



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108431564 B

(45) 授权公告日 2021.04.23

(21) 申请号 201680075191.5

(22) 申请日 2016.12.21

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 108431564 A

(43) 申请公布日 2018.08.21

(30) 优先权数据
15201450.2 2015.12.21 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2018.06.21

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2016/082200 2016.12.21

(87) PCT国际申请的公布数据
W02017/108964 EN 2017.06.29

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 E·G·J·M·邦格尔斯
L·N·阿塔拉

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 王英 刘炳胜

(51) Int.Cl.

G01K 1/16 (2006.01)

G01K 13/00 (2021.01)

A61B 5/01 (2006.01)

G01K 7/42 (2006.01)

审查员 马邺晨

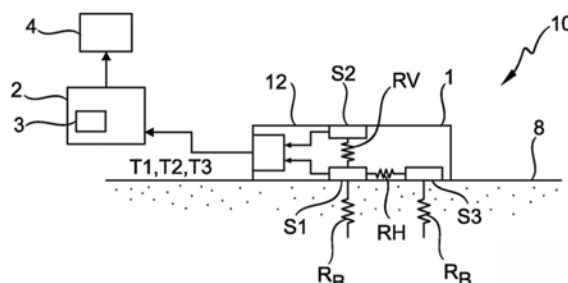
权利要求书2页 说明书9页 附图5页

(54) 发明名称

热流传感器

(57) 摘要

本发明描述了一种被动热流传感器(1),所述被动热流传感器包括:用于在温度监测流程期间放置在对象(8)上的接触面(11);以及多个组合热敏电阻布置,其中,组合热敏电阻布置包括:内部热敏电阻(S1),其被布置在所述传感器(1)的内部面处;上部热敏电阻(S2),其被布置在所述传感器(1)的上部表面处并且被相对于所述内部热敏电阻(S1)布置以测量从所述对象(8)向外的垂直热流;以及横向热敏电阻(S3),其被相对于所述内部热敏电阻(S1)布置,以测量沿着所述接触面(11)的水平热流。本发明还描述了一种使用热流传感器(1)来测量对象(8)的温度的方法;以及用于使用热流传感器(1)监测对象(8)的温度的温度感测布置(10)。



1. 一种被动双热流传感器 (1), 其包括:

用于在温度监测流程期间放置在对象 (8) 上的接触面 (11);

下层;

上层;

垂直热敏电阻布置 (SV1、SV2), 包括被布置在所述传感器 (1) 的所述下层的下部内表面处的内部垂直热敏电阻 (SV1) 和被布置在所述传感器 (1) 的所述上层的上部内表面处的上部垂直热敏电阻 (SV2), 其中, 所述上部垂直热敏电阻 (SV2) 被相对于所述内部垂直热敏电阻 (SV1) 布置以测量从所述对象 (8) 向外的第一垂直热流; 以及

多个组合热敏电阻布置, 其中, 所述多个组合热敏电阻布置中的每个包括:

内部热敏电阻 (S1), 其被布置在所述传感器 (1) 的所述下层的所述下部内表面处;

上部热敏电阻 (S2), 其被布置在所述传感器 (1) 的所述下层的上部内表面处并且被相对于所述内部热敏电阻 (S1) 布置以测量从所述对象 (8) 向外的第二垂直热流; 以及

横向热敏电阻 (S3), 其被布置在所述传感器 (1) 的所述下层的所述下部内表面处并与所述内部热敏电阻 (S1) 对齐, 以测量沿着所述接触面 (11) 的水平热流。

2. 根据权利要求1所述的被动双热流传感器, 包括至少四个组合热敏电阻布置。

3. 根据权利要求1或2所述的被动双热流传感器, 包括多个垂直热敏电阻对 (S1、S2), 其中, 垂直热敏电阻对包括所述内部热敏电阻 (S1) 和所述上部热敏电阻 (S2)。

4. 根据权利要求1或2所述的被动双热流传感器, 其中, 所述传感器 (1) 的外部表面 (12) 被暴露。

5. 根据权利要求1所述的被动双热流传感器, 其中, 所述垂直热敏电阻布置 (SV1、SV2) 被居中地定位于所述被动双热流传感器 (1) 中。

6. 一种使用根据权利要求1至5中的任一项所述的被动双热流传感器 (1) 来测量对象 (8) 的温度的方法, 所述方法包括以下步骤:

在温度监测流程期间将所述被动双热流传感器 (1) 的所述接触面 (11) 放置在所述对象 (8) 上;

接收由所述被动双热流传感器 (1) 的所述热敏电阻 (S1、S2、S3、SV1、SV2) 收集的温度测量值 (T1、T2、T3、TV1、TV2); 并且

基于接收到的温度测量值 (T1、T2、T3、TV1、TV2) 来计算所述对象 (8) 的温度。

7. 根据权利要求6所述的方法, 包括以下步骤:

比较所述被动双热流传感器 (1) 的所述组合热敏电阻布置的温度测量值 (T1、T2、T3、TV1、TV2), 以识别与最大垂直热流相关联的热敏电阻 (V_{\max});

识别相邻的组合热敏电阻 ($V_{\text{左}}$ 、 $V_{\text{右}}$); 并且

基于这些热敏电阻的所述温度测量值 (T1、T2、T3、TV1、TV2) 来计算所述对象 (8) 的温度。

8. 根据权利要求6或7所述的方法, 包括在计算所述对象 (8) 的温度之前对一个或多个温度测量值进行平均的步骤。

9. 根据权利要求6或7所述的方法, 包括以下步骤:

比较所述被动双热流传感器 (1) 的所述组合热敏电阻布置 (S1、S2、S3、SV1、SV2) 的温度测量值 (T1、T2、T3、TV1、TV2);

识别提供不可靠温度测量值 (T1、T2、T3、TV1、TV2) 的组合热敏电阻布置 (S1、S2、S3、SV1、SV2) ; 并且

丢弃由该组合热敏电阻布置 (S1、S2、S3、SV1、SV2) 收集的温度测量值 (T1、T2、T3、TV1、TV2) 。

10. 一种用于监测对象 (8) 的温度的温度感测布置 (10) , 包括:

根据权利要求1至6中的任一项所述的被动双热流传感器 (1) ; 以及

评估单元 (2) , 其被布置为接收来自所述被动双热流传感器 (1) 的所述热敏电阻 (S1、S2、S3、SV1、SV2) 的温度测量值 (T1、T2、T3、TV1、TV2) 并且基于接收到的温度测量值 (T1、T2、T3、TV1、TV2) 来计算所述对象 (8) 的温度。

