(19)国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 112292082 B
(45)授权公告日 2024.08.06

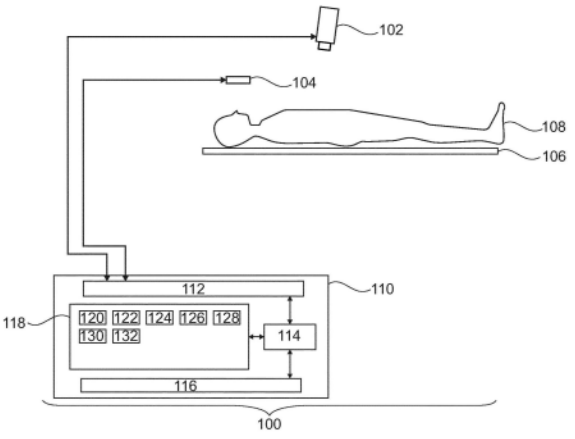
(21)申请号 201980039499.8
(22)申请日 2019.06.04
(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 112292082 A
(43)申请公布日 2021.01.29
(30)优先权数据
18176909.2 2018.06.11 EP
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2020.12.11
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2019/064404 2019.06.04
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2019/238462 EN 2019.12.19
(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬
(72)发明人 S•克吕格尔 C•施特宁
P•马祖尔凯维特兹
(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司 72002
专利代理师 刘兆君
(51)Int.Cl.
A61B 6/00(2024.01)
A61B 6/03(2006.01)
A61B 5/11(2006.01)
G06T 7/20(2017.01)
G06T 7/30(2017.01)
A61B 5/055(2006.01)
G01R 33/48(2006.01)
(56)对比文件
US 2014378816 A1,2014.12.25
US 2016331239 A1,2016.11.17
CN 104487859 A,2015.04.01
审查员 武海霞
权利要求书3页 说明书13页 附图10页

(54)发明名称

用于医学成像的位置反馈指示符

(57)摘要

本发明提供了一种医学仪器(100、300、400、500、600),包括用于对躺在对象支撑件(106)上的对象(108)的部分(418)进行成像的相机系统(102、102'、102")。所述医学仪器还包括用于绘制位置反馈指示符(130、900)的显示系统(104)。所述显示系统被配置为使得当所述对象正躺在所述对象支撑件上时所述位置反馈指示符对所述对象可见。所述机器可执行指令(120)的运行使处理器(114)控制所述医学仪器:使用所述相机系统采集(200)基本位置图像(122);使用所述相机系统重复地采集(202)后续图像(124);通过将所述基本位置图像和所述后续图像输入到图像变换算法(128)内而重复地计算(204)从所述基本位置图像的至少部分的体素到所述后续图像的体素的图像变换(126);并且在所述显示器上重复地绘制(206)位置反馈指示符(130、900),其中,所述位置反馈指示符通过所述图像变换来控制。



CN 112292082 B

1.一种医学仪器(100、300、400、500、600),包括:

相机系统(102、102'、102"),其用于对躺在对象支撑件(106)上的对象(108)的部分进行成像;

显示系统(104),其用于绘制位置反馈指示符(130),所述位置反馈指示符表示所述对象相对于所述对象的初始位置的位移,其中,所述显示系统被配置为使得当所述对象正躺在所述对象支撑件上时所述位置反馈指示符对所述对象可见,

存储器(118),其用于存储机器可执行指令(120);

处理器(114),其用于控制所述医学仪器,其中,所述机器可执行指令的运行使所述处理器:

使用所述相机系统来采集(200)基本位置图像(122),所述基本位置图像对应于所述对象的初始位置;

使用所述相机系统来重复地采集(202)后续图像(124);

通过将所述基本位置图像和所述后续图像输入到图像变换算法(128)内而重复地计算(204)从所述基本位置图像的至少部分的体素到所述后续图像的体素的图像变换(126);并且

在所述显示器上重复地绘制(206)位置反馈指示符(130),其中,所述位置反馈指示符通过所述图像变换来控制。

2.根据权利要求1所述的医学仪器,其中,所述机器可执行指令的运行还使所述处理器使用所述图像变换来计算针对所述基本位置图像的感兴趣区域内的体素的平均图像变换量(132),其中,所述位置反馈指示符使用所述平均图像变换量来控制。

3.根据权利要求2所述的医学仪器,其中,以下中的任一项:

所述位置反馈指示符示出物体相对于该物体的初始位置的位移(130);

所述位置反馈指示符示出球相对于圆圈的位移;以及

所述位置反馈指示符示出动画人物相对于该动画人物的初始位置的位移。

4.根据权利要求1所述的医学仪器,其中,所述位置反馈指示符是所述图像变换的绘制(900)。

5.根据权利要求1-4中任一项所述的医学仪器,其中,所述医学仪器包括被配置用于从对象采集医学成像数据(310)的医学成像系统(302),其中,所述相机系统被配置用于当所述医学成像系统正在采集所述医学成像数据时对所述对象的所述部分进行成像。

6.根据权利要求5所述的医学仪器,其中,所述医学成像系统被配置用于部分地采集所述医学成像数据,其中,所述机器可执行指令的执行还使所述处理器:

根据所述图像变换来计算统计度量;并且

通过将所述统计度量与预定准则进行比较而回顾性地确认所述医学成像数据的所述部分有效或无效。

7.根据权利要求5所述的医学仪器,其中,所述医学成像系统被配置用于部分地采集所述医学成像数据,其中,所述机器可执行指令的执行还使所述处理器:

通过将从所述重复采集的后续图像选择的顺序采集的图像输入到所述图像变换算法内而计算帧到帧图像变换;

根据所述帧到帧图像变换来计算统计度量;并且

通过将所述统计度量与预定准则进行比较而回顾性地确认所述医学成像数据的所述部分有效或无效。

8.根据权利要求6或7所述的医学仪器,其中,所述机器可执行指令的执行还使所述处理器执行以下中的任何一个:

重新采集所述医学成像数据的无效部分;并且

根据所述医学成像数据来重建医学图像,其中,所述重建排除了所述医学成像数据的无效部分。

9.根据权利要求6或7所述的医学仪器,其中,所述机器可执行指令的执行还使所述处理器:

重复地计算所述统计度量;

计算经重复地计算的统计度量的统计变化;并且

使用所述统计变化来调整所述预定准则。

10.根据权利要求5所述的医学仪器,其中,所述医学成像系统是磁共振成像系统。

11.根据权利要求10所述的医学仪器,其中,所述相机系统包括以下中的任何一个:

一个或多个磁体膛安装的相机,

头部线圈安装的相机,

一个或多个磁体凸缘安装的相机;以及

其组合。

12.根据权利要求5所述的医学仪器,其中,所述医学仪器还包括被配置用于从所述对象采集第二医学成像数据的第二医学成像系统,其中,所述相机系统被配置用于当所述第二医学成像系统正在采集所述第二医学成像数据时对所述对象的所述部分进行成像。

13.根据权利要求1-4中任一项所述的医学仪器,其中,所述医学仪器还包括被配置用于将能量沉积到所述对象的目标区内的治疗系统,其中,所述相机系统被配置用于当所述治疗系统正在将能量沉积到所述目标区内时对所述对象的所述部分进行成像。

14.一种计算机程序产品,包括用于由控制医学仪器(100、300、400、500、600)的处理器(114)运行的机器可执行指令(120),其中,所述医学仪器包括被配置用于对躺在对象支撑件(106)上的对象(108)的部分进行成像的相机系统(102、102'、102"),其中,所述医学仪器还包括用于绘制位置反馈指示符(130)的显示系统(104),所述位置反馈指示符表示所述对象相对于所述对象的初始位置的位移,其中,所述显示系统被配置为使得当所述对象正躺在所述对象支撑件上时所述位置反馈指示符对所述对象可见,

其中,所述机器可执行指令的运行使所述处理器:

使用所述相机系统来采集(200)基本位置图像(122),所述基本位置图像对应于所述对象的初始位置;

使用所述相机系统来重复地采集(202)后续图像(124);

通过将所述基本位置图像和所述后续图像输入到图像变换算法(128)内而重复地计算(204)从所述基本位置图像的至少部分的体素到所述后续图像的体素的图像变换(126);以及

在所述显示器上重复地绘制(206)位置反馈指示符(130),其中,所述位置反馈指示符通过所述图像变换来控制。

15.一种操作医学仪器的方法,其中,所述医学仪器包括被配置用于对躺在对象支撑件(106)上的对象(108)的部分进行成像的相机系统(102、102'、102"),其中,所述医学仪器还包括用于绘制位置反馈指示符(130)的显示系统(104),所述位置反馈指示符表示所述对象相对于所述对象的初始位置的位移,其中,所述显示系统被配置为使得当所述对象正躺在所述对象支撑件上时所述位置反馈指示符对所述对象可见,其中,所述方法包括:

使用所述相机系统来采集(200)基本位置图像(122),所述基本位置图像对应于所述对象的初始位置;

使用所述相机系统来重复地采集(202)后续图像(124);

通过将所述基本位置图像和所述后续图像输入到图像变换算法(128)内而重复地计算(204)从所述基本位置图像的至少部分的体素到所述后续图像的体素的图像变换(126);以及

在所述显示器上重复地绘制(206)位置反馈指示符(130),其中,所述位置反馈指示符通过所述图像变换来控制。

用于医学成像的位置反馈指示符

技术领域

[0001] 本发明涉及医学成像,具体涉及对象在医学成像期间的定位。

背景技术

[0002] 各种医学成像模态(诸如计算机断层摄影(CT)、磁共振成像、正电子发射断层摄影(PET)和其他)能够用于对对象的内部解剖结构进行成像。例如,磁共振成像(MRI)扫描器使用大型静态磁场来对齐原子的核自旋,作为用于在对象的身体内产生图像的流程的部分。该大型静态磁场被称作B0场或主磁场。对象的各种量或性质能够使用MRI被空间地测量。然而,磁共振成像数据和其他类型的医学成像数据的采集不是瞬时的。对象会需要在几分钟内保持尽可能不动。

[0003] 美国专利申请US2005/0283068公开了一种MRI数字视频投影系统,其为患者提供了更好地通知、命令、测试患者并且使患者舒适的显示加上以微秒开始时间刺激脑以更好地诊断脑功能的能力。MRI运动跟踪器和患者增强视觉反馈系统实现了监测患者身体部分运动,为患者和/或技术人员提供实时反馈以显著改善扫描阶段的诊断产出,特别是对于儿童和智力障碍的个体。MR前向预测性噪声消除麦克风系统去除密集的MRI声学噪声,从而改善患者通信、患者安全性并且实现语言输出的编码。这些系统能够被个体地使用,但是最大益处是来自提供所有三个。

