



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107811616 A

(43)申请公布日 2018.03.20

(21)申请号 201610826312.7

(22)申请日 2016.09.14

(71)申请人 中国科学院宁波材料技术与工程研究所

地址 315201 浙江省宁波市镇海区庄市大道519号

(72)发明人 刘宜伟 李润伟 胡超 尚杰

(74)专利代理机构 北京鸿元知识产权代理有限公司 11327

代理人 单英

(51)Int.Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

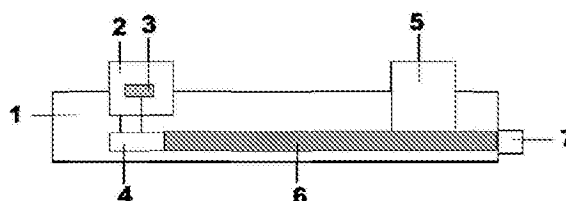
权利要求书2页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

一种柔性多参量人体体征探测器及其使用方法

(57)摘要

本发明提供了一种柔性多参量人体体征探测器。该探测器集成柔性基底、柔性电极、脉搏传感器以及处理电路,通过脉搏探测器进行脉搏的监测,通过导电电极进行人体阻抗的测试;通过拉伸探测器,优选配合延长器,可以测量人体不同位置的阻抗。与现有技术相比,该探测器能够进行拉伸、扭转、折叠等变形,且能够进行人体阻抗与脉搏体征测试,具有便携性、舒适性的特点,在人体健康监控、脂肪含量检测等方面具有很好的应用前景。



1. 一种柔性多参量人体体征探测器,其特征是:包括柔性基底、脉搏传感器、第一导电电极、第二导电电极、柔性电极,以及处理电路;

所述的柔性基底由绝缘的第一弹性体材料构成;

所述的柔性电极具有导电性,由液态金属与第二弹性体材料组成;

所述的柔性电极固定在柔性基底上;

所述的脉搏传感器连接在柔性基底、第一导电电极或者第二导电电极上;

所述的处理电路包括交流信号产生模块、信号处理模块与控制模块;交流信号产生模块与第一导电电极相连接;柔性电极一端与信号处理模块相连接,另一端与第二导电电极相连接;

在电源供电,控制模块控制条件下,交流信号产生模块产生特定频率和幅值的波形以激励外部阻抗,经第一导电电极、人体、第二导电电极、柔性电极形成闭合回路,激励得到阻抗响应信号,该阻抗响应信号经信号处理模块进行处理,得到阻抗大小。

2. 如权利要求1所述的柔性多参量人体体征探测器,其特征是:所述第一弹性体材料包括硅胶、聚二甲基硅氧烷、橡胶、水凝胶、聚氨酯、SEBS、POE中的一种或者几种;

所述第二弹性体材料包括硅胶、聚二甲基硅氧烷、橡胶、水凝胶、聚氨酯、SEBS、POE中的一种或者几种。

3. 如权利要求1所述的柔性多参量人体体征探测器,其特征是:所述的液态金属包括汞、镓铟合金、镓铟锡合金,以及过渡族金属、固态非金属元素的一种或几种掺杂的镓铟合金、镓铟锡合金。

4. 如权利要求1所述的柔性多参量人体体征探测器,其特征是:所述的柔性电极中,液态金属灌注在管状的第二弹性体材料中;

作为优选,所述第一弹性体材料与第二弹性体材料相同,所述的柔性电极的制备方法是:柔性基底成型时,利用模具在需要制备柔性电极的位置留下管状孔;然后,在室温条件下将液态金属灌入该管状孔中。

5. 如权利要求1所述的柔性多参量人体体征探测器,其特征是:所述的柔性电极中,液态金属颗粒分散在第二弹性体材料中;

作为优选,所述的柔性电极的制备方法如下:

当第二弹性体材料在常温下为固态,加热熔融时,将加热熔融的第二弹性体材料与液态金属搅拌混合均匀,形成混合体;然后,将混合体涂敷或者灌注在柔性基底上,降温固化后形成柔性电极;

当第二弹性体材料在常温下为液态,加热固化时,在室温下,将液态金属与液态的第二弹性体搅拌混合均匀,形成混合体;然后,将混合体涂敷或者灌注在柔性基底上,加热固化后形成柔性电极。

