



## (12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106061376 B

(45)授权公告日 2020.07.28

(21)申请号 201580011442.9

(22)申请日 2015.03.03

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106061376 A

(43)申请公布日 2016.10.26

(30)优先权数据

61/947,402 2014.03.03 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.08.30

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2015/018520 2015.03.03

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/134521 EN 2015.09.11

(73)专利权人 瓦里安医疗系统公司

地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 H·莫斯塔法维

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 张维 潘聪

(51)Int.Cl.

A61B 5/05(2006.01)

审查员 陈林杰

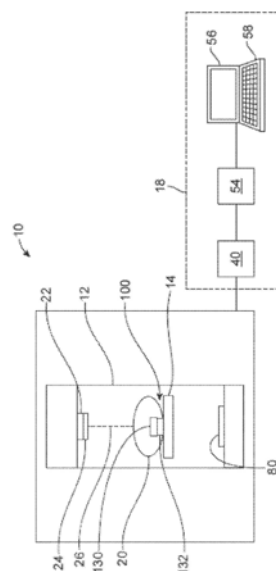
权利要求书4页 说明书16页 附图11页

### (54)发明名称

用于患者位置监测的系统和方法

### (57)摘要

一种监测患者的方法,包括:通过处理单元来获得具有多个感兴趣区域的输入图像;并且通过处理单元来确定用于多个相应感兴趣区域的多个位置;其中,确定多个位置的动作包括:访问多个模板;使用处理单元中的比较器将多个模板与输入图像中的相应区域进行比较;并且至少部分基于比较的动作的结果来确定多个位置。



1. 一种监测患者的方法,包括:

通过处理单元来获得具有多个感兴趣区域的输入图像,其中所述输入图像由光学设备生成,所述光学设备被配置为感测所述患者外部的特征;

通过所述处理单元来确定用于相应的所述多个感兴趣区域的多个位置;以及

基于所确定的所述多个位置,监测所述患者的不同部位,所述不同部位分别对应于所述输入图像中的所述感兴趣区域;

其中,所述确定所述多个位置的动作包括:

访问多个模板;

使用所述处理单元中的比较器将所述多个模板与所述输入图像中的相应区域进行比较;和

至少部分基于所述比较的动作的结果来确定所述多个位置。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述比较的动作包括:使用所述输入图像和用于所述多个相应的感兴趣区域的多个模板来执行模板匹配。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述比较的动作包括:执行所述输入图像中的所述区域与所述多个模板之间的多个互相关。

4. 根据权利要求1所述的方法,还包括:创建所述多个模板。

5. 根据权利要求4所述的方法,其中,所述创建所述多个模板的动作包括:

获得参照图像;

确定所述参照图像中的多个点;和

使用所述参照图像中的像素来生成所述多个模板,使得所述模板的相应坐标与所述参照图像中所确定的点的相应位置相对应。

6. 根据权利要求5所述的方法,其中,所述确定所述参照图像中的所述多个点的动作包括:

确定支撑所述患者的患者支架上方的平面;

确定所述平面上的点;和

将所述平面上的所述多个点传送到所述参照图像的像素域。

7. 根据权利要求5所述的方法,其中,所述确定所述参照图像中的所述多个点的动作包括:

获得深度图像;

处理所述深度图像以确定所述深度图像中的多个点;和

将所述深度图像中的所述多个点传送到所述参照图像的像素域。

8. 根据权利要求7所述的方法,其中,所述处理所述深度图像的动作包括:对所述深度图像中的深度值取阈值以使深度与包围所述患者的虚拟框内的点相对应的像素被包括作为用于所述深度图像中的所述多个点的候选点。

9. 根据权利要求5所述的方法,其中,所述确定所述参照图像中的所述多个点的动作包括:

从不同方向获得多个深度图像;

处理所述深度图像以确定三维表面模型;

从所述三维表面模型确定多个点;和

将所述多个点从所述三维表面模型传送到所述参照图像的像素域。

10. 根据权利要求1所述的方法,还包括:使用所确定的位置中的一个位置来确定位移矢量。

11. 根据权利要求10所述的方法,还包括:将位移矢量向后投影到支撑所述患者的患者支撑上方的平面。

12. 根据权利要求11所述的方法,还包括:基于向后投影的位移矢量来确定垂直位移和横向位移。

13. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述输入图像包括相机图像。

14. 根据权利要求1所述的方法,其中,使用X射线图像、CT图像、CBCT图像、断层X射线影像合成图像、PET图像、SPECT图像、MRI图像、PET-CT图像、或SPECT-CT图像来生成所述多个模板。

15. 根据权利要求1所述的方法,其中,基本上实时确定所述位置以允许实时监测所述患者。

16. 根据权利要求1所述的方法,还包括:响应于偏离参照位置的所确定的位置中的至少一个位置来生成信号。

17. 根据权利要求1所述的方法,还包括:在表示所确定的位置的屏幕中显示图形。

18. 根据权利要求1所述的方法,其中,在辐射递送期间执行所述确定所述多个位置的动作。

19. 根据权利要求18所述的方法,其中,所述辐射递送包括治疗辐射递送。

20. 根据权利要求18所述的方法,其中,所述辐射递送包括递送成像辐射。

21. 一种用于监测患者的装置,包括:

处理单元,被配置成用于:

获得具有多个感兴趣区域的输入图像,其中所述输入图像由光学设备生成,所述光学设备被配置为感测所述患者外部的特征;

确定用于所述多个相应感兴趣区域的多个位置;以及

基于所确定的所述多个位置,监测所述患者的不同部位,所述不同部位分别对应于所述输入图像中的所述感兴趣区域;

其中,所述处理单元被配置成用于通过以下各项来确定所述多个位置:

访问多个模板;

使用所述处理单元中的比较器将所述多个模板与所述输入图像中的相应区域进行比较;和

至少部分基于所述比较的动作的结果来确定所述多个位置。

22. 根据权利要求21所述的装置,其中,所述处理单元被配置成通过使用所述输入图像和用于所述相应感兴趣区域的多个模板来执行模板匹配而执行所述比较的动作。

23. 根据权利要求21所述的装置,其中,所述处理单元被配置成通过执行所述输入图像中的所述区域与所述多个模板之间的多个互相关来执行所述比较的动作。

24. 根据权利要求21所述的装置,其中,所述处理单元还被配置成用于创建所述多个模板,并且其中,所述装置还包括用于存储所述模板的非暂态介质。

25. 根据权利要求24所述的装置,其中,所述处理单元被配置成通过以下各项来执行所

述创建所述多个模板的动作：

获得参照图像；

确定所述参照图像中的多个点；和

使用所述参照图像中的像素来生成所述多个模板，使得所述模板的相应坐标与所述参照图像中的所确定的点的相应位置相对应。

26. 根据权利要求25所述的装置，其中，所述处理单元被配置成通过以下各项来执行所述确定所述参照图像中的所述多个点的动作：

确定支撑所述患者的患者支架上方的平面；

确定所述平面上的点；和

将所述平面上的所述多个点传送到所述参照图像的像素域。

27. 根据权利要求25所述的装置，其中，所述处理单元被配置成通过以下各项来执行所述确定所述参照图像中的所述多个点的动作：

获得深度图像；

处理所述深度图像以确定所述深度图像中的多个点；和

将所述深度图像中的多个点传送到所述参照图像的像素域。

28. 根据权利要求27所述的装置，其中，所述处理单元被配置成通过以下来执行所述处理所述深度图像的动作：对所述深度图像中的深度值取阈值以使深度与包围所述患者的虚拟框内的点相对应的像素被包括作为用于所述深度图像中的所述多个点的候选点。

29. 根据权利要求25所述的装置，其中，所述处理单元被配置成通过以下各项来执行所述确定所述参照图像中的所述多个点的动作：

从不同方向获得多个深度图像；

处理所述深度图像以确定三维表面模型；

从所述三维表面模型来确定多个点；和

将所述多个点从所述三维表面模型传送到所述参照图像的像素域。

30. 根据权利要求21所述的装置，其中，所述处理单元还被配置成用于使用所确定的位置中的一个位置来确定位移矢量。

31. 根据权利要求30所述的装置，其中，所述处理单元还被配置成将所述位移矢量向后投影到支撑所述患者的患者支撑上方的平面。

32. 根据权利要求31所述的装置，其中，所述处理单元还被配置成用于基于向后投影的位移矢量来确定垂直位移和横向位移。

33. 根据权利要求21所述的装置，其中，所述输入图像包括相机图像。

34. 根据权利要求21所述的装置，其中，使用X射线图像、CT图像、CBCT图像、断层X射线影像合成图像、PET图像、SPECT图像、MRI图像、PET-CT图像、或SPECT-CT图像来生成所述多个模板。

35. 根据权利要求21所述的装置，其中，所述处理单元被配置成基本上实时确定所述位置以允许实时监测所述患者。

36. 根据权利要求21所述的装置，其中，所述处理单元还被配置成用于响应于偏离参照位置的所确定的位置中的至少一个位置来生成信号。

37. 根据权利要求21所述的装置，还包括用于显示表示所确定的位置的图形的屏幕。

38. 根据权利要求21所述的装置, 其中, 所述处理单元是辐射递送系统的一部分或附件。

39. 根据权利要求37所述的装置, 其中, 所述辐射递送系统包括治疗辐射递送系统。

40. 根据权利要求37所述的装置, 其中, 所述辐射递送系统包括成像辐射递送系统。

41. 根据权利要求21所述的装置, 还包括通信地耦合到所述处理单元的第一光学相机和第二光学相机。

42. 一种产品, 具有存储指令集的非暂态介质, 通过处理单元来执行所述指令集使得执行用于在医疗过程中监测可能的碰撞的方法, 所述方法包括:

获得具有多个感兴趣区域的输入图像, 其中所述输入图像由光学设备生成, 所述光学设备被配置为感测所述患者外部的特征;

确定用于相应的所述多个感兴趣区域的多个位置; 以及

基于所确定的所述多个位置, 监测所述患者的不同部位, 所述不同部位分别对应于所述输入图像中的所述感兴趣区域;

其中, 所述确定所述多个位置的动作包括:

访问多个模板;

将所述多个模板与所述输入图像中的相应区域进行比较; 和

至少部分基于所述比较的动作的结果来确定所述多个位置。

## 用于患者位置监测的系统和方法

[0001] 相关申请资料

[0002] 本申请要求于2014年3月3日提交的未决的美国临时专利申请号61/947,402的优先权和权益。上述申请的全部公开内容通过引用明确并入本文。

### 技术领域

[0003] 本申请的领域涉及用于监测患者的系统和方法。

### 背景技术

[0004] 辐射治疗涉及将人体的某些区域(例如,癌性肿瘤)选择性地暴露于高剂量的辐射的医疗过程。辐射治疗旨在照射靶生物组织,使得有害组织被破坏。在辐射治疗期间,辐射源可以围绕患者转动,以将辐射从不同角度递送在患者体内的靶区域。辐射源可以安装在手臂或环形机架上。

[0005] 还有,辐射可以用于成像目的。例如,计算机断层摄影(CT)设备具有辐射源,该辐射源被配置成围绕患者转动,同时在患者周围从不同机架角度递送成像辐射。

[0006] 在治疗和成像这两种过程中,可以期望监测患者的不同部位的位置。因此,本申请的申请人确定,可以期望提供一种可以同时监测患者的不同部位的患者监测系统。

### 发明内容

[0007] 一种监测患者的方法,包括:通过处理单元来获得具有多个感兴趣区域的输入图像;并且通过处理单元来确定用于多个相应感兴趣区域的多个位置;其中,确定多个位置的动作包括:访问多个模板;使用处理单元中的比较器将多个模板与输入图像中的相应区域进行比较;并且至少部分基于比较的动作的结果来确定多个位置。

[0008] 可选地,比较的动作包括:使用输入图像和用于多个相应的感兴趣区域的多个模板来执行模板匹配。

[0009] 可选地,比较的动作包括:执行输入图像中的区域与多个模板之间的多个互相关。

[0010] 可选地,该方法还包括:创建多个模板。

[0011] 可选地,创建多个模板的动作包括:获得参照图像;确定参照图像中的多个点;并且使用参照图像中的像素来生成多个模板,使得模板的相应坐标与参照图像中所确定的点的相应位置相对应。

