



(10) 授权公告号 CN 112098912 B

(45) 授权公告日 2023. 10. 13

(21) 申请号 202010843413.1

乔纳森·M·罗思伯格

(22) 申请日 2015.09.04

(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

(65) 同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 112098912 A

专利代理师 刘新宇

(43) 申请公布日 2020.12.18

(51) Int.Cl.

(30) 优先权数据

G01R 33/48 (2006.01)

62/046,814 2014.09.05 US

G01R 33/383 (2006.01)

62/110,049 2015.01.30 US

G01R 33/385 (2006.01)

62/111,320 2015.02.03 US

62/174,666 2015.06.12 US

(62) 分案原申请数据

201580054059.1 2015.09.04

(56) 对比文件

WO 2014013257 A1, 2014.01.23

JP 2001511597 A, 2001.08.14

CN 102356330 A, 2012.02.15

CN 102360691 A, 2012.02.22

US 5490509 A, 1996.02.13

(73) 专利权人 海珀菲纳股份有限公司  
地址 美国康涅狄格州

审查员 王雅萍

(72) 发明人 迈克尔·斯蒂芬·普尔  
托德·雷亚里克

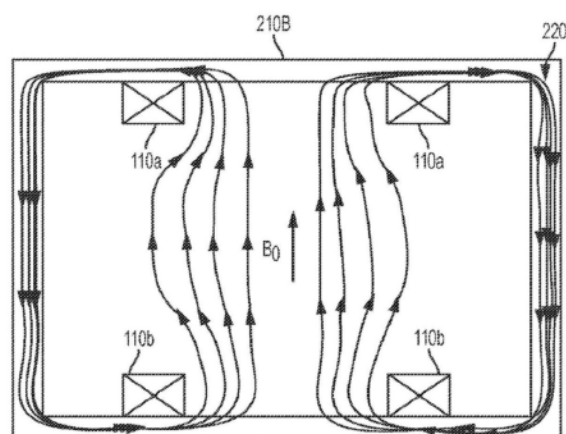
权利要求书5页 说明书13页 附图11页

(54) 发明名称

用于磁共振成像的铁磁增强系统及提供该  
系统的方法

(57) 摘要

本发明涉及用于磁共振成像的铁磁增强系统  
及提供该系统的方法。一种在低场MRI系统中  
使用的磁系统。该磁系统包括：至少一个电磁体，  
其被配置成在操作时生成磁场以有助于低场MRI  
系统的 $B_0$ 场；以及至少一个永磁体，其用于产生  
磁场以有助于所述 $B_0$ 场。



1. 一种在磁共振成像系统中使用的磁系统,所述磁系统包括:  
B<sub>0</sub>磁体,其被配置为生成有助于所述磁共振成像系统的B<sub>0</sub>磁场的磁场;  
至少一个铁磁部件,其被配置成捕捉并引导由所述B<sub>0</sub>磁体产生的至少一些磁场,以增加所述磁共振成像系统的成像区域内的磁通密度;  
至少一个层压板,其具有制造于其上的至少一个x梯度线圈、至少一个y梯度线圈和至少一个z梯度线圈,以分别在x方向、y方向和z方向上提供空间编码;  
至少一个壳体,其使所述B<sub>0</sub>磁体和所述至少一个层压板被包括在其中,其中,所述成像区域位于所述至少一个壳体的外部;以及  
至少一个构件,其耦接至所述壳体,以允许将所述磁系统运送到不同的位置。
2. 根据权利要求1所述的磁系统,其中,所述B<sub>0</sub>磁体包括至少一个电磁体,所述电磁体被配置成在操作时生成有助于所述磁共振成像系统的B<sub>0</sub>磁场的磁场。
3. 根据权利要求1所述的磁系统,其中,所述B<sub>0</sub>磁体包括至少一个永磁体,以产生有助于所述磁共振成像系统的B<sub>0</sub>磁场的磁场。
4. 根据权利要求1所述的磁系统,其中,所述磁系统被配置成以等于或小于0.2T且大于或等于0.1T的强度产生所述B<sub>0</sub>磁场。
5. 根据权利要求1所述的磁系统,其中,所述磁系统被配置成以等于或小于0.1T且大于或等于20mT的强度产生所述B<sub>0</sub>磁场。
6. 根据权利要求1所述的磁系统,其中,所述磁系统被配置成以等于或小于20mT且大于或等于10mT的强度产生所述B<sub>0</sub>磁场。
7. 根据权利要求1所述的磁系统,其中,所述B<sub>0</sub>磁体包括以双平面构造布置的第一B<sub>0</sub>磁体和第二B<sub>0</sub>磁体,并且其中,所述至少一个铁磁部件被配置成在所述第一B<sub>0</sub>磁体和所述第二B<sub>0</sub>磁体之间的成像区域中增加所述B<sub>0</sub>磁场的场强以及/或者改变所述B<sub>0</sub>磁场的均匀性。
8. 根据权利要求2所述的磁系统,其中,所述至少一个电磁体包括成对的B<sub>0</sub>线圈,所述成对的B<sub>0</sub>线圈包括以双平面构造布置的第一B<sub>0</sub>线圈和第二B<sub>0</sub>线圈,并且其中,所述至少一个铁磁部件被配置成在所述第一B<sub>0</sub>线圈和所述第二B<sub>0</sub>线圈之间的成像区域中增加所述B<sub>0</sub>磁场的场强以及/或者改变所述B<sub>0</sub>磁场的均匀性。
9. 根据权利要求8所述的磁系统,其中,所述至少一个铁磁部件包括连接至所述第一B<sub>0</sub>线圈和所述第二B<sub>0</sub>线圈以形成磁路的铁磁结构,所述磁路通过所述铁磁结构为由所述第一B<sub>0</sub>线圈和所述第二B<sub>0</sub>线圈生成的磁通量提供至少一个返回路径。
10. 根据权利要求1所述的磁系统,其中,所述至少一个层压板包括至少一个B<sub>0</sub>线圈和/或形成于其上的至少一个无源垫片。
11. 根据权利要求10所述的磁系统,其中,所述至少一个层压板包括被配置成有助于所述B<sub>0</sub>磁场的至少一个B<sub>0</sub>线圈。
12. 根据权利要求7所述的磁系统,其中,所述至少一个层压板包括布置在所述第一B<sub>0</sub>磁体附近的第一层压板和布置在所述第二B<sub>0</sub>磁体附近的第二层压板。
13. 根据权利要求1所述的磁系统,其中,所述B<sub>0</sub>磁体包括:  
至少一个电磁体,其被配置成在操作时生成有助于所述磁共振成像系统的B<sub>0</sub>磁场的磁场;以及  
至少一个永磁体,以产生有助于所述磁共振成像系统的B<sub>0</sub>磁场的磁场。

14. 一种磁共振成像系统, 包括:

磁系统, 其包括:

$B_0$  磁体, 其被配置为生成有助于所述磁共振成像系统的  $B_0$  磁场的磁场;

至少一个铁磁部件, 其被配置成捕捉并引导由所述  $B_0$  磁体产生的至少一些磁场, 以增加所述磁共振成像系统的成像区域内的磁通密度;

至少一个层压板, 其具有制造于其上的至少一个 x 梯度线圈、至少一个 y 梯度线圈和至少一个 z 梯度线圈, 以分别在 x 方向、y 方向和 z 方向上提供空间编码;

至少一个电力部件, 其被配置成向所述磁系统提供电力;

壳体, 其支承所述磁系统, 其中, 所述成像区域位于所述壳体的外部; 以及

至少一个构件, 其耦接至所述壳体, 以允许将所述磁共振成像系统运送到不同的位置。

15. 根据权利要求 14 所述的磁共振成像系统, 其中, 所述  $B_0$  磁体包括至少一个电磁体, 所述电磁体被配置为在操作时生成有助于所述磁共振成像系统的  $B_0$  磁场的磁场。

16. 根据权利要求 14 所述的磁共振成像系统, 其中, 所述  $B_0$  磁体包括至少一个永磁体, 以产生有助于所述磁共振成像系统的  $B_0$  磁场的磁场。

17. 一种磁共振成像系统, 包括:

磁系统, 其包括:

$B_0$  磁体, 其被配置为生成有助于所述磁共振成像系统的  $B_0$  磁场的磁场;

至少一个铁磁部件, 其被配置成捕捉并引导由所述  $B_0$  磁体产生的至少一些磁场, 以增加所述磁共振成像系统的成像区域内的磁通密度;

至少一个电力部件, 其被配置成向所述磁系统提供电力;

壳体, 其支承所述磁系统, 其中, 所述成像区域位于所述壳体的外部; 以及

至少一个构件, 其耦接至所述壳体, 以允许将所述磁共振成像系统运送到不同的位置, 其中, 所述磁系统被配置成以等于或小于 0.2T 的强度产生所述  $B_0$  磁场。

18. 根据权利要求 17 所述的磁共振成像系统, 其中, 所述磁系统被配置成以等于或小于 0.1T 且大于或等于 20mT 的强度产生所述  $B_0$  磁场。

19. 根据权利要求 17 所述的磁共振成像系统, 其中, 所述磁系统被配置成以等于或小于 20mT 且大于或等于 10mT 的强度产生所述  $B_0$  磁场。

20. 一种磁共振成像系统, 包括:

$B_0$  磁体, 其包括至少一个永磁体, 所述  $B_0$  磁体被配置成以等于或小于 0.2T 的强度生成有助于  $B_0$  磁场的磁场;

铁磁轭, 其被配置成捕捉并引导由所述  $B_0$  磁体产生的至少一些磁场, 以增加所述磁共振成像系统的成像区域内的磁通密度;

至少一个梯度线圈, 以提供磁共振信号的空间编码;

至少一个电力部件, 其被配置为向所述至少一个梯度线圈提供电力;

第一壳体, 其中, 所述至少一个永磁体位于所述第一壳体的外部; 以及

至少一个构件, 其耦接至所述第一壳体, 以允许将所述磁共振成像系统运送到不同的位置。

21. 根据权利要求 20 所述的磁共振成像系统, 其中, 所述  $B_0$  磁体位于所述第一壳体的外部。

22. 根据权利要求20所述的磁共振成像系统,其中,所述第一壳体为所述 $B_0$ 磁体提供支承。

23. 根据权利要求20所述的磁共振成像系统,其中,所述至少一个梯度线圈包括至少一个x梯度线圈、至少一个y梯度线圈和至少一个z梯度线圈,以分别在x方向、y方向和z方向上提供空间编码。

24. 根据权利要求23所述的磁共振成像系统,还包括至少一个层压板,所述层压板具有制造于其上的至少一个x梯度线圈、至少一个y梯度线圈和至少一个z梯度线圈。

25. 根据权利要求20所述的磁共振成像系统,其中,所述 $B_0$ 磁体包括以双平面构造布置的第一 $B_0$ 磁体和第二 $B_0$ 磁体,并且其中,所述铁磁轭被配置成捕捉并引导由所述 $B_0$ 磁体产生的至少一些磁场,以增加所述第一 $B_0$ 磁体和所述第二 $B_0$ 磁体之间的成像区域内的磁通密度。

26. 根据权利要求25所述的磁共振成像系统,其中,所述铁磁轭位于所述第一壳体的外部。

27. 根据权利要求25所述的磁共振成像系统,其中,所述成像区域位于所述第一壳体的外部。

28. 根据权利要求20所述的磁共振成像系统,其中,所述至少一个构件包括至少一个轮子。

29. 根据权利要求20所述的磁共振成像系统,其中,所述 $B_0$ 磁体被配置成以等于或小于0.2T且大于或等于0.1T的强度产生所述 $B_0$ 磁场。

30. 根据权利要求20所述的磁共振成像系统,其中,所述 $B_0$ 磁体被配置成以等于或小于0.1T且大于或等于20mT的强度产生所述 $B_0$ 磁场。

31. 根据权利要求20所述的磁共振成像系统,其中,所述 $B_0$ 磁体被配置成以等于或小于20mT且大于或等于10mT的强度产生所述 $B_0$ 磁场。

32. 根据权利要求25所述的磁共振成像系统,其中,所述第一 $B_0$ 磁体和所述第二 $B_0$ 磁体以水平双平面结构布置,其中,所述第一 $B_0$ 磁体形成上部 $B_0$ 磁体,所述上部 $B_0$ 磁体与形成下部 $B_0$ 磁体的所述第二 $B_0$ 磁体在垂直方向上间隔开。

