

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 5/055 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200510003683.7

[45] 授权公告日 2009 年 9 月 23 日

[11] 授权公告号 CN 100542483C

[22] 申请日 2005.1.10

[21] 申请号 200510003683.7

[30] 优先权

[32] 2004.1.9 [33] US [31] 10/707768

[73] 专利权人 GE 医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

[72] 发明人 S·施 B·米绍 W·陈 W·沈

[56] 参考文献

CN2203585Y 1995.7.19

CN2481283Y 2002.3.13

CN1248896A 2000.3.29

US6429761B2 2002.8.6

US4900965 1990.2.13

审查员 沈显华

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 原绍辉

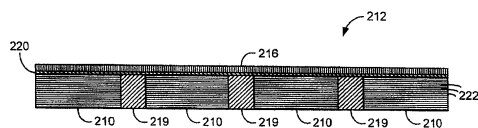
权利要求书 1 页 说明书 8 页 附图 4 页

[54] 发明名称

磁共振成像磁场发生器

[57] 摘要

一种磁场发生器组件(52)包括多个成形为共同产生足够用于诊断数据采集的磁场的磁元件(102), 以及可操作地连接以限制一个磁元件(102)与另一个磁元件(102)分离的不可磁化的板(104)。因此, 多元件磁场发生器(52)有效地固定, 防止通常与延长曝光到高量级磁场相关的磨损。



1. 一种磁场发生器组件(52), 其包括:
多个成形为共同产生足够用于诊断数据采集的磁场的磁元件(102);
不可磁化的板(104); 以及
将所述不可磁化的板固定到所述多个磁元件的粘合剂。
2. 如权利要求1所述的磁场发生器组件(52), 其特征在于,
该不可磁化的板(104)具有小于0.1mm的厚度。
3. 如权利要求1所述的磁场发生器组件(52), 其特征在于,
该不可磁化的板(104)的组成包括尼龙。
4. 如权利要求1所述的磁场发生器组件(52), 还包括固定到
多个磁元件(102)的与不可磁化的板(104)相对的表面的永磁材料
块(106)。
5. 如权利要求1所述的磁场发生器组件(52), 其特征在于,
每个磁元件(102)具有小于0.6mm的厚度。
6. 如权利要求1所述的磁场发生器组件(52), 其特征在于,
多个磁元件(102)粘合地固定在一起。
7. 如权利要求1所述的磁场发生器组件(52), 其特征在于,
多个磁元件(102)的组成包括硅铁、钕铁硼、钕钴和铝镍-钴-铁
钴中的至少一种。
8. 如权利要求1所述的磁场发生器组件(52), 还包括至少一个
永磁材料块(106), 其中, 多个磁元件(102)固定到该至少一个
永磁材料块(106)。
9. 如权利要求1所述的磁场发生器组件(52), 其特征在于,
该不可磁化的板(104)形成元件保持网, 以限制多个磁元件(102)
之间的分离。

磁共振成像磁场发生器

技术领域

本发明总地涉及用于磁共振成像 (MRI) 装置和系统的磁场发生器, 更具体地, 涉及由多个磁瓦组装单个极片的系统和方法, 使得约束极片的磁瓦防止解体。

背景技术

当诸如人的组织之类的物质遭受均匀的磁场 (极化场 B_0) 时, 组织中的单个的自旋磁矩试图与该极化场对准, 而且以它们的特征拉莫尔频率以随机顺序围绕其进动。如果该物质或者组织遭受在 $x-y$ 平面中且接近拉莫尔频率的磁场 (激励磁场 B_1), 那么净对准磁矩或者“纵向磁场强度” M_z 可以旋转或者“翻转”到 $x-y$ 平面, 以产生净横向磁矩 M_t 。在激励信号 B_1 终止以后, 由激励的自旋发出信号, 且该信号可以被接收和处理, 以形成图像。

