



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109073717 B

(45) 授权公告日 2021.03.23

(21) 申请号 201780029567.3

(22) 申请日 2017.04.04

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 109073717 A

(43) 申请公布日 2018.12.21

(30) 优先权数据
16163738.4 2016.04.04 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2018.11.13

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2017/057937 2017.04.04

(87) PCT国际申请的公布数据
W02017/174552 EN 2017.10.12

(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 O·利普斯 P·韦尔尼科尔

(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.
G01R 33/36 (2006.01)
G01R 33/345 (2006.01)
G01R 33/565 (2006.01)
G01R 33/561 (2006.01)
G01R 33/34 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 103282789 A, 2013.09.04
WO 2007028158 A2, 2007.03.08
CN 104243721 A, 2014.12.24
US 2014277599 A1, 2014.09.18
US 5765764 A, 1998.06.16

审查员 李俊红

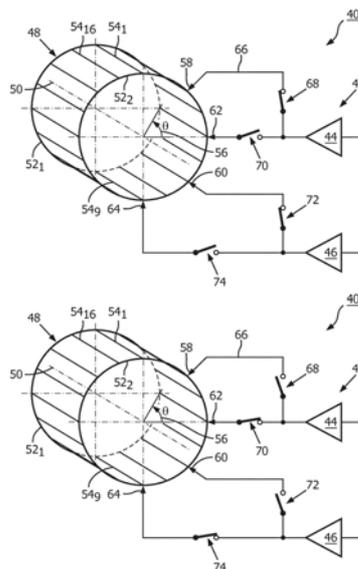
权利要求书3页 说明书10页 附图5页

(54) 发明名称

具有用于磁共振成像装置的可选驱动端口的RF发射系统

(57) 摘要

一种用于磁共振成像装置中的射频发射系统(40),包括:射频驱动器单元(42),其至少包括第一射频电源(44;82)和第二射频电源(46;84);用于生成RF磁激励场 B_1 的射频线圈布置(48);以及多个切换构件(68、70、72、74),其在第一和至少第二切换状态下将射频电源(44、46;82、84)电连接到不同对驱动端口(58、60、62、64)。第一对驱动端口(58、60)中的第一驱动端口(58)和至少第二对驱动端口(62、64)中的第一驱动端口(62)被布置为在关于中心轴(50)的方位角方向(56)上以固定的预定角距离间隔开;以及一种包括这样的射频发射系统(40)的磁共振成像系统(10)。



1. 一种用于磁共振成像装置中的射频发射系统(40),所述射频发射系统(40)包括:
-射频驱动器单元(42),其至少包括第一射频电源(44;82)和第二射频电源(46;84),
-射频线圈布置(48),其具有中心轴(50)并且还包含:
-多个射频线圈构件(52、54),
-多个至少两对驱动端口(58、60、62、64),其电连接到所述多个射频线圈构件(52、54)中的射频线圈构件(54),

其中,多对驱动端口(58、60、62、64)中的每对驱动端口(58、60、62、64)中的驱动端口(58、60、62、64)被布置为在关于所述中心轴(50)的方位角方向(56)上以 90° 的角距离间隔开,并且

其中,所述射频线圈布置(48)被配置用于当射频功率正被供应到多个驱动端口(58、60、62、64)中的一对驱动端口(58、60、62、64)时生成射频磁激励场 B_1 ,以及

-多个切换构件(68、70、72、74),其被配置用于在第一切换状态下将所述第一射频电源(44;82)电连接到所述多对驱动端口(58、60、62、64)中的第一对驱动端口(58、60)中的第一驱动端口(58)并且将所述第二射频电源(46;84)电连接到所述第一对驱动端口(58、60)中的第二驱动端口(60),并且还被配置用于在至少第二切换状态下将所述第一射频电源(44;82)电连接到所述多对驱动端口(58、60、62、64)中的至少第二对驱动端口(62、64)中的第一驱动端口(62)并且将所述第二射频电源(46;84)电连接到所述至少第二对驱动端口(62、64)中的第二驱动端口(64),

其中,所述第一对驱动端口(58、60)中的所述第一驱动端口(58)和所述至少第二对驱动端口(62、64)中的所述第一驱动端口(62)被布置为在关于所述中心轴(50)的所述方位角方向(56)上以固定的预定角距离间隔开,其中,所述第一射频电源(44;82)和所述第二射频电源(46;84)具有相等的标称额定功率。

2. 如权利要求1所述的射频发射系统(40),其中,所述射频线圈布置(48)被配置为鸟笼线圈或TEM线圈。

3. 如权利要求1-2中的任一项所述的射频发射系统(40),其中,在被布置为垂直于所述中心轴(50)的至少一个平面中,所述多个射频线圈构件(54)的中心被布置在虚拟椭圆的圆周上。

4. 如权利要求1-2中的任一项所述的射频发射系统(40),其中,所述固定的预定角距离具有 10° 与 45° 之间的绝对值。

5. 如权利要求1-2中的任一项所述的射频发射系统(40),其中,所述第一射频电源(82)和所述第二射频电源(84)被配置为 90° 混合耦合器(78)的两个输出端口,所述 90° 混合耦合器在输入端口处电连接到单个RF电源。

6. 如权利要求1-2中的任一项所述的射频发射系统(40),其中,用于将所述驱动端口(58、60、62、64)连接到所述切换构件(68、70、72、74)的电连接包括至少一条射频传输线(66),所述至少一条射频传输线具有等于拉莫尔频率的波长的一半的整数倍的有效电长度。

7. 如权利要求1-2中的任一项所述的射频发射系统(40),其中,所述多个切换构件(68、70、72、74)中的切换构件(68、70、72、74)包括以下中的至少一个:机械开关、二极管、三极管以及MEMS射频开关。

8. 一种磁共振成像系统(10),被配置用于采集来自感兴趣对象(20)的至少部分的磁共振信号并且用于提供:

- 根据所采集的磁共振信号的磁共振图像,所述磁共振成像系统包括:
- 检查空间(16),其被提供为将所述感兴趣对象(20)的至少部分布置在所述检查空间内,
- 主磁体(14),其配置用于至少在所述检查空间(16)中生成准静态磁场 B_0 ,其中,所述检查空间(16)被布置在所述主磁体(14)的所述准静态磁场 B_0 内,
- 控制单元(26),其配置用于控制所述磁共振成像系统(10)的功能,
- 信号处理单元(34),其被提供用于处理磁共振信号,以根据接收到的磁共振信号来生成所述感兴趣对象(20)的至少所述部分的至少一幅磁共振图像,以及
- 如权利要求1至7中的任一项所述的射频发射系统(40)。

9. 一种操作如权利要求8所述的磁共振成像系统(10)中的如权利要求1至7中的任一项所述的射频发射系统(40)的方法,所述方法包括以下步骤:

- 基于预定校准结果来选择(86)所述多对驱动端口(58、60、62、64)中的一对驱动端口(58、60),
- 经由所述多个切换构件(68、70、72、74)将选定的一对驱动端口(58、60)中的第一驱动端口(58)电连接(88)到所述第一射频电源(44;82)并且将所述选定的一对驱动端口(58、60)中的第二驱动端口(60)电连接(88)到所述第二射频电源(46;84),并且
- 从所述第一射频电源(44;82)和所述第二射频电源(46;84)向所述选定的一对驱动端口(58、60)提供(90)射频功率。

10. 如权利要求9所述的方法,还包括以下步骤:

- 使用所述选定的一对驱动端口(58、60)来实行(92)第一磁共振扫描,
- 根据所实行的第一磁共振扫描来生成(94)第一磁共振图像,
- 选择(96)所述多个驱动端口(58、60、62、64)中的不同的一对驱动端口(62、64)以向所述不同的一对驱动端口提供RF功率,
- 使用选定的不同的一对驱动端口(62、64)来实行(98)第二磁共振扫描,并且
- 根据所实行的第二磁共振扫描来生成(100)磁共振图像。

