



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108523893 A

(43)申请公布日 2018.09.14

(21)申请号 201810448389.4

(22)申请日 2018.05.11

(71)申请人 浙江大学

地址 310058 浙江省杭州市西湖区余杭塘路866号

(72)发明人 张鹤 杜洋坤 吕朝锋 骆季奎
董树荣

(74)专利代理机构 杭州求是专利事务所有限公
司 33200

代理人 黄欢娣 邱启旺

(51)Int.Cl.

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

H02N 1/04(2006.01)

权利要求书1页 说明书3页 附图3页

(54)发明名称

可穿戴滑动式静电自供能呼吸监测装置

(57)摘要

本发明提供一种可穿戴滑动式静电自供能呼吸监测装置,该监测装置应用于人体睡眠时呼吸的监测,其特征是包括传感部件和可穿戴部件,传感部件包括两个滑动式摩擦发电单元,可穿戴部件包括内外两层可调节围度的环形带绑带,滑动式摩擦发电单元能够将胸腔起伏的机械能转化为电能并以电信号的形式输出。相较于现有的呼吸监测装置,本发明无需使用外部电源,仅凭装置本身就能产生电信号,且具有易加工集成、操作简便、效率高、精度优良的特点。

1. 可穿戴滑动式静电自供能呼吸监测装置,该监测装置应用于人体睡眠时呼吸的监测,其特征是,包括传感部件和可穿戴部件,传感部件包括两个滑动式摩擦发电单元,可穿戴部件包括内外两层可调节围度的绑带,绑带的两端与滑动式摩擦发电单元相连,形成环形结构。所述滑动式摩擦发电单元表面均具有介电材料层,且极性相反;胸腔起伏的动态信号通过绑带传至传感部件,使得两个滑动式摩擦发电单元的介电材料层之间发生摩擦,分别产生正负电荷,形成电势差;通过该电势差信号实现呼吸监测。

2. 根据权利要求1所述的可穿戴滑动式静电自供能呼吸监测装置,其特征是,位于外侧的滑动式摩擦发电单元包括上基材和介电材料层,位于内侧的滑动式摩擦发电单元包括下基材和介电材料层,介电材料层和基材之间具有电极层。

3. 根据权利要求2所述的可穿戴滑动式静电自供能呼吸监测装置,其特征是,内外两层绑带都分为弹性部分和非弹性部分,外层绑带与上基材两端连接,形成外层环形结构,内层绑带与下基材两端连接,形成内层环形结构;且内层绑带和外层绑带的弹性部分不在传感部件的同侧。

4. 根据权利要求1所述的可穿戴滑动式静电自供能呼吸监测装置,其特征是,所述传感部件还包括限位套,两个滑动式摩擦发电单元位于限位套内,用于限制两个滑动式摩擦发电单元的相对运动沿胸腔圆周方向,且保证两层介电材料层相互接触。

5. 根据权利要求4所述的可穿戴滑动式静电自供能呼吸监测装置,其特征是,所述限位套为一开有中心通孔的长方体形套件。

6. 根据权利要求1所述的可穿戴滑动式静电自供能呼吸监测装置,其特征是,还包括报警系统,报警系统连接两个电极层,构成报警回路。人体在正常呼吸情况下,传感部件发生与呼吸频率相同的周期性电信号;呼吸暂停时,电信号消失,报警系统报警。

可穿戴滑动式静电自供能呼吸监测装置

技术领域

[0001] 本发明涉及用于一种呼吸监测装置,尤其涉及用于一种基于摩擦发电原理的静电自供能呼吸监测装置。

技术背景

[0002] 睡眠呼吸监测装置可以记录患者睡眠状态下的许多生理信号,分析这些指标可以明确诊断患者是否患有睡眠呼吸暂停综合征及其病情严重程度,一旦出现生命体征迅速下降时,为防止呼吸中断造成死亡,需要对患者起到报警提醒作用,从而对睡眠呼吸暂停引起的机体损伤及出现的并发症发挥治疗作用,因此监测呼吸状态在治疗过程中显得尤为重要。而现有的呼吸监测仪器不方便移动,一般要去特定的监测室进行监测治疗,不适合在中小型医疗机构以及一些临时的医疗救助场所推广使用,更难以做到患者自备家用,且使用操作较为复杂,成本较高。因而,制造简易、操作方便的呼吸监测装置具有良好的应用前景。

