



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109907729 A
(43)申请公布日 2019.06.21

(21)申请号 201910025452.8

(22)申请日 2019.01.11

(66)本国优先权数据

201811188679.6 2018.10.12 CN

(71)申请人 中科传感技术(青岛)研究院

地址 266000 山东省青岛市城阳区春城路
612号

(72)发明人 赵兵 张联祯

(74)专利代理机构 青岛鼎丞智佳知识产权代理
事务所(普通合伙) 37277

代理人 韩耀朋

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

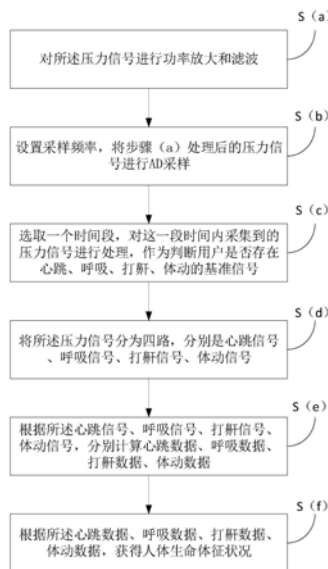
权利要求书1页 说明书7页 附图4页

(54)发明名称

一种睡眠时生命特征的检测方法

(57)摘要

本发明提出了一种睡眠时生命体征的检测方法,基于一睡眠检测装置,所述睡眠检测装置包括压电薄膜传感器,所述压电薄膜传感器采集人体睡眠时的压力信号;所述方法包括以下步骤:对所述压力信号进行功率放大和滤波;设置采样频率,将处理后的压力信号进行AD采样;选取一个时间段,对这一段时间内采集到的压力信号进行处理,作为判断用户是否存在心跳、呼吸、打鼾、体动的基准信号;将所述压力信号分为四路,分别是心跳信号、呼吸信号、打鼾信号、体动信号;根据所述心跳信号、呼吸信号、打鼾信号、体动信号,分别计算心跳数据、呼吸数据、打鼾数据、体动数据;根据所述心跳数据、呼吸数据、打鼾数据、体动数据,获得人体生命体征状况。



1. 一种睡眠时生命体征的检测方法,基于一睡眠检测装置,所述睡眠检测装置包括压电薄膜传感器,所述压电薄膜传感器采集人体睡眠时的压力信号;所述方法包括以下步骤:

步骤(a),对所述压力信号进行功率放大和滤波;

步骤(b),设置采样频率,将步骤(a)处理后的压力信号进行AD采样;

步骤(c),选取一个时间段,对这一段时间内采集到的压力信号进行处理,作为判断用户是否存在心跳、呼吸、打鼾、体动的基准信号;

步骤(d),将所述压力信号分为四路,分别是心跳信号、呼吸信号、打鼾信号、体动信号;

步骤(e),根据所述心跳信号、呼吸信号、打鼾信号、体动信号,分别计算心跳数据、呼吸数据、打鼾数据、体动数据;

步骤(f),根据所述心跳数据、呼吸数据、打鼾数据、体动数据,获得人体生命体征状况。

2. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述步骤(d)包括:通过一阶的巴特沃斯滤波算法将所述呼吸信号、打鼾信号、体动信号从所述压力信号中滤除,提取出所述心跳信号。

3. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述步骤(d)包括:通过一阶的巴特沃斯滤波算法将所述心跳信号、打鼾信号、体动信号从所述压力信号中滤除,提取出所述呼吸信号。

4. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述步骤(d)包括:通过一阶的巴特沃斯滤波算法将所述心跳信号、呼吸信号、体动信号从所述压力信号中滤除,提取出所述打鼾信号。

5. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述步骤(d)包括:通过一阶的巴特沃斯滤波算法将所述心跳信号、呼吸信号、打鼾信号从所述压力信号中滤除,提取出所述体动信号。

6. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述步骤(e)包括:将所述心跳信号、呼吸信号、打鼾信号、体动信号分别与预先设定的阈值以及基准信号相比较,获得心跳数据、呼吸数据、打鼾数据、体动数据。

7. 如权利要求6所述的方法,其特征在于,所述步骤(e)还包括:通过信号补偿算法,对所述心跳数据、呼吸数据、打鼾数据、体动数据进行补偿。

8. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,还包括:根据所述心跳数据和所述呼吸数据,判断深睡状态或者浅睡状态。

9. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,还包括:根据所述心跳数据和所述呼吸数据,判断异常生命体征。

10. 如权利要求9所述的方法,其特征在于,还包括:当出现异常生命体征并持续时间超过预设值时,发出报警信号。

一种睡眠时生命特征的检测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及智能家居领域,特别涉及一种睡眠时生命特征的检测方法。

背景技术

[0002] 随着生活水平的提高,人们对睡眠质量的要求越来越高,因此,睡眠检测技术越来越多的应用于日常生活。

[0003] 公开号为CN107049255 A的中国专利申请公开了一种穿戴式智能设备及其睡眠算法,通过对系统内的加速度传感器以及PPG心率光感传感器采样得到信号,然后利用微处理器对获得的加速度传感器数据进行分析计算并转化为三维空间X轴、Y轴和Z轴三个方向的加速度值,PPG心率传感器能够获得心率值并传输给微处理器进行分析计算,微处理器能够通过加速度力传感器和PPG心率光感传感器获得的信息进行计算处理并且分析睡眠状况。该技术的缺点是:入睡检测条件较为苛刻,需要满足预先设定的条件半个小时才算入睡,对失眠人群的入睡检测误差较大;其算法基于光纤传感器,光纤传感器的安装较为复杂,耗电量大,设备体积大等缺点,一定程度上造成该算法也具有这些局限性。