6. 如权利要求1所述的柔性多参量人体体征探测器,其特征是:所述的交流信号产生模块包括电源、直接数字频率合成器、数模转换器,以及集成放大电路;直接数字频率合成器一端与控制模块相连接,直接数字频率合成器另一端与数模转换器相连接,数模转换器的另一端与集成放大电路相连接。

7. 如权利要求1所述的柔性多参量人体体征探测器,其特征是:所述的信号处理模块包括增益放大电路、模数转换器,以及数字信号处理模块;所述的增益放大电路的一端与柔性

电极相连接,另一端与模数转换器一端相连接,模数转换器另一端与数字信号处理模块相连接,数字信号处理模块另一端与控制模块相连接。

8.如权利要求1所述的柔性多参量人体体征探测器,其特征是:所述的脉搏传感器分为光电型传感器时,柔性基底、第一导电电极或者第二导电电极上开有通孔,光电探测器发出的光通过通孔照射皮肤进行探测。

9.如权利要求1所述的柔性多参量人体体征探测器,其特征是:所述的柔性基底的拉伸率大于150%,杨氏模量小于100MPa;

作为优选,所述的柔性电极的拉伸率大于150%;

作为优选,所述的柔性电极的拉伸率大于柔性基底的拉伸率。

10.如权利要求1至9中任一权利要求所述的柔性多参量人体体征探测器,其特征是:还包括延长器,所述延长器包括柔性基底A、柔性电极A、第二导电电极A与导电接头A;柔性电极A固定在柔性基底A上,柔性电极A的一端连接导电接头A,靠近另一端位置连接第二导电电极A;

使用时,将延长器中的导电接头A与柔性多参量人体体征探测器的导电结头相连接。

11.如权利要求1至9中任一权利要求所述的柔性多参量人体体征探测器的使用方法,其特征是:将第一导电电极与第二导电电极分别放置在人体不同位置,接通电源,测得第一导电电极与第二导电电极之间的人体阻抗信息,同时利用脉搏传感器测得脉搏信号。

一种柔性多参量人体体征探测器及其使用方法

技术领域

[0001] 本发明涉及人体体征检测领域,尤其是涉及一种柔性多参量人体体征探测器及其使用方法。

背景技术

[0002] 随着物联网的发展,智慧医疗越来越引起人们的关注。智慧医疗的核心就是实现人体体征的探测,实现这个功能的核心是便携式、可穿戴的健康设备,它集人体健康信息的智能化采集、智能化存储与分类、智能化交互、智能化处理于一体,将引发电子学的新一轮革命。

[0003] 原创性的便携式、可穿戴健康设备在面向未来重大应用需求的智慧医疗竞争中占有至关重要的地位,是我国提升创造性核心竞争力的关键。便携式、可穿戴的健康设备最大的要求就是与人体、皮肤等器官完美的贴合,这只能依赖柔软、可弯曲的新型电子学器件,即柔性电子器件,它具有所有传统电子学器件不具备的独特优势,例如:可弯曲变形、可附着于任何形状的表面上、可减少在受外界撞击时的影响、可大面积使用,并具有更轻的重量以及更加低廉的成本。2000年Science杂志将柔性电子学与基因组学等并列为21世纪十大新兴科技。全球著名电子技术期刊《电子工程时代》(EE TIMES)2010年也将柔性电子学列为“全球十大新兴技术”之一。

[0004] 谷歌眼镜的出现使得人们越来越关注可穿戴设备,从最初的谷歌眼镜到现在的智能头盔、智能手表、智能手环等设备,从最初的运动计步功能,到现在的脉搏监控、心跳监控、GPS导航等功能,可穿戴设备种类与功能已经越来越丰富而且越来越智能化。然而,市场上现有的可穿戴设备还不是真正的柔性化设备、还不是与人体兼容的设备,例如:智能手表,它是在现有手表的基础上集成应力传感器、加速度传感器、磁传感器等而成的,但是这些传感器都是刚性的传感器。