发明内容

[0003] 本发明所要解决的技术问题是提供一种可穿戴滑动式静电自供能呼吸监测装置,能够将人体胸腔起伏的机械能转化为电能并以电信号的形式输出,该装置具有环保、易加工、高精确性等优点,且无需额外提供电源,能够自供能。

[0004] 本发明解决技术问题所采用的技术方案是:一种可穿戴滑动式静电自供能呼吸监测装置,该监测装置应用于人体睡眠时呼吸的监测,包括传感部件和可穿戴部件,传感部件包括两个滑动式摩擦发电单元,可穿戴部件包括内外两层可调节围度的绑带,绑带的两端与传感单元相连,形成环形结构。所述滑动式摩擦发电单元表面均具有介电材料层,且极性相反;胸腔起伏的动态信号通过绑带传至传感部件,使得两个滑动式摩擦发电单元的介电材料层之间发生摩擦,分别产生正负电荷,形成电势差;通过该电势差信号实现呼吸监测。

[0005] 进一步地,滑动式摩擦发电单元包括基材和介电材料层,以及位于介电材料层和基材之间的电极层。

[0006] 进一步地,所述传感部件还包括限位套,两个滑动式摩擦发电单元位于限位套内,用于限制两个滑动式摩擦发电单元的相对运动沿胸腔圆周方向,且保证两层介电材料层相互接触。

[0007] 进一步地,所述限位套为一开有中心通孔的长方体形套件。

[0008] 进一步地,内外两层绑带都分为弹性部分和非弹性部分,外层绑带与上基材两端连接,内层绑带与下基材两端连接,且内层绑带和外层绑带的弹性部分不在传感部件的同侧。

[0009] 进一步地,电信号连接至一报警系统,报警系统连接两个电极层,构成报警回路。人体在正常呼吸情况下,传感部件发生与呼吸频率相同的周期性电信号;呼吸暂停时,电信号消失,报警系统报警。

[0010] 本发明的有益效果是:可穿戴滑动式静电自供能呼吸监测装置,可以根据其力电

转换特性,能够将胸腔起伏的机械能转化为电能,并以电信号的形式输出至监测设备,因此能够通过监测设备监测人体的呼吸状况。相较于现有的呼吸监测装置,本发明无需使用外部电源,仅凭装置本身就能产生电信号,且具有易加工集成、操作简便、效率高、精度优良的特点。

附图说明

- [0011] 图1是该呼吸监测装置整体的结构图。
- [0012] 图2是该呼吸监测装置中介电材料在基板上的分布示意图。
- [0013] 图3是图1所示呼吸检测装置的横向剖面图。
- [0014] 图4是图1所示呼吸检测装置的纵向剖面图。
- [0015] 图5a-c是该呼吸监测装置在胸腔扩张时的工作流程图。
- [0016] 图6a-c是该呼吸监测装置在胸腔收缩时的工作流程图。
- [0017] 图7是报警原理示意图。
- [0018] 图中标号:1-1上基材;1-2下基材;2-1第一介电材料;2-2第二介电材料;3-1第一电极;3-2第二电极;4限位套材;5-1外侧弹性带;5-2内侧弹性带;6-1外侧非弹性带;6-2内侧非弹性带。

具体实施方式

[0019] 以下结合附图对本发明的具体实施方式做进一步详细说明。

[0020] 如图1所示的可穿戴滑动式静电自供能呼吸监测装置,包括传感部件和可穿戴部件,传感部件包括两个滑动式摩擦发电单元,可穿戴部件包括内外两层可调节围度的绑带,绑带的两端与传感单元相连,形成环形结构。所述滑动式摩擦发电单元表面具有极性相反的介电材料层,胸腔起伏的动态信号通过绑带传至传感部件,使得两个滑动式摩擦发电单元的介电材料层之间发生摩擦,摩擦后产生电信号;通过该电信号实现呼吸监测。

[0021] 传感部件如图2、3、4所示,包括上基材1-1、下基材1-2和限位套材4,上基材1-1的下表面呈矩阵排列分布有一系列大小相同的的第一介电材料2-1,下基材1-2的上表面的对应位置分布有同样大小的第二介电材料2-2,第一介电材料2-1和第二介电材料2-2极性相反,介电材料2与基材1间均设有电极层3-1、3-2。限位套材4包覆于基材1外表面,使两种介电材料2-1、2-2内表面恰好接触,限位套材4内表面要尽量光滑,上基材1-1和下基材1-2滑动时受限位套材4摩擦力影响较小。

