



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103957774 B

(45)授权公告日 2016.09.14

(21)申请号 201280041549.4

(22)申请日 2012.08.08

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 103957774 A

(43)申请公布日 2014.07.30

(30)优先权数据

13/218,628 2011.08.26 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2014.02.26

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2012/049932 2012.08.08

(87)PCT国际申请的公布数据

W02013/032650 EN 2013.03.07

(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 A·朱阿兹 I·戈德史利格

(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 马景辉

(51)Int.Cl.

A61B 3/14(2006.01)

A61B 3/15(2006.01)

(56)对比文件

CN 101951990 A,2011.01.19,

CN 101951990 A,2011.01.19,

US 2006/0195076 A1,2006.08.31,

CN 101951990 A,2011.01.19,

JP 特开2004-16486 A,2004.01.22,

JP 特开2000-116602 A,2000.04.25,

US 2005/0270485 A1,2005.12.08,

JP 特开2001-137192 A,2001.05.22,

审查员 涂燕君

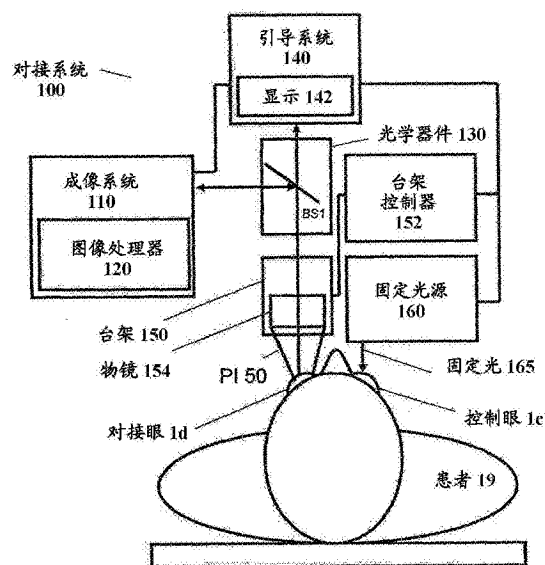
权利要求书3页 说明书15页 附图20页

(54)发明名称

使用位置-定向分析的用于眼科对接的基于成像的引导系统

(57)摘要

一种成像引导对接系统可以分离被成像眼科目标的倾斜和位置,并将其以直观方式向眼外科医生呈现。对接系统可以包括用于成像患者眼部分的眼科成像系统,确定眼被成像部分的位置和定向的图像处理器,耦接至所述眼科成像系统并基于确定的位置和定向引导眼科对接的引导系统。在某些实现中,成像系统成像内眼结构以确定其定向,并且视频成像系统视频成像前眼结构以确定前眼结构的位置。能够向外科医生显示确定的位置和定向。眼科程序的对准也可由这一成像能力辅助,例如将IOL放置并居于晶状体囊内。



1. 一种眼科对接系统,包括:

眼科成像系统,包括:

光学相干断层摄影术成像系统,其被配置为在患者接口对接至患者的眼期间成像患者的眼的一部分以获得图像,以及

图像处理器,其被配置为通过分析所述图像确定眼的被成像部分的位置和定向;以及

耦接至所述眼科成像系统的引导系统,其被配置为在所述患者接口对接至眼之前基于所确定的位置和定向引导所述对接,

其中,所述眼的被成像部分包括眼晶状体的被成像部分;并且

所述图像处理器被配置为执行图像识别处理以在所述图像中识别所述晶状体的前囊层的扫描图像以及所述晶状体的后囊层的扫描图像;以及

图像处理器被配置为沿扫描变量确定前囊层的前最大深度和前最小深度以及后囊层的后最大深度和后最小深度,以及从所述前最大深度、所述前最小深度、所述后最大深度和所述后最小深度中确定所述晶状体的位置和定向。

2. 如权利要求1所述的眼科对接系统,所述光学相干断层摄影术成像系统包括:

时域光学相干断层摄影术(OCT)系统、频域OCT系统和基于分光计的OCT系统中的至少一种。

3. 如权利要求1所述的眼科对接系统,所述光学相干断层摄影术成像系统包括:

扫描成像系统,其被配置为:

通过将成像束引至二维图案的点来执行扫描,以及

在所述扫描的各点处的深度范围内成像眼的被成像部分。

4. 如权利要求1所述的眼科对接系统,

所述眼的被成像部分包括晶状体囊、前晶状体囊层、后晶状体囊层、晶状体目标区、晶状体和核中的至少一个。

5. 如权利要求1所述的眼科对接系统,其中:

所述图像处理器被配置为通过使用所述晶状体的几何模型来分析被识别层的扫描图像,以确定所述晶状体的位置和定向。

6. 如权利要求1所述的眼科对接系统,其中:

所述图像处理器被配置为

确定所述前囊层的扫描图像的前相位和前幅度以及所述后囊层的扫描图像的后相位和后幅度,以及

从所述前相位、所述前幅度、所述后相位和所述后幅度确定所述晶状体的位置和定向。

7. 如权利要求1所述的眼科对接系统,其中:

所述引导系统包括显示单元;以及

所述引导系统被配置为在所述显示单元上显示

基于所确定的所述眼的被成像部分的位置的位置未对准指示符,以及

基于所确定的所述眼的被成像部分的定向的定向未对准指示符。

8. 如权利要求7所述的眼科对接系统,其中:

所述位置未对准指示符包括

基于所确定的所述眼的被成像部分的位置的眼位置指示符,以及

所述眼科对接系统的位置基准,其中

所述眼科对接系统的操作人员能够通过将所述眼位置指示符对准所述位置基准来减小眼位置未对准;以及

所述定向未对准指示符包括

基于所确定的所述眼的被成像部分的定向的眼定向指示符,以及

所述眼科对接系统的定向基准,其中

所述眼科对接系统的操作人员能够通过将所述眼定向指示符对准所述定向基准来减小眼定向未对准。

9. 如权利要求7所述的眼科对接系统,其中:

所述引导系统被配置为

显示所述位置未对准指示符以辅助所述眼科对接系统的操作人员操作所述眼科对接系统的台架以减小眼位置未对准,以及

显示所述定向未对准指示符以辅助所述眼科对接系统的操作人员让所述患者旋转眼以减小眼定向未对准。

10. 如权利要求9所述的眼科对接系统,其中:

所述引导系统包括固定光系统,该固定光系统被配置为使得操作人员能够调节所述固定光系统的固定光以引导患者执行眼旋转和眼横向运动中的至少一种。

11. 如权利要求7所述的眼科对接系统,其中:

所述位置未对准指示符和所述定向未对准指示符中的至少一个包括指示相应未对准的眼晶状体的一部分的图像。

12. 如权利要求1所述的眼科对接系统,其中:

所述眼科成像系统被配置为在所述眼科对接期间重复成像所述眼的被成像部分。

13. 如权利要求12所述的眼科对接系统,其中:

所述眼科成像系统包括基于分光计的OCT成像系统,该基于分光计的OCT成像系统被配置为使用至少20帧/秒的刷新率成像所述眼的被成像部分。

14. 如权利要求1所述的眼科对接系统,所述眼科成像系统包括:

被配置为生成眼的前眼结构的视频图像的视频成像系统,其中

所述眼的被成像部分包括内眼结构和所述前眼结构。

15. 如权利要求14所述的眼科对接系统,所述图像处理器包括:

深度域图像处理器,其被配置为从由所述光学相干断层摄影术系统生成的内眼结构的深度域图像确定所述内眼结构的定向;以及

视频图像处理器,其被配置为从所述前眼结构的视频图像中确定所述前眼结构的位置。

16. 如权利要求15所述的眼科对接系统,其中:

所述深度域图像处理器被配置为

执行图像识别处理以在所述内眼结构的深度域图像中识别所述眼晶状体前囊层的一部分的图像以及所述眼晶状体后囊层的一部分的图像,以及

基于所述图像识别处理的结果确定所述内眼结构的定向。

17. 如权利要求15所述的眼科对接系统,其中:

所述视频图像处理器被配置为

执行视频图像识别处理以在所述视频图像中识别所述前眼结构的图像,以及
基于所述视频图像识别处理的结果确定所述前眼结构的定向。

18. 如权利要求15所述的眼科对接系统,其中:

所述深度域图像处理器被配置为确定被成像的内眼结构的位置;以及

所述眼科对接系统被配置为使用所确定的所述内眼结构的位置和所确定的所述前眼结构的位置判定所述眼的被成像部分的位置。

19. 如权利要求14所述的眼科对接系统,所述引导系统包括:

视频显示单元,其被配置为显示

与所述内眼结构的定向相关的定向未对准指示符,以及

与所述前眼结构的位置相关的位置未对准指示符。

20. 一种引导眼科对接的方法,所述方法包括:

在将患者接口对接至患者的眼期间使用眼科成像系统的光学相干断层摄影术成像系统成像患者的眼的一部分以获得图像;

通过使用图像处理器分析所述图像确定眼的被成像部分的位置和定向;以及

基于所确定的位置和定向使用引导系统在所述患者接口对接至眼之前引导所述对接,
所述成像包括成像眼的晶状体的一部分;

所述确定包括执行图像识别处理以由所述图像处理器在所述图像中识别前囊层的扫描图像以及后囊层的扫描图像;

所述通过使用图像处理器分析所述图像确定眼的被成像部分的位置和定向包括:确定所述前囊层的扫描图像的前相位和前幅度以及所述后囊层的扫描图像的后相位和后幅度,以及从所述前相位、所述前幅度、所述后相位和所述后幅度确定所述晶状体的位置和定向。

使用位置-定向分析的用于眼科对接的基于成像的引导系统

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请在35USC§119下要求于2011年8月26日提交的美国申请序列号No.13/218,628的优先权,该申请的全部内容通过引用结合在此。

技术领域

[0003] 本专利文献涉及用于眼科对接的系统和技术。更具体地,本专利文献涉及提供基于位置-定向分析以将眼科系统对接至患者的眼的基于成像的引导系统的系统和方法。

背景技术

[0004] 激光外科系统的广泛引入和接受使眼科应用进入精度和控制的新纪元。实现这一高度控制的关键之一在于眼相对于激光外科系统的固定化。在许多设备中,通过将患者接口固定至激光器的物镜并在随后将其对接至眼(通常通过真空抽吸)来执行这一固定化。在其他系统中,患者接口的一部分对接至眼,另一部分对接至物镜,随后外科医生将两部分轻柔地对准和锁定在一起。

[0005] 这些系统的精度和可用性的一个因素依赖于患者接口在中心位置对接至眼。这一中心对接或居中能够将激光系统物镜的光轴与眼的光轴对准。由于激光束典型地相对于物镜的光轴被引导和控制,因此通过居中对接实现的眼光轴与物镜光轴的对准能够实现激光束在眼内的高度控制。

[0006] 然而,出于诸多原因,与诸如瞳孔或角膜缘的眼可见结构的居中对接通常是有挑战性的。患者经常会在对接期间(甚至是违背他们自己意愿地)移动他们的眼睛。同样,即便患者接口在对接程序开始时相对于眼居中,眼球也会由于与眼接触后患者接口施加的压力而在对接期间向一侧转动。进一步地,眼结构的形状可能会是椭圆形或具有一定程度的不规则性。另外,角膜缘和瞳孔通常不是同心的。在这些典型情况下,眼中心无法被完整地良好定义:例如,患者接口相对于瞳孔居中并不会使其相对于角膜缘居中。

[0007] 在用于白内障手术的系统会产生另外一层的复杂性。白内障程序的目标是晶状体,但由于晶状体是内眼结构并且实质上透明,因此可见性受限。此外,晶状体通常不与包括角膜缘和瞳孔的眼可见结构同心。由于所有这些原因,患者接口相对于可见性有限的晶状体居中是困难的。如果代替地将患者接口相对于可见角膜缘居中,则很可能导致接口与可见性有限的内部晶状体的未对准。在此情况下,在白内障手术期间激光束将与角膜缘对准并对接的患者接口的中心作为基准的情况下,激光束可能偏离作为白内障手术目标的晶状体的中心。

[0008] 晶状体偏心的原因很多。在许多眼中,晶状体在解剖学上就是偏心的。此外,由于晶状体仅由软性睫状肌保持就位,因此对接的压力也会将晶状体推向一侧或使其倾斜。

[0009] 某些系统通过尝试将患者接口与晶状体而非可见瞳孔对准来补偿晶状体的偏心。然而,晶状体的透明性使得外科医生难以确定晶状体的精确位置和倾斜并相应地对准患者接口。

[0010] 某些系统利用成像系统成像晶状体以辅助患者接口的对准。然而,这类成像系统的使用也会遇到问题。

发明内容

[0011] 一种视频成像系统或视频显微镜可被用于辅助患者接口的对准并由此辅助对接。然而,视频显微镜主要用于成像眼的可见结构(诸如,角膜缘和瞳孔,并且可能无法成像和评估作为眼内部基本透明结构的晶状体的定向。使用光学相干断层摄影术(OCT)系统代替视频显微镜具有OCT成像系统能够有效成像晶状体的优点。然而,OCT成像处理典型地较慢并且无法提供快到足以用于对接处理的图像。

[0012] 一种加速OCT成像处理的方法是仅选择性地成像目标晶状体,由此以更快的速率生成图像。例子包括仅沿着相对于光轴横向的一维扫描线或圆而非整个二维来成像晶状体的扫描OCT系统。这些扫描OCT成像系统由于仅捕捉有限或选定的成像信息而能够以更快的速率生成图像。然而仅获取有限成像信息会在尝试将患者接口相对于眼未对准晶状体居中时遇到如下描述的其他类型的挑战。

[0013] 晶状体会以不同的方式相对于成像系统并由此与患者接口(PI)的光轴未对准。晶状体光轴会相对于PI光轴倾斜,并且晶状体的中心会相对于PI光轴移位或位移。外科医生可以分析OCT图像并执行补偿晶状体移位和晶状体倾斜的补偿动作以将患者接口对准晶状体。

[0014] 为了这些这两类补偿动作,外科医生需要从晶状体的OCT图像中分开标识移位和倾斜。然而,快速扫描OCT系统提供的有限成像信息典型地重叠有关该移位和倾斜的信息。因此,在使用扫描OCT成像系统时,外科医生通过尝试头脑分析扫描OCT图像以分离晶状体的移位和倾斜来开始对接处理。

[0015] 在这一分离尝试期间,外科医生需要确定以相对应PI光轴的特定方向移位晶状体特定距离并相对于PI光轴在特定方式上倾斜晶状体特定角度。

[0016] 一旦移位与倾斜分开,外科医生还需要确定激光系统的台架进行移位补偿移动的方向和幅度并相应地移动台架。

[0017] 随后,外科医生还需要补偿晶状体的确定倾斜。由于大多数成像或激光系统的光轴无法倾斜,因此倾斜补偿动作可以包括指令患者旋转手术眼,手动选择眼球,或调节固定光系统。由于典型地第一居中尝试仅会改善对准或补偿,因此通常需要以迭代的方式和变化的次序或组合来重复这些步骤。

[0018] 如果外科医生成功分离并确定移位和倾斜,则移位和倾斜补偿动作(很可能是迭代的)结果是PI变得相对于晶状体良好居中。因此,外科医生可以将居中并对准的PI对接在眼上。

[0019] 然而,使用不处理图像并由此不向外科医生提供引导的这类“未经处理图像”系统存在诸多问题。这些问题包括头脑上分离扫描OCT图像中重叠的移位和倾斜对于在外科程序紧迫时间压力下没有计算处理和引导的外科医生而言并不是容易执行的。这会潜在地导致PI以未居中的位置对接在眼上。更坏的情况是外科医生甚至可以做出增大而非减小未对准的调整,因此迭代对准处理不好收敛或者仅在若干次错误的步骤之后开始收敛。

[0020] “双未经处理图像”系统的进一步低效在于晶状体的OCT图像典型地呈现在与视频

显微镜显示分开的专用OCT显示或屏幕上。因此,在外科医生使用OCT和视频图像两者用于对准处理的系统中,外科医生必须分析OCT显示上的晶状体图像和分开的视频显示上的可见眼结构。在这两个显示上的图像典型地来自不同的视点,具有不同的放大程度,并且可能使用不同的基准规范。因此,移位和倾斜的分离需要在两个完全不同的图像之间进行有挑战性的并行分析。在两类不一致的成像信息之间来回处理和转换的需要会使得外科医生负担过重,由此破坏居中和对接处理的效率。

[0021] 为了响应于这些调整,本专利文献公开了一种分离被成像眼科目标的倾斜和位置,并将其以直观方式向眼外科医生呈现的成像引导对接系统。在某些实现中,一种眼科对接系统可以包括具有图像处理器和耦接至所述眼科成像系统的引导系统的眼科成像系统,其中眼科成像系统被配置为成像患者眼的一部分,图像处理器被配置为通过分析所述图像确定眼被成像部分的位置和定向,而引导系统则被配置为基于确定的位置和定向引导所述眼科对接。

