

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

G01R 33/28 (2006.01)

G01R 33/385 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810173883.0

[43] 公开日 2009年5月20日

[11] 公开号 CN 101435855A

[22] 申请日 2008.11.13

[21] 申请号 200810173883.0

[30] 优先权

[32] 2007.11.14 [33] US [31] 11/939611

[71] 申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

[72] 发明人 T·伊科斯 M·阿里克

Y·V·尤特卡 B·C·C·阿姆

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 曾祥交 曹若

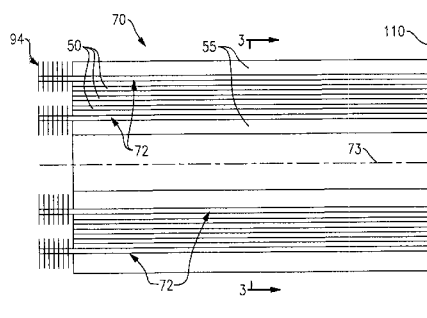
权利要求书2页 说明书14页 附图6页

[54] 发明名称

用于冷却磁共振成像设备的发热构件的热管理系统

[57] 摘要

本发明涉及一种用于冷却磁共振成像设备的发热构件的热管理系统。具体而言，一种用于冷却磁共振成像(MRI)设备(10)的发热构件的热管理系统(70)包括至少一个热管(72)，其具有邻近诸如梯度线圈(54)和/或射频线圈(56)的发热构件而布置的部分。当从构件(50, 56)中去除热时，位于热管(72)的相对较热端(90)中的工作流体(76)汽化，并且朝向该热管(72)的相对较冷端(92)行进。较冷端(92)可操作地联接到用于从较冷端(92)去除热的散热器(94, 96)上，从而提高了系统(70)的总体效率。热管(72)可沿着水平方向、竖直方向和/或沿着发热构件(50, 56)的对角线布置。



1. 一种用于冷却磁共振成像(MRI)设备(10)的发热构件(50,56)的热管理系统(70), 所述系统(70)包括至少一个热管(72), 所述热管(72)具有与所述磁共振成像设备(10)的发热构件(50,56)相邻的第一端(90), 其中, 所述至少一个热管(72)的第一端(90)从所述发热构件(50,56)去除热。
5
2. 根据权利要求1所述的系统, 其特征在于, 所述发热构件包括所述 MRI 设备(10)的梯度线圈组件(50)。
10
3. 根据权利要求1所述的系统, 其特征在于, 所述至少一个热管(72)布置成大致沿着所述 MRI 设备(10)的水平轴线(73)和垂直轴线(75)中的一条。
4. 根据权利要求1所述的系统, 其特征在于, 所述系统(70)还包括用于从所述至少一个热管(72)的第二端(92)去除热的散热器(94)。
15
5. 根据权利要求4所述的系统, 其特征在于, 所述散热器(94)布置在歧管(96)内, 所述歧管(96)具有在其中通过的冷却剂。
6. 根据权利要求1所述的系统, 其特征在于, 所述至少一个热管(72)的第一端(90)埋置在环氧材料(55)中。
7. 根据权利要求1所述的系统, 其特征在于, 所述系统(70)还包括由导热材料制成的模块(106), 其中, 所述至少一个热管(106)安装在所述模块(106)上。
20
8. 一种热管理系统(70), 包括:
至少一个热管(72), 其具有第一端(90)和第二端(92), 所述至少一个热管(72)的第一端(90)邻近磁共振成像(MRI)设备(10)的梯度线圈
25 (54); 和
散热器(94), 其可操作地联接到所述至少一个热管(72)上。

9. 根据权利要求8所述的系统,其特征在於,所述至少一个热管(72)布置成大致沿着所述MRI设备(10)的水平轴线(73)和垂直轴线(75)中的一条。

10. 根据权利要求9所述的系统,其特征在於,所述散热器(94)包括可操作地联接到所述至少一个热管(72)的第二端(92)上的散热片。

11. 根据权利要求8所述的系统,其特征在於,所述系统(70)还包括具有在其中通过的冷却剂的歧管(96)。

12. 根据权利要求11所述的系统,其特征在於,所述散热器(94)布置在所述歧管(96)内。

13. 根据权利要求11所述的系统,其特征在於,所述至少一个热管(72)的第二端(92)布置在所述歧管(96)内。

14. 根据权利要求8所述的系统,其特征在於,所述散热器(94)定位成与所述梯度线圈(54)相邻,以便从所述梯度线圈(54)中去除热。

15. 一种用于磁共振成像(MRI)设备(10)的热管理系统(70),包括至少一个热管(72),其中,所述至少一个热管(72)还包括与所述MRI设备(10)的梯度线圈(54)相邻的蒸发器段(100),在所述蒸发器段(100)中,来自所述梯度线圈(54)的热在所述至少一个热管(72)中引起蒸发。

16. 根据权利要求15所述的系统,其特征在於,所述至少一个热管(72)还包括布置在所述梯度线圈(54)之外的绝热段(102),在所述绝热段(102)中很少发生或者不发生自所述至少一个热管(72)的热传递。

17. 根据权利要求16所述的系统,其特征在於,所述至少一个热管(72)还包括冷凝器段(104),在所述冷凝器段(104)中,来自所述梯度线圈(54)的热在所述至少一个热管(72)内被冷凝。

18. 根据权利要求15所述的系统,其特征在於,所述至少一个热管(72)布置成大致沿着所述MRI设备(10)的水平轴线(73)和垂直轴线(75)中的一条。

19. 根据权利要求15所述的系统,其特征在於,所述系统(70)还包括可操作地联接到所述至少一个热管(72)上的散热器(94)。

用于冷却磁共振成像设备的发热构件的热管理系统

5 技术领域

本发明大体上涉及一种磁共振成像(MRI)设备,且更具体地涉及一种用于冷却MRI设备的发热构件例如梯度线圈组件、射频(RF)线圈组件等的热管理系统。

10 背景技术

在交流(AC)环境中运行的示范性的超导磁体系统包括变压器、发电机、电动机、超导磁能储存装置(SMES),以及磁共振(MR)设备。尽管常规的MR磁体在直流(DC)模式下运行,但当泄漏到磁体的梯度场高时,一些MR磁体可在来自梯度线圈的交流磁场中工作。这种交流磁场在磁体中引起交流损耗。为了解释的目的而对该MR设备的示范性的细节进行了示意性的讨论。

