



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103403567 B

(45) 授权公告日 2015. 09. 16

(21) 申请号 201280011076. 3

代理人 李光颖 王英

(22) 申请日 2012. 02. 03

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

G01R 33/48(2006. 01)

61/447, 732 2011. 03. 01 US

(56) 对比文件

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

US 2008298661 A1, 2008. 12. 04, 全文.

2013. 08. 30

CN 101287997 A, 2008. 10. 15, 全文.

(86) PCT国际申请的申请数据

US 2008292167 A1, 2008. 11. 27, 全文.

PCT/IB2012/050504 2012. 02. 03

审查员 时鹏

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/117303 EN 2012. 09. 07

(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 F·黄 M·O·科勒 J·I·坦图

W·林

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

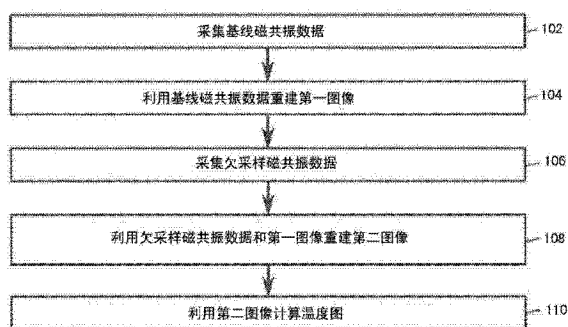
权利要求书2页 说明书17页 附图7页

### (54) 发明名称

涉及图像比约束重建的加速 MR 温度测定绘图

### (57) 摘要

一种包括磁共振成像系统(301)的医疗设备(300, 400, 500, 600)。该医疗设备还包括存储器(330), 存储器包含供处理器(324)执行的指令(350, 352, 354, 456, 458, 460)。执行指令使得所述处理器采集(102, 202)基线磁共振数据(332)并利用基线磁共振数据重建(104, 204)第一图像(334)。执行指令还使得处理器采集(106, 212)欠采样磁共振数据(336), 欠采样磁共振数据是与基线磁共振数据相比在 k 空间中欠采样的。执行指令还使得处理器利用欠采样磁共振数据和第一图像重建(108, 214)第二图像(338)。利用图像比约束重建算法(354)重建第二图像并利用第二图像计算(110, 216)温度图(340)。



1. 一种医疗设备 (300, 400, 500, 600), 包括 :  
磁共振成像系统 (301), 其用于采集磁共振数据 ;  
处理器 (324), 其用于控制所述医疗设备, 所述处理器被配置用于 :
  - 采集 (102, 202) 基线磁共振数据 (332) ;
  - 利用所述基线磁共振数据重建 (104, 204) 第一图像 (334) ;
  - 采集 (106, 212) 欠采样磁共振数据 (336), 其中, 与所述基线磁共振数据相比, 所述欠采样磁共振数据是在 k 空间中欠采样的 ;
  - 利用所述欠采样磁共振数据和所述第一图像重建 (108, 214) 第二图像 (338), 其中, 利用图像比约束的重建算法 (354) 重建所述第二图像 ; 以及
  - 利用所述第二图像计算 (110, 216) 温度图 (340) 。
2. 根据权利要求 1 所述的医疗设备, 其中, 所述医疗设备还包括用于处置对象的目标体积 (420) 的温度处置系统 (402, 501, 601), 其中, 执行所述指令还使得所述处理器在采集所述欠采样磁共振数据期间处置 (220) 所述目标体积。
3. 根据权利要求 2 所述的医疗设备, 其中, 执行所述指令还使得所述处理器选择 (206) 用于根据所述目标体积的位置采集所述欠采样磁共振数据的 k 空间采样点 (446) 。
4. 根据权利要求 2 或 3 所述的医疗设备, 其中, 执行所述指令还使得所述处理器反复 :  
采集 (212) 所述欠采样磁共振数据 ;  
利用所述欠采样磁共振数据和所述第一图像重建 (214) 所述第二图像 ;  
利用所述第二图像计算 (216) 温度图 ;  
根据所述温度图产生 (218) 温度处置系统命令 ;  
向所述温度处置系统发送 (220) 所述温度处置系统命令。
5. 根据权利要求 2 或 3 所述的医疗设备, 其中, 所述温度处置系统是如下中的任一种 : 高强度聚焦超声系统 (402)、射频组织处置系统 (501)、微波施用器 (304), 低温消融器 (304) 和激光器 (304) 。
6. 根据权利要求 2 或 3 所述的医疗设备, 其中, 在重建所述第二图像期间在约束中使用所述目标体积的所述位置。
7. 根据权利要求 1 到 3 中的任一项所述的医疗设备, 其中, 所述第一图像是相位图像, 并且其中, 所述第二图像是相位图像, 其中, 通过确定所述第一图像的体素和所述第二图像的体素之间的相位偏移计算所述热图。
8. 根据权利要求 1 到 3 中的任一项所述的医疗设备, 其中, 使用所述第一图像和所述第二图像, 通过计算如下中的任何一项的变化来构造热图 : 质子密度、水质子的 T1 弛豫时间、水质子的 T2 弛豫时间、水质子的 T2- 星弛豫时间和扩散常数变化。
9. 根据权利要求 1 到 3 中的任一项所述的医疗设备, 其中, 图像比约束重建算法包括约束, 其中, 对如下中的任何一项计算所述约束 : 量值图像、相位图像、复合图像、以及它们的组合。
10. 根据权利要求 1 到 3 中的任一项所述的医疗设备, 其中, 利用并行成像技术采集和 / 或重建所述基线磁共振数据和所述欠采样磁共振数据。
11. 根据权利要求 1 到 3 中的任一项所述的医疗设备, 其中, 利用二维或三维梯度回波脉冲序列采集所述基线磁共振数据和所述欠采样磁共振数据。

12. 根据权利要求 1 到 3 中的任一项所述的医疗设备,其中,利用二维或三维梯度回波 EPI 脉冲序列采集所述基线磁共振数据和所述欠采样磁共振数据,其中,选择用于采集所述欠采样磁共振数据和所述基线磁共振数据的 k 空间采样点,使得利用类似的回波时间采集所述第一图像和所述第二图像。

13. 根据权利要求 1 到 3 中的任一项所述的医疗设备,其中,利用二维或三维自旋回波或快速自旋回波脉冲序列采集所述基线磁共振数据和所述欠采样磁共振数据。

14. 一种操作医疗设备 (300,400,500,600) 的方法,其中,所述医疗设备包括用于采集磁共振数据的磁共振成像系统 (301);其中,所述方法包括如下步骤:

- 采集 (102,202) 基线磁共振数据 (332);
- 利用所述基线磁共振数据重建 (104,204) 第一图像 (334);
- 采集 (106,212) 欠采样磁共振数据 (336),其中,与所述基线磁共振数据相比,所述欠采样磁共振数据是在 k 空间中欠采样的;
- 利用所述欠采样磁共振数据和所述第一图像重建 (108,214) 第二图像 (338),其中,利用图像比约束重建算法 (354) 重建所述第二图像;以及
- 利用所述第二图像计算 (110,216) 温度图 (340)。

15. 一种操作医疗设备 (300,400,500,600) 的装置,其中,所述医疗设备包括用于采集磁共振数据的磁共振成像系统 (301);其中,所述装置包括:

- 用于采集 (102,202) 基线磁共振数据 (332) 的单元;
- 用于利用所述基线磁共振数据重建 (104,204) 第一图像 (334) 的单元;
- 用于采集 (106,212) 欠采样磁共振数据 (336) 的单元,其中,与所述基线磁共振数据相比,所述欠采样磁共振数据是在 k 空间中欠采样的;
- 用于利用所述欠采样磁共振数据和所述第一图像重建 (108,214) 第二图像 (338) 的单元,其中,利用图像比约束重建算法 (354) 重建所述第二图像;以及
- 用于利用所述第二图像计算 (110,216) 温度图的单元。

## 涉及图像比约束重建的加速 MR 温度测定绘图

### 技术领域

[0001] 本发明涉及磁共振温度测定,尤其是通过利用先前采集的磁共振数据重建欠采样磁共振数据来加速热绘图的手段。

### 背景技术

[0002] 近年来,磁共振温度测定已经与用于治疗的加热或冷却组织的各种手段结合。测量组织加热或冷却的效果允许对治疗进行引导,还能够评估治疗处置对于对象的效果。

[0003] 在高强度聚焦超声(HIFU)治疗中,需要利用例如 MRI 进行可靠的实时温度监测,以确保目标发生充分的热坏死,同时避免对周围健康组织过加热以及产生损伤。为了实现足够高的时间和空间分辨率,优选需要高空间分辨率的快速成像,同时保持足够高的 SNR,用于重建可靠的温度测量。

[0004] 在 Wlodarczyk 等人的文章“Three-Dimensional Monitoring of Small Temperature Changes for Therapeutic Hyperthermia Using MRI”,Journal of Magnetic Resonance Imaging,第 8 卷,第 165-174 页中,使用锁孔技术,利用脉冲扩散梯度自旋回波脉冲序列加速磁共振温度。

### 发明内容

[0005] 本发明在独立权利要求中提供了一种医疗设备、一种方法和一种计算机程序产品。在从属权利要求中给出了实施例。

[0006] MRI (磁共振成像)常常被用于规划和引导 HIFU 以及其他热疗。MR (磁共振)相对于其他成像模态的优点是,它能够产生高质量的温度图像,这是因为几个参数都是与温度相关的。最常采用的方式是利用水的质子共振频率(PRF)偏移,它与温度线性相关。其他温度测定的备选方法依赖于 T1、T2 或 T2- 星弛豫时间或质子密度的温度相关性。不过,该温度相关性小且与组织相关,这是到目前为止 PRF 温度测定是最常使用的方法的主要原因。尽管其他温度测定技术依赖于量值图像,但 PRF 温度测定依赖于相位图像的测量。

[0007] 在最近发布的用于消融子宫肌瘤的 Philips Sonalleve MR-HIFU (磁共振高强度聚焦超声)产品中,使用了梯度回波连拍 EPI 脉冲序列,TE=20ms,动态成像时间大约为 3 秒 6 个切片(3 个冠状目标体积切片,1 个监测射束路径的矢状切片,2 个置于敏感结构,例如皮肤和例如结肠附近的冠状切片),1 个冠状的空间分辨率为  $2.5 \times 2.5 \times 7\text{mm}^3$ 。尽管这是可接受的,但理想地,优选具有更高空间分辨率的更大空间覆盖,最优为各向同性的 3D。但是为了确保安全的消融过程,时间分辨率优选应保持在几秒钟左右,而不会影响 SNR (信噪比),因为这与温度精确度成正比。因此,需要更快速的相位成像。本发明的实施例可以提供更快的相位成像以及其他优点。

[0008] 在 MR-HIFU 中,声束路径(从换能器到目标)优选不被阻挡。这意味着不应在希望进行声处理的区域中放置常规的线圈元件。这显著限制了患者前方的线圈设计,这是因为在很多子宫肌瘤平台上患者都是俯卧的,超声通过腹壁进入。因此,用于 MR-HIFU 的相控阵

