



(45) 授权公告日 2015. 11. 25

权利要求书3页 说明书13页 附图12页

1. 一种正交线圈,用于与用于获得感兴趣的区域的图像或者光谱的磁共振系统一起使用,所述正交线圈包括:

(a) 外回路,用于检测与所述正交线圈的平面正交取向的磁共振信号,所述外回路中具有多个电容器,所述电容器包括:近似相等值的第一驱动电容器和第二驱动电容器,串联部署于所述外回路内并且在其结节点形成用于电平衡并且阻抗匹配所述外回路的虚拟接地;以及第一调谐电容器和第二调谐电容器,串联部署于所述外回路内而其共同节点处于与所述结节点径向对置处,并且具有选择成在所述磁共振系统的工作频率下共振所述外回路的近似相等值;以及

(b) 中心导体,在所述共同节点与所述结节点之间延伸,所述中心导体在工作频率下具有相等电容和电感电抗并且因此与所述外回路一起调谐以与之模仿用于检测与所述正交线圈的平面平行取向的磁共振信号的蝴蝶型线圈;

由此使所述正交线圈作为单个结构能够检测从所述感兴趣的区域发出的所述磁共振信号的竖直和水平分量,且所述正交线圈具有第一端口和第二端口,所述第一端口和所述第二端口中的每一个能输出表示所述磁共振信号的竖直和水平分量的电压信号;

其特征在于,所述第一端口跨接在所述第一驱动电容器两端且所述第二端口跨接在所述第二驱动电容器两端,且所述结节点位于所述第一端口和所述第二端口之间,其中所述中心导体连接至位于所述第一驱动电容器和所述第二驱动电容器之间的所述结节点。

2. 根据权利要求1所述的正交线圈,还包括具有第一信号导体、第二信号导体和接地导体的输出线,所述接地导体连接到所述结节点,并且第一和第二信号导体分别连接于第一和第二驱动电容器两端,所述第一信号导体、所述第二信号导体和所述接地导体各自具有电长度 $S_L + n(\lambda/4)$, 其中 S_L 为补充长度,所述补充长度的电抗具有与对应于该导体的所述驱动电容器的电抗相同的量值, n 为奇数整数,而 λ 为所述磁共振系统的所述工作频率的波长;并且所述第一信号导体、所述第二信号导体和所述接地导体终结于用于其的插头中,所述插头用于将所述正交线圈连接到用于所述正交线圈的接口设备。

3. 一种腔内探头,用于与用于获得患者腔内感兴趣的区域的图像或者光谱的磁共振系统一起使用,所述腔内探头包括正交线圈,所述正交线圈包括:

(a) 外回路,用于检测与所述正交线圈的平面正交取向的磁共振信号,所述外回路中具有多个电容器,所述电容器包括:近似相等值的第一驱动电容器和第二驱动电容器,串联部署于所述外回路内并且在其结节点形成用于电平衡并且阻抗匹配所述外回路的虚拟接地;以及第一调谐电容器和第二调谐电容器,串联部署于所述外回路内而其共同节点处于与所述结节点径向对置处,并且具有选择成在所述磁共振系统的工作频率下共振所述外回路的近似相等值;

(b) 中心导体,在所述共同节点与所述结节点之间延伸且因此与所述外回路占据了所述正交线圈的所述平面,所述中心导体在工作频率下具有相等电容和电感电抗并且因此与所述外回路一起调谐以与之模仿用于检测与所述正交线圈的平面平行取向的磁共振信号的蝴蝶型线圈;

由此使所述正交线圈作为单个结构能够检测从所述感兴趣的区域发出的所述磁共振信号的竖直和水平分量,且所述正交线圈具有第一端口和第二端口,所述第一端口和所述第二端口中的每一个能输出表示所述磁共振信号的竖直和水平分量的电压信号,所述第一

端口跨接在所述第一驱动电容器两端且所述第二端口跨接在所述第二驱动电容器两端,且所述结节点位于所述第一端口和所述第二端口之间,其中所述中心导体连接至位于所述第一驱动电容器和所述第二驱动电容器之间的所述结节点;并且

(c) 输出线,具有第一信号导体、第二信号导体和接地导体,所述接地导体连接到所述结节点,并且第一和第二信号导体分别连接于第一和第二驱动电容器两端,所述第一信号导体、所述第二信号导体和所述接地导体各自具有电长度 $S_L + n(\lambda/4)$, 其中 S_L 为补充长度,所述补充长度的电抗具有与对应于该导体的所述驱动电容器的电抗相同的量值, n 为奇数整数,而 λ 为所述磁共振系统的所述工作频率的波长;并且所述第一信号导体、所述第二信号导体和所述接地导体终结于用于其的插头中,所述插头用于将所述正交线圈连接到用于所述腔内探头的接口设备。

4. 根据权利要求3所述的腔内探头,其中第一和第二驱动电容器各自具有近似62pF的值而第一和第二调谐电容器各自具有近似30pF的值,各所述值限于以下至少之一:所述外回路和所述中心导体中固有的电感,和向所述外回路和所述中心导体中的至少一个添加的电感。

5. 一种正交线圈,用于与用于获得感兴趣区域的图像或者光谱的磁共振系统一起使用,所述正交线圈包括:

(a) 柔性衬底,包括电介质材料;

(b) 第一导线图案,粘合到所述柔性衬底的一侧,所述第一导线图案包括外导电回路,所述外导电回路具有大体上对称形状并且在其一端限定驱动间隙和在其另一端限定第一调谐间隙;

(c) 第二导线图案,粘合到所述柔性衬底的相反侧,所述第二导线图案包括驱动导电段和调谐导电段,所述驱动导电段与所述驱动间隙对称地重叠并且和与之相对的所述外导电回路和所述柔性衬底一起在其间形成近似相等值的第一驱动电容器和第二驱动电容器,其间有结节点;并且所述调谐导电段与所述第一调谐间隙重叠并且和与之相对的所述外导电回路和所述柔性衬底一起在其间形成近似相等值的第一调谐电容器和第二调谐电容器,这些电容器的共同结节点处于与所述结节点径向对置处;以使得所述第一导电图案的所述外导电回路以及所述第二导电图案的所述驱动导电段和所述调谐导电段形成简易回路型线圈,在所述简易回路型线圈中,第一和第二驱动电容器在其所述结节点形成用于电平衡并且阻抗匹配所述简易回路型线圈的虚拟接地,并且在所述简易回路型线圈中,第一和第二调谐电容器使所述简易回路型线圈能够在所述磁共振系统的工作频率下共振并且因此检测与所述正交线圈的平面正交取向的磁共振信号,所述正交线圈的平面由所述柔性衬底和第一和第二导电图案所占据;

(d) 所述第一导线图案也包括内导电段,所述内导电段部署于所述驱动间隙与所述第一调谐间隙之间、但是未连接到所述外导电回路以及其中的所述驱动间隙和所述第一调谐间隙;并且

(e) 所述第二导线图案也包括在所述驱动导电段与所述调谐导电段之间延伸的中心导电段并且在其中限定第二调谐间隙,所述内导电段与所述第二调谐间隙重叠并且和与之相对的所述中心导电段和所述柔性衬底一起在其间形成电抗在所述工作频率下与所述内导电段和所述中心导电段的导电电抗相等的第三调谐电容器并且因此使所述内导电段和所

述中心导电段用作在所述共同节点和所述结节点之间延伸的导体,且能够与所述简易回路型线圈一起调谐以与之模仿用于检测与所述正交线圈的平面平行取向的磁共振信号的蝴蝶型线圈;

由此使所述正交线圈作为单个结构能够检测从所述感兴趣的区域发出的所述磁共振信号的竖直和水平分量,且所述正交线圈具有第一端口和第二端口,所述第一端口和所述第二端口中的每一个能输出表示所述磁共振信号的竖直和水平分量的电压信号,所述第一端口跨接在所述第一驱动电容器两端且所述第二端口跨接在所述第二驱动电容器两端,且所述结节点位于所述第一端口和所述第二端口之间,其中所述中心导体连接至位于所述第一驱动电容器和所述第二驱动电容器之间的所述结节点。

6. 根据权利要求 5 所述的正交线圈,还包括:

(a) 接地导体,粘合到所述柔性衬底的所述一侧并且连接到所述结节点;以及

(b) 第一信号导体和第二信号导体,粘合到所述柔性衬底的所述另一侧并且分别连接于第一和第二驱动电容器两端,所述第一信号导体、所述第二信号导体和所述接地导体各自具有电长度 $S_L + n(\lambda/4)$, 其中 S_L 为补充长度,所述补充长度的电抗具有与对应于该导体的所述驱动电容器的电抗相同的量值, n 为奇数整数,而 λ 为所述磁共振系统的所述工作频率的波长;并且所述第一信号导体、所述第二信号导体和所述接地导体终结于用于其的插头中,所述插头用于将所述正交线圈连接到用于所述正交线圈的接口设备。

正交直肠内线圈及用于该正交直肠内线圈的接口设备

技术领域

[0001] 本发明总体涉及使用磁共振 (MR) 系统来获得腔内结构的图像和光谱的系统和方法。更具体而言,本发明涉及一种能够根据从在 MR 手术期间激励的核子获得的 MR 信号来提供图像和光谱结果的正交直肠内线圈和关联接口设备。

背景技术

[0002] 提供以下背景信息以帮助读者理解下文公开的本发明和它的通常使用环境。在本文中除非另有明示则并不明确或者隐含地使这里所用术语限于任何特定狭义解释。

[0003] 磁共振成像 (MRI) 是一种产生人体内部的高质量图像的无创方法。它允许医疗人员看见人体内部而无需外科手术或者使用电离辐射如 X 光。图像的分辨率高到使得癌症和其它病理形式经常可以在视觉上区别于健康组织。也已经开发磁共振技术和系统用于进行可以用来查明身体组织或者其它材料的化学含量的光谱分析。

[0004] MRI 使用一种大功率磁体、无线电波和计算机技术以创建身体内的软组织、肌肉、神经和骨骼的具体图像。它通过利用氢原子 (在活体生物组织内的所有细胞中大量发现的原子) 的基本性质来这样做。在无磁场时,氢原子的核子如陀螺般自旋或者在每个方向上随机产生进动。然而在受到强磁场时,氢核子的自旋轴在场的方向上对准它们本身。这是因为氢原子的核子具有称为大磁力矩 (一种与场的方向对齐的强大固有趋势) 的性质。待成像的区域的氢核子共同创建与磁场平行指向的平均磁化矢量。

[0005] 典型 MRI 系统或者扫描仪包括主磁体、三个梯度线圈、射频 (RF) 天线 (常称为整体线圈) 和计算机站,操作者可以从该计算机站控制系统。然而 MRI 系统的主要部件为主磁体。它通常在性质上为超导而在形状上为圆柱形。主磁体在它的孔洞 (在 MRI 手术期间患者放置于其中的开口) 内生成既均匀又静态 (不可变) 的常称为 B_0 场的强磁场。这一 B_0 磁场沿着孔洞的称为 z 方向的纵轴取向,这迫使身体中的氢原子的磁化矢量与该轴平行对准它们本身。在这一对准中预备核子以从整体线圈接收适当频率的 RF 能量。这一频率称为拉莫尔频率并且取决于方程 $\omega = \gamma B_0$, 其中 ω 为拉莫尔频率 (氢原子在该频率产生进动), γ 为回转磁常数,而 B_0 为静态磁场的强度。

[0006] RF 天线或者整体线圈一般用来既发送 RF 能量脉冲又接收由此在氢核子中感应的所得磁共振 (MR) 信号。具体而言,体线圈在它的发送循环期间向圆柱孔中广播 RF 能量。这一 RF 能量创建也称为 RF B_1 场的射频磁场,该磁场的磁场线在与氢核子的磁化矢量垂直的线中定向。RF 脉冲使氢核子的自旋轴参照主 (B_0) 磁场倾斜、因此使净磁化矢量从 z 方向偏离已知角度。然而 RF 脉冲将仅影响在 RF 脉冲的频率下关于其轴产生进动的那些氢核子。换言之,将仅影响在该频率下“共振”的核子,并且与三个梯度线圈的操作结合实现这样的共振。

[0007] 梯度线圈为电磁线圈。各梯度线圈用来在孔洞内沿着三个空间方向 (x, y, z) 之一生成线性可变而静态的磁场。定位于主磁体以内的梯度线圈能够在以具体方式很快接通和关断它们时在很局部的水平上变更主磁场。因此与主磁体结合可以根据各种成像技术操作

