



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200580025566.9

[45] 授权公告日 2010年2月24日

[11] 授权公告号 CN 100592101C

[22] 申请日 2005.7.12

[21] 申请号 200580025566.9

[30] 优先权

[32] 2004.7.29 [33] EP [31] 04103660.9

[86] 国际申请 PCT/IB2005/052308 2005.7.12

[87] 国际公布 WO2006/013482 英 2006.2.9

[85] 进入国家阶段日期 2007.1.29

[73] 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

[72] 发明人 C·波桑兹尼

M·J·A·M·范赫尔沃特

J·B·M·沃恩特杰斯

R·P·克莱霍尔斯特

[56] 参考文献

EP1113286A2 2001.7.4

CN1508560A 2004.6.30

EP1113285A2 2001.7.4

CN1310343A 2001.8.29

EP1004885A2 2000.5.31

US4752738A 1988.6.21

US2003/0231018A1 2003.12.18

审查员 周亚沛

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 李静岚 张志醒

权利要求书2页 说明书7页 附图3页

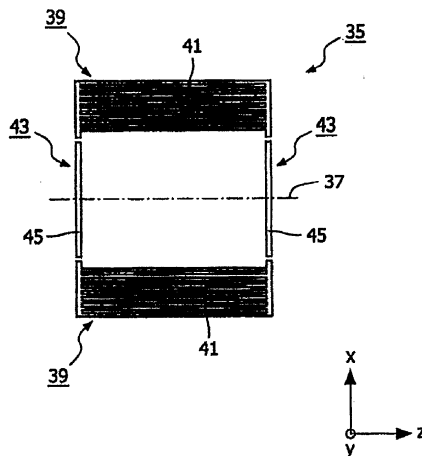
[54] 发明名称

用于在磁共振成像设备中发射和接收射频磁场的电线圈系统以及具有这种电线圈系统的磁共振成像设备

[57] 摘要

本发明涉及一种磁共振成像(MRI)设备,其包括用于在MRI设备的检查体(3)内发射和接收射频(RF)磁场的电线圈系统(17)。电线圈系统(17)包括至少一个基本上在一个平面内延伸的表面线圈(35)。该表面线圈用于发射和/或接收RF磁场,该磁场取向为基本上垂直于表面线圈(35)的平面。该表面线圈(35)具有主线圈轴(37)。当MRI设备在使用时,主线圈轴(37)基本上平行于MRI设备的检查体(3)内主磁场的方向延伸。在主线圈轴(37)的两侧,表面线圈(35)包括导电元件(39),该元件基本上平行于主线圈轴(37)延伸。为提供比已知表面线圈发射更均匀的RF磁场和/或具有更均匀的所接收RF磁场的灵敏度的表面线圈(35),表面线圈(35)的至少一个导电元件(39)包括至少两个导电

体(41)。相对于它们距主线圈轴(37)的距离,这两些导电体(41)放置成彼此相距较短的距离。在表面线圈(35)的平面内,导电体(41)基本上平行于表面线圈(35)的主线圈轴(37)延伸。



1、一种用于在MRI设备的检查体(3)内发射和/或接收射频(RF)磁场的RF发射/接收表面线圈(35)，所述表面线圈(35)基本在用于发射和/或接收RF磁场的平面内延伸，该磁场的指向基本上垂直于表面线圈(35)的平面，其中该表面线圈(35)具有主线圈轴(37)，该主线圈轴(37)在系统的操作状态中取向为基本上平行于MRI设备的检查体(3)内主磁场(B_0)的方向，且其中表面线圈(35)在主线圈轴(37)的两侧具有导电元件(39)，该元件基本上平行于主线圈轴(37)延伸，其特征在于表面线圈(35)的至少一个导电元件(39)通过包括至少两个导电体(41)，这两个导电体(41)相对于它们距主线圈轴(37)的距离放置成彼此相距较短的距离且在表面线圈(35)的平面内基本上平行于主线圈轴(37)延伸，使得表面线圈(35)的至少一个导电元件(39)被有效地加宽，以用于抵消随着到导电元件(39)的距离的减少而导致的由线圈(35)发射的RF磁场的非均匀性的增加和/或由线圈(35)接收的RF磁场的灵敏度的非均匀性的增加。