列线圈仅有有限的部分并行成像能力,并且,高加速因子将劣化图像质量。

[0009] 当今典型使用的近实时 MR 监测方法的有限覆盖具有一些缺点:(i)温度信息在有限体积上可用,(ii)加热焦点的尺寸和形状仅部分可见,获得的热剂量信息不完整,对目标造成损伤而且对健康组织也可能有损伤,(iii)运动容易在温度监测图像中诱发相位或量值误差。利用真实的未破坏 3D 信息,可以更容易利用运动校正 SW 来校正那些误差。

[0010] 成像时间是常规方法的局限。速度提高会改善本申请中的安全性和监测能力。对于例如具有更多运动目标的未来应用而言,改进速度可能是至关重要的。

[0011] 在本发明的一些实施例中,提出了各种方法,这些方法提供高加速因子而未显著劣化图像质量,从而直接解决了上述常规方法的缺点。这些方法的共同特性是,它们全部依赖于在接下来采集的监测图像之间具有相对较小变化且在每次动态时仅采集 k 空间的一部分。于是,在数据中有大的冗余和 / 或可以从先前的动态帧继承部分数据。

[0012] 用于温度绘图的图像具有非常相似的量值。实际上,如果没有运动,除了在被加热区域中之外所有时间帧的量值应该相同,在被加热区域中信号强度将由于弛豫时间变化而变化。可以将被加热区域视为其温度变化足够大的区域,使得与弛豫时间变化相关的温度影响信号强度。在一些情况下,温度的变化可能是由超声焦点位置变化导致的(即,其中温度可能升高超过 20 摄氏度)。不过,被加热区域可能不必限于直接加热区域,而是也可以指其他区域。例如,还观察别处的可能(但通常更小的)温度变化(信号变化更小)。

[0013] 而且,如果在体素之内有大的温差,那么自旋之间的诱发相差可能导致信号部分取消并影响信号强度。这类似于脂肪和水自旋之间的异相状况。可以在所提出的方案中利用信号量值的维持。

[0014] 在本发明的一个实施例中,所提出的第一种方法有两个基本特征:

[0015] 1. 使用图像比约束重建(IRCR),利用基线图像和要重建图像的低分辨率版本近似要重建图像。利用 IRCR 结果的量值和 / 或相位作为约束,利用 IRCR 的结果(量值和相位)作为初始值,以采集的低频信息近似未采集的高频信息。基线图像在 k 空间中,比在要重建图像的低分辨率中被更完整的采样。

[0016] a. 在一个版本中,可以从约束移除被加热区域 b.

[0017] b. 在另一个版本中,基于先前重建的相位图像的基线偏移,针对当前要重建图像,对基线偏移建模。

[0018] 2. 能够使用部分并行成像(PPI)和 / 或部分傅里叶重建提高采集速度。

[0019] 在第二实施例中,利用数据冗余性,其基于压缩感测方法。所有温度测定方法,不仅仅是 PRF,都(直接或间接地)测量与温度相关的参数变化。结果是相差图像(PRF 温度测定)或量值差分图像(弛豫常数或 PD 温度测定),或者备选地是 MR 参数图差分图像(例如,来自在不同时刻获得的两个基于 Look-Locker 的 T1 弛豫常数图)。在没有运动时,这些差异图像在图像空间中是稀疏的。实际上,仅有被加热区域具有非零信号(至少理论上如此)。因此,可以使用稀疏性约束利用仅部分采集的数据重建高分辨率图像。

[0020] 优选地, HIFU 系统应利用允许部分成像方法的线圈方案。通常,那意味着有几个线圈元件具有感兴趣区域感兴趣体积之内显著不同的空间灵敏度。可以结合下文所述的方法使用这些部分成像方法,进一步促进图像加速。

[0021] 本发明的实施例可能对于改善时间和空间分辨率,以及用于任何热治疗模态的温

度绘图空间覆盖是有用的,所述模态包括 HIFU、RF、微波、低温和激光治疗。热治疗的范例是消融以及高温或低温。可以将高热例如用于局域给药或基因治疗。

[0022] 这里使用的“计算机可读存储介质”涵盖任何有形的存储介质,其可以存储可由计算装置的处理器执行的指令。计算机可读存储介质可以称为计算机可读非暂态存储介质。计算机可读存储介质也可以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也可以能够存储能够被计算装置的处理器访问的数据。计算机可读存储介质的范例包括,但不限于:软盘、磁性硬盘驱动器、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、磁光盘和处理器的寄存器文件。光盘的范例包括紧致盘(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各种类型的记录介质,其能够被计算机装置经由网络或通信链路访问。例如,可以通过调制解调器、因特网或局域网检索数据。

[0023] “计算机存储器”或“存储器”是计算机可读存储介质的范例。计算机存储器是直接可被处理器访问的任何存储器。计算机存储器的范例包括,但不限于:RAM 存储器、寄存器和寄存器文件。

[0024] “计算机存储器”或“外部存储器”是计算机可读存储介质的范例。计算机存储器是任何非易失性计算机可读存储介质。计算机存储器的范例包括,但不限于:硬盘驱动器、USB 拇指驱动器、软盘驱动器、智能卡、DVD、CD-ROM 和固态硬盘驱动器。在一些实施例中,计算机存储器也可以是计算机存储器或反之亦然。

[0025] 这里使用的“处理器”涵盖能够执行程序或机器可执行指令的电子部件。提到的包括“处理器”的计算装置应当被解释为可能包含超过一个处理器或处理内核。处理器例如可以是多核处理器。处理器也可以指单个计算机系统之内或分布于多个计算机系统间的处理器集合。术语计算装置还应当被解释为可能指每个均包括一个或多个处理器的计算装置集合或网络。很多程序使得多个处理器执行其指令,多个处理器可以在相同的计算装置之内或甚至可以分布于多个计算装置之间。

[0026] 这里使用的“用户接口”是允许用户或操作员与计算机或计算机系统交互的接口。“用户接口”也可以称为“人机接口装置”。用户接口可以向操作员提供信息或数据和/或从操作员接收信息或数据。用户接口可以使计算机能够接收来自操作员的输入并可以向用户提供来自计算机的输出。换言之,用户接口可以允许操作员控制或操作计算机,接口可以允许计算机指出操作员的控制或操控的效果。在显示器或图形用户界面上显示数据或信息是向操作员提供信息的范例。通过键盘、鼠标、跟踪球、触摸板、点击棒、图形输入板、操纵杆、游戏键盘、网络摄像机、头戴送受话器、变速杆、方向盘、踏板、有线手套、跳舞毯、遥控器和加速度计接收数据都是能够从操作员接收信息或数据的用户接口部件的范例。

[0027] 这里使用的“硬件接口”涵盖使计算机系统的处理器能够与外部计算装置和/或设备交互和/或控制其的接口。硬件接口可以允许处理器向外部计算装置和/或设备发送控制信号或指令。硬件接口也可以使处理器能够与外部计算装置和/或设备交互数据。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、模拟输入接口和数字输入接口。

[0028] 这里使用的“显示器”或“显示装置”涵盖适于显示图像或数据的输出装置或用户

接口。显示器可以输出视觉、音频和或触觉数据。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、双稳态显示器、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)、等离子体显示板(PDP)、液晶显示器(LCD)、有机发光二极管显示器(OLED)、投影仪和头戴式显示器。

[0029] 这里将磁共振(MR)数据定义为在磁共振成像扫描期间由磁共振设备的天线记录的原子自旋发射的射频信号测量值。这里将磁共振成像(MRI)图像定义为磁共振成像数据之内包含的解剖数据的重建的二维或三维可视化。可以利用计算机执行这种可视化。

[0030] 磁共振数据可以包括在磁共振成像扫描期间由磁共振设备的天线记录的原子自旋发射的射频信号测量值,其包含可用于磁共振温度测定的信息。磁共振温度测定通过测量温度敏感参数的变化来工作。在磁共振温度测定期间可以测量的参数范例是:可用于利用磁共振测量温度的质子共振频率偏移、扩散系数或 T1 和 / 或 T2 弛豫时间的变化。质子共振频率偏移与温度相关,因为个体质子、氢原子经受的磁场取决于周围的分子结构。由于温度影响到氢键,温度的升高降低了分子筛选。这导致质子共振频率的温度相关性。

[0031] 质子密度线性地取决于平衡磁化强度。因此能够利用质子密度加权图像确定温度变化。

[0032] 弛豫时间 T1、T2 和 T2- 星(有时称为 T2\*)也是温度相关的。因此可以使用 T1, T2 和 T2- 星加权图像重建来重建热图或温度图。

[0033] 温度还影响着水溶液中分子的布朗运动。因此,可以使用能够测量扩散系数的脉冲序列,例如脉冲扩散梯度自旋回波来测量温度。

[0034] 使用磁共振测量温度的最有用方法之一是测量水质子的质子共振频率(PRF)偏移。质子的共振频率是温度相关的。由于体素中的温度变化,频率偏移将导致水质子的测量相位变化。因此可以确定两幅相位图像之间的温度变化。这种确定温度的方法有下列好处,即其与其他方法相比较快。在这里比其他方法更详细地论述 PRF 方法。不过,这里论述的方法和技术还适用于利用磁共振成像进行温度测定的其他方法。

[0035] 这里使用的“超声窗口”涵盖能够透射超声波或能量的窗口。典型地,将薄膜或膜用作超声窗口。超声窗口例如可以由 BoPET(双轴取向的聚对苯二甲酸乙二醇酯)薄膜制造。

[0036] 在一个方面中,本发明提供了一种医疗设备,包括用于采集磁共振数据的磁共振成像系统。医疗设备还包括用于控制医疗设备的处理器。该设备还包括包含供处理器执行的机器可读指令的存储器。

[0037] 执行指令令处理器采集基线磁共振数据。处理器可以通过向磁共振成像系统发送指令或控制信号来采集磁共振数据,该指令或控制信号令其采集磁共振数据。执行指令还令处理器利用基线磁共振数据重建第一图像。执行指令还令处理器采集欠采样磁共振数据。欠采样磁共振数据是与基线磁共振数据相比在 k 空间中欠采样的。换言之,欠采样磁共振数据不会在 k 空间中针对与针对基线磁共振数据采样那样同样多的点采样。欠采样磁共振数据也可以称为稀疏采样磁共振数据。

[0038] 执行指令还令处理器利用欠采样磁共振数据和第一图像重建第二图像。由于欠采样磁共振数据在 k 空间中采样的点更少,所以使用第一图像至少部分重建第二图像。这是

有利的,因为使用来自第一图像的数据允许利用欠采样磁共振数据重建第二图像。因为在采集欠采样磁共振数据时在 k 空间中对更少点采样,所以比基线磁共振数据花费更少时间采集欠采样磁共振数据。

[0039] 执行指令还令处理器利用第二图像计算温度图。在一些实施例中,利用第二图像和第一图像计算温度图。利用图像比约束重建算法重建第二图像。例如,第一图像可以是校准或基线图像。然后可以构造温度图以相对于采集第二图像和第一图像时绘制温度变化。在一些实施例中,从位于磁共振成像系统的成像区之内的对象采集磁共振数据。

