



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 117930100 A

(43) 申请公布日 2024. 04. 26

(21) 申请号 202410001984.9

A61B 5/055 (2006.01)

(22) 申请日 2022.01.14

G01R 33/36 (2006.01)

(30) 优先权数据

G01R 33/385 (2006.01)

63/137,930 2021.01.15 US

G01R 33/44 (2006.01)

(62) 分案原申请数据

202280021148.6 2022.01.14

(71) 申请人 海珀菲纳运营有限公司

地址 美国康涅狄格州

(72) 发明人 E·B·博斯坎普

迈克尔·斯蒂芬·普尔

(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

专利代理师 刘新宇 宋晓雯

(51) Int. Cl.

G01R 33/34 (2006.01)

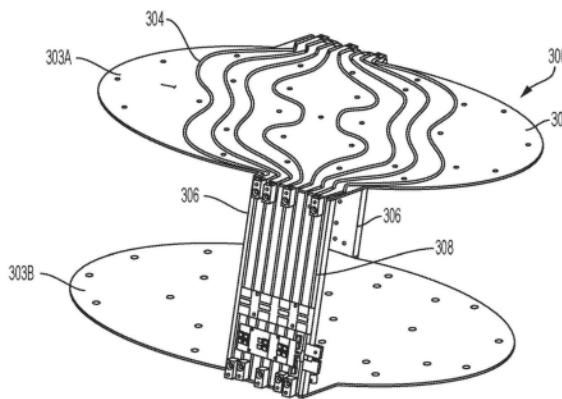
权利要求书1页 说明书16页 附图13页

(54) 发明名称

磁共振成像系统

(57) 摘要

本发明涉及一种磁共振成像系统。另外,本文描述了一种射频(RF)线圈设备,其用于便于对定位在磁共振成像(MRI)系统内的患者进行成像,MRI系统包括 B_0 磁体。该设备可以包括:框架,其包括第一板和与第一板相对布置的第二板;以及RF发射线圈,其包括串联连接的多个导体,这多个导体环绕框架卷绕并且形成多个匝。根据一些方面,提供了一种MRI系统,其被配置为对定位在MRI系统内的患者进行成像,该MRI系统包括用于产生 B_0 磁场的 B_0 磁体、以及RF线圈设备。



1. 一种磁共振成像系统即MRI系统,其被配置为对定位在所述MRI系统内的患者进行成像,所述MRI系统包括:

B_0 磁体,用于产生 B_0 磁场;以及

射频线圈设备即RF线圈设备,其包括:

框架,其包括第一板和与所述第一板相对布置的第二板;以及

RF发射线圈,其包括串联连接的多个导体,所述多个导体环绕所述框架卷绕并且形成多个匝。

2. 根据权利要求1所述的MRI系统,其中,所述 B_0 磁场具有在0.05T和0.1T之间的强度。

3. 根据权利要求1或2所述的MRI系统,其中,所述 B_0 磁场具有在0.1T和0.2T之间的强度。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的MRI系统,其中,所述MRI系统的成像区域布置在所述第一板和所述第二板之间。

5. 根据权利要求1至4中任一项所述的MRI系统,其中,所述RF发射线圈电耦接到所述MRI系统。

6. 根据权利要求1至5中任一项所述的MRI系统,其中,所述框架被配置为机械地耦接到所述MRI系统。

7. 根据权利要求6所述的MRI系统,其中,所述MRI系统包括一个或多个凸起部分,并且所述框架包括用于接纳所述MRI系统的所述一个或多个凸起部分的一个或多个槽。

8. 根据权利要求1至7中任一项所述的MRI系统,其中,所述 B_0 磁体包括第一 B_0 磁体和第二 B_0 磁体,所述第一 B_0 磁体和第二 B_0 磁体相对于彼此以使得成像区域被设置在这两者之间的方式进行布置,并且所述RF线圈设备布置在所述第一 B_0 磁体和所述第二 B_0 磁体之间。

9. 根据权利要求8所述的MRI系统,还包括布置在所述第一 B_0 磁体和所述第二 B_0 磁体之间的第一组梯度线圈和第二组梯度线圈,以及其中,所述RF线圈设备布置在所述第一组梯度线圈和所述第二组梯度线圈之间。

10. 一种磁共振成像系统即MRI系统,其被配置为对定位在所述MRI系统内的患者进行成像,所述MRI系统包括:

B_0 磁体,用于产生 B_0 磁场;

第一射频线圈设备即第一RF线圈设备,其包括:

框架;以及

RF发射线圈,其包括多个导体,所述多个导体环绕所述框架卷绕并且形成多个匝;以及

第二RF线圈设备,其包括:

至少一个RF接收线圈,其被配置为检测在所述 B_0 磁场内产生的MR信号。

11. 根据权利要求10所述的MRI系统,其中,所述第二RF线圈设备布置在所述第一RF线圈设备的第一板和第二板之间。

磁共振成像系统

[0001] (本申请是申请日为2022年1月14日、申请号为2022800211486、发明名称为“用于磁共振成像的射频线圈”的申请的分案申请。)

技术领域

[0002] 本公开涉及一种磁共振成像系统。

背景技术

[0003] 磁共振成像(MRI)为许多应用提供了重要的成像模式,并且广泛应用于临床和研究环境中以产生人体内部的图像。一般地,MRI基于检测磁共振(MR)信号,这些MR信号是原子响应于由所施加的电磁场引起的状态变化而发射的电磁波。例如,核磁共振(NMR)技术涉及检测在正被成像的对象中的原子(例如,人体组织中的原子)的核自旋的重新对准或弛豫时从受激原子的核所发射的MR信号。可以对检测到的MR信号进行处理以产生图像,这些图像使得在医学应用的背景下能够对体内的内部结构和/或生物过程进行调查以用于诊断、治疗和/或研究目的。

发明内容

[0004] 一些实施例提供一种射频线圈设备即RF线圈设备,其被配置为便于对定位在磁共振成像系统即MRI系统内的患者进行成像,所述MRI系统包括 B_0 磁体,所述射频线圈设备包括:框架,其包括第一板和与所述第一板相对布置的第二板;以及RF发射线圈,其包括串联连接的多个导体,所述多个导体环绕所述框架卷绕并且形成多个匝。

[0005] 一些实施例提供一种磁共振成像系统即MRI系统,其被配置为对定位在所述MRI系统内的患者进行成像,所述MRI系统包括: B_0 磁体,用于产生 B_0 磁场;以及射频线圈设备即RF线圈设备,其包括:框架,其包括第一板和与所述第一板相对布置的第二板;以及RF发射线圈,其包括串联连接的多个导体,所述多个导体环绕所述框架卷绕并且形成多个匝。

[0006] 一些实施例提供一种磁共振成像系统即MRI系统,其被配置为对定位在所述MRI系统内的患者进行成像,所述MRI系统包括: B_0 磁体,用于产生 B_0 磁场;第一射频线圈设备即第一RF线圈设备,其包括:框架;以及RF发射线圈,其包括多个导体,所述多个导体环绕所述框架卷绕并且形成多个匝;以及第二RF线圈设备,其包括:至少一个RF接收线圈,其被配置为检测在所述 B_0 磁场内产生的MR信号。

附图说明

[0007] 将参考以下附图描述所公开的技术的各个方面和实施例。应理解,这些图不必一定按比例绘制。

[0008] 图1例示根据本文所述的技术的一些实施例的磁共振成像系统的示例组件。

[0009] 图2A例示根据本文所述的技术的一些实施例的示例MRI系统。

[0010] 图2B例示根据本文所述的技术的一些实施例的、示例性双平面 B_0 磁性配置和被配

置为生成射频信号的图2A的示例MRI系统的射频线圈。

[0011] 图3A至图3C例示根据本文所述的技术的一些实施例的示例射频线圈设备。

[0012] 图3D例示根据本文所述的技术的一些实施例的图3A至图3C的示例射频线圈设备的第二配置。

[0013] 图4A至图4B例示根据本文所述的技术的一些实施例的图3A至图3C的示例射频线圈设备的电子器件。

[0014] 图5例示根据本文所述的技术的一些实施例的图3A至图3C的示例射频线圈设备的电子器件的示意电路图。

[0015] 图6例示根据本文所述的技术的一些实施例的插入到图2的示例MRI系统的成像区域中的图3A至图3C的示例射频线圈设备。

[0016] 图7例示根据本文所述的技术的一些实施例的图3A至图3C的示例射频线圈设备的示例性定位机构。

[0017] 图8例示根据本文所述的技术的一些实施例的图2的示例MRI系统的互补定位机构。

具体实施方式

[0018] 介绍

[0019] 本文所述的技术的各方面涉及具有可与磁共振成像 (MRI) 系统集成以便于对患者成像的射频 (RF) 发射线圈的设备和系统。根据一些实施例,提供一种RF线圈设备,该RF线圈设备被配置为优化由RF线圈设备生成的磁场的均匀度。在一些实施例中,RF线圈设备被配置为最大化MRI系统的成像区域中的用于患者解剖结构的可用空间。在一些实施例中,RF线圈设备被配置为使得不同的RF接收线圈可以与RF线圈设备可互换地使用。

[0020] RF发射线圈生成用于产生与 B_0 磁体所产生的主磁场垂直的RF磁场的RF脉冲。发明人已认识到,RF发射线圈的重要设计准则是配置(一个或多于一个)RF发射线圈,使得该线圈能够生成均匀磁场。具体地,由RF发射线圈生成的磁场的强度在MRI系统的整个成像区域中应是均强的,以获得高质量MR图像。为了确保RF磁场的均匀度,有利的是,设计RF发射线圈使得它们布置在刚性基板上。

[0021] RF接收线圈从由RF发射线圈所发射的RF脉冲激发的核自旋接收MR信号。与RF发射线圈相比,设计RF接收线圈时的重要考虑是信噪比 (SNR) 的最大化。为了使SNR最大化,将RF接收线圈定位成尽可能靠近正被成像的患者解剖结构(例如,柔性地环绕患者解剖结构缠绕),这是有利的。

[0022] 因此,RF发射线圈和RF接收线圈具有相互矛盾的设计考虑,使得将RF发射和接收线圈组合在单个设备中导致了上述设计准则中的一个或两个的缺点。然而,发明人已认识到,尽管将RF接收线圈定位成靠近患者解剖结构是有益的,但RF发射线圈不具有使SNR最大化的相同设计要求,而是优先考虑优化由发射线圈生成的磁场的均匀度的配置。因此,RF发射线圈可以在不会经历SNR的缺点的情况下远离患者解剖结构。使RF发射线圈远离患者解剖结构可能会降低RF发射线圈的效率(例如,产生特定强度的磁场所需的功率量),然而,发明人已认识到,RF发射线圈的效率的降低对于本文所述的实施例的增加的均匀度而言可以是可接受的折衷。例如,RF发射线圈附接到的框架可以是刚性的,以确保由RF发射线圈生成

的磁场的均匀度始终相同。这样,发明人开发了一种RF线圈设备,该RF线圈设备具有以多个匝围绕框架卷绕的RF发射线圈,该框架包括第一板和与第一板相对布置的第二板。RF发射线圈可以包括串联连接的多个导体。第一板和第二板可以彼此间隔开以在二者之间形成成像区域,该成像区域具有用于接纳患者解剖结构的最大化的空间量。由于RF发射和接收线圈彼此分开,因此任何合适的RF接收线圈设备(例如,RF头部线圈、RF膝部线圈)可以与本文所述的RF线圈设备可互换地使用。例如,柔性或刚性RF接收线圈可以与本文所述的RF发射线圈一起使用,该柔性或刚性RF接收线圈包括2016年5月12日提交的标题为“Radio Frequency Coil Methods and Apparatus”的美国专利申请号15/152,951和2017年9月29日提交的标题为“Radio Frequency Coil Tuning Methods and Apparatus”的美国专利申请号15/720,245(其各自均通过引用而被全部并入本文)中所述的示例RF接收线圈。在一些实施例中,RF线圈设备可以机械地和/或电子地耦接到MRI系统(例如,集成到MRI系统中)。

[0023] 因而,本文所述的技术的各方面涉及用于利用改进了的RF发射线圈对患者成像的设备和系统。一些实施例提供了一种RF线圈设备,其被配置为便于对定位在MRI系统内的患者成像,该MRI系统包括 B_0 磁体,该RF线圈设备包括:框架(例如,刚性框架),其包括第一板和与第一板相对布置的第二板(例如,其中第一板和第二板例如以成像区域布置在二者之间的方式彼此平行);以及RF发射线圈,其包括串联连接的多个导体,这多个导体环绕框架卷绕并且形成多个匝(例如,8个匝、至少6个匝和/或不超过12个匝)。

[0024] 在一些实施例中, B_0 磁体产生沿着垂直轴定向的 B_0 场,并且RF发射线圈被配置为发射RF脉冲,这些RF脉冲导致与垂直轴垂直的磁场。

[0025] 在一些实施例中,成像区域包括具有约10cm的半径的球形体积。

[0026] 在一些实施例中,多个导体中的各导体形成RF发射线圈的多个匝中的相应一个或多个。

[0027] 在一些实施例中,RF发射线圈电耦接到MRI系统。例如,在一些实施例中,MRI系统还包括基座,该基座被配置为容纳用于对RF发射线圈(例如,至少一个RF放大器)供电的电子器件。