11. 如权利要求9或10所述的方法,包括在先步骤:

- 选择所述多对驱动端口(58、60、62、64)中的一对驱动端口(58、60),
- 经由所述多个切换构件(68、70、72、74)将选定的一对驱动端口(58、60)中的第一驱动端口(58)电连接到所述第一射频电源(44;82)并且将所述选定的一对驱动端口(58、60)中的第二驱动端口(60)电连接到所述第二射频电源(46;84),
- 从所述第一射频电源(44;82)和所述第二射频电源(46;84)向所述选定的一对驱动端口(58、60)提供射频功率,
- 实行对由所述射频线圈布置(48)生成的所述射频磁激励场 B_1 的映射测量,
- 基于所述映射测量的结果来确定所述多对驱动端口(58、60、62、64)中的特定的一对驱动端口(58、60),所述特定的一对驱动端口能够在所述特定的一对驱动端口(58、60、62、64)中的第一驱动端口(58、62)和所述特定的一对驱动端口(58、60、62、64)中的第二驱动端口(60、64)的尽可能相等的射频功率需求的约束下生成具有关于射频磁激励场 B_1 相关优化

参数的最高值的所述射频磁激励场 B_1 。

12. 如权利要求9或10所述的方法,包括在先步骤:

- 选择所述多对驱动端口(58、60、62、64)中的一对驱动端口(58、60),
- 经由所述多个切换构件(68、70、72、74)将选定的一对驱动端口(58、60)中的第一驱动端口(58)电连接到所述第一射频电源(44;82)并且将所述选定的一对驱动端口(58、60)中的第二驱动端口(60)电连接到所述第二射频电源(46;84),
- 从所述第一射频电源(44;82)和所述第二射频电源(46;84)向所述选定的一对驱动端口(58、60)提供射频功率,
- 实行对由所述射频线圈布置(48)生成的所述射频磁激励场 B_1 的映射测量,
- 对所述多对驱动端口(58、60、62、64)中的所有对驱动端口(58、60、62、64)重复所述在先步骤,
- 记录所述多对驱动端口(58、60、62、64)中的特定的一对驱动端口(58、60),所述特定的一对驱动端口(58、60)在所述特定的一对驱动端口(58、60、62、64)中的第一驱动端口(58、62)和所述特定的一对驱动端口(58、60、62、64)中的第二驱动端口(60、64)的尽可能相等的射频功率需求的约束下提供具有关于射频磁激励场 B_1 相关优化参数的最高值的所述射频磁激励场 B_1 。

13. 如权利要求12所述的方法,其中,所述优化参数是从由以下项形成的组中选择的:

- 所述射频磁激励场 B_1 的均匀的程度,
- 射频功率效率,其被定义为被施加到选定的切片中的可实现的平均射频磁激励场 B_1 的总射频功率的比率,以及
- 由所述射频磁激励场 B_1 生成的局部或全局特异性吸收率的倒数。

具有用于磁共振成像装置的可选驱动端口的RF发射系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于磁共振成像装置中以生成射频磁激励场的射频发射系统、采用这样的射频发射系统的磁共振成像系统以及操作这样的磁共振成像系统中的这样的射频发射系统的方法。

背景技术

[0002] 在磁共振成像 (MRI) 领域中,期望具有高均匀程度的射频 (RF) 磁共振 (MR) 激励场 B_1 ,以激励感兴趣对象的核或其内部的核。多通道发射MRI已被接受作为操作体积RF线圈的标准方法,以实现相对均匀的RF磁激励场 B_1 。与单通道操作模式相比,双通道发射技术实现显着增加的 B_1 均匀性。

[0003] 在已知的多通道发射系统中,RF功率信号通常经由RF驱动端口供应给RF线圈布置,所述RF驱动端口被连接到RF线圈布置的个体共振器元件。双通道发射MR系统通常使用两个独立的RF发射链和放大器来将RF功率信号施加到线圈布置的RF驱动端口。可以个体地控制被施加到不同RF驱动端口的RF功率,以便优化RF场的均匀性(所谓的“RF匀场”)。

[0004] 图2中示意性地图示了常规RF发射系统。本文中,RF发射系统包括RF线圈布置CA,所述RF线圈布置CA被设计为具有一对圆形环构件L1、L2以及多个16互连梯级R的鸟笼线圈,如本领域公知的。RF线圈布置还包括一对驱动端口DP,所述一对驱动端口DP电连接到梯级或圆形环构件,并且被布置在关于鸟笼线圈中心轴A在方位角方向上间隔 90° 的角距离的位置处。来自两个RF电源P1、P2的RF功率被提供给所述一对驱动端口DP,以激励鸟笼线圈的两个正交模式。

[0005] 通过范例,国际申请WO 2012/093321 A1描述了一种多通道(例如,正交)MRI发射系统,其中,具有不同功率容量的RF功率放大器被用于不同的发射通道中。这实现降低的系统成本,这是由于避免了当获得均匀 B_1 场(RF匀场)的功率需求不对称并且不对称性在不同成像应用中定性地相同时未使用的过量RF功率容量。多通道发射单元还可以包括换向器,所述换向器使得能够选择性地将每个RF功率放大器连接到发射线圈布置(例如,鸟笼线圈)的每个驱动端口。

发明内容

[0006] 在如上所述的已知的多通道MRI RF发射系统的已知的多通道MRI RF发射系统中,常常需要应用所采用的RF功率放大器的相对相位和相对功率的设置状况以实现用于RF磁激励场 B_1 的优化的均匀性的期望的RF匀场,其中,一个RF功率放大器必须比其他RF功率放大器递送显著更多的功率,甚至达到其最大额定功率。在这种情况下,可能相当快达到最大额定功率,而其他放大器的可用功率仍未使用。

[0007] 因此,本发明的一个目的是提供一种改进的MRI RF发射系统,其抵消标称RF额定功率与实际使用的RF功率之间的不平衡,由此可以实现RF磁激励场强度 B_1 的较大值和/或可以放宽最大RF额定功率的要求规范。

[0008] 在本发明的一个方面中,目的通过一种用于磁共振成像装置中的射频发射系统来实现。所述射频发射系统包括:

[0009] -射频驱动器单元,其至少包括第一射频电源和第二射频电源,以及

[0010] -射频线圈布置,其具有中心轴并且还包括多个射频线圈构件和多个至少两对驱动端口,所述驱动端口电连接到所述多个射频线圈构件中的射频线圈构件。射频线圈布置被配置用于当射频功率正被供应到多个驱动端口中的一对驱动端口时生成RF磁激励场 B_1 。

[0011] 多对驱动端口中的每对驱动端口中的驱动端口被布置成在关于中心轴的方位角方向上以 90° 的角距离间隔开。

[0012] 射频发射系统还包括多个切换构件,所述多个切换构件被配置用于在第一切换状态下将第一射频电源电连接到多个驱动端口中的第一对驱动端口中的第一驱动端口,并且将第二射频电源电连接到第一对驱动端口中的第二驱动端口。多个切换构件中的切换构件还被配置用于在至少第二切换状态下将第一射频电源电连接到多个驱动端口中的至少第二对驱动端口中的第一驱动端口,并且将第二射频电源电连接到至少第二对驱动端口中的第二驱动端口。第一对驱动端口中的第一驱动端口和至少第二对驱动端口中的第一驱动端口被布置成在关于中心轴的方位角方向上以固定的预定角距离间隔开。

