

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 5/055 (2006.01)

H05K 7/20 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200410056398.7

[45] 授权公告日 2008 年 7 月 2 日

[11] 授权公告号 CN 100398060C

[22] 申请日 2004.8.6

[21] 申请号 200410056398.7

[30] 优先权

[32] 2003.8.7 [33] US [31] 10/604654

[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 N·克拉克 M·B·塞勒斯

M·L·阿尔福特 A·曼通

[56] 参考文献

CN1085767A 1994.4.27

US 2002/0073717A1 2002.6.20

US2002/0148604A1 2002.10.17

US6011394A 2000.1.4

JP6-269422A 1994.9.27

审查员 彭 韵

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 杨 凯 张志醒

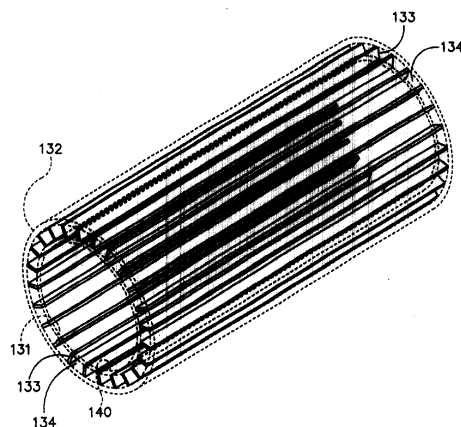
权利要求书 3 页 说明书 7 页 附图 5 页

[54] 发明名称

用于有效冷却圆筒形磁共振成像系统中的患者腔的设备

[57] 摘要

本发明提供一种冷却系统，用于循环冷却剂以冷却患者腔(140)。在一个实施例中，患者腔(140)包括两个由纵向或螺旋状敷设的隔板(133)分隔的同心圆筒(131, 132)。在本发明的另一个实施例中，流体可沿结合到患者腔(240)的外径的管子(232)以螺旋形或纵向传送，使得朝向患者的腔的这些部分直接被冷却。在第三实施例中，RF线圈(330)可形成患者腔(340)的一部分，而螺旋或纵向流体通道 332 围绕患者腔(340)。



1. 一种用于 MR 成像装置的患者腔冷却组件，所述 MR 成像装置具有一般为空心的圆筒形磁体空间、一般为空心的圆筒形梯度线圈空间，在该梯度线圈空间内设置了多个梯度线圈，所述梯度线圈空间内部是其中设有 RF 线圈的一般为空心的圆筒形 RF 线圈空间，所述患者腔冷却组件包括：

设置在所述 RF 线圈空间内的圆筒形患者腔围壁，该患者腔围壁由以下部分组成：

纵向的外圆筒，所述外圆筒具有内壁和外壁，所述外圆筒的外壁处于所述 MR 成像装置的圆筒形孔洞内；

纵向的内圆筒，所述内圆筒提供限定出所述患者腔围壁的内壁，并具有外壁；

多条设置在所述内圆筒的所述外壁和所述外圆筒的所述内壁之间的纵向冷却管；以及

用于引导空气通过所述冷却管来冷却所述患者腔围壁的部件。

2. 一种用于 MR 成像装置的患者腔冷却组件，所述 MR 成像装置具有一般为空心的圆筒形磁体空间、一般为空心的圆筒形梯度线圈空间，在该梯度线圈空间内设置了多个梯度线圈，所述梯度线圈空间内部是其中设有 RF 线圈的一般为空心的圆筒形 RF 线圈空间，所述患者腔冷却组件包括：

设置在所述 RF 线圈空间内的圆筒形患者腔围壁，该患者腔围壁由以下部分组成：

外圆筒，所述外圆筒具有内壁和外壁，所述外圆筒的外壁处于所述 MR 成像装置的圆筒形孔洞内；

内圆筒，所述内圆筒提供限定出所述患者腔围壁的内壁，并具有外壁；

至少一条设置在所述内圆筒的所述外壁和所述外圆筒的所述内

壁之间的螺旋形冷却管；以及

用于引导空气通过所述至少一条螺旋形冷却管来冷却所述患者腔围壁的部件。

3. 一种用于 MR 成像装置的冷却系统，所述 MR 成像装置具有磁体、一组梯度线圈和在该 MR 成像装置中限定出纵向的圆筒形孔洞的 RF 线圈组件，所述冷却系统包括：

