



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107822593 B

(45)授权公告日 2019.06.14

(21)申请号 201710889558.3

(22)申请日 2017.09.27

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107822593 A

(43)申请公布日 2018.03.23

(73)专利权人 广州中科新知科技有限公司
地址 510000 广东省广州市番禺区大学城
外环东路232号广州中医药大学工科
楼6楼

(72)发明人 庞志强 刘勇 徐成梁 陈争光
万科

(74)专利代理机构 广州胜沃园专利代理有限公
司 44416
代理人 徐翔

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 106805954 A,2017.06.09,
US 2010249628 A1,2010.09.30,
CN 105193431 A,2015.12.30,
CN 106805954 A,2017.06.09,
CN 205031223 U,2016.02.17,
CN 205379290 U,2016.07.13,
US 2007205701 A1,2007.09.06,
US 2008307899 A1,2008.12.18,

审查员 沈研研

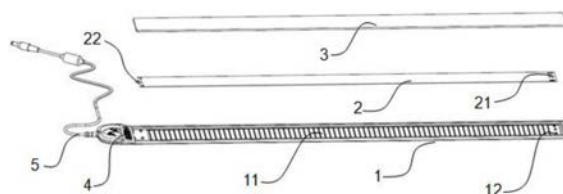
权利要求书1页 说明书12页 附图2页

(54)发明名称

一种人体生理信号的柔性采集装置及系统

(57)摘要

本发明提供了一种人体生理信号的柔性采集装置及系统,通过采集人体的压力波动实现对人体生理信号的采集,无需穿戴即可采集人体生理信号,而且通过设置在下片组件或者上片组件上的齿牙与压电薄膜接触而产生压力信号,即使只是呼吸、脉搏或者心跳因为变动而产生微弱的振动信号,也能够触动下片组件或者上片组件上密集设置的并排等距间隔分布的齿牙,通过齿牙触压压电薄膜而产生及时的压力信号,相对于传统生理信号采集装置中通过产生形变收集信号,本装置通过齿牙触压压电薄膜收集信号可以更加精确的收集微弱振动信号,从而提高采集数据的准确度。



1. 一种人体生理信号的柔性采集装置,包括:下片组件、上片组件和压电薄膜,所述压电薄膜夹持在下片组件和上片组件之间,下片组件和上片组件均由柔性材料制成,其特征在于:所述下片组件的一个端头上设置有信号输出座,压电薄膜的一个端头上设置有信号引出线,所述信号引出线与信号输出座连接,所述下片组件和上片组件之中至少有一个组件与压电薄膜接触的内表面上设置有并排等距间隔分布的齿牙,通过设置在下片组件或者上片组件上的所述齿牙触压所述压电薄膜而产生及时的压力信号。

2. 根据权利要求1所述人体生理信号的柔性采集装置,其特征在于:所述下片组件和上片组件内表面均设置有并排等距间隔分布的齿牙,且下片组件内表面上设置的齿牙与上片组件内表面上设置的齿牙交错分布。

3. 根据权利要求1或2所述人体生理信号的柔性采集装置,其特征在于:所述齿牙的横截面形状为梯形、半圆形、三角形或者正方形。

4. 根据权利要求3所述人体生理信号的柔性采集装置,其特征在于:所述齿牙的横截面形状为等腰梯形。

5. 根据权利要求4所述人体生理信号的柔性采集装置,其特征在于:所述等腰梯形齿牙的齿宽 a 为0.4-2mm,齿高 h 为0.5-1mm,相邻两齿牙之间的距离 d 为4-8mm。

6. 根据权利要求5所述人体生理信号的柔性采集装置,其特征在于:所述等腰梯形齿牙的齿宽 a 为0.8mm,齿高 h 为0.8mm,相邻两齿牙之间的距离 d 为6mm。

7. 根据权利要求1或2所述人体生理信号的柔性采集装置,其特征在于:所述压电薄膜的信号引出线采用硅胶线,且硅胶线采用S型走线。

8. 根据权利要求1所述人体生理信号的柔性采集装置,其特征在于:所述下片组件内表面前、后两个端头上均设置有定位柱,压电薄膜前、后两个端头上设置有与定位柱相对应的定位孔,所述定位孔为长度为2-4mm的长孔,压电薄膜通过定位柱和定位孔之间的配合可移动固定在下片组件和上片组件之间。

9. 根据权利要求2所述人体生理信号的柔性采集装置,其特征在于:下片组件和上片组件采用软硬程度不同的硅胶材料制成,下片组件比上片组件更加柔软。

10. 一种人体生理信号的柔性采集系统,其特征在于包括:

如权利要求1所述的人体生理信号的柔性采集装置,所述柔性采集装置用于采集人体的微弱振动信号,并将振动信号转换为电信号;

数据运算盒,所述数据运算盒包括滤波电路、放大电路、单片机及无线传输模块,滤波电路和放大电路用于将柔性采集装置采集到的电信号进行滤波、放大,经单片机处理转换为数字信号,最后通过无线传输模块传输至服务器;

服务器,所述服务器包括数据处理模块,所述数据处理模块用于从数据运算盒中传输的混叠体征数字信号中分离得到呼吸率、心率、离床信号以及HRV的频域参数,并利用HRV的频域参数判断使用者的情绪压力指数,利用离床信号进行意外坠床的判断,并将处理后的数据传输至监控设备;

监控设备,所述监控设备包括手机、智能显示平板或者位于护士站的监控电脑,所述监控设备通过专用软件对服务器发送的数据进行处理及显示。

一种人体生理信号的柔性采集装置及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,具体涉及一种人体生理信号的柔性采集装置及系统。

背景技术

[0002] 生理电信号的采集通常应用于医学、心理学等学科的动物及人体实验,更常用于医用多参数监护系统及大量的诊疗设备(如心、脑电图机、多导睡眠仪等),由于生理电信号可以反映动物及人体的各种生理及神经活动,因此生理电信号的采集是上述装置的必要组成部分。

