



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106859598 A

(43)申请公布日 2017.06.20

(21)申请号 201710028221.3

(22)申请日 2017.01.16

(71)申请人 清华大学

地址 100084 北京市海淀区双清路30号

(72)发明人 冯雪 陈毅豪 陆炳卫 苏红宏

(74)专利代理机构 北京万象新悦知识产权代理
事务所(普通合伙) 11360

代理人 王岩

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0428(2006.01)

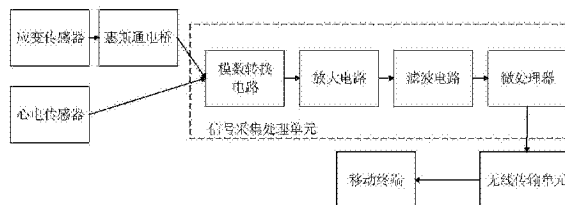
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54)发明名称

一种多传感器心肺耦合睡眠质量检测系统
及其检测方法

(57)摘要

本发明公开了一种多传感器心肺耦合睡眠质量检测系统及其检测方法。本发明采用超薄柔性的应变传感器和心电传感器,可以轻易地贴附在睡眠者的体表,不会使其产生任何的不适或者约束感,测量时基本感受不到传感器的存在,最大限度降低对睡眠者的影响,真实地反映睡眠者睡眠过程中的状态;通过使用超薄柔性传感器对呼吸和心电信号进行测量,然后使用心肺耦合算法对呼吸和心电信号综合分析,得到患者睡眠质量的量化指标参数和呼吸暂停综合征的呼吸暂停特征时刻,信号通过无线的方式传输给移动终端,整体系统的体积很小,可以方便地在不同的睡眠场合使用;本发明简单易行,准确率高,使用方便,体感舒适。



1. 一种心肺耦合睡眠质量检测系统,其特征在于,所述检测系统包括:应变传感器、心电传感器、模数转换电路、放大电路、滤波电路、微处理器、无线传输单元和移动终端;其中,应变传感器和心电传感器均为超薄柔性的传感器,应变传感器贴附在前胸的表面,心电传感器的两个心电电极分别贴附在左胸下方的表面;应变传感器与三个阻值不变的电阻组成惠斯通电桥,惠斯通电桥的两个输出端电学连接至模数转换电路;心电传感器电学连接至模数转换电路;模数转换电路、放大电路、滤波电路和微处理器依次电学连接构成信号采集处理单元;信号采集处理单元和无线传输单元电学连接,并集成在一块电路板上;移动终端位于人体外;胸腔的起伏导致应变传感器的阻值发生改变,引起惠斯通电桥不平衡,从而产生电流,作为呼吸信号输出至模数转换电路,并通过惠斯通电桥的温度补偿的作用排除体温和周围环境温度变化对应变传感器测量胸腔起伏带来的影响;心脏的跳动引起心电传感器的两个电极之间产生电势差,作为心电信号传输至模数转换电路;模数转换电路将模拟的呼吸信号和心电信号分别转换为数字信号;放大电路对信号进行放大;呼吸信号直接经过滤波电路由微处理器记录;心电信号经过滤波电路,进行过滤去除噪声信号和高频信号;微处理器将心电信号合成为心电图信号,并记录心电图信号;呼吸信号和心电图信号通过无线传输单元传输至移动终端;微处理器应用心肺耦合算法计算心电图信号与呼吸信号的互功率谱与相干度,判断得到睡眠状态,并将结果通过无线传输单元以无线的方式传输至移动终端,进行记录并显示。

2. 如权利要求1所述的检测系统,其特征在于,所述应变传感器包括粘接层、柔性基底、聚合物保护层、器件层和封装薄膜;其中,柔性基底和封装薄膜采用生物兼容薄膜;粘接层直接接触并粘接在皮肤上,采用高粘度的生物胶;在粘接层上形成柔性基底;在柔性基底上形成刚性的聚合物保护层;在聚合物保护层上形成器件层,器件层为具有图案的金属薄膜,具有可延展性;在器件层上形成封装薄膜,将器件整体包裹起;胸腔的起伏通过柔性基底传递至保护层,引起保护层的变形,从而对器件层形成拉伸或压缩,使得器件层的电阻发生改变,引起应变传感器与三个定值的电阻组成的惠斯通电桥不平衡,通过惠斯通电桥的两个输出端输出电流,作为呼吸信号,通过惠斯通电桥的温度补偿的作用排除体温和周围环境温度变化对应变传感器测量胸腔起伏带来的影响,通过输出的电流得到呼吸的频率和幅度。