当使用这些信号产生图像时, 使用磁场梯度 (G_x 、 G_y 和 G_z)。通常, 要成像的区域由测量周期序列扫描, 其中, 这些梯度根据使用的具体定位方法而变化。接收的 NMR 信号的最终组被数字化和处理, 以使用许多熟知的重建技术中的一种来重建图像。

为了产生这些高度均匀的磁场, 许多 MRI 系统利用永磁体系统, 其能够在预定的空间或者成像体积中产生 0.2 到 0.5 特斯拉量级和更高量级的均匀的磁场。在 MRI 过程期间产生的需要的磁场在永磁体系统上感应涡电流。这些涡电流会在成像数据中产生失真, 其可能严重地降低重建的图像的质量。为了限制在 MRI 成像期间感应涡电流, 永磁体系统可以由多个块或者瓦构成, 这些块或者瓦又由薄的、堆叠的片或者层构成。这些层通常结合在一起, 以形成单个层结构。

由于瓦通常由铁磁体磁材料制造或者形成, 且在成像期间瓦暴露到强磁场, 所以产生的大磁力不期望地作用在瓦上。也就是, 随着时间的过去, 磁力会使得瓦拉开或者分层。为了克服这些磁力的影响, 通常将瓦结合在一起。理想的, 瓦之间的结合强度足够克服由强磁场施加的分层力。然而, 充分结合层需要每个瓦和每个瓦的每一个层充分地结合。确保相邻的瓦和每个瓦的层充分结合会是费劲和成本高的

过程。

因此，需要具有这样一种系统和方法，其以克服在磁场产生期间作用在瓦上的分层或者解体力的方式充分相互固定瓦，且不充分增加生产成本和时间。

发明内容

本发明提供了一种克服了前述缺点的系统和方法来固定单个永磁体防止解体或者分层，该永磁体由多个磁瓦构成，且该磁瓦又由多个片构成。尤其是，本发明使用不可磁化的材料，其固定到磁体极片且在其表面上延伸，以约束多个磁瓦或者单个的片，防止相互分离。

根据本发明的一个方面，披露了一种磁场发生器组件，其包括多个成形为共同产生足够用于诊断数据采集的磁场的磁元件，不可磁化的板；以及将所述不可磁化的板固定到所述多个磁元件的粘合剂。。

根据本发明的另一个方面，披露了一种MRI设备，其包括其间具有孔的磁组件、围绕磁体组件的孔定位以施加极化磁场的多个梯度线圈和RF收发器系统，以及由脉冲模块控制来发射RF信号到RF线圈组件以采集MR数据的RF开关。磁组件还包括至少一个多元件磁体和连接到该至少一个多元件磁体的至少一个不可磁化的片，以防止磁体元件的错位。

根据本发明的另一个方面，披露了一种制造用于MRI设备的磁体组件的方法，其包括组装多个磁元件来形成多元件磁体，以及将不可磁化的元件保持片固定到多元件磁体，使得减小元件分离。

本发明的多种其它特征、目的和优点将通过下面的详细描述和附图而明显。

附图说明

附图示出了目前考虑实现本发明的一个优选实施例。

附图中：

图1是与本发明一起使用的MR成像系统的示意框图。

图2是永磁体组件的透视图。

图3是可与根据本发明的图2的永磁体组件一起应用的多元件磁体的透视图。

图4是根据本发明的图3的多元件磁体的截面图。

具体实施方式

一种系统显示为增加 MRT 永磁体的机械稳定性。尤其是，由多个磁片结合形成瓦，然后这些瓦结合在一起形成的永磁体通过高机械强度、非金属的瓦/片保持板或者多个板被固定，防止磁片和瓦解体。