[0022] 内外两层绑带都分为弹性部分5和非弹性部分6,外层绑带与上基材1-1两端连接,内层绑带与下基材1-2两端连接,若外层绑带的弹性部分5-1与上基材1-1的左端连接,则外层绑带的非弹性部分6-1与上基材1-1右端连接,内层绑带的弹性部分5-2与下基材1-2右端连接,内层绑带的非弹性部分6-2与下基材1-2左端连接。

[0023] 该监测装置还包括报警系统,包括连接电路、监测设备(继电器)和报警器,两层介电材料层发生相对滑动的过程中,分别产生正负电荷,形成电势差;该电势差经监测设备监测。胸腔收缩时,第一介电材料2-1和第二介电材料2-2的内表面完全接触并产生摩擦,如图6所示。胸腔扩张时,上基材1-1和下基材1-2拉动弹性带5-1、5-2发生相对滑动的过程中,感应电荷经过外加电路产生电流并输出电信号,如图5所示。人体在正常呼吸情况下,监测设

备显示频率与呼吸频率相同的周期性电信号;呼吸暂停时,电信号消失,报警器启动。

[0024] 其中,对于单个滑动式摩擦发电单元,两种介电材料2-1、2-2的厚度分别为 d_1 和 d_2 ,两者的相对介电常数分别为 ϵ_{r1} 和 ϵ_{r2} 。 $x(t)$ 代表涂有两种介电材料的电极板之间的相对位移。当摩擦式发电装置工作时, $x(t)$ 从0到最大变化。当两个涂有介电材料的电极板无相对位移(即 $x(t)=0$),电极板充电,两个涂有介电材料的电极板的表面获得相反的静电荷,具有相等的电荷密度 σ (接触摩擦产生的电荷密度)。并且当两电极板产生相对位移时,电荷经外加电路产生电流。当负载电阻给定为 R 时,电压可表示为:

$$[0025] \quad V(t) = -\frac{d_0 Q}{w\epsilon_0} + \frac{d_0 \sigma x(t)}{\epsilon_0(l-x(t))} \quad (1)$$

[0026] 其中 $d_0 = d_1/\epsilon_{r1} + d_2/\epsilon_{r2}$,为介电材料的等效厚度, l 为电极板上涂有介电材料的长度, w 为电极板上涂有介电材料的宽度, ϵ_0 为真空介电常数。

[0027] 其中电荷 Q 的表达式为

$$[0028] \quad R \frac{dQ(t)}{dt} = -\frac{d_0 Q(t)}{w\epsilon_0(l-x(t))} \quad (2)$$

[0029] 该微分方程为一阶线性齐次微分方程,可得到电荷 Q 的通解表达式 $Q(t)$,代入(1)式,即可得到

$$[0030] \quad R \frac{dQ(t)}{dt} = -\frac{d_0 Q(t)}{w\epsilon_0(l-x(t))} \quad (3)$$

