



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107407716 A

(43)申请公布日 2017. 11. 28

(21)申请号 201580056311.2

(22)申请日 2015.10.19

(30)优先权数据

14189300.8 2014.10.17 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.04.17

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2015/074084 2015.10.19

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/059245 EN 2016.04.21

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 C·洛斯勒 C·芬德科里

(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 33/34(2006.01)

G01R 33/3415(2006.01)

G01R 33/345(2006.01)

G01R 33/36(2006.01)

G01R 33/422(2006.01)

A61B 5/055(2006.01)

权利要求书2页 说明书11页 附图9页

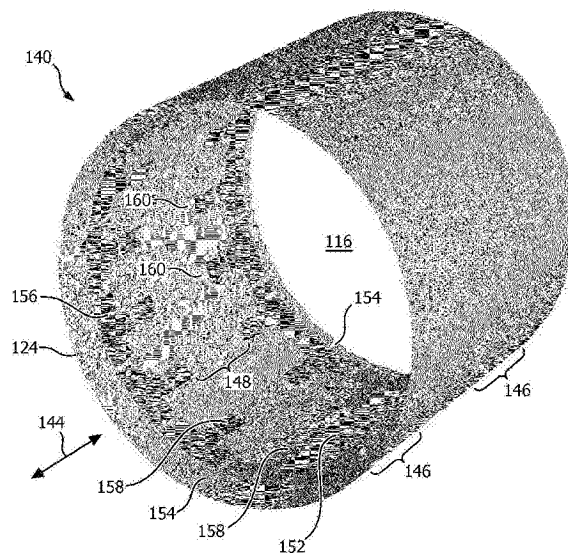
(54)发明名称

具有间隙和RF屏元件的Z分段RF线圈

(57)摘要

本发明提供了一种用于将RF场应用到磁共振(MR)成像系统(110)的检查空间(116)和/或用于从所述检查空间(116)接收MR信号的射频(RF)线圈(140),其中,所述RF线圈(140)被提供为具有管状体(142),所述RF线圈(140)在所述管状体(142)的纵向方向(154)上被分割为两个线圈分段(146),并且两个线圈分段(146)在所述管状体(142)的所述纵向方向(144)上彼此间隔开,其中,在两个线圈分段(146)之间形成间隙(148)。本发明还提供了一种包括如上所述的至少一个射频(RF)线圈(140)的磁共振(MR)成像系统(110)。本发明还提供了一种医学系统(200),其包括以上磁共振(MR)成像系统(110)和医学设备(202),其被布置为通过RF线圈(140)的所述间隙(148)访问磁共振(MR)成像系统(110)的检查空间(116)。另外,本发明提供了一种用于将射频(RF)场应用到磁共振(MR)成像系统(110)的检查空间(116)的方法,所述方法包括以下步骤:提供

至少一个以上射频天线设备(140),并且通常地控制两个RF线圈分段(146)以将均匀的B₁场提供到所述检查空间(116)内,尤其是所述间隙(148)内。



1. 一种用于将RF场应用到磁共振(MR)成像系统(110)的检查空间(116)和/或用于接收来自所述检查空间(116)的MR信号的射频(RF)线圈(140),其中,

所述RF线圈(140)被提供为具有管状体(142),

所述RF线圈(140)在所述管状体(142)的纵向方向(154)上被分段为两个线圈分段(146),并且

所述两个线圈分段(146)在所述管状体(142)的所述纵向方向(144)上被彼此间隔开,其中,在所述两个线圈分段(146)之间形成间隙(148),其中,

所述RF线圈(140)被提供为混合RF线圈,所述混合RF线圈具有鸟笼线圈和TEM线圈的混合设计,其中,

所述RF线圈(140)在其中心区域(152)中是TEM状的,并且在所述纵向方向(144)上在其端部区域(154)处是鸟笼状的。

2. 根据前述权利要求1所述的射频(RF)线圈(140),其中,

所述两个线圈分段(146)相对于彼此被布置为具有绕所述管状体(142)的纵轴的旋转角度(182)。

3. 根据前述权利要求1或2中的任一项所述的射频(RF)线圈(140),其中,

所述两个线圈分段(146)被耦合到一起以生成常规的鸟笼场。

4. 根据前述权利要求1至2中的任一项所述的射频(RF)线圈(140),其中,

所述两个线圈分段(146)被彼此去耦并且被独立地驱动。

5. 根据前述权利要求1至4中的任一项所述的射频(RF)线圈(140),其中,

所述两个线圈分段(146)能够利用分立的RF功率放大器或者使用硬件组合器或分裂器来驱动。

6. 根据前述权利要求1至5中的任一项所述的射频(RF)线圈(140),其中,

所述RF线圈(140)中的至少一个分段(146)被提供为多元件发送阵列。

7. 一种磁共振(MR)成像系统(110),包括:

管状检查空间(116),其被提供为将感兴趣对象(120)定位于其中,

RF屏(124),其用于屏蔽所述检查空间(116),

磁梯度线圈系统(122),其用于生成叠加到静态磁场的梯度磁场,以及

主磁体(114),其用于生成静态磁场,

其中,所述RF屏(124)、所述磁梯度线圈系统(122)以及所述主磁体(114)以该顺序在径向向外的方向上被定位在所述检查空间(116)周围,其中,

所述磁共振(MR)成像系统(110)包括根据权利要求1至6中的任一项所述的至少一个射频(RF)线圈(140)。

8. 根据前述权利要求7所述的磁共振(MR)成像系统(110),其中,

所述RF屏(124)、所述磁梯度线圈系统(122)以及所述主磁体(116)中的至少一个在所述检查空间(116)的纵向方向(144)上被分割为两个分段(204、206、208),所述两个分段在所述管状体(142)的所述纵向方向(144)上被彼此间隔开,其中,在所述两个分段(204、206、208)之间形成间隙(148)。

9. 根据前述权利要求7或8中的任一项所述的磁共振(MR)成像系统(110),其中,

所述RF屏(124)在所述检查空间(116)的所述纵向方向(144)上被分割为两个RF屏分段

(204),

所述两个RF屏分段(204)在所述管状体(142)的所述纵向方向(144)上被彼此间隔开,其中,在所述两个RF屏分段(204)之间形成间隙(148),并且,

备选的RF屏元件(212)被提供为通过所述间隙(148)连接所述两个RF屏分段(204)。

10. 根据前述权利要求7至9中的任一项所述的磁共振(MR)成像系统(110),其中,

所述RF屏(124)、所述磁梯度线圈系统(122)以及所述主磁体(114)中的每个均在所述检查空间(116)的所述纵向方向(144)上被分割为两个分段(204、206、208),

所述两个分段(204、206、208)在所述管状体(142)的所述纵向方向(144)上被彼此间隔开,其中,在所述两个分段(204、206、208)中的每个分段之间形成间隙(148),并且,

所述两个RF屏分段(204)在所述检查空间(116)的径向向外的方向上以环状的方式沿着所述间隙(148)延伸。

11. 一种医学系统(200),包括:

根据前述权利要求7至10中的任一项所述的磁共振(MR)成像系统(110),以及

医学设备(202),其被布置为通过所述RF线圈(140)的所述间隙(148)来访问所述磁共振(MR)成像系统(110)的检查空间(116)。

12. 一种用于将射频(RF)场应用到磁共振(MR)成像系统(110)的检查空间(116)的方法,包括以下步骤:

提供至少一个根据权利要求1至8中的任一项所述的射频天线设备(140),并且

常规地控制所述两个RF线圈分段(146)以提供所述检查空间(116)内、尤其是所述间隙(148)内的均匀B1场。

13. 一种用于对磁共振(MR)成像系统(110)进行升级的软件包,其中,所述软件包包含根据权利要求12所述的用于控制所述MR成像系统(110)的指令。

具有间隙和RF屏元件的Z分段RF线圈

技术领域

[0001] 本发明涉及到一种用于在磁共振(MR)成像系统的检查空间中使用的射频(RF)线圈,一种采用至少一个这样的RF线圈的磁共振成像系统,采用这样的MR成像系统的医学系统和医学设备,以及一种用于将射频场应用到磁共振成像系统的检查空间的方法。

背景技术

[0002] 磁共振(MR)成像系统的最新技术是例如具有3特斯拉的磁场强度的磁共振成像系统。该最新技术的MR成像系统采用例如双通道射频(RF)体线圈,其将鸟笼的两个几何地去耦合的馈送位置用于RF匀场。这种技术提供了高场均匀性,并且使得临床成像能够用于高场强的其他应用。尽管这样的MR成像系统提供了良好的成像结果,但是当今出现了额外的针对MR成像系统的使用情况,在设计磁共振成像系统时,这些使用情况是额外的需求的基础。

[0003] 例如,在医学处置中,磁共振成像系统的使用正变得更加常见,其中,处置在MR成像系统的引导下被指向感兴趣的对象期望位置。例如,在放射治疗中,可应用的剂量可以被引导到准确期望位置,使得除了所述位置,剂量本身也可以在治疗过程中被监督。然而,所应用的辐射也影响到MR成像系统的材料,使得例如可能由于应用的辐射而发生射频体线圈的材料的老化。

[0004] 此外,同样在诊断器具中,可能需要额外的装备,它具有对检查空间的访问。例如,包括例如摄像机的生物传感器可以用来监督感兴趣对象的呼吸或心跳。这些传感器优选提供来自RF线圈内的感兴趣对象的它们的传感器信息,在所述RF线圈内,对感兴趣对象的访问可能是受限的。此外,这些传感器的连接可能需要布线,其可能与由MR成像系统生成的场相干扰,从而降低MR成像系统的图像质量。

发明内容

[0005] 本发明的目的是提供一种RF线圈、具有这样的RF线圈的磁共振成像系统、以及包括这样的MR成像系统的医学系统,其实现使用MR成像系统时有效的处置和/或诊断,并且对例如通过在医学处置中应用的辐射的改变较不敏感。

