



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102293649 A

(43) 申请公布日 2011.12.28

(21) 申请号 201110078840.6

(22) 申请日 2011.02.15

(30) 优先权数据

12/820246 2010.06.22 US

(71) 申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72) 发明人 V·阿拉加潘 F·J·L·罗布

V·塔拉奇拉

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 柯广华 王忠忠

(51) Int. Cl.

A61B 5/055(2006.01)

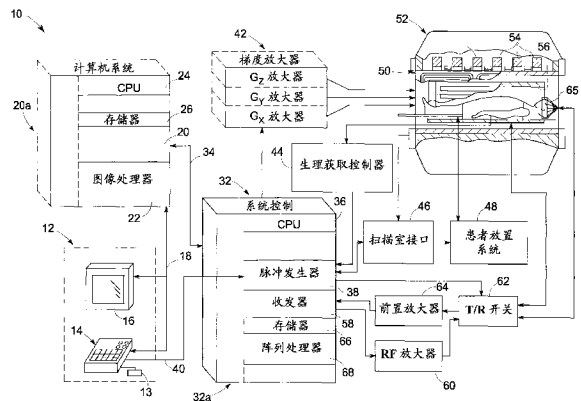
权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 3 页

(54) 发明名称

用于 MR 成像中并行传输的系统和方法

(57) 摘要

本发明名称为“用于 MR 成像中并行传输的系统和方法”。公开了用于选择性在传输模式中操作 RF 接收线圈阵列 (65) 的系统和方法。该系统包括配置成生成激励对象的核以生成 RF 共振信号的 RF 场的 RF 传输线圈 (56)、接收 RF 共振信号的 RF 接收线圈阵列 (65)、以及耦合至 RF 接收线圈阵列 (65) 中每个 RF 接收线圈 (70) 的失谐电路 (76)，所述失谐电路在禁用和启用状态之间选择性地转换以控制 RF 接收线圈 (70) 的阻抗和共振。每个 RF 接收线圈 (70) 在其相应失谐电路 (76) 处于禁用状态时被促使接收 RF 共振信号，以及在其相应失谐电路 (76) 处于启用状态中时被促使修改 RF 传输线圈 (56) 生成的 RF 场的振幅和相位。



1. 一种 MRI 系统 (10), 包括:
 - 主磁体 (54), 具有通过其的孔;
 - 多个梯度线圈 (50), 绕所述主磁体 (54) 的所述孔放置;
 - RF 传输线圈 (56), 布置在所述主磁体 (54) 的所述孔内并配置成生成 RF 场, 所述 RF 场激励所述孔内放置的对象的核以生成 RF 共振信号;
 - RF 接收线圈的阵列 (65), 布置在所述主磁体 (54) 的所述孔内并相对于所述 RF 传输线圈 (56) 放置以便接收所述 RF 共振信号; 以及
 - 失谐电路 (76), 耦合至所述 RF 接收线圈的阵列 (65) 中每个 RF 接收线圈 (70) 并且选择性地禁用和启用状态之间转换以控制所述 RF 接收线圈 (70) 的阻抗和共振;
 - 其中, 每个 RF 接收线圈 (70) 在其相应的失谐电路 (76) 在所述禁用状态中时被促使接收 RF 共振信号; 以及
 - 其中, 每个 RF 接收线圈 (70) 在其相应的失谐电路 (76) 在所述启用状态中时被促使修改所述 RF 传输线圈 (56) 生成的所述 RF 场的振幅和相位。
2. 如权利要求 1 所述的 MRI 系统 (10), 其中所述失谐电路 (76) 在所述 MRI 系统操作的接收相位期间处于所述禁用状态中, 而在所述 MRI 系统 (10) 操作的传输相位期间处于所述启用状态中。
3. 如权利要求 1 所述的 MRI 系统 (10), 其中每个失谐电路 (76) 配置成使相应 RF 接收线圈 (70) 失调以在所述启用状态中时具有电感性阻抗, 使得由所述 RF 传输线圈 (56) 在所述相应 RF 接收线圈 (70) 中感应出电流, 以便促使所述相应 RF 接收线圈 (70) 生成局部 RF 场。
4. 如权利要求 3 所述的 MRI 系统 (10), 其中由所述 RF 接收线圈的阵列 (65) 中的每个 RF 接收线圈 (70) 生成的局部 RF 场添加到所述 RF 传输线圈 (56) 生成的 RF 场。
5. 如权利要求 1 所述的 MRI 系统 (10), 其中每个失谐电路 (76) 配置成选择性地为其相应的 RF 接收线圈 (70) 提供用于无源并行传输和有源并行传输状态, 其中所述失谐电路 (76) 为无源并行传输设置用于其相应 RF 接收线圈 (70) 的固定偏共振值, 并且为有源并行传输动态地调整用于其相应 RF 接收线圈 (70) 的偏共振值。
6. 如权利要求 1 所述的 MRI 系统 (10), 其中所述失谐电路 (76) 包括:
 - 二极管 (90), 配置成启用和禁用所述失谐电路 (76);
 - 变容器二极管 (92), 修改所述失谐电路 (76) 中的电容, 由此控制所述失谐电路 (76) 的共振;
 - 可变衰减器 (94), 控制所述失谐电路 (76) 中的阻抗; 以及
 - DC 控制系统 (108-116), 配置成生成 DC 信号以控制所述二极管 (90)、所述变容器二极管 (92) 和所述可变衰减器 (94) 中的每个。
7. 如权利要求 6 所述的 MRI 系统 (10), 其中所述可变衰减器 (94) 包括:
 - 多个电阻器 (96-100); 以及
 - 多个二极管 (102-106), 其中所述多个二极管 (102-106) 中的每个与所述多个电阻器 (96-100) 中的相应电阻器并联放置;
 - 其中所述 DC 控制系统 (108-116) 选择性地控制所述多个二极管 (102-106) 中的每个以便控制所述可变衰减器 (94) 的阻抗。

8. 如权利要求 1 所述的 MRI 系统 (10), 其中所述失谐电路 (76) 配置成当所述 RF 传输线圈 (56) 正在传输时动态地控制所述 RF 接收线圈 (70) 的阻抗。