[0003] 目前,针对日常生活场景下的各类人群生命体征信号的实时监控需借助可穿戴设备(如电子手环、颈圈、背心等)实现。但是目前使用可穿戴设备进行生命体征信号采集主要存在以下缺陷:1)需要通过将信号电极与人体皮肤紧密接触,以采集肌肉产生的压力信号并转换为电信号进行处理,获取人体重要的生理信号,比如心跳、呼吸以及抽搐等生理信号,在进行生理信号的采集过程中需要与人体皮肤紧密接触,在使用过程中将会给使用者带来诸多不便;2)采集时需将信号电极黏贴于人体皮肤表面,可能由于每次黏贴的人体皮肤位置不同等原因形成不同的阻抗,从而导致采集的信号强度(振幅)不稳定,使得可能无法准确采集到所需要的生理信号。

[0004] 针对上述缺陷,国内外也进行了相应的一些研究,例如公开号为:CN102319057A的中国专利申请公开了一种“波浪形生理信号采集装置及生理信号采集床垫”,该装置包括:波浪形柔性体、拉伸力传感器以及信号处理单元;所述波浪形柔性体包括柔性体面板以及凸柔性体,所述凸柔性体设置于柔性体面板上,将所承受的人体压力转换为拉伸力;所述拉伸力传感器设置于柔性体面板中,根据所述拉伸力产生电信号;所述信号处理单元对所述电信号进行处理获取人体的生理信号。该装置通过波浪形柔性体将人体压力转换为电信号并进行处理,从而以非直接与人体皮肤进行接触的方式在日常生活中即可获取人体的生理信号,使生理信号的获取更加便捷;同时使用无线技术将获取的生理信号传输至远端设备,将信号采集与进一步分析或统一存储等操作进行分离,进一步方便生理信号的采集。但是该专利由于采用的是通过凸柔性体的形变将人体压力转换为拉伸力,进而转变成电信号,因此对微小压力的变动并不敏感,一旦当呼吸、脉搏或者心跳因为变动而产生的微小压力波动不足以使得凸柔性体产生形变时,该装置就无法精确采集上述体征信号,而且拉伸信号采集的灵敏度是远不如压触信号采集的灵敏度。

[0005] 又如:公开号为:CN104013392A的中国专利申请公开了一种“人体生理信号采集装置及其系统”,该装置包括可与粗糙表面产生自锁效应的表面粗糙的柔性垫体、压电薄膜传感器、信号采集处理器和信号输出接口;所述柔性垫体设置有夹层,所述压电薄膜传感器设置于夹层内,压电薄膜传感器连接所述信号采集处理器,信号采集处理器与所述信号输出接口连接;在柔软的床铺或沙发上部署本传感器,需要将传感器置于床单或沙发垫之下,使其上下均是表面粗糙的织物,当有人使用时,压电薄膜传感器受压力向下变形,由于自锁效

应,受压点与其它位置产生拉扯,从而产生电信号,该电信号被信号采集处理器采集处理为人体生理信号,人体生理信号由信号输出接口输出。该装置通过表面粗糙且带有夹层的柔性垫体和设置于夹层内的压电薄膜传感器形成一个人体生理信号采集装置及其系统,将柔性垫体设置在沙发、床垫等软性物体上时,当物体压迫在柔性垫体上时,柔性垫体的受力点会发生拉伸形变,从而使夹层内的压电薄膜传感器采集到拉力变化,而且该发明中的柔性垫体使用粗糙的表面,当物体压在柔性垫体上的时候,压在柔性垫体上会与床垫产生较大的摩擦力,产生“自锁”效果,使得压电薄膜传感器可以采集到小幅度重复拉伸的力,从而可以准确的采集到人体生理信号的变化。但是该专利申请中,柔性垫体的表面粗糙,但是柔性垫体与压电薄膜传感器的接触面是光滑的,其工作原理依旧是通过压电薄膜传感器采集柔性垫体的受力点的拉伸形变进行信号收集,依旧存在如果当呼吸、脉搏或者心跳因为变动而产生的微小压力波动不足以使得受力点发生拉伸形变时,该装置就无法精确采集上述体征信号的问题。

发明内容

[0006] 针对现有技术的不足,本发明提出了一种人体生理信号的柔性采集装置,无需穿戴即可采集人体生理信号,并且本装置采用齿牙压触压电薄膜的方式采集体征信号,可以提高采集数据的准确度。

[0007] 为实现上述技术方案,本发明提供了一种人体生理信号的柔性采集装置,包括:下片组件、上片组件和压电薄膜,所述压电薄膜夹持在下片组件和上片组件之间,下片组件和上片组件均由柔性材料制成,其特征在于:所述下片组件的一个端头上设置有信号输出座,压电薄膜的一个端头上设置有信号引出线,所述信号引出线与信号输出座连接,所述下片组件和上片组件之中至少有一个组件与压电薄膜接触的内表面上设置有并排等距间隔分布的齿牙。

[0008] 在实际的使用过程中,只需将本柔性采集装置放置在床垫、枕头或者坐垫中,无需和人体肌肤直接接触,当人体压力发生变化时,会自动通过柔性采集装置的下片组件或者上片组件上设置的齿牙与压电薄膜接触而产生压力信号,由于下片组件和上片组件均由柔性材料制成,且压电薄膜夹持在下片组件和上片组件之间,因此即使只是呼吸、脉搏或者心跳因为变动而产生微弱的振动信号,也能够触动下片组件或者上片组件上密集设置的并排等距间隔分布的齿牙,通过齿牙触压压电薄膜而产生及时的压力信号。如此,相对于传统的通过产生形变收集信号,本装置通过齿牙触压压电薄膜收集信号可以更加精确的收集微弱振动信号,从而提高采集数据的准确度。

[0009] 优选的,所述下片组件和上片组件内表面均设置有并排等距间隔分布的齿牙,且下片组件内表面上设置的齿牙与上片组件内表面上设置的齿牙交错分布。实验证明,当下片组件和上片组件内表面均设置有并排等距间隔分布的齿牙,且下片组件内表面上设置的齿牙与上片组件内表面上设置的齿牙交错分布时,对微弱振动信号的感知最为灵敏,数据采集的准确度最高。

