



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104039218 B

(45)授权公告日 2018.03.30

(21)申请号 201280065097.3

(22)申请日 2012.12.13

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104039218 A

(43)申请公布日 2014.09.10

(30)优先权数据
61/580,412 2011.12.27 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2014.06.27

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2012/057260 2012.12.13

(87)PCT国际申请的公布数据
W02013/098690 EN 2013.07.04

(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 黄峰 A·赖高斯基 G·R·丁辛

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 王英 刘炳胜

(51)Int.Cl.

A61B 5/01(2006.01)

A61B 5/055(2006.01)

G01R 33/48(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(56)对比文件

JP H0880290 A,1996.03.26,

审查员 谢楠

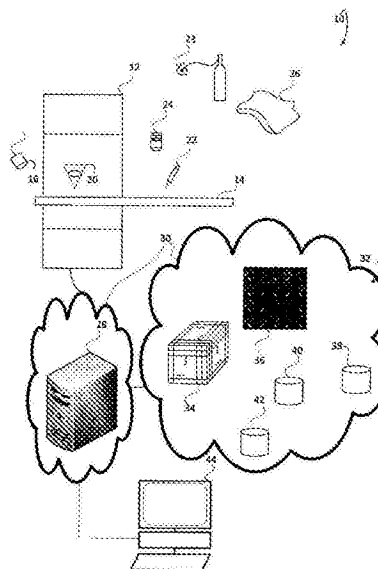
权利要求书3页 说明书5页 附图4页

(54)发明名称

磁共振温度记录:针对热异常的高分辨成像

(57)摘要

一种被配置用于温度记录的磁共振扫描器(12)。一个或多个处理器(28)从磁共振扫描器接收(56)热图像数据并且重建至少一个热图像,在所述热图像中每个体素包括温度变化的度量。所述一个或多个处理器识别(58)热异常体素。显示器(44)显示至少一个重建的图像与所识别的异常热位置。



1. 一种磁共振系统(10),包括:
磁共振扫描器(12),其被配置用于温度记录测量;
一个或多个处理器(28),其:
从所述磁共振扫描器接收(56)热图像数据并且重建至少一个热图像,在所述热图像中感兴趣区域中的每个体素的基于颜色的强度指示温度变化的度量;并且
识别(58)所述热图像中的热异常体素;
显示器(44),其显示具有所识别的热异常体素的经重建的至少一个热图像。
2. 根据权利要求1所述的磁共振系统(10),还包括:
诊断数据库(38),其至少存储表征至少一种异常状况的温度变化测量结果;并且
其中,所述处理器还将测得的热变化与所存储的特征温度变化进行比较。
3. 根据权利要求1和2中的任一项所述的磁共振系统,其中,所述一个或多个处理器还被编程为:
随时间重复地重建接收到的被配准到公共空间热图像;并且
构造热变化曲线,所述热变化曲线包括加热和冷却中的至少一个的周期。
4. 根据权利要求1-2中的任一项所述的磁共振系统(10)还包括:
表示正常群体的热图像的至少一个集合;并且
其中,所述一个或多个处理器还被编程为:
将所述经重建的至少一个热图像中的每个体素与所述集合进行比较以识别差异。
5. 根据权利要求2所述的磁共振系统(10),其中,所述诊断数据库(38)将可能的诊断与热异常进行链接。
6. 根据权利要求1-2中的任一项所述的磁共振系统(10),还包括至少一个增高温度的设备,并且所述设备包括超声发射器(16)。
7. 根据权利要求1-2中的任一项所述的磁共振系统(10),还包括至少一个降低温度的设备,并且所述设备包括以下中的至少一个:
注射的化学溶液(22);
吸入的气体(23);
摄入的热/化学液体(24);以及
外部应用的冷源(26)。
8. 根据权利要求1-2中的任一项所述的磁共振系统(10),其中,所述一个或多个处理器还被编程为:
将所识别的温度变化异常的位置输入(62)到放射治疗规划;并且
基于温度变化异常的存在来评估放射治疗的效果。
9. 一种磁共振温度记录的方法,包括:
从磁共振扫描器接收(56)热图像数据并且重建至少一个热图像,在所述热图像中感兴趣区域中的每个体素的基于颜色的强度指示温度变化,并且所述至少一个热图像适于被用于识别所述至少一个热图像中的热异常。
10. 根据权利要求9所述的磁共振温度记录的方法,其中,所述感兴趣区域的温度变化是通过使用以下中的至少一项而发生的:
超声发射器(16);

