



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 106999092 B

(45) 授权公告日 2022.03.15

(21) 申请号 201580066571.8

(22) 申请日 2015.11.11

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106999092 A

(43) 申请公布日 2017.08.01

(30) 优先权数据
62/078,378 2014.11.11 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2017.06.07

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/US2015/060117 2015.11.11

(87) PCT国际申请的公布数据
W02016/077438 EN 2016.05.19

(73) 专利权人 海珀菲纳股份有限公司
地址 美国康涅狄格州

(72) 发明人 劳拉·萨科利克

马修·斯科特·罗森

格雷戈里·L·哈尔瓦特

乔纳森·M·罗思伯格

马蒂厄·莎拉卡涅

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事
务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇

(51) Int.Cl.
A61B 5/055 (2006.01)

(56) 对比文件
US 2014155732 A1, 2014.06.05
US 2014155732 A1, 2014.06.05
CN 102414572 A, 2012.04.11

审查员 戚永娟

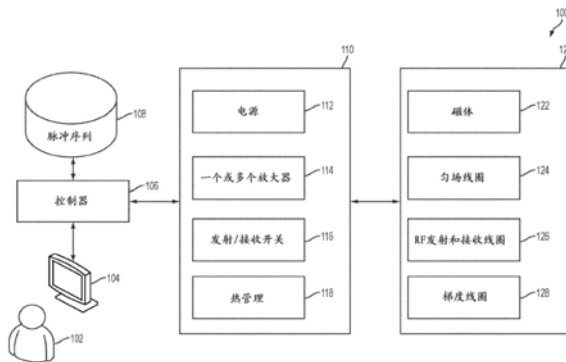
权利要求书2页 说明书26页 附图22页

(54) 发明名称

用于低场磁共振的脉冲序列

(57) 摘要

一种低场磁共振成像(MRI)系统。该系统包括:多个磁性部件,该多个磁性部件包括被配置成产生低场主磁场 B_0 的至少一个第一磁性部件以及被配置成在操作时获取磁共振数据的至少一个第二磁性部件;以及至少一个控制器,该控制器被配置成根据至少一个低场零回波时间(LF-ZTE)脉冲序列来操作该多个磁性部件中的一个或多个磁性部件。



1. 一种操作低场磁共振成像MRI系统、即低场MRI系统的方法,所述低场MRI系统包括多个磁性部件,所述多个磁性部件包括被配置成产生低场主磁场 B_0 的至少一个第一磁性部件以及被配置成在操作时获取磁共振数据的至少一个第二磁性部件,所述方法包括:

使用所述至少一个第一磁性部件以产生所述低场主磁场 B_0 ;以及

根据至少一个脉冲序列来操作所述多个磁性部件中的一个或更多个磁性部件,

其中,所述低场MRI系统被配置成使用被设计成减小衰荡周期的长度的射频RF脉冲进行操作,所述RF脉冲被成形为通过基于所述低场MRI系统的发射线圈的传递函数来预加重所述RF脉冲从而抵消由所述发射线圈感生出的对所述RF脉冲的衰减,所述发射线圈发射预加重后的RF脉冲。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,预加重所述RF脉冲包括对所述RF脉冲施加预加重变换,所述预加重变换是基于所述发射线圈的传递函数。

3. 根据权利要求2所述的方法,其中,施加所述预加重变换包括对所述RF脉冲施加所述发射线圈的传递函数的逆函数。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中,预加重所述RF脉冲包括在时域中预加重所述RF脉冲。

5. 根据权利要求1所述的方法,其中,预加重所述RF脉冲包括在频域中预加重所述RF脉冲。

6. 一种低场磁共振成像MRI系统、即低场MRI系统,包括:

多个磁性部件,所述多个磁性部件包括被配置成产生低场主磁场 B_0 的至少一个第一磁性部件以及被配置成在操作时获取磁共振数据的至少一个第二磁性部件;以及

至少一个控制器,所述至少一个控制器被配置成根据至少一个脉冲序列来操作所述多个磁性部件中的一个或更多个磁性部件,

其中,所述低场MRI系统被配置成使用被设计成减小衰荡周期的长度的射频RF脉冲进行操作,所述RF脉冲被成形为通过基于所述低场MRI系统的发射线圈的传递函数来预加重所述RF脉冲从而抵消由所述发射线圈感生出的对所述RF脉冲的衰减,所述发射线圈发射预加重后的RF脉冲。

7. 根据权利要求6所述的低场MRI系统,其中,预加重所述RF脉冲包括对所述RF脉冲施加预加重变换,所述预加重变换是基于所述发射线圈的传递函数。

8. 根据权利要求7所述的低场MRI系统,其中,施加所述预加重变换包括对所述RF脉冲施加所述发射线圈的传递函数的逆函数。

9. 根据权利要求6所述的低场MRI系统,其中,预加重所述RF脉冲包括在时域中预加重所述RF脉冲。

10. 根据权利要求6所述的低场MRI系统,其中,预加重所述RF脉冲包括在频域中预加重所述RF脉冲。

11. 根据权利要求6所述的低场MRI系统,其中,所述多个磁性部件包括至少一个 B_0 磁体以生成具有小于0.2T的强度的 B_0 磁场。

12. 根据权利要求6所述的低场MRI系统,其中,所述多个磁性部件还包括多个梯度线圈,所述多个梯度线圈被配置成在被操作时生成磁场以提供对发射的磁共振信号的空间编码。

13. 根据权利要求6所述的低场MRI系统,其中,所述低场MRI系统还包括接收线圈。

14. 一种存储处理器可执行指令的至少一个非暂态计算机可读存储介质,当由包括多个磁性部件的低场磁共振成像MRI系统、即低场MRI系统执行所述指令时,所述指令使所述低场MRI系统执行下述操作,所述多个磁性部件包括被配置成产生低场主磁场 B_0 的至少一个第一磁性部件以及被配置成在操作时获取磁共振数据的至少一个第二磁性部件:

根据至少一个脉冲序列来操作所述多个磁性部件中的一个或更多个磁性部件,

其中,所述低场MRI系统被配置成使用被设计成减小衰荡周期的长度的射频RF脉冲进行操作,所述RF脉冲被成形为通过基于所述低场MRI系统的发射线圈的传递函数来预加重所述RF脉冲从而抵消由所述发射线圈感生出的对所述RF脉冲的衰减,所述发射线圈发射预加重后的RF脉冲。

15. 根据权利要求14所述的至少一个非暂态计算机可读存储介质,其中,基于所述发射线圈的传递函数来执行预加重所述RF脉冲。

16. 根据权利要求15所述的至少一个非暂态计算机可读存储介质,其中,预加重所述RF脉冲包括对所述RF脉冲施加所述发射线圈的传递函数的逆函数。

17. 根据权利要求14所述的至少一个非暂态计算机可读存储介质,其中,预加重所述RF脉冲包括在时域中预加重所述RF脉冲。

18. 根据权利要求14所述的至少一个非暂态计算机可读存储介质,其中,预加重所述RF脉冲包括在频域中预加重所述RF脉冲。

19. 根据权利要求14所述的至少一个非暂态计算机可读存储介质,其中,所述多个磁性部件包括至少一个 B_0 磁体以生成具有小于0.2T的强度的 B_0 磁场。

20. 根据权利要求14所述的至少一个非暂态计算机可读存储介质,其中,所述低场MRI系统还包括接收线圈。

用于低场磁共振的脉冲序列

背景技术

[0001] 磁共振成像 (MRI) 为许多应用提供了重要的成像模态,并且广泛用于临床和研究环境中以产生人体内部的图像。作为一般性的,MRI基于检测磁共振 (MR) 信号,其是响应于由施加的电磁场导致的状态变化而由原子发射的电磁波。例如,核磁共振 (NMR) 技术包括:在被成像的对象中的原子(例如,人体组织中的原子)的核自旋的重新排列或弛豫时,检测从激发的原子的核发射的MR信号。检测的MR信号可以被处理以产生图像,这在医学应用的环境中,允许对身体内的内部结构和/或生物过程进行调查以用于诊断、治疗和/或研究目的。

[0002] MRI由于在没有其他模态的安全性考虑(例如,不需要使被成像对象暴露于电离辐射例如x射线或将放射性物质引入身体)下产生具有相对高分辨率和对比度的非侵入性图像的能力而为生物成像提供了有吸引力的成像模态。另外,MRI能够捕获关于其他模态不太适合获取或者不能获取的结构和/或生物过程的信息。例如,MRI特别适合于提供软组织之间的对比度。然而,常规的MRI技术存在许多缺点,对于给定的成像应用,这些缺点可以包括:设备的相对高的成本、有限的可用性和/或难以获得对临床MRI扫描仪的访问、图像获取过程的长度等。

[0003] 临床MRI的趋势是增大MRI扫描仪的场强度,以改进扫描时间、图像分辨率和图像对比度中的一个或更多个,这反而提高了MRI成像的成本。绝大多数安装的MRI扫描仪使用至少1.5特斯拉 (T) 或3特斯拉操作,这指的是扫描仪的主磁场 B_0 的场强度。临床MRI扫描仪的粗略成本估计为每特斯拉一百万美元的量级,这甚至没有将操作这样的MRI扫描仪所涉及的实质性操作成本、服务成本和维护成本考虑在内。

[0004] 此外,常规的高场MRI系统通常需要大的超导磁体和相关联的电子器件,以生成对象(例如,患者)在其中成像的强均匀静磁场(B_0)。这样的系统的尺寸是相当大的,其中,典型的MRI装置包括用于磁体、电子器件、热管理系统和控制台区域的多个房间。MRI系统的尺寸和费用通常限制它们在以下设施的使用,如具有充足的空间和资源来购买和维护它们的医院和学术研究中心。高场MRI系统的高成本和大量空间需求导致MRI扫描仪的可用性有限。因此,常常存在以下临床情况:MRI扫描将是有益的,但是由于上述限制以及如下面进一步详细讨论的而是不实际的或不可行的。

发明内容

[0005] 发明人已经认识到,通过使用由发明人开发的脉冲序列在低场环境中操作,可以利于执行低场磁共振成像。

[0006] 一些实施方式提供了一种低场磁共振成像 (MRI) 系统,包括:多个磁性部件,该多个磁性部件包括被配置成产生低场主磁场 B_0 的至少一个第一磁性部件以及被配置成在操作时获取磁共振数据的至少一个第二磁性部件;以及至少一个控制器,该至少一个控制器被配置成根据至少一个低场零回波时间 (LF-ZTE) 脉冲序列来操作多个磁性部件中的一个或更多个磁性部件。

[0007] 一些实施方式提供了一种用于操作低场磁共振成像系统的方法,该系统包括多个磁性部件,多个磁性部件包括被配置成产生低场主磁场 B_0 的至少一个第一磁性部件以及被配置成在操作时获取磁共振数据的至少一个第二磁性部件。该方法包括:使用至少一个第一磁性部件来产生低场主磁场 B_0 ;以及根据至少一个低场零回波时间(LF-ZTE)脉冲序列,使用至少一个控制器来控制多个磁性部件中的一个或更多个磁性部件。

[0008] 一些实施方式提供了一种存储处理器可执行指令的至少一个非暂态计算机可读存储介质,当由包括多个磁性部件的低场MRI系统执行该指令时,所述指令使低场MRI系统能够执行下述操作,所述多个磁性部件包括被配置成产生低场主磁场 B_0 的至少一个第一磁性部件以及被配置成在操作时获取磁共振数据的至少一个第二磁性部件:使用至少一个第一磁性部件来产生低场主磁场 B_0 ;以及根据至少一个低场零回波时间(LF-ZTE)脉冲序列来操作多个磁性部件中的一个或更多个磁性部件。

[0009] 一些实施方式提供了一种低场磁共振成像(MRI)系统,其包括:多个磁性部件,多个磁性部件包括被配置成产生低场主磁场 B_0 的至少一个第一磁性部件以及被配置成在操作时获取磁共振数据的至少一个第二磁性部件;以及至少一个控制器,至少一个控制器被配置成根据至少一个低场重新聚焦(LFR)脉冲序列来操作多个磁性部件中的一个或更多个磁性部件,其中,至少一个LFR脉冲序列中的RF激励脉冲与减小 B_0 非均匀性对净横向磁化的影响的翻转角相关联。

[0010] 一些实施方式提供了一种用于操作低场磁共振成像系统的方法,该系统包括多个磁性部件,多个磁性部件包括被配置成产生低场主磁场 B_0 的至少一个第一磁性部件以及被配置成在操作时获取磁共振数据的至少一个第二磁性部件。该方法包括:操作至少一个第一磁性部件以产生低场主磁场 B_0 ;以及根据至少一个低场重新聚焦(LFR)脉冲序列,使用至少一个控制器来控制多个磁性部件中的一个或更多个磁性部件,其中,至少一个LFR脉冲序列中的RF激励脉冲与减小 B_0 非均匀性对净横向磁化的影响的翻转角相关联。

[0011] 一些实施方式提供了一种存储处理器可执行指令的至少一个非暂态计算机可读存储介质,当由包括多个磁性部件的低场MRI系统执行该指令时,所述指令使低场MRI系统能够执行下述操作,所述多个磁性部件包括被配置成产生低场主磁场 B_0 的至少一个第一磁性部件以及被配置成在操作时获取磁共振数据的至少一个第二磁性部件:操作至少一个第一磁性部件以产生低场主磁场 B_0 ;以及根据至少一个低场重新聚焦(LFR)脉冲序列来操作多个磁性部件中的一个或更多个磁性部件,其中,至少一个LFR脉冲序列中的RF激励脉冲与减小 B_0 非均匀性对净横向磁化的影响的翻转角相关联。

[0012] 一些实施方式提供了一种低场磁共振成像(MRI)系统,包括:多个磁性部件,多个磁性部件被配置成产生包括低场主磁场 B_0 的多个磁场,多个磁性部件包括被配置成产生低场主磁场 B_0 的至少一个第一磁性部件以及被配置成在操作时获取磁共振数据的至少一个第二磁性部件;以及至少一个控制器,至少一个控制器被配置成根据脉冲序列来操作多个磁性部件中的一个或更多个磁性部件,该脉冲序列被设计成至少部分地通过使多个磁性部件中的一个或更多个磁性部件施加一系列RF脉冲来补偿多个磁场中的一个或更多个磁场的非均匀性,该一系列RF脉冲具有在脉冲序列的相应系列的脉冲重复周期期间变化的至少一个参数。

[0013] 一些实施方式提供了一种用于操作低场磁共振成像系统的方法,该系统包括多个

磁性部件,多个磁性部件被配置成产生包括低场主磁场 B_0 的多个磁场,多个磁性部件包括被配置成产生低场主磁场 B_0 的至少一个第一磁性部件以及被配置成在操作时获取磁共振数据的至少一个第二磁性部件。该方法包括:操作至少一个第一磁性部件以产生低场主磁场 B_0 ;以及根据脉冲序列,使用至少一个控制器来控制多个磁性部件中的一个或多个磁性部件,该脉冲序列被设计成至少部分地通过使多个磁性部件施加一系列RF脉冲来补偿多个磁场中的一个或多个磁场的非均匀性,该一系列RF脉冲具有在脉冲序列的相应系列的脉冲重复周期期间变化的至少一个参数。

[0014] 一些实施方式提供了一种存储处理器可执行指令的至少一个非暂态计算机可读存储介质,当由具有被配置成产生包括低场主磁场 B_0 的多个磁场的多个磁性部件的低场MRI系统执行该指令时,所述指令使低场MRI系统能够执行下述操作,所述多个磁性部件包括被配置成产生低场主磁场 B_0 的至少一个第一磁性部件以及被配置成在操作时获取磁共振数据的至少一个第二磁性部件,所述多个磁性部件生成至少一个磁场:操作至少一个第一磁性部件以产生低场主磁场 B_0 ;以及根据脉冲序列来操作多个磁性部件中的一个或多个磁性部件,该脉冲序列被设计成至少部分地通过使多个磁性部件施加一系列RF脉冲来补偿多个磁场中的一个或多个磁场的非均匀性,该一系列RF脉冲具有在脉冲序列的相应系列的脉冲重复周期期间变化的至少一个参数。

附图说明

[0015] 将参照以下附图来描述所公开技术的各个方面和实施方式。应当理解,附图不一定按比例绘制。出现在多个图中的项目在其出现的所有图中由相同的附图标记表示。

[0016] 图1是根据本文描述的技术的一些实施方式的低场MRI系统的示例性部件的框图。

[0017] 图2A是示出根据本文描述的技术的一些实施方式的低场零回波时间脉冲序列的一个脉冲重复周期的图。

[0018] 图2B是示出根据本文描述的技术的一些实施方式的LF-ZTE脉冲序列的两个连续脉冲重复周期的图。

[0019] 图2C是示出根据本文描述的技术的一些实施方式的包括一个或多个对比度准备部分的LF-ZTE脉冲序列的图。

[0020] 图2D是示出根据本文描述的技术的一些实施方式的包括T1对比度准备部分的LF-ZTE脉冲序列的一部分的图。

[0021] 图2E是示出根据本文描述的技术的一些实施方式的包括电子顺磁共振(EPR)脉冲序列的LF-ZTE脉冲序列的一部分的图。

[0022] 图2F是示出根据本文描述的技术的一些实施方式的包括导航脉冲序列的LF-ZTE脉冲序列的一部分的图。

[0023] 图2G是示出根据本文描述的技术的一些实施方式的包括水/脂肪分离对比度准备序列的LF-ZTE脉冲序列的一部分的图。

[0024] 图3是用于使用低场零回波时间脉冲序列在低场MR系统中执行MR成像的说明性过程的流程图。

[0025] 图4是示出根据本文描述的技术的一些实施方式的低场平衡稳态自由进动(LF-bSSFP)序列的一个脉冲重复周期的图。

[0026] 图5是示出根据本文描述的技术的一些实施方式的磁场非均匀性对不同翻转角的横向磁化强度的影响的图。

[0027] 图6是根据本文描述的技术的一些实施方式的用于使用LF-bSSFP序列在低场MR系统中执行MR成像的说明性过程的流程图。

[0028] 图7是根据本文描述的技术的一些实施方式的低场射频 (RF) 线圈的示意图。

[0029] 图8示出了根据本文描述的技术的一些实施方式,在没有施加预加重 (pre-emphasis) 的情况下,在时域中向低场RF线圈输入电流以及相应地从低场RF线圈输出。

[0030] 图9示出了根据本文描述的技术的一些实施方式,在频域中,向低场LF线圈输入的电

流如何被低场RF线圈衰减以及如何可以使用预加重来抵消这种衰减。

[0031] 图10示出了根据本文描述的技术的一些实施方式的频域中的预加重波形。

[0032] 图11示出了根据本文描述的技术的一些实施方式,在施加预加重的情况下,在时域中向低场RF线圈输入电流以及相应地从低场RF线圈输出。

[0033] 图12A和图12B示出了根据一些实施方式的双平面磁体配置。

[0034] 图13示出了用于与一个或更多个其他模态结合使用的示例性固定式双平面低场MRI系统。

[0035] 图14A和图14B示出了用于与一个或更多个其他模态结合使用的示例性倾斜双平面低场MRI系统。

[0036] 图15A和图15B示出了根据一些实施方式的可移动的低场MRI系统。

具体实施方式

[0037] MRI扫描仪市场绝大多数由高场系统主导,并且专门用于医疗或临床MRI应用。如本文所使用的,“高场”通常指的是目前在临床环境中使用的MRI系统,并且更具体地指的是在处于1.5T或高于1.5T的主磁场(即 B_0 场)下操作的MRI系统,虽然在0.5T至1.5T之间操作的临床系统通常也被认为是“高场”。相比之下,“低场”通常指的是在小于或等于大约0.2T的 B_0 场下操作的MRI系统。

[0038] 相对于较低场系统,高场MRI系统的吸引力包括改进的分辨率和/或减少的扫描次数,从而促进用于临床和医疗MRI应用的越来越高的场强度的推动。然而,如上面讨论的,增大MRI系统的场强度增加了MRI扫描仪的成本和复杂性,因此限制了它们的可用性并且阻碍它们用作通用和/或一般可用的成像解决方案。