[0010] 优选的,所述齿牙的横截面形状为梯形、半圆形、三角形或者正方形。在实际的检测过程中,齿牙的横截面形状设计为梯形、半圆形、三角形或者正方形时,数据采集的准确性均能够满足实际的使用,其中又以当齿牙的横截面形状设计为等腰梯形时,效果最好,当

齿牙的横截面形状设计为等腰梯形时,既能很好的传导人体的微弱振动信号,又能较好地保护压电薄膜不因齿牙压力而损坏。

[0011] 优选的,所述等腰梯形齿牙的齿宽 a 为0.4-2mm,齿高 h 为0.5-1mm,相邻两齿牙之间的距离 d 为4-8mm。更加优选的,所述等腰梯形齿牙的齿宽 a 为0.8mm,齿高 h 为0.8mm,相邻两齿牙之间的距离 d 为6mm。实验证明,当齿牙的形状设计为等腰梯形,且等腰梯形齿牙的齿宽 a 为0.8mm,齿高 h 为0.8mm,相邻两齿牙之间的距离 d 为6mm时,采集到的数据最为准确,而且对压电薄膜的损伤最小。

[0012] 优选的,所述压电薄膜的信号引出线采用硅胶线,且硅胶线采用S型走线,此种设计增加了硅胶线与下片组件之间的摩擦力,当有外力施加在硅胶线上时,可以辅助保护压电薄膜,防止压电薄膜受力被拉断。

[0013] 优选的,所述下片组件内表面前、后两个端头上均设置有定位柱,压电薄膜前、后两个端头上设置有与定位柱相对应的定位孔,所述定位孔为长度为2-4mm的长孔,压电薄膜通过定位柱和定位孔之间的配合可移动固定在下片组件和上片组件之间。将定位孔设计为长度为2-4mm的长孔,确保给压电薄膜定位的同时,又可以给予压电薄膜在水平位置2-4mm可移动空间,从而可以避免因压电薄膜受力拉伸长度变化而产生撕扯。

[0014] 优选的,下片组件和上片组件采用软硬程度不同的硅胶材料制成,下片组件比上片组件更加柔软。上片组件硬度较高有益于更好的传导人体微弱的振动信号,减少信号在上片组件材质中的损耗,下片硬度较软,有益于传导过来的振动信号更好地触压压电薄膜,以输出优质信号(强度高、特征明显的信号)。

[0015] 本发明还提供了一种人体生理信号的柔性采集系统,包括:

[0016] 前述的人体生理信号的柔性采集装置,所述柔性采集装置用于采集人体的微弱振动信号,

[0017] 并将振动信号转换为电信号;

[0018] 数据运算盒,所述数据运算盒包括滤波电路、放大电路、单片机及无线传输模块,滤波电

[0019] 路和放大电路用于将柔性采集装置采集到的电信号进行滤波、放大,经单片机处理转换为

[0020] 数字信号,最后通过无线传输模块传输至服务器;

[0021] 服务器,所述服务器包括数据处理模块,所述数据处理模块用于从数据运算盒中传输的混

[0022] 叠体征数字信号中分离得到呼吸率、心率、离床信号以及HRV的频域参数,并利用HRV

[0023] 的频域参数判断使用者的情绪压力指数,利用离床信号进行意外坠床的判断,并将处理后

[0024] 的数据传输至监控设备;

[0025] 监控设备,所述监控设备包括手机、智能显示平板或者位于护士站的监控电脑,所述监控设备通过专用软件对服务器发送的数据进行处理及显示。

[0026] 本发明提供的一种人体生理信号的柔性采集装置及系统的有益效果在于:

[0027] 1) 本人体生理信号的柔性采集装置通过采集人体的压力波动实现对人体生理信

号的采集,无需穿戴即可采集人体生理信号,而且通过设置在下片组件或者上片组件上的齿牙与压电薄膜接触而产生压力信号,即使只是呼吸、脉搏或者心跳因为变动而产生微弱的振动信号,也能够触动下片组件或者上片组件上密集设置的并排等距间隔分布的齿牙,通过齿牙触压压电薄膜而产生及时的压力信号,相对于传统生理信号采集装置中通过产生形变收集信号,本装置通过齿牙触压压电薄膜收集信号可以更加精确的收集微弱振动信号,从而提高采集数据的准确度。同时通过对齿牙形状及尺寸的设计,可以在提高数据采集准确度的同时,避免对压电薄膜的损伤,提高设备的使用寿命。

[0028] 2) 本人体生理信号的柔性采集系统可以通过柔性采集装置非接触精确采集人体脉搏、呼吸及噪声的混叠体征信号,并实现从混叠体征信号中自动分离得到呼吸率、心率、离床信号以及HRV的频域参数,最后将相应参数显示在监测设备中,使得人体微弱的生理信号的采集和传输变得更加容易,获得的数据更加准确可靠。

附图说明

[0029] 图1为发明中人体生理信号的柔性采集装置的结构爆炸图。

[0030] 图2为发明中齿牙为梯形时的横截面示意图。

[0031] 图3为发明中齿牙为半球形时的横截面示意图。

[0032] 图4为发明中齿牙为三角形时的横截面示意图。

[0033] 图5为发明中齿牙为正方形时的横截面示意图。

[0034] 图6为发明中人体生理信号的柔性采集系统的示意图。

具体实施方式

[0035] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整的描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。本领域普通人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,均属于本发明的保护范围。

[0036] 实施例1:一种人体生理信号的柔性采集装置。

[0037] 参照图1和图2所示,一种人体生理信号的柔性采集装置,包括:下片组件1、上片组件3和压电薄膜2,所述压电薄膜2夹持在下片组件1和上片组件3之间,下片组件1和上片组件3采用软硬程度不同的硅胶材料制成,且下片组件1比上片组件3更加柔软,下片组件1和上片组件3之间通过胶水粘合,所述下片组件1的一个端头上设置有信号输出座4,压电薄膜2的一个端头上设置有信号引出线22,所述信号引出线22与信号输出座4连接,压电薄膜2的信号引出线22采用硅胶线,且硅胶线采用S型走线,信号输出座4的外侧还设置有一个信号输出接头5,下片组件1和上片组件3内表面均设置有并排等距间隔分布的齿牙11,且下片组件1内表面上设置的齿牙11与上片组件3内表面上设置的齿牙11交错分布,下片组件1内表面前、后两个端头上均设置有定位柱12,压电薄膜2前、后两个端头上设置有与定位柱12相对应的定位孔21,所述定位孔21为长度为3mm的长孔,压电薄膜2通过定位柱12和定位孔21之间的配合可移动固定在下片组件1和上片组件3之间,齿牙11的横截面形状设计成等腰梯形,且等腰梯形齿牙的齿宽a为0.8mm,齿高h为0.8mm,相邻两齿牙之间的距离d为6mm。

