



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102247163 A

(43) 申请公布日 2011. 11. 23

(21) 申请号 201110091410. 8

A61B 5/055 (2006. 01)

(22) 申请日 2011. 04. 12

(30) 优先权数据

12/758, 151 2010. 04. 12 US

(71) 申请人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

(72) 发明人 让-诺埃尔·海辛思

拉里斯·萨洛米尔 马加里·维亚隆

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 谢强

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

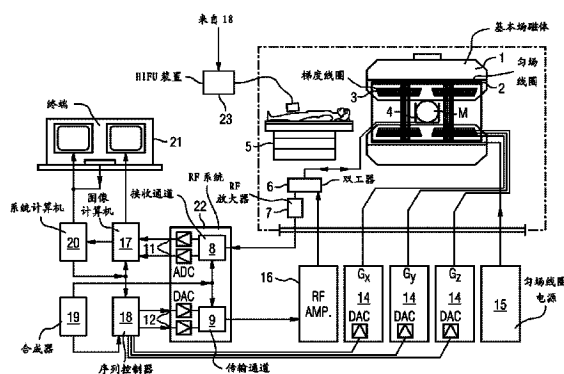
权利要求书 2 页 说明书 4 页 附图 3 页

(54) 发明名称

磁共振引导高强度聚焦超声聚焦的方法和装置

(57) 摘要

在用于磁共振引导高强度聚焦超声 (HIFU) 的方法和装置中, 通过以 GRE 序列并行地成像检查对象确定 HIFU 的焦点的精确位置, 所述 GRE 序列分别包括正单极梯度脉冲和负单极梯度脉冲, 其分别编码在序列期间由 HIFU 的同时启动所引起的声辐射力 (ARF) 诱导相移。从每个采集序列中重建 GRE 相位图像, 并且在两个 GRE 相位图像之间形成差异图像, 从所述差异图像确定 HIFU 焦点。由两个 GRE 相位图像形成平均图像, 与 ARFI 图同时从所述平均图像中确定 PRFS 温度图。并行成像的使用和用于重建 GRE 相位图像的部分傅立叶重建的使用允许足够快地采集数据, 从而最小化持续时间更长的和重复性的常规技术带来的组织加热的不良影响。



1. 一种用于在磁共振引导高强度聚焦超声 (HIFU) 中定位 HIFU 焦点的方法, 包括以下步骤:

用检查对象位于其中的磁共振数据采集单元, 以第一 GRE 磁共振脉冲序列采集来自检查对象的磁共振, 从而产生第一图像数据集, 所述第一 GRE 磁共振脉冲序列包括正单极梯度脉冲和之后与运动编码梯度的启动重叠的用 HIFU 进行的检查对象的发声波, 所述 HIFU 导致在检查对象中产生的磁共振信号的声辐射力相移和 PRFS 温度诱导相移;

与以所述第一 GRE 序列扫描检查对象并行地, 以第二 GRE 磁共振脉冲序列采集来自检查对象的磁共振, 从而产生第二图像数据集, 所述第二 GRE 磁共振脉冲序列包括负单极梯度脉冲和之后与所述第二 GRE 序列中的运动编码梯度的启动重叠的用 HIFU 进行的所述检查对象的发声波, 所述 HIFU 导致在所述第二 GRE 序列中在检查对象中产生的磁共振信号的声辐射力诱导相移和 PRFS 温度诱导相移;

在处理器中, 使用傅立叶重建或部分傅立叶重建, 从所述第一图像数据集中重建第一 GRE 相位图像并且从所述第二图像数据集中重建第二 GRE 相位图像;

在所述处理器中, 作为所述第一 GRE 相位图像和所述第二 GRE 相位图像之间的差异形成减影图像;

在所述处理器中, 从所述减影图像中识别所述 HIFU 焦点的位置和 / 或声强度和 / 或形状;

在所述处理器中, 形成所述第一 GRE 相位图像和所述第二 GRE 相位图像的平均图像; 以及

从所述平均图像中监测在所述 HIFU 焦点的位置的温度。

2. 如权利要求 1 所述的方法, 包括: 在所述第一和第二 GRE 序列的每一个中沿着 HIFU 束的传播主方向启动所述正单极梯度脉冲、所述第二单极梯度脉冲和所述运动编码梯度。