[0040] 如这里使用的,图像比约束重建(IRCR)算法是指使用用于重建的图像比以及量值和 / 或相位约束的算法。

[0041] 下方列出了可以如何构造 IRCR 算法的范例:

[0042] 1. 采集

[0043] a. 在 HIFU 超声处理之前,采集一个或两个完整的 k 空间基线数据集;

[0044] b. 在 HIFU 超声处理期间,采集具有完整采集的中心区域的部分 k 空间数据,用于相位成像。并非所有实施例都使用 HIFU 超声处理。

[0045] 2. 重建模型

[0046] a. 图像比约束重建(IRCR):

[0047] 将完整采集的空间数据 RK (通常是第一时间帧)用作参考数据集。PK 是时间帧 t 的部分采集的空间数据的(多个)集合。利用与用于 PK 的相同欠采样方案,可以从 RK 产生一组部分 k 空间数据 PRK。令  $I_{PK}$ 、 $I_{RK}$  和  $I_{PRK}$  是相应地利用 PK、RK 和 PRK 产生的图像。那么,重建图像  $I_{rec} = I_{PK} \div I_{PRK} \times I_{RK}$ , 其中  $\times$  和  $\div$  分别表示逐个像素的乘法和除法。为了避免奇异点,可以在除法之前选择具体的阈值。

[0048] b. 量值和 / 或相位约束重建重建模型为

$$[0049] \quad \min_I E[I] = \min_I \sum_{j=1}^{Nch} \|F_p(S_j I) - k_j\|_2^2 + \alpha^2 \|I - \bar{I}\|_2^2, \quad [1]$$

[0050] 其中 I 是要重建的图像,  $\bar{I}$  是由 IRCR 重建的图像, j 为线圈数, Nch 为线圈元件数,  $k_j$  为部分采集的 k 空间数据,  $S_j$  为第 j 个线圈元件的灵敏度图,  $\alpha$  为平衡这两项的正参数,  $\|*\|$  为绝对值,  $\|*\|_2$  表示  $L_2$  范数。

[0051] c. 可以部分采集完整采集的中心 k 空间数据,例如在 k 空间中不对称或以 SENSE 因子 >1 等距间隔,可以应用部分傅里叶技术 [5] 或 PPI [1,2] 以近似部分未采集数据。

[0052] d. 备选重建模型可以使用图像支持减少和稀疏约束进行重建。首先,部分采集的数据可以减去 k 空间中的 IRCR 结果,以产生残余的部分采集数据,其对应于具有稀疏图像支持的图像(理想地,仅相位变化的区域)。重建模型为

$$[0053] \quad \min_{\bar{I}} E[\bar{I}] = \min_{\bar{I}} \sum_{j=1}^{Nch} \|F_p(S_j \bar{I}) - \bar{k}_j\|_2^2 + \alpha^2 \|\bar{I}\|_{L1}, \quad [2],$$

[0054] 其中  $\bar{I}$  是要重建的图像, j 为线圈数, Nch 为线圈元件数,  $\bar{k}_j$  为残余的部分采集的 k 空间数据。在 k 空间中,每个时间帧减去采集位置处的基线数据,以产生残余 k 空间数据的集合。

[0055] e. 备选地,从方程 [1] 中的量值 / 相位约束移除被加热区域,因为已知相位和量值



在这个区域中变化(尽管量值仅轻微地且在仅几个体素中变化)。

[0056] f. 如果使用相位约束,那么基于先前图像相位偏移率和中心 k 空间采集的数据的相位偏移估计当前图像中相位的基线偏移

[0057] 3. 数值算法

[0058] a. 可以利用到凸集合上的投影(POCS)以数值方式求解方程 [1]。这种数值方案快速,且不需要参数  $\alpha$ 。

[0059] b. 还可以利用基于共轭梯度的方法求解方程 [1]。这种数值方案可能稍微更精确,但花费更长重建时间并需要几个仔细选择的参数。

[0060] 在另一实施例中,医疗设备还包括用于处理对象目标体积的温度处置系统。在一些实施例中,目标体积在磁共振成像系统的成像区之内。执行指令还令处理器在采集欠采样磁共振数据期间处置目标体积。例如,处理器可以通过根据温度图产生温度处置系统命令来处置目标体积。处理器还可以通过向温度处置系统发送温度处置系统命令来处置目标体积。如这里使用的,温度处置系统命令包括处理器用于控制温度处置系统的指令或控制信号。这里使用的温度处置系统包括用于可控地升高或降低对象体内的目标体积温度的系统。

[0061] 本实施例是有利的,因为可以极快地采集欠采样磁共振数据。这方便了利用第二图像快速计算温度图。可以将温度图用作于控制温度处置系统的反馈。

[0062] 在另一实施例中,执行指令还使得处理器根据目标体积位置选择 k 空间采样点以采集欠采样磁共振数据。例如,k 空间采样点是与目标体积位置相关性最强的位置,可以选择第二图像。这是有利的,因为如果目标体积被加热或冷却,那么会预计到用于产生温度图的图像数据将在目标体积之内最大幅度地变化。

[0063] 在文献中已知选择 k 采样点或区域为利用感兴趣区域信息选择感兴趣区域以确定避免在动态成像期间采集冗余信息的 k 空间轨迹。同样地,已知在选择 k 空间采样轨迹时使用感兴趣区域,也用于抑制磁共振成像中感兴趣区域外部的信号。使用已知的技术,可以选择与第二图像中的目标体积相关性最强的 k 空间采样点。

[0064] 一种常规方案是对应于感兴趣区域,或在这种情况下对应于目标体积的 k 空间使用单值分解(SVD)分析。本实施例尤其有利,因为选择 k 空间采样点,从而比第二图像周围或剩余部分,由 k 空间采样点更好地重建了对应于目标体积的第二图像的区域。这可能有助于加速欠采样磁共振数据的采集。

[0065] 在另一实施例中,执行指令还令处理器反复采集欠采样磁共振数据。执行指令还令处理器反复利用欠采样磁共振数据和第一图像重建第二图像。执行指令还令处理器反复利用第二图像计算温度图。在一些实施例中,第一图像还用于计算温度图。执行指令还令处理器反复根据温度图产生温度处置系统命令。执行指令还令处理器反复向温度处置系统发送温度处置系统命令。本实施例是有利的,因为欠采样磁共振数据被用于产生温度图,温度图用于对温度处置系统进行反馈控制。

[0066] 在另一实施例中,温度处置系统为高强度聚焦超声系统。

[0067] 在另一实施例中,温度处置系统为射频组织处置系统。例如,可以使用射频天线,利用射频能量加热目标体积。典型地,额外的天线被使用或放置在对象附近,以产生射频能量,加热目标区。

[0068] 在另一实施例中,温度处置系统为微波施用器。微波施用器适于在目标区引导微波能量。这可能导致目标区温度升高。

[0069] 在另一实施例中,温度处置系统为低温消融器。低温消融器适于将目标区或目标区的一部分冷却到导致组织消融的温度。

[0070] 在另一实施例中,温度处置系统为激光器。激光器可以用于有选择地消融组织。

[0071] 在另一实施例中,目标体积的位置被用作重建第二图像期间的约束。

[0072] 在另一实施例中,第一图像是相位图像。第二图像是相位图像。通过确定第一图像体素和第二图像体素之间的相位偏移计算热图。在这一实施例中,利用梯度回忆回波(GRE)成像序列构造温度图,以测量从第一图像和第二图像之间的温度变化获得的相位变化。由于共振频率的温度相关变化而发生相位变化。

[0073] 在另一实施例中,第一和第二图像用于通过计算质子密度的变化来构造热图。

[0074] 在另一实施例中,第一和第二图像用于通过计算水质子 T1 弛豫时间的变化来构造热图。

[0075] 在另一实施例中,第一和第二图像用于通过计算水质子 T2 弛豫时间的变化来构造热图。

[0076] 在另一实施例中,第一和第二图像用于通过计算水质子 T2- 星弛豫时间的变化来构造热图。

[0077] 在另一实施例中,第一图像和第二图像用于通过计算扩散常数变化的变化来构造热图。

[0078] 在另一实施例中,针对第二图像的每个体素计算变化。

[0079] 在另一实施例中,图像比约束重建算法包括计算约束,其中对如下任一项计算该约束:量值图像、相位图像、复合图像及其组合。量值图像、相位图像、复合图像可以指第一图像和/或第二图像。

[0080] 在另一实施例中,利用并行成像技术采集和/或重建基线磁共振数据和欠采样磁共振数据。例如,可以使用 SENSE 或 GRAPPA 技术。

[0081] 在另一实施例中,利用二维或三维梯度回波脉冲序列采集基线磁共振数据和欠采样磁共振数据。

[0082] 在另一实施例中,利用二维或三维梯度回波 EPI 脉冲序列采集基线磁共振数据和欠采样磁共振数据,选择 k 空间采样点用于采集欠采样磁共振数据和基线磁共振数据,从而利用类似的回波时间采集第一图像和第二图像。换言之,用于采集第一图像和第二图像的回波时间是相同的持续时间加或减预定量时间。能够利用独立的回波时间从相位图像计算自旋频率图像。确定温度变化的频率是不同的。

[0083] 利用二维或三维自旋回波或快速自旋回波脉冲序列采集基线磁共振数据和欠采样磁共振数据。

[0084] 在另一方面中,本发明提供了一种操作医疗设备的方法。类似地,本发明还提供了一种计算机实现的方法。该医疗设备包括用于采集磁共振数据的磁共振成像系统。该方法包括采集基线磁共振数据的步骤。磁共振成像系统可以用于采集基线磁共振数据。该方法还包括利用基线磁共振数据重建第一图像的步骤。可以使用标准图像重建技术来重建第一图像。

[0085] 该方法还包括采集欠采样磁共振数据的步骤。同样,可以使用磁共振成像系统采集欠采样磁共振数据。欠采样磁共振数据是与基线磁共振数据相比在 k 空间中欠采样的。该方法还包括利用欠采样磁共振数据和第一图像重建第二图像的步骤。利用图像比约束重建算法重建第二图像。该方法还包括利用第二图像计算温度图的步骤。

[0086] 在另一方面中,本发明提供了一种计算机程序产品,包括供医疗设备的处理器执行的机器可执行指令。例如,计算机程序产品可以存储于计算机可读存储介质上。该医疗设备包括用于采集磁共振数据的磁共振成像系统。执行指令还令处理器采集基线磁共振数据。执行指令还令处理器利用基线磁共振数据重建第一图像。

[0087] 执行指令还令处理器采集欠采样磁共振数据。欠采样磁共振数据是与基线磁共振数据相比在 k 空间中欠采样的。执行指令还令处理器利用欠采样磁共振数据和第一图像重建第二图像。利用图像比约束重建算法重建第二图像。执行指令还令处理器利用第二图像计算温度图。

[0088] 在一个方面中,本发明提供了一种医疗设备,包括用于采集磁共振数据的磁共振成像系统。医疗设备还包括用于控制医疗设备的处理器。该设备还包括包含供处理器执行的机器可读指令的存储器。

