



## (12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104257356 B

(45)授权公告日 2016.08.31

(21)申请号 201410471459.X

US 2008/0182099 A1, 2008.07.31, 全文.

(22)申请日 2014.09.16

WO 2011/136203 A1, 2011.11.03, 全文.

(73)专利权人 苏州能斯达电子科技有限公司

审查员 杨星

地址 215123 江苏省苏州市工业园区若水路398号C517

(72)发明人 张珽 熊作平

(74)专利代理机构 广州三环专利代理有限公司  
44202

代理人 郝传鑫

(51)Int.Cl.

A61B 5/01(2006.01)

(56)对比文件

CN 102692288 A, 2012.09.26, 全文.

CN 102109387 A, 2011.06.29, 全文.

CN 102288320 A, 2011.12.21, 全文.

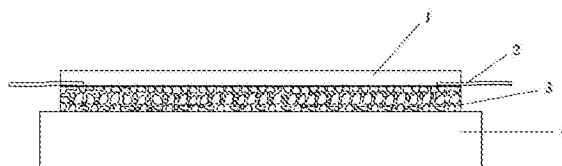
权利要求书2页 说明书11页 附图1页

(54)发明名称

一种柔性温敏传感器及基于该传感器的体温监测系统

(57)摘要

本发明公开了一种柔性温敏传感器,包括:柔性衬底、温敏材料层、电极层和柔性保护层,所述温敏材料层形成于柔性衬底表面且具有三维孔状纳米结构,所述电极层包括至少两条电极,所述电极从温敏材料层或温敏材料层表面引出,所述柔性保护层形成于温敏材料层表面或温敏材料层表面和电极层位于温敏材料层表面的部分。本发明还公开了一种基于柔性温敏传感器的体温监测系统。本发明的传感器轻薄柔软,可以被加工成多种形状,能像衣服一样可贴附、穿戴在皮肤表面;该传感器及监控系统具有灵敏度高、操作简单,无创伤性,测量结果准确,可连续记录体温变化的优点。



1. 一种柔性温敏传感器,其特征在于,包括:柔性衬底(4)、温敏材料层(3)、电极层(2)和柔性保护层(1),所述温敏材料层(3)形成于柔性衬底(4)表面且具有三维孔状纳米结构,所述电极层(2)包括至少两条电极,所述电极从温敏材料层(3)或温敏材料层(3)表面引出,所述柔性保护层(1)形成于温敏材料层(3)表面或温敏材料层(3)表面和电极层(2)位于温敏材料层(3)表面的部分;

所述温敏材料层(3)的孔的大小为 $0.5\sim 10\mu\text{m}$ ,且孔与孔之间的间隙为 $10\sim 90\mu\text{m}$ 。

2. 根据权利要求1所述的柔性温敏传感器,其特征在于,所述温敏材料层由下述步骤制备而得:

S1、碳材料和可挥发性溶剂按质量比为 $1:1\sim 1:3$ 混合后进行超声处理 $30\sim 60\text{min}$ ,得浆液状混合物;

S2、在浆液状混合物中加入与碳材料质量比为 $1:1\sim 1:10$ 的柔性高分子聚合物,搅拌后得粘稠状混合物;

S3、将粘稠状混合物涂覆在柔性衬底上,然后在 $60\sim 80^{\circ}\text{C}$ 下加热固化,从而制得所述温敏材料层。

3. 根据权利要求2所述的柔性温敏传感器,其特征在于,所述电极层(2)的材料为导电无纺布或铜箔,所述导电无纺布的厚度为 $40\sim 80\mu\text{m}$ ,所述铜箔的厚度为 $10\sim 20\mu\text{m}$ 。

4. 根据权利要求3所述的柔性温敏传感器,其特征在于,所述柔性衬底(4)和柔性保护层(1)均具有良好的生物相容性;

所述电极通过粘贴、印刷或物理切割的方式从温敏材料层(3)或温敏材料层(3)表面引出。

5. 根据权利要求4所述的柔性温敏传感器,其特征在于,所述柔性衬底(4)的厚度为 $60\sim 100\mu\text{m}$ ,所述柔性衬底(4)为乙烯-醋酸乙烯共聚物、聚乙烯醇、聚二甲基硅氧烷、聚对苯二甲酸乙二酯、聚酰亚胺和聚乙烯的一种;

所述柔性保护层(1)厚度为 $10\sim 25\mu\text{m}$ ,所述柔性保护层(1)为聚二甲基硅氧烷薄膜、乙烯-醋酸乙烯共聚物薄膜或聚乙烯薄膜。

6. 一种基于权利要求1所述的柔性温敏传感器的体温监测系统,其特征在于,包括:柔性温敏传感器、信号处理模块和显示模块,所述信号处理模块分别与柔性温敏传感器和显示模块相连,

所述柔性温敏传感器,用于采集被测者体温信号,并将所采集的体温信号传输给信号处理模块;

所述信号处理模块,用于将所采集的体温信号进行处理,并将处理后的信号传输给显示模块;

所述显示模块,用于显示信号处理模块处理后的信号。

7. 根据权利要求6所述的体温监测系统,其特征在于,所述信号处理模块依次包括放大器、滤波器、计算单元和转换器,分别用于将柔性温敏传感器采集的被测者体温信号进行放大、滤波、计算和转换。

8. 根据权利要求7所述的体温监测系统,其特征在于,所述计算单元,用于计算被测者当前体温与设定值之间的差值,并自动统计所述差值;

所述转换器,用于将采集的体温信号和所述差值转换为数字信号。

9.根据权利要求8所述的体温监测系统,其特征在于,所述体温监测系统还包括报警模块,所述报警模块分别与信号处理模块和显示模块相连,用于在所述差值超过预设值时发出报警信号。