发明内容

[0004] 本发明在独立权利要求中提供了医学仪器、计算机程序产品和方法。在从属权利要求中给出了实施例。

[0005] 在医学成像数据或磁共振成像数据的采集期间,对象自始至终保持静止或一旦对象已经移动就要返回到对象的原始位置是困难的。这可以导致得到的医学图像的劣化或引起图像中的伪影。实施例可以提供用于对象他们自己调节或控制对象的位置的器件。相机系统用来对对象的部分进行成像。基本图像被采集,并且然后后续图像被相机系统重复地采集。图像变换算法然后用来计算基本位置图像的至少部分与后续图像中的每一个之间的图像变换。

[0006] 在不同的范例中,图像变换算法可以采取不同的形式。在一个范例中,图像变换算法将体素的位移映射到第二图像中的不同位置。例如,基本位置图像中的体素到后续图像中的位置的位移。这种图像变换算法是位移映射算法或光流算法。

[0007] 在其他范例中,变换算法也可以或备选地映射基本位置图像的至少部分与后续图像中的每一个之间的强度变换。得到的图像变换然后可以是体素强度到新体素强度的映射。在一些情况下,得到的图像变换是体素强度到新体素强度的映射的梯度。

[0008] 术语体素贯穿本申请被使用,但是在使用二维相机系统的情况下,体素实际上被降至像素。由于此,如在目前要求保护的发明的背景下使用的术语体素特别地且明确地也包括其二维形式,即像素。

[0009] 通过图像变换控制的位置反馈指示符能够使用显示器被呈现给对象。这可以提供用于对象自我调整其移动和位置的简单且有效的手段。

[0010] 在一个方面中,本发明提供了一种医学仪器,包括被配置用于对躺在对象支撑件上的对象的部分进行成像的相机系统。对象可以例如放置为坐在或靠在对象支撑件上。

[0011] 所述医学仪器还包括用于绘制位置反馈指示符的显示系统。所述显示系统被配置为使得当所述对象正躺在所述对象支撑件上时所述位置反馈指示符对所述对象可见。所述医学仪器还包括用于存储机器可执行指令的存储器。所述医学仪器还包括用于控制所述医学仪器的处理器。所述机器可执行指令的运行使所述处理器使用所述相机系统采集基本位置图像。所述机器可执行指令的执行还使所述处理器使用所述相机系统重复地采集后续图像。

[0012] 所述机器可执行指令的执行还使所述处理器通过将所述基本位置图像和后续图像输入到图像变换算法内而重复地计算从所述基本位置图像的至少部分的体素到所述后续图像的体素的图像变换。所述图像变换算法被配置用于映射所述后续图像中的体素的位置。所述机器可执行指令的执行还使所述处理器在所述显示器上重复地绘制位置反馈指示符。所述位置反馈指示符通过所述图像变换来控制。该实施例可以是有益的,因为它可以提供用于对象维持具体位置和/或返回到当基本位置图像被采集时对象处于的位置的手段。

[0013] 相机系统可以以不同的方式进行配置。在一个范例中,相机系统可以是二维相机系统。在其他范例中,相机系统可以包括三维相机系统。在其他范例中,可以存在用于采集基本位置图像的多个相机。

[0014] 在一个范例中,图像变换算法可以是光流映射算法。在这种情况下,图像变换可以是向量映射。

[0015] 在另一范例中,图像变换算法可以是强度变化检测算法。在这种情况下,图像变换可以是重新缩放每个体素的强度的缩放因子。通过获取其梯度而从缩放因子导出备选向量映射可以是可能的。

[0016] 在一个范例中,图像变换算法可以是以下中的任何一个:光流算法、相位相关算法、最小化平方差的和或者绝对差的和或者最大化归一化的互相关的基于块的方法;以及基于图像信号的偏导数和/或搜索流场和高阶偏导数估计光流的微分方法。微分方法可以包括:Lucas-Kanade方法、Horn-Schunck方法、Buxton-Buxton方法和Black-Jepson方法。

[0017] 实施例也可以提供用于对象在医学成像或处置程序期间执行各种任务的手段。例如,位置反馈可以帮助对象在适当的时候或在适当的持续时间内屏气。

[0018] 在另一实施例中,所述机器可执行指令的执行还使所述处理器使用所述图像变换来计算针对所述基本位置图像的感兴趣区域内的体素的平均图像变换量。例如,图像变换可以是通过光流算法产生的向量映射的平均值。这可以导致平均向量位移。所述位置反馈指示符使用所述平均图像变换量来控制。在该实施例中,基本位置图像的感兴趣区域可以被选择。

[0019] 如果图像变换是向量映射,针对该区域确定的向量然后可以用来计算平均向量位移。例如,感兴趣区域内的所有向量值可以被求和,并且然后除以向量的数量,从而获得平均向量位移。用于感兴趣区域内的不同位置内的向量的加权因子也可以被使用。平均向量位移用来控制位置反馈指示符可以有益的,因为它可以提供由对象控制位置反馈指示符的

容易的且简单的手段。例如,对象可以是未经训练的或不熟悉位置反馈指示符的使用。平均向量位移的使用可以对于表示不同类型的运动是有用的,并且需要对于对象的最少量的训练来适当地使用。

[0020] 在一些范例中,平均变换量可以用来代替操纵杆控制。这可以实现可以显示能够被控制或被定位在位置反馈指示符上的物体的其他软件或程序的使用。上面提到的平均向量位移可以例如容易地用来代替操纵杆控制。

[0021] 在另一实施例中,所述位置反馈指示符示出了物体相对于该物体的初始位置的位移。例如,位移可以被直接控制或与平均变换量(诸如平均向量位移)相关。

[0022] 在另一实施例中,所述位置反馈指示符示出了球相对于圆圈的位移。这例如可以是对象能够在最少量的训练的情况下使用的非常简单的控制。当对象逐渐调整他或她的位置,球的位移将会更靠近圆圈。

[0023] 在另一实施例中,所述位置反馈指示符示出了动画人物相对于该动画人物的初始位置的位移。例如,感兴趣区域可以针对对象解剖结构的具体部分进行选择。例如,感兴趣区域可以是针对面部、胸部或甚至四肢或其他身体部分。该身体部分的位置然后可以在动画内被指示。

[0024] 在另一实施例中,所述位置反馈指示符是所述图像变换的绘制。例如,基本位置图像可以被显示,其中,图像变换的绘制被叠加在此上。这可以是有用的,因为对象可以能够通过看图像变换而看见对象的哪个部分在错误的地方。

[0025] 这可以例如以各种不同的方式被显示。在一个范例中,如果图像变换是向量映射,它可以是示出针对一个或多个体素中的每个的向量的曲线图。在其他范例中,图像变换也可以使用假彩色曲线图来绘制。在两种情况下,图像变换的绘制可以例如被显示在基本位置图像上,使得对象知道哪个部分不在适当的位置中。

[0026] 在另一实施例中,所述医学仪器包括被配置用于从对象采集医学成像数据的医学成像系统。所述相机系统被配置用于当所述医学成像系统正在采集所述医学成像数据时对所述对象的所述部分进行成像。这例如可以是有益的,因为在一些医学成像技术中,它可以花费几分钟来采集用于重建图像的数据。位置反馈指示符的使用可以在医学成像数据的采集期间帮助对象保持静止。

[0027] 在另一实施例中,所述医学成像系统被配置用于部分地采集所述医学成像数据。所述机器可执行指令的执行还使所述处理器根据所述图像变换来计算统计度量。所述机器可执行指令的执行还使所述处理器通过将所述统计度量与预定准则进行比较而回顾性地确认所述医学成像数据的所述部分有效或无效。该实施例可以是有益的,因为当医学成像数据被采集时,图像变换用来回顾性地确认医学成像数据的采集有效。这可以实现如数据的重新采集或被对象的运动破坏的数据的排除这样的事情。

[0028] 在不同的实施例中,图像变换的统计度量可以采取不同的形式。例如,运动的程度(诸如最大位移、平均位移或在体素的邻域的某一尺寸内的最大位移)可以用来触发医学成像数据的部分的有效确认或无效确认。

[0029] 在另一实施例中,所述医学成像系统被配置用于部分地采集所述医学成像数据。所述机器可执行指令的执行还使所述处理器通过将从所述重复采集的后续图像选择的顺序采集的图像输入到所述图像变换算法内而计算帧到帧图像变换。所述机器可执行指令的

执行还使所述处理器根据所述帧到帧图像变换来计算统计度量。

[0030] 所述机器可执行指令的执行还使所述处理器通过将所述统计度量与预定准则进行比较而回顾性地确认所述医学成像数据的所述部分有效或无效。在该实施例中,从帧到帧的变化使用统计度量来比较,并且然后用来执行回顾性有效确认或无效确认。自基本位置图像以后在对象中已经作出的变化能够用来识别或确认数据有效。例如,这可以在识别无意识的且在短时间尺度上发生的运动方面是有用的。例如,眨眼或其他无意识的运动可以产生若干图像与在该具体图像之前或之后采集的那些之间的差异。

[0031] 例如,比较具体图像与基本位置图像可以在识别对象的总体运动和/或对象的有意运动方面是有用的。帧到帧图像变换之间的统计度量的计算可以在识别对象不能控制的运动方面是更有用的。

[0032] 在另一实施例中,所述机器可执行指令的执行还使所述处理器重新采集所述医学成像数据的无效部分。

[0033] 在另一实施例中,所述机器可执行指令的执行还使所述处理器根据所述医学成像数据来重建医学图像。所述重建可以不包括所述医学成像数据的无效部分。这可以是有益的,因为它可以去除会最终破坏医学图像的数据。这例如可以在回顾性监测位置以识别瞬时运动(像眨眼、吞咽、咳嗽、以及脉搏对象的心跳)方面是有用的。

[0034] 在另一实施例中,所述机器可执行指令的执行还使所述处理器计算所述统计度量。所述机器可执行指令的执行还使所述处理器计算所述重复计算的统计度量的统计变化。所述机器可执行指令的执行还使所述处理器使用所述统计变化来调整所述预定准则。在该实施例中,当对象被连续成像时,用于将医学成像数据的部分标记为有效或无效的预定准则被改变。例如,一些对象可以比其他对象更善于保持静止。在这种情况下,预定准则能够被自动调整,使得该具体对象的运动的具体状态能够被维持。作为具体的范例,身体健康的成年人可以具有比儿童更容易的保持静止的时间。在这种情况下,预定准则能够被自动调整,使得来自成年人的数据在它被标记为有效或无效时被保持更高的标准。同样地,因为如果预定准则太严格,儿童不能保持静止,那么完成成像协议将会是不可能的。

