



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110115574 A

(43)申请公布日 2019.08.13

(21)申请号 201810123257.4

(22)申请日 2018.02.07

(71)申请人 普天信息技术有限公司

地址 100080 北京市海淀区海淀北二街6号
普天大厦

(72)发明人 王单 黄德球 许玮 吕伯轩

(74)专利代理机构 北京路浩知识产权代理有限公司 11002

代理人 王莹 李相雨

(51) Int. Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

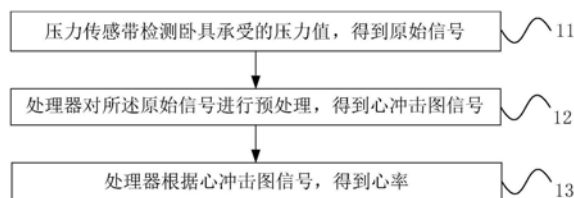
权利要求书2页 说明书11页 附图3页

(54)发明名称

心率监测的方法和装置

(57)摘要

本发明实施例提供一种心率监测的方法和装置。所述方法包括压力传感带检测卧具承受的压力值,得到原始信号;处理器对所述原始信号进行预处理,得到心冲击图信号;处理器根据心冲击图信号,得到心率。所述方法通过压力传感带检测卧具承受的压力值,得到原始信号,并根据原始信号得到心率,可在不接触人体的情况下进行原始信号的采集,从而方便又舒适的进行心率监测。



1. 一种心率监测的方法,其特征在于,所述方法包括:
压力传感带检测卧具承受的压力值,得到原始信号;
处理器对所述原始信号进行预处理,得到心冲击图信号;
处理器根据心冲击图信号,得到心率。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于:所述原始信号包括呼吸信号和心冲击图信号,相应地,处理器对所述原始信号进行预处理,得到心冲击图信号的步骤具体为:
对所述原始信号进行带通滤波,得到所述心冲击图信号。
3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于:所述压力传感带包括多个压力传感器,每一压力传感器检测卧具的一个区域承受的压力值,得到一个原始信号;相应地,处理器对所述原始信号进行预处理,得到心冲击图信号的步骤具体为:
处理器根据多个原始信号,计算每一原始信号的能量;
根据原始信号的能量最大的一个原始信号,得到所述心冲击图信号。
4. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于:处理器根据心冲击图信号,得到心率的步骤具体为:
根据所述心冲击图信号,得到心冲击图信号的能量波形;
根据能量波形的相邻峰值的位置,计算相邻峰值的间隔;
根据多个间隔,得到平均心跳间隔;
根据采样频率和平均心跳间隔,得到心率。
5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于:根据所述心冲击图信号,得到心冲击图信号的能量波形的步骤之后,根据多个间隔,得到平均心跳间隔的步骤之前,所述方法还包括:
对所述能量波形进行平滑处理,得到平滑波形;
根据平滑波形的相邻峰值的位置,计算相邻峰值的间隔。
6. 一种心率监测的装置,其特征在于,所述装置包括压力传感带、处理器和信号线,所述处理器和压力传感带通过信号线连接;
压力传感带检测卧具承受的压力值,得到原始信号,压力传感带通过信号线将原始信号发送至处理器,处理器对所述原始信号进行预处理,得到心冲击图信号,处理器根据心冲击图信号,得到心率。
7. 根据权利要求6所述的装置,其特征在于:所述原始信号包括呼吸信号和心冲击图信号,所述处理器包括带通滤波器,带通滤波器用于对所述原始信号进行带通滤波,得到所述心冲击图信号。
8. 根据权利要求6所述的装置,其特征在于:所述压力传感带包括多个压力传感器,每一压力传感器检测卧具的一个区域承受的压力值,得到一个原始信号;处理器还用于根据多个原始信号,计算每一原始信号的能量,根据原始信号的能量最大的一个原始信号,得到所述心冲击图信号。
9. 根据权利要求8所述的装置,其特征在于:处理器还用于根据所述心冲击图信号,得到心冲击图信号的能量波形;根据能量波形的相邻峰值的位置,计算相邻峰值的间隔;根据多个间隔,得到平均心跳间隔;根据采样频率和平均心跳间隔,得到心率。
10. 根据权利要求9所述的装置,其特征在于:所述处理器还用于对所述能量波形进行

平滑处理,得到平滑波形;根据平滑波形的相邻峰值的位置,计算相邻峰值的间隔。

心率监测的方法和装置

技术领域

[0001] 本发明实施例涉及医学技术领域,特别是一种心率监测的方法和装置。

背景技术

[0002] 据国家心血管病中心发布的《中国心血管病报告2016》数据显示,中国心血管病的患病人数已高达2.9亿,每10个成年人中就有2人患心血管病,每年500多万人死于心血管病,相当于每10秒就有1人死于心血管病。心血管疾病发病率越来越高,预防控制心血管疾病刻不容缓。

[0003] 科学研究表明,近一半的心脏病死亡发生于心脏病发作1小时之内,因此有必要实时监测病人的心脏健康状况,当突发情况发生时,可以及时采取急救措施,将损失减少到最小。

[0004] 监测心脏健康状况的一个方式是监测心率,心率用于描述心脏跳动的频率,也就是指心脏每分钟跳动的次数。

[0005] 现有技术中心率监测的方式主要有两种:

[0006] 一种是医院的专用监护,这种方式虽然可以精确监测心率,但费用昂贵、操作复杂以及电极数目众多,而且仅限于住院期间进行监测,应用场景受到极大的限制。

[0007] 另一种是家用的心率监测产品,例如心电贴片、智能手表、手环,但这类产品均要求贴身使用,有异物感,使用这类产品舒适度不高。

[0008] 可见,现有技术中目前没有方便且舒适的心率监测的方式。

发明内容

[0009] 针对现有技术的缺陷,本发明实施例提供一种心率监测的方法和装置。

[0010] 一方面,本发明实施例提供一种心率监测的方法,所述方法包括:

[0011] 压力传感带检测卧具承受的压力值,得到原始信号;

[0012] 处理器对所述原始信号进行预处理,得到心冲击图信号;

[0013] 处理器根据心冲击图信号,得到心率。

[0014] 另一方面,本发明实施例提供一种心率监测的装置,所述装置包括:

[0015] 所述装置包括压力传感带、处理器和信号线,所述处理器和压力传感带通过信号线连接;

[0016] 压力传感带检测卧具承受的压力值,得到原始信号,压力传感带通过信号线将原始信号发送至处理器,处理器对所述原始信号进行预处理,得到心冲击图信号,处理器根据心冲击图信号,得到心率。

[0017] 由上述技术方案可知,本发明实施例提供的心率监测的方法和装置,所述方法通过压力传感带检测卧具承受的压力值,得到原始信号,并根据原始信号得到心率,可在不接触人体的情况下进行原始信号的采集,从而方便又舒适的进行心率监测。

附图说明

- [0018] 图1为本发明实施例提供的一种心率监测的方法的流程示意图；
[0019] 图2为本发明实施例提供的心冲击图信号示意图；
[0020] 图3为本发明又一实施例提供的原始信号示意图；
[0021] 图4为本发明又一实施例提供的心率监测的装置的结构示意图；
[0022] 图5为本发明又一实施例提供的心率监测的装置的使用示意图；
[0023] 图6为本发明又一实施例提供的能量波形示意图；
[0024] 图7为本发明又一实施例提供的平滑波形示意图；
[0025] 图8为本发明又一实施例提出的心率监测的方法流程示意图。

具体实施方式

[0026] 为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚，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地描述，显然，所描述的实施例是本发明实施例一部分实施例，而不是全部的实施例。

[0027] 图1示出了本发明实施例提供的一种心率监测的方法的流程示意图。

[0028] 如图1所示，本发明实施例提供的方法具体包括以下步骤：

[0029] 步骤11、压力传感带检测卧具承受的压力值，得到原始信号；

[0030] 本发明实施例提供的方法在心率监测的装置上实现，所述心率监测的装置包括压力传感带和处理器。

[0031] 可选地，所述心率监测的装置采用心冲击图信号的方式，实现非接触式心率测量。

[0032] 可选地，在人体血液循环过程中，心跳使得与人体接触的支撑物体的受力发生变化，心冲击图 (Ballistocardiogram, BCG) 信号用于测量支撑物体的受力情况。

[0033] 可选地，所述压力传感带设置于卧具之下，卧具是可供人体躺卧的装置，例如床垫。

[0034] 可选地，所述压力传感带可不直接接触人体，也可以进行心率测量，本发明实施例中以设置于床垫下为例进行说明。

[0035] 可选地，所述压力传感带包括至少一个压力传感器 (Pressure Transducer)，压力传感器用于感应压力的变化，并将压力的变化转换成原始信号。

[0036] 可选地，压力传感器可采用压电陶瓷传感器实现。

[0037] 可选地，心脏跳动的时候会产生振动，由此造成床垫承受的不同的压力值，压力传感器根据压力的变化值，得到原始信号。

[0038] 步骤12、处理器对所述原始信号进行预处理，得到心冲击图信号；

[0039] 可选地，处理器可实现对原始信号的分析处理功能，并且为压力传感器提供+1.5V的基准电压。

[0040] 可选地，处理器包括运算放大器和AD (analog to digital, 模拟转化数字) 模块。

[0041] 可选地，由于压力传感器采集的原始信号可能非常微弱，需进行放大处理，以明确原始信号的波形，确定波峰和波谷的位置。

[0042] 可选地，采用运算放大器完成信号放大，考虑到放大倍数太高会出现溢出，可设置

放大倍数为10倍。

[0043] 可选地,AD模块对经过放大的原始信号进行AD采样。

[0044] 可选地,原始信号属于模拟信号,AD采样是把模拟信号转化为数字信号,然后设定采样频率。

[0045] 可选地,采样频率是指每秒钟采集多少个采样点。

[0046] 可选地,从数字信号(原始信号)上选择若干个采样点,由采样点构成采样信号。

[0047] 可选地,在满足采样定理的条件下,考虑到数据存储空间和计算复杂度,本发明实施例将采样频率设为100Hz(1s采集100个采样点)。

[0048] 可选地,采样定理说明采样频率与数字信号之间的关系,是连续信号离散化的基本依据。采样定理为当采样频率大于数字信号中最高频率的2倍时,采样信号完整地保留了数字信号中的信息。

[0049] 可选地,压力传感器采集的原始信号可能含有噪声,需对采样信号进行去噪处理,从而得到反映心跳的心冲击图信号。

[0050] 图2为本发明实施例提供的心冲击图信号示意图。

[0051] 如图2所示,进行预处理后得到的心冲击图信号。横坐标是采样点的个数,纵坐标是电压(v),压力传感器直接检测得到的单位是mv,经过运算放大器放大后,单位为v。