33. 根据权利要求32所述的磁共振成像系统,还包括:

第二壳体,以容纳所述第一 $B_0$ 磁体;以及

第三壳体,以容纳所述第二 $B_0$ 磁体。

34. 根据权利要求33所述的磁共振成像系统,其中,所述第一 $B_0$ 磁体包括至少一个永磁体,并且其中,所述第二 $B_0$ 磁体包括至少一个永磁体。

35. 根据权利要求33所述的磁共振成像系统,其中,所述成像区域位于所述第二壳体和所述第三壳体二者的外部。

36. 根据权利要求33所述的磁共振成像系统,其中,所述第一壳体耦接至所述第二壳体以及/或者所述第三壳体支承所述 $B_0$ 磁体。

37. 根据权利要求32所述的磁共振成像系统,其中,所述铁磁轭磁耦接至所述第一 $B_0$ 磁体和所述第二 $B_0$ 磁体,并且其中,所述铁磁轭在所述第一 $B_0$ 磁体和所述第二 $B_0$ 磁体之间提供至少一个磁返回路径,以增加所述第一 $B_0$ 磁体和所述第二 $B_0$ 磁体之间的成像区域中的场强。

38. 根据权利要求37所述的磁共振成像系统,其中,所述铁磁轭在所述第一 $B_0$ 磁体和所述第二 $B_0$ 磁体之间提供单独的磁返回路径。

39. 根据权利要求38所述的磁共振成像系统, 其中, 所述第一 $B_0$ 磁体和所述第二 $B_0$ 磁体之间的所述单独的磁返回路径在所述 $B_0$ 磁体的一侧上。

40. 根据权利要求38所述的磁共振成像系统, 其中, 所述铁磁轭为C形。

41. 根据权利要求37所述的磁共振成像系统, 其中, 所述铁磁轭在所述第一 $B_0$ 磁体和所述第二 $B_0$ 磁体之间提供多个磁返回路径。

42. 根据权利要求41所述的磁共振成像系统, 其中, 所述铁磁轭包括多个柱, 以在所述第一 $B_0$ 磁体和所述第二 $B_0$ 磁体之间提供多个磁返回路径。

43. 根据权利要求42所述的磁共振成像系统, 其中, 所述多个磁返回路径对称地位于所述 $B_0$ 磁体的相对侧上。

44. 一种磁共振成像系统, 包括:

$B_0$ 磁体, 其包括至少一个永磁体, 所述 $B_0$ 磁体被配置成以等于或小于0.2T的强度生成 $B_0$ 磁场;

铁磁轭, 其被配置成捕捉并引导由所述 $B_0$ 磁体产生的至少一些磁场, 以增加所述磁共振成像系统的成像区域内的磁通密度;

至少一个发射/接收线圈, 其被配置成检测磁共振信号;

至少一个电力部件, 其被配置为向所述至少一个发射/接收线圈提供电力;

第一壳体, 其中, 所述至少一个发射/接收线圈当被定位成检测磁共振信号时位于所述第一壳体的外部; 以及

至少一个构件, 其耦接至所述第一壳体, 以允许将所述磁共振成像系统运送到不同的位置。

45. 根据权利要求44所述的磁共振成像系统, 其中, 所述至少一个发射/接收线圈当被定位成检测磁共振信号时位于所述磁共振成像系统的成像区域内。

46. 一种磁共振成像系统, 包括:

$B_0$ 磁体, 其包括至少一个永磁体, 所述 $B_0$ 磁体被配置成以等于或小于0.2T的强度生成 $B_0$ 磁场, 所述 $B_0$ 磁体具有第一 $B_0$ 磁体和第二 $B_0$ 磁体, 所述 $B_0$ 磁体被布置成在所述第一 $B_0$ 磁体和所述第二 $B_0$ 磁体之间形成成像区域;

铁磁轭, 其被配置成捕捉并引导由所述 $B_0$ 磁体产生的至少一些磁场, 以增加在所述第一 $B_0$ 磁体和所述第二 $B_0$ 磁体之间的成像区域内的磁通密度;

至少一个梯度线圈, 以提供磁共振信号的空间编码;

至少一个电力部件, 其被配置为向所述至少一个梯度线圈提供电力;

一个或更多个壳体, 以容纳所述 $B_0$ 磁体和所述至少一个梯度线圈, 其中, 所述成像区域位于所述一个或更多个壳体的外部; 以及

至少一个构件, 其耦接至所述一个或更多个壳体中的至少一个壳体, 以允许将所述磁共振成像系统运送到不同的位置。

47. 根据权利要求46所述的磁共振成像系统, 其中, 所述至少一个构件耦接至容纳所述至少一个电力部件的壳体。

48. 根据权利要求46所述的磁共振成像系统, 其中, 所述至少一个构件耦接至容纳所述第一 $B_0$ 磁体和/或所述第二 $B_0$ 磁体的壳体。

49. 根据权利要求46所述的磁共振成像系统, 其中, 所述至少一个构件耦接至容纳所述

至少一个梯度线圈的壳体。

## 用于磁共振成像的铁磁增强系统及提供该系统的方法

[0001] 本申请为于2017年4月5日提交、申请号为201580054059.1、发明名称为“用于磁共振成像的铁磁增强系统及提供该系统的方法”的中国专利申请的分案申请。所述母案申请的国际申请日为2015年9月4日，国际申请号为PCT/US2015/048515。

### 技术领域

[0002] 本发明涉及磁共振成像，具体涉及用于磁共振成像的铁磁增强系统及提供该系统的方法。

### 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物体中的原子的核自旋的重新对准或弛豫时检测从激发的原子的核发射的MR信号 (例如，人体组织中的原子)。可以对检测的MR信号进行处理以产生图像，在医学应用的环境中，允许对用于诊断、治疗和/或研究目的的体内的内部结构和/或生物过程进行研究。

[0004] MRI由于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不具有其他模态的安全性问题 (例如，不需要使受试者暴露于诸如x射线的电离辐射，或者将放射性物质引入身体)，因此提供了用于生物成像的有吸引力的成像模态。另外，MRI特别适合于提供软组织对比度，其可以用于对其他成像模态不能令人满意地成像的主题进行成像。此外，MR技术能够捕捉关于其他模态不能获取的结构和/或生物过程的信息。然而，常规MRI技术存在许多缺点，对于给定的成像应用，可能包括设备的相对高的成本、有限的可用性 (例如，获得对临床MRI扫描仪的访问的困难和费用)、图像获取过程的长度等。

[0005] 临床MRI的趋势是增加MRI扫描仪的场强，以改进扫描时间、图像分辨率和图像对比度中的一个或多个，这又提高了MRI成像的成本。绝大多数安装的MRI扫描仪利用至少1.5或3特斯拉 (T) 操作，这指的是扫描仪的主磁场 $B_0$ 的场强。临床MRI扫描仪的粗略成本估计大约为每特斯拉一百万美元，这甚至不考虑操作这种MRI扫描仪所涉及的实质性操作、服务和维护成本。

[0006] 另外，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态磁场 ( $B_0$ )。超导磁体还需要低温设备来保持导体处于超导状态。这种系统的尺寸是相当大的，其中典型的MRI装置包括用于磁性部件、电子器件、热管理系统和控制台区域的多个空间，控制台区域包括用于隔离MRI系统的磁性部件的特别屏蔽的空间。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系统的高成本和大空间需求导致MRI扫描仪的可用性有限。因此，经常存在以下临床情况，MRI扫描将是有益的，但是由于上述限制并且如下面进一步详细讨论的那样是不切实际的或不可行的。

## 发明内容

[0007] 通常使用电磁体并且通常仅使用电磁体来生成用于磁共振成像的主磁场 $B_0$ 。然而,电磁体需要电力来操作电磁体以产生磁场。发明人已经认识到,生成它们自己的磁场的永磁体可以用于帮助产生一个或更多个磁场,例如用于低场MRI系统的 $B_0$ 场,以增加场强以及/或者改进 $B_0$ 场的均匀性。

[0008] 在这点上,一些实施方式包括在低场MRI系统中使用的磁系统,所述磁系统包括:至少一个电磁体,其被配置成在操作时生成有助于低场MRI系统的 $B_0$ 场的磁场;以及至少一个永磁体,用于产生有助于 $B_0$ 场的磁场。

[0009] 一些实施方式包括提供适合于低场磁共振成像的 $B_0$ 场的方法,所述方法包括:对至少一个电磁体进行操作以生成有助于 $B_0$ 场的磁场;以及使用至少一个永磁体以产生有助于 $B_0$ 场的磁场。

## 附图说明

[0010] 将参照以下附图描述所公开的技术的各个方面和实施方式。应当理解的是,附图不一定按比例绘制。

[0011] 图1A是使用双平面磁体配置的低场MRI系统的示意图;

[0012] 图1B至图1D示出了根据一些实施方式的利用电磁体和永磁体的磁体;

[0013] 图2A和图2B示出了根据一些实施方式的用于低场MRI系统的铁磁轭;

[0014] 图3示出了根据一些实施方式的与低场MRI系统一起使用的可替换铁磁轭;

[0015] 图4示出了根据一些实施方式的通过与低场MRI系统一起使用的C形铁磁轭的截面;

[0016] 图5示出了根据一些实施方式的通过包括电磁线圈的铁磁增强装置的截面;

[0017] 图6示出了根据一些实施方式的通过包括垫片环的铁磁增强装置的截面;

[0018] 图7示出了根据一些实施方式的通过包括垫片材料的铁磁增强装置的截面;

[0019] 图8示出了根据一些实施方式的通过包括极板的铁磁增强装置的截面;

[0020] 图9A以折叠构造示出了根据一些实施方式的包括铁磁部件的可转换低场MRI系统的示例;

[0021] 图9B以延伸构造示出了根据一些实施方式的图9A的可转换低场MRI系统;以及

[0022] 图9C用磁性部件的分解图示出了根据一些实施方式的图9A的可转换低场MRI系统。

## 具体实施方式

[0023] MRI扫描仪市场绝大多数由高场系统主导,并且专门用于医学或临床MRI应用。如上所述,医学成像的一般趋势是产生具有越来越大的场强的MRI扫描仪,绝大多数临床MRI扫描仪以1.5T或3T进行操作,在研究环境中使用7T和9T的更高场强。如本文所使用的,“高场”通常指目前在临床环境中使用的MRI系统,更具体地,指以1.5T或以上的主磁场(即 $B_0$ 场)操作的MRI系统,尽管在0.5T与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”通常指的是以小于或等于约0.2T的 $B_0$ 场操作的MRI系统。

[0024] 与低场系统相比,高场MRI系统的吸引力包括提高的分辨率和/或减少的扫描时

间,从而促进了对用于临床和医学MRI应用的越来越高场强的推动。然而,如上所述,增加MRI系统的场强产生越来越昂贵和复杂的MRI扫描仪,因此限制了可用性并阻碍它们用作通用目的和/或一般可用的成像解决方案。如上所述,对高场MRI的高成本的影响因素是昂贵的超导导线和将线保持在超导状态所需的低温冷却系统。例如,用于高场MRI系统的 $B_0$ 磁体经常使用超导导线,超导导线本身不仅昂贵,而且需要昂贵和复杂的低温设备来维持超导状态。

[0025] 在用于非成像研究目的和狭窄且特异性对比度增强的成像应用的有限背景中已经探索了低场MR,但是传统上认为低场MR不适合于产生临床有用的图像。例如,分辨率、对比度和/或图像采集时间通常不被认为适合于临床目的,例如但不限于组织分化、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。

[0026] 发明人已经开发了用于生产改进质量的便携式和/或低成本低场MRI系统的技术,其可以改进MRI技术除在医院和研究设施处的大型MRI装置之外的各种环境中的大规模部署性。发明人的贡献的一些方面源自他们的认识:影响高场和低场MRI二者的成本和复杂性的重要因素是产生MR信号所需的磁性部件,其可用于成像应用以及需要操作磁性部件的电力电子器件。

