



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108027410 A

(43)申请公布日 2018.05.11

(21)申请号 201680055555.3

(22)申请日 2016.09.13

(30)优先权数据

15186963.3 2015.09.25 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.03.23

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/071477 2016.09.13

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/050605 EN 2017.03.30

(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 王英 刘炳胜

(51)Int.Cl.

G01R 33/3415(2006.01)

A61N 5/10(2006.01)

G01R 33/34(2006.01)

G01R 33/345(2006.01)

G01R 33/48(2006.01)

G01R 33/565(2006.01)

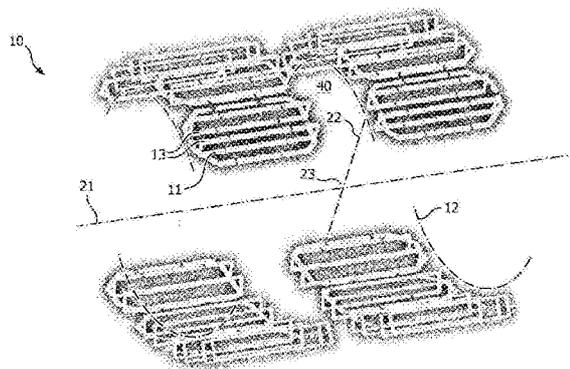
权利要求书1页 说明书8页 附图9页

(54)发明名称

用于磁共振图像引导的治疗的射频天线组件

(57)摘要

一种射频(RF)天线组件具有天线导体的集合,所述天线导体的集合在所述集合之间留有开口。放射治疗射束路径可以通过所述开口,使得天线导体至多极少地暴露于辐射。天线导体的每个集合具有表面导体环和横向导体环。所述表面导体环被布置在圆柱形表面上,并且主要在其轴向范围内生成RF场。所述横向导体环径向地延伸,并且在所述开口的轴向范围内生成RF场。以这种方式,实现了在RF天线组件之内的均匀的RF场。



1. 一种射频天线组件,包括:

-天线导体的多个集合,其被布置在圆柱形表面上,并且集合的所述组被相互轴向地偏移以在天线导体的所述集合之间留有轴向且有角度地延伸的开口,

-天线导体的所述集合中的每个集合包括表面导体环,所述表面导体环使得其区域在圆柱形角度和轴向方向上,以及

-至少一个横向导体环,其使得其区域相对于所述圆柱形表面径向地延伸。

2. 根据权利要求1所述的射频天线组件,其中,在天线导体的个体集合中,提供了圆柱形区域区段,所述圆柱形区域区段形成所述表面导体环并且被连接到形成所述横向导体环的横向突出部区段,其中,所述圆柱形区域区段被布置在所述圆柱表面上,并且所述横向突出部区段径向地延伸。

3. 根据权利要求2所述的射频天线组件,其中,所述圆柱形区域区段和所述横向突出部区段形成单个导电环。

4. 根据权利要求1所述的射频天线组件,其中,在天线导体的个体集合中,两个横向线圈环与所述表面导体相关联。

5. 根据权利要求1所述的射频天线组件,其中,所述横向线圈环轴向地延伸直到所述开口。

6. 根据权利要求1或5中的任一项所述的射频天线组件,其中,所述表面导体朝向所述RF天线组件的轴向端部轴向地延伸超出所述横向线圈环。

7. 根据权利要求1所述的射频天线组件,其中,所述横向线圈环来自TEM共振器。

8. 根据权利要求1所述的射频天线组件,其中,所述表面导体是表面线圈环。

9. 根据权利要求1所述的射频天线组件,还包括RF屏,并且其中,所述表面导体是被电连接到所述RF屏的导电条带。

10. 一种包括根据权利要求1所述的前部射频天线组件以及后部射频天线的射频天线布置,其中,所述后部射频组件的圆柱表面的曲率半径不同于所述前部射频组件的圆柱表面的曲率半径。

11. 一种磁共振检查系统,包括具有支撑面的患者承载体,其中,根据权利要求1所述的射频天线组件被安装在所述患者承载体的与其支撑面相对的侧面处,或者被集成在所述患者承载体中。

12. 根据权利要求9所述的磁共振检查系统,其中,根据权利要求所述的射频组件相对于所述患者承载体能移动地被集成或者被安装到所述患者承载体。

用于磁共振图像引导的治疗的射频天线组件

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于磁共振检查系统、尤其是用于磁共振图像引导的治疗系统的射频天线组件。

[0002] 利用磁场与核自旋之间的相互作用以便形成二维或三维图像的磁共振成像(MRI)方法目前尤其是在医学诊断的领域中被广泛使用,因为对于软组织的成像而言,其在许多方面优于其他成像方法:不需要电离辐射并且通常是无创的。

[0003] 根据一般的MRI方法,要检查的患者的身体被布置在强、均匀的磁场 B_0 中,磁场 B_0 的方向同时限定了测量所涉及的坐标系的轴(通常为z轴)。取决于能够通过施加定义的频率(所谓的拉莫尔频率或MR频率)的电磁交变场(RF场)而被激励(自旋共振)的磁场强度,磁场 B_0 引起针对个体核自旋的不同的能量水平。从宏观角度看,个体核自旋的分布产生总体磁化,所述总体磁化能够通过施加适当频率的电磁脉冲(RF脉冲)而偏离平衡状态,而该RF脉冲的对应磁场 B_1 垂直于z轴延伸,使得所述磁化执行关于z轴的进动运动。所述进动运动描绘了锥体的表面,锥体的孔径角被称为翻转角。翻转角的量值取决于所施加的电磁脉冲的强度和持续时间。在所谓的 90° 脉冲的范例中,所述磁化从z轴偏转至横向平面(翻转角为 90°)。

[0004] 在RF脉冲终止之后,所述磁化弛豫回到平衡的原始状态,其中,在z方向上的磁化再次以第一时间常量 T_1 (自旋晶格或纵向弛豫时间)积聚,并且沿着与z方向垂直的方向上的磁化以第二且更短的时间常量 T_2 (自旋间或横向弛豫时间)弛豫。所述横向磁化以及其变化能够借助于接收RF天线(线圈阵列)来探测,所述接收RF天线以如下这样的方式被布置并且被定向在磁共振检查系统的检查体积之内:在垂直于z轴的方向上测量磁化的变化。所述横向磁化的衰减伴随有在由局部磁场不均匀度所引起的RF激励之后发生的失相,这促进从具有相同信号相位的有序状态到所有相位角均匀分布的状态的转变。失相能够借助于再聚焦RF脉冲(例如, 180° 脉冲)来补偿。这在接收线圈中产生回波信号(自旋回波)。

[0005] 为了实现在正被成像的对象(诸如要检查的患者)中的空间分辨率,沿着三个主轴延伸的恒定磁场梯度被叠加在均匀磁场 B_0 上,导致自旋共振频率的线性空间相关性。在接收天线(线圈阵列)中所拾取的信号那么包含能够与身体中的不同位置相关联的不同频率的分量。经由接收线圈所获得的信号数据对应于磁共振信号的波向量的空间频率域,并且被称为k空间数据。所述k空间数据通常包括所采集的不同相位编码的多条线。通过收集多个样本来对每条线进行数字化。k空间数据的集合借助于傅里叶变换被转换为MR图像。

[0006] 横向磁化也在存在恒定磁场梯度的情况下失相。该过程能够通过形成所谓的梯度回波的适当的梯度颠倒而被颠倒,类似于RF诱发的(自旋)回波的形成。然而,在梯度回波的情况下,相比于RF再聚焦的(自旋)回波,未再聚焦主场不均匀度的影响、化学位移以及其他非共振影响。

背景技术

[0007] 从美国专利US 4680548获知了用于磁共振检查系统的射频线圈。

[0008] 已知的射频线圈是由通过轴向导电节段相互电连接的两个导电环元件构成的高通版本的鸟笼线圈。环元件包括串联连接的电容器,并且所述环元件具有固有的电感。已知的鸟笼线圈在正交激励模式下进行操作,其中,鸟笼线圈发射圆极化的射频磁场,所述圆极化的射频磁场与要检查的对象、尤其是要检查的患者中的磁自旋相互作用。

发明内容

[0009] 本发明的目的是提供一种用于磁共振图像引导的治疗系统的射频天线组件。

[0010] 该目的是由包括以下项的射频天线组件来实现的:

