

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

G01R 33/38
A61B 5/055

[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 00135095.1

[43] 公开日 2001 年 8 月 1 日

[11] 公开号 CN 1306217A

[22] 申请日 2000.12.6 [21] 申请号 00135095.1

[30] 优先权

[32] 1999.12.6 [33] US [31] 09/455,430

[71] 申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

[72] 发明人 J·F·申克 R·D·瓦特金斯

W·A·埃德爾斯坦

S·-A·埃尔-哈马姆斯

E·B·波斯坎普

R·O·J·吉尔奎托

J·A·马利克

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

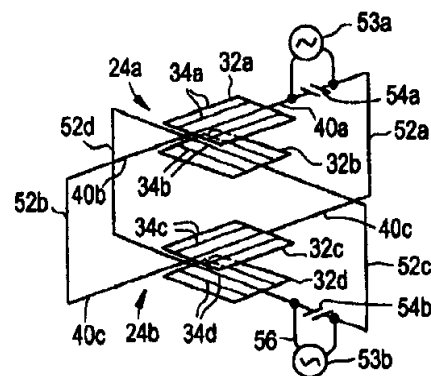
代理人 罗朋 王忠忠

权利要求书 3 页 说明书 13 页 附图页数 2 页

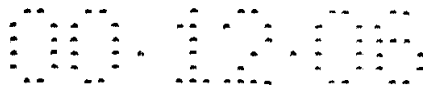
[54] 发明名称 用于开放式磁共振成像系统的射频线圈

[57] 摘要

适合于随同开放式架构 MRI 系统使用的正交线圈分别提供平行的导体元件阵列的跨接对。紧凑的结构通过用于在线圈谐振频率下把寄生电容合并入阻塞并联谐振的绝缘电路的使用被形成。平行导体元件的终端接法可由来自导体的分支对或三角形的最小电阻连接形式所形成的等阻抗节点连接器被完成。RF 屏蔽板由含有与线圈的平行导体元件被列成一行的涡流减少槽的导电层对被构成。



ISSN 1008-4274



权 利 要 求 书

1. 用于在开放式 MRI 系统中在射频下运行的正交线圈；具有用于在其间建立极化场轴的有对置磁极面的极化磁铁的 MRI 系统；线圈包含：

5 配置有分开的并基本上列成一行的导体元件的第一个导体阵列，导体元件沿着贯穿极化场轴延伸到对置的公用连接点的第一个导体轴被放置；

配置有分开的并基本上列成一行的导体元件的第二个导体阵列，导体元件沿着贯穿极化场轴延伸到对置的公用连接点并基本上垂直于
10 第一列导体元件的第二个导体轴被设置；

与第一个和第二个导体阵列各自的连接点电连通的组合器/分配器用信号线联接连接点，以使在该信号线与第一个导体阵列的公用连接点之间的信号通路和在公用信号线与第二个导体阵列的连接点之间的信号通路基本上有 90 度的相差；以及

15 在第一个和第二个导体阵列之间连接的绝缘电路，在射频下起阻塞并联谐振的作用。

2. 权利要求 1 的正交线圈，其中绝缘电路包含用于与在第一个和第二个导体阵列的重叠导体之间的寄生电路耦合在一起建立并联谐振的可调电感器。

20 3. 权利要求 1 的正交线圈，其中第一个和第二个导体阵列包含在平面绝缘基片相反的侧面被层压的铜箔，并且其中绝缘电路被连接到平面绝缘基片相反侧面上邻近的连接点。

4. 用于开放式 MRI 系统的射频线圈；具有用于在其间建立极化场轴的有对置磁极面的极化磁铁的 MRI 系统；线圈包含：

25 配置有分开的并基本上沿着贯穿极化场轴延伸的第一个导体轴列成一行被设置的导体元件；具有第一个和第二个终端的各个导体元件；

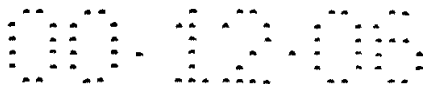
将导体元件的第一终端连接到第一个节点的第一个节点连接物；

将导体元件的第二终端连接到第二个节点的第二个节点连接物；

30 包含在每个终端与相应的节点之间相等的阻抗通路的该第一个和第二个节点连接物；

连接到第一个和第二个节点的 RF 信号线。

5. 权利要求 4 的射频线圈，其中第一个和第二个节点连接物在每



个导体元件的终端与相应的节点之间保持相等的通路长度。

5 6. 权利要求 4 的射频线圈，其中第一个和第二个节点连接物包含从各个单个节点延伸的第一组分开的等阻抗导电分支，第一组的每个导电分支进一步分岔为第二组分开的等阻抗分支，它们最终与导体元件的终端相连。

7. 权利要求 4 的射频线圈，其中该第一个和第二个节点连接物各包含在相应的终端与节点部位之间基本上不重叠的直线通路。

10 8. 权利要求 7 的射频线圈，其中该第一个和第二个节点连接物各自的基本上不重叠的直线通路各自被连续的等腰三角形导体形成，它们具有该第一组和第二组节点的各自一个在等腰三角形的顶端而终端沿等腰三角形的底部分布。

9. 权利要求 8 的射频线圈，其中导体阵列和第一个及第二个节点连接物包含被层压到平面绝缘基片相反侧面的铜箔。

15 10. 用于在开放式 MRI 系统中在射频下运行的正交线圈；具有用于在其间建立极化场轴 (B_0) 的有对置磁极面的极化磁铁的 MRI 系统；线圈包含：

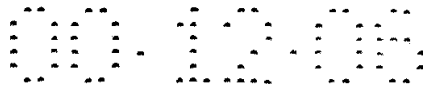
配置有分开的并基本上列成一行的导体元件的第一个导体阵列，导体元件沿着贯穿极化场轴延伸到对置的连接点的第一个导体轴被设置；

20 配置有分开的并基本上列成一行的导体元件的第二个导体阵列，导体元件沿着贯穿极化场轴并垂直于第一个导体阵列延伸到对置的连接点的第二个导体轴被设置；

25 用于通过基本上与第一个和第二个导体轴二者列成一行的通道提供被断开的导电面的，在邻近的磁极面与第一个及第二个导体阵列之间被设置的 RF 屏蔽板。

与第一个和第二个导体阵列各自的连接点电接通的组合器/分配器用信号线联接连接点以便在该信号线与第一个导体阵列的连接点之间的信号通路当与在公用信号线与第二个导体阵列的连接点之间的信号通路比较时基本上有 90° 的相位。

30 11. 权利要求 10 的射频线圈，其中与第一个导体轴被列成一行的通道是在第一个导电层上而与第二个导电轴被列成一行的通道是在邻近第一个导电层的第二个导电层上。