参考图 1，显示了包括本发明的优选的磁共振成像（MRI）系统 10 的主要部件。系统的操作由操作者控制台 12 控制，该操作者控制台 12 包括键盘或者其它输入装置 13、控制面板 14 和显示屏 16。控制台 12 通过链路 18 与分离的计算机系统 20 连通，其使得操作者可以控制图像在显示屏 16 上产生和显示。计算机系统 20 包括多个模块，其通过底板 20a 相互连通。这些模块包括图像处理器模块 22、CPU 模块 24 和存储器模块 26，其在现有技术中已知为用于存储图像数据矩阵的帧缓冲区。计算机系统 20 链接到用于存储图像数据和程序的盘存储器 28 和磁带驱动器 30，且通过高速串行链路 34 与分开的系统控制 32 连通。输入装置 13 可以包括鼠标、操纵杆、键盘、轨迹球、触摸激励屏、光条形码读入器、声控或者任何类似的或者相当的输入装置，且可以用于交互式几何指示。

系统控制 32 包括由底板 32a 连接在一起的一组模块。这些模块包括 CPU 模块 36 和脉冲发生器模块 38，其通过串行链路 40 连接到操作者控制台 12。系统控制 32 就是通过链路 40 接收来自操作者的命令，以指示要进行的扫描顺序。脉冲发生器模块 38 操作系统部件，以执行需要的扫描顺序和产生数据，其指示产生的 RF 脉冲的同步、强度和形状，以及数据采集窗的同步和长度。脉冲发生器模块 38 连接到一组梯度放大器 42，以指示在扫描期间产生的梯度脉冲的同步和形状。脉冲发生器模块 38 还可以接收来自生理采集控制器 44 的病人数据，该生理采集控制器 44 接收来自连接到病人的许多不同传感器的信号，诸如来自接附到病人的电极的 ECG 信号。最后，脉冲发生器模块 38 连接到扫描室接口电路 46，其接收来自与病人的情况和磁体系统相关的各种传感器的信号。病人定位系统 48 也就是通过扫描室接口电路 46 接收命令，以将病人移动到需要的位置来扫描。

由脉冲发生器模块 38 产生的梯度波形施加到具有 G_x 、 G_y 和 G_z 放大器的梯度放大器系统 42。每个梯度放大器激励通常由 50 表示的梯度线圈组件中的相应的物理梯度线圈，以产生用于空间编码需要的信号的磁场梯度。梯度线圈组件 50 形成磁体组件 52 的一部分，磁体组

件包括永磁体系统 54 和整体 RF 线圈 56。如将要参考图 2 和 3 详细描述, 永磁体系统 54 包括多个元件。本领域的普通技术人员可以理解, 系统 10 可以装配有超导磁体。

在系统控制 32 中的收发器模块 58 产生脉冲, 其由 RF 放大器 60 放大, 且通过发射/接收开关 62 连接到 RF 线圈 56。由在病人中激励的原子核发射的引起的信号可以由相同的 RF 线圈 56 感测, 且通过发射/接收开关 62 连接到前置放大器 64。放大的 MR 信号在收发器 58 的接收器部分中解调、滤波和数字化。发射/接收开关 62 由来自脉冲发生器模块 38 的信号控制, 以在发射模式期间将 RF 放大器 60 电连接到线圈 56, 以及在接收模式期间将前置放大器 64 连接到线圈 56。发射/接收开关 62 还可以使得独立的 RF 线圈 (例如, 表面线圈) 能够用于发射或者接收模式的任一种。

由 RF 线圈 56 获得的 MR 信号通过收发器模块 58 数字化, 且转移到系统控制 32 中的存储器模块 66。当在存储器模块 66 中已经采集了原始的 k 空间数据的矩阵时, 扫描完成。该原始的 k 空间数据重新排列为用于要被重建的每个图像的独立的 k 空间数据矩阵, 它们的每一个输入到矩阵处理器 68, 该矩阵处理器工作, 以将数据傅立叶变换为图像数据矩阵。该图像数据通过串行链路 34 传送到计算机系统 20, 其中, 其被存储在存储器中, 诸如盘存储器 28。响应于从操作者控制台 12 接收的命令, 该图像数据可以在诸如磁盘驱动器 30 之类的长期存储器中存档, 或者其可以通过图像处理器 22 进一步处理, 且传送到操作者控制台 12 和显示在显示器 16 上。

