



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103829947 B

(45) 授权公告日 2016. 06. 08

(21) 申请号 201310594219. 4

审查员 叶思

(22) 申请日 2013. 11. 21

(30) 优先权数据

102012221463. 1 2012. 11. 23 DE

(73) 专利权人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

(72) 发明人 S. 波普斯库

(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 5/055(2006. 01)

G01R 33/54(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101234234 A, 2008. 08. 06,

CN 101636663 A, 2010. 01. 27,

US 2005/0065429 A1, 2005. 03. 24,

US 4914608 A, 1990. 04. 03,

US 2002/0058868 A1, 2002. 05. 16,

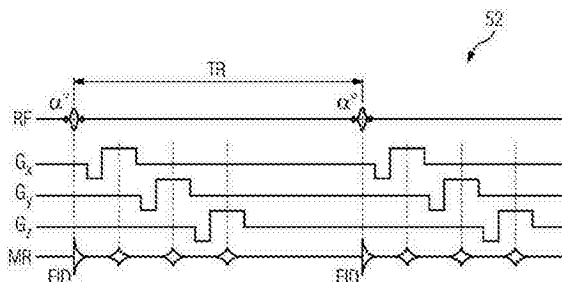
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54) 发明名称

用于快速识别变化了的温度的区域的方法和装置

(57) 摘要

本发明涉及一种用于借助磁共振断层造影在使用多回波序列的条件下快速确定样本体积中变化了的温度的区域的方法, 以及一种用于执行该方法的磁共振断层造影装置, 其中分别确定变化了的温度的区域的一个或多个一维或二维图像。



1. 一种用于在磁共振检查期间快速确定样本体积中变化了的温度的区域的方法, 其中, 所述方法具有步骤:

a) 在磁场中通过高频脉冲激励样本体积中的核自旋;

b) 借助多回波序列采集和存储样本体积中的磁共振信号关于第一 $n$ 维空间的积分到第一 $m$ 维空间的第一投影, 其中 $n+m=3$ , 和

借助多回波序列采集和存储样本体积中的磁共振信号关于第二 $n$ 维空间的积分到第二 $m$ 维空间的第一投影, 其中第一和第二 $m$ 维空间互相不平行, 并且其中 $n+m=3$ ;

c) 重复步骤b), 其中分别进行第二投影的采集和存储;

d) 关于第一 $n$ 维空间对第一投影和第二投影求差和关于第二 $n$ 维空间对第一投影和第二投影求差, 以便确定温度变化。

2. 根据权利要求1所述的方法, 其中, 步骤c)还包括在步骤b)之前重复步骤a)。

3. 根据权利要求1所述的方法, 其中, 该方法在步骤b)之后还包括步骤b1)和在步骤d)之后还包括步骤d1):

b1) 借助多回波序列采集和存储样本体积中的磁共振信号关于第三 $n$ 维空间的积分到第三 $m$ 维空间的第一投影, 其中第一和第三以及第二和第三 $m$ 维空间互相不平行, 并且其中 $n+m=3$ , 以及

d1) 关于第三 $n$ 维空间对第一投影和第二投影求差, 以便确定温度变化。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的方法, 其中,  $n=1$ 并且 $m=2$ 。

5. 根据权利要求1至3中任一项所述的方法, 其中,  $n=2$ 并且 $m=1$ 。

6. 根据权利要求1至3中任一项所述的方法, 其中, 所述多回波序列是单次激发序列。

7. 根据权利要求1至3中任一项所述的方法, 其中, 借助梯度场产生自旋回波。

8. 根据权利要求7所述的方法, 其中, 确定由高频脉冲所引起的温度变化。

9. 根据权利要求1至3中任一项所述的方法, 其中, 借助重聚焦脉冲来产生自旋回波。

10. 根据权利要求3所述的方法, 其中, 还借助到第一轴、第二轴和第三轴上的投影, 确定所述样本体积中温度变化的区域的三维位置。

11. 一种用于快速确定样本体积中变化了的温度的区域的磁共振断层造影装置, 其中, 所述磁共振断层造影装置具有:

-用于产生样本体积中的磁基本场 $B_0$ 的场磁体;

-用于产生样本体积中的磁梯度场的梯度线圈;

-用于将高频信号发送到样本体积中和/或从样本体积中接收高频信号的一个或多个天线;

-用于利用信号控制所述梯度线圈和所述天线和从所述天线或多个天线接收高频信号的供应单元;

-用于控制所述供应单元和评估所接收的高频信号的控制器,

其中, 所述控制器构造为:

a) 这样控制所述供应单元, 使得所述供应单元通过高频脉冲激励磁场中的样本体积中的核自旋;

b) 这样控制所述供应单元和评估由所述供应单元采集的高频信号, 使得借助多回波序列采集和存储样本体积中的磁共振信号关于第一 $n$ 维空间的积分到第一 $m$ 维空间的第一投

影,其中 $n+m=3$ ;

c)这样控制所述供应单元并且评估由所述供应单元采集的高频信号,使得借助多回波序列采集和存储样本体积中的磁共振信号关于第二 $n$ 维空间的积分到第二 $m$ 维空间的第一投影,其中第一和第二 $m$ 维空间互相不平行,并且其中 $n+m=3$ ;

d)重复步骤a)至c),其中分别采集和存储第二投影;

f)分别关于第一 $n$ 维空间和第二 $n$ 维空间形成第一投影和第二投影的差以确定温度变化。

12.根据权利要求11所述的磁共振断层造影装置,其中,所述多回波序列是单次激发序列。

13.根据权利要求11或12所述的磁共振断层造影装置,其中,所述磁共振断层造影装置具有多个局部线圈并且构造为,利用所述局部线圈将高频脉冲发送到样本体积中和/或从样本体积中接收高频信号。

14.根据权利要求11或12所述的磁共振断层造影装置,其中,所述控制器构造为,借助关于第一 $n$ 维空间和第二 $n$ 维空间的投影确定样本体积中变化了的温度的区域的三维位置。