2、根据权利要求1所述的RF发射/接收表面线圈，其中在主线圈轴(37)两侧的导电元件(39)的每个包括至少两个导电体(41)，所述导电体(41)相对于它们距主线圈轴(37)的距离放置成彼此相距较短的距离且在表面线圈(35)的平面内基本上平行于主线圈轴(37)延伸。

3、如权利要求2所述的RF发射/接收表面线圈，其中在主线圈轴(37)两侧的导电元件(39)相对于主线圈轴(37)对称放置且包括相等数目的导电体(41)，所述导电体(41)相对于它们距主线圈轴(37)的距离放置成彼此相距较短的距离且在表面线圈(35)的平面内基本上平行于主线圈轴(37)延伸。

4、根据权利要求1所述的RF发射/接收表面线圈，其中导电元件(39)在主线圈轴(37)的两侧被有效加宽，从而使得这些元件(39)占据由表面线圈(35)包围的总表面的约一半。

5、根据权利要求1所述的RF发射/接收表面线圈，其中单独的导体(41)的宽度近似等于导电体(41)之间的相互距离。

6、根据权利要求1所述的RF发射/接收表面线圈，其中在垂直于主线圈轴(37)的方向上线圈(35)包括两个导电元件(43)，所述

导电元件（43）用于与导电元件（39）相互连接。

7、根据权利要求6所述的RF发射/接收表面线圈，其中两个导电元件（43）的每个只包括一个导电体（45）。

8、根据权利要求1所述的RF发射/接收表面线圈，其中线圈（35）是基本上在一个平面内延伸的矩形线圈（35），其用于发射和/或接收基本上垂直于线圈（35）平面的方向的RF磁场。

9、根据权利要求1所述的RF发射/接收表面线圈，其中线圈（35）基本上在弯曲或非弯曲平面内延伸，或者被提供以挠性方式形成。

10、一种用于在MRI设备的检查体（3）内发射和接收RF磁场的RF线圈系统，该系统（17）包括至少一个根据权利要求1的RF发射/接收表面线圈（35）。

11、一种在MRI设备的检查体（3）内包括至少一个根据权利要求1的RF发射/接收表面线圈（35）的磁共振成像（MRI）设备。

用于在磁共振成像设备中发射和接收射频磁场的电线圈系统
以及具有这种电线圈系统的磁共振成像设备

本发明涉及一种磁共振成像 (MRI) 设备, 该设备包括用于在 MRI 设备的检查体内发射和接收射频 (RF) 磁场的电线圈系统, 所述系统包括至少一个表面线圈, 所述表面线圈基本在用于发射和/或接收 RF 磁场的平面内延伸, 该磁场的指向基本上垂直于表面线圈的平面, 其中该表面线圈具有主线圈轴, 该主线圈轴在系统的操作状态中取向为基本上平行于 MRI 设备的检查体内主磁场的方向, 且其中表面线圈在主线圈轴的两侧具有导电元件, 该元件基本上平行于主线圈轴延伸。

本发明还涉及用于在这种 MRI 设备的检查体内发射和接收 RF 磁场的电线圈系统。

在开始段落所描述类型的磁共振成像 (MRI) 设备和用于在这种 MRI 设备的检查体内发射和接收射频 (RF) 磁场的电线圈系统是公知的。MRI 设备可用于对患者身体的内部部分进行成像, 其利用核自旋共振原理。MRI 设备包括检查体, 用于在检查体内产生均匀和相对较强的主磁场的主磁系统, 用于在三个正交方向产生主磁场梯度的梯度线圈系统, 和用于在检查体内发射和接收 RF 磁场的电线圈系统。用于在 MRI 设备的检查体内发射和接收 RF 磁场的电线圈系统可包括发射和接收 RF 磁场的线圈系统, 或者第一线圈系统和第二线圈系统, 该第一线圈系统包括至少一个用于发射 RF 磁场的线圈, 第二线圈系统包括至少一个用于接收 RF 磁场的接收线圈。