[0028] 在一些实施例中,框架被配置为机械地耦接到MRI系统。例如,在一些实施例中,框架包括用于接纳MRI系统的一个或多个凸起部分的一个或多个槽(slot)。

[0029] 在一些实施例中, B_0 磁体包括相对于彼此布置成使得在二者之间设置成像区域的第一 B_0 磁体和第二 B_0 磁体,并且RF线圈设备布置在第一 B_0 磁体和第二 B_0 磁体之间。在一些实施例中,MRI系统还包括布置在第一 B_0 磁体和第二 B_0 磁体之间的第一组梯度线圈和第二组梯度线圈,并且RF线圈设备布置在第一组梯度线圈和第二组梯度线圈之间。在一些实施例中,RF线圈设备布置在MRI系统的壳体中。

[0030] 在一些实施例中,RF发射线圈具有约2.75MHz的共振频率。

[0031] 在一些实施例中,多个导体中的至少一个导体包括利兹(Litz)线。

[0032] 在一些实施例中,框架包括塑料(例如,Kydex)。

[0033] 在一些实施例中,框架包括将第一板和第二板分离的至少一个支撑件。在一些实施例中,该至少一个支撑件是c字状。

[0034] 在一些实施例中,框架包括多个沟(groove),并且多个导体定位在多个沟中的相应沟中。在一些实施例中,多个沟中的至少一个沟是非直线的(例如,包括一个或多个)

峰和/或谷)。

[0035] 一些实施例提供了一种MRI系统,其被配置为对定位在MRI系统内的患者成像,该MRI系统包括: B_0 磁体,其产生 B_0 磁场(例如,具有在0.05T和0.1T之间、在0.1T和0.2T之间的强度);以及RF线圈设备,其被配置为便于对定位在MRI系统内的患者成像,该MRI系统包括 B_0 磁体,该RF线圈设备包括:框架(例如,刚性框架),其包括第一板和与第一板相对布置的第二板(例如,其中第一板和第二板例如以成像区域布置在二者之间的方式彼此平行);以及RF发射线圈,其包括串联连接的多个导体,这多个导体环绕框架卷绕并形成多个匝(例如,8个匝、至少6个匝和/或不超过12个匝)。

[0036] 在一些实施例中,MRI系统还包括第二RF线圈设备,该第二RF线圈设备包括RF接收线圈。在一些实施例中,第二RF线圈设备布置在RF线圈设备的第一板和第二板之间。

[0037] 一些实施例提供了一种MRI系统,其被配置为对定位在MRI系统内的患者成像,该MRI系统包括: B_0 磁体,用于产生 B_0 磁场;第一射频(RF)线圈设备,其包括:框架,以及RF发射线圈,其包括串联连接的多个导体,这多个导体环绕框架卷绕并且形成多个匝;以及第二RF线圈设备,其包括:至少一个RF接收线圈,其被配置为检测在 B_0 磁场内产生的MR信号。

[0038] 在一些实施例中,第二RF线圈设备布置在第一RF线圈设备的第一板和第二板之间。在一些实施例中,框架是刚性的。在一些实施例中,第二RF线圈设备还包括能够围绕患者的解剖结构定位的柔性基板;以及其中,至少一个RF接收线圈包括多个RF接收线圈,这多个RF接收线圈耦接到柔性基板,并且被定向成使得在柔性基板围绕患者的解剖结构定位且放置在 B_0 磁场内时,这多个RF接收线圈能够检测在 B_0 磁场内产生的MR信号。

[0039] 以下进一步说明上述的方面和实施例以及附加的方面和实施例。这些方面和/或实施例可以单独使用、全部一起使用、或者以任何组合使用,因为该技术在该方面不受限制。

[0040] 以下是对与射频线圈设备相关的各种概念以及射频线圈设备的实施例的更详细说明,该射频线圈设备被配置为作为射频发射线圈在诸如以上结合图1至图2A所述等的低场MRI系统中进行操作,尽管这些方面不限于与任何特定MRI系统一起使用。这些方面和/或实施例可以单独使用、全部一起使用、或者以任何组合使用,因为该技术在该方面不受限制。应当理解,本文所述的实施例可以以多个方式中的任何一个来实现。具体实现的示例在下文仅是为了例示目的而提供的。应当理解,所提供的实施例以及特征/能力可以单独使用、全部一起使用、或者以两个或多于两个的任何组合使用,因为本文所述的技术的各方面在该方面不受限制。

[0041] 示例性磁共振成像系统

[0042] 图1例示可以结合本文所述的RF线圈设备使用的MRI系统的示例性组件。在图1的示例性示例中,MRI系统100包括计算装置104、控制器106、脉冲序列储存库108、电力管理系统109和磁性组件120。应当理解,MRI系统100是例示性的,并且除图1中例示的组件之外或者代替图1中例示的组件,MRI系统可以具有任何合适类型的一个或多于一个其他组件。然而,MRI系统通常将包括这些高级组件,尽管特定MRI系统的这些组件的实现可能不同。可以根据本文所述的技术的一些实施例而使用的MRI系统的示例在2017年6月30日提交且2020年4月21日授权公告的标题为“Low-Field Magnetic Resonance Imaging Methods and Apparatus”的美国专利号10,627,464和2018年1月24日提交且2019年3月5日授权公告的标

题为“Portable Magnetic Resonance Imaging Methods and Apparatus”的美国专利号 10,222,434(其各自均通过引用而被全部并入本文)中进行了说明。

[0043] 如图1所示,磁性组件120包括 B_0 磁体122、垫片124、射频发射和接收线圈126、以及梯度线圈128。 B_0 磁体122可用于生成主磁场 B_0 。 B_0 磁体122可以是生成期望的主磁场 B_0 的任何合适类型或组合的磁性组件。在一些实施例中, B_0 磁体122可以是一个或多个永磁体、一个或多个电磁体、一个或多个超导磁体、或者包括一个或多个永磁体和一个或多个电磁体和/或一个或多个超导磁体的混合磁体。在一些实施例中, B_0 磁体122可被配置为生成具有小于或等于0.2T、在从0.1T到0.2T的范围内、在从50mT到0.1T的范围内等的场强的 B_0 磁场。

[0044] 例如,在一些实施例中, B_0 磁体122可以包括第一 B_0 磁体和第二 B_0 磁体,该第一 B_0 磁体和第二 B_0 磁体各自包括围绕共同中心以同心环布置的永磁体块。第一 B_0 磁体和第二 B_0 磁体可以以双平面配置布置,使得成像区域位于第一 B_0 磁体和第二 B_0 磁体之间。在一些实施例中,第一 B_0 磁体和第二 B_0 磁体可以各自耦接到铁磁轭并由铁磁轭支撑,该铁磁轭被配置为捕获和引导来自第一 B_0 磁体和第二 B_0 磁体的磁通量。

[0045] 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为在 B_0 场中在三个基本上正交的方向(X、Y和Z)上生成梯度。梯度线圈128可被配置为通过系统地改变 B_0 场(由 B_0 磁体122和/或垫片124生成的 B_0 场)来对所发射的MR信号进行编码,以根据频率或相位来对接收到的MR信号的空间位置进行编码。例如,梯度线圈128可被配置为根据沿着特定方向的空间位置的线性函数来改变频率或相位,尽管也可以通过使用非线性梯度线圈来提供更复杂的空间编码分布。在一些实施例中,例如,如在2015年9月4日提交的代理人案号为00354.70000US01且标题为“Low Field Magnetic Resonance Imaging Methods and Apparatus”的美国专利号9,817,093(其通过引用而被全部并入文本)中所述,可以使用层压板(例如,印刷电路板)来实现梯度线圈128。

[0046] 通过分别使用发射和接收线圈(通常称为射频线圈)激发并检测所发射的MR信号来进行MRI。发射/接收线圈可以包括用于发射和接收的单独线圈、用于发射和/或接收的多个线圈、或者用于发射和接收的相同线圈。因而,发射/接收组件可以包括用于发射的一个或多个线圈、用于接收的一个或多个线圈、以及/或者用于发射和接收的一个或多个线圈。发射/接收线圈通常也被称为Tx/Rx或Tx/Rx线圈,以一般地指代MRI系统的发射和接收磁性组件的各种配置。这些术语在本文中可互换使用。在图1中,RF发射和接收线圈126包括可以用于生成RF脉冲以感应振荡磁场 B_1 的一个或多个发射线圈。(一个或多个)发射线圈可被配置为生成任何合适类型的RF脉冲。

[0047] 在一些实施例中,发射/接收线圈包括被配置为在MR成像期间进行发射和接收操作这两者的一个或多个线圈。在一些实施例中,发射/接收线圈包括一个或多个单独的线圈,其中一个或多个线圈被配置为进行发射操作,并且一个或多个线圈被配置为在MR成像期间进行接收操作。在分开的情况下,发射线圈可以固定在刚性配置中(如本文所述,诸如耦接到刚性框架等),以最大化由发射线圈生成的磁场的均匀度。接收线圈可以是柔性的,诸如固定到柔性基板等,该柔性基板能够环绕正被成像的患者解剖结构缠绕和/或被定位成靠近患者解剖结构,以使检测到的MR信号的SNR最大化。例如,接收线圈可以被配置(例如,成形)用于对特定患者解剖结构(诸如患者的膝部、头部等)成像。

[0048] 如本文所述,发射和接收线圈中的一个或多个可以被配置成电子地和/或机械地耦接到MRI系统。例如,发射和接收线圈中的一个或多个可以可移除地耦接到MRI系统,使得发射和接收线圈中的一个或多个可以根据需要耦接到MRI系统以及从MRI系统拆卸。

[0049] 电力管理系统109包括用以向MRI系统100的一个或多个组件提供操作电力的电子器件。例如,电力管理系统109可以包括一个或多个电源、能量储存装置、梯度电力组件、发射线圈组件、和/或提供合适的操作电力以使MRI系统100的组件通电并进行操作所需的任何其他合适的电力电子器件。如图1所示,电力管理系统109包括电源系统112、(一个或多个)电力组件114、发射/接收电路系统116和热管理组件118(例如,用于超导磁体的低温冷却装备、用于电磁体的水冷却装备)。

[0050] 电源系统112包括用以向MRI系统100的磁性组件120提供操作电力的电子器件。电源系统112的电子器件可以例如向一个或多个梯度线圈(例如,梯度线圈128)提供操作电力以生成一个或多个梯度磁场来提供MR信号的空间编码。另外,电源系统112的电子器件可以向一个或多个RF线圈(例如,RF发射和接收线圈126,其包括本文所述的RF线圈设备的RF发射线圈)提供操作电力,以生成一个或多个RF信号和/或从被检体接收一个或多个RF信号。例如,电源系统112可以包括被配置为从干线电力向MRI系统和/或能量储存装置提供电力的电源。在一些实施例中,电源可以是配置为将来自干线电力的AC电力转换成DC电力以供MRI系统使用的AC到DC电源。在一些实施例中,能量储存装置可以是电池、电容器、超级电容器、飞轮、或者可以双向地接收(例如,储存)来自干线电力的电力并将向MRI系统供给电力的任何其他合适的能量储存设备中的任一个。另外,电源系统112可以包括包含如下组件的附加电力电子器件,这些组件包含但不限于电力转换器、开关、总线、驱动器和用于向MRI系统供给电力的任何其他合适的电子器件。

[0051] (一个或多个)放大器114可以包括:一个或多个RF接收(Rx)前置放大器,其放大由一个或多个RF接收线圈(例如,线圈126)检测到的MR信号;一个或多个RF发射(Tx)电力组件,其被配置为向一个或多个RF发射线圈(例如,包括本文所述的RF线圈设备的RF接收线圈的线圈126)提供电力;一个或多个梯度电力组件,其被配置为向一个或多个梯度线圈(例如,梯度线圈128)提供电力;以及一个或多个匀场电力组件,其被配置为向一个或多个垫片(例如,垫片124)提供电力。在一些实施例中,垫片可以使用永磁体、电磁体(例如,线圈)和/或其组合来实现。发射/接收电路系统116可以用于选择RF发射线圈还是RF接收线圈正被操作。

[0052] 如图1所示,MRI系统100包括具有向电力管理系统109发送指令和从电力管理系统109接收信息的控制电子器件的控制器106(也称为控制台)。控制器106可被配置为实现一个或多个脉冲序列,该一个或多个脉冲序列用于确定发送到电力管理系统109以按期望序列(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)操作磁性组件120的指令。

[0053] 脉冲序列的示例包括零回波时间(ZTE)脉冲序列、平衡稳态自由进动(bSSFP)脉冲序列、梯度回波脉冲序列、自旋回波脉冲序列、反转恢复脉冲序列、动脉自旋标记脉冲序列、扩散加权成像(DWI)脉冲序列、Overhauser成像脉冲序列等,这些脉冲序列的各方面在2015年11月11日提交的代理人案号为00354.70002US01且标题为“Pulse Sequences for Low