[0038] 实施例2:一种人体生理信号的柔性采集装置。

[0039] 参照图1和图2所示,下片组件1内表面上设置齿牙11,上片组件3内表面上光滑,其余特征与实施例1相同。

[0040] 实施例3:一种人体生理信号的柔性采集装置。

[0041] 参照图1和图2所示,下片组件1内表面光滑,上片组件3内表面上设置齿牙11,其余特征与实施例1相同。

[0042] 实施例4:一种人体生理信号的柔性采集装置。

[0043] 参照图1和图3所示,齿牙的横截面形状设计为半圆形,如图3所示,且半圆的半径为0.8mm,其余特征与实施例1相同。

[0044] 实施例5:一种人体生理信号的柔性采集装置。

[0045] 参照图1和图4所示,齿牙的横截面形状设计为三角形,如图4所示,且三角形的高为0.8mm,其余特征与实施例1相同。

[0046] 实施例6:一种人体生理信号的柔性采集装置。

[0047] 参照图1和图5所示,齿牙的横截面形状设计为正方形,如图5所示,且正方形的边长为0.8mm,其余特征与实施例1相同。

[0048] 对比例1:采用市售的波浪形生理信号采集装置。

[0049] 对比例2:下片组件1和上片组件内表面均设置成光滑(未设置齿牙),其余特征与实施例1相同。

[0050] 试验例一,齿牙试验

[0051] 为了验证齿牙及齿牙安装位置在信息采集中对微弱信号灵敏性的影响,特在相同条件下,使用对比例1、对比例2、实验例1、实验例2和实验例3中的信号采集装置,分别放置在床垫中,测试者平躺在床垫上,然后使用专业的接触式测试仪器测量测试者的脉搏跳动频率(每分钟脉搏跳动次数)及呼吸率(每分钟呼吸的次数),并把测试仪器测量的脉搏跳动频率和呼吸率作为标准对照值,检测齿牙及齿牙安装位置在信息采集中对数据采集准确性的影响,实验的具体结果如下:

[0052] 表1

[0053]

结构类型	测试者序号	脉率测试值	脉率标准对照值	脉率差值	呼吸率测试值	呼吸率标准对照值	呼吸率差值
对比例1	1	71	75	-4	18	20	-2
	2	77	75	2	20	22	-2
	3	66	67	-1	20	18	2
	4	76	80	-4	16	17	-1
	5	69	66	3	18	18	0
	6	75	71	4	25	23	2
	7	72	77	-5	18	20	-2
	8	66	73	-7	18	19	1

[0054] 实验中,采用方差评价数据采集的准确性,方差计算公式为:

$$[0055] \sigma^2 = [(x_1 - m)^2 + (x_2 - m)^2 + \dots + (x_n - m)^2] / n,$$

[0056] 其中 σ^2 表示方差值,m表示 $x_1, x_2 \dots x_n$ 的平均值, $x_1, x_2 \dots x_n$ 表示脉率差值或者呼吸率差值数,n表示数值的组数。

[0057] 从表1可以计算出采用对比例1进行实验时,脉率差值的平均值 $m = (-4+2-1-4+3+4-5-7)/8 = -1.5$,然后代入方差计算公式:

$$[0058] \quad \sigma^2 = [(-4+1.5)^2 + (2+1.5)^2 + \dots + (-7+1.5)^2]/8 = 14.75$$

[0059] 即采用对比例1中的信号采集装置采集脉率的方差值为14.75,同理可以算得使用对比例1中的信号采集装置采集呼吸率的方差值为2.69。

[0060] 表2

[0061]

结构类型	测试者序号	脉率测试值	脉率标准对照值	脉率差值	呼吸率测试值	呼吸率标准对照值	呼吸率差值
对比例 2	1	69	74	-5	21	22	-1
	2	72	77	-5	20	25	-5
	3	70	63	7	19	17	2
	4	70	79	-9	16	19	-3
	5	75	71	4	17	19	-2
	6	65	72	-7	22	20	2
	7	72	66	6	18	22	-4
	8	69	75	-6	18	16	2

[0062] 同样通过方差计算公式计算得到:采用对比例2中的信号采集装置采集脉率的方差值为36.11,使用对比例2中的信号采集装置采集呼吸率的方差值为7.11。

[0063] 表3

[0064]

结构类型	测试者序号	脉率测试值	脉率标准对照值	脉率差值	呼吸率测试值	呼吸率标准对照值	呼吸率差值
实验例 1	1	75	75	0	20	20	0
	2	75	76	-1	22	22	0
	3	65	64	1	19	18	1
	4	72	72	0	17	17	0
	5	76	77	-1	21	20	1
	6	72	72	0	22	22	0
	7	72	71	1	20	21	-1
	8	79	79	0	16	16	0

[0065] 同样通过方差计算公式计算得到:采用实验例1中的信号采集装置采集脉率的方差值为0.5,使用实验例1中的信号采集装置采集呼吸率的方差值为0.36。

[0066] 表4

[0067]

结构类型	测试者序号	脉率测试值	脉率标准对照值	脉率差值	呼吸率测试值	呼吸率标准对照值	呼吸率差值
实验例 2	1	72	71	1	21	21	0
	2	71	72	-1	20	19	1
	3	75	75	0	18	17	1
	4	69	67	2	17	17	0
	5	69	69	0	20	22	-2

[0068]