## 用于快速识别变化了的温度的区域的方法和装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于借助磁共振断层造影在使用多回波序列的条件下快速确定样本体积中变化了的温度的区域的方法以及一种用于执行该方法的磁共振断层造影装置。

### 背景技术

[0002] 在磁共振测量中检查原子核的磁矩、即核自旋与外部的磁场的相互作用。核自旋在外部的磁场中对齐并且在通过外部的电磁交变场激励的情况下围绕磁场中取向的轴以取决于原子核的磁矩的值和外部的磁场的拉莫尔频率进动(*präzedieren*)。在此原子核产生具有拉莫尔频率的电磁交变场。该进动的相位相关性、输出振幅和激励的减弱取决于原子核位于其中的样本的温度而改变。通过两个测量的比较可以确定在这两个测量之间样本的温度变化。

[0003] 从文献EP534607A1中例如公知,通过磁共振断层造影利用扩散敏感的成像方法来监视借助热的外科治疗,其中局部的温度与局部的扩散率相关联并且通过扩散率的成像可以显示温度变化。描述的方法提供温度变化的三维成像。即使利用最快速的公知序列,完整的三维采集也要求一定的时间,该时间由于不同的物理效应、诸如弛豫时间,也不能没有灵敏度损耗地被缩短。

[0004] 在磁共振技术中随着越来越强的直至3T和更高的磁场的使用,高频激励信号的频率增加,随着频率的增加,比吸收率SAR又平方地增加。同时测量时间会受SAR和由于高频信号产生的患者身体的最大许可发热而限制。特别地,在患者中场强的不均匀分布是关键,特别在使用局部发送线圈的情况下会出现并且尽管遵守对于整个身体的边界值仍会导致局部过热和组织损伤。在此还有一个问题是,刚好局部严格限制的发热通过热能由于扩散或血流而分布而快速冷却并且由此在慢的测量情况下看不出所述发热会损害组织。

[0005] 还公知不同的方法,借助过高热或消融来摧毁病变的组织。在此通常除了完全摧毁病变组织之外目的是还要保护周围的组织。这一点特别地可以通过如下来实现,即将病变的组织尽可能快速和短时地加热到或超过临界温度。在此由于热扩散到周围组织而需要的是,按照非常短的时间间隔测量温度。

### 发明内容

[0006] 本发明要解决的技术问题是,提供一种可以实现快速定位温度变化的方法和装置。

[0007] 上述技术问题通过按照本发明的用于快速识别变化了的温度的区域的方法以及通过一种用于执行该方法的磁共振断层造影装置解决。

[0008] 按照本发明的方法包括步骤a)在磁场中通过高频脉冲激励样本体积中的核自旋, b)借助多回波序列采集和存储样本体积中的磁共振信号关于第一n维空间的积分到第一m维空间的第一投影,其中 $n+m=3$ ,和借助多回波序列采集和存储样本体积中的磁共振信号关于第二n维空间的积分到第二m维空间的第一投影的步骤,其中第一和第二m维空间互相不

平行并且其中 $n+m=3$ 。此外按照本发明的方法还包括步骤c)重复步骤b),其中分别进行第二投影的采集和存储,和步骤d)关于第一 $n$ 维空间对第一投影和第二投影求差和关于第二 $n$ 维空间对第一投影和第二投影求差以确定温度变化。

[0009] 在按照本发明的方法中投影的采集在互相不平行的两个 $m$ 维空间进行。在此空间的概念在数学的意义上理解,而不仅仅作为具有三个互相垂直的坐标轴的欧氏空间。一维空间在该意义上是线或直线,二维空间是面或平面。自然数 $n$ 和 $m$ 之和分别是3并且相应于欧氏空间的维数。由此有利地可以的是,仅通过两个投影采集变化了的温度的区域的空间位置,而不是必须按照层空间上扫描整个样本体积。因此也可以识别短暂的温度峰值,反之淡出伪影,所述伪影在短的时间段中不发生变化。

[0010] 按照本发明的用于快速确定样本体积中变化了的温度的区域的磁共振断层造影装置具有用于在样本体积中产生基本磁场 $B_0$ 的场磁体和用于在样本体积中产生梯度磁场的梯度线圈。此外按照本发明的磁共振断层造影装置还具有一个或多个用于将高频信号发送到样本体积和/或从样本体积接收高频信号的天线、用于利用信号控制梯度线圈和天线/多个天线和从天线接收高频信号的供应单元和用于控制供应单元和评估接收的高频信号的控制单元。

[0011] 控制器构造为,在步骤a)中这样控制供应单元,使得供应单元通过高频脉冲激励磁场中的样本体积中的核自旋。此外控制器构造为,在步骤b)中这样控制供应单元和评估由供应单元采集的高频信号,使得借助多回波序列采集和存储样本体积中的磁共振信号关于第一 $n$ 维空间的积分到第一 $m$ 维空间的第一投影,其中 $n+m=3$ 。 $n$ 和 $m$ 是不等于零的自然数。投影控制器构造为,在步骤c)中这样控制供应单元并且评估由供应单元采集的高频信号,使得借助多回波序列采集和存储样本体积中的磁共振信号关于第二 $n$ 维空间的积分到第二 $m$ 维空间的第一投影,其中第一和第二 $m$ 维空间互相不平行并且其中 $n+m=3$ 。

[0012] 最后控制器构造为,重复步骤a)至c),其中利用高频脉冲进行激励并且分别采集和存储第二投影。控制器还构造为,对于关于第一 $n$ 维空间第二 $n$ 维空间的投影对第一投影和第二投影求差以确定温度变化。