现在参考图 2, 显示磁体组件 52 的透视图。磁体组件 52 可以分为两个相等的半部, 每个包括极片 100, 如将参考图 3 详细显示的, 极片通过将多个磁瓦 102 结合到不可磁化的板或者片 104 来构造。片 104 粘合地固定到瓦 102, 以防止由于例如延长的暴露在磁场产生而出现的瓦 102 解体或者磨损。极片 100 固定到永磁材料块 (permanent material block) 106, 该材料块又固定到铁轭 108。铁轭 108 固定到一对铁柱 110, 其支撑磁体组件 52 的相同的半部。

当磁场由极片 100 产生时, 瓦遭受强磁场。随着时间的过去, 如果瓦的结合不足以抵抗磁场的力, 那么瓦可能松开、分离或者从极片 100 移位。简单地放置、延长的暴露到较高量级磁场, 诸如 MR 成像

需要的磁场，会引起单个瓦克服它们与相邻瓦的结合，且最终从磁元件阵列和极片 100 “脱离”。而且，由于瓦 102 由多个堆叠的磁片层构成，所以强磁场也可能输入足够的力来将单个的片拉开，从而有效地将片从形成瓦 102 的片堆分层。不可磁化的板 104 提供防止解体或者分层的约束，瓦 102 或者瓦 102 的层的结合应该被克服。也就是，不可磁化的板 104 实际上不受延长的暴露到磁场的影响，因此有效地靠着瓦 102 保持固定或者密封，以约束或者防止任何瓦 102 或者层脱离。

现在参考图 3，显示了单个极片 200 的详细视图。极片 200 由多个设置成阵列的磁瓦 210 形成。瓦结合在一起，以形成单个多元件永磁体 212。也就是，单个永磁体瓦 210 组装在一起，以形成单个磁物体或者极片 200，其设计为在成像体积中获得需要的高度均匀的磁场。因此，MRI 永磁体系统通常包括多个磁元件。瓦 210 由结构支撑环 214 包围，以围绕多元件磁体的圆周固定瓦，一层不可磁化的材料 216 在单个多元件磁体 212 的顶面上结合。还如图 3 所示，支撑螺栓 218 延伸通过磁体 212，且用于支撑以及对准 MR 梯度线圈。另外，不可磁化的板 216 构造有开口，以容纳螺栓 218。因此，考虑不可磁化的板 216 被预定尺寸，且成形为应用于和结合到预组装的极片 200。此外，考虑不可磁化的板 216 可以固定到极片，且以后定尺寸和成形。

如前所述，瓦 210 由多个铁磁体磁材料的层构成。在单个极片 200 中，有超过两百的瓦 210，其结合以形成单个多元件磁体 212。每个瓦 210 又由约多于一百层的高磁材料形成。每层的厚度通常小于 0.6 毫米 (mm)，且最好大约 0.3 到 0.5mm。这些层粘合地固定或者粘结在一起，以形成瓦 210。因此，磁瓦，和片层可以包括高磁性化合物，诸如硅铁 (SiFe)、钕铁硼 (NdFeB)、钐钴 (SmCo)、铝镍-钴-铁钴 (AlNiCo) 和/或其它铁部分。

现在参考图 4，显示了此前描述过的单个多元件永磁体 212 的一部分的截面图。单个多元件永磁体 212 包括多个瓦 210，其通过粘合剂 219 结合在一起。也通过粘合剂 220 结合到瓦 210 的是不可磁化的材料层 216。尤其是，不可磁化的材料 216 形成为连续的板或者片。