[0006] 该目的是通过射频(RF)线圈来实现的,所述射频(RF)线圈用于将RF场应用到磁共振(MR)成像系统的检查空间和/或用于从所述检查空间接收MR信号,其中,所述RF线圈被提供为具有管状体,所述RF线圈在所述管状体的纵向方向上被分割为两个线圈分段,并且两个线圈分段在所述管状体的所述纵向方向上彼此间隔开,其中,在两个线圈分段之间形成间隙。所述RF线圈可以是体线圈,但也可以是局部线圈,例如,头部线圈。优选地,这样头部线圈将包括开口或一形状,使得患者的肩膀能够被容纳。

[0007] 该目的还通过一种磁共振(MR)成像系统来实现,所述成像系统包括:管状检查空间,其被提供以将感兴趣对象定位于其中;用于对检查空间进行屏蔽的RF屏;磁梯度线圈系统,其用于生成叠加在静态磁场上的梯度磁场;以及用于生成静磁场的主磁体,其中,RF屏、

磁梯度线圈系统和主磁体以该顺序在径向向外的方向上被定位在检查空间周围,其中,所述磁共振(MR)成像系统包括如上所说明的至少一个射频(RF)线圈。

[0008] 该目的还通过一种医学系统来实现,所述医学系统包括:以上所说明的磁共振(MR)成像系统,以及医学设备;其被布置为通过所述RF线圈的间隙来访问磁共振(MR)成像系统的检查空间。

[0009] 该目的还通过一种用于将射频(RF)场应用到磁共振(MR)成像系统的检查空间的方法来实现,所述方法包括如上所说明的提供至少一个射频天线设备的步骤,并且通常地控制所述两个RF线圈分段以将均匀的 B_1 场提供到所述检查空间内,尤其是所述间隙内。

[0010] 该目的还通过用于对磁共振(MR)成像系统进行升级的软件包来实现,其中,所述软件包包含用于根据上述方法控制所述MR成像系统的指令。

[0011] 因此,利用被提供于两个RF线圈分段之间的间隙,方便了使用用于例如医学或分析的另外的设备,因为可以通过所述间隙来进行利用医学设备的处置和/或分析。因此,可以减少与磁共振成像系统(尤其是RF线圈)的干扰。例如,在采用常规RF线圈的常规MR成像系统中,应用到检测空间的辐射必须穿过MR成像系统和常规的RF线圈的材料。此外,在采用常规RF线圈的常规MR成像系统中,当应用到检测空间的辐射穿过用常规RF线圈的常规MR成像系统,辐射改变了MR成像系统和常规的RF线圈的材料。因此,发生材料的加速老化。当辐射不指向两个RF线圈分段,而是通过在两个RF线圈分段之间的间隙时,可避免这些影响。因此,该间隙提供了针对放射治疗的应用(例如MR成像引导的线性加速器或质子疗法)的透明度。此外,用于检测移动(呼吸,心跳)的生物传感器(如相机检测器)的定位可以通过所述间隙来促进。所提出的概念的另一个优点是辐射的均匀衰减。在使用现有技术的RF线圈的状态的情况下,在辐射通过例如线圈导体时衰减相比于辐射通过空气是更强的。这使得处置效率较低效和较不准确。具有分离成在其之间具有的间隙的两个分段的RF线圈,辐射不必通过例如线圈导体,使得其在不同的圆周位置上被相同地衰减。

[0012] 所述RF线圈分段优选地被提供为在管状体的纵向方向上具有基本上相同的长度。因此,该间隙优选地得到RF线圈的中心区域,这方便了均匀 B_1 场的提供。此外,RF线圈分段中的每个本身可以被分离成个体的段。RF线圈分段可以简单地被提供为最新技术的RF线圈的间隔。优选地,所述RF线圈分段设置有单独的馈送端口。所述RF线圈分段主要是指RF线圈被电分离为两个RF线圈分段,使得RF线圈分段的谐振器彼此由间隙间隔开。因此,RF线圈分段可以被提供为单个部件,其中,两个RF线圈分段是机械地互连的。然而,所述两个RF线圈分段还可以机械地分裂成两个个体部件。

[0013] RF线圈分段通常包括在RF线圈的纵向方向延伸的梯级。所述梯级通常被提供于所述RF线圈的外周表面。一组通常为8个或16个的梯级在RF线圈的圆周方向等距地间隔开。一般而言,梯级的数量是四的倍数。梯级优选地平行于RF线圈的纵向方向布置。在备选的实施例中,梯级被设置为具有离开RF线圈的纵向方向的位移,造成梯级的“对角”配置。角位移可以离开RF线圈的纵向方向高达 20° 。梯级通常被提供有距RF屏几厘米,优选二至四厘米的距离。RF屏可以是RF线圈的集成的部分,或者是MR成像系统的部分。梯级到RF屏的距离可以出于优化的目的而保持可变。

[0014] 存在建立Z-分段的RF线圈(例如,体线圈)的不同的方式。个体RF线圈分段可以被制成TEM谐振器和/或鸟笼谐振器。因此,两个RF线圈分段可制成TEM谐振器、鸟笼共振器,或

者它们的组合。这并不改变在其纵向方向具有两个分段的RF线圈的总体表现。纵向方向通常被称为z方向。此外,每个RF线圈分段本身可以被提供为具有多个RF线圈分段。因此,RF线圈可被提供为例如具有四个RF线圈分段,其中,间隙被提供于RF线圈分段之间的中心区域,例如,在间隙的每侧具有两个RF线圈分段。

[0015] 线圈分段不需要围绕管状体均匀地间隔开。例如通过与RF线圈的其他部分相比在RF线圈的第一部分上提供较低数目的线圈分段,可以在所述第一部分中提供用于处置递送的额外的空间。

[0016] RF线圈允许高效的并行图像重建技术,例如在纵向上(即在z方向上)的SENSE算法,具有为二的减小因子。SENSE算法在本领域是已知的。由于每个RF线圈分段仅覆盖检查空间的50%,信噪比(SNR)的增加有可能发生,假定患者负载是主导的。然而,同样在线圈噪声是主导的情况下,信噪比(SNR)的增加也可能发生。例如在使用至RF-屏蔽非常小的距离的情况下这可能会发生。SNR通常与 \sqrt{Q} ,即线圈谐振的品质因子Q的平方根成比例。典型的品质因子Q在空线圈的情况下在300-600的范围内。由于患者负载,品质因子Q可以通过约2至6的一个因子降低。对于在左/右(L-R)和前/后(A-P)的方向更高降低因子,线圈必须以退化设计进行配置。同样,取决于RF线圈的可用的独立的RF通道的数量,RF匀场是可行的。对于具有四个独立的RF通道的RF线圈,RF匀场可以例如沿RF线圈的z方向(即所述RF线圈的纵向方向)以及RF线圈的x-y方向实现。

[0017] 在MR成像系统中,RF屏、磁梯度线圈系统以及主磁体,通常围绕所述检查空间同心地布置。总的来说,磁共振成像系统的一个典型的完整设置包括:感兴趣对象,当被定位于检查空间中时,全身RF线圈(例如全身线圈)被用作接收和发送线圈,所述RF屏、磁梯度线圈系统以及主磁体,在检查空间的中心开始,并且在径向方向上移动时。在备选的实施例中,磁共振成像系统额外地包括局部RF线圈,其通常被用作仅接收线圈,并且其被定位于作为全身线圈以至少部分地包围感兴趣对象被提供的RF线圈内。在该备选的实施例中,RF线圈被提供作为全身线圈,并且被用作仅发送线圈。此外,梯度线圈系统可以被提供为匀场线圈,其被提供于梯度线圈系统中的径向外围区域处。

[0018] 在所述医学系统中,所述医学设备可以是任何合适类型的设备,例如诊断/分析或治疗设备。诊断设备可以包括任何合适类型的诊断/分析设备,包括用于检测呼吸/屏气的设备、心跳检测设备、正电子发射断层摄影(PET)设备,尤其是PET接收器、生物传感器、相机检测器等。治疗设备可包括任何合适类型的治疗设备,包括放射治疗系统、线性加速器(LINAC)设备、质子治疗设备、MR热疗设备等。在备选的实施例中,间隙也可以被用于定位MR成像系统的RF放大器。

[0019] 所述医学设备可以根据尺寸、形状和特定需要而被定位以访问检查空间和/或定位于检查空间中的对象。因此,所述医学设备可以被定位于间隙中,或者所述医学设备可以通过所述间隙来访问所述检查空间和/或感兴趣对象。例如,典型的LINAC设备可以围绕检查空间可旋转地提供并且加速的粒子可以通过所述间隙被引导到所述感兴趣对象而没有与RF线圈的部件相干扰的风险。

[0020] 在其他情况下,所述医学设备可以例如被定位于检查空间内,如MR热疗设备。所述MR热疗设备可以通过所述间隙被访问和/或连接,从而减少与MR成像设备(尤其是RF线圈)的耦合。由于RF线圈的两个分段的个体线圈元件不直接应用器(即,在该情况下是MR热疗

设备)之下,因而可以实现良好的去耦合。

[0021] 根据优选的实施例,两个线圈分段相对于彼此被布置为绕所述管状体的纵轴具有一旋转角度。因此,两个RF线圈分段的梯级(其在所述RF线圈的纵向方向延伸)可以在两个RF线圈分段之间对齐,或者它们可被布置为使得在来自一个RF线圈分段的梯级指向另一RF线圈分段的梯级之间的方向上。

[0022] 根据优选的实施例,两个线圈分段被耦合在一起,以生成常规鸟笼场。优选地,两个线圈分段通过(n倍)的 $\lambda/2$ 的传输线耦合,其提供耦合两个RF线圈分段以生成一个常规鸟笼场的一种可能性。利用 $\lambda/2$ 耦合,两个线圈分段可以如没有间隙的常规线圈被驱动,例如,如常规的鸟笼线圈。因此,RF线圈可被用于替代在现有的MR成像系统中的常规的RF线圈。即使在MR成像是分立的设备,该替换也可以执行,所述分立的设备不被用作医学系统的一部分,即,即使在MR成像系统不与需要访问检查空间的额外的治疗或诊断设备一起使用。