[0005] 理想的便携式、可穿戴设备是与人体兼容的,具有柔性的特点,例如:能够弯曲、拉伸、能够贴合在人体皮肤等器官、能够植入衣服中。此外,由于人体具有多种体征,例如:脉搏、人体阻抗、血压等,在柔性的探测器中集成多参量的人体体征检测功能将提高其智能化。

发明内容

[0006] 本发明针对便携式、可穿戴设备的发展现状和趋势,提供一种柔性多参量人体体征探测器,该探测器能够探测人体的阻抗与脉搏波形体征信息,并且能够进行拉伸、扭转、折叠等变形。

[0007] 本发明的技术方案为:一种柔性多参量人体体征探测器,包括柔性基底、脉搏传感器、第一导电电极、第二导电电极、柔性电极,以及处理电路。

[0008] 所述的柔性基底由绝缘的弹性体材料构成(为了与下文中的弹性体材料区分,该弹性体材料称为第一弹性体材料),在外力作用下可以发生变形。所述第一弹性体材料可以

是热塑性弹性体,也可以是热固性弹性体材料,包括但不限于硅胶、聚二甲基硅氧烷(PDMS)、橡胶、水凝胶、聚氨酯、SEBS、POE等中的一种或者几种。

[0009] 所述的柔性电极具有导电性,由液态金属与弹性体材料(为了与上文中的弹性体材料区分,该弹性体材料称为第二弹性体材料)组成。

[0010] 所述的液态金属是在室温下为液态的金属导电材料,包括但不限于汞、镓铟合金、镓铟锡合金,以及过渡族金属、固态非金属元素的一种或几种掺杂的镓铟合金、镓铟锡合金等。

[0011] 所述的第二弹性体材料在外力作用下可以发生变形,可以是热塑性弹性材料,也可以是热固性弹性体材料,包括但不限于硅胶、聚二甲基硅氧烷(PDMS)、橡胶、水凝胶、聚氨酯、SEBS、POE等中的一种或者几种。

[0012] 作为柔性电极的一种结构,所述的液态金属灌注在管状的第二弹性体材料中。当所述第一弹性体材料与第二弹性体材料相同时,本发明提供了一种制备该柔性电极的方法,具体是:柔性基底成型时,利用模具在需要制备柔性电极的位置留下管状孔;然后,在室温条件下将液态金属灌入该管状孔中。

[0013] 作为柔性电极的另一种结构,所述的液态金属颗粒分散在第二弹性体材料中。本发明提供了一种制备该柔性电极的方法,具体如下:

[0014] 当第二弹性体材料在常温下为固态,加热熔融时,将加热熔融的第二弹性体材料与液态金属搅拌混合均匀,形成混合体;然后,将混合体涂敷或者灌注在柔性基底上,降温固化后形成柔性电极。

[0015] 当第二弹性体材料在常温下为液态,加热固化时,在室温下,将液态金属与液态的第二弹性体搅拌混合均匀,形成混合体;然后,将混合体涂敷或者灌注在柔性基底上,加热固化后形成柔性电极。

[0016] 所述的柔性电极固定在柔性基底上,柔性电极的一端经处理电路连接第一导电电极,柔性电极的另一端连接第二导电电极。

[0017] 所述的处理电路包括交流信号产生模块、信号处理模块与控制模块(MCU);交流信号产生模块与第一导电电极相连接;柔性电极一端与信号处理模块相连接,另一端与第二导电电极相连接。

[0018] 在电源供电,控制模块控制条件下,交流信号产生模块产生特定频率和幅值的波形以激励外部阻抗,经第一导电电极、人体、第二导电电极、柔性电极形成闭合回路,激励得到阻抗响应信号,该阻抗响应信号经信号处理模块进行处理,得到阻抗大小。

[0019] 作为一种实现方式,所述的交流信号产生模块包括电源、直接数字频率合成器(DDS)、数模转换器(DAC),以及集成放大电路;DDS一端与MCU相连接,DDS另一端与DAC相连接,DAC的另一端与集成放大电路相连接。