[0011] -天线导体的多个集合,其被布置在圆柱形表面上,并且所述集合以组进行布置,所述组被相互轴向地偏移,以在天线导体的集合的所述组之间留有轴向且有角度地延伸的开口,

[0012] -天线导体的所述集合中的每个集合包括表面导体环,所述表面导体环使得其区域在圆柱形角度和轴向方向上,以及

[0013] -至少一个横向导电环,其使得其区域相对于所述圆柱形表面径向地延伸。

[0014] 所述治疗系统一般被配置用于辐照要处置的患者的身体中的目标区。这样的辐照一般涉及高能量辐射射束,诸如X射线射束、 γ 射束、质子射束或高强度超声射束,以将能量沉积到目标区中。所述治疗系统可以与磁共振检查系统组合为MR图像引导的治疗系统。所述MR图像引导的治疗系统用于为将治疗辐射射束定向到要处置的目标区上而提供图像引导。所述磁共振检查系统被提供有射频天线组件,以在检查区中生成动态电磁场。圆极化的磁场分量被用于操纵自旋,例如以激励自旋横向于主磁场方向并且用于再聚焦或反转自旋。所述RF天线组件能够在发射模式下操作以施加动态电磁场,以及在接收模式下操作以接收磁共振信号。诸如已知鸟笼线圈的射频(RF)天线的电子和结构部件,当辐射通过所述RF天线的结构时,通常遭受由所述辐射所引起的辐射损坏。RF天线的电子和结构部件一般对于辐射射束具有低灵敏度。尤其地,电子部件相当易遭受辐射损坏。本发明的射频(RF)天线组件在天线导体的集合的组之间提供了开口,辐射射束能够通过所述开口,并且所述RF天线的电子和结构部件都不位于所述辐射射束的路径中。所述开口由相互轴向偏移的天线导体的集合的所述组形成。以这种方式,在所述组之间留有轴向开口,治疗辐射射束可以通过所述轴向开口。因此,避免了对RF天线组件的电子和结构部件的辐射损坏。此外,不存在屏蔽或保护所述结构和电子部件免受辐射射束的需要。此外,所述辐射射束几乎不或者根本不受所述RF天线组件的所述结构和电子部件干扰。这增加了将辐射射束准确地引导到目标区上。所述RF天线组件的天线导体的集合的组之间的开口可以轴向地以及有角度地延伸。所述开口的轴向宽度允许用于所述治疗系统的辐射射束的射束路径的空间。在另一范例如中,PET探测器可以被容纳在所述开口中。在该范例如中,选择所述开口的轴向和角度范围,从而在所述开口中提供针对PET-探测器的足够的空间。RF天线组件的该范例如适合于组合的PET-MRI系统。

[0015] 在本发明的RF天线组件中,在具有圆柱形表面中的表面导体以及径向延伸的横向导体环的集合中的天线元件的构造实现了在RF天线组件内的射频(RF)场的良好均匀度,尤其是在所述开口的轴向范围和角度范围内。这尤其通过天线导体的集合的每个集合中的横向导体环来实现,所述横向导体环的所发射的场具有相对大的轴向范围。所述表面导体促

成围绕开口的轴向范围的RF天线组件内的场。所述圆柱形表面上的所述表面导体主要在所述表面导体的轴向范围内生成RF场分量,并且该RF场分量在开口中轴向地减小。另一方面,所述横向导体环生成基本上轴向地延伸到开口中的RF场分量。在实践中,所述横向导体环被配置为使得其RF场分量从开口的轴向边缘向开口的轴向中心减小不超过二的因子(factor)。因此,本发明的RF天线组件尤其在开口的轴向范围内具有在RF天线组件内的动态射频磁场(B_1)的非常良好的空间均匀度,这增加了对磁共振图像的图像质量的改善,辐射射束基于此来进行控制以精确地指向目标区。

[0016] 所述开口的角度范围确定了辐射射束的方向的定向范围。 2π 的角度范围允许从所有角度方向来辐照目标区。开口可能具有更有限的角度范围。当开口仅在有限的角度范围内延伸时,那么在该角度范围之外,表面导体可以覆盖轴向尺寸,并且实现了RF天线组件内的更好的场均匀度。例如,需要 2π 的角度范围以用于MR-Linac,因为辐射通过身体,并且在相对端处,辐射被辐射负荷吸收。对于MR-HIFU,开口的角度范围能够是 π ,因此,仅需要开口用于后部(posterior)线圈。这也可以应用于各种介入应用,其中,介入学专家需要顶侧上的开口以进入患者的身体。此外,选项是具有若干开口,即,具有 45° 角度范围的四个开口,所述角度范围可以应用于磁共振和正电子发射断层摄影(MR-PET)以在开口中容纳PET-探测器,在该实施方式中,在RF天线的线圈中的一些线圈之间,布置可以不被开口分开,并且开口中的场均匀度将被改善。

[0017] 总而言之,本发明的射频(RF)天线组件具有天线导体的集合,所述天线导体的集合在所述集合之间留有开口。放射治疗射束路径可以通过所述开口,使得所述天线导体至多极少地暴露于辐射。天线导体的每个集合具有表面导体环和横向导体环。所述表面导体环被布置在圆柱形表面上,并且主要在其轴向范围内生成RF场。所述横向导体环径向地延伸,并且在开口的轴向范围内生成RF场。以这种方式,在RF天线组件内生成均匀的RF场。

[0018] 将参考在从属权利要求中所定义的实施例来进一步阐述本发明的这些和其他方面。

[0019] 在本发明的RF天线组件的范例中,所述表面导体可以是表面线圈或者是被布置在圆柱形表面中的表面条带。所述横向导体环可以是横向线圈环。在本发明的RF天线组件的另一范例中,所述表面导体是圆柱形区域区段,并且所述横向导体环是横向突出部区段。所述横向突出部区段被连接到圆柱形区域区段。所述圆柱形区域区段被轴向地布置在圆柱形表面上,并且所述横向突出部区段从所述圆柱形表面以一角度优选径向地延伸。所述横向突出部区段被径向定向地越靠近,所述横向突出部区段延伸到开口中越强。所述圆柱形区域和所述横向突出部区段可以一起形成单个导电环。

[0020] 在本发明的另外的实施例中,天线导体的个体集合包括与每个表面导体相关联的横向线圈环。例如,个体集合可以包括一个、两个、三个或更多个横向线圈环以及单个表面导体。天线导体的个体集合中的每个单个表面导体采用越多的横向环,空间场均匀度越好。当采用两个或三个横向线圈环时,实现了非常好的结果。在天线导体的集合中添加更多的横向环增加了构造的复杂度,但是不会更多地改善场均匀度。使用若干横向线圈环实现了额外的场分布以及更好的信号灵敏度和场均匀度。这些横向线圈环能够作为个体地去耦的发射/接收线圈而平行地延伸。例如,每个个体圆柱形区域线圈可以与至少一个横向线圈相关联。这些线圈能够通过常见的去耦技术来进行去耦。任选地,也可以采用没有横向突出

部的圆柱形区域区段与具有横向突出部的圆柱形区域区段的混合。

[0021] 优选地,所述横向线圈环轴向地延伸直到开口的边缘。所述横向线圈环的场很好地沿着轴向方向延伸到开口中,并且以高的功率效率促成开口的轴向和角度范围中的场均匀度。

[0022] 优选地,所述表面导体在轴向端部处轴向地延伸超出横向线圈环。换言之,所述横向线圈环的轴向延伸部未到达RF天线组件的轴向端部。在该构造中,在RF天线组件外部轴向地避免了强杂散场。该构造也改善了功率效率,因为不生成在此不需要的RF场。实际上,在该构造中,RF场在RF天线组件之外的短轴向范围内减小。例如,在线圈导体的端部处的横向平面中,中心B1场强降至50%。

