



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110840403 A

(43)申请公布日 2020.02.28

(21)申请号 201911147175.4

(22)申请日 2019.11.21

(71)申请人 嘉兴脉腾科技有限公司

地址 314000 浙江省嘉兴市秀洲区高照街  
道桃园路1133号1号楼(纳米发展大  
厦)南楼第五层

(72)发明人 王琦 杨进

(74)专利代理机构 重庆华科专利事务所 50123

代理人 谭小琴

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/08(2006.01)

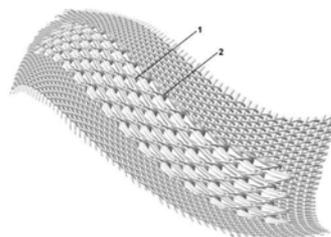
权利要求书2页 说明书5页 附图4页

(54)发明名称

自供电织物传感器及监测系统

(57)摘要

本发明提供了一种自供电织物传感器及监测系统,属于可穿戴智能设备技术领域,包括第一织物线和第二织物线,第一织物线与第二织物线相互编织,编织方式采用畦编针织、半畦编针织和双螺纹针织中的一种或多种针织方式;第二织物线包括织物纱线和导电线;第一织物线与织物纱线分别采用不同摩擦电性质的材料制成,第一织物线与织物纱线摩擦接触中,其中一个失去电子,另外一个得到电子;第一织物线与第二织物线相互编织产生间隙,在第一织物线和/或第二织物线受到外界压力振动时,间隙随外界压力自动调整,以实现外界压力到电能的转换。解决了无法长期且连续监测用户身体状况的技术问题。



1. 一种自供电织物传感器,其特征在於:包括第一织物线(1)和第二织物线(2),其中,所述第一织物线(1)与所述第二织物线(2)相互编织;

所述第二织物线包括织物纱线(3)和导电线(4),所述导电线(4)被包裹在所述织物纱线(3)内部,或者所述导电线(4)与所述织物纱线(3)相互编织;

所述第一织物线(1)与所述织物纱线(3)分别采用具有不同摩擦电性质的材料制成,所述第一织物线(1)在与所述织物纱线(3)相接触过程中,第一织物线(1)失去电子,织物纱线(3)得到电子,或者第一织物线(1)得到电子,织物纱线(3)失去电子,在受到外界压力振动后,第一织物线(1)与织物纱线(3)的表面产生等量、极性相反的电荷,所述电荷通过导电线在所述自供电传感器与外部电路或电学地之间进行转移,产生电信号;

所述第一织物线(1)与所述第二织物线(2)相互编织产生间隙,在第一织物线(1)和/或第二织物线(2)受到所述外界压力时,所述间隙随外界压力自动调整,以实现外界压力到电能的转换。

2. 根据权利要求1所述的自供电织物传感器,所述第一织物线(1)与所述第二织物线(2)的编织方式采用畦编针织、半畦编针织和双螺纹针织中的一种或多种针织方式。

3. 根据权利要求2所述的自供电织物传感器,其特征在於:所述第一织物线(1)采用尼龙纱线,或羊绒纱线,或蚕丝,或棉线制成。

4. 根据权利要求1所述的自供电织物传感器,其特征在於:所述织物纱线(3)采用涤纶,或聚四氟乙烯,或聚氯乙烯制成;所述导电线(4)采用导电纤维制成,其中,所述导电纤维(4)采用银纤维,或铜纤维,或不锈钢纤维,或者碳纤维制成。

5. 一种监测系统,其特征在於:包括信号放大模块(7)、低通滤波模块(8)、模数转换模块(9)、无线传输模块(10)以及显示模块(11)以及如权利要求1至4任一所述的自供电织物传感器(6);

所述自供电织物传感器(6)与所述信号放大模块(7)电连接,所述低通滤波模块(8)与信号放大模块(7)电连接,所述模数转换模块(9)与低通滤波模块(8)电连接,所述无线传输模块(10)与模数转换模块(9)电连接,所述显示模块(11)与无线传输模块(10)电连接;

