



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106415225 A

(43)申请公布日 2017.02.15

(21)申请号 201580020059.X

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2015.03.31

代理人 王英 刘炳胜

(30)优先权数据

61/979,539 2014.04.15 US

(51)Int.Cl.

G01K 7/24(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

G01R 33/28(2006.01)

2016.10.14

G01R 33/31(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

A61B 5/00(2006.01)

PCT/IB2015/052351 2015.03.31

A61B 5/01(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/159171 EN 2015.10.22

A61B 5/055(2006.01)

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 F·P·奥尼尔

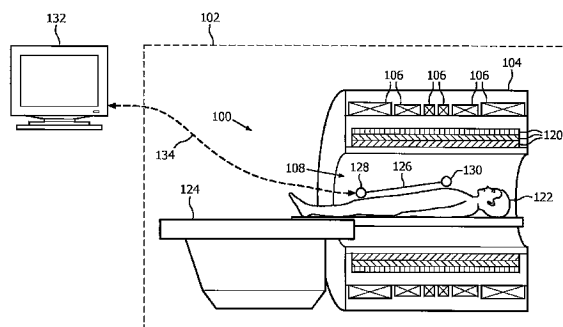
权利要求书2页 说明书5页 附图5页

(54)发明名称

用于温度测量的低成本磁共振安全探头

(57)摘要

一种用于磁共振环境中使用的温度测量探头(130),包括细长的基底(202),印刷的至少一条高电阻性、导电的迹线(200、200a、200b、200a'、200b'),被设置在基底上并且与迹线电连接至少一个热敏电阻(204)。所述热敏电阻被配置为与磁共振环境中的患者热连通地放置。在一些实施方式中,印刷迹线可以是碳基的、硅基的、或可以是掺杂的半导体材料。



1. 一种用于在磁共振环境中使用的温度测量探头 (130), 包括:
细长的基底 (202);
印刷在所述基底上的至少一条高电阻性、导电的迹线 (200、200a、200b、200a'、200b');
至少一个热敏电阻 (204), 其被设置在所述基底上并且与所述迹线电连接, 所述热敏电阻被配置为与所述磁共振环境中的患者热连通地放置。
2. 根据权利要求1所述的温度测量探头 (130), 其中, 所述迹线 (200、200a、200b、200a'、200b') 是利用高电阻性导电墨水丝网印刷的。
3. 根据权利要求1-2中的任一项所述的温度测量探头 (130), 其中, 所述迹线 (200、200a、200b、200a'、200b') 被修剪以获得期望的目标电阻。
4. 根据权利要求1-3中的任一项所述的温度测量探头 (130), 其中, 所述迹线 (200) 是碳基的。
5. 根据权利要求1-3中的任一项所述的温度测量探头 (130), 其中, 所述迹线 (200) 包括掺杂的半导体材料。
6. 根据权利要求1-5中的任一项所述的温度测量探头 (130), 其中, 所述至少一条高电阻性、导电的迹线电阻在8-10k欧姆每英尺的量级上, 优选地使用10欧姆每平方的量级上的导电墨水印刷。
7. 根据权利要求1-6中的任一项所述的温度测量探头 (130), 还包括:
多条高电阻性迹线 (200);
与所述高电阻性迹线 (200) 连接的至少一个参考元件 (208);
与所述迹线电连接的处理器和控制电路 (128), 所述处理器和所述控制电路被配置为连通信号。
8. 根据权利要求1-7中的任一项所述的温度测量探头 (130), 其中, 所述至少一个参考元件 (208) 包括电阻 (204b) 或热敏电阻 (204a)。
9. 根据权利要求1-8中的任一项所述的温度测量探头 (130), 其中, 所述迹线 (200) 被刻蚀为交叉影线 (206)。
10. 根据权利要求1-9中的任一项所述的温度测量探头 (130), 进一步其中, 所述至少一条迹线包括输入迹线, 所述输入迹线在返回迹线上将电能提供到所述热敏电阻。
11. 根据权利要求1-10中的任一项所述的温度测量探头 (130), 其中, 其中所述信号迹线和所述返回迹线被设置在所述基底的相对的面上的。
12. 根据权利要求1-10中的任一项所述的温度测量探头 (130), 其中, 所述信号迹线和所述返回迹线被设置在所述基底的共同的面上的。
13. 根据权利要求1-12中的任一项所述的温度测量探头 (130), 还包括:
在所述细长的基底 (202) 上的多条印刷迹线 (200);
设置在所述多条印刷迹线 (200) 上的多个热敏电阻 (204);
在所述细长的基底 (200) 上的撕裂线 (210), 所述撕裂线使得所述印刷迹线 (200) 是能分离的, 以适应在不同患者身体形状上的多位点感测。
14. 根据权利要求1-13中的任一项所述的温度测量探头 (130), 还包括:
可消毒的保护套 (300)。
15. 根据权利要求1-14中的任一项所述的热敏电阻和参考电阻 (220), 还包括: 在所述