用于发射和接收 RF 磁场的电线圈系统的最简单实施例包括表面线圈。表面线圈是公知的。它们基本上在弯曲或非弯曲平面内延伸。表面线圈常常用作接收线圈, 因为它们可放置成离患者非常近, 从而能够比当采用其它类型接收 RF 磁场线圈时获得具有更佳信噪比的信号。表面线圈还可用作发射 RF 磁场的发射线圈。如果需要, 一些类型的表面线圈可以以挠性方式形成, 从而它们可在某种程度上绕在患者周围。

已知的用于发射和/或接收 RF 磁场的表面线圈具有的缺点是，它们发射在空间内是非均匀的 RF 磁场和/或具有在空间内对 RF 磁场的非均匀灵敏度。在空间内是非均匀的且由表面线圈发射的 RF 磁场，以及在空间内是非均匀的对由表面线圈接收的 RF 磁场的灵敏度，随着到基本上平行于表面线圈的主线圈轴延伸的导电元件的距离的减少而增加，最大的增加发生在这些导电元件的附近。因此，具有较满意信噪比的信号可从接近表面线圈处的组织获得，而当信号来自远离表面线圈处的组织时，所获得信号的信噪比就会变坏。因此，通过这种简单表面线圈获得的 MR 图像呈现出伪影，当人们主要对远离表面线圈的组织感兴趣时这些伪影就会产生较大干扰。

本发明的一个目的是提供一种在开始段落所描述类型的磁共振成像，其包括用于发射和/或接收 RF 磁场的表面线圈，其中当用作位于基本上平行于表面线圈的主线圈轴延伸的表面线圈导电元件附近的发射线圈时，该线圈在空间内发射的 RF 磁场比已知的表面线圈更均匀，且其中当用作位于基本上平行于表面线圈的主线圈轴延伸的表面线圈导电元件附近的接收线圈时，该线圈在空间内对由表面线圈接收的 RF 磁场具有比已知的表面线圈更均匀的灵敏度，从而 MR 图像比用已知的表面线圈可能获得的图像具有较少伪影。

根据本发明，所设想的目的通过在开始段落所描述类型的磁共振成像设备实现，且其特征在于表面线圈的至少一个导电元件包括至少两个导电体，这两个导电体相对于它们距主线圈轴的距离放置成彼此相距较短的距离且在表面线圈平面内基本上平行于主线圈轴延伸。

根据本发明的线圈系统的特征在于，表面线圈的至少一个导电元件包括至少两个导电体，这两个导电体相对于它们距主线圈轴的距离放置成彼此相距较短的距离且在表面线圈平面内基本上平行于主线圈轴延伸。

本发明基于认识到下述现象，即在空间内是非均匀的且由表面线圈发射的 RF 磁场，以及在空间内是非均匀的对由表面线圈接收的 RF 磁场的灵敏度，这二者随着到基本上平行于表面线圈的主线圈轴延伸的导电元件的距离的减少而增加，其中最大的增加发生在这些导电元件的附近，所述现象可通过加宽表面线圈的导电元件来抵消。然而，

如所公知的，当发射和/或接收 RF 磁场时，这会在导电元件内产生干扰涡流，该涡流也导致 MR 图像中的伪影。通过以至少两个导电体形成相关的导电元件，所述导电体相对于它们的主线圈轴放置成彼此相距较短距离且在表面线圈平面内基本上平行于主线圈轴延伸，而不是通过加宽表面线圈的相关导电元件，这实现了在其中不产生干扰涡流情况下使相关导电元件获得有效加宽。因此其实现了与已知表面线圈相比，表面线圈在空间内发射的 RF 磁场比已知的表面线圈更均匀，和/或对由表面线圈接收的 RF 磁场在空间内具有更均匀灵敏度。

根据本发明的电线圈系统的一个实施例的特征在于在主线圈轴两侧的导电元件包括至少两个导电体，这两个导电体相对于它们距主线圈轴的距离放置成彼此相距较短的距离且在表面线圈平面内基本上平行于主线圈轴延伸。