[0013] 如本申请中使用的术语“射频电源”应涵盖配置成独立地生成射频功率的电源,以及利用由公共射频电源生成的射频功率供电的电源。具体地,射频电源可以包括射频放大模块和/或射频功率分配器和/或组合器。

[0014] 如本申请中使用的短语“电连接/电学连接”应被理解为涵盖电流电连接以及通过电容和/或电感电磁耦合建立的电连接。

[0015] 如本申请中使用的与任何客体相关的术语“多个”应具体被理解为客体中的至少两个的数量。

[0016] 如本申请中使用的短语“被配置为”应具体被理解为被具体编程,布局,提供或布置。

[0017] 再次还指出,术语“第一”、“第二”等仅用于区分目的,而不意味着以任何方式指示顺序或优先级。

[0018] 所提出的RF发射系统的一个优点在于,用于实现期望的RF匀场的所采用的RF电源的功率电平可以更靠近在一起,使得可以有益地避免RF电源的标称RF额定功率与实际由RF电源提供的RF功率电平之间的强不平衡。

[0019] 另一个优点在于,取决于扫描的解剖结构和感兴趣的对象的形状和位置,可以以低调节努力提供具有合适的RF匀场的RF磁激励场 B_1 。

[0020] 优选地,多个RF线圈构件中的RF线圈构件以拉莫尔频率共振。

[0021] 在RF发射系统的优选实施例中,第一射频电源和第二射频电源具有相等的标称额定功率。在这种情况下,RF电源的标称RF额定功率与由RF电源实际提供的RF功率电平之间的强不平衡可以至少在很大程度上或甚至完全地被消除。

[0022] 优选地,RF线圈布置被配置为鸟笼线圈或TEM线圈。鸟笼线圈设计在本领域中是公知的,例如来自Cecil E.Hayes等人的文章“An Efficient, Highly Homogeneous Radiofrequency Coil for Whole-Body NMR Imaging at 1.5T”(Journal of Magnetic Resonance 63:622-628 (1985))。TEM线圈例如在J.T.Vaughan的“Detunable Transverse

Electromagnetic (TEM) Volume Coil for High-Field NMR” (Magnetic Resonance in Medicine, 47:990-1000 (2002)) 中被描述。这两份文档均应通过引用整体并入本文,对允许以引用方式并入的那些权限具有效力。

[0023] 鸟笼线圈设计可以是低通、带通或高通设计。被配置为鸟笼线圈或TEM线圈的RF线圈布置可以被设计为用于在感兴趣的对象的大部分中激励核的体线圈,或者其可以被设计为用于激励感兴趣对象的部分中的核的局部线圈,例如用于感兴趣对象的头部的MR成像。

[0024] 在RF发射系统的优选实施例中,在垂直于中心轴布置的至少一个平面中,多个射频线圈构件的中心被布置在虚拟椭圆的圆周上。应注意,术语“椭圆”应包括作为特殊情况的圆形。为简洁起见,这种RF线圈布置在下文中可称为椭圆形RF线圈布置。

[0025] 以这种方式,本发明适用于利用具有椭圆形横截面的广泛分布的RF线圈布置替换或改装现有的RF发射系统。

[0026] 如在上述参考文详细描述,对于椭圆形(包括圆柱形)鸟笼线圈或TEM型RF线圈布置,通常存在具有正弦电流分布的两个可用的正交模式。然而,这些模式的取向基本上仅由驱动端口沿线圈圆周的位置定义。原则上,当被定位在RF线圈布置内时,患者打破对称性,并且由此定义圆周上的两个正交模式的取向。然而,两个正交模式可以以这样的方式调谐和/或匹配:两个正交模式可以在沿着圆周的任何地方由两个驱动端口激励,所述两个驱动端口在关于中心轴的方位角方向上以 90° 的角距离间隔开。

[0027] 优选地,固定的预定角距离具有 10° 与 45° 之间的绝对值。这样,可以提供宽范围的RF匀场,同时可以将RF电源的标称RF额定功率与由RF电源实际提供的RF功率电平之间的不平衡保持为低。

[0028] 在RF发射系统的一些实施例中,第一射频电源和第二射频电源被配置为 90° 混合耦合器的两个输出端口,所述 90° 混合耦合器在输入端口处电连接到单个RF电源。以这种方式,可以提供具有关于RF功率设置参数的某些限制的部分节省且成本有效的解决方案,其足以满足大量MRI应用。

[0029] 在RF发射系统的优选实施例中,用于将驱动端口连接到切换构件的电连接包括至少一条RF传输线,其有效电长度等于拉莫尔频率的波长的一半的整数倍(whole multiple)。以这种方式,RF传输线的开放端被转换为驱动端口处的开放端,由此改进了RF传输线与RF线圈布置的驱动端口之间的射频绝缘并且RF线圈布置的效率和性能实际上不受影响。

[0030] 优选地,多个切换构件中的切换构件包括机械开关、二极管、三极管和MEMS(微机电系统)射频开关中的至少一个。以这种方式,可以容易地执行多对驱动端口中的一对驱动端口的选择。由于关于切换构件的切换时间的要求非常宽松,因此具有低损耗的机械开关是最优选的。

[0031] 在本发明的另一方面,提供了一种MRI系统,其配置用于从感兴趣的对象的至少部分采集MR信号并用于根据所采集的MR信号提供MR图像。MR成像系统包括:

[0032] -检查空间,其被提供用于在其内布置感兴趣对象的至少部分,以及

[0033] -主磁体,其配置用于至少在检查空间中生成准静态磁场 B_0 ,

[0034] 其中,检查空间被布置在主磁体的磁场 B_0 内。

[0035] 此外,MRI系统包括:

- [0036] -控制单元,其被配置用于控制MRI系统的功能,
- [0037] -信号处理单元,其被提供用于处理MR信号,以根据接收到的MR信号生成感兴趣对象的至少部分的至少一幅图像,以及
- [0038] -本文公开的RF发送系统的实施例。
- [0039] 针对RF发射系统呈现的好处完全适用于MR成像系统。
- [0040] 在本发明的又一个方面中,目的通过操作上面公开的MR成像系统中的本文公开的RF发射系统的实施例的方法来实现。
- [0041] 方法包括以下步骤:
- [0042] -基于预定校准结果来选择多对驱动端口中的一对驱动端口,
- [0043] -经由多个切换构件将选定的一对驱动端口中的第一驱动端口电连接到第一RF电源,并将选定的一对驱动端口中的第二驱动端口电连接到第二RF电源,并且
- [0044] -从第一射频电源和第二射频电源向选定的一对驱动端口提供RF功率。
- [0045] 预定校准结果可以特定于各种类别中的一个或多个,包括但不限于要成像的解剖结构、感兴趣对象的尺寸和/或形状、感兴趣对象相对于检查空间的位置和取向。以这种方式,可以容易地生成RF磁激励场 B_1 ,其具有适当的RF匀场和RF电源的标称RF额定功率与由RF电源实际提供的RF功率电平之间的低不平衡。
- [0046] 在优选实施例中,方法还包括以下步骤:
- [0047] -使用选定的一对驱动端口来实行第一磁共振扫描,
- [0048] -根据所实行的第一磁共振扫描生成第一磁共振图像,
- [0049] -选择多个驱动端口中的不同的一对驱动端口以向其提供RF功率,
- [0050] -使用选定的不同的一对驱动端口来实行第二磁共振扫描,并且
- [0051] -根据所实行的第二磁共振扫描来生成磁共振图像。
- [0052] 以这种方式,可以微调RF磁激励场 B_1 的RF匀场。优选地,选择产生关于至少一个MR图像标准具有优良性质的MR图像的一对驱动端口,以用于在随后执行的MR成像会话期间生成RF磁激励场 B_1 。
- [0053] 在优选实施例中,方法包括在先步骤:
- [0054] -选择多对驱动端口中的一对驱动端口,经由多个切换构件将选定的一对驱动端口中的第一驱动端口电连接到第一射频电源,并将选定的一对驱动端口中的第二驱动端口电连接到第二射频电源,
- [0055] -从第一射频电源和第二射频电源向选定的一对驱动端口提供射频功率,实行由射频线圈布置生成的射频磁激励场 B_1 的映射测量,
- [0056] -基于所述映射测量的结果来确定所述多对驱动端口中的特定的一对驱动端口,所述特定的一对驱动端口能够在所述特定的一对驱动端口中的第一驱动端口和所述特定的一对驱动端口中的第二驱动端口的尽可能相等的射频功率需求的约束下生成具有关于射频磁激励场 B_1 相关优化参数的最高值的射频磁激励场 B_1 。
- [0057] 以这种方式,单个映射测量的结果可以用作选择多对驱动端口中适合于期望的MR检查的一对驱动端口的基础。
- [0058] 为了说明的目的,如果图4的左手侧示出了利用选定的一对驱动端口生成的射频磁激励场 B_1 的映射测量的结果,可以通过在图4的向量图中定位正方形来确定多对驱动端