[0023] 在另外的实施例中,所述RF组件的天线导体的集合的横向线圈环被环绕以操作为TEM共振器。这尤其在超过200MHz的射频处是有利的,其中,TEM线圈产生更均匀的RF场分布。在该实施例中,所述RF线圈组件被提供有射频(RF)屏(screen)。从天线导体的集合被定位于其中的圆柱形表面径向向外地布置所述射频屏。所述横向线圈环被电连接到RF屏,使得所述RF屏为被引入到所述横向线圈环中的电流提供返回路径。相距患者具有更大距离的返回导体能够是更宽的条带,即,所述返回导体条带的宽度大于充当发射RF场的天线元件的条带。这提供了更好的RF屏蔽。使用印制电路板技术和设计容易且便宜地制造所述导电条带。相距在其中定位要检查的患者的检查区具有更大距离的返回导体能够是更宽的条带,因此,提供了更好的RF屏蔽。当天线被用作发射/接收天线时,那么考虑更大的RF屏蔽以防止对患者的手臂的辐射和耦合。低感应率意味着降低了导体上的传播效果,因此意味着更低的电场以及更低的损失和更高的SNR。尤其地,0.5-1.0cm宽度的条带被用作发射天线元件,而5-10cm宽度的更宽的条带被用作返回导体。当天线被用作发射/接收天线时,那么考虑更大的RF屏蔽来防止对患者的手臂的辐射和耦合。低感应率意味着降低了导体上的传播效果,因此意味着更低的电场以及更低的损失。这是由于在导体上的均匀相位分布。

[0024] 在又一实施例中,所述表面导体被形成为导电条带。这些导电条带被连接到RF屏,以便为通过所述导电条带的电流提供电流返回路径。RF天线组件的该实施例具有低感应率。

[0025] 在另一实施例中,提供了一种具有前部(anterior)和后部RF天线组件的RF天线布置。前部和后部RF天线组件中的每个使其天线导体被布置在相应的圆柱形表面上。这些相应的圆柱形表面的曲率半径可以是不同的。该几何形状增加了对孔空间的有效利用并且更好地考虑了要处置的患者的截面形状。优选地,如在权利要求1中所指定的,前部RF天线组件在其天线导体的集合之间具有开口。任选地,如在权利要求1中所指定的,后部RF天线可以在其天线导体的集合的组之间具有开口。(一个或多个)这些开口允许辐射射束传到目标区而不必通过天线导体,所述天线导体是(一个或多个)RF天线组件的电子部件。在另一实施例中,所述天线导体被布置在形成圆柱形表面的柔性承载体上,所述柔性承载体是可变形的或柔性的以适配要处置的患者。优选地,所述天线导体自身是刚性的,并且被安装在诸如承载体或成形物的柔性基底上。所述RF天线布置能够通过使其上具有天线导体的承载体挠曲来成形。由于天线导体自身未被变形,因此不存在对于在变形后对RF天线布置的(广泛的)再调谐的需要。

附图说明

[0026] 参考下文所述的实施例并且参考附图,本发明的这些和其他方面将得以阐述,在附图中:

[0027] 图1示出了本发明的RF天线组件的实施例的三维示意图,

[0028] 图2和图3示出了用于本发明的RF天线组件的天线导体的集合的范例的示意图,

[0029] 图4和图5示出了用于本发明的RF天线组件的天线导体的若干集合的另一范例的示意图,

[0030] 图6和图7示出了本发明的RF天线组件的天线元件的集合的范例的RF场分布的示意性表示,并且

[0031] 图8示出了本发明的RF天线组件被包含在其中的磁共振检查系统的示意前视图,

[0032] 图9示出了本发明被包含在其中的磁共振检查系统的示意性表示。

具体实施方式

[0033] 图1示出了本发明的RF天线组件的实施例的三维示意图。本发明的RF天线组件具有天线导体的多个集合10。所述天线导体形成了构成共振结构的天线元件。天线导体10的集合留有有角度且轴向地延伸的开口40。所述开口被留在天线元件的集合的各组之间。在所示的范例中,存在天线导体11、13的这些集合中的十二个集合;六个集合被布置在开口40的两侧处。这六个集合中的每个集合形成天线导体的集合的组。所述集合被轴向地位移,以便在其之间留有开口。所述天线元件的这些集合被布置在圆柱形表面12上,圆柱形表面12在图1中被示意性地部分指示。所述圆柱形表面可以是承载天线导体的圆柱形线圈成形器。圆柱轴21被轴向地定向。当在使用中时,在磁共振检查系统中,所述圆柱轴沿着磁共振检查系统的主磁场的方向被定向。所述天线导体的集合径向地22分开,以便在圆柱形表面内留有检查区23。当在使用中时,所述RF天线组件能够在检查区中生成动态RF (B_1) 场。当在使用中时,在MR图像引导的治疗系统中,治疗辐射射束,诸如 γ 射线、高能量X射线、质子或高强度聚焦超声的射束,通过开口40朝向要在检查区23中进行处置的患者的目标区域。对此,本发明的RF天线组件被安装在MR图像引导的系统中,使得治疗辐射射束的射束路径通过所述开口。

[0034] 尽管本发明的RF天线组件的天线导体被配置为在检查区中生成部分均匀的 B_1 场分布,但是在轴向且有角度地延伸的开口中不存在天线导体。天线导体的集合中的每个集合包括具有一个或多个横向导体环13的表面导体环11。在图1中所示的范例中,两个横向导体环与每个单个表面导体相关联。所述表面导体环是被大致布置在圆柱形表面中的扁平导体环。所述表面导体环在检查区中生成在表面导体环延伸的轴向和角度范围内并且沿着朝向圆柱轴的径向范围生成 B_1 场。所述横向导体环径向地延伸,并且生成从横向线圈导体轴向地延伸的 B_1 场分量。来自天线导体的集合的表面导体环和(一个或多个)横向线圈导体的 B_1 场分布在检查区中组合成空间均匀的 B_1 场分布。通过控制被施加至所述表面导体环和所述横向导体环的AC电流的(相位和幅度、频率、时间、波形)来控制所述检查区中的 B_1 场。通过独立控制到每个个体表面和每个横向导体环的电流来实现最详细的控制。当独立地控制到天线导体的集合中的每个集合的电流时实现了相当详细的控制。

[0035] 如在图1中所示的,所述表面导体环被形成为轴向细长导体环,所述轴向细长导体环使得其环区域在圆柱表面中。所述横向导体环都是径向且轴向地延伸的横向导体环。所述横向导体环使得其环区域径向地延伸并且轴向细长地延伸。

[0036] 图2和图3示出了用于本发明的RF天线组件的天线导体的集合的范例的示意图。图2示出了具有一个表面导体环11和两个横向线圈导体131、133的天线导体的集合10的范例。横向导体环131、133一直轴向地延伸直到开口40的轴向边界。亦即,所述开口的边界由在开口40侧面处的角度导体111和径向导体135形成。在所述横向线圈导体的背向开口40的轴向端部处,表面导体环11轴向地延伸超出横向线圈导体131、133的轴向延伸范围。亦即,所述横向线圈导体不一直延伸到所述RF天线组件的轴向端部。因此,所述横向线圈导体的 B_1 场分量很好地延伸到开口中以促成开口40的轴向范围中的 B_1 场,而所述横向线圈导体不生成明显的轴向地延伸至RF天线组件外部的 B_1 场分量。因此,不产生不期望的杂散 B_1 场,并且改善了所述RF天线组件的功率效率。

[0037] 在图3中,示出了用于本发明的RF天线组件的天线导体的集合的范例。在此,横向导体环13是沿着RF天线组件的圆柱表面的角度方向细长并且径向地延伸的横向导体环。所述横向导体环位于开口40的边缘处,即,靠近表面线圈环11的角度导体111。该横向导体环主要生成沿着轴向方向进入到开口40中的其 B_1 场。通过电容和/或电感去耦来执行对所述横向导体环的去耦。通过平行地连接突出区段并且使用共同的电容器来实现电容去耦。能够以类似的方法来实现电感去耦。

[0038] 图4示出了用于本发明的RF天线组件的天线导体的若干集合的另一范例的示意图。在该版本中,每个集合由单个导体环形成,所述单个导体环具有被布置在圆柱表面中的圆柱形区域区段15以及以一角度延伸到圆柱形区域区段15的区域的横向突出部区段17。该单个导体环可以与横向导体环135进行组合,如在图4中被示为仅具有单个导体环中的一个。优选地,所述横向突出部沿着径向方向,即,垂直于圆柱形区域区段的区域。所述横向突出部能够以在 60° - 120° 范围内的角度 α 横向于所述圆柱形区域区段,而在 $\alpha=90^\circ$ 时实现非常好的结果。天线导体的该集合由单个导体环形成,并且易于制造。因为仅施加到导体的每个集合(即,单个导体环)的电流,到天线元件的所述集合中的每个集合的电流易于控制。所述横向突出部区段生成主要延伸到开口40的轴向范围内的其 B_1 场分量。所述圆柱形区域区段主要沿着细长圆柱形区域区段的轴向范围生成其 B_1 场分量。为了实现恰当的共振性质,在圆柱形区域区段15中提供了调谐电容器31。去耦电容器32链接相邻的突出部区段以用于对突出部区段17的电容去耦。