[0022] 眼被成像部分可以是晶状体或眼前段的另一结构、特征部或地标。位置和定向可以相对于各种基准确定,诸如成像系统的光轴、成像系统的内部基准镜、外科系统的光学元件的内表面,或前段的眼科结构或层。

[0023] 在另一实现中,一种眼科对接系统可以包括具有图像处理器的眼科成像系统,其中眼科成像系统包括被配置为成像患者眼的内眼结构的深度域眼科成像系统以及被配置为视频成像眼的前眼结构的视频成像系统,其中所述眼被成像部分包括内眼结构和前眼结构,并且所述图像处理器包括被配置为从内眼结构的图像确定内眼结构定向的深度域图像处理器以及被配置为基于所述前眼结构的图像确定所述前眼结构的位置的视频图像处理器。

[0024] 在某些实现中,一种引导眼科对接的方法可以包括使用眼科成像系统成像患者眼的一部分,通过使用图像处理器分析所述图像确定眼被成像部分的位置和定向,以及基于确定的位置和定向使用引导系统引导眼科对接。

[0025] 在某些实现中,一种眼科对接系统可以包括:具有图像处理器的眼科成像系统,其中眼科成像系统被配置为成像患者眼的一部分,并且所述图像处理器被配置为处理所述图像以识别眼的眼科结构,并确定眼被成像部分相对于基准的未对准;以及耦接至所述眼科成像系统的引导系统,其被配置为基于确定的未对准引导眼科对接。

[0026] 在某些实施例中,一种眼科引导系统可以包括:具有图像处理器的眼科成像系统,其中眼科成像系统被配置为成像患者眼的一部分,并且所述图像处理器被配置为处理所述图像以识别眼的眼科结构,并确定眼被成像部分相对于基准的位置;以及耦接至所述眼科成像系统的引导系统,其被配置为基于确定的位置引导基于超声的眼外科程序。

附图说明

[0027] 图1A-图1B例示了眼的各种未对准。

[0028] 图1C例示了“双未处理图像”系统的两个显示器。

[0029] 图2例示了成像引导对接系统。

[0030] 图3A-图3B例示了完全对准的晶状体的扫描和OCT图像。

[0031] 图4A-图4B例示了倾斜的晶状体的扫描和OCT图像。

- [0032] 图5A-图5B例示了移位的晶状体的扫描和OCT图像。
- [0033] 图6例示了倾斜且移位的晶状体的扫描OCT图像。
- [0034] 图7A-图7B例示了移位和倾斜标识符的视频显微镜显示。
- [0035] 图8A-图8B例示了具有台架和固定光的引导系统的实现。
- [0036] 图9A-图9C例示了移位和倾斜未对准的补偿阶段。
- [0037] 图10A-图10B例示了视频显微镜显示的两个附加实现。
- [0038] 图11A-图11B例示了对接系统的实施例。
- [0039] 图12例示了一种操作成像引导对接系统的方法。
- [0040] 图13例示了另一种操作成像引导对接系统的方法。

具体实施方式

[0041] 本专利文档中的实现和实施例提供了一种包括能够分离并标识患者眼移位和倾斜的成像系统并且能够以集成且适配的方式呈现该移位和倾斜信息以避免外科医生负担过重的眼科对接系统。这一对接系统可以帮助增加眼外科系统(诸如,激光白内障手术系统)的患者接口与眼对接的精确性和方便性。

[0042] 图1A-图1B例示了患者接口(PI)50与其PI接触透镜51相对于眼1的未对准。眼1中的周知结构包括角膜2、虹膜3以及由角膜缘5与虹膜3分开的巩膜4。虹膜3的开口限定瞳孔6。晶状体7是眼1的内部结构,由软性睫状肌8保持就位。

[0043] 图1A如上所述例示了晶状体7出于各种原因偏离眼1的光轴10,以使得晶状体7的晶状体光轴11从眼光轴10偏移一横向矢量 $\Delta'=(\Delta'x, \Delta'y)$, 并由此从PI50的PI光轴52偏离一横向矢量 $\Delta=(\Delta x, \Delta y)$ 。为了简明,该横向位移或移位矢量将被简单表示为 Δ' 和 Δ 。

[0044] 图1A例示了使用传统方法引导对接系统的挑战之一。即使外科医生相对于由眼1的可见结构(诸如瞳孔6)定义的眼光轴10对准和居中患者接口50,难以看见的内部晶状体7的晶状体光轴11仍然偏离患者接口50的PI光轴52。

[0045] 图1B例示了晶状体7和患者接口50的另一未对准形式。即使晶状体7的中心位于眼光轴10上并且即使眼光轴10与PI光轴52相一致,晶状体光轴11仍可能相对于PI光轴52倾斜。一般地,这一倾斜可由欧拉角 $\phi=(\theta, \phi)$ 描述,其将被通称为倾斜角 ϕ 。

[0046] 图1C例示了未对准或偏心的眼1在视频显微镜60的视频显示65上看上去如何。这一视频显微镜60通常显示靶向图案68以引导外科医生将PI50对准或居中于眼1。

[0047] 一些“双未处理图像”系统可以提供第二图像来引导外科医生对接PI50:成像系统70能够如分开的成像显示75所示提供眼1的截面或扫描视图。截面图能够示出由含水前房12分隔开的角膜2和晶状体7。晶状体7可由前囊层14和后囊层16包封。在眼科程序期间,通常施加肌肉弛缓剂以松弛虹膜3并由此扩张瞳孔6。至少出于这一原因,扩张的瞳孔6通常甚至不出现在截面或扫描图像上。

[0048] 如上所述,当操作这类“双未处理图像”系统时,期望外科医生在视频显微镜60的显示65上进行监视的同时,结合视频显示65的视频图像分析显示75上的截面图像,在头脑中分离晶状体7的倾斜和移位并执行补偿动作。然而,在两种不同类型的图像之间重复地来回移动并由此在没有计算处理和引导的情况下翻译图像信息会导致外科医生负担过重并消耗过多时间。

[0049] 图2例示了可以促进简化的且更有效的成像引导对接的图像引导眼科对接系统100。对接系统100可以包括可含有图像处理器120的眼科成像系统110,其中该眼科成像系统110能够被配置为成像患者19的眼1的一部分。成像能够以各种方式执行。例如,成像束可由成像系统110生成,随后经分束器BS1耦接入对接系统100的光学器件130并导入眼1。从眼1返回的返回成像束则可由相同的分束器BS1重新引导或转向进入成像系统110以形成眼1的图像。

[0050] 图像处理器120能够被配置为通过分析由返回的成像束生成的图像判定眼成像部的位置和定向。位置可由相对于诸如PI光轴52的基准的移位 Δ 表示,而定向则可由相对于PI光轴52的倾斜 ϕ 表示。

[0051] 被成像的部分可以包括内眼结构的部分及其前部或可见结构的部分。例如,图1C例示了眼的被成像部分包括角膜2的一部分、前囊层14的一部分和后囊层16的一部分的情况。在其他实现中,眼的被成像部分尤其可以包括晶状体囊层、晶状体目标区域、晶状体7、晶状体7的硬化核、角膜缘5、虹膜3、瞳孔6、角膜内皮、角膜上皮或眼1前段的眼结构。

[0052] 对接系统100还可以包括耦接至眼科成像系统110的引导系统140,其被配置为基于确定的位置和定向引导眼对接。引导系统140可以包括视频显微镜的视频显微镜或成像系统110的显示。引导系统140可别配置为通过为眼外科医生显示图像和引导信息来引导眼对接。

[0053] 对接系统100可以是还能执行其他功能的大型眼科系统的一部分。例如,对接系统100能够并入外科激光器101,其中外科激光器101的外科激光束能够在分束器BS2耦接到光学器件130内以引入眼1。外科激光器101能够执行白内障程序,诸如晶状体7的分裂或晶状体7的溶解。其还能够执行角膜内程序,诸如创建缘释放切口或创建用于超声晶状体切除尖端的进入切口。外科激光器101还可以执行LASIK相关程序,包括角膜2内的合盖切口。

[0054] 对接系统100还可以是更大或更复杂成像系统的一部分,诸如不执行外科程序的外科显微镜。作为替换,其可以执行眼1前段部分的成像。最后,该对接系统100可以是各种诊断系统的一部分,诸如采取无需涉及与眼的直接物理接触的对准系统的形式。

[0055] 眼科成像系统110可以包括各种成像系统,诸如时域光学相干断层摄影术(OCT)系统、频域OCT系统、基于分光计的OCT系统、基于超声的系统、基于显微镜的系统、电子成像系统、数字成像系统、Purkinje成像系统、结构照明系统、裂隙灯系统或Scheimpflug成像系统。如下将讨论这些成像系统之间可能实质的差异。

[0056] 眼科成像系统110可以包括通过将成像束引至弧、线、环、圆、椭圆、星形、具有重复特征部的线段、二维图案和二维网格中的至少之一的点来执行扫描的扫描成像系统。成像系统110可以在扫描点处的深度范围内成像眼的被成像部分。

[0057] 业已在共同拥有的如下专利文献中描述了能够有利地结合在此描述的成像引导眼科对接系统100的图像引导眼科对接系统的实现:A.Juhasz和K.Vardin的美国专利申请“Image-Guided Docking for Ophthalmic Surgical Systems”,申请号:12/815,179,其通过引用全文结合在此。

[0058] 图3A例示了成像系统110的实现。成像系统110例如可以包括将成像束引导至通常相对于PI光轴52横向定向的扫描圆或环112的点(x,y)的基于分光计的OCT(SB-OCT)系统。在成像激光束从扫描圆112的特定点(x,y)返回时,其携带关于共享该相同(x,y)横向坐标

的、来自最小深度 $d(\min)$ 和最大深度 $d(\max)$ 之间的深度范围的所有深度 d 的眼结构的成像信息,这有时被称为A扫描。注意到时域OCT系统顺序获取来自不同深度的A扫描成像信息,而基于分光计的OCT系统则同时获取来自所有深度的A扫描成像信息。在此深度 d 可从不同的基准点测得,基准点包括SB-OCT系统的基准镜、光学器件130内部的基准点、与角膜2相接触的PI接触透镜51的远中面、或者甚至是眼1内的眼结构或地标。这些眼科成像系统能够收集并返回来自最小深度 $d(\min)$ 和最大深度 $d(\max)$ 之间的成像范围的成像信息,其中最小深度 $d(\min)$ 实质上为0微米(0μ),由PI接触透镜51测得,并捕捉角膜成像信息,而最大深度 $d(\max)$ 为 $5,000\mu$ 、 $7,000\mu$ 甚至 $10,000\mu$,捕捉覆盖直至后囊层16的眼前段大部分的成像信息。

[0059] 沿着扫描圆112在后续点 (x,y) 进行的眼的A扫描能够合成为眼的扫描图像,这有时被此外B扫描。B扫描本质上展开来自扫描圆112和 $d(\min)$ - $d(\max)$ 成像范围定义的成像圆柱体113的眼图像。这一展开的图像可由扫描变量加标签或索引:以例如弧度定义的沿扫描圆112的长度或角度扫描变量 α 。

[0060] 图3B例示了从成像圆柱体113展开的完全对准且居中晶状体7的B扫描的图像。可见地,扫描束在深度 $d(\text{前})$ 处沿着整个圆形扫描定位前囊层(ACL)14,于是生成在此例中为约 $3,400\mu$ 的深度 $d=d(\text{前})$ 处沿着角度扫描变量 α 的整个 2π 弧度范围的水平线的ACL扫描图像114。类似地,成像圆柱体113的后囊层(PCL)扫描图像116是约 $7,800\mu$ 的深度 $d=d(\text{后})$ 处的水平线。出于简明的考虑,未示出接近 $d=0\mu$ 深度处的角膜2的图像。

[0061] 如上所述,图1所示的“双未处理图像”系统的一个挑战在于它们向外科医生提供视频显微镜图像和不同外观的截面或扫描OCT图像,并且提示外科医生快速分析这些不一致的图像以分离并判断晶状体7的移位和倾斜。这些任务难度相当大,并且会潜在地是外科医生负担过重,特别是在手术的时间压力的情况下。

[0062] 成像引导对接系统100的实施能够通过使得眼科成像系统110不仅向外科医生显示用于分析的图像,该成像系统110本身还对图像执行图像识别处理来减轻这一问题。图像识别处理可以具有在带噪声的原始图像内识别ACL和PCL并生成相应的ACL扫描图像114和PCL扫描图像116的能力。一旦已由成像系统110生成ACL和PCL扫描图像114和116,图像处理器120就能够分析生成的图像以计算分离晶状体7的移位和倾斜,并且引导系统140能够以便于外科医生的方式显示确定的移位和倾斜,由此将外科医生从迄今为止需要的头脑分析中解放出来。

[0063] 引导系统140的传统显示能够例如将移位和倾斜信息并入同一视频显微镜图像。在其他情况下,第二图像能够独立地但是是与视频显微镜上的图像相一致的方式显示,其中第二图像可以示出倾斜信息而视频显微镜图像则示出移位信息。该第二图像可以与视频图像在同一显示器上显示,仅位于该显示器的不同区域内,或是位于分开第二显示器上。

[0064] 由图像处理器120执行的图像识别处理可以起到相当作用,这是因为在原始OCT图像中,ACL/PCL114/116可以仅显示为反射稍多于其相邻区域的光的图像点区域。虽然这些更多的反射区域的轮廓通常无法清楚限定,特别是在图像噪声可观、存在系统噪声、存在附加图像线段、某些图像线段交叉、或是图像中存在伪像的情况下。

[0065] 为了甚至是在有噪声图像中识别囊层并判定晶状体的移位和倾斜,在某些实现中,图像处理器120能被配置为通过使用晶状体7的几何模型确定晶状体7的位置和定向来分析识别层的扫描图像。例如,图像处理器120能够尝试将球体、椭球体或椭圆曲线拟合至

增强反射区域,并且如果这些区域能够足够良好地拟合几何模型的球体或椭球体,就把这些反射区域识别为囊层的扫描图像。这些区域的边缘例如能被确定作为图像密度梯度呈现局部最大化的点。也可以实现各种各样的模拟图像识别方法。将结合下图的情境描述未对准及其分析。

[0066] 图4A例示了当晶状体7的中心位于PI光轴52上但晶状体光轴11相对于PI光轴52倾斜一倾斜角 ϕ 时的“纯倾斜”情况。

[0067] 图4B例示了在未对准情况下,囊层的扫描图像通常是角度扫描变量、角度或相位 α 的函数的正弦线。例如,在图4A的“纯倾斜”情况下,ACL扫描图像114和PCL扫描图像116可以是其沿扫描角 α 对准的最大值看来作为角度扫描变量 α 的函数的“同相”正弦线。

[0068] 图5A例示了当晶状体光轴11相对于PI光轴52对准但晶状体7的中心偏离PI光轴52一移位 Δ 时的“纯移位”情况。

[0069] 图5B例示了在该纯移位情况下,ACL扫描图像114和PCL扫描图像116仍然可以是正弦的,但它们相对于彼此有 $\delta=\pi$ 弧度的相移的“异相”。该相移 δ 使得ACL扫描图像114的最大值与PCL扫描图像116的最小值对准。典型地,该相移 δ 可以相对于倾斜角 ϕ 几何相关。

[0070] 还应注意ACL和PCL扫描图像114和116的图像幅度或最小和最大深度可以以几何关系与相移 δ 和倾斜角 ϕ 相关。

[0071] 图6例示了在一般情况下当晶状体7进行移位和倾斜二者时,ACL/PCL扫描图像114/116呈现为纯倾斜和纯移位图像的结合。相应地,ACL扫描图像114和PCL扫描图像116可由一般相移 $\delta=\alpha_A(\min)-\alpha_P(\min)$ 分隔开。相移 δ 还等于在图6中经过 2π 时测得的 $\delta=\alpha_A(\max)-\alpha_P(\max)$ 。在此, $\alpha_A(\min)$ 指代扫描角或相位 α ,其中ACL扫描图像114具有其最小 $d_A(\min)$,由此具有其最低或最深深度。其他项 $\alpha_P(\min)$ 、 $\alpha_A(\max)$ 和 $\alpha_P(\max)$ 则与ACL/PCL扫描图像114/116的情境中类似定义。

[0072] 更一般地,图像处理器120可被配置为不仅确定ACL/PCL图像114/116的极值,还在任何程序之后确定前囊层的扫描图像114的前相和前幅度以及后囊层的扫描图像116的后相和后幅度,并且从上述前相、前幅度、后相和后幅度确定晶状体的位置和定向。