所述自供电织物传感器(6)将采集到的脉搏振动信号转换为电信号,得到第一电信号,并将所述第一电信号传输至所述信号放大模块(7);

所述信号放大模块(7)将第一电信号进行放大得到第二电信号,并将所述第二电信号传输至所述低通滤波模块(8);

所述低通滤波模块(8)将第二电信号中的工频噪声与高频噪声进行滤除,得到第三电信号,并将所述第三电信号传输至所述模数转换模块(9);

所述模数转换模块(9)将第三电信号转换为数字信号,并通过所述无线传输模块(10)传输至显示模块(11)进行显示,得到脉搏波参数。

6. 根据权利要求5所述的监测系统,其特征在於:所述低通滤波模块的截止频率为40Hz。

7. 根据权利要求5所述的监测系统,其特征在於:所述脉搏波参数的指标为与人体组织器官及血液循环系统相关的指标,包括:心率、血压、反射波增强指数、脉搏波传导速度、心输出量、动脉硬化以及根据脉搏波推算出的呼吸率。

8. 根据权利要求5或7所述的监测系统,其特征在於:通过所述监测系统(5)将脉搏振动

信号转换为脉搏波动信号,得到脉搏波的波形图,根据所述脉搏波的波形图计算出所述反射波增强指数,所述反射波增强指数 $AIX=P_2/P_1$ ,其中所述 $P_2$ 为脉搏波的第二峰值,所述 $P_1$ 为脉搏波的第一峰值。

9. 根据权利要求7所述的监测系统,其特征在于,根据所述脉搏波的波形图还计算出脉搏传导速度,所述脉搏传导速度 $PWV=D/PTT$ ,其中所述 $D$ 为脉搏波的传导距离,所述 $PTT$ 为脉搏波传导时间;

根据反射波增强指数 $AIX$ 与脉搏传导速度 $PWV$ 的结果分析脉搏波波动,并基于所述脉搏波波动的分析结果判断用户的健康状况。

10. 根据权利要求5或7或9所述的监测系统,其特征在于,通过所述监测系统(5)将脉搏振动信号转换为脉搏波动信号,得到脉搏波的波形图,根据所述脉搏波的波形图计算出所述心率、血压、心输出量以及动脉硬化。

## 自供电织物传感器及监测系统

### 技术领域

[0001] 本发明属于可穿戴智能设备技术领域,具体涉及一种自供电织物传感器及监测系统。

### 背景技术

[0002] 心血管疾病和睡眠呼吸疾病这两种慢性病已经成为威胁人类健康的主要因素。脉搏和呼吸作为人体最重要的生命体征,是检测和诊断这些疾病的关键指标。脉搏在血管中的传播会受到血管壁弹性、血液粘稠性等的影响,所以脉搏的强弱、深浅以及传播速度等特征能够反映出心血管的健康状况。呼吸波形则可以直观表明人体在不同状态下的呼吸强弱、快慢以及有无生命危险的发生。

[0003] 目前,临床上比较权威的多导睡眠检测系统可以连续并同步描记身体的十余项指标,其中就包括脉搏信号和呼吸信号。但由于其高昂的成本以及繁重的设备,无法为用户提供长期并连续地日常监测,因此,在不影响日常活动的情况下,借助可穿戴柔性传感对呼吸疾病患者进行实时的、低成本的身体健康状态监测有助于提前察觉病况并采取合理的措施。

[0004] 柔性可穿戴传感系统具有较大的机械灵活性和伸展性,因而成为了健康监测的热点。然而,在使用硅胶、聚偏氟乙烯或聚四氟乙烯薄膜为基底的柔性传感时,需要将其用胶带或者创可贴固定在皮肤上,长期、连续使用柔性传感会造成皮肤的不适。织物电子作为一种特殊的柔性传感,不需要基底支撑,将其制作成衣物的一部分,不需要胶带等就可以与皮肤进行直接接触,因此,可穿戴织物传感器在健康监测系统中,尤其是在感知体表微弱压力生理信号上,成为必不可少的组成部分。