当例如人体组织的物质处于均匀磁场(极化场 B_0)中时,组织中自旋系统(spin)的单独磁矩试图与该极化场对准,但按照它们所特有的拉莫尔(Larmor)频率以随机次序绕着该极化场旋进。如果该物质或组织处在位于x-y平面中并且接近拉莫尔频率的磁场(激励场 B_1)中,则净对准的磁矩或“纵向磁化” M_z 可以被旋转或“翻转”到x-y平面中,以产生净横向磁矩 M_t 。在激励信号 B_1 终止后,受激励的自旋系统发出信号,并且可以对该信号进行接收和处理以形成图像。

当采用这些信号来生成图像时,使用磁场梯度(G_x 、 G_y 和 G_z)。通常,通过一系列的测量周期对待图像化的区域进行扫描,其中,这些梯度根据正在使用的特定的定位方法而变化。所得的一组接收到的核磁共振(NMR)信号被数字化和处理成用以使用多种众所周知的重建技术中的一种来重建图像。

梯度线圈的热管理是 MR 设备开发中的最大技术障碍之一。对更大患者空间和更好图像质量的需求，导致更高的电流密度，这将引起更高的体积发热率。为了装置的安全、可靠运行以及患者的舒适和安全，需要从 MR 设备中除去在线圈中、特别是在梯度线圈中生成的热。

5 过热可导致温度升高，这会使环氧绝缘物软化。当任一位置处达到阈值温度时，该环氧树脂即趋于融化，从而导致系统的结构耐久性受损。绝缘物中的任何软化都可促成放电，并且可导致装置失效。因此，对于使温度保持低于可接收的限度而言，有效的热管理至关重要。

一种 MR 设备热管理的方法是提供梯度线圈的空气冷却。然而，

10 对于非常高的热载荷而言，例如在 MR 设备的梯度线圈中产生的这类热载荷，空气冷却是不够的。

另一种 MR 设备热管理的方法是提供一种气密密封的液体冷却系统。在典型的液体冷却布置中，使液体通过液体通道或者经过导管内部，以直接冷却。通常，冷却回路采用带有铜管或很长塑料管的蛇形配置。为了适当的冷却，液体必须沿着 MR 柱体或者沿着中空导管轴向地进入和行进。虽然对于高的热载荷而言，液体冷却是一种可行选择，但液体冷却需要大的泵和歧管以在通道上均匀地分布冷却剂，从而达到最佳性能。此外，这种方法需要复杂的歧管系统来均匀地分布冷却剂流，并且需要多入口/出口连接。这些连接必须是电绝缘的以防止形成闭合的导电回路，这种闭合导电回路会产生成像伪影。另外，

15 液体冷却的部署如歧管设计、流动线路的数量、用于冷却剂的入口/出口位置等，可能与其它 MR 构件的设计空间相干涉，并且会增加总体的复杂性、成本和可靠性。

因此，将需要提供更简单的并且节省成本的热管理系统，以使得

25 例如梯度线圈温度保持在特定范围内而不管所施加的选用激励，从而提高系统可靠性、使得更高的能量能够应用于带有改进图像质量的更快的成像以及更长的扫描时间，同时为患者提供舒适和安全。

发明内容

根据本发明的一方面，用于冷却磁共振成像(MRI)设备的发热构件的热管理系统包括具有与磁共振成像设备的发热构件的第一端相邻的至少一个热管，其中，该至少一个热管的第一端从发热构件中去
5 除热。

根据本发明的另一方面，热管理系统包括：具有第一端和第二端的至少一个热管，该至少一个热管的第一端邻近磁共振成像(MRI)设备的梯度线圈；以及可操作地联接到该至少一个热管上的散热器。

根据本发明的又一方面，用于磁共振成像(MRI)设备的热管理系
10 统包括至少一个热管，其中，该至少一个热管还包括与该 MRI 设备的梯度线圈相邻的蒸发器段，在该蒸发器段中，来自梯度线圈组件的热在该至少一个热管中引起蒸发。

根据以下详细说明及附图，将使得本发明的各种其它特征和优点变得显而易见。

15

附图说明

附图示出了当前意图用于实施本发明的优选实施例。

附图中：

图 1 是超导磁体系统的示意性简图，在一个示例中该超导磁体系
20 统包括 MR 设备。

图 2 是根据本发明示范性实施例的用于从 MR 设备的梯度线圈中散发热的热管理系统的示意图。

图 3 是沿着图 2 的线 3-3 所截取的热管理系统的截面图。

图 4 是根据本发明实施例的热管理系统的热管的局部剖视截面
25 图。

图 5 是带有热管的热管理系统的截面图，该热管具有位于较冷端处的散热片以及用于冷却该散热片的歧管，以提高根据本发明实施例的热管理系统的总体效能。

图 6 是图 5 的热管理系统的顶视图。

图 7 是带有沿 x 方向热管和沿 y 方向热管的热管理系统的备选实施例的顶视图。

图 8 是根据本发明实施例的、带有轴向(x 方向)热管和径向(z 方向)热管的热管理系统的截面图。

部件清单:

- 10. MRI 设备
- 12. 操作者控制台
- 10 13. 输入装置
- 14. 控制面板
- 16. 显示屏
- 18. 链路
- 20. 计算机系统
- 15 20a. 底板
- 22. 处理器模块
- 24. CPU 模块
- 26. 存储器模块
- 28. 盘储存装置
- 20 30. 磁带机
- 32. 系统控制
- 32a. 底板
- 34. 串行链路
- 36. CPU 模块
- 25 38. 脉冲发生器模块
- 40. 串行链路
- 42. 梯度放大器
- 44. 采集控制器

-
- 46.接口电路
 - 48.患者定位系统
 - 50.梯度线圈组件
 - 52.磁体组件
 - 5 54.梯度线圈
 - 55.环氧
 - 56.射频线圈
 - 58.收发器模块
 - 60.射频放大器
 - 10 62.开关
 - 64.前置放大器
 - 66.存储器模块
 - 68.阵列处理器
 - 70.热管理系统
 - 15 72.热管
 - 72a.第一段
 - 72b.第二段
 - 73.水平轴线
 - 74.管
 - 20 75.竖直轴线
 - 76.工作流体或冷却剂
 - 78.毛细结构(wick structure)
 - 80.箭头
 - 82.蒸汽腔
 - 25 84.箭头
 - 86.箭头
 - 88.箭头
 - 90.较热端

