



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105916462 A

(43)申请公布日 2016.08.31

(21)申请号 201480073180.4

(22)申请日 2014.11.20

(30)优先权数据

229527 2013.11.21 IL

62/037,132 2014.08.14 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.07.14

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IL2014/051011 2014.11.20

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/075720 EN 2015.05.28

(71)申请人 埃尔比特系统公司

地址 以色列,海法

(72)发明人 R·本-伊莎 A·查尼 D·雅哈夫

S·左莫 I·艾弗拉特

(74)专利代理机构 北京市铸成律师事务所

11313

代理人 郝文博 郝名悦

(51)Int.Cl.

A61B 90/00(2016.01)

G01S 5/16(2006.01)

G01B 11/14(2006.01)

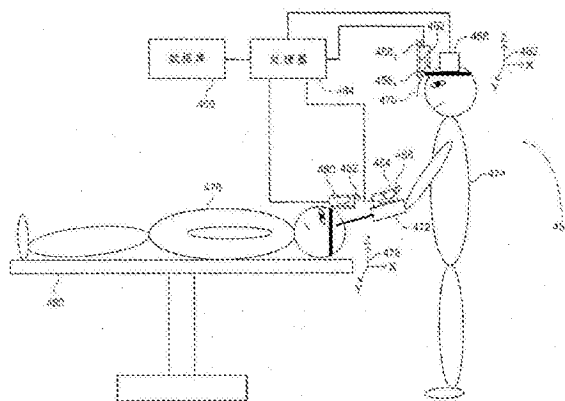
权利要求书4页 说明书26页 附图25页

(54)发明名称

光学跟踪系统

(57)摘要

一种用于确定目标对象的位置和定向的医学WFOV光学跟踪系统。所述系统包括附接至所述目标对象的光发射器和附接至显示器的至少两个光发射器以及附接至所述目标对象的两个宽视场光学检测器。所选择的一个可操作成为有源宽视场光学检测器,其获取所述两个光发射器的图像。每个宽视场光学检测器包括光学传感器和至少两个光学接收器。所述系统还包括附接至所述显示器的另一个光学检测器并且获取附接至所述目标对象的所述光发射器的至少一个图像。处理器,确定所述目标对象的所述位置和定向,并且呈现医疗信息。显示器以与所述目标对象的所确定位置和定向相对应的位置和定向显示所呈现的医疗信息。



1. 一种用于确定至少一个目标对象在参考坐标系中的位置和定向的医学宽视场光学跟踪系统,其包括:

至少一个光发射器,其附接至所述至少一个目标对象中的每一个,所述目标对象为患者和医疗工具中的至少一个;

至少两个光发射器,其附接至显示器;

至少两个宽视场光学检测器,其附接至所述至少一个目标对象,所选择的一个可操作成为有源宽视场光学检测器,当附接至所述显示器的所述至少两个光发射器在其视场内时,所述有源宽视场光学检测器获取附接至所述显示器的所述至少两个光发射器的至少一个图像,所述宽视场光学检测器中的每一个包括:

光学传感器,其用于在所述宽视场光学检测器的所述视场内感测从至少一个光发射器所接收的光;以及

至少两个光学接收器,其与所述光学传感器光学地耦接,所述光学接收器中的每一个包括入射瞳孔,所述光学接收器在空间上彼此隔开,所述光学接收器中的每一个将被观测场景的不同角形部分投射在所述光学传感器上;

另一个光学检测器,其附接至所述显示器,所述另一个光学检测器在所述另一个光学检测器的视场内获取附接至所述目标对象的所述至少一个光发射器的至少一个图像;以及

位置和定向处理器,其与所述至少两个宽视场光学检测器无线地耦接并且与所述另一个光学检测器耦接,所述处理器根据附接至所述目标对象的所述至少一个光发射器的表示和附接至所述显示器的所述至少两个其他光发射器的表示来确定所述至少一个目标对象中的每一个在所述参考坐标系中的位置和定向,所述处理器至少根据所述位置和定向进一步呈现导航信息、实时图像、所述患者的所感兴趣区域的模型和与所述医疗工具相关联的表示中的至少一个;以及

所述显示器,其与所述位置和定向处理器耦接,用于以与所述至少一个目标对象的所述所确定位置和定向相对应的位置和定向来向医师显示所呈现的以下各项中的至少一个:所述导航信息;实时图像;所述患者的所感兴趣区域的模型;以及与所述医疗工具相关联的表示。

2. 根据权利要求1所述的医学宽视场光学跟踪系统,其中所述导航信息、所述实时图像、所述患者的所感兴趣区域的所述模型和与所述医疗工具相关联的所述表示,每一个均与所述参考坐标系相关联。

3. 根据权利要求1所述的医学宽视场光学跟踪系统,其中所述导航信息、所述实时图像、所述患者的所感兴趣区域的所述模型和与所述医疗工具相关联的所述表示中的所述至少一个被注册到所述导航信息、所述实时图像、所述患者的所感兴趣区域的所述模型、与所述医疗工具相关联的所述表示中的至少另一个的各自坐标系中的一个并且注册到所述参考坐标系。

4. 根据权利要求1所述的医学宽视场光学跟踪系统,其还包括用于存储所述模型、所述导航信息和与所述医疗工具相关联的所述表示的数据库。

5. 根据权利要求1所述的医学宽视场光学跟踪系统,其中所述显示器是被配置成由所述医师戴着的安装在头部的显示器。

6. 根据权利要求1所述的医学宽视场光学跟踪系统,其中所述显示器与附接至所述显

示器的所述另一个光学检测器的光轴之间的角度是固定的,并且

其中所述处理器调整所述模型、所述导航信息、与所述医疗工具相关联的所述表示和所述实时图像的所显示的所述呈现以弥补所述角度。

7. 根据权利要求1所述的医学宽视场光学跟踪系统,其中所述目标对象包括至少所述医疗工具,所述医疗工具为实时成像器,所述实时成像器获取所述实时图像。

8. 根据权利要求7所述的医学宽视场光学跟踪系统,其中所述实时成像器为以下各项中的一个:

超声波成像器;

腹腔镜相机;

内窥镜;

二维X射线成像器;

三维X射线成像器;以及

核磁共振成像器。

9. 根据权利要求1所述的医学宽视场光学跟踪系统,其中所述另一个光学检测器是宽视场光学检测器,其包括:

光学传感器,其用于感测从所述至少一个光发射器所接收的光;以及

至少两个光学接收器,其与所述光学传感器光学地耦接,所述光学接收器中的每一个包括入射瞳孔,所述光学接收器在空间上彼此隔开,所述光学接收器中的每一个将被观测场景的不同角形部分投射在所述光学传感器上。

10. 根据权利要求1所述的医学宽视场光学跟踪系统,其中附接至所述至少一个目标对象中的每一个的所述至少一个光发射器和附接至所述显示器的所述至少两个光发射器是光源。

11. 根据权利要求1所述的医学宽视场光学跟踪系统,其中附接至所述至少一个目标对象中的每一个的所述至少一个光发射器和附接至所述显示器的所述至少两个光发射器是光反射器。

12. 根据权利要求1所述的医学宽视场光学跟踪系统,其中附接至所述至少一个目标对象中的每一个的所述至少一个光发射器是光源而附接至所述显示器的所述至少两个光发射器是光反射器。

13. 根据权利要求1所述的医学宽视场光学跟踪系统,其中附接至所述至少一个目标对象中的每一个的所述至少一个光发射器是光反射器而附接至所述显示器的所述至少两个光发射器是光源。

14. 根据权利要求1所述的医学宽视场光学跟踪系统,其中至少两个光发射器附接至所述至少一个目标对象中的每一个,每一个均与各自宽视场光学检测器相关联。

15. 根据权利要求14所述的医学宽视场光学跟踪系统,其中仅使用与所述有源宽视场光学检测器相关联的所述光发射器用于确定所述至少一个目标对象的所述位置和定向。

16. 根据权利要求10、12、14和15中任一项所述的医学宽视场光学跟踪系统,其中仅启动与所述有源宽视场检测器相关联的所述光源。

17. 根据权利要求1所述的医学宽视场光学跟踪系统,其中所述处理器进一步使在所述至少一个图像中的所述有源宽视场光学检测器的所述视场内附接至所述显示器的所述至

少两个光发射器的每个表示与将从所述至少两个光发射器所接收的所述光投射在所述光学传感器上的各自一个光学接收器相关联。

18. 根据权利要求17所述的医学宽视场光学跟踪系统, 其中所述位置和定向处理器通过跟踪所述至少一个表示来使所述表示与各自一个光学接收器相关联。

19. 根据权利要求17所述的医学宽视场光学跟踪系统, 其中所述位置和定向处理器通过为所述至少一个表示与每个光学接收器之间的每个相关联确定品质因数以及选择具有较高品质因数的相关联来使所述至少一个表示与各自一个光学接收器相关联。

20. 根据权利要求17所述的医学宽视场光学跟踪系统, 其中所述位置和定向处理器根据所述至少两个光学接收器的几何配置来使所述表示中的每一个与相对应的光学接收器相关联。

21. 根据权利要求17所述的医学宽视场光学跟踪系统, 其中所述位置和定向处理器基于由低精确度跟踪系统提供的位置和定向来使所述表示中的每一个与相对应的光学接收器相关联。

22. 根据权利要求1所述的医学宽视场光学跟踪系统, 其中所述图像内的仅至少一个预定区域由所述至少一个光学检测器和所述处理器中的至少一个处理,

其中所述感兴趣区域的边界是根据所述图像中的所述光发射器的表示的预测位置来确定。

23. 根据权利要求22所述的医学宽视场光学跟踪系统, 其中所述表示的所述预测位置是基于低精确度跟踪器来确定。

24. 根据权利要求22所述的医学宽视场光学跟踪系统, 其中所述图像中的所述表示的所述预测位置是根据先前至少一个图像中的所述表示的所述位置来确定。

25. 根据权利要求22所述的医学宽视场光学跟踪系统, 其中所述图像中的所述表示的所述预测位置是根据所述目标对象的运动的预测来确定。

26. 根据权利要求1所述的医学宽视场光学跟踪系统, 其中所述有源宽视场光学检测器是通过跟踪附接至所述显示器的所述至少两个光发射器的所述表示在由所述光学传感器所获取的所述图像中的所述位置来选择。

27. 一种用于确定至少一个目标对象在参考坐标系中的位置和定向的医学宽视场光学跟踪系统, 其包括:

至少两个光发射器, 其附接至所述至少一个目标对象中的每一个, 所述目标对象为患者和医疗工具中的至少一个;

至少两个光发射器, 其附接至安装在头部的显示器, 所述安装在头部的显示器被配置成定位在医师的头部;

至少两个宽视场光学检测器, 其附接至所述至少一个目标对象, 每一个均与附接至所述至少一个目标对象中的每一个的所述至少两个光发射器中的各自一个相关联, 所选择的一个可操作称为有源宽视场光学检测器, 当附接至所述安装在头部的显示器的所述至少两个光发射器在其视场内时, 所述有源宽视场光学检测器获取附接至所述显示器的所述至少两个光发射器的至少一个图像, 所述宽视场光学检测器中的每一个包括:

光学传感器, 其于感测从附接至所述安装在头部的显示器的所述至少两个光发射器所接收的光; 以及

至少两个光学接收器,其与所述光学传感器光学地耦接,所述光学接收器中的每一个包括入射瞳孔,所述光学接收器在空间上彼此隔开,所述光学接收器中的每一个将被观测场景的不同角形部分投射在所述光学传感器上;

另一个光学检测器,其附接至所述安装在头部的显示器,所述另一个光学检测器在所述光学检测器的视场内获取与所述有源宽视场光学检测器相关联的所述光发射器的至少一个图像;

位置和定向处理器,其与所述至少两个宽视场光学检测器无线地耦接并且与所述另一个光学检测器耦接,所述处理器根据附接至所述目标对象并且与所述有源宽视场光学检测器相关联的所述光发射器的表示和附接至所述安装在头部显示器的所述至少两个光发射器的表示来确定所述至少一个目标对象中的每一个在所述参考坐标系中的所述位置和定向,所述处理器至少根据所述位置和定向进一步呈现导航信息、实时图像、所述患者的所感兴趣区域的模型和与所述医疗工具相关联的表示中的至少一个;以及

所述安装在头部的显示器,其与所述位置和定向处理器耦接,用于以与所述至少一个目标对象的所述所确定位置和定向相对应的位置和定向来向所述医师显示所呈现的以下各项中的至少一个:所述导航信息;实时图像;所述患者的所感兴趣区域的模型;以及与所述医疗工具相关联的表示。

光学跟踪系统

技术领域

[0001] 所公开的技术涉及跟踪系统,并且一般具体来说,涉及用于确定移动对象的位置和定向的光学跟踪系统。

背景技术

[0002] 用于跟踪移动对象在参考坐标系中的位置和定向的光学跟踪系统是本领域已知的。这些跟踪装置使用用于收集关于移动对象的位置和/或定向的信息的光学检测器(例如,电荷耦接装置)。这种光学跟踪装置的一种配置是将一个或数个光学检测器固定在移动对象上以及将一组光源(例如,发光二极管)固定在坐标系中的已知位置处。这种光学跟踪装置的另一种配置是将一组光源固定在移动对象上以及将一个或数个光学检测器在参考固定在坐标系中的已知位置处。又一种配置是使以下各项相结合:前述配置;以及将检测器和光发射器两者固定在移动对象上和固定在参考坐标系中的已知位置处。光学跟踪系统能够基于所确定的位置和/或定向做出自动决策。例如,飞行员可以仅通过朝着目标移动她的头部而瞄准目标(即,飞行员不必朝着目标移动飞行器)。光学跟踪系统确定由飞行员佩戴的头盔在飞行器坐标系中的定向(即,仰角、方位角和滚转角)。又例如,光学跟踪系统可以跟踪虚拟现实系统(例如,游戏、模拟器)的用户的移动,从而确定用户的位置。

[0003] 然而,放置在移动对象上的光学检测器可以在参考坐标系中检测光发射器,仅仅只要光发射器在检测器的视场(FOV)内即可。因此,光学跟踪系统的FOV(即,其中光学跟踪系统跟踪移动对象的位置范围)受到光学检测器的FOV的限制。类似地,固定光检测器可以跟踪移动对象,只要附接至移动对象的光发射器在固定光检测器的FOV内即可。因此,移动光检测器的FOV与固定光检测器的FOV的相交限定了跟踪系统的跟踪空间。

[0004] 现在参考图1,图1是本领域已知的光学检测器(一般标记为10)的示意性图示。光学检测器10包括与透镜14光学地耦接的光学传感器12。透镜14包括入射光瞳16。光学检测器10的FOV ϕ 和透镜14的焦距 f 与光学传感器12的大小 d 之间的比成反比。此外,光学检测器10的精确度与其角度分辨率成比例。因此,当传感器12的大小(例如,像素数量)固定时,增加透镜14的焦距会使得分辨率增大,但也会使得光学检测器10的FOV减小。

[0005] LaBaw发布的并且标题为“辐射敏感光学跟踪器(Radiation Sensitive Optical Tracker)”的美国专利No.3,678,283涉及一种用于确定飞行员相对于驾驶舱中的某一点的视线的系统。光学跟踪器包括:两个检测器组件;以及三个光发射器。第一检测器组件被安装在飞行员的头盔上。第一光发射器被安装在飞行员的头盔上。第二检测器组件被安装在驾驶舱上,在所述点处。第二和第三光发射器被安装在驾驶舱上,在飞行员前面的瞄准线的任一侧上等距间隔开。

[0006] 检测器组件包括能够检测光点的横向位置的横向光电检测器。光发射器以与检测器的最大敏感度范围相对应的光频率照射。安装在驾驶舱上的两个光发射器照射安装在头盔上的检测器。安装在头盔上的照射器照射安装在驾驶舱上的检测器。飞行员的视线的方位角和仰角的确定与驾驶舱内的头盔位置无关。飞行员头部的滚转量由安装在头盔上的检

测器的输出来计算,所述检测器检测安装在驾驶舱上的两个光发射器。

[0007] Barbier等人发布的并且标题为“用于确定固体的定向的光学装置(Optical Device for Determining the Orientation of a Solid Body)”的美国专利No.5,767,524涉及一种用于确定第一固体相对于第二固体的定向的系统。定向确定系统包括:三个光源/检测器组。每个光源/检测器组均包括一个光源和一个光学辐射检测器。至少一个光源/检测器组被安装在第一固体上。至少一个光源/检测器组被安装在第二固体上。在这些固体的至少一个固体上安装有两个光源/检测器组。

[0008] 定向系统在第一参考系中,确定第一固体的与来自第二参考系的光辐射相对应的两条直线。定向系统在第二参考系中,确定第二固体的与来自第一参考系的光辐射相对应的两条直线。对至少两条完全不同的直线在这些参考系的每一个参考系中的定向的了解通过旋转矩阵的计算得到了关于第一固体相对于第二固体的参考系的定向的三个参数。

发明内容

[0009] 所公开的技术的目的在于提供一种确定目标对象在参考坐标系中的位置和定向的新颖系统。

[0010] 根据所公开的技术的一个方面,因此提供了一种用于确定目标对象在参考坐标系中的位置和定向的医学WFOV光学跟踪系统。所述系统包括附接至所述目标对象的至少一个光发射器、附接至参考位置的至少一个其他光发射器、宽视场光学检测器、另一个光学检测器和处理器。所述处理器与至少一个宽视场光学检测器和所述光学检测器中的至少一个无线地耦接并且与所述至少一个宽视场光学检测器和所述至少一个其他光学检测器中的其他的进一步耦接。所述参考位置与所述参考坐标系相关联。所述宽视场光学检测器在其视场内获取至少一个光发射器的至少一个图像。所述宽视场光学检测器包括用于在所述宽视场光学检测器的所述视场内感测从所述至少一个光发射器的至少一个所接收的光的一个光学传感器和与所述光学传感器光学地耦接的至少两个光学接收器。所述光学接收器中的每一个包括一个入射瞳孔。所述光学接收器在空间上彼此隔开。所述光学接收器中的每一个将被观测场景的不同角形部分投射在所述光学传感器上。所述另一个光学检测器在其视场内获取至少一个光发射器的至少一个图像。所述处理器根据附接至所述目标对象的所述至少一个光发射器和附接至所述参考位置的所述至少一个其他光发射器的表示来确定每个目标对象中的每一个在所述参考坐标系中的所述位置和所述定向。所述目标对象和所述参考位置是包括来自以下各项组成的组的两个元件的元组中的各自元件中的一个:显示器;患者身体部位;医疗工具;医师身体位置;以及固定位置。每个WFOV光学检测器和另一个光学检测器附接至这些元件中的各自一个。这些元件中的一个元件被指定为参考位置并且剩余元件被指定为目标对象。光发射器的总数至少为三。

[0011] 根据所公开的技术的另一方面,因此提供了一种用于确定目标对象在参考坐标系中的位置和定向的医学WFOV光学跟踪系统。所述系统包括附接至所述目标对象的至少一个光发射器、附接至安装在头部的显示器的至少另外两个光发射器、宽视场光学检测器、光学检测器和处理器。所述处理器与所述宽视场光学检测器、与所述光学检测器以及与所述安装在头部的显示器耦接。所述目标对象是患者和医疗工具中的至少一个中的一个。所述安装在头部的显示器被定位在医师头部并且与参考坐标系相关联。所述宽视场光学检测器附

接至所述目标对象并且在其视场内获取附接至所述安装在头部的显示器的至少两个光发射器中的每一个的至少一个图像。所述宽视场光学检测器包括光学传感器,所述光学传感器用于感测从附接至所述安装在头部的显示器的所述至少两个光发射器中的至少一个所接收的光。所述光学接收器中的每一个包括一个入射瞳孔。所述光学接收器在空间上彼此隔开。所述光学接收器中的每一个将被观测场景的不同角形部分投射在所述光学传感器上。所述光学检测器附接至所述安装在头部的显示器并且在其视场内获取附接至所述目标对象的所述至少一个光发射器的至少一个图像。所述处理器根据附接至所述目标对象的所述至少一个光发射器和附接至所述参考位置的所述至少一个其他光发射器的表示来确定每个目标对象中的每一个在所述参考坐标系中的所述位置和所述定向。所述安装在头部的显示器以与至少一个所选择目标对象的所确定定向相对应的定向向所述医师显示所述患者的至少一个呈现模型和所述医疗工具的表示。

[0012] 附图简述

[0013] 通过下文结合附图的详细描述可以更全面地理解和认识所公开的技术,附图中:

[0014] 图1是本领域已知的光学检测器的示意性图示;

[0015] 图2A和2B是根据所公开的技术的实施方案构造和可操作的WFOV光学检测器组件的示意性图示;

[0016] 图3A和3B是根据所公开的技术的另一个实施方案而构造和操作的WFOV光学检测器组件的示意性图示;

[0017] 图4是根据所公开的技术的另一个实施方案的用于确定移动对象在参考坐标系中的位姿(即,位置和定向)的光学跟踪系统的示意性图示;

[0018] 图5A、5B、5C和5D是由仅包括两个相邻光学接收器的WFOV光学检测器所获取的单个光发射器的图像的示意性图示;

[0019] 图6是根据所公开的技术的另一个实施方案的用于确定移动对象的水平定向而无需确定其位置的一个例子;

[0020] 图7是根据所公开的技术的另一个实施方案而构造和操作的光学跟踪系统的示意性图示;

[0021] 图8是根据所公开的技术的另一个实施方案的用于确定移动对象的定向而无需确定其位置的二维例子的示意性图示;

[0022] 图9是根据所公开的技术的另一个实施方案的示例性医学WFOV医学跟踪系统的示意性图示;

[0023] 图10根据所公开的技术的另一个实施方案的示例性医学WFOV医学跟踪系统的示意性图示;

[0024] 图11是根据所公开的技术的另一个实施方案的示例性医学WFOV医学跟踪系统的示意性图示;

[0025] 图12是根据所公开的技术的另一个实施方案的示例性医学WFOV医学跟踪系统的示意性图示;

[0026] 图13是根据所公开的技术的另一个实施方案的示例性医学WFOV医学跟踪系统的示意性图示;

[0027] 图14根据所公开的技术的另一个实施方案的示例性医学WFOV医学跟踪系统的示

意性图示；

[0028] 图15是根据所公开的技术的另一个实施方案的光学检测器组件及其操作的示意性图示；

[0029] 图16A至16E是根据所公开的技术的另一个实施方案的光学检测器组件及其操作的示意性图示；

[0030] 图17是根据本发明的实施方案的图示了系统的一个方面的图；

[0031] 图18是根据本发明的实施方案的图示了系统的另一个方面的图；

[0032] 图19是根据本发明的实施方案的图示了系统的非限制性示例性应用的图；

[0033] 图20是根据本发明的实施方案的图示了系统的另一个非限制性示例性应用的图；以及

[0034] 图21A和21B是根据本发明的实施方案的图示了系统的另一个非限制性示例性应用的图。

具体实施方式

[0035] 所公开的技术通过提供一种用于确定包括移动光学检测器和参考光学检测器的移动对象的位姿的光学跟踪系统而克服现有技术的缺点。术语“位姿”在下文涉及位置(即，x坐标、y坐标和z坐标)和定向(即，方位角、仰角和滚转角)。根据所公开的技术的一个实施方案，移动光学检测器呈现出一种新颖配置，用于增大其FOV，而无需增加光学传感器的大小或减小光学接收器的焦距(即，这降低了跟踪系统的精确度)。根据所公开的技术的另一个实施方案，光发射器和检测器的空间设置使得光学跟踪系统能够确定移动对象(例如，头盔、触针、医用针、超声波成像器)在参考坐标系(例如，飞行器的坐标系)中的定向，而无需确定移动对象的位置。根据所公开的技术的另一个实施方案，反射表面替换参考检测器并且也使得光学跟踪系统能够确定移动对象在参考坐标系中的定向而无需确定对象的位置。

[0036] 如上文所提及，放置在移动对象上的光学检测器可以检测位于所述光学检测器的FOV内的光发射器。因此，增加光学检测器的FOV会增大跟踪系统的跟踪范围。为了增加光学检测器的FOV，将多个光学接收器(例如，透镜或针孔或两者)放置在光学传感器上。另外，光学接收器的光轴可能是相对于彼此不平行的。因此，检测器的视场增大(即，相对于单个光学接收器的FOV)。此外，每个光学接收器的焦距可以不同。应当指出的是，根据所公开的技术的WFOV光学检测器当位于其WFOV内的对象的角跨度基本上较小时(即，点状对象)解决了这些对象，以使得由各种透镜形成在光学传感器上的对象图像不会彼此重叠。