	6	72	73	-1	21	20	1
	7	72	71	1	20	21	-1
	8	73	75	-2	19	19	0

[0069] 同样通过方差计算公式计算得到:采用实验例2中的信号采集装置采集脉率的方差值为1.5,使用实验例2中的信号采集装置采集呼吸率的方差值为1。

[0070] 表5

[0071]

结构类型	测试者序号	脉率测试值	脉率标准对照值	脉率差值	呼吸率测试值	呼吸率标准对照值	呼吸率差值
实验例3	1	69	68	1	21	20	1
	2	71	70	1	17	17	0
	3	72	73	-1	17	16	1
	4	72	72	0	17	17	0
	5	70	69	1	19	20	-1
	6	72	73	-1	21	22	-1
	7	72	71	1	20	20	0
	8	74	75	-1	19	18	1

[0072] 同样通过方差计算公式计算得到:采用实验例3中的信号采集装置采集脉率的方差值为0.86,使用实验例3中的信号采集装置采集呼吸率的方差值为0.61。

[0073] 通过对比表1和表2中的数据可以发现,表1中脉率的方差值和呼吸率的方差值均比表2小,即如果柔性采集装置中的下片组件和上片组件内表面均设置成光滑(未设置齿牙),那么无论是对脉率还是呼吸率的数据采集准确性都比市售的波浪形生理信号采集装置差,这也从侧面反应了齿牙对数据采集准确性的重要性。然后再对比表1和表3可发现,采用实验例1中的柔性采集装置采集到的脉率和呼吸率的准确性是远远高于市售的波浪形生理信号采集装置,而且与标注值相比,最大的差值也只是1,更有多次实现出现了0误差,而市售的波浪形生理信号采集装置最大的差值达到了-7。最后再对比一下表1、表2、表3、表4和表5中的数据可以发现,柔性采集装置的下片组件和上片组件之中至少需要在一个组件与压电薄膜接触的内表面上设置齿牙,否则数据采集的效果会很差,其可能的原因是,如果将内表面均光滑设置,柔性采集装置的上片组件或者下片组件需要发生较大的形变才会与压电薄膜接触,如此一来导致对微小振动感应不灵敏,而设置齿牙以后,上片组件或者下片组件只需要发生微小的波动,就会造成相应位置的齿牙与压电薄膜接触,从而提高对微小振动的灵敏性。另外比较表1、表3、表4和表5中的数据可以发现,齿牙的安装位置对数据采集的准确性有一定影响,将齿牙单独设置在下片组件时数据采集的准确性最差,将齿牙单独设置在上片组件时数据采集的准确性优于将齿牙单独设置在下片组件,最优的情况是:下片组件和上片组件内表面均设置有并排等距间隔分布的齿牙,且下片组件内表面上设置的齿牙与上片组件内表面上设置的齿牙交错分布,此时数据采集的准确率最高。

[0074] 试验例二,齿牙形状试验

[0075] 为了验证齿牙形状在信息采集中对微弱信号灵敏性的影响,特在相同条件下,使用实验例1、实验例4、实验例5和实验例6中的信号采集装置,分别放置在床垫中,测试者平

躺在床垫上,然后使用专业的接触式测试仪器测量测试者的脉搏跳动频率(每分钟脉搏跳动次数)及呼吸率(每分钟呼吸的次数),并把测试仪器测量的脉搏跳动频率和呼吸率作为标准对照值,检测齿牙形状在信息采集中对数据采集准确性的影响,实验的具体结果如下:

[0076] 表6

[0077]

结构类型	测试者序号	脉率测试值	脉率标准对照值	脉率差值	呼吸率测试值	呼吸率标准对照值	呼吸率差值
实验例 4	1	69	71	-2	21	23	-2
	2	70	69	1	20	21	-1
	3	73	73	0	20	19	1
	4	74	75	-1	20	20	0
	5	74	73	1	20	21	-1
	6	72	70	2	22	21	1
	7	67	66	1	18	20	-2
	8	69	69	0	18	19	-1

[0078] 通过方差计算公式计算得到:采用实验例4中的信号采集装置采集脉率的方差值为1.43,使用实验例4中的信号采集装置采集呼吸率的方差值为1.23。

[0079] 表7

[0080]

结构类型	测试者序号	脉率测试值	脉率标准对照值	脉率差值	呼吸率测试值	呼吸率标准对照值	呼吸率差值
实验例 5	1	69	69	0	22	22	0
	2	70	71	-1	21	20	1
	3	75	75	0	18	18	0
	4	77	77	0	18	19	-1
	5	72	73	-1	20	20	0
	6	69	69	0	20	20	0
	7	71	70	1	20	21	-1
	8	72	72	0	17	17	0

[0081] 通过方差计算公式计算得到:采用实验例5中的信号采集装置采集脉率的方差值为0.36,使用实验例5中的信号采集装置采集呼吸率的方差值为0.36。

[0082] 表8

[0083]

结构类	测试者序	脉率测试	脉率标准	脉率差值	呼吸率测	呼吸率标	呼吸率差
-----	------	------	------	------	------	------	------

[0084]

型	号	值	对照值		试值	准对照值	值
实验例 6	1	72	71	1	22	21	1
	2	72	71	1	20	19	1
	3	68	69	-1	18	19	-1
	4	72	73	-1	22	21	1
	5	75	76	-1	20	20	0
	6	76	75	1	21	22	-1
	7	72	73	-1	22	23	-1
	8	68	68	0	18	19	-1