口中的能够在尽可能相等的射频功率需求的约束下生成射频磁激励场 B_1 的特定的一对驱动端口,使得正方形的一个角与表示射频磁激励场 B_1 的向量的开始点一致,所述射频磁激励场 B_1 继而与正方形的对角线重合。明显地,可以通过将所生成的射频磁激励场 B_1 的方位角关于射频线圈布置的中心轴旋转 45° 来确定特定的一对驱动端口中的第一驱动端口的最佳方位角位置。然后可以选择被定位为最靠近最佳方位角位置的驱动端口作为特定的一对驱动端口中的第一驱动端口。

[0059] 在又一实施例中,方法包括在先步骤:

[0060] -选择多对驱动端口中的一对驱动端口,

[0061] -经由多个切换构件将选定的一对驱动端口中的第一驱动端口电连接到第一射频电源,并且将选定的一对驱动端口的第二驱动端口电连接到第二射频电源,

[0062] -从第一RF电源和第二RF电源向选定的一对驱动端口提供RF功率,

[0063] -实行由RF线圈布置生成的RF磁激励场 B_1 的映射测量,

[0064] -对多对驱动端口中的所有对驱动端口重复所述在先步骤,

[0065] -记录多对驱动端口中的特定的一对驱动端口,所述特定的一对驱动端口在特定的一对驱动端口中的第一驱动端口的尽可能相等的RF功率需求的约束下提供具有关于射频磁激励场 B_1 相关优化参数的最高值的RF磁激励场 B_1 ,以及

[0066] -特定的一对驱动端口中的第二驱动器端口。

[0067] 以这种方式,可以提供预定校准结果作为选择多对驱动端口中适合于期望的MR检查的一对驱动端口的的基础。

[0068] 映射测量可以指成像切片的完整组织覆盖部分或成像切片的子部分,诸如特定解剖结构,其可以例如由肝脏形成。

[0069] 通过范例,用于映射RF磁激励场 B_1 的方法在R.Pohmann的文章“An experimental comparison of B_1 -mapping Techniques at two field strengths” (Proc.Intl.Soc.Mag.Reson.Med.19(2011):4410)中被描述,通过引用将其整体并入本文,对允许通过引用并入的那些权限具有效力。

[0070] 优选地,优化参数选自由以下项形成的组:

[0071] -射频磁激励场 B_1 的均匀的程度,

[0072] -射频功率效率,其被定义为被施加到选定的切片中可实现的平均射频磁激励场 B_1 的总射频功率的比率,以及

[0073] -由射频磁激励场 B_1 生成的局部或全局特异性吸收率(SAR)的倒数。

[0074] 优选地,使用根据数学模拟获得的先前知识来确定局部或全局SAR。

[0075] 以这种方式,可以在驱动端口的尽可能相等的射频功率需求的约束下实现灵活的优化。

[0076] 经由多个切换构件将选定的一对驱动端口中的第一驱动端口电连接到第一射频电源并将选定的一对驱动端口中的第二驱动端口连接到第二射频电源的步骤应理解为使得所有其他对驱动端口都是电绝缘的。

附图说明

[0077] 参考下文描述的实施例,本发明的这些和其他方面将显而易见并且得到阐述。然

而,这样的实施例不必表示本发明的全部范围,并且因此参考权利要求并且在本文中解释本发明的范围。

[0078] 在附图中:

[0079] 图1示出了包括根据本发明的射频发射系统的实施例的磁共振检查系统的部分的示意性图示。

[0080] 图2示意性地图示了常规双通道射频发射系统,

[0081] 图3示意性地图示了依据图1的射频发射系统的详细视图,

[0082] 图4描绘了通过向依据图3的射频发射系统的不同对驱动端口提供RF功率而生成的RF磁激励场的叠加,

[0083] 图5示出了根据本发明的射频发射系统的备选实施例的示意性视图,并且

[0084] 图6图示了根据本发明的方法的实施例的流程图。

[0085] 附图标记列表

[0086]	10 MR检查系统	58 驱动端口
[0087]	12 扫描器单元	60 驱动端口
[0088]	14 主磁体	62 驱动端口
[0089]	16 检查空间	64 驱动端口
[0090]	18 中心轴	66 RF传输线
[0091]	20 感兴趣对象	68 切换构件
[0092]	22 梯度线圈系统	70 切换构件
[0093]	24 梯度线圈驱动器单元	72 切换构件
[0094]	26 控制单元	74 切换构件
[0095]	28 人机接口布置	76 RF驱动器单元
[0096]	30 数字数据存储单元	78 90°混合RF耦合器
[0097]	32 处理器单元	80 终止阻抗
[0098]	34 信号处理单元	82 第一RF电源
[0099]	36 RF屏蔽	84 第二RF电源
[0100]	38 电子开关电路	θ 方位角
[0101]	40 RF发射系统	
[0102]	42 RF驱动器单元	步骤
[0103]	44 第一RF电源	86 选择一对驱动端口
[0104]	46 第二RF电源	88 将选定的一对驱动端口电连接到RF电源
[0105]	48 RF线圈布置	90 向选定的一对驱动端口提供RF功率
[0106]	50 中心轴	92 实行MR扫描
[0107]	52 环构件	94 根据实行的扫描生成MR图像
[0108]	54 梯级	96 选择不同的一对驱动端口
[0109]	56 方位角方向	
[0110]	98 将选定的不同的一对驱动端口电连接到RF电源	
[0111]	100 向选定的不同的一对驱动端口提供RF功率	
[0112]	102 实行另一MR扫描	

- [0113] 104 根据最后实行的MR扫描生成MR图像
- [0114] 106 选择产生具有优越性质的MR图像的一对驱动端口，
- [0115] A 中心轴
- [0116] B₁ RF磁激励场
- [0117] CA RF线圈布置
- [0118] DP 驱动端口
- [0119] L 环构件
- [0120] P 电源
- [0121] R 梯级

具体实施方式

[0122] 图1示出了磁共振成像(MRI)系统10的实施例的部分的示意性图示,所述磁共振成像系统被配置用于从感兴趣对象20(通常,患者)的至少部分采集磁共振(MR)信号,并且根据所采集的MR信号来提供MR图像。MRI系统10包括具有主磁体14的扫描器单元12。主磁体14具有围绕中心轴18提供感兴趣对象20的至少部分至少在检查期间被布置在其中的检查空间16的中心腔,并且还被配置用于至少在检查空间16中生成具有适当磁场强度(例如3.0T)的准静态磁场B₀。为清楚起见,在图1中省略了用于支撑感兴趣对象20的常规桌台。静态磁场B₀定义了轴向方向,所述轴向方向通常被指代为笛卡尔坐标系的z轴的方向,并且平行于检查空间16的中心轴18对齐。