[0013] 按照本发明的磁共振断层造影装置具有按照本发明的方法的优点。

[0014] 本发明的优选扩展在从属权利要求中给出。

[0015] 在本发明的一种实施方式中步骤c)还包括在步骤b)之前重复步骤a)。

[0016] 通过借助高频脉冲激励样本体积中的核自旋的步骤a),可以通过步骤d)中的求差来确定仅通过高频脉冲所引起的温度变化,如果最小化其他影响的话。

[0017] 在一种优选实施方式中,按照本发明的方法在步骤b)之后还包括步骤b1)和在步骤d)之后还包括步骤d1),其中步骤b1)借助多回波序列采集和存储样本体积中的磁共振信号关于第三 $n$ 维空间的积分到第三 $m$ 维空间的第一投影,其中第一和第三以及第二和第三 $m$ 维空间互相不平行并且其中 $n+m=3$ ,以及d1)关于第三 $n$ 维空间对第一投影和第二投影求差以确定温度变化。

[0018] 通过两个或三个 $m$ 维空间是互相不平行的,第三 $m$ 维空间张开一个坐标空间,在该坐标空间中以有利的方式通过两个或三个投影在三维空间中可以定位温度变化并且在平面上或在体积中界定。在此采集仅要求用于激励和3乘以 $m$ 个多回波序列的时间段并且与完整的断层图相比本质上更快速进行,由此可以采集特别短时的温度变化。

[0019] 在按照本发明的方法的一种可能的实施方式中 $n=1$ 并且 $m=2$ 。在该实施方式中将磁共振信号沿着线或直线采集并且积分或者说累加并且投影到二维面积。该方法在该实施方式中提供样本体积的温度变化的两个或三个二维成像,其中各平面互相不平行并且由此从不同的方向提供样本体积的两个或三个视图。

[0020] 以优选的方式从温度变化的这些二维成像中对于用户可见样本空间中温度变化的位置,特别是当面积是分别包含笛卡尔坐标系的两个轴的平面时。

[0021] 在另一种可能的实施方式中 $n=2$ 并且 $m=1$ 。在该实施方式中将磁共振信号沿着面积或平面采集并且积分或者说累加并且投影到一维的线或直线。该方法在该实施方式中提供样本体积的温度变化的两个或三个一维成像,其中线是互相不平行的。

[0022] 以优选的方式从温度变化的这些一维成像中可以确定样本空间中温度变化的位置,特别是当线是分别形成笛卡尔坐标系的直线时。在这种情况下直接相应于样本体积中温度变化的坐标的分别一条线上的位置位于相应的坐标轴上。

[0023] 在该方法的一种可能的实施方式中多回波序列是单次激发序列(Single-Shot Sequenz)。

[0024] 单次激发序列仅需要唯一一个激励脉冲并且以有利的方式降低了入射到患者中的高频功率和测量持续时间,因为不必在新的激励之前等待自旋弛豫。

[0025] 在该方法的一种实施方式中借助梯度场产生多回波序列的自旋回波。

[0026] 通过借助梯度场来产生自旋回波,由于缺少180度自旋回转脉冲而有利地降低了入射到患者中的高频射线。

[0027] 在该方法的一种实施方式中确定由高频脉冲所引起的温度变化。

[0028] 与单次激发序列和自旋回波通过梯度场的回转相联系,在缺少另一个、不取决于测量方法的热源的情况下以有利的方式可能的是,确定通过单个高频脉冲的发热并且这样通过局部界定的发热及时地识别对于患者的危险。

[0029] 在按照本发明的方法的实施中还可以考虑,借助重聚焦脉冲来产生自旋回波。

[0030] 自旋回波的产生通过重聚焦脉冲降低梯度线圈上的脉冲数量并且由此以有利的方式降低对于患者的噪声负担。

[0031] 也可以考虑,在按照本发明的方法的一种实施方式中在步骤c)之前通过热源或冷源,至少在样本体积的子区域中的温度变化引起所述温度变化。

[0032] 在按照本发明的方法中也可以在步骤c)之前通过热-或冷源在整个样本体积中或至少在一个子区域中引起温度变化,其中在步骤d)中按照本发明的方法确定达到的温度变化。以有利的方式这样可以监视热治疗的效果,例如通过消融术摧毁癌组织。

[0033] 在按照本发明的方法的一种实施方式中可以考虑,热源是样本体积中的超声场。这样可以以有利的方式监视通过聚焦的超声场进行的高温治疗或消融术。

[0034] 在按照本发明的方法的另一个实施方式中可以考虑,热源是样本体积中的电磁高频场。以有利的方式由此可以监视通过电磁高频场进行的高温治疗或消融术的效果。

[0035] 在一种优选实施方式中按照本发明的方法还包括借助沿着第一轴、第二轴和第三轴的投影确定或者说界定样本体积中温度变化的区域的三维位置。

[0036] 这一点以有利的方式可以实现,确定温度变化的位置并且例如检查,高温治疗或消融术是否实施为在预定位置上的发热,或者例如局部的发送线圈是否导致局部的和对患

者来说危险的发热。

### 附图说明

[0037] 该发明的上面描述的特征、特点和优点以及如何实现这些优点的方式结合以下对实施例的描述变得更清楚和容易理解,所述实施例结合附图被详细描述。其中,

[0038] 图1示出按照本发明的磁共振断层造影装置的示意图,

[0039] 图2示出按照本发明的方法的实施方式的流程图,

[0040] 图3示出按照本发明的方法的实施方式的流程图,

[0041] 图4示出了在执行按照本发明的方法的实施方式时信号的时间流程的示意图,

[0042] 图5示出按照本发明的方法的结果的示意图,

[0043] 图6示出在执行按照本发明的方法的另一个实施方式时信号的时间流程的示意图,并且

[0044] 图7示出另一个按照本发明的方法的结果的示意图。

### 具体实施方式

[0045] 图1示出按照本发明的用于执行按照本发明的方法的磁共振断层造影装置1的示意图。

[0046] 磁体单元10具有场磁体11,其产生用于对齐样本体积中样本或患者40的核自旋的静态磁场 $B_0$ 。样本体积布置在在纵向2上穿过磁体单元10延伸的套管16中。通常磁体单元11是超导磁体,其可以提供具有直至3T,在最新的设备情况下甚至更高的磁通密度的磁场。然而对于更小的场强也可以使用永久磁体或具有正常导电线圈的电磁铁。