[0031] $V(t)$ 即为单个滑动式摩擦发电单元的输出电压。

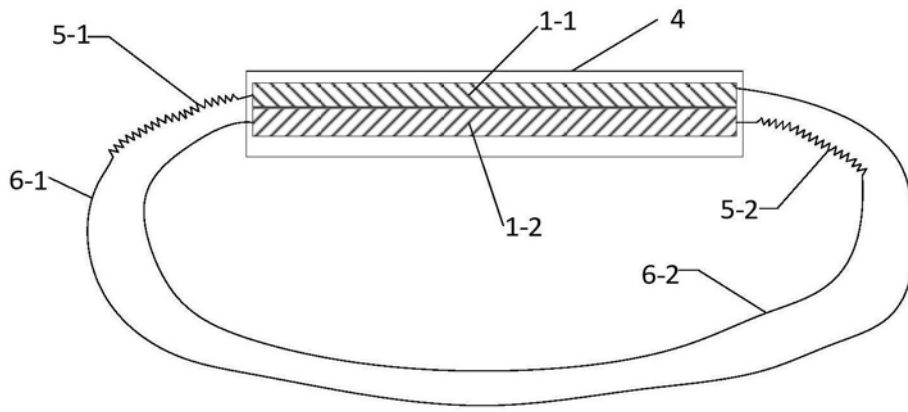


图1

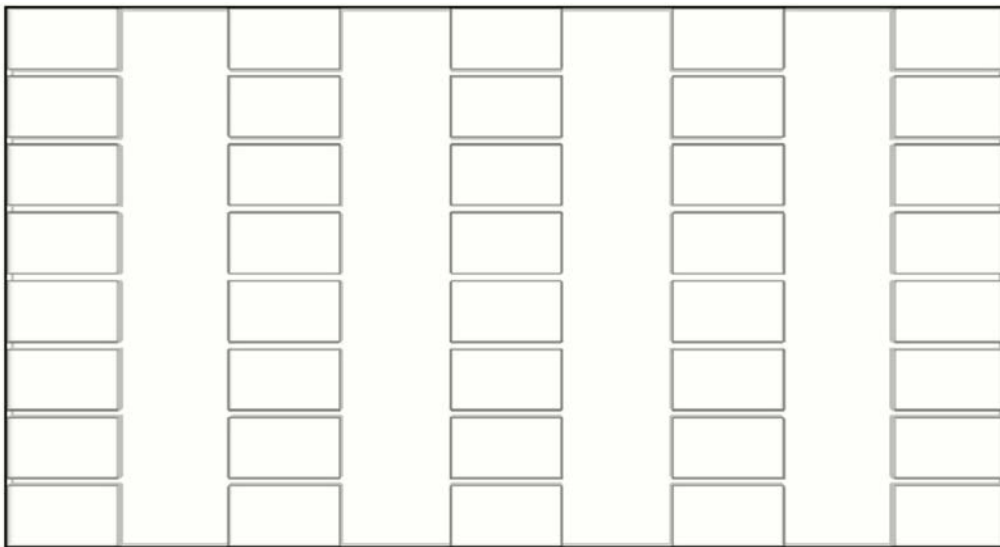


图2

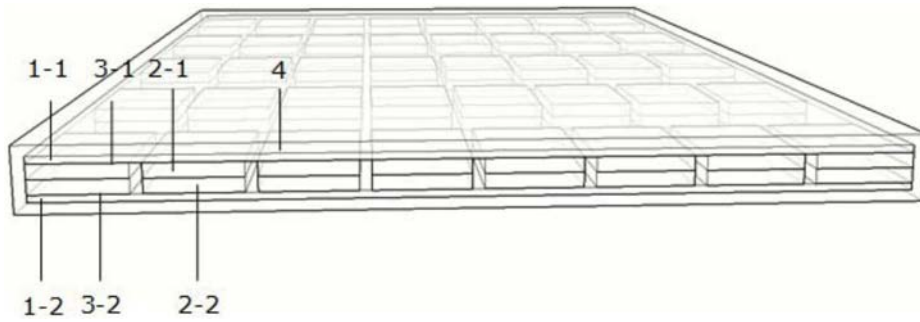


图3

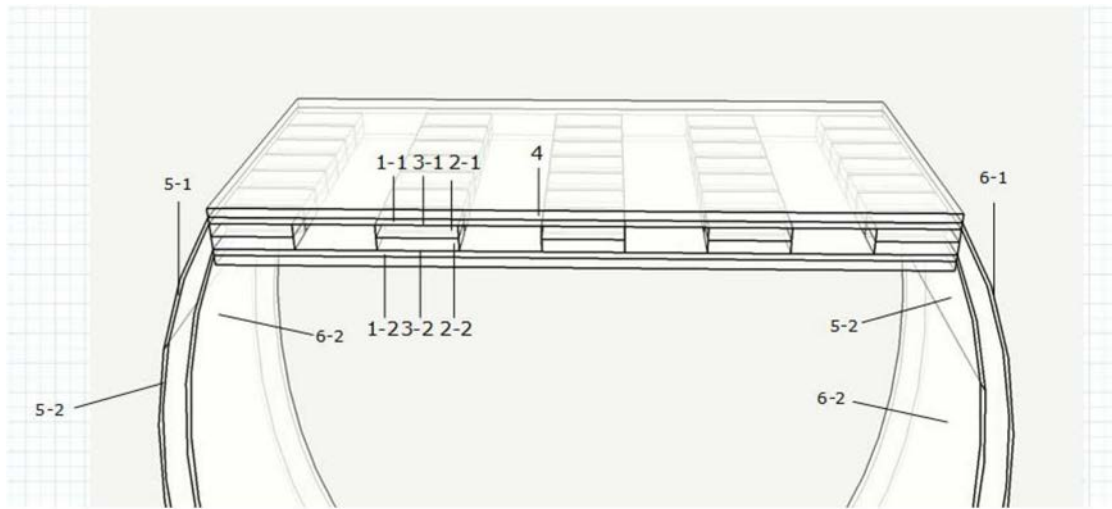


图4

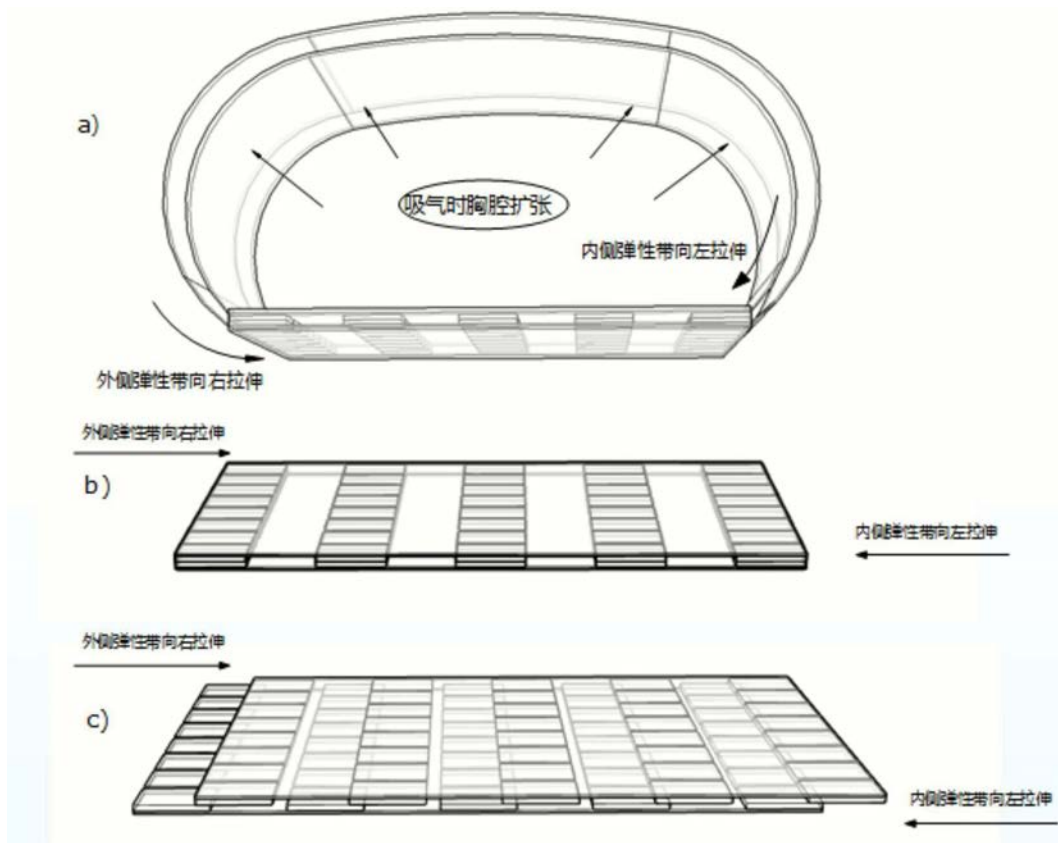


图5

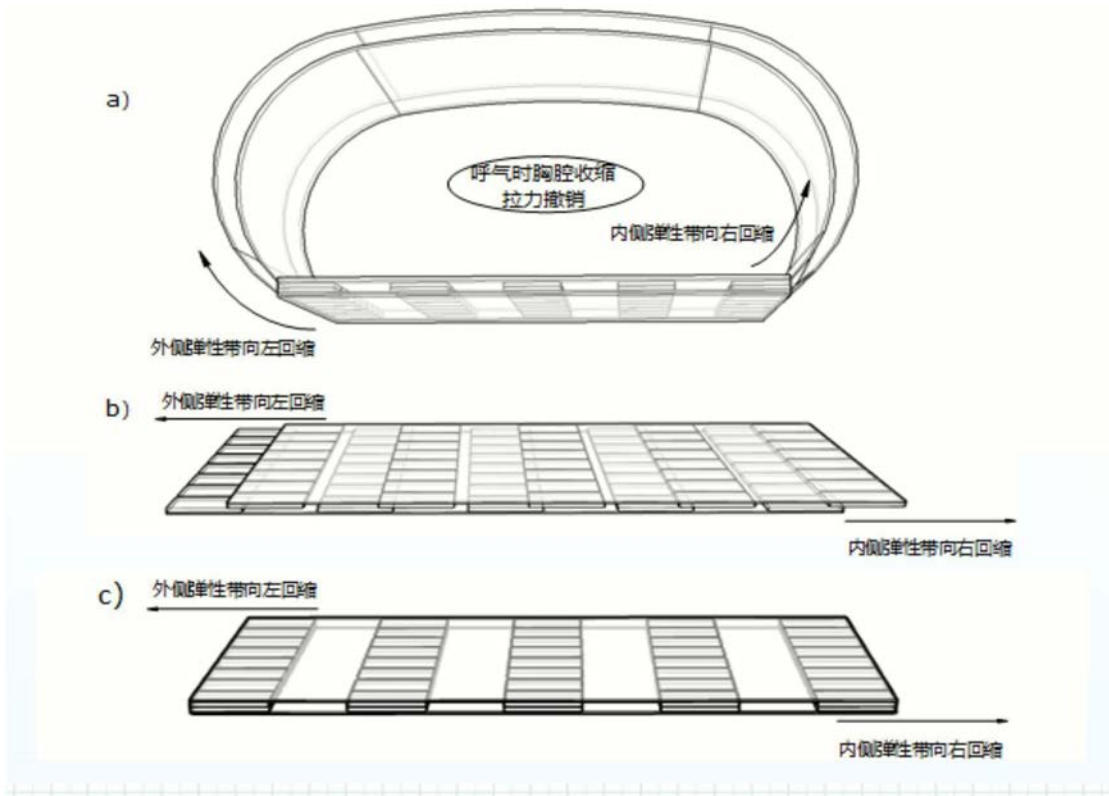


图6

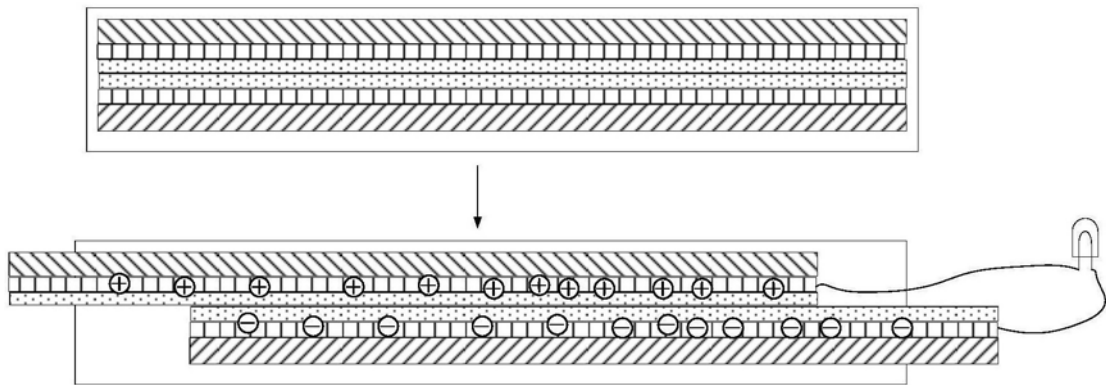


图7