[0027] 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)置于静态的、均匀的磁场 $B_0$ 中,以在 $B_0$ 场的方向上对准原子的原子自旋。对于高场MRI系统,通常需要由超导导线的线圈制成的超导磁体,以在高场MRI中采用的场强下实现 $B_0$ 的均匀性。不仅超导磁体本身是昂贵的,而且它们通常在操作期间需要低温冷却,从而增加了高场MRI扫描仪的成本和复杂性。除了 $B_0$ 磁性部件之外,还提供梯度线圈以对来自对象的MR信号进行空间编码,并且提供发射和接收线圈以在与磁场 $B_0$ 的场强相关的频率处生成磁场 $B_1$ ,以引起原子自旋从而分别改变取向并且在原子自旋与磁场 $B_0$ 重新对准时检测从对象发射的MR信号。在高场强和相关联的高频下,这些磁性部件也相对复杂和昂贵。

[0028] 发明人已经认识到,低场MRI系统不需要昂贵的超导磁体和/或相关联的低温冷却系统,并且减小的场强可以有助于降低系统中其他磁性部件的复杂性和/或成本。在2015年9月4日提交的、代理人案卷号为00354.70004US01的题为“Thermal Management Methods and Apparatus”的共同美国专利申请中描述了利用电磁体的低场MRI系统的一些示例,该专利申请通过引用整体并入本文。

[0029] 然而,电磁体需要电源以提供必要的电流来操作相应的电磁体。例如,需要相对稳定的电源以用适当的电流来驱动 $B_0$ 线圈,以产生具有足够均匀性的 $B_0$ 场,并且需要梯度放大器以根据所需特性来操作梯度线圈。低场MRI系统的功率电子器件对系统的成本有很大贡献,无论是从电力消耗的角度还是由于部件本身的成本,使得系统在较高的场强下成本增加。

[0030] 此外,由于电力需求随着场强而增加,热管理系统的成本和复杂性也随之增加,需要所述热管理系统将热量从系统的部件转移离开。例如,低场MRI系统的磁性部件通常不使用超导材料,而是通常采用更传统的在操作时产生热量的导电材料(例如铜、铝等),使得通常需要热管理来耗散由MRI系统(例如,系统的磁性部件)生成的热。因为 $B_0$ 场强在低场范围内增加,所以热管理的成本和复杂性也增加。因此,从功率电子和热管理的角度两方面来看,低场MRI系统的电力需求在低场MRI系统的成本和复杂性方面发挥了实质性的作用,并且可能限制低场MRI系统所能达到的场强。

[0031] 发明人已经认识到,永磁体可以用于辅助低场MRI系统的一个或更多个磁场的产生。永磁体是指产生其自身的持续磁场的任何对象。可以被磁化的材料在本文中被称作铁磁性的,并且作为非限制性示例包括铁、镍、钴、其合金等。由于永磁体不需要电源来生成磁场,所以一个或更多个永磁体可用于贡献磁场,而不增加系统的电力需求。因此,使用永磁体来贡献例如 $B_0$ 场,可以降低的电力需求来产生期望强度的 $B_0$ 场(例如,小于或等于约10mT、20mT、0.1T、0.2T等的 $B_0$ 场)。

[0032] 另外,因为铁磁材料可以用于产生较高的 $B_0$ 场而不相应地增加电力需求,所以使用永磁体可以促进具有较高 $B_0$ 场的低场MRI系统的构造,而不增加电力需求,具有用超过0.2T的 $B_0$ 场(例如,大于或等于0.2T并且小于或等于0.3T,或低于0.5T的潜在较高的场强)来操作低场MRI系统的潜力。根据一些实施方式,至少一个电磁体和至少一个永磁体用于至少部分地生成用于低场MRI系统的 $B_0$ 场。

[0033] 本发明人进一步理解的是,永磁体可以用于改进用于MRI的 $B_0$ 场的均匀性。具体地,一个或更多个永磁体可以被定尺寸、成形和/或布置在使得它们贡献的磁场支持改进的均匀性的位置处。因此,永磁体可以用于不仅有助于场强,而且还有助于 $B_0$ 的场均匀性,其被产生用于例如低场MRI。

[0034] 下面是与用于低场磁共振应用的包括低场MRI和在这种系统中使用铁磁材料的方法和装置的实施方式和相关的各种概念的更详细的描述。应当理解的是,本文所描述的各个方面可以以多种方式中的任何方式来实现。本文提供了特定实现的示例仅用于说明的目的。另外,以下实施方式中描述的各个方面可以单独使用或以任意组合使用,并且不限于本文明确描述的组合。

[0035] 如上所述,低场MRI系统可以解决与高场MRI系统相关联的一个或更多个问题。例如,可以在不使用超导磁体并且因此不需要将 $B_0$ 磁体保持在超导状态所需的相关低温冷却装置的情况下实现示例性低场MRI系统,从而显著降低所得MRI系统的成本、复杂性和尺寸。为了产生具有适合于高场MRI的磁场强度和磁场均匀性的 $B_0$ 场,使用由超导材料形成的螺线管线圈,其中生成的 $B_0$ 场在通过螺线管的中心的轴线的方向上。因此,对患者进行成像需要将患者置于螺线管线圈内部。虽然螺线管线圈特别适合于在高场强下产生均匀场,但是该几何形状不仅增加了设备的尺寸,而且需要将患者置入待成像的圆柱形孔中。因此,这种几何形状可能不适合患有幽闭恐惧症的患者,并且可能不能容纳较大的患者。因此,通常产生用于高场MRI的合适的 $B_0$ 磁体所需的螺线管线圈几何形状还具有防止高场MRI成为实用且可用的通用成像器的限制。

[0036] 图1A示意性地示出了双平面电磁体,其被配置成至少部分地产生适于低场MRI成像的 $B_0$ 场的一部分。双平面电磁体包括两个外部线圈110a和110b以及两个内部线圈112a和112b。当向线圈施加适当的电流时,沿箭头所示的方向生成磁场,以产生在线圈之间具有视场的 $B_0$ 场,当被适当地设计和构造时,可以适用于低场MRI。术语“线圈”在本文中用于指具有传导电流以产生磁场的至少一个“匝”的任意几何形状的任何导体或导体的组合,从而形成电磁体。

[0037] 应当理解的是,图1A中所示的双平面几何形状由于难以获得用于高场MRI的足够均匀性的 $B_0$ 场而通常不适合于高场MRI。图1A所示的双平面 $B_0$ 磁体提供了通常开放的几何形状,从而利于其用于患有幽闭恐惧症的患者,并且可以拒绝用常规高场螺线管线圈几何形

状成像。此外,由于其开放设计,并且在低场强和均匀性要求的通常较大的视场的一些情况下,双平面设计可以便于较大的患者使用。

[0038] 图1A所示的双平面 $B_0$ 磁体提供了与可以用于高场MRI的磁体相比具有较少复杂性和较低成本的 $B_0$ 磁体。发明人已经认识到,图1A中的磁体的各方面可以在使用层压技术来制造用于低场MRI中的 $B_0$ 磁体或其一部分时进行改进。在2015年9月4日提交的、代理人案卷号为00354.70004US01的题为“Low Field Magnetic Resonance Imaging Methods and Apparatus”的共同美国专利申请中描述了利用层压技术的合适的层压技术和系统,其通过引用整体并入本文。作为一个示例,层压技术可以用于产生替代内部线圈112a和112b以产生用于低场MRI的期望 $B_0$ 场的 $B_0$ 磁体。在上述并入的共同申请中描述了这种混合技术的示例并且在下面进一步详细讨论。

[0039] 在其他实施方式中,层压技术可用于完整地实现 $B_0$ 磁体。例如,根据一些实施方式,层压板包括至少一个导电层,其被图案化以形成能够产生或有助于适合于低场MRI的 $B_0$ 磁场的一个或更多个 $B_0$ 线圈或一个或更多个 $B_0$ 线圈的一部分。例如,层压板可以包括多个同心线圈,以形成图1A所示的成对的双平面 $B_0$ 线圈的一个“侧”。第二层压板可以类似地构造成在双平面设计中包括用于视场的另一“侧”的 $B_0$ 线圈。以这种方式,可以使用层压板技术来构造用于产生用于低场MRI系统的 $B_0$ 场的磁性部件。

[0040] 图1A还示意性地示出了一对平面梯度线圈组120a、120b以生成磁场,以便于对所示的低场MRI系统的部分进行相位和频率编码。如上所述,MRI系统通过使用梯度线圈以已知方式系统地改变 $B_0$ 场来编码接收的MR信号,以便将接收的MR信号的空间位置编码为频率或相位的函数。例如,梯度线圈可以被配置成作为沿着特定方向的空间位置的线性函数而改变频率或相位,但是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配置。例如,第一梯度线圈可以被配置成在第一(X)方向上选择性地改变 $B_0$ 场以在该方向上执行频率编码,第二梯度线圈可以被配置成在基本上正交于第一方向的第二(Y)方向上选择性地改变 $B_0$ 场以执行相位编码,而第三梯度线圈可以被配置成在基本上正交于第一方向和第二方向的第三(Z)方向上选择性地改变 $B_0$ 场以使得能够针对体积成像应用进行切片选择。

[0041] 梯度线圈被设计成与特定 $B_0$ 磁性部件(例如,如图1A所示的一个或更多个 $B_0$ 线圈)一起操作,并且为了令人满意地操作,通常需要相对精确的制造和随后与 $B_0$ 磁性部件的对准。发明人已经认识到,使用层压技术来制造一个或更多个梯度线圈(或其一部分)可以促进用于制造低场MRI系统的磁性部件的更简单、更具成本效益的方法。

[0042] 根据一些实施方式,层压板包括至少一个导电层,其被图案化以形成一个或更多个梯度线圈或一个或更多个梯度线圈的一部分,其能够产生或有助于适于提供当在低场MRI设备中操作时检测的MR信号的空间编码的磁场。例如,层压板可以包括一个或更多个导电层,其被图案化以形成一个或更多个X梯度线圈(或其一部分)、一个或更多个Y梯度线圈(或其一部分)和/或一个或更多个Z梯度线圈(或其一部分)。形成一个或更多个梯度线圈(或其一部分)的层压板可以与对应的 $B_0$ 磁性部件隔开,或者可以形成在同一层压板的一个或更多个层中。关于后者,一个或更多个梯度线圈可以由与一个或更多个 $B_0$ 线圈(或其一部分)共享(但是电隔离)的导电层形成,或者可以形成在与一个或更多个 $B_0$ 线圈(或其一部分)隔开的一个或更多个导电层中。将一个或更多个梯度线圈(或其一部分)与一个或更多个 $B_0$ 线圈(或其一部分)集成在层压板中可以有助于以更简单更灵活的方法来设计和制造

用于低场MRI的磁性部件,下面讨论其另一方面。

[0043] 低场MRI系统还可以包括另外的磁性部件,例如一个或更多个匀场线圈,其被布置成生成支持系统的磁场,例如增加 $B_0$ 场的强度以及/或者提高 $B_0$ 场的均匀性,抵消例如由梯度线圈的操作引起的有害场效应,被成像的对象的负载效应,或者以其他方式支持低场MRI系统的磁性体。当匀场线圈被操作以有助于MRI系统的 $B_0$ 场(例如,有助于场强以及/或者改进均匀性)时,匀场线圈用作系统的 $B_0$ 线圈,并且应当被理解为如此。在一些实施方式中,一个或更多个匀场线圈可以独立于系统的其他 $B_0$ 线圈进行操作,如下面进一步详细讨论的。

[0044] 此外,低场MRI系统还可以包括屏蔽部件,其被布置为抑制环境中和/或部件之间的不期望的电磁辐射。发明人已经认识到,可以利用层压技术通过以下操作来制造这种部件(例如一个或更多个匀场线圈(或其一部分)和/或一个或更多个屏蔽部件):在分开的层压板中形成这样的部件,或者将这些部件集成在包含低场MRI系统的其他磁性部件(或其一部分)中的任何一个或组合的层压板中,如下面进一步详细讨论的。

