



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104219996 B

(45)授权公告日 2017.04.05

(21)申请号 201380016281.3

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2013.02.06

A61B 5/055(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104219996 A

(56)对比文件

US 2005/0180544 A1,2005.08.18,
US 2010061596 A1,2010.03.11,
US 2010061596 A1,2010.03.11,
US 2011/0109309 A1,2011.03.12,
US 2005/053196 A1,2005.03.10,
CN 101053531 A,2007.10.17,
CN 102160064 A,2011.08.17,
CN 1672651 A,2005.09.28,
CN 102890824 A,2013.01.23,
B.Denis de Senneville,et al.,.Atlas-
based motion correction for on-line MR
temperature mapping.《2004 International
Conference on Imaging Processing(ICIP)》
.2004,第4卷

(43)申请公布日 2014.12.17

(30)优先权数据
61/595341 2012.02.06 US
61/595338 2012.02.06 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2014.09.25

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2013/000345 2013.02.06

(87)PCT国际申请的公布数据
W02013/117992 EN 2013.08.15

(73)专利权人 因赛泰克有限公司
地址 以色列卡梅尔

审查员 戚永娟

(72)发明人 约阿夫·利维 约阿夫·麦丹

(74)专利代理机构 北京泛华伟业知识产权代理
有限公司 11280

代理人 王勇 王博

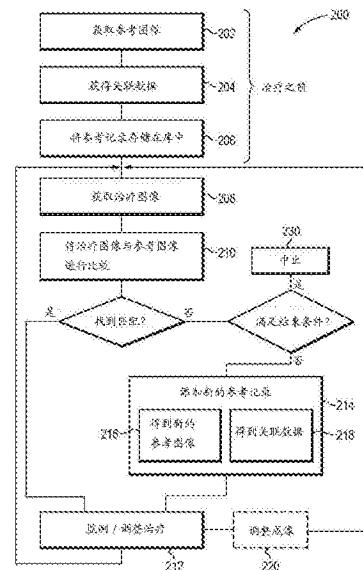
权利要求书2页 说明书12页 附图5页

(54)发明名称

在运动器官的成像期间的参考库扩展

(57)摘要

在图像引导的治疗程序期间获取的图像有时超过之前为了监测和/或调整治疗所获取的参考库的范围。在该情况下,参考库可以基于新获取的治疗图像和/或其他可用信息被动态地和/或实时地扩展。



1. 一种用于在治疗期间监测解剖区域的系统,所述系统包括:

(a) 成像设备,用于对所述解剖区域成像;

(b) 存储器,用于存储参考图像记录的库,其包括所述解剖区域的参考图像和与参考图像相关联的数据,与参考图像相关联的数据包括一个或多个感兴趣对象的相应位置或与参考图像相对应的热标测图;以及

(c) 计算单元,被配置为(i)在所述治疗期间重复地使所述成像设备获取所述解剖区域的治疗图像,(ii)根据图像相似度标准基于实空间或k空间图像数据比较所获取的治疗图像和所述库中的参考图像,来判断所述库中的参考图像中的任一个是否匹配所获取的治疗图像,(iii)如果所述库中的参考图像都不匹配所获取的治疗图像,则至少部分地基于所获取治疗图像或之前治疗图像中的至少一个、通过将包括新的参考图像和与新的参考图像相关联的数据的新的参考图像记录添加至所述库来扩展参考库,所述与新的参考图像相关联的数据包括一个或多个感兴趣对象的新的相应位置或与所述新的参考图像相对应的新的热标测图;(iv)至少部分地基于所获取的治疗图像和所扩展的参考库来监测所述解剖区域;以及(v)重复步骤(i)-(iv)直到连续治疗图像的最大可允许数量落入在步骤(b)中初始存储的所述参考图像记录的库之外。

2. 根据权利要求1所述的系统,还包括用于将治疗能量波束聚焦在所述解剖区域中的目标的超声换能器阵列。

3. 根据权利要求2所述的系统,其中,所述计算单元被配置为基于所述监测来调整所述波束。

4. 根据权利要求1所述的系统,其中,扩展参考库包括基于治疗图像或之前图像中的至少一个来估计解剖区域中感兴趣对象的运动,基于所估计的运动来获取包括感兴趣对象的新的治疗图像,以及将新的治疗图像添加至所述参考图像记录的库作为新的参考图像。

5. 根据权利要求1所述的系统,其中,每个参考图像记录还包括与相应记录的参考图像相关联的数据,所述计算单元被配置为得到与所述新的参考图像相对应的数据并与所述新的参考图像相关联地将所述数据添加至所述参考图像记录的库。

6. 根据权利要求5所述的系统,其中,与所述参考图像相关联的数据包括其中至少一个感兴趣对象的相应位置。

7. 根据权利要求6所述的系统,其中,所述新的参考图像中感兴趣对象的位置从至少一个之前治疗图像和表征感兴趣对象的运动的物理模型得到。

8. 根据权利要求6所述的系统,其中,所述新的参考图像中感兴趣对象的位置使用图像分析从治疗图像中得到。

9. 根据权利要求5所述的系统,其中,与所述参考图像相关联的数据包括其中的多个感兴趣对象的相应位置,监测解剖区域包括基于与匹配所获取治疗图像的参考图像相关联地存储的位置来监测感兴趣对象的位置。

10. 根据权利要求5所述的系统,其中,所述计算单元被配置为基于与匹配所获取治疗图像的参考图像相关联地存储的位置来监测至少一个感兴趣对象的位置。

11. 根据权利要求10所述的系统,其中,所述计算单元被配置为基于所获取治疗图像和匹配的参考图像之间的相位差以及与所述匹配的参考图像相关联地存储的热标测图来监测所述解剖区域中的绝对温度。

12. 根据权利要求1所述的系统,其中,与所述参考图像相关联的数据包括与其相对应的热标测图。

13. 根据权利要求12所述的系统,其中,与所述新的参考图像相对应的热标测图从与之前治疗图像相对应的至少一个热标测图得到。

14. 根据权利要求13所述的系统,其中,与所述新的参考图像相对应的热标测图进一步基于物理模型得到。

在运动器官的成像期间的参考库扩展

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求在2012年2月6日提交的美国临时专利申请No.61/595,338和No.61/595,341的优先权和权益,并且其全部内容通过引用包含于此。还参考了与此相同日期提交的题为“Reference-Based Motion Tracking During Non-Invasive Therapy”的PCT申请。

技术领域

[0003] 本发明涉及基于参考的成像应用,并且尤其涉及基于参考的磁共振成像(MRI)。各种实施例涉及用于在图像引导的非侵入式治疗中的温度测量或器官跟踪的运动补偿。

背景技术

[0004] 内部身体组织的磁共振(MR)成像可以用于许多医疗程序,包括诊断和外科手术。通常,如图1所示的MRI系统100包括静态场磁体102、一个或多个梯度场线圈104、射频(RF)发射器106、和RF接收器(未示出)。(在一些实施例中,使用相同的装置可替代地作为RF发射器或接收器。)磁体包括用于将患者110容纳其中并在患者上提供静态的相对均匀的磁场的区域108,其使得氢核自旋以对准并围绕磁场的总体方向旋进。自旋对准创建组织中的净磁化,其通常取决于组织的类型并且可以由此可以用于创建MR图像中的对比度。由梯度场线圈104生成的随时间变化的磁场梯度与静态磁场重叠以通过时空改变自旋的旋进频率来对空间信息进行编码。RF发射器106在患者110上发射RF脉冲序列以使得对准的自旋中的一些在短暂的高能未对准状态和对准状态之间交替,从而感应RF响应信号,其被称为MR回波或MR响应信号。为了获得MR图像,MR响应信号在整个(二维或三维)成像区域上积分并由RF接收器采样以产生构成原始图像数据的响应信号的时间序列。该原始数据被传递至计算单元112。时间序列中的每个数据点可以被解释为k空间(即,波矢量空间)中特定点处的依赖于位置的局部磁化的傅里叶变换的值,其中,波矢量k是梯度场的时间进展的函数。由此,通过对响应信号的时间序列进行傅里叶变换,计算单元112可以从原始数据重建组织的实空间图像(即,示出作为空间坐标的函数的所测量的磁化影响的组织性质的图像)。实空间MR图像之后可以向用户显示。