[0020] 作为一种实现方式,所述的信号处理模块包括增益放大电路、模数转换器(ADC),以及数字信号处理模块(DSP);所述的增益放大电路的一端与柔性电极相连接,另一端与ADC一端相连接,ADC另一端与DSP相连接,DSP另一端与MCU相连接;增益放大电路被ADC采样,ADC将信号传到DSP进行数字处理,经离散傅里叶变换后输出其实部和虚部至MCU,通过MCU计算出外部阻抗大小。

[0021] 所述的脉搏传感器连接在柔性基底、第一导电电极或者第二导电电极上,用于测

量人体脉搏信号。

[0022] 所述的脉搏传感器分为非接触式与接触式。非接触式包括但不限于光电型传感器等。接触式包括但不限于接触式压阻传感器、接触式压容传感器、接触式压电传感器、接触式压磁传感器等。当脉搏传感器为接触式时,脉搏传感器与人体皮肤相接触。当脉搏传感器为光电型传感器时,光电传感器不与皮肤接触,此时柔性基底、第一导电电极或者第二导电电极上开有通孔,光电探测器发出的光通过通孔照射皮肤进行探测。

[0023] 作为优选,所述的柔性基底的拉伸率大于150%,杨氏模量小于100MPa。

[0024] 作为优选,所述的柔性电极的拉伸率大于150%。

[0025] 作为优选,所述的柔性电极的拉伸率大于柔性基底的拉伸率。

[0026] 作为优选,所述的处理回路还包括蓝牙模块,所述蓝牙模块连接MCU,用于将阻抗信息进行无线通信。

[0027] 作为优选,所述的脉搏传感器位于第一导电电极上。

[0028] 使用本发明的柔性多参量人体体征探测器时,将第一导电电极与第二导电电极分别放置在人体不同位置,接通电源,即可测得第一导电电极与第二导电电极之间的人体阻抗信息,同时利用脉搏传感器可以测得脉搏信号。由于柔性基底以及柔性电极具有弯曲、拉伸、扭转等可变形能力,可以调节第一导电电极与第二导电电极的放置位置,实现探测器与人体皮肤的高贴合,测得人体不同部位之间的阻抗信息,以及脉搏信息。

[0029] 在实际使用中,为了便于携带等,柔性电极长度有限,在这种情况下,可以设计延长器延长柔性电极长度,以便于测量长距离部位间的参量测量。此时,所述的柔性多参量人体体征探测器还包括导电接头,该导电接头与柔性电极相电连接,优选与柔性电极的靠近第二导电电极的一端相电连接。所述的延长器包括柔性基底A、柔性电极A、第二导电电极A与导电接头A;柔性电极A固定在柔性基底A上,柔性电极A的一端连接导电接头A,靠近另一端位置连接第二导电电极A;使用时,将延长器中的导电接头A与柔性多参量人体体征探测器的导电接头相连接。

[0030] 与所述的柔性基底类似,所述的柔性基底A由绝缘的弹性体材料构成,在外力作用下可以发生变形。作为优选,所述的所述的柔性基底A的材料与所述的柔性基底的材料相同。

[0031] 与所述的柔性电极类似,所述的柔性电极A具有导电性,由液态金属与弹性体材料组成。作为优选,所述的柔性电极A的材料与结构与所述的柔性电极相同。

[0032] 与所述的第二导电电极A的材料及功能与所述的第二导电电极类似。作为优选,所述的第二导电电极A的材料与所述的第二导电电极相同。

[0033] 综上所述,本发明集成柔性基底、柔性电极、脉搏传感器以及处理电路构成柔性多参量人体体征探测器。通过脉搏探测器进行脉搏的监测;通过导电电极进行人体阻抗的测试,可以测量人体的ECG(心电)信号;通过拉伸探测器,优选配合延长器,可以测量人体不同位置的阻抗,例如:当将导电电极贴在人体肚皮上时,可以测量阻抗,反映脂肪含量。与现有技术相比,本发明的柔性多参量人体体征探测器能够进行拉伸、扭转、折叠等变形,且能够进行人体阻抗与脉搏体征测试,具有便携性、舒适性的特点,在人体健康监控、脂肪含量检测等方面具有很好的应用前景。