12. 权利要求 10 的射频线圈，其中通道通过大小适合于在射频下提供低导纳的电容器被跨接。

13. 权利要求 11 的射频线圈，其中第一个和第二个导电层包含被层压到平面绝缘基片相反侧面的铜箔。

5 14. 用于在开放式 MRI 系统中在射频下运行的正交线圈，具有用于在其间建立极化场轴的有对置磁极面的极化磁铁的 MRI 系统；线圈包含：

(A) 被设置在第一个磁极面的第一个正交线圈组，并具有：

10 (a) 配置有分开的并基本上被列成一行的导体元件的第一个导体阵列，导体元件沿着贯穿极化场轴延伸到对置的连接点的第一个导体轴被设置；以及

(b) 配置有分开的并基本上被列成一行的导体元件的第二个导体阵列，导体元件沿着贯穿极化场轴延伸到对置的连接点并基本上垂直于第一个导体阵列的方向的第二个导体轴被设置；

15 (B) 被设置的第二个磁极面的第二个正交线圈，并具有：

(a) 配置有分开的并基本上被列成一行的导体元件的第三个导体阵列，导体元件沿着贯穿极化场轴延伸到对置的连接点的第一个导体轴被配置；

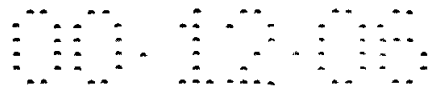
20 (b) 配置有分开的并基本上被列成一行的导体元件的第四个导体阵列，导体元件沿着贯穿极化场轴延伸到对置的连接点并基本上垂直于第一个导体阵列的方向的第二个导体轴被设置；

(C) 通过它们的连接点以串联方式连接第一个和第二个导体阵列的互连引线；以及

25 (D) 通过它们的连接点以串联方式连接第二个和第四个导体阵列的互连引线；

因此通过第一个及第三个导体阵列的电流流动方向分别与通过第二个及第四个导体阵列的电流流动方向相反。

30 15. 权利要求 14 的射频线圈另外包括联接第一个及第三个导体阵列的互连引线和第二个及第四个导体阵列的互连引线，以便促进在第一个与第二个正交线圈组之间有关的正交电流流动的组合器/分配器。



说明书

用于开放式磁共振成像系统的射频线圈

5 本发明一般涉及磁共振成像 (MRI) 系统, 并且, 更准确地说, 涉及供用于开放式磁铁 MRI 系统的射频线圈用的设计。

磁共振成像系统通过检测, 当结构被放置在强极化磁场中时, 由结构原子核进动的自旋所产生的射频信号提供人体等内部结构的图
象。核自旋最初由射频 (RF) 激励脉冲激发变得进动。其次自旋通过
10 施加一个或更多的梯度磁场在空间上被分离, 该磁场导致它们的进动
频率偏离由极化磁场单独形成的频率。由这些进动的核自旋所引起的
分离的谐振信号按照在本技术领域熟知的技术被检测和处理, 以产生
断层分析的或立体显示的图象。

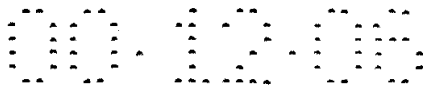
单个天线可被用于发射激励的 RF 脉冲并接收来自进动核的较弱的
谐振信号, 尽管一些独立的天线往往被用于这两个目的。

15 在现有技术的“封闭式”MRI 系统中, 由圆筒形环状磁铁产生极化
的梯度磁场, 该磁铁具有用于接纳沿筒轴与磁场 B_0 列成一行的患者的
中心孔。患者内部的核进动是由在垂直于 B_0 轴平面内提供磁矢量的 RF
场诱发的。

20 对于某些作业, 特别是外科手术作业, 可能需要“开放式”MRI 系
统, 在该系统中封闭式 MRI 系统中的环状磁铁被在其间提供相对无障
碍开口的对置的磁极面所替代, 患者可被放入该开口而能比封闭式 MRI
系统保持对患者更大的入口。在开放式 MRI 系统中, B_0 场扩展在磁极
面之间而 RF 场保持与 B_0 场垂直。

25 在开放式 MRI 系统中, 为了避免过分限制穿过对置的磁极面之间
的开口通向患者的入口, 一个或更多的靠近磁极面放置的平行的导体
阵列被用于提供 RF 场。这些导体以在垂直于 B_0 轴的所期望的平面内
产生净 RF 矢量的方式被激励。

30 尽管简单的一对对置的 RF 线圈可被用于产生沿单一直线的振荡 RF
场, 但更可取的是每个这种 RF 线圈被匹配到具有垂直运转的导体元件
的第二个阵列。对于 RF 激励脉冲, 两个被匹配的 RF 线圈用具有 90 度
相差的信号被激励以便生成旋转的 RF 场。对于谐振信号的接收, 在交
叉的 RF 线圈处检测到的信号以合适的 90 度相差被综合以产生具有优



良信噪比的信号。提供用于 90 度相差的接收或发射模式的线圈通常被称为“正交”线圈。

5 射频屏蔽板可使被放置在 RF 线圈与上述的产生梯度磁场的线圈之间，以便防止来自梯度线圈的信号干扰 RF 线圈的信号接收。这种射频屏蔽板可被使用作为供 RF 线圈用的返回导体通路。

10 尽管开放式架构的 MRI 系统比封闭式 MRI 系统为外科手术及其作业提供更大的通向患者的入口，但为射频和磁场提供高质量图象所需要的高度均匀性仍然是个挑战。在这方面，重要的是磁极面互相尽可能地靠近，而且因此 RF 线圈和射频屏蔽板也应相互尽可能地靠近。用紧凑的线圈结构提供这种均匀的 RF 接收和发射场仍然是发展的重要领域。

一些对适用于开放式架构 MRI 系统的正交线圈设计的改进在这里被陈述。

15 尽管不可能在磁极间产生理想所需的完全均匀的 RF 场，设计去接近平行于磁极面均匀电流层几何结构的导体式样在这里被用于去实现遍及中央成象区所需 RF 场的高度近似。

20 虽然正交线圈的每个线圈阵列的导体元件将是有正交的而因此在理论上是被隔离的，但事实上在这些元件之间存在着显著的电容性耦合，特别是当元件象在开放式架构 MRI 系统中所要求那样被紧密贴近地放置时。本发明的第一个特点是消除这些电容性效应的绝缘电路。