[0023] 根据优选的实施例,两个线圈分段被彼此去耦并且独立地驱动。两个RF线圈分段的去耦使得该RF线圈作为一个整体可以作为四通道线圈阵列被驱动。因此,RF场的激励能够以非常精确的和有效的方式来实现。

[0024] 根据优选的实施例,两个线圈分段可以利用单独的RF功率放大器或使用硬件组合器或分裂器来驱动。因此,两个线圈分段可以利用两个射频功率放大器来独立地驱动。或者,两个线圈分段可以仅以单个驱动器以组合的方式被驱动。

[0025] 根据优选的实施例,RF线圈被提供为混合RF线圈,具有鸟笼线圈和TEM线圈的混合设计,其中,RF线圈在其中心区是类似TEM的并且在纵向方向上在其端部区域是类似鸟笼的。因此,所述两个RF线圈分段在从间隙分开定位的区域具有导电性环,并且导电梯级在间隙的方向上从导电环延伸。所述导电梯级被耦合到所述RF屏,其可以是RF线圈本身的部分,或者其可以是MR成像系统的部分。RF线圈包括RF屏,导电梯级在它们面对间隙的端部耦合到所述RF屏。备选地,屏蔽可以是MR成像系统的一部分,并且导电梯级在它们面对RF屏的端部被耦合。因此,对于总体RF线圈得到混合设计,其在共中心区是类似TEM的并且在纵向方向上在其端部区域是类似鸟笼的。常规的RF线圈的典型QBC尺寸包括370mm屏蔽半径、355mm线圈半径、以及500mm的线圈长度。对于这样一个典型的、常规的RF线圈,可以在不影响操作和MR成像系统的成像质量的情况下实现约20cm的间隙。优选地,所述间隙在RF线圈的纵向方向具有至少5cm的宽度,更优选的间隙具有至少10cm的宽度,并且更优选的间隙具有15厘米到20厘米的宽度。上述线圈尺寸仅通过示例的方式给出。对于其它线圈的尺寸,所述间隙的宽度可以是不同的。

[0026] 根据优选的实施例,RF线圈的至少一个分段被提供为多元件发送阵列。因此,与硬件组合器相组合,所述两个RF线圈分段的去耦大概是退化的,由于个体RF线圈分段之间的耦合是低的。

[0027] 根据优选的实施例,所述RF屏、所述磁梯度线圈系统和所述主磁体中的至少一个在检查空间的纵向方向上被间隔为两个分段,它们在管状体的纵向方向上被间隔开,其中,在两个分段之间形成一间隙。优选地,在所述RF屏、所述磁场梯度线圈系统和/或所述主磁体之间提供的间隙是与所述两个RF线圈分段之间的间隙对齐的。因此,通过将RF线圈分离为两个RF线圈分段之间的间隙实现的优势也适用于RF屏,磁梯度线圈系统,或者主磁体。在RF屏的情况下,RF屏分段可以被提供为单独的组件,其中,两个RF屏分段是机械互连的。然

而,所述两个RF屏分段还可以机械地分裂成两个个体部件。检查空间的和管状体的纵向方向是对齐的,即方向是相同的。

[0028] 根据优选的实施例,RF屏在检查空间的纵向方向上被分割为两个RF屏分段。两个RF屏分段在管状体的纵向方向上彼此间隔开,其中,在两个RF屏分段之间形成间隙,并提供备选的RF屏元件来通过所述间隙连接两个RF屏分段。为实现有效的RF屏蔽,所述RF屏典型地被提供为金属片或具有紧密网状结构的金属网,其对射频场是不透明的。此外,如已经在上文中关于梯级所讨论的,在使用LINAC或与MR成像系统一起使用的其他辐射设备时,所述RF屏例如关于辐射也是不透明的。为增加RF屏对辐射的透明度,备选的RF屏元件可以被提供为由非导电材料制成,可以使用由导电材料制成的网状屏,或者可以使用具有更高透明性的导电层。例如,由厚度为约15-40 μm 的铜制成的薄导电层,在被用作备选的RF屏元件时,对来自LINAC设备的辐射是几乎透明的。在备选的实施例中,所述备选的RF屏元件可以被提供为两个RF屏分段之间的交叠区域,其通过所述间隙交叠。在另外的备选实施例中,至少一个导电条可以被提供以通过间隙电连接两个RF屏分段。优选地,提供多个导电条,它们在所述RF屏的圆周方向上被间隔开。因此,备选的RF屏元件被形成为在所述间隙处具有至少一个窗口中的元件。此外,可以提供两个RF屏分段之间的电容耦合。因此,可以省略RF屏分段之间的电连接,这使得能够使用不同种类的备选的RF屏元件。检查空间的和管状体的纵向方向是对齐的,即方向是相同的。

[0029] 根据优选的实施例,所述RF屏、所述磁梯度线圈系统、和所述主磁体均在检查空间的纵向方向上被分割为两个分段,所述两个分段在所述管状体的纵向方向上被彼此间隔开,其中,在两个分段中的每个之间形成间隙,并且所述两个RF屏分段沿着所述间隔以环状方式在检查空间的径向朝外的方向上延伸。RF屏的这种设计,即两个RF屏分段的这种设备提供在所述间隙的方向上扩展的RF屏,以提供对梯度线圈的屏蔽。在间隙中形成的槽相比于RF线圈的典型尺寸是窄的,并且提供了对辐射的抑制。优选地,所述RF屏径向地向外分段或者折叠。优选地,所述RF线圈分段的梯级被连接到RF屏,使得RF电流能够经由RF屏流回,使得间隙也可以被提供于RF屏中。检查空间和管状体的纵向方向是对齐的,即方向是相同的。

附图说明

[0030] 本发明的这些和其他方面将根据下文描述的实施例变得显而易见,并且将参考下文描述的实施例得到阐述。这样的实施例不必表示本发明的完全范围,然而,并且因此参考权利要求书和本文以解释本发明的范围。

[0031] 在附图中:

[0032] 图1是磁共振(MR)成像系统的通用实施例的一部分的示意性图示,

[0033] 图2是根据第一实施例的RF线圈的示意性图示,

[0034] 图3是根据第二实施例的RF线圈以及RF屏的透视图,

[0035] 图4是图3的RF线圈的透视图,其示出在给定的时间点处的模拟的电流分布,

[0036] 图5是图3的RF线圈的透视图,其分别在左侧和右侧示出了针对具有耦合的和去耦的RF线圈分段的RF线圈的在给定的时间点处的模拟的电流分布,

[0037] 图6是针对RF线圈的在上方图中为散射参数并且在下方图中是史密斯图表的图解

图示,在左侧和右侧分别具有耦合的和去耦的RF线圈分段,

[0038] 图7是根据第三实施例的被用作具有电容去耦的多元件发送阵列的RF线圈的示意图,

[0039] 图8是根据第四实施例的被用作具有电感去耦的多元件发送阵列的RF线圈的示意图,

[0040] 图9是根据第五实施例的RF线圈以及RF屏的透视图,

[0041] 图10是使用第五实施例的RF线圈的模拟B1场的图解图示,

[0042] 图11是使用第五实施例的RF线圈的输入阻抗对频率的图解图示,

[0043] 图12是根据第六实施例的包括具有RF线圈和医学设备的MR成像系统中的医学系统的示意图,

[0044] 图13是根据第七实施例的具有RF线圈和具有定位于其间的备选的RF屏元件的分段RF屏的MR成像系统的示意性图示,

[0045] 图14是根据第八实施例的具有两个RF线圈分段和去耦电路的RF线圈的示意图,并且

[0046] 图15是根据第九实施例的具有两个RF屏分段以及备选的RF屏元件的RF屏的示意图。

[0047] 附图标记列表

[0048] 110 磁共振(MR)成像系统

[0049] 112 磁共振(MR)扫描仪

[0050] 114 磁体

[0051] 116 RF检查空间

[0052] 118 中心轴

[0053] 120 感兴趣对象

[0054] 122 磁梯度线圈系统

[0055] 124 RF屏

[0056] 126 磁共振成像系统控制单元

[0057] 128 监视器

[0058] 130 MR图像重建单元

[0059] 132 控制线

[0060] 134 RF发送器单元

[0061] 136 RF切换单元

[0062] 138 控制线

[0063] 140 射频(RF)线圈

[0064] 142 管状体

[0065] 144 纵向方向

[0066] 146 RF线圈分段

[0067] 148 间隙

[0068] 150 距离

[0069] 152 中心区域

- [0070] 154 端部区域
- [0071] 156 导电环
- [0072] 158 导电梯级
- [0073] 160 耦合电容
- [0074] 174 网格
- [0075] 176 馈送端口
- [0076] 178 耦合电容
- [0077] 180 感应式去耦变压器
- [0078] 182 旋转角度
- [0079] 200 医学系统
- [0080] 202 医学设备
- [0081] 204 RF屏分段
- [0082] 206 梯度线圈分段
- [0083] 208 磁体段
- [0084] 210 环状延伸
- [0085] 212 备选的屏蔽元件
- [0086] 214 低损耗线缆
- [0087] 216 去耦电路
- [0088] 218 结构
- [0089] 220 开口

具体实施方式

[0090] 图1示出了包括MR扫描器112的磁共振(MR)成像系统110的实施例的部分的示意性图示。MR成像系统110在此处一般地被描述为用于所有另外的实施例的基础。

[0091] MR成像系统110包括被提供用于生成静态磁场的主磁体114。主磁体114具有中心腔,其为感兴趣对象120(通常是要定位于其中的患者)提供围绕中心轴118的检查空间116。在该实施例中,中心腔并且因此主磁体114的静态磁场根据中心轴线118具有水平取向。在备选的实施例,主磁体114的取向可以是不同的,例如,以提供具有垂直取向的静态磁场。另外,MR成像系统110包括磁梯度线圈系统122,磁梯度线圈系统122被提供为生成叠加到静态磁场上的梯度磁场。如本领域已知,磁梯度线圈系统122被同心地布置在主磁体114的腔内。

