

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200310123727.0

A61B 5/055 (2006.01)
G01R 33/38 (2006.01)
G01R 33/3815 (2006.01)
G01R 33/385 (2006.01)

[45] 授权公告日 2009 年 7 月 8 日

[11] 授权公告号 CN 100508881C

[22] 申请日 2003.12.23

[21] 申请号 200310123727.0

[30] 优先权

[32] 2002.12.23 [33] US [31] 10/248, 169

[73] 专利权人 通用电气公司

地址 美国纽约州

[72] 发明人 伊万杰洛斯·拉斯卡里斯 黄贤睿
米歇尔·D·奥格尔

[56] 参考文献

CN1272051A 2000.11.1

US5489848A 1996.2.6

US5278502A 1994.1.11

US5225782A 1993.7.6

审查员 魏 娜

[74] 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所
代理人 魏晓刚 李晓舒

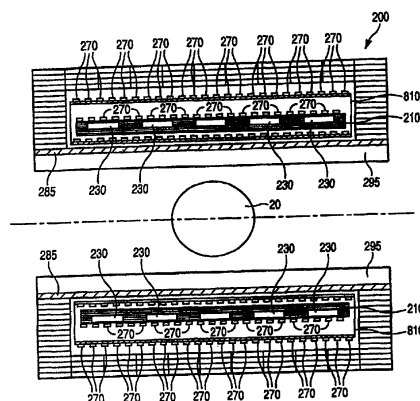
权利要求书 2 页 说明书 5 页 附图 6 页

[54] 发明名称

传导冷却式被动屏蔽 MRI 磁铁

[57] 摘要

提供一种用于使目标体积(20)成象的磁共振成象(MRI)设备(200),它具有至少一个产生磁场的主磁铁(230)和至少一个控制由这至少一个主磁铁(230)所产生的磁场、使目标体积(20)成象的梯度线圈(50)。由这至少一个梯度线圈(50)所产生的磁场基本上是未被屏蔽的。



1. 一种用于使目标体积(20)成象的超导磁共振成象设备(200)包括:
至少一个产生磁场的主磁铁(230); 和
至少一个控制由所述至少一个主磁铁(230)所产生的磁场、使目标体积(20)成象的梯度线圈(50),

主磁铁冷却式热分散器, 所述主磁铁冷却式热分散器至少部分由无涡流材料制成;

其中, 所述至少一个梯度线圈(50)所产生的磁场是未被屏蔽的。

2. 如权利要求1的超导磁共振成象设备(200), 其中, 所述至少一个主磁铁(230)包括:

至少一个在低温下工作的超导线圈。

3. 如权利要求2的超导磁共振成象设备(200), 其中, 所述至少一个主磁铁(230)还包括:

至少一个与超导线圈层紧靠的冷却管(270), 所述至少一个冷却管(270)是与一个设置在主磁铁外面的低温制冷器(280)耦合的。

4. 如权利要求2的超导磁共振成象设备(200), 其中, 所述至少一个主磁铁(230)还包括:

一个复合真空容器(240), 所述复合真空容器(240)内装所述至少一个超导线圈, 且所述复合真空容器(240)是由所述至少一个梯度线圈(50)所产生的磁场在其中基本上不激发涡流的材料制成。

5. 如权利要求1的超导磁共振成象设备(200), 其中, 所述至少一个主磁铁(230)基本上没有由所述至少一个梯度线圈(50)所产生的磁场激发的涡流。

6. 如权利要求2的超导磁共振成象设备(200), 其中所述主磁铁冷却式热分散器包括:

一个冷却式热屏蔽器, 和

一个其上缠绕所述超导线圈的冷却式线圈架(210)。

7. 如权利要求6的超导磁共振成象设备(200), 其中, 所述冷却式线圈架(210)包括一种包含玻璃纤维、环氧树脂和铜丝的复合材料, 和

至少一个缠绕所述冷却式线圈架(210)周围的冷却管(270),所述至少一个冷却管(270)是与低温制冷器(280)耦合的。

8. 如权利要求6的超导磁共振成象设备(200),其中,所述冷却式热屏蔽器包括:

一个热屏蔽圆桶(810)和

至少一个缠绕所述热屏蔽圆桶(810)周围的冷却管(270),所述至少一个冷却管(270)是与低温制冷器(280)耦合的。

9. 如权利要求8的超导磁共振成象设备(200),其中,所述热屏蔽圆桶(810)包括:

一种环氧树脂-玻璃铜丝复合材料。

传导冷却式被动屏蔽MRI磁铁

技术领域

本发明一般涉及磁共振成像（MRI）设备，特别涉及至少包括一个用于控制MRI磁铁所产生磁场的梯度线圈的MRI设备，其中，梯度线圈所产生的磁场基本上未被磁屏蔽。

背景技术

MRI设备在医学界广泛用做对组织和骨结构之类成象的诊断工具。关于常规MRI设备的描述，可参见美国专利N0.5,225,782，5,285,181和5,304,934，它们的内容全部在此引入作为参考。

如图1所示，超导（SC）MRI设备10一般用线圈30在成象目标体积20中产生均匀磁场，而线圈30在液态氮中工作，以使温度大致保持在4°K。液态氮槽需要一个容器40，这个容器是密封真空的，满足美国机械工程师协会（ASME）的压力容器要求；这样一个容器40一般是由焊接起来的铝合金圆桶和端盘构成。热辐射屏蔽（未示出）也是由焊接起来的铝片构成，一般用两个，内装氮容器40。

在MRI设备10内腔内梯度线圈50发生电脉冲时，在梯度线圈周围任何一个导电圆桶中所产生的随时间变化的磁通量都激发涡流。这些涡流反过来又产生它们自己的磁场，使所期望的梯度场的强度发生时空上的衰减。今天通常用于MR成像中的磁铁内腔内另一组梯度线圈60（即屏蔽梯度线圈）对主动脉冲序列进行补偿。这些屏蔽梯度线圈60产生一些磁场，对主梯度线圈所产生的那些磁场在屏蔽线圈60以外区域起抵消作用，因而大大降低了与热屏蔽之类导电元件的任何互感，并使最终产生的涡流达至最少。本发明人发现，在一般实施中，屏蔽线圈60通常可使梯度线圈50所产生的磁场消除大约50%

不过，一直存在对于在没有屏蔽线圈60的系统或有屏蔽线圈的系统中，可减小梯度线圈50在MRI设备10中最终产生的涡流量，以进一步减小在MRI设备中最终产生的涡流量的MRI设备10的需要。

发明内容

本发明的目的在于缓解或消除上述以及在现有技术中所发现的其它问题之一或更多。

根据本发明的第一个实施例，提供一种用于使一个目标体积成象的磁共振成象（MRI）设备，它包括至少一个产生磁场的主磁铁，和至少一个控制由所述至少一个主磁铁所产生的、使目标体积成象的磁场的梯度线圈，其中，由所述至少一个梯度线圈所产生的磁场是基本上未被屏蔽的。

优选地，主磁铁包括至少一个在低温下工作的超导线圈。主磁铁还包括至少一个紧靠超导线圈层的冷却管，而这个冷却管与一个低温冷却器热交换器偶合。

根据本发明的第一方面，主磁铁可包括一个内装所述至少一个超导线圈的复合真空容器，这个复合真空容器是由这样一种材料制成，所述至少一个梯度线圈所产生的磁场在其中基本上不激发涡流。

根据本发明的第二方面，主磁铁是与梯度线圈电感隔离的。

根据本发明的第三方面，MRI设备还包括至少一个冷却式热分散器。这个冷却式热分散器最好包括至少一个冷却式热屏蔽器，和一个缠绕超导线圈的冷却式线圈架。冷却式线圈架最好是由一种包括玻璃纤维、环氧树脂和铜丝的复合材料制成。

