300 引至靶 1001。此外,设有公共控制模块 3100 用于控制成像子系统 2230 和手术部分(激光引擎 2130 和束递送系统 2140)。成像和手术部分之间的这一增加的集成度能够实现两个子系统的精确校准,以及患者和手术体积位置的稳定性。设有公共外壳 3400 以封入手术和成像子系统两者。当两系统未被并入一共用外壳中时,该共用患者界面 3300 可以是成像或手术子系统中任一系统的一部分。

[0211] 图 10 示出了成像引导激光手术系统的一个示例,其中手术系统和成像系统具有共用的束递送模块 4100 和共用的患者界面 4200 两者。该集成进一步简化了系统结构以及系统控制操作。

[0212] 在一个实现中,在以上和其他示例中的成像系统可以是光学相干断层摄影术(OCT)系统,并且激光手术系统是基于飞秒或皮秒激光的眼科手术系统。在 OCT 中,来自低相干宽带光源(例如,超发光二极管)的光被分割成彼此分开的基准束和信号束。信号束是发送至手术靶的成像束,并且该成像束的返回光被收集并与基准束相干地重新组合以形成干涉。以垂直于光链的光轴或光传播方向扫描信号束提供 x-y 方向内的空间解析度,而深度解析度则来自于干涉计参比臂与信号臂内返回信号束的路径长度之间的提取差异。虽然不同的 OCT 实现的 x-y 扫描仪基本相同,但是路径长度的比较以及获取 z 扫描信息会以不同方式发生。在一个已知为时域 OCT 的实现中,例如参比臂持续变化以改变其路径长度,同时光检测器监测重新组合束强度的干涉调制。在一个不同的实现中,参比臂基本静止,并且分析用于干涉的组合光的光谱。组合束光谱的傅立叶变换提供了关于来自样本内部的散射的空间信息。该方法已知为谱域或傅立叶 OCT 法。在已知为扫频 OCT(S. R. Chinn et. Al., Opt. Lett. 22, 1997) 的另一实现中,使用窄带光源以使其频率快速扫过频谱范围。参比臂和信号臂之间的干涉由快速检测器和动态信号分析仪检测。在这类例子中可以使用为此目的开发的外部空穴调谐二极管激光器或频率调谐的频域锁模(FDML)激光器(R. Huber et. Al. Opt. Express, 13, 2005) (S. H. Yun, IEEE J. of Sel. Q. El. 3(4) p. 1087-1096, 1997)。用作 OCT 系统内的光源的飞秒激光器可以具有充足的带宽,并且能够提供提升的信噪比的附加益处。

[0213] 本文献中各系统内的 OCT 成像设备可被用于执行各种成像功能。例如, OCT 可被用于抑制由系统的光学配置或扁平化板的存在而导致的复共轭,捕捉靶组织内所选位置的 OCT 图像以提供用于控制手术激光束在靶组织内的聚焦和扫描的三维定位信息,或者捕捉靶组织表面上或扁平化板上所选位置的 OCT 图像以提供定位配准,由此控制连同靶位置改变(例如,从笔直向后旋)而出现的定向改变。OCT 可以基于在靶的一个位置定向中的标志或标志物放置而由定位配准过程校准,随后当该靶处于另一个位置定向中时,则可由该 OCT 模块检测。在其他实现中, OCT 成像系统可被用于产生探查光束,该光束被极化以光学收集关于眼内部结构的信息。可以用不同的极化强度来对激光束和探查光束进行极化。OCT 可以包括控制用于所述光学拓扑的探查光的极化控制机构,以在探查光向眼部行进时用一个

极化强度对其进行极化并在其行进远离眼部时用一个不同的极化强度对其进行极化。该极化控制机构例如可以包括波片或法拉第旋转器。

[0214] 图 10 中的系统被示出为频谱 OCT 配置并且可被配置为共享手术和成像系统之间的束递送模块的成像光学器件部分。针对这些光学器件的主要要求涉及操作波长、图像质量、解析度、失真等。该激光手术系统可以是带有设计用于实现衍射限制焦斑大小(例如,约 2 至 3 微米)的高数值孔径系统的飞秒激光系统。各种飞秒眼科手术激光器可以在各种波长下操作,诸如约 1.05 微米的波长。成像设备的操作波长可被选择为接近激光波长,使得该光学器件在两个波长上得到色彩补偿。这一系统可以包括第三光学通道(可由诸如手术显微镜视觉观察的通道)以提供捕捉靶组织图像的附加成像设备。如果用于该第三光学通道的光学路径与手术激光束和 OCT 成像设备的光共用光学器件,则该被共用的光学器件可被配置为带有用于第三光学通道的可见频带以及用于手术激光束和 OCT 成像束的频带的色彩补偿。

[0215] 图 11 示出了图 9 设计的一个特定实施例,其中用于扫描手术激光束的扫描仪 5100 和用于调节(准直和聚焦)手术激光束的束调节器 5200 与用于控制 OCT 的成像束的 OCT 成像模块 5300 中的光学器件相分离。手术系统和成像系统共用物镜 5600 模块和患者界面 3300。物镜 5600 将手术激光束和成像束两者引导并聚焦至患者界面 3300,并且其聚焦受控于控制模块 3100。设有两个分束器 5410 和 5420 用于引导手术束和成像束。分束器 5420 被用于将返回的成像束引回 OCT 成像模块 5300。两个分束器 5410 和 5420 还将来自靶 1001 的光引至视觉观察光学器件单元 5500,以提供靶 1001 的直接视图或像。单元 5500 可以是外科医生用来观察靶 1001 的透镜成像系统,或是捕捉靶 1001 的图像或视频的相机。可以使用各种分束器,诸如二色和极化分束器、光栅、直方图分束器、或这些分束器的组合。

[0216] 在某些实现中,光学部件可被恰当涂覆有针对手术波长和 OCT 波长两者的抗反射图层,用以减小来自光束路径的多个表面的眩光。若非如此,反射会通过增加 OCT 成像单元内的背景光而降低系统的吞吐量同时降低信噪比。一种用于减轻 OCT 内的眩光的方式是通过接近靶组织放置的法拉第隔离器的波片旋转从样本返回的光的极性,并且旋转 OCT 检测器前的极化器以优先检测从样本返回的光并且抑制由光学部件散射的光。

[0217] 在一个激光手术系统中,手术激光器和 OCT 系统可以各自具有束扫描仪以覆盖靶组织内的同一手术区域。由此,可将用于手术激光束的束扫描和用于成像束的束扫描并入共享的共用扫描设备。

[0218] 图 12 详细示出了这类系统的一个示例。在此实现中,x-y 扫描仪 6410 和 z 扫描仪 6420 由两子系统共用。设有公共控制 6100 以控制手术和成像操作两者的系统操作。OCT 子系统包括 OCT 光源 6200,后者产生的成像光被分束器 6210 分割成成像束和基准束。成像束与手术束在分束器 630 处结合以沿着通往靶 1001 的一公共光学路径传播。扫描仪 6410 和 6420 以及束调节器单元 6430 位于分束器 6310 的下游。分束器 6440 用于将成像和手术束引至物镜 5600 和患者界面 3300。

[0219] 在 OCT 子系统中,基准束通过分束器 6210 传送至光学延迟设备 6220 并由返回镜 6230 反射。从靶 1001 返回的成像束被引导回分束器 6310,后者将返回的成像束的至少一部分反射至分束器 6210,在该分束器 6210,反射的基准束和返回的成像束彼此重叠并干涉。光谱仪检测器 6240 用于检测所述干涉并生成靶 1001 的 OCT 图像。OCT 图像信息被发送至

控制系统 6100 以控制手术激光引擎 2130、扫描仪 6410 和 6420、以及物镜 5600，由此控制手术激光束。在一个实现中，光学延迟设备 6220 可被调整以改变光学延迟，由此检测靶组织 1001 内的各种深度。

[0220] 如果 OCT 系统是时域系统，则两个子系统使用两个不同的 z 扫描仪（因为这两个扫描仪以不同方式操作）。在此例中，手术系统的 z 扫描仪通过在束调节器单元中改变手术束的分散性来操作，而无需改变该手术束在手术束路径中的路径长度。另一方面，时域 OCT 通过可变延迟或移动基准束返回镜的位置来物理改变所述束路径，由此扫描 z 方向。在校准之后，这两个 z 扫描仪可由激光控制模块同步。两移动之间的关系可被简化成线性或多项式依赖，其中控制模块可以处理或者作为替换，校准点可以定义查找表来提供合适定标。频谱 / 傅立叶域和扫频源 OCT 设备不具有 z 扫描仪，参比臂的长度是固定的。除了降低成本之外，两个系统的交叉校准将会是相对直接的。不需要补偿由聚焦光学器件的图像失真引起的差异或是由两系统的扫描仪不同而引起的差异，因为这些部件是共用的。

[0221] 在手术系统的实际实现中，聚焦物镜 5600 可滑动或可移动地安装在基座上，并且物镜的重量被平衡以限制用户眼部上的受力。患者界面 330 可以包括附至患者界面底座的扁平化透镜。患者界面底座附至安装单元，后者保持所述聚焦物镜。该安装单元被设计为确保在不可避免的患者运动的情况下患者界面和系统之间的稳定连接，并且能将患者界面更柔和地对接至眼部。可以使用用于聚焦物镜的各种实现，一个示例在 Hsueh 的美国专利 5,336,215 中有所描述。这一可调聚焦物镜的存在可以改变光学探查光的光学路径长度作为用于 OCT 子系统的光学干涉计的一部分。物镜 5600 和患者界面 3300 的移动能够以一种不受控制的方式改变 OCT 的基准束和成像信号束之间的路径长度差，并且这会劣化由 OCT 检测到的 OCT 深度信息。这不仅会在时域发生，还会发生在频谱 / 傅立叶域和扫频 OCT 系统中。

[0222] 图 13-14 示出了解决与可调聚焦物镜相关联的技术问题的示例性成像引导的激光手术系统。

[0223] 图 13 中的系统提供了耦合至可移动聚焦物镜 7100 的位置感测设备 7110，该设备测量物镜 7100 在可滑动底座上的位置并且将测得的位置发送给 OCT 系统中的控制模块 7200。控制系统 6100 可以控制并移动物镜 7100 的位置，以调整由用于 OCT 操作的成像信号束行进的光学路径长度，并且透镜 7100 的位置由位置编码器 7110 测量并监测，并被直接馈送至 OCT 系统 7200。OCT 系统中的控制模块 7200 在处理 OCT 数据以组装 3D 图像时应用算法来补偿 OCT 内部干涉计的参比臂和信号臂之间的、由聚焦物镜 7100 相对于患者界面 3300 的移动而引起的差异。由 OCT 控制模块 7200 计算透镜 7100 位置的合适改变量被发送给控制 6100 以控制透镜 7100 改变其位置。

[0224] 图 14 示出了其中在 OCT 系统的干涉计的参比臂中的反射镜 6230 或者 OCT 系统的光学路径长度延迟组件中的至少一部分被刚性附至可移动聚焦物镜 7100 从而信号臂和参比臂在物镜 7100 移动时经历光学路径长度的相同改变量的另一示例。由此，物镜 7100 在滑板上的移动为 OCT 系统中的路径长度差异而被自动补偿，而无需额外计算的补偿。

[0225] 成像引导激光手术系统、激光手术系统和 OCT 系统的上述示例使用不同的光源。在激光手术系统和 OCT 系统的一个更为完全的集成中，用作手术激光束光源的飞秒手术激光器还可被用作 OCT 系统的光源。