[0092] 此外,MR成像系统110包括射频(RF)线圈140,其设计为具有管状体的全身线圈。在备选的实施例,RF线圈140被设计为头部线圈或用于在MR成像系统110中使用的任何其它合适的线圈类型。RF线圈140被提供,其用于在RF发送阶段将RF磁场应用到检查空间116以激励感兴趣对象120的原子核,其应当由MR图像覆盖。RF线圈140也被提供为在RF接收期间从激发的原子核接收MR信号。在MR成像系统110的操作状态中,RF发送阶段和RF接收阶段以相继的方式发生。RF线圈140在主磁体114的腔内同心地布置。如本领域中已知,圆柱形金属射频屏124被同心地布置于磁梯度线圈系统122和RF线圈之间。

[0093] 在该背景下,应当注意的是,RF线圈140已被描述为发送和接收线圈。然而,RF线圈

140也可以被提供为仅发送或仅接收线圈。

[0094] 此外,MR成像系统110包括MR图像重建单元130和具有监视器单元128的MR成像系统控制单元126,MR图像重建单元130被提供用于从所采集的MR信号重建磁共振图像,并且MR成像系统控制单元126被提供用于控制MR扫描器112的功能,如在本领域中公知的。控制线132被安装在磁共振成像系统控制单元126和RF发送器单元134之间,RF发送器单元134被提供为在RF功率发送阶段经由RF切换单元136将MR射频的RF功率馈送到RF天线设备140。RF切换单元136继而也由MR成像系统控制单元126控制,并且另一控制线138被安装在MR成像系统控制单元126与RF切换单元136之间以服务于该目。在RF接收阶段期间,RF切换单元136将MR信号在前置放大之后从RF线圈140导向到MR图像重建单元130。

[0095] 图2示出了根据第一实施方式的用于将RF场应用到MR成像系统110的检查空间116并且用于从检查空间116接收MR信号的RF线圈140。感兴趣对象120被定位于RF线圈140内。RF线圈被提供为具有管状体142并且在管状体142的纵向方向144被分割成两个RF线圈分段146。纵向方向144通常被称为z方向。两个RF线圈分段146在管状体142的纵向方向144上被彼此间隔开,其中,在两个RF线圈分段146之间形成间隙148。因此,两个RF线圈分段146间隔开一距离150,如在图2中所示。

[0096] 图3示出了根据第二实施例的用于将RF场应用到MR成像系统110的检查空间116并且用于从检查空间116接收MR信号的RF线圈140。根据第一实施例的RF线圈140的原理也适用于第二实施例的RF线圈140,除非另有说明。

[0097] 第二实施例的RF线圈被提供为混合RF线圈140,其具有鸟笼线圈和的TEM线圈的混合设计。如可在图3中可以看出,RF线圈140在其中心区域152中是TEM状的并且在其纵向方向144的端部区域154中是鸟笼状的。因此,两个RF线圈分段146在端部区域154处被提供有导电环156,其被定位为与间隙148分开,以及在所述间隙148的方向上从导电环156延伸的导电梯级158。在本实施例中的每个RF线圈分段146被提供有导电梯级158的集合16,其在RF线圈140的周向等间隔地隔开。在备选的实施例中,RF线圈140设置有八个导电梯级158的两个集合,即在每个RF线圈分段146中提供了八个导电梯级158的一个集合。导电梯级158被提供为距RF屏124几厘米的距离,优选地二至四厘米。

[0098] 导电梯级158在它们的面对与耦合电容器160的间隙148的端部处耦合到RF屏124。在备选的实施例中,导电的梯级158被电流连接或电容耦合到RF屏124,例如,使用邻近所述RF屏124的垫。在另外的备选的实施例中,RF屏124是RF线圈140本身的一部分。因此,对于RF线圈140得到混合设计,其在共中心区域152是类似TEM的并且在其端部区域154是类似鸟笼的。RF线圈140被提供有370mm的RF屏124,RF线圈140具有355毫米的半径和500mm的线圈长度。间隙148具有大约20cm的长度。因此,每个RF线圈分段146具有大约15cm的线圈分段长度,例如50cm的RF线圈长度减去为20cm的间隙的长度除以2。

[0099] 如在图3可以详细地看到,RF线圈分段146被提供为在管状体142的纵向方向144上具有实质相同的长度。RF线圈分段146被提供有单独的馈送端口,其未在该图中示出。RF线圈分段146指的是RF线圈140电分离成两个RF线圈分段146,使得RF线圈分段146的谐振器彼此由间隙148间隔开。在本实施例中的RF线圈分段146也被机械地分成两个单独的RF线圈分段146。在备选的实施例中,RF线圈元件146被提供为单一部件,其中,两个RF线圈分段146是机械地互连的。

[0100] 图4示出了针对第二实施例的RF线圈140在给定的时间点的模拟的电流分布。如在图4中可以看出,通过两个RF线圈分段146中的电流几乎相同。

[0101] 针对于RF线圈分段146去耦的一般技术例如根据US 2013/0063147A1是已知的,通过引用将其并入本文。

[0102] 在图5中,示出了针对第二实施例的RF线圈140在给定的时间点的模拟的电流分布。图6示出分别在左侧和右侧示出了具有耦合的和去耦的RF线圈分段146的RF线圈140的电流分布。

[0103] 在图6中在上部视图中在左侧和右侧分别给出了针对根据图5的绘图中的具有耦合的和去耦的RF线圈分段146的RF线圈140的散射参数的图示。

[0104] 在图6中,在底部视图中在左侧和右侧分别给出了针对根据图5的绘图中的具有耦合的和去耦的RF线圈分段146的RF线圈140的史密斯图的图示。

[0105] 图7示出了根据第三实施例的用于将RF场应用到MR成像系统110的检查空间116并且用于从检查空间116接收的MR信号的RF线圈140。根据第一和第二实施例的RF线圈140的原理也适用于第三实施例的RF线圈140,除非另有说明。

[0106] 根据第三实施例的RF线圈140被用作具有电容性去耦的多元件发送阵列。因此,多个元件被提供为网格174,其可以经由馈送端口176被馈送。耦合电容器178被提供于网格174中,其也被表示为 C_{ri} 和 C_{ru} ,以容易地区分耦合电容器178。RF线圈140可以通过选择正确的比率 C_{ri}/C_{ru} 被提供为退化的RF线圈140,使得个体网格174被去耦。因此,在两个RF线圈分段146中的每个个体网格174可独立地被并行的Tx/Rx RF系统来驱动。

[0107] 图8示出了根据第四实施例的用于将RF场应用到MR成像系统110的检查空间116并且用于从检查空间116接收MR信号的RF线圈140。根据第三实施例的RF线圈140的原理也适用于第四实施例的RF线圈140,除非另有说明。

[0108] 第四实施例的RF线圈140与第三实施例的RF线圈140的不同之处在于去耦。根据图8,电感性去耦变压器180被提供于相邻网格174之间。除了这个差别,第三和第四实施例的RF线圈140是相同的。

[0109] 图9示出了根据第五实施例的用于将RF场应用到MR成像系统110的检查空间116并且用于从检查空间116接收MR信号的RF线圈140。根据以上描述的实施例的RF线圈140的原理也适用于第五实施例的RF线圈140,除非另有说明。

[0110] 第五实施例的RF线圈140与第二实施例的RF线圈140几乎是相同的。第五和第二实施例的RF线圈140的区别在于,第五实施例的两个线圈分段146被布置为相对于彼此具有绕管状体142的纵轴的旋转角度 182° 。因此,来自所述一个RF线圈分段146的导电梯级158指向另一个RF线圈分段146的各导电梯级158之间的方向。

[0111] 在图10中可以看到使用第五实施例的RF线圈的模拟B1场的图解图示。在图10的左侧和右侧图示中分别示出了模拟线圈设计的冠状和横向B1场均一性。轮廓线以10%的步长相比于等中心场被绘制。可以看出,在所提供的RF线圈140的间隙148中,提供了均匀的径向场。在中心(z)轴上,场与标准的鸟笼线圈相比很相似。因此,两个RF线圈分段146被常规地控制,以提供检查空间116内(尤其是间隙148内)的均匀B1场。

[0112] 在图11中可以看出,使用第五实施例的RF线圈140的输入阻抗对频率。输入阻抗显示了两个非常接近共振。均一模式被调谐到63.86MHz,第二模式出现在63.53MHz。因此,通

过将RF线圈140分离成两个RF线圈分段146生成了模式分离。这两个模式被分开仅仅约300kHz。因此,对于第五实施例的RF线圈140,提出了用于正交线圈的四端口馈送。备选地,可以使用像 $2 \times 2 = 4$ 通道z分段体线圈的线圈来执行额外的去耦。

[0113] 图12示意性示出了根据第六实施例的医学系统200。医学系统200包括上述具有RF线圈140的MR成像系统110和医学设备202。

[0114] 如在图12中可以看出,MR成像系统110包括如以上关于第五实施例所描述的RF线圈140、RF屏124、磁梯度线圈系统122和主磁体114,如已关于图1所描述的。RF线圈140、RF屏124、磁梯度线圈系统122和主磁体114被同心地布置以围绕检查空间116。RF线圈140、RF屏124、磁梯度线圈系统122和主磁体114在检查空间116的纵向方向144上被分割为两个分段,每段,即,两个RF线圈分段146、两个RF屏分段204、两个梯度线圈分段206,以及两个磁体段208,其在管状体142的纵向方向144上彼此都间隔开,使得在各段146、204、206、208之间形成间隙148。间隙148通过对齐相应段146、204、206、208而被提供为RF线圈分段146、RF屏分段204、梯度线圈分段206和主磁体段208的单个间隙148。

[0115] 如可以进一步在图12中看到的,两个RF屏分段204均被提供有环状延伸210。该环状延伸210从各自的RF屏分段沿着间隙148在检查空间116的径向向外的方向上延伸。

