



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105078451 B

(45)授权公告日 2018.05.15

(21)申请号 201510232683.8

(22)申请日 2015.05.08

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105078451 A

(43)申请公布日 2015.11.25

(30)优先权数据

14168213.8 2014.05.14 EP

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 I·施马勒 B·格莱希

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.

A61B 5/05(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 102256543 A,2011.11.23,

CN 102427762 A,2012.04.25,

WO 2014071196 A1,2014.05.08,

WO 2013080145 A1,2013.06.06,

审查员 王金晶

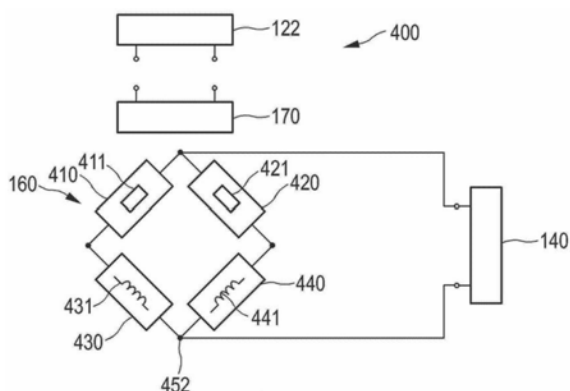
权利要求书3页 说明书14页 附图9页

(54)发明名称

包括桥接单元的用于影响和/或检测磁性粒子的装置和方法

(57)摘要

本发明涉及一种用于影响和/或检测在视场(28)中的磁性粒子的装置和方法。所述装置包括用于生成选择磁场(50)的选择模块以及驱动和接收模块,所述驱动和接收模块包括用于改变视场(28)中的两个子区(52、54)的空间位置并且用于采集检测信号的一个或多个组合的驱动场和选择线圈(441)。在驱动场信号发生器单元(122)与信号接收单元(140)之间提供包括电感或电容耦合元件(411、421)的平衡桥接单元(160)作为用于减少谐波背景的轻质、廉价且能容易实施的解决方案。



1. 一种用于影响和/或检测视场(28)中的磁性粒子的装置,所述装置包括:

-选择场信号发生器单元(110)和选择场元件(116),其用于生成选择磁场(50),所述选择磁场在其磁场强度的空间中具有图样,使得在所述视场(28)中形成具有低磁场强度的第一子区(52)和具有更高磁场强度的第二子区,其中,在所述第一子区所述磁性粒子的磁化不饱和,在所述第二子区所述磁性粒子的磁化饱和,

-驱动场信号发生器单元(122)、信号接收单元(140)和驱动接收线圈(441),所述驱动接收线圈被配置用于借助于驱动磁场来改变所述视场(28)中的所述两个子区(52、54)的空间位置使得磁性材料的磁化局部地改变,并且用于采集检测信号,所述检测信号取决于所述视场(28)中的磁化,所述磁化受所述第一子区(52)和所述第二子区(54)的所述空间位置的变化影响,

-桥接单元(160),其被耦合在所述驱动场信号发生器单元(122)与所述信号接收单元(140)之间,所述桥接单元(160)包括

-第一桥接子单元(410),其包括第一电感或电容耦合元件(411),

-第二桥接子单元(420),其包括第二电感或电容耦合元件(421),

-第三桥接子单元(430),其与所述第一桥接子单元串联耦合,所述第三桥接子单元包括测量电感器(431),以及

-第四桥接子单元(440),其与所述第二桥接子单元串联耦合,所述第四桥接子单元包括所述驱动接收线圈(441),以及

-耦合单元(170),其被耦合在所述驱动场信号发生器单元(122)与所述桥接单元(160)之间以用于耦合到所述桥接单元(160)中,

其中,所述信号接收单元(140)被耦合到第一输出终端(451)和第二输出终端(452),其中,所述第一输出终端(451)被布置在所述第一桥接子单元(410)与所述第二桥接子单元(420)之间,所述第二输出终端(452)被布置在所述第三桥接子单元(430)与所述第四桥接子单元(440)之间。

2. 根据权利要求1所述的装置,

其中,所述耦合单元被配置用于电感耦合并且包括初级耦合电感器(171),其中,所述第一桥接子单元(410)包括第一次级耦合电感器(411),并且所述第二桥接子单元(420)包括第二次级耦合电感器(421)。

3. 根据权利要求1所述的装置,

其中,所述耦合单元被配置用于电容耦合并且包括直通连接(172),所述直通连接用于将所述驱动场信号发生器单元(122)与第一输入终端(453)和第二输入终端(454)连接,其中,所述第一输入终端被布置在所述第一桥接子单元与所述第三桥接子单元之间,所述第二输入终端被布置在所述第二桥接子单元与所述第四桥接子单元之间。

4. 根据权利要求1所述的装置,

其中,所述耦合单元(170)和/或所述桥接单元(160)被配置为获得 $U_1/U_2 = Z_1/Z_2$,其中, U_1 是感应到所述第一电感或电容耦合元件(411)中的电压, U_2 是感应到所述第二电感或电容耦合元件(421)中的电压, Z_1 是所述第一桥接子单元(410)与所述第三桥接子单元(430)的串联连接的阻抗,并且 Z_2 是所述第二桥接子单元(420)与所述第四桥接子单元(440)的串联连接的阻抗。

5. 根据权利要求4所述的装置,

其中,所述耦合单元(170)和/或所述桥接单元(160)被配置为获得 $U_1=U_2$ 和 $Z_1=Z_2$ 。

6. 根据权利要求4或5所述的装置,

其中,选择所述第一电感或电容耦合元件(411)和/或所述第二电感或电容耦合元件(421)的值以获得 $U_1/U_2=Z_1/Z_2$ 。

7. 根据权利要求6所述的装置,

其中,选择所述第一电感或电容耦合元件(411)和/或所述第二电感或电容耦合元件(421)的值以获得 $U_1=U_2$ 和 $Z_1=Z_2$ 。

8. 根据权利要求2所述的装置,

其中,耦合单元(170)被配置为机械地改变或设置具有所述第一级耦合电感器(412)和/或所述第二级耦合电感器(422)的所述初级耦合电感器(171)的耦合率。

9. 根据权利要求1所述的装置,

其中,所述第三桥接子单元(430)和/或所述第四桥接子单元(440)包括分别串联到所述测量电感器(431)和所述驱动接收线圈(441)的一个或多个桥接电容器(432、433、442、443)。

10. 根据权利要求2所述的装置,

其中,所述第三桥接子单元(430)包括被串联耦合到所述测量电感器(431)的第三级耦合电感器(434),所述第四桥接子单元(440)包括被串联耦合到所述驱动接收线圈(441)的第四级耦合电感器(444),并且所述耦合单元(170)包括第一耦合子单元(170')和第二耦合子单元(170''),其中,所述第一耦合子单元(170')用于与所述第一级耦合电感器(412)和所述第二级耦合电感器(422)耦合,并且所述第二耦合子单元(170'')用于与所述第三级耦合电感器和所述第四级耦合电感器耦合。

11. 根据权利要求2所述的装置,

其中,所述初级耦合电感器(171)包括单独地耦合到所述第一级耦合电感器(412)和所述第二级耦合电感器(422)的两个初级耦合电感器(171a、171b),其中,所述两个初级耦合电感器被串联或并联耦合。

12. 根据权利要求3所述的装置,

其中,所述第一桥接子单元(410)包括电容器(413),并且所述第二桥接子单元(420)包括电容器(423)。

13. 根据权利要求1所述的装置,

其中,所述第一桥接子单元(410)与所述第三桥接子单元(430)的串联连接和/或所述第二桥接子单元(420)与所述第四桥接子单元(440)的串联连接被配置为与所述驱动磁场的驱动场频率谐振。

14. 一种用于检测视场(28)中的磁性粒子的方法,所述方法包括以下步骤:

-生成选择磁场(50),所述选择磁场在其磁场强度的空间中具有图样,使得在所述视场(28)中形成具有低磁场强度的第一子区(52)和具有更高磁场强度的第二子区,其中,在所述第一子区所述磁性粒子的磁化不饱和,在所述第二子区所述磁性粒子的磁化饱和,

-借助于驱动磁场来改变所述视场(28)中的所述两个子区(52、54)的空间位置,使得磁性材料的磁化借助于一个或多个驱动接收线圈(441)局部地改变,

-借助于至少一个驱动接收线圈(441)来采集检测信号,所述检测信号取决于所述视场(28)中的磁化,所述磁化受所述第一子区(52)和所述第二子区(54)的所述空间位置的变化影响,

-将能量耦合到桥接单元(160)中,所述桥接单元被耦合在所述驱动场信号发生器单元(122)与所述信号接收单元(140)之间,所述桥接单元(160)包括

-第一桥接子单元(410),其包括第一电感或电容耦合元件(411),

-第二桥接子单元(420),其包括第二电感或电容耦合元件(421),

-第三桥接子单元(430),其与所述第一桥接子单元串联耦合,所述第三桥接子单元包括测量电感器(431),以及

-第四桥接子单元(440),其与所述第二桥接子单元串联耦合,所述第四桥接子单元包括所述驱动接收线圈(441),以及

-通过信号接收单元(140)来获得所述检测信号,所述信号接收单元被耦合到第一输出终端(451)和第二输出终端(452),其中,所述第一输出终端被布置在所述第一桥接子单元与所述第二桥接子单元之间,所述第二输出终端被布置在所述第三桥接子单元与所述第四桥接子单元之间。

15.一种计算机可读介质,其上存储有计算机程序,所述计算机程序能由处理器运行以执行根据权利要求14所述的方法的步骤。

包括桥接单元的用于影响和/或检测磁性粒子的装置和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于影响和/或检测在视场中的磁性粒子的装置和方法。另外,本发明涉及用于在计算机上实施所述方法和用于控制这样的装置的计算机程序。本发明具体涉及磁性粒子成像领域。

背景技术

[0002] 磁性粒子成像(MPI)是新兴医学成像模态。MPI的第一版本是二维的,因为它们产生二维图像。更新的版本是三维的(3D)。能够通过将3D图像的时间序列组合成电影来创建非静态对象的四维图像,只要在针对单幅3D图像的数据采集期间对象没有明显变化。

[0003] MPI是重建成像方法,例如计算机断层摄影(CT)或磁共振成像(MRI)。因此,在两个步骤中生成对象的感兴趣的体积的MP图像。使用MPI扫描器来执行第一步骤,第一步骤被称为数据采集。MPI扫描器具有生成称为“选择场”的静态梯度磁场的模块,所述静态梯度磁场在扫描器的等深点处具有(单个或多个)无场点(FFP)或无场线(FFL)。此外,由具有低磁场强度的第一子区包围该FFP(或FFL;在下文中提到的“FFP”一般应当被理解为意指FFP或FFL),第一子区继而由具有更高磁场强度的第二子区包围。另外,扫描器具有生成时间相关的、空间近均匀的磁场的模块。实际上,该场通过叠加称为“驱动场”的具有小振幅的快速变化场以及称为“聚焦场”的具有大振幅的缓慢变化场来获得。通过将时间相关的驱动和聚焦场添加到静态选择场,FFP可以沿着预定FFP轨迹移动通过包围等深点的“扫描体积”。扫描器也具有一个或多个,例如,三个接收线圈的布置,并且能够记录在这些线圈中感应的任何电压。对于数据采集,要被成像的对象被放置在扫描器中,使得由扫描器的视场包围对象的感兴趣体积,对象的感兴趣体积是扫描体积的子集。

[0004] 对象必须含有磁性纳米粒子或其他磁性非线性材料;如果对象是动物或患者,在扫描之前将含有这些粒子的示踪物施予到动物或患者。在数据采集期间,MPI扫描器沿着特意选择的轨迹移动FFP,所述特意选择的轨迹描绘出/覆盖扫描体积或至少视场。对象内的磁性纳米粒子经历变化的磁场并且通过改变其磁化作出响应。纳米粒子的变化的磁化在接收线圈中的每个中感应时间相关的电压。在与接收线圈相关联的接收器中对该电压进行采样。通过接收器输出的样本被记录并且构成采集数据。控制数据采集细节的参数构成“扫描协议”。

[0005] 在被称为图像重建的图像生成的第二步骤中,根据在第一步骤中采集的数据来计算或重建图像。图像是表示对视场中的磁性纳米粒子的位置相关的浓度的采样近似的数据的离散3D阵列。一般通过计算机来执行重建,所述计算机运行适当的计算机程序。计算机和计算机程序实现重建算法。重建算法是基于数据采集的数学模型的。正如所有重建成像方法,该模型能够被公式化为作用于采集数据的积分算子;重建算法试图尽可能地撤销模型的动作。