[0012] 可选地,确定参照图像中的多个点的动作包括:确定支撑患者的患者支架上方的平面;确定平面上的点;将平面上的多个点传送到参照图像的像素域。

[0013] 可选地,确定参照图像中的多个点的动作包括:获得深度图像;处理深度图像以确定深度图像中的多个点;和将深度图像中的多个点传送到参照图像的像素域。

[0014] 可选地,处理深度图像的动作包括:对深度图像中的深度值取阈值以使深度与包围患者的虚拟框内的点相对应的像素被包括作为用于深度图像中的多个点的候选点。

[0015] 可选地,确定参照图像中的多个点的动作包括:从不同方向获得多个深度图像;处

理深度图像以确定三维表面模型；从三维表面模型确定多个点；和将多个点从三维表面模型传送到参照图像的像素域。

[0016] 可选地，该方法还包括：使用所确定的位置中的一个位置来确定位移矢量。

[0017] 可选地，该方法还包括：将位移矢量向后投影到支撑患者的患者支撑上方的平面。

[0018] 可选地，该方法进一步包括：基于向后投影的位移矢量来确定垂直位移和横向位移。

[0019] 可选地，输入图像包括相机图像。

[0020] 可选地，使用X射线图像、CT图像、CBCT图像、断层X射线影像合成 (tomosynthesis) 图像、PET图像、SPECT图像、MRI图像、PET-CT图像、或SPECT-CT图像来生成多个模板。

[0021] 可选地，基本上实时确定位置以允许实时监测患者。

[0022] 可选地，该方法还包括：响应于偏离参照位置的所确定的位置中的至少一个位置来生成信号。

[0023] 可选地，该方法还包括：在表示所确定的位置的屏幕中显示图形。

[0024] 可选地，在辐射递送期间执行确定多个位置的动作。

[0025] 可选地，辐射递送包括治疗辐射递送。

[0026] 可选地，辐射递送包括递送成像辐射。

[0027] 一种用于监测患者的设备包括：处理单元，被配置成用于：获得具有多个感兴趣区域的输入图像；并且确定用于多个相应感兴趣区域的多个位置；其中，该处理单元被配置成用于通过以下各项来确定多个位置：访问多个模板；使用处理单元中的比较器将多个模板与输入图像中的相应区域进行比较；并且至少部分基于比较的动作的结果来确定多个位置。

[0028] 可选地，该处理单元被配置成通过使用输入图像和用于相应感兴趣区域的多个模板来执行模板匹配而执行比较的动作。

[0029] 可选地，该处理单元被配置成通过执行输入图像中的区域与多个模板之间的多个互相关来执行比较的动作。

[0030] 可选地，该处理单元还被配置成用于创建多个模板，并且其中，该装置还包括用于存储模板的非暂态介质。

[0031] 可选地，该处理单元被配置成通过以下各项来执行创建多个模板的动作：获得参照图像；确定参照图像中的多个点；并且使用参照图像中的像素来生成多个模板，使得该模板的相应坐标与参照图像中的所确定的点的相应位置相对应。

[0032] 可选地，该处理单元被配置成通过以下各项来执行确定参照图像中的多个点的动作：确定支撑患者的患者支架上方的平面；确定平面上的点；将平面上的多个点传送到参照图像的像素域。

[0033] 可选地，该处理单元被配置成通过以下各项来执行确定参照图像中的多个点的动作：获得深度图像；处理深度图像以确定深度图像中的多个点；和将深度图像中的多个点传送到参照图像的像素域。

[0034] 可选地，该处理单元被配置成通过以下来执行处理深度图像的动作：对深度图像中的深度值取阈值以使深度与包围患者的虚拟框内的点相对应的像素被包括作为用于深度图像中的多个点的候选点。

[0035] 可选地,该处理单元被配置成通过以下各项来执行确定参照图像中的多个点的动作:从不同方向获得多个深度图像;处理深度图像以确定三维表面模型;从三维表面模型确定多个点;和将多个点从三维表面模型传送到参照图像的像素域。

[0036] 可选地,该处理单元还被配置成用于使用所确定的位置中的一个位置来确定位移矢量。

[0037] 可选地,该处理单元还被配置成将位移矢量向后投影到支撑患者的患者支撑上方的平面。

[0038] 可选地,该处理单元还被配置成用于基于向后投影的位移矢量来确定垂直位移和横向位移。

[0039] 可选地,输入图像包括相机图像。

[0040] 可选地,使用X射线图像、CT图像、CBCT图像、断层X射线影像合成图像、PET图像、SPECT图像、MRI图像、PET-CT图像、或SPECT-CT图像来生成多个模板。

[0041] 可选地,该处理单元被配置成基本上实时确定位置以允许实时监测患者。

[0042] 可选地,该处理单元还被配置成用于响应于偏离参照位置的所确定的位置中的至少一个位置来生成信号。

[0043] 可选地,该装置还包括用于显示表示所确定的位置的图形的屏幕。

[0044] 可选地,该处理单元是辐射递送系统的一部分或附件。

[0045] 可选地,辐射递送系统包括治疗辐射递送系统。

[0046] 可选地,辐射递送系统包括成像辐射递送系统。

[0047] 可选地,该装置还包括通信地耦合到处理单元的第一光学相机和第二光学相机。

[0048] 一种产品包括存储指令集的非暂态介质,通过处理单元来执行该指令集使得执行用于在医疗过程中监测患者的方法,该方法包括:获得具有多个感兴趣区域的输入图像;并且确定用于多个相应感兴趣区域的多个位置;其中,确定多个位置的动作包括:访问多个模板;将多个模板与输入图像中的相应区域进行比较;并且至少部分基于比较的动作的结果来确定多个位置。

[0049] 通过阅读以下具体实施方式,使得其它和进一步的方面、特征、细节和实施例将更加清楚。

## 附图说明

[0050] 附图图示了实施例的设计和效用,其中,相同的附图标记是指相似的元件。这些附图不必按比例绘制。为了更好地理解如何获得上文所阐述的和其它优点和目的,对在附图中图示的实施例进行更具体的描述。这些附图仅描绘示例性实施例,并且因此不被认为是限制权利要求的范围。

[0051] 图1图示了根据一些实施例的具有患者监测系统的辐射治疗系统。

[0052] 图2图示了患者监测系统。

[0053] 图3图示了另一患者监测系统。

[0054] 图4图示了根据一些实施例的用于监测患者的方法。

[0055] 图5图示了根据一些实施例的用于生成用于患者监测的模板的方法。

[0056] 图6图示了由参照图像生成的模板的示例。



- [0057] 图7图示了用于指定用于模板生成的点的技术。
- [0058] 图8图示了用于指定用于模板生成的点的另一技术。
- [0059] 图9图示了被确定用于相应感兴趣区域的多个位置。
- [0060] 图10图示了将位移矢量投影到平面上。
- [0061] 图11A图示了根据其它实施例的另一患者监测系统。
- [0062] 图11B图示了用于校准相机的技术。
- [0063] 图12图示了可以用其实现本文中所描述的实施例的计算机系统。

## 具体实施方式

[0064] 参照附图,下文对各种实施例进行描述。应当指出,附图不按比例绘制,并且类似的结构或功能的元件在整个附图中由相同的附图标记表示。还应当指出,附图仅旨在便于描述实施例。它们并非旨在作为本发明的穷举描述或作为对本发明的范围的限制。另外,所图示的实施例不需要具有所示出的所有方面或优点。结合具体实施例所描述的方面或优点不必限于该实施例,并且可以在任何其它实施例中实施,即使没有这样图示或者即使没有明确这样描述。

### [0065] 辐射系统

[0066] 图1图示了辐射治疗系统10。该系统10包括臂台架12、用于支撑患者20的患者支架14、和用于控制台架12的操作和辐射递送的控制系统18。该系统10还包括在患者20被支撑在支架14上的同时将辐射射束26朝向患者20投影的辐射源22、和用于改变辐射射束26的横截面形状的准直器系统24。在不同实施例中,辐射源22可以被配置成生成锥形射束、扇形射束、或其它类型的辐射射束。还有,在其它实施例中,源22可以被配置成生成作为辐射形式的质子射束用于治疗目的。还有,在其它实施例中,系统10可以具有其它形式和/或配置。例如,在其它实施例中,替代臂形台架12,该系统10还可以具有环形台架12。

[0067] 在所图示的实施例中,辐射源22是用于提供治疗能量的治疗辐射源。在其它实施例中,除了是治疗辐射源之外,辐射源22还可以是用于提供诊断能量用于成像目的的诊断辐射源。在这种情况下,系统10将包括位于相对于源22的操作位置(例如,支架14下面)处的成像器,诸如成像器80。在进一步的实施例中,辐射源22可以是治疗辐射源,该治疗辐射源用于提供治疗能量,其中治疗能量可以被用于获取图像。在这种情况下,为了使用治疗能量来获得成像,成像器80(例如,MV成像器)被配置成响应于具有治疗能量的辐射而生成图像。在一些实施例中,治疗能量通常为160千电子伏(keV)或更大(并且更典型地,1兆电子伏特(MeV)或更大的)那些能量,诊断能量通常是低于高的能量范围(更典型地低于160keV)的那些能量。在其它实施例中,治疗能量和诊断能量可以具有其它能量水平,并且是指分别用于治疗 and 诊断目的的能量。在一些实施例中,辐射源22能够以范围为约10keV和约20MeV之间的任何地方内的多个光子能量水平来生成X-射线辐射。在进一步的实施例中,辐射源22可以是诊断辐射源。在这种情况下,系统10可以是具有一个或多个移动部件的诊断系统。在所图示的实施例中,辐射源22由臂形台架12承载。可替代地,辐射源22可以位于孔内(例如,耦合到环形台架)。

[0068] 在所图示的实施例中,控制系统18包括耦合到控件40的处理单元54(诸如处理器)。该控制系统18还可以包括用于显示数据的监视器56和用于输入数据的输入设备58(诸

如键盘或鼠标)。辐射源22和台架12的操作由控件40控制,该控件基于从处理单元54接收的信号向辐射源22提供功率和定时信号、并且控制台架12的转动速度和位置。尽管控件40被示出为与台架12和处理单元54分开的部件,在备选实施例中,控件40可以是台架12或处理单元54的一部分。

[0069] 在一些实施例中,系统10可以是被配置成以不同台架角度朝向患者20递送治疗辐射射束的处理系统。在治疗过程期间,源22围绕患者20转动、并且朝向患者20从不同台架角度递送治疗辐射射束。在源22处于不同台架角度的同时,准直器24被操作成将射束的形状改变为与靶组织结构的形状相对应。例如,准直器24可以被操作成以使得射束的形状类似于靶组织结构的横截面形状。在另一示例中,准直器24可以被操作成以使得靶组织结构的不同部分接收不同量的辐射(如在IMRT过程中一样)。

[0070] 在其它实施例中,系统10可以不是治疗辐射系统。相反,系统10可以是诊断辐射系统。在这种情况下,辐射源22是被配置成提供能量适于成像目的的辐射的诊断辐射源。

#### [0071] 患者监测

[0072] 如图1和图2所示,辐射系统10还包括患者监测系统100。在一些实施例中,患者监测系统100可以被认为辐射系统10的一部分。在其它实施例中,患者监测系统100可以是辐射系统10的附件。

[0073] 该患者监测系统100被配置成在由辐射系统10执行的操作期间监测患者的各种部位的位置。该患者监测系统100包括相机130、紧固机构132、支架134和处理单元140。该相机130被配置成捕获正在被监测的患者的图像。

[0074] 支架134可以是用于支撑相机130的支柱、托架、梁、臂等。紧固机构132可以位于支架134处。还有,在一些实施例中,支架134可以任选地具有一个或多个可动部件,以允许相对于支架144(或相对于患者20或其它参照位置)调整相机130的位置和/或方位。在一些实施例中,支架134本身可以相对于支架14可移动,以便相对于患者(例如,纵向)调整相机位置。在进一步的实施例中,支架134可以是具有倾斜电机的底座,其允许相机130相对于底座倾斜一个、两个或三个移动度。在其它实施例中,不需要支架134,并且患者监测系统100可以不包括支架134。

