



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103687532 B

(45)授权公告日 2016.11.23

(21)申请号 201280021411.8

(22)申请日 2012.05.01

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 103687532 A

(43)申请公布日 2014.03.26

(30)优先权数据
13/098,586 2011.05.02 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2013.11.01

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2012/035927 2012.05.01

(87)PCT国际申请的公布数据
W02012/151172 EN 2012.11.08

(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 T·约哈滋 F·雷克斯
G·霍兰德

(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 李晓芳

(51)Int.Cl.
A61B 3/13(2006.01)
G02B 7/00(2006.01)
A61B 3/00(2006.01)
A61B 3/12(2006.01)
A61B 3/10(2006.01)
A61B 3/15(2006.01)

审查员 李坤

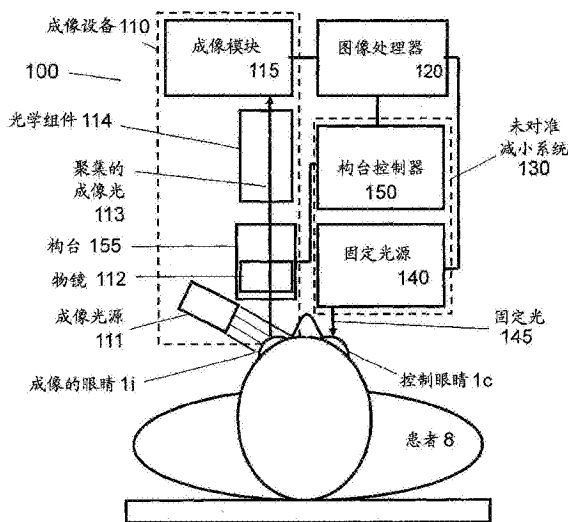
权利要求书5页 说明书16页 附图27页

(54)发明名称

用于眼科系统的图像处理器控制的未对准减小

(57)摘要

本发明提供一种眼科系统(10),包括生成患者的成像的眼睛(1i)的一部分的图像的眼科成像设备(110)、通过处理生成的图像确定成像的眼睛(1i)与成像设备(110)的未对准并根据确定的未对准生成控制信号的图像处理器(120)、以及接收控制信号并生成未对准减小响应的未对准减小系统(130)。未对准减小系统(130)可以包括固定光系统(140)或构台(155,165)。在一些情况中,定位器光系统(170)可以提供用于图像处理器(120)的附加的对准信息。



1. 一种眼科系统,包括:
眼科成像设备,被配置为生成患者的成像的眼睛的一部分的图像;
图像处理器,被配置为:
通过处理生成的图像来确定成像的眼睛与成像设备的未对准,其中所述未对准包括角度未对准,以及
根据确定的未对准生成控制信号;
未对准减小系统,被配置为:
接收该控制信号,以及
生成未对准减小响应;以及
患者接口,被配置为在未对准减小系统执行未对准减小响应之后对接到患者的成像的眼睛。
2. 如权利要求1所述的眼科系统,所述眼科成像设备包括:
电子传感系统,其感测来自成像的眼睛的聚集的成像光,其包括以下中的至少一个电子传感器阵列;以及
电子显示系统,其相对于感测的聚集的成像光显示成像的眼睛的一部分的图像,其包括以下中的至少一个:
发光二极管(LED)显示器、等离子屏幕、计算机显示器、液晶显示器(LCD)屏幕、阴极射线管(CRT)显示器、视频显微镜显示器、高清晰度(HD)视频显微镜、基于处理器的图像系统、电子或数字类型的光学机械投影仪、和可由电动机械致动器移动的光源。
3. 如权利要求2所述的眼科系统,其中所述电子传感器阵列包括电荷耦合器件(CCD)阵列和互补金属氧化物半导体(CMOS)阵列中的至少一个。
4. 如权利要求2所述的眼科系统,其中所述视频显微镜显示器包括立体视频显微镜显示器。
5. 如权利要求2所述的眼科系统,其中所述发光二极管(LED)显示器包括有机LED(OLED)显示器。
6. 如权利要求5所述的眼科系统,其中所述有机LED(OLED)显示器包括有源矩阵OLED(AMOLED)显示器。
7. 如权利要求1所述的眼科系统,其中:
图像处理器被配置为:
识别图像中的眼睛结构,以及
通过确定眼睛结构相对于成像设备的基准的位置来确定未对准的度量。
8. 如权利要求7所述的眼科系统,其中:
图像处理器被配置为通过确定图像中的高梯度线、分离具有基本上不同亮度或颜色的图像元素来识别眼睛结构。
9. 如权利要求8所述的眼科系统,其中:
图像处理器被配置为:
通过测量高梯度线和圆或椭圆之间的径向距离来将圆和椭圆的至少一个拟合到高梯度线;
通过最小化径向距离的度量来确定拟合的圆或椭圆的位置坐标;以及

通过将确定的位置坐标和基准的坐标相关来确定未对准度量。

10. 如权利要求7所述的眼科系统,其中:

图像处理器被配置为:

确定图像中的高对比度线;

确定高对比度线和目标模式之间的未对准距离;以及

从未对准距离确定未对准度量。

11. 如权利要求7所述的眼科系统,其中:

成像设备的基准是以下中的至少一个:

眼科系统的物镜、患者模块、对接端、接口、接触透镜、瞳孔、观看框、基准框、和内部透镜;以及

成像设备被配置为生成与基准相关的基准模式以辅助图像处理器确定成像的眼睛与成像设备的未对准。

12. 如权利要求7所述的眼科系统,其中:

识别的眼睛结构是成像的眼睛的角膜缘。

13. 如权利要求1所述的眼科系统,其中:

由图像处理器处理的图像的至少一部分不由成像设备显示。

14. 如权利要求1所述的眼科系统,其中:

未对准减小系统包括固定光源;以及

未对准减小响应包括固定光源响应于接收的控制信号生成固定光。

15. 如权利要求14所述的眼科系统,其中:

固定光源被配置为:

生成用于患者的非成像的眼睛的固定光;以及

根据接收的控制信号移动生成的固定光以辅助成像的眼睛与眼科系统的基准组件之间的未对准的减小。

16. 如权利要求14所述的眼科系统,其中固定光源包括以下中的至少一个:

LED阵列、等离子屏幕、计算机显示器、LCD屏幕、视频模块、光学机械投影仪、CRT显示器、裂隙灯、基于处理器的图像系统、以及可由电动机械致动器移动的光源。

17. 如权利要求16所述的眼科系统,其中所述LED阵列包括有机LED(OLED)阵列。

18. 如权利要求17所述的眼科系统,其中所述有机LED(OLED)阵列包括有源矩阵OLED(AMOLED)阵列。

19. 如权利要求14所述的眼科系统,其中:

固定光源被配置为生成固定光以引导患者减小角度未对准。

20. 如权利要求19所述的眼科系统,其中:

图像处理器被配置为通过以下操作确定角度未对准:

将椭圆拟合到图像的高对比度线;以及

分析拟合的椭圆的长宽比和面积中的至少一个。

21. 如权利要求14所述的眼科系统,其中:

固定光源包括生成固定光以引导患者减小横向未对准的准直器。

22. 如权利要求1所述的眼科系统,其中:

未对准减小系统包括
构台,被配置为移动成像设备的可移动部分;和
构台控制器,被配置为:
从图像处理器接收控制信号,以及
根据接收的控制信号移动构台;以及
未对准减小响应包括构台控制器移动构台并且因此移动成像设备的可移动部分以减小横向未对准。

23. 如权利要求22所述的眼科系统,其中:

构台也是眼科成像设备的一部分。

24. 如权利要求1所述的眼科系统,其中:

未对准减小系统包括
支撑构台,被配置为相对于成像设备移动患者支撑物;和构台控制器,被配置为
从图像处理器接收控制信号,以及
根据接收的控制信号移动支撑构台;以及
未对准减小响应包括构台控制器移动支撑构台并且因此移动患者支撑物以减小横向未对准。

25. 如权利要求1所述的眼科系统,其中:

图像处理器被配置为通过处理图像确定横向未对准;以及
未对准减小系统仅仅包括固定光源和构台控制器中的一个。

26. 如权利要求1所述的眼科系统,其中:

图像处理器被配置为确定角度和横向未对准;以及
未对准减小系统包括固定光源、构台和构台控制器。

27. 如权利要求26所述的眼科系统,其中:

图像处理器被配置为通过处理图像和未对准信息来确定角度和横向未对准。

28. 如权利要求27所述的眼科系统,其中:

所述眼科成像设备包括被配置为将定位器光投射在成像的眼睛上的定位器光源;以及
图像处理器被配置为
识别在由成像设备生成的图像中的顶端反射的定位器光;并
通过分析顶端反射的定位器光来确定未对准信息。

29. 如权利要求28所述的眼科系统,其中:

未对准信息是以下中的至少一个
与图像中的顶端反射的定位器光与成像的眼睛结构的位置之间的向量相关的角度未对准信息;和

与图像中的眼科成像设备的基准与顶端反射的定位器光和成像的眼睛结构的位置中的至少一个之间的向量相关的横向未对准信息。

30. 如权利要求29所述的眼科系统,其中:

眼科系统被配置为
通过调整固定光源来减小角度未对准;以及
通过操作构台控制器来减小横向未对准。

31. 如权利要求28所述的眼科系统,其中:
固定光是可调节的以使得定位器光和成像的眼睛结构的位置能够通过调整固定光来对准。
32. 如权利要求28所述的眼科系统,其中:
固定光源和定位器光源能够以不同的波长操作。
33. 如权利要求32所述的眼科系统,其中:
定位器光对成像的眼睛是不可见的。
34. 如权利要求1所述的眼科系统,其中:
未对准减小系统包括固定光源,其被配置为生成用于患者的成像的眼睛的固定光;以及根据接收的控制信号调整生成的固定光以辅助成像的眼睛与眼科系统的基准组件之间的未对准的减小。
35. 如权利要求34所述的眼科系统,包括:
定位器光,其可聚焦到不同于固定光的第一焦点的第二焦点。
36. 一种将眼睛与眼科系统对准的方法,所述方法包括:
由眼科成像设备生成患者的成像的眼睛的一部分的图像;
通过图像处理器处理生成的图像来确定成像的眼睛与成像设备的未对准;以及
由未对准减小系统基于确定的未对准来电子地生成未对准减小响应,其中生成未对准减小响应包括:
由固定光源根据确定的未对准来生成固定光。
37. 如权利要求36所述的方法,其中确定未对准包括:
识别图像中的眼睛结构;以及
确定眼睛结构相对于成像设备的基准的位置。
38. 如权利要求36所述的方法,生成固定光包括:
生成固定光以引导患者减小角度未对准。
39. 如权利要求36所述的方法,生成固定光包括:
生成固定光以引导患者减小横向未对准,其中
固定光源包括准直器。
40. 如权利要求36所述的方法,其中:
生成固定光包括
生成用于患者的非成像的眼睛的固定光;以及
生成未对准减小响应包括
根据确定的未对准来调整固定光以辅助患者减小未对准。
41. 如权利要求36所述的方法,其中:
生成固定光包括
生成用于患者的成像的眼睛的固定光;以及
生成未对准减小响应包括
根据确定的未对准来调整固定光以辅助患者减小未对准。
42. 如权利要求36所述的方法,生成未对准减小响应包括:

由构台控制器移动所述眼科成像设备的构台以减小横向未对准。

43. 如权利要求36所述的方法,其中:

确定未对准包括

通过图像处理器处理图像和未对准信息来确定角度和横向未对准;以及

生成未对准减小响应包括

调整固定光系统的固定光和构台控制器。

44. 如权利要求43所述的方法,确定未对准包括:

由定位器光系统将定位器光投射到成像的眼睛上;

定位由成像设备生成的图像中的顶端反射的定位器光;以及

利用定位的顶端反射的定位器光确定未对准信息。

45. 如权利要求44所述的方法,确定未对准信息包括:

确定与图像中的顶端反射的定位器光与成像的眼睛结构的位置之间的向量相关的角度未对准信息;以及

确定与图像中的眼科成像设备的基准与顶端反射的定位器光和成像的眼睛结构中的至少一个之间的向量相关的横向未对准信息。

46. 如权利要求45所述的方法,生成未对准减小响应包括:

通过调整固定光来减小角度未对准;以及

通过操作构台控制器来减小横向未对准。

47. 如权利要求46所述的方法,其中:

迭代地重复减小角度未对准和减小横向未对准。

48. 如权利要求44所述的方法,生成未对准减小响应包括:

将固定光投射到成像的眼睛中;以及

通过使得患者的头横向移动以对准定位器光与固定光来减小横向未对准和角度未对准。

49. 一种眼科系统,包括:

成像设备,其生成患者的成像的眼睛的图像;

图像处理器,其通过处理生成的图像来确定成像的眼睛和成像设备的角度未对准和横向未对准;

固定光系统,其将固定光投射在患者的眼睛上以辅助角度未对准的减小;以及

构台,其调整系统的可移动光学组件来减小横向未对准。

50. 如权利要求49所述的眼科系统,包括:

指示器光系统,其将指示器光投射在成像的眼睛上以提供用于图像处理器的未对准信息。

用于眼科系统的图像处理器控制的未对准减小

[0001] 对相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2011年5月2日提交的美国专利申请序列号No.13/098,586的优先权,其全部内容通过引用合并于此。

技术领域

[0003] 本专利文件涉及用于眼科成像的系统和技术。更详细地,本专利文件涉及用于提供用于改善将眼科成像系统对准或对接到患者眼睛的精度电子控制的固定光的系统和方法。

背景技术

[0004] 对于眼科成像、诊断和手术而言,各种先进的成像设备已经发展了多年。对于一些应用来说,这些成像设备在它们的光轴与成像的眼睛的光轴对准时最佳地执行。一旦眼睛的光轴与成像设备的光轴对准后,那么一些成像设备通过借助于患者接口或眼睛对接系统将眼睛固定在对准位置来增强成像处理的精度。随着成像设备的精度改善,对提供更精确的对准的眼睛对接系统的需要也增加。

[0005] 在一般的现有系统中,手动引导对准。操作者可以口头地指引患者、手动地定位眼球、或调整成像设备的部分,诸如它的物镜或构台、或上述任何组合。在对接处理期间迭代地执行这些调整。然而,这些手动操纵方法的不准确性可以使得对接处理相当费时且不成功,并且仍然达不到高质量的对准。由于手动引导的对准的精度有限,患者接口常常最终偏离中心位置地、眼睛的光轴倾斜地和眼睛相对于成像系统横向错位地对接在眼睛上。

[0006] 一些成像系统使用承诺对准处理的改进的指导机制。在一些系统中,诸如在利用准分子激光器的一些外科系统中,由固定光辅助对准。固定光可以以成像系统的光轴为中心。可以指示患者关于固定光训练他的眼睛。此固定可以将患者的眼睛与成像系统对准。但是,甚至这些固定光系统也具有局限性。

发明内容

[0007] 本专利文件公开了具有改善的功能的固定光控制器系统。患者的眼睛通常具有相对于成像系统的横向和角度未对准二者。简单地看,以成像设备的光轴为中心的固定的固定光并不消除两种未对准。

[0008] 因此,在包括一些YAG激光器和裂隙灯的一些系统中,固定光不被固定并可以被手动地或机械地调整。然而,由于调整仅仅是机械或手动的,所以这些固定光的精度比成像系统的精度小得多。此外,此类机械调整由于它们的有限的精度而可能是相当费时并且不成功的。

[0009] 最后,在一些系统中,固定光可以被部分手动且部分电子地控制。在专家外科医生手动操作的掌握中可以改善对准,在其它情况下此类系统可以还缺乏所需的精度。

[0010] 本专利文件公开了提出针对上述问题的解决方案的固定光控制器系统。在一些实

施方式中,眼科系统可以包括被配置为生成患者的成像的眼睛的一部分的图像的眼科成像设备、被配置为通过处理生成的图像来确定成像的眼睛与成像设备的未对准并且根据确定的未对准生成控制信号的图像处理器、以及被配置为接收控制信号且以生成未对准减小响应的未对准减小系统。

[0011] 在一些实施方式中,眼科成像设备可以包括感测来自成像眼睛的聚集的成像光的电子传感系统,包括电荷耦合器件(CCD)阵列、互补金属氧化物半导体(CMOS)阵列、像素阵列、和电子传感器阵列的至少一个,以及相对于感测的聚集的成像光显示成像的眼睛的一部分的图像的电子显示系统,包括发光二极管(LED)显示器、等离子屏幕、电子显示器、计算机显示器、液晶显示器(LCD)屏幕、阴极射线管(CRT)显示器、视频模块、视频显微镜显示器、立体视频显微镜显示器、高清晰度(HD)视频显微镜、基于处理器的图像系统、电子或数字类型的光学机械投影仪、和可由电动机械致动器移动的光源的至少一个。

[0012] 在一些实施方式中,图像处理器被配置为识别图像中的眼睛结构,并且通过相对于成像设备的基准确定眼睛结构的位置来确定未对准的度量。在一些实施方式中,图像处理器被配置为通过确定图像中的高梯度线、分隔具有基本上不同的亮度或颜色的图像元素来识别眼睛结构。

[0013] 在一些实施方式中,图像处理器被配置为通过测量高梯度线与圆或椭圆之间的径向距离来将圆和椭圆的至少一个拟合到高梯度线、通过最小化径向距离的度量来确定拟合的圆或椭圆的位置坐标、以及通过关联确定的位置坐标和基准的坐标来确定未对准度量。在一些实施方式中,图像处理器被配置为确定图像中的高对比度线、确定高对比度线和目标模式之间的未对准距离、以及从未对准距离确定未对准度量。

[0014] 在一些实施方式中,成像设备的基准是眼科系统的物镜、患者模块、对接端、接口、接触透镜、瞳孔、观看框、基准框、和内部透镜中的至少一个,并且成像设备被配置为生成与基准相关的基准模式以辅助图像处理器确定成像的眼睛与成像设备的未对准。在一些实施方式中,识别的眼睛结构是成像眼睛的角膜缘。在一些实施方式中,由图像处理器处理的图像的至少一部分不由成像设备显示。

[0015] 在一些实施方式中,未对准减小系统可以包括固定光源,并且未对准减小响应包括固定光源响应于接收的控制信号生成固定光。在一些实施方式中,固定光源被配置为生成用于患者的非成像的眼睛的固定光,并且根据接收的控制信号移动生成的固定光以辅助成像的眼睛与眼科系统的基准组件之间的未对准的减小。在一些实施方式中,固定光源可以包括LED阵列、等离子屏幕、电子显示器、计算机显示器、LCD屏幕、视频模块、电子或数字类型的光学机械投影仪、阴极射线管显示器、裂隙灯、基于处理器的图像系统、以及可由电动机械致动器移动的光源中的至少一个。在一些实施方式中,固定光源被配置为生成固定光以引导患者减小角度未对准。

[0016] 在一些实施方式中,图像处理器被配置为通过将椭圆拟合到图像的高对比度线、并且分析拟合的椭圆的长宽比和面积中的至少一个来确定角度未对准。在一些实施方式中,固定光源可以包括准直器来生成固定光以引导患者减小横向未对准。

[0017] 在一些实施方式中,未对准减小系统可以包括被配置为移动成像设备的可移动部分的构台,和被配置为从图像处理器接收控制信号、并根据接收的控制信号移动构台的构台控制器,并且未对准减小响应可以包括构台控制器移动构台并且因此移动成像设备的可

移动部分以减小横向未对准。在一些实施方式中,构台也是眼科成像设备的一部分。在一些实施方式中,未对准减小系统可以包括被配置为相对于成像设备移动患者支撑物的支撑构台,和被配置为从图像处理器接收控制信号、并根据接收的控制信号移动支撑构台的构台控制器,并且未对准减小响应可以包括构台控制器移动支撑构台并且因此移动患者支撑物以减小横向未对准。