根据本发明的电线圈系统的另一个实施例的特征在于在主线圈轴两侧的导电元件相对于主线圈轴对称放置且包括相等数目的导电体，所述导电体相对于它们距主线圈轴的距离放置成彼此相距较短的距离且在表面线圈平面内基本上平行于主线圈轴延伸。该实施例具有的优点是，其实现了在空间内尽可能均匀发射的 RF 磁场和/或在空间内对于接收到的 RF 磁场尽可能均匀的灵敏度，且当距表面线圈的距离减少时，其仅使每单位距离增加较小程度。

本发明的这些和其它方面在参照此后描述的实施例时将会更加明显和得到阐明。

附图中：

图 1 是磁共振成像 (MRI) 设备的总图示，该设备包括用于有 MRI 设备的检查体内发射和接收射频 (RF) 磁场的电线圈系统，

图 2 是根据本发明的表面线圈的图示，该表面线圈用于图 1 所示电线圈系统内，

图 3a 是关于用作接收线圈的已知矩形 RF 表面线圈的灵敏度实验获得的数据图形，

图 3b 是关于用作接收线圈的根据本发明的矩形 RF 表面线圈的灵敏度实验获得的数据图形。

图 1 是根据本发明的磁共振成像 (MRI) 设备的总图示。MRI 设备包括围绕检查体 3 的主磁系统 1, 待检查的患者可位于该检查体内。主磁系统 1 包括多个超导电线圈 5, 由这些线圈可在检查体 3 内产生较强的主磁场 B_0 , 且所述磁场向图中 z 方向所指示的方向延伸。MRI 设备包括用于超导电线圈 5 的电源 7 和带有用于冷却超导电线圈的冷却管 11 的低温冷却系统 9。MRI 设备还包括梯度线圈系统 13, 其位于主磁系统 1 和检查体 3 之间并包括用于在三个相互正交的方向产生主磁场 B_0 的梯度的多个电线圈 15 (梯度线圈)。此外, MRI 设备包括根据本发明电线圈系统 17, 该电线圈系统 17 用于发射和接收其方向基本上垂直于检查体 3 内主磁场 B_0 的射频 (RF) 磁场。该电线圈系统 17 中用于在检查体 3 内发射 RF 磁场的部分 (RF 发射线圈) 通常位于梯度线圈系统 13 和检查体 3 之间, 而该电线圈系统 17 中用于从检查体 3 接收 RF 磁场的部分 (RF 接收线圈) 包括基本上在一平面内延伸的表面线圈, 该平面在 MRI 设备的操作状态时位于至少部分处于检查体内的患者附近。在特定情况下, 其中基本上在一平面内延伸的表面线圈用作 RF 发射线圈, 还可将其放置在被检查患者的附近, 该患者至少部分位于检查体 3 内。为清楚起见, 基本上在一平面内延伸的表面线圈未在图 1 中进一步示出。

可用 MRI 设备利用核自旋共振原理形成患者身体内部的图像。可通过使患者身体待被成像的部分位于检查体 3 中主磁场 B_0 内, 并且通过凭借改变主磁场 B_0 的梯度来随后选择体内连续目标位置而建立患者身体内部的图像, 对其记录了核自旋效应。可通过由控制单元 19 和功率放大器 21 改变流过梯度线圈 15 的电流来改变主磁场 B_0 的梯度。对于每个选定的患者身体目标位置, 基本上朝向垂直于主磁场 B_0 方向的 RF 磁场由 RF 发射线圈以预定的频率和持续时间发射, 从而在选定位置上产生核自旋共振效应。随后, 也基本上朝向垂直于主磁场 B_0 方向并作为这些核自旋共振效应产生的结果的 RF 磁场由基本上在一个平面内延伸的 RF 接收线圈接收。无论是用于发射和接收 RF 磁场的电线圈系统 17 还是梯度线圈系统 13 的电线圈 15 都由控制单元 19 控制。控制单元 19 还向发射和接收单元 23 提供控制信号。发射和接收单元 23 向 RF 发射线圈提供电流, 从而允许在检查体内发射所需的 RF 磁场。发射和接收单元 23 还从 RF 接收线圈接收电流, 在该接收线圈内生成该电