[0037] 现在参照图2A和2B，图2A和2B是根据所公开的技术的实施方案构造和可操作的WFOV光学检测器组件(大体上以100进行参照)的示意性图示。图2B是光学检测器组件100的侧视图。光学检测器组件100包括光学传感器102和光学接收器104、106、108和110。光学接收器104、106、108和110彼此隔开。光学接收器104、106、108和110中的每一个包括一个入射瞳孔。光学接收器104包括入射瞳孔112，光学接收器106包括入射瞳孔114，光学接收器108包括入射瞳孔116，并且光学接收器110包括入射瞳孔118。光学接收器104、106、108和110可以是光学透镜。替代地，光学接收器104、106、108和110可以是针孔。

[0038] 光学接收器104、106、108和110与光学传感器102光学地耦接。光学传感器102为例如CCD检测器、互补金属氧化物半导体(CMOS)传感器、位置敏感装置(PSD)或横向光电检测

器。光学接收器104、106、108和110被布置成使得每个元件将被观测场景(未示出)的不同角形部分投射在光学传感器102的相同区域上。光学检测器组件100的FOV_v(图2B)大于单个光学接收器诸如光学接收器106的FOV_φ(图2B)。因此,光学检测器组件100的FOV增大(即,相对于单个元件的FOV),而无需增大光学检测器100的大小d(图2B)或减少光学检测器组件100的焦距f(图2B)。

[0039] 为了提高光学检测器的FOV中心的分辨率,将具有较大焦距的额外的光学接收器放置在光学接收器上方。此外,为了增加光学检测器的FOV,使底部光学接收器相对于彼此倾斜以使得其光轴不平行。

[0040] 光学检测器100呈现出对入射到它上面的光的方向的唯一响应。入射在光学传感器102上的光的位置与光进入入射瞳孔112、114、116和118中的每一个的方向相关。光学检测器对入射在它上面的光的方向的唯一响应在本文称为“方向响应”。例如,当光学传感器102为CCD传感器时,CCD中的每个像素均与角度步长相关联。当光学传感器为横向光电检测器时,检测器的端子处的电流差与入射在横向光电检测器上的光的角度相关。

[0041] 现在参照图3A和3B,图3A和3B是根据所公开的技术的另一个实施方案而构造和操作的WFOV光学检测器组件(一般标记为150)的示意性图示。图3B是光学检测器组件150的侧视图。光学检测器组件150包括光学传感器152和光学接收器154、156、158、160和162。光学接收器154、156、158、160和162彼此隔离。光学接收器154、156、158、160和162中的每一个包括入射瞳孔和透镜。光学接收器154包括入射瞳孔164,光学接收器156包括入射瞳孔166,光学接收器158包括入射瞳孔168,光学接收器160包括入射瞳孔170并且光学接收器162包括入射瞳孔172。

[0042] 光学接收器154、156、158、160和162与光学传感器152光学地耦接。光学检测器组件150的FOV_ξ(图3B)相对于单个光学接收器(例如,图2B中的光学接收器106)的FOV增加,而无需改变光学传感器152的大小d或透镜的焦距。如上文所提及,光学接收器154、156、158、160和162可以是光学透镜。替代地,可以将光学接收器154、156、158、160和162替换为针孔。光学检测器150呈现方向响应。

[0043] 现在参照图4,图4是根据所公开的技术的另一个实施方案的一种用于确定移动对象208在参考坐标系中的位姿(即,位置和定向)的光学跟踪系统(一般标记为200)的示意性图示。系统200包括参考光学检测器206、参考光发射器204₁和204₂、移动光学检测器210、移动光发射器212和位姿处理器214。参考光学检测器206或移动光学检测器210中的任一个可以为如上文结合图2A和2B或图3A和3B所述的WFOV光学检测器。位姿处理器214与参考光学检测器206和与移动光学检测器210耦接。当参考光发射器204₁和204₂以及移动光发射器212为光源(例如,LED)时,位姿处理器214与它们任选地耦接。参考光学检测器206和参考光发射器204₁和204₂位于参考坐标系(未示出)中的已知位置202处。一般来说,参考光学检测器206和移动光学检测器210可以与位姿处理器214有线地或无线地耦接并且通过无线通信信道且使用无线通信协议(例如,蓝牙或WiFi)来传输与由此获取的一个或多个图像有关的信息。

[0044] 移动光学检测器210和移动光发射器212附接至移动对象208。移动光发射器212和参考光发射器204₁和204₂例如发光二极管(LED),所述发光二极管发出在所需光谱范围内的光(例如,可见光、红外光)。参考光学检测器206和移动光学检测器210中的每一个展现方

向响应。参考光学检测器206和移动光学检测器210中的每一个包括光学传感器(未示出)。光学传感器例如电荷耦接装置(CCD)、互补金属氧化物半导体(CMOS)传感器、位置敏感装置(PSD)或横向光电检测器。

[0045] 参考光发射器204₁和204₂以及移动光发射器212周期性地发射光(即,光脉冲)或连续地发射光。参考光学检测器206获取移动光发射器212的一个或多个图像。移动光学检测器210获取参考光发射器204₁和204₂的一个或多个图像。术语“获取图像”在本文中指的是使检测器中的传感器暴露于光以及在传感器像素中累积能量。参考光学检测器206和移动光学检测器210为位姿处理器214提供与所获取的一个或多个图像相关的信息。

[0046] 根据一个替代实施方案,与所获取图像相关的信息涉及经预处理的图像或图像的经预处理的部分。换言之,参考光学检测器206和移动光学检测器210对传感器像素的至少一部分的能量值取样,并且对经取样的像素进行预处理(即,对图像的至少一部分进行预处理)。这种预处理包括例如滤波、分段(例如,二进制大对象-BLOB检测)、缩放、旋转等。替代地或另外,参考光学检测器206和移动光学检测器210提供与图像中的对象相关的信息(即,如在分段期间所确定)。所述信息涉及例如对象的大小、位置、颜色、纹理等。

[0047] 根据另一个替代实施方案,与所获取图像相关的信息指的是传感器像素的至少一部分的经取样的能量值。换言之,参考光学检测器206和移动光学检测器210对传感器像素的至少一部分的能量值(即,所获取图像的至少一部分)进行取样并且为位姿处理器214提供经取样的像素。位姿处理器214对经取样的图像(或它的所述部分)进行预处理。

[0048] 当参考光学检测器206和移动光学检测器210获取光发射器212、204₁和204₂的一个或多个图像时,与所获取图像有关的信息包括与光发射器212、204₁和204₂有关的信息。与光发射器212、204₁和204₂有关的信息在本文称为光发射器的“表示”。这些表示可以是经取样的一个或多个图像或者与所述图像中与光发射器212、204₁和204₂相关联的对象有关的信息。位姿处理器214根据由参考光学检测器206和移动光学检测器210向其提供的光发射器212、204₁和204₂的表示而确定移动对象208相对于参考坐标系的位姿。

[0049] 一般来说,为了确定移动对象208的位置和定向,位姿处理器214产生具有六个未知数(例如,针对位置的三个未知数,x坐标、y坐标和z坐标;以及针对定向的三个未知数,方位角、仰角和滚转角)的至少六个方程并对其求解。光发射器的表示与两个角度相关联。例如,当光学传感器为CCD传感器时,所述CCD传感器与物理中心相关联。垂直于传感器平面的、穿过这个物理中心的虚线限定CCD传感器的光轴。CCD传感器中的每个像素与CCD传感器上由传感器2D坐标系在像素单元中所限定的各自位置相关联(例如,在传感器2D坐标系中定位在坐标[2;3]处的像素为第二列像素与第三行像素的相交处的像素)。因此,每个像素均与来自传感器的光轴的水平角和垂直角相关联,与像素在传感器2D坐标系中的位置相关。因此,从由CCD传感器所获取的图像所确定的光发射器的每个表示也与来自CCD传感器的光轴中心的各自的水平角和垂直角相关联。

[0050] 因此,从由参考光学检测器206所获取的图像所确定的移动光发射器212的表示与两个各自角度相关联。此外,从由移动光学检测器210所获取的图像所确定的每个参考光发射器204₁和204₂的每个表示也与两个各自角度相关联。因此,连同参考光发射器204₁和204₂与光学检测器206之间的已知空间关系(即,相对位置)一起获取角度的总共六个测量值,并且移动光发射器212与光学检测器210之间的已知空间关系定义以上提及的具有六个未知

数的六个方程。位姿处理器214对这些方程求解以确定移动对象208在参考坐标系中的位置和定向。当使用了获取至少三个光发射器的图像的单个光学检测器时,与每个表示相关联的两个角度连同光发射器之间的已知空间关系一起定义以上提及的具有六个未知数的六个方程式。

[0051] 应当指出的是,系统200可以确定移动对象208的位姿,只要参考光发射器204₁和204₂在移动光学检测器210的FOV_v内以及只要移动光发射器212在参考光学检测器206的FOV内。应当进一步指出的是,当移动光学检测器210为WFOV光学检测器时,每个光学接收器将光发射器204₁和204₂的各自表示投射在移动光学检测器210的光学传感器上。

[0052] 位姿处理器214使光发射器204₁和204₂的表示与各自的光学接收器相关联,从而将这些表示投射在光学传感器上。可以例如基于低精确度跟踪系统诸如提供位置和定向的惯性跟踪器而对表示和光学接收器进行第一相关。根据这个例子,位姿处理器214确定表示与光学接收器之间的每个可能相关性的位置和定向并且选择其中所述定向与由低精确度跟踪器(例如,惯性跟踪器或磁性跟踪器)所确定的定向最相似对的相关性。替代地,位姿处理器214通过确定光发射器204₁和204₂的表示中的每一个的品质因数来使这些表示与各自的光学接收器相关联,从而将这些表示投射在光学传感器上。位姿处理器214选择具有较高品质因数的相关性。为此,对于每组表示来说,处理器214确定移动对象208的各自位置和定向。在对这些方程求解的过程中(例如,使用最小二乘法),表示与接收器之间的每个相关联的各自的每个解与各自的残差相关联。处理器214选择解以及因此具有较小各自残差的相关性(即,品质因数是残差倒数的反函数或递增函数)。在又一个替代实施方案中,当光发射器204₁和204₂在移动光学检测器210的光学接收器中的至少两者的FOV内时,位姿处理器214根据光学接收器的几何配置使光发射器204₁和204₂的表示与各自光学接收器相关联。在使每个光发射器与各自的光学设备相关联一次后,位姿处理器214跟踪光发射器204₁和204₂在光学传感器上的表示,并且因此使得光发射器的表示与各自的光学接收器的相关联如以下进一步所阐释在以下周期中得到保持。

[0053] 当处理由移动光学检测器210和参考光学检测器206所获取的一个或多个图像时,并不需要处理所述图像的全部内容。而是仅在所述图像内在预定所感兴趣区域(R01)内执行由位姿处理器214或由参考光学检测器206和移动光学检测器210所进行的预处理。R01的边界逐帧地更新。基于如由低精确度跟踪器所确定的移动对象与参考位置之间的所估计的相对定向而根据例如所获取图像中的光发射器的表示的预测位置来确定R01边界。替代地,根据先前一个或多个图像中的光发射器的表示的位置和移动光学检测器210的运动的估计来确定R01边界。一般来说,可以产生超过一个R01,以便以最小延迟跟踪两组或更多组的发射器。

[0054] 尽管在图4中,光学检测器210被描述为移动光学检测器而光学检测器206被描述为参考光学检测器,但应当指出的是,一般来说,这两个检测器可以呈现它们之间的相对运动(即,光学检测器206和光学检测器210中的任一者或两者可以移动)。在其中对对象进行跟踪的坐标系可以是与参考光学检测器相关联的坐标系。因此,可以使用光学跟踪系统诸如光学跟踪系统200用于各种跟踪应用。例如,在诸如下文所述的医疗导航应用中可以使用与光学跟踪系统200类似的跟踪系统。应当进一步指出的是,本文中在上文和下文所描述的光发射器中的任一者可为光源或光反射器(例如,球形反射器),所述光源或光反射器反射

入射在它上面的光(即,环境光、来自位于光反射器附近的各种光源的光或来自向光反射器引导光的专用光源的光)。

[0055] 现在参照图5A、5B、5C和5D,图5A、5B、5C和5D是由仅包括两个相邻光学接收器(未示出)的WFOV光学检测器所获取的单个光发射器的图像的示意性图示。在图5A、5B、5C和5D中,WFOV光学检测器相对于光发射器从左向右移动。因此,图像230、234、238和240中的光发射器(未示出)的发射器表示232和236如箭头所示从左向右移动(即,相对于图像垂直轴)。在图像230(图5A)中,发射器表示232表示从光发射器所接收和由第一光学接收器所接收的光。在图像234和238(图5B和5C)中,发射器表示232和236表示从光发射器所接收和由光学接收器两者所接收的光。在图像240(图5D)中,发射器表示236表示从光发射器所接收和由第二光学接收器所接收的光。因此,通过跟踪光发射器的表示,位姿处理器(例如,图4中的位姿处理器214)确定WFOV光学检测器中的哪个光学接收器投射从光发射器所接收的光。在系统的启动期间或当光学跟踪系统失去对移动对象的跟踪时,光学跟踪系统不具有与光学接收器中的哪一个将光投射在光学传感器上有关的信息。因此,所述系统使用上文提及的方法中的一个来确定正确的相关性。

[0056] 根据所公开的技术的另一个实施方案,光发射器和检测器的空间设置使得光学跟踪系统能够确定移动对象在参考坐标系中的定向,而无需确定所述对象的位置。根据这个空间设置,光发射器被放置在每个光学接收器的入射瞳孔处并且从其中发射光。替代地,可以在光学接收器的入射瞳孔处形成光发射器的虚拟表示(例如,使用位于光学接收器的入射瞳孔前面的射束分裂器)。因此,光发射器被认为是从光学接收器的入射瞳孔发射光。在又一个替代实施方案中,将两个光发射器放置成使得它们的光学重心(例如,两个光发射器在参考坐标系中的平均位置矢量)位于光学接收器的入射瞳孔处。返回参照图4,在移动光学检测器210的光学接收器的入射瞳孔处形成光发射器212的虚拟表示(未示出)。参考光发射器204₁和204₂被定位成使得它们的光学重心位于参考光学检测器206的光学接收器的入射瞳孔处。因此,定向处理器确定移动对象208的定向而无需确定它的位置。

[0057] 现在参照图6,图6是根据所公开的技术的另一个实施方案的用于确定移动对象的水平定向而无需确定其位置的一个例子,并且仍然返回参照图4。应当指出的是,在示例性图6中,移动对象208的位置在二维(2D)坐标系240的X、Y平面上发生变化,并且移动对象208的定向可能仅水平地变化。应当进一步指出的是,本文引入的例子可以在这两种情况的任何一种情况下操作。在第一种情况下,光发射器从光学检测器的光学接收器的入射瞳孔发射光。在第二种情况下,至少两个光发射器被定位成使得它们的光学重心位于光学检测器的瞳孔处。还应当指出的是,滚转角被假设为零。

[0058] 位姿处理器214确定参考坐标系236的纵向轴线240与各自地使移动光学检测器206和参考光学检测器210入射瞳孔232和入射瞳孔234相连的线238之间的角度 α 。位姿处理器214根据由参考光学检测器206所获取的图像中的移动光发射器212的表示的位置而确定这个角度 α 。例如,当参考光学检测器206的光学传感器为CCD传感器时,CCD中的每个像素均与角度步长相关联。因此,角度 α 为所述角度步长乘以从CCD的光学中心开始计数的水平像素的数量。应当指出的是,移动光发射器212从移动光学检测器210的光学接收器的入射瞳孔发射光(例如,通过射束分裂器)。

[0059] 位姿处理器214确定移动光学检测器210的光轴与使入射瞳孔232与入射瞳孔234

相连的线238之间的角度 γ 。位姿处理器214根据由移动光学检测器210所获取的图像上的参考光发射器204₁和204₂的表示的位置而确定角度 γ 。参考光发射器204₁和204₂的光学重心位于参考光学检测器206的光学接收器的入射瞳孔处。

[0060] 位姿处理器214通过确定移动光学检测器210的光轴与纵向轴线240之间的角度(标记为 β)而确定移动对象208的水平定向。定向处理器根据以下公式而确定角度 β :

$$[0061] \quad \beta = \gamma - \alpha \quad (1)$$

[0062] 因此,根据上文引入的例子,定向处理器214确定移动对象208的水平定向角度,而无需确定它的位置。

[0063] 如上文提及的,结合图6所述的示例性方法可在光发射器从光学接收器的入射瞳孔发射光并且滚转角为零时操作。所述方法也可在滚转角基本上较小时操作,从而产生方位角和仰角的近似值。替代地,结合图6所述的方法可在其中滚转角已知的情況下操作。例如,这两个光发射器被定位成使得它们的光学重心位于入射瞳孔处(即,滚转角是根据相对光学传感器上的两个光发射器的表示而已知的)。在又一个例子中,滚转角是从重力倾斜传感器已知的。对于将利用结合图2A、2B、3A和3B所述的WFOV光学检测器而操作的图6的示例性方法来说,光发射器与其中所描述的各自的一个入射瞳孔相关联,并且从其中发射光。替代地,至少一对光发射器与各自的一个入射瞳孔相关联并且它们的光学重心位于所述各自的入射瞳孔处。此外,当光被确定为通过与一个或多个光发射器相关的一个或多个入射瞳孔进入时,光学跟踪系统涉及由这个光发射器或这些光发射器所发射的光(例如,通过选择相对光学检测器上的一个或多个光发射器的表示或通过启用这些光发射器)。

[0064] 当移动对象208在三维空间(3D)中移动时,可以应用结合图6所述的方法。因此,移动对象208的定向可以在水平方向、垂直方向和滚转方向上变化。可以在水平和垂直这两种情况下应用方程式(1)。方程式(1)的结果为水平定向角度和垂直定向角度。根据水平定向、垂直定向和滚转角而近似估计方位角和仰角。可以例如如上文所提及根据相对光学传感器上的两个光发射器的表示而确定滚转角。

[0065] 根据所公开的技术的另一个实施方案,反射表面替换参考检测器。因此,光学跟踪系统确定移动对象在参考坐标系中的定向,而无需确定移动对象的位置。根据这种配置,光学跟踪系统包括附接至移动对象的光发射器和位于参考坐标系中的已知位置处的反射表面。在固定反射表面上形成移动光发射器的反射。当滚转角基本上较小时,移动光发射器的反射仅仅受到移动对象的方位角和仰角(即,偏航和俯仰)的变化的影响,而不会受到移动对象的平移的影响(即,无视差)。因此,光学跟踪系统根据由移动光检测器所获取的移动光发射器的反射图像而确定移动对象的两个角度定向。为了确定滚转角(即,当需要方位角和仰角的精确值时),反射表面可以包括位于其附近的额外的发射器。

[0066] 现在参照图7,图7是根据所公开的技术的另一个实施方案而构造和操作的光学跟踪系统(一般标记为250)的光学跟踪系统的示意性图示。系统250包括移动对象252、反射表面254和定向处理器256。移动对象252包括移动光学检测器258和光发射器260。移动光学检测器258可以是上文结合图2A和2B或图3A和3B所述的WFOV光学检测器。移动光学检测器258和光发射器260均与定向处理器256耦接。光发射器260朝着反射表面254发射光。反射表面254将光反射回移动WFOV光学检测器258。反射表面254为例如平面镜。反射表面254可以进一步是反射由光发射器260所发射的光的任何表面,诸如计算机屏幕、电视屏幕、车辆或飞

行器挡风玻璃等。反射表面254可为波长选择性反射表面(即,反射表面254仅在波长范围内反射辐射)。移动光学检测器258获取移动光发射器260的反射图像。定向处理器256根据光发射器260的所获取的反射图像而确定移动对象252的定向。定向处理器256根据光发射器在图像中的(x,y)位置而确定移动对象的方位角和仰角(即,当滚转角基本上较小时)。然而,上文结合图7所描述的系统250仅确定方位角和仰角。当系统250也需要确定滚转角时,将两个额外的光发射器固定在例如反射表面254的任一侧上。系统250根据两个光发射器在图像中的位置而确定滚转角。替代地,将具有在所需滚转角范围内,围绕垂直于对象平面(即,其中定位有光发射器)的轴线呈现出旋转不对称性的形状(例如,椭圆形、等腰三角形)的单个光发射器固定在反射表面的附近。

[0067] 现在参照图8,图8是根据所公开的技术的另一个实施方案的用于确定移动对象的定向而无需确定它的位置的二维例子的示意性图示,并且返回参照图6。定向处理器256通过确定将移动光发射器260的镜像264定位在被观测场景的哪个角形部分中(即,通过跟踪入射在移动光学检测器258的传感器上的光)而确定移动对象252的定向,用角度 β 表示。定向处理器256进一步根据移动光发射器260的镜像264在移动光学检测器258上的投射位置而确定角度 β 。如在上文引入的例子中所示,当移动光学检测器258的光学传感器为CCD传感器时,CCD中的每个像素均与角度步长相关联。因此,角度 β 为所述角度步长乘以从CCD传感器的光学中心开始计数的像素的数量。如上文提及的,当滚转角基本上较小时,确定角度 β 。

[0068] 如上文提及的,在各种医学导向应用和场景中可以使用根据所公开的技术的WFOV光学跟踪系统。例如,可以使用根据所公开的技术的WFOV光学跟踪系统用于跟踪医疗工具的位置和定向并且在患者图像上呈现医疗工具的实时表示。医疗工具可以是手持式工具或可移动工具诸如针、实时成像器(例如,实时超声波成像器、位于C形臂上的实时X射线成像器)、触针、手术刀、导管等。一般来说,根据所公开的技术的医学WFOV光学跟踪系统确定至少一个目标对象在参考坐标系中的位置和定向。这样一种系统大体上包括至少三个光发射器和至少一个光学检测器,所述光学检测器可为WFOV光学检测器。WFOV光学检测器与上文结合图2A、2B、3A和3B所述的类似。参考位置与参考坐标系相关联。每个光学检测器和每个光发射器被适配成附接至至少一个目标对象和参考位置中的各自一个。每个光学检测器在其视场内获取一个或多个光发射器的图像。此外,光发射器中的每一个均在一个或多个光学检测器的至少一个的视场内。处理器根据与如上文结合图4所述类似的光发射器的表示(即,如由获取了图像的光学检测器或由以上结合图4所述的处理器来确定)而确定目标对象在参考坐标系中的位置和定向。

[0069] 上文提及的医学WFOV光学跟踪系统可以呈现出各种配置。根据一个示例性配置,医学WFOV光学跟踪系统包括一个WFOV光学检测器和至少三个光发射器。WFOV光学检测器附接至目标对象并且三个光发射器附接至参考位置,反之亦然。根据另一个示例性配置,医学WFOV光学跟踪系统包括WFOV光学检测器、另一个光学检测器和至少三个光发射器。WFOV光学检测器附接至目标对象并且另一个光学检测器附接至参考位置(或反之亦然)。一个光发射器附接至目标对象并且两个光发射器附接至参考位置(或反之亦然)。

[0070] 一般来说,可能存在超过一个目标对象。由参考位置和目标位置组成的每一对均与至少三个光发射器相关联,每一个均附接至目标对象或参考位置,用于确定目标对象的位置和定向。上文提及的一个或多个目标对象和参考位置是包括来自以下各项组成的组

的至少两个元件的元组中的各自元件：下文进一步阐述的显示器（例如，安装在头部的显示器-HMD）；患者身体部位；医疗工具；医师身体位置；以及固定位置。以下是包括至少两个元件的这样一种元件元组的各个例子：{显示器，医疗工具}；{固定位置，医疗工具}；{显示器，医疗工具，医疗工具}；{显示器，医疗工具，固定位置}；{显示器，患者身体部位，医疗工具}；{固定位置，医疗工具，医疗工具}；{固定位置，患者身体部位，医疗工具}；{患者身体部位，医疗工具，患者身体部位}；{固定位置，患者身体部位，医疗工具，患者身体部位}；{显示器，固定位置，患者身体部位，医疗工具}；{显示器，患者身体部位，医疗工具，医疗工具}；{工具，工具}；以及{患者身体部位，患者身体部位}。元组{工具，工具}指的是两个不同的医疗工具（即，一个或多个目标对象和参考位置为所有医疗工具）。元组{患者的身体部分，患者的身体部分}指的是两个不同的患者身体部位（例如，大腿和腿）。每个光学检测器和每个光发射器附接至这些元件中的各自一个。此外，可以将每个元件根据特定需要指定为参考位置并且将剩余元件指定为目标对象。上文提及的固定位置可以是例如手术室的墙或天花板。替代地，固定位置可以是机械支撑件（例如，三脚架，机械臂），所述机械支撑件在医疗手术过程的一部分期间是静止的并且可以在手术过程各部分之间移动。此外，以上元件中的每一个可与各自的坐标系相关联。这些各自的坐标系可以彼此对准并且可以与参考坐标系对准。

