



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101373654 B

(45) 授权公告日 2013. 01. 02

(21) 申请号 200810130632. 4

G01R 33/20 (2006. 01)

(22) 申请日 2008. 06. 25

(56) 对比文件

(30) 优先权数据

11/768016 2007. 06. 25 US

CN 1589486 A, 2005. 03. 02,

JP 2007098150 A, 2007. 04. 19,

US 2004119472 A1, 2004. 06. 24,

CN 1763558 A, 2006. 04. 26,

CN 1711966 A, 2005. 12. 28,

(73) 专利权人 通用电气公司

地址 美国纽约州

审查员 常莎莎

(72) 发明人 黄先锐 B·阿克塞尔 K·M·安

E·T·拉斯卡里斯 E·W·斯陶特纳

P·S·汤普逊 A·吴 徐民风

Y·赵

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 王洪斌 陈景峻

(51) Int. Cl.

H01F 6/00 (2006. 01)

H01F 6/04 (2006. 01)

G01R 33/38 (2006. 01)

G01R 33/385 (2006. 01)

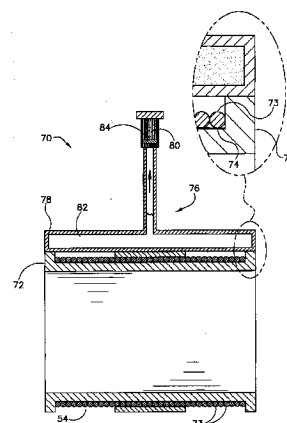
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 3 页

(54) 发明名称

具有陶瓷线圈管的热管冷却超导磁体

(57) 摘要

本发明涉及具有陶瓷线圈管的热管冷却超导磁体。用于磁共振(MR)成像系统(10)的系统和方法包括线圈管(72),位于线圈管(72)周围并且被配置为产生磁场的至少一个磁体(54),用于通过梯度场操纵由至少一个磁体(54)产生的磁场的至少一个梯度线圈(50),以及与线圈管(72)热连接并且其中具有致冷剂(82)的热管(78)。该MR成像系统(10)还包括与热管(78)相连接以用于冷却热管(78)和致冷剂(82)的低温制冷器(80),其中该线圈管(72)是由导热材料构成的,其中在至少一个梯度线圈(50)的工作期间涡流被充分减少。



1. 一种磁共振 MR 成像系统 (10), 包括:
线圈管 (72);
至少一个磁体 (54), 位于线圈管 (72) 周围并且被配置为产生磁场;
至少一个梯度线圈 (50), 用于通过梯度场操纵由所述至少一个磁体 (54) 产生的磁场;
热管 (78), 与线圈管 (72) 热连接并且其中具有致冷剂 (82);
低温制冷器 (80), 与热管 (78) 相连接, 用于冷却热管 (78) 和致冷剂 (82); 并且
其中线圈管 (72) 由导热材料构成, 其中在至少一个梯度线圈 (50) 的工作期间涡流被充分减少。
2. 如权利要求 1 所述的 MR 成像系统 (10), 还包括附于低温制冷器 (80) 的加热器 (84), 所述加热器 (84) 被配置为将低温制冷器 (80) 的温度保持在致冷剂 (82) 的三相点以上。
3. 如权利要求 1 所述的 MR 成像系统 (10), 其中致冷剂 (82) 被包含在由热管 (78) 和低温制冷器 (80) 形成的封闭体积中, 以将热负荷从线圈管 (72) 转移到低温制冷器 (80)。
4. 如权利要求 1 所述的 MR 成像系统 (10), 其中磁体 (54) 还包括绕线圈管 (72) 缠绕并且被固定到线圈管的多个超导线圈 (73)。
5. 如权利要求 4 所述的 MR 成像系统 (10), 其中所述多个超导线圈 (73) 通过导热环氧树脂 (74) 与线圈管 (72) 热接合。
6. 如权利要求 1 所述的 MR 成像系统 (10), 其中所述线圈管 (72) 由陶瓷材料构成。
7. 如权利要求 1 所述的 MR 成像系统 (10), 其中所述热管 (78) 与线圈管 (72) 热接合。
8. 如权利要求 1 所述的 MR 成像系统 (10), 其中所述致冷剂 (82) 还包括液氦、液氢、液氖和液氮之一。
9. 如权利要求 1 所述的 MR 成像系统 (10), 其中所述磁体 (54) 为低温超导体 (LTS) 和高温超导体 (HTS) 之一。
10. 如权利要求 1 所述的 MR 成像系统 (10), 其中所述热管 (78) 是由其中在所述至少一个梯度线圈的工作期间涡流被充分减少的材料构成的。
11. 一种用于制造超导磁体组件 (70) 的方法, 包括以下步骤:
由其中涡流被充分减少的导热、阻电材料形成线圈管 (72),
使超导磁体 (54) 位于所述线圈管的周围;
使热管 (78) 与所述线圈管热接合以转移来自所述热管的热负荷;
将低温制冷器 (80) 与所述热管相连接以形成封闭系统; 并且
将致冷剂 (82) 添加到所述封闭系统。
12. 如权利要求 11 所述的方法, 还包括步骤: 将加热器 (84) 附于所述低温制冷器 (80) 以在所述封闭系统内维持在包含在所述封闭系统中的致冷剂 (82) 的三相点以上的指定的温度范围。
13. 如权利要求 11 所述的方法, 还包括步骤: 用导热环氧树脂 (74) 把超导磁体 (54) 与所述线圈管 (72) 相接合。
14. 如权利要求 11 所述的方法, 其中所述形成的步骤包括由陶瓷材料形成所述线圈管。
15. 一种超导磁体组件 (70), 包括:
包含导热、阻电材料的线圈管 (72);