[0226] 图 15 示出了其中使用光模块 9100 中的飞秒脉冲激光器产生用于手术操作的手术激光束和用于 OCT 成像的探查光束两者的示例。设有分束器 9300 以将所述激光束分成作为手术激光束和用于 OCT 的信号束两者的第一束,以及作为用于 OCT 的基准束的第二束。第一束被引导通过 x-y 扫描仪 6410 以及第二扫描器(z 扫描器)6420,其中 x-y 扫描仪在垂直于所述第一束的传播方向的 x 和 y 方向内扫描所述束,而第二扫描器改变所述束的分散性以调整所述第一束在靶组织 1001 处的聚焦。该第一束执行靶组织 1001 处的手术操作,该第一束的一部分被散射回患者界面并由物镜收集作为 PCT 系统的光学干涉计的信号臂的信号束。该返回光与由用于时域 OCT 的参比臂中的返回镜 6230 反射并由可调光学延迟元件 6220 延迟的第二束结合,用以控制靶组织 1001 的不同的成像深度中的信号束和基准束之间的路径差异。控制系统 9200 控制该系统操作。

[0227] 已知对于角膜的手术实践,几百飞秒的脉冲持续时间就足以实现良好的手术性能,同时对于 OCT,则需要由更短的脉冲(例如,几十皮秒以下)生成的更宽的频谱带宽来实现充足的深度解析度。在此情境中,OCT 设备的设计指令来自皮秒手术激光器的脉冲的持续时间。

[0228] 图 16 示出了使用单个脉冲激光器 9100 来产生手术光和成像光的另一个成像引导系统。非线性频谱增宽介质 9400 被放置在皮秒脉冲激光器的输出光学路径中,以使用光学非线性过程(诸如白光生成或频谱增宽)来增宽从相对更长(通常在手术中使用的几百皮秒)的脉冲的激光源的脉冲的频谱带宽。介质 9400 例如可以是光纤光学材料。两系统的光强要求不同,并且可以实现用于调整束强度的机构以达到两系统内的这类要求。例如,可以在两系统的光学路径中设有束转向镜、分束器或衰减器,以在获取 OCT 图像或执行手术时恰当控制束的存在和强度,由此保护患者和敏感设备免受过强光照。

[0229] 操作中,图 8-16 中的上述示例可用于执行成像引导激光手术。

[0230] 图 17 示出了一种通过使用成像引导的激光手术系统来执行激光手术的方法的一个示例。该方法使用系统中的用户界面接合要手术的靶组织并将其保持就位,并且将来自系统内的激光器的激光脉冲的手术激光束以及来自系统内的 OCT 模块的光学探查束同时引导至用户界面以进入靶组织。手术激光束被控制以在靶组织内执行激光手术,并且 OCT 模块被操作用于从返回自靶组织的光学探查束的光来获取靶组织内的 OCT 图像。所获取的 OCT 图像中的位置信息被应用于手术激光束的聚焦和扫描,以在手术之前或期间调整手术激光束在靶组织内的聚焦和扫描。

[0231] 虽然本说明书包含各种特例,但是这些例子不应被解释为对本发明的范围或其声明范围的限制,而只是对具体实施例的特定特征的描述。在本说明书中分开实施例的上下文中描述的某些特征也可以在单个实施例中组合实现。相反地,在单个实施例中描述的各个特征可以在多个分开的实施例中或在任何合适的子组合中实现。此外,虽然以上描述各特征以特定组合其作用,并且最初是这么声明的,但是所声明组合中的一个或多个特征正在某些情况下可从该组合中去除,并且所声明的组合可以得到子组合或子组合的变体。

