



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107533119 B

(45)授权公告日 2020.07.28

(21)申请号 201580078692.4

戴维·马克·德舍纳

(22)申请日 2015.04.10

(74)专利代理机构 北京京万通知识产权代理有限公司 11440

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 107533119 A

代理人 魏振华 万学堂

(43)申请公布日 2018.01.02

(51)Int.Cl.

(85)PCT国际申请进入国家阶段日  
2017.10.10

G01R 33/3875(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据  
PCT/IB2015/052628 2015.04.10

(56)对比文件

(87)PCT国际申请的公布数据  
W02016/162734 EN 2016.10.13

CN 101612042 A, 2009.12.30,

CN 102356330 A, 2012.02.15,

CN 103654783 A, 2014.03.26,

CN 101903790 A, 2010.12.01,

CN 102879753 A, 2013.01.16,

JP H0295288 A, 1990.04.06,

EP 0982598 B1, 2007.07.11,

(73)专利权人 圣纳普医疗(巴巴多斯)公司  
地址 巴巴多斯布里奇顿

董薛.永磁型磁共振系统中匀场线圈设计的研究.《中国优秀硕士学位论文全文数据库 基础科学辑》.2011,第A005-50页.

(72)发明人 查德·泰勒·哈里斯  
菲利普·J·贝蒂  
亚历山大·盖尔斯·潘瑟  
杰夫·艾伦·施泰因比

审查员 杨渊

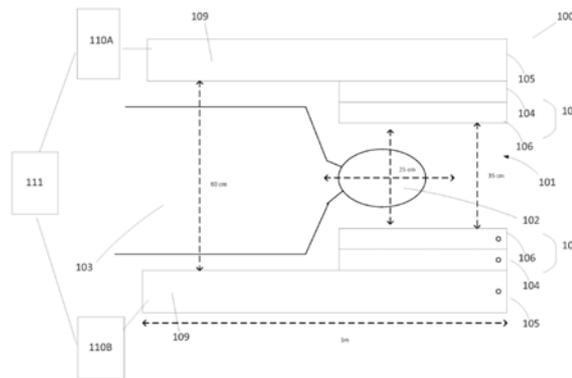
权利要求书3页 说明书6页 附图8页

(54)发明名称

用于磁共振成像的匀场线圈

(57)摘要

本发明提供了一种用于操作磁共振成像(MRI)系统的方法,其包括:复取用于捕获指示主体一部分的成像之第一基体的数据,而此部分是放置在MRI系统主磁体之中去产生一个磁场;从一个可用的匀场线圈组中去选择一个第一匀场线圈子集,而其排列和配置的形式可以使在这第一子集中匀场线圈被驱动时,在第一基体的磁场均匀性有所提高;以及驱动此所选出第一匀场线圈子集之匀场线圈而并无驱动这可用匀场线圈组中其它匀场线圈情况下,可使第一基体磁场之均匀性比在此所选出第一匀场线圈子集在未驱动时之第一基体磁场均匀性为高。



1. 一种用于操作磁共振成像系统的方法,其包括:

访问指示第一区域的数据,所述第一区域用于对主体的至少一部分成像,所述部分是放置在MRI系统主磁体之中,并且所述主磁体产生一个基本上均匀的磁场;

基于所访问之数据,通过与MRI系统有关联的控制单元及从一组可用的匀场线圈中去选择出第一匀场线圈子集,所述第一匀场线圈子集被排列和配置使得在所述第一匀场线圈子集中的所述匀场线圈被驱动时,在第一区域上磁场的均匀性得到提高;以及

动态地将一组功率放大器连接到所述选择的第一匀场线圈子集中的匀场线圈,而未被选择的匀场线圈不被连接到功率放大器,由此驱动在所述选择的第一匀场线圈子集中的所述匀场线圈而并不驱动在该组可用的匀场线圈中其它匀场线圈,使得在所述第一区域处磁场之均匀性比在所述所选择的第一匀场线圈子集中的所述匀场线圈在未被驱动时在所述第一区域处所述磁场的均匀性得到提高。

2. 根据权利要求1所述的用于操作磁共振成像系统的方法,其中,该组可用的匀场线圈按球形曲面排列。

3. 根据权利要求1所述的用于操作磁共振成像系统的方法,其中,该组可用的匀场线圈按圆柱形曲面排列。

4. 根据权利要求1所述的方法,还包括:

通过控制单元来确定施加到所述选择的第一匀场线圈子集中的匀场线圈上的相应权重。

5. 根据权利要求4所述的方法,其中所述控制单元根据所选匀场线圈子集的大小和所选的第一区域来确定相应权重。

6. 根据权利要求4所述的方法,其中驱动在所述选择的第一匀场线圈子集中之匀场线圈包括:

在所述选择的第一匀场线圈子集中的每个匀场线圈上产生电流,其中,在所述选择的第一匀场线圈子集中每个匀场线圈的所述电流与所述匀场线圈的相应权重成正比;以及

将所产生的电流分配到所述选择的第一匀场线圈子集中的各匀场线圈。

7. 根据权利要求1所述的方法,其中驱动在所述选择的第一匀场线圈子集中的匀场线圈包括同时驱动在所述选择的第一匀场线圈子集中的所述匀场线圈。

8. 根据权利要求1所述的方法,其中在该组功率放大器中的功率放大器的数量是小于在该组可用的匀场线圈中匀场线圈的数量。

9. 根据权利要求8所述的方法,其中连接该组功率放大器包括:

将该组功率放大器连接到所述选择的第一匀场线圈子集,使得在该组功率放大器中的每个功率放大器连接到在所述选择的第一匀场线圈子集中一个相应的所述匀场线圈。

10. 根据权利要求8所述的方法,其中连接该组功率放大器包括:

将该组功率放大器连接到所述选择的第一匀场线圈子集,使得每个在该组功率放大器中的功率放大器连接到多于一个的相应匀场线圈。

11. 根据权利要求1所述的方法,还包括:

访问指示第二区域的数据,所述第二区域用于对主体的另一部分成像,而所述第二区域不同于所述第一区域;

基于指示所述第二区域的访问数据,通过与MRI系统有关联的控制单元及从一组可用

的匀场线圈中选择第二匀场线圈子集,该第二匀场线圈子集被排列和配置,使得当在此第二匀场线圈子集中的匀场线圈被驱动时,在此第二区域上的磁场的均匀性得到提高,而所述第二匀场线圈子集与所述第一匀场线圈子集至少有一个匀场线圈的差别;以及

将该组功率放大器与所述选择的第一匀场线圈子集中的匀场线圈断开;以及

在该组功率放大器与所述选择的第一匀场线圈子集中的匀场线圈断开后,将该组功率放大器连接到所述选择的第二匀场线圈子集,由此驱动此在第二匀场线圈子集中的匀场线圈,而不驱动其他在该组可用的匀场线圈之中的匀场线圈,使在第二区域上磁场的均匀性是比所述选择的第二匀场线圈子集中的匀场线圈不被驱动时在第二区域上的磁场的均匀性得到提高。

12. 根据权利要求11所述的方法,其中:

在该组功率放大器中的功率放大器的数量是小于在该组可用的匀场线圈中的匀场线圈的数量。

13. 一种磁共振成像系统,其包括:

一个有孔穴的壳体,而成像主体是放置其孔穴中;

一个容纳在所述壳体内的主磁体,而其配置在孔穴内去产生一个基本均匀的磁场;

在所述壳体周围放置一组可用的匀场线圈,并配置来增加磁场的均匀性;