11. 根据权利要求10所述的温度感测布置, 其中, 所述被动双热流传感器 (1) 包括用于将温度测量值 (T1、T2、T3、TV1、TV2) 发送到所述评估单元 (2) 的无线接口 (5) 。

12. 根据权利要求10或11所述的温度感测布置, 其中, 所述被动双热流传感器 (1) 被实现为可穿戴设备。

13. 根据权利要求10或11所述的温度感测布置, 其中, 所述评估单元 (2) 被实现为便携式设备。

14. 根据权利要求10或11所述的温度感测布置, 其被并入在患者支撑设备中。

热流传感器

技术领域

[0001] 本发明涉及热流传感器,使用热流传感器来测量对象的温度的方法以及温度感测布置。

背景技术

[0002] 核心体温 (CBT) 是医疗环境中重要的生命体征。麻醉下的病人不能够调节他/她的体温,并且手术室一般被冷却到低的水平。当身体核心温度降至 36°C 以下时体温过低发生至潜在危险的水平。手术患者离开手术室时常常低体温。低体温患者有心脏并发症的风险,尤其是在手术后的第一个24小时内,因为体温过低起作用为对系统的冲击。与体温过低有关的其他问题是感染和出血的风险增加。出于这些原因,在医学流程期间或者在对恢复患者的长期监测期间,通常密切监测CBT。常规方法可能涉及侵入式探头(食道,直肠,尿道)或主动式热流传感器,这些传感器需要加热元件和控制回路来控制加热元件。

[0003] 不需要加热元件的被动热流传感器具有对病人危害较小且消耗相对较低的功率的优点。传统的热流传感器只能测量向外方向的热流量,例如相对于传感器所应用于的皮肤表面向外。然而,核心身体热量在所有方向流动,而不仅仅是从身体向外流动。因此,传统的被动热流传感器一般不能将核心体温测量到必要的精度,除非传感器绝缘良好(由于周围的绝缘而增加了传感器的尺寸)。另一个问题是,身体与传感器之间的接触面很少是热均匀的,特别是因为传感器的接触面积通常需要非常大。例如,由于在皮肤之下的动脉的位置,患者的头部上的温度分布可以表现出显著差异。使用两个或更多个垂直热敏电阻布置的传统类型的被动热流传感器由于传感器到皮肤的不良粘附或由于传感器与皮肤之间的气穴而可能提供不准确的温度测量结果。这种情况可能在患者穿戴可穿戴传感器的同时四处移动的情况下出现。此外,传统的热流传感器对环境温度变化非常敏感。

[0004] 因此,本发明的目的是提供一种用于测量对象温度的改进的热流传感器。

发明内容

[0005] 本发明的目的通过根据权利要求1所述的被动热流传感器来实现;通过根据权利要求7所述的使用这样被动热流传感器来测量对象的温度的方法来实现;并且通过根据权利要求11所述的温度感测布置来实现。

[0006] 热流传感器包括用于在温度监测流程期间放置在对象上的接触面。根据本发明,所述热流传感器包括多个组合热敏电阻布置,每个热敏电阻布置包括内部热敏电阻(被布置在所述传感器的内表面处)和上部热敏电阻(被布置在所述传感器的上表面处)并且相对于内部热敏电阻被布置以测量从对象向外的垂直热流,即,测量内部热敏电阻与上部热敏电阻之间的热流;以及还有横向热敏电阻,其相对于内部热敏电阻被布置,以测量沿接触面的水平热流动,即,也测量内部热敏电阻器与横向热敏电阻器之间的热流。

[0007] 在权利要求中使用的几何术语涉及表示对象的外部表面的假定水平面并且仅用于限定参考空间。因此,“水平热流”是沿着所述对象的表面的任何热流,并且“垂直热流”是

从所述对象的表面向外的任何热流。应该理解的是,现实中,热流传感器在例如附接到患者的皮肤上时可以采取任何取向。

[0008] 在本发明的范围内,一个热敏电阻器相对于另一个热敏电阻器的布置应理解为意指这两个热敏电阻器在要被测量的热流的方向上基本上对齐。这里同样,在参考空间的上下文中使用几何术语“上部”、“内部”和“外部”。因此,可以理解的是,内部热敏电阻被布置在传感器的内部面处,并且上部热敏电阻被布置为朝向所述传感器的外部表面,使得上部热敏电阻与内部热敏电阻垂直对齐以测量从对象向外流出的热量。当对象比传感器温度高时,向外的热流的方向是从内部热敏电阻到上部热敏电阻;当对象比传感器更冷时,热流方向相反。类似地,将理解的是,横向热敏电阻被布置为与内部热敏电阻对齐(in line with),以测量沿着患者表面的热流,例如沿着患者的皮肤。横向热流在内部热敏电阻与横向热敏电阻之间的方向上,并用于检测内部传感器区域与传感器的包含横向热敏电阻的一侧之间的任何温度差异。

[0009] 根据本发明的热流传感器的优点在于,横向热流监测器与通常的垂直热流监测器的组合允许更精确的温度测量,特别是由于横向热流被明确地测量,而不是仅仅被估计(对于一些常规热流传感器是这种情况)。对象(例如手术中和手术后的患者)的核心体温可以以更高的精度来确定,以便以及及时的方式发现并处理诸如体温过低的紧急情况。

[0010] 根据本发明,使用这样的被动热流传感器来测量对象的温度的方法包括以下步骤:在温度监测流程期间将热流传感器的接触面放置在对象上;接收由所述热流传感器的至少一个组合热敏电阻布置收集的温度测量结果;并且根据所述温度测量结果来计算所述对象的温度。

[0011] 考虑到由本发明的热流传感器中的组合热敏电阻布置的横向热流监测器提供的额外信息,本发明的方法可以提供有利的精确结果。在需要精确的温度监测的情况下,这可以是非常有利的,例如为医务人员提供关于患者的核心体温的精确信息,例如在需要快速决策制定的紧急情况下。

[0012] 根据本发明,温度感测布置包括这样的热流传感器和评估单元,所述评估单元被布置为从所述热敏电阻接收温度测量值并且基于所述温度测量值来计算所述对象的温度。

[0013] 从属权利要求和以下描述公开了本发明的特别有利的实施例和特征。实施例的特征可以适当地组合。在一类权利要求的上下文中描述的特征可以同样地适用于另一类权利要求。