迹线上形成的连接垫,所述连接垫被配置用于与所述热敏电阻(204)电连接。

16. 一种磁共振系统,包括:

磁共振扫描器(100);以及

根据权利要求1-15中的任一项所述的温度测量探头(130),其中,所述热敏电阻(204)和所述基底(202)的至少部分以及所述至少一条迹线被设置在所述磁共振扫描器的检查区域内。

17. 一种用于在磁共振环境内监测温度的方法包括:

在细长的基底(202)上印刷高电阻性的、导电的迹线(200);

将至少一个患者温度测量热敏电阻(204)电连接到所述迹线(200)。

18. 根据权利要求17所述的方法,还包括:

在所述细长的基底(202)上印刷额外的迹线(200);

将参考元件(208)连接到所述的额外的迹线,所述参考元件用于感测共模信号用于从来自所述患者温度测量热敏电阻的信号中减去;并且

将所述热敏电阻(204)和所述参考元件(208)应用到患者。

19. 根据权利要求17-18中的任一项所述的方法,其中,迹线上的来自热敏电阻(204)的信号包括噪声和温度信息,并且迹线上的来自参考元件的信号包括噪声,并且所述方法还包括:

处理来自所述热敏电阻和所述参考元件的信号以针对所述噪声校正所述热敏电阻信号;(406);并且

将经校正的热敏电阻信号转换为温度值(408)。

20. 根据权利要求19所述的方法,还包括:

将温度值传送到监视器并且在所述监视器上显示温度值(410)。

用于温度测量的低成本磁共振安全探头

技术领域

[0001] 以下总体涉及可以在磁共振 (MR) 环境下操作的温度监测装置和方法。它特别适于结合低成本、高电阻的非磁性印刷迹线应用,其在磁共振成像扫描器附近操作,并且将具体参考其来描述。然而,应该理解,其还适用于其他应用场景,并且不一定限制于前述应用。

背景技术

[0002] 温度监测设备需要被用于MR环境中以监测患者的状况。目前可接受的方法包括使用光纤探头。光纤线缆被连接到患者上的感测元件,并且连接到患者监测设备。然而,这些光纤线缆是昂贵的,可能是机械上精密的,并且会因为强磁场造成的传感器材料内的原子级变化而遭受错误。MR环境中的标准热敏电阻的使用需要分布式的或分立的高电阻性线缆将传感器连接到监视器以克服与MR环境有关的RF加热效应和灼伤危害。这些高电阻性线缆是昂贵的,并且不能完全地消除对患者的灼伤危害。另外,这些线缆很难制备,易受摩擦电效应的影响,遭受感应拾取,过度的寄生电容,并且对患者的移动高度敏感。例如,在温度监测设备的构建中使用的铁磁成分会引起线缆被拖入MRI扫描器内,引起对患者、用户的伤害,或引起装备表现为抛射体。另外,MRI扫描器产生的射频场会在标准热敏电阻的标准线缆内产生电流,或引起“热点”,其可以将表面温度增加到足够超过被监管标准所允许的温度,并且对患者造成不适或灼伤危害。另外,来自MRI扫描器的MRI梯度干扰也可以在标准线缆和热敏电阻上诱导电流并且在连接点产生另外的干扰波形分量,其潜在地给出错误的温度读数。

发明内容

[0003] 本申请公开了一种新的和改进的用于在MR环境中使用的温度-监测设备,其解决了上面提到的问题和其他问题。

[0004] 根据一个方面,公开了一种用于在磁共振环境中使用的温度测量探头。印刷的导体包括细长的基底,在所述基底上印刷的至少一条高电阻性、导电的迹线,以及设置在所述基底上并且与所述迹线电连接的至少一个热敏电阻,所述热敏电阻被配置为与磁共振环境中的患者热连通地放置。

[0005] 根据另一方面,公开了一种磁共振系统。所述系统包括磁共振扫描器和如前一段落中阐述的温度测量探头,所述温度测量探头被设置在所述磁共振扫描器的检查区域内。

[0006] 根据另一方面,公开了一种在MRI期间监测患者温度读数的方法。所述方法包括在细长的基底上印刷高电阻性的、导电的迹线,并且将设置在基底上的至少一个热敏电阻与所述迹线电连接。