[0039] 在用于非成像研究目的和狭窄且特定的对比度增强的成像应用的有限环境条件中已探索了低场MR,但是传统上认为低场MRI不适合于产生临床上有用的图像。例如,分辨率、对比度和/或图像获取时间通常不被认为适合于临床目的,包括但不限于组织分化、血流或灌注成像、扩散加权 (DW) 或扩散张量 (DT) 成像、功能MRI (fMRI) 等。使用低场MRI来获得临床上有用的图像的至少一些困难包括下述事实:一般来说,为高场MRI设计的脉冲序列不适合于低场环境,其原因在下文中进一步详细讨论。

[0040] 简而言之,MRI涉及将待成像的对象(例如,患者的全部或一部分)放置在静态均匀磁场 B_0 中,以将对象的原子净磁化(通常由净磁化矢量表示)在 B_0 场的方向上对齐(align)。然后使用一个或更多个发射线圈来生成脉冲磁场 B_1 ,该脉冲磁场 B_1 具有与磁场 B_0 中原子的原子自旋的进动速率相关的频率,以使原子的净磁化在横向于 B_0 场的方向的方向上产生分

量。在 B_1 场被关断之后，净磁化矢量的横向分量产生进动，其幅度随时间衰减，直到净磁化与 B_0 场的方向重新对齐为止。该过程产生可以通过MRI系统的一个或多个接收线圈中感生出的电压来检测的MR信号。

[0041] 此外，MRI涉及使用梯度线圈来在主磁场 B_0 中感生出梯度，使得可以识别从对象内的特定空间位置发出的MR信号（即，梯度线圈被用于对检测到的MR信号进行空间编码）。部分地通过以特定序列（称为“脉冲序列”）使一个或多个发射线圈和/或梯度线圈产生脉冲，并且使用一个或多个接收线圈来感测由脉冲序列感生出的MR信号来形成MR图像。然后可以对检测到的MR信号进行处理（例如，“重构”）以形成图像。脉冲序列通常描述发射/接收线圈和梯度线圈操作以准备对象的磁化并且获取所得到的MR数据的顺序和时刻。例如，脉冲序列可以指示发射脉冲、梯度脉冲的顺序以及接收线圈获取MR数据的获取时间。

[0042] 虽然开发了用于高场MRI的许多脉冲序列，但是限定为用于高场MRI的脉冲序列不适合应用于低场环境。高场MRI与低场MRI的操作参数的显著差异，特别是信噪比（SNR）的显著降低，需要采用不同的方法来设计适用于低场MRI的脉冲序列。发明人已经开发出专门针对低场MRI设计的脉冲序列，其解决了低场环境的各种缺点，并且利用其他技术来减少获取时间并且改进低场MRI的质量。本发明人开发的低场MRI脉冲序列与常规高场MRI脉冲序列的操作参数的显著差异在下面的表1和表2中示出。另外，本发明人开发了用于不同对比度类型的低场MRI例如 T_1 加权和 T_2 加权成像、扩散加权成像、动脉自旋标记（灌注成像）、Overhauser成像等的脉冲序列，其中每种对比度类型在低场环境中均具有特定的一组考虑。

[0043] MR信号的信噪比与主磁场 B_0 的强度有关，并且是推动临床系统在高场环境中操作的主要因素之一。因此，相对来说，低场中的MR信号强度较小，使得脉冲序列的设计成为关键。如下面进一步详细讨论的，本发明人开发了增大SNR和/或减少MR数据获取时间的脉冲序列，以利于改进的低场MRI（例如，通过改进分辨率、使得获取时间令人满意等）。

[0044] 如上面讨论的，低场MRI的小SNR是执行低场MRI的重大挑战。用于解决低SNR的技术是对特定空间编码多次重复MR数据获取（例如，通过重复具有相同或相似操作参数的脉冲序列）并且将获得的MR信号求平均。然而，虽然求平均改进了SNR，但是重复获取增加了总获取时间。为了解决这个问题，本发明人开发了许多“快速平均”脉冲序列，该“快速平均”脉冲序列采用求平均来增大所获取的MR信号的信噪比，但是允许快速执行这样的平均，从而减少获取图像的总时间量。这种快速平均脉冲序列导致改进了在低SNR（例如，低场）环境中的MR成像。术语“平均”在本文中用于描述用于对信号进行组合的任何类型的方案，包括绝对平均（例如平均值）、加权平均或者可以用于通过对来自多次获取的MR数据进行组合来增大SNR的任何其他技术。

[0045] 发明人已经认识到，合适类别的快速平均脉冲序列包括零回波时间脉冲序列。发明人开发了脉冲序列，其在本文中被称作低场零回波时间（LF-ZTE）脉冲序列，其是针对低场环境中的使用和/或最佳性能而专门设计的。LF-ZTE脉冲序列可以包括感生出相对小的翻转角（例如，十五度与五十度之间的翻转角）的RF脉冲，其允许通过相应较短的驰豫时间来对多次获取更快地求平均，因此连续获取之间的时间更少。反过来，更快的单次获取允许将多次获取进行快速平均。另外，如下面更详细描述的那样，LF-ZTE脉冲序列允许一个或多个接收线圈在脉冲序列内以更长的周期操作和接收MR信号，以增加获得的信号量，从而增

大获取的SNR。因此,为了获得期望的SNR,需要对待平均的MR信号进行较少次重复。因此,在一些实施方式中,低场MRI系统可以包括一个或更多个部件(例如,一个或更多个发射线圈、一个或更多个接收线圈、一个或更多个梯度线圈等),这些部件被配置成根据一个或更多个LF-ZTE脉冲序列来操作,如下面进一步详细讨论的。

[0046] 发明人开发并且针对低场环境中的使用和/或最佳性能而专门设计的另一类型的快速平均脉冲序列是低场重新聚焦(LFR)脉冲序列。重新聚焦脉冲序列的特征在于:该脉冲序列具有被配置成将磁化重新聚焦到已知状态的部分。例如,LFR脉冲序列可以包括至少一个RF脉冲,其感生出净磁化矢量的大翻转角(例如,大于30度的翻转角,更优选地为大约70度或更大的翻转角)和重新聚焦的相位,该重新聚焦的相位在发生获取的驰豫时间段之后,朝向该相同的大翻转角来驱动净磁化矢量。重新聚焦阶段可以包括施加具有以下强度和极性的梯度场,使得在脉冲重复周期的持续时间内每个梯度场的场强度的总和基本上为零(或者意图为接近于零)。例如,在重新聚焦阶段期间施加的梯度场可以与在脉冲重复周期的编码阶段期间施加的梯度场相等并且相反。这样的序列被称为“平衡”。

[0047] 在连续的MR数据获取之间,LFR脉冲序列不需要等待净磁化与 B_0 场重新对齐(例如,可以获得连续获取而不需要等待横向磁化矢量减小到0)。以这种方式,可以更快地执行连续的获取,这继而允许对多次获取进行快速平均,以使这样的平均被执行。一些实施方式包括由本发明人开发的用于低场环境的平衡脉冲序列,其在本文中被称作低场平衡稳态自由进动(LF-bSSFP)脉冲序列,在下面更详细地描述其一些示例。因此,在一些实施方式中,低场MRI系统可以包括一个或更多个部件(例如,被配置成驱动一个或更多个发射线圈、一个或更多个接收线圈、一个或更多个梯度线圈等的控制部件),这些部件被配置成根据一个或更多个LFR(例如,LF-bSSFP)脉冲序列进行操作,如下面进一步详细讨论的。

[0048] 通常,在施加脉冲序列时,在一个或多个发射线圈停止发射RF激励脉冲的时间与一个或多个接收线圈能够从对象精确检测MR信号的时间之间存在时间延迟。这种时间延迟显著地归因于发射线圈的所谓“振铃”,从而线圈从发射的RF脉冲吸收能量,并且随后由于线圈耦合而“振铃”(例如,吸收的能量在线圈的谐振频率下消散)。直到线圈振铃充分衰减(该周期可以称为“衰荡”周期)为止,接收线圈(在一些实施方式中可以是与接收线圈相同的线圈)不能用于检测MR信号。

[0049] 本发明人已经认识到,发射线圈发射的RF脉冲可以被设计成通过缩短衰荡周期来减小线圈振铃效应,从而增加所使用的脉冲序列(例如,LF-ZTE脉冲序列)中的获取时间,这继而增大了MR信号的SNR。因此,在一些实施方式中,低场MRI系统可以被配置成使用被设计成减小衰荡周期的长度的RF脉冲进行操作。例如,RF脉冲可以被成形为通过与发射线圈的传递函数的逆函数成比例地预加重RF脉冲来抵消由发射线圈感生出的对RF脉冲的衰减。下面参照图7至图11更详细地描述这一点。

[0050] 附加地或者可替代地,可以通过引入与发射线圈串联或并联的阻尼电路来缩短衰荡周期,该阻尼电路被设计成抑制由发射线圈从所发射的RF脉冲中吸收的能量。阻尼电路可以在发射线圈完成发射之后被接通一段时间以执行阻尼,并且随后可以在发射线圈再次开始发射之前关断阻尼电路。可以以各种方式来设计阻尼电路。在一些实施方式中,例如,阻尼电路可以包括n沟道金属氧化物半导体场效应晶体管(nMOS FET),该nMOS FET的源极端子连接至接地端子,漏极端子在调谐器之后连接至来自发射线圈的信号,并且栅极端子

连接至快速数字输入/输出线。在一些情况下,阻尼电路还可以包括与漏极和信号线串联的低值电阻器。这样的阻尼电路可以用于通过将其能量快速倾倒在nMOS FET和/或电阻器中来缩短衰荡。

[0051] 常规的高场MRI系统使用RF脉冲产生振荡的 B_1 场,其中每个RF脉冲的载波频率被设计成在其持续时间内是恒定的。本发明人已经认识到,可以通过使用调频RF脉冲来产生振荡的 B_1 场以获得改进的低场MRI系统,其中每个RF脉冲的载波频率在其持续时间内随时间变化。调频RF脉冲的示例包括线性调频脉冲和绝热RF脉冲。绝热脉冲的载波频率可以根据二次函数或几何函数而变化(例如,响应被调制)。使用调频RF脉冲来产生 B_1 场的MRI系统比使用具有恒定载波频率的RF脉冲的MRI系统对主磁场 B_0 和 B_1 场中的非均匀性更不敏感。然而,在常规高场临床MRI系统中不使用调频RF脉冲,因为与恒定频率脉冲相比,它们的持续时间更长并且具有更高的功率,使得使用调频脉冲将导致对对象的组织进行不允许的加热(即,通常导致超过规定所允许的比吸收率(SAR))。

[0052] 本发明人已经认识到,调频低场脉冲可以用于低场MRI,因为在低场下,这样的脉冲的功率电平可以被减小以保持在可接受或要求的SAR限度以下。因此,在一些实施方式中,低场MRI系统可以被配置成使用调频RF脉冲来产生振荡的 B_1 场,这可以降低低场MRI系统对主磁场 B_0 场和 B_1 场中的非均匀性的灵敏度。以这种方式,由于对 B_0 场非均匀性的不敏感度增大,所以可以提高由低场MRI系统获得的图像的质量。

[0053] 发明人已经进一步认识到,LF-ZTE序列可以适合于Overhauser增强MRI(OMRI)的环境。根据一些实施方式,低场MRI系统可以被配置成使用具有一个或更多个对比度准备部分的LF-ZTE脉冲序列进行操作。例如,在一些实施方式中,低场MRI系统可以使用包括一个或更多个电子顺磁共振(EPR)脉冲的LF-ZTE脉冲序列来产生OMRI图像,这提供了用于对自由基进行成像以提供例如脑外伤检测的机制。作为另一示例,在一些实施方式中,低场MRI系统可以使用LF-ZTE脉冲序列,该LF-ZTE脉冲序列可以包括用于为对象准备水/脂肪对比度成像的一个或更多个部分。在其他实施方式中,低场MRI系统可以使用LF-ZTE脉冲序列,该LF-ZTE脉冲序列包括一个或更多个T1对比度准备部分、一个或更多个T2对比度准备部分、一个或更多个动脉自旋标记对比度准备部分和/或一个或更多个扩散加权对比度准备部分。

[0054] 如上面讨论的,低场MRI的益处在于其有助于部署相对较低成本的MRI系统,该系统可以在几乎任何位置进行安装和维护,以及/或者可以被设计成可便携式/可移动式,以从成本和可接入性的角度来增加系统的可用性。因此,这样的低场MRI系统可以在噪声方面在较不规则的环境中操作以及/或者可以在用于便携式/可移动式系统的变化环境中操作。本发明人已经认识到被配置成基于给定的低场MRI系统在其中操作的环境来动态地改变的“环境告知型”或自适应脉冲序列的优点。例如,脉冲序列的一个或更多个参数可以基于从环境获得的一个或更多个测量(例如,一个或更多个场传感器的测量)、MRI系统的测量(例如,所生成的磁场的测量、温度测量等)和/或被扫描的对象的测量(例如,患者运动等)而动态地变化。应当理解,本文描述的任何低场脉冲序列可以被配置成:通过允许脉冲序列的一个或更多个参数基于环境和/或系统的一个或更多个测量而变化来进行环境告知。

[0055] 根据一些实施方式,低场MRI系统(例如,便携式低场MRI系统)可以在“嘈杂”环境中使用(例如,在具有干扰例如会至少部分地干扰低场MRI系统的操作的电磁干扰的环境

中),并且可以基于环境中的噪声的性质来选择和/或调节脉冲序列(例如,脉冲序列的参数可以被修改)。作为另一示例,可以采用低场MRI系统来对在图像获取过程中移动的对象进行成像,并且可以选择和/或调节脉冲序列以减小对象的运动在获取期间的影晌(例如,通过使用具有尽可能短的获取周期的脉冲序列)。作为另一示例,低场MRI系统的一个或多个部件可以在获取期间相对于对象运动,并且可以选择和/或调节脉冲序列以减小一个或多个MRI系统部件的运动的影晌。

[0056] 应当理解,本文描述的实施方式可以以许多方式中的任何一种来实现。下面仅为了解说的目的而提供具体实现方式的示例。应当理解,所提供的实施方式和特征/能力可以被单独使用、一起使用或者以两个或更多的任何组合来使用,因为本文描述的技术的各方面在这方面不受限制。

[0057] 图1是MRI系统100的示例性部件的框图。在图1的说明性示例中,MRI系统100包括计算装置104、控制器106、脉冲序列存储器108、电力管理系统110和磁性部件120。应当理解,系统100是说明性的,并且除了图1所示的部件之外或代替图1所示的部件,低场MRI系统可以具有任何合适类型的一个或多个其他部件。

[0058] 如图1所示,磁性部件120包括 B_0 磁体122、匀场线圈124、RF发射和接收线圈126以及梯度线圈128。 B_0 磁体122可以用于至少部分地生成主磁场 B_0 。 B_0 磁体122可以是能够生成主磁场(例如,大约0.2T或更小的低场强度)的任何合适类型的磁体,并且可以包括一个或多个 B_0 线圈、校正线圈等。匀场线圈124可以用于帮助一个或多个磁场改进由磁体122生成的 B_0 场的均匀性。梯度线圈128可以被布置成提供梯度场,并且例如可以被布置成沿三个基本上正交的方向(X、Y、Z)在磁场中生成梯度,以定位感生出MR信号的位置。

[0059] RF发射和接收线圈126可以包括一个或多个发射线圈,其可以用于生成RF脉冲以感生出磁场 B_1 。一个或多个发射/接收线圈可以被配置成:生成任何合适类型的RF脉冲,其被配置成激发对象中的MR响应并且检测被发射的所得到的MR信号。RF发射和接收线圈126可以包括一个或多个发射线圈以及一个或多个接收线圈。发射/接收线圈的配置随着实现方式而变化,并且可以包括用于实现单通道或并行MRI系统的用于发射和接收二者的单个线圈、用于发射和接收的独立线圈、用于发射和/或接收的多个线圈或任何组合。因此,发射/接收磁性部件通常被称为Tx/Rx线圈,以一般地指代用于MRI系统的发射和接收部件的各种配置。可以以任何合适的方式构造每个磁性部件120。例如,在一些实施方式中,磁性部件120中的一个或多个磁性部件可以是在2015年9月4日提交的标题为“Low Field Magnetic Resonance Imaging Methods and Apparatus”的美国专利申请第14/845652号(‘652申请)中描述的部件中的任何部件,上述申请的全部内容通过引用并入本文。

[0060] 一个或多个发射线圈可以被配置成生成任何合适类型的RF脉冲。例如,一个或多个发射线圈可以被配置成生成分别在其持续时间内具有恒定载波频率的一个或多个RF脉冲。作为另一示例,一个或多个发射线圈可以被配置成:生成一个或多个调频RF脉冲(例如,线性调频RF脉冲、绝热RF脉冲等),从而调频脉冲的载波频率在其持续时间的过程中变化。作为又一示例,一个或多个发射线圈可以被配置成生成一个或多个电子顺磁共振脉冲。作为又一示例,一个或多个发射线圈可以用于生成被设计成用于减小线圈振铃效应的RF脉冲。

[0061] 电力管理系统110包括向低场MRI系统100的一个或多个部件提供操作电力的电

子器件。例如,如下面更详细讨论的,电力管理系统110可以包括一个或更多个电源、梯度功率放大器、发射线圈放大器和/或提供合适的操作电力以激励和操作低场MRI系统100的部件所需的任何其他合适的电力电子器件。

[0062] 如图1所示,电力管理系统110包括电源112、一个或多个放大器114、发射/接收开关116和热管理部件118。电源112包括向低场MRI系统100的磁性部件120提供操作电力的电子器件。例如,电源112可以包括向一个或更多个 B_0 线圈(例如 B_0 磁体122)提供操作电力以产生低场MRI系统的主磁场的电子器件。在一些实施方式中,电源112是单极连续波(CW)电源,然而,可以使用任何合适的电源。发射/接收开关116可以用于选择正在操作RF发射线圈还是正在操作RF接收线圈。

[0063] 一个或多个放大器114可以包括:一个或更多个RF接收(Rx)前置放大器,其放大由一个或更多个RF接收线圈(例如线圈124)检测的MR信号;一个或更多个RF发射(Tx)放大器,其被配置成向一个或更多个RF发射线圈(例如线圈126)提供电力;一个或更多个梯度功率放大器,其被配置成向一个或更多个梯度线圈(例如梯度线圈128)提供电力;以及匀场放大器,其被配置成向一个或更多个匀场线圈(例如匀场线圈124)提供电力。

[0064] 热管理部件118为低场MRI系统100的部件提供冷却,并且可以被配置成通过促进转移由低场MRI系统100的一个或更多个部件产生的热能以远离那些部件来提供冷却。热管理部件118可以包括但不限于执行基于水或基于空气冷却的部件,其可以与产生热的MRI部件集成或者被布置成靠近产生热的MRI部件,所述MRI部件包括但不限于 B_0 线圈、梯度线圈、匀场线圈和/或发射/接收线圈。热管理部件118可以包括任何合适的传热介质(包括但不限于空气和水),以将热从低场MRI系统100的部件转移。

[0065] 如图1所示,低场MRI系统100包括控制器106(在MRI环境中,有时称为控制台),其被配置成向电力管理系统110发送指令并且从电力管理系统110接收信息。控制器106可以被配置成实现一个或更多个脉冲序列,其用于确定发送到电力管理系统110的指令,以例如通过按照由脉冲序列限定的特定序列操作一个或多个发射线圈和/或梯度线圈来按期望的顺序操作磁性部件120。脉冲序列通常描述发射/接收线圈和梯度线圈操作以准备对象的磁化并且获取所得到的MR数据的顺序和时刻。例如,脉冲序列可以指示发射脉冲、梯度脉冲的顺序以及接收线圈获取MR数据的获取时间,如下面进一步详细讨论的那样。

[0066] 控制器106可以被配置成控制电力管理系统110,以根据LF-ZTE脉冲序列、低场平衡稳态自由进动(LF-bSSFP)脉冲序列、低场梯度回波脉冲序列、低场自旋回波脉冲序列、低场反转恢复脉冲序列、动脉自旋标记、扩散加权成像(DWI)和/或任何其他合适的脉冲序列来操作磁性部件120。用于低场MRI的脉冲序列可以应用于不同的对比度类型,例如T1加权和T2加权成像、扩散加权成像、动脉自旋标记(灌注成像)、Overhauser成像等,其中每种对比度类型在低场环境中均具有特定的一组考虑。控制器106可以被实现为硬件、软件或者硬件与软件的任何合适的组合,因为本文中提供的本公开的各方面在这方面不受限制。

