



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105919552 A

(43)申请公布日 2016.09.07

(21)申请号 201610104583.1

(22)申请日 2016.02.25

(30)优先权数据

2015-037885 2015.02.27 JP

(71)申请人 精工爱普生株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 池田阳 清水兴子

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 舒艳君 李洋

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/01(2006.01)

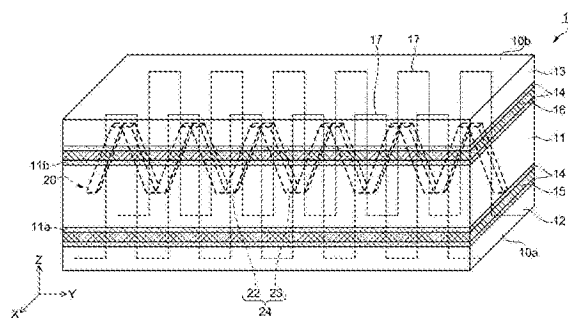
权利要求书1页 说明书11页 附图8页

(54)发明名称

热流计及电子设备

(57)摘要

本发明提供一种能够以高精度测定在生物体表面与外部环境之间产生的热流的热流计及电子设备。本发明的热流传感器(10)具备:传热层(11),其具有相互面对的第一面(11a)和第二面(11b)并具有挠性;以及温度差测量部(20),其测量传热层(11)的第一面(11a)与第二面(11b)之间的温度差。传热层(11)包括具有挠性的第一部件和与第一部件相比热传导率高的第二部件,传热层(11)的厚度在0.5mm以上,传热层(11)的热传导率在 $10\text{W}/(\text{m}\times\text{K})$ 以上,传热层(11)的肖氏硬度在A50以下。



1. 一种热流计,其特征在于,具备:
传热部,其具有相互面对的第一面和第二面,并且具有挠性;以及
温度差测量部,其测量所述传热部的所述第一面与所述第二面之间的温度差。
2. 根据权利要求1所述的热流计,其特征在于,
所述传热部包括:
第一部件,其具有挠性;以及
第二部件,其与所述第一部件相比热传导率高。
3. 根据权利要求1或2所述的热流计,其特征在于,
所述传热部的厚度在0.5mm以上,所述传热部的热传导率在 $10\text{W}/(\text{m}\times\text{K})$ 以上,所述传热部的肖氏硬度在A50以下。
4. 根据权利要求3所述的热流计,其特征在于,
在所述第一面配置有具有大于 $100\text{W}/(\text{m}\times\text{K})$ 的热传导率的热扩散层。
5. 根据权利要求4所述的热流计,其特征在于,
所述热扩散层的肖氏硬度在A50以下。
6. 根据权利要求4或5所述的热流计,其特征在于,
在所述热扩散层的表面配置有由有机物构成的保护层。
7. 根据权利要求6所述的热流计,其特征在于,
所述保护层的肖氏硬度在A50以下。
8. 根据权利要求6或7所述的热流计,其特征在于,
所述传热部、所述热扩散层和所述保护层通过缝制相互接合。
9. 根据权利要求1至8中任一项所述的热流计,其特征在于,
所述温度差测量部基于所述第一面的多个点的温度信息和所述第二面的多个点的温度信息来测量温度差。
10. 一种电子设备,其特征在于,具备:
带,其安装有热流计,所述热流计具备具有相互面对的第一面和第二面且具有挠性的传热部、和测量所述传热部的所述第一面与所述第二面之间的温度差的温度差测量部;
框体,其与所述带连接;以及
控制部,其被设置于所述框体内,
所述控制部控制所述热流计。
11. 根据权利要求10所述的电子设备,其特征在于,
所述带的热传导率比所述传热部的热传导率低。

热流计及电子设备

技术领域

[0001] 本发明涉及热流计及电子设备。

背景技术

[0002] 人体的体温通过从人体释放的热维持。将用于维持该体温的代谢称为基础代谢。因此,若测定从人体释放的热,则能够得知代谢量。从人体释放的热的路径有:通过空气、水等的对流而向外部环境传递的对流热传递和通过电磁波的辐射而向周围的物体表面传递的辐射热传递。若测定基于该对流热传递、辐射热传递这样的热传递的热流,则能够测定从人体释放的热(散热量)。

[0003] 例如,在专利文献1中,公开了如下技术:将设置有热流传感器(热通量传感器)的臂带状的电子设备(传感器装置)安装成热流传感器与佩戴者的皮肤接触,根据通过上述热传递而在热流传感器内产生的温度差来测定热流。

[0004] 专利文献1:日本特开2011-120917号公报

[0005] 另外,要准确地测定从人体释放的热流,则需要使皮肤表面的热无损失地传递至热流传感器。在专利文献1所记载的电子设备中,由于热流传感器自身不具有挠性,所以构成如下结构:使由具有挠性且热传导性良好的金属等构成的配件与皮肤表面接触,经由配件将皮肤表面的热传递至热流传感器。然而,在这种结构中,在来自皮肤表面的热传递至热流传感器之前,热的一部分会外流到其它部件,从而在测定热流时产生误差。

[0006] 另外,若为了抑制由热的外流引起的传递损失,而使这种不具有挠性的热流传感器与像人体一样由曲面构成的对象物直接接触,则容易在热流传感器与皮肤表面之间产生空气层。若在热流传感器与皮肤表面之间产生空气层,则热流传感器与皮肤表面的实质性的接触面积减小,向热流传感器传递的热减少,因此所测定的热流比实际的热流小。其结果是,在不具有挠性的热流传感器中测定热流时产生误差,存在来自人体的散热量的测定精度下降这一课题。

发明内容

[0007] 本发明是为了解决上述课题中的至少一部分而完成的,可以以如下方式或应用例来实现。

[0008] [应用例1]本应用例所涉及的热流计的特征在于,具备:传热部,其具有相互面对的第一面和第二面,并且具有挠性;以及温度差测量部,其测量上述传热部的上述第一面与上述第二面之间的温度差。

[0009] 根据本应用例的结构,热流计能够用温度差测量部测量具有挠性的传热部的第一面与第二面之间的温度差,来测定基于热传递的热流。例如,在使传热部的第一面与人体(前臂)等接触来测定热流的情况下,传热部具有挠性,所以会贴合于前臂的表面(皮肤表面)。因此,与皮肤表面的密接性得到提高而不易在传热部与皮肤表面之间产生空气层,因此抑制接触面积的减少。其结果是,能够减小测定在第一面所接触的的皮肤表面与第二面所

接触的外部环境之间产生的热流时的误差,因此能够以高精度测定来自人体的散热量。

[0010] [应用例2]优选在上述应用例所涉及的热流计中,上述传热部包括:第一部件,其具有挠性;以及第二部件,其与上述第一部件相比热传导率高。

[0011] 根据本应用例的结构,传热部包括:第一部件,其具有挠性;以及第二部件,其与第一部件相比热传导率高。因此,能够以具有挠性的第一部件为基材构成传热部,用第二部件赋予热传导性。

[0012] [应用例3]优选在上述应用例所涉及的热流计中,上述传热部的厚度在0.5mm以上,上述传热部的热传导率在 $10\text{W}/(\text{m}\times\text{K})$ 以上,上述传热部的肖氏硬度在A50以下。

[0013] 根据本应用例的结构,传热部的厚度在0.5mm以上,因此能够使用于测定热流的温度差在第一面与第二面之间沿厚度方向产生。另外,传热部的热传导率在 $10\text{W}/(\text{m}\times\text{K})$ 以上,大于一般橡胶的传导率,因此作为传热部的材料较优选。并且,传热部的肖氏硬度在A50以下,因此能够提高传热部的挠性。