25 阵列的导体元件的常规的终端接法是过度强电阻的并/或助长不相等的电流流过这些元件，这限制了产生的场的均匀性。因而，本发明的第二个特点是用于能提供更大和更加相等电流的这些导体元件的改进的终端接法。另外，线圈阵列之间的串联保证得到同样匹配的电流通过较高和较低的对应的导体元件。有效的 RF 屏蔽板被配置用于这种正交线圈，它们适应于磁场梯度的传递和梯度线圈与 RF 线圈之间相互作用的降低两方面。

30 特别是，用于开放式 MRI 系统的正交 RF 线圈被提供。MRI 系统包括具有用于建立极化场轴的磁极面对置的极化磁铁。线圈包括分开的并基本上列成一行的导体元件的第一个导体阵列，这些元件沿贯穿对置的公用连接点之间的极化场轴延伸的第一个导体轴被放置。包括分开的并基本上列成一行的导体元件的第二个导体阵列，这些元件沿着



贯穿对置的公用连接点之间的极化场轴并垂直于第一组导体元件延伸的第二个导体轴被放置。用普通的信号线电连接到第一个和第二个导体阵列各自一个连接点的组合器/分配器将它们结合，以致公用信号线与第一个导体阵列的连接点之间的信号通路和公用信号线与第二个导体阵列的连接点之间的信号通路基本上相位相差 90 度。

5 绝缘电路结合第一个和第二个导体阵列各自的连接点生成在第一个和第二个导体阵列之间在工作射频下的阻塞并联谐振。绝缘电路可包含用于与重叠在第一个和第二个导体阵列的导体之间的寄生电容性耦合共同提供并联谐振的可调电感器。为了在调谐这个电路上的灵活性，固定的或变化的电容器可被添加在第一个与第二个导体阵列之间以便与寄生电容被耦合并联。

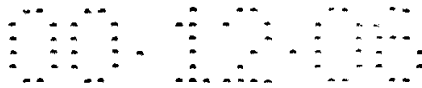
10 因而在一种实施例中，本发明构成适合于在提供高信噪比及正交检测的开放式 MRI 系统中使用的非常紧凑的平面线圈。因为非常低断面的 RF 线圈可被构成，只要元件之间的寄生电容被克服，而引入电感器把这个寄生电容改装入在 RF 频率下的阻塞并联谐振电路，将有效地消除它在所关心频率的影响。

20 理想地是，射频的一批线圈理应产生具有垂直于由磁极面所产生的静磁场方向的完全均匀磁场。垂直于磁极面的方向与静磁场的方向平行并且被取作笛卡耳坐标系中的 Z 轴的方向，具有面电流密度 λ_y 的均匀无限大的 Y 方向的电流层在 Y 或 Z 方向不产生任何磁场。在 X 方向的场由公式给出：

$$B_x = \mu_0 \lambda_y \text{ 对于 } z > z_0 \text{ 和}$$
$$B_x = -\mu_0 \lambda_y \text{ 对于 } z < z_0.$$

25 因此，两个这样具有相等但反方向电流密度的电流层，一个被安排在 $z=z_0$ ，略低于上面的磁极面处，而另一个在 $z=-z_0$ ，略高于下面的磁极面处，将产生磁场：

$$B_x = 2\mu_0 \lambda_y \text{ 对于 } -z_0 < z < z_0 \text{ 和}$$
$$B_x = 0 \text{ 对于 } z < -z_0 \text{ 或 } z > z_0.$$



理论上这对理想的电流层从两个观点看来是用于开放式 MR 扫描器射频场的优化源:

(1) 两个电流层之间的场是完全均匀并不依赖于位置。

(2) 电流层对磁极面之间的空隙区域 ($-z_0 < z < z_0$) 不构成障碍。

5 然而, 由于它的无限的广延, 包含这样一对电流层的线圈并不是对 MR 扫描器的实用的设计。另外, 比如铜那样的金属的大面积的导电层将把成象区从交换梯度线圈的场屏蔽开, 该线圈在 MR 成象中一般被需要而且被设置在 RF 线圈与磁极面之间的空间中。在本发明的一种优选的实施例中, 实用的线圈设计被提供, 它接近刚才所描述的一对无限大均匀电流层的所期望的性能。

各自具有其主要导电元件被设置在接近并平行于磁极面的矩形区域内的一对线圈, 能形成理想的电流层的实际近似。这个区域取宽度 W 在 x 方向并且取长度 L 在 y 方向。 N 个等距的导体条, 各自平行于 y 轴并从 $y = -L/2$ 延伸到 $y = L/2$, 并且各自承载相同的 y 方向电流, 被放置在这个矩形内并对称地环绕且平行于 y 轴被排列。相同的式样, 但具有反向的电流, 被设置在下面的磁极面。通过增加条数使它们之间的空间变得可忽略并使 W 和 L 能变得任意大, 这对线圈的磁场图案接近于上面讨论的理想的电流层对。如果 N 是奇数, 在每个线圈中将有导电条在由 $x_0 = 0$ 给定的 x 位置处, 而另外的 $(N-1)/2$ 导电条设置在 $x_0(n) = \pm nW/(n-1)$ 处, 对于 $1 \leq n \leq (n-1)/2$ 。如果 N 是偶数, 在每个线圈中将有 $N/2$ 对导电条在 $x_0(n) = \pm (n-1/2)W/(n-1)$ 处, 对于 $1 \leq n \leq N/2$ 。

25 因为刚才所讨论的平行的导体组不形成闭合的电路, 所以需要提
供额外的导体元件, 其目的主要不是在成象区产生磁场, 而是去闭合这两个导体阵列的各自的导电电路。许多供选择的可能性可适用于完成电路的通路并且这么做最理想的手段将有赖于特定的成象用途和被使用的系统设计。如果使通路闭合的电流元件被设置在远离成象区, 则在成象区中的场基本上将是直线型导体阵列的场。这个场将在下面被描述。

30 把比奥 - 萨伐尔 (Biot-Savart) 定律应用于沿 y 方向从 $y = -L/2$ 到 $y = L/2$ 延伸并被设置在 $x = x_0$ 和 $z = z_0$ 处的条状电流元件, 可导出对在场点 (x, y, z) 处磁场分量的以下表达式:



$$B_x = \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{z-z_0}{(x-x_0)^2 + (z-z_0)^2} \left[\frac{L/2-y}{\sqrt{(L/2-y)^2 + (x-x_0)^2 + (z-z_0)^2}} + \frac{L/2+y}{\sqrt{(L/2+y)^2 + (x-x_0)^2 + (z-z_0)^2}} \right]$$

$$B_y = 0$$

$$B_z = -\frac{\mu_0}{4\pi} \frac{x-x_0}{(x-x_0)^2 + (z-z_0)^2} \left[\frac{L/2-y}{\sqrt{(L/2-y)^2 + (x-x_0)^2 + (z-z_0)^2}} + \frac{L/2+y}{\sqrt{(L/2+y)^2 + (x-x_0)^2 + (z-z_0)^2}} \right]$$