[0067] 在一些实施方式中,控制器106可以被配置成通过从脉冲序列储存库108中获得关于脉冲序列的信息来实现脉冲序列,该脉冲序列储存库108存储一个或更多个脉冲序列中的每个脉冲序列的信息。由脉冲序列储存库108存储的特定脉冲序列的信息可以是使得控制器106能够实现特定脉冲序列的任何合适的信息。例如,存储在脉冲序列储存库108中的脉冲序列的信息可以包括:用于根据脉冲序列来操作磁性部件120的一个或更多个参数(例

如,用于操作RF发射和接收线圈126的参数、用于操作梯度线圈128的参数等)、用于根据脉冲序列来操作电力管理系统110的一个或多个参数、包括在由控制器106执行时使控制器106控制系统100以根据脉冲序列进行操作的指令的一个或多个程序、和/或任何其他合适的信息。存储在脉冲序列储存库108中的信息可以存储在一个或多个非暂态存储介质上。

[0068] 如图1所示,控制器106还与计算装置104进行交互,计算装置104被编程为处理所接收的MR数据。例如,计算装置104可以处理接收的MR数据以使用任何合适的一个或多个图像重构处理来生成一个或多个MR图像。控制器106可以向计算装置104提供关于一个或多个脉冲序列的信息,以用于由计算装置处理数据。例如,控制器106可以向计算装置104提供关于一个或多个脉冲序列的信息,并且计算装置可以至少部分地基于所提供的信息来执行图像重构处理。

[0069] 计算装置104可以是任何电子装置,并且通常包括一个或多个处理器,所述一个或多个处理器被配置成(例如,被编程为)处理所获取的MR数据并且生成被成像对象的一个或多个图像。在一些实施方式中,计算装置104可以是固定式电子装置,如台式计算机、服务器、机架式计算机、或者可以被配置成处理MR数据并且生成被成像的对象的一个或多个图像的任何其他合适的固定式电子装置。可替代地,计算装置104可以是便携式装置,如智能电话、个人数字助理、膝上型计算机、平板计算机或可以被配置成处理MR数据并且生成被成像对象的一个或多个图像的任何其他便携式装置。

[0070] 应当理解,控制器106可以是单个集成控制器,或者可以包括用于执行系统100的功能的各个单独的控制器。在一些实施方式中,计算装置104可以包括任何合适类型的多个计算装置,因为各方面在这方面不受限制。用户102可以与计算装置104(例如,工作站)交互,以控制低场MR系统100的各方面(例如,对系统100编程以根据特定的脉冲序列进行操作,调节系统100的一个或多个参数等)以及/或者查看由低场MR系统100获得的图像。根据一些实施方式,计算装置104和控制器106形成单个控制器,而在其他实施方式中,计算装置104和控制器106各自包括一个或多个控制器。应当理解,由计算装置104和控制器106执行的功能可以以任何方式分布在一个或多个控制器的任何组合上,因为这些方面不限于与任何特定实现或架构一起使用。控制器106和计算装置104通常包括能够执行计算机代码中包含的指令如软件程序、固件指令等的一个或多个处理器,以执行与系统100的操作有关的一个或多个功能。

[0071] 如上所述,本发明人已经认识到,根据LF-ZTE脉冲序列来操作低场MRI系统如上述低场MRI系统100可能是有利的。下面参照图2A至图2G以及图3来更详细地描述根据一些实施方式的LF-ZTE脉冲序列的各方面。

[0072] 图2A是示出根据本文描述的技术的一些实施方式的LF-ZTE脉冲序列的具有持续时间 T_R 的一个脉冲重复周期200的图。最初,在梯度线圈生成相应操作强度204a、204b和204c的梯度场 G_x 、 G_y 和 G_z 的同时施加持续时间 T_F 的RF脉冲202。梯度场 G_x 、 G_y 和 G_z 以基本正交的方向被施加。接下来,在允许系统从发射模式切换到接收模式的持续时间 $\Delta_{T/R}$ 的延迟206之后,操作接收线圈以在持续时间 $T_{\text{获取}}$ 的获取间隔208期间获取MR数据。在持续时间 T_G 的后续间隔210期间(例如,朝向或处于间隔210的尾端处),一个或多个梯度场的强度变为一个或多个其他值。如图2A所示,在间隔210期间,场 G_x 和 G_y 的强度被改变,但是在间隔210期

间,场 G_z 的强度不变。在某些实施方式中,LF-ZTE脉冲重复的持续时间可以是1毫秒至25毫秒。

[0073] 尽管在图2A所示的实施方式中,梯度场强度204a、204b和204c被示出为在脉冲重复周期200内恒定(除了强度被示出为变为另一恒定值的间隔210的尾端以外),但是在其他实施方式中,梯度场 G_x 、 G_y 和 G_z 的强度可以在脉冲重复周期期间变化。例如,可以在脉冲重复周期内调制一个或更多个梯度场的强度,以补偿时变涡流场的存在。作为另一示例,可以在脉冲重复周期内调制一个或更多个梯度场的强度,以提高空间编码效率。作为又一示例,在RF脉冲的发射期间降低一个或更多个梯度场的强度使得能够使用较低带宽的脉冲,以在目标的不同区域(例如,切片)上激发MR信号。因此,在一些实施方式中,可以在RF脉冲202的发射期间降低一个或更多个梯度场的强度。

[0074] 从图2A可以看出,梯度线圈在脉冲重复周期200的整个持续时间内操作而不会被接通和关断,使用其他序列也是一样的情况。逐渐改变由梯度线圈产生的梯度场的强度可以对MRI系统(例如,低场MRI系统)的各种部件如功率放大器造成更小的负担,例如不必驱动快速的和大的电流变化。还可以观察到,脉冲重复时间 T_R 是RF脉冲的持续时间 T_F 、发射/接收延迟206的持续时间 $\Delta_{T/R}$ 、获取周期208的持续时间 $T_{\text{获取}}$ 以及梯度切换间隔的持续时间 T_G 之和。即,

$$[0075] \quad T_R = T_F + \Delta_{T/R} + T_{\text{获取}} + T_G。$$

[0076] RF脉冲202可以感生出任何合适程度的翻转角。例如,RF脉冲202可以感生出15度至50度之间的翻转角,并且在一些情况下可以感生出90度或更小的翻转角。在一些实施方式中,RF脉冲202可以感生出小的翻转角,以在可以将另一RF脉冲施加于下一个脉冲重复周期之前最小化弛豫所需的时间。例如,RF脉冲可以用于感生出小于60度的翻转角。作为另一示例,RF脉冲可以用于感生出小于40度的翻转角。作为又一示例,RF脉冲可以用于感生出小于20度的翻转角。作为再一示例,RF脉冲可以用于感生出小于15度的翻转角。如上面讨论的,在低SNR环境中使用低翻转角可能是有利的,因为这允许将多次获取进行高效平均:较低的翻转角导致更快的弛豫时间,并因此导致多次获取的更快平均。

[0077] RF脉冲202可以是任何合适类型的RF脉冲。例如,RF脉冲202可以在其持续时间内具有恒定载波频率的脉冲。作为另一示例,RF脉冲202可以在其持续时间内具有变化的载波频率。作为又一示例,RF脉冲202可以被设计成减小延迟间隔206的持续时间长度,如上面讨论的,延迟间隔206显著地是由线圈振铃效应引起的。例如,脉冲202可以被成形为使得脉冲202抑制或者衰减线圈振铃。作为一个非限制性示例,可以基于发射线圈的传递函数以及/或者发射线圈如何衰减输入信号的频率和相位的任何其他合适的模型在频域中或者在时域中对脉冲202进行预加重。下面参照图7至图11来更详细地描述预加重RF脉冲。应当理解,这些示例是说明性的,并且RF脉冲202可以是任何合适类型的RF脉冲,因为本文描述的技术的各方面在这方面不受限制。

[0078] 图2B示出了说明性LF-ZTE序列的包括图2A所示的脉冲重复周期200以及随后的脉冲重复周期220的两个周期。如图2B所示,当梯度场强度已改变为其各自的下一个值时,梯度切换间隔210结束并且重复周期220开始。在本示例中,在梯度切换间隔210结束时,场 G_x 实现了强度224a(不同于其先前强度204a),场 G_y 实现了强度224b(不同于其先前强度204b),场 G_z 保持同样的强度(204c)。当在224a、224b和204c的相应场处施加三个梯度场线

圈 G_x 、 G_y 和 G_z 时,生成持续时间 T_F 的另一个RF脉冲222。RF脉冲222可以是任何合适类型的脉冲,在本文中提供了RF脉冲222的示例,并且RF脉冲222可以是与RF脉冲202相同类型的脉冲,或者可以是与RF脉冲202不同类型的脉冲。接下来,在允许系统从发射模式切换到接收模式的持续时间 $\Delta_{T/R}$ 的延迟226之后,操作接收线圈以在持续时间 T_{ACQ} 的获取间隔228期间获取MR数据。在持续时间 T_G 的后续间隔230期间,一个或更多个梯度场的强度变为一个或更多个其他值。

[0079] 从图2A和图2B可以认识到,LF-ZTE脉冲序列的每个周期包括:发射RF脉冲;直到一个或多个接收线圈可以获取数据为止的延迟周期;以及在梯度场被设置为强度值的特定组合(在一些实施方式中,该值可以是时变的)的同时获取MR信号。LF-ZTE序列可以包括多个这样的周期,每个周期用于梯度场强度的每个特定组合,以获得可以根据其来重构对象的图像的数据。针对梯度场强度的特定组合来获取数据对应于测量对象图像在3D傅立叶变换中的轨迹。因此,LF-ZTE序列中的重复周期的数目取决于为了生成对象的图像而要获得的3D傅立叶“测量”的数目。

[0080] 在一些实施方式中,LF-ZTE脉冲序列可以包含一个或更多个对比度准备序列。例如,如图2C所示,LF-ZTE序列可以包括对比度准备脉冲序列240,随后是一个或更多个LF-ZTE脉冲重复周期242(例如,图2A中所示的一个或更多个LF-ZTE脉冲重复周期),之后是另一个对比度准备脉冲序列244,随后是一个或更多个LF-ZTE脉冲重复周期246(例如,图2A中所示的一个或更多个LF-ZTE脉冲重复周期)等等。每个对比度脉冲准备序列可以包括一个或更多个RF脉冲和/或一个或更多个梯度场脉冲。在下面提供了对比度准备序列的示例,尽管应该理解,对比度准备脉冲序列(例如,序列240和244)可以是任何合适的类型,使得任何合适类型的对比度准备可以用作LF-ZTE序列的一部分以获取相应对比度加权图像。

[0081] 例如,可以通过将一个或更多个T1对比度准备序列与LF-ZTE序列的一个或更多个脉冲重复周期(例如,参照图2A描述的一个或更多个脉冲重复周期200)进行交织(interleave)来将T1对比度准备与LF-ZTE序列一起使用。如图2D所示,施加T1对比度准备序列可以包括:施加与180度翻转角相关联的RF脉冲,使得RF脉冲导致被成像的原子的净磁化旋转180度,以及在施加LF-ZTE脉冲重复周期254(例如,参照图2A描述的脉冲重复周期200)之前等待持续时间 $T_{延迟}$ 的延迟间隔252。作为另一示例,可以通过将一个或更多个动脉自旋标记对比度准备序列与LF-ZTE序列进行交织来将动脉自旋标记对比度准备与LF-ZTE序列一起使用,从而每个动脉自旋标记准备序列包括与180度翻转角相关联的RF脉冲,并且发射脉冲和获取周期被定时以检测作为血流和/或灌注的函数的MR信号。

[0082] 作为另一示例,可以修改LF-ZTE脉冲序列以允许获取用于生成Overhauser增强的MR图像的数据。为此,可以将LF-ZTE脉冲序列与一个或更多个EPR脉冲序列进行交织。如图2E所示,施加EPR脉冲序列可以包括:施加EPR脉冲260,以及在施加LF-ZTE脉冲重复周期264(例如,参照图2A描述的脉冲重复周期200)之前等待持续时间 $T_{延迟}$ 的延迟间隔262。

[0083] 作为又一示例,可以修改LF-ZTE脉冲序列以允许获取可以用于在成像期间补偿对象的移动的数据。为此,可以将LF-ZTE脉冲序列与一个或更多个“导航”脉冲序列进行交织,“导航”脉冲序列可以用于收集可以随时间进行比较的数据,该数据用于识别被成像对象的运动并且在图像生成处理期间校正该运动。如图2F所示,施加导航脉冲序列可以包括:施加低翻转RF脉冲270,以及在使用特定组的梯度场值来施加LF-ZTE脉冲重复周期之前等待持

续时间 $T_{\text{延}}^{\text{延}}$ 的延迟间隔272。在使用相同组的梯度场值施加被LF-ZTE脉冲重复周期跟随的相同的低翻转角脉冲之后获得的MR信号的序列可以用于检测和/或跟踪对象的运动,以及/或者可以用于在图像重构期间补偿这种运动。

[0084] 作为又一示例,可以将LF-ZTE脉冲序列与用于映射主磁场 B_0 场的脉冲序列进行交织。例如,可以将LF-ZTE脉冲序列与用于映射 B_0 场中的非均匀性的获取的序列进行交织。被设计成测量 B_0 场非共振的强度的各种获取中的任何一种获取可以用于映射 B_0 场中的非均匀性,例如多个回波时间梯度回波获取。这种获取的序列可以被称为 B_0 非共振场映射序列。随后,可以随后在图像重构期间使用得到的 B_0 场中的非均匀性的映射,以补偿由 B_0 非均匀性导致的任何伪像(artifact),从而产生改进的MR图像。

[0085] 作为又一示例,通过将一或多个水/脂肪分离对比度脉冲序列与LF-ZTE序列的一个或更多个脉冲重复周期(例如,参照图2A描述的一个或更多个脉冲重复周期200)进行交织,可以将水/脂肪分离对比度准备与LF-ZTE脉冲序列一起使用。施加水/脂肪分离对比度准备序列可以包括:在施加一个或更多个LF-ZTE脉冲重复周期之前施加与不同翻转角和极性相关联的一系列RF脉冲。例如,如图2G所示,施加水/脂肪分离对比度准备序列包括:施加与90度翻转角相关联的RF脉冲280,顺序地施加均与180度翻转角相关联的四个RF脉冲282、284、286和288,以及施加与90度翻转角相关联并且具有与RF脉冲280相反的极性的RF脉冲290。在施加这些RF脉冲之后,可以执行LF-ZTE序列的一个或更多个脉冲重复周期——如图2G所示,在RF脉冲290之后施加脉冲重复周期292。可以通过RF脉冲280与290之间的不同延迟和RF脉冲280至290的不同强度来实现不同类型的水/脂肪分离对比度准备。

[0086] 应当理解,上述LF-ZTE脉冲序列仅仅是示例性的,并且可以以不同的方式修改脉冲序列,包括添加另外的准备部件以利于根据任何数目的不同协议和/或对比度类型进行MR数据获取,因为LF-ZTE脉冲序列不限于本文描述的示例。应当进一步理解,LF-ZTE序列的每个脉冲重复周期可以用相同或相似的参数(例如,相同或相似的RF脉冲、相同或相似的梯度场等)重复多次(例如,在2次与10次重复之间),使得可以对跨重复获取周期而获取的信号进行平均。可以根据所需的分辨率和/或图像获取时间来选择被平均的MR信号的重复次数。

[0087] 图3是用于使用具有对比度准备的低场零回波时间脉冲序列来执行低场MR成像的说明性处理300的流程图。处理300可以由任何合适的低场MRI系统来执行,并且例如可以通过使用参照图1描述的低场MRI系统100来执行。

[0088] 处理300在动作302处开始,在动作302处,对被成像的对象施加对比度准备脉冲序列。对比度准备脉冲序列可以包括一个或更多个RF脉冲和/或一个或更多个梯度场脉冲。当对比度准备脉冲序列包括多个脉冲时,可以根据任何合适的定时方案(例如,同时、至少部分交叠、顺序地等)来施加脉冲。可以施加许多类型的对比度准备脉冲序列中的任何一种,包括但不限于上述对比度准备脉冲序列的示例例如T1对比度准备脉冲序列、动脉自旋标记对比度准备脉冲序列、EPR脉冲序列、导航脉冲序列和水/脂肪对比度准备脉冲序列。

[0089] 接下来,处理300进行到动作304,在动作304处,梯度场 G_x 、 G_y 和 G_z 被设置为期望的强度(例如,如图2A所示的强度204a、204b和204c)。一旦梯度场被设置为期望的强度,并且当梯度场处于期望的强度时,在动作306处发射RF脉冲。在动作306处可以发射任何合适类型的RF脉冲,在本文中提供了其示例。在动作306处发射RF脉冲之后,梯度场保持被设置为

其相应的强度,并且在动作308处,执行处理300的低场MRI系统从发射模式切换到接收模式。该切换可以在任何合适的持续时间的时段内发生,并且例如在使线圈振铃效应充分衰减以使接收线圈足以获得MR信号的足够长的时段内。

[0090] 在动作308处系统已经切换到接收模式之后,在动作310处,接收线圈用于获取MR信号。在动作310期间,梯度线圈继续操作,使得在梯度场具有它们在动作304处设置的强度时发生获取。在动作310处获得的MR信号可以被存储,以随后用于生成对象的MR图像。

[0091] 在动作310处已经获取MR信号之后,处理300进行到判定块312,在312处确定是否应该针对梯度场值的另一组合来获取另一MR信号。该确定可以以任何合适的方式进行。如上所述,针对梯度场 G_x 、 G_y 和 G_z 的强度的特定组合来获取MR信号对应于测量对象的图像在3D傅立叶变换中的轨迹。因此,在一些实施方式中,可以基于是否应该测量3D傅立叶变换的至少一个或更多个点来确定是否应该针对梯度场值的另一组合来获取另一MR信号。因此,点(以及因此处理300的动作304至310的迭代)的数目可以取决于期望的MR图像分辨率,其中更高的分辨率通常需要更多次迭代。

[0092] 当在判定块312处确定要针对梯度场强度值的另一组合来获取另一MR信号时,处理300经由“是”分支返回到动作304,在动作304处梯度场强度值被设置为另一组值。可以根据期望对其进行测量的图像的3D傅立叶变换中的轨迹将梯度场设置为强度的组合,这进而可以至少部分地取决于探索3D傅立叶空间(有时候被称为“k空间”)的模式。可以使用任何合适的模式对k空间进行采样(即,在k空间中获取MR信号的点的顺序),因为本文描述的技术的各方面在这方面不受限制。在动作304处设置了梯度场强度值之后,重复动作306至310和判定块312。

[0093] 另一方面,当在判定块312处确定不获取另一MR信号时,处理300经由“否”分支进行到动作314,在动作314处使用所获取的MR信号生成对象的MR图像(例如,使用在处理300的动作310处获得的一个或更多个MR信号)。这可以以任何合适的方式完成,并且例如可以通过(可选地)对所获取的信号进行预处理,对经过预处理的信号施加傅立叶变换(例如,3D傅立叶变换)以获得初始图像,并且(可选地)处理初始图像以获得最终图像来完成。对所获取的信号进行预处理可以包括:对所获取的信号进行解调,对所获取的信号进行下采样(例如,在对所获取的信号进行解调之后),校正对象的运动,以及/或者校正任何其他类型的伪像。处理初始图像可以包括:校正网格效应,校正RF非均匀性,以及执行任何其他合适的图像处理。

[0094] 应当理解,处理300是说明性的,并且存在处理300的变型。例如,尽管在图3的实施方式中,仅在最开始施加对比度准备脉冲序列,但是在其他实施方式中,可以多次施加对比度准备脉冲序列。例如,在一些实施方式中,当在判定块312处确定要针对梯度场强度值的另一组合获取另一MR信号时,处理300经由“是”分支返回到动作302(而不是如图3所示的动作304),在动作302处可以施加对比度准备脉冲序列。

[0095] 如上所述,本发明人已经意识到,低场重新聚焦(LFR)脉冲序列是至少部分地由于执行该脉冲序列可以使用的速度而特别适合于低场MRI环境的另一类脉冲序列。由本发明人设计的LFR脉冲序列的一个非限制性示例包括低场平衡稳态自由进动(LF-bSSFP)脉冲序列。本发明人还认识到,虽然由于对 B_0 场均匀性和/或比吸收率的严格约束,平衡稳态自由进动脉冲序列可能不适用于高场MRI,但是下面进一步详细描述LF-bSSFP脉冲序列部分