[0073] 例如,图像处理器120可以确定ACL扫描图像114的诸如 $\alpha_A(\min)$ 或 $\alpha_A(\max)$ 的特征前相 α_A ,以及对应于上述特征前相 $\alpha_A(\min)$ 或 $\alpha_A(\max)$ 的诸如深度 $d_A(\min)$ 或 $d_A(\max)$ 的相应特征前幅度或图像深度 d_A 。此外,图像处理器120还可以确定PCL扫描图像116的诸如 $\alpha_P(\min)$ 或 $\alpha_P(\max)$ 的特征相位 α_P ,以及对诸如对应深度 $d_P(\min)$ 或 $d_P(\max)$ 的相应特征图像深度 d_P 。

[0074] 使用这些相位和幅度,图像处理器120能够从分析如上确定的相位和深度或幅度的各种组合中进行并确定移位矢量 Δ 的未知分量(Δx , Δy)以及倾斜角 ϕ 的未知欧拉角(θ , ϕ):

[0075] $(\Delta x, \Delta y, \theta, \phi) = F1(\alpha_A, d_A, \alpha_P, d_P)(1)$

[0076] 其中F1是能够作为与ACL/PCL扫描图像114/116的深度最大值或最小值对应确定的扫描角度和深度的各种组合或配对的其自变量的函数。

[0077] 如前所述,分析可以涉及使用囊层的模型。例如,分析可以假设囊层14和16可被建模作为球形或椭球形的部分,并且通过将ACL/PCL图像114/116拟合至该球形或椭球形行进至对该球形或椭球形的参数的确定。

[0078] 存在有多种替换方法来执行这一分析。能够有利地实现这一分析的某些技术已经在共同拥有的专利文档中描述：I.Goldshleger等人题为“Imaging Surgical Target Tissue by Nonlinear Scanning”的美国专利申请，专利申请号12/619,606，其全文通过引用合并在此。

[0079] 替换分析的例子包括图像处理器120确定沿着扫描变量 α 的ACL扫描图像114的前最大深度 $dA(\max)$ 和前最小深度 $dA(\min)$ ，PCL扫描图像116的后最大深度 $dP(\max)$ 和后最小深度 $dP(\min)$ ，并且从这些极值中确定移位和倾斜：

[0080] $(\Delta x, \Delta y, \theta, \phi) = F2(dA(\min), dA(\max), dP(\min), dP(\max))(2)$

[0081] 其中F2是其自变量的另一函数。

[0082] 扫描角度和深度能够根据各种其他规则而被确定、选择和分析。虽然相应函数 $F_n(x_1, \dots, x_m)$ (其中 m 可以是2, 3, 4或以上)以及分析的细节可以不同地行进，但是提取移位 Δ 和倾斜 ϕ 的整体方案仍然相同。

[0083] 在某些实现中，图像处理器120可被配置为仅确定囊层扫描图像中的一幅图像的相位和幅度，并从中确定晶状体7的位置或移位以及定向或倾斜。

[0084] 图7A-图7B例示了可以包括诸如视频显微镜显示器142的显示单元142的引导系统140。引导系统140能够耦接至图像处理器120以使得显示单元142能够基于确定的被成像眼部分的位置显示位置或移位未对准指示符，并且基于确定的被成像眼部分的定向显示定向或倾斜未对准指示符，上述两者都是由图像处理器120使用上述方法之一处理SB-OCT图像而确定的。眼1本身仅仅是非常示意性地指示，其中仅清楚示出瞳孔6和虹膜3并且为了清楚消除了阴影。

[0085] 一般地，位置未对准指示符可以包括基于确定的被成像眼部分的位置的眼位置或移位指示符144以及位置或移位基准或基准图案148-s。对接系统100的操作者能够通过将眼位置或移位指示符144与位置基准148-s对准来减轻眼被成像部分的未对准。在其中眼被成像部分包括晶状体7的实施例中，眼位置和移位指示符144的实施例可以表示晶状体位置或晶状体移位，由此将被参考作为眼/晶状体移位指示符144。

[0086] 进一步地，定向未对准指示符可以包括基于眼被成像部分的确定定向的眼定向或倾斜指示符146以及定向或倾斜基准148-t。对接系统100的操作者能够通过将眼定向或倾斜指示符146与定向或倾斜基准148-s对准来减轻眼被成像部分的定向未对准或倾斜。在其中眼被成像部分包括晶状体7的实施例中，眼倾斜指示符146可以表示晶状体倾斜，并由此将被参考作为眼/晶状体倾斜指示符146。

[0087] 图7A例示了其中移位基准148-s和倾斜基准148-t被并入显示单元142上的单个目标、十字准线或基准图案148的实施例。在其他实现中，基准148-s和148-t可以是分开的，例如并排显示的两个目标图案，在分开的显示屏上显示的两个基准图案，或是在相同显示内的分开区域内。

[0088] 图7A-图7B例示了眼移位指示符(或倾斜指示符)144和眼倾斜指示符(或倾斜指示符)146可以是显示单元142上的标记或图标，诸如示出的X和O标记。成像系统110能够在相应移位和倾斜指示符144和146被操纵至集成基准图案148的中心时眼移位和眼倾斜被完全补偿或消除的方式来被校准。

[0089] 图8A例示了某些对接系统100能够包括由台架控制器152控制的台架150，其能够

实质上横向与患者接口50的PI光轴52和光学器件130移动。台架150可被配置为容纳或接合患者接口50可被固定至的光学器件130的物镜154。使用这一设计,对接系统100的操作者能够操作台架150以移动或调节物镜154、患者接口50及其接触透镜51,藉此减小并最终消除眼的移位或位置未对准。

[0090] 引导系统140可以通过在显示单元142上显示晶状体移位指示符标记或图标144而在此程序中辅助外科医生。外科医生能够实质上使用基准148作为十字准线或目标来移动台架150以移动移位指示符144更靠近基准148的中心或原点。到达十字准线148中心的移位指示符144能够指示外科医生眼的位置未对准或移位 Δ 已被消除。

[0091] 类似地,引导系统140可以在显示单元142上显示倾斜指示符146以通过将倾斜指示符146移至基准或十字准线148的中心来辅助外科医生减少并最终消除定向未对准。

[0092] 晶状体倾斜无法通过倾斜激光系统光学轴来补偿,因为大多数激光系统或光学器件不允许这类倾斜。此外,移动台架150可能也无法补偿晶状体的倾斜未对准。因此,在对接系统100的某些实施例中,外科医生可以选择口头指令患者以使得患者旋转被成像眼,由此减小其定向未对准。外科医生可以在患者旋转眼时监视倾斜图标或指示符146的移动,并根据患者动作给出新的指令。以迭代方式给出指令可以辅助外科医生将倾斜图标146移至十字准线148的中心,由此减小并最终消除倾斜未对准。

[0093] 图8A例示了在对接系统100的其他实现中引导系统140可以包括固定光系统160,其被配置为使得外科医生和操作者能够调整该固定光系统160的固定光165,由此引导患者执行眼旋转或侧向移动的至少一种。固定光165可被如图所示投射到非对接或控制眼1c。

[0094] 图8B例示了固定光165还可通过固定光系统的替换实施例而被投射至对接眼1d。

[0095] 固定光系统160可以有利地组合其他固定光系统,例如在如下共同拥有的专利文献中描述的那样:T.Juhasz等人题为“Electronically Controlled Fixation Light for Ophthalmic Imaging Systems”的美国专利申请,专利申请号12/885,193,其全文通过引用合并在此。

[0096] 图9A-图9C例示了减小未对准处理的步骤。图9A例示了在晶状体7甚至与眼1本身未对准的情况下相对于PI光轴52(也被称为系统光轴28)具有倾斜 ϕ 和移位 Δ 两者的晶状体光轴11。

[0097] 图9B例示了在外科医生已通过向患者给出口头指令、通过手动移动眼1或通过调节固定光165使得患者眼旋转之后的处理阶段。在此阶段,倾斜未对准 ϕ 被减小或优选被消除,使得晶状体光轴11变得与PI光轴52对准或平行,但仍具有残余移位未对准 Δ' 。倾斜未对准 ϕ 的减小或消除在视频显示器142上由眼/晶状体倾斜指示符146已经移至基准图案148中心来表示,而眼/晶状体移位指示符144仍然偏离基准图案148的中心。

[0098] 图9C例示了在外科医生已经移动台架150补偿残余移位 Δ' 之后的第二阶段。在此阶段,晶状体光轴11和PI光轴52(或系统光轴28)可被完全对准,并可能整体重合。在该残余移位 Δ' 也被消除之后,眼/晶状体倾斜指示符146和眼/晶状体移位指示符144都被移至基准图案148的中心。

[0099] 图10A例示了在某些实现中,对接系统100可被配置为不仅基于已经处理SB-OCT图像的图像处理器120显示移位和倾斜图标/指示符144和146,还向外科医生提供附加计算的对接引导。图像处理器120不仅确定相对于基准图案148在哪里显示眼/晶状体倾斜指示符

146和眼/晶状体移位指示符144,还可被配置为计算未对准减小响应并且还将其显示给系统的操作者。具体地,图像处理器120可以基于所确定的眼被成像部分的位置和眼科对接系统的位置基准的未对准计算位置未对准,并且基于算出的位置未对准显示包括移位校正指示符144的位置未对准或移位指示符144的实施例。

[0100] 在示出的实现中,移位校正指示符144是在视频监视器142上显示的指示台架的方向需要被移动以减小移位未对准的矢量。矢量的幅度可以指示台架移动的幅度。移位校正指示符矢量144可以通过显示的数字校准建议(诸如台架应该以什么精确方向移动多少毫米)来补充。

[0101] 图10A还例示了基于眼被成像部分的确定定向(诸如晶状体光轴11)与眼科对接系统的定向基准(诸如系统光轴28或PI光轴52)的未对准计算的作为倾斜指示符146一部分的类似的倾斜校准指示符146。引导系统140可以基于算出的定向未对准在视频监视器或显示单元142上显示定向未对准或倾斜校正指示符146。倾斜校正指示符146可以包括其量值和方向(可由数字值补充)能够指示固定光系统160的固定光165应该移动多少以及移动方向以补偿倾斜的倾斜校正矢量。

[0102] 图11A示出了成像引导对接系统100的另一实施例。在该对接系统100中,引导系统140以及可能通过其的图像处理器120可以电子耦接至未对准减小系统177。未对准减小系统177可以具有减小被成像眼相对于PI光轴52或一般地相对于光学器件130的一个或多个未对准的能力。

[0103] 未对准减小系统177可以包括具有台架控制器152的台架150,或固定光源160,或两者。在这些实现中,引导系统140可以不仅如图10A的实现所示计算移位和倾斜校正指示符144和146,还可以通过调节台架150或固定光165将实际的控制信号通过电子耦接至发送至台架控制器152和固定光系统160中的至少一个以实际执行相应的未对准校准,而无需等待外科医生的分析或介入。在某些实现中,引导系统140可以包括基于图像处理器120已经相对应PI光轴52确定倾斜 ϕ 和移位 Δ 来执行上述控制信号的计算和生成的未对准校正器149。在其他实现中,图像处理器120本身可以执行这些功能。

[0104] 已经从引导系统140接收到控制信号的台架控制器152能够移动台架来调整物镜154的位置,由此减小眼被成像部分的位置未对准。在其他示例中,已经从引导系统140接收到控制信号的固定光系统160生成或调整用于患者眼的固定光165,以使得或引导眼被成像部分的定向未对准的减小。如前,固定光系统160可以将固定光165投射到控制眼1c内或对接眼1d内。

[0105] 在这类计算机化的实现中移位和倾斜未对准可以主要在引导系统140的电子控制下减小或消除。这些实现可以将外科医生从实际执行全部或部分未对准补偿的任务中解放出来:外科医生的责任减轻为仅需监督由计算机化对接系统100执行的未对准减轻。

[0106] 图10B例示了成像系统140的另一实现。在此例中,位置未对准指示符和定向未对准指示符中的至少一个可以包括指示相应未对准的眼晶状体部分的图像。

[0107] 在示出的例子中,引导系统140可以使用构成集成移位倾斜指示符147的基准图案148和眼视频图像来覆盖晶状体7的OCT图像。在某些实例中,OCT图像可以仅作为象征,例如基于实际OCT图像的模型形式的简化图像。作为相对于基准148的移位倾斜指示符147的覆盖晶状体图像的位置和定向可以是用于外科医生的晶状体7的未对准的移位和倾斜的指示

性显示。在某些情况下,可以指令外科医生针对基准148的中心而将覆盖晶状体图像147居中由此消除移位,并将椭球形晶状体图像147的主轴对准基准图案148的轴以消除倾斜。

[0108] 在移位倾斜指示符147中使用的晶状体7的OCT图像例如可以采取如下形式。首先,可以执行圆形OCT扫描,得到正弦OCT图像。能够标识与OCT的最大值和最小值相对应的角度扫描角。随后,可以在很可能跨晶状体7的中心或至少相对接近中心的最大和最小角之间执行跨晶状体7的线性扫描。这一线性扫描的结果可以关于晶状体7的移位和倾斜相当有指示性。于是,在视频显微镜显示器142上显示经由线性扫描获取的晶状体的OCT图像作为移位倾斜指示符147能够辅助外科医生有效减小或消除未对准。

[0109] 对接系统100的主要功能是辅助患者接口50与眼1的对接。在对接之前生成眼被成像部分的图像并结合目标基准图案148提供移位和倾斜指示符144和146的上述实施例也执行该功能。

[0110] 对接系统100的性能能够通过实现能够不仅在眼科对接之前并可在对接期间重复成像眼被成像部分的成像系统110而进一步改善。

[0111] 在对接程序期间显示一幅或几幅更新图像的系统能够提供有关外科医生动作的有价值的反馈,由此改进对接系统100的精度和性能。

[0112] 成像系统110的某些实施例能够在此方面提供进一步的定性改善。它们不仅能够对接期间提供几幅更新图像,而是能够提供对接程序的基本实况的图像。基本实况反馈能够向外科医生递送即时信息,由此以改善的精度居中对接并以若干不同方式优化处理。

[0113] 通常使用的实况视频图像的刷新率典型地为24帧/秒。因此,能够以20-25帧/秒或更高速率提供图像的成像系统能够为外科医生提供看上去基本实况的图像。而帧率或刷新率小于20-25帧/秒的系统则可能无法被感知为实况视频成像,而是会卡住或跳动的图像,甚至会从对接程序中分心。

[0114] 在此方面,本发明的成像系统110的实施例可被如下分类。时域OCT或TD-OCT系统执行A扫描(即,对相续对应于单个横向(x,y)坐标的深度范围成像)。因此,TD-OCT A扫描耗时较长,并且TD-OCT系统每秒将仅能进行几百至几千的A扫描。在某些实现中,其性能甚至会更慢。为了获取具有合理分辨率的OCT图像,可能会要求将沿着点(x,y)的线获取的几百张A扫描合成为B扫描。因此,TD-OCT可以生成1-10帧/秒刷新率(通常每秒只有一帧或几帧)的B扫描,这些图像在外科医生看来相当卡顿并且为对接处理提供慢于实况的反馈。因此,TD-OCT系统无法在对接的实际速度下提供足够快到确认或劝阻外科医生的未对准调整的反馈。

[0115] 这一慢成像性能具有缺点。例如,眼科对接系统100被配置为在对接之前引导并辅助PI50与眼1的对准。在此预对接阶段,患者19仍然能够移动眼1。具体地,患者呼吸并上下移动眼。在慢速成像中,TD-OCT成像系统无法跟上眼随呼吸的上下运动,导致该TD-OCT成像系统显示运动伪像,诸如图像中的跳动和不连续的图像线。

[0116] 相反地,基于分光计的或SB-OCT系统同时收集点(x,y)处来自所有深度的图像数据。这些图像有时仍被称为A扫描,即使不涉及顺序扫描。由于从不同深度平行或同时收集图像数据的特性,因此该SB-OCT系统每秒能够进行500,000次A扫描。因此,能够以每秒20帧以上的刷新率(可能达到每秒1000帧)生成包含如上几百A扫描的相同B扫描。

[0117] 注意到在此实际显示这些图像也需要时间,并受到OCT显示单元142的电子性能的

限制。上述刷新率表征成像系统110的图像获取速度。取决于电子和数据传输限制因素,显示器的速度可能更慢。

[0118] SB-OCT系统的性能可以通过使用专用处理器以及存储在专用存储器中的预计算扫描图案以快速驱动成像束扫描而进一步加速,这在上述A.Juhasz和K.Vardin的美国专利申请“Image-Guided Docking for Ophthalmic Surgical Systems”有所描述。