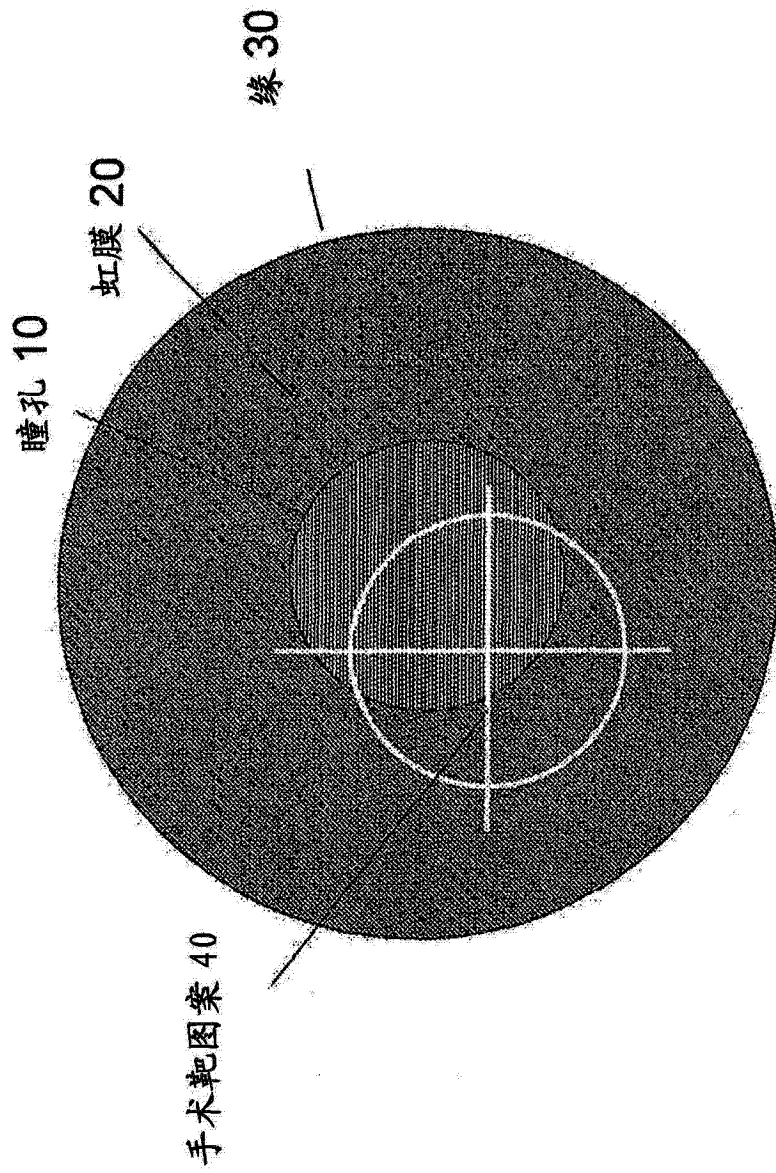


图 1A

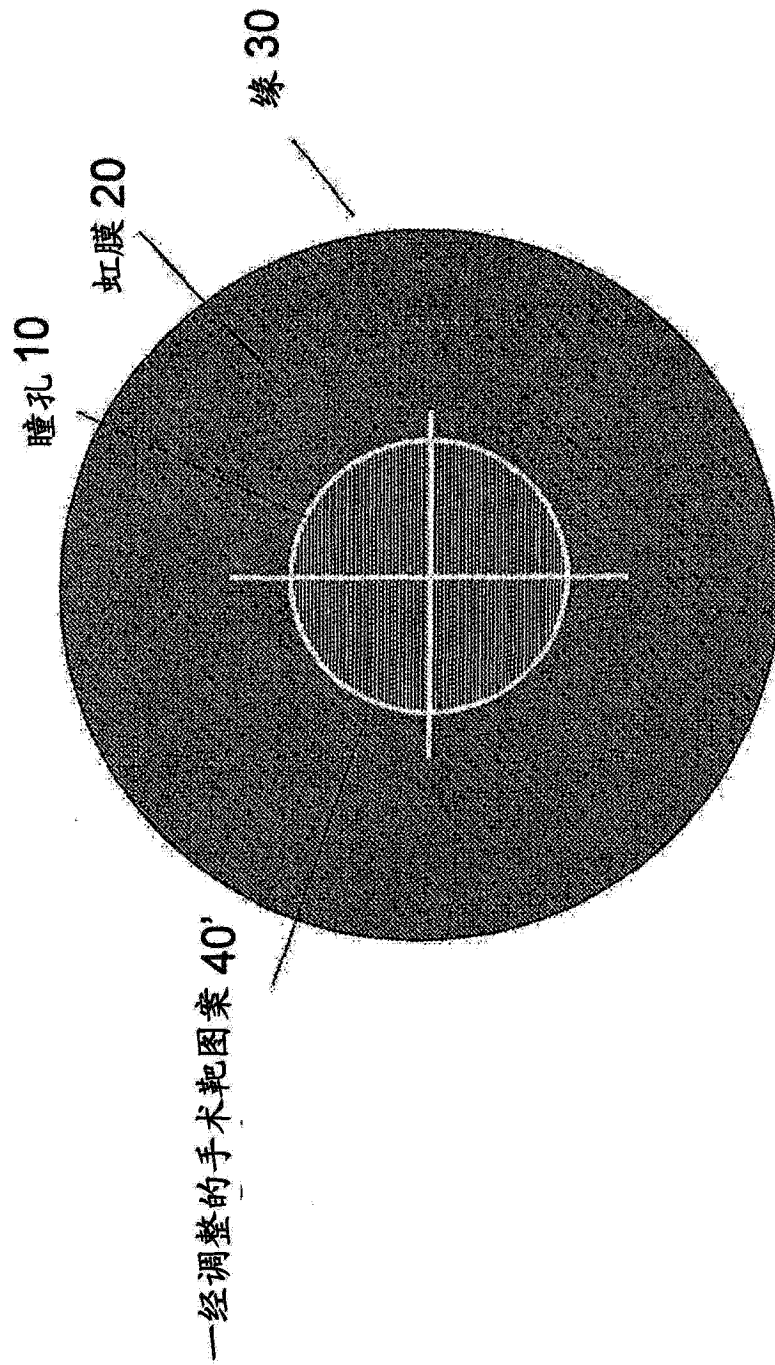


图 1B

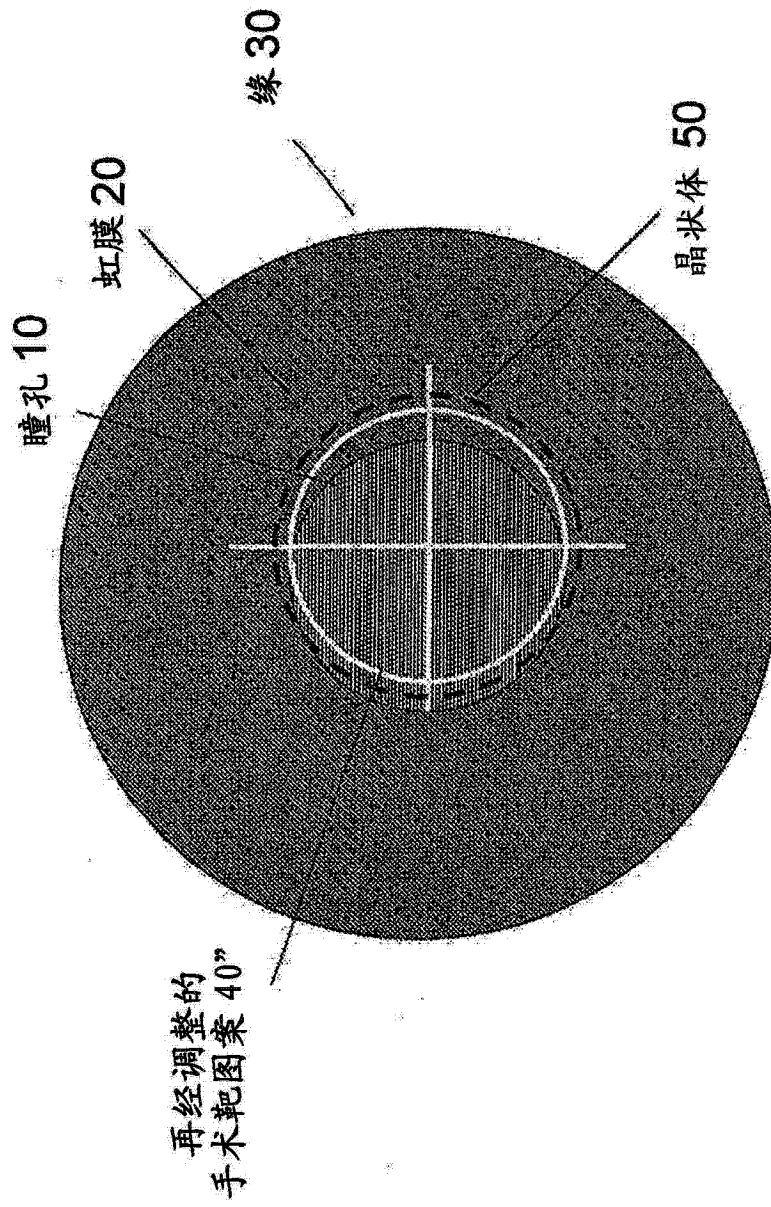


图 1C

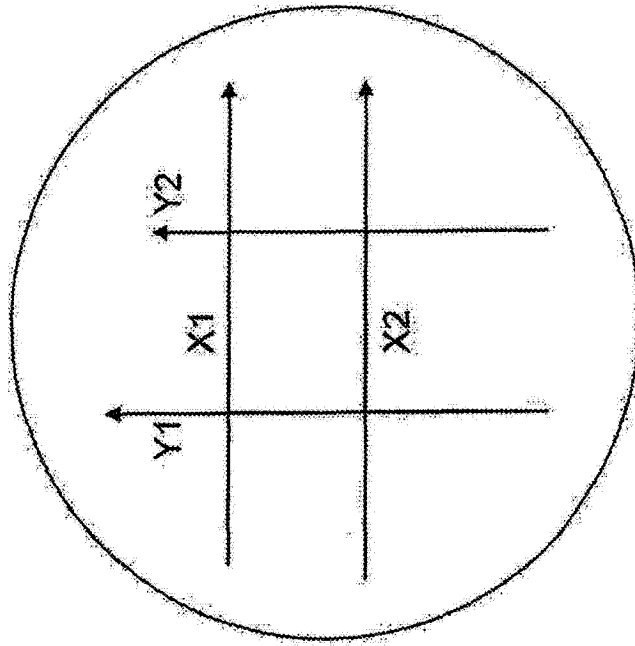


图 2

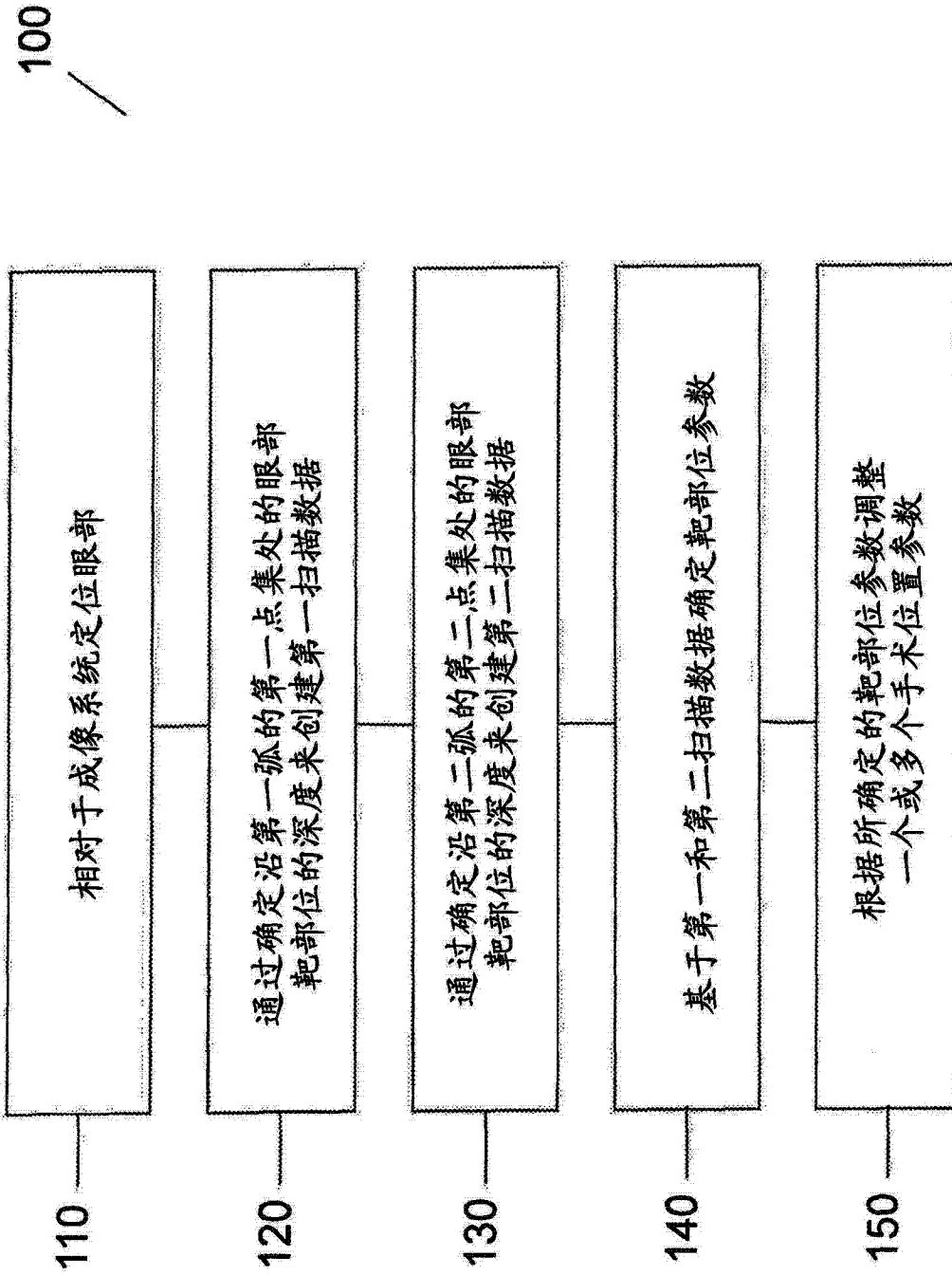


图 3

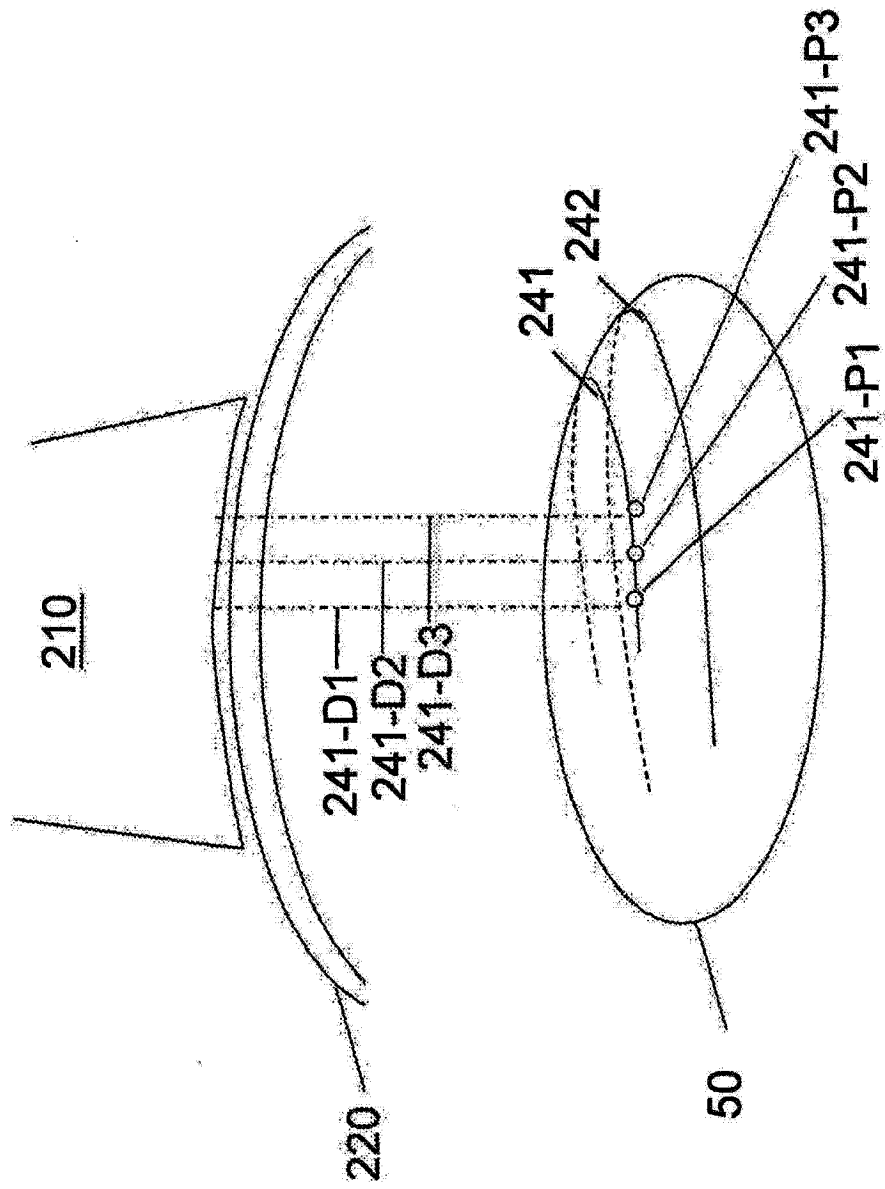


图 4A

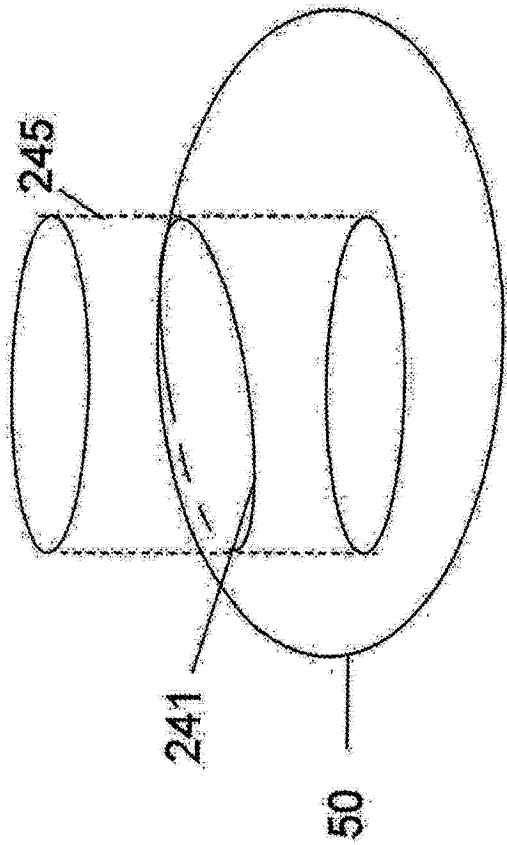


图 4B

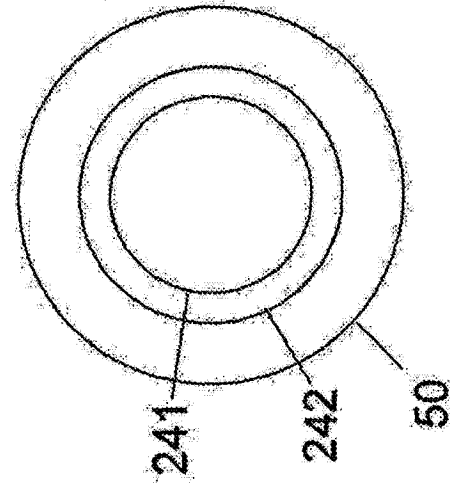
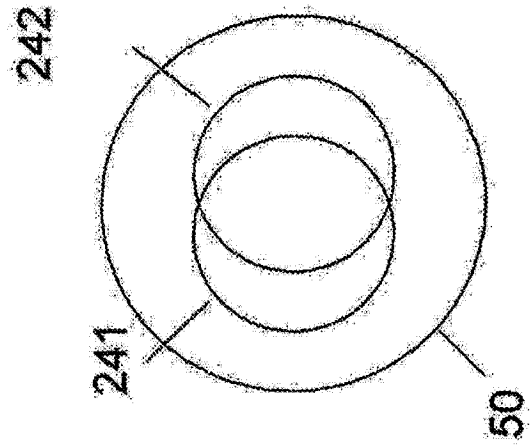