[0035] 在另一实施例中,所述医学成像系统是磁共振成像系统。

[0036] 在另一实施例中,所述相机系统包括以下中的任何一个:一个或多个磁体膛安装的相机、头部线圈安装的相机、一个或多个磁体凸缘安装的相机和其组合。

[0037] 在另一实施例中,所述医学仪器还包括被配置用于从所述对象采集第二医学成像数据的第二医学成像系统。所述相机系统被配置用于当所述第二医学成像系统正在采集所述第二医学成像数据时对所述对象的所述部分进行成像。这可以是有益的,因为它可以实现组合的成像模态(诸如PET和磁共振成像)的改善。

[0038] 在另一实施例中,所述医学仪器还包括被配置用于将能量沉积到所述对象的目标区内的治疗系统。所述相机系统被配置用于当所述治疗系统正在将能量沉积到所述目标区内时对所述对象的所述部分进行成像。这可以是有益的,因为如果对象正在以不受控的方式移动,对象的对准则会更不准确的。

[0039] 在一些实施例中,治疗系统可以与医学成像系统进行组合。例如,治疗系统可以是放射治疗系统、高强度超声系统、导管消融系统或其他治疗系统。这些例如可以与磁共振成像进行组合以便提供对象的对准的引导。

[0040] 在另一方面中,本发明提供了一种计算机程序产品,包括用于由控制医学仪器的处理器执行的机器可执行指令。所述医学仪器包括被配置用于对躺在对象支撑件上的对象的部分进行成像的相机系统。所述医学仪器还包括用于绘制位置反馈指示符的显示系统。所述显示系统被配置为使得当所述对象正躺在所述对象支撑件上时所述位置反馈指示符对所述对象可见。

[0041] 所述机器可执行指令的运行使所述处理器使用所述相机系统采集基本位置图像。所述机器可执行指令的执行还使所述处理器使用所述相机系统重复地采集后续图像。所述机器可执行指令的执行还使所述处理器通过将所述基本位置图像和所述后续图像输入到图像变换算法内而重复地计算从所述基本位置图像的至少部分的体素到所述后续图像的体素的图像变换。所述机器可执行指令的执行还使所述处理器在所述显示器上重复地绘制位置反馈指示符。所述位置反馈指示符通过所述图像变换来控制。

[0042] 在另一方面中,本发明提供了一种操作医学仪器的方法。所述医学仪器包括被配置用于对躺在对象支撑件上的对象的部分进行成像的相机系统。所述医学仪器还包括用于绘制位置反馈指示符的显示系统。所述显示系统被配置为使得当所述对象正躺在所述对象支撑件上时所述位置反馈指示符对所述对象可见。

[0043] 所述方法包括使用所述相机系统采集基本位置图像。所述方法还包括使用所述相机系统重复地采集后续图像。所述方法还包括通过将所述基本位置图像和所述后续图像输入到图像变换算法内而重复地计算从所述基本位置图像的至少部分的体素到所述后续图像的体素的图像变换。所述方法还包括在所述显示器上重复地绘制位置反馈指示符。所述位置反馈指示符通过所述图像变换来控制。

[0044] 应当理解,只要组合的实施例不相互排斥,就可以组合本发明的一个或多个前述实施例。

[0045] 本领域的技术人员将意识到,本发明的各方面可以被实施为装置、方法或计算机程序产品。因此,本发明的各方面可以采用以下形式:完全硬件实施例、完全软件实施例(包括固件、驻留软件、微代码等)或在本文中全部被通称为“电路”、“模块”或“系统”的组合了软件方面和硬件方面的实施例。此外,本发明的各方面可以采用被实施在一个或多个计算机可读介质中的计算机程序产品的形式,所述一个或多个计算机可读介质具有被实施在其上的计算机可执行代码。

[0046] 可以利用一个或多个计算机可读介质的任何组合。计算机可读介质可以是计算机可读信号介质或计算机可读存储介质。本文中使用的“计算机可读存储介质”包括可以存储能由计算设备的处理器执行的指令的任何有形存储介质。计算机可读存储介质可以被称为计算机可读非瞬态存储介质。计算机可读存储介质还可以被称为有形计算机可读介质。在一些实施例中,计算机可读存储介质还能够存储能够由计算设备的处理器访问的数据。计算机可读存储媒介的范例包括但不限于:软盘、磁硬盘驱动器、固态硬盘、闪速存储器、USB拇指驱动器、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、光盘、磁光盘以及处理器的寄存器文件。光盘的范例包括压缩盘(CD)和数字多用盘(DVD),例如,CD-ROM、CD-RW、CD-R、DVD-ROM、DVD-RW或DVD-R盘。术语“计算机可读存储介质”还指能够由计算机设备经由网络或通信链路进行存取的各种类型的记录媒介。例如,可以在调制解调器上、在互联网上或在局域网上检索数据。可以使用任何适当的介质来传输在计算机可读介质上实施的计算机可执行

代码,所述任何适当的介质包括但不限于:无线、有线、光纤线缆、RF等,或前项的任何合适的组合。

[0047] 计算机可读信号介质可以包括例如在基带中或作为载波的部分的、在其中实施计算机可执行代码的传播的数据信号。这种经传播的信号可以采用各种形式中的任何形式,包括但不限于:电磁、光学或其任何合适的组合。计算机可读信号介质可以是任何这种计算机可读介质:所述计算机可读介质不是计算机可读存储介质并且能够传递、传播或传输用于由指令执行系统、装置或设备使用的程序或与指令执行系统、装置或设备结合使用的程序。

[0048] “计算机存储器”或“存储器”是计算机可读存储介质的范例。计算机存储器是能由处理器直接访问的任何存储器。“计算机存储设备”或“存储设备”是计算机可读存储介质的另外的范例。计算机存储设备可以是任何非易失性计算机可读存储介质。在一些实施例中,计算机存储设备也可以是计算机存储器或反之亦然。

[0049] 本文中使用的“处理器”包括能够执行程序或机器可执行指令或计算机可执行代码的电子部件。对包括“处理器”的计算设备的引用应被解读为可能包含多于一个处理器或处理核。处理器例如可以是多核处理器。处理器也可以指在单个计算机系统内的或被分布在多个计算机系统之间的处理器的集合。术语“计算设备”也应被解读为可能指多个计算设备的集合或网络,所述多个计算设备中的每个计算设备均包括一个或多个处理器。计算机可执行代码可以由多个处理器来执行,这些处理器可以处于同一计算设备内,或者甚至可以被分布在多个计算设备上。

[0050] 计算机可执行代码可以包括使处理器执行本发明的一方面的机器可执行指令或程序。用于执行针对本发明的各方面的操作的计算机可执行代码可以被写成一种或多种编程语言的任何组合,包括面向对象的编程语言(例如,Java、Smalltalk、C++等)和常规的程序编程语言(例如,C编程语言或类似的编程语言),并且被编译成机器可执行指令。在一些实例中,计算机可执行代码可以是高级语言的形式或是预编译的形式,并且可以与解释器联合使用,所述解释器在运行中生成机器可执行指令。

[0051] 计算机可执行代码可以完全在用户的计算机上、部分在用户的计算机上、作为独立软件包、部分在用户的计算机上并且部分在远程计算机上,或者完全在远程计算机或服务器上执行。在最后一种情况中,远程计算机可以通过任何类型的网络连接到用户的计算机,所述网络包括局域网(LAN)或广域网(WAN),或者可以(例如通过使用互联网服务提供商的互联网)连接到外部计算机的连接。

[0052] 参考根据本发明的实施例的流程图图示和/或方法、装置(系统)以及计算机程序产品的框图描述了本发明的各方面。应当理解,在适当时能够由计算机可执行代码形式的计算机程序指令来实施流程图、图示和/或框图的框的每个框或部分。还应当理解,当互不排斥时,可以对不同的流程图、图示和/或框图中的框进行组合。可以将这些计算机程序指令提供给通用计算机、专用计算机或其他可编程数据处理装置的处理器以产生机器,使得经由计算机或其他可编程数据处理装置的处理器执行的指令创建用于实施流程图和/或框图的一个或多个框中指定的功能/动作的单元。

[0053] 这些计算机程序指令也可以被存储在计算机可读介质中,所述计算机可读介质能够指导计算机、其他可编程数据处理装置或其他设备来以特定方式起作用,使得被存储在

计算机可读介质中的指令产生制造品,所述制造品包括实施在流程图和/或一个或多个框图框中指定的功能/动作的指令。

[0054] 计算机程序指令也可以被加载到计算机、其他可编程数据处理装置或其他设备上,以使得要在计算机、其他可编程装置或其他设备上执行的一系列操作步骤,从而产生计算机实施的过程,使得在计算机或其他可编程装置上执行的指令提供用于实施在流程图和/或一个或多个框图框中指定的功能/动作的过程。

[0055] 本文中使用的“用户接口”是允许用户或操作者与计算机或计算机系统交互的接口。“用户接口”还可以被称为“人机接口设备”。用户接口可以向操作者提供信息或数据并且/或者从操作者接收信息或数据。用户接口可以使得来自操作者的输入能够被所述计算机接收,并且可以从计算机向用户提供输出。换言之,用户接口可以允许操作者控制或操纵计算机,并且接口可以允许计算机指示操作者的控制或操纵的效果。显示器或图形用户接口上对数据或信息的显示是向操作者提供信息的范例。通过键盘、鼠标、跟踪球、触控板、指点杆、图形输入板、操纵杆、游戏手柄、游戏垫、网络摄像头、头戴式设备、脚踏板、有线手套、遥控器以及加速度计来接收数据是使得能够从操作者接收信息或数据的用户接口部件的全部范例。

[0056] 本文中使用的“硬件接口”涵盖使得计算机系统的处理器能够与外部计算设备和/或装置交互并且/或者控制外部计算设备和/或装置的接口。硬件接口可以允许处理器向外部计算设备和/或装置发送控制信号或指令。硬件接口还可以使得处理器能够与外部计算设备和/或装置交换数据。硬件接口的范例包括但不限于:通用串行总线、IEEE1394端口、并行端口、IEEE1284端口、串行端口、RS-232端口、IEEE-488端口、蓝牙连接、无线局域网连接、TCP/IP连接、以太网连接、控制电压接口、MIDI接口、模拟输入接口以及数字输入接口。

[0057] 本文中使用的“显示器”或“显示设备”涵盖适于显示图像或数据的输出设备或用户接口。显示器可以输出视觉、听觉和/或触觉的数据。显示器的范例包括,但不限于:计算机监视器、电视屏幕、触摸屏、触觉电子显示器、盲文屏幕、阴极射线管(CRT)、存储管、双稳显示器、电子纸、矢量显示器、平板显示器、真空荧光显示器(VF)、发光二极管(LED)显示器、电致发光显示器(ELD)、等离子显示面板(PDP)、液晶显示器(LCD)、有机发光二极管显示器(OLED)、投影仪以及头戴式显示器。