[0052] 步骤13、处理器根据心冲击图信号,得到心率。

[0053] 可选地,心率指心脏每分钟跳动的次数,1s采集100个采样点,以1分钟采集的采样点(60*100个)为一个单元,查看每一单元中有多少次跳动,将多个单元的跳动的次数进行平均,得到心率。

[0054] 科学研究表明,大多数心脏病发作于凌晨4点左右,这与夜间血小板浓度增大导致血栓增多有关,因此,对于中轻度心脏病患者,有必要在睡眠期间监测病人的心脏健康状况。采用本发明实施例的压力传感带,由压力传感带检测卧具承受的压力值,而不是直接接触人体,因此在不对人体产生束缚情况下进行检测,得到原始信号,由处理器进行进一步的信号处理,最终获得心率,实现在自然睡眠状态下对心脏健康的长时间监测。

[0055] 本实施例提供的心率监测的方法,通过压力传感带检测卧具承受的压力值,得到原始信号,并根据原始信号得到心率,可在不接触人体的情况下进行原始信号的采集,从而方便又舒适的进行心率监测。

[0056] 在上述实施例的基础上,本发明又一实施例提供的心率监测的方法,所述原始信号包括呼吸信号和心冲击图信号,相应地,处理器对所述原始信号进行预处理,得到心冲击图信号的步骤具体为:

[0057] 对所述原始信号进行带通滤波,得到所述心冲击图信号。

[0058] 图3为本发明又一实施例提供的原始信号示意图。

[0059] 如图3所示,人在呼吸的时候也会产生不同频率的振动,压力传感器也检测得到呼吸造成的压力值,将呼吸造成的压力值的变化作为呼吸信号。

[0060] 也就是说,实际检测得到的所述原始信号包括心冲击图信号和呼吸信号,在心冲击图信号中叠加着呼吸信号,呼吸信号对心冲击图信号产生干扰。

[0061] 可选地,在进行AD采样后,对得到的信号进行带通滤波,得到如图2所示的心冲击图信号。

[0062] 可选地,呼吸频率一般不超过1Hz,而心冲击信号的频率为1到10Hz,为了从原始信号中剥离出心冲击图信号,采用带通滤波器进行带通滤波。

[0063] 可选地,可采用FIR(Finite Impulse Response有限长单位冲激响应)带通滤波器实现滤波,将带通滤波器设计为40阶的切比雪夫FIR带通滤波器,通带为1到10Hz。

[0064] 本实施例其他步骤与前述实施例步骤相似,本实施例不再赘述。

[0065] 本实施例提供的心率监测的方法,通过对原始信号进行带通滤波,能够完全消除呼吸信号对心跳信号的影响,从而得到原始信号中的心冲击图信号。

[0066] 图4为本发明又一实施例提供的心率监测的装置的结构示意图。

[0067] 图5为本发明又一实施例提供的心率监测的装置的使用示意图。

[0068] 如图4和图5所示,在上述实施例的基础上,本发明又一实施例提供的心率监测的方法,所述压力传感带包括多个压力传感器,每一压力传感器检测卧具的一个区域承受的压力值,得到一个原始信号;相应地,处理器对所述原始信号进行预处理,得到心冲击图信号的步骤具体为:

[0069] 处理器根据多个原始信号,计算每一原始信号的能量;

[0070] 根据原始信号的能量最大的一个原始信号,得到所述心冲击图信号。

[0071] 可选地,心率监测的装置包括压力传感带4、信号线5和处理器6,压力传感带4包括多个压电陶瓷传感器7,处理器6和压力传感带4通过信号线5连接,信号线5将压电陶瓷传感器7的原始信号传递至处理器6。

[0072] 图5包括普通家用床垫1、人体2、心脏3和心率监测的装置。

[0073] 可选地,压力传感带4放在床垫下方,人体胸部的位罝。

[0074] 可选地,每个人的睡姿不一样,躺卧的位置也不一样,设置多个压电陶瓷传感器,每一压电陶瓷传感器对应检测卧具的一个区域,可以得到多个原始信号,每一个原始信号都能反映人的心率情况,在进行信号处理的时候,可对一个压电陶瓷传感器的原始信号进行分析,得到人体的心率。

[0075] 人身体正下方的压电陶瓷传感器的原始信号能量往往大于其他的压力传感器,检测的压力值最能反映心脏的跳动,通过计算所有原始信号的能量,然后选择能量最大的一路信号,用于计算心率。

[0076] 可选地,在进行AD采样后,开始计算原始信号的能量。

[0077] 可选地,计算原始信号的能量有多种,本发明实施例以其中一种为例进行说明。

[0078] 可选地,一路原始信号的能量是等于原始信号的所有采样点的电压值的平方和,比较各个压电陶瓷传感器的原始信号的能量,取最大能量对应的原始信号。

[0079] 可选地,对能量最大的原始信号,进行去噪处理,得到心冲击图信号。

[0080] 可选地,设置多个压力传感器(压电陶瓷传感器),在人体躺卧的位置改变时,仍可以有压力传感器能够对应心脏位置,从而可以得到准确的原始信号。

[0081] 本实施例其他步骤与前述实施例步骤相似,本实施例不再赘述。

[0082] 本实施例提供的心率监测的方法,通过多个压力传感器得到多个原始信号,并从多个原始信号中选择能量最大的原始信号进行分析处理,可以得到准确的原始信号。

[0083] 图6为本发明又一实施例提供的能量波形示意图。

[0084] 如图6所示,在上述实施例的基础上,本发明又一实施例提供的心率监测的方法,处理器根据心冲击图信号,得到心率的步骤具体为:

[0085] 根据所述心冲击图信号,得到心冲击图信号的能量波形;

[0086] 根据能量波形的相邻峰值的位置,计算相邻峰值的间隔;

[0087] 根据多个间隔,得到平均心跳间隔;

[0088] 根据采样频率和平均心跳间隔,得到心率。

[0089] 可选地,针对心冲击图信号,采用滑动窗口算法,计算滑动窗口内的心冲击图信号的能量,得到能量波形。

[0090] 可选地,使用固定时间段的滑动窗口,计算滑动窗口覆盖的固定时间段内的心冲击图信号的能量。

[0091] 可选地,固定时间段可根据采样频率和采样点的个数确定。

[0092] 例如,设置采样频率100Hz,一个滑动窗口容量为30个采样点,得到的固定时间段为30个 \div 100Hz/s=0.3秒,也就是说,一个滑动窗口内有30个采样点,每个滑动窗口停留0.3秒。

[0093] 可选地,第一个滑动窗口在如图2的心冲击图信号上滑动,覆盖的区域是横坐标0-30个采样点,该滑动窗口内心冲击图信号的能量为30个采样点的电压值的平方和。

[0094] 可选地,计算完一个滑动窗口的能量后,滑动窗口继续向右进行滑动,每次窗口前进0.02秒,即2个采样点,移动至下一固定时间段,覆盖的区域是横坐标2-32个采样点。

[0095] 可选地,图2中的心冲击图信号经过滑动窗口能量计算后,得到图6的能量波形。

[0096] 可选地,根据图6确定波峰的位置,波峰的位置即心跳的时刻, X_i ($i=1,2,\dots,6$) 为第*i*心跳的时刻。

[0097] 可选地,采用采样点的个数可以描述波峰的位置,如第65个采样点为第1心跳的时刻。

[0098] 可选地,根据相邻的峰值的位置,计算相邻峰值的间隔:

[0099] $Y_i = X_{i+1} - X_i, i=1,2,\dots,5$

[0100] 从而得到若干个间隔 Y_i ,每一间隔为两个心跳之间的间隔。

[0101] 可选地,心跳间隔可用采样点个数来表示,也就是说,间隔了多少个采样点,得到下一个波峰。如第2心跳的时刻是130个采样点,则第一个间隔为65个采样点。

[0102] 可选地,根据多个间隔,对所述间隔采用下面的公式进行平均,得到平均心跳间隔。

$$[0103] \quad \bar{Y} = \frac{\sum_1^n Y_i}{n}$$

[0104] 其中, \bar{Y} 为平均心跳间隔, Y_i 为第*i*个间隔, n 为间隔的总数。

[0105] 可选地,根据下面的公式得到心率:

$$[0106] \quad P = f * 60 / \bar{Y}。$$

[0107] 其中, P 为心率,单位为次/分钟, f 为采样频率,例如100HZ/秒。

[0108] 本实施例其他步骤与前述实施例步骤相似,本实施例不再赘述。

[0109] 本实施例提供的心率监测的方法,根据所述心冲击图信号,得到心冲击图信号的能量波形,并分析能量波形的峰值,可以更准确的得到心率。

[0110] 图7为本发明又一实施例提供的平滑波形示意图。

[0111] 如图7所示,在上述实施例的基础上,本发明又一实施例提供的心率监测的方法,根据所述心冲击图信号,得到心冲击图信号的能量波形的步骤之后,根据多个间隔,得到平均心跳间隔的步骤之前,所述方法还包括:

[0112] 对所述能量波形进行平滑处理,得到平滑波形;

[0113] 根据平滑波形的相邻峰值的位置,计算相邻峰值的间隔。

[0114] 可选地,能量波形能够反映心跳的大概位置,精度不够高,从图6中还无法准确辨认波峰波谷的位置。

[0115] 例如,第100个采样点附近是波谷,但不知道具体是哪一个采样点为波谷,因此对能量波形做平滑。

[0116] 可选地,对第100个采样点,以及前后5个点,共计11个采样点的能量,进行平滑,也就是说,分别计算各个采样点的电压值的平方,然后求平均,作为第100个采样点的能量。

[0117] 可选地,利用smooth函数对能量波形进行平滑处理,得到图7的平滑波形。

[0118] 可选地,平滑波形清晰的显示了峰值的位置,根据相邻波峰的位置,计算相邻峰值的间隔。

[0119] 本实施例其他步骤与前述实施例步骤相似,本实施例不再赘述。

[0120] 本实施例提供的心率监测的方法,通过对所述能量波形进行平滑处理,得到平滑波形,并根据平滑波形辨认波峰的位置,可以更准确的计算心率。

[0121] 为了更充分理解本发明的技术内容,在上述实施例的基础上,详细说明本实施例提供的心率监测的方法。

[0122] 本发明实施例提供一种非接触、无扰式的心率监测方法和装置,通过内置压电陶瓷传感器的传感带,感知人体心跳振动的信号,并进行进一步的信号处理,最终获得心率,实现在自然睡眠状态下对心脏健康的长时间监测。