根据本发明的第四方面，MRI设备还包括一个与至少一个磁铁热偶合的低温冷却器热交换器，和一个用于冷却低温冷却器热交换器所用冷却介质的低温制冷器。低温制冷器最好大体上放在所述至少一个梯度线圈所产生的磁场之外。冷却介质可以包括液氦、液氢、液氮和液氖其中的一种。

根据本发明的第五方面，梯度线圈包括多个环氧树脂-玻璃层和多个绝缘的铜丝层。

根据本发明的第六方面，MRI设备还包括至少一个对所述至少一个磁铁的外部边缘磁场进行被动屏蔽的被动屏蔽，所述至少一个被动屏蔽包括多个叠层的可磁化的环。这多个叠层的环抑制在所述至少一个被动屏蔽内产生的涡流。

根据本发明的第二个实施例，提供一种用于使目标体积成象的磁共振成象（MRI）设备，它包括包括产生主磁场的装置，控制主磁场使目标体积成象的装置，其中，所述控制装置产生基本未被屏蔽的磁场。

根据本发明的第七方面，MRI设备还包括这样一些装置，这些装置是用于冷却产生主磁场的装置，而在冷却装置内基本不激发涡流。

根据本发明的第八方面，MRI设备还包括这样一些装置，这些装置是用于被动屏蔽产生主磁场的装置的。

根据本发明的第三个实施例，提供一种磁共振成像（MRI）系统，它包括一个产生使目标体积成象的磁场的超导磁铁、一个控制这个磁场的未屏蔽的梯度线圈和一个与超导磁铁热耦合的低温冷却系统。

根据本发明的第九方面，低温冷却系统包括一个与超导磁铁热耦合的低温冷却器热交换器，和一个冷却低温冷却器热交换器所用冷却介质的低温制冷器。低温制冷器最好放在超导磁铁外面。

根据本发明的第四个实施例，提供一种使目标体积成象的磁共振成像（MRI）设备，它包括至少一个在低温下工作产生磁场的超导线圈，和至少一个控制所述至少一个主磁铁所产生磁场使目标体积成象的梯度线圈。所述至少一个超导线圈包括至少一个与超导线圈层紧靠的冷却管，所述这至少一个冷却管是与冷却器热交换器耦合的。

根据本发明的第五个实施例，提供一种使目标体积成象的磁共振成像（MRI）装置，它包括至少一个产生磁场的主磁铁，至少一个控制由所述至少一个主磁铁所产生的磁场使目标体积成象的梯度线圈，和至少一个冷却式热分散器。冷却式热分散器包括至少一个冷却式热屏蔽器，和一个在其上缠绕所述至少一个主磁铁的冷却式线圈架。

附图说明

图1是一个已知MRI设备的剖面图。

图2是根据本发明一个实施例的一个MRI设备的剖面图。

图3是根据本发明一个实施例的冷却式线圈架的部分放大图。

图4是根据本发明一个实施例的一个MRI设备的端视图。

图5是根据本发明一个实施例的一个圆桶形冷却式热屏蔽的剖面图。

图6是根据本发明一个实施例的一个既具有冷却式线圈架又具有圆桶形冷却式热屏蔽器的MRI装置的剖面图。

具体实施方式

下面将参照本发明的优选实施例详加说明。凡可能的地方，对相同部分或类似部分在所有附图中都将使用相同的编号。

根据本发明一个实施例降低涡流可通过在MRI设备200中使用无涡流元件来实现。这种无涡流元件可用于去除或降低所产生的任何残余涡流，因为现在的屏蔽线圈仍允许梯度线圈所产生的磁场有大约50%穿过。举例来说，无涡流元件可用作冷却式热分散器的一部分，例如冷却式屏蔽或冷却式线圈架。其它部分也可完全或部分由无/抗涡流材料制造。