[0058] 医学成像数据在本文中被定义为使用医学成扫描器或医学成像系统已经采集的二维数据或三维数据。医学成像扫描器或系统在本文中被定义为适用于采集关于患者的身体结构的信息,并且构建二维医学图像数据或三维医学成像数据的集合的装置。医学成像数据能够用于构建对医生的诊断有用的可视化。能够使用计算机来执行该可视化。

[0059] 磁共振成像(MRI)数据是医学成像数据的范例,并且在本文中被定义为是在磁共振成像扫描期间由磁共振装置的天线所记录的对通过原子自旋发射的射频信号的测量结果。磁共振图像或MR图像在本文中被定义为是对在磁共振成像数据内包含的解剖数据所重建的二维可视化或三维可视化。例如,这种可视化能够使用计算机来执行。

附图说明

[0060] 在下文中,将仅通过范例的方式并且参考附图来描述本发明的优选实施例,在附图中:

[0061] 图1图示了医学仪器的范例；

[0062] 图2示出了图示操作图1的医学仪器的方法的流程图；

[0063] 图3图示了医学仪器的又一范例；

[0064] 图4图示了医学仪器的又一范例；

[0065] 图5图示了医学仪器的又一范例；

[0066] 图6图示了医学仪器的又一范例；

[0067] 图7图示了位置反馈指示符的绘制的范例。

[0068] 图8图示了基本位置图像的范例；

[0069] 图9图示了位置反馈指示符的绘制的又一范例;并且

[0070] 图10图示了位置反馈指示符的绘制的又一范例。

[0071] 附图标记列表

[0072] 100 医学仪器

[0073] 102 相机系统

[0074] 102’ 凸缘安装的相机

[0075] 102” 多个膛安装的相机

[0076] 104 显示系统

[0077] 106 支撑件

[0078] 108 对象

[0079] 110 计算机系统

[0080] 112 硬件接口

[0081] 114 处理器

[0082] 116 用户接口

[0083] 118 存储器

[0084] 120 机器可执行指令

[0085] 122 基本位置图像

[0086] 124 后续图像

[0087] 126 图像变换

[0088] 128 图像变换算法

[0089] 130 位置反馈指示符的绘制

[0090] 132 平均变换量

[0091] 200 使用相机系统采集基本位置图像

[0092] 202 使用相机系统重复地采集后续图像

[0093] 204 通过将基本位置图像和后续图像输入到图像变换算法内而重复地计算基本位置图像的至少部分的体素到后续图像的体素的图像变换

[0094] 206 在显示器上重复地绘制位置反馈指示符

[0095] 300 医学仪器

[0096] 302 一个或多个医学成像系统

[0097] 304 成像区

[0098] 306 治疗系统

[0099] 308 目标区

[0100] 310 医学成像数据

[0101] 312 治疗系统控制命令

[0102] 400 医学仪器

[0103] 402 磁共振成像系统

[0104] 404 磁体

[0105] 406 磁体的膛

[0106] 408 成像区

[0107] 409 感兴趣区域

[0108] 410 磁场梯度线圈

[0109] 412 磁场梯度线圈电源

[0110] 414 头部线圈

[0111] 414’ 射频线圈

[0112] 416 收发器

[0113] 418 面部区域

[0114] 419 反射镜

[0115] 420 脉冲序列命令

[0116] 422 磁共振成像数据

[0117] 424 磁共振图像

[0118] 700 基本位置

[0119] 702 当前位置

[0120] 800 感兴趣区域

[0121] 900 向量映射的绘制

[0122] 1000 图像

[0123] 1002 运动区域

具体实施方式

[0124] 在这些附图中,相同附图标记的元件是等效的元件或者执行相同的功能。如果功能相同,则在后面的附图中不必讨论先前已经讨论过的元件。

[0125] 图1图示了医学仪器100的范例。医学仪器100被示为包括相机系统102和显示系统104。存在被示为支撑对象108的支撑件106。相机系统102被配置用于对对象108的部分进行成像。显示器104被布置用于以可见的方式向对象108显示位置反馈指示符。相机系统102和显示系统104被连接到计算机系统110的硬件接口112。计算机还被示为包括处理器114,处理器114也与硬件接口112、用户接口116和存储器118通信。存储器118可以是处理器114可访问的存储器的任何组合。这可以包括例如主存储器、高速缓存存储器以及诸如闪速RAM、硬盘驱动器之类的非易失性存储器或其他存储设备。在一些范例中,存储器134可以被认为是非瞬态计算机可读介质。

[0126] 存储器118被示为包含使得处理器114能够控制医学仪器100的操作和功能以及执行计算并操纵数据的机器可执行指令120。存储器118还被示为包含利用相机系统102采集

的基本位置图像122。存储器118还被示为包含在基本位置图像122之后采集的后续图像124。后续图像124可以被重复地采集。例如,相机系统102可以是连续提供视频馈送的视频系统。

[0127] 存储器118还被示为包含通过将基本位置图像122和后续图像124输入到图像变换算法128内而被计算的图像变换126。图像变换算法128被示为也被存储在存储器118中。机器可执行指令120然后使用图像变换算法128来生成位置反馈指示符的绘制130。位置反馈指示符被配置用于当对象在不同的位置中或在不适当的位置中时显示给对象108。存储器118也被示为包含根据图像变换126的至少部分计算的可选平均变换量132。平均变换量132可以例如用于简化位置反馈指示符130的控制。

[0128] 图2图示了控制图1的医学仪器100的方法的流程图的范例。首先在步骤200中,处理器114控制相机系统102采集基本位置图像122。接下来在步骤202中,处理器114控制相机系统102重复地采集后续图像124。在后续图像124已经被采集之后,并且该方法前进到步骤204,其中,处理器通过将基本位置图像122和后续图像124输入到图像变换算法128内而重复地计算从基本位置图像122的至少部分的体素到后续图像124的体素的图像变换126。最后,在步骤206中,处理器114重复地绘制位置反馈指示符130,并且将此显示在显示器104上。对象108能够使用位置反馈指示符130的绘制来自我调整他或她的位置。

[0129] 图3图示了医学仪器的又一范例300。图3中图示的医学仪器类似于图1的医学仪器100。在图3中,医学仪器300还被示为包含一个或多个医学成像系统302和/或治疗系统306。一个或多个医学成像系统302可以例如是PET系统、CT系统、MRI系统、SPECT系统或那些中的两个中的任何一个。它们可以例如从成像区304采集医学成像数据310。在医学仪器300包括治疗系统306的情况下,治疗系统可以将能量引导到目标区308内。治疗系统306可以例如是LINAC、X射线治疗系统、伽马射线处置系统、高强度超声系统或导管消融系统。存储器118被示为包含使用一个或多个医学成像系统302采集的医学成像数据310和用来控制目标区308的对准的治疗系统控制命令312。在存在一个或多个医学成像系统302以及治疗系统306的情况下,医学成像数据310可以例如对于能够用来调整并且由此控制治疗系统306的重建图像是有用的。例如,医学成像数据可以用来进行治疗系统控制命令312的改变。相机102捕获对象108的运动,并且这能够被显示在显示系统104上。这可以帮助改善利用医学仪器300执行的任何医学成像或治疗的准确性。

[0130] 图4图示了医学仪器400的又一范例。在该范例中,医学仪器400被示为额外地包括磁共振成像系统402。磁共振成像系统402包括磁体404。磁体404是超导圆柱型磁体,其具有穿过它的膛406。也可以使用不同类型的磁体;例如,也可以使用分裂式圆柱型磁体和所谓的开放式磁体。分裂式圆柱型磁体类似于标准的圆柱型磁体,但是低温恒温器被分成两个部分以允许进入磁体的等平面,这种磁体可以例如与带电粒子射束治疗结合使用。开放式磁体具有两个磁体部分,一个在另一个之上,其间具有足够大的空间以容纳对象:两个部分的区的布置类似于亥姆霍兹线圈的布置。开放式磁体很受欢迎,因为对象受限制较少。在圆柱型磁体的低温恒温器内部有一组超导线圈。在圆柱型磁体404的膛406内有成像区408,在成像区408中磁场足够强且足够均匀以执行磁共振成像。示出了成像区408内的感兴趣区域409。磁共振数据通常针对感兴趣区域来进行采集。对象108被示为由对象支撑件106支撑,使得对象108的至少部分处于成像区408和感兴趣区域409内。

[0131] 在磁体的膛406内还有一组磁场梯度线圈410,该组磁场梯度线圈410用于采集磁初步共振数据以对磁体404的成像区408内的磁自旋进行空间编码。磁场梯度线圈410连接到磁场梯度线圈电源412。磁场梯度线圈410旨在是代表性的。通常,磁场梯度线圈410包含三组独立的线圈,这三组独立的线圈用于在三个正交空间方向上进行空间编码。磁场梯度电源向磁场梯度线圈提供电流。提供给磁场梯度线圈410的电流作为时间的函数而被控制并且可以是斜变的或脉冲的。

[0132] 与成像区408相邻的是头部线圈414,头部线圈414用于操纵成像区108内的磁自旋的取向并且用于接收也来自成像区108内的自旋的射频发射。对象的头部区域被示为在成像区408内。在该范例中,射频线圈是头部线圈414。头部线圈414被示为环绕对象108的头部。存在对对象的头部区域的部分进行成像的感兴趣区域409。在磁体404的边缘上存在相机系统102'。相机102'可以例如被称为凸缘安装的相机。相机102'看向磁体的膛106。

[0133] 存在被定位在膛406中的反射镜419,使得凸缘安装的相机102'能够对对象108的面部区域418进行成像。显示系统104被定位使得对象108也能够看向相同的反射镜419并且看见位置反馈指示符130的绘制。这可以是有益的,因为磁共振成像协议会花费延长的持续时间并且位置反馈指示符130的包含可以帮助对象108保持静止和/或在移动之后返回到相同的位置。图像变换126也可以用来摒弃磁共振成像数据422的部分或重新采集磁共振成像数据422的部分。例如,从相机系统102顺序地采集的帧可以针对运动在能够用来确认由对象108不可控地执行的运动有效或无效的图像之间进行检查。

[0134] 即使当不存在头部线圈414时,也可以提供用于对面部区域419进行成像的反射镜。例如,在其他范例中,反射镜419可以被包含到被附接到对象的头部的头盔或支撑件内。

[0135] 头部线圈414(或射频线圈或天线)可以包含多个线圈元件。射频天线也可以被称为通道或天线。射频线圈414连接到射频收发器416。射频线圈414和射频收发器416可以由单独的发射线圈和接收线圈以及单独的发射器和接收器来替换。应当理解,射频线圈414和射频收发器416是代表性的。射频线圈414还旨在表示专用发射天线和专用接收天线。同样地,收发器416还可以表示单独的发射器和接收器。射频线圈414还可以具有多个接收/发射元件,并且射频收发器416可以具有多个接收/发射通道。例如,如果执行诸如SENSE之类的并行成像技术,则射频线圈414可以具有多个线圈元件。