[0123] 心率监测基本原理:

[0124] 本发明实施例提供一种心率监测的装置如图4所示。压电陶瓷传感器感应压力的变化,压力传感带起到固定压电陶瓷传感器的作用,信号线将压电陶瓷传感器的原始信号传递给处理器,对原始信号进行控制与处理,并且为压电陶瓷传感器提供+1.5V的基准电压。

[0125] 图8本发明又一实施例提出的心率监测的方法流程示意图。

[0126] 如图8所示,压电陶瓷传感器采集多路心跳原始信号,经过信号放大、AD(模数)采样、选择最佳信号通道、信号处理等步骤后,最终获得心率值。

[0127] 步骤1:信号采集

[0128] 心脏跳动的时候会产生振动信号,造成对压电陶瓷传感器上不同的压力值,这些压力值就是心跳原始信号。同时,人在呼吸的时候也会产生不同频率的振动信号,实际上原始信号中叠加着呼吸信号,对原始信号产生干扰,如图3所示。

[0129] 步骤2:信号放大

[0130] 由于压电陶瓷传感器采集的信号非常微弱,为了提取有用信号,需要进行放大处理。信号放大由运算放大器完成,考虑到放大倍数太高会出现溢出,这里放大倍数为10倍。

[0131] 步骤3:AD采样

[0132] 对多路经过放大的心跳原始信号进行AD采样。在满足采样定理的条件下,考虑到数据存储空间和计算复杂度,采样频率设为100Hz。

[0133] 步骤4:选择最佳信号通道

[0134] 每个人的睡姿不一样,睡眠的位置也不一样,采用多个压电陶瓷传感器能够增大心率监测的范围。多个传感器都能反映人的心率情况,在进行信号处理的时候,只需对1路传感器的原始信号进行分析即可。实际观察发现,人身体正下方的传感器信号能量往往大于其他的传感器,通过计算所有传感器信号的能量,然后选择能量最大的一路信号,用于计算心率值。

[0135] 步骤5:信号处理

[0136] 信号处理是为了获得心率,过程如下:

[0137] (1) 带通滤波

[0138] 呼吸频率一般不超过1Hz,而心冲击信号(BCG)的频带为1到10Hz,为了从呼吸信号中剥离出心跳信号,带通滤波器设计为40阶的切比雪夫FIR带通滤波器,通带为1到10Hz,该滤波器能够完全消除呼吸波形对信号的影响。原始信号经过滤波后,得到BCG波形图,如图2所示。

[0139] (2) 滑动窗口能量计算

[0140] 使用长度为0.3秒(100Hz采样率,30个采样点)的滑动窗口,每次计算窗口内BCG信号的总能量(30个采样点的平方和),每次窗口前进0.02秒(2个采样点)。图2中的BCG信号经过滑动窗口能量计算后,得到图6的滑动窗口能量波形图。

[0141] (3) 平滑处理

[0142] 滑动窗口能量波形只能反映心跳的大概位置,需要进行平滑处理。利用smooth函数,图6中的滑动窗口能量波形经过平滑后,得到图7的平滑波形。图7中 $X_i, i=1, 2, \dots, 6$ 为第i心跳位置的横坐标。

[0143] (4) 获取心跳间隔

[0144] 从图7中获得波形峰值的横坐标 $X_i, i=1, 2, \dots, 6$,然后计算相邻峰值点的间隔 $Y_i = X_{i+1} - X_i, i=1, 2, \dots, 5$,得到若干个间隔,即为心跳间隔(两个心跳之间的间隔),用采样点个数来表示。

[0145] (5) 计算心率

[0146] 从上一步中得到若干心跳间隔,然后对这些心跳间隔进行平均 $\bar{Y} = \frac{\sum_{i=1}^n Y_i}{n}$, Y_i 为心跳间隔(采样点表示), n 为心跳间隔总数。设采样频率为 f ,则心率为: $P = f * 60 / \bar{Y}$ 次/分钟。

[0147] 压电陶瓷传感器采集多路心跳原始信号,经过信号放大、AD(模数)采样、选择最佳信号通道、心电信号处理(包括滤波、平滑窗能量统计,信号平滑,心跳间隔提取及心率计算)等步骤后,最终获得心率。

[0148] 如图4所示,压力传感带放在床垫下方,人体胸部的位置。

[0149] 本发明实施例提供一种非接触、无扰式的心率监测方法和装置,通过内置压电陶瓷传感器的传感带,感知人体心跳的信号,并进行进一步的信号处理,最终获得心率,实现在自然睡眠状态下对心脏健康的长时间监测。

[0150] 如图4和图5所示,在上述实施例的基础上,本实施例提供的心率监测的装置,所述

装置包括压力传感带4、处理器6和信号线5,所述处理器6和压力传感带4通过信号线5连接;

[0151] 压力传感带4检测卧具承受的压力值,得到原始信号,压力传感带4通过信号线5将原始信号发送至处理器6,处理器6对所述原始信号进行预处理,得到心冲击图信号,处理器6根据心冲击图信号,得到心率。

[0152] 可选地,所述心率监测的装置采用心冲击图信号的方式,实现非接触式心率测量。

[0153] 可选地,人体血液循环过程中心跳会使与人体接触的支撑物体的受力发生变化,心冲击图(Ballistocardiogram,BCG)信号用于测量记录支撑物体的受力情况,根据受力的变化,测量心率。