外部应用的热源 (26) ;
吸入的气体 (23) ;
注射的化学溶液 (22) ; 以及
摄入的热/化学液体 (24) 。

11. 根据权利要求9和10中的任一项所述的磁共振温度记录的方法, 其中, 在一个时间段内获得所述热图像数据, 以生成每个体素的热曲线。

12. 根据权利要求11所述的磁共振温度记录的方法, 其中, 所述热曲线在以下中的至少一个期间生成:

在所述感兴趣区域中的温度被改变时; 以及
在所述区域中的温度已被改变后所述温度正往正常温度恢复时。

13. 根据权利要求9-10中的任一项所述的磁共振温度记录的方法, 还包括:
将所述热图像的体素中所指示的温度变化与期望的温度变化 (52) 进行比较。

14. 根据权利要求13所述的磁共振温度记录的方法, 其中, 所述期望的温度变化是根据以下中的至少一个的:

所述感兴趣区域的体积、区域或解剖学分割的平均;
正常患者或患者集合的所述感兴趣区域的体积、区域或解剖学分割;
被成像患者的基线的感兴趣区域中的体积、区域或解剖学分割。

15. 一种用于磁共振温度记录的装置, 包括:

用于从磁共振扫描器接收 (56) 热图像数据并且重建至少一个热图像的单元, 在所述热图像中感兴趣区域中的每个体素的基于颜色的强度指示温度变化, 并且所述至少一个热图像适于被用于识别所述至少一个热图像中的热异常。

16. 根据权利要求15所述的用于磁共振温度记录的装置, 其中, 所述感兴趣区域的温度变化是通过使用以下中的至少一项而发生的:

超声发射器 (16) ;
外部应用的热源 (26) ;
吸入的气体 (23) ;
注射的化学溶液 (22) ; 以及
摄入的热/化学液体 (24) 。

17. 根据权利要求15和16中的任一项所述的用于磁共振温度记录的装置, 其中, 在一个时间段内获得所述热图像数据, 以生成每个体素的热曲线。

18. 根据权利要求17所述的用于磁共振温度记录的装置, 其中, 所述热曲线在以下中的至少一个期间生成:

在所述感兴趣区域中的温度被改变时; 以及
在所述区域中的温度已被改变后所述温度正往正常温度恢复时。

19. 根据权利要求15-16中的任一项所述的用于磁共振温度记录的装置, 其中, 识别所述热异常包括:

将所述热图像的体素中所指示的温度变化与期望的温度变化 (52) 进行比较。

20. 根据权利要求19所述的用于磁共振温度记录的装置, 其中, 所述期望的温度变化是根据以下中的至少一个的:

所述感兴趣区域的体积、区域或解剖学分割的平均；

正常患者或患者集合的所述感兴趣区域的体积、区域或解剖学分割；

被成像患者的基线的感兴趣区域中的体积、区域或解剖学分割。

21. 一种被编码为控制一个或多个处理器来执行根据权利要求9-14中的任一项所述的方法的非暂态计算机可读介质。

磁共振温度记录:针对热异常的高分辨成像

技术领域

[0001] 本发明总体上涉及医学成像。其特别适用于与磁共振成像相结合,并且将特别参考磁共振成像来描述。然而,应当理解,其也适用于其它的使用场景中,并且不必限于前述应用。

背景技术

[0002] 在医学文献中不同的疾病和/或损伤已经被报告为展示出热特性。所述疾病和/或损伤包括癌症、背部损伤、乳房疾病、关节炎、炎症疼痛、神经损伤、血管疾病、消化紊乱和中风筛查等。热特性从正常组织中区分出患病/受损伤的组织。例如,肿瘤通常具有比正常组织更多的血管循环。具有更多血管循环的组织在受热后身体反应以恢复体内平衡时,比正常组织冷却得更快。相似地,具有更多血管循环的组织在受冷后身体反应以恢复体内平衡时,比正常组织变热得更快。

[0003] 测量患病/受损伤的组织的温度通常通过表面测量来进行。一种技术是数字红外热成像(DITI),其自从二十世纪八十年代开始一直被使用。然而,DITI只能监测皮肤附近的温度变化,而不能监测全身的温度变化。磁共振热成像是唯一的目前已知的能够通过介入程序来测量体内温度的技术。