[0018] 在一些实施方式中,图像处理器被配置为通过处理图像确定角度和横向未对准,并且未对准减小系统可以包括固定光源和构台控制器中的仅仅一个。

[0019] 在一些实施方式中,图像处理器被配置为通过处理图像确定角度和横向未对准,并且未对准减小系统可以包括固定光源、构台和构台控制器。在一些实施方式中,图像处理器被配置为通过处理图像和未对准信息确定角度和横向未对准。

[0020] 在一些实施方式中,成像系统可以包括被配置为将定位器光投影在成像的眼睛上的定位器光源,和图像处理器被配置为识别在由成像设备生成的图像中的顶端反射的定位器光并通过分析顶端反射的定位器光以确定未对准信息。在一些实施方式中,未对准信息是与在顶端反射的定位器光与成像的眼睛结构的位置之间的图像中的向量相关的角度未对准信息、和与在成像系统的基准与顶端反射的定位器光和成像的眼睛结构的位置中的至少一个之间的图像中的向量相关的横向未对准信息中的至少一个。

[0021] 在一些实施方式中,眼科系统被配置为通过调整固定光源减小角度未对准,并通过操作构台控制器减小横向未对准。在一些实施方式中,固定光是可调整的以使得定位器光和成像的眼睛结构的位置可以通过调整固定光被对准。在一些实施方式中,固定光源和定位器光源能够以不同的波长操作。在一些实施方式中,定位器光对成像的眼睛是不可见的。

[0022] 在一些实施方式中,患者接口被配置为在未对准减小系统执行未对准减小响应之后对连接到患者的成像的眼睛。在一些实施方式中,未对准减小系统可以包括固定光源,其被配置为生成用于患者的成像的眼睛的固定光、并根据接收的控制信号调整生成的固定光以辅助成像的眼睛与眼科系统的基准组件之间的未对准的减小。一些实施方式包括可聚焦到不同于固定光的第一焦点的第二焦点的定位器光。

[0023] 在一些实施方式中,将眼睛与眼科系统对准的方法可以包括由眼科成像设备生成患者的成像的眼睛的一部分的图像、通过图像处理器处理生成的图像来确定成像的眼睛与成像设备的未对准、以及通过未对准减小系统基于确定的未对准来电子地生成未对准减小响应。

[0024] 在一些实施方式中,确定未对准可以包括识别图像中的眼睛结构、以及相对于成像设备的基准确定眼睛结构的位置。在一些实施方式中,生成未对准减小响应可以包括由固定光源根据确定的未对准生成固定光。

[0025] 在一些实施方式中,生成固定光可以包括生成固定光以引导患者减小角度未对准。在一些实施方式中,生成固定光可以包括生成固定光以引导患者减小横向未对准,其中固定光源可以包括准直器。

[0026] 在一些实施方式中,生成固定光可以包括生成用于患者的未成像的眼睛的固定光,并且生成未对准减小响应可以包括根据确定的未对准调整固定光以辅助患者减小未对准。在一些实施方式中,生成固定光可以包括生成用于患者的成像的眼睛的固定光,并且生

成未对准减小响应可以包括根据确定的未对准调整固定光以辅助患者减小未对准。

[0027] 在一些实施方式中,生成未对准减小响应可以包括由构台控制器移动成像系统的构台以减小横向未对准。

[0028] 在一些实施方式中,确定未对准可以包括通过图像处理器处理图像和未对准信息确定角度和横向未对准,以及生成未对准减小响应可以包括调整固定光系统的固定光和构台控制器。在一些实施方式中,确定未对准可以包括由定位器光系统将定位器光投影在成像的眼睛上、在由成像设备生成的图像中定位顶端反射的定位器光、以及利用定位的顶端反射的定位器光确定未对准信息。在一些实施方式中,确定未对准信息可以包括确定与在顶端反射的定位器光与成像的眼睛结构的位置之间的图像中的向量相关的角度未对准信息、以及确定与在成像系统的基准与顶端反射的定位器光和成像的眼睛结构的中的至少一个之间的图像中的向量相关的横向未对准信息。

[0029] 在一些实施方式中,生成未对准减小响应可以包括通过调整固定光减小角度未对准、以及通过操作构台控制器减小横向未对准。在一些实施方式中,减小角度未对准和减小横向未对准被迭代地重复。在一些实施方式中,生成未对准减小响应可以包括将固定光投影到成像的眼睛上、和通过使得患者的头横向地移动以对准定位器光和固定光来减小横向和角度未对准。

[0030] 在一些实施方式中,眼科系统可以包括生成患者的成像的眼睛的图像的成像设备、通过处理生成的图像确定成像的眼睛与成像设备的角度和横向未对准的图像处理器、将固定光投影在患者的眼睛上以辅助角度未对准的减小的固定光系统、以及调整系统的可移动光学组件以减小横向未对准的构台。在一些实施方式中,眼科系统可以包括将指示器光投影在成像的眼睛上以提供用于图像处理器的未对准信息的指示器光系统。

附图说明

[0031] 图1示出了眼睛。

[0032] 图2示出了眼科成像系统。

[0033] 图3A-C示出了眼睛的未对准。

[0034] 图4示出了具有未对准减小系统的眼科系统。

[0035] 图5A-E示出了图像处理系统。

[0036] 图6A-B示出了固定光系统。

[0037] 图7A-C示出了未对准减小方法。

[0038] 图8A-B示出了利用固定光的未对准减小。

[0039] 图9A-B示出了确定角度未对准的图像处理方法。

[0040] 图10A-B示出了准直的固定光系统。

[0041] 图11示出了具有构台的未对准减小系统。

[0042] 图12A-B示出了构台系统的操作。

[0043] 图13示出了床构台系统。

[0044] 图14示出了结合固定光与构台的系统。

[0045] 图15A-B示出了固定光与构台系统的操作。

[0046] 图16A-B示出了具有定位器光的系统。

- [0047] 图17A-B示出了处理角度与横向未对准的定位器光系统。
- [0048] 图18示出了横向与角度未对准的减小。
- [0049] 图19A-B示出了将固定光投影到患者的成像的眼睛上的固定光系统。
- [0050] 图20A-B示出了具有两个固定光的系统。
- [0051] 图21示出了具有附加OCT成像系统的系统。
- [0052] 图22示出了操作具有未对准减小系统的眼科系统的方法。

具体实施方式

[0053] 在此专利文件中的实施方式和实施例提供用于增大成像的眼睛与成像设备的对准精度的眼科成像设备的固定光系统。

[0054] 图1相当详细地示出了人眼1。眼睛1包括接收并折射输入光的角膜2、虹膜3、瞳孔4（事实上为光进入内眼睛的开口）、以及将光集中在视网膜上的晶状体5。此外，眼睛1包括划定彩色的虹膜3和白色巩膜7之间的界限的角膜缘6。

[0055] 图2示出了眼科成像系统10以及它的操作。患者8可以被放置于支撑物床上。成像光源11可以在成像的眼睛1i上发出成像的光。由成像的眼睛1i反射的成像的光的一部分可以被物镜12聚集并且作为聚集的成像光13被引导到光学组件或光学系统14。光学组件14可以将聚集的成像光13引导到成像模块15中。外科医生或医学专家可以分析由成像模块15提供的图像并且给出患者移动成像的眼睛1i以改善它与成像系统10的光轴的对准的指令。在其它情况下，外科医生可以手动地操作成像的眼睛1i以改善对准。这些步骤可以被实践以便为将患者接口对接到成像的眼睛1i做准备，或仅仅简单地将眼睛与成像系统10对准得更好。可以使用患者接口或者辅助成像眼睛1i、或者用于执行眼睛外科手术。在其它系统中，在对准之后可以执行非接触式的成像手术。然而在其它系统中，对准可以跟随有诊断手术。在以上描述的系统中的任何一个中，眼科成像系统10仅仅为外科医生提供有限的精度的图像，因为与眼睛的对准仅仅是近似的。

[0056] 图3A-B示出了在使用此类有限精度的眼科成像系统10之后，眼睛1和眼科成像系统10的剩余未对准可以继续存在。详细地，眼科系统10的远端20可以是物镜12、或接触模块、对接单元、远顶端、接口、或扁平模块。在任何设计中，远端20可以包括支撑远端透镜22的外壳21。一般地与远端透镜22的光轴共享的眼科成像系统10的光轴28甚至在已经执行上述有限精度的对接程序之后可以保持与眼睛1的光轴9的未对准。

[0057] 图3A示出了未对准可以是以近似地位于垂直于光轴28的横向平面的、眼睛的光轴9与成像系统10的光轴28之间的 $(\Delta x, \Delta y)$ 向量为特征的横向未对准。

[0058] 图3B示出了未对准还可以是角度未对准。一般来说，角度未对准的特征在于眼睛的光轴9与成像系统10的光轴28之间的 (θ, ϕ) 欧拉角。多数情况下，未对准可以是横向与角度未对准的结合。

[0059] 图3C示出了在成像模块15的成像接口上，任一未对准可以表现为虹膜3与瞳孔4相对于诸如目标圆之类的目标模式17的位移。外科医生可以对患者给出口头指示以移动成像的眼睛1i，或基于此显示的位移手动地操作眼睛1i。

[0060] 然而，口头指示可能对已经迷失方向的患者是不清楚的，并且操作眼睛可能是麻烦的且不精确的。此外，患者很可能不做或抵抗外科医生或专家的动作。

[0061] 一些眼科系统可以利用固定光以提供对患者的引导。然而,固定光设备仍然具有正如以上讨论的缺点。一些设备提供可调节的固定光作为改善。然而,甚至在此类系统中,一般手动地或机械地调整固定光的位置,仍然导致具有限制精度的调整处理。

[0062] 图4示出了可用于在改善的精度情况下将成像的眼睛1i与眼科系统100对准的眼科成像系统100。眼科系统100可以包括眼科成像设备110、图像处理器120和未对准减小系统130。眼科成像设备110可以被配置为生成患者的成像的眼睛的一部分的图像。图像处理器120可以被配置为通过处理生成的图像确定成像的眼睛与成像设备的未对准、并且根据确定的未对准生成控制信号。未对准减小系统130可以被配置为接收控制信号并且生成未对准减小响应。

[0063] 眼科成像设备110可以包括提供用于成像的眼睛1i的成像光的成像光源111。成像光源111可以是单一光、例如4、6或8条光的环、或具有连续环形形状的光源。物镜112可以聚集由成像的眼睛1i返回的一小部分成像光、并且将它作为聚集的成像光113指向光学组件114。光学组件114可以将聚集的成像光113引导向成像模块115。一般说来,光学组件114可以是相当复杂的,包括许多透镜和镜子。光学组件114还可以是多功能的,例如还被配置为将外科激光束引导到成像的眼睛1i。成像模块115可以经由成像接口提供用于成像系统100的操作员的图像。

[0064] 在一些实施方式中,眼科的成像设备110可以包括显微镜、眼科显微镜、或立体显微镜。这些显微镜的成像接口可以包括这些显微镜的目镜。

[0065] 在一些实施方式中,眼科成像设备110可以至少部分电子地生成图像。例如,眼科成像设备110的成像模块115可以包括感测聚集的成像光113的电子传感系统。电子传感系统可以包括电荷耦合器件(CCD)阵列、互补金属氧化物半导体(CMOS)阵列、像素阵列、或感测聚集的图像光113的电子传感器阵列。

[0066] 在这些电子成像系统中,成像模块115还可以包括作为成像接口的电子显示器系统。这些电子显示器可以基于感测的光113显示成像的眼睛1i的一部分的电子图像。此电子显示器或成像接口可以是例如发光二极管(LED)、有机LED(OLED)显示器、有源矩阵OLED(AMOLED)显示器、等离子体屏幕、电子显示器、计算机显示器、液晶显示器(LCD)屏幕、阴极射线管(CRT)显示器、视频模块、视频显微镜显示器、立体视频显微镜显示器、高清晰度(HD)视频显微镜、基于处理器的图像系统、电子或数字类型的光学机械投影机、或可由电动机械致动器移动的光源。在一些实施方式中,成像系统的上述元件可以被组合。

[0067] 在一些实施方式中,眼科成像设备110可以包括如参考图21中描述的光学相干层析(OCT)成像系统。

[0068] 在一些实施方式中,未对准减小系统130可以包括在光学组件114的其它部分中的物镜112。

[0069] 图像处理器120可以被配置为识别由成像设备110生成的图像中的眼睛结构、并且相对于成像设备的基准确定眼睛结构的位置。成像设备的基准可以是眼科系统的物镜112、患者模块、对接端、接口、接触透镜、瞳孔、观看框、基准框、以及内部透镜。成像模块115可以被配置为生成与基准相关的基准模式以辅助图像处理器确定成像的眼睛与成像设备的未对准。类似于目标模式17的目标圆可以是此类基准模式。其它基准模式可以包括十字叉、多个圆以及他们的组合。

[0070] 图像处理器120可以被配置为识别角膜缘6为眼睛结构。图像处理也可以基于瞳孔4,但是常常角膜缘6形成更规则的圆并且因此最适合用于图像处理。

[0071] 图5A-E示出了在操作中,图像处理器120可以例如通过分析图像的邻近像素的对比或梯度首先识别成像的眼睛1i的一个或多个眼睛结构。

[0072] 图5A示出了图像处理器120可以执行图像的径向扫描并且沿着扫描记录像素的亮度、颜色或二者。可以以不同的方法选择径向扫描的中心。此外,可以使用诸如圆形、线性、矩形、网孔类型、2D之类的非径向扫描以及许多其它类型扫描。

[0073] 接下来,图像处理器120可以沿着扫描将高梯度或高对比度像素121识别为记录的亮度或颜色变化最快的像素。高对比度或高梯度线122可以通过连接邻近扫描的高梯度/对比度像素定义。此类高梯度/对比度线可以利用强烈不同的亮度或颜色分隔眼睛区域,并且因此可以是诸如角膜缘6或瞳孔4之类的眼睛结构的有用指示符。机器视力和图像处理的许多其它方法在本领域已知以确定结构和它们的边界,其可代替上述高梯度/对比度方法而被使用。

[0074] 图5B示出了随后图像处理器120可以拟合探针函数,诸如将圆124或椭圆拟合到识别的高梯度/对比度线以识别诸如角膜缘6或瞳孔4之类的圆形眼睛结构。拟合可以采取若干形式。在一些情况下,可以移动拟合圆124的中心和半径以使得拟合圆覆盖具有最高精度的高梯度/对比度线。精度可以被量化,例如将平均径向距离 Δ 的量值定义为通过沿着诸如4、6、或8条线之类的预设数目的线的、平方的拟合圆124和高梯度/对比度线122之间的径向距离的平均值的平方根。可以通过在由搜索算法控制的拟合圆124的中心的坐标(C_x, C_y)周围移动来改变平均径向距离 Δ 的此量值。这里, (x, y) 坐标系统可以例如被附着到成像模块115的接口的基准系统。图5B示出了4条线实施方式,其中平均径向距离被定义为

$$[0075] \quad \Delta = [(\Delta_1^2 + \Delta_2^2 + \Delta_3^2 + \Delta_4^2) / 4]^{1/2}$$

[0076] 图5C示出了当搜索算法通过移位拟合圆124'的中心的坐标(C_x, C_y)达到平均径向距离 Δ 的最小值时,移位的拟合圆124'变为基本上与由高梯度/对比度线122定义的眼睛结构同心。这一点可以从例如各个径向距离的一致性看出: $\Delta_1 = \Delta_2 = \Delta_3 = \Delta_4$ 。相应地,移位的拟合圆124'的中心坐标(C_x, C_y)基本上与对应于高梯度/对比度线122的眼睛结构的中心的坐标(O_x, O_y)一致。当移位的拟合圆124'变为与眼睛结构122同心时此方法被终止,但是两个结构的半径仍然不同。

[0077] 图5D-E示出了一些实施方式也可以在通过调整移位的拟合圆124'的半径达到同心状态直到得到全局极小值 $\Delta(\min)$ 后通过继续搜索来确定眼睛结构的半径。对于精确的圆形结构也许可能达到 $\Delta(\min) = 0$ 绝对全局极小值。只要达到全局极小值 $\Delta(\min)$,半径调整的拟合圆124'的半径基本上等于诸如角膜缘6之类的眼睛结构的半径。

[0078] 在一般情况下,图像处理器120可以能在或者没在调整它的半径情况下将拟合圆124拟合到高梯度/对比度线122并且因此断定由高对比度线122指示的眼睛结构是圆形的。接下来,图像处理器120可以确定像素的颜色跨高梯度/对比度线122从白色变化到非白色。这些获得可以足以使图像处理器120推断它识别出成像的眼睛1i的圆形的角膜缘6。

[0079] 在此拟合处理期间,图像处理器120确定角膜缘6的中心的坐标,由于角膜缘6是与移位的拟合圆124'同心并且因此角膜缘6的中心位于与移位的拟合圆124'的中心相同的(C_x, C_y)坐标。因此,图像处理器120可以确定将角膜缘6的中心的(C_x, C_y)坐标连接到目标

模式117的已知中心坐标的未对准向量143。未对准向量143可以由未对准减小系统130使用以减小成像的眼睛1i与眼科系统100的未对准,如下面描述。

[0080] 图6A-B示出了眼科成像系统100的实施方式,其中未对准减小系统130包括固定光源140。固定光源140可以将固定光145投射到患者8的非成像的控制眼睛1c中。患者8可以被指示利用控制眼睛1c聚焦或跟随固定光145。未对准减小系统130的未对准减小响应可以是固定光145的调整。

[0081] 图7A示出了成像模块115可以经由它的成像接口通过同时显示成像的眼睛1i的图像部分和诸如目标圆之类的基准或目标模式117来辅助成像的眼睛1i与眼科成像设备110的基准组件的未对准的确定。

[0082] 成像设备110的基准组件可以是物镜112、患者模块、对接端、接口、接触透镜、瞳孔、观看框、基准框、眼科系统的内部透镜、或任何相等物。

[0083] 目标模式117的位置或显示可以被固定到基准组件,实际上指示基准组件的位置。因此,由成像模块115对成像的眼睛1i的图像部分和目标模式117的同时显示可以有效地辅助成像的眼睛1i的未对准的确定。

[0084] 图像处理器120可以分析成像的眼睛1i和目标模式117的同时显示的图像部分并且计算未对准。上面密集地描述了计算未对准的细节。图像处理器120可以通过生成未对准向量143概括计算的未对准的方向和量值。基于此未对准向量143,图像处理器120可以计算未对准减小向量144以被未对准减小系统130使用以减小或消除计算的未对准。一般说来,减小向量144不必与未对准向量143相同或简单地相反,因为它表示未对准减小系统将如何被调整以减小或消除未对准。因而,未对准减小向量144也取决于未对准减小系统130与眼睛1的距离和其它因素,并且因此可以指代各种未对准减小度量。

[0085] 接下来,图像处理器120可以根据确定的未对准减小向量144生成用于固定光源140的固定光控制信号。

[0086] 在一些实施方式中,不必须显示眼睛部分和目标模式117的图像。相反地,它们可以由成像设备110仅仅以电子、对系统操作员或外科医生不可见的形式为图像处理器120提供。

[0087] 一些图像处理器120没有利用图5B-E的拟合圆124。反而,这些实施方式可以(a)直接地沿着n个线确定高对比度线122和目标模式117之间的未对准距离 $\Delta^*1 \cdots \Delta^*n$,如上所述,其中n是整数;并且(b)执行搜索算法以得到与高对比度线122对应的眼睛结构相对于目标模式117或成像系统100的另一个基准的未对准。不同于先前描述的方法的是,在本方法中目标模式117是以成像设备110为中心,然而在先前系统中,在中间步骤中拟合圆124被移位到与眼睛结构同心并且然后确定拟合圆相对于目标模式117的未对准。