[0154] 可选地,所述压力传感带4设置于卧具之下,卧具是可供人体躺卧的装置,例如床垫1。

[0155] 可选地,所述压力传感带4可不直接接触人体进行心率测量,本发明实施例中以设置于床垫1下为例进行说明。

[0156] 可选地,所述压力传感带4包括至少一个压力传感器7,压力传感器7用于感应压力的变化,并将压力的变化转换成电信号。

[0157] 可选地,压力传感器7可采用压电陶瓷传感器实现。

[0158] 可选地,心脏跳动的时候会产生振动,由此造成床垫承受的不同的压力值,压力传感器根据压力的变化值,得到原始信号。

[0159] 压力传感带4通过信号线5将原始信号发送至处理器6。

[0160] 处理器6可实现对原始信号的分析处理功能,并且为压力传感器7提供+1.5V的基准电压。

[0161] 可选地,处理器6包括运算放大器和AD(analog to digital,模拟转化数字)模块。

[0162] 可选地,由于压力传感器采集的信号可能非常微弱,需进行放大处理,以明确信号的波形,确定波峰和波谷的位置。

[0163] 可选地,采用运算放大器完成信号放大,考虑到放大倍数太高会出现溢出,可设置放大倍数为10倍。

[0164] 可选地,AD模块对经过放大的原始信号进行AD采样。

[0165] 可选地,AD采样是把原始信号为模拟信号,将模拟信号转化为数字信号,然后设定采样频率。

[0166] 可选地,采样频率是指每秒钟采集多少个采样点。

[0167] 可选地,从数字信号上面选择若干个采样点,由采样点构成采样信号。

[0168] 可选地,在满足采样定理的条件下,考虑到数据存储空间和计算复杂度,本发明实施例将采样频率设为100Hz(1s采集100个采样点)。

[0169] 可选地,采样定理说明采样频率与数字信号之间的关系,是连续信号离散化的基本依据。采样定理为当采样频率大于数字信号中最高频率的2倍时,采样信号完整地保留了数字信号中的信息。

[0170] 可选地,压力传感器7采集的信号可能含有噪声,需进行去噪处理,从而得到反映心跳的心冲击图信号。

[0171] 如图2所示,进行预处理后得到的心冲击图信号。横坐标是采样点的个数,纵坐标是电压,横坐标是采样点的个数,纵坐标是电压,压力传感器直接检测得到的单位是mv量

级,经过运算放大器放大后,单位为v的量级。

[0172] 可选地,心率指心脏每分钟跳动的次数,1s采集100个采样点,以1分钟采集的采样点(60*100个)为一个单元,查看每一单元中有多少次跳动,将多个单元的跳动的次数进行平均,得到心率。

[0173] 科学研究表明,大多数心脏病发作于凌晨4点左右,这与夜间血小板浓度增大导致血栓增多有关,因此,对于中轻度心脏病患者,有必要在睡眠期间监测病人的心脏健康状况。采用本发明实施例的压力传感器7,压力传感器7检测卧具承受的压力值,而不是直接接触人体,因此在不对人体产生束缚情况下进行检测,得到原始信号,由处理器6进行进一步的信号处理,最终获得心率,实现在自然睡眠状态下对心脏健康的长时间监测。

[0174] 本实施例提供的心率监测的装置,通过压力传感器检测卧具承受的压力值,得到原始信号,并根据原始信号得到心率,可在不接触人体的情况下进行原始信号的采集,从而方便又舒适的进行心率监测。

[0175] 在上述实施例的基础上,本发明又一实施例提供的心率监测的装置,所述原始信号包括呼吸信号和心冲击图信号,所述处理器包括带通滤波器,带通滤波器用于对所述原始信号进行带通滤波,得到所述心冲击图信号。

[0176] 如图3所示,人在呼吸的时候也会产生不同频率的振动,压力传感器也检测得到呼吸造成的压力值,将呼吸造成的压力值的变化作为呼吸信号。

[0177] 也就是说,实际检测得到的所述原始信号包括心冲击图信号和呼吸信号,在心冲击图信号中叠加着呼吸信号,呼吸信号对心冲击图信号产生干扰。

[0178] 可选地,在进行AD采样后,对得到的信号进行带通滤波,得到如图2所示的心冲击图信号。

[0179] 可选地,呼吸频率一般不超过1Hz,而心冲击信号的频率为1到10Hz,为了从原始信号中剥离出心冲击图信号,采用带通滤波器进行带通滤波。

[0180] 可选地,可采用FIR(Finite Impulse Response有限长单位冲激响应)带通滤波器实现滤波,将带通滤波器设计为40阶的切比雪夫FIR带通滤波器,通带为1到10Hz。

[0181] 本实施例提供的心率监测的装置,通过对原始信号进行带通滤波,能够完全消除呼吸信号对心跳信号的影响,从而得到原始信号中的心冲击图信号。

[0182] 如图4和图5所示,在上述实施例的基础上,本发明又一实施例提供的心率监测的装置,所述压力传感带4包括多个压力传感器7,每一压力传感器7检测卧具的一个区域承受的压力值,得到一个原始信号;处理器还用于根据多个原始信号,计算每一原始信号的能量,根据原始信号的能量最大的一个原始信号,得到所述心冲击图信号。