10.根据权利要求9所述的体温监测系统,其特征在于,所述柔性温敏传感器、信号处理电路模块、报警模块和显示模块之间通过无线或有线方式进行信号传输。

## 一种柔性温敏传感器及基于该传感器的体温监测系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种体温监测领域,尤其涉及一种柔性温敏传感器及基于该传感器的体温监测系统。

### 背景技术

[0002] 体温是指机体内部的平均温度,是通过机体内营养物质代谢释放出来的化学能来维持的。体温作为一项重要的生理体征参数,在临床实践中具有重要作用。由于发热是很多疾病的前驱症状,因此体温的变化也是多种疾病诊断的标准之一。此外,体温与女性的生理周期也有着密切的关系,所以体温的精确有效监测在公共卫生领域特别是疾病防治工作中至关重要。

[0003] 目前,临床上最常用的一种体温监测仪是水银温度计,它能测量瞬间体温,但容易破碎从而带来汞污染,而且不能连续记录24h体温变化的全部过程,给患者带来诸多不便,还增加了医护人员的工作量。红外线体温计主要用于鼓膜温度测定,但由于其探头为一次性用品,位置安放不当就会影响测定结果,并且只能间断测定,不能连续观察。液晶温度计由于其测试的体温有一定误差,故临床意义尚在认识中。胶囊式温度计是用一种低创伤性方法,通过口服遥感式胶囊(电子式药片)来实现测量体温,但是由于遥感式胶囊的实际所处位置难以控制,严重影响了其准确性。

[0004] 因此,提供一种操作简单,无创伤性,测量结果准确,可连续记录体温变化的体温监测系统是目前研究的重要课题。

### 发明内容

[0005] 本发明所要解决的技术问题在于如何克服现有的体温监测系统不能连续记录体温变化、操作不方便的缺陷。

[0006] 为了解决上述技术问题,本发明提供了一种柔性温敏传感器,包括:柔性衬底、温敏材料层、电极层和柔性保护层,所述温敏材料层形成于柔性衬底表面且具有三维孔状纳米结构,所述电极层包括至少两条电极,所述电极从温敏材料层或温敏材料层表面引出,所述柔性保护层形成于温敏材料层表面或温敏材料层表面和电极层位于温敏材料层表面的部分;

[0007] 所述温敏材料层的孔的大小为 $0.5\sim 10\mu\text{m}$ ,且孔与孔之间的间隙为 $10\sim 90\mu\text{m}$ 。

[0008] 具体地,所述温敏材料层由下述步骤制备而得:

[0009] S1、碳材料和可挥发性溶剂按质量比为 $1:1\sim 1:3$ 混合后进行超声处理 $30\sim 60\text{min}$ ,得浆液状混合物;

[0010] S2、在浆液状混合物中加入与碳材料质量比为 $1:1\sim 1:10$ 的柔性高分子聚合物,搅拌后得粘稠状混合物;

[0011] S3、将粘稠状混合物涂覆在柔性衬底上,然后在 $60\sim 80^{\circ}\text{C}$ 下加热固化,从而制得所述温敏材料层。

[0012] 本发明所指的碳材料选自石墨烯、还原氧化石墨烯、氧化石墨烯、碳纳米管中的一种或多种的组合；所述可挥发性溶剂为乙醇、二氯甲烷、乙酸乙酯、丙酮和四氯化碳中的一种或多种的组合。

[0013] 进一步地，所述电极层的材料为导电无纺布或铜箔，所述导电无纺布的厚度为40~80 $\mu\text{m}$ ，所述铜箔的厚度为10~20 $\mu\text{m}$ 。

[0014] 其中，所述可挥发性溶剂可以与碳材料进行混合，在三维孔状纳米结构形成的过程中发挥非常重要的作用。

[0015] 进一步地，所述柔性衬底和柔性保护层均具有良好的生物相容性；

[0016] 所述电极层通过粘贴、印刷或物理切割的方式从温敏材料层或温敏材料层表面引出。

[0017] 其中，所述柔性衬底和柔性保护层均具有良好的生物相容性，是指材料与皮肤接触时，无毒性、无过敏或炎症反应等反应。

[0018] 进一步地，所述柔性衬底(4)的厚度为60~100 $\mu\text{m}$ ，所述柔性衬底(4)为乙烯-醋酸乙烯共聚物、聚乙烯醇、聚二甲基硅氧烷、聚对苯二甲酸乙二酯、聚酰亚胺和聚乙烯的一种；

[0019] 所述柔性保护层(1)厚度为10~25 $\mu\text{m}$ ，所述柔性保护层(1)为聚二甲基硅氧烷薄膜、乙烯-醋酸乙烯共聚物薄膜或聚乙烯薄膜。

[0020] 相应地，本发明还提供了一种基于上述的柔性温敏传感器的体温监测系统，包括：柔性温敏传感器、信号处理模块和显示模块，所述信号处理模块分别与柔性温敏传感器和显示模块相连，

[0021] 所述柔性温敏传感器，用于采集被测者体温信号，并将所采集的体温信号传输给信号处理模块；

[0022] 所述信号处理模块，用于将所采集的体温信号进行处理，并将处理后的信号传输给显示模块；

[0023] 所述显示模块，用于显示信号处理模块处理后的信号。

[0024] 进一步地，所述信号处理模块依次包括放大器、滤波器、计算单元和转换器，分别用于将柔性温敏传感器采集的被测者体温信号进行放大、滤波、计算和转换。

[0025] 具体地，所述计算单元，用于计算被测者当前体温与设定值之间的差值，并自动统计所述差值；

[0026] 所述转换器，用于将采集的体温信号、所述差值转换为数字信号。

[0027] 进一步地，所述体温监测系统还包括报警模块，所述报警模块分别与信号处理模块和显示模块相连，用于在所述差值超过预设值时发出报警信号。

[0028] 具体地，所述柔性温敏传感器、信号处理电路模块、报警模块和显示模块之间通过无线或有线方式进行信号传输。

[0029] 本发明的柔性温敏传感器及体温监测系统，具有如下有益效果：

[0030] 1、本发明柔性温敏传感器的材料具有无毒、良好的生物相容性和柔韧轻薄的优点，因此柔性温敏传感器轻小灵巧、携带方便，且能实时、无创伤的检测到体温变化。

[0031] 2、可以通过调节碳材料、可挥发性溶剂、柔性高分子聚合物三者的比例来调控三维孔状纳米结构的孔的疏密和大小，进而调控温敏材料层的灵敏度，同时本发明的三维孔状纳米结构实现材料中气-固两相的存在，因此柔性温敏传感器对温度具有较高的灵敏度。