[0005] MRI系统100可以用来规划医疗程序,以及在程序期间协助定位和引导医疗器械并监视治疗进展。例如,在患者在MRI机器中的同时,可以使用医疗器械对患者执行医疗程序。医疗器械可以被插入患者中,或者非侵入式地使用,即在组织中产生治疗或诊断效果时放置在患者外部。MRI可以用于对患者的解剖区域成像,定位区域内的治疗目标,(优选地实时地)监测医疗器械(或其效果的焦点)相对于目标的位置,和/或监测目标组织中和周围的温度。

[0006] 例如,医疗器械可以是聚焦超声装置114,其位于患者身体外部并且将超声能量聚焦至患者体内。超声波很好地穿透软组织,并且由于其短的波长,可以聚焦至具有几毫米的尺寸的斑点;因此,其可以用于高度定位的非侵入式外科手术——例如,在不对周围健康组织产生显著损害的情况下消融、凝固或以其他方式使癌组织坏死。超声聚焦系统一般利用

声换能器表面或换能器表面的阵列以生成超声波束。换能器可以在几何上成形和定位以使得超声能量聚焦在与患者内的目标组织块相对应的“聚焦区域”。在波穿过组织传播期间，超声能量的一部分被吸收，引起温度升高以及最终细胞坏死——优选地在聚焦区域中的目标组织块。换能器阵列的各个表面或“元件”通常是单独可控的，即它们的相位和/或振幅可以被相互独立地设置（例如，使用具有合适延迟的“波束形成器”和用于元件的放大器电路），允许波束在期望方向上前进，在期望距离处聚焦，并使其波束轮廓符合期望形状。由此，聚焦区域可以通过独立地调节输入至换能器元件中的电信号的振幅和相位来快速位移和/或再成形；换句话说，换能器元件可操作为相位阵列。

[0007] 在MR引导的聚焦超声 (MRgFUS) 治疗中，患者运动（诸如由于呼吸的周期运动或随机移动）可能对治疗效果和安全性造成相当大的挑战。需要补偿运动以确保超声波束维持聚焦在目标上并且不损害周围的健康组织。在MRgFUS系统中，运动补偿一般通过跟踪图像中的目标并基于所跟踪的位置控制超声波束来完成。目标跟踪的一种方式涉及直接确定图像中目标的坐标或相对于目标位于固定位置的可容易识别的“解剖标志”的坐标。在可替换方法中，连续图像之间的相对偏移通过将一图像与另一图像的大量的计算上偏移的副本相关联，并且选择提供最好匹配的偏移图像来确定。在任一情况中，花费了大量的图像处理时间来确定目标位置。由此，如果对在治疗期间获取的图像进行了这种图像处理，有效的成像速率通常显著增大，这通常阻碍了实时运动补偿。这可能导致波束靶标的不精确性和/或迫使治疗中断来校正由于目标组织或器官的位移引起的任何错位。

[0008] 为了避免这些问题并便于实时的目标跟踪，可以在治疗之前获取并分析覆盖预期范围的患者运动内的不同阶段的参考图像的库。每个参考图像内目标（或感兴趣的其他对象）的位置与相应图像一起或者与相应图像相关联地存储在例如集成参考记录中。随着实际治疗进行，实时获取的图像与库中的参考图像相关联以基于图像相似度确定匹配。之后，从与相应参考图像相关联的位置信息推断出目标区域在所获取治疗图像中的位置。因为图像匹配一般比检测和定位图像内的对象更少地涉及计算，因而该方法可以实现治疗期间处理时间的显著节省，由此便于实时跟踪。

[0009] 运动补偿在基于MR的温度测量（即从所监测解剖区域的MR图像生成其温度标测图）中也是有关的，其中，其同样可以受益于在治疗之前获取的参考库。温度测量便于监测目标组织的热治疗的进展，以例如确保非目标组织不被疏忽地加热至超出临床可容忍水平。在可用于MR温度测量的各种方法中，质子共振频率 (PRF) 偏移方法通常是最佳的，这是由于其对于温度变化的出色的线性、与组织类型几乎无关、以及具有高的空间和时间分辨率的温度标测图获取。PRF偏移方法基于以下现象：水分子中质子的MR共振频率随着温度线性改变（具有有利地在组织类型之间相对恒定的比例常数）。由于频率随温度的变化很小，对于大体积水仅 $-0.01\text{ppm}/^{\circ}\text{C}$ 以及组织中大约 -0.0096 至 $-0.013\text{ppm}/^{\circ}\text{C}$ ，PRF偏移通常利用相位敏感成像方法来检测，其中进行两次成像：首先，在温度改变之前获取基线（或参考）PRF相位图像，之后在温度改变之后获取第二相位图像——即，治疗图像，从而捕获与温度变化成比例的小的相位变化。温度变化的标测图之后可以从（重建的，即实空间）图像通过以下来计算：在逐个像素基础上确定基线图像和治疗图像之间的相位差，并在考虑诸如静磁场的强度和（例如梯度回波的）回波时间 (TE) 的情况下基于PRF温度依赖性来将相位差转换成温度差。此外，如果在获得基线图像时成像区域中的温度分布是已知的，则温度差标测

图可以被添加至基线温度以获得与治疗图像相对应的绝对温度分布。

[0010] 获得治疗图像的温度(差)标测图的能力取决于合适参考图像的存在,即,根据温度分布反映包括感兴趣对象的位置的成像状况的图像,成像状况在获取治疗图像时存在。如果感兴趣区域是静止的(如通常例如前列腺和子宫束那样),单个参考(或基线)图像可以足够。然而,通常,患者——以及随他被监测的区域或者其中的一个或多个器官——在治疗期间移动;这种运动可以是周期性的(例如,由于呼吸)或突发的和随机的。在该情况下,覆盖一定范围的运动的参考图像的库可以在治疗(例如,加热)之前被获取,以及绝对温度标测图可以可选地与每个参考图像一起被存储(例如,针对运动的每个阶段形成包括MR图像和温度标测图的参考记录)。为了获得新的治疗图像的合适的参考(或基线)图像,针对库执行相关或其他合适的图像选择技术以找到在空间上与治疗图像最好对准的基线图像。所选择的基线图像和治疗图像如上所述被处理以确定温度的变化,以及基于与基线图像相对应的温度标测图以及图像之间的相位变化来计算治疗图像的绝对温度标测图。该方法通常被称为多基线温度测量。也可以应用另外的算法(例如,为了说明相位卷绕,校正静态磁场中的漂移,或者对来自诸如多个MR通道的多个来源的测量值进行积分)。

[0011] 尽管用于波束控制的温度测量和对象跟踪涉及非常不同的操作和技术限制,但在这两种情况下,适应移动的能力将是关键的,并且将取决于参考库的鲁棒性。当患者的移动超过预期时(即,治疗图像中的目标区域不再处于由参考库覆盖的区域中和/或由于治疗图像和参考图像之间的图像相似度不足基线图像不被发现),可能需要停止治疗以校正由于目标组织或器官的位移引起的错位。除了目标以外的解剖结构的移动也可能通过干扰电磁场(其直接影响图像的相位标测图)来否定参考库的有效性,从而所产生的治疗图像不直接在细节上对应于参考图像。除非超过参考库的覆盖范围的移动和其他改变是瞬时和简短的,治疗通常必须停止以允许治疗装置的重新校准和重新对准以及用于获取和/或处理新的参考图像。结果导致不方便和延迟。

[0012] 因此,需要在参考图像(由于移动、成像参数的变化、或者其他因素)不匹配新获得图像时对参考库的有效扩展,优选地以使得治疗可以在不中断的情况下继续进行。

发明内容

[0013] 本发明在各个实施例中涉及图像引导的治疗程序(或其他医疗成像应用)中参考库的使用,并提供用于在需要时,即在针对给定治疗图像在库中没找到合适的参考图像时,在治疗期间动态地并且优选地实时地扩展库的系统和方法。这种参考库扩展在需要治疗程序的结束的许多情况下增加了基于参考的成像的灵活性并便于不中断的治疗,或者至少最小化延迟。