9. 如权利要求 1 所述的 MRI 系统 (10), 其中所述失谐电路 (76) 在处于所述启用状态中时, 促使其相应 RF 接收线圈 (70) 中的阻抗具有阻止所述 RF 接收线圈的阵列 (65) 中的多个 RF 接收线圈 (70) 之间的线圈间耦合的幅度。

10. 如权利要求 1 所述的 MRI 系统 (10), 其中当所述失谐电路 (76) 处于所述启用状态中时, 所述 RF 传输线圈 (56) 和所述 RF 接收线圈的阵列 (65) 形成并行传输线圈布置。

用于 MR 成像中并行传输的系统和方法

技术领域

[0001] 本发明的实施例一般涉及用于 MR 成像的系统和方法,以及更具体地涉及用于选择性地和动态地在传输模式中操作 RF 接收线圈阵列以生成与整体传输线圈生成的 RF 场加起来的局部 RF 场的系统和方法,使得横向 MR 磁化具有期望的振幅和相位。

背景技术

[0002] 当例如人体组织的物质遭受均匀磁场(极化场 B_0)时,组织中自旋(spin)的各个磁矩试图与该极化场对齐,但在它们的特征拉莫尔(Larmor)频率以随机顺序围绕它旋进。如果物质或组织遭受位于 x-y 平面内且接近拉莫尔频率的横向 RF 磁场(激励场 B_1),则净对齐矩或者“纵向磁化” M_z 可能旋转或“翻转”到 x-y 平面中以产生净横向磁矩 M_t 。在激励信号 B_1 终止后通过受激励自旋发射出信号,并且可以接收和处理该信号以形成图像。

[0003] 当利用这些信号以产生图像时,采用磁场梯度(G_x 、 G_y 和 G_z)。通常,通过测量周期的序列来扫描待成像的区域,其中这些梯度依照正在使用的具体定位方法而改变。数字化并处理接收的 NMR 信号的结果集合,从而使用众多公知重构技术之一来重构图像。

[0004] 为了生成最小化对比度和灵敏度变化的高质量图像,MRI 应用要求均匀的 B_1 场。用于 B_1 场激励的传统正交驱动容积线圈(quadrature-driven volume coil)提供受限的场均匀性,尤其是在磁场强度/强烈程度增加时(例如 3T 或 7T 磁场)。因此,生成均匀 B_1 场的能力对于利用较高场强度的 MRI 应用的潜力的全面实现是重要的。

[0005] 最近,在 RF 线圈设计中已经提出了多种方法以均匀化 B_1 场。一种用于均匀化 B_1 场的此类方法是并行传输。在现有的 MRI 系统中,并行传输通过控制多通道传输阵列线圈中的各个传输元件的振幅和相位来校正传输 B_1 场的不均匀性,在其它情况下称作无源 RF 匀场(passive RF shimming)。并行传输还通过使用空间定制的 RF 脉冲连同梯度来定制磁化,从而校正传输 B_1 场的不均匀性,在其它情况下称作有源并行传输(active parallel transmit)。

[0006] 然而,对于实现用于均匀化 B_1 场目的的现有并行传输方法存在若干缺陷。例如,如上所述,并行传输的实现要求多元件传输阵列线圈,其中各个传输元件需要被良好地去耦。对于多元件传输阵列,需要各个激励器盒(exciter box)以用于 RF 脉冲波形的精细控制,以及各个 RF 放大器以用于传输阵列线圈中的每个元件。提供此类多元件传输阵列线圈及其相关联元件,显著增加了 MRI 系统的硬件成本。

[0007] 因此期望具有一种系统和方法,其提供均匀的 B_1 场而不需要通常要求用于并行传输的多元件传输阵列线圈和相关联组件。

发明内容

[0008] 本发明提供用于选择地和动态地在传输模式中操作 RF 接收线圈阵列以生成与整体传输线圈生成的 RF 场加起来的局部 RF 场的系统和方法,使得横向 MR 磁化具有期望的振幅和相位。失谐电路(detuning circuit)耦合到 RF 接收线圈阵列中的每个 RF 接收线圈,

其选择性地禁用和启用状态之间转换以控制 RF 接收线圈的阻抗和共振,由此选择性地促使 RF 接收线圈阵列在传输或接收模式中操作。

[0009] 依照本发明的一方面,一种 MRI 系统包括具有通过其的孔的主磁体、绕该主磁体的孔放置的多个梯度线圈、以及布置在主磁体的孔内并配置成生成 RF 场的 RF 传输线圈,其中 RF 场激励孔内放置的对象的核以生成 RF 共振信号。该 MRI 系统还包括布置在主磁体的孔内并相对于 RF 传输线圈来放置以便接收 RF 共振信号的 RF 接收线圈阵列,以及耦合到 RF 接收线圈阵列中每个 RF 接收线圈的失谐电路,所述失谐电路选择性地禁用和启用状态之间转换以控制 RF 接收线圈的阻抗和共振。每个 RF 接收线圈在其相应失谐电路处于禁用状态中时被促使接收 RF 共振信号,以及在其相应失谐电路处于启用状态中时被促使修改 RF 传输线圈生成的 RF 场的振幅和相位。

[0010] 依照本发明的另一方面,一种用于 MRI 系统中并行传输的方法包括在 MRI 系统操作的传输周期期间促使整体 RF 传输线圈生成第一 RF 场,以及在 MRI 系统操作的传输周期期间促使 RF 接收线圈的阵列生成第二时间变化的 RF 场。促使 RF 接收线圈阵列生成第二时间变化的 RF 场进一步包括启用耦合到 RF 接收线圈阵列的失谐电路,以及选择性地和动态地控制失谐电路以控制失谐电路中的阻抗和偏共振,由此也控制 RF 接收线圈阵列中的阻抗和偏共振,从而促使 RF 接收线圈阵列在 MRI 系统操作的传输周期期间生成第二时间变化的 RF 场。当传输周期完成时,该方法还包括禁用失谐电路以便促使 RF 接收线圈阵列接收由对象发射的并且响应于第一 RF 场和第二时间变化的 RF 场而生成的 RF 共振信号,并且在计算机可读存储媒体上存储接收的 RF 共振信号。