[0004] 公开号为CN107049699A的中国专利申请公开了一种催眠智能躺椅垫及其心率和呼吸波的测量方法,其原理是将心电信号经过AD转换后成为数字信号作为样本数据;对所得到的样本数据进行预处理,包括去除工频干扰、肌电干扰、基线漂移三方面的噪声;然后提取有用信号占优的频带;得到心跳波和呼吸波;然后计算心率和呼吸,通过蓝牙发送给移动终端,并显示心率和呼吸波的图形和数字。该技术的不足之处是:流程太复杂,功耗高,对处理芯片的要求比较高,检测过程过于繁琐,设备体积过大,造价高。

[0005] 因此,如何精确检测睡眠状态,使目前亟待解决的问题。

发明内容

[0006] 本发明提出一种睡眠时生命体征的检测方法,能够精确检测用户睡眠状态,计算结果精确,具有一定的抗干扰能力,睡眠时一定程度的体动对最后的计算结果影响较小。

[0007] 本发明的技术方案是这样实现的:

[0008] 一种睡眠时生命体征的检测方法,基于一睡眠检测装置,所述睡眠检测装置包括压电薄膜传感器,所述压电薄膜传感器采集人体睡眠时的压力信号;所述方法包括以下步骤:

[0009] 步骤(a),对所述压力信号进行功率放大和滤波;

[0010] 步骤(b),设置采样频率,将步骤(a)处理后的压力信号进行AD采样;

[0011] 步骤(c),选取一个时间段,对这一段时间内采集到的压力信号进行处理,作为判断用户是否存在心跳、呼吸、打鼾、体动的基准信号;

[0012] 步骤(d),将所述压力信号分为四路,分别是心跳信号、呼吸信号、打鼾信号、体动信号;

[0013] 步骤(e),根据所述心跳信号、呼吸信号、打鼾信号、体动信号,分别计算心跳数据、

呼吸数据、打鼾数据、体动数据；

[0014] 步骤(f)，根据所述心跳数据、呼吸数据、打鼾数据、体动数据，获得人体生命体征状况。

[0015] 可选地，所述步骤(d)包括：通过一阶的巴特沃斯滤波算法将所述呼吸信号、打鼾信号、体动信号从所述压力信号中滤除，提取出所述心跳信号。

[0016] 可选地，所述步骤(d)包括：通过一阶的巴特沃斯滤波算法将所述心跳信号、打鼾信号、体动信号从所述压力信号中滤除，提取出所述呼吸信号。

[0017] 可选地，所述步骤(d)包括：通过一阶的巴特沃斯滤波算法将所述心跳信号、呼吸信号、体动信号从所述压力信号中滤除，提取出所述打鼾信号。

[0018] 可选地，所述步骤(d)包括：通过一阶的巴特沃斯滤波算法将所述心跳信号、呼吸信号、打鼾信号从所述压力信号中滤除，提取出所述体动信号。

[0019] 可选地，所述步骤(e)包括：将所述心跳信号、呼吸信号、打鼾信号、体动信号分别与预先设定的阈值以及基准信号相比较，获得心跳数据、呼吸数据、打鼾数据、体动数据。

[0020] 可选地，所述步骤(e)还包括：通过信号补偿算法，对所述心跳数据、呼吸数据、打鼾数据、体动数据进行补偿。

[0021] 可选地，所述方法还包括：根据所述心跳数据和所述呼吸数据，判断深睡状态或者浅睡状态。

[0022] 可选地，所述方法还包括：根据所述心跳数据和所述呼吸数据，判断异常生命体征。

[0023] 可选地，所述方法还包括：当出现异常生命体征并持续时间超过预设值时，发出报警信号。

[0024] 本发明的有益效果是：

[0025] (1)能够精确检测用户睡眠状态，反应快，精度高。

[0026] (2)用一个压电薄膜传感器即可完成对多组生理信号的测量，可以有效避免使用模块化的传感器组进行信号采集所产生的传感器之间的互相影响，提高测量精度，同时也使得后续电路对信号的分析更加简单方便。

[0027] (3)由于压电薄膜传感器具有轻薄的特点，将其放于身下基本不会产生异物感，可以大大提高使用的舒适度。

[0028] (4)为防止传感器输出的采集信号干扰而作的屏蔽处理，使传感器输出的采集信号更清晰，更精准。

附图说明

[0029] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案，下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍，显而易见地，下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例，对于本领域普通技术人员来讲，在不付出创造性劳动的前提下，还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0030] 图1为本发明的睡眠时生命体征的检测方法的一个可选实施例的流程图；

[0031] 图2a为采集到的压力信号的波形图；

[0032] 图2b为从压力信号中分离出来的心跳波形图；

- [0033] 图3为本发明一种睡眠检测装置的一个可选实施例的框图；
- [0034] 图4a为本发明一种睡眠检测装置的另一个可选实施例的框图；
- [0035] 图4b为屏蔽单元的一个可选实施例的结构示意图；
- [0036] 图5为本发明一种睡眠检测装置的另一个可选实施例的框图；
- [0037] 图6为本发明一种睡眠检测装置的另一个可选实施例的框图；
- [0038] 图7a为信号调理电路的一个可选实施例的结构示意图；
- [0039] 图7b为经过所述信号调理电路调理后的信号波形图；
- [0040] 图8为控制器的框图。

具体实施方式

[0041] 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、完整地描述,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。基于本发明中的实施例,本领域普通技术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,都属于本发明保护的范围。