脉冲发生线圈,其用以顺序产生射频脉冲并应用射频脉冲来扫描主体;

梯度线圈,其在所述基本均匀的磁场上作扰动,以对响应所施加的射频脉冲所获得的磁共振成像信号进行编码;

一个控制单元和与所述主磁体耦合,并配置来:

访问指示第一区域的数据,所述第一区域用于对主体的至少一部分成像;

基于所访问的资料,从该组可用的匀场线圈中选择第一匀场线圈子集,该第一匀场线圈子集被排列和配置,使得当在此第一匀场线圈子集中的匀场线圈被驱动时,在所述第一区域上磁场的均匀性得到提高;以及

动态地将一组功率放大器连接到所述选择的第一匀场线圈子集,而未被选择的匀场线圈不被连接到功率放大器,由此导致驱动在所述选择的第一匀场线圈子集中的匀场线圈而不驱动在该组可用的匀场线圈中的其他匀场线圈,使得在所述第一区域的所述磁场之均匀性比在所述选择的第一匀场线圈子集在未被驱动时之第一区域的磁场均匀性得到提高。

14. 根据权利要求13所述的磁共振成像系统,其中所述控制单元作进一步还配置成:

确定相应权重,所述权重被施加到所述选择的第一匀场线圈子集中的匀场线圈上。

15. 根据权利要求14所述的磁共振成像系统,其中:

在该组功率放大器中功率放大器的数量是小于在该组可用的匀场线圈中的匀场线圈的数量。

16. 根据权利要求15所述的磁共振成像系统,其中每个功率放大器配置成:

根据所述确定的相应权重,在所述选择的第一匀场线圈子集中的每个匀场线圈上产生电流。

17. 根据权利要求15所述的磁共振成像系统,其中每个功率放大器连接到相应的匀场线圈。

18. 根据权利要求15所述的磁共振成像系统,其中每个功率放大器连接到多于一个的

匀场线圈。

19. 根据权利要求14所述的磁共振成像系统,其中每个匀场线圈配置成:  
根据一特定阶基函数对磁场作场校正。

20. 根据权利要求19所述的磁共振成像系统,其中所述一特定阶基函数是一种球谐函数。

21. 根据权利要求14所述的磁共振成像系统,其中所述选择的第一匀场线圈子集对应于一组基函数,并且其中,多于一阶基函数根据其相应的确定的权重来被混合。

22. 根据权利要求13所述的磁共振成像系统,其中所述控制单元进一步配置成:

访问指示第二区域的数据,所述第二区域用于对放置在孔穴中的主体的一部分成像;

基于指示所述第二区域的所述访问数据,从该组可用的匀场线圈中,选择第二匀场线圈子集,所述第二匀场线圈子集被排列和配置,使得在所述选择的第二匀场线圈子集中的所述匀场线圈被驱动时,在所述第二区域上磁场的均匀性得到提高,而所述选择的第二匀场线圈子集与所述第一匀场线圈子集至少有一个匀场线圈的不同;以及

将该组功率放大器与所述选择的第一匀场线圈子集中的匀场线圈断开;以及

在该组功率放大器与所述选择的第一匀场线圈子集中的匀场线圈断开后,将该组功率放大器连接到所述选择的第二匀场线圈子集,由此导致驱动所述选择的第二匀场线圈子集中的每个匀场线圈而不驱动在该组可用匀场线圈中其他匀场线圈,使得在第二区域中的磁场之均匀性比在所述选择的第二匀场线圈子集中的匀场线圈在未被驱动时之第二区域的磁场均匀性得到提高。

23. 根据权利要求13所述的磁共振成像系统,其中,该组可用的匀场线圈按球形曲面排列。

24. 根据权利要求13所述的磁共振成像系统,其中,该组可用的匀场线圈按圆柱形曲面排列。

25. 根据权利要求14所述的磁共振成像系统,其中所述控制单元根据所选匀场线圈子集的大小和所选的第一区域来确定相应权重。

## 用于磁共振成像的匀场线圈

[0001] 发明背景:

[0002] 此披露与磁共振成像有关。

### 发明内容:

[0003] 在一个方面,某实施方式提供了一种用于操作磁共振成像(MRI)系统的方法,其包括:复取用于捕获指示主体一部分的成像之第一基体的数据,而此部分是放置在MRI系统主磁体之中去产生一个基本上均匀的磁场;基于所复取之数据,通过与MRI系统有关联的控制单元及从一个可用的匀场线圈组中去选择出第一匀场线圈子集,而其排列和配置的形式使在此第一子集中匀场线圈被驱动时,在第一基体上磁场的均匀性也有所提高;以及在驱动所选出在此第一匀场线圈子集之匀场线圈而并无驱动这可用匀场线圈组中其它匀场线圈情况下,可使第一基体磁场之均匀性比在所选出第一匀场线圈子集在未被驱动时之第一基体磁场均匀性为高。

[0004] 实施方式可包括一个或多个下列特性。该方法还可包括:通过控制单元来确定相应权重,以其施加於在选第一组匀场线圈中的匀场线圈上。驱动此所选出第一匀场线圈子集中之匀场线圈还可包括:在每个选出之第一匀场线圈子集中匀场线圈上去产生电流,其与所选出第一子集之匀场线圈的所述相应权重成正比;以及将所产生的电流分配到所选出第一子集中的各匀场线圈。

[0005] 驱动此所选出第一匀场线圈子集中的匀场线圈可包括同时驱动此所选出第一匀场线圈子集中的所述之匀场线圈。驱动此所选出第一匀场线圈子集中的匀场线圈可包括:将一组功率放大器与此所选出第一匀场线圈子集连接,其中所述功率放大器组的数量是小于在可用匀场线圈组中匀场线圈的数量。连接功率放大器组可包括:将所述功率放大器组连接到所选的第一匀场线圈子集,使每个功率放大器组中的功率放大器可连接到在所选出第一匀场线圈子集中一个相应的述匀场线圈。连接所述功率放大器组可包括将所述功率放大器组连接到所选出的第一匀场线圈子集,使得每个在所述功率放大器组中的功率放大器连接到多于一个的相应匀场线圈。

[0006] 该方法还可包括复取指示其用于捕获主体另一部分成像的第二基体数据,而所述第二基体是不同于所述的第一基体;基于通过与MRI系统有关联的控制单元及从一组可用的匀场线圈中所指示第二基体的复取数据,选择第二匀场线圈子集,其以某方式排列和配置,使当在此第二子集中匀场线圈被驱动时,此在第二基体上磁场的均匀性也有所提高,而所述第二基体与所述第一基体至少有一个匀场线圈的差别;以及驱动此在第二匀场线圈子集中的匀场线圈,而不驱动其他在此可用匀场线圈组之中的匀场线圈情况下,使在第二基体上磁场的均匀性是比所选第二匀场线圈子集不被驱动时在第二基体上磁场的均匀性比较高。

[0007] 驱动此所选出第一匀场线圈子集可包括将一组功率放大器连接到此所选出第一匀场线圈子集中,其中在所述组中功率放大器的数量是小于在所述可用匀场线圈组中的匀场线圈的数量;以及驱动在所选出第二匀场线圈子集中的匀场线圈可包括:将所述功率放