- 92.较冷端
- 92a.较冷端
- 92b.加热端
- 94.散热片
- 5 95.基底
- 96.歧管
- 98.冷却剂流
- 100.蒸发器段
- 102.绝热段
- 10 104.冷凝器段
- 106.模块
- 110.对称轴线

具体实施方式

15 参看图 1，磁共振成像(MRI)设备 10 包括在交流环境中运行的超导磁体系统。示范性的超导磁体系统包括变压器、发电机、电动机、超导磁能储存装置(SMES)和/或磁共振(MR)设备。尽管常规的 MR 磁体在直流模式下运行，但当泄漏到磁体的梯度场高时，一些 MR 磁体可在来自梯度线圈的交流磁场中工作。这种交流磁场可在该磁体中引起交流损耗。仅为了解释的目的，而对该磁共振和/或磁共振成像(MRI)设备和/或系统的示范性的细节进行了示意性的讨论。

20 从操作者控制台 12 对该 MR 设备的运行进行控制，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 以及显示屏 16。控制台 12 通过链路 18 而与独立的计算机系统 20 进行通信，该计算机系统 20 使得操作者能够控制图像在显示屏 16 上的产生及显示。计算机系统 20 包括通过底板 20a 而彼此通信的若干模块。这些模块包括图像处理器模块 22、CPU 模块 24，以及在本领域中视作为用于储存图像数据阵列的帧缓冲器的存储器模块 26。计算机系统 20 链接到用

于储存图像数据和程序的盘储存装置 28 以及磁带机 30, 并且通过高速串行链路 34 与独立的系统控制 32 通信。输入装置 13 可包括鼠标、操纵杆、键盘、跟踪球、触摸屏、光笔、语音控制或者任何类似或等效的输入装置, 并且可用于交互式的几何指令。

5 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, 以及通过串行链路 40 而连接到操作者控制台 12 上的脉冲发生器模块 38。系统控制 32 通过链路 40 从操作者接收指令, 以指示将要执行的扫描序列。脉冲发生器模块 38 操作系统构件, 以执行所需的扫描序列并生成数据, 该数据指示所产生射频(RF)脉冲的
10 定时、强度和形状以及数据采集窗的定时和长度。脉冲发生器模块 38 连接到一组梯度放大器 42 上, 以指示在扫描期间所产生的梯度脉冲的定时和形状。脉冲发生器模块 38 还可以从生理采集控制器 44 中接收患者数据, 该生理采集控制器 44 从连接到患者上的若干不同传感器中接收信号, 例如来自附连到患者上的电极的 ECG 信号。最后,
15 脉冲发生器模块 38 连接到扫描室接口电路 46 上, 该扫描室接口电路 46 接收来自与患者状态和磁体系统相关联的各个传感器的信号。患者定位系统 48 还通过扫描室接口电路 46 接收指令, 以将患者移动到理想位置以供扫描。

由脉冲发生器模块 38 所生成的梯度波形被施加到具有 G_x 放大器、 G_y 放大器和 G_z 放大器的梯度放大器系统 42 上。各梯度放大器激励总体上由 50 标识的梯度线圈组件中的相应物理梯度线圈, 以产生用于对所采集到的信号进行空间编码的磁场梯度。磁体组件 52 包括
20 梯度线圈组件 50 和一体化的射频线圈 56。通常, 梯度线圈组件 50 包括由环氧材料所分隔的多个(三维)梯度线圈 54。系统控制 32 中的收发器模块 58 产生脉冲, 这些脉冲由射频放大器 60 放大, 并且通过发送/接收开关 62 而联接到射频线圈 56 上。患者体内的受激核所发出的作为结果的信号可由相同的射频线圈 56 感测到, 并且通过发送/接收开关 62 而耦合到前置放大器 64 上。放大的 MR 信号在收发器 58 的接
25

5 收器段中被解调、过滤和数字化。发送/接收开关 62 由来自脉冲发生器模块 38 的信号所控制，以在发送模式期间将射频放大器 60 电连接到线圈 56 上，并且在接收模式期间将前置放大器 64 连接到线圈 56 上。发送/接收开关 62 还可以使得单独的射频线圈(例如表面线圈)能够在发送模式或在接收模式中使用。

10 由射频线圈 56 所获取的 MR 信号由收发器模块 58 数字化，并且被传递到系统控制 32 中的存储器模块 66。当已经在存储器模块 66 中采集到原始的 k 空间数据阵列时，便完成了扫描。该原始的 k 空间数据为各个待重建的图像而被重新排列为单独的 k 空间数据阵列，并且
15 这些数据阵列中的各个数据阵列均输入到阵列处理器 68，该阵列处理器 68 将这些数据傅立叶变换为图像数据阵列。该图像数据通过串行链路 34 而传送到计算机系统 20，在此该数据储存在存储器如盘储存装置 28 中。响应从操作者控制台 12 所接收到的指令，该图像数据可存档于长期储存装置中，例如存档在磁带机 30 中，或者由图像处理器 22 进一步处理然后传送到操作者控制台 12 并显示在显示器 16 上。

20 在运行期间，MR 设备 10 消耗大量的电能。特别是梯度线圈 54 和射频线圈 56 消耗极大量的电能。除了其它发热构件以外，这些发热构件也生成大量的热，通常是几十千瓦的量级。如人们所预料的，过热可以导致系统构件损坏或者过早地失效，并且因此对可靠性产生不利的影
25 响。此外，温度的升高会导致电阻的增大以及线圈电流的减小，而低的线圈电流影响信号的生成从而导致不良的图像分辨率。另外，在成像过程中，热可以使患者感到烦闷，而且如果过量还会伤害患者。为此，存在规定患者支承台最高温度的法规，该最高温度有效地限制了可在任何 MRI 系统中所使用的功率量。

