



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103519814 A

(43) 申请公布日 2014. 01. 22

(21) 申请号 201310273652. 8

(22) 申请日 2013. 07. 02

(30) 优先权数据

13/539, 524 2012. 07. 02 US

(71) 申请人 韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司

地址 以色列约克尼姆

(72) 发明人 A. 戈瓦里 A.C. 阿特曼 Y. 施瓦茨
Y. 埃普拉思 C.T. 比克勒

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 姜甜 卢江

(51) Int. Cl.

A61B 5/055(2006. 01)

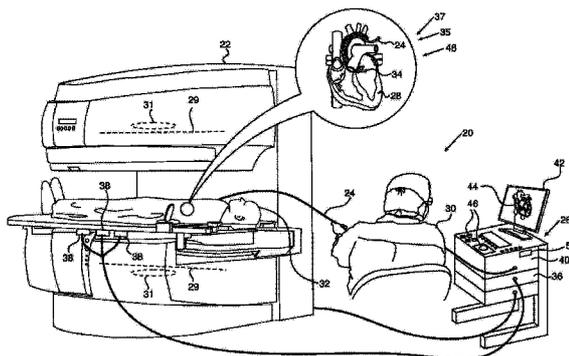
权利要求书2页 说明书9页 附图5页

(54) 发明名称

具有合成孔径 MRI 传感器的导管

(57) 摘要

本发明提供一种医疗探针,其包括柔性插入管,所述柔性插入管具有用于插入体腔的远端。空间上间隔开的线圈的阵列被定位在所述远端内。处理器被配置成处理由所述线圈响应于所述体腔中的组织的磁共振而生成的相应的信号,并当响应于所述线圈之间的间隔施加相位延迟时处理所述信号,以使所述组织成像。



1. 一种医疗探针,包括:
柔性插入管,所述柔性插入管具有用于插入体腔的远端;
定位在所述远端内的空间上间隔开的线圈的阵列;和
处理器,所述处理器被配置成处理由所述线圈响应于所述体腔中的组织的磁共振而生成的相应的信号,并当响应于所述线圈之间的间隔施加相位延迟时处理所述信号,以使所述组织成像。
2. 根据权利要求 1 所述的医疗探针,其中所述线圈是平面的,并且其中所述线圈的相应的平面包括共用平面。
3. 根据权利要求 2 所述的医疗探针,其中所述组织位于所述共用平面中,使得所述线圈生成的所述信号为最大值。
4. 根据权利要求 1 所述的医疗探针,其中所述处理器被配置成响应于所述组织相对于所述远端的方向确定所述相位延迟。
5. 根据权利要求 1 所述的医疗探针,其中所述处理器被配置成响应于所述组织相对于所述远端的位置确定所述相位延迟。
6. 根据权利要求 1 所述的医疗探针,并且包括位于所述远端的方位传感器,并且其中所述处理器被配置成响应于来自所述方位传感器的方位信号确定所述远端的方位,以及响应于所述方位确定所述相位延迟。
7. 根据权利要求 1 所述的医疗探针,其中所述线圈中的至少一者被配置成为所述远端提供方位信号,并且其中所述处理器被配置成响应于所述方位信号确定所述远端的方位,以及响应于所述方位确定所述相位延迟。
8. 根据权利要求 1 所述的医疗探针,其中所述空间上间隔开的线圈被定位在直线上。
9. 根据权利要求 1 所述的医疗探针,其中所述空间上间隔开的线圈被定位在曲线上。
10. 根据权利要求 1 所述的医疗探针,其中所述线圈被等距地间隔开。
11. 根据权利要求 1 所述的医疗探针,并且包括自动驱动器,所述自动驱动器与磁共振成像(MRI)环境兼容并被配置成自动地将所述柔性插入管插入所述体腔。
12. 一种医疗探针,包括:
柔性插入管,所述柔性插入管具有用于插入体腔的远端;
定位在所述远端内的空间上间隔开的第一平面线圈的第一阵列,其中所述第一平面线圈的相应的平面与第一平面平行;
定位在所述远端内的空间上间隔开的第二平面线圈的第二阵列,其中所述第二平面线圈的相应的平面与正交于所述第一平面的第二平面平行;和
处理器,所述处理器被配置成处理由所述第一平面线圈和第二平面线圈响应于所述体腔中的组织的磁共振而生成的相应的第一信号和第二信号,并且当响应于所述第一线圈之间的第一间隔施加第一相位延迟时处理所述第一信号,并且当响应于所述第二线圈之间的第二间隔施加第二相位延迟时处理所述第二信号,以使所述组织成像。
13. 根据权利要求 12 所述的医疗探针,其中至少一个第一平面线圈和至少一个第二平面线圈具有共用中心。
14. 根据权利要求 12 所述的医疗探针,其中所述第一平面线圈的所述相应的平面共用于所述第一平面。

15. 一种用于磁共振成像的方法,包括:
将探针插入体腔,所述探针具有柔性插入管和远端;
将空间上间隔开的线圈的阵列定位在所述远端内;以及
当响应于所述线圈之间的间隔施加相位延迟时,处理由所述线圈响应于所述体腔中的组织的磁共振而生成的相应的信号,以使所述组织成像。
16. 根据权利要求 15 所述的方法,其中所述线圈是平面的,并且其中所述线圈的相应的平面包括共用平面。
17. 根据权利要求 16 所述的方法,其中所述组织位于所述共用平面中,使得由所述线圈生成的所述信号为最大值。
18. 根据权利要求 15 所述的方法,其中并且包括响应于所述组织相对于所述远端的方向确定所述相位延迟。
19. 根据权利要求 15 所述的方法,并且包括响应于所述组织相对于所述远端的位置确定所述相位延迟。
20. 根据权利要求 15 所述的方法,并且包括将方位传感器定位在所述远端中,响应于来自所述方位传感器的方位信号确定所述远端的方位,并且响应于所述方位确定所述相位延迟。
21. 根据权利要求 15 所述的方法,其中所述线圈中的至少一者被配置成为所述远端提供方位信号,所述方法还包括响应于所述方位信号确定所述远端的方位,并且响应于所述方位确定所述相位延迟。
22. 根据权利要求 15 所述的方法,其中所述空间上间隔开的线圈被定位在直线上。
23. 根据权利要求 15 所述的方法,其中所述空间上间隔开的线圈被定位在曲线上。
24. 根据权利要求 15 所述的方法,其中所述线圈被等距地间隔开。
25. 根据权利要求 15 所述的方法,并且包括使用自动驱动器自动地将所述探针插入所述体腔,所述自动驱动器与磁共振成像(MRI)环境兼容。
26. 一种用于磁共振成像的方法,包括:
将探针插入体腔,所述探针具有柔性插入管和远端;
将空间上间隔开的第一平面线圈的第一阵列定位在所述远端内,使得所述第一平面线圈的相应的平面与第一平面平行;
将空间上间隔开的第二平面线圈的第二阵列定位在所述远端内,使得所述第二平面线圈的相应的平面与正交于所述第一平面的第二平面平行;以及
当响应于所述第一线圈之间的第一间隔将第一相位延迟施加到所述第一信号、并响应于所述第二线圈之间的第二间隔将第二相位延迟施加到所述第二信号时,处理由所述第一平面线圈和第二平面线圈响应于所述体腔中的组织的磁共振而生成的相应的第一信号和第二信号,以使所述组织成像。
27. 根据权利要求 26 所述的方法,其中至少一个第一平面线圈和至少一个第二平面线圈具有共用中心。
28. 根据权利要求 26 所述的方法,其中所述第一平面线圈的所述相应的平面共用于所述第一平面。