[0071] 如上文提及的，根据所公开的技术的医学光学跟踪系统可以包括显示器。所述显示器显示一个模型，所述模型表示与患者有关的信息。所述显示器还显示患者的实时图像，诸如实时超声波图像、实时X射线图像（例如，利用位于C形臂上的X射线成像器所获取）、腹腔镜图像以及实时MRI图像。所述显示器可以进一步显示与医疗工具有关的表示以及导航信息（例如，表示目标位置或医疗工具轨迹的标记）。所述显示器可以是例如2D或3D屏幕显示器（例如，LED显示器、LCD显示器、等离子体显示器或阴极射线管-CRT显示器）、手持式显示器（例如，平板计算机）、图像叠加装置或如下文进一步阐述的安装在头部的显示器（HMD）。所述模型为例如患者的二维（2D）或三维（3D）图像，例如，二维X射线图像、预先获取的CT模型或MRI模型。替代地，所述模型可以是表示患者身体或患者身体各个区域（例如，心脏、大脑或子宫、体内肿瘤、循环系统或其各部分）的符号模型或虚拟模型。模型和导航信息与参考坐标系相关联。当所述模型为图像时，与图像相关联的坐标系与如下文进一步阐述的参考坐标系对准。

[0072] 本文中在下文结合图9、10、11、12、13、14、15和16进行的描述提供了以上所述的若干医学WFOV光学跟踪系统的各个例子。根据第一例子，可以使用根据所公开的技术的医学WFOV光学跟踪系统用于以与医师的视角相对应的定向和规模向医师呈现患者模型。现在参照图9，图9是根据所公开的技术的另一个实施方案的示例性医学WFOV跟踪系统（一般标记为300）的示意性图示。系统300包括WFOV光学检测器302、另一个光学检测器304、至少一个光发射器306、至少两个其他光发射器308₁和308₂、处理器310、数据库312和显示器诸如安装在头部的显示器（HMD）314。HMD 314包括遮护板316。替代地，HMD 314可呈近眼显示器的形式（即，接近眼睛定位的显示器诸如谷歌眼镜等）。

[0073] 处理器310与数据库312、WFOV光学检测器302、HMD 314、光学检测器304耦接。当光发射器306、光发射器308₁和308₂为光源诸如LED时，处理器310任选地与光发射器306以及与光发射器308₁和308₂耦接。光发射器306附接至WFOV光学检测器308并且两者均附接至HMD

314。HMD 314连同WFOV光学检测器308和光发射器306一起由医师318戴着。替代地,光发射器306可以直接附接至HMD 314。光学检测器304固定地附接至患者322躺在上面的治疗床320。系统300与参考坐标系324相关联,在这种情况下,所述参考坐标系也为与光学检测器304相关的坐标系。然而,替代地,参考坐标系324可以是例如HMD 314的参考坐标系。

[0074] 数据库312存储患者322的身体或其各部分(例如,头部、躯干)的模型。这个模型可以是3D模型诸如符号模型或虚拟模型。替代地,所述模型是3D模型,诸如计算机断层扫描(CT)模型或磁共振成像(MRI)模型。所述模型与参考坐标系324相关联。当所述模型为图像时,与所述图像相关的坐标系与参考坐标系324对准(即,与所述图像相关的所述坐标系中的每个位置在参考坐标系324中具有对应的位置)。这种对准是例如通过使用图像处理技术而实现的,以确定在所述图像中也可见的基准诸如基准326在与3D图像相关的坐标系中的位置。随后,例如通过使用如下文进一步阐述装有WFOV光学检测器的触针来确定基准326在参考坐标系324中的位置。因此,在基准在坐标系324中的位置与基准在与所述图像相关联的坐标系中的位置之间存在一致性。为使例如两个3D坐标系对准,应当确定至少三个常见的不同特征在这两个坐标系中的位置和定向。这些不同的特征也可以是患者322身体上的不同特征,诸如鼻梁、内眦或耳屏。处理器310随后确定两个坐标系之间的变换。

[0075] 系统300的一个示例性使用可以用于在使用了患者的3D图像的情况下,在患者身上做出切口标记。为此,患者322躺在治疗床320上。WFOV光学检测器302和光学检测器304获取光发射器在其FOV内的一个或多个图像。在图9中,WFOV光学检测器302获取光发射器308₁和308₂的一个或多个图像并且光学检测器304获取光发射器306的图像。处理器310根据光发射器308₁和308₂以及光发射器306的表示(即,如分别由WFOV光学检测器302和光学检测器304或由处理器310从所获取图像而确定)来确定WFOV光学检测器302相对于光学检测器304以及因此在参考坐标系324中的位置和定向。因此,处理器310确定医师318的头部在参考坐标系324中的位置和定向。由于3D图像与参考坐标系324对准,因此处理器310呈现3D图像,以使得HMD 314以与医师318的所确定位置和定向(即,视角)相对应的规模和定向在遮护板316上显示3D图像。医师318可以查看患者322的内部部分并且例如在患者322身上作出适于所需手术的切口标记。应当指出的是,当HMD 314在遮护板316上显示图像时,处理器310可能必须进一步调整图像的定向以弥补遮护板的光学中心与附接至HMD 314的光学检测器316之间的角度。由于WFOV光学检测器302附接至HMD 314,因此这个角度是固定的并且仅需要确定一次。

[0076] 在以上对系统300的描述中,为了恰当维持模型与患者的叠加,患者必须保持静止。然而,根据另一个例子,将检测器放置在患者身上并且确定两个检测器之间(即,以及因此医师头部与患者之间)的相对位置和定向。此外,与上文结合图9所述类似,模型与参考坐标系相关联。当所述模型为3D图像时,与3D图像相关联的坐标系注册到与放置在患者身上的检测器相关联的坐标系。因此,患者可以移动并且3D图像应当随其一起移动,由此维持医师对图像的正确视角。现在参照图10,图10是根据所公开的技术的另一个实施方案的示例性医学WFOV跟踪系统(大体上以350进行参照)的示意性图示。系统350包括WFOV光学检测器352、另一个光学检测器354、至少一个光发射器356、至少两个其他光发射器358₁和358₂、处理器360、数据库362和显示器诸如HMD 364。HMD 364包括遮护板366。HMD364也可呈护目镜的形式。

[0077] 处理器360与数据库362、WFOV光学检测器352、HMD 364以及与光学检测器354耦接。当光发射器356、光发射器358₁和358₂为LED时,处理器360任选地与光发射器356以及光发射器358₁和358₂耦接。光发射器356附接至WFOV光学检测器352并且两者均附接至患者372的身体部位(即,直接附接至患者身体部位或附接至夹具,所述夹具附接至患者372的身体部位,诸如头部、肢体或下颌)。HMD 364连同光学检测器354和光发射器358₁和358₂一起附接至医师368的头部。替代地,光发射器358₁和358₂可以直接附接至HMD 364。系统350与参考坐标系374相关联,在这种情况下,所述参考坐标系也为与WFOV光学检测器352相关联的坐标系。

[0078] 与数据库312类似(图9),数据库362存储患者372或其某个身体部位的模型。当所述模型为图像(即,2D图像或3D图像)时,使与所述图像相关的坐标系与参考坐标系374对准。与系统300类似(图9),可以使用系统350例如用于在使用了患者的3D图像的情况下,在患者身上做出切口标记。为此,患者372躺在治疗床370上。WFOV光学检测器352和光学检测器354获取光发射器在其FOV内的一个或多个图像。

[0079] 在图10中,WFOV光学检测器352获取光发射器358₁和358₂的一个或多个图像并且光学检测器354获取光发射器356的图像。处理器360根据光发射器354的表示和光发射器358₁和358₂的表示(即,如分别由光学检测器354和光学检测器352或由处理器360从所获取图像而确定)来确定WFOV光学检测器352相对于光学检测器354,以及因此在参考坐标系374中的相对位置和定向(即,光学检测器354与WFOV光学检测器352之间以及因此患者372与医师368头部之间的相对位置和定向)。与上文结合图9所述的类似,由于3D图像与参考坐标系374对准,因此处理器360呈现3D图像,以使得HMD 364以与WFOV光学检测器352(即,患者)与光学检测器354(即,医师)之间的所确定的相对位置和定向相对应的规模和定向而在遮护板366上显示3D图像。因此,在患者372与医师368相对于彼此移动的情况下,向医师368呈现的3D图像的角度应进行相应的调整并且应当表现为与患者372的身体叠加。医师368可以查看患者372的内部部分并且在患者372身上作出适于所需手术的切口标记。与关于系统300所提及的类似(图9),当HMD 364在遮护板366上显示图像时,处理器310可能必须进一步调整图像的定向以弥补遮护板的光学中心与附接至HMD 364的光学检测器354之间的角度。由于光学检测器354附接至HMD 364,因此这个角度是固定的并且仅需要确定一次。结合图10所述的医学WFOV光学跟踪系统的一个特定优势在于为使医师368在患者372周围移动但不失去跟踪而提供的运动自由度。

[0080] 可以使用根据所公开的技术的另一个实施方案的医学WFOV光学跟踪系统用于跟踪医疗工具的位置和定向并且用于在医疗手术期间引导医疗工具。现在参照图11,图11是根据所公开的技术的另一个实施方案的示例性医学WFOV跟踪系统(一般标记为400)的示意性图示。系统400用于在参考坐标系中跟踪医疗工具。系统400包括WFOV光学检测器402、另一个光学检测器404、至少一个光发射器406、至少两个其他光发射器408₁和408₂、处理器410和显示器诸如HMD 414。HMD 414包括遮护板416。HMD 414也可呈近眼显示器的形式。

[0081] 处理器410与WFOV光学检测器402、HMD 414、光学检测器404耦接。当光发射器406和光发射器408₁和408₂为LED时,处理器310任选地与光发射器406和光发射器408₁和408₂耦接。光发射器406附接至WFOV光学检测器402并且两者均附接至医疗工具418。光发射器408₁和408₂附接至光学检测器404并且两者均附接至HMD 414。HMD 414连同光学检测器404和光

发射器408₁和408₂附接至医师402的头部。替代地,光发射器408₁和408₂可以直接附接至HMD 414。系统400与参考坐标系424相关联,在这种情况下,所述参考坐标系也为与光学检测器404相关的坐标系。医疗工具418为例如医师420在对患者422进行的手术期间所使用的超声波成像器、手术刀、导管、腹腔镜、内窥镜或医疗触针。在与系统400相关联的参考坐标系424中跟踪医疗工具418。在图10中,参考坐标系424也为与检测器404相关联的坐标系。

[0082] 可以使用系统400用于即使在医疗工具418的一部分可能隐藏的情况下,跟踪所述医疗工具。此外,也可以使用系统400用于将由医疗工具418所获取的数据呈现在从中获取所述数据的位置处。例如,当医疗工具418是插入躺在治疗床412上的患者422体内的医疗针(例如,活检针)时,医疗工具418的各部分对于医师400来说可能是模糊的。

[0083] 为此,WFOV光学检测器402和光学检测器404获取光发射器在其FOV内的一个或多个图像。在图11中,WFOV光学检测器402获取光发射器408₁和408₂的一个或多个图像并且光学检测器404获取光发射器406的图像。处理器410根据光发射器408₁和408₂的表示和光发射器406的表示(即,如分别由WFOV光学检测器402和光学检测器404或由处理器510从所获取图像而确定)来确定WFOV光学检测器352(即,工具)与光学检测器354(即,医师)之间的相对位置和定向。此外,处理器410例如根据医疗工具418的已知尺寸和WFOV光学检测器402与医疗工具418之间的已知空间关系而构成医疗工具418或其至少模糊部分的视觉表示(未示出)。WFOV光学检测器402与医疗工具418之间的空间关系在例如它们的制造过程中进行确定。医学工具418连同其视觉表示一起由遮护板416上的HMD414向医师420呈现。因此,医师420可以查看医疗工具418的模糊部分在患者422体内的位置。当医疗工具418为超声波成像器时,可以向医师420显示由所述超声波成像器所产生的图像,所述图像与患者422体内从中获取图像的位置叠加。与关于系统300(图9)所提及的类似,当HMD 414在遮护板416上显示图像时,处理器410可能必须进一步调整图像的定向以弥补遮护板的光学中心与附接至HMD414的光学检测器404之间的角度。由于光学检测器404附接至HMD414,因此这个角度是固定的并且仅需要确定一次。结合图11所述的医学WFOV光学跟踪系统的一个特定优势在于为使医师368将工具418移动到各种位置和定向但不失去跟踪而提供的运动自由度。

[0084] 根据另一个例子,在其中工具甚至在患者移动时也变得模糊的情况下,可以使用医学WFOV光学跟踪系统用于跟踪医疗工具的位置和定向。另外或替代地,可以进一步使用根据所公开的技术的医学WFOV光学跟踪系统用于跟踪与患者的模型(即,符号模型或虚拟模型,或者2D或3D图像)叠加的医疗工具的位置和定向。因此,医师可以查看医疗工具并将医疗工具引向患者体内的目标位置。

[0085] 现在参照图12,图12是根据所公开的技术的另一个实施方案的示例性医学WFOV跟踪系统(一般标记为450)的示意性图示。系统450用于跟踪坐标系中的、与患者模型叠加的医疗工具。系统450包括第一WFOV光学检测器452、第二WFOV光学检测器454、另一个光学检测器460、两个光发射器456₁和456₂、第一光发射器458和第二光发射器462。系统450还包括处理器464、数据库466和显示器诸如HMD 468。HMD 468包括遮护板470。HMD 468也可呈近眼显示器的形式。

[0086] 处理器464与数据库466、第一WFOV光学检测器452、HMD 414和光学检测器460耦接。处理器464与第二WFOV光学检测器454进一步无线地耦接,如图12中的虚线所示。当光发射器456₁和456₂以及光发射器462为LED时,处理器464任选地与它们耦接。当光发射器458为

LED时,处理器464也任选地与它们无线地耦接。HMD468连同第一WFOV光学检测器452和光发射器456一起由医师474戴着。光发射器458附接至第二WFOV光学检测器454并且两者都附接至医疗工具472。光发射器460附接至光学检测器460并且它们都附接至躺在治疗床480上的患者476的头部(即,患者身体部位为头部)。系统400与参考坐标系478相关联,在这种情况下,所述参考坐标系也为与光学检测器460相关联的坐标系。此外,HMD 468与各自的坐标系482相关联。与医疗工具428类似(图11),医疗工具472为例如医师474在对患者476进行的手术期间所使用的超声波成像器、手术刀、导管、腹腔镜或医疗触针。

[0087] 可以使用系统450用于通过将医疗工具472的表示与患者476的模型(即,符号模型或虚拟模型或3D图像)叠加而跟踪医疗工具472。此外,与上文结合图11所述的系统400类似,也可使用系统450用于将由医疗工具472所获取的数据呈现在从中获取所述数据的位置处。为此,所述模型的坐标系与参考坐标系478相关联。当所述模型为患者图像时,使图像的坐标系与参考坐标系478对准(例如,如上文结合图9所述)。

[0088] 第一WFOV光学检测器452、第二WFOV光学检测器454和光学检测器456均获取光发射器在其FOV内的一个或多个图像。在图12中,第一WFOV光学检测器452获取第一光发射器458和第二光发射器462的一个或多个图像。第二WFOV光学检测器454和光学检测器460均获取光发射器456₁和456₂的一个或多个图像。此外,第二WFOV光学检测器454还可以获取光发射器462的图像并且光学检测器460还可以获取光发射器458的图像。

[0089] 处理器464使第一WFOV光学检测器452、第二WFOV光学检测器454、光学检测器460、光发射器456₁和456₂、光发射器458以及光发射器462的操作同步进行,以使得第一WFOV光学检测器452获取光发射器458的图像并且第二WFOV光学检测器454获取光发射器456₁和456₂的图像时的时间段与第一WFOV光学检测器452获取光发射器462的图像并且光学检测器460获取光发射器456₁和456₂的图像时的时间段并不重叠。换言之,包括第一WFOV光学检测器452和第二WFOV光学检测器454的一对检测器以及光发射器456₁、456₂和458的操作相对于包括第一WFOV光学检测器452和光学检测器460的一对检测器以及光发射器456₁、456₂和460的操作是在时间方面相互排斥的。

[0090] 处理器464根据光发射器462的表示和光发射器456₁和456₂的表示(即,如分别由第一WFOV光学检测器452和光学检测器460或由处理器464而确定)来确定第一WFOV光学检测器452在参考坐标系478中以及因此HMD 468相对于患者476头部的位置和定向。而且,处理器464根据光发射器458的表示和光发射器456₁和456₂的表示(即,如分别由第一WFOV光学检测器452和第二光学检测器454或由处理器464而确定)来确定光学检测器454在坐标系482中的位置和定向而不管HMD 468如何以及因此医疗工具472相对于HMD468的位置和定向。处理器464可以进一步使第二WFOV光学检测器454和光学检测器460与光发射器458和462同步操作,并且使用由第二WFOV光学检测器454所获取的光发射器462的表示和由光学检测器460所获取的光发射器458的表示以验证第二WFOV光学检测器454相对于光学检测器460的所确定的位置和定向的正确性。

[0091] 根据医疗工具472、HMD 468与患者476之间所确定的相对位置和定向,处理器464可以以正确的视角呈现患者476的模型并且为HMD 468提供呈现模型并且任选地,以相对于HMD 468的对应的位置和定向而叠加医疗工具472的表示。此外,处理器464可以将导航信息与所述模型叠加。这个导航信息为例如表示目标位置的标记、表示医疗工具472的轨迹(包

括投射轨迹)的线、表示用于对准的基准标志物的标记。处理器提供HMD 468,其中呈现的3D图像与医疗工具472的表示以及与导航信息叠加。HMD 468在遮护板470上向医师474显示这个呈现的和叠加的图像。另外,由于处理器464确定第一WFOV光学检测器452、第二WFOV光学检测器454与光学检测器460之间的相对位置和定向,因此即使当患者476移动时,也应当针对医师474的新视角来调整所述模型、医疗工具472的表示和所述导航信息。HMD 468可以仅显示以下各项中的一个:患者模型;医疗工具472的表示;导航信息;或它们中的任何一对。

[0092] 与关于系统300所提及的类似(图9),当HMD 468在遮护板470上显示图像时,处理器464可能必须进一步调整所呈现图像的定向以弥补遮护板的光学中心与附接至HMD 468的第一WFOV光学检测器452之间的角度。由于第一WFOV光学检测器452附接至HMD 468,因此这种位移是固定的并且仅需要确定一次。还应当指出的是,可以将系统450修改成包括附接至HMD 468或医疗工具472中的任一者的两个或更多个WFOV光学检测器,因而进一步增大跟踪系统450的FOV。类似地,可以将系统450修改成包括附接至患者身上的两个或更多个光学检测器。结合图12所述的医学WFOV光学跟踪系统的一个特定优势在于为使医师474将工具472移动到各种位置和定向并且为使医师474在患者476周围移动但不失去跟踪而提供的运动自由度。

[0093] 现在参照13,图13是根据所公开的技术的另一个实施方案的示例性医学WFOV跟踪系统(一般标记为500)的示意性图示。使用系统500用于相对于一个医疗工具跟踪另一个医疗工具。系统500包括WFOV光学检测器502、另一个光学检测器504、至少一个第一光发射器506以及至少两个其他光发射器508₁和508₂。系统450还包括处理器510和显示器512。

[0094] 处理器510与WFOV光学检测器502、与第二光学检测器504耦接。当第一光发射器506和两个其他光发射器508₁和508₂为LED时,处理器510任选地与它们耦接。光发射器506附接至WFOV光学检测器502并且两者均附接至第一医疗工具512,所述第一医疗工具在图13中例示为针(例如,活检针或羊膜穿刺术针)。光发射器508₁和508₂附接至第二光学检测器504并且它们均附接至第二医疗工具514。第二医疗工具514可以是例如任何实时成像装置,所述实时成像装置在图13中例示为超声波成像器。然而,替代地,第二医疗工具514可以是腹腔镜检查相机、内窥镜、定位在C形臂上的X射线成像器或实时MRI成像器。系统500与参考坐标系518相关联,在这种情况下,所述参考坐标系也为与光学检测器504相关联的坐标系。关于实时成像器的以上例子,应当在使用前确定由这些实时成像器和附接至所述实时成像器的光学检测器所产生的图像之间的相对角度,以及在某些情况下,相对位置。

[0095] 系统500用于相对于第二医疗工具516跟踪第一医疗工具514并且以它们之间的正确的空间关系而在显示器512上呈现与这两个工具有关的信息。例如,当第一医疗工具514为针并且第二医疗工具516为超声波成像器时,超声波成像器516获取患者520身体的所感兴趣区域(例如,腹部、胚胎)的一个或多个实时图像。医师522朝着所感兴趣区域插入针514。

[0096] WFOV光学检测器502和光学检测器504获取光发射器在其FOV内的一个或多个图像。在图13中,WFOV光学检测器502获取光发射器508₁和508₂的一个或多个图像并且光学检测器504获取光发射器506的图像。处理器510根据光发射器508₁和508₂的表示和光发射器506的表示(即,如分别由WFOV光学检测器502和光学检测器504或由处理器510从所获取图像而确定)来确定WFOV光学检测器502相对于光学检测器504以及因此在参考坐标系518中

的位置和定向。因此,处理器510确定针514相对于超声波成像器516的位置和定向。显示器512显示所获取的超声波图像以及针514的表示和任选地针514投射在所感兴趣区域中、与所获取图像叠加的路径的表示。

[0097] 应当指出的是,额外的光学检测器(其可为WFOV光学检测器)和额外的光发射器两者均可位于例如医师522的头部。处理器510随后确定医师头部与医疗工具516之间的相对位置和定向。因此,当医疗工具516为例如超声波成像器时,处理器510可以呈现超声波图像,以使得显示器512以与医师522的视角相对应的定向而显示超声波图像

[0098] 现在参照图14,图14是根据所公开的技术的另一个实施方案的示例性WFOV医学跟踪系统(一般标记为550)的示意性图示。系统550包括WFOV光学检测器552、至少三个光发射器554₁、554₂和554₃、处理器556、数据库558和显示器诸如安装在头部的显示器(HMD)560。HMD 560包括遮护板562。替代地,HMD 314可呈近眼显示器的形式。

[0099] 处理器556与数据库558、WFOV光学检测器552、HMD 560耦接。当光发射器554₁、554₂和554₃为LED时,处理器556任选地与它们耦接。光发射器554₁、554₂和554₃附接至患者564的身体部位并且WFOV光学检测器附接至由医师568握持的医疗工具566。系统550与参考坐标系570相关联,在这种情况下,所述参考坐标系也为与患者564相关联的坐标系。

[0100] 可以使用系统550用于相对于患者564跟踪医疗工具566。也可以使用系统550用于将由医疗工具566所获取的数据呈现在从中获取所述数据的位置处。为此,WFOV光学检测器552获取光发射器554₁、554₂和554₃在其FOV内的一个或多个图像。处理器566根据光发射器554₁、554₂和554₃的表示(即,如由WFOV光学检测器552或由处理器566而确定)来确定WFOV光学检测器552(即,工具)与患者之间的相对位置和定向。此外,处理器556可以进一步构建医疗工具566或其至少模糊部分的视觉表示(未示出)。医疗工具566连同它的视觉表示一起由遮护板562上的HMD 560向医师568呈现。因此,医师568可以查看与患者564的模型叠加的医疗工具566的表示。当医疗工具566为超声波成像器时,可以向医师568显示由所述超声波成像器所产生的图像,所述图像与患者564的模型叠加,所述模型与患者564体内从中获取所述图像的部位相对应。当医疗工具566为四维(4D)超声波换能器(即,获取活动3D图像)时,可以显示活动3D超声波图像。此外,可以基于常规的2D超声波图像而构建3D超声波模型,所述2D超声波图像每一个均以与患者564相关联的坐标系中的不同的位置和定向获得。

[0101] 如上文提及的,以上WFOV医学跟踪系统的任一者中所使用的显示器可为手持式显示器,所述手持式显示器包括相机。可以跟踪手持式显示器与患者之间的相对位置和定向(例如,手持式装置为目标对象中的一个)。此外,手持式装置获取患者的图像。因此,以上提及的患者模型可以与由手持式装置所获取的图像叠加。应当指出的是,上文结合图9、10、11、12、13和14所述的系统被引入本文仅作为例子。检测器和光发射器的配置可以根据特定需求发生变化。例如,所有光学检测器均可为WFOV光学检测器。替代地,在图10、11和12中,WFOV光学检测器可以定位在医师头部并且光学检测器可以定位在患者和医疗工具上。在图9中,WFOV光学检测器和光学检测器的位置可以互换。此外,结合图9、10、11和12,WFOV光学检测器可以装有两个光发射器并且光学检测器可以装有一个光发射器。另外,多于三个光发射器可与每对参考位置和目标对象相关联,因而增大跟踪系统的精确度和可靠性。

