



## [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200380103362.3

[45] 授权公告日 2008 年 11 月 19 日

[11] 授权公告号 CN 100434929C

[22] 申请日 2003.10.27

[21] 申请号 200380103362.3

[30] 优先权

[32] 2002.11.15 [33] EP [31] 02079768.4

[86] 国际申请 PCT/IB2003/004816 2003.10.27

[87] 国际公布 WO2004/046744 英 2004.6.3

[85] 进入国家阶段日期 2005.5.16

[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 N·B·鲁泽恩 C·L·G·哈姆

P·R·哈维伊

P·W·P·利彭斯

[56] 参考文献

US5084676A 1992.1.28

WO0202010A1 2002.1.10

US5617026A 1997.4.1

US20020079895A1 2002.6.27

JP9-308617A 1997.12.2

JP6-70907A 1994.3.15

CN1127041A 1996.7.17

CN1179540A 1998.4.22

US5841279A 1998.11.24

WO0244745A1 2002.6.6

审查员 隋欣

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 吴立明 张志醒

权利要求书 2 页 说明书 13 页 附图 3 页

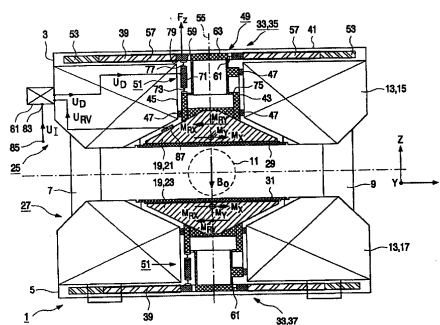
## [54] 发明名称

具有使用平衡部件的梯度磁体系统的磁共振成像系统

## [57] 摘要

本发明涉及一种磁共振成像(MRI)系统(1),包括检查容积(11)、用于在该检查容积中沿Z方向产生主磁场( $B_0$ )的主磁体系统(13)、用于产生该主磁场梯度的梯度磁体系统(19)、以及用于减小在操作期间由机械负荷( $M_x$ 、 $M_y$ )引起的该梯度磁体系统振动的抗振系统(33),该机械负荷( $M_x$ 、 $M_y$ )是由于该主磁场和在该梯度磁体系统中的电流之间的电磁相互作用而被施加在该梯度磁体系统上的。根据本发明,抗振系统(33)包括通过激励器系统(51)和耦合装置(49)耦合到该梯度磁体系统(19)的平衡部件(39),该耦合装置(49)允许该平衡部件相对于该梯度磁体系统的位移,MRI系统(1)还具有用于控制该激励器系统的控制系统(81),以使在操作期间,该激励器系统在该平衡部件上施加补偿机械负

荷( $M_{CX}$ 、 $M_{CY}$ ),该补偿机械负荷( $M_{CX}$ 、 $M_{CY}$ )基本上与被施加在该梯度磁体系统上的该机械负荷( $M_x$ 、 $M_y$ )相应。从而,激励器系统施加机械反负荷( $M_{RX}$ 、 $M_{RY}$ )在梯度磁体系统上,该机械反负荷( $M_{RX}$ 、 $M_{RY}$ )具有与施加在梯度磁体系统的机械负荷( $M_x$ 、 $M_y$ )同样的大小但方向相反,以使梯度磁体系统的振动被有效地限制。



1、一种磁共振成像系统，包括检查容积、用于在该检查容积中沿Z方向产生主磁场的主磁体系统、用于产生该主磁场的梯度的梯度磁体系统、以及用于减小在操作期间由机械负荷引起的该梯度磁体系统振动的抗振系统，该机械负荷是由于在该主磁场和该梯度磁体系统中的电流之间的电磁相互作用而施加在该梯度磁体系统上的，其特征在于该抗振系统包括平衡部件，该平衡部件通过激励器系统和耦合装置耦合到该梯度磁体系统，该耦合装置允许该平衡部件相对于该梯度磁体系统的位移，磁共振成像系统具有用于以下述方式控制该激励器系统的控制系统，该方式即在操作期间，该激励器系统在该平衡部件上施加补偿机械负荷，该补偿机械负荷相应于施加在该梯度磁体系统上的机械负荷。

2、如权利要求1中的磁共振成像系统，其特征在于，在操作期间，该控制系统相应于该补偿机械负荷而施加控制信号至该激励器系统，控制系统将所述控制信号确定为该梯度磁体系统中电流值的函数。

3、如权利要求2中的磁共振成像系统，其特征在于该梯度磁体系统包括传感器系统，在操作期间，该传感器系统测量该梯度磁体系统的残余振动，并相应于所测量的残余振动来施加测量信号至该控制系统，该控制系统通过使该测得的残余振动小于预定阈值的方式来调整该控制信号。

4、如权利要求1中的磁共振成像系统，其特征在于该激励器系统包括压电激励器。

5、如权利要求1中的磁共振成像系统，其特征在于该平衡部件包括被安置在主磁体系统的一部分磁场内的导电部分。

6、如权利要求1中的磁共振成像系统，其特征在于磁共振成像系统具有第一磁体单元和距第一磁体单元一定距离的第二磁体单元，该检查容积存在于第一和第二磁体单元之间，其中第一和第二磁体单元分别包括主磁体系统的第一部分和第二部分以及梯度磁体系统的第一部分和第二部分，且其中梯度磁体系统的第一和第二部分均通过单独的激励器系统和单独的耦合装置耦合到单独的平衡部件，该耦合装置至少允许各个平衡部件相对于梯度磁体系统的各个部分绕互相垂直并垂直于Z方向的第一和第二旋转轴旋转，该控制系统以在操作期间每

个激励器系统施加至少绕第一和第二旋转轴的补偿机械扭矩到各个平衡部件上的方式来控制每个激励器系统，该补偿机械扭矩相应于因主磁场和梯度磁体系统各个部分中的电流之间的电磁相互作用而施加在梯度磁体系统的各个部分上的机械扭矩。

7、如权利要求6中的磁共振成像系统，其特征在于每个激励器系统包括三个激励器，每一个激励器在各个平衡部件上沿平行于Z方向的方向施加补偿力。

8、如权利要求6中的磁共振成像系统，其特征在于梯度磁体系统的第一和第二部分被安置于面向检查容积的各个磁体单元的一部分内，其中各个平衡部件被安置于各个磁体单元远离检查容积的一侧，梯度磁体系统的各个部分和各个平衡部件通过连接部件被彼此连接，该连接部件容纳在位于各个磁体单元和主磁体系统各个部分内的中心室内。