具有合成孔径 MRI 传感器的导管

技术领域

[0001] 本发明整体涉及患者的磁共振成像,更具体地讲,涉及使用插入患者内的探针来增强成像。

背景技术

[0002] 磁共振成像 (MRI) 是一种使患者的组织,尤其是软组织视觉化的极其强大的技术。该技术依靠从核(通常为氢核)的平衡状态激发核,并测量随着核弛豫至平衡状态核所发射的共振射频信号。虽然当今 MRI 系统可提供良好的图像,但是任何增强所述图像的系统都将是有益的。

[0003] 以引用方式并入本专利申请的文献将视为本专利申请的整部分,但是,如果这些并入的文献中定义任何术语的方式与本说明书中明确或隐含地给出的定义相冲突,则应只考虑本说明书中的定义。

发明内容

[0004] 本发明的一个实施例提供一种医疗探针,其包括:

[0005] 柔性插入管,所述柔性插入管具有用于插入体腔的远端;

[0006] 定位在远端内的空间上间隔开的线圈的阵列;和

[0007] 处理器,被配置成处理由线圈响应于体腔中的组织的磁共振而生成的相应的信号,并当响应于线圈之间的间隔施加相位延迟时处理所述信号,以使组织成像。

[0008] 通常,线圈是平面的,并且线圈的相应的平面限定共用平面。在一个实施例中,组织位于共用平面中,使得线圈生成的信号为最大值。

[0009] 在一个公开的实施例中,处理器被配置成响应于组织相对于远端的方向确定相位延迟。

[0010] 在另一个公开的实施例中,处理器被配置成响应于组织相对于远端的位置确定相位延迟。

[0011] 在另一个公开的实施例中,探针包括位于远端的方位传感器,并且处理器被配置成响应于来自方位传感器的方位信号确定远端的方位,并响应于该方位确定相位延迟。

[0012] 在一个替代实施例中,线圈中的至少一者被配置成为远端提供方位信号,并且处理器被配置成响应于方位信号确定远端的方位,并响应于该方位确定相位延迟。

[0013] 在另一个替代实施例中,空间上间隔开的线圈被定位在直线上。作为另外一种选择,空间上间隔开的线圈被定位在曲线上。

[0014] 在另一个替代实施例中,线圈被等距地间隔开。

[0015] 在另一个替代实施例中,探针包括自动驱动器,所述自动驱动器与磁共振成像 (MRI) 环境兼容并被配置成自动地将柔性插入管插入体腔。

[0016] 根据本发明的另一公开的实施例,还提供了一种医疗探针,包括:

[0017] 柔性插入管,所述柔性插入管具有用于插入体腔的远端;

[0018] 定位在远端内的空间上间隔开的第一平面线圈的第一阵列,其中第一平面线圈的相应的平面与第一平面平行;

[0019] 定位在远端内的空间上间隔开的第二平面线圈的第二阵列,其中第二平面线圈的相应的平面与正交于第一平面的第二平面平行;和

[0020] 处理器,所述处理器被配置成处理由第一平面线圈和第二平面线圈响应于体腔中的组织的磁共振而生成的相应的第一信号和第二信号,并且当响应于第一线圈之间的第一间隔施加第一相位延迟时处理第一信号,并且当响应于第二线圈之间的第二间隔施加第二相位延迟时处理第二信号,以使组织成像。

[0021] 通常,至少一个第一平面线圈和至少一个第二平面线圈具有共用中心。在一个实施例中,第一平面线圈的相应的平面共用于第一平面。

[0022] 根据本发明的另一个实施例,还提供了用于磁共振成像的方法,包括:

[0023] 将探针插入体腔,所述探针具有柔性插入管和远端;

[0024] 将空间上间隔开的线圈的阵列定位在远端内;以及

[0025] 当响应于线圈之间的间隔施加相位延迟时,处理由线圈响应于体腔中的组织的磁共振而生成的相应的信号,以使组织成像。

[0026] 在一些实施例中,该方法包括用自动驱动器自动地将探针插入体腔,所述自动驱动器与磁共振成像(MRI)环境兼容。

[0027] 根据本发明的替代实施例,还提供了用于磁共振成像的方法,包括:

[0028] 将探针插入体腔,所述探针具有柔性插入管和远端;

[0029] 将空间上间隔开的第一平面线圈的第一阵列定位在远端内,使得第一平面线圈的相应的平面与第一平面平行;

[0030] 将空间上间隔开的第二平面线圈的第二阵列定位在远端内,使得第二平面线圈的相应的平面与正交于第一平面的第二平面平行;以及

[0031] 当响应于第一线圈之间的第一间隔将第一相位延迟施加到第一信号、并响应于第二线圈之间的第二间隔将第二相位延迟施加到第二信号时,处理由第一平面线圈和第二平面线圈响应于体腔中的组织的磁共振而生成的相应的第一信号和第二信号,以使组织成像。

[0032] 结合附图,通过以下对实施例的详细说明,将更全面地理解本发明,其中:

附图说明

[0033] 图1是根据本发明实施例的用于增强的磁共振成像(MRI)的系统的示意性立体说明图;

[0034] 图2是根据本发明实施例的示出探针的远端截面的示意图;

[0035] 图3是根据本发明替代实施例的示出远端截面的示意图;

[0036] 图4是根据本发明实施例的示出探针的替代远端的示意图;并且

[0037] 图5是根据本发明实施例的示出探针的另一替代远端的示意图。

具体实施方式

[0038] 综述

[0039] 在本发明的实施例中，医疗探针，通常为导管，包括柔性管，所述柔性管具有用于插入患者体腔的远端。探针被配置成在使用对患者进行的磁共振成像 (MRI) 的手术期间使用。空间上间隔开的线圈的阵列被定位在远端内，所述线圈通常在远端内取向，使得线圈平面位于所有线圈平面所共用的单个平面中。通常，尽管并不一定，但线圈彼此等距地间隔开。

[0040] 在该手术中，核（通常为氢核）从平衡状态被激发并进行磁共振，随着核弛豫至平衡状态而发射射频 (RF) 信号。该信号通过手术期间使用的 MRI 扫描仪中的接收线圈（在患者体外）进行检测，并用于给患者成像。此外，处理器操作在远端内作为相控阵天线的线圈，将不同相位延迟施加到线圈，以使来自特定方向或来自特定位置的信号最大化，所述信号相对于并靠近远端测量。该处理器可分析信号，使处于特定方向或来自特定位置的组织成像。