附图说明

[0034] 图1是本发明实施例1中的柔性式多参量人体体征探测器的结构示意图；

[0035] 图2是本发明实施例1中的柔性式多参量人体体征探测器的延长器的结构示意图；

[0036] 图3是本发明实施例1中的处理电路的结构框图。

[0037] 图1-2中的附图标记为：1柔性基底、2第一导电电极、3脉搏传感器、4处理电路、5第二导电电极、6柔性电极、7导电接头。

具体实施方式

[0038] 以下结合附图实施例对本发明作进一步详细描述。需要指出的是，以下所述实施例旨在便于对本发明的理解，而不对其起任何限定作用。

[0039] 实施例1：

[0040] 如图1所示，本实施例1中的柔性式多参量人体体征探测器包括柔性基底1、第一导电电极2、脉搏传感器3、处理电路4、第二导电电极5、柔性电极6，以及导电接头7。

[0041] 其中，第一导电电极2、处理电路4、第二导电电极5、柔性电极6固定连接在柔性基底1上。脉搏传感器3安装在第一导电电极2内部。

[0042] 本实施例中的柔性基底材料为弹性体材料聚二甲基硅氧烷(PDMS)。

[0043] 本实施例中，柔性电极6由液态合金镓铟锡与弹性体材料PDMS组成。在室温下，合金镓铟锡为液态。并且，该液态金属灌注在管状的弹性体材料PDMS中。

[0044] 本实施例中的脉搏传感器3为光电型传感器，且第一导电电极2上开有通孔，光电传感器不与人体的皮肤接触，发出的光通过通孔照射在人的皮肤上进行探测。

[0045] 本实施例中，处理电路4包括交流信号产生模块、信号处理模块与控制模块(MCU)。

[0046] 交流信号产生模块包括直接数字频率合成器(DDS)、数模转换器(DAC)、集成放大电路；DDS一端与MCU相连接，DDS另一端与DAC相连接，DAC的另一端与集成放大电路相连接。交流信号产生模块的输出端连接第一导电电极2。

[0047] 信号处理模块包括增益放大电路、模数转换器(ADC)，以及数字信号处理模块(DSP)。增益放大电路的一端与柔性电极6相连接，另一端与ADC一端相连接，ADC另一端与DSP相连接，DSP另一端与MCU相连接。

[0048] 柔性电极6的一端与增益放大电路相连接，另一端与第一导电电极5相连接。

[0049] 电源供电条件下，MCU控制DDS经DAC及集成放大电路产生特定频率和幅值的波形以激励外部阻抗，经第一导电电极、人体、第二导电电极、柔性电极形成闭合回路，激励得到微弱的阻抗响应信号，该微弱的阻抗响应信号经增益放大电路被ADC采样，ADC的输出送到DSP进行数字处理，经离散傅里叶变换后输出其实部和虚部至MCU，通过MCU计算出外部阻抗大小。

[0050] 本实施例中，处理电路4还包括蓝牙模块，MCU将外部阻抗大小传输到蓝牙模块，与上位机进行通信。

[0051] 电源分别与MCU、蓝牙模块和交流信号产生模块相连接，进行供电。

[0052] 本实施例中，该柔性式多参量人体体征探测器的制备方法如下：

[0053] 柔性基底成型时，利用模具在需要制备弹性电极6的位置留下管状孔，同时，利用

模具留出第一导电电极2、第二导电电极5和处理电路4的位置,且第二导电电极5、处理电路4的引线与管状孔相连通;然后,将室温下为液态的镓铟锡合金灌入管状孔中,导电接头7直接密封在管状孔中。

[0054] 本实施例中,柔性基底1的拉伸率大于150%,杨氏模量小于100MPa。柔性电极6的拉伸率大于150%,并且弹性电极6的拉伸率大于柔性基底1的拉伸率。

[0055] 本实施例中,为了延长弹性电极,柔性式多参量人体体征探测器还包括延长器,如图2所示,该延长器包括柔性基底1、第二导电电极5、柔性电极6,以及导电接头7。其中,第二导电电极5、柔性电极6、导电接头7固定在柔性基底1上,柔性电极6的一端连接导电接头7,靠近另一端位置连接第二导电电极5。使用时,将延长器的导电接头7与探测器的导电接头7连接在一起,实现探测器的延长。