[0119] 给出了位于20-25帧/秒实况视频速率相对侧的SB-OCT和TD-OCT成像系统的成像速度,由此使用SB-OCT成像系统的成像系统110的实施例能够为外科医生提供没有运动伪像的及时、平滑的实况反馈信息,而典型的TD-OCT成像系统则无法为外科医生提供平滑的实况反馈,并且趋向于显示运动伪像。具有实况成像反馈的系统如上所述定性改善精度的对接程序。

[0120] 进一步地,优质的成像速度允许SB-OCT成像系统110创建复杂得多、锐利且细节丰富的图像,并且仍然提供该图像作为实况视频。例子包括晶状体7的二维图像或沿着若干圆形扫描晶状体7以映射出晶状体7的实际形状,而非使用模型并依赖于有关晶状体7的几何形状的假设。

[0121] 影响成像系统110各实施例长期性能的最后因素是SB-OCT系统不具有移动部件,由此其可靠性和服务能力相当令人满意。相反地,TD-OCT系统具有快速移动部件,这与OCT装置基准臂中的基准镜的移动相关联。显然,TD-OCT系统中移动部件的存在增加了故障和未对准的可能性,于是可能降低其整体性能,需要更频繁的现场服务,并且仍然面对长期性能劣化的可能性。

[0122] 总之,TD-OCT系统至少出于如下原因而不会等效于SB-OCT系统。(i)TD-OCT不提供实况成像或是具有可用于高精度对接和外科处理的刷新率的反馈图像。(ii)TD-OCT系统趋向于显示运动伪像。(iii)TD-OCT系统还难以提供2D扫描图像或高精度的细节丰富图像。(iv)最后,TD-OCT成像系统需要比SB-OCT系统频繁得多的现场服务和维护。由此可知TD-OCT系统和SB-OCT系统足够不同,以致于对于许多应用而言,它们并不是一般性OCT系统的等效实施例。相反,将逐情况分析用于特定应用时它们性能之间的差异程度。

[0123] 图11B例示了对接系统100的其他实现可以从由视频成像系统180创建的视频图像中获取一些未对准信息。在这些对接系统100中,眼科成像系统110的实施例可以包括能够生成眼1的内眼结构的深度域图像的OCT或深度域成像系统110。图像处理器120能够包括可以从内眼结构的深度域图像中确定内眼结构的定向的深度域图像处理器120。

[0124] 此外,对接系统100和更具体地引导系统140能够包括可以包括视频图像处理器182以及可以类似于视频显微镜显示器142的视频显示器184的视频成像系统180。视频成像系统180可被配置为视频成像眼的前眼结构,并且视频图像处理器182可被配置为从前眼结构的视频图像中确定前眼结构的位置。如前所述,视频成像系统180可被耦接至眼科成像系统110并且能够配置为使用由图像处理器120确定的内眼结构的确定定向在视频显示器184上显示定向未对准指示符,并且使用由视频图像处理器182确定的前眼结构的确定位置在视频显示器184上显示位置未对准指示符。

[0125] 在某些实现中,深度域图像处理器120能够执行图像识别处理以识别内眼结构(可以是晶状体7或其囊袋或其硬化核)图像中的ACL扫描图像114的一部分和PCL扫描图像116的一部分。

[0126] 深度域图像处理器120可以基于执行结合图6描述的任何方法并由此涉及扫描图像的相位和幅度的图像识别处理的结果来确定被成像内眼结构的定向或倾斜未对准。

[0127] 视频图像处理器182可以执行视频图像识别处理以识别视频图像中的前眼结构的图像,并且基于视频图像识别处理的结果确定前眼结构的位置。被成像的前眼结构例如可以是瞳孔6或角膜缘5。

[0128] 如已经关于图4-图6所描述的,由深度域图像处理器120进行的分析不仅可以确定内眼结构的晶状体7的定向,还可以确定其位置。因此,在某些实现中,对接系统100可以确定两个位置:作为由深度域图像处理器120确定的被成像内眼结构的位置,以及作为由视频成像系统180确定的前眼结构的位置。由于内眼结构可能无法完全对准眼,因此两个位置可能不同。

[0129] 使用前眼结构的位置或使用由这两个位置生成的中间或平均位置将患者接口50与被成像内眼结构对准对于诸多目的而言都可以是有利的。

[0130] 图7A-图7B和图10A例示了在由深度域成像系统110和视频成像系统180执行的图像识别步骤之后,视频显示器184能够显示与被成像内眼结构的确定定向相关且包括眼定向指示符146和定向基准148的眼定向未对准指示符。在被成像内眼结构是晶状体7的实施例中,外科医生可以通过将晶状体倾斜指示符146对准定向基准148来减小晶状体倾斜未对准。如参考图7-图10所述,外科医生尤其可以通过指令患者19旋转对接眼,通过手动选择眼1,或通过调节固定光源160来实现这一对准。

[0131] 视频显示器184还可以显示包括与视频成像前眼结构的确定位置相关的眼位置指示符144以及眼科对接系统的位置基准148的位置未对准指示符。如前所述,眼科对接系统100的操作者能够通过将晶状体位置指示符对准位置基准148来减小晶状体位置的未对准。如参考图7-图10所述,外科医生可以通过操作台架150减小这一位置未对准。

[0132] 图11B的对接系统100可被用于与图2、图8A-图8B和图11A在前描述的实施例中的任何块或单元结合使用。例如,对接系统100可以包括固定光源160,其被配置为相对于位置未对准指示符和定向未对准指示符中的至少一个调节固定光165。

[0133] 图12例示了引导眼科对接的方法300的实施例,该方法可以包括:使用眼科成像系统110成像310患者19的眼1的一部分;通过使用图像处理器120分析图像来确定320眼1被成像部分的位置和定向;以及基于确定的位置和定向使用引导系统140引导330眼科对接。

[0134] 成像310可以包括成像晶状体囊、前囊层ACL14、后囊层PCL16、晶状体目标区、晶状体7、晶状体7的核、角膜2、虹膜3、角膜缘5、瞳孔6、角膜内皮和角膜上皮中的至少一个。

[0135] 在成像310包括成像眼晶状体7的一部分的实施例中,确定320可以包括执行图像识别处理以在图像中识别前囊层ACL14的ACL扫描图像114并识别后囊层PCL16的PCL扫描图像116。

[0136] 如参考图6所述,一旦执行图像识别,确定320还可以包括确定ACL扫描图像114的前相位和前幅度以及PCL扫描图像116的后相位和后幅度,并且从上述前相位、前幅度、后相位和后幅度确定晶状体7的位置和定向。

[0137] 在其他实施例中,确定320可以包括确定沿扫描变量的前囊层的前最大深度和前最小深度以及后囊层的后最大深度和后最小深度;并且从上述前最大深度、前最小深度、后最大深度和后最小深度中确定晶状体7的位置和定向。

[0138] 在又一个实施例中,确定320可以包括在图像中识别晶状体的囊层部分的图像;确定囊层的相位和幅度;以及使用所确定的相位和幅度确定晶状体的位置和定向。

[0139] 引导330可以包括基于所确定的眼的被成像部分的位置显示位置未对准指示符,并且基于所确定的眼的被成像部分的定向显示定向未对准指示符。

[0140] 引导330还可以包括基于所确定的眼的被成像部分的位置和眼科对接系统的位置基准148-s显示作为位置未对准指示符的一部分的眼或晶状体位置指示符144,基于所确定的眼的被成像部分的定向和眼科对接系统的定向基准148-t显示作为定向未对准指示符的一部分的眼或晶状体定向指示符146。定向基准148-t和位置基准148-s可以是相同的目标(target)或基准图案148。

[0141] 引导330还可以包括显示位置未对准指示符以辅助眼科对接系统100的操作者操作台架150,由此减小眼或晶状体位置未对准。进一步地,引导330还可以包括显示定向未对准指示符146以辅助外科医生指令患者19转动眼,或手动旋转眼,或调整固定光源160以减小眼定向未对准。

[0142] 方法300可以包括成像310、确定320和引导330的重复执行。引导330可以包括根据眼科对接期间重复的成像310和确定320更新位置未对准指示符和定向未对准指示符的显示。引导方法300的这一重复执行可以为外科医生提供有价值的反馈,从而改善对接处理的精度。进一步的定性改善可以通过以诸如20-25帧/秒或更快的实况视频刷新率更新图像或重复成像来实现。以这一视频率重复方法300能够为外科医生提供实况视频反馈。

[0143] 图13例示了引导眼科对接的替换方法400,该方法可以包括:使用深度域成像系统110成像410患者眼的内眼结构;使用图像处理器120从内眼结构的深度域图像中确定内眼结构的定向420;使用视频成像系统180视频成像430眼的前眼结构;使用视频图像处理器182从前眼结构的视频图像中确定前眼结构的位置440;以及使用引导系统140或视频显示单元184显示450根据内眼结构的确定定向的定向未对准指示符,以及根据前眼结构确定位置的位置未对准指示符。

[0144] 对准引导系统140的另一实施例可以包括为患者接口50在眼科对接系统100的远端、其光学器件130或其物镜154上的精确附接提供引导的系统。在LASIK程序中创建的角膜合盖的精度对于哪怕是PI光轴52和系统光轴28的最小未对准(即便是十微米量级)也非常敏感。因此,通过在将患者接口50附接至系统100的远端之前和期间甚至在任何对接处理启动之前应用基于成像的引导系统140成像患者接口50并基于PI50和物镜154的被成像的未对准为外科医生提供调整PI50的指导,能够使性能得到大幅改善。

[0145] 又一应用可以是不使用引导系统140辅助对接程序,而是结合基于超声的晶状体乳化外科系统引导包括由眼外科医生插入超声乳化尖端的各外科步骤的精确靶向。

[0146] 在另一实现中,眼科引导系统140可被耦接至包括基于分光计的OCT(SB-OCT)成像系统的眼科成像系统110。成像系统110可被配置为生成由外科程序修改的眼科区域的实况图像。在某些实现中,图像刷新率可以是20-25帧/秒或以上。

[0147] 在以上的说明书中,多个系统包括一个或多个可编程处理器,而多个方法步骤包括基于相应存储的程序起作用的处理器。在这些系统中,存在其中系统包括与处理器相关联并且能够存储相应程序的存储器系统以及存储在存储器系统中的程序装置的实施例。例如,图像处理器120、引导系统140、台架控制器152、未对准减小系统177和视频图像处理器

182都具有包括与这些处理器相对应并且能够存储用于这些处理器的程序或程序装置的(可能位于计算机可读介质上的)存储器或存储器系统的实施例。

[0148] 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,在单个实施例的上下文中描述的各个特征可以在多个单独的实施例中或在任何合适的子组合中实现。此外,虽然以上描述的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。