流是检查体内 RF 磁场的结果。从发射和接收单元 23 向 MRI 设备的处理器施加信号，确保将源自发射和接收单元 23 的信号转换成图像。为能够实现这一点，处理器 25 依次包括信号放大器 27、解调器 29、图像重建单元 31 和显示屏 33。

图 2 是根据本发明的表面线圈 35 的图示，该表面线圈形成根据本发明的电线圈系统 17 的一部分。在所示出的实施例中，表面线圈 35 是基本上在一个平面内延伸的矩形表面线圈，其用于发射和/或接收基本上垂直于表面线圈 35 平面方向的 RF 磁场。表面线圈 35 具有延伸穿过线圈中心的主线圈轴 37，在操作状态时，该主线圈轴取向为平行于在图中指示为 z 方向的主磁场 B_0 方向。在主线圈轴 37 的两侧上，表面线圈 35 包括导电元件 39，导电元件 39 包括多个基本上平行于主线圈轴 37 延伸的导电体 41。垂直于主线圈轴 37，表面线圈 35 包括两个导电元件 43，每个导电元件只包括一个导电体 45。

基本上垂直于表面线圈 35 平面方向的 RF 磁场主要由导电元件 39 发射和接收。导电元件 43 主要用于与导电元件 39 相互连接。主要负责发射和/或接收 RF 磁场的导电元件 39 的每个均包括多个导电体 41，其确保导电元件 39 在其中不产生干扰涡流的情况下有效得到加宽。从而，与导电元件 39 只包含一个导电体的情况相比，可由表面线圈 35 在空间内发射更均匀 RF 磁场和/或可能得到对由表面线圈接收的 RF 磁场的更均匀灵敏度。由于导电元件 43 不会对发射和/或接收穿过表面线圈 35 的 RF 磁场做出明显的贡献，从而对由表面线圈 35 发射的 RF 磁场的均匀性和/或对由表面线圈 35 接收的 RF 磁场的灵敏度的均匀性仅具有极少的影响这一事实，仅具有一个导电体 45 的实施例对于这些导电元件 43 而言就足够了。

在实际的实施例中，表面线圈 35，特别是当用作 RF 接收线圈时，优选设有多个电容器（在图 2 中未示出）。通过这些电容器，RF 接收线圈 35 可调谐成适合于接收特定频率的 RF 磁场，这种 RF 磁场是作为核自旋共振效应的结果产生的。此外，电容器可用于调整穿过表面线圈 35 的基本上平行延伸的导电体 41 的电流，并且在单独的导体 41 以外用作防止表面线圈 35 内产生干扰涡流的额外手段。

图 3a 是实验获得的已知矩形表面线圈作为 RF 接收线圈的灵敏度曲线图，而图 3b 示出实验获得的根据本发明的矩形表面线圈作为 RF

接收线圈的灵敏度曲线图，其中包括多个导电体 41 的导电元件 39 仅位于线圈 35 的主线圈轴 37 的一侧。所采用的两个 RF 接收线圈 35 具有相同的尺寸。在对应于由图 2 中指示为 x 方向的方向上，到导电元件 39 中心的距离被绘制在两个图形的水平轴上，而由 RF 接收线圈 35 接收的 RF 磁场幅度被绘制在垂直轴上。

通常认为，由表面线圈 35 发射的 RF 磁场和/或由表面线圈 35 接收的 RF 磁场的灵敏度曲线随着导电元件 39 的有效宽度的增加变得更加均匀。在图 3a 和 3b 中，这对于 RF 接收线圈 35 而言是清楚可见的，这是由于当导电元件 39 由多个单独的导电体 41 形成而不是仅由一个导电体形成时，导电元件 39 中心内由接收线圈 35 接收的相当低的 RF 磁场（在图 3a 和 3b 中指示为 B_{xy} ）。图 3a 和 3b 还示出，导电元件 39 的有效宽度导致，随着在 x 方向上到导电元件 39 的距离的增加，RF 接收线圈 35 灵敏度的每单位距离（梯度）增加不太大。对于本领域技术人员而言，显然当不是仅在主线圈轴 37 的一侧上而是使表面线圈 35 在主轴圈轴 37 的两侧形成有由单独导电体 41 有效加宽的导电元件 39 时，由表面线圈 35 发射的 RF 磁场和/或由表面线圈 35 接收的 RF 磁场灵敏度曲线变得更为均匀，而且当导电元件 39 相对于主线圈轴 37 对称放置且具有相等数目的导电体 41 时，可获得最均匀的发射 RF 磁场和/或所接收 RF 磁场最均匀的灵敏度曲线。