缠绕在所述线圈管周围并且被配置为产生磁场的至少一个超导磁体 (54) ;
与所述线圈管热连接的封闭系统冷却器 (76), 所述封闭系统冷却器包括 :
与所述线圈管热接合的热管 (78) ;
与所述热管相连接的低温制冷器 (80) ; 以及
包含在所述热管和所述制冷器内的低温冷却剂 (82) 。

16. 如权利要求 15 所述的超导磁体组件 (70), 还包括附于低温制冷器 (80) 的加热器, 所述加热器被配置成在所述封闭系统冷却器 (76) 中维持在包含在封闭系统冷却器 (76) 中的致冷剂 (82) 的三相点以上的指定温度范围。

17. 如权利要求 15 所述的超导磁体组件 (70), 其中所述低温制冷器 (80) 被设计成提供大于由超导磁体 (54) 产生的并且通过热管 (78) 与线圈管 (72) 的连接被转移到所述封闭系统冷却器 (76) 的热负荷的恒定冷却速率。

18. 如权利要求 15 所述的超导磁体组件 (70), 其中所述超导磁体 (54) 是通过导热环氧树脂 (74) 被固定到所述线圈管 (72) 并与所述线圈管 (72) 相接合的多个超导线圈 (73) 的形式。

19. 如权利要求 15 所述的超导磁体组件 (70), 其中所述线圈管 (72) 由陶瓷材料构成。

20. 如权利要求 19 所述的超导磁体组件 (70), 其中陶瓷线圈管被配置为在至少一个超导磁体 (54) 内设置的至少一个梯度线圈工作期间充分减少其中的涡流。

具有陶瓷线圈管的热管冷却超导磁体

技术领域

[0001] 本发明大体上涉及磁共振成像 (magnetic resonance imaging MRI) 系统,更特别地涉及 MRI 系统中的超导磁体组件 (magnet assembly) 以及用于制造该超导磁体组件的方法。

背景技术

[0002] MRI 系统利用超导磁体来产生强的、均匀的磁场,患者或者其他受检者 (subject) 被置于该磁场内。磁梯度线圈和射频传送和接收线圈继而影响受检者中的旋磁 (gyromagnetic) 物质,从而激发能够用于形成有用图像的信号。其他使用这样的线圈的系统包括光谱系统、磁能存储系统以及超导发生器。

[0003] 在使用 MRI 的过程中,将超导磁体放置在低温保持器 (cryostat) 中,该低温保持器包括热屏蔽和真空容器,在工作期间所述热屏蔽和真空容器将磁体与外部环境隔离开。该超导磁体还具有在冷却用的氦容器和冷气团 (cold mass) 中支撑线圈的线圈支撑结构。该氦容器是位于用于热隔离的真空容器内的压力容器,并且通常包含液氦,用于为超导磁体提供冷却,以将温度保持在大约 4.2 开尔文,以供超导工作。