3. 如权利要求2所述的检测系统,其特征在于,根据不同的功能设计成不同的图案形状,通过设计成为可延展的分形结构来实现可延展性。

4. 如权利要求1所述的检测系统,其特征在于,所述心电传感器包括两个心电电极、蛇形引出导线和连接端;其中,两个心电电极之间具有距离;两个心电电极分别通过可延展的蛇形引出导线连接至连接端;连接端连接至模数转换电路的输入端;每一个心电电极具有可延展性;心脏的跳动引起电位变化,两个具有距离的心电电极之间产生电势差,作为心电信号,通过心电信号得到心电图,表明心脏的活动特征。

5. 如权利要求4所述的检测系统,其特征在于,每一个心电电极采用网格状结构,组成网格的线条为弯曲的蛇形线,使得心电电极具有可延展性。

6. 如权利要求1所述的检测系统,其特征在于,所述无线传输单元采用蓝牙通信。

7. 一种心肺耦合睡眠质量检测方法,其特征在于,所述检测方法包括以下步骤:

1) 胸腔的起伏导致应变传感器的阻值发生改变,从而引起惠斯通电桥不平衡,从而产

生电流,作为呼吸信号输出至模数转换电路,并通过惠斯通电桥的温度补偿的作用排除体温和周围环境温度变化对应变传感器测量胸腔起伏带来的影响;

2) 心脏的跳动引起心电传感器的两个电极之间产生电势差,作为心电信号传输至模数转换电路;

3) 模数转换电路将模拟的呼吸信号和心电信号分别转换为数字信号;放大电路对信号进行放大;

4) 呼吸信号直接经过滤波电路由微处理器记录;

5) 心电信号经过滤波电路,进行过滤去除噪声信号和高频信号;微处理器将心电信号合成为心电图信号,并记录心电图信号;呼吸信号和心电图信号通过无线传输单元传输至移动终端;

6) 微处理器应用心肺耦合算法计算心电图信号与呼吸信号的互功率谱与相干度,从互功率谱上读出耦合功率,判断睡眠的状态,从而判断得到睡眠状态,并将结果通过无线传输单元传输至移动终端,进行记录并显示。

8. 如权利要求7所述的检测方法,其特征在于,在步骤1)中,胸腔的起伏引起惠斯通电桥不平衡,包括以下步骤:胸腔的起伏通过柔性基底传递至保护层,引起保护层的变形,从而对器件层形成拉伸或压缩,使得器件层的电阻发生改变,引起应变传感器与三个定值的电阻组成的惠斯通电桥不平衡,通过惠斯通电桥的两个输出端输出电流,作为呼吸信号响。

9. 如权利要求7所述的检测方法,其特征在于,在步骤6)中,通过心肺耦合指数,判断得到睡眠状态;睡眠状态包括浅睡、深睡和清醒;通过互功率谱读出耦合功率,根据耦合功率所处的频带,判断得到睡眠状态;如果耦合功率处于超低频带,则为清醒或深睡,超低频带为 $0.001\sim 0.01\text{Hz}$;如果耦合功率处于低频带,则为浅睡,低频带为 $0.01\sim 0.1\text{Hz}$ 。

一种多传感器心肺耦合睡眠质量检测系统及其检测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及柔性电子器件技术,具体涉及一种基于超薄柔性应变和心电传感器的心肺耦合睡眠质量检测系统及其检测方法。