根据本发明的优选的实施例，不可磁化的片 216 是一层尼龙，优选为网，且粘合地组装到瓦 210 的外表面。在这个方面，单层尼龙

216 具有约小于 0.1mm 的厚度。本领域的普通技术人员可以理解，可以使用除了尼龙以外的其它不可磁化的材料，这被考虑且被认为是在本发明的范围内。

为了构造单个多元件磁体 212，磁材料的片或者层 222 结合在一起，以形成瓦 210。不可磁化的片 216 放置在瓦 210 的表面上。粘合剂 220，最好胶水或者衍生物，放置在不可磁化的片 216 和瓦 210 的表面之间，使得瓦 210 通过粘合剂 219 相互结合在一起。同样的，通过不可磁化的片 216 来防止层压层 222 或者瓦从瓦阵列的分离，该不可磁化的片 216 固定瓦 210 和它们的部件，防止解体。

考虑许多粘合剂材料或者结合剂可以用于固定单个多元件磁体 212 的部件。具体的，考虑胶水、浆糊、超级粘合剂等组合可以单独使用或者组合使用，以相互固定瓦，以及然后将瓦固定在不可磁化的板上。而且，考虑可以使用化学结合成分和技术。另外，考虑粘合剂 219、220 可以由类似的结合剂形成，或者可以成分不同，以提供每种粘合剂 219、220 的特定结合。

因此，考虑上述的发明可以体现在磁场发生器组件中，该磁场发生器组件包括成形为共同地产生足够用于诊断数据采集的磁场的多个磁元件，以及不可磁化的板，其可操作地连接到多个磁元件，以限制一个磁元件与另一个磁元件分离。

根据本发明的另一个实施例，考虑上述发明体现在 MRI 设备中，该 MRI 设备包括其间具有孔的磁组件、围绕磁体组件的孔定位以施加极化磁场的多个梯度线圈和 RF 收发器系统，以及由脉冲模块控制来发射 RF 信号到 RF 线圈组件以采集 MR 数据的 RF 开关。磁组件还包括至少一个多元件磁体和连接到该至少一个多元件磁体的至少一个不可磁化的片，以防止磁体元件的错位。

根据本发明的还有一个实施例，考虑上述发明体现为一种制造用于 MRI 设备的磁体组件的方法，其包括组装多个磁元件来形成多元件磁体，以及将不可磁化的元件保持片固定到多元件磁体，使得减小元件分离。

还根据优选实施例描述了本发明，可以理解，除了那些明确阐述的以外，等价物、替代物和修改都是可能的，且在后附的权利要求书的范围内。

部件列表

- 10 磁共振成像系统
- 12 操作者控制台
- 13 键盘
- 14 控制面板
- 16 显示屏
- 18 链路
- 20 计算机系统
- 22 图像处理器模块
- 24 CPU 模块
- 26 存储器模块
- 28 盘存储器
- 30 磁带驱动器
- 32 系统控制
- 32a 底板
- 34 高速串行链路
- 36 CPU 模块
- 38 脉冲发生器模块
- 40 串行链路
- 42 一组梯度放大器
- 44 生理采集控制器
- 46 扫描室接口电路
- 48 病人定位系统
- 50 梯度线圈组件
- 52 磁体组件
- 54 永磁体系统
- 56 整体 RF 线圈
- 58 收发器模块
- 60 RF 放大器
- 62 发射/接收开关
- 64 前置放大器
- 66 存储器模块

-
- 68 矩阵处理器
 - 100 极片
 - 102 多个磁瓦
 - 104 不可磁化的板
 - 106 永磁材料块
 - 108 铁轭
 - 110 一对铁柱
 - 200 单个极片
 - 210 多个磁瓦
 - 212 单个多元件永磁体
 - 214 结构支撑环
 - 216 不可磁化的材料层
 - 218 支撑螺栓
 - 219 粘合剂
 - 220 粘合剂
 - 222 片