[0004] MRI 系统中的低温保持器和氦容器部件一般由金属构成,例如不锈钢、碳钢、铜或者铝。当由这样的金属构成时,低温保持器和氦容器结实到足以抵抗真空应力;然而,当暴露于交流场,例如 MR 系统的梯度线圈产生的交流场时,它们在成像体积中产生涡流和不想要的场畸变。当在交流场环境中操作磁体时,将在那些金属部件中引起涡流。MRI 系统的低温保持器和氦容器中的涡流在成像体积中产生不想要的场畸变,并且不利地影响图像质量。涡流发热还可能造成结构或者热方面的问题。也就是说,交流损失增加总的热负荷,而且增加了将氦保持在低温温度的成本。

[0005] 为了使这些涡流的影响最小化,许多传统的 MRI 系统使用屏蔽的梯度系统。较好的屏蔽的梯度线圈能够减少磁耦合;然而,这种屏蔽的梯度系统效率不高,并且需要高电流和功率。还能够使用其他补偿技术来减少感生电流和 B_0 场变化的影响,但是不能完全消除上述问题。

[0006] 因此,需要减少因传统的低温保持器和氦容器构造所产生的涡流而造成的场效应损失,并且需要兼顾在无需增加功率和电流的情况下高效工作的非屏蔽梯度系统的操作。

发明内容

[0007] 本发明通过提供供在 MRI 系统中使用的减少涡流形成的超导磁体组件及其制造方法克服了上述缺点。更具体地,本发明涉及提供一种具有热和冷却系统的磁体组件,所述磁体组件在暴露于交流场时产生非常小且能忽略的涡流。

[0008] 因此,根据本发明的一个方面,一种磁共振 (MR) 成像系统包括线圈管 (coil form),位于该线圈管周围并且被配置成产生磁场的至少一个磁体,用于操纵由所述至少一个磁体通过梯度场产生的磁场的至少一个梯度线圈,以及与该线圈管热连接且其中具有致

冷剂 (cryogen) 的热管。该 MR 成像系统还包括与热管相连接来冷却该热管和致冷剂的低温制冷器 (cryocooler), 其中线圈管由导热材料构成, 其中在所述至少一个梯度线圈的工作期间涡流被充分减少。

[0009] 根据本发明的另一个方面, 一种用于制造超导磁体组件的方法, 包括以下步骤: 用导热、阻电 (electrically resistive) 材料形成线圈管, 其中涡流被充分减少, 将超导磁体放置在线圈管周围, 并且

[0010] 将热管与线圈管接合 (bond) 以从线圈管转移热负荷。该方法还包括将制冷器与热管相连接以形成封闭系统并且向该封闭系统添加致冷剂的步骤。

[0011] 根据本发明的又一方面, 一种超导磁体组件包括由导热、阻电材料构成的绕线筒 (bobbin) 以及缠绕在该绕线筒周围并且被配置成产生磁场的至少一个超导磁体。该超导磁体冷却系统还包括与该绕线筒热连接的封闭系统冷却器, 该封闭系统冷却器包括与绕线筒热接合的热管、与热管相连接的制冷器以及包含在热管和制冷器内的低温冷却剂 (cryogenic refrigerant)。

[0012] 根据以下的详细说明和附图将会理解本发明的其他各特征和优点。

附图说明

[0013] 附图图示了当前为实施本发明而考虑的一个优选实施例。

[0014] 在附图中:

[0015] 图 1 是包括本发明的 MR 成像系统的示意性框图。

[0016] 图 2 是根据本发明实施例的磁体组件的透视图。

[0017] 图 3 是图 2 的磁体组件的侧面横截面图。

具体实施方式

[0018] 参照图 1, 示出了包括本发明的优选的磁共振成像 (MRI) 系统 10 的主要部件。从操作员控制台 12 控制该系统的工作, 该控制台包括键盘或者其他输入设备 13、控制面板 14 和显示屏 16。控制台 12 通过链路 18 与独立的计算机系统 20 通信, 该计算机系统 20 使操作员能够控制图像在显示屏 16 上的产生和显示。该计算机系统 20 包括通过背板 (backplane) 20a 相互通信的多个模块。这些包括图像处理器模块 22、CPU 模块 24 和存储器模块 26, 该存储器模块在本领域被称为帧缓冲器, 用于存储图像数据阵列。该计算机系统 20 与盘存储器 28 和磁带驱动器 30 耦连 (link), 以用于存储图像数据和程序, 并且通过高速串行链路 34 与独立系统控制器 32 通信。输入设备 13 能够包括鼠标、操纵杆、键盘、轨迹球、触摸激活屏、光索 (light wand)、语音控制或者其他类似的或者等效的输入设备, 并且可以用于交互几何指示 (geometry prescription)。