大器组与此所选出第一匀场线圈子集断开;以及在所述功率放大器组与此所选出第一匀场线圈子集断开后,将所述之功率放大器组连接到所选的第二匀场线圈子集。

[0008] 在另一方面,某实施方案提供一种磁共振成像(MRI)系统,其包括:一个有孔穴的壳体,而成像主体是放置其孔穴中;一个容纳在所述壳体内的主磁体,而其配置在孔穴内去产生一个基本均匀的磁场;在所述壳体周围放置一组可用的匀场线圈,并配置来增加磁场的均匀性;脉冲发生线圈其用以产生并应用射频(RF)脉冲来扫描主体;梯度线圈在所述基本均匀的磁场上作扰动,以在相应所施加RF脉冲所获得的MRI信号作编码;一个控制单元和与所述主磁体耦合,并配置来:复取指示其用于捕获主体至少一部分的成像之第一基体的数据;基于所复取的资料,从一组可用的匀场线圈中去选择第一匀场线圈子集,其以某方式排列和配置,使当在此第一匀场线圈子集被驱动时,其在第一基体上磁场的均匀性也有所提高;以及导致驱动此在所选出第一匀场线圈子集中的匀场线圈而不驱动其他可用匀场线圈组中匀场线圈情况下,可使第一基体磁场之均匀性比在此所选出第一匀场线圈子集在未被驱动时之第一基体磁场均匀性为高。

[0009] 实施方式可包括一个或多个下列特性。所述控制单元作进一步还配置成:确定相应权重,其施加在此所选出第一匀场线圈子集中的匀场线圈上。所述的MRI系统可进一步包括:一组功率放大器,其中功率放大器的数量是小于可用匀场线圈组中的匀场线圈的数量。每个功率放大器可配置成:根据确定的相应权重,在每个所选出第一匀场线圈子集中的匀场线圈产生电流。每个功率放大器可连接到相应的匀场线圈。每个功率放大器可连接到多于一个的匀场线圈。每个匀场线圈可配置成:根据一特定的次度基函数对磁场作场校正。其中所述之特定次度基函数可以是一种球谐函数。

[0010] 所述控制单元可进一步配置成:复取指示所述放置在孔穴中部分主体成像的第二基体数据;基于指示此所选第二基体的所复取数据,从一组可用的匀场线圈中,选择第二匀场线圈子集,其以某方式排列和配置,使在此第一匀场线圈子集被驱动时,在第二基体上磁场的均匀性也有所提高,而所选第二子集与所述第一子集至少有一个匀场线圈为不同者;以及导致驱动在所选出之第二匀场线圈子集中的匀场线圈而不驱动其他可用匀场线圈组中匀场线圈情况下,可使第一基体磁场之均匀性比在此所选出第二匀场线圈子集在未被驱动时之第二基体磁场均匀性比较高。

[0011] 所述控制单元可进一步配置成:导致此在此所选出第一匀场线圈子集中匀场线圈之驱动包括:将功率放大器组连接到此所选出第一匀场线圈子集;以及导致此在所选第二匀场线圈子集中的匀场线圈之驱动包括:将所述功率放大器组与此所选出第一功率放大器子集断开;以及在所述功率放大器组与此所选出第一匀场线圈子集断开后,将所述功率放大器组连接到此所选第二匀场线圈子集。

[0012] 在本说明中主题事项的单一或多方面描述会在以下附图及描述中阐述。其他关于这主题事项之特性,方面及优点将会从此描述,附图与权利要求中显示。

## 附图说明

[0013] 现在将参照附图通过举例的方式描述实施例,其中:

[0014] 图1示出一个磁共振成像(MRI)系统示例,其中的匀场线圈是从一个螺线管磁铁提供。

- [0015] 图2A示出一个16通道匀场线圈阵列示例的3D图像。
- [0016] 图2B示出一个16通道匀场线圈阵列示例的侧视图。
- [0017] 图2C示出一个使用16通道匀场线圈阵列子集示例。
- [0018] 图3A-3C示出操作匀场线圈过程各方面示例。
- [0019] 在各附图中类似参考符号表示类似单元。

### 具体实施例

[0020] 以下参照细节讨论描述本披露的各种实施例和方面。以下描述及附图是对本披露之说明,其不应代表为本披露的局限。在描述多项具体细节上提供本披露的各种实施例的透彻理解。但以便向本披露实施例提供一个简要的讨论,公识或惯用的细节不会在某情况之下描述。

[0021] 本披露根据所选实施例提供了一种磁共振成像系统和设备,其中匀场线圈阵列是位于以例如螺线管磁体侧壁之内。在某情况下,为实现提高特定关注基体的磁场均匀性,一个匀场线圈子集可选择,使得一组功率放大器可专用来驱动此所选匀场线圈子集。在以后例子中,一个不同的子集亦是可从可用的匀场线圈中选择,但此不同的匀场线圈子集也从以上述一样的功率放大器组驱动,以提高在另一个不同关注基体的磁场均匀性。在驱动特定匀场线圈子集时,每功率放大器的动力可不同地加权,以实现场均匀性的改善目标。此权重变化与例如所选匀场线圈子集的大小和特定所选基体有关。

[0022] 这匀场效果可以从动态地选择功率放大器组而按需连接匀场线圈,以特别调整来提高在特定关注基体内的场均匀性。此方法能比显著改善使用所有可用的匀场线圈以增加特定关注领域中的场均匀性。通过在不同的匀场线圈子集中重复使用相同的功率放大器此方法,此方法可导致减少用于均匀场功率放大器的数量,因此降低硬件成本。

[0023] 图1A-1B示出了一个示例磁共振成像(MRI)系统100的透视图和横截面图,其中螺线管磁体105设置成具有内孔穴101的圆筒形状。线圈组件107,其包括发射线圈106和梯度线圈104,设置在螺线管磁体105内。通常,线圈组件107可形成为环形结构并容纳在螺线管磁体105的内孔穴内。在某实施方式中,环形线圈组件107仅包括梯度线圈104。在此实施方案中,环形线圈组件不包括发射线圈106或任何接收器线圈。对于这些实现方式,射频(RF)信号是由例如局部线圈传输,用于照相患者103头部102的成像。在一种情况下,一个配置成鸟笼形的头部线圈用于发射和接收用于成像主体酌RF信号。在另一种情况下,一个曲面线圈将RF信号发送到主体,而一个相控阵列线圈配置来接收响应MR信号。在另一种情况下,使用曲面线圈将RF信号发送到主体,并且相控阵列线圈配置用于响应接收MR信号。在此提供实施例可适用于术中MRI和用于急诊室设置的MRI系统。

[0024] 在某实施方式中,匀场线圈109容纳在螺线管磁体105的圆柱形壁内。一组功率放大器为匀场线圈109提供电力。例如,容纳在控制室中的功率放大器110A和110B可以连接到匀场线圈109,以为内孔穴101里的磁场提供匀场。在驱动匀场线圈109中,功率放大器110A和110B可由控制单元111控制。控制单元111通常包括一个或多个处理器以及用于配置功率放大器110A和110B的编程逻辑。在某情况下,控制单元111容纳在与MRI系统100的螺线管磁体105分离的控制室中。在这实施方式中,匀场线圈阵列可以用来对内孔穴101内的场强度提供调整,使得内孔穴101内的磁场变得更均匀,如以下更详细说明。

[0025] 图2A示出了16通道匀场线圈阵列200示例的3D图像。在此配置中,这16个匀场线圈分布在一个球形曲面上,而分布位置的选择导致提高在所有三个空间维度上的均匀性。图2B示出了16通道匀场线圈阵列200的侧视图。该侧视图只显示16个匀场线圈在观察侧的其中8个。该侧视图只显示16个匀场线圈在观察侧的其中8个。即是,这八个线圈被注释为线圈202A至202H。每个匀场线圈可由具有特定电流的功率放大器驱动。通常来说,每匀场线圈可提供匀场调整,其由一个特定次度的空间谐波函数(如球面谐波)定义。从空间谐波函数的空间对称性,此16个匀场线圈的其中一部仿可在某情况下用相同的电流驱动,以便调整由球体包围的特定基体。