[0006] 这样的MPI装置和方法具有它们能够被用于以非破坏性的方式来检查任意检查对象,例如人体并且具有高空间分辨率的优点,两者靠近表面并且远离检查对象的表面。在DE

10151778A1和在Gleich,B.和Weizenecker,J.的“Tomographic imaging using the nonlinear response of magnetic particles”(Nature,第435卷,第1214至1217页,2005年)中公知并且已经首次描述了这样的装置和方法,其中,也一般地描述了重建原理。在该出版物中描述的用于磁性粒子成像(MPI)的装置和方法利用小磁性粒子的非线性磁化曲线的优点。

[0007] MPI是基于对如由经受外部正弦磁场激励的磁性(纳米)粒子生成的谐波的检测的。与MR相反,激励和接收同时发生并且在频域中被单独分离。传统上,通过陷波滤波器(LC谐振器)来实现分离。由于最靠近患者的线圈的更高敏感度,在患者周围很近的空间上在驱动(Tx-)线圈和接收(Rx-)线圈之间具有“竞争”。另外,在磁场发生器之内,各种不期望的信号限制了设置的最终敏感度。

发明内容

[0008] 本发明的目的是提供一种用于影响和/或检测视场中的磁性粒子的装置和方法,其在不减少视场的尺寸,尤其是患者能够被放置到其中的装置的膛的膛尺寸的情况下实现谐波背景减少。另外,甚至当没有将纳米粒子插入到所述装置中时,检测到用于减少“谐波背景”,即检测到的谐波的“地面”的轻质、廉价且能容易实施的解决方案。

[0009] 在本发明的第一方面中,提出了一种用于影响和/或检测视场中的磁性粒子的装置,所述装置包括:

[0010] -选择场信号发生器单元和选择场元件,其用于生成选择磁场,所述选择磁场在其磁场强度的空间中具有图样,使得在所述视场中形成具有低磁场强度的第一子区和具有更高磁场强度的第二子区,其中,在所述第一子区所述磁性粒子的磁化不饱和,在所述第二子区所述磁性粒子的磁化饱和,

[0011] -驱动场信号发生器单元、信号接收单元和驱动接收线圈,所述驱动接收线圈被配置用于借助于驱动磁场来改变所述视场中的所述两个子区的空间位置使得磁性材料的磁化局部地改变,并且用于采集检测信号,所述检测信号取决于所述视场中的磁化,所述磁化受所述第一子区和所述第二子区的所述空间位置的变化影响,

[0012] -桥接单元,其被耦合在所述驱动场信号发生器单元与所述信号接收单元之间,所述桥接单元包括

[0013] -第一桥接子单元,其包括第一电感或电容耦合元件,

[0014] -第二桥接子单元,其包括第二电感或电容耦合元件,

[0015] -第三桥接子单元,其与所述第一桥接子单元串联耦合,所述第三桥接子单元包括测量电感器,以及

[0016] -第四桥接子单元,其与所述第二桥接子单元串联耦合,所述第四桥接子单元包括所述驱动接收线圈,以及

[0017] -耦合单元,其被耦合在所述驱动场信号发生器单元与所述桥接单元之间以用于耦合到所述桥接单元中,

[0018] 其中,所述信号接收单元被耦合到第一输出终端和第二输出终端,其中,所述第一输出终端被布置在所述第一桥接子单元与所述第二桥接子单元之间,所述第二输出终端被布置在所述第三桥接子单元与所述第四桥接子单元之间。

[0019] 在本发明的另一方面中,提出了一种对应的方法。

[0020] 在本发明的又一方面中,提出了一种计算机程序,所述计算机程序包括程序代码模块,当所述计算机程序在计算机上执行时,所述程序代码模块令所述计算机控制根据本发明的装置以执行根据本发明提出的方法的步骤。

[0021] 在从属权利要求中限定了本发明的优选实施例。应当理解,要求保护的方法和要求保护的计算机程序具有与要求保护的装置以及与在从属权利要求中限定的相似和/或相同的优选实施例。

[0022] 由于从发送端到接收端具有串音,精确地为从功率放大器生成的谐波,许多努力花费在带通滤波器上,所述带通滤波器传统上被用于确保没有来自驱动场的谐波进入接收路径。然而,发现,该努力的成功最后受滤波器自身的部件限制:尤其是电容器(但是还有其他部件和材料)表现出非线性。它们是非线性的程度是如此小以致于很难测量并且似乎不涉及其他应用。然而其变得限制该接收方案,尽管有识别最优电容器技术的努力。

[0023] 一个解决方案是采用基于梯度计的接收方案,例如,可以获得磁性粒子的基本频率响应。这些梯度计解决方案是基于专用接收线圈的,所述专用接收线圈接收来自磁性粒子的谐波响应(期望的效果),而且接收激励这些磁性粒子的驱动信号(不期望的效果)。为了补偿不期望的驱动信号,采用第二线圈“平衡线圈”,所述第二线圈“平衡线圈”接收相同的驱动信号,但与反向极性连接。对于腔类驱动场生成,所述专用接收线圈在发送线圈内部。尽管这关于信号强度是有益的(越靠近磁性粒子其具有越高的敏感度),强大的缺点是减少了剩余给患者(调查中的动物、对象...)的腔的尺寸。补偿线圈需要仅仅耦合到驱动信号。这能够以两种方式来实现:其也在驱动场生成发送线圈内或靠近驱动场生成发送线圈,或者其耦合到另一外部电感器,与流过驱动场线圈相同的电流流过所述另一外部电感器。

[0024] 根据本发明,通过使用平衡桥接拓扑结构来实现对接收路径中的谐波背景的抑制,但是通过嵌入线圈没有减少用于放置患者的装置的腔的尺寸。为了这个目的,使用桥接单元,所述桥接单元包括四个桥接子单元,其中的一个包括测量电感器,并且其中的另一个包括驱动接收线圈。所述驱动接收线圈表示组合的驱动场和接收线圈(即,常规驱动场线圈和接收线圈两个功能)。通过对称性,所述平衡桥接拓扑结构在到信号接收单元的输入处抵消了源于信号源(功率放大器和Tx带通滤波器)的噪声和谐波,但是要求有限的努力和成本来实施。所述桥接单元和所述驱动场信号发生器单元被耦合,尤其是被感应或电容耦合。

[0025] 一般地,根据所提出的磁性粒子成像装置和方法,生成具有这样的磁场强度的空间分布的梯度磁场(即选择磁场),使得所述视场包括具有更低磁场强度的第一子区域(例如FFP)和具有更高磁场强度的第二子区域,其中,所述更低磁场强度被调整使得位于第一子区域的磁性粒子的磁化不饱和,所述更高磁场强度被调整使得位于第二子区域的磁性粒子的磁化饱和。由于磁性粒子的磁化特性曲线的非线性,由磁性粒子生成的磁化和由此的磁场示出了高次谐波,所述高次谐波例如通过检测线圈能够被检测到。评估信号(信号的高次谐波)含有关于磁性粒子的空间分布的信息,其能够被再次用于例如医学成像、磁性粒子的空间分布的可视化和/或其他应用。

[0026] 因此,根据本发明的装置和方法是基于不同于诸如核磁共振(NMR)的其他已知常规医学成像技术的新的物理原理(即被称为MPI的原理)的。尤其地,与NMR相反,该新的MPI原理不利用材料对质子的磁共振特性的影响,而是通过利用磁化特性曲线的非线性直接检

测磁性材料的磁化。尤其地，MPI技术利用生成的磁信号的高次谐波，所述高次谐波源自于在磁化从不饱和改变到饱和状态的区域中的磁化特性曲线的非线性。

[0027] 根据优选实施例，所述耦合单元被配置用于电感耦合并且包括初级耦合电感器，其中，所述第一桥接子单元包括第一次级耦合电感器，并且所述第二桥接子单元包括第二次级耦合电感器。电感耦合具有其提供避免不想要的接地回路的电流阻断的优点。在备选实施例中，所述耦合单元被配置用于电容耦合并且包括直通连接，所述直接连接用于将所述驱动场信号发生器单元与第一输入终端和第二输入终端连接，其中，所述第一输入终端被布置在所述第一桥接子单元与所述第三桥接子单元之间，所述第二输入终端被布置在所述第二桥接子单元与所述第四桥接子单元之间，其中，所述第一桥接子单元优选地包括电容器，并且所述第二桥接子单元优选地包括电容器。

[0028] 在有利的实施例中，所述耦合单元和/或所述桥接单元被配置为获得 $U1/U2 = Z1/Z2$ ，其中， $U1$ 是感应到所述第一感应或电容耦合元件中的电压， $U2$ 是感应到所述第二感应或电容耦合元件中的电压， $Z1$ 是所述第一桥接子单元与所述第三桥接子单元的串联连接的阻抗，并且 $Z2$ 是所述第二桥接子单元与所述第四桥接子单元的串联连接的阻抗。优选地，所述耦合单元和/或所述桥接单元被配置为获得 $U1 = U2$ 和 $Z1 = Z2$ 。进一步优选地，选择所述第一耦合元件和/或所述第二耦合元件的值以获得 $U1/U2 = Z1/Z2$ ，尤其是 $U1 = U2$ 和 $Z1 = Z2$ 。这提供能够最优地抑制源于信号源的不期望的谐波以及噪声。

[0029] 在通过所述耦合单元的电感耦合的情况下，所述耦合单元优选地被配置为机械地改变或设置具有所述第一级耦合电感器和/或所述第二级耦合电感器的所述初级耦合电感器的耦合率。这例如能够通过改变所述初级耦合电感器在相对于所述第一级耦合电感器和/或所述第二级耦合电感器的一个或多个方向上的位置，例如通过改变所述初级耦合电感器相对于所述第一级耦合电感器和/或所述第二级耦合电感器的距离来实现。通过改变或设置耦合率，能够影响对谐波的抑制程度。

[0030] 有利地，所述第三桥接子单元和/或所述第四桥接子单元包括分别串联到所述测量电感器和所述驱动接收线圈的一个或多个桥接电容器。优选地，在所述测量电感器和所述驱动接收线圈的每侧上，一个或若干电容器被布置为分别串联到所述测量电感器和所述驱动接收线圈。因此通过设置所述桥接电容器的值能够控制各自桥接子单元的谐振频率。有利地，将谐振频率设置为例如与(各自驱动场通道的)驱动场频率相同或近似相同，因此得到在最小应用电压的最大电流(并且因此得到最大磁场强度)。

[0031] 在另一实施例中，所述第三桥接子单元包括被串联耦合到所述测量电感器的第三次级耦合电感器，所述第四桥接子单元包括被串联耦合到所述驱动接收线圈的第四次级耦合电感器，并且所述耦合单元包括第一耦合子单元和第二耦合子单元，其中，所述第一耦合子单元用于与所述第一次级耦合电感器和所述第二次级耦合电感器耦合，并且所述第二耦合子单元用于与所述第三次级耦合电感器和所述第四次级耦合电感器耦合。以这种方式，能够实现在所述驱动场信号发生器单元与所述桥接单元之间的甚至更多的对称耦合。

[0032] 另外，在实施例中，所述初级耦合电感器包括单独地耦合到所述第一级耦合电感器和所述第二次级耦合电感器的两个初级电感器元件，其中，所述两个初级电感器元件被串联或并联耦合。这允许单独地控制到所述次级电感器的耦合，并且因此影响对不期望的谐波和噪声的抑制。

[0033] 在又一实施例中,所述第一桥接子单元与所述第三桥接子单元的串联连接和/或所述第二桥接子单元与所述第四桥接子单元的串联连接被配置为与所述驱动磁场的驱动场频率谐振。