[0014] [应用例4]优选在上述应用例所涉及的热流计中,在上述第一面配置有具有大于 $100\text{W}/(\text{m}\times\text{K})$ 的热传导率的热扩散层。

[0015] 根据本应用例的结构,在传热部的第一面配置有具有与传热部相比热传导率大的热扩散层,因此能够使第一面的面内的温度分布进一步均匀。因此,在测定热流时,即使存在由与皮肤表面的接触状态引起的变动、由皮肤表面的温度分布引起的变动,也能够以较稳定的状态测定热流。

[0016] [应用例5]优选在上述应用例所涉及的热流计中,上述热扩散层的肖氏硬度在A50以下。

[0017] 根据本应用例的结构,配置于第一面的热扩散层的肖氏硬度与传热部为相同程度,因此不会损害传热部的挠性。

[0018] [应用例6]优选在上述应用例所涉及的热流计中,在上述热扩散层的表面配置有由有机物构成的保护层。

[0019] 根据本应用例的结构,在热扩散层的表面配置有保护层,因此能够针对与外部的物体的接触等,保护热扩散层和传热部。

[0020] [应用例7]优选在上述应用例所涉及的热流计中,上述保护层的肖氏硬度在A50以下。

[0021] 根据本应用例的结构,配置于热扩散层的表面的保护层的肖氏硬度与热扩散层及传热部为相同程度,因此不会损害传热部及热扩散层的挠性。

[0022] [应用例8]优选在上述应用例所涉及的热流计中,上述传热部、上述热扩散层和上述保护层通过缝制相互接合。

[0023] 根据本应用例的结构,传热部、热扩散层和保护层通过缝制相互接合,因此能够在不损害热流计整体的挠性的情况下提高相互的接合强度。

[0024] [应用例9]优选在上述应用例所涉及的热流计中,上述温度差测量部基于上述第一面的多个点的温度信息和上述第二面的多个点的温度信息来测量温度差。

[0025] 根据本应用例的结构,在第一面和第二面的各个面基于多个点的温度信息来测量温度差,因此能够使第一面的面内的温度分布平均化。因此,在测定热流时,即使存在由前臂的表面与第一面的接触状态引起的变动、由前臂的表面的温度分布引起的变动、由第二

面所接触的外部环境的温度分布引起的变动等,也能够以较稳定的状态测定在皮肤表面与外部环境之间产生的热流。

[0026] [应用例10]本应用例所涉及的电子设备的特征在于,具备:带,其安装有热流计,上述热流计具备具有相互面对的第一面和第二面且具有挠性的传热部、和测量上述传热部的上述第一面与上述第二面之间的温度差的温度差测量部;框体,其与上述带连接;以及控制部,其被设置于上述框体内,上述控制部控制上述热流计。

[0027] 根据本应用例的结构,电子设备具备安装有上述热流计的带和设置有控制热流计的控制部的框体,因此,例如在通过带在人体(前臂)安装电子设备来测定来自人体的散热量的情况下,不易在热流计与皮肤表面之间产生空气层。因此,能够减小测定在皮肤表面与外部环境之间产生的热流时的误差,因此能够提供以高精度测定来自人体的散热量的电子设备。

[0028] [应用例11]优选在上述应用例所涉及的电子设备中,上述带的热传导率比上述传热部的热传导率低。

[0029] 根据本应用例的结构,安装有热流计的带的热传导率比传热部的热传导率低,因此相对于在皮肤表面与外部环境之间沿热流计的厚度方向产生的热流,能够减小从与热流计的接触部沿与热流计的厚度方向交叉的方向朝带泄露的热。由此,能够将测定在皮肤表面与外部环境之间产生的热流时的误差抑制成较小的误差。

附图说明

[0030] 图1是表示第一实施方式所涉及的电子设备的简要结构的侧视图。

[0031] 图2是表示第一实施方式所涉及的电子设备的结构的俯视图。

[0032] 图3是表示第一实施方式所涉及的电子设备的结构的俯视图。

[0033] 图4是表示第一实施方式所涉及的电子设备的结构的侧视图。

[0034] 图5是表示第一实施方式所涉及的电子设备的简要功能结构的框图。

[0035] 图6是示意性地表示第一实施方式所涉及的热流传感器的结构的立体图。

[0036] 图7是示意性地表示第一实施方式所涉及的热流传感器的结构的剖视图。

[0037] 图8是示意性地表示第二实施方式所涉及的热流传感器的结构的立体图。

[0038] 图9是示意性地表示第二实施方式所涉及的热流传感器的结构的剖视图。

[0039] 附图标记说明:1…电子设备,2…框体,8a、8b…带,10、50…热流传感器(热流计),11…传热层(传热部),11a…第一面,11b…第二面,12…第一保护层(保护层),13…第二保护层(保护层),15…第一热扩散层(热扩散层),16…第二热扩散层(热扩散层),20、20A…温度差测量部,30…控制部。

具体实施方式

[0040] 以下,参照附图对本发明具体化的实施方式进行说明。对所使用的附图进行了适当放大、缩小或者夸张来表现,以使所说明的部分成可识别的状态。另外,存在除说明时所需的结构要素以外省略图示的情况。

[0041] 在以下的实施方式中,作为电子设备的例子,列举安装于用户的前臂来测定来自人体的散热量的安装型生物体信息取得设备为例进行说明。

[0042] (第一实施方式)

[0043] 电子设备

[0044] 首先,参照图1、图2、图3及图4对第一实施方式所涉及的电子设备的简要结构进行说明。图1是表示第一实施方式所涉及的电子设备的简要结构的侧视图。图2及图3是表示第一实施方式所涉及的电子设备的结构的俯视图。图4是表示第一实施方式所涉及的电子设备的结构的侧视图。详细而言,图2的(a)是电子设备的主视图,图2的(b)是电子设备的后视图。另外,图3是表示从框体2卸下带8a、8b后的状态的后视图,图4相当于从侧方看图3的状态的侧视图。

[0045] 图1是示意性地表示将第一实施方式所涉及的电子设备1安装于用户的前臂(人体)M后的状态的图。如图1所示,第一实施方式所涉及的电子设备1具备框体2和与框体2连接的一对带8a、8b。在带8a装有卡扣9a,在带8b设置有多个与卡扣9a卡合的孔部9b(参照图2的(a))。

[0046] 图1中用2点划线示意性地示出了前臂M的剖面。电子设备1是通过将框体2由一对带8a、8b在用户的前臂M卷绕成环状来安装、进而测定来自人体的散热量的手表型的可穿戴设备。在本实施方式中,将框体2及带8a、8b的与前臂M的表面(以下称为皮肤表面)接触的侧(内侧)称为背面,将与背面相反侧(外侧)称为正面。电子设备1以框体2的背面和带8a、8b的背面与皮肤表面接触的状态安装于用户的前臂M。

[0047] 将框体2的正面的法线方向作为以图1中的上方侧为正的Z轴方向。另外,将与Z轴方向交叉的方向且前臂M的长度方向作为以图1中的前方侧为正的X轴方向。并且,将与Z轴方向及X轴方向交叉的方向且前臂M的宽度方向、即带8a、8b的延伸方向作为以带8a侧为正的Y轴方向。

[0048] 图2的(a)是表示将电子设备1从前臂M卸下并将正面侧朝上而载置在平坦面的状态的俯视图。图2的(b)是表示将电子设备1从前臂M卸下并将背面侧朝上而载置在平坦面的状态的俯视图。

[0049] 如图2的(a)所示,框体2在正面侧具备显示器3。虽然并未详细示出,但显示器3具备显示装置和与显示装置一体或分体层叠的触摸面板。因此,显示器3具有作为向用户显示图像等信息的显示部35(参照图5)的功能和作为用于供用户输入各种操作的操作部34(参照图5)的功能。