[0088] 搜索算法可以例如基于最小化诸如上述平均未对准 Δ 之类的未对准度量、或基于在相反方向使未对准距离 $\Delta^*1 \cdots \Delta^*n$ 对称,等等。在搜索之后,可以确定未对准向量143以特征化未对准。图像处理器120然后可以基于确定的未对准向量143计算未对准减小向量144并向固定光源140输出与未对准减小向量144对应的固定光控制信号。

[0089] 图7B示出了固定光源140可以接收固定光控制信号并且根据接收到的固定光控制信号生成、投射、或显示固定光145。例如,如果成像的眼睛1i的未对准处于成像系统110的基准框中的左上方向,如图7A中由未对准向量143所示,则图像处理器120可以计算未对准

减小向量144f,通过该未对准减小向量144f,固定光145被调整到右下方向,以使得如果控制眼睛1c跟随调整后的固定光145,则成像的眼睛1i的未对准143将基本上被减小、或最佳地甚至被消除。

[0090] 固定光源140可以首先生成并且显示固定光145,并且然后根据接收的固定光控制信号移动显示的固定光145。由于控制眼睛1c与成像的眼睛1i的移动密切地追踪彼此,因此随着由患者根据显示的固定光145移动控制眼睛1c,成像的眼睛1i以相关的方式移动。因为成像的眼睛1i与控制眼睛1c的移动之间的此相关性,固定光系统120可以辅助成像的眼睛相对于眼科成像系统110的未对准的减小。

[0091] 其它实施例可以根据固定光控制信号在适当地选定的位置处由固定光源140简单地显示固定光145,而不是移动它。在这些实施例的任何一个中,患者可以被指示以利用控制眼睛1c跟随、或聚焦于固定光145。

[0092] 固定光源140可以包括LED阵列、等离子屏幕、电子显示器、计算机显示器、LCD屏幕、视频模块、电子或数字类型的光学机械投影仪、阴极射线管显示器、裂隙灯、基于处理器的图像系统、以及可由电动机械致动器移动的光源。

[0093] 图7C示出了在患者利用控制眼睛1c跟随固定光145的调整之后,成像的眼睛1i可以变为实质上以目标模式117为中心并且因此与成像系统100的光轴28对准。实施方式可以不调整目标模式117的半径以拟合角膜缘6的半径,因此这些圆可以表现为仅仅同心的,而不是重叠的。

[0094] 图6B示出了在一些实施例中用于患者8的眼科系统100的外形。左边面板显示成像的眼睛1i看得见由例如六个成像光源111围绕的物镜112。右边面板显示非成像的/控制眼睛1c看得见显示在固定光源140上的固定光145。在这实施例中,固定光源140可以是LCD屏幕或相等物,并且固定光145可以是显示在暗的LCD屏幕的上的亮点。

[0095] 为了简化在两个眼上的手术,一些实施例可以包括两个固定光源140,一个在物镜112的每一侧。

[0096] 在一些实施方式中,图像处理器120可以显示例如用于告知医学专家或外科医生的已处理的图像。在其它实施方式中由图像处理器120处理的图像的至少一部分可以不被成像系统100显示,仅仅由成像设备110以电子形式提供给图像处理器120。

[0097] 图8A-B示出了当眼睛的未对准是纯角度的时的情况,如关于图3B论述的。如前所述,成像的眼睛1i的光轴9i可以相对于成像系统100的光轴28转动欧拉角(θ, ϕ)。相应地,控制眼睛1c的光轴9c可以相对于固定光145也沿着其传播的固定光源140的轴近似地转动相同的欧拉角(θ, ϕ)。

[0098] 图9A-B示出了被配置为分析图8A-B的角度未对准的图像处理器120的操作。首先,图像处理器120可以通过识别图像的高梯度/对比度线122识别成像的眼睛1i的诸如角膜缘6i之类的各种眼睛结构,如上所述。

[0099] 图9A示出了虽然对准的角膜缘6ia将表现为圆,但是在角度未对准的情况下转动的角膜缘6ir从图像处理器120的观点看表现为椭圆。因此,操作中图像处理器120将不能成功地对将拟合圆124作为探针函数拟合到高梯度/对比度线122。

[0100] 图9B示出了只要图像处理器120不能成功拟合拟合圆124则它可以试图将拟合椭圆124'拟合到高梯度/对比度线122'以识别转动的角膜缘6ir或转动的瞳孔4ir。长宽比a/

c,即,拟合椭圆124'的短轴与长轴的长度的比率可用于确定成像的眼睛1i的角度未对准的欧拉角(θ, ϕ)。

[0101] 图8B示出了只要图像处理器120成功从拟合到高梯度/对比度线122'的拟合椭圆124'的长宽比a/c确定角度未对准的欧拉角(θ, ϕ),它就可以计算固定光145应该被在固定光源140上移动的未对准减小向量144fa。此未对准减小向量144fa可以被构造以使得如果控制眼睛1c跟随由角度未对准减小向量144fa调整的固定光145,如由实体黑色箭头指示的,则可以减小或可能甚至消除角度未对准。这里未对准减小向量144fa的f标记指示未对准减小系统130具有固定光140类型,并且a标记指代角度未对准。

[0102] 图10A-B示出了横向未对准 Δ 的情况。固定光源140可以包括可以被配置为生成固定光145以引导患者有效率地减小横向未对准 Δ 的准直器142。准直器142可以生成具有实质上平行的光线的固定光145,就像它已经由光源在无限远生成一样。因此,只有当患者8沿固定光145的线直线地查找时他/她才可以看见此准直的固定光145。因此,在准直的固定光145被沿着系统的光轴28投影的系统中,当患者操纵以调整成像的眼睛以看见准直的固定光145时,成像的眼睛的光轴9i平行于系统光轴28。

[0103] 操作中,图像处理器120可以从对成像的眼睛1i的图像分析中确定成像的眼睛的横向未对准 Δ ,并且计算对应的未对准减小向量144f1,标记1指代在此固定光系统中由标记f指代的横向未对准的。图像处理器120然后可以生成表示运算的未对准减小向量144f1的固定光控制信号以被发给固定光源140。一接收到固定光控制信号,固定光源140就可以利用未对准减小向量144f1移动或调整准直的固定光145,由实线箭头显示。患者8可以被指示以移动他的/她的头以找到调整的准直的固定光145。为了实际上看见准直的固定光145,患者8将不得不横向地移动他的/她的头直到实质上消除横向未对准 Δ 。

[0104] 图11示出了包括被配置为从图像处理器120接收固定光控制信号并且因此移动构台155的构台控制器150的未对准减小系统130的实施方式,其中构台155被配置为移动成像设备110的可移动部分。移动构台155的电动机或致动器可以属于构台控制器150或者构台155。成像设备110的可移动部分可以是物镜112或者光学组件114的一部分。在此实施方式中,未对准减小响应包括构台控制器150移动构台155以减小横向未对准。在一些实施方式中,构台155可以属于眼科成像设备110。

[0105] 图12A-B示出了图11所述的基于构台的系统的操作。常常情况是成像的眼睛1i的角度未对准是极小的,因此调整处理的主要意图是减小光轴9i相对于成像设备110的光轴28的横向未对准。此横向未对准、或位移可以由未对准向量143($\Delta x, \Delta y$)、或此未对准向量143的量值 Δ (如例如涉及图3A论述的)来特征化。

[0106] 图12A示出了图像处理器120可以分析成像的眼睛1i的图像、确定未对准向量($\Delta x, \Delta y$)、然后确定对应的未对准减小向量144g1、并且将表示未对准减小向量144g1的控制信号输出到构台控制器150。这里标记g指代构台类型未对准减小系统130。

[0107] 这些基于构台的系统的一些方面不同于图6-10所述的那些固定光系统。在这些基于构台的系统中,不一定要求患者移动成像的眼睛1i,因为构台155被配置为移动成像设备110的可移动部分以减小或消除横向未对准。

[0108] 图12B示出了构台控制器150可以响应于控制信号利用横向未对准减小向量144g1移动构台155以消除横向未对准 Δ 并且将成像的眼睛的光轴9i与成像设备110的光轴28对

准。

[0109] 在实践中,眼科外科医生常常面对上述角度和横向未对准的组合。未对准减小系统130的高级单分量实施方式可以减小或消除这两个未对准,如接下来描述的。

[0110] 例如,在仅仅具有固定光源140组件的未对准减小系统130中,在第一阶段,图像处理器120可以遵循图9所述的方法以计算成像的眼睛1i的角度未对准。然而,角膜缘6i的椭圆畸变可以由角度未对准和横向未对准二者引起并且这两个效果需要被分离。

[0111] 在实施方式中,图像处理器120可以将固定光145投影在适当的第一位置处并且患者可以被指示以聚焦在此一次调整的固定光145。从测量角膜缘6i的椭圆度、对第一位置和成像接口115上的眼睛的位置的认识中,图像处理器120可以确定横向和角度未对准。基于确定的横向未对准,患者可以被指示将成像的眼睛1i移动到成像设备110的中心。可以迭代地执行此处理以达到足够的精度。有时固定光145可以被再调整并且椭圆度被重测量以辅助处理。

[0112] 在眼睛被利用足够的精度集中之后,图像处理器120可以再次将固定光145典型地调整到与成像设备110的中心对应的第二位置。聚焦在两次调整的固定光145的患者8也可以消除角度未对准。

[0113] 角膜缘6i的外观椭圆性除两个类型的未对准之外也可以具有第三原因:常常角膜缘6i本身不完全是圆的。在一些实施方式中,图像处理器120可以需要执行高级的图像处理算法以分开椭圆性的三个原因。高级的图像处理可以包括适当地跟踪所选定的品质函数或对图像的光学畸变的分析。品质函数的示例可以是拟合的椭圆的面积。

[0114] 类似地,单分量的基于构台的未对准减小系统130可以也能在单独的阶段校正两个类型的未对准。

[0115] 如果上述两阶段法仅仅减小两个未对准但不消除它们,则可以迭代地重复两个阶段以消除两个类型的未对准。各种优化及其他搜索算法可用于便于此类迭代方法。

[0116] 图13示出了包括由经床构台控制器160控制并移动的支撑物/床构台165移动的诸如床168之类的可移动患者支撑物的未对准减小系统130的实施方式。一从图像处理器120接收到控制信号,构台控制器160就可以依据横向未对准减小向量144b1移动支撑物/床构台165,其又移动患者支撑物/床168。这里b标记代表床168。

[0117] 此实施方式的方面包括成像设备110中的光学元件的相对位置在常规操作期间不被改变,因此可以维持对准的高标准和光学组件的精度。同时,患者支撑物168的重量和物理尺寸比物镜112的大许多,因此患者支撑物168的高精度调整具有它自己的挑战。

[0118] 图14示出了未对准减小系统130的一些实施方式可以包含两个固定光系统140-145和构台系统150-155。这样一个综合的未对准减小系统130可以允许外科医生以有效率的方式减小并消除两个类型的未对准。

[0119] 图15A-B示出了在一些实施例中,图像处理器120可以能通过上述方法确定横向和角度未对准并且指导固定光源140和构台控制器150减小未对准。

[0120] 图15A示出了一般情况,其中成像的眼睛兼备横向未对准 Δ 或 $(\Delta x, \Delta y)$ 和角度未对准 (θ, ϕ) 。为了处理此类情况,图像处理器120可以被配置为分析图像并且计算横向未对准减小向量1441和角度未对准减小向量144a。如前所述,有未对准的许多不同的度量,其可以用角度、线性、百分比及其他变量表示。术语“未对准向量”可以指代任何变量、度量以及

他们的组合。

[0121] 图15B示出了患者可以被指示以跟随由角度未对准减小向量144fa调整的固定光145以消除角度未对准。然后构台控制器150可以利用横向未对准减小向量144g1调整构台155以消除横向未对准。具有此类构台155的综合实施例可以有效率并且高精度地减小横向未对准,因为它们不依赖患者横向地移动成像的眼睛。

[0122] 可以以相反的次序或在交替重复的阶段执行对准减小的两个阶段。参考图13,构台还可以是支撑构台165,移动患者支撑物168而不是物镜112或光学组件114的可移动部分。

[0123] 图16A-B示出了在一些综合系统中,图像处理器120可以被配置为通过处理图像和附加的未对准信息确定角度和横向未对准。

[0124] 未对准信息可以由定位器光源170产生。定位器光源170可以生成可以被由光束分离器171耦合到主光路中的定位器光175。光学组件114,特别是物镜112可以将定位器光175引导或投影在成像的眼睛1i上。

[0125] 如果成像的眼睛1i可以由反射球面或反射球面的至少一部分近似,则标准几何因子显示反射回到物镜112中的平行于光轴28的定位器光175的部分是被从球面眼睛1的顶点反射的光。此反射光将要被称为顶端反射的定位器光177。其他光线被显示以反射离开系统光轴28。

[0126] 图16B示出了顶端反射的定位器光177的图像177i可以由图像处理器120在由成像设备110在成像模块115上生成的总体图像中检测,如由白色点所示。

[0127] 对于相对于系统光轴28具有横向未对准 Δ 的球面成像的眼睛1i,顶端反射的定位器光177i的白色点图像不与由实十字指示的系统光轴重合。应当注意虽然白点和黑色十字的相对位置与图像眼睛的可能的角度未对准无关。因此,对于球面眼睛,连接成像的顶端反射的定位器光177i与系统光轴28的十字标记的向量可以提供用于使图像处理器120能够与角度未对准独立地确定横向未对准的图像处理器120的附加的对准信息。

[0128] 图17A-B示出了成像的眼睛更适当地被建模为主要球面,具有与角膜2对应的伸出的辅助球面。图像处理器120的一些实施方式可以被配置为通过基于此更真实的模型分析成像的顶端反射的定位器光177i确定未对准信息。对于这分析,图像处理器120可以使用一个或多个拟合参数,或手术前成像测量的结果。

[0129] 图17A-B示出了具有同时角度未对准 (θ, ϕ) 与横向未对准 Δ 的一般情况。如果成像的眼睛1i仅仅具有横向未对准 Δ ,则顶端反射的定位器光177i的图像点与在图17B中由实x指示的角膜缘6ic的中心重合。虽没有直接地检测此角膜缘中心6ic,但是可以例如通过将拟合圆124拟合到角膜缘6i的图像计算。

[0130] 因此,连接顶端反射的定位器光177i的图像点与角膜缘中心6ic的向量或距离是能被图像处理器120使用以生成用于固定光源140的未对准减小向量144fa以校正此角度未对准的主要或纯的角度未对准信息的示例。

[0131] 另一方面,当考虑眼睛的复杂形状时,确定例如系统光轴28与成像的眼睛1i的中心1x之间的横向位移 Δ 可以比在图16A-B中的手术更具挑战。因此,在第一阶段,系统100的操作员可以调整固定光145并且指示患者聚焦在调整的固定光145直到角膜缘中心6ic与顶端反射的定位器光177i的图像点重叠或重合,因此消除角度未对准并将系统光轴28与成像

的眼睛的光轴 $9i$ 对准。

[0132] 在后续的第二阶段中,在由实十字指示的系统光轴28与顶端反射的定位器光177i和角膜缘中心6ic(实x)的重叠图像点之间的距离或向量可以提供横向未对准消息。图像处理器120可以利用此横向未对准信息计算横向未对准减小向量144g1并且将对应的控制信号发送到构台控制器150。在响应中,构台控制器150可以利用横向未对准减小向量144g1调整构台155。

[0133] 上述原理的许多相等的实施方式也可以被实践,例如以重复迭代步骤或颠倒次序执行第一和第二阶段。

[0134] 图18示出了未对准减小系统130的一些实施方式被配置为通过上述操作减小或甚至消除角度和横向未对准二者。如图所示,可以仅仅通过成像的眼睛1i的移动、或通过成像的眼睛1i的互补的横向运动($\Delta x, \Delta y$)和成像设备110的($\Delta x', \Delta y'$)减小横向未对准。

[0135] 一旦已经由未对准减小系统130减小或消除两个类型的未对准后,眼科系统100的操作员可以降低被配置为对患者的成像的眼睛1i的患者接口180。此患者接口180可以使成像的眼睛1i不动以保持它固定以用于后续的程序。这些程序可以包括诊断程序、成像程序和眼科外科程序。

[0136] 详细地,眼科系统100的物镜112可以包括包含在物镜外壳112-2中的远端物镜透镜112-1。患者接口180可以包括接口透镜、包含在接口外壳180-2中的有时也称扁平感光片180-1的接触透镜。患者接口180可以被附着于物镜112或成像系统110的远端。在其它实施例中,患者接口180的一部分可以可附着于眼睛并且其他部分可附着于成像系统110的远端。患者接口180可以利用吸入环或真空裙180-3可附着于眼睛。

[0137] 在这些结构中,患者接口180可以在已经完成成像的眼睛1i与成像设备110的对准之后与成像的眼睛1i对接。在其它实施例中,患者接口180可以以迭代的方式与成像的眼睛1i对接。首先,可以使得成像的眼睛1i与成像设备110对准。第二,患者接口可以被降低到成像的眼睛1i上以接触,但是仍然允许成像的眼睛1i有一些移动。但是因为第一阶段期间成像的眼睛1i可能已经移动、或图像处理器120可能没有完全地确定对准,所以在第三阶段中可以重复对准程序并且可以由图像处理器120计算一个或多个新的未对准减小向量。第四,可以利用重新计算的未对准减小向量重新对准成像的眼睛1i。这些局部的或阶梯式的阶段可以继之以患者接口180在成像眼睛1i上的完全强度的对接,防止成像设备110和成像的眼睛1i的进一步相对移动。

[0138] 图19A-B示出了在眼科系统100'的一些实施例中,固定光源140'可以将固定光145'不投射到控制眼睛1c上,而是投射到具有光束分离器BS的成像设备110'的主要的光学路径中,以使得固定光145'反而被投射到成像的眼睛1i上。

[0139] 图19B示出了用于患者的实施例100'的外观:固定光145'出现在物镜112'自身中,而不是单独的固定光源140'。在这些实施例中,患者可以被指示成像的眼睛1i而不是控制眼睛1c跟随固定光。这些实施例100'的其他元素以及它们的操作原理可以是类似的或等效于上述系统。

[0140] 图20A-B示出了图19A-B的实施例100'的变化。在这些实施例中,定位器光175'可以作为第二固定光使用。例如,定位器/第二固定光175'可以被聚焦到位于不同于第一固定光145'的第一焦点146的z坐标 z_1 的z坐标 z_2 的第二焦点176。这里固定光的z坐标可以沿着

光学路径从 z_0 基准级测量。第一固定光145'的第一焦点146的 z 坐标 z_1 不需要处于如图所示的物镜112的远端。患者8可以被指示移动并转动成像的眼睛1i以对准第一固定光145'和第二固定光175',实际上对准第一焦点146和第二焦点176。如果第一和第二焦点146和176二者位于系统光轴28上,则此程序引导患者将成像的眼睛光轴9i与系统光轴28对准。可以以若干不同的方式执行此功能。

[0141] 在一些情况下,第一焦点146可以被固定以位于系统光轴28上。在这些实施方式中,(i)图像处理器120'可以通过处理眼睛1i的图像识别成像的眼睛1i的横向和角度未对准;(ii)图像处理器120'可以呈现或投射具有适当地定位的初始焦点176的第二固定光175',以及(iii)图像处理器120'可以将第二固定光175'向系统光轴28移动或调整以引导患者8将成像的眼睛光轴9i与系统光轴28对准。在图20A中,第二焦点176的可调整性用实线箭头指示。