[0039] 在图5的实施例中,去耦电感42电感地去耦突出部17。去耦电感32链接相邻的突出部以用于电感地去耦所述突出部。

[0040] 图6和图7示出了本发明的RF天线组件的天线元件的集合的范例的RF场分布的示意性表示。图6示意性示出了沿着图4的天线导体15、17的集合中的一个集合的角度和径向方向的 B_1 场分布。图6示出了通过线圈环下方10cm的平面中的圆柱轴21的侧向平面中的 B_1 场分布的示意性表示。图6示出了 B_1 场在负z值处轴向延伸到开口40中。在圆柱形区域区段15的相对轴向端部(正z值)处, B_1 场几乎不或者根本不延伸超出RF天线组件的轴向延伸部分。图7示意性示出了在图3的天线导体15、17的集合中的一个集合的角度和径向方向的 B_1 场分布。能够调整被施加于表面导体环11和横向导体环13的电流的相位。在该具体模拟中,

在垂直的、较小的横向环13中的电流是较大的表面线圈环11的电流的3.75倍。间隙内部的场生成的侧向偏差看上去由所预期的电流的电流比和相位来控制。通过也改变相位和电流比(更难以实现)允许更多的一个自由度,这能够被改善,如在图7中所示的。通过选取3.75的幅度比以及 45° 的相位比来生成该场曲线图。

[0041] B_1 场被示为延伸到开口40中。 B_1 场的角度分布、尤其是 B_1 场从导体10的集合沿着其延伸的主要轴120相对于轴向方向被定向,其是通过被施加于表面导体环与横向导体环的电流之间的相位差来确定的。

[0042] 图8示出了本发明的RF天线组件被包含在其中的磁共振检查系统的示意前视图。所述磁共振检查系统包括机架50,具有主磁体的磁体系统和梯度系统被安装在机架50中。患者承载体31(诸如患者检查台)被安装在机架50中。所述患者承载体具有支撑表面32,要检查(和/或处置)的患者被定位在支撑表面32上。所述患者承载体沿着轴21能轴向地移动。轴21沿着主磁场的方向。所述RF天线元件具有位于所述患者承载体的相对侧处的前部天线组件241和后部天线组件242。前部RF天线组件被安装在要检查的患者被放置到其上的支撑表面32的侧面处。后部RF天线组件位于患者承载体的相对侧面处,一般而言,所述后部RF天线组件在患者承载体31下方。所述前部RF天线组件和所述后部RF天线组件的圆柱表面12具有不同的曲率半径。这允许有效地利用主磁体中的可用孔空间。此外,RF组件以这种方式被配置为对应于患者的截面形状。这种对应性能够通过将天线元件的集合设置在柔性承载体上来进一步改善。

[0043] 在图8的范例中,所述天线导体的集合10的表面导体11被形成为被轴向地定向的导电条带。所述RF天线组件还包括径向地远离天线元件的集合而定位的射频(RF)屏。所述导电条带被耦合到提供了返回电流路径的RF屏。这种耦合可以是电流的、电感的或电容的。具有RF屏的所述RF天线元件被电环绕为TEM共振器。

[0044] 图9示意性示出了本发明用于其中的磁共振成像系统的更多细节。所述磁共振成像系统包括具有主线圈10的集合的主磁体,由此生成稳定、均匀的磁场。所述主线圈例如以如下这样的方式来构建:其形成孔以封闭隧道形状的检查空间。要检查的患者被放置在患者承载体上,所述患者承载体被滑动到该隧道形状的检查空间中。所述磁共振成像系统也包括多个梯度线圈111、112,由此生成表现出尤其为沿着个体方向的瞬时梯度形式的空间变化的磁场,以便被叠加在均匀的磁场上。梯度线圈111、112被连接到梯度控件121,所述梯度控件121包括一个或多个梯度放大器以及能控制的功率供应单元。梯度线圈111、112通过借助于功率供应单元121施加电流来通电;对此,所述功率供应单元被安装有电子梯度放大电路,所述电子梯度放大电路将电流施加于所述梯度线圈以便生成适当时间形状的梯度脉冲(也被称为“梯度波形”)。所述梯度的强度、方向和持续时间通过对功率供应单元的控制来进行控制。所述磁共振成像系统也包括发射和接收天线(线圈或线圈阵列)113、116,其分别用于生成RF激励以及用于拾取磁共振信号。发射线圈113优选被构造为身体线圈13,由此能够封闭要检查的对象(的一部分)。所述身体线圈通常以这样的方式被布置在磁共振成像系统中:当要检查的患者30被布置在所述磁共振成像系统中时,他或她由身体线圈113封闭。身体线圈13充当用于发射RF激励脉冲和RF再聚焦脉冲的发射天线。优选地,身体线圈113涉及所发射的RF脉冲(RFS)的空间均匀的强度分布。同一线圈或天线一般备选地用作发射线圈和接收线圈。通常,接收线圈包括多个元件,每个元件通常形成单个环。所述环的形

状的各种几何结构以及各种元件的布置是可能的。发射和接收线圈113被连接到电子发射和接收电路115。

[0045] 应当注意,存在能够用于发射和接收的一个(或数个)RF天线元件;另外,通常,用户可以选择采用通常被形成为接收元件的阵列的专用接收天线。例如,表面线圈阵列116能够被用作接收和/或发射线圈。这样的表面线圈阵列在相对小的体积中具有高灵敏度。所述接收线圈被连接到前置放大器123。前置放大器123放大由接收线圈116所接收的RF共振信号(MS),并且经放大的RF共振信号被应用于解调器124。所述接收天线(诸如表面线圈阵列)被连接到解调器124,并且所接收的前置放大的磁共振信号(MS)借助于解调器124来进行解调。前置放大器123和解调器124可以被数字地实施,并且被集成在表面线圈阵列中。经解调的磁共振信号(DMS)被应用于重建单元。解调器124对经放大的RF共振信号进行解调。所述经解调的共振信号包含关于要成像的对象的一部分中的局部自旋密度的实际信息。此外,发射和接收电路115被连接到调制器122。调制器122以及发射和接收电路115激活发射线圈113,以便发射RF激励和再聚焦脉冲。具体地,表面接收线圈阵列116通过无线链路的方式被耦合到发射和接收电路。由表面线圈阵列116所接收的磁共振信号数据被发射至发射和接收电路115,并且(例如,对调谐和解谐表面线圈的)控制信号通过无线链路被发送至表面线圈。

[0046] 重建单元从经解调的磁共振信号(DMS)导出一个或多个图像信号,所述图像信号表示要检查的对象的被成像部分的图像信息。重建单元125在实践中优选被构造为数字图像处理单元125,数字图像处理单元125被编程,以便从经解调的磁共振信号导出表示要成像的对象的一部分的图像信息的图像信号。在重建的输出上的信号被应用于监测器126,使得经重建的磁共振图像能够被显示在监测器上。备选地能够将来自重建单元125的信号存储在缓冲单元127中,同时等待进一步的处理或显示。

[0047] 根据本发明的磁共振成像系统还被提供有例如为包括(微)处理器的计算机形式的控制单元120。控制单元120控制RF激励的执行以及瞬时梯度场的施加。对此,根据本发明的计算机程序例如被加载到控制单元120和重建单元125中。