[0050] 框体2在侧方(+X方向)具有作为操作部34发挥作用的操作按钮4。此外,操作按钮4的数量、形状、配置位置没有特别限定。用户能够使用显示器3(触摸面板)和操作按钮4等进行测定开始操作等各种操作输入。

[0051] 如图2的(a)、(b)所示,在框体2内置有充电式的电池5、控制基板6以及存储介质7。除此之外,还可以在框体2适当设置用于将热流的测定结果发送至外部装置的通信装置、针对存储器卡读写热流的测定结果的读写装置等。向电池5充电的方式可以采用例如在框体2的背面侧另行设置电接点并借助于电接点经由底座(cradle)充电的结构,也可以采用非接触式的无线式充电等。

[0052] 虽然未图示,但在控制基板6搭载有CPU(Central Processing Unit,中央处理器)、IC(Integrated Circuit,集成电路)。除此之外,还可以在控制基板6适当搭载有ASIC(Application Specific Integrated Circuit,专用集成电路)、各种集成电路等必要的电

子部件。作为存储介质7可采用存储器、硬盘等。电子设备1通过搭载于控制基板6的CPU执行储存于存储介质7的程序来实现热流测定等各种功能。

[0053] 带8a、8b沿着Y轴方向延伸。带8a与框体2的一端侧(+Y方向侧)连接,带8b与框体2的另一端侧(-Y方向侧)连接。带8a、8b由有机硅或聚氨酯等软质树脂、皮革或合成皮革等具有柔性的材料构成。

[0054] 在带8a的与框体2连接的侧成相反侧(+Y方向侧)的端部装有卡扣9a。在带8b的与框体2连接的侧成相反侧(-Y方向侧)设置有多个与卡扣9a卡合的孔部9b。通过多个孔部9b的任一个与卡扣9a卡合,带8a与带8b连接。通过适当选择与卡扣9a卡合的孔部9b,能够调整安装状态下的带8a、8b的实质长度,由此能够调整带8a、8b对前臂M的紧固力。

[0055] 在各个带8a、8b中设置有作为热流计的热流传感器10。热流传感器10埋设于带8a、8b的每个带中。换言之,热流传感器10被设置成:沿Z轴方向贯通带8a、8b,侧面($\pm X$ 方向的面及 $\pm Y$ 方向的面)与带8a、8b接合,正面(+Z方向的面)及背面(-Z方向的面)从带8a、8b的表面侧露出。将热流传感器10安装于带8a、8b的方法,可以通过粘接剂将热流传感器10的侧面粘接于带8a、8b,也可以热流传感器10和带8a、8b通过缝制相互接合。

[0056] 热流传感器10具有挠性及柔性。将热流传感器10的背面作为面10a(参照图2的(b)),将热流传感器10的正面作为面10b(参照图2的(a))。热流传感器10被配置成:在将电子设备1安装于用户的前臂M的状态下,与带8a、8b一同沿着前臂M的曲面弯曲,从带8a、8b的内侧露出的面10a与前臂M的表面接触,从带8a、8b的外侧露出的面10b与外部环境接触(参照图1)。

[0057] 热流传感器10具备温度差测量部20。温度差测量部20具有测量生物体表面(在本实施方式中是用户的皮肤表面)与外部环境之间的温度差的功能(详细内容将在下文中描述)。电子设备1基于热流传感器10所具备的温度差测量部20的测量结果来测定在皮肤表面与外部环境之间产生的热流,测定来自人体的散热量。

[0058] 如图3及图4所示,在框体2的Y轴方向上的两端部设置有从框体2的背面侧向正面侧凹陷的凹部2a。在凹部2a的X轴方向上的两端部设置有用连接带8a、8b的连接部41。连接部41由具有导电性的金属等材料构成。连接部41通过布线部43与控制基板6电连接(参照图3)。此外,在框体2的内部,除图3所示的布线部43之外还设置有其它布线部。连接部41例如呈中空的管状。

[0059] 带8a、8b在与框体2连接的侧的端部具有伸出部8c。在带8a、8b的伸出部8c插入于框体2的凹部2a的状态下,带8a、8b与框体2连接(参照图2的(b))。在伸出部8c的X轴方向上的两端部设置有用与框体2连接的连接部42。连接部42由具有导电性的金属等材料构成。连接部42通过布线部44与热流传感器10的温度差测量部20电连接(参照图3)。连接部42例如呈棒状,构成为通过弹簧等的施力能够沿X轴方向伸缩。

[0060] 通过连接部41和连接部42,框体2与带8a、8b机械连接且电连接。即,从图3及图4所示的状态将带8a、8b的连接部42按压至伸出部8c的内侧来将伸出部8c插入于框体2的凹部2a,并使连接部42与管状的连接部41嵌合,由此带8a、8b与框体2机械连接。

[0061] 另外,通过连接部42与连接部41嵌合,连接部42与连接部41电连接。并且,经由连接部42和连接部41,设置于带8a、8b的热流传感器10的温度差测量部20与内置于框体2的控制基板6电连接。

[0062] 此外,作为将框体2与带8a、8b机械连接及电连接的方式并不限定于上述的经由连接部41和连接部42的结构。例如,也可以采用如将带8a、8b用螺钉固定于框体2并使分别设置的柔性基板彼此电连接的结构那样,机械连接的方式和电连接的方式不同的结构。

[0063] 接下来,参照图5对第一实施方式所涉及的电子设备1的简要功能结构进行说明。图5是表示第一实施方式所涉及的电子设备的简要功能结构的框图。如图5所示,电子设备1具备设置于一对带8a、8b的2个热流传感器10和设置于框体2的操作部34、显示部35、控制部30和存储部32。

[0064] 操作部34通过按钮开关、杠杆开关、拨码开关等各种开关、触摸面板等输入装置实现,将与操作输入对应的操作信号输出至控制部30。在本实施方式中,例如,图2的(a)所示的操作按钮4、显示器3的触摸面板对应于该操作部34。

[0065] 显示部35通过液晶装置(LCD:Liquid Crystal Display,液晶显示器)、有机EL装置(Electroluminescence Display,电致发光显示器)等显示装置实现,基于从控制部30输入的显示信号显示各种画面。在本实施方式中,例如,图2的(a)所示的显示器3的显示装置对应于该显示部35。

[0066] 在显示部35显示热流的测定结果等。在本实施方式中,例如,对于热流的测定结果而言,按照对操作部34的显示模式的切换操作,作为当前的热流显示画面、基于过去的记录数据而将热流变化图表化后的热流变化显示画面等来显示。

[0067] 控制部30是对电子设备1的各部统一控制的控制装置及运算装置。控制部30由CPU(Central Processing Unit)或GPU(Graphic Processing Unit,图形处理器)等微处理器、ASIC(Application Specific Integrated Circuit)、FPGA(Field-Programmable Gate Array,现场可编程门阵列)、IC(Integrated Circuit)存储器等实现。在本实施方式中,例如,安装于图2的(a)所示的控制基板6的CPU对应于该控制部30。控制部30包括基于热流传感器10的测量结果来测定人体的热流的热流测定部31。

[0068] 存储部32通过ROM(Read Only Memory,只读存储器)、FLASH ROM(闪存)、RAM(Random Access Memory,随机存取存储器)等各种IC存储器、硬盘等存储介质实现。在本实施方式中,例如,图2的(a)所示的存储介质7对应于该存储部32。在存储部32中,使电子设备1动作而实现电子设备1所具有的各种功能的程序、在该程序的执行中使用的数据等被事前储存、或者在每次进行处理时被暂时性储存。另外,在存储部32储存有用于使控制部30作为热流测定部31发挥用来执行热流测定处理的热流测定程序33。