[0045] 因此,用于产生执行低场MRI所需的一个或更多个磁场的电磁体可以利用常规技术(例如,缠绕线圈)来产生,可以利用层压技术来制造,或者利用两者的组合(例如,利用混合技术)来提供。然而,如上所述,相对于功率电子器件的成本和复杂性和/或热管理系统的成本和复杂性而言,仅使用电磁体会有与系统的电力需求相关的限制。发明人已经认识到,使用永磁体可以解决与仅使用电磁体相关联的一个或更多个问题,如下面进一步详细讨论的。

[0046] 图1B至图1D示出了使用电磁体和永磁体两者以至少部分地产生用于低场MRI的 $B_0$ 场的双平面磁体的构造。应当理解的是,因为永磁体的用途不限于与电磁体的任何特定的类型或几何形状结合使用,所以永磁体也可以用在结合单面磁体或者结合螺线管磁体示出的任何结构中。为了简化说明,图1B至图1D中所示的永磁体170示意性地示出为圆形磁体。然而,可以使用任意形状的永磁体(例如矩形、圆柱形等)。另外,每个永磁体170可以是单个一体式磁体,或者可以包括以任何期望的方式在空间上分布的任意形状和尺寸的多个磁体。此外,所示的构造仅仅是示例性的,因为一个或更多个永磁体可以以任意数目、构造和几何形状使用,以促进期望的 $B_0$ 场的产生,因为这些方面在这点上不受限制。

[0047] 图1B示出了包括电磁体110a和110b以及永磁体170a和170b的双平面磁体。永磁体170a和170b相对于在电磁体之间形成的视场分别布置在电磁体110a和110b的上方和下方。永磁体提供有助于MRI系统的 $B_0$ 场的持续磁场,从而使得能够产生具有很少或没有额外电力需求的增加强度的 $B_0$ 场,以及/或者使得能够减少产生给定场强的 $B_0$ 场所需的电力需求。另外,永磁体可以被成形,以及/或者可以在空间上布置多个磁体,以便改进 $B_0$ 场的均匀性。另外地或可替代地,永磁体可以设置在电磁体110a和110b之间,因为这些方面在这点上不受限制。如上所述,可以通过去除所示双平面磁体的一个“侧”(例如,通过去除电磁体110b和永磁体170b)来形成单面磁体。在该布置中,永磁体可以布置在电磁体110a的任一侧上,或者布置在电磁体110a的两侧上。应当理解的是,可以使用另外的电磁体(例如,图1A中所示的电磁体112a、112b)和/或另外的永磁体,因为这些方面在这点上不受限制。

[0048] 图1C示出了包括电磁体110a、110b和112a、112b以及永磁体170a'和170b'的双平面磁体。永磁体170a'布置在电磁体110a和112a之间并且与电磁体110a和112a基本同心,而永磁体170b'布置在电磁体110b和112b之间并且与电磁体110b和112b基本同心。尽管永磁

体170a'和170b'分别被示出为单个一体式磁体,但是磁体可以根据需要包括空间布置的任意数目的单独磁体。图1D示出了包括电磁体110a、110b和永磁体170a'、170b'的双平面磁体。永磁体170a'包括:布置在电磁体110a外部并与电磁体110a大致同心的一个或更多个永磁体,以及布置在电磁体110a内部并与电磁体110a大致同心的一个或更多个永磁体。类似地,永磁体170b'包括:布置在电磁体110b外部并与电磁体110b大致同心的一个或更多个永磁体,以及布置在电磁体110b内部并与电磁体110b大致同心的一个或更多个永磁体。

[0049] 应当理解的是,图1B至图1D中所示的任何配置可以单独使用或以任意组合使用。例如,任何形状或尺寸的一个或更多个永磁体可以相对于任意数目的电磁体同心地和/或非同心地布置,以至少部分地产生用于MRI中的 $B_0$ 场,例如适用于低场MRI的 $B_0$ 场。可以选择一个或更多个永磁体的形状、尺寸和位置,以利于产生期望强度和/或均匀性的 $B_0$ 场,下面将进一步详细讨论其一些另外的示例。还应当理解的是,图1B至图1D所示的构造可以与本文所述的其他技术任意组合使用。

[0050] 图2A示意性地示出了与图1A类似的双平面磁体几何形状,其中,线圈110a和110b形成在与线圈连接的轭210内。在没有轭210的情况下,由线圈生成的磁通量的一半损失到周围环境。轭210包括铁磁材料(例如铁),其捕捉由该对线圈中的一个线圈产生的磁通量并将通量返回到该对线圈中的另一个线圈,从而针对提供给线圈的相同量的操作电流,在成对线圈之间的成像区域中的磁通密度增加了一倍。可以使用任意合适的铁磁材料或铁磁材料的组合,并且实施方式在这方面不受限制。图2B示出了通过轭210的截面图,其更清楚地示出了磁通量220是如何通过轭210从顶部线圈110a循环到底部线圈110b以增加该对线圈之间的通量密度的。

[0051] 发明人已经认识和理解的是,由线圈中的一个线圈生成的磁通量可以被捕捉并且利用多个铁磁结构中的任何一个铁磁结构返回到另一线圈,并且形成围绕线圈110a、110b的铁磁盒的轭210仅仅是一个实现。下面更详细地描述其他可替换实现的一些示例。不管所使用的铁磁结构的类型如何,需要在该对线圈中的一个线圈的外部与该对线圈中的另一个线圈的外部之间的完全连接,以使得磁通量能够在铁磁结构中的闭合回路中循环。

[0052] 图3示出了可替换的铁磁结构310,其中,轭210已经被多个铁磁柱320替代,多个铁磁柱320被布置为在该对 $B_0$ 线圈的顶部和底部线圈之间循环磁通量。柱320的使用改进了对在低场MRI扫描仪中被成像的患者的访问。在一些实施方式中,柱可以是可移动的,以进一步改进对正被成像的患者的访问。根据一些实施方式,可以使用任意数目的柱320(包括仅两个柱)来提供用于磁通量的返回路径。另外,可以使用连接一对 $B_0$ 线圈的柱的任何布置,包括柱的不对称定位。在一些实施方式中,不对称布置的两个柱用于为由线圈生成的磁通量提供返回路径。

[0053] 在图2A、图2B和图3所示的实施方式中,磁通量通过铁磁结构的多个路径(例如,轭210的多个侧或多个柱320)返回。其他实施方式包括铁磁结构,其仅在结构的一侧上允许用于磁通量的返回路径。在图4中示出了根据一些实施方式的其中仅在双平面磁体的一侧上设置磁通量的返回路径的铁磁结构的示例。图4示出了C形铁磁结构410,其捕捉来自线圈110a的磁通量并将捕捉的通量通过结构410传输到线圈110b。铁磁结构410提供与轭210类似的磁通密度,并且由于结构的一侧开放而提供对被成像患者的更好的访问。虽然与包括轭210的设计相比,C形铁磁结构410的使用会导致较不均匀的磁场,但是C形设计中的场的

相对不均匀性可以以其他方式来适应,包括但不限于使用其他电磁部件或铁磁部件,下面将更详细地讨论。

[0054] 根据一些实施方式,经由一个或更多个铁磁结构返回磁通量的闭环路径形成具有特定磁阻的磁路,基于所使用的铁磁材料和与磁通量的返回路径有关的铁磁结构的几何形状来确定所述特定磁阻。发明人已经认识到并理解,如果通量的返回路径具有较低的磁阻,则用于返回磁通量的铁磁结构将更有效地返回通量(例如,较少的通量损失到环境)。因此,一些实施方式减小了至少一个磁通量返回路径的磁阻,以促进磁通量沿着磁路中的路径流动。通过减小磁路返回路径中的磁阻来提高通量返回的效率导致成像区域中的较高磁通密度。

[0055] 如果铁磁结构中的铁磁材料饱和,则磁路的磁阻增加。饱和度可能受几个因素影响,包括但不限于所使用的铁磁材料的类型和磁通量必须在材料中行进的路径。例如,当通量必须在短距离上改变方向时,由于在转弯时通量聚束而增加的通量密度可能发生饱和。在图2B所示的轭210的90°拐角中示出了沿着返回路径的通量聚束的示例。在一些实施方式中,铁磁结构的拐角500中的一个或更多个拐角可以为如图5中所示的平滑(例如,倾斜的),以减小铁磁结构的拐角处的磁阻,从而防止或减少这些点处的饱和。用于返回通量的铁磁结构的设计可以以任意其他合适的方式修改,以减小磁路的磁阻,并且这些方面在这点上不受限制。

[0056] 除了提供用于磁通量的返回路径以增加线圈之间的视场内的磁通密度之外,一些实施方式包括另外的铁磁部件,以校正和/或控制由线圈产生的 $B_0$ 场的不均匀性。可以使用若干不同的技术来改进 $B_0$ 场的均匀性,下面讨论其示例。

[0057] 如上所述,除了用于生成 $B_0$ 场的 $B_0$ 线圈之外,一些实施方式可以包括一个或更多个电磁匀场线圈。匀场线圈在被激活时允许调谐 $B_0$ 场以补偿场的不均匀性。匀场线圈可以是静态的或可以是动态激活的(例如,响应于来自计算机处理器的控制指令),以在调谐场时提供另外的灵活性。在一些实施方式中,布置成利于产生期望磁场的匀场线圈被图案化在层压板的一个或更多个层上。图5示出了第一层压板510和第二层压板512,每个层压板包括在其上形成的一个或更多个匀场线圈。下面更详细地描述匀场线圈形成在层压板上的特定实现。然而,应当理解的是,用于实施方式的匀场线圈可以以任意其他合适的方式形成,包括但不限于线缠绕、带缠绕以及使用任意合适形状的电磁线圈。

[0058] 根据一些实施方式,层压板可以包括被图案化以形成一个或更多个匀场线圈或一个或更多个匀场线圈的一部分的至少一个导电层,其被布置成产生或有助于磁场并且适于改进由一个或更多个 $B_0$ 线圈生成的 $B_0$ 场的均匀性,以其他方式改进给定视场内的 $B_0$ 场以及/或者抵消负面影响 $B_0$ 场的其他磁场。对于包括具有至少一个 $B_0$ 线圈和至少一个匀场线圈的层压板的实施方式,至少一个匀场线圈可以由与至少一个 $B_0$ 线圈(或其一部分)共享(但是电隔离)的导电层形成,或者可以形成在与至少一个 $B_0$ 线圈(或其一部分)隔开的一个或更多个导电层中。与以上讨论的其他磁性部件一样,利用层压技术制造的匀场线圈可以与利用层压技术(例如,通过将匀场线圈集成在共享的或单独的层压板中)制造的其他部件一起使用,或者与利用常规技术制造的作为低场MRI系统的一部分的其他部件一起使用。

[0059] 多个低场MRI部件(或其一部分)可以形成在层压板的单层(即单个层压层)上。也就是说,多个磁性部件或多个磁性部件的一部分可以被图案化在单个层压层的同一导电层

上。例如,层压板的单个层压层可以被图案化以形成一个或多个 $B_0$ 线圈的全部或一部分,以及用于调谐用于低场MRI系统的 $B_0$ 场的均匀性的一个或多个匀场线圈的全部或一部分。匀场线圈和 $B_0$ 线圈(或其一部分)可以共享形成在层压层或匀场线圈上的至少一些导电元件,并且 $B_0$ 线圈(或其一部分)可以单独形成在相同的层压层上(即,彼此电隔离)。应当理解的是,根据特定设计,根据需要可以在一个或多个共享的层压层中类似地制造部件(或其一部分)的任意组合,因为这些方面在这点上不受限制。