发明内容

[0004] 本发明公开了一种新的并且改进了的磁共振(MR)热成像诊断方法,所述磁共振热成像诊断方法解决上面提及的问题和其它问题。

[0005] 根据一方面,磁共振系统包括:磁共振扫描器、一个或多个处理器和显示器。所述磁共振扫描器被配置用于温度记录测量。所述一个或多个处理器从所述磁共振扫描器接收热图像数据并且重建至少一个图像,所述图像中感兴趣区域的每个体素包括温度变化的度量。所述一个或多个处理器识别热异常的体素。所述显示器利用所识别的热异常体素来显示所述至少一个重建的热图像。

[0006] 根据另一方面,一种磁共振温度记录的方法从磁共振扫描器接收热图像数据,并且重建至少一个热图像,所述热图像中感兴趣区域中的每个体素表示温度变化。在所述至少一个热图像中识别热异常的体素。

[0007] 一个优势在于对受试者体内部分的非介入性的热成像。

[0008] 另一个优势在于测量异常的热特性的准确的磁共振热成像。

[0009] 另一个优势在于用于加热或冷却身体的目标区域的安全方法。

[0010] 另一个优势在于为了更精确的诊断而使用热信息。

[0011] 另一个优势在于监测放射治疗的有效性。

[0012] 另一个优势在于与发展、更新或改善放射治疗计划的组合。

[0013] 本领域技术人员在阅读并理解了下面的具体说明后,将意识到本发明的进一步的优势。

附图说明

[0014] 本发明可以采取各种部件和各部件的布置以及以各种步骤和各步骤的安排的形式。附图仅仅是为了图示优选的实施例,而不应被解释为对本发明的限制。

[0015] 图1示意性地图示了具有用于加热/冷却受试者身体的目标区域的各种设备的磁共振扫描器系统。

[0016] 图2示意性地图示了成像体积和不同的体素温度(T)对时间(t)的测量结果的一个实施例的范例。

[0017] 图3是用于诊断性识别热异常的方法的实施例的流程图。

[0018] 图4是与放射治疗规划组合使用的系统的实施例的流程图。

具体实施方式

[0019] 参考图1,示意性地说明了具有用于加热/冷却受试者身体的目标区域的各种设备的磁共振扫描器系统10。磁共振(MR)扫描器12被配置为生成磁共振图像,所述磁共振图像指示身体的感兴趣区域的每个体素的温度。MR扫描器12和患者支撑物14一起以横截面示出。MR扫描器检测小到 0.1°C 的温度变化。可以使用诸如超声波、射频(RF)脉冲、摄入液体、注射溶液和敷布等多种技术来引起身体的温度变化。通过多种设备,例如超声发射器16、RF发射器20、热/化学溶液注射器22、要由患者24服用的热/化学液体的容器、与被患者25吸入的气体相连接的面具和热/冷敷26等,来引起温度变化。温度变化也可以是自然的(例如由于锻炼活动)或被动的,以及是每天发生的自然体温循环。

[0020] 来自MR扫描器12的热图像数据经由网络30被传输到一个或多个处理器28。处理器可以含有暂态存储器和非暂态存储器。网络30包括有线或无线的连接、直接连接的或通过诸如私有网络或互联网等网络的连接。处理器可以被包含在一个服务器之内或多个服务器之间。

[0021] 数据存储器32利用多种不同连接选择附接在一个或多个处理器上。数据存储器可以是直接附接的独立卷和附接于网络的存储器等等。数据存储器32为接收到的热图像数据34、储存的热图像36的集合、诊断数据库38以及放射治疗规划40和处置方法42的数据库提供存储。储存的热图像的集合包括表示被定义的群体的图像。被定义的群体可以是包括正常图像的热图像的正常群体,所述正常图像逐个体素地表示对于健康的个体温度的多种正常变化。在配准到公共空间后,可以将正常的集合与热图像逐个体素地进行比较,并且计算各个热图像体素不同的概率。备选地,所述集合可以表示(一个或多个)患病群体,例如具有脑血管疾病的群体。可以将热图像与该集合进行比较,来确定体素与在诸如具有脑血管疾病的集合中找到的体素相似的概率。

[0022] 诊断数据库包括诸如ICD-10、ICD-0和SNOMED等诊断。诊断数据库包括形态学信息和异常温度变化信息。诊断数据库使得热异常和可能的诊断能够交叉引用。放射治疗规划的数据库包括用于处置诊断出的状况的步骤和备选方案。处置方法数据库包括参数,例如剂量和对于诊断出的肿瘤的合理的放射治疗的频率等。放射治疗规划的数据库可以扩展到超出仅磁共振扫描器,并且包括关于通常与磁共振扫描器结合或共同使用的其它设备(例如高强度聚焦超声(HIFU)、线性加速器(LINAC)和X射线等)的数据。