[0136] 计算机存储器118还被示为包含脉冲序列命令420。脉冲序列命令被配置用于控制磁共振成像系统402根据磁共振成像协议从对象108采集一系列磁共振成像数据422。存储器还被示为包含根据磁共振成像数据422重建的磁共振图像424。

[0137] 图5图示了医学仪器的又一范例500。图5中的医学仪器500类似于图4中的医学仪器400,除了在该范例中,头部线圈414包含被安装到并且被附接到头部线圈414的相机102"和显示系统104。用于头部线圈414的数据总线例如也可以用于相机102"和显示系统104。相机系统102"被配置用于对对象108的面部区域418进行成像。显示系统104也被配置为使得对象108能够看见位置反馈指示符130的绘制。

[0138] 图6示出了类似于图5中的医学仪器500和图4中的400的医学仪器600的又一范例。在该范例中,相机系统102包括多个膛安装的相机102"。对象108能够被简单地插入到磁体406的膛内,并且然后多个膛安装的相机102"中的任何一个能够被选择用于生成或采集基本位置图像122和任何后续图像124。在对象108的胸部上存在被连接到收发器416的射频线

圈414。显示系统104例如也可以被安装在相机的膛406上,或被提供为将位置反馈指示符130的绘制定位在由对象108的眼睛可见的位置中的相机或其他可穿戴设备。

[0139] 图7图示了为位置反馈指示符130的绘制的显示系统104的范例。在该显示器上可见的是两个圆圈700、702。圆圈700表示对象的初始位置。具有虚线702的圆圈指示对象的当前位置。如果图像变换126的感兴趣区域用来计算平均变换量132,这样的绘制130能够被容易地计算。向量132图示了圆圈700和702之间的向量距离。向量132可以是根据图像变换126计算的平均变换量132。

[0140] 如上面提到的,运动管理对于许多断层摄影成像模态(诸如CT或MRI)是重要的。触发和门控机构被广泛地用来减少运动伪影。MRI导航器能够用来跟踪运动,但是它们需要测量时间。外部的传感器和相机能够用来绕过此,但是作为要被补偿的实际运动的代替会具有限制。此外,触发和门控显著降低扫描效率。前瞻性门控和触发经常被使用,然而,这改变采集的稳定状态,并且应用于一些患者中会是困难的。单调的扫描也经常导致患者入睡,这会强烈地劣化了依从性。

[0141] 范例可以使用相机传感器(例如相机系统102、102’、102”)来计算并为对象108提供能够用来尽可能多地冻结总体对象或目标解剖结构姿态的三维位移视觉反馈(例如位置反馈指示符130)。这与瞬时运动(像眨眼、吞咽、咳嗽、脉搏等)的回顾性门控进行组合。通过回顾性数据有效确认和无效确认,对于给定序列,稳定状态和对比是不变的。扫描效率是高的,因为在很大程度上仅瞬时运动已经发生的数必须被确认无效。

[0142] 在一个范例中,二维膛内相机102”用于从患者表面的相关部分采集视频数据122、124。将视觉反馈引导到患者的眼睛的额外的反射镜419或其他器件被使用。在k空间遍历开始的时候从相机帧提取参考帧。相对于参考帧从后续帧计算运动位移。运动幅度场(例如向量映射或图像变换126)可以被显示为假彩色图像,患者的任务是通过保持目标解剖结构尽可能接近参考而使运动幅度尽可能低且平坦。平均幅度被计算,并且被传输到扫描器用于MRI数据的有效确认/无效确认以及用于对象的计算的合理阈值。对于额外的引导,运动向量被显示,使得患者能够恢复例如最终意外的头部运动。二维运动向量场的散度场被计算以检测通过平面的位移,并且平均散度被显示给患者,产生用于沿着相机的投影方向的z-分量的灵敏性度量。这是可能的,因为照明能够在MRI扫描环境中被完全控制,并且要被跟踪的运动在场景的极小变化的情况下是非常小的,因此向量场散度能够几何完全贡献于通过平面的运动。总的来说,这导致允许对象修正非常微小的运动并且因此冻结姿态的非常灵敏的三维位移检测器。备选地,更复杂的三维感测技术可以被使用(三维ToF、三维结构光、立体/多视觉)。

[0143] 视觉反馈(经由位置反馈指示符)可以具有在扫描程序中主动包括对象的优点。简化的或适应的反馈(像游戏化)能够用来添加娱乐部分或用于依据对象的根据需要的简化。提出了具有一组反馈变量来选择以适应于患者的偏好和能力。

[0144] 代替仅使用在扫描开始的时候采集的静态参考图像(基本位置图像),帧到帧的运动也能够被计算以检测瞬时运动事件并且确认相应的k-空间数据无效。对于该模式,假设对象在瞬时运动已经发生之后返回到原始静止状态。典型的范例包括颤抖、咳嗽、眨眼、吞咽。在扫描期间切换到该模式或即时适应用于无效确认的运动阈值也是可能的,假如对象不能跟随视觉反馈,这会是期望的。在扫描效率下降太多的情况下,这也能够被自动完成。

[0145] 一般使用图像变换计算,图像质量的估计或预测是可能的。图像质量的这种估计可以被提供给操作者。操作者可以基于图像质量的预测决定要采取什么措施。备选地,这能够用来自动地适应算法参数,诸如无效确认阈值。

[0146] 使用帧到帧的位移测量的间歇的短运动事件的以上检测也能够用来触发短侦查扫描的采集,以测量新的静止状态并且最终适应采集。

[0147] 范例可以应用于高质量脑成像、fMRI、儿科扫描。范例也可以应用于头部扫描,而且也可以应用于一般呼吸运动管理,例如呼吸感测、呼吸类型分类和屏气的高精度再现。屏气或呼吸的这种精确控制一般是非常重要的,以避免形态畸变和诊断失败/错误解读(例如心脏MRI中的肥大)或者以确保准确的病变定位。

[0148] 图8图示了基本位置图像122的范例。对象108在图像中是可见的。图像从磁共振成像系统的膛获取。在图像122中可见的反射镜419示出了对象108的反射。存在已经被选择以识别对象的运动的感兴趣区域800。

[0149] 图9示出了图像变换900的绘制的范例,在这种情况下图像变换是向量映射。绘制900的顶部部分与感兴趣区域800完全相同。该向量映射900已经被成功地用作用于若干磁共振成像实验的位置反馈指示符。在一些实践的情况下,对象108能够在磁共振成像数据的采集期间控制并维持其位置。

[0150] 图10图示了在图8中图像122之后获取的图像的另一使用。通过比较相邻的图像,灰度图像用来指示后续图像之间的运动的幅度。被标记1002的区域比图像的其余部分更亮,并且对应于高运动的区域。这些区域1002对应于对象108的眼睛和眼睑的位置。图像1000可以用来识别对象108何时执仅是暂时的无意识或快速运动。图像1000可以例如用来决定磁共振成像的哪些部分要摒弃并且哪些要在图像重建期间使用。

[0151] 虽然已经在附图和前面的描述中详细图示和描述了本发明,但是这样的图示和描述应当被认为是图示性或示范性的,而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。

[0152] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求,在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或其他单元可以实现在权利要求中记载的若干项的功能。虽然特定措施是在互不相同的从属权利要求中记载的,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。计算机程序可以被存储/被分布在合适的介质上,例如,与其他硬件一起或作为其他硬件的部分供应的光学存储介质或固态介质,但是也可以以其他形式分布,例如,经由互联网或其他有线或无线的电信系统分布。权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