9、如权利要求4、7或8中的磁共振成像系统，其特征在于三个激励器的每一个是设置在各个磁体单元的中心室内的压电激励器。

10、如权利要求5或6中的磁共振成像系统，其特征在于每个平衡部件包括设置在各个磁体单元的中心室内的导电部分。

11、如权利要求10中的磁共振成像系统，其特征在于每个平衡部件的导电部分包括平行于Z方向取向的圆柱形板。

12、如权利要求11中的磁共振成像系统，其特征在于每个平衡部件包括设置在各个磁体单元的中心室内的大块圆柱形体，各个圆柱形板围绕所述大块圆柱形体安装。

## 具有使用平衡部件的梯度磁体系统的磁共振成像系统

### 技术领域

本发明涉及一种磁共振成像 (MRI) 系统, 该系统包括检查容积、用于在检查容积内沿 Z 方向产生主磁场的主磁体系统、用于产生主磁场的梯度的梯度磁体系统、以及用于减小在操作期间由机械负荷引起的梯度磁体系统振动的抗振系统, 该机械负荷是由于主磁场和梯度磁体系统中的电流间的电磁相互作用而施加在梯度磁体系统上的。

### 背景技术

在开始段中提到的这种 MRI 系统被披露于 US-A-5617026。公知的 MRI 系统通过核磁共振方法用于病人的内脏器官的成像。在公知的 MRI 系统中, 主磁体系统包括被容纳在低温容器中的多个超导线圈。从而, 由主磁体系统产生的主磁场是相对较强的, 因此获得强的核磁共振效应。梯度磁体系统包括用于沿三个正交方向产生主磁场的梯度的多个电线圈。通过在病人身体的多个位置处连续观察核磁共振效应来构造病人身体的图像, 这是通过改变所述梯度来连续选择的。为了获得检查必需的合格的全部时段, 以相对较高的频率改变主磁场的梯度, 从而也以高频率改变梯度磁体系统的线圈中的电流。

在公知 MRI 系统操作期间, 由于在主磁场和梯度磁体系统的改变的电流间的电磁相互作用, 改变的机械载荷、具体为洛伦兹力被施加至梯度磁体系统。没有额外的测量, 所述机械载荷将导致梯度线圈系统的机械和声振动, 并且所述振动将导致由 MRI 系统产生的图像失真及在检查容积中和 MRI 系统周围的不能允许的强噪声。公知 MRI 系统包括用于减小梯度磁体系统的所述振动的抗振系统。所述抗振系统包括多个压电装置, 这些压电装置是嵌入到梯度磁体系统的线圈的圆柱形载体中的。操作期间, 以这样的方式激励所述压电装置, 即通过补偿压电装置的变形来消除载体的局部变形, 该载体的局部变形是由施加在梯度磁体系统的线圈上的机械负荷、具体为洛伦兹力引起的。尽管由于所述补偿变形, 梯度磁体系统的机械和声振动被减小到某种程度上, 但是公知 MRI 系统的梯度磁体系统的残余机械和声振动水平仍

然相对较高。

### 发明内容

本发明的目的是提供一种在开始段中提到的磁共振成像 (MRI) 系统, 在操作期间, 由施加在梯度磁体系统上的机械负荷引起的机械和声振动被进一步减小, 以尽可能多地阻止由 MRI 系统产生的图像的不能允许的变形和在 MRI 系统中及其周围的不能允许的声振动。

为了实现所述目的, 一种根据本发明的磁共振成像 (MRI) 系统, 其特征在于抗振系统包括通过激励器系统和耦合装置耦合到梯度磁体系统的平衡部件, 该耦合装置允许该平衡部件相对于该梯度磁体系统的位移, MRI 系统具有用于控制激励器系统的控制系统, 以使在操作期间激励器系统对平衡部件施加基本上对应于被施加在梯度磁体系统上的机械负荷的补偿机械负荷。作为所述激励器系统在所述平衡部件上施加所述补偿机械负荷的事实的结果, 由于梯度磁体系统的主磁场和电流之间的电磁相互作用, 所述激励器系统在梯度磁体系统上施加基本上与被施加在梯度磁体系统上的机械负荷相等但方向相反的机械反负荷。从而, 由所述电磁相互作用引起的机械负荷被所述机械反负荷基本上抵消, 从而有效地减小了由所述机械负荷引起的机械和声振动。耦合装置为平衡部件提供了相对于梯度磁体系统足够的活动自由, 以使施加在平衡部件上的补偿机械负荷转换成平衡部件相对于梯度磁体系统的位移。平衡部件具有足够大的质量和/或转动惯量, 从而尽可能多地限制了所产生的位移和平衡部件的振动。

根据本发明的 MRI 系统的具体实施例, 其特征在于, 在操作期间, 控制系统相应于补偿机械负荷施加控制信号到激励器系统, 控制系统将所述控制信号确定为梯度磁体系统中的电流值的函数。由于主磁场具有预定强度和方位, 以及梯度磁体系统的瞬时电流由 MRI 系统的脉冲序列控制单元确定, 所以因主磁场和梯度磁体系统中的电流之间的电磁相互作用而被施加在梯度磁体系统的机械负荷和必需的补偿机械负荷能由控制系统精确地预测。因此, 这个具体实施例提供了被施加在梯度磁体系统上的机械负荷的精确补偿, 以使抗振系统的效率被进一步提高。

根据本发明的 MRI 系统的又一个具体实施例, 其特征在于梯度磁

体系统包括传感器系统,该传感器系统在操作期间测量梯度磁体系统的残余振动,并相应于测得的残余振动而施加测量信号到控制系统,控制系统通过使测得的残余振动小于预定阈值的方式调整控制信号。在这又一个具体实施例中,例如,由于在梯度磁体系统上的实际机械负荷和由控制系统预测的机械负荷之间小的差异而产生的梯度磁体系统的残余振动,可以被结合在传感器系统中的控制系统有效地抵消。从而抗振系统的效率被进一步提高。

根据本发明的MRI系统的具体实施例,其特征在于激励器系统包括压电激励器。由于在所述激励器中没有导电材料,所以在MRI系统中压电激励器的存在基本上不影响检查容积中的磁场。再者,用于激励压电激励器的控制信号具有相对小电流值,以致于控制信号仅引起相对小的干扰磁场。