[0069] 热流的测定原理

[0070] 此处,对电子设备1所进行的热流的测定原理进行说明。一般而言,在大气中存在的物体与周围的物质或其它物体进行热交换。此时,将某一物体所释放的或者流入该物体的每单位时间的热量称为热流,并使用 $[W(=J/s)]$ 或 $[kcal/min]$ 等单位来表示。

[0071] 物体的热流测定例如通过在对象物体的多处设置热流传感器并测量在热流传感器产生的温度差(温度梯度)来进行。这是基于在物体内部传导的热流与物体内部存在的温度差成正比的傅立叶定律(下述式(1))。在下述式(1)中, Q 表示热流 $[W(J/s)]$, A 表示物体的面积 $[m^2]$, λ 表示热传导率 $[W/(m \times K)]$, d 表示物体的厚度 $[m]$, ΔT 表示物体内部存在的温度差 $[K]$ 。

[0072] [式1]

[0073]
$$Q = A \frac{\lambda}{d} \Delta T \quad \dots (1)$$

[0074] 因此,在将人体作为目标的情况下,在皮肤表面设置热流传感器,测量根据皮肤表面与外部环境之间的热传递而在热流传感器内产生的温度差、例如通过由上述热传递引起并从热流传感器的表面(热流传感器的面向外部环境的侧)夺取热从而在热流传感器内产生的温度差,由此能够测定该热流。

[0075] 如上所述,在本实施方式所涉及电子设备1中,通过将埋设有热流传感器10的带8a、8b卷绕安装于人体的前臂M,从而配置成从带8a、8b的内侧露出的面10a与皮肤表面接触,从带8a、8b的外侧露出的面10b与外部环境接触(参照图1)。并且,通过测量在热流传感器10的面10a(皮肤表面)与面10b(外部环境)之间产生的温度差,能够测定人体的热流。

[0076] 热流传感器

[0077] 接下来,参照图6及图7对第一实施方式所涉及的热流传感器的结构进行说明。图6是示意性地表示第一实施方式所涉及的热流传感器的结构的立体图。图7是示意性地表示第一实施方式所涉及的热流传感器的结构的剖视图。此外,与图2~图4相同,图6及图7示出了将电子设备1从前臂M卸下并载置于平坦面的状态下的热流传感器10。

[0078] 如图6及图7所示,第一实施方式所涉及的热流传感器10具备从面10a侧起沿+Z方向依次层叠的第一保护层12、第一热扩散层15、作为传热部的传热层11、第二热扩散层16以及第二保护层13。并且,热流传感器10具备组装在传热层11的内部温度差测量部20。

[0079] 传热层11呈平板状。将传热层11的背面侧(-Z方向侧)的面作为第一面11a,将传热层11的正面侧(+Z方向侧)的面作为第二面11b。热流传感器10具有如下结构:在传热层11的第一面11a侧依次配置有第一热扩散层15和第一保护层12,在传热层11的第二面11b侧依次配置有第二热扩散层16和第二保护层13。

[0080] 在第一保护层12与第一热扩散层15之间、在第一热扩散层15与传热层11之间、在传热层11与第二热扩散层16之间以及在第二热扩散层16与第二保护层13之间配置有粘接剂层14而粘接。另外,从第一保护层12到第二保护层13的各层通过缝合线17缝制,从而相邻的层彼此相互接合。

[0081] 第一保护层12的表面是热流传感器10的面10a,第二保护层13的表面是热流传感器10的面10b。在将电子设备1安装于用户的前臂M的状态下,热流传感器10被配置成面10a与前臂M的表面(皮肤表面)接触,面10b被暴露在外部环境中,因此第一保护层12与皮肤表面接触,第二保护层13被暴露在外部环境中。

[0082] 以下,对热流传感器10的各部的结构进行说明。传热层11由具有挠性且热传导性良好的部件构成。更具体而言,传热层11包括具有挠性的第一部件和与第一部件相比热传导率高的第二部件。在传热层11中,第二部件分散在第一部件中,第二部件的体积比率小于第一部件的体积比率。因此,传热层11同时具有挠性和热传导性。

[0083] 作为构成传热层11的基材的第一部件,例如能够使用像天然橡胶或合成橡胶等橡胶、或者聚氨酯或有机硅等软质树脂那样具有挠性和柔性的材料。作为使之分散在传热层11的基材内的第二部件,例如能够使用碳黑粉末、碳纤维、金刚石粉末、碳化硅粉末、金属粉末等热传导性填充物。

[0084] 为了使传热层11具有良好的挠性和柔性,优选传热层11(第一部件)的肖氏硬度在

A50以下。肖氏硬度用由JIS K 6253规定的A型硬度计测定。并且,为了使在传热层11的第一面11a与第二面11b之间产生用于测定热流的温度差,优选传热层11(第一部件)的厚度在0.5mm以上且3mm以下,更优选在1.0mm以上且1.5mm以下。

[0085] 此外,优选传热层11的厚度在能够产生可测定热流的温度差的范围内尽量薄。若传热层11较厚,则相对于沿第一面11a与第二面11b之间的厚度方向(Z轴方向)产生的热流,沿交叉的方向(X轴方向及Y轴方向)泄露的热增多,存在测定热流时产生误差的忧虑。

[0086] 另外,为了在测定热流时得到良好的响应性,优选传热层11的热传导率在 $10\text{W}/(\text{m}\times\text{K})$ 以上。一般的橡胶、树脂的热传导率为 $0.1\text{W}/(\text{m}\times\text{K})\sim 0.5\text{W}/(\text{m}\times\text{K})$ 程度,上述热传导性填充物的热传导率通常在 $100\text{W}/(\text{m}\times\text{K})$ 以上。通过使第二部件(热传导性填充物)分散于由橡胶或树脂构成的第一部件(基材),传热层11的热传导率变高,测定热流时的响应性得到提高。例如,若相对于第一部件以10%以上的比例分散第二部件,则能够使传热层11的热传导率在 $10\text{W}/(\text{m}\times\text{K})$ 以上。

[0087] 第一热扩散层15及第二热扩散层16是用于使传热层11的第一面11a及第二面11b各自的面内的温度分布均匀的层。优选第一热扩散层15及第二热扩散层16的热传导率大于 $100\text{W}/(\text{m}\times\text{K})$ 。通过用第一热扩散层15及第二热扩散层16使传热层11的第一面11a及第二面11b各自的面内的温度分布更加均匀,在测定热流时,即使存在由热流传感器10与皮肤表面的接触状态引起的变动、由皮肤表面的温度分布引起的变动,也能够以较稳定的状态测定热流。

[0088] 另外,优选第一热扩散层15及第二热扩散层16的肖氏硬度在A50以下,优选第一热扩散层15及第二热扩散层16的厚度为 $0.1\text{mm}\sim 0.5\text{mm}$ 程度,以使得不会损害传热层11的挠性及柔性。作为这种第一热扩散层15及第二热扩散层16的材料,例如能够使用石墨片或碳片等碳类热传导片、铝片或铜箔等金属薄膜。

[0089] 第一保护层12及第二保护层13是用于保护传热层11、第一热扩散层15及第二热扩散层16免受由与其它物体的意外的接触等引起的损伤。优选第一保护层12及第二保护层13使用例如由有机硅橡胶等有机物构成的材料且肖氏硬度在A50以下的材料,以不损害传热层11、第一热扩散层15及第二热扩散层16的挠性及柔性。第一保护层12及第二保护层13的材料也可以是皮革或合成皮革。另外,优选第一保护层12及第二保护层13的厚度为 $0.1\text{mm}\sim 0.5\text{mm}$ 程度,以使得能够保护第一热扩散层15及第二热扩散层16免受损伤。