- [0032] 3、基于柔性温敏传感器的体温监测系统,具有小巧智能、易携带、成本低的优点。
- [0033] 4、本发明的体温监测系统通过统计被测者当前体温与设定值的差值,并将直接将差值传送给转换器,极大提高了转换器的转换效率。
- [0034] 5、本发明发射模块以无线传输的形式将体温信号发射出去,可以实现远程医疗监控。
- [0035] 6、本发明的报警模块可以在实时监控中,当发现体温差值超过预设值之初,就及时报警,通知相关操作人员,有效预防在没有操作人员监视的情况下,没有发现被测者体温的不正常。

## 附图说明

[0036] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其它附图。

[0037] 图1是本发明柔性温敏传感器的结构示意图;

[0038] 图2为本发明柔性温敏传感器的体温监测系统框图。

[0039] 图中:1-柔性保护层,2-电极层,3-温敏材料层,4-柔性衬底。

## 具体实施方式

[0040] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动的前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0041] 实施例一:请参见图1,本发明提供了一种柔性温敏传感器,包括:柔性衬底4、温敏材料层3、电极层2和柔性保护层1,所述温敏材料层3形成于柔性衬底4表面且具有三维孔状纳米结构,所述电极层2包括两条电极,所述电极从温敏材料层3表面引出,所述柔性保护层1形成于温敏材料层3表面和电极层2位于温敏材料层3表面的部分。

[0042] 其中,所述温敏材料层由下述步骤制备而得:

[0043] S1、将2g还原氧化石墨烯和2g乙醇混合后进行超声处理30min,得浆液状混合物;

[0044] S2、在浆液状混合物中加入1g密度为 $1.043\text{ g/cm}^3$ 的聚二甲基硅氧烷(Polydimethylsiloxane, PDMS),搅拌0.5h后得粘稠状混合物;

[0045] S3、将粘稠状混合物涂覆在柔性衬底上,然后在 $60^\circ\text{C}$ 下加热固化3h,从而制得所述温敏材料层,且所述温敏材料层的孔的大小为 $0.5\sim 2.5\mu\text{m}$ ,且孔与孔之间的间隙为 $10\sim 30\mu\text{m}$ 。

[0046] 其中,所述聚二甲基硅氧烷为柔性高分子聚合物。在三维孔状纳米结构形成的过程中随着乙醇的挥发,会在聚二甲基硅氧烷中形成排气孔道而引入气相,实现材料中气-固两相的存在,进而形成类似蚂蚁窝状的三维孔状纳米结构的温敏材料。

[0047] 所述碳材料还可以是石墨烯、碳纳米管中的一种或多种的组合;所述可挥发性溶剂还可以是二氯甲烷、乙酸乙酯、丙酮和四氯化碳中的一种或多种的组合。

[0048] 所述电极层的材料为导电无纺布,所述导电无纺布的厚度为40 $\mu\text{m}$ 。

[0049] 所述电极层的材料还可以为铜箔,所述铜箔的厚度为10 $\mu\text{m}$ 。

[0050] 所述柔性衬底4和柔性保护层1均具有良好的生物相容性,良好的生物相容性,是指材料与皮肤接触时,无毒性、无过敏或炎症反应等反应。

[0051] 所述柔性衬底为聚二甲基硅氧烷,其厚度为60 $\mu\text{m}$ 。

[0052] 所述柔性衬底的厚度为60 $\mu\text{m}$ ,所述柔性衬底还可以为乙烯-醋酸乙烯共聚物、聚对苯二甲酸乙二酯、聚酰亚胺和聚乙烯的一种;

[0053] 所述柔性保护层为聚二甲基硅氧烷薄膜,其厚度为10 $\mu\text{m}$ 。

[0054] 所述柔性保护层还可以为乙烯-醋酸乙烯共聚物或聚乙烯薄膜,其厚度为10 $\mu\text{m}$ 。

[0055] 其中,制备所述柔性温敏传感器的方法包括以下步骤:

[0056] S1、对柔性衬底进行清洗和干燥,所述柔性衬底为厚度为60 $\mu\text{m}$ 的PDMS薄膜;

[0057] S2、将2g还原氧化石墨烯和2g的乙醇混合均匀后超声30min,得浆液状混合物,在浆液状混合物中加入质量为1g的PDMS,搅拌0.5h后得粘稠状混合物;

[0058] S3、将步骤S2中制得的粘稠状混合物涂覆在柔性衬底PDMS表面上,然后在60 $^{\circ}\text{C}$ 下加热固化3h,进而形成具有三维孔状纳米结构的温敏材料层,所述温敏材料层的孔的大小不均,且为0.5~2.5 $\mu\text{m}$ ,孔与孔之间的间隙不等,为10~30 $\mu\text{m}$ ;

[0059] S4、在步骤S3中的温敏材料层表面引出两条电极;

[0060] S5、在电极层和温敏材料层表面涂覆厚度为10 $\mu\text{m}$ 的PDMS薄膜,形成保护层,然后在60 $^{\circ}\text{C}$ 下加热固化3h,使保护层、电极层、温敏材料层及柔性衬底融为一体。