专利名称(译)	可穿戴滑动式静电自供能呼吸监测装置		
公开(公告)号	CN108523893A	公开(公告)日	2018-09-14
申请号	CN201810448389.4	申请日	2018-05-11
[标]申请(专利权)人(译)	浙江大学		
申请(专利权)人(译)	浙江大学		
当前申请(专利权)人(译)	浙江大学		
[标]发明人	张鹤 杜洋坤 吕朝锋 骆季奎 董树荣		
发明人	张鹤 杜洋坤 吕朝锋 骆季奎 董树荣		
IPC分类号	A61B5/08 A61B5/00 H02N1/04		
CPC分类号	A61B5/0816 A61B5/0826 A61B5/4809 A61B5/4815 A61B5/4818 A61B5/6801 A61B5/746 A61B2560/0214 H02N1/04		
其他公开文献	CN108523893B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种可穿戴滑动式静电自供能呼吸监测装置，该监测装置应用于人体睡眠时呼吸的监测，其特征是包括传感部件和可穿戴部件，传感部件包括两个滑动式摩擦发电单元，可穿戴部件包括内外两层可调节围度的环形带绑带，滑动式摩擦发电单元能够将胸腔起伏的机械能转化为电能并以电信号的形式输出。相较于现有的呼吸监测装置，本发明无需使用外部电源，仅凭装置本身就能产生电信号，且具有易加工集成、操作简便、效率高、精度优良的特点。

$$V(t) = -\frac{d_0 Q}{w \epsilon_0} + \frac{d_0 \sigma x(t)}{\epsilon_0 (l - x(t))} \quad (1)$$