[0075] 在所图示的实施例中,紧固机构132被配置成将相机130紧固到支架14的脚部处的托架136。在一些实施例中,托架136可以被认为患者监测系统100的一部分。可替代地,托架136可以被认为患者支架14的一部分。在一些实施例中,托架136可以具有开口,以在必要时(图3)允许患者的脚穿过它。例如,托架136的开口高度可以大于8英寸,诸如10英寸、12英寸、14英寸等等,以便允许患者的脚进入其中。

[0076] 在其它实施例中,支架136是可选的,紧固机构132可以被配置成将相机130直接紧固到患者支架14,或到医疗系统10的(多个)其它部件。在进一步的实施例中,紧固机构132可以被配置成将相机130紧固到房间,诸如到天花板、墙壁或地板。在更进一步的实施例中,紧固机构132可以被配置成将相机130紧固到不是医疗系统10的一部分的结构。紧固机构132可以是用于抓持对象的夹具、用于插入到位于相机130要被紧固靠在其上的对象中的螺钉槽中的螺钉、卡扣和配合型连接器、钩和环型连接器、或者任何其它类型的紧固机构组成。在更进一步的实施例中,不需要紧固机构132,并且患者监测系统100不包括紧固机构132。例如,在其它实施例中,支架134可以是底座,并且底座可以被放置在平坦表面上,该平

坦表面在使用期间支撑相机130。

[0077] 在所图示的实施例中,相机130被安装在支架14的顶部表面上方。相机130的高度可以是可调整的,以使患者20的头部是在他/她的腹部上方可见。还有,相机130的方位可以是可调整的以调整视角(例如,相对于水平表面)。应当指出,安装相机130使得其位置相对于支架14是固定的是有利的,因为这种配置允许相机130与患者支架14(并且因此患者20)一起移动,而与支架14的移动无关。

[0078] 处理单元140通信地耦合到相机130。处理单元140被配置成处理从相机130传送的信号,并且基于该信号来确定是否有患者移动。处理单元140可以使用有线设备或使用无线设备与相机130进行通信。在一些实施例中,处理单元140可以是处理器,诸如ASIC处理器、FPGA处理器、通用处理器、或任何其它类型的处理器。还有,处理单元140可以包括硬件、软件、或两者的组合。还有,在一些实施例中,处理单元140可以与处理单元54或处理单元54的部件相同。在其它实施例中,处理单元140可以被认为辐射系统10的一部分,而不是患者监测系统100的一部分。

[0079] 图4图示了根据一些实施例的用于监测患者的方法400。该方法400将被描述为使用患者监测系统100来执行。还有,参照在由图1的辐射系统10执行的医疗过程期间监测患者来对该方法400进行描述。然而,应当指出,该方法400可以被执行以在其它类型的医疗过程期间监测患者,其可以或可以不涉及使用辐射。

[0080] 在执行该方法400之前,患者被设置并且支撑在辐射系统10的患者支架14上。在患者被支撑之后,获得多个模板(项402)。

[0081] 在一些实施例中,已经先前创建了模板,例如,在先前会话中(对于方法400而言,其可以在同一天或不同天发生),或者在与方法400的会话相同的会话中。在这种情况下,获得模板的动作可以通过从存储模板的非暂态介质中检索模板的处理单元140来执行。可替代地,获得模板的动作可以通过访问存储模板的非暂态介质的处理单元140来执行。

[0082] 在其它实施例中,获得模板的动作可以涉及模板的生成。在这种情况下,模板的生成可以通过捕获患者的参照图像的相机130来执行。然后,处理单元140处理该参照图像来创建模板集。

[0083] 图5图示了根据一些实施例的创建多个模板的方法500。首先,获得参照图像(项502)。这可以通过从相机130接收参照图像的处理单元140来完成。可替代地,项502可以通过生成参照图像并且传送该参照图像由处理单元140来接收的相机130来完成。接着,确定多个点(监测点)(项504)。相对于参照图像的坐标系来确定这些点。接着,基于所确定的点(项506)使用参照图像中的像素来生成模板。在一些实施例中,生成模板以使得模板具有与所确定的点相对于参照图像的相应位置相对应的相应坐标(在参照图像的坐标系中)。

[0084] 图6以图形方式图示了项504和506的概念。如图6所示,示出了与相应感兴趣区域606a-606c相对应的参照图像604中的各种点602a-602c。一旦已经确定参照图像604的坐标系中的点602a-602c,就可以使用来自参照图像604的像素来生成多个模板610a-610c,使得该模板610a-610c具有与点602a-602c的位置相对应的相应模板位置。在所图示的实施例中,每个模板610是构成中心在相应的点602处的参照图像604子集的矩形区域。在其它实施例中,可以创建模板610,以使它们与相应的点602的位置相对应。例如,相应模板610的角落或边缘可以与相应点602对齐。还有,在其它实施例中,每个模板610可以具有与矩形不同的

形状(例如,模板可以具有正方形形状、三角形形状、圆形形状、椭圆形形状或定制形状)。如在图像中看到的,定制形状可以是符合特定身体部位(诸如,面部或上部躯干或手臂等)的一个形状。更进一步地,在一些实施例中,模板可以具有不规则形状。另外,在所图示的实施例中,模板610具有相同的形状和大小。在其它实施例中,模板610的两个或更多个模板可以具有不同的形状和/或大小。更进一步地,在一些实施例中,模板610的两个或更多个模板可以具有(多个)重叠区域。在其它实施例中,模板610可以不重叠。尽管在示例中只示出三个模板610a-610c,但是在其它实施例中,可以存在少于三个模板(例如,两个模板)或三个以上的模板。

[0085] 在已经生成模板之后,该模板然后可以存储在非暂态介质中供以后使用。

[0086] 可以采用各种技术以相对于参照图像的坐标系来确定点以用于生成模板。在一些实施例中,可以提供图形用户接口以用于允许用户在参照图像的坐标系中手动指定某些点用于生成模板。在其它实施例中,如图7所示,可以通过以下各项来确定参照图像的坐标系中的多个点:确定支撑患者的患者支架14上方的平面700;确定平面700上的点702a-702c;并且将平面上700上的多个点传送到参照图像的像素域。如图7所示,在一些实施例中,患者支架14上方的平面700可以是水平平面,或者还可以是形成相对于患者支架14的表面形成一角度的平面,或近似于指定区域(诸如患者胸部)上方的患者身体轮廓的平面。在一个实现方式中,可以校准相机像素分辨率(每像素弧度)加上其方位角度和相对于患者支架14的位置。然后患者表面可以被近似为平行于患者支架14的表面并且位于等于其上方的患者厚度的高度处的平面700。这允许用户手动指定或处理单元140自动指定治疗靶位置附近的该平面700上的点702。使用相机130相对于平面700(或平面700上的点702)的位置和方位,处理单元140然后将这些监测点702正向投影到光学相机130的像素域(例如,参照图像)。从参照图像中确定用于每个正向投影的像素位置的一个模板(例如,该模板的中心可以在正向投影像素上),并且保存在非暂态介质中。应当指出,平面700的位置(例如,高度)可以基于厚度或患者进行选择。例如,患者越大,可以选择距离患者支架14的高度就越高。

[0087] 在一些实施例中,模板的生成使用对患者的实际表面进行成像的一个或多个相机来实现。在其它实施例中,可以采用深度传感相机来协助确定用于生成模板的参照图像中的坐标系的点。在一个实现方式中,确定参照图像中的多个点的动作包括:获得深度图像;处理深度图像以确定深度图像中的多个点;和将深度图像中的多个点传送到参照图像的像素域。可选地,处理深度图像的动作可以包括:对深度图像中的深度值取阈值,以使深度与包围患者的虚拟框内点相对应的像素被包括作为深度图像中的多个点的候选点。在一些实施例中,处理单元140可以使用深度图像来创建由相机(图8)进行成像的场景的3D表面图800(曲线平面)。然后,这用来将患者与包围其的其它对象进行分割(隔离),例如,通过排除相对于患者支架14居中的虚拟框外部的所有3D点。因此,使用深度图像可以允许在没有上文所提及的平面近似的情况下,指定3D患者表面800上的监测点702a-702c。还有,通过自动分割患者身体部位(例如,手臂与躯干),监测点可以被放置在患者的特定解剖部位上。在已经从3D表面800指定点702之后,该点可以使用深度相机和光学相机之间的变换被正向投影到光学相机的像素域。下文对具有深度传感相机的实施例进行进一步详细描述。

[0088] 在一些实施例中,当患者的呼吸处于吸气阶段的峰时,可以获得模板。在其它实施例中,当患者的呼吸处于呼气阶段时,可以获得模板。在其它实施例中,可以在任何所期望

的呼吸阶段获得模板。在一个实现方式中,在任何起动时间,患者监测系统100可以获取模板,并且只要呼吸运动的呼气结束或其它所期望的阶段达到,患者监测系统100随后就可以获取新模板集。在一些情况下,呼吸运动的期望的期阶段的检测可以通过处理与初始模板相对应的运动信号来检测,因为在呼吸循环中的任意点处获取的模板仍然生成呼吸信号,从该呼吸信号中,可以检测到呼气 and 吸气结束。

[0089] 返回到图4,在项402中获得模板之后,然后获得具有多个感兴趣区域的输入图像(项404)。在一些实施例中,获得输入图像的动作可以通过从相机130接收相机图像(图像信号)的处理单元140来执行。相机图像可以是来自相机130生成的视频图像的序列的实时视频图像。在其它实施例中,获得输入图像的动作可以通过相机130来执行,该相机130捕获患者的图像并且将该图像传送到处理单元140用于由处理单元140接收。

[0090] 接着,处理单元140确定用于相应的多个感兴趣区域的多个位置(项406)。在所图示的实施例中,确定多个位置的动作包括:从存储模板的非暂态介质中访问多个模板;将多个模板与输入图像中的相应区域进行比较;并且至少部分基于比较的动作的结果来确定多个位置。在一个实现方式中,处理单元140可以包括被配置成访问模板的位置确定模块。位置确定模块可以包括被配置成将模板与输入图像中的相应区域进行比较的比较器。在一些实施例中,比较的动作可以包括:使用输入图像和用于相应的感兴趣区域的多个模板来执行模板匹配。在其它实施例中,比较的动作可以包括:执行输入图像中的区域与多个模板之间的互相关(例如,归一化互相关)。所确定的位置用于相应监测点(与实时输入图像中的不同相应的感兴趣区域相对应)。位置确定模块可以包括用于输出所确定的位置的输出。在一些实施例中,位置确定模块中的比较器可以被配置成依次处理输入图像相对于模板的不同部分,但是采用足以使可以基本上实时通过处理单元140确定位置的速度来这样做。在其它实施例中,位置确定模块中的比较器可以被配置成平行处理输入图像相对于模板的不同部分,并且采用足以使可以基本上实时通过处理单元140确定位置的速度来这样做。

[0091] 在图9中示出了项406的概念的示例。如图所示,通过处理单元140处理输入图像900以标识匹配的感兴趣区域902a-902c。这可以通过处理单元140来完成,该处理单元140执行输入图像中的不同搜索区域904a-904c与相应模板610a-610c之间的模板匹配。所标识的匹配的感兴趣区域902a-902c的相应位置(X,Y)是基于感兴趣区域902a-902c的标识(区域904a-904c和模板610a-610c之间的分别匹配)进行确定。在该示例中,三个所确定的位置被表示为在输入图像900中叠加的三个点920a-920c。在一些实施例中,点920a-920c的中心可以在输入图像中的相应的所标识的感兴趣区域中,并且可以表示相应的感兴趣区域的实时位置。三个点920a-920c的位置为 $(X_{10}, Y_{10})$ ,  $(X_{20}, Y_{20})$  和  $(X_{30}, Y_{30})$ 。因此,模板匹配技术允许在医疗过程期间实时确定并且跟踪与患者的不同部位相对应的监测点。在项406期间,处理单元140可以被配置成使用先前从最后输入图像中标识的点920作为估计在当前输入图像900中搜索与模板610匹配的区域。三个所匹配的区域(感兴趣区域902a-902c)的三个所确定的位置 $(X_1, Y_1)$ ,  $(X_2, Y_2)$ ,  $(X_3, Y_3)$  可以被存储在非暂态介质中。可替代地或附加地,所确定的位置可以在屏幕上呈现(例如,以数字或图形的形式)以供用户查看。还有,在一些实施例中,类似于图9中示出的图形还可以在屏幕中显示以供用户查看。