[0090] 作为粘接剂层14,例如能够使用丁腈橡胶粘接剂或丙烯酸类粘接剂等粘接后也可以保持柔性的公知的粘接剂。另外,作为粘接剂层14,也可以使用使金属粉末或碳纤维等热传导性填充物分散于这些粘接剂的公知的粘接剂。优选粘接剂层14的厚度在0.1mm以下。优选粘接剂层14的厚度在能够保持粘接力的范围内尽量薄,以使得不损害热流传感器10整体的挠性及柔性。

[0091] 缝合线17用于将传热层11、在传热层11的第一面11a侧用粘接剂层14粘接而层叠的第一热扩散层15及第一保护层12、以及在传热层11的第二面11b侧用粘接剂层14粘接而层叠的第二热扩散层16及第二保护层13贯通并缝合。通过用缝合线17缝合,基于各层之间的粘接剂层14的接合不易脱落。作为缝合线17,例如能够使用聚酯、尼龙等合成纤维,或者棉、麻等天然纤维。

[0092] 通过用缝合线17缝合,能够在不损害热流传感器10整体的挠性及柔性的情况下对

各层之间的接合进行机械加强。为了避开组装在传热层11的温度差测量部20,优选热流传感器10中的通过缝合线17缝合的位置位于热流传感器10的外缘部分(参照图6)。此外,在通过用缝合线17缝合能够确保热流传感器10的各层的切实的密接及粘接的情况下,也可以省略粘接剂层14。

[0093] 温度差测量部20是埋入在传热层11中的温度差输出元件,例如由热电堆构成。使将不同的2种金属导体22、23的两端接合而成的热电偶(thermocouple)24以其热接点和冷接点分别位于传热层11的第一面11a(皮肤表面侧)和第二面11b(外部环境侧)的方式串联连接多个,由此构成温度差测量部20(热电堆)。作为金属导体22、23,例如能够使用镍铝合金和镍铬合金、铜和康铜等。

[0094] 皮肤表面的热经由第一热扩散层15及第一保护层12传达至传热层11的第一面11a,热从传热层11的第二面11b经由第二热扩散层16及第二保护层13向外部环境释放。温度差测量部20将传热层11的第一面11a与第二面11b之间、即热接点与冷接点之间的温度差作为电压信号输出。因此,作为温度差测量部20的测量结果,用电压计25检测出的电压值被输出至控制部30(参照图7)。在控制部30中,热流测定部31(参照图5)基于温度差测量部20的测量结果进行测定从人体(皮肤表面)释放的热流的处理。

[0095] 本实施方式所涉及的温度差测量部20由串联连接多个热电偶24而成的热电堆构成。因此,温度差测量部20基于传热层11的第一面11a中的多个点的温度信息和第二面11b中的多个点的温度信息来测量温度差。由于像这样能够在热流传感器10与皮肤表面接触的面10a内的多处测量温度差,所以与仅在一处测量温度差的情况相比,获得更加平均的值。并且,通过将热电偶24串联连接多个,与热电偶24为一个的情况相比,能够输出更大的电压信号,因此能够更准确地测定热流。

[0096] 另外,要准确地测定从人体释放的热(散热量),需要使皮肤表面的热无损失地传递至热流传感器。在专利文献1所记载的电子设备中,热流传感器自身并不具有挠性,所以采用使由具有挠性且热传导性良好的金属等构成的配件与皮肤表面接触,经由配件将皮肤表面的热传递至热流传感器的结构。然而,在这种结构中,在来自皮肤表面的热传递至热流传感器之前,热的一部分会外流到其它部件,因此在测定热流时产生误差,来自人体的散热量的测定精度下降。

[0097] 因此,为了以不产生误差的方式测定热流,优选使热流传感器直接与皮肤表面接触而抑制热的传递损失。然而,由于现有的热流传感器以硬材料为基材而构成,从而不具有挠性,若使这样的不具有挠性的热流传感器与像人体(前臂M)一样由曲面构成的对象物接触,则容易在热流传感器与皮肤表面之间产生空气层。

[0098] 此处,一般而言,热流传感器将在与对象物(皮肤表面)接触的面积整体检测的热流(温度差)作为一个电压信号输出。如上述式(1)所示,热流 Q 与物体的面积 A 成正比,因此若热流传感器与对象物的接触面积减小,由热流传感器测定的热流也减小。

[0099] 因此,若在热流传感器与皮肤表面之间的一部分产生空气层,则与产生空气层的部分相应地,热流传感器与皮肤表面的实质的接触面积减小,从而向热流传感器传递的热减少,因此由热流传感器测定的热流小于实际产生的热流。另外,由于产生了空气层,若在安装者进行活动前臂的动作或运动时等热流传感器与皮肤表面的接触面积产生变动,则由热流传感器测定的热流也产生变动。其结果是,在不具有挠性的热流传感器中,在测定热流

时产生误差,来自人体的散热量的测定精度下降。

[0100] 在本实施方式所涉及的电子设备1中,热流传感器10与皮肤表面直接接触。由于热流传感器10具有挠性与柔性,所以若将电子设备1安装于像人体一样由曲面构成的对象物,则热流传感器10会沿着前臂M的表面弯曲而贴合于皮肤表面。因此,与皮肤表面的密接性提高从而不易在热流传感器10与皮肤表面之间产生空气层,因此接触面积的减少得到抑制的同时接触面积的变动也得到抑制。其结果是,能够减小测定在皮肤表面与外部环境之间产生的热流时的误差,能够以高精度测定人体的热流。

[0101] 此外,由于通过热流传感器10以高精度测定人体的热流,所以优选埋设热流传感器10的带8a、8b由与热流传感器10(传热层11)相比热传导性低的材料构成。这是为了抑制沿热流传感器10的厚度方向传递的热从与热流传感器10的接触部向带8a、8b沿与热流传感器10的厚度方向交叉的方向外流,而导致在测定热流时产生误差。优选带8a、8b的热传导率小于 $1\text{W}/(\text{m}\times\text{K})$ 。

[0102] 另外,优选带8a、8b由与热流传感器10等同或更柔软的材料构成。这是为了在通过带8a、8b将电子设备1安装于人体(前臂M)时,使热流传感器10与像人体(前臂M)一样由曲面构成的对象物良好地接触。优选带8a、8b的肖氏硬度在A50以下。

[0103] (第二实施方式)

[0104] 在第二实施方式中,相对于第一实施方式,电子设备1的整体结构几乎相同,但热流传感器中的温度差测量部的结构不同。此处,针对在第二实施方式所涉及的热流传感器(温度差测量部)的结构,对与第一实施方式的不同点进行说明。

[0105] 热流传感器

[0106] 参照图8及图9对第二实施方式所涉及的热流传感器进行说明。图8是示意性地表示第二实施方式所涉及的热流传感器的结构的立体图。图9是示意性地表示第二实施方式所涉及的热流传感器的结构的剖视图。对于与第一实施方式相同的结构要素标注相同的附图标记并省略说明。

[0107] 如图8及图9所示,第二实施方式所涉及的热流传感器50具有与皮肤表面接触的面50a和与外部环境接触的面50b。热流传感器50具备从面50a侧起沿+Z方向依次层叠的第一保护层12、第一热扩散层15、传热层11、第二热扩散层16以及第二保护层13。并且,热流传感器50具备组装在传热层11的内部温度差测量部20A。

[0108] 温度差测量部20A具备:温度元件26,其被配置于传热层11的第一面11a(皮肤表面侧);温度元件27,其在传热层11的第二面11b(外部环境侧)被配置于与温度元件26对置的位置;以及差分放大器28,其对温度元件26的输出温度和温度元件27的输出温度进行差分放大(参照图9)。温度差测量部20A将传热层11的第一面11a与第二面11b之间的温度差作为测量结果输出至控制部30(参照图9)。温度元件26、27能够使用热敏电阻、热电偶等。