[0041] 通常，处理器使用来自远端相控阵线圈的信号来增强远端附近区域的图像，所述图像通过 MRI 扫描仪接收线圈形成。增强可以采用以下形式：增大的分辨率，更快的成像时间，和 / 或图像改善的物理或化学的组织区分。这种增强提高执行该手术的操作者判断手术进度的能力。例如，如果在对心脏进行消融手术期间施加 MRI，那么增强的 MRI 图像与未增强的 MRI 图像相比，可提供对消融组织的温度的更为准确的测量。

[0042] 具体实施方式

[0043] 现在参考图 1，图 1 是根据本发明实施例的用于增强的磁共振成像 (MRI) 的系统 20 的示意性立体说明图。系统 20 包括 MRI 扫描仪 22、如导管之类的探针 24、以及控制台 26。如下文所述，探针 24 被配置成提供组织的增强的 MRI 成像，所述组织通常包括在患者 32 的体腔中，虽然这通常并非该探针的唯一功能。例如，探针 24 还可以用于利用探针的远端 34 内的电极 35 来标测患者 32 的心脏 28 某心室中的电势。在一些实施例中，探针 24 可用于另外的目的，例如用于执行心脏消融。作为另外一种选择，以必要的变更，可以将探针 24 用于心脏或其它身体器官中的其它治疗和 / 或诊断功能。

[0044] 操作者 30，例如心脏病专家，将探针 24 插入穿过患者 32 的血管系统，使得探针的远端 34 进入体腔，所述体腔在本文中假定为待成像的心腔。图 2 示出并更具体地说明了远端 34。控制台 26 利用磁性定位感测确定心脏 28 内远端 34 的取向和位置坐标。对于感测，控制台 26 操控驱动电路 36，所述驱动电路 36 驱动场发生器 38，所述场发生器 38 通常包括置于已知方位，例如患者躯干下方的线圈。充当并且也在本文中称为方位传感器的磁场换能器 37 被安装在远端 34 内。方位传感器 37 响应于来自线圈的磁场生成电信号，从而使控制台 26 能够确定相对于发生器 38 和患者 32 的方位，即心室内远端 34 的取向和位置。

[0045] 尽管在本例子中，系统 20 利用磁基传感器来测量方位，即远端 34 的取向和位置，其它方位跟踪技术可用于（例如基于阻抗的技术）测量方位坐标。磁性方位跟踪技术在例如美国专利 5,391,199、5,443,489、6,788,967、6,690,963、5,558,091、6,172,499、6,177,792 中有所描述，它们的公开内容以引用方式并入本文中。基于阻抗的方位跟踪技术在例如美国专利 5,983,126、6,456,864 和 5,944,022 中有所描述，它们的公开内容以引用方式并入本文中。

[0046] MRI 扫描仪 22 包括磁场线圈 29，该磁场线圈包括场梯度线圈，所述磁场线圈和场梯度线圈一起生成空间移变的磁场 $B(x, y, z)$ 。空间移变的磁场为扫描仪中生成的射频

(RF) 信号提供了空间定位。此外,扫描仪包括发射 / 接收线圈 31。在发射模式中,线圈 31 辐射射频能量至患者 32,射频能量与患者组织的核自旋相互作用并从而重新调整离开其平衡位置的核的磁矩。在接收模式中,随着组织核弛豫至其平衡状态,线圈 31 检测从患者组织接收的射频信号。给定区域内的核的弛豫生成的信号频率即拉莫尔频率,通过核的回磁比 γ 给定的比例常数与该区域的磁场成正比。因此,对于氢核,应用公式 (1):

$$[0047] \quad f(x, y, z) = \frac{\gamma}{2\pi} \cdot B(x, y, z) \quad (1)$$

[0048] 其中 $f(x, y, z)$ 是点 (x, y, z) 的氢核弛豫所辐射的频率,

[0049] $B(x, y, z)$ 是在该点处的磁场,并

[0050] $\frac{\gamma}{2\pi}$ 等于大约 $42.6\text{MHz} \cdot \text{T}^{-1}$ 。

[0051] 处理器 40 通过利用电路控制线圈 29 (包括形成所需的磁场梯度以及其它电路以操控发射 / 接收线圈 31) 来操控扫描仪 22。处理器 40 利用线圈 31 接收的信号获得患者心脏 28 或至少是待成像的心室的 MRI 数据。此外,处理器利用相模块 50,从位于远端 34 的接收线圈 48 中生成的信号获取额外的 MRI 数据。接收线圈 48 以及利用模块 50 获取额外的 MRI 数据如下所述。通常在心脏 28 心动周期的多个阶段采集组合的 MRI 数据,往往 (虽然不必一定如此) 在至少一个心动周期内。利用该数据,处理器 40 在显示器 42 上向操作者 30 显示心脏 28 的图像 44。在一些实施例中,操作者 30 可利用一个或多个输入装置 46 调控图像 44。

[0052] 处理器 40 通常包括通用计算机,在所述计算机上安装软件来执行本文所述的功能。例如,可经网络将软件以电子形式下载到处理器 40 中,或者将软件装在非临时性有形介质上,诸如光学的、磁的或电子的存储介质。作为另外一种选择,可以通过专用或可编程数字硬件组件,或利用硬件和软件元件的组合进行处理器 40 的一些或全部功能。

[0053] 除了使用包括 $f(x, y, z)$ 的值的接收的信号的处理器的处理器 40,其它因素 (例如弛豫至其平衡状态的核的衰变率,以及将核激发至其非平衡状态的传输的 RF 场的参数) 被处理器用来生成患者的图像。这些因素对磁共振成像领域的专业人员将是显而易见的。

[0054] 典型的 MRI 系统具有主磁铁,所述主磁铁在大约 0.5T 和大约 3T 之间生成磁场,尽管可能存在超出这些值的磁场。如上所述,将空间梯度施加到主磁场,以提供产生的射频信号的空间定位。为了清楚起见,在本文的具体实施方式中,主磁场被假定为 2T,而本领域的普通技术人员将能够针对除 2T 之外的主磁场以必要的变更调整具体实施方式。2T 场中氢核的拉莫尔频率为大约 85MHz,同时在该具体实施方式中,随着氢核弛豫至其平衡状态,该值被假定为氢核以及弛豫核辐射的射频能量的进动频率。在系统 20 中,该辐射能量通过线圈 31 和线圈 48 检测。

[0055] 在自由空间中,频率为 85MHz 的电磁波具有大约 3.5m 的波长。然而,假定该患者主要由水构成,在患者环境中的波长由于水的相对介电常数而减小。对于等于 70 的相对介电常数 (在正常患者温度和本文考虑的频率条件下水的近似值),85MHz 电磁波的波长为大约 42cm。

[0056] 系统 20 可实现为 Biosense Webster, Inc. (3333Diamond Canyon Road, Diamond Bar, CA91765) 的 CARTO XP EP 导航和消融系统,并经适当的修改以执行本文所述的手术。