地由于在低场强度下可以实现的通常优越的均匀性而提供有吸引力的解决方案。

[0096] 如上所述,LF-bSSFP脉冲序列仅是包含其他低场重新聚焦脉冲序列的更一般类别的LFR脉冲序列的一个示例。例如,LFR脉冲序列的一般类别包括通过朝向低场脉冲序列的一个或多个(例如全部)重复周期的末端(例如,在末端处)引入重新聚焦阶段来修改低场脉冲序列(例如,低场梯度回波脉冲序列、低场自旋回波脉冲序列等)而获得的脉冲序列。将重新聚焦阶段引入到重复周期中用于反转或撤消在施加重新聚焦阶段之前由于施加梯度场而产生的磁性去相位。例如,可以将重新聚焦阶段引入到脉冲重复周期中,使得跨脉冲重复周期的持续时间的每个梯度场的场强度之和为零。这在下面参照LF-bSSFP脉冲序列进行更详细的说明。因此,LFR脉冲序列可以用作支持其他脉冲序列(例如,自旋回波、梯度回波、回波平面等)的框架,以利于在低场环境中实现这样的序列。

[0097] 图4是示出根据本文描述的技术的一些实施方式的示例性LF-bSSFP序列的具有持续时间 T_R 的一个脉冲重复周期400的图。最初,施加与翻转角 α 相关联的RF脉冲402。在一些实施方式中,可以使用大的翻转角(例如,在50度至90度之间的翻转角)。尽管在其他实施方式中,可以使用任何合适的翻转角(例如,在30度至150度范围内的翻转角),因为本文描述的技术的各方面在这方面不受限制。脉冲402上方所示的翻转角 $\pm\alpha$ 指示,在一些实施方式中,RF脉冲的极性可以针对每个脉冲重复周期翻转(即,在一个脉冲重复周期中,施加与翻转角 α 相关联的RF脉冲,在随后的脉冲重复周期期间施加与翻转角 $-\alpha$ 相关联的RF脉冲,在随后的脉冲重复周期期间施加与翻转角 α 相关联的RF脉冲,等等)。可以施加任何合适类型的RF脉冲,包括但不限于调频脉冲、恒定频率脉冲、被设计成减小线圈衰荡周期的脉冲以及相位调制脉冲。

[0098] 如图4所示,在施加RF脉冲402期间没有施加梯度场。然而,在其他实施方式中,可以在施加RF脉冲402期间施加梯度场,使得RF脉冲402可以被设计成包括用于激发被成像的对象的期望部分(例如,期望的切片或片)的一个或多个频率的范围。

[0099] 在施加RF脉冲402之后,在LF-bSSFP序列的所谓“预定相”阶段期间,以相应的操作强度404a、404b和404c施加梯度场 G_x 、 G_y 和 G_z 。接下来,在具有持续时间 $T_{\text{获取}}$ 的获取阶段407期间,接收线圈获取MR信号,同时梯度场中的两个梯度场被关断,并且梯度场中的一个梯度场的极性被反转。例如,如图4所示,梯度场 G_y 和 G_z 被关断(它们的强度被设置为0)并且梯度场 G_x 的极性被反转,梯度场 G_x 的强度被设置为406c。在获取阶段407之后,在LF-bSSFP序列的所谓“重新聚焦”阶段期间,以相应的操作强度408a、408b和408c施加梯度场 G_x 、 G_y 和 G_z ,使得在预定相阶段和获取阶段由于施加梯度场而产生的去相位被反转或撤消。选择梯度场的强度和极性,使得每个场的场强度的和跨脉冲重复周期400的持续时间 T_R 为零(这就是为什么该序列被称为“平衡”)。因此,在一些实施方式中,选择梯度场的强度和极性,使得满足下述条件:

$$[0100] \quad \int_0^{T_R} G_x dt = 0,$$

$$[0101] \quad \int_0^{T_R} G_y dt = 0, \text{ 以及}$$

$$[0102] \quad \int_0^{T_R} G_z dt = 0.$$

[0103] 常规地,当施加b-SFFP序列时,与RF脉冲相关联的翻转角 α 被选择为使净横向磁化

最大化。特别地,可以根据下述公式将翻转角 α 设置为 T_1 和 T_2 弛豫时间的函数:

$$[0104] \quad \cos(\alpha) = \frac{T_1/T_2 - 1}{T_1/T_2 + 1} \circ$$

[0105] 在低场处, T_1 和 T_2 弛豫时间大致相等,使得使用上述公式会产生与90度的翻转角相关联的RF脉冲。然而,本发明人已经意识到,在低场环境中,与90度的翻转角相关联的RF脉冲可能不是最佳选择。基于这种见识,发明人已经认识到,在假定 B_0 的均匀性的情况下,不是选择翻转角来使净横向磁化最大化,而是可以选择翻转角来减小 B_0 非均匀性对净横向磁化的影响。图5针对多个翻转角中的每个翻转角示出了净横向磁化(M_T)与纵向磁化(M_0)的比率和与主磁场 B_0 的均匀性的偏差(以度为单位)的关系。分别通过曲线502、504和506针对90度、70度和45度的翻转角示出了这种关系。从图5可以了解到,小于90度的翻转角(例如,70度)跨更宽范围的 B_0 非均匀性提供更高的净磁化(平均)。

[0106] 因此,在一些实施方式中,低场MRI系统可以被配置成使用LF-bSSFP序列,从而LF-bSSFP序列中的RF激励脉冲与减小 B_0 非均匀性对净横向磁化的影响的翻转角相关联。例如,在一些实施方式中,可以使用小于90度的翻转角。作为另一示例,可以使用在60度至80度范围内的翻转角。作为又一示例,可以使用65度至75度范围内的翻转角,并且作为再一示例,使用大约70度的翻转角。应当理解,上述LF-bSSFP脉冲序列仅仅是示例性的,并且可以以多种方式被修改成例如包括用于各种对比度类型的各种准备要素(例如,准备脉冲或脉冲序列),所述各种对比度类型包括但不限于OMRI增强的成像、T1和T2加权成像、DW成像、动脉自旋标记等,因为各方面在这方面不受限制。

[0107] 从图4所示的实施方式可以理解,由RF脉冲感生出的翻转角可以跨脉冲序列的脉冲重复周期而变化。跨脉冲重复周期改变翻转角并且将如此获得的MR信号进行平均可以消除或减小 B_1 场中的非均匀性对根据MR信号生成的图像的影响。附加地或者可替代地,跨脉冲重复周期改变翻转角允许获取根据响应于与不同翻转角相关联的RF脉冲的激励而获得的MR信号形成的单个图像,该图像在不同翻转角处具有不同的对比度。翻转角的序列可以是交替的翻转角的序列(例如,如图4所示的 $\pm\alpha$)或者任何其他合适的翻转角的序列(例如,30度至150度范围内的任何合适的翻转角的序列)。例如,在一些实施方式中,可以根据信号模型(例如,参数信号模型)来生成所使用的翻转角序列,并且该信号模型随后可以用于根据所获得的MR信号来执行图像重构。翻转角的序列不限于仅具有两个不同的翻转角值(例如, $\pm\alpha$),并且例如可以包括2个至20个不同的翻转角值,因为脉冲序列不受该序列中的RF脉冲被设计成产生的翻转角的数目的限制。

[0108] 发明人还认识到,脉冲序列可以被设计成识别和/或补偿主磁性 B_0 场中的非均匀性,以减小或消除非均匀性对所得图像的影响。发明人已经开发出可以用于识别和/或补偿低场以及高场环境中的 B_0 非均匀性的脉冲序列。在存在主磁场非均匀性的情况下,与使用常规脉冲序列时可以生成的图像相比,这样的脉冲序列可以用于生成更高质量的图像。生成更均匀的 B_0 场的常规方法依赖于附加的和昂贵的硬件部件(例如附加的磁性部件)。另一方面,如本文所述,使用脉冲序列来补偿主磁场非均匀性提供了较低成本的解决方案,因为尽管主磁场非均匀性的水平相对较高,但是这样的脉冲序列可以用于生成与医疗相关的MR图像。

[0109] 因此,在一些实施方式中,跨脉冲序列的脉冲重复周期的RF脉冲的一个或多个

参数可以被改变,以识别和/或补偿 B_0 场中的非均匀性,以减小或消除非均匀性对所生成图像的影响。例如,跨脉冲重复周期的RF脉冲的频率和/或相位可以被改变以补偿 B_0 非均匀性。可以在包括高场和低场MR脉冲序列的任何类型的MR脉冲序列(例如,低场零回波时间(LF-ZTE)脉冲序列和低场重新聚焦(LFR)脉冲序列如低场平衡稳态自由进动(LF-bSSFP)脉冲序列)中改变RF脉冲的一个或多个参数。

[0110] 在一些实施方式中,在脉冲序列中使用的RF脉冲的频率可以跨小范围的频率而变化。例如,与脉冲序列的相应系列的脉冲重复周期对应的一系列RF脉冲中的RF脉冲的中心频率可以在10Hz至25Hz、10Hz至100Hz、100Hz至200Hz或者10Hz至200Hz的范围内变化,使得在该系列中的任何两个RF脉冲的中心频率之间的最大差异落在该范围内。该系列的RF脉冲中的RF脉冲的中心频率可以在相应系列的脉冲重复周期期间线性变化。例如,在一些实施方式中,一系列RF脉冲中的RF脉冲的中心频率可以使用固定步长,根据跨频率范围的步进扫描而改变(例如,从该范围中的最低频率到最高频率,或者从该范围中的最高频率到最低频率),使得RF脉冲的中心频率可以改变固定量,该固定量对应于该系列的RF脉冲中的每对连续脉冲之间的步长。

[0111] 作为另一示例,在LF-bSSFP序列中,脉冲序列中的RF脉冲的中心频率可以在基于脉冲序列的单个脉冲重复周期的持续时间来确定的频率范围内变化。例如,脉冲序列中的RF脉冲的中心频率可以在针对特定翻转角而选择的中心频率的 $\pm 1/T_R$ 内变化,其中 T_R 是脉冲序列的脉冲重复周期的持续时间。作为具体的非限制性示例,在脉冲重复周期的持续时间在3毫秒至50毫秒的范围内的脉冲序列中,RF脉冲的频率可以改变几十赫兹(例如,频率可以从中心频率变化 ± 10 Hz,这可以针对特定翻转角来选择)或者低数百赫兹(例如,频率可以从中心频率变化 ± 100 Hz,这可以针对特定翻转角来选择)。以这种方式改变频率允许针对由于 B_0 非均匀性而导致的变化对所获得的MR信号进行补偿。此外,以这种方式改变RF脉冲频率允许生成 B_0 非均匀性的映射,该映射可以随后用于恢复(unwarp)其中非均匀性导致编码梯度场的失真的图像。可以以任何合适的方式来执行图像的恢复,并且例如可以通过使用基于 B_0 非均匀性的映射和梯度场值而计算的失真校正的值以逐像素地对图像施加失真校正来执行。

[0112] 在一些实施方式中,在脉冲序列中使用的RF脉冲的频率可以在更宽的频率范围内变化。例如,与脉冲序列的相应系列的脉冲重复周期对应的一系列RF脉冲中的RF脉冲的中心频率可以在200Hz至1kHz、500Hz至10kHz或者10kHz至100kHz的范围内变化,使得该系列中任何两个RF脉冲的中心频率之间的最大差异落入该范围内。如上所述,中心频率可以线性地变化,并且在一些实施方式中,通过以固定步长扫描该范围来线性地改变中心频率。在单个频率处的RF脉冲的带宽太低而不能覆盖整个 B_0 范围的情况下,以这种方式改变RF脉冲频率可以用于在多次获取中覆盖整个 B_0 范围(当 B_0 场中存在非均匀性时)。如在小范围内改变RF脉冲频率的情况那样,在更宽的范围内改变RF脉冲频率也使得能够补偿(甚至更大)所接收的MR信号中的非均匀性并且生成 B_0 非均匀性映射,其中,该映射可以用来恢复图像。

[0113] 在一些实施方式中,可以根据使用其中RF脉冲的频率跨序列的脉冲重复周期而变化的脉冲序列(或者多个脉冲序列)而获得的一组图像来生成 B_0 非均匀性映射。该组图像可以用于逐体素地估计 B_0 非均匀性映射。例如,在一些实施方式中,可以使用跨该组图像的特定体素的幅度和相位来估计特定体素处的 B_0 场的强度。然而, B_0 非均匀性映射可以以任何其

他合适的方式根据使用具有变化的RF脉冲频率的脉冲序列而获得的数据来估计,因为本文描述的技术的各方面在这方面不受限制。

[0114] 在一些实施方式中,RF发射脉冲的相位可以跨脉冲序列的脉冲重复周期而变化。改变RF脉冲的相位增大了所接收的MR信号的信噪比(SNR),因为当通过使用具有变化相位的脉冲而获得的MR信号被平均时,与变化的发射RF相位不一致的感测信号被取消。此外,在一些实施方式中,可以使用改变RF脉冲的相位以模拟频率变化来实现频移。

[0115] 从上文可以理解,RF脉冲的各种特性可以在脉冲重复序列的持续时间内改变。这些特性包括但不限于由RF脉冲感生出的翻转角、脉冲的频率以及RF脉冲的相位。这些特性中的一个或更多个可以同时变化。这种变化提供了许多益处,包括:补偿 B_0 和 B_1 场中的非均匀性;映射 B_0 场中的非均匀性;以及使用所生成的映射来去除所生成的图像中的伪像(例如,恢复);以及增大所获得的MR信号的信噪比。

[0116] 发明人还认识到,在脉冲重复序列的持续时间内改变RF脉冲的特性可能有助于针对在MR系统的操作期间可能发生的主磁场的频率漂移(例如,由于操作期间MR系统的发热)而校正所获得的MR信号。因此,在一些实施方式中,可以在脉冲序列期间测量主磁场的频率漂移,并且可以基于所测量的频率漂移来调节脉冲序列中的RF脉冲的中心频率。以这种方式,脉冲序列可以适于主磁场的频率漂移。主磁场的频率漂移可以通过使用温度探针、电压传感器以及/或者以任何其他合适的方式来测量。

[0117] 图6是根据本文描述的技术的一些实施方式的用于使用LF-bSSFP序列在低场MR系统中执行MR成像的说明性处理600的流程图。处理600可以由任何合适的低场MRI系统来执行,并且例如可以通过使用参照图1描述的低场MRI系统100来执行。

[0118] 处理600在动作602处开始,在动作602处,发射RF脉冲。本文中提供了可以使用的RF脉冲的示例。在一些实施方式中,RF脉冲可以与被选择以减小 B_0 非均匀性对净横向磁化的影响的翻转角 α 相关联。在其他实施方式中,在假定均匀 B_0 场的情况下,RF脉冲可以与被选择以最大化净横向磁化的翻转角相关联。

[0119] 接下来,处理600进行到动作604(“预定相”阶段),在动作604处,施加具有相应强度(例如,强度404a、404b和404c)的第一组合的梯度场来对MR信号进行编码。接下来,处理600进行到动作606(“获取”阶段),在动作606处,接收线圈获取MR信号,同时三个梯度场中的两个梯度场(例如,相位编码场和频率编码场)被关断,并且磁场中的一个磁场(例如,切片选择场)的极性被反转。应当注意,在获取阶段期间,梯度场中的一个梯度场保持接通。接下来,处理600进行到动作608(“重新聚焦”阶段),在动作608处,使用所选择的强度和极性来施加梯度场,使得磁场中的每个磁场的平均强度跨脉冲序列的脉冲重复周期的持续时间 T_R 为0。

[0120] 接下来,处理600进行到判定块610,在判定块610处确定是否应该针对梯度场值的另一组合来获取另一MR信号。该确定可以以任何合适的方式进行。如上所述,针对梯度场 G_x 、 G_y 和 G_z 的强度的特定组合来获取MR信号对应于测量对象的图像在3D傅立叶变换中的点。因此,在一些实施方式中,可以基于是否应该测量3D傅立叶变换的至少一个或更多个点来确定是否应该针对梯度场值的另一组合来获取另一MR信号。因此,点(以及因此处理600的动作602至608的迭代)的数目可以取决于期望的MR图像分辨率,其中更高的分辨率通常需要更多次的迭代。

[0121] 当在判定块610处确定要针对梯度场强度值的另一组合来获取另一MR信号时,处理600经由“是”分支返回到动作602,在动作602处,另一RF脉冲被发射。如上面讨论的,在一些实施方式中,所发射的RF脉冲可以与翻转角($-\alpha$)相关联,该翻转角($-\alpha$)具有与在紧接在前的脉冲周期期间发射的RF脉冲相关联的翻转角(α)相反的符号。然后重复动作604至608,在动作604至608期间重复执行对MR信号的另一次获取,并且将梯度场强度值中的一个或更多个梯度场强度值设置为一个或多个不同的值。

[0122] 另一方面,当在判定块610处确定不获取另一MR信号时,处理600经由“否”分支进行到动作612,在动作612处使用所获取的MR信号生成对象的MR图像(例如,使用在处理600的动作606处获得的MR信号中的一个或更多个MR信号)。这可以以任何合适的方式完成,并且例如可以以参照处理300的动作314描述的任何方式来完成。

[0123] 应当理解,处理600是说明性的,并且存在处理600的变型。例如,尽管图6所示的LF-bSSFP序列不包括对比度准备脉冲序列,但是在一些实施方式中,LF-bSSFP序列可以与一个或更多个对比度准备脉冲序列进行交织,例如以提供用于在低场环境中实现这样的脉冲序列的支持框架。

[0124] 如上所述,至少部分地由于高场MRI和低场MRI的操作参数的显著差异,为高场MRI开发的常规脉冲序列通常不适用于应用于低场环境中。在下面的表1和表2中示出了这些差异中的一些差异。表1示出了用于常规高场ZTE脉冲序列和由本发明人开发的低场ZTE(LF-ZTE)脉冲序列的操作参数的并排比较。表2示出了用于常规高场bSSFP脉冲序列和由本发明人开发的低场bSSFP(LF-bSSFP)脉冲序列的操作参数的并排比较。

ZTE 脉冲序列	低场 MRI (LF-ZTE)	高场 MRI (ZTE)
B ₀ 强度	25 微 T-0.2 T, 0.1 T	0.2 T 至 10 T
B ₀ 均匀性	0.001 ppm 至 10 Kppm, 10 ppm 至 50 ppm	0.1 ppm 至 15 ppm
G _x 强度范围	1 毫 T/米至 40 毫 T/米	40 毫 T/米至 80 毫 T/米
G _y 强度范围	1 毫 T/米至 40 毫 T/米	40 毫 T/米至 80 毫 T/米
G _z 强度范围	1 毫 T/米至 40 毫 T/米	40 毫 T/米至 80 毫 T/米
RF 脉冲幅度	10 微 T 至 1000 微 T	5 微 T 至 15 微 T
RF 脉冲中心频率	2 kHz 至 10MHz, 4MHz(用于 0.1 T B ₀)	60MHz 至 300MHz, 64MHz (用于 1.5T B ₀), 127MHz (用于 3.0T B ₀)
RF 脉冲形状 (包络)	硬脉冲, 预加重脉冲, 调频脉冲, 调幅脉冲	硬脉冲
感生的翻转角	15 度至 50 度	0 度至 6 度, 2 度至 4 度
最大横向磁化 (例如, M _T /M ₀)	15% 至 100%	0 至 15%
RF 脉冲的持续时间	1 微秒至 1 毫秒	4 微秒至 40 微秒
T/R 切换周期的持续时间	4 微秒至 100 微秒	4 微秒至 100 微秒
获取周期的持续时间	0.5 毫秒至 20 毫秒	0.5 毫秒至 20 毫秒
梯度上升周期的持续时间	10 微秒至 1 毫秒	1 毫秒至 10 毫秒
重复周期的持续时间 (TR)	1 毫秒至 50 毫秒	1 毫秒至 25 毫秒
对单次测量进行平均以 提高 SNR 的 TR 的数目	2 至 8	0.5 至 3

[0125]

[0126]