[0089] 执行指令让处理器采集基线磁共振数据。处理器可以通过向磁共振成像系统发送指令或控制信号来采集磁共振数据,指令或控制信号令其采集磁共振数据。执行指令还令处理器利用基线磁共振数据重建第一图像。执行指令还令处理器采集欠采样磁共振数据。欠采样磁共振数据是与基线磁共振数据相比在 k 空间中欠采样的。换言之,欠采样磁共振数据不会在 k 空间中对与针对基线磁共振数据采样那样同样多的点采样。欠采样磁共振数据也可以称为稀疏采样磁共振数据。

[0090] 执行指令还令处理器利用欠采样磁共振数据和第一图像重建第二图像。利用压缩感测重建第二图像。实施例可以使用具有第一图像和欠采样磁共振数据的压缩感测算法作为算法的输入。由于欠采样磁共振数据在 k 空间中采样的点更少,所以使用第一图像至少部分重建第二图像。这是有利的,因为使用来自第一图像的数据允许利用欠采样磁共振数据重建第二图像。因为在采集欠采样磁共振数据时在 k 空间中对更少点采样,所以比基线磁共振数据花费更少时间采集欠采样磁共振数据。

[0091] 下文给出了压缩感测算法的范例:

[0092] 1. 采集

[0093] a. 每个动态水平都是利用可变密度伪随机模式欠采样的,使得每个动态水平都具有等量的随机分布样本

[0094] i. 也可以如参考文献 3 中所述约束样本以进一步减少混叠

[0095] 2. 重建模型

[0096] a. 将图像空间中的稀疏性用作正则化项。可能的正则化范例包括:总偏差、小波变换、非凸有限差分、经训练的词典、非局部平均等。

[0097] b. 一种可能的重建模型为:

$$[0098] \quad \min_{\tilde{I}} E[\tilde{I}] = \min_{\tilde{I}} \sum_{j=1}^{Nch} \|F_p(S_j \tilde{I}) - \bar{k}_j\|_2^2 + \lambda \Psi(\tilde{I}),$$

[0099] 其中 $\bar{I}_j$ 是要重建的图像,  $j$  是线圈数,  $N_{ch}$  是线圈元件的数量,  $\bar{k}_j$  是残余的部分采集的  $k$  空间数据,  $\psi(\cdot)$  是  $a$  中提到的稀疏性约束算子,  $\lambda$  是平衡这两项的非负参数。

[0100] 3. 数值方法

[0101] a. 可以采用几种方法从随机欠采样数据恢复完整图像, 例如正交行进追踪、分裂 Bregman 等。

[0102] 与压缩感测相比, IRCR 方法的益处是其计算强度低得多。

[0103] 执行指令还令处理器利用第二图像计算温度图。在一些实施例中, 利用第二图像和第一图像两者计算温度图。例如, 第一图像可以是校准或基线图像。然后可以构造温度图以相对于采集第二图像和第一图像时绘制温度变化。在一些实施例中, 从位于磁共振成像系统成像区之内的对象采集磁共振数据。

[0104] 在另一实施例中, 医疗设备还包括用于处置对象目标体积的温度处置系统。在一些实施例中, 目标体积在磁共振成像系统的成像区之内。执行指令还令处理器在采集欠采样磁共振数据期间处置目标体积。例如, 处理器可以通过根据温度图产生温度处置系统命令来处置目标体积。处理器还可以通过向温度处置系统发送温度处置系统命令来处置目标体积。如这里使用的, 温度处置系统命令包括处理器用于控制温度处置系统的指令或控制信号。这里使用的温度处置系统包括用于可控地升高或降低对象体内的目标体积温度的系统。

[0105] 本实施例是有利的, 因为可以极快地采集欠采样磁共振数据。这方便了利用第二图像快速计算温度图。可以将温度图用作于控制温度处置系统的反馈。

[0106] 在另一实施例中, 执行指令还令处理器根据目标体积位置选择  $k$  空间采样点以采集欠采样磁共振数据。例如,  $k$  空间采样点是与目标体积位置相关性最强的位置, 可以选择第二图像。这是有利的, 因为如果目标体积被加热或冷却, 那么会期望用于产生温度图的图像数据将在目标体积之内最大幅度地变化。

[0107] 在文献中已知选择  $k$  采样点或区域为利用感兴趣区域信息选择感兴趣区域以确定避免在动态成像期间采集冗余信息的  $k$  空间轨迹。同样地, 已知在选择  $k$  空间样本轨迹时使用感兴趣区域, 也用于抑制磁共振成像中感兴趣区域外部的信号。使用已知的技术, 可以选择与第二图像中的目标体积相关性最强的  $k$  空间采样点。

[0108] 一种常规方案是对应于感兴趣区域, 或在这种情况下对应于目标体积的  $k$  空间使用单值分解(SVD)分析。本实施例尤其有利, 因为选择  $k$  空间采样点, 从而比第二图像周围或剩余部分, 由  $k$  空间采样点更好地重建了对应于目标体积的第二图像的区域。这可能有助于加速欠采样磁共振数据的采集。

[0109] 在另一实施例中, 执行指令还令处理器反复采集欠采样磁共振数据。执行指令还令处理器利用欠采样磁共振数据和第一图像反复重建第二图像。执行指令还令处理器反复利用第二图像计算温度图。在一些实施例中, 第一图像还用于计算温度图。执行指令还令处理器反复根据温度图产生温度处置系统命令。执行指令还令处理器反复向温度处置系统发送温度处置系统命令。本实施例是有利的, 因为欠采样磁共振数据被用于产生温度图, 温度图用于对温度处置系统进行实质反馈控制。

[0110] 在另一实施例中, 温度处置系统为高强度聚焦超声系统。

[0111] 在另一实施例中, 温度处置系统为射频组织处置系统。例如, 可以使用射频天线,

利用射频能量加热目标体积。典型地,额外的天线被使用或放置在对象附近,以产生射频能量,加热目标区。

[0112] 在另一实施例中,温度处置系统为微波施用器。微波施用器适于在目标区引导微波能量。这可能导致目标区温度升高。

[0113] 在另一实施例中,温度处置系统为低温消融器。低温消融器适于将目标区或目标区的一部分冷却到导致组织消融的温度。

[0114] 在另一实施例中,温度处置系统为激光器。激光器可以用于有选择地消融组织。

[0115] 在另一实施例中,利用图像比约束重建算法计算用于利用压缩感测重建第二图像的种子图像。本实施例是有利的,因为这样允许压缩感测算法更迅速地收敛到解。在使用压缩感测时,这加快了第二图像的总体构建。

[0116] 在另一实施例中,第一图像是相位图像。第二图像是相位图像。通过确定第一图像体素和第二图像体素之间的相位偏移计算热图。在这一实施例中,利用梯度回忆回波(GRE)成像序列构造温度图,以测量从第一图像和第二图像之间的温度变化获得的相位变化。由于共振频率的温度相关变化而发生相位变化。

[0117] 在另一实施例中,第一和第二图像用于通过计算质子密度的变化来构造热图。

[0118] 在另一实施例中,第一和第二图像用于通过计算水质子的 T1 弛豫时间的变化来构造热图。

[0119] 在另一实施例中,第一和第二图像用于通过计算水质子的 T2 弛豫时间的变化来构造热图。

[0120] 在另一实施例中,第一和第二图像用于通过计算水质子的 T2- 星弛豫时间的变化来构造热图。

[0121] 在另一实施例中,第一图像和第二图像用于通过计算扩散常数变化的变化来构造热图。

[0122] 在另一实施例中,针对第二图像的每个体素计算变化。

[0123] 在另一实施例中,利用并行成像技术采集和 / 或重建基线磁共振数据和欠采样磁共振数据。例如,可以使用 SENSE 或 GRAPPA 技术。

[0124] 在另一实施例中,利用二维或三维梯度回波脉冲序列采集基线磁共振数据和欠采样磁共振数据。

[0125] 在另一实施例中,利用二维或三维梯度回波 EPI 脉冲序列采集基线磁共振数据和欠采样磁共振数据,选择 k 空间采样点用于采集欠采样磁共振数据和基线磁共振数据,从而利用类似的回波时间采集第一图像和第二图像。换言之,用于采集第一图像和第二图像的回波时间是相同的持续时间加或减预定量时间。在一些实施例中,第一图像和第二图像的回波时间是相同的。能够利用不同的回波时间从相位图像计算自旋频率图像。确定温度变化的是频率的差异。在一些实施例中,第一图像和第二图像的回波时间是相同的。能够利用不同的回波时间从相位图像计算自旋频率图像。确定温度变化的是频率的差异。

[0126] 利用二维或三维自旋回波或快速自旋回波脉冲序列采集基线磁共振数据和欠采样磁共振数据。

[0127] 在另一方面中,本发明提供了一种操作医疗设备的方法。类似地,本发明还提供了一种计算机实现的方法。该医疗设备包括用于采集磁共振数据的磁共振成像系统。该方法

包括采集基线磁共振数据的步骤。磁共振成像系统可以用于采集基线磁共振数据。该方法还包括利用基线磁共振数据重建第一图像的步骤。可以使用标准图像重建技术来重建第一图像。

[0128] 该方法还包括采集欠采样磁共振数据的步骤。同样,可以使用磁共振成像系统采集欠采样磁共振数据。欠采样磁共振数据是与基线磁共振数据相比在  $k$  空间中欠采样的。该方法还包括利用欠采样磁共振数据和第一图像重建第二图像的步骤。利用压缩感测重建第二图像。该方法还包括利用第二图像计算温度图的步骤。

[0129] 在另一方面中,本发明提供了一种计算机程序产品,包括供医疗设备的处理器执行的机器可执行指令。例如,计算机程序产品可以存储于计算机可读存储介质上。该医疗设备包括用于采集磁共振数据的磁共振成像系统。执行指令还令处理器采集基线磁共振数据。执行指令还令处理器利用基线磁共振数据重建第一图像。

[0130] 执行指令还令处理器采集欠采样磁共振数据。欠采样磁共振数据是与基线磁共振数据相比在  $k$  空间中欠采样的。执行指令还令处理器利用欠采样磁共振数据和第一图像重建第二图像。利用压缩感测重建第二图像。执行指令还令处理器利用第二图像计算温度图。

[0131] 在另一方面中,本发明提供了一种包括用于采集磁共振数据的磁共振成像系统的医疗设备。也可以将前面描述的医疗设备实施例应用于这种医疗设备。医疗设备还包括用于控制医疗设备的处理器。该医疗设备还包括存储器,包含供处理器执行的机器可读指令。执行指令令处理器采集基线磁共振数据。执行指令还令处理器利用基线磁共振数据重建基线相位图像。基线相位图像对应于前面描述的医疗设备的第一图像。执行指令还令处理器采集欠采样磁共振数据。欠采样磁共振数据是与基线磁共振数据相比在  $k$  空间中欠采样的。执行指令还令处理器利用欠采样磁共振数据和基线相位图像重建相位图像。这里描述的相位图像等价于前面描述的医疗设备的第二图像。本发明的实施例是有利的,因为可以迅速采集相位图像并用于诸如创建温度图的这种动作或用作控制设备的反馈回路的数据。