[0183] 可选地,压力传感带4放在床垫下方,人体胸部的位置。

[0184] 可选地,每个人的睡姿不一样,躺卧的位置也不一样,设置多个压电陶瓷传感器,每一压电陶瓷传感器对应检测卧具的一个区域,可以得到多个原始信号,每一个原始信号都能反映人的心率情况,在进行信号处理的时候,可对一个压电陶瓷传感器的原始信号进行分析,得到人体的心率。

[0185] 人身体正下方的压电陶瓷传感器的原始信号能量往往大于其他的压力传感器,检测的压力值最能反映心脏的跳动,通过计算所有原始信号的能量,然后选择能量最大的一路信号,用于计算心率。

[0186] 可选地,在进行AD采样后,开始计算原始信号的能量。

[0187] 可选地,计算原始信号的能量有多种,本发明实施例以其中一种为例进行说明。

[0188] 可选地,原始信号的所有采样点的电压值的平方和作为该原始信号的能量,比较各个压电陶瓷传感器的原始信号的能量,取最大能量对应的原始信号,

[0189] 可选地,对能量最大的原始信号,进行去噪处理,得到心冲击图信号。

[0190] 可选地,设置多个压力传感器7(压电陶瓷传感器),在人体躺卧的位置改变时,仍可以有压力传感器能够对应心脏位置,从而可以准确的检测原始信号。

[0191] 本实施例提供的心率监测的装置,通过多个压力传感器得到多个原始信号,并从多个原始信号中选择一个原始信号进行分析处理,可以得到准确的原始信号。

[0192] 如图6所示,在上述实施例的基础上,本发明又一实施例提供的心率监测的装置,处理器还用于根据所述心冲击图信号,得到心冲击图信号的能量波形;根据能量波形的相邻峰值的位置,计算相邻峰值的间隔;根据多个间隔,得到平均心跳间隔;根据采样频率和平均心跳间隔,得到心率。

[0193] 可选地,针对心冲击图信号,采用滑动窗口算法,计算滑动窗口内的心冲击图信号的能量,得到能量波形。

[0194] 可选地,使用固定时间段的滑动窗口,计算滑动窗口覆盖的固定时间段中的心冲击图信号的能量。

[0195] 可选地,固定时间段可根据采用率和采样点的个数确定。

[0196] 例如,100Hz采样频率,30个采样点,得到的固定时间段为 $30 \div 100\text{Hz/s} = 0.3$ 秒,一个滑动窗口内有30个采样点,每个滑动窗口停留0.3秒。

[0197] 可选地,第一个滑动窗口在如图2的心冲击图信号上滑动,覆盖的区域是横坐标0-30个采样点,该滑动窗口内心冲击图信号的能量为30个采样点的电压值的平方和。

[0198] 可选地,计算完一个滑动窗口的能量后,滑动窗口继续向右进行滑动,移动至下一时间段,每次窗口前进0.02秒,即2个采样点。

[0199] 可选地,图2中的心冲击图信号经过滑动窗口能量计算后,得到图6的能量波形。

[0200] 可选地,根据图6确定波峰的位置,波峰的位置即心跳的时刻, X_i ($i = 1, 2, \dots, 6$) 为第*i*心跳的时刻。

[0201] 可选地,采用采样点的个数可以描述波峰的位置,如第65个采样点为第1心跳的时刻。

[0202] 可选地,根据相邻的峰值的位置,计算相邻峰值的间隔:

$$[0203] \quad Y_i = X_{i+1} - X_i, i = 1, 2, \dots, 5$$

[0204] 从而得到若干个间隔 Y_i ,每一间隔为两个心跳之间的间隔。

[0205] 可选地,心跳间隔可用采样点个数来表示,也就是说,间隔了多少个采样点,得到下一个波峰。

[0206] 可选地,根据多个间隔,对所述间隔采用下面的公式进行平均,得到平均心跳间隔。

$$[0207] \quad \bar{Y} = \frac{\sum_1^n Y_i}{n}$$

[0208] 其中, \bar{Y} 为平均心跳间隔, Y_i 为第*i*个间隔, n 为间隔的总数。

[0209] 可选地,根据下面的公式得到心率:

$$[0210] \quad P = f * 60 / \bar{Y}。$$

[0211] 其中, P 为心率,单位为次/分钟, f 为采样频率,例如100HZ。

[0212] 本实施例提供的心率监测的装置,根据所述心冲击图信号,得到心冲击图信号的能量波形,并分析能量波形的峰值,可以更准确的得到心率。

[0213] 如图7所示,在上述实施例的基础上,本发明又一实施例提供的心率监测的装置,所述处理器还用于对所述能量波形进行平滑处理,得到平滑波形;根据平滑波形的相邻峰值的位置,计算相邻峰值的间隔。

[0214] 可选地,能量波形能够反映心跳的大概位置,精度不够高,从图6中还无法准确辨认波峰波谷的位置。

[0215] 例如,第100个采样点附近是波谷,但不知道具体是哪一个采样点为波谷,因此对能量波形做平滑。

[0216] 可选地,对第100个采样点,以及前后5个点,共计11个采样点的能量,进行平滑,也就是说,分别计算各个采样点的电压值的平方,然后求平均,作为第100个采样点的能量。