[0023] 显示设备44连接到网络20,并且连接到一个或多个处理器。显示设备44允许健康护理从业者与系统进行交互。显示设备可以是计算机、膝上型计算机、平板电脑和移动设备等。显示设备显示图像、可能的诊断、放射治疗规划和图像对比等。例如,显示描述每天温度循环中的温度变化的背部的热图像。将每个体素上的温度变化的幅度显示为基于颜色的强度。可以使用集合和由明显偏离于正常群体的体素指示的背部损伤来将该亮度归一化。或者,可以使用作为参考区域的肺动脉的温度来将亮度归一化,其中每个体素是在该体素处的温度与肺动脉温度之间的差值。体素的亮度可以表示为差值的平均值、最小值、最大值或包括参考区域温度的某种函数、以及随时间的变化。也预期其它的内部器官和区域。显示设备44还输入命令,并且允许健康护理从业者控制成像系统的使用。

[0024] 图2示意性地图示了成像体积和不同的体素温度测量结果的一个实施例的范例。热图像数据34被示出为体素的示例性体积,其被表示为三维矩形体积。体素的体积可以是任何形状或任何尺寸的。每个体素随时间被重复成像,以生成温度随时间变化的测量结果,该测量结果要么作为连续的测量结果,要么作为使用采样技术的离散的测量结果。例如,由于在加热或冷却目标区域期间来自扫描器的磁共振成像数据变得可用,因而基于磁共振成像数据的温度测量结果可以是连续的。又例如,以一分钟或十分钟的间隔来测量来自磁共振扫描器的温度变化。此外例如,在早晨、中午和晚上纪录温度变化来比较每天的温度循环。可以应用将函数拟合到各个测量结果的分析技术,例如曲线拟合和离散统计等。例如,随着采样点数量的增加,可以应用回归技术来拟合曲线。备选的范例包括基于正常组织温度变化的模型曲线,该正常组织温度变化随着数据点的获得而调整或改进。对于下降的温度,模型曲线可以是下降的抛物线方程,其中针对采样点来调整弯曲度。曲线拟合包括移动平均线和线性回归等。离散统计包括根据诸如正态分布和泊松分布等多种分布的阈值、最小值、最大值和平均值等。取决于在随着身体恢复体内平衡来测量温度变化之前是应用热源还是冷源来最初改变体温,温度变化测量结果可以是增高或降低的。例如,最初将诸如较低聚焦的HIFU之类的热源应用到乳房组织来将组织加热若干度。移除热源并且身体使乳房组织冷却。存在于乳房中的肿瘤具有更多的血管循环,并且会示出更陡的冷却曲线。循环到患病组织的更多的血液将患病组织更快地冷却。在示范性测量结果中,温度变化46被表示为实线曲线或连续的测量结果。实线曲线可以基于之前所描述的采样技术和曲线拟合技术。一个体素的温度测量结果的图像图示了正常的下降的温度48,而另一个体素图示了异常或较快的下降的温度50。在示例性图像中,较快的下降温度曲线指示诸如乳腺癌之类的患病组织。

[0025] 两个体素的示例性图像中的虚线是健康组织的期望温度变化52。期望温度变化52可以基于多种源,例如集合36、患者的参考区域、患者的基线和患者的相邻区域等。身体的不同部分会以不同的速度来改变温度。例如,躯干中的组织和器官会比四肢更快地冷却或变热。集合表示群体中的常态的可变性,但是不表示单个患者的常态。诸如肺动脉之类的患者的参考区域表示患者的常态,但是未考虑不同组织之间的可变性或患病组织的影响。患者的基线可以是以下情况:在加热或冷却目标区域之前,患者已经得到了休息。备选地,基线可以是不同于感兴趣区域的区域的温度变化曲线。例如,可以对腿部应用冷敷,移除冷敷,并且得出腿部中的体素的温度变化曲线。可以使用来自腿部的体素的温度变化曲线来构造模型变化曲线,并且可以将该模型变化曲线作为对不同的感兴趣区域(例如乳房)测量

的温度变化曲线的基线。基线可以根据诸如脑和心脏之类的解剖学特性、可以是目标区域的体素的平均值、并且可以是休息中的人体在锻炼之前对人工热源的响应并且测量其温度变化以进行比较等。