圆筒形患者腔围壁，该患者腔围壁由以下部分组成：

纵向的外圆筒，所述外圆筒具有内壁和外壁，所述外圆筒的外壁处于所述 MR 成像装置的所述圆筒形孔洞内；

纵向的内圆筒，所述内圆筒具有提供了所述患者腔围壁的内壁，并具有外壁；

多条设置在所述内圆筒的所述外壁和所述外圆筒的所述内壁之间的纵向冷却管；以及

用于引导空气通过所述冷却管来冷却所述患者腔围壁的部件。

4. 一种开放式体系结构的 MR 成像系统，所述 MR 成像系统具有一般为空心的圆筒形磁体空间、一般为空心的圆筒形梯度线圈空间，在该梯度线圈空间内设置了多个梯度线圈，所述梯度线圈空间内部是其中设有 RF 线圈的一般为空心的圆筒形 RF 线圈空间，所述 MR 成像系统还包括：

设置在所述 RF 线圈空间内的圆筒形患者腔围壁，该患者腔围壁由以下部分组成：

外圆筒，所述外圆筒具有内壁和外壁，所述外圆筒的外壁处于所述 MR 成像装置的所述圆筒形 RF 线圈空间内；

内圆筒，所述内圆筒提供限定出所述患者腔围壁的内壁，并具有外壁；

多条设置在所述内圆筒的所述外壁和所述外圆筒的所述内壁之间的冷却管；以及

用于引导空气通过所述冷却管来冷却所述患者腔围壁的部件。

5. 如权利要求 4 所述的开放式体系结构的 MR 成像系统，其特征在于：

所述多条冷却管被嵌入在所述 RF 线圈内。

6. 一种用于 MR 成像装置的冷却系统，所述 MR 成像装置具有磁体、一组梯度线圈和在该 MR 成像装置中限定出圆筒形孔洞的 RF 线圈组件，所述冷却系统包括：

圆筒形患者腔围壁，该患者腔围壁由以下部分组成：

外圆筒，所述外圆筒具有内壁和外壁，所述外圆筒的外壁处于所述 MR 成像装置的所述圆筒形孔洞内；

内圆筒，所述内圆筒具有提供了所述患者腔围壁的内壁，并具有外壁；

至少一条设置在所述内圆筒的所述外壁和所述外圆筒的所述内壁之间的螺旋形冷却管；以及

用于引导空气通过所述至少一条螺旋形冷却管来冷却所述患者腔围壁的部件。

用于有效冷却圆筒形磁共振成像系统中的患者腔的设备

技术领域

一般来讲,本发明涉及磁共振成像(MRI)系统,更具体来讲,涉及为驱散MRI中使用的梯度线圈和RF线圈所产生的热量而设计的组件。

背景技术

当诸如人体组织之类的物质遇到均匀磁场(极化场 B_0)时,组织中自旋的各个磁矩试图与极化场对齐,但在其特征拉莫尔频率上按照随机顺序围绕它进动。如果该物质或组织遇到处于 x-y 平面中且接近拉莫尔频率的磁场(激励场 B_1),则净对齐力矩或“纵向磁化” M_z 可以被旋转或“翻倒”到 x-y 平面中,从而产生净横向磁运动 M_t 。在激励信号 B_1 结束之后由激励的自旋发出信号,此信号可被接收和处理以形成图像。