附图说明

[0034] 本发明的这些和其他方面将从下文描述的(一个或多个)实施例变得显而易见并将参考下文描述的(一个或多个)实施例得以阐述。在下图中

[0035] 图1示出了MPI装置的第一实施例,

[0036] 图2示出了如图1所示由装置产生的选择场图样的范例,

[0037] 图3示出了MPI装置的第二实施例,

[0038] 图4示出了MPI装置的第三和第四实施例,

[0039] 图5示出了根据本发明的MPI装置的框图,

[0040] 图6示出了在MPI装置中使用的一般滤波方案的框图,

[0041] 图7示出了根据本发明的MPI装置的第一一般实施例的电路图,

[0042] 图8示出了使用电感耦合的根据本发明的MPI装置的第二实施例的电路图,

[0043] 图9示出了使用电容耦合的根据本发明的MPI装置的第三实施例的电路图,

[0044] 图10示出了使用电感耦合的根据本发明的MPI装置的第四实施例的电路图,

[0045] 图11示出了使用电感耦合的根据本发明的MPI装置的第五实施例的电路图,

[0046] 图12示出了使用电感耦合的根据本发明的MPI装置的第六实施例的电路图,

[0047] 图13示出了使用电感耦合的根据本发明的MPI装置的第七实施例的电路图,以及

[0048] 图14示出了使用电容耦合的根据本发明的MPI装置的第八实施例的电路图。

具体实施方式

[0049] 在将解释本发明的细节之前,将参考图1到4详细地解释磁性粒子成像的基础。尤其地,将描述用于医学诊断的MPI扫描器的四个实施例。也将给出对数据采集的非正式描述。将指出在不同实施例之间的相似点和不同。一般地,本发明能够被用在MPI装置的所有这些不同实施例中。

[0050] 在图1中示出的MPI扫描器的第一实施例10具有三对同轴平行圆形线圈12、14、16,这些线圈对被布置为如图1中所图示的。这些线圈对12、14、16用来生成选择场以及驱动场和聚焦场。三个线圈对12、14、16的轴18、20、22相互正交并且交会于单个点,所述单个点被指定为MPI扫描器10的等深点24。另外,这些轴18、20、22用作附接到等深点24的3D笛卡尔x-y-z坐标系的轴。垂直轴20命名为y-轴,使得x-轴和z-轴是水平的。线圈对12、14、16以其轴命名。例如,通过在扫描器的顶部和底部的线圈形成y-线圈对14。此外,具有正(负)y-坐标的线圈称为 y^+ -线圈(y^- -线圈),并且对于剩余线圈是类似的。当更方便时,坐标轴和线圈将利用 x_1 、 x_2 和 x_3 而不是x、y和z进行标记。

[0051] 扫描器10能够被设置为将预定的时间相关的电流指引通过这些线圈12、14、16中的每个并且采用任意方向。如果当沿着该线圈的轴看时电流绕线圈顺时针流动,则其将被视为正,否则为负。为了生成静态选择场,使恒定正电流 I^S 流过 z^+ -线圈,并且使电流 $-I^S$ 流过 z^- -线圈。然后z-线圈对16用作反平行的圆形线圈对。

[0052] 此处应当指出,在该实施例中轴的布置和给轴的命名仅仅是范例性的,并且在其他实施例中也可以是不同的。例如,在实际实施例中,垂直轴常常被认为是z-轴,而不是如在本实施例中的y-轴。然而,这一般不改变所述设备的功能和操作以及本发明的效果。

[0053] 在图2中通过场线50来表示选择磁场,所述选择磁场一般是梯度磁场。其在生成选择场的z-线圈对16的(例如,水平)z-轴22的方向上具有基本恒定的梯度,并且在该轴22的等深点24中达到值零。从该无场点(在图2中未单独地示出)开始,在所有三个空间方向上随着距无场点的距离增大选择磁场50的场强增大。在通过等深点24周围的虚线标示的第一子区或区域52中,场强如此小以致存在于第一子区52的粒子的磁化不饱和,然而存在于(在区域52之外的)第二子区54的粒子的磁化处于饱和的状态。在第二子区54中(即,在第一子区52之外的扫描器的视场28的剩余部分中),选择场的磁场强度充分强以将磁性粒子保持在饱和的状态中。

[0054] 通过改变视场28内的(包括无场点的)两个子区52、54的位置,视场28中的(整体)磁化改变。通过确定视场28中的磁化或由磁化影响的物理参数,能够获得关于视场28中的磁性粒子的空间分布的信息。为了改变视场28中的(包括无场点的)两个子区52、54的相对空间位置,将另外的磁场,即驱动磁场和在适用时将聚焦磁场叠加到选择场50。

[0055] 为了生成驱动场,使时间相关的电流 I_1^D 流过两个x-线圈12,使时间相关的电流 I_2^D 流过两个y-线圈14,并且使时间相关的电流 I_3^D 流过两个z-线圈16。因此,三个线圈对中的每对用作平行圆形线圈对。类似地,为了生成聚焦场,使时间相关的电流 I_1^F 流过两个x-线圈12,使电流 I_2^F 流过两个y-线圈14,并且使电流 I_3^F 流过两个z-线圈16。

[0056] 应当指出,z-线圈对16是特殊的:其不仅生成其驱动场和聚焦场的共享,而且还生成选择场(当然,在其他实施例中,可以提供单独的线圈)。流过 $z^\pm$ -线圈的电流是 $I_3^D + I_3^F \pm I^S$ 。流过剩余两个线圈对12、14的电流是 $I_k^D + I_k^F$, $k=1, 2$ 。由于其几何结构和对称性,三个线圈对12、14、16很好地被解耦。这正是想要的。

[0057] 通过反平行圆形线圈对生成的选择场关于z-轴旋转对称,并且其z-分量在z中近似线性并且在等深点24周围的相当大的体积中与x和y无关。尤其地,选择场在等深点处具有单个无场点(FFP)。相反,在等深点24周围的相当大的体积中对由平行圆形线圈对生成的驱动场和聚焦场的贡献是空间上近似均匀的,并且平行于各自线圈对的轴。通过所有三个平行圆形线圈对联合生成的驱动场和聚焦场是空间上近似均匀的并且能够被给定任何方向和强度,直到特定最大强度。驱动场和聚焦场也是时间相关的。在聚焦场与驱动场之间的差异在于聚焦场随时间缓慢变化并且可以具有大幅度,而驱动场快速变化并且具有小幅度。存在不同地处置这些场的物理原因和生物医学原因。具有大幅度的快速变化的场将很难生成并且对患者有潜在危害。

[0058] 在实际实施例中,FFP能够被认为是数学点,假设在所述数学点处磁场为零。磁场强度随着距FFP的距离增大而增大,其中,增大速率对于(取决于例如设备的具体布局的)不同方向可以是不同的。只要磁场强度小于将磁性粒子带到饱和状态中所需的场强,粒子主动地贡献于对通过设备测得的信号的信号生成;否则,粒子饱和并且不生成任何信号。

[0059] MPI扫描器的实施例10具有至少一个另外的对,优选地具有三个另外的平行圆形线圈对,同样沿着x-、y-和z-轴被取向。在图1中未被示出的这些线圈对用作接收线圈。正如用于驱动场和聚焦场的线圈对12、14、16,由流过这些接收线圈对中的一对的恒定电流生成

的磁场在视场内是空间上近似均匀的并且平行于各自线圈对的轴。假设接收线圈很好地被解耦。在接收线圈中感应的时间相关的电压通过附接到该线圈的接收器被放大并被采样。更精确地,为了应对该信号的巨大动态范围,接收器对在接收到的信号与参考信号之间的差进行采样。接收器的传递函数是从零赫兹(“DC”)直到预期信号水平下降到噪声水平以下处的频率的非零。备选地,MPI扫描器没有专用接收线圈。代替如根据本发明的驱动场发送线圈被用作接收线圈的情况,使用组合的驱动接收线圈。

[0060] 在图1中示出的MPI扫描器的实施例10具有沿着z-轴22,即沿着选择场的轴的圆柱形腔26。所有的线圈被放置在该腔26之外。对于数据采集,将要被成像的患者(或对象)放置在腔26中,使得由扫描器的视场28,即扫描器能够对其内容进行成像的扫描器的体积包围患者的感兴趣体积,即将被成像的患者(或对象)的体积。例如,将患者(或对象)放置在患者台上。视场28是在腔26内部中的几何简单、等中心的体积,例如立方体、球体、圆柱体或任意形状。在图1中图示了立方体视场28。

[0061] 第一子区52的尺寸取决于选择磁场的梯度的强度并且取决于饱和和所需的磁场的场强,这进而取决于磁性粒子。为了处于80A/m的磁场强度和总计 $50 \times 10^3 \text{ A/m}^2$ 的选择磁场的场强的(在给定空间方向上的)梯度的典型磁性粒子的充分饱和,在其中粒子的磁化不饱和的第一子区52(在给定空间方向上)具有约1mm的尺寸。

[0062] 假设患者的感兴趣体积含有磁性纳米粒子。例如,在对肿瘤的诊断成像之前,例如借助于包括磁性粒子的液体来将磁性粒子带到感兴趣体积,所述液体被注射到患者(对象)的身体中或以诸如口服的其他方式被施予给患者。

[0063] 一般地,存在用于将磁性粒子带到视场中的各种方式。尤其地,在磁性粒子将要被引入到其身体中的患者的情况下,能够通过使用外科和非外科方法来施予磁性粒子,并且存在要求专家(例如医学从业人员)的方法和不要求专家,例如能够由外行人或普通技术人员或患者他自己/她自己执行的方法两种。在外科方法之间,存在潜在地无风险和/或安全日程介入,例如涉及侵入性步骤,例如将示踪物注射到血管中(在这样的注射完全被认为是外科方法的情况下),即不要求相当专业的医学专家来执行并且不涉及严重健康风险的介入。另外,能够应用非外科方法,例如吞咽或吸入。

[0064] 一般地,在执行数据采集的实际步骤之前,预先递送或预先施予磁性粒子。在实施例中,然而,也能够将另外的磁性粒子递送/施予到视场中。

[0065] 例如,磁性粒子的实施例包括例如玻璃的球形衬底,所述玻璃的球形衬底被提供具有软磁层,所述软磁层具有例如5nm的厚度并且由例如铁镍合金(例如,坡莫合金)组成。例如,借助于涂层可以覆盖该层,所述涂层保护粒子免于诸如酸的化学和/或物理侵蚀环境。这样的粒子的磁化的饱和和所需的选择磁场50的磁场强度取决于各种参数,例如粒子的直径、针对磁性层使用的磁性材料和其他参数。

[0066] 在例如这样的磁性粒子具有 $10 \mu\text{m}$ 直径的情况下,则要求大约800A/m的磁场(大约对应于1mT的通量密度),然而在 $100 \mu\text{m}$ 直径的情况下,80A/m的磁场足够。当选择具有更低饱和和磁化的材料的涂层时或当减小层的厚度时,获得甚至更小的值。

[0067] 实际上,常常使用在商标名Resovist下的商用磁性粒子(或类似磁性粒子),所述磁性粒子具有磁性材料的核或被形成为大球体并且所述磁性粒子具有在诸如40或60nm的纳米范围的直径。

[0068] 对于一般可用的磁性粒子和粒子组成的进一步细节,本文参考EP 1224542、WO 2004/091386、WO 2004/091390、WO 2004/091394、WO 2004/091395、WO 2004/091396、WO 2004/091397、WO 2004/091398、WO 2004/091408的对应部分,通过引用将其并入本文。在这些文献中,一般也能够找到MPI方法的更多细节。

[0069] 在数据采集期间,x-线圈对、y-线圈对和z-线圈对12、14、16生成位置和时间相关的磁场、应用场。这通过将适当的电流指引通过场生成线圈来实现。事实上,驱动场和聚焦场推动选择场,使得FFP沿着预先选择的FFP轨迹移动,所述预先选择的FFP轨迹描绘出扫描的体积,即视场的超集。应用场对患者中的磁性纳米粒子进行取向。随着应用场变化,结果磁化也变化,尽管结果磁化非线性地响应于应用场。变化的应用场和变化的磁化的总和感应沿着 x_k -轴在接收线圈对的终端上的时间相关的电压 V_k 。相关联的接收器将该电压转换成信号 S_k ,其对信号 S_k 进行进一步处理。

[0070] 例如在图1中示出的第一实施例10,在图3中示出的MPI扫描器的第二实施例30具有三个圆形并且相互正交的线圈对32、34、36,但是这些线圈对32、34、36仅仅生成选择场和聚焦场。利用铁磁性材料37填充z-线圈36,z线圈36再次生成选择场。使该实施例30的z-轴42垂直取向,而使x-轴38和y-轴40水平取向。扫描器的膛46平行于x-轴38,并且因此垂直于选择场的轴42。通过沿着x-轴38的螺线管(未示出)并且通过沿着两个剩余轴40、42的鞍形线圈对(未示出)生成驱动场。围绕形成膛的管缠绕这些线圈。驱动场线圈也用作接收线圈。