[0014] 参考库包括多个参考图像(例如,MR图像)以及通常与每个图像相关联的另外的应用特定数据(诸如用于运动跟踪应用的其中的感兴趣对象的位置、或者用于温度测量应用的与其相关联的绝对温度标测图)。在下文中,参考图像及其关联数据被总地称为“参考图像记录”或简单地“参考记录”,而与图像和关联数据被存储在集成数据文件(或多个文件)或不同数据结构和/或不同存储位置(在该情况下,另外的数据库可以将每个图像与关联信息相联系)无关。图像可以例如是MR图像、超声图像、X射线图像、X射线计算机断层扫描(CT)图像、或其他图像。此外,除了以其他方式从上下文显而易见,这里所使用的术语“图像”可

以指实空间图像(例如,重建的MR图像)、得到实空间图像的原始数据(例如,k空间MR图像或CT投影图像)、或者两者。

[0015] 初始参考库通常在治疗之前获得。随后,随着感兴趣的解剖区域在治疗期间被重复成像,搜索参考库以获得匹配一系列治疗图像的参考图像;治疗图像和相应的参考图像记录一起用于引导和/或监测治疗。如果在治疗期间遇到不期望的移动或图像状况的变化,并且因此没找到匹配的参考图像,则治疗图像(或从中得到的图像)被合并至参考库作为新的参考图像。此外,形成用于当前应用的完整的参考记录所需的任何附加信息从或基于当前的和/或一个或多个现有治疗图像(可选地与物理模型组合)获得或估计,并与新的参考图像相关联地添加至参考库。随后的治疗图像之后与扩展的参考库进行比较。该过程被重复,并且在没有识别到合适的参考图像时,基于瞬时的治疗图像来补充库,并且治疗继续进行,除非为了安全目的而强加的结束条件触发了早期结束。(结束条件可以例如指明落入初始参考库之外的连续治疗图像的最大可允许数量。)参考库由此在治疗期间被动态扩展,通常避免了中断治疗的需要。

[0016] 因此,在一个方面中,本发明提供一种用于在治疗期间监测解剖区域的方法。在治疗之前,建立解剖区域的参考图像记录的库;每个参考图像记录包括参考图像,以及在一些实施例中,包括与参考图像相关联的数据。在治疗期间,重复地获取解剖区域的治疗图像。针对每个治疗图像,根据图像相似度标准来判断来自库的参考图像是否匹配所获取的治疗图像,以及如果根据图像相似度标准,库中的参考图像都不匹配所获取的治疗图像,则(至少部分地)基于所获取治疗图像和/或之前治疗图像、通过将包括新的参考图像(其在一些实施例中满足关于治疗图像的图像相似度标准)的新的参考图像记录添加至库来扩展参考库。至少部分地基于所获取的治疗图像和参考库来监测解剖区域。在一些实施例中,方法还包括在治疗期间至少部分地基于监测来修改与治疗相关联的参数(例如,治疗能量、治疗功率、治疗波束形状或目标面积),和/或改变成像参数。

[0017] 扩展参考库可以包括将治疗图像、或从治疗图像得到的图像添加至库作为新的参考图像。可替换地,在一些实施例中,参考库可以通过以下来扩展:基于治疗图像或之前图像中的至少一个来估计解剖区域中感兴趣对象的运动,基于所估计的运动来获取包括感兴趣对象的新的治疗图像,以及将新的治疗图像添加至库作为新的参考图像。扩展参考库还可以包括得到新的参考图像的相应数据并与新的参考图像相关联地将数据添加至库。在一些实施例中,库最初没有参考图像。在其他实施例中,库最初包含多个参考图像,每个参考图像对应于解剖区域的运动的不同阶段。

[0018] 在一些实施例中,与不同参考图像相关联的数据包括其中的一个或多个感兴趣对象(例如,治疗目标和/或对治疗能量敏感的非目标组织或器官)的相应位置。监测解剖区域可以包括基于与匹配所获取治疗图像的参考图像相关联地存储的位置来监测感兴趣对象的位置。治疗可以包括将治疗能量波束施加至目标;基于目标和/或敏感器官的所监测位置,可以调整波束。新的参考图像中感兴趣对象的位置可以使用图像分析从治疗图像中得到。可替换地,新的参考图像中感兴趣对象的位置可以从一个或多个之前治疗图像和表征感兴趣对象的运动的物理模型得到。

[0019] 在一些实施例中,与参考图像相关联的数据包括与其相对应的热标测图。方法可以包括基于所获取治疗图像和匹配的参考图像之间的相位差来监测解剖区域中的温度变

化;进一步基于与匹配所获取治疗图像的参考图像相关联地存储的热标测图来监测解剖区域中的绝对温度。与新的参考图像相对应的热标测图可以从与一个或多个之前治疗图像相对应的一个或多个热标测图、可选地进一步基于物理模型(其可以例如表征所监测解剖区域的运动或区域内的温度演变)来得到。方法可以进一步包括在治疗之后建立解剖区域的热标测图,并追溯地基于该热标测图在治疗期间调整所监测的绝对温度。

[0020] 在另一方面,本发明涉及一种用于在治疗期间监测解剖区域的系统。所述系统包括:成像设备,用于对解剖区域成像;存储器,用于存储包括解剖区域的参考图像的参考图像记录的库;以及计算单元。计算单元被配置为(i)在治疗期间重复地使成像设备获取解剖区域的治疗图像,(ii)根据图像相似度标准来判断库中的参考图像是否匹配所获取的治疗图像,(iii)如果库中的参考图像都不匹配所获取的治疗图像,则至少部分地基于所获取治疗图像或之前治疗图像中的至少一个、通过将包括新的参考图像的新的参考图像记录添加至库来扩展参考库,以及(iv)至少部分地基于所获取的治疗图像和参考库来监测解剖区域。系统还可以包括用于将治疗能量波束聚焦在解剖区域中的目标的超声换能器阵列,以及计算单元可以被配置为基于所述监测来调整波束。

[0021] 每个参考图像记录可以包括与相应记录的参考图像相关联的数据,以及计算单元可以被配置为得到与新的参考图像相对应的数据并与新的参考图像相关联地将数据添加至库。在一些实施例中,与参考图像相关联的数据包括其中一个或多个感兴趣对象的相应位置。计算单元可以被配置为基于与匹配所获取治疗图像的参考图像相关联地存储的位置来监测感兴趣对象的位置;可以基于所监测位置来调整治疗。在一些实施例中,与参考图像相关联的数据包括与其相对应的热标测图。计算单元可以被配置为基于所获取治疗图像和匹配的参考图像之间的相位差以及与匹配的参考图像相关联地存储的热标测图来监测解剖区域中的绝对温度。

附图说明

[0022] 通过本发明的以下详细描述,特别地当结合附图阅读时,将更容易地理解上述描述,其中:

[0023] 图1示出根据各种实施例的MRI引导的聚焦超声系统;

[0024] 图2是示出根据各种实施例的参考库扩展的流程图;

[0025] 图3是示出根据各种实施例的用于图像引导的波束聚焦应用的参考库扩展的流程图;

[0026] 图4是示出根据各种实施例的用于温度测量应用的参考库扩展的流程图;以及

[0027] 图5是示出实施根据各种实施例的方法的图像处理和控制设备的框图。

具体实施方式

[0028] 本发明总地涉及用于对患者内的解剖区域成像、通常连同其治疗的系统和方法,并且尤其涉及基于参考的成像,其便于补偿患者运动、治疗结构或成像参数(例如,扫描场)的变化、或影响所获取图像的处理和分析的其他因素。与一旦治疗开始参考图像库就通常不被更新的常规方法相比,本发明提供用于根据需要在治疗期间动态扩展参考库的方法。为了明确,以下说明具体指MR成像应用。然而,应该理解,这里所论述的概念和特征也可应

用于其他成像方式。

[0029] 参考图2,其概念性示出根据各种实施例的用于参考库扩展的方法200。方法200包括在治疗之前获取包括感兴趣解剖区域的成像区域的多个参考图像(步骤202)。参考图像可以覆盖解剖区域或对象以及其中的组织的预期范围的运动,每个图像对应于运动的不同阶段(例如,呼吸周期中的不同阶段)。可替换地或另外地,参考图像可以在不同的成像条件和/或治疗配置下获取,并且可以一般地对应于由各种因素造成的不同相位背景。对于许多应用,方法还包括导出或以其他方式获得与每个图像相关联的附加信息(步骤204)。例如,如果库用于实时跟踪治疗目标或其他感兴趣对象的运动,则每个参考图像中感兴趣对象的位置可以与图像一起被存储。在温度测量应用中,参考库可以提供基线图像以用于覆盖一定范围的期望相位背景的背景减法(例如,源于要监测的区域的或其内的移动,或者产生自与温度无关的其他相位影响条件),每个图像可以具有与其相关联的绝对温度标测图。(以下更详细论述的图3和4分别更详细地示出方法200对目标跟踪和温度测量的应用。)参考图像和关联数据作为参考记录被存储在参考库中(步骤206)。