[0026] 将测量的温度变化46与期望的温度变化52进行比较,并且其差值可以被表示为异常的概率。在范例中该差值可以被测量为虚线曲线与实线曲线之间的面积。备选地,可以针对指示异常热体素的阈值来测量并比较每条曲线的最大变化率。可以应用多种技术来确定期望温度变化与测得的温度变化之间的差异的似然性。获得包括针对各个体素存在异常的概率的概率图。在另一个实施例中,将每个体素的热曲线与一系列曲线相比较,该一系列曲线的每条曲线与诊断相关联,例如正常曲线、癌症曲线、针对癌症、关节炎、扭伤和炎症的不同阶段或不同类型的曲线等。

[0027] 在图3中示出了用于基于热异常的诊断性识别的方法的实施例的流程图。在第一步骤54中,体温从常态或基线开始变化。该变化可以在MR成像期间或之前发生。可以使用参考图1示出的各种设备来提升或降低目标区域的体温。可以使用主动或被动锻炼以及每天的自然体温循环等来提升体温。目标区域的温度通常可以自正常体温安全地升高2-3°C或降低大约5°C,而这可以容易被MR温度记录感测到。例如,可以将放射治疗中用于在内部杀死患病组织的HIFU进行较低聚焦,并且可以将其用于将感兴趣区域加热几度。用于监测HIFU治疗的磁共振也可以出于诊断目的监测由HIFU对感兴趣区域进行的加热。或者,例如如果消化道包括感兴趣区域,那么患者可以服用热水或冷水来加热或冷却消化道。该液体可以是基于化学的,其可以随着化学品被吸收而暂时升高体温。在另一范例中,可以注入暂时降低血液温度的生理盐水。在另一个示例中,可以吸入暂时降低肺部区域的温度的气体。该气体可以是热量上不同,从而引起热量降低,或者可以是基于化学的,其导致毛细血管膨胀并且导致在呼吸期间散失热量。在另一个示例中,锻炼可以通过由肌肉活动所生成的热量来升高感兴趣区域的温度。主动患者锻炼是由患者进行的锻炼,其中,被动锻炼是由诸如物理治疗师或电刺激等另外的手段引起的活动。无论采用哪种锻炼形式,肌肉活动产生热量,并且身体会通过体内平衡来减少热量。例如当在成像期间身体静止时,可以更容易地对热量的减少进行测量,并且肌肉组织冷却产生可测量的温度变化。

[0028] 在步骤56中,MR扫描器随着身体恢复体内平衡来测量温度的变化,例如重复测量温度并生成温度(T)对时间(t)的图表。可以以大约0.1°C的热分辨率来测量温度。参考图2描述了温度变化的测量结果。在步骤58中获得概率图,该概率图识别各个体素的位置处的异常的概率。该位置包括到解剖学结构和/或感兴趣区域的映射。还可以将热曲线与参考热曲线进行比较,来确定特定异常的概率。例如,如果对于正常组织温度变化的最大比率是0.3°C/min,并且热曲线的最大比率是0.8°C/min,那么具有存在热异常组织的高概率。参考图2描述了概率图的获得。

[0029] 在步骤60中使用诊断数据库将映射出的异常位置与可能的诊断关联起来。可以使用诸如其它患者医学测试、其它患者图像等的其它源。例如指示特定类型的肿瘤存在的血液测试和示出关节炎的X射线图像等。可以与MR图像一起向健康护理从业者显示可能的诊断该MR图像可以包括表示为不同亮度的异常位置的概率图。例如,具有热异常的高概率(例如>.9)的体素可以用红色示出,较低的概率(例如<.5)用黄色示出等。

[0030] 用流程图示出的实施例使用识别温度异常的MR温度记录的非介入性方法。使用所

识别的温度异常来识别可能的诊断,或者使用所识别的温度异常来提供可以与其它诊断工具和技术相关联的信息。

[0031] 在图4中示出了与放射治疗规划组合使用的系统和方法的实施例的流程图。参考图3描述的实施例可以用于识别异常。可以使用其它源,并且用于监测患者进程的系统对放射治疗响应。因此,可以在步骤62中或者在放射治疗规划的渐进性周期的下一个步骤中生成放射治疗规划。所述放射治疗规划包括诸如肿瘤等疾病的初始大小和位置。放射治疗规划确定放射治疗的方式和剂量,例如在步骤64中应用的LINAC、HIFU、X射线和其它方式等。在应用了放射治疗之后,系统测量在剩余的目标组织(例如肿瘤)中的热温度曲线或热温度变化。热曲线的变化可以指示在各个体素中杀灭肿瘤细胞方面的相对成功。系统根据利用热曲线来确定的被肿瘤消灭/肿瘤残存,来对方案进行修正、更新或改进。