[0019] 系统控制器 32 包括通过背板 32a 连接在一起的一组模块。这些包括 CPU 模块 36 和脉冲发生器模块 38, 该脉冲发生器模块 38 通过串行链路 40 与操作员控制台 12 相连接。系统控制器 32 正是通过链路 40 从操作员接收用于指示要执行的扫描序列的命令。脉冲发生器模块 38 操纵系统部件以实施期望的扫描序列, 并且产生指示所生成的 RF 脉冲的定时、强度和形状以及数据采集窗口的定时和长度的数据。该脉冲发生器模块 38 与一组梯度放大器 42 相连接, 以指示在扫描过程中生成的梯度脉冲的定时和形状。脉冲发生器模块 38 还

能够从生理采集控制器 44 接收患者数据,该生理采集控制器从与患者相连接的多个不同传感器接收信号,例如来自附于患者的电极的 ECG 信号。并且最终,脉冲发生器模块 38 与扫描室接口电路 46 相连接,该扫描室接口电路从与患者的状态相关联的各传感器和磁体系统接收信号。患者定位系统 48 也正是通过扫描室接口电路 46 来接收将患者移动到期望位置以供扫描的命令。

[0020] 脉冲发生器模块 38 所生成的梯度波形被施加到具有 G_x 、 G_y 和 G_z 放大器的梯度放大器 42。每个梯度放大器激励梯度线圈组件(统一称作 50)中相应的物理梯度线圈,以生成用于对所采集的信号进行空间编码的磁场梯度。梯度线圈组件 50 构成了包括极化磁体 54 和整体 RF 线圈 56 的磁体组件 52 的一部分。系统控制器 32 中的收发器模块 58 生成被 RF 放大器 60 放大并且通过传送/接收开关 62 耦合到 RF 线圈 56 的脉冲。患者身体里的受激核子发射的结果信号可以被相同的 RF 线圈 56 感测到,并且通过传送/接收开关 62 耦合到预放大器 64。经放大的 MR 信号在收发器 58 的接收器部分中被解调、滤波和数字化。来自脉冲发生器模块 38 的信号控制该传送/接收开关 62,以在传送模式期间使 RF 放大器 60 与线圈 56 电连接以及在接收模式期间使预放大器 64 与线圈 56 相连接。该传送/接收开关 62 还使独立的 RF 线圈(例如表面线圈)能够在传送或者接收模式下使用。

[0021] RF 线圈 56 所拾取(pick up)的 MR 信号被收发器模块 58 数字化,并且转移到系统控制器 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 k 空间数据阵列时,扫描完成。该原始 k 空间数据被重排为针对待重建的每个图像的独立 k 空间数据阵列,并且将这些阵列中的每一个输入到阵列处理器 68,该阵列处理器用于将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 传送到计算机系统 20,其中该图像数据被存储在存储器中,例如盘存储器 28。响应于从操作员控制台 12 接收的命令,该图像数据可以被存档在长期存储器中,例如存档在磁带驱动器 30 中,或者它可以被图像处理器 22 进一步处理并且传送到操作员控制台 12 并呈现在显示器 16 上。

[0022] 如图 2 所示,MRI 系统 10 的超导磁体 54 是超导磁体组件 70 的一部分。超导磁体组件 70 还包括线圈管 72(即绕线筒),超导磁体 54 至少部分绕该线圈管缠绕。在所实施实施例中,超导磁体 54 采用的是通过导热环氧树脂 74 固定并接合于线圈管 72 的多个超导线圈 73 的形式。导热环氧树脂 74 为超导线圈 73 提供结构支撑,并且减少超导线圈 73 内以及从线圈 73 到线圈管 72 的热阻。

[0023] 该线圈管 72 由导热材料构成,其中在图 1 所示的梯度线圈阵列 50 的工作期间涡流被充分减少。构成线圈管 72 的材料为导热并阻电的非金属材料或者绝缘金属纤维复合材料。在一个实施例中,线圈管 72 由陶瓷材料构成。因此,该陶瓷线圈管 72 将超导磁体 54 所产生的热吸引离开磁体线圈 73,而且在暴露于图 1 所示的梯度线圈阵列 50 形成的变化交流磁场时还阻止涡流的形成。