[0142] 在另一个实施方式中,第二固定光175'和它的焦点176可以被固定在系统光轴28上并且第一焦点146可以由图像处理器120'调整以引导患者8将成像的眼睛光轴9i与系统光轴28对准。在图20A中,第一固定光145'和它的焦点146的可调整性用实线箭头指示。

[0143] 图20A示出了在还有其它实施方式中,第一焦点146和第二焦点176两个都可以是可调整的,由两个实线箭头指示。在这些实施方式中,图像处理器120'可以执行更复杂的或优化的引导协议以引导患者8将成像的眼睛光轴9i与系统光轴28对准。

[0144] 图20B示出了基于以上所述的设计原理的其它实施例。在图10A-B的准直器实施方式中,眼科系统100将准直的固定光145投射到眼睛。然而,由于准直器142使得固定光145的光线基本上平行,所以患者不能从一般的未对准的初始位置看见准直的固定光145。在此类系统中,患者8不能跟随指示以将成像的眼睛与准直的固定光145对准并且可能需要辅助。

[0145] 一些实施例可以在这些准直器实施方式中利用提供聚焦在第二焦点176定位器光175'辅助对准处理。由于定位器光175'没有准直,所以患者8甚至能够从未对准的位置看见第二焦点176。在这些实施例中,在患者8凝视在定位器光175'之后,图像处理器120'可以随后移动或调整定位器光175'(由实线箭头示出)以辅助患者转动并移动成像的眼睛直到患者看见准直的固定光145'。

[0146] 图21示出了一些眼科系统100"也可以包括手术激光器190。手术激光器190可以用于在由未对准减小系统130做出可能的高精度对准和对接之后执行眼科外科手术。外科手术可以包括白内障外科、屈光手术、有关于视网膜的手术以及多种其它眼科手术。

[0147] 一些眼科系统100"还可以包括二次成像系统195。此二次成像系统195可以包括光学相干性层析成像(OCT)系统。OCT系统,特别是基于光谱仪的频率域类型很适合于成像三维眼睛目标区,因为它们能够同时从目标区的全深度获取图像数据。手术激光器190和二次成像系统195的光束可以由光束分离器BS1和BS2分别地耦合到主要的光学路径中。此类系统可以结合OCT成像系统195的 z 方向成像功能与上述基于图像处理的调整程序以达到既对准可见的眼睛结构也对准眼睛内部的目标。

[0148] 图22示出了上述眼科系统100-100'-100"的操作。将眼睛与眼科的系统100-100'-100"对准的方法200可以包括下列阶段。(a)生成图像210,其由眼科成像设备100-100'-100"生成患者的成像的眼睛1i的一部分的图像。(b)确定未对准,其通过图像处理器120处理生成的图像确定成像的眼睛1i与成像设备110的未对准。(c)生成未对准减小响应230,其

由未对准减小系统基于确定的未对准电子地生成未对准减小响应。

[0149] 生成图像210可以包括利用成像设备110-110'-110"生成成像的眼睛1i的一部分的图像212。

[0150] 确定未对准220可以包括(1)识别图像212中的眼睛结构222。眼睛结构可以是瞳孔4、晶状体5、以及角膜缘6,等。确定220也可以包括(2)通过由图像处理器120确定眼睛结构222相对于成像设备的基准的位置确定未对准。成像设备的基准可以是物镜112、患者模块、对接端、接口、接触透镜、瞳孔、观看框、基准框、眼科系统的内部透镜、或由成像设备110-110'-110"生成的基准模式117。未对准可以是由图像处理器120通过利用软件实现分析图像确定的横向或角度未对准。最后,(3)图像处理器120可以根据确定的未对准生成控制信号并将生成的控制信号输出到未对准减小系统130。

[0151] 生成未对准减小响应230可以包括由未对准减小系统130生成未对准减小响应230。在一些实施例中,生成未对准减小响应230可以包括响应于来自于图像处理器120中的控制信号根据由图像处理器120确定的未对准由固定光源140生成固定光145。固定光145可以引导患者8减小角度或横向未对准。

[0152] 在实施方式中,固定光源140可以包括生成固定光145以引导患者8减小横向未对准的准直器142。可以生成固定光145以用于非成像的或控制眼睛1c,并且可以根据确定的未对准调整固定光145以辅助患者减小未对准。在其它实施方式中,可以生成固定光145以用于成像的眼睛1i。

[0153] 生成未对准减小响应230可以包括构台控制器150移动成像设备110的构台155以减小横向未对准。在其它实施例中,构台控制器150可以移动床168、或床168和构台155的组合。

[0154] 确定未对准220可以包括通过图像处理器120处理图像和附加的未对准信息确定角度和横向未对准。相应地,生成未对准减小响应230可以包括操作固定光系统140和构台控制器150以减小角度和横向未对准。

[0155] 确定未对准220可以包括(1)由定位器光源170将定位器光175投射到成像的眼睛1i上,(2)在由成像设备110生成的图像中定位顶端反射的定位器光177的图像177i,以及(3)利用定位的成像的顶端反射的定位器光177i确定未对准信息。

[0156] 确定未对准信息220可以包括确定与顶端反射的定位器光177i的图像与成像的眼睛结构的位置之间的距离或向量相关的角度未对准信息;以及确定与成像的顶端反射的定位器光177i或成像的眼睛结构与成像系统的基准之间的距离或向量相关的横向未对准信息。生成未对准减小响应230可以包括通过调整固定光系统140并通过操作构台控制器150减小横向未对准来减小角度未对准。因为减小未对准的第一阶段可能仅仅减小未对准而不是消除它,所以减小角度未对准和减小横向未对准阶段在一些实施方式中可以被迭代并交替地重复。

[0157] 在一些实施例中,生成未对准减小响应230可以包括利用定位器光作为第二固定光175'。在这些实施例中,减小横向和角度未对准可以包括指示患者8对准第一固定光145'和定位器/第二固定光175'。

[0158] 最后,眼科成像系统的一些实施方式可以包括生成患者成像的眼睛的图像的成像设备和通过处理生成的图像确定成像的眼睛与成像设备的未对准的处理器。处理器可以控

制固定光系统以将固定光投射在患者的眼睛上以减小角度未对准、并且控制构台调整系统的可移动光学元件以减小横向未对准。

[0159] 眼科成像系统的一些实施方式可以包括将指示器光投射在成像的眼睛上以提供用于处理器的未对准信息的指示器光系统。

[0160] 尽管此说明书包含许多细节,但是这些不应该被理解为对本发明和可以被要求的范围的限制,而是应当被理解为可以特定于特定本发明的特定实施例的特征的描述。在单独的实施例的背景下在此说明书中描述的某些特征也可以在单个实施例中被组合实现。反之,在单个实施例的背景下描述的各种特征也可以被单独实现在多个实施例中或在任何合适的再组合中。此外,尽管特征可以如上所述为在某些组合中动作并且甚至最初这样要求,但是来自于要求的组合的一个或多个特征在一些情况下可以从组合中删去,并且要求的组合可以指向再组合或再组合的变化。