对于为获得由表面线圈 35 发射且在空间内尽可能均匀的 RF 磁场，和/或由表面线圈接收且尽可能在空间内均匀延伸的 RF 磁场灵敏度曲线同样重要的因素是导电体 41 的数目、这些导电体 41 的宽度和这些导电体 41 之间的相互距离。已发现，其中导电元件 39 在表面线圈 35 的主线圈轴的两侧被有效加宽，从而这些元件 39 占据了由表面线圈 35 包围的总表面的约一半，且其中这些单独的导体 41 近似等于导电体 41 之间的相互距离的表面线圈 35 特别适合于获得非常均匀的由表面线圈发射的 RF 磁场和/或非常均匀的由表面线圈 35 接收的 RF 磁场的灵敏度曲线。

当然，不仅矩形表面线圈适合于实现由表面线圈发射且在空间内非常均匀 RF 磁场和/或由表面线圈接收且在空间内非常均匀的 RF 磁场的灵敏度曲线，而且大体上全部表面线圈均可具有由多个单独导体 41 有效加宽的导电元件 39。根据本发明的多个表面线圈还可相互结合，以

形成一连串表面线圈，其具有由表面线圈发射且在空间内是均匀的 RF 磁场和/或由表面线圈接收且在空间内非常均匀的 RF 磁场的灵敏度曲线，这样就能够以满意的信噪比同时对比采用一个表面线圈可能进行成像的更大的患者身体内部部分进行成像。

最后，应当注意到，根据本发明的表面线圈特别适合于与已知的 SENSE 成像技术结合使用。SENSE（灵敏度编码）是这样一种技术，其中多个 RF 接收线圈同时用于接收 RF 磁场，从而可能对患者身体内部部分以比没有 SENSE 的情况下更好的分辨率或者在更短时间内进行成像。采用 SENSE 的要点是，单独的 RF 接收线圈具有对同这些线圈接收的 RF 磁场的灵敏度，该灵敏度是尽可能均匀的。基于该均匀的灵敏度，可对测量结果进行校正，从而减少了对患者内部部分成像所需要的时间段。单独的 RF 接收线圈的均匀灵敏度在 SENSE 中也是重要的，以防止在最终的 MR 图像中的伪影，如由例如成像期间患者的呼吸导致的伪影。SENSE 所需要的 RF 接收线圈的均匀灵敏度由根据本发明的表面线圈实现。