完整的线圈对将含有 N 个在 $x_0=x_0(n)$ 和 $z=z_0$ 处的条状导体和 N 个在 $x_0=x_0(n)$ 和 $z=-z_0$ 处的额外的导体, 其中 $n=1$ 延伸到 $n=N$. 由两个条状阵列所产生的总体的场由下式给出:

$$B_x = \sum_{n=1}^N B_x(x_0(n), z_0) + \sum_{n=1}^N B_x(x_0(n), -z_0)$$

$$B_y = 0$$

$$B_z = \sum_{n=1}^N B_z(x_0(n), z_0) + \sum_{n=1}^N B_z(x_0(n), -z_0).$$

对于单个导体元件, 如果导体的长度 L 与数量 $(x-x_0)$ 和 $(z-z_0)$ 相比变得非常长, 则那时

10

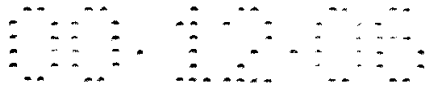
$$B_x \rightarrow \frac{\mu_0}{2\pi} \frac{z-z_0}{(x-x_0)^2 + (z-z_0)^2}$$

$$B_y = 0$$

$$B_z \rightarrow -\frac{\mu_0}{2\pi} \frac{x-x_0}{(x-x_0)^2 + (z-z_0)^2}.$$

在成象体积中心处 $(x, y, z) = (0, 0, 0)$, 单个导电条的中央场就由下式给出:

15



$$B_x = -\frac{\mu_0}{4\pi} \frac{Lz_0}{(x_0^2 + z_0^2) \left(\frac{L^2}{4} + x_0^2 + z_0^2\right)^{3/2}}$$

$$B_y = 0$$

$$B_z = \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{Lx_0}{(x_0^2 + z_0^2) \left(\frac{L^2}{4} + x_0^2 + z_0^2\right)^{3/2}}$$

5 如果 N 是偶数合乎发明线圈的对称性，全部电流元件能被集成四根导线的组，导线具有正电流在 (x_0, z_0) 及 $(-x_0, z_0)$ 处和负电流在 $(x_0, -z_0)$ 及 $(-x_0, -z_0)$ 处。这四根导线的组产生由下式给出的中央场：

$$B_x = -\frac{\mu_0}{\pi} \frac{Lz_0}{(x_0^2 + z_0^2) \left(\frac{L^2}{4} + x_0^2 + z_0^2\right)^{3/2}}$$

$$B_y = 0$$

$$B_z = 0.$$

10 总体的中央场通过把所有出现在线圈中四根导线组求和确定。如果 N 是奇数，则有来自在 $(x_0=0, z_0)$ 和 $(x_0=0, -z_0)$ 处一对导线的附加贡献，它们也应该被添加到其他导体的场。这个导线对的中央场是

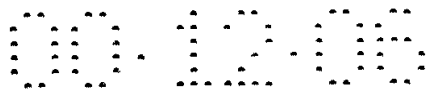
$$B_x = -\frac{\mu_0}{2\pi} \frac{Lz_0}{z_0^2 \left(\frac{L^2}{4} + z_0^2\right)^{3/2}}$$

$$B_y = 0$$

$$B_z = 0.$$

因此，这个线圈在几何上，象所要求的，产生起主要作用在沿 X 方向接近于磁空隙中心的磁场。

15 第一个和第二个导体阵列可被包含，如在常规印刷电路技术中所代表的，被层压到平面绝缘基片相反侧面的铜箔，并且绝缘电路可被连接到平面绝缘基片相反侧面上相邻近的公用连接点。这简化了用于开放式架构 MRI 系统的非常紧凑的正交线圈的构造。印刷电路技术使第一个和第二个导体阵列彼此之间精确地对齐并且使绝缘电路能借助



穿过绝缘基片上的小孔连接相邻近的线圈终端运转。

5 每个导体阵列的导体元件可通过连接导体元件的第一个终端到第一个节点的第一个节点连接物和连接导体元件的第二个终端到第二个节点的第二个节点连接物被连接到一起。节点可依次被连接到 RF 信号线用于驱动导体阵列或从导体阵列接收信号。第一个和第二个节点连接物可在各个终端与相应的节点之间提供相等的阻抗通路。这可借助在这个终端与相应的节点之间配置同样的通路连接物来实现，并且，更具体而言，借助从信号节点配置一组分离的同样长度的支路，每个支路重新分岔成为第二组分离的同样长度并最终连接到导体元件终端的支路。阵列导体元件的连接因而促进了相同的电流通过各个导体元件，简化了结果产生的场的结构并改进了其均匀度。

15 在第二种优选的实施例中，第一个和第二个节点连接物在相应的终端与节点之间提供了基本上不重叠的直线通路。这可以借助具有其节点在顶端而导体元件终端沿等腰三角形导体底部分布的基本上连续的等腰三角形导体被实现。按这种方式在各个导体元件与节点之间最低的可能电阻连接被提供。

20 本发明的线圈可包括用于正交线圈的 RF 屏蔽板，线圈具有第一个导体阵列和第二个正交的导体阵列。RF 屏蔽板提供了被与第一个和第二个导体阵列二者的导体元件基本上列成一行的通道被断开的导电表面。这个 RF 屏蔽板的通道防止由梯度线圈场的激发所引起的涡电流的形成，比如可能与 RF 线圈干扰和/或降低功率或影响梯度线圈的形状。

25 与第一个导体阵列的导体元件列成一行的通道可能在第一个导电面上而与第二个导体阵列的导体元件列成一行的通道可能在邻近于第一个导电面的第二个导电面上。通道可借助大小适合于在工作射频提供低导纳的电容器被跨接。RF 屏蔽板因而是易于制造的。

30 包含四个交叉导体阵列的正交线圈组可被放置在开放式架构 MRI 的磁铁磁极处，以第一个和第三个导体阵列在对置的磁极处并具有平行的导体元件，而第二个和第四个导体阵列在对置的磁极处并具有平行的导体元件，而且它们垂直于第一个和第三个阵列的导体元件。互连引线可通过它们的连接点将第一个和第三个导体阵列串联，并可通过连接点将第二个和第四个导体阵列串联，从而引起反向电流流过第一个及第三个导体阵列并通过第二个及第四个导体阵列。