[0026] 图2C示出一个使用16通道匀场线圈阵列200子集来专用于激活调整一个特定关注基体210的示例。如图所示,关注基体210是在此位于灰色所示范围之内。此16通道匀场线圈阵列200的子集可使用来调整此基体210内的磁场,即是,如匀场线圈202C,202D,202G和202H,其在图2C中从粗体所示。换句话说,匀场线圈202C,202D,202G和202H是在选择时动态地连接到功率放大器。此匀场线圈子集选择将未选择的匀场线圈,即线圈202A,202B,202E和202F作为非激活线圈。当线圈202A,202B,202E,202F在调整过程中未被选择时,它们不会连接到功率放大器。该选择方法允许匀场协议专注于使用匀场线圈子集。在某情况下,此匀场线圈子集可从它们与关注基体之距离选择,其中的磁场要进行调整。在其他情况下,此匀场线圈的子集可根据可产生的对应空间谐波函数来选择,以便调整在目标关注基体中的磁场。例如,磁场之调整可从四个最有效次度的空间谐波选择来实现,并且这四个空间谐波可对应于四个特定的匀场线圈。当此四个空间谐波与相应的权重组合时,此四个空间谐波的匀场作用可混合。空间谐波的相应权重可以决定来使得使得组合在ROI(即关注基体或「Region of Interest」)上产生目标匀场效应。值得注意的是,匀场线圈的球形布置是一种实现方式。在其它实施方式中,匀场线圈可以成形并布置在圆柱形曲面上,例如螺线管磁体105的圆柱形结构的曲面上。这种布置可称为圆柱形构造。虽然上述图示提供使用匀场线圈202C,202D,202G和202H来增加基体210内的场均匀性的示例,但在不同基体内的场均匀性可使用不同的匀场线圈子集来增加。以下讨论描述更深入的匀场程序细节。

[0027] 图3A-3C示出用于操作MRI系统100的匀场线圈300的示例方面的流程图。当处理流程启动(302)时,指示磁场内的关注基体(ROI)的数据(304)可复取。在一个实例中,指示关注基体的数据可例如存储在一个控制单元111的数据存储器中,其与MRI系统100相关联,并且此所储数据可在匀场程序时复取。关注基体的坐标也可从操作者选择特定关注基体决定,例如,基于内孔穴101中的患者头部102的侦察扫描。所选的关注基体可以由MRI系统100的控制单元111转换成内孔穴101内的物理坐标。

[0028] 接着,控制单元111决定是否有调整的需要(306)。在某情况下,这决定是可基于来自MRI系统100的操作者输入进行。其他实例可以包括自动匀场方面。为了量化场均匀性的基线质量,在某实施方式可以测量例如来自关注基体自由诱导衰减(FID,即「Free induction decay」)的光谱宽度。如此FID信号的光谱宽度对于标成像应用是充分紧窄时,此成像程序可在没有匀场的情况下继续进行(308)。否则,匀场程序可以执行,如以下面更详细讨论。

[0029] 当需要匀场时,控制器111基于所复取的数据,从可用匀场线圈组中选择一个第一匀场线圈子集。此第一匀场线圈子集以某方式排列和配置,使得当在此第一子集中匀场线

圈被驱动时,此在第一基体上磁场的均匀性也一律提高。例如,在上述关注基体选择的例子中,基于所选的关注基体(ROI),在内孔穴101。的位置坐标可从MRI系统100的控制单元111确定,而此位置坐标与所选ROI有对应。此位置坐标允许控制单元从可用的匀场线圈中选择匀场线圈的第一子集,以在所选的ROI(310)中调整磁场。如上所述,此所选的匀场线圈然后可以由功率放大器(而不驱动其他匀场线圈)来驱动,以产生校正场,使得在所选的ROI内的场均匀性比当所选的匀场线圈内的均匀性提高线圈不被驱动时(312)在所选的ROI内的场均匀性较高。

[0030] 在某实施方案中,在的匀场线圈处施加的具体权重可从所选匀场线圈子集中决定(314)。在这实施方案中,电流可然后从每个在选匀场线圈子集中匀场线圈上(316)的功率放大器产生。所产生的电流与每个匀调线圈的决定的权重成正比。此后,功率放大器可以将所产生的电流分配到每个匀场线圈(318)。

[0031] 在某实施方案中,驱动每个在匀调线圈子集中所选的匀场线圈包括将一组功率放大器动态地连接到选定的匀场线圈子集(320)。在某配置中,每个在功率放大器组中的功率放大器连接到一个相应匀场线圈子集(322)中所选的匀场线圈。在其他配置中,每个在功率放大器组中的功率放大器连接到多于一个相应匀场线圈(324)。在这些配置中,功率放大器的数量可以小于可用的匀场线圈的数量。因此,一个可用匀场线圈的子集可在特定的匀场程序而动态地按需连接。在此特定的匀场程序中,此动态地与功率放大器连接的匀场线圈子集可一同时驱动。在此匀场线圈子集中驱动匀场线圈,而不驱动除在该子集外其他在可用的匀场线圈组中的匀场线圈,使得该关注基体中的磁场更加均匀。

[0032] 在某实现中,指示新和不同关注基体的数据也可复取,导致匀场程序在一个新的磁场中进行,其对应在内孔穴101中位置坐标。在一个实例中,指示此新关注基体的数据可例如存储在一个控制单元111的数据存储器中,其与MRI系统100相关联,并且此所储数据可在匀场程序时复取。此新关注基体的坐标也可从操作者选择特定关注基体决定,例如,基于内孔穴101中的患者头部102的侦察扫描。此所新选的关注基体可以由MRI系统100的控制单元111转换成内孔穴101内的物理坐标。此新的匀场程序可使用相同的功率放大器从新的和不同的匀场线圈子集执行。此新匀场线圈的子集可能比先前的子集更适合于实现新关注基体中的匀场。更详细地,驱动新匀场线圈子集包括将该组功率放大器与先前的匀场线圈子集断开,然后将相同组的功率放大器连接到新匀调线圈子集。通过相同的功率放大器的重新使用,功率放大器硬件可以使用在不同的匀场线圈,其特别用于特定的关注基体。

[0033] 如本文所用,术语「包括(comprises)」和「包括了(comprising)」应解释为包含性和开放性的,而不是排他性的。具体地,当在本说明书和权利要求书中使用时,术语「包括」和「包括了」以及其变型形式意味着包括指定的特征、步骤或部件。这些术语不应解释为排除其他特征、步骤或部件的存在。

[0034] 如本文所用,术语「示范性」意味着「用作实例、例子或例证」,并且不应解释为优胜於本文所披露的其他构型的优选或有利构型。

[0035] 如本文所用,术语「大约」和「近似」意味着包括可能存在于值范围的上限和下限中的变化,诸如特性、参数和尺寸的变化。在一个非限制性实例中,术语「大约」和「近似」意味着 $\pm 10\%$ 或更少。