图 4C

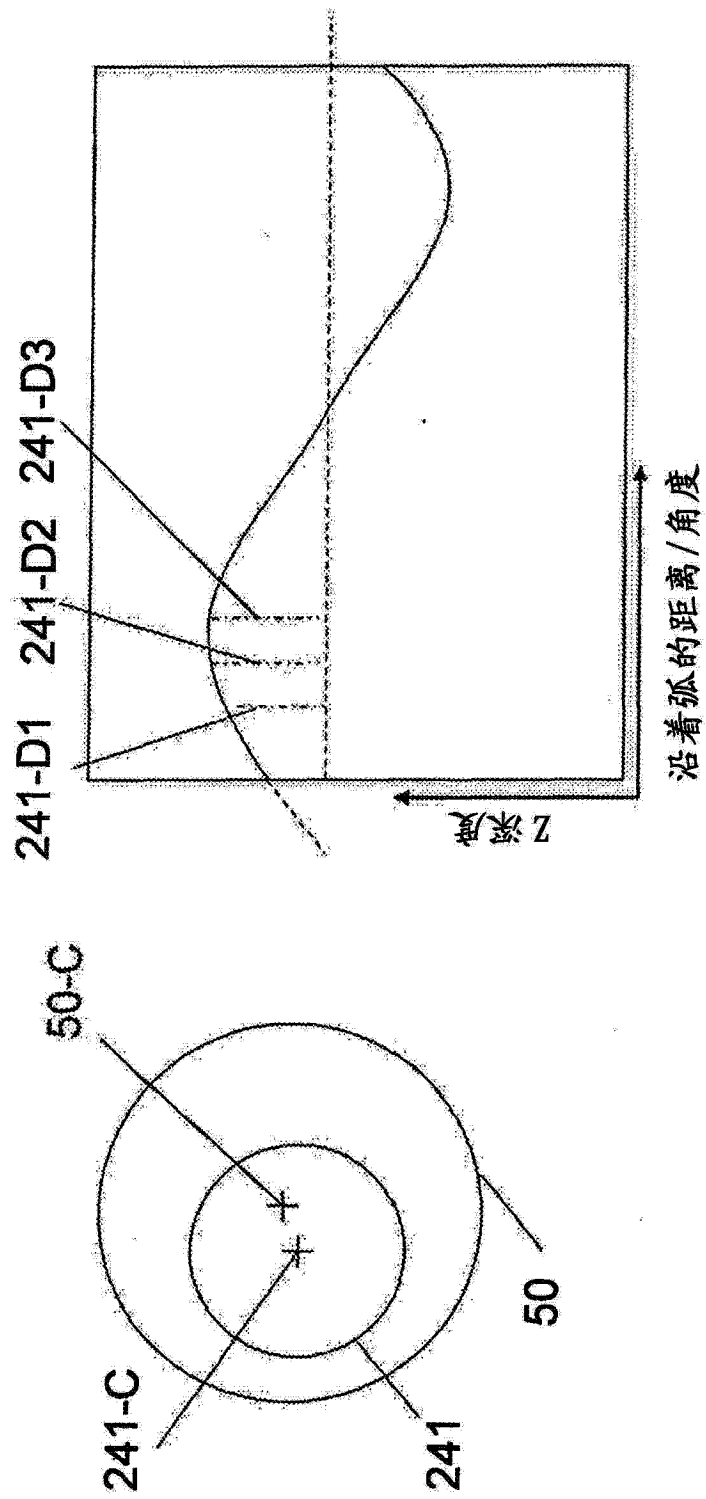


图 4D

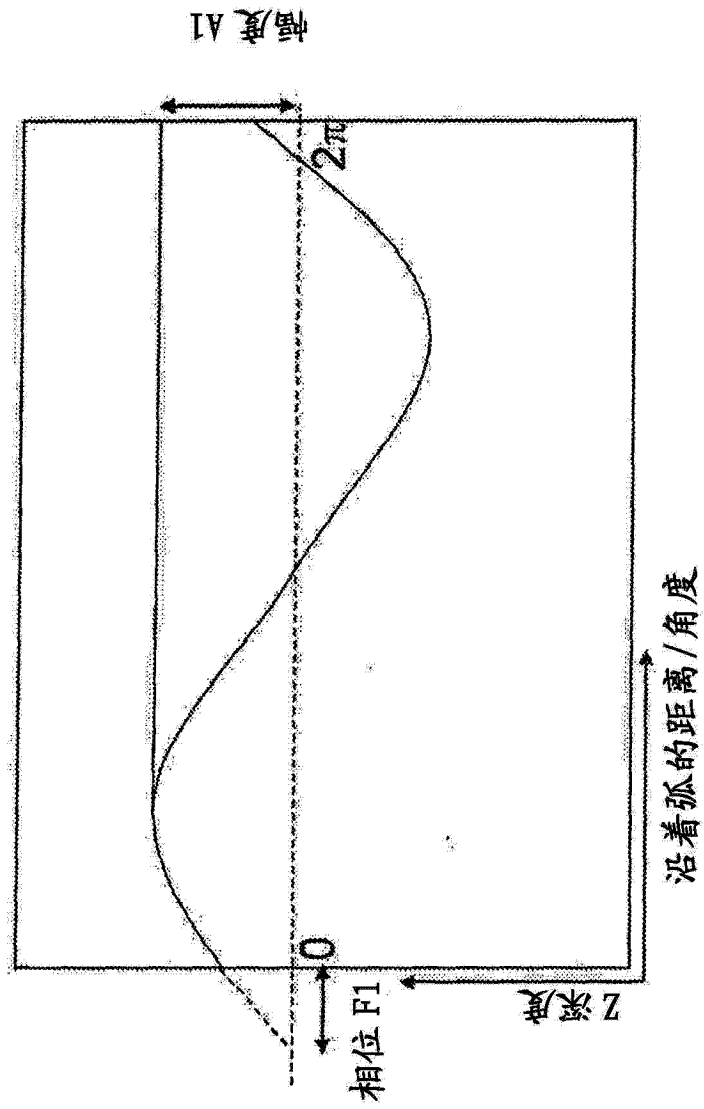


图 4E

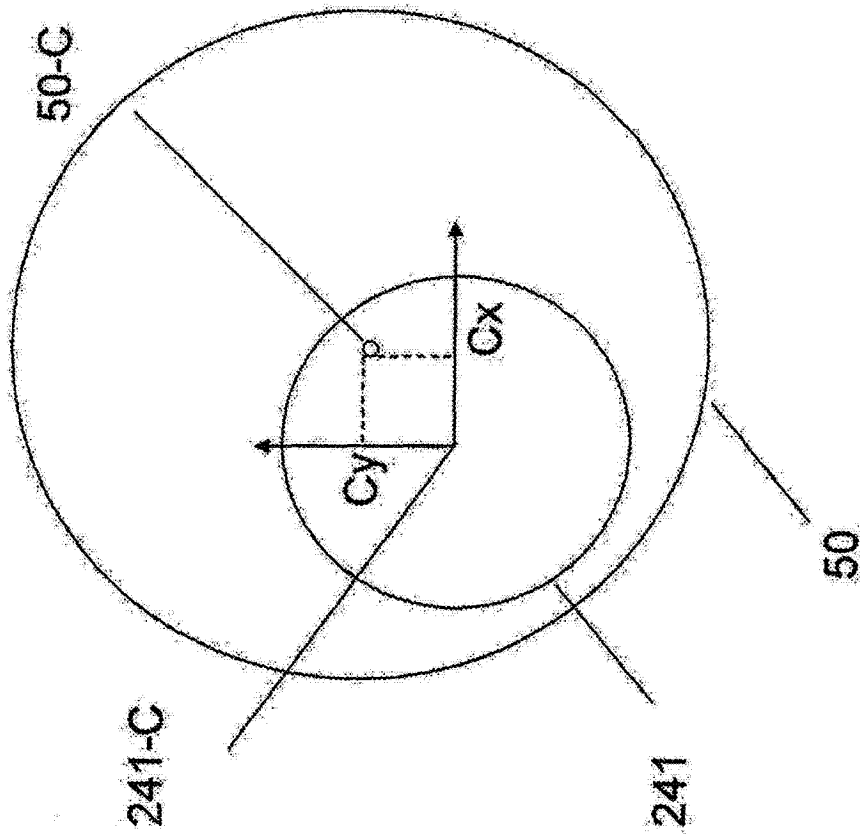


图 5A

