



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 112446856 B

(45) 授权公告日 2024. 08. 30

(21) 申请号 202011002841.8

(22) 申请日 2015.11.09

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 112446856 A

(43) 申请公布日 2021.03.05

(30) 优先权数据
1419936.8 2014.11.10 GB

(62) 分案原申请数据
201580060631.5 2015.11.09

(73) 专利权人 维申RT有限公司
地址 英国伦敦

(72) 发明人 E·W·米德 I·D·迈尔

(74) 专利代理机构 北京金阙华进专利事务所
(普通合伙) 11224

专利代理师 陈建春

(51) Int.Cl.
G06T 7/00 (2017.01)
G06T 7/70 (2017.01)
A61N 5/10 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 101663067 A, 2010.03.03
CN 102474631 A, 2012.05.23

审查员 高婕

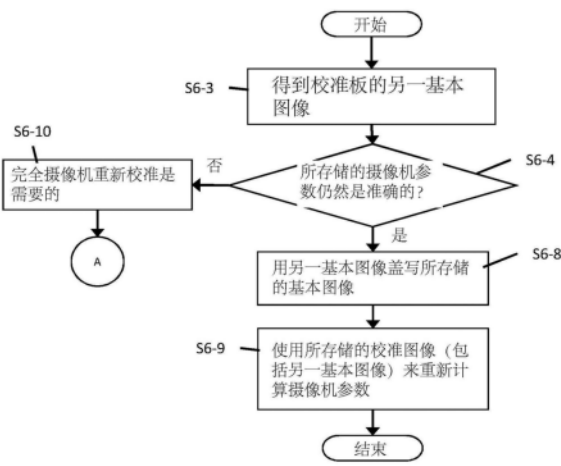
权利要求书2页 说明书8页 附图8页

(54) 发明名称

摄像机参数检查方法及相应患者监控系统
和计算机

(57) 摘要

本申请公开了摄像机参数检查方法及相应患者监控系统和计算机,其中所述方法包括:将校准对象布置到患者监控系统中的机械床上;利用图像检测器捕获所述校准对象的新图像;利用存储的摄像机参数处理所述校准对象的所述新图像,从而确定所述校准对象相对于所述图像检测器的位置和方位;利用存储的摄像机参数和确定的所述校准对象相对于图像检测器的位置和方位来实施所述校准对象的预期外观到所述图像检测器的图像平面上的反向投影;比较在所述新图像内的所述校准对象的外观与所述校准对象的预期外观的所述反向投影;在外观差异低于阈值时,用所述新图像代替存储的基本图像并将所述新图像存储为新的基本图像;及基于所述新图像重新计算摄像机参数。



1. 用于患者监控系统的摄像机系统中的图像检测器的、存储的摄像机参数的检查方法,所述存储的摄像机参数基于一组校准图像确定并包括:所述图像检测器(46)在摄像机系统(10)中的位置和方位及摄像机系统(10)的所述图像检测器(46)的内部特征,所述方法包括:

将校准对象(100)布置到机械床(18)上;

利用所述图像检测器(46)获取所述校准对象(100)的一个额外图像;

通过下述处理使用所述额外图像和所述存储的摄像机参数检测所述图像检测器的内部特征的变化:

利用存储的摄像机参数处理所述校准对象(100)的所述额外图像,从而确定所述校准对象(100)相对于所述图像检测器(46)的位置和方位;

利用存储的摄像机参数和确定的所述校准对象(100)相对于图像检测器(46)的位置和方位来实施所述校准对象(100)的预期外观到所述图像检测器(46)的图像平面上的反向投影;及

比较在所述额外图像内的所述校准对象(100)的外观与所述校准对象(100)的预期外观的所述反向投影;及

在所述图像检测器的内部特征被确认为准确时,使用所述额外图像内的所述校准对象的外观以及所述内部特征确定所述图像检测器的新的位置和方位。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中所述校准对象包括校准板,所述校准板包括在其表面上的已知位置处的标记形成的图案。

3. 根据权利要求2所述的方法,其中所述额外图像包括直接位于所述患者监控系统的测量平面上的所述校准板的图像。

4. 根据权利要求3所述的方法,其中所述患者监控系统的测量平面被定义为对所述患者监控系统定义的全局坐标系的 $z=0$ 平面。

5. 根据权利要求4所述的方法,其中为所述患者监控系统定义的全局坐标系是用于产生患者的表面的模型的坐标系。

6. 根据权利要求1所述的方法,其中所述患者监控系统的检查定期重复进行。

7. 一种患者监控系统,包括:

摄像机系统(10)的图像检测器(46),其中所述图像检测器(46)配置成获取布置到机械床(18)上的校准对象(100)的一个额外图像;

包括所述图像检测器(46)的、存储的摄像机参数的计算机(14),其中所述存储的摄像机参数从一组校准图像确定并包括:所述图像检测器(46)在摄像机系统(10)中的位置和方位及所述图像检测器(46)的内部特征;及其中所述计算机(14)配置成:

通过下述处理使用所述额外图像和所述存储的摄像机参数检测所述图像检测器的内部特征的变化:

从所述图像检测器(46)接收所述额外图像;

使用存储的摄像机参数处理所述额外图像,从而确定所述校准对象(100)相对于所述图像检测器(46)的位置和方位;

利用存储的摄像机参数和确定的所述校准对象(100)相对于图像检测器(46)的位置和方位来实施所述校准对象(100)的预期外观到所述图像检测器(46)的图像平面上的反向投

影;

比较在所述额外图像内的所述校准对象(100)的外观与所述校准对象(100)的预期外观的所述反向投影;及

在所述图像检测器的内部特征被确认为准确时,使用所述额外图像内的所述校准对象的外观以及所述内部特征确定所述图像检测器的新的位置和方位。

8.一种计算机,包括磁盘及存储在所述磁盘上并可运行的计算机程序,其中所述计算机程序在执行时实现根据权利要求1-6任一所述的方法的步骤。

摄像机参数检查方法及相应患者监控系统和计算机

[0001] 本申请为2015年11月09日申请的、发明创造名称为“校准与放射治疗装置一起使用的患者监控系统的方法”的中国专利申请201580060631.5的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及校准用于在放射疗法期间监控患者的位置的患者的监控系统的方法。特别是,本发明的实施方式涉及校准与放射治疗装置和类似装置一起使用的立体摄像机系统的方法,其中准确的定位及患者运动的检测对成功的治疗是重要的。

背景技术

[0003] 放射疗法由将辐射束投射到患者身体的预定部位上以便消灭或消除在其中存在的肿瘤组成。这样的治疗通常周期性和重复地被执行。在每次医学干预时,辐射源必须相对于患者被定位,以便以最高可能的准确度照射选定部位以避免照射相邻的组织,辐射束在该相邻的组织上将是有害的。

[0004] 当将辐射施加到患者时,治疗装置的选通应与呼吸周期匹配,使得辐射聚焦于肿瘤的位置上且对其它组织的附带损坏被最小化。如果检测到患者的移动,则应暂停治疗以避免照射除了肿瘤位置以外的患者的区域。