梯度线圈,从而氢核子——在任何给定点或者在任何给定条带、分片或者单位体积中——将能够在施加适当频率的 RF 脉冲时实现共振。响应于 RF 脉冲,在所选区域中的产生进动的氢原子吸收从体线圈发送的 RF 能量、因此迫使其磁化矢量从主 (B_0) 磁场的方向倾斜开。如下文进一步说明的那样,在关断体线圈时,氢核子开始以 MR 信号的形式释放 RF 能量。

[0008] 一种可以用来获得图像的公知技术称为自旋回波成像技术。根据这一技术操作的 MRI 系统首先激活一个梯度线圈以沿着 z 轴建立磁场梯度。这称为“分片选择梯度”,并且在施加 RF 脉冲时建立它而在关断 RF 脉冲时关闭它。它允许共振仅出现在位于成像区域的分片内的那些氢核子内。在位于感兴趣的平面的任一侧上的任何组织中不会出现共振。紧接在 RF 脉冲停止之后,在激活的分片内的所有核子“同相”、即它们的磁化矢量都在相同方向上指向。分片中的所有氢核子的净磁化矢量将在它们自己的设备左边松弛、因此与 z 方向重新对准。然而代之以短暂激活第二梯度线圈以沿着 y 轴创建磁场梯度。这称为“相位编码梯度”。它使分片内的核子的磁化矢量随着某人在梯度的最弱与最强端之间移动而在越来越不同的方向上指向。接着在已经关断 RF 脉冲、分片选择梯度和相位编码梯度之后短暂激活第三梯度线圈以沿着 x 轴创建梯度。这称为“频率编码梯度”或者“读出梯度”,因为仅在最终测量 MR 信号时施加它。它使松弛的磁化矢量被有差别地重新激励,从而在梯度的下端附近的核子开始以更快速率产生进动而在高端的核子甚至速度更快地加速。在这些核子再次松弛时,最快的核子(在梯度高端的核子)将发射最高频率的无线电波。

[0009] 梯度线圈共同允许对 MR 信号进行空间编码,从而成像区域的各部分由它的共振信号的频率和相位唯一限定。具体而言,随着氢核子松弛,各自变成小型无线电发送器,该发送器根据它驻留于其中的局部微环境发出随时间改变的特征脉冲。例如,脂肪中的氢核子具有与水中的氢核子不同的微环境、因此发送不同脉冲。由于这些不同,不同组织与相异组织的不同的水与脂肪之比结合而发送不同频率的无线电信号。体线圈在它的接收循环期间检测常统称为 MR 信号的这些小型无线电传输。这些独特的共振信号从体线圈传向 MR 系统的接收器,它们在这些接收器转换成与之对应的数学数据。必需重复整个过程多次以形成信噪比 (SNR) 良好的图像。MR 系统可以使用多维傅里叶变换将数学数据转换成二维或者甚至三维图像。

[0010] 在需要身体具体部分的更具体图像时,经常使用局部线圈而不是整体线圈。局部线圈可以采用体积线圈或者表面线圈的形式。体积线圈用来包围或者围绕待成像的体积(例如头部、臂部、腕部、腿部或者膝盖)。然而表面线圈仅放置于患者的表面上,从而可以对感兴趣的下层区域进行成像(例如腹部、胸部和 / 或骨盆区域)。此外,局部线圈可以被设计成作为仅进行接收的线圈或者发送 / 接收 (T/R) 线圈来操作。如上文所言,前者仅能检测身体响应于 MRI 手术而产生的 MR 信号。然而 T/R 线圈能够接收 MR 信号以及发送产生 RF B_1 磁场(这是用于在身体组织中感应共振的前提)的 RF 脉冲。

[0011] 至于仅进行接收的线圈,在 MRI 领域中公知使用单个无论表面还是体积的局部线圈以检测 MR 信号。早期的接收线圈仅为线性线圈,这意味着它们可以检测感兴趣的区域所产生的 MR 信号的两个正交(即竖直 M_x 和水平 M_y) 分量中的仅一个分量。线性线圈的一个例子为图 1 中所示的单个回路线圈。这一回路仅能检测与回路的平面垂直 / 竖直取向的磁场(即 MR 信号)。线性线圈的另一例子为图 2 中所示蝴蝶线圈。不同于单个回路,蝴蝶线圈仅对与线圈的平面平行取向的磁场敏感。这是因为通过在中间扭转回路以关于中点形成

两个相同子回路来构造蝴蝶线圈。由于在子回路中流动的电流相同、但是在逆向旋转方向上流动,所以流过对称结构的一个子回路的电流所生成的磁通与由于在另一子回路中的电流所致的磁通相等、但是相反。因此,由于逆向旋转电流所致的竖直场关于结构的中点相反并且相互抵消。然而那些电流生成的水平场组合从而产生与线圈的平面平行取向的磁场。

[0012] 虽然它们在单独使用时作为线性线圈来工作,但是单个回路和蝴蝶线圈元件——在接连堆叠时——共同作为正交线圈来工作。在堆叠和电组合两个这样的局部线圈以形成一种两个线圈元件的结构时使所得正交线圈能够检测从患者发出的 MR 信号的竖直和水平分量。如在美国专利 4,816,765 中教导的那样,在 MRI 领域中公知在物理上堆叠两个线性线圈元件以形成这样的正交线圈。

[0013] 与线性接收线圈比较,正交接收线圈使 MRI 系统能够提供 SNR 明显更高(通常比线性线圈高多达 41%)的图像。然而即使有正交模式的检测所带来的改进,单个线圈的方式仍然在图像质量上有待改进。单个线圈的方式固有的弊端可归因于仅一个线圈结构用来在整个感兴趣的区域内采集 MR 信号。

[0014] 开发相控阵列线圈系统以克服单个线圈的方式的短处。相控阵列方式使用多个更小局部线圈而不是一个大局部线圈,其中各这样的线圈元件覆盖或者围绕感兴趣的区域的仅一部分。例如在具有两个这样的线圈元件的系统中,各自将覆盖或者围绕感兴趣的区域的近似一半,其中两个线圈元件通常出于磁隔离的目的而部分重叠。两个线圈元件将从它们的相应部分同时采集 MR 信号,并且它们不会由于重叠而不利地相互作用。由于各元件覆盖感兴趣的区域的仅一半,所以各这样的元件能够接收 SNR 比区域在它的覆盖区内的那一部分更高的 MR 信号。相控阵列的更小局部线圈元件因此共同向 MRI 系统提供为了生成分辨率比可以独自从单个大局部线圈获得的分辨率更高的整个感兴趣的区域的图像而必需的信号数据。

[0015] 相控阵列线圈系统的一个例子为宾夕法尼亚州印第安诺拉的 MEDRAD 公司提供的 Torso 阵列。Torso 阵列包含四个表面线圈,其中两个设置于前明轮中而另两个设置于后明轮中。两个明轮被设计成与前表面和后表面相抵放置。Torso 阵列被设计用于与如下 MR 系统一起使用,该 MR 系统的数据采集系统具有多个接收器。Torso 阵列的四个引线(各个引线来自两个前表面线圈和两个后表面线圈)可以连接到单独接收器,其中各接收器放大和数字化它接收的信号。MR 系统然后结合来自单独接收器的数字化信号以形成总体 SNR 比可以独自从覆盖整个感兴趣的区域的单个局部线圈或者甚至两个更大的前和后局部线圈获得的 SNR 更好的图像。

[0016] 也公知使用多个腔内探头以获得内部身体结构的图像。在全部转让给本发明的受让人并且通过引用结合于此的美国专利 5,476,095 和 5,355,087 以及第 10/483,945 和 11/719,253 号美国申请(分别公开为公开号为 2004/0236209A1 和 2009/0076378A1 的美国专利申请)中公开了若干现有技术的腔内探头。在这些参考文献中公开的现有技术探头被设计成插入于身体开口如直肠、阴道和口腔中。那些参考文献也公开了如下接口设备,这些设备被设计成将它们的相应腔内探头与 MR 成像和光谱系统进行接口。在也转让给本发明的受让人并且通过引用结合于此的美国专利 5,348,010 中公开了一种使用腔内探头的方法。

[0017] 与其关联接口单元结合操作的各现有技术探头允许 MR 系统生成各种内部器官如

前列腺、结肠或者子宫颈的图像和光谱结果。这样的腔内探头通常包括轴杆和在其远端上的气球型罩,局部线圈收纳于该罩中。轴杆具有允许气球在探头的远端插入于身体开口中和从身体开口取出期间放气的充气内腔。气球可以在恰当定位于开口中时充气以使其中的局部线圈与待成像的内部器官靠近。经过轴杆中的另一内腔布线的输出线缆将局部线圈连接到用来将腔内探头连接到它的关联接口设备的外部插头。

[0018] 这样的腔内探头的例子包括全部由 MEDRAD 公司生产的 BPX-15 前列腺 / 直肠内线圈、PCC-15 结肠直肠线圈、BCR-15 子宫颈线圈和 BPX-30 前列腺 / 直肠内线圈。与这些腔内探头一起使用的所有接口设备的例子包括也由 MEDRAD 公司生产的单通道 ATD-II、4 通道 ATD-Torso、4 通道 1.5T MR64ERA、8 通道 1.5T M64ERA8-HD、8 通道 3.0T M128ERA8-HD 单元和 1.5T & 3.0T 接口设备(用于为西门子和飞利浦制造的各种扫描仪)。

[0019] ATD-II 接口设备用来将 BPX-15 探头与 MR 系统的一个接收器进行接口以提供前列腺的图像或者光谱。多通道接口设备用来不仅将一个或者多个现有技术探头而且将 MEDRAD Torso 阵列与 MR 系统的多个接收器进行接口。例如在 4 通道 1.5T MR64ERA 接口设备连接到 BPX-15 探头和 Torso 阵列时,MR64ERA 接口设备允许 MR 系统提供不仅前列腺而且周围解剖体(即腹部、胸部和骨盆区域)的图像或者光谱。

[0020] 迄今为止已经设计具有仅单个回路线圈的腔内探头,尽管各自具有如下电路,该电路被唯一地构造成使得调谐和电平衡回路线圈以与特定场强度的 MR 系统一起操作。这些现有技术探头因此表现与其它线性线圈相同的弊端、即仅能检测 MR 信号的两个正交分量之一。

[0021] 因此将希望引入如下腔内探头,该探头的内部线圈结构对 MR 信号的竖直和水平分量均敏感。然而为腔内探头用途设计的正交线圈必需尽可能小而灵活。它必须能够配合于可膨胀(可充气)和可收缩(可放气)的气球或者其它适当罩内并且因此使探头的罩能够可插入于和穿过前述身体开口,从而其中的正交线圈可以定位成与待成像的内部器官靠近而给患者的不适感全程最少。比如在上述美国专利 4,816,765 中公开的正交线圈结构这样的正交线圈结构将是不够的。它的堆叠两个元件的结构使得难以实现最优 SNR,因为必须精确对准分离的元件以避免在它们自己之间的交叉耦合。即使有最优对准,仍然固有地有损于堆叠的结构对 MR 信号的竖直和水平分量进行检测的能力。

[0022] 因此将希望发明一种适合在腔内探头中使用和提供其它表面线圈的单元件正交线圈及其关联接口设备。为了提供腔内探头,将理想的是正交线圈尽可能小、从而它可以容易并入于其适当罩内并且容易可插入于和可操控于前述身体开口内。在所有的显示中,尽可能灵活以使其符合患者的表面或其内部器官由此尽可能邻近于感兴趣的下层区域的正交线圈是理想的。在这样做时,这样的正交线圈将提供如与现有技术的正交线圈比较有更大的覆盖范围和提高了的 SNR 性能。

发明内容

[0023] 在本发明的当前优选的实施例中,正交线圈能够与用于获得感兴趣的区域的图像或者光谱的 MR 系统一起使用。该正交线圈包括:电介质材料的柔性衬底;第一导线图案,粘合到柔性衬底的一侧;以及第二导线图案,粘合到柔性衬底的另一侧。第一导线图案包括外导电回路,外导电回路具有大体上对称形状并且在其一端限定驱动间隙和在其另一端限定