Field Magnetic Resonance”的美国专利号10,591,561(其通过引用而被全部并入本文)中进行了说明。

[0054] 如图1所示,控制器106还与被编程为处理接收到的MR数据的计算装置104交互。例如,计算装置104可以使用任何合适的(一个或多个)图像重建处理来处理接收到的MR数据以生成一个或多个MR图像。控制器106可以向计算装置104提供与一个或多个脉冲序列有关的信息,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提供与一个或多个脉冲序列有关的信息,并且计算装置可以至少部分地基于所提供的信息来进行图像重建处理。

[0055] 计算装置104可以是配置为处理所获取到的MR数据并生成正被成像的被检体的一个或多个图像的任何电子装置。在一些实施例中,计算装置104可以位于与MRI系统100相同的房间中和/或耦接到MRI系统100。在一些实施例中,计算装置104可以是固定电子装置,诸如台式计算机、服务器、机架式计算机、或者可被配置为处理MR数据并生成正被成像的被检体的一个或多个图像的任何其他合适的固定电子装置。可替代地,计算装置104可以是便携式装置,诸如智能电话、个人数字助理、膝上型计算机、平板计算机、或者可被配置为处理MR数据并生成正被成像的被检体的一个或多个图像的任何其他便携式装置。在一些实施例中,计算装置104可以包括任何合适类型的多个计算装置,因为本文提供的公开内容的方面在该方面不受限制。

[0056] 图2A例示低电力的便携式低场MRI系统,其中RF线圈设备的一些实施例被配置为结合该MRI系统进行操作。根据一些实施例,便携式MRI系统200是以小于或等于0.2T且大于0.1T的 B_0 磁场进行操作的低场MRI系统,并且根据一些实施例,便携式MRI系统200是便于进行便携式低成本低电力的MRI并且可以显著增加临床环境中的MRI的可用性的、以小于或等于0.1T且大于10mT(例如,0.1T、50mT、20mT等)的 B_0 磁场进行操作的甚低场MRI系统。便携式MRI系统200包括 B_0 磁体210,该 B_0 磁体210包括通过铁磁轭220彼此磁耦合的至少一个第一永磁体210a和至少一个第二永磁体210b,该铁磁轭220被配置为捕获和引导磁通量以增加MRI系统的成像区域(视场)内的磁通量密度。永磁体210a和210b可以使用任何合适的技术(例如,使用在先前通过引用而被并入本文的‘434专利中所述的技术、设计和/或材料中的任何一个)来构造。磁轭220也可以使用诸如在‘434专利中所述的合适技术中的任何一个来构造。应当理解,在一些实施例中,(例如,如也在‘434专利中所述)除永磁体以外或作为永磁体的替代,可以代替地使用电磁体来形成 B_0 磁体210。

[0057] 图2A所例示的示例性 B_0 磁体210是以双平面布置所配置的,使得 B_0 磁场沿着垂直轴115a定向。对于图2A所例示的示例性配置,沿着垂直轴的 B_0 磁场的方向可以沿向上或向下方向。结果,射频(RF)线圈可以具有与正交于垂直轴的水平轴对准的主轴,诸如纵向轴115b或轴向轴115c等。如本文中进一步所述,发明人开发了具有用于生成RF磁场的RF发射线圈的RF线圈设备。RF线圈设备可以是与MRI系统(诸如图2A所示的MRI系统200等)可集成的。

[0058] B_0 磁体210可以耦接到或以其他方式附接或安装到基座250,该基座250除了提供用于支撑 B_0 磁体的承重结构之外,还包括被配置为容纳操作便携式MRI系统200所需的电子器件的内部空间。图2A所例示的示例性便携式MRI系统200还包括使得能够将便携式MRI系统运送到不同位置的输送机构280。输送机构可以包括被配置为便于例如将便携式MRI系统移动到需要MRI的位置的一个或多个组件。根据一些实施例,输送机构包括耦接到驱动

轮284的马达286。以这种方式,输送机构280在将MRI系统200运送到期望位置时提供机动辅助。输送机构280还可以包括多个脚轮282以辅助支撑和稳定性以及便于运送。

[0059] MRI系统200还配备有能够在成像期间升高(例如,在运送期间)和降低(例如,如图2A所示)以支撑患者解剖结构的折叠式桥架260,并且可以包括在2019年7月19日提交的标题为“Methods and Apparatus for Patient Positioning in Magnetic Resonance Imaging”(‘896申请)的国际公开号WO 2020/018896 A1(其通过引用而被全部并入文本)中所述的折叠式桥架的特征中的任一个或多个。该示例性低场MRI系统可以用于通过将MRI系统直接带给患者或者将患者带到相对较近的MRI系统(例如,通过用标准病床、轮椅等将患者推到MRI系统)来提供床旁即时MRI。发明人具有被配置用于在这样的MRI系统中使用的射频线圈设备,尽管这些方面不限于与任何特定MRI系统一起使用。

[0060] 图2B例示根据本文所述的技术的一些实施例的例性双平面 B_0 磁性配置和被配置为生成射频信号的图2A的示例MRI系统的射频线圈。MRI涉及将要成像的被检体(例如,患者解剖结构的全部或一部分)放置在静态的均匀磁场 B_0 中,以使(通常由净磁化矢量表示的)被检体的原子净磁化在 B_0 场的方向上排列。然后使用一个或多个发射线圈来生成具有与磁场 B_0 中的原子的原子自旋的进动速率相关的频率的脉冲磁场 B_1 ,以使得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 场关闭之后,净磁化矢量的横向分量进动并且其大小随时间的经过而衰减,直到净磁化在被允许与 B_0 场的方向重新对准的情况下进行该操作。该处理产生可以例如通过测量在MRI系统的如下的一个或多个接收线圈中感应出的电信号而检测到的MR信号,该一个或多个接收线圈被调谐成以MR信号的频率共振。

[0061] MR信号是可以被视为包括沿着正交轴的线性极化分量的旋转磁场(通常被称为圆极化磁场)。也就是说,MR信号由沿着第一轴振荡的第一正弦分量和沿着与第一轴正交的第二轴振荡的第二正弦分量构成。第一正弦分量和第二正弦分量彼此异相振荡 90° 。被调谐成MR信号的共振频率的适当布置的线圈可以检测沿着正交轴其中之一的线性极化分量。特别地,可以通过沿着大致正交于线圈的电流回路的轴(本文中称为线圈的主轴)定向的MR信号的线性极化分量来在调谐的接收线圈中感应出电响应。

[0062] 因此,被配置为激发并检测MR信号的射频线圈(其可以包括用于发射和接收的单独线圈、用于发射和/或接收的多个线圈、或者用于发射和接收的相同线圈)需要相对于 B_0 磁场适当地定向以进行MRI。尽管传统的高场MRI扫描器产生了沿着水平轴(例如,沿着孔的纵向轴)的方向上定向的 B_0 场,但本文所述的示例性低场MRI装置产生了沿着垂直轴的方向上定向的 B_0 场。例如,图2B例示根据一些实施例的 B_0 磁体的示例性双平面几何形状。 B_0 磁体110由磁体110a和110b示意性地例示,磁体110a和110b被布置成基本上彼此平行以大体上沿着轴115a(在向上或向下方向上)产生 B_0 场,从而提供磁体110a和110b之间的视场(即,磁体之间的区域,其中 B_0 场的均匀度适合于MRI)。

[0063] 第一RF线圈(或多个RF线圈)被示意性地例示为RF线圈155a,其被布置成大体上沿着轴115b(即,(一个或多个)RF线圈155a的主轴)生成脉冲振荡磁场,以刺激MR响应和/或检测基本上沿着主轴115b定向的MR信号分量(即,与线圈的主轴对准的MR信号的线性极化分量)。第二RF线圈(或多个RF线圈)被示意性地例示为RF线圈155b,其被布置成大体上沿着轴115c(即,进出附图的平面的(一个或多个)RF线圈150c的主轴)生成脉冲振荡磁

场,以刺激MR响应和/或检测基本上沿着主轴115c定向的MR信号分量(即,与线圈的主轴对准的MR信号的线性极化分量)。

[0064] 发明人开发了一种具有RF发射线圈的RF线圈设备,其被配置为通过提供RF发射线圈来结合这些低场MRI装置进行操作,该RF发射线圈包括以多个匝围绕框架卷绕的串联连接的多个导体,该框架包括第一板和与第一板相对布置的第二板,该RF发射线圈在围绕要成像的患者的解剖结构定位时,被配置为发射RF脉冲以产生RF磁场。

[0065] 如本文所述,为了发射激发脉冲序列以及为了检测所发射的MR信号,发射/接收线圈必须以与 B_0 场的强度相关的进动频率(称为氢的拉莫尔频率)共振。也就是说,随着 B_0 场的强度增加,相应的进动频率也增加。因此,高场区中的发射/接收线圈必须以比它们的低场对应物明显更高的频率(更短的波长)共振。这样,与低场MRI相关联的更低共振频率便于进行被配置为在低场区中进行操作的设备的不同射频线圈设计。例如,共振线圈的导电路径的长度受到共振线圈意图共振的频率的限制。特别地,频率越高,导电路径在电容结之间必须越短,以便共振线圈令人满意地进行操作。因而,高场发射/接收线圈的导电路径需要非常短。为了满足该要求,高场发射/接收线圈经常是通过蚀刻、切割或铣削导电片(例如,铜片)所形成的单匝导电路径。单匝导电路径可以具有许多电容结(例如,串联布置的电容器)。高场发射/接收线圈的典型导电路径在相应电容器之间在长度方面被限制为几十厘米。

[0066] 低场MRI中涉及的低频率许可发射/接收线圈的导电路径相当长,从而允许射频线圈包括多个匝或多个回路。如本文所使用的,“匝”是指围绕基准轴(例如,线圈的主轴,如以下进一步详细论述)提供 360° 或基本上 360° 的导电路径。应当理解,匝不需要形成闭合回路,只要导电路径被形成为围绕基准轴的基本上 360° 即可。一般的经验法则规定,共振线圈中的导体的长度不应超过共振频率处的波长的十分之一。因而,具有3T的 B_0 磁场的高场MRI系统以约128MHz进行操作,因此具有约2.3米的波长。因而,这种高场系统所用的发射/接收线圈中的导体的长度不应超过23厘米。相比之下,具有0.2T的 B_0 场的低场MRI系统以约8.5MHz进行操作,因此具有约35米的波长,并且因此发射/接收线圈可以包括具有长达约3.5米的长度的导体。具有0.1T的 B_0 场的低场MRI系统以约4.3MHz进行操作,因此具有约70米的波长,并且因此发射/接收线圈可以包括具有长达约7米的长度的导体。具有0.05T的 B_0 场的低场MRI系统以约2.15MHz(~140米波长)进行操作,并且相应的发射/接收线圈可以利用具有长达14米的长度的导体,等等。发明人已认识到,在低场区许可的明显更长的导体长度允许具有多个匝(例如,5、10、15、20、30、50个匝或更多个匝)的射频线圈。在一些实施例中,RF线圈包括至少6个匝和/或不超过12个匝。在一些实施例中,RF线圈包括8个匝。各个匝可以通过相应电容器耦接在一起。在一些实施例中,两个电容器之间的导体的长度可以包括匝。以下进一步详细论述具有以多个匝布置的导体的示例性线圈。

[0067] 示例性射频线圈设备

[0068] 例如,图3A至图3C例示根据本文所述的技术的一些实施例的示例射频线圈设备。如图3A所示,RF线圈设备300包括框架302和用于发射RF信号的线圈304。如本文进一步所述,线圈304环绕框架302卷绕。

[0069] 框架302包括第一板303A和第二板303B。第二板303B与第一板303A相对布置。在第一板303A和第二板303B之间的空间中可以形成用于接纳患者解剖结构并对患者解剖结构

成像的成像区域。如本文所述,在图3A的例示实施例中,第一板303A和第二板303B基本上彼此平行,这可以增强由线圈304生成的磁场的均匀度。

[0070] 框架302可以由任何合适的材料制成。例如,框架302可以由诸如塑料(例如,Kydex)等的非铁材料制成。框架302可以是刚性的,以防止框架302的变形。如本文所述,RF发射线圈的重要设计准则是:将线圈配置成围绕刚性框架卷绕,以确保由线圈生成的磁场的均匀度被优化并且与如在柔性线圈中可能发生的波动相比保持恒定。因而,使用刚性框架302有助于增强由线圈304生成的均匀磁场的稳定性。

[0071] 在所例示的实施例中,第一板303A和第二板303B是盘状的,然而其他合适的形状是可能的,并且该技术的各方面在该方面不受限制。在一些实施例中,第一板303A和第二板303B可以是基本上相同的大小(例如,具有约60cm的直径)。

[0072] 框架302还包括支撑件306。如本文所述,支撑件306将第一板303A和第二板303B分离以在二者之间形成成像区域。支撑件306可以将第一板303A和第二板303B分离,使得成像区域包括具有约10cm的半径的球形体积。在一些实施例中,球形体积包括至少5cm、6cm、7cm、8cm、9cm、10cm等的半径。例如,支撑件各自具有约30cm的高度。在所例示的实施例中,框架包括两个支撑件,然而其他配置是可能的(例如,1个支撑件、3个支撑件等)。如图3A至图3C所示,支撑件306是c字状。

[0073] 线圈304可以是配置为发射RF脉冲以感应振荡磁场 B_1 的RF发射线圈。如本文所述,RF发射线圈在无均匀度性能的明显缺陷的情况下,可以与患者解剖结构间隔开。