[0036] 已经通过示例示出了上述具体实施例,并且应当理解,这些实施例可能容易受到

各种修改和替代形式的影响。应当进一步理解,权利要求书不旨在限于所披露的特定形式,而是涵盖落入本披露的精神和范围内的所有修改,等同物和替代方案。

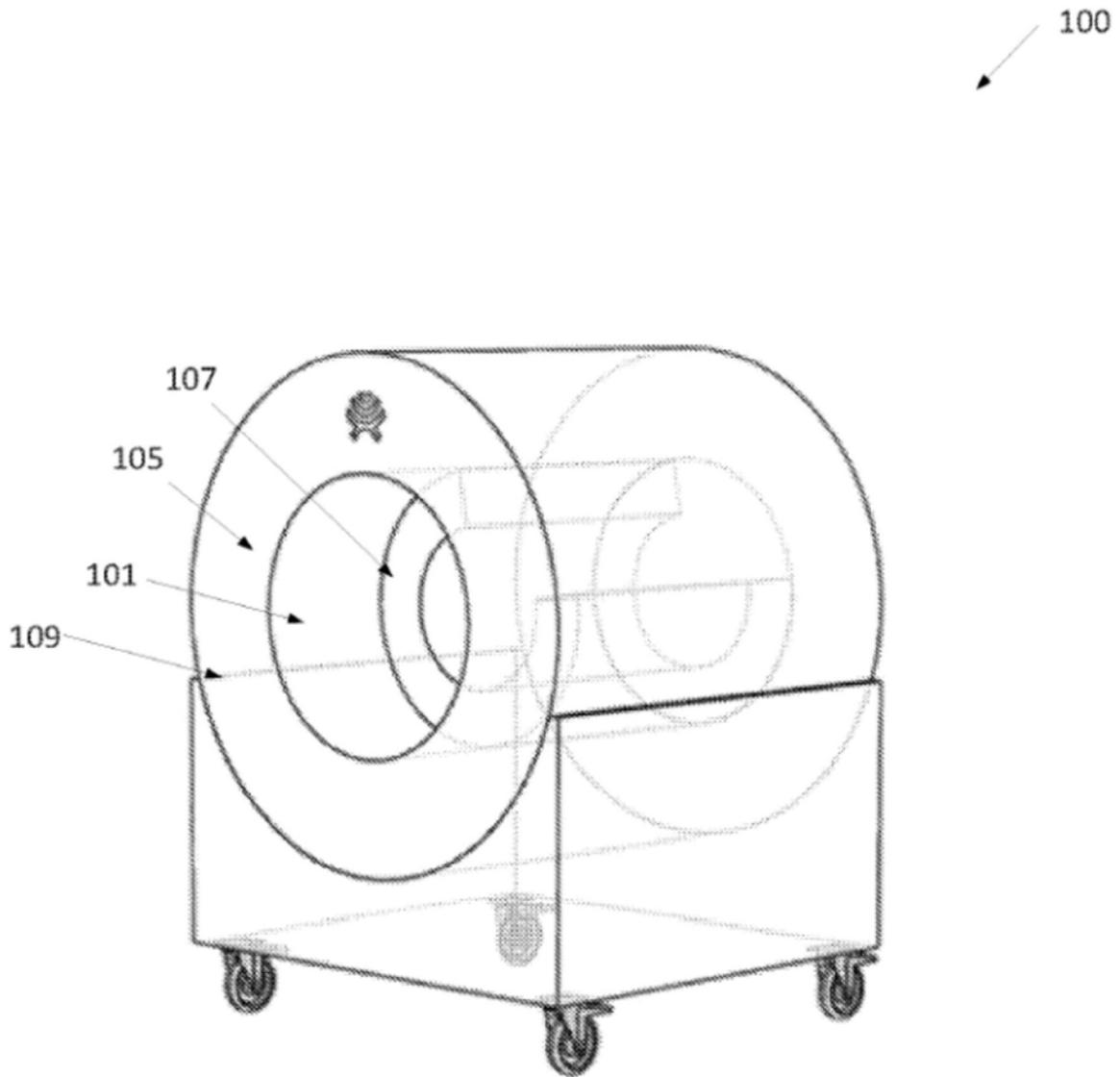


