



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 110179454 B

(45)授权公告日 2020.08.28

(21)申请号 201910328709.7

A61B 5/0408(2006.01)

(22)申请日 2019.04.23

A61B 5/01(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

A61B 5/053(2006.01)

申请公布号 CN 110179454 A

审查员 谢楠

(43)申请公布日 2019.08.30

(73)专利权人 华中科技大学

地址 430074 湖北省武汉市洪山区珞喻路
1037号

(72)发明人 尹浪 申曜鑫 邓鹏飞 张树昌
马加冀

(74)专利代理机构 华中科技大学专利中心

42201

代理人 张彩锦 曹葆青

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

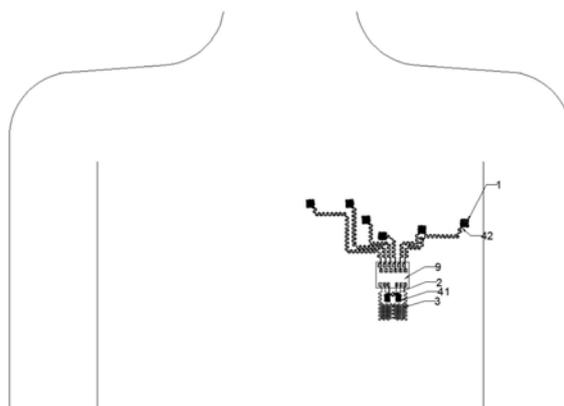
权利要求书2页 说明书5页 附图4页

(54)发明名称

一种柔性运动健康监测系统

(57)摘要

本发明属于柔性表皮电子领域,并公开了一种柔性运动健康监测系统。其包括无线数据采集单元和心电信号采集电极、电路补偿单元、水合电极和温度传感器,其中,心电信号采集电极用于测量心电图信号;电路补偿单元用于增强心电图信号的信噪比;水合电极用于测量皮肤水合作用的强度;无线数据采集单元包括柔性外壳和包覆在其中的柔性电路板,柔性外壳上设置有凹槽,凹槽中充满液态金属,凹槽的下端设置有工字型的导电连接片,当无线数据采集单元晃动时,通过凹槽内导电连接片在液态金属中的缓冲,达到应力隔离的效果,避免牵扯测量电极。通过本发明,实现精准采集各类人体生理信号,测量效率高。



1. 一种柔性运动健康监测系统,其特征在于,该系统包括无线数据采集单元和分别与该无线数据采集单元连接的心电信号采集电极(1)、电路补偿单元、水合电极(2)和温度传感器(3),其中,

所述心电信号采集电极(1)用于测量待测对象的心电图信号;

所述电路补偿单元用于抵消所述心电信号采集电极与无线数据采集单元的连接线采集的干扰信号,以此增强所述心电信号采集电极采集的心电图信号的信噪比;

所述水合电极(2)用于测量待测对象皮肤水合作用的强度;

所述温度传感器(3)用于测量待测量对象皮肤表面的温度;

所述无线数据采集单元包括柔性外壳(10)和包覆在其中的柔性电路板(9),该柔性电路板用于信号的采集和传输,其上设置有多个连接电极(8),所述柔性外壳上设置有多个与所述连接电极一一对应的凹槽(7),凹槽中充满液态金属,凹槽的下端设置有工字型的导电连接片(6),该连接片的一端采用间隙配合的方式设置在所述凹槽(7)中,所述心电信号采集电极(1)、水合电极(2)、温度传感器(3)和电路补偿单元的补偿参考电极通过与所述连接片(6)连接实现与所述柔性电路板(9)的连接,此外,当所述无线数据采集单元晃动时,通过所述连接片(6)在所述凹槽(7)中晃动缓冲,避免牵扯所述心电信号采集电极、水合电极、温度传感器和电路补偿单元。

2. 如权利要求1所述一种柔性运动健康监测系统,其特征在于,所述电路补偿单元包括与所述无线数据采集单元连接的补偿支路(41)和补偿参考电极(42),该补偿支路(41)与所述连接线平行,通过该补偿支路产生补偿电压以此减小所述连接线采集的电压信号,所述补偿参考电极(42)用于获得所述心电信号采集电极与连接线的总电压。