25 本发明提供了一种系统和方法，以改进 MRI 设备 10 的诸如梯度线圈组件 50 和射频线圈 56 的发热构件的除热，同时使内部温度和外部温度保持在最高运行限度以下，从而使得更高的功率能够应用于带有改进图像质量的更快成像，允许用于介入治疗的更长扫描时间。另

外，本发明提供了一种系统和方法，以保持均匀的温度并且消除发热构件中的过热点，从而提高MRI设备的可靠性。

图2和图3为大体以70表示的热管理系统的示意图，该热管理系统用于冷却根据本发明示范性实施例的磁共振成像(MRI)设备10的发热构件。作为示意性的实施例，该发热构件包括梯度线圈组件50的梯度线圈54。然而，将理解的是，本发明的原理可以应用于MR设备10的其它发热构件，例如射频线圈56等。将理解的是，MRI设备10关于轴线110镜像对称。

在一个实施例中，热管理系统70包括一个或多个商业上可获得的热管72，其中该热管的一部分布置成邻近梯度线圈54，以便于散发由梯度线圈54所生成的热。在一个实施例中，在制造梯度线圈54时，热管72的一部分可埋置并浸入在围绕梯度线圈54的环氧55内，并因此而成为梯度线圈54的组成部分。热管72可关于梯度线圈54的中心轴线73对称地或非对称地定位。热管72可具有任何合乎需要的截面形状。例如，热管72可具有圆形的、矩形的、方形的或者任何其它多边形的截面形状。热管72可彼此相等地间隔，或者可以彼此以不等的距离而间隔。例如，热管72可位于梯度线圈54的“过热点”，如下所述。对于各个发热线圈，热管可位于下侧(较小半径)或位于上侧(较大半径)，或者是该任何一种或两种方式的组合。各线圈可具有其自身的热管冷却配置。

现在参看图4，热管72为热传递机构，其可以传送大量的热而在其较热界面和较冷界面之间有很小的温差。通常，热管72包括密封的中空管74。使用导热金属如铜、铝等来制造管74。热管72包括相对少量的例如约5%到10%的“工作流体”或冷却剂76如水、乙醇、水银等或者流体的任何组合，并且热管72的剩余部分充有该工作流体的汽相，所有的其它气体通过热管72的气密密封而被排除。

所选的材料和冷却剂取决于热管72工作必须所处的过热和温度条件，且冷却剂的范围从用于极低温应用的液态氮变化到用于高温条

件的水银。因此，根据热管 72 工作必须所处的温度条件，热管 72 可以由一种材料或者多种材料构成。

5 应注意的是，液体冷却剂 76 的使用增强了患者舒适度、提高了有关分辨率方面的系统性能、由于可消除现有气体冷却系统所要求的气体导管而减小了尺寸，以及提供了更高的总体系统效率。在一个实施例中，热管 72 使用氨、酒精(甲醇或乙醇)或水的一定组合作为工作流体 76。在其它实施例中，工作流体 76 为水-乙烯-乙二醇混合物、水-丙烯-乙二醇混合物或者任何传热流体。

10 在一个实施例中，热管 72 可包括位于管 74 的侧壁内侧上的毛细结构 78，该毛细结构 78 对液相的工作流体 76 施加毛细力。毛细结构 78 可具有不均匀的厚度，以沿着热管 72 的长度选择性地调整除热量。通常，毛细结构 78 为烧结的金属粉末或平行于管轴线的一系列槽，但原则上它可以是能够吸收冷却剂 76 的任何材料。如果热管 72 具有相对于加热端向下的连续斜度，则不需要毛细结构 78。在该实施例中，
15 工作流体 76 因重力而简单地向下顺着热管 72 流回。这种热管称为 Perkins 管，以 Jacob Perkins 的名字而命名。

将理解的是，热管 72 可具有任何合乎需要的截面形状。例如，热管 72 可具有圆形的或球形的截面形状、大致矩形的截面形状、大致椭圆形的截面形状等。

20 运行中，热管 72 通过工作流体或冷却剂的蒸发和冷凝而利用蒸发冷却将热能从一点传递到另一点。热管 72 依赖于管端之间的温差，并且不能将其两端中任一端的温度降低到低于环境温度(因此热管趋向于使该管内的温度均衡)。

25 当加热热管 72 的一端 90 时，管 72 内位于该端处的工作流体 76 沿着箭头 80 的方向蒸发，并且使热管 72 的蒸汽腔 82 内的蒸汽压力增大。由工作流体 76 的蒸发所吸收的蒸发潜热使管 72 相对较热端 90 处的温度下降。

在管 72 相对较热端 90 处热的液态工作流体上的蒸汽压力，高于

在管 72 相对较冷端 92 处的冷凝工作流体上的平衡蒸汽压力，并且该压力差沿着箭头 84 的方向驱动通向冷凝端的快速质量传递，在该冷凝端，过剩蒸汽沿着箭头 86 的方向冷凝，释放其潜热，并使得管 72 的较冷端 92 变热。蒸汽中的非冷凝气体(例如由污染所引起)阻碍气流并且降低热管的效能，特别是在蒸汽压力很低时的低温下。气体中分子的速度大致等于声速，并且当不存在非冷凝气体时该速度是这些分子可在热管中行进所具有的较髙速度。实际上，经过热管 72 的蒸汽速度取决于冷端 92 处的冷凝率。

然后，凝结的工作流体沿着箭头 88 的方向流回到该管的较热端 90，以再次蒸发并重复循环。在竖直定向的热管情况下，流体 76 可通过重力移动。在包含毛细结构 78 的热管情况下，流体 76 通过毛细作用返回。

在制造热管 72 时，不需要在管中形成真空。只要使热管中的工作流体汽化直到产生的蒸汽将非冷凝气体从管中清除，然后封闭该端。

热管 72 的一个有趣的特性是其有效时所处的温度。乍看上去，或许会觉得，以水作为工作流体的热管只有在当较热端达到 100°C 并且水沸腾时才开始工作，从而产生作为热管奥秘的质量传递。然而，水的沸点取决于它所处的压力。在抽空的管(约 700Pa 压力)中，水将在 0°C 以下沸腾。因此，当较热端比冷端更热时，将开始传热。类似地，以水作为工作流体的热管可以在 100°C 以上工作良好。