[0032] 应当意识到,结合本文提出的特定示例性实施例,特定的结构和功能特性被描述为并入在定义的元件和/或部件中。然而,预期为了相同或相似的益处,在适当的情况下这些特性也可以类似地并入在其它元件和/或部件中。还应当意识到,可以适当地有选择地采用示例性实施例的不同方面,以便于实现适合期望的应用的其它备选的实施例,其它备选的实施例从而实现并入在其中的方面的相应的优势。

[0033] 还应当意识到,本文描述的特定元件或部件通过硬件、软件、固件或它们的组合来适当地实施其功能。此外,应当意识到,本文描述为合并在一起的特定的元件在合适的情况下可以是独立的元件,或者是分开的。类似地,被描述为由一个特定元件执行的多个特定功能可以由独立地工作以执行独立的功能的多个独特的元件来执行,或者可以将特定的独立功能分开并且由协同工作的多个独特的元件来执行。或者,在适当的情况下,可以将本文中其他地方描述和/或示出的互相不同的一些元件或部件在物理上或功能上组合起来。

[0034] 简而言之,已经参考优选实施例阐述了本说明。显然,他人在阅读并理解了本说明后,会想到修改和改变。本发明旨在被解释为包括所有这样的修改和改变,只要它们处于权利要求书的范围或与其等价方案的范围之内。换言之,应当意识到可以期望将以上公开的特性和功能中的多个和它们的替代,组合到许多其它不同的系统或应用中,并且本领域技术人员以后可以做出的各种当前未被预知或未被预料的改变、修改、变化或改进,也类似地要被包括在权利要求书中。