[0217] 可选地,利用smooth函数对能量波形进行平滑处理,得到图7的平滑波形。

[0218] 可选地,平滑波形清晰的显示了峰值的位置,根据相邻波峰的位置,计算相邻峰值的间隔。

[0219] 本实施例提供的心率监测的装置,通过对所述能量波形进行平滑处理,得到平滑波形,并根据平滑波形辨认波峰的位置,可以更准确的计算心率。

[0220] 本领域的技术人员能够理解,尽管在此所述的一些实施例包括其它实施例中所包括的某些特征而不是其它特征,但是不同实施例的特征的组合意味着处于本发明的范围之内并且形成不同的实施例。

[0221] 本领域技术人员可以理解,实施例中的各步骤可以以硬件实现,或者以在一个或者多个处理器上运行的软件模块实现,或者以它们的组合实现。本领域的技术人员应当理解,可以在实践中使用微处理器或者数字信号处理器(DSP)来实现根据本发明实施例的一些或者全部部件的一些或者全部功能。本发明还可以实现为用于执行这里所描述的方法的一部分或者全部的设备或者装置程序(例如,计算机程序和计算机程序产品)。

[0222] 虽然结合附图描述了本发明的实施方式,但是本领域技术人员可以在不脱离本发明的精神和范围的情况下做出各种修改和变型,这样的修改和变型均落入由所附权利要求所限定的范围之内。

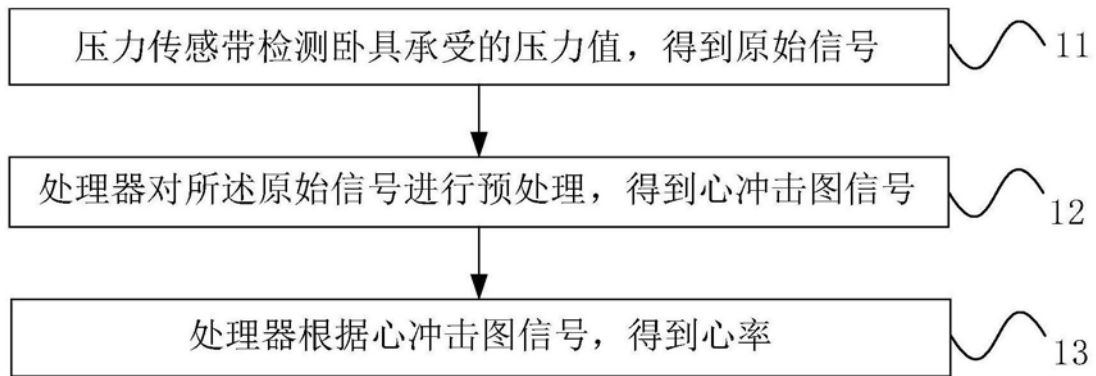


图1

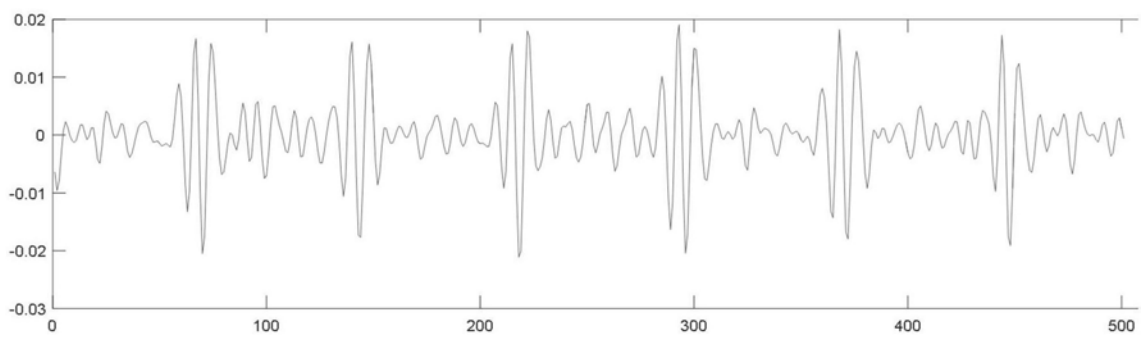


图2

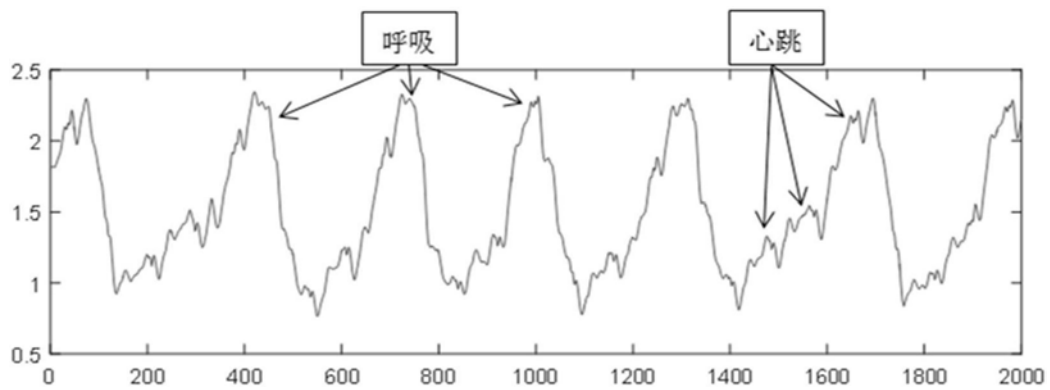


图3



图4