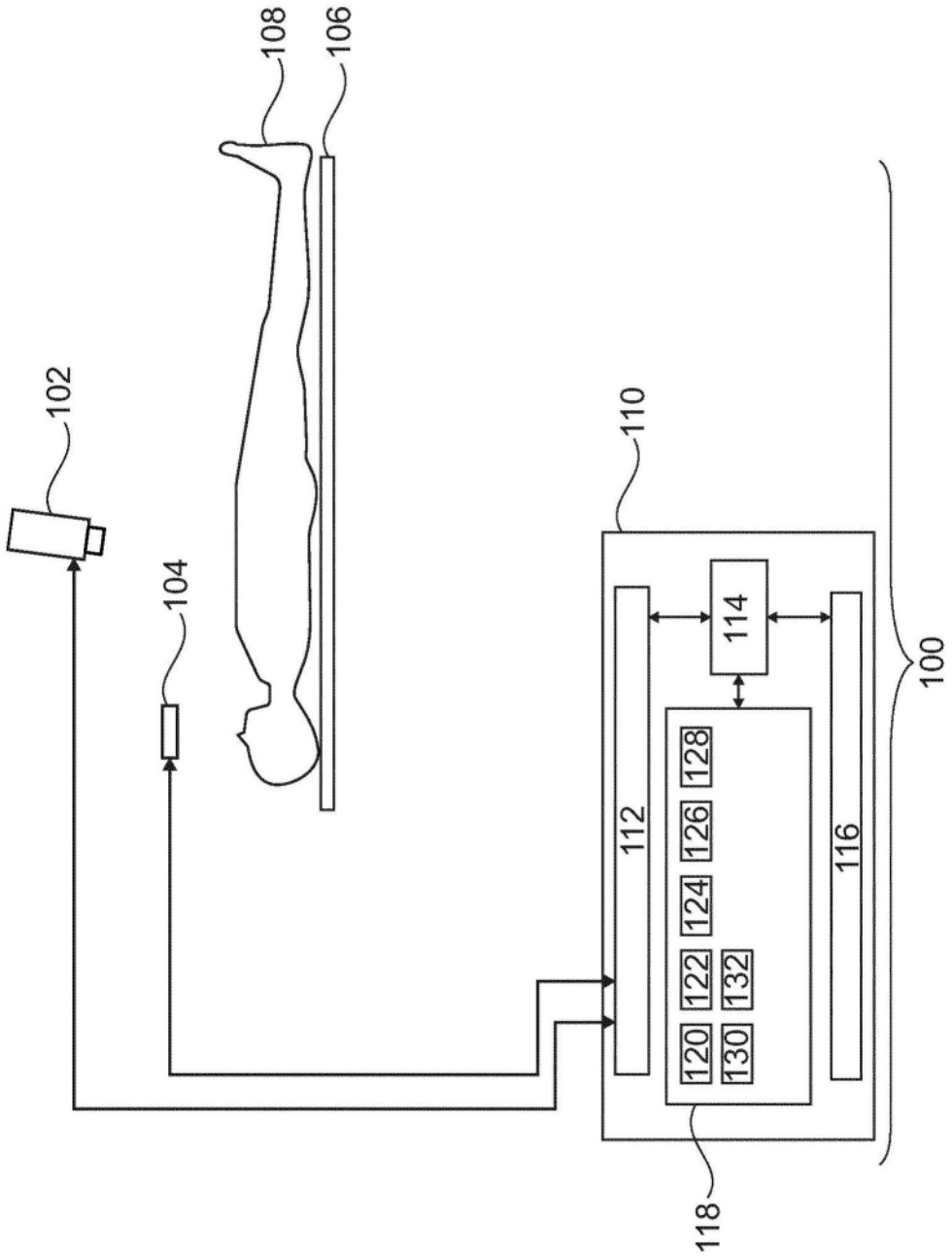

102
104
106
108
110
112
114
116
118
120
122
124
126
128
130
132
100

图1

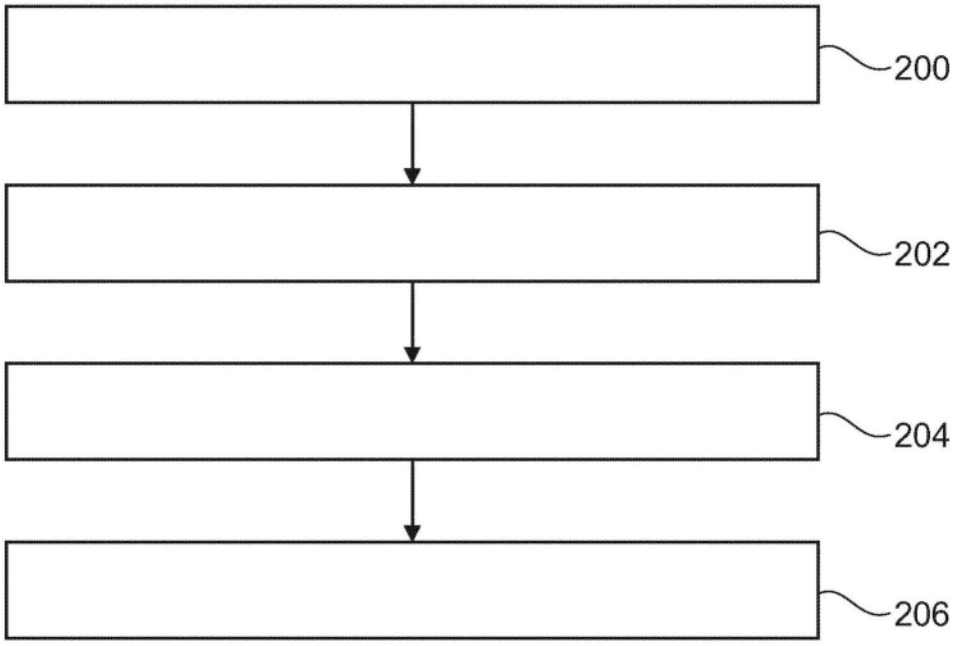


图2

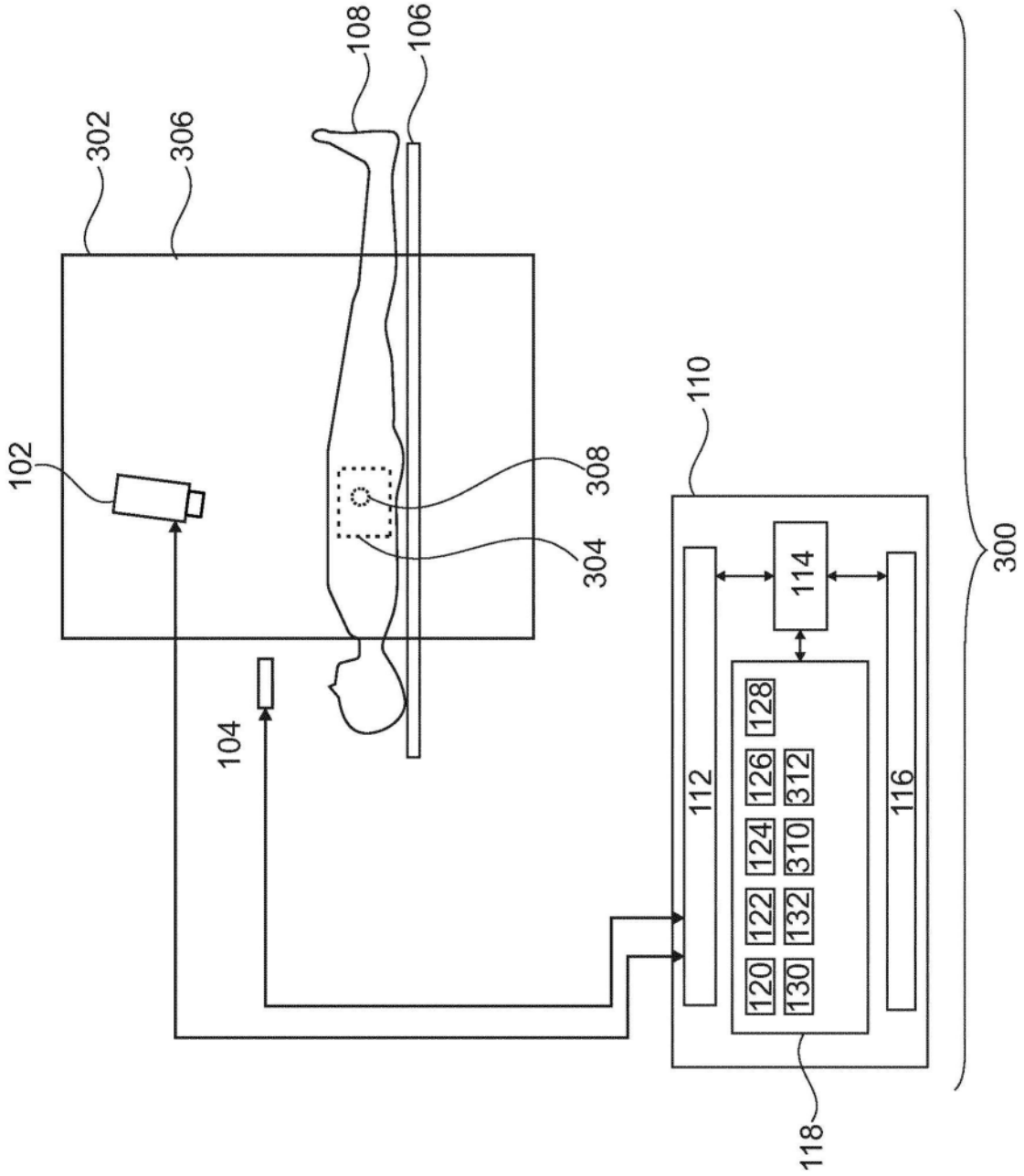

108
106
302
306
102
308
304
110
300
104
114
112
116
128
126
312
124
310
122
132
120
130
118

图3

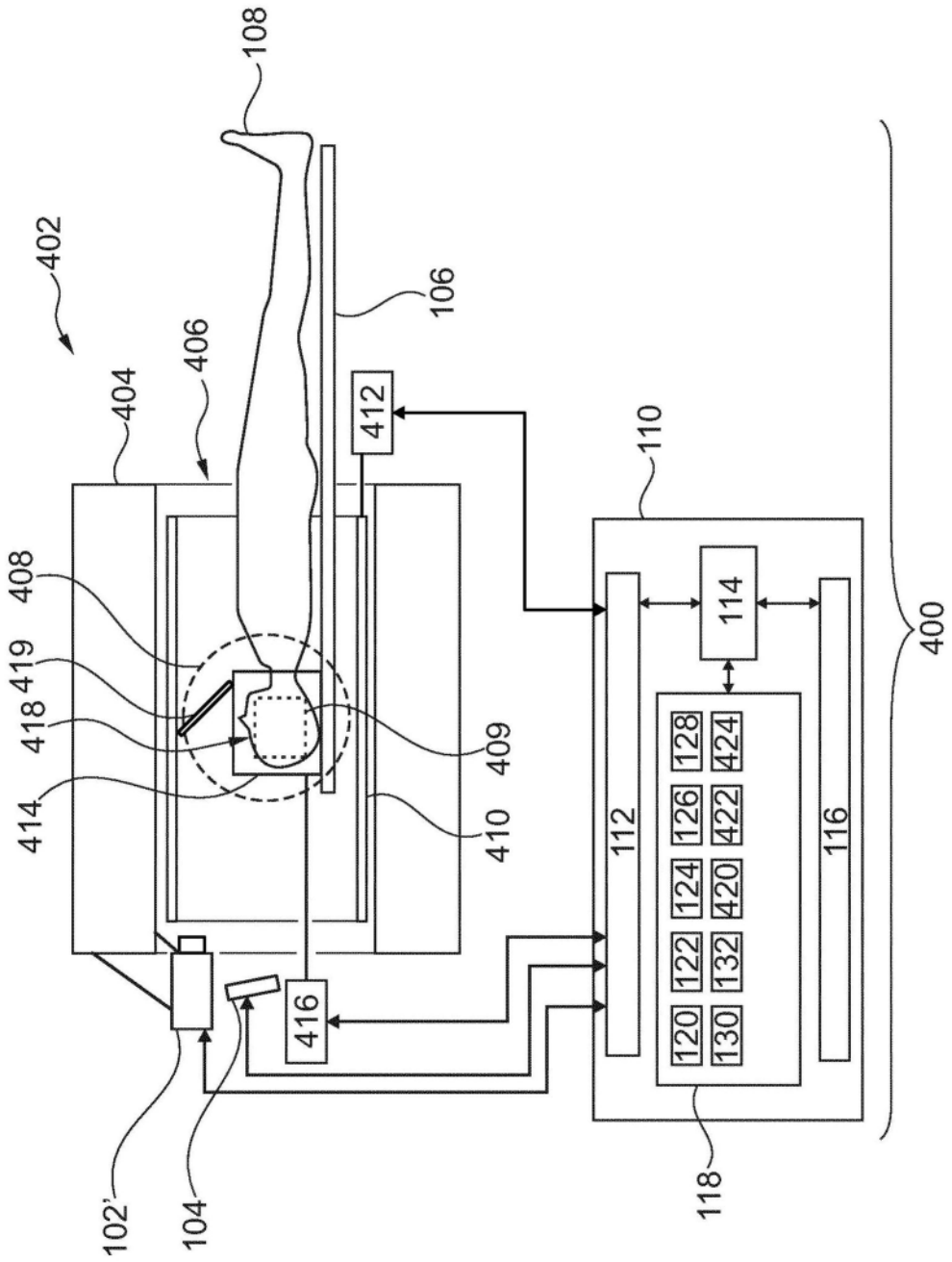

108
402
106
406
404
412
110
408
419
418
409
414
410
112
114
116
400
128
424
126
422
124
420
122
132
120
130
416
102'
104
118