[0005] 由于这个原因,因此提出了用于帮助在放射疗法期间定位患者的很多监控系统,例如在Vision RT的早期专利和专利申请US7889906、US7348974、US8135201、US2009/187112、W02014/057280和W02015/008040中所述的那些监控系统,这些专利和专利申请通过引用被并入本文。

[0006] 在Vision RT的专利申请中所描述的系统中,患者的立体图像被得到并处理以产生识别与在被成像的患者的表面上的点相对应的大量点的3D位置的数据。这样的数据可与在早先的场合产生的数据比较并用于以一致的方式定位患者或当患者移出位置时提供警告。一般,这样的比较涉及进行Procrustes分析以确定变换,其最小化在由基于活动图像产生的数据所识别的在患者的表面上的点和在由在早先的场合产生的数据所识别的患者的表面上的点之间的位置的差异。

[0007] 用于放射疗法的应用的治疗计划随着具有多个或浮动等中心的治疗装置而变得日益复杂。此外,有在治疗期间利用较高剂量的辐射以便减小总治疗时间的增长的趋势。这样的增加的复杂度和较高的剂量随之带来误治的增加的可能性。因此存在对患者监控系统的准确度的提高的不断增长的需要。

[0008] 为了得到合理的视场,在患者监控系统中,监控患者的摄像机一般从一定距离(例如离正被监控的患者1到2米)观看患者。Vision RT的患者监控系统能够产生患者的表面的高度准确(例如亚毫米)的模型。为了这么做,监控系统必需被校准以便建立识别图像捕获设备/摄像机的相对位置和方位的摄像机参数、由每个图像检测器/摄像机的透镜的光学设计引起的任何光学失真(例如镜头筒、枕形和胡须失真和离心/切向失真),以及摄像机/图像捕获设备的其它内部参数(例如焦距、图像中心、高宽比偏斜、像素间距等)。一旦是已知

的,摄像机参数就可用于操纵所得到的图像以得到无失真的图像。可接着通过匹配从不同位置得到的图像中的相应部分并得到来自那些匹配的3D位置和图像捕获设备/摄像机的相对位置和方位来确定3D位置测量。

[0009] 一般地,患者监控系统的校准涉及捕获具有已知尺寸和具有在视场内的各种方位和各种位置处的校准标记的已知布置的校准对象的多个图像以及使用关于在校准对象上的标记的预期位置的信息来处理图像以确定各种参数。校准的准确度于是非常依赖于在校准过程中使用的图像的数量。所使用的图像的数量越大且在各种图像之间的校准板的方位的变化越大,结果就越准确。例如,来自MVTec Software GmbH的HALCON机器视觉软件包需要校准板的至少10到15个图像,且如果校准对象相对于图像捕获设备/摄像机的视场是小的,则可能需要明显多于上述数量。作为需要被捕获的图像的数量结果,使用这样的过程校准计算机视觉系统可能是耗费时间的。

[0010] 当计算机视觉系统用于在放射治疗期间监控患者的定位时,系统需要非常频繁地被重新校准(理想地针对每个单独的患者治疗过程)以确保用于处理所捕获的图像并产生计算机模型的参数准确地反映立体摄像机的当前相对位置。对高准确度和有规律的重新校准的需要是在患者监控系统的情况(其中患者从一定距离被观看)下更为迫切,因为在摄像机的方位中的非常小的变化可能对模型的准确度有相当大的影响。由于这个敏感度,非常有规律的校准对患者监控系统特别重要,特别是其中摄像机可能意外地被碰撞或改变方位,例如在易于受到地震的区域中,例如加利福尼亚州或日本,小的地震震动可引起系统的图像捕获设备/摄像机的移动,导致在患者定位和治疗中的误差。然而,在以期望频率进行这样的校准的场合,这对患者治疗效率有不利的影响。

[0011] 因此提高效率是合乎需要的,可以以该效率对与放射治疗装置一起使用的患者监控系统实现校准过程。

发明内容

[0012] 根据本发明的一个方面,提供校准患者监控系统的方法。

[0013] 最初,患者监控系统的图像检测器用于得到包括在各种方位和位置处的校准对象的图像的一组校准图像。这些所得到的校准图像然后被存储并处理以计算定义图像检测器的位置和方位的摄像机参数和识别图像检测器的内部特征的特征参数(例如透镜失真、焦距、高宽比等)。

[0014] 随后,通过使用图像检测器以得到校准对象的额外图像来重新校准患者监控系统。这个额外图像和所存储的摄像机参数然后用于检测在图像检测器的内部特征中的任何表现变化。如果检测到在图像检测器的内部特征中的变化,则使用图像检测器得到另一组校准图像并使用另一组校准图像来重新计算图像检测器的摄像机参数。如果没有检测到在图像检测器内部的参数中的表现变化,则通过使用所存储的一组校准图像和由图像检测器得到的校准对象的额外图像重新计算图像检测器的摄像机参数来实现患者监控系统的重新校准。

[0015] 上面所述的过程提供用于快速确认患者监控系统的准确度的手段,其因此促成了校准过程的提高效率。这是因为不是基于多个图像来执行系统的完整重新校准,而是只得到单个额外图像,且使用这个单个新图像和来自原始校准的以前存储的图像来重新计算

摄像机校正参数。这减小执行重新校准过程所必需的工作量并因此有助于使用治疗装置来维持吞吐量。

[0016] 如果图像检测器的内部特征被调整,则系统将不再是准确的,除非内部参数被更新。如果在图像检测器的内部特征中的任何变化(不论是实际的或表观的)可被检测到,则这将指示完全的重新校准需要被进行。相反,如果与内部特征有关的摄像机参数可被确认为准确的,则可基于在用摄像机拍摄的图像中的已知尺寸的校准对象的外观并使用当前的内部参数来确定图像检测器的相对位置和方位的准确的摄像机参数。

[0017] 可以用多种方式来实现检测在图像检测器的内部特征中的变化。

[0018] 在一些实施方式中,检测在图像检测器的内部特征中的变化可包括比较使用所存储的校准图像确定的所存储的摄像机参数和使用所存储的校准图像和额外图像确定的摄像机参数,以及确定识别图像检测器的内部特征的任何参数是否相差多于阈值量。

[0019] 可选地,在其它实施方式中,检测在图像检测器的内部特征中的表观变化可包括利用所存储的摄像机参数来处理额外图像以确定校准对象相对于图像检测器的位置和方位,利用所存储的摄像机参数和所确定的校准板的位置和方位来确定校准对象的预期外观到图像检测器的图像平面上的反向投影;以及比较在由图像捕获检测器捕获的额外图像内的校准对象的外观与校准对象的预期外观的反向投影。

[0020] 使用所存储的这组校准图像和由图像检测器得到的校准对象的额外图像来重新计算图像检测器的摄像机参数可包括利用额外图像作为与其它图像比较的基本图像来计算图像检测器的位置和方位以及图像检测器的内部特征。