[0005] 因此,有必要开发一种自供电织物传感器及监测系统。

### 发明内容

[0006] 有鉴于此,本发明的目的在于提供一种自供电织物传感器及监测系统,以实现长期并连续监测用户的健康状况,且造价成本低,易于携带。

[0007] 第一方面,本发明提供了一种自供电织物传感器,包括第一织物线和第二织物线,其中,所述第一织物线与所述第二织物线相互编织;所述第二织物线还包括织物纱线和导电线,所述导电线被包裹在所述织物纱线内部或者所述导电线(4)与所述织物纱线(3)相互编织;所述第一织物线与所述织物纱线分别采用具有不同摩擦电性质的材料制成,所述第一织物线在与所述织物纱线相接触过程中,第一织物线失去电子,织物纱线得到电子或者第一织物线(1)得到电子,织物纱线(3)失去电子,在受到外界压力振动后,第一织物线与织物纱线的表面产生等量、极性相反的电荷,所述电荷通过导电线在所述自供电传感器与外部电路或电学地之间进行转移,产生电信号;所述第一织物线与所述第二织物线相互编织产生间隙,在第一织物线和/或第二织物线受到所述外界压力时,所述间隙随外界压力自动调整,以实现外界压力振动到电能的转换。

[0008] 进一步地,所述第一织物线与所述第二织物线的所述编织方式采用畦编针织、半畦编针织和双螺纹针织中的一种或多种针织方式。

[0009] 进一步地,所述第一织物线采用尼龙纱线,或羊绒纱线,或蚕丝,或棉线制成。

[0010] 进一步地,所述织物纱线采用涤纶,或聚四氟乙烯,或聚氯乙烯材料制成;所述导电线(4)采用导电纤维制成,其中,所述导电纤维(4)采用银纤维,或铜纤维,或不锈钢纤维,或者碳纤维制成。

[0011] 第二方面,本发明还提供了一种监测系统,包括信号放大模块、低通滤波模块、模数转换模块、无线传输模块、显示模块以及本发明所述的自供电织物传感器;所述自供电织物传感器与所述信号放大模块电连接,所述低通滤波模块与信号放大模块电连接,所述模数转换模块与低通滤波模块电连接,所述无线传输模块与模数转换模块电连接,所述显示模块与无线传输模块电连接;所述自供电织物传感器将采集到的脉搏振动信号转换为电信号,得到第一电信号,并将所述第一电信号传输至所述信号放大模块;所述信号放大模块将第一电信号进行放大得到第二电信号,并将所述第二电信号传输至所述低通滤波模块;所述低通滤波模块将第二电信号中的工频噪声与高频噪声进行滤除,得到第三电信号,并将所述第三电信号传输至所述模数转换模块;所述模数转换模块将第三电信号转换为数字信号,并通过所述无线传输模块传输至显示模块进行显示,得到脉搏波参数。

[0012] 进一步地,所述低通滤波模块的截止频率为40Hz。

[0013] 进一步地,所述脉搏波参数的指标为与人体组织器官及血液循环系统相关的指标,包括:心率、血压、反射波增强指数、脉搏波传导速度、心输出量、动脉硬化以及根据脉搏波推算出的呼吸率。

[0014] 进一步地,通过所述监测系统将脉搏振动信号转换为脉搏波动信号,得到脉搏波的波形图,根据所述脉搏波的波形图计算出所述反射波增强指数,所述反射波增强指数 $AIX = P_2/P_1$ ,其中所述 $P_2$ 为脉搏波的第二峰值,所述 $P_1$ 为脉搏波的第一峰值。

[0015] 进一步地,根据所述脉搏波的波形图还计算出脉搏传导速度,所述脉搏传导速度 $PWV = D/PTT$ ,其中所述 $D$ 为脉搏波的传导距离,所述 $PTT$ 为脉搏波传导时间;根据反射波增强指数 $AIX$ 与脉搏传导速度 $PWV$ 的结果分析脉搏波波动,并基于所述脉搏波波动的分析结果判断用户的健康状况。

[0016] 进一步地,通过所述监测系统将脉搏振动信号转换为脉搏波动信号,得到脉搏波的波形图,根据所述脉搏波的波形图计算出所述心率、血压、动脉硬化以及心输出量。

[0017] 本发带来了以下有益效果:

(1) 自供电织物传感器采用畦编针织、半畦编针织和双螺纹针织中的一种或多种针织方式将第一织物线与第二织物线相互编织形成单层结构,提高了传感器的灵敏度,搭配在衣物上监测生理信号具有很好的柔软度,保证了穿戴舒适性。

[0018] (2) 利用多个完全相同的自供电织物传感器,同时采集人体不同位置的脉搏振动信号,通过监测系统将脉搏振动信号转换为脉搏波波形信号,根据脉搏波波形信号得到脉搏波的波峰值、传导距离以及传导时间,计算出反射波增强指数与脉搏波传导速度,根据反射波增强指数与脉搏传导速的结果分析脉搏波波动,并基于所述脉搏波波动的分析结果判断用户的健康状况。

[0019] 为使本发明的上述目的、特征和优点能更明显易懂,下文特举实施例,并配合所附

附图,作详细说明如下。

### 附图说明

[0020] 图1为本实施例提供的自供电织物传感器的结构示意图;

图2是本实施例提供的织物层的结构示意图;

图3是本实施例提供的自供电织物传感器的实物图;

图4是本实施例提供的监测系统的流程图;

图5是本实施例提供的不同位置处脉搏波的波形图;

图6是本实施例提供的反射波增强指数AIX的计算方法;

图7 是本实施例提供的脉搏波传导速度PWV的计算方法;

图8是本实施例自供电织物传感器智能衣物的实物图;

图9是脉搏信号和呼吸信号的波形图;

图中:1-第一织物线;2-第二织物线;3-织物纱线;4-导电线;5-监测系统;6-自供电织物传感器;7-信号放大模块;8-低通滤波模块;9-模数转换模块;10-无线传输模块;11-显示模块。

### 具体实施方式

[0021] 通过附图所示,本发明的上述及其它目的、特征和优势将更加清晰。在全部附图中相同的附图标记指示相同的部分。并未刻意按实际尺寸等比例缩放绘制附图,重点在于示出本发明的主旨。

[0022] 目前市面上常用于监测脉搏信号和呼吸信号的睡眠监测系统笨重且造价成本昂贵,无法实现长期连续监测用户身体健康状态,基于此,本发明实施例提供一种自供电织物传感器及监测系统。

[0023] 为便于对本实施例进行理解,首先对本实施例所公开的一种自供电织物传感器进行详细介绍。

[0024] 实施例一

一种自供电织物传感器,如图1所示,包括第一织物线1和第二织物线2,其中,所述第一织物线与所述第二织物线相互编织,所述编织的方式采用畦编针织、半畦编针织或者双螺旋纹针织中的一种或者多种针织方式;

如图2所示,所述第二织物线2还包括织物纱线3和导电线4,所述导电线(4)被包裹在所述织物纱线(3)内部或者所述导电线(4)与所述织物纱线(3)相互编织;

所述第一织物线1与所述织物纱线3分别采用具有不同摩擦电性质的材料制成,所述第一织物线1在与所述织物纱线3相接触过程中,第一织物线1失去电子,第二织物线3得到电子或者所述导电线(4)与所述织物纱线(3)相互编织;

所述第一织物线1与所述第二织物线2相互编织产生的间隙,当第一织物线1和/或第二织物线2受到外界压力振动时,所述间隙随所述外界压力自动调整。其中,第一织物线1与包裹在第二织物线2内部的织物纱线3位于摩擦带静电序列两端的不同位置,第一织物线1的表面与织物纱线3的表面能够产生等量、极性相反的电荷,通过导电线4使电荷在传感器与电学地或者外部电路之间转移,从而产生交流电信号;并通过导电线引出导线与电路连通,