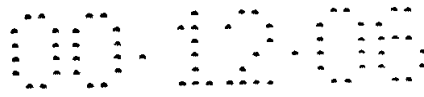


图 1 是展示极化场和垂直的 RF 场取向的常规封闭式 MRI 系统结构的简化视图;

图 2 是类似于图 1 的, 展示开放式 MRI 系统的结构和极化与 RF 场相对位置的简化视图;

5 图 3 是沿图 2 的直线 3-3 的截面图, 它展示图 2 中提供垂直的 RF 场的导体阵列的导体元件场的叠加;

图 4 是按正交结构被安排并按照本发明第一种实施例被串联的四个导体阵列的视图;

10 图 5 是图 4 的正交线圈组中一个的详细架构视图, 它展示使用组合器/分配器以产生正交相位的激发信号并按正交综合所接收的信号用于改进的信噪比;

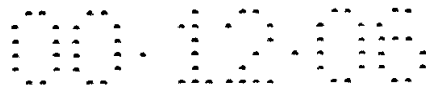
图 6 是用于在一个导体阵列的导体元件与供从导体元件接收或传输信号用的节点之间提供等长度连接的节点连接器的详细架构视图;

15 图 7 是类似于图 6 的视图, 它展示具有在节点与连接器元件之间被降低的电阻的节点连接器的替换的实施例;

图 8 是一个正交线圈组的部件分解透视图, 它展示适合于随同本发明线圈使用的 RF 屏蔽板。

20 图 1 说明现有技术的“封闭式”MRI 系统 10, 其中极化磁场 B_0 由具有中心孔 14 的圆筒形环状磁铁 12 产生, 该中心孔用于接纳患者沿圆筒的轴被与磁场 B_0 列成一行。在中心孔 14 中患者内部核的进动借助提供在垂直于 B_0 轴的平面内磁矢量的 RF 场被诱发。这个 RF 场可借助具有在所期望的平面内引起旋转磁场的电谐振天线装置的所谓“鸟笼”线圈产生。示例性的鸟笼线圈在 1987 年 9 月 8 日发布的“Hayes 的 4,692,705 号及 1987 年 9 月 15 日发布的 4,694,255 号美国专利和
25 1987 年 7 月 14 日发布的 Edelstein 等人的 4,650,548 号美国专利中被讲述, 这些专利的每一个都被转让给同一受让人, 从而被引入参考。术语“线圈”在这里与术语“天线”同义地被使用而不要求线圈的形状。

30 图 2 说明“开放式”MRI 系统 18, 它可用于某些作业, 并特别用于外科手术作业。在这个开放式 MRI 系统中, 示于图 1 的封闭式 MRI 系统的环状磁铁 12 由在其间提供的比较无障碍开口 22 的对置磁极面 20 所替代, 患者可被放入该开口而保持到患者的更大的入口。在开放式 MRI



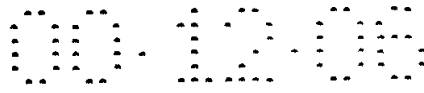
系统中，B0 场扩展在磁极面 20 之间（竖直地如所描绘的）而 RF 场同样地被旋转以保持与 B0 场垂直。尽管鸟笼线圈，比如图 1 的线圈 16，能在这种用途中被使用，这种线圈就它可能过度限制新开放的到患者的入口来说是不合乎需要的。因此在开放式 MRI 系统中，被邻近磁极面 20 设置的一个或更多的平行导体阵列可构成 RF 线圈 24。图 3 说明对置的 RF 线圈 24 的一些单个导体元件用按反方向流动的电流被激励以便产生在垂直于 B0 轴的所期望的平面内的净 RF 矢量。

尽管简单的对置 RF 线圈对可被用于产生沿单一直线的振荡 RF 场，但更可取的是每个这种 RF 线圈 24 被匹配到具有垂直运转的导体元件 26 的第二个阵列。对于 RF 激励脉冲，两个被匹配的 RF 线圈 24 用具有 90 度相差的信号激励以便生成如在图 2 被概括描绘的旋转 RF 磁场。对于谐振信号的接收，在交叉的 RF 线圈 24 检测到的信号以合适的 90 度相差被综合以产生具有优良信噪比的信号。提供用于 90 度相差接收或发射型式的线圈通常被称为“正交”线圈。

如在图 3 中所示，射频屏蔽板 28 可被放置在 RF 线圈 24 和梯度线圈 30 之间以便使来自梯度线圈的信号不致干扰由 RF 线圈 24 的信号接收。每个这种射频屏蔽板 28 对于有关的 RF 线圈可被用作返回的导体通路。为了对射频和磁场保持高度均匀性，磁极面 20 应被设置得彼此尽可能靠近，因此 RF 线圈 24 和射频屏蔽板 28 也应彼此尽可能靠近。

如在图 4 中所示，根据本发明的优选实施例开放式 MRI 系统包括分别被设置在每个磁极面 20 处的对置的 RF 线圈 24a 和 24b，而且每个线圈由两个导体阵列所组成。因而 RF 线圈 24a 包括导体阵列 32a 和 32b 而 RF 线圈 24b 包括导体阵列 32c 和 32d。导体阵列 32a-32d 的每一个分别由被排列成基本上垂直于极化轴 B0 延伸的基本上平行的一组平面导体元件 34a-34d。导体阵列 32a 和 32c 的导体元件 34a 和 34c 分别彼此平行并分别垂直于导体阵列 32b 和 32d 的导体元件 34b 和 34d，以便 RF 线圈 24a 和 24b 的每一个导体阵列可沿相互垂直的轴线产生或检测正交的 RF 信号。

图 5 展示分别借助两个独立的节点连接器 36a 被连接在一起的导体元件 34a 的每个终端，用一个节点连接器将导体元件 34a 的第一个终端电联结在一起并用第二个节点连接器将导体元件 34a 相向的第二个终端电联结在一起以便导体元件可被连接到节点 38a 并从那里到信

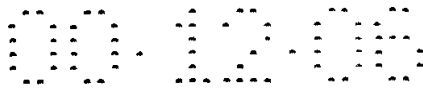


号线 40a。相似的连接用相似的参考号数及后缀“b”对线圈 24a 的阵列 32b 被形成，并且对线圈 24b 的阵列 32c 和 32d 也形成相似的连接（在图 5 中未示出）。