[0132] 在另一实施例中,执行指令还令处理器利用相位图像计算温度图。在一些实施例中,还将基线相位图像用于至少部分计算温度图。例如,可以使用基线相位图像和相位图像之间的相位变化计算温度。

[0133] 在另一实施例中,医疗设备还包括用于处置对象目标体积的温度处置系统。执行指令还令处理器在采集欠采样磁共振数据期间处置目标体积。

[0134] 在另一实施例中,执行指令还令处理器根据目标体积位置选择  $k$  空间采样点以采集欠采样磁共振数据。

[0135] 在另一实施例中,执行指令还令处理器反复采集欠采样磁共振数据。执行指令还令处理器利用欠采样磁共振数据和基线相位图像重建相位图像。执行指令还令处理器反复利用相位图像计算温度图。执行指令还令处理器反复根据温度图产生温度处置系统命令。执行指令还令处理器反复向温度处置系统发送温度处置系统命令。

[0136] 在另一实施例中,温度处置系统为高强度聚焦超声系统。

[0137] 在另一实施例中,温度处置系统为射频组织处置系统。

[0138] 在另一实施例中,温度处置系统为微波施用器。

[0139] 在另一实施例中,温度处置系统为低温消融器。

[0140] 在另一实施例中,温度处置系统为激光器。

- [0141] 在另一实施例中,利用图像比约束重建算法重建相位图像。
- [0142] 在另一实施例中,利用压缩感测重建相位图像。
- [0143] 在另一实施例中,利用图像比约束重建算法计算用于压缩感测的种子相位图像。
- [0144] 在另一实施例中,利用锁孔算法重建热图。
- [0145] 在另一实施例中,反复采集欠采样磁共振数据。利用反复采集的欠采样磁共振数据采集相位图像。
- [0146] 在另一方面中,本发明提供了一种操作医疗设备的方法。该医疗设备包括用于采集磁共振数据的磁共振成像系统。该方法包括采集基线磁共振数据的步骤。该方法还包括利用基线磁共振数据重建基线相位图像的步骤。该方法还包括采集欠采样磁共振数据的步骤。欠采样磁共振数据是与基线磁共振数据相比在 k 空间中欠采样的。该方法还包括利用欠采样磁共振数据和基线磁共振数据重建相位图像的步骤。也可以将这种方法实现为计算机实现的方法。
- [0147] 在另一方面中,本发明提供了一种计算机程序产品,包括供控制医疗设备的处理器执行的机器可执行指令。计算机程序产品可以例如存储于计算机可读存储介质上。执行指令让处理器采集基线磁共振数据。磁共振成像系统可以用于采集基线磁共振数据。执行指令还令处理器利用基线磁共振数据重建基线相位图像。执行指令还令处理器采集欠采样磁共振数据。欠采样磁共振数据是与基线磁共振数据相比在 k 空间中欠采样的。执行指令还令处理器利用欠采样磁共振数据和基线相位图像重建相位图像。

## 附图说明

- [0148] 在下文中将仅通过举例,并参考附图描述本发明的优选实施例,在附图中:
- [0149] 图 1 示出了流程图,其示出了根据本发明的方法实施例;
- [0150] 图 2 示出了流程图,其示出了根据本发明的方法的另一实施例;
- [0151] 图 3 示出了根据本发明实施例的医疗设备;
- [0152] 图 4 示出了根据本发明另一实施例的医疗设备;
- [0153] 图 5 示出了根据本发明另一实施例的医疗设备;
- [0154] 图 6 示出了根据本发明另一实施例的医疗设备;以及
- [0155] 图 7 示出了两个曲线图,其示出了根据本发明的方法的有效性。
- [0156] 这些附图中的编号类似的元件是等价元件或执行相同功能。如果功能等价,先前论述过的元件未必会在后面的图中加以论述。
- [0157] 附图标记列表
- [0158] 300 医疗设备
- [0159] 301 磁共振成像系统
- [0160] 302 磁体
- [0161] 304 磁体的腔
- [0162] 306 磁场梯度线圈
- [0163] 308 磁场梯度线圈电源
- [0164] 310 成像区
- [0165] 312 对象

|        |     |            |
|--------|-----|------------|
| [0166] | 314 | 对象支座       |
| [0167] | 316 | 射频线圈       |
| [0168] | 318 | 收发器        |
| [0169] | 320 | 计算机系统      |
| [0170] | 322 | 硬件接口       |
| [0171] | 324 | 处理器        |
| [0172] | 326 | 用户接口       |
| [0173] | 328 | 计算机储存器     |
| [0174] | 330 | 计算机存储器     |
| [0175] | 332 | 基线磁共振数据    |
| [0176] | 334 | 第一图像       |
| [0177] | 336 | 欠采样磁共振数据   |
| [0178] | 338 | 第二图像       |
| [0179] | 340 | 热图         |
| [0180] | 342 | 脉冲序列       |
| [0181] | 350 | 控制模块       |
| [0182] | 352 | 重构模块       |
| [0183] | 354 | 欠采样重构模块    |
| [0184] | 356 | 热绘图模块      |
| [0185] | 400 | 医疗设备       |
| [0186] | 402 | 高强度聚焦超声系统  |
| [0187] | 404 | 填充流体的腔室    |
| [0188] | 406 | 超声换能器      |
| [0189] | 408 | 机构         |
| [0190] | 410 | 机械致动器 / 电源 |
| [0191] | 412 | 超声路径       |
| [0192] | 414 | 超声窗口       |
| [0193] | 416 | 凝胶衬垫       |
| [0194] | 418 | 超声处理点      |
| [0195] | 420 | 目标区        |
| [0196] | 444 | 处置计划       |
| [0197] | 446 | k 空间采样点    |
| [0198] | 448 | 温度置系统命令    |
| [0199] | 456 | 脉冲序列发生模块   |
| [0200] | 458 | k 空间选择模块   |
| [0201] | 460 | 温度处置系统控制模块 |
| [0202] | 500 | 医疗设备       |
| [0203] | 501 | 射频组织加热系统   |
| [0204] | 502 | 天线         |



- [0205] 504 射频发射机
- [0206] 600 医疗设备
- [0207] 601 热处置系统
- [0208] 602 施用器
- [0209] 604 电源系统
- [0210] 700 切片 2
- [0211] 702 切片 4
- [0212] 704 以秒为单位的时间
- [0213] 706 正常猪体温以上以摄氏度为单位的温度
- [0214] 708 利用完整 k 空间采样采集的数据
- [0215] 710 利用 IRCR 算法重建的第二图像
- [0216] 712 利用锁孔算法重建的第二图像

### 具体实施方式

[0217] 图 1 示出了流程图,其示出了根据本发明的方法实施例。在步骤 102 中,采集基线磁共振数据。在步骤 104 中,利用基线磁共振数据重建第一图像。在步骤 106 中,采集欠采样的磁共振数据。在步骤 108 中,利用欠采样磁共振数据和第一图像重建第二图像。在步骤 110 中,利用第二图像计算温度图。在一些实施例中,利用第二图像和第一图像两者计算温度图。

[0218] 图 2 示出了流程图,其示出了根据本发明另一实施例的方法。在步骤 200 中,该方法开始。接下来在步骤 202 中,采集基线磁共振数据。在步骤 204 中,利用基线磁共振数据重建第一图像。接下来,在步骤 206 中,选择 k 空间采样点以采集欠采样磁共振数据。在步骤 208 中,产生温度处置命令。在步骤 210 中,向温度处置系统发送温度处置命令。这令温度处置系统开始对目标区的温度处置。在步骤 212 中,采集欠采样的磁共振数据。接下来,利用欠采样磁共振数据和第一图像重建第二图像。此外,在步骤 216 中,利用第二图像,也可能利用第一图像计算温度图。在步骤 218 中,利用温度图产生温度处置命令。

[0219] 接下来在步骤 220 中,向温度处置系统发送温度处置命令。在步骤 210 中,原始已经向温度处置系统发送了温度处置命令,但现在根据或利用温度图修改温度处置命令。该系统然后返回到步骤 212,采集更多欠采样磁共振数据。然后,继续进行步骤,利用第二图像计算替换温度图。步骤 212-220 形成反馈回路,其中使用温度图修改温度处置命令。例如,可以根据温度图和处置计划修改温度处置命令。在完成温度处置或治疗时,然后在步骤 222 中该方法结束。

[0220] 图 3 示出了根据本发明实施例的医疗设备 300。治疗设备包括磁共振成像系统 301。磁共振成像系统包括圆柱状磁体 302。磁体 302 具有穿过其的膛 304。图 3 中所示的磁体 302 是圆柱型超导磁体。磁体的超导线圈具有液氮冷却的低温恒温器。还可以使用永久性电阻磁体。使用不同类型的磁体也是可能的,例如,也可以使用裂开式圆柱状磁体和所谓的开放式磁体。裂开式圆柱状磁体类似于标准圆柱状磁体,只是低温恒温器已经分裂成两个部分,以允许进入磁体的等平面,这种磁体可以例如结合带电粒子束治疗使用。开放式磁体具有两个磁体部分,一个在另一个上方,之间的空间大到足以接收对象:这种两部

分区域的布置类似于亥姆霍兹线圈的布置。开放式磁体是常见的,因为对象受限较小。在圆柱状磁体的低温恒温器内部,有超导线圈集合。在圆柱状磁体的腔 304 之内是成像区 310,其中的磁场很强且均匀到足以执行磁共振成像。

[0221] 腔 304 内部是一组磁场梯度线圈 306。在磁体的腔 304 之内有磁场梯度线圈 306,其用于采集磁共振数据,以对磁体成像区之内的磁自旋进行空间编码。磁场梯度线圈连接到磁场梯度线圈电源 308。磁场梯度线圈 306 意在作为代表性的。典型地,磁场梯度线圈 306 包含三个独立的线圈集合,用于在三个正交的空间方向上进行空间编码。磁场梯度线圈电源 308 向磁场梯度线圈 306 供应电流。供应到磁场线圈 306 的电流根据时间受到控制,并可以上升或脉动。

[0222] 对象 312 的一部分在成像区 310 之内。对象 312 躺在对象支座 314 上。与成像区 310 相邻的是射频线圈 316。与成像区 310 相邻的是射频线圈 316,用于操纵成像区 310 之内磁自旋的取向,并用于从也在成像区 310 之内的自旋接收无线电发射。射频线圈 316 可以包含多个线圈元件。也可以将射频线圈称为通道或射频天线。射频线圈连接到射频收发器 318。可以由独立的发射和接收线圈和独立的发射机和接收机取代射频线圈 316 和射频收发器 318。应当理解射频线圈 316 和射频收发器 318 仅仅是代表性的。射频线圈 316 意在还表示专用发射天线和专用接收天线。类似地,收发器还可以代表独立的发射机和接收机。

[0223] 收发器 318 和磁场梯度线圈电源 308 连接到计算机系统 320 的硬件接口 322。硬件接口 322 还连接到处理器 324。处理器 324 还连接到用户接口 326、计算机存储器 328 和计算机存储器 330。