3. 如权利要求2所述一种柔性运动健康监测系统系统,其特征在于,所述补偿电压和总电压分别按照下列表示计算:

$$\Delta V_1 = \frac{\int_{S_1}^{S_2+S_1} E ds}{S_2} \cdot \frac{S_2}{S_1+S_2} + \frac{\int_0^{S_1} E ds}{S_1} \cdot \frac{S_1}{S_1+S_2}$$

$$\Delta V_2 = \frac{\int_{S_1}^{S_2+S_1} E ds}{S_2} \cdot \frac{S_2}{S_1+S_2} - \frac{\int_0^{S_1} E ds}{S_1} \cdot \frac{S_2}{S_1+S_2}$$

其中, ΔV_1 是总电压, ΔV_2 是补偿电压, S_1 是所述连接线的面积, S_2 是所述心电信号采集电极的面积, E 是电极覆盖的各点肌肉组织的电势。

4. 如权利要求3所述一种柔性运动健康监测系统,其特征在于,所述心电信号采集电极的电压按照下列表达式计算:

$$V_e = \Delta V_1 + \frac{S_1}{S_2} \Delta V_2$$

其中, V_e 是心电信号采集电极的电压。

5. 如权利要求1-4任一项所述一种柔性运动健康监测系统,其特征在于,所述心电信号采集电极(1)中包括多个串联的变宽蛇形结构,通过采用变宽的设计实现所述心电信号采集电极的可延展,使得其满足待测对象的拉伸率。

6. 如权利要求1所述一种柔性运动健康监测系统,其特征在于,所述水合电极(2)包括外环和内环,内环设置在所述外环内部,作为输入电极,所述外环作为输出电极。

7. 如权利要求1所述一种柔性运动健康监测系统,其特征在于,所述温度传感器(3)采用可延展的传感器,以此适应待测对象的拉伸率。

8. 如权利要求1所述一种柔性运动健康监测系统,其特征在于,所述柔性外壳(10)的一面设置有多个凸起(11),通过凸起与待测对象接触,降低所述柔性外壳与待测对象的接触面积,利于空气流通,提高舒适感。

9. 如权利要求1所述一种柔性运动健康监测系统,其特征在于,所述心电信号采集电极、水合电极、温度传感器和电路补偿单元的厚度均不超过 $3\mu\text{m}$ 。

一种柔性运动健康监测系统

技术领域

[0001] 本发明属于柔性表皮电子领域,更具体地,涉及一种柔性运动健康监测系统系统。

背景技术

[0002] 随着人们对运动的热爱逐渐加深,越来越多的运动健康监测系统呈现在大众眼前。其形式有智能手环,智能手表,智能眼镜以及智能鞋等。人类运动的过程常见的指标为心率、体温、体表湿度等。但是目前的运动健康监测系统功能仍然比较单一,大多部分监测的目标为步数,消耗能量等比较单一的功能。

[0003] 目前已有一些针对目前问题开发的运动健康管理系统,例如专利号为CN201810128938.X提出了一种基于纤毛温度传感的柔性电子皮肤。专利号为CN201410670417.9公开了一种通过反射式光电传感器照射皮肤监测心率的电子皮肤式心率监测器;专利号为CN201610173232.6公开了一种通过电阻测量的,能够监测温湿度的柔性电子皮肤智能鞋垫。

[0004] 然而这些专利提出的健康管理系统存在如下其中之一或者几个缺点:1)测量目标较为单一,无法测出多种运动所需数据;2)运动时产生的信号对心电信号的干扰伪影无法完全解决;3)光电传感器无法排除环境光对于信号的影响;4)监测运动温湿度时未考虑运动应变对于电阻的影响;因此对于这些问题,需要开发一种测量稳定、超薄、高信噪比的柔性运动健康监测系统。