[0011] 依照本发明的再一方面,一种 MRI 系统包括具有通过其的孔的主磁体、绕该主磁体的孔放置的多个梯度线圈、以及布置在主磁体的孔内并配置成在 MRI 系统的传输周期期间生成 B_1 场的 RF 传输线圈,其中 B_1 场激励孔内放置的对象的核以生成 RF 共振信号。该 MRI 系统还包括布置在主磁体的孔内并位于 RF 传输线圈环绕的体积内的 RF 接收线圈阵列,以及耦合到 RF 接收线圈阵列以选择性地促使 RF 接收线圈阵列在传输模式和接收模式之一中操作的失谐电路布置。该失谐电路布置配置成在 MRI 系统的传输周期期间在启用状态中操作,以便动态地控制 RF 接收线圈阵列中的阻抗和偏共振,其中失谐电路布置在启用状态中的操作促使 RF 接收线圈阵列生成具有期望振幅和相位的局部 B_1 场。该失谐电路布置还配置成在 MRI 系统的接收周期期间在禁用状态中操作,其中失谐电路布置在禁用状态中的操作促使 RF 接收线圈阵列接收响应于 B_1 场和局部 B_1 场而生成的 RF 共振信号。

[0012] 各种其它特征和优点将从下文详细描述和附图变得显而易见。

附图说明

[0013] 附图示出目前设想的用于执行本发明的优选实施例。

[0014] 附图中:

[0015] 图 1 是结合本发明的 MR 成像系统的示意框图。

[0016] 图 2 是依照本发明一实施例的相对患者放置的 RF 接收线圈阵列的透视图,其中 RF 接收线圈阵列具有耦合到其的失谐电路。

[0017] 图 3 是依照本发明一实施例的具有耦合到其的失谐电路的 RF 接收线圈的示意图。

[0018] 图 4 是依照本发明一实施例的失谐电路的电路示意图。

具体实施方式

[0019] 参照图 1, 示出结合本发明实施例的优选磁共振成像 (MRI) 系统 10 的主要组件。通过操作者控制台 12 控制系统的操作, 操作者控制台 12 包括键盘或其它输入装置 13、控制面板 14 以及显示屏 16。控制台 12 通过链路 18 与分离的计算机系统 20 通信, 系统 20 使操作者能够控制显示屏 16 上的图像的显示和产生。计算机系统 20 包括多个模块, 其通过背板 20a 与彼此通信。这些模块包括图像处理模块 22, CPU 模块 24 以及存储器模块 26, 其在现有技术中已知作为用于存储图像数据阵列的帧缓冲器。计算机系统 20 通过高速串行链路 34 与分离的系统控制 32 通信。输入装置 13 能够包括鼠标、操纵杆、键盘、跟踪球、触摸屏、光棒、声控或者任何类似或等同的输入装置, 并且可用于交互几何指示。

[0020] 系统控制 32 包括通过背板 32a 连接在一起的模块集合。这些模块包括 CPU 模块 36 和脉冲发生器模块 38, 脉冲发生器模块 38 通过串行链路 40 连接至操作者控制台 12。正是通过链路 40, 系统控制 32 从操作者接收命令以指示要执行的扫描序列。脉冲发生器模块 38 操作系统组件以执行期望的扫描序列并产生数据, 该数据指示产生的 RF 脉冲的时序、强度和形状、以及数据获取窗口的时序和长度。脉冲发生器模块 38 连接到梯度放大器的集合 42, 以指示在扫描期间产生的梯度脉冲的时序和形状。脉冲发生器模块 38 还能够从生理获取控制器 44 接收患者数据, 生理获取控制器 44 从连接至患者的多个不同传感器接收信号, 例如来自附连于患者的电极的 ECG 信号。并且最终, 脉冲发生器模块 38 连接到扫描室接口电路 46, 其从各种传感器接收与磁体系统和患者的状况相关联的信号。也正是通过扫描室接口电路 46, 患者放置系统 48 接收命令以将患者移动到用于扫描的期望位置。

[0021] 脉冲发生器模块 38 产生的梯度波形施加到具有 G_x 、 G_y 和 G_z 放大器的梯度放大器系统 42。每个梯度放大器激励概要地由 50 表示的梯度线圈组装件中对应的物理梯度线圈, 以产生用于空间编码获取信号的磁场梯度。梯度线圈组装件 50 形成磁体组装件 52 的部分, 其包括极化磁体 54 和单一整体 RF 线圈 56, 单一整体 RF 线圈 56 依照本发明的一示范实施例用作传输线圈以生成 x - y 平面内的横向 RF 磁场 (激励场 B_1)。系统控制 32 中的收发器模块 58 产生脉冲, 这些脉冲通过 RF 放大器 60 而放大并通过传输 / 接收开关 62 而耦合到传输线圈 56。患者中的受激励核发射出的结果信号可以通过分离的 RF 接收器线圈阵列 65 (例如, 鸟笼型表面阵列线圈) 来感应, 并通过传输 / 接收开关 62 而耦合到前置放大器 64。放大的 MR 信号在收发器 58 的接收器部分中解调、滤波和数字化。传输 / 接收开关 62 通过来自脉冲发生器模块 38 的信号来控制以在传输模式期间将 RF 放大器 60 电连接到传输线圈 56, 以及在接收模式期间将前置放大器 64 连接到接收线圈 65。

[0022] 接收线圈阵列 65 拾取的 MR 信号通过收发器模块 58 数字化并且传输到系统控制 32 中的存储器模块 66。当在存储器模块 66 中已经获取了原始 k -空间数据的阵列时扫描完成。该原始 k -空间数据重新布置到用于将重构的每个图像的各个 k -空间数据阵列中, 并且这些阵列中的每个均输入到阵列处理器 68, 该阵列处理器操作以将数据傅立叶变换到图像数据阵列中。该图像数据通过串行链路 34 而输送到计算机系统 20, 在那里图像数据存储在存储器中。响应于从操作者控制台 12 接收的命令, 该图像数据可在长期存储装置中存档, 或者其可进一步通过图像处理器 22 来处理并输送到操作者控制台 12 及呈现在显示器 16 上。