背景技术

[0002] 人的一生有三分之一的时间是在睡眠中度过的,睡眠对人的重要性已经越来越被人们所重视,睡眠质量的影响,以及睡眠疾病的危害也日益清晰。呼吸暂停综合症是一种睡眠时呼吸停止的睡眠障碍。最常见的原因是上呼吸道阻塞,经常以大声打鼾、身体抽动或手臂甩动结束。高达98%的睡眠呼吸中止症患者会打鼾,通常还合并有高血压、心肌梗塞、心肌缺氧、中风等并发症。即使睡足了时间还是很累,潜藏着严重的健康问题。调查研究表明,国外睡眠呼吸暂停综合症的发病率是2%~4%,根据临床统计,我国的发病率应该在9%,伴随着我国生活水平的提高,肥胖症的增加,近二十年来呈现逐年上升的趋势。患有呼吸暂停综合症时,由于反复发作的低血氧、高碳酸血症,可致神经功能失调,儿茶酚胺、内皮素及肾素-血管紧张素系统失调,内分泌功能紊乱及血液动力学改变,造成全身多器官多系统损害,严重影响人体健康,容易并发心律失常、高血压甚至呼吸衰竭、猝死。对于睡眠和呼吸情况的监测,可以有效判断和评估睡眠质量以及呼吸暂停综合症的患病风险。现在医院中大多使用多导睡眠监测仪进行睡眠障碍疾病的诊断,通过多种传感器监测记录睡眠时的各种生理参数,记录分析脑电图EEG、心电图ECG、眼电图EOG、肌电图EMG、胸腹式呼吸运动、鼾声、脉搏、血氧饱和度、脉搏波、呼吸频率、体位等睡眠呼吸参数进行分析诊断。但是,为了得到相应的信号,多导睡眠监测仪需要在人体各个位置例如口、鼻、下颌、胸前、腿、手指处布置许多引线,这样就会对被监测患者的睡眠造成极大的不舒适感,导致被试者睡眠质量下降甚至无法入睡;同时,多导睡眠监测仪体积较大,只适合在医院使用,无法针对病患在不同睡眠环境下的睡眠状态进行检测。

[0003] 小米公司的小米手环通过加速度计测量使用者睡眠时身体和上肢运动的情况,以肢体静止的时间作为睡眠时间,从而进一步分析睡眠质量和状态。小米手环虽然设备简单、成本低、采集方式对睡眠的影响小,但是只能区分睡眠状态和清醒状态,不能分析呼吸暂停的情况。

[0004] Sleepace公司的reston智能睡眠监测器通过将监测器铺于睡眠者身下,通过检测心跳、呼吸、翻身、离床等数据判断睡眠状况。虽然这种智能睡眠监测器不需要与人体直接接触,降低了对睡眠状况的影响,但是属于被动式测量,测量数据单一,不能判断呼吸暂停的情况。

发明内容

[0005] 针对以上现有技术中存在的问题,本发明提出了一种基于超薄柔性应变和心电传感器的心肺耦合睡眠质量检测系统及其检测方法。

[0006] 本发明的一个目的在于提出一种基于超薄柔性的应变和心电传感器的心肺耦合

睡眠质量检测系统。

[0007] 本发明的基于超薄柔性的应变和心电传感器的心肺耦合睡眠质量检测系统包括：应变传感器、心电传感器、模数转换电路、放大电路、滤波电路、微处理器、无线传输单元和移动终端；其中，应变传感器和心电传感器均为超薄柔性的传感器，应变传感器贴附在前胸的表面，心电传感器的两个心电电极分别贴附在左胸下方的表面；应变传感器与三个阻值不变的电阻组成惠斯通电桥，惠斯通电桥的两个输出端电学连接至模数转换电路；心电传感器电学连接至模数转换电路；模数转换电路、放大电路、滤波电路和微处理器依次电学连接构成信号采集处理单元；信号采集处理单元和无线传输单元电学连接，并集成在一块电路板上；移动终端位于人体外；胸腔的起伏导致应变传感器的阻值发生改变，引起惠斯通电桥不平衡，从而产生电流，作为呼吸信号输出至模数转换电路，并通过惠斯通电桥的温度补偿的作用排除体温和周围环境温度变化对应变传感器测量胸腔起伏带来的影响；心脏的跳动引起心电传感器的两个电极之间产生电势差，作为心电信号传输至模数转换电路；模数转换电路将模拟的呼吸信号和心电信号分别转换为数字信号；放大电路对信号进行放大；呼吸信号直接经过滤波电路由微处理器记录；心电信号经过滤波电路，进行过滤去除噪声信号和高频信号；微处理器将心电信号合成为心电图信号，并记录心电图信号；呼吸信号和心电图信号通过无线传输单元传输至移动终端；微处理器应用心肺耦合算法计算心电图信号与呼吸信号的互功率谱与相干度，判断得到睡眠状态，并将结果通过无线传输单元以无线的方式传输至移动终端，进行记录并显示。