根据本发明的MRI系统的具体实施例,其特征在于平衡部件包括被安置在主磁体系统的一部分磁场中的导电部分。当平衡部件由于被施加在其上的补偿机械负荷而相对于梯度磁体系统位移时,通过主磁体系统的磁场在所述导电部分中产生涡电流。由于所述磁场和所述涡电流之间的电磁相互作用,洛伦兹力被以与平衡部件位移方向相反的方向施加在所述导电部分,以有效地阻尼平衡部件相对于梯度磁体系统的位移和振动。因此抗振系统的效率被进一步提高。当在主磁体系统的磁场中选择导电部分的适当尺寸和导电部分的适当方位时,所述阻尼效应可以变得相当大,从而可以减小为充分限制平衡部件的位移和振动而必需的平衡部件的质量和/或转动惯量。

根据本发明的MRI系统的具体实施例,其特征在于MRI系统具有第一磁体单元和距第一磁体单元有一定距离的第二磁体单元,检查容积存在于第一和第二磁体单元间,其中第一和第二磁体单元分别包括主磁体系统的第一部分和第二部分以及分别梯度磁体系统的第一部分和第二部分,和其中梯度磁体系统的该第一部分和第二部分各自通过单独的激励器系统和单独耦合装置耦合到单独的平衡部件,至少允许各个平衡部件相对于梯度磁体系统的各个部分绕互相垂直并垂直于Z方向的第一和第二旋转轴旋转,该控制系统这样控制各个激励器系统以使在操作期间各个激励器系统至少施加绕该第一和第二旋转轴的补偿机械扭矩在各个平衡部件上,该补偿机械扭矩基本上对应于

因主磁场和在梯度磁体系统的各个部分中的电流之间的电磁相互作用而被施加在梯度磁体系统的各个部分上的机械扭矩。在这具体实施例中，MRI系统是属于所谓的开放型，其中在主磁体系统和梯度磁体系统被容纳在两个以一距离互相分离的磁体单元的情况下，检查容积对于病人和医疗工作人员是容易进入的。本发明的具体实施例是基于这样的认识：在开放型MRI系统中，梯度磁体系统的机械和声振动主要由机械扭矩引起，该机械扭矩是因主磁场和梯度磁体系统中的电流之间的电磁相互作用而被绕垂直于主磁场的Z方向的轴施加在梯度磁体系统的第一和第二部分上的。如在这具体实施例中，梯度磁体系统的第一和第二部分各自通过单独的激励器系统耦合到单独的平衡部件，并且各个激励器系统至少施加绕所述第一和所述第二旋转轴的补偿机械扭矩在各个平衡部件上，该补偿机械扭矩基本上对应于绕所述轴而被施加在梯度磁体系统的各个部分上的机械扭矩，所述机械扭矩基本上被由各个激励器系统施加在梯度磁体系统的各个部分上的机械反扭矩抵消。以此，梯度磁体系统的主要的机械和声振动被有效的减小。梯度磁体系统的每个部分和各个平衡部件之间的耦合装置相对简单，因为耦合装置必须仅允许该平衡部件绕所述第一和第二旋转轴旋转。

根据本发明的MRI系统的又一个具体实施例，其特征在于每个激励器系统包括三个激励器，该各个激励器在各个平衡部件上施加平行于Z方向的补偿力。所述三个激励器以可行和有效方式产生必需的绕第一和第二旋转轴的补偿机械扭矩，该第一和第二旋转轴垂直于Z方向延伸。

根据本发明的MRI系统的又一个具体实施例，其特征在于梯度磁体系统的第一和第二部分被定位于各个磁体单元面向检查容积的部分内，及在其中各个平衡部件被定位于各个磁体单元远离检查容积的一侧，梯度磁体系统的各个部分和各个平衡部件经连接部件被连接，该连接部件被容纳在位于各个磁体单元和主磁体系统的各个部分内的中心室内。在各个磁体单元的远离检查容积的一侧，相当多的空间可用以定位平衡部件。具体来说，在这一侧，平衡部件部分可被以相当大的距离离开第一和第二旋转轴安置，以通过平衡部件的有限总质量获得绕所述轴的相对较大的转动惯量。从而，因被施加在平衡部件

上的补偿机械扭矩而产生的平衡部件绕第一和第二旋转轴的角位移被显著地减小。

根据本发明的 MRI 系统的又一个具体实施例，其特征在于三个激励器中的每个是被安置在各个磁体单元的中心室中的压电激励器。在这具体实施例中，中心室的可利用容积被有效地用于容纳压电激励器。另一个优点是，压电激励器被安置成距离第一和第二旋转轴相对较短的距离。从而，显著地限制了为获得平衡部件绕第一和第二旋转轴的预定旋转而必需的压电激励器的纵向变形，进而限制压电激励器的必需的尺寸并增加压电激励器的稳定性。

根据本发明的 MRI 系统的又一个具体实施例，其特征在于平衡部件包括被安置在各个磁体单元的中心室内的导电部分。在开放型 MRI 系统的第一和第二磁体单元的中心室内，主磁体系统的磁场具有相对较高的强度。因此，在所述导电部分中，相对较强的涡电流被产生，以使导电部分提供相对较强的阻尼作用并使平衡部件的位移和振动被进一步限制。

根据本发明的 MRI 系统的又一个具体实施例，其特征在于各个平衡部件的导电部分包括被定位为基本上平行于 Z 方向的圆柱形板。在这具体实施例中，在中心室内的圆柱形板被定位为基本平行于主磁体系统的磁场方向。这样可以通过平衡部件的导电部分获得最佳的阻尼作用。

根据本发明的 MRI 系统的又一个具体实施例，其特征在于各个平衡部件包括被安置在各个磁体单元的中心室内的大块圆柱形体，各个圆柱形板围绕所述圆柱形体而安置。在这具体实施例中，通过使用所述大块圆柱形体，平衡部件的转动惯量被减小。考虑到通过围绕所述圆柱形体安装的圆柱形导体板获得的阻尼效应，所述减小是可能的。以这种方式，各个平衡部件具有紧凑结构，以及第一和第二磁体单元的中心室的可利用的空间被有效地用于容纳平衡部件。