图4

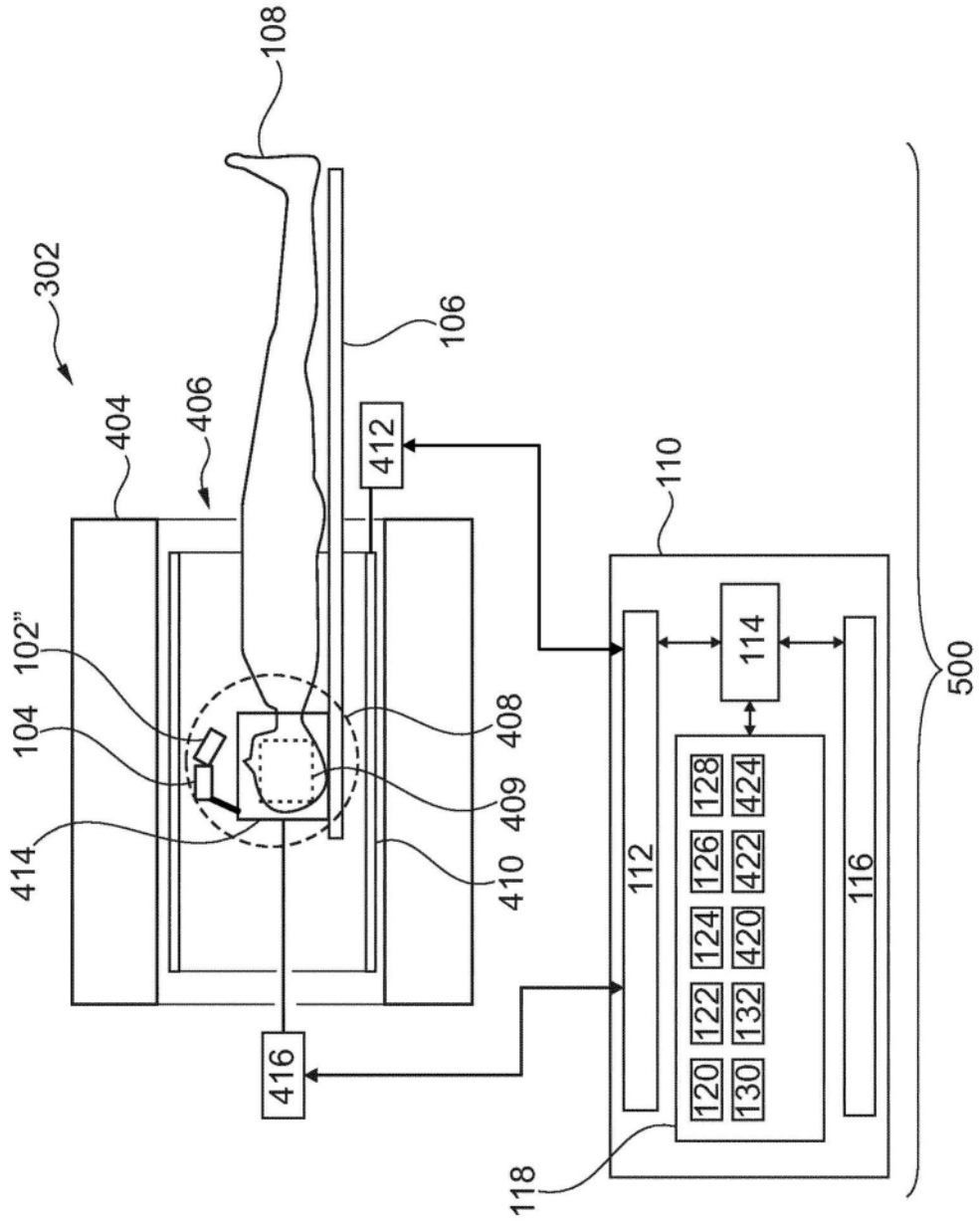

108
302
106
404
406
412
110
102"
104
408
409
414
410
112
114
116
500
128
424
126
422
124
420
122
132
120
130
416
118

图5

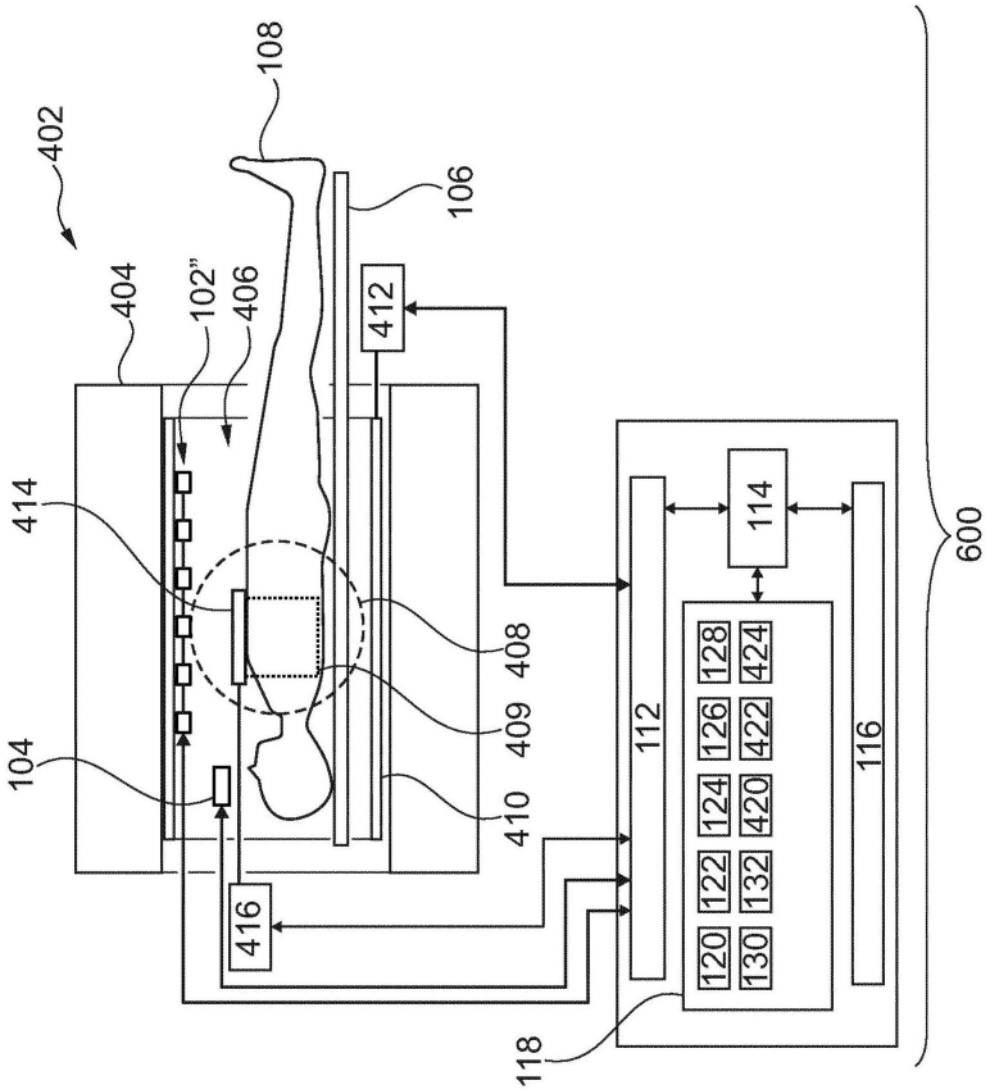

402
108
106
404
102”
406
412
414
408
409
104
410
112
114
116
600
416
118
120
122
124
126
128
130
132
420
422
424