[0007] 另一益处在于消除了铁磁成分。

[0008] 另一益处在于减少了患者灼伤风险。

[0009] 另一益处在于能够给热敏电阻探头消毒。

[0010] 另一益处在于改进了患者的护理。

[0011] 本领域技术人员通过阅读和理解以下详细说明,将理解再另外的益处。

附图说明

[0012] 本发明可以采取各种部件和各部件的布置以及各种步骤和各步骤的安排的形式。附图仅用于图示优选的实施方式的目的,并且不应被理解为限制本发明。

[0013] 图1图解地示出了带有在MR扫描器内操作的温度监测装置的磁共振(MR)系统。

[0014] 图2a是图解地示出具有可应用的热敏电阻的具有印刷迹线的基板的横截面图。

[0015] 图2b是图解地示出了温度感应热敏电阻和位于基底的相对面上的参考元件的部分的侧视图。

[0016] 图2c是图解地示出了在基底的公共面上带有温度感测热敏电阻和参考元件的两个印刷迹线的顶视图。

[0017] 图2d图示用于将热敏电阻输出转换为温度的电路。

[0018] 图3图解地示出了在部分示出的保护性壳体或导管中的印刷迹线和热敏电阻温度测量设备。

[0019] 图4图解地示出了布置在公共衬底上的多个温度传感器,其中细长衬底中的撕裂线使得能够将传感器放置在多个位置。

[0020] 图5图示了使用本文公开的印刷导体来在MRI期间监测患者温度读数的方法。

具体实施方式

[0021] 参考图1,磁共振环境包括磁共振(MR)扫描器100,其设置在射频隔离房间102内(通过围绕R扫描器100的虚线框图解地表示)。例如,丝网或箔限定法拉第笼或者嵌入在包括MR扫描器100的MR房间的墙壁、天花板和地板内或设置在墙壁、天花板和地板上的其他射频屏蔽结构。MR扫描器100在图1中以示意性侧视图示出,并且包括壳体104,其包括主磁铁绕组106(通常是超导的并且包含在适合的低温容器内,未示出,虽然也预期电阻性的磁铁绕组),其在腔108或其他检查区域中产生静态(B₀)磁场。壳体104还包括磁场梯度线圈120,用于在静态(B₀)磁场上叠加磁场梯度。这样的梯度具有如本领域已知的多种应用,例如对磁共振进行空间编码、破坏磁共振等。成像对象,例如示意性的患者122,或动物(用于兽医成像应用),或等等,通过适合的长榻124或其他患者支撑/运输装置被放置在检查区域内(在示意性情况中,在腔108内)。MR扫描器可以包括的本领域已知的多个额外的部件,其出于简洁目的而未被示出,例如设置在壳体104内的磁场匀场器件、全身射频(RF)线圈,等等。MR扫描器还通常包括多个辅助性的或附加的部件,再次为了简化没有示出,例如针对主磁铁106和磁场梯度线圈120的能源供应,局部RF线圈(例如表面线圈、头线圈或肢体线圈等),RF发射器和RF接收硬件,以及各种控制和图像重建系统,通过一些实例的方式。而且,应该理解的是示意性MR扫描器100,其是水平腔型扫描器,仅是示意性实例,并且更加一般地,公开的MR安全线缆和电极被适合地与任何类型的MR扫描器结合使用(例如垂直腔扫描器,开放腔扫描器等)。

[0022] 在操作中,主磁体106操作以在检查区域108中生成静态B₀磁场。通过RF系统(包括例如设置在腔内的发射器和一个或多个RF线圈,或者设置在壳体104内的全身RF线圈)产生处于拉莫尔频率(即磁共振频率)针对要被激发的物种(通常质子,虽然其他物种可以被激

发,例如在MR谱学成像或多原子核MR成像应用中的RF脉冲。这些脉冲激发核磁共振(NMR)在对象122的目标物种(例如质子),其通过适合的RF检测系统(例如一个或多个磁共振线圈和适合的接收器电子器件)而被检测。磁场梯度通常由梯度线圈120在激发前或激发期间,在延迟期期间(例如长回波时间或TE),读出之前的时间段,和/或读出期间施加,以对NMR信号进行空间编码。图像重建处理器应用与选定的空间编码相称的合适的重建算法,以产生磁共振图像,其然后可以被显示、绘制、融合或与其他MR图像和/或来自其他模态的图像进行对比,或者以其他方式被应用。

[0023] 继续参考图1并进一步参考图2a-2c,作为MR流程的部分或辅助,温度测量通过使用温度测量探头130进行。在示意性的图1中,温度测量探头130的印刷导线被显示在患者122上并且与监视器132(定位于MR腔室102之外或任选地定位于MR腔室102内部)连接。温度测量探头130可以具有足够低的能量消耗,其温度功能可以被集成到与监视器132无线通信134(显示为从电池供电的控制和处理电路到监视器的虚线)的电池供电控制器和处理电路128内。带有导电迹线印刷线缆126和电池供电控制器和处理电路128的温度测量探头130可以记录患者122的表面或内部温度测量值。导电迹线印刷线缆126还可以被集成到其他线缆内,特别是用于表面使用。

[0024] 进一步参考图2a-2c,受控的电阻印刷电迹线或导电迹线200被印刷到柔性的、MR中性基底202上以在患者122上的热敏电阻204和感应监视器128之间形成平面的引线电缆126。基底202可以是任何弹性的磁共振惰性平面材料例如基于聚合物树脂的薄膜或聚酯薄膜(MyIar)。基底202材料被选择为使得质子发射不会使MR图像劣化。在不同实施方式中,导电迹线200由碳基墨水形成。导电迹线200可以任选地为硅基的或可以由掺杂的半导体材料制成。另外,印刷导电迹线200和热敏电阻204应该非铁磁性的以抑制磁场的扭曲并且抑制磁场和梯度对探头造成的不利影响。