[0123] 尽管MRI系统的该特定实施例被描述为腔类型之一,但是本领域技术人员将容易意识到,本发明也适用于其他类型的MRI系统,诸如开放式(C型臂)MRI系统。

[0124] MRI系统10包括控制单元26,控制单元26被配置成控制扫描器单元12的功能和MRI系统10的其他功能。控制单元26包括数字数据存储器单元30、具有对数字数据存储器单元30的数据访问的处理器单元32,以及人机接口布置28,人机接口布置28用于在控制单元26与操作者(通常,医学人员)之间传递信息。

[0125] 此外,MRI系统10包括信号处理单元34,信号处理单元34被提供用于处理MR信号以根据接收到的MR信号生成感兴趣对象20的至少部分的MR图像。

[0126] 此外,MRI系统10包括射频(RF)发射系统40,射频发射系统40包括RF驱动器单元42和RF线圈布置48。RF发射系统40被配置成由控制单元26控制,以在RF发射时间段期间对感兴趣对象20的核或感兴趣对象20内的核施加RF磁激励场B₁以便进行磁共振激励,从而出于磁共振成像的目的激励感兴趣对象20的核或感兴趣对象20内的核。

[0127] RF发射系统40的详细视图在图3中示意性地示出。RF线圈布置48被配置为全身线圈。全身线圈包括多个RF线圈构件52、54,所述多个RF线圈构件以公知的鸟笼线圈设计布置并电连接,并且在拉莫尔频率下共振,所述拉莫尔频率由检查中的核的旋磁比和准静态磁场的场强B₀定义。RF线圈布置48具有中心轴50,并且在操作状态中,被同心地布置在主磁体14的腔内,使得RF线圈布置48的中心轴50和检查空间16的中心轴18重合。如本领域中常见的,金属RF屏蔽36(图1)围绕RF线圈布置48同心地布置。

[0128] 再次参考图3,多个RF线圈构件包括:一对相同的导电环构件52₁、52₂,为椭圆形,更具体地是圆形形状,沿着由中心轴50给出的公共纵向轴间隔开;以及多个16个梯级54₁-

54₁₆,其被设计为直导体,所述直导体将导电环构件52₁、52₂电互连并且平行于轴向方向对齐。在垂直于中心轴50的平面中,梯级54₁-54₁₆被布置在虚拟椭圆的圆周上,所述虚拟椭圆形成为具有与环形构件52₁、52₂相同直径的圆形。RF线圈布置48可以被设计为带通型、低通型或高通型鸟笼线圈。因此,出于清楚的原因,电容器未在

[0129] 图3中示出。梯级54₁-54₁₆相对于关于中心轴50的方位角方向56等距地布置,即两个相邻布置的梯级54₁-54₁₆之间的关于中心轴50的方位角方向56上的角距离是22.5°。

[0130] RF线圈布置48可在各种单独的共振频率下激励。选择用于实现此目的的鸟笼线圈设计参数的方法在本领域中是已知的,并且因此不需要在本文中详细讨论。考虑用于激励的RF线圈布置48的两个共振模式是在梯级54₁-54₁₆中的RF电流分布分别与 $\sin\theta$ (模式1)或 $\cos\theta$ (模式2)成比例的那些,其中, θ 指代在关于RF线圈布置48的中心轴50的方位角方向56上测量的方位角。

[0131] RF线圈布置48还包括多个两对驱动端口58、60、62、64,它们电连接到多个RF线圈构件52、54中的RF线圈构件52,即多个梯级54₁-54₁₆中的四个梯级。多对驱动端口58、60、62、64中的每对中的驱动端口58、60、62、64在关于中心轴50的方位角方向56上以90°的角距离间隔开。多个两对驱动端口58、60、62、64中的每对驱动端口被配置为接收RF功率并将接收到的RF功率传递到RF线圈布置48。RF线圈布置48被配置用于当RF功率被供应给多个两对驱动端口58、60、62、64中的一对驱动端口58、60、62、64(通常以MR无线电(拉莫尔)频率的RF功率的脉冲或脉冲的序列的形式)时产生RF磁激励场B₁。多个两对驱动端口58、60、62、64中的驱动端口58、60、62、64紧密位于RF线圈构件52、54附近。

[0132] RF驱动器单元42包括第一RF电源44和第二RF电源46,其中每个由图3中的放大器符号表示。第一RF电源44和第二RF电源46具有相等的标称额定功率,使得RF放大器中的每个的输出端口处可用的额定RF功率电平相等。

[0133] RF驱动器单元42被配置成在RF发送阶段期间经由电子开关电路38(图1)将包括拉莫尔频率的指定频率范围的RF功率的脉冲馈送到RF线圈布置48,如本领域中已知的。

[0134] 此外,RF发射系统40包括多个四个切换构件68、70、72、74,其包括机械开关,并且被配置用于在图3的上部图示的第一切换状态下将第一RF电源44电连接到多个两对驱动端口58、60、62、64中的第一对驱动端口58、60中的第一驱动端口58,并且

[0135] 将第二RF电源46电连接到多个两对驱动端口58、60、62、64中的第一对驱动端口58、60中的第二驱动端口60。

[0136] 多个四个切换构件68、70、72、74还被配置用于在图3的下部图示的第二切换状态下,

[0137] 将第一射频电源44电连接到多个两对驱动端口58、60、62、64中的另一第二对驱动端口62、64中的第一驱动端口62,并且

[0138] 将第二射频电源46电连接到多个两对驱动端口58、60、62、64中的另一第二对驱动端口62、64中的第二驱动端口64。

[0139] 用于将驱动端口58、60、62、64连接到切换构件68、70、72、74的电连接由RF传输线66建立,RF传输线66具有约为3.3m的有效电长度,等于拉莫尔频率的波长的一半的整数倍,即 $B_0=3.0T$ 处的¹H的拉莫尔频率的两个半波长。

[0140] 在备选实施例中,拉莫尔频率的波长的一半的整数倍的有效波长可以通过特定有

效电长度的传输线建立,所述传输线串联电连接到包括集总电容器和电感的网络,如本领域中公知的。

[0141] 如图3所示,第一对驱动端口58、60中的第一驱动端口58和第二对驱动端口62、64中的第一驱动端口62被布置成关于中心轴50在方位角方向56上以固定的预定角距离间隔开,其中,固定的预定角距离具有 10° 和 45° 之间的值,并且在该特定实施例中具有 45° 的值。

[0142] RF线圈布置48还被配置用于在RF接收阶段期间从感兴趣对象20的部分的核或感兴趣对象20的部分内的核接收MR信号,所述核已经通过施加RF磁激励场 B_1 而被激励。在RF接收阶段期间,由控制单元26控制的电子开关电路38将来自RF线圈布置48的磁共振信号引导到驻留在控制单元26中的信号处理单元34,如本领域中已知的。在MRI系统10的操作状态中,RF发送阶段和RF接收阶段以连续的方式发生。

[0143] 此外,MRI系统10包括梯度线圈系统22(图1),梯度线圈系统22被配置用于生成被叠加到静态磁场 B_0 的梯度磁场。通过由控制单元26控制的梯度线圈驱动器单元24以梯度脉冲序列的形式将电流提供给梯度线圈系统22,所述梯度脉冲序列与RF发射相位和RF接收相位同步。

[0144] 图4示范性地图示了向第一对驱动端口58、60提供RF功率和向第二对驱动端口62、64提供RF功率以生成用于RF磁激励场 B_1 的期望RF匀场之间的差异。由通过向根据图3RF线圈布置48的一对驱动端口58、60、62、64的驱动端口58、60、62、64提供RF功率而生成的RF磁激励场的叠加来实现期望的RF匀场,其中,由于各对驱动端口58、60、62、64中的驱动端口58、60、62、64的位置,所生成的RF磁激励场的相位的差异为 90° 。