[0085] 通过方差计算公式计算得到:采用实验例6中的信号采集装置采集脉率的方差值为0.86,使用实验例6中的信号采集装置采集呼吸率的方差值为0.86。

[0086] 通过比较表3、表6、表7和表8中的数据可以看出,当齿牙设计成三角形时,数据采集的准确性最高,设计成梯形时次之,设计成正方形时再次之,而设计成半圆形时数据采集的准确性最差。其可能的原因是,当齿牙与压电薄膜接触的面积越小时,对波动的灵敏性越高,当齿牙的横截面设计成三角形时,压力波动时齿牙与压电薄膜接触实际上是一条直线,接触面积最小;而齿牙的横截面设计成梯形时,压力波动时齿牙与压电薄膜接触实际上是一面积较小的矩形;而齿牙的横截面设计成正方形时,压力波动时齿牙与压电薄膜接触实际上是一面积较大的矩形;当齿牙的横截面设计成半球形时,需要更大的接触面积才能使得齿牙与压电薄膜接触,从而产生压触信号。但是,在实际的实验过程中发现,如果将齿牙的横截面设计成三角形,随着齿牙与压电薄膜接触的次数增多,很容易对压电薄膜进行损坏(触点压力过于集中),导致后期的压电薄膜对压力信号不灵敏,会影响信号采集装置的使用寿命。因此,将齿牙设计成梯形,即可保证信号采集的准确性,又可保证采集装置的使用寿命。

[0087] 试验例三,梯形齿牙尺寸试验

[0088] 为了验证等腰梯形齿牙尺寸在信息采集中对微弱信号灵敏性的影响,特在相同条件下,改变齿牙的齿宽a、齿高b及齿间距d进行数据采集,测试齿宽a、齿高b及齿间距d对数据采集准确性的影响。

[0089] 实验一、齿宽a对信息采集中对微弱信号灵敏性的影响

[0090] 实验方法,采用实施例1中的信号采集装置,其它特征不变,改变齿宽a,齿宽a分别设置为0.1mm、0.2mm、0.4mm、0.6mm、0.8mm、1mm、1.5mm、2mm、2.5mm、3mm,将采用不同齿宽a的信号采集装置放置于一个固定频率为70次/分钟的微振装置下方,以一分钟为一个周期,每组不同齿宽a信号采集装置采集100组数据(即100分钟),比对不同齿宽a信号采集装置采集数据的准确率,例如:齿宽a=0.2mm时,将信号采集装置放置于固定频率为70次/分钟的微振装置下方,以一分钟为一个周期,如果此时采集的100组数据中,有96组显示为70次/分钟,则齿宽a=0.2mm时,数据采集的正确率为96%,只要信号采集装置显示的数据不为70次/分钟,则判定数据采集错误,实验结果如表9所示:

[0091] 表9

[0092]

齿宽a/mm	正确率/%
--------	-------

0.1	100
0.2	100
0.4	99
0.6	99
0.8	99
1	97
1.5	93
2	90
2.5	87
3	80

[0093] 从表9可以看出,随着齿宽 a 的增大,数据采集的准确性变差,从上述数据看出,齿宽 a 不宜大于2mm,否则数据采集的准确率会小于90%,另外考虑到齿宽 a 越小,越容易对压电薄膜进行损坏(触点压力过于集中),会影响压电薄膜的使用寿命,综合考虑,当齿宽 $a=0.8\text{mm}$ 时,即可保证信号采集的准确性,又可保证压电薄膜具有较长的使用寿命。

[0094] 实验二、齿高 h 对信息采集中对微弱信号灵敏性的影响

[0095] 实验方法,采用实施例1中的信号采集装置,其它特征不变,改变齿高 h ,齿高 h 分别设置为0.1mm、0.2mm、0.4mm、0.6mm、0.8mm、1mm、1.5mm、2mm、2.5mm、3mm,将采用不同齿高 h 的信号采集装置放置于一个固定频率为70次/分钟的微振装置下方,以一分钟为一个周期,每组不同齿高 h 信号采集装置采集100组数据(即100分钟),比对不同齿高 h 信号采集装置采集数据的准确率,例如:齿高 $h=0.8\text{mm}$ 时,将信号采集装置放置于固定频率为70次/分钟的微振装置下方,以一分钟为一个周期,如果此时采集的100组数据中,有99组显示为70次/分钟,则齿高 $h=0.8\text{mm}$ 时,数据采集的正确率为99%,只要信号采集装置显示的数据不为70次/分钟,则判定数据采集错误,实验结果如表10所示:

[0096] 表10

	齿高 h /mm	正确率/%
[0097]	0.1	81
	0.2	85
	0.4	90
[0098]	0.6	94
	0.8	99
	1	99
	1.5	99
	2	97
	2.5	97
	3	95

[0099] 从表10可以看出,随着齿高 h 的增大,数据采集的准确性先变好后变差,当齿高 h 为0.6-2mm之间数据采集的准确性较高,齿高 h 尤其不能低于0.4mm,否则数据采集的准确性会急剧下降,另外在实际的组装过程中发现,齿高 h 不宜过高,否则压电薄膜安装时不方便,且易滑动,综合考虑选择齿高 $h=0.8\text{mm}$ 时,效果最好。

[0100] 实验三、齿间距d对信息采集中对微弱信号灵敏性的影响

[0101] 实验方法,采用实施例1中的信号采集装置,其它特征不变,改变齿间距d,齿间距d分别设置为1mm、2mm、3mm、4mm、5mm、6mm、7mm、8mm、9mm、10mm、12mm、15mm将采用不同齿高h的信号采集装置放置于一个固定频率为70次/分钟微振装置下方,以一分钟为一个周期,每组不同齿间距d信号采集装置采集100组数据(即100分钟),比对不同齿间距d信号采集装置采集数据的准确率,例如:齿间距d=4mm时,将信号采集装置放置于固定频率为70次/分钟微振装置下方,以一分钟为一个周期,如果此时采集的100组数据中,有94组显示为70次/分钟,则齿间距d=4mm时,数据采集的正确率为94%,只要信号采集装置显示的数据不为70次/分钟,则判定数据采集错误,实验结果如表11所示:

[0102] 表11

[0103]

齿间距d/mm	正确率/%
1	90
2	90
3	91
4	94
5	97
6	99
7	98
8	97
9	95
10	92
12	88
15	79

[0104] 从表11可以看出,随着齿间距d的增大,数据采集的准确性先变好后变差,当齿间距d为4-10mm之间数据采集的准确性较高,齿间距d尤其不能大于12mm,否则数据采集的准确性会急剧下降,齿间距越大,表示上片组件和下片组件内表面越光滑,当压力波动时,单位面积内齿牙与压电薄膜触压的机会越小,从而导致对部分微弱压力波动不敏感,但是如果齿间距过小,压触信号过于密集,可能导致压电薄膜信号判断错误,同样导致信号采集不正确。综上所述,齿间距d不宜过大也不宜过小,实验证明当齿间距d=6mm时效果最好。而且当:齿宽a=0.8mm、齿高h=0.8mm且齿间距d=6mm时,信号的采集正确率最高,正确率高达99%。