3. 如权利要求 1 所述的方法, 包括: 识别所述焦点的位置并且同时使用所述第一和第二 GRE 相位图像测量局部温度升高。

4. 如权利要求 1 的所述的方法, 包括: 在如下的视场中以所述第一和第二 GRE 序列采集来自所述检查对象的磁共振, 所述视场被减小从而仅仅包含围绕所述 HIFU 焦点的预期位置的局部区域, 这特别包括以多个线圈进行的并行成像的使用或不对称 (例如, 矩形) 视场的使用。

5. 如权利要求 1 所述的方法, 包括: 以第一和第二 GRE 序列扫描所述检查对象并且通过使用无参考背景相位的减影提取每个图像中的相移的空间对比, 从充分远离所述 HIFU 焦点的图像中的像素的子集中计算所述背景相位。

6. 一种用于在磁共振引导高强度聚焦超声 (HIFU) 中定位 HIFU 焦点的装置, 包括: 磁共振数据采集单元, 其适于在其中接收检查对象;

控制单元, 其被配置为操作所述数据采集单元以第一 GRE 磁共振脉冲序列扫描检查对象, 从而产生第一图像数据集, 所述第一 GRE 磁共振脉冲序列包括正单极梯度脉冲和之后与运动编码梯度的启动重叠的用 HIFU 进行的检查对象的发声波, 所述 HIFU 导致在检查对象中产生的磁共振信号的声辐射力相移;

所述控制单元被配置为操作所述数据采集单元与以所述第一 GRE 序列辐射检查对象并行地以第二 GRE 磁共振脉冲序列扫描检查对象, 从而产生第二图像数据集, 所述第二 GRE

序列包括负单极梯度脉冲和之后与所述第二 GRE 序列中的运动编码梯度的启动重叠的 HIFU 进行的所述检查对象的发声波,所述 HIFU 导致在所述第二 GRE 序列中在检查对象中产生的磁共振信号的声辐射力诱导相移和 PRFS 温度诱导相移;

处理器,其被配置为使用傅立叶重建或部分傅立叶重建以从所述第一图像数据集中重建第一 GRE 相位图像并且从所述第二图像数据集中重建第二 GRE 相位图像;

所述处理器被配置为作为所述第一 GRE 相位图像和所述第二 GRE 相位图像之间的差异形成减影图像,并且从所述减影图像中识别所述 HIFU 焦点的位置和 / 或声强度和 / 或形状;

所述处理器被配置为形成所述第一 GRE 相位图像和所述第二 GRE 相位图像的平均图像;以及

从所述平均图像中监测在所述 HIFU 焦点的位置的温度。

7. 如权利要求 6 所述的装置,其中,所述控制单元被配置为操作所述数据采集单元以在所述第一和第二 GRE 序列的每一个中沿着 HIFU 束的传播主方向启动所述正单极梯度脉冲、所述第二单极梯度脉冲和所述运动编码梯度。

8. 如权利要求 6 所述的装置,其中,所述处理器被配置为识别所述焦点的所述位置并且同时使用所述第一和第二 GRE 相位图像测量局部温度升高。

9. 如权利要求 6 所述的装置,其中,所述控制单元被配置为操作所述数据采集单元在如下的视场中以所述第一和第二 GRE 序列扫描所述检查对象,所述视场被减小从而仅仅包含围绕所述 HIFU 焦点的预期位置的局部区域,这特别包括以多个线圈进行的并行成像的使用或不对称(例如,矩形)视场的使用。

10. 如权利要求 6 所述的装置,其中,所述控制单元被配置为操作所述采集单元以第一和第二 GRE 序列扫描所述检查对象并且通过使用无参考背景相位的减影提取每个图像中的相移的空间对比,从充分远离所述 HIFU 焦点的图像中的像素的子集中计算所述背景相位。

磁共振引导高强度聚焦超声聚焦的方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及磁共振引导高强度聚焦超声 (MRgHIFU), 尤其涉及用于聚焦高强度聚焦超声 (HIFU) 的方法和装置。