[0060] 应当理解的是,匀场线圈可以以任意方式和构造来设置以有助于促进产生期望强度和均匀性的 $B_0$ 场的磁场。例如,匀场线圈可以被图案化在单层上或分布在多个层上,并且每个线圈可以被图案化在单独的层上,或者可以与一个或多个其他部件(或其一部分)共享一个或多个层。此外,具有任何期望的几何形状的任何数目的匀场线圈可以被制造在层压板内,因为这些方面在这点上不受限制。根据一些实施方式,一个或多个匀场线圈被制造在与低场MRI系统的其他磁性部件隔开的层压板内。根据一些实施方式,匀场线圈可以以不同的几何形状和/或位置设置,使得响应于系统正在操作的给定环境可以选择性地激活匀场线圈的不同组合。动态选择匀场线圈的组合以进行操作的能力可有助于产生能够以可运输或车载方式部署的低场MRI系统。

[0061] 根据一些实施方式,一个或多个层压层可以包括无源磁部件,例如用磁性材料图案化的一个或多个层,以便于生成具有降低的电力需求的期望的 $B_0$ 场,或者使用在无需使用磁性材料的情况下所需的相同的电力需求来产生较高的 $B_0$ 场。例如,层压板可以包括用亚铁或其他磁性材料图案化的一个或多个层压层,其被布置成形成有助于由一个或多个 $B_0$ 线圈生成的磁场来实现期望的 $B_0$ 场的磁性部件。因为这样的磁性材料产生和/或定制磁场而不需要电源提供电流来产生磁场,所以可以以降低的电力需求来产生期望的 $B_0$ 场,或者可以很少增加或不增加电力需求来产生增加强度的 $B_0$ 场。

[0062] 形成在一个或多个层压层上的磁性部件可以包括具有相对高的磁导率( $\mu$ )的材料中的任何一种或其组合,以辅助产生和/或定制期望场强和/或均匀性的 $B_0$ 场。磁性部件可以由设置为板的一个或多个图案化层形成,或者以其他方式制造并结合在一个或多个层压层内以产生期望的磁场。使用无源磁性部件可以降低产生给定 $B_0$ 场所需的电力需求。也就是说,因为期望的 $B_0$ 的一部分可以无源地产生(例如,不需要电源来操作部件),所以可以减少有源磁部件(例如,一个或多个期望的 $B_0$ 线圈)上的负担。因此,一个或多个 $B_0$ 线圈可以以减小的电流进行操作,以与磁性部件组合地产生具有期望场强和/或均匀性的 $B_0$ 场。降低有源磁性部件的电力需求简化了驱动磁性部件的功率电子设备的成本和复杂性,导致层压板的热输出的相应减小,并且还可以在产生所期望的强度和/或均匀性的 $B_0$ 场时以其他方式减轻有源磁性部件的约束。

[0063] 如上所述,铁磁材料可以用于产生磁场,而不需要电源。铁磁材料可以结合到层压板的一个或多个层中,或者设置为用于增加 $B_0$ 场的场强以及/或者改变 $B_0$ 场的均匀性的单独部件。当利用层压技术实现时,使用磁性材料进行图案化的一个或多个层可以被设置为无源垫片,以辅助产生期望的 $B_0$ 场。可以以任意数目、布置和几何形状来设置无源垫片(例如永磁体),并且可以将无源垫片图案化在单个或多个层上,在单独的层上或在与一个或多个其他部件共享的层上,与提供无源垫片有关的方面不限于任何特定的构造、几何形状或布置。可以使用由任何期望几何形状的铁磁材料构成的单独的垫片元件来提供无源

垫片。这样的垫片元件可以通过在期望的位置处将元件附接到面板(例如,使用粘合剂或通过其他附接手段)而结合到层压板中,以及/或者这种垫片元件可以在期望的位置处与层压板隔开地布置,因为这些方面不限于将一个或更多个无源垫片结合到低场MRI系统中的任何特定方式。

[0064] 如上所述,铁磁材料在一些实施方式中用作无源垫片,以通过将铁磁材料结合到层压板的一个或更多个层中来增加场强以及/或者改进 $B_0$ 场的均匀性。铁磁粉末、复合材料和/或微粒化合物也可用于促进或改变MRI系统的磁场。另外地或可替代地,铁磁材料可以形成在与层压板隔开的部件中,以改变 $B_0$ 场的均匀性。以下更详细地描述根据一些实施方式的以不同的构造提供无源垫片材料的示例。

[0065] 图6示出了通过铁磁结构的截面,该铁磁结构包括布置在线圈110a、110b内部以改进 $B_0$ 场的均匀性的铁磁材料的环610、612。铁磁环610、612通过改变通量离开铁磁材料的位置以及通量线离开铁磁材料时的方向来改变场的均匀性。图7示出了通过包括多个小铁磁材料片710、712的铁磁结构的截面。铁磁片710、712的尺寸、位置和/或形状可以通过模拟、制造期间的测量或者以任意其他合适的方式确定。例如,铁磁片710、712可以包括材料环、材料的小部分或者任意其他形状的材料。

[0066] 图8示出了通过包括铁磁极片810、812的另一铁磁结构的截面。如图所示,极片810和812具有波浪形状。然而,极片810、812可以具有任意合适的形状,并且这些方面在这点上不受限制。极片810、812的形状可以以任意合适的方式确定,包括但不限于,利用模拟或在制造期间进行测量。在一些实施方式中,极片810、812是铁磁材料(例如钢)的机加工盘。极片810、812可以由铁磁材料的实心件加工而成,或者可以包括铁磁材料的多个层压件,因为这些方面在这点上不受限制。

[0067] 图5至图8中所示的铁磁结构包括改变由低场MRI系统的磁性部件产生的不均匀 $B_0$ 场的铁磁部件。虽然各个铁磁部件被示为包括在单个附图中,但是应当理解的是,实施方式可以包括单个铁磁部件或者电磁部件或铁磁部件的任何组合,因为这些方面在这点上不受限制。另外,图5至图8中所示的铁磁部件中的每一个示出为位于该对 $B_0$ 线圈中的两个线圈之间。然而,在一些实施方式中,一个或更多个铁磁部件可以位于该对线圈中的仅一个线圈之间,以及/或者不同的铁磁部件可以位于该对线圈的两个线圈之间,因为这些方面不被限制于包括在铁磁结构中的铁磁部件的特定组合以及放置。

[0068] 另外,如上所述,在图5至图8中的每一个图中所示的铁磁结构被示为具有带有斜角的轭,以提供用于使通量返回轭中的低磁阻路径。然而,应当理解的是,被配置成捕捉和返回在该对 $B_0$ 线圈之间的磁通量的铁磁结构(包括但不限于图3和图4中所示的铁磁结构)可以可替代地单独使用或与图5至图8所示的铁磁结构的任何组合一起使用,因为这些方面不受限于所使用的铁磁结构和/或铁磁部件的特定组合。

[0069] 任意合适的铁磁材料可以用于制造用于返回磁通量的铁磁结构以及/或者用于控制 $B_0$ 场的不均匀性的铁磁部件。例如,可以使用特定等级的“电工钢”或“磁钢”。可以使用任何等级的钢,包括但不限于,低等级(例如1010)钢、具有较低碳含量的较高等级(例如1005、1006)钢或任何其他等级的钢。通常使用这种等级的钢,例如,用于在变压器中返回磁通量。较高等级钢虽然较昂贵,但由于其增加的饱和含量而提供了较轻的重量设计。根据一些实施方式,除钢之外的材料也可以用作铁磁材料。例如,在一些实施方式中,可以另外地或可

替选地使用具有较好的可控磁性能和/或较高磁导率的较高等级的材料作为铁磁材料。

[0070] 在一些实施方式中,用于返回磁通量的铁磁结构和用于控制 $B_0$ 场的不均匀性的一个或更多个铁磁部件可以由不同的铁磁材料制成。例如,用于返回磁通量的轭可以由铁制成,而用于控制 $B_0$ 场的不均匀性的极片可以由具有较好的可控磁性能和/或较高的磁饱和水平的较高等级的材料制成,以便能够更准确地调谐场。

[0071] 用于返回磁通量的铁磁结构和用于控制 $B_0$ 场的不均匀性的一个或更多个铁磁部件可以以任意合适的方式制造。在变压器中使用的用于返回由于AC电流产生的通量的铁磁结构通常使用层压结构来降低电力损耗。因为低场MRI系统响应于DC电流而生成磁通量,所以用于实施方式的一个或更多个铁磁结构的至少一部分可以被制造为实心(例如非层压)的铁磁材料件。为了便于制造,用于在 $B_0$ 线圈之间返回磁通量的铁磁结构可以分段制造,并利用任意合适的紧固技术紧固在一起,包括但不限于,使用定位销、螺栓、接头和焊缝。应当理解的是,一些紧固技术(例如焊接)可能改变铁磁材料的磁性能,并且如果可能的话,限制这种紧固技术的使用可能有利于以减少磁场的均匀性的变化。

[0072] 在一些实施方式中,一个或更多个铁磁部件可以形成为铁磁材料(例如钢)的板的层压结构。可以使用任意合适厚度的铁磁材料板。例如,取决于实现的特定需求,可以使用非常薄的板到厚度为1英寸或更厚的板。可以选择在被配置成在线圈之间返回通量的铁磁结构中使用的铁磁材料的厚度,以在不超过材料的饱和度的情况下实现如下截面,其足以包含由线圈生成的、在没有铁磁结构的情况下会损失到环境中的大部分或所有通量。

[0073] 虽然可以使用实心铁磁结构,但是层压铁磁结构对于使用低场MRI的应用提供了一些益处,包括但不限于,在层压件之间提供电隔离以减少在低场MRI系统的操作期间在铁磁材料中生成的涡流的能力。可以使用任意合适的技术制造层压件,包括但不限于,冲压、使用水射流技术以及使用计算机数控(CNC)系统。用于制造铁磁部件的一个或更多个层压件可以彼此不同,并且每个层压件可以单独切割和堆叠以形成任意形状。

[0074] 在使用实心(例如非层压)的铁磁材料来制造铁磁部件的一些实施方式中,可以使用其他技术(例如分割)来减小在低场MRI系统操作时在铁磁材料中流动的涡流的影响。在分割中,在实心材料中制造切口,以提供电隔离并减少涡流。可以使用任意合适的切口布置来分割实心材料,并且这些方面在这点上不受限制。在一些实施方式中,层压件和/或用于分割的切口被设计成:取决于由梯度线圈和/或任何其他切换磁场产生的铁磁区域处的磁场图案来消除特定类型的涡流。

[0075] 在一些实施方式中,铁磁结构或部件中的一个或更多个被设计成具有不均匀的厚度以减小部件的重量。例如,取决于磁场在特定位置处是强还是弱,部件可以在不同位置处具有不同的厚度。对于包括轭以在 $B_0$ 线圈之间返回磁通量的实施方式,轭的重量可以大大有助于低场MRI系统的总重量。为了减小该重量,可以去除具有较低磁场的轭的一部分,而具有较高磁场的轭的一部分可能需要使用较多的铁磁材料来捕捉磁通量。

[0076] 在一些实施方式中,用于在 $B_0$ 线圈之间返回磁通量的铁磁结构也可以用作 $B_0$ 线圈的支承结构,从而减少对具有单独支承结构的需要,从而进一步减小低场MRI系统的重量。铁磁结构还可以用于其他功能,包括但不限于,用于电缆延伸的结构、冷却管或低场MRI系统的其他部件。

[0077] 在一些实施方式中,可以使用另外的支承结构来为轭或用于返回磁通量的其他铁

磁结构提供机械支承。例如,形成在铁磁结构的外部上的垂直支承件或其他结构可以提供机械加强。另外的支承件还可以增加铁磁结构的通量返回能力,从而进一步改进 $B_0$ 场的均匀性。

[0078] 在一些实施方式中,由于铁磁结构对RF信号的不透过性,用于返回磁通量的铁磁结构还可用于提供RF屏蔽。

[0079] 本发明人进一步认识到,以任何期望的布置或组合将磁性部件并入层压板中的能力使得能够实现许多不同的几何形状(例如,不同的形状和/或尺寸),以利于开发针对特定MRI应用而定制的低场MRI设备。此外,发明人已经认识到,使用层压板生产磁体可以促进制造相对低成本和/或可携带或以其他方式便携式的低场MRI系统。此外,以面板形式产生磁体使得能够制造可折叠和/或可变形的MRI磁性部件,这有利于便携性/可携带性以及构造专用于特定MRI应用的MRI磁性体或便于对身体的特定部分进行成像的能力,如下面进一步详细讨论的。因此,使用如本文所述的层压板生产MRI磁性体(或其一部分)具有从根本上改变MRI在医疗或临床环境中可以如何使用以及彻底改革具有深远影响的MRI行业的能力,大大扩展了可以利用MRI的环境和情况。