#### 附图说明

在此以后将参考附图说明根据本发明的磁共振成像 (MRI) 系统的具体实施例，其中

图 1 示意性表示根据本发明的 MRI 系统的第一具体实施例的截



面，

图 2 示意性表示图 1 中 MRI 系统的平衡部件的平面图，和图 3 示意性表示根据本发明的 MRI 系统的第二具体实施例的主要部分。

### 具体实施方式

显示在图 1 中的根据本发明的 MRI 系统 1 的第一具体实施例是属于所谓的开放类型，具有通过两个竖柱 7、9 互相连接的上壳体 3 和下壳体 5。在上壳体 3 和下壳体 5 间的检查容积 11 是用于在其中容纳被检查病人的。MRI 系统 1 也包括一个具有被容纳在上壳体 3 中的第一部分 15 和被容纳在下壳体 5 中的第二部分 17 的主磁体系统 13。所述第一和第二部分 15、17（没有在图 1 中详细显示），其每个包括被容纳在低温容器中的多个超导电线圈。操作期间主磁体系统 13 在检查容积 11 中产生主磁场  $B_0$ ，主磁场  $B_0$  基本上在垂直的 Z 方向上取向。MRI 系统 1 也包括一个具有第一部分 21 和第二部分 23 的梯度磁体系统 19，该第一部分 21 被容纳在上壳体 3 中的主磁体系统 13 的第一部分 15 和检查容积 11 之间，以及该第二部分 23 被容纳在下壳体 5 中的主磁体系统 13 的第二部分 17 和检查容积 11 之间。所述第一和第二部分 21、23（没有在图 1 中详细显示），其每个包括用于在检查容积 11 以三个正交方向 X、Y、Z 产生主磁场  $B_0$  梯度的多个电线圈。主磁体系统 13 的第一部分 15 和梯度磁体系统 19 的第一部分 21 属于被容纳在上壳体 3 中的第一磁体单元 25，同时主磁体系统 13 的第二部分 17 和梯度磁体系统 19 的第二部分 23 属于被容纳在下壳体 5 中的第二磁体单元 27，该第二磁体单元 27 位于距离第一磁体单元 25 的垂直距离处。第一磁体单元 25 也包括第一 RF 线圈单元 29 和第二 RF 线圈单元 31，该第一 RF 线圈单元 29 被设置于梯度磁体系统 19 的第一部分 21 和检查容积 11 之间，该第二 RF 线圈单元 31 被设置于梯度磁体系统 19 的第二部分 23 和检查容积 11 之间。

MRI 系统 1 用于通过核磁共振方法对病人身体的内脏器官成像。通过在病人身体的多个位置连续观察核磁共振效应来构造病人身体的图像，其中通过改变主磁场  $B_0$  的梯度来连续选择该位置。在各个选择的位置，由第一和/或第二 RF 线圈单元 29、31 发射 RF 信号，并随

后由第一和/或第二 RF 线圈单元 29、31 接收在所述位置因核磁共振效应产生的 RF 信号。由于主磁体系统 13 包括超导线圈，所以主磁场  $B_0$  是相对较强的，从而获得相对较强的核磁共振效应。为了限制全部检查所必需的整个时段，以相对较高的频率改变主磁场  $B_0$  的梯度。为此，也以高频率改变梯度磁体系统 19 的线圈中的电流。

由于主磁体系统 13 的一部分磁场在梯度磁体系统 19 中，从而在主磁体系统 13 的磁场和在梯度磁体系统 19 中改变的电流间发生电磁相互作用。所述相互作用导致机械负荷、具体为洛伦兹力，在操作时被施加在梯度磁体系统 19 的线圈上。由于主磁体系统 13 的磁场是相对较强的以及梯度磁体系统 19 中的电流以相对较高的频率改变，从而洛伦兹力是相对较高的。没有额外测量，洛伦兹力将导致梯度磁体系统 19 强烈的机械和声振动。所述振动甚至被传递到 MRI 系统 1 的其他部分，具体为主磁体系统 13 和上、下壳体 3、5。所述振动将引起主磁场  $B_0$  失真，该失真将导致 MRI 系统 1 产生的图像出现不允许的失真。并且，将使得 MRI 系统 1 中和绕 MRI 系统 1 发生不允许的高频声振动。

为了减小和限制梯度磁体系统 19 的所述机械和声振动，MRI 系统 1 包括抗振系统 33。在显示在图 1 中 MRI 系统 1 的第一具体实施例中，抗振系统 33 包括分离的第一部分 35 和分离的第二部分 37，该分离的第一部分 35 用于减小梯度磁体系统 19 的第一部分 21 的振动，该分离的第二部分 37 用于减小梯度磁体系统 19 的第二部分 23 的振动。在下面只详细说明抗振系统 33 的第一部分 35。抗振系统 33 的第二部分 37 的结构和操作与第一部分 35 相同。此外将说明梯度磁体系统 19 的第一部分 21 的许多结构细节，并且梯度磁体系统 19 的第二部分 23 具有相同结构细节也将清楚。

如图 1 所示，抗振系统 33 的第一部分 35 包括平衡部件 39，该平衡部件 39 定位于第一磁体单元 25 远离检查容积 11 的一侧 41，将在此后详细说明。梯度磁体系统 19 的第一部分 21 被定位于第一磁体单元 25 面向检查容积 11 的部分中，并被刚性安装到圆柱形连接部件 43，该圆柱形连接部件 43 容纳在位于第一磁体单元 25 和主磁体系统 13 的第一部分 15 中的中心室 45 中。梯度磁体系统 19 的第一部分 21 通过多个安装件 47 而安装到主磁体系统 13 的第一部分 15，该安装

件 47 被提供于连接部件 43 上并由弹性可变形材料譬如橡胶制造。平衡部件 39 通过耦合装置 49 和激励器系统 51 被耦合至梯度磁体系统 19 的第一部分 21 的连接部件 43, 该耦合装置 49 和激励器系统 51 在此后将详细说明。