发明内容

[0005] 针对现有技术的以上缺陷或改进需求,本发明提供了一种柔性运动健康监测系统系统,通过对其关键组件无线数据采集单元和电路补偿单元的设计,使得测量系统在贴附待测对象表面时,当无线数据采集单元移动时,心电信号采集电极、水合电极和温度传感器不受到牵扯,保证测量的稳定性和准确性,通过电路补偿对心电信号采集电极测量的信号进行补偿,增强信噪比,由此解决测量过程中的晃动,不稳定和测量误差大的技术问题。

[0006] 为实现上述目的,按照本发明,提供了一种柔性运动健康监测系统系统,该系统包括无线数据采集单元和分别与该无线数据采集单元连接的心电信号采集电极、电路补偿单元、水合电极和温度传感器,其中,

[0007] 所述心电信号采集电极用于测量待测对象的心电图信号;

[0008] 所述电路补偿单元用于抵消所述心电信号采集电极与无线数据采集单元的连接线采集的干扰信号,以此增强所述心电信号采集电极采集的心电图信号的信噪比;

[0009] 所述水合电极用于测量待测对象皮肤水合作用的强度;

[0010] 所述温度传感器用于测量待测量对象皮肤表面的温度;

[0011] 所述无线数据采集单元包括柔性外壳和包覆在其中的柔性电路板,该柔性电路板用于接受信号,其上设置有多个连接电极,所述柔性外壳上设置有多个与上述连接电极一一对应的凹槽,凹槽中充满液态金属,凹槽的下端设置有工字型的导电连接片,该连接片的

一端采用间隙配合的方式设置在所述凹槽中,所述心电信号采集电极、水合电极、温度传感器和电路补偿单元的补偿参考电极通过与所述连接片连接实现与所述柔性电路板的连接,此外,当所述无线数据采集单元晃动时,通过所述连接片在所述凹槽中晃动缓冲,避免牵扯所述心电信号采集电极、水合电极、温度传感器和电路补偿单元。

[0012] 进一步优选地,所述电路补偿单元包括与所述无线数据采集单元连接的补偿支路和补偿参考电极,该补偿支路与所述连接线平行,通过该补偿支路产生补偿电压以此减小所述连接线采集的电压信号,所述补偿参考电极用于获得所述心电信号采集电极与连接线的总电压。

[0013] 进一步地优选地,所述补偿电压和总电压分别按照下列表示计算:

$$[0014] \quad \Delta V_1 = \frac{\int_{S_1}^{S_2+S_1} E ds}{S_2} \cdot \frac{S_2}{S_1+S_2} + \frac{\int_0^{S_1} E ds}{S_1} \cdot \frac{S_1}{S_1+S_2}$$

$$[0015] \quad \Delta V_2 = \frac{\int_{S_1}^{S_2+S_1} E ds}{S_2} \cdot \frac{S_2}{S_1+S_2} - \frac{\int_0^{S_1} E ds}{S_1} \cdot \frac{S_2}{S_1+S_2}$$

[0016] 其中, ΔV_1 是总电压, ΔV_2 是补偿电压, S_1 是所述连接线的面积, S_2 是所述心电信号采集电极的面积, E 是电极覆盖的各点肌肉组织的电势。

[0017] 进一步地优选地,所述心电信号采集电极的电压优选按照下列表达式计算:

$$[0018] \quad V_e = \Delta V_1 + \frac{S_1}{S_2} \Delta V_2$$

[0019] 其中, V_e 是心电信号采集电极的电压。

[0020] 进一步优选地,所述心电信号采集电极中包括多个串联的变宽蛇形结构,通过采用变宽的设计实现所述心电信号采集电极的可延展,使得其满足待测对象的拉伸率。

[0021] 进一步优选地,所述水合电极包括外环和内环,内环设置在所述外环内部,作为输入电极,所述外环作为输出电极。

[0022] 进一步优选地,所述温度传感器采用可延展的传感器,以此适应待测对象的拉伸率。

[0023] 进一步优选地,所述柔性外壳的一面设置有多个凸起,通过凸起与待测对象接触,降低所述柔性外壳与待测对象的接触面积,利于空气流通,提高舒适度。

[0024] 进一步优选地,所述心电信号采集电极、水合电极、温度传感器和电路补偿单元的厚度均不超过 $3\mu\text{m}$ 。

[0025] 总体而言,通过本发明所构思的以上技术方案与现有技术相比,能够取得下列有益效果:

[0026] 1、本发明通过在无线数据采集单元中将柔性电路板包覆的方式,同时在外壳中设置凹槽和工字型导电连接片,实现连接片在凹槽中晃动缓冲,避免牵扯其他电极测量造成测量过程中的扰动,保持测量的稳定;

[0027] 2、本发明通过多种传感器的集成与切换,同时实时测量人体温度,心电,湿度三种生理信号,实现全方面的人体健康状况监测,缩短测量时间,提高测量效率;

[0028] 3、本发明中通过采用电路补偿单元对心电信号采集中连接线采集的干扰信号进

行削弱,增强心电信号采集电极采集的信号,减小了电极连接线、运动和汗水以及电极应变对于生理信号采集结果的影响,因而大大提高了信号信噪比;

[0029] 4、本发明中心电信号采集电极、水合电极和温度传感器均采用可延展的材质,具有超薄、轻、无基底、可拉伸的特性,符合皮肤的力学性能,能够紧密贴附于人体,不产生异物感,同时无线数据采集单元采用柔性封装的图带设计,解决了散热排汗的问题,从而达到使用舒适的效果;

[0030] 5、本发明提供的监测系统,通过与无线数据采集单元的连接,解决了传统各个信号采集单元有线连接测量以及使用的不便,同时采用应力隔离设计,保证连接结构的稳定性,从而能够实现进行无线实时健康监控的功能。

附图说明

[0031] 图1是按照本发明的优选实施例所构建的柔性电子传感器整体示意图;

[0032] 图2是按照本发明的优选实施例所构建的心电信号变宽蛇形电极结构示意图;

[0033] 图3是按照本发明的优选实施例所构建的变宽蛇形电极结构单元示意图;

[0034] 图4是按照本发明的优选实施例所构建的变宽蛇形电极结构单元示意图;

[0035] 图5是按照本发明的优选实施例所构建的水合电极结构示意图;

[0036] 图6是按照本发明的优选实施例所构建的温度传感器结构示意图;

[0037] 图7是按照本发明的优选实施例所构建的温度传感器结构单元示意图;

[0038] 图8是按照本发明的优选实施例所构建的补偿支路示意图;

[0039] 图9是按照本发明的优选实施例所构建的补偿参考电极示意图;

[0040] 图10是按照本发明的优选实施例所构建的无线数据采集单元意图;

[0041] 图11是按照本发明的优选实施例所构建的无线数据采集电路通道示意图。

[0042] 在所有附图中,相同的附图标记用来表示相同的元件或结构,其中:

[0043] 1-心电信号采集电极 2-水合电极 3-温度传感器 41-补偿支路 42-补偿参考电极 5-导电双面胶 6-连接片 7-凹槽 8-连接电极 9- 柔性电路板 10-柔性外壳 11-凸起

具体实施方式

[0044] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。此外,下面所描述的本发明各个实施方式中所涉及到的技术特征只要彼此之间未构成冲突就可以相互组合。

[0045] 图1是按照本发明的优选实施例所构建的柔性电子传感器整体示意图,如图1所示,一种柔性运动健康监测系统系统,包括心电信号采集电极1,水合电极2,温度传感器3,电路补偿单元和无线数据采集单元,其中,

[0046] 如图2所示,心电信号采集电极1具有可重构、高覆盖率、最小化伪影特性,用于采集胸前心电信号,进而实现心电图的采集;心电信号采集电极1有6个,均采用变宽的蛇形结构。本实施例中,单个电极的变宽蛇形结构由两个基本变宽蛇形单元组成,两个基本单元分别如图3和4所示,变宽蛇形结构的最大线宽小于0.6mm,厚度小 $3\mu\text{m}$,单个基本变宽蛇形单元面积小于 $4\text{mm}\times 4\text{mm}$,单个电极面积小于 $1.2\text{cm}\times 1.2\text{cm}$,电极覆盖率大于 44%,拉伸性能能