[0080] 图9A示出了根据一些实施方式的可以包括本文所描述的一个或更多个铁磁增强结构或部件的可转换的低场MRI系统980的示例。在图9A中,可转换系统具有折叠构造,便于在不使用时对系统进行运输或对系统进行储存。可转换系统980包括可滑动床984,其被配置成支承人类患者并允许患者在壳体986A和壳体986B之间沿箭头981的方向滑入和滑出成像区域。壳体986A和壳体986B容纳用于可转换系统900的磁性部件,如下面结合可转换系统980的几个视图进一步详细讨论的。可以使用任意合适的技术或技术的组合来生产、制造和布置磁性部件。

[0081] 壳体986A和壳体986B之间的分隔由图9A中所示的作为支承柱的支承结构940提供。在一些实施方式中,一个或更多个支承结构940可以包括被配置成形成磁路的铁磁材料,所述磁路由包括在壳体986A、壳体986B中的磁性部件生成的磁通量提供返回路径,如上所述。可替代地,可转换系统980可以包括除了支承结构940之外的一个或更多个铁磁结构,其提供用于返回通量的磁路,以改进由容纳在壳体986A和壳体986B中的磁性部件生成的 $B_0$ 场的均匀性。

[0082] 图9B示出了延伸的可转换系统980并且具有在被置入在壳体986A和壳体986B间之前位于可滑动床984上的待成像的患者。图9C示出壳体986A和壳体986B的分解图。如图所示,每个壳体986A和壳体986B容纳耦合到用于从磁性部件吸走热量的热管理部件的磁性部件。具体地,每个壳体986A和壳体986B包括在其中的 $B_0$ 线圈910a和910b、层压板920(其在以面朝上布置的壳体986B内可见)以及设置在 $B_0$ 线圈之间的热部件930。在一些实施方式中,壳体986A和壳体986B可以另外包括铁磁部件(其示例已在上面讨论),以改进由 $B_0$ 线圈910a和910b生成的场的均匀性。任意合适数目、类型和/或布置的铁磁部件可以包括在壳体986A和壳体986B中,并且这些方面在这点上不受限制。

[0083] 由此已经描述了本公开内容中阐述的技术的若干方面和实施方式,应当理解的是,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所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地想到用于执行功能和/或获得结果和/或本文所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所述的实施方案的范围内。本领域技术人员将认识到或仅使用常规实验能够确定本文所述的具体实施方案的许多等同物。因此,应当理解的是,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物的范围内,本发明实施方式可以以除了具体描述的方式之外的方式实施。此外,如果本文所述的特征、系统、制品、材料、套件和/或方法不相互矛盾,则这些特征、系统、制品、材料、套件和/或方法中的两种或更多种的任意组合被包括在本公开内容的范围内。

[0084] 此外,如所描述的,一些方面可以被实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意合适的方式排序。因此,可以构造其中以不同于所示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。

[0085] 如本文定义和使用的,所有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。

[0086] 如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”应当被理解是指“至少一个”,除非清楚地相反指出。

[0087] 如本文在说明书和权利要求书中所使用的,短语“和/或”应当被理解是指这样连接的元件中的“任一个或两个”,即在一些情况下连接地存在的元件,而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(例如“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。

[0088] 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”应当被理解为表示选自元件列表中的任何一个或更多个元件的至少一个元件,但不一定包括在元件列表中具体列出的每一个元件中的至少一个,并且不排除元件列表中的元件的任意组合。该定义还允许除了短语“至少一个”所指的元件列表中具体标识的元件之外的元件可以可选地存在,不管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,“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”)在一个实施方案中可以指至少一个,可选地包括多于一个A,不存在B(并且可选地包括除B之外的元件);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。

[0089] 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”及其变体意味着包括其后列出的项目及其等同物以及附加项目。

[0090] 在权利要求以及上述说明书中,所有过渡短语如“包含”、“包括”、“携带”、“具有”、“含有”、“涉及”、“保持”、“由……组成”等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……构成”和“基本上由……构成”分别是封闭或半封闭的过渡短语。