[0023] 现在参照图 2, 依照本发明一实施例, 示出相对于患者的接收线圈阵列 65 的透视图。接收线圈阵列 65 包括在其中具有期望半径的多个单独的线圈元件或回路 70。控制电子器件 72 可操作地连接至接收线圈阵列 65, 控制电子器件 72 运转以控制对阵列 65 的功率供应。控制电子元件 72 经由连接器 74 而耦合到阵列 65 的回路 70。

[0024] 阵列 65 中还包括对应于每个线圈回路 70 的 DC 电路, 其具有将称为“有源失谐电路 (active detuning circuit)”的形式并概要地在 76 标识。失谐电路 76 是与阵列 65 中相应的线圈回路 70 串联连接的并联共振电路, 并且其是可控的以便选择性地修改相应线圈回路 70 中流动的电流的阻抗, 这将在下文更详细地解释。即, 分别在传输和接收周期期间, 失谐电路 76 能够选择性地被启用和禁用以减少和增加相应线圈回路 70 中流动的电流的阻抗。提供失谐电路 76 的布置 77, 使得失谐电路 76 耦合至每个线圈回路 70。

[0025] 注意, 用于接收线圈的典型“失谐电路”通常将运转以在传输周期 / 脉冲期间从环绕电磁场完全地去耦接收线圈。然而, 依照本发明的一实施例, 失谐电路 76 运转以从环绕电磁场选择性地“调谐”和“失调”线圈回路 70。即, 当在接收周期期间禁用失谐电路 76 时, 接收线圈阵列 65 用作典型的接收阵列 (即, 变得低阻抗) 以感应患者内受激励核发射的信号。然而, 当在传输周期期间启用失谐电路 76 时, 接收线圈阵列 65 从整体传输线圈失调 (即, 接收线圈阵列 65 从拉莫尔频率调谐开或“偏移”) 以用作局部传输线圈, 该局部传输线圈添加到整体传输线圈 56 (图 1) 生成的 B_1 场, 以便控制传输线圈形成的电感场的振幅和相位。具体来说, 失谐电路 76 经由其启用的失调促使失谐电路具有电感性阻抗而不是大的真实阻抗, 使得从整体传输线圈 56 将电流感应至接收线圈阵列 65 中。因此促使接收线圈阵列 65 用作局部传输线圈, 该局部传输线圈生成局部 B_1 场, 其修改传输线圈 56 生成的感应的 B_1 场的振幅和相位。因此, 接收线圈阵列 56 能够称作提供用于并行传输的场增强接收阵列 (FER 阵列)。

[0026] 图 3 的示意图中示出相对于接收线圈回路 70 的失谐电路 76 的实现。如其中所示, 线圈回路 70 包括连接在线圈走线 (coil trace) 80 之间的调谐电容器 78。失谐电路 76 沿着线圈走线 80 放置并且连接至 DC 控制 82, DC 控制 82 运转以启用 / 禁用失谐电路 76 并且控制其操作来改变线圈回路 70 中的阻抗和偏共振。同样沿着线圈回路 70 的线圈走线 80 放置的还有前置放大去耦电路 84, 其中包括二极管 86。前置放大去耦电路 84 运转以通过二极管 86 分别在接收和传输周期期间选择性地将前置放大器 64 (也在图 1 中示出) 与线圈回路 70 连接和断开。

[0027] 现在参照图 4, 依照本发明的一示范实施例, 示出失谐电路 76 的电路示意图。失谐电路 76 包括电感器 88、二极管 90 (即, “启用二极管”)、变容器 (varactor) 或变容二极管 92、以及可变或步进衰减器 94, 衰减器 94 进一步包括多个高功率电阻器 96、98、100 和二极管 102、104、106。失谐电路 76 中还包括多个 DC 控制 108-116, 其运转以控制二极管 90、变容器二极管 92 以及可变衰减器 94 的操作。尽管在形成失谐电路 76 时, 示出电感器 88、二极管 90、变容器二极管 92 以及可变衰减器 94 的具体布置, 但是应当意识到失谐电路 76 可以在其确切布置和其中包含的组件方面变化, 并且可相对图 4 中示出的实施例来变化。

[0028] 在失谐电路 76 的操作中, DC 控制 108 运转以控制二极管 90, 用于启用和禁用失谐电路 76 的目的。当失谐电路 76 在接收周期期间处于禁用状态中时, 通过 DC 控制 108 来控制二极管 90, 以使得失谐电路 76 有效地操作为电容器 (即, 电容器 78)。在失谐电路 76 被

禁用时,线圈回路 70 因此操作为具有期望的共振和阻抗的典型的接收线圈元件(即,在接收模式中操作)。

[0029] 然而,当失谐电路 76 在传输周期期间被启用时,通过 DC 控制 108 来控制二极管 90 以提供用于改变接收线圈回路 70 的阻抗和偏共振(作为电容的函数),使得能够控制接收线圈回路 70 以生成局部 B_1 场(即,在传输模式中操作)。当失谐电路 76 在 MRI 系统的传输周期/相位期间(即,通过图 1 的传输线圈 56 传输期间)被启用时,将电感器 88 转换成与调谐电容器 78 并联,这使得调谐电容器 78 和电感器 88 形成高阻抗的并联共振电路,用于“阻止”线圈回路 70 中的电流流动。此外,DC 控制 110 运转以控制变容器二极管 92,以便通过改变其电容而控制失谐电路 76 的偏共振。而且,DC 控制 112、114、116 运转以通过选择性地控制二极管 102、104、106 的操作以便经由电阻器 96、98、100 来增加或减少衰减器 94 中的电阻,从而控制可变衰减器 94 的操作。经由 DC 控制 112、114、116 对衰减器 94 的控制由此通过添加电阻器 96、98、100 的不同组合而控制阻抗的 Q 因数。接收线圈回路 70 生成的局部 B_1 场的振幅和相位由此能经由失谐电路 76 的选择性控制而得以控制,从而使得通过向传输线圈 56 生成的 B_1 场添加局部 B_1 场,而以期望的方式扰动由传输线圈 56(图 1)形成的感应的 B_1 场。