[0061] 其中,所述碳材料、可挥发性溶剂、柔性衬底和柔性保护层为其他材料时,可以在相应的步骤中替换。

[0062] 相应地,本发明还提供了一种基于上述的柔性温敏传感器的体温监测系统,包括:柔性温敏传感器、信号处理模块和显示模块,所述信号处理模块分别与柔性温敏传感器和显示模块相连,

[0063] 所述柔性温敏传感器,用于采集被测者体温信号,并将所采集的体温信号传输给信号处理模块;

[0064] 所述信号处理模块,用于将所采集的体温信号进行处理,并将处理后的信号传输给显示模块,所述信号处理模块依次包括放大器、滤波器、计算单元和转换器,分别用于将柔性温敏传感器采集的被测者体温信号进行放大、滤波、计算和转换;

[0065] 所述显示模块,用于显示信号处理模块处理后的体温数字信号及温度差值信号。

[0066] 其中,放大器,用于将采集得到的体温数据信号按一定倍数放大;滤波器,用于将柔性温敏传感器采集的信号中的背景噪声信号滤掉以得到有效的体温数据;所述计算单元,用于计算被测者当前体温与设定值之间的差值,并自动统计所述差值;所述转换器,用于将采集的体温信号、所述差值转换为数字信号。

[0067] 所述柔性温敏传感器、信号处理电路模块和显示模块之间通过有线连接的方式进行信号传输。

[0068] 所述柔性温敏传感器采集到被测者体温信号之后传输给信号处理模块,信号处理模块就直接处理所采集的体温信号,之后信号处理模块再将处理后的信号传输给显示单元,显示单元将处理后的温度差值信号以温度曲线的形式显示出来。

[0069] 本发明的柔性温敏传感器及基于该柔性温敏传感器的体温监测系统,具有如下有益效果:

[0070] 1、本发明柔性温敏传感器的材料具有无毒、良好的生物相容性和柔韧轻薄的优点,因此柔性温敏传感器轻小灵巧、携带方便,且能实时、无创伤的检测到体温变化。

[0071] 2、本发明的三维孔状纳米结构实现材料中气-固两相的存在,因此柔性温敏传感器对温度具有较高的灵敏度。

[0072] 3、基于柔性温敏传感器的体温监测系统,具有小巧智能、易携带、成本低的优点。

[0073] 4、本发明的体温监测系统通过统计被测者当前体温与设定值之间的差值,并将直接将差值传送给转换器,极大提高了转换器的转换效率,更加方便快捷,同时也更加清楚明了。

[0074] 实施例二:

[0075] 请参见图1,本发明提供了一种用于体温监测的柔性温敏传感器,包括:柔性衬底4、温敏材料层3、电极层2和柔性保护层1,所述温敏材料层3形成于柔性衬底4表面且具有三维孔状纳米结构,所述电极层2包括四条电极,所述电极从温敏材料层3引出,所述柔性保护层1形成于温敏材料层3表面。

[0076] 其中,所述温敏材料层由下述步骤制备而得:

[0077] S1、将2g还原氧化石墨烯和3g乙醇混合后进行超声处理40min,得浆液状混合物;

[0078] S2、在浆液状混合物中加入2g密度为 $1.043\text{g}/\text{cm}^3$ 的PDMS,搅拌1h后得粘稠状混合物;

[0079] S3、将粘稠状混合物涂覆在柔性衬底上,然后在 $70^\circ\text{C}$ 下加热固化2h,从而制得所述温敏材料层,且所述温敏材料层的孔的大小为 $2\sim 4.5\mu\text{m}$ ,且孔与孔之间的间隙为 $40\sim 60\mu\text{m}$ 。

[0080] 其中,在三维孔状纳米结构形成的过程中随着乙醇的挥发,会在聚二甲基硅氧烷中形成排气孔道而引入气相,实现材料中气-固两相的存在,进而形成类似蚂蚁窝状的三维孔状纳米结构的温敏材料。

[0081] 所述碳材料还可以是石墨烯、碳纳米管中的一种或多种的组合;所述可挥发性溶剂还可以是二氯甲烷、乙酸乙酯、丙酮和四氯化碳中的一种或多种的组合。

[0082] 所述电极层的材料为导电无纺布,所述导电无纺布的厚度为 $55\mu\text{m}$ 。

[0083] 所述电极层的材料还可以为铜箔,所述铜箔的厚度为 $13\mu\text{m}$ 。

[0084] 所述柔性衬底4和柔性保护层1均具有良好的生物相容性,良好的生物相容性,是指材料与皮肤接触时,无毒性、无过敏或炎症反应等反应。

[0085] 所述柔性衬底为聚二甲基硅氧烷,其厚度为 $75\mu\text{m}$ 。

[0086] 所述柔性衬底的厚度为 $75\mu\text{m}$ ,所述柔性衬底还可以为乙烯-醋酸乙烯共聚物、聚对苯二甲酸乙二酯、聚酰亚胺和聚乙烯的一种;

[0087] 所述柔性保护层为聚二甲基硅氧烷薄膜,其厚度为 $15\mu\text{m}$ 。

[0088] 所述柔性保护层还可以为乙烯-醋酸乙烯共聚物薄膜、聚乙烯薄膜,其厚度为 $15\mu\text{m}$ 。

[0089] 其中,制备所述柔性温敏传感器的方法包括以下步骤:

[0090] S1、对柔性衬底进行清洗和干燥,所述柔性衬底为厚度为 $75\mu\text{m}$ 的PDMS薄膜;

[0091] S2、将2g还原氧化石墨烯和3g的乙醇混合均匀后超声40min,得浆液状混合物,在



浆液状混合物中加入质量为2g的PDMS,搅拌1h后得粘稠状混合物;