[0145] 如图4的左侧所示,当RF功率被提供给第一对驱动端口58、60中的驱动端口58、60时,用于RF磁激励场 B_1 的期望RF匀场需要来自第一RF电源44的RF功率的高电平和来自第二RF电源46的RF功率的相对低电平。如图4的右侧所示,在向相对于第一对驱动端口58、60中的驱动端口58、60偏移 45° 的第二对驱动端口62、64中的驱动端口62、64提供RF功率的情况下,RF磁激励场 B_1 的期望的RF匀场可通过第一RF电源44和第二RF电源46所需的RF功率的非常相似的电平来实现。从图示的向量的长度可识别出如果第二RF电源46在其标称RF额定功率处操作,则可以实现用于RF磁激励场 B_1 的期望RF匀场的较大幅度,并且第一RF电源44在符合期望的RF匀场的RF功率电平下操作。

[0146] 图5示出了根据本发明的RF发射系统40'的备选实施例的示意图。仅描述与根据图3的实施例不同的特征。出于区分的目的,在图5中使用了引用的附图标记。对于在下文中未描述的备选实施例的特征,参考第一实施例的描述。

[0147] 根据图5的RF发射系统10'包括与根据图3的实施例相同的多个切换构件68'、70'、72'、74'的相同RF线圈布置48'。第一实施例和备选实施例之间的主要差异在于RF驱动器单元76中。

[0148] 根据图5的RF发射系统40'的RF驱动器单元76包括3dB 90° 混合RF耦合器78。RF功率被馈送到输入端口中,所述输入端口被示出为被布置在混合RF耦合器78的右侧的上部。RF功率由图5中的放大器符号所表示的单个RF功率生成器提供。被示出为被布置在混合RF耦合器78右侧的下部的另一输入端口被配备有终止阻抗80,以避免RF功率反射。根据图5的RF发射系统40'的RF驱动器单元76的第一RF电源82由 90° 混合RF耦合器78的第一(在图5中示为左上端口)输出端口形成,并且第二RF电源84由 90° 混合RF耦合器78的第二输出端口

(如图5中的下端口所示)形成。在90°混合RF耦合器的第一输出端口和第二输出端口处可用的RF功率信号示出90°的相对相移。

[0149] 在下文中,描述了根据本发明的操作RF发射系统的方法的实施例。方法的流程图在图6中给出。应该理解,所有涉及的单元和设备都处于操作状态并且如图1图示被配置。

[0150] 为了能够执行该方法的一部分,控制单元26包括软件模块。要进行的方法步骤被转换成软件模块的程序代码,其中,程序代码在控制单元26的数字数据存储器单元30中实施,并且可由控制单元26的处理器单元32执行。

[0151] 在方法的第一步骤86中,基于预定校准结果来选择多对驱动端口58、60、62、64中的一对驱动端口58、60。校准结果考虑要成像的类别解剖结构、感兴趣对象20的大小和形状以及感兴趣对象20相对于检查空间16的位置和取向,并且被提供为驻留在数字数据存储器单元30中的多维查找表。在接下来的步骤88中,经由多个切换构件68、70、72、74将选定的一对驱动端口58、60中的第一驱动端口58电连接到第一RF电源44,并且将选定的一对驱动端口58、60中的第二驱动端口60电连接到第二RF电源46。在接下来的步骤90中,从第一RF电源44和第二RF电源46向选定的一对驱动端口58、60提供RF功率。然后,使用选定的一对驱动端口58、60,在另一步骤92中实行第一磁共振扫描。在随后的步骤94中,第一磁共振图像是根据实行的第一磁共振扫描生成的。接下来,在另一步骤96中选择多对驱动端口58、60、62、64中的不同的一对驱动端口62、64。在接下来的步骤98中,经由多个切换构件68、70、72、74将选定的不同的一对驱动端口62、64中的第一驱动端口62电连接到第一RF电源44,并且将选定的一对驱动端口62、64中的第二驱动端口64电连接到第二RF电源46。然后,在接下来的步骤100中,将RF功率提供给多对驱动端口58、60、62、64中的不同的一对驱动端口62、64。在接下来的步骤102中,使用选定的不同的一对驱动端口来实行第二磁共振扫描。作为接下来的步骤104,生成来自进行的第二磁共振扫描的磁共振图像。在最后的步骤106中,选择产生具有关于至少一个标准的优良性质的磁共振图像的一对驱动端口,以用于执行期望的MRI检查。

[0152] 尽管已经在附图和前面的描述中详细图示和描述了本发明,但是这样的图示和描述应被认为是说明性或示例性的而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。通过研究附图、公开内容和权利要求,本领域技术人员在实践所要求保护的发明时可以理解和实现所公开实施例的其他变型。在权利要求中,词语“包括”不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施的仅有事实并不表示这些措施的组合不能用于获益。权利要求中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