背景技术

[0002] MRgHIFU 中的一个挑战是使用声辐射力成像 (ARFI) 提供 HIFU 束型的安全和温度适中聚焦。辐射力是局部化的和高定向性的 (沿着 HIFU 束的传播主轴), 而在聚焦区之外是可忽略的。该力导致与声场的幅度有关的组织位移, 并且因此产生相移, 所述相移可以使用运动编码梯度 (MEG) 在 MR 信号中编码。(1) Souchon 等人, MRM, 2008。(2) Plewes D. B. 等人, JMRI, 1995。(3) McDannold 等人, MedPhys Med. Phys, 35(8):3748-58 (2008)。另外, ARFI 也提供了可以允许组织中的治疗前与治疗后的变化的评价的“劲度加权”图像。由于 HIFU 也导致组织加热, 因此温度升高和 RFI 效应总是在不同程度上关联。

发明内容

[0003] 本发明的目标是提供允许精确地定位 HIFU 焦点, 同时避免或至少减小上述常规方法的缺点的一种方法和一种装置。

[0004] 根据本发明由一种方法和一种装置实现该目标, 其中, 通过减影来自两个独立采集的 GRE 2D 或 3D 相位图像获得 HIFU 焦点的精确定位, 用正单极 MEG 脉冲和负单极 MEG 脉冲顺序地编码声辐射力 (ARF) 诱导相移。MEG 必须总是沿着 HIFU 束传播的主方向定向。为了最佳地利用 HIFU 焦点的伸长形状, 切片应当正交于 HIFU 束 (在平面分辨率中最佳) 并且可以沿着切片选择方向启动 MEG。此外, 由于 GRE 序列固有地对质子共振频移 (PRFS) 效应所产生的温度升高敏感, 因此根据本发明获得了 HIFU 聚焦期间的同时温度监测。

[0005] 通过使用 GRE-EPI 和 / 或并行成像技术和 / 或部分傅立叶重建增加了表示前述 GRE 相位图像的数据的采集速度, 这进一步减小了检查对象的后续加热, 原因是当采集磁共振信号时更少的 HIFU 脉冲被启动, 和 / 或磁共振重建矩阵尺寸被减小。

附图说明

[0006] 图 1 示意性地示出了根据本发明构造和操作的磁共振成像装置。

[0007] 图 2 示意性地示出了根据本发明的典型磁共振脉冲序列。

[0008] 图 3 显示了根据本发明采集的图像集的两个例子。

具体实施方式

[0009] 图 1 是根据本发明可操作的磁共振断层成像装置的示意图。该磁共振断层成像装置的结构对应于常规断层成像装置的结构, 区别如下所述。基本场磁体 1 生成时间恒定的、强磁场以用于诸如对象 (例如, 待检查的人体的一部分) 的检查区域中的核自旋的极化或对齐。磁共振测量所需的基本磁场的高均匀性在待检查的人体的部分被引入其中的球形测

量体积 M 中被限定。为了满足均匀性要求,并且尤其为了消除时间不变的影响,铁磁材料的匀场板附连在合适位置。由匀场电源 15 驱动的匀场线圈 2 消除时变影响。

[0010] 由三个子绕组组成的圆柱形梯度线圈系统 3 被引入基本场磁体 1 中。每个子绕组由放大器 14 供应电流以用于沿笛卡尔坐标系的各自方向生成线性梯度场。梯度场系统的第一子绕组生成沿 x 方向的梯度 G_x , 第二绕组生成沿 y 方向的梯度 G_y 并且第三绕组生成沿 z 方向的梯度 G_z 。每个放大器 14 具有数模转换器,所述数模转换器由用于梯度脉冲的时间正确生成的序列控制器 18 驱动。

[0011] 射频天线 4 位于梯度场系统 3 内。该天线 4 将射频功率放大器 30 所输出的射频脉冲转换为用于激励原子核和对齐检查对象或待检查对象的区域的核自旋的交替磁场。在图 1 中示意性地指示了天线 4。为了根据 PPA 技术采集磁共振数据,天线 4 是由多个单独的接收线圈形成的线圈阵列。天线 4 可以包括用于将 RF 信号发射到对象中的不同线圈。