[0092] S3、将步骤S2中制得的粘稠状混合物涂覆在柔性衬底PDMS表面上,然后在70℃下加热固化2h,进而形成具有三维孔状纳米结构的温敏材料层,所述温敏材料层的孔的大小不均,且为2~4.5 $\mu\text{m}$ ,孔与孔之间的间隙不等,为40~60 $\mu\text{m}$ ;

[0093] S4、将步骤S3中的温敏材料层分割成包含2个传感单元的阵列化器件,并从所述温敏材料层引出四条电极;

[0094] S5、在温敏材料层表面涂覆厚度为15 $\mu\text{m}$ 的PDMS薄膜,形成保护层,然后在70℃下加热固化2h,使保护层、电极层、温敏材料层及柔性衬底融为一体。

[0095] 其中,所述柔性衬底和柔性保护层为其他材料时,可以在相应的步骤中替换。

[0096] 相应地,本发明还提供了一种基于上述的柔性温敏传感器的体温监测系统,包括:柔性温敏传感器、信号处理模块和显示模块,所述信号处理模块分别与柔性温敏传感器和显示模块相连,

[0097] 所述柔性温敏传感器,用于采集被测者体温信号,并将所采集的体温信号传输给信号处理模块;

[0098] 所述信号处理模块,用于将所采集的体温信号进行处理,并将处理后的信号传输给显示模块,所述信号处理模块依次包括放大器、滤波器、计算单元和转换器,分别用于将柔性温敏传感器采集的被测者体温信号进行放大、滤波、计算和转换;

[0099] 所述显示模块,用于显示信号处理模块处理后的体温数字信号及温度差值信号。

[0100] 其中,放大器,用于将采集得到的体温数据信号按一定倍数放大;滤波器,用于将柔性温敏传感器采集的信号中的背景噪声信号滤掉以得到有效的体温数据;所述计算单元,用于计算被测者当前体温与设定值之间的差值,并自动统计所述差值;所述转换器,用于将采集的体温信号、所述差值转换为数字信号。

[0101] 所述柔性温敏传感器、信号处理电路模块和显示模块之间通过蓝牙的方式进行信号传输。

[0102] 其中,信号传输还可以采用GPRS(General Packet Radio Service,通用分组无线服务技术)、GSM(Global System of Mobile communication,全球移动通讯系统)、WLAN(Wireless Local Area Networks,无线局域网)、CDMA(Code Division Multiple Access)、TDMA(Time Division Multiple Access,时分多址)、NFC(Near Field Communication,近场通信)、Wi-Fi(Wireless-Fidelity,无线保真)、红外无线技术、电视通信网络或其他远程通讯网络。

[0103] 所述柔性温敏传感器采集到被测者体温信号之后传输给信号处理模块,信号处理模块处理所采集的体温信号,之后信号处理模块再将处理后的信号传输给显示单元,显示单元将处理后的温度差值信号以温度曲线的形式显示出来。

[0104] 本发明的柔性温敏传感器及基于该柔性温敏传感器的体温监测系统,具有如下有益效果:

[0105] 1、本发明柔性温敏传感器的材料具有无毒、良好的生物相容性和柔韧轻薄的优点,因此柔性温敏传感器轻小灵巧、携带方便,且能实时、无创伤的检测到体温变化。

[0106] 2、本发明的三维孔状纳米结构实现材料中气-固两相的存在,因此柔性温敏传感器对温度具有较高的灵敏度。

[0107] 3、基于柔性温敏传感器的体温监测系统,具有小巧智能、易携带、成本低的优点。

[0108] 4、本发明的体温监测系统通过统计被测者当前体温与设定值之间的差值,并将差值传送给转换器,极大提高了转换器的转换效率。

[0109] 5、本发明发射模块以无线传输的形式将体温信号发射出去,可以实现远程医疗监控。

[0110] 实施例三:

[0111] 请参见图1,本发明提供了一种柔性温敏传感器,包括:柔性衬底4、温敏材料层3、电极层2和柔性保护层1,所述温敏材料层3形成于柔性衬底4表面且具有三维孔状纳米结构,所述电极层2包括两条电极,所述电极从温敏材料层3表面引出,所述柔性保护层1形成于温敏材料层3表面和电极层2位于温敏材料层3表面的部分。

[0112] 其中,所述温敏材料层由下述步骤制备而得:

[0113] S1、将5g石墨烯和15g二氯甲烷混合后进行超声处理50min,得浆液状混合物;

[0114] S2、在浆液状混合物中加入1g密度为 $1.043\text{g}/\text{cm}^3$ 的PDMS,搅拌1.5h后得粘稠状混合物;

[0115] S3、将粘稠状混合物涂覆在柔性衬底上,然后在 $75^\circ\text{C}$ 下加热固化1.5h,从而制得所述温敏材料层,且所述温敏材料层的孔的大小为 $5\sim 8\mu\text{m}$ ,且孔与孔之间的间隙为 $65\sim 80\mu\text{m}$ 。

[0116] 其中,在三维孔状纳米结构形成的过程中随着二氯甲烷的挥发,会在聚二甲基硅氧烷中形成排气孔道而引入气相,实现材料中气-固两相的存在,进而形成类似蚂蚁窝状的三维孔状纳米结构的温敏材料。

[0117] 所述碳材料还可以是还原氧化石墨烯、氧化石墨烯、碳纳米管中的一种或多种的组合;所述可挥发性溶剂还可以是乙醇、乙酸乙酯、丙酮和四氯化碳中的一种或多种的组合。