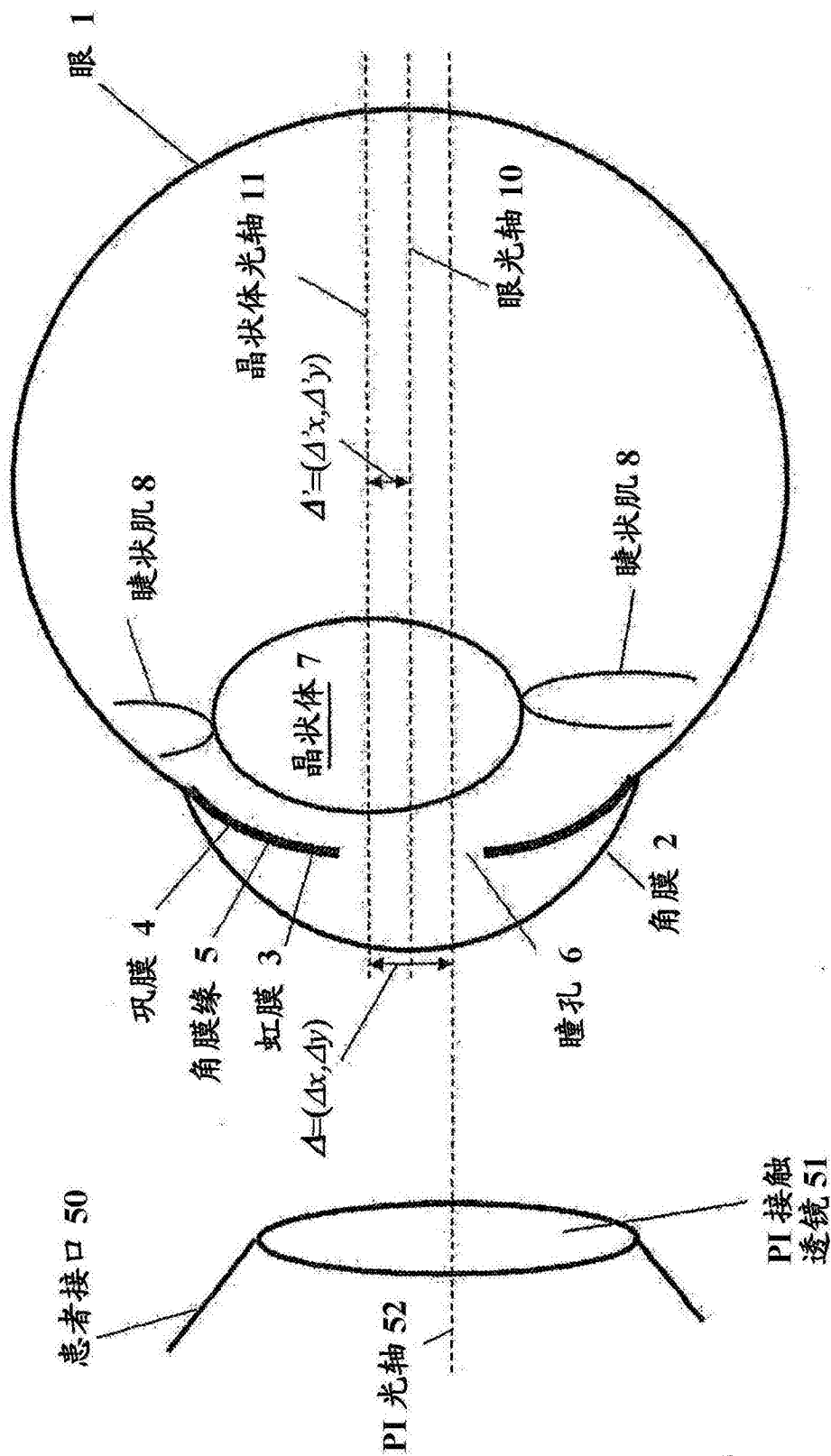


图1A

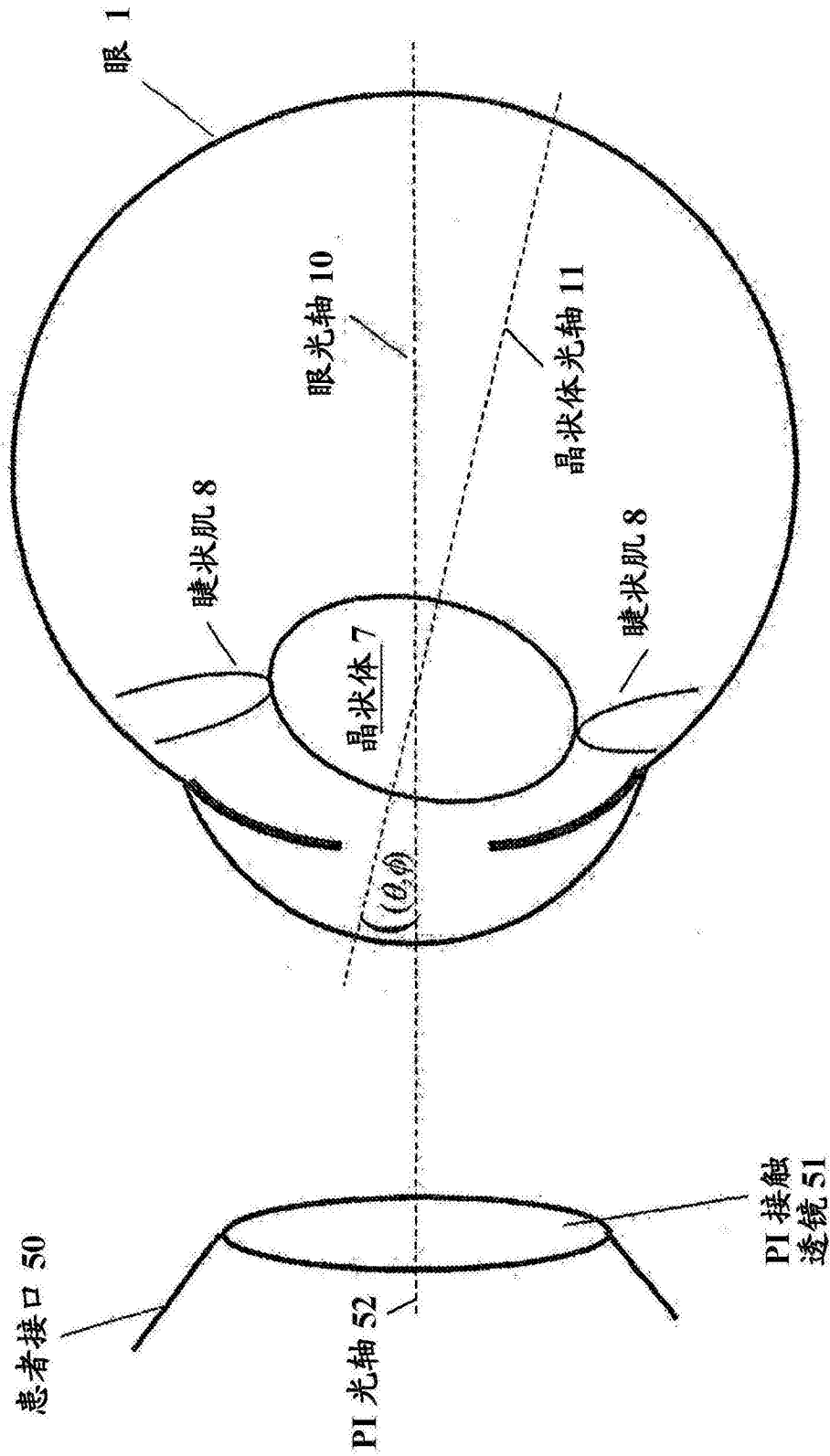


图1B

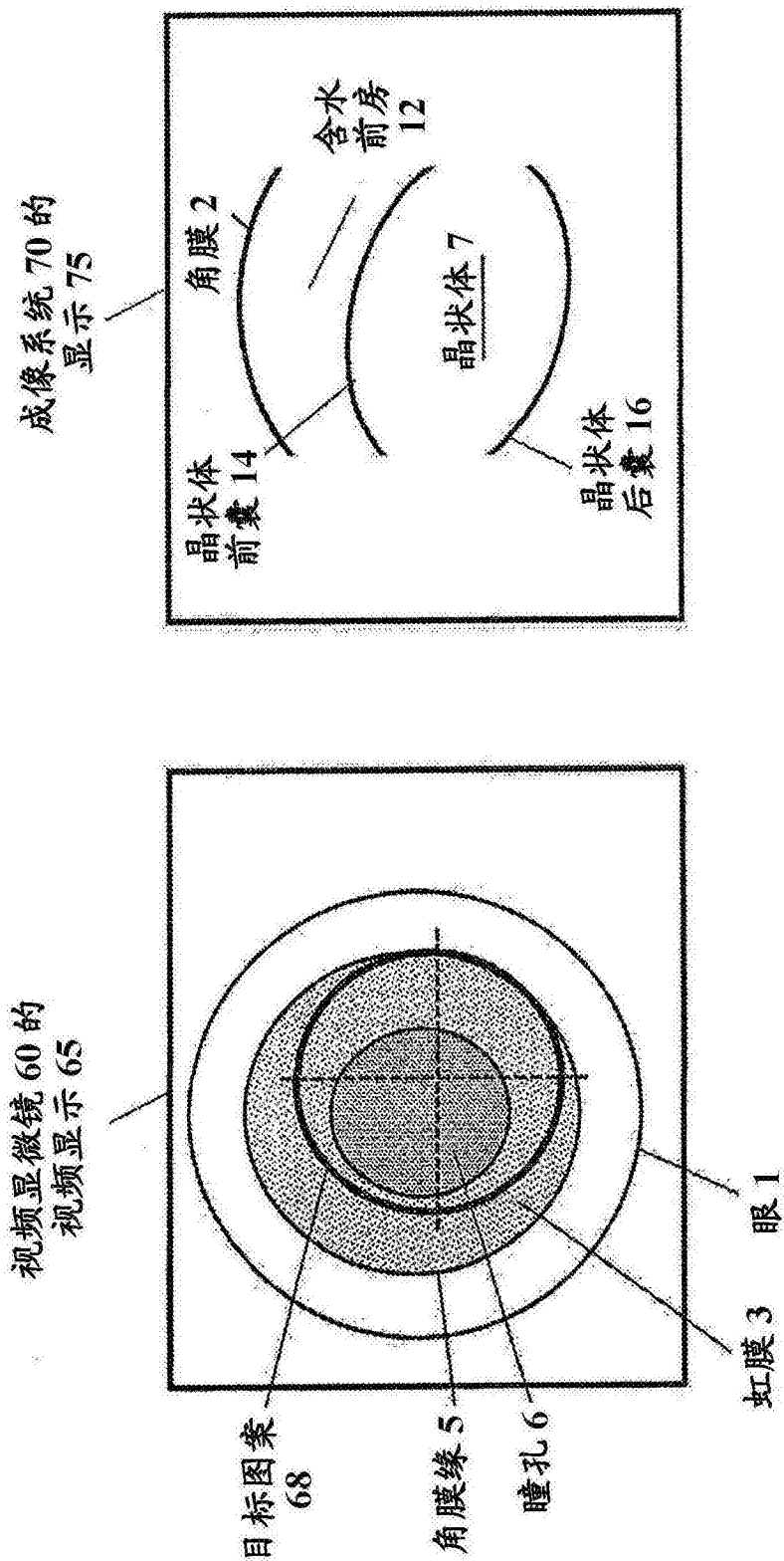


图1C

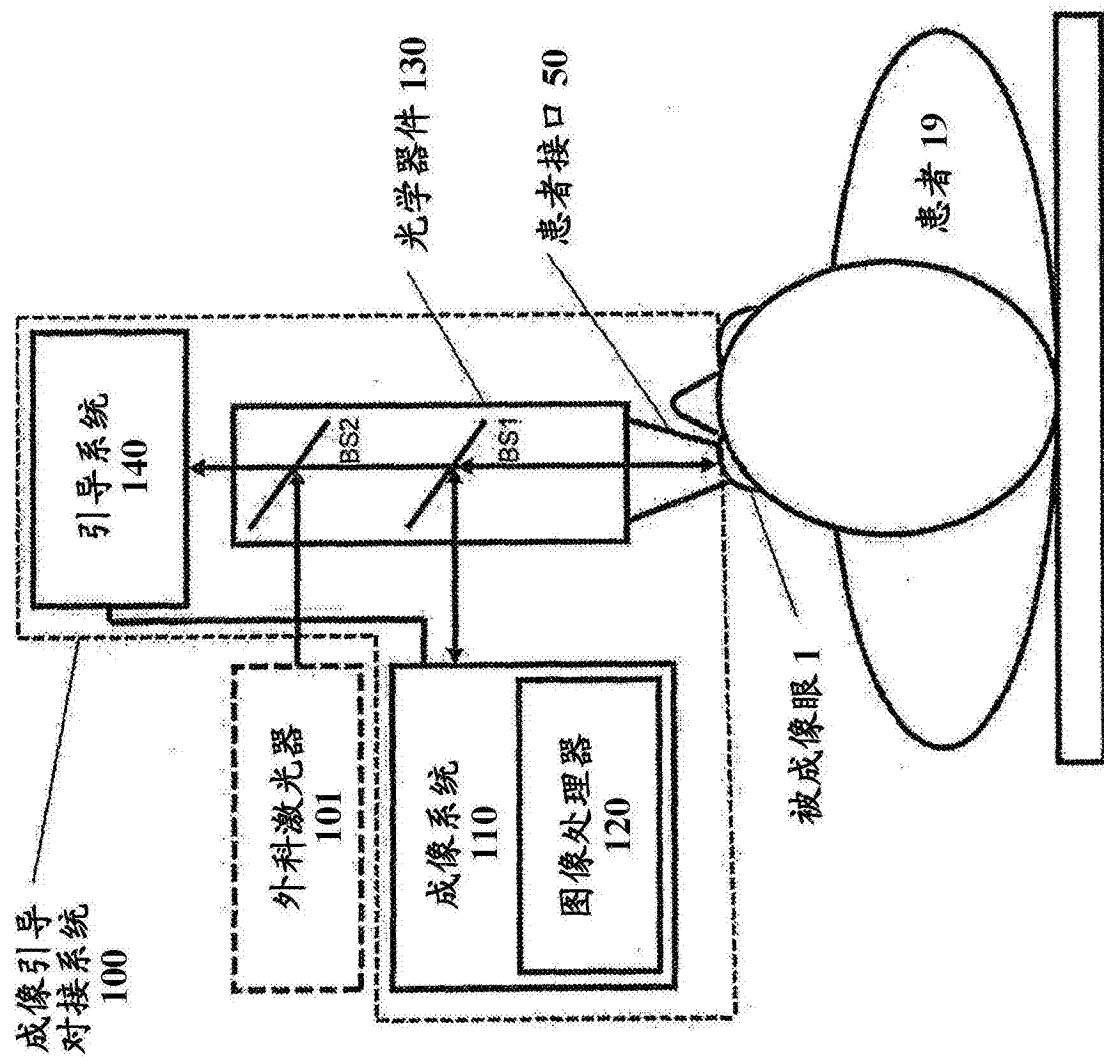


图2

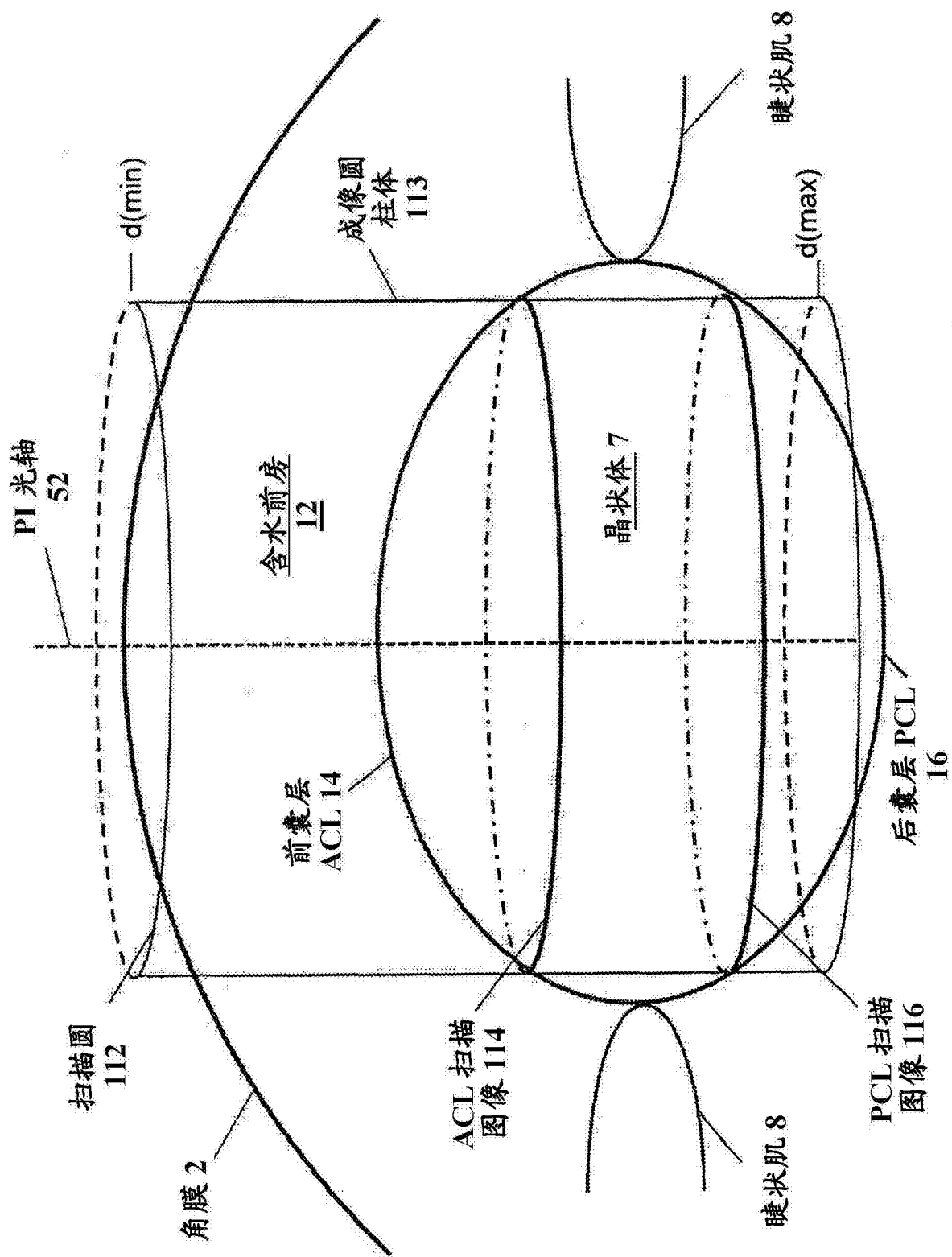


图3A

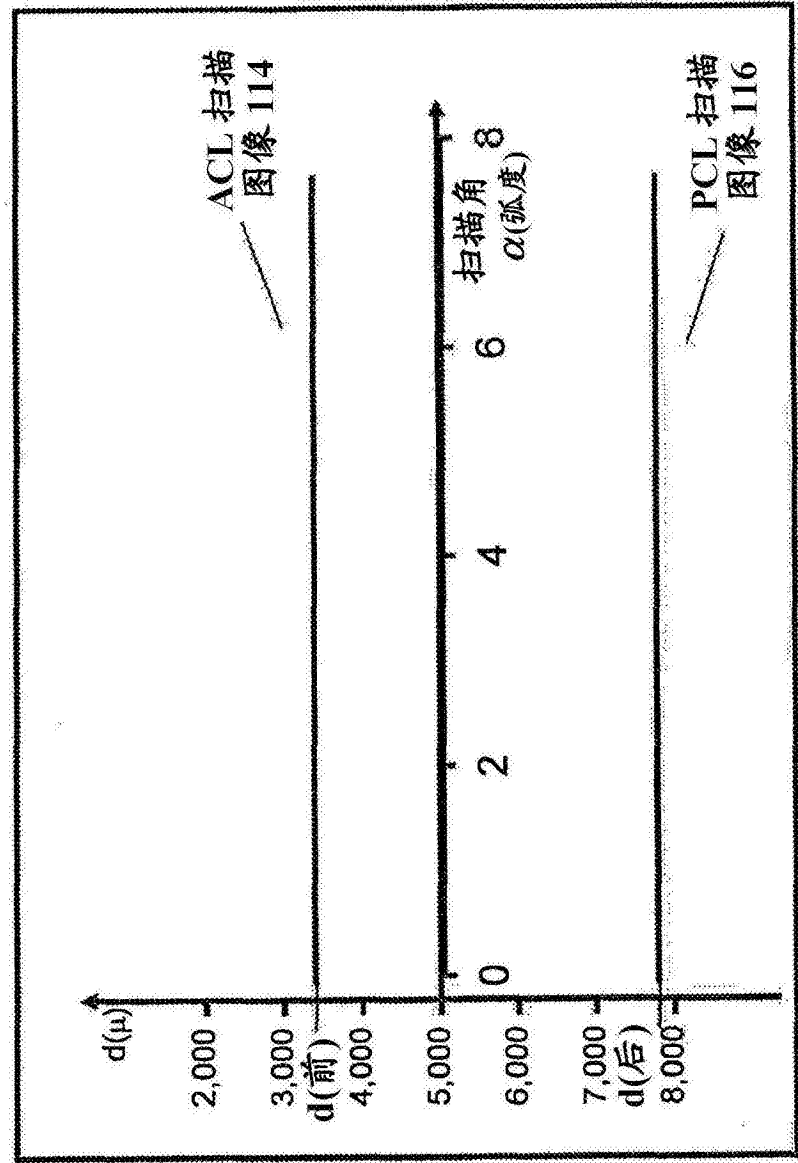