[0012] 射频天线 4 和梯度线圈系统 3 在由一个或多个射频脉冲和一个或多个梯度脉冲组成的脉冲序列中操作。射频天线 4 将从进动核自旋发出的交替场(即,核自旋回波信号)转换为经由放大器 7 供应到射频系统 22 的射频接收通道 8 的电压。射频系统 22 也具有传输通道 9,在所述传输通道中生成用于激励核磁共振的射频脉冲。各自射频脉冲在由系统计算机 20 规定的脉冲序列的基础上在序列控制器 18 中被数字地表示为复数的序列。作为实部和虚部,该数字序列经由输入 12 供应到射频系统 22 中的数模转换器并且从后者供应到传输通道 9。在传输通道 9 中,脉冲序列被调制到高频载波信号上,所述高频载波信号具有对应于测量体积中的核自旋的共振频率的基频。

[0013] 接着通过传输-接收双工器 6 进行从传输模式到接收模式的切换。射频天线 4 发射用于激励测量体积 M 中的核自旋的射频脉冲并且采样合成回波信号。相应采集的核磁共振信号在射频系统 22 的接收通道 8 中被相敏地解调并且经由各自模数转换器转换为测得信号的实部和虚部。图像计算机 17 从以该方式采集的测得数据中重建图像。接着通过系统计算机 20 进行测得数据、图像数据和控制程序的管理。在控制程序的基础上,序列控制器 18 控制预期脉冲序列的生成和 k 空间的相应采样。特别地,序列控制器 18 控制梯度的时间正确切换、带有预定相位和幅度的射频脉冲的发射以及磁共振信号的接收。合成器 19 使得用于射频系统 22 和序列控制器 18 的时基(时钟)可用。通过具有键盘以及一个或多个显像屏的终端 21,保证了用于生成磁共振图像的相应控制程序的选择以及所生成的磁共振图像的显示。

[0014] 图 1 中所示的装置根据本发明依靠由操作者通过终端 22 输入系统计算机 20 和序列控制器 18 中的适当脉冲序列(协议)进行操作。

[0015] 也如图 1 中示意性所示,该装置至少在本发明的背景下包括高强度聚焦超声(HIFU)装置 23, HIFU 装置 23 由来自序列控制器 18 的信号操作(启动)。

[0016] 下面描述这样的实验,进行所述实验以证实根据本发明的方法和装置的有效性和可行性。

[0017] 修改 FLASH 序列以沿切片选择方向整合正或负 MEG(最大幅度 = 25mT/m, 转换速率(200T/m/s), 持续时间 = 6ms)。沿着切片选择方向的梯度的总零动量被补偿为零值。HIFU 猝发由 256 多元换能器(法国贝桑松市 Imasonic)产生。该换能器的自然焦距和孔径分别为 $R = 130\text{mm}$ 和 $d = 140\text{mm}$ ($f = 974\text{kHz}$)。MR 序列在切片重聚焦梯度结束时生成光触发。

光-TTL 转换和定时板提供用于 HIFU 发生器（法国佩萨克市 IGT）的发声波窗口。在 MEG 之前 $\delta = 1\text{ms}$ 需要到发生器的 HIFU 猝发并且将它的持续时间设置为 $\Delta t = \delta + \tau = 7\text{ms}$ 。声功率每次被设置为 $P_a = 196\text{W}$ （由平衡量度预校准）。在 3T MR 系统（德国西门子公司 TIM Trio）上采集垂直于 HIFU 束的冠状图像。主要成像参数为：体素 = $1 \times 1 \times 5.0\text{mm}$, TR/TE/FA = $100\text{ms}/18/35$, 环形线圈 (11cm)。体外 (ex vivo)（脱气火鸡肌肉）执行两个实验：1) 全 FOV 和全 k 空间 ($\text{FOV}_z = \text{FOV}_x = 128\text{mm}$, 总共 128 条采集线, $12.8\text{s}/\text{图像}$)，以及 2) 减相 FOV ($\text{FOV}_z = 65\%$) 和 75% 部分傅立叶 (PF)（总共 63 条采集线, $6.3\text{s}/\text{图像}$ ）。

[0018] 图 2 是根据本发明的典型脉冲序列的序列计时图，所述脉冲序列由射频激励脉冲 RF，切片选择梯度 GS，相位编码梯度 GP，读取梯度 GR 和高强度聚焦超声启动 HIFU 组成。在该脉冲序列的该实施例中，沿切片选择梯度 GS 的切片选择方向启动正单极梯度脉冲和负单极梯度脉冲。该切片选择梯度 GS 也包含运动编码梯度 G_{neg} 。运动编码梯度 G_{neg} 在负单极梯度脉冲之后时间 δ 产生，并且持续时间 τ （在图 2 中水平地指示时间）。