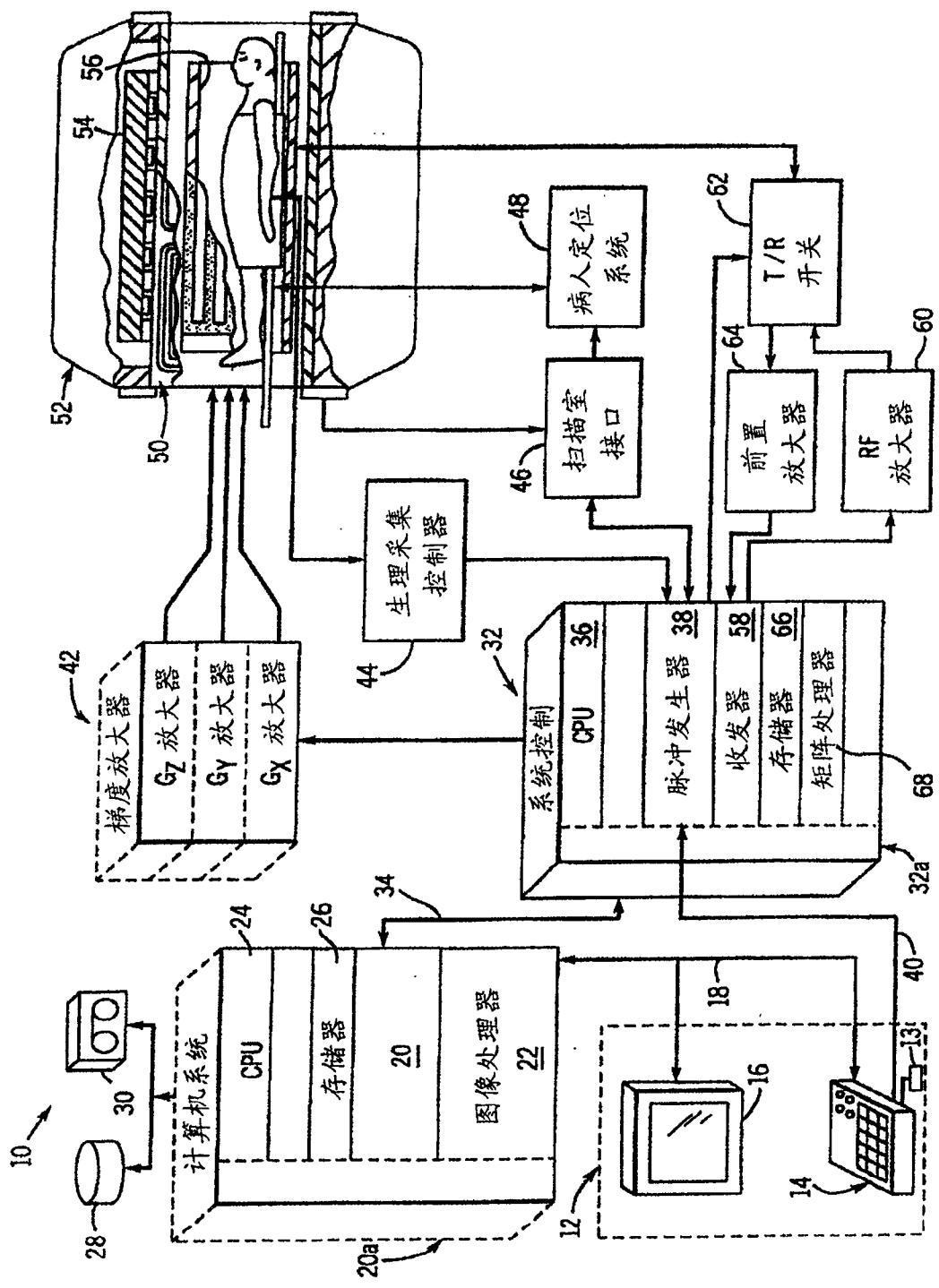


图 1