[0127] 表1

b-SSFP 脉冲序列	低场 MRI (LF-bSSFP)	高场 MRI (bSSFP)
B ₀ 强度	25 微 T 至 0.2T, 0.1 T	0.2T 至 10T
B ₀ 均匀性	0.001 ppm 至 10 Kppm, 10 ppm 至 50 ppm	0.01 至 15ppm
G _x 强度范围	1 毫 T/米至 20 毫 T/米	40 毫 T/米至 80 毫 T/米
G _y 强度范围	1 毫 T/米至 20 毫 T/米	40 毫 T/米至 80 毫 T/米
G _z 强度范围	1 毫 T/米至 20 毫 T/米	40 毫 T/米至 80 毫 T/米
RF 脉冲幅度	10 微 T 至 50 微 T	5 微 T 至 15 微 T
RF 脉冲中心频率	2 kHz 至 10MHz, 4MHz (用于 0.1 T B ₀)	60 MHz 至 300MHz, 64MHz(用 于 1.5T B ₀), 127MHz(用于 3.0T B ₀)
RF 脉冲形状	硬脉冲, 频率选择脉冲	硬脉冲, 频率选择脉冲
感生的翻转角	30 度至 120 度	30 度至 90 度
最大横向磁化 (例如, M _{Tr} /M ₀)	50%	50%
RF 脉冲的持续时间	10 微秒至 3 毫秒	0.5 毫秒至 3 毫秒
编码周期的持续时间	0.5 毫秒至 10 毫秒	0.5 毫秒至 3 毫秒
获取周期的持续时间	1 毫秒至 20 毫秒	1 毫秒至 10 毫秒
重新聚焦周期的持续时间	0.5 毫秒至 10 毫秒	0.5 毫秒至 3 毫秒
重复周期的持续时间 (TR)	3 毫秒至 50 毫秒	3 毫秒至 20 毫秒
对单次测量进行平均以提 高 SNR 的 TR 的数目	2 至 8	0.5 至 2

[0128]

[0129]

[0130] 表2

[0131] 如上所述,在一些实施方式中,可以预加重RF脉冲以抵消由RF发射线圈(也可以是接收线圈)对RF脉冲感生出的衰减,这进而用于减小上述线圈振铃效应。如下面更详细描述的那样,可以基于RF发射线圈的传递函数(例如,通过使用线圈传递函数的逆函数来调制RF脉冲)来预加重RF脉冲。下面参照图7至图11进行说明。为了合成来自发射RF线圈的理想的或更宽带宽的输出的目的,可以对任何输入的RF信号施加预加重。

[0132] 图7、图8和图9示出了RF发射线圈(例如,低场MRI系统中的RF线圈)如何基于线圈

的传递函数来修改输入电流。图7是说明性低场RF发射线圈的示意图。图8示出了用于具有868KHz的中心频率的60微秒脉冲的输入电流(顶视图),以及在图7所示的线圈电路中跨L1(底视图)测量的相应输出电流。如图8所示,跨L1测量的输出电流与对RF线圈的输入电流明显不同。特别地,跨L1测量的输出电流是输入电流的延迟和限带(band-limited)版本。图9还在频域中示出了由图7的RF线圈对输入RF脉冲感生的衰减。具体地,图9示出了输入电流的频谱(实线)、RF线圈的传递函数(虚线)以及输出电流的频谱(点划线)。可以看出,RF线圈传递输入电流的中心频率,但是对其较高和较低频率的边带进行衰减。这些边带提供输入波形的脉冲调制的快速上升沿和下降沿。对这些边带的衰减将在时域中引入延迟或滞后。因此,输出信号的持续时间比输入信号的持续时间长,并且得到的RF脉冲的传输时间要比输入电流没有被发射线圈衰减的情况下的传输时间更长。

[0133] 在一些实施方式中,由RF线圈感生的对输入电流的(例如,其中心频率之前或之后的波形的边带或其他频率分量的)衰减可以通过由适当的预加重函数对输入电流进行预加重来抵消。例如,可以使用RF线圈传递函数的逆函数作为预加重函数对输入电流进行预加重。可以在时域中(例如,使用卷积)、在频域中(例如,使用离散傅里叶变换)或者以任何其他方式合适的方式来执行预加重。

[0134] 作为示例,图9示出了如何可以通过预加重来抵消由RF线圈感生出的对(图8的上图中所示的)输入电流的衰减。图9示出了使用线圈传递函数的逆函数(在相位和频率两者中)预加重的输入波形的频谱(虚线)。图10示出了频域中的这种预加重函数的示例。图10的上图示出了预加重函数的幅度如何取决于频率,并且图10的下图示出了预加重函数的相位如何是频率的函数。在图9中可以看出,输入信号的旁瓣被加重,使得由线圈传递函数随后对其的衰减使输入电流与输出电流基本上相匹配,如图11的上图(输入电流)和下图(输出电流)中所示。实质上,使用图10所示的预加重函数的预加重增加了频域中边带的幅度,所以其在RF线圈电路之后以所需的幅度被传递。

[0135] 本发明人开发了许多系统配置,在这些系统配置上可以使用本文描述的脉冲序列技术来执行低场MRI。图12A和图12B示出了可以结合本文描述的脉冲序列技术在低场MRI系统中使用的双平面磁性配置。图12A示意性地示出了被配置成至少部分地产生适合于低场MRI的 B_0 场的一部分的双平面磁体。双平面磁体1200包括两个外部线圈1210a和1210b以及两个内部线圈1212a和1212b。当合适的电流被施加到线圈时,沿箭头所示的方向产生磁场,以产生在线圈之间具有视场的 B_0 场,当合适地设计和构造 B_0 场时, B_0 场可以适用于低场MRI。术语“线圈”在本文中用于指代传导电流以产生磁场从而形成电磁体的具有至少一“匝”的任何几何形状的任何导体或导体的组合。

[0136] 应当理解,图12A所示的双平面几何形状通常不适合于高场MRI,这是由于在高场强度下难以获得足够均匀的 B_0 场。高场MRI系统通常使用螺线管几何形状(和超导线)来实现用于高场MRI的足够均匀的高场强度。图12A所示的双平面 B_0 磁体提供了通常开放的几何形状,从而利于其高场MRI系统不能使用的许多情况下使用。例如,通常开放的几何形状提供了对患者的改良的接触,以利于将低场MRI与一种或多种其他模态、技术和/或外科过程相结合,包括使用常规高场闭孔配置难以或不可能进行的那些模态、技术和/或外科过程。此外,开放的几何形状可以与患有幽闭恐惧症并且可能拒绝用常规高场螺线管线圈几何形状进行成像的患者一起使用。此外,由于其开放的设计以及在某些情况下在低场强度

和均匀性要求下可能的通常更大的视场,双平面设计可以利于与较大的患者一起使用。此外,通常开放的设计利于接触被成像的患者,并且可以提高在视场范围内将患者例如无意识的、被镇静或麻醉的患者定位的能力。

[0137] 本发明人已经进一步认识到,开放的几何形状允许接触患者,从而利于在其他临床过程期间例如在期望或者需要接触患者的某措施的外科过程或者其他过程期间使用MRI。一般来说,由于封闭配置和/或所涉及的高场强度,使用常规MRI将MRI与其他模态和/或临床过程进行组合是不可能的。图12A中的双平面几何形状仅仅是示例性的,并且可以使用其他配置。例如,根据一些实施方式,使用“一侧”几何形状,其中 B_0 磁体实质上由单侧组成,与所示双平面几何形状中的一对相对侧形成对照。

[0138] 图12B示出了使用层压技术制造 B_0 磁体或其部分以及/或者制造用于低场MRI的一个或更多个其他磁性部件的混合双平面磁体。例如,在图12B所示的示例性双平面磁体1200'中,层压板1220a和1220b替代内部线圈1212a和1212b以产生混合磁体。层压板1220a和1220b可以包括在其上制造有一个或更多个 B_0 线圈、梯度线圈、校正线圈和/或匀场线圈等或其部分的任何数目的层压层,以利于产生用于低场MRI的磁场。在'652申请中描述了使用层压技术的合适的混合磁体。在其他实施方式中,可以使用层压技术以从整体上实现 B_0 磁体(例如,替代线圈1210a和1210b)。

[0139] 示例性层压板1220a和1220b可以附加地或者可替代地在其上制造有一个或更多个梯度线圈或其部分,以将所接收的MR信号的空间位置编码成频率或相位的函数。根据一些实施方式,层压板包括被图案化以形成一个或更多个梯度线圈或者一个或更多个梯度线圈的部分的至少一个导电层,该导电层能够产生或者有助于提供当在低场MRI系统中操作时适于提供检测到的MR信号的空间编码的磁场。例如,层压板1220a和/或层压板1220b可以包括:第一梯度线圈,该第一梯度线圈被配置成选择性地改变第一(X)方向上的 B_0 场以在该方向上执行频率编码;第二梯度线圈,该第二梯度线圈被配置成选择性地改变与第一方向基本上正交的第二(Y)方向上的 B_0 场以执行相位编码;以及/或者第三梯度线圈,该第三梯度线圈被配置成选择性地改变与第一方向和第二方向基本上正交的第三(Z)方向上的 B_0 场,以使得能够进行用于体积成像应用的切片选择。

[0140] 示例性层压板1220a和1220b可以附加地或者可替代地包括附加的磁性部件,例如一个或更多个校正线圈或匀场线圈,这些线圈被布置成产生磁场,以支持系统例如增加强度以及/或者改进 B_0 场的均匀性,抵消有害的场效应,例如由梯度线圈、被成像对象的负载效应、附近的或者被结合使用的其他装置的操作产生的有害场效应,或者以其他方式支持低场MRI系统的磁性。图12A和图12B所示的双平面磁体可以使用常规线圈、层压技术或两者的组合来制造,并且可以用于为低场MRI系统提供磁性部件,如下面进一步详细讨论的那样。

[0141] 图13示出了系统1300,示出了坐在双平面磁体1315A和1315B的视场内的患者1385,双平面磁体1315A和1315B包括被配置成与外部覆盖物或壳体执行低场MRI的磁性部件,外部覆盖物或壳体可以进一步包括其他部件如内部屏蔽、电气连接、电力和控制电子器件等,并且通常可以为低场磁性部件(例如, B_0 磁体、梯度线圈、发射/接收线圈等)提供环境保护的措施。

[0142] 图14A和图14B示出了具有倾斜配置的系统1400,其中磁性部件1410A和1410B被布

置在框架内,该框架包括就座部分1435,该就座部分1435可调节地被定向在一定角度,以容纳以倾斜位置被放置在磁性部件之间的患者。系统的倾斜部分可以是可调节的,以利于患者在磁性部件之间的期望定位,使得患者的期望部分位于磁体的视场内。附加地或者可替换地,磁性部件在外壳1415内可以是可调节的,以在磁性部件相对于患者定位时提供附加的灵活性。磁性部件1410A和1410B可以经由一个或更多个合适的电缆连接至电力电子器件,电力电子器件可以被安装在机架上或者使用另一合适的可移动结构来容纳,以利于MRI系统的便携性。这些示例系统通常是开放式的,并且其可以具有上述优点。

[0143] 图15A至图15B示出了根据一些实施方式的适用于执行本文描述的技术的便携式或者可移动式低场MRI系统1500。系统1500可以包括磁性和电力部件以及可能的其他部件(例如,热管理装置、控制台等),这些部件被一起布置在单个通常可移动并且可变形的结构上。系统1500可以被设计成具有至少两个配置;适于移动和存储的配置以及适于操作的配置。图15A示出了当固定时用于移动和/或存储的系统1500,并且图15B示出了当变形时用于操作的系统1500。系统1500包括部分1590A,当将系统从其移动配置变形为其操作配置时,部分1590A可以滑入部分1590B中以及从部分1590B缩回,如图15B所示的箭头指示的。部分1590A可以容纳电力电子器件、控制台(其可以包括接口装置如触摸面板显示器)和热管理装置。部分1590A还可以包括用于根据需要操作系统1500的其他部件。可移动的系统包括使得系统能够被滚动到期望的位置的脚轮或轮子1572以及在到达期望的位置时将系统进行固定的制动器1574(参见图15B)。

[0144] 部分1590B包括低场MRI系统1500的磁性部件。当变形成适于操作系统以执行MRI的配置(如图15B所示)时,部分1590A和1590B的支承表面提供患者可以躺在上面的表面。可以提供可滑动的床或表面1584以利于将患者滑动到下述位置,使得患者的要被成像的部分处于低场MRI磁性部件的视场内。系统1500提供了低场MRI系统的便携式紧凑配置,以利于在常规不可用的情况下使用装置。

[0145] 图15A至15B示出了利用在壳体1586A与1586B之间形成成像区域的双平面磁体的可转变的低场MRI系统的示例。壳体1586A和1586B容纳用于可转变的系统1500的磁性部件。根据一些实施方式,可以使用仅层压技术、仅传统技术或者使用层压技术和传统技术两者的组合(例如,使用混合技术)来生产、制造和布置磁性部件。可转变的低场MRI系统1500使得系统能够被带到患者面前以利于各种情况下的操作。

[0146] 由此描述了本公开内容中阐述的技术的若干方面和实施方式,应当理解,本领域技术人员将容易想到各种改变、修改和改进。这样的改变、修改和改进旨在落入本文描述的技术的精神和范围内。例如,本领域普通技术人员将容易想到用于执行功能以及/或者获得结果和/或本文描述的一个或更多个优点的各种其他装置和/或结构,并且每个这样的变型和/或修改被认为在本文描述的実施方式的范围内。本领域技术人员将认识到或者使用仅常规实验能够确定本文描述的具体實施方式的许多等同方案。因此,应当理解,前述实施方式仅以示例的方式给出,并且在所附权利要求及其等同方案的范围内,本发明实施方式可以以不同于具体描述的方式实施。此外,如果本文描述的两种或更多种特征、系统、制品、材料、装置和/或方法不相互矛盾,则这样的特征、系统、制品、材料、装置和/或方法的任意组合被包括在本公开内容的范围内。

[0147] 可以以许多方式中的任一种来实现上述实施方式。本公开内容的涉及过程或方法

的的一个或更多个方面和实施方式可以利用可由装置(例如,计算机、处理器或其他设备)执行以执行或控制过程或方法的执行的程序指令。在这方面,各种发明构思可以体现为编码有一个或更多个程序的非暂态计算机可读存储介质(或多个非暂态计算机可读存储介质)(例如,计算机存储器、一个或更多个软盘、光碟、光盘、磁带、闪存、现场可编程门阵列或其他半导体装置中的电路配置或其他有形计算机存储介质),所述一个或更多个程序当在一个或更多个计算机或其他处理器上执行时执行实现上述各种实施方式中的一个或更多个实施方式的方法。计算机可读介质或媒介可以是便携式的,使得存储在其上的一个或者更多个程序可以加载到一个或更多个不同的计算机或其他处理器上,以实现上述方面中的各种方面。在一些实施方式中,计算机可读介质可以是非暂态介质。

[0148] 本文中在一般意义上使用术语“程序”或“软件”以指代如上所述的可以用于对计算机或其他处理器进行编程以实现各种方面的任何类型的计算机代码或计算机可执行指令集。另外,应当理解,根据一个方面,在被运行时执行本公开内容的方法的一个或更多个计算机程序不需要驻留在单个计算机或处理器上,而是可以以模块化方式分布在多个不同的计算机或处理器中,以实现本公开内容的各个方面。

[0149] 计算机可执行指令可以由一个或更多个计算机或其他装置执行的许多形式,例如程序模块。通常,程序模块包括执行特定任务或实现特定抽象数据类型的例程、程序、对象、部件、数据结构等。通常,在各种实施方式中,可以根据需要来组合或分布程序模块的功能。

[0150] 此外,数据结构可以以任何合适的形式存储在计算机可读介质中。为了简化说明,数据结构可以被示为具有通过数据结构中的位置相关的字段。同样,可以通过为计算机可读介质中具有传达字段之间的关系的字段的字段分配存储器来实现这样的关系。然而,可以使用任何合适的机制(包括通过使用指针、标签或在数据元素之间建立关系的其他机制)来建立数据结构的字段中的信息之间的关系。

[0151] 当在软件中实现时,软件代码可以在任何合适的处理器或处理器集合上执行,而不管是设置在单个计算机中还是分布在多个计算机中。

[0152] 此外,应当理解,作为非限制性示例,计算机可以以多种形式中的任何一种如机架安装式计算机、台式计算机、膝上型计算机或平板计算机来实现。另外,计算机可以嵌入在通常不被认为是计算机但具有适当处理能力的装置中,包括个人数字助理(PDA)、智能电话或任何其他合适的便携式或固定电子装置。

[0153] 此外,计算机可以具有一个或更多个输入和输出装置。这些装置除了其他方面尤其可以用于呈现用户界面。可以用于提供用户接口的输出装置的示例包括:用于视觉呈现输出的打印机或显示屏幕、以及用于可听地呈现输出的扬声器或其他声音生成装置。可以用于用户接口的输入装置的示例包括键盘和定点装置,如鼠标、触摸板和数字化平板电脑。作为另一示例,计算机可以通过语音识别或以其他可听格式接收输入信息。

[0154] 这样的计算机可以以任何合适形式通过一个或更多个网络(包括局域网或广域网(如企业网络)以及智能网(IN)或因特网)互连。这样的网络可以基于任何合适的技术,并且可以根据任何合适的协议进行操作,并且可以包括无线网络、有线网络或光纤网络。

[0155] 此外,如所描述的,一些方面可以体现为一个或更多个方法。作为方法的一部分执行的动作可以以任何合适的方式排序。因此,可以构造以与所示的顺序不同的顺序执行动

作的实施方式,其可以包括同时执行一些动作,即使在说明性实施方式中示出为顺序动作。

[0156] 如本文定义和使用的定义应当被理解为控制字典定义、通过引用并入的文献中的定义和/或所定义术语的普通含义。

[0157] 除非清楚地相反指示,本文在说明书和权利要求书中使用的不定冠词“一个”和“一种”应当被理解为表示“至少一个”。

[0158] 如本文在说明书和权利要求书中使用的短语“和/或”应当被理解是指这样结合的元件中的“任一个或两个”,即在一些情况下结合地存在并且在其他情况下分离地存在的元件。用“和/或”列出的多个元件应当以相同的方式解释,即,如此结合的元件中的“一个或更多个”。除了由“和/或”子句具体标识的元件之外,可以可选地存在其他元件,无论与具体标识的那些元件相关还是不相关。因此,作为非限制性示例,当结合开放式语言如“包括”使用时,对“A和/或B”的引用在一个实施方式中可以仅指A(可选地包括除B之外的元件);在另一个实施方式中仅指B(可选地包括除A之外的元件);在又一个实施方式中指A和B(可选地包括其他元件)等。

[0159] 如本文在说明书和权利要求书中所使用的,关于一个或更多个元件的列表的短语“至少一个”应当被理解为意指选自元件列表中的任何一个或更多个元件中的至少一个元件,但不一定包括在元件列表中具体列出的每个元件和所有的元件中的至少一个,并且不排除元件列表中的元件的任何组合。该定义还允许元件可以可选地存在,而不是短语“至少一个”所指的元件列表中具体标识的元件,不论与具体标识的那些元件相关或不相关。因此,作为非限制性示例,“A和B中的至少一个”(或等效地,“A或B中的至少一个”或等效地“A和/或B中的至少一个”)可以在一个实施方式中指:至少一个、可选地包括多于一个、A、不存在B(并且可选地包括除B之外的元素);在另一个实施方式中指:至少一个、可选地包括多于一个、B、不存在A(并且可选地包括除A之外的元件);在又一个实施方式中指:至少一个、可选地包括多于一个、A、以及至少一个、可选地包括多于一个、B(并且可选地包括其他元件)等。

[0160] 此外,本文使用的措辞和术语是出于描述的目的,并且不应被认为是限制性的。本文中使用的“包括”、“包含”或“具有”、“含有”、“涉及”及其变型意味着包括其后列出的项及其等同物以及另外的项目。

[0161] 在权利要求中以及在上述说明书中,所有过渡短语如“包括”、“包含”、“携带”、“具有”、“含有”、“涉及”、“保持”“由……组成”等应被理解为开放式的,即意味着包括但不限于。仅过渡性短语“由……组成”和“基本上由……组成”应分别是封闭或半封闭的过渡短语。