[0109] 在控制部30中,热流测定部31(参照图5)使用来自温度差测量部20A的测量结果,按照下述式(2)进行测定人体的热流的处理。在下述式(2)中,Q表示热流 $[\text{W}(\text{J}/\text{s})]$,A表示物体的面积 $[\text{m}^2]$, λ 表示热传导率 $[\text{W}/(\text{m}\times\text{K})]$,d表示物体的厚度 $[\text{m}]$ 。另外,Ta表示温度元件26的输出温度 $[\text{K}]$,Tb表示温度元件27的输出温度 $[\text{K}]$ 。

[0110] [式2]

[0111]
$$Q = A \frac{\lambda}{d} (T_s - T_a) \cdots (2)$$

[0112] 在将第二实施方式所涉及的热流传感器50埋设于带8a、8b而用于电子设备1的情况下,与第一实施方式相同地,具有挠性和柔性的热流传感器50与皮肤表面直接接触。因此,能够以高精度测定在皮肤表面与外部环境之间产生的热流,因此能够以高精度测定人体的热流。

[0113] 此外,若将第一实施方式所涉及的热流传感器10(温度差测量部20)与第二实施方式所涉及的热流传感器50(温度差测量部20A)作比较,则可知使用热电堆的热流传感器10(温度差测量部20)能够薄型化,加工也较容易。另外,热流传感器10(温度差测量部20)能够在多处测量温度差,能够输出较大的输出信号(电压信号),所以能够更准确地测定热流。

[0114] 上述实施方式仅表示本发明一个方式,在本发明的范围内可进行任意变形及应用。作为变形例,例如可以考虑如下几种。

[0115] (变形例1)

[0116] 虽然在上述实施方式中,采用了在带8a、8b的延伸方向的一部分埋设热流传感器10、50的结构,但也可以采用在带8a、8b的延伸方向的整体上埋设热流传感器10、50的结构。若采用这种结构,则热流传感器10、50与前臂M的周面接触的面积变得更大,因此能够进一步提高人体的热流的测定精度。

[0117] (变形例2)

[0118] 虽然在上述实施方式中,采用了为了将电子设备1安装于人体的前臂M而使用使卡扣9a和孔部9b卡合的带8a、8b的结构,但也可以采用代替卡扣9a而使用面紧固件等的结构,也可以采用代替带8a、8b而使用没有孔部且用带扣固定的带、尼龙带扣(注册商标)等的结构。

[0119] (变形例3)

[0120] 虽然在上述实施方式中,采用了将电子设备1安装于人体的前臂M的结构,但安装电子设备1的部位并不限定于前臂M。例如,也可以采用在上臂、腹部、大腿、小腿、脚腕、脖子、头等部位安装电子设备1的结构。在该情况下,可以将带8a、8b设为长尺寸,或者使带8a、8b的一部分为伸缩材料。另外,也可以采用能够将埋设有热流传感器10、50的带8a、8b从电子设备1卸下来使用的结构,或者也可以采用另行准备适合测定部位的长度或宽度的热流传感器10、50的结构。此外,测定对象物并不限定于人体,例如也可以是动物的身体、植物的茎或枝、电线杆或柱等其它人造物等。

[0121] (变形例4)

[0122] 虽然在上述实施方式中,作为电子设备1例示了测定人体的热流的热流计,但本发明并不限定于这种方式。例如,也可以应用于热量计、消耗卡路里计、代谢计、代谢功能测定设备、自主神经功能测定设备等。另外,也可以应用于测量肌肉的发热量的体育设备、以登山员或老年人、儿童等为目标的看着守设备、将生物体信息的测定结果反映于虚拟空间的事件的玩具等。