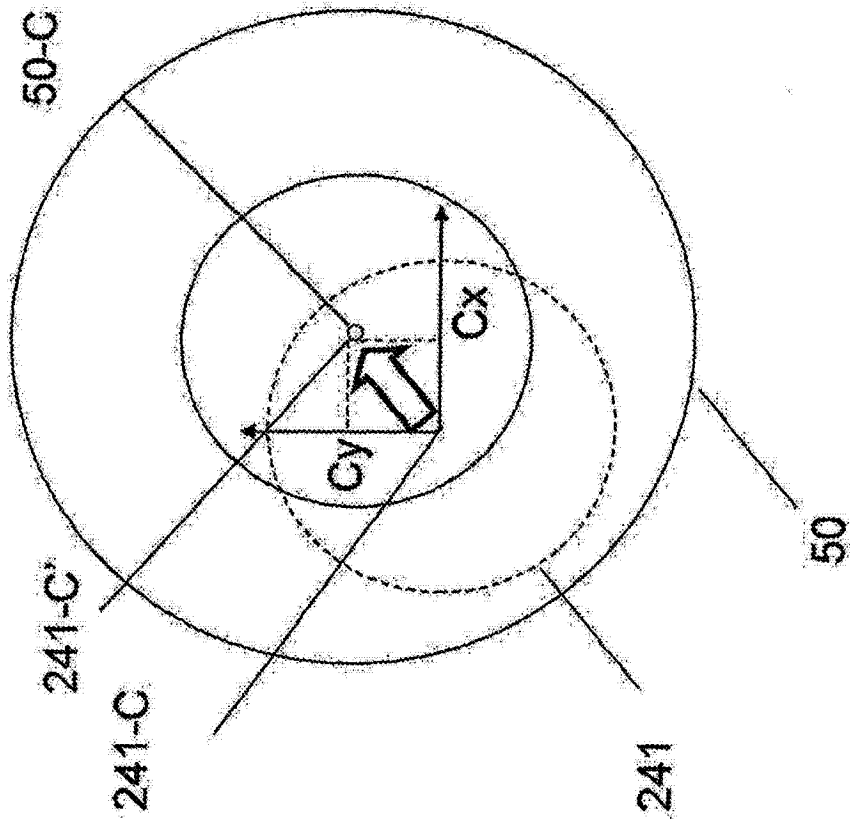


图 5B

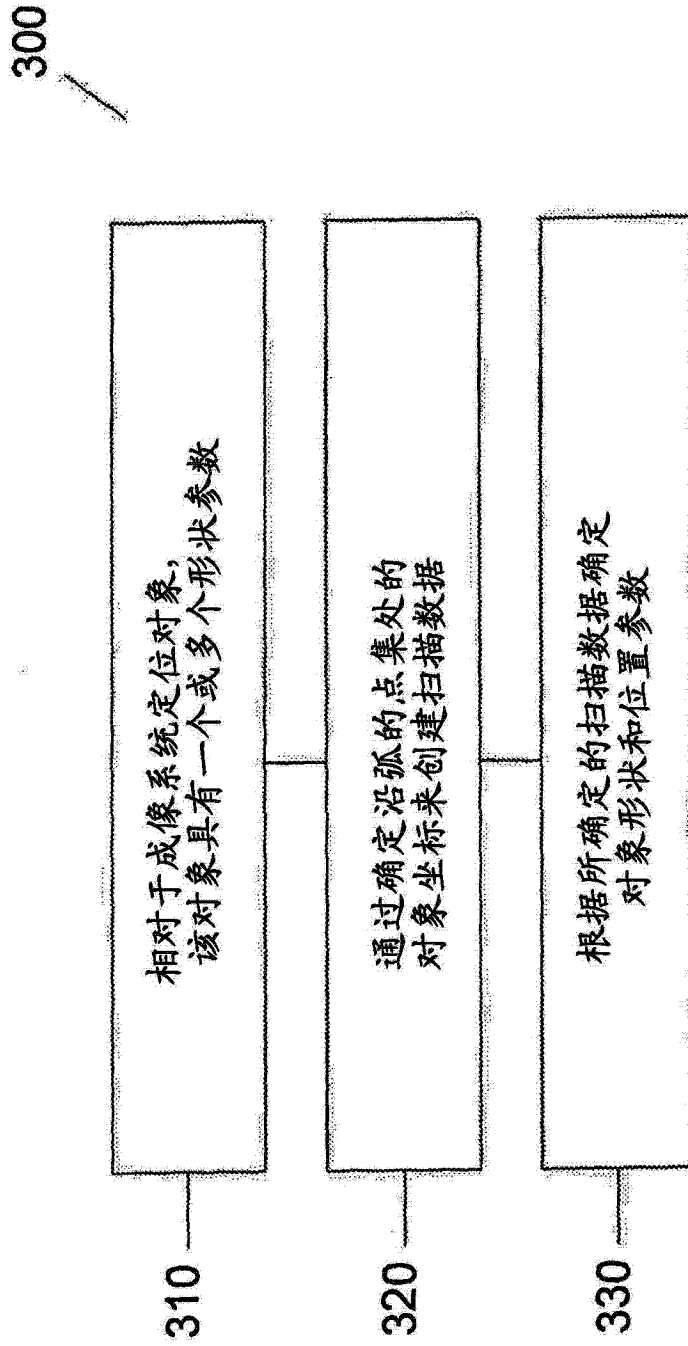


图 6A

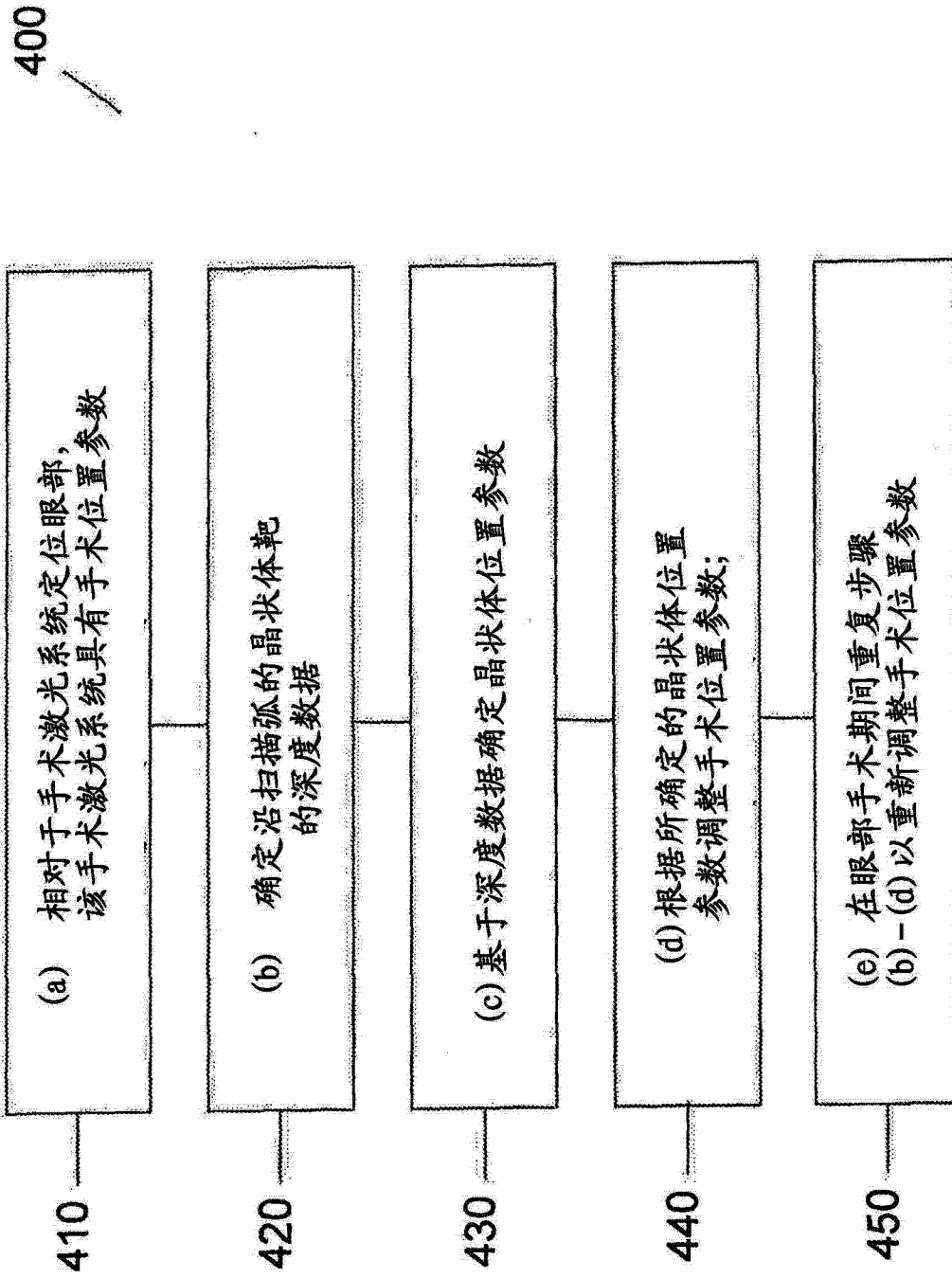


图 6B

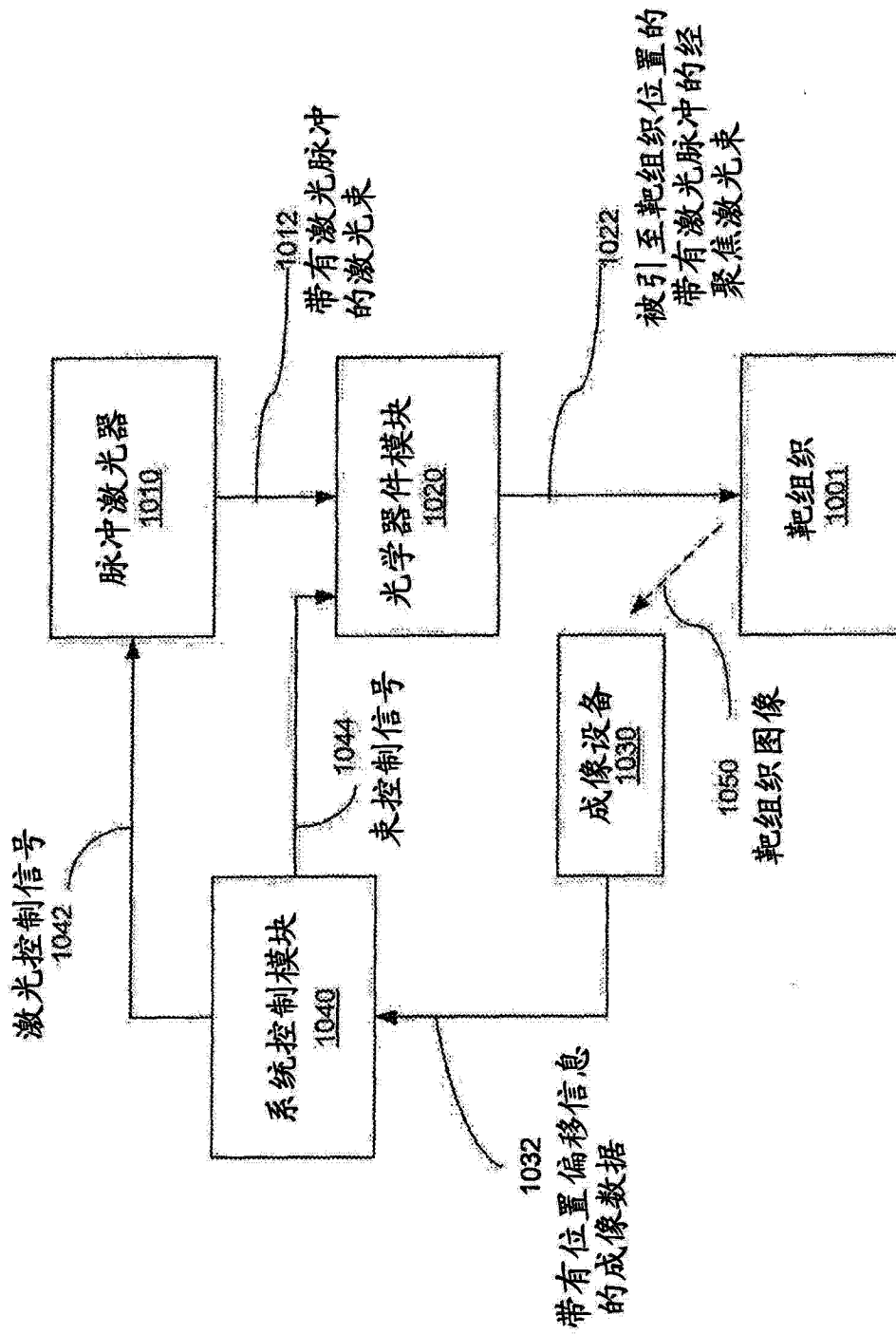