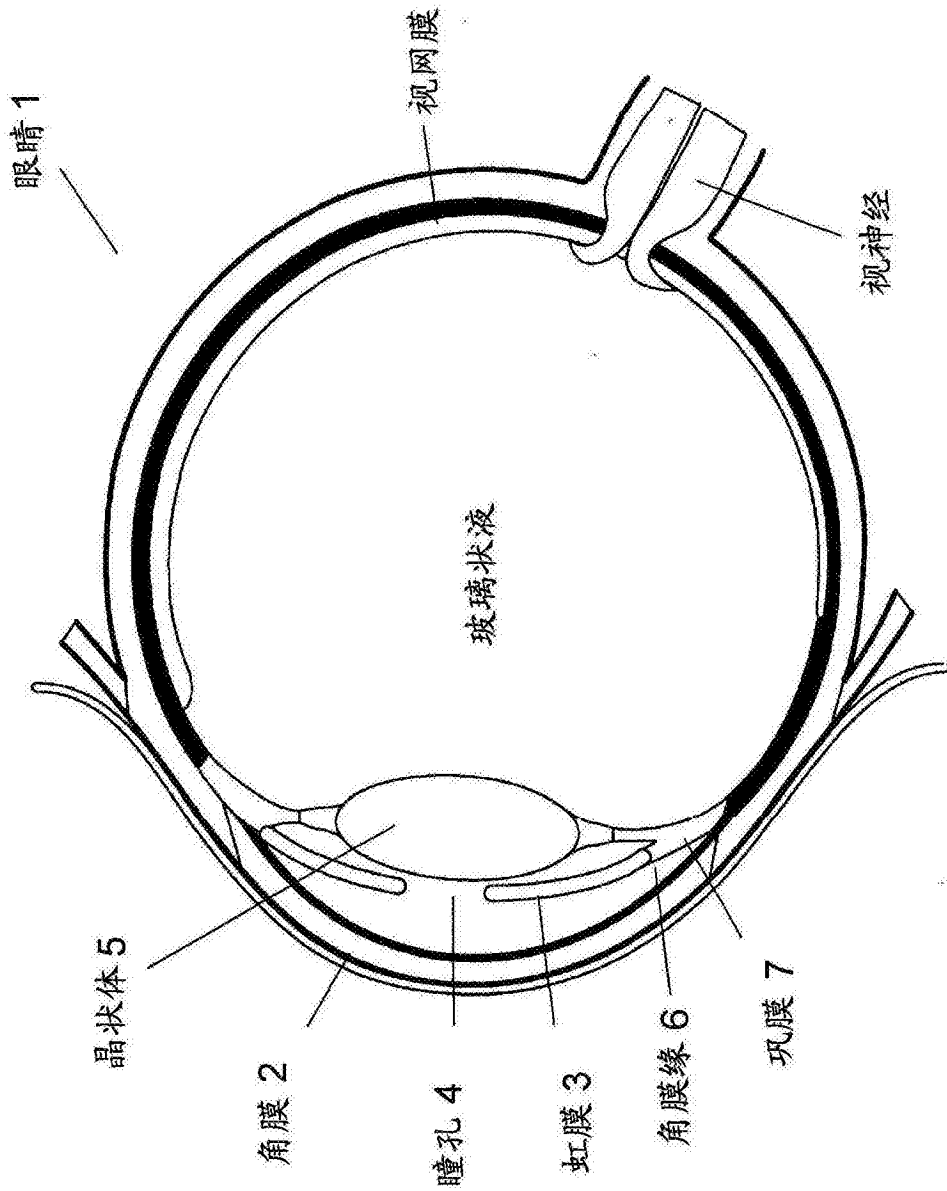


图1

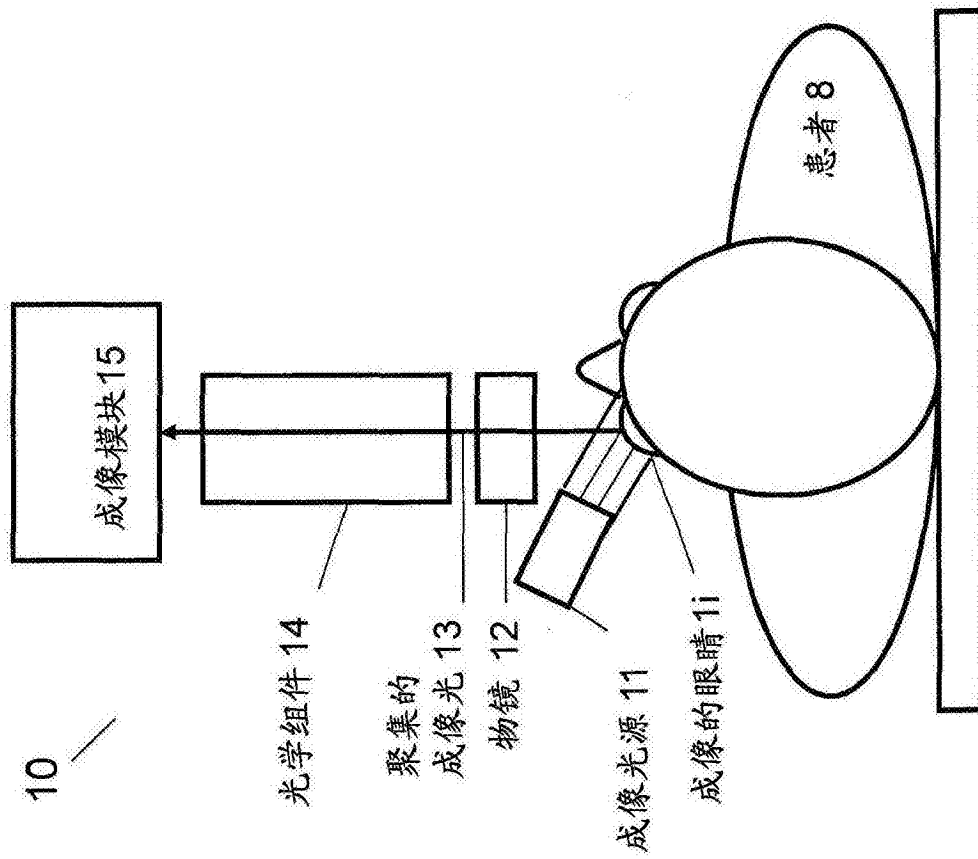


图2

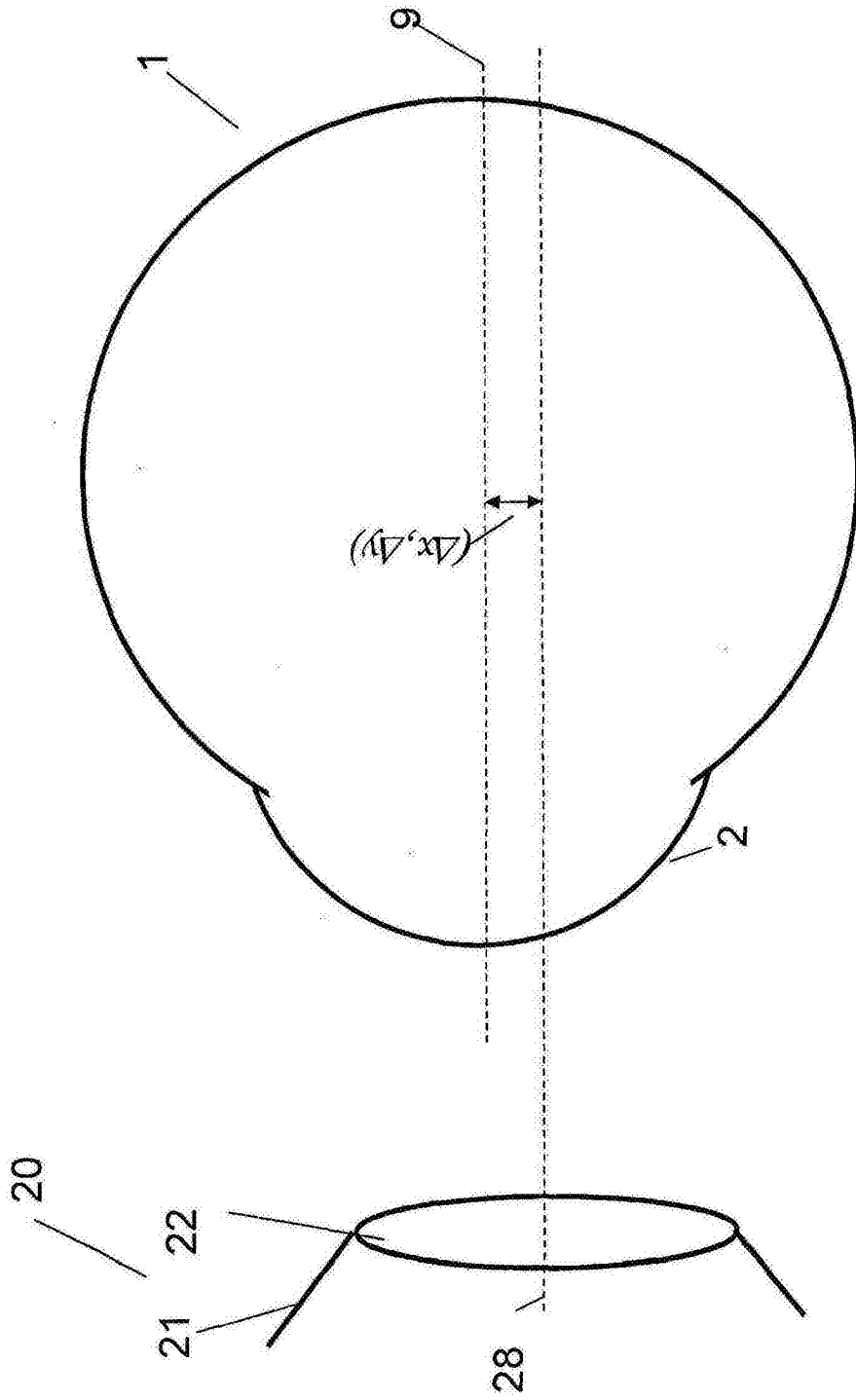


图3A

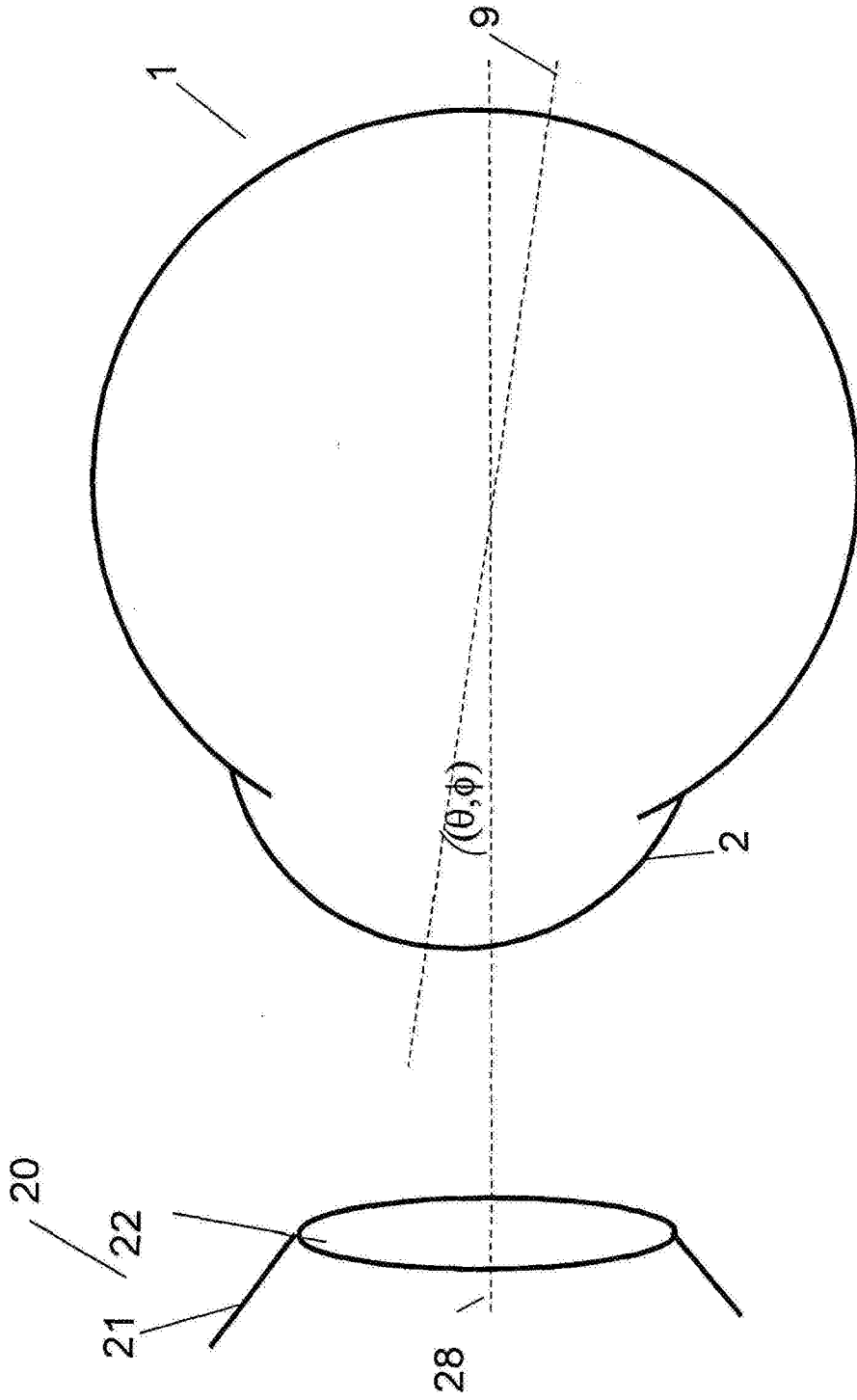


图3B

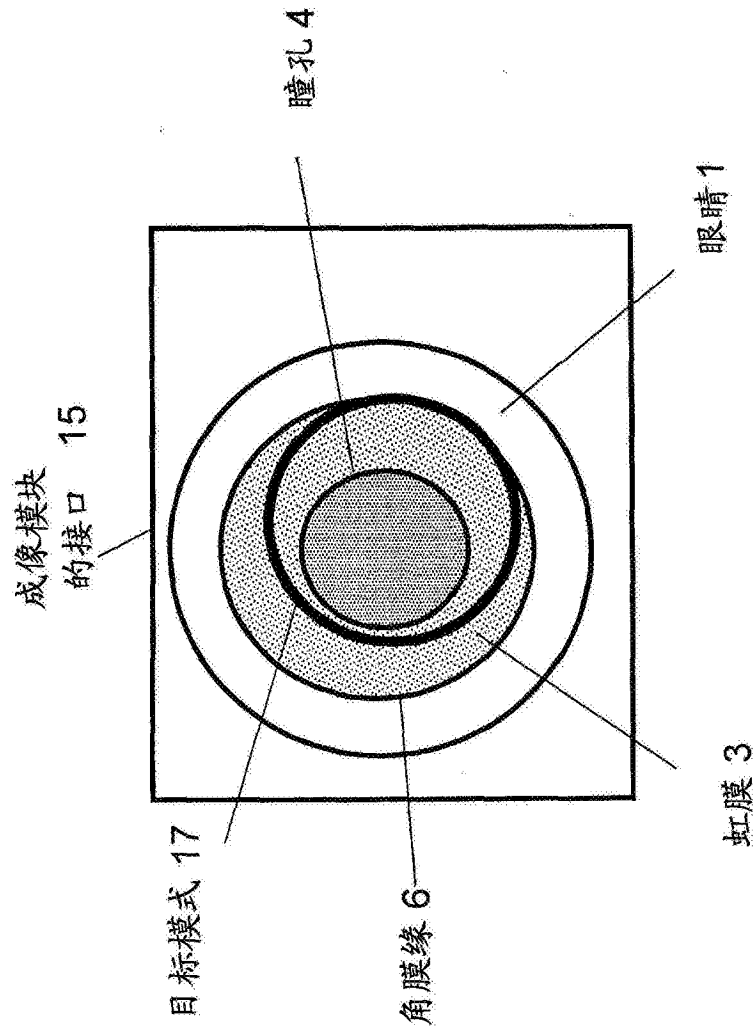


图3C

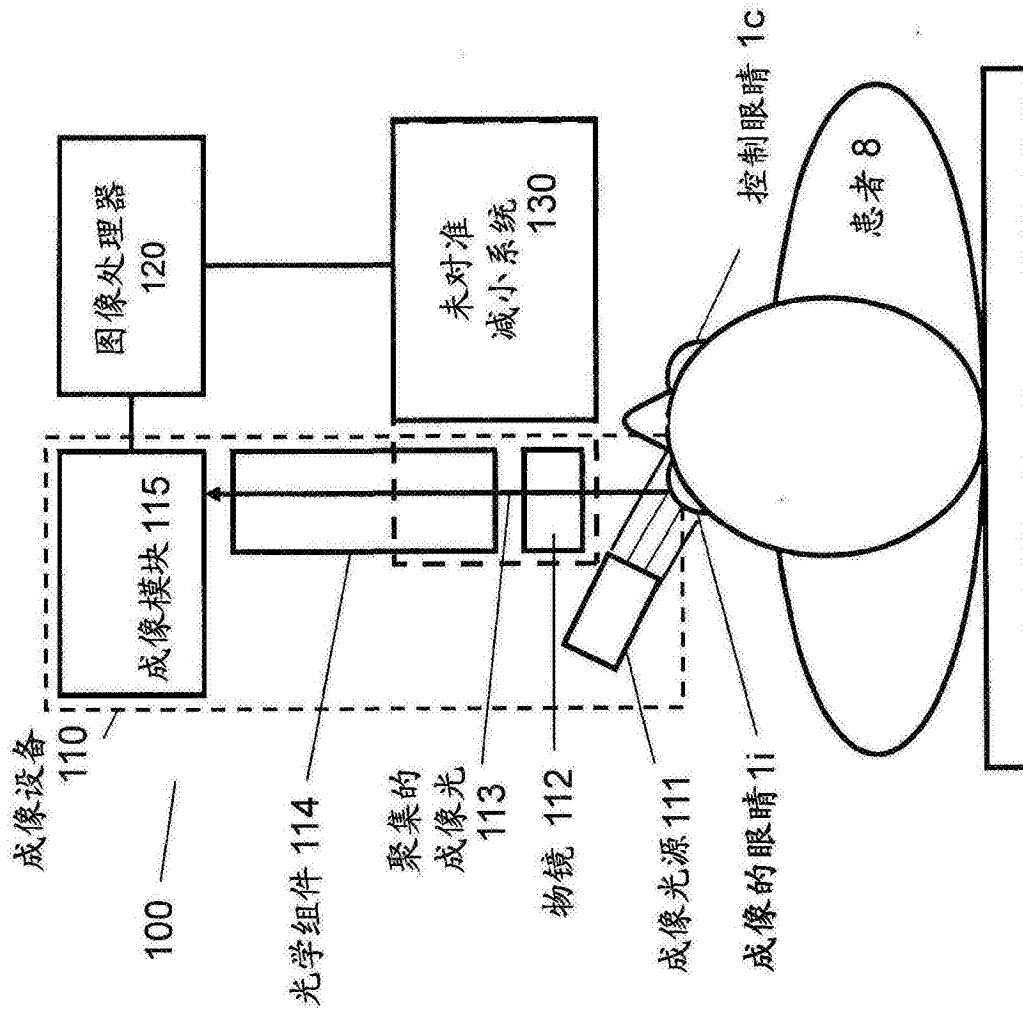


图4

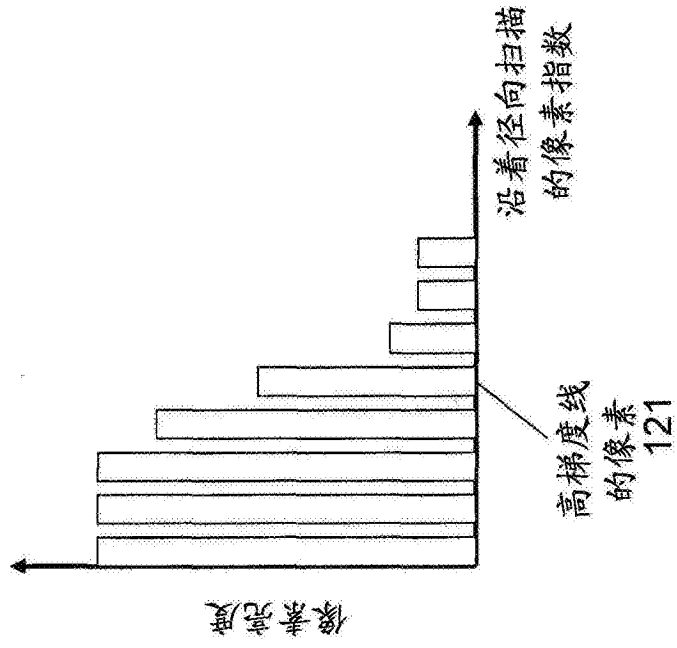


图5A