[0092] 应当指出,与在患者表面上生成“起伏量图(relief map)”的技术相比,使用图像相机来监测患者上的实际区域是有利的。结构光可以用于表面起伏量映射。例如,结构化的

光反射的表面可以用于表面起伏量映射。飞行时间和激光扫描(结构光的形式)是其它可能的方法。在一种技术中,可以使用患者表面上的结构光来投影图案(例如,点的随机图案、点的预先确定的图案等)。对该图案的颜色敏感的两个或更多个立体相机然后被用来对表面进行成像。然后使用来自相机的图像来执行模板匹配,并且执行立体三角测量以确定3D点方案。然而,对患者的起伏量图进行成像可能不如对患者的实际表面(例如,患者的皮肤、长衫、布料、毯子等)进行成像一样理想。这是因为患者(例如,患者的皮肤、长衫、布料、毯子等)的光学图像含有可见的丰富的纹理。因为成像纹理具有比起伏量图更多的空间信息,所以上述方法提供非常高的灵敏度和准确度。例如,甚至包括妇女的乳房的典型躯干的表面起伏量几乎没有相同数量的医院的病号服的补丁所具有的空间信息。这主要影响对任何匹配算法(例如,使用互相关的匹配算法)的执行。

[0093] 在一些实施例中,在项406中确定位置之后,所确定的位置可以从图像的坐标系变换为与辐射系统10相关联的坐标系。这允许表示监测点相对于辐射系统10的各个位置。在一个实现方式中,处理单元140可以包括位置变换模块,其具有用于接收所确定的位置的输入、和用于输出与辐射系统10相关联的坐标系中的所变换的位置的输出。位置变换模块可以被配置成使用位置变换算法来计算所变换的位置,该位置变换算法使用所确定的位置作为输入。

[0094] 还有,在一些实施例中,在确定位置之后,该方法400可以进一步包括:分别使用所确定的位置的一个或多个位置来确定一个或多个位移矢量。位移矢量可以被计算为所确定的位置与参照位置之间的差。参照位置可以在输入图像上重叠的点602。按照上述示例,用于三个感兴趣区域902的位移矢量可以被计算为 $(X1-X1_0, Y1-Y1_0)$ ,  $(X2-X2_0, Y2-Y2_0)$  和  $(X3-X3_0, Y3-Y3_0)$ 。位移矢量可以被存储在非暂态介质中。可替代地或附加地,位移矢量可以在屏幕上呈现以供用户查看(例如,以数字或图形形式)。在一些情况下,处理单元140可以包括用于计算位移矢量的位移矢量确定模块。

[0095] 在其它实施例中,如果患者监测系统100具有深度传感特征(例如,单独的深度传感相机,或与光学图像相机130集成的深度传感设备),那么可以获得实时深度图像以确定位移。在一个实现方式中,可以通过处理单元140生成并且获得其中每个具有3D表面图的碎片(patch)的模板集。然后,在患者监测期间,处理单元140可以使用模板通过模板匹配来确定3D表面图(由实时输入深度图像生成的)上的某些点(监测点)的位置和位移。

[0096] 应当指出,先前所描述的位移矢量处于输入图像的坐标系中。在一些实施例中,该方法400还可以包括:将位移矢量投影(例如,变换)到另一坐标系。例如,在一些实施例中,位移矢量可以由处理单元140投影到在支撑患者的患者支架140上方的平面。例如,如图10所示,平面1000可以是平行于支撑患者的患者支架140的表面的水平面(用于近似患者表面)。平面1000可以与用于估计患者表面用于指定监测点的平面相同的平面700。在其它实施例中,平面1000可以是任意平面(其可以是水平的或可以不是水平的)。例如,在其它实施例中,平面可以不是平行的,并且可以相对于患者支架140的表面形成非零角度。

[0097] 应当指出,二维(2D)像素域位移矢量可以向后投影到相对于基于机器的坐标所定义的任何平面,从而产生可以例如相对于辐射束解释的两个估计的运动分量。因此,其中2D像素域位移矢量向后投影到的平面可以由用户设置的任意平面。对于较小的相机俯视角,垂直平面可能更为理想(但是,平面在其它实施例中可以是非垂直的)。对于较大的俯视

角(例如,几乎直接俯视患者的相机),水平平面可能更为理想(但是,平面在其它实施例中可以是非水平的)。在一个实现方式中,处理模块140可以包括向后投影模块,以执行上述功能。向后投影模块采用2D位移矢量作为输入,并且执行向后投影计算以将矢量投影到所定义的平面。在一些实施例中,如果患者监测系统100包括用于提供相关联的深度图像的深度传感相机,那么在参照点与患者表面相切的平面对于向后投影更为理想。如果深度图像是更高的精度(诸如使用飞行时间深度相机获得的图像),那么像素域2D矢量可以向后投射到患者表面,其不一定是平面的,从而产生不限于平面内的真正的3D位移矢量。

[0098] 在一些实施例中,可以使用相机130和平面/患者表面上的监测的点之间的距离、以及相机130的方位来执行将位移矢量1001(输入图像的坐标系中)投影到平面1000(例如,近似于患者表面的平面700)。在一些实施例中,如果患者监测系统100包括用于提供深度图像的深度传感相机,则像素域位移矢量可以通过将位移矢量向后投影到与近似平面上的点相对(如果没有提供深度传感相机,则其是这种情况)的患者上的实际3D参照点(即,由深度图像生成的3D表面上的点)来更精确地从像素域(例如,输入图像的坐标)转换到与患者相关联的坐标。如图10所示,可选地,对于每个投影的位移向量1002,该方法可以进一步包括:基于投影的位移矢量1002来确定垂直位移1004和横向位移1006。这可以由处理单元140来执行。投影的位移矢量1002和/或对应的垂直位移1004和水平位移1006可以被存储在非暂态介质中。可替代地或附加地,它们可以在屏幕上呈现(例如,以数字或图形的形式)以供用户查看。

[0099] 在其它实施例中,如果患者监测系统100具有深度传感特征(例如,单独的深度传感相机,或与光学图像相机130集成的深度传感设备),那么可以获得实时深度图像以允许像素域位移的更精确的投影/转换(例如,从图像的坐标系投影/转换到与患者相关联的坐标系)。例如,在一些实施例中,可以从深度传感设备向处理单元140提供实时深度图像用于3D表面生成。3D表面然后可以由处理单元140用来计算相机130和患者上的相应监测点之间的实际距离。处理单元140然后可以使用实际距离来计算投影的位移矢量。

[0100] 还有,在一些实施例中,患者监测系统100可以可选地进一步包括用于显示信息的屏幕。在这种情况下,该方法400可以可选地进一步包括:在屏幕中显示表示所确定的位置(X,Y)、参照位置(X0,Y0)、位移矢量、投影的位移矢量、相应投影的位移矢量的垂直位移和水平位移、或前述的任何组合的图形。

[0101] 在一些实施例中,处理单元140可以响应于偏离参照位置的所确定的位置中的至少一个位置来生成信号。在这种情况下,该方法400可以可选地进一步包括:响应于偏离参照位置的所确定的位置来生成信号。例如,如果处理单元140确定位移矢量或投影的位移矢量具有非零值,或具有超过规定的最大阈值的值,那么处理单元140可以生成信号。该信号可以使得在屏幕上呈现图形信号以供用户查看。可替代地或附加地,该信号可以激活警报和/或停止辐射系统10的操作。

[0102] 另外或者在备选方案中,在一些实施例中,处理单元140可以被配置成分析用于某个监测点的位置的图案。例如,监测点中的一个监测点可以在患者的胸部,因此它可以与患者的呼吸相对应。在这种情况下,处理单元140可以通过考虑在规定时间(例如,在最后15秒内)内确定的监测点的所确定的位置来监测患者的呼吸模式。如果患者的呼吸变得非周期性或不规则,那么处理单元140可以停止辐射系统10的操作。



[0103] 在进一步的实施例中,各种监测点处的所确定的位置可以由处理单元140用来门控(gate)辐射系统10的操作。例如,处理单元140可以被配置成:如果用于监测点中的一个监测点的所确定的位置在幅度范围内,那么控制辐射系统10以递送辐射,和/或如果所确定的位置在幅度范围外,那么停止辐射的递送。

[0104] 在进一步的实施例中,所确定的位置可以由处理单元140用来确定患者的呼吸循环的相位。例如,处理单元140可以包括相位确定模块,以执行这种功能。呼吸循环的相位表示呼吸循环的完整程度。在一些实施例中,呼吸周期的相位范围可以从 $0^{\circ}$ 到 $360^{\circ}$ ,其中,相位 $=0^{\circ}$ 表示呼吸循环的开始,并且相位 $=360^{\circ}$ 表示呼吸循环的结束。所确定的相位可以由处理单元140用来门控辐射系统10的操作。例如,处理单元140可以被配置成控制辐射系统10,以便如果所确定的相位满足相位要求(例如,处于规定相位范围内),那么递送辐射,和/或如果所确定的相位不满足相位要求(例如,在规定相位范围之外),那么停止递送辐射。在一个实现方式中,处理单元140可以包括控制信号生成模块,其包括用于接收呼吸循环的所确定的相位的输入。控制信号生成模块还可以包括用于分析所确定的相位以确定其是否满足要求(例如,在所定义的相位范围之外,在所定义的相位范围之内,满足相位值等)的相位分析模块。如果要求得以满足,那么控制信号生成模块输出控制信号以控制辐射系统的部件。

[0105] 还有,在一些实施例中,当医疗过程持续由辐射系统10执行时,该方法400中的项可以重复。因此,处理单元140处理不同时间的实时图像以连续监测患者位置。

[0106] 应当指出,可以在辐射递送期间执行上述用于患者监测的技术。因此,可以在辐射递送期间执行方法400中的确定多个位置的动作。在一些实施例中,辐射递送包括治疗辐射递送。在其它实施例中,辐射递送包括成像辐射的递送。在其它实施例中,可以在可能不涉及使用辐射的其它医疗过程期间执行该方法400。还有,在一些实施例中,在设置患者用于医疗过程之后,可以立即获得参照图像和模板。医疗过程可以是一个需要患者不移动的过程,诸如在治疗之前CBCT获取,或在治疗期间的辐射剂量递送。在其它实施例中,医疗过程可以是需要患者移动的过程(例如,以特定模式进行呼吸)。

[0107] 在一些实施例中,可以基本上实时地执行该方法400,以允许实时监测患者,同时正在对患者执行医疗程序(例如,同时辐射系统10向患者递送辐射)。因此,在一些实施例中,可以基本上实时确定实时输入图像中的相应感兴趣区域的位置。如在本说明书中所使用的,术语“基本上实时”或“实时”是指在一事件之后不久(例如,在1秒内,优选地,在0.5秒内,更优选地,在0.1秒内)发生的项。例如,“实时”输入图像可以是在生成图像之后不久,由处理单元140获得的图像。作为另一示例,“基本上实时”确定的位置可以是在生成捕获位置的输入图像之后不久所确定的位置。在其它实施例中,可以基本上不实时地执行该方法400。例如,在其它实施例中,可以生成并且记录输入图像的序列以供处理单元140以后处理。

[0108] 应当指出,患者监测系统100是有利的,因为其允许同时监测与患者相关联的多个点。在一些实施例中,可以相对于不同的监测标准来监测不同的点。例如,一个监测点可能在患者的胸部上,并且另一监测点可能在患者的手臂上。在由系统10执行的治疗过程期间,处理单元140可以监测“胸部”点以根据所期望的呼吸模式来确保患者正在呼吸。同时,处理单元140还可以同时监测“手臂”点以确保在治疗过程期间患者的手臂保持静止或不会过分



移动(即,超出规定阈值)。因此,可以规定用于监测与患者相关联的不同点的不同的监测标准。

[0109] 还有,在其它实施例中,与患者的另一部位相比较,可以允许患者的一个部位移动更多。例如,手臂的最大允许移动可以是3cm,而腿部的最大允许移动可以是5cm。在该过程期间,当患者的腿部移动为4cm时,治疗可以继续。这比对于所有的患者身体部位均具有一个标准要好。例如,如果对于所有身体部位仅存在一个标准(例如,最大运动=3cm),那么在上述的示例中,当患者的腿部移动为4cm时,治疗可能停止。然而,因为有时患者的某个身体部分的移动可能不影响治疗,所以这可能不是理想的。因此,相对于不同的监测标准监测与患者的身体相关联的多个点是有利的。