[0030] 经由整体传输线圈 56 和接收线圈阵列 65 的交互而生成的最终 B_1 场将依赖于来自失调状态中的接收线圈阵列 65 的次级场和入射传输线圈 56 的叠加。依照如下所述的示例,假设传输线圈 56 生成的入射磁场是 B_i (其能线性地或环形地被极化),其中 B_i 通常在 $50 \mu T$ 之下。

[0031] 对于接收线圈阵列 65 的线圈回路 70,沿着其周长生成的电压将是:

$$[0032] \quad E_{emf} = -\frac{\partial}{\partial t} \int_{\Sigma} \mathbf{B}_i d\mathbf{S} \quad (\text{等式 1}),$$

[0033] 其中 $d\mathbf{S}$ 表示回路 Σ 表面的无穷小的片。

[0034] 已知的是,磁场是频率相关的, $\mathbf{B}_i = \mathbf{B}_{i0} e^{-j\omega_0 t}$, 以及通过 $\omega_0 = 2\pi f_0$, 对于半径为 r_0 的环形线圈回路 70, 我们能够将等式 1 写成:

$$[0035] \quad E_{emf} = j\pi r_0^2 \omega_0 \mathbf{B}_{i0} \mathbf{n} e^{-j\omega t} \quad (\text{等式 2})$$

[0036] 其中 \mathbf{n} 是对于线圈回路 70 表面的法线(normal)。

[0037] 如果线圈回路 70 具有共同的阻止阻抗 Z_i , 则在该回路中生成的电流将是:

$$[0038] \quad I_i = \frac{E_{emf}}{Z_i} = j \frac{\pi r_0^2 \omega_0 \mathbf{B}_{i0} \mathbf{n}}{Z_i} e^{-j\omega t} \quad (\text{等式 3})$$

[0039] 在线圈回路 70 的中央轴(例如, x 轴)上, 磁场能够简单写成:

$$[0040] \quad B_{x,center} = \frac{\mu_0}{2} \frac{r_0^2}{(r_0^2 + x^2)^{3/2}} I_i \quad (\text{等式 4})$$

[0041] 随后来自等式 3 和等式 4 的总磁场的总值将是:

$$[0042] \quad B_{tot} = \mathbf{B}_{i0} + j \frac{\mu_0}{2} \frac{\pi r_0^2 \omega_0 \mathbf{B}_{i0} \mathbf{n}}{Z_i} \frac{r_0^2}{(r_0^2 + x^2)^{3/2}} \quad (\text{等式 5})$$

[0043] 对传输线圈 56 生成的入射场解析因数, 我们在对线圈的法线上能够具有:

$$[0044] \quad B_{tot} = \mathbf{B}_{i0} \mathbf{n} \left(1 + j \frac{\mu_0 \pi r_0^2 \omega_0}{2 Z_1} \frac{r_0^2}{(r_0^2 + x^2)^{3/2}} \right) \quad (\text{等式 6})$$

[0045] 我们随后能定义作为深度的函数的场增强函数 (FEF), 该定义依照下式:

$$[0046] \quad f(x) = \frac{\mu_0 \pi r_0^4 \omega_0}{2 (r_0^2 + x^2)^{3/2}} \quad (\text{等式 7})$$

[0047] 其中场增强函数表示乘以其表面积的接收线圈回路 70 的灵敏度和系统频率之间的乘积, 并且场增强函数以电阻为单位来测定。

[0048] 因此, 等式 6 将变为:

$$[0049] \quad B_{tot} = \mathbf{B}_{i0} \mathbf{n} \left(1 + j \frac{f(x)}{Z_1} \right) \quad (\text{等式 8})$$

[0050] 线圈回路 70 的阻抗包括实数电阻性损耗和虚部。如果我们将从失谐电路 76 的阻抗来分离接收器线圈回路 70 的固定阻抗 (即, 负载和走线的固有电阻), 其中通过接收器线圈回路 70 的固定阻抗的实部和虚部 (R_1 和 jX_1) 以及通过失谐电路 76 的可控阻抗的实部和虚部 ($R_{b1}(t)$ 和 $X_{b1}(t)$) 来定义 Z_1 , 则:

$$[0051] \quad B_{tot}(x, t) = \mathbf{B}_{i0} \mathbf{n} \left(1 + j \frac{f(x)}{R_1 + R_{b1}(t) + jX_{b1}(t)} \right) \quad (\text{等式 9})$$

[0052] 因而引入了代表时间变化的参数 t 。接收器线圈和负载的固有阻抗依赖于电阻 R_1 , 电阻 R_1 随线圈回路 70 的尺寸而增加。通常, 它对于各自小和大的元件能够在 10 和 30 欧姆之间改变。等式 9 示出通过为失谐电路 76 恰当选择实和虚函数, 人们能够在相位和幅度中修改传输线圈 56 生成的原始 B_1 场。

[0053] 依照本发明的实施例, 意识到接收线圈阵列 65 能够经由失谐电路 76 来控制, 以提供用于无源 RF 匀场型传输 (即, 无源并行传输) 或具有梯度的有源并行传输。为了使用接收线圈阵列 65 用于无源并行传输, 在以整体线圈传输期间失谐电路 76 中的偏共振将设定在某个固定点, 而不是动态地变化。例如, 能够通过经由 DC 控制 110 来固定变容器二极管 92 的电容 (图 4), 而使得接收线圈阵列 65 用于无源并行传输。为了使用接收线圈阵列 65 用于有源并行传输, 失谐电路 76 中的偏共振将在以整体线圈传输期间动态受控。例如, 通过经由 DC 控制 110 动态地改变变容器二极管 92 的电容 (图 4), 而使得接收线圈阵列 65 能用于有源并行传输。

[0054] 因此, 依照本发明的实施例, 在 MR 序列的传输相位 / 周期期间, 接收线圈阵列 65 并不从环绕的电磁场去耦, 而是通过失谐电路 76 来控制, 以便在受控的方式中聚集源自传输线圈 56 的功率, 从而能极大地改善磁化翻转。