第一调谐间隙。第二导线图案包括驱动导电段和调谐导电段。驱动导电段与驱动间隙对称地重叠并且和与之相对的外导电回路和柔性衬底一起在其间形成近似相等值的第一驱动电容器和第二驱动电容器,其间有结节点。调谐导电段与第一调谐间隙重叠并且和与之相对的外导电回路和柔性衬底一起在其间形成近似相等值的第一调谐电容器和第二调谐电容器,这些电容器的共同结节点处于与结节点径向对置处。外导电回路以及驱动和调谐导电段形成简易回路型线圈,在简易回路型线圈中,第一和第二驱动电容器在其结节点形成用于电平衡并且阻抗匹配简易回路型线圈的虚拟接地。第一和第二调谐电容器也使简易回路型线圈能够在 MR 系统的工作频率下共振并且因此检测与正交线圈的平面正交取向的 MR 信号。第一导线图案也包括内导电段,内导电段部署于驱动与第一调谐间隙之间、但是未连接到外导电回路以及其中的驱动和第一调谐间隙。第二导线图案也包括在驱动与调谐导电段之间延伸的中心导电段并且在其中限定第二调谐间隙。内导电段与第二调谐间隙重叠并且和与之相对的中心导电段和柔性衬底一起在其间形成电抗在工作频率下与内和中心导电段的导电电抗相等的第三调谐电容器。这使内和中心导电段能够与简易回路型线圈一起调谐以与之形成用于检测与正交线圈的平面平行取向的 MR 信号的蝴蝶型线圈。使所得单个结构的正交线圈能够检测从患者的感兴趣的区域发出的 MR 信号的竖直和水平分量。

[0024] 在一个更广泛的方面中,本发明提供一种与用于获得感兴趣的区域的图像或者光谱的 MR 系统一起使用的正交线圈。该正交线圈包括外回路和平分外回路的中心导体。外回路被设计成检测与正交线圈的平面正交取向的 MR 信号。外回路包括多个电容器,这些电容器包括:近似相等值的第一驱动电容器和第二驱动电容器,串联部署于外回路内并且在其结节点形成用于电平衡并且阻抗匹配外回路的虚拟接地。外回路也包括:第一调谐电容器和第二调谐电容器,串联部署于外回路内而其共同节点处于与结节点径向对置处。第一和第二调谐电容器具有选择成在 MR 系统的工作频率下共振外回路的近似相等值。中心导体在外回路的共同节点与结节点之间延伸,中心导体在工作频率下具有相等电容和电感电抗并且与外回路一起调谐以与之形成用于检测与正交线圈的平面平行取向的 MR 信号的蝴蝶型线圈。使所得单个结构的正交线圈能够检测从患者的感兴趣的区域发出的 MR 信号的竖直和水平分量。

[0025] 在本发明的一个有关方面和当前优选实施例中,一种接口设备能够将正交线圈与 MR 系统进行接口。正交线圈具有第一和第二端口,各端口能够在接收循环期间输出电压信号,这些电压信号代表从患者的感兴趣的区域发出的水平和竖直取向的 MR 信号,从而第一和第二端口输出的代表水平取向的 MR 信号的电压信号隔开 0 度而第一和第二端口输出的代表竖直取向的 MR 信号的电压信号隔开 180 度。接口设备包括第一和第二移相网络、第一和第二功率分配器、零度组合器和 180 度组合器。可连接于正交线圈的第一端口两端的第一移相网络使从第一端口接收的电压信号的相位能够移位 90 度。可连接于正交线圈的第二端口两端的第二移相网络使从第二端口接收的电压信号的相位能够移位 90 度。第一分配器划分由第一移相网络移相的电压信号,而第二分配器划分第二移相网络移相的电压信号。零度组合器构造性地组合从第一分配器接收的代表水平取向的 MR 信号的电压信号与从第二分配器接收的代表水平取向的 MR 信号的电压信号。它也利用从第二分配器接收的代表竖直取向的 MR 信号的电压信号解构性地抵消从第一分配器接收的代表竖直取向的 MR 信号的电压信号。180 度组合器构造性地组合从第一分配器接收的代表竖直取向的 MR 信号

的电压信号与从第二分配器接收的代表竖直取向的 MR 信号的电压信号。它也利用从第二分配器接收的代表水平取向的 MR 信号的电压信号解构性地抵消从第一分配器接收的代表水平取向的 MR 信号的电压信号。优选地,接口设备也包括两个预放大器网络,其中第一个设置于第一移相网络与第一分配器之间而第二个设置于第二移相网络与第二分配器之间。可选地,接口设备还可以包括:90 度混合耦合器,用于组合从零度组合器接收的代表水平取向的 MR 信号的电压信号与从 180 度组合器接收的代表竖直取向的 MR 信号的电压信号。

附图说明

[0026] 通过参照下文具体公开内容和以下附图将更好地理解本发明及其当前优选和替代实施例:

[0027] 图 1 示出了单个回路线圈和它能够感测的竖直取向磁场的示意图。

[0028] 图 2 示出了蝴蝶线圈和它能够感测的水平取向磁场的示意图。

[0029] 图 3 是根据本发明的正交直肠内线圈及其接口设备的简化示意图。

[0030] 图 4 是设计成与 1.5T MR 系统一起操作的本发明的正交直肠内线圈的具体示意图。

[0031] 图 5 示出了 MR 信号流的竖直分量所感应的电流如何在图 4 中所示正交线圈的外回路内流动。

[0032] 图 6 示出了 MR 信号的水平分量所感应的电流如何在图 4 中所示正交线圈内形成的蝴蝶型结构内流动。

[0033] 图 7 是用于本发明的正交直肠内线圈的接口设备的具体电路图。

[0034] 图 8 以流程图形式图示了接口设备的另一实施例。

[0035] 图 9 是设计成与 3.0T MR 系统一起操作的本发明的正交直肠内线圈的具体示意图。

[0036] 图 10 在单独层中图示了由如下薄的柔性电介质衬底材料制成的本发明的正交线圈,已经在任一侧上向该衬底材料粘合互补的和不同的导线图案以形成导电通路以及调谐和去耦合所需要的电容器。

[0037] 图 11 图示了微带形式的输出线的简化示意图,该输出线连接到用于与 1.5T MR 系统一起操作的柔性衬底设计的正交线圈。

具体实施方式

[0038] 下文公开的本发明在所有它的实施例和有关方面中理想地与设计成在 1.0 至 3.0 特斯拉或者其间任何值的场强度操作的磁共振 (MR) 系统一起使用,尽管它也可以被设计用于与在更低或者更高场强度可操作的 MR 系统一起使用。该技术适用于如下扫描仪,这些扫描仪的磁体配置有水平或者竖直孔洞取向或者混合变化并且配置有开放或者闭合的孔洞。

[0039] 虽然这里在具体实施方式中描述本发明(即描述为正交直肠内线圈——该线圈能够并入于适当壳内以形成可插入于直肠内的腔内探头以获得前列腺的图像和/或光谱),但是应当理解本发明同样能够适于从感兴趣的其它区域(比如经过口腔、阴道或者腔内探头可穿透的其它孔可到达的区域)获得图像和/或光谱。也应当清楚这里呈现的原理也可

以应用于广泛多种表面线圈阵列、比如用于颈部、躯干和身体其它结构成像的表面线圈阵列。

[0040] 图 3-11 图示了本发明、即单元件正交直肠内线圈及其接口设备,该接口设备用于将线圈与 MR 系统的适当输入端口进行接口。在所有实施例中,本发明的正交直肠内线圈体现为对 MR 信号的竖直和水平分量均敏感的单元件结构。

[0041] 图 4 是设计成与 1.5T MR 系统一起使用的本发明的正交直肠内线圈的示意图。大体上表示为 100 的正交线圈包括外回路 110、平分外回路 110 的中心导体 150 和输出线 180。外回路 110 包括多个电容器(包括第一和第二驱动电容器 111 和 112 以及第一和第二调谐电容器 121 和 122)。近似相等值的驱动电容器 111 和 112 串联部署于外回路 110 内并且在它们的结节点 2 形成用于电平衡并且阻抗匹配回路的虚拟接地。调谐电容器 121 和 122 也串联部署于外回路 110 内而它们的共同节点 3 处于与结节点 2 径向对置处。近似相等值的调谐电容器 121 和 122 被选择成在 MR 系统的工作频率共振外回路 110。就这一点而言,外回路 110 在图 4 中表示为具有四个电感器。那些电感器的值仅代表回路的导电(例如铜)段中固有的电感。已经选择外回路 110 中的电容器的值使得回路的电容电抗在工作频率下在量值上等于回路的电感电抗。出于该目的,分立电感器也可以并入于外回路 110 中。

[0042] 以这一方式,已经调谐图 4 的外回路 110 以检测在 1.5T MR 系统的工作频率下从患者发出的 MR 信号。外回路 110 的形状规定环路仅能检测其场线与回路的平面竖直取向的那些 MR 信号。然而前述调谐方案也对外回路 110 输出的如下所得电压信号施加 180 度移相,这些电压信号代表它检测的竖直取向的 MR 信号。具体而言,相对于在结节点 2 的虚拟接地,在第一驱动电容器 111 两端(即在第一端口)可检测的电压信号的相位与在第二驱动电容器 112 两端(即在第二端口)可检测的电压信号的相位相差 180 度。这一相位差的意义结合下文讨论的接口设备的操作变得清楚。

[0043] 中心导体 150 在外回路 110 的结节点 2 与共同节点 3 之间延伸并且均匀平分外回路 110、因此维持正交线圈 100 的物理和电对称性。图 4 将中心导体 150 表示为具有沿着它的长度对称部署的两个导体和调谐电容器 151。类似于外回路 110。那些电感器的值仅代表电感器中固有的电感。已经选择调谐电容器 151 的值使得它在工作频率下的电抗等于中心导体 150 的电感电抗。这允许两个操作模式同时出现。首先,相等的电感和电容电抗使中心导体 150 能够相对于外回路 110 充当开路。具体而言,如图 5 中所示,在接收循环期间, I_s 可以代表竖直取向的 MR 信号在外回路 110 内感应的电流,因为它是表示为流入和流出回路的信号电流。由于正交线圈 100 的物理和电对称性, I_s 在进入回路时拆分成两个相等电流、具体为:

$$[0044] \quad I_s = I_A + I_A$$

[0045] 随着两个 I_A 电流到达中心导体 150 的相反端,各自拆分成两个其它电流,其中一个为保持于外回路 110 中的主回路电流 I_M 而另一个为可以向中心导体 150 中泄漏的泄漏电流 I_L 。

$$[0046] \quad I_A = I_M + I_L$$

[0047] 由于正交线圈的对称性,主回路电流的两个支流与泄漏电流的两个支流一样相等。

$$[0048] \quad I_M = I_M \text{ 且 } I_L = I_L$$

[0049] 由于两个泄漏电流从外回路 110 的相反端流入中心导体 150, 所以它们在符号上相反并且因此相互抵消。同时, 两个主回路电流 (一个从回路的远侧流向第一端口而另一个在第二和第一电容器 112 和 111 两端流动) 在第一端口组合以重新形成信号电流 I_s 。

$$[0050] \quad I_s = I_A + I_A = (I_M + I_L) + (I_M - I_L) = 2I_M$$

[0051] 实质上无净电流在接收循环期间在中心导体 150 中流动、因此使中心导体 150 能够相对于在外回路 110 中流动的电流充当开路。

[0052] 除了针对外回路 110 充当开路以实现检测 MR 信号的竖直分量之外, 中心导体 150 也与外回路 110 一起操作以模仿用于检测与正交线圈 100 的平面平行取向的 MR 信号的蝴蝶型线圈。本发明的调谐方案不仅为外回路 110 创建简易回路电流路径而且为组合的外回路 110 和中心导体 150 创建替代电流路径——涉及到逆向旋转电流。这在图 6 中最佳地示出。具体而言, 在接收循环期间并且在结节点 2 附近开始, 水平取向的 MR 信号所感应的电流流过第二驱动电容器 112 两端直至外回路 110 的远端并且流入中心导体 150 而且沿着中心导体 150 流动。它然后与蝴蝶结构的重点交叉并且流过第一驱动电容器 111 两端直至外回路 110 的远端并且流入中心导体 150 中而且沿着中心导体 150 流动以重新开始循环, 只要正交线圈 100 就位以在接收操作循环期间检测 MR 信号。

[0053] 图 4 的中心导体 150 和外回路 110 因此已经被调谐成检测如下 MR 信号, 这些 MR 信号的场线与正交线圈 100 的平面水平取向。这是因为它们已经被调谐成模仿如下蝴蝶型线圈, 在该线圈的相同成形的子回路中, 感应电流为相同量值、但是在逆向旋转方向上流动。虽然未与现有技术的蝴蝶线圈的情况一样通过在中间扭转导电回路以关于中点形成两个子回路来物理地形成, 但是本发明的线圈结构除了如上文结合外回路 110 描述的简易回路之外还电模仿蝴蝶线圈的操作。