图1A

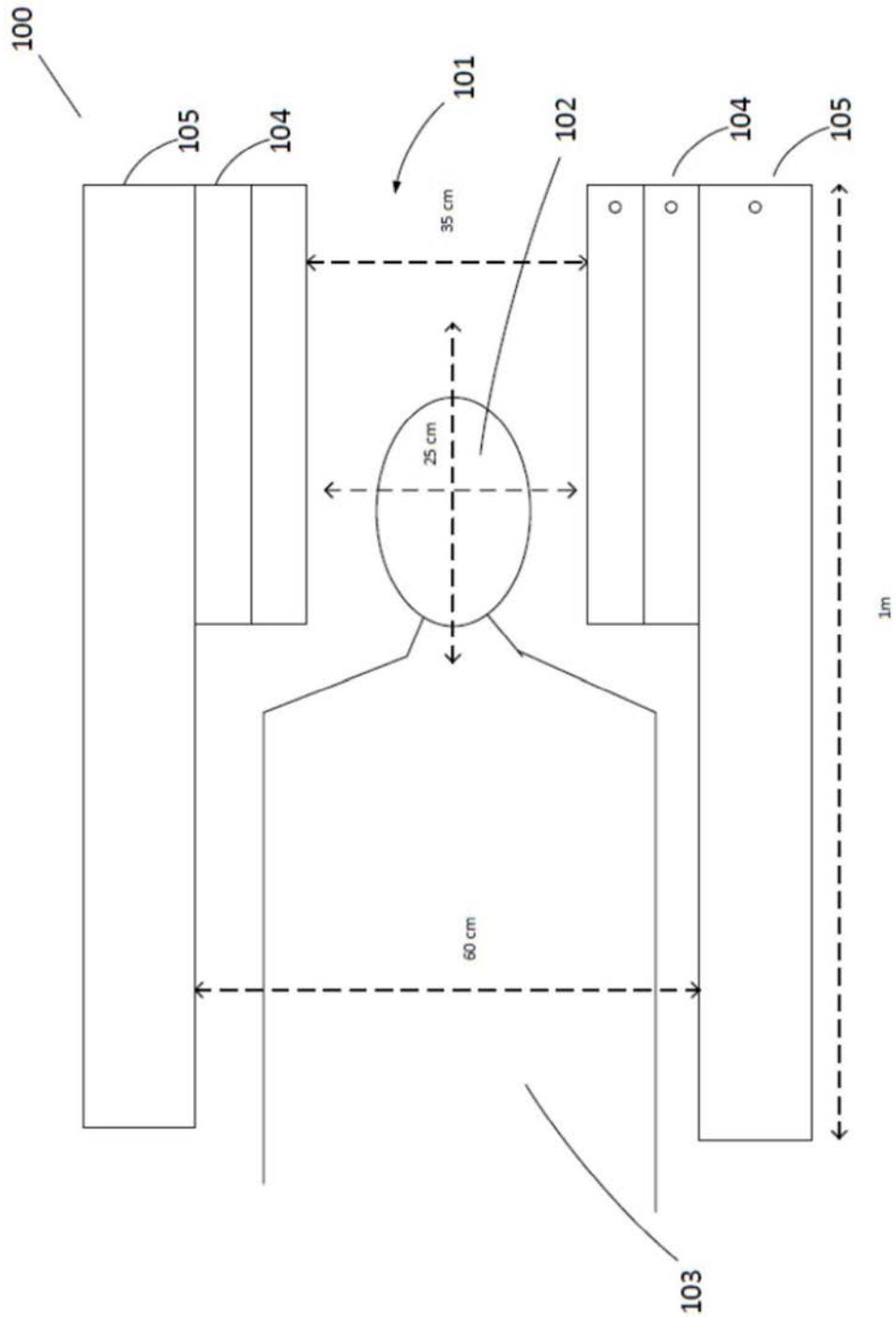
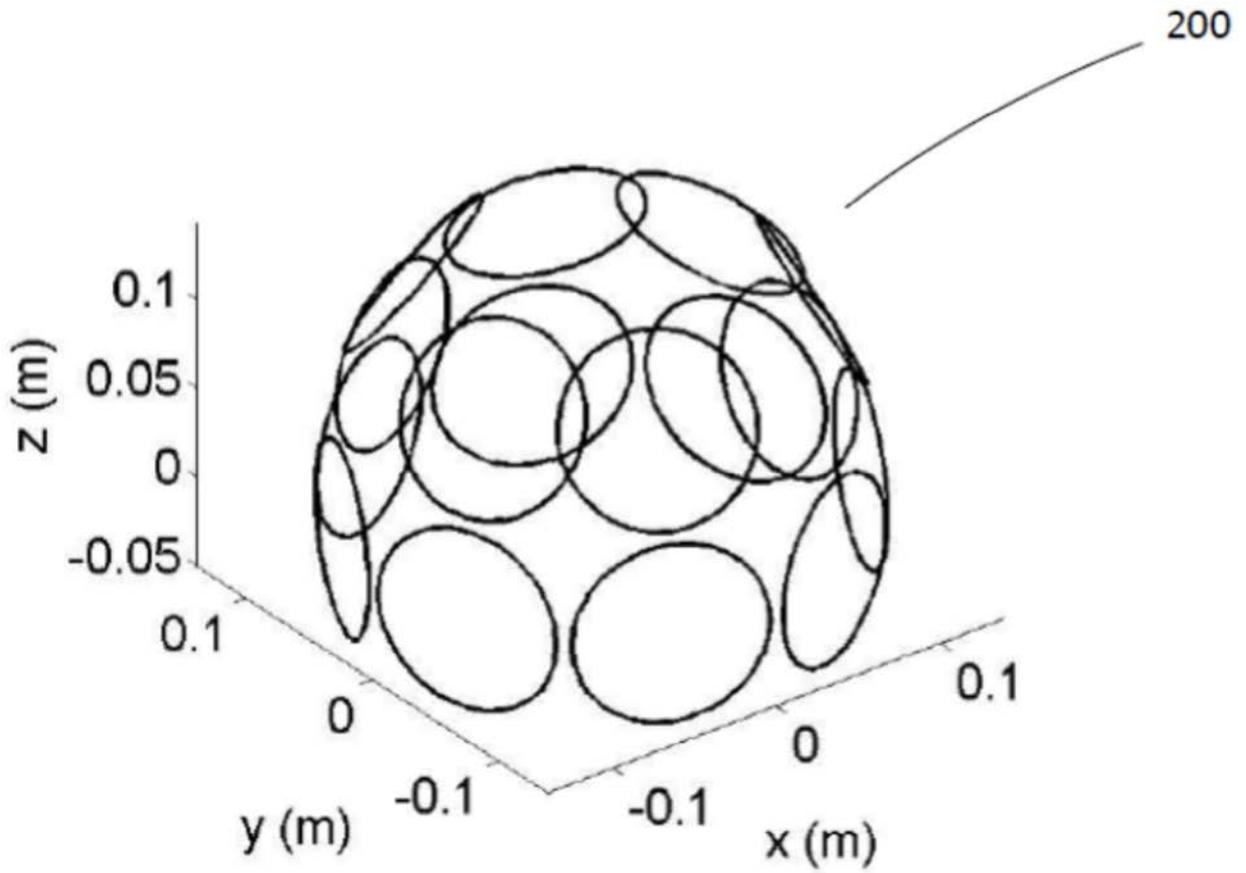
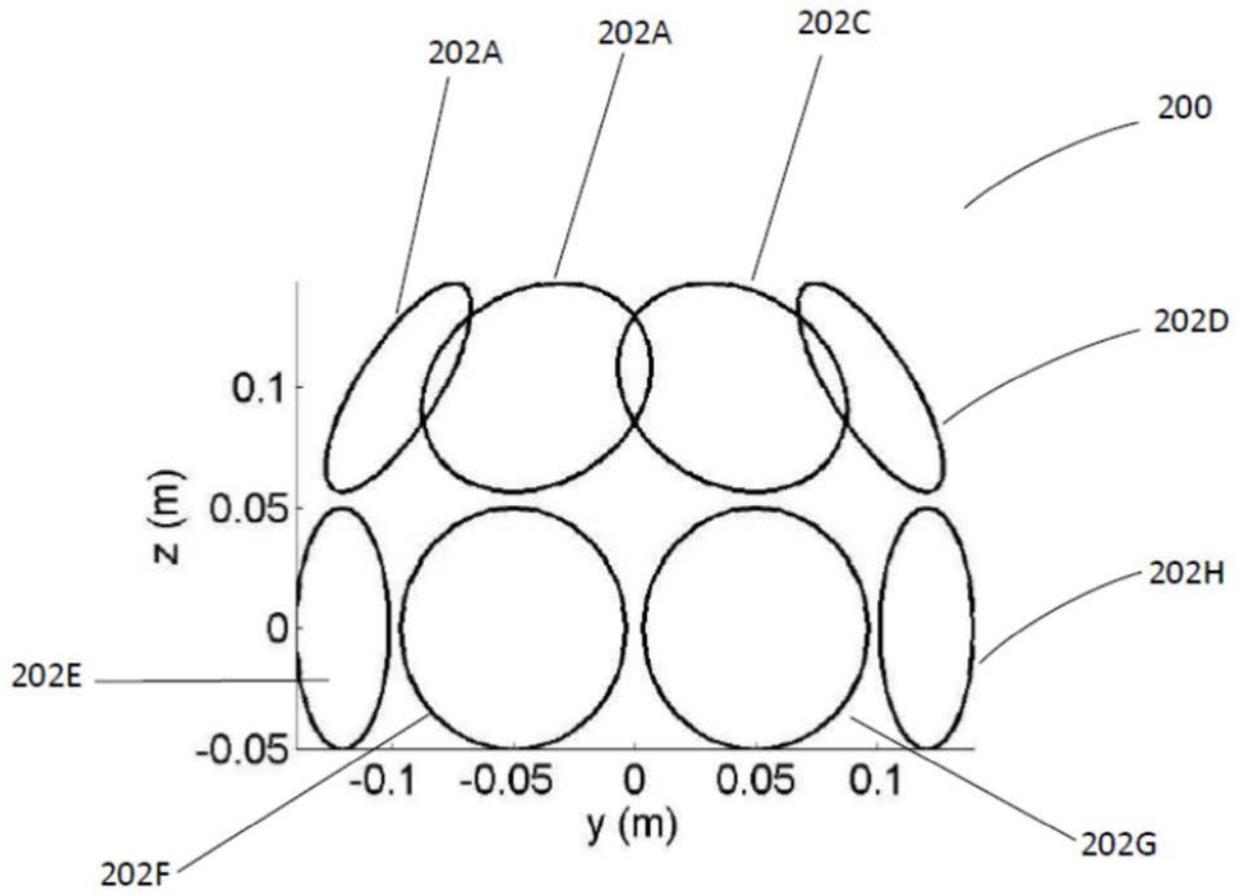


图1B



16通道射频/匀场线圈阵列 (3D图像)