[0008] 应变传感器采用箔式应变片的结构，包括粘接层、柔性基底、聚合物保护层、器件层和封装薄膜；其中，柔性基底和封装薄膜采用生物兼容薄膜；粘接层直接接触并粘接在皮肤上，采用高粘度的生物胶，能够有效和皮肤粘接的同时不会引起皮肤的过敏反应；在粘接层上形成柔性基底，以承载上面的器件；在柔性基底上形成刚性的聚合物保护层，承受由柔性基底传递来的变形，减低对器件层的损坏，起到保护器件层的作用；在聚合物保护层上形成器件层，器件层为具有图案的金属薄膜，具有可延展性，根据不同的功能设计成不同的图案形状，通过设计成为可延展的分形结构来实现可延展性；在器件层上形成封装薄膜，将器件整体包裹起来，保护电子元件不受外界因素的影响，防水防尘；胸腔的起伏通过柔性基底传递至保护层，引起保护层的变形，从而对器件层形成拉伸或压缩，使得器件层的电阻发生改变，引起应变传感器与三个定值的电阻组成的惠斯通电桥不平衡，通过惠斯通电桥的两个输出端输出电流，作为呼吸信号，通过惠斯通电桥的温度补偿的作用排除体温和周围环境温度变化对应变传感器测量胸腔起伏带来的影响，通过输出的电流得到呼吸的频率和幅度。利用生物兼容性膜的透气防水性、低致敏性为整体器件提供生物兼容性，使得应变传感器能够在人体表面工作时间长达24小时以上；封装薄膜同样使用生物兼容薄膜，以保护功能器件的结构完整，不被外部液体破坏电路功能和生物兼容性。

[0009] 心电传感器包括两个心电电极、蛇形引出导线和连接端；其中，两个心电电极之间具有距离；两个心电电极分别通过可延展的蛇形引出导线连接至连接端；连接端连接至模数转换电路的输入端；每一个心电电极采用网格状结构，组成网格的线条为弯曲的蛇形线，使得心电电极具有可延展性，贴附在人体表面时不会因皮肤变形而损坏；心脏的跳动引起电位变化，两个具有一定距离的心电电极之间产生电势差，作为心电信号，通过心电信号得到心电图，表明心脏的活动特征。

[0010] 无线传输单元采用蓝牙通信,将所得信号无线传输给与之配对的移动终端进行记录和显示。

[0011] 睡眠状态包括浅睡、深睡和清醒;通过互功率谱读出耦合功率,根据耦合功率所处的频带,判断得到睡眠状态;低频带的功率过大与睡眠呼吸障碍器件的周期性呼吸相关,而高频带过大的功率与生理性呼吸窦性心律失常和深度睡眠有关。如果耦合功率处于超低频带,则为清醒或深睡,超低频带为 $0.001\sim 0.01\text{Hz}$;如果耦合功率处于低频带,则为浅睡,低频带为 $0.01\sim 0.1\text{Hz}$ 。

[0012] 本发明的另一个目的在于提供一种基于超薄柔性的应变和心电传感器的心肺耦合睡眠质量检测方法。

[0013] 应变传感器贴附在前胸的表面,心电传感器的两个心电电极分别贴附在左胸下方的表面;应变传感器与三个阻值不变的电阻组成惠斯通电桥,惠斯通电桥的两个输出端电学连接至模数转换电路;心电传感器电学连接至模数转换电路;模数转换电路、放大电路、滤波电路和微处理器依次电学连接构成信号采集处理单元;信号采集处理单元和无线传输单元电学连接,并集成在一块电路板上;移动终端位于人体外。

[0014] 本发明的基于超薄柔性的应变和心电传感器的心肺耦合睡眠质量检测方法,包括以下步骤:

[0015] 1) 胸腔的起伏导致应变传感器的阻值发生改变,从而引起惠斯通电桥不平衡,从而产生电流,作为呼吸信号输出至模数转换电路,并通过惠斯通电桥的温度补偿的作用排除体温和周围环境温度变化对应变传感器测量胸腔起伏带来的影响;

[0016] 2) 心脏的跳动引起心电传感器的两个电极之间产生电势差,作为心电信号传输至模数转换电路;

[0017] 3) 模数转换电路将模拟的呼吸信号和心电信号分别转换为数字信号;放大电路对信号进行放大;

[0018] 4) 呼吸信号直接经过滤波电路由微处理器记录;

[0019] 5) 心电信号经过滤波电路,进行过滤去除噪声信号和高频信号;微处理器将心电信号合成为心电图信号,并记录心电图信号;呼吸信号和心电图信号通过无线传输单元传输至移动终端;