[0030] 在治疗期间,解剖区域被重复成像(步骤208),以及每个治疗图像基于图像相似度与参考库进行比较以判断参考图像中的任一个是否匹配治疗图像(步骤210)。比较可以通常基于实空间或k空间图像数据,即,其可以包括但不必须从在治疗期间获取的原始数据重建实空间治疗图像。此外,比较图像的一部分是足够的。通常,基于逐个像素来进行比较,其中,“像素”指图像数据阵列的元素,其通常将振幅和相位值存储为实空间坐标或k空间坐标的函数。适当的相似度量包括例如互相关系数、强度差的平方和、交互信息(如该术语用于概率和信息理论)、比值图像均匀性(即,相应像素值的比率的归一化标准偏差)、均方差、绝对差的和、平方差的和、绝对转换差的和(其使用两个图像中相应像素之间的差的哈达玛或其他频率转换)、或复数互相关(针对复数图像,诸如MRI图像)、以及本领域技术人员熟悉的与图像配准有关的其他技术。另外,在一些实施例中,治疗图像基于诸如扫描参数的元数据或其他外部信息(例如,呼吸监测带的状态)与参考库进行比较。因此,如这里所使用的,术语“图像相似度”广泛地指基于任何合适度量(如上所述)和/或与图像相关联的元数据的相似度。

[0031] 基于指定的图像相似度标准来判断是否存在匹配。例如,如由所选择相似度量所测量的治疗图像和最接近参考图像之间的相似度可以与(特定度量的)相似度阈值进行比较,并且仅在相似度的水平超过该阈值的水平时(这通常意味着,针对测量图像之间的差异、即不相似度的度量,度量的值下降至阈值以下),参考图像被认为是治疗图像的匹配。如果找到了匹配的参考图像,则通过使用可应用于监测和/或调整治疗的治疗图像和相应参考图像记录,治疗以常规方式进行(步骤212)(参见例如图3和4)。

[0032] 如果根据所应用的图像相似度标准,库中的参考图像都不匹配所获取的治疗图像,则参考库用新的参考图像记录补充(步骤214)。该扩展通常涉及两个步骤:第一,满足关于治疗图像的图像相似度标准的新的参考图像被添加至库(步骤216)。在最简单的情况下,治疗图像本身可以用作新的参考图像;图像相似度标准之后被显而易见地满足。然而,有时,治疗图像被进一步处理以产生合适的参考图像。例如,从治疗产生的热点可以从图像中移除以留下与治疗无关的相位背景。在热点区域之外,治疗图像和新的参考图像将仍然相同,确保满足相似度标准。此外,如果治疗目标(或其他感兴趣对象)移动到成像区域之外,

则扫描场本身可以(通过改变合适的成像参数)被移动以再捕获目标(或其他对象),并且新的治疗图像可以在新的位置处获得并作为新的参考图像被添加至库。在一些实施例中,随后在新的位置处获得的治疗图像与在同一位置处获得的新添加的参考图像进行比较。通常,基于相似度以及在一些情况下的诸如扫描参数或其他外部信息(例如呼吸监测带的状态)的元数据,治疗图像可以被匹配至参考。扫描场中所需的偏移在目标在平面内移动时可以是横向的,或者在目标移动至平面外时偏移至新的成像平面。第二,与新的参考图像相关联的应用特定数据基于治疗图像、一个或多个之前获取的治疗图像、现有的参考记录、和/或其他可用的信息(诸如目标运动的模型)来得到(步骤218)并与新的参考图像一起存储。与新的参考记录相关联的数据之后可以与其对应的治疗图像一起使用以监测和/或调整治疗(步骤212)。在特定情况下,成像处理本身也经由一个或多个成像参数被调整(步骤220),例如以保持围绕当前目标位置的扫描场或优化图像对比度。类似地,诸如图像获取的频率的其他监测参数可以被调整,以例如通过以与所监测区域内的运动和其他变化相称的速率进行成像来节约珍贵的计算资源。

[0033] 通过使用当前的参考库作为起始点(无论其是否已经被扩展),图像获取和对于参考库的匹配(步骤208、210)、治疗监测和调整(212)、以及需要时的参考库的扩展(步骤214)之后被重复。随着新的参考记录基于未被原始库覆盖的治疗图像而被添加至库,库可以继续扩大。可替换地,在一些实施例中,如果清楚知道旧的参考图像是过时的,例如因为目标不可能移动回至原始覆盖的区域,则旧的参考图像可以从库中移除。

[0034] 原则上,处理可以被无限重复,或者直到治疗完成。然而,如果治疗图像从原始库的范围偏离太多(或者太长时间),可以期望的是,为了安全原因,提前结束程序(步骤230)。例如,如果几个连续治疗图像不能与参考图像中的任一个匹配,则需要重复估计治疗相关信息(诸如治疗目标的位置),与这些估计相关联的不确定性可能增大至超过可容许水平。类似地,所跟踪器官可能移动太远至运动的预期范围之外,或者成像参数可能超出它们的期望范围太多。此外,在一些情况下,可能不能从治疗图像得出与新的参考图像相关联的所需的应用特定数据。在所有这些情景中,不会不顾显著的治疗不精确性的风险而继续治疗,而是可以优选地中止治疗程序、重新校准系统并离线地获取新的参考库,并之后重新开始治疗,如常规所做的那样。相反,如果在一个循环期间扩展参考库之后,治疗图像返回至由原始库覆盖的范围,之前得到的参考记录可以基于新的治疗图像被追溯地修订。例如,针对未覆盖的治疗图像由连续位置(其与之前的一系列被覆盖的治疗图像相关联)外推的目标位置可以基于后续的被覆盖的治疗图像被校正或进一步改进。

[0035] 图3示出治疗目标或其他感兴趣解剖对象在其治疗期间的实时跟踪的情况下的参考库扩展。治疗可以包括例如将聚焦超声波施加至组织或器官(即,其超声处理),以用于在其是例如癌性的情况下加热它,以使得组织坏死、消融或以其他方式破坏组织,或者用于非破坏性治疗,诸如,疼痛改善或热疗的可控诱导。超声波也可以用于其他非热类型的治疗,例如,神经调节。可替换地,治疗可以包括使用不同形式的治疗能量的其他治疗方式,例如,射频(RF)辐射、X射线或伽马射线、或带电粒子。在治疗期间的运动跟踪可以用于将治疗能量波束引导在目标上和/或其他非目标组织和器官附近,即,基于受影响的解剖区域的图像来调节波束焦点、轮廓和/或方向。为了明确和容易示出,以下论述具体指在聚焦超声治疗期间的目标跟踪;然而,可以理解,所述方法类似地应用于不同形式的治疗能量和不同的感

兴趣对象。

[0036] 为了目标跟踪的目的,方法300首先获取在预期范围的目标运动期间覆盖不同阶段的参考库(步骤302),以及处理各个参考图像以确定其中目标的位置(步骤304)。通常,该步骤304通过使用本领域技术人员已知的各种特征检测或跟踪方法中的任一种对从MR原始(即,k空间)数据重建的实空间图像进行实施,所述各种特征检测或跟踪方法包括但不限于:边缘或点检测以识别目标本身或相对于目标固定地定位的解剖标志;块匹配算法、相位相关性、光流方法、或其他直接的基于像素的方法,以确定不同图像之间的运动矢量(或目标或标志位置的相对变化);和/或间接的基于特征的方法,用于匹配图像之间的相应特征。从每个参考图像提取的位置信息(在步骤304中)与参考图像记录中的图像一起被存储(步骤306)。