图3B

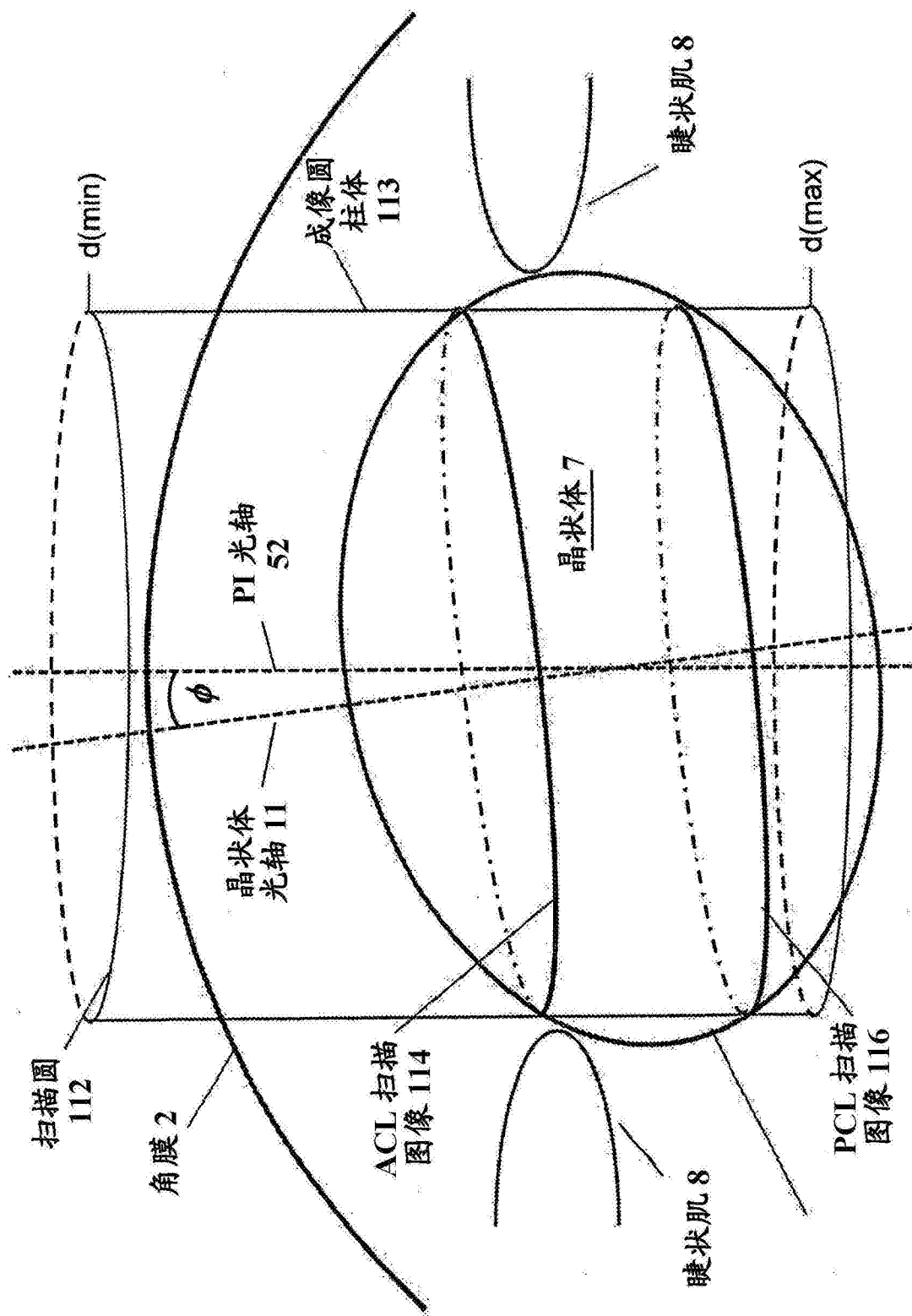


图4A

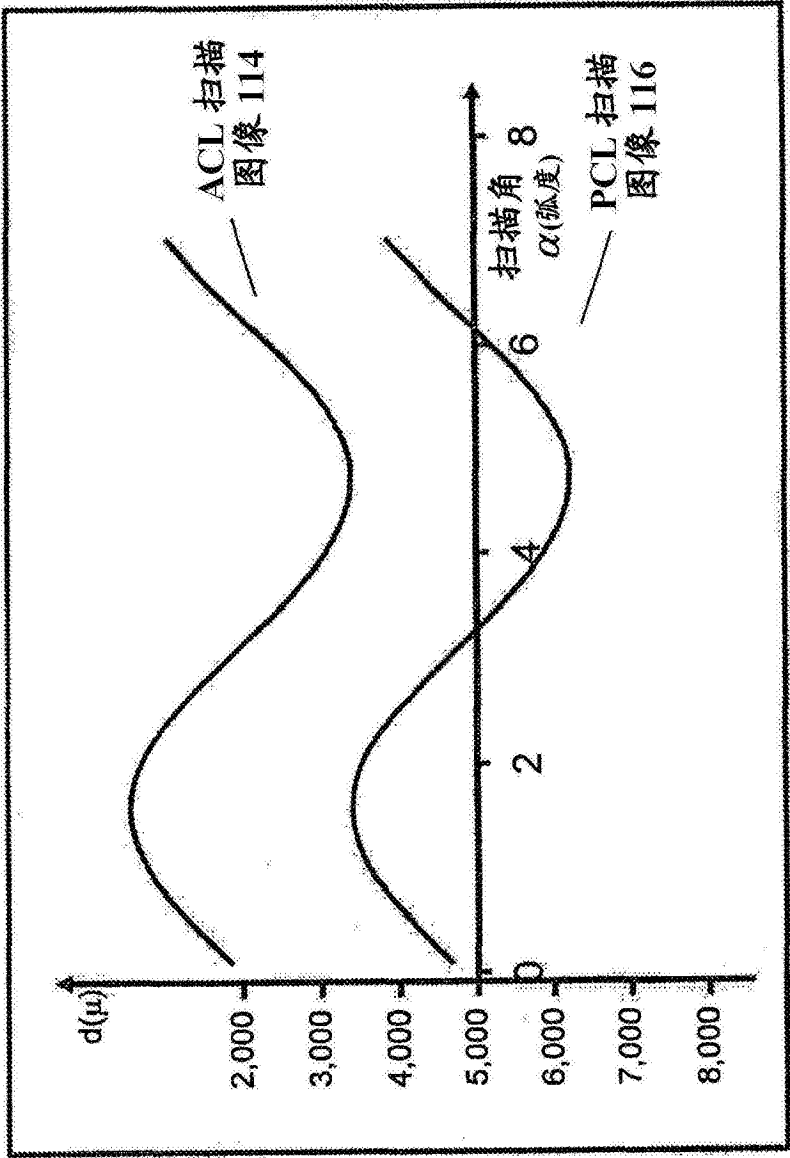


图4B

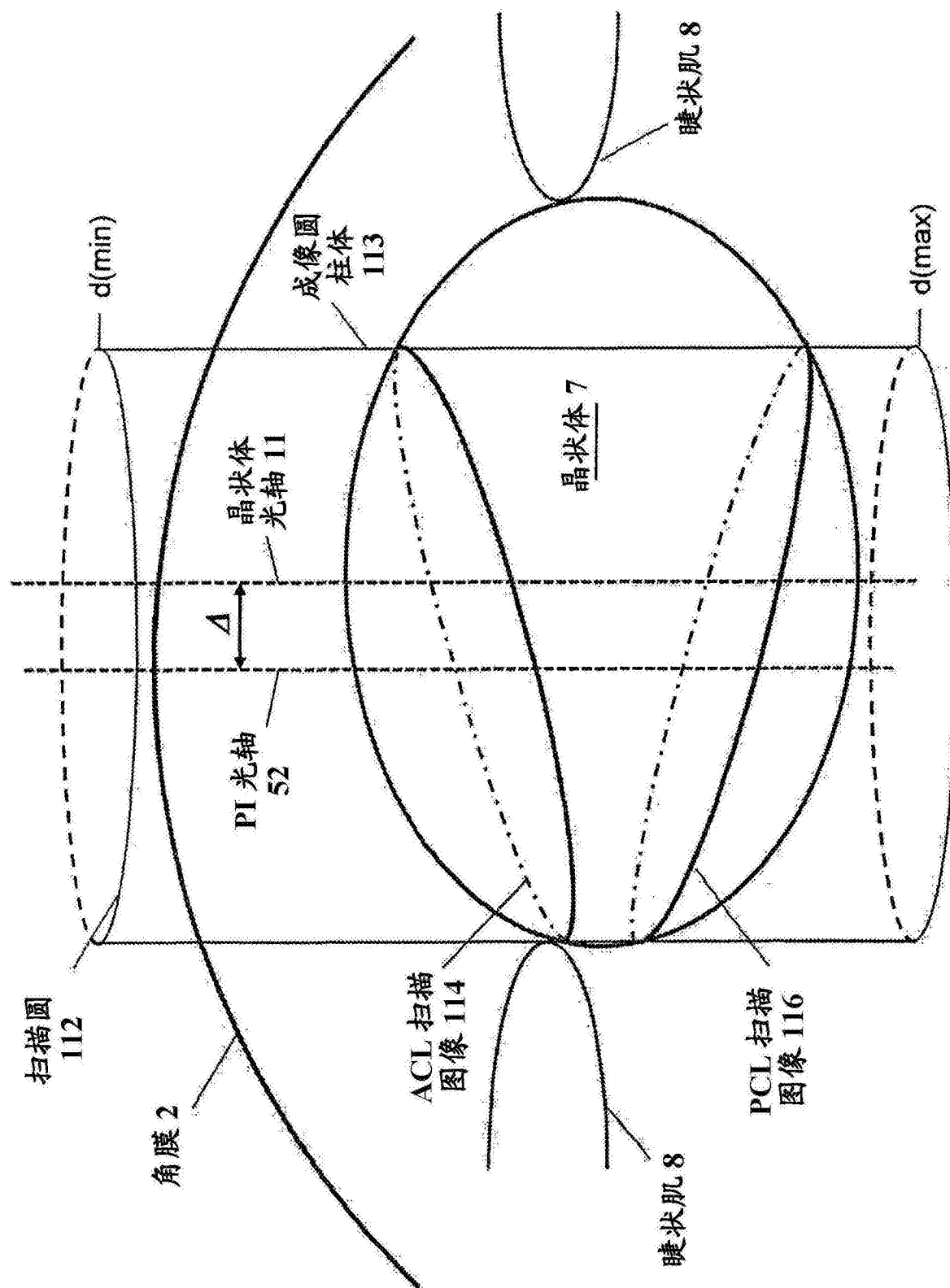


图5A

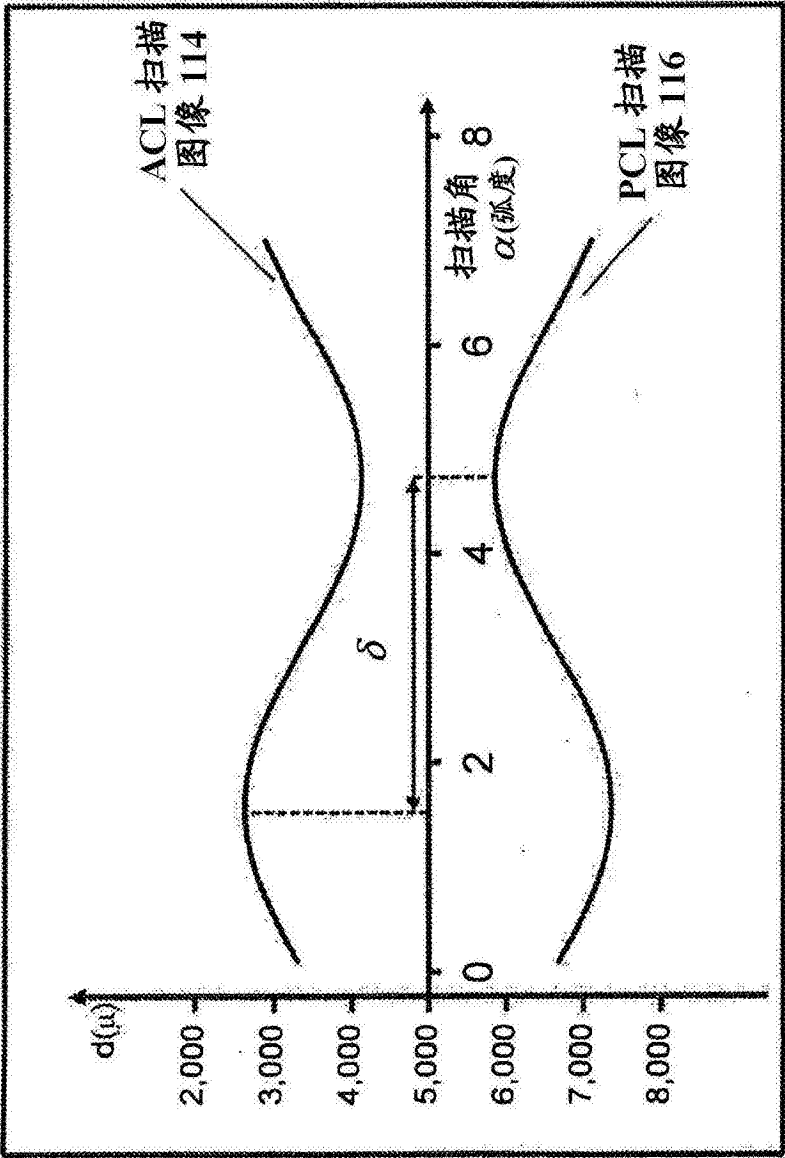


图5B

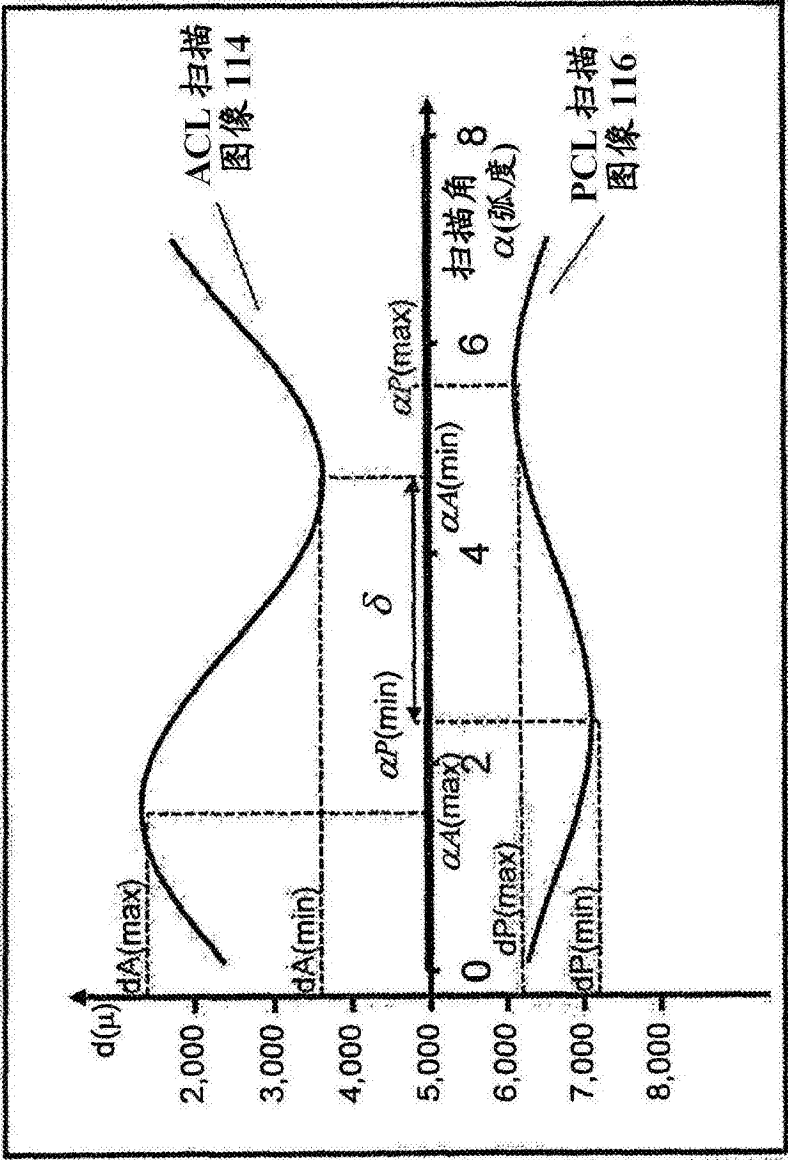
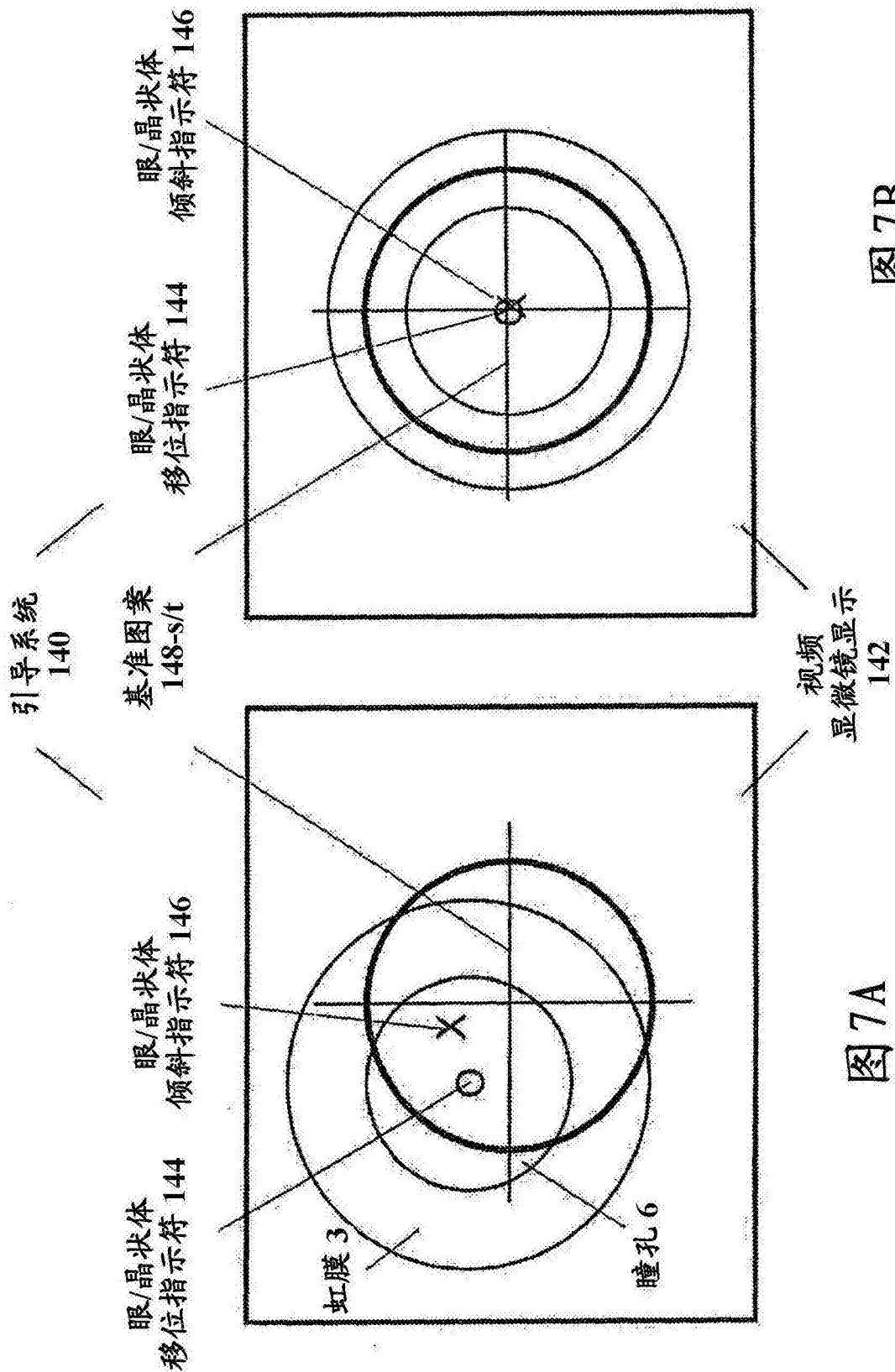