[0019] 扰相梯度 (spoiler gradient) 也可以被使用，但是未在图 2 中显示。

[0020] 在两个实验中物理空间分辨率相同并且减小的 FOV 仍然在在很大程度上覆盖围绕焦点的 ARFI 对比区域。通过分别执行用 (+) 和 (-) MEG 极性生成的相移图像的半和与半差获得温度 (PRFS-MRT) 和 ARFI 图。对于单极矩形梯度，可以 (2)，(3) 从 $\Delta y = \Delta \Phi / (\gamma \cdot G_{\text{MEG}} \cdot \tau)$ 计算由辐射力产生的最大组织位移，其中 $\gamma / 2\pi = 42.58\text{MHz/T}$ 。梯形 MEG（转换速率 = 200T/m/s 并且上升时间 = $150\mu\text{s}$ ）被近似为矩形 MEG。在 Matlab 中执行相位展开、参考相位背景（即，没有 HIFU 猝发）的时间减影和在每个像素的温度升高的计算。

[0021] 图 3 显示了在参考相位背景（即，无 HIFU）猝发的减影之后获得的用于正 MEG 极性（图像 a）、负 MEG 极性（图像 b）、温差 $\Delta T^\circ (\text{C})$ （图像 c）和 ARFI（图像 d）的第一集合（图像 a, b, c 和 d）。图像 a, b, c 和 d 用于 $\text{FOV}_z = \text{FOV}_x$ ，重建矩阵尺寸为 128×128 。图像 e, f, g 和 h 具有与图像 a, b, c 和 d 相当的内容，但是 $\text{FOV}_z = 65\% \text{FOV}_x$ ，矩阵尺寸为 84×128 ，并且部分傅立叶重建因数为 6/8。

[0022] 在第一实验（图 3，图像 a, b, c, d）中，在焦点的测得位移为 $\Delta y = 10.23\mu\text{m}$ ，而在焦点的测得 T° 升高为 $\Delta T_{\text{max}} = 5.78^\circ\text{C}$ 。在第二实验（图 3，图像 e, f, g, h）中， $\Delta y = 10.71\mu\text{m}$ 并且 $\Delta T_{\text{max}} = 3.07^\circ\text{C}$ 。

[0023] 应当注意的是不同于参考数据集（即，无 HIFU）的时间减影，可以根据初始由 Rieke 等人用于 MR 测温法 (Rieke V, 2004, Mag Res Med, 51, 1223-31) 并且由 Salomir 等人改进 (Proceedings ISMRM, Program number #247; 于 2010 年 1 月在德国提交的未公开德国专利申请 DE/200918015) 的方法使用用于每个相位图像的背景相位无参考减影 (reference-less subtraction)。从充分远离焦点定位的图像中的像素的子集中计算用于隔离相移空间对比的待减影无参考背景相位。

[0024] 在该实验中组织中的位移值符合上述的以前公开数据。通过将被采集 k 空间线的数量从 128 ($\text{FOV}_z, \text{FOV}_x$ 全 k 空间) 减小到 63 ($\text{FOV}_z = 65\% \text{FOV}_x$ 并且 $\text{PF} = 75\%$)，合成 HIFU 发射的数量，即局部能量沉积，因此 ΔT_{max} ，减小 1.88 的因数，在噪声标准偏差 (SD) 内该因数等于预测因数 ($128/63 = 2.03$)。这也将时间分辨率提高了 2.03 的因数，而不损害空间分辨率和 ARFI CNR。ARFI 对比和能量沉积之间的平衡取决于 MR 激励 RF 脉冲的数量（等于每个图像 HIFU 猝发的数量，原因是 HIFU 猝发由 MR 序列触发）。与 ARFI 同时的热监测