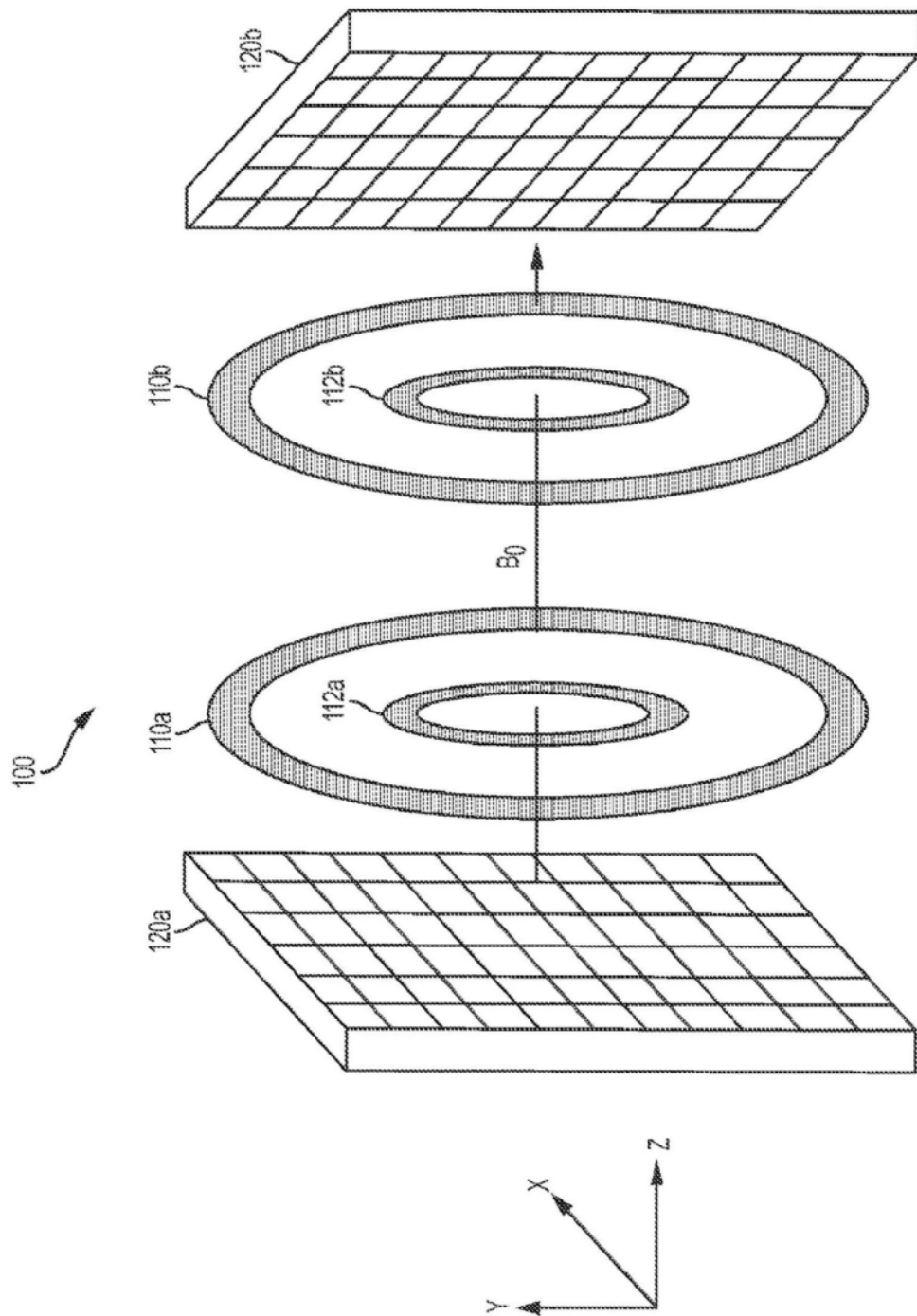


图1A

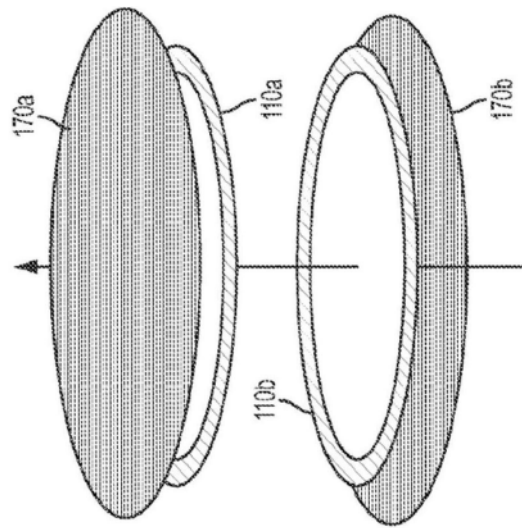


图1B

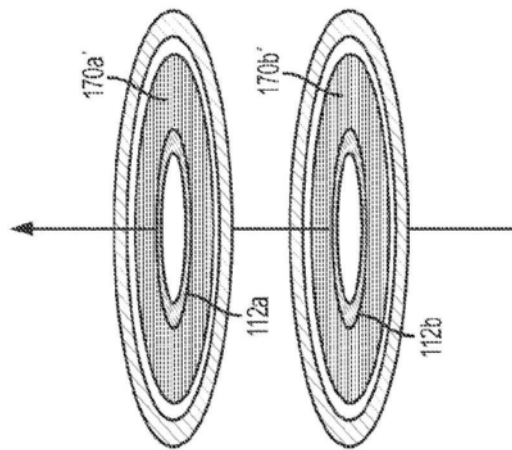


图1C

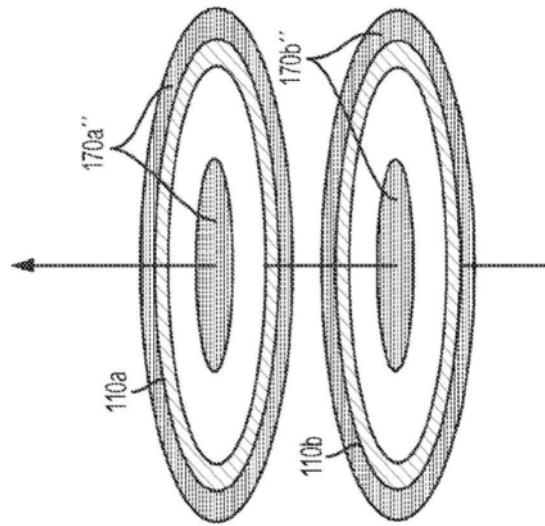


图1D

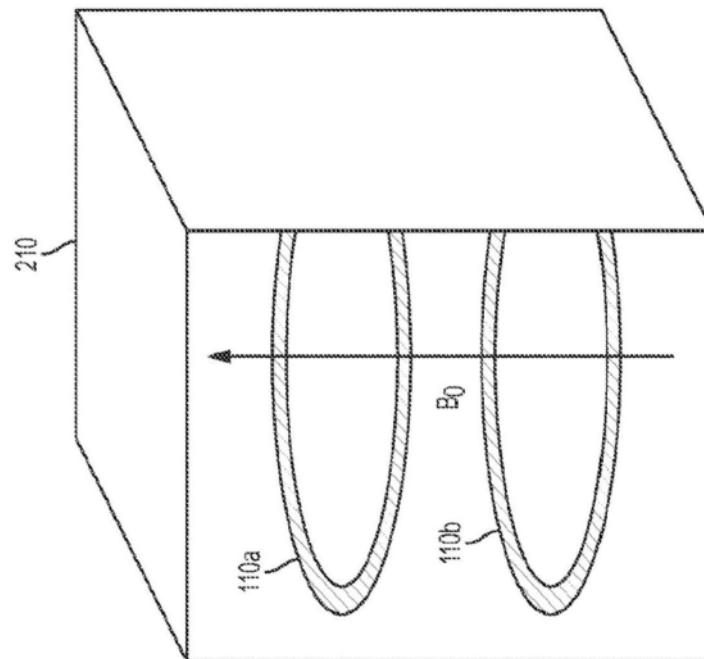


图2A

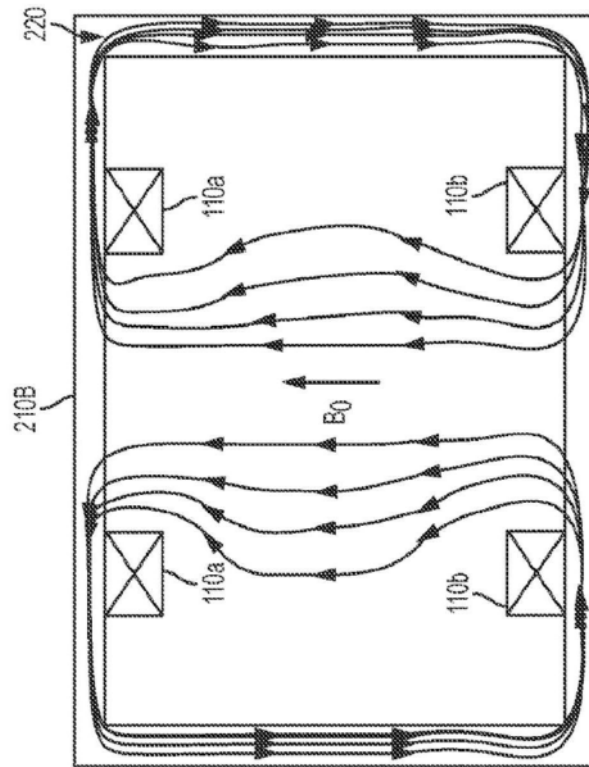


图2B

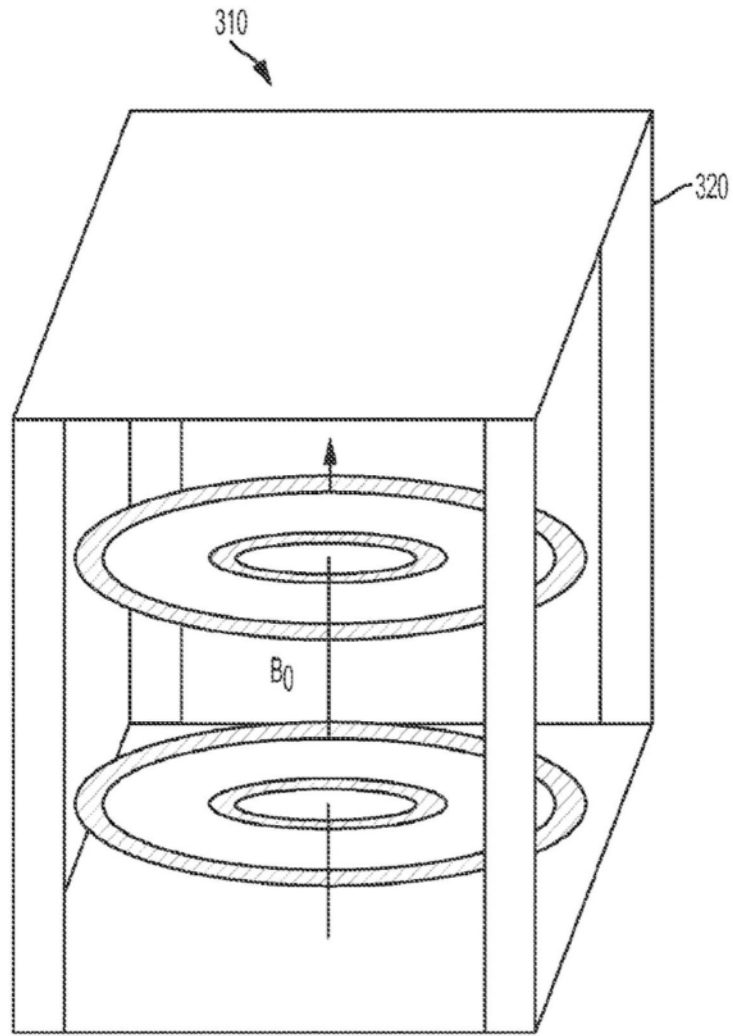


图3