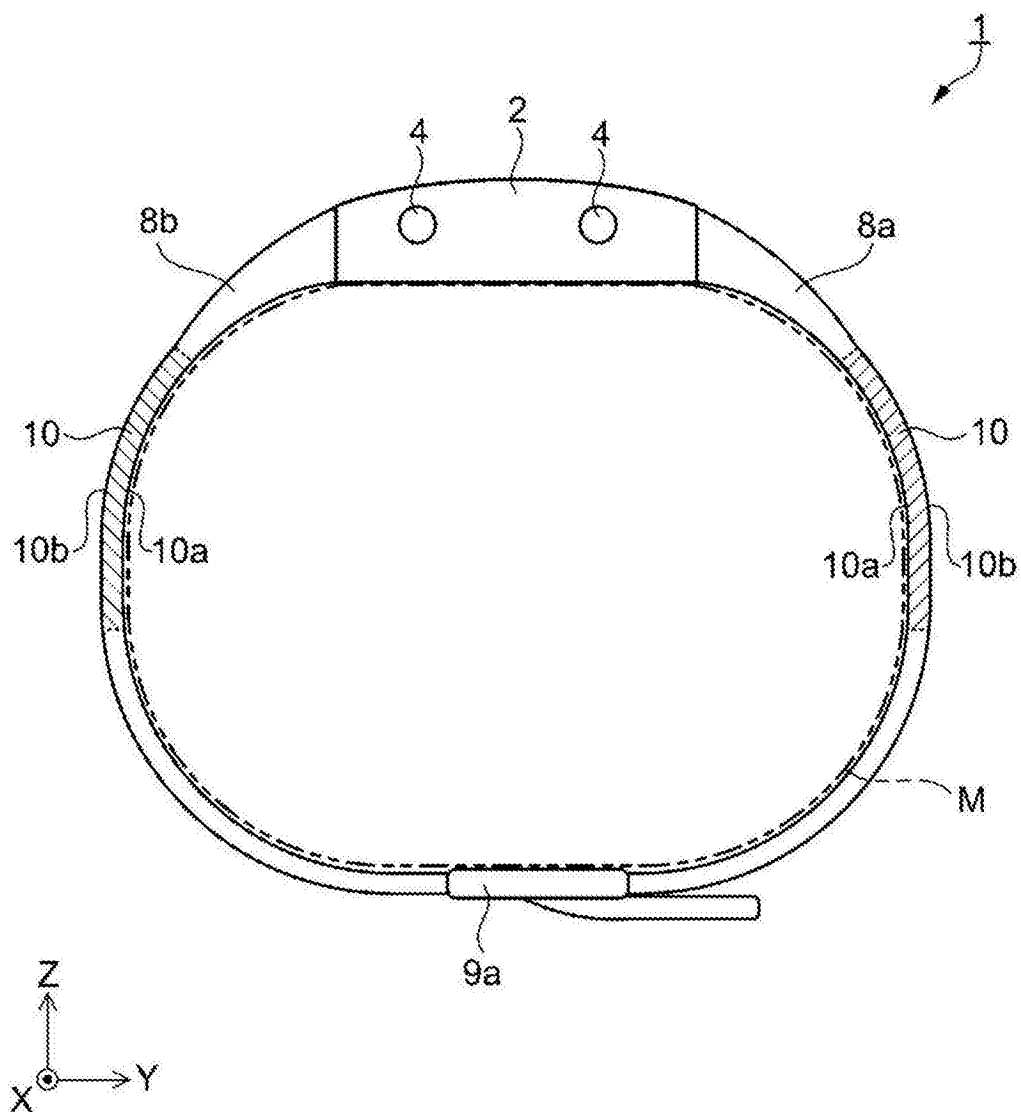


图1

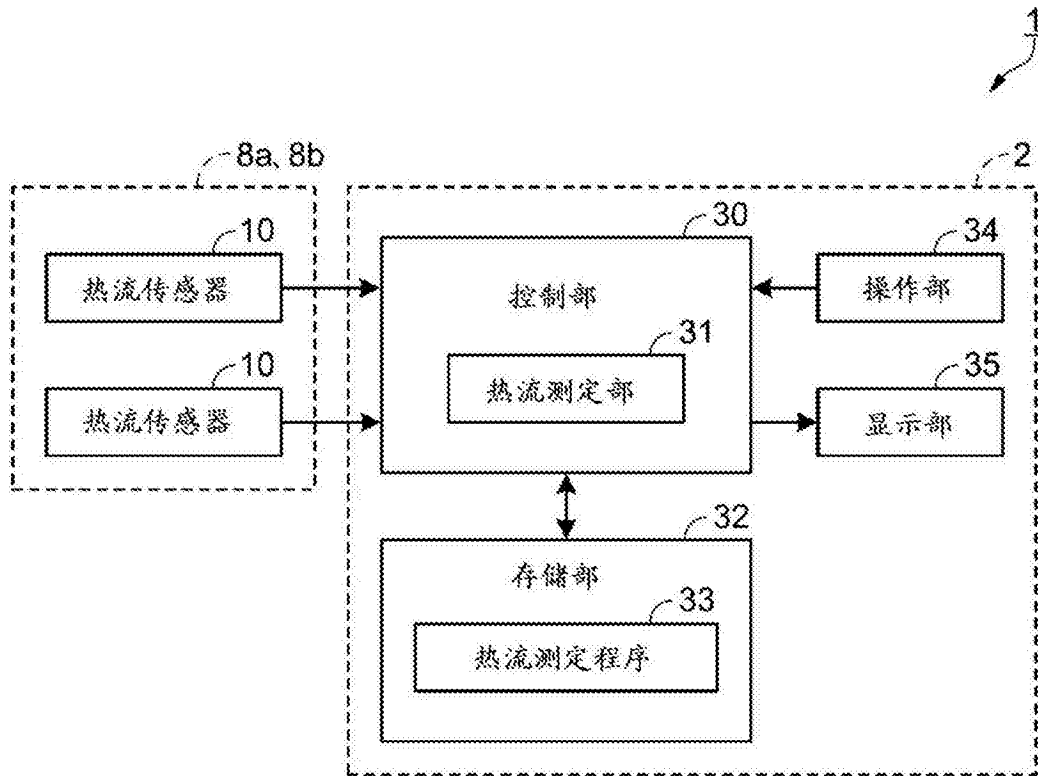


图5

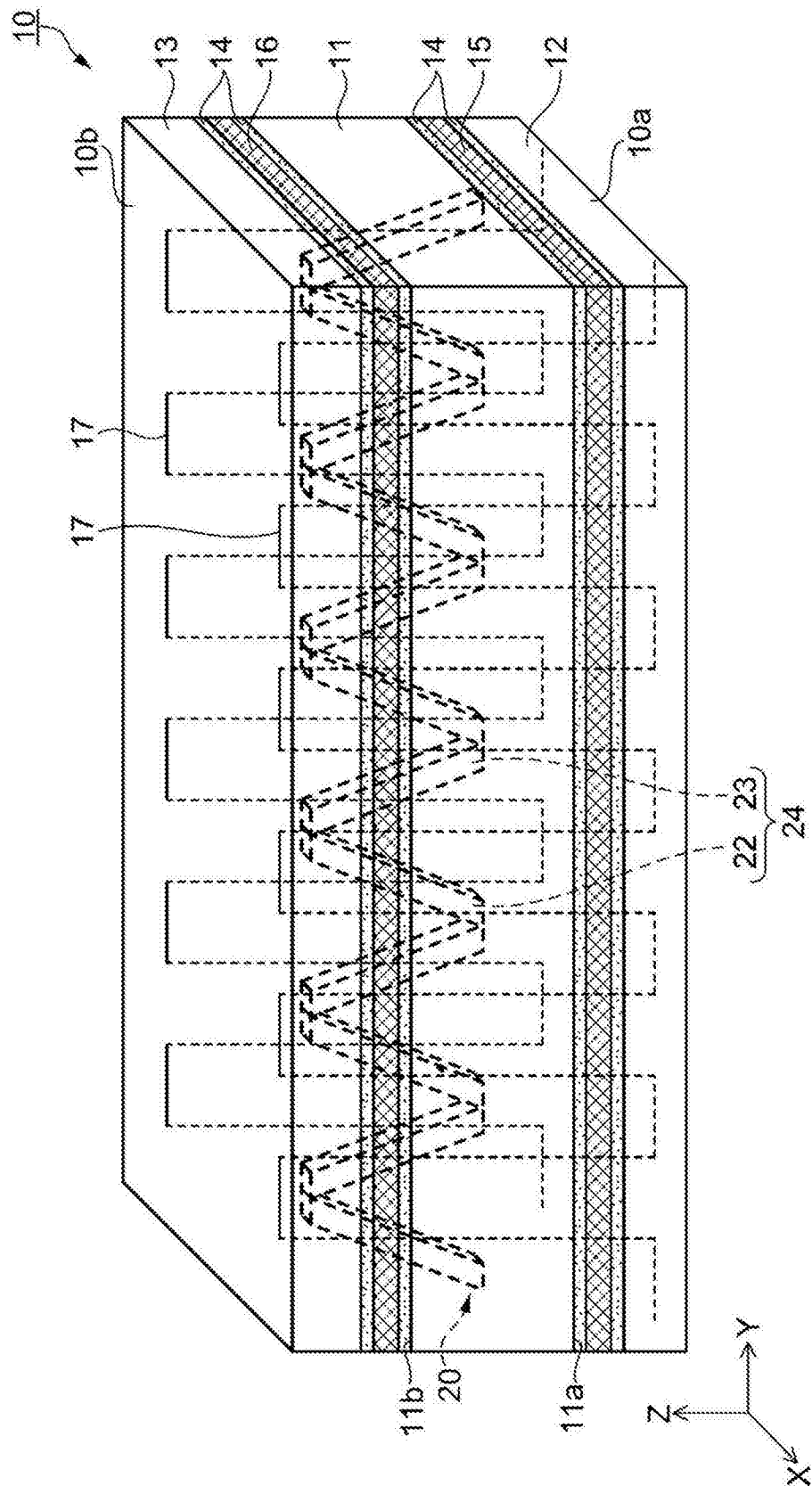


图6

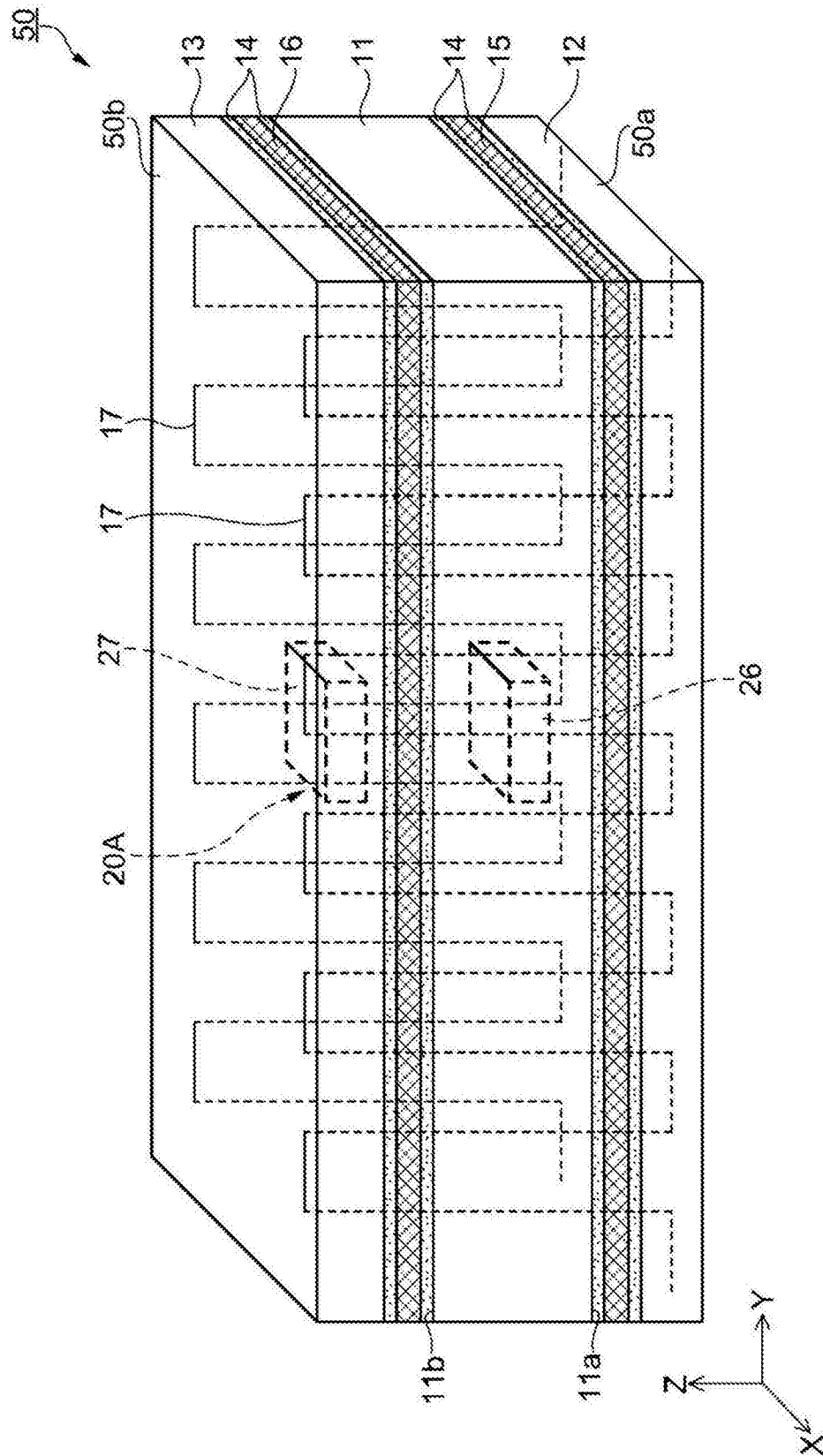


图8

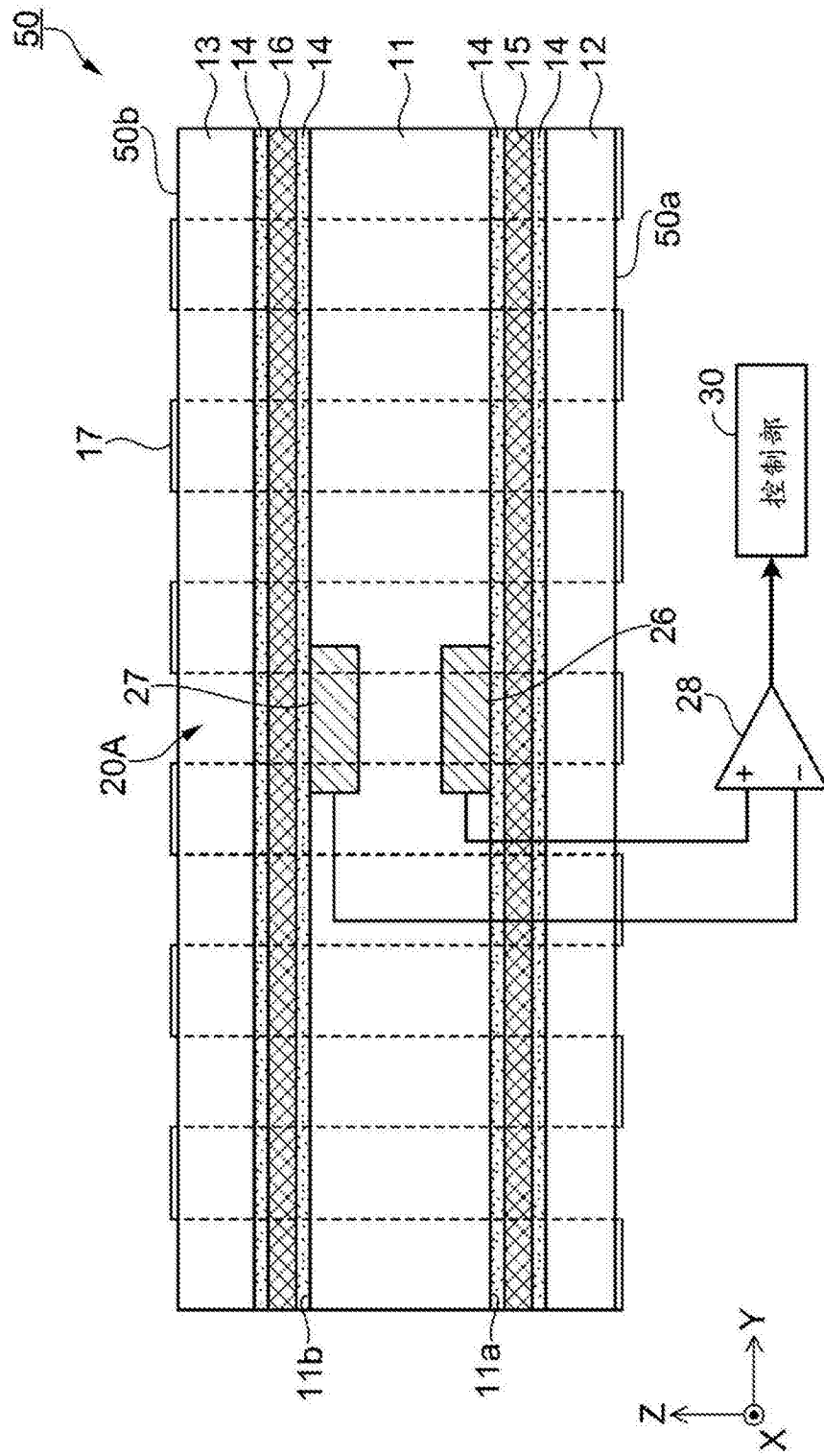


图9

专利名称(译)	热流计及电子设备		
公开(公告)号	CN105919552A	公开(公告)日	2016-09-07
申请号	CN201610104583.1	申请日	2016-02-25
[标]申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
[标]发明人	池田阳 清水兴子		
发明人	池田阳 清水兴子		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/01		
CPC分类号	A61B5/01 A61B5/4866 A61B5/681 A61B2562/0271 A61B2562/0276 A61B2562/04 G01K13/002 G01K17/00		
代理人(译)	李洋		
优先权	2015037885 2015-02-27 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种能够以高精度测定在生物体表面与外部环境之间产生的热流的热流计及电子设备。本发明的热流传感器(10)具备：传热层(11)，其具有相互面对的第一面(11a)和第二面(11b)并具有挠性；以及温度差测量部(20)，其测量传热层(11)的第一面(11a)与第二面(11b)之间的温度差。传热层(11)包括具有挠性的第一部件和与第一部件相比热传导率高的第二部件，传热层(11)的厚度在0.5mm以上，传热层(11)的热传导率在 $10\text{W}/(\text{m}\times\text{K})$ 以上，传热层(11)的肖氏硬度在A50以下。