[0024] 封闭系统冷却器 76 也被包含在超导磁体组件 70 中,并且其与线圈管 72 热接触。该封闭系统冷却器 76 包括与线圈管 72 热连接和接合的热管 78。该热管 78 与低温制冷器 80 相连接,该低温制冷器 80 与热管 78 共同构成了封闭系统冷却器(cooler)76。在一个实施例中,热管 78 能够由复合或者塑料材料构成,其中在至少一个梯度线圈工作期间涡流被充分减少。现在参照图 3,低温冷却剂 82(即致冷剂)也被包含在封闭系统冷却器 76 中,以便把通过超导磁体 54 产生的线圈管 72 的热负荷转移到封闭系统冷却器 76。也就是说,封

闭系统冷却器 76 中的至少一部分致冷剂 82 被包含在热管 78 中。在超导磁体 54 的工作期间,从磁体产生的热量被转移到线圈管 72,并且由于致冷剂 82 所引起的热管 78 的较低温度,热量继而被转移到热管 78。致冷剂 82 的温度被增加到沸点,此时致冷剂 82 变为气相。气相的致冷剂 82 向上流出热管 78 并且到达低温制冷器 80。低温制冷器 80 冷却气态的致冷剂 82 并且将致冷剂凝结回液体形式。冷却后的致冷剂液体 82 继而向下流回热管 78,以提供对线圈管 72 和超导磁体 54 的进一步冷却。按照这种方式,通过致冷剂 82 在热管 78 与低温制冷器 80 之间的来回流动,就将热负荷从线圈管 72 通过热管 78 转移到低温制冷器 80。

[0025] 该低温制冷器 80 被设计为提供大于由超导磁体 54 产生的并且通过热管 78 与线圈管 72 的连接被转移到封闭系统冷却器 76 的热负荷的恒定冷却速率或功率。因此,如果保持不调整,则低温制冷器 80 可以被冷却到在封闭系统冷却器 76 上形成冰并且影响其性能的程度。为了防止冰的形成并且对低温制冷器 80 的温度进行调整/热平衡,将加热器 84 附于低温制冷器 80 以在封闭系统冷却器 76 中保持最小温度。也就是说,加热器 84 用于在封闭系统冷却器 76 中保持在包含在封闭系统冷却器 76 中的致冷剂 82 的三相点以上的指定温度范围。

[0026] 包含在封闭系统冷却器 76 中的致冷剂 82 能够采用用于冷却超导磁体的已知多种低温制冷剂中的任意一种的形式,并且根据 MR 成像系统中所选择的超导磁体所必须的低温制冷剂的期望工作温度范围而使用特定致冷剂。例如,温度范围为 2K 到 5K 的氦能够被用于 NbTi 和 Nb₃Sn 超导磁体。温度范围为 14K 到 30K 的氢或者温度范围为 24.6K 到 44K 的氮能够被用于 MgB₂ 或者 BSCCO 超导磁体。而且,能够将氮用于 BSCCO 和 YBCO 超导体,氮具有 63.1K 到大于 80K 的温度范围。

[0027] 如上所述,超导磁体 54 能够由各种超导材料构成。一般而言,用于形成超导体的材料能够根据其超导工作的临界温度,被描述为低温超导体 (LTS) 或者高温超导体 (HTS)。NbTi 和 Nb₃Sn 需要低温以供其超导工作,并且被描述为 LTS。BSCCO 和 YBCO 能够在更高温度下工作,并且因此被描述为 HTS。上述包括磁体组件 70 封闭系统冷却器 76 的 MR 成像系统 10 特别适用于由 HTS 形成的超导磁体,这是因为在较高温度下,低温制冷器 80 对于包括静热负荷和 AC 损失的冷气团热负荷而言具有更大的冷却能力。然而,可以想见到上述 MR 成像系统 10、磁体组件 70 和封闭系统冷却器 76 包括由 LTS 构成的超导磁体。

[0028] 因此,根据本发明的一个实施例,一种磁共振 (MR) 成像系统包括线圈管、位于线圈管周围并且被配置成产生磁场的至少一个磁体、用于通过梯度场操纵由所述至少一个磁体产生的磁场的至少一个梯度线圈,以及与线圈管热连接并且其中具有致冷剂的热管。该 MR 成像系统还包括与热管相连接以用于冷却热管和致冷剂的低温制冷器,其中该线圈管由导热材料构成,其中在所述至少一个梯度线圈工作期间涡流被充分减少。

[0029] 根据本发明的另一个实施例,一种用于制造超导磁体组件的方法包括以下步骤,用导热、阻电材料形成线圈管,其中涡流被充分减少,将超导磁体放置在线圈管周围,并且将热管与线圈管热接合以从线圈管转移热负荷。该方法还包括将低温制冷器与热管相连接以形成封闭系统并且向封闭系统添加致冷剂的步骤。