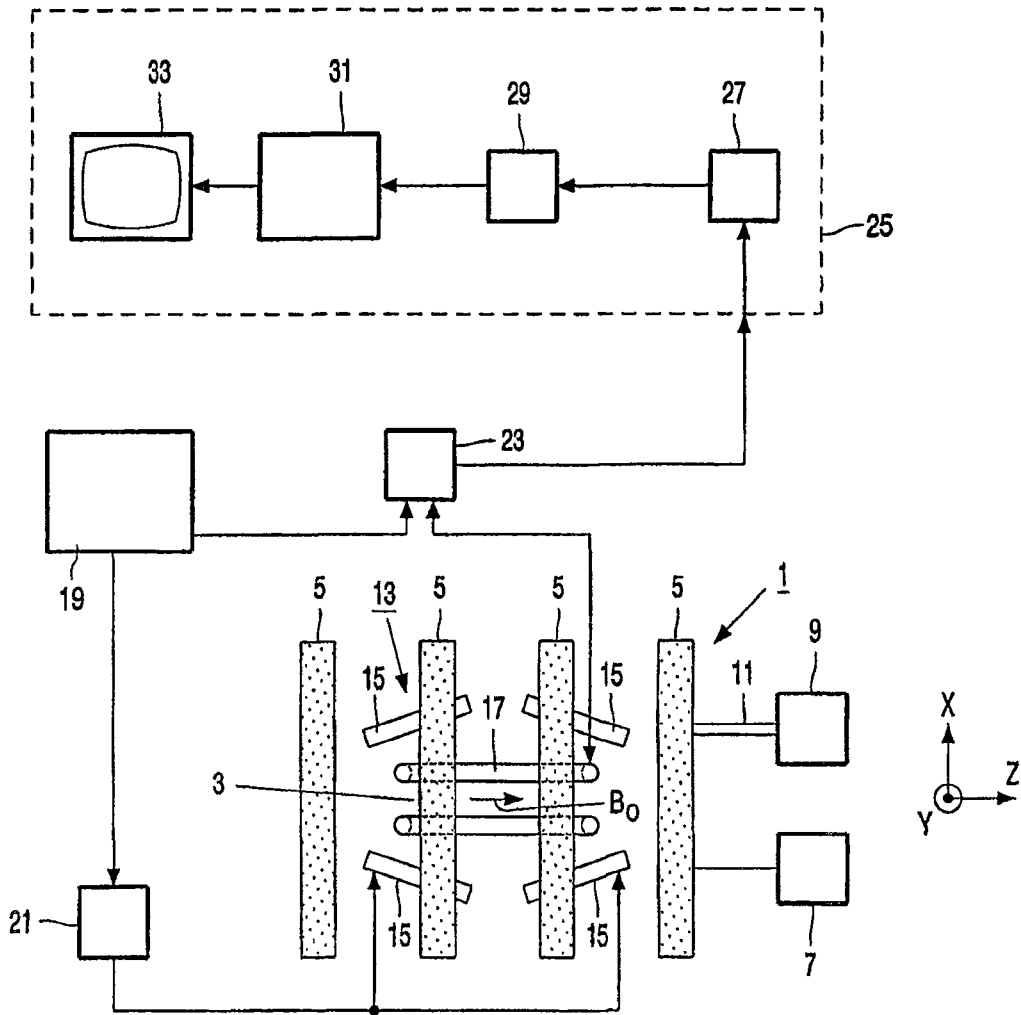


图 1

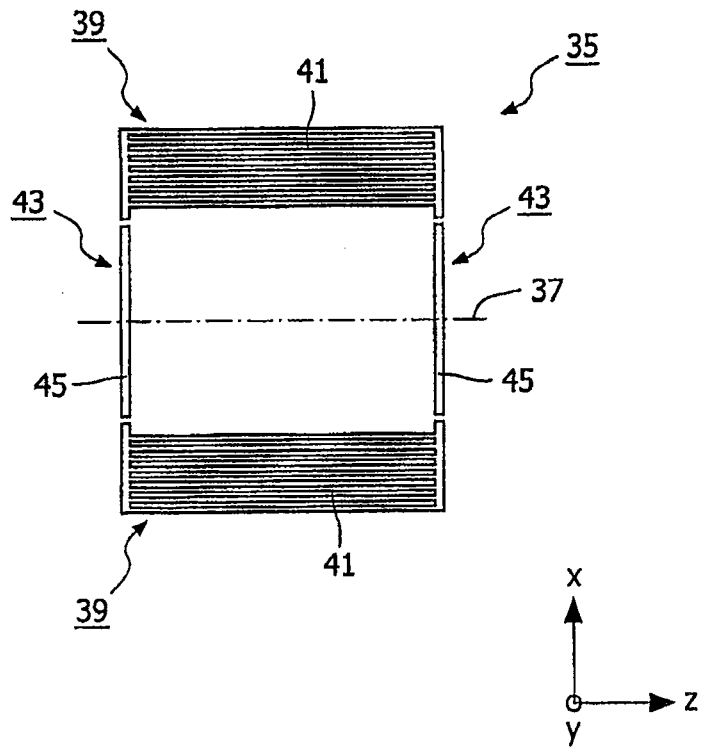


图 2