[0020] 6) 微处理器应用心肺耦合算法计算心电图信号与呼吸信号的互功率谱与相干度,从互功率谱上读出耦合功率,判断睡眠的状态,从而判断得到睡眠状态,并将结果通过无线传输单元传输至移动终端,进行记录并显示。

[0021] 其中,在步骤6)中,心肺耦合算法计算心肺耦合指数,包括以下步骤:首先对心电图进行QRS波群的识别,探测到R峰发生的时刻和幅值,对R-R间期信号进行处理,得到正常心跳的间期(N-N interval),对其与通过柔性应变传感器测量得到的呼吸信号进行差值重采样,调整采样频率后计算N-N间期以及呼吸信号的互功率谱以及相干度,从而得到心肺耦合(CPC)功率图谱。

[0022] 在步骤6)中,通过心肺耦合指数,判断得到睡眠状态;睡眠状态包括浅睡、深睡和清醒;通过互功率谱读出耦合功率,根据耦合功率所处的频带,判断得到睡眠状态;如果耦合功率处于超低频带,则为清醒或深睡,超低频带为 $0.001\sim 0.01\text{Hz}$;如果耦合功率处于低频带,则为浅睡,低频带为 $0.01\sim 0.1\text{Hz}$ 。

[0023] 本发明的优点：

[0024] 本发明采用超薄柔性的传感器，可以轻易地贴附在睡眠者的体表，不会使其产生任何的不适或者约束感，测量时基本感受不到传感器的存在，最大限度降低对睡眠者的影响，真实地反映睡眠者睡眠过程中的状态；通过使用超薄柔性传感器对呼吸和心电信号进行测量，然后使用心肺耦合算法对呼吸和心电信号综合分析，得到患者睡眠质量的量化指标参数和呼吸暂停综合征的呼吸暂停特征时刻，信号通过无线的方式传输给移动终端，整体系统的体积很小，可以方便地在不同的睡眠场合使用；本发明简单易行，准确率高，使用方便，体感舒适。

附图说明

[0025] 图1为本发明的基于超薄柔性应变和心电传感器的心肺耦合睡眠质量检测系统的结构框图；

[0026] 图2为本发明的基于超薄柔性应变和心电传感器的心肺耦合睡眠质量检测系统的应变传感器的爆炸图；

[0027] 图3为本发明的基于超薄柔性应变和心电传感器的心肺耦合睡眠质量检测系统的心电传感器的示意图；

[0028] 图4为本发明的基于超薄柔性应变和心电传感器的心肺耦合睡眠质量检测系统的应变传感器的器件层的俯视图；

[0029] 图5为本发明的基于超薄柔性应变和心电传感器的心肺耦合睡眠质量检测系统应用于睡眠检测的一个实施例的示意图。

具体实施方式

[0030] 下面结合附图，通过具体实施例，进一步阐述本发明。

[0031] 如图1所示，本实施例的基于超薄柔性的应变和心电传感器的心肺耦合睡眠质量检测系统包括：应变传感器、心电传感器、模数转换电路、放大电路、滤波电路、微处理器、无线传输单元和移动终端；其中，应变传感器和心电传感器均为超薄柔性的传感器，应变传感器与三个阻值不变的电阻组成惠斯通电桥，惠斯通电桥的两个输出端电学连接至模数转换电路；心电传感器电学连接至模数转换电路；模数转换电路、放大电路、滤波电路和微处理器依次电学连接构成信号采集处理单元。

[0032] 如图2所示，应变传感器1包括粘接层、柔性基底11、聚合物保护层12、器件层13和封装薄膜14；其中，在粘接层上形成柔性基底11；在柔性基底11上形成刚性的聚合物保护层12；在聚合物保护层12上形成器件层13，器件层为具有图案的金属薄膜；在器件层13上形成封装薄膜14。

[0033] 如图3所示，心电传感器2包括两个心电电极21、蛇形引出导线22和连接端23；其中，两个心电电极21之间具有距离；两个心电电极分别通过可延展的蛇形引出导线22连接至连接端23；连接端连接至模数转换电路的输入端；每一个心电电极采用网格状结构，组成网格的线条为弯曲的蛇形线。