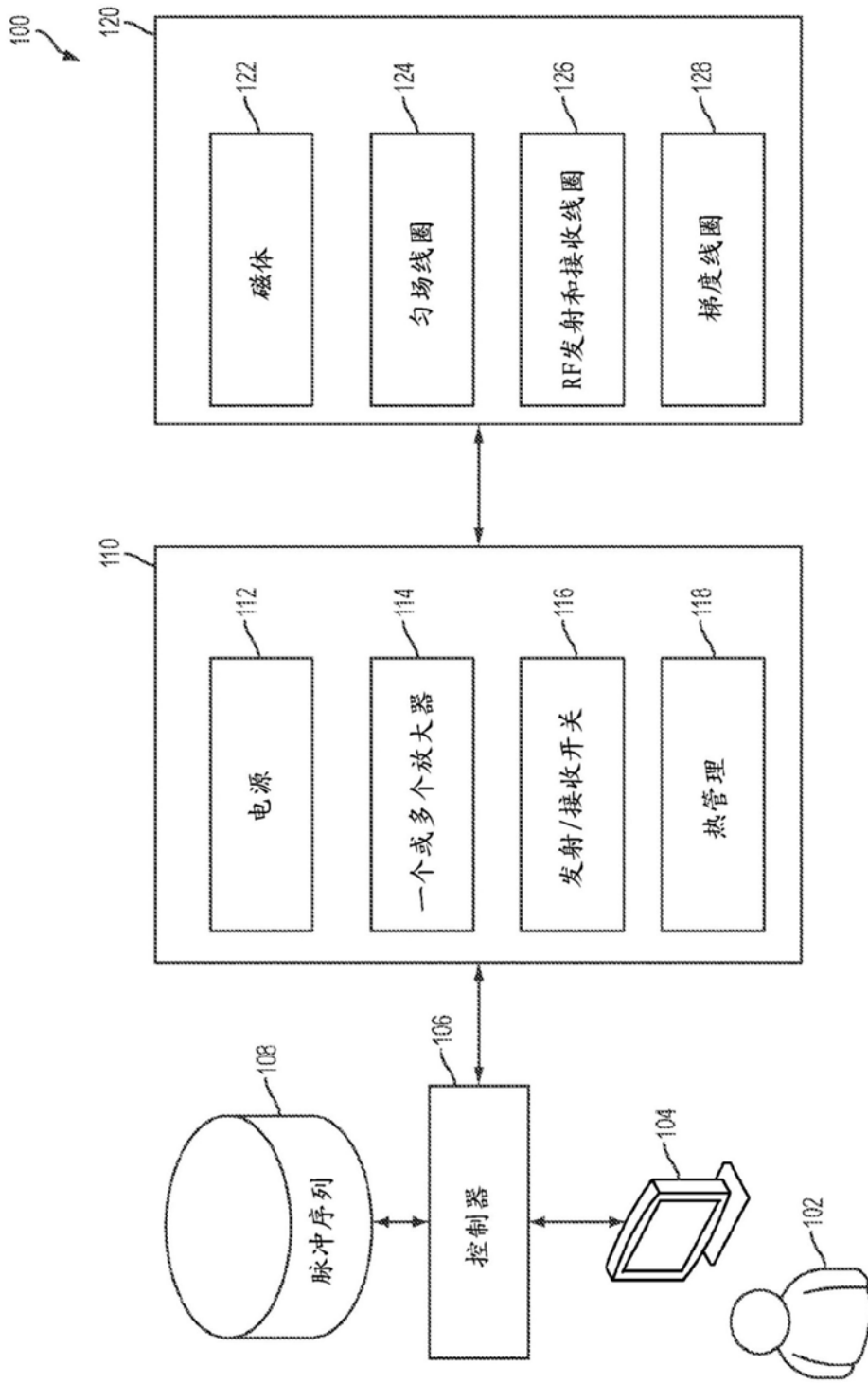


图1

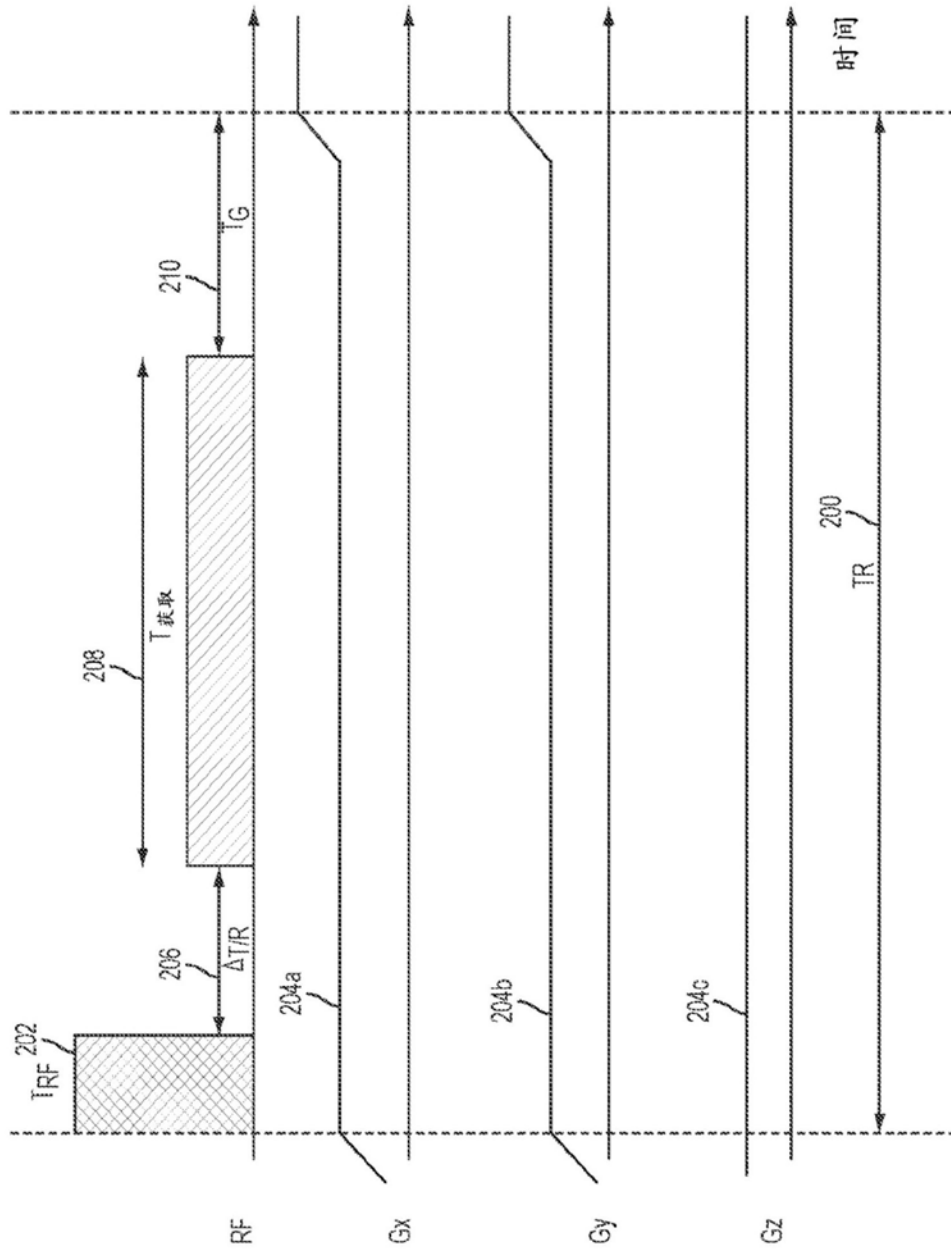


图2A

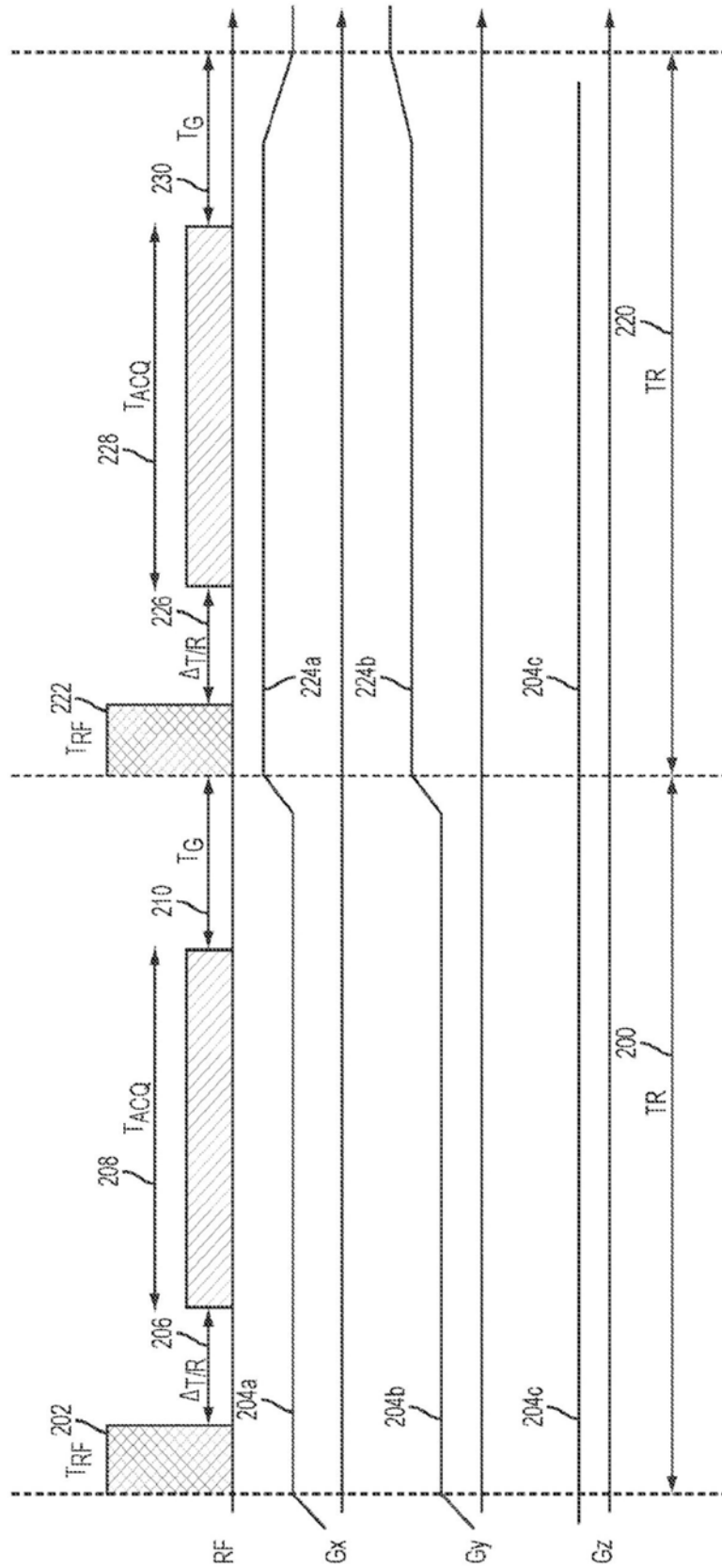


图2B

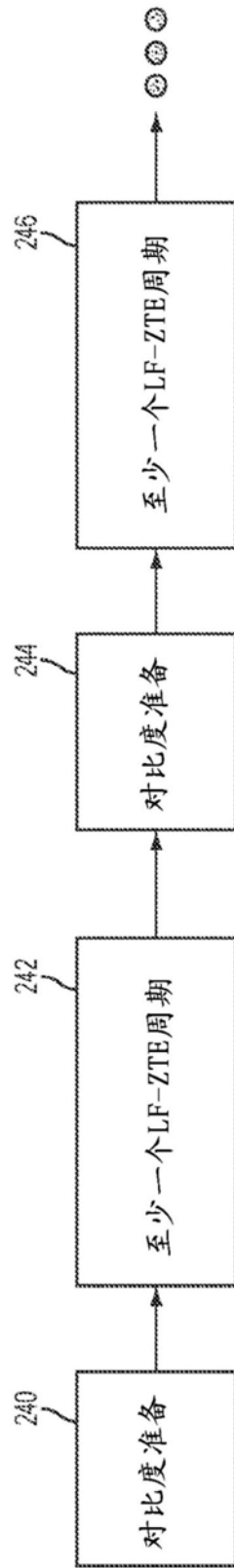


图2C

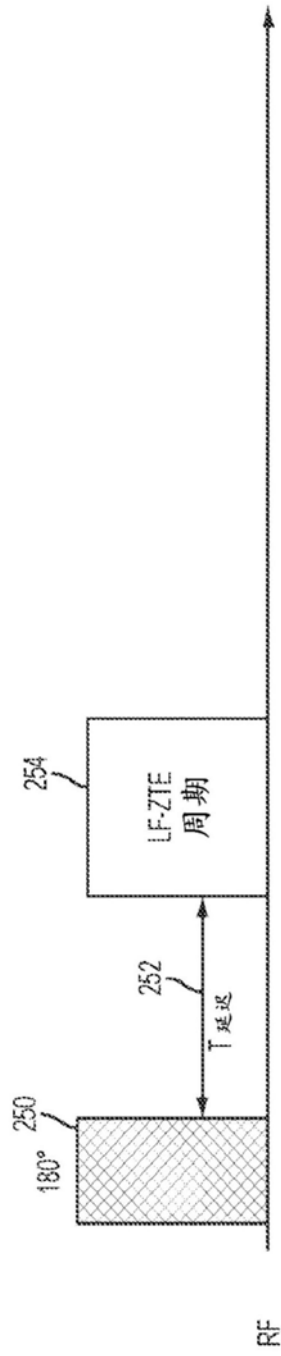


图2D

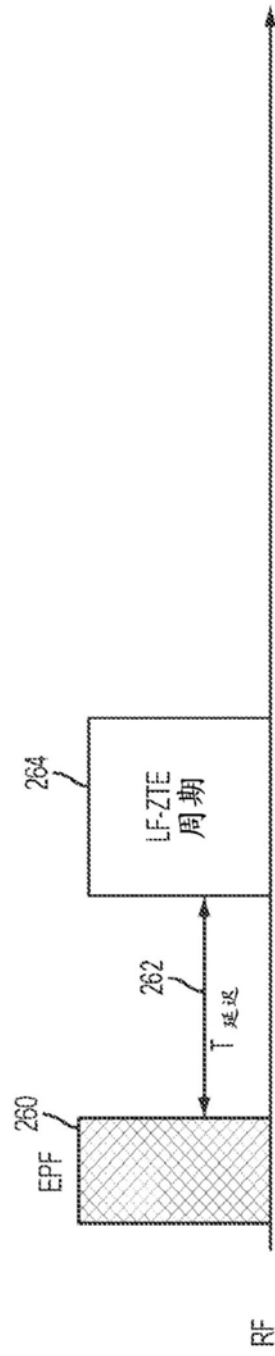


图2E

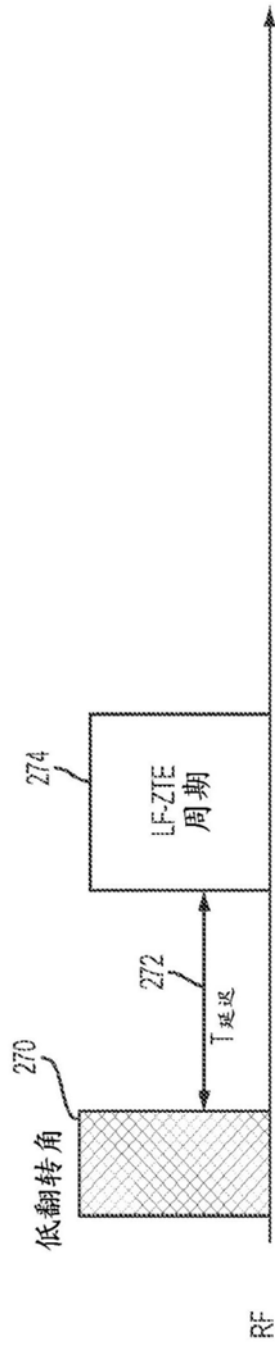


图2F

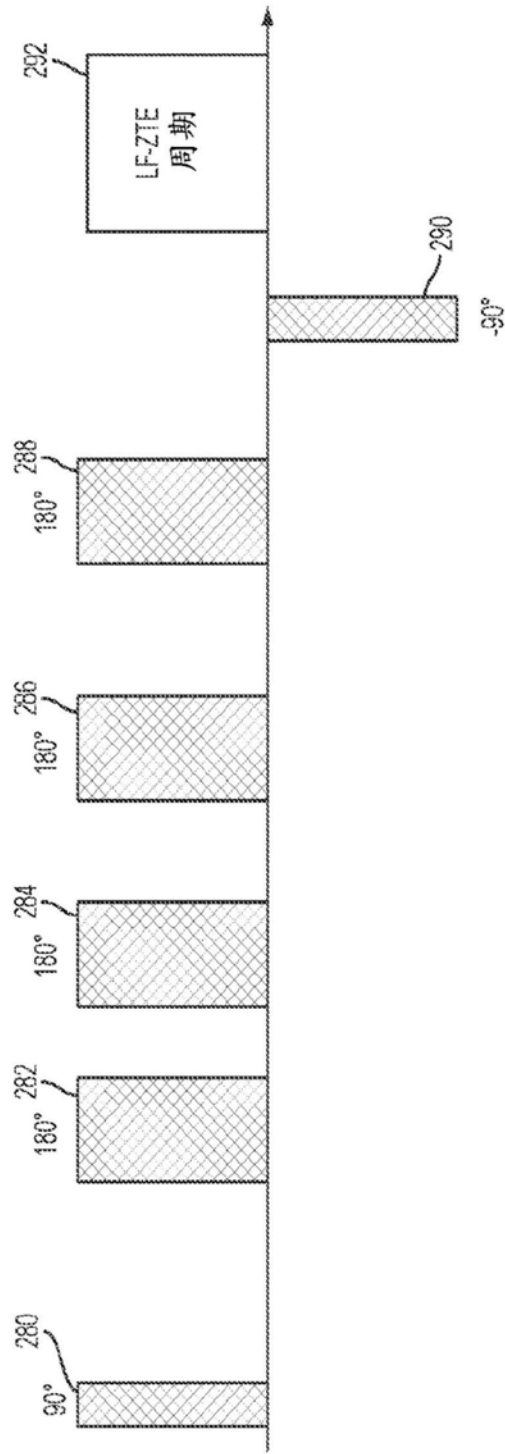


图2G