[0014] 在本发明的上下文中,术语“对象”可以涉及任何生物。紧急温度状况通常出现在手术情况、紧急医疗情况等场景中,其中人类患者可能进入体温过低或过高的状态。因此,在不以任何方式限制本发明的情况下,术语“对象”和“患者”在下文中可以被认为是同义的。以下在本发明的上下文中使用的术语“热流传感器”可以被假定为指被动热流传感器。优选地,所述被动热流传感器由泡沫材料制成,并且本发明的热流传感器的外部表面均匀暴露于周围环境。在另一个优选实施例中,在传感器上的合适材料的均匀层可以用于保护传感器免受损坏。然而,应该理解的是,这样的保护层的任何热影响将以相同的方式应用于每个上部热敏电阻。换句话说,本发明的被动热流传感器的上部热敏电阻被布置为受到周围环境的均匀影响。

[0015] 热敏电阻是一种电阻率随温度变化而变化的设备,并且可以嵌入热流传感器的材

料中。热敏电阻可以实现为具有两个电连接器的部件,使得它可以被包含在适当的电路中。取决于电路的实现方式,温度变化被记录为电流或电压的变化。热敏电阻部件也可以实现为紧凑型集成电路(IC)设备。

[0016] 如在引言中所指出,根据现有技术已知使用一个或多个热敏电阻对的垂直布置的被动热流传感器。本发明的热流传感器通过也检测和测量沿患者表面的横向热流并且根据垂直热流和横向热流测量结果来导出患者的温度而扩展了温度测量的灵敏度。下面将本发明的热流传感器简称为增强的热流传感器。在下文中,术语“组合热敏电阻布置”和“增强的热敏电阻布置”因此可以互换使用。类似地,术语“热敏电阻布置”和“热敏电阻配置”可以互换使用。术语“温度测量值”应被理解为由热敏电阻报告给评估单元的量,而术语“温度测量结果”是指对象的感测温度,即由热流传感器的评估单元或由温度感测布置的评估单元报告的温度。

[0017] 两个热敏电阻(内部热敏电阻和上部热敏电阻;内部热敏电阻和横向热敏电阻)之间的中间路径的热阻率由温度监测器的结构特性决定,如传感器的材料和传感器的厚度。热阻率可以被测量并且可以是已知量。

[0018] 为了精确地感测温度,本发明的热流传感器的任何内部热敏电阻优选地接近传感器的接触面或与其重合。类似地,增强的热敏电阻配置的任何横向热敏电阻优选地朝向传感器的外部区域定位,并且还靠近传感器的接触面或与之重合。任何上部热敏电阻优选靠近传感器的“最上部”表面,即当附接到对象时其外部表面。

[0019] 在本发明的一个优选实施例中,热敏电阻可以经由导线连接与评估单元连接。例如,温度测量值可以由通过电缆连接连接到传感器的评估单元接收。在本发明的另一个优选实施例中,所述传感器可以配备有用于将温度测量值无线传输到评估模块的接口。所述传感器还可以并入模数转换器,将模拟测量值转换为数字值以用于数据传输。本发明的温度感测布置的热流传感器可以优选地被实现为可穿戴设备,即患者可以在长期温度监测间隔穿戴热流传感器。本发明的温度感测布置的评估单元可以优选地被实现为便携式设备。例如,患者或任何医务人员可以使用具有显示器的手持设备(诸如平板电脑或智能手机)来观察温度的演变。在可穿戴的实现方式中,温度监测的结果可以显示在智能手表或类似设备的显示器上。在本发明的另一个优选实施例中,温度感测布置可以被并入在患者支撑设备中,例如外科手术室中的手术台,医院病床的床垫,婴儿睡袋或新生儿病房的保育箱等等。

[0020] 在本发明的热流传感器的相对直接的实施例中,使用单个内部热敏电阻,并且其被连接到上部热敏电阻并且还被连接到横向热敏电阻,以实现深度体温的精确估计的有利的侧面补偿。在温度监测期间,观察三个热敏电阻的温度。深部体温 T_{db} (核心体温)可以表示为:

$$[0021] \quad T_{db} = T1 + \left[\frac{\frac{T1-T2}{RV} + \frac{T1-T3}{RH}}{R_b} \right] \quad (1)$$

[0022] 其中, $T1$ 是内部热敏电阻的温度; $T2$ 是上部热敏电阻的温度; $T3$ 是横向热敏电阻的温度; RV 是内部热敏电阻与上部热敏电阻之间的“垂直”热阻率; RH 是内部热敏电阻与横向

热敏电阻之间电连接的“水平”热阻率。 R_b 是应用传感器的身体的热阻率,例如皮肤热阻率。可以估计患者的皮肤的热阻率,或者可以默认使用已经建立的值。

[0023] 对于增强的热敏电阻配置的垂直和横向热敏电阻对共用的内部热敏电阻可以被定位于传感器中心附近,优选尽可能靠近接触表面。该布置对于仅包括单个增强的热敏电阻配置的本发明热流传感器的直接的实现方式可能是优选的。这样的“增强的单一热流传感器”可以提供与来自患者的向外热流有关的温度测量结果,其通过沿着患者皮肤的一个横向方向上的温度测量结果而得到增强或强化。该配置已经实现了对患者核心体温的相对准确的估计。

[0024] 本发明的热流传感器可以仅包括这样的增强的热敏电阻布置。这些可以是分开并且彼此不同的。同样,本发明的热流传感器可以包括多个垂直热敏电阻对,给出增强的热敏电阻布置的配置,每个包括垂直热敏电阻对和相邻对的下部热敏电阻。在本发明的替代的实施例中,增强的热敏电阻布置共用单个内部热敏电阻和单个上部热敏电阻。这种增强的单热流传感器测量在一个垂直方向上通过内部和上部热敏电阻的热流,并通过测量通过测量若干侧面的或横向方向上的热流而获得的额外的信息来增加垂直热流信息,其中,每个横向有效地穿过内部热敏电阻和一个横向热敏电阻。通过并入多于一个横向热敏电阻,可能监测多于一个横向方向的热流,从而更好地估计传感器接触表面下方区域的热行为。组合热敏电阻布置的横向热敏电阻可以是设置在接触面处的单独的热敏电阻;替代地,组合热敏电阻布置的横向热敏电阻可以是垂直热敏电阻对的内部热敏电阻。