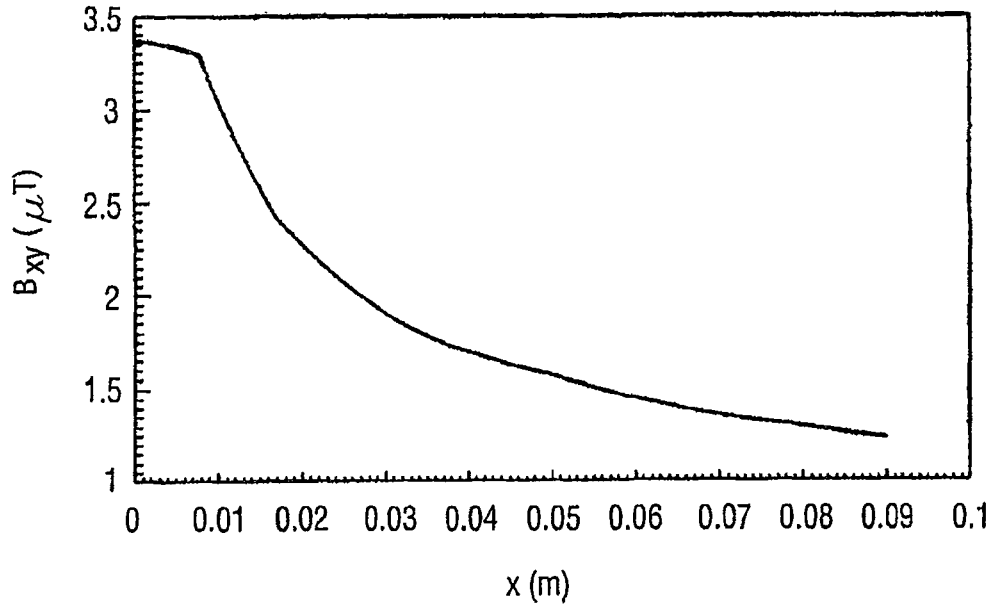


图 3a

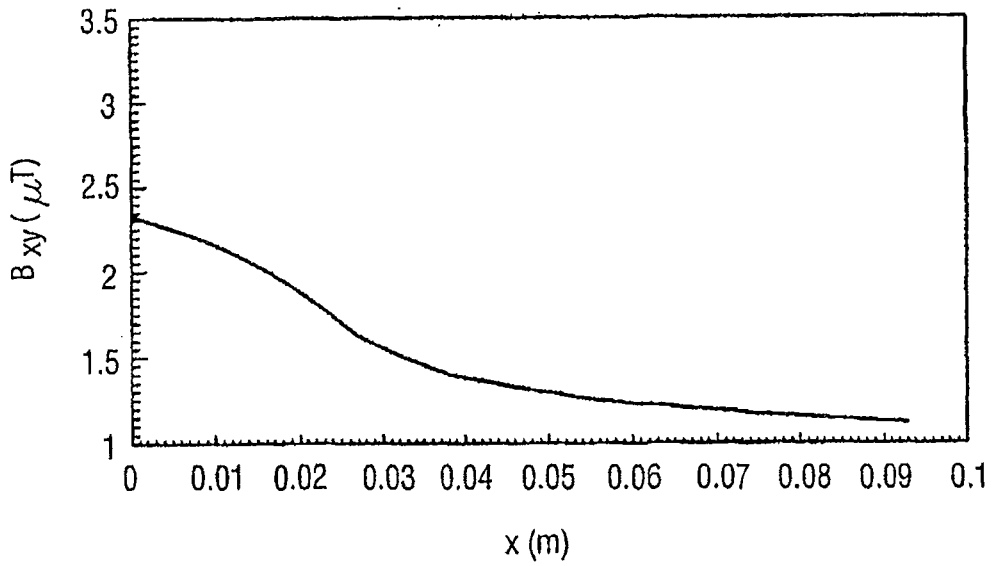


图 3b