[0030] 根据本发明的又一个实施例,超导磁体组件包括由导热、阻电材料构成的绕线筒,以及绕绕线筒缠绕并且被配置为产生磁场的至少一个超导磁体。该超导磁体冷却系统还包

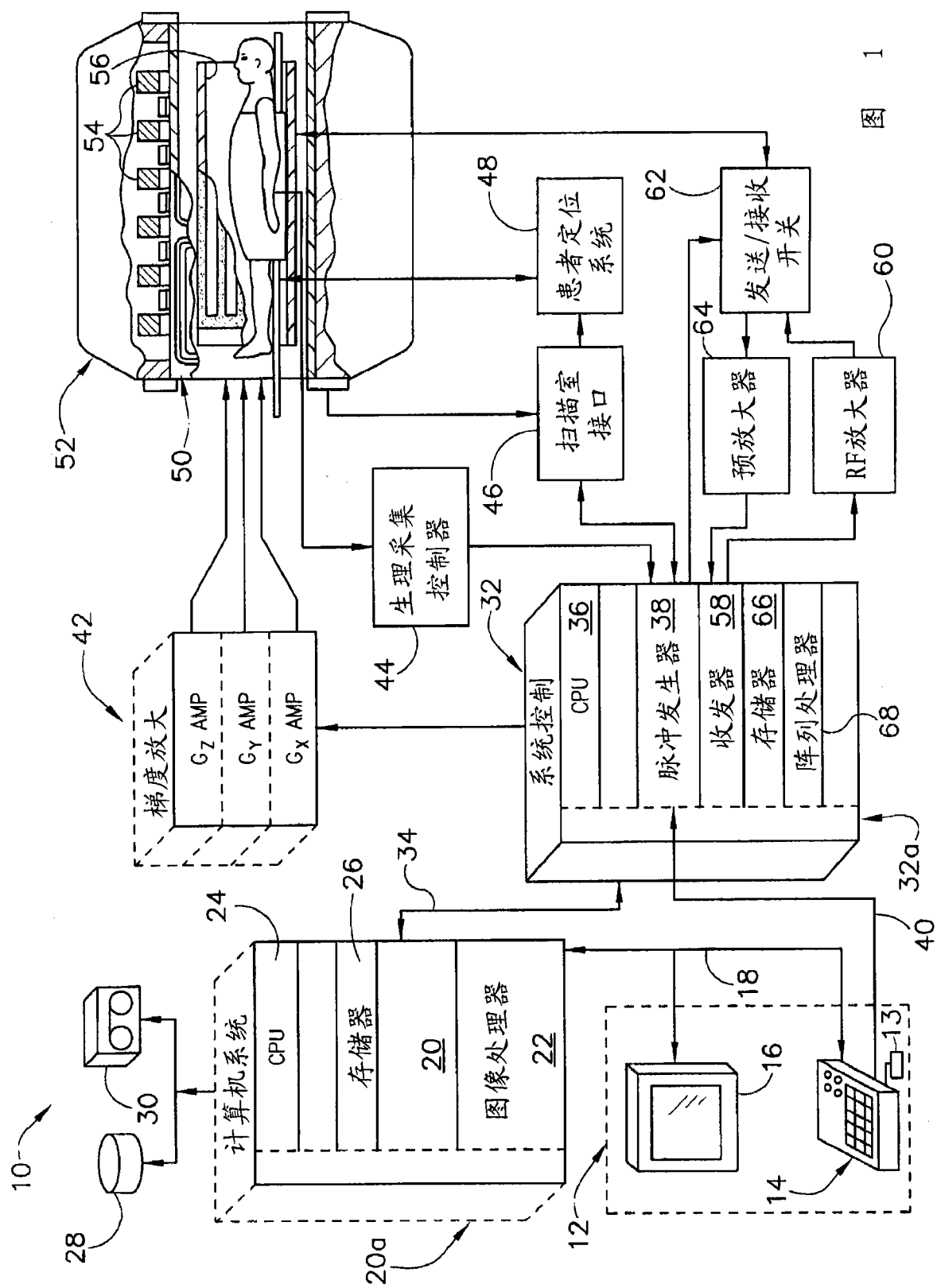
括与绕线筒热相连接的封闭系统制冷器,该封闭系统制冷器包括与绕线筒热接合的热管、与热管相连接的低温制冷器以及包含在热管和低温制冷器内的低温制冷剂。