[0056] 使用该柔性多参量人体体征探测器时,将第一导电电极与第二导电电极分别放置在人体不同位置,接通电源,即可测得第一导电电极与第二导电电极之间的人体阻抗信息,同时利用脉搏传感器可以测得脉搏信号。例如:当第一导电电极与第二导电电极贴在人体肚皮不同位置时,可以测量阻抗,反映脂肪含量,对于监督减肥的效果有帮助。

[0057] 由于该柔性基底以及柔性电极具有弯曲、拉伸、扭转等可变形能力,可以调节第一导电电极与第二导电电极的放置位置,实现探测器与人体皮肤的高贴合,测得人体不同部位之间的阻抗信息,以及脉搏信息,并通过蓝牙技术进行无线通信。另外,该柔性多参量人体体征探测器具有便携性、舒适性的特点,在人体健康监控、脂肪含量检测方面具有很好的应用前景。

[0058] 实施例2:

[0059] 本实施例中,柔性式多参量人体体征探测器的结构与实施例中1中的柔性式多参量人体体征探测器的结构基本相同,所不同的是柔性电极6中,液态金属并且灌注在管状的弹性体材料PDMS中,而是与液态金属颗粒分散在弹性体材料PDMS中。

[0060] 本实施例中,该柔性式多参量人体体征探测器的制备方法如下:

[0061] 将室温下为液态的镓铟锡合金与室温下为液态的PDMS材料搅拌混合均匀,形成混合物;然后,将混合物涂敷或者灌注在柔性基底上,加热固化后形成柔性电极6;之后,在柔性基底1上制备第一导电电极2、第二导电电极5和处理电路4。

[0062] 本实施例中,柔性式多参量人体体征探测器的使用方法与实施例1中的使用方法相同,在此不再赘述。

[0063] 以上所述的实施例对本发明的技术方案和有益效果进行了详细说明,应理解的是以上所述仅为本发明的具体实施例,并不用于限制本发明,凡在本发明的原则范围内所做的任何修改和改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