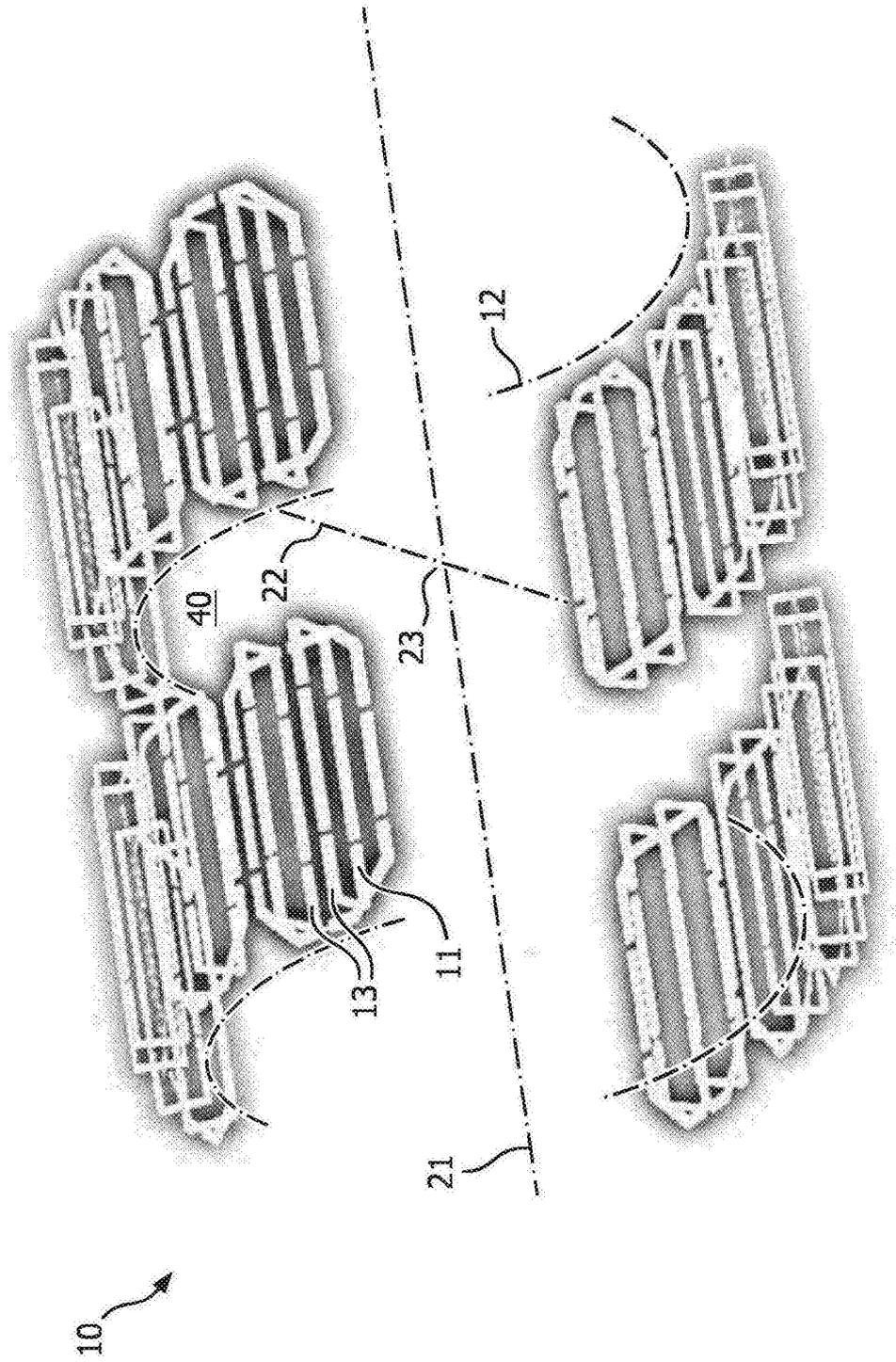


图1

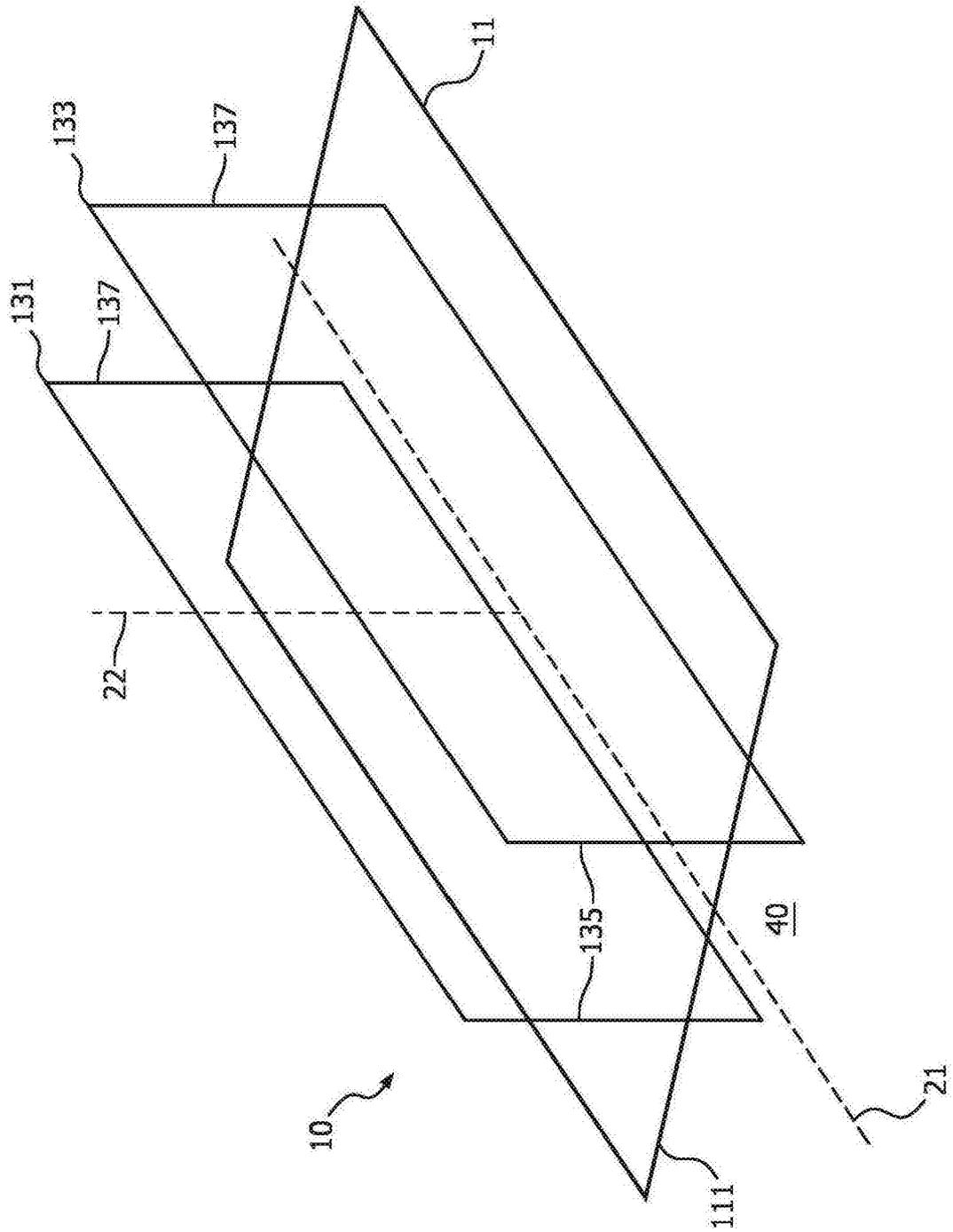


图2