在患者扫描过程中,产生上述磁场的梯度线圈放出大量的热,通常大约为数十千瓦。此热量的大部分是通过当激励 x、y 和 z 轴梯度线圈时形成这些线圈的铜导电体的电阻加热来产生的。所产生的热量与施加到梯度线圈的电力成正比。大功耗不仅导致梯度线圈的温度提高,而且所产生的热在梯度线圈组件或共振模块中散布,影响其它两个临界区域的温度。这两个区域位于梯度组件的边界上,并且包括与容纳磁体的低温恒温器相邻的患者腔壁和暖腔壁。这三个区域中的每一个具有特定的最高温度限制。在共振模块中,存在材料温度限制,如玻璃转变温度。也就是说,虽然线圈的铜和纤维补强的衬板可容许超过 120℃ 的温度,用于把各层粘合在一起的环氧树脂通常具有低得多的大约从 70℃ 到 100℃ 的最高工作温度。调节极限决定了 41℃ 的

患者或表面的峰值温度。暖腔壁还具有被限制为大约 40℃的最高温度，以防止过度热量通过暖腔壁传递到低温恒温器中。此外，超过 20℃的温度变化可能因随温度呈现磁性变化的磁场垫片材料的温度相关性而引起磁场均匀性变化。

传统的梯度线圈中采用的高电流电平在线圈附近产生大量的热。必须从线圈和磁体腔区域消除这种热量，以免损坏线圈及相关结构，从而避免因磁体元件发热而引起磁场的不希望的变化，以及防止对腔中的患者或其它对象的不可接受的加热。

用于梯度线圈的冷却系统一般依靠把线圈的有效电路中产生的热引导到与梯度线圈相距可能多达 10mm 的距离的输水管。有效电路与水管之间的空间通常为具有良好隔热性的材料、如玻璃纤维，使热传导效率低。输水管也是从线圈发热区域沿径向向外的，导致最热的区域最靠近被扫描的患者，而在热区域与患者之间没有直接冷却。结果热产生对线圈的操作施加了热限制。一般来讲，增大的峰值强度和高的患者吞吐量提高了工作电流和电压。工作电流的增大产生附加热负荷，超越现有热系统的能力。

一般来讲，先有装置已经采用某种形式的冷却剂、通常为水或乙二醇，并且已经提供了热隔离。但是，更新的成像协议采用更高的功率级，并且要求进行更多工作以允许这些高级研究而不超过温度限制。另一些装置采用空气冷却法，其中空气直接吹进患者腔。这种方法的主要限制在于，患者经常抱怨太冷。另一缺点在于，气流量可能根据患者体型而有极大变化，使得在一些情况下，不充分或不规则的气流根本无法对患者进行冷却。

发明内容

RF 线圈创建 B_1 磁场， B_1 磁场旋转脉冲序列中的净磁化。这些 RF 线圈在 XY 平面中产生进动时还检测横向磁化。为了创建 B_1 磁场，电流通过 RF 线圈以产生磁场。大电流引起的电阻加热使患者不

适,在极端情况下可能导致灼伤。因此,一个目的是提供这样一种设备,除了保持 RF 线圈的电和磁性能之外,还通过减少患者腔中的热负荷来使患者更舒适。

本发明实现了这个目的。本发明提供患者腔组件和 RF 线圈以及用于 RF 线圈的冷却系统,其中包括内圆筒、外圆筒和设置在圆筒之间的多个纵向隔板,从而建立多个冷却剂通道。本发明的一个类似实施例在以螺旋形状缠绕的内和外圆筒之间提供连续隔板,从而为冷却剂流形成连续通道。

本发明提供一种冷却系统,用于循环冷却剂以冷却患者腔。在一个实施例中,患者腔包括两个由纵向或螺旋状敷设的隔板分隔的同心圆筒。隔板之间建立的间隙则用来传递冷却流体、如空气。如果采用除空气之外的冷却流体,则一般通过歧管将流体引入间隙,然后再通过另一端的第二歧管来收集流体,从而可以再循环。不产生 MR 信号的材料、如全氟化碳也可用来代替空气。

在本发明的又一个实施例中,流体可沿结合到患者腔的外径的管子传送,使得朝向患者的腔的这些部分直接被冷却。显然,在患者腔中的加热是不均匀的情况下,可优化流体路径,以便把流体引向需要最大冷却的那些区域。在第三实施例中,RF 线圈可形成患者腔的一部分,而螺旋形流体通道围绕患者腔。