[0116] 该医学设备202被布置为通过RF线圈140、RF屏124、梯度线圈系统122和主磁体116的间隙148来访问的MR成像系统110的检查空间16。因此,利用所提供的间隙148,可以通过间隙148执行医学设备到感兴趣对象116的应用,例如,当使用医学处置/治疗设备作为医学设备202来通过间隙148应用医学处置时。

[0117] 医学设备202可以是任何合适类型的设备,例如,诊断或治疗设备。治疗设备可以包括放射治疗系统、LINAC设备、质子治疗设备、磁共振热疗设备等。

[0118] 图13示意性示出了根据第七实施例的医学用系统200。医学系统200包括上述具有RF线圈140的MR成像系统110和医学设备202,并且只有在RF屏124的设计方面与第一实施方式的医学系统200不同,如下文详述的。

[0119] 如在图13中可以看出,RF屏124被分离成两个RF屏分段204,如上面关于第六实施例所描述的,并且彼此间隔开。根据第七实施例的两个RF屏分段204通过定位于其之间的备选的射频屏元件212而被互连。因此,备选的RF屏元件212被提供为通过间隙148连接两个RF屏分段204。为增加RF屏124对辐射的透明度,备选的RF屏元件212可以被提供为由非导电材料制成,可以使用由导电材料制成的网状RF屏元件212,或者可以使用具有更高透明性的导电层作为备选的RF屏元件212。

[0120] 图14示意性示出了根据第八实施例的RF线圈140。RF线圈140根据以上实施例的RF线圈的140而被提供。

[0121] 如在图14中可以看出,RF线圈的两个RF线圈分段146被使用低损耗线缆214去耦,它们连接到一个去耦电路216。这可以防止两个RF线圈分段146之间的经由缺口148的线缆或带状连接。每个RF线圈分段146在正交模式或由单独的独立的发送器驱动。在备选的实施例中,RF线圈分段146经由间隙148使用薄带状线导体或柔性薄PCB材料被去耦,共提供低的辐射和衰减。

[0122] 图15示出了根据第九实施例的RF线圈140的RF屏124。RF线圈140和RF屏124根据以上描述的实施例被提供。如在图15中可以看出,射频屏蔽124被提供有两个RF屏分段204,其

被间隔开,从而在其之间提供有间隙148。每个RF屏分段204被提供有在纵向方向144上延伸的结构,以减少梯度涡流并允许针对RF线圈分段146的镜像RF电流的RF电流流动。在间隙中,开口220被提供用于辐射的透明。在该实施例中的开口220以窗口类型被提供为没有材料。在备选的实施例中,开口220被提供有非导电材料或导电材料,如薄网格,或者与RF屏分段204不同的薄导电层。

[0123] 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当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。本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求书,在实践中请求保护的本发明时能够理解并且实现对所公开的实施例的其他变型。在权利要求书中,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。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