[0025] 在另一优选的实施例中,除了其(一个或多个)增强的热敏电阻布置之外,本发明的热流传感器还包括单独的垂直热敏电阻布置,所述单独的垂直热敏电阻布置具有另外的内部热敏电阻和相对于该内部热敏电阻布置的另外的上部热敏电阻,以测量从所述对象向外的另一垂直热流。该额外的垂直热敏电阻布置在功能上独立于任何组合热敏电阻布置,并且这样的实施例可以被称为增强的双热流传感器。优选地,所述垂直热敏电阻被居中地定位于所述热流传感器中。例如,居中地定位且独立的垂直热敏电阻布置可以由多个等距排列的增强的热敏电阻配置侧接。

[0026] 在包括垂直热敏电阻布置和一个增强的热敏电阻布置的实施例中,不需要知道皮肤的热阻率,因为该项从用于深度体温 T_{ab} 的公式中消除,该公式现在表示为:

$$[0027] \quad T_{ab} = \frac{T1(TV1-TV2) + K \cdot TV1(T2-T1) + L \cdot TV1(T3-T1)}{TV1-TV2 + K(T2-T1) + L(T3-T1)} \quad (2)$$

[0028] 其中,TV1是垂直热敏电阻布置的内部热敏电阻的温度,并且TV2是垂直热敏电阻布置的上部热敏电阻的温度;T1是增强的热敏电阻布置的内部热敏电阻的温度,T2是增强的热敏电阻布置的上部热敏电阻的温度,并且T3是增强的热敏电阻布置的外部或横向热敏电阻的温度。K和L是标量值。值K被表示为:

$$[0029] \quad K = -\frac{(TV1-TV2)(T1-T_{ab})}{(-3T1+T2+2T3)(TV1-T_{ab})} \quad (3)$$

[0030] 标量值L是比率并且可以被表示为:

$$[0031] \quad L = \frac{RV2}{RH} \quad (4)$$

[0032] 其中,RV2是垂直热敏电阻布置的内部热敏电阻与上部热敏电阻之间的热阻率;并且RH是增强的热敏电阻布置的内部热敏电阻与横向热敏电阻之间的热阻率。

[0033] 在增强的热敏电阻布置的垂直热阻率RV是水平热阻率RH的两倍的一个示例性实施例中,公式(4)约减为:

$$[0034] \quad L = \frac{RV1}{RH} = \frac{RV1}{0.5RV} = \frac{2RV1}{RV} = 2K \quad (5)$$

[0035] 这允许公式(2)能够针对深处体温 T_{ab} 的值进行求解。

[0036] 在本发明的特别优选的实施例中,所述热流传感器包括多个增强的热敏电阻布置。基于以上公式(2)-(5)的类似公式可针对本发明的具有两个或更多个增强的热敏电阻布置的增强的热流传感器的实施例开发。评估单元可以包括微处理器或其功能等价物,其被实现为运行一个或多个算法,基于上述公式处理由热敏电阻传递的温度测量值以计算对象的深部身体或核心温度。

[0037] 在多于一个横向方向测量热流量的优点在于,即使热流传感器不是理想地或最佳地定位,其也允许精确的温度测量。例如,当传感器放置在颈动脉上时,通常很难精确地确定正确或理想的传感器放置。当使用现有技术的热流传感器时,稍微“偏离中心”的位置可能导致温度测量的显著误差。具有若干增强的热敏电阻配置的本发明的热流传感器提供了几个候选温度测量值,从其可以导出更精确的核心体温。例如,在本发明的优选实施例中,接收来自多个组合热敏电阻布置温度测量结果,并且在计算对象的温度之前对温度测量结果求平均值。同样,由热敏电阻报告的最高温度值可用于计算横向和纵向流量。例如,可以检查从传感器接收到的温度测量值,以识别示出最大垂直热流的内部和外部热敏电阻的对。例如,该垂直热敏电阻对的特征通常在于内部热敏电阻具有最大温度测量值。然后,识别与“最大垂直流动”热敏电阻对相邻的垂直热敏电阻对(或横向热敏电阻)。然后使用它们的温度测量值建立从“最大垂直流量”热敏电阻对向外的横向热流。

[0038] 使用若干增强的热敏电阻配置的另一个优势在于能够识别被次优放置以测量温度的增强的热敏电阻配置。本发明的方法优选地包括以下步骤:比较来自多个增强的热敏电阻配置的温度测量结果;识别提供不可靠的温度测量值的增强的热敏电阻配置;并且丢弃这些温度测量值。

[0039] 例如,可能出现这样的情况,其中传感器没有理想地附着到患者的皮肤上。在具有三个或更多等距增强的热敏电阻配置的热流传感器中,可以识别由增强的热敏电阻配置提供的值之间的任何显著差异。如果增强的热敏电阻配置中的一个递送的值与其他增强的热敏电阻配置递送的值显著不同,并且如果由其他增强的热敏电阻配置提供的值相对相似,则这将指示传感器没有充分附着到皮肤。任何递送离群值或不符合值的热敏电阻优选地被丢弃,以便其数据不会使核心体温的计算出错。

[0040] 在使用侧面温度计时,在两个传感器中,估计的CBT对环境变化较不敏感并且提供了良好的结果,而没有侧面温度计的基本单热流CBT传感器和双热流CBT传感器对环境变化敏感。包括侧面热敏电阻可以改善核心体温变化期间以及环境变化变化期间的估计的CBT。

[0041] 结合附图考虑,根据以下详细描述,本发明的其它目的和特征将变得显而易见。然而,要理解,附图仅被设计用于于图示和说明的目的,并且不作为对本公开的限度的限定。