本发明还提供患者腔组件,它具有气候控制系统,其中包括在患者腔内的多个温度传感器,所述温度传感器以电子方式连接到计算机。计算机则调节冷却剂泵,使得冷却剂的流量在温度传感器记录到较高温度时增加,而在达到适当温度时减少。

附图说明

图 1 是沿通过先有技术的 MR 梯度线圈组件的中心纵轴的面截取的剖面图。

图 2 是沿通过本发明的第二实施例的中心纵轴的面截取的剖面

图。

图 3 是沿通过本发明的第三实施例的中心纵轴的面截取的剖面图。

图 4 是本发明的第二实施例的从右上方看去的截面透视图,说明冷却管的纵向取向。

图 5 是本发明的第二实施例的从右上方看去的截面透视图,说明冷却管的螺旋取向。

图 6 是本发明的第一实施例的从右上方看去的截面透视图,说明纵向取向的冷却空间。

图 7 是本发明的第一实施例的正视图。

具体实施方式

现在详细地参照附图,其中类似编号的元件对应于所有图中的类似元件,图 1 表示 MRI 成像系统 100 包括先有技术的 RF 线圈 130、梯度线圈 114、磁体 116 和患者膛壁的那个部分。图 1 所示的还有双层环氧树脂类材料 123、125,用来隔开导电层。图 2 表示 MRI 成像系统 200 包括用于本发明的 MR 成像系统的磁体 216、梯度线圈 214、患者膛壁 240 和 RF 磁体线圈 230 的那个部分。更具体地参照附图,图 2 表示用于 MR 成像系统(未示出)的 MRI 组件 200,其中包括分别相对于公共通路 A 设置成同心配置的 MR 磁体 216、圆筒形梯度线圈绕组 214 和 RF 线圈 230。一般来讲,连续冷却管以螺旋式卷绕通过梯度线圈绕组 214。梯度线圈绕组 214 彼此之间以及相对于磁体 116 和 RF 线圈通过用于层 223 和 225 的环氧树脂保持为径向间隔开的共轴关系,所述环氧树脂包含氧化铝微粒材料来增加其导热性。

图 2 中所示的还有患者膛围壁 240 和 RF 线圈 230,其中 RF 线圈 230 处于梯度线圈 214 之内并与梯度线圈 214 同心。RF 线圈 230 创建 B_1 磁场, B_1 磁场在脉冲序列中旋转净磁化。这些 RF 线圈在 XY 平面中产生进动时还检测横向磁化。通过让电流经过线圈、正如在梯度

线圈 214 中那样，实现 RF 线圈 230 的磁化。显然，这也导致线圈的电阻加热。RF 线圈 230 接近患者造成患者不适的高可能性，尤其对于体型肥大的患者。

因此，如图 6 和图 7 所示，本发明的 RF 线圈的第一实施例在 RF 线圈 130 与患者腔壁 140 之间提供冷却通道。此第一实施例提供内圆筒 131、同心外圆筒 132 和多个纵向隔板 133。纵向隔板 133 把内圆筒 131 连接到外圆筒 132。两个同心圆筒之间的纵向隔板之间的孔用于冷却剂通道 134。本发明所提供的还有连续螺旋隔板(未示出)，它也把内圆筒 131 连接到外圆筒 132，并通过螺旋通道(未示出)提供冷却剂通道。隔板以及内、外圆筒通常由复合材料制成。如上所述的隔板 135 的螺旋取向可增加患者腔管 140 的强度和硬度。这种配置所建立的间隙则用于让冷却流体、如空气或某种不产生 MR 信号的流体通过其中。流体通常通过一端的第一歧管引入冷却通道，并通过另一端的第二歧管收集。以通常均匀的方式分配流体并收集加热的流体的任何类型的歧管可用来执行这个任务，所采用的歧管类型不是本发明的限制。显然，如果空气用来冷却 RF 线圈 130，则不需要辅助歧管。