[0021] 在一些实施方式中,校准对象可包括校准板,且额外图像可包括直接位于患者监控系统的测量平面上的校准板的图像,其中患者监控系统的测量平面被定义为对患者监控系统定义的全局坐标系的 $z=0$ 平面。在这样的实施方式中,为患者监控系统定义的全局坐标系可以是用于产生由系统监控的患者的表面的3D丝网模型的坐标系。

[0022] 在一些实施方式中,用于校准系统的一组校准图像可包括在图像检测器的视场内的各种方位和各种位置处的校准对象的至少10个图像。

[0023] 该方法可用于校准包括具有多个图像检测器的立体摄像机系统的患者监控系统,其中每个图像检测器以上面所述的方式被校准。

[0024] 可执行校准患者监控系统的上面所述的方法,其中重新校准定期地重复,监控系统用于在得到校准对象的图像和患者监控系统的重新校准之间监控患者的位置。

附图说明

[0025] 现在将参考附图更详细地描述本发明的实施方式,其中:

[0026] 图1是患者监控器的示意性透视图;

[0027] 图2是图1的患者监控器的摄像机系统的前透视图;

[0028] 图3是图1的患者监控器的计算机系统的示意性方框图;

[0029] 图4是用于在本文所述的方法中使用的校准板的平面图;

[0030] 图5A-D是示出多个不同的图像失真的结果的图4的校准板的图像的例证性例子;以及

[0031] 图6A-B是根据本发明的校准方法的流程图。

具体实施方式

[0032] 在描述操作与放射治疗装置一起使用的患者监控系统的方法之前,将描述患者监控系统和放射治疗装置。

[0033] 图1是包括由接线(未示出)连接到计算机14的立体摄像机系统10的示例性患者监控系统的示意性透视图。计算机14也连接到治疗装置16,例如用于施加发射疗法的线性加速器。机械床18被提供为治疗装置的部分,患者20在治疗期间躺在该部分上。治疗装置16和机械床18布置成使得在计算机14的控制下,机械床18和治疗装置16的相对位置可横向地、垂直地纵向地和旋转地改变,如在附图中由相邻于床的箭头指示的。

[0034] 治疗装置16包括主体22,托台24从主体22延伸。准直仪26设置在远离治疗装置16的主体22的托台24的端部处。为了改变辐射照射患者20的角度,托台24在计算机14的控制下布置成绕着穿过治疗装置16的主体22的中心的轴旋转。此外,通过旋转在托台24的端部处的准直仪26也可改变由治疗装置的照射的位置。

[0035] 在使用中,立体摄像机10获得躺在机械床18上的患者20的视频图像。这些视频图像经由接线传递到计算机14。计算机14然后处理患者20的图像以产生患者的表面的模型。比较这个模型与在较早的治疗疗程期间产生的患者的模型。当定位患者时,在当前模型表面和从较早的疗程得到的目标模型表面之间的差异被识别出,并且将这些表面对齐所需要的定位指令被确定并被发送到机械床18。随后在治疗期间,可识别出偏离初始设置的任何偏差,且如果偏差大于阈值,则计算机14将指令发送到治疗装置16以使治疗暂停,直到患者20可被重新定位为止。

[0036] 图2是图1的患者监控系统的立体摄像机系统10的前透视图。

[0037] 在这个实施方式中,立体摄像机系统10包括经由铰链44连接到托架42的壳体41。托架42使立体摄像机系统10能够在固定位置上附接到治疗室的天花板,同时铰链44允许立体摄像机系统10的方位相对于托架42被定向,使得立体摄像机系统10布置成观看躺在机械床18上的患者20。

[0038] 一对透镜46安装在壳体41的前表面48的任一端处。这些透镜46位于被包含在壳体41内的图像捕获设备/摄像机(例如CMOS活动像素传感器或电荷耦合设备(未示出))的前面。摄像机/图像检测器布置在透镜46后面,以便经由透镜46捕获患者20的图像。

[0039] 散斑投影仪52设置在两个透镜46之间的壳体41的前表面48的中间。散斑投影仪52布置成以红光的非重复的散斑图案照亮患者20,使得当患者20的图像由两个图像检测器捕获时,所捕获的图像的相应部分可被区分开。为了那个目的,散斑投影仪包括光源(例如LED)和膜,随机散斑图案打印在该膜上。在使用中,来自光源的光经由膜被投影,且作为结果,由亮和暗区域组成的图案被投影到患者20的表面上。当所投影的散斑图案的图像由立体摄像机系统10捕获时,图像可接着被处理以确定在患者的表面上的一组点的位置,且因此患者的定位可被监控。

[0040] 图3是图1的患者监控器的计算机14的示意性方框图。

[0041] 为了使计算机14处理从立体摄像机系统10接收的图像,计算机14由在磁盘54上提供的软件或通过经由通信网络将电信号55接收到多个功能模块56-64内来配置。在这个例子中,功能模块56-64包括:用于处理从立体摄像机系统10接收的图像的3D位置确定模块56、用于处理由3D位置确定模块56产生的数据并将该数据转换成成像计算机表面的3D丝网

模型的模型产生模块58;用于存储成像表面的3D丝网模型的已产生模型存储器60;用于存储以前产生的3D丝网模型的目标模型存储器62;以及用于确定使已产生模型与目标模型匹配所需的旋转和平移的匹配模块64。

[0042] 在使用中,当图像由立体摄像机系统10得到时,这些图像由3D位置确定模块56处理。这个处理使3D位置确定模块能够识别在患者20的表面上的图像对中的相应点的3D位置。这以如下方式实现:通过3D位置确定模块56识别在由立体摄像机系统10得到的图像对中的相应点并接着基于在所得到的图像对中的相应点的相对位置和立体摄像机系统10的每个图像捕获设备/摄像机的所存储的摄像机参数确定那些点的3D位置。

[0043] 一般地,相应点的识别基于大约 16×16 个像素的图像片的分析。为了帮助识别和匹配如所描述的相应片,立体摄像机系统10包括布置成将随机或伪随机散斑图案投影到正被成像的患者20上的散斑投影仪52,以便可更容易区分患者20的表面的不同部分。选择散斑图案的尺寸,使得不同的图案在不同的图像片中将是明显的。

[0044] 由3D位置确定模块56产生的位置数据然后传递到模型产生模块58,其处理位置数据以产生由立体摄像机10成像的患者20的表面的3D丝网模型。在这个实施方式中,3D模型包括三角形丝网模型,其中模型的顶点对应于由3D位置确定模块56确定的3D位置。当这样的模型已经被确定时,它存储在已产生模型存储器60中。

[0045] 当患者20的表面的丝网模型已经被存储时,匹配模块64然后被调用以确定在基于由立体摄像机10得到的当前图像的已产生模型和存储在目标模型存储器62中的患者的以前产生的模型表面之间的匹配的平移和旋转。所确定的平移和旋转然后作为指令被发送到机械床18以使床相对于治疗装置16将患者20定位在与当他们以前被治疗时所在的相同位置上。