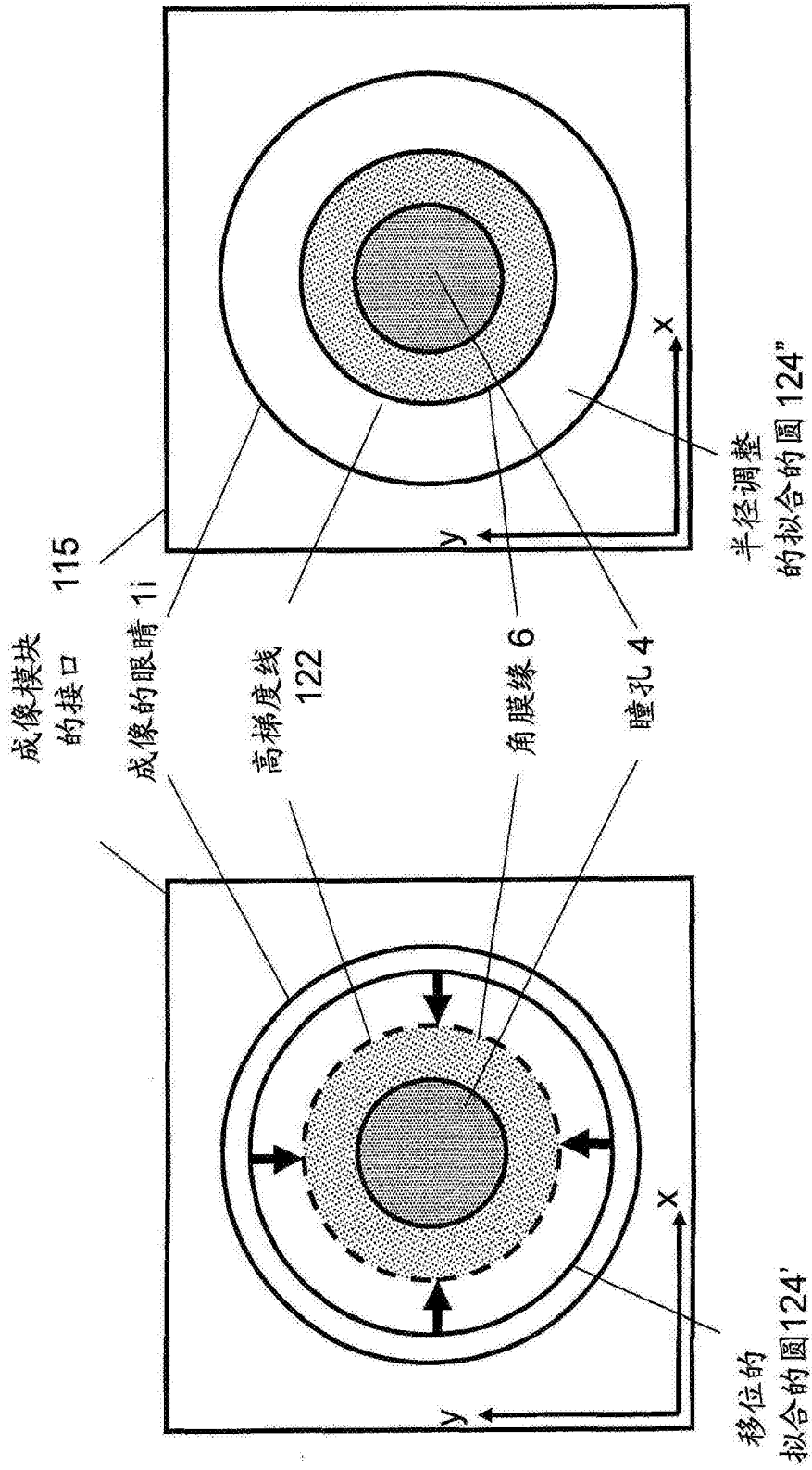


图 5E

图 5D

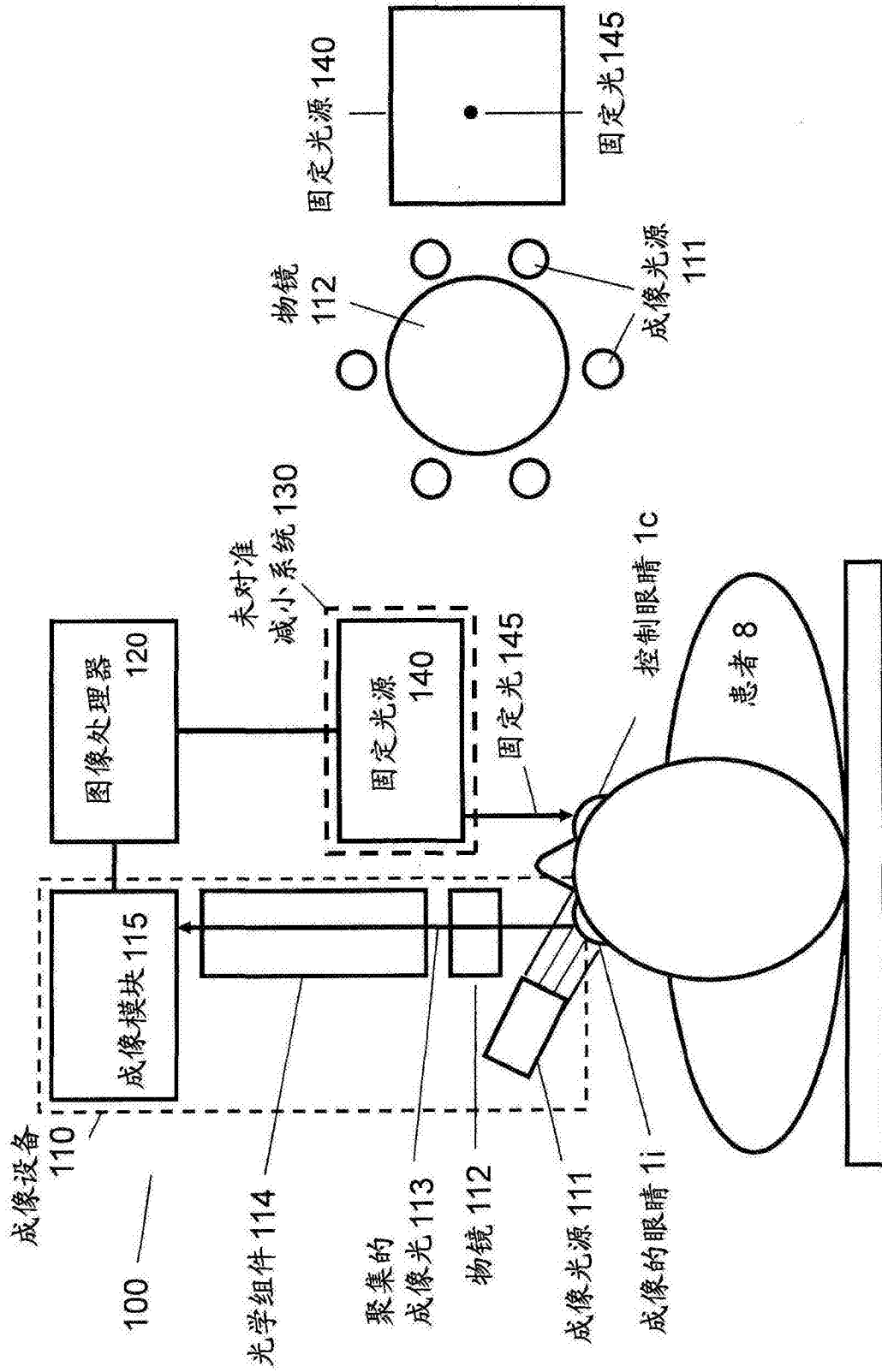


图6A

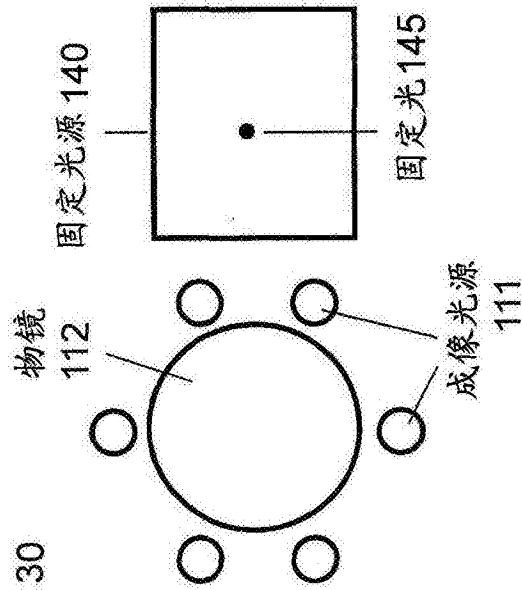


图6B

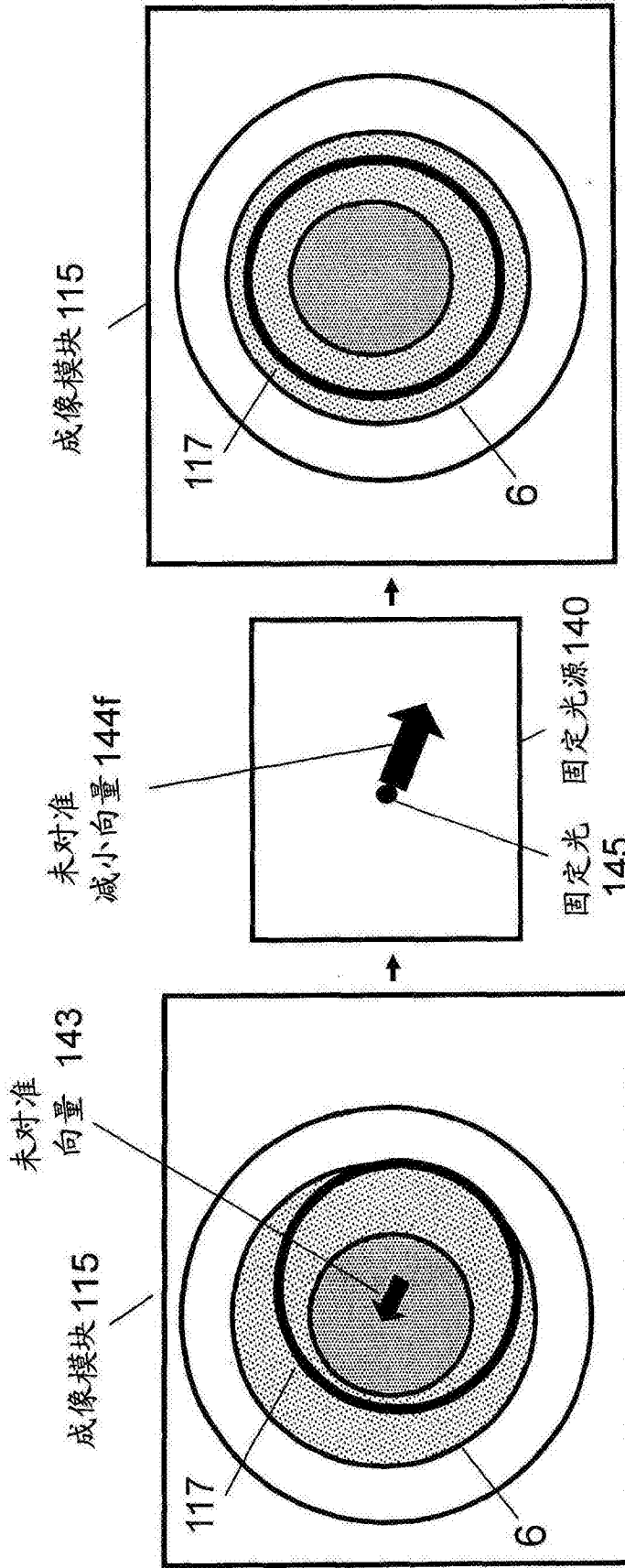


图7C

图7B

图7A

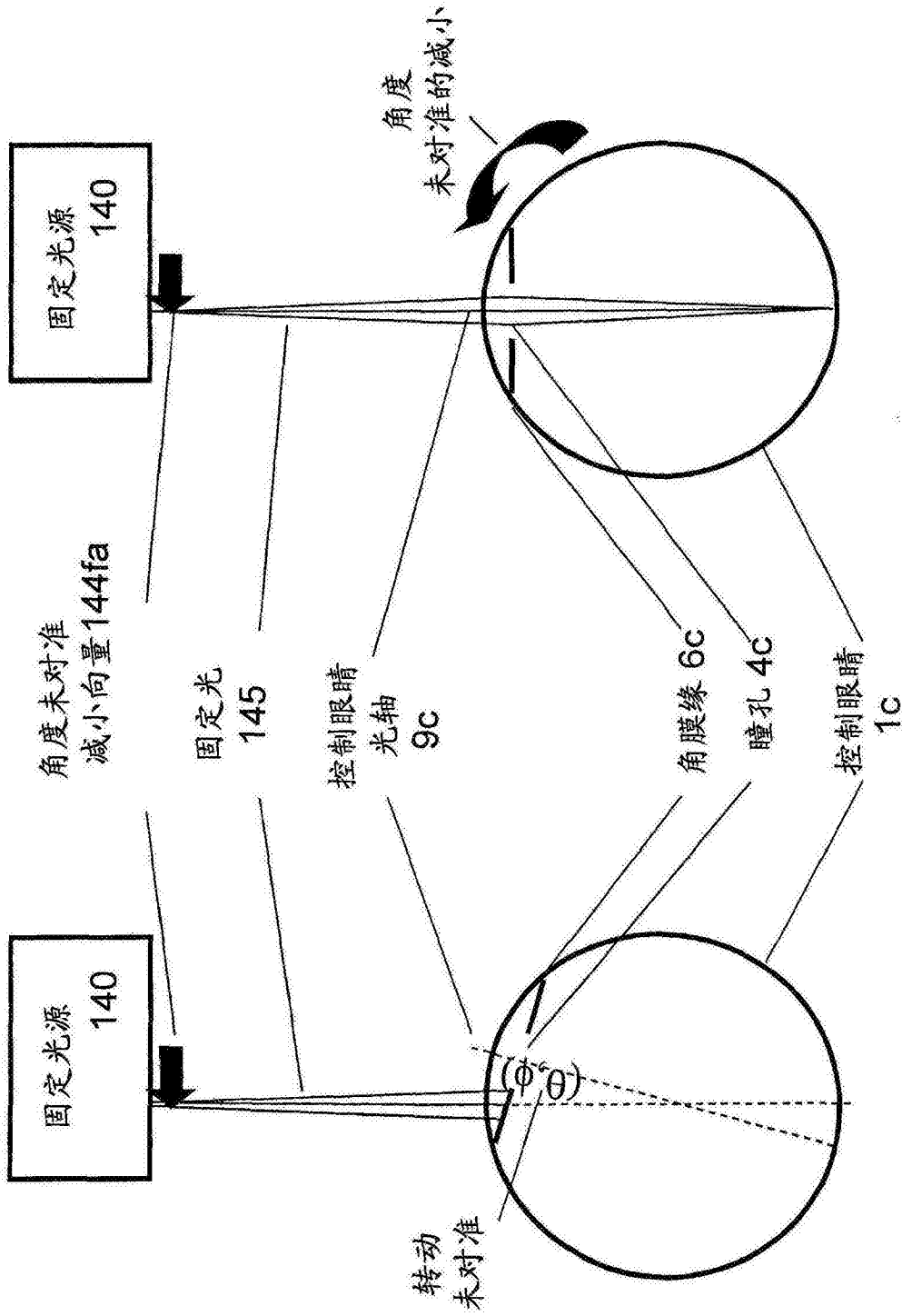


图8B

图8A

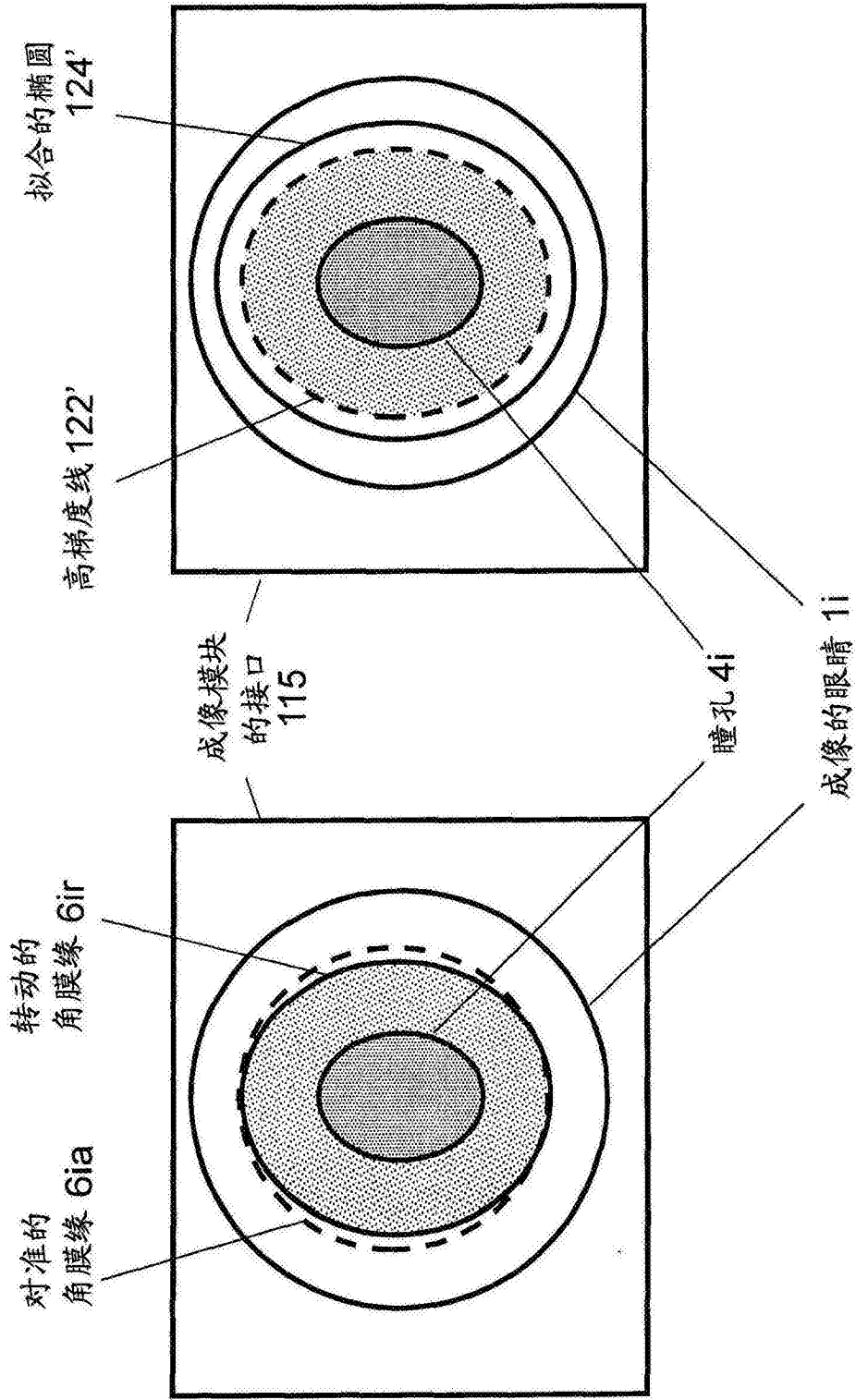


图9A

图9B

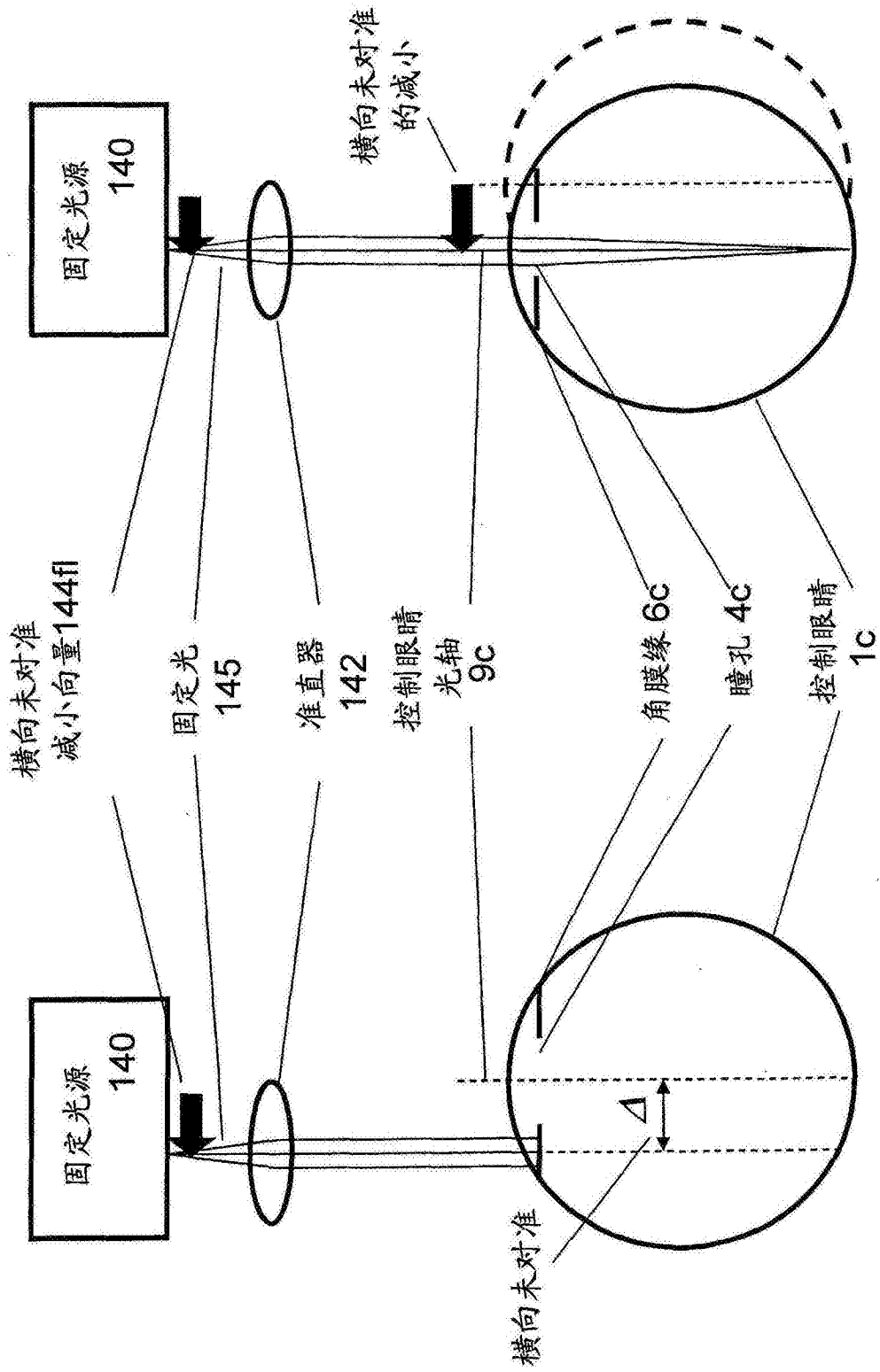