[0031] 已经根据优选实施例描述了本发明,应该认识到除了已经陈述的那些以外的等价物、替代物以及修改是可能的并且落入所附权利要求的范围之内。

[0032]

10	磁共振成像 (MR) 系统
12	操作员控制台
13	键盘 / 输入设备
14	控制板
16	显示屏
18	链路
20	计算机系统
20a	背板
22	图像处理模块
24	CPU 模块
26	存储器模块
28	盘存储器
30	磁带驱动器
32	系统控制器
32a	背板
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	梯度放大器
44	生理采集控制器

46	扫描室接口电路
48	患者定位系统
50	梯度线圈组件
52	磁体组件
54	极化磁体
56	整体 RF 线圈
58	收发器模块
60	RF 放大器
62	传送 / 接收开关
64	预放大器
66	存储器模块
68	阵列处理器
70	超导磁体组件
72	线圈管 / 绕线筒
73	超导线圈
74	导热环氧树脂
76	封闭系统制冷器
78	热管
80	低温制冷器
82	低温制冷剂
84	加热器



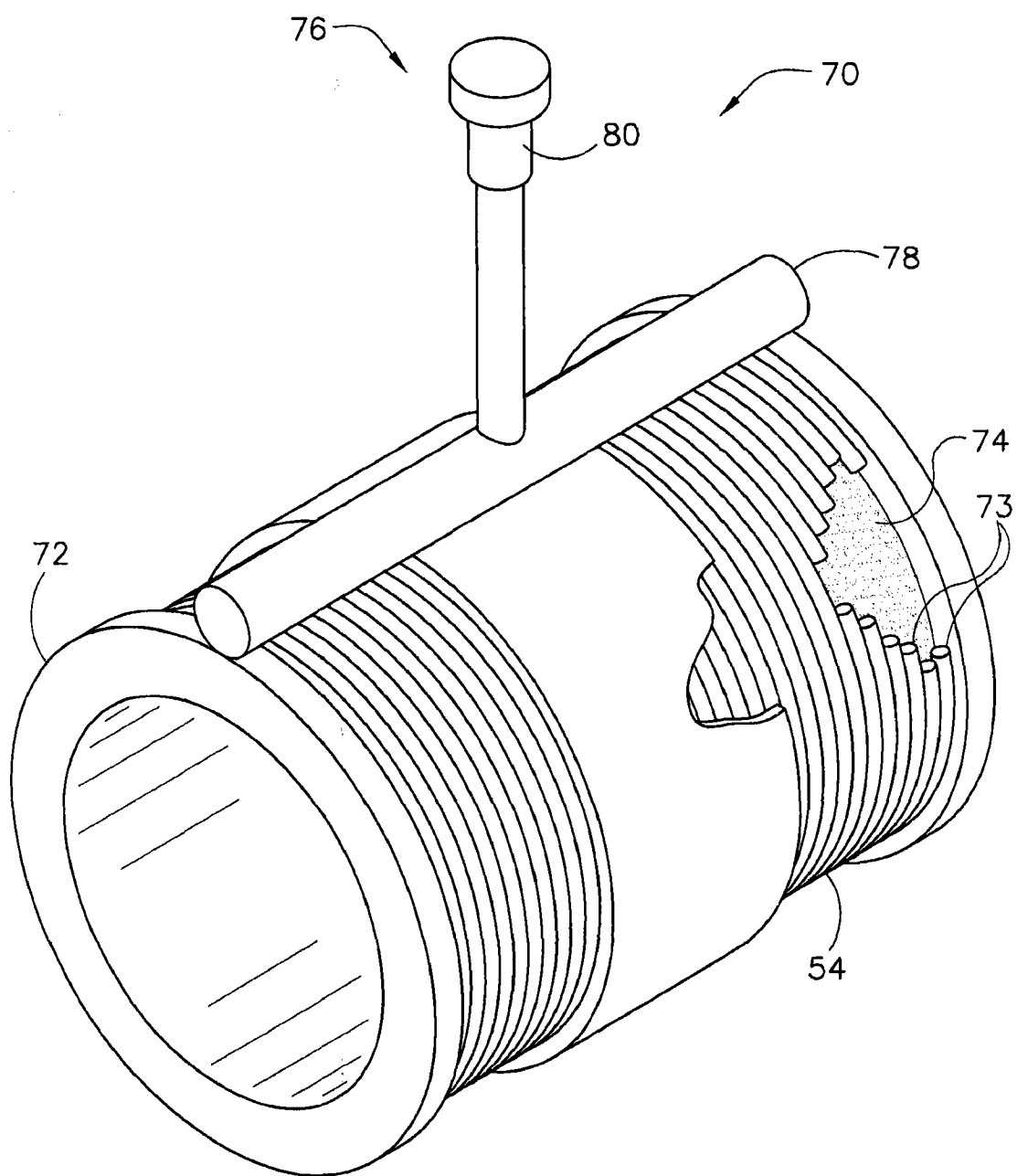


图 2

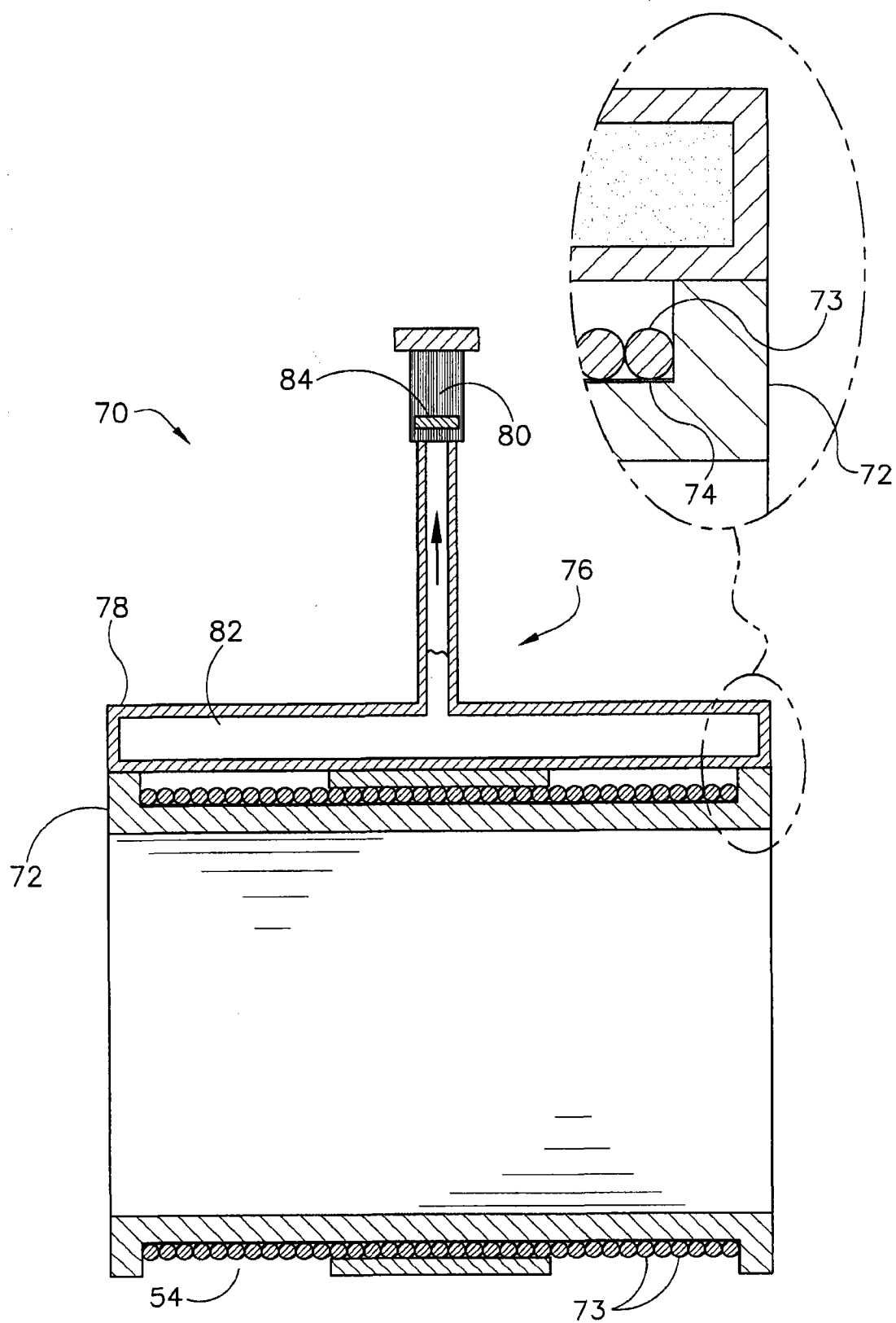


图 3