够满足皮肤20%的拉伸率。超薄厚度的变宽蛇形结构提高电极与皮肤的共形能力且能在保证电极覆盖率的同时具备良好的拉伸性能,能够减小电极与皮肤的相对位移所造成的运动伪影。该心电信号采集电极采用无基底设计,能够提高散热效果避免汗水伪影且其超强弹性,可以提高柔性电极的可恢复性。每一种变宽蛇形单元模块的电极面积相对于其面额面积的比率,心电信号采集电极在满足拉伸性能的同时能够达到较高的面积覆盖率,覆盖率高达44.7%。

[0047] 如图5所示,水合电极用于共形贴附于皮肤表面采集皮肤阻抗信息,直接与皮肤接触,并利用差分阻抗测量,从而获得皮肤水合作用的强度;单一水合电极为中心内圆盘绕以外圆环结构,其中,内圆盘半径为200 μm ,外圆环内外径分别为300 μm 和450 μm ,其中,内电极用作电流源输入,外环电极用作电流接收器。

[0048] 如图6所示,温度传感器3具有应变-温度解耦特性,用于采集胸前温度;采用波纹结构,波纹结构由波纹结构单元组成,如图7所示,波纹结构单元内半径为1.35mm,外半径为1.65mm,圆心角为220°,线宽为0.3mm,半径线宽比为0.2。总体温度传感器面积小于60mm \times 45mm,阻值在1K Ω ~3K Ω ,1 $^{\circ}\text{C}$ 对应阻值变化在0.1 Ω ~0.5 Ω ,波纹结构提高电极的拉伸性能,应变-温度解耦提升了温度测量的准确性。

[0049] 如图8所示,电路补偿单元用于消除每个表皮电极连接结构所引入的多余电信号,以保证人机交互设备所获信号的准确度,该电路补偿单元由两部分组成,其一为补偿支路,其二为补偿参考电极,如图9所示。补偿支路电极为蜿蜒蛇形结构平行于心电信号采集电极的连接线,线宽小于300 μm ,厚度小于3 μm ,补偿支路与心电信号连接线并行贴附,两者长度相同,间距小于1mm。补偿参考电极结构也由变宽蛇形单元组成,单个补偿参考电极面积小于1.2cm \times 0.8cm。补偿参考电极也具备良好的拉伸性以及皮肤的共形性。

[0050] 进一步,所述电路补偿单元的补偿方法如下:

$$[0051] \quad \Delta V_1 = \frac{\int_{S_1}^{S_2+S_1} E ds}{S_2} \cdot \frac{S_2}{S_1+S_2} + \frac{\int_0^{S_1} E ds}{S_1} \cdot \frac{S_1}{S_1+S_2}$$

$$[0052] \quad \Delta V_2 = \frac{\int_{S_1}^{S_2+S_1} E ds}{S_2} \cdot \frac{S_2}{S_1+S_2} - \frac{\int_0^{S_1} E ds}{S_1} \cdot \frac{S_2}{S_1+S_2}$$

[0053] 其中, ΔV_1 是总电压, ΔV_2 是补偿电压, S_1 是连接线的面积, S_2 是心电信号采集电极的面积, E 是电极覆盖的各点肌肉组织的电势。

[0054] 通过采用补偿电压乘以补偿系数 $\frac{S_1}{S_2}$ 对总电压进行补偿,获得心电信号采集电极的电压,通过按照下列表达式计算:

$$[0055] \quad V_e = \Delta V_1 + \frac{S_1}{S_2} \Delta V_2$$

[0056] 其中, V_e 是心电信号采集电极电压值。

[0057] 如图10所示,无线数据采集单元包括柔性电路板9和柔性外壳10,在本实施例中,柔性外壳的材料采用PDMS,柔性电路板9用于接受信号,其上设置有多个连接电极8,柔性外