[0102] 如上文结合图12提及的,根据所公开的技术的系统可以包括附接至HMD或目标对象中的任一者的两个或更多个WFOV光学检测器,因而增大跟踪系统的FOV。当使用了两个或

更多个WFOV光学检测器(例如,在医疗工具472上(图12),在医疗工具418上(图11))时,每个WFOV检测器均与各自的光发射器相关联。将这些WFOV光学检测器中的一个选择作为有源WFOV光学检测器,所述有源WFOV光学检测器获取光发射器在其FOV内的一个或多个图像,与上文所阐述类似。处理器(例如,处理器464(图12)、处理器410(图11)、处理器360(图10))通过例如跟踪光发射器在由有源WFOV光学检测器的光学传感器所获取的图像中的表示而选择有源WFOV光学检测器。例如,当这些表示接近当前有源WFOV光学检测器的传感器的边缘时(例如,在所确定阈值内)时,那么将相邻的WFOV光学检测器选择作为有源WFOV光学检测器。根据另一个例子,当由有源WFOV光学检测器的光学传感器所获取的图像中的光发射器的表示例如由于有源WFOV光学检测器的FOV中的障碍物或由于高强度环境光(例如,由太阳或手术室灯引起)而消失时,将另一个WFOV光学检测器选择作为有源WFOV光学检测器。当所述系统启动时,所述处理器可以触发有源传感器,直到在这些传感器中的一个中检测到光发射器,并且从此时开始,所述光发射器如上文和下文所述控制这些传感器。

[0103] 应当指出的是,实际上,WFOV光学检测器中的每一个的各自的FOV应当部分地重叠。应当进一步指出的是,实际上,WFOV光学检测器可以包括用于基于例如上文提及的BLOB分析而选择有源WFOV检测器而不是处理器的逻辑,所述BLOB分析提供与光发射器在光学传感器上的表示的位置有关的信息。现在参照图15,图15是根据所公开的技术的另一个实施方案的光学检测器组件(一般标记为600)及其操作的示意性图示。光学检测器组件600包括两个WFOV光学检测器602₁和602₂。WFOV光学检测器602₁包括各自的传感器604₁和各自的光学接收器606₁和608₁。WFOV光学检测器602₂包括各自的传感器604₂和各自的光学接收器606₂和608₂。光学接收器606₁和608₁与传感器604₁光学地耦接。光学接收器606₂和608₂与传感器604₂光学地耦接。每个WFOV光学检测器602₁和602₂与光发射器609₁和609₂中的各自一个相关联。而且,WFOV光学检测器602₁和602₂相对于彼此倾斜。光发射器609₁和609₂也可以相对于彼此倾斜。

[0104] 图15描绘了光发射器组件610,所述光发射器组件包括两个光发射器,所述两个光发射器例如定位在HMD上(例如,光发射器456₁和456₂定位在HMD 468上(图12))。光发射器组件相对于光学检测器组件600移动(即,光发射器组件610移动或光学检测器组件600旋转或两者)穿过标记为‘A’、‘B’和‘C’的三个连续不同的位置。当光发射器组件610处于位置‘A’中时,WFOV光学检测器602₁为有源WFOV光学检测器。由光学传感器604₁所获取的图像612₁包括两个表示614₁和616₁,每一个均与光发射器组件610中的光发射器的各自一个相关联。当光发射器组件610处于位置‘A’中时,WFOV光学检测器602₂是无源的并且并不获取图像。然而,将图像612₂引入本文以说明由光发射器组件610所发射的光仍可如空心圆614₂和616₂所示撞击在光学传感器604₂上。

[0105] 当光发射器组件610移向位置‘B’时,跟踪表示614₁和616₁的位置以确定表示614₁和616₁中的至少一个的位置是否在其中定位有传感器604₂的方向上通过阈值618₁。阈值618₁是传感器604₁上的一行像素。当表示614₁和616₁中的一个通过阈值618₁时,将WFOV光学检测器602₂选择作为有源WFOV光学检测器。由光学传感器604₂获取的图像620₂包括两个表示622₂和624₂,每一个均与光发射器组件610中的光发射器中的各自一个相关联。当光发射器组件610处于位置‘B’中时,WFOV光学检测器602₁为无源的并且并不获取图像。此外,由于光发射器组件610并不处于第一WFOV光学检测器602₁的FOV内,因此没有光撞击在它上面,如图

像620₁中所图示。应当指出的是,图像620₁仅出于说明的目的而被引入本文中。实际上并不获取这样一种图像。

[0106] 在移动到位置‘B’后,光发射器组件610移向位置‘C’。跟踪表示622₂和624₂的位置以确定表示622₂和624₂中的至少一个的位置是否在其中定位有传感器604₁的方向上通过阈值618₂。当表示622₂通过阈值618₂时,将WFOV光学检测器602₁选择作为有源WFOV光学检测器。由光学检测器604₁获取的图像626₁包括两个表示628₁和630₁,每一个均与光发射器组件610中的光发射器中的各自一个相关联。当光发射器610处于位置‘C’中时,WFOV光学检测器602₂为无源的并且并不获取图像。然而,将图像626₂引入本文以说明由光发射器610所发射的光仍可如空心圆628₂和630₂所示撞击在光学传感器604₂上。

[0107] 一般来说,仅使用与有源WFOV光学检测器相关联的光发射器用于确定目标对象的位置和定向。当光发射器609₁和609₂为LED时,仅与有源WFOV光学检测器相关联的一个或多个LED被启动(即,LED的操作与当前有源WFOV光学检测器同步进行)。参照图15,当光发射器609₁和609₂为LED时,在位置‘A’中,WFOV光学检测器602₁为有源WFOV光学检测器并且光发射器609₁被启动。在位置‘B’中,WFOV光学检测器602₂为有源WFOV光学检测器并且光发射器609₂被启动。在位置‘C’中,WFOV光学检测器602₁再一次为有源WFOV光学检测器并且光发射器609₁被启动。当与两个或更多个WFOV光学检测器相关联的光发射器为光反射器时,那么可以根据表示的强度来确定与有源WFOV光学检测器相关联的光发射器的一个或多个表示。例如,与有源WFOV光学检测器相关联的光发射器的表示相对于与无源WFOV光学检测器相关联的光发射器应当展现出较高的强度。再例如,与有源WFOV光学检测器相关的光发射器的表示的大小应当大于其他光发射器的大小。此外,当两个光发射器之间的空间关系已知时,可以使用它们的表示以确定位置和定向。然而,还可以使用附接至所述目标对象的单个光发射器以确定目标对象的位置和定向。因此,这个单一光发射器与WFOV光学检测器602₁和602₂两者相关联。由单一光发射器所发射的光的角跨度应当与由WFOV光学检测器602₁和602₂两者所跨越的FOV类似。

[0108] 光学检测器组件中的光学检测器的数量并不限于二。可以使用超过两个光学传感器,其中一个光学传感器被选择作为有源传感器。现在参照图16A至16E,图16A至16E是根据所公开的技术的另一个实施方案的光学检测器组件(一般标记为700)及其操作的示意性图示。光学检测器组件700包括多个光学传感器。在图16A至16E中,光学检测器组件700例示为包括五个光学检测器702₁、702₂、702₃、702₄和702₅以及控制器704。光学检测器702₁、702₂、702₃、702₄和702₅中的每一个被配置成与控制器704耦接。光学检测器702₁、702₂、702₃、702₄和702₅中的每一个与各自的光发射器(未示出)相关联并且还包括传感器和入射瞳孔(也未示出)。如上文所提及的,光学检测器组件700可以包括单一光发射器,其中这个单一光发射器的角跨度与由光学检测器702₁、702₂、702₃、702₄和702₅(例如,反射球面)所跨越的FOV类似。因此,这个单一光发射器与光学检测器702₁、702₂、702₃、702₄和702₅的全部相关联。此外,光发射器的数量可以大于一,但小于光学检测器的数量(例如,2个光发射器和5个光学检测器)。在这样一种配置中,即使当光发射器中的一个被遮蔽时(例如,由HMD上的光学检测器遮蔽,或当光发射器为光反射器时,由照射这个光反射器的光源遮蔽),也可以使用另一个光发射器以确定目标对象的位置和定向。

[0109] 光学检测器组件700如上所述被定位在例如患者身上或医疗工具上,并且获取例

如定位在HMD上的光发射器组件706的图像。光学检测器组件700和光发射器组件706可以呈现出它们之间的相对运动(即,平移和旋转)。与上文结合图15所阐述的类似,控制器704可以嵌入在处理器(例如,处理器464(图12))内或嵌入在可以包括用于选择有源传感器的逻辑的光学检测器组件内。当用于选择有源检测器的逻辑在处理器中执行时,光学检测器组件可以包括用于与处理器通信以及用于根据所述逻辑禁用传感器的组件。

[0110] 在图16A中,光发射器组件706被定位在传感器702₁的FOV内。因此,控制器704如实线所示(即,如与控制器704与光学检测器702₂、702₃、702₄和702₅之间的虚线相对)而选择光学检测器702₁作为有源传感器。根据由光学检测器702₁所获取的图像而确定目标对象的位置和定向。在图16B中,光发射器组件706移动到传感器702₂的FOV中。因此,控制器704如实线所示(即,如控制器704与光学检测器702₁、702₃、702₄和702₅之间的虚线相对)而选择光学检测器702₂作为有源传感器。根据由光学检测器702₂所获取的图像而确定目标对象的位置和定向。在图16C中,光发射器组件706移动到传感器702₃的FOV中。因此,控制器704如实线所示(即,如控制器704与光学检测器702₁、702₂、702₄与702₅之间的虚线相对)而选择光学检测器702₃作为有源传感器。根据由光学检测器702₃所获取的图像确定目标对象的位置和定向。在图16D中,光发射器组件706移动到传感器702₄的FOV内。因此,控制器704如实线所示(即,如控制器704与光学检测器702₁、702₂、702₃与702₅之间的虚线相对)而选择光学检测器702₄作为有源传感器。根据由光学检测器702₄获取的图像确定目标对象的位置和定向。在图16E中,光发射器组件706移动到传感器702₅的FOV中。因此,控制器704如实线所示(即,如控制器704与光学检测器702₁、702₂、702₃与702₄之间的虚线相对)而选择光学检测器702₅作为有源传感器。根据由光学检测器702₅所获取的图像来确定目标对象的位置和定向。

[0111] 使用视频相机跟踪对象需要带宽和计算能力两者,它们不可避免地引起延迟问题。在一些应用中,可能希望能够快速跟踪对象,而无需跟踪装置与控制模块之间的通信链路的较高计算能力或较高带宽。根据本发明的一些额外的实施方案,跟踪器可以包括至少两个光学跟踪器传感器(即,光学检测器),至少部分地彼此面对(即,在彼此的FOV内)。每个光学跟踪器传感器可以包括:至少一个像素阵列传感器(即,光学传感器),所述像素阵列传感器被配置成产生表示场景的像素值流;至少一个视觉指示器(即,光发射器),所述视觉指示器物理地耦接至所述至少一个像素阵列传感器;以及集成电路(IC),所述集成电路物理地耦接至所述至少一个像素阵列传感器,并且被配置成:接收所述像素值流;以及向所述流应用二进制大对象(BLOB)分析,以在表示所述场景的所述像素的单个通过中产生表示存在于所述场景中的至少一个像素指示器的BLOB参数;以及计算机处理器,所述计算机处理器被配置成接收所述BLOB参数并且计算至少两个光学跟踪器传感器的相对位置和/或定向或它们的部分数据。

[0112] 图17是根据本发明的实施方案的图示了一种系统的图。光学跟踪器1000被图示并且可以包括:至少两个光学跟踪器传感器诸如传感器1120A,所述传感器包括至少一个像素阵列传感器1010,所述至少一个像素阵列传感器被配置成产生像素值流,所述像素值流表示某种场景,所述场景包含附接至对象1020(诸如头盔)的多个视觉指示器诸如1040A和1040B,在所述对象上定位有另一个光学传感器1120B,所述光学传感器面向也与视觉指示器1040C耦接的光学跟踪器传感器1120A。光学跟踪器传感器1120A可以还包括集成电路(IC),诸如场可编程门阵列(FPGA)1130,所述集成电路还可以实现为可能由接口1110物理

地耦接至所述像素阵列传感器1010的专用集成电路(ASIC)。还应当指出,根据特定应用可能合适且期望的是,所述系统可以由硬件和软件的任意组合来实现。应当进一步理解的是,单个IC可以与多个像素阵列传感器通信,并且这样所述单个IC可以向来自多个像素阵列传感器中的任一者的数据应用BLOB分析。

[0113] 在操作中,IC 1130可以被配置成接收上文提及的像素值流并且向所述流应用单通过二进制大对象(BLOB)分析,以产生表示至少一个视觉指示器的BLOB参数1132。光学跟踪器1000可以还包括计算机处理器1150,所述计算机处理器被配置成接收光学跟踪器传感器1120A和1120B的所述BLOB参数1132并且计算以下各项中的至少一个:光学跟踪器传感器1120B相对于所述光学跟踪器传感器1120A的位置、定向或部分数据1152。在架构上,在一个实施方案中,可以将计算机处理器1150包装在所述光学跟踪器传感器1120A内,以便提供紧凑性和易于使用性。

[0114] 上文提及的配置,即其中两个光学跟踪器传感器1120A和1120B彼此面对、至少一个视觉指示器1040C耦接至光学跟踪器传感器1120A中的一个、并且至少两个视觉指示器1040A和1040A耦接至其他光学跟踪器传感器1120B,足以用于计算两个光学跟踪器传感器之间的相对位置和定向的完整的六个自由度。

[0115] 这个配置优于当前可用光学跟踪配置的显著优点在于这个配置支持光学跟踪器组件中的至少一个的紧凑设计,即光学跟踪器传感器与单一视觉指示器耦接。相反,在当前可用的光学跟踪器配置中,其中单个相机面向耦接至对象的至少三个视觉指示器(三个视觉指示器为完整的位置和定向所需的最少数量的视觉指示器),任何两个视觉指示器之间的距离需要大于与光学跟踪器传感器与被跟踪对象之间的距离成比例,并且进一步与跟踪器的所需精确度成比例的距离(即,较好的精确度需要较大的距离)。如果以又一个最小距离分离的两个光学跟踪器传感器用于跟踪所述对象,则最小距离可能减小。在上文提及的配置中,可以将彼此耦接的单个视觉指示器和光学跟踪器传感器封装在紧凑外壳内,其中所述外壳的大小几乎如所需一样小。即,所述大小仅仅受到其所包括的硬件组件的大小的限制而不会受到来源于这个光学跟踪器组件与所述系统中的其他组件之间的所需精确度和距离的任何数学或物理限制的限制。

[0116] 当紧凑组件如下所详述附接至手持式对象或附接至安装在头部的单元时,根据本发明的实施方案的紧凑设计尤其有利。其他优势源于精确度以及包括光学跟踪器单元(即,传感器和视觉指示器)的组件之间的相对位置的短期和长期机械稳定性,所述稳定性本身是系统精确度所需的。例如,当视觉指示器为发光二极管(LED)以使得LED和像素阵列传感器两者均可组装到单个印刷电路板(PCB)时,它们的相对位置可能是以由PCB组装线允诺的非常高的精确度已知的。这种配置对于由于环境条件(例如,温度)和机械应变而引起的变化也具有鲁棒性。然而,一般来说,需要用于将视频从传感器传输到处理器的导线以支持较大带宽,以便支持每个视频帧的短传输时间并且因此使得系统延迟保持较小。此外,有时所述应用要求不使用任何电缆。

[0117] 本发明在它的实施方案中解决了当前可用光学跟踪器的上文提及的挑战。如上所阐述,使用BLOB分析会减少需要传输进行处理的数据量。用于紧凑性低延迟度光学跟踪器的又一个实施方案可以使用视频成像装置,所述视频成像装置被配置成仅提取预定所感兴趣区域(ROI)而不是上文提及的基于BLOB的光学跟踪器传感器中的像素。视频捕获装置(其

在这个实施方案中更换光学传感器1120A和/或1120B)被配置成仅获取ROI,所述ROI被设置成包含其中视觉指示器耦接至其他传感器的范围。ROI的更多变化将在以下进行阐述。BLOB解和ROI解两者均支持低带宽有线或无线配置并且这两个实施方案可以用于单个实现方式。

[0118] 紧凑设计的另一个优势在于将若干对像素阵列传感器和LED在单个光学跟踪器传感器中耦接在一起的可能性,以使得每一对均覆盖不同的FOV,并且因此单个光学跟踪器传感器可以覆盖非常大的FOV并且仍然保持紧凑。在任何给定跟踪器周期内仅需要使用单个对并且因此可以使得这些对之间的距离保持为最小。

[0119] 可以通过本领域已知的单通过BLOB分析方法来实现对BLOB参数的确定。如本文所述的单通过BLOB分析设计涉及以下能力,即扫描整个图像并且检测场景中的所有对象并且在像素的单通过中导出它们各自的BLOB参数(如与先前技术中所需的两个或三个通过相对)。

[0120] 在本发明的一个实施方案中,正实现阈值方法。因此,每个像素被视为属于BLOB,如果它的灰度值高于预定阈值的话。在其中图像在暗背景中包含相对较少数量的BLOB的情况下,这种方法效果最佳,通常在光学跟踪器应用中也是这种情况,其中使用了各种光学和光电装置,以使得视觉指示器在它们的背景中更可辨识。

[0121] 在一个实施方案中,来自传感器的像素被一个一个读出。一旦当前像素在上文被确定为预定阈值,即检查其与BLOB相关的邻近像素(例如,分开定位的一个或两个像素)。当前像素正与BLOB相关联,所述BLOB与相邻像素相关联。在两个相邻像素与两个不同的BLOB相关联的情况下,正做出将两个BLOB合并起来的指示。其他用于实现BLOB检测的方式也是可能的。应当理解的是,也可考虑其他实施方案,诸如两个两个地或以任何其他数量的方式读取像素。

[0122] 根据本发明的一些实施方案,计算机处理器1140和至少一个光学跟踪器传感器1120可以分离地定位并且其中光学跟踪器传感器被进一步配置成将BLOB参数1132通过发射器1134和天线1136传输到耦接至计算机处理器1140的天线1144和接收器1142。本发明的优势中的一个在于,由于BLOB分析现场执行(即,在获取装置处),因此所传输的参数不是原始数据诸如视频序列(诸如视频跟踪器的情况)并且因此不需要宽带宽。本发明的另一个优势在于由于BLOB分析单通过地执行并且仅传输BLOB参数,因此消除了由像素阵列传感器1010对图像取样的时间与计算机处理器1140开始其计算的时间之间的任何不必要的延迟性。

[0123] 根据本发明的一些实施方案,其中至少两个光学跟踪器传感器中的一个耦接至两个视觉指示器或更多,与其面对的第二光学跟踪器传感器仅需要单个视觉指示器。源于这一事实的这种要求在于,对于一对光学跟踪器传感器来说,为了推导出完整的相对位置和定向数据(即,六个自由度),总共需要至少三个视觉指示器。

[0124] 有利的是,这种配置可能能够设计非常紧凑的单一视觉指示器光学跟踪器传感器。所述紧凑光学跟踪器传感器可以用于耦接至将被跟踪的对象,其中较小大小是主要优势诸如手持式装置。紧凑光学跟踪器传感器可以包括外壳,所述外壳包封单个视觉指示器和像素阵列传感器两者。在一个非限制性例子中,可以将单个视觉指示器定位在比离像素阵列传感器的中心大约5cm更小的距离处。

[0125] 根据本发明的一些实施方案,视觉指示器40可由以下各项中的至少一个组成:光源;以及反射器;或其组合。另外,所述光源或发射由反射器反射的光的光源可以被配置成发射光脉冲并且其中光学跟踪器还包括用于在光源的脉冲与像素阵列传感器1010的集成时间之间实现同步的装置。

[0126] 根据本发明的一些实施方案,对于像素阵列传感器1010内的至少一个预定的所感兴趣区域(ROI)来说,仅传递像素流,其中ROI边界逐帧地更新。这会进一步使得场景获取与BLOB分析完成之间经过的时间减少,这是因为从传感器1010读出像素的时间较短。在其中图像包含限于图像的较小部分的相对较少数量的BLOB的情况下,这种方法效果最佳,并且它们的预测位置可以基于过去而大致预测,跟踪附接有一个或多个视觉指示器的单个对象的情况也是如此。

[0127] 可以基于将被跟踪的对象的预测位置而执行对ROI边界的确定。另外,每当传感器技术允许时,可以生成两个或更多个ROI以便以最小延迟跟踪两组或更多组的视觉指示器。例如,每当存在两个对象时,需要跟踪具有视觉指示器的每个对象。替代地,可以通过使其中不同的传感器和光源操作的时间段同步来单独地和分离地跟踪每个对象。

[0128] 根据其他实施方案,在暂时失去对视觉指示器的光学检测的情况下,可以使用互补技术诸如磁性跟踪或惯性跟踪。一旦恢复光学检测,光学跟踪器即可使用源自互补跟踪器(磁性跟踪器、惯性跟踪器或其他跟踪器)的ROI。替代地,在长时间失去光学操作后,在完整的框架(非ROI模式)中恢复光学跟踪。

[0129] 图18是根据本发明的实施方案的图示了一种系统的另一方面的图。光学跟踪器2000可以包括至少部分地彼此面对的至少两个光学跟踪器传感器1210A和1210B,其中所述光学跟踪器传感器中的至少一个包括:至少一个像素阵列传感器1220A和1220B,所述像素阵列传感器被配置成产生表示场景的像素值流;集成电路(IC)1230A和1230B,所述集成电路物理地耦接至所述至少一个像素阵列传感器1220A和1220B并且被配置成:接收所述逐像素值流;以及向所述流应用二进制大对象(BLOB)分析,以在表示所述场景的所述像素的单个通过中产生表示存在于所述场景中的所述至少一个视觉指示器1240A、1240B或1240C的BLOB参数。

[0130] 光学跟踪器2000还可以包括至少一个视觉指示器1240A、1240B或1240C,所述至少一个视觉指示器耦接至至少两个光学跟踪器1210A和1210B中的每一个。光学跟踪器2000还可以包括计算机处理器1250,所述计算机处理器被配置成接收所述BLOB参数并且计算至少两个光学跟踪器传感器的相对位置和/或定向1252或它们的部分数据。

[0131] 根据本发明的一些实施方案,物理地附接至至少两个光学跟踪器传感器的视觉指示器的总数至少为三。

[0132] 根据本发明的一些实施方案,至少两个光学跟踪器传感器中的至少一个为图像获取装置,并且其中计算机处理器被配置成进一步基于源自图像获取装置的数据而计算相对位置和/或定向或其部分数据。

[0133] 根据本发明的一些实施方案,至少两个光学跟踪器传感器中的至少一个是静止的。

[0134] 根据本发明的一些实施方案,将计算机处理器包装在所述光学跟踪器传感器中的一个内。

[0135] 根据本发明的一些实施方案,计算机处理器和光学跟踪器传感器中的至少一个彼此分离地定位并且其中至少一个光学跟踪器传感器被进一步配置成将BLOB参数通过有线通道信道传输到计算机处理器。

[0136] 根据本发明的一些实施方案,计算机处理器和光学跟踪器传感器中的至少一个分离地定位并且其中至少一个光学跟踪器传感器被进一步配置成将BLOB参数通过无线通道信道传输到计算机处理器。

[0137] 根据本发明的一些实施方案,至少一个视觉指示器包括以下各项中的至少一个:光源;以及反射器。

[0138] 根据本发明的一些实施方案,至少一个视觉指示器被配置成发射或反射光脉冲并且其中光学跟踪器还包括用于在来自光源1260或视觉指示器1240A至1240C的光脉冲与至少两个光学跟踪器传感器之间实现同步1270的装置。

[0139] 根据本发明的一些实施方案,光学跟踪器可在所感兴趣区域(ROI)模式下操作,其中仅将像素流的子集转移至IC,其中所述像素流的子集表示与ROI相关联的像素阵列的预定子集。

[0140] 根据本发明的一些实施方案,基于至少一个视觉指示器的预测位置而逐帧地确定ROI。

[0141] 根据本发明的一些实施方案,光学跟踪器还包括磁性装置或惯性装置或其他被配置成每当光学跟踪器传感器失效时提供跟踪数据的跟踪装置,并且其中光学跟踪器被配置成对基于由磁性装置或惯性装置或其他跟踪装置所提供的的数据而确定的ROI恢复光学跟踪。