[0057] 图 2 是根据本发明实施例的示出远端 34 截面的示意图;为了以下说明的清楚和简

便起见,远端 34 相对于一组 xyz 正交轴绘出,其中纸张的平面对应于 yz 平面。远端假定为大致呈圆柱形,并以举例的方式假定为具有平行于 z 轴的对称轴 60。本领域的普通技术人员将能够针对远端调整本文的具体实施方式,所述远端的截面可不为圆形,和 / 或可具有曲线形状,例如 Biosense Webster, Inc. 生产的环状标测导管。

[0058] 远端 34 包括电极 35 和换能器 37,还包括大致上相似的平面接收线圈 48 的阵列,其根据需要通过在本文中字母作为后缀附加至识别标号 48 来区分。线圈 48 的阵列可包括任何大于一的方便整数的线圈,同时图 2 示出了三个这样的线圈。在本文所述的实施例中,线圈 48 假定为被等距地间隔开,彼此之间的间隔为 d。此外,假定每个线圈对齐,使得每个线圈的平面限定一个共用平面,所述共用平面平行于 yz 平面,并且线圈的中心位于远端 34 的轴 60 上。每个线圈通过相应的布线 66 连接至相模块 50,所述模块被处理器 40 操控。

[0059] 远端 34 通常具有大约 2 或 3 毫米的直径,使得线圈 48 通常具有小于此的尺寸,即线圈 48 具有大约 1 至 2 毫米的尺寸。处理器 40 通过布线 66 和相模块 50 操控线圈,使其在 MRI 手术期间充当接收氢核弛豫所辐射电磁能量的天线。如上所述,辐射能量的波长大约为 42cm,使得线圈 48 由于其尺寸而充当小型环形天线,响应于电磁辐射的磁场。因此,线圈 48 在线圈平面(即线圈的共用 yz 平面)中具有最大增益,因为位于该平面的组织的核发射的辐射可具有正交于该平面的磁场分量。线圈 48 具有正交于线圈(即 x 方向)的最小(理论上为零)增益,因为位于 x 轴上的组织中的核发射具有平行于线圈平面的磁场分量的辐射。

[0060] 在本发明的实施例中,处理器 40 利用相模块 50 来操控线圈 48,使其作为相控阵接收天线,使得该阵列具有合成孔径。在图 2 所示的第一实施例中,入射至线圈的辐射具有波长 λ 并与轴 60 形成角度 θ ,所述入射辐射被假定为在离基本上平行的远端 34 足够远的地方生成。在这种情况下,冲击线圈 48A 的平面波前 64 比冲击线圈 48B 的波前在相位上提前 $2\pi \frac{d \cdot \cos\theta}{\lambda}$ 。相似地,冲击线圈 48B 的波前比冲击线圈 48C 的波前提前 $2\pi \frac{d \cdot \cos\theta}{\lambda}$ 。为了使入射辐射的检测最大化,相模块 50 将 $2 \left(2\pi \frac{d \cdot \cos\theta}{\lambda} \right)$ 的相位延迟施加到线圈 48A 处接收的信号,并且将 $2\pi \frac{d \cdot \cos\theta}{\lambda}$ 的相位延迟施加到线圈 48B 处接收的信号,所述相位延迟相对于线圈 48C 处的信号进行测量。因此,在相邻线圈之间存在相位延迟 Φ ,由公式 (2) 给定:

[0061]

$$\varphi = 2\pi \frac{d \cdot \cos\theta}{\lambda} \quad (2)$$

[0062] 总的来说,对于间隔距离 d 的 N 个线圈 48 的阵列,其中 N 是大于或等于 2 的整数,模块 50 将等于 $(N-1) \left(2\pi \frac{d \cdot \cos\theta}{\lambda} \right), (N-2) \left(2\pi \frac{d \cdot \cos\theta}{\lambda} \right), (N-3) \left(2\pi \frac{d \cdot \cos\theta}{\lambda} \right), \dots, 0$ 的 (N-1) 个相位延迟施加到线圈中的每一个,以便检测与轴 60 形成角度 θ 的辐射。相比由因素 N 限定方向的单个线圈的增益,施加的相位延迟增加由角度 θ 限定方向的线圈 48 的阵列的增益。此外,施加的相位延迟引起阵列阻挡波长 λ 与轴 60 形成不同于角度 θ 的角度的辐射。有效地,随着 N 增加,阵列的“接收波瓣”在由角度 θ 限定的方向上的长度变窄并增长。

[0063] 为了检测与远端轴 60(平行于 z 轴)一致的辐射,其中 $\theta = 0$,使用公式 (2) 的模

块 50 在相邻线圈之间施加为 $2\pi \frac{d}{\lambda}$ 的相等相位延迟。使用具有上述给定的 42cm 的 λ 的示例性值,并且假定位于远端的线圈 48 的物理间隔 d 的值为 1cm,模块 50 在相邻线圈之间施加为 $\frac{\pi}{21} \cong 9^\circ$ 的相位延迟,以检测远端轴上的辐射。

[0064] 再次考虑公式 (2),以检测 $\theta = 90^\circ$ (即正交于 z 轴) 的位置上的辐射,模块 50 在相邻线圈之间施加为 0 的相等相位延迟。换句话说,模块 50 将所有线圈配置成在相同相位处接收。

[0065] 因此,通过选择施加到相邻线圈之间的相位延迟的值,模块 50 能够针对可被视为基本上平行的任何入射辐射对线圈的接收方向进行取向。

[0066] 上述说明假定线圈 48 沿着直线排列,并被等距地间隔开。本领域的普通技术人员将能够针对入射至非等距地间隔开,和 / 或排列在曲线区段上的线圈的阵列的基本上平行的辐射以必要的变更调整该具体实施方式,同时所有这些实施例被假定为在本发明的范围内。

[0067] 如公式 (1) 所示,对于任何给定的线圈 48 的接收方向,由于线圈 29 施加的空间移变的磁场,组织的弛豫核以不同频率发射 (图 1)。通过使用公式 (1) 和 (2) 的组合,处理器 40 因而能够使用线圈 48 的信号 (所述线圈 48 被配置成具有选择的接收方向) 来从沿着该接收方向的唯一位置分离该信号。每个位置 (x, y, z) 处的组织中的核发射频率 $f(x, y, z)$,所述频率将具有对应波长 $\lambda(x, y, z)$ 。使用这两个公式避免任何组织位置的混淆,只要考虑到线圈 48 的接收方向,那么所述混淆就可能发生。

[0068] 上述说明解释了处理器 40 如何能够从相对于远端 34 测量的唯一位置分离信号。还如上所述,处理器 40 能够利用换能器 37 测量远端 34 相对于患者 32 的位置和取向。处理器 40 组合两组测量值以参考为患者 32 生成线圈 48 的信号的唯一位置。

[0069] 处理器 40 组合来自线圈 48 的阵列的信号,按上述进行处理以使信号从唯一位置分离,该位置具有来自接收线圈 49 的信号来提供唯一位置的增强的图像。该唯一位置位于远侧末端 48 区域,同时图像的增强可包括:增大的分辨率,更快的成像时间,和 / 或改善的唯一位置区域中的组织区分。改善的区分可包括区域组织的物理和 / 或化学差异,例如组织密度的差异和 / 或组织的化学组成的差异。作为另外一种选择或除此之外,物理差异可包括组织的相对温度和 / 或绝对温度的估计。