壳10上设置有多个与所述连接电极一一对应的凹槽7,凹槽中充满液态金属,凹槽7的下端设置有工字型的导电连接片6,该连接片的一端采用间隙配合的方式设置在凹槽7中,连接片下端设置有导电双面胶5,用于将心电信号采集电极、水合电极、温度传感器和电路补偿单元的电极与连接片连接,进而实现与柔性电路板9的连接,此外,当无线数据采集单元晃动时,通过连接片6在凹槽7中晃动缓冲,避免牵扯心电信号采集电极、水合电极、温度传感器和电路补偿单元。柔性外壳的一面设置有多个凸起11,通过凸起11与待测对象接触,降低所述柔性外壳与待测对象的接触面积,利于空气流通,利于汗液顺利排出,提高舒适感,在凸起11外侧粘附医用双面胶带,方便将无线数据采集单元粘贴到胸前皮肤上。

[0058] 无线数据采集单元的电路接口通道如图11所示,一共有18个采集通道8,包括12个ECG信号通道、2个水合信号通道、2个温度通道、1个参考通道、1个地。通道大小、位置与柔性电极片相同,便于后续连接。

[0059] 本实施例中,凹槽呈倒“T”字型,连接片6采用呈“工”字形的铜片,连接片6嵌入凹槽7内部,连接片6在凹槽内能够水平移动,从而保证在柔性外壳产生滑动时,连接片6与心电信号采集电极1,水合电极2和温度传感器3的柔性电极保持相对静止状态,不产生相对滑动,实现应力隔离,确保连接的稳定性。

[0060] 通过以上设计的超薄、高信噪比的柔性运动健康监测系统具有如下优势:可以紧紧贴附于人体表皮,实现多功能各种生理信号测量;降低噪声影响;轻薄透气且无线传输,利于佩戴,生物兼容性好,且可以实现移动监测;实现最小化运动伪影和汗水伪影,提高信号精度;降低电极应变对于温度测量的影响,提高温度测量准确度。

[0061] 由于一般测量过程中经常会有伪影产生,其中一部分伪影产生是源于运动伪影和汗水伪影,运动伪影一部分源于测量电极与皮肤在人体运动中会产生相对位移,所以导致测量信号不好,监测系统贴于皮肤上的时候,由于汗水的积累会导致测量信号不准确,由于是无基底超薄电子皮肤,厚度小于3微米,能够与皮肤更好共形,从而减小皮肤与电极在身体运动中的相对位移,减小运动伪影,同时,超薄无基底能够有很好的散热和排汗性。

[0062] 因为电极随着皮肤应变变换也会改变测量的电阻阻值,从而影响后温度传感器的信号,所以通过最小化应变来解耦,即通过蛇形带的结构参数设计来减小应变,使得最大名义应变产生的电阻变化远小于最小温度分辨率产生的电阻变化。