[0042] 图1示出了所述睡眠时生命体征的检测方法的一个可选实施例。

[0043] 该可选实施例中,所述睡眠时生命体征的检测方法,基于一睡眠检测装置,所述睡眠检测装置包括压电薄膜传感器,所述压电薄膜传感器采集人体睡眠时的压力信号;所述方法包括以下步骤:步骤(a),对所述压力信号进行功率放大和滤波;步骤(b),设置采样频率,将步骤(a)处理后的压力信号进行AD采样;步骤(c),选取一个时间段,对这一段时间内采集到的压力信号进行处理,作为判断用户是否存在心跳、呼吸、打鼾、体动的基准信号;步骤(d),将所述压力信号分为四路,分别是心跳信号、呼吸信号、打鼾信号、体动信号;步骤(e),根据所述心跳信号、呼吸信号、打鼾信号、体动信号,分别计算心跳数据、呼吸数据、打鼾数据、体动数据;步骤(f),根据所述心跳数据、呼吸数据、打鼾数据、体动数据,获得人体生命体征状况。

[0044] 所述步骤(b)中,设置合理的采样频率,在保证信号不失真的情况下最大限度的对信号进行采集。例如,正常情况下人的心跳信号的一个周期介于100ms-500ms之间,设置合理的采样频率保证系统能采样到完整心跳信号,尤其是心跳信号的波峰以及波谷,便于后续步骤计数。

[0045] 可选地,在进行步骤(c)之前,先对采集到的信号进行过滤,过滤掉电源噪声以及低频噪声。

[0046] 可选地,所述步骤(d)包括:通过一阶的巴特沃斯滤波算法将所述呼吸信号、打鼾信号、体动信号从所述压力信号中滤除,提取出所述心跳信号;通过一阶的巴特沃斯滤波算法将所述心跳信号、打鼾信号、体动信号从所述压力信号中滤除,提取出所述呼吸信号;通过一阶的巴特沃斯滤波算法将所述心跳信号、呼吸信号、体动信号从所述压力信号中滤除,提取出所述打鼾信号;通过一阶的巴特沃斯滤波算法将所述心跳信号、呼吸信号、打鼾信号从所述压力信号中滤除,提取出所述体动信号。

[0047] 采用该可选实施例,将每一路信号中不需要的生命体征信号滤除掉,得到一个便于计数的波形。利用巴特沃斯滤波算法对各路信号进行过滤,巴特沃斯滤波算法可以使通频带的频率响应曲线更平滑,在阻频带则信号逐渐下降为零。

[0048] 图2a所示为采集到的压力信号,没有经过处理,包括一个心跳信号和一个呼吸信号叠加的信号,原始信号比较复杂,如果将此信号直接用于计数,会造成计数结果不准确。

[0049] 图2b为从压力信号中分离出来的心跳波形。图2b中,呼吸信号以及信号中的低频噪声已经被完全滤除掉,得到了一个便于观察和计算的波形,心跳信号十分明显,所以在计数的过程中可以不用考虑呼吸信号带来的影响,从而使最后得到的心跳数据更加精确。

[0050] 同理,从压力信号中分离出来的呼吸波形,心跳信号已经被完全滤除掉,因此在统计呼吸次数的时候不用考虑心跳信号带来的影响。

[0051] 因此,心跳信号以及呼吸信号分开统计,大大增强了检测的准确性以及稳定性,在一定程度上提高了检测的抗干扰能力。

[0052] 可选地,所述步骤(e)包括:将所述心跳信号、呼吸信号、打鼾信号、体动信号分别与预先设定的阈值以及基准信号相比较,获得心跳数据、呼吸数据、打鼾数据、体动数据。

[0053] 采用该可选实施例,设置合理的时间阈值以及信号阈值,结合步骤(c)中获得的基准信号,对心跳信号、呼吸信号、打鼾信号、体动信号进行计数,保证同一次周期不会漏记,也不会多计。

[0054] 可选地,所述步骤(e)还包括:通过信号补偿算法,对所述心跳数据、呼吸数据、打鼾数据、体动数据进行补偿。

[0055] 由于人的体动以及外界干扰等原因,所述方法在一个时间段T秒内计算出来的生命体征次数(例如心跳次数、呼吸次数)可能存在漏记的现象,需要对这T秒内的数据进行补偿,在这T秒中,例如在时间点T1发生了一次漏记,所述信号补偿算法会根据T1前后时间的每次心跳和呼吸的间隔时间判断在这个点是否发生了漏记,如果信号补偿算法判定存在漏记,则会对时间点T1的生命体征次数进行补偿,补偿后,则在T1时刻是发生了心跳或者呼吸的,这样就可以最大限度的减小漏记对测量结果造成的影响。

[0056] 可选地,所述方法还包括:如果连续十次或十次以上采集不到数据,则认为用户已经离开了睡眠带,不会进行补偿。

[0057] 采用该可选实施例,通过信号补偿算法,对生命体征信号的计数进行补偿,最大限度的降低因为体动等原因造成的计数不稳定。

[0058] 可选地,所述方法还包括:根据所述心跳数据和所述呼吸数据,判断深睡状态或者浅睡状态。

[0059] 可选地,所述方法还包括:根据所述心跳数据和所述呼吸数据,判断异常生命体征。

[0060] 采用该可选实施例,当睡眠期间出现异常生命体征时,进行记录并告知用户潜在的健康风险。

[0061] 可选地,所述方法还包括:当出现异常生命体征并持续时间超过预设值时,发出报警信号。

[0062] 图3示出了所述睡眠检测装置的一个可选实施例。

[0063] 该可选实施例中,所述睡眠检测装置包括:传感器单元110、信号调理电路130和信号处理电路140。所述传感器单元110包括放置于人体身下的传感器,采集人体睡眠时的压力原始信号,所述信号调理电路对原始信号进行放大、过滤,其输出信号包括人体心跳信号、呼吸信号、打鼾信号以及体动信号,所述信号处理电路140对人体心跳信号、呼吸信号、