[0071] 为了给出这样的实施例的几个典型参数:选择场的z-梯度G具有 $G/\mu_0 = 2.5\text{T/m}$ 的强度,其中, μ_0 是真空磁导率。将驱动场的时间频谱集中在25kHz(高达大约250kHz)周围的窄带。接收到的信号的有用频谱位于50kHz与1MHz之间(最终高达大约15MHz)。所述膛具有120mm的直径。适合放入膛46中的最大立方体28具有 $120\text{mm}/\sqrt{2} \approx 84\text{mm}$ 的边长。

[0072] 由于本领域,例如从磁共振成像领域公知场生成线圈的构造,本文中不需要进一步阐述该主题。

[0073] 在生成选择场的备选实施例中,能够使用永久磁体(未示出)。在这样的(反向)永久磁体(未示出)的两极之间的空间中,形成类似于在图2中示出的磁场,即,当反向极具有相同的极性时。在另一备选实施例中,通过至少一个永久磁体和至少一个线圈的混合能够生成选择场。

[0074] 图4示出了MPI装置200、300的一般外部布局的两个实施例。图4A示出了包括两个选择和聚焦场线圈单元210、220的所提出的MPI装置200的实施例,两个选择和聚焦场线圈单元210、220基本相同并且被布置在其间形成的检查区域230的对侧。另外,驱动场线圈单元240被布置在选择和聚焦场线圈单元210、220之间,选择和聚焦场线圈单元210、220被放置在患者的感兴趣区域(未示出)周围。选择和聚焦场线圈单元210、220包括用于生成表示上述选择磁场和聚焦磁场的组合磁场的若干选择和聚焦场线圈。尤其地,每个选择和聚焦场线圈单元210、220包括,优选相同的选择和聚焦场线圈组。下面将解释所述选择和聚焦场线圈的细节。

[0075] 驱动场线圈单元240包括用于生成驱动磁场的许多驱动场线圈。这些驱动场线圈可以包括若干对驱动场线圈,尤其是用于在空间中的三个方向中的每个上生成磁场的一对驱动场线圈。在实施例中,驱动场线圈单元240包括在空间中的两个不同方向的两对鞍形线圈和用于在患者的纵轴上生成磁场的一个螺线管线圈。

[0076] 选择和聚焦场线圈单元210、220一般被安装到夹持单元(未示出)或房间的墙上。优选地,在选择和聚焦场线圈单元210、220包括用于装载各自线圈的极靴的情况下,夹持单元不仅仅机械地夹持选择和聚焦场线圈单元210、220,而且提供连接两个选择和聚焦场线圈单元210、220的极靴的磁通量的路径。

[0077] 如在图4a中示出的,两个选择和聚焦场线圈单元210、220中的每个包括用于屏蔽选择和聚焦场线圈免受由驱动场线圈单元240的驱动场线圈生成的磁场的屏蔽层211、221。

[0078] 在图4B示出的MPI装置201的实施例中,提供仅仅单个选择和聚焦场线圈单元220以及驱动场线圈单元240。一般地,单个选择和聚焦场线圈单元足够用于生成要求的组合的选择和聚焦磁场。因此所述单个选择和聚焦场线圈单元220可以被集成到(未示出)患者台中,患者被放置在患者台上以供检查。优选地,驱动场线圈单元240的驱动场线圈可以例如作为柔性线圈元件已经提前被布置在患者的身体周围。在另一实施方式中,驱动场线圈单元240能够被打开,例如在轴向方向上能分成由在图4b中示出的分离线243、244指示的两个子单元241、242,使得患者能够被放置在驱动场线圈子单元241、242之间,并且然后驱动场线圈子单元241、242能够被耦合在一起。

[0079] 在MPI装置的又一实施例中,可以提供甚至更多的选择和聚焦场线圈单元,根据检查区域230周围的均匀分布优选地布置所述更多的选择和聚焦场线圈单元。然而,使用的选择和聚焦场线圈单元越多,用于将患者放置在其中和用于由医学辅助或医生在检查期间接近患者本身的检查区域的可接近性将被限制的越多。

[0080] 图5示出了根据本发明的MPI装置100的一般框图。上述磁性粒子成像的一般原理是有效的,并且也可适用于该实施例,除非另行指出。

[0081] 在图5中示出的装置100的实施例包括用于生成期望磁场的各种线圈。首先,将解释在MPI中的线圈和其功能。

[0082] 为了生成组合的选择和聚焦磁场,提供选择和聚焦模块110。选择和聚焦磁场在其磁场强度的空间中具有图样,使得在视场28中形成具有低磁场强度的第一子区(在图2中为52)和具有更高磁场强度的第二子区(在图4中为54),其中,在所述第一子区中磁性粒子的磁化不饱和,在所述第二子区中磁性粒子的磁化饱和,视场28是检查区域230的一小部分,这传统上通过使用选择磁场来实现。另外,如传统上通过使用聚焦磁场来完成的,通过使用选择和聚焦磁场,能够改变在检查区域230内的视场28的空间位置。

[0083] 选择和聚焦模块110包括至少一组选择和聚焦场线圈114以及选择和聚焦场发生器单元112,选择和聚焦场发生器单元112用于生成被提供给(表示在图4A、4B中示出的选择和聚焦场线圈单元210、220中的一个的)所述至少一组选择和聚焦场线圈114的选择和聚焦场电流以控制所述选择和聚焦磁场的生成。优选地,对于至少一组选择和聚焦场线圈114的每个线圈元件(或每对线圈元件)提供分离的发生器子单元。所述选择和聚焦场发生器单元112包括向各自的线圈元件提供场电流以单独地设置每个线圈对选择和聚焦磁场的贡献的梯度强度和场强的可控电流源(一般包括放大器)和滤波器单元。应当指出,也能够省略滤波器单元114。另外,在其他实施例中提供分离的聚焦和选择模块。

[0084] 为了生成驱动磁场,装置100还包括驱动模块120,驱动模块120包括驱动场信号发生器单元122和(表示在图4A、4B中示出的驱动线圈单元240的)一组驱动场线圈124,以用于借助于驱动磁场来改变视场中的两个子区的空间位置和/或尺寸使得磁性材料的磁化局部

地改变。如上所述,所述驱动场线圈124优选地包括两对反向布置的鞍形线圈125、126和一个螺线管线圈127。其他实施方式,例如三对线圈元件也是可能的。

[0085] 驱动场信号发生器单元122优选地包括针对所述驱动场线圈组124中的每个线圈元件(或至少每对线圈元件)的分离的驱动场信号生成子单元。所述驱动场信号发生器单元122优选地包括用于向各自的驱动场线圈提供时间相关的驱动场电流的驱动场电流源(优选地包括功率放大器)和滤波器单元。

[0086] 选择和聚焦场信号发生器单元112和驱动场信号发生器单元122优选地由控制单元150控制,控制单元150优选地控制选择和聚焦场信号发生器单元112,使得选择场的所有空间点的场强的总和以及梯度强度的总和被设置在预定义水平。为了这个目的,控制单元150也能够被提供具有根据MPI装置的期望应用的通过用户的控制指令,然而根据本发明优选地省略所述控制指令。

[0087] 为了使用用于确定在检查区域(或在检查区域中的感兴趣区域)中的磁性粒子的空间分布的MPI装置100,尤其地为了获得所述感兴趣区域的图像,提供信号检测接收模块,尤其是接收线圈和信号接收单元140,信号接收单元140接收通过所述接收模块检测到的信号。传统上,在MPI装置中提供一到三个分离的接收线圈作为接收模块。根据本发明,然而,所述驱动场线圈124(或驱动场线圈对)中的一到三个(同时或交替地)用作用于接收检测信号的接收线圈。因此,本文中将这些驱动场线圈称为“驱动接收线圈”。

[0088] 能够同时或交替地执行对驱动磁场的生成和对检测信号的检测。优选地,全部三个驱动接收线圈(或线圈对)125、126、127用作接收线圈,并且在实践中提供三个接收单元140,即每驱动接收线圈(或线圈对)一个,但是也能够使用超过三个驱动接收线圈和接收单元,在这种情况下采集的检测信号不是3-维的而是K-维的,其中,K是驱动接收线圈的数量。

[0089] 所述信号接收单元140包括用于对接收到的检测信号进行滤波的滤波器单元142(也称为Rx滤波器)。该滤波的目的是分离测得值与其他干扰信号(尤其是基频的串音),所述测得值由受两个部分区域(52、54)的位置的变化的影响的检查区域中的磁化引起。为了这个目的,例如滤波器单元142可以被设计使得具有小于利用其操作(一个或多个)驱动接收线圈的时间频率或小于两倍的这些时间频率的时间频率的信号不通过滤波器单元142。然后经由放大器单元144(也称为LNA,低噪声放大器)将信号发送到模拟/数字转换器146(ADC)。

[0090] 将通过模拟/数字转换器146产生的数字化信号反馈到图像处理单元(也称为重建模块)152,所述图像处理单元根据这些信号和各自位置来重建磁性粒子的空间分布,在对各自信号的接收期间假设在检查区域中的第一磁场的第一部分区域52为所述各自位置并且图像处理单元152从控制单元150获得所述各自位置。最后经由控制模块150将磁性粒子的经重建的空间分布发送到计算机154,计算机154将其显示在监控器156上。因此,能够显示出在检查区域的视场中的磁性粒子的分布的图像。

[0091] 在MPI装置100的其他应用中,例如用于影响磁性粒子(例如用于热疗)或用于移动磁性粒子(例如被附接到导管以移动导管,或被附接到药物以将药物移动到特定位置)的其他应用中,也可以省略或简单地不使用接收模块。

[0092] 另外,可以任选地提供输入单元158,例如键盘。因此,用户可以能够设置最高分辨率的期望方向并且继而接收在监控器156上的动作区域的各自图像。如果需要最高分辨率

的关键方向偏离由用户首先设置的方向,用户仍然能够手动地改变所述方向,以便产生具有改进的成像分辨率的另一图像。也能够通过控制单元150和计算机154自动地操作该分辨率改进过程。在该实施例中控制单元150设置在第一方向上的梯度场,所述梯度场由用户自动估计或设置为起始值。然后逐步改变梯度场的方向,直到通过计算机154进行比较的由此接收到的图像的分辨率最大,相应地不再被改进。因此,能够发现相应地自动调整的最关键的方向,以便接收可能最高的分辨率。

[0093] 另外,根据本发明,提供桥接单元160,桥接单元160被耦合在所述驱动场信号发生器单元122与所述信号接收单元140之间。所述桥接单元160包括下面将更详细地解释的四个桥接子单元,其中,所述驱动接收线圈124是所述桥接子单元中的一个的部分。另外,耦合单元170被耦合在驱动场信号发生器单元122与桥接单元160之间以用于耦合到桥接单元160中。

[0094] 图6示出了如在MPI装置中使用的一般滤波方案300的框图和在所述滤波方案中在不同连接处取得的各个信号的谱。如上所述,MPI是基于对如通过使用合成器301和功率放大器302由经受外部正弦磁场激励的磁性粒子生成的谐波的检测的,合成器301和功率放大器302(与带通滤波器303一起)基本上表示在图5中示出的驱动场信号发生器单元122。激励和接收(通过使用低噪声放大器308和ADC 309,低噪声放大器308和ADC309(与带阻滤波器307一起)基本上表示在图5中示出的信号接收单元140)同时发生,并且在频域中被单独分离。通过陷波滤波器(例如LC谐振器),即在发送线圈304(驱动场线圈)前面的带通滤波器303和在接收线圈306后面的带阻滤波器307来实现经典的分离,其中,所述发送线圈304和所述接收线圈306是被布置靠近膛305的分离线圈,患者被放置在膛305中以供检查。由于最靠近患者的线圈的更高的敏感度,在患者周围很近的空间上在发送线圈304与接收线圈306之间具有“竞争”。根据本发明通过使用联合发送/接收线圈,即上述驱动接收线圈来解决该“竞争”。

[0095] 由于从发送端到接收端具有串音,尤其是从功率放大器302生成的谐波,许多努力花费在带通滤波器303上以确保没有来自驱动场的谐波进入接收路径。然而,发现,该努力的成功最后受滤波器303自身的部件限制:尤其是电容器(但是还有其他部件和材料)表现出非线性。它们是非线性的程度是如此小以致于很难测量并且似乎不涉及其他应用。然而其变得限制该接收方案,尽管有识别最优电容器技术的努力。

[0096] MPI装置的敏感度一般受以下限制:

[0097] i、噪声,主要是热噪声,所述噪声是宽带的并且源于有损耗的部件。低损耗部件或冷却有助于最小化这个。

[0098] ii、外部干扰,其通常具有在独特频率的显著能量。在谱中的这样的扰针能够源于,例如在MPI接收频率范围中操作的长波无线电广播。通常采用屏蔽柜来最小化这个。

[0099] iii、谐波背景,即在没有任何纳米粒子存在的情况下出现的谐波。各种谐波源存在。

[0100] a) DF功率放大器的非线性。为了阻止这个,实施Tx带通滤波器。

[0101] b) 滤波部件的非线性。为了最小化这个,根据其线性来选择电容器类型,并且优选地实现没有铁磁性材料的电感器。这对所有滤波器(Tx和Rx)是重要的。

[0102] c) 在高电流谐振器中的部件的非线性。此处,由于其是在最高电流和电压发生的

高电流谐振器中,所以其尤为重要。对剩余谐波背景的一个关键组成是调谐电容器组件的非线性。

[0103] iv、由驱动场放大器生成的宽带噪声。根据本发明并且如以上参考图6所解释的,这是特别感兴趣的。既不是Tx滤波器也不是Rx滤波器,Tx滤波器和Rx滤波器两者具有特定带宽,也不是两者共同,能够抑制靠近基频周围的噪声,例如对于例如150kHz的基频 $\pm$ 20kHz。在谱中,该边带噪声显现为抑制基频周围的对称肩。

[0104] 已知解决方案的缺点是例如通过使用大的梯度计实施其的巨大努力,所述梯度计通常被实现为具有超过1m直径的无核环形电感器。梯度计线圈的Q因数需要为很高,以便不实施进一步的损耗,所述损耗生成噪声。因此,需要使用许多特殊的RF-Litz线,从而生成许多成本和重量。本发明提供轻质备选,所述轻质备选更容易实施并且不会导致重大成本。其能够至少缓解限制iii、a)、iii、b)和iv)。

[0105] 图7至14示出了根据本发明的MPI装置的各个实施例的电路图。在图5中示出的MPI装置100中的相同元件被提供具有类似的附图标记。然而,在图5中示出的所有元件不总是在图7到14中示出。

[0106] 图7示出了MPI装置400的一般布局的电路图。MPI装置400包括驱动场信号发生器单元122、信号接收单元140、被耦合在所述驱动场信号发生器单元122与所述信号接收单元140之间的桥接单元160以及所述耦合单元170,耦合单元170被耦合在驱动场信号发生器单元122与桥接单元160之间以耦合到桥接单元160中。所述桥接单元160包括四个桥接子单元410、420、430、440。第一桥接子单元410包括第一电感或电容耦合元件411。第二桥接子单元420包括第二电感或电容耦合元件421。第三桥接子单元430包括测量电感器431,第三桥接子单元430与所述第一桥接子单元410串联耦合。第四桥接子单元440包括所述驱动接收线圈441(用作联合发送和接收线圈),第四桥接子单元440与所述第二桥接子单元420串联耦合。信号接收单元140被耦合到第一输出终端451和第二输出终端452,其中,第一输出终端451被布置在第一桥接子单元410与第二桥接子单元420之间,第二输出终端452被布置在第三桥接子单元430与第四桥接子单元440之间。

[0107] 图8示出了使用电感耦合的根据本发明的MPI装置401的第二实施例的电路图。在该实施例中,所述耦合单元170被配置用于电感耦合并且包括初级耦合电感器171,其中,所述第一桥接子单元410包括第一次级耦合电感器412,并且所述第二桥接子单元420包括第二次级耦合电感器422。所述初级耦合电感器171和所述次级耦合电感器412、422被电感耦合(由箭头175指示)如变压器。

[0108] 图9示出了使用电容耦合的根据本发明的MPI装置402的第三实施例的电路图。在该实施例中,所述耦合单元170被配置用于电容耦合并且包括直通连接172,直通连接172用于将所述驱动场信号发生器单元122与第一输入终端453和第二输入终端454连接,第一输入终端453被布置在第一桥接子单元410与第三桥接子单元430之间,第二输入终端454被布置在第二桥接子单元420与第四桥接子单元440之间。第一桥接子单元410包括第一耦合电容器413,并且第二桥接子单元420包括第二耦合电容器423。

[0109] 独立于本发明,高电流谐振器总是具有关于输出终端的对称性,在所述输出终端测得 U_{LNA} ,即在所述输出终端(优选地经由Rx滤波器,也称为带阻滤波器)连接低噪声放大器。不仅高电流谐振器(即桥接单元160),而且其中的每半(桥接子单元410、430的右半和桥

接子单元420、440的左半)被调谐到谐振频率,其中,所述高电流谐振器基本上是总体上具有高-Q电感器和高-Q电容器以及几个电阻损耗的回路,所述谐振频率是各自的驱动通道频率,也称为基频。进行这个以抵消基频,否则基频将如此强以致于其将使LNA饱和(并且然后其将变得非线性,这必须被避免)。然而,所述抵消限于基频本身,而不是其他频率,即其不是宽带的。

[0110] 将(最初源于驱动场功率放大器,并且然后通过也称为预滤波器、或带通滤波器的Tx滤波器而滤波的)输入信号耦合到高电流谐振器(即桥接单元160)中的标准方式是将其连接到电感耦合网络(LCN)的初级侧。然而,这破坏了对称性,这是由于其仅仅将信号耦合到谐振器的左半(桥接子单元410、430),而没有耦合到谐振器的右半(桥接子单元420、440)。

[0111] 代替地,如图7至9所示,本发明是基于在朝向高电流谐振器(即桥接单元160)的输入端处的平衡桥接的。代替仅仅将输入信号耦合到一个耦合元件,将其对称地耦合到两个耦合元件411和421,两个耦合元件411和421对称地被集成到高电流谐振器中。如此将信号既耦合到谐振器的左(410、430)半又耦合到右(420、440)半,并且保持了对称性。

[0112] 图10至13示出了使用电感耦合的根据本发明的MPI装置的实施例的更详细的电路图,其中,未示出驱动场信号发生器单元122和信号接收单元140。

[0113] 在图10中示出的MPI装置403包括电感耦合单元170,电感耦合单元170具有第一初级耦合电感器171a和第二初级耦合电感器171b,两者被串联耦合,其中,应当指出,并联耦合也将工作。第三桥接子单元和第四桥接子单元430、440每个包括分别串联到所述测量电感器431和所述驱动接收线圈441的两个桥接电容器432、433和442、443。该实施例提供Tx对称性(左/右)以及Rx对称性(上/下)。

[0114] 将参考图10解释这样的条件,将实现所述条件以确保在从驱动场信号发生器单元122朝向信号接收单元140的其途中抑制了在无论什么频率的信号,因此包括基频、噪声和谐波。尤其地,将实现 $U_1/U_2 = Z_1/Z_2$,其中, U_1 是感应到第一次级耦合电感器412中的电压, U_2 是感应到第二次级耦合电感器422中的电压, Z_1 是第一桥接子单元410和第三桥接子单元430的电感,并且 Z_2 是第二桥接子单元420和第四桥接子单元440的电感。因此,对于桥接工作不要求回路被完美地调谐到基频。但是由于该条件需要在所有频率上为真,其意味着谐振频率能够是相同的。另外,对于桥接单元的左半和右半不必相同。应对 Z_1 和 Z_2 不等的情形是可行的。在这种情况下,优选地调整从(一个或多个)初级耦合电感器171到两个次级耦合电感器412、422的耦合。

[0115] 对于在输出终端451、452之间的测得电压 U_{LNA} ,其有: $U_{LNA} = U_1 - I \cdot Z_1 = U_1 - (U_2 + U_2) / (Z_1 + Z_2) \cdot Z_1 = 0$,这得到 $U_1/U_2 = Z_1/Z_2$ 的上述条件。理想地,对通过耦合单元的耦合进行微调/或选择桥接单元的部件(尤其电容器和/或电感器),使得 $U_1 = U_2$ 和 $Z_1 = Z_2$ 。

[0116] 实际上,能够想象使耦合单元170(即初级侧)被实现为(在两个初级耦合电感器171a、171b之间不区分的)几个扁平绕组,所述几个扁平绕组能够优选地绕次级耦合电感器412、422的两个次级绕组(即次级侧)的几何对称轴几何地移动。因此,通过机械地调节位置,能够增大感应的电压 U_1 ,并且减少 U_2 ,由此调整到要求的比率 Z_1/Z_2 。

[0117] 实现这个的努力是最小的。事实上,初级侧能够如例如围绕 0.2m^2 区域的Litz-线的5个绕组一样简单,而没有任何冷却要求。次级侧甚至更简单:其不必建立专用部件。代替

地,在桥接单元的其他元件之间开放的区域足够。因此,基本上将一个简单的新部件带到现有高电流谐振器的附近中以获得已经足够的电感耦合。由此避免额外成本和冷却要求。

[0118] 在图11中示出的MPI装置404与MPI装置403非常相似,但是耦合单元包括第一耦合子单元170' (对应于以上示出的耦合单元170),并且额外地包括第二耦合子单元170",第二耦合子单元170"包括第三初级耦合电感器171c和第四初级耦合电感器171d,第三初级耦合电感器171c和第四初级耦合电感器171d两者被串联耦合。第四初级耦合电感器171a-171d被串联耦合。另外,第三次级耦合电感器434和第四次级耦合电感器444被提供为第三桥接子单元430和第四桥接子单元440的部分,第三桥接子单元和第四桥接子单元430、440两者被直接耦合到输出终端452。该实施例提供Tx对称性(左/右和上/下)以及Rx对称性(上/下)。

[0119] 目前为止描述的和在图10和11中描绘的MPI装置的实施例是关于地面完全电对称的或“平衡的”。在以下描述的和在图12至14中描绘的其他实施例中,提出了桥接单元的不对称或“不平衡”的实现。

[0120] 在图12中示出的MPI装置405提供将第二输出终端452耦合到地面,其中,耦合单元的两个初级耦合电感器171a、171b被串联耦合。在图13中示出的MPI装置406提供将第一输出终端451耦合到地面,并且耦合单元的两个初级电感器171a、171b被并联耦合。初级电感器171a、171b优选地被实现为相较于各自的次级电感器412、422具有反向极性的一个线圈。

[0121] 在图14中示出的MPI装置407使用电容耦合,即此处耦合单元包括到第一输入终端453和第二输入终端454的直通连接172。另外,在第一桥接子单元和第二桥接子单元中提供耦合电容器413、423。以与以上针对使用电感耦合的实施例的示出的相同或相似的方式能够进一步修改使用电容耦合的并且具有到桥接的对称输入和不对称输出的该实施例。

[0122] 总之,本发明提供平衡桥接拓扑结构以通过对称性来抑制背景谐波,其比已知解决方案成本更少并且更不笨重。高电流谐振器现在具有平衡桥接的对称性,即,输入端/从放大器具有左/右对称性,并且输出端/朝向LNA具有上/下对称性。与已知解决方案相反,对称性是正交的。新引入的耦合单元是额外的部件,但是由于其具有少得多的电感,其不添加多的尺寸/体积/成本。一般地,桥接单元的两半(右和左)(即在一方面第一桥接子单元410和第三桥接子单元430和在另一方面第二桥接子单元420和第四桥接子单元440)对驱动场频率是谐振的,由此确保输入端(从放大器)到输出端(到LNA)的宽带(即频率无关的)隔离。这样,从LNA中隔离源于放大器的所有信号(基频、谐波、杂散信号、噪声)。

[0123] 尽管已经在附图和前面的描述中详细说明和描述了本发明,但是这样的说明和描述被认为是说明性或示范性的而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。通过研究附图、说明书和权利要求书,本领域技术人员在实践所主张的本发明时,能够理解和实现对所公开实施例的其他变型。

[0124] 在权利要求书中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且量词“一”或“一个”不排除多个。单个元件或其他单元可以实现在权利要求书中记载的若干项目的功能。在互不相同的从属权利要求中记载的特定措施并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0125] 权利要求书中的任何附图标记不得被解释为对范围的限制。