[0055] 有益的是, 经由失谐电路 76 控制接收线圈阵列 65 中的阻抗, 导致没有线圈间耦合问题的阵列。即, 每个线圈回路 70 在传输相位期间具有相对高的阻抗, 使得来自一个线圈回路的场不能在另一个线圈回路上感应电流。而且, 由于接收线圈阵列 65 中的这些阻抗受到 DC 信号 (例如, 来自 DC 控制 108-116) 的控制, 依赖于诸如失谐电路 76 中的变容器二极管 92 和可变衰减器 94 的质量, 能够获得感应场上的高保真度。

[0056] 在接收线圈阵列 65 中包含失谐电路 76 提供用于 MRI 系统 10 中的并行传输, 因为

阵列 65 在 MR 序列的传输相位 / 周期期间作为局部传输线圈来操作以生成在相位和幅度中都修改传输线圈 56 生成的原始 B_1 场的局部 B_1 场。 B_1 场的这种修改的实现并不在 MHz 范围内整形 RF 脉冲波形, 而是通过经由失谐电路 76 改变接收线圈阵列 65 的阻抗和偏共振来整形感应的场。这消除了对各个激励器盒和各个 RF 放大器 (它们通常必须用于带多元件传输阵列线圈的并行传输) 的需要, 由此在仍然提供用于并行传输的同时显著减少了 MRI 系统的硬件成本。

[0057] 本公开系统和技术的贡献在于其提供用于经由失谐电路来动态控制 RF 接收线圈阵列的阻抗和偏共振。失谐电路提供用于 RF 接收线圈阵列在传输模式中的选择性操作以生成修改由整体传输线圈生成的 RF 场的局部 RF 场, 使得能够形成具有期望振幅和相位的 RF 场。

[0058] 因此, 依照本发明的一个实施例, 一种 MRI 系统包括具有通过其的孔的主磁体、绕该主磁体的孔放置的多个梯度线圈、以及布置在主磁体的孔内并配置成生成 RF 场的 RF 传输线圈, 其中 RF 场激励孔内放置的对象的核以生成 RF 共振信号。该 MRI 系统还包括布置在主磁体的孔内并相对于 RF 传输线圈来放置以便接收 RF 共振信号的 RF 接收线圈阵列, 以及耦合到 RF 接收线圈阵列中每个 RF 接收线圈的失谐电路, 所述失谐电路选择性地禁用和启用状态之间转换以控制 RF 接收线圈的阻抗和共振。每个 RF 接收线圈在其相应失谐电路处于禁用状态中时被促使接收 RF 共振信号, 以及在其相应失谐电路处于启用状态中时被促使修改 RF 传输线圈生成的 RF 场的振幅和相位。

[0059] 依照本发明的另一实施例, 一种用于 MRI 系统中并行传输的方法包括在 MRI 系统操作的传输周期期间促使整体 RF 传输线圈生成第一 RF 场, 以及在 MRI 系统操作的传输周期期间促使 RF 接收线圈的阵列生成第二时间变化的 RF 场。促使 RF 接收线圈阵列生成第二时间变化的 RF 场进一步包括启用耦合到 RF 接收线圈阵列的失谐电路, 以及选择性地和动态地控制失谐电路以控制失谐电路中的阻抗和偏共振, 由此也控制 RF 接收线圈阵列中的阻抗和偏共振, 从而促使 RF 接收线圈阵列在 MRI 系统操作的传输周期期间生成第二时间变化的 RF 场。当传输周期完成时, 该方法还包括禁用失谐电路以便促使 RF 接收线圈阵列接收由对象发射的并且响应于第一 RF 场和第二时间变化的 RF 场而生成的 RF 共振信号, 并且在计算机可读存储媒体上存储接收的 RF 共振信号。

[0060] 依照本发明的再一实施例, 一种 MRI 系统包括具有通过其的孔的主磁体、绕该主磁体的孔放置的多个梯度线圈、以及布置在主磁体的孔内并配置成在 MRI 系统的传输周期期间生成 B_1 场的 RF 传输线圈, 其中 B_1 场激励孔内放置的对象的核以生成 RF 共振信号。该 MRI 系统还包括布置在主磁体的孔内并位于 RF 传输线圈环绕的体积内的 RF 接收线圈阵列, 以及耦合到 RF 接收线圈阵列以选择性地促使 RF 接收线圈阵列在传输模式和接收模式之一中操作的失谐电路布置。该失谐电路布置配置成在 MRI 系统的传输周期期间在启用状态中操作, 以便动态地控制 RF 接收线圈阵列中的阻抗和偏共振, 其中失谐电路布置在启用状态中的操作促使 RF 接收线圈阵列生成具有期望振幅和相位的局部 B_1 场。该失谐电路布置还配置成在 MRI 系统的接收周期期间在禁用状态中操作, 其中失谐电路布置在禁用状态中的操作促使 RF 接收线圈阵列接收响应于 B_1 场和局部 B_1 场而生成的 RF 共振信号。

[0061] 本书面描述使用示例来公开本发明, 包括最佳模式, 并且还使本领域的任何技术人员能够实践本发明, 包括制造和使用任何装置或系统, 并且执行任何结合的方法。本发明

可取得专利的范围由权利要求来定义,并可包括本领域技术人员可想到的其它示例。如果此类其它示例具有与权利要求的字面语言无差别结构要素,或如果它们包括具有与权利要求的字面语言非实质的不同的等同结构要素,则它们旨在位于权利要求的范围内。

[0062]

	原始部件列表	
10	MRI 系统	
12	操作者控制台	
13	键盘或其它输入装置	
14	控制面板	
16	显示屏	
18	链路	
20	计算机系统	
20a	背板	
22	图像处理模块	
24	CPU 模块	
26	存储器模块	
32	系统控制	
32a	背板	
34	高速串行链路	
36	CPU 模块	
38	脉冲发生器模块	
40	串行链路	
42	梯度放大器的集合	
44	生理获取控制器	
46	扫描室接口电路	

48	患者放置系统	
50	梯度线圈组装件	
52	磁体组装件	
54	极化磁体	
56	整体 RF 线圈	
58	收发器模块	
60	RF 放大器	
62	传输 / 接收开关	
64	前置放大器	
65	RF 接收器线圈阵列	
66	存储器模块	
68	阵列处理器	
70	线圈元件	
72	控制电子器件	
74	连接器	
76	失谐电路	
77	线圈元件布置	
78	调谐电容器	
80	线圈走线	
82	DC 控制	
84	前置放大去耦电路	
86	二极管	
88	电感器	
90	二极管	