图 7

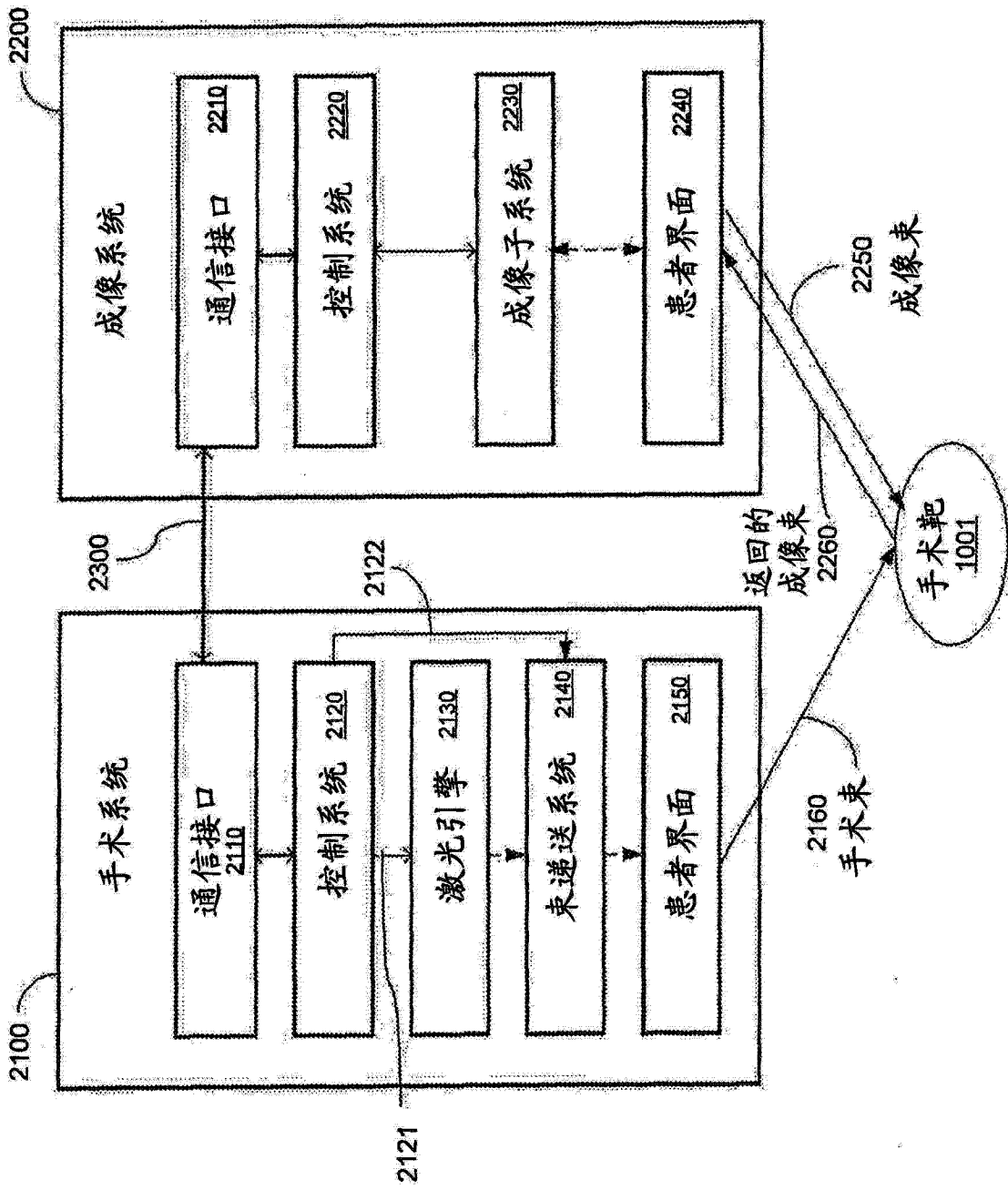


图 8

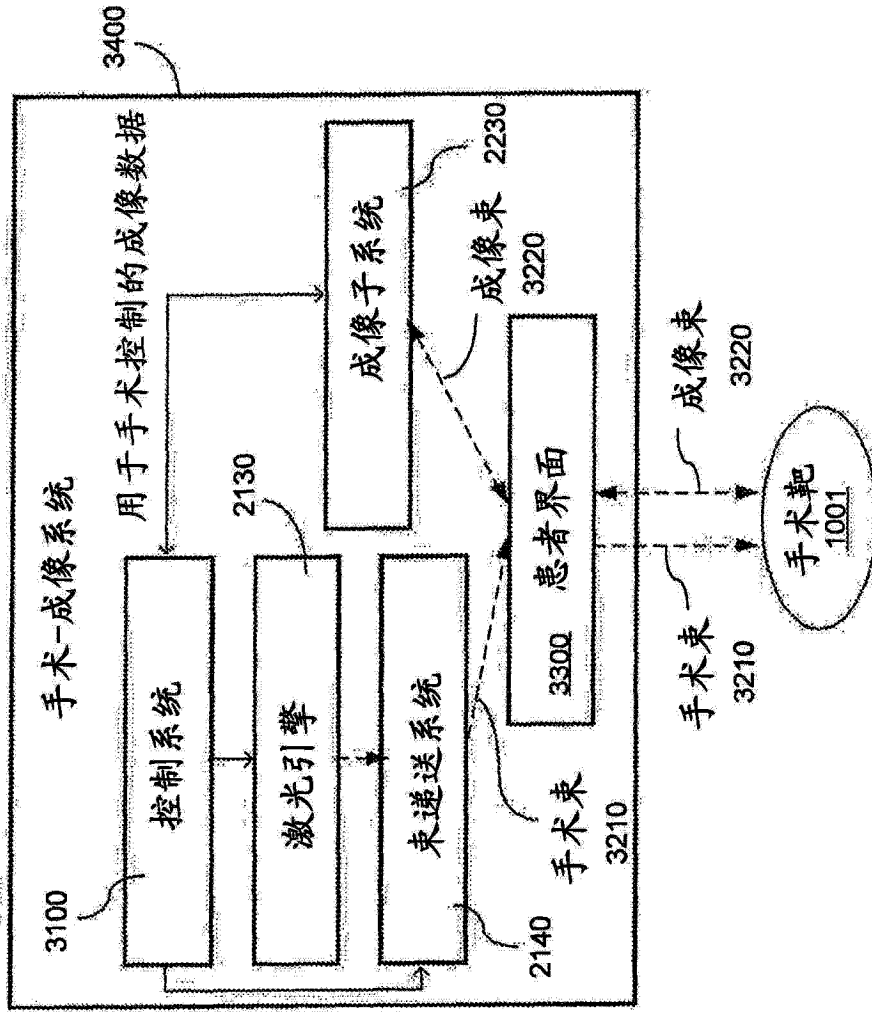


图 9

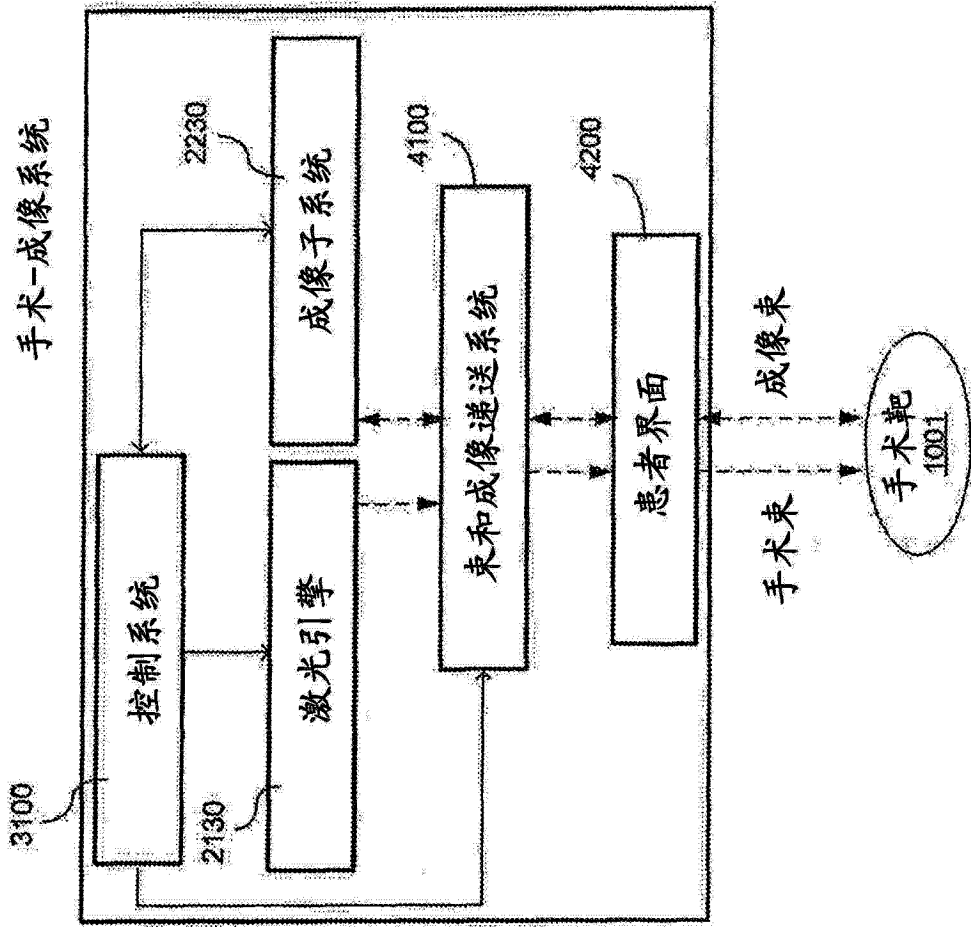


图 10