图6

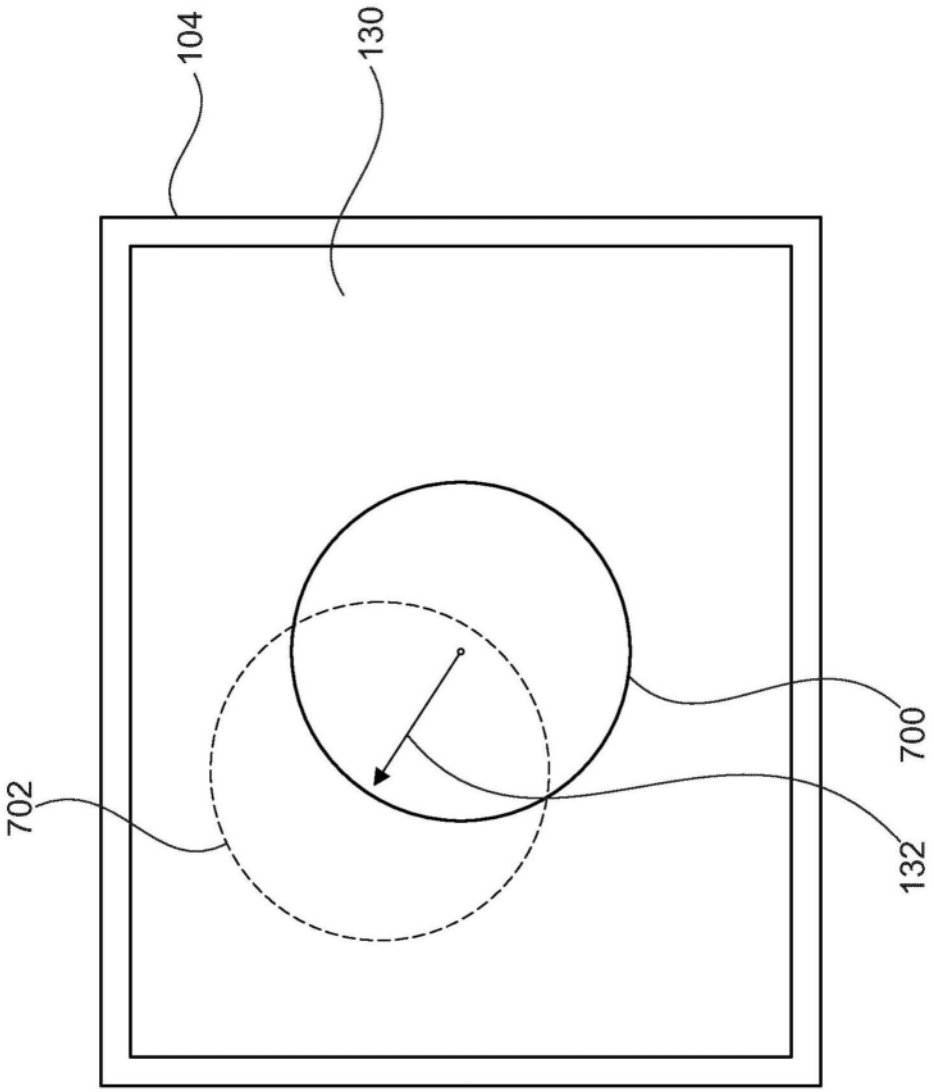


图7

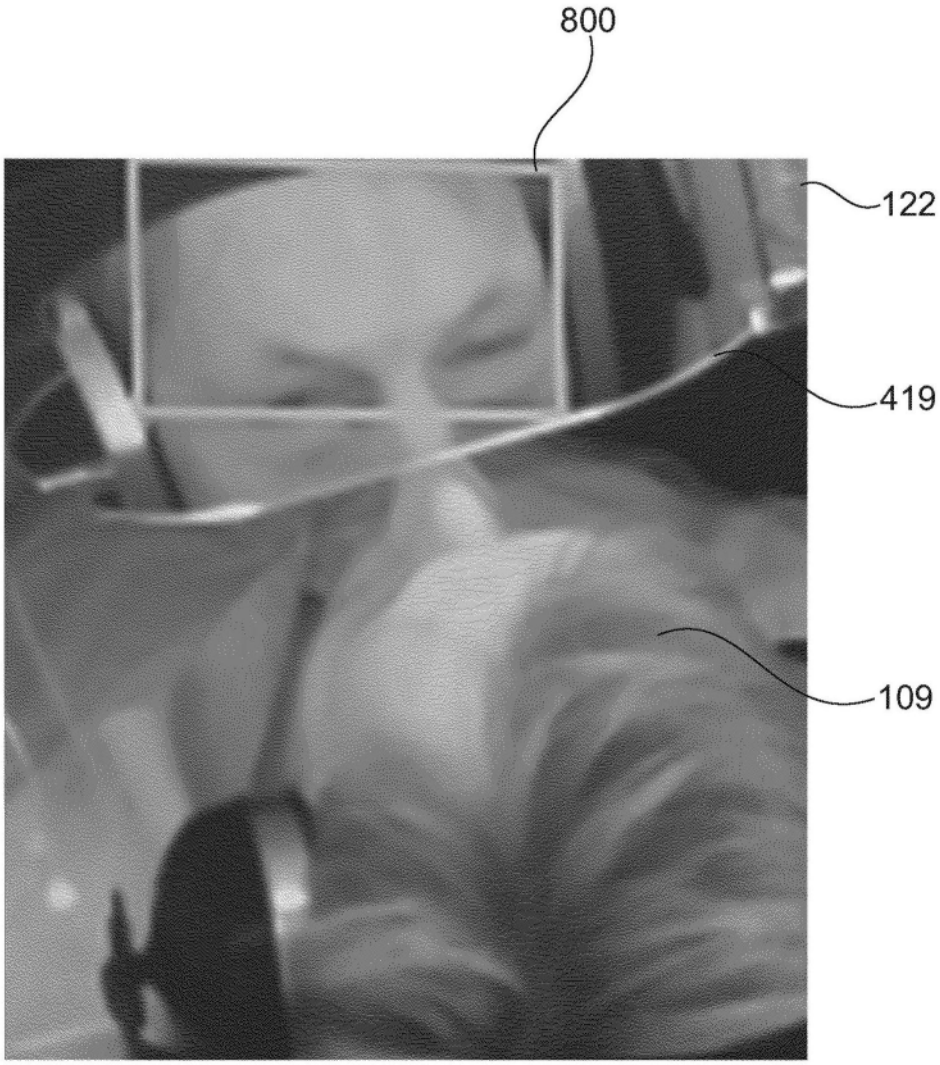


图8

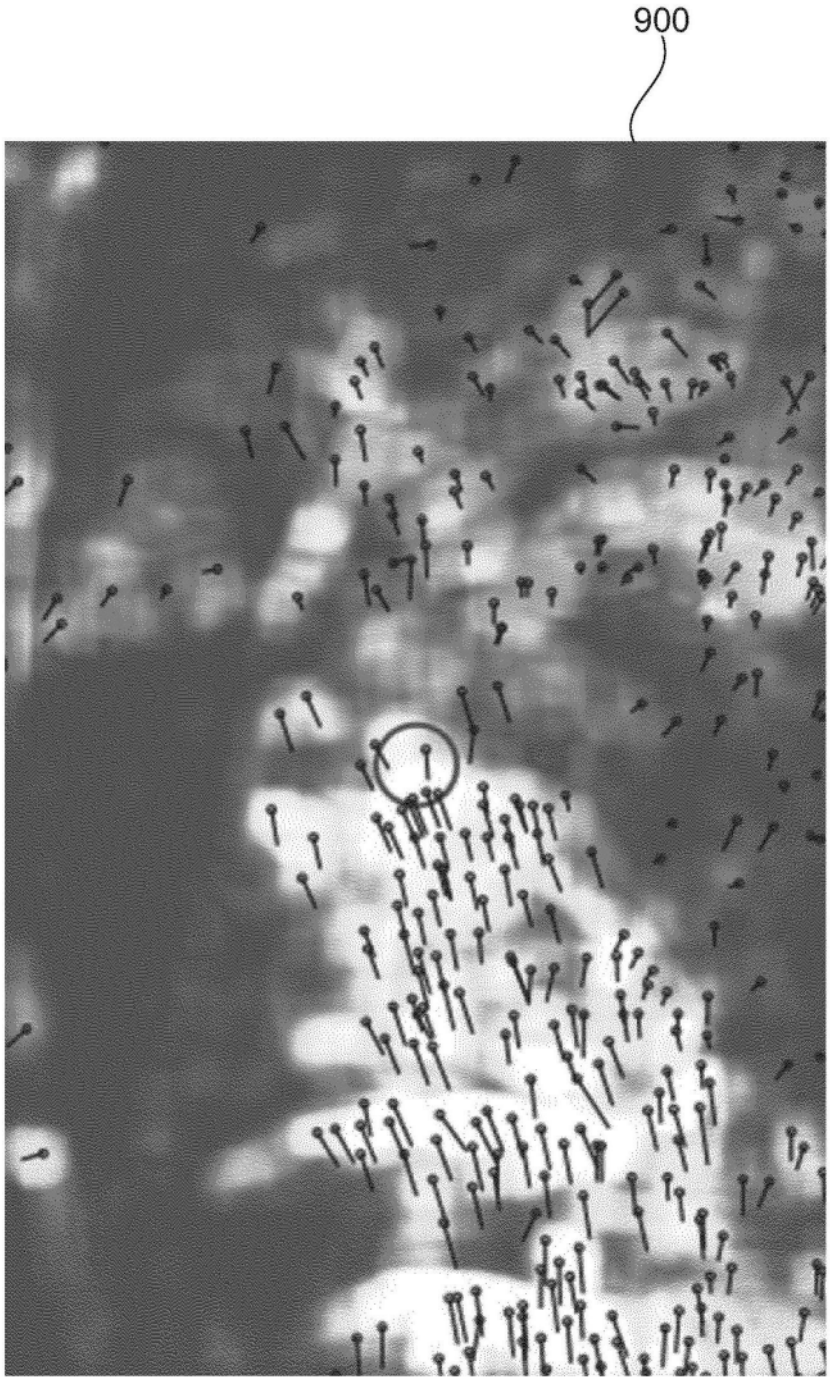


图9

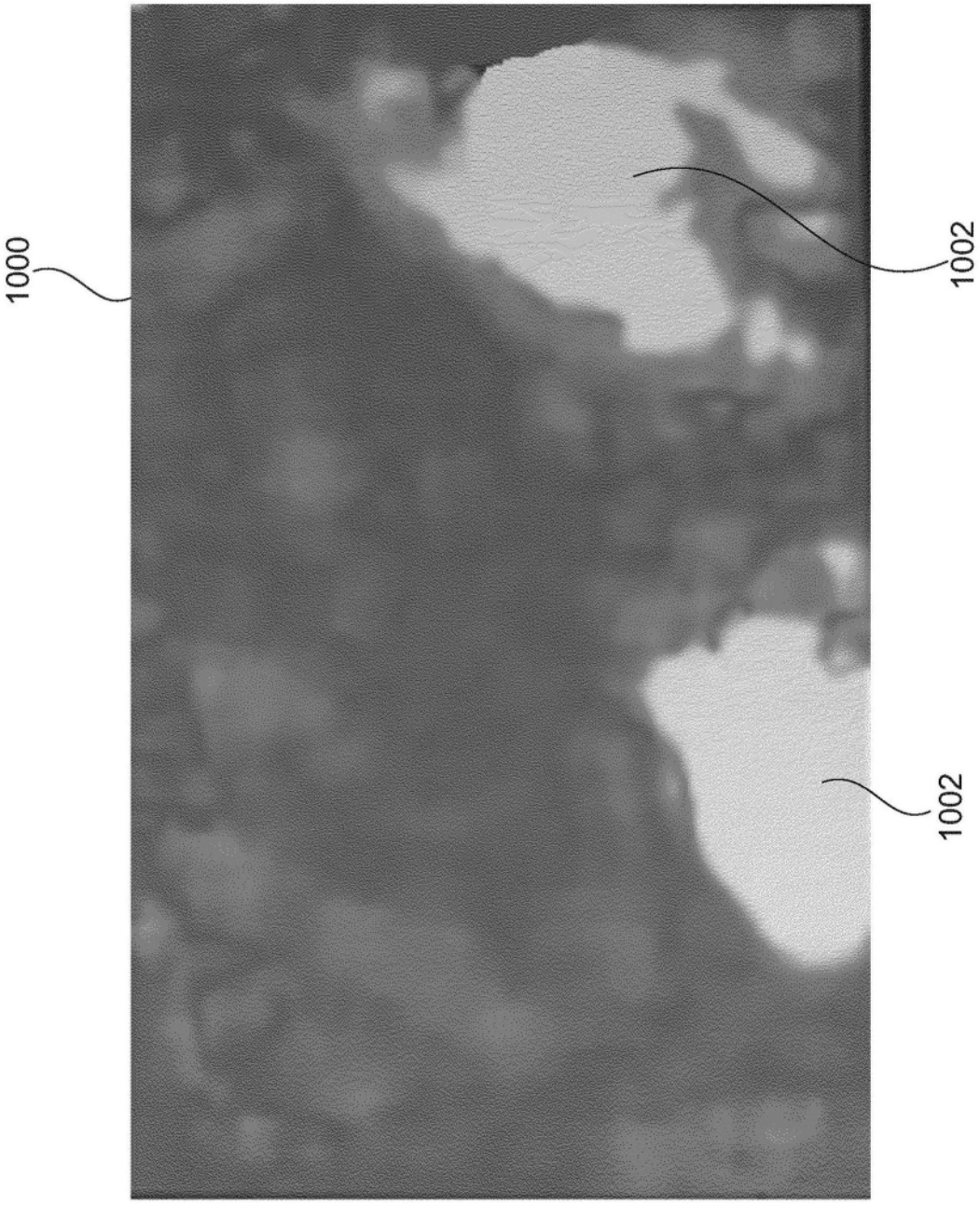


图10