图 2 详细显示了平衡部件 39。在该具体实施例中显示的平衡部件 39 包括三个部分 53, 这三个部分 53 具有相对较高质量并被定位于绕第一磁体单元 25 的中心轴 55 的虚拟圆圈上, 该中心轴 55 平行于 Z 方向延伸。这些部分 53 通过具有中心开口 59 的三角形框架 57 相互连接。耦合装置 49 包括在垂直于 Z 方向的水平虚拟平面中延伸的三个弹性杆 61。每个杆 61 的第一端部连接到梯度磁体系统 19 的第一部分 21 的连接部件 43 的末端圆盘 63。每个杆 61 的第二端部连接到三角形框架 57 的中心开口 59 的内壁 65。三个弹性杆 61 允许平衡部件 39 相对于梯度磁体系统 19 的第一部分 21 绕垂直于 Z 方向的第一水平旋转轴 67 转动, 以及绕垂直于 Z 方向和第二水平旋转轴 69 转动。激励器系统 51 包括三个也被安置在绕中心轴 55 的虚拟圆圈上并能在平行于 Z 方向的方向上分别施加补偿力  $F_z$  在平衡部件 39 上的激励器 71。在图 1 和图 2 的具体实施例中各个激励器 71 是被安置在中心室 45 内的压电激励器。各个激励器 71 的第一端部经第一弹性铰链 73 连接到连接部件 43 的有棱角的水平安装表面 75, 同时各个激励器 71 的第二端部经第二弹性铰链 77 连接到接近中心开口 59 的三角形框架 57 的安装表面 79。通过这三个激励器 71, 激励器系统 51 可在平衡部件 39 上施加绕第一和第二旋转轴 67、69 的补偿机械扭矩  $M_{cx}$  和  $M_{cy}$  (参见图 2)。耦合装置 49 允许所述扭矩转换成平衡部件 39 相对于梯度磁体系统 19 的第一部分 21 绕第一和第二旋转轴 67、69 的转动。当平衡部件 39 被定位在第一磁体单元 25 远离检查容积 11 的一侧 41 时, 有相当大的空间可用于平衡部件 39。因而, 这些部分 53 可被定位在距离中心轴 55 相当大距离远处。如此, 在平衡部件 39 的总质量有限的情况下, 平衡部件 39 具有分别绕第一和第二旋转轴 67、69 的相对较大转动惯量  $I_x$  和  $I_y$ 。当压电激励器 71 被容纳在中心室 45 内时, 对获得平衡部件 39 绕第一和第二旋转轴 67、69 的预定转动来说必需的压电激励器 71 的纵向形变被相对限制, 以便限制压电激励器 71 的必需尺寸并增大压电激励

器 71 的稳定性。在激励器系统 51 中，使用压电激励器的优点是因为压电激励器实际上不包含任何导电材料，从而压电激励器 71 的存在基本上不影响在检查容积 11 中的主磁场  $B_0$ 。

所述平衡部件 39、耦合装置 49、和激励器系统 51 的结构和性能的应用是基于这样的原理：在类似 MRI 系统 1 的开放型 MRI 系统中，因为在主磁体系统 13 的磁场和在梯度磁体系统 19 中的电流之间的电磁相互作用，梯度磁体系统 19 的机械和声振动主要由机械扭矩  $M_x$ 、 $M_y$ （参见图 1）引起，该机械扭矩  $M_x$ 、 $M_y$  被施加在梯度磁体系统 19 的绕垂直于 Z 方向的轴的第一和第二部分 21、23 上。在根据本发明的 MRI 系统 1 中，在梯度磁体系统 19 的第一部分 21 上的所述机械扭矩  $M_x$ 、 $M_y$  基本上被由激励器 51 施加在平衡部件 39 的、基本上与所述机械扭矩  $M_x$ 、 $M_y$  相对应的补偿机械扭矩  $M_{cx}$ 、 $M_{cy}$  抵消。结果是，由激励器系统 51 将机械反扭矩  $M_{rx}$ 、 $M_{ry}$ （见图 1）施加至梯度磁体系统 19 的第一部分 21 上，该扭矩与所述机械扭矩  $M_x$ 、 $M_y$  具有同样的大小但是相反的方向，以使施加在梯度磁体系统 19 的绕垂直于 Z 方向的轴的第一部分 21 上的总的机械扭矩基本上为零。为了这个目的，MRI 系统 1 包括控制系统 81（示意性显示在图 1 中），该控制系统 81 通过这样的方式控制激励器系统 51 的各个激励器 71，即令由激励器系统 51 施加到平衡部件 39 上的补偿机械扭矩  $M_{cx}$ 、 $M_{cy}$  基本上等于机械扭矩  $M_x$ 、 $M_y$ 。为了计算必需的补偿机械扭矩  $M_{cx}$ 、 $M_{cy}$  的瞬时值，控制系统 81 具有一个输入 83，用于接收与梯度磁体系统 19 的线圈中瞬时电流值相应的信号  $u_1$ 。所述信号  $u_1$  由 MRI 系统 1 的脉冲序列控制单元 85（图 1 中未详细显示）提供，该单元根据预定的 MRI 脉冲序列程序确定梯度磁体系统 19 的线圈中电流和由 RF 线圈单元 29、31 发射的 RF 信号。基于信号  $u_1$  和关于主磁体系统 13 的磁场的强度和方位的信息，该信息被存储在控制系统 81 的存储器中，控制系统 81 预测机械扭矩  $M_x$ 、 $M_y$  的瞬时值。随后，控制系统 81 确定为了获得必需的补偿机械扭矩  $M_{cx}$ 、 $M_{cy}$  而必需的压电激励器 71 的变形。控制系统 81 基于机械扭矩  $M_x$ 、 $M_y$  的预测值、平衡部件 39 的转动惯量  $I_x$ 、 $I_y$  和平衡部件 39 的必需的角位移来计算所述变形。最后，控制系统 81 施加一个与必需的变形相应的控制信号  $u_D$  至激励器系统 51 中的每个激励器 71。压电激励器 71 的有利性能是控制信号  $u_D$  具有相对较小的电

流值，以致控制信号  $u_D$  仅引起相对较小的干扰磁场。应当清楚的是，在梯度磁体系统 19 的第二部分 23 上的机械扭矩  $M_x$ 、 $M_y$  同样地通过抗振系统 33 的第二部分 37 被抵消。

由于平衡部件 39、激励器系统 51 和控制系统 81，梯度磁体系统 19 的第一部分 21 的机械和声振动的主要部分、具体为绕垂直于 Z 方向的轴的主要角振动被以有效方式减小。施加在平衡部件 39 上的补偿机械扭矩  $M_{cx}$ 、 $M_{cy}$  被转换成平衡部件 39 绕第一和第二旋转轴 67、69 的角位移。当平衡部件 39 的转动惯量  $I_x$ 、 $I_y$  相对较高时，所述平衡部件 39 的角位移和由此导致的平衡部件 39 的振动是相对较小的，并且不导致平衡部件 39 的明显振动。为了减小由平衡部件 39 的振动引起的噪声，在平衡部件 39 周围可提供一个合适的隔声装置。这种隔声装置的例子是在其中安置平衡部件 39 的真空室。一个重要的优点是平衡部件 39 除了梯度磁体系统 19 的第一部分 21 外不机械耦合 MRI 系统 1 的任何部分，以使所产生的平衡部件 39 的振动不被机械传递给 MRI 系统 1 的任何部分。因为在这个具体实施例中只产生了平衡部件 39 绕第一和第二旋转轴 67、69 的角位移，因此耦合装置 49 和激励器系统 51 具有简单的结构。