[0224] 计算机存储器 328 被示为包含基线磁共振数据 332。计算机存储器 328 还被示为包含从基线磁共振数据 332 重建的第一图像 334。计算机存储器 328 被示为还包含欠采样磁共振数据 336。计算机存储器 328 还被示为包含从欠采样磁共振数据 336 和第一图像 334 重建的第二图像 338。计算机存储器 328 被示为还包含从第二图像 338 重建,可能还有至少部分利用第一图像 334 重建的热图 340。计算机存储器 328 被示为还包含脉冲序列 342。脉冲序列 342 包含命令和定时关系,可以由处理器 324 使用它们以控制磁共振成像系统 301 的运行,以采集基线磁共振数据 332 和欠采样磁共振数据 336。计算机存储器 330 被示为包含控制模块 350。控制模块 350 包含计算机可执行代码,其允许处理器 324 控制医疗设备 300 的运行和功能。

[0225] 计算机存储器 330 被示为还包含重建模块 352。重建模块包含计算机可执行代码,用于将基线磁共振数据 332 重建成第一图像 334。计算机存储器 330 被示为还包含欠采样重建模块 354。欠采样重建模块 354 包含可执行代码,其使用欠采样磁共振数据 336 和第一图像 334 以重建第二图像 338。在一些实施例中,欠采样重建模块 354 包括计算机可执行指令,用于实施图像比约束重建算法。在一些其他实施例中,欠采样重建模块 354 包括计算机可执行指令,用于执行压缩的感测重建算法。

[0226] 计算机存储器 330 被示为还包含热绘图模块 356,其包含计算机可执行代码,用于利用第二图像 338,还可能利用第一图像 334 构造或计算热图 340。

[0227] 图 4 示出了根据本发明另一实施例的医疗设备 400。图 4 中所示的实施例包括温度处置系统,即高强度聚焦超声系统 402。高强度聚焦超声系统包括填充流体的腔室 404。

填充流体的腔室 404 之内是超声换能器 406。尽管在本图中未示出,但超声换能器 406 可以包括多个超声换能器元件,每个元件都能够产生超声波的个体射束。可以将这用于通过控制供应给每个超声换能器元件的交流电流的相位和 / 或幅度来以电子方式引导超声处理点 418 的位置。

[0228] 超声换能器 406 连接到机构 408,其允许超声换能器 406 以机械方式被重新定位。机构 408 连接到机械致动器 410,其适于致动机构 408。机械致动器 410 还代表用于向超声换能器 406 供应电力的电源。在一些实施例中,电源可以控制通往各个超声换能器元件的电功率的相位和 / 或幅度。在一些实施例中,机械致动器 / 电源 410 位于磁体 302 的腔 304 外部。

[0229] 超声换能器 406 产生超声,超声被图示为遵循路径 412。超声 412 通过填充流体的腔室 408 并通过超声窗口 414。在本实施例中,超声然后通过凝胶衬垫 416。不必在全部实施例中都有凝胶衬垫,但在这一实施例中,在对象支座 314 中有凹处用于接收凝胶衬垫 416。凝胶衬垫 416 帮助在换能器 406 和对象 312 之间耦合超声功率。在通过凝胶衬垫 416 之后,超声 412 通过对象 312 并被聚焦到超声处理点 418。超声处理点 418 被聚焦在目标区 420 之内。可以通过组合机械定位超声换能器 406 以及电子引导超声处理点 418 的位置来移动超声处理点 418,以处置整个目标区 420。

[0230] 高强度聚焦超声系统 402 被示为还连接到计算机系统 320 的硬件接口 322。计算机系统 320 以及其存储器 328 和存储器 330 的内容相当于图 3 所示的那些。

[0231] 计算机存储器 328 被示为包含处置计划 444。处置计划 444 包含由温度处置系统 402 处置目标区 420 的描述和 / 或指令。在一些实施例中,处置计划 444 可以包含解剖学数据,这允许处理器 324 将目标区 420 对准由磁共振成像系统 301 产生的磁共振图像。计算机存储器 328 被示为还包含 k 空间采样点。计算机存储器 328 被示为还包含温度处置系统命令 448。在由处理器 324 向高强度聚焦超声系统 402 发送温度处置系统命令时,令其对超声处理区 418 进行声处理,还在目标区 420 周围移动超声处理点。

[0232] 计算机存储器 330 被示为包含脉冲序列发生模块和 k 空间选择模块 458。K 空间选择模块 458 适于并包含计算机可执行代码,用于选择 k 空间采样点 446。选择 k 空间采样点,从而使得目标区 420 被那些 k 空间采样点很好地表达和重建。脉冲序列发生模块 456 适于使用 k 空间采样点产生脉冲序列 342。计算机存储器 330 被示为还包含温度处置系统控制模块 460,其适于产生温度处置系统命令 448。可以利用治疗计划 448 和 / 或热图 340 产生温度处置系统命令 448。

[0233] 图 5 示出了根据本发明另一实施例的医疗设备 500。图 5 所示的实施例类似于图 3 和 4 所示。图 5 的计算机系统 320 相当于图 3 和 4 中也示出的计算机系统 320。计算机存储器 328 和计算机存储器 330 的内容也相当于图 3 和 4 中所示的计算机存储器 328 和计算机存储器 330。在图 5 中所示的实施例中,将射频组织加热系统 501 用作温度处置系统。射频温度处置系统 501 包括天线 502 和射频发射机 504。天线 502 在目标区 420 附近。使用发射机 504 产生并由天线 502 辐射的射频能量有选择地加热目标区 420。在这一实施例中,射频发射机 504 被示为连接到硬件接口 322。使用处理器 324 以及计算机存储器 328 和计算机存储器 330 的内容,以相当于处理器 324 控制图 4 的高强度聚焦超声系统 402 的方式控制射频发射机 504。

[0234] 图 6 示出了根据本发明另一实施例的医疗设备 600。在本实施例中,示出了热处置系统 601。有被插入对象 312 体内的施用器 602。在施用器 602 尖端处是治疗区 420。在此,热处置系统 602 是代表性的,可以是微波施用器、低温消融器或激光器。施用器 602 可以适于供应微波能量,用于向对象 312 输送低温物质,或者可以适于将激光聚焦到目标区 420 中。同样地,电源系统 604 可以是微波电源、具有低温或冷却流体的电源系统,或者可以是激光电源。热处置系统 601 被示为连接到计算机系统 330 的硬件接口 322。计算机存储器 328 和计算机存储器 330 的内容相当于图 3、4 和 5 中所示的实施例。其中包含的指令和计算机代码允许处理器 324 以相当于图 4 和 5 中所示实施例的方式控制热处置系统 601。

[0235] 图 7 示出了两个曲线图 700、702,其示出了方法的有效性。在图 7 中所示的试验中,使用高强度聚焦超声系统加热猪的目标区或感兴趣区域。在磁共振成像数据的一系列切片中对目标区或感兴趣区域的温度成像。曲线图 700 示出了来自切片 2 的数据,曲线图 702 示出了来自切片 4 的数据。两幅曲线图 700、702 的 x 轴都是以秒为单位的时间 704。在 y 轴上,示出了高于正常体温,以摄氏度为单位的温度 706。两幅曲线图 700、702 中的温度 706 都是在该切片之内整个感兴趣区域上的平均值。使用三种不同的方法采集数据。利用完整 k 空间采集的数据在两幅曲线图中标记为 708。在两幅曲线图中都将使用基于 IRCR 方法的重建算法的数据标记为 710。在两幅图像中都将使用锁孔算法采集的用于重建第二图像的数据标记为 712。检查两个切片 2 700 和切片 4 702,与采集完整 k 空间数据 708 相比,我们看到 IRCR 方法 710 执行得极好。

[0236] 在图 7 中所示的范例中,使用被加热区域或目标区的温度比较 IRCR 方法和锁孔方法。在本范例中,仅有单通道数据可用。使用在  $t=0$  和 1 采集的完整 k 空间数据作为基线数据。净加速因子为 10。

[0237] 尽管已经在附图和前面的描述中详细例示和描述了本发明,但这样的例示和描述被认为是例示性或示范性的而非限制性的;本发明不限于公开的实施例。

[0238] 通过研究附图、公开和所附权利要求,本领域的技术人员在实践请求保护的本发明时能够理解和实现所公开实施例的其他变化。在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,不定冠词“一”不排除多个。单个处理器或其他单元可以完成权利要求中列举的几个项目的功能。在互不相同的从属权利要求中列举特定手段的简单事实并不表示不能有利地使用这些手段的组合。可以在适当的介质上存储和 / 或分布的计算机程序,介质例如是与其他硬件一起供应或作为其他硬件一部分供应的光存储介质或固态介质,但也可以在其他形式中分布,例如通过互联网或其他有线或无线电信系统。权利要求中的任何附图标记不应被解释为限制范围。