[0070] 在一个实施例中,对患者 32 执行的医疗手术期间,上述图像增强方便操作者 30 实施该手术。例如,如果手术包括心脏组织的消融,则增强可包括对消融组织的温度的改进测量。这种对正在消融的组织温度的测量允许操作者 30 判断消融的进度。

[0071] 图 3 是根据本发明替代实施例示出远端 34 截面的示意图;除了以下所述的差异,替代实施例中对远端 34 的操作大致类似于结合图 2 的上述构造中对远端的操作,同时两图中用相同参考标号表示的元件在构造和操作上大致类似。

[0072] 在对结合图 2 所述的远端 34 的操作中,线圈的阵列被配置成检测由线圈接收并相对于其进行测量的基本上平行的辐射。相比之下,在以下说明中,处理器 40 配置线圈 48 的操作来检测非平行辐射。

[0073] 为了清楚起见, yz 平面中的方位 P 被假定为代表组织的核,所述核弛豫至其平衡状态时发射拉莫尔频率辐射。为了简便起见,方位 P 被假定为具有与线圈 48A 相同的 z 值,

并与所述线圈的距离为 L (还由 d_1 表示)。

[0074] 如图所示,从方位 P 发射的球形波前 70 比到达第二线圈 48B 时的波前提前由公式 (3) 给定的距离 d_2 :

$$[0075] \quad d_2 = \sqrt{(d^2 + L^2)} - L \quad (3)$$

[0076] 因此,与在第一线圈 48A 处的相位相比,在第二线圈 48B 和第三线圈 48C 处存在相位差 δ_2 、 δ_3 ,由下式给定:

$$[0077] \quad \left. \begin{aligned} \delta_2 &= 2\pi \frac{\sqrt{(d^2 + L^2)} - L}{\lambda(P)} \\ \delta_3 &= 2\pi \frac{\sqrt{((2d)^2 + L^2)} - L}{\lambda(P)} \end{aligned} \right\} \quad (4)$$

[0078] 其中 $\lambda(P)$ 是由点 P 处的组织核发射的辐射的波长。

[0079] 总体来讲,针对线圈 48 的阵列中的第 q 个线圈,相较于第一线圈的相位差由下式给定:

$$[0080] \quad \delta_q = 2\pi \frac{\sqrt{((q-1)d)^2 + L^2} - L}{\lambda(P)} \quad (5)$$

[0081] 利用公式 (4) 和 (5) 的结果,针对 $1, 2, \dots, N$ 个线圈 48 (其中第一线圈被假定为线圈 48A) 的阵列,处理器 40 可施加相应的相位延迟 $\phi_1, \phi_2, \phi_3, \dots, \phi_N$ 以根据公式 (6) 使从方位 P 接收的信号最大化:

[0082]

$$\phi_1 = 2\pi \frac{\sqrt{((N-1)d)^2 + L^2} - L}{\lambda(P)}$$

[0083]

$$\phi_2 = 2\pi \frac{\sqrt{((N-1)d)^2 + L^2} - \sqrt{(d)^2 + L^2}}{\lambda(P)}$$

[0084]

$$\phi_3 = 2\pi \frac{\sqrt{((N-1)d)^2 + L^2} - \sqrt{(2d)^2 + L^2}}{\lambda(P)} \quad (6)$$

[0085] ...

[0086]

$$\phi_N = 0$$

[0087] 如从公式 (6) 显而易见的,在入射至线圈的辐射是非平行的情况下,处理器 40 将不等的相位延迟差施加至线圈 48。

[0088] 本领域的普通技术人员可针对任何位于远端 34 区域中的方位 P 以及非等距地间隔开和 / 或没有排列在直线上的线圈 48 的阵列以必要的变更调整上述分析。如以上对入射平行辐射的描述 (图 2),在入射非平行辐射的情况下,处理器 40 可应用公式 (1) 来克服混淆,以便唯一地识别接近远端的特定区域。

[0089] 图 4 是根据本发明实施例示出远端 134 截面的示意图;除了以下所述的差别外,远端 134 的操作通常与远端 34 (图 2 和 3) 的操作类似,两个实施例中用相同参考标号表示的元件通常在构造和操作方面类似。

[0090] 在远端 134 中,大致类似的平面接收线圈 148 的第二阵列位于所述远端中。根据

需要,线圈 148 通过将字母附加至标号 148 而区分。将线圈 148 取向成使得每个线圈的平面限定平行于 xz 平面的共用平面。这与线圈 48 形成对比,所述线圈 48 被取向为平行于 yz 平面。

[0091] 在一个实施例中,第二阵列中线圈 148 的数量与线圈 48 的数量相同,同时线圈 148 的中心被布置成与线圈 48 的中心重合。然而,线圈 148 的其它布置是可能的,例如使两个阵列中线圈的数量不同,和 / 或使第二阵列的线圈的间隔或定位方式与第一阵列的线圈 48 不同,同时所有这些布置包括在本发明的范围内。

[0092] 基本上如上所述,处理器 40 针对线圈 48 而操作线圈 148(图 2 和 3),将相位延迟施加到线圈 148 接收的信号,以使信号最大化,所述信号来自接近远端 134 的选择的位置或来自相对末端而言的选择的方向。因为线圈 148 取向为位于 xz 平面中,所以包含所述线圈的 xz 平面中的组织核在线圈处生成最大信号。因此,将特定相位延迟施加到线圈(线圈 48 和线圈 148)的两个阵列允许处理器从远侧末端 134 周围的完全三维区域选择并接收信号。如上所述,处理器 40 可应用公式 (1) 来克服任何混淆,以便唯一地识别接近远端 134 的特定区域。

[0093] 图 5 是根据本发明实施例示出远端 234 截面的示意图;除了以下所述的差别外,远端 234 的操作与远端 134 和 34(图 2、3 和 4)的操作大致类似,并且在三个实施例中用相同参考标号指示的元件在构造和操作方面大致类似。

[0094] 在远端 234,大致类似的平面接收线圈 248 的第三阵列位于所述远端中。根据需要,线圈 248 通过将字母附加至标号 148 而被区分。将线圈 248 取向成使得每个线圈的相应的平面平行于 xy 平面,并且定位所述线圈,使得不存在为所有线圈 248 共用的 xy 平面。通常,如图所示将线圈 48、148 和 248 的三个阵列布置为远端中的三个正交线圈组,每组的三个线圈具有共用线圈中心。

[0095] 线圈 248 在其相应的 xy 平面中具有最大增益(以及沿轴 60 理论上的零增益)。虽然线圈 248 没有共用 xy 平面,但是对于本领域的技术人员显而易见的是,基本上如以上针对线圈 48 和 148 所述,处理器 40 可被配置成选择不同相位延迟并将其施加至由线圈 248 接收的信号,以使来自不同于轴 60 的方向的信号以及来自不在该轴上的位置的信号最大化。