[0046] 随后,立体摄像机10可继续监控患者20,且位置的任何变化可通过产生另外的模型表面并比较那些所产生的表面与存储在目标模型存储器62中的目标模型而被识别出。如果确定患者移出位置,则治疗装置16可暂停且患者20被重新定位,从而避免照射患者20的错误部分。

[0047] 为了以尽可能大的准确度构造患者的表面的模型,需要校准患者监控系统/立体摄像机系统,使得匹配图像的部分可转换成3D位置的确定。这涉及确定图像捕获设备的相对定位。此外,系统的校准必须校正由透镜46或由图像捕获设备引入的任何图像失真。

[0048] 校准计算机视觉系统的常规方法涉及捕获每个图像捕获设备/摄像机的一组校准图像,其包括具有已知尺寸并具有在图像捕获设备/摄像机的视场内的各种方位和各种位置处的校准标记的已知布置的校准对象的多个图像。这样的校准对象一般采取校准板的形式,且图4示出包括由平坦刚性材料(例如铝或钢)制成的 70×70 cm板的示例性校准板100,其上提供图案,该图案显示了在板的表面上的已知位置处的标记/圆圈101a的 34×32 矩阵。此外在这个例子中,朝着校准板的中心是相邻于四个圆圈的四个较小的标记101b,该四个圆圈的中心一起识别已知尺寸的正方形的四个角,以及还有由在板100的中心处会合的一对虚线形成的十字102。

[0049] 作为另一例子,MVTec Software GmbH提供预期与它们的HALCON机器视觉软件包一起使用的在一系列尺寸的校准板,且这些校准板包括标记/圆圈的 7×7 矩阵。

[0050] 图5A-D示出图4的校准板的一组图像。图5A示出如从一个角度观看的校准板100的

图像的例子。图5B示出校准板100的图像的例子,其中存在镜头筒径向失真,图5C示出校准板100的图像的例子,其中存在枕形径向失真,以及图5D示出校准板100的图像的例子,其中存在离心失真。

[0051] 如果具有已知尺寸并具有已知的一组标记的校准板100由每个图像捕获设备/摄像机得到,则定义系统的图像捕获设备/摄像机的相对位置和方位的参数可被得到,定义每个图像捕获设备/摄像机的内部特征参数(例如焦距、径向失真系数、切向失真系数等)也可被得到。因此例如在图5A的情况中,如果校准板100的各种标记的尺寸和位置是已知的,则可确定板得到如在图5中所示的图像的摄像机的相对方位。如果仿射变换应用于这样的图像以移除由于从斜角观看校准板100而产生的失真,则校准板100的视图应对应于图4所示的平面视图。在标记的任一阵列由于从图像捕获设备/摄像机的内部特征产生的失真而不对应于图4的平面视图的程度(例如在图5B-D中所示的),则这些失真可被识别出,以便可在处理图像以基于所捕获的图像产生3D模型之前做出对这些失真的适当校正。

[0052] 图6A和6B是示出根据本发明的校准和操作监控系统/立体摄像机系统的改进的过程的流程图。

[0053] 最初,患者监控系统/立体摄像机系统经历完全校准,如图6A所示,以建立系统的每个图像捕获设备/摄像机的摄像机参数。

[0054] 在图6A中,在图像捕获设备/摄像机的这个完全校准的第一步骤(S6-1)中,图像捕获设备/摄像机用于得到并存储图像捕获设备/摄像机的一组校准图像,其包括具有在图像捕获设备/摄像机的视场内的各种方位和各种位置处的校准标记的已知布置的校准板的多个图像。

[0055] 这组校准图像包括在正被校准的图像捕获设备/摄像机的视场内的不同位置和方位处的校准板的多个图像(例如10到15个不同的图像)。这些图像之一被指定为校准过程的基本图像,且在基本图像中的校准板的表面用于定义为系统定义的全局坐标系的平面 $z=0$ 。

[0056] 然后使用关于在校准板上的标记的预期位置的信息来处理校准板的这组校准图像,包括基本图像,以确定捕获这组校准图像的图像捕获设备/摄像机的摄像机参数,且这些摄像机参数然后被存储(S6-2)。

[0057] 对每个图像捕获设备/摄像机进行图6A所示的完全校准过程,直到为系统的所有图像捕获设备/摄像机计算并存储摄像机参数为止。使用常规技术来完成每个图像捕获设备/摄像机的摄像机参数的这个确定。

[0058] 作为例子,可处理在一组内的每个校准图像以提取在校准板上的标记的图像内的坐标。可接着比较这些坐标与在坐标系中的标记的预期位置以确定识别摄像机的相对位置和方位的参数以及在摄像机本身内部的参数(例如透镜失真、焦距、高宽比等),如在特此通过引用被并入的Roger Tsai的“A Versatile Camera Calibration Technique for High-Accuracy 3D Machine Vision Metrology Using Off the Shelf TV Cameras and Lenses”(IEEE Journal of Robotics and Automation, Vol. Ra-3, No. 4, 1987年8月)中详细描述。作为另一例子,来自MVTec Software GmbH的HALCON机器视觉软件包实现用于从一组校准图像确定摄像机的一组摄像机参数的可选技术,如在由MVTec Software GmbH发布的“Solution Guide III-C-3D Vision”中所述的。

[0059] 所存储的摄像机参数可接着由患者监控系统在监控患者时使用以处理由图像捕获设备/摄像机捕获的图像(例如以从图像移除失真并基于在图像中的相对匹配的位置和用于捕获图像的摄像机的相对位置和方位将在不同图像的部分之间的匹配转换成3D表面测量)。

[0060] 在完全校准完成之后的某个时间,发起重新校准。重新校准的这样的发起可以是手动行动,其中重新校准由系统操作员在一天的开始或甚至在患者之间发起。

[0061] 图6B是示出这个重新校准过程的流程图,在该过程期间,系统的每个图像捕获设备/摄像机经历一定程度的重新校准。

[0062] 在重新校准过程的第一步骤中,经历重新校准的图像捕获设备/摄像机用于得到校准板的额外图像(S6-3),校准板优选地放置在一个位置处或靠近一个位置以定义为系统定义的全局坐标系的平面 $z=0$ 。可通过将校准板100放置在机械床18的表面上并定位板使得板100的中心位于治疗装置16的等中心处,来实现校准板100在期望位置处的放置。在很多情况中,可以使用激光来加亮等中心的位置(如常常在常规放射治疗装置中使用的)并定位和对齐板100和在板100上的十字102与激光的投影平面来促成板的准确放置。这个额外的图像然后用于实现校准检查以确认图像捕获设备/摄像机的所存储的内部摄像机参数(即与摄像机的内部特征有关的摄像机参数)是否仍然是有效的/准确的(S6-4),如果例如摄像机被碰撞或以其他方式移出位置则可能不是这种情况。