一个这样的MRI设备200示于图2的方块图中。根据这个实施例，为了对主MRI磁铁进行热屏蔽或冷却，主MRI磁铁（即超导线圈230）设置温差对流冷却式线圈架210。线圈架210最好用包含环氧树脂-玻璃-铜丝的复合材料制作。不过，其它材料，如用铝替代铜等的材料，也可使用。因此，应当知道，线圈架210（和图5和图6中的热屏蔽圆桶810）最好用在未屏蔽梯度线圈295工作期间基本不在其中产生涡流的材料制作。真空容器的内腔285也基本上用无涡流材料制作。

如图2和图3所示，把一个或一个以上冷却管270安装在线圈架210上。类似地，如图5和图6所示，也可把一个或一个以上冷却管270安装在热屏蔽810（如果设置了的话）上。冷却管270最好基本上围绕线圈架210和/或热屏蔽圆桶810安装。

冷却管270要配置得使冷却介质（液氦、液氢、液氮和液氙等）通过线圈架210和/或热屏蔽圆桶810附近，借此冷却线圈架210和/或热屏蔽圆桶810，而冷却介质要选择得使温度低于超导体工作时电流密度和磁场两者一起所要求的超导体临界温度。因此，冷却管270要通过一个冷却剂流动线路（未示出）与低温制冷器280耦合（图4）。应当知道，冷却管270的尺寸和数量取决于许多热传导设计细节，包括但不限于总尺寸、流动速率和阻力、材料和MRI设备200的热载荷。

冷却由冷却介质在MRI设备200中循环实现。在MRI设备200中，冷的冷却介质通过冷却管270与线圈架210和/或热屏蔽圆桶810进行热交换，然后返回到处于较高温度的低温制冷器280。因为已经知道，低温制冷器设计因为极端的热工作条件限制了在其中可采用的材料类型，非金属“无涡流”材料的使用也受到限制。因此，低温制冷器280最好放在MRI设备200的外面，如图4所示。这可使低温制冷器280与MRI装置200所产生的起伏的电磁场隔开，

借此阻止在低温制冷器280中产生涡流。流体循环可利用冷热端之间的重力差或使用泵（未示出）来实现。

冷却介质容器940用于储存工作所需的液态冷却介质。为了是所产生的任何涡流达至最小，容器940最好由一个可形成压力边界的薄不锈钢壳和缠绕在不锈钢壳周围的、可支撑压力载荷的玻璃纤维复合结构构成。图4所示冷却头930的细节取决于具体的实施情况。

上述配置通过把制冷系统（如低温制冷器280）的一部分移到MRI磁铁200之外和由于对MRI的至少某些部件使用非金属材料（如复合材料）降低了其中所产生的涡流。降低涡流的产生允许把屏蔽梯度线圈60（图1）去掉，或进一步降低有屏蔽梯度线圈60的配置中的涡流。因此，上述特征的任何一或它们的组合都可用于对一个已知的MRI装置10加以改善。

上面对本发明优选例的描述只是为了说明本发明。这里不想详细描述本发明已被公开的精确形式，或把本发明限制在本发明已被公开的精确形式上，根据上述描述加以改进和变化是可能的，通过实践本发明也可以作出改进和变化。选择和描述这些实施例是为了解释本发明的原理和它的实际应用，以使业内人士以适合于所预期的具体用途的各种实施方式和各种改进利用本发明。本发明的范围打算用所附权利要求和它们的等价物加以界定。