[0047] 此外磁体单元10具有梯度线圈12,其构造为,为了在空间上区分在样本体积中采集的成像区域在三个空间方向上叠加可变磁场到磁场 $B_0$ 上。梯度线圈12是由正常导电线构成的通常的线圈,其可以产生在样本体积中互相正交的场。

[0048] 磁体单元10还具有身体线圈14,其构造为,将通过信号导线传输的高频信号入射到样本体积中并且接收由患者40发射的共振信号并且通过信号导线输出。但是优选地为了高频信号的发送和/或接收通过在套管16中靠近患者40布置的局部线圈15代替身体线圈14。

[0049] 控制单元20为磁体单元10提供用于梯度线圈12和身体线圈14或局部线圈15的不同信号,并且评估接收的信号。

[0050] 控制单元20具有梯度控制器21,其构造为,通过导线为梯度线圈12提供可变的电流,所述电流在时间上协调地提供样本体积中的期望的梯度场。

[0051] 此外控制单元20具有高频单元22,其构造为,产生具有预定的时间曲线、振幅和谱功率分布的、用于激励患者40中的核自旋的磁共振的高频脉冲。在此可以实现在千瓦范围内的脉冲功率。

[0052] 高频单元22也构造为,对由身体线圈14或局部线圈15接收的并且通过信号导线33传输到高频单元22的高频信号关于振幅和相位进行评估。在此特别地是如下的高频信号,其将患者40中的核自旋作为对于通过在磁场 $B_0$ 中或在由 $B_0$ 和梯度场的叠加导致的磁场中的高频脉冲的激励的应答进行发送。

[0053] 此外控制单元20具有控制器23,其构造为,进行梯度控制器21和高频单元22的动的时间上的协调。为此控制器23与其他单元21、22通过信号总线25相连并且进行信号交换。控制器23构造为,从患者40接收由高频单元22评估的信号并且处理或者为梯度控制器22和为HF脉冲产生单元23规定脉冲形状和信号形状并且在时间上协调。

[0054] 患者40布置在患者卧榻30上。该患者卧榻30已经由磁共振断层造影公知。患者卧榻30具有第一支座36,其布置在患者卧榻30的第一末端31下面。为了使得支座36可以将患者卧榻30保持在平衡位置,该支座通常具有一个沿着患者卧榻30延伸的脚。为了移动患者卧榻30,脚也可以具有用于运动的部件,诸如滑轮。在地面和患者卧榻之间除了在第一末端31处的支座之外没有布置结构性的元件,由此患者卧榻直至第一末端31可以在场磁体11的套管16中被驶入。在图1中示出了线性导轨系统34,其将支座36与患者卧榻30可动地相连,从而患者卧榻可以沿着纵向2移动。为此线性导轨系统具有驱动37,其可以实现,由操作人员或由控制器23控制地将患者卧榻30在纵向2上移动,从而也可以检查患者身体的具有比套管16中的样本体积更大的伸展的区域。

[0055] 图2示出了按照本发明的方法的可能的实施方式的流程的流程图。

[0056] 在步骤S10中样本体积中的核自旋通过在基本磁场B0中的高频脉冲以翻转角 $\alpha_0$ 从平行于磁场B0的取向被偏转。为此具有拉莫尔频率的高频脉冲通过身体线圈14或局部线圈15被入射到患者40中。翻转角 $\alpha_0$ 在此取决于脉冲的持续时间和入射的电磁场的强度。拉莫尔频率从核自旋的位置处磁场B0的磁场强度和原子核的磁矩得到。由于磁场B0的空间变化和核的原子周边环境的影响,拉莫尔频率改变,从而高频脉冲必须具有预定的带宽,以便激励整个样本体积中的核自旋。

[0057] 图4示出了在按照图2的示例性方法期间不同的信号和场的可能的时间曲线。在水平轴上以向右增长的值标示出了时间。利用RF表示高频脉冲的场强,其为了激励核自旋在S10中以翻转角 $\alpha_0$ 设置。 $G_x$ 、 $G_y$ 和 $G_z$ 表示在x、y和z方向上的梯度场的磁场强度,其在步骤S10期间具有场强0。紧接着激励之后,被激励的原子核由于在磁场B0中的进动而开始发送高频信号MR。由于去相位,该信号又快速降低。

[0058] 在步骤S20中核自旋通过梯度回波,如在图4中示出的,通过梯度场 $G_x$ 的负的和其后跟随的正的矩形信号而重聚相位,这产生共振信号MR的上升和下降。通过施加梯度场 $G_x$ ,在该梯度的方向上沿着第一线或轴,拉莫尔频率取决于位置。通过在该梯度下对信号MR的频率分析(例如傅里叶变换),可以沿着梯度的方向确定关于信号起源的位置信息。相反在具有由B0和 $G_x$ 叠加得到的并且侧面地从第一线延伸的恒定磁场的面积中,拉莫尔频率是相同的并且核自旋的信号沿着该第一面积相加为信号。和信号是信号在第一面积上的积分,二维的第一面积的核自旋在信号中可以说投影到一维的第一轴或线上。在理想的均匀的和平行对齐的磁场中第一轴是线并且第一面积是垂直于第一轴取向的平面。

[0059] 从信号MR中可以通过去相位的温度依赖关系推导出关于样本40或患者中沿着第一轴的相对温度分布的信息。但是信号MR不给出关于绝对温度的信息。

[0060] 信号MR在步骤S20中对于第一轴由身体线圈14或局部线圈15接收,由高频单元22采集并且由控制器23存储。

[0061] 如在图2中示出的,采集和存储的步骤S20在步骤S30和S40中分别对于梯度场 $G_y$ 和 $G_z$ 和各个第二或第三轴和面积重复。在此各个第一、第二和第三轴以及第一、第二和第三面