92	变容器或变容二极管	
94	可变或步进衰减器	
96	高功率电阻器	
98	高功率电阻器	
100	高功率电阻器	
102	二极管	
104	二极管	
106	二极管	
108	DC 控制	
110	DC 控制	
112	DC 控制	
114	DC 控制	
116	DC 控制	

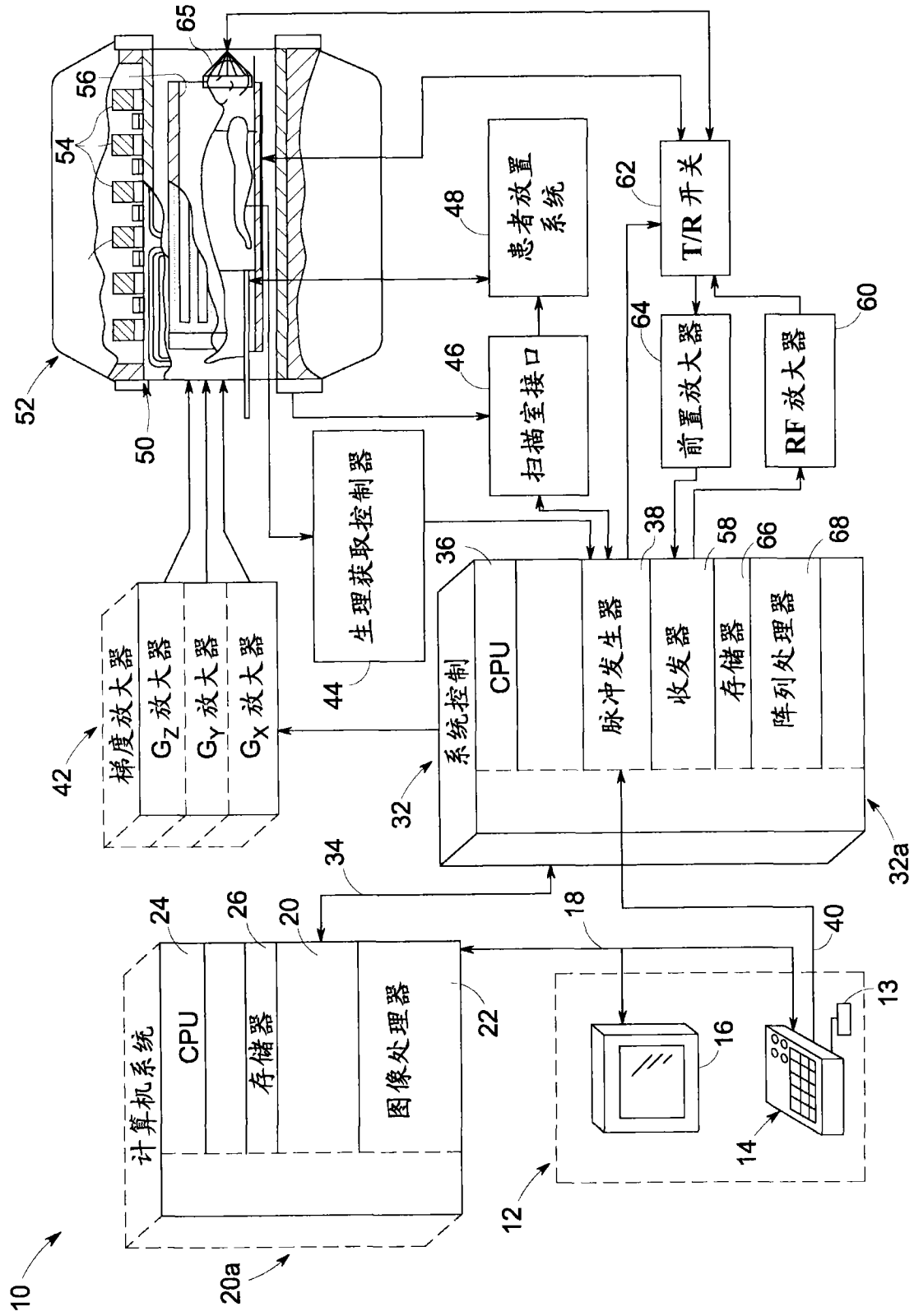