[0054] 与对于表示竖直取向的 MR 信号的电压信号不同, 调谐方案未向如下所得电压信号施加移相, 这些电压信号可归因于由蝴蝶型结构检测的水平取向的 MR 信号。具体而言, 相对于在结节点 2 的虚拟接地, 在第一端口处在第一驱动电容器 111 两端可检测的“水平”电压信号的相位与在第二端口处在第二驱动电容器 112 两端可检测的“水平”电压信号的相位相同 (即相对于后者为 0)。这一零度相位差的意义结合下文讨论的接口设备的操作变得清楚。

[0055] 可以使用各种机制如同轴线缆、带线、微带或者其它传输线技术来实施用于正交线圈 100 的输出线 180。图 4 示出了两个同轴线缆 181 和 182 而各自的屏蔽导体连接到线圈的结节点 2。线缆 181 的中心导体连接到第一驱动电容器 111 的另一侧, 而线缆 182 的中心导体连接到第二驱动电容器 112 的另一侧。取而代之, 可以使用具有双重内导体的单个同轴线缆。在这一情况下, 仅有的屏蔽导体将连接到结节点 2, 而一个内导体在第一端口连接于第一驱动电容器 111 两端并且另一内导体在第二端口连接于第二驱动电容器 112 两端。以任一方式, 驱动电容 111 和 112 提供一种平分正交线圈 100 所输出的电压信号并且使它们以屏蔽导体为参照的手段。

[0056] 然而实施的输出线 180 出于在转让给本发明的受让人并且通过引用结合于此的第 11/719, 253 号美国申请 (公开为公开号为 2009/0076378A1 的美国专利申请) 中公开的原因而应当具有电长度 $S_L + n(\lambda/4)$ 。如在 253 申请中公开的那样, λ 为 MR 系统的工作频率的波长, 而 n 为将通常 (并且下文视为) 等于 1 的奇数整数, 因为正交线圈 100 将在实践

中总是合理地接近它将连接到的接口设备。 S_L 代表如下附加长度,该长度的电感电抗的量值与输出线 180 的端子连接于其两端的各第一和第二驱动电容器 111/112 相同。

[0057] 以两个同轴电缆(各自的中心和屏蔽导体的电长度为 $S_L + \lambda/4$) 的选项为例,各同轴电缆 181 和 182 被设计成可连接到 90 度移相网络。出于该原因,下文讨论的接口设备以两个这样的移相网络(各移相网络用于正交线圈 100 的相应同轴电缆)为特征。利用附着至各电缆的末端的标准插头(或者利用容纳两个电缆的导体的单个插头),各电缆 181 和 182 的中心和屏蔽导体连接到用于接口设备的适当插座或者其它类型的连接器,以便在接口设备中将各电缆连接到它的对应移相网络。

[0058] 图 3 和图 7 图示了用于将正交线圈 100 与 1.5T MR 系统的适当输入端口进行接口的大体上表示为 500 的接口设备的优选实施例。图 3 在流程图中图示了接口设备 500,而图 7 描绘了接口设备 500 的具体电路图。

[0059] 接口设备 500 包括移相网络 511 和 512、预放大器网络 521 和 522、功率分配网络 531 和 532、180 度组合网络 541 以及零度组合网络 542。可以用标准威尔金森式设计实施功率分配和组合网络,并且可以用 28dB 标称增益理想地实现预放大器网络。可以使用商用小型低噪声 28dB 增益屏蔽单元(调谐的输入电路被设计成在拉莫尔频率呈现低阻抗($< 5 \Omega$ (实值)))实施预放大器网络 521 和 522。预放大器网络 521/522 鉴于它们的低阻抗而与它们的相应 PIN 二极管 511a/512a 靠近,允许在接收循环期间与结合正交线圈使用的其它表面线圈(或者表面线圈阵列)隔离的一些措施。在接口设备 500 中包括图 7 中所示无源保护二极管网络,以如果接口设备 500 在发送循环期间在 MR 系统的孔洞内之时断开则防止过量 RF 电压在 RF 发送脉冲期间损坏预放大器网络 521 和 522。这些二极管网络在相同情况下还为正交线圈提供一定的去耦合功能。

[0060] 功率分配网络 531 和 532 在预放大器网络 521 和 522 的输出用作 50 欧姆/0 度分配器。两个组合网络 541 和 542 也配置为 50 欧姆设备。因而这四个网络可以如图所示借助四个相等相位长度的 50 欧姆同轴电缆、PCB 带线、微带或者其它传输线介质来互连。可选地,如下文详述的那样,可能需要 90 度混合组合网络 550 以组合 180 度组合网络 541 所输出的“竖直”电压信号与零度组合网络 542 所输出的“水平”电压信号。然后可以向接口设备链接到的 MR 系统的单个输入提供所得组合或者正交电压信号。

[0061] 接口设备 500 也包括两个 PIN 二极管 511a 和 512a,其中二极管 511a 连接于移相网络 511 的输出两端而二极管 512a 连接于移相网络 512 的输出两端。移相网络各自出于下文具体说明的原因而实施对经由输出线 180 从正交线圈 100 向其输入的电压信号的 90 度(或者 $\lambda/4$ 弧度)移位。

[0062] 已经阐述本发明的部件,现在可以说明接口设备 500 的操作。它执行基本上两组功能。至于第一组,移相网络 511/512 与它们的对应 PIN 二极管 511a/512a 一起与正交线圈 100 的第一和第二驱动电容器 111/112 以及输出线 180 的它们对应导体结合操作,以使正交线圈 100 能够在发送循环期间从 MR 系统的发送场去耦合而在接收循环期间耦合到其适当输入端口。仅就这一点而言,这些元件共同以与美国申请 11/719,253 的教导类似的方式与其中公开的单个回路直肠内线圈、输出线缆组件和关联移相网络的优选实施例关联地工作。在高电平,在接收循环期间,各移相网络 511/512 使正交线圈 100 能够经过它的对应驱动电容器 111/112 经过输出线 180 的它的对应导体 181/182(经过接口设备的其余部分)

耦合到 MR 系统的输入端口并且其中允许从它的对应导体接收的 MR 信号传向输入端口。在发送循环期间,各移相网络 511/512 使线圈能够(经过分别与网络 511/512 对应的驱动电容器 111/112)经过输出线 180 的导体(分别与电容器 111/112 对应的 181/182)从 MR 系统的发送场去耦合。

[0063] 具体而言,在发送循环期间,MR 系统将经由偏压线 560 正向偏压 PIN 二极管 511a 和 512a。通过接通二极管 511a 和 512a,MR 系统使得在与输出线 180 的末端相距电长度 $\lambda/4$ 处在各移相网络 511/512 的输出处出现短路。参照第一端口,在第一驱动电容器 111 与在移相网络 511 的输出处的短路之间的电长度为 $S_L + \lambda/2$,其中 $S_L + \lambda/4$ 归因于输出线缆 181 而 $\lambda/4$ 归因于移相网络 511。补充长度 S_L 如在上述美国申请 11/719,253 中所言固有地充当电感器,并且理想地具有其量值与第一驱动电容器 111 的电容电抗的量值相等的电感电抗。然而 $\lambda/2$ 分节有效表现为零电长度,因为它为工作波长的一半。因此,在第一端口处的第一驱动电容器 111 与 PIN 二极管 511a 之间的有效电长度在 MR 系统的发送循环期间为 S_L 。因此,二极管 511a 的正向偏压使输出线缆 181 的固有电感和第一驱动电容器 111 形成并联共振电路。这一电路的高阻抗近似于在如下点周围使正交线圈 100 有效关断的开路,第一驱动电容器 111 在该点周围连接于正交线圈 100 内。参照第二端口,在第二驱动电容器 112 与在移相网络 512 的输出处的短路之间的电长度也为 $S_L + \lambda/2$,其中 $S_L + \lambda/4$ 归因于输出线缆 182 而 $\lambda/4$ 归因于移相网络 512。因此,PIN 二极管 512a 的正向偏压使输出线缆 182 的固有电感和第二驱动电容器 112 形成另一并联共振电路。该并联共振电路的高阻抗在如下点周围使正交线圈 100 有效关断,第二驱动电容器 112 在该点周围连接于正交线圈 100 内。以前述方式,正交线圈 100 在发送循环期间从 MR 系统的发送场去耦合。

[0064] 也应当注意正交线圈 100 将甚至在它的输出线 180 从接口设备 500 断开之时从发送场去耦合。如上文所言,各输出线缆 181 和 182 具有电长度 $S_L + \lambda/4$ 。在各输出线缆中,补充长度 S_L 与它连接到的对应驱动电容器一起充当源阻抗并且可以视为连接到如下传输线,该传输线的长度为输出线缆的其余 $\lambda/4$ 分节。众所周知,在开路传输线的共振频率点处的驻波产生异常效果。在这一情况下,在传输线的长度已经选择为 MR 系统的工作波长的精确四分之一(或者其某一整数倍)时,源将看见在传输线末端的阻抗的精确相反值。这一技术有时称为四分之一波阻抗变换。

[0065] 在接收循环期间,MR 系统将经由偏压线 560 反向偏压 PIN 二极管 511a 和 512a 从而有效关断它们。通过使二极管 511a 开路,MR 系统使从第一端口(在第一驱动电容器 111 两端)输出的 MR 信号有可能经由输出线缆 181 传向移相网络 511 的输入。类似地,通过使二极管 512a 开路,MR 系统使从第二端口(在第二驱动电容器 112 两端)输出的 MR 信号有可能经由输出线缆 182 传向移相网络 512 的输入。

[0066] 已经完成对接口设备 500 的第一组功能的讨论,现在提供对新颖的第二组功能的描述,所有描述涉及本发明在 MR 系统的接收循环期间的操作。如上文教导的那样,参照由外回路 210 检测的竖直取向的 MR 信号,在第一端口处在第一驱动电容器 211 两端可检测的电压信号的相位将与在第二端口处在第二驱动电容器 212 两端可检测的电压信号的相位相差 180 度。参照由蝴蝶型结构检测的水平取向的 MR 信号,在第一端口处在第一驱动电容器 211 两端可检测的电压信号的相位与在第二端口处在第二驱动电容器 212 两端可检测的电压信号的相位相同。

[0067] 因此,正交线圈 100 从它的各第一和第二端口 111 和 112 输出如下电压信号,这些电压信号代表水平和竖直取向的 MR 信号。为了易于描述,代表水平取向的 MR 信号的电压信号这里称为“0 度水平电压信号”,因为它们在各端口具有相同相位。代表竖直取向的 MR 信号的电压信号针对从第一端口 111 输出的那些电压信号而言称为“0 度竖直电压信号”而针对从第二端口 112 输出的那些电压信号而言称为“180 度竖直电压信号”。

[0068] 现在参照图 3 描述接口设备 500 处理从输出线 180 接收的电压信号的方式。移相网络 511 将经由输出线缆 181 从第一驱动电容器 / 第一端口 111 接收的 0 度水平电压信号和 0 度竖直电压信号分别移位成 90 度水平电压信号和 90 度竖直电压信号。类似地,移相网络 512 将经由输出线缆 182 从第二驱动电容器 / 第二端口 112 接收的 0 度水平电压信号和 180 度竖直电压信号分别移位成 90 度水平电压信号和 -90 度竖直电压信号。预放大器网络 521 和 522 各自放大它们接收的电压信号并且分别向功率分配网络 531 和 532 传递所得放大版本。

[0069] 功率分配网络 531 向 180 度组合网络 541 和零度组合网络 542 传递 90 度水平电压信号和 90 度竖直电压信号的放大版本。类似地,功率分配网络 532 向 180 度组合网络 541 和零度组合网络 542 传递 90 度水平电压信号和 -90 度竖直电压信号的放大版本。由于从功率分配网络 531 和 532 接收的水平电压信号同相,所以零度组合网络 541 能够构造性地组合它们。同时,零度组合网络 541 也用从功率分配网络 532 接收的 -90 度竖直电压信号抵消从功率分配网络 531 接收的 90 度竖直电压信号。类似地,由于从功率分配网络 531 和 532 接收的竖直电压信号在相位上相差 180 度,所以 180 度组合网络 542 能够构造性地组合它们。组合网络 542 用从功率分配网络 532 接收的水平电压信号抵消从功率分配网络 531 接收的水平电压信号,因为同相接收它们。因而,零度组合网络 531 实质上重构已经被正交线圈 100 的设计平分的水平电压信号,而 180 度组合网络 532 重构竖直电压信号。

[0070] 可以向 MR 系统的单独输入端口供应所得水平和竖直电压信号。可选地,90 度混合组合网络 550 可以用来组合水平和竖直电压信号并且向单个输入端口提供表明正交的组电压信号。图 3 和图 7 均图示了 90 度混合组合网络。图 8 以流程图形式图示了接口设备的又一实施例。