打鼾信号以及体动信号进行计算从而得出睡眠状况数据,包括心率数据、呼吸数据及睡眠过程中的打鼾数据和体动数据,对整个睡眠过程中的情况进行监测。

[0064] 可选地,所述传感器单元110包括压电薄膜传感器,采集待测对象的实时生理信号。例如,所述压电薄膜传感器为PVDF (Polyvinylidene Fluoride, 聚偏氟乙烯) 压电薄膜传感器,PVDF压电薄膜传感器具有整体薄、质轻、柔软、可以无源工作、耐用、灵敏度高、带宽范围宽等特点,拥有和水接近的声阻抗,特别适合人体生理信号的测量。由于压电薄膜传感器具有信号测量的高灵敏度,不需要和身体有直接接触,可以测出待测对象的心跳信号、呼吸信号、打鼾信号及其他微弱体动信号。采用该可选实施例,用一个压电薄膜传感器即可完成对多组生理信号的测量,可以有效避免使用模块化的传感器组进行信号采集所产生的传感器之间的互相影响,提高测量精度,同时也使得后续电路对信号的分析更加简单方便。由于压电薄膜传感器具有轻薄的特点,将其放于身下基本不会产生异物感,可以大大提高使用的舒适度。

[0065] 可选地,所述传感器单元110封装在带状或者面状的亲肤材料基材中,例如亲肤材料基材为人工皮革,其具有质地软、耐磨损、手感好等特点,所述亲肤材料基材为所要采集的人体生理信号的优良介质,所述传感器单元110经过封装后可以使整体结构更柔软,测量效果更灵敏,并能对压电薄膜传感器进行保护,同时也能提高使用的舒适性,更适合长期测量。

[0066] 图4a示出了睡眠检测装置的另一个可选实施例。

[0067] 该可选实施例中,所述睡眠检测装置还包括屏蔽单元120,所述屏蔽单元120设置在所述传感器和所述信号调理电路130之间,为防止传感器输出的采集信号干扰而作的屏蔽处理,使传感器输出的采集信号更清晰,更精准。

[0068] 图4b示出了屏蔽单元的一个可选实施例。

[0069] 该可选实施例中,所述屏蔽单元包括由两个屏蔽层构成的壳体3和信号引出线2。所述屏蔽层尺寸大于所述传感器,两个屏蔽层之间夹设传感器且将传感器完全包裹。所述信号引出线一端连接所述传感器的接线引脚,另一端延伸出所述屏蔽层构成的壳体,所述信号引出线用于传输传感器采集到的原始信号,对传感器与信号调理电路的传输过程进行保护,避免采集到的原始信号在传输过程受到外界杂波污染,使信号调理电路接收到的信号更加清晰,更加精准。

[0070] 可选地,所述屏蔽层形状与所述传感器形状相同,且尺寸略大于所述传感器。可选地,所述屏蔽层形状根据具体应用设计,其尺寸保证完全包裹所述传感器。

[0071] 可选地,所述两个屏蔽层通过胶相粘合,例如所述胶为不导电双面胶。

[0072] 可选地,所述屏蔽层的各胶一面黏合传感器,无胶一面朝外,两个屏蔽层将所述传感器整体包裹在中间,形成封闭式壳体,实现电磁屏蔽。

[0073] 可选地,所述屏蔽层的材质为铝箔,两个屏蔽层将所述传感器封闭在中间,形成封闭式铝箔壳体。采用该可选实施例,将铝箔制作成能完全覆盖住传感器表面的形状,一面涂覆不导电双面胶,另一面不作处理使其具备导电性能,铝箔质地柔软、延展性好,导电性能优良。

[0074] 可选地,所述信号引出线为带屏蔽线的双芯线,包括一条屏蔽线和两条导线,所述导线的一端焊接在所述传感器相应的接线引脚,所述导线另一端与信号调理电路相连接。

[0075] 图5示出了睡眠检测装置的另一个可选实施例。

[0076] 该可选实施例中,所述睡眠检测装置还包括显示单元160,用于显示所述信号处理电路140输出的睡眠状况数据。可选地,所述显示单元为电脑或者后台服务器,用户可以在电脑或者后台服务器上获取睡眠状况数据,或者在电脑或者服务器上对所述睡眠检测装置进行设置。可选地,所述显示单元为移动终端,例如手机、平板电脑等,用户可以通过手机或者平板电脑上的APP直观地获取睡眠状况数据,也可以通过手机或者平板电脑上的APP对睡眠检测装置进行设置。

[0077] 图6示出了睡眠检测装置的另一个可选实施例。

[0078] 在该可选实施例中,所述睡眠检测装置还包括通讯单元150,所述信号处理电路140通过通讯单元150将数据传输到显示单元上,例如手机等移动终端。可选地,所述通讯单元采用的无线电频率为2.4GHz的蓝牙无线频率,2.4GHz蓝牙低能量符合RF片上系统,支持250Kbps、500Kbps、1Mbps、2Mbps的数据传输速率。采用该可选实施例,所述通讯单元具有良好的接收灵敏度、选择性和阻断性能,传输的频率可以是秒级的实时传输,也可以是将相隔一段时间段的打包数据发送至移动终端、台式电脑或后台服务器。