[0025] 继续参考图2a-2c,导电迹线200被配置为抑制迹线内形成涡电流以及引起电阻热。迹线可以是高电阻性的并且可以包括狭槽或其他抑制涡电流回路的结构。连接探头被印刷或施加在迹线的热敏电阻端和控制器和处理电路以便于到热敏电阻204和控制器和处理电路128的连接。在其他实施方式中,导电印刷迹线可以是固体的或可以包括例如交叉影线这样的特征以抑制在导电印刷迹线内产生涡电流。迹线204内的交叉影线206通过减少从RF和梯度磁场在电极和电阻性迹线内诱发的干扰电流来改善功能特性。通过印刷温度探头130的导电迹线和热敏电阻引线连接,方便了引线特性的重复性、和可再现性、以及路由。

[0026] 热敏电阻204是高电阻性热敏电阻,优选地大约为10000k欧姆,使得适合以低成本在人体温度范围内获得线性响应。印刷的导电迹线200电阻可以为大约8-10k欧姆/英尺,其可以通过使用大约为10欧姆/平方的导电墨水进行印刷而获得。印刷的导电迹线电阻可以被激光修剪以获得期望的目标电阻,使迹线变窄或通过形成抑制涡电流的纵向狭槽。热敏电阻204可以被表面安装引线接触或使用导电引线接触。

[0027] 在实施方式中,如图2b-c所示的,温度敏感热敏电阻204和参考电阻或热敏电阻208通过印刷的输入和输出迹线200a,200b被连接在回路中,输入和输出迹线被印刷在基底202的相对面上。热敏电阻中的一个被施加到患者并且参考元件与患者热隔离或被选择为具有在感兴趣的温度范围内具有稳定的电阻。以这种方式,温度感应元件信号表示带有RF场诱发电流的温度,并且参考元件信号表示RF场诱发电流,其通过使用普通的模式滤波器

来消除RF场诱发电流。

[0028] 在其他实施方式中,电阻可以均匀地或非均匀地沿着印刷的导电线迹线200分布。非均匀的分布可以通过改变印刷的图案的宽度或厚度来实现。槽口或低通场集成电路部件、天线电路、能源供给、传感器(压电、MEMS、加速度计)可以任选地整合在印刷的导电线迹线200内。

[0029] 在图2c显示的另一实施方式中,电路由以下项形成:温度感测热敏电阻204,和参考元件208,例如参考电阻,两条输入迹线200a,200b,设置在基底202的公共平面上的、被连接到两条输入迹线200a,200b(连接未示出)的两条返回迹线200b,200b',以及处理和电路128。

[0030] 参考图2d,热敏电阻的电阻随着温度变化。处理和电路128将通过热敏电阻的电流或跨热敏电阻的电压转换为温度值以传送给监视器132。电路包括MR环境之外的电池250或其他能源供给。滤波器252校正热敏电阻信号中的噪声,例如通过从来自温度测量热敏电阻204的带有噪声的温度信号中减去来自参考元件200的噪声信号。控制和处理器254将温度转化为温度,例如使用存储在EPROM 256中的查找表。查找表可以进一步补偿一个温度传感器与另一个之间的变化。RF发射器258将确定的温度值发射给连接到监视器132的RF接收器。应该理解,滤波和到温度的转化可以全部地或部分地在监视器132处实施。

[0031] 在不同实施方式中,印刷的导电迹线200适合地由将具有特定电阻的碳基墨水施加到具有预定的电阻的平面柔性基底施加到平面柔性基底202上形成,以获得期望的电阻和热性能。印刷迹线200可以通过任何可再现的方法例如丝网印刷来施加。印刷导电迹线200可以是固体的或可以包括例如开口、纵向狭槽等。

[0032] 参考图3,显示了温度测量探头的侧视图。保护套300覆盖探头并且可以提供电隔离和保护。保护层300优选地相比于印刷的导电迹线200的材料是电绝缘的,并且是非铁磁性的和MR兼容性的。对于一次性使用探头,保护层的理想的材料是低成本的和可消毒的。可消毒的保护套允许在MR期间探头被插入患者体内以提供体内温度测量值,以进一步保护患者不受到伤害。保护层300可以具有泡沫隔离层以隔离电路的电池和电阻性迹线中免于源自静磁场和梯度磁场的干扰电流。而且,参考电阻或热敏电阻208可以被加入以创建用于从患者温度测量热敏电阻204中减去的共模信号,以补偿共模。壳体300可以是配置用于其他功能的导管的部分。

[0033] 参考图4,温度测量探头130可以包括在细长的基底202的一个面上的多条印刷迹线,在相反面上多条返回迹线(未示出),多个热敏电阻204a,204b,204c以及多个参考元件208a,208b,208c。在一些实施方式中,连接垫220,例如氯化银,被印刷在迹线上以便于到热敏电阻、参考元件和电路的连接。撕裂线210a,210b被限定在长基底202上。基底202内的撕裂线210a,210b允许印刷迹线200a,200b,200c是可分离的,以适应在不同患者身体类型上的多点感应。