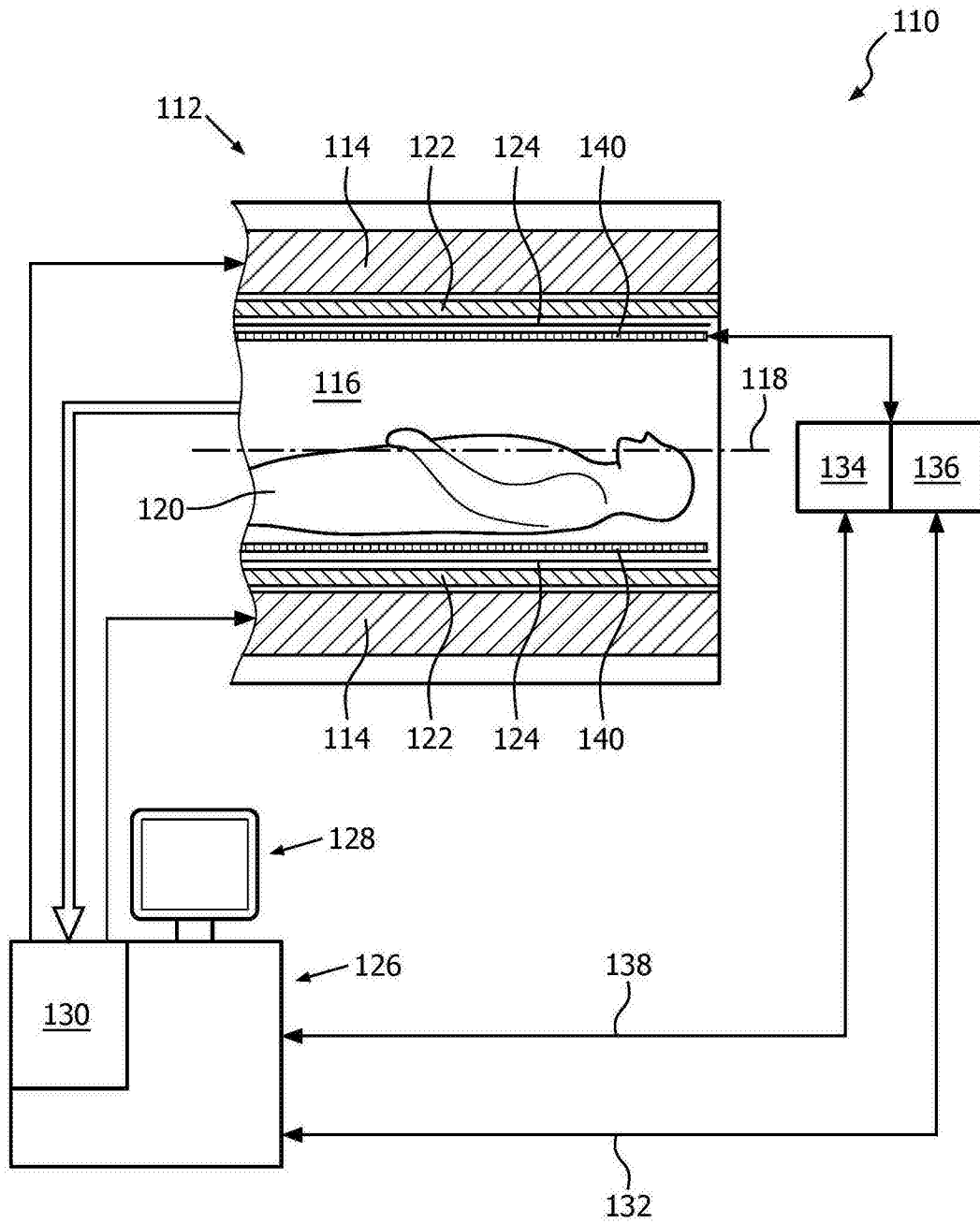


图1

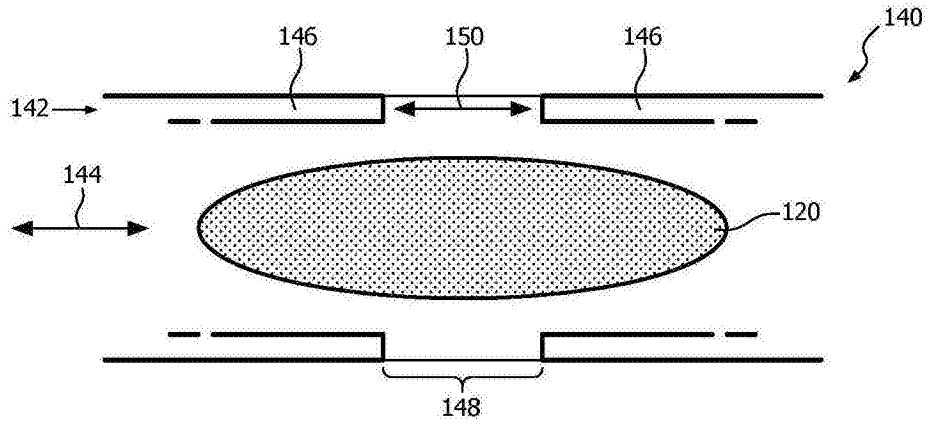


图2

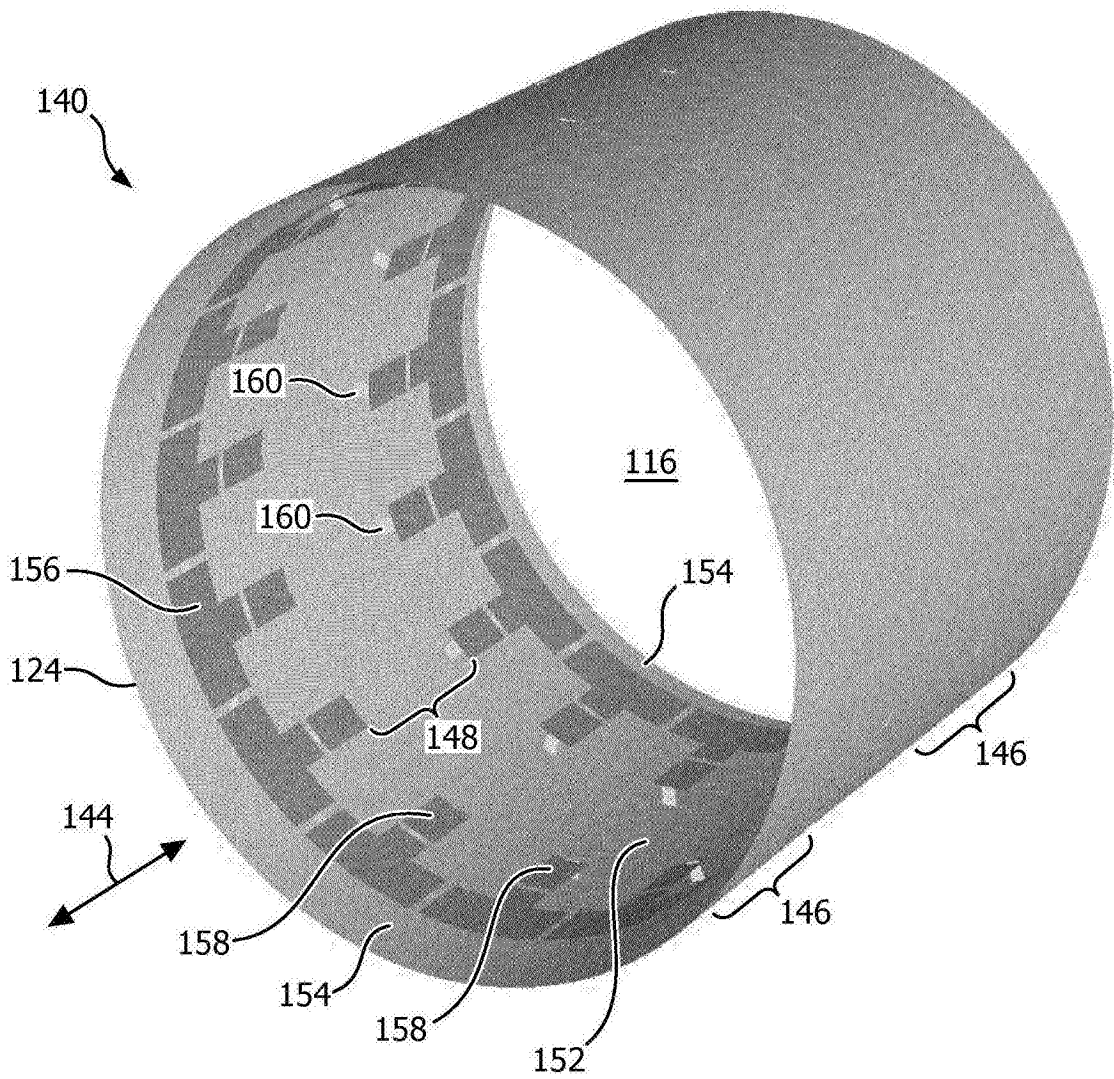


图3

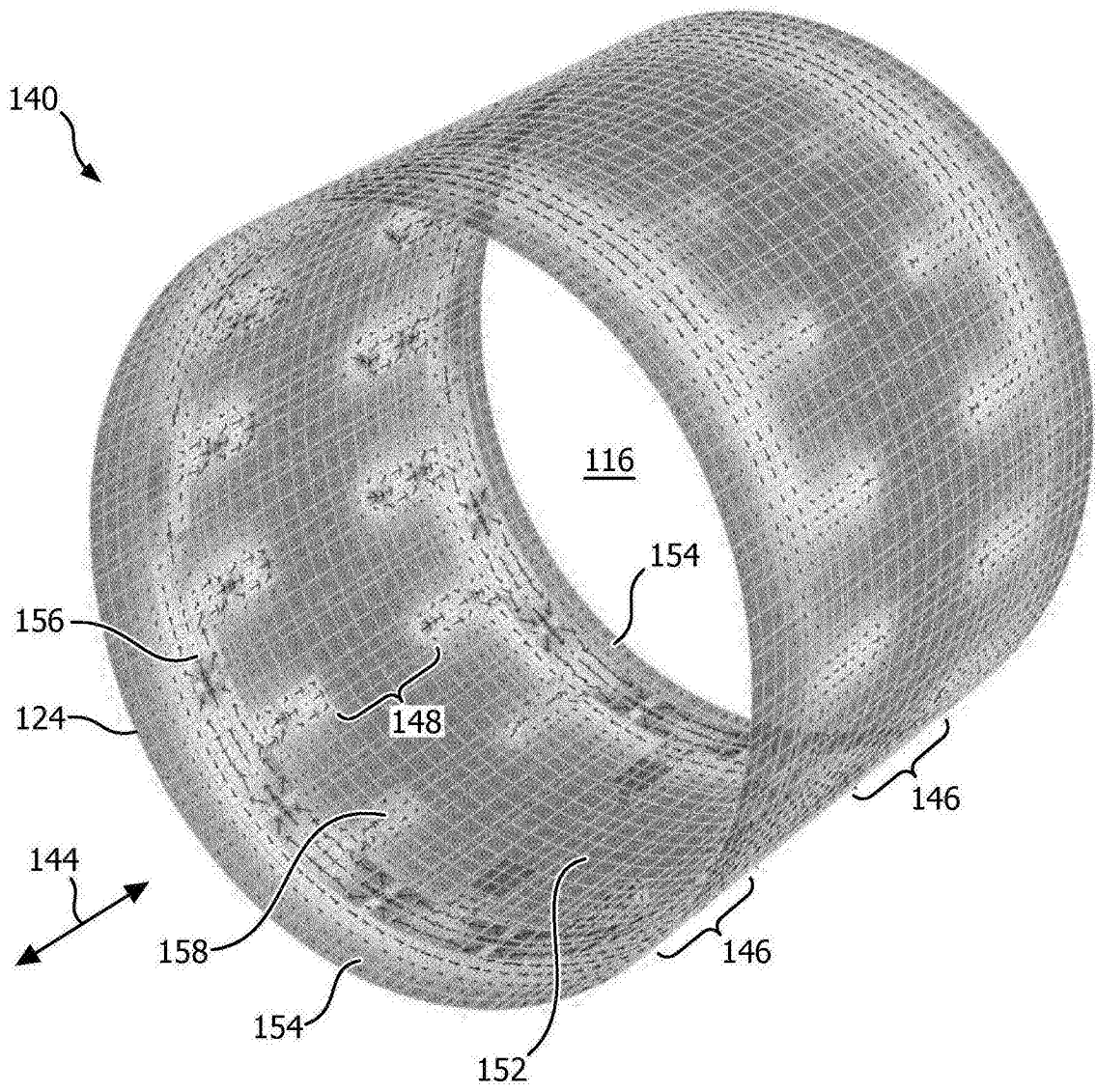


图4

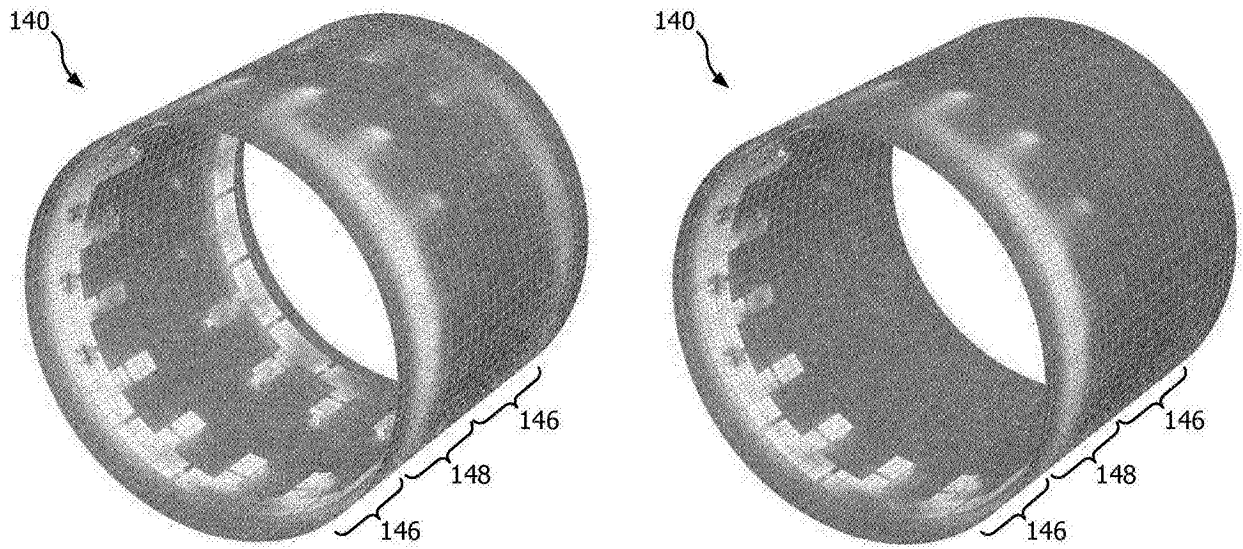


图5