[0079] 在另一个可选实施例中,所述睡眠检测装置还包括睡眠分析模块,用于根据所述睡眠状况数据对睡眠质量进行分析,用户能够直观地看到睡眠情况分析结果,例如入睡时间点、打鼾时间和时长、体动次数及整晚睡眠质量评分等。可选地,所述睡眠分析模块设置在所述信号处理电路中。可选地,所述睡眠分析模块由移动终端中的APP实现。

[0080] 图7a示出了信号调理电路的一个可选实施例。

[0081] 该可选实施例中,所述信号调理电路包括两级运算放大电路,第一级运算放大电路131用于将传感器的微弱电流信号转换成电压信号,第二级运算放大电路132用于将第一级运算放大电路131输出的电压信号进行放大。采用该可选实施例,所述信号调理电路130用于对传感器单元110采集的原始信号进行了放大、滤波,把采集到的原始信号调理成特征点更明显、更容易识别的信号,包括人体心跳信号、呼吸信号、打鼾信号以及体动信号。

[0082] 图7b示出了经过所述信号调理电路调理后的信号波形。

[0083] 图7b中,1,2,3,4,5,6,7,8.....是心跳信号的标志;1),2)是呼吸信号的标志。

[0084] 可选地,所述信号处理电路140与信号调理电路130相连接,所述信号处理电路包括控制器,所述控制器对经过调理的人体心跳信号、呼吸信号、打鼾信号以及体动信号进行分析,计算出待测对象的睡眠状况数据,所述睡眠状况数据包括心率数据、呼吸数据及睡眠过程中的打鼾数据和体动数据。例如,所述信号处理电路140的控制器通过算法对人体心跳信号、呼吸信号、打鼾信号以及体动信号的幅值、频率设定合适阈值,将不同的生理特征信号区分处理,包括心跳信号、呼吸信号、打鼾信号以及体动信号,获得睡眠状态数据,包括心跳频率数据、呼吸频率数据、打鼾数据以及体动数据。对上述睡眠状态数据做对比分析,可以进一步分析出用户的睡眠质量。

[0085] 可选地,所述信号处理电路还包括报警单元,用于当出现呼吸暂停、心跳暂停等症状并持续时间超过预设值时,发出报警信号。

[0086] 可选地,所述信号处理电路还包括闹钟单元,用于设置闹钟,闹钟单元在预设时间叫醒用户。

[0087] 可选地,如图8所示,所述控制器包括:

[0088] 第一单元210,用于设置一个合适的采样频率,将来自信号调理电路的输出信号进行AD采样;选取一个合适的时间段,对这一段时间内采集到的信号进行处理,作为判断用户是否存在心跳、呼吸、打鼾、体动的基准信号。可选地,所述第一单元对一段时间内采集到的信号进行处理,通过傅里叶变换,滤除掉0.1Hz以下的无用信号,在满足采样信号不失真的情况下,尽量提高采样速率,最大限度还原原始信号,作为判断用户是否存在心跳、呼吸、打鼾、体动的基准信号。

[0089] 第二单元220,通过傅里叶算法对来自信号调理电路的信号进行滤波处理,将信号中的低频以及高频噪声滤除掉。

[0090] 第三单元230,将滤波后的信号分为四路,分别是心跳信号、呼吸信号、打鼾信号、体动信号,将每一路信号中不需要的频率的波形滤除掉,然后计算出用户的心跳频率数据、呼吸频率数据、打鼾时长、体动时长等睡眠状况数据,作为评价用户睡眠质量好坏的指标。

[0091] 可选地,所述控制器还包括第四单元,所述第四单元用于识别用户在睡眠期间发生的异常生命体征,例如呼吸暂停、心跳暂停等症状,然后记录下来,告知用户潜在的健康危险。

[0092] 可选地,所述控制器还包括第五单元,所述第五单元用于识别用户在睡眠期间发生的异常生命体征,当出现呼吸暂停、心跳暂停等症状并持续时间超过预设值时,发出报警信号。

[0093] 例如,所述信号处理电路采用CC2541作为控制器,比如CC2541F256。CC2541可以满足数据处理的需要,而且又是为蓝牙而设计的芯片,通过设计相应的通讯外设,可以同时兼顾数据处理与通讯要求,这样就可以将通讯单元150所需的通讯芯片和信号处理电路140所需的数据处理芯片合二为一,大大降低生产成本,选择合适的微处理器能有效地提升监测效果的实时性,以及降低整体装置的尺寸和功耗。

[0094] 本发明的睡眠检测装置利用单个压电薄膜传感器代替传感器组测得多种生理信号,并且反应快,精度高,相互干扰小。压电薄膜传感器质薄,放置于身下大大减小了异物感,提高了用户舒适度。信号处理电路中选取CC2541微控制芯片,同时兼顾信号处理与通讯,降低系统尺寸与功耗,还能节约成本。