在图 1 所示具体实施例中，梯度磁体系统 19 的第一部分 21 绕垂直于 Z 方向的轴的残余角振动被进一步减小，因为该梯度磁体系统 19 具有在操作期间测量所述残余角振动的传感器系统 87。传感器系统 87 将一个对应于所述测量的残余角振动的测量信号  $u_{rv}$  施加到控制系统 81。传感器系统 87 属于控制系统 81 的反馈控制回路，该控制系统 81 调整施加到激励器系统 51 的控制信号  $u_D$ ，以这种方式测量的残余角振动被保持小于预定的阈值。例如在梯度磁体系统 19 的第一部分 21 实际承受的机械扭矩  $M_x$ 、 $M_y$  和控制系统 81 预定的机械扭矩  $M_x$ 、 $M_y$  值不同的情况下，会发生这种残余角振动。在使用包含传感器系统 87 的所述反馈控制回路的情况下，抗振系统 33 的第一部分 35 的效率被进一步提高。应当清楚的是，可以以类似方式进一步减小梯度磁体系统 19 的第二部分 23 绕垂直于 Z 方向的轴的残余角振动。

图 3 示意性表示根据本发明的 MRI 系统 101 的第二具体实施例，它也是开放型的。由图 3 中相应参考标记指示的与前面说明的 MRI 系统 1 的部件相应的 MRI 系统 101 的部件将不被详细论述。图 3 示意性

显示了在容纳MRI系统101的第二磁体单元27'的下壳体5'中的主要部件。容纳第一磁体单元的上壳体在图3中未显示,然而本领域熟练技术人员将会理解上壳体和第一磁体单元基本上与下壳体5'和第二磁体单元27'相同。在下面仅将MRI系统101和MRI系统1间的不同作简要论述。

如图3所示,MRI系统101包括抗振系统103,该抗振系统103包括用于抵消施加在梯度磁体系统19'的第二部分23'上的机械扭矩 $M_x$ 、 $M_y$ 的第二部分105,该机械扭矩 $M_x$ 、 $M_y$ 是由于主磁体系统13'的磁场和梯度磁体系统19'的第二部分23'中电流的电磁相互作用而产生的。本领域熟练技术人员将会理解,图3中未显示并用于抵消施加在梯度磁体系统的第一部分上的机械扭矩 $M_x$ 、 $M_y$ 的抗振系统103的第一部分基本上与第二部分105相同。抗振系统103的第二部分105包括平衡部件107,该平衡部件107包括被安置在第二磁体单元27'的中心室45'中的大块圆柱形体。通过激励器系统109和通过耦合装置,平衡部件107被耦合到梯度磁体系统19'的第二部分23',该耦合装置允许平衡部件107相对于梯度磁体系统19'的第二部分23'绕垂直于Z方向的轴旋转。耦合装置在图3中未显示,但本领域熟练技术人员可以知道如何构造合适的耦合装置,例如,基于前面公开的MRI系统1的耦合装置49。激励器系统109与MRI系统1的激励器系统51对应,包括三个能分别以平行于Z方向的方向施加补偿力 $F_z$ 到平衡部件107上的压电激励器111。图3中只示意性显示两个激励器111。激励器111被安装在平衡部件107的水平安装表面113和梯度磁体系统19'的第二部分23'的水平安装表面115之间。激励器111由MRI系统101的控制系统(图3中未显示)控制,该控制系统相应于激励器111所计算的变形而施加控制信号至各个单独的激励器111。

平衡部件107具有紧凑结构,中心室45'的可利用空间被高效用于容纳平衡部件107、耦合装置和激励器系统109。因此,平衡部件107绕垂直于Z方向的轴的转动惯量 $I_x$ 、 $I_y$ 是相对较小的。在MRI系统101中,因为平衡部件107包括安置于主磁体系统13'的一部分磁场中的导电部分117,所以限制了平衡部件107的角位移。在图3所示具体实施例中,平衡部件107的导电部分117包括圆柱形板

119, 该圆柱形板 119 也可被安置在中心室 45' 内并围绕平衡部件 107 的大块圆柱形体安装。板 119 由具有相对较高的导电率的材料, 譬如铜制造。将会理解, 抗振系统 103 的第一部分包括类似的导电部分。在中心室 45' 中, 主磁体系统 13' 的磁场是相对较强的并基本上平行于 Z 方向取向。当通过激励器系统 109 相对于主磁体系统 19' 的第二部分 23' 设置平衡部件 107 时, 通过主磁体系统 13' 的磁场在导电部分 117 中产生涡电流。所述磁场和所述涡电流的电磁相互作用引起洛伦兹力, 该洛伦兹力以与导电部分 117 的被设置方向相反的方向施加到导电部分 117 上。从而所述洛伦兹力对平衡部件 107 的角位移具有阻尼作用, 譬如, 所述位移由于导电部分 117 的存在而被限制。因在中心室 45' 中的主磁体系统 13' 的磁场是相对较强的, 所述阻尼作用也是相对较强的, 从而使平衡部件 107 的角位移是相对较小的, 而不论平衡部件 107 的相对较小的转动惯量  $I_x$ 、 $I_y$ 。图 3 的具体实施例的又一个优点是圆柱形板 119 平行于 Z 方向取向, 即在中心室 45' 中基本上平行于主磁体系统 13' 的磁场的局部方向。因此通过导电部分 117 获得一个优化的阻尼作用。MRI 系统 101 的控制系统确定供给各个单个激励器 111 的控制信号, 该控制信号不仅作为施加在梯度磁体系统 19' 的第二部分 23' 上的预测机械扭矩  $M_x$ 、 $M_y$  的函数, 还作为由导电部分 117 产生的预测阻尼力值的函数。在预定方式中的所述阻尼力依赖于导电部分 117 的角速度, 本领域熟练技术人员将知道如何适应控制系统以考虑阻尼力。