[0118] 所述电极层的材料为导电无纺布,所述导电无纺布的厚度为 $65\mu\text{m}$ 。

[0119] 所述电极层的材料还可以为铜箔,所述铜箔的厚度为 $15\mu\text{m}$ 。

[0120] 所述柔性衬底4和柔性保护层1均具有良好的生物相容性,良好的生物相容性,是指材料与皮肤接触时,无毒性、无过敏或炎症反应等反应。

[0121] 所述柔性衬底为聚二甲基硅氧烷,其厚度为 $85\mu\text{m}$ 。

[0122] 所述柔性衬底的厚度为 $85\mu\text{m}$ ,所述柔性衬底还可以为乙烯-醋酸乙烯共聚物、聚对苯二甲酸乙二酯、聚酰亚胺和聚乙烯的一种;

[0123] 所述柔性保护层为聚二甲基硅氧烷薄膜,其厚度为 $20\mu\text{m}$ 。

[0124] 所述柔性保护层还可以为乙烯-醋酸乙烯共聚物薄膜、聚乙烯薄膜,其厚度为 $20\mu\text{m}$ 。

[0125] 其中,制备所述柔性温敏传感器的方法包括以下步骤:

[0126] S1、对柔性衬底进行清洗和干燥,所述柔性衬底为厚度为 $85\mu\text{m}$ 的PDMS薄膜;

[0127] S2、将5g石墨烯和15g的二氯甲烷混合均匀后超声50min,得浆液状混合物,在浆液状混合物中加入质量为1g的PDMS,搅拌1.5h后得粘稠状混合物;

[0128] S3、将步骤S2中制得的粘稠状混合物涂覆在柔性衬底PDMS表面上,然后在 $75^\circ\text{C}$ 下加热固化1.5h,进而形成具有三维孔状纳米结构的温敏材料层,所述温敏材料层的孔的大小不均,且为 $5\sim 8\mu\text{m}$ ,孔与孔之间的间隙不等,为 $65\sim 80\mu\text{m}$ ;

[0129] S4、在步骤S3中的温敏材料层表面引出两条电极；

[0130] S5、在温敏材料层表面和电极层位于温敏材料层表面的部分涂覆厚度为20 $\mu$ m的PDMS薄膜,形成保护层,然后在75℃下加热固化1.5h,使保护层、电极层、温敏材料层及柔性衬底融为一体。

[0131] 其中,所述柔性衬底和柔性保护层为其他材料时,可以在相应的步骤中替换相应的柔性衬底和柔性保护层。

[0132] 相应地,本发明还提供了一种基于上述的柔性温敏传感器的体温监测系统,包括:柔性温敏传感器、信号处理模块、报警模块和显示模块,所述信号处理模块分别与柔性温敏传感器和报警模块相连,所述信号处理模块分别与柔性温敏传感器和显示模块相连,

[0133] 所述柔性温敏传感器,用于采集被测者体温信号,并将所采集的体温信号传输给信号处理模块;

[0134] 所述信号处理模块,用于将所采集的体温信号进行处理,并将处理后的信号传输给显示模块,所述信号处理模块依次包括放大器、滤波器、计算单元和转换器,分别用于将柔性温敏传感器采集的被测者体温信号进行放大、滤波、计算和转换;

[0135] 所述报警模块,用于在所述差值超过预设值时发出报警信号;

[0136] 所述显示模块,用于显示信号处理模块处理后的体温数字信号及温度差值信号。

[0137] 其中,放大器,用于将采集得到的体温数据信号按一定倍数放大;滤波器,用于将柔性温敏传感器采集的信号中的背景噪声信号滤掉以得到有效的体温数据;所述计算单元,用于计算被测者当前体温与设定值之间的差值,并自动统计所述差值;所述转换器,用于将采集的体温信号、所述差值转换为数字信号。

[0138] 所述信号处理电路模块和显示模块之间通过GPRS的方式进行信号传输。

[0139] 其中,信号传输还可以采用蓝牙、GSM(Global System of Mobile communication,全球移动通讯系统)、WLAN(Wireless Local Area Networks,无线局域网)、CDMA(Code Division Multiple Access)、TDMA(Time Division Multiple Access,时分多址)、NFC(Near Field Communication,近场通信)、Wi-Fi(Wireless-Fidelity,无线保真)、红外无线技术、电视通信网络或其他远程通讯网络。

[0140] 所述柔性温敏传感器采集到被测者体温信号之后传输给信号处理模块,信号处理模块处理所采集的体温信号,之后信号处理模块再将处理后的信号传输给报警模块和显示单元,报警模块在温度差值超过预设值时发出报警信号,显示单元将处理后的温度差值信号以温度曲线的形式显示出来。

[0141] 本发明的柔性温敏传感器及体温监测系统,具有如下有益效果:

[0142] 1、本发明柔性温敏传感器的材料具有无毒、良好的生物相容性和柔韧轻薄的优点,因此柔性温敏传感器轻小灵巧、携带方便,且能实时、无创伤的检测到体温变化。

[0143] 2、本发明的三维孔状纳米结构实现材料中气-固两相的存在,因此柔性温敏传感器对温度具有较高的灵敏度。

[0144] 3、基于柔性温敏传感器的体温监测系统,具有小巧智能、易携带、成本低的优点。

[0145] 4、本发明的体温监测系统中的计算单元通过统计被测者当前体温与设定值之间的差值,并将直接将差值传送给转换器,极大提高了转换器的转换效率。

[0146] 5、本发明发射模块以无线传输的形式将体温信号发射出去,可以实现远程医疗监

控。

[0147] 6、本发明的报警模块可以在实时监控中,当发现体温差值超过预设值之初,就及时报警,通知相关操作人员,有效预防在没有操作人员监视的情况下,被测者不正常的体温被没有发现。

[0148] 实施例四:

[0149] 请参见图1,本发明提供了一种柔性温敏传感器,包括:柔性衬底4、温敏材料层3、电极层2和柔性保护层1,所述温敏材料层3形成于柔性衬底4表面且具有三维孔状纳米结构,所述电极层2包括两条电极,所述电极从温敏材料层3引出,所述柔性保护层1形成于温敏材料层3表面。