[0071] 图 9 是设计成与 3.0T MR 系统一起操作的本发明的正交直肠内线圈的示意图。以与用于上述 1.5T 版本的方式很类似的方式构造大体上表示为 200 的这一正交线圈。如同正交线圈 100,它用于与无论为其选择的特定实施方式(例如同轴线缆、带线、微带或者其它传输线技术)如何的这里描述的输出线 180 一起使用。也如同正交线圈 100,它应当在外回路 210 和中心导体 250 的物理布局以及第一和第二驱动电容器 211/212 以及第一和第二调谐电容器 221/222 在外回路 210 中以及一个或者多个调谐电容器 251 和 252 在中心导体 250 中的物理部署上表现对称性。

[0072] 将外回路 210 表示为具有两个电感器和两个电阻器。电感器的值代表回路中固有的电感,而电阻器的值代表固有电阻。已经选择外回路 210 中的电容器的值使得回路的电容电抗在量值上等于回路在工作频率下的电感电抗。与正交线圈 100 的外回路 110 一样,分立电感器也可以出于该目的而并入于外回路 210 中。这针对中心导体 250 中所示电感器和电阻器同样成立。与中心电感器 150 一样,中心电感器 250 应当均匀平分外回路 210 的结节点 2 和共同节点 3 以保证正交线圈 200 的物理和电对称性。

[0073] 应当清楚已经选择外回路 210 和中心导体 250 中的电路元件的值以使正交线圈 200 能够以与上文针对正交线圈 100 与 1.5T MR 系统一起的操作描述的方式相同的方式与 3.0T MR 系统一起操作。参照由外回路 210 检测的竖直取向的 MR 信号,在第一端口处在第一驱动电容器 211 两端可检测的电压信号的相位将与在第二端口处在第二驱动电容器 212 两端可检测的电压信号的相位相差 180 度。参照由蝴蝶型结构检测的水平取向的 MR 信号,在第一端口处在第一驱动电容器 211 两端可检测的电压信号的相位与在第二端口处在第二驱动电容器 212 两端可检测的电压信号的相位相同。如上文所言本发明的接口设备可以有用地运用分别针对由正交线圈 200 输出的“竖直”和“水平”电压信号的这些 180 和零度相位差。

[0074] 应当清楚本发明的正交线圈可以由分立部件构造。然而这样做可能产生一种具有多达五个或者六个分立电容器的结构。这无法与在背景中引用的现有技术中公开的腔内探头以内包含的简易回路线圈内发现的一个或者三个分立电容器有利地比较。

[0075] 由于希望小型、灵活、防损坏的腔内探头(该探头的设计使任何内部部件经过它收纳于其中的气球型罩突出的可能性最小),所以本发明的正交线圈优选地由如下薄的柔性电介质材料(铜图案)构造,在两侧上向该材料涂敷铜图案以不仅形成导电通路而且形成调谐和去耦合所需要的所有电容器。另外,由于优选地打算提供正交线圈作为一次性使用的腔内探头的整体部分,所以这样的制造技术将有助于在制造探头期间实现大量节省的目的。这是因为用于“预印刷”的正交线圈的制造工艺与由分立部件制成的线圈比较将涉及到明显更少的人力和更少的时间来检查成品。预想将由于大规模生产这样的预印刷的正交线圈而实现额外的成本减少。

[0076] 图 10 图示了如何利用涉及到如下的柔性电介质衬底材料的预印刷工艺生产本发明的正交线圈,已经在任一侧上向该衬底材料粘合互补的和不同的导线图案以形成导电通路以及调谐和去耦合所需要的电容器。

[0077] 使用这样的工艺,正交线圈可以视为包括柔性电介质衬底材料 600、粘合至衬底的一侧的第一导线图案 700 和粘合至衬底的另一侧的第二导线图案 800。为了易于理解,图 10 分别示出了这三层,其中在中间的柔性衬底 600 分别在左侧和右侧上与第一导线图案 700 和第二导线图案 800 相接。

[0078] 第一导线图案 700 包括具有大体上对称形状的外导电回路 710。回路 710 在一端限定驱动间隙 711 并在另一端限定第一调谐间隙 712。第二导线图案 800 包括驱动导电段 810 和调谐导电段 830。驱动导电段 810 与驱动间隙 711 对称地重叠并且和与之相对的外导电回路 710 和柔性衬底 600 一起在其间形成第一驱动电容器 111/211 和第二驱动电容器 112/212,其间有结节点 2。调谐导电段 830 与第一调谐间隙 712 重叠并且和与之相对的外导电回路 710 和柔性衬底 600 一起在其间形成第一调谐电容器 121/221 和第二调谐电容器 122/222,其中这些电容器的共同节点 3 处于与结节点 2 相对处。外导电回路 710 以及驱动和调谐导电段 810 和 830 因此形成如下简易回路型线圈,在该线圈中,第一和第二驱动电容器在结节点 2 形成用于电平衡并且阻抗匹配简易回路型线圈的虚拟接地,并且在该线圈中,第一和第二调谐电容器使简易回路型线圈能够在工作频率下共振。以这一方式使简易回路型线圈能够检测与正交线圈的平面正交取向的 MR 信号。

[0079] 第一导线图案 700 也包括内导电段 750,该导电段部署于驱动与第一调谐间隙 711

与 712 之间、但是未连接到外导电回路 710 以及其中的驱动和第一调谐间隙 711 和 712。第二导线图案 800 也包括在驱动导电段 810 与调谐导电段 830 之间延伸的中心导电段 850 并且在其中限定第二调谐间隙 851。内导电段 750 与第二调谐间隙 851 重叠并且和与之相对的中心导电段 850 和柔性衬底 600 一起在其间形成电抗在工作频率下与内和中心导电段 750 和 850 的导电电抗相等的第三调谐电容器 151/251。这使内和中心导电段 750 和 850 能够与简易回路型线圈一起调谐以与之形成用于检测与正交线圈的平面平行取向的 MR 信号的蝴蝶型线圈。使所得单个结构的正交线圈 100/200 能够检测从患者的感兴趣的区域发出的 MR 信号的竖直和水平分量。

[0080] 应当清楚上述输出线 180 的两个同轴线缆实施例可以用来将柔性正交线圈连接到接口设备 500。在这一情况下,线缆的接地和内导体将需要焊接或者用别的方式机械地附着到结节点 2 以及正交线圈的第一和第二端口。上文列举的其它传输线技术也将足够了。一种优选技术将用相同的预印刷工艺(具体通过延伸衬底材料和其上的导线图案以创建为了实现恰当耦合和去耦合而必需的电长度)构建输出线和正交线圈。在这一例子中,输出线 180 将包括粘合至柔性电介质衬底 600 的一侧的接地导体以及粘合至另一侧的第一和第二信号导体。接地导体将连接到正交线圈的结节点 2,而第一和第二信号导体将分别在正交线圈的第一和第二端口处连接于第一和第二驱动电容器 111/211 和 112/212 两端。与前文一致,第一信号、第二信号和接地导体将各自具有电长度 $S_L + n(\lambda/4)$,所有导体终结于用于将正交线圈连接到其接口设备的插头中。

[0081] 图 11 示出了微带线形式的输出线 180,该输出线连接到设计用于与 1.5T MR 系统一起操作的柔性正交线圈 100。

[0082] 应当强调重要的是实现第一和第二导线图案及其关联的导电回路和段(包括由此形成的驱动和调谐电容器)的布局对称性。就这一点而言,鉴于前文教导,相关领域技术人员现在应当清楚为用于柔性正交线圈的导电通路(包括输出线 180)的厚度、宽度和长度选择适当尺度。

[0083] 本发明因此解决现有技术的腔内探头表现的若干弊端(包括因未将圆形极化的 MR 信号最有利地与对 MR 信号的水平和竖直分量均敏感的线圈一起使用而引起它们的有限覆盖和次优 SNR 性能)。本发明也将通过消除迄今为止在制作现有技术直肠内线圈中使用的分立部件及其对应输出线缆来减少在组装期间面临的困难和成本。

[0084] 已经根据专利法具体阐述用于实现本发明的当前优选和替代实施例。然而与本发明相关领域的普通技术人员可以认识到实施本发明的替代方式而不脱离以下权利要求的精神实质。因而,落入权利要求的字面含义和等效范围内的所有改变和变化将涵盖于它们的范围内。本领域技术人员也将认识到本发明的范围由以下权利要求而不是由在前文描述中讨论或者示出的任何特定例子或者实施例表明。

[0085] 因而,为了促进科学和有用技术的进步,我们凭借专利特许证确保对以下权利要求涵盖的所有主题内容在专利法规定的时限内的独占权。

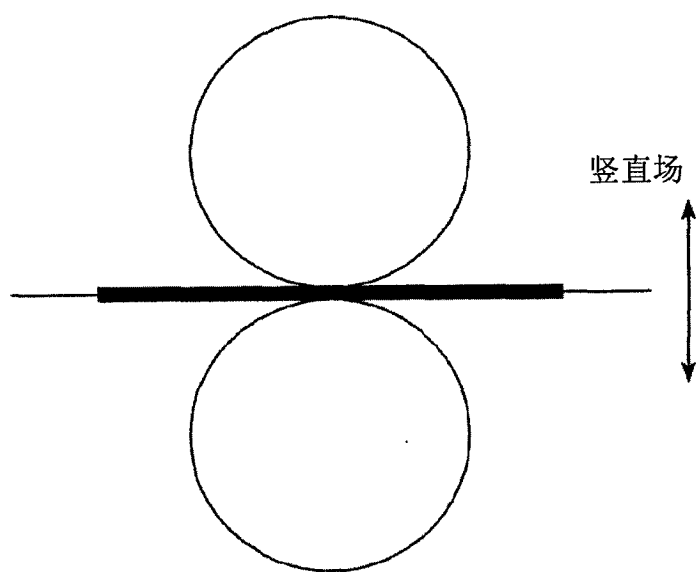
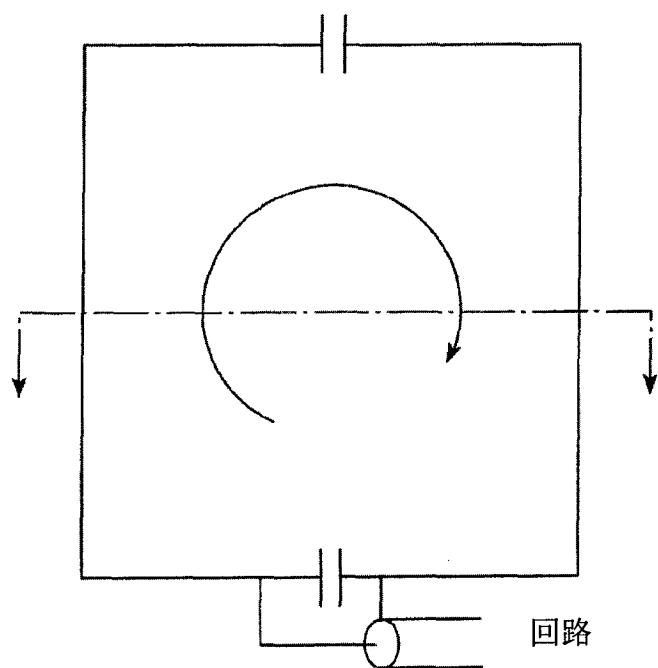
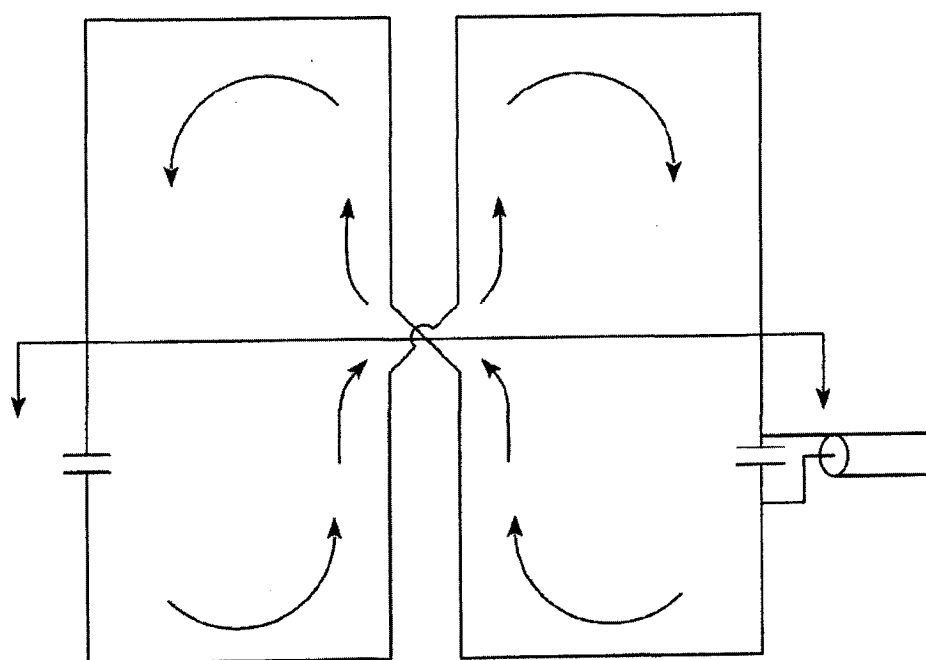
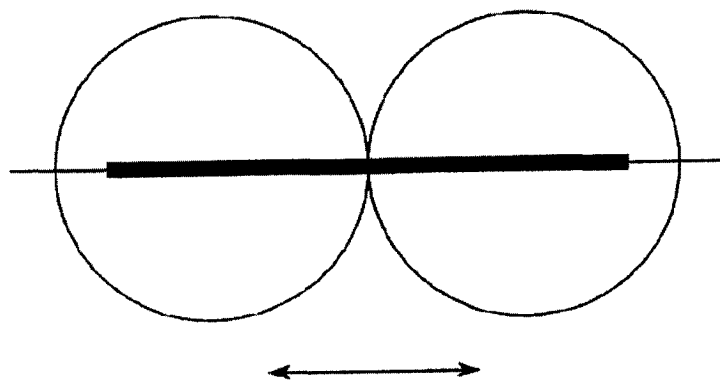