对热管中总压力的控制水平，可通过控制工作流体的量来实现。例如，当水在 1 个大气压下汽化时会膨胀 1600 倍。如果热管容积的 $1/1600$ 充有水，则当刚好所有的流体被汽化时，压力将是 1 个大气压。例如，如果所讨论的管的安全工作压力是 5 个大气压，则可以使用等于总容积的 $5/1600$ 的水量。

热管 72 具有很高的传热效率。实际上，与具有相同截面的实心铜相比，热管 72 为好很多的热导体。已经有大于 $230\text{MW}/\text{m}^2$ 的热流

量(差不多为太阳表面处热通量的 4 倍)的记录。热管效能的主要原因在于工作流体的蒸发和冷凝, 这需要/释放远多于简单温度变化的能量。以水为例, 蒸发 1 克水所需的能量等于使同样 1 克水的温度升高 540°C 所需要的能量。当流体在“冷”端冷凝时, 几乎所有的这些能量被快速地传递到“冷”端, 从而形成了不带移动部件的非常有效的传热系统。

虽然通过热管 72 的壁扩散的非冷凝气体最终可能降低其效能, 尤其是当工作流体的蒸汽压力很低时, 但该热管 72 不包括移动部件且通常不需要维护。

10 因为冷凝蒸汽使热管 72 较冷端 92 的温度升高, 故热管理系统 70 可包括用于从热管 72 的较冷端 92 去除热的装置。例如, 如图 5 和图 6 所示, 热管 72 的较冷端 92 可操作地联接到散热器如散热片 94 等上。较冷端 92 可以位于歧管 96 内, 该歧管 96 还能够输送沿着箭头 98 的方向流动的冷却剂 98, 以将热从热管 72 的较冷端 92 去除。冷却剂 15 98 可以是任何合乎需要的流体(液体、气体或两者的组合)。可以使用泵(未示出)来迫使冷却剂 98 通过歧管 96。通过布置散热器如散热片 94 和/或歧管 96 而传递来自较冷端 92 的热, 提升了热管 72 的总体除热效能。将理解的是, 本发明不受用于从热管 72 的较冷端 92 除热的装置的限制。例如, 可以通过使用液体或者气体而将热从热管 72 的 20 较冷端 92 去除。

将理解的是, 还可以在梯度线圈组件 50 内使用散热器, 以提高对梯度线圈 54 的除热。例如, 可以通过将散热片 94 埋置在梯度线圈组件 50 的环氧 55 内, 而使得散热片 94 可操作地联接到热管 72 上。在该布置中, 散热片 94 提高了从相对较热的梯度线圈 54 到相对较凉 25 的热管 72 的热传递, 从而提高了热管理系统 70 的热去除效率。

在一个备选的实施例中, 可以将一个或者多个热管 72 安装在基底 95 上以形成热管模块 106。基底 95 可以由任何导热材料如金属等制成。热管理系统 70 可包括带有安装到其上的多个热管 72 的单个热

管模块 106，或者包括定位成邻近梯度线圈 54 的多个热管模块 106。散热片 94 可埋置在基底 95 中，以进一步提高热管模块 106 的传热性能。

可以将图 5 和图 6 中所示的热管理系统 70 概括为三段：1)热管 72 的第一部分，其布置在梯度线圈 54 内以形成蒸发器段 100，在其中来自梯度线圈 54 的热在热管 72 中产生蒸发；2)热管 72 的第二部分，其布置在梯度线圈 54 之外以形成绝热段 102，在其中很少发生或者不发生热管 72 中的热传递；以及 3)该热管的第三部分，用以形成冷凝器段 104，在其中由梯度线圈 54 的热所生成的蒸汽在邻近热管 72 的较冷端 92 处冷凝。结果，较冷端 92 的温度由于蒸汽的冷凝而逐渐升高。

较冷端 92 可操作地联接到散热器如散热片 94 和/或歧管 96 上，以改善来自较冷端 92 的热传递并提高热管 72 的效率。注意，用于该热管第三部分的散热器装置可位于 MR 系统之外(位于空气中，在此设置了风扇或者吹风机，以迫使空气经过冷凝器段将热排放到环境中)。这大大地简化了在设计流动线路和歧管时所提及的困难。

将理解的是，磁体组件 52 是环形的圆柱体结构，该结构最好使用柱坐标系 (r, θ, h) 来描述。然而，众所周知的是，可以通过以下方程将该柱坐标系内的一点 P 的位置转换成笛卡尔坐标系 (x, y, z) ：

$$f(x, y, z) = (r \cos\theta, r \sin\theta, h) \quad \text{方程 1}$$

如在较早的实施例中所描述的，热管 72 大致沿着 MRI 设备 10 的单个轴线(x 方向)定向。然而，本发明不受热管 72 定向的限制。例如，热管 72 可以沿着两个或者更多个轴线延伸，例如沿着 x 轴或 y 轴，或者甚至在 MRI 设备 10 内对角地(沿着 r 轴)延伸。

如图 7 中所示，热管 72 沿着 MRI 设备 10 的 x 方向和 y 方向二者定向。如图 8 中所示，热管 72 沿着轴向(x 方向)和径向(z 方向)(沿着水平轴线 73 和沿着垂直轴线 75)二者定向。具体而言，热管 72 包括两段：第一段 72a，其大致沿着水平轴线 73 轴向地延伸；第二段 72b，

其大致沿着垂直轴线 75 径向地延伸。如上所提到的，如果热管 72 具有相对于加热端向下的连续斜度，则不需要毛细结构 78，并且工作流体 76 因重力而简单地向下顺着热管 72 流回。这就是第二段 72b 的情形，在其中，加热端 92b 与较冷端 92a 相比径向地向内。图 7 和图 8 5 的热管布置在从梯度线圈 54 中的局部“过热点”中去除热时尤其有用。将要理解的是，本发明不受热管沿轴向方向和径向方向布置的限制，并且可通过将热管相对于 MRI 设备的柱坐标沿任何所需取向来布置而实施本发明。

如上所述，本发明的热管理系统 70 提供了用于从 MR 设备 10 的发热构件如梯度线圈 54 和射频线圈 56 中去除热的简单、轻质、节省成本的解决方案。一个或者多个热管的使用，提供了紧凑的设计、局部化的热管理、不均匀热的去除能力以及最低的涡流效应，且与常规的热管理系统相比不使用循环流体。