[0074] 线圈304可以包括至少一个导体。在一些实施例中,线圈304包括多个导体。在这样的实施例中,多个导体可以在电容结处串联连接在一起。

[0075] 如本文所述,RF线圈的效率与线圈的品质因数(Q)成比例。Q等于电抗与电阻的比。尽管电阻与线圈的匝数成比例,但电抗与匝数平方成比例。因此,增加绕组的数量使线圈的Q以及效率线性地增加。然而,除线圈的匝数之外,线圈的电阻和/或电抗可以取决于一个或多个其他特性(例如,与一个或多个其他特性成比例)。

[0076] 为了优化场的均匀性并防止将导致线圈电阻以与同线圈匝数成比例相比更快的速率增加的邻近效应,如图3A至图3C所示以及本文所述,线圈的匝可以彼此间隔开。图3A至图3C所示和本文所述的绕组的图案是优化由RF发射线圈生成的磁场的均匀性的结果。该优化是基于RF电流大小和相位对于线圈的所有匝都相同这一假设。为了确保该假设为真,使线圈的导体(结果是线圈匝)串联布置。使导体和匝以并联配置进行配置,这在确保电流在线圈的匝之间平均分流时引入了问题。

[0077] 在一些实施例中,线圈304的(一个或多个)导体包括利兹线。多股利兹线包括编成辫子捆绑在一起的数千个导线。电流在多个导线之间分流,由此降低了各股导线中的电流密度。电流在导线之间的分布使增益增加,进而(通过增加电路的品质因数(Q))增加了由导线形成的电路的效率。

[0078] 在一些实施例中,线圈304的(一个或多个)导体包括铜线。导线的电阻与导线的半径成反比。因此,在一些实施例中可以使用具有增大的直径的铜线来实现目标串联电阻。

[0079] 在一些实施例中,线圈304可被配置为例如与如本文所述的低场MRI系统组合在低场区中进行操作。在线圈304被配置为在低场区中进行操作的这种实施例中,如以上所论述

的,线圈304由于在低场MRI中涉及的更低的共振频率,因而与被配置为在高场区中进行操作的传统RF线圈相比,具有明显更大尺寸的不间断导体长度。例如,线圈304可以具有约14米的长度。在一些实施例中,线圈包括至少5米、至少10米、至少11米、至少12米、至少13米、至少14米等的长度。应当理解,所例示的具体尺寸是示例性的,并且可以被选择为更小或更大。

[0080] 如本文所述,线圈304可以由一个或多个导体构造。一个或多个导体可以以多个匝305环绕框架302卷绕。例如,框架302可以包括布置有线圈304的导体的多个沟。例如,如图3B至图3C所示,第一板303A和第二板303B各自包括多个沟315。多个沟315中的各沟可以包括沿着第一板303A和第二板303B中的各板环绕框架302延伸的路径。各路径可以形成基本闭合回路。线圈的一匝可以包括布置在由多个沟315中的沟形成的单个路径中的线圈的长度。因此,如本文所述,一匝沿着第一板303A和第二板303B中的各板延伸,并且形成仅被RF线圈设备300的电子器件308中断的基本闭合回路。在一些实施例中,多个导体中的各导体可以布置在多个沟其中之一中并且包括多个匝其中之一。在一些实施例中,各匝包括多个导体。

[0081] 各导体可以具有约180cm的长度。如本文所述,导体长度可以包括不被诸如电容器等的电子器件中断的导电路径。如本文所述,导体可以在包括至少一个电容器的电容结处耦接在一起。相应电容结之间的导体的长度可以包括匝。这样,线圈304的各匝可以具有约180cm的长度。在一些实施例中,各导体和/或各匝具有至少100cm、至少150cm、至少175cm等的长度。

[0082] 可以设计匝数以最大化线圈304的效率。线圈304的效率可以被称为生成特定磁场所需的电力。指示效率的品质因数(Q)可以由电抗与电阻的比来表示。线圈的电抗随着线圈的匝数的平方而增加,而线圈的电阻随着匝数而线性地增加。因此,增加匝数使Q增大,从而提高效率。

[0083] 由于发明人已认识到增加线圈的匝数可以使回报递减,因此可以优化线圈304的匝数。具体地,效率的增加随着线圈的各附加匝而降低。在一些实施例中,多个匝包括至少6个匝。在一些实施例中,多个匝包括不超过12个匝。在图3A至图3C的例示实施例中,多个匝305包括8个匝。然而,可以选择任何匝数,并且最优匝数可以取决于RF线圈设备的几何形状(例如,设备被配置为包围的患者解剖结构的类型)、导体的类型、以及RF发射线圈的制造方法和/或期望操作特性。

[0084] 如图3A至图3C的例示实施例所示,多个沟315可以非直线地成形。例如,多个沟315中的至少一个沟可以是起伏的,具有多个(例如,至少两个)起伏点316(例如,包括峰或谷的起伏点)。在一些实施例中,多个沟中的至少一个沟包括一个或多个峰316a和一个或多个谷316b。如图3C所示,峰316a可以指在沟上的作为局部最大值的点,而谷可以指沟上的作为局部最小值的点。在一些实施例中,如图3A至图3C所示,多个沟315中的至少一些沟的起伏(例如,一个或多个峰和谷的位置、量和/或高度)可以不同于多个沟315中的其他沟。

[0085] 可以选择沟315的起伏以优化磁场的均匀度。例如,可以选择沟315的图案,其总体目标是优化由RF发射线圈生成的磁场的均匀性。可以针对RF线圈的各分段在成像区域的体积上测量与目标磁场均匀性的偏差。可以选择各线圈分段的朝向,使得与目标磁场的偏差

最小化,从而产生如图3A至图3C所示的图案。

[0086] 图3D例示根据本文所述的技术的一些实施例的图3A至图3C的示例射频线圈设备的第二配置。如图3A至图3C所示,RF线圈设备300的板围绕穿过第一板303A和第二板303B延伸的垂直轴转动地偏移。相比之下,示例射频线圈设备300'不具有围绕垂直轴的转动偏移。

[0087] 示例射频线圈设备300'可以具有放大的尺寸,以确保RF线圈设备300'的框架的板之间的用于接纳患者解剖结构的足够空间。例如,RF线圈设备的垂直尺寸(V)可以是至少200mm、至少250mm、至少275mm、至少300mm、至少325mm、至少350mm或更大。RF线圈设备300'的板之间的垂直距离可以是至少350mm。RF线圈设备的各个板以及在RF线圈设备的框架的柱之间的水平尺寸(LR)可以是至少550mm、至少575mm、至少600mm、至少625mm、至少650mm、至少675mm或更大。RF线圈设备300'的各个板以及在RF线圈设备300'的框架的柱之间的水平尺寸可以是至少675mm。

[0088] 图4A至图4B例示根据本文所述的技术的一些实施例的图3A至图3C的示例射频线圈设备的电子器件308。如本文所述,线圈304的各匝305可以形成仅被电子器件308中断的基本闭合回路。电子器件308可以包括用于将来自线圈304的RF脉冲发射到成像区域的任何电子组件。

[0089] 如图4A至图4B所示,电子器件308包括调谐板310和电力连接312。为了将RF线圈设备300电连接到MRI系统的电子器件,电子器件308例如可以包括电力连接312,该电力连接312使得线束或同轴电缆能够与MRI系统上的协作连接器连接,以交换信号、提供电力和/或以其他方式将RF线圈设备300电连接到该设备被配置为进行操作的相应MRI系统。

[0090] 多个匝304中的第一匝可以包括调谐板310。如本文中进一步所述,调谐板310可以对线圈304进行阻抗匹配。特别地,调谐板310可以确保线圈304的阻抗维持在恒定值(例如,50欧姆)。如图5所示,调谐板310包括电容器504、506。在图5的例示实施例中,电容器504、506分别具有3000pf和2000pf的电容。由调谐板310进行的阻抗匹配便于最大电力传送。特别地,阻抗匹配帮助确保:将从电力放大器发送到线圈304的基本所有电力都由线圈接收,并且没有任何所发送的电力被反射回到放大器。

[0091] 图5例示根据本文所述的技术的一些实施例的图3A至图3C的示例射频线圈设备的电子器件的示意电路图。如图5所示,电子器件308包括电力连接502、调谐板310的电容器504、506、二极管508、以及串联布置的多个电容器510和电感器512。

[0092] 线圈304的各匝305可以包括包含电感器512和电容器510的电感器-电容器对。如本文所述,例示实施例的线圈304包括8个匝。这样,图5所示的电子器件308包括八个电感器512和七个电容器510(其中多个匝305中的第一匝包括调谐板310的电容器504、506)。电容器510可以使得线圈304以约2.75MHz共振。在例示实施例中,电容器510具有970pf的电容。如图5所示,20安培的峰电流可以沿着多个匝流经线圈304。

[0093] 电子器件308还包括串联布置的二极管508。二极管508可以包括肖特基二极管。二极管508可被配置为在接收操作期间(例如,在RF接收线圈正接收MR信号时)使得线圈504是非共振的。

[0094] 图6例示根据本文所述的技术的一些实施例的插入到图2的示例MRI系统的成像区域中的图3A至图3C的示例射频线圈设备。如本文所述,RF线圈设备200可以与MRI系统(诸如图2A所示的MRI系统200等)结合使用。在一些实施例中,与产生与正被成像的解剖结构的纵

向轴基本对准的 B_0 场的传统MRI系统(例如,采用围绕纵向孔定位以生成与水平轴对准的主 B_0 磁场的螺线管线圈的传统高场MRI系统)相比,MRI系统200的 B_0 场被定向成基本与患者的解剖结构的纵向轴垂直。结果,被配置与本文所述的示例性低场MRI系统一起使用的射频线圈可以以与传统高场MRI中采用的射频线圈不同的方式定向。例如,由MRI系统200产生的 B_0 场可以沿着垂直轴定向,并且RF发射线圈可被配置为发射与垂直轴垂直的RF脉冲。

[0095] 在一些实施例中,RF线圈设备300可被配置为结合第二RF线圈设备(诸如包括被配置为从由RF线圈设备300的发射线圈304发射的RF脉冲所激发的核自旋来检测MR信号的至少一个RF接收线圈的RF线圈设备等)进行工作。这样,RF线圈设备300和第二RF线圈设备可以便于对定位在MRI系统内的患者成像。

[0096] 第二RF线圈设备可以是包括在以下文献中所述的任何设备的任何合适的RF线圈设备:2020年5月1日提交的代理人案号为00354.70041US03且标题为“Systems, Devices, and Methods for Magnetic Resonance Imaging of Infants”的美国专利申请号16/864,848;2016年5月12日提交的代理人案号为00354.7007US01且标题为“Radio Frequency Coil Methods and Apparatus”的美国专利申请号15/152,951;2019年7月19日提交的代理人案号为00354.70021US01且标题为“Methods and Apparatus for Patient Positioning in Magnetic Resonance Imaging”的美国专利申请号16/516,373;以及2020年3月11日提交的代理人案号为00354.70037US01且标题为“Systems and Methods for Magnetic Resonance Imaging of Infants”的美国专利申请号16/815,534,这些专利申请各自均通过引用而被全部并入本文。例如,第二RF线圈设备具有被配置为检测MR信号的任何合适数量的线圈(例如,单个线圈、多个线圈)。在一些实施例中,第二RF线圈设备可以被配置用于对患者解剖结构的特定部分(例如,患者的头部、患者的膝部)成像。如本文所述,RF接收线圈的重要设计准则是以紧靠正被成像的患者解剖结构的方式配置RF接收线圈以增加SNR。因而,在一些实施例中,第二RF线圈设备可以布置在MRI系统200的成像区域中的RF线圈设备300的第一板303A和第二板303B之间,而包括线圈304的RF线圈设备300远离患者解剖结构。这样,可以最大化从患者解剖结构检测到的MR信号的SNR,同时也最大化成像区域中可用于患者解剖结构(包括当前未被成像的解剖结构)的剩余空间。

[0097] 在一些实施例中,第二RF线圈设备可以耦接到MRI系统200。例如,第二RF线圈设备可以具有被配置为与MRI系统200的耦接机构298耦接的组件,诸如在先前通过引用而并入本文的‘534、‘373、‘951和‘848专利申请中所述的组件等。这样,第二RF线圈设备可以容易地可互换以允许第二RF线圈设备中的不同的第二RF线圈设备(例如,被配置为用于对患者的身体的不同部位成像的设备)与RF线圈设备300组合使用。

[0098] 如本文所述,RF线圈设备300可以是与MRI系统可集成的。在一些实施例中,RF线圈设备300可以布置在MRI系统200的第一 B_0 磁体和第二 B_0 磁体(诸如 B_0 磁体210a至210b等)之间。在一些实施例中,MRI系统还包括梯度线圈。在一些实施例中,梯度线圈包括分别布置在RF线圈设备300的相应 B_0 磁体和板之间的第一组梯度线圈和第二组梯度线圈。在一些实施例中,MRI系统还包括梯度屏蔽件,该梯度屏蔽件用于对梯度线圈屏蔽由RF线圈生成的磁场,并由此减少涡电流以及/或者布置在RF线圈设备300的各个板与MRI系统200的梯度线圈之间的垫片板。