以实现外界压力振动到电能的转换。

[0025] 上述实施例是一种基于摩擦电效应的可穿戴织物压力传感器,包括摩擦起电织物线(即,上述第一织物线1)和导电纱线(即,上述第二织物线2),其中,摩擦起电织物线是生活中常见的一种线材,可以为尼龙纱线、羊绒纱线、蚕丝、棉线等;导电纱线是由许多根外层织物细线(即,上述织物纱线3)包裹一根极细的导电纤维(即上述导电线4)构成的,其中,织物细线的材料可选择涤纶、聚四氟乙烯、聚氯乙烯等,导电纤维可选择银纤维、铜纤维、不锈钢纤维、碳纤维等。织物传感器是通过畦编、半畦编、或双罗纹等方式的针织方式将摩擦起电织物线和导线纱编织在一起;由于编织结构可以使两种纱线之间产生接触与分离,所以当传感器在外界压力驱动条件下,可随着压力的变化而调整纱线之间的距离,通过摩擦起电为传感器提供电能,并通过导电纤维引出导线,与整个电路实现电连接。

[0026] 多个完全相同的织物传感器还可以通过电脑横机编织,传感器以平针的方式连接,以便将传感器完整、无损地剪下来单独使用;剪下来的传感器可以与衣物无缝地缝到一起,从而构成智能衣物,整体的智能衣物具有很好的柔软度,可以保证日常生活中穿戴的舒适性和机洗性能。

[0027] 在本实施例中,第一织物线的直径通常设定在0.05mm—2mm之间,第二织物线的直径为0.05mm—2mm之间,当第一织物线的直径为0.15mm,第二织物线的直径为0.2mm,自供电织物传感器的实物如图3所示,其厚度为最佳厚度,能够与衣物无缝缝在一起构成智能衣物,使得智能衣物整体具有很好的柔软度。且在上述直径规格下,传感器的灵敏度也达到最高。如果增大上述直径规格,则会导致传感器的厚度增加,感知外界压力的能力变弱;当减小上述直径规格,则会导致第一织物线与第二织物线的接触面积不够充分,导致输出信号变小。

[0028] 本实施例中由于传感器柔软性较好,可以将其随意拉伸和扭转,还可以根据市场审美需求将织物传感器设计成不同的颜色以供用户选择。

[0029] 实施例二

一种监测系统,如图4所示,包括信号放大模块7、低通滤波模块8、模数转换模块9、无线传输模块10、显示模块11以及所述自供电织物传感器6;

所述自供电织物传感器6与所述信号放大模块7电连接,所述低通滤波模块8与信号放大模块7电连接,所述模数转换模块9与低通滤波模块8电连接,所述无线传输模块10与模数转换模块9电连接,所述显示模块11与无线传输模块10电连接。

[0030] 需要说明的是,在本实施例中,无线传输模块选用的是蓝牙模块,但无线传输模块的选择包括但不限于蓝牙模块,例如,可供选择的无线传输模块还包括Zigbee模块、WIFI模块、移动通信模块以及传统数传电台等方式,根据智能衣物实际运用场景选择相适应的无线传输模块。

[0031] 在本实施例中,如图4所示,自供电织物传感器首先将采集到的脉搏振动信号(即,图中的生理信号)转换为交流电信号,得到第一电信号,并将第一电信号传输至信号放大模块进行放大,得到第二电信号;然后将第二电信号传输至低通滤波模块,对第二电信号中的工频噪声和低频噪声进行滤除,得到第三电信号;接着将第三电信号传输到模数转换模块,将第三电信号转换为数字信号,最后通过蓝牙模块将信号传输至显示模块进行显示,数字信号通过移动终端的显示屏波形直观得到脉搏波波形,其中,该低通滤波的截止频率为

40Hz。

[0032] 需要说明的是显示模块包括但不限于移动终端,例如还可以选择平板电脑、手机及电脑显示屏等。可以根据具体应用场景选择移动终端,例如,针对普通用户实时监测到脉搏波信号的系列参数,可以开发一款手机APP,将数据发送至手机APP上,传感器能够连续、长期对用户的脉搏以及呼吸进行实时监测,并传输至用户的手机APP上,用户能够直观看到手机APP显示脉搏波动以及呼吸情况,并以此判断用户的心血管以及睡眠是否正常。