[0095] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

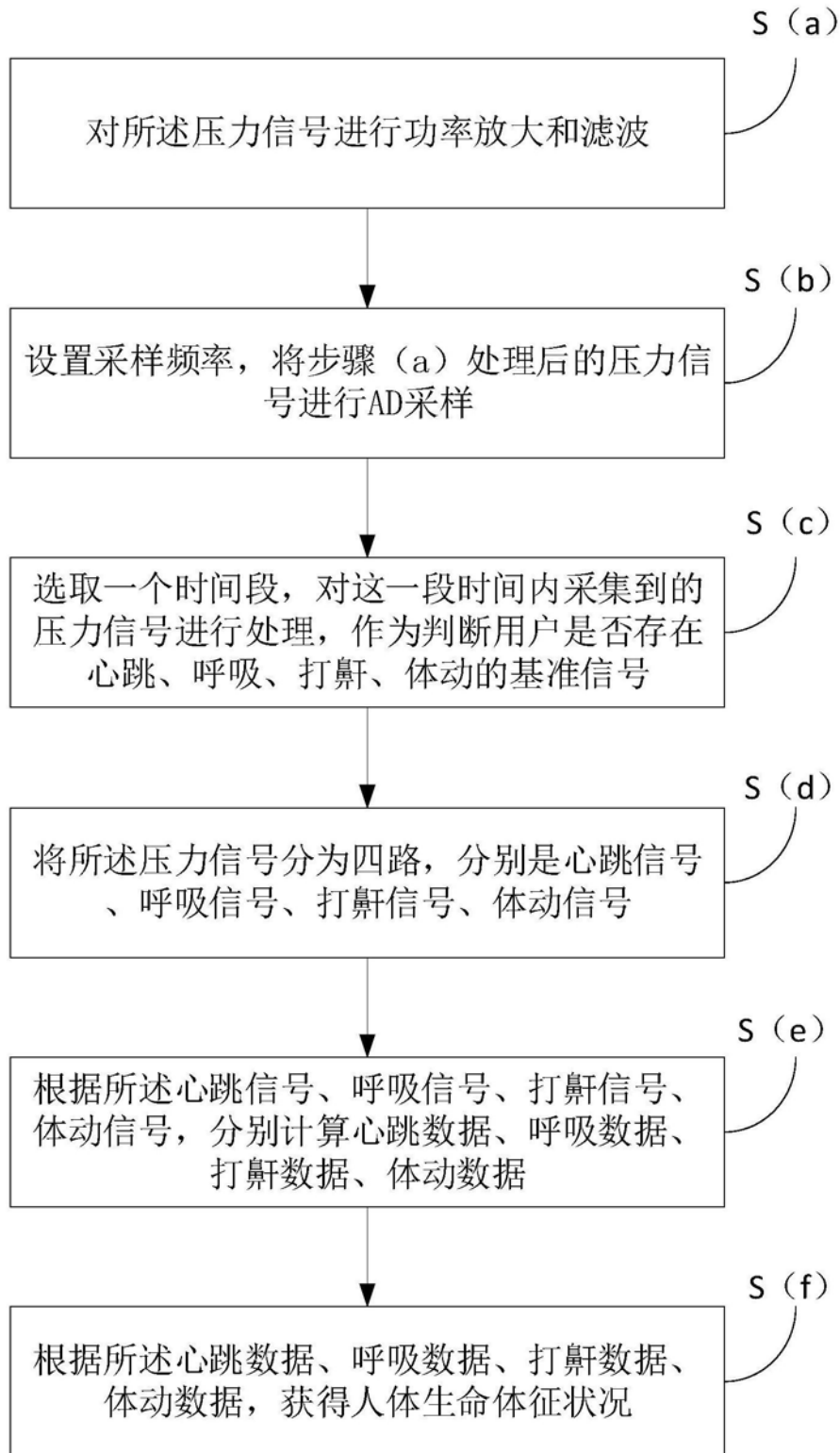


图1

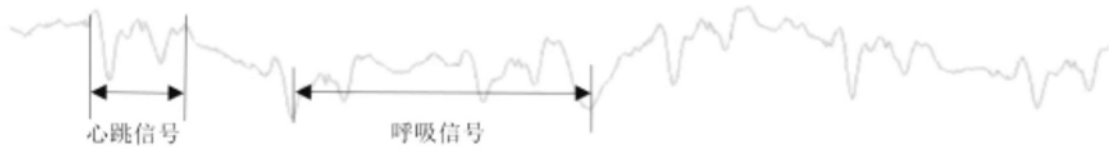


图2a



图2b

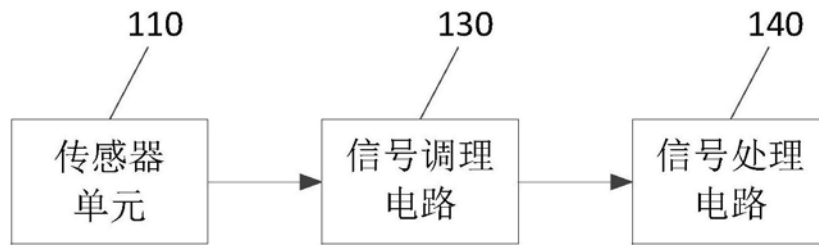


图3

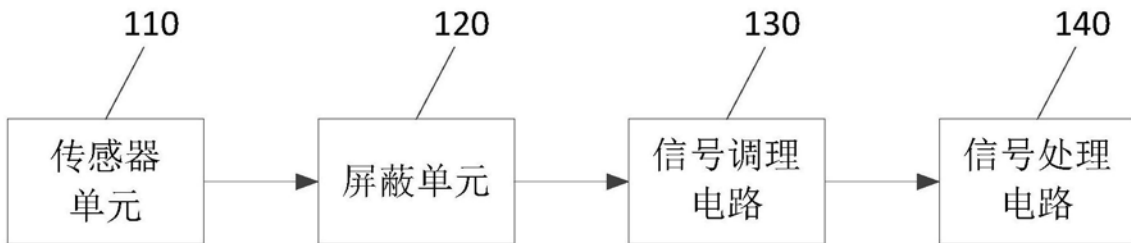


图4a

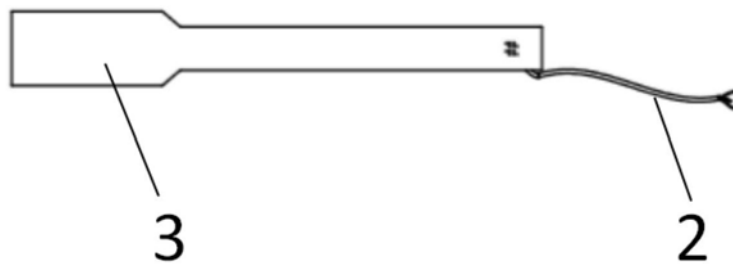


图4b

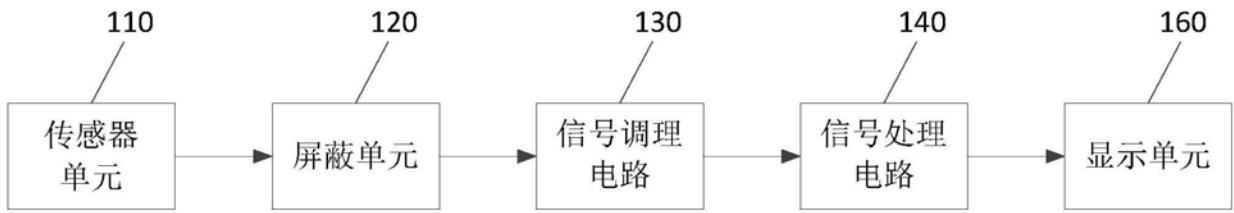


图5

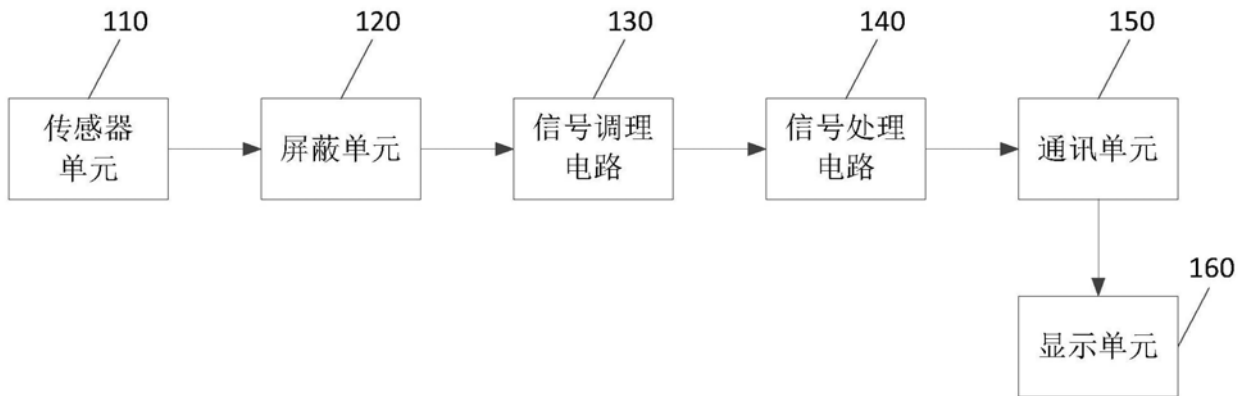


图6

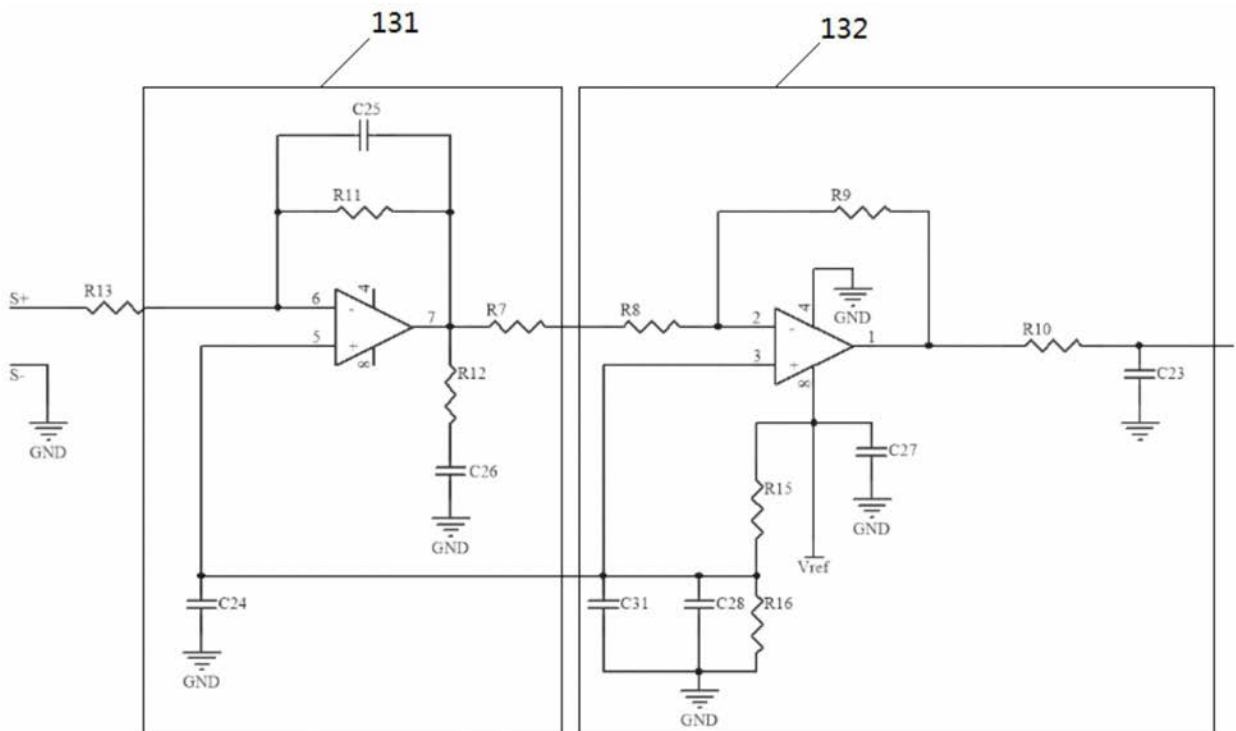