[0037] 在治疗期间,包括(通常移动的)目标的感兴趣的解剖区域通过以下来监测:重复地对区域成像(步骤308),通过对实空间或k空间图像数据(或其一部分)应用相似度标准在可能情况下将每个治疗图像与库中参考图像中的一个匹配(步骤310),以及从随所选择参考图像存储的位置信息推断目标位置(步骤311)。基于由此确定的目标位置,波束焦点之后可以被引导至目标上(步骤312),并且该过程继续获取下一治疗图像(步骤308)。

[0038] 如果新获得的治疗图像不对应于库中包含的参考图像中的任一个——例如新图像与库中参考图像之间的相似度低于(或不相似度高于)预定阈值——新的图像中目标的位置通过其他方式建立(步骤318)。例如,如果目标仍位于新的治疗图像内,只是不在由初始参考库覆盖的运动区域中,则可以使用相同的方法以用于确定参考图像中的目标位置(步骤304)。尽管该计算过程可能花费很长时间以至于不能允许治疗没有延迟地继续,但目标位置一旦被计算出,就与治疗图像一起作为新的参考记录存储在库中,以使得下次在相同或类似位置遇到目标时,治疗程序将实时地得益于之前的计算。

[0039] 即使目标完全移动至治疗图像的范围外,也可以在由治疗图像覆盖的解剖区域与至少一个参考图像重叠(相当大地,例如大于1/3,或者在一些实施例中大于1/2)的情况下从治疗图像得出其位置:使用基于重叠的图像部分的图像配准,治疗图像和参考图像之间的解剖区域——以及由此目标——的相对偏移和变形可以被确定。可替换地,目标移动和/或当前的目标位置可以从一个或多个之前的治疗图像外推,其中目标的位置是已知的。可选地,这种外推可以使用诸如呼吸监测带的附加设备利用目标运动的物理模型和/或利用目标位置的补充测量来协助。在目标已经移动至成像区域外部的情况下,成像场被控制以包括目标的所估计位置(步骤320),并且获得新的治疗图像(步骤321)。目标的位置之后与新获得的治疗图像相关联,并且两者都被添加至参考库作为新的参考记录(步骤314)。(可替换地,不是获取新的治疗图像以用作参考图像,而是可以在特定实施例中计算新的参考图像。)现在建立目标的新的坐标,并且因此可以控制治疗波束(步骤312)。此外,如果目标(和/或周围组织)的运动是非刚性的,以使得不仅其位置和方向而且其形状已经改变,则新获取的治疗图像可以被分析以确定目标边界并因此对聚焦区域成形(步骤312)。

[0040] 现在参考图4,其示出在MR温度测量、即在感兴趣的解剖区域中的温度分布的重复的基于图像的测量(通常为了监测热治疗的进展)的情况下的用于参考库扩展的方法400。在治疗之前获取的参考图像(在步骤402)在该应用中用作基线图像,其反映与在随后治疗期间引起的温度变化无关的相位背景;这些基线图像可以从相应的治疗图像中减去以从后

者中提取温度相关的相位贡献。不同的参考图像对应于不同的相位背景,其可以产生自治疗目标本身的不同位置、周围组织的不同构造、成像区域内或附近的治疗装置或其他医疗装置,和/或产生自成像条件的其他差异,包括扫描位置的故意偏移(例如,为了消除假象、在不工作时(on the fly)切换至另一目标、监测目标的背景中感兴趣的对象、或提前补偿以用于预测运动或其他事件)。例如,在热治疗程序期间,解剖限制可能需要将治疗装置移动至相对于所治疗解剖区域的一系列不同位置(例如,以接触不同的目标或从不同方向均匀地加热目标),以及不同的装置位置可能影响图像相位背景。由此,即使治疗目标本身没有移动,不同的治疗阶段可能也需要不同的参考图像以用于适当的相位背景减法。

[0041] 参考图像便于计算相对于在获取参考图像时存在的基线温度分布的温度变化的标测图。为了实现绝对温度测量,该基线温度分布可以针对每个参考图像建立(步骤404)并且与图像一起存储(步骤406)。建立基线温度可以包括例如对在一个或多个离散位置处直接测量的温度的简单假设或数学拟合。例如,在许多应用中,感兴趣的解剖区域在治疗之前具有均匀温度,例如身体温度(37°C),其构成基线温度。在其他治疗场景中,在组织表面处施加主动冷却(或加热),从而建立跨越感兴趣区域的温度梯度,该温度梯度可以基于在几个选择点处的直接温度测量来估计。

[0042] 一旦初始参考库被编制,就开始热治疗。例如,超声波可以聚焦在目标处以局部加热目标组织。通常,所吸收的热量将消散至周围的组织中并至少轻微地增加它们的温度。包括目标的区域内的温度改变可以通过对区域成像来监测(步骤408),将图像与参考库进行比较(步骤410)以基于图像相似度标准识别良好配准的参考图像,以及处理匹配的参考和治疗图像以确定温度差标测图(步骤412)。尽管用于识别匹配的治疗和参考图像之间的比较可以原则上基于k空间或实空间图像数据,甚至基于局部图像,处理一对图像以用于温度测量通常包括完整的实空间图像的在像素方面的减法(以及随后的相位差至温度差标测图的转换)。与所选择参考图像一起存储的绝对温度标测图(即,作为所选择参考图像记录的一部分)可以被添加至温度差标测图以产生与治疗图像相对应的绝对温度分布(步骤413)。

[0043] 在确定参考图像和治疗图像之间是否存在匹配时,由治疗生成的“热点”通常被无视;例如,加热的区域可以在图像中被掩蔽以使得相似度测量仅基于周围的区域(其温度理论上是稳定的)。然而,在特定实施例,在治疗之前获取的参考图像(在步骤402中)被故意操纵以反映目标中的期望温度增加;换句话说,创建尽可能与治疗图像相似的“假的”相位标测图。在该情况下,用于治疗图像的合适的参考可以在不需要掩蔽的情况下被识别或者以其他方式补偿热点。

[0044] 在没有找到合适的参考图像记录的情况下,基于瞬时的治疗图像(或者,在目标被移动至图像外部的情况下,在扫描场被偏移以包括目标之后所获得的新的治疗图像,如图3所示)和相应的温度分布将新的参考记录添加至库(步骤414),其中瞬时的治疗图像可以被添加作为新的参考图像(步骤416),相应的温度分布可以使用物理模型从之前的温度标测图(或多个现有的温度标测图)计算或估计(步骤418)。之前的温度标测图可以是例如从找到合适的参考图像的最近的治疗图像、或者可替换地最近获得的温度标测图确定的温度分布,无论其被测量还是本身被计算和/或估计。物理模型可以考虑所标测解剖区域的移动和变形(如果有的话)以及自与之前的温度标测图相关联的时间点以来的区域中的温度演变,并且可以基于理论信息以及治疗图像或者自从开始治疗程序以来进行的其他测量。

[0045] 例如,目标和周围组织的位置和/或空间确认的改变通常可以从当前治疗图像和之前的(例如最近的)治疗图像确定,可选地与考虑组织弹性和移动限制的物理模型结合确定。基于之前和当前的治疗图像之间的组织运动和/或变形的特征化,与前者相关联的温度标测图可以通过本领域技术人员已知的方法转换、外推和/或变形,以产生补偿运动和/或变形的新的温度标测图。于2011年7月29日提交并通过引用包含于此的美国序列No.13/194,286描述了与基于图像的跟踪结合的移动的计算模型的使用;例如,本领域中已知的表征特定器官的形态和行为的模型可以用于解释或限制图像数据的解释。基于由模型表示的移动参数,温度标测图的像素可以被偏移以使标测图变形至接近移动相关的偏移。可替换地,可以利用常规的图像变形(“变型”)算法来获得新的温度标测图(例如,在偏移很小或组织特征不太可能导致移动的情况下)。(在之前的和当前的治疗图像之间的)扫描位置的平面外变化的情况下,新的温度标测图可以从体积温度标测图“切下”,体积温度标测图从一个或多个之前的温度标测图估计得到(例如,通过在温度标测图之间插值,该温度标测图对应于在将当前成像平面包括在内的成像平面中同时获取的治疗图像)。