[0150] 其中,所述温敏材料层由下述步骤制备而得:

[0151] S1、将10g还原氧化石墨烯和25g乙醇混合后进行超声处理60min,得浆液状混合物;

[0152] S2、在浆液状混合物中加入1g密度为 $1.043\text{g}/\text{cm}^3$ 的PDMS,搅拌2h后得粘稠状混合物;

[0153] S3、将粘稠状混合物涂覆在柔性衬底上,然后在 $80^\circ\text{C}$ 下加热固化1h,从而制得所述温敏材料层,且所述温敏材料层的孔的大小为 $7\sim 10\mu\text{m}$ ,且孔与孔之间的间隙为 $70\sim 90\mu\text{m}$ 。

[0154] 其中,在三维孔状纳米结构形成的过程中随着乙醇的挥发,会在聚二甲基硅氧烷中形成排气孔道而引入气相,实现材料中气-固两相的存在,进而形成类似蚂蚁窝状的三维孔状纳米结构的温敏材料。

[0155] 所述碳材料还可以是石墨烯、还原氧化石墨烯、氧化石墨烯、碳纳米管中的一种或多种的组合;所述可挥发性溶剂还可以是二氯甲烷、乙酸乙酯、丙酮和四氯化碳中的一种或多种的组合。

[0156] 所述电极层的材料为导电无纺布,所述导电无纺布的厚度为 $80\mu\text{m}$ 。

[0157] 所述电极层的材料还可以为铜箔,所述铜箔的厚度为 $20\mu\text{m}$ 。

[0158] 所述柔性衬底4和柔性保护层1均具有良好的生物相容性,良好的生物相容性,是指材料与皮肤接触时,无毒性、无过敏或炎症反应等反应。

[0159] 所述柔性衬底为聚二甲基硅氧烷,其厚度为 $100\mu\text{m}$ 。

[0160] 所述柔性衬底的厚度为 $100\mu\text{m}$ ,所述柔性衬底还可以为乙烯-醋酸乙烯共聚物、聚对苯二甲酸乙二酯、聚酰亚胺和聚乙烯的一种;

[0161] 所述柔性保护层为聚二甲基硅氧烷薄膜,其厚度为 $25\mu\text{m}$ 。

[0162] 所述柔性保护层还可以为乙烯-醋酸乙烯共聚物薄膜、聚乙烯薄膜,其厚度为 $25\mu\text{m}$ 。

[0163] 其中,制备所述柔性温敏传感器的方法包括以下步骤:

[0164] S1、对柔性衬底进行清洗和干燥,所述柔性衬底为厚度为 $100\mu\text{m}$ 的PDMS薄膜;

[0165] S2、将10g还原氧化石墨烯和25g的乙醇混合均匀后超声60min,得浆液状混合物,在浆液状混合物中加入质量为1g的PDMS,搅拌2h后得粘稠状混合物;

[0166] S3、将步骤S2中制得的粘稠状混合物涂覆在柔性衬底PDMS表面上,然后在 $80^\circ\text{C}$ 下加热固化1h,进而形成具有三维孔状纳米结构的温敏材料层,所述温敏材料层的孔的大小不均,且为 $7\sim 10\mu\text{m}$ ,孔与孔之间的间隙不等,为 $70\sim 90\mu\text{m}$ ;

[0167] S4、从步骤S3中的温敏材料层引出两条电极；

[0168] S5、在温敏材料层表面涂覆厚度为25 $\mu$ m的PDMS薄膜，形成保护层，然后在80℃下加热固化1h，使保护层、电极层、温敏材料层及柔性衬底融为一体。

[0169] 其中，所述柔性衬底和柔性保护层为其他材料时，可以在相应的步骤中替换。

[0170] 相应地，本发明还提供了一种基于上述的柔性温敏传感器的体温监测系统，包括：柔性温敏传感器、信号处理模块、报警模块和显示模块，所述信号处理模块分别与柔性温敏传感器和报警模块相连，所述信号处理模块分别与柔性温敏传感器和显示模块相连，

[0171] 所述柔性温敏传感器，用于采集被测者体温信号，并将所采集的体温信号传输给信号处理模块；

[0172] 所述信号处理模块，用于将所采集的体温信号进行处理，并将处理后的信号传输给显示模块，所述信号处理模块依次包括放大器、滤波器、计算单元和转换器，分别用于将柔性温敏传感器采集的被测者体温信号进行放大、滤波、计算和转换；

[0173] 所述报警模块，用于在所述差值超过预设值时发出报警信号；

[0174] 所述显示模块，用于显示信号处理模块处理后的体温数字信号及温度差值信号。

[0175] 其中，放大器，用于将采集得到的体温数据信号按一定倍数放大；滤波器，用于将柔性温敏传感器采集的信号中的背景噪声信号滤掉以得到有效的体温数据；所述计算单元，用于计算被测者当前体温与设定值之间的差值，并自动统计所述差值；所述转换器，用于将采集的体温信号、所述差值转换为数字信号。

[0176] 所述柔性温敏传感器、信号处理电路模块和显示模块之间通过WLAN无线技术的方式进行信号传输。

[0177] 其中，信号传输还可以采用蓝牙、GPRS、GSM(Global System of Mobile communication,全球移动通讯系统)、WLAN(Wireless Local Area Networks,无线局域网)、CDMA(Code Division Multiple Access)、TDMA(Time Division Multiple Access,时分多址)、NFC(Near Field Communication,近场通信)、Wi-Fi(Wireless-Fidelity,无线保真)、电视通信网络或其他远程通讯网络。

[0178] 所述柔性温敏传感器采集到被测者体温信号之后传输给信号处理模块，信号处理模块直接处理所采集的体温信号，之后信号处理模块再将处理后的信号传输给报警模块和显示单元，报警模块在温度差值超过预设值时发出报警信号，显示单元将处理后的温度差值信号以温度曲线的形式显示出来。