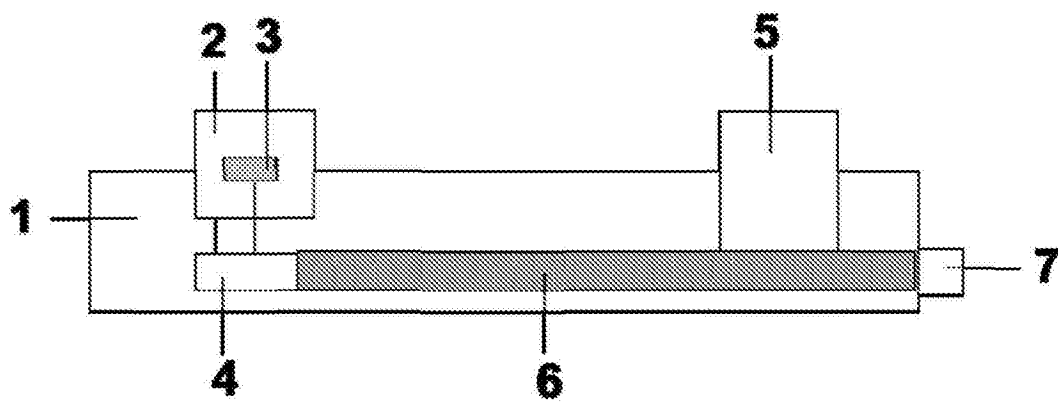


图1

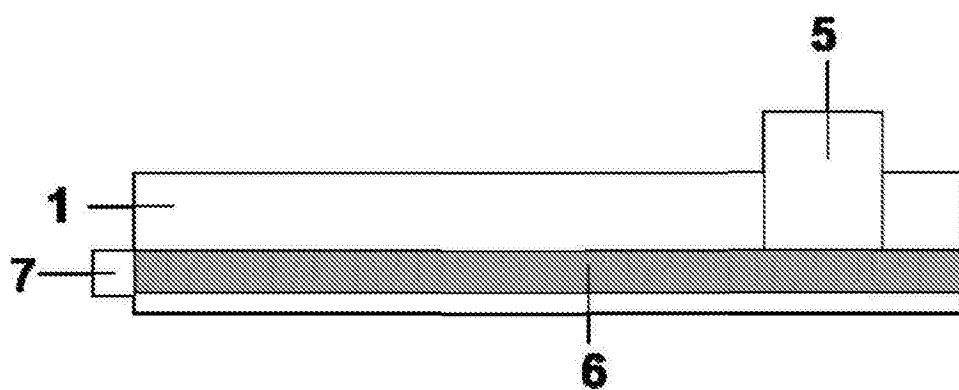


图2

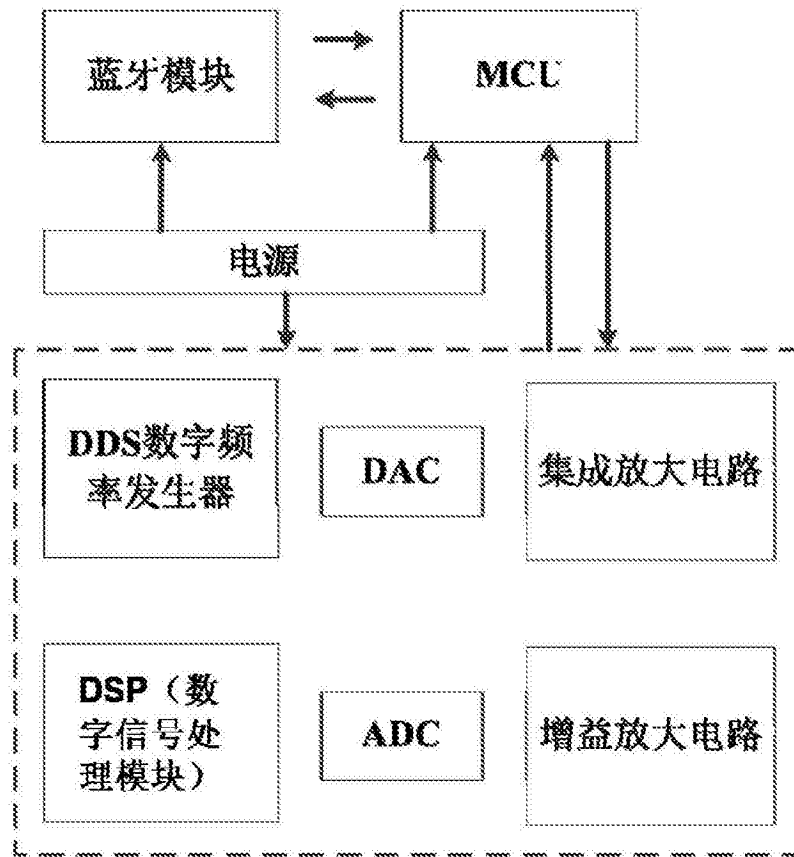


图3

专利名称(译)	一种柔性多参量人体体征探测器及其使用方法		
公开(公告)号	CN107811616A	公开(公告)日	2018-03-20
申请号	CN201610826312.7	申请日	2016-09-14
[标]申请(专利权)人(译)	中国科学院宁波材料技术与工程研究所		
申请(专利权)人(译)	中国科学院宁波材料技术与工程研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院宁波材料技术与工程研究所		
[标]发明人	刘宜伟 李润伟 胡超 尚杰		
发明人	刘宜伟 李润伟 胡超 尚杰		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00 A61B5/0402		
CPC分类号	A61B5/0002 A61B5/0064 A61B5/02 A61B5/0402 A61B5/053 A61B5/0537 A61B5/4872 A61B5/6802 A61B5/7225		
代理人(译)	单英		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种柔性多参量人体体征探测器。该探测器集成柔性基底、柔性电极、脉搏传感器以及处理电路，通过脉搏探测器进行脉搏的监测，通过导电电极进行人体阻抗的测试；通过拉伸探测器，优选配合延长器，可以测量人体不同位置的阻抗。与现有技术相比，该探测器能够进行拉伸、扭转、折叠等变形，且能够进行人体阻抗与脉搏体征测试，具有便携性、舒适性的特点，在人体健康监控、脂肪含量检测等方面具有很好的应用前景。