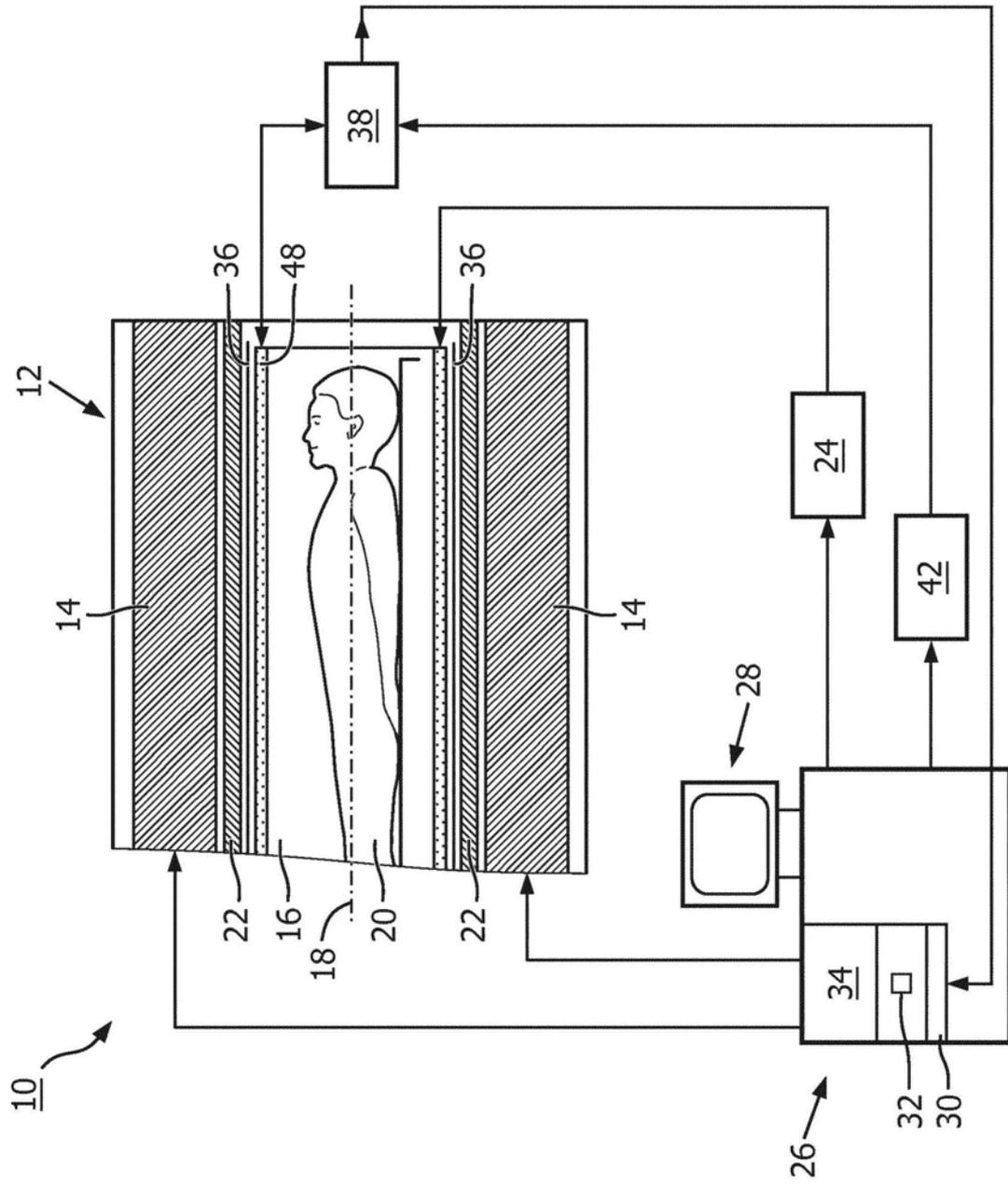


图1

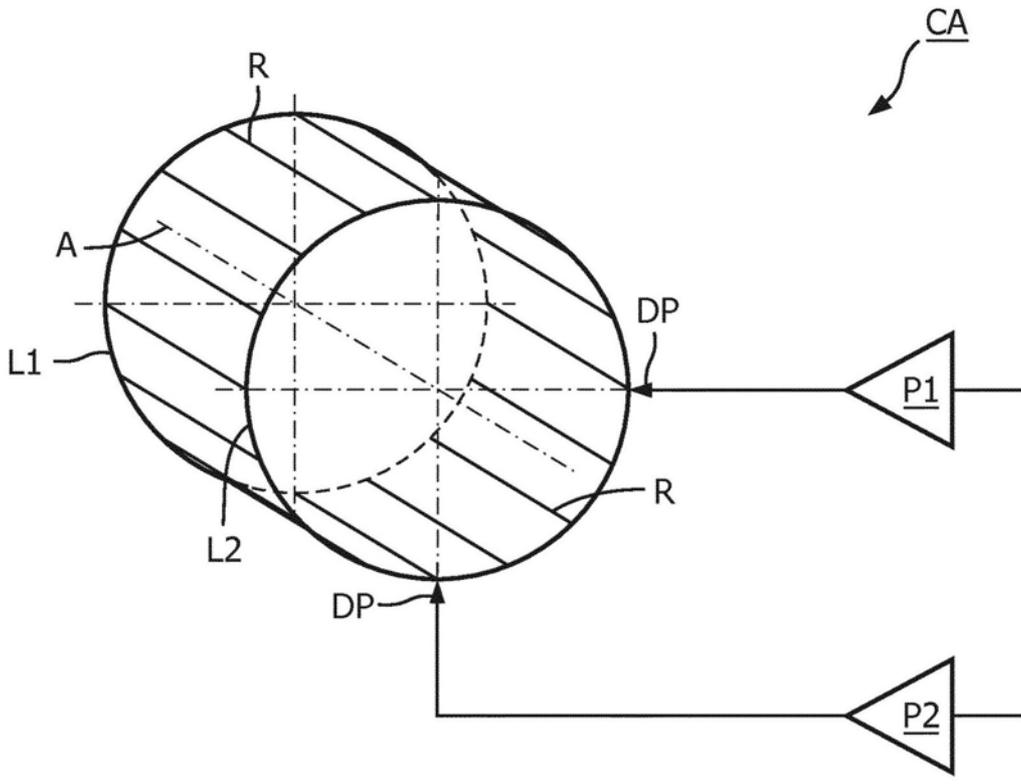


图2现有技术

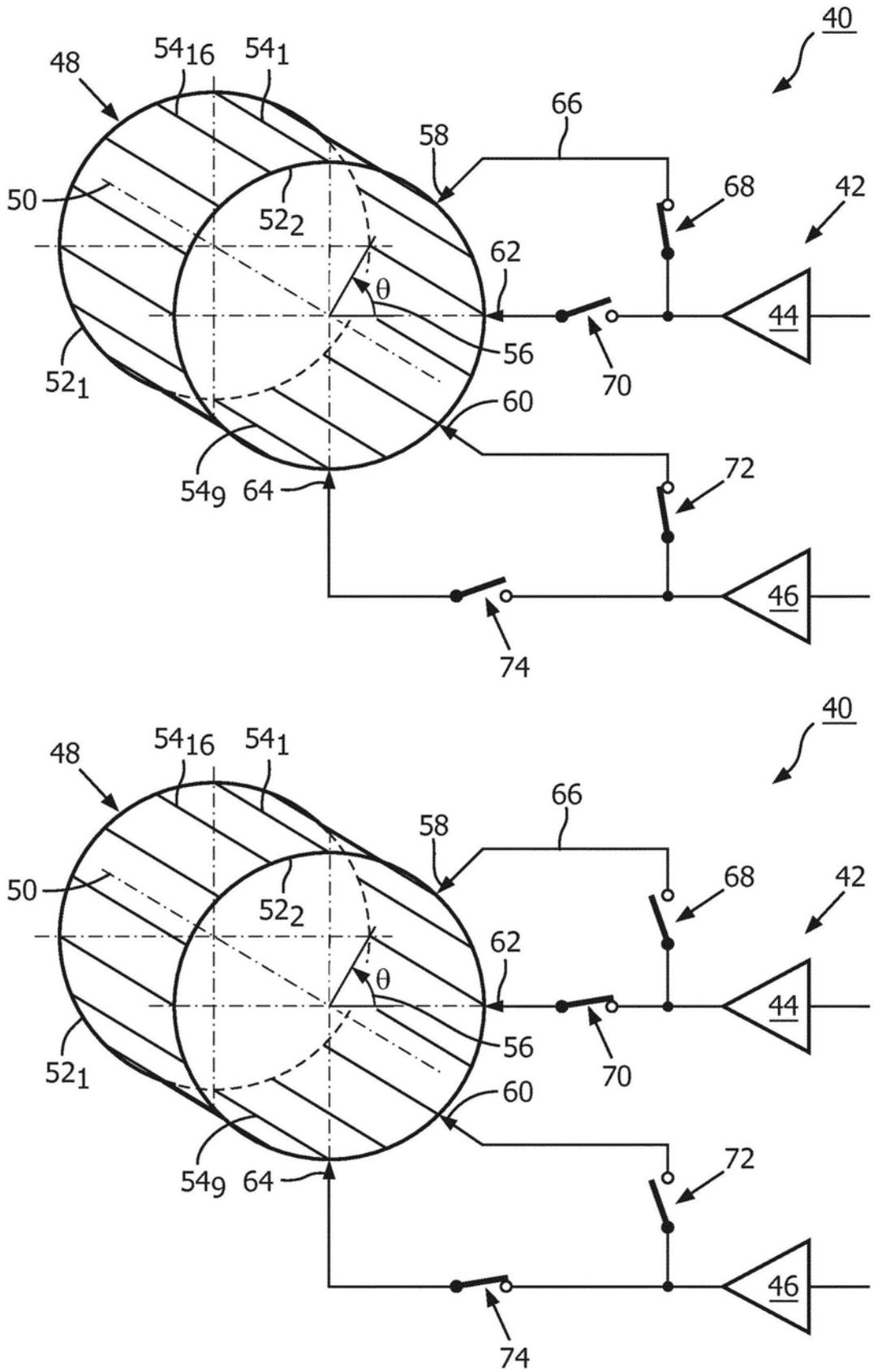