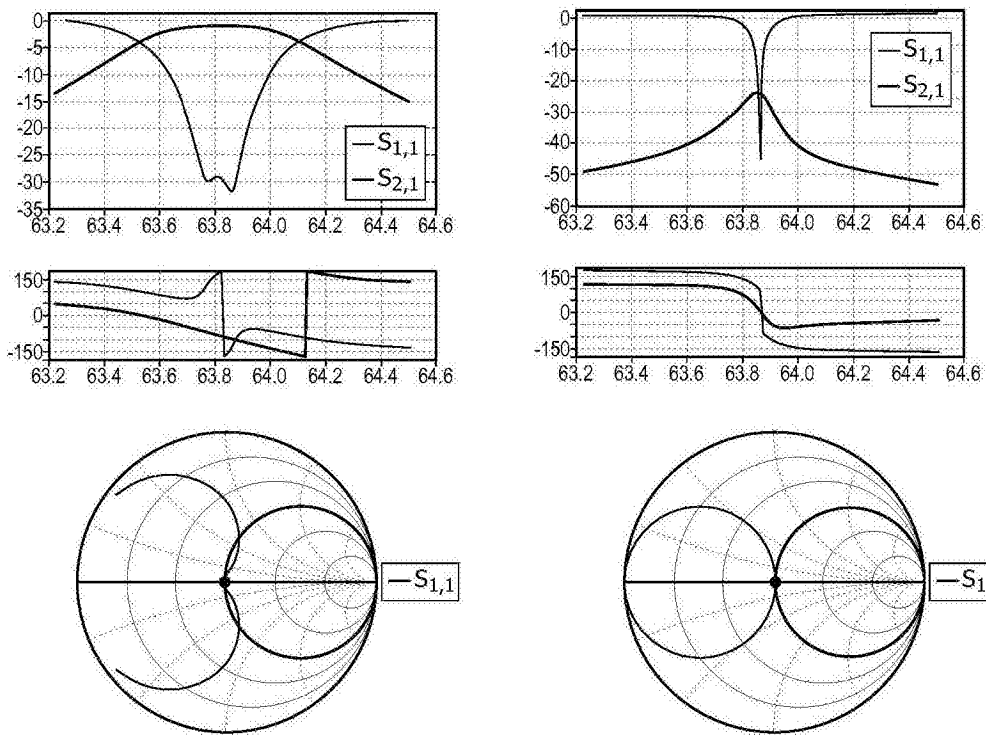


图6

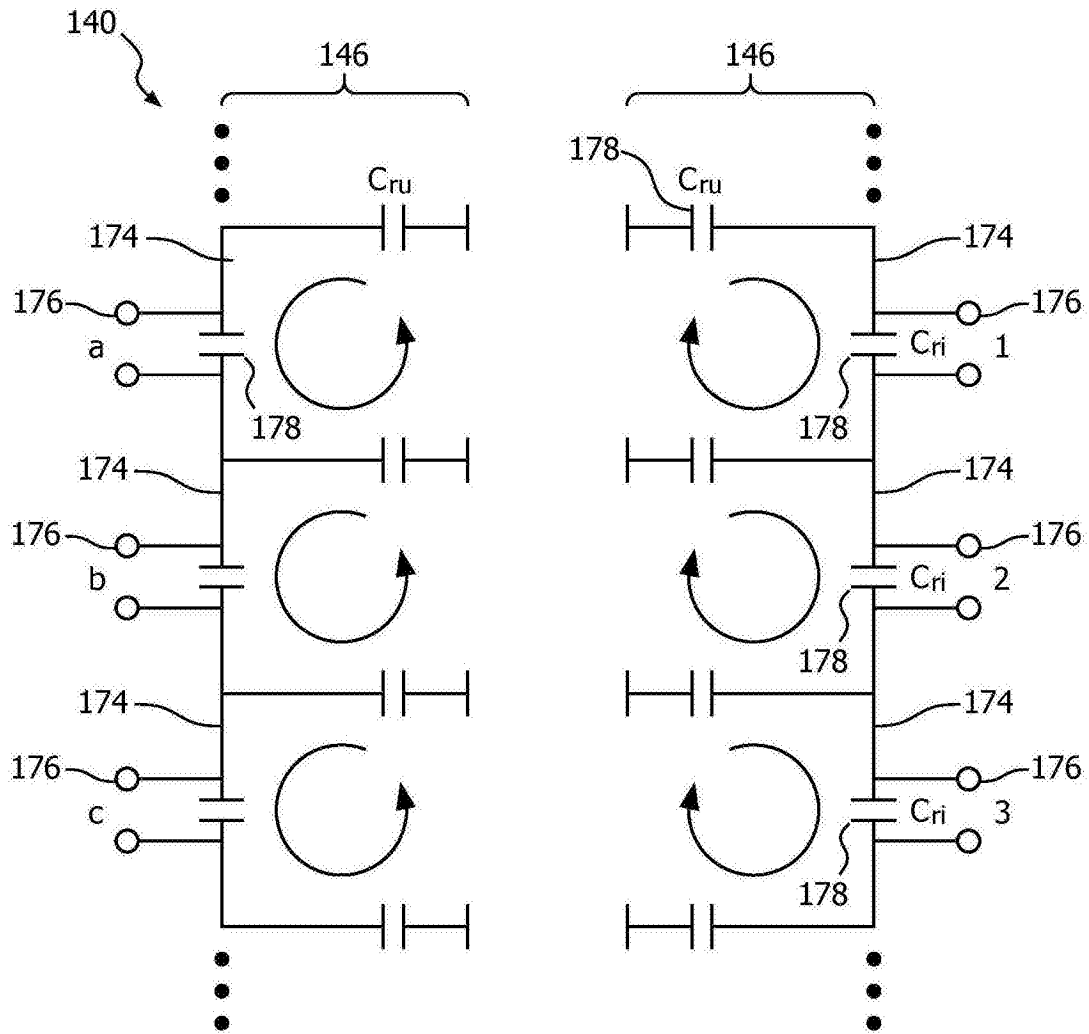


图7

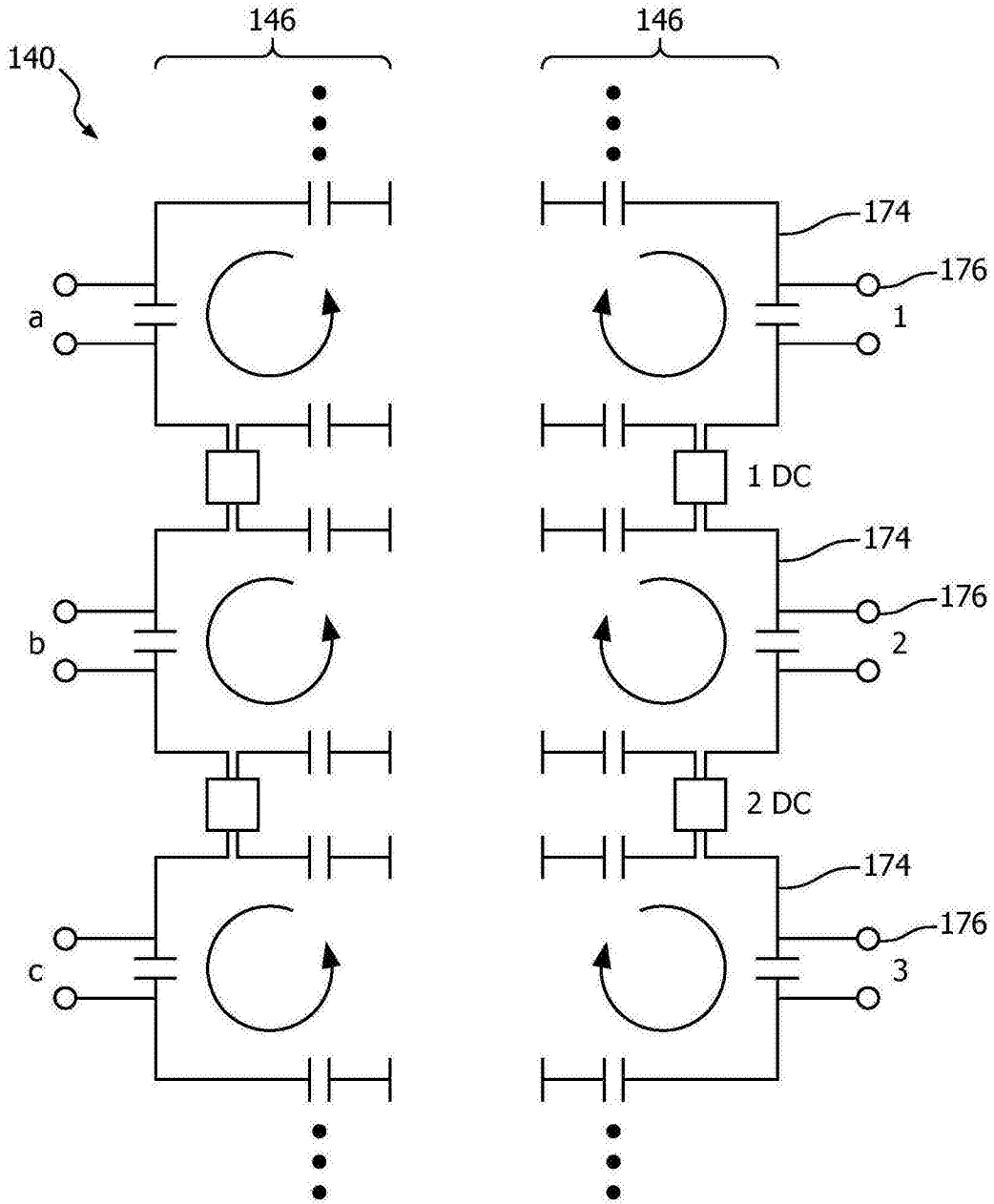


图8

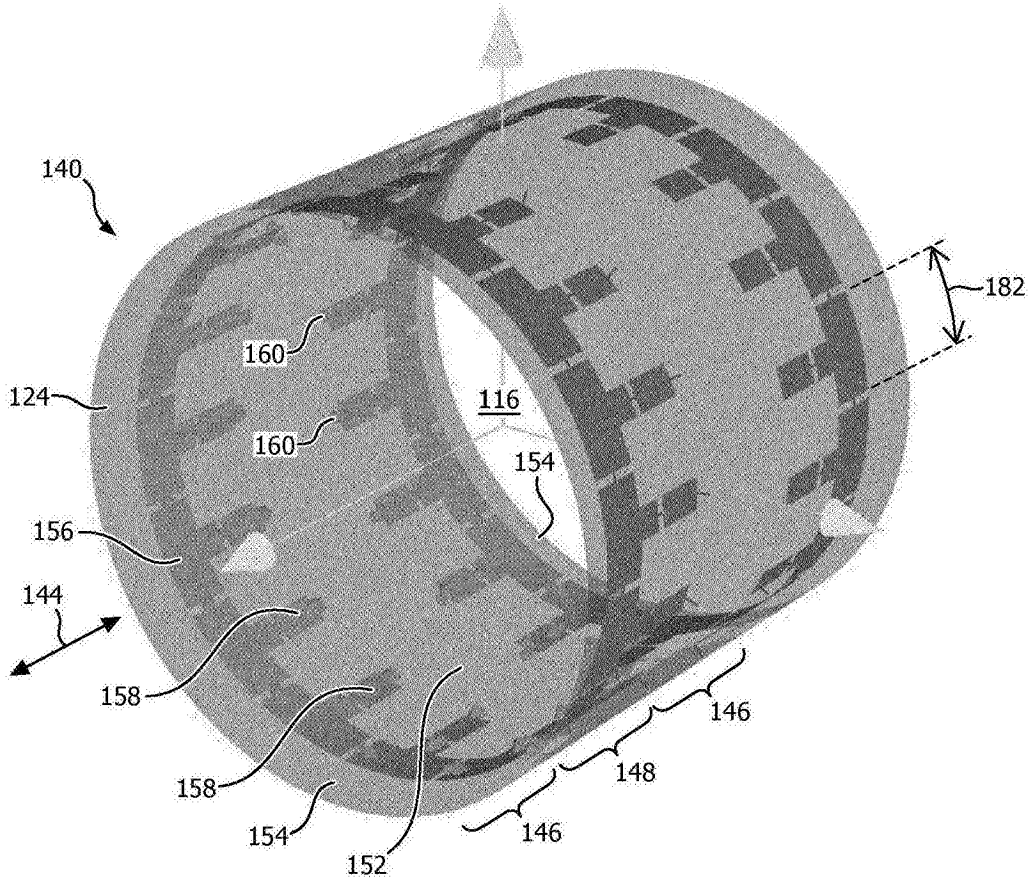


图9

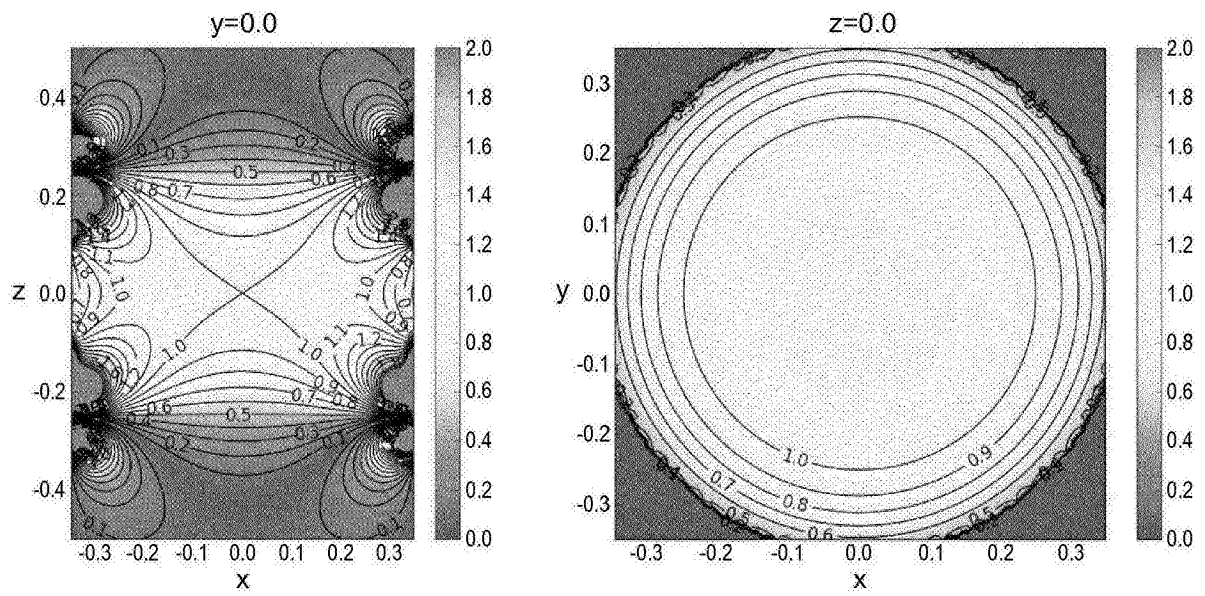


图10