[0142] 根据本发明的优选实施方案,光学跟踪器包括两个光学跟踪器传感器并且物理地附接至两个光学跟踪器的视觉指示器的总数至少为三。这样,可以推导出完整的位置和定向表示。然而,应当理解,使用较少视觉指示器可以提供对于某些应用来说可能有益的部分位置和定向数据。

[0143] 图19是根据本发明的实施方案的图示了所述系统的非限制性示例性应用的图。环境3000图示了手术室,在所述手术室内,医生1310使用附接有光学传感器1332和视觉指示器1333A、1333B和1333C的手持式医学装置1330。类似地,可能利用安装在头部的显示系统(未示出)而将光学传感器1350和视觉指示器1353A、1353B和1353C安装在医生1310的头部。另一个光学跟踪器传感器1360可以是静止的(例如,附接至屋顶)并且可以包括至少两个视觉指示器1362A和1362B。可以将又一个光学传感器1342和视觉指示器1343A、1343B和1343C以患者安装的方式安装至患者1320身上的夹具1340。

[0144] 根据一些实施方案,手持式装置1330可以是任何操作工具(例如,解剖刀、腹腔镜管、超声换能器或针)。可以以此方式跟踪手持式装置。应当理解的是,由于将被跟踪的对象和耦接至所述对象的光学跟踪器限定特定的空间关系以便在现实中计算两个对象的相对位置和定向(如与两个光学跟踪器传感器的相对位置和定向相对),因此需要了解上文提及的指定空间关系。在本领域中已知若干种方式用于校准或对准所述空间关系。

[0145] 当光学跟踪器传感器1342安装在患者身上时,例如,物理地附接至患者的头部或肢体,可以跟踪患者身上的夹具1340。这个附接可以是直接也可以是间接的,例如,光学跟踪器传感器可以直接附接至患者头部,也可以附接至框架,所述框架刚性地附接至患者头

部。

[0146] 根据本发明的一些实施方案,安装在头部的光学传感器或手持式装置光学传感器或安装在患者身上的光学传感器被定位在至少两个光学跟踪器传感器的至少一个的视场内,并且其中计算机处理器被进一步配置成计算安装在头部的光学传感器或手持式装置空间传感器或安装在患者身上的光学传感器相对于至少两个光学跟踪器传感器中的至少一个的位置和/或定向或它们的部分数据。

[0147] 根据本发明的一些实施方案,两个光学跟踪器中的至少一个是安装在患者身上的或物理地附接至手持式装置并且附接有至少一个视觉指示器,并且其中安装在头部的光学跟踪器传感器附接有至少两个视觉指示器。

[0148] 应当理解的是,可以使用上文提及的光学传感器和视觉指示器的更多组合和变化,如光学跟踪系统的使用或设计所需。

[0149] 图20是根据本发明的实施方案的图示了所述系统的又一个非限制性示例性应用的图。环境3000图示了手术室,在所述手术室中,人类使用者1310正戴上安装在头部的显示系统,所述安装在头部的显示系统还包括一个光学跟踪器传感器1453和至少两个视觉指示器1352A至1352C。另外,人类使用者1310可以使用手持式医学装置1330,所述手持式医学装置附接有光学跟踪器传感器,所述光学跟踪器传感器包括多个像素阵列传感器1433A至1433C和单个IC(未示出)。像素阵列传感器1433A至1433C沿着手持式医学装置1330的周边定位,其中像素阵列传感器1433A至1433C中的每一个径向地面向不同的扇区,其可能相邻地重叠也可能不会相邻地重叠。优选地但非排他性地,像素阵列传感器1433A至1433C可每一个均倾斜,以使得整个结构与传感器基底一起形成角锥体。

[0150] 类似地,对应的视觉指示器诸如1432A至1432C(优选地,光源诸如LED)也沿着手持式医学装置1330的周边定位并且径向地面向不同的扇区,以使其定位在各自的像素阵列传感器1433A至1433C附近。优选地但非排他性地,像素阵列传感器1433A至1433C与其对应光源1432A至1432C之间的距离并不超过3厘米并且像素阵列传感器1433A至1433C之间的距离并不超过5厘米。这些示例性限制实现了像素阵列传感器和光源在手持式装置上的紧凑布置。所述倾斜角度提供了符合人体工程学的优势,尤其是在人类使用者1310的头部在其中定位有手持式装置1330的地方面向下的情况下。

[0151] 在操作中,正在对应当在每个给定的跟踪器周期中使用像素阵列传感器1433A至1433C中的哪一个进行动态地选择。类似地,也使用对应的光源(所述光源为邻近像素阵列传感器的一个光源)。安装在头部的光学跟踪器传感器1453不断获取正基于手持式装置的空间角度而选择性地操作的光源1432A至1432C中的一个。同时,正在给定周期内使用像素阵列传感器1433A至1433C中的仅一者,所述像素阵列传感器的视场(FOV)包括安装在头部的装置1350的视觉指示器1352A至1352C。

[0152] 以上提及的设计将鲁棒跟踪与跟踪器紧凑性的益处相结合。当手持式装置并不受到单一光学传感器的狭窄视场的限制时,所述逻辑实现更鲁棒的跟踪。上文提及的结构提供了紧凑性,在光学传感器需要附接至其中紧凑性至关重要的手持式装置的情况下,紧凑性尤其有利。

[0153] 图21A示出了根据本发明的又一实施方案。在图21A中,包括像素阵列传感器1530A至1530C和它们的对应LED 1540A至1540C的光学跟踪器传感器1520附接至飞行员头盔

1510,其中飞行员坐在驾驶舱中,面向光学跟踪器传感器,所述光学跟踪器传感器与至少两个视觉指示器耦接并且附连至驾驶舱作为参考系(未示出)。有利地,为使跟踪器良好地操作,头盔使用者的头部定向并不在人体工程学上受到限制。这是由于头盔上的光学跟踪器传感器1520的宽视角而实现的。

[0154] 图21B图示了包括像素阵列传感器1560A至1560C和它们的对应LED 1570A至1570C的静止光学跟踪器单元1550,它们沿着光学跟踪器单元1550的不同表面以不同的径向角度和额外的倾斜度定位。包括两个LED 1562A和1592B的第二光学跟踪单元1590以及光学跟踪器传感器1494在不失去跟踪能力的场景中由于静止跟踪单元1550的宽视角而具有较好的定向和位置自由度(如箭头1596A和1596B所示)。例如当静止单元附接至患者身上并且移动单元附接至由医师带着的安装在头部的显示系统时,这种配置可能是有利的。在这种情况下,当医师在患者周围走动时,光学跟踪器保持跟踪安装在头部的系统与患者之间的相对位置和定向。

[0155] 本发明的各方面可以呈现完全硬件实施方案、完全软件实施方案(包括固件、常驻软件、微码等)或将软件和硬件方面组合起来的实施方案的形式。

[0156] 在以上描述中,实施方案是本发明的例子或实现方式。“一个实施方案”、“实施方案”或“一些实施方案”的多次出现并不必须全部指代相同的实施方案。

[0157] 尽管本发明的不同特征可以在单个实施方案的上下文中进行描述,但这些特征也可以分离地或以任何适合的组合的方式提供。相反,尽管可出于清楚起见而在单独实施方案的情形下在本文中描述本发明,但还可在单个实施方案中实施本发明。

[0158] 虽然已相对于有限数目的实施方案描述了本发明,但这些实施方案不应被解释为对本发明范围的限制,而是应作为对优选实施方案中的一些的示范。其他可能的变化、修改和应用也在本发明的范围内。