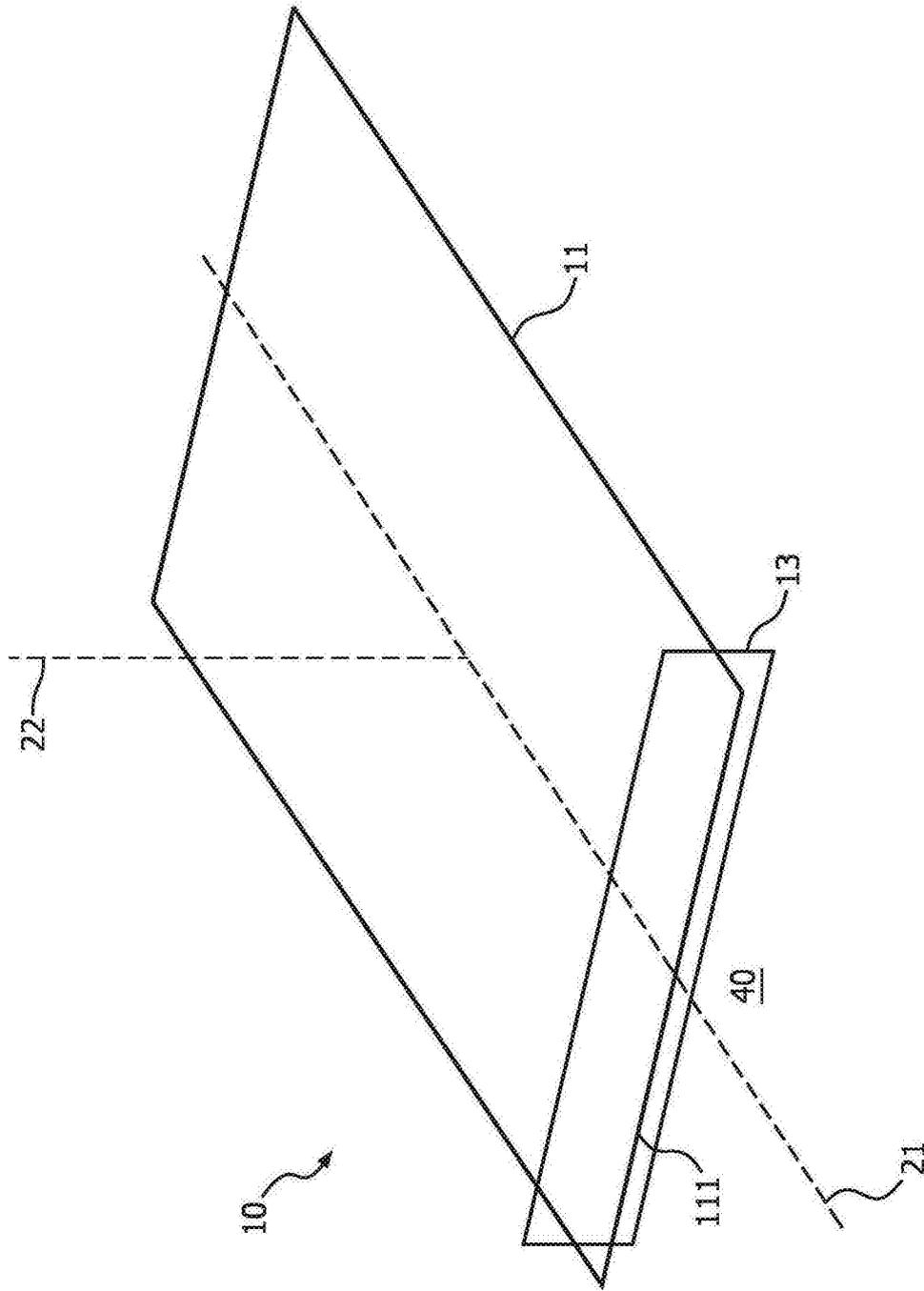


图3

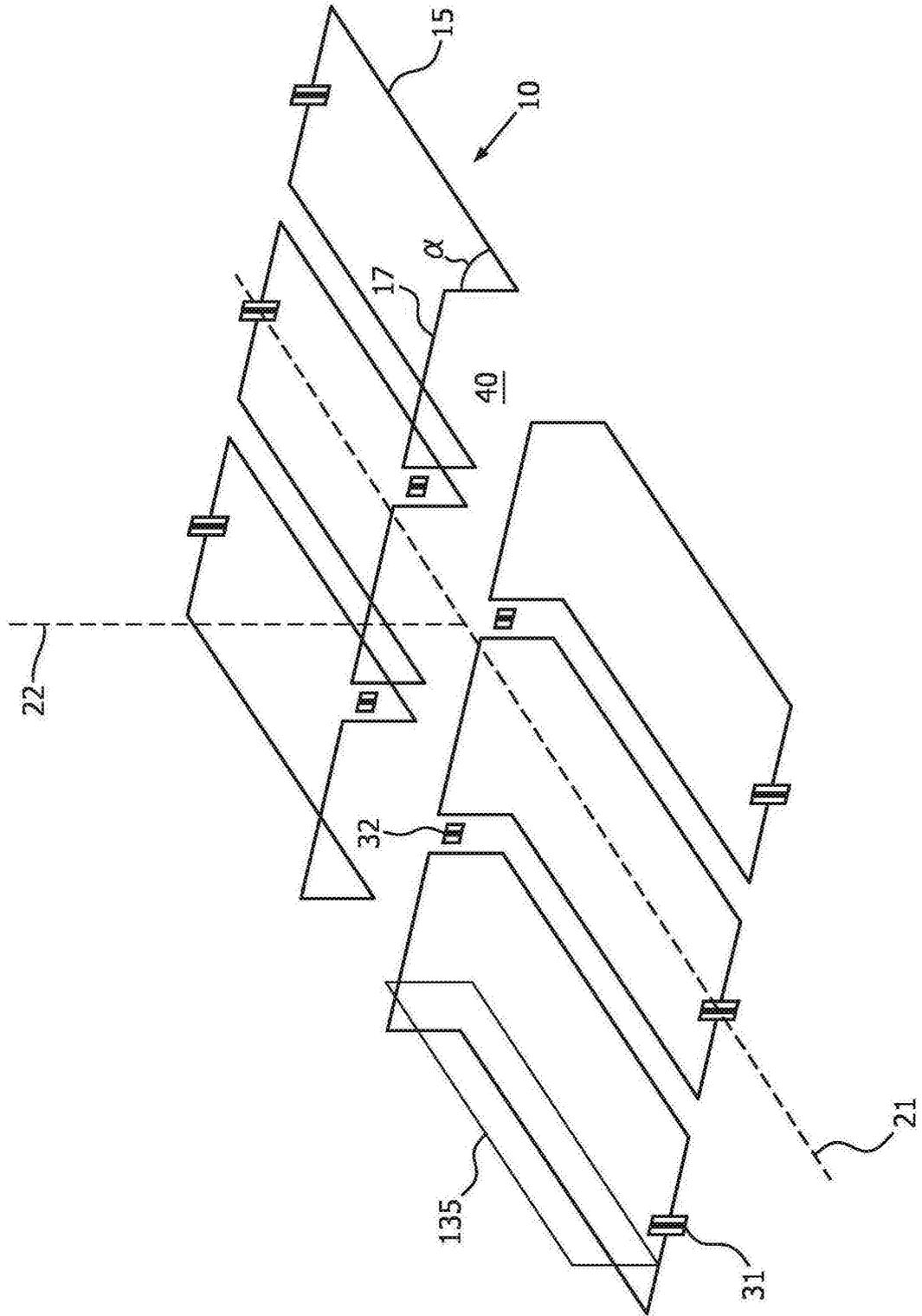


图4

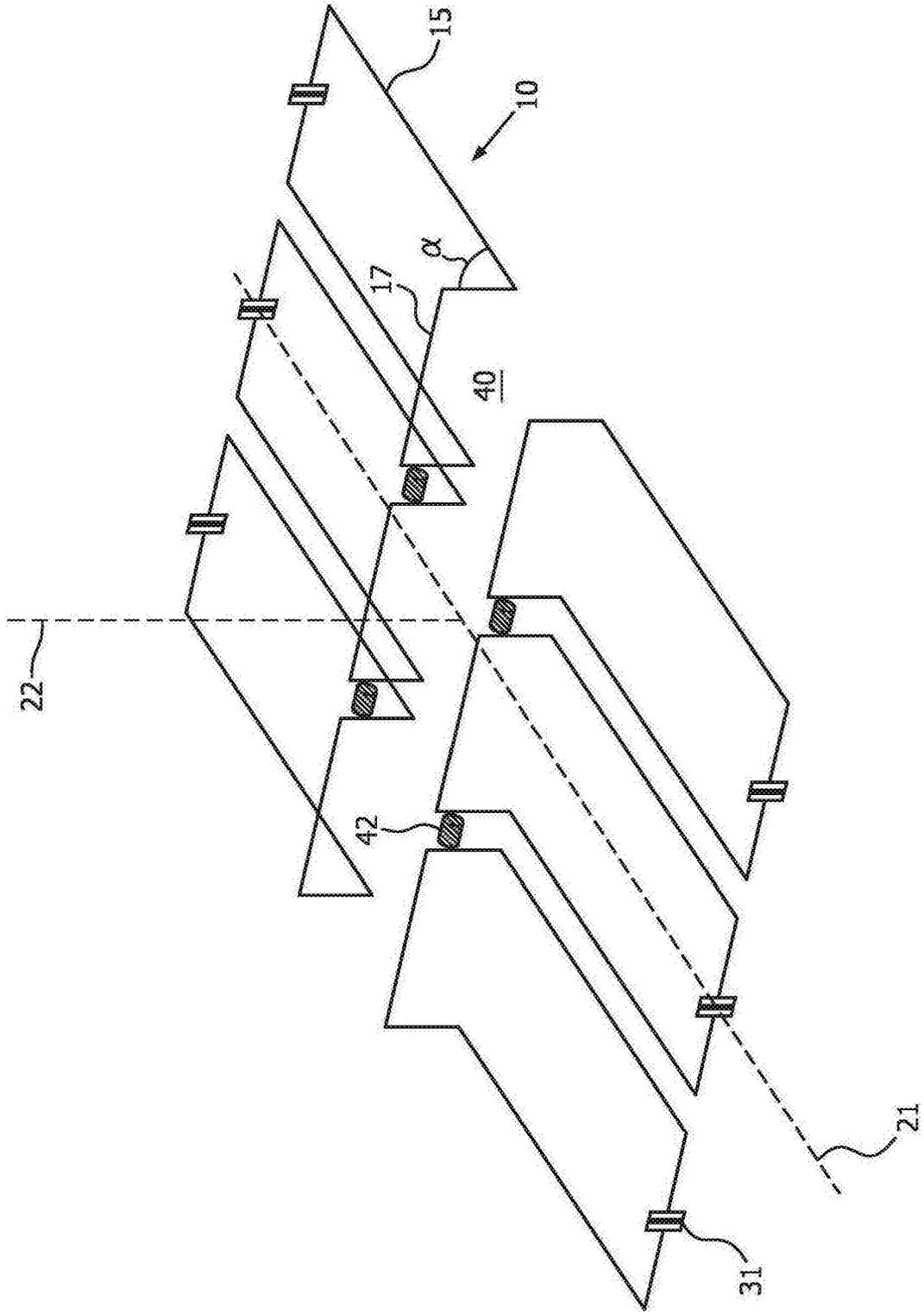