是有用的安全工具。迄今为止,使用简单的 PF-GRE-ARFI 序列 (PF = 部分傅立叶),ARFI 可以在数秒内以足够的 CNR (在焦点 ≈ 11) 和低 T° 升高 ($+3^\circ\text{C}$) 定位 HIFU 焦点。然而,例如考虑聚焦的原位优化,类似于 ARFI 的 CNR 单独通过 PRFS MRT 获得。尽管如此,当前序列测量组织位移,因此测量组织劲度,允许研究治疗组织前后的变化。使用更加有效的 2D 或 3D k 空间填充策略,例如 GRE-EPI 核和 / 或并行成像,可以进一步减小能量沉积 (同时在 ARFI 中保持相同的 CNR)。

[0025] 一个 ARFI 序列由 McDaniel 等人 (3) 提出用于 MR 弹性成像目的并且因此使用光谱相位变化的双极 MEG 和自旋回波重聚焦,即,它对 T° 不敏感。

[0026] 假定慢采集时间,它们的序列可以允许 HIFU 定位和劲度加权图像,原因是仅仅提出了减小的 FOV 采集。而且,该技术与 EPI 或并行成像技术不兼容,原因是仅仅在一个步骤用 1D FFT 重建 1D 数据集。

[0027] 根据本发明,通过减影来自两个独立采集的 GRE 相位图像获得 HIFU 焦点的精确定位,用正单极 MEG 脉冲和负单极 MEG 脉冲顺序地编码 ARF 诱导相移,并且通过用 GRE-EPI、并行成像技术和部分傅立叶重建增加采集速度来提供后续加热减小 (比 MR 收集信号更少的 HIFU 脉冲和 / 或 MR 重建矩阵尺寸)。

[0028] 在本专利中“GRE”缩写表示任何类型的梯度 - 回波 (也被称为梯度 - 召回回波, gradient-recalled echo) 采集技术,包括:

[0029] - FLASH 类型 (每个 RF 激励一个 k 空间线读数)

[0030] - 单次激发 EPI

[0031] - 分段 EPI (也被称为多发 EPI)。

[0032] 此外,该设置覆盖使用 GRE 的 2D 或 3D k 空间填充。

[0033] 尽管本领域的技术人员可以建议修改和变化,但是发明人的意图是在于此许可的专利内包含合理地 and 适当地属于它们对本领域的贡献的范围内的所有变化和修改。