5 每个节点连接器，比如连接器 36a，通过如图 6 中所示的分支结构在其节点 38 与每个导体元件，比如元件 34a，之间提供等阻抗的连接，其中等长度恒定宽度的分支 42 从节点 38a 延伸到第二级节点 44，并且在第二级节点 44 处再次分岔成同样是相等长度和宽度因而有相等阻抗的第二级分支 46。每个第二级分支 46 可进行到第三级节点 48 以生成最终与导体元件终端连通的第三级分支 50。每个第一级，第二级和第三级分支只需要在它们的等级（如第一级，第二级和第三级）内是相等长度的以致在节点 38a 与导体元件 34a 的终端之间的任何通路都有相同的通路长度（和横截面结构），从而有相同的阻抗。这样，电流被均匀地分配在导体元件之中而且并非不成比例地流过 RF 线圈的中心导体元件。这大大地简化了线圈的结构，消除用于可变宽度导体元件的任何需求或在导体元件间隔中的变更。这些后面的变动可专供校正较高级的误差之用而不用于在电流流动中的基本差别。还应理解到这种分支方法可被用于等于 2 的乘方的任何数目的导体元件。

15 在示于图 7 的替换实施例中，节点连接器 36a 可以是成等腰三角形形式样的固态导体片，在那里三角形的顶端是节点 38a 而底部连接到导体元件 34a 的终端。这在节点 38a 和导体元件 34a 终端之间生成了成直线的直接通路，因此是最短的可能的通路。通过使这些通路能不重叠，在节点 38a 与各个导体元件 34a 之间的电阻被减到最小。为了出现这种不重叠的情况，从顶端到底部所测量到的等腰三角形的高度基本上大于一般的导体元件 34a 宽度的 3 倍。

25 如图 4 所示，具有平行取向的导体元件 34 的对置的导体阵列 32a 和 32c 可借助连接信号线 40a 和 40c 的互连引线 52a 和 52b 被串联以便将导体阵列 32a 和 32c 串联在连续的回路中，因而如根据图 3 所描述的供给补偿电流。激励信号 53a 可跨越沿着由互连线 52a 和 52b 所形成回路设置的电容器 54a 被施加，或另一种方法，在谐振信号的采集期间谐振信号可跨越电容器 54a 被获得。同样，具有平行取向的导体元件 34b 和 34d 的导体阵列 32b 和 32d 可由引线 52c 和 52d 被互连，并且信号 53b 可以跨越被串联的电容器 54b 被引入或按类似于上面描



述的方式跨越那个电容器被接收。导体阵列 32a 及 32c, 和 32b 及 32d 可用另一种方法使用适当被调正相位的信号被并联驱动, 如本领域中所知的具有不需要任何直接布线横过磁铁空隙的优点。

5 导体 52a-52d 可包含同轴电缆和被定线以便对磁极面 20 之间的区域提供更大的可接近性。

在替换的实施例中, 电容器 54a 和 54b 可分别被放在接近导体阵列边缘的导体元件 34a 和 34b 或 34c 和 34d 中的一对内的中心。在这种情况下, 由其他导体元件被传导的电流倒转到具有供引入信号用的电容器的导体元件。在这种结构中, 有 180° 相移的独立的电压可被提供供给较低的导体阵列 32c 和 32d。这种结构具有缺点, 即被用于跨越电容器连接的导体元件运载与阵列中其余导体元件相反方向的电流, 这降低了所生成 RF 场的强度和均匀度。

15 信号 53a 和 53b 一般会有 90° 相差从而可由示于图 5 的组合器/分配器 57 被综合, 以提供在信号线 60 上具有被改善的信噪比的单个正交信号。组合器/分配器 58 可以是在本领域被熟知的类型的混合电路。同样, 从导线 60 上被接收的激励信号可由组合器/分配器 58 分解以激励正交的线圈用于相反的作用。

20 如图 8 中所示, RF 线圈 24a 可根据熟知的印刷电路技术通过在绝缘基片 62 相反的侧面上象被蚀刻的铜图样那样生成导体阵列 32a 及(或 32c 及 32d) 被制造。导体阵列因而可包含在基片 62 上被层压的铜箔。

在图 5 中, 两个正交导体阵列 32a 和 32b 的紧密临近引起在导体阵列 32a 的导体元件 34a 与导体阵列 32b 的导体元件 34b 交叉的每一点处的寄生电容 64。这些寄生电容削弱了导体阵列 32a 和 32b 的电绝缘, 在正交线圈中对于最大信噪比所要求的绝缘条件。因此, 导体阵列 32a 和 32b 可通过连接在导体阵列 32a 和 32b 之间的绝缘电路被再绝缘, 具有正好足以匹配寄生电容 64 的阻抗的绝缘电路, 在这种情况下通过电感与电容 64 形成并联谐振电路, 该电路在打算供 RF 线圈用的拉莫尔频率匹配的 RF 频率下具有峰值阻抗。结果寄生电感(未示出)占优势, 绝缘电路 66 可以是可调节的电容器。另一方面, 绝缘电路 66 可提供固定的电感, 它是比较容易制造, 并可通过并联或串联的可调电容器被调节以达到相同的效果。

在图 8 所示的实施例中, 绝缘电路的固定电感可分别穿过钻在基



片 62 上的小孔 (未示出) 被连接在导体阵列 32a 和 32b 的节点连接器 36a 和 36b 之间。导体阵列 32a 和 32b 被安装到基片 62 上, 基片可包含被注入聚酯树脂的玻璃纤维板, 并然后可被安装到提供足够稳固性以抵抗在其上所放置患者力量的平面支撑装置 67 的外表面上 (供下面
5 线圈用), 但装置 67 具有切口部分 68 以提供具有被减少的材料量的强度以便最大化它的介电常数。被设置在导体阵列 32a 和 32b 对面一侧的是 RF 屏蔽板 70a 和 70b, 它们作为铜箔图样层压到绝缘基片 72 上被制造, 与导体阵列 32a 和 32b 被附着到基片 62 上的方式差不多相同。RF 屏蔽板 70a 和 70b 提供导电平面, 它阻止在梯度线圈 (如图 3 中所
10 示的线圈 30) 与导体阵列 32a 和 32b 之间的干扰。尽管连续的铜屏蔽板会在干扰方面提供这种减低, 但它将要引起涡电流的传导, 扭曲并削弱来自梯度线圈的能量。因此, 屏蔽板 70a 和 70b 包含被切掉铜材的通道 73, 对于屏蔽板 70a 通道平行于导体阵列 32a 的导体元件 34a 延伸, 而对于屏蔽板 70b 通道平行于导体阵列 32b 的导体元件 34b 延
15 伸。屏蔽板的通道在各自情况下具有近似处于相应的导体元件的中间被设置。通道 73 在基片 72 的每个侧面上主要是平行的, 但如果屏蔽板被用于每个导体阵列并联连接物的返回通路则可在它们的终端会聚。