优选安置平衡部件 107 的导电部分 117 在尽可能远离检查容积 11 的位置。这样, 导电部分 117 中的涡电流对在检查容积 11 中的主磁场  $B_0$  的影响是最小的。因此, 在根据本发明的 MRI 系统的优选的又一个实施例中, 其在图中未显示, 圆柱形板 119 只围绕远离检查容积 11 的平衡部件 107 的下半部分延伸。在这又一个实施例中, 通过在平衡部件 107 的末端表面 121 的位置增加导电端板, 可增加阻尼作用。

注意的是, 本发明也覆盖了所谓密封圆柱形型磁共振成像 (MRI) 系统, 该系统包括一包围圆柱形检查容积的单个圆柱形磁体单元。密封圆柱形型 MRI 系统的梯度磁体系统通常包括一单个圆柱形梯度线圈系统。从而, 根据本发明的密封型 MRI 系统的抗振系统可仅包括单

个平衡部件，该平衡部件通过单个适当的耦合装置和单个适当的激励器系统耦合到所述梯度线圈系统。为了补偿内部机械弯曲扭矩，密封型 MRI 系统也可具有两个或更多个耦合到梯度磁体系统的平衡部件。

在说明的 MRI 系统 1 和 101 中，抗振系统 33、103 被用于抵消施加至梯度磁体系统 19、19' 的第一和第二部分 21、21'、23、23' 绕垂直于 Z 方向的轴的机械扭矩  $M_x$ 、 $M_y$ 。最后，注意的是，本发明也覆盖了在主磁体系统的磁场和梯度磁体系统中的电流之间的电磁相互作用、譬如净线性力 (net linear force) 的情况下的磁共振成像 (MRI) 系统，其中抗振系统被用于抵消施加在梯度磁体系统上的其它机械负荷。在这具体实施例中，具有适当的耦合装置，该耦合装置允许平衡部件相对于梯度磁体系统的必要的线性位移，以及具有允许施加必要的补偿机械负荷 (力) 至平衡部件上的适当的激励器系统。本领域熟练技术人员将能够设计与补偿机械负荷的种类相一致的适当耦合装置和适当激励器系统。