[0034] 参考图5,开始,基底被按尺寸切割并且导电迹线和连接垫被印刷到基底上。热敏电阻204,参考元件208,和电路128被连接到连接垫。为了避免在MR期间灼伤患者或对患者的其他伤害,在操作期间监测探头的温度。在步骤400,温度测量探头130的印刷导体被附接到患者122。印刷导体126通过无线134或通过有线连接被连接到患者监视器132。当激活MR系统100的情况下,在步骤402,探头接收由MR系统100产生的印刷迹线200上的噪声。探头

130优选地包括参考元件208,例如参考电阻或参考热敏电阻。在步骤404,电流被通过热敏电阻204和参考元件208被发送。在步骤406,流过热敏电阻204和参考元件208的电流被确定和比较。通过热敏电阻的电流表示MR诱发的噪声和温度。通过参考电阻的电流指示MR诱发噪声。流过参考元件208和热敏电阻204的电流的比较允许来自热敏电阻204的电流或信号针对噪声被校正。在步骤408,校正的温度信号被转化为温度,例如通过查找表。在步骤410,温度被传送到监视器132并被显示在监视器132上,例如通过RF传输线。

[0035] 已经参考优选的实施例描述了本发明。显然,他人可以在阅读和理解在前述详细说明后可以进行修改和变化。本发明旨在解释为包括所有这样的修改和变化,只要它们在所附权利要求或其等价方案的范围内。