[0046] 此外,之前的温度标测图(或者从其得出的、考虑组织移动和变形的新的温度标测图)被调整以反映所成像区域中的温度演变。例如,由热能的故意应用产生的温度变化可以基于已知的治疗参数(例如,超声处理的强度和持续时间、或者在超声处理期间所输送的总能量)连同组织中能量吸收和传输的模型而被计算或估计。通常,用于温度演变的模型可以是体积的,并且可以使用在不同成像平面中同时或顺序测量的多个之前的温度标测图作为输入。(例如,温度测量可以在多个成像平面中重复循环。)此外,所监测区域中温度的演变可以基于过去在不同时间获取的温度测量(例如,多个之前的温度标测图)而被模型化。在任一情况下,应用至之前获得的温度标测图的物理模型可以提供当前温度的逐个像素的估计。

[0047] 新估计的温度标测图与参考库中的当前治疗图像(其用作新的参考图像)相关联。满足关于新的参考图像的相似度标准的后续治疗图像的温度标测图可以从图像之间的相位差以及所保存的与新的参考图像相关联的温度标测图生成。(可替换地,在一些实施例中,新的参考图像通过从治疗图像减去热点获得,以获得类似于治疗之前所获得的那些新的参考图像。在该情况下,热点还从与新的参考图像一起存储的估计的温度标测图移除。)基于所监测温度,治疗可以被调整(步骤424)。例如,如果目标周围的区域中的温度接近无法忍受的高水平,则在随后超声处理(或其他治疗步骤)中施加的能量可以减小。

[0048] 在一些实施例中,图像获取继续直到所监测区域中的温度返回至已知的温度分布,例如,身体温度。根据随着治疗和治疗之后采集的图像之间的相位差,可以追溯地计算和/或调整与这些图像相关联的热标测图。这种追溯的温度监测可以用于验证治疗期间测量的温度和/或提醒治疗医生或其他系统操作员任何错误和不期望的事件。

[0049] 如对于本领域技术人员显而易见的是,上述方法可以以多种方式修改。例如,各种方法步骤可以以与所述不同的顺序执行。此外,在一些实施例中,省略了在治疗之前获取初始参考库的步骤,并且代替的是,通过从最初空的库开始,连续地将包括治疗图像(或从其得到的图像)和关联数据的参考记录添加至库,在治疗期间编制库。此外,目标跟踪和温度测量(例如,如以上参考图3和4所述)可以例如使用单独的、共享的或部分共享的库并利用相同或单独的图像相似度标准,以各种方式和配置组合。在所述方法共享共用参考库的实

施例中,例如,每个参考记录可以包括参考/基线图像和与其相关联的目标坐标和热标测图。参考库扩展(例如,如参考图2更一般地描述的)也可以应用至在实时程序期间利用之前编制的参考库的其他成像方法。

[0050] 根据此的各种方法可以使用(别的常规的)成像或图像引导的治疗系统,诸如图1所示的MRgFUS系统100,与定制的图像处理和控制设备(例如,与计算单元112集成)结合起来实施,定制的图像处理和控制设备与治疗设备(例如,设置超声换能器阵列的相位和振幅的波束形成器)和成像设备通信。图像处理和控制设备可以以硬件、软件、固件或硬连线的任何合适的组合来实现。图5示出示例性实施例,其中设备由适当编程的通用目的的计算机500来提供。计算机包括中央处理单元(CPU)502、系统存储器504和非易失性大容量存储装置506(例如,一个或多个硬盘和/或光学存储单元)。计算机500还包括双向系统总线508,其中,CPU 502、存储器504和存储装置506通过双向系统总线508相互通信并且与诸如传统的用户接口组件510(包括例如屏幕、键盘和鼠标)的内部或外部输入/输出装置以及治疗设备512、成像设备514和(可选地)便于绝对温度测量的任何温度传感器516通信。

[0051] 系统存储器504可以存储参考库518。可替换地,库可以存储在大容量存储装置506上,并且各个参考记录可以根据需要被装载至系统存储器504中。在一些实施例中,每个参考记录是存储(原始和/或实空间)图像数据和(应用特定)关联数据(诸如目标坐标或绝对温度标测图)的数据文件。在一个变形实施方式中,参考记录可以由多个文件组成,然而,多个文件形成集成的数据结构;例如,记录可以包括将关联数据和指针一起存储至相应的图像文件的文件。在一些实施例中,库518以以下形式存储:多个图像文件、多个应用特定数据文件(例如,热标测图)、以及将图像与相应的关联信息链接的数据库。

[0052] 系统存储器504还存储概念上示出为模块的集合的指令,其控制CPU502的操作及其与其他硬件组件的交互。操作系统520指示低级别基本系统功能的执行,诸如大容量存储装置506的存储器分配、文件管理和操作。在较高级别,一个或多个服务应用提供图像处理、特定成像应用(例如,运动跟踪和/或温度测量)、以及参考库518的创建和扩展所需的计算功能。

[0053] 例如,如所示出的,系统可以包括:图像处理模块522,用于根据从成像设备514接收到的原始图像数据重建实空间图像并执行其他通用的图像处理功能;图像分析模块524,用于从重建的参考图像提取目标和/或其他感兴趣对象的位置信息;温度测量模块526,用于根据参考库中的治疗图像和信息来计算温度差和绝对温度标测图;物理建模模块528,用于在计算上模拟感兴趣的解剖区域中的运动、变形、和/或温度演变;治疗控制模块530,用于计算和调整治疗参数(诸如期望的波束方向和强度)并基于治疗参数来控制治疗设备512(例如,经由所计算出的相位阵列超声换能器的元件之间的相对相位);图像控制模块532,用于控制成像设备514;以及参考管理模块534,用于测量治疗和参考图像(无论是原始图像还是重建图像)之间的相似度并基于相似度来选择合适的参考图像,以及用于管理其他模块的执行并根据需要控制处理流以据此扩展参考库。当然,各种计算功能可以以许多不同的方式被组合和组织,如本领域技术人员容易地显而易见的。模块(或一般地,处理器可执行指令)可以以任何适当编程的语言来编程,包括但不限于高级语言,诸如C、C++、C#、Ada、Basic、Cobra、Fortran、Java、Lisp、Perl、Python、Ruby或Object Pascal,或者低级汇编语言;在一些实施例中,不同模块以不同的语言编程。

[0054] 这里所使用的术语和表达用作描述的术语和表达并且没有限制,在使用这些术语和表达时,不意于排除所示出和描述的特征的任何等价物或其一部分。另外,描述了本发明的特定实施例,对于本领域普通技术人员显而易见的是,包含这里所公开的概念的其他实施例可以在不背离本发明的精神和范围的情况下使用。因此,所述实施例被认为在所有方面仅是示意性的和非限制性的。