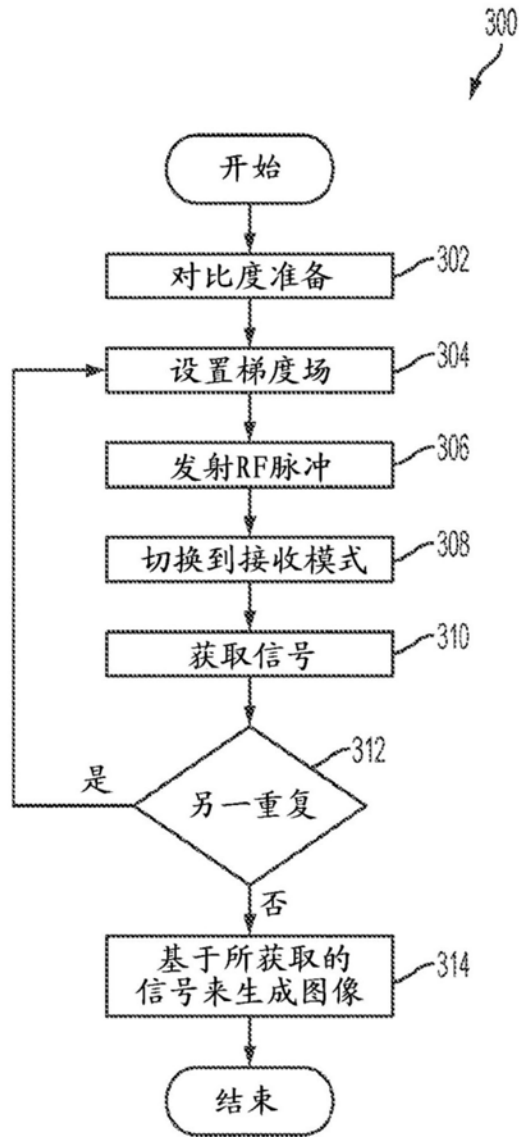


图3

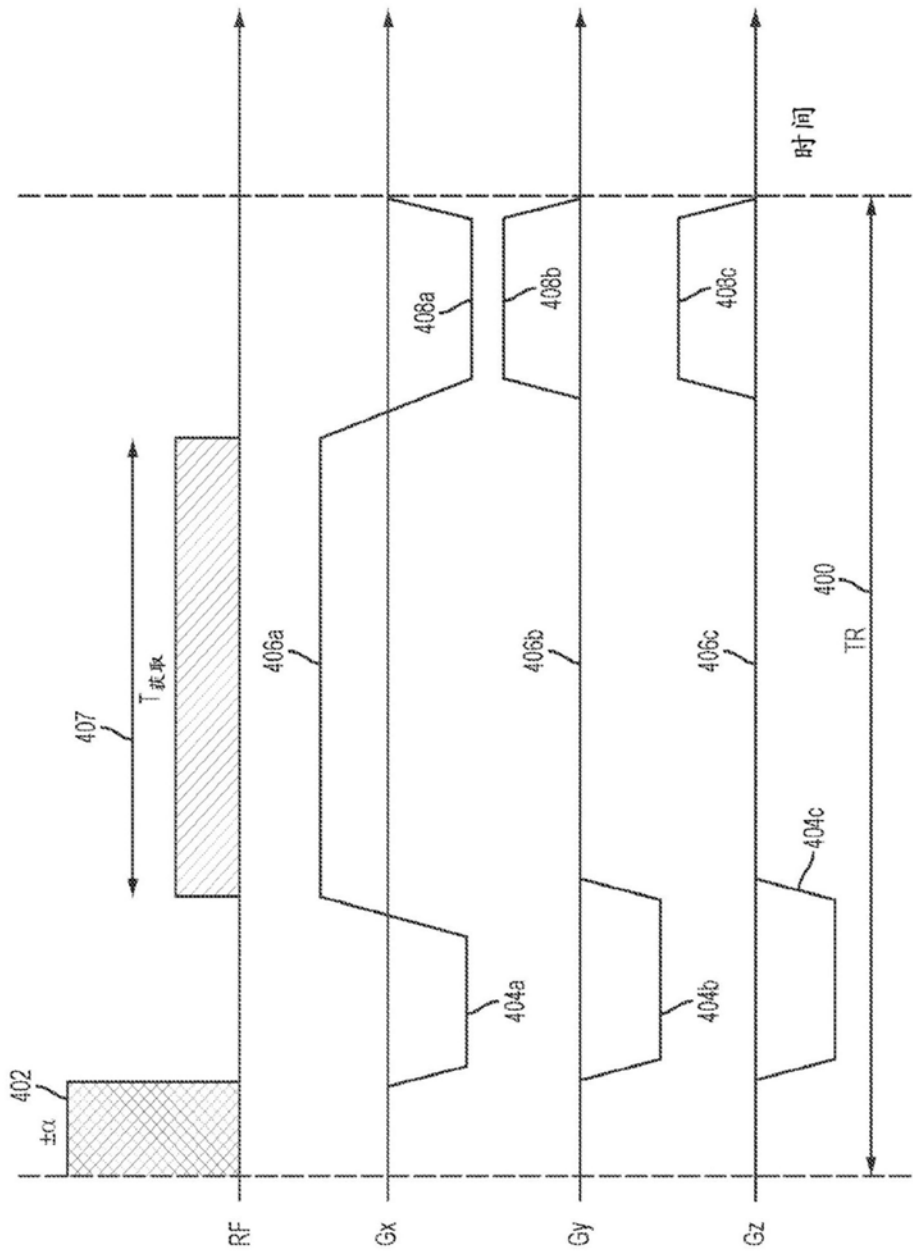


图4

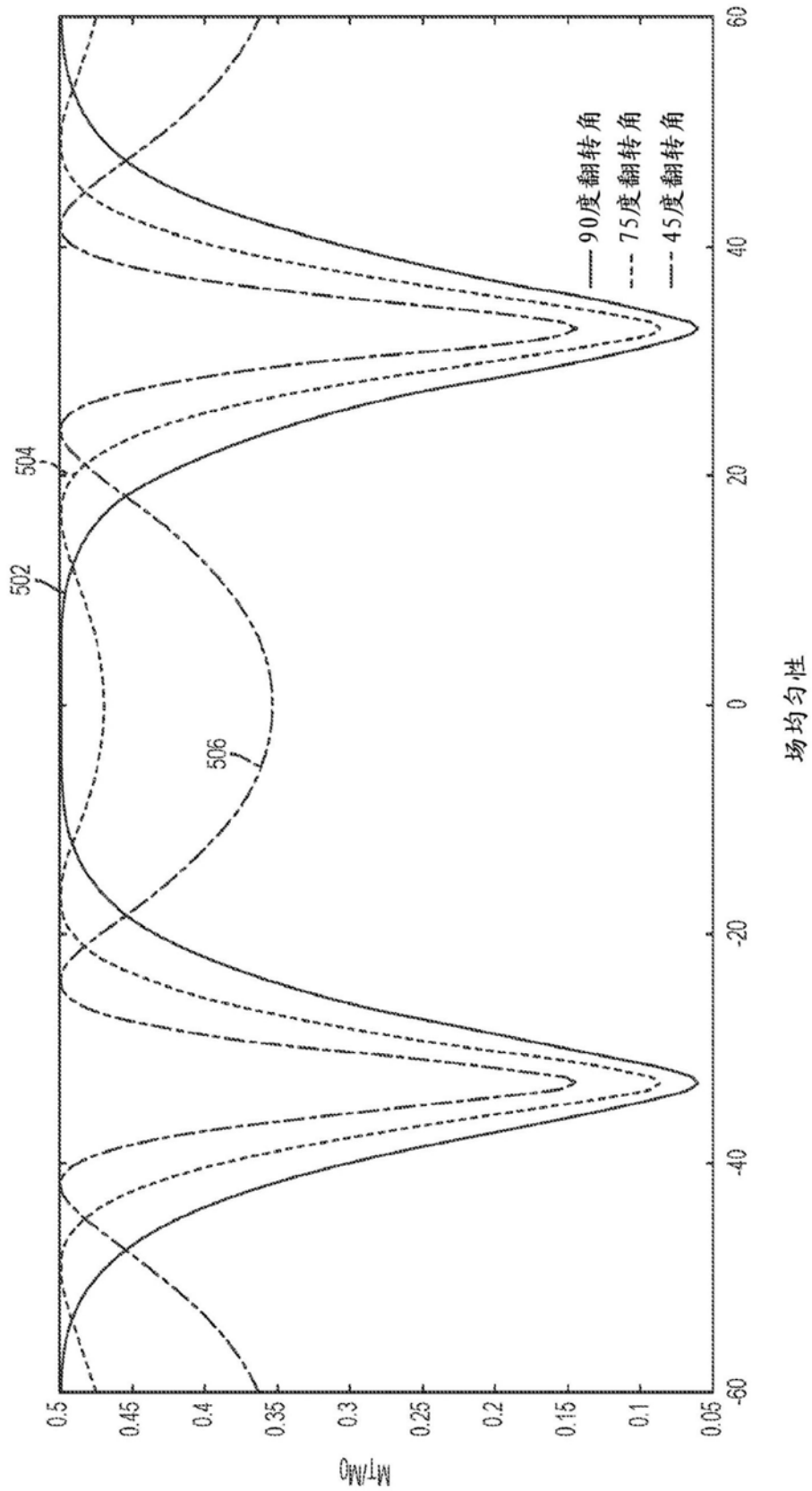


图5

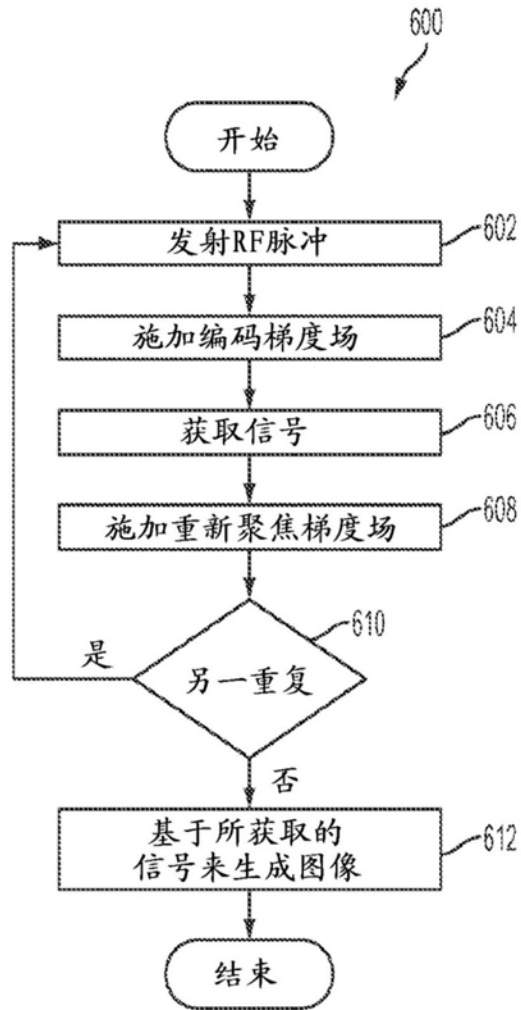


图6

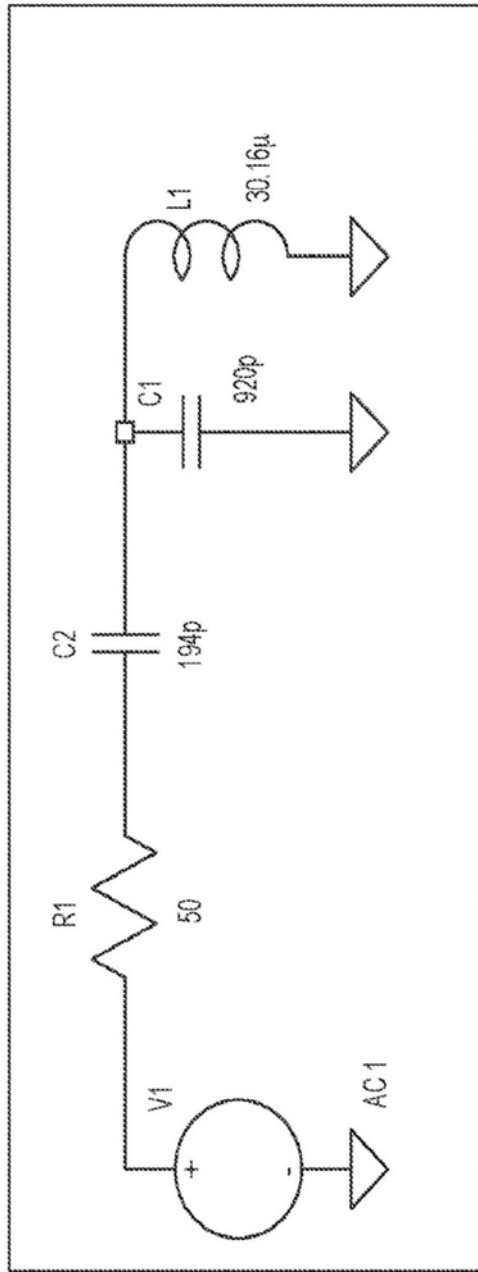


图7

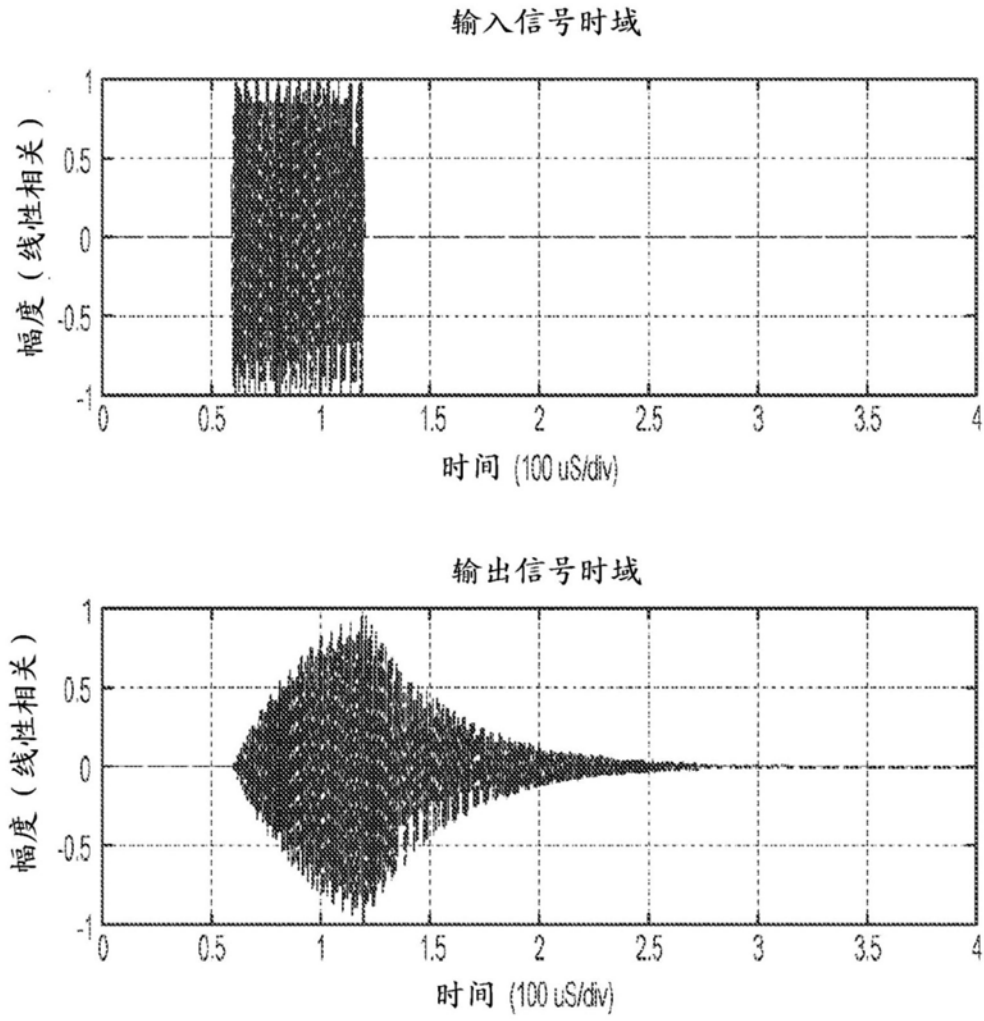


图8

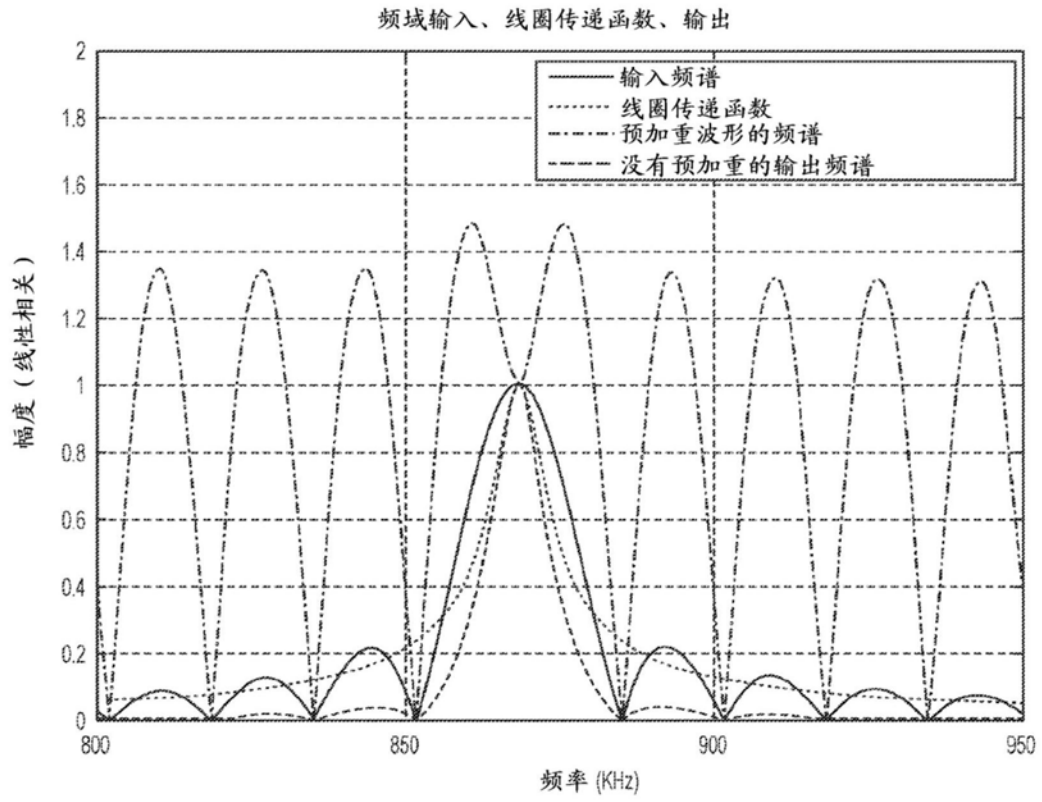


图9

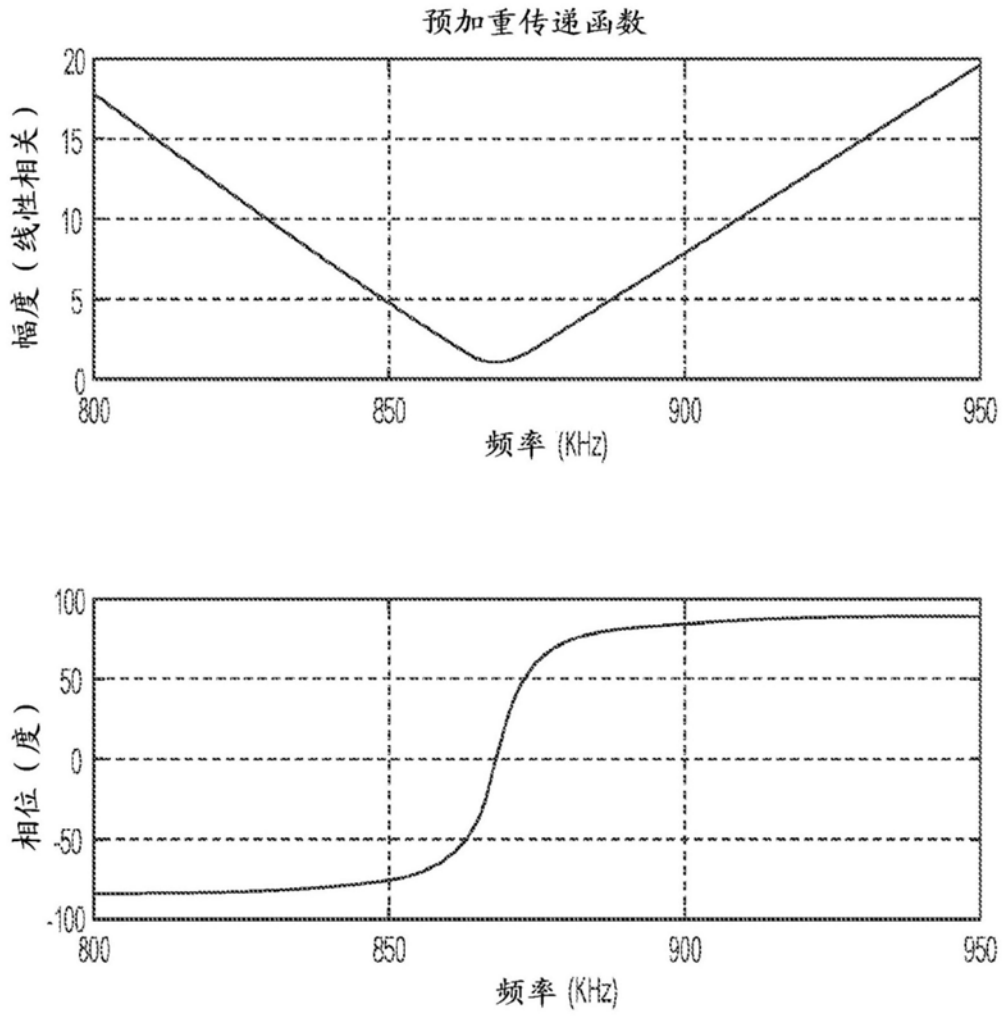


图10