图 1

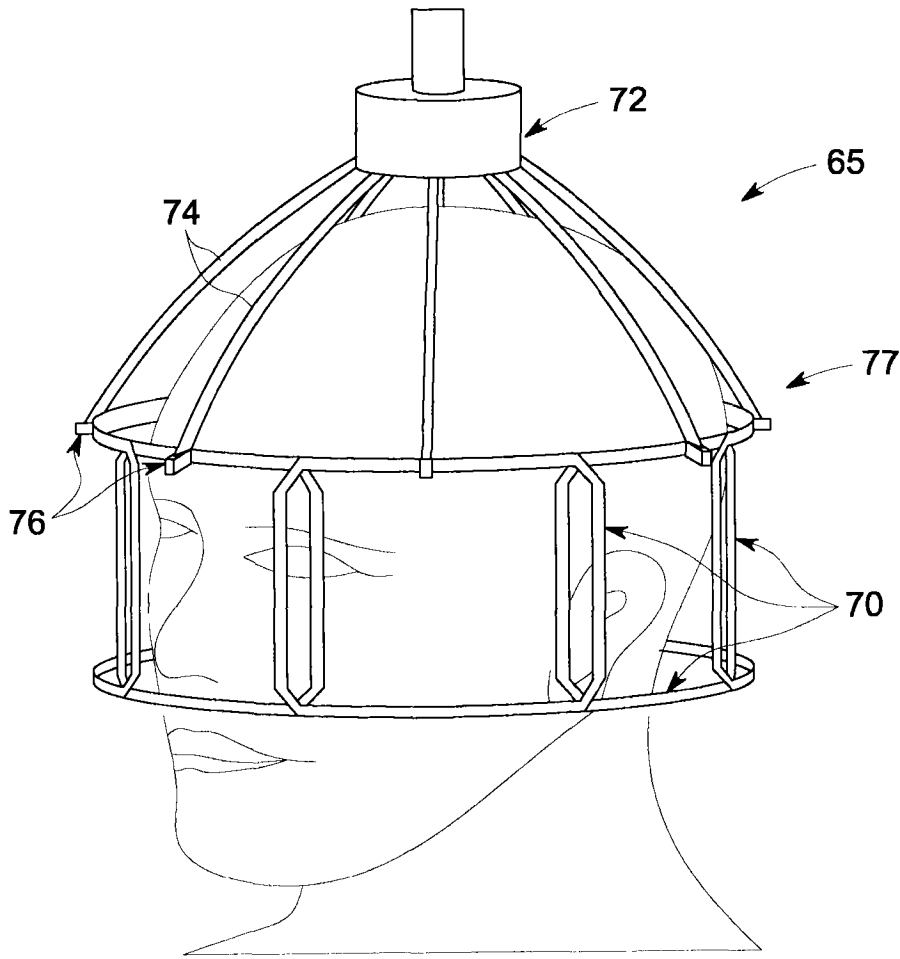


图 2

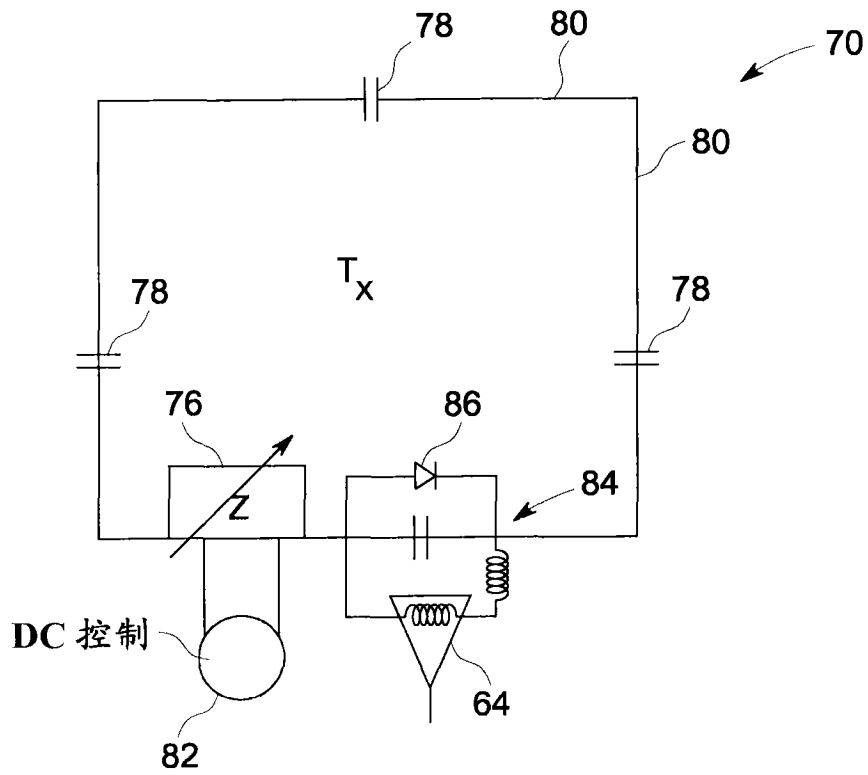


图 3

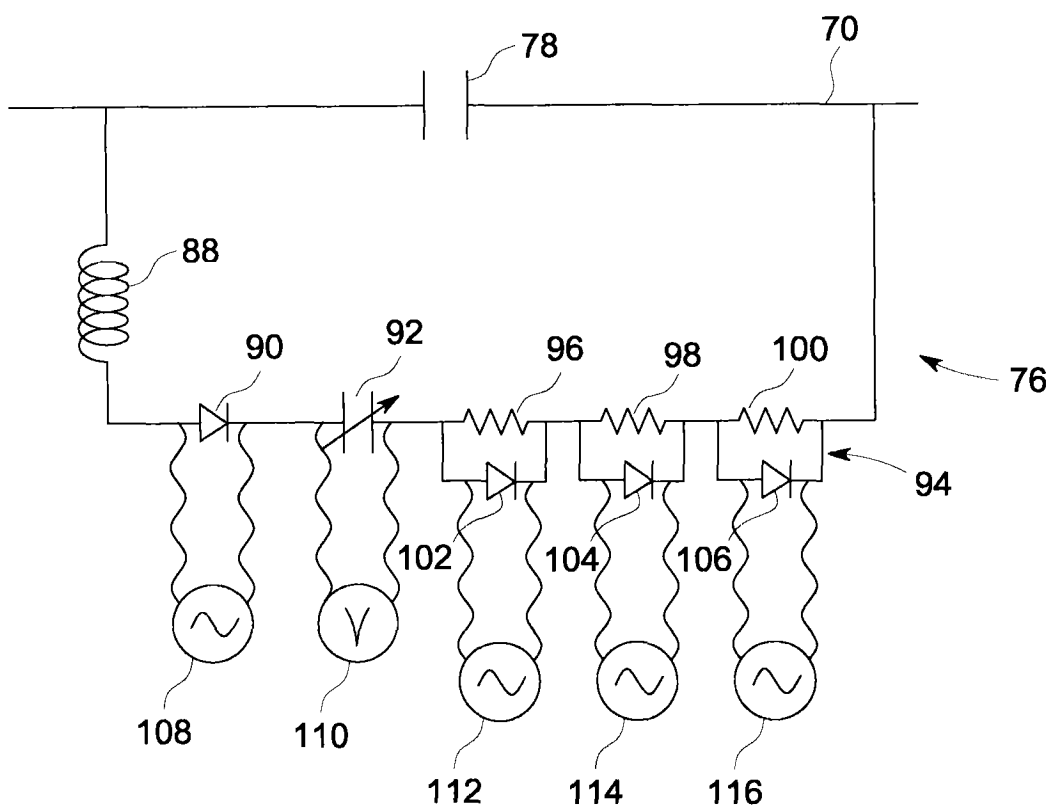


图 4