虽然没有具体表明，但在冷却流体通过 RF 线圈循环之后，在歧管中被收集。一旦处于歧管中，通常采用泵来首先把流体抽运通过热交换器，以便消除因电阻加热而产生的热量，然后再使流体通过冷却通道循环。

如图 2 所示的本发明的第二实施例在患者腔壁 240 与 RF 线圈 230 之间提供结合到患者腔壁 240 的多个管子。如前面所述，冷却管 232 可相对于 RF 线圈 230 设置成螺旋或纵向关系。显然，在此实施例中，不需要歧管在冷却剂通过冷却管 232 之后收集它，只是将它输送到泵，通过热交换器，然后再送回冷却管 232 中。

如图 3 所示的本发明的第三实施例 300 同样在梯度线圈 314 与磁体 316 之间提供 RF 线圈 330、梯度线圈 314 和环氧树脂层 325。第三实施例还提供构成患者腔壁 340 的组成部分的多个冷却管 332。

此实施例的冷却管也可相对于 RF 线圈设置成螺旋或纵向关系。此第三实施例是本发明的最具空间效率的实施例。显然，在任何实施例中，管道系统可经过设计，使得冷却剂流可引向加热更强烈的区域。

图 5 是本发明的第一实施例的示范，表示冷却管 232 的纵向配置。为了进行比较，在图 4 中说明对于第二实施例所述的冷却管 232 的螺旋配置。

梯度线圈 114 在产生磁场时因铜线圈的电阻而产生数千瓦的热量。为了 MRI 机器的正常工作以及为了患者的舒适，必须驱散这种热量。如上所述，冷却剂，诸如水、空气、全氟化碳、乙二醇、丙二醇或者上述任何物质的混合物循环通过梯度线圈。冷却剂则从 RF 线圈中带走热量。虽然图 4 和图 5 中只表示了用于冷却剂的单个入口和单个出口，但在其它实施例中，或者因为冷却管/通道 134、232、332 是围绕成像体积的环状，或者因为需要更大的载热容量来消除扩展 MRI 研究引起的热负荷，所以可以有多个入口和出口。

有许多可能性可用于让冷却剂循环通过 RF 线圈，并且意味着没有任何特定方法和设备是本发明的限制。但是，提供冷却剂循环系统的一种可能方式是提供冷却剂泵，使冷却剂以随系统需要而定的温度并根据本发明进行循环。

进入 RF 线圈 130、230、330 的冷却剂通过冷却管/通道 134、232、332，同时从线圈中吸收热量。然后，传输热负荷的冷却剂被从 RF 线圈中排出，并退出到热交换器中。热交换器设置成消除从冷却剂吸收的热量，并把冷却剂温度降低到计算机控制(未示出)所规定的预期温度。

计算机控制器将从用于调节患者腔的温度的温度传感器中取得信息。如果温度传感器读取高于预期水平的温度，则计算机向泵发送信号以增加冷却剂流量。如果温度下降到指定值以下，则计算机可减少或暂停冷却剂流量，例如在 MRI 没有工作时。

因此，已经公开了一种用于冷却 MRI 磁体中的 RF 线圈的改进装

置。本发明的冷却系统提供一种冷却剂泵，用于让冷却剂循环通过 RF 线圈 130 四周。冷却剂流量由计算机调节，计算机从位于患者腔 140 内的多个温度传感器接收信息。如果计算机读取的温度高于或低于所需温度，则向冷却剂泵发送信号以增加或减少冷却剂流量。

应当进一步理解，用于冷却 RF 线圈的上述发明可应用于开放式体系结构 MRI 成像系统。虽然没有用图来表示，但开放式体系结构 MRI 成像系统包括患者腔壁、RF 线圈，并且还可包括连接到患者腔围壁或实际嵌入 RF 线圈之中的冷却管。

虽然极为具体地描述了本发明的优选实施例，但是要理解，只要不背离本发明的范围，可对所公开的改进方案进行修改。因此，应当理解，本发明的范围不受说明和附图的过多限制，而是由权利要求的最广义的可能解释来确定。