[0179] 本发明的柔性温敏传感器及体温监测系统，具有如下有益效果：

[0180] 1、本发明柔性温敏传感器的材料具有无毒、良好的生物相容性和柔韧轻薄的优点，因此柔性温敏传感器轻小灵巧、携带方便，且能实时、无创伤的检测到体温变化。

[0181] 2、本发明的三维孔状纳米结构实现材料中气-固两相的存在，因此柔性温敏传感器对温度具有较高的灵敏度。

[0182] 3、基于柔性温敏传感器的体温监测系统，具有小巧智能、易携带、成本低的优点。

[0183] 4、本发明的体温监测系统通过统计被测者当前体温与设定值之间的差值，并将差值传送给转换器，极大提高了转换器的转换效率。

[0184] 5、本发明发射模块以无线传输的形式将体温信号发射出去，可以实现远程医疗监控。

[0185] 6、本发明的报警模块可以在实时监控中,当发现体温差值超过预设值之初,就及时报警,通知相关操作人员,有效预防在没有操作人员监视的情况下,被测者不正常的体温被没有发现。

[0186] 以上所述是本发明的优选实施方式,应当指出,对于本技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明原理的前提下,还可以做出若干改进和润饰,这些改进和润饰也视为本发明的保护范围。

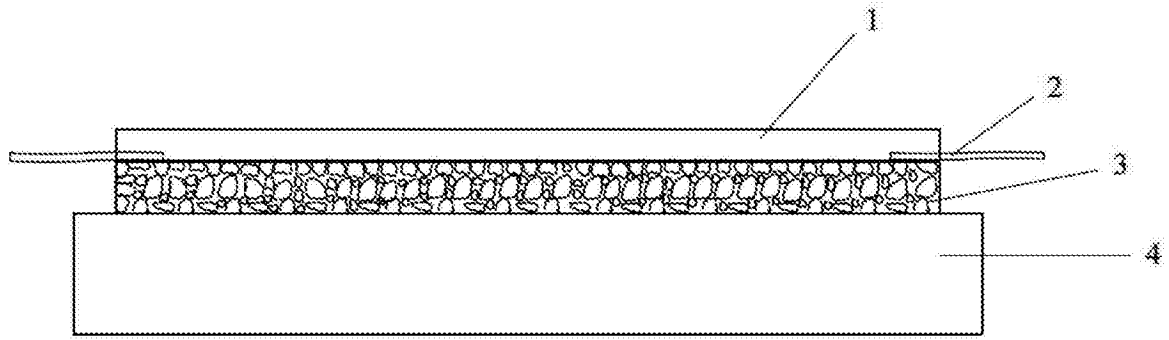


图1

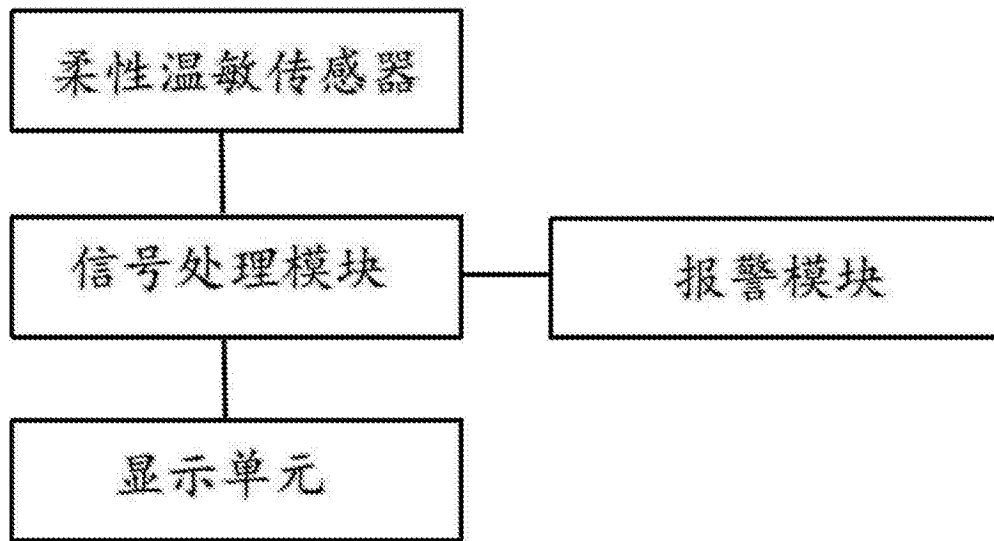


图2

专利名称(译)	一种柔性温敏传感器及基于该传感器的体温监测系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN104257356B</a>	公开(公告)日	2016-08-31
申请号	CN201410471459.X	申请日	2014-09-16
[标]申请(专利权)人(译)	苏州能斯达电子科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	苏州能斯达电子科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	苏州能斯达电子科技有限公司		
[标]发明人	张珽 熊作平		
发明人	张珽 熊作平		
IPC分类号	A61B5/01		
CPC分类号	A61B5/01		
审查员(译)	杨星		
其他公开文献	CN104257356A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

本发明公开了一种柔性温敏传感器，包括：柔性衬底、温敏材料层、电极层和柔性保护层，所述温敏材料层形成于柔性衬底表面且具有三维孔状纳米结构，所述电极层包括至少两条电极，所述电极从温敏材料层或温敏材料层表面引出，所述柔性保护层形成于温敏材料层表面或温敏材料层表面和电极层位于温敏材料层表面的部分。本发明还公开了一种基于柔性温敏传感器的体温监测系统。本发明的传感器轻薄柔软，可以被加工成多种形状，能像衣服一样可贴附、穿戴在皮肤表面；该传感器及监控系统具有灵敏度高、操作简单，无创伤性，测量结果准确，可连续记录体温变化的优点。