[0034] 如图4所示，器件层13为具有图案的金属薄膜。

[0035] 如图5所示，对患者睡眠质量检测时，应变传感器1贴附在前胸的表面，心电传感器

2的两个心电电极分别贴附在左胸左乳下方5cm处的表面;信号采集处理单元和无线传输单元电学连接,并集成在一块电路板3上;移动终端4位于人体外。无线传输单元采用蓝牙传输。

[0036] 本实施例的基于超薄柔性的应变和心电传感器的心肺耦合睡眠质量检测方法,包括以下步骤:

[0037] 1) 胸腔的起伏导致应变传感器的阻值发生改变,从而引起惠斯通电桥不平衡,从而产生电流,作为呼吸信号输出至模数转换电路,并通过惠斯通电桥的温度补偿的作用排除体温和周围环境温度变化对应变传感器测量胸腔起伏带来的影响;

[0038] 2) 心脏的跳动引起心电传感器的两个电极之间产生电势差,作为心电信号传输至模数转换电路;

[0039] 3) 模数转换电路将模拟的呼吸信号和心电信号分别转换为数字信号;放大电路对信号进行放大;

[0040] 4) 呼吸信号直接经过滤波电路由微处理器记录;

[0041] 5) 心电信号经过滤波电路,进行过滤去除噪声信号和高频信号;微处理器将心电信号合成为心电图信号,并记录心电图信号;呼吸信号和心电图信号通过无线传输单元传输至移动终端;

[0042] 6) 微处理器应用心肺耦合算法计算心电图信号与呼吸信号的互功率谱与相干度,判断得到睡眠状态,并将结果通过无线传输单元传输至移动终端,进行记录并显示。

[0043] 最后需要注意的是,公布实施例的目的在于帮助进一步理解本发明,但是本领域的技术人员可以理解:在不脱离本发明及所附的权利要求的精神和范围内,各种替换和修改都是可能的。因此,本发明不应局限于实施例所公开的内容,本发明要求保护的范围以权利要求书界定的范围为准。