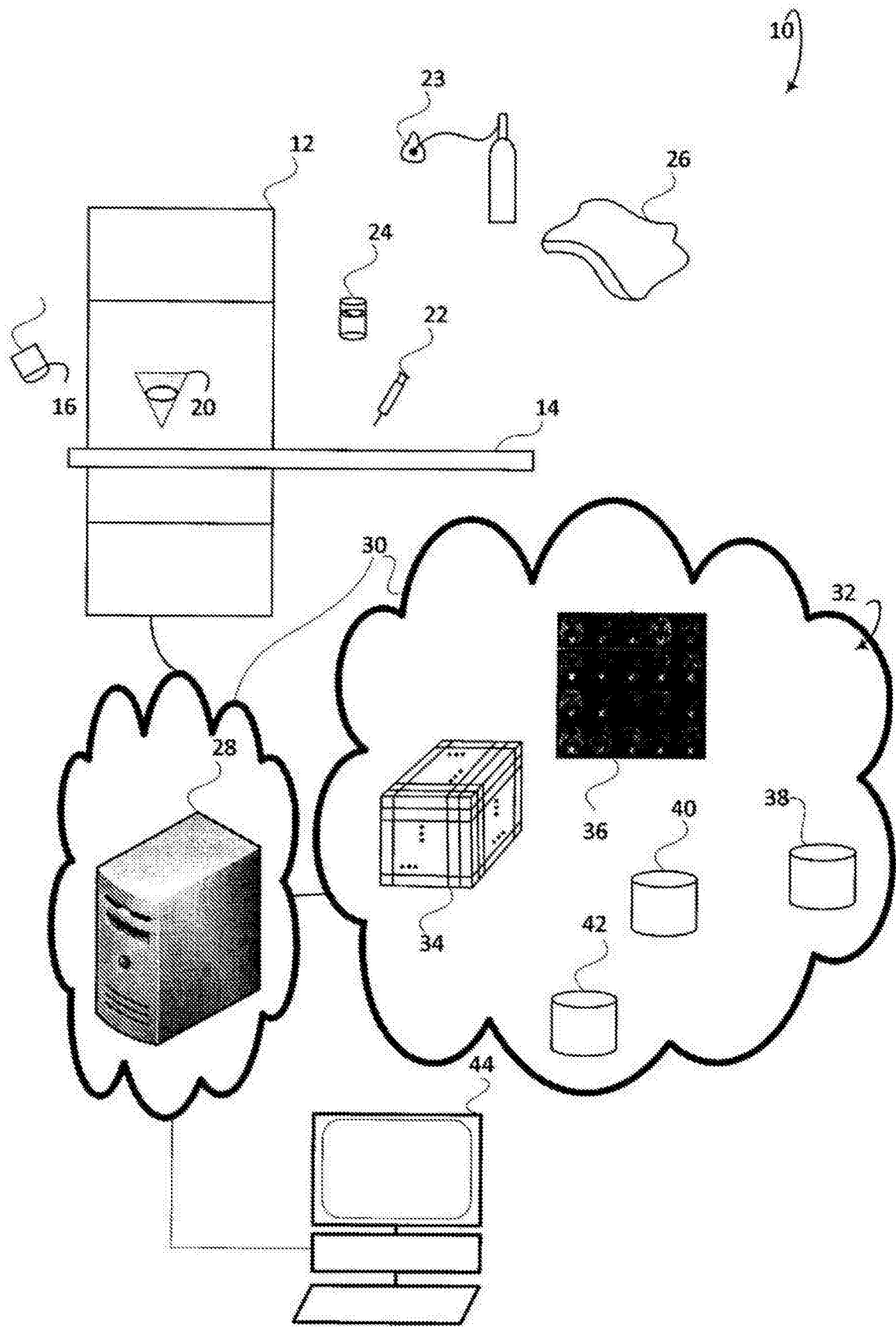


图1

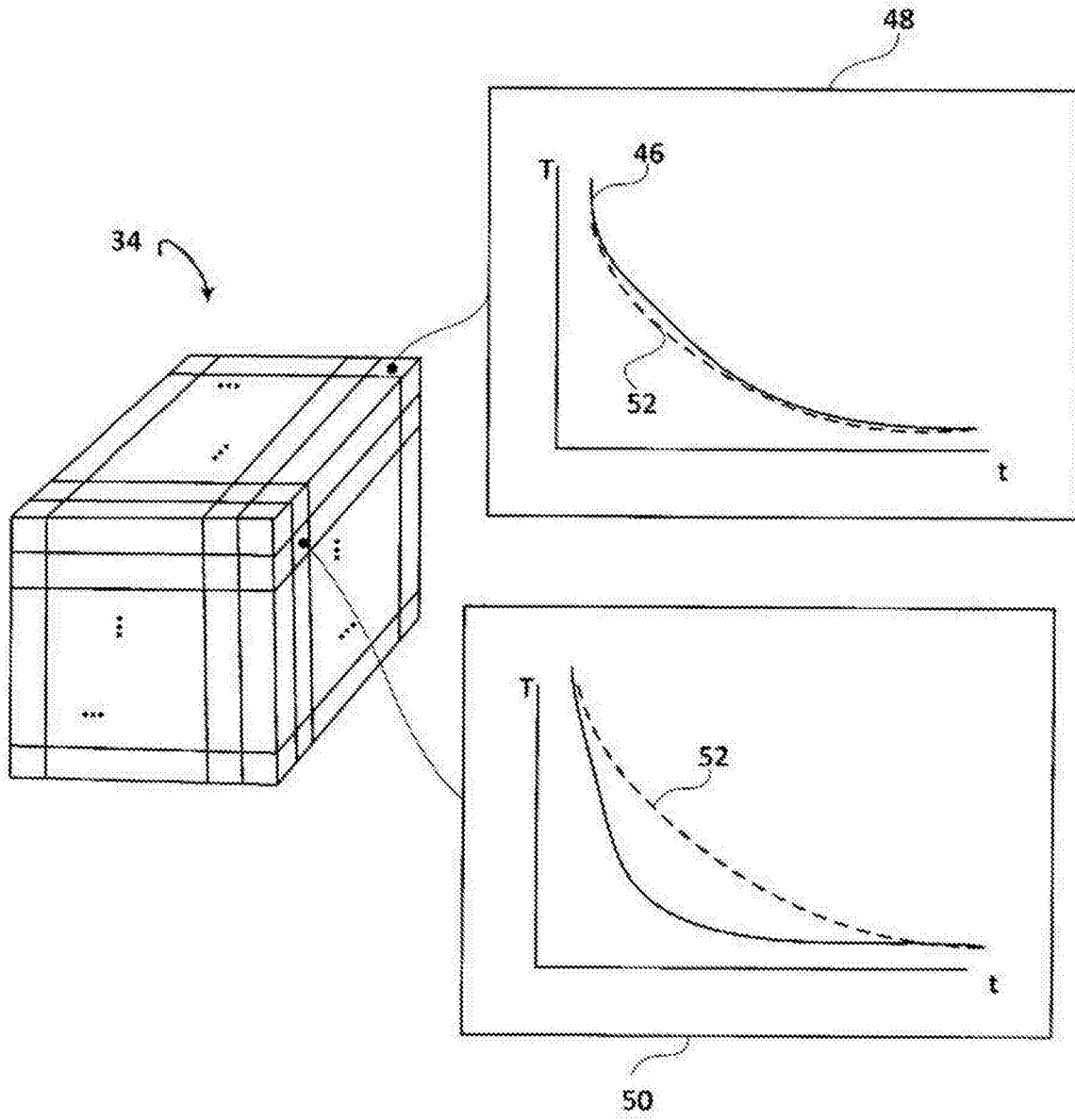


图2