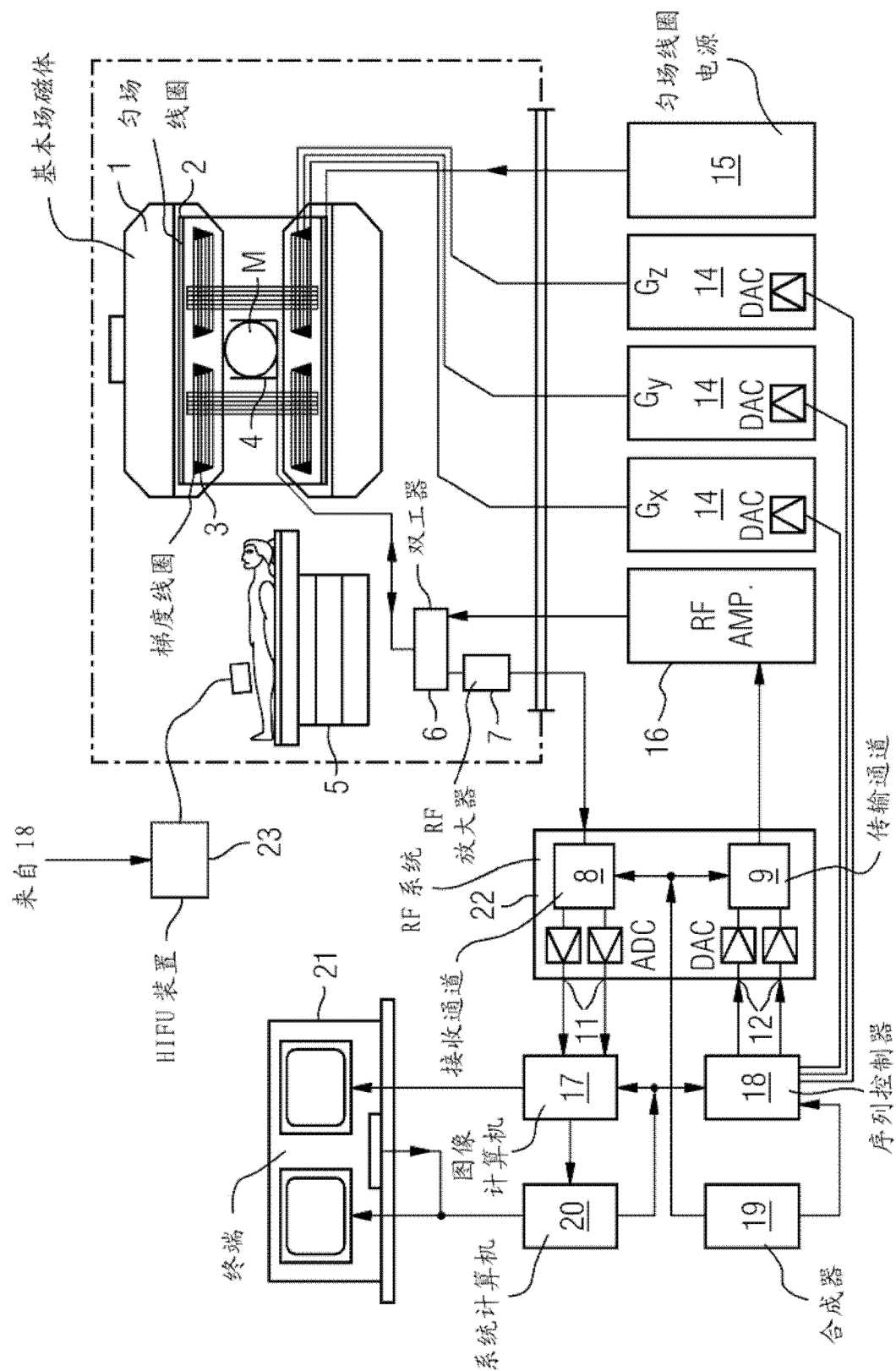


图 1

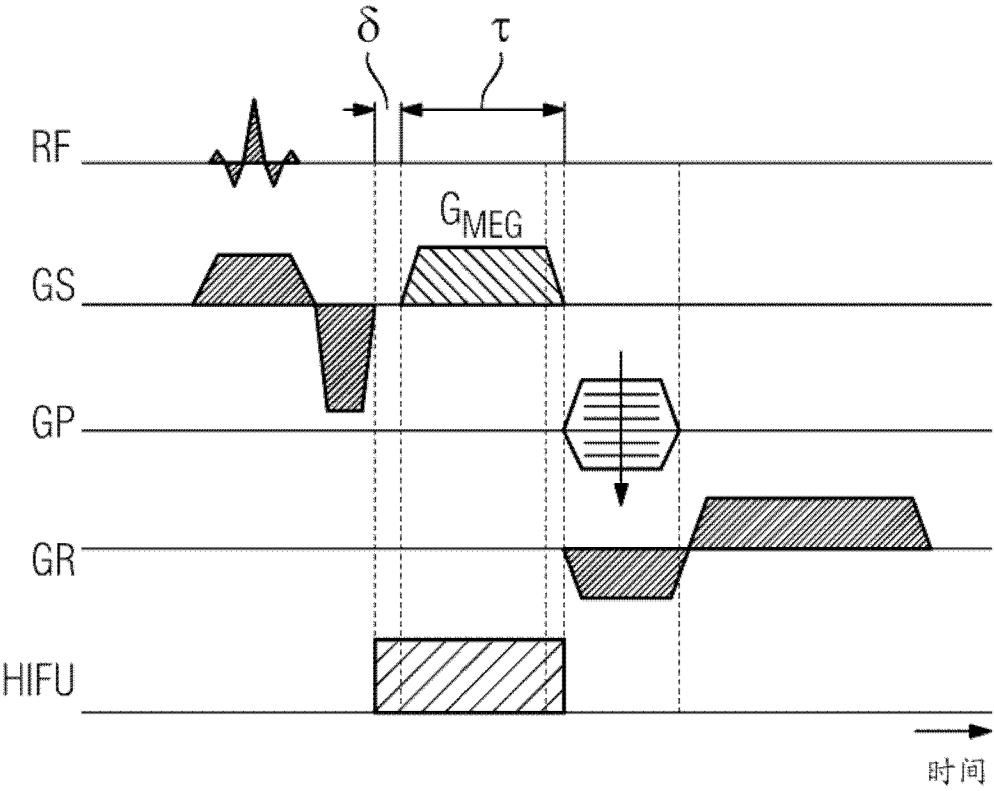


图 2

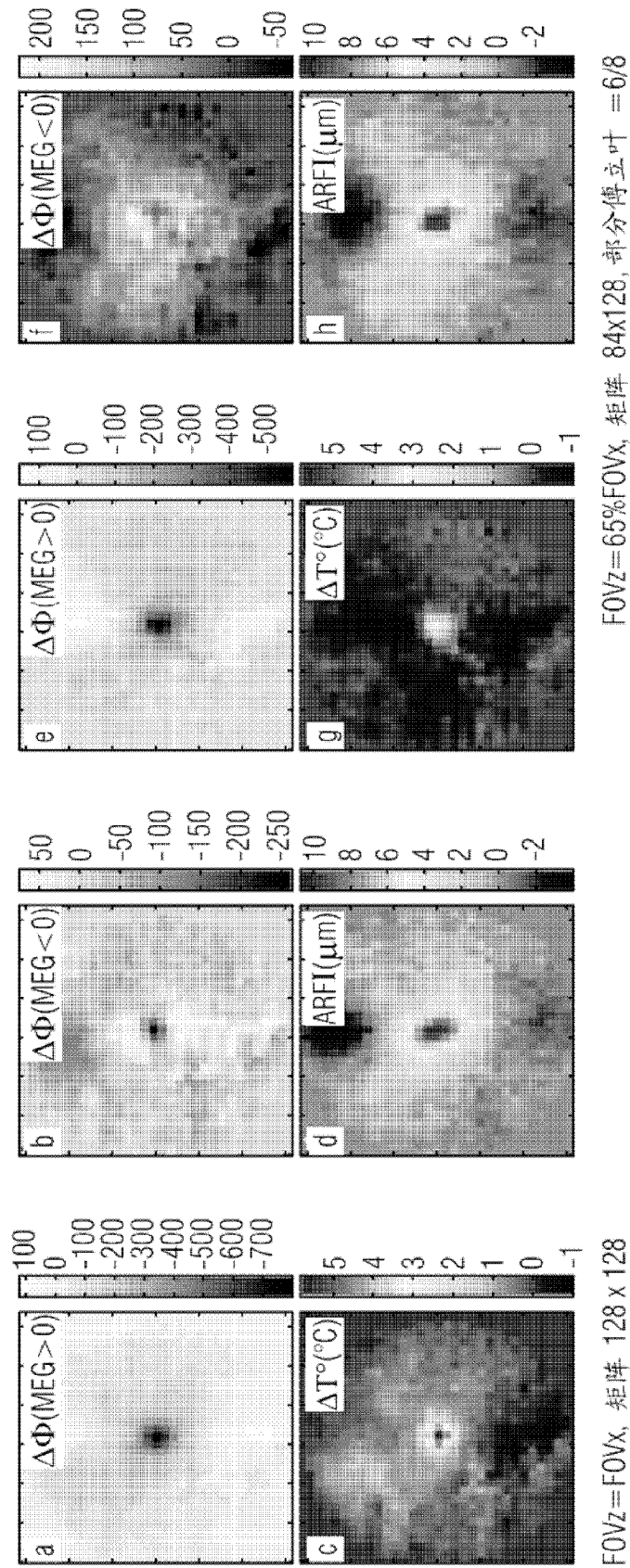


图 3

在用于磁共振引导高强度聚焦超声(HIFU)的方法和装置中, 通过以GRE序列并行地成像检查对象确定HIFU的焦点的精确位置, 所述GRE序列分别包括正单极梯度脉冲和负单极梯度脉冲, 其分别编码在序列期间由HIFU的同时启动所引起的声辐射力(ARF)诱导相移。从每个采集序列中重建GRE相位图像, 并且在两个GRE相位图像之间形成差异图像, 从所述差异图像确定HIFU焦点。由两个GRE相位图像形成平均图像, 与ARFI图同时从所述平均图像中确定PRFS温度图。并行成像的使用和用于重建GRE相位图像的部分傅立叶重建的使用允许足够快地采集数据, 从而最小化持续时间更长的和重复性的常规技术带来的组织加热的不良影响。