[0110] 还有,在其它实施例中,在一个呼吸循环中,患者可以使用他/她的隔膜正常呼吸,而在另一呼吸循环中,可以使用他/她的腹部呼吸。在这种情况下,如果一个监测点在患者的胸部并且另一监测点在患者的腹部,那么可以同时监测两个监测点以确定患者的呼吸相位。这样,当患者使用隔膜呼吸时,胸部的监测点在位置上可能变化不大,并且胸部的监测点可以用来确定呼吸相位。另一方面,当患者使用腹部呼吸时,胸部的监测点的位置可能变化不大,并且腹部的监测点然后可以用来确定呼吸相位。

[0111] 在进一步的实施例中,所确定的位置可以通过患者监测系统100随时间推移进行分析以观看各种监测点是否稳定。例如,患者监测系统100可以包括被配置成随时间推移接收所确定的位置的长期位置监测模块。然后,该长期位置监测模块可以使用所确定的位置来计算代表性位置。通过非限制性示例,代表性位置可以是平均位置、均值位置、加权平均位置等。当比较患者相对于所计算的代表性位置的位置时,可能察觉到小的患者移动。

[0112] 在上述示例中,模板和输入图像被描述为使用相机130来生成。在其它实施例中,模板和输入图像可以是其它类型的图像。例如,在其它实施例中,可以使用X射线图像、CT图像、CBCT图像、断层X射线影像合成图像、PET图像、SPECT图像、MRI图像、PET-CT图像或SPECT-CT图像来生成模板。同理,输入图像可以是X射线图像、CT图像、CBCT图像、断层X射线影像合成图像、PET图像、SPECT图像、MRI图像、PET-CT图像或SPECT-CT图像。在一些实施例中,模板和输入图像可以是同一类型的图像(例如,相机图像)。在其它实施例中,模板和输入图像可以是不同类型的图像(例如,可以使用CT图像来生成模板,并且输入图像可以是X射线图像)。

#### [0113] 具有深度传感相机的实施例

[0114] 在一些实施例中,患者监测系统100可以可选地包括深度传感相机。图11A示出了具有深度传感相机1100的患者监测系统100。患者监测系统100与图2或图3的患者监测系统相同,这在于它也具有相机130和处理单元140,除了它进一步具有深度传感相机1100之外。传感相机1100被配置成感测深度并且生成表示深度的信号。在一些实施例中,深度传感相机1100(例如,Kinect相机)可以使用结构光用于深度测量。在其它实施例中,深度传感相机1100可以使用时间飞行方法用于深度测量(例如,Mesa SR4000,或新Microsoft Kinect2相机)。在进一步的实施例中,深度传感相机1100可以是能够使用任何已知的技术来感测深度的任何设备。应当指出,如在本说明书中使用的术语“相机”可以是任何设备,并且不应当被局限于提供“图像”信号的设备。例如,在一些实施例中,深度传感相机可以被配置成提供深度信号,其可以或不可以被认为是图像信号,而不管这种深度信号是否以图像形式显示。深

度信号可以是指示深度或距离的任何信号,或从其中可以导出深度或距离的任何信号。通过非限制性示例,该信号可以是红外信号、超声信号等。在一些实施例中,深度传感相机的尺寸在使用期间当被安装时可以小到足以非侵入到治疗过程。例如,在一些实施例中,相机1100的尺寸为11英寸×2.5英寸×1.5英寸。在其它实施例中,相机可以具有其它尺寸,诸如大于或小于上文所提供的示例的那些,只要该相机1100的使用不与医疗过程干扰。

[0115] 还有,在一些实施例中,深度传感相机1100可以是基于红外线的,在这种情况下,深度可以使用红外线由相机来感测。在一些实施例中,这种深度传感相机1100可以被配置成输出深度图像由其形成的红外视频图像。在一些实施例中,这些红外视频图像的视场可以与深度图像完全相同。因此,红外视频图像可以与深度图像一起使用。

[0116] 更进一步地,在一些实施例中,深度传感相机1100和光学相机130可以被集成。例如,在一些实施例中,相机可以包括红外发射器、颜色传感器、和红外深度传感器。红外深度传感器被配置成基于由红外发射器输出的红外信号来感测深度。颜色传感器被配置成感测可见光图像。

[0117] 在使用期间,如类似所讨论的,深度传感相机1100可以用于分割患者表面用于放置点,使得可以基于该点创建多个模板。在一些实施例中,可以对从深度传感相机1100获得的深度值取阈值,使得深度与包围患者的虚拟框内的点相对应的像素创建感兴趣区域的候选点。然后,通过特征分析,可以筛选这些区域使得与患者相关联的一个(多个)区域被保留,并且其它区域可能被忽略。在该感兴趣区域内部,可以为患者位置监测设置点的网格。

[0118] 光学相机130可以相对于深度传感相机1100定位,以使它的视场与深度传感相机1100近似相同。然后光学相机130可以用于位置监测。在一些实施例中,在深度图像上设置点的网格可以被传送(例如,基于使用光学相机130和深度传感相机1100之间的相对距离和方位的变换)到光学相机的图像像素坐标。然后可以捕获一个中心在光学图像中的每个网格点的参照模板,并且保存在非暂态介质中。在患者位置监测期间,每个网格点的位置通过将每个参照模板匹配到中心在对应的网格点上的本地搜索区域在随后的视频相机帧进行追踪。

[0119] 在一些实施例中,所确定的网格点的位置可以与同一网格点的参照位置相比较,以确定位移矢量。

[0120] 在一些实施例中,像素域位移矢量可以通过将位移矢量向后投影到患者上的实际3D参照点(即,由深度图像生成的3D表面上的点)来更精确地从像素域(即,输入图像的坐标)转换到与患者相关联的坐标。

[0121] 还有,如类似地所讨论的,在一些实施例中,所确定的位置可以由处理单元140用来确定患者的某一部位是否已经移动,用来监测患者的呼吸模式,用来确定是否生成信号以停止辐射系统10的操作,用来门控辐射系统10的操作等。

[0122] 在医疗(治疗和/或成像)过程期间,实时光学输入图像和实时深度图像由(多个)相机提供,并且被传送到处理单元140。随着过程继续,该处理单元140处理不同时间的图像以连续地监测患者位置。

[0123] 在一些实施例中,患者监测系统100可以包括多个Kinect相机,来得到患者的更完整的表面模型(例如,比在其中相机以俯视角度约30度(其产生局部3D表面模型,而未建模区域在颈部和上部躯干周围)被安装在患者支架的脚部处的设置更完整)的角度。具有相对

应的光学图像的完整表面模型将允许确定患者表面的3D参照可见图像。这反过来又可以用来在监测期间生成与任何任意的相机视角相对应的模板。这种模板然后可以用于通过相对于患者放置在多个位置处的仅光学相机进行监测。例如,两个Kinect相机(或在不同位置依次用来生成来自不同方向的数据的Kinect相机)可以用来生成完整的3D参照可见图像。在获得完整的3D参照可视图像之后,然后多个仅光学相机可以用于患者监测。当一个光学相机被机器零件阻塞时,一个或多个其它光学相机可以仍然监测患者位置。

[0124] 在一些实施例中,为了分割患者支架14上方的大于某一高度的点,可以校准相对于患者支架14的相机高度和方位。图11B图示了根据一些实施例的用于校准相机的技术。如由附图中的图和方程所示,用于相机的行的深度值可以用来估计患者支架14上方的相机高度、以及深度图像像素的参照行的俯视角。使用该信息,可以创建阈值表,该阈值表可以用来标识患者支架14上方的高度超过某一值 $\delta h$ 的患者表面上的点。相机校准估计参数可以被保存在非暂态介质中用于每个相机安装,并且可以被重新使用以生成将像素域位移转换为相对于患者支架14的各种点处的物理空间的变换参数

[0125] 在一个或多个实施例中,深度图像和光学图像可以被叠加/重叠以获得示出了深度图像和可见图像的合成图像。可替代地,深度图像和光学图像可以并排放置以示出两个图像。

[0126] 在上述实施例中,患者监测系统100被描述为具有一个相机130。在其它实施例中,患者监测系统100可以包括多个相机130以提供对患者的更好的覆盖。

[0127] 在进一步的实施例中,替代使用深度传感相机,患者监测系统100可以包括分开一定距离的多个光学相机,以使用立体成像来获得深度信息。在一个实现方式中,来自不同光学相机的光学图像可以由处理单元140获得,其然后基于三角测量使用图像来计算距离正在被成像的对象的距离。

#### [0128] 专用处理系统

[0129] 图12是图示了可以用来实现本文中所描述的各种实施例的专用处理系统1600的实施例的框图。例如,处理系统1600可以被配置成实现根据一些实施例的图4的方法和/或图5的方法。还有,在一些实施例中,处理系统1600可以用来实现图2的处理单元140、和/或图1的处理单元54。处理系统1600包括总线1602或用于传送信息的其它通信机制,以及与总线1602耦合用于处理信息的处理器1604。该处理器1604可以是图1的处理器54的示例、图2的处理单元140的示例、或本文中所描述的任何处理单元的示例。该处理系统1600还包括耦合到总线1602用于存储要由处理器1604执行的信息和指令的主存储器1606,诸如随机存取存储器(RAM)或其它动态存储设备。该主存储器1606还可以用于在执行要由处理器1604执行的指令期间存储暂时变量或其它中间信息。该处理系统1600还包括只读存储器(ROM) 1608、或耦合至总线1602用于存储用于处理器1604的静态信息和指令的其它静态存储设备。数据存储设备1610(诸如磁盘或光盘)被提供并且被耦合到总线1602用于存储信息和指令。

[0130] 处理系统1600可以经由总线1602耦合到显示器167,诸如阴极射线管(CRT),用于向用户显示信息。输入设备1614(包括字母数字键和其它键)被耦合到总线1602用于向处理器1604传送信息和命令。另一种类型的用户输入设备是用于向处理器1604传送方向信息和命令选择并且用于控制显示器167上的光标移动的光标控件1616(诸如鼠标、轨迹球、或光

标方向键)。该输入设备通常在两个轴(第一轴(例如,x)和第二轴(例如,y))上具有两个自由度,其允许设备指定平面中的位置。

[0131] 在一些实施例中,处理系统1600可以用来执行本文中所描述的各种功能。根据一些实施例,响应于处理器1604执行包含在主存储器1606中的一个或多个指令的一个或多个序列的处理器1604,这种用途由处理系统1600提供。本领域技术人员将了解如何基于本文中所描述的功能和方法来准备这种指令。这种指令可以从另一计算机可读介质(诸如存储设备1610)中被读入到主存储器1606中。执行包含在主存储器1606中的指令序列使得处理器1604执行本文中所描述的处理步骤。多处理布置中的一个或多个处理器还可以用来执行包含在主存储器1606中的指令序列。在备选实施例中,可以使用硬连线电路来代替软件指令或与软件指令组合来实现本文中所描述的各种实施例。因此,实施例不限于硬件电路和软件的任何特定组合。

[0132] 如本文中所使用的术语“计算机可读介质”是指参与向处理器1604提供指令用于执行的任何介质。这种介质可以采取许多形式,包括但不限于非易失性介质、易失性介质和传输介质。非易失性介质包括例如光盘或磁盘,诸如存储设备1610。非易失性介质可以被认为非易失性介质的示例。易失性介质包括动态存储器,诸如主存储器1606。易失性介质可以被认为非易失性介质的示例。传输介质包括同轴电缆、铜线、和光纤,包含总线1602的线。传输介质还可以采取声波或光波的形式,诸如在无线电波和红外数据通信期间生成的那些形式。

[0133] 常见形式的计算机可读介质包括例如软盘、柔性盘、硬盘、磁带、或任何其它磁性介质、CD-ROM、任何其它光学介质、穿孔卡、纸带、具有孔的图案的任何其它物理介质、RAM、PROM和EPROM、FLASH-EPROM、任何其它存储器芯片或磁带盒、如下文所描述的载波、或计算机可以读取的任何其它介质。