图6



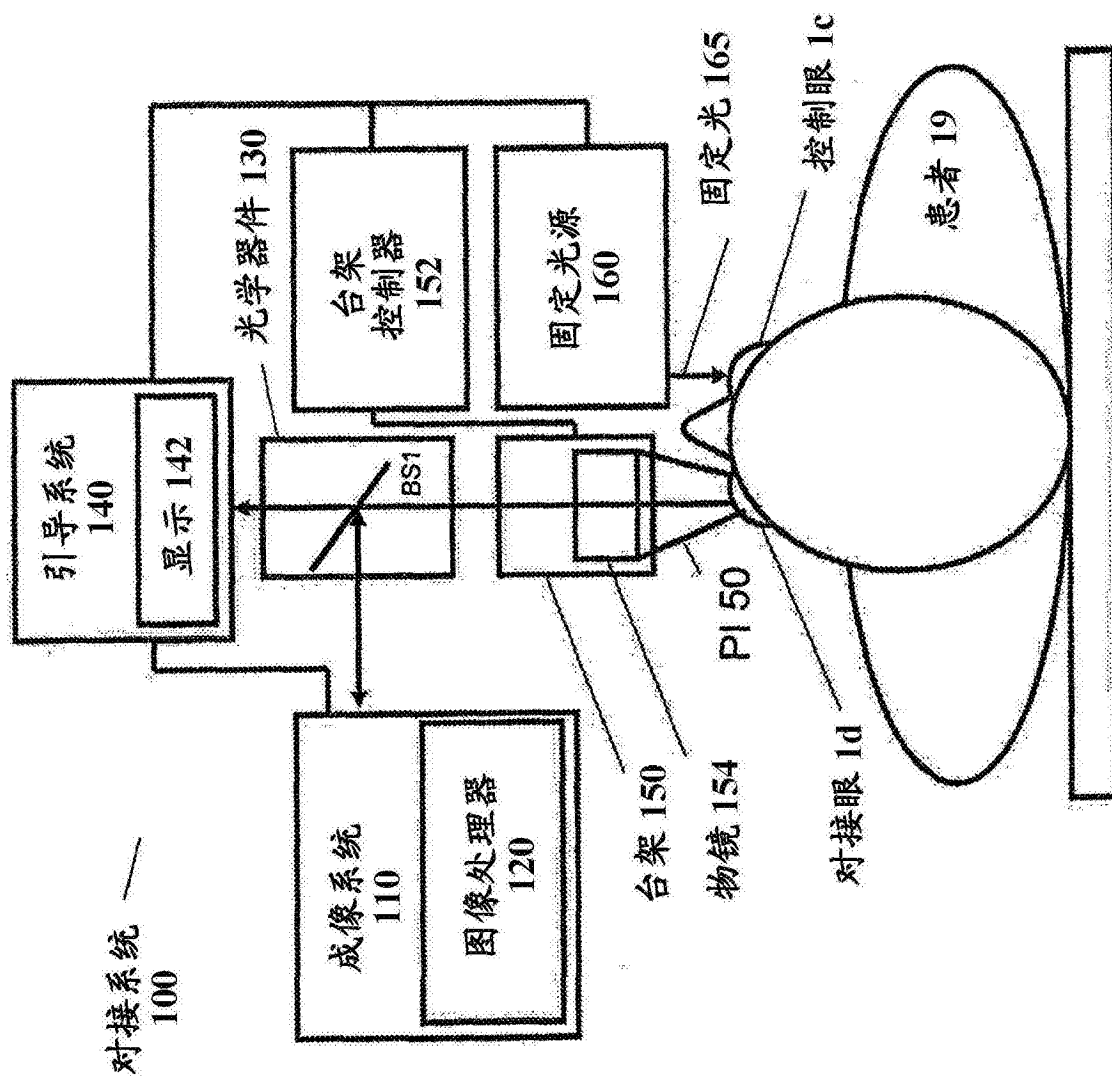


图8A

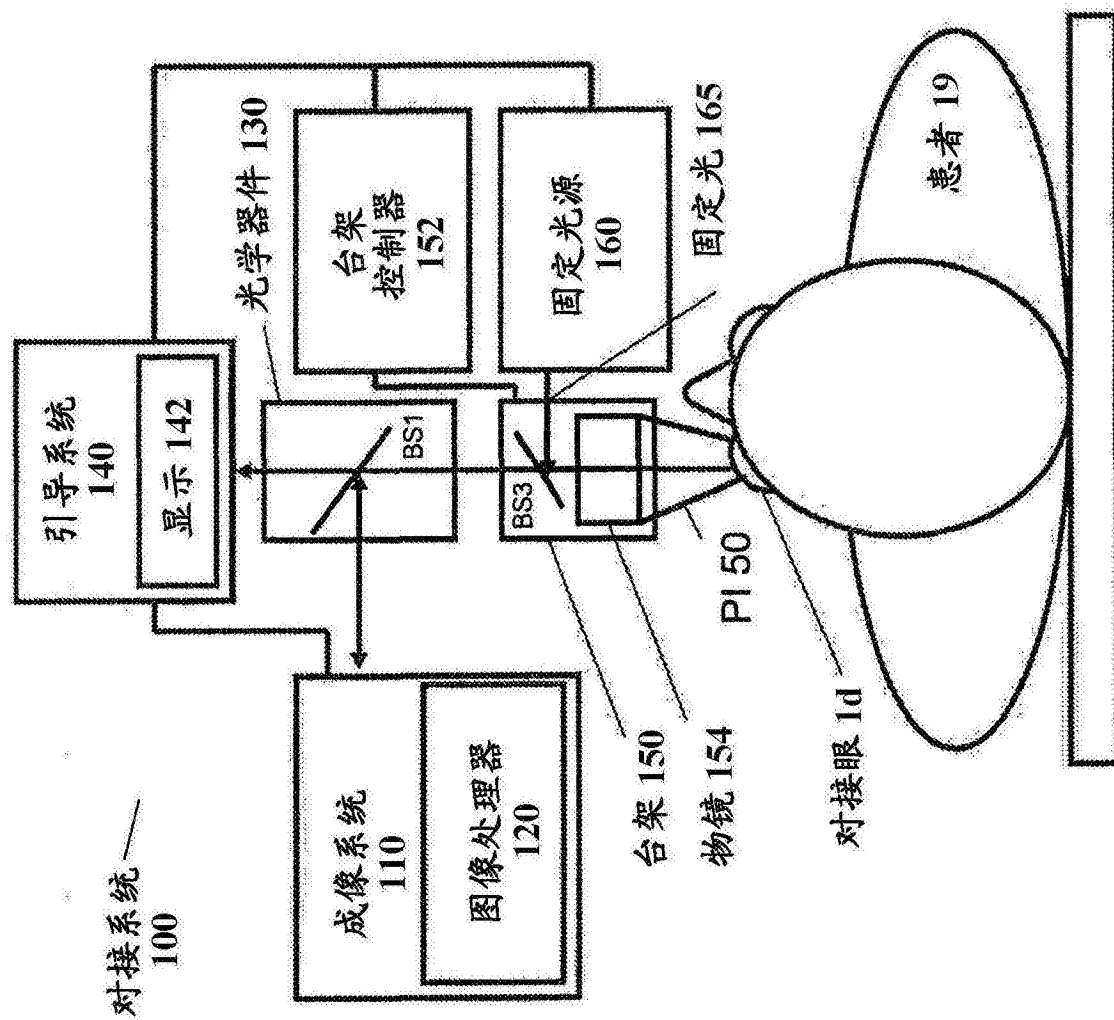


图8B

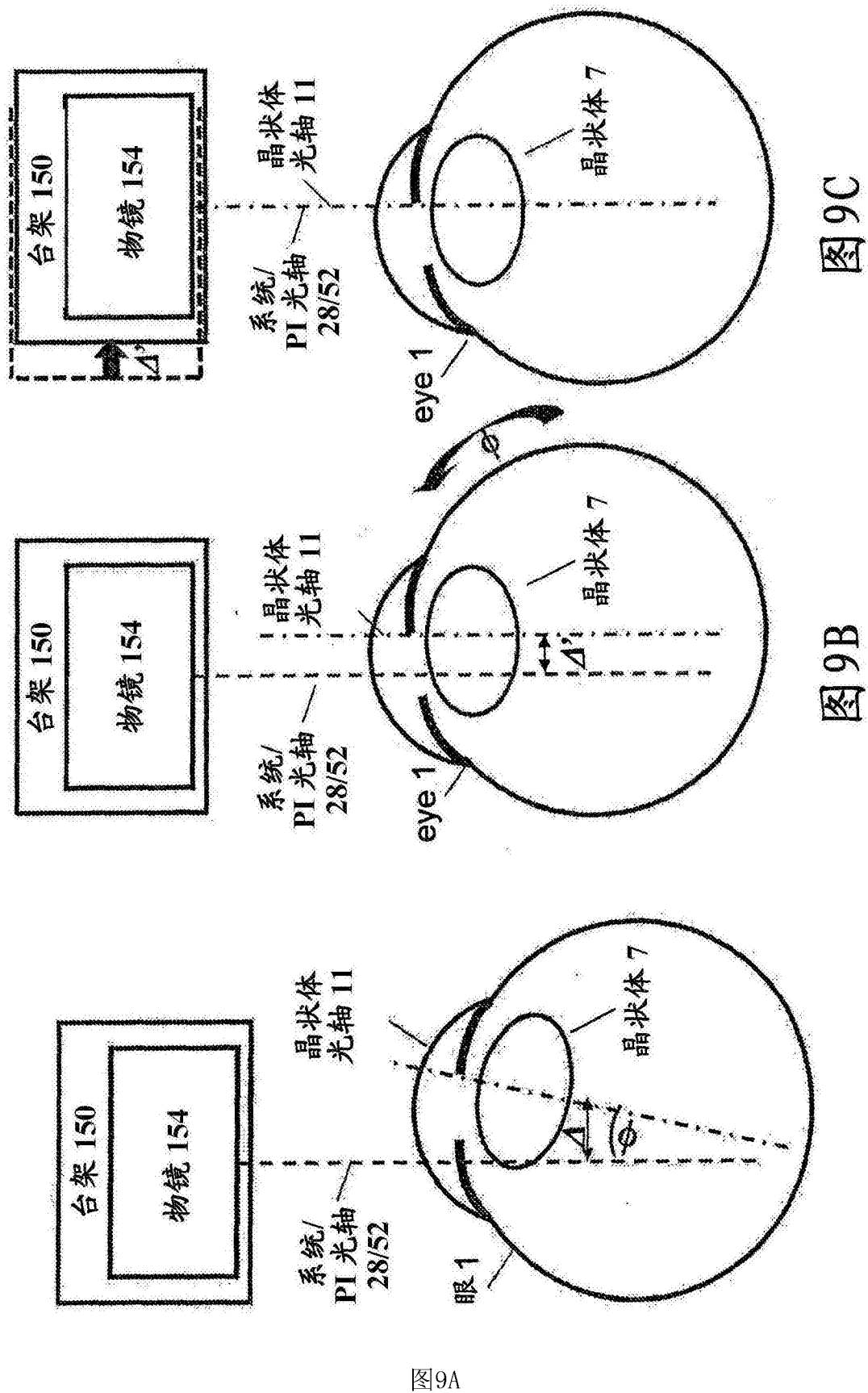


图9A

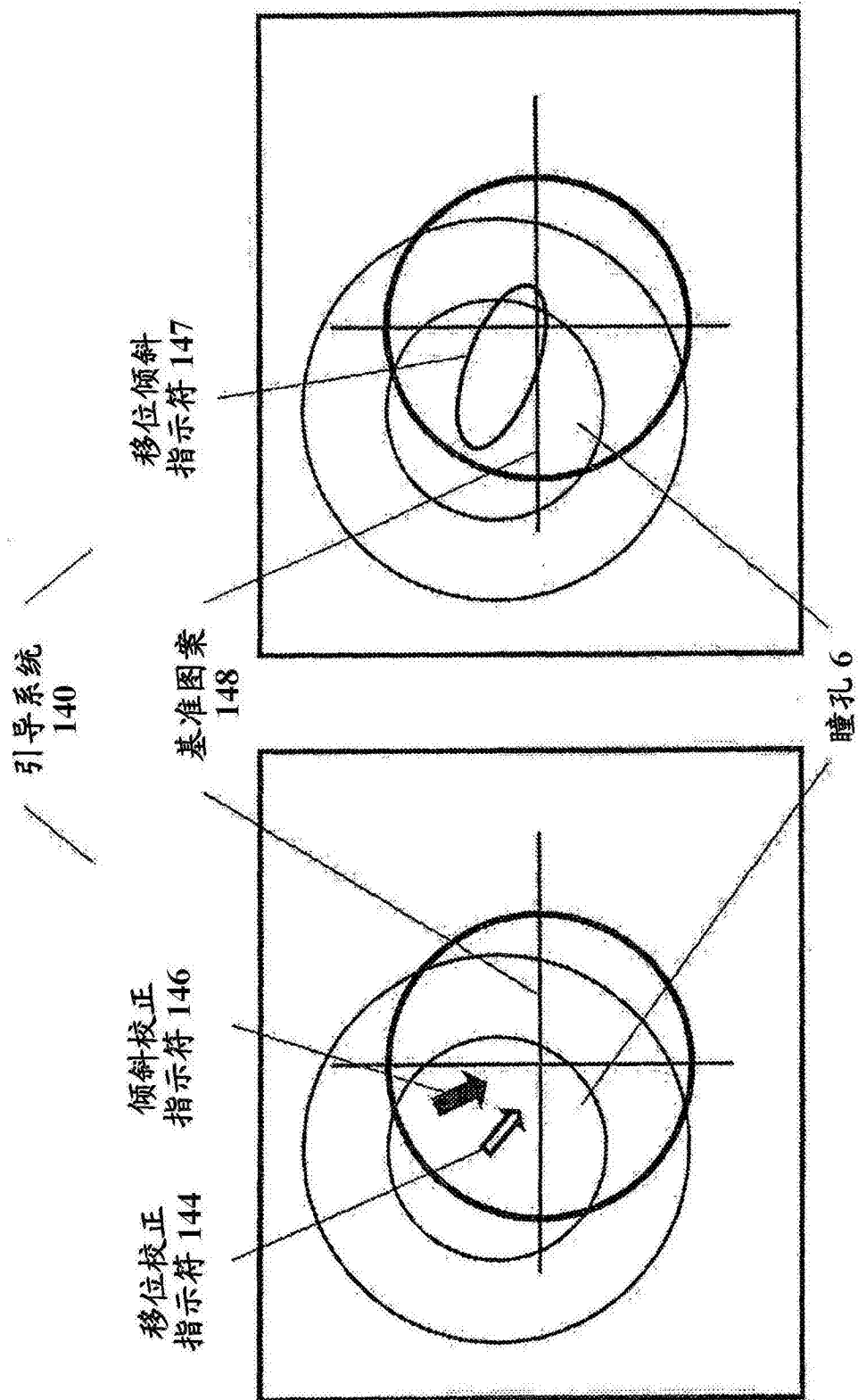


图10A