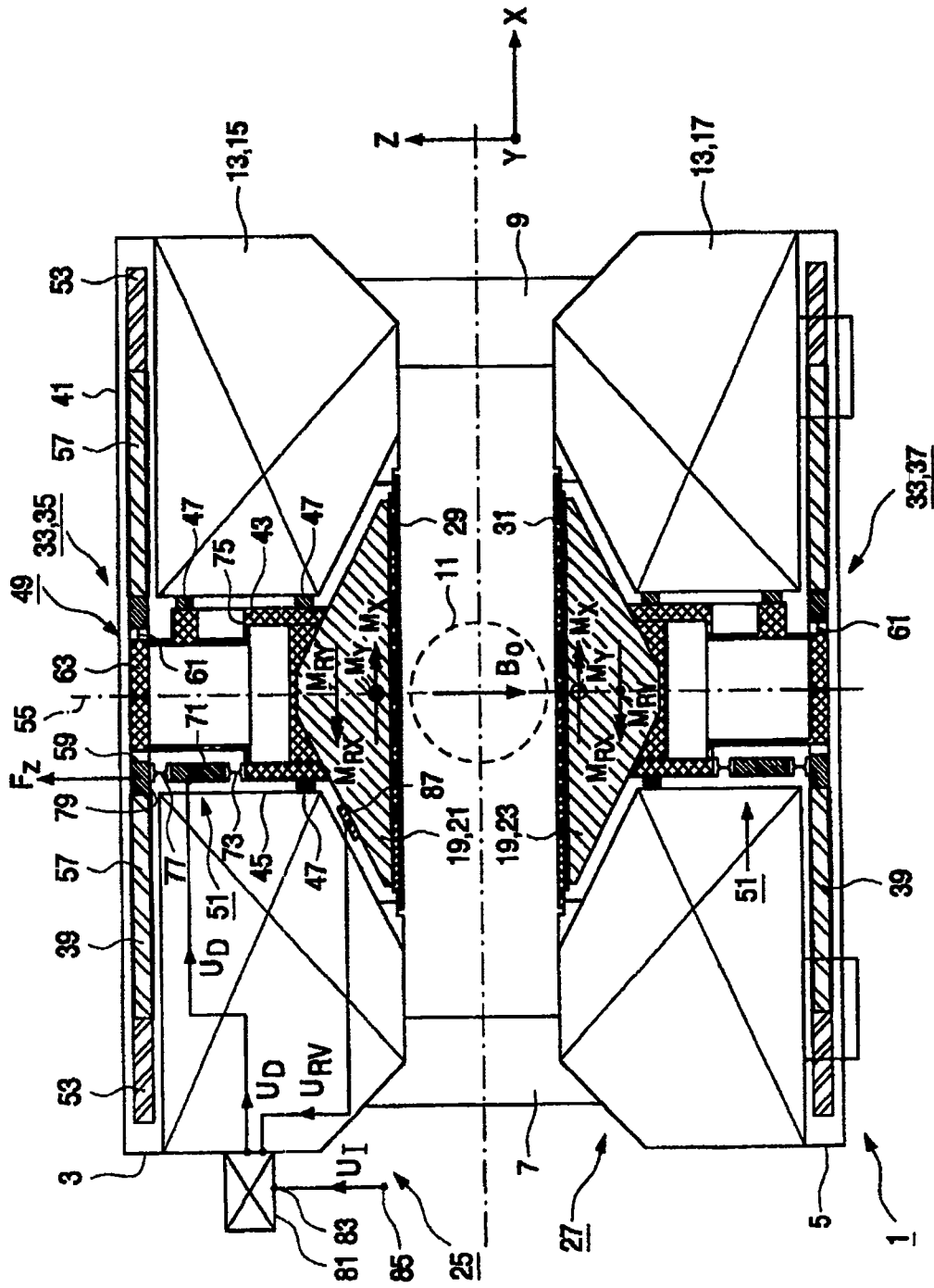


图 1

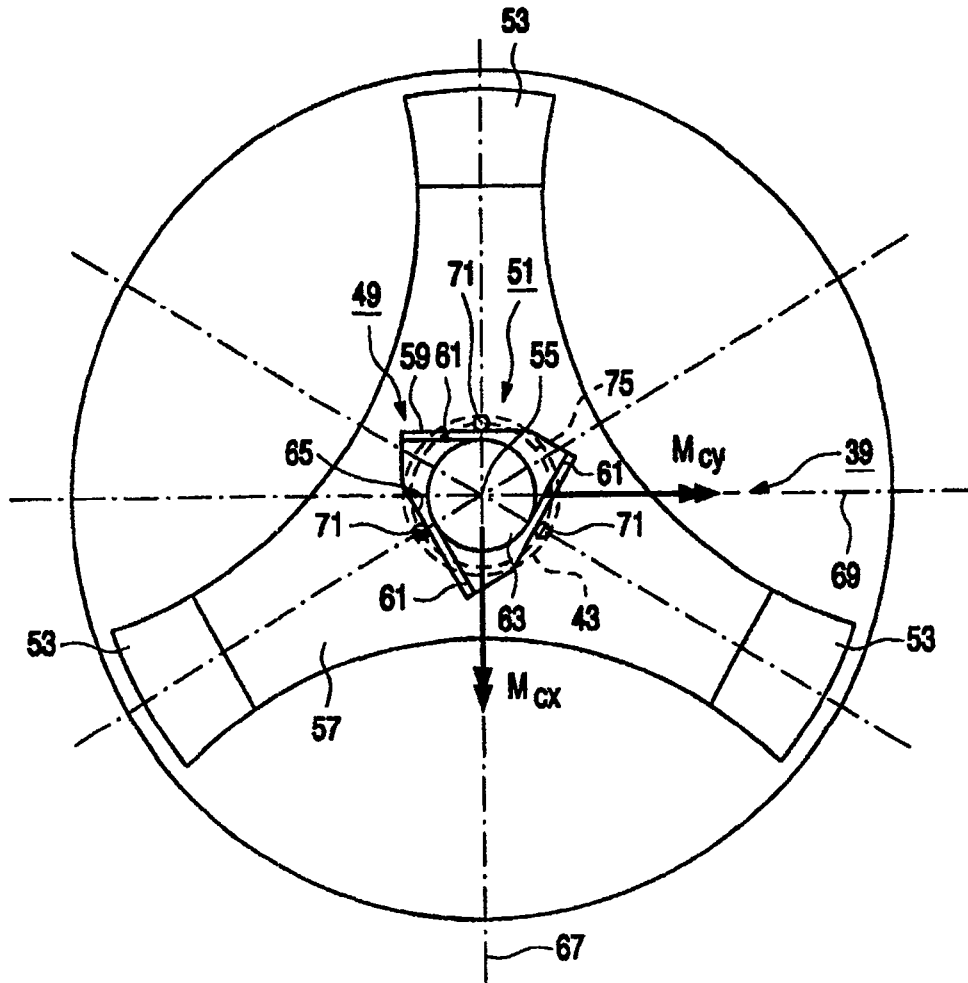


图 2

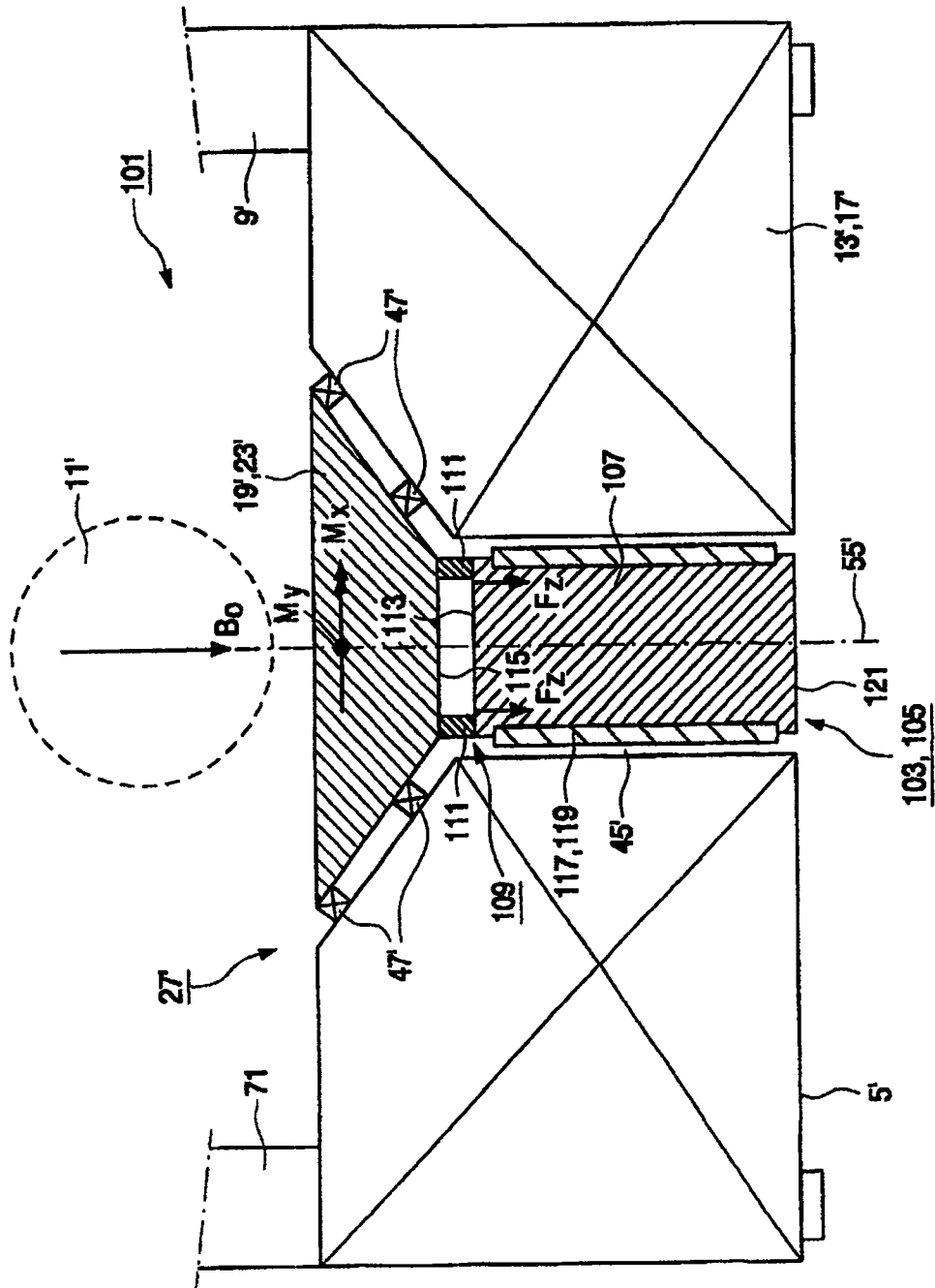


图 3