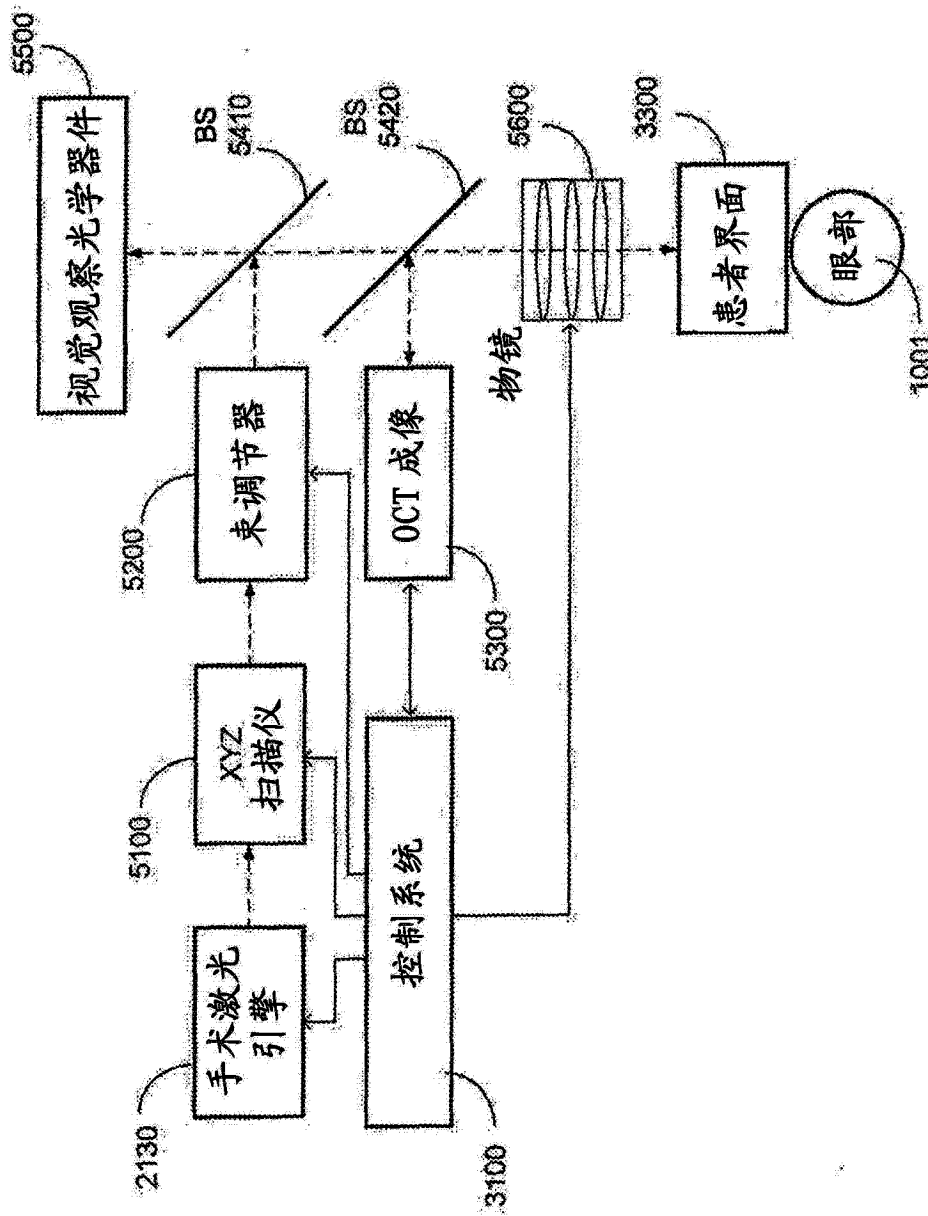


图 11

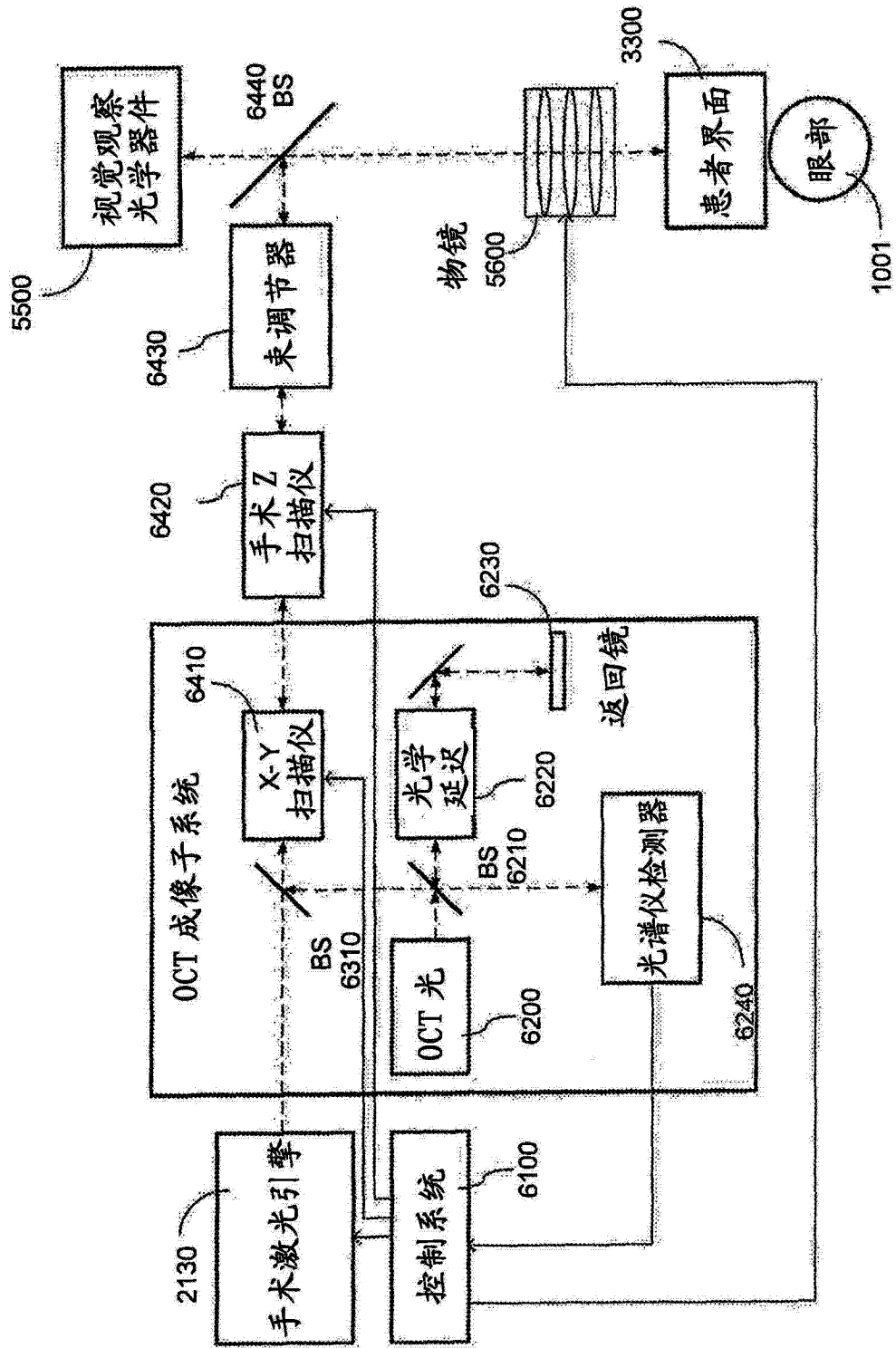


图 12

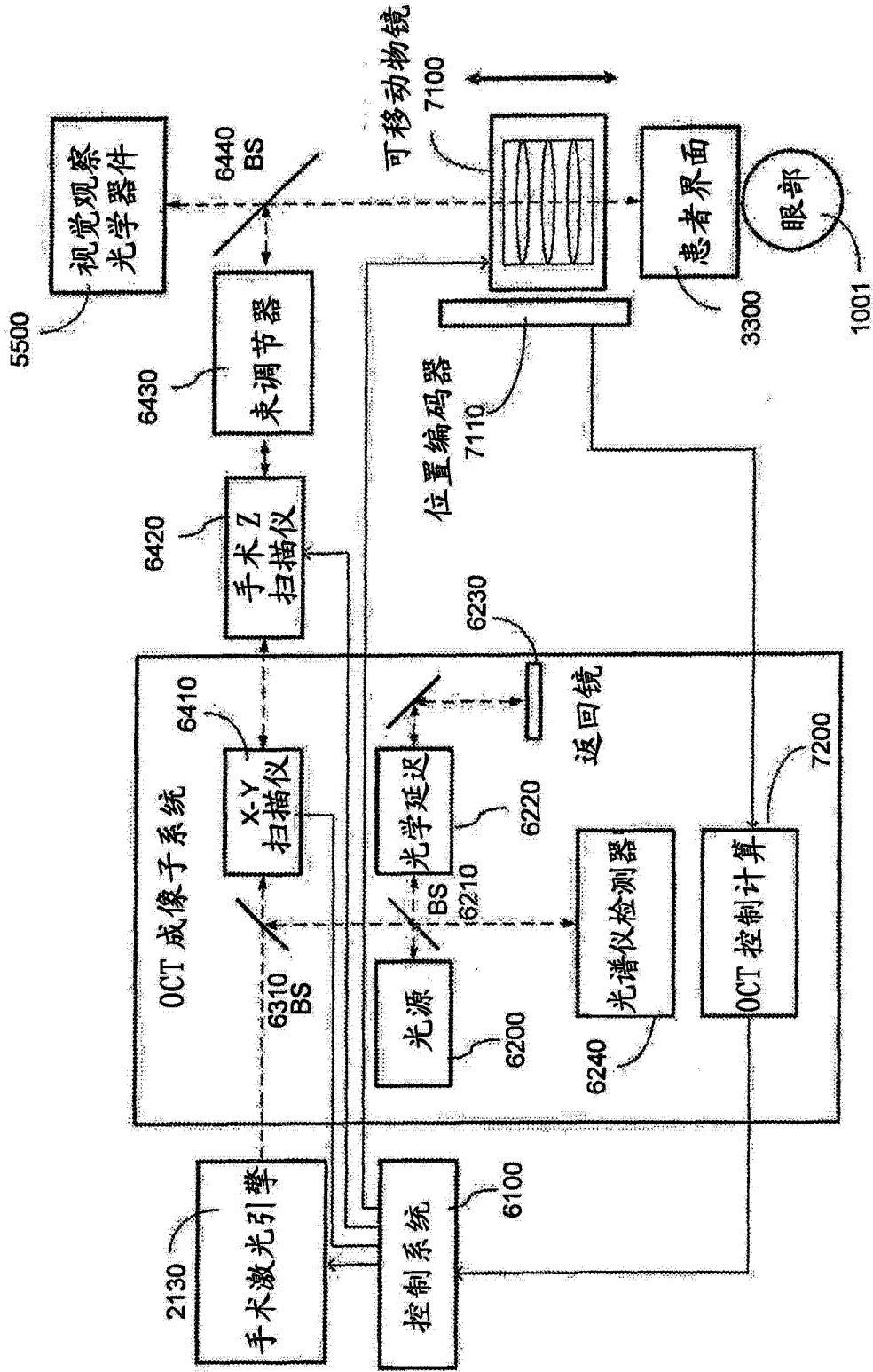


图 13

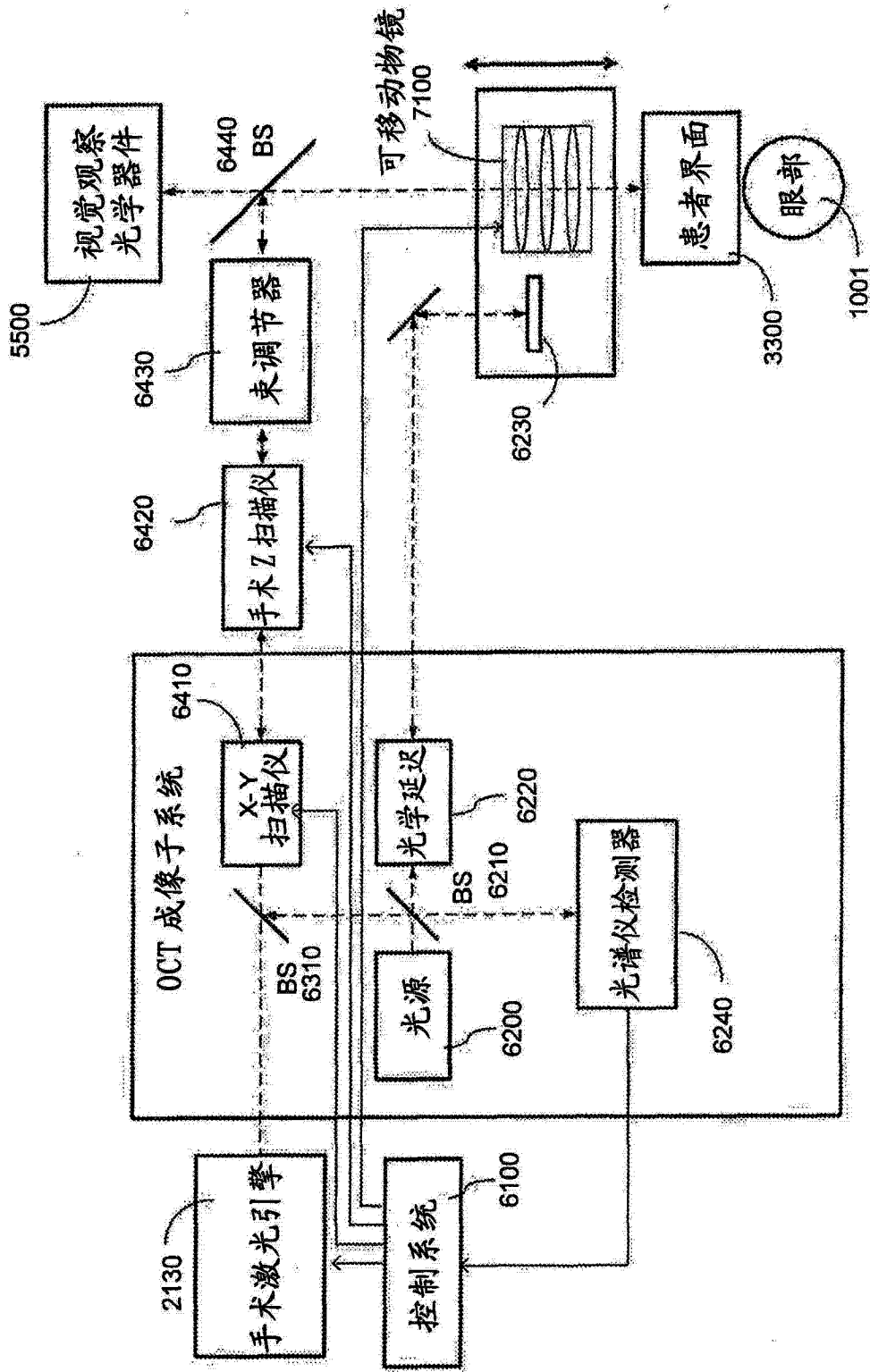