[0063] 存在很多可能的方法,校准图像可用于通过这些方法来确认图像捕获设备/摄像机的所存储的内部摄像机参数是否仍然是有效的/准确的。

[0064] 作为例子,为了检查以前存储的摄像机参数的准确度,可使用识别图像检测器的位置和方位的以前存储的摄像机参数以及内部摄像机特征,来处理额外的图像以确定校准板相对于图像检测器的位置和方位。可接着使用校准板的所确定的位置和方位和所存储的摄像机参数来实现在校准板上的标记到图像平面上的反向投影。可接着通过比较在由图像捕获设备/摄像机捕获的额外图像内的校准板上的标记的外观与在反向投影中的校准对象的外观来确定特定的图像捕获设备/摄像机的所存储的内部摄像机参数的准确度。这个比较然后将揭露在图像检测器的内部特征中的任何变化。反向投影利用描述校准对象和在校准对象上的标记的位置的数据。

[0065] 作为备选方案,可通过使用额外图像和来自在初始校准计算中使用的这组校准图像的以前存储的图像重新计算这些摄像机参数来确定与摄像机的内部方面有关的以前存储的摄像机参数(例如透镜失真、焦距、高宽比等)的准确度。可接着比较与图像捕获设备/摄像机的内部方面有关的重新计算的摄像机参数与在初始完全校准过程期间为图像捕获设备/摄像机计算的与这些内部方面有关的相应的所存储的摄像机参数,以确定是否有在重新计算的参数和所存储的参数之间的实质性差异以及因此与摄像机的内部方面有关的所存储的摄像机参数是否仍然是准确的。

[0066] 例如,这将涉及计算在与摄像机的内部方面有关的每个重新计算的摄像机参数的值和相应的所存储的内部摄像机参数的值之间的差异,以及确定这些差异中的任一个是否超过相应的阈值。

[0067] 如果确定从最后一次完全校准产生的与摄像机的内部特征有关的所存储的摄像机参数仍然是足够准确的(即在摄像机参数中的检测到的变化或在校准板上的标记的成像

位置和投影位置之间的差异相差小于阈值量),则图像捕获设备/摄像机可部分地被重新校准,而不必进行将需要完全新的一组校准图像的完全校准过程。这可通过用最新捕获的图像代替以前存储的基本图像(S6-8)并接着使用现在包括最新捕获的图像的所存储的校准图像重新计算摄像机参数来实现(S6-9)。

[0068] 可实现这个重新校准而不必得到完全新的一组校准图像,好像确定与摄像机的内部方面有关的摄像机参数仍然是足够准确的一样(即没有一个摄像机内部特征看起来明显改变),所存储的图像可连同新基本图像一起重新用于校准系统。这甚至是如果摄像机在得到原始组的摄像机图像(s6-3)和新的额外图像(s6-3)之间的时间段中被碰撞离开位置时的情况。这是因为可通过使用新图像作为用于确定摄像机的当前位置和方位的基础来考虑图像捕获设备/摄像机的任何移动。

[0069] 如果确定图像检测器的内部特征看起来明显改变,则完全重新校准将是需要的。例如,这可能是因为摄像机的某个内部方面被有意或无意地调节。当这出现时,系统因此确定这个图像捕获设备/摄像机的完全重新校准是需要的(S6-10)并将这指示给操作员。过程因此继续进行以实现完全重新校准(即返回到步骤S6-1),需要使用完全新的一组校准图像的重新校准。

[0070] 当发起重新校准时,图6B所示的过程重复,直到为系统的所有图像捕获设备/摄像机重新计算并存储摄像机参数为止。系统然后等待下一重新校准检查的发起。

[0071] 在校准过程的上面所述的实施方式中,患者监控系统的初始完全校准、校准检查和完全和部分重新校准被描述为利用以校准板100的形式的校准对象的图像。虽然可使用相同的校准对象或至少相同设计的校准对象来实现这些步骤中的每个,但对于每个步骤利用校准对象的不同形式/设计也同样是可能的,只要校准对象的形式/设计足以允许校准对象的3D位置和方位被确定并且系统具有描述每个校准对象的数据。例如,当得到用于初始完全校准的这组校准对象时可使用第一校准对象,当得到用于校准检查的额外图像时可接着使用第二校准对象(这个第二校准对象的额外图像也用于部分重新校准),以及当得到用于完全重新校准的另一组校准图像时可接着使用第三校准对象。

[0072] 在特别有利的实施方式中,第一校准对象用于实现初始完全校准,而第二校准对象用于实现校准检查和任何部分重新校准。如果完全重新校准是需要的,接着重新使用第一校准对象。这种方法可接着利用比第二校准对象更昂贵的第一校准对象,第一校准对象当是不频繁的完全校准所需要的时通过患者监控系统的制造商/供应商变得暂时可得到,以及第二校准对象被供应到患者监控系统的最终用户用于更常规的部分重新校准。

[0073] 虽然参考附图所述的本发明的实施方式包括计算机装置和在计算机装置中执行的过程,本发明也扩展到适合于实施本发明的计算机程序,特别是在载体上或中的计算机程序。程序可以在源或对象代码的形式中或在适合于在根据本发明的过程的实现中使用的任何其它形式中。载体可以是能够携带程序的任何实体或设备。

[0074] 例如,载体可包括存储介质,例如ROM,例如CD ROM或半导体ROM或磁性记录介质,例如软盘或硬盘。此外,载体可以是可传输载体,例如可经由电缆或光缆或通过无线电或其它手段传送的电或光信号。当程序体现在可直接由电缆或其它设备或装置传送的信号中时,载体可由这样的电缆或其它设备或装置构成。可选地,载体可以是其中嵌入了程序的集成电路,该集成电路适合于执行相关过程或在相关过程的执行中使用。