图10B

图10A

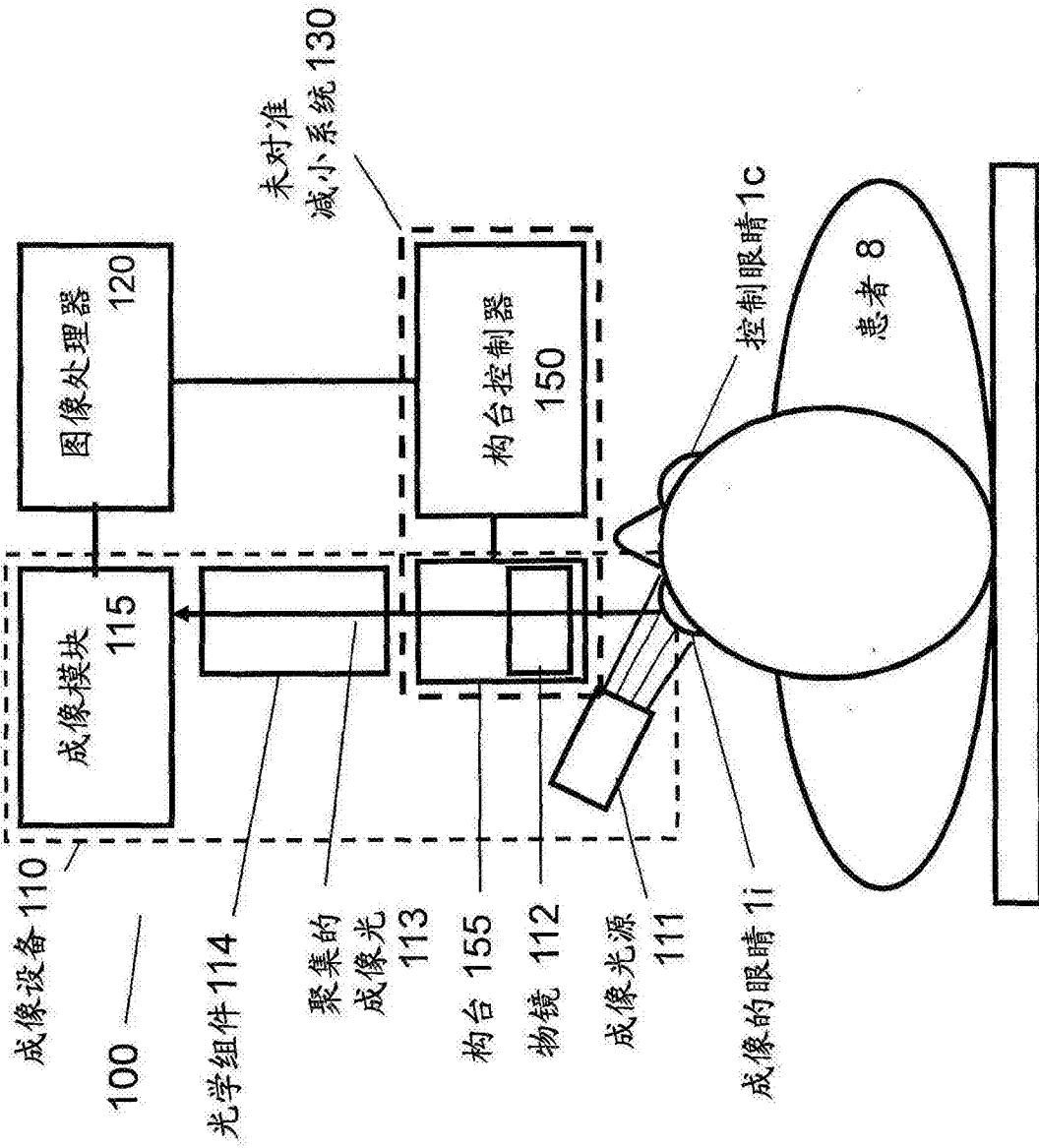


图11

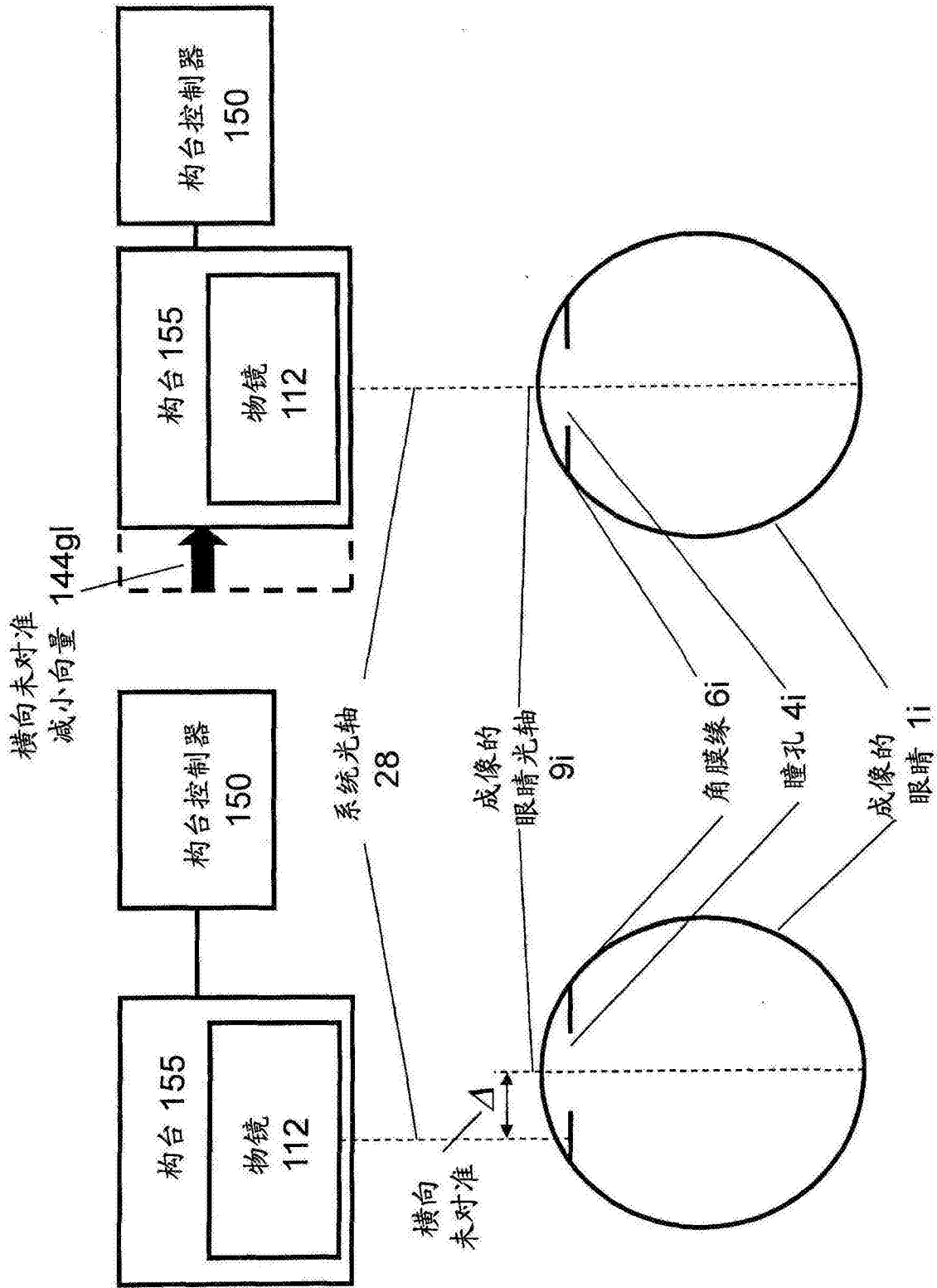


图12B

图12A

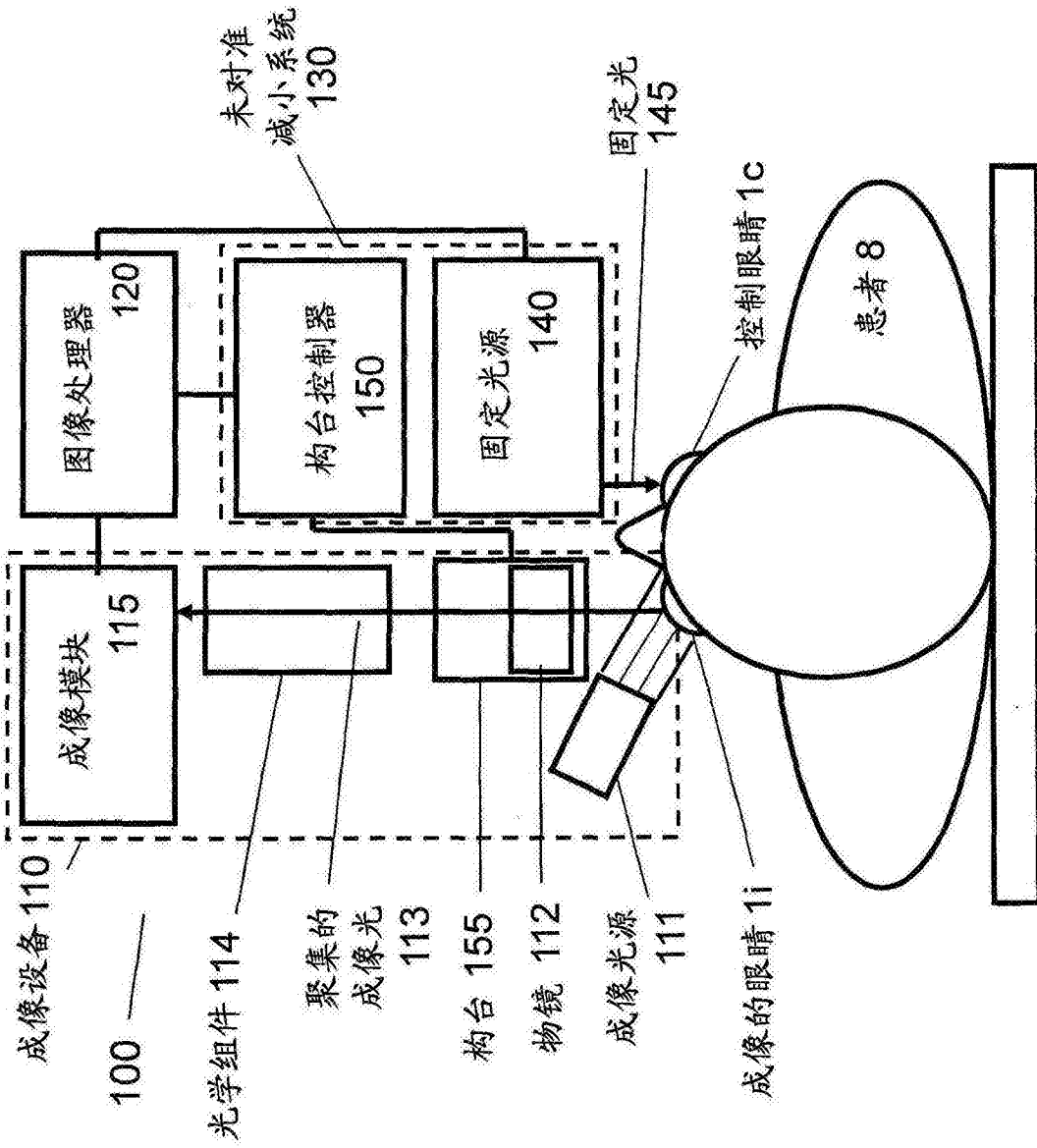


图14

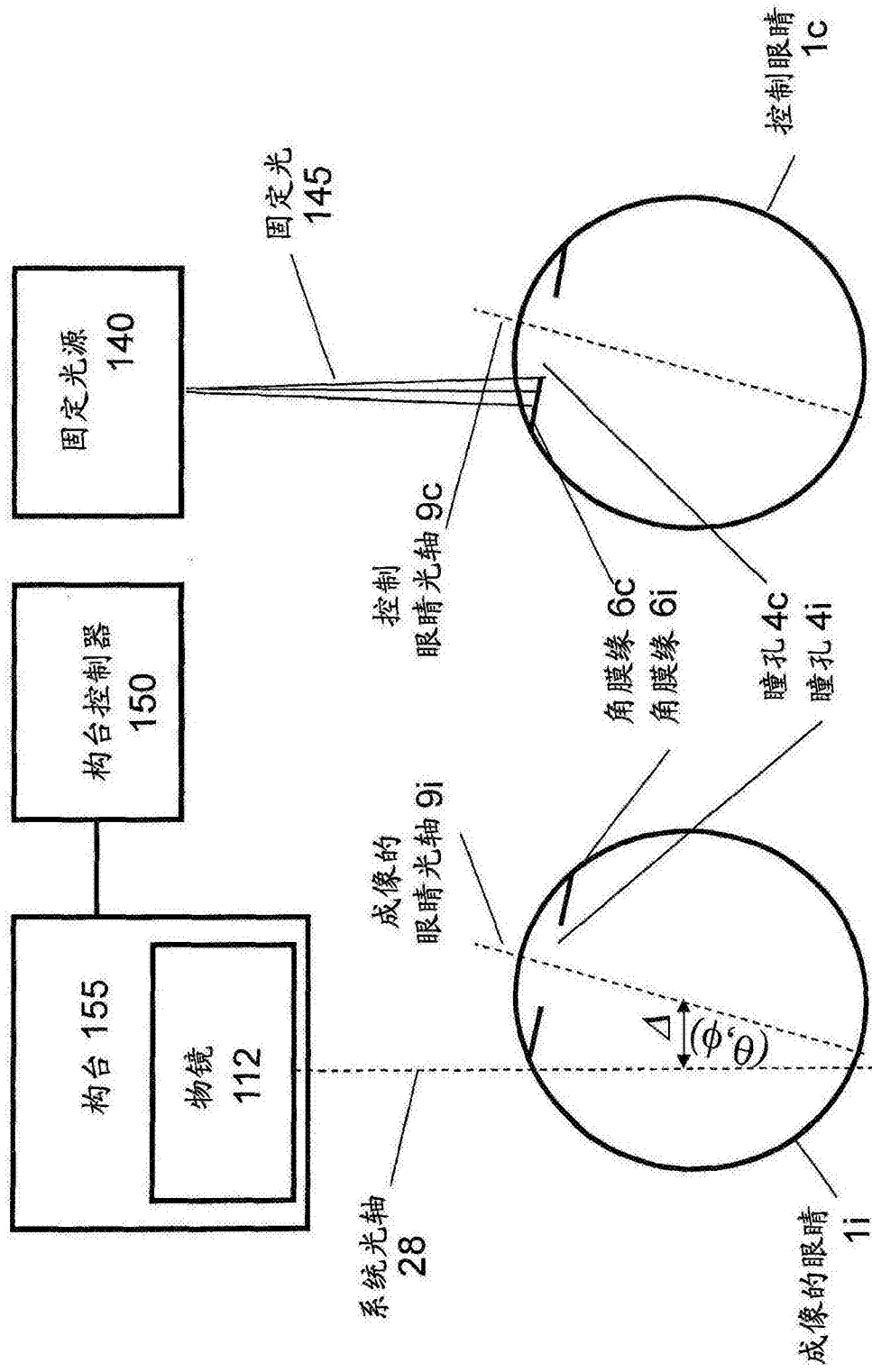


图15A

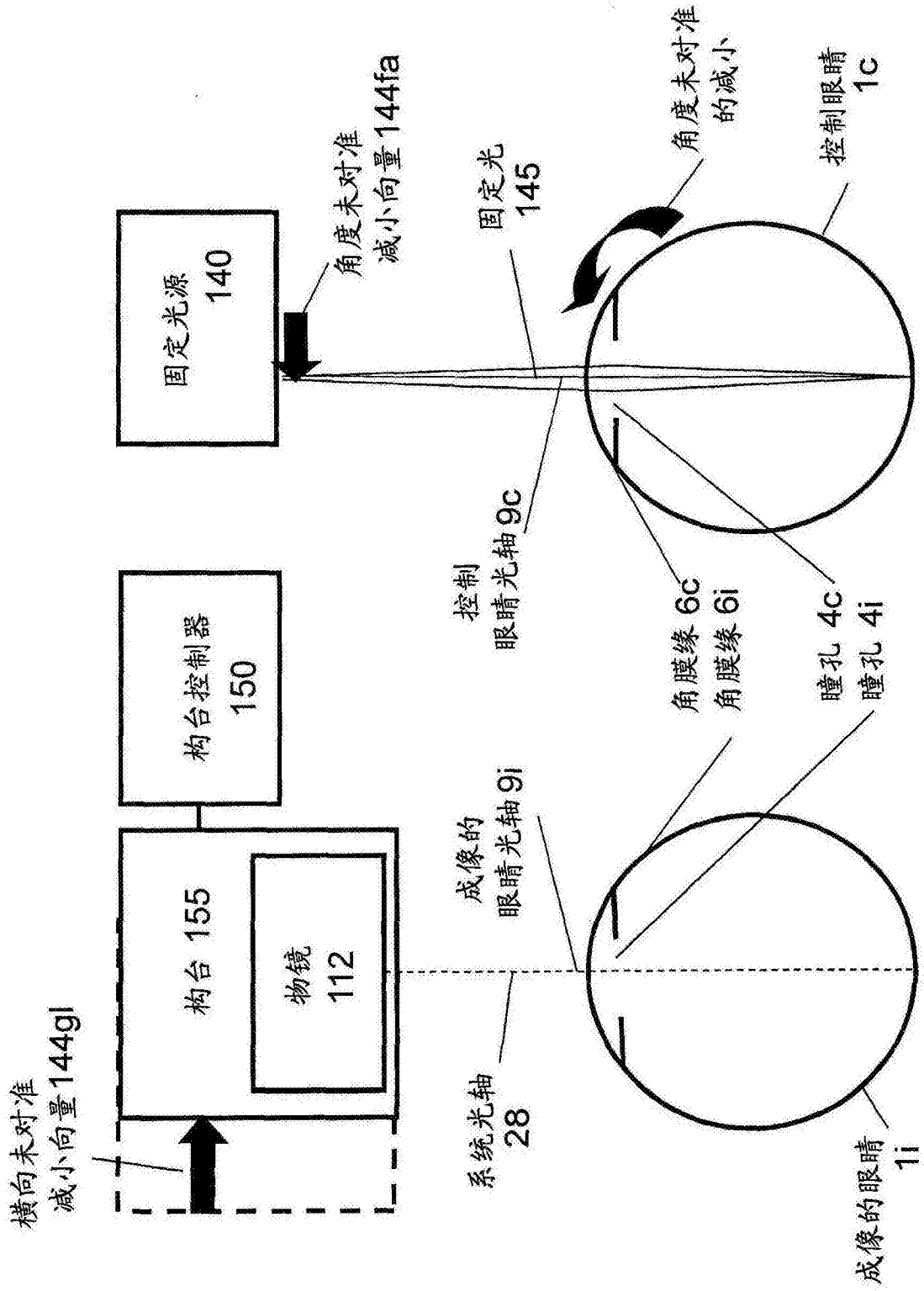


图15B

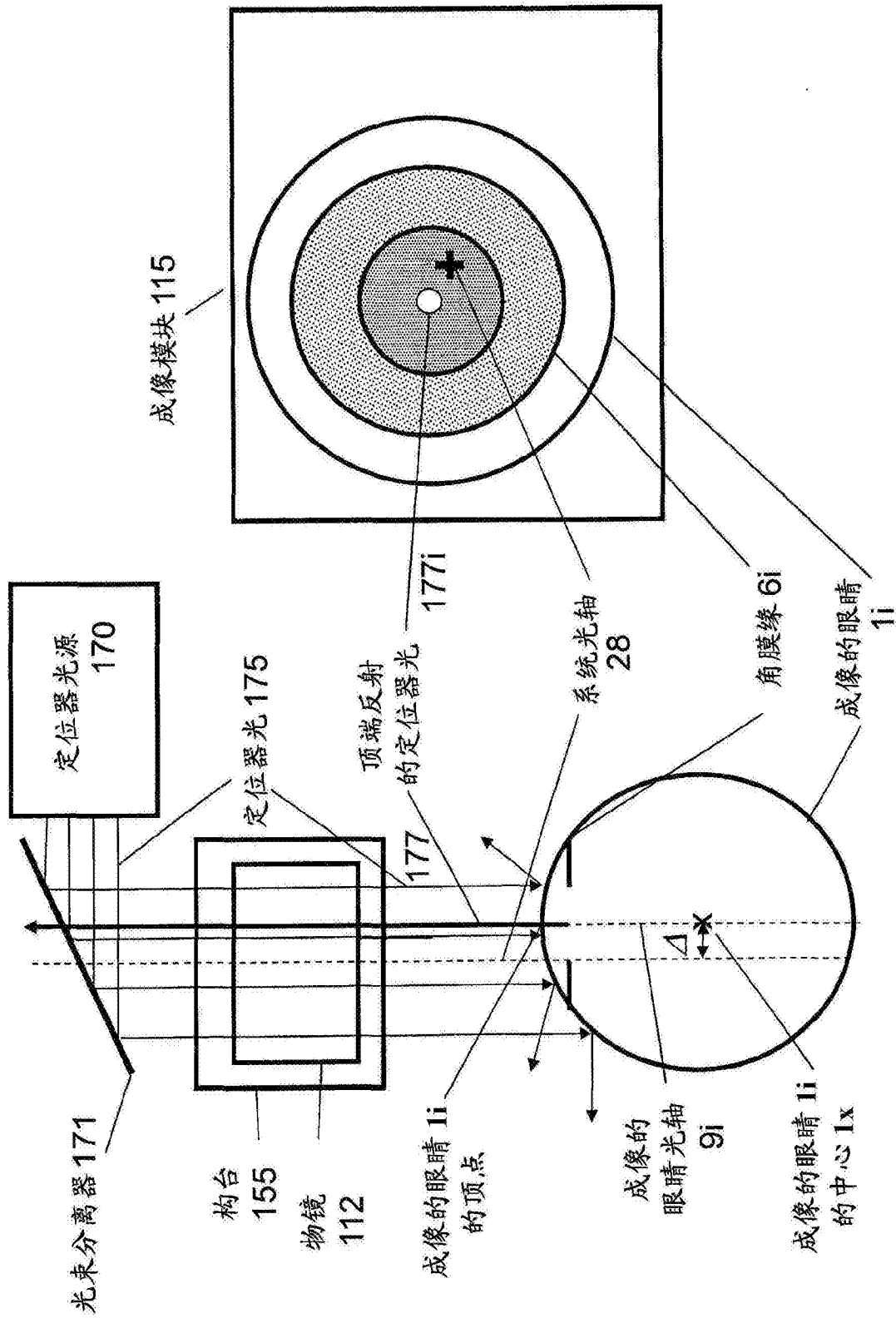


图16A

图16B