[0159] 本领域技术人员应当理解,所公开的技术不限于上文具体示出和描述的那些内容。相反,所公开的技术的范围仅由随附权利要求限定。

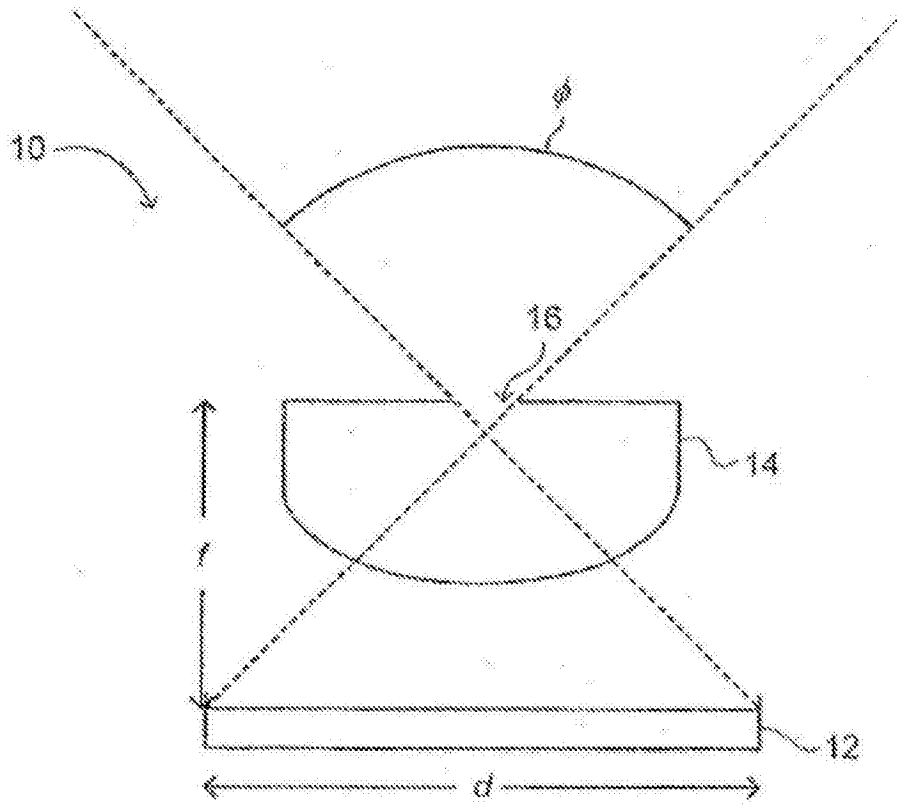


图1现有技术

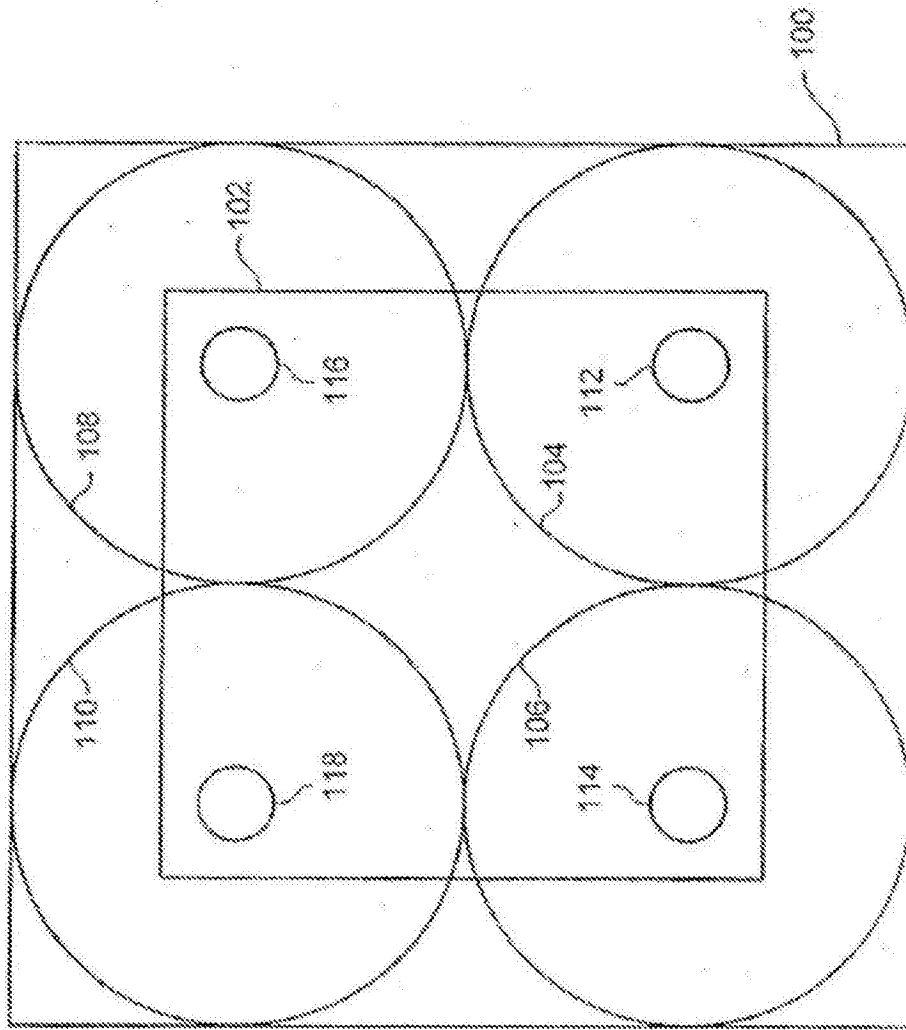


图2A

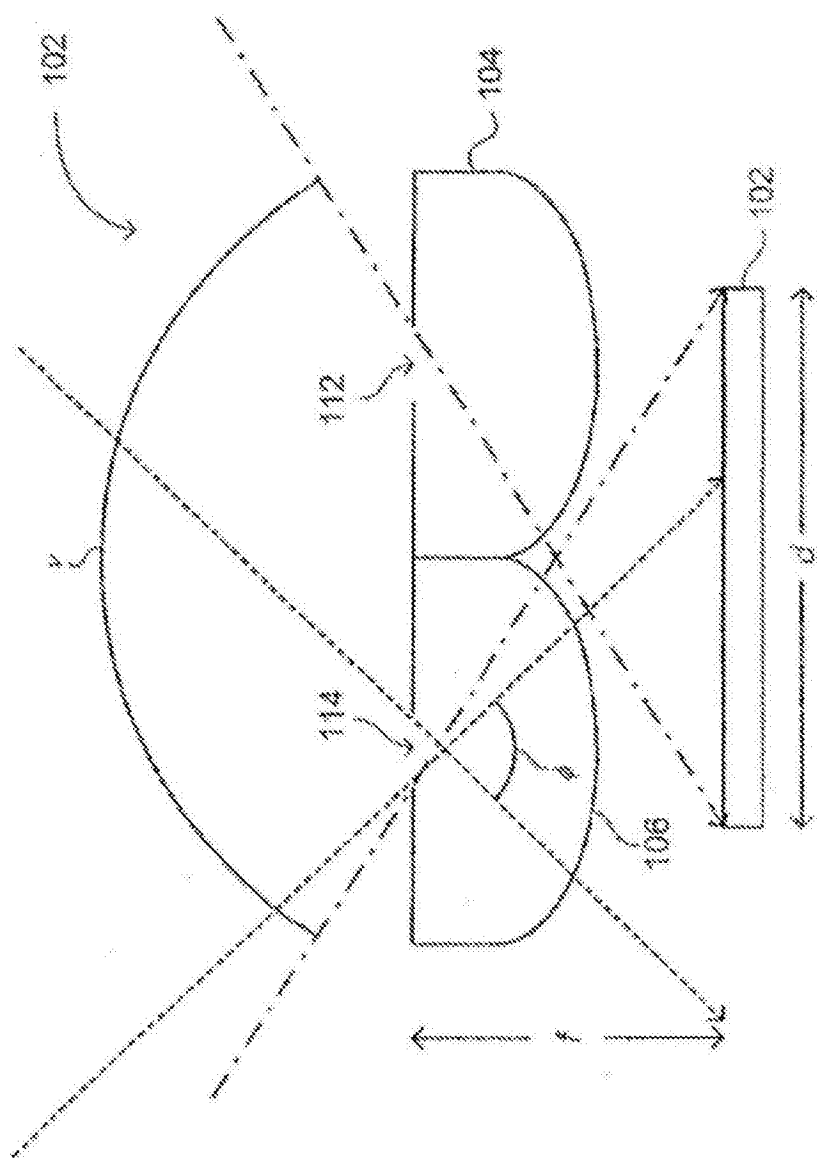


图2B

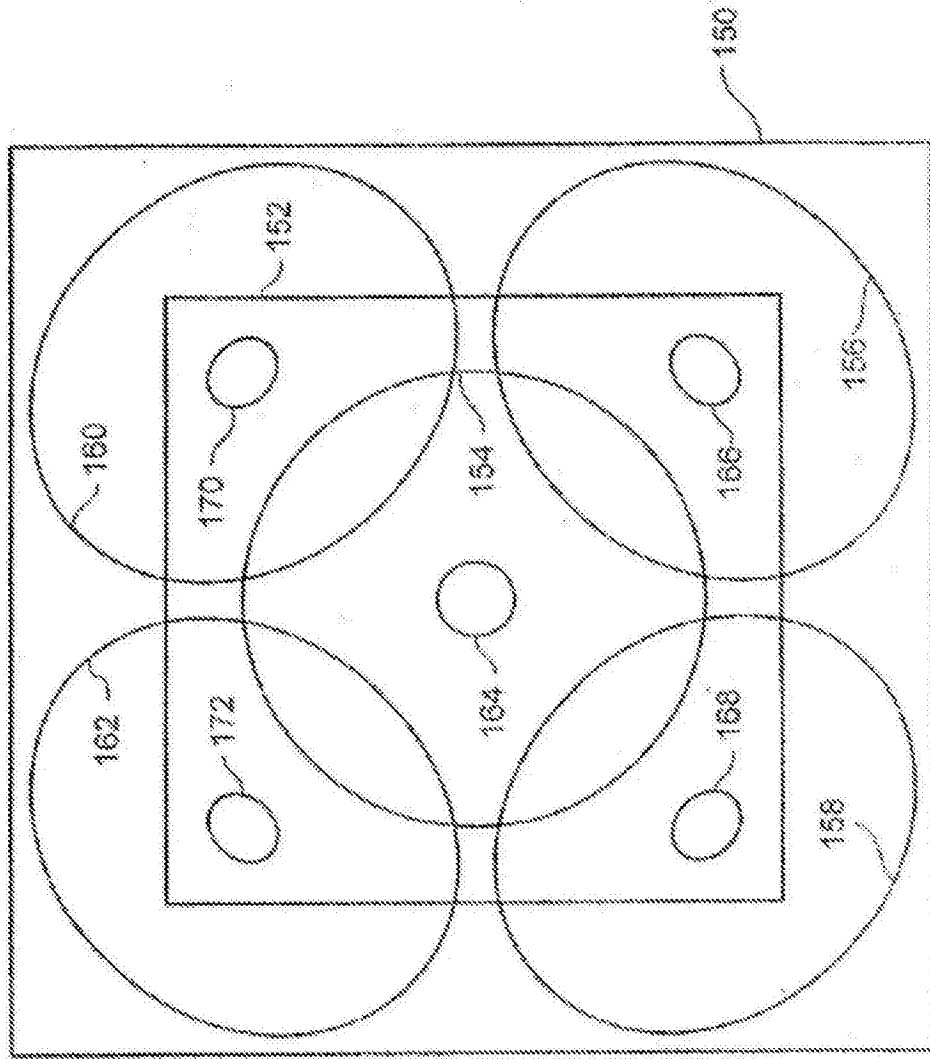


图3A

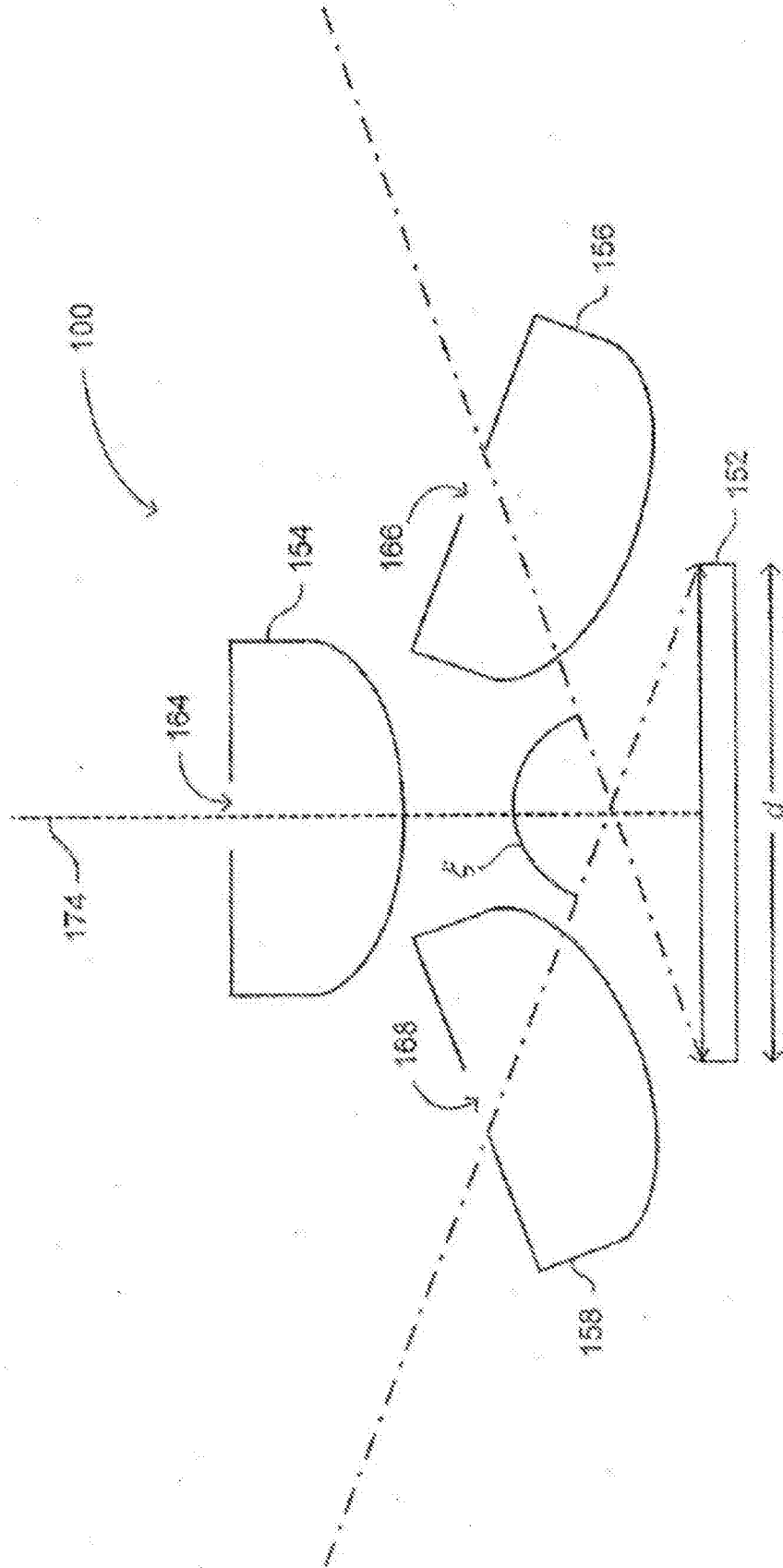


图3B

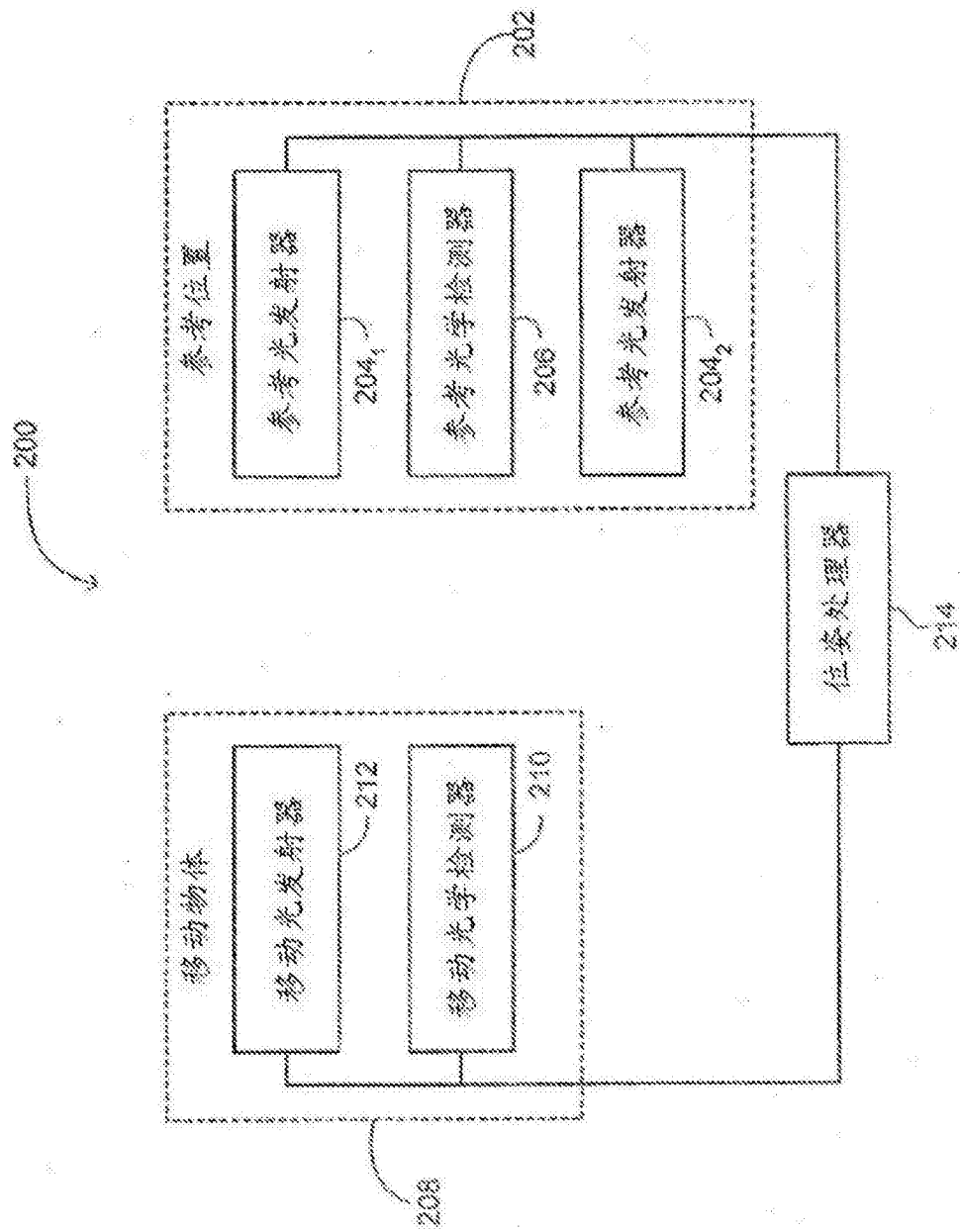


图4

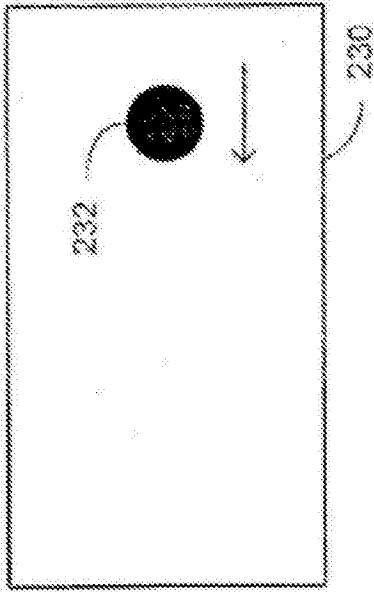


图5A

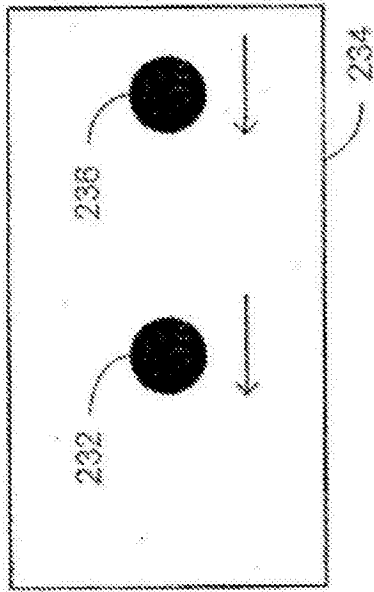


图5B

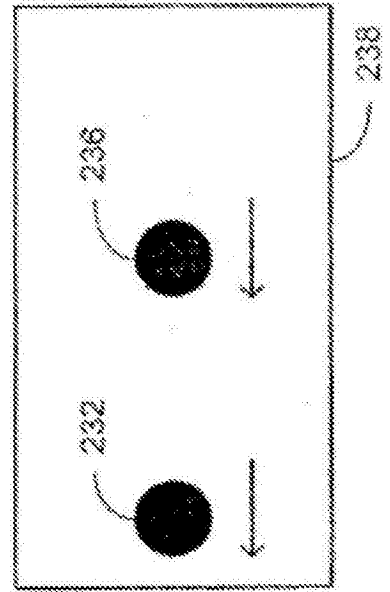


图5C

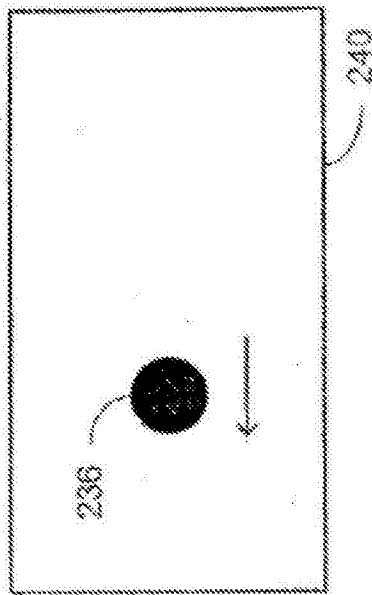


图5D

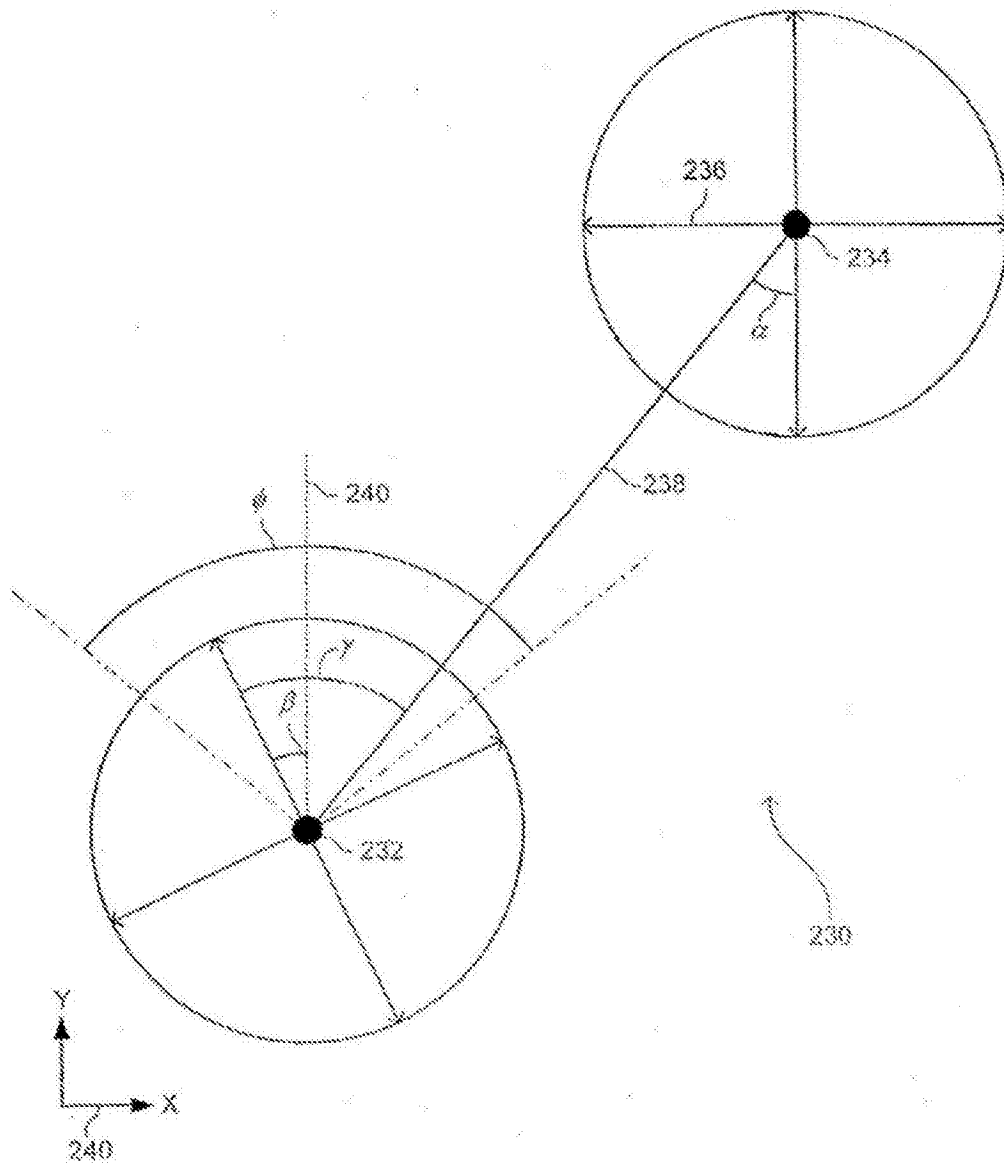


图6

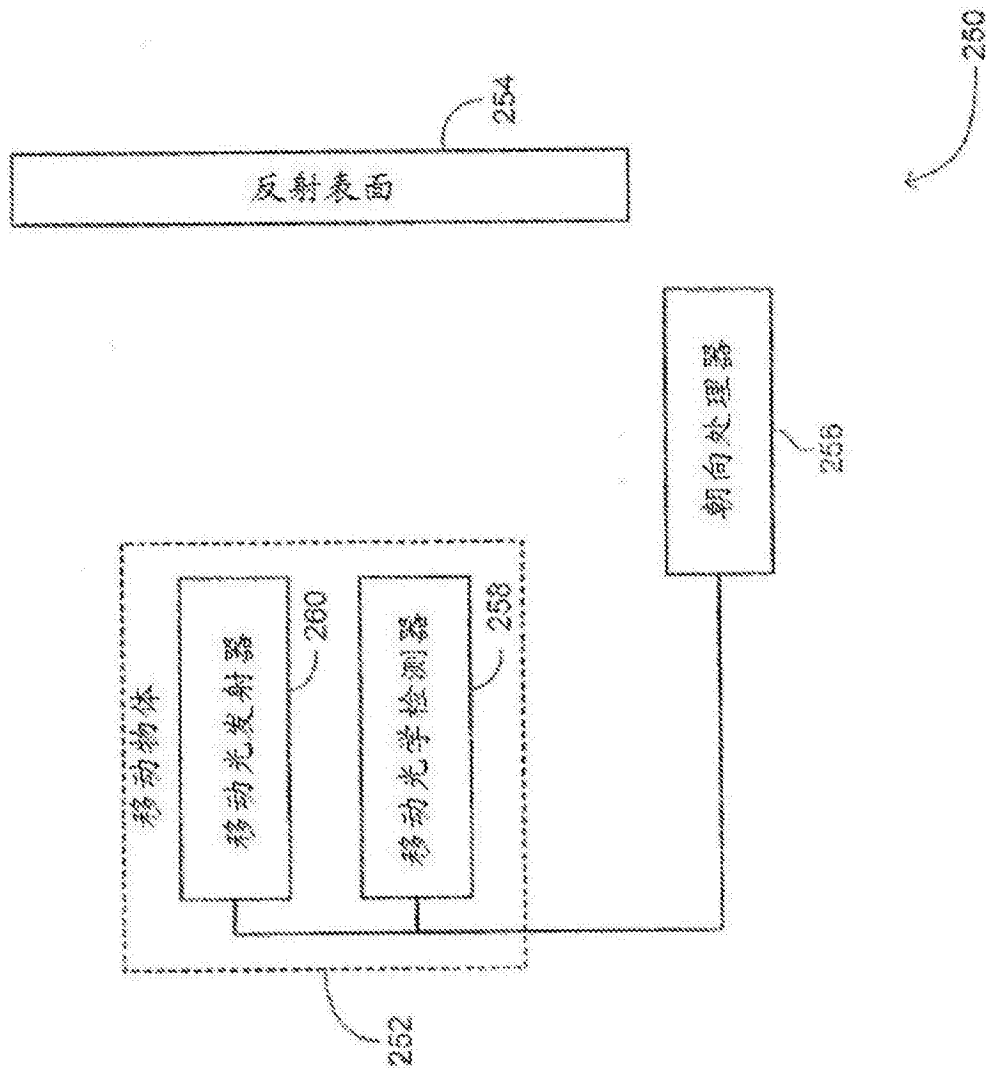


图7

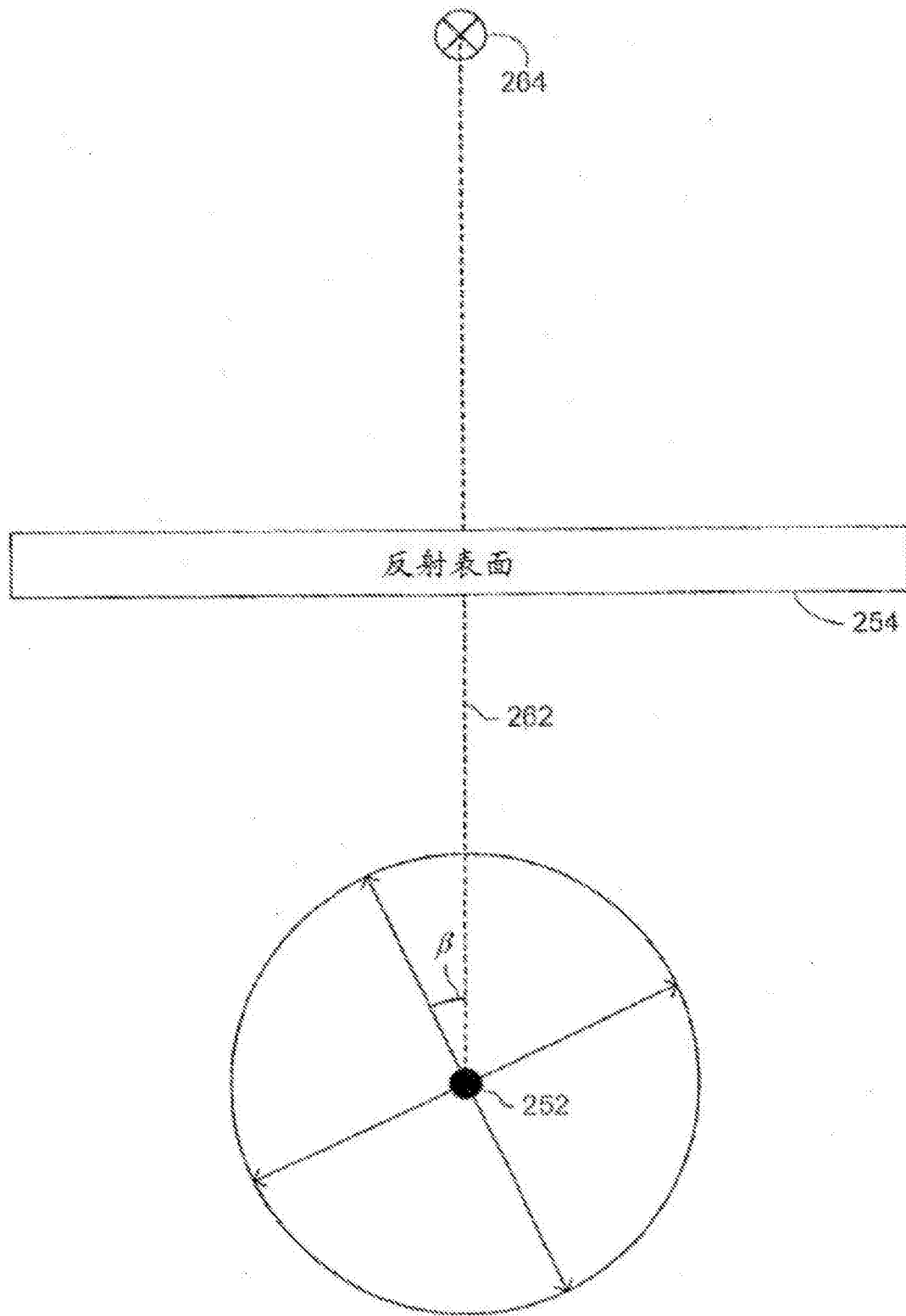


图8

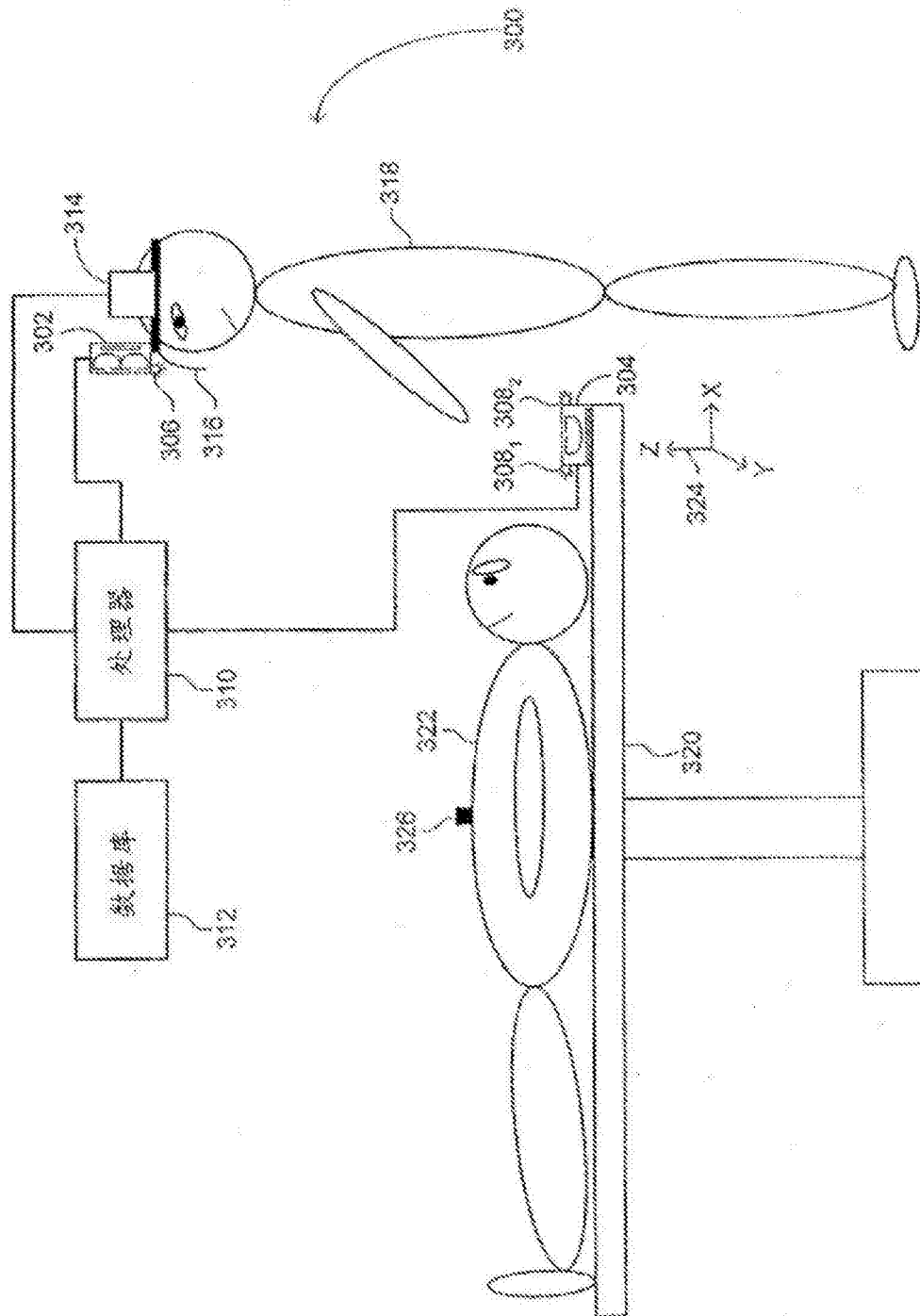


图9