图10B

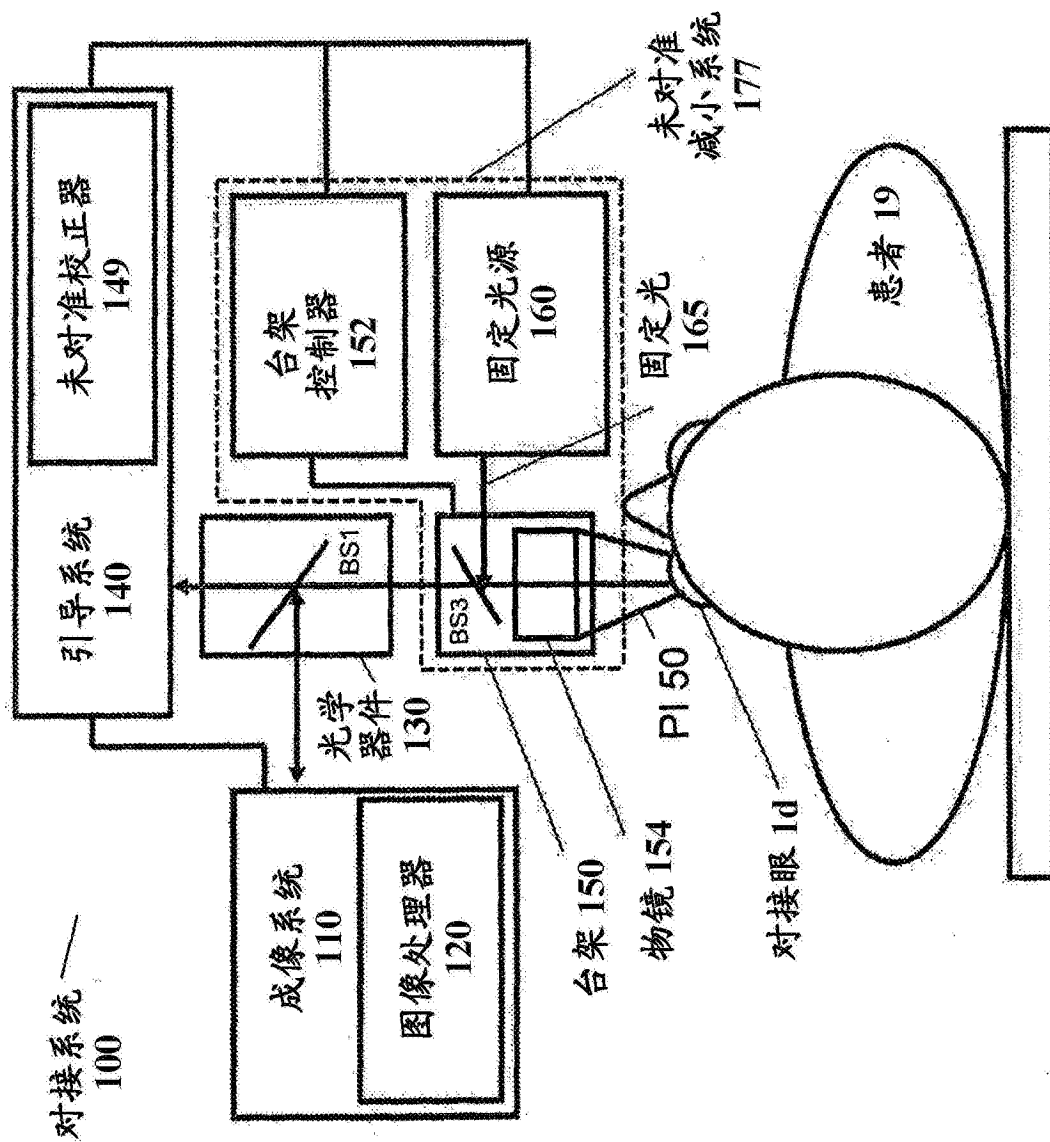


图 11A

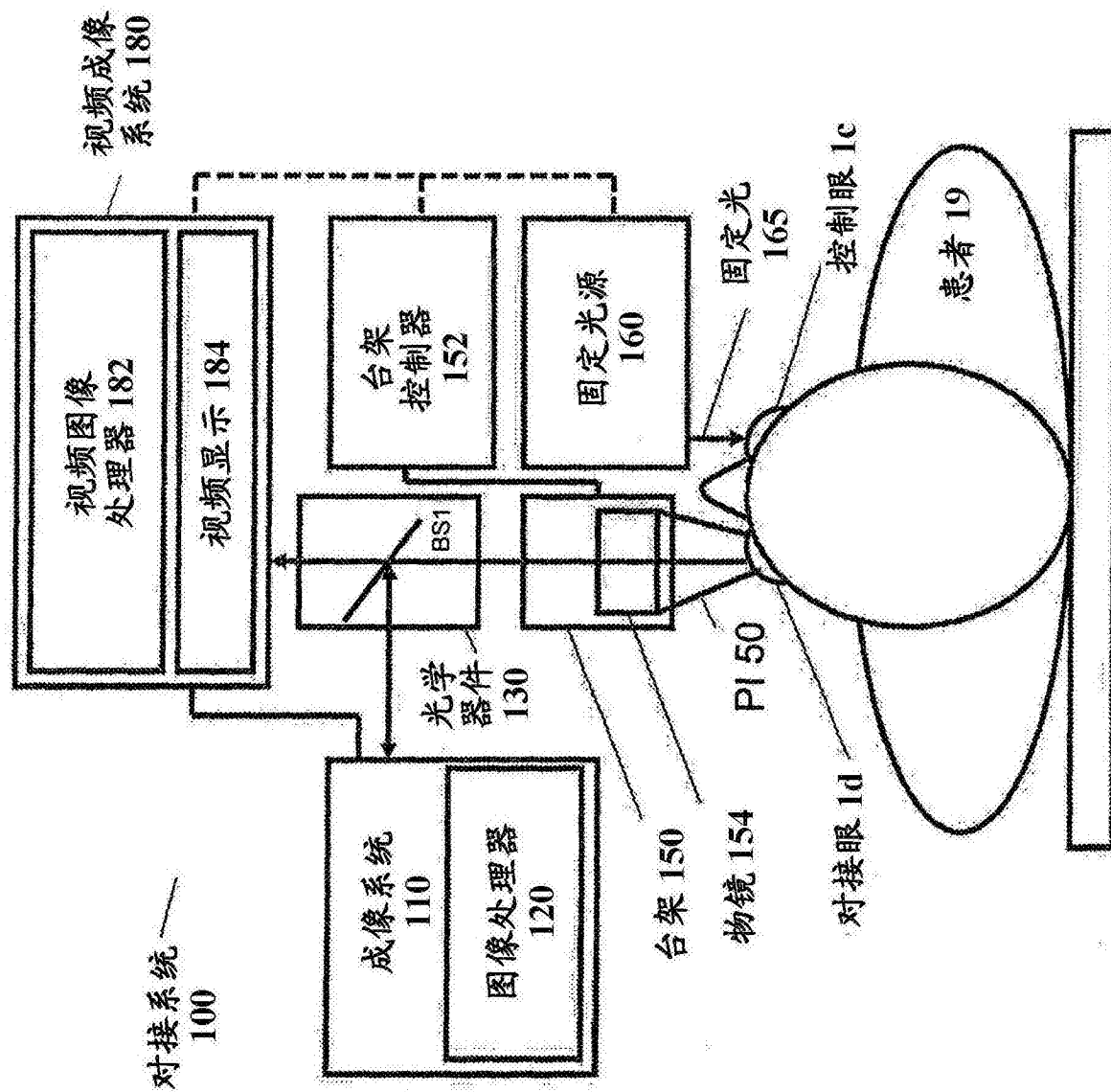


图11B

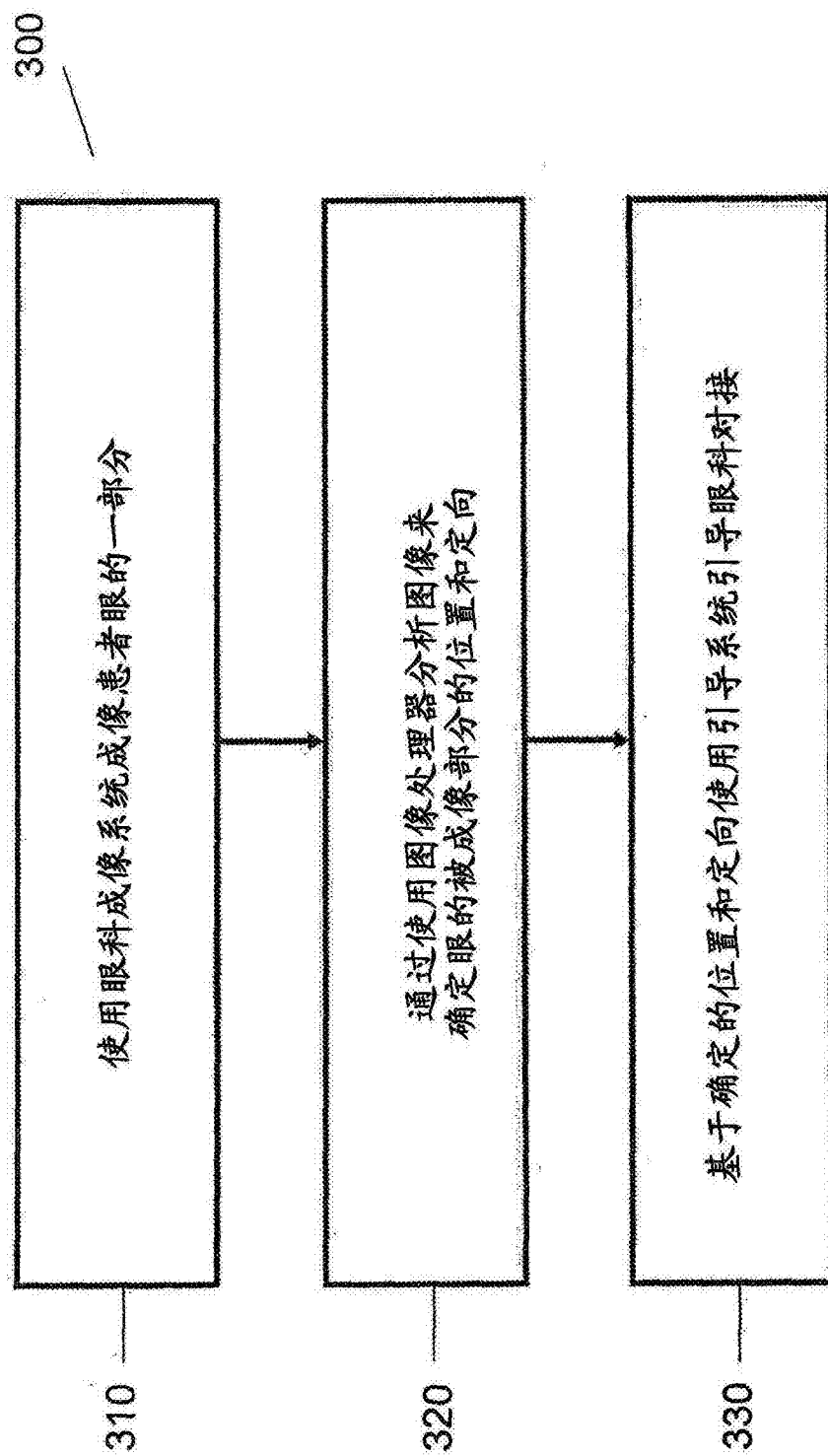


图12

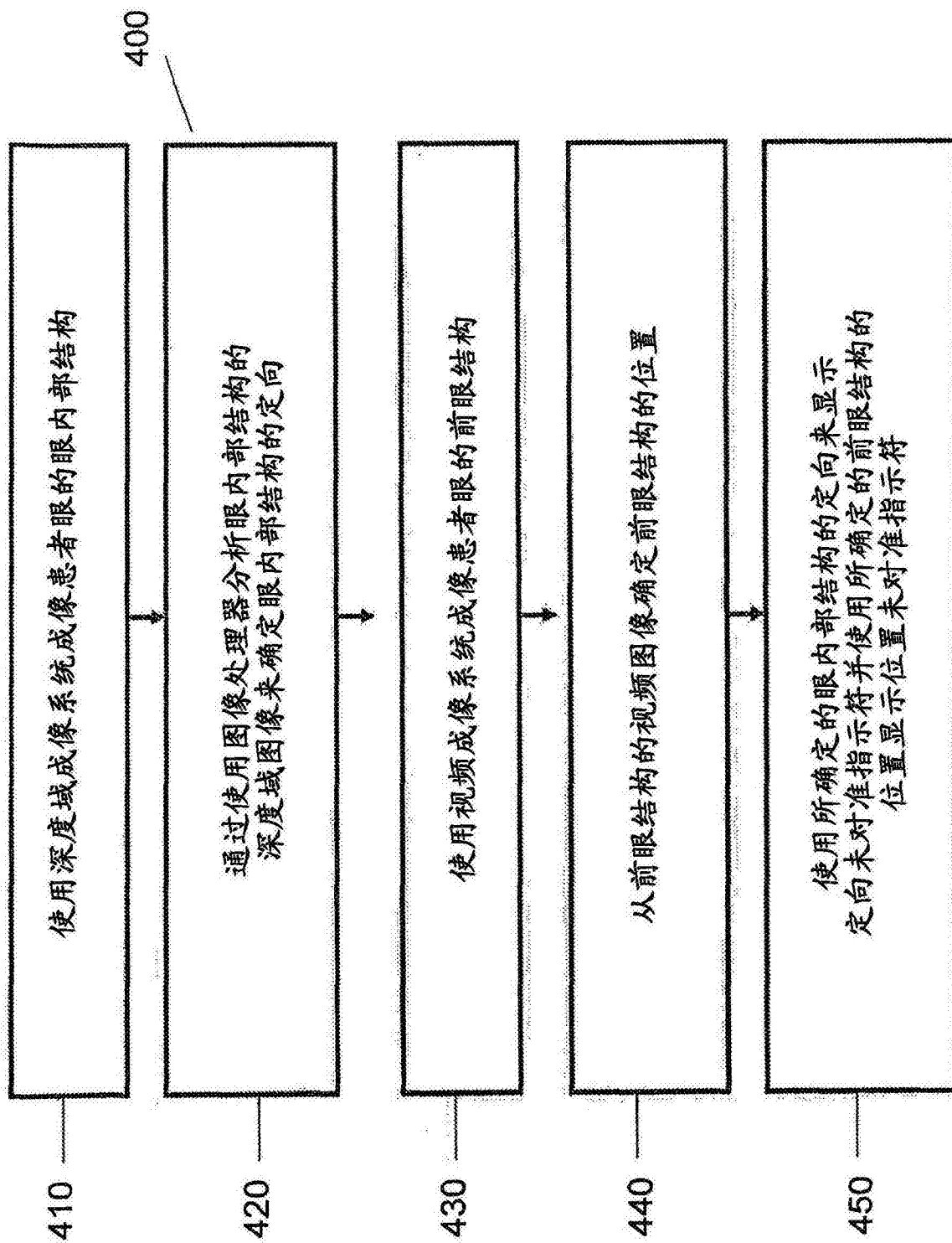


图13