图5

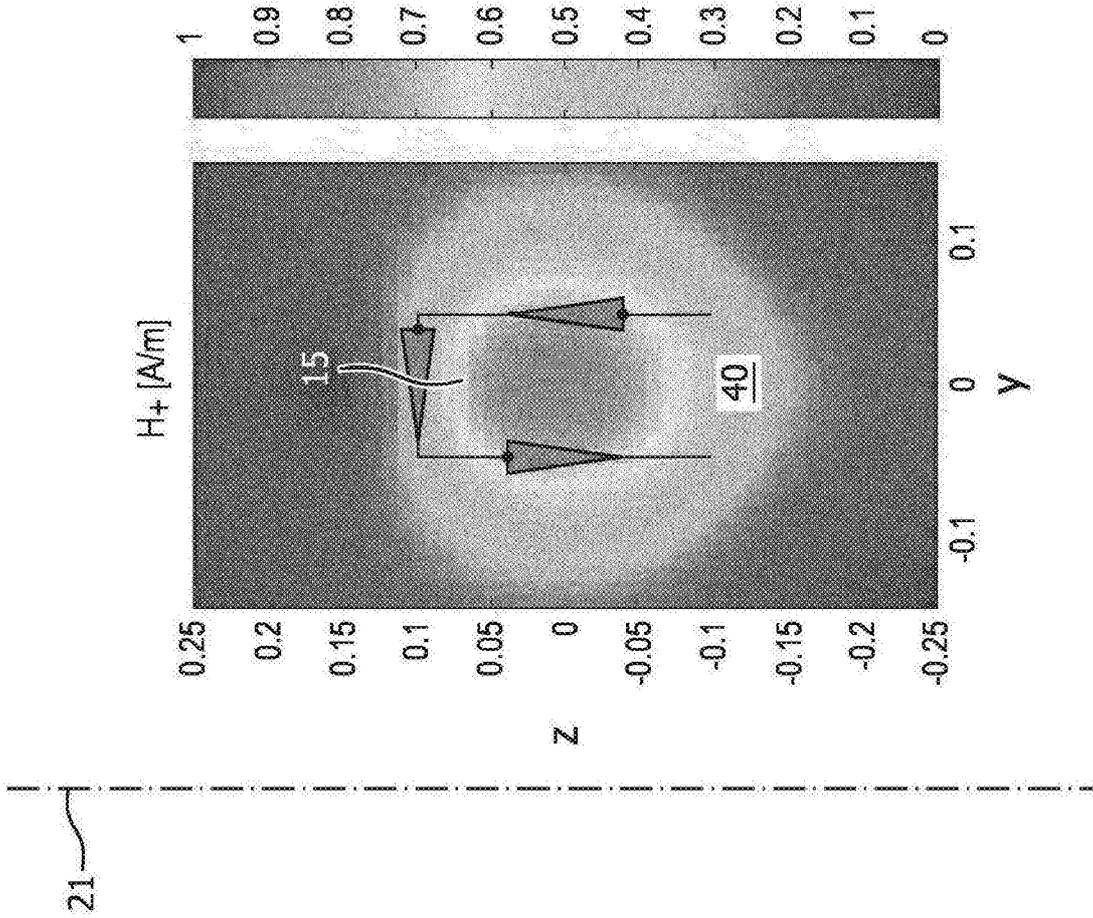


图6

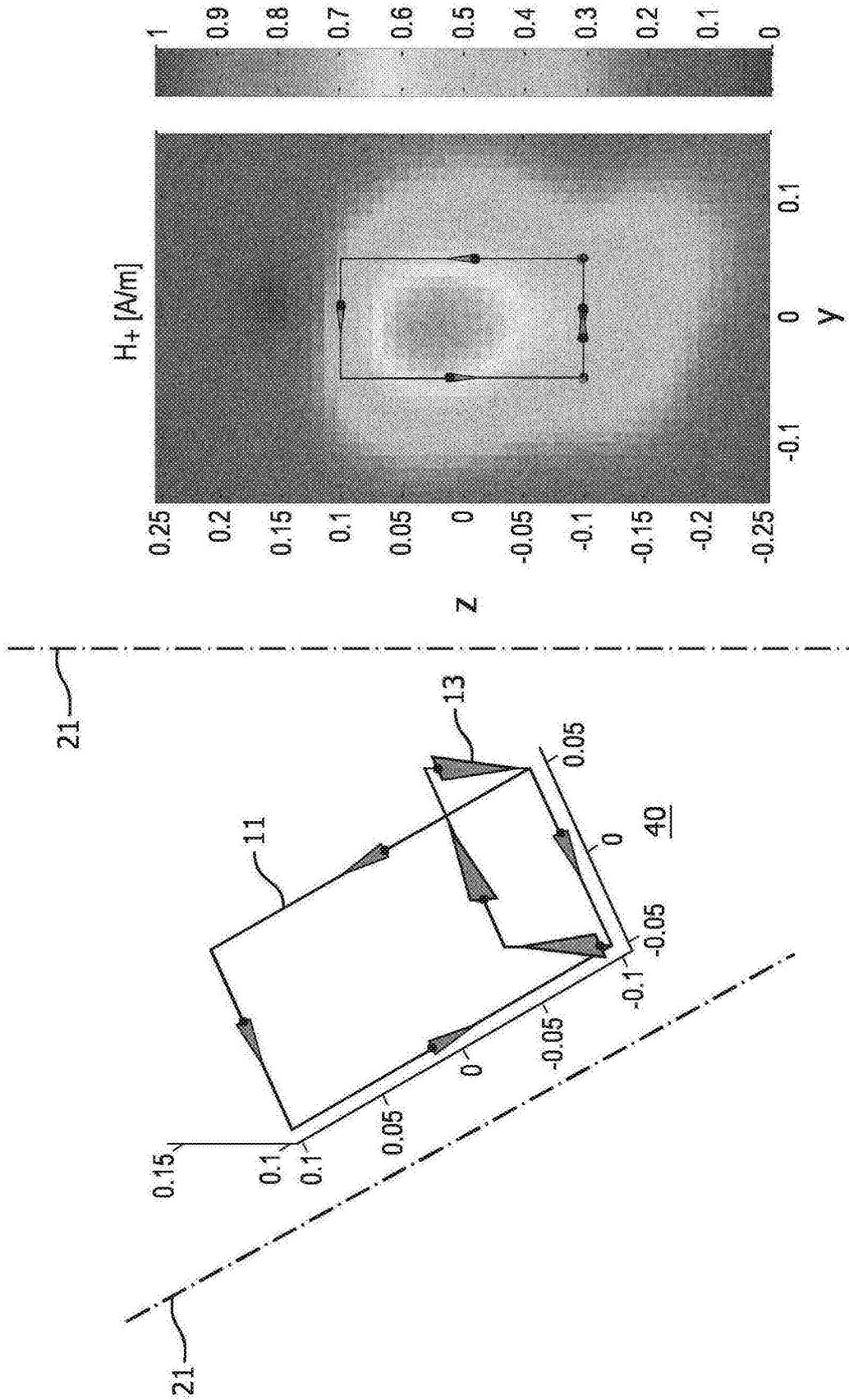