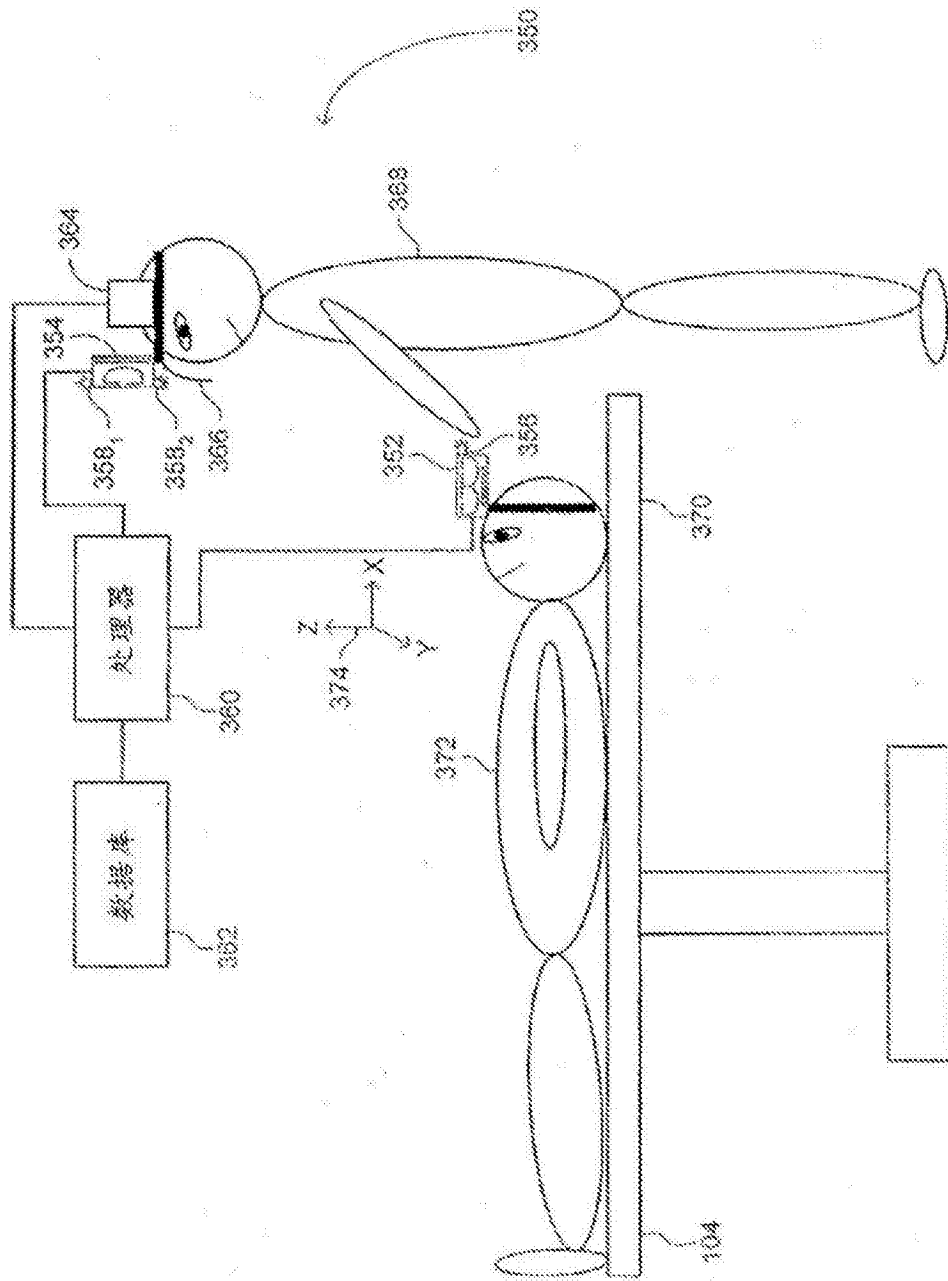


图10

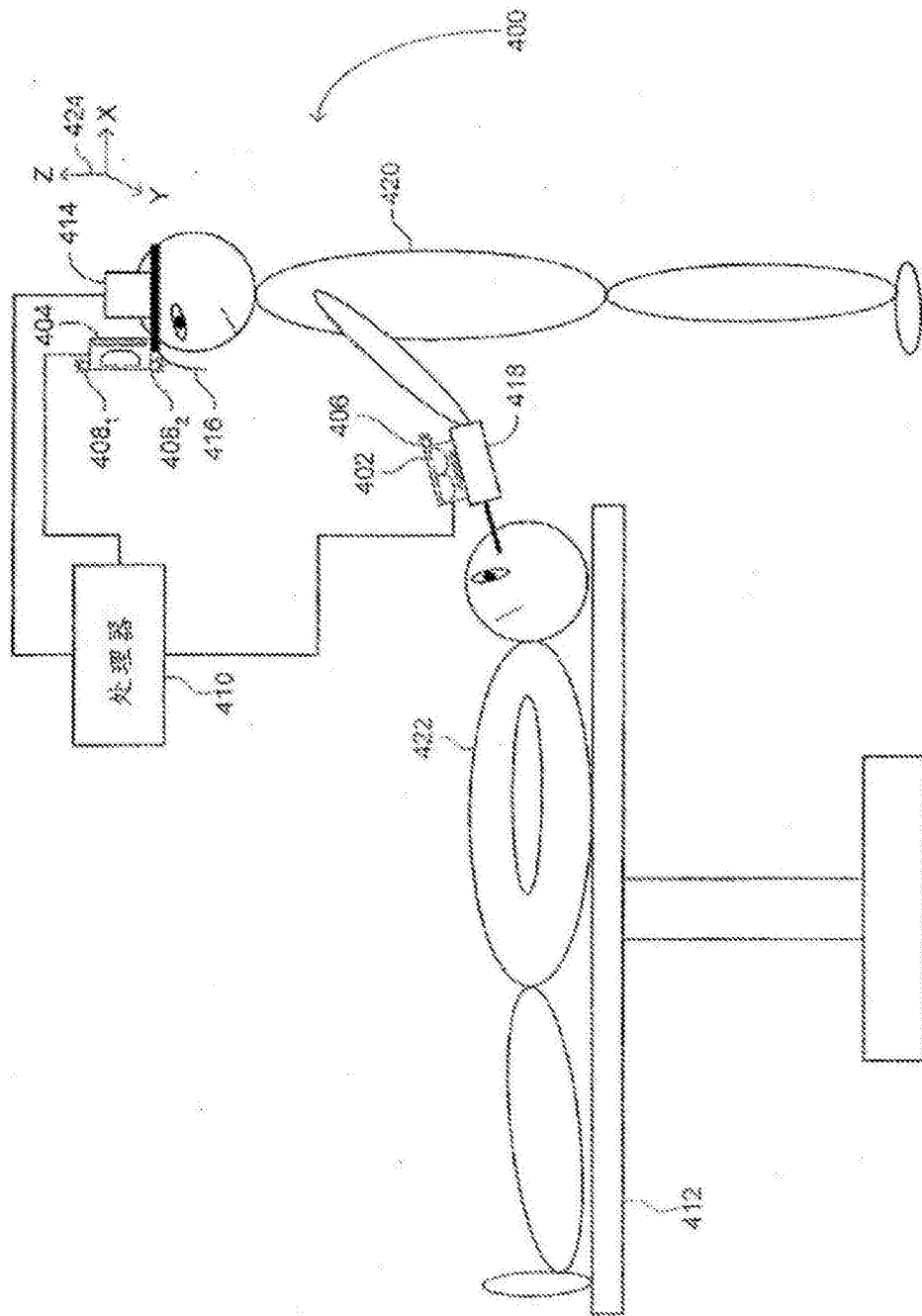


图11

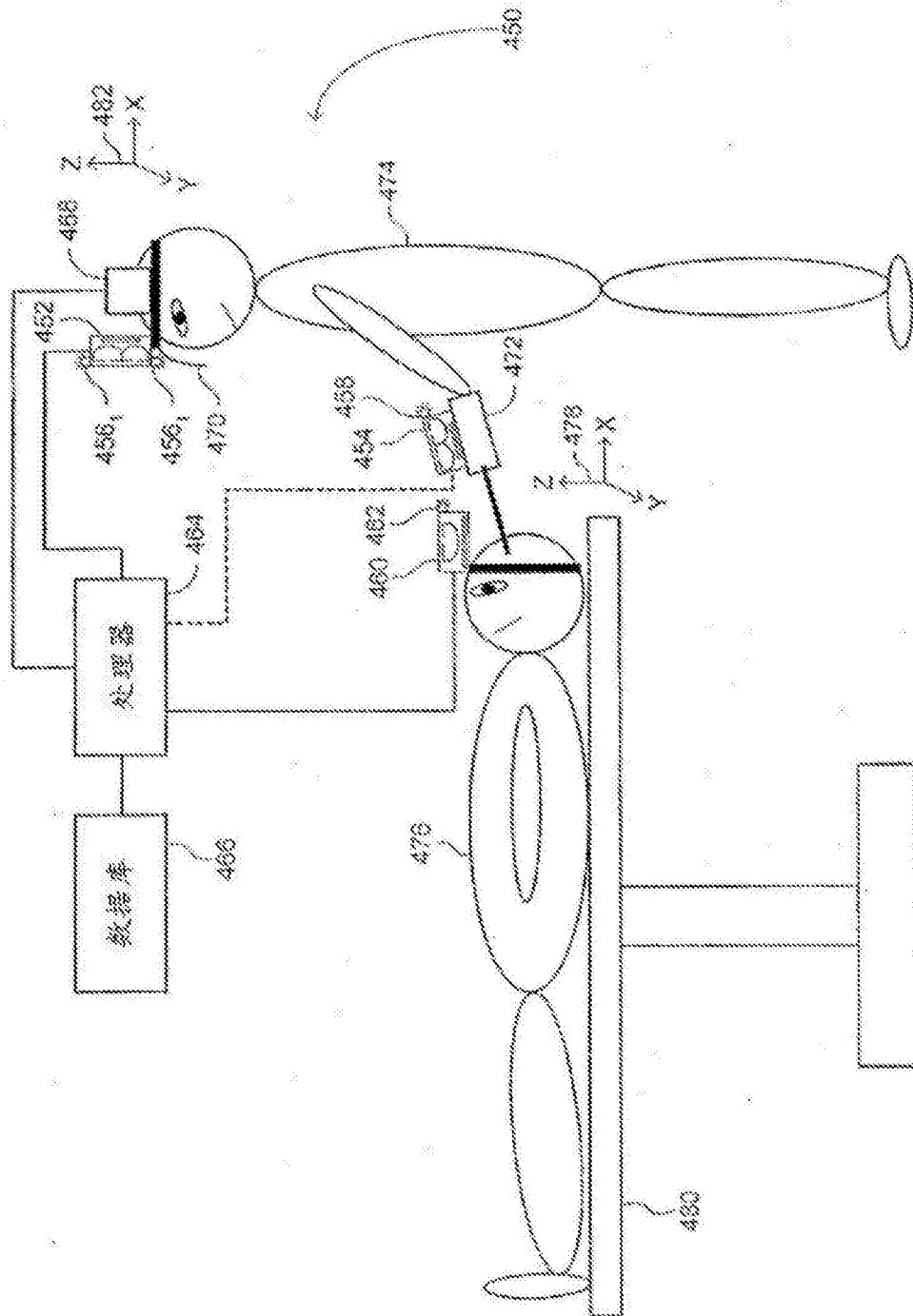


图12

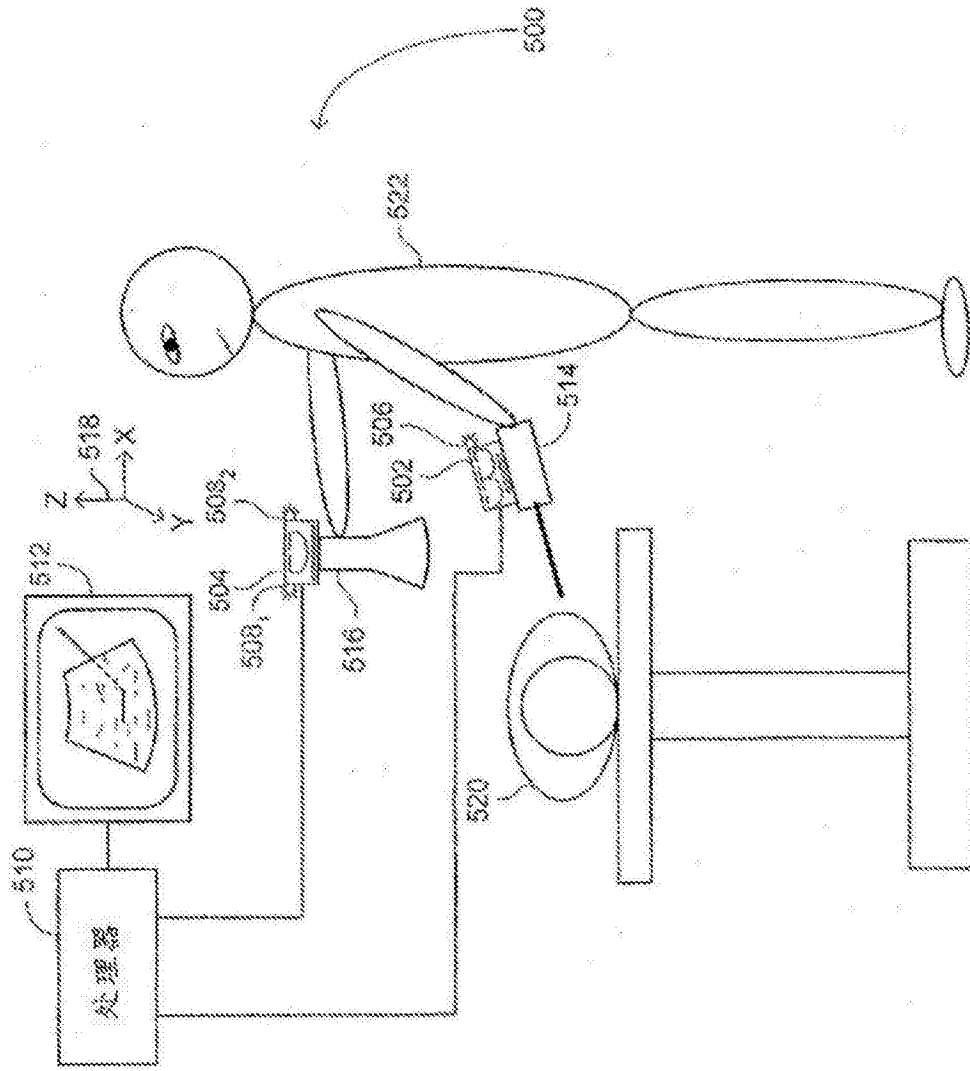


图13

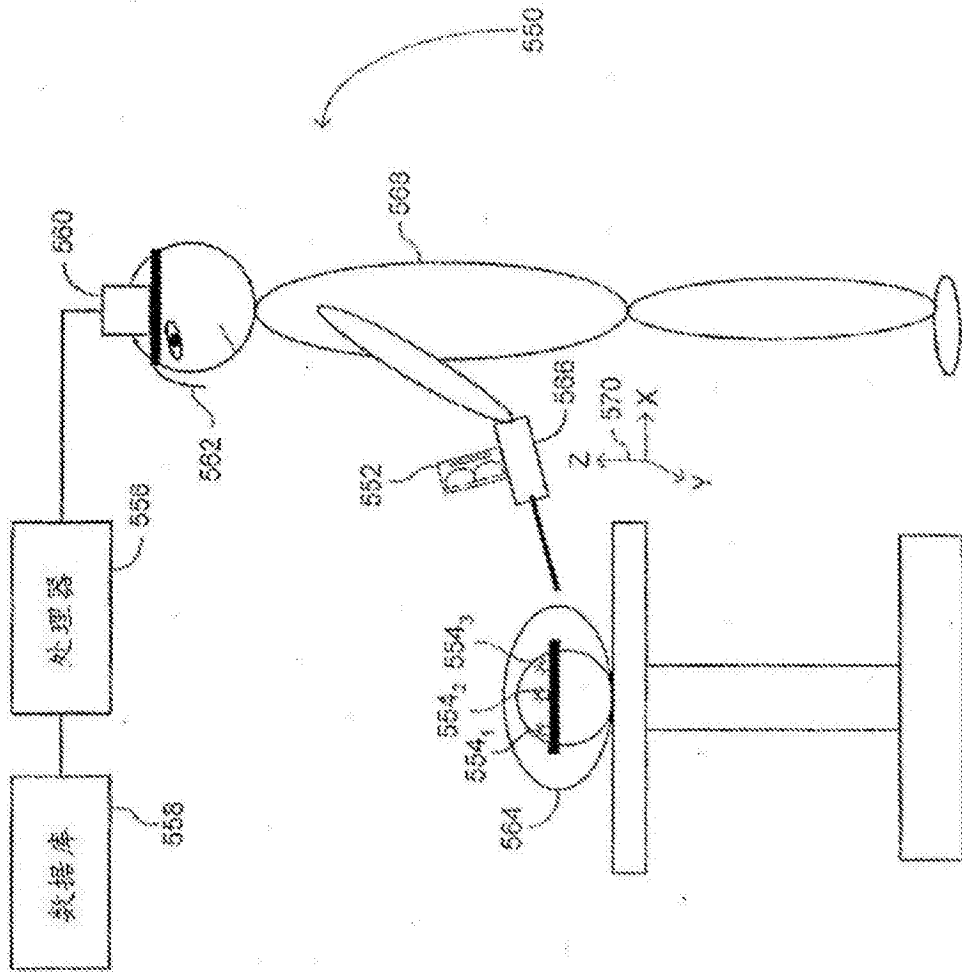


图14

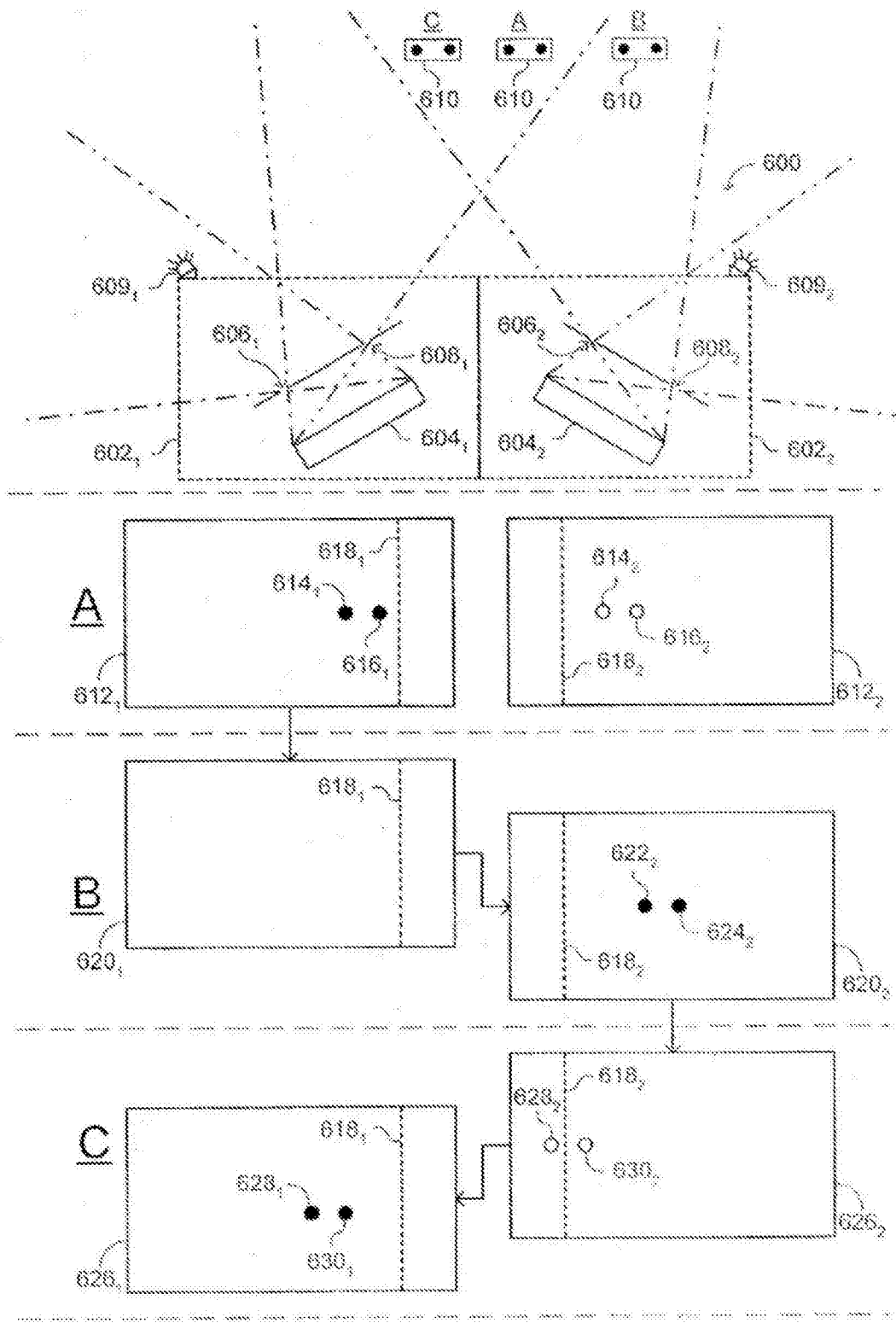


图15

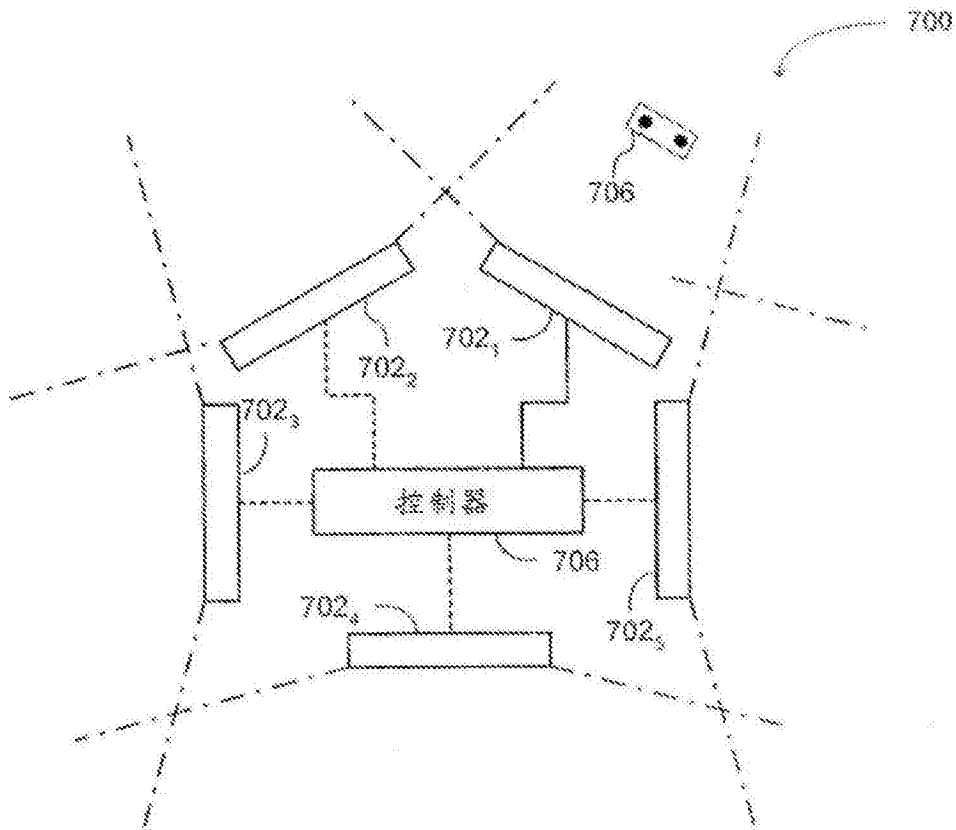


图16A

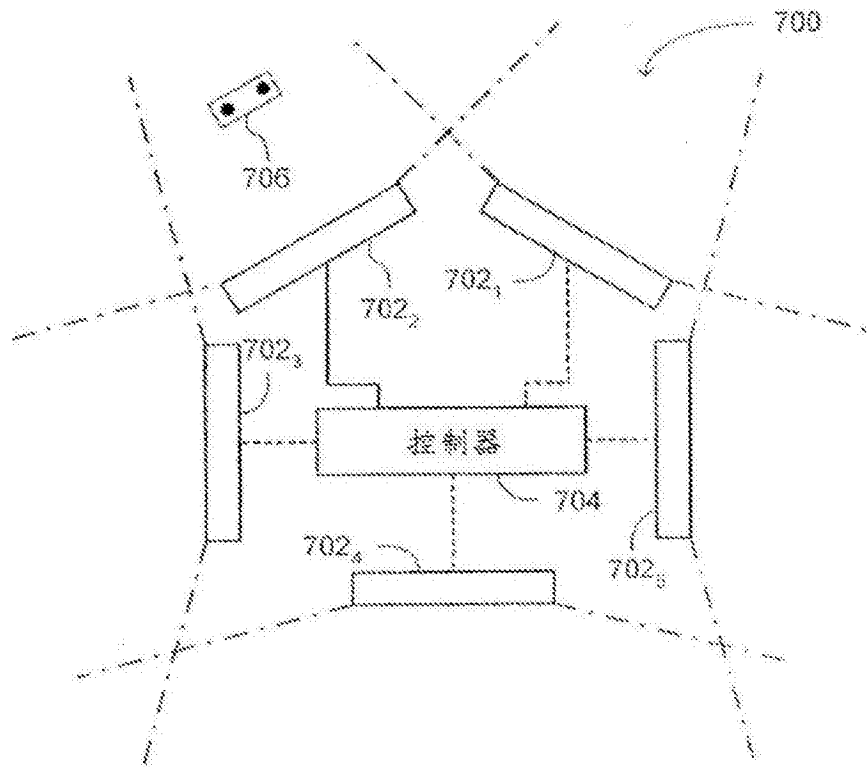


图16B

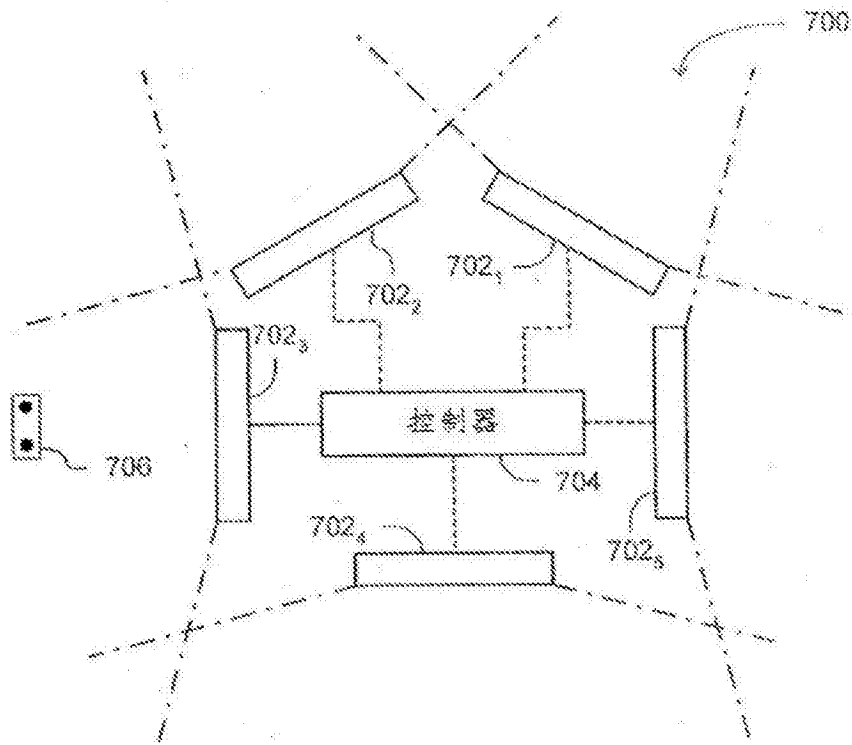


图16C

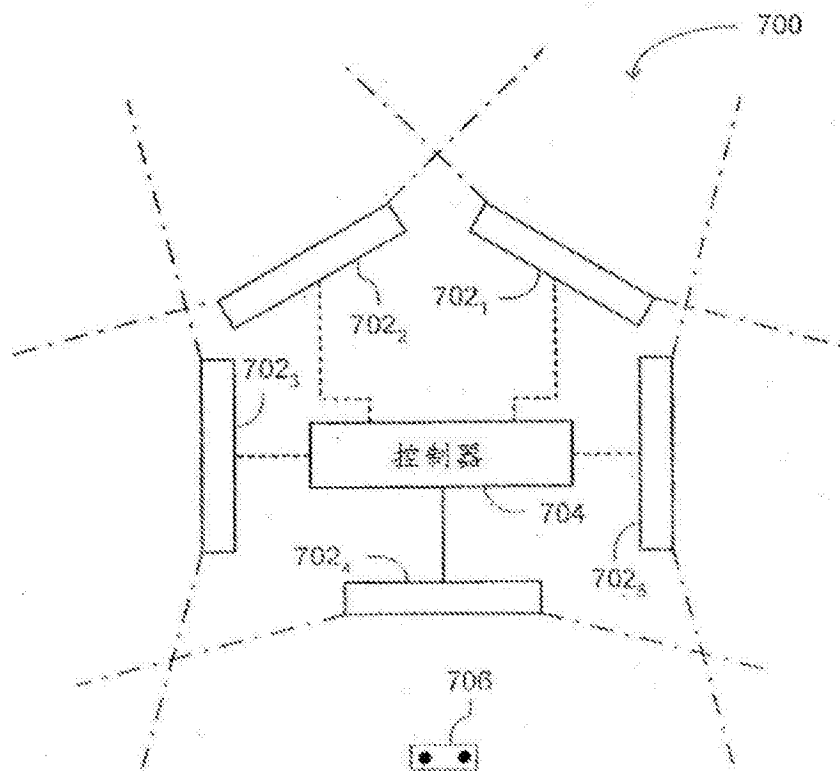


图16D

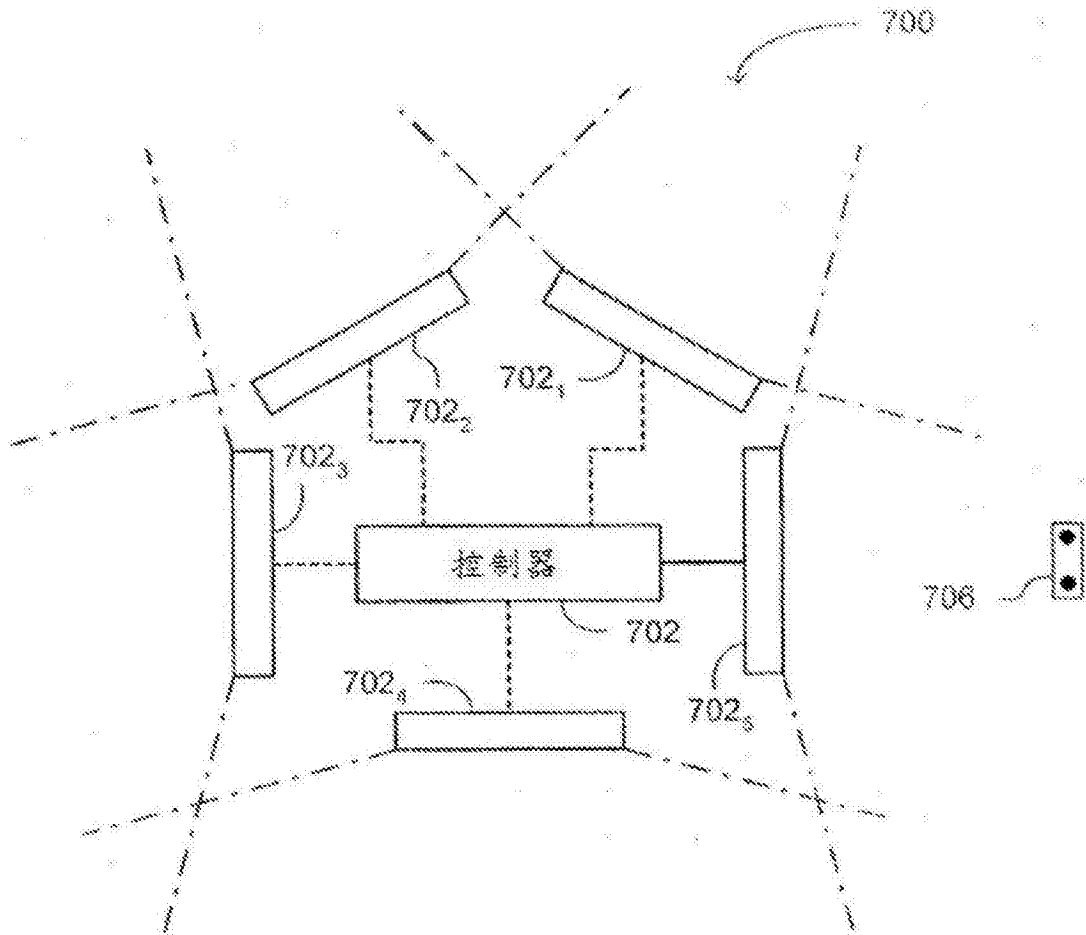


图16E

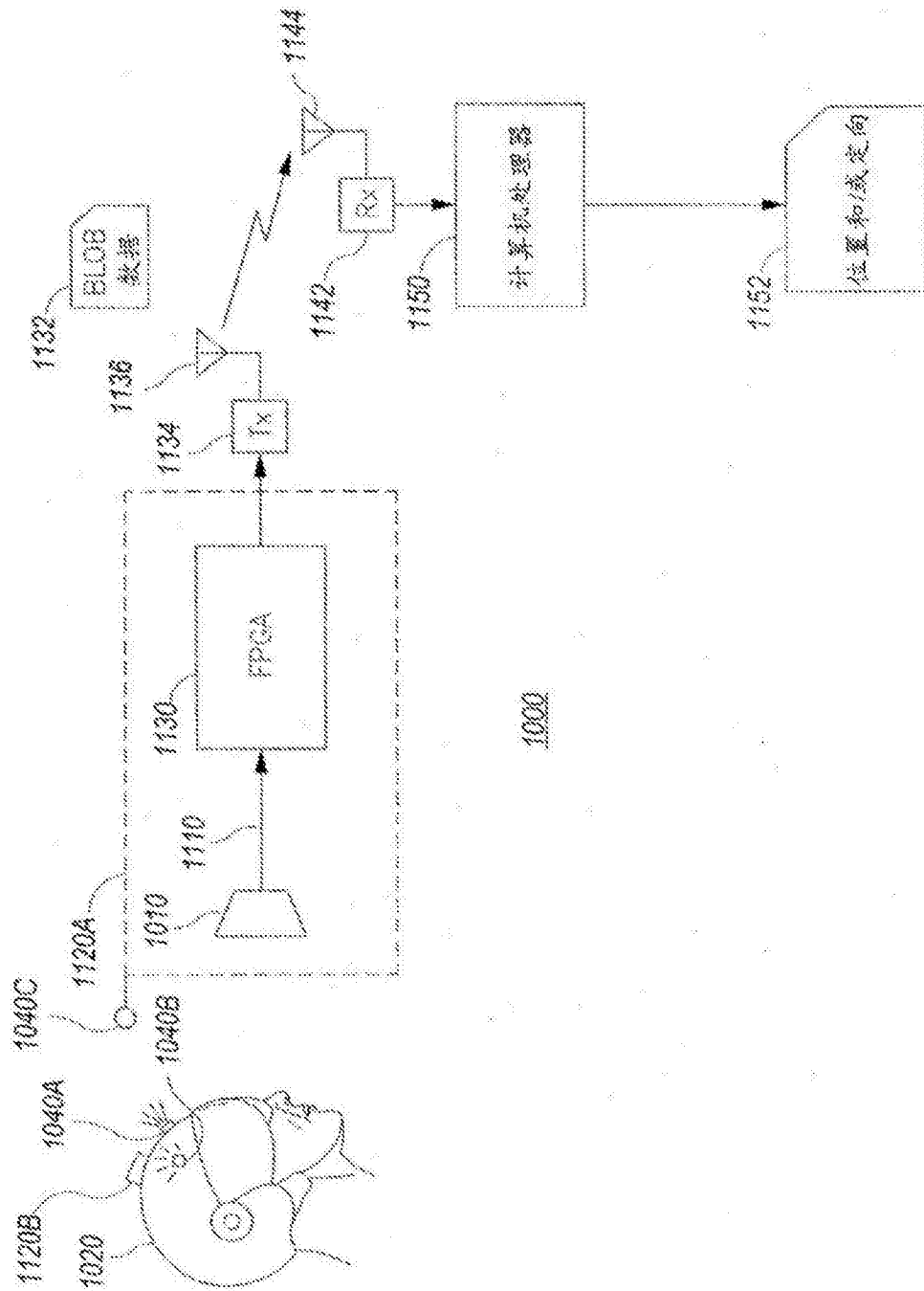


图17

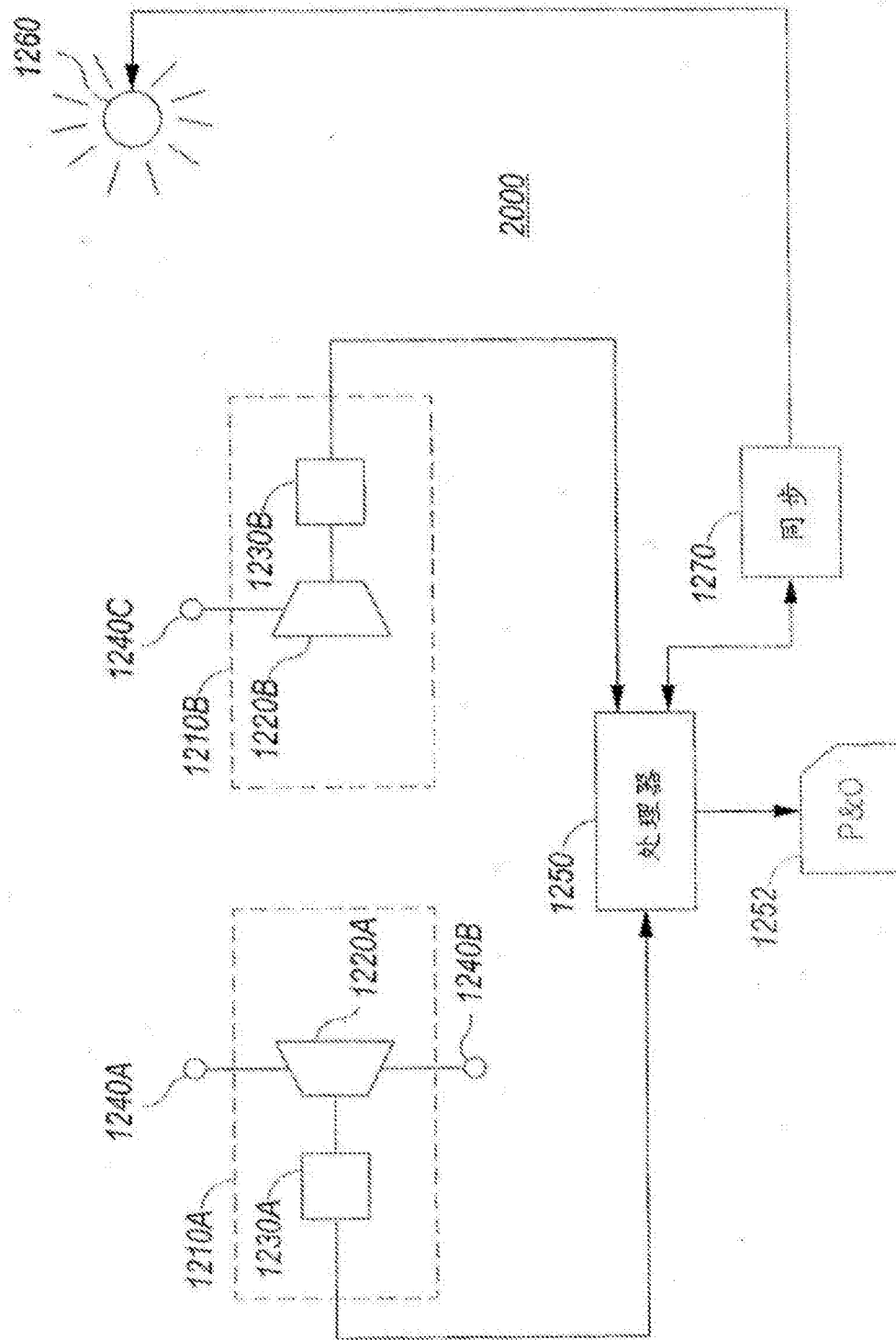


图18

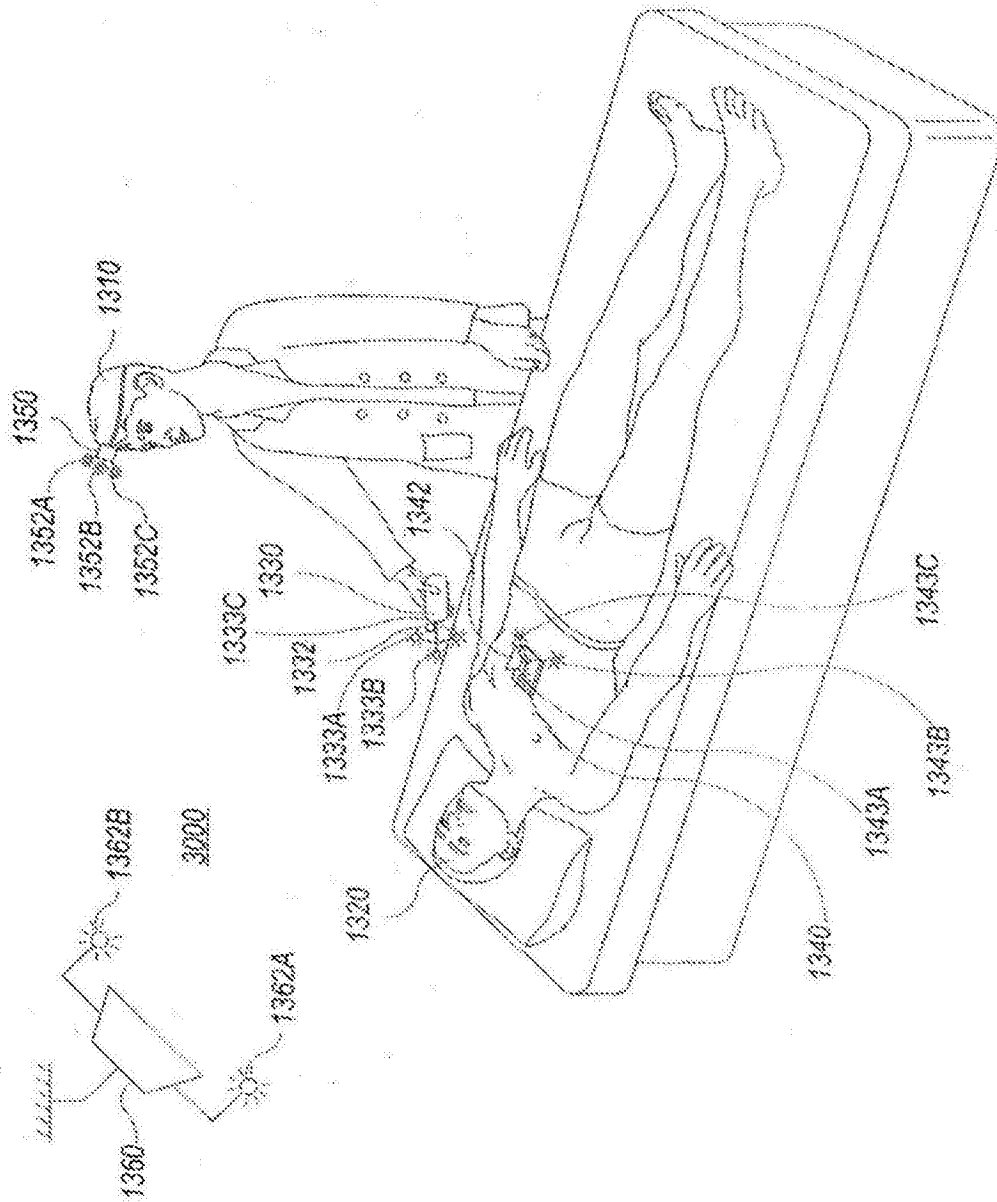


图19

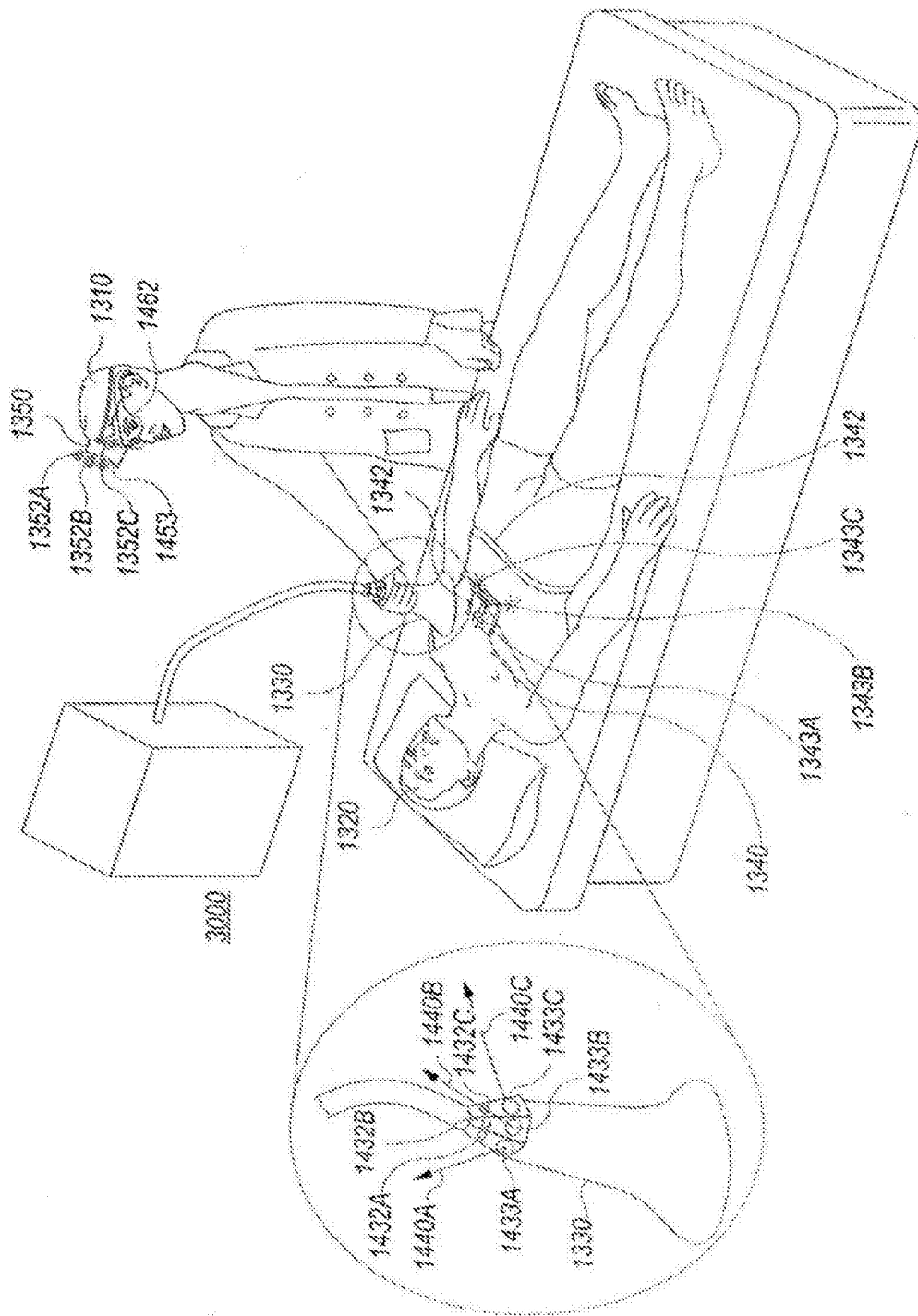


图20

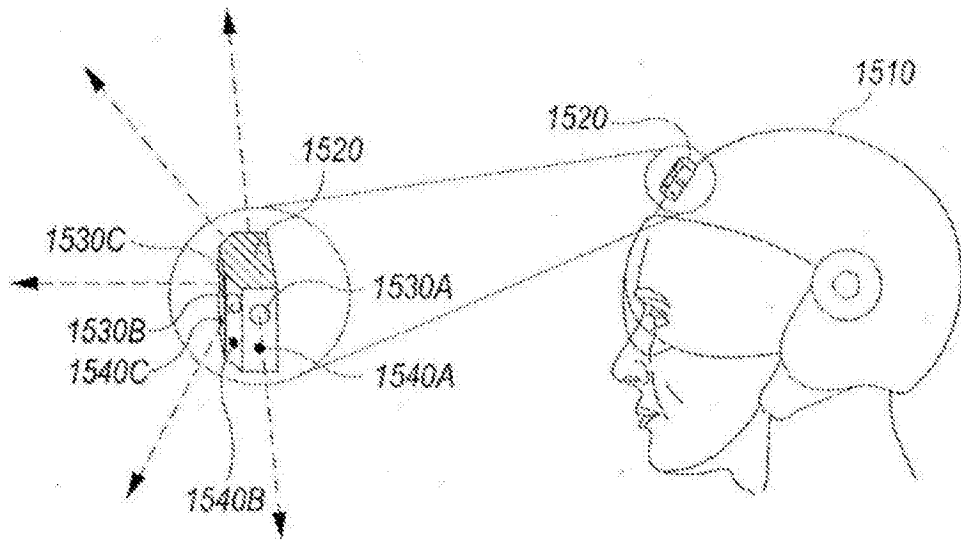