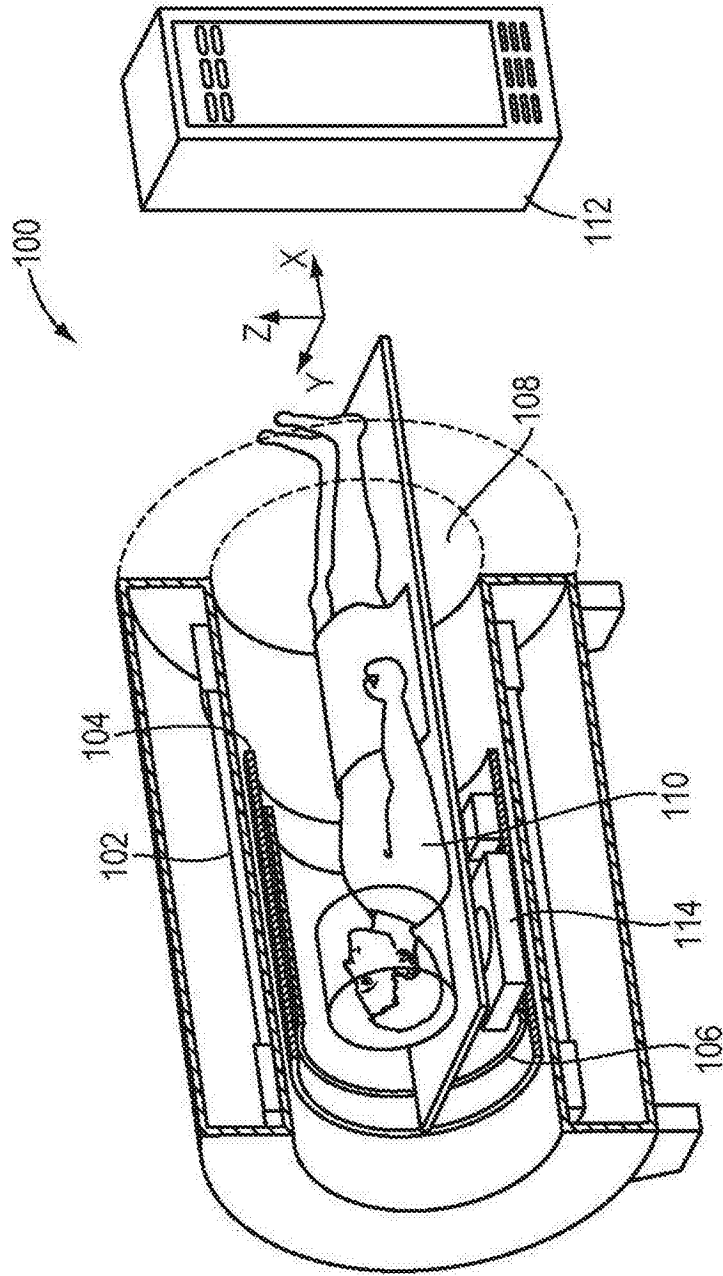


图1

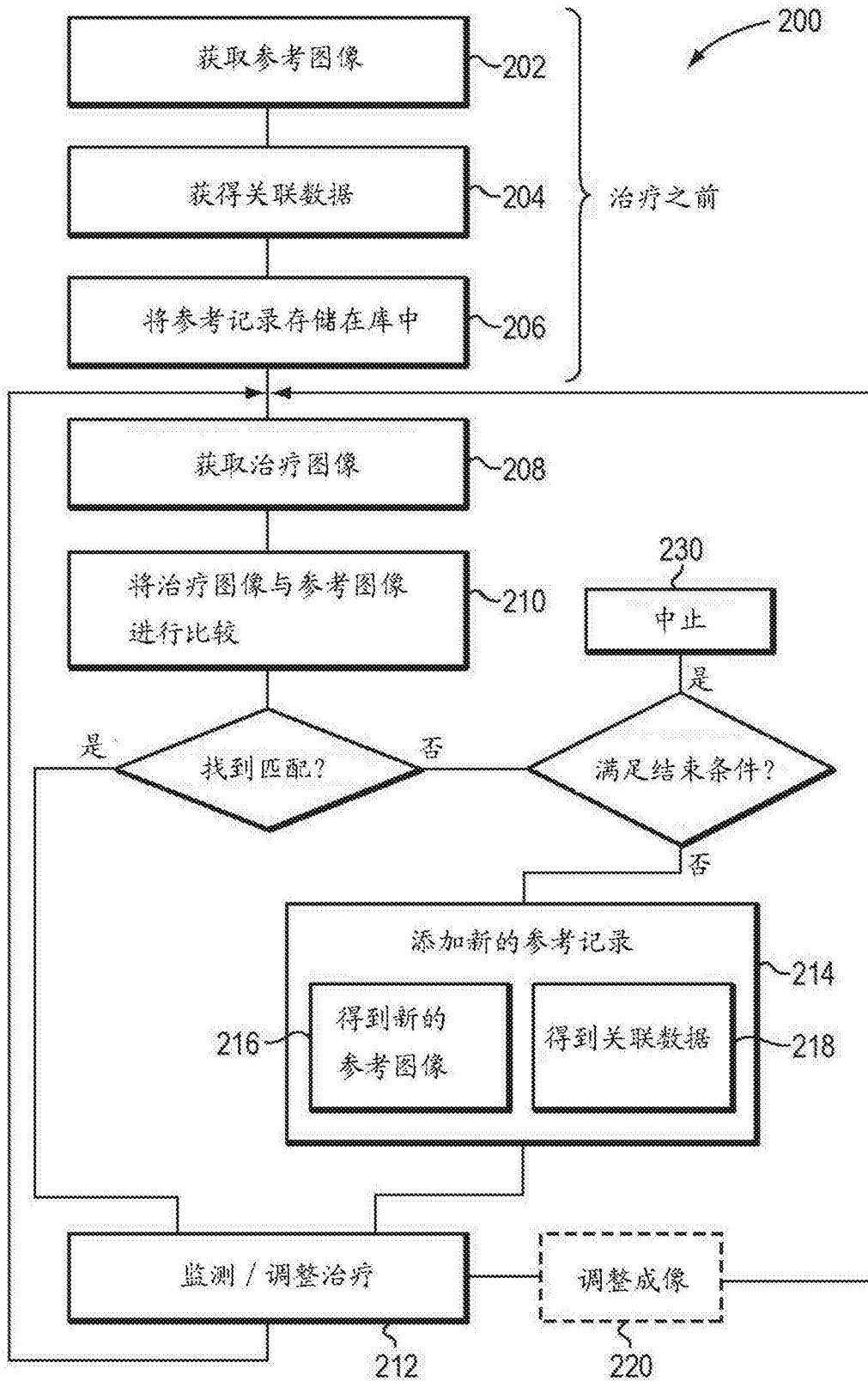


图2

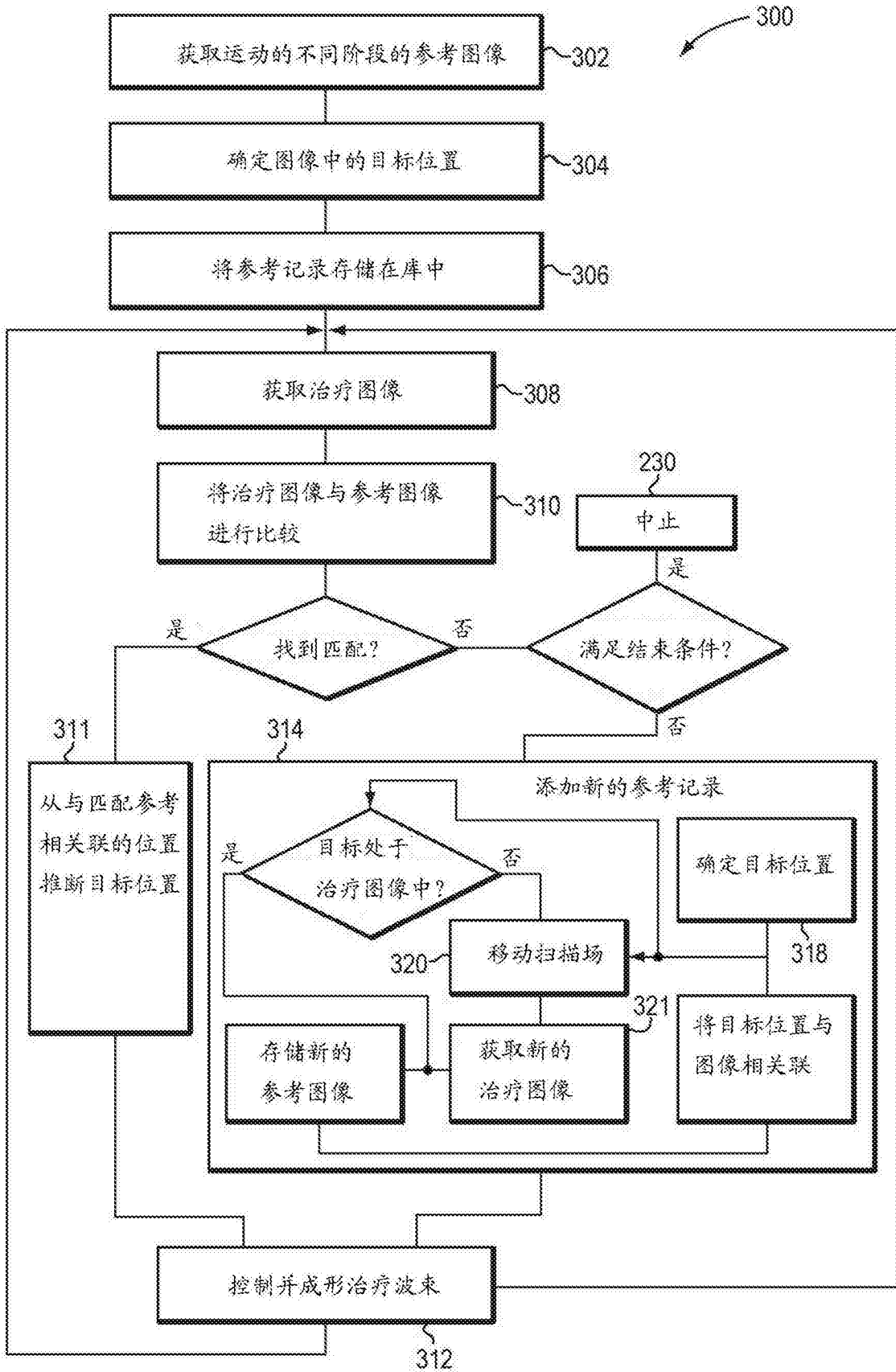