图 14

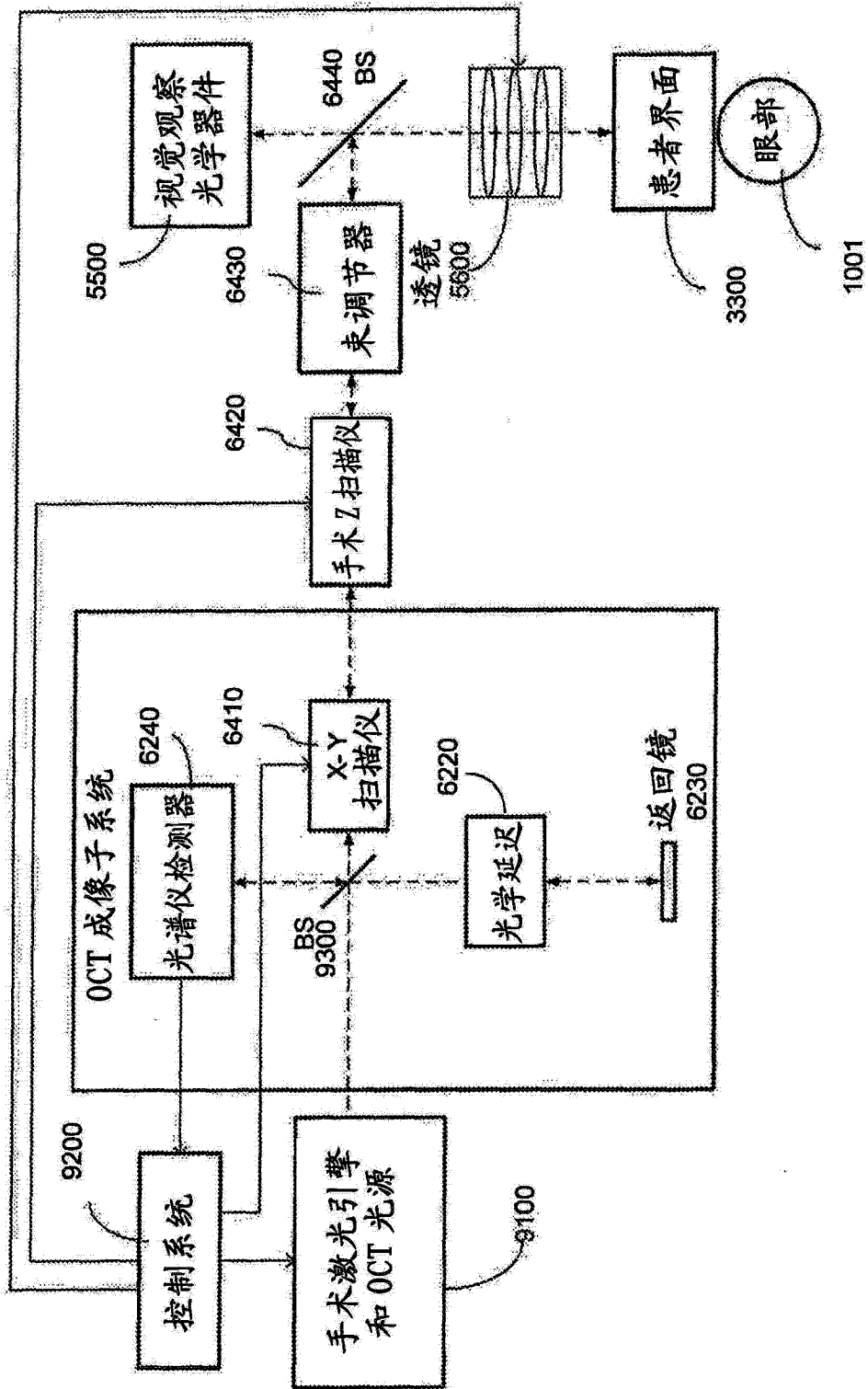


图 15

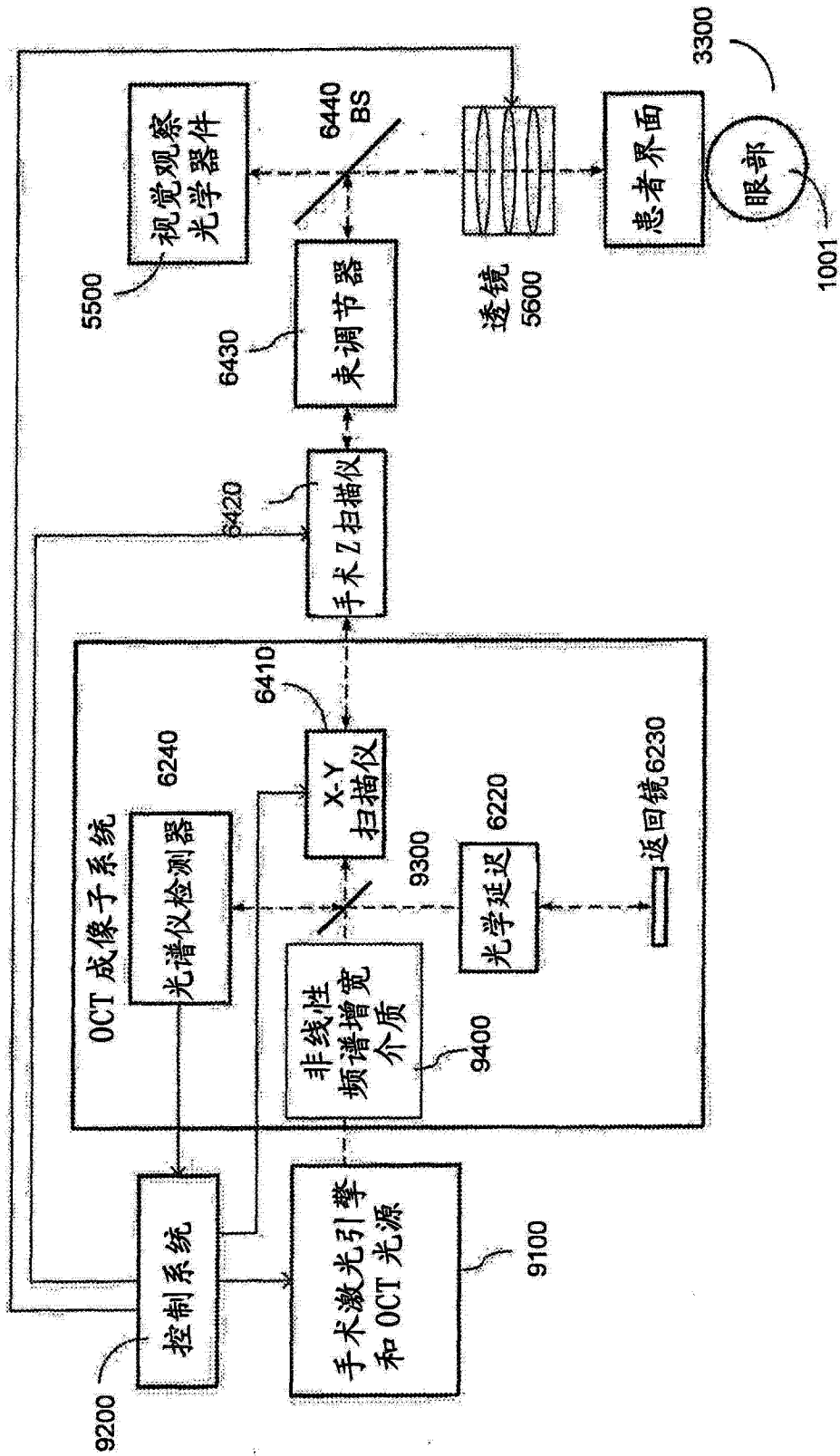


图 16

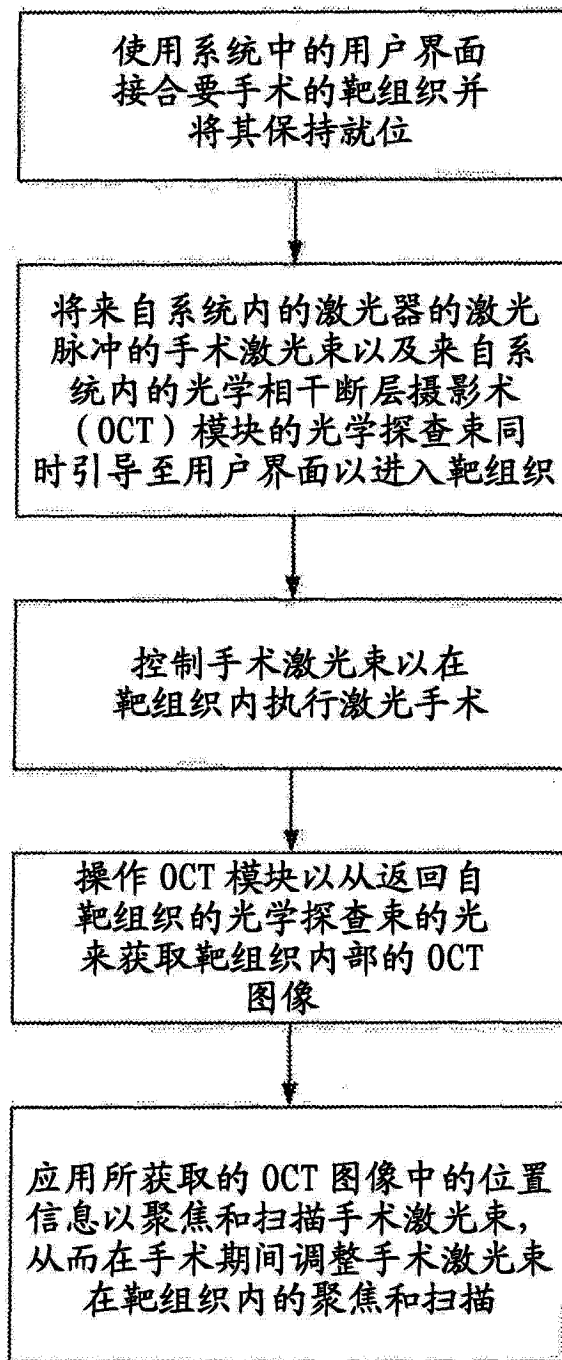


图 17