图21A

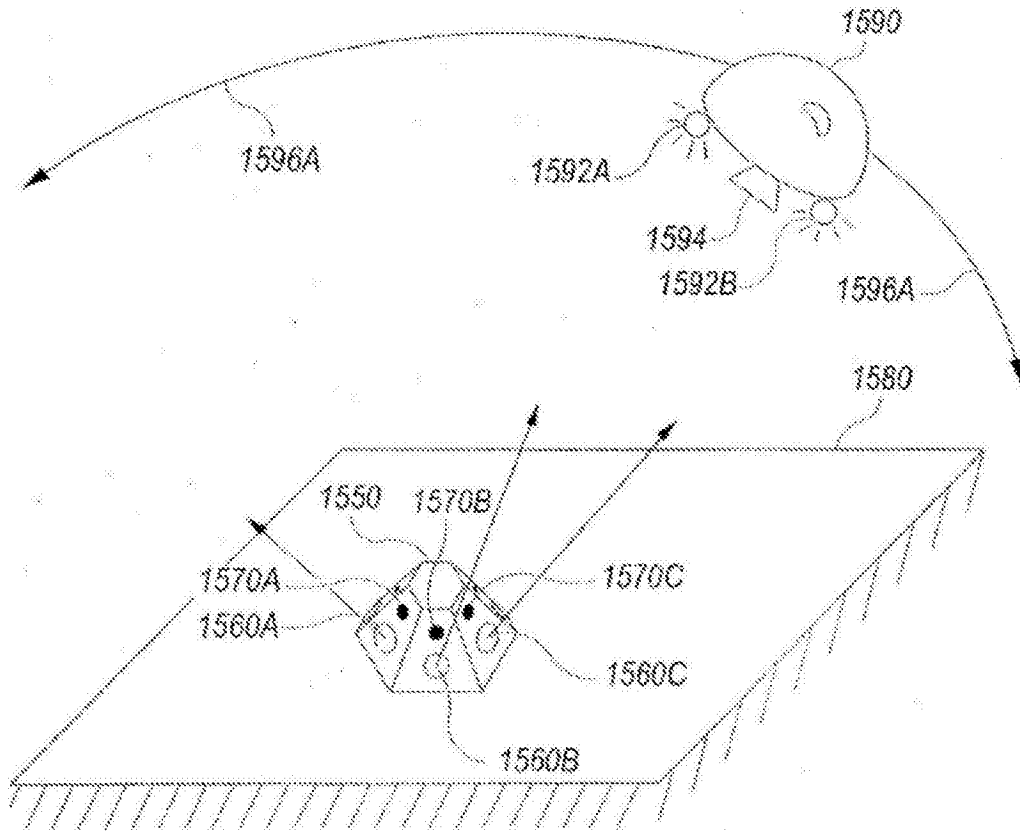


图21B

专利名称(译)	光学跟踪系统		
公开(公告)号	CN105916462A	公开(公告)日	2016-08-31
申请号	CN201480073180.4	申请日	2014-11-20
[标]申请(专利权)人(译)	埃尔比特系统公司		
申请(专利权)人(译)	埃尔比特系统公司		
当前申请(专利权)人(译)	埃尔比特系统公司		
[标]发明人	R本 伊莎 A查尼 D雅哈夫 S左莫 I艾弗拉特		
发明人	R·本-伊莎 A·查尼 D·雅哈夫 S·左莫 I·艾弗拉特		
IPC分类号	A61B90/00 G01S5/16 G01B11/14		
代理人(译)	郝文博 郝名悦		
优先权	229527 2013-11-21 IL 62/037132 2014-08-14 US		
其他公开文献	CN105916462B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于确定目标对象的位置和定向的医学WFOV光学跟踪系统。所述系统包括附接至所述目标对象的光发射器和附接至显示器的至少两个光发射器以及附接至所述目标对象的两个宽视场光学检测器。所选择的一个可操作成为有源宽视场光学检测器，其获取所述两个光发射器的图像。每个宽视场光学检测器包括光学传感器和至少两个光学接收器。所述系统还包括附接至所述显示器的另一个光学检测器并且获取附接至所述目标对象的所述光发射器的至少一个图像。处理器，确定所述目标对象的所述位置和定向，并且呈现医疗信息。显示器以与所述目标对象的位置和定向相对应的位置和定向显示所呈现的医疗信息。