积互相不平行,从而这些轴张开一个三维的空间。如果这些轴互相垂直,则它们张开一个对于样本体积的笛卡尔坐标空间。

[0062] 为了确定温度变化,必须将在不同的时刻和其他条件尽可能不变的两个信号MR进行比较。为此在步骤S50中判断,是否已经采集了信号的第二投影。如果否,则重复步骤S10至S40并且分别采集和存储到各自的轴的第二投影,如在图4中给出的第二梯度回波52的第二信号序列所示的那样。当然也可以考虑,不进行判断的步骤S50,而是按照固定的顺序再次重复步骤S10、S20、S30和S40。

[0063] 在步骤S60中对在各自的面积上到轴上的分别第一投影和第二投影求差。假定,在测量时间中样本中的其他条件仅微小改变,则到轴上的投影示出,如在图5中示意性示出的那样,在患者40处的温度变化在三个轴上的一维显示。从这三个轴的组合例如可以确定具有坐标Tx,Ty和Tz的温度变化的最大值的位置以及最大值。

[0064] 因为对于在图4中示出的测量仅分别需要三个梯度回波,所以测量时间非常短,从而其他边界条件的变化,例如通过患者40的运动的变化是最小的。也忽略通过热传递或新陈代谢过程所引起的温度变化,从而确定的温度变化基本上仅通过在重复步骤S10的情况下的高频脉冲RF引起。因此按照本发明的方法可以实现,通过单个高频脉冲RF既局部也定量地确定热负荷。但是也可以考虑,利用唯一一个高频脉冲RF采集信号的第一和第二投影,方法是,替代新的激励,而是通过高频脉冲RF在步骤S50之后通过另外的梯度回波在S10中从第一激励中产生信号,并且因此在步骤S50之后在对于各个第二投影重复的情况下跟随发生步骤S20。

[0065] 图6示出按照本发明的方法的另一个可能的实施方式。替代单个梯度场Gx、Gy、Gz在步骤S20、S30、S40中分别从第一梯度线圈产生用于相位编码的(英语Phase Encoding Train)梯度场PE的序列,而同时分别在第二梯度线圈上施加用于产生相位回波的梯度场RO(英语EPI-Read Out Train,EPI英语Echo Planar Imaging)的序列。在此在图6中在Gx与Gy,Gy与Gz和Gz与Gx处示出RO和PE脉冲的对。也可以考虑其他对和序列,其中分别将每个梯度线圈Gx、Gy、Gz一次用于产生相位编码和一次用于产生相位回波。步骤S10、S20、S30和S40的该第一顺序表示为第一回波串71。

[0066] 通过相位编码可以为各个磁共振信号MR对应一个第二坐标。因此在图6的方法的步骤S20、S30和S40中不仅将磁共振信号MR作为从面积到线或轴的投影和因此一维地采集,而且相位编码还允许,在另一个附加的维度上区分磁共振信号MR并且对于每个步骤S20、S30、S40按照二维矩阵采集并且存储磁共振信号MR。投影沿着线到面积或到面积上的矩阵进行。如果在在第二回波串72中的步骤S10、S20、S30和S40的、或在没有高频脉冲RF的实施方式的情况下的S20、S30和S40的在S50中受控制的第二重复之后,存储分别具有磁共振图像的值的第二矩阵,则通过求差按照分别两个二维分布确定温度变化。根据是否将第二高频脉冲RF作为第二回波串72的部分已经发送,温度变化表示基本上通过高频脉冲产生的变化,或者提供通过另一个原因导致的变化的图像(HIFU,英语High Intensity Focus Ultrasound)。

[0067] 图7示意性示出了分别在X-Y、Y-Z和Z-X平面中患者40中的温度变化的三个二维显示。二维显示使得容易地,不仅确定温度变化的位置,而且通过二维投影也容易地估计空间分布。同时,三个二维图像的产生总是本质上快于三维中温度变化的完整采集,由此也可以

瞬时地采集仅短时的变化。

[0068] 在图3中在流程图中示意性示出了一种方法,其可以实现,对特定吸收率SAR的监视和特别是具有明显的温度升高的可能区域,所谓的热点的确定。按照本发明的方法在此是例如由按照本发明的磁共振断层造影装置执行的该方法的部分。

[0069] 在步骤S110中在控制器23中从存储器或通过接口加载对于患者40的数学模型和对于高频脉冲RF的第一参数组。

[0070] 在步骤S120中控制器执行SAR负荷的仿真。这一点例如可以通过利用有限元或其他方法的仿真进行。仿真的结果是按照加载的患者40的数学模型的患者40中的SAR负荷的模型。

[0071] 在步骤S130中将仿真的值与对于SAR负荷和/或温度升高的预定边界值进行比较。如果该仿真提供即使仅局部地超过边界值的SAR值,在步骤S140中匹配对于高频脉冲RF的参数组并且一直重复仿真和参数组的匹配,直到仿真的值低于预定的边界值。

[0072] 该参数组在步骤S150中被预先给予高频单元S150以用于产生高频脉冲RF。在步骤S160中执行在图2中示出的按照本发明的方法,其中在步骤S50之后利用通过高频脉冲RF的第二激励进行步骤S10。

[0073] 在步骤S170中评估利用按照本发明的方法确定的温度变化。如果在S170中确定,通过按照本发明的方法测量的温度升高也低于预定的边界值,则在S190中利用确定的参数组执行磁共振断层造影。相反如果确定,温度升高超过预先给出的边界值,则不进行磁共振断层造影。

[0074] 当然可以考虑,按照本发明的方法不是在所有三个空间维度上进行。由此例如可以在图6所示的方法中通过在ZX平面和在YZ平面中的成像已经充分定位了从而不再需要到XY平面上的成像。同样也可以考虑仅利用两个一维成像或唯一一个二维成像的按照本发明的方法。也可以考虑,先后或嵌套地执行具有不同的坐标系的多个按照本发明的方法。