图2A



16通道射频/匀场线圈阵列（侧视图）

图2B

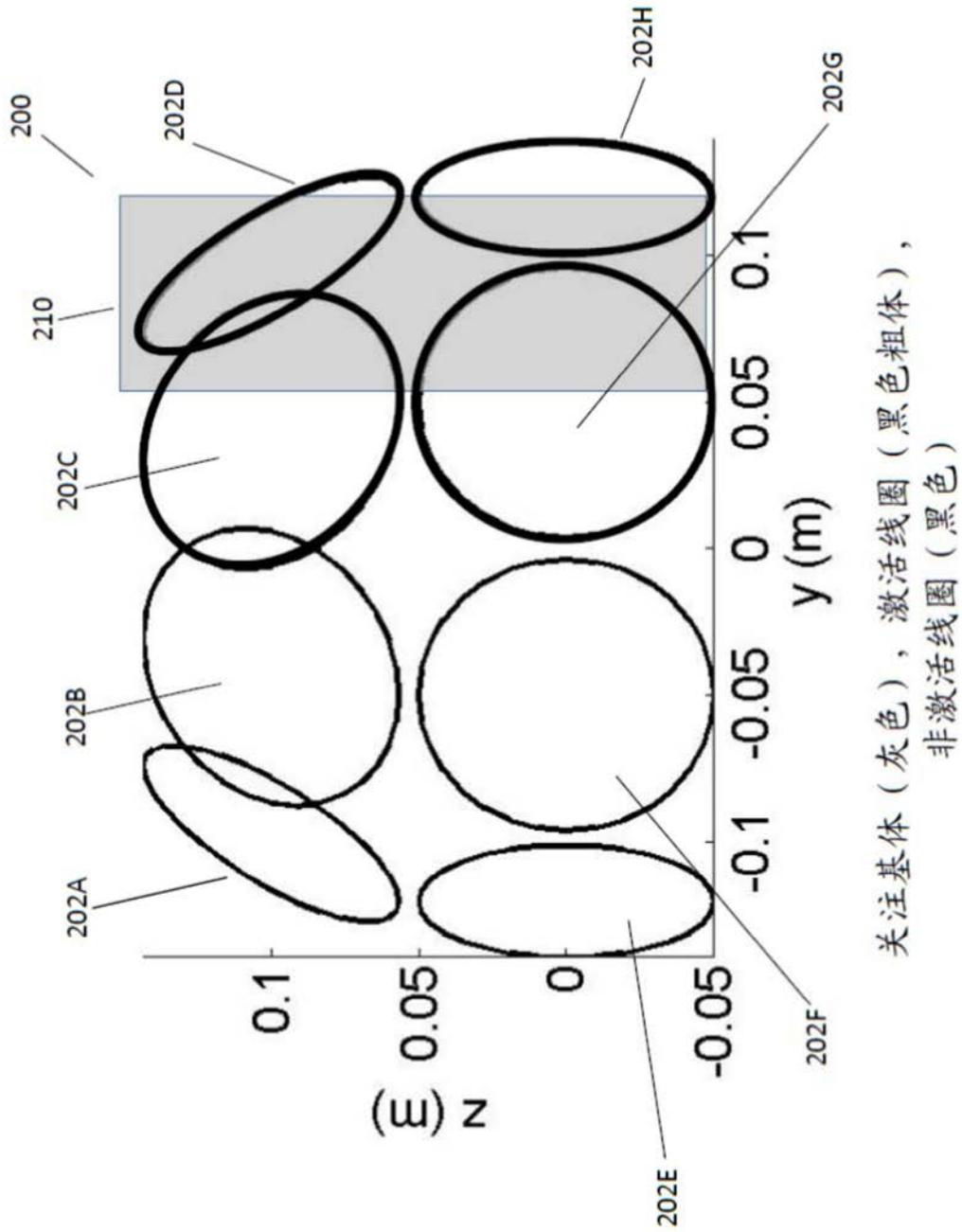


图2C

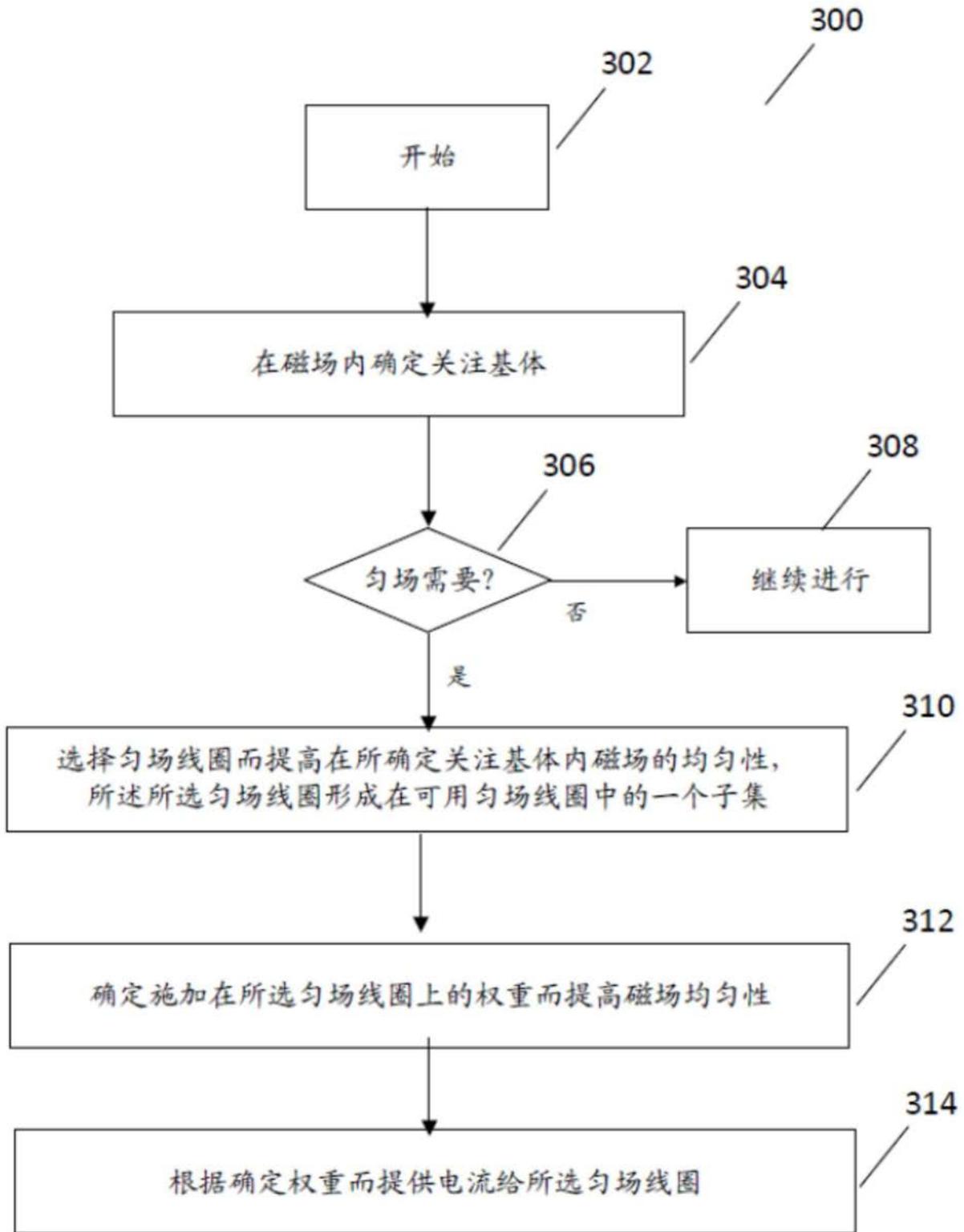