本书面说明使用了包括最佳实施方式的示例以公开本发明，并且还使得任何本领域技术人员能够制作和使用本发明。本发明可获得专利权的范围由权利要求限定，并且可包括本领域技术人员所能想到的其它示例。如果这些其它示例具有与权利要求的字面描述没有区别的结构元件，或者如果它们包括与权利要求的字面描述没有实质性区别的等效结构元件，则这样的其它示例也意图处于该权利要求范围内。

20

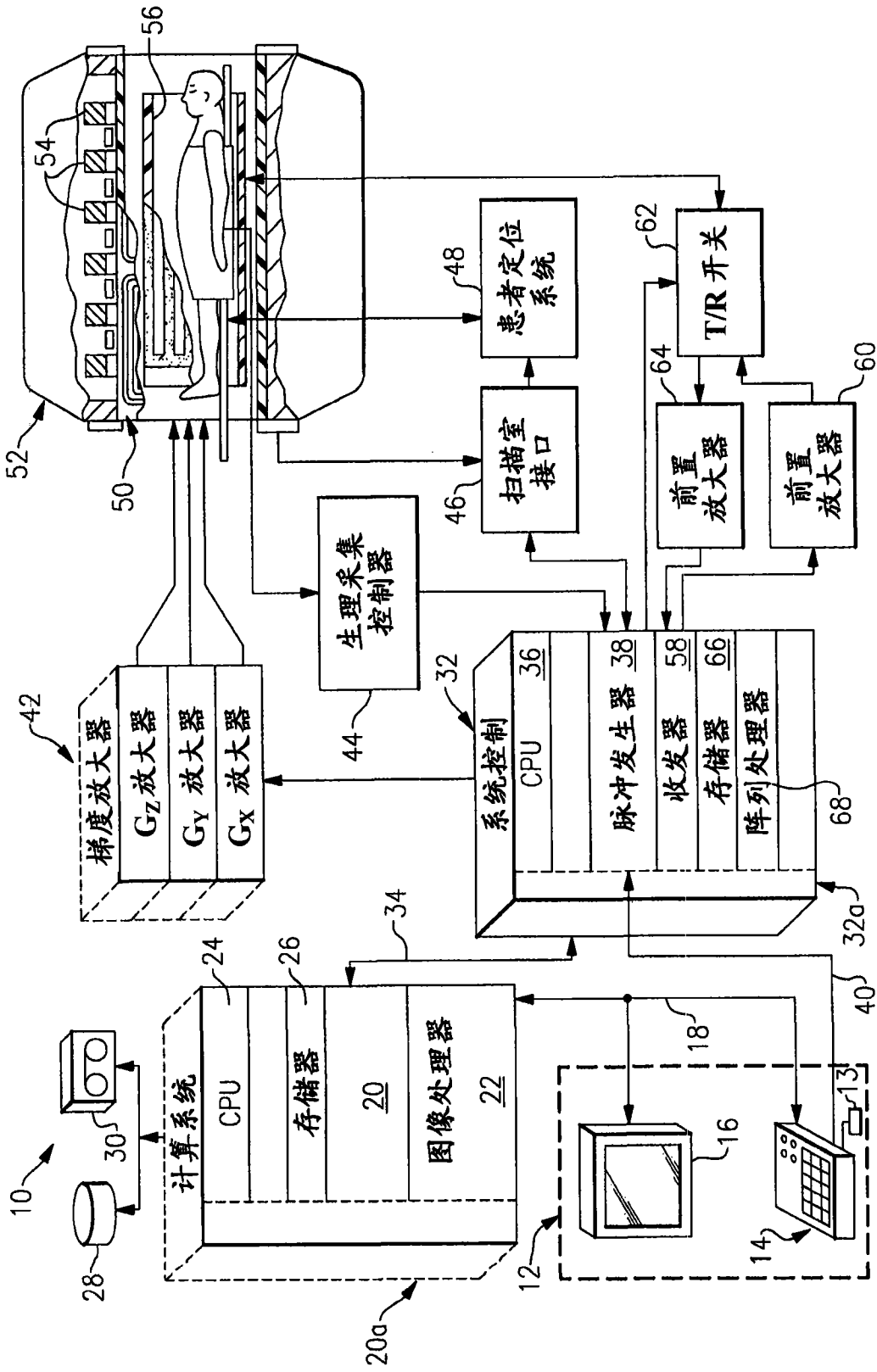


图 1

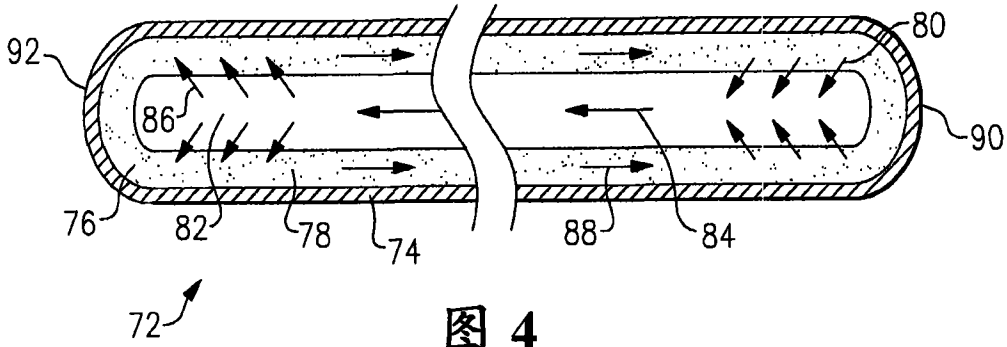


图 4

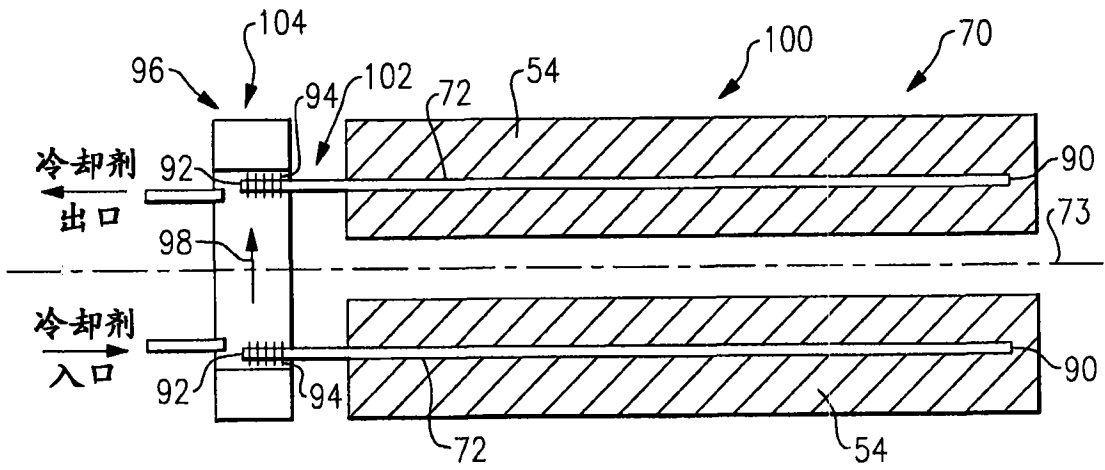