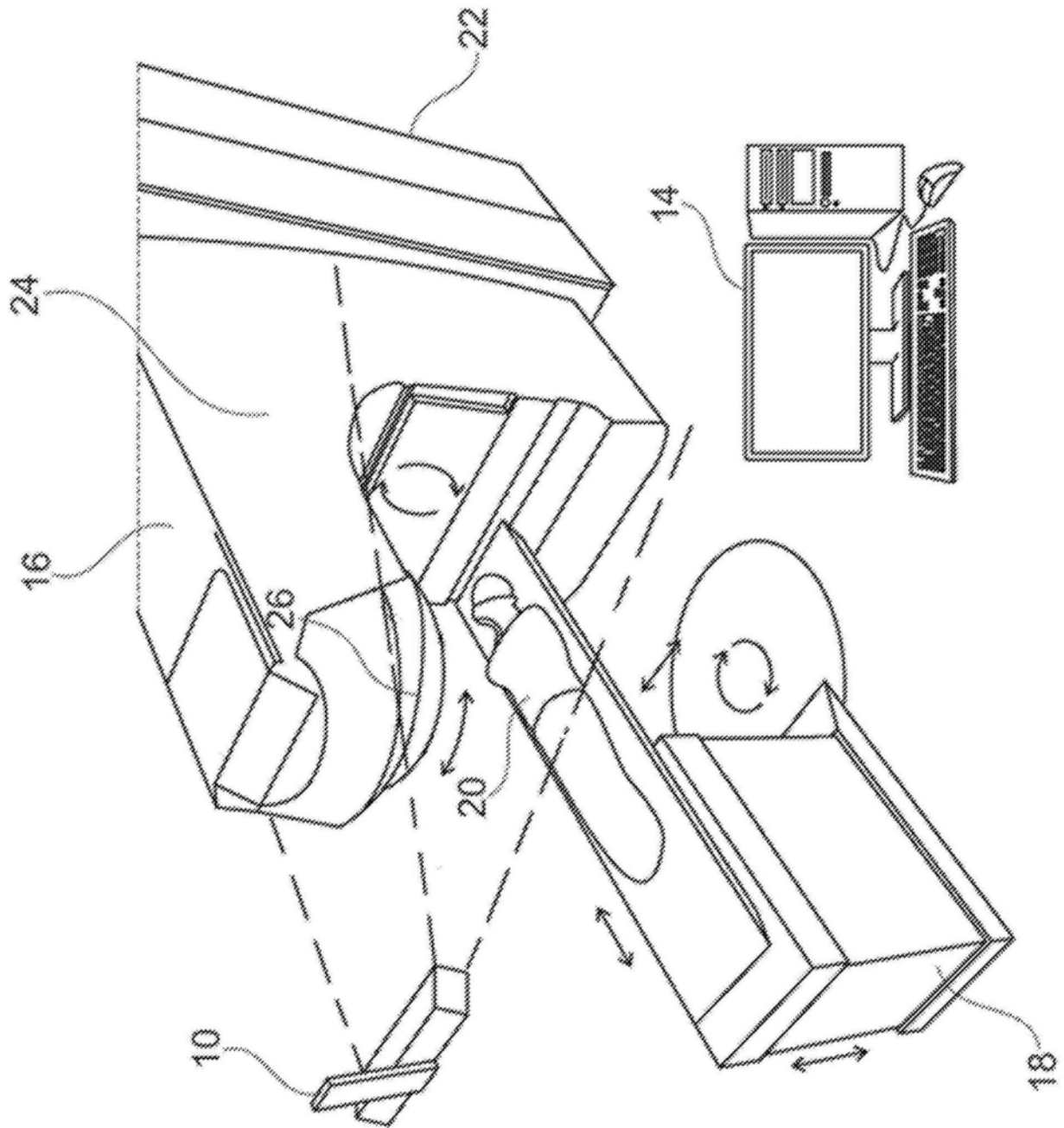


图1

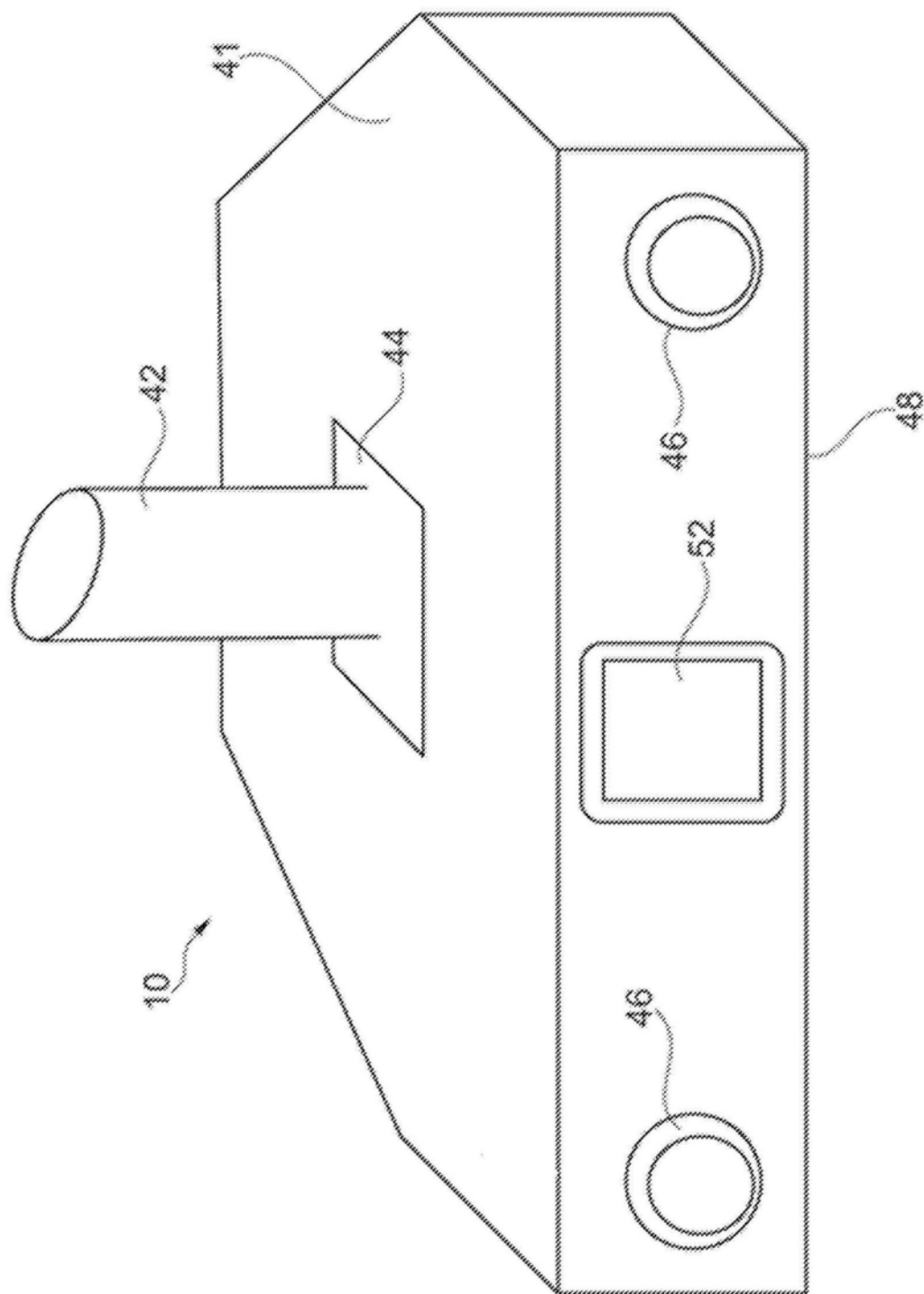


图2

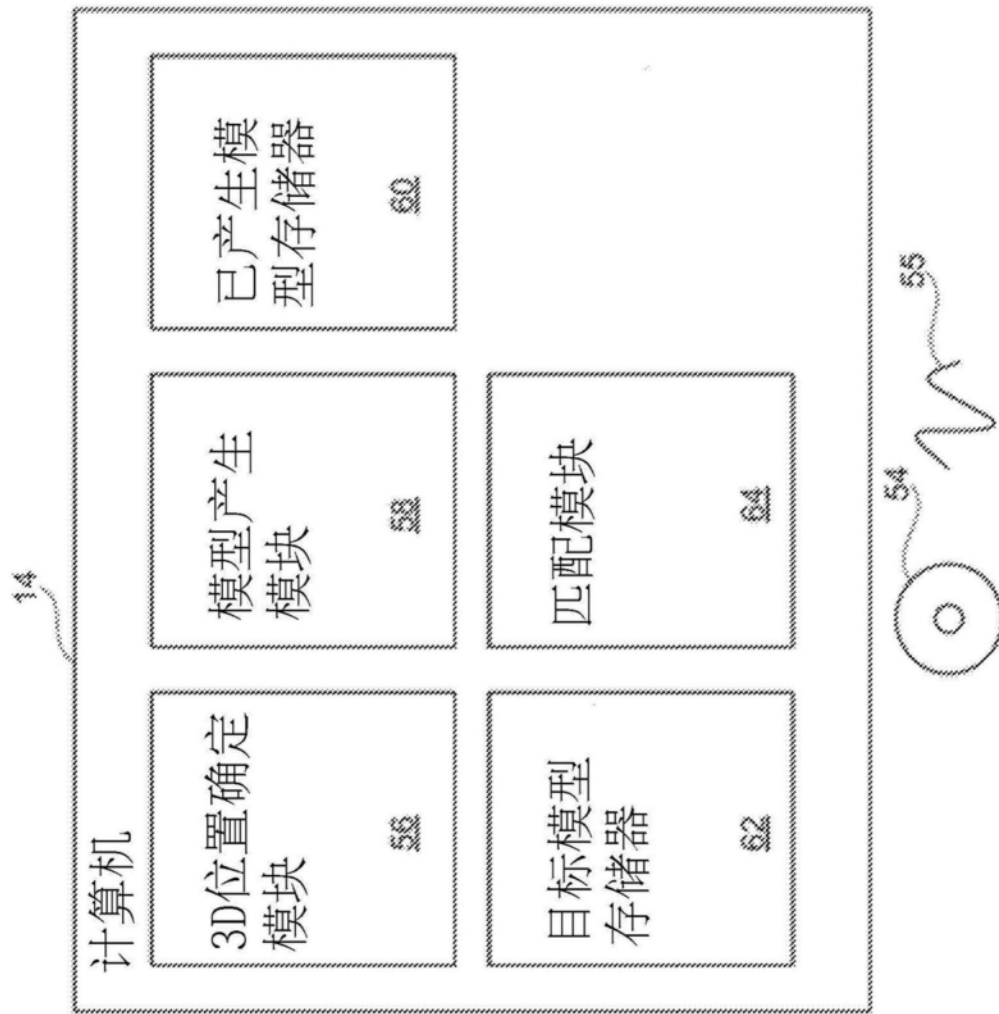


图3