[0063] 本领域的技术人员容易理解,以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

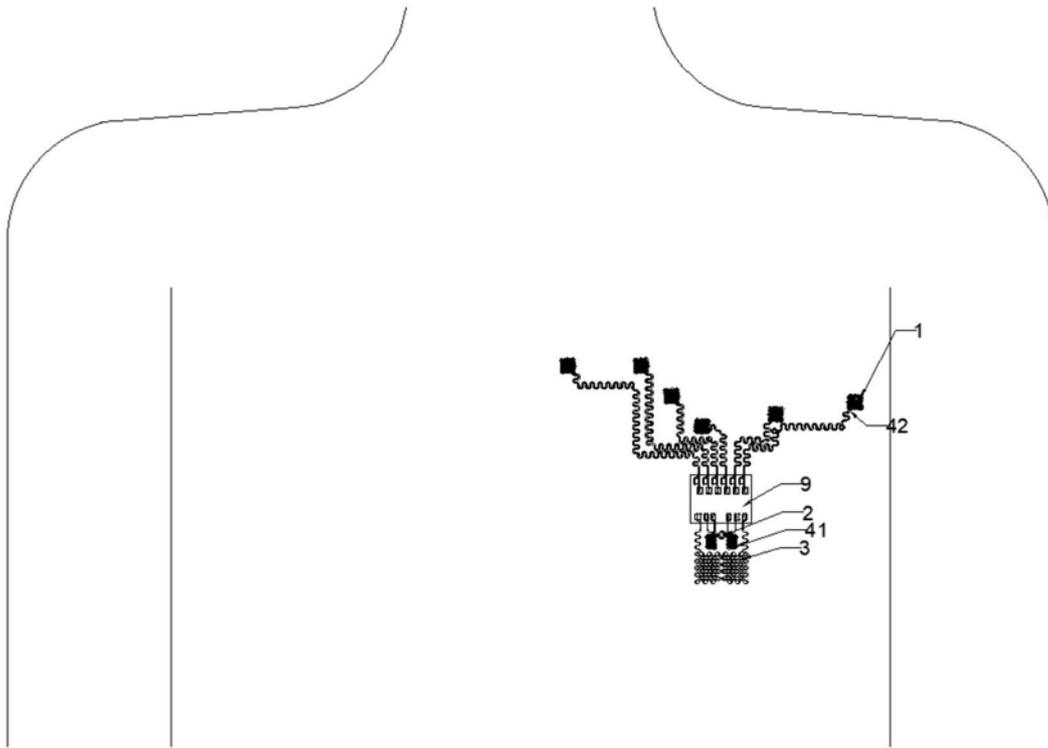


图1

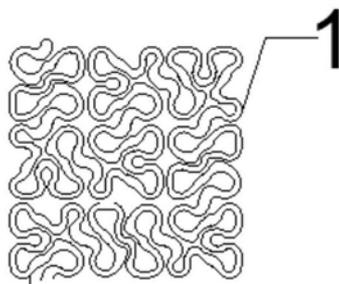


图2

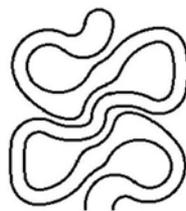


图3



图4

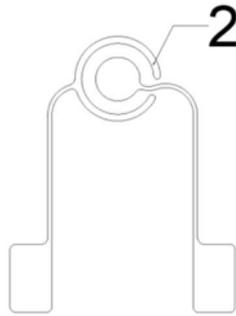