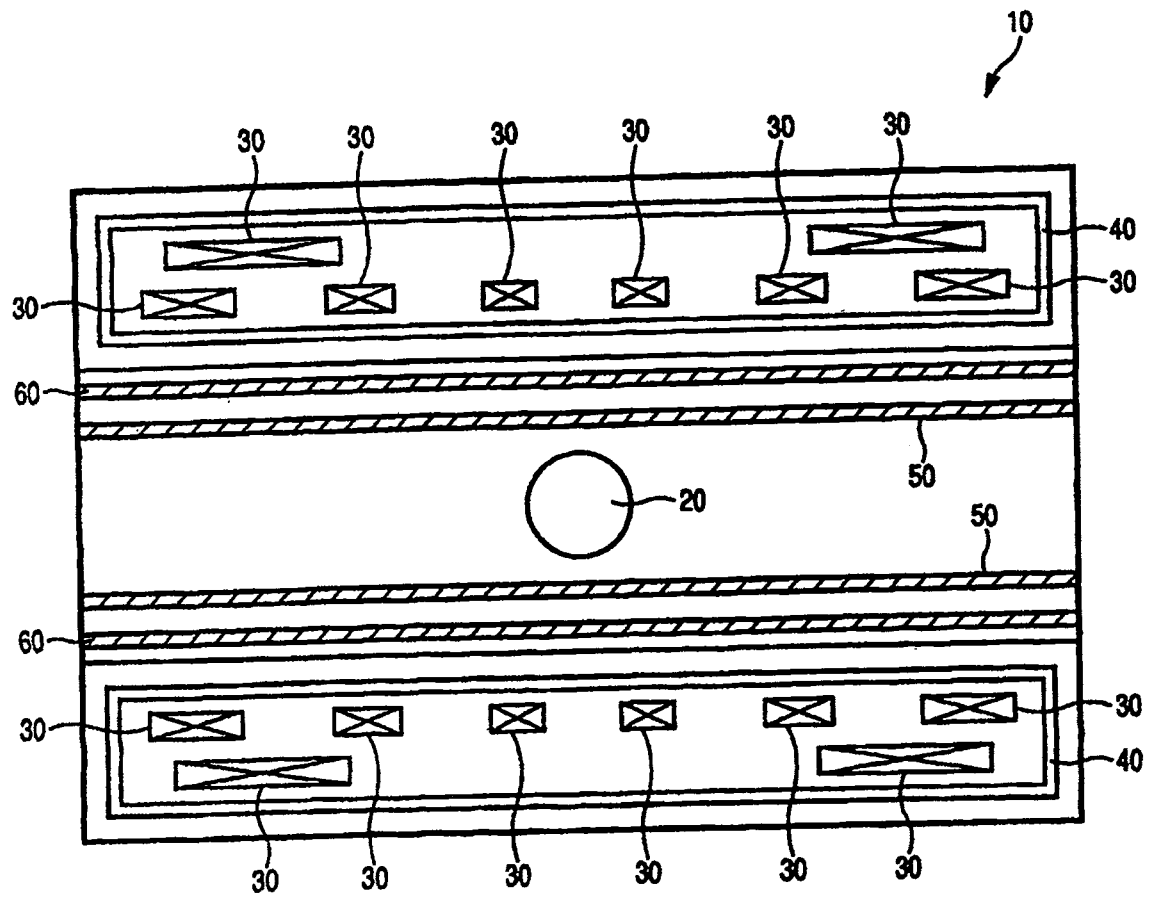


图 1

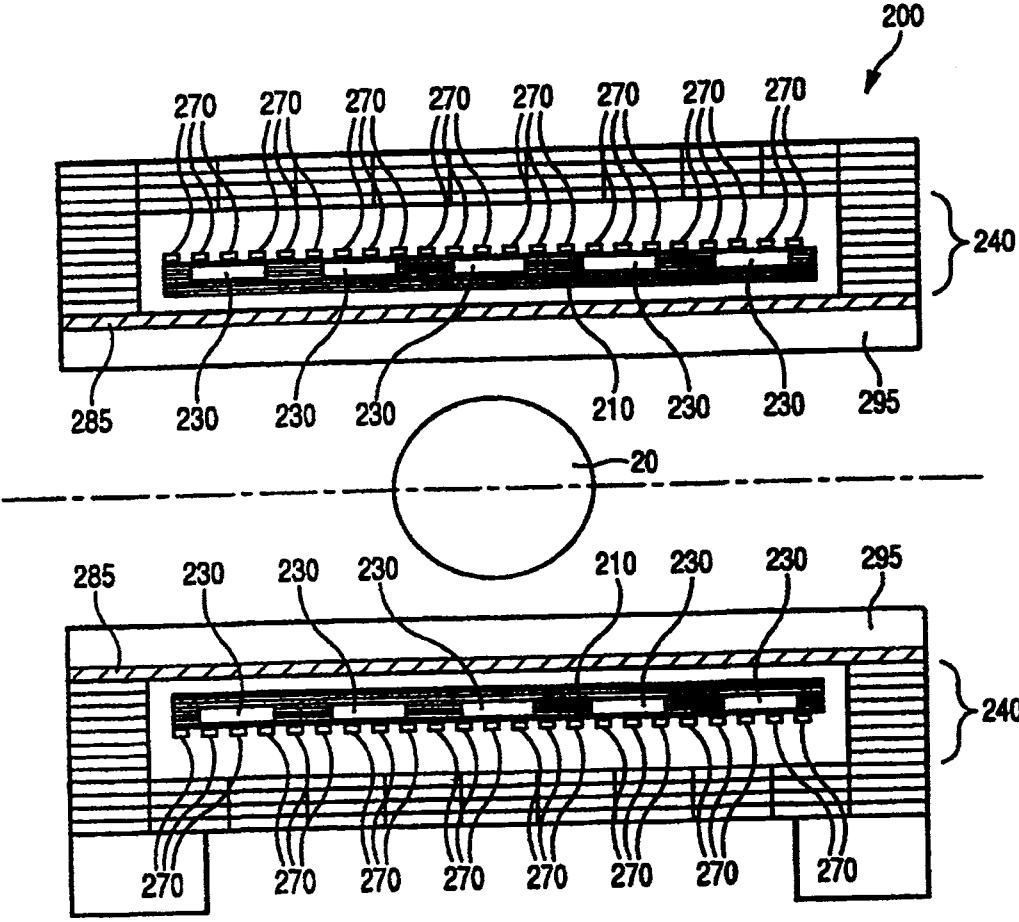