附图说明

- [0042] 图1是本发明的温度感测布置的第一实施例的示意图；
- [0043] 图2从下方示出了图1的热流传感器的平面图；
- [0044] 图3从上方示出了图1的热流传感器的平面图；
- [0045] 图4示出了与图1的热流传感器有关的温度曲线；
- [0046] 图5是本发明的温度感测布置的第二实施例的示意图；
- [0047] 图6从下方示出了图5的热流传感器的平面图；
- [0048] 图7从上方示出了图5的热流传感器的平面图，示出了中间层；
- [0049] 图8从上方示出了图5的热流传感器的平面图，示出了顶层；
- [0050] 图9示出了与图5的传感器有关的温度区域；
- [0051] 图10示出了本发明的双热流型传感器中的增强的热敏电阻配置的温度演变；
- [0052] 图11是本发明的温度感测布置的第三实施例的示意图；
- [0053] 图12从下方示出了图11的热流传感器的平面图。
- [0054] 在附图中，相似的数字始终指代相似的对象。附图中的对象不一定按比例绘制。
- [0055] 附图标记：
- [0056] 1 热流传感器
- [0057] 2 评估单元
- [0058] 3 微处理器
- [0059] 4 显示器
- [0060] 5 无线接口
- [0061] 8 对象
- [0062] 10 温度感测布置
- [0063] 11 传感器接触面
- [0064] 12 传感器外部表面
- [0065] 10A、10B 温度曲线
- [0066] 40、41 温度曲线
- [0067] 90、91、92 矩阵场
- [0068] 110、111 温度曲线
- [0069] 120、121 温度曲线
- [0070] 130、131、132 温度曲线
- [0071] 140、141 温度曲线
- [0072] R_B 身体热阻率
- [0073] R_V 、 R_{V1} 、 R_H 热阻率
- [0074] $S1$ 、 $SV1$ 内部热敏电阻
- [0075] $S2$ 、 $SV2$ 上部热敏电阻
- [0076] $S3$ 横向热敏电阻
- [0077] T_{db} 核心体温
- [0078] $T1$ 、 $T2$ 、 $T3$ 温度测量值
- [0079] $TV1$ 、 $TV2$ 温度测量值

[0080] V_{\max} 热敏电阻对

[0081] $V_{\text{左}}、V_{\text{右}}$ 热敏电阻对

具体实施方式

[0082] 图1示出了本发明的热流传感器1的示意性横截面,其在该示例性实施例中被实现为温度监测布置10的增强的单热流传感器1。这可以牢固地附着到对象8上,例如附着到患者8的皮肤上。传感器的外部表面12暴露于周围环境并且不被任何绝缘材料覆盖。第一热敏电阻S1被布置在传感器1的内部面处,并且将与患者的皮肤紧密接触。第二热敏电阻S2被布置在传感器1的上表面处。传感器1的“垂直”方向的热阻率 R_V 和传感器1的“水平”方向的热阻率 R_H 由电阻符号指示。另一个电阻符号指示传感器1所连接的身体8的热阻 R_B 。

[0083] 在任何一个时间点使用传感器1获得温度测量结果包括分别从热敏电阻S1、S2、S3收集温度测量值 $T_1、T_2、T_3$ (即,热敏电阻S1递送温度测量值 T_1 ,热敏电阻S2递送温度测量值 T_2 等)并且使用通过传感器1的热通量的知识来计算感测的温度。为了使用增强的单热流传感器1来计算感测的温度,还需要确定或估计皮肤的热阻率 R_B ,其可能因患者而异。如上所述,可使用公式(1)来计算感测的体温 T_{db} 。为此,由热敏电阻S1、S2、S3收集的测量值例如通过电缆连接或无线地发送到温度监测布置10的评估单元2。评估单元2的微处理器3执行必要的计算以得到体温。显示器4可以示出随着时间的推移的核心体温的演变。尽管为了简单起见该图仅指示一个横向热敏电阻,但是可以通过这样的增强的单个热流传感器来实现任何数量的横向热敏电阻S3和垂直热敏电阻对S1、S2。

[0084] 图2从下方示出了这样的传感器的平面图,示出了传感器1的接触面11上的内部热敏电阻S1和横向热敏电阻S3的位置。在该示例性实施例中,传感器1包括位于中央的内部热敏电阻S1和四个等距布置的横向热敏电阻S3。图3从上方示出了传感器1的平面图,指示了增强的热敏电阻器配置的上部热敏电阻器S2的位置。如示例性实施例中所示,传感器的形状不必是平坦的接触表面的圆形,而是可以被选择为最适合要在其上使用传感器的身体上的区域。

[0085] 图4示出了在基本测试设置中获得的温度曲线,使用设定温度为 37°C 的热板和热导率为 0.30W/mK 的类皮肤材料。第一曲线40示出了使用本发明的具有单个增强的热敏电阻布置的增强的单热流传感器测量的身体温度。第二曲线41示出了使用传统的单热流传感器测量的温度(没有任何横向补偿)。使用横向热敏电阻的优点可以清楚地看出,因为由使用增强的热敏电阻布置提供的值估算的温度达到了更快的平衡,并且与参考温度更接近地匹配。

[0086] 图5示出了穿过本发明的热流传感器1的第二实施例的示意性横截面。这里,传感器1包括下层和上层,以在竖直方向或向外方向上实现热阻率 $R_V、R_{V1}$ 的两个不同值。该图示出了具有如上面图1中所描述的热敏电阻S1、S2、S3的增强的热敏电阻配置,并且还示出了包括另一内部热敏电阻SV1和另一外部热敏电阻SV2的额外的垂直热敏电阻配置。这里,热敏电阻SV1递送温度测量值 TV_1 ,并且热敏电阻SV2递送温度测量值 TV_2 。在该实施例中,来自增强的热敏电阻配置的温度测量值 $T_1、T_2、T_3$ 和来自额外的垂直热敏电阻配置的温度测量值 $TV_1、TV_2$ 被发送到评估单元2,该评估单元2可以在手持设备(例如,具有显示器4的智能手机或平板电脑)中实现。手持设备的微处理器3可以使用如上所述的公式(2) - (5)来计算体

温 T_{db} 。在该示例性实施例中,传感器1包括用于将温度测量值 $T1$ 、 $T2$ 、 $T3$ 、 $TV1$ 、 $TV2$ 无线地传输至评估单元2的无线接口5。

[0087] 图6示出了增强的双流量传感器1的平面图,该增强双流量传感器1具有围绕中心垂直热敏电阻配置的四个增强的热敏电阻配置,指示了居中地定位的垂直热敏电阻配置的内部热敏电阻 $SV1$ 的位置,热敏电阻 $S1$ 和四个增强的热敏电阻配置的横向热敏电阻 $S3$ 的位置。图7示出了从增强的双流量传感器1的中间层上方的平面图,指示了增强的热敏电阻配置的上部热敏电阻 $S2$ 的位置。图8示出了从增强的双流量传感器1的顶层上方的平面图,指示了居中地定位的垂直热敏电阻配置的上部热敏电阻 $SV2$ 的位置。由四个增强的热敏电阻配置提供的温度测量值可以被平均,以提高感测体温的准确性。