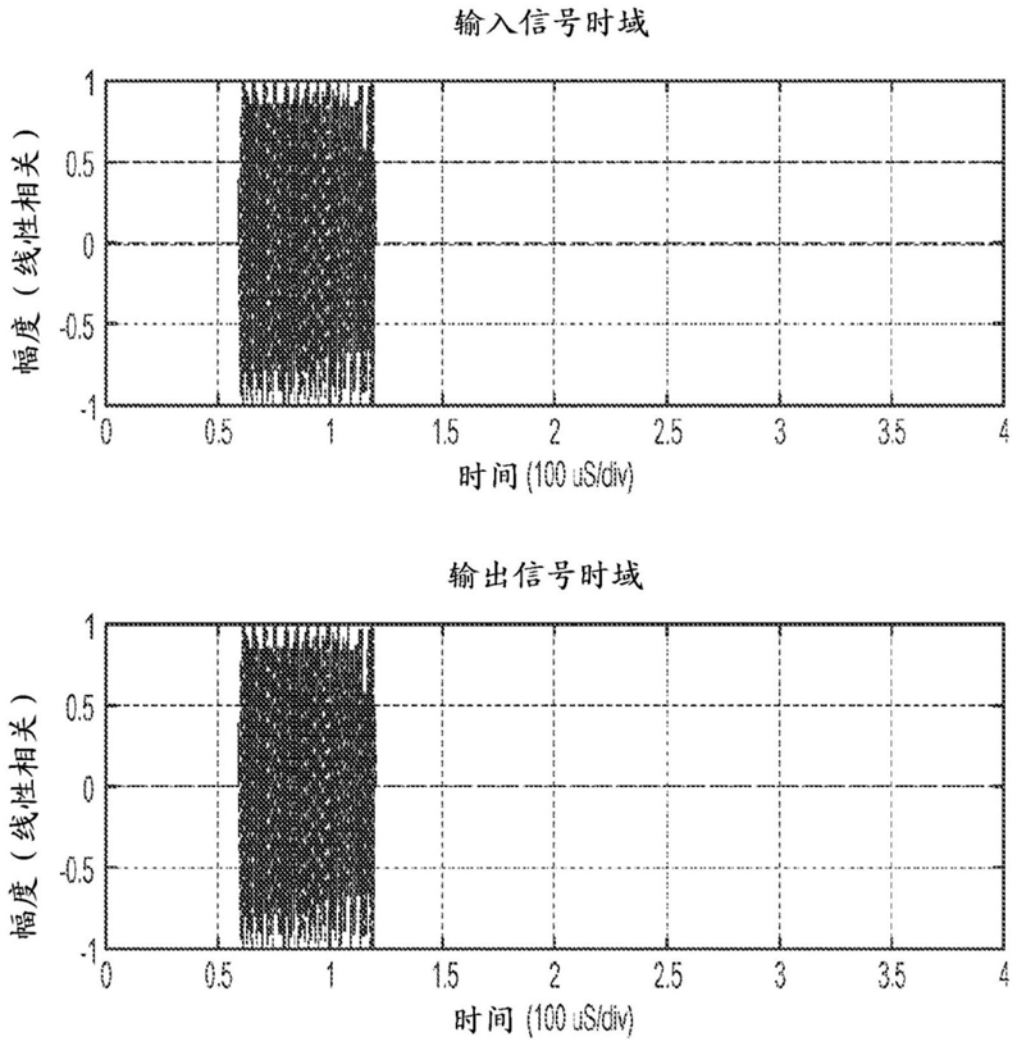


图11

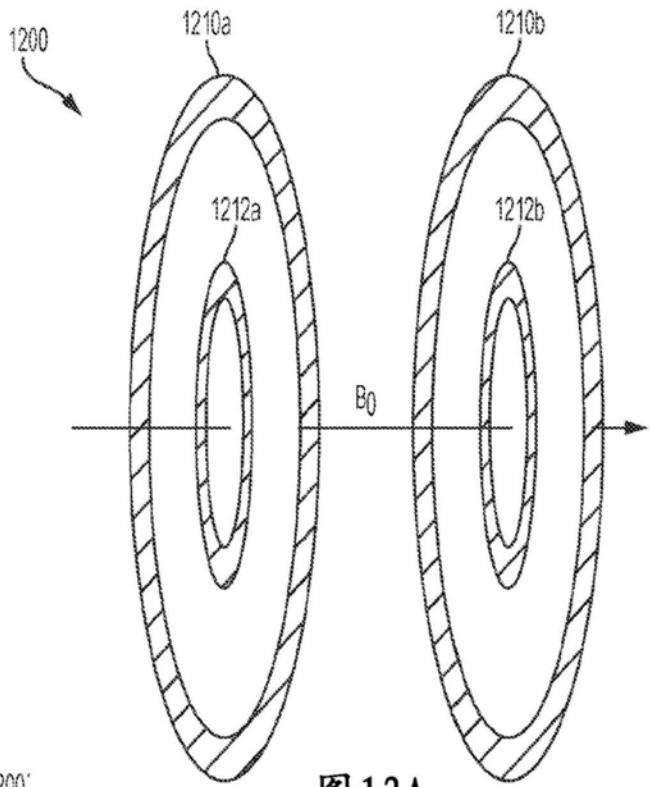


图 12A

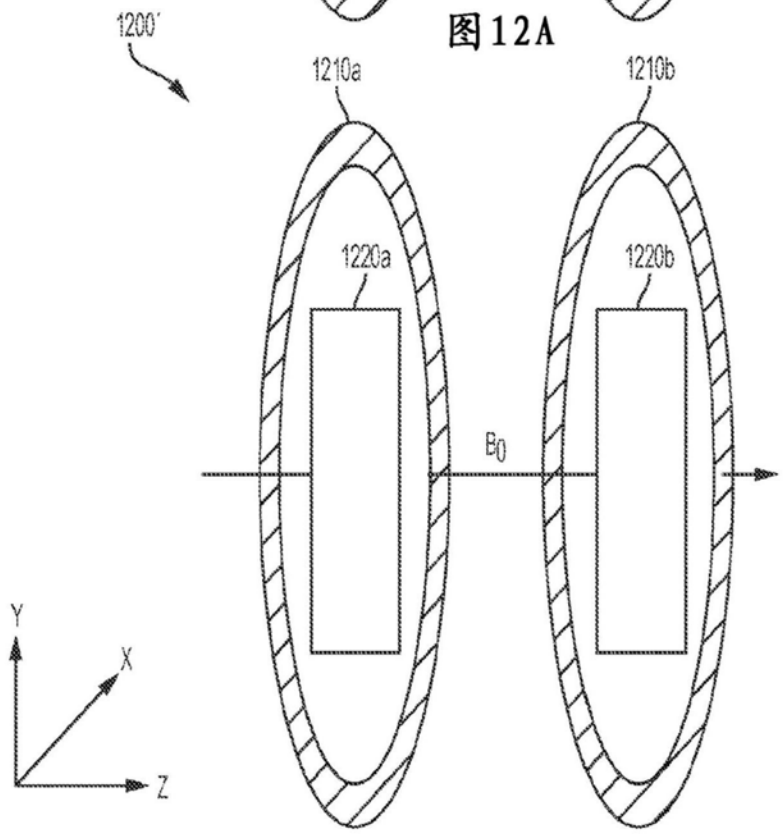


图 12B

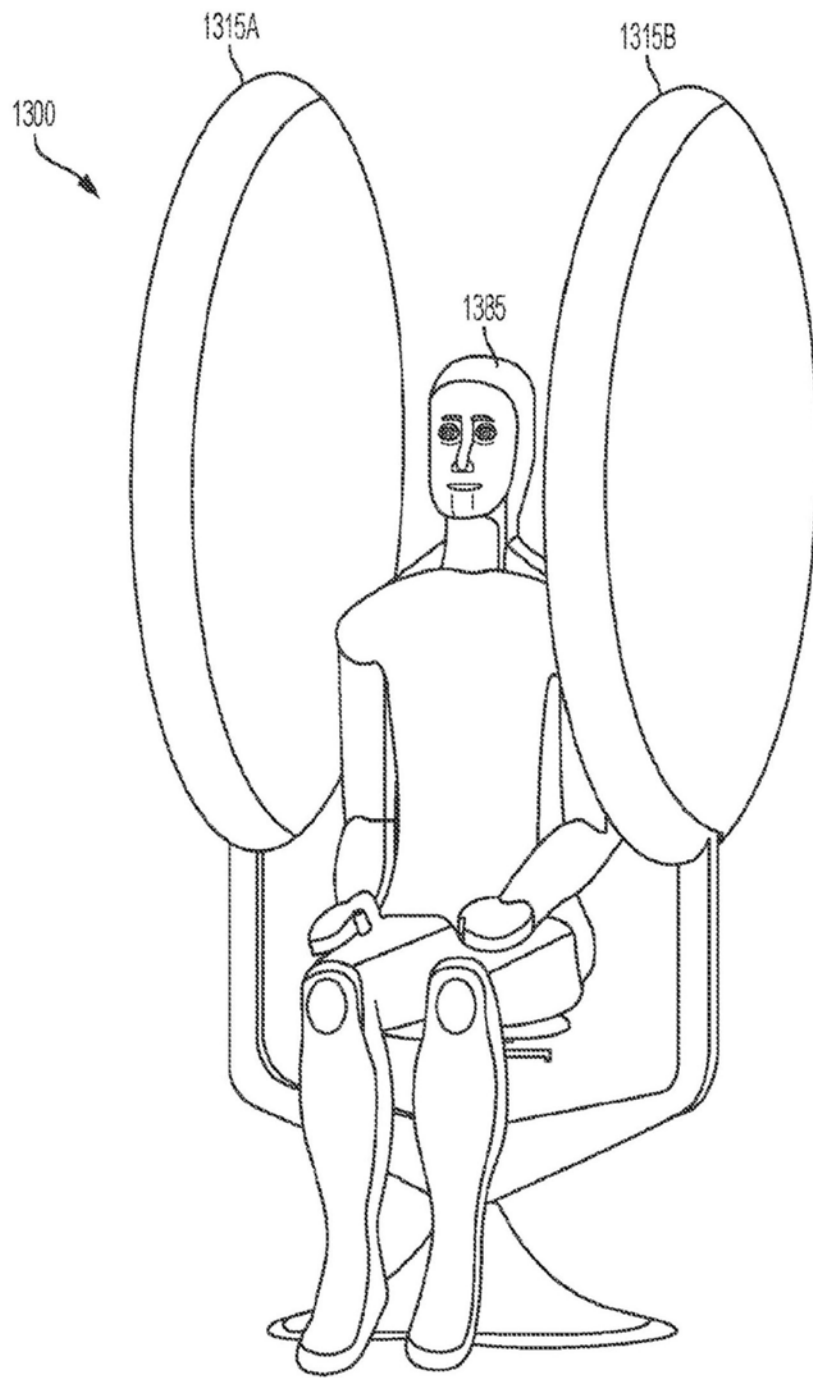


图13

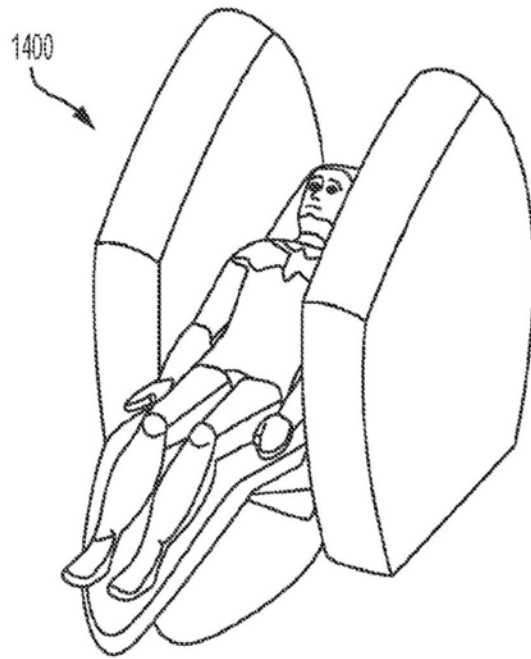


图14A

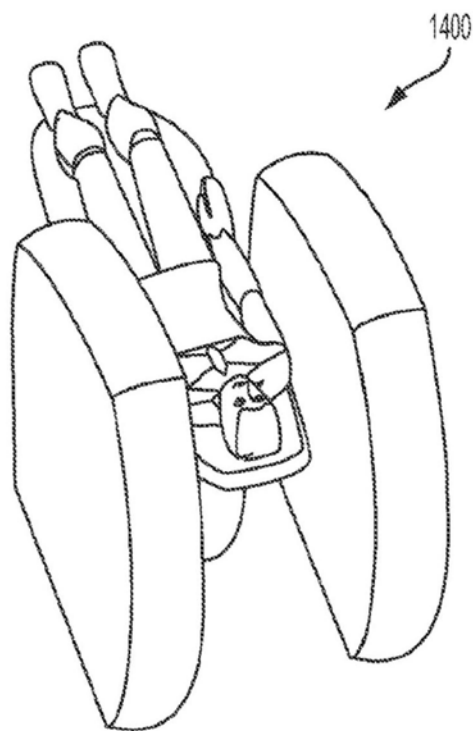


图14B

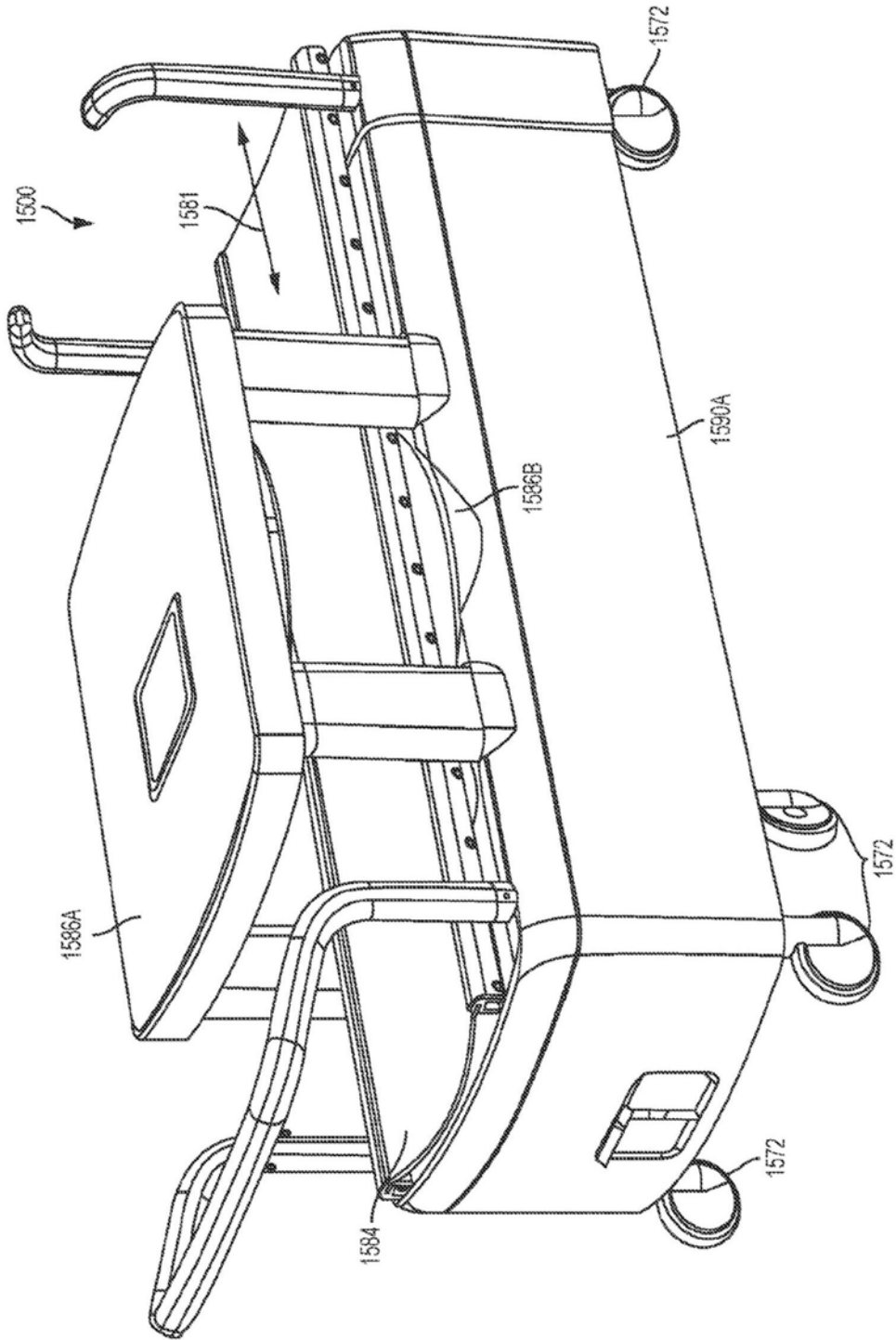


图15A

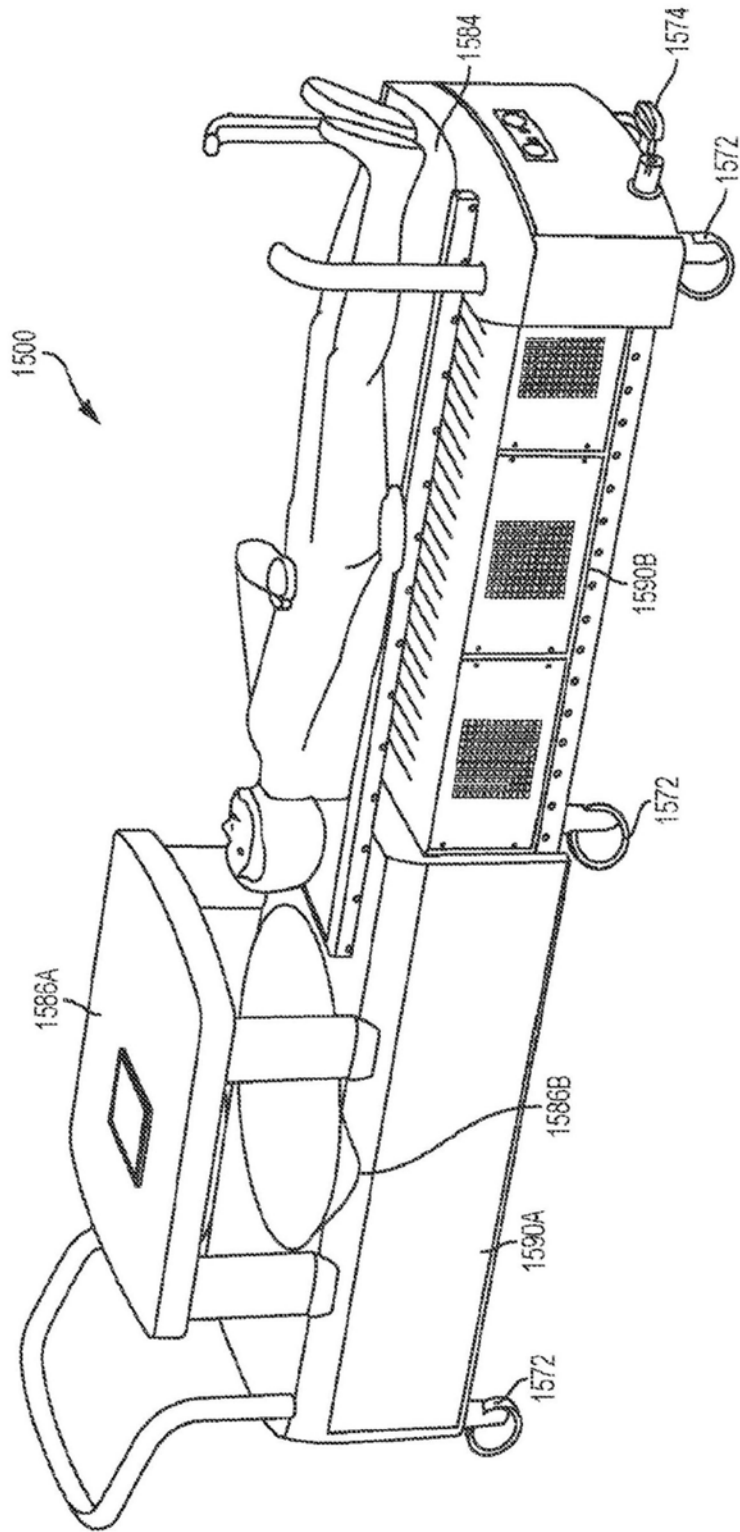


图15B