图 2

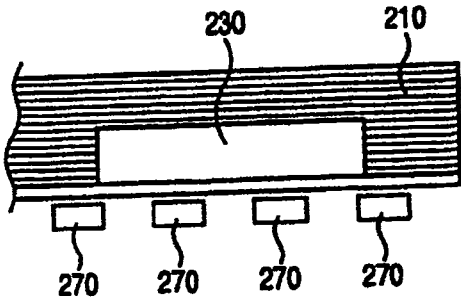


图 3

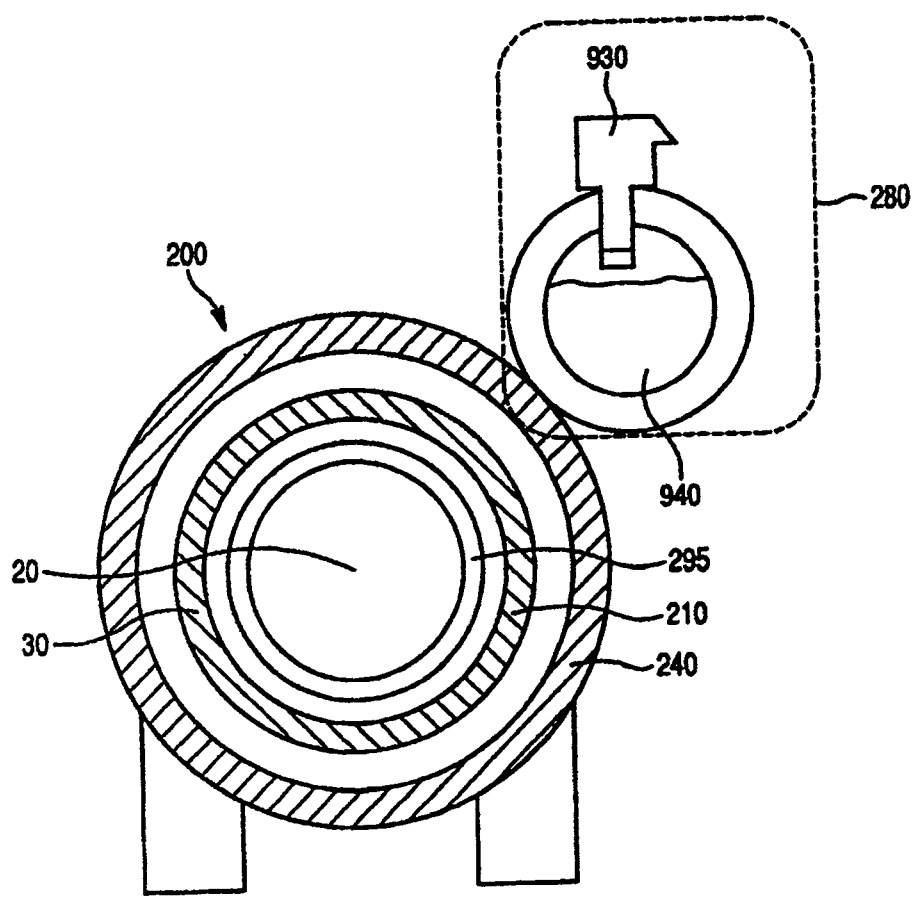


图 4

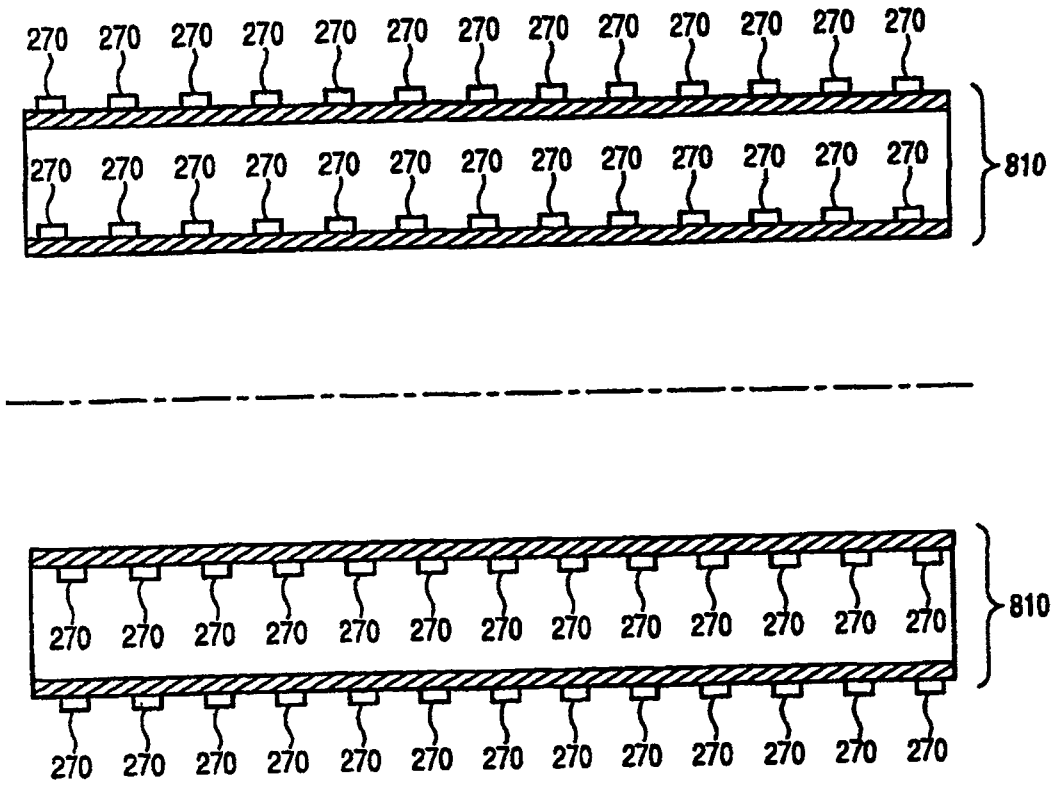