[0096] 因此,将特定相位延迟施加到线圈(线圈 48、线圈 148 和线圈 248)的三个阵列允许处理器从远侧末端 234 周围的完全三维区域选择并接收信号。如上所述,处理器 40 可应用公式 (1) 来克服混淆,以唯一地识别在远端 234 附近的特定区域。

[0097] 以上所述的实施例假定磁场换能器 37 作为独立组件安装在探针 24 的远端中,并被操作以确定远端的取向和位置。在本发明的一些实施例中,除了以上所述的线圈的功能,线圈 34、134 和 / 或线圈 234 中的至少一些还被配置成充当换能器 37。对于这些实施例,在远端可不需要独立换能器 37。

[0098] 以上说明假定探针 24 通过操作者 30 被手动地插入患者 32 的体腔。在本发明的替代实施例中,探针可被自动地插入患者的体腔。用于探针的自动驱动器在授予 Govari 等人的名称为“Robotic Drive for Catheter”的美国专利申请 2011/0040150 中有所描述,所述美国专利申请以引用的方式并入本文。本领域的普通技术人员将能够以必要的变更调整其具体实施方式,以实施用于探针 24 的自动驱动器,使得其与 MRI 环境中的操作兼容。这

些调整包括,例如,利用非磁性材料如基于聚酰亚胺的材料来替换以上参考专利申请中所述的其中驱动器或模块的铁磁元件。作为另外一种选择或除此之外,调整可包括用 MRI 兼容等效元件替换使用磁场的元件。例如,感应或步进电机可替换成具有非磁性部分的气动电机。

[0099] 应当理解,上述实施例仅以举例的方式进行引用,且本发明并不限于上面具体示出和描述的内容。相反,本发明的范围包括上述各种特征的组合和亚组合以及它们的变型和修改形式,本领域的技术人员在阅读上述说明时将会想到所述变型和修改形式,并且所述变型和修改形式并未在现有技术中公开。