[0099] 在一些实施例中,RF线圈设备300容纳在MRI系统200内。例如,RF线圈设备300可以

设置在MRI系统200的壳体内。壳体可以容纳MRI系统300的其他组件,诸如一个或多个 B_0 磁体、以及梯度线圈等。

[0100] 在一些实施例中,RF线圈设备300经由机械组件可移除地耦接到MRI系统200。因此,RF线圈设备300可以根据需要插入MRI系统200和从MRI系统200移除。例如,图7例示根据本文所述的技术的一些实施例的图3A至图3C的示例射频线圈设备的示例定位机构。如图7所示,RF线圈设备300的框架302的第二板303B包括用于接纳布置在MRI系统200的成像区域基座295上的凸起部分290的槽312。发明人已认识到,确保RF线圈设备300相对于MRI系统200的定位对于维持由线圈304生成的磁场的频率和均匀度是重要的。因而,槽312帮助确保RF线圈设备300相对于MRI系统200适当地定位并且RF线圈设备300在成像期间位置不偏移。尽管图7至图8例示了用于将RF线圈设备300耦接到MRI系统200的组件的特定组合,但其他技术也是可行的。例如,在一些实施例中,除其他方面外,槽和/或凸起部分的数量和位置可以改变。

[0101] 在一些实施例中,RF线圈设备300可以电子耦接到MRI系统200。例如,MRI系统200可以包括用于对线圈304供电的电子器件,诸如放大器等。在一些实施例中,MRI系统200的电子器件容纳在MRI系统200的基座(诸如图2A所示的基座250等)中。在一些实施例中,MRI系统200可以控制线圈304的操作。例如,除此之外,MRI系统200可被配置为控制线圈304(例如,根据特定脉冲序列)如何发射RF脉冲。

[0102] 替代方案和范围

[0103] 因而,在描述了本公开中所阐述的技术的若干方面和实施例之后,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。这种改变、修改和改进意在处于本文所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设想出用于进行功能以及/或者获得结果和/或本文所述的一个或多个优点的各种其他方式和/或结构,并且这样的变型和/或修改各自被视为在本文所述的实施例的范围内。本领域技术人员将认识到或能够仅使用常规实验来确定本文所述的具体实施例的许多等效物。因此,应当理解,前述实施例仅以示例的方式呈现,并且在所附权利要求书及其等效物的范围内,除具体描述外,本发明的实施例可以以其他方式实施。另外,如果本文所述的特征、系统、物品、材料、套件和/或方法并非相互不一致,则两个或多个这样的特征、系统、物品、材料、套件和/或方法的任何组合包括在本公开的范围內。

[0104] 上述实施例可以以多个方式中的任何方式实现。本公开的涉及处理或方法的性能的一个或多个方面和实施例可以利用装置(例如,计算机、处理器或其他装置(诸如MR装置的控制或控制台等))可执行的程序指令来进行处理或方法,或者控制处理或方法的性能。在这方面,各种发明概念可被体现为用一个或多个程序编码的计算机可读存储介质(或多个计算机可读存储介质)(例如,计算机存储器、一个或多个软盘、紧凑盘、光盘、磁带、闪存存储器、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),该一个或多个程序在一个或多个计算机或其他处理器上执行时,进行用于实现上述的各种实施例中的一个或多个实施例的方法。一个或多个计算机可读介质可以是可运输的,使得存储在该一个或多个计算机可读介质上的一个或多个程序可以被加载到一个或多个不同的计算机或其他处理器上,以实现上述方面的各种方面。在一些实施例中,计算机可读介质可以是非暂态介质。

[0105] 本文所使用的术语“程序”或“软件”在一般意义上是指任何类型的计算机代码或计算机可执行指令集,其可以被采用以对计算机或其他处理器进行编程,从而实现如上所述的各种方面。另外,应当理解,根据一方面,在执行时进行本公开的方法的一个或多个于一个计算机程序,无需驻留在单个计算机或处理器上,而是可以以模块化的方式分布在多个不同的计算机或处理器之间,以实现本公开的各种方面。

[0106] 计算机可执行指令可以采用多个形式,诸如由一个或多个于一个计算机或者其他装置执行的程序模块等。一般地,程序模块包括用于进行特定任务或实现特定抽象数据类型的例程、程序、对象、组件、数据结构等。通常,程序模块的功能可以根据期望在各种实施例中进行组合或分布。

[0107] 另外,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。为了简化例示,数据结构可能被示出为具有通过数据结构中的位置而相关的字段。同样,这种关系可以通过为字段分配具有计算机可读介质中的用于传送字段之间的关系的位置的存储部来实现。然而,可以使用任何合适的机制来建立数据结构的字段中的信息之间的关系,这些机制包括通过使用用于建立数据元素之间的关系的指针、标签或其他机制。

[0108] 该技术的上述实施例可以以多个方式中的任意方式来实现。例如,这些实施例可以使用硬件、软件或其组合来实现。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,无论是设置在单个计算机中还是分布在多个计算机之间。应当理解,进行上述功能的任何组件或组件集合一般可以被认为是控制以上论述的功能的控制器。控制器可以以多个方式(诸如利用专用硬件、或者利用使用微代码或软件进行编程以进行上述功能的通用硬件(例如,一个或多个于一个处理器)等)来实现,并且可以在控制器与系统的多个组件相对应时以组合的方式来实现。

[0109] 此外,应当理解,作为非限制性示例,计算机可以以诸如机架型计算机、台式计算机、膝上型计算机或平板计算机等的多个形式中的任何形式体现。另外,计算机可以嵌入在装置中,该装置一般不被视为计算机,而是具有适当的处理能力,该装置包括个人数字助理(PDA)、智能电话或任何其他合适的便携式或固定的电子装置。

[0110] 另外,计算机可以具有一个或多个于一个输入和输出装置。这些装置可以用于呈现用户接口等。可以用于提供用户接口的输出装置的示例包括:用于输出的可视呈现的打印机或显示屏以及用于输出的可听呈现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:键盘和诸如鼠标、触摸板和数字化平板等的指点装置。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来接收输入信息。

[0111] 这种计算机可以通过任何合适形式的一个或多个于一个网络(包括局域网或广域网,诸如企业网和智能网(IN)或因特网等)互连。这种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来操作,并且可以包括无线网络、有线网络或光纤网络。

[0112] 另外,如所描述的,一些方面可被体现为一个或多个于一个方法。作为方法的一部分而进行的动作可以以任何合适的方式排序。因此,即使在例示性实施例中被示为顺序动作,也可以构造以与所例示不同的顺序进行动作的实施例,这可以包括同时进行一些动作。

[0113] 如本文所定义和使用的定义应被理解为对字典定义、通过引用并入的文献中的定义和/或所定义术语的通常含义进行控制。

[0114] 除非明确相反指示,否则如在说明书和权利要求书中,本文所使用的不定冠词“a”

和“an”应被理解为意味着“至少一个”。

[0115] 如在说明书和权利要求书中本文所使用的,短语“和/或”应被理解是指这样结合的元素(即,在一些情况下结合呈现并在其他情况下分离呈现的元素)中的“任一者或这两者”。利用“和/或”列出的多个元素应当以相同的方式解释,即,这样结合的元素中的“一个或多个”。除了由“和/或”从句具体标识的元素外,可以可选地存在其他元素,无论与这些具体标识的元素相关还是不相关。因而,作为非限制性示例,对“A和/或B”的引用在与诸如“包括”等的开放式语言结合使用时,在一个实施例中,可以仅指代A(可选地包括除了B以外的元素);在另一实施例中,可以仅指代B(可选地包括除了A以外的元素);在又一实施例中,可以指代A和B这两者(可选地包括其他元素);等等。

[0116] 如在说明书和权利要求书中本文所使用的,短语“至少一个”在引用一个或多个元素的列表时,应被理解为意味着从元素列表的元素中的任何一个或多个元素中选择的至少一个元素,但没有必要一定包括元素列表内具体列出的各个和每个元素中的至少一个元素,并且不排除元素列表中的元素的任何组合。该定义还允许,可以可选择地存在除短语“至少一个”所指代的元素列表内具体标识的元素之外的元素,无论与具体标识的元素是相关还是不相关。因而,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”)在一个实施例中可以是指可选地包括多于一个的至少一个A,而不存在B(并且可选地包括除了B以外的元素);在另一实施例中可以是指可选地包括多于一个的至少一个B,而不存在A(并且可选地包括除了A以外的元素);在又一实施例中,可以是指可选地包括多于一个的至少一个A以及可选地包括多于一个的至少一个B(并且可选地包括其他元素);等等。

[0117] 此外,本文使用的措辞和术语是为了说明的目的,而不应被视为限制。本文中“包括”、“包含”或“具有”、“含有”、“涉及”及其变形等的使用旨在涵盖此后列出的项及其等效物以及附加项。

[0118] 在权利要求中以及在上面的说明书中,诸如“包含”、“包括”、“携带”、“具有”、“含有”、“涉及”、“持有”和“构成”等的所有过渡性短语应被理解为是开放式的,即意味着包括但不限于。只有过渡性短语“由…组成”和“大致由…组成”应分别为封闭或半封闭的过渡性短语。

[0119] 相关申请的交叉引用

[0120] 本申请要求2021年1月15日提交的代理人案号为00354.70065US00且标题为“RADIO FREQUENCY COIL FOR MAGNETIC RESONANCE IMAGING”的美国临时专利申请序列号63/137,930在美国法典第35编第119(e)款下的权益,其通过引用而被全部并入本文。