屏蔽板 70a 和 70b 的 RF 屏蔽能力通过向跨接通道 73 提供小的电
20 容 74 被提高并且被调节以便在与梯度线圈相联系的频率下成为敞开的电路 (或高阻抗) 而在与 RF 信号相联系的频率高得多的频率下成为闭合电路 (或低阻抗)。为了进一步降低涡电流, 横过通道 73 中间垂直切割的平展通道 76 可被添加。

在导体阵列 32a 和 32b 上来自梯度线圈 30 的涡电流的影响, 可通
25 过沿着其长度中间切开每个导体元件 34a 和 34b 的第二个平展通道 69 被进一步降低。间隙再一次用电容性元件 71 被桥接, 电容性元件基本上被选择在与梯度线圈相联系的频率下成为敞开电路, 而在与 RF 线圈 24 相联系的较高 RF 频率下成为闭合电路。

将每个导体元件 34a 和 34b 调谐为半波谐振导体, 电容性元件 71
30 在核自旋的拉莫尔频率下与线圈提供谐振。这样, 电容元件 71 也将限制沿着导体表面自由电荷的产生, 因而限制了在导体元件与任何被成像的对象在 MRI 机器内其他导电表面之间不希望有的电容性耦合的作

用。

5 支撑装置是以消除介电损耗的弱电介质材料制作的，增加支撑装置 67 的厚度可降低在 RF 线圈 34a 与梯度线圈之间的相互作用，象增加支撑装置 67 的介电常数所做的那样。然而，如果支撑装置 67 的厚度太大，全部线圈结构会强加在成象体积上。

10 因此，应理解到非常紧凑的线圈可被提供给具有主要尺寸的开放式架构的 MRI 系统，该尺寸由将导体阵列 32a 与用于病人进入的开口的一侧上的屏蔽板 70a 和 70b 分开的支撑装置 67 以及将第二对导体阵列与用于病人进入的开口的另一侧上的第二对屏蔽板分开的相同的支撑装置所确定。

尽管只有本发明的某些优选的特性被说明和描述，但对那些熟悉本技术领域的人员来说许多改进和变更将会被想到。所以，应理解到附加的权利要求是用来覆盖本发明实际精神的所有这些改进和变更。

说明书附图

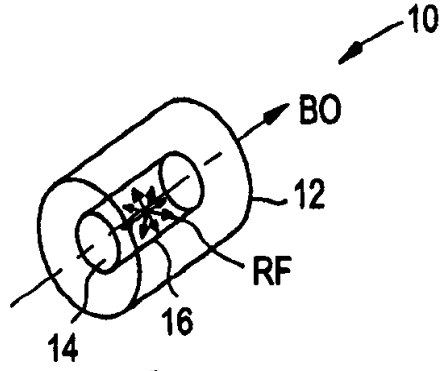


图 1
(现有技术)

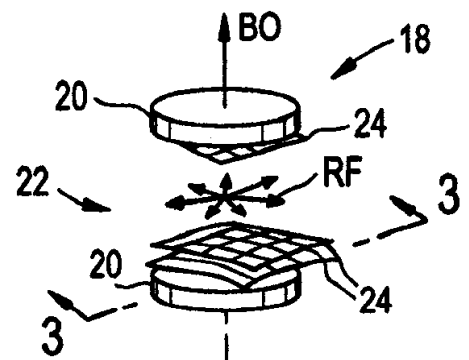


图 2
(现有技术)

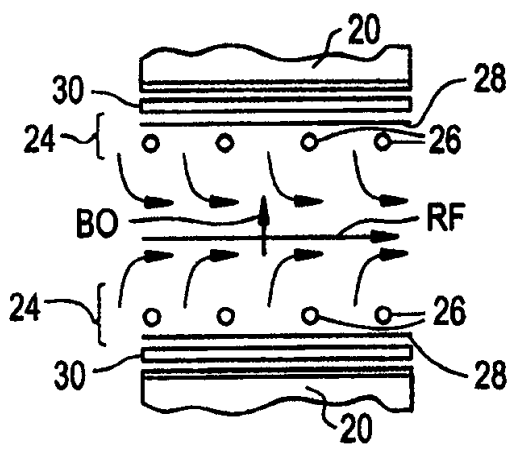


图 3
(现有技术)