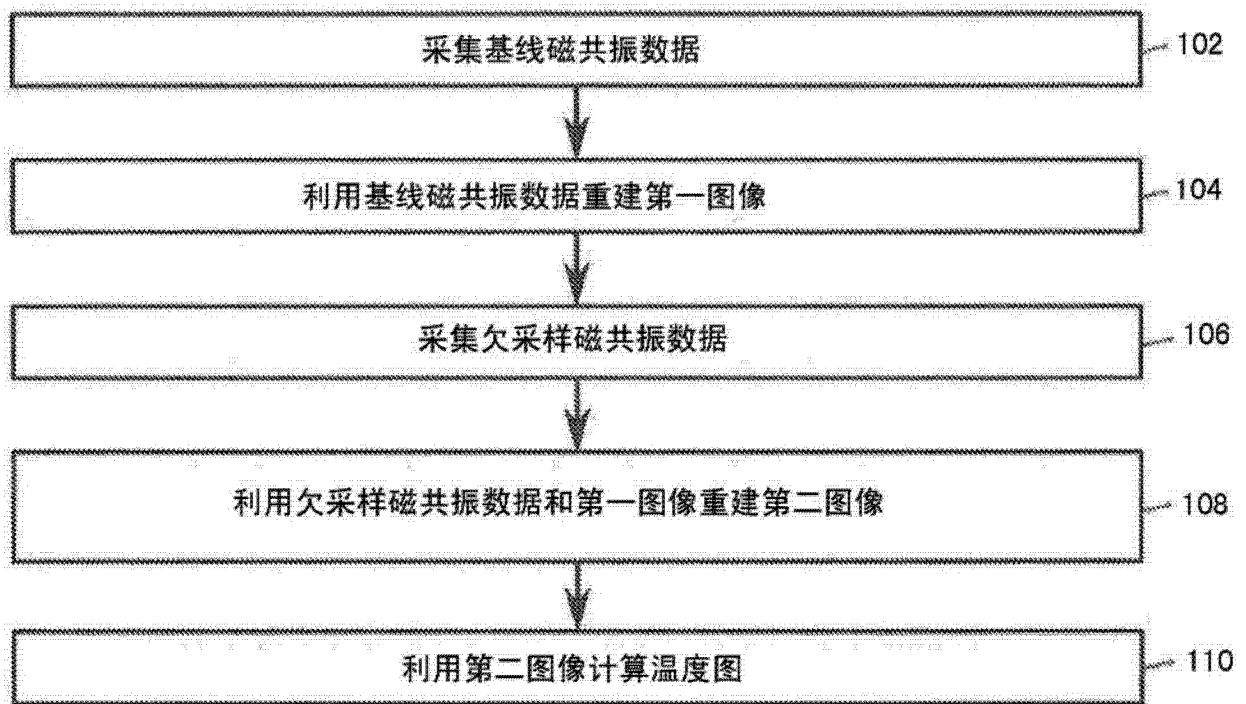


图 1

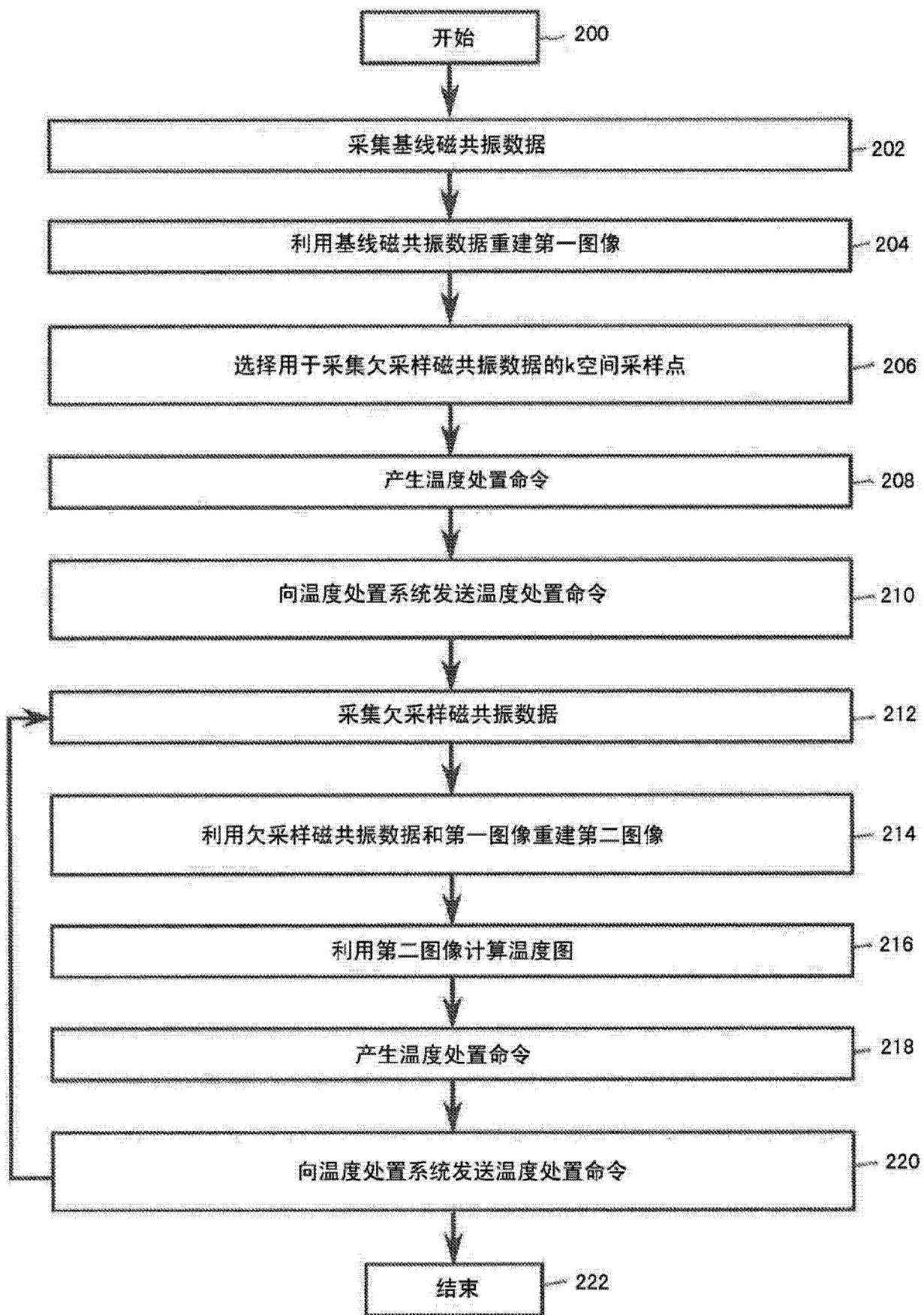


图 2

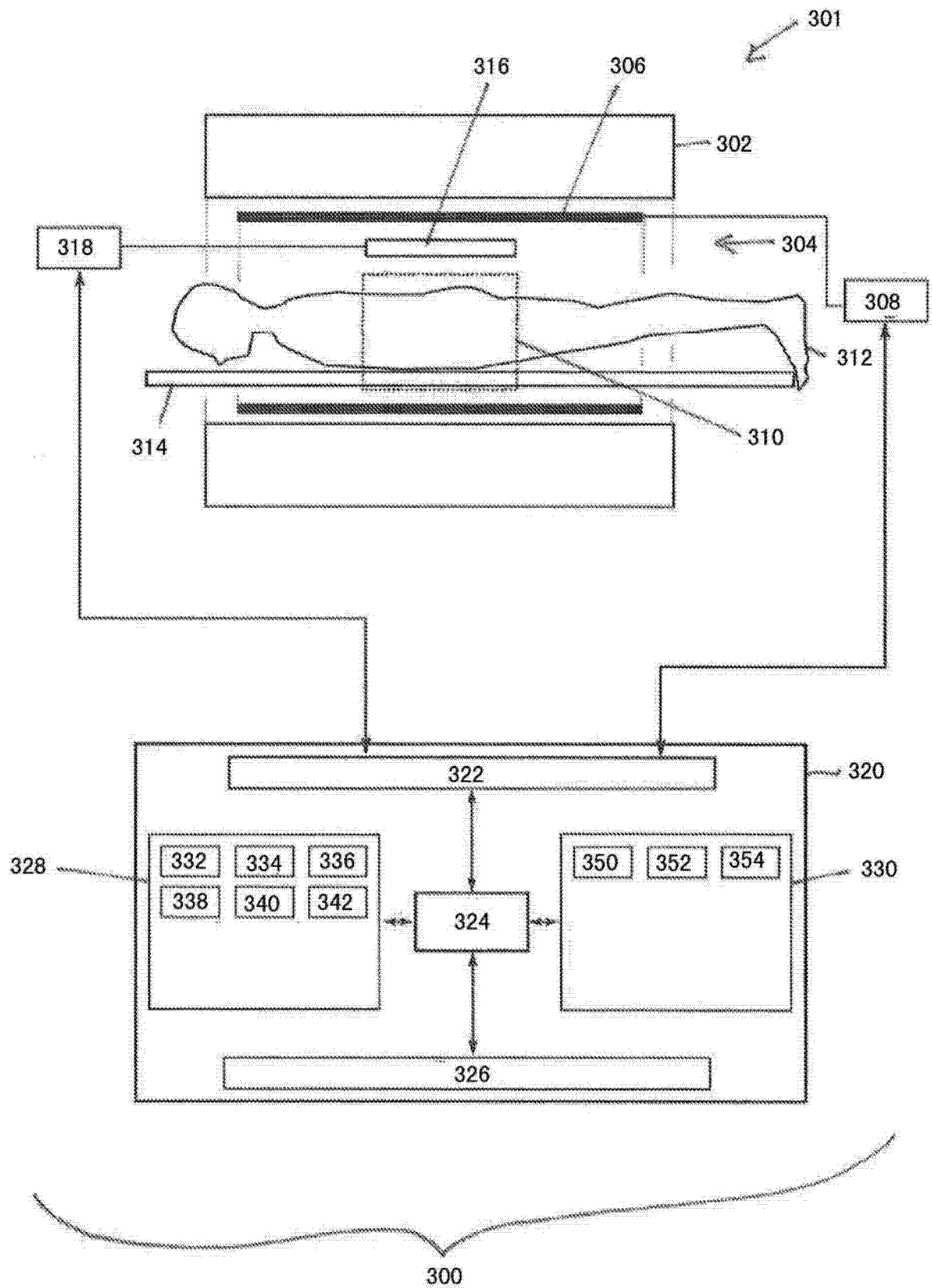


图 3

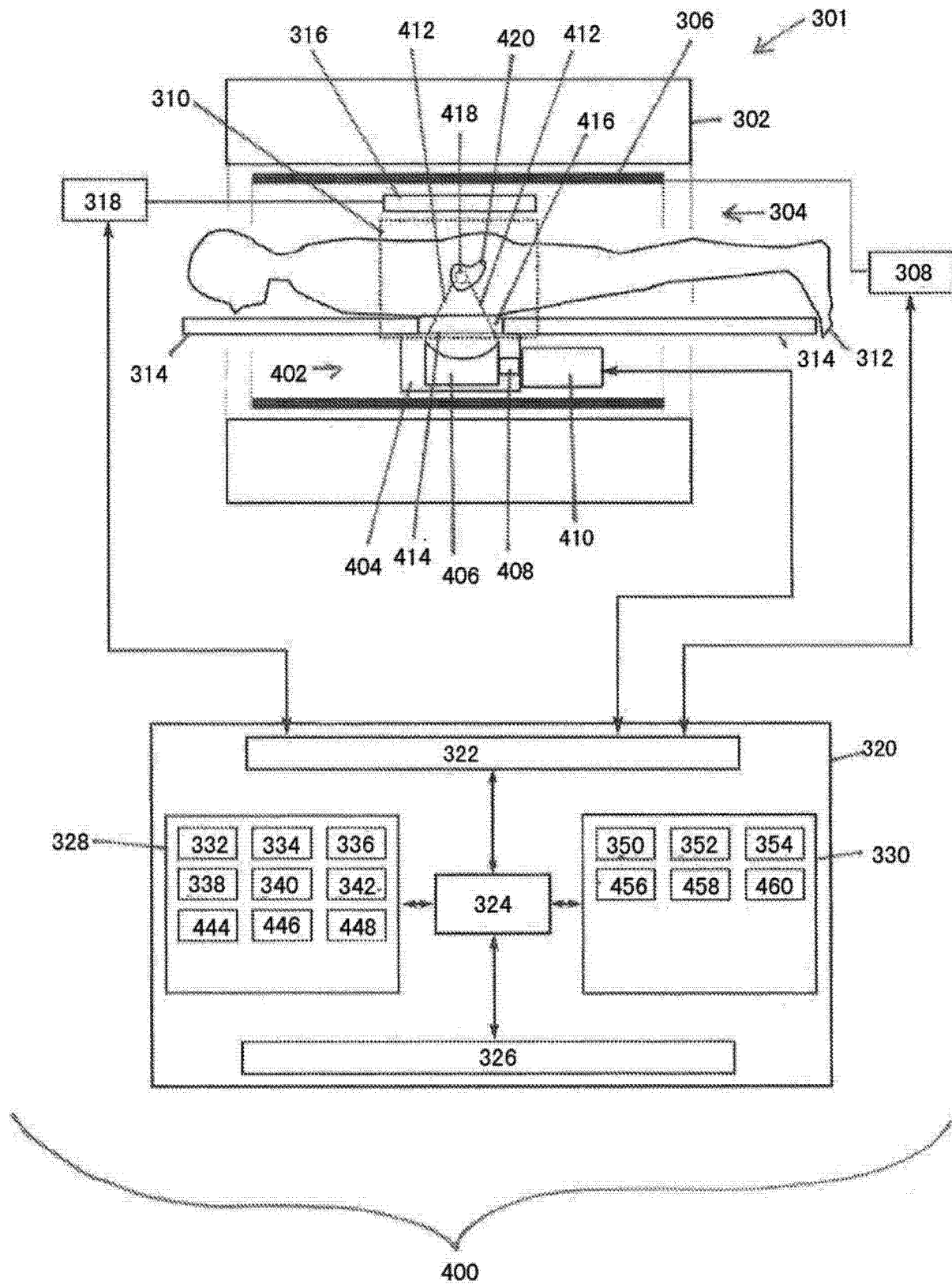