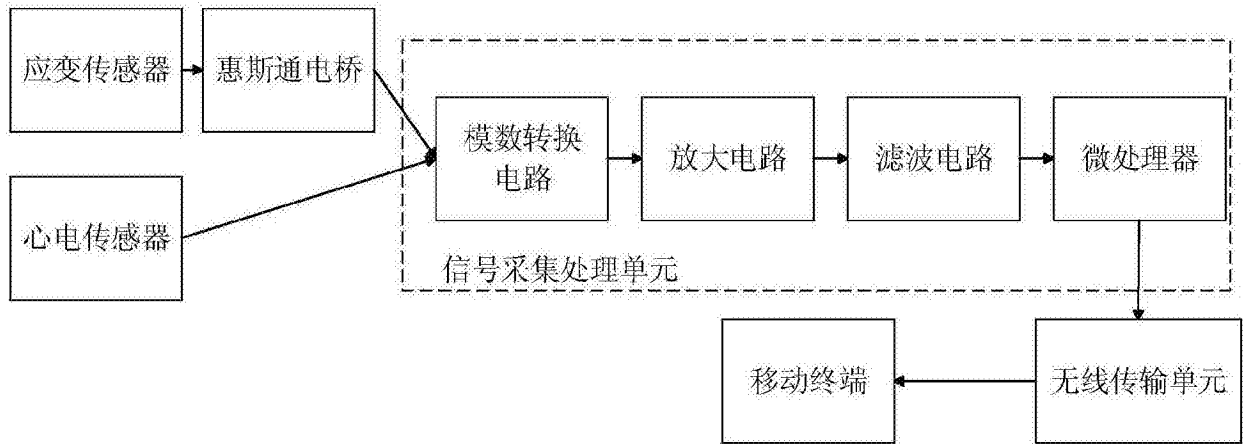


图1

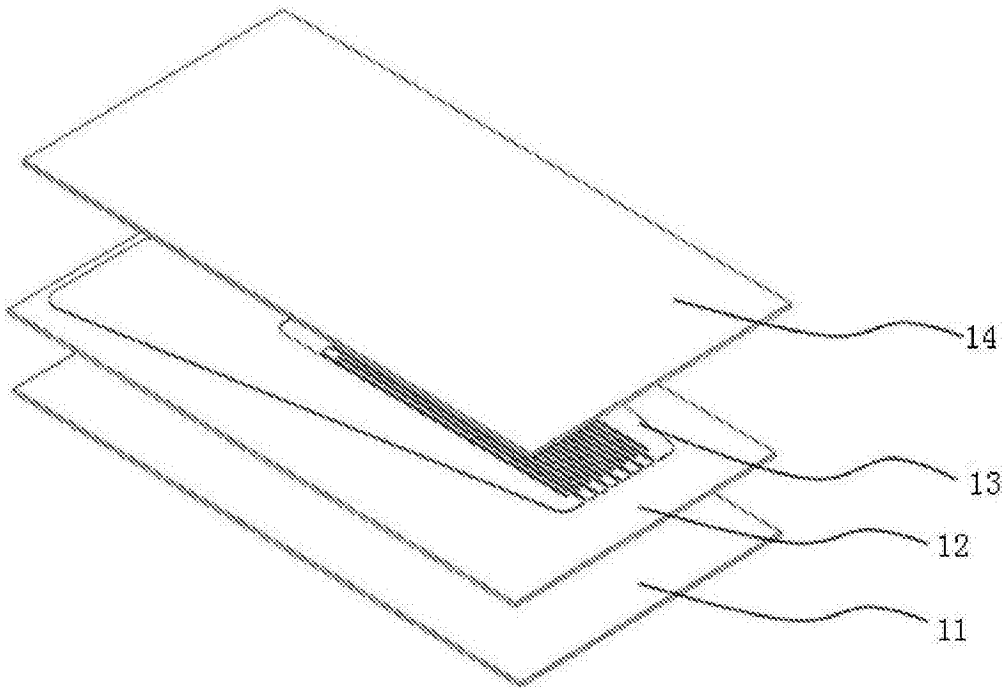


图2

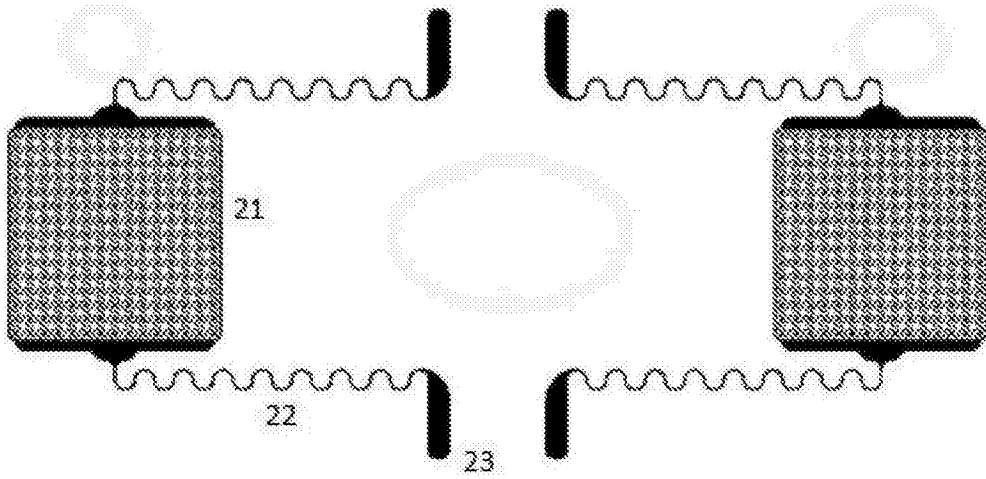


图3

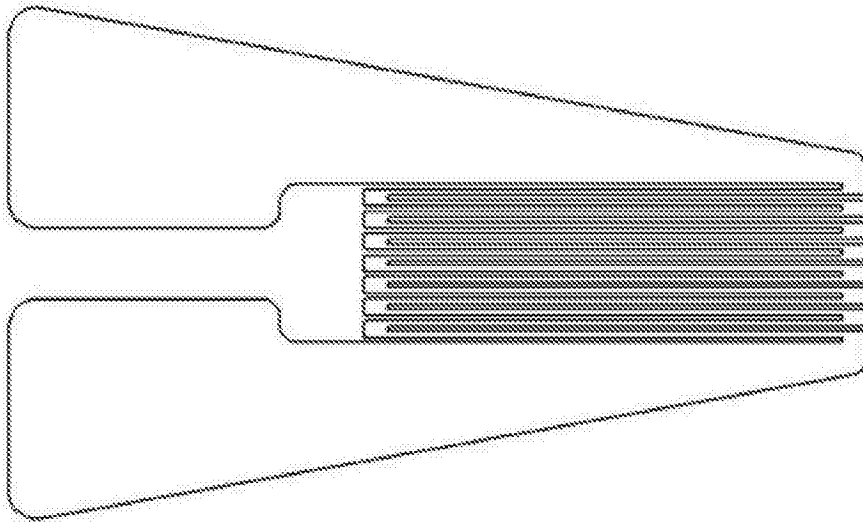


图4

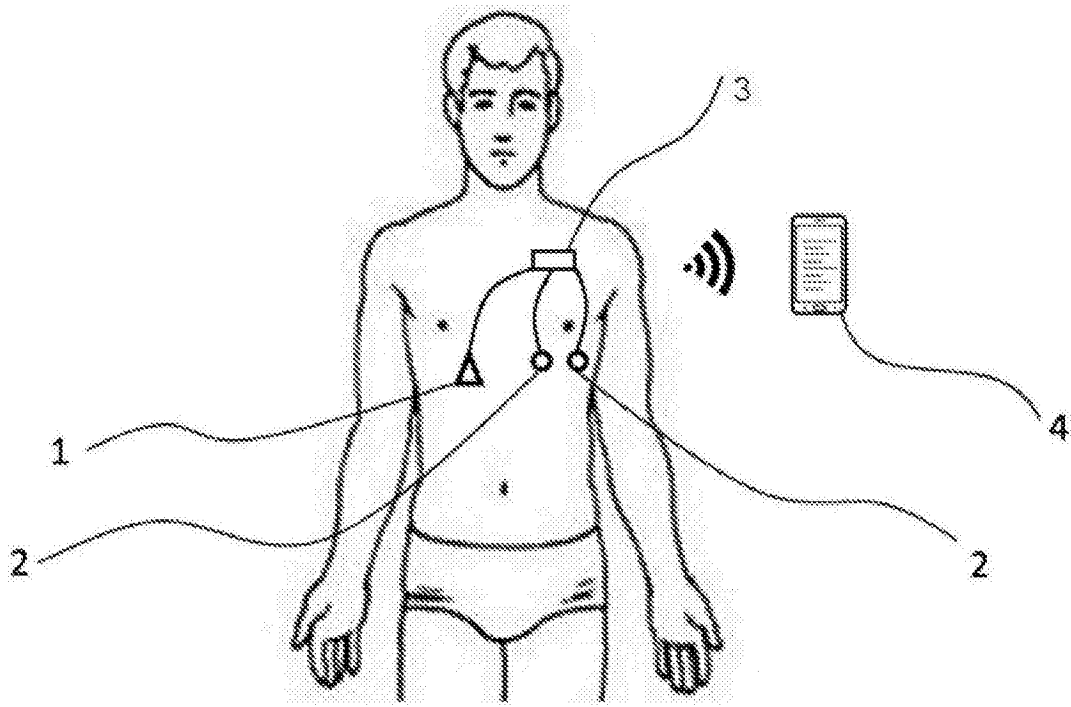


图5

专利名称(译)	一种多传感器心肺耦合睡眠质量检测系统及其检测方法		
公开(公告)号	CN106859598A	公开(公告)日	2017-06-20
申请号	CN201710028221.3	申请日	2017-01-16
[标]申请(专利权)人(译)	清华大学		
申请(专利权)人(译)	清华大学		
当前申请(专利权)人(译)	清华大学		
[标]发明人	冯雪 陈毅豪 陆炳卫 苏红宏		
发明人	冯雪 陈毅豪 陆炳卫 苏红宏		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0428		
CPC分类号	A61B5/0428 A61B5/4815 A61B5/721 A61B5/7242		
代理人(译)	王岩		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种多传感器心肺耦合睡眠质量检测系统及其检测方法。本发明采用超薄柔性的应变传感器和心电传感器，可以轻易地贴附在睡眠者的体表，不会使其产生任何的不适或者约束感，测量时基本感受不到传感器的存在，最大限度降低对睡眠者的影响，真实地反映睡眠者睡眠过程中的状态；通过使用超薄柔性传感器对呼吸和心电信号进行测量，然后使用心肺耦合算法对呼吸和心电信号综合分析，得到患者睡眠质量的量化指标参数和呼吸暂停综合征的呼吸暂停特征时刻，信号通过无线的方式传输给移动终端，整体系统的体积很小，可以方便地在不同的睡眠场合使用；本发明简单易行，准确率高，使用方便，体感舒适。