[0105] 实施例7:一种人体生理信号的柔性采集系统,

[0106] 参照图6所示,一种人体生理信号的柔性采集系统,包括:

[0107] 如实施例1所述的人体生理信号的柔性采集装置100,所述柔性采集装置100用于采集人体的微弱振动信号,并将振动信号转换为电信号;

[0108] 数据运算盒200,所述数据运算盒200包括滤波电路210、放大电路220、单片机230及无线传输模块240,滤波电路210和放大电路220用于将柔性采集装置100采集到的电信号进行滤波、放大,经单片机230处理转换为数字信号,最后通过无线传输模240块传输至服务

器300;

[0109] 服务器300,所述服务器300包括数据处理模块310,所述数据处理模块310用于从数据运算盒200中传输的混叠体征数字信号中分离得到呼吸率、心率、离床信号以及HRV的频域参数,并利用HRV的频域参数判断使用者的情绪压力指数,利用离床信号进行意外坠床的判断,并将处理后的数据传输至监控设备400;

[0110] 监控设备400,所述监控设备400包括手机、智能显示平板或者位于护士站的监控电脑,所述监控设备400通过专用软件对服务器300发送的数据进行处理及显示。

[0111] 本人体生理信号的柔性采集系统可以通过柔性采集装置100非接触精确采集人体脉搏、呼吸及噪声的混叠体征信号,并通过服务器300实现从混叠体征信号中自动分离得到呼吸率、心率、离床信号以及HRV的频域参数,最后将相应参数显示在监测设备400中,使得人体微弱的生理信号的采集和传输变得更加容易,获得的数据更加准确可靠。

[0112] 以上所述为本发明的较佳实施例而已,但本发明不应局限于该实施例和附图所公开的内容,所以凡是不脱离本发明所公开的精神下完成的等效或修改,都落入本发明保护的范围。