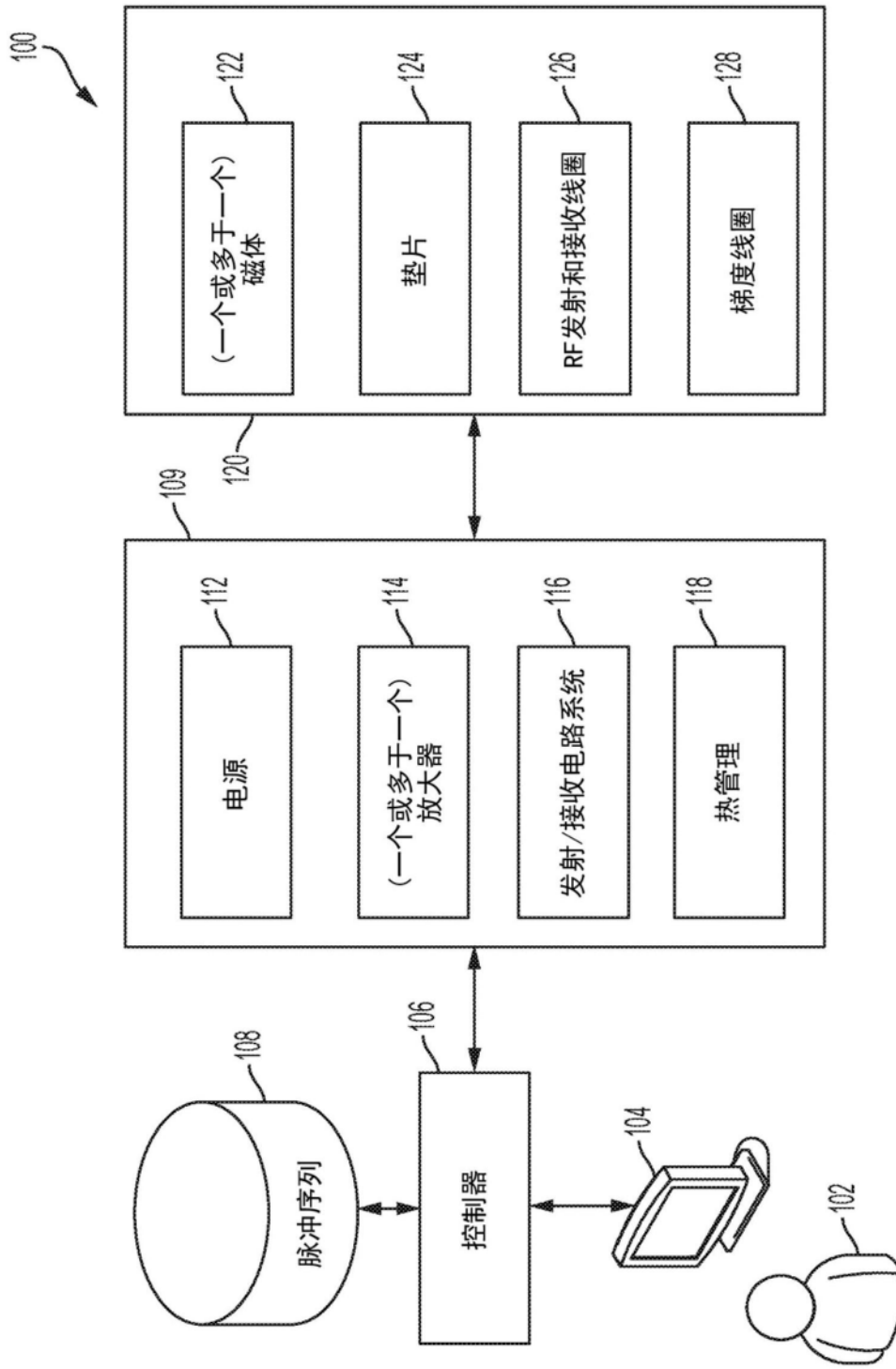


图1

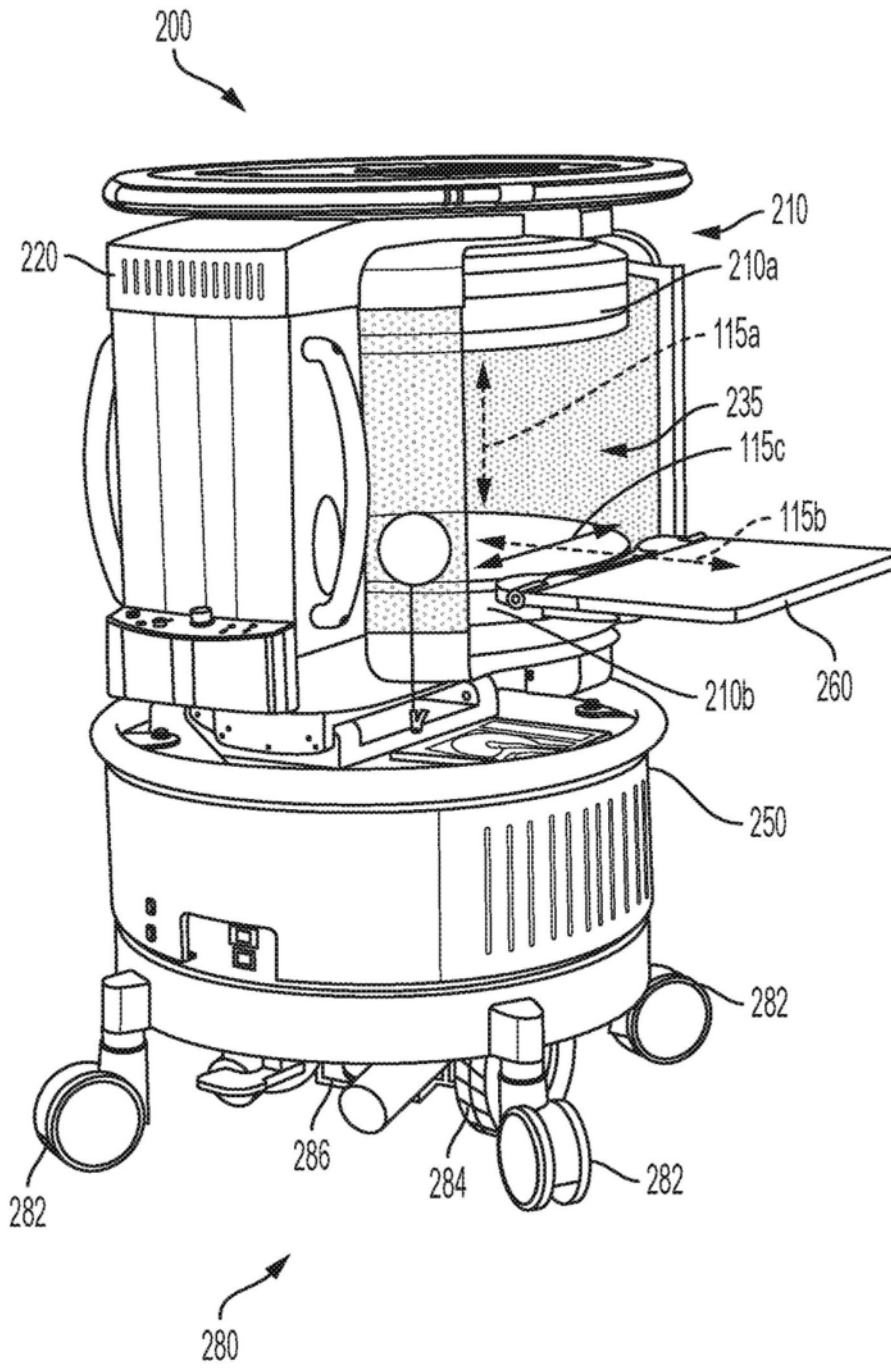


图2A

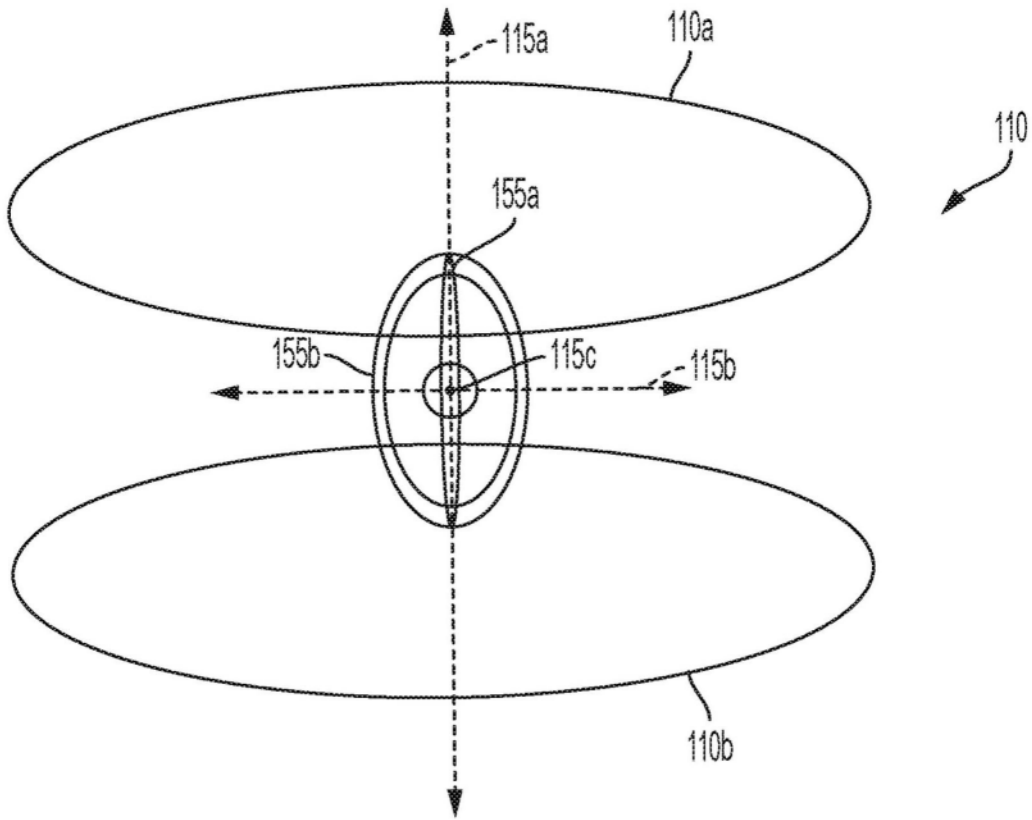


图2B

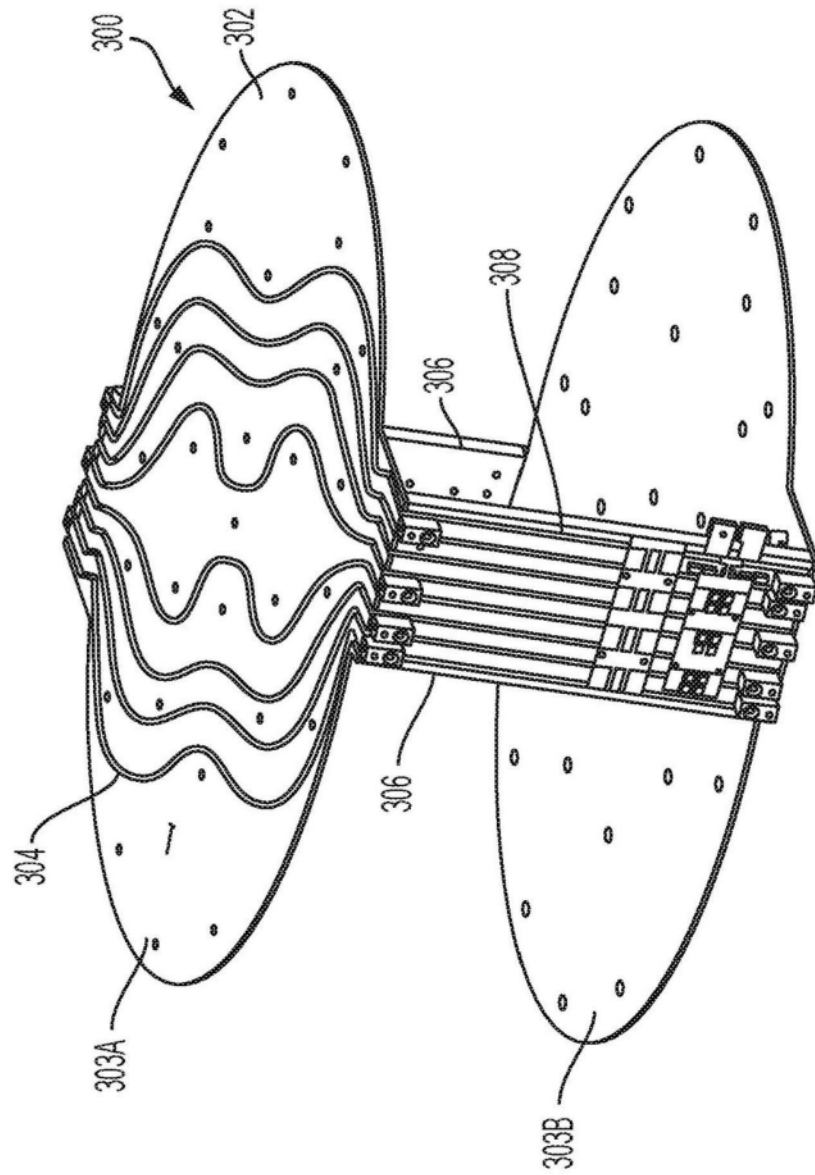


图3A