[0134] 各种形式的计算机可读介质可以涉及:将一个或多个指令的一个或多个序列运送到处理器1604用于执行。例如,指令最初可以承载在远程计算机的磁盘上。远程计算机可以将指令加载到其动态存储器中、并且使用调制解调器通过电话线来发送指令。处理系统1600的本地调制解调器可以接收电话线上的数据,并且使用红外发射器将数据转换为红外信号。耦合到总线1602的红外检测器可以接收在红外信号中携带的数据,并且将该数据放置在总线1602上。总线1602将数据运送到主存储器1606,从该主存储器1606中,处理器1604检索并且执行指令。在由处理器1604执行之前或之后,由主存储器1606接收的指令可以任选地存储在存储设备1610上。

[0135] 处理系统1600还包括耦合到总线1602的通信接口1618。通信接口1618提供了耦合到连接到本地网络1622的网络链路1620的双向数据通信。例如,该通信接口1618可以是综合业务数字网(ISDN)卡或调制解调器,以向对应类型的电话线提供数据通信连接。作为另一示例,通信接口1618可以是局域网(LAN)卡以向兼容LAN提供数据通信连接。还可以实现无线链路。在任何这种实现方式中,通信接口1618发送并且接收携带表示各种类型的信息的数据流的电性、电磁或光学信号。

[0136] 网络链路1620通常提供通过一个或多个网络到其它设备的数据通信。例如,网络链路1620可以提供通过本地网络1622到主机1624或到设备1626(诸如可操作地耦合到辐射源束源的辐射源束源或开关)的连接。通过网络链路1620传送的数据流可以包括电性、电磁

或光学信号。将数据运送到处理系统1600并且从处理系统1600运送数据的通过各种网络的信号、以及网络链路1620上并且通过通信接口1618的信号是传送信息的载波的示例性形式。该处理系统1600可以通过(多个)网络、网络链路1620、以及通信接口1618发送消息并且接收包括过程代码的数据。

[0137] 尽管已经对特定实施例进行了示出和描述,但是应当理解,它并不旨在将所要求保护的发明局限于优选实施例,对于本领域技术人员而言,清楚的是在不脱离所要求保护的发明的精神和范围的情况下,可以做出各种变化和修改。因此,说明书和附图被认为是说明性,而非限制性的。所要求保护的发明旨在涵盖各种替换、修改和等同。