[0075] 在按照本发明的方法和装置中还可以的是,核自旋的激励在均匀的基本磁场 $B_0$ 中 and 在整个样本体积上进行,但是也可以通过施加的梯度场 $G_x$ 、 $G_y$ 、 $G_z$ 或通过身体线圈进行选择性激励并且投影和采集被限制到该被选择的体积。当例如在借助聚焦的超声的高温治疗中待检查的区域已经已知并且在空间上被界定时,这一点是特别有利的,并且由此可以降低检查时间和/或改善分辨率。

[0076] 尽管在细节上通过优选实施例详细示出并描述了本发明,本发明不受公开的例子限制并且专业人员可以从中导出其他变化,而不脱离本发明的保护范围。

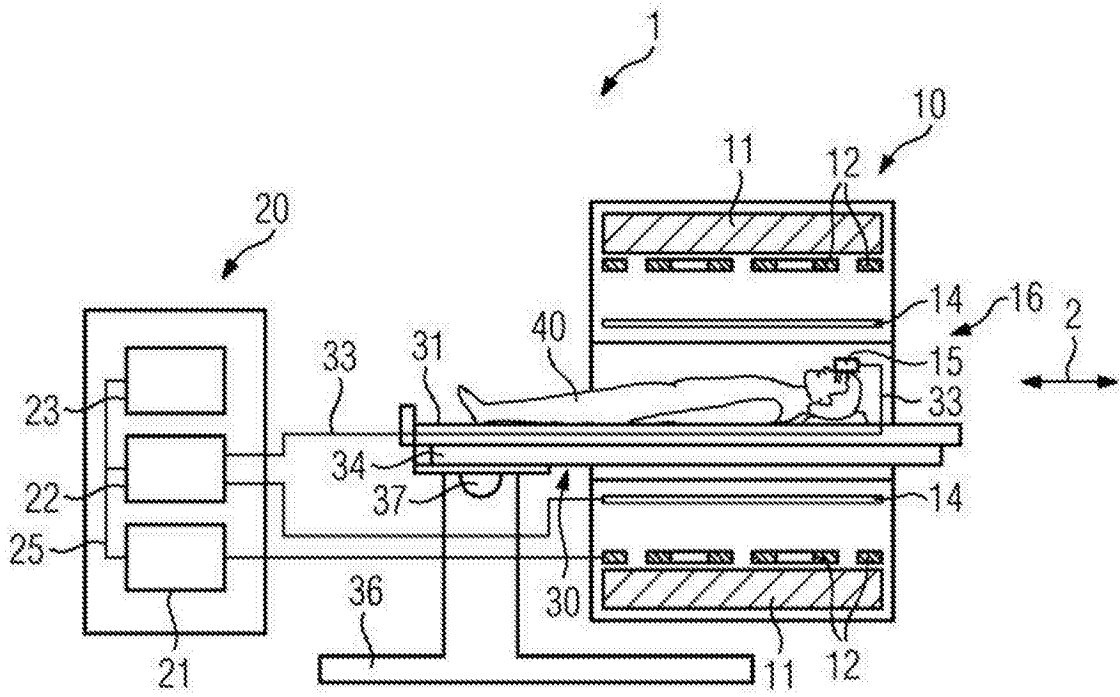


图1

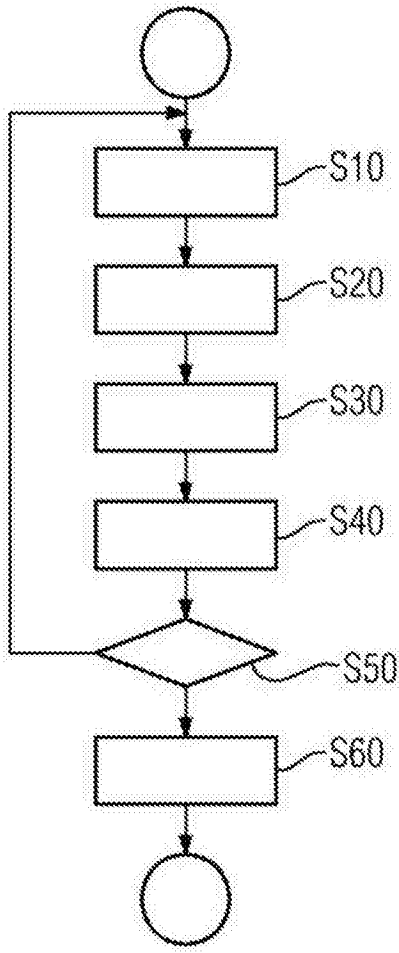


图2

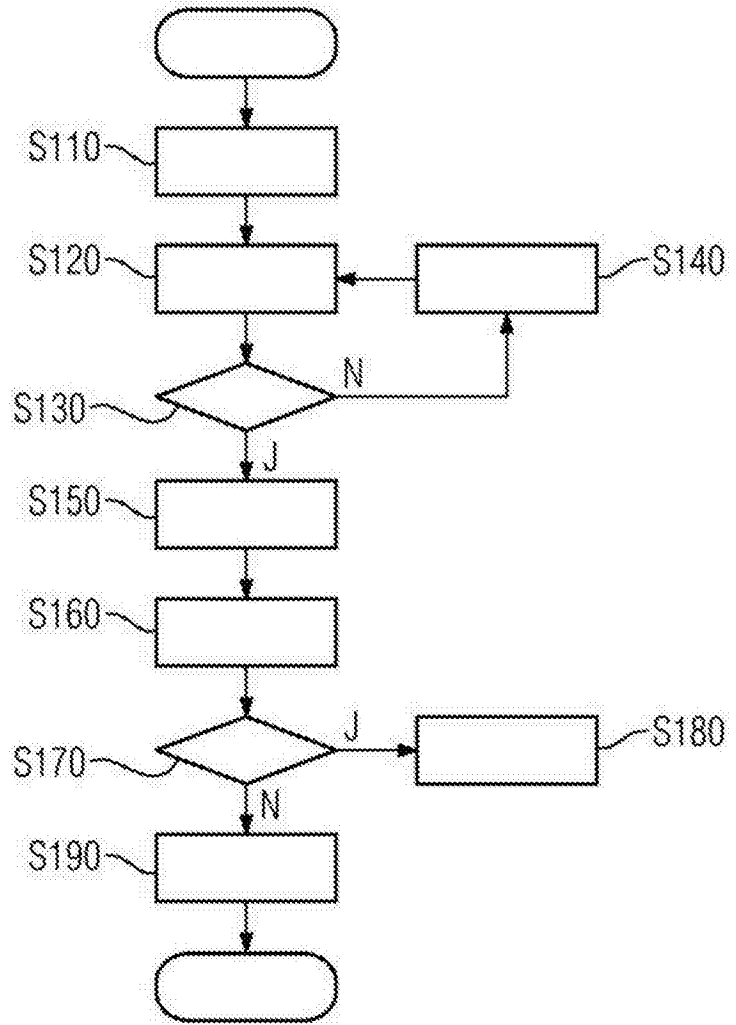