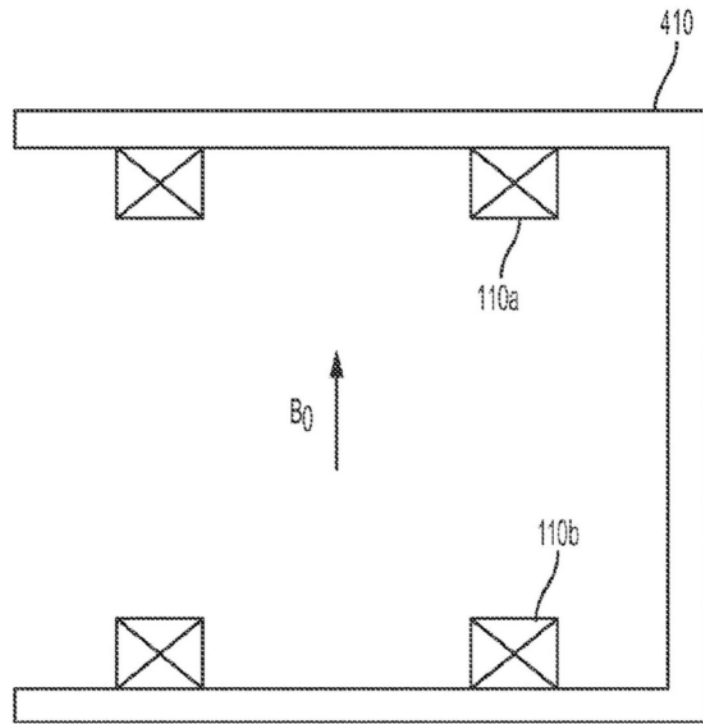


图4

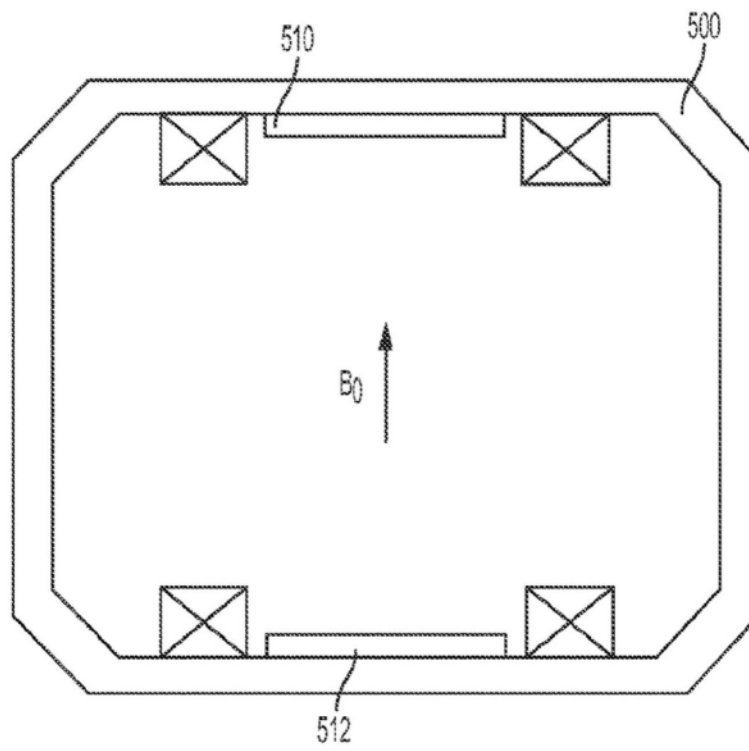


图5

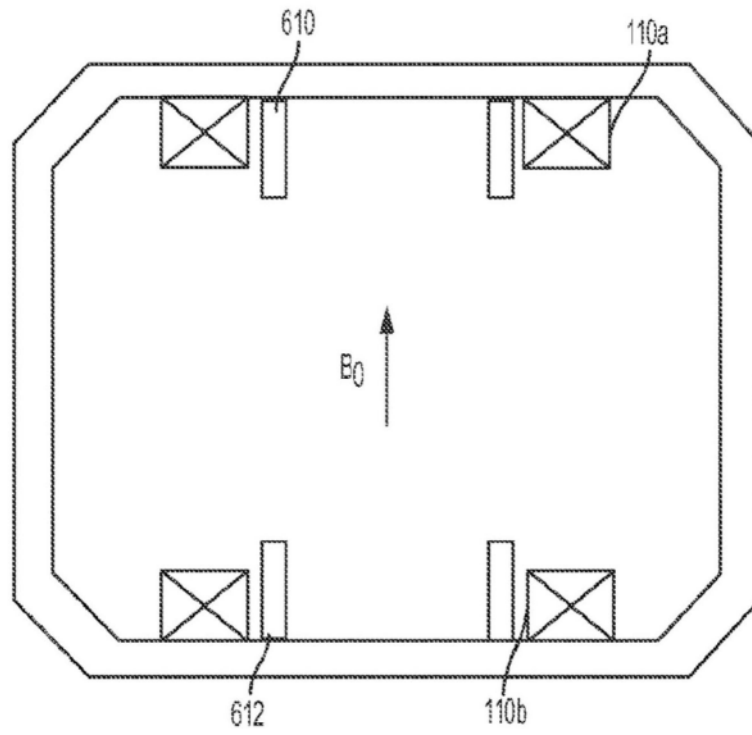


图6

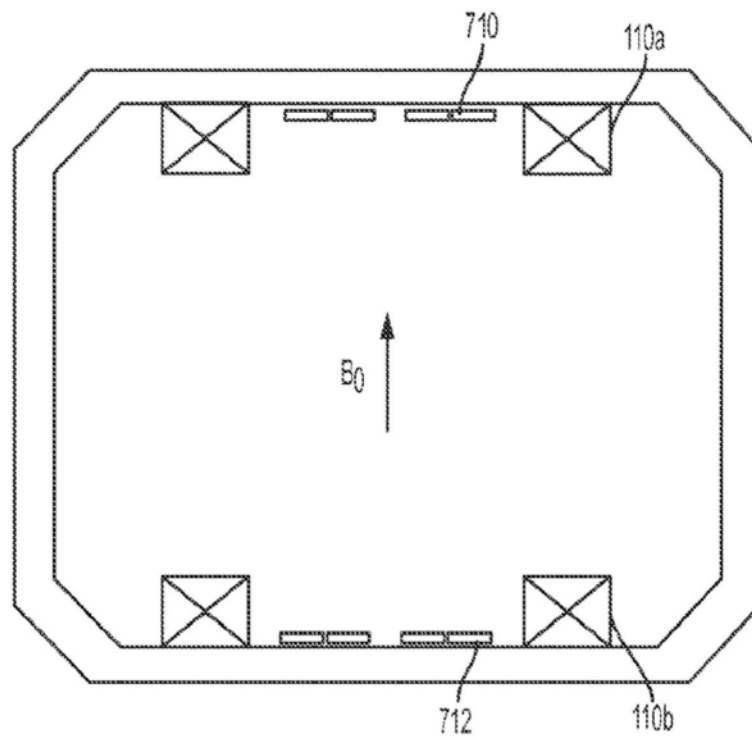


图7

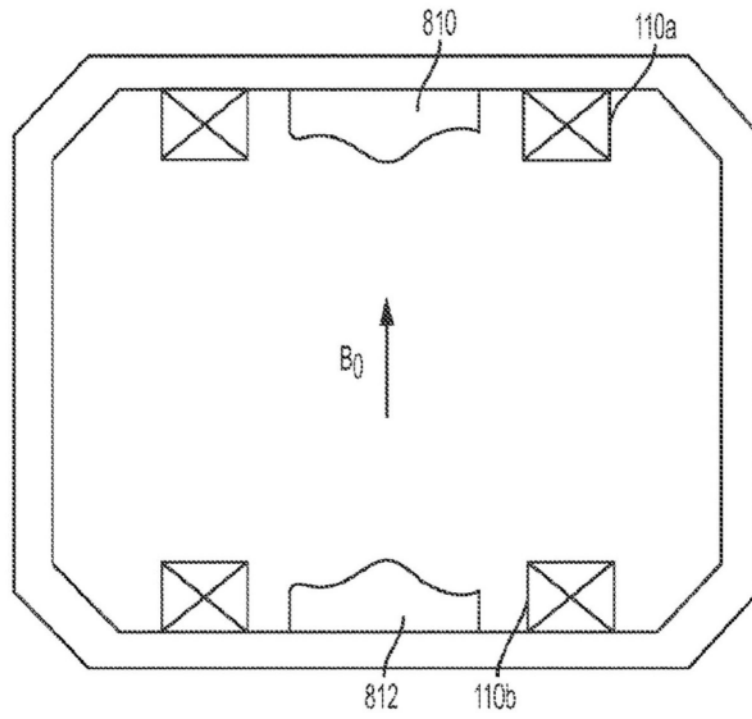


图8

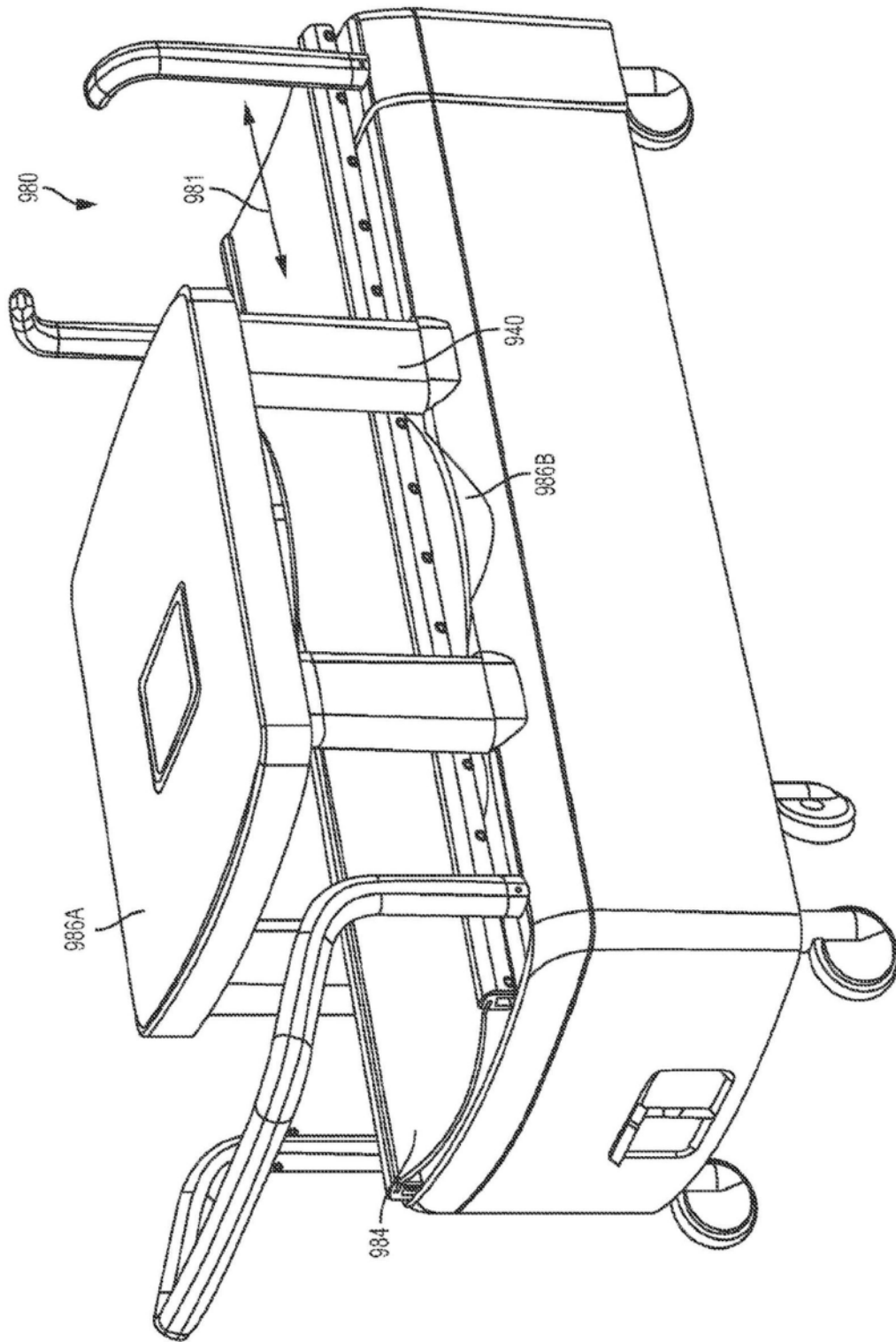


图9A

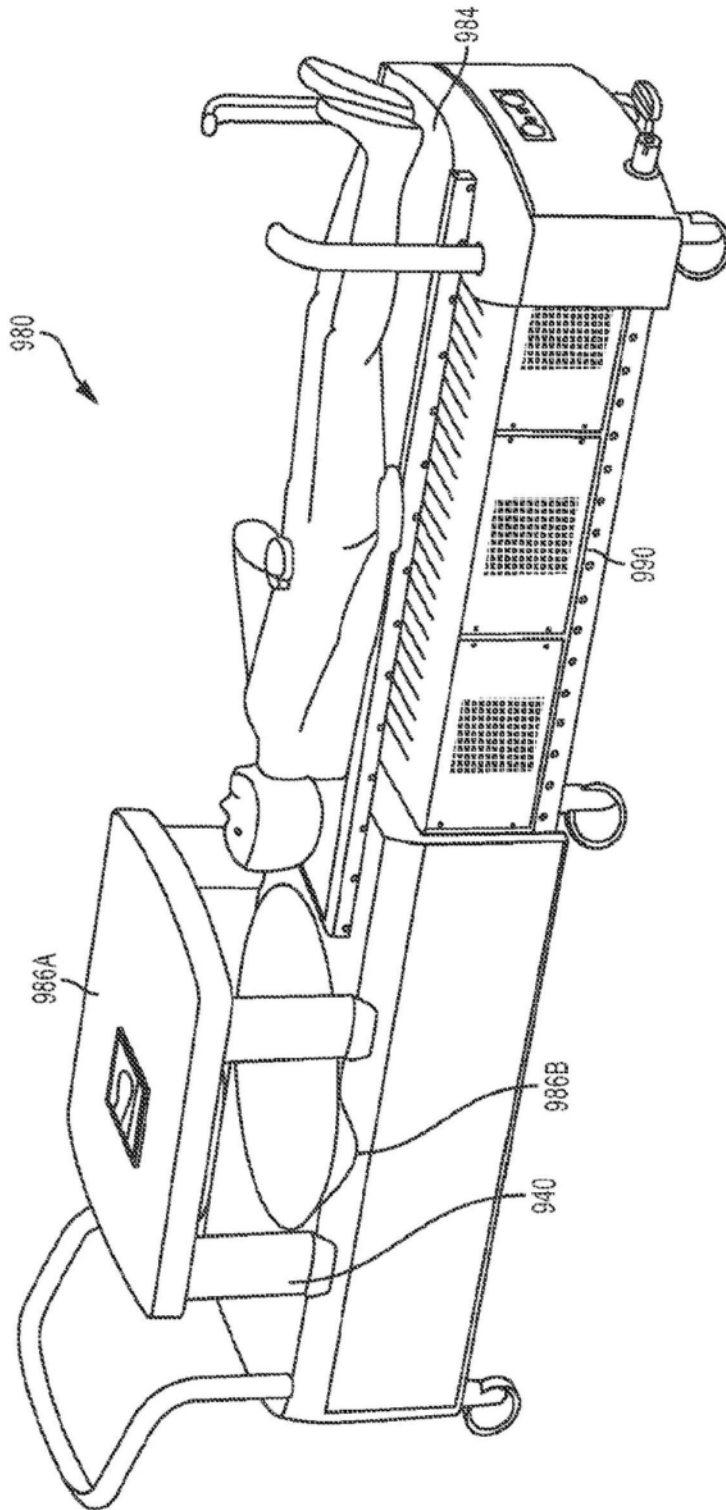


图9B

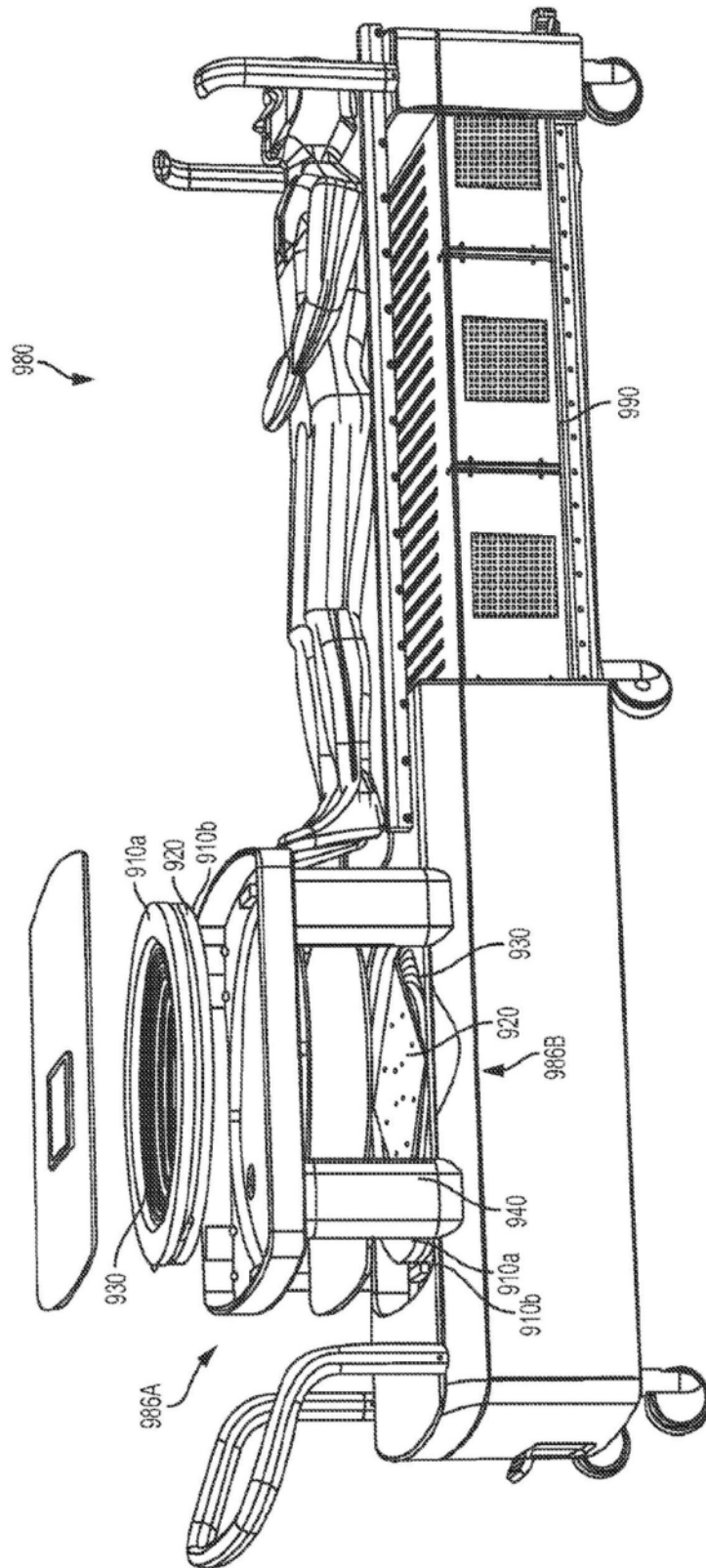


图9C