[0088] 图9示出了对应于图6-8的增强的双流量传感器的热敏电阻布置的温度的示意图。这里,各种热敏电阻布置的相对温度被表示为矩阵的阴影区域90、91、92。相对于矩阵的其余中性区域来解释阴影的强度。由垂直热敏电阻布置测量的温度由中心阴影区域90表示。使用由增强的热敏电阻布置的内部和上部热敏电阻提供的温度测量的温度由阴影区域92表示,而使用由增强的热敏电阻布置的内部和横向热敏电阻提供的温度测量的温度由阴影区域91表示。图中右上方阴影区域的颜色较深,指示此热敏电阻与患者皮肤接触不良。评估单元可以识别温度测量值中的这种差异,并且可以选择忽略来自似乎提供错误或不可靠数据的热敏电阻配置的温度测量值。

[0089] 图10示出了上面图9中描述的增强的热敏电阻布置的示例性温度演变曲线。曲线10A是基于来自三个增强的热敏电阻布置的温度测量值计算的温度的示例,其中,内部热敏电阻与患者皮肤良好接触。曲线10B是基于来自四个增强的热敏电阻布置的温度测量值计算的温度的示例,其中,内部热敏电阻与患者皮肤接触不良。由于值的持续显著差异,评估单元将根据温度计算算法丢弃由第四增强的热敏电阻布置提供的值。

[0090] 最终估计的核心体温在很大程度上取决于传感器的几何形状和热导率。实验结果表明,即使在次优条件下,增强的传感器也表现良好。当应用于逐渐加热的参考身体时,使用由本发明的增强的单热流传感器提供的数据感测到的温度与使用传统的单热流传感器提供的数据感测到的温度相比更接近地匹配。类似地,已经观察到由根据本发明的增强的双热流传感器感测到的温度比可比较的传统双传感器更精确,传统双传感器-虽然被认为是相当准确的-可以报告检测到的温度偏离约 0.4°C 。这被认为是核心体温的显著差异,特别是当需要确定体温过低或体温过高的趋势从而可以采取预防措施避免紧急情况时。

[0091] 本发明的增强的热式流量传感器的精确度的提高是因为它也考虑了横向热流量,并且因此对环境温度变化的敏感性明显较低。对于具有 37.5°C 的恒定温度并且环境温度或外部温度从 0°C 变化到 30°C 的参考身体,已经观察到精确度的提高。由本发明的增强的热流传感器测量的体温保持对于所有的环境温度值基本恒定,而可比较的传统热流传感器表现出相对较差的性能,特别是在较低的温度下。根据本发明的增强的热流传感器的性能明显优于不具有这样的优点的其常规对应项。

[0092] 图11示出了本发明的被动热流传感器的另一实施例,其被实现为单个热流传感器并且包括垂直热敏电阻对 $S1$ 、 $S2$,给出增强的热敏电阻布置的配置,每个包括垂直热敏电阻对 $S1$ 、 $S2$ 以及对应于相邻垂直热敏电阻对的下部热敏电阻 $S1$ 的横向热敏电阻。为了确定核心体温,检查热敏电阻 $S1$ 、 $S2$ 的温度测量值以识别具有最大垂直热流的对 V_{max} 。在该垂直热

敏电阻对 V_{\max} 中,内部热敏电阻S1和外部热敏电阻S2将提供以上公式(2)的T1和T2的值。T3的值可以通过以下来确定:获得邻近垂直对的平均温度,例如“最大垂直通量”对 V_{\max} 左侧的垂直对 $V_{\text{左}}$ 或右侧的垂直对 $V_{\text{右}}$ 等,通过添加热敏电阻S1、S2的温度测量值并将结果减半。最可能的结果可以被选为以上公式(2)中T3的值。

[0093] 图12示出了图11的单个热式流量传感器的平面图,示出了其接触面11。示出了内部热敏电阻S1的位置。带有最大垂直热流量的热敏电阻对 V_{\max} 的位置由环绕相应的内部热敏电阻的虚线表示。该图表明,该热敏电阻对 V_{\max} 有四个可能的“邻居”(在图11中描述了两个这样的对 $V_{\text{左}}, V_{\text{右}}$),其中任何一个可以被用于确定上述T3的值。能够在多个相邻的热敏电阻之间进行选择的优点是可以识别并忽略任何错误的温度测量值(例如,由与患者皮肤的次优接触引起的),如上面图9所解释的。

[0094] 虽然已经以优选实施例及其变型的形式公开了本发明,但应该理解,在不脱离本发明的范围的情况下,可以对其做出许多额外的修改和变型。例如,可以使用任何合适的传感器形状。同样地,不同数量的垂直和横向热敏电阻可以被并入到本发明的增强的热流传感器的各种实施例中。如上所述,核心温度的计算可以在传感器上执行或者可以远程地执行。结果可以显示在本地(屏幕上),也可以远程地显示在智能手表、移动电话或任何其他合适设备的显示器上。此外,本发明的原理可用于主动传感器实现方式中,例如通过控制加热元件使传感器达到零热通量状态。

[0095] 为了清楚起见,应该理解,贯穿本申请的“一”或“一个”的使用不排除多个,并且“包括”不排除其他步骤或元件。提及“单元”或“模块”并不排除使用多于一个的单元或模块。