图 5

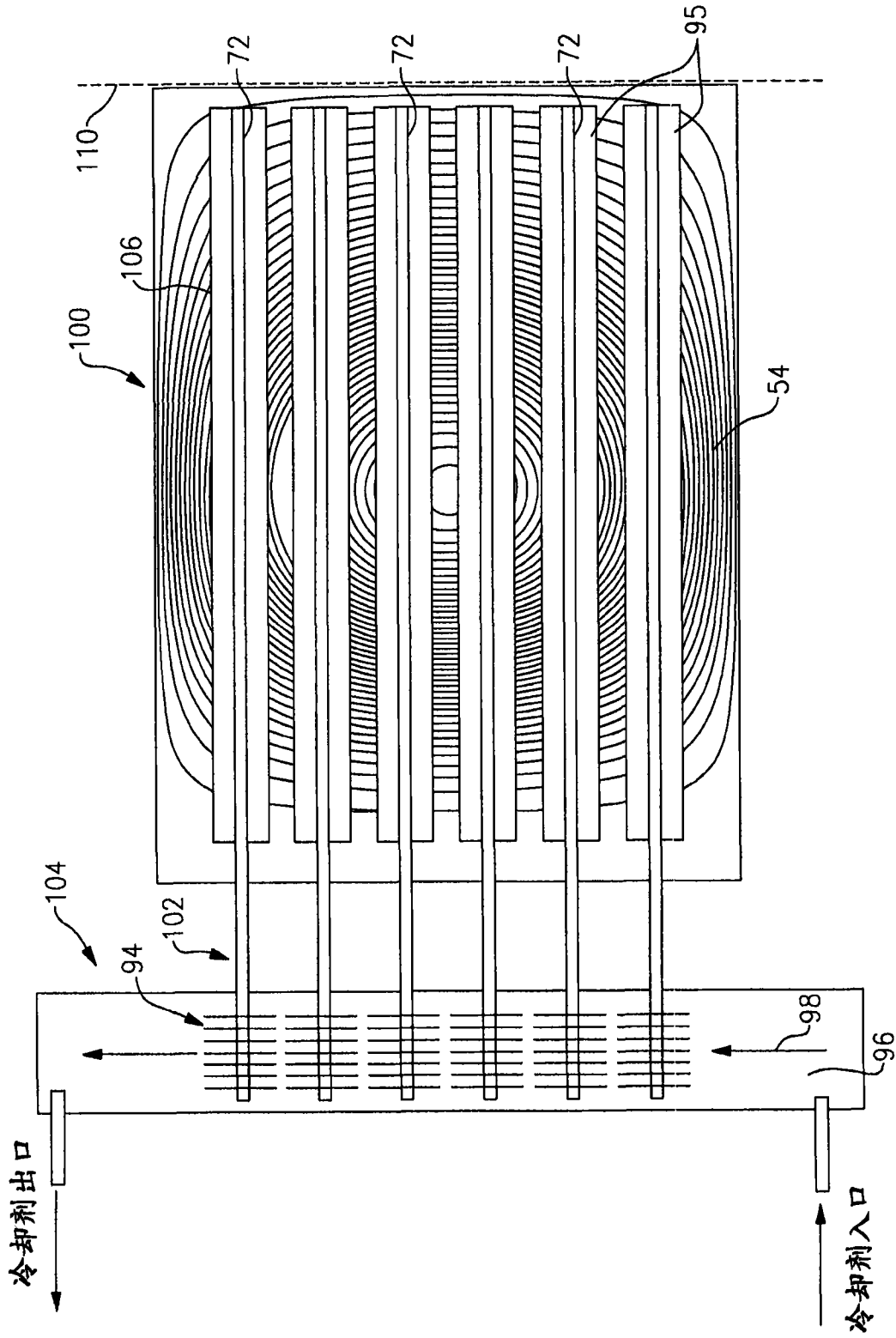


图 6

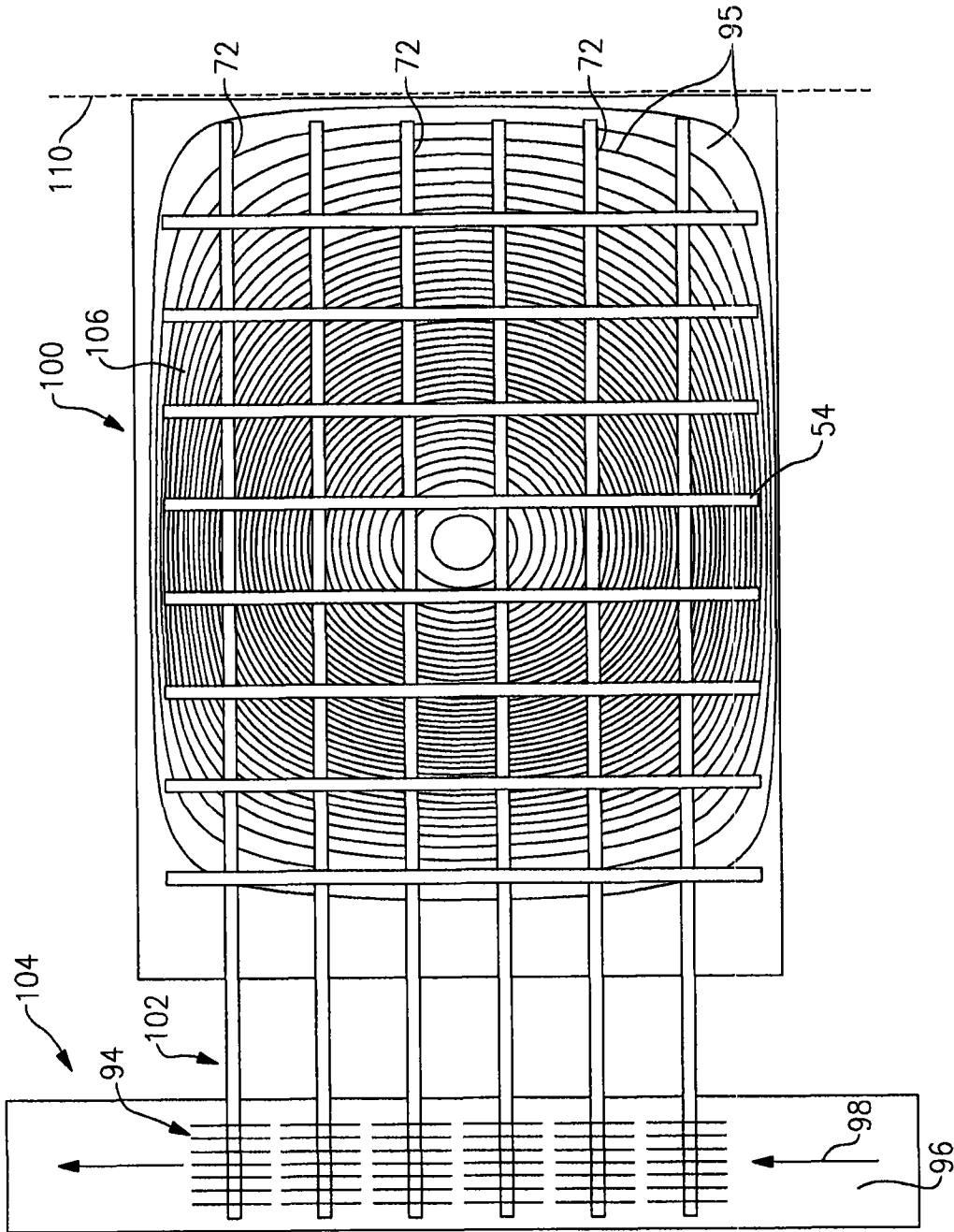


图 7

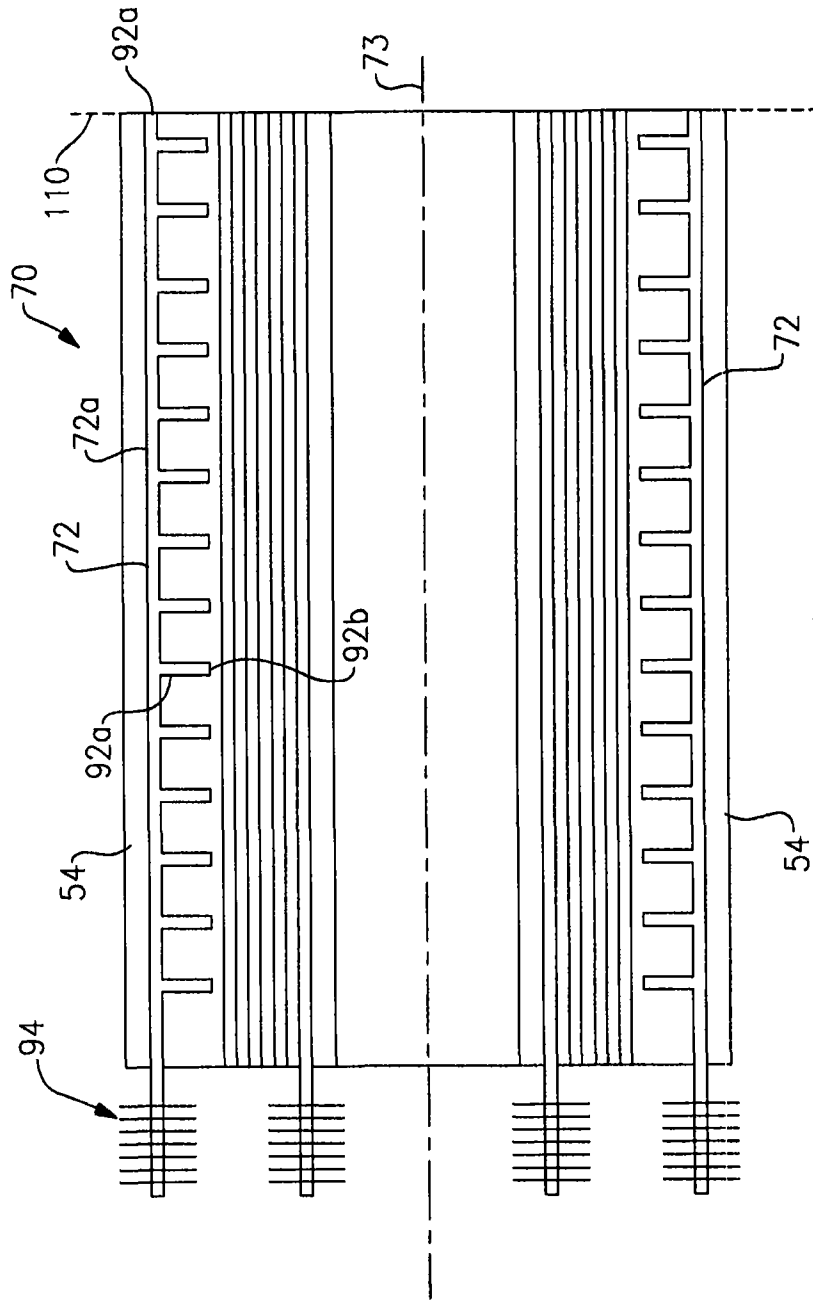


图 8