图7

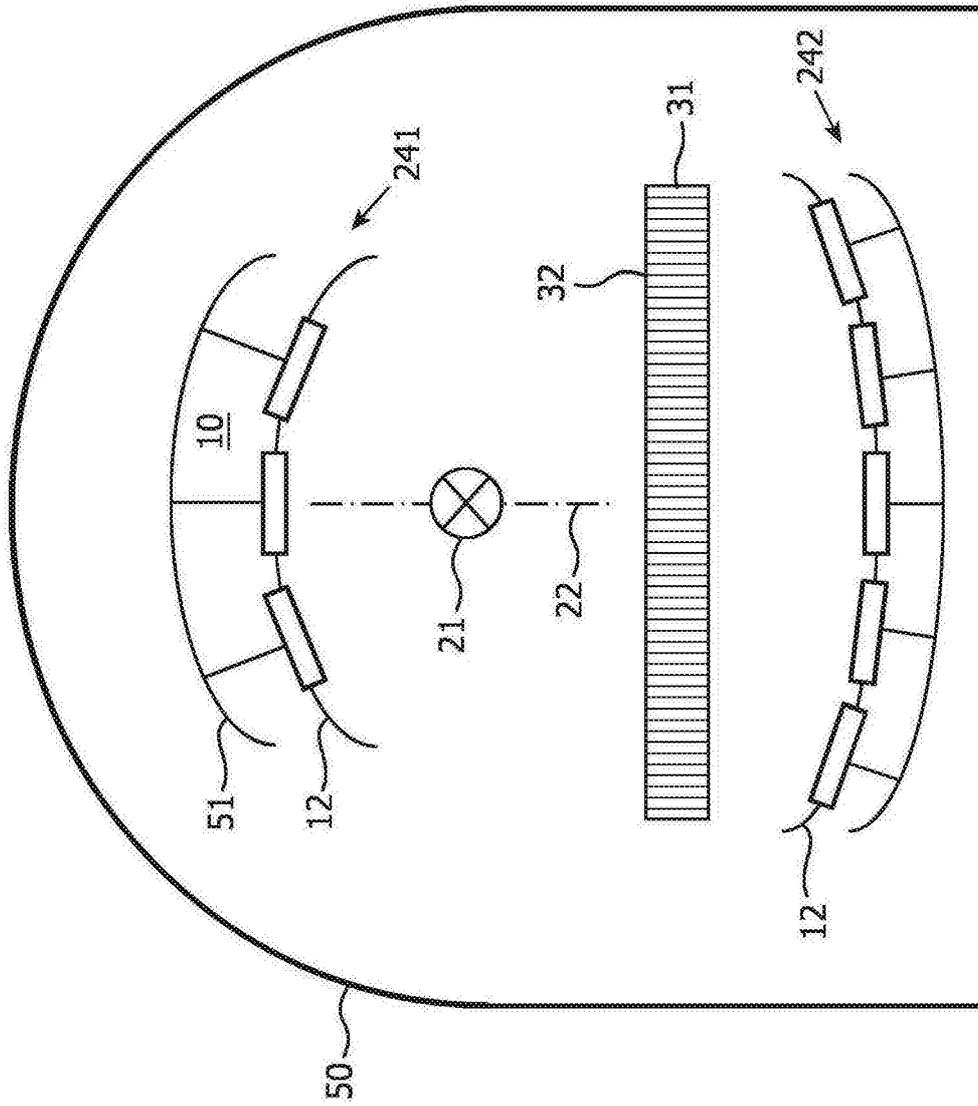


图8

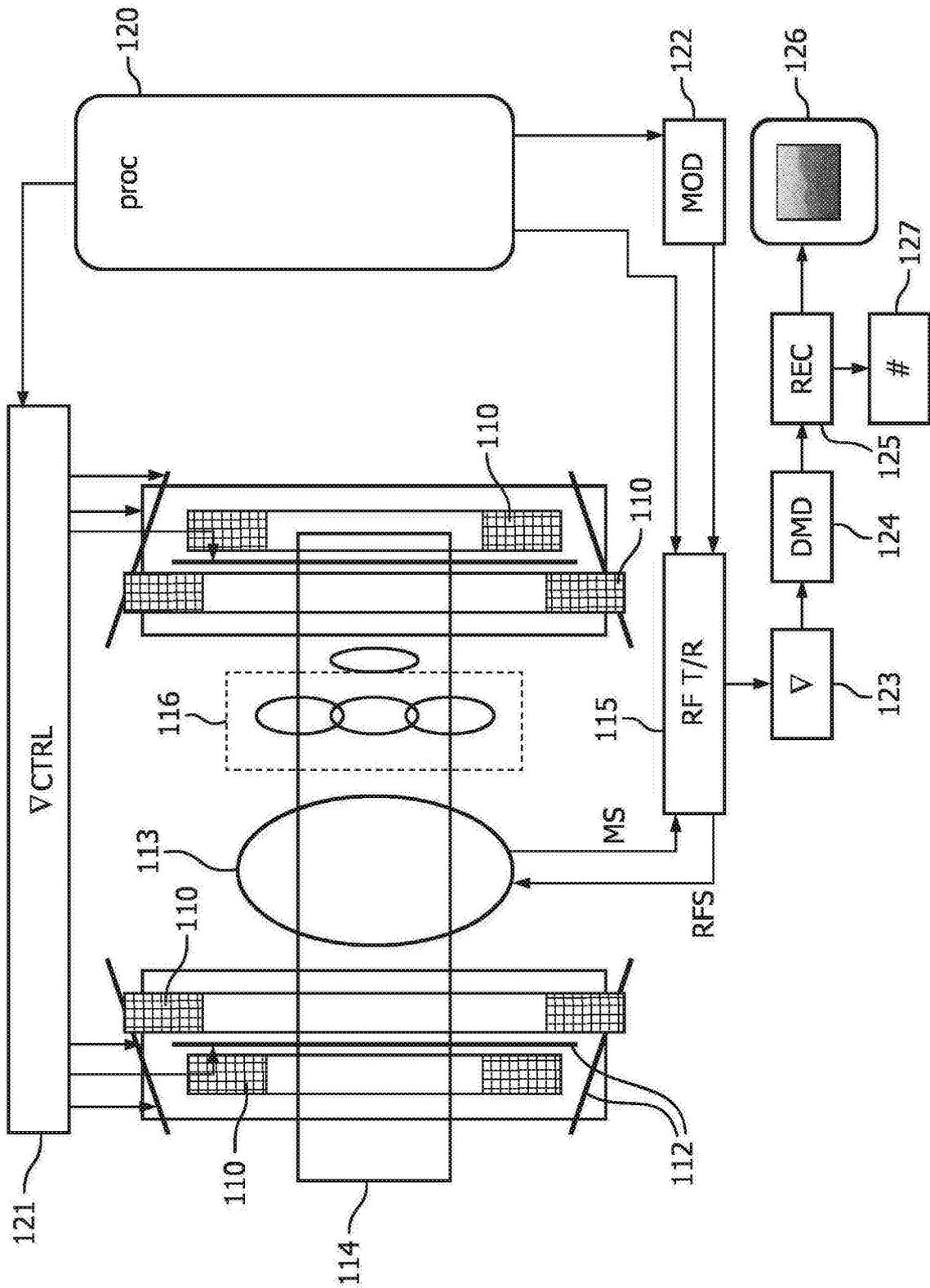


图9