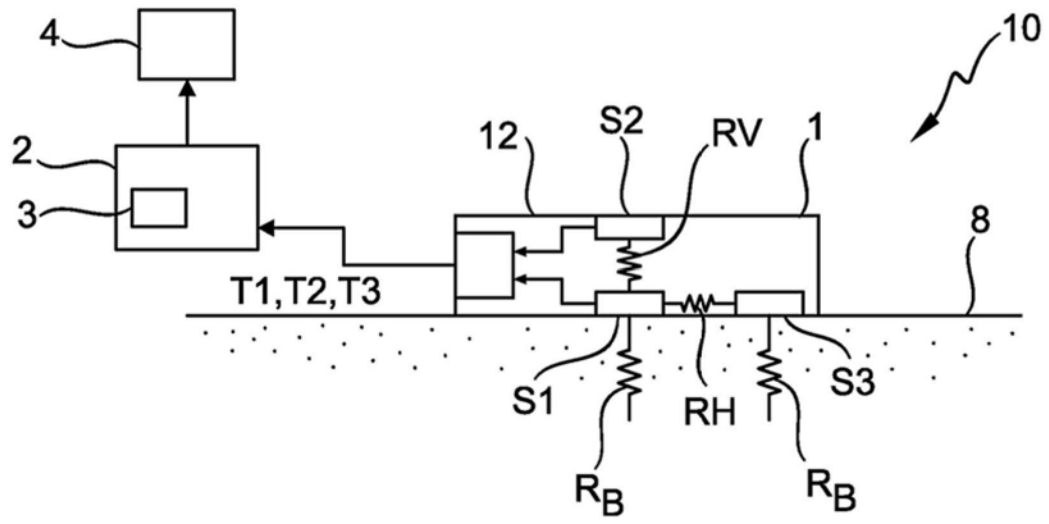


图1

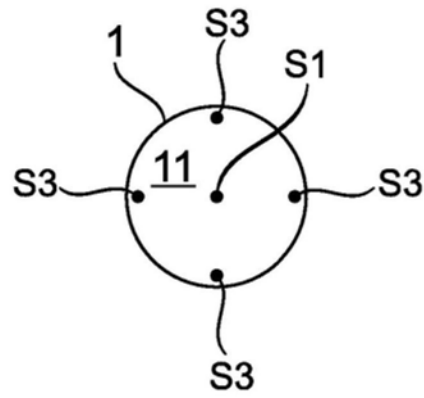


图2

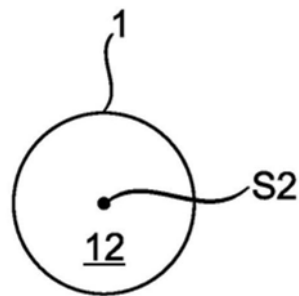


图3

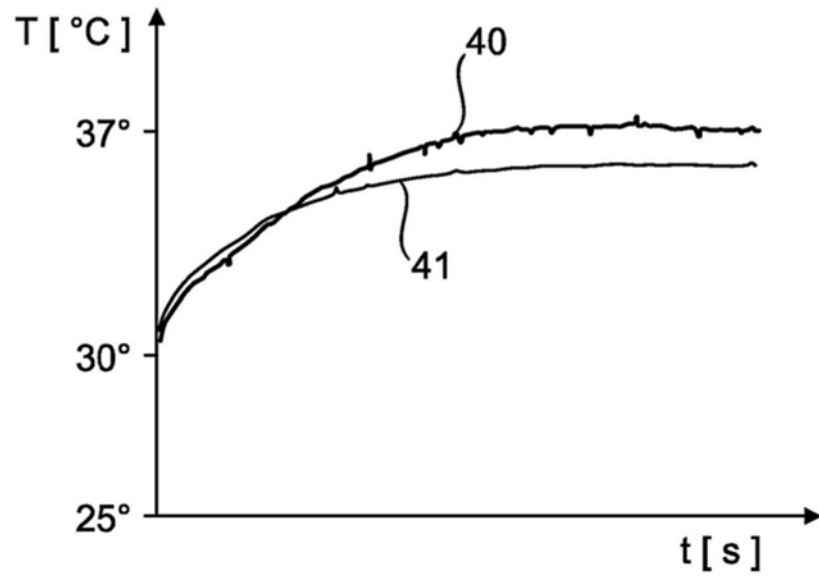


图4

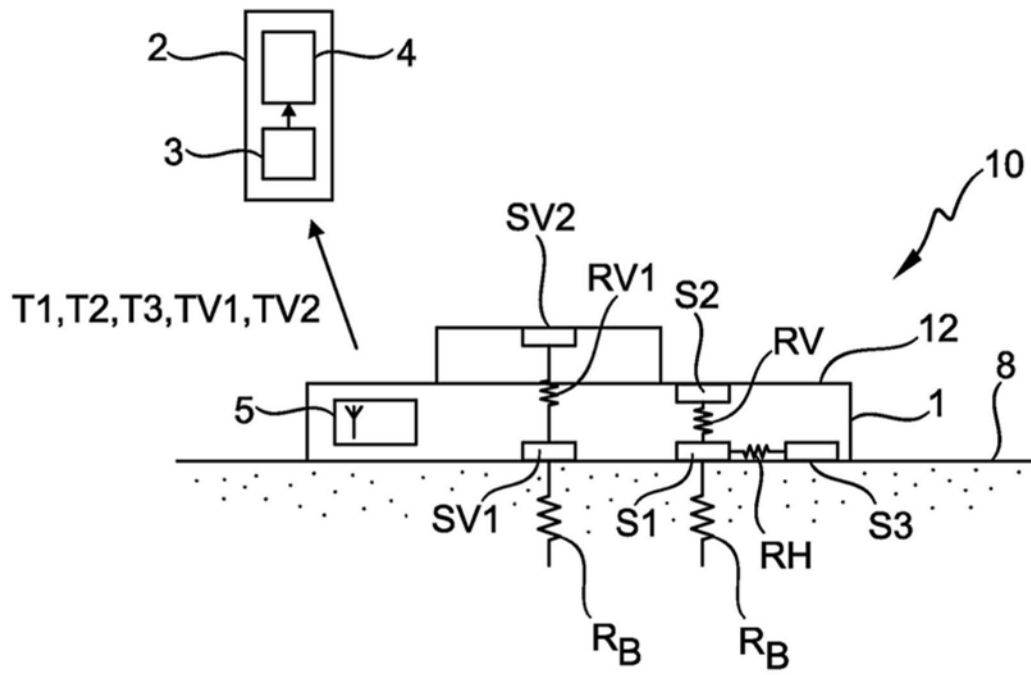


图5

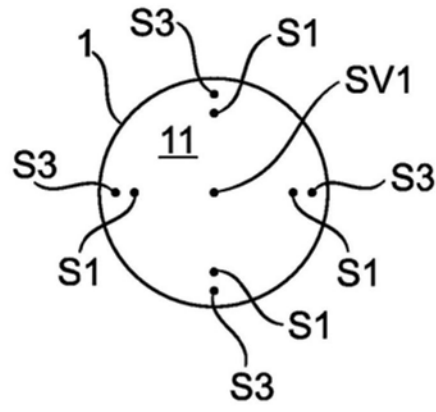


图6