图3

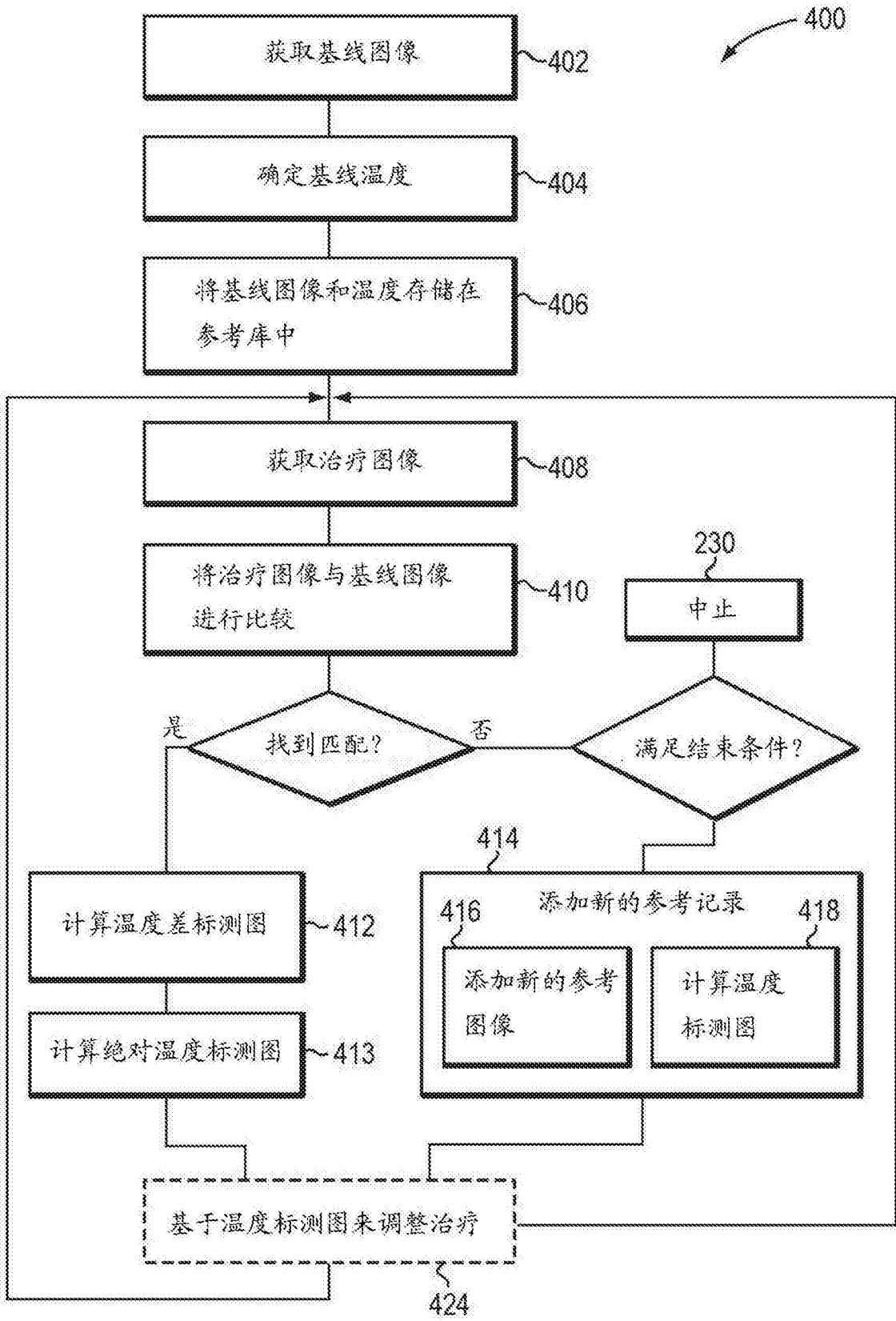


图4

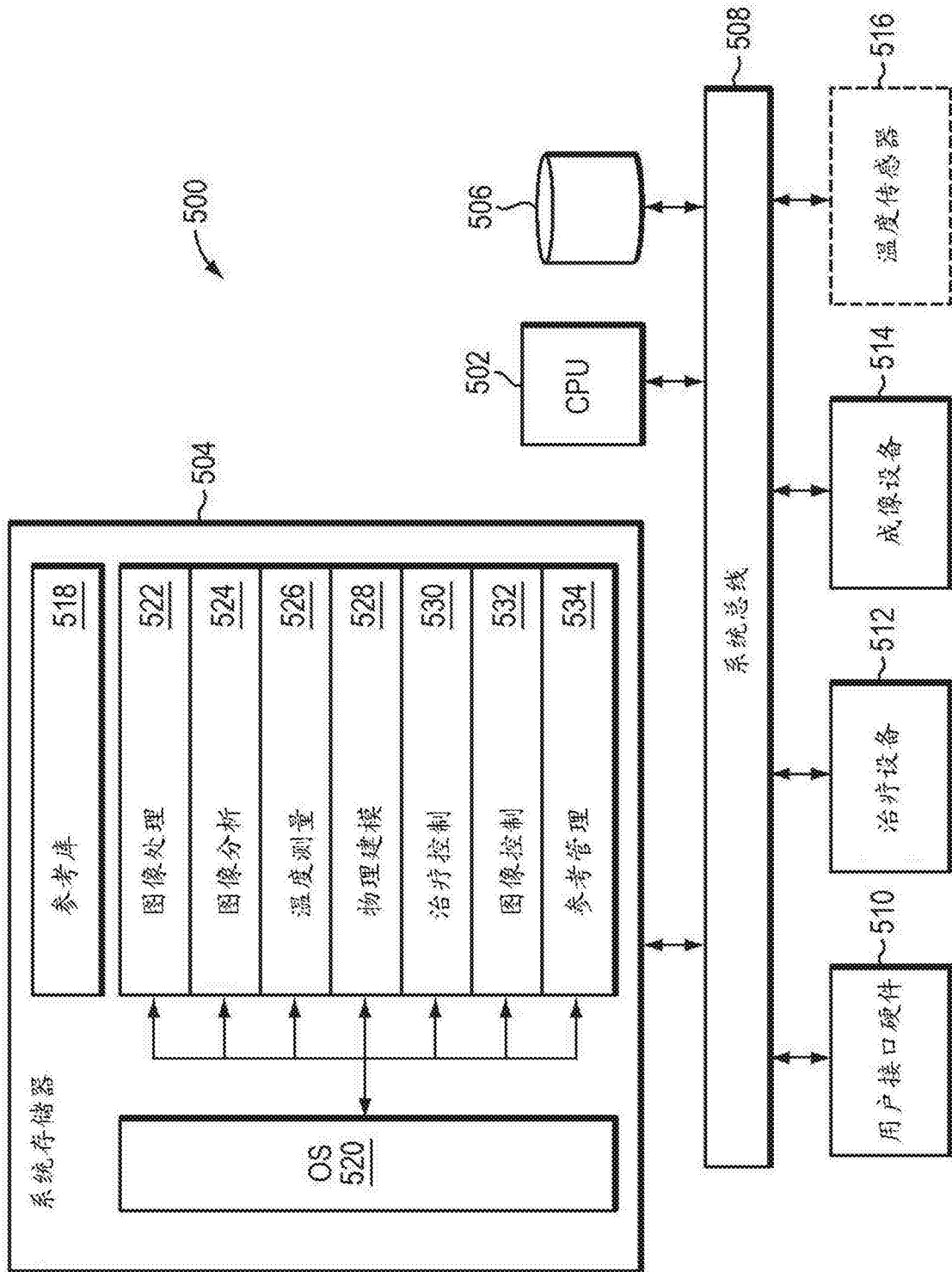


图5