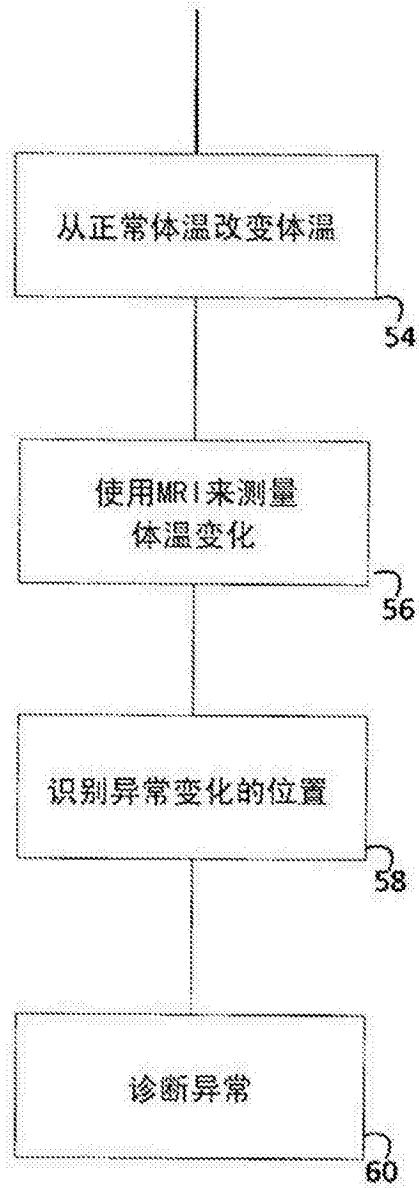


图3

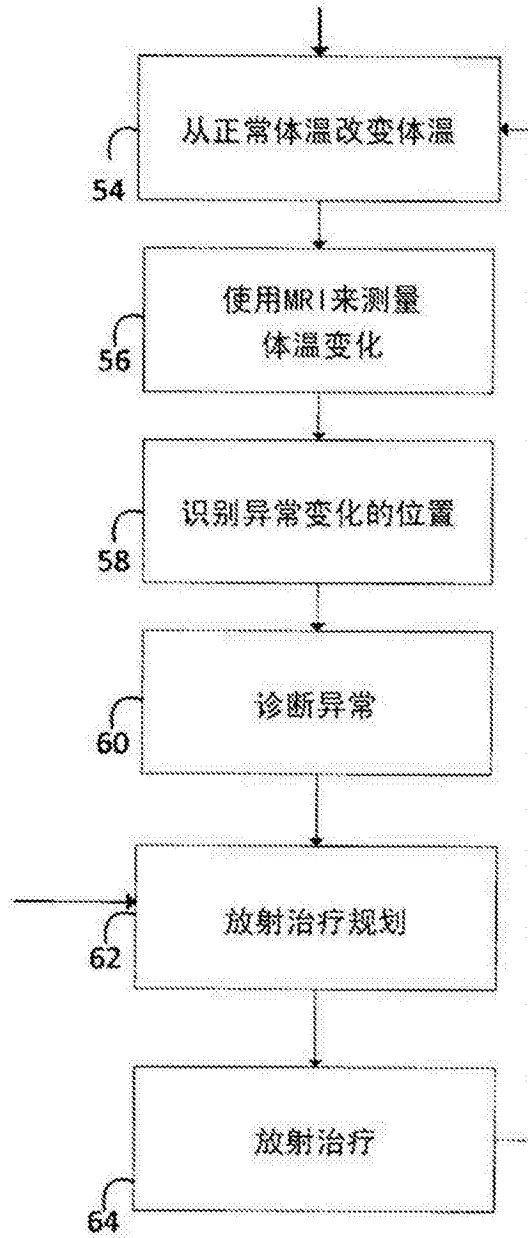


图4