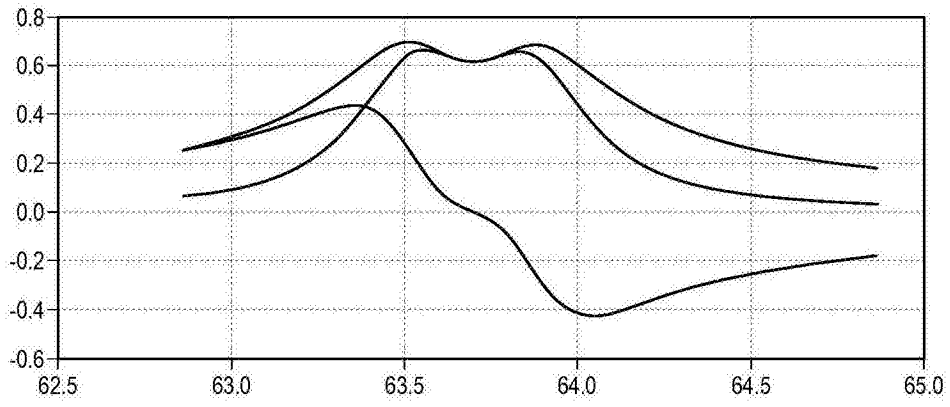


图11

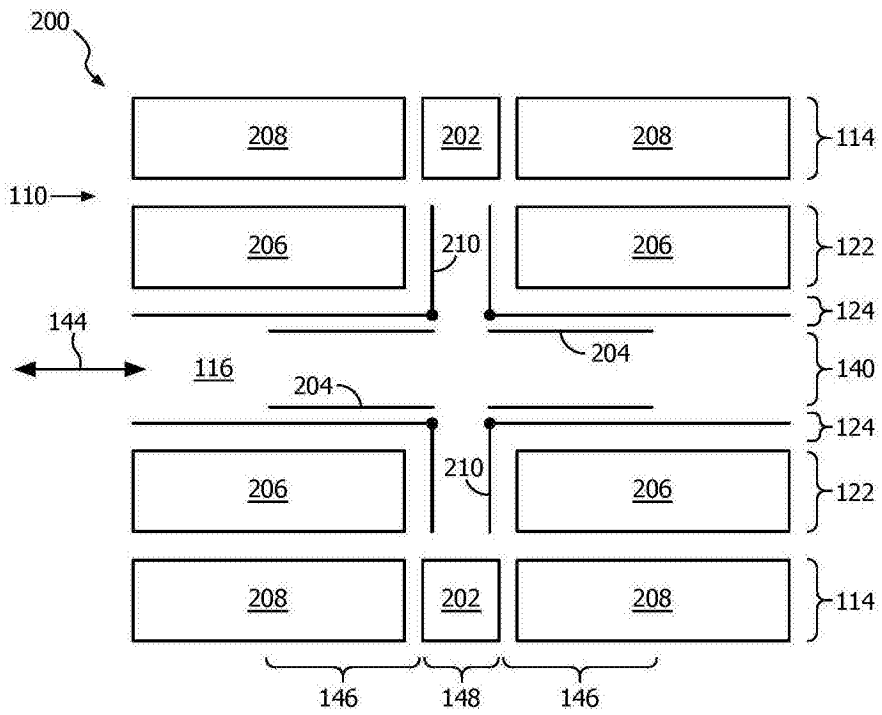


图12

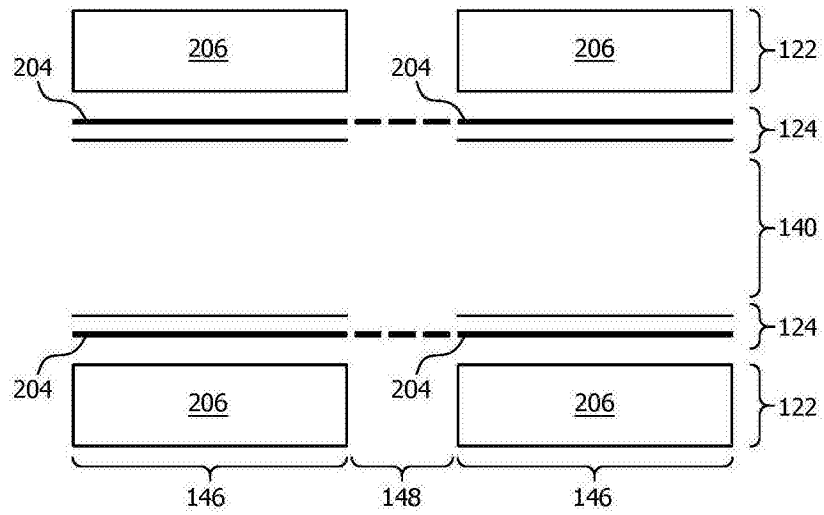


图13

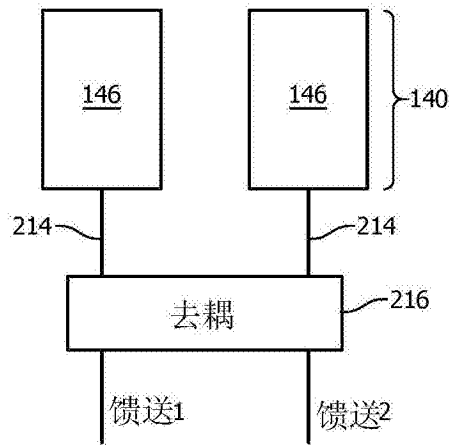


图14

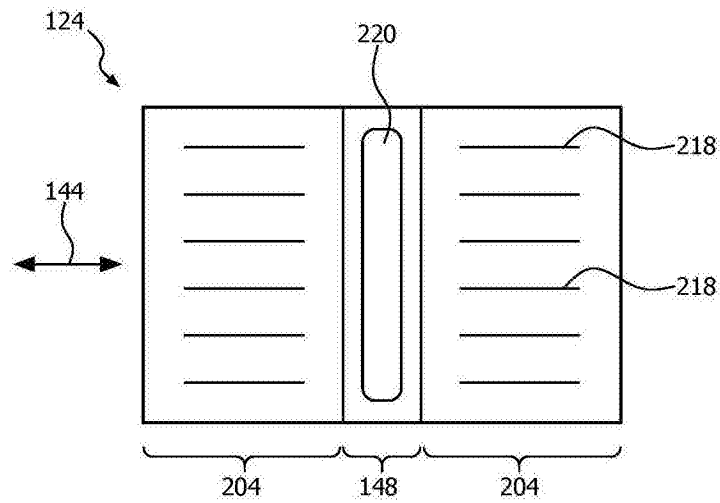


图15