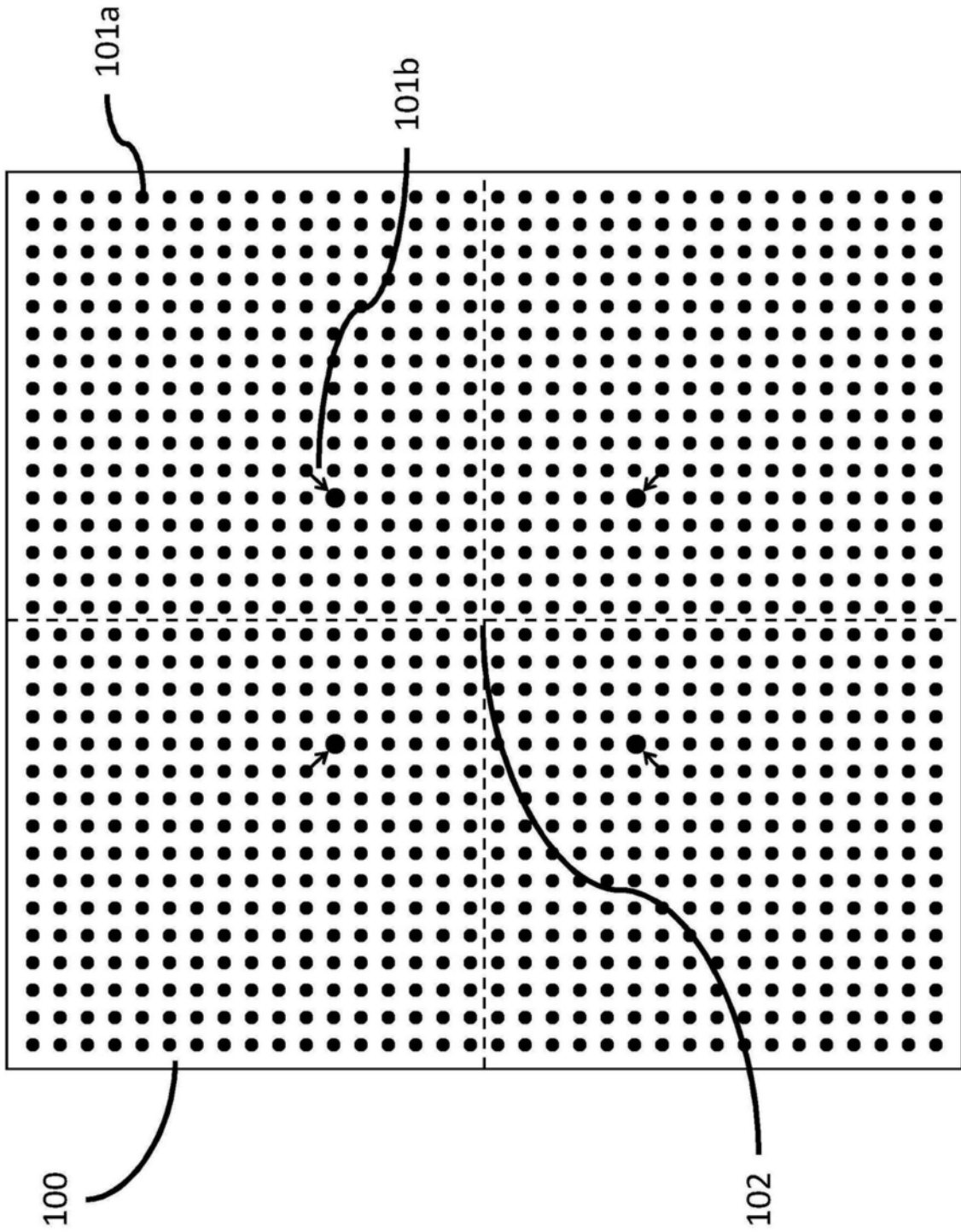


图4

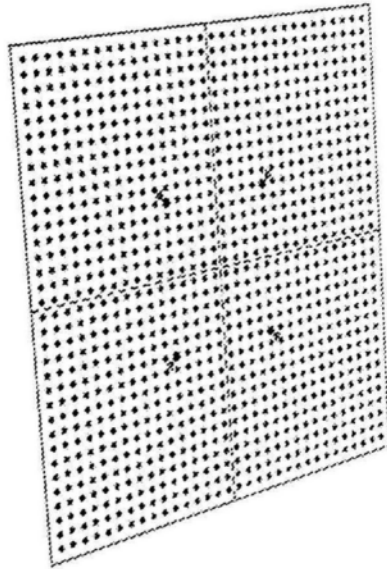


图5A

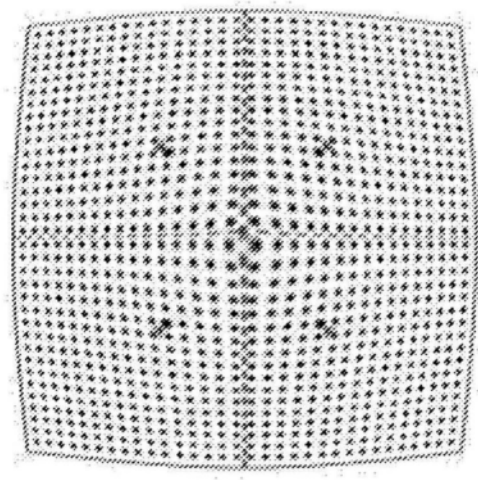


图5B

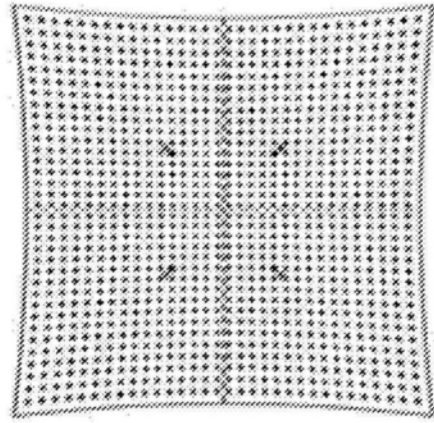


