



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109791185 B

(45) 授权公告日 2022.05.24

(21) 申请号 201780060724.7

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

(22) 申请日 2017.09.29

务所(普通合伙) 11277

(65) 同一申请的已公布的文献号

专利代理人 刘新宇

申请公布号 CN 109791185 A

(51) Int.CI.

(43) 申请公布日 2019.05.21

G01R 33/025 (2006.01)

(30) 优先权数据

G01R 33/20 (2006.01)

62/401,657 2016.09.29 US

G01R 33/32 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

G01R 33/36 (2006.01)

2019.03.29

G01R 33/58 (2006.01)

(86) PCT国际申请的申请数据

H03J 3/12 (2006.01)

PCT/US2017/054316 2017.09.29

H03J 3/24 (2006.01)

(87) PCT国际申请的公布数据

H01F 7/02 (2006.01)

W02018/064485 EN 2018.04.05

(56) 对比文件

(73) 专利权人 海珀菲纳股份有限公司

CN 101208610 A, 2008.06.25

地址 美国康涅狄格州

EP 0301232 A2, 1989.02.01

(72) 发明人 托德·雷亚里克

US 2005245810 A1, 2005.11.03

杰里米·克里斯托弗·乔丹
格雷戈里·L·哈尔瓦特
马修·斯科特·罗森

US 2013113484 A1, 2013.05.09

CN 104067136 A, 2014.09.24

(续)

审查员 彭鼎原

权利要求书5页 说明书17页 附图16页

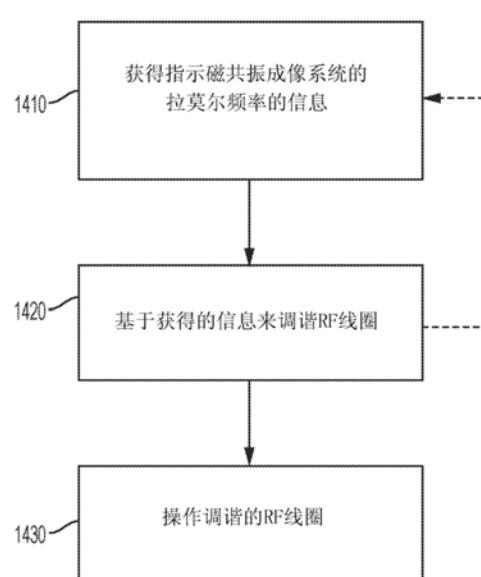
(54) 发明名称

射频线圈调谐方法和设备

(57) 摘要

CN 109791185 B

一些方面包括一种调谐系统,该调谐系统被配置成对与磁共振成像系统一起使用的射频线圈进行调谐,该调谐系统包括:调谐电路,其包括被配置成影响射频线圈发生谐振的频率的至少一个调谐元件;以及控制器,其被配置成设置用于调谐元件的至少一个值,以使射频线圈大约在由调谐系统确定的磁共振成像系统的拉莫尔频率处谐振。一些方面包括一种自动地调谐射频线圈的方法,该方法包括:确定指示磁共振成像系统的拉莫尔频率的信息;使用控制器以基于所确定的信息自动地设置调谐电路的至少一个值,以使射频线圈大约在拉莫尔频率处谐振。



[转续页]

[接上页]

(56) 对比文件

US 2013285659 A1, 2013.10.31

Sasidhar Tadanki等. Double tuning a

single input probe for heteronuclear NMR spectroscopy at low field.《Journal of Magnetic Resonance》. Elsevier, 2012,

1. 一种使用连接至射频线圈的调谐电路来自动地调谐所述射频线圈的方法, 其中所述射频线圈被配置为接收和/或发送射频信号, 所述射频线圈用于与磁共振成像系统一起使用, 所述方法包括:

使用所述磁共振成像系统的控制器, 以

控制所述磁共振成像系统来检测指示所述磁共振成像系统的实际拉莫尔频率的信息;

使用所检测的信息确定所述实际拉莫尔频率;

控制所述射频线圈来检测所述磁共振成像系统的环境中的电磁噪声;

基于所检测的电磁噪声, 确定所述射频线圈的谐振频率; 以及

基于所述实际拉莫尔频率和所确定的谐振频率, 设置所述调谐电路的至少一个值, 以使所述射频线圈大约在所述实际拉莫尔频率处谐振。

2. 根据权利要求1所述的方法, 其中, 指示实际拉莫尔频率的所述信息包括从样本发射的磁共振信号。

3. 根据权利要求1所述的方法, 其中, 获取指示实际拉莫尔频率的信息包括测量所述磁共振成像系统所产生的 B_0 磁场强度。

4. 根据权利要求1所述的方法, 还包括: 接收指示所述磁共振成像系统的 B_0 磁体所产生的期望 B_0 磁场强度和/或期望拉莫尔频率的信息。

5. 根据权利要求1所述的方法, 其中, 确定所述射频线圈的谐振频率包括: 识别在所检测的电磁噪声的谱中所述射频线圈表现出最大响应的频率。

6. 根据权利要求4所述的方法, 其中, 指示所述 B_0 磁体所产生的期望 B_0 磁场强度和/或期望拉莫尔频率的信息是从所述射频线圈的线圈连接器接收的。

7. 根据权利要求4所述的方法, 其中, 指示所述 B_0 磁体所产生的期望 B_0 磁场强度和/或期望拉莫尔频率的信息是从所述磁共振成像系统的控制台接收的。

8. 根据权利要求1所述的方法, 其中, 使用所述控制器包括: 使用所述控制器来设置所述调谐电路的调谐元件的至少一个值, 以使所述射频线圈大约在所述实际拉莫尔频率处谐振。

9. 根据权利要求1所述的方法, 还包括: 至少部分地基于多个差分测量来自动地调谐所述射频线圈。

10. 根据权利要求9所述的方法, 其中, 自动地调谐所述射频线圈包括:

将调谐元件的所述至少一个值设置为初始值;

在将所述调谐元件设置为所述初始值时收集第一噪声测量;

将所述调谐元件的值设置为新的值;

在将所述调谐元件设置为所述新的值时收集第二噪声测量; 以及

至少部分地基于所述第一噪声测量与所述第二噪声测量的比较来自动地调谐所述射频线圈。

11. 一种调谐系统, 其被配置成对与磁共振成像系统一起使用的射频线圈进行调谐, 所述射频线圈被配置为接收和/或发送射频信号, 所述调谐系统包括:

调谐电路, 包括至少一个调谐元件, 所述至少一个调谐元件被配置成影响所述射频线圈发生谐振的频率; 以及

控制器, 被配置成:

控制所述磁共振成像系统来检测指示所述磁共振成像系统的实际拉莫尔频率的信息；
使用所检测的信息确定所述实际拉莫尔频率；
控制所述磁共振成像系统来检测所述磁共振成像系统的环境中的电磁噪声；
基于所检测的电磁噪声，确定所述射频线圈的实际谐振频率；以及
基于所述实际拉莫尔频率和所述实际谐振频率来设置用于所述至少一个调谐元件的至少一个值，以使所述射频线圈大约在所述实际拉莫尔频率处谐振。

12. 根据权利要求11所述的调谐系统，其中，指示实际拉莫尔频率的所述信息包括从样本发射的磁共振信号。

13. 根据权利要求11所述的调谐系统，其中，由所述调谐系统至少部分地通过使用至少一个传感器测量由所述磁共振成像系统产生的实际 B_0 磁场强度，来确定指示实际拉莫尔频率的所述信息。

14. 根据权利要求11所述的调谐系统，其中，所述控制器还被配置为：

基于指示期望拉莫尔频率的信息，将用于调谐元件的至少一个值设置为第一值，其中由所述调谐系统至少部分地通过接收指示所述磁共振成像系统的 B_0 磁体所产生的期望 B_0 磁场强度和/或期望拉莫尔频率的信息，来确定所述期望拉莫尔频率；

在用于调谐元件的至少一个值被设置为所述第一值的同时，确定所述射频线圈的实际拉莫尔频率和实际谐振频率；以及

基于所述实际拉莫尔频率和所述实际谐振频率，将用于至少一个调谐元件的至少一个值设置为第二值，以使所述射频线圈大约在所述磁共振成像系统的实际拉莫尔频率处谐振。

15. 根据权利要求14所述的调谐系统，其中，指示所述 B_0 磁体所产生的期望 B_0 磁场强度和/或期望拉莫尔频率的信息是从所述射频线圈的线圈连接器接收的。

16. 根据权利要求14所述的调谐系统，其中，指示所述 B_0 磁体所产生的期望 B_0 磁场强度和/或期望拉莫尔频率的信息是从所述磁共振成像系统的控制台接收的。

17. 根据权利要求11所述的调谐系统，其中，所述控制器被配置成识别在所检测的电磁噪声的谱中所述射频线圈表现出最大响应的频率。

18. 根据权利要求11所述的调谐系统，其中，所述调谐电路包括平衡的调谐网络。

19. 根据权利要求11所述的调谐系统，其中，所述至少一个调谐元件包括至少一个可配置调谐元件，所述至少一个可配置调谐元件包括可变电容器，并且其中，所述控制器被配置成发送至少一个控制指令以驱动一个或多个马达，所述一个或多个马达适于设置用于所述至少一个可配置调谐元件的至少一个值。

20. 根据权利要求19所述的调谐系统，其中，所述一个或多个马达包括一个或多个伺服步进马达。

21. 根据权利要求11所述的调谐系统，其中，所述至少一个调谐元件包括固定值电容器的切换网络，其中，所述切换网络包括多个电容分支，并且其中，所述控制器被配置成控制所述多个电容分支中的每一个电容分支中的开关的状态，以设置用于所述调谐元件的值。

22. 根据权利要求21所述的调谐系统，其中，所述开关中的至少一个是跨越多个电容分支的多通道开关。

23. 根据权利要求11所述的调谐系统，其中，所述至少一个调谐元件包括布置在所述调

谐电路的第一输入与所述调谐电路的第一输出之间的第一耦合调谐元件,以及布置在所述调谐电路的第二输入与所述调谐电路的第二输出之间的第二耦合调谐元件。

24. 根据权利要求23所述的调谐系统,其中,所述第一耦合调谐元件和/或所述第二耦合调谐元件包括可变电容器,并且其中,所述控制器被配置成发送至少一个控制指令以驱动一个或多个马达,所述一个或多个马达适于设置用于所述第一耦合调谐元件和/或所述第二耦合调谐元件的值。

25. 根据权利要求23所述的调谐系统,其中,所述第一耦合调谐元件和/或所述第二耦合调谐元件包括固定值电容器的切换网络,其中,所述切换网络包括多个电容分支,并且其中,所述控制器被配置成控制所述多个电容分支中的每一个电容分支中的开关的状态,以设置用于所述第一耦合调谐元件和/或所述第二耦合调谐元件的值。

26. 根据权利要求11所述的调谐系统,还包括:

连接至所述调谐电路的第一输入和所述调谐电路的第二输入的平衡-不平衡变换器;以及

连接至所述平衡-不平衡变换器的第一输入的电流源。

27. 根据权利要求11所述的调谐系统,其中,跨所述调谐电路的第一输出和第二输出地布置所述至少一个调谐元件,所述调谐系统还包括连接至所述调谐电路的所述第一输出和所述第二输出的输出连接器,其中,所述输出连接器被配置成连接至所述射频线圈的线圈连接器。

28. 根据权利要求27所述的调谐系统,其中,当存在时,所述输出连接器包括三销式微型插孔连接器,其中,所述微型插孔连接器的第一销耦合至所述调谐电路的所述第一输出,所述微型插孔连接器的第二销耦合至所述调谐电路的所述第二输出,并且所述微型插孔连接器的第三销被配置成连接至所述线圈连接器中的平衡屏蔽线的屏蔽。

29. 根据权利要求11所述的调谐系统,还包括:存储装置,其与所述控制器相关联并且被配置成存储数据结构,其中,所述控制器还被配置成至少部分地基于在所述数据结构中存储的至少一个值来设置所述至少一个调谐元件的所述至少一个值。

30. 根据权利要求29所述的调谐系统,其中,所述数据结构被配置成存储用于所述调谐电路的至少一个调谐元件的电容值与拉莫尔频率之间的对应关系。

31. 根据权利要求27所述的调谐系统,还包括至少一个Q损坏电路。

32. 根据权利要求31所述的调谐系统,其中,所述Q损坏电路包括与所述调谐电路的所述第一输出和所述第二输出串联布置的一个或多个电阻器。

33. 根据权利要求11所述的调谐系统,还包括与至少一个调谐元件并联布置的高阻抗运算放大器。

34. 根据权利要求11所述的调谐系统,还包括被布置成执行频率牵引的另一调谐电路。

35. 根据权利要求27所述的调谐系统,还包括连接至调谐网络的第一输入和所述调谐网络的第二输入的变压器。

36. 根据权利要求35所述的调谐系统,其中,所述变压器包括四比一降压变压器或二比一降压变压器。

37. 根据权利要求11所述的调谐系统,还包括:定向耦合器,其被配置成测量所述调谐电路的输入端口电压反射系数。

38. 根据权利要求37所述的调谐系统,其中,所述定向耦合器与所述磁共振成像系统的射频信号链中的发射路径同轴地布置。

39. 根据权利要求11所述的调谐系统,还包括:熔断器,其被配置成限制所述调谐电路中的射频发射电流。

40. 根据权利要求39所述的调谐系统,其中,所述熔断器被布置在所述磁共振成像系统的发射/接收开关之前。

41. 根据权利要求11所述的调谐系统,其中,所述调谐电路被配置成对与所述磁共振成像系统一起使用的纯接收射频线圈进行调谐。

42. 根据权利要求41所述的调谐系统,其中,至少一个调谐元件包括固定值电容器的切换网络,其中,所述切换网络包括多个电容分支,并且其中,所述控制器被配置成控制所述多个电容分支中的每一个电容分支中的开关的状态,以设置用于所述至少一个调谐元件的值。

43. 根据权利要求42所述的调谐系统,其中,所述开关包括模拟多通道开关。

44. 根据权利要求42所述的调谐系统,其中,所述切换网络包括八个电容分支。

45. 根据权利要求11所述的调谐系统,其中,所述调谐电路被配置成对与所述磁共振成像系统一起使用的发射/接收射频线圈进行调谐。

46. 根据权利要求11所述的调谐系统,其中,所述控制器还被配置成至少部分地基于多个差分测量来自动地调谐附接至所述调谐电路的射频线圈。

47. 根据权利要求46所述的调谐系统,其中,所述控制器被配置成至少部分地通过以下方式来自动地调谐所述射频线圈:

将所述至少一个调谐元件的至少一个值设置为初始值;

在将所述至少一个调谐元件设置为所述初始值时收集第一噪声测量;

将所述至少一个调谐元件的所述至少一个值设置为新的值;

在将所述至少一个调谐元件设置为所述新的值时收集第二噪声测量;以及

至少部分地基于所述第一噪声测量与所述第二噪声测量的比较来自动地调谐所述射频线圈。

48. 根据权利要求11所述的调谐系统,其中,所述磁共振成像系统是被配置为产生期望 B_0 磁场强度的低场磁共振成像系统。

49. 根据权利要求48所述的调谐系统,其中,所述期望 B_0 磁场强度小于或等于0.2T,并且大于或等于0.1T。

50. 根据权利要求48所述的调谐系统,其中,所述期望 B_0 磁场强度小于或等于0.1T,并且大于或等于50mT。

51. 根据权利要求48所述的调谐系统,其中,所述期望 B_0 磁场强度小于或等于50mT,并且大于或等于20mT。

52. 根据权利要求48所述的调谐系统,其中,所述期望 B_0 磁场强度小于或等于20mT,并且大于或等于10mT。

53. 一种磁共振成像系统,包括:

B_0 磁体,其被配置成提供 B_0 场;

至少一个射频线圈,所述射频线圈被配置为接收和/或发送射频信号;以及

调谐系统,其被配置成调谐所述至少一个射频线圈,所述调谐系统包括:
调谐电路,包括至少一个调谐元件,所述至少一个调谐元件被配置成影响所述射频线圈发生谐振的频率;以及
控制器,被配置成:
控制所述磁共振成像系统来检测指示所述磁共振成像系统的实际拉莫尔频率的信息;
使用所检测的信息确定所述实际拉莫尔频率;
控制所述磁共振成像系统来检测所述磁共振成像系统的环境中的电磁噪声;
基于所检测的电磁噪声,确定所述射频线圈的实际谐振频率;以及
基于所述实际拉莫尔频率和所述实际谐振频率来设置用于所述至少一个调谐元件的至少一个值,以使所述射频线圈大约在所述实际拉莫尔频率处谐振。

射频线圈调谐方法和设备

背景技术

[0001] 磁共振成像 (MRI) 提供了一种用于许多应用的重要成像模式, 并且被广泛用于临床和研究环境中以产生人体内部的图像。通常, MRI 基于检测磁共振 (MR) 信号, 磁共振 (MR) 信号是由原子响应于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) 技术涉及对在被成像物体中的原子 (例如, 人体组织中的原子) 的核自旋的重新排列或弛豫时从被激发原子的核发射的MR信号进行检测。可以处理检测到的MR信号以产生图像, 在医学应用的背景下该图像使得能够研究体内的内部结构和/或生物过程以用于诊断、治疗和/或研究目的。

[0002] MRI 提供了用于生物成像的有吸引力的成像模式, 这是因为其能够产生具有相对高的分辨率和对比度的非侵入性图像, 而没有其他模式的安全性问题 (例如, 无需使受试者暴露于电离辐射例如X射线, 或向身体引入放射性物质)。另外, MRI 尤其适合于提供软组织对比度, 可以利用其对其他成像模式不能满意地成像的主题进行成像。此外, MR 技术能够捕获其他模式不能获取的关于结构和/或生物过程的信息。然而, MRI 存在以下的多个缺点: 对于给定的成像应用, 可能涉及设备的相对高的成本、获得临床MRI扫描仪的使用权方面的有限可用性和/或困难性, 以及/或者图像获取过程的长度。

[0003] 临床MRI的趋势是增大MRI扫描仪的场强, 以改善扫描时间、图像分辨率和图像对比度中的一个或多个, 这又继续抬高成本。绝大多数安装的MRI扫描仪工作在1.5或3特斯拉 (T), 这指的是主磁场 B_0 的场强。临床MRI扫描仪的粗略成本估计是在每特斯拉一百万美元的数量级, 这未考虑操作这种MRI扫描仪时所涉及的大量操作、服务和维护成本。

[0004] 另外, 常规的高场MRI系统通常需要大的超导磁体和相关的电子器件, 以产生在其对目标 (例如患者) 进行成像的强的均匀静磁场 (B_0)。这种系统的大小相当大, 其中, 典型的MRI安装包括用于磁体、电子器件、热管理系统和控制台区域的多个空间。MRI系统的大小和费用通常将其用途限制在具有足够的空间和资源来购买和维护MRI系统的设施, 例如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扫描仪的有限可用性。因此, 经常存在以下临床情况: MRI扫描将是有益的, 但是由于上面讨论的一个或多个限制, MRI扫描是不实际的或不可能的, 如下面进一步详细讨论的。

发明内容

[0005] 一些实施方式包括一种使用连接至射频线圈的调谐电路来自动地调谐射频线圈的方法, 该射频线圈用于与磁共振成像系统一起使用, 该方法包括: 确定指示磁共振成像系统的拉莫尔频率的信息, 以及使用控制器以基于所确定的信息来自动地设置调谐电路的至少一个值, 以使射频线圈大约在拉莫尔频率处谐振。

[0006] 一些实施方式包括调谐系统, 该调谐系统被配置成对与磁共振成像系统一起使用的射频线圈进行调谐, 该调谐系统包括: 调谐电路, 该调谐电路包括被配置成影响射频线圈发生谐振的频率的至少一个调谐元件; 以及控制器, 其被配置成设置用于调谐元件的至少一个值, 以使射频线圈大约在由调谐系统确定的磁共振成像系统的拉莫尔频率处谐振。

[0007] 一些实施方式包括磁共振成像系统,其包括:被配置成提供 B_0 场的 B_0 磁体、至少一个射频线圈、以及被配置为调谐该至少一个射频线圈的调谐系统,该调谐系统包括:调谐电路,该调谐电路包括被配置成影响射频线圈发生谐振的频率的至少一个调谐元件;以及控制器,该控制器被配置成设置用于调谐元件的至少一个值,以使射频线圈大约在由调谐系统确定的磁共振成像系统的拉莫尔频率处谐振。

附图说明

[0008] 将参考以下附图描述所公开的技术的各个方面和实施方式。应该理解的是,附图不一定按比例绘制。在多个附图中出现的项目在其出现的所有附图中由相同的附图标记来指示。

- [0009] 图1是根据一些实施方式的包括可被调谐的RF线圈的低场MRI系统的示意图;
- [0010] 图2是根据一些实施方式的RF线圈调谐电路的示意图;
- [0011] 图3是根据一些实施方式的可以用在图2的RF线圈调谐电路中的调谐网络的示意图;
- [0012] 图4是根据一些实施方式的图3的调谐网络的实现的示意图;
- [0013] 图5是根据一些实施方式的图3的调谐网络的替换实现的示意图;
- [0014] 图6是根据一些实施方式的图3的调谐网络的替换实现的示意图;
- [0015] 图7是根据一些实施方式的替换RF线圈调谐电路的示意图;
- [0016] 图8是根据一些实施方式的替换RF线圈调谐电路的示意图;
- [0017] 图9是根据一些实施方式的用于调谐纯接收(receive-only)RF线圈的替换RF线圈调谐电路的示意图;
- [0018] 图10A示出了MRI系统的环境中的示例电磁噪声谱;
- [0019] 图10B示出了根据一些实施方式的RF线圈所检测的图10A中示出的示例电磁噪声谱;
- [0020] 图11示出了根据一些实施方式的调谐RF线圈的方法;
- [0021] 图12A示出了根据一些实施方式的利用调谐在多个频率的RF线圈所检测到的噪声谱;
- [0022] 图12B示出了图12A的噪声谱的一部分的放大;
- [0023] 图13示出了根据一些实施方式的用于调谐RF线圈的差分噪声测量;
- [0024] 图14示出了根据一些实施方式的调谐射频线圈的方法;以及
- [0025] 图15示出了适合于实现本文中描述的调谐技术的示例性计算装置,例如作为控制器的一部分。

具体实施方式

[0026] MRI扫描仪市场被高场系统压倒性地主导,特别是对于医疗或临床MRI应用而言。如上所讨论的,医疗成像的一般趋势是生产具有越来越大的场强的MRI扫描仪,其中,绝大多数临床MRI扫描仪工作在1.5T或3T,并且在研究环境中使用7T和9T的更高场强。如本文中所使用的,“高场”通常指的是当前在临床环境中使用的MRI系统,更特别地,其指的是利用1.5T或以上的主磁场(即 B_0 场)操作的MRI系统,尽管工作在0.5T与1.5T之间的临床系统也

经常被描述为“高场”。大约0.2T与0.5T之间的场强已被描述为“中场”，并且随着高场域中的场强不断增大，0.5T与1T之间的范围中的场强也被描述为中场。相比之下，“低场”通常指的是利用小于或等于大约0.2T的B₀场操作的MRI系统，尽管由于高场域的高端处增大的场强，具有0.2T与大约0.3T之间的B₀场的系统有时也被描述为低场。在低场域内，利用低于0.1T的B₀场操作的低场MRI系统在本文中被称为“极低场”，并且利用小于10mT的B₀场操作的低场MRI系统在本文中被称为“超低场”。

[0027] 与较低场系统相比，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，从而促进对用于临床和医疗MRI应用的越来越高的场强的推动。然而，如上所讨论的，增大MRI系统的场强产生越来越昂贵和复杂的MRI扫描仪，从而限制了可用性，并且阻止了其作为通用和/或通常可用的成像解决方案的使用。

[0028] 如上所讨论的，常规MRI系统需要专用设施。MRI系统需要电磁屏蔽的空间以用于操作，并且该空间的地面必须在结构上被加固。必须为高功率电子器件和扫描技术人员的控制区域提供额外的空间。还必须提供对场地的安全访问。此外，必须安装专用的三相电连接，以便为电子器件(其进而必须通过冷水供应来冷却)提供电力，并且必须提供额外的HVAC能力。这些场地要求不仅昂贵，还大大限制了可以部署MRI系统的位置。常规的临床MRI扫描仪还需要大量的专业技能来操作和维护。这些训练有素的技术人员和服务工程师增加了用以操作MRI系统的大量持续的操作成本。因此，常规的MRI成本高昂(*cost prohibitive*)并且可用性严重受限，从而阻止MRI成为在无论何时无论何地需要时就能够提供各种临床成像解决方案的广泛可用的诊断工具。患者必须在预先安排的时间和地点访问有限数量的设施之一，从而阻止MRI被用于许多医疗应用中，对该许多医疗应用而言，MRI在辅助诊断、手术、患者监测等方面是独特有效的。

[0029] 如上所讨论的，高场MRI系统需要特别改造的设施以适应这些系统的大小、重量、功耗和屏蔽要求。例如，1.5T MRI系统通常重量在4吨至10吨之间，而3T MRI系统通常重量在8吨至20吨之间。此外，高场MRI系统通常需要大量沉重且昂贵的屏蔽。许多中场扫描仪甚至更重，重量在10吨至20吨之间，这部分是因为使用了非常大的永磁体和/或轭。商业上可获得的低场MRI系统(例如利用0.2T的B₀磁场操作)通常也在10吨或更大重量的范围内，这是由于用来生成B₀场的大量铁磁材料以及屏蔽方面的额外吨位所致。为了容纳这种重型设备，必须建造具有加固地面(例如混凝土地面)的空间(通常最小尺寸为30至50平方米)，并且该空间必须被特别地屏蔽，以防止电磁辐射干扰MRI系统的操作。因此，可用的临床MRI系统是固定的，并且需要医院或设施内的专用大空间的大量耗费，除了准备用于操作的空间的相当大的成本之外，还需要在操作和维护系统中在专业技能方面的额外的持续成本。

[0030] 因此，高场MRI的很多要求使得在很多情况下安装被禁止，限制了将它们部署到大型机构医院或专用设施，并且通常将其使用限制于紧密安排的预约，从而要求患者在预先安排的时间访问专用设施。因此，对高场MRI的许多限制阻止MRI被作为成像模式而充分利用。尽管上面提到了高场MRI的缺点，但是在较高场处SNR的显着提高的吸引力继续将该行业驱动向用于临床和医疗MRI应用的越来越高的场强，进一步增加了MRI扫描仪的成本和复杂性，并且进一步限制了高场MRI的可用性，并阻止了高场MRI作为通用和/或通常可用的成像解决方案的使用。

[0031] 在低场域(特别是在极低场域)中产生的MR信号的低SNR阻止了相对低成本、低功

率和/或便携式MRI系统的发展。常规的“低场”MRI系统在通常被描述为低场范围的高端处(例如,临幊上可用的低场系统具有大约0.2T的底限)操作,以获得有用的图像。尽管比高场MRI系统便宜一些,但常规的低场MRI系统共冇许多相同的缺点。特别是,常规的低场MRI系统是大型、固定并且不能移动的安装,消耗大量电力(需要专用的三相电源连接),并且需要特殊屏蔽的空间和大的专用空间。低场MRI的挑战阻止了能够产生有用图像的相对低成本、低功率和/或便携式MRI系统的发展。

[0032] 发明人已经开发出能够实现便携、低场、低功率和/或低成本的MRI系统的技术,这些技术可以改善在医院和研究设施的当前MRI安装之外的各种环境中MRI技术的广泛可部署性。因此,MRI可以被部署在急诊室、小诊所、医生办公室、移动单元、现场等,并且可以被带到患者处(例如床边)以执行多种成像过程和协议。一些实施方式包括有助于便携、低成本、低功率MRI的极低场MRI系统(例如,1T、50mT、20mT等),从而显著提高临床环境中MRI的可用性。

[0033] 根据一些实施方式,本文中描述的调谐技术有助于具有更高精度的RF线圈的自动调谐,提高MR信号获取的SNR,从而有助于改进的低场MRI。根据一些实施方式,本文中描述的调谐技术使得RF线圈能够被调谐至MRI系统的实际操作状况(例如,将RF线圈调谐成与MRI系统的 B_0 磁体当前产生的实际 B_0 磁场所引起的拉莫尔频率相匹配),从而在这方面总体优化SNR。根据一些实施方式,本文中描述的调谐技术有助于RF线圈的自动调谐,以与具有不同 B_0 磁场强度的MRI系统一起操作,以及/或者与能被配置成在不同 B_0 磁场强度下操作的MRI系统一起操作。

[0034] 图1是低场MRI系统的示例性部件的框图。在图1的示意性示例中,低场MRI系统包括工作站104、控制器106、脉冲序列存储库108、电力管理系统110和磁性部件120。应该理解的是,图1的低场MRI系统是示意性的,并且低场MRI系统可以具有除了图1中示出的部件之外或代替于图1中示出的部件的任何合适类型的一个或多个其他部件。

[0035] 如图1中示出的,磁性部件120包括磁体122、匀场线圈124、RF发射/接收线圈126和梯度线圈128。磁体122可以用来生成主磁场 B_0 。磁体122可以是能够生成具有低场强的主磁场(即,具有0.2特斯拉或更小的强度的磁场)的任何合适类型的磁体。匀场线圈124可以用来对磁场起作用,以改善磁体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在磁场中在三个基本正交的方向(X, Y, Z)上产生梯度。

[0036] RF发射/接收线圈126包括可以用来生成RF脉冲以引起振荡磁场B1的一个或多个发射线圈。发射线圈可以被配置成生成对执行低场MR成像有用的任何合适类型的RF脉冲。

[0037] 可以以任何方式构造磁性部件120中的每一个。例如,在一些实施方式中,可以使用2014年9月5日提交的题为“Low-field Magnetic Resonance Imaging Methods and Apparatus”的美国临时专利申请序列号62/046,814中所描述的层压技术来制造磁性部件120中的一个或多个(例如全部),该美国临时专利申请的全部内容通过引用并入本文中。

[0038] 电力管理系统110包括向低场MRI系统中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系统的部件所需要的任何其他合适的电力电子器件。

[0039] 如图1中示出的,电力管理系统110包括电源112、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可以包括向一个或多个B₀线圈(例如B₀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。可以使用发射/接收开关116来选择操作RF发射线圈还是RF接收线圈。

[0040] 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124)检测的MR信号;一个或多个RF发射(Tx)放大器,其被配置成向一个或多个RF发射线圈(例如线圈126)提供功率;一个或多个梯度功率放大器,其被配置成向一个或多个梯度线圈(例如线圈128)提供功率;匀场放大器,其被配置成向一个或多个匀场线圈(例如线圈124)提供功率。

[0041] 热管理部件118为低场MRI系统的部件提供冷却,并且可以被配置成通过有助于使低场MRI系统的一个或多个部件所生成的热能被传输离开这些部件来进行冷却。热管理部件118可以包括但不限于执行基于水或基于空气的冷却的部件,该部件可以与生成热的MRI部件集成,或者被布置在生成热的MRI部件附近,该MRI部件包括但不限于B₀线圈、梯度线圈、匀场线圈、和/或发射/接收线圈。热管理部件118可以包括将热传输离开低场MRI系统的部件的任何合适的热传递介质,该热传递介质包括但不限于空气和水。

[0042] 如图1中示出的,低场MRI系统包括控制器106(本文中也称为“控制台”),控制器106具有向电力管理系统110发送指令并且从电力管理系统110接收信息的控制电子器件。控制器106可以被配置成实现一个或多个脉冲序列,所述一个或多个脉冲序列被用于确定指令,所述指令被发送至电力管理系统110以按照期望的顺序操作磁性部件120中的一个或多个。控制器106可以实现为硬件、软件、或者硬件和软件的任何合适的组合,这是因为本文提供的公开内容的各方面在这个意义上不受限制。

[0043] 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存储库108中获得有关脉冲序列的信息来实现脉冲序列,其中脉冲序列存储库108存储针对一个或多个脉冲序列中的每一个的信息。由脉冲序列存储库108存储的针对特定脉冲序列的信息可以是允许控制器106实现特定脉冲序列的任何合适的信息。例如,脉冲序列存储库108中存储的针对特定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的一个或多个参数(例如,用于操作RF发射/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;包括指令的一个或多个程序,在被控制器106执行时该指令使控制器106控制系统100根据脉冲序列而操作;以及/或者任何其他合适的信息。存储在脉冲序列存储库108中的信息可以存储在一个或多个非暂态存储介质上。

[0044] 如图1中示出的,控制器106还与被编程为处理所接收的MR数据的计算装置104进行交互。例如,计算装置104可以使用任何合适的图像重建处理来处理所接收的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提供有关一个或多个脉冲序列的信息,以助于计算装置对MR数据的处理。例如,控制器106可以向计算装置提供有关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建处理。

[0045] 计算装置104可以是被配置成处理所获取的MR数据并且生成被成像对象的一个或多个图像的任何电子装置。在一些实施方式中,计算装置104可以是固定的电子装置,例如

台式计算机、服务器、机架式安装的计算机、或者可以被配置成处理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合适的固定电子装置。可替选地,计算装置104可以是便携式装置,例如智能电话、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。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,这是因为本文中提供的公开内容的各方面在这个意义上不受限制。用户102可以与计算装置104交互,以控制低场MR系统的各方面(例如,将系统编程为根据特定的脉冲序列操作,调整系统的一个或多个参数等)并且/或者查看低场MR系统获得的图像。

[0046] 简而言之,MRI涉及将待成像对象(例如患者的全部或一部分)放置在静态均匀的磁场 B_0 中,以使原子的原子自旋在 B_0 场的方向上对准。对于高场MRI系统而言,通常需要由超导线的线圈制成的超导磁体来实现在高场MRI中所采用的场强处的 B_0 的均匀性。超导磁体不仅自身昂贵,而且它们在操作期间通常需要低温冷却,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 的场强有关的频率处生成磁场 B_1 ,从而使原子自旋改变取向,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。在高场强和相关的高频率处,这些磁性部件也相对复杂并且昂贵。

[0047] 如上所讨论的,MRI系统分别使用发射和接收线圈(例如,RF Tx/Rx线圈126)(经常称为射频(RF)线圈)来激励和检测所发射的MR信号。发射/接收线圈的配置随实现而变化,并且可以包括用于发射和接收两者的单个线圈、用于发射和接收的分离的线圈、用于发射和/或接收的多个线圈、或者用以实现单通道或并行MRI系统的任何组合。因此,发射/接收磁性部件经常被称为Tx/Rx或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。

[0048] 被配置为发射线圈的RF线圈在与磁场 B_0 的场强有关的特定频率处生成磁场 B_1 。另外,接收线圈被配置成在特定频率处接收MR信号。为了最佳地操作,RF线圈(例如纯Tx、纯Rx或Tx/Rx)通常被调谐为尽可能接近地与被称为拉莫尔频率的特定频率进行谐振。根据以下关系: $\omega = \gamma B$, 拉莫尔频率(ω)与 B_0 场的强度有关,其中, γ 是成像同位素(例如 1H)的旋磁比(gyromagnetic ratio),单位为MHz/T,并且B是 B_0 场的强度,单位为特斯拉。高场MRI中使用的常用拉莫尔频率的示例是:针对1.5T的MRI系统,大约为64MHz,针对3T的MRI系统,大约为128MHz。对于低场MRI系统,拉莫尔频率远低于高场MRI系统的。例如,针对6.5mT的MRI系统的拉莫尔频率大约为277kHz,针对50mT的MRI系统的拉莫尔频率大约为2.1MHz,以及针对0.1T的MRI系统,拉莫尔频率大约为4.2MHz。

[0049] 与高场MRI系统一起使用的大多数商业上可用的RF线圈通常由制造商调谐,以用于与具有特定场强的系统一起使用,这样的线圈常常向最终用户仅提供有限的在现场进一步调谐RF线圈的能力或者不提供该能力。实践中,由于相对于线圈噪声水平(其由偏离线圈的最佳调谐的小波动引入)的接收信号的强度,通常不需要对高场MRI系统中用于发射RF能量和/或接收MR信号的大多数RF线圈进行精确调谐。然而,发明人已经认识并理解到:设计用于与低场MRI系统(例如,产生小于或等于0.2T、0.1T、50mT、20mT、10mT等的 B_0 场的系统)一起使用的RF线圈检测小得多的信号,从而更加重视RF线圈的精确调谐。随着场强进一步减小(例如,进入极低场范围),依据场强的SNR的减小变得越来越重要,使得对RF线圈的精

确调谐更加重要。

[0050] 另外,根据一些实施方式可以使用的一些低场MRI系统提供以下功能:针对不同成像应用改变 B_0 场的强度和/或最小化外部噪声源。如从之前的讨论中应该理解的,改变 B_0 场强会改变RF线圈应该被调谐为最佳操作的拉莫尔频率。因此,可以使用本文中描述的RF调谐方法和设备来基于低场MRI系统的当前 B_0 场强来自动地调谐RF线圈。在RF线圈由制造商调谐的常规系统中,通常不可能对 B_0 场进行这样的改变,这是因为这样做会导致RF线圈不再被调谐为在正确的频率处谐振。

[0051] RF线圈可以由包括一个或多个电感性元件和一个或多个电容性元件的电感器电容器电路形成。RF线圈的谐振频率被确定为 $\nu = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$,其中L和C表示线圈电路的电感和电容。因此,可以通过修改电路的电感和/或电容来实现将RF线圈调谐至特定的谐振频率。下面更详细地讨论的一些实施方式通过改变RF线圈的串联电容来调谐用于低场MRI的RF线圈。

[0052] 图2示出了根据一些实施方式的可以用来调谐在低场MRI系统中使用的Tx/Rx RF线圈的调谐电路200。调谐电路200包括电流源202,电流源202可以与RF线圈的其他部件组合使用,以在发射操作期间生成 B_1 场。可以使用任何合适的电流源202,并且实施方式在该方面不受限制。例如,在一些实施方式中,电流源202包括连接至电流源(例如信号发生器、网络分析器或其他电流源)的50 Ω 同轴线缆。调谐电路200还包括连接在电流源202与调谐网络206的输入之间的平衡-不平衡变换器(balum) 204。

[0053] 调谐网络206包括可以被配置成对RF线圈的谐振频率进行调谐的一个或多个可控电路部件。下面更详细地描述根据一些实施方式可以使用的调谐网络206的示例。如所示出的,调谐电路200还包括输出连接器208,输出连接器208被配置成与要使用调谐电路200来调谐的RF线圈的线圈连接器210连接。可以使用任何合适的输出连接器208和线圈连接器210,并且实施方式在该方面不受限制。例如,在一些实现中,可以使用三销式微型插孔连接器作为输出连接器208,其中,三个销中的两个对应于来自调谐器网络206的平衡输出,并且第三销(未示出)被配置成连接至线圈连接器210中的平衡屏蔽线(未示出)的屏蔽,如下面更详细地讨论的。

[0054] 如所示出的,线圈连接器210连接至RF线圈212,如上讨论的,该RF线圈212形成可以根据本文中描述的技术来调谐的LC电路。在一些实施方式中,可以使用屏蔽平衡馈线将线圈连接器210连接至RF线圈212,并且连接器208可以被配置成支持平衡线缆连接。RF线圈212可以包括用于低场MRI的任何合适类型和数量的RF线圈,包括但不限于一个或多个头线圈、一个或多个体线圈、一个或多个表面线圈以及前述的任何组合。

[0055] 在一些实施方式中,线圈连接器210可以包括至少一个存储装置(例如EEPROM),所述存储装置被配置成存储关于线圈的信息,在附接至调谐电路时该信息可以用于有助于对线圈的调谐。例如,存储在至少一个存储装置上的信息可以包括但不限于线圈类型的标识以及线圈的一个或多个调谐参数。在连接至输出连接器208时,存储在与线圈连接器相关联的至少一个存储装置上的信息中的至少一些信息可以被转移至控制器,该控制器被配置成控制调谐电路的特性,以对连接的RF线圈进行调谐。

[0056] 调谐电路200包括被配置成对具有发射和接收两种功能的RF线圈进行调谐的部

件。可替选地,调谐电路200可以被配置成对仅具有发射功能或仅具有接收功能的RF线圈进行调谐。在将调谐电路200配置成对纯接收RF线圈进行调谐时,可以不需要调谐电路200的一些部件,包括但不限于电流源202以及调谐网络206的一个或多个部件,以提供更简单的调谐电路设计,如下面更详细讨论的。

[0057] 图3示出了根据一些实施方式的可以用来调谐RF线圈的调谐网络300。如所示出的,调谐网络300包括以平衡配置而布置的多个调谐元件,所述调谐元件在被调节时对连接至调谐电路200的RF线圈进行调谐。如所示出的,调谐网络300包括布置在调谐网络300的第一输入与第一输出之间的耦合调谐元件302,以及布置在调谐网络300的第二输入与第二输出之间的耦合调谐元件304。可以调节耦合调谐元件302和耦合调谐元件304的值,以改善调谐电路与所连接的RF线圈之间的阻抗匹配。调谐网络300还包括布置在调谐网络300的第一输出与第二输出之间的谐振调谐元件306。在调谐电路300连接至RF线圈时,将谐振调谐元件306与RF线圈电路串联布置,提供用于控制线圈电路的串联电容的机制,以将线圈调谐至期望的频率。

[0058] 发明人已经认识并理解到,将调谐网络300中的调谐元件的值手动设置为用以提供RF线圈的期望谐振频率和阻抗匹配特性的精确值是具有挑战性的以及繁琐的。因此,一些实施方式包括控制器310,控制器310被配置成至少部分地基于低场MRI系统的 B_0 场强或其他合适的参数将调谐元件302、调谐元件304和调谐元件306中的一个或多个的值自动地调节至期望的值,以对RF电路进行调谐。在一些实施方式中,控制器310可以至少部分地基于存储在与控制器310相关联的查找表中的值来设置调谐元件302、调谐元件304、调谐元件306中的一个或多个的值。例如,查找表可以存储调谐元件302、调谐元件304和/或调谐元件306的电容值与拉莫尔频率之间的对应关系。控制器310可以被配置成基于存储在查找表中的值来设置调谐元件302、调谐元件304和/或调谐元件306的初始值,并且可以如下面更详细讨论地调节初始值,直到达到RF线圈的最佳调谐。

[0059] 控制器310可以以任何合适的方式确定低场MRI系统的期望的 B_0 场强。在一些实施方式中,可以从与低场MRI系统相关联的控制台106向控制器310提供关于 B_0 场强的信息。在其他实施方式中,可以响应于线圈连接器210连接至输出连接器208而从线圈连接器210向控制器310提供关于 B_0 场强的信息。例如,如上所讨论的,线圈连接器210可以包括EEPROM或其他存储装置,该其他存储装置存储用于线圈的调谐信息,包括但不限于 B_0 场强信息,并且可以响应于RF线圈212与调谐电路200的连接,将存储的调谐信息发送至控制器310。如上所讨论的,期望操作低场MRI系统的 B_0 场强可以是变化的,例如,为了执行奥弗豪塞尔(Overhauser)磁共振成像(OMRI),为了在被确定为具有足够低的电磁干扰的频带中操作低场MRI系统,或者出于任何其他原因。因此,控制器310可以被配置成动态地确定调谐元件的值,以将RF线圈调谐至期望的频率。

[0060] 发明人进一步理解到基于 B_0 磁场(例如当前由MRI系统产生的实际 B_0 场)的实际磁场强度和/或实际拉莫尔频率来调谐一个或多个RF线圈的益处。特别地,在低场域中,RF线圈被调谐到的谐振频率与拉莫尔频率之间的偏差导致降低的SNR,该降低的SNR可以显著影响图像获取和质量。因此,通过确定指示当前 B_0 磁场处的拉莫尔频率的信息(例如,估计或测量实际的拉莫尔频率),可以相应地调谐RF线圈以尽可能接近拉莫尔频率进行谐振,从而提高MR信号获取的SNR。可以以多种方式估计拉莫尔频率,方式包括但不限于根据所检测的

MR信号得到拉莫尔频率,根据噪声测量结果得到拉莫尔频率,测量 B_0 磁场等,下面更详细地描述这些方式的一些示例。

[0061] 调谐元件302、调谐元件304和调谐元件306中的每一个的值可以被单独地或一起调节,并且实施方式不限于基于以下电路部件:该电路部件用于设置用于调谐元件的值。在一些实施方式中,控制器310获得指示MRI系统的拉莫尔频率的信息。例如,控制器310可以确定或接收关于期望的 B_0 磁场强度的信息,或者可以(例如,从控制台106、线圈连接器210、一个或多个MR测量结果、测量当前 B_0 场强的一个或多个传感器、或任何其他合适的源)接收与当前 B_0 场强相关的信息,并且发送用于调节调谐元件302、调谐元件304和/或调谐元件306中的一个或多个的值的控制指令,以将所连接的RF线圈调谐至以下谐振频率:该谐振频率接近与期望的或当前的 B_0 场强相关联的拉莫尔频率。

[0062] 尽管图3中示出的调谐网络300中仅示出了三个调谐元件,但是应该理解的是,可替选地可以使用更多或更少的调谐元件,并且图3中示出的电路配置仅仅是合适的配置的一个示例。例如,在用来调谐纯接收RF线圈时,可以仅需要跨RF线圈的端子布置的单个调谐元件(例如,调谐元件306)来将RF线圈调谐至期望的谐振频率。

[0063] 图4示出了谐振网络400的实现,其中使用可变电容器实现调谐元件302、调谐元件304和调谐元件306中的每一个。例如,使用耦合电容器402和耦合电容器404来实现耦合调谐元件302与调谐元件304,并且使用谐振电容器406来实现谐振调谐元件306。在图4的实现中,控制器310可以包括一个或多个处理器,处理器被编程为发送控制指令以驱动一个或多个马达(例如伺服步进马达),以实现谐振网络400的期望的调谐特性,其中该一个或多个马达适于改变电容器402、电容器404和电容器406中的一个或多个的值。

[0064] 图5示出了调谐网络500的替选实现,其中使用固定值电容器的切换网络来实现调谐元件302、调谐元件304和调谐元件306中的每一个。例如,使用与开关S1…S4连接的固定值电容器C1…C4的网络来实现耦合调谐元件302,使用与开关S5…S8连接的固定值电容器C5…C8的网络来实现耦合调谐元件304,并且使用与开关S9…S12连接的固定值电容器C9至C12的网络来实现谐振调谐元件306。在图5的实现中,控制器310可以被配置成控制开关S1至S12的状态,以选择性地接通或断开与调谐元件302、调谐元件304和调谐元件306相对应的固定值电容器网络中的每一个的电容器分支,以产生调谐网络的期望总电容。使用固定值电容器使得能够实现调谐网络500的固态(solid-state)实现,该固态实现不依赖于在调谐期间用于调节RF线圈电路的电容的机械装置(例如,伺服步进马达)。可以使用任何合适的电路部件,包括但不限于晶体管、二极管(例如PIN二极管)、基于MEMS的开关、继电器,来实现开关S1至S12。

[0065] 电容C1…C12可以具有任何合适的电容值,以提供在期望的调谐范围内的一组可能的电容值。在一些实施方式中,与调谐元件相对应的网络中的每个电容器具有不同的电容值,以使得实现在期望的动态范围上最大数量的电容组合。尽管针对图5中示出的每一个电容器网络示出了四个电容器,但是应该理解的是,可替选地可以使用任何合适数量的电容器,并且每个调谐元件可以包括相同或不同数量的电容器,这是因为实施方式在该方面不受限制。

[0066] 图6示出了调谐网络600的实现,其中,使用固定值电容器的切换网络来实现调谐元件302、调谐元件304和调谐元件306中的每一个,在该切换网络中,用多通道模拟开关代

替图5的数字开关。例如,使用连接至多通道模拟开关610的固定值电容器C1…C4的网络来实现耦合调谐元件302,使用连接至多通道模拟开关612的固定值电容器C5…C8的网络来实现耦合调谐元件304,并且使用连接至多通道模拟开关614的固定值电容器C9…C12的网络来实现谐振调谐元件306。在图6的实现中,控制器310可以被配置成控制模拟开关610、612和/或614的状态,以选择性地接通或断开与调谐元件302、调谐元件304和调谐元件306相对应的固定值电容器网络中的每一个的电容器分支,以产生调谐网络的期望总电容。通过使用多通道开关减少由控制器310控制的开关数量可以通过使用更少的部件来简化谐振电路的布局。

[0067] 发明人已经认识并理解到,使用调谐电路200精确地调谐具有高品质(Q)值的RF线圈是困难的,这是因为线圈的谐振带宽太窄。因此,根据一些实施方式的调谐电路200可以包括一个或多个附加的部件以增加线圈的带宽。在一些实施方式中,可以通过与RF线圈环串联地插入一个或多个电阻器来增加RF线圈的串联电阻。这种技术有时被称为Q损坏(Q-spoiling),这是因为其通过增加线圈的串联电阻而降低RF线圈的品质因数(Q)。

[0068] 其他实施方式可以使用无损的技术或比增加线圈的串联电阻损耗少的技术来有助于对高品质RF线圈的调谐。例如,可以与电容器306并联布置高阻抗运算放大器。在其他实施方式中,调谐电路200可以包括第二调谐网络来执行“频率牵引(frequency pulling)”以改善调谐。在其他实施方式中,调谐电路200可以包括在平衡-不平衡变换器204与调谐网络600的输入之间插入的变压器。变压器可以使用合适的降压变压器(例如四比一降压变压器、二比一降压变压器等)来实现。通过在输入处使用这样的变压器,谐振电路600可以负载较低的电阻。在又一其他实施方式中,如图7中示出的,可以在平衡-不平衡变换器204之前插入定向耦合器710,以测量输入端口电压反射系数(S11)。可替选地,可以与RF信号链中的发射路径同轴地插入定向耦合器710以便不增加插入损耗,这会导致接收本底噪声(noise floor)的增大。在其他实施方式中,在平衡-不平衡变换器204之前同轴地布置熔断器810以限制RF发射电流。可替选地,熔断器810可以布置在RF信号链中的Tx/Rx开关116之前,使得熔断器810与接收路径不同轴,从而减少插入损耗并增大接收本底噪声。

[0069] 图9示出了根据一些实施方式的可以用于调谐纯接收RF线圈的替选调谐电路900。在将调谐电路配置成与纯接收RF线圈一起使用时,可以使用比用于Tx/Rx线圈的调谐电路更少的电压部件。此外,不需要包括Tx/Rx开关,从而进一步简化电路设计。

[0070] 根据一些实施方式,调谐电路900包括调谐网络。调谐电路900包括八个电容分支C1…C8,电容分支可以被选择性地接入RF线圈电路的总电容或者从RF线圈电路的总电容断开,以将RF线圈调谐至期望的谐振频率。如所示出的,调谐电路900的上半部和下半部中的每一个包括可以被控制为接通或断开调谐电路的每个电容分支的多通道模拟开关902、904。调谐电路900连接至放大器910,放大器910对接收的MR信号进行放大。尽管图9中示出八个电容器分支,但是应该理解的是,可以使用任何其他合适数量的分支。在一些实施方式中,如所示出的,可以在调谐电路900的每一侧上使用相等数量的开关,以使每个开关产生的寄生电容平衡。在其他实施方式中,可以使用不平衡的调谐电路。

[0071] 根据一些实施方式的调谐电路可以被配置成响应于一系列差分测量而自动地调谐所附接的RF线圈。例如,首先可以(例如,基于与控制器310相关联的查找表中的值和/或从与附接的线圈相关联的存储装置接收的值)设置初始调谐参数,并且可以使用初始调谐

参数收集噪声测量。可以根据噪声测量生成第一平均噪声谱。然后可以改变调谐电路中的调谐元件中的一个或多个的值，并且可以使用新的调谐参数来收集另外的噪声测量。可以根据第二组噪声测量生成第二平均噪声谱，并且可以将第一平均噪声谱与第二平均噪声谱进行比较，以评估平均噪声谱如何变化。可以继续执行一系列差分测量来确定调谐元件值的最佳组合，以最佳地调谐RF线圈。

[0072] 上面描述的调谐系统示出了可以修改RF线圈的谐振频率的许多技术。然而，除非确定了RF线圈当前被调谐至的频率，否则将RF线圈调谐至特定频率的精度可能是不令人满意的近似。发明人已经开发了一种使用RF线圈的环境中的电磁噪声来确定RF线圈的当前谐振频率的技术。在常规的MRI中，MRI系统（包括RF线圈）在专门屏蔽的空间中操作，该空间被配置成将电磁噪声衰减至可忽略的水平（例如，基本上将电磁噪声衰减至零）。因此，迄今为止没有考虑下文中描述的技术。如上所讨论的，发明人已经开发了可以被配置成在专门屏蔽的空间之外进行操作的低场MRI系统。例如，题为“Noise Suppression Methods and Apparatus”的美国专利第9625543号中描述的噪声抑制技术可以用于使得MRI系统能够在专门屏蔽的空间之外操作，该美国专利通过引用整体并入本文。

[0073] 发明人认识到，环境中存在的电磁噪声可以用于确定RF线圈的当前谐振频率，使得RF线圈可以更精确地匹配拉莫尔频率，在下面进一步详细地讨论其示例。例如，图10A示出了MRI系统（例如，在屏蔽空间之外，诸如在急诊室、医生办公室等处操作的MRI系统）的环境的示例电磁噪声谱。图10B示出了由调谐至给定频率（例如，在该示例中被调谐为在735kHz处谐振）的RF线圈检测的图10A中示出的示例电磁噪声谱。如所示出的，在谐振频率处，在RF线圈对电磁噪声的响应中存在峰值，这是因为RF线圈对在其谐振频率处的噪声做出最强的响应。可以利用该特征来确定RF线圈被调谐到的当前谐振频率。例如，可以分析由RF线圈检测的电磁噪声谱来识别RF线圈具有峰值响应的频率，从而确定RF线圈的当前谐振频率。通过确定RF线圈当前进行谐振的频率，此后可以以更高的精度将RF线圈调谐为匹配拉莫尔频率，在下面进一步详细地描述其示例。

[0074] 图11示出了根据一些实施方式的用于将RF线圈调谐为在期望的或实际的拉莫尔频率处进行谐振的方法1100。在动作1110中，获得拉莫尔频率。根据一些实施方式，获得的拉莫尔频率是与期望的 B_0 磁场相对应的拉莫尔频率。根据一些实施方式，拉莫尔频率是例如由RF线圈估计或测量的实际拉莫尔频率。例如，可以通过激发并检测从样本发射的MR信号以确定MR信号的频率（其与实际拉莫尔频率相对应），来确定拉莫尔频率。根据一些实施方式，控制器被配置成确定实际拉莫尔频率（例如，包括一个或多个处理器的控制器可以被配置成操作RF线圈以激发MR响应，并且分析所检测的MR信号以确定拉莫尔频率），使得可以由控制器自动地执行动作1110。根据一些实施方式，分析RF线圈对所发射的MR信号的响应来识别RF线圈响应衰减的频率，以确定对应的拉莫尔频率。也就是说，RF线圈响应表现出特征MR衰减处的频率指示实际的拉莫尔频率。然而，可以使用任何合适的技术来确定实际的拉莫尔频率。

[0075] 在动作1120中，使用RF线圈来检测环境中（例如，在RF线圈被调谐至的MRI系统的环境中）的电磁噪声，并且在动作1130中，分析所检测的电磁噪声的谱，以识别RF线圈表现出最大响应处的频率，以确定RF线圈的当前谐振频率。根据一些实施方式，控制器被配置成操作RF线圈以检测电磁噪声，并且还被配置成分析电磁噪声谱以识别谐振频率（例如，经由

一个或多个处理器,该处理器被配置成控制RF线圈和/或处理所得到的电磁噪声谱,以识别RF线圈的峰值响应处的频率)。在动作1135中,将所确定的谐振频率与所获得的拉莫尔频率进行比较,如果存在匹配(例如,所确定的谐振频率等于或者足够接近拉莫尔频率),则RF线圈被认为是以足够的精度调谐为在拉莫尔频率处谐振。

[0076] 如果不存在匹配,则对RF线圈进行调谐,以修改RF线圈的谐振频率(动作1140)。例如,可以使用本文中描述的任何调谐系统来配置一个或多个调谐元件,以修改RF线圈的谐振频率。根据一些实施方式,耦合至调谐电路的控制器可以被配置成基于RF线圈的谐振频率(例如,通过执行动作1120和动作1130而确定)与获得的拉莫尔频率(例如,通过执行动作1110而获得)之间的差来修改一个或多个调谐元件。在对RF线圈进行调谐之后(例如,在调节耦合至RF线圈的调谐电路之后),使用具有新的调谐参数的RF线圈(例如,通过执行动作1140而调谐的RF线圈)重复动作1120和1130。可以重复该过程直到RF线圈的谐振频率与所获得的拉莫尔频率匹配(例如,可以迭代地重复动作1120、动作1130、动作1135和动作1140,直到在当前RF线圈调谐中在动作1120和动作1130中确定的谐振频率等于或足够接近拉莫尔频率)。根据一些实施方式,控制器被配置成执行方法1100,以有助于将RF线圈自动调谐至指定的频率(例如,动作1110中获得的期望的或实际的拉莫尔频率)。

[0077] 图12A、图12B和图13示出了使用差分测量来确定RF线圈的谐振频率的方法。图12A示出了调谐在三个不同的调谐频率(例如,标称地732kHz、736kHz和740kHz)处的RF线圈的示例性谐振频率谱。然而,精确的谐振频率可能不是准确知晓的。将RF线圈调谐在不同频率处导致在调谐频率附近在调谐噪声谱中的差异,如图12B中更清楚地示出的。图12B示出了将图12A的噪声谱放大至调谐频率周围的区域,以揭示出分别调谐在频率732kHz、736kHz和740kHz处的RF线圈所检测的单独的噪声谱1210、1220和1230。还示出了表示三个标称调谐频率(732kHz、736kHz和740kHz)的虚线。

[0078] 如上所讨论的,在一些实施方式中可以使用差分调谐测量来调谐RF线圈。例如,调谐至不同频率的噪声谱的比率可以被确定并且用于将RF线圈调谐至期望的频率。图13示出了调谐至图12B的不同频率的噪声谱的比率的曲线图,以说明使用差分调谐测量来调谐RF线圈的概念。图13中的第一迹线1325对应于标称地调谐至736kHz的噪声谱除以标称地调谐至740kHz的噪声谱,并且图13中的第二迹线1315对应于标称地调谐至732kHz的噪声谱除以标称地调谐至736kHz的噪声谱。因为针对多个调谐频率中的每一个来调谐相同的一般噪声谱,所以调谐至不同频率的噪声谱的比率反映了针对不同调谐的共同噪声结构的消除。如所示出的,图13中绘制的两个比率的比较揭示了RF线圈的实际调谐,如针对两个比率的迹线的交叉处的频率所指示的。也就是说,迹线的交叉可以用于确定在标称地调谐至736kHz时RF线圈的实际谐振频率。

[0079] 在上面结合图12A、图12B和图13描述的使用差分测量来调谐RF线圈的示例性调谐中,使用两个kHz的频率间隔。然而,应该理解的是,任何合适的频率间隔可以用来执行差分测量,并且实施方式在该方面不受限制。另外,可以使用任何合适的一个或多个因素来确定频率间隔。例如,可以至少部分地基于要调谐的RF线圈的带宽来确定频率间隔,其中,较小的频率间隔用来调谐具有较窄带宽的RF线圈,并且较大的频率间隔用来调谐具有较宽带宽的RF线圈。在一些实施方式中,基于RF线圈的品质(Q)因数的度量标准可以用来确定用于差分测量的频率间隔,以对线圈进行调谐。例如,在一个实现中,可以根据关系Q/10来确定频

率间隔。

[0080] 图14示出了根据一些实施方式的对一个或多个RF线圈进行调谐以与MRI系统一起操作的方法。例如,可以使用图2至图9中示出的以及所附说明书中描述的调谐系统来执行方法1400,以自动地将一个或多个RF线圈调谐为在期望的拉莫尔频率处进行谐振。在动作1410中,获得指示MRI系统的拉莫尔频率的信息。可以以许多方式获得指示拉莫尔频率的信息,包括接收指示期望的拉莫尔频率的信息(例如,接收期望的拉莫尔频率和/或期望的 B_0 磁场强度),以及/或者确定关于实际拉莫尔频率的信息(例如,根据测量MR信号估计或测量实际拉莫尔频率,测量由MRI系统的 B_0 磁体当前产生的实际 B_0 磁场等)。也就是说,可以通过以下方式获得指示拉莫尔频率的信息:接收关于期望的拉莫尔频率的信息;确定关于由 B_0 磁体当前产生的实际 B_0 磁场引起的实际拉莫尔频率的信息,或者两者,其进一步的细节在下面进行讨论。

[0081] 根据一些实施方式,通过以合适的方式接收信息来获得指示拉莫尔频率的信息(动作1410)。例如,可以从系统控制台(例如,根据要执行的期望的成像协议),从与给定RF线圈相关联地存储的数据,或者以任何其他合适的方式来接收指示拉莫尔频率的信息(例如,期望的拉莫尔频率、期望的 B_0 磁场强度等)。应该理解的是,在一些实施方式中,可以在未获得拉莫尔频率和/或 B_0 磁场强度的明确值的情况下执行动作1400。相反,可以获得与拉莫尔频率和/或 B_0 磁场强度有关的一个或多个值、用于调谐电路的参数的一个或多个值、或者有助于适当地调谐RF线圈的任何其他合适的值(例如,代替于明确的频率和/或场强值)。也就是说,接收指示拉莫尔频率的信息包括接收以下信息:该信息用于将RF线圈调谐为大约在拉莫尔频率(例如,与期望的 B_0 磁场强度相关联的拉莫尔频率)处进行谐振。

[0082] 根据一些实施方式,通过确定(例如测量、计算等)指示 B_0 磁体当前产生的实际 B_0 磁场所引起的实际拉莫尔频率的信息,来获得指示拉莫尔频率的信息(动作1410)。可以使用任何合适的技术来执行确定指示实际拉莫尔频率的信息,包括但不限于,根据测量的MR信号估计当前的拉莫尔频率,测量当前的 B_0 磁场强度等。例如,通过执行结合方法1100(结合图11而描述)的动作1100所描述的技术中的任何技术来执行动作1410。以该方式,可以将一个或多个RF线圈调谐至MRI系统的实际操作参数。例如,由于实际 B_0 场强的偏差(例如,由偏移、不均匀性、磁体漂移、环境因素等引起的偏差),实际拉莫尔频率可能偏离与标称 B_0 场相对应的拉莫尔频率,其中MRI系统意图工作在该标称 B_0 场下。通过估计、测量、计算或其他方式确定实际拉莫尔频率(例如,通过根据实际MR测量而评估MR信号衰减的频率),可以将MRI系统的RF线圈调谐为更接近地匹配实际拉莫尔频率,以提高SNR。类似地,用于估计和/或测量MRI系统的实际操作参数、有助于将RF线圈调谐为更精确地在实际拉莫尔频率处谐振的其他技术可以被使用,以提高MR信号获取的SNR。

[0083] 在动作1420中,部分地基于动作1410中获得的信息来调谐一个或多个RF线圈。例如,动作1410中获得的信息可以由控制器使用,以自动地调谐一个或多个RF线圈。根据一些实施方式,图11中示出的以及所附说明书中描述的方法1100可以用于将一个或多个RF线圈调谐至所指示的拉莫尔频率。例如,可以通过迭代地执行方法1100的动作1120、1130、1135和1140以及/或者使用其中描述的任何技术来执行动作1420。然而,可以使用将RF线圈调谐至指定谐振频率的其他方法,这是因为各个方面在这个意义上不受限制。应该理解的是,可以使用本文中描述的调谐系统中的任何一个,以有助于自动地将一个或多个RF线圈调谐为在

期望的频率处谐振,或者可以使用任何其他合适的调谐系统,这是因为各个方面在这个意义上不受限制。一旦MRI系统的RF线圈被相应地调谐,经调谐的RF线圈可以与MRI系统的其他部件结合地操作,以获取一个或多个图像(动作1430)。

[0084] 因此,可以在许多不同的情况下执行方法1400以对RF线圈进行调谐。例如,可以执行方法1400以自动地将MRI系统的RF线圈调谐为在与MRI系统的标称 B_0 场强或预期 B_0 场强相对应的拉莫尔频率处谐振。例如,通过接收标称 B_0 场强处的拉莫尔频率,或者接收标称 B_0 场强自身并相应地调谐RF线圈,一个或多个RF线圈可以被调谐成与具有50mT的标称 B_0 场强的MRI系统一起操作,并且还可以被调谐成与具有0.1T的标称 B_0 场强的不同MRI系统一起操作。以这种方式,可以在不需要对RF线圈的昂贵手动调谐的情况下将RF线圈调谐成与不同的MRI系统或单个MRI系统一起操作。作为另一示例,可以执行方法1400以将一个或多个RF线圈调谐成与被配置为在不同的 B_0 场强下操作的MRI系统一起操作。例如,MRI系统可以被配置为以不同的场强产生 B_0 磁场,以例如执行不同的成像协议。特别地,MRI系统可以被配置为在根据第一对比度类型(例如,T1、T2等)获取图像时在第一 B_0 磁场强度下操作,被配置为在使用第二对比度类型(例如,扩散加权成像(DWI))时在第二 B_0 磁场强度下操作,以及/或者被配置为在使用第三对比度类型(例如OMRI)时在第三 B_0 磁场强度下操作。作为另一示例,MRI系统可以被配置为在不同的 B_0 磁场强度下操作以避免特定RF谱中的噪声,并且方法1400可以被执行以将RF线圈调谐至以下MRI系统:该MRI系统被动态地配置为在比其他谱表现出更少电磁噪声的RF谱中操作。因此,可以执行方法1400来自动地将RF线圈调谐为在与以下MRI系统的期望的 B_0 磁场强度相对应的频率处谐振:该MRI系统可被配置为产生多个 B_0 磁场强度。

[0085] 如上所讨论的,还可以执行方法1400以将RF线圈调谐至MRI系统的实际操作参数,使得例如RF线圈在更接近地匹配实际拉莫尔频率的频率处谐振,其中该实际拉莫尔频率由MRI系统的 B_0 磁体当前产生的实际 B_0 磁场引起。因此,可以执行方法1400以将RF线圈更精确地调谐至MRI系统以提高SNR。应该理解的是,可以单独地或与用于将RF线圈调谐至MRI系统的标称(例如预期的或目标)操作参数(例如,期望的 B_0 磁场强度处的拉莫尔频率)的技术相结合地使用以下技术:通过估计或测量MRI系统的实际操作参数(例如,估计实际的拉莫尔频率和/或测量实际的 B_0 磁场强度)来对RF线圈进行调谐。例如,可以将RF线圈调谐为大约在与期望的 B_0 磁场强度相对应的拉莫尔频率处谐振,作为第一近似(例如,通过执行动作1410和动作1420),然后将RF线圈调谐为大约在MRI系统的 B_0 磁体当前产生的实际 B_0 磁场所引起的实际拉莫尔频率处谐振,以使RF线圈的谐振频率更接近地匹配实际拉莫尔频率(例如,通过再次执行动作1410和动作1420,如图14中可选的虚线所示出的)。

[0086] 应该理解的是,在调谐至标称之后调谐至实际的实施方式中,调谐操作可以在时间上分开(例如,可以在工厂中或在部署或安装时执行调谐至标称,并且在图像获取之前执行调谐至实际),以及/或者可以以紧密的时间连续性执行调谐操作(例如,可以在图像获取之前执行两种调谐操作)。应该进一步理解的是,可以执行一个或另一个调谐操作而不执行另一个。例如,根据一些实施方式,将RF线圈调谐至标称(例如,调谐至期望的 B_0 场强的拉莫尔频率),而不基于所估计和/或测量的MRI系统的操作参数来执行进一步的调谐。类似地,可以将RF线圈调谐至MRI系统的实际操作参数(例如,调谐至由实际 B_0 场引起的实际拉莫尔频率),而不基于接收的拉莫尔频率和/或 B_0 磁场强度的标称值来执行调谐操作,这是因为

各个方面在这个意义上不受限制。

[0087] 由此已经描述了在本公开内容中阐述的技术的若干方面和实施方式,应该理解的是,对本领域的技术人员而言将容易想到各种改变、修改和改进。这样的改变、修改和改进意图落入本文中描述的技术的精神和范围内。例如,本领域技术人员将容易想到用于执行本文中描述的功能和/或获得本文中描述的结果和/或一个或多个优点的各种其他手段和/或结构,并且这样的变型和/或修改中的每一个被认为是在本文中描述的实施方式的范围内。本领域的技术人员将认识到,或者能够使用不超出常规实验的手段来确定本文中所描述的具体实施方式的许多等价方案。因此,应该理解的是,前述的实施方式仅作为示例呈现,并且在所附权利要求及其等价物的范围内,创新的实施方式可以以不同于具体描述的实施方式而被实践。另外,如果本文中描述的两个或更多个特征、系统、物品、材料、套件和/或方法不互相矛盾,则这样的特征、系统、物品、材料、套件和/或方法的任何组合被包括在本公开内容的范围内。

[0088] 上述的实施方式可以以多种方式中的任何一种来实现。本公开内容的涉及处理或方法的执行的一个或多个方面和实施方式可以利用装置(例如,计算机、处理器或其他装置)能够执行的程序指令,以执行或控制处理或方法的执行。例如,控制器可以包括一个或多个计算装置以执行程序指令,以执行本文中描述的任何方法或其部分。在这方面,可以将各种发明构思实现为编码有一个或多个程序的计算机可读存储媒介(或者各种计算机可读存储介质)(例如,计算机存储器、一个或更多软盘、压缩盘、光盘、磁带、闪速存储器、现场可编程门阵列或其他半导体器件中的电路配置、或者其他有形计算机存储媒介),当在一个或多个计算机或其他处理器上执行时,该一个或多个程序执行实现上面描述的各种实施方式中的一个或多个实施方式的方法。计算机可读媒介或介质可以是便携式的,使得存储在其上的一个或多个程序可以加载到一个或多个不同的计算机或其他处理器上,以实现上面描述的各种方面。在一些实施方式中,计算机可读介质可以是非暂态介质。

[0089] 图15中示出了可以用于实现本文中描述的一个或多个技术的计算装置1500的示意性实现。例如,除了其他控制特征,被配置成控制磁共振成像系统的各方面的控制器可以包括被配置成执行本文中描述的自动调谐技术的一个或多个方面的一个或多个计算装置1500。计算装置1500可以包括一个或多个处理器1510和一个或多个非暂态计算机可读存储介质(例如,存储器1520和一个或多个非易失性存储介质1530)。处理器1510可以以任何合适的方式控制向存储器1520和非易失性存储装置1530写入数据,以及从存储器1520和非易失性存储装置1530读取数据,这是因为本文中描述的各个方面在这个意义上不受限制。例如,处理器1510可以是活动追踪装置、移动装置、个人计算装置、游戏装置、客户端装置、服务器装置和/或经由网络可访问的任何计算装置(例如可访问的云)上的处理器。

[0090] 为了执行本文中描述的功能和/或技术,处理器1510可以执行在一个或多个计算机可读存储介质(例如,存储器1520、存储介质等)中存储的一个或多个指令,该一个或多个计算机可读存储介质可以用作为存储由处理器1510执行的指令的非暂态计算机可读存储介质。计算机装置1500还可以包括用于路由数据、执行计算、执行I/O功能等所需的任何其他处理器、控制器或控制单元。例如,计算装置1500可以包括任何数量和类型的用于接收数据的输入功能,并且/或者可以包括任何数量和类型的用于提供数据的输出功能,并且可以包括用于执行I/O功能的控制设备。

[0091] 结合执行本文中描述的技术,可以将被配置成接收信息、处理信息或以其他方式执行本文中描述的功能的一个或多个程序存储在计算装置1500的一个或多个计算机可读存储介质上。特别地,本文中描述的一些技术可以被实现为在一个或多个计算机可读存储介质上存储的指令。处理器1510可以执行这样的程序中的任何一个或组合,这样的程序通过被本地地存储在计算机装置1500上而能够被处理器访问,或者能够通过网络来访问。本文中描述的任何其他软件、程序或指令也可以由计算装置1500存储和执行。如上所讨论的,计算装置1500可以代表控制器上的计算装置,作为控制台的一部分,作为网络计算机系统的一部分,等等。计算装置1500可以被实现为独立计算机、服务器、分布式计算系统的一部分,并且可以连接至网络,并能够通过网络访问资源以及/或者与连接至网络的一个或多个其他计算机通信。

[0092] 本文中在一般意义上使用术语“程序”或“软件”来指代可以用于对计算机或其他处理器进行编程以实现如上所述的实施方式的各方面的任何类型的计算机代码或处理器可执行指令集。另外,应该理解的是,根据一个方面,在被执行时执行本文中提供的公开内容的方法的一个或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不同计算机或处理器之间,以实现本文中提供的公开内容的各方面。

[0093] 处理器可执行指令可以是由一个或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,程序模块的功能可以根据需要在各种实施方式中组合或分布。

[0094] 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。为了说明的简化,可以将数据结构示出为具有字段,所述字段通过数据结构中的位置而相关。这样的关系同样可以通过为以下字段分配存储来实现:所述字段具有传达出字段之间关系的、在计算机可读介质中的位置。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,包括通过使用指针、标签或建立数据元素之间关系的其他机制。

[0095] 当以软件实现时,软件代码可以在任何合适的处理器或处理器集合上执行,无论是在单个计算机中提供还是在多个计算机之间分布。

[0096] 此外,应该理解的是,计算机可以体现为许多形式中的任何形式,作为非限制性示例,例如机架式安装的计算机、台式计算机、膝上型计算机或平板计算机。另外,计算机可以被嵌入在通常不被认为是计算机但具有合适的处理能力的装置中,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的电子装置。

[0097] 此外,计算机可以具有一个或多个输入和输出装置。除其他之外,这些装置可以用于呈现用户界面。能够用于提供用户界面的输出装置的示例包括用于输出的视觉呈现的打印机或显示屏,以及用于输出的听觉呈现的扬声器或其他声音生成装置。能够用于用户界面的输入装置的示例包括键盘和指示装置,例如鼠标、触摸板和数字化平板。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。

[0098] 这样的计算机可以通过一个或多个网络以合适的形式相互连接,该一个或多个网络包括局域网或广域网,例如企业网络,以及智能网络(IN)或因特网。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操作,并且可以包括无线网络、有线网络或光纤网络。

[0099] 此外,如所描述的,一些方面可以被体现为一个或多个方法。作为方法的一部分而

执行的动作可以以任何合适的方式排序。因此,可以构造以与示出的顺序不同的顺序来执行动作的实施方式,其可以包括同时执行一些动作,即使这些动作在图示性的实施方式中被示出为顺序动作。

[0100] 本文中限定和使用的所有定义应该被理解为掌控字典定义、通过引用而并入的文献中的定义、和/或所定义的术语的普通含义。

[0101] 除非明确相反指出,否则在本说明书和权利要求书中使用的不定冠词“一”和“一个”应该被理解为表示“至少一个”。

[0102] 在本说明书和权利要求中使用的短语“和/或”应该被理解为表示如此结合的元素(即,在一些情况下结合存在而在其他情况下分离存在的元素)中的“任一个或者两者”。以“和/或”列出的多个元素应该以相同的方式来解释,即,如此结合的元素中的“一个或多个”。除了由“和/或”子句具体标识的元素之外,可以可选地存在其他元素,不论其与具体标识的元素有关还是无关。因此,作为非限制性示例,在与诸如“包含”的开放式语言结合使用时,对“A和/或B”的引用可以在一个实施方式中仅指代A(可选地包括除了B之外的元素),在另一实施方式中仅指代B(可选地包括除了A之外的元素),在又一实施方式中,指代A和B两者(可选地包括其他元素)等。

[0103] 如在本说明书和本权利要求书中使用的,关于一个或多个元素的列表,短语“至少一个”应该被理解为表示从元素列表中的任何一个或多个元素中选择的至少一个元素,而未必包括元素列表内具体列出的每个元素中的至少一个,并且不排除元素列表中的元素的任何组合。该定义还允许除了在短语“至少一个”所涉及的元素列表中具体标识的元素之外,元素可以可选地存在,不论该元素与具体标识的元素有关还是无关。因此,作为非限制性示例,“A和B中的至少一个”(或者相当于“A或B中的至少一个”,或者相当于“A和/或B中的至少一个”)可以在一个实施方式中指代至少一个(可选地包括多于一个)A,而不存在B(并且可选地包括除了B之外的元素);在另一实施方式中指代至少一个(可选地包括多于一个)B,而不存在A(并且可选地包括除了A之外的元素);在又一实施方式中指代至少一个(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素);等等。

[0104] 而且,本文中使用的词组和术语是出于描述的目的,而不应该被视为限制。本文中“包括”、“包含”或“具有”、“含有”、“涉及”及其变型的使用意味着包含之后列出的项目及其等同物,以及另外的项目。

[0105] 在权利要求书以及上面的说明书中,所有连接词例如“包含”、“包括”、“载有”、“具有”、“含有”、“涉及”、“持有”、“由……构成”等被理解为开放式的,即表示包括但不限于。只有连接词“由…组成”和“基本上由……组成”应分别是封闭或半封闭的连接词。

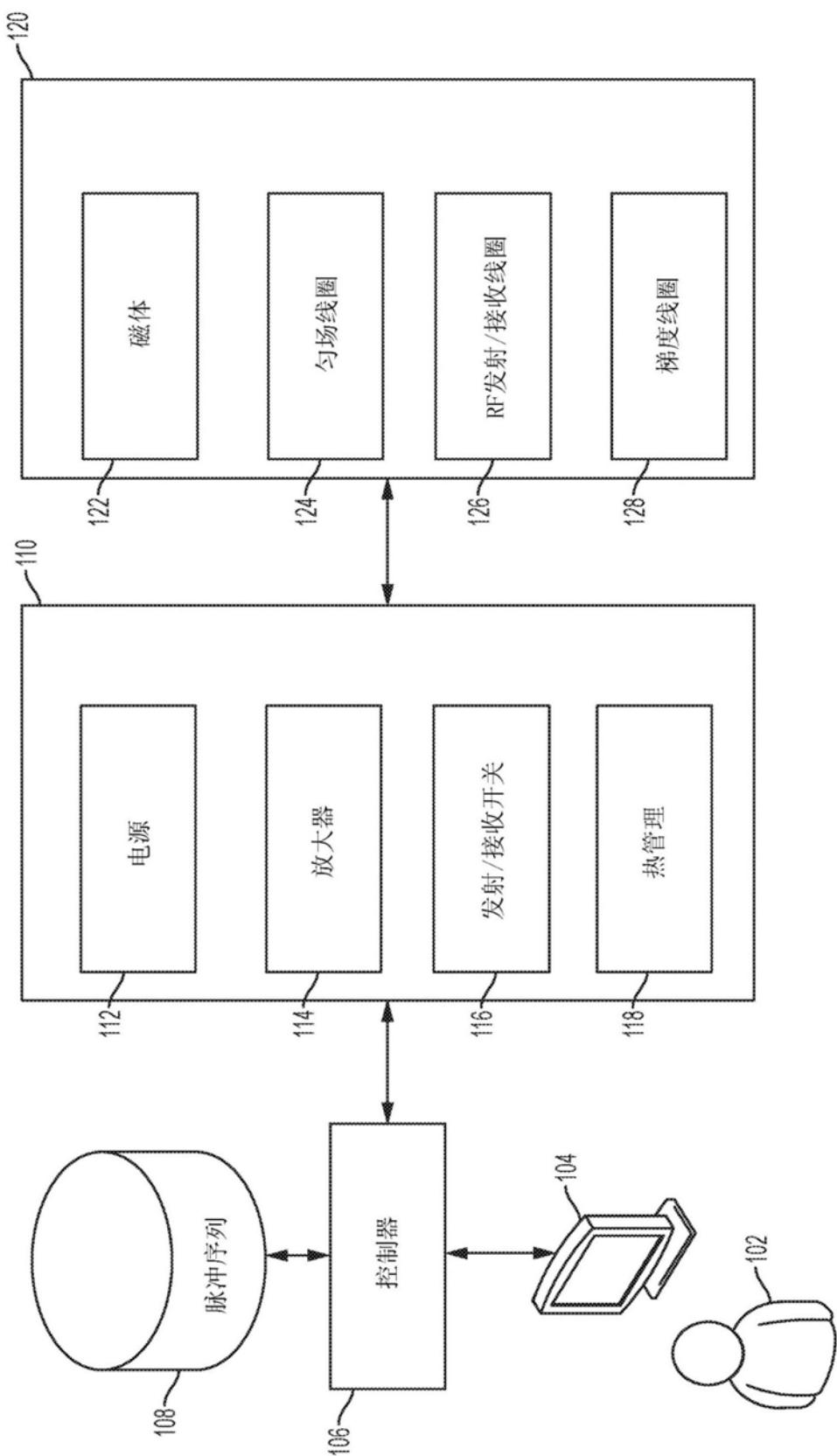


图1

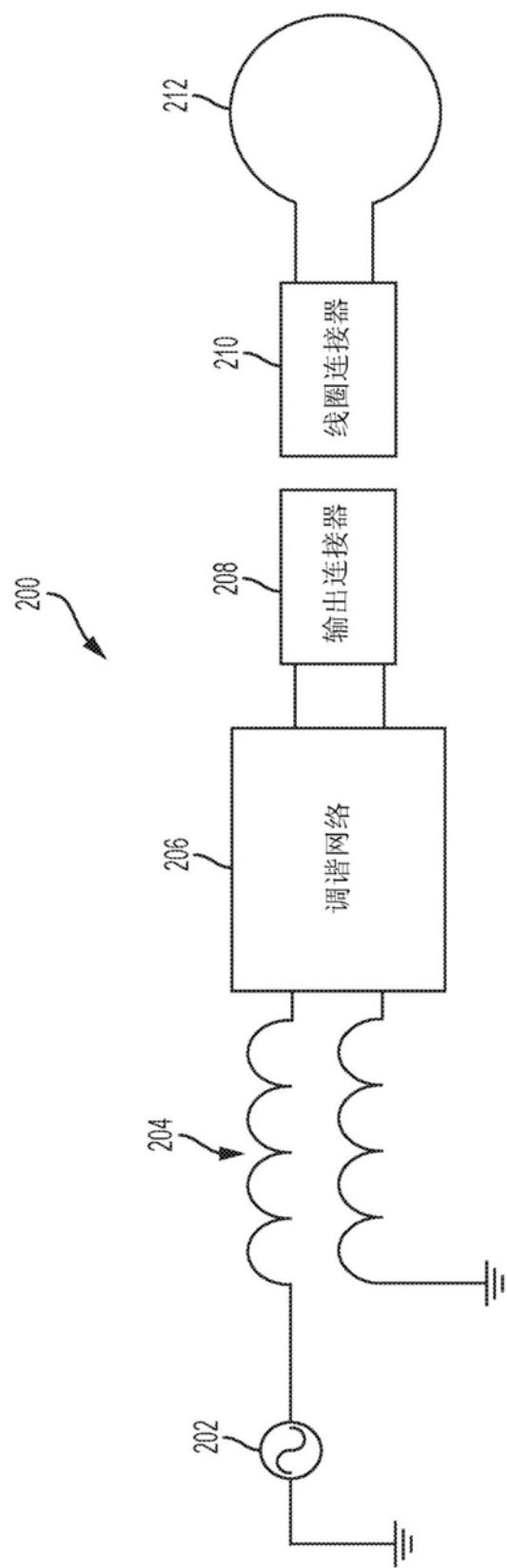


图2

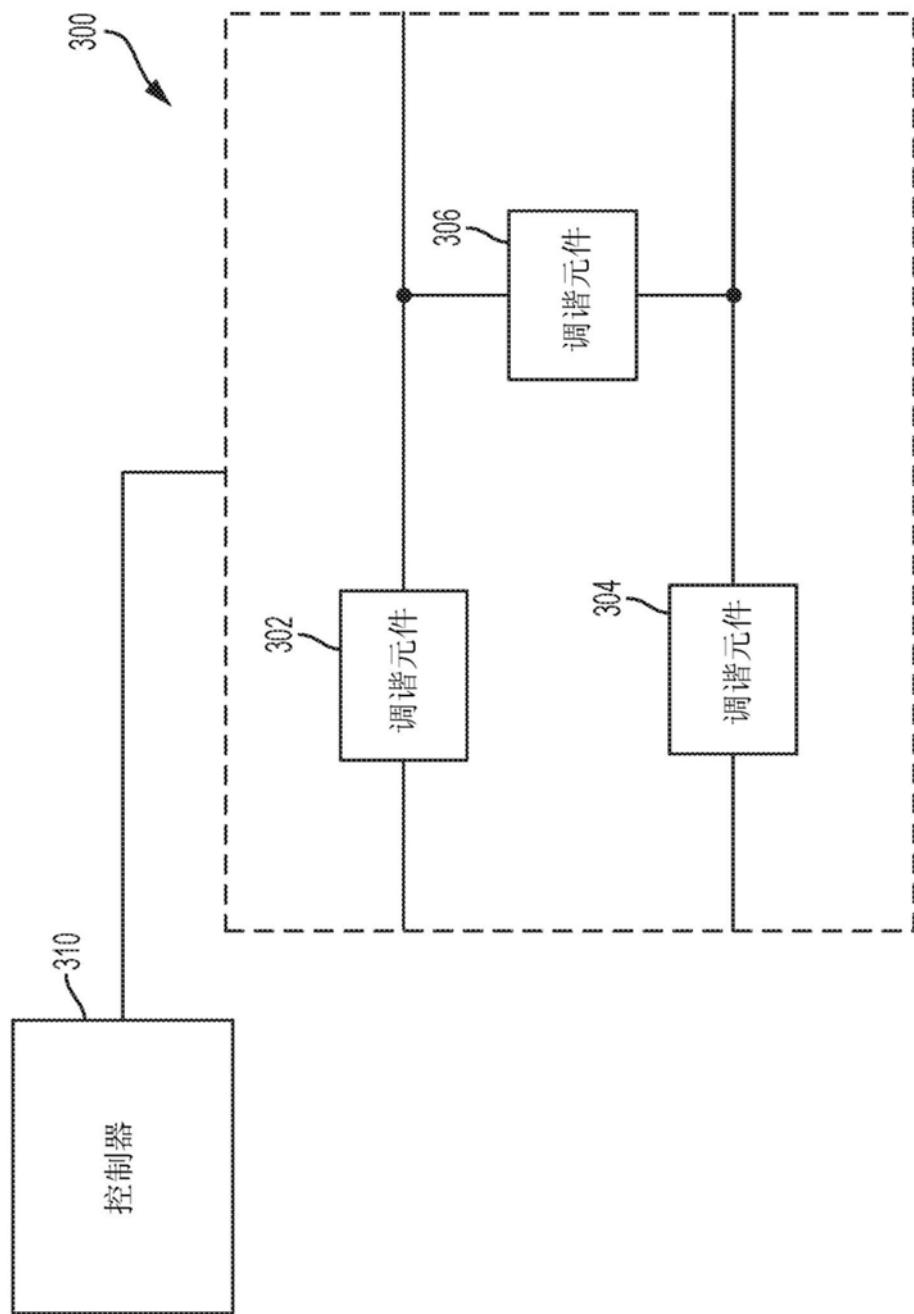


图3

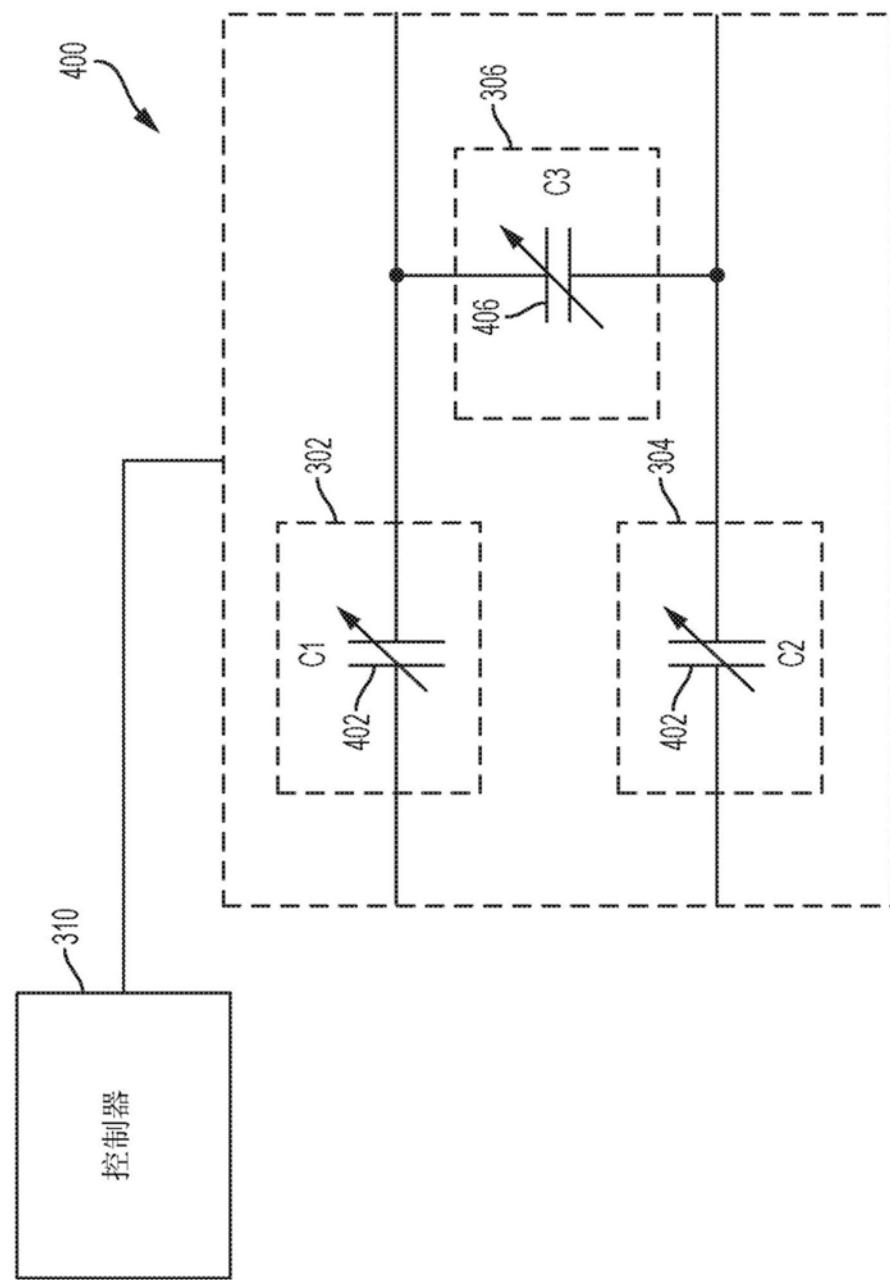


图4

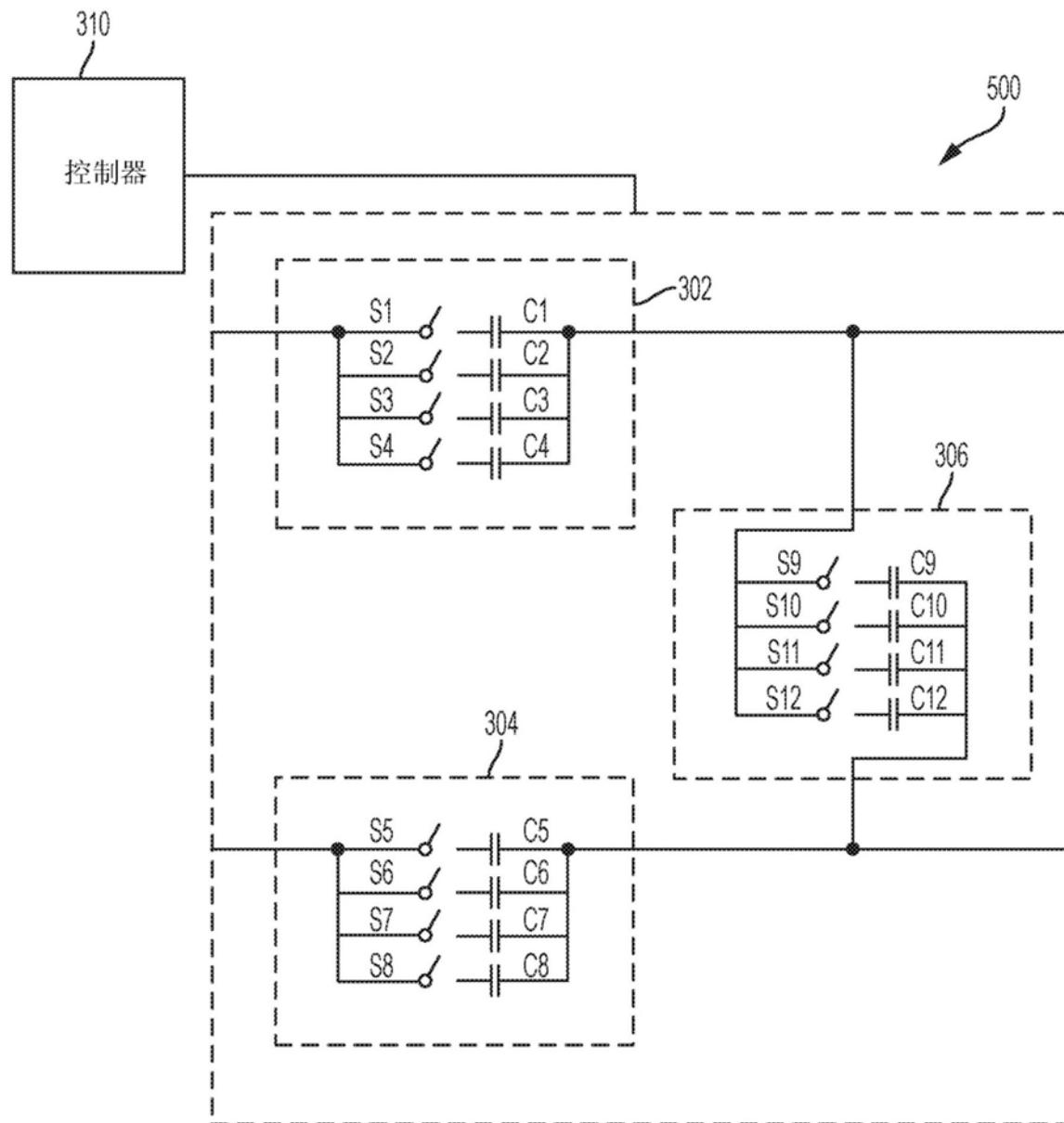


图5

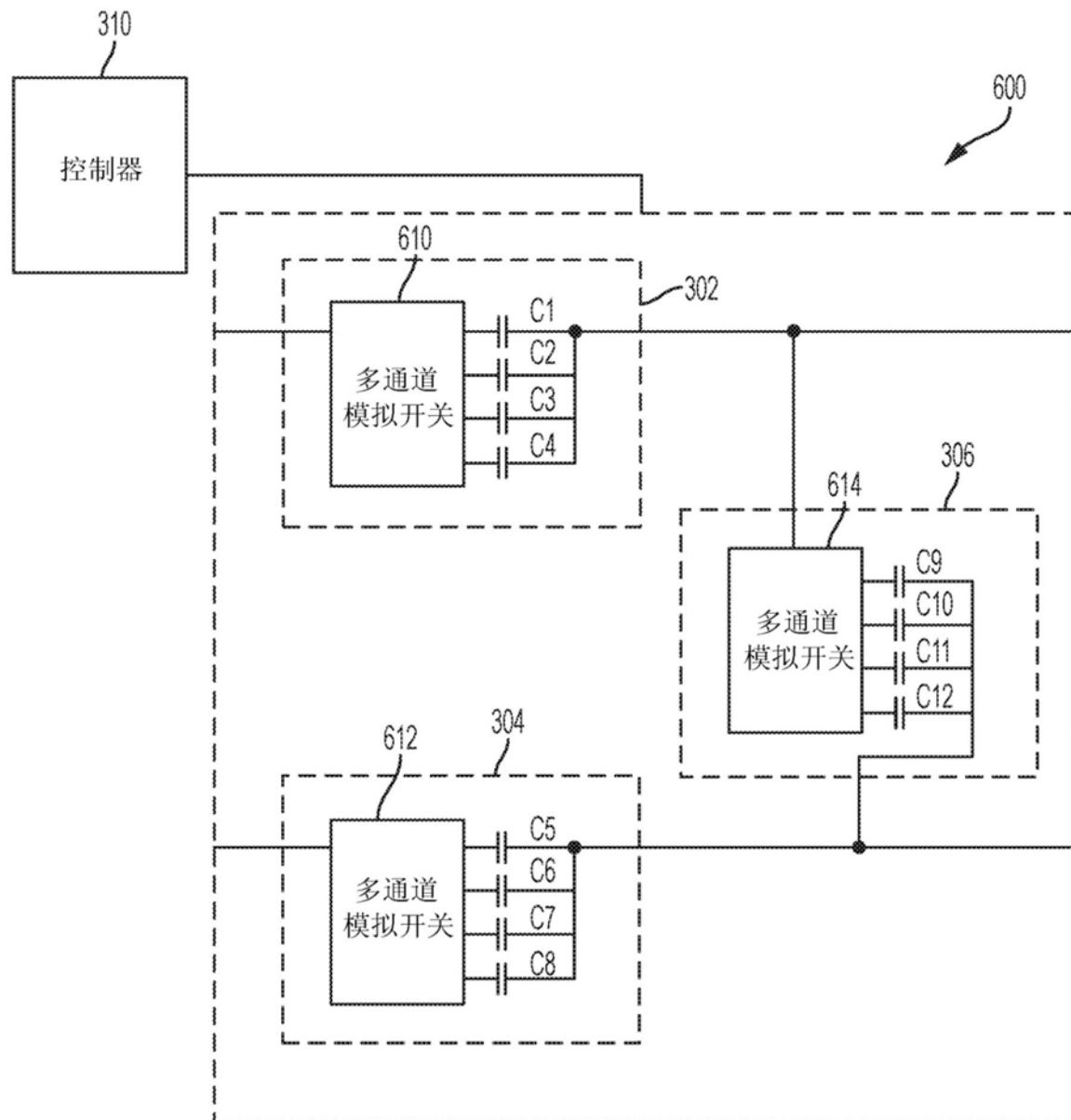


图6

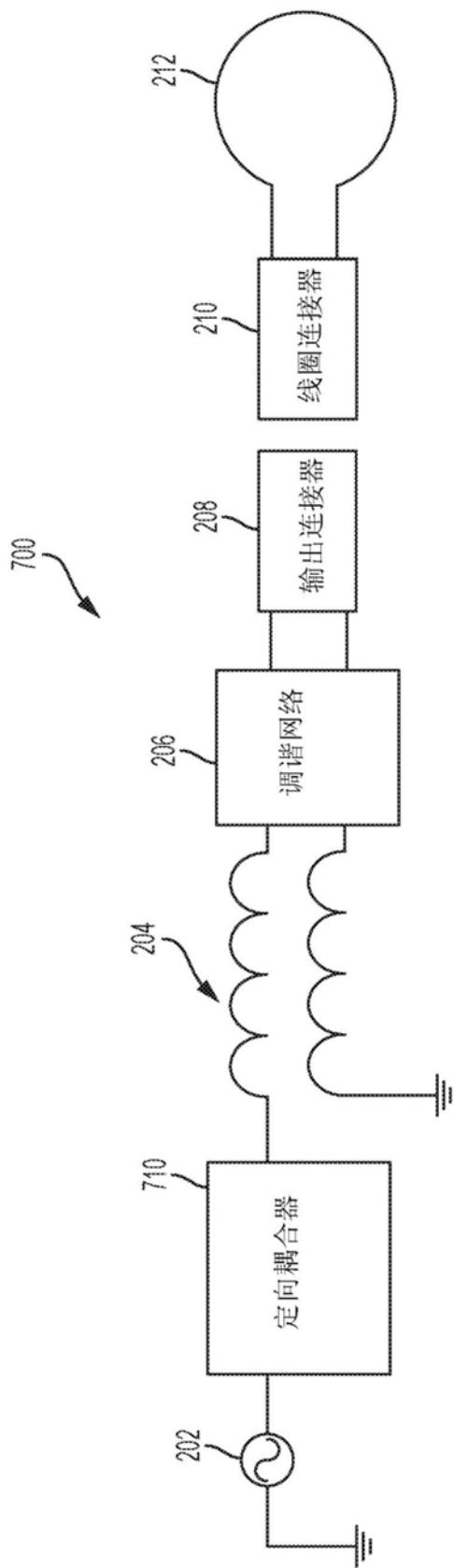


图7

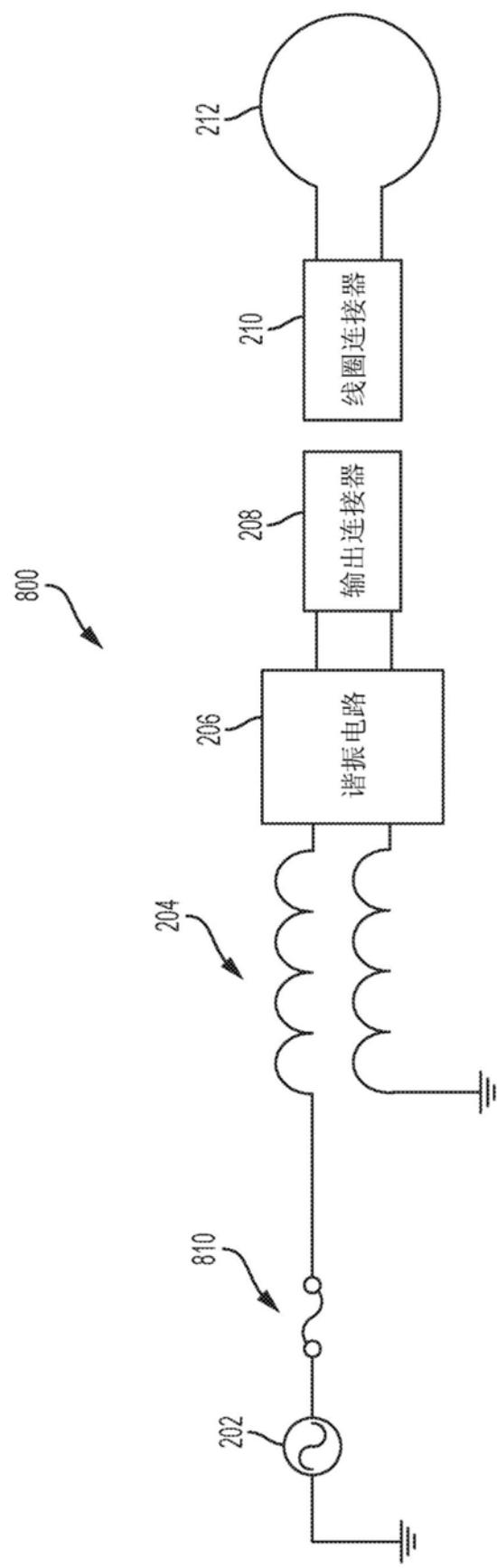


图8

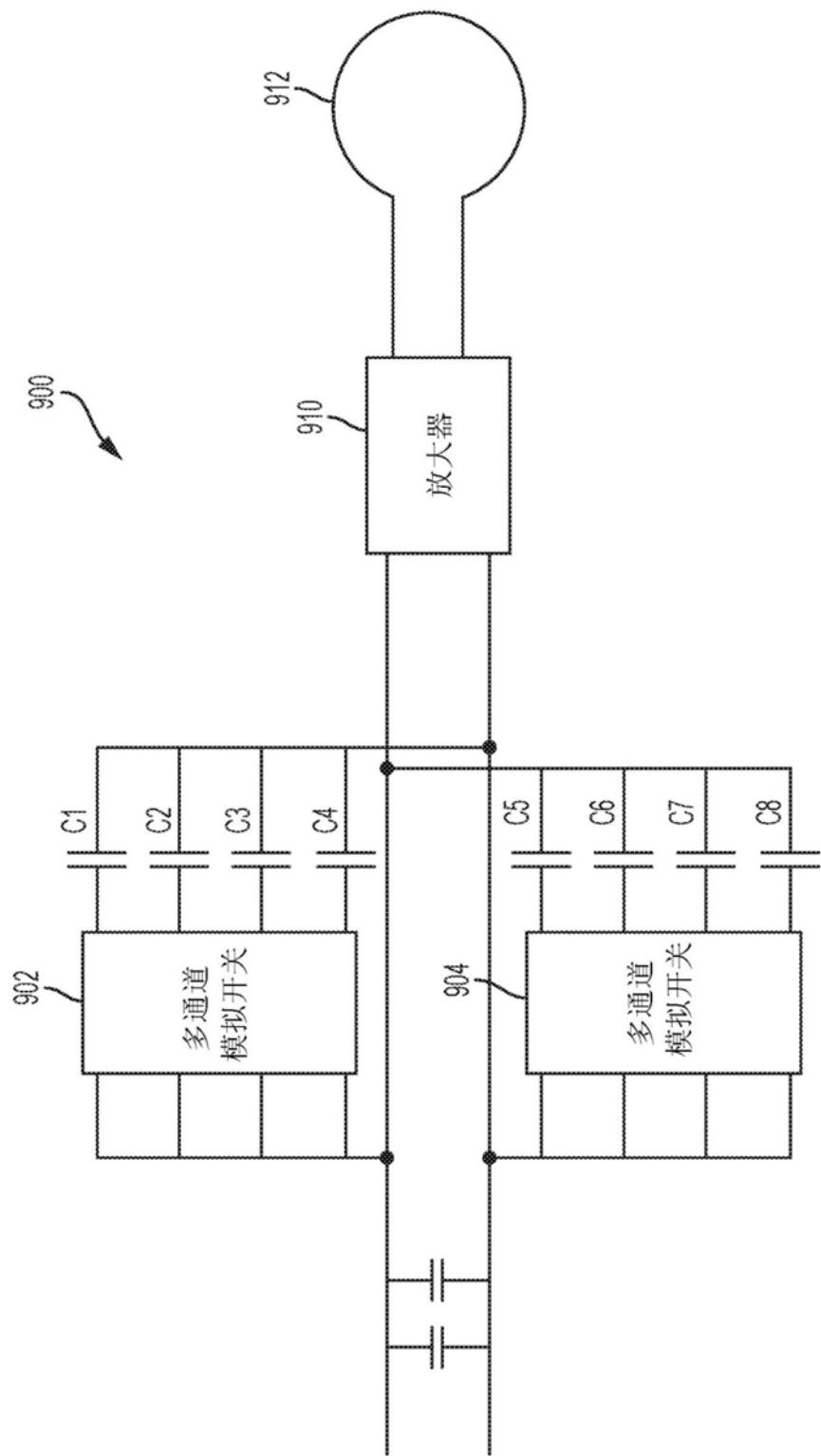


图9

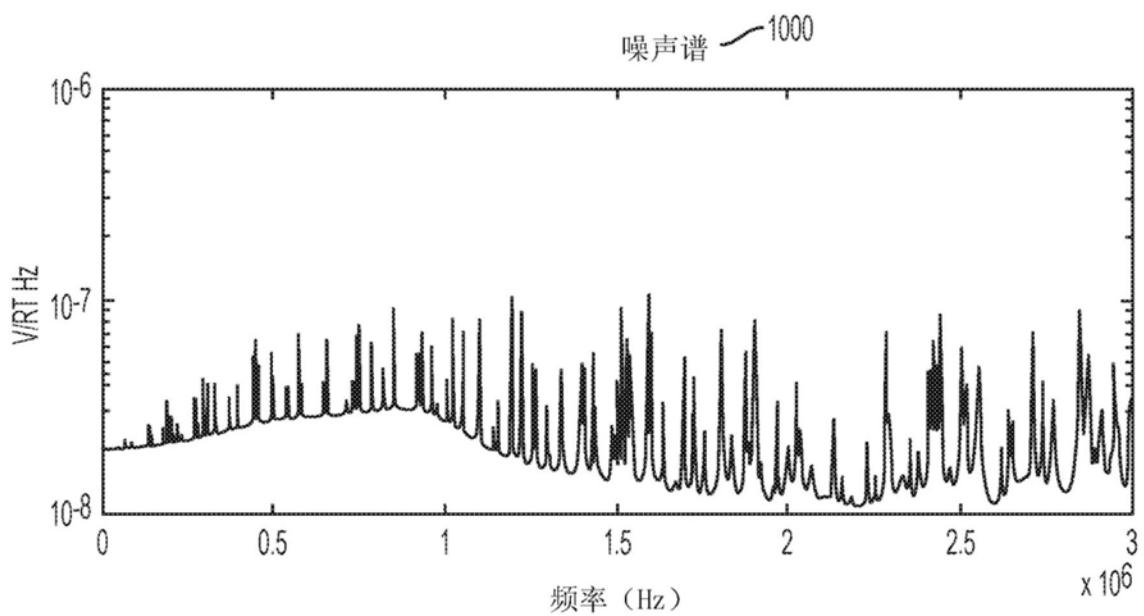


图10A

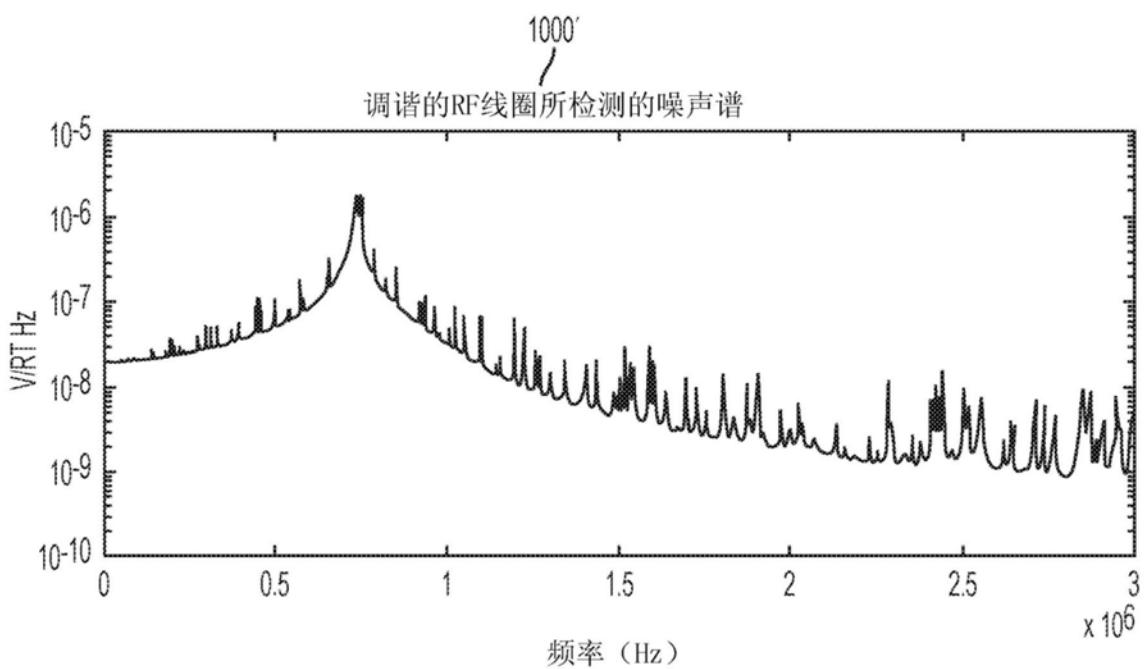


图10B

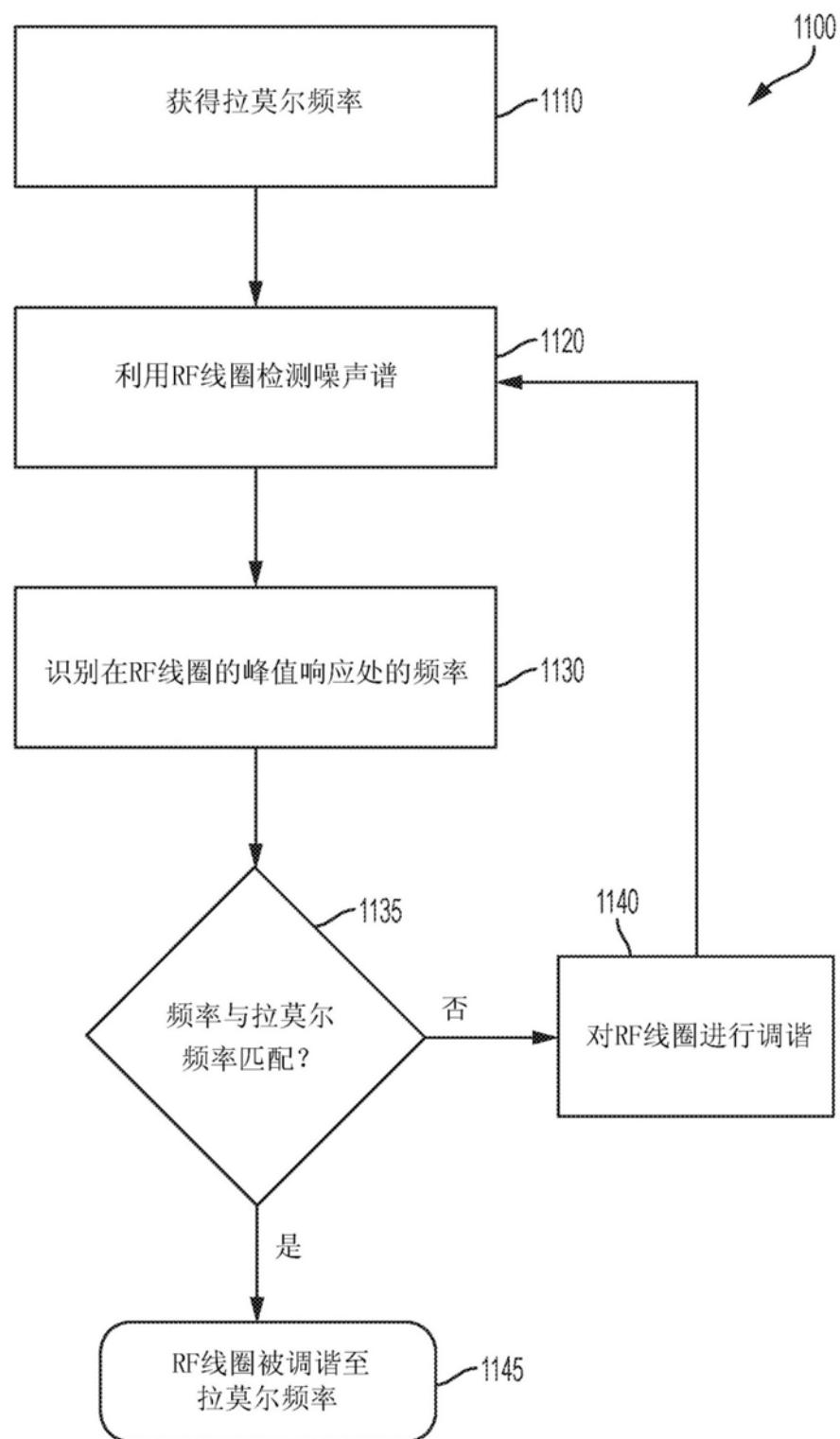


图11

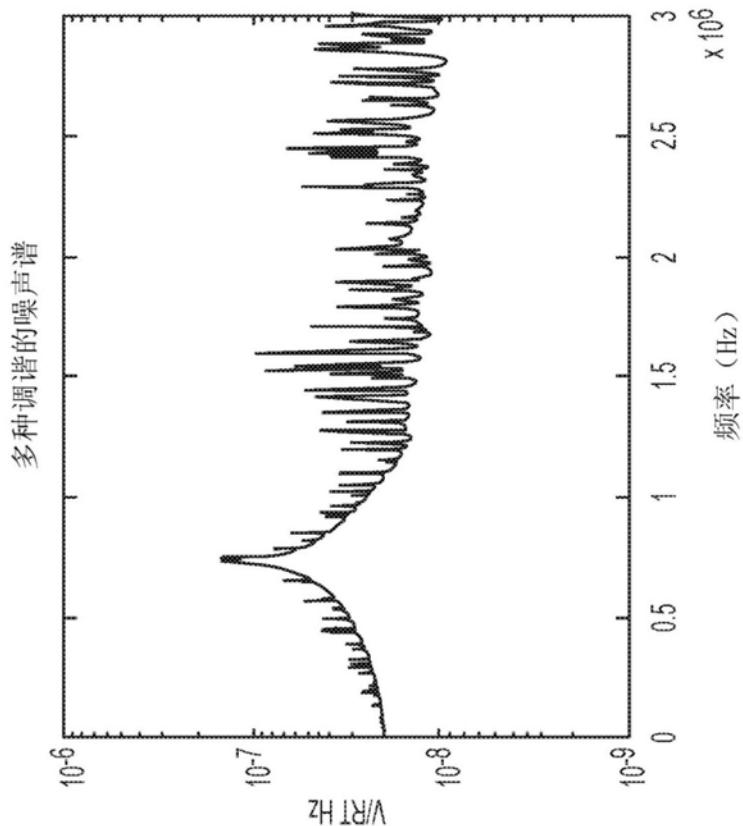


图12A

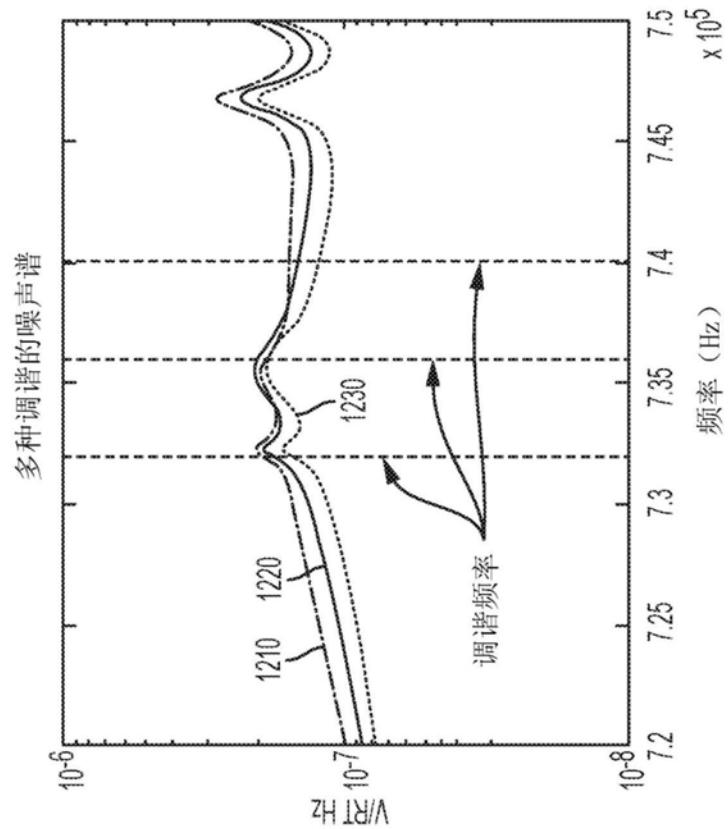


图12B

使用不同调谐的噪声谱的比率

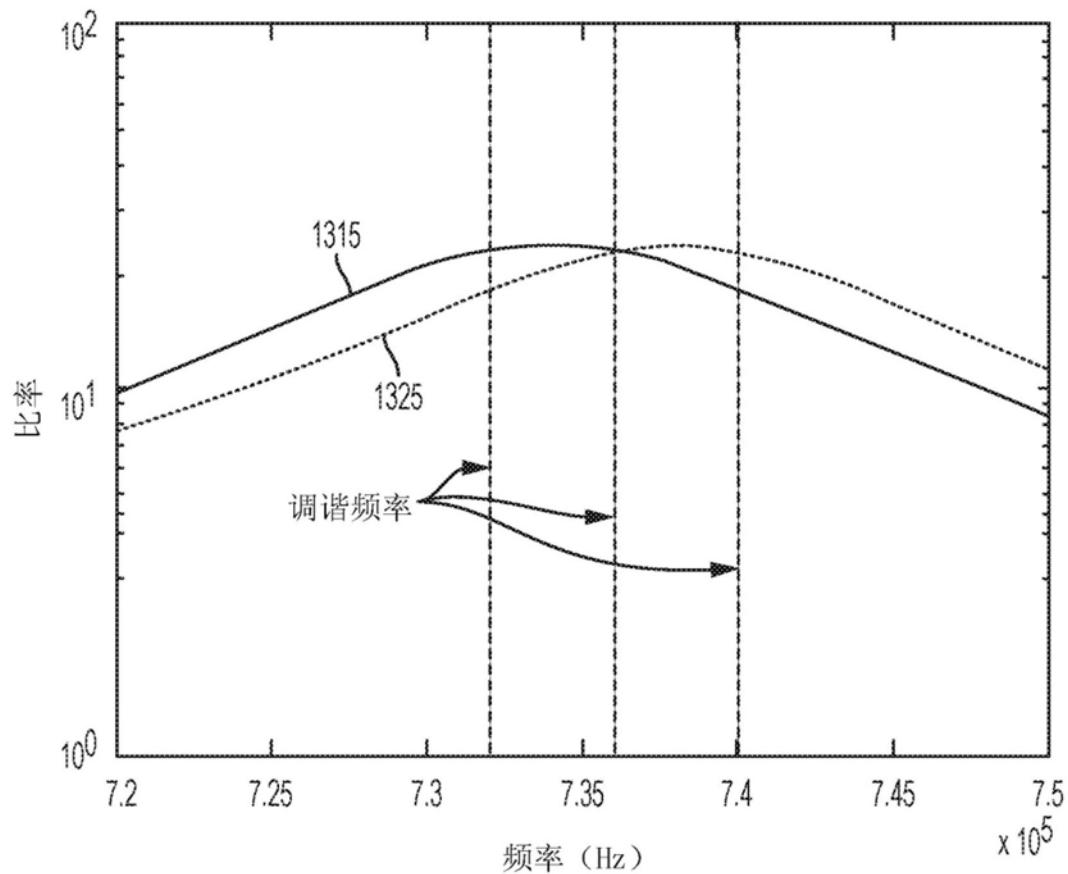


图13

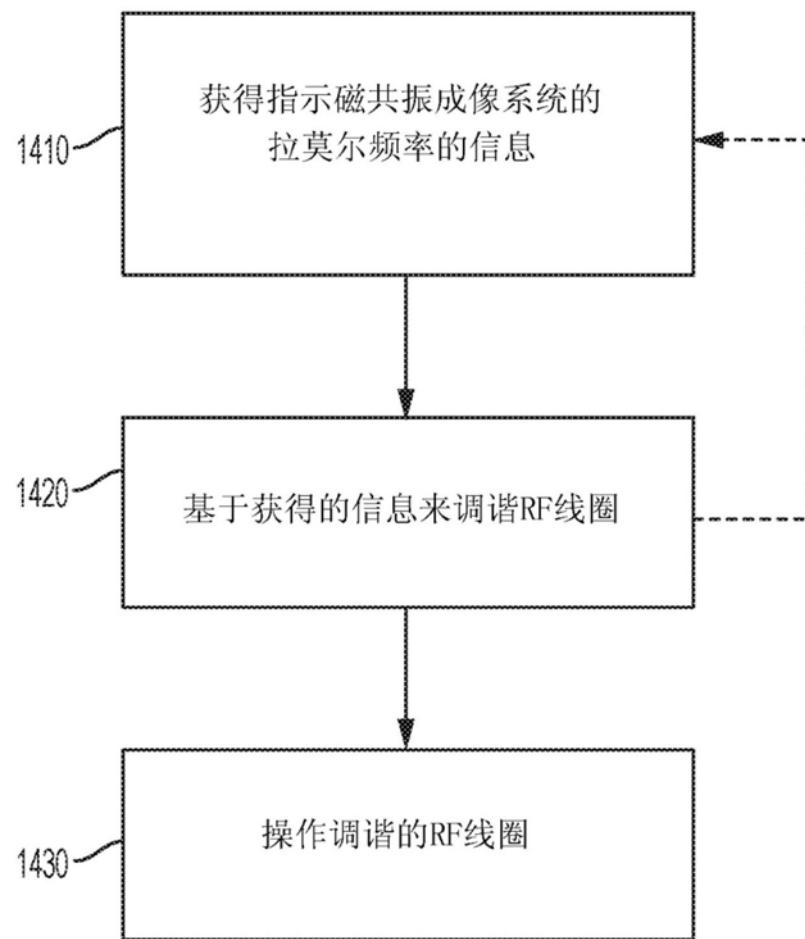


图14

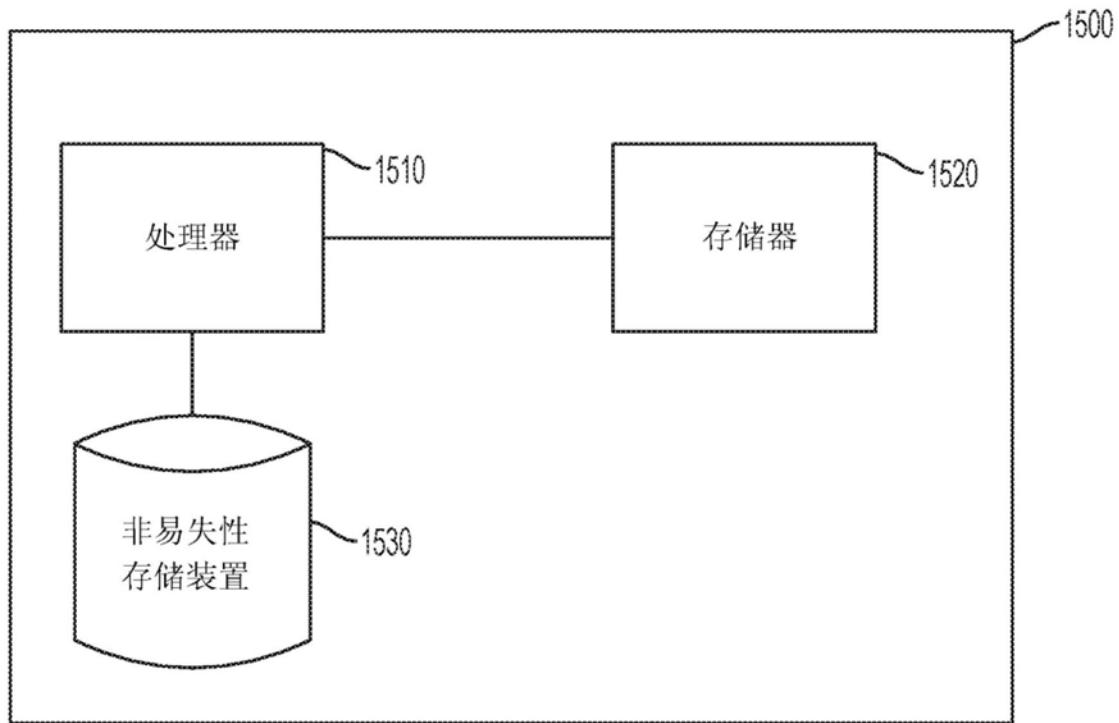


图15