图 4



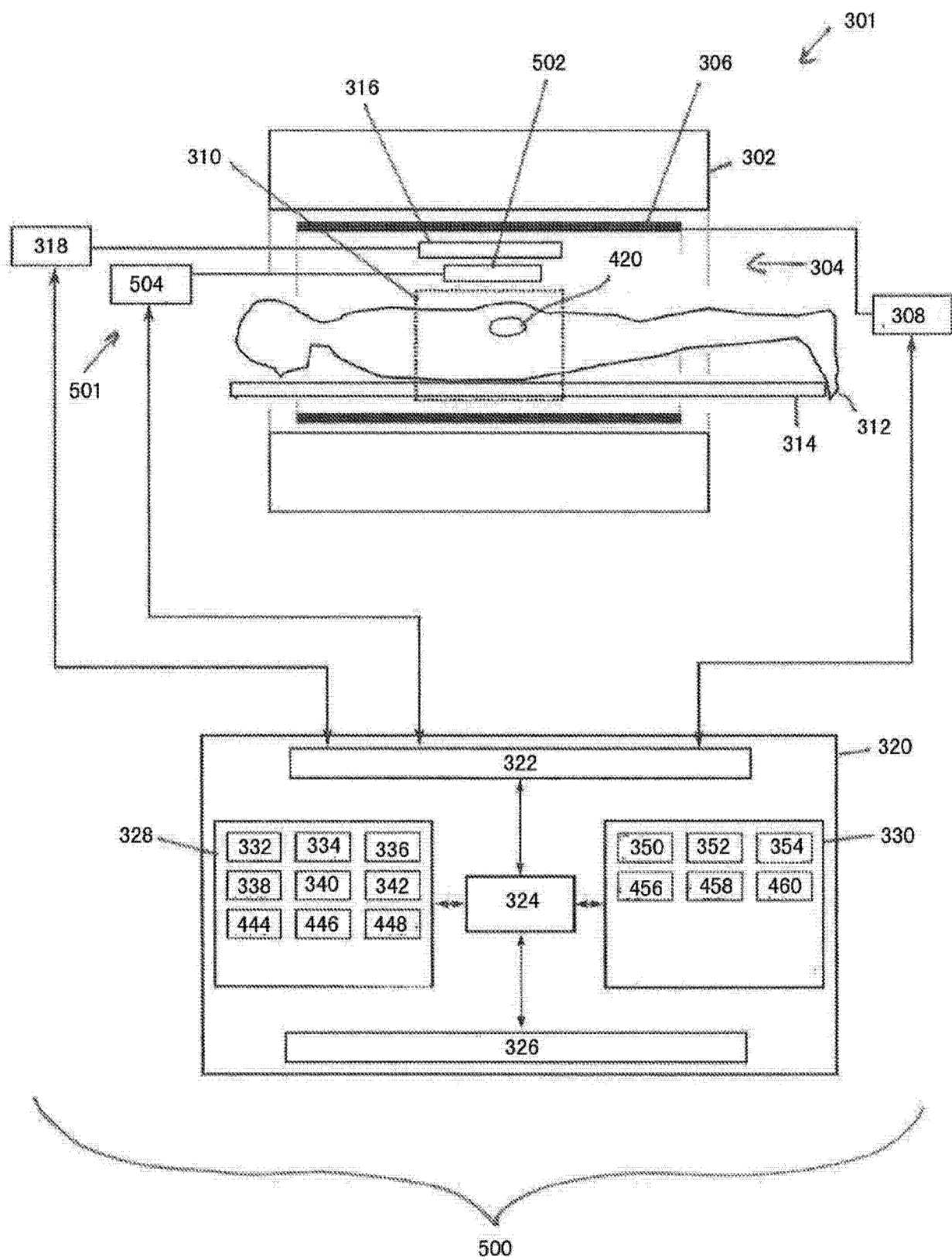


图 5

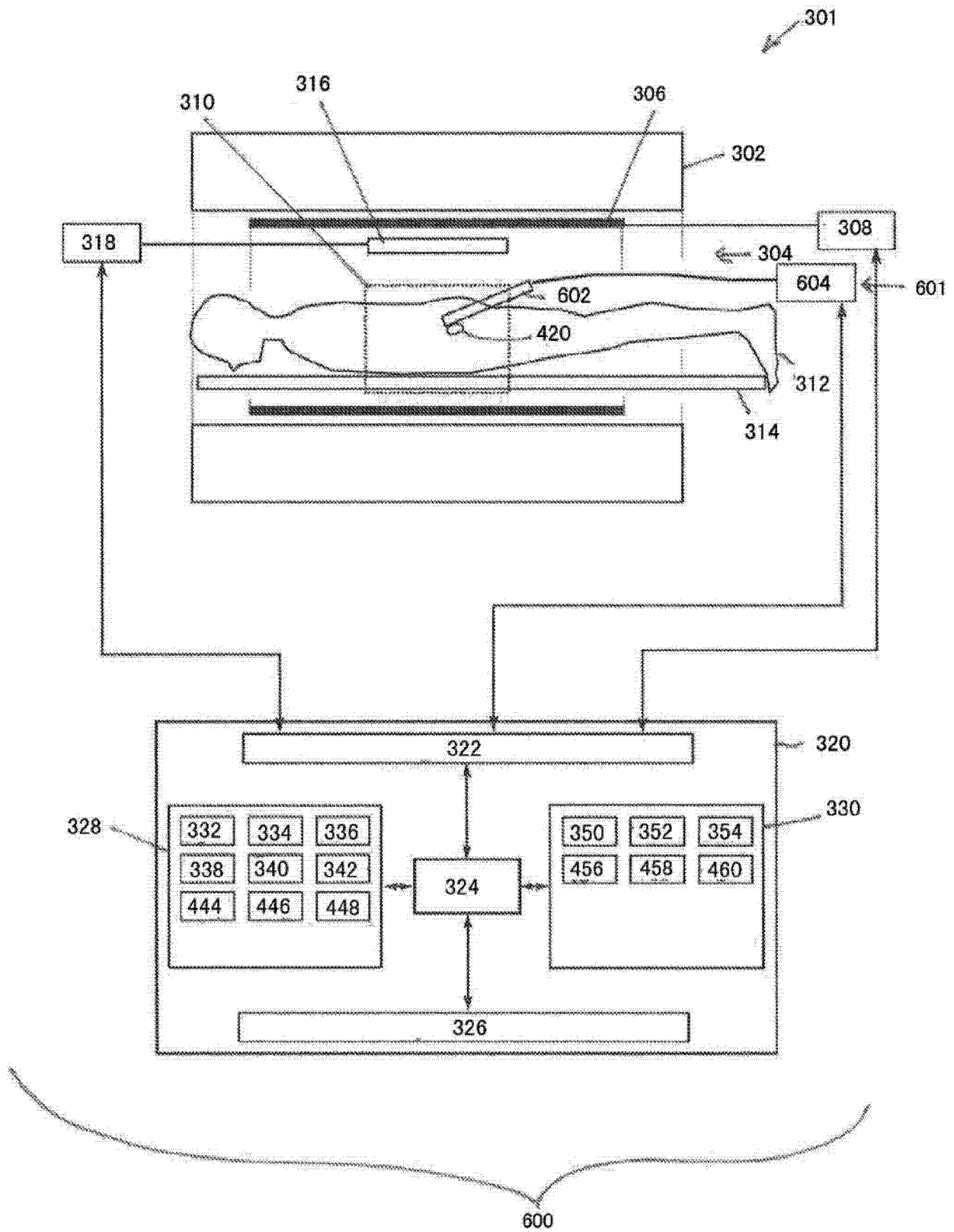


图 6

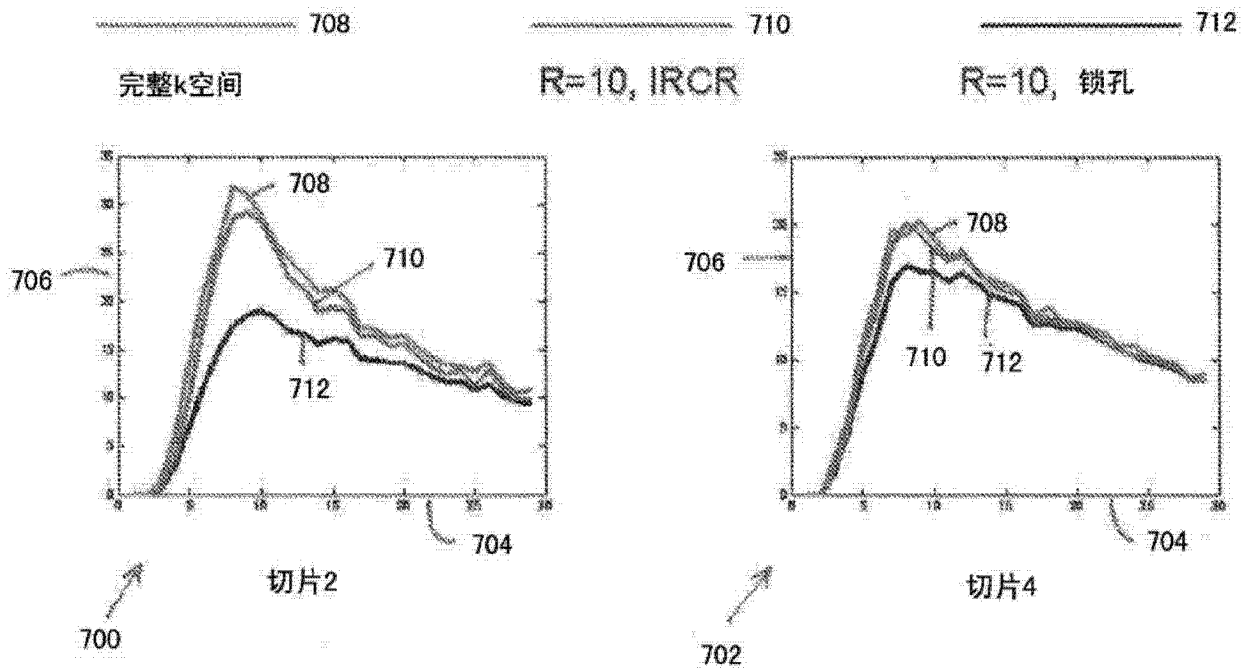


图 7