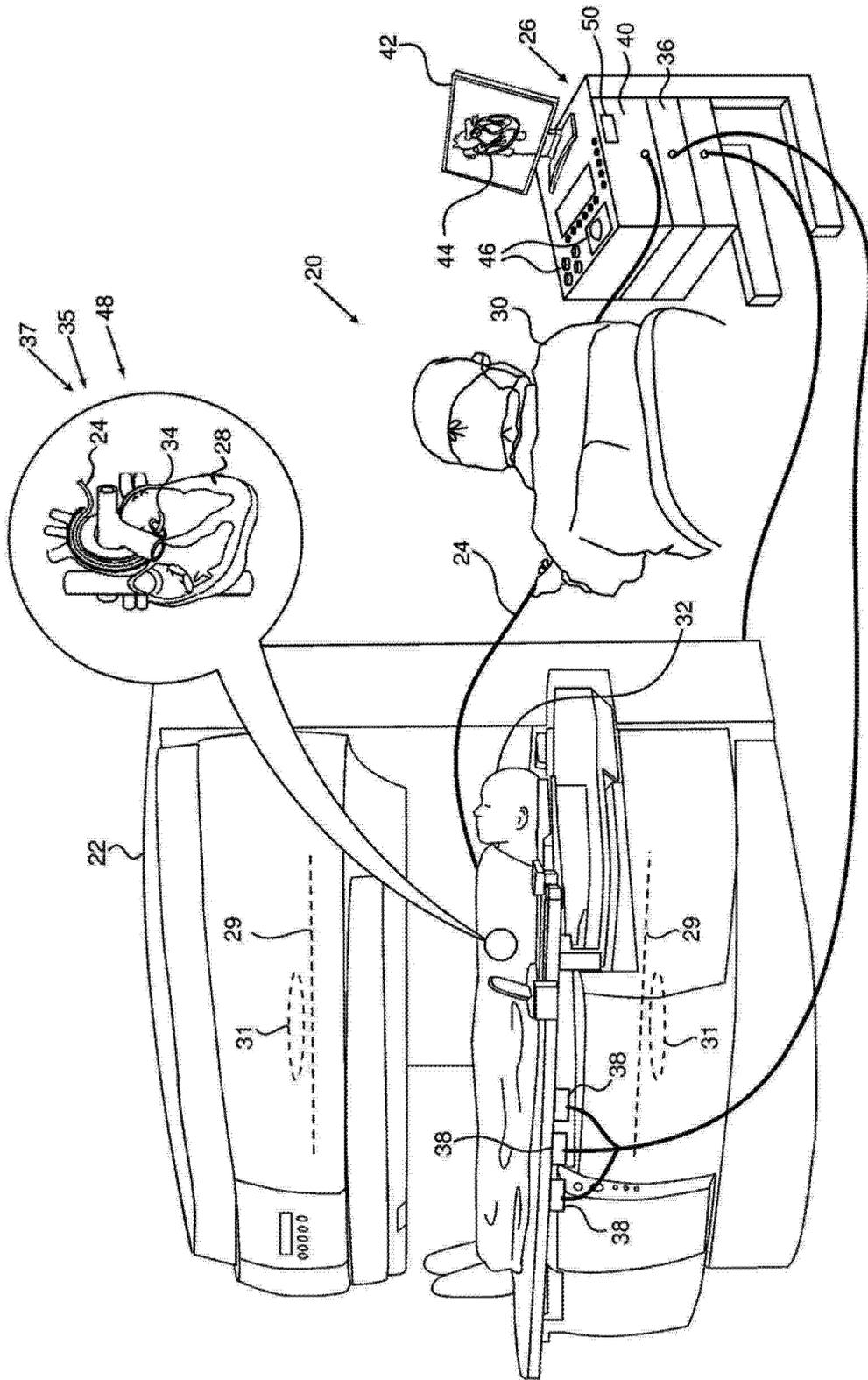


图 1

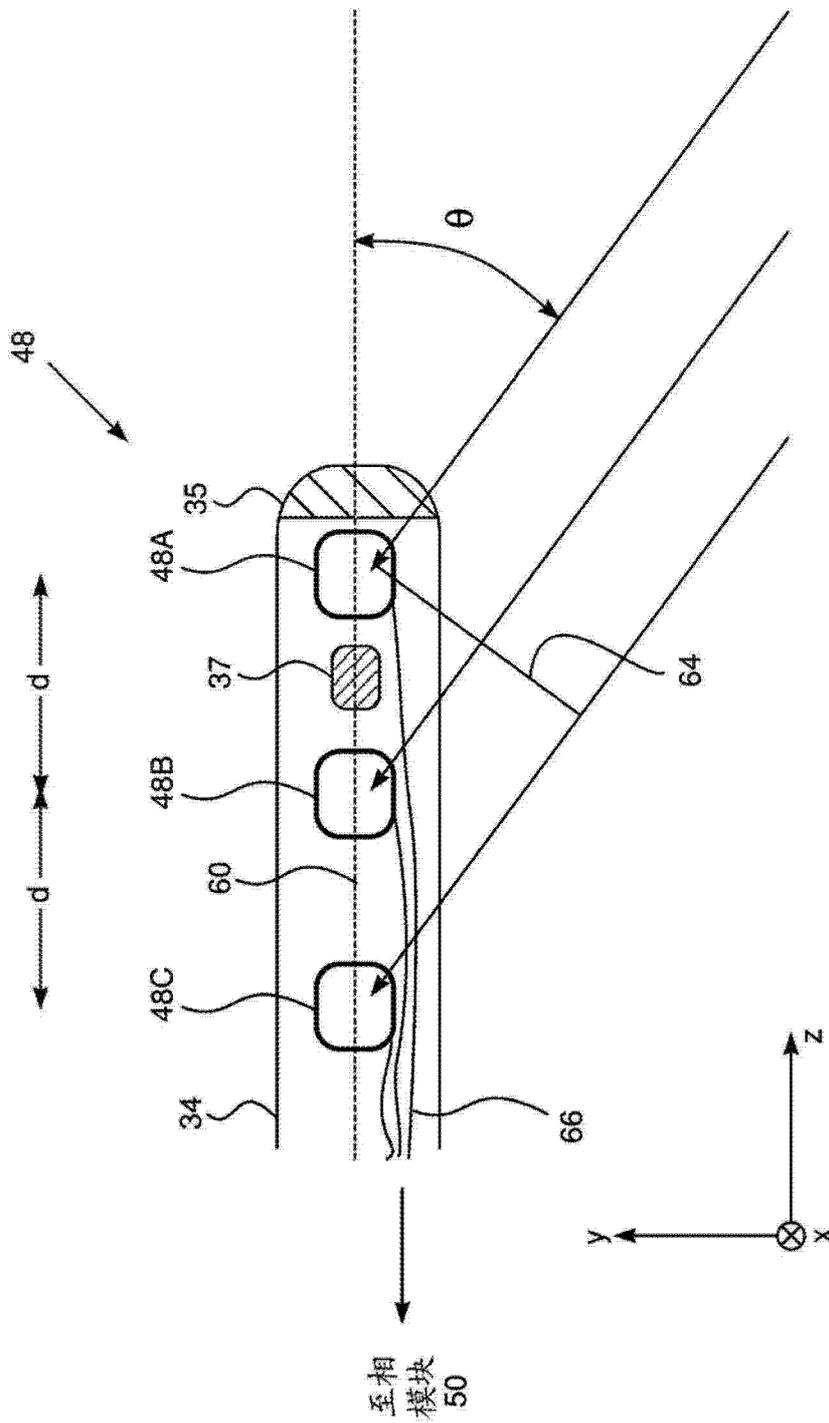


图 2

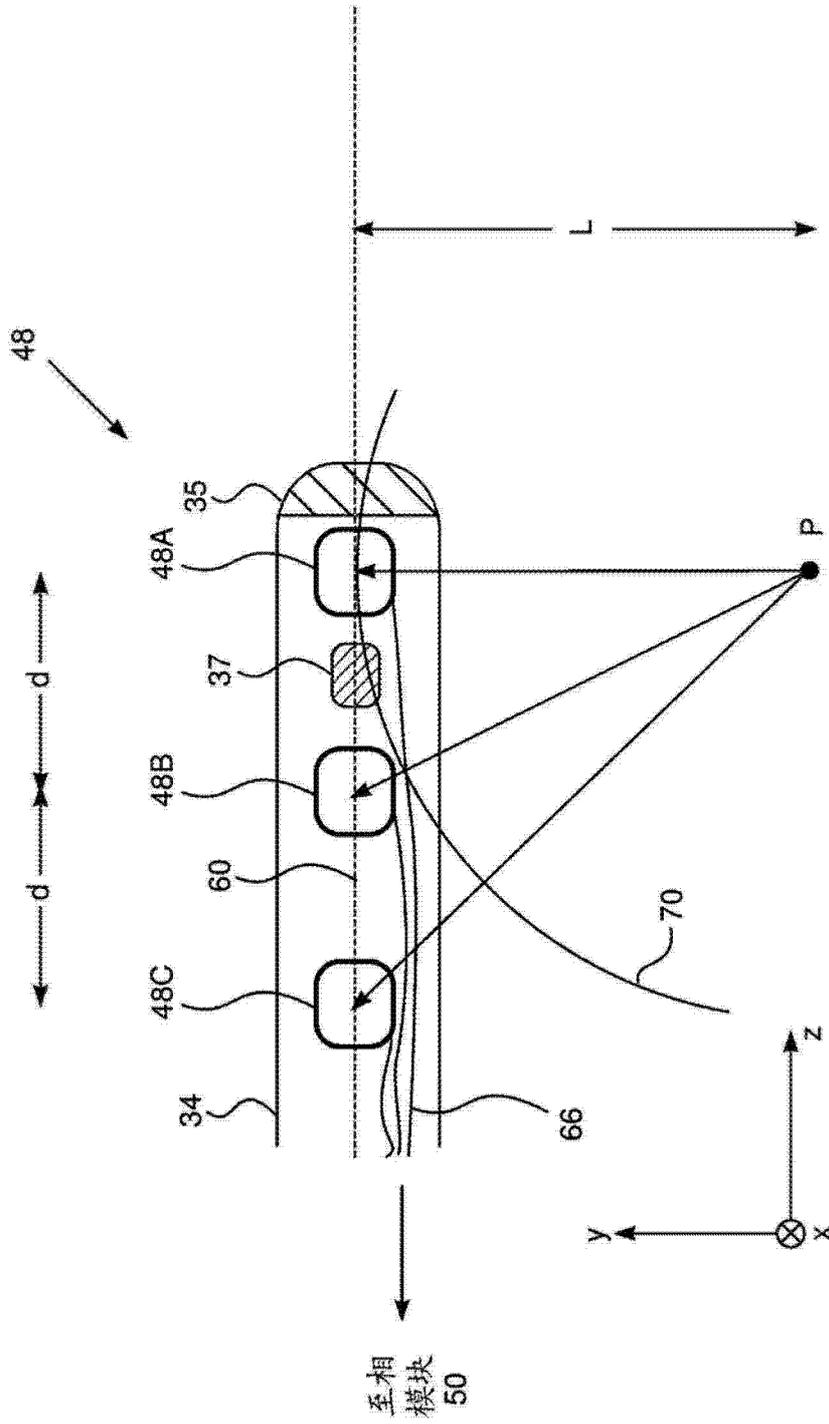