[0033] 为了保证被测数据更加精确,没有偶然性,将织物传感器分别缝在分别缝在颈环、护腕、袜子或直接制作成指套上,如图5所示,通过监测系统可以分别得到颈部、手腕、脚踝和手指处的脉搏信号。可以看出不同部位的脉搏波形在形状上有着显著的差异,而且可以明显地看到颈部、手腕和手指处地脉搏有三个明显的特征点(即,波峰),而脚踝处的脉搏存在两个明显的特征点(波峰)。

[0034] 根据上述脉搏波的波形图,得到脉搏波系列参数的指标,脉搏波参数的指标即为与人体组织器官及血液循环系统相关的指标,参数指标包括心率、血压、反射波增强指数、脉搏波传导速度、心输出量以及根据脉搏波推算出的呼吸率,其中,所述反射波增强指数 $AIX=P_2/P_1$ , $P_2$ 为脉搏波的第二峰值, $P_1$ 为脉搏波的第一峰值;所述脉搏传导速度 $PWV=D/PTT$ ,其中D为脉搏波的传导距离,PTT为脉搏波传导时间;根据反射波增强指数AIX与脉搏传导速度PWV的结果分析脉搏波波动,并基于所述脉搏波波动的分析结果判断用户的健康状况。

[0035] 为了能够更加直观观察到被测用户脉搏波变化导致的相应参数的变出过程,从而对心血管疾病进行初步诊断和提前预防。参数至少包括反射波增强指数AIX和脉搏波传导速度PWV。其中,反射波增强指数定义为脉搏波波形中反射波与前进波波峰的比值,反射波增强指数越大,说明血管的僵硬度越高。如图6所示,反射波增强指数AIX的计算方法为 $AIX=P_2/P_1$ ,其中 $P_2$ 为脉搏波行的第二个峰值, $P_1$ 为脉搏波形的第一个峰值,可以根据该参数AIX来判断动脉的弹性。另一个评估心血管健康状况的参数是脉搏波传导速度,它指脉搏在一段时间内沿主动脉壁的传导速度。其大小取决于动脉壁弹性、管壁厚度以及血液浓度;脉搏波传导速度的值越小,说明血管的弹性越好。如图7所示,脉搏波传导速度根据公式 $PWV=D/PTT$ 得到PWV的大小,其中,D为脉搏波的传导距离,即两个脉搏传感器放置的距离,PTT表示脉搏传导时间。根据这两个参数初步判断被测者心血管的状况。

[0036] 需要说明的是,为了同时监测脉搏和呼吸信号,使得被测用户能够直观观察到脉搏和呼吸波形的变化。如图8所示,将全织物传感器分别无缝地缝入普通衣物中手腕和胸部的位置,从而构成一件完整的智能衣物。被测用户穿上该智能衣物后,通过双通道的监测系统可以得到相应的脉搏和呼吸的波形,在移动终端(即,图中的手机屏幕)直观看到心率和呼吸率的值,如图9所示。