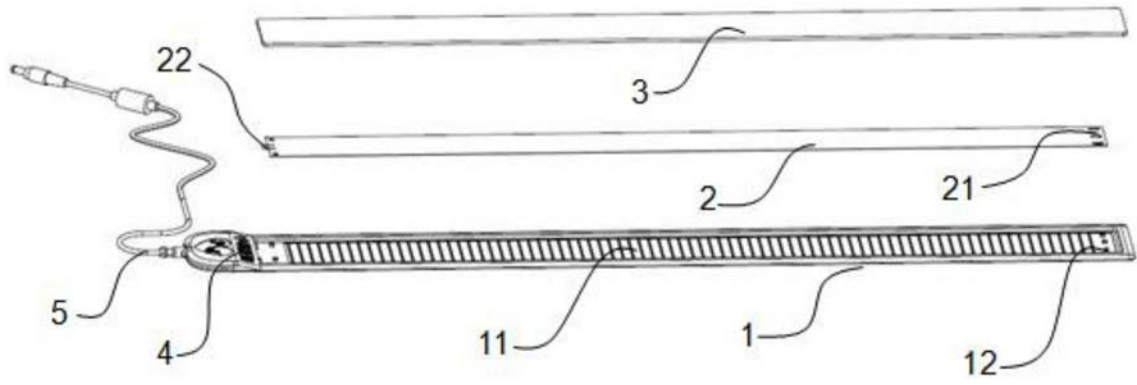


图1

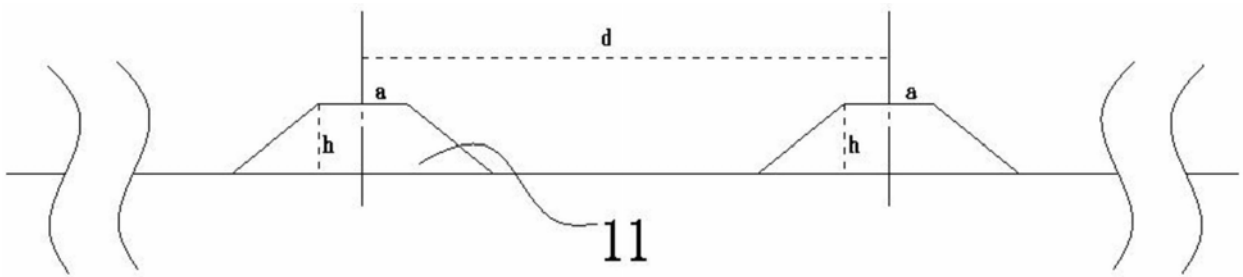


图2

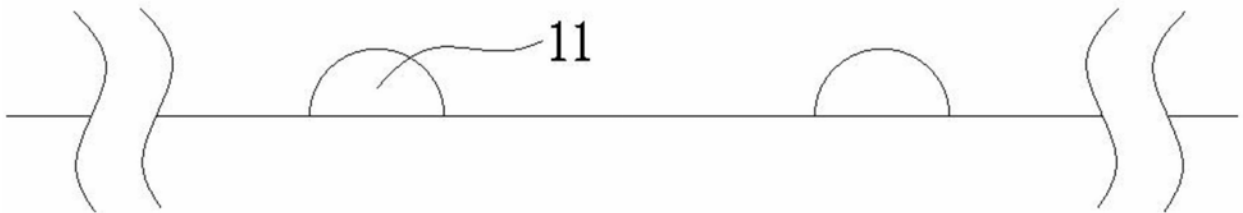


图3

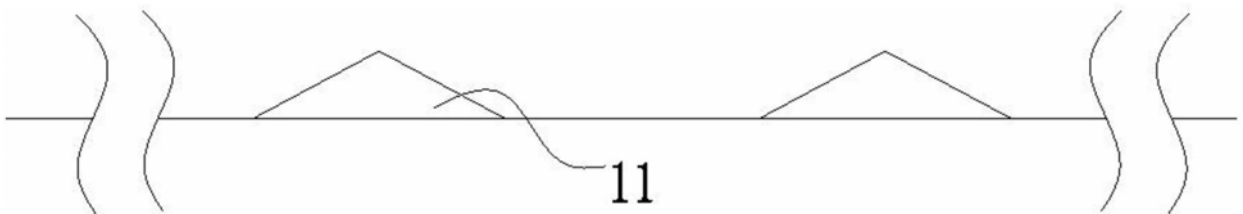


图4

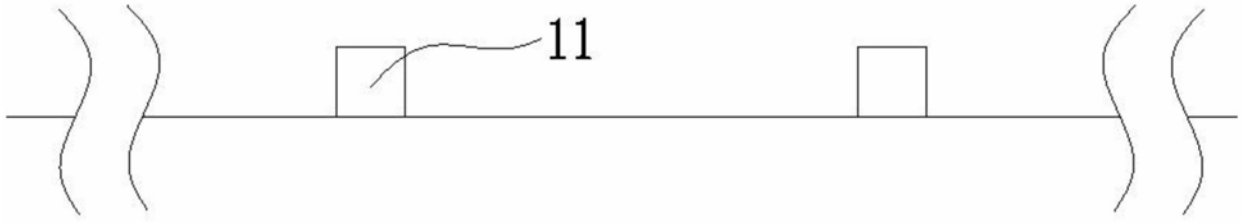


图5

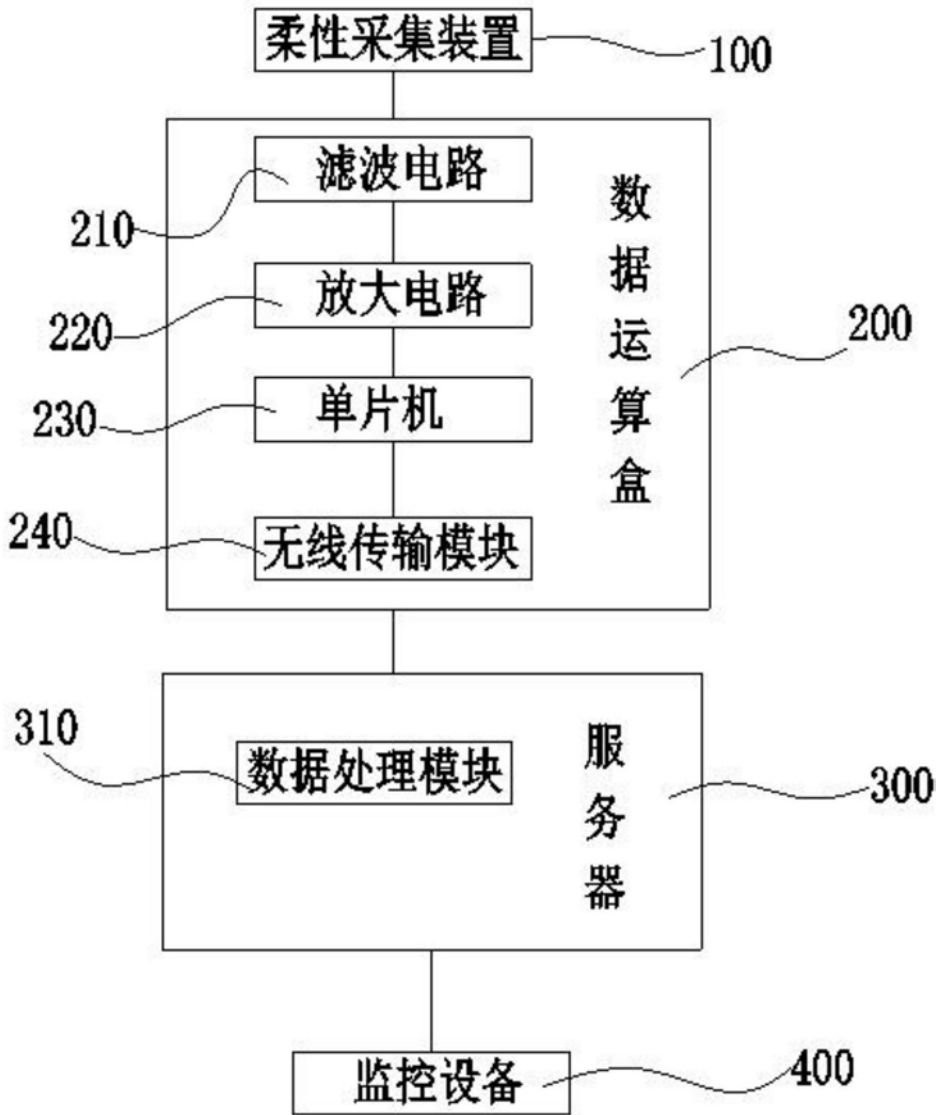


图6

专利名称(译)	一种人体生理信号的柔性采集装置及系统		
公开(公告)号	CN107822593B	公开(公告)日	2019-06-14
申请号	CN2017110889558.3	申请日	2017-09-27
[标]申请(专利权)人(译)	广州中科新知科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	广州中科新知科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	广州中科新知科技有限公司		
[标]发明人	庞志强 刘勇 徐成梁 陈争光 万科		
发明人	庞志强 刘勇 徐成梁 陈争光 万科		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/6887 A61B5/72 A61B2562/0247		
代理人(译)	徐翔		
其他公开文献	CN107822593A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种人体生理信号的柔性采集装置及系统，通过采集人体的压力波动实现对人体生理信号的采集，无需穿戴即可采集人体生理信号，而且通过设置在下片组件或者上片组件上的齿牙与压电薄膜接触而产生压力信号，即使只是呼吸、脉搏或者心跳因为变动而产生微弱的振动信号，也能够触动下片组件或者上片组件上密集设置的并排等间隔分布的齿牙，通过齿牙触压压电薄膜而产生及时的压力信号，相对于传统生理信号采集装置中通过产生形变收集信号，本装置通过齿牙触压压电薄膜收集信号可以更加精确的收集微弱振动信号，从而提高采集数据的准确度。