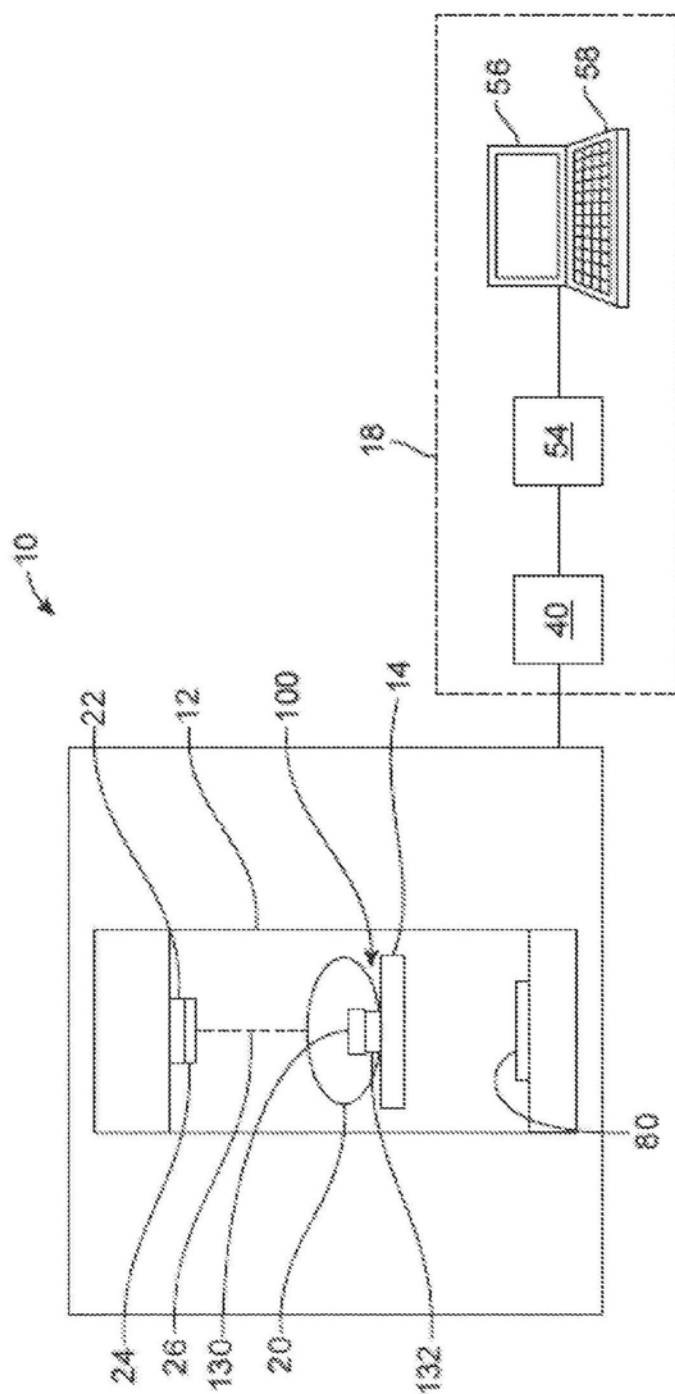


图1

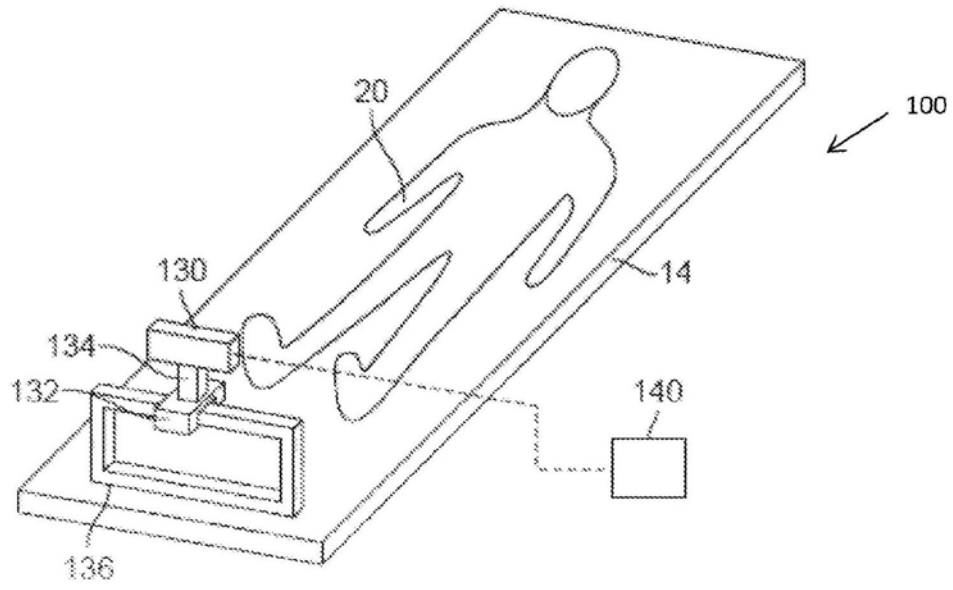


图2

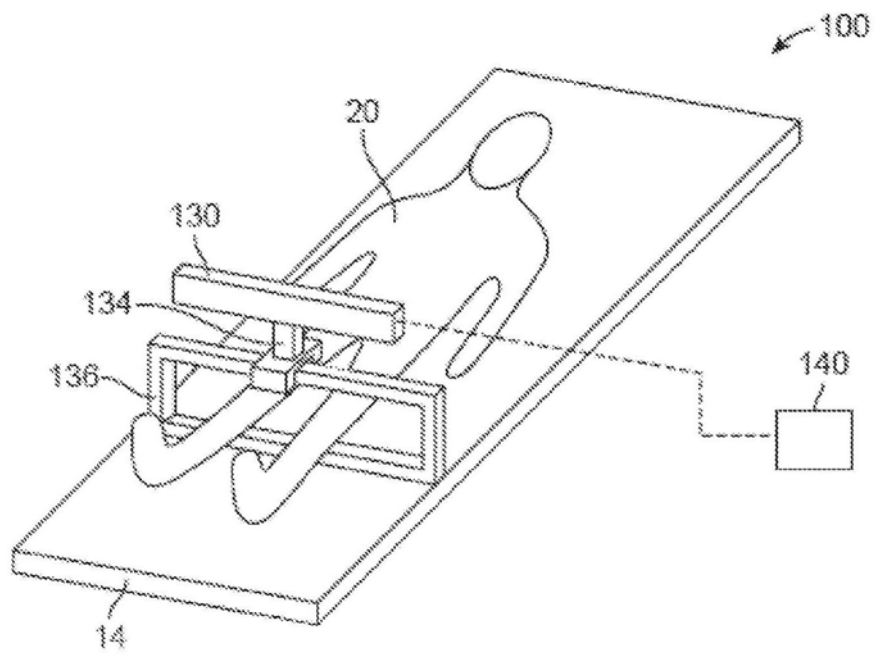


图3

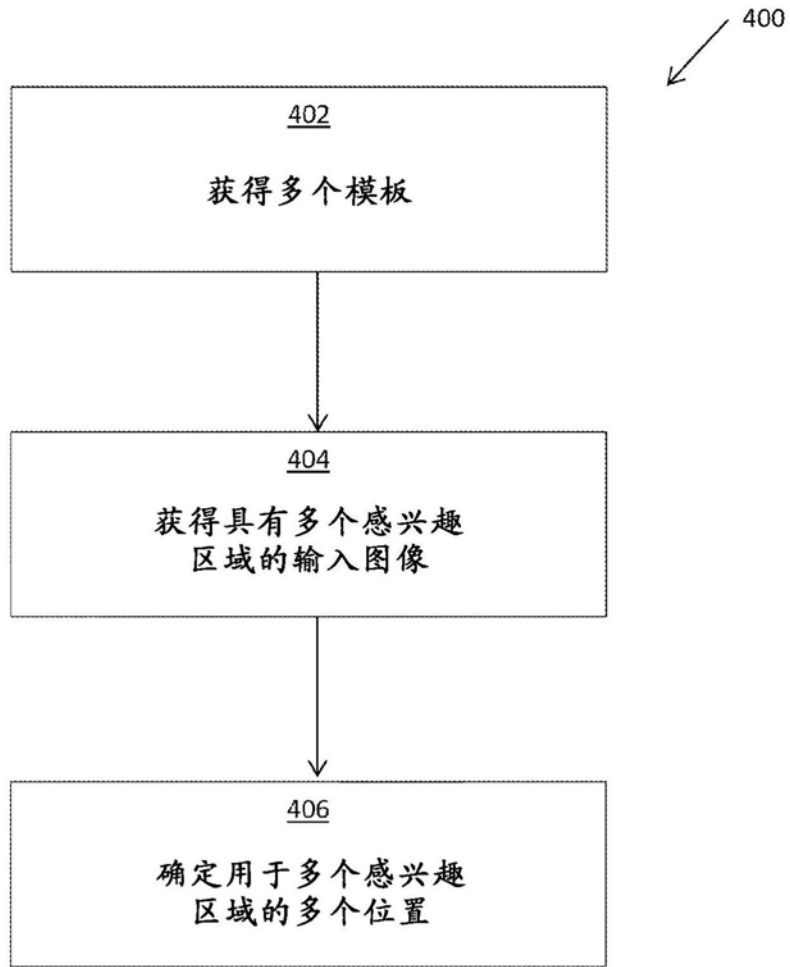


图4



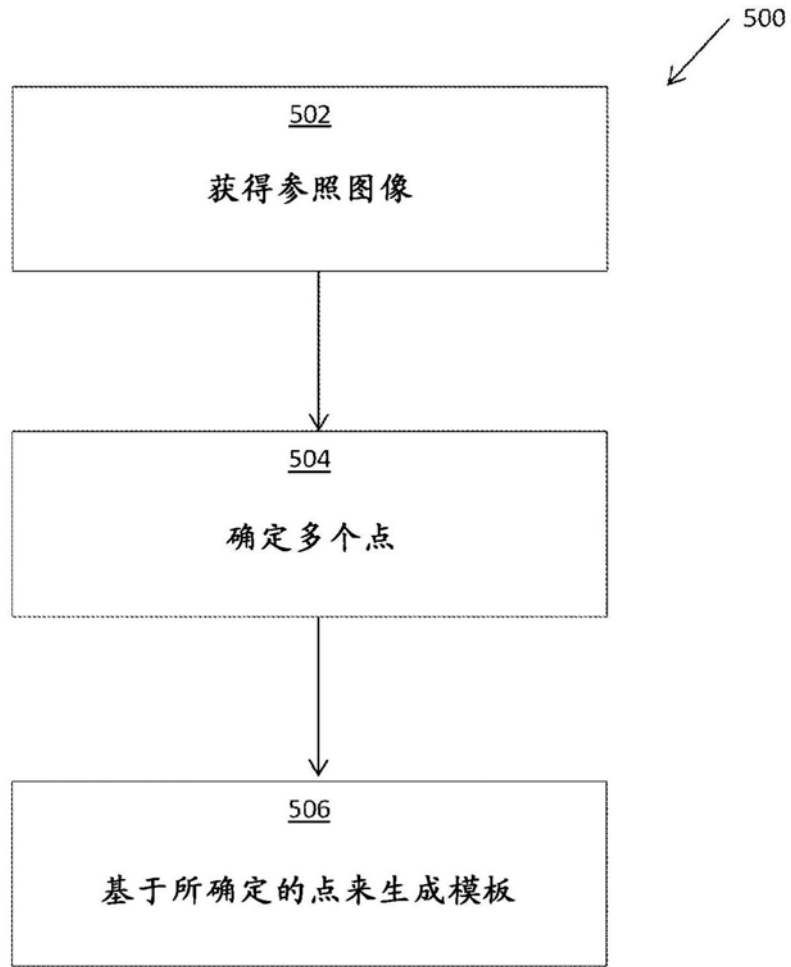


图5

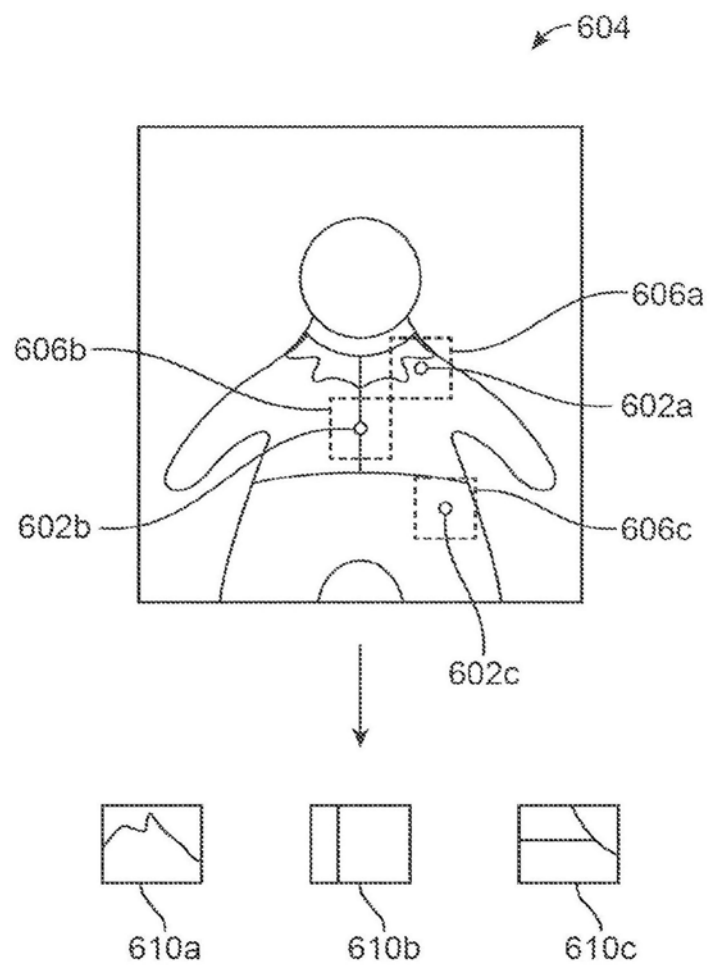


图6

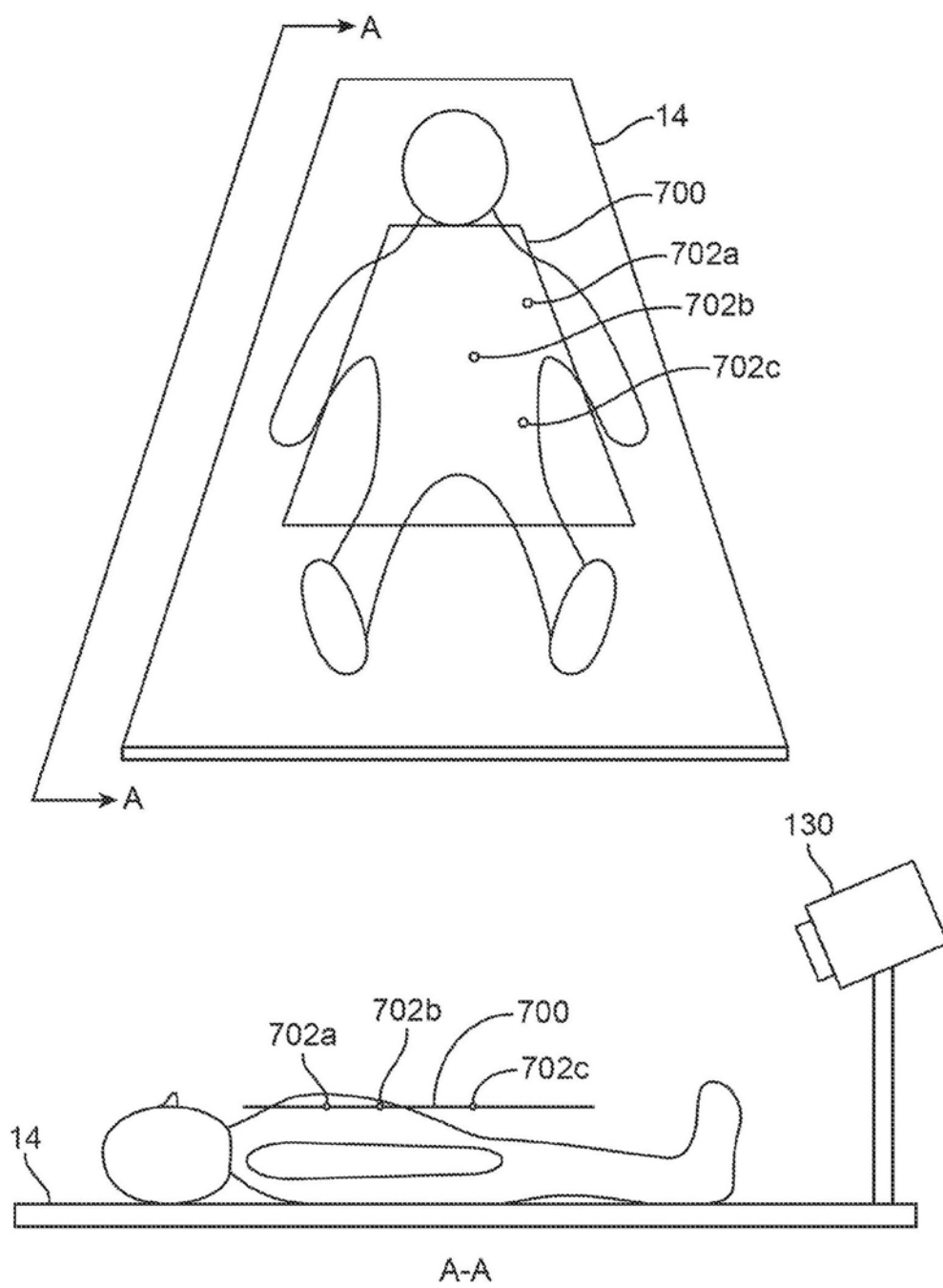


图7

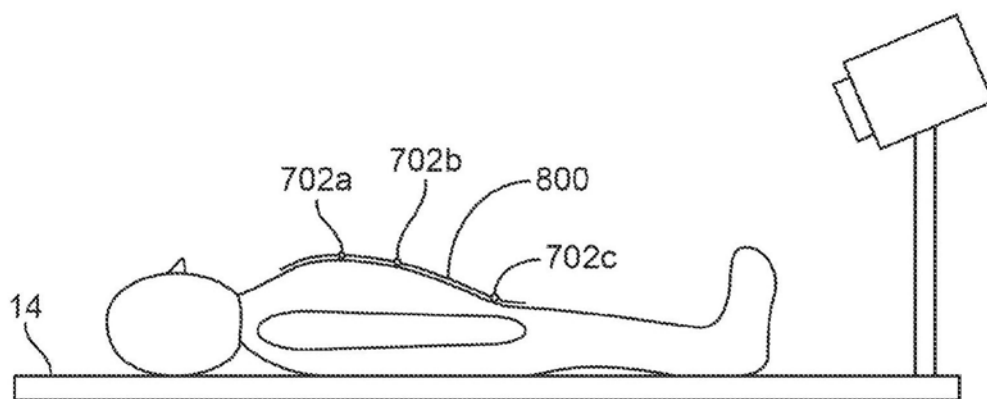


图8

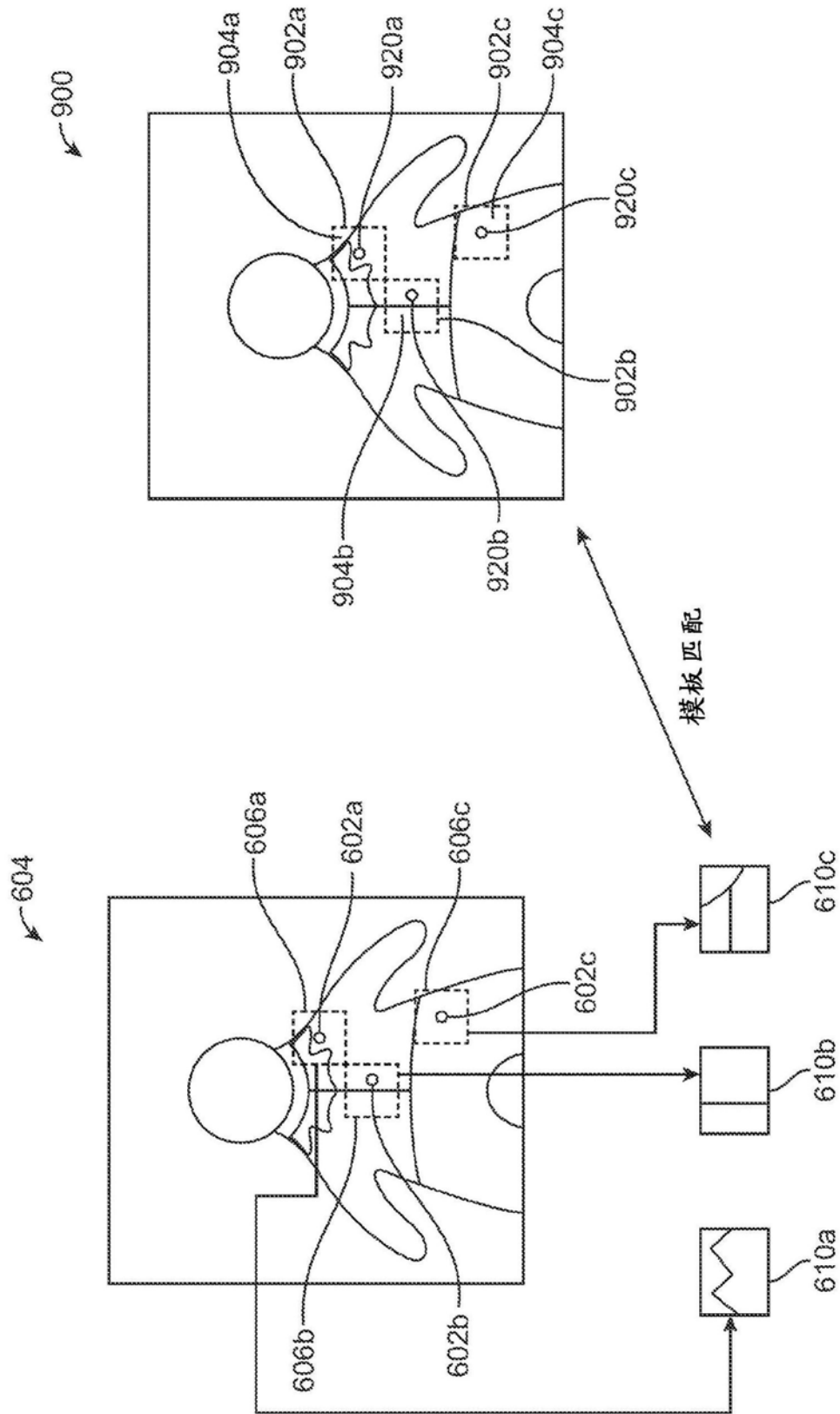