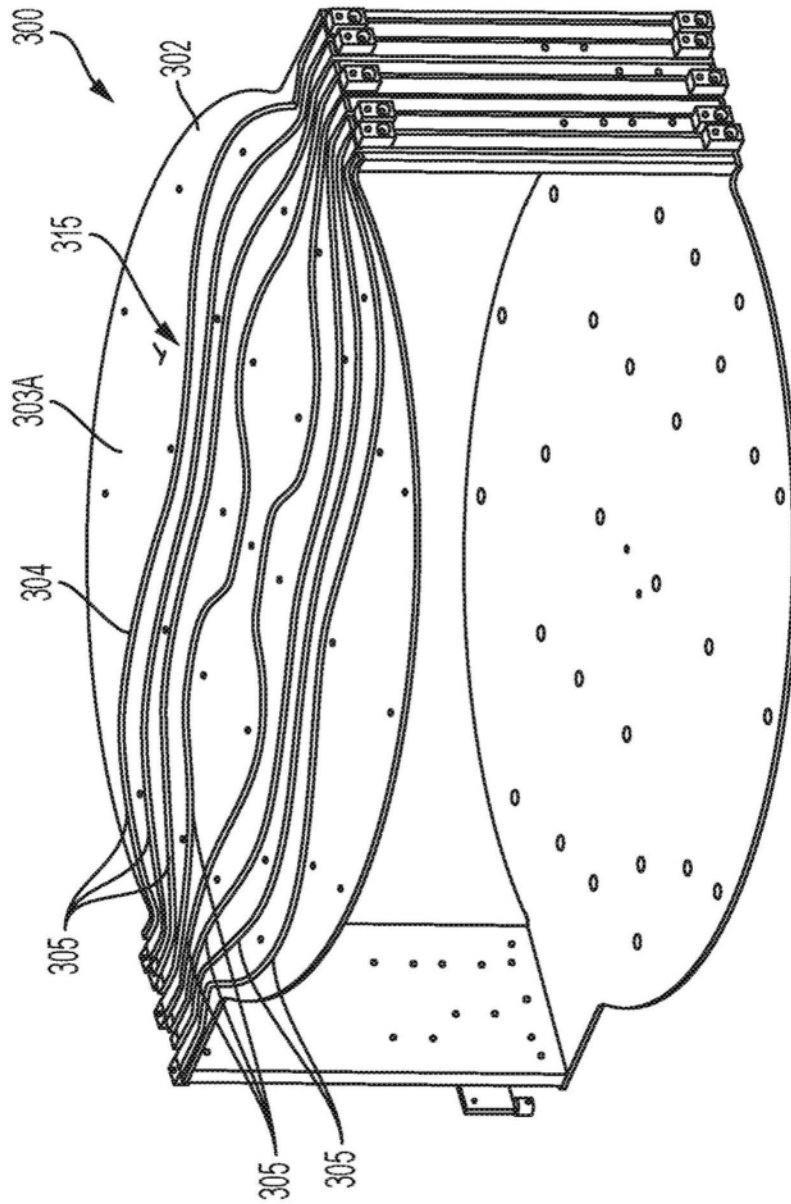


图3B

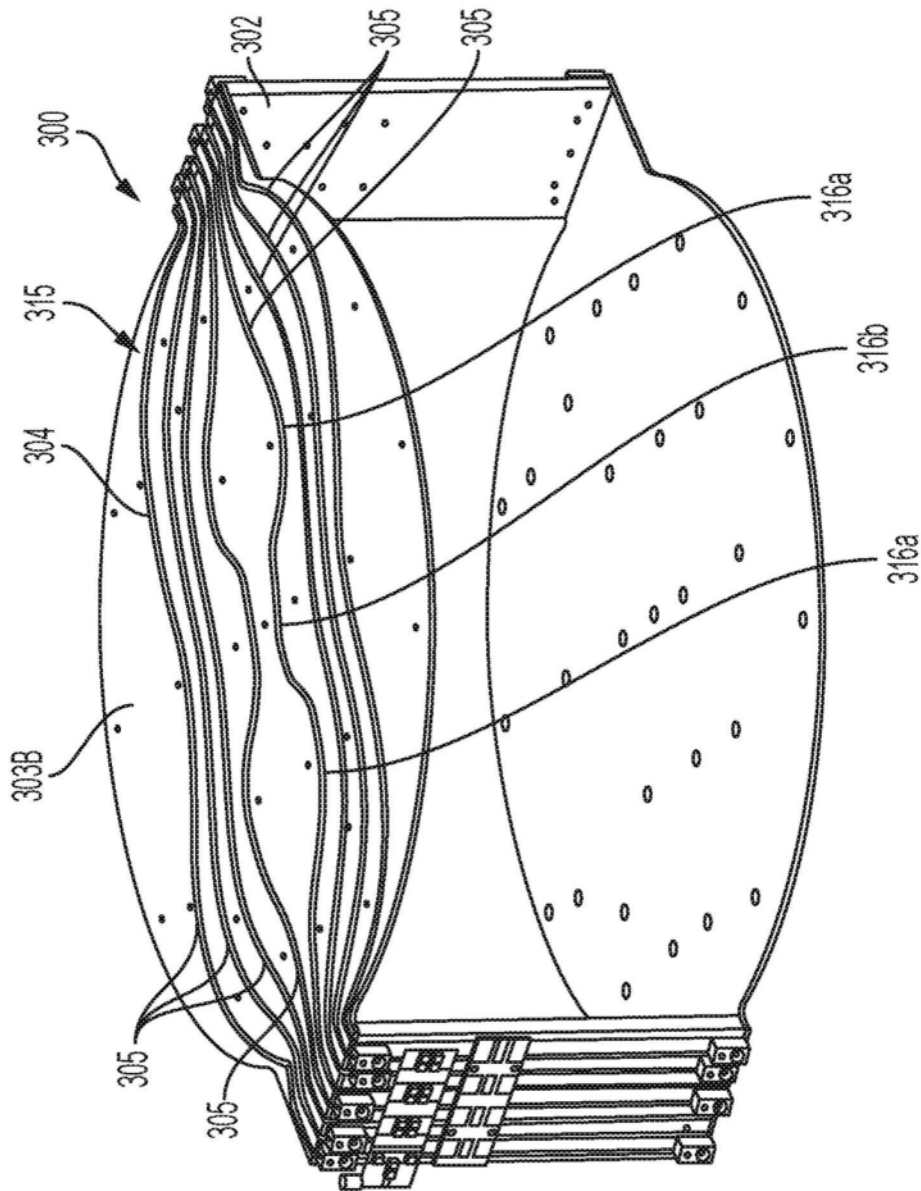


图3C

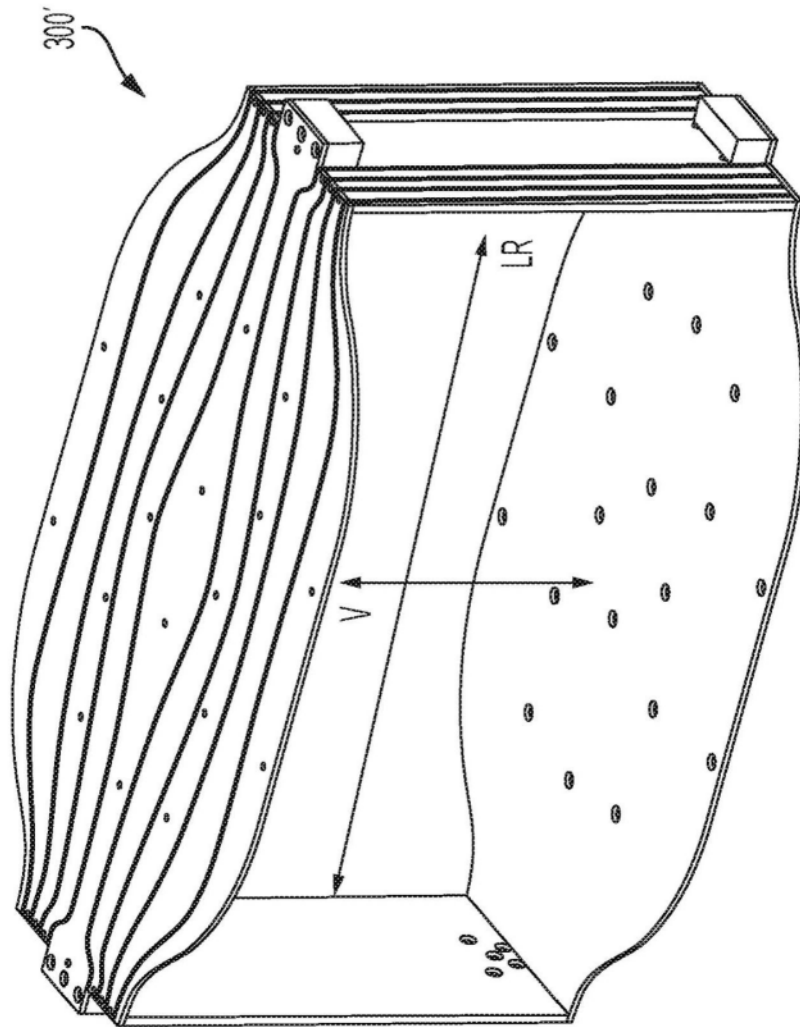


图3D

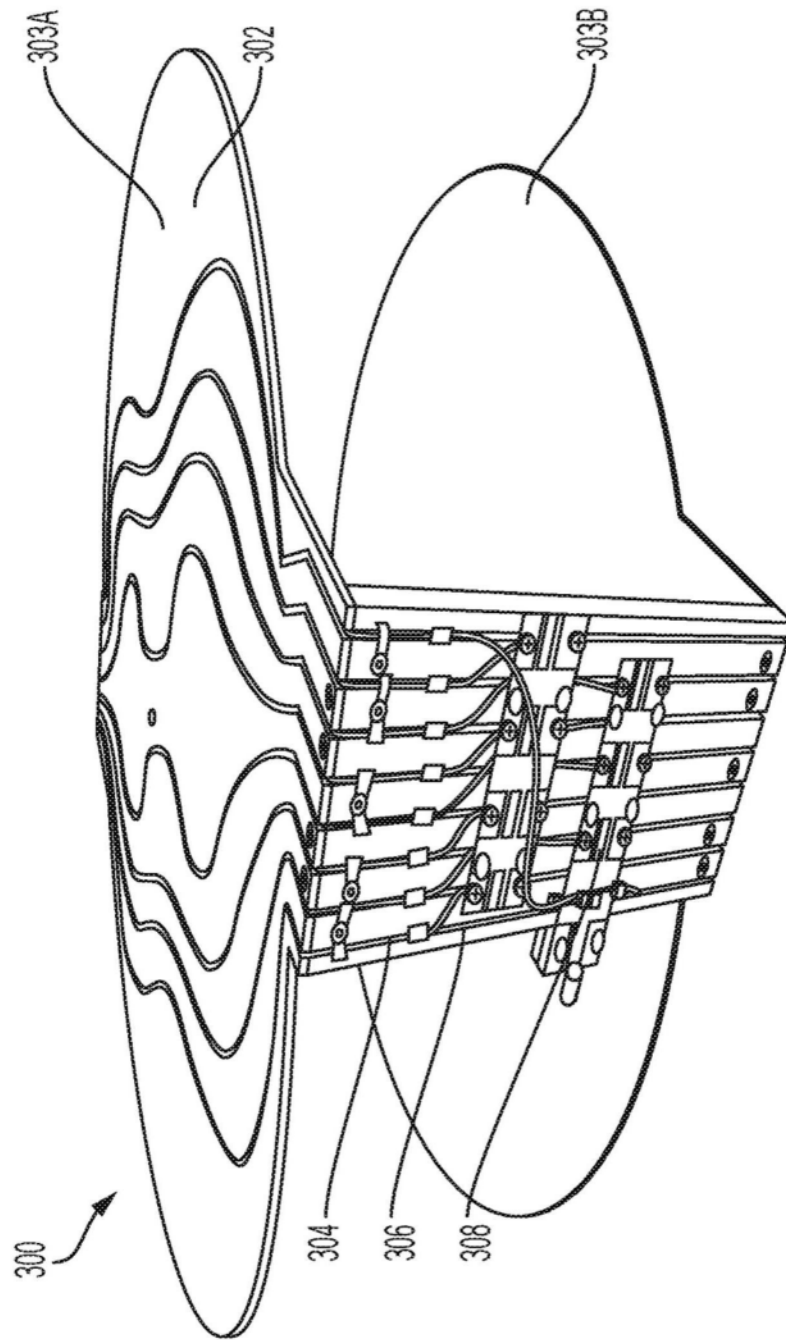


图4A

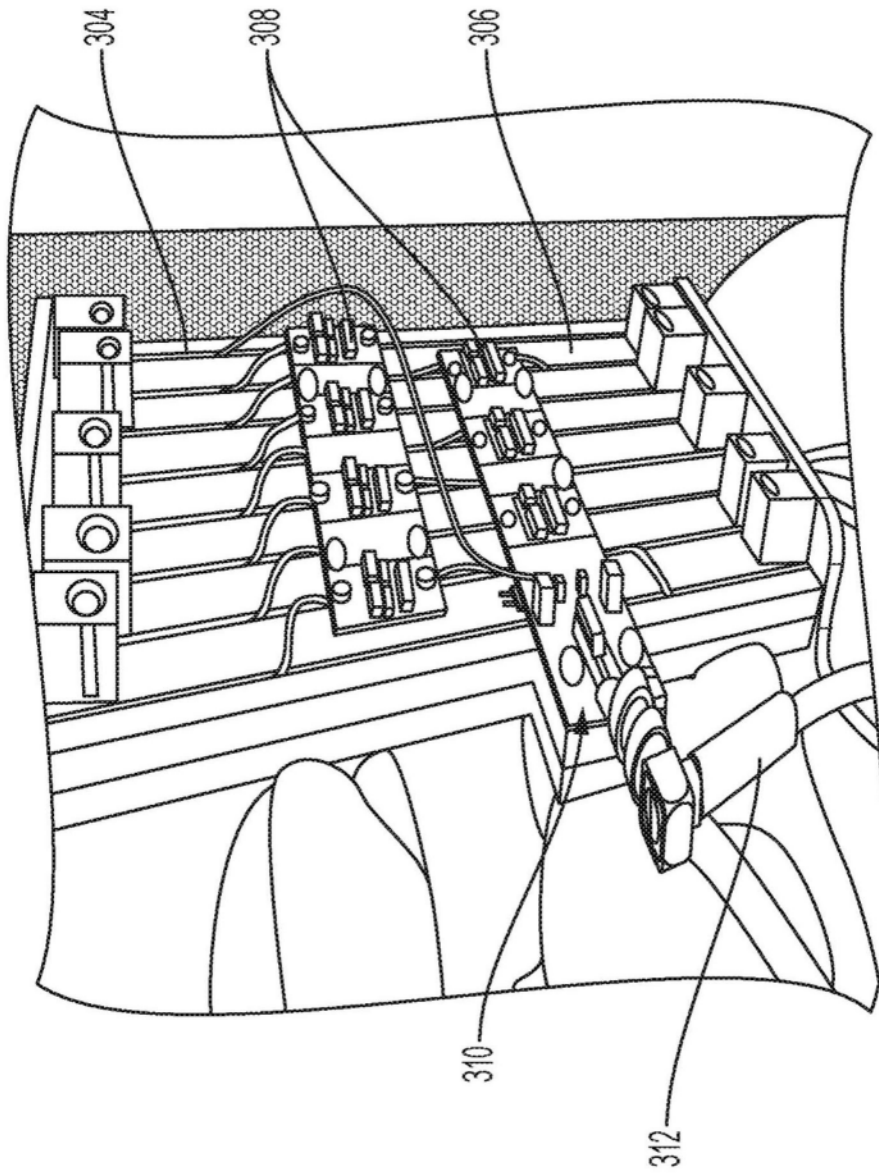