图 5

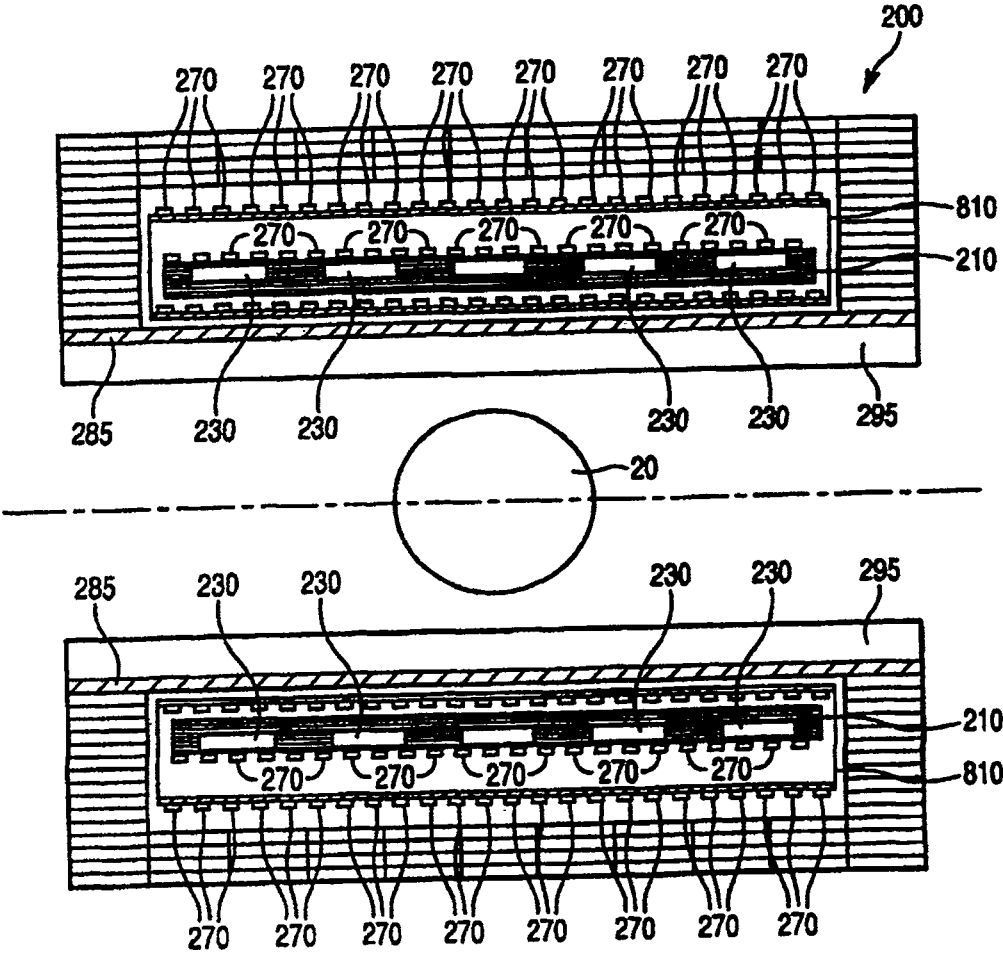


图 6