图 1



蝴蝶线圈



水平场

图 2

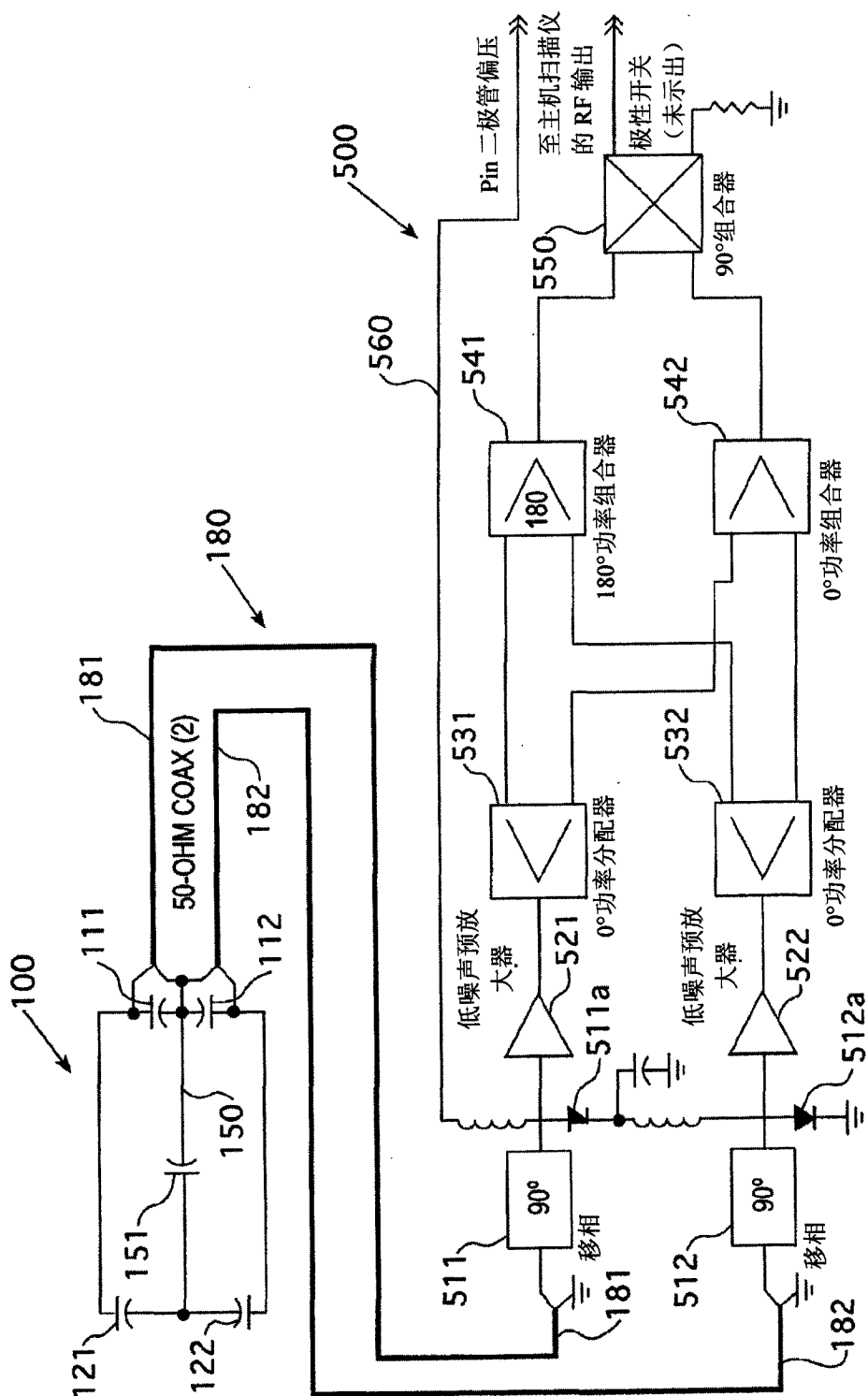


图 3

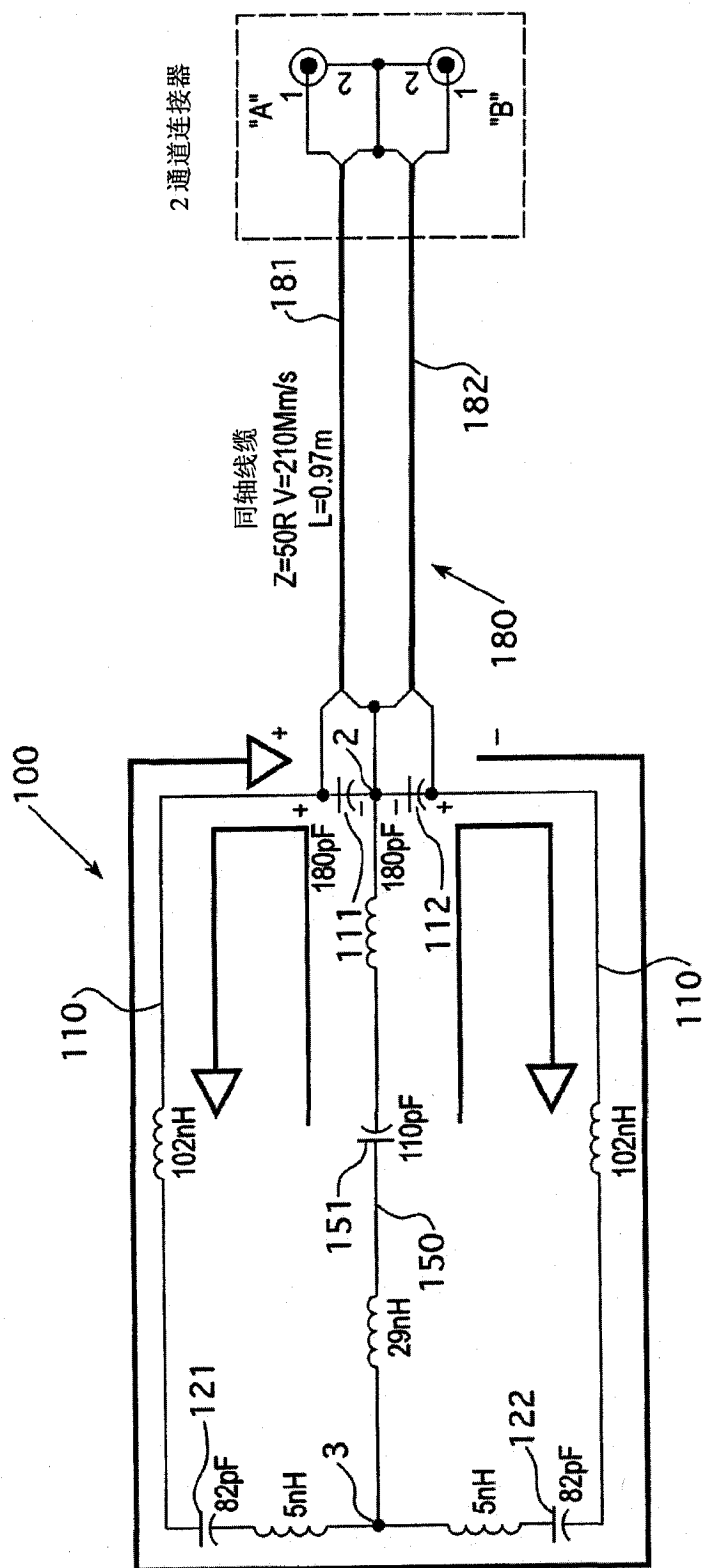


图 4

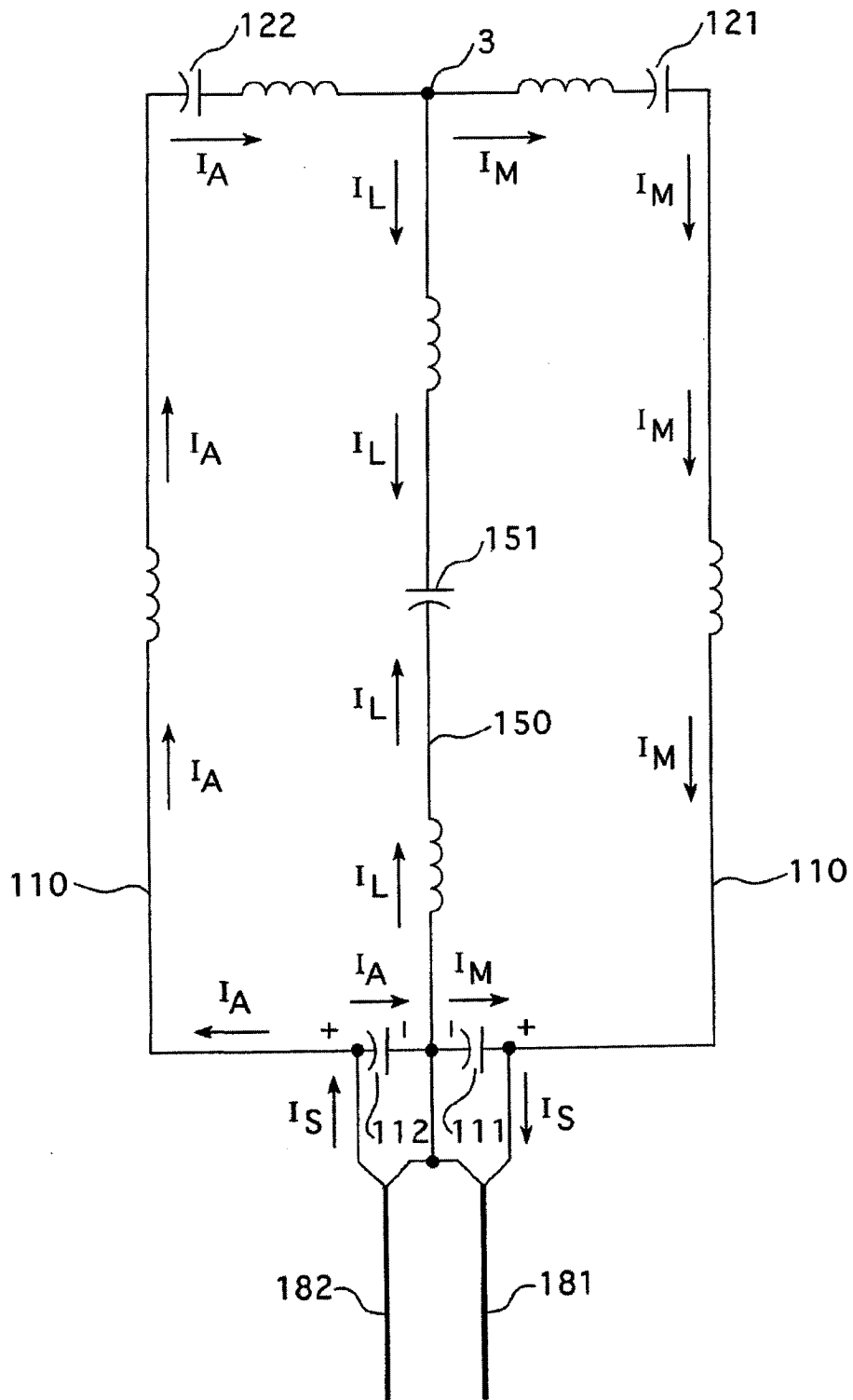


图 5