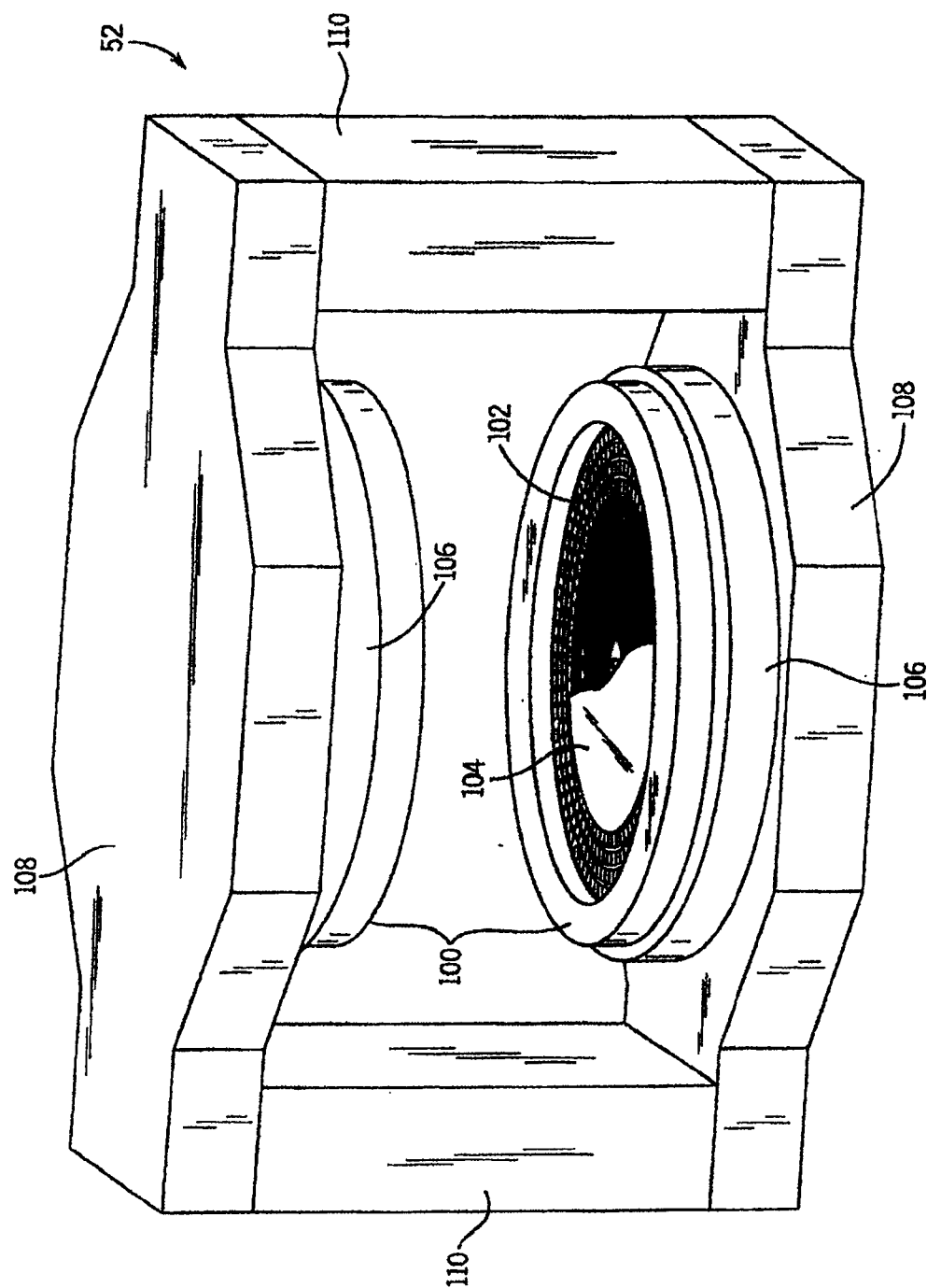


图 2