图3

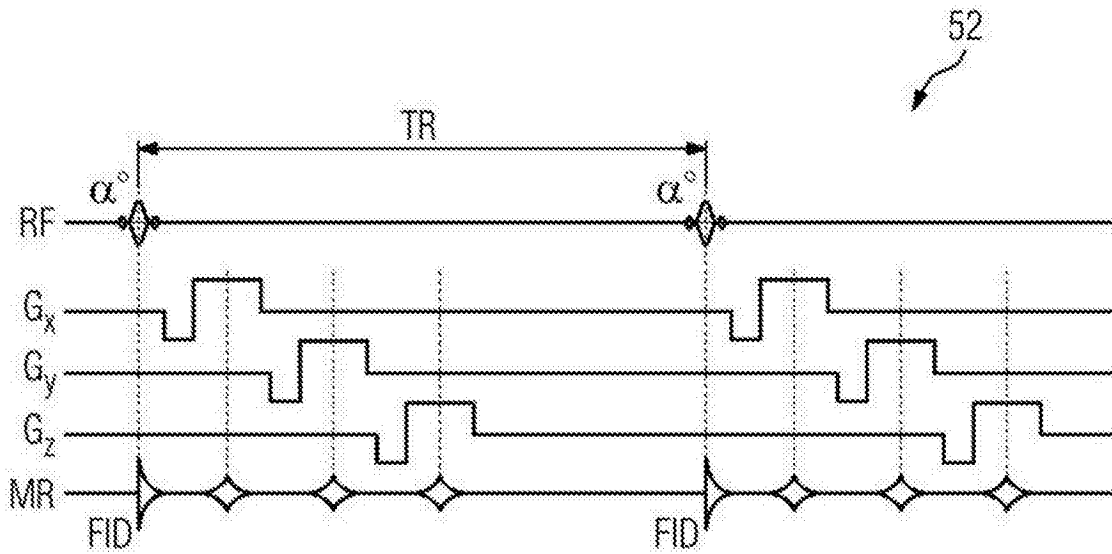


图4

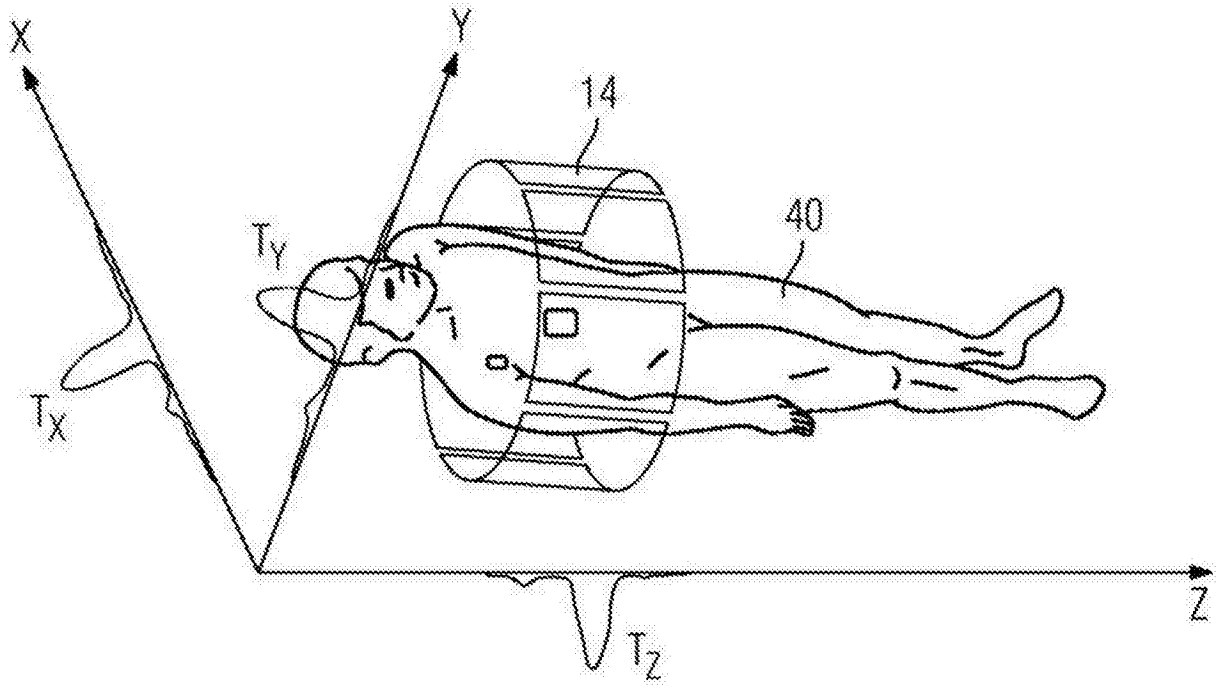


图5

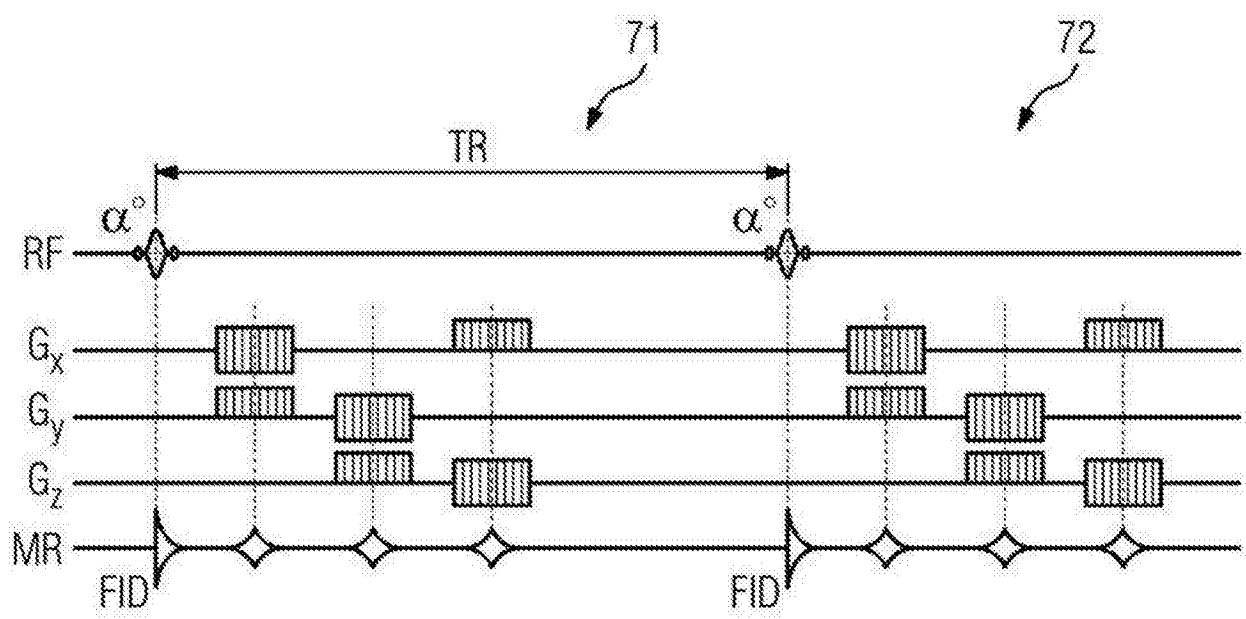


图6

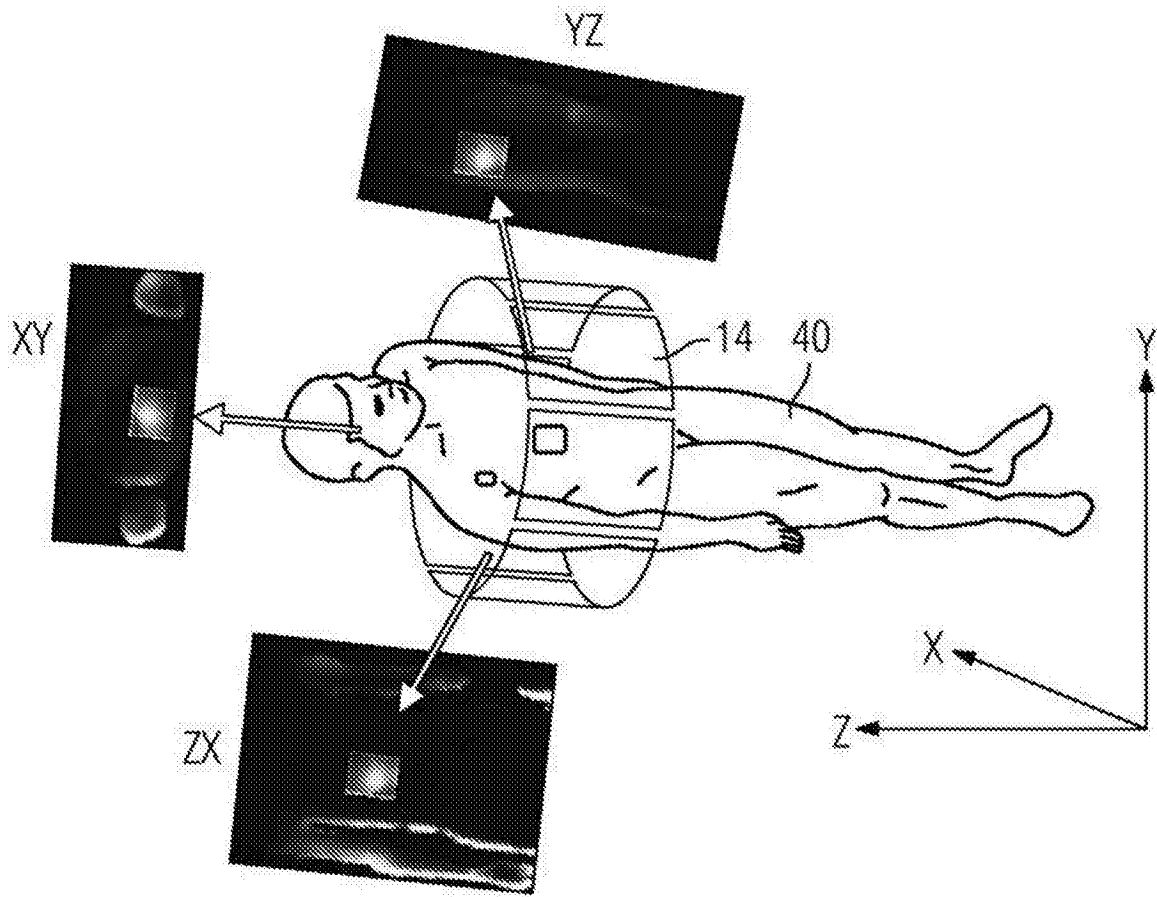


图7