图5C

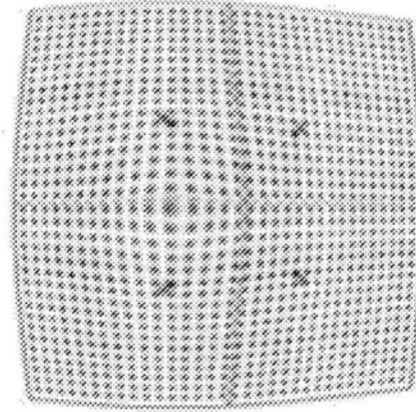


图5D

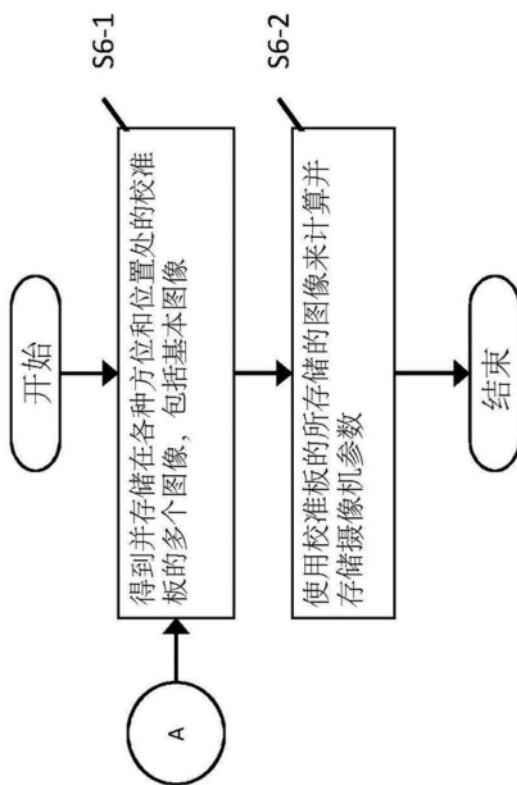


图6A

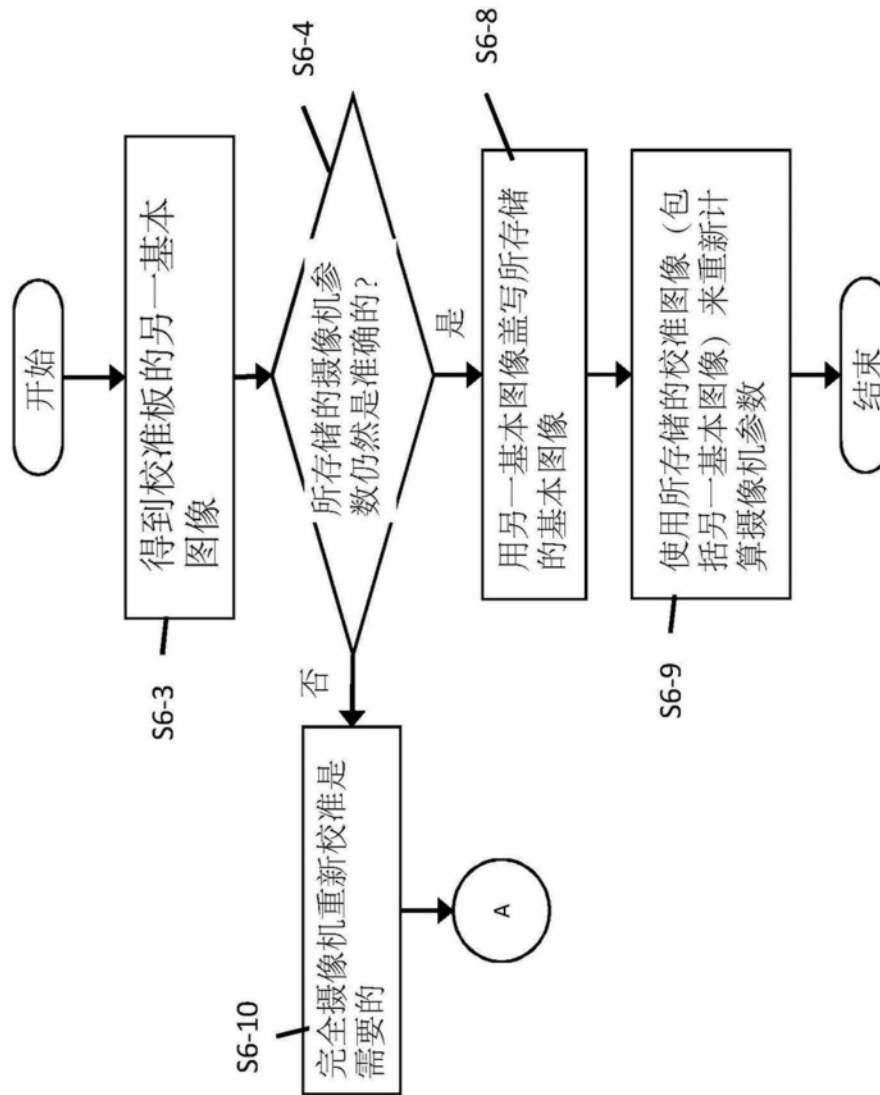


图6B