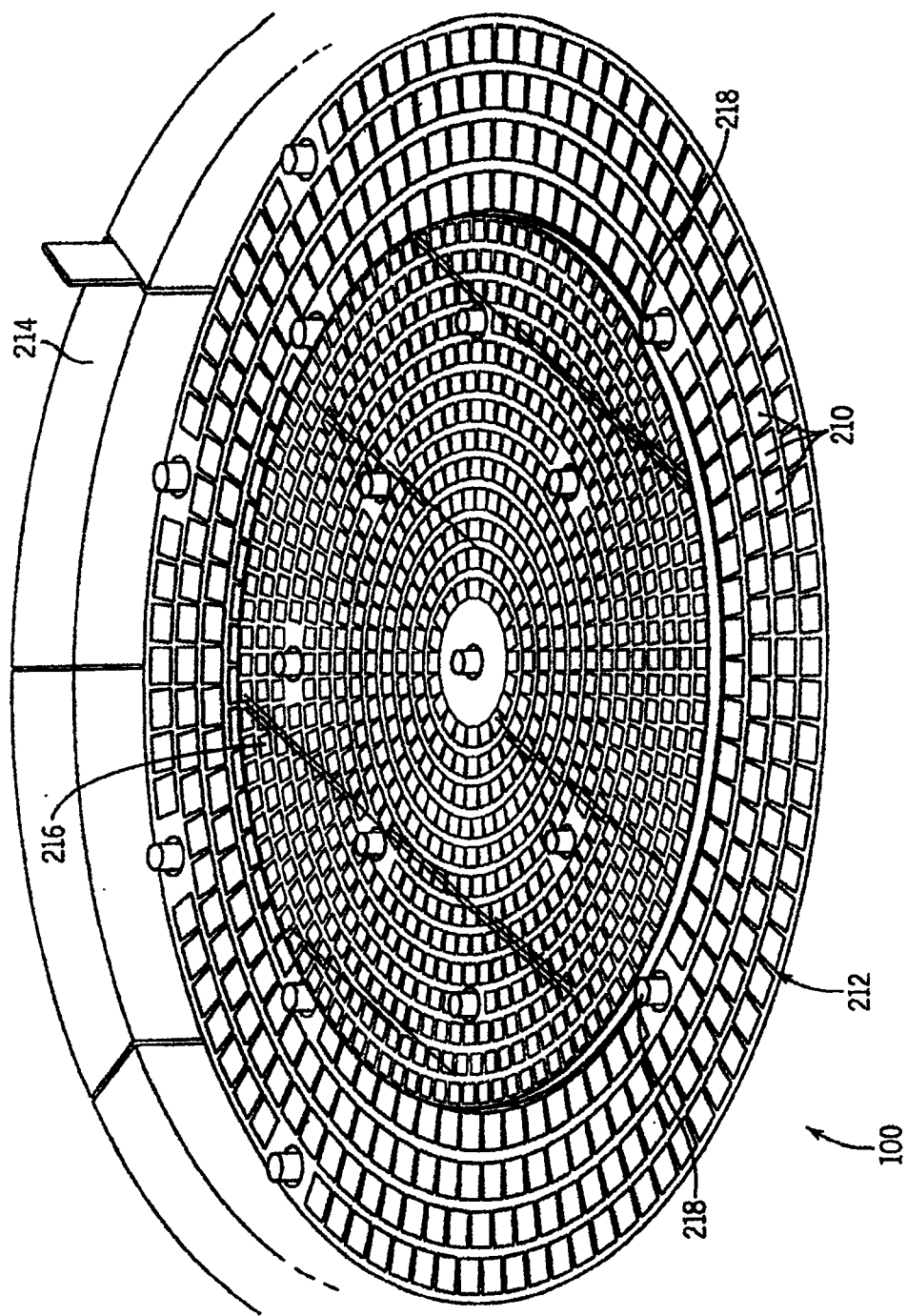


图 3