图 3

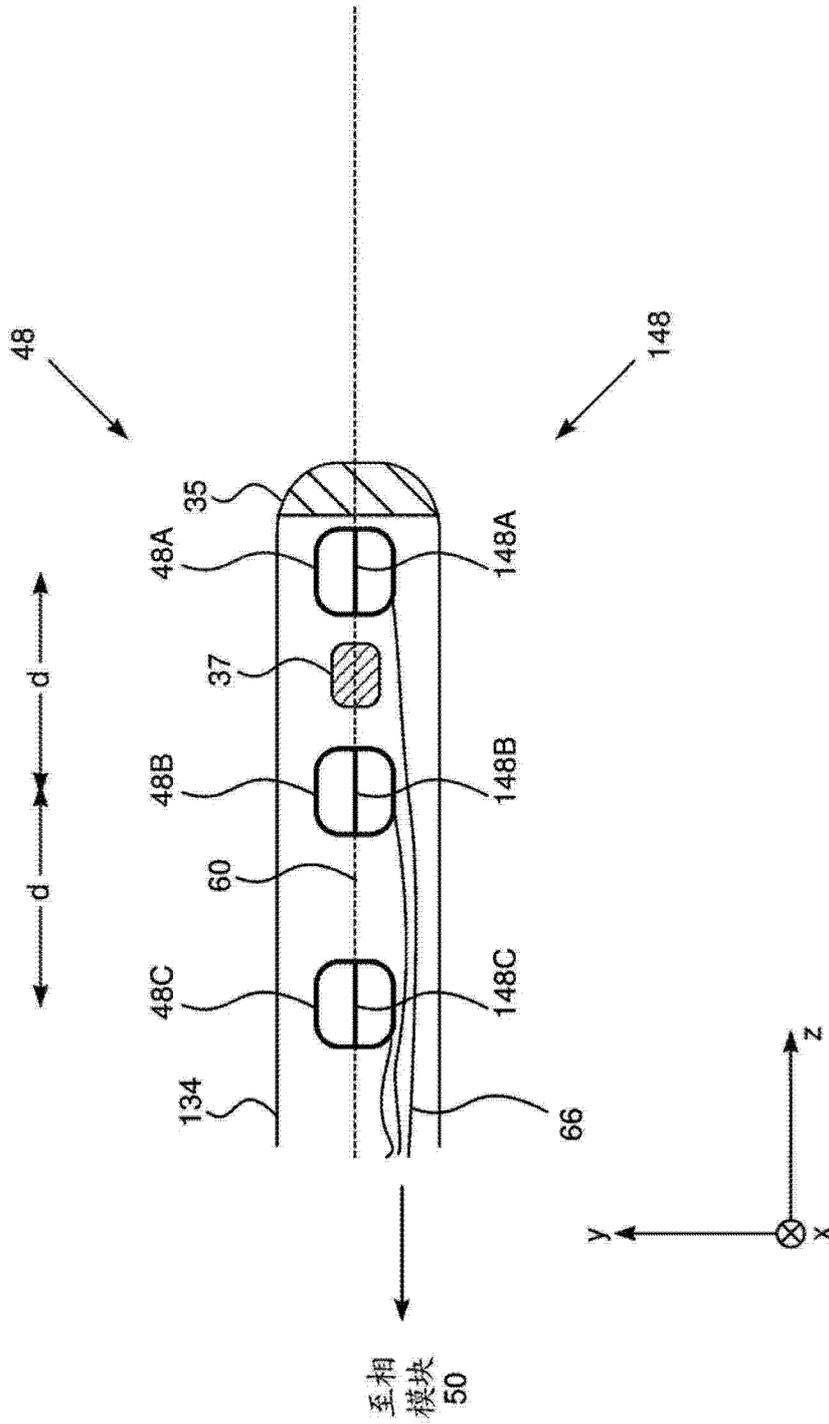


图 4

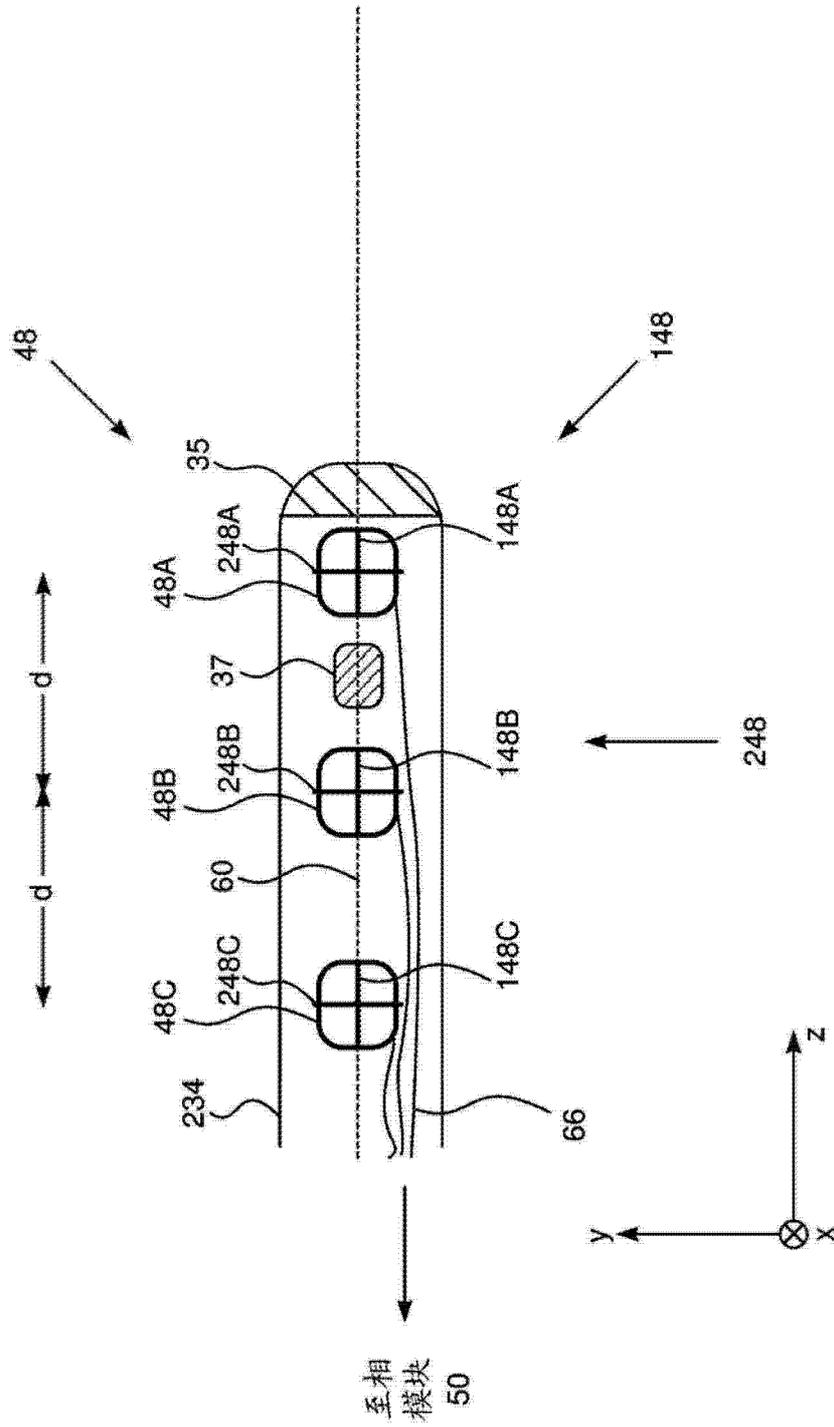


图 5