图7a

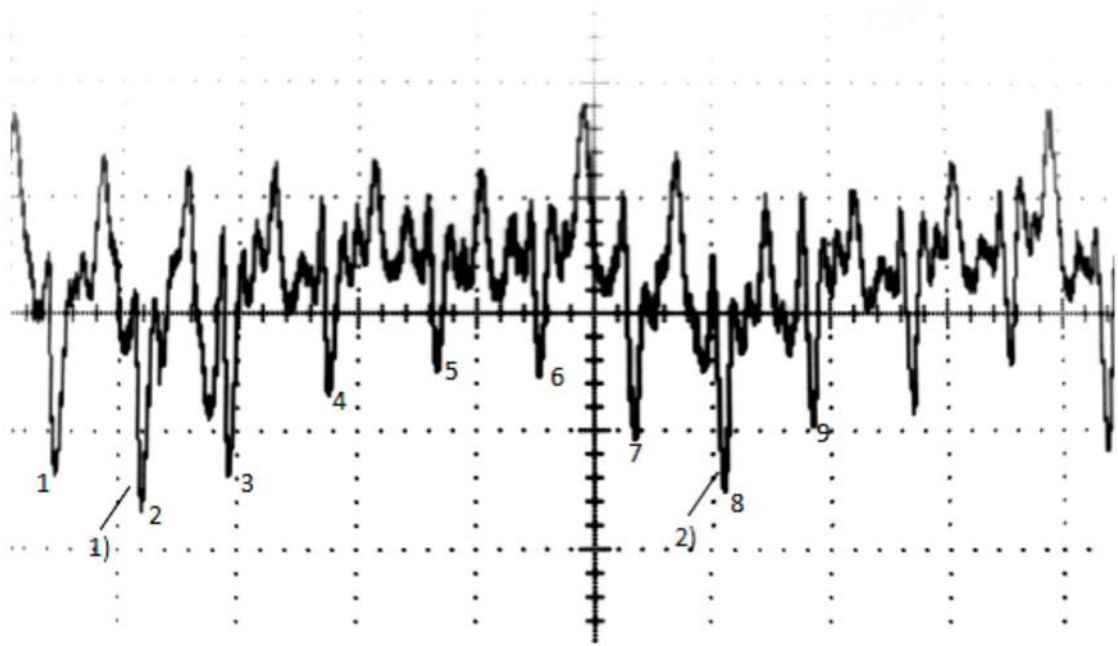


图7b

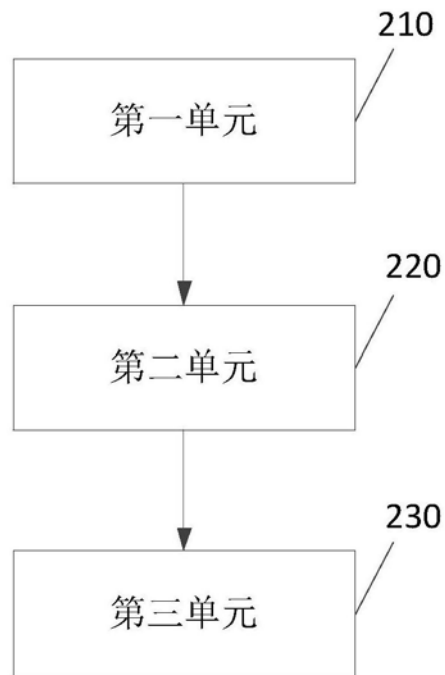


图8

专利名称(译)	一种睡眠时生命特征的检测方法		
公开(公告)号	CN109907729A	公开(公告)日	2019-06-21
申请号	CN201910025452.8	申请日	2019-01-11
[标]发明人	赵兵		
发明人	赵兵 张联祯		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/11		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/02438 A61B5/08 A61B5/0826 A61B5/1118 A61B5/4806 A61B5/4818 A61B5/6804 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/746		
优先权	201811188679.6 2018-10-12 CN		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提出了一种睡眠时生命体征的检测方法，基于一种睡眠检测装置，所述睡眠检测装置包括压电薄膜传感器，所述压电薄膜传感器采集人体睡眠时的压力信号；所述方法包括以下步骤：对所述压力信号进行功率放大和滤波；设置采样频率，将处理后的压力信号进行AD采样；选取一个时间段，对这一段时间内采集到的压力信号进行处理，作为判断用户是否存在心跳、呼吸、打鼾、体动的基准信号；将所述压力信号分为四路，分别是心跳信号、呼吸信号、打鼾信号、体动信号；根据所述心跳信号、呼吸信号、打鼾信号、体动信号，分别计算心跳数据、呼吸数据、打鼾数据、体动数据；根据所述心跳数据、呼吸数据、打鼾数据、体动数据，获得人体生命体征状况。