图9

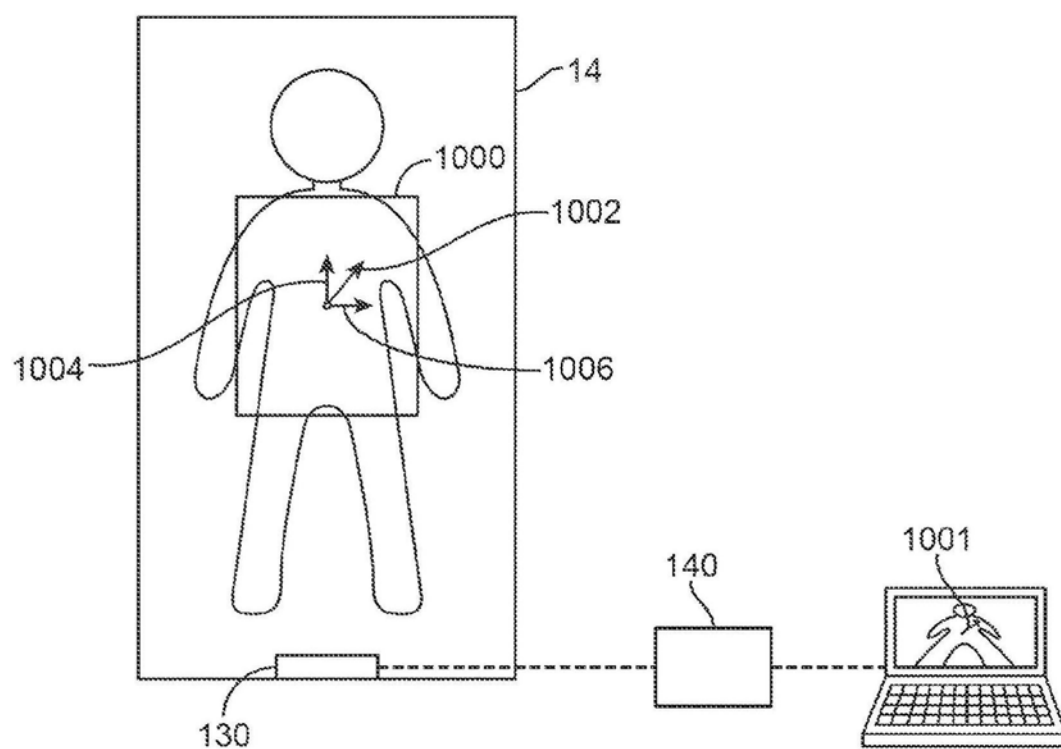


图10

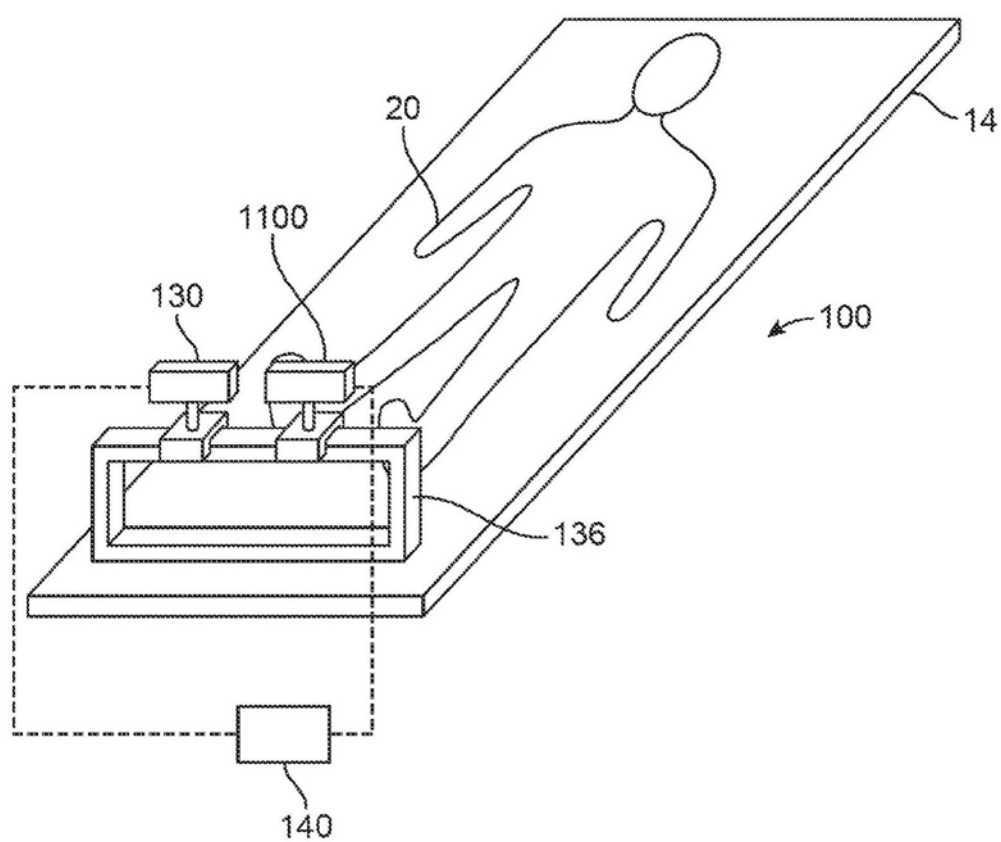
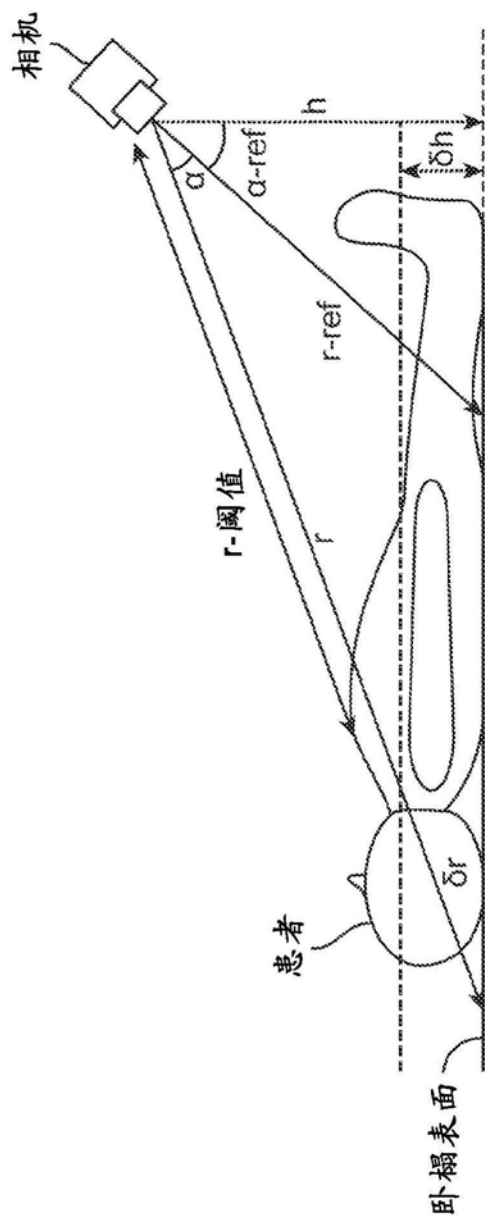


图11A



$$\alpha_{ref} = \tan^{-1} \left( \tan \alpha - \frac{r_{ref}}{r \sin \alpha} \right)$$

$$h = r_{ref} \cos \alpha_{ref}$$

$$r_{thresh} = \frac{(h - \delta h)}{\cos(\alpha + \alpha_{ref})}$$

图11B

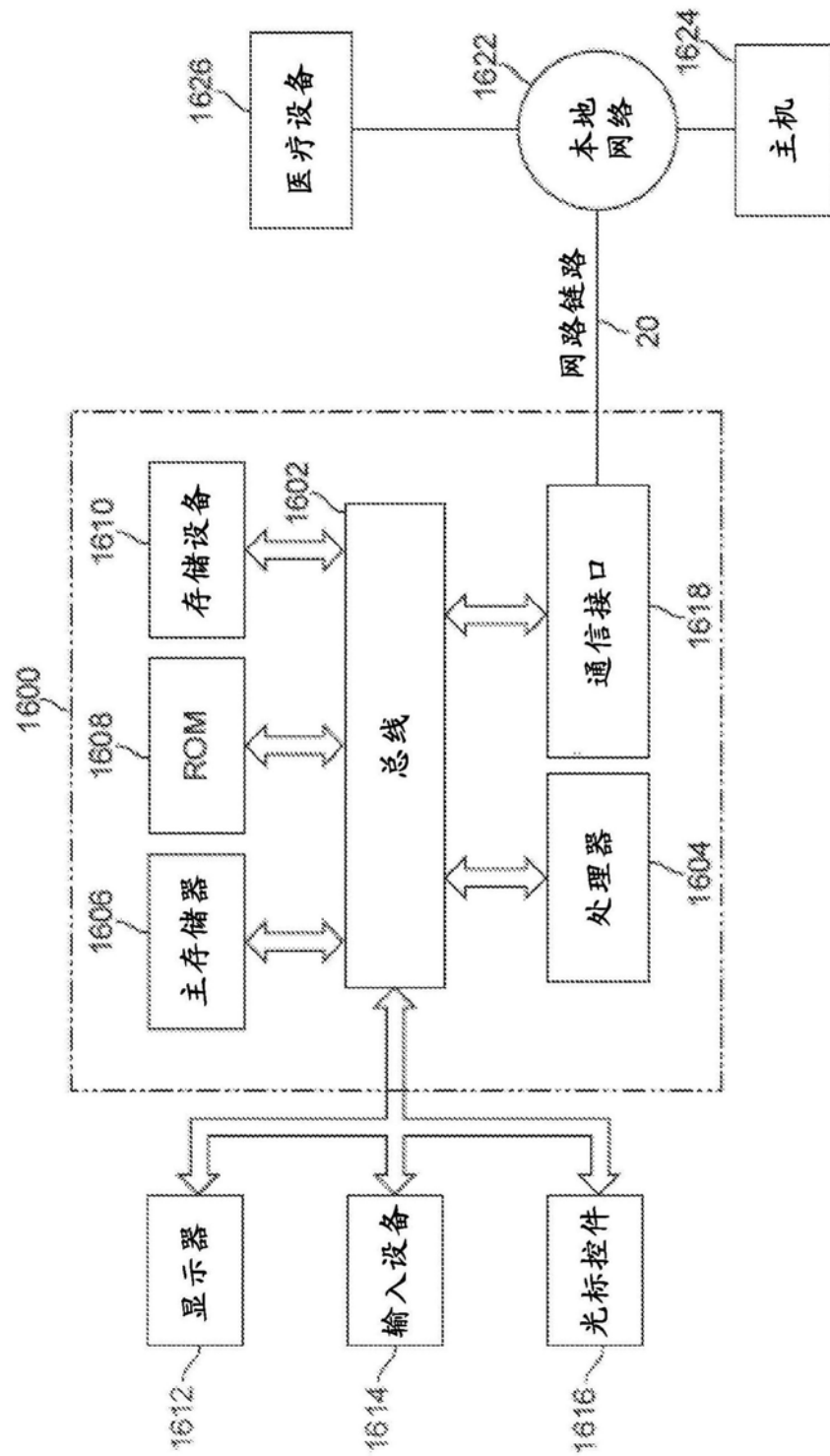


图12