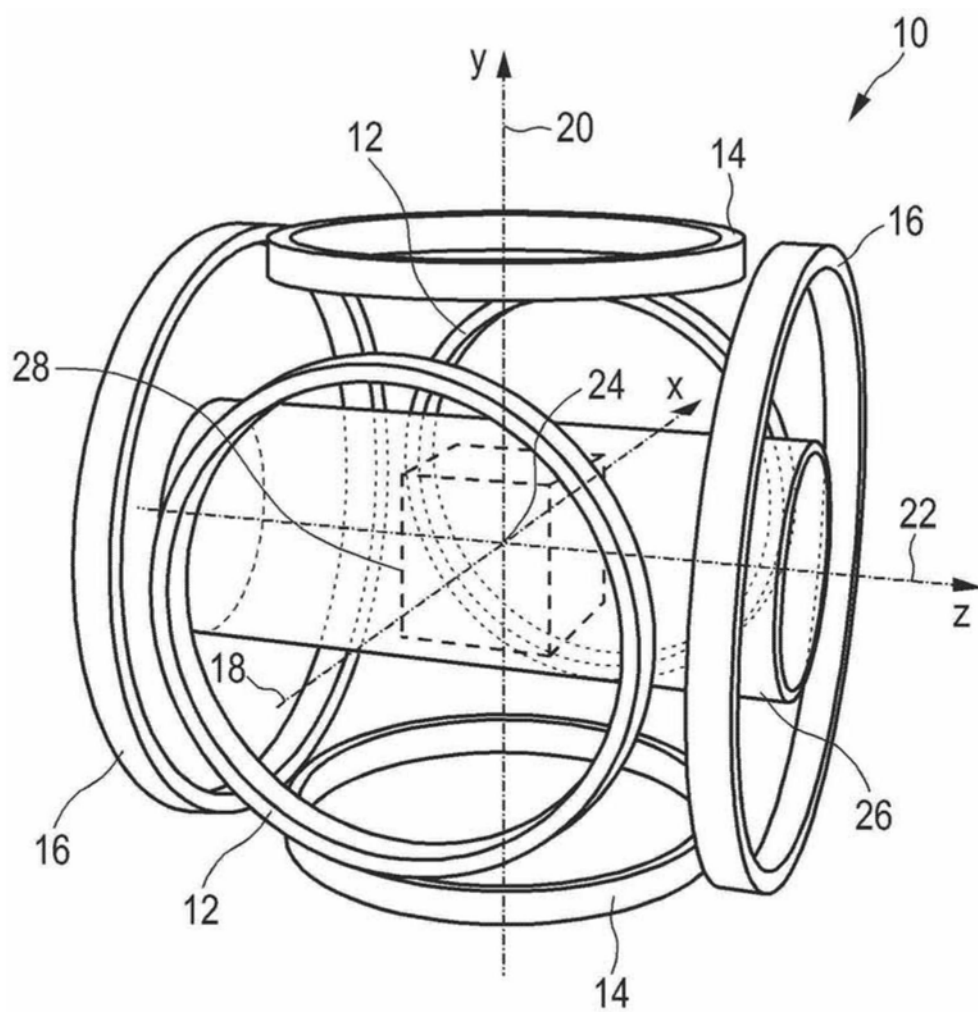


图1

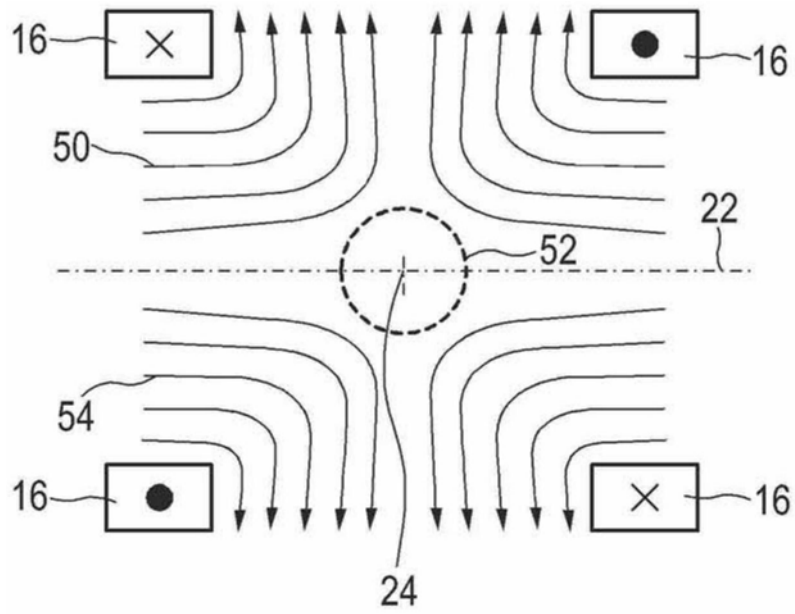


图2

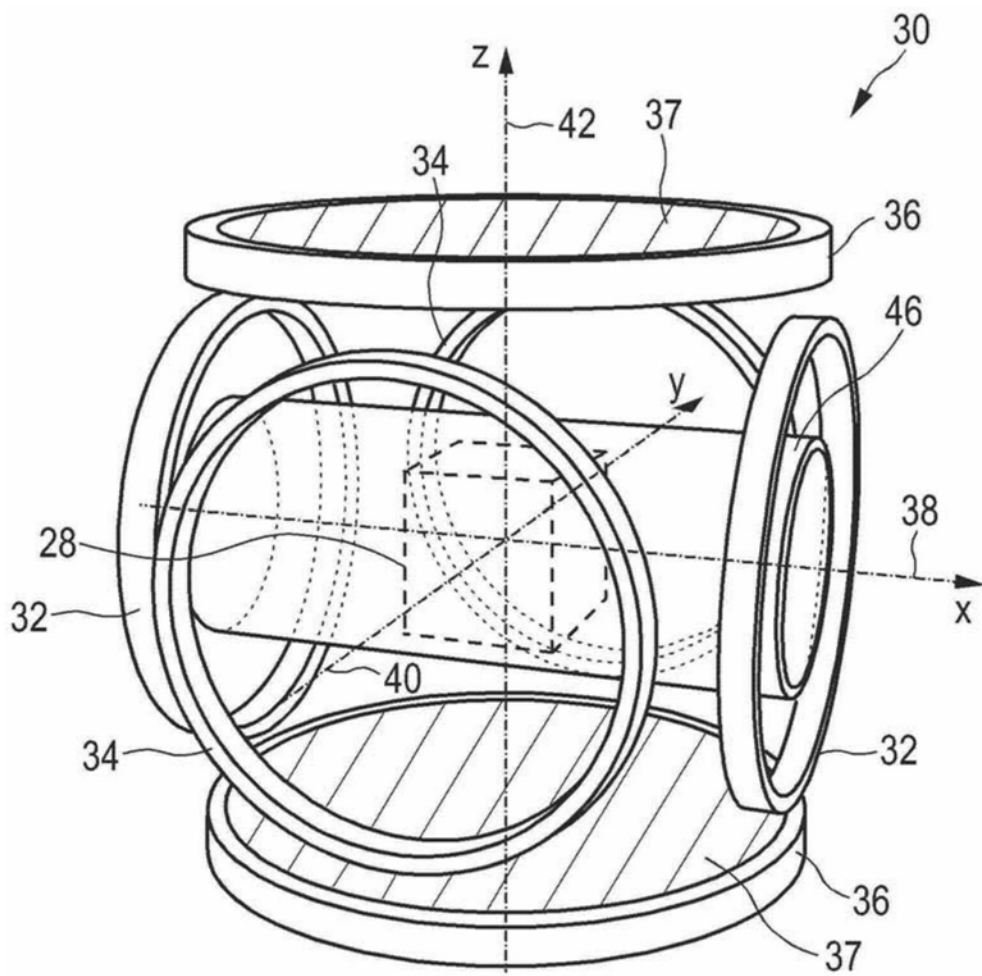


图3

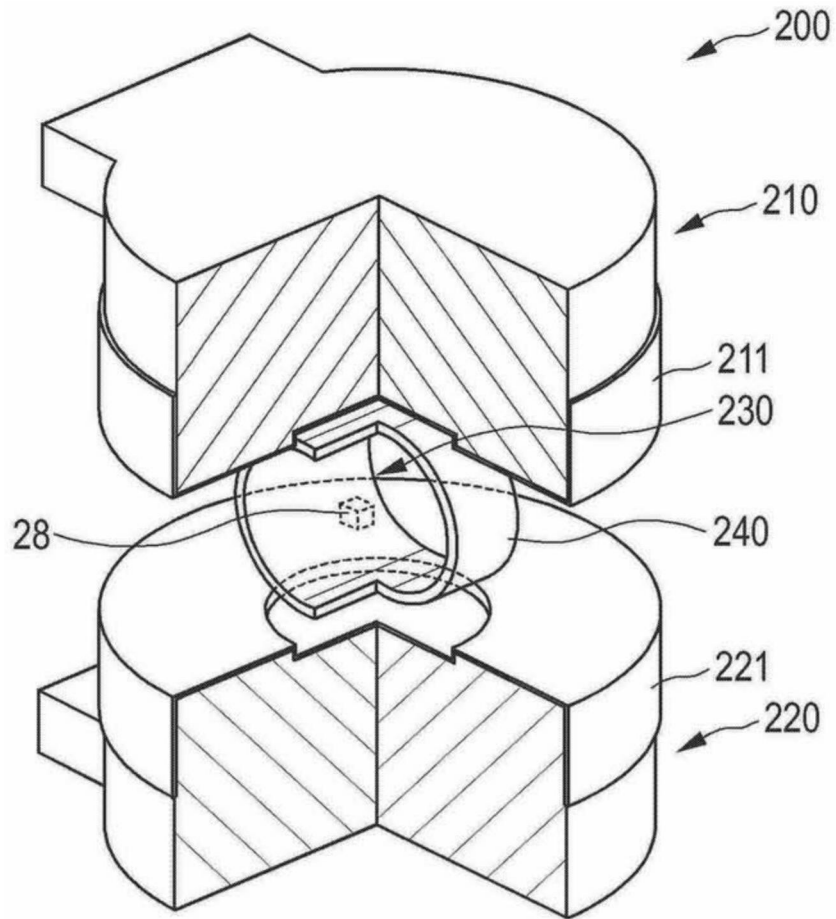


图4A

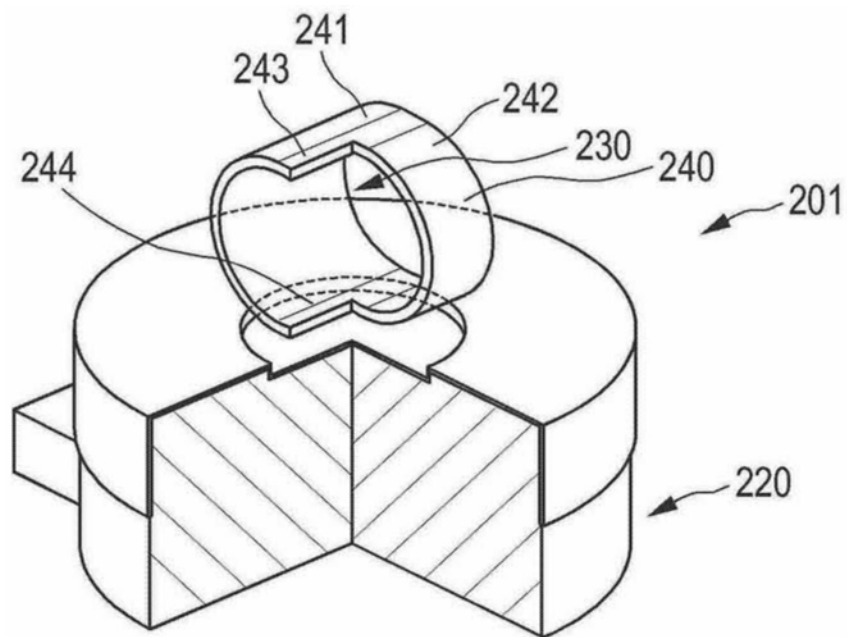


图4B

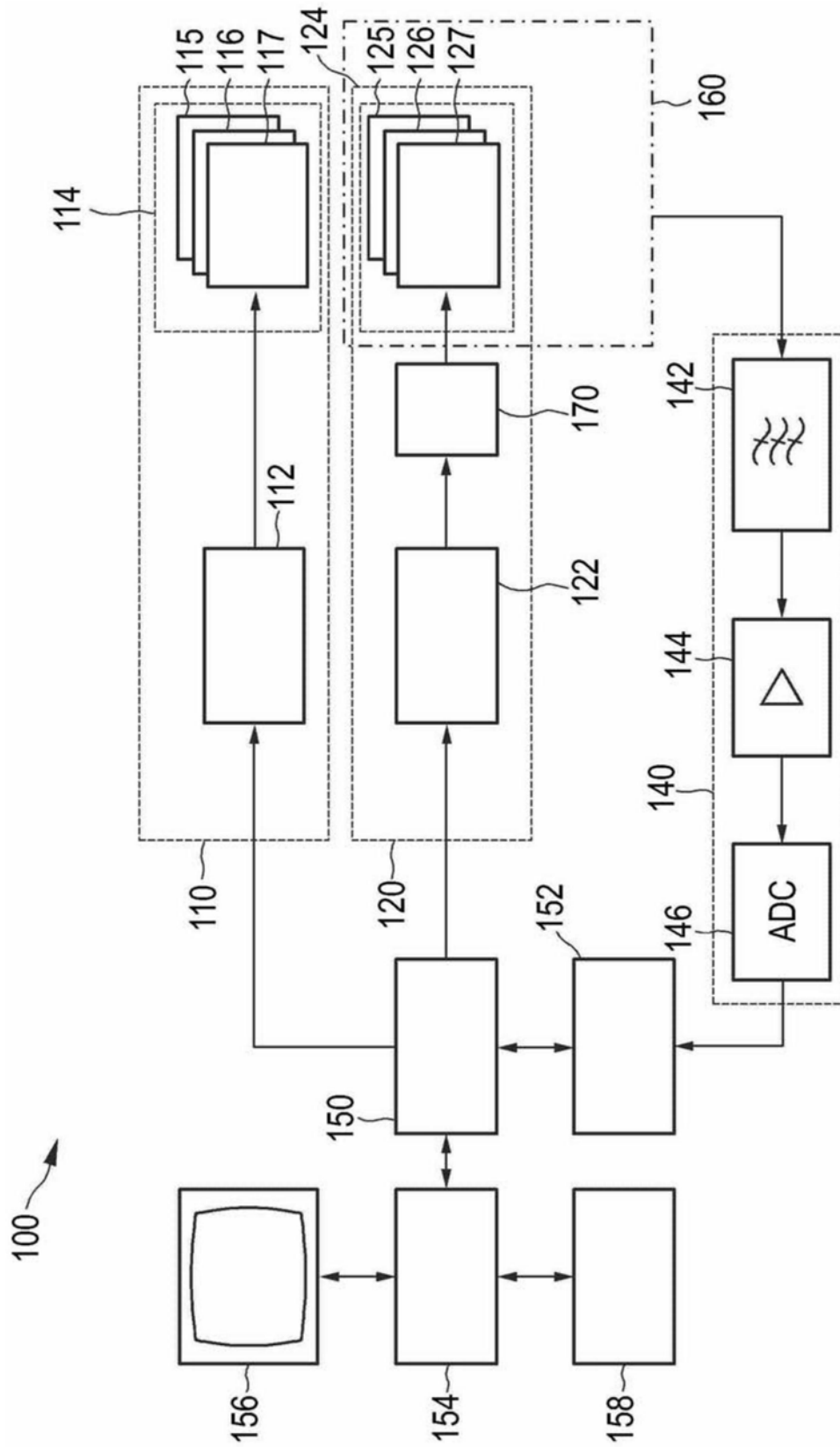


图5

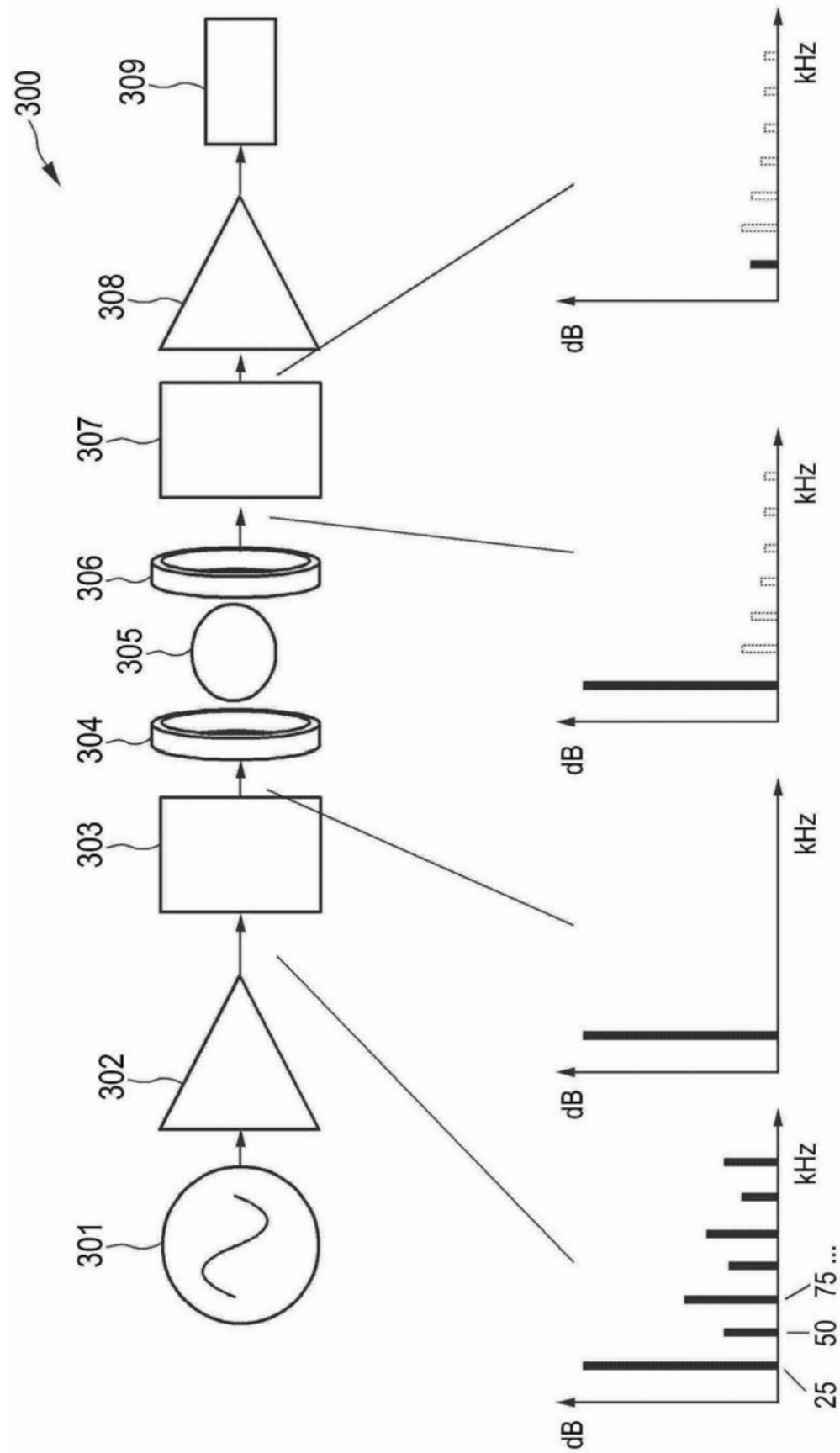


图6

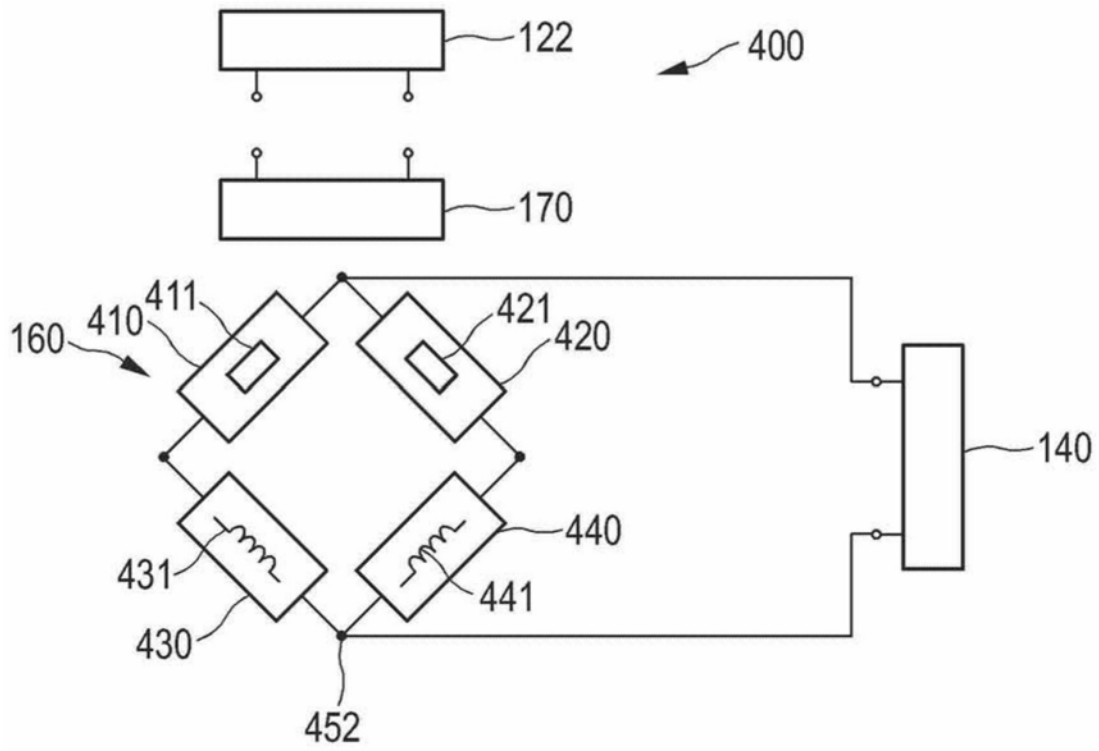


图7

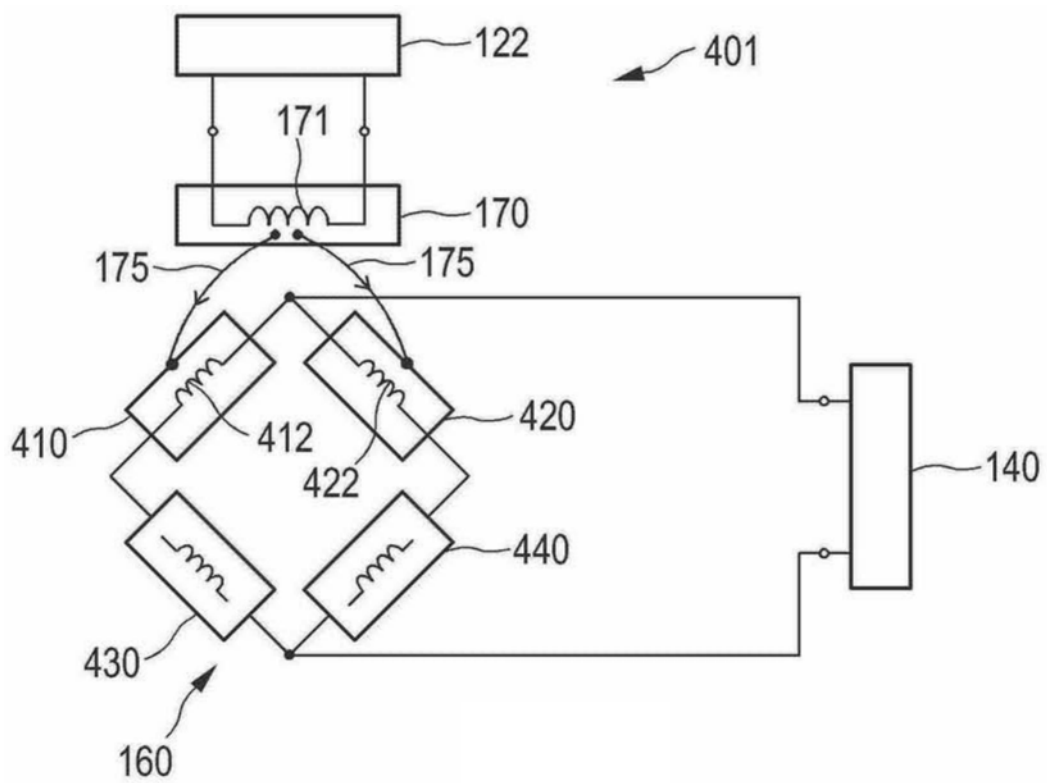


图8

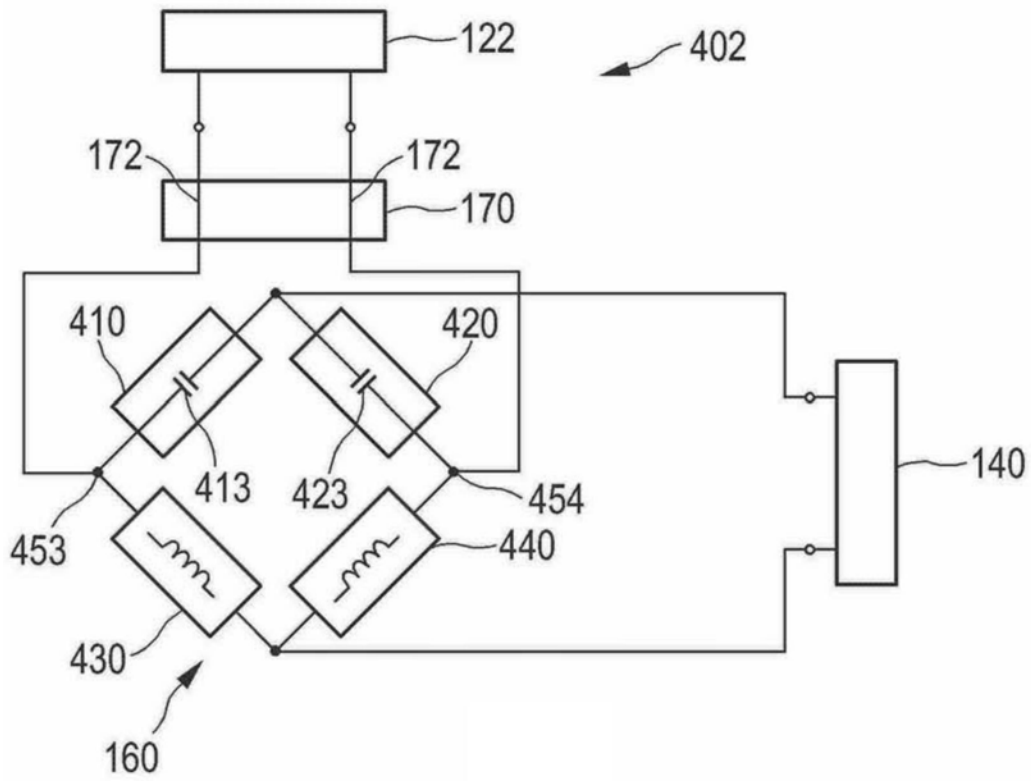