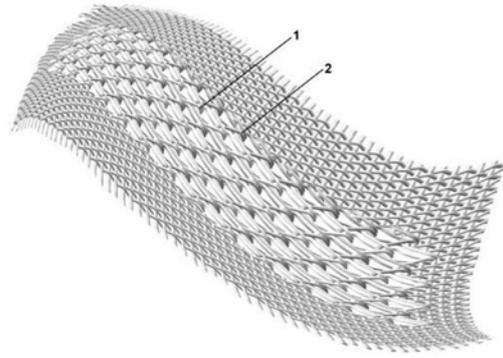


图1

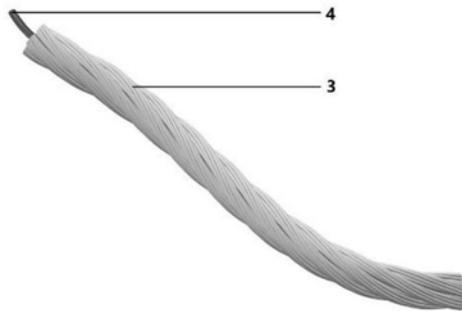


图2

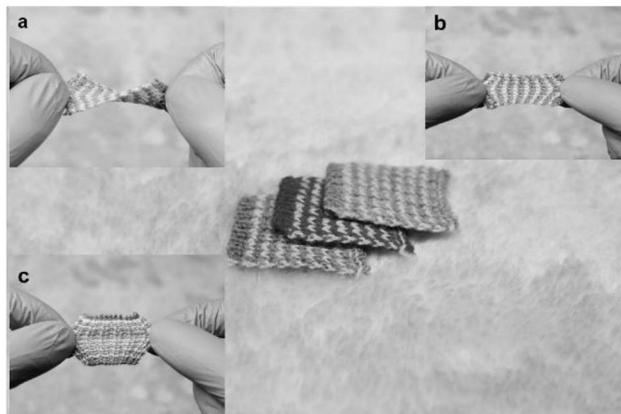


图3

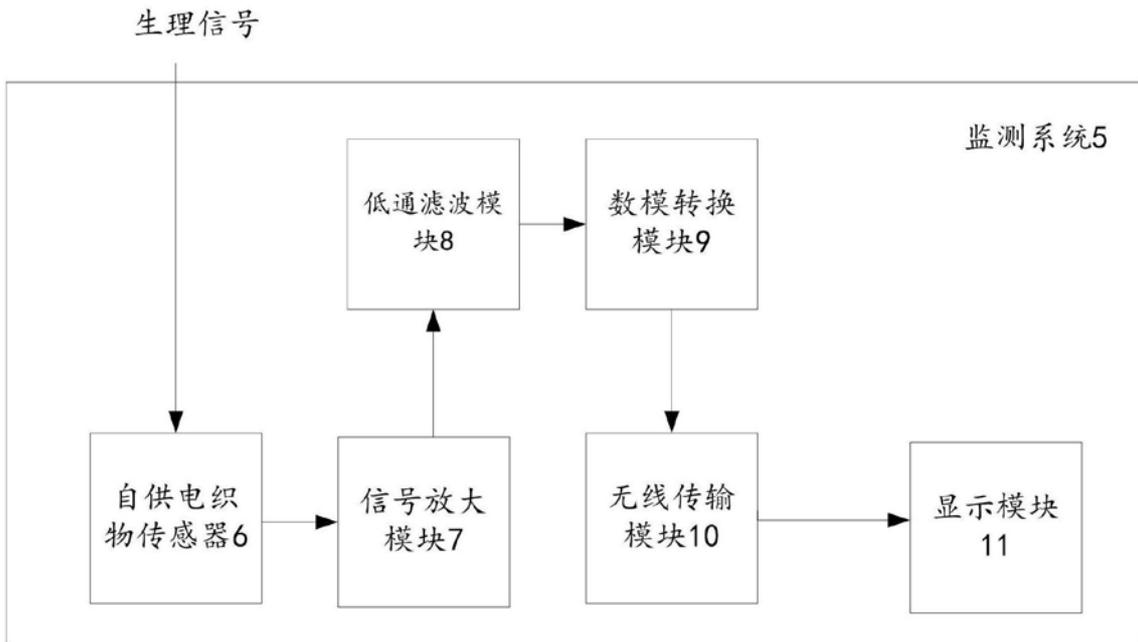


图4

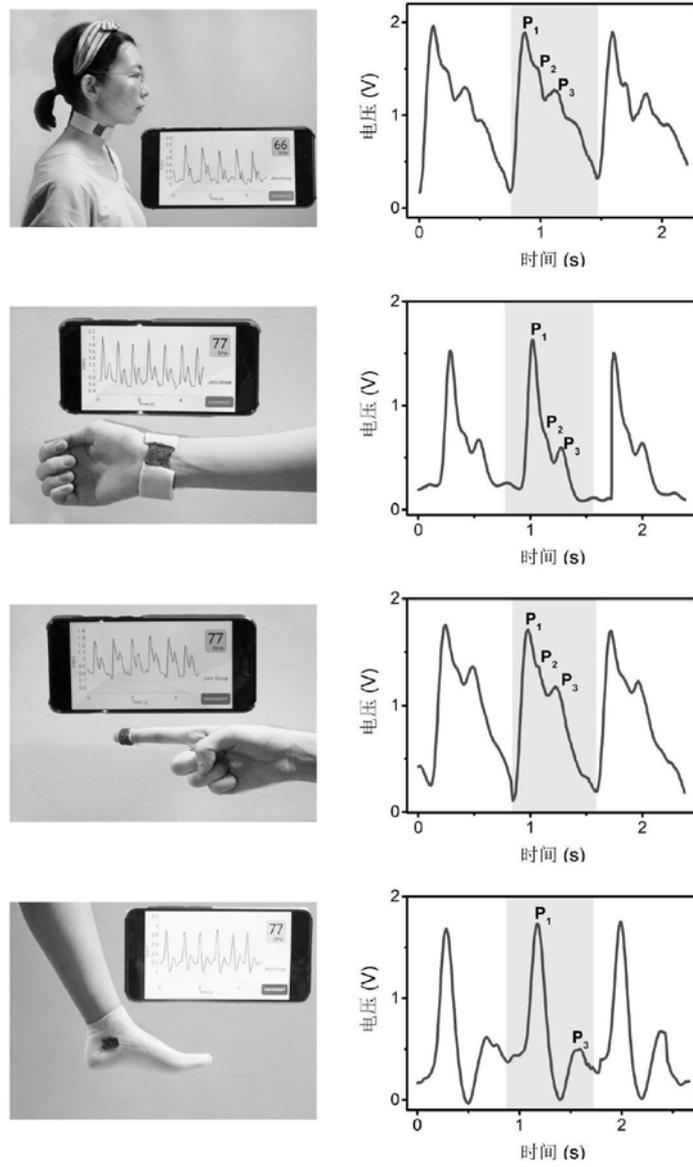


图5

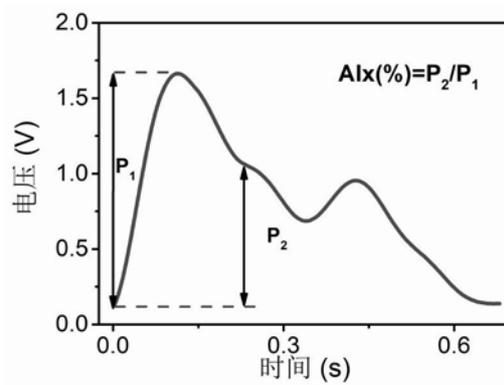


图6

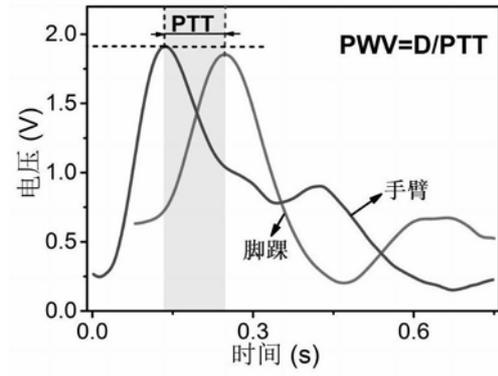


图7



图8



图9

专利名称(译)	自供电织物传感器及监测系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN110840403A</a>	公开(公告)日	2020-02-28
申请号	CN201911147175.4	申请日	2019-11-21
[标]发明人	王琦 杨进		
发明人	王琦 杨进		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/02 A61B5/08		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/0816 A61B5/6802 A61B5/7225		
代理人(译)	谭小琴		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供了一种自供电织物传感器及监测系统，属于可穿戴智能设备技术领域，包括第一织物线和第二织物线，第一织物线与第二织物线相互编织，编织方式采用畦编针织、半畦编针织和双螺纹针织中的一种或多种针织方式；第二织物线包括织物纱线和导电线；第一织物线与织物纱线分别采用不同摩擦电性质的材料制成，第一织物线与织物纱线摩擦接触中，其中一个失去电子，另外一个得到电子；第一织物线与第二织物线相互编织产生间隙，在第一织物线和/或第二织物线受到外界压力振动时，间隙随外界压力自动调整，以实现外界压力到电能的转换。解决了无法长期且连续监测用户身体状况的技术问题。