图3

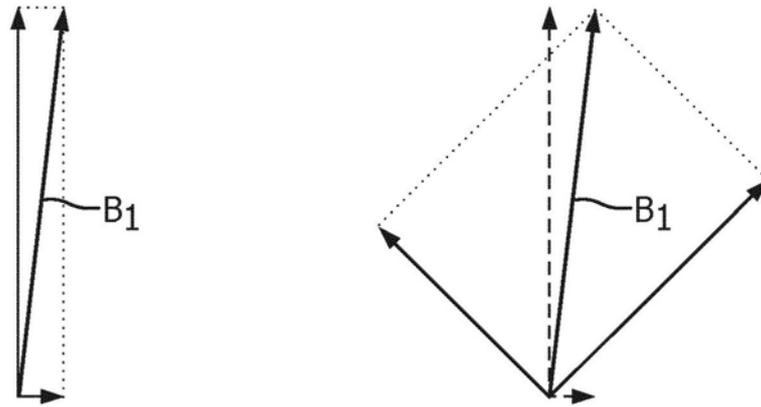


图4

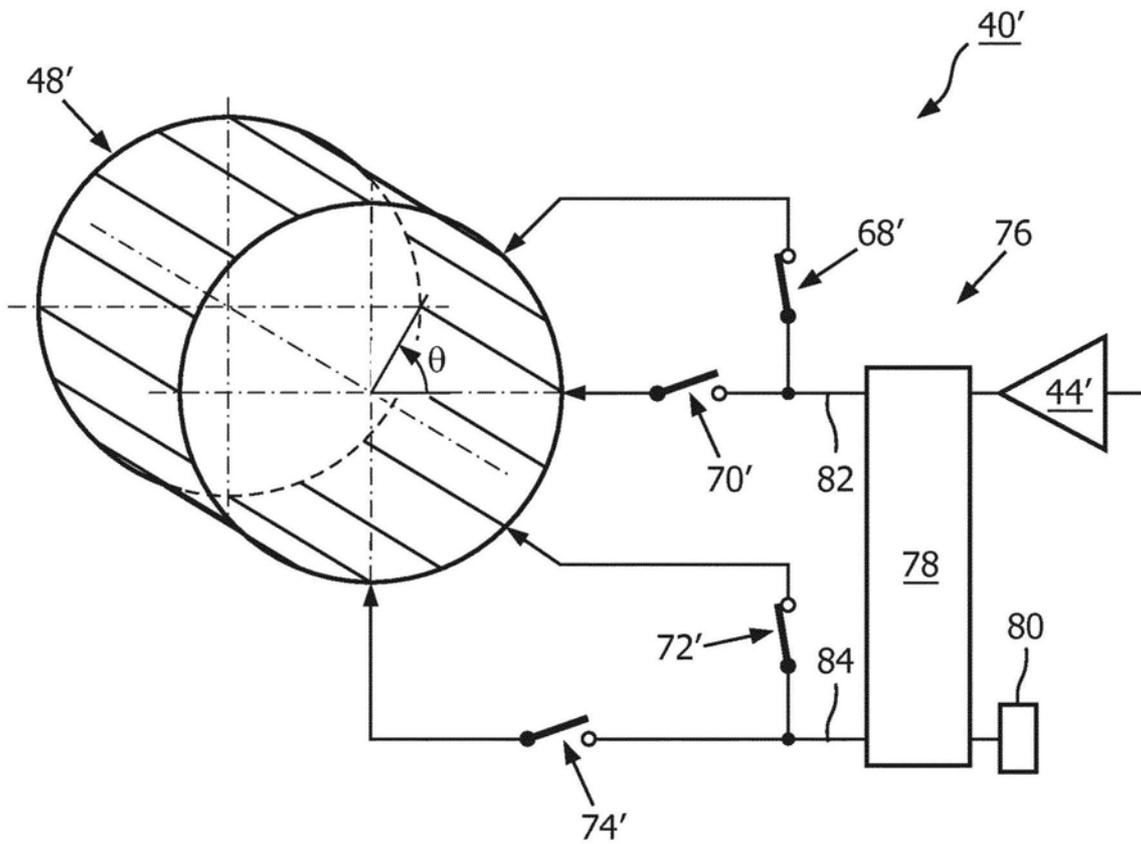


图5

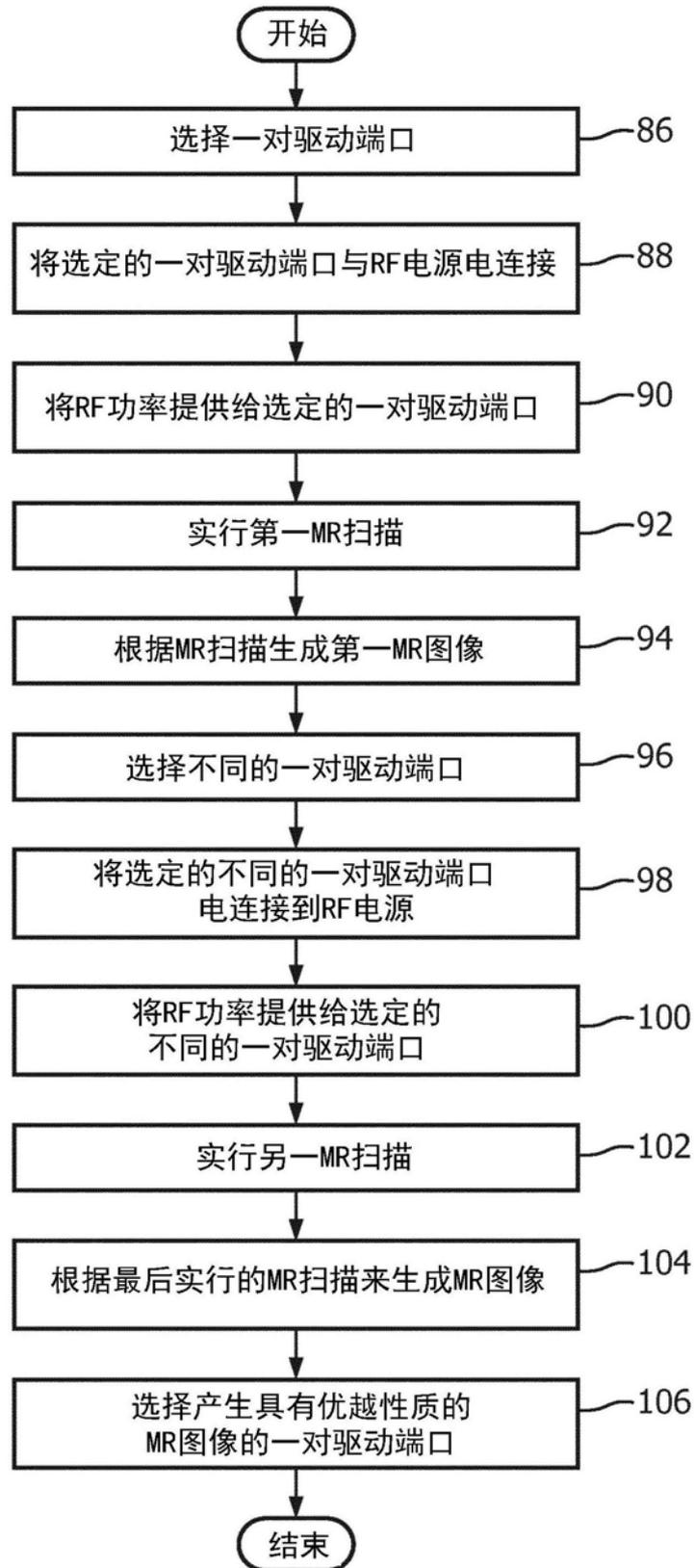


图6