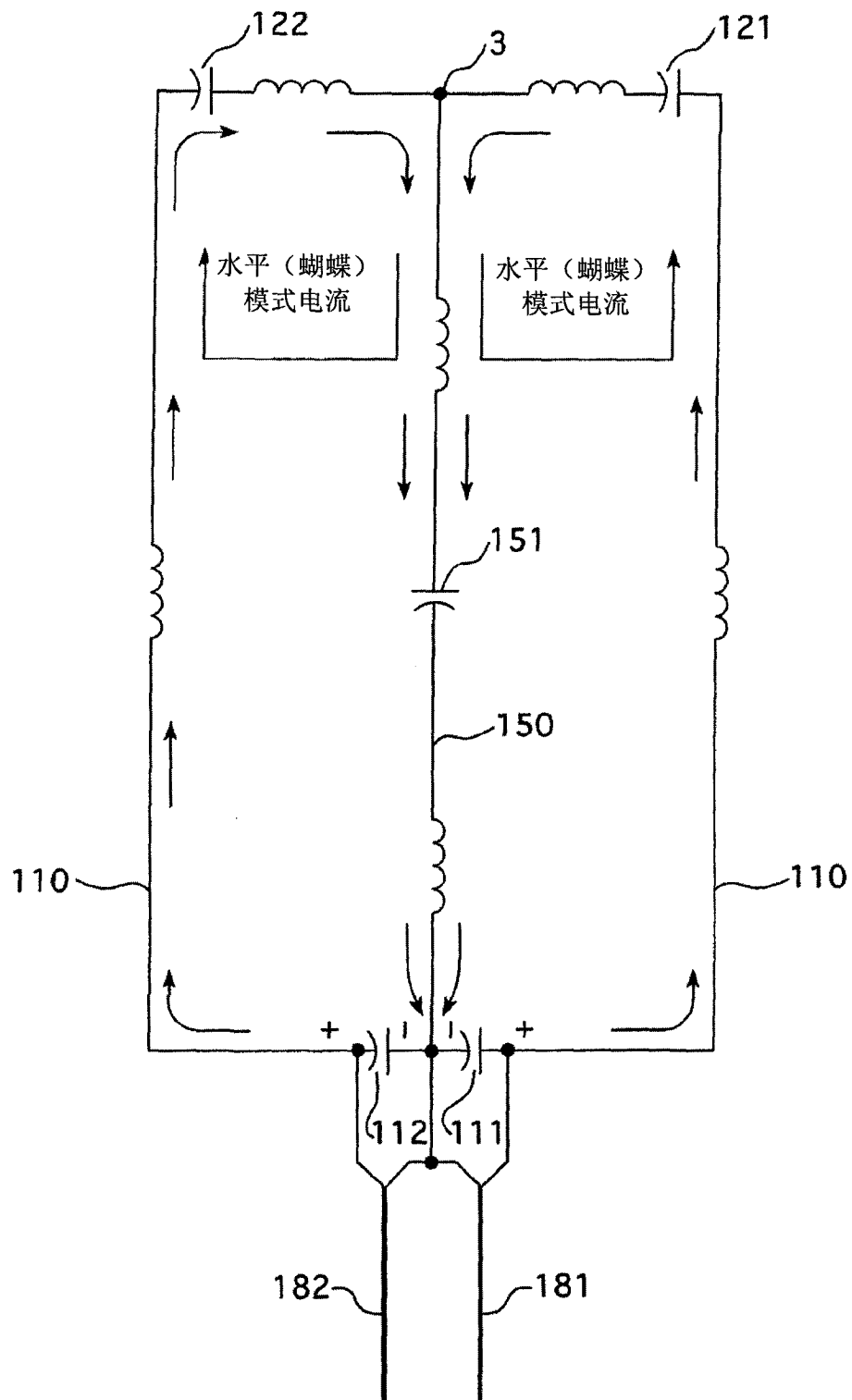


图 6

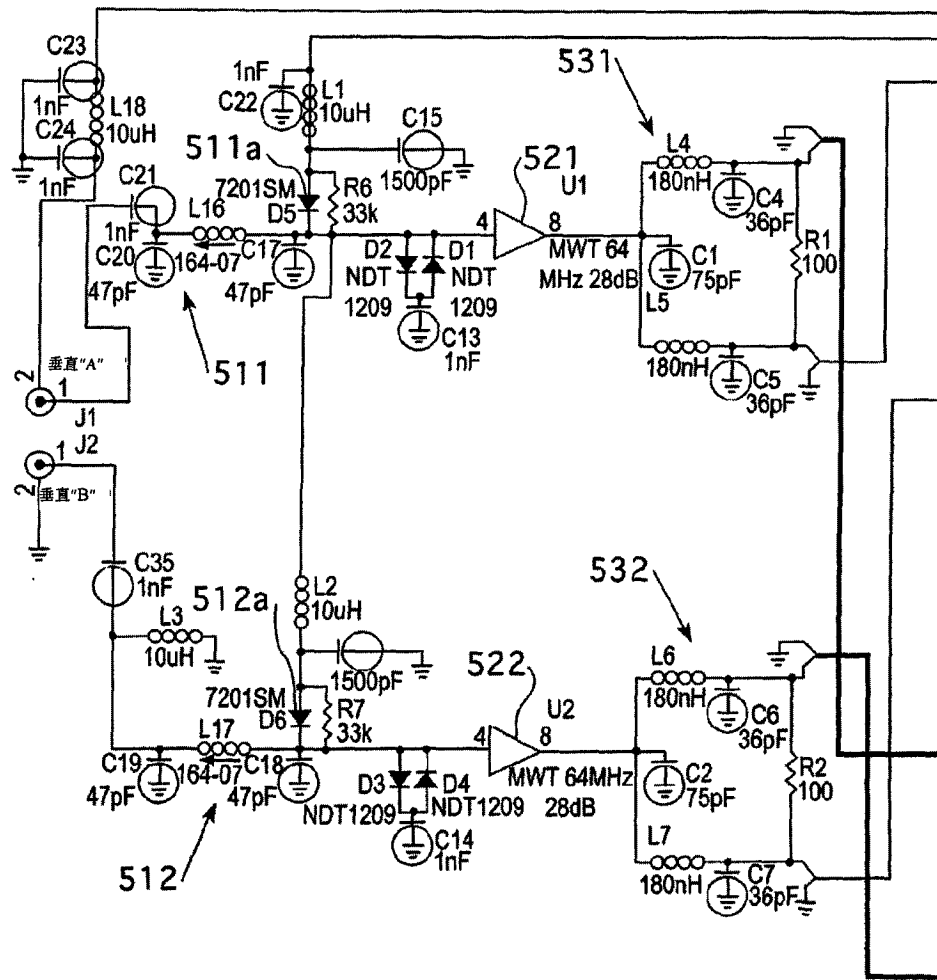


图 7A

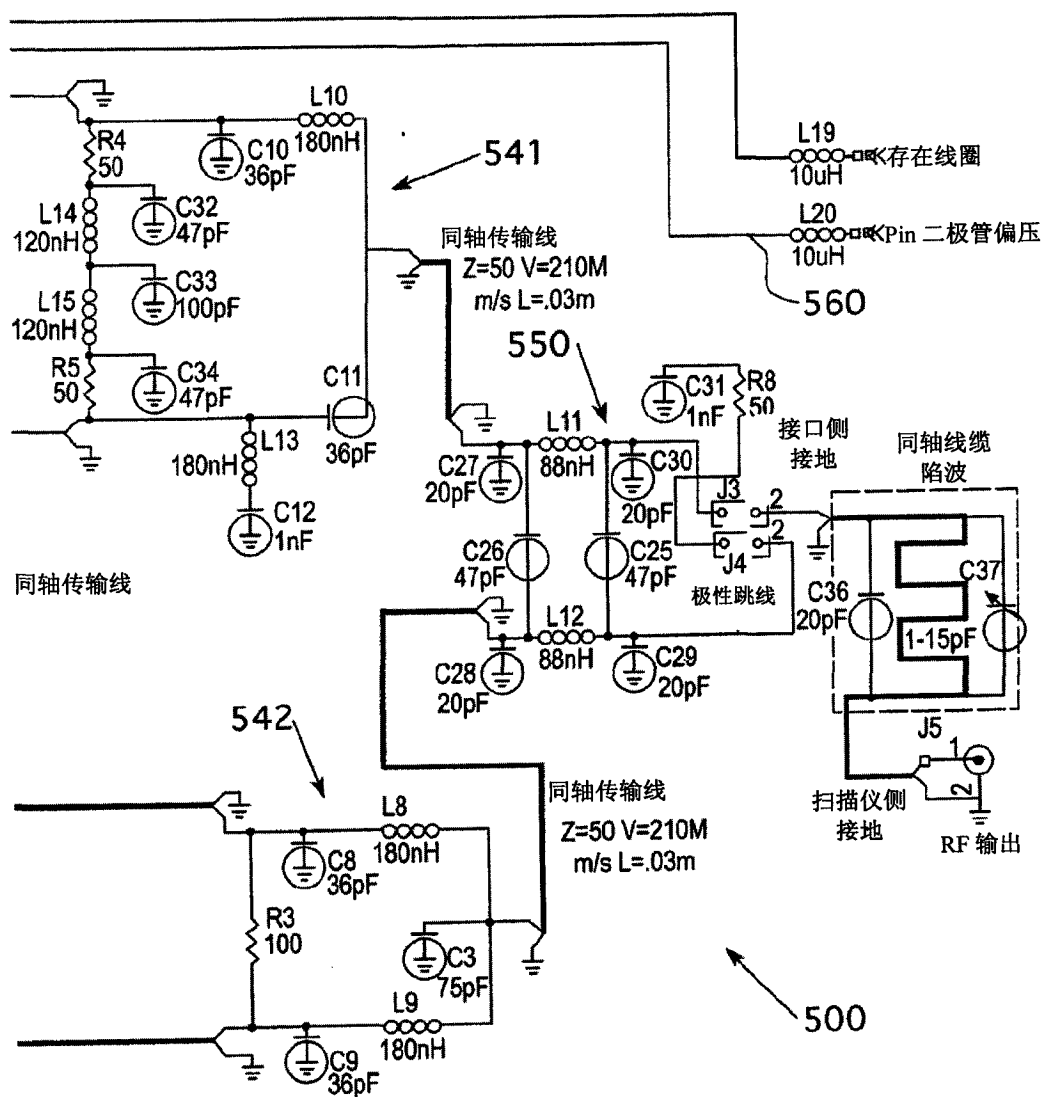


图 7B

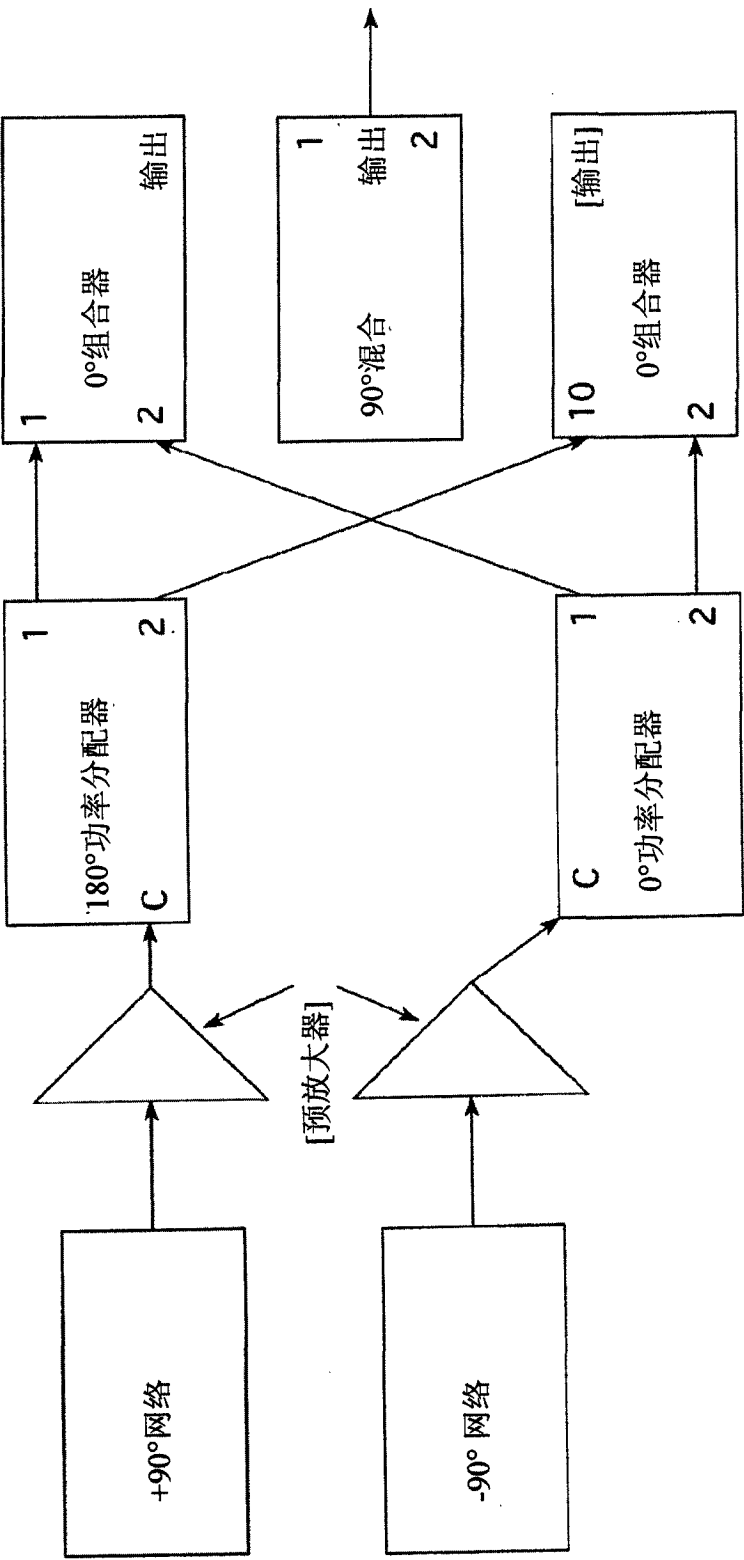