图3A

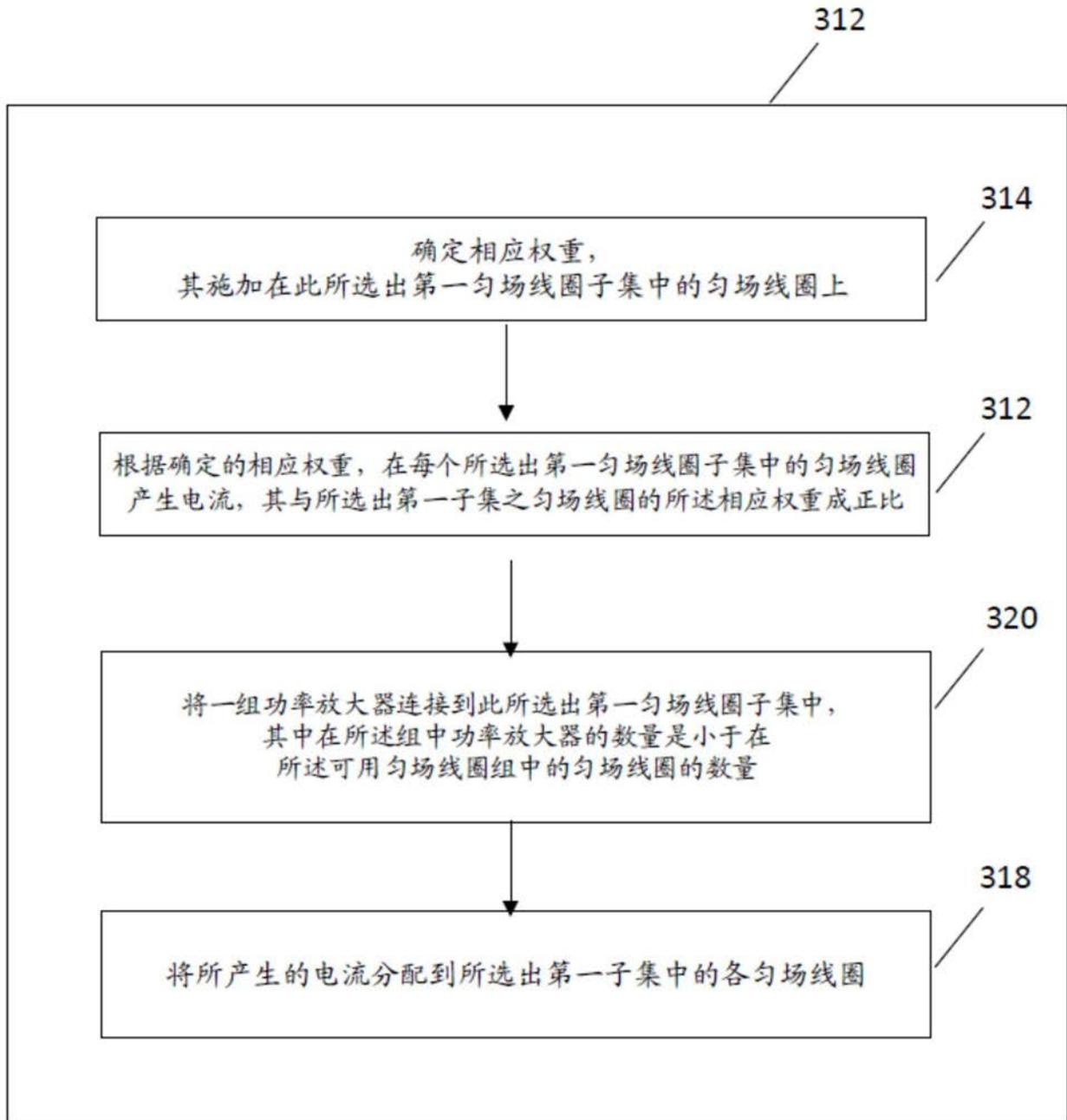


图3B

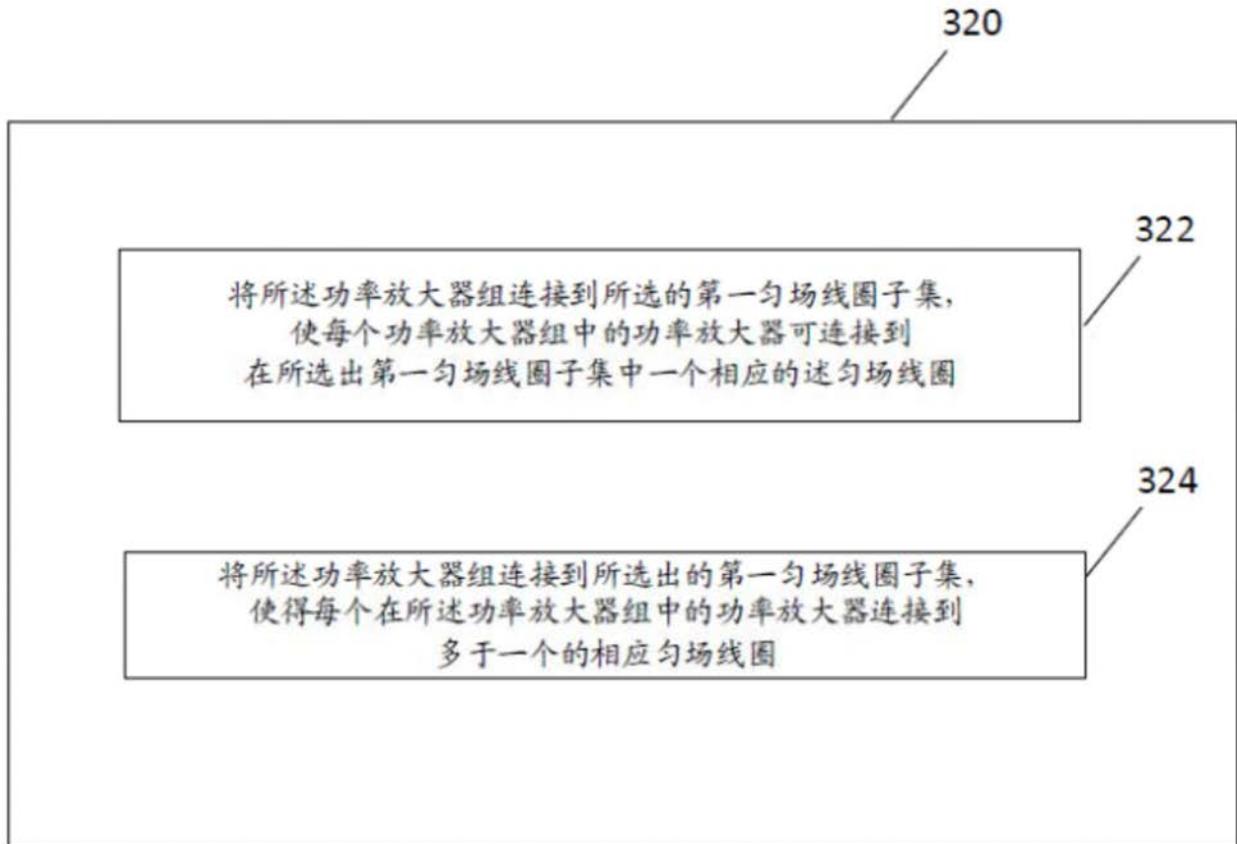


图3C