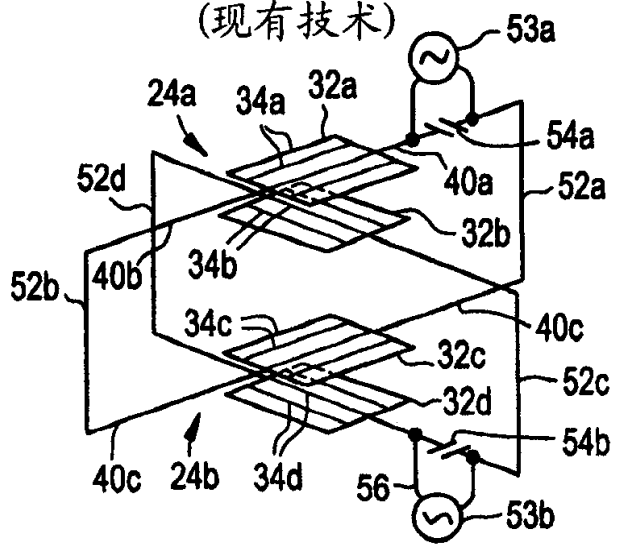


图 4

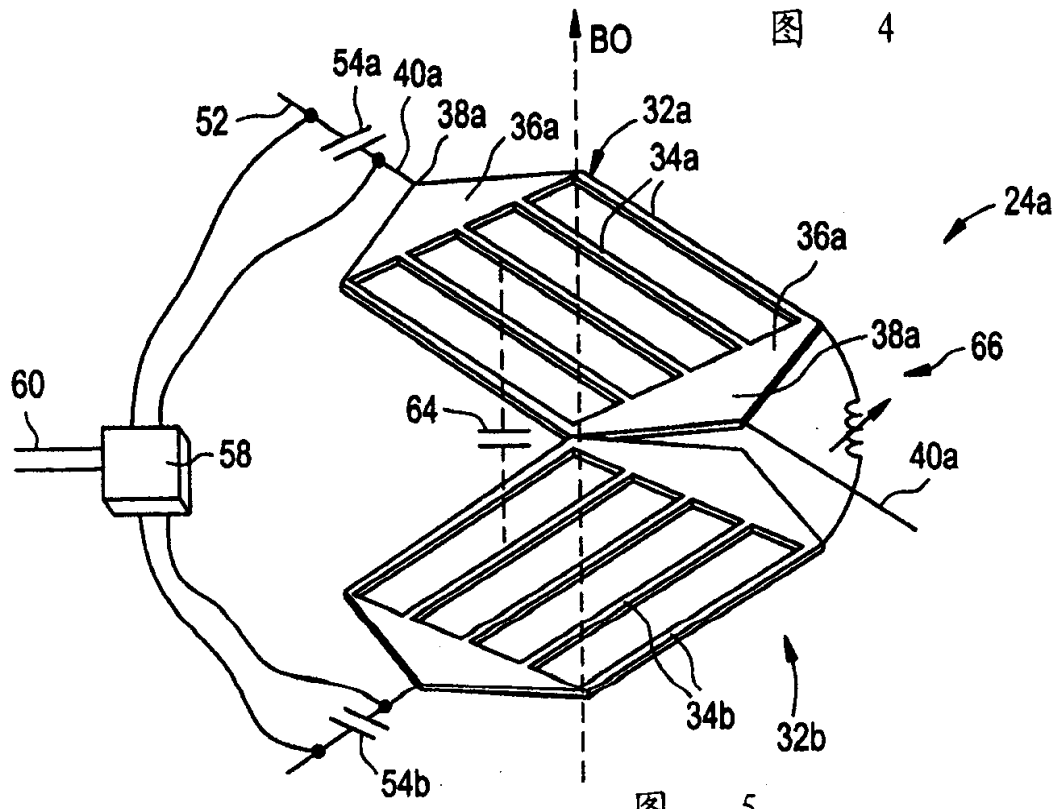


图 5

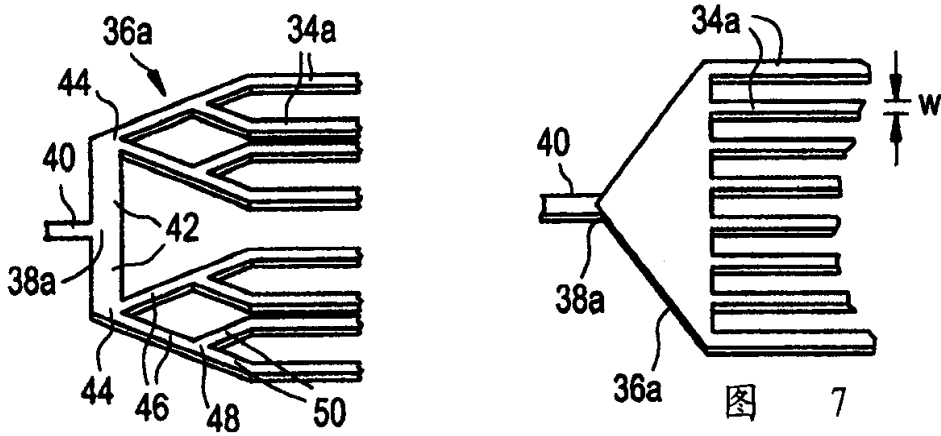


图 6

图 7

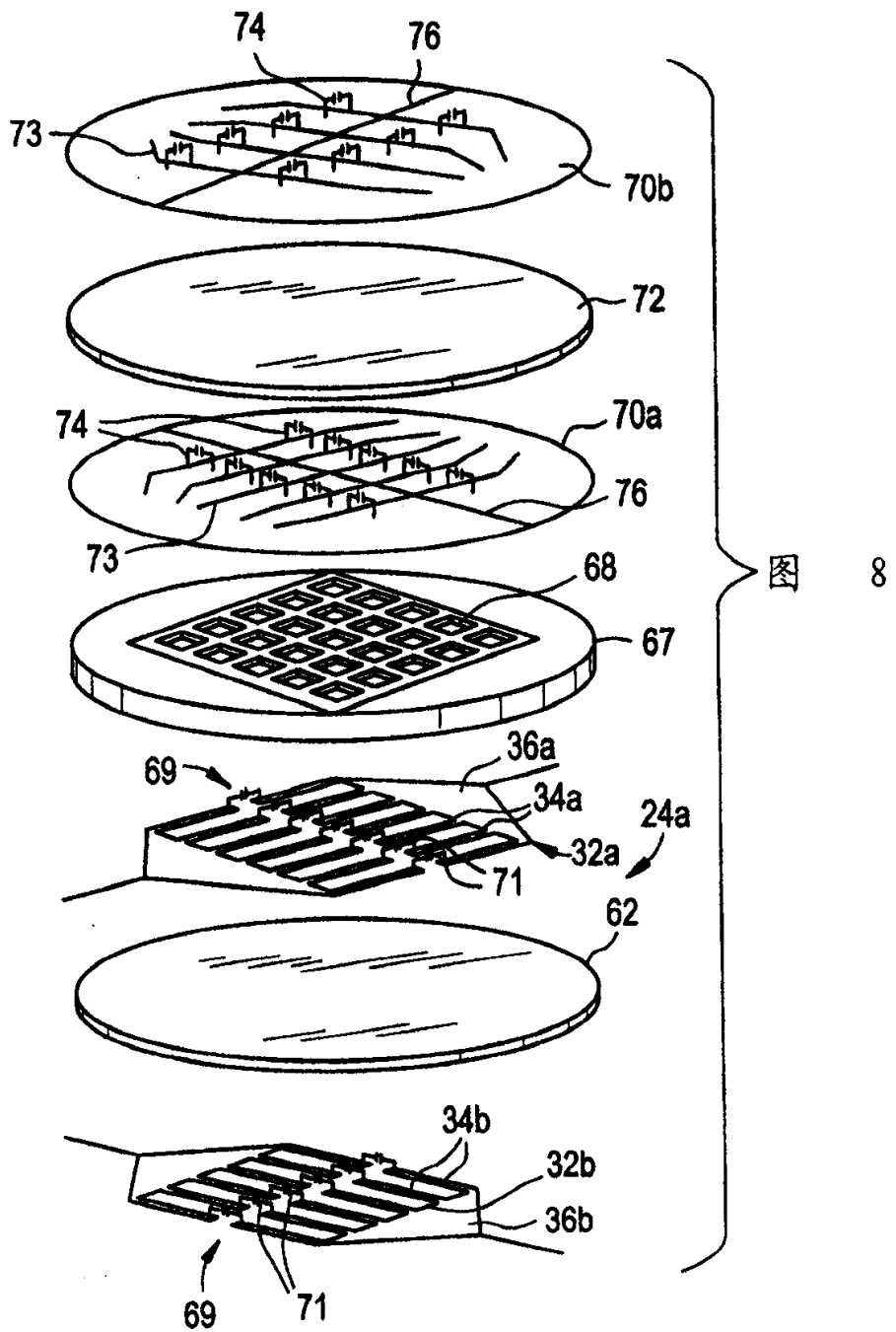


图 8