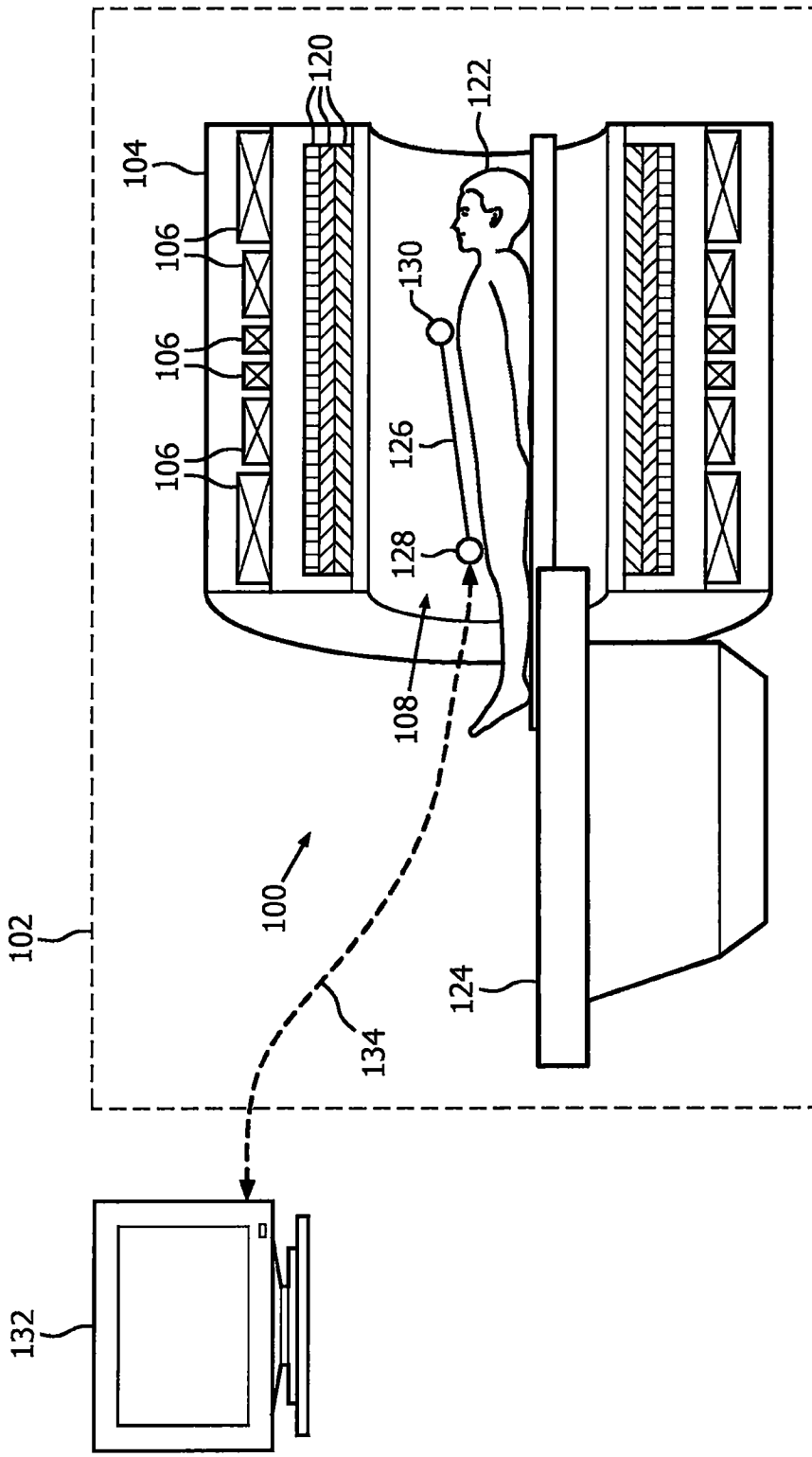


图1

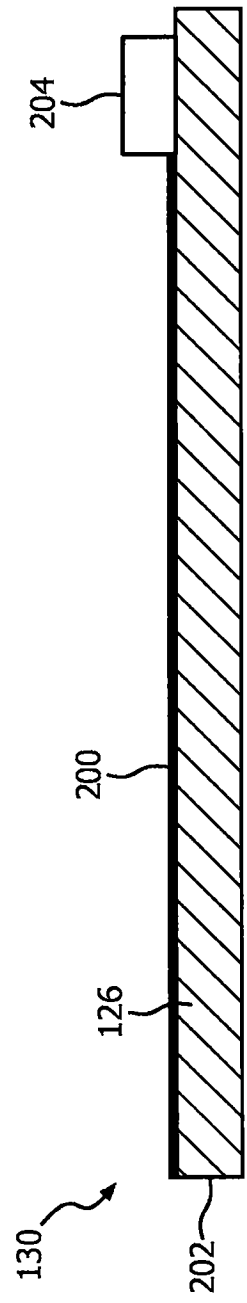


图2a

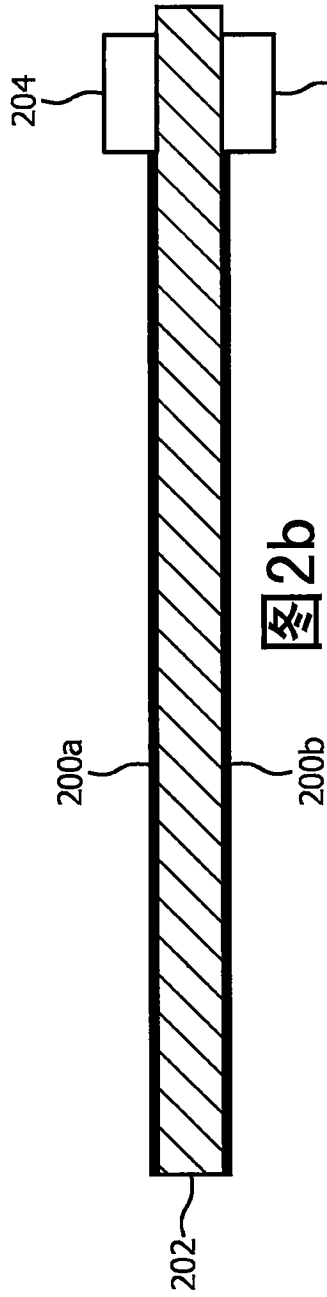


图 2b

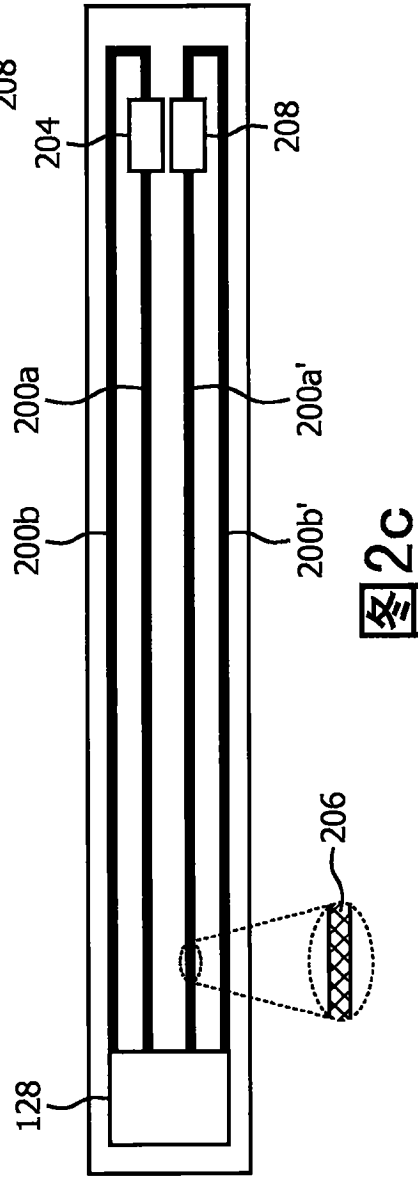


图 2c

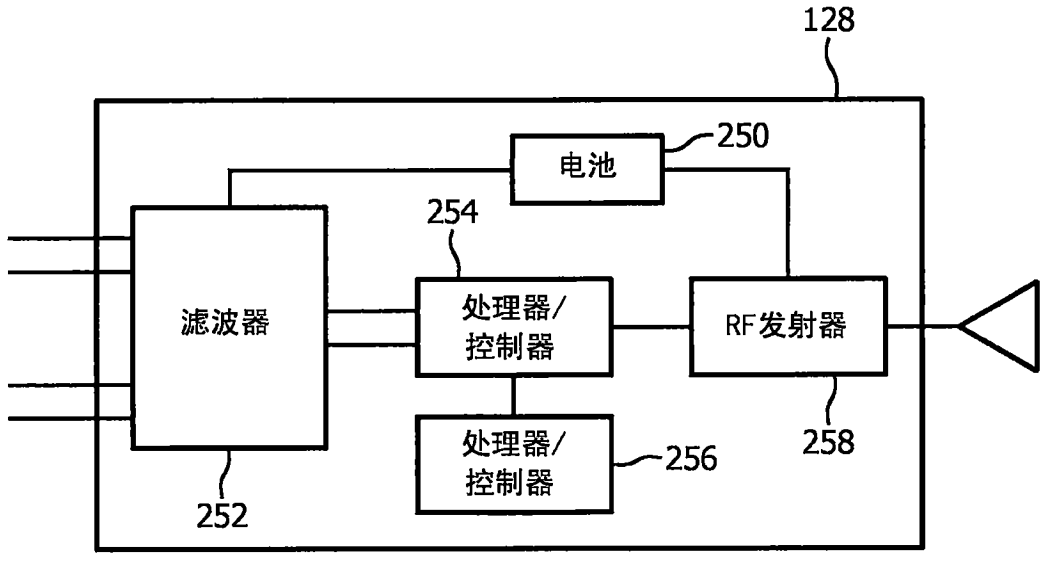


图2d

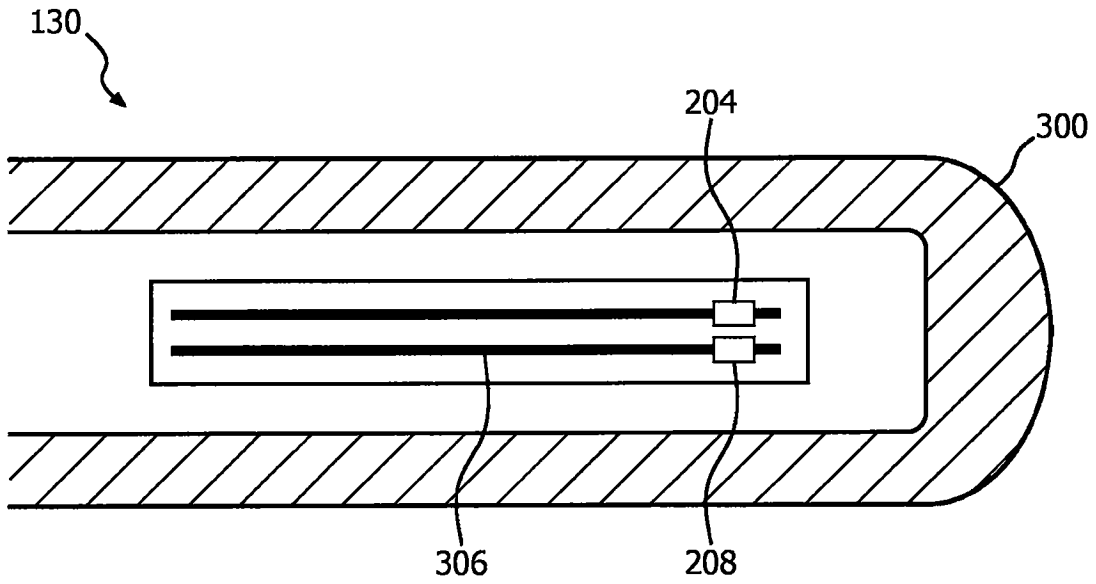


图3

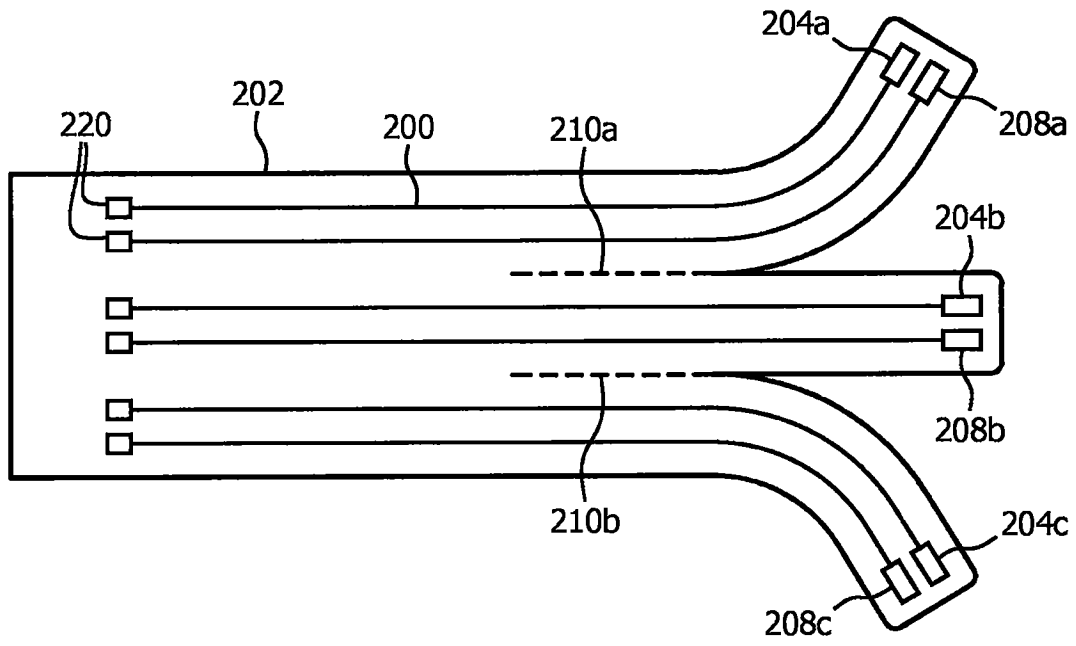