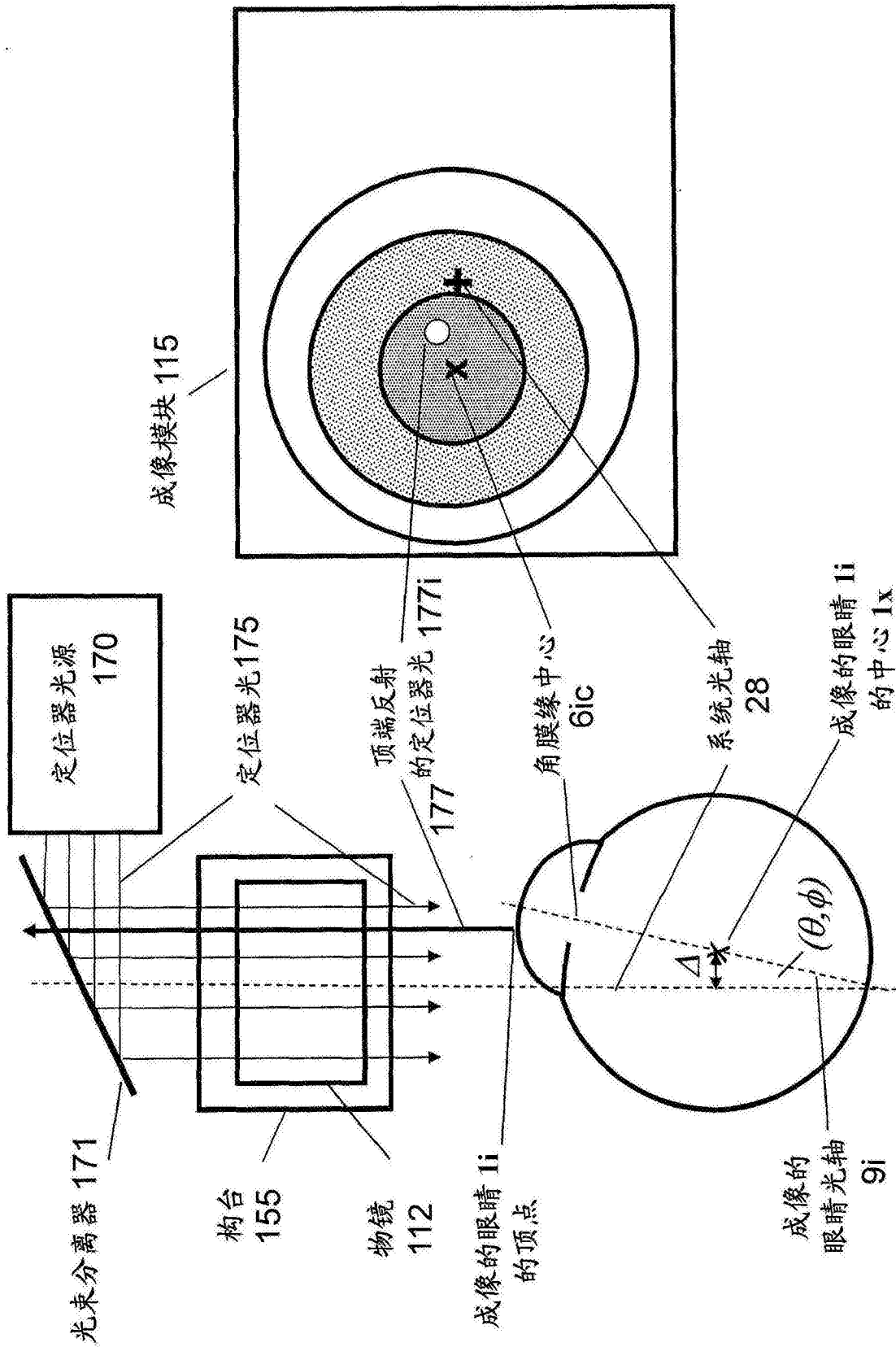


图17A

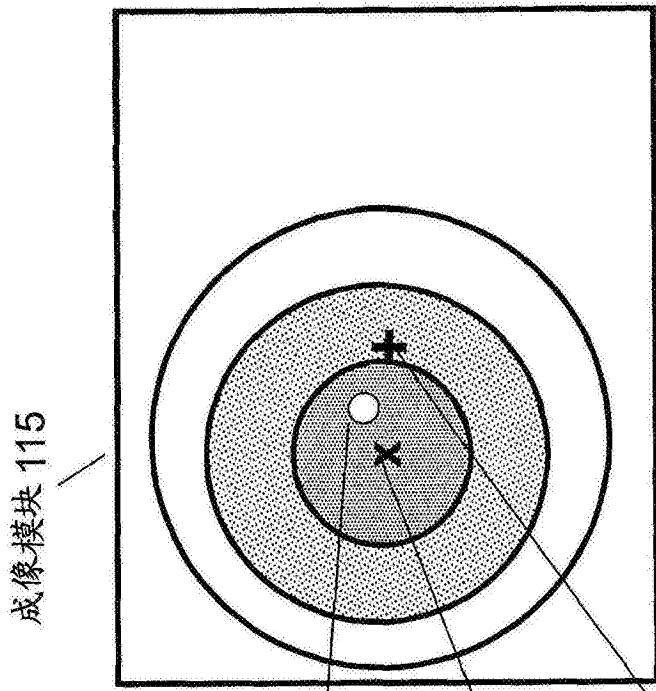


图17B

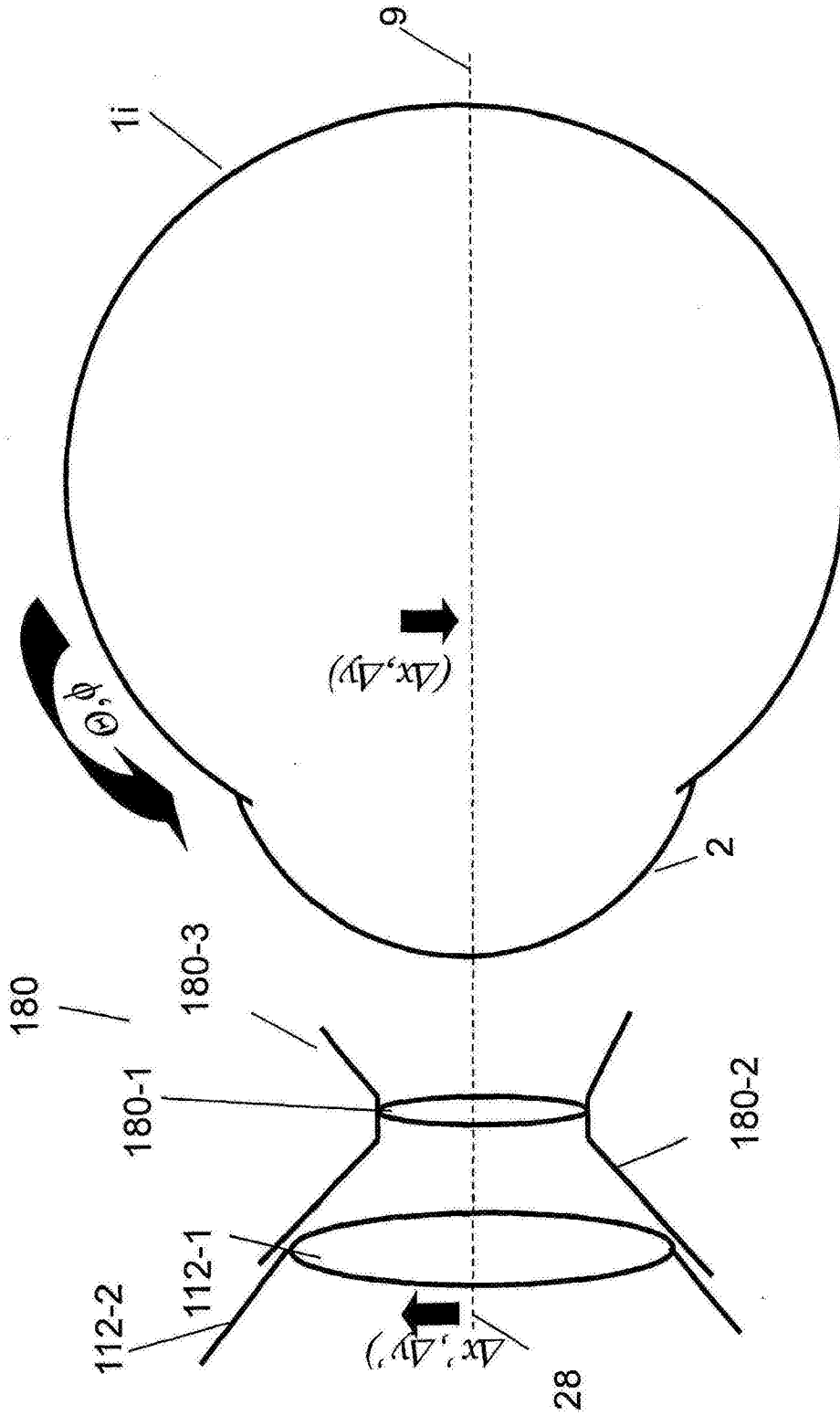


图18

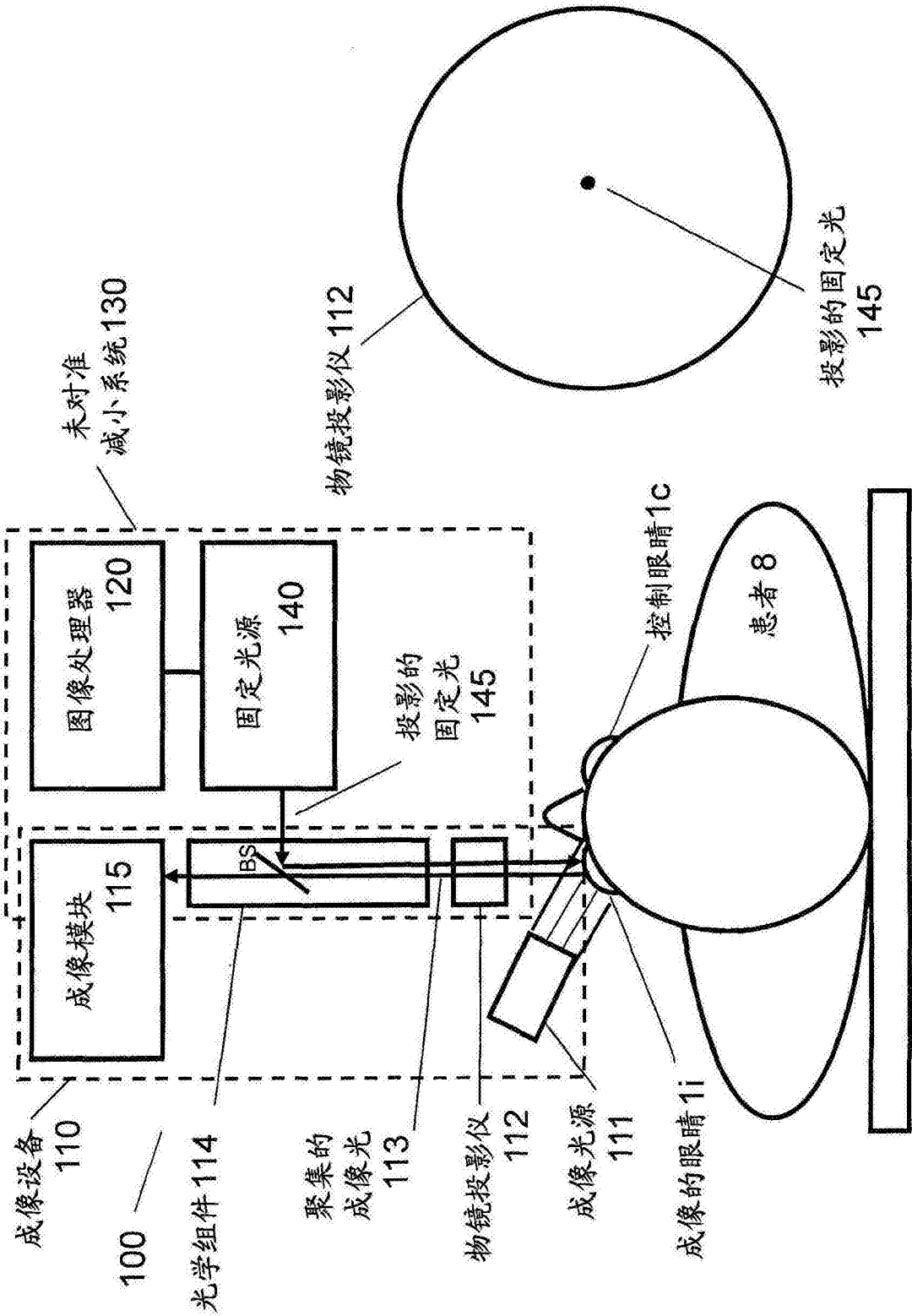


图19A

图19B

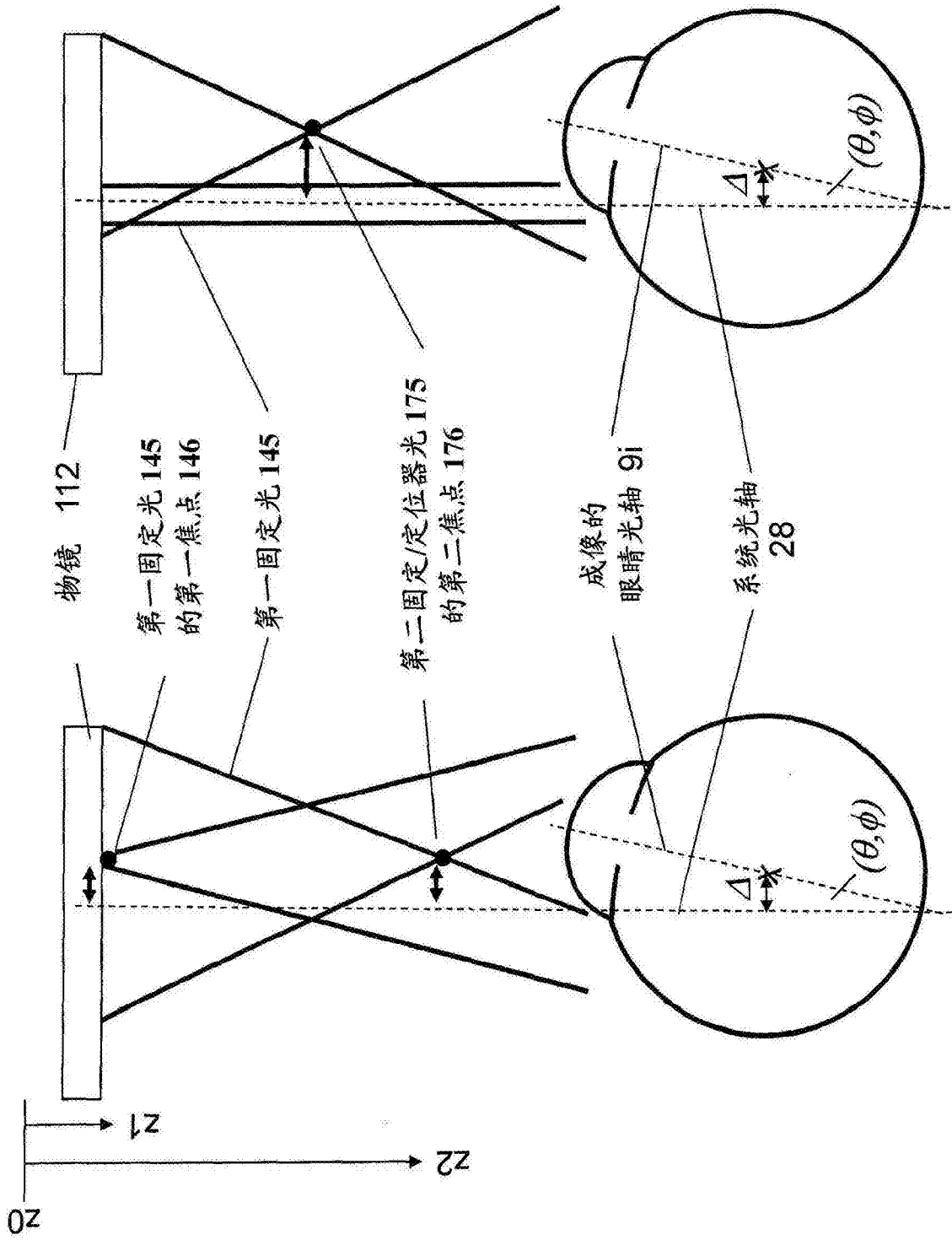


图 20B

图 20A

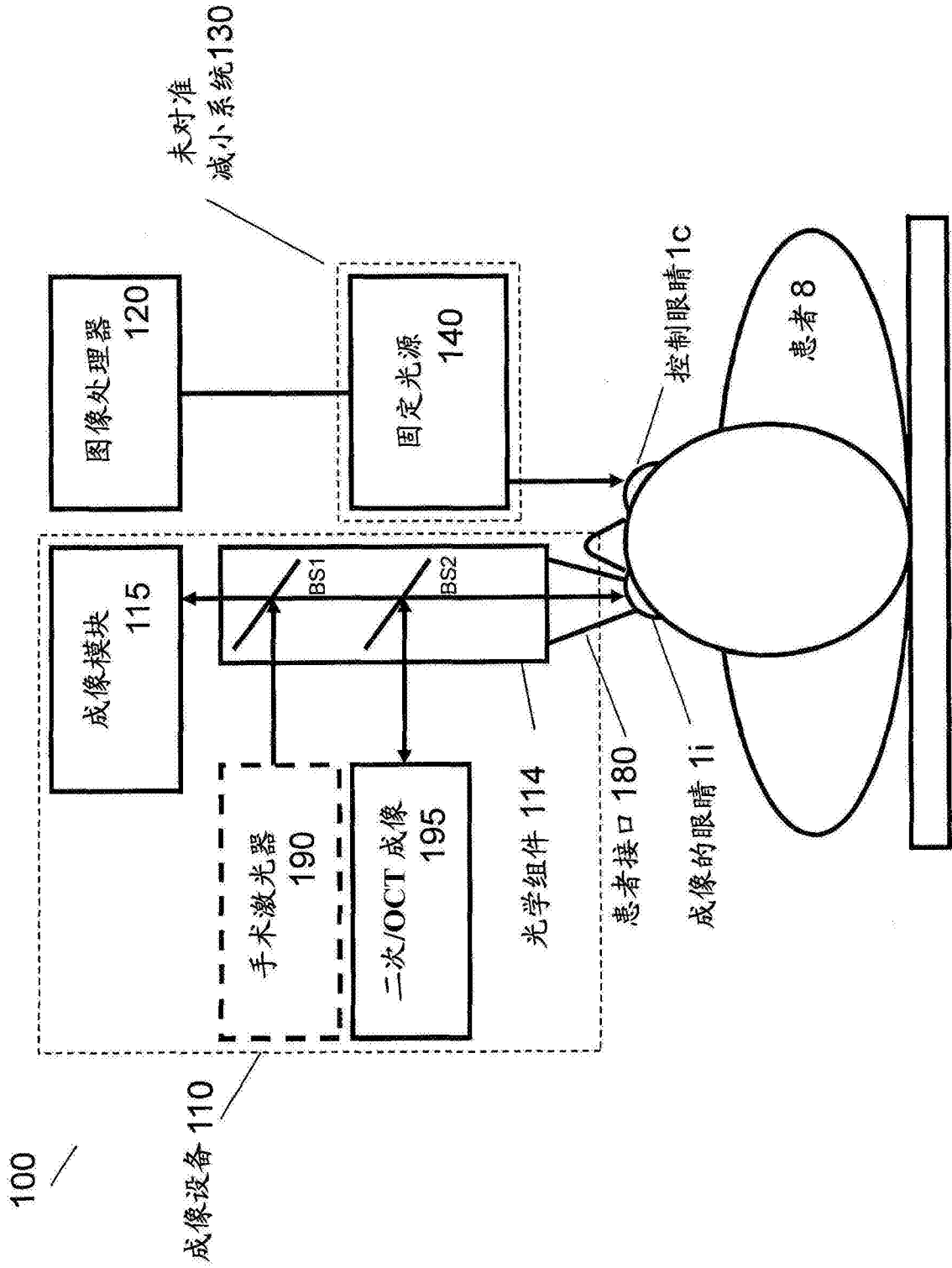


图21

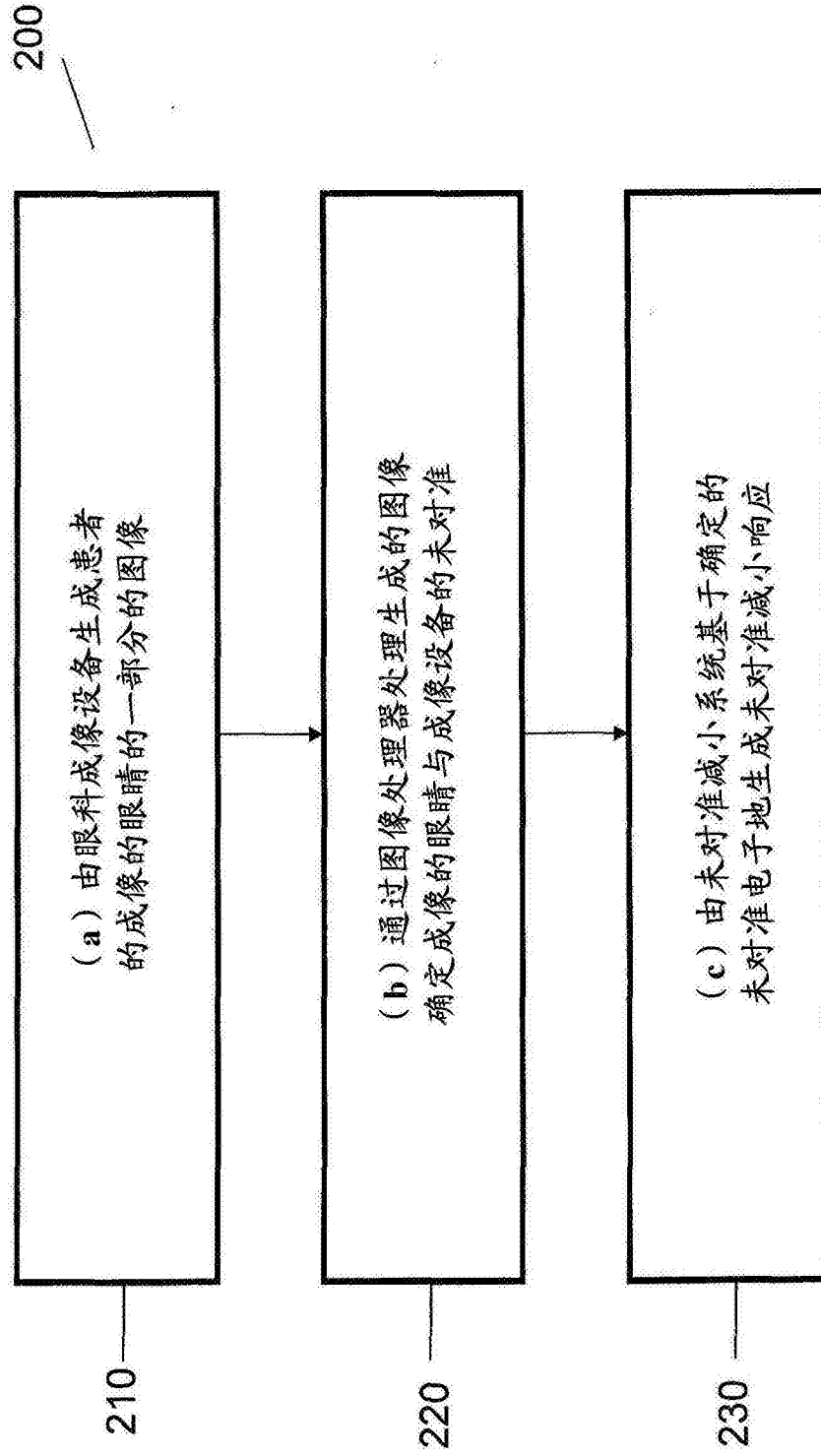


图22