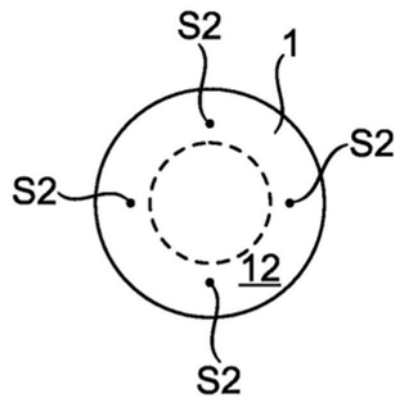


图7

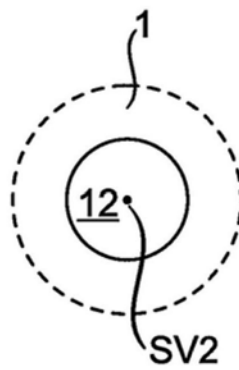


图8

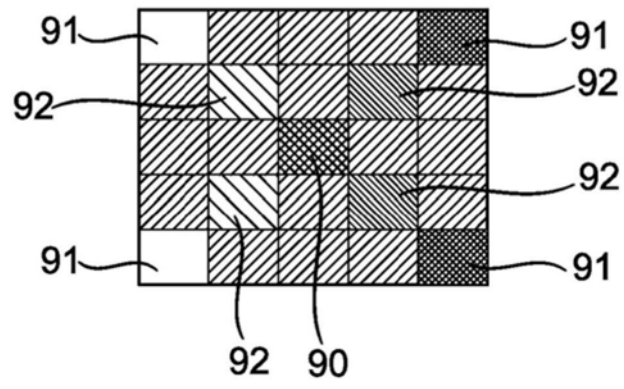


图9

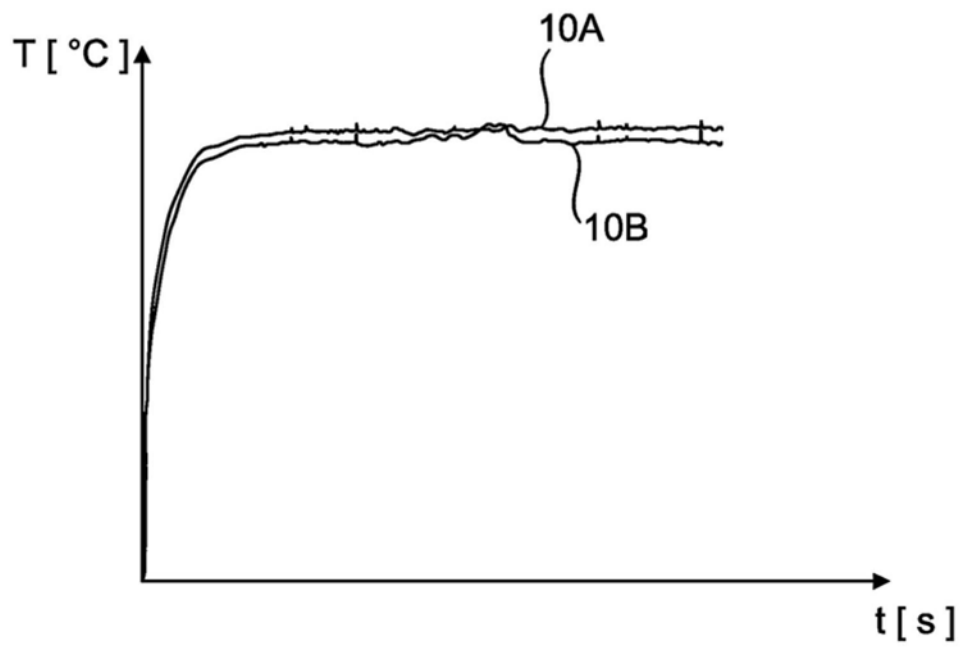


图10

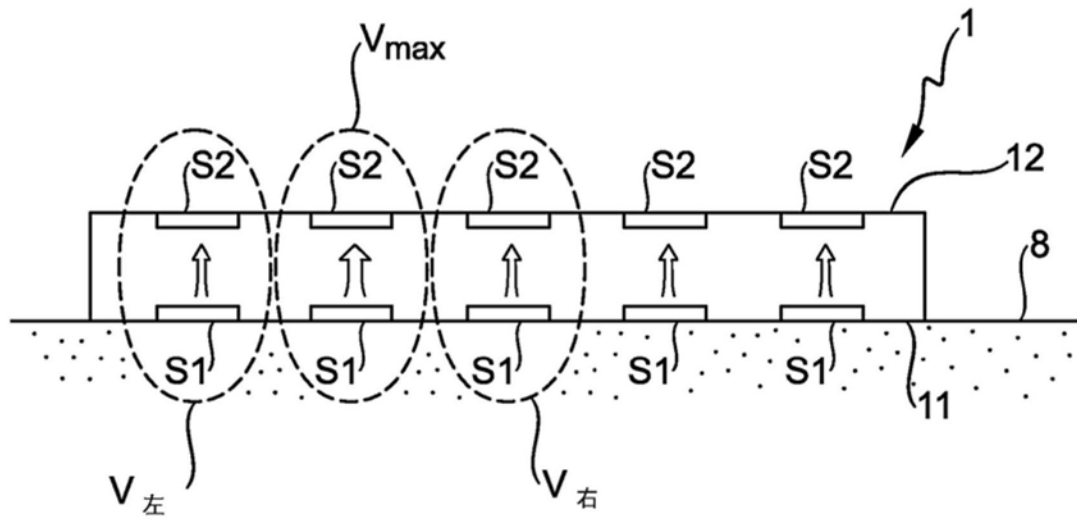


图11

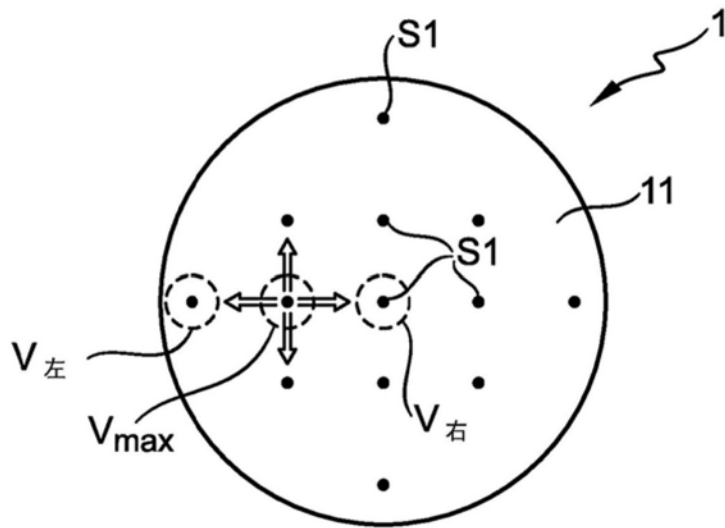


图12