图4

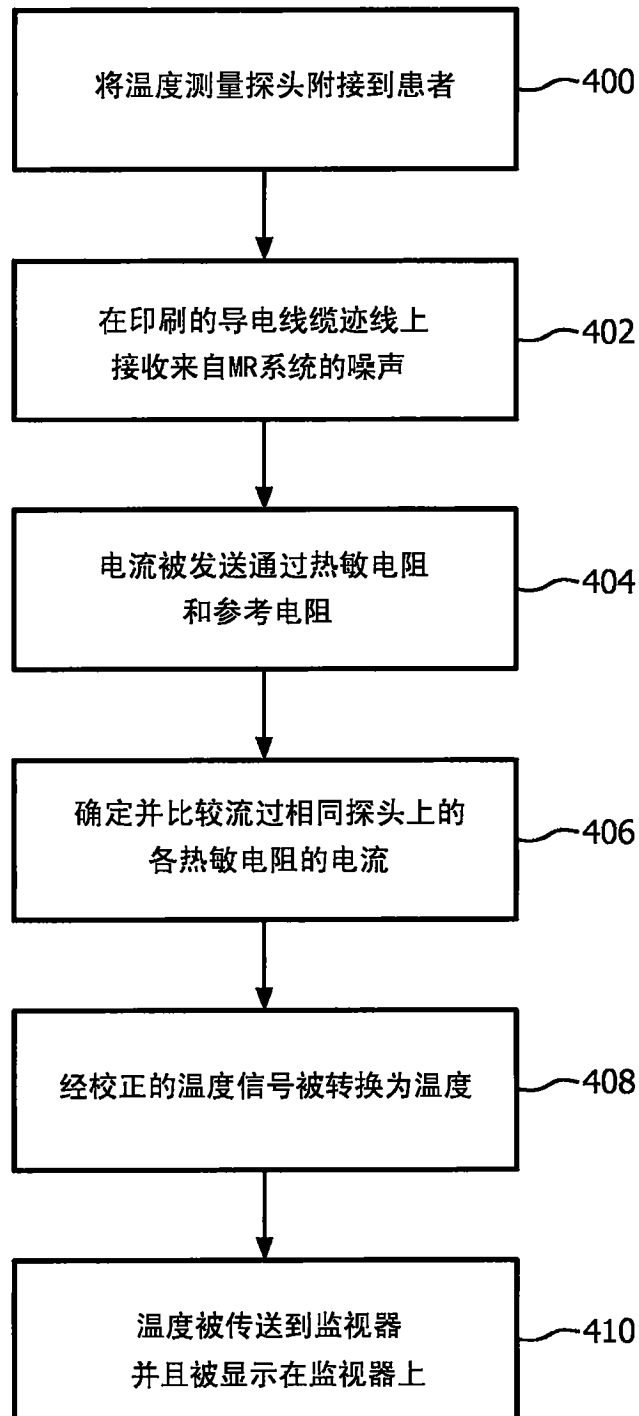


图5

专利名称(译)	用于温度测量的低成本磁共振安全探头		
公开(公告)号	CN106415225A	公开(公告)日	2017-02-15
申请号	CN201580020059.X	申请日	2015-03-31
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	FP奥尼尔		
发明人	F·P·奥尼尔		
IPC分类号	G01K7/24 G01R33/28 G01R33/31 A61B5/00 A61B5/01 A61B5/055		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	61/979539 2014-04-15 US		
其他公开文献	CN106415225B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于磁共振环境中使用的温度测量探头(130)，包括细长的基底(202)，印刷的至少一条高电阻性、导电的迹线(200、200a、200b、200a'、200b')，被设置在基底上并且与迹线电连接至少一个热敏电阻(204)。所述热敏电阻被配置为与磁共振环境中的患者热连通地放置。在一些实施方式中，印刷迹线可以是碳基的、硅基的、或可以是掺杂的半导体材料。