图 8

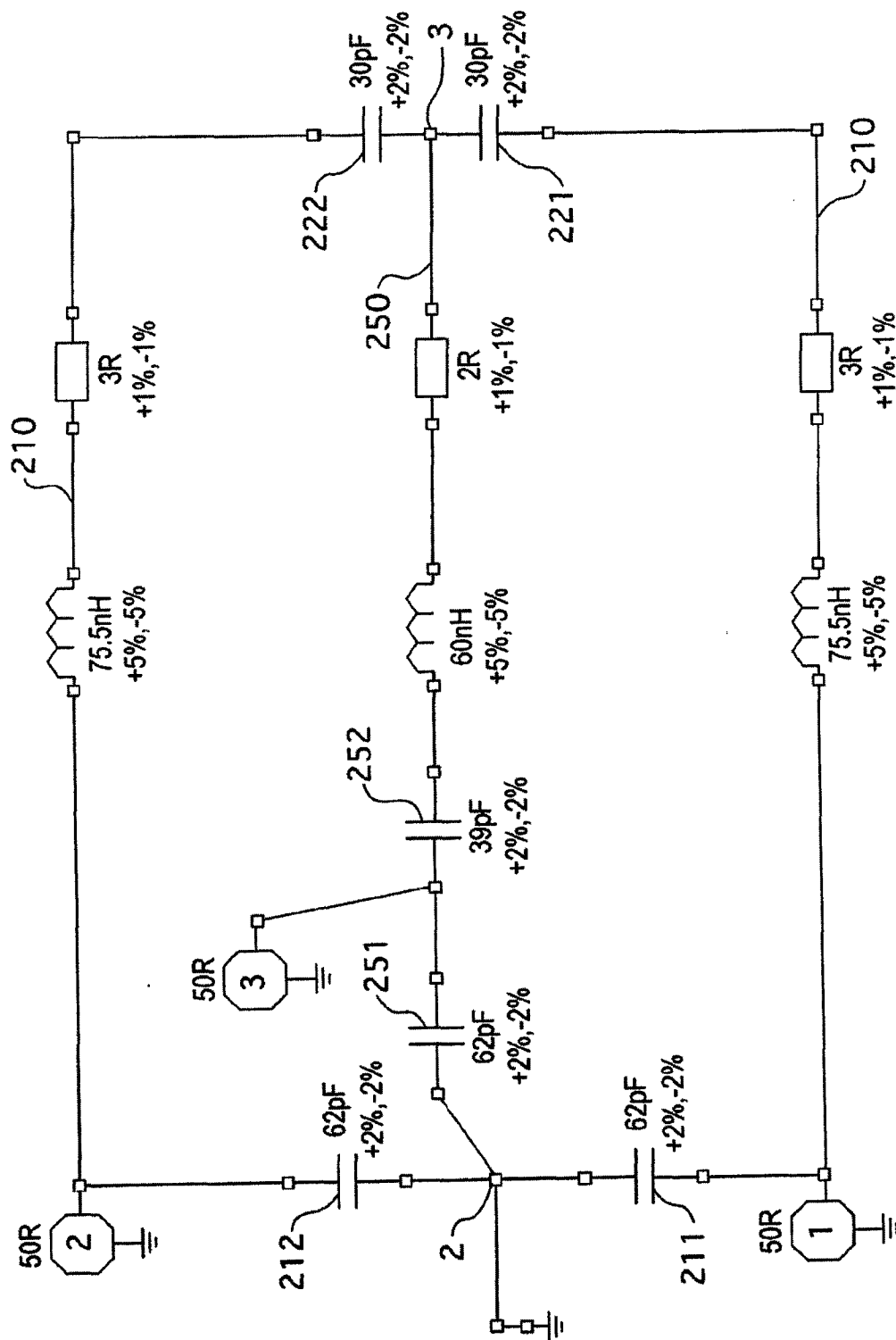


图 9

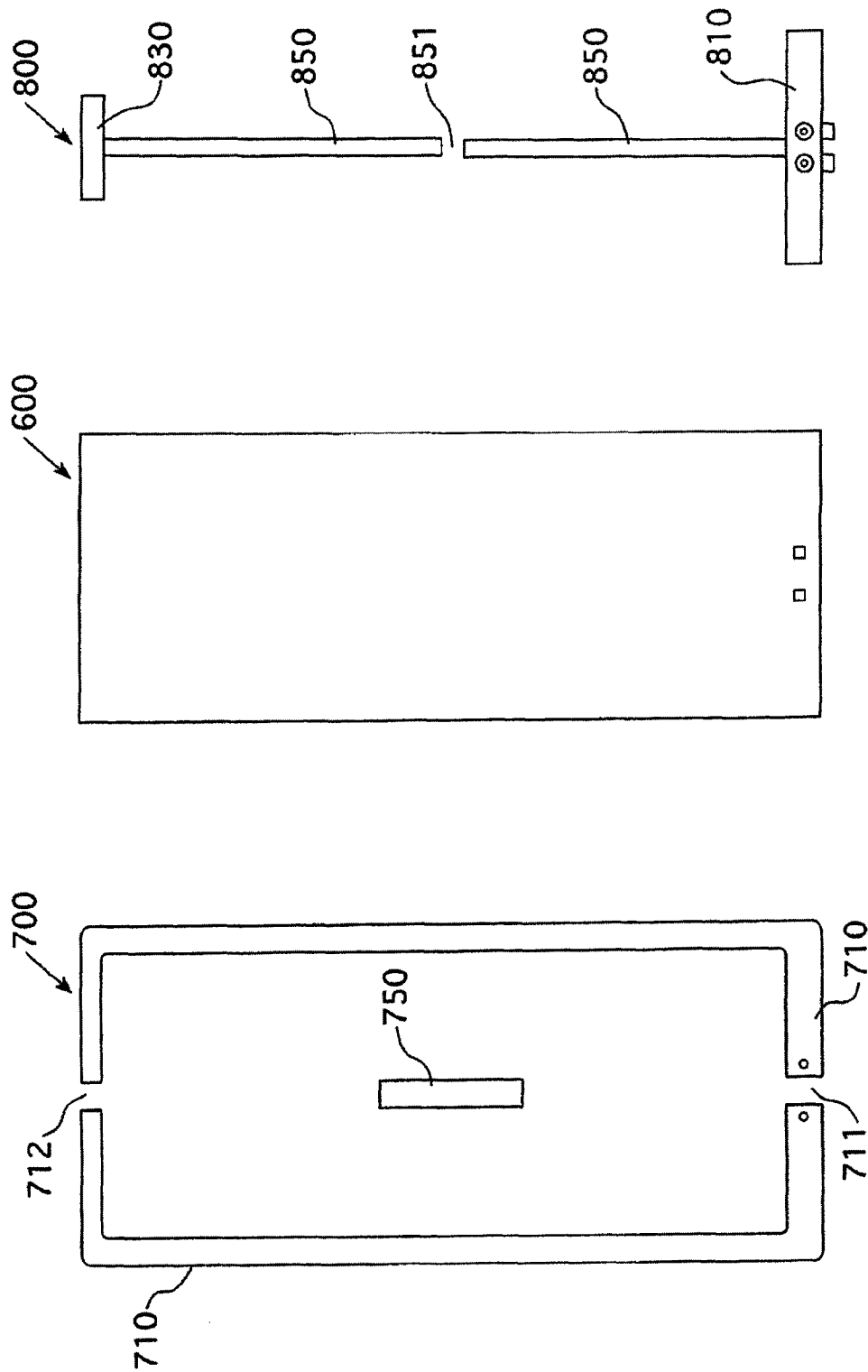


图 10

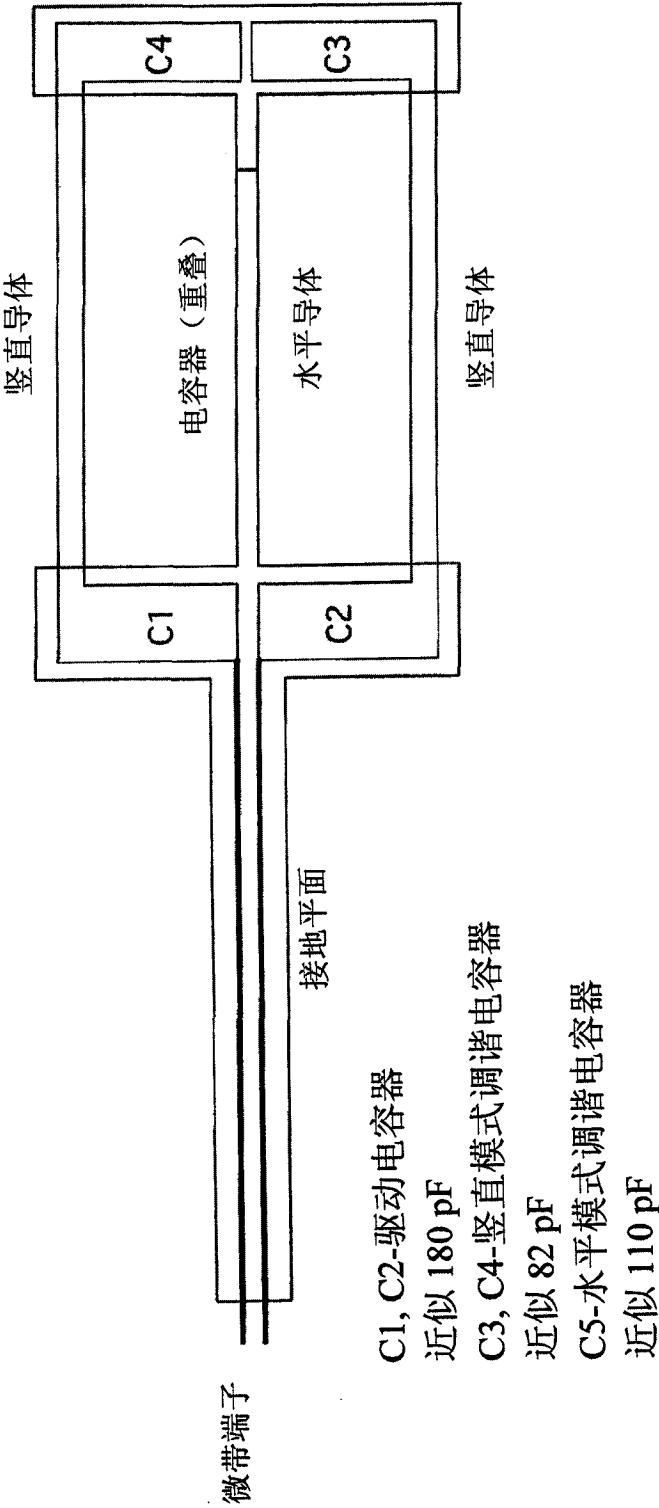


图 11