图5

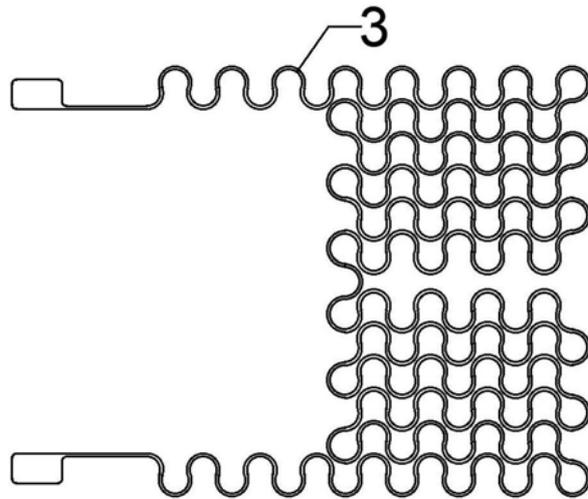


图6



图7

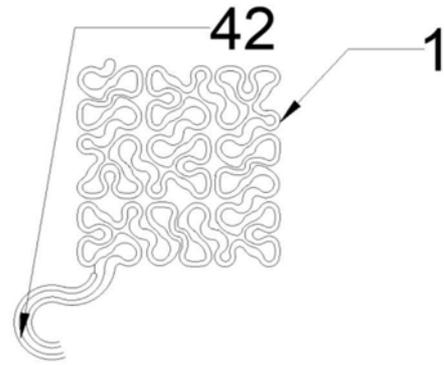


图8

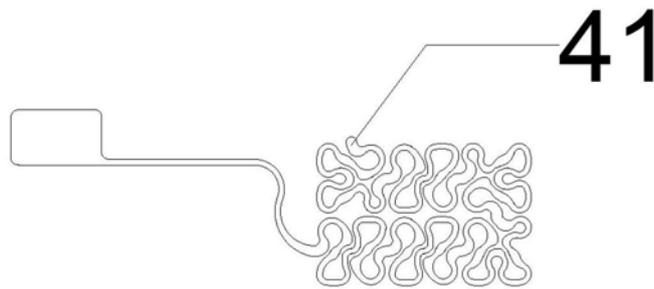


图9

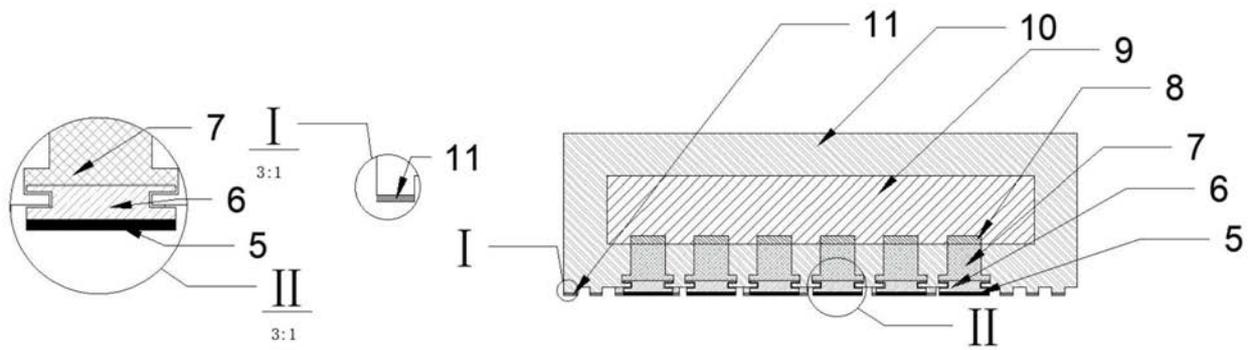


图10

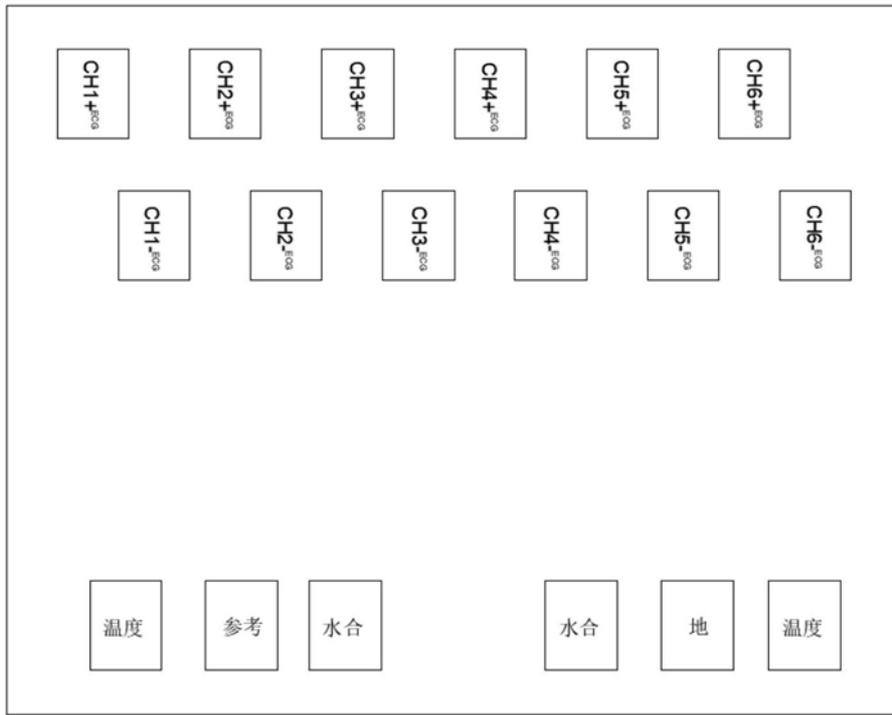


图11