图4B

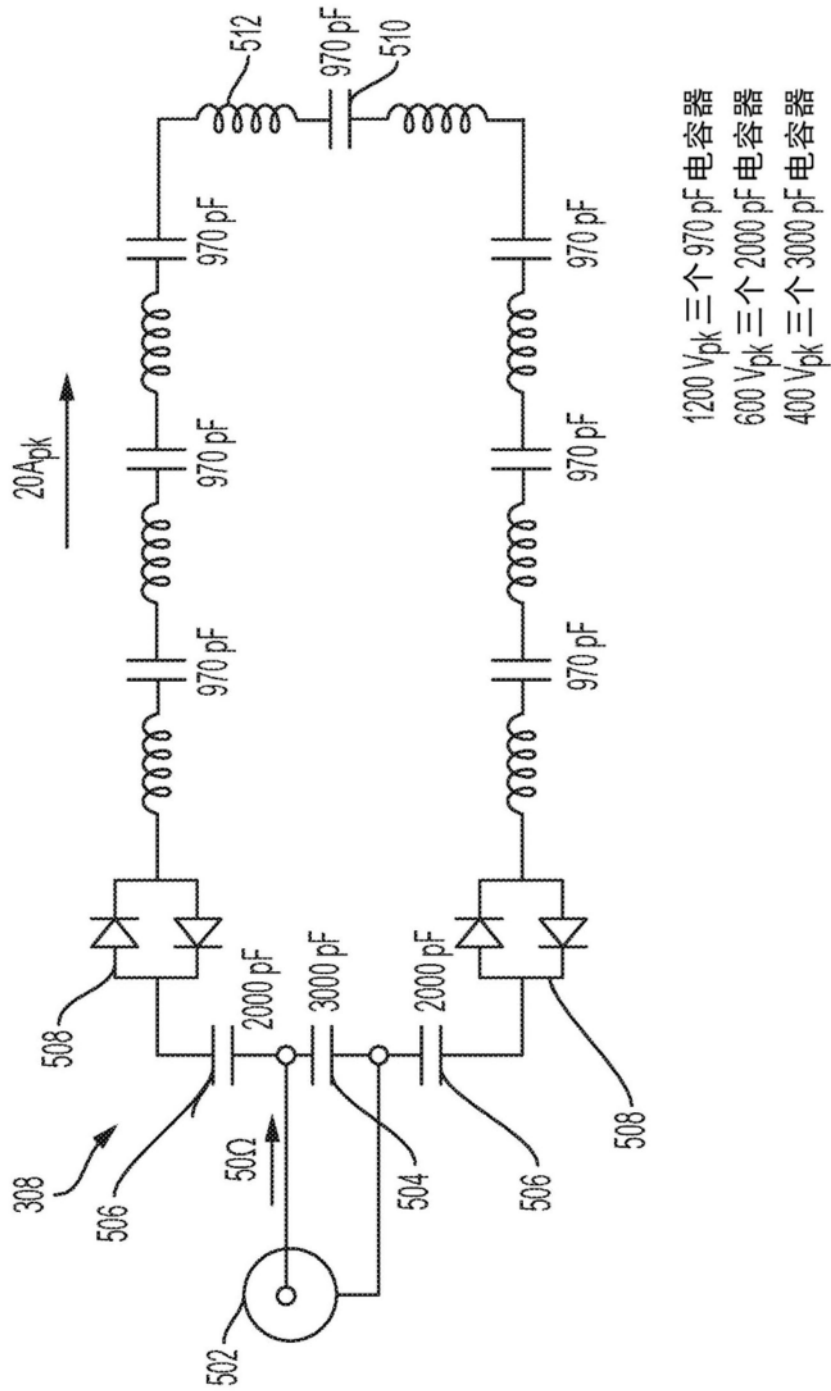


图5

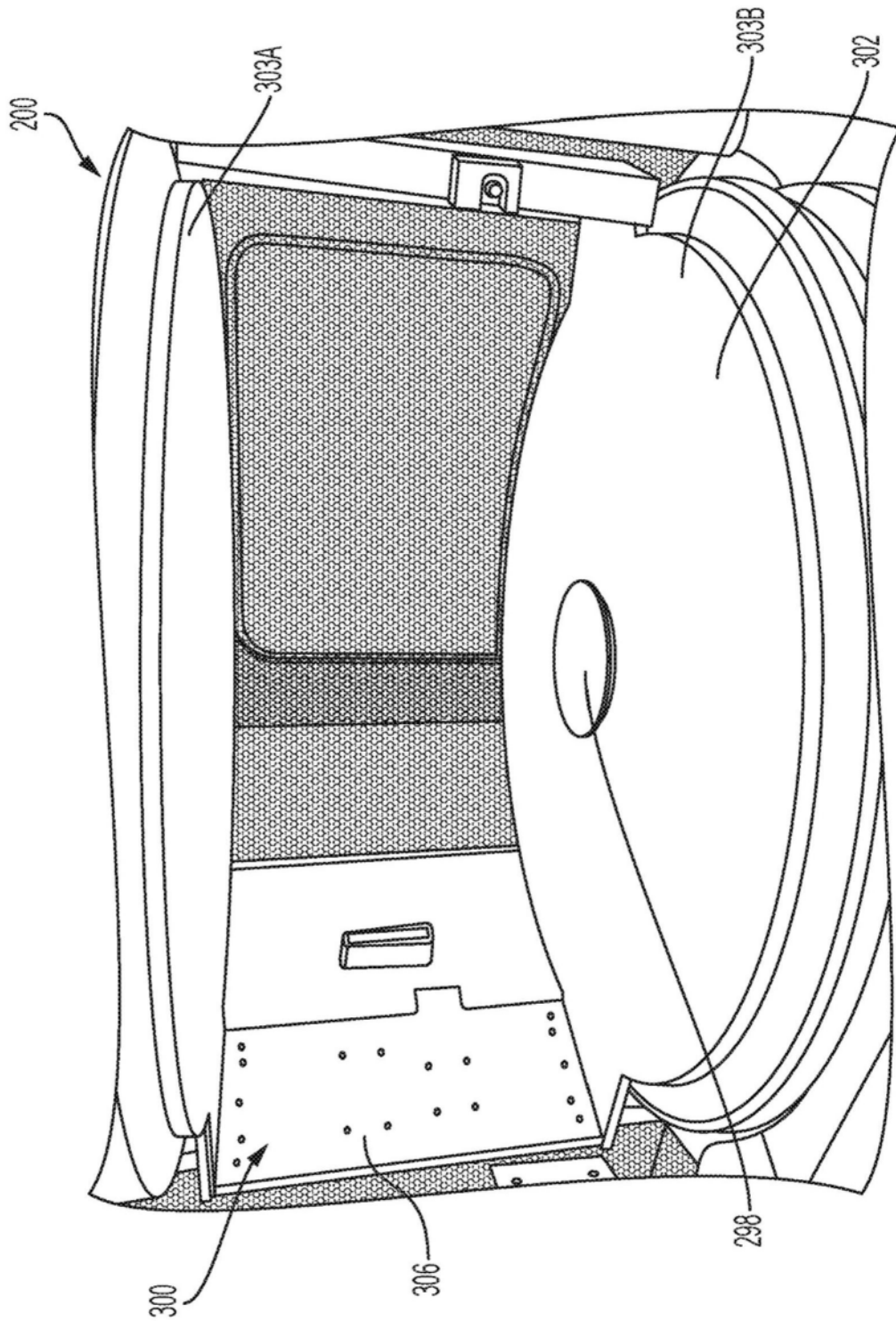


图6

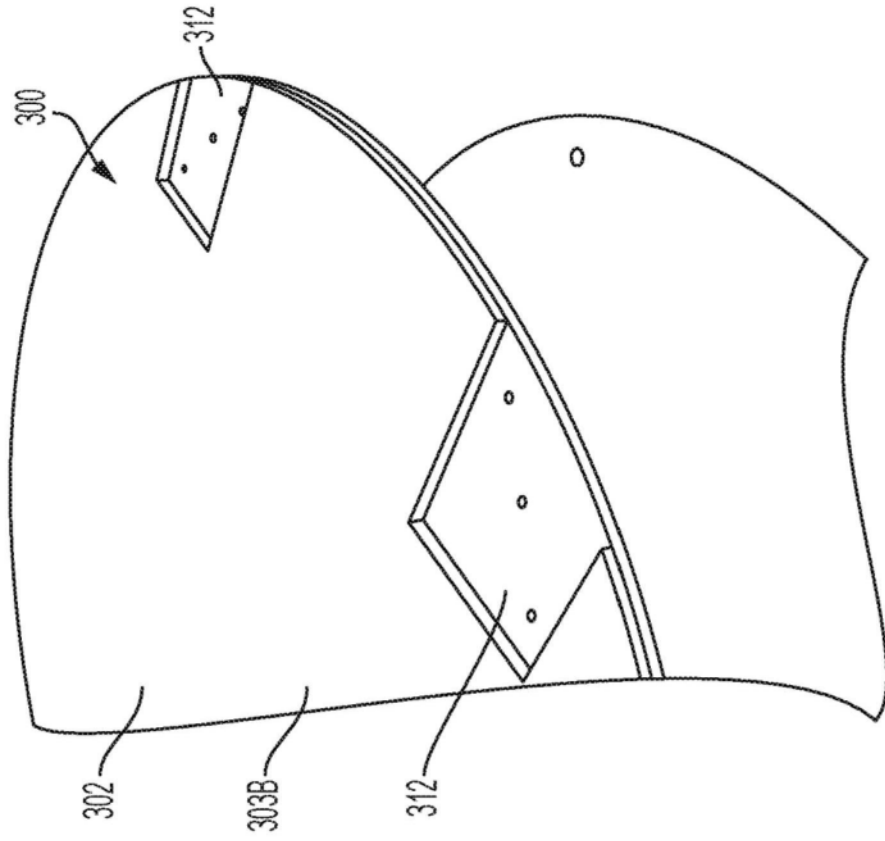


图7

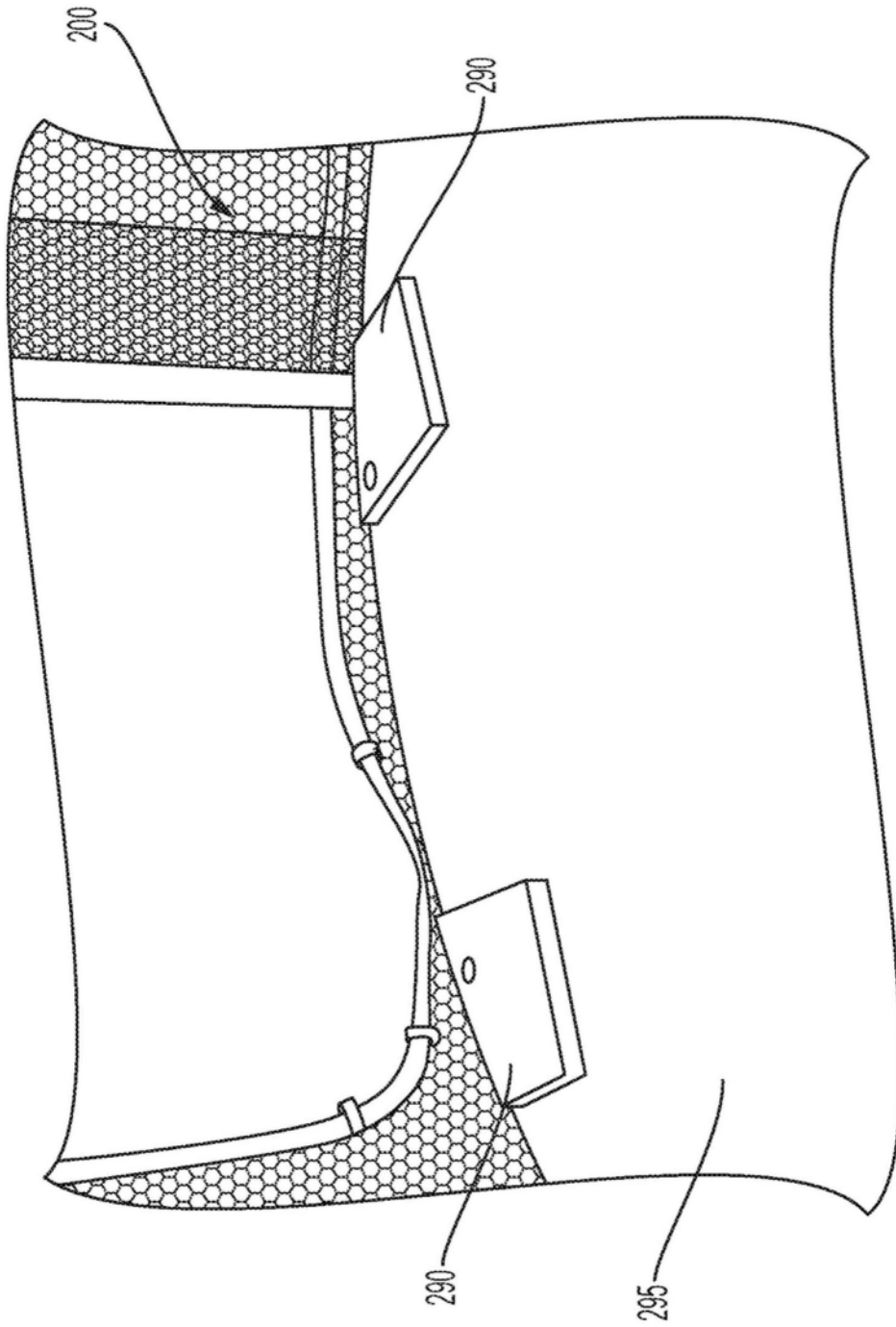


图8