图9

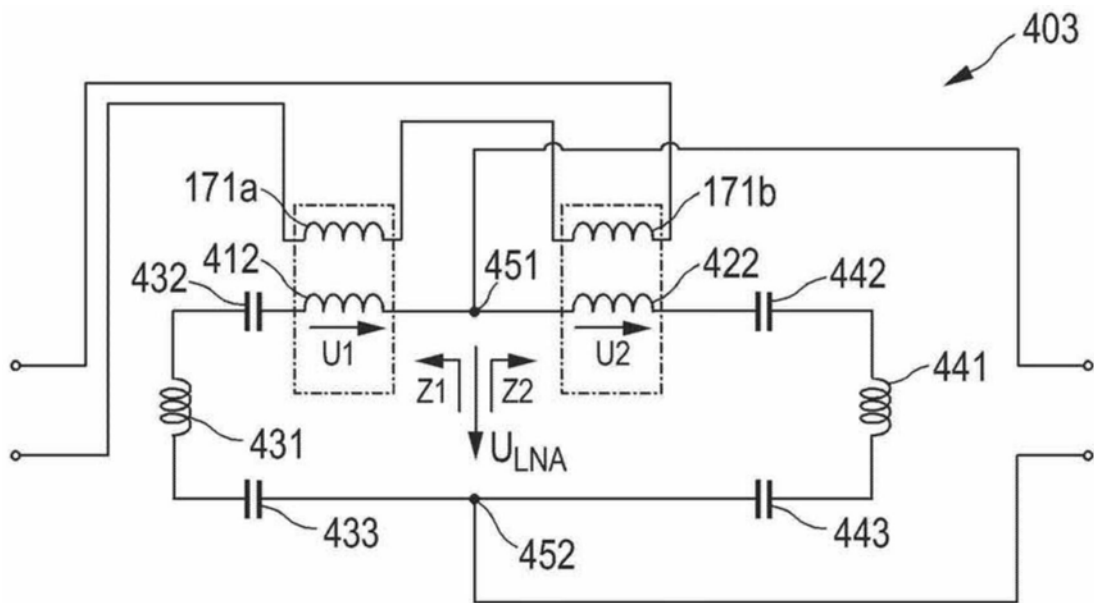


图10

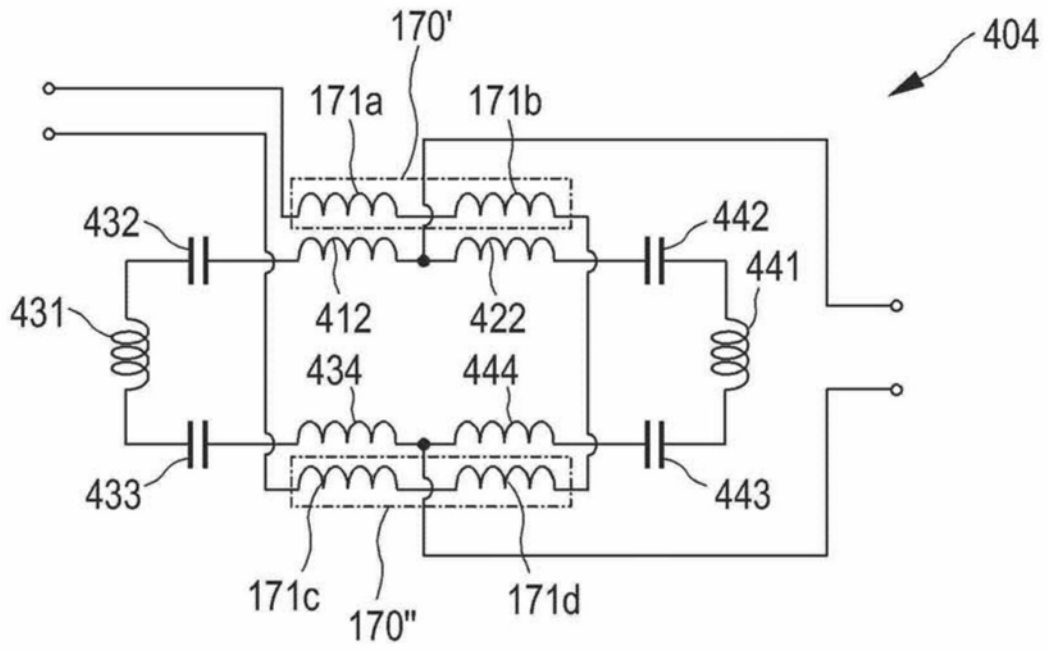


图11

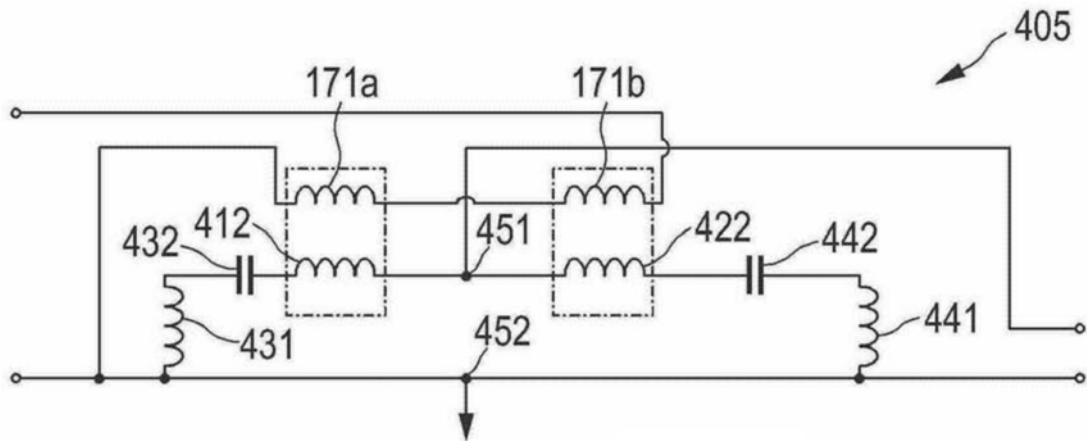


图12

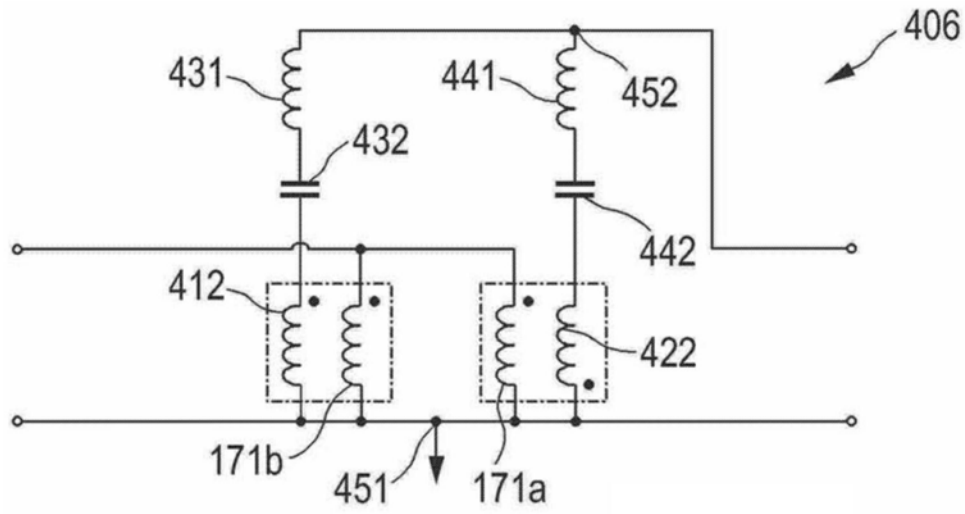


图13

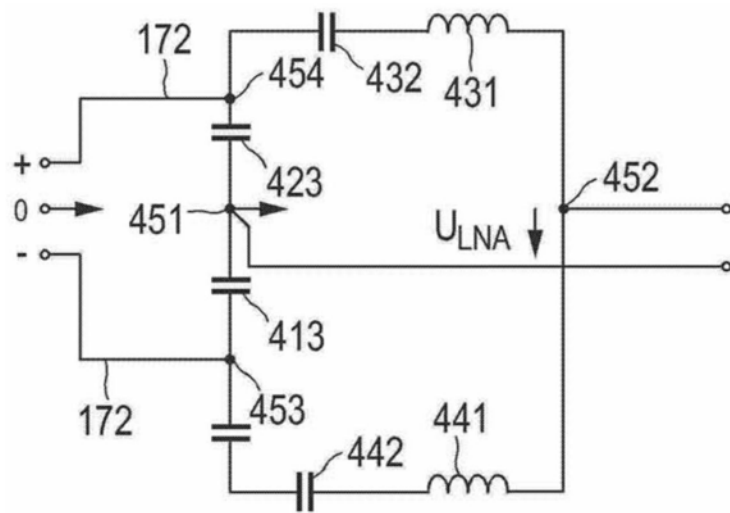


图14

专利名称(译)	包括桥接单元的用于影响和/或检测磁性粒子的装置和方法		
公开(公告)号	CN105078451B	公开(公告)日	2018-05-15
申请号	CN201510232683.8	申请日	2015-05-08
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	I施马勒 B格莱希		
发明人	I·施马勒 B·格莱希		
IPC分类号	A61B5/05 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0515 G01R33/10		
代理人(译)	李光颖 王英		
审查员(译)	王金晶		
优先权	2014168213 2014-05-14 EP		
其他公开文献	CN105078451A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于影响和/或检测在视场(28)中的磁性粒子的装置和方法。所述装置包括用于生成选择磁场(50)的选择模块以及驱动和接收模块，所述驱动和接收模块包括用于改变视场(28)中的两个子区(52、54)的空间位置并且用于采集检测信号的一个或多个组合的驱动场和选择线圈(441)。在驱动场信号发生器单元(122)与信号接收单元(140)之间提供包括电感或电容耦合元件(411、421)的平衡桥接单元(160)作为用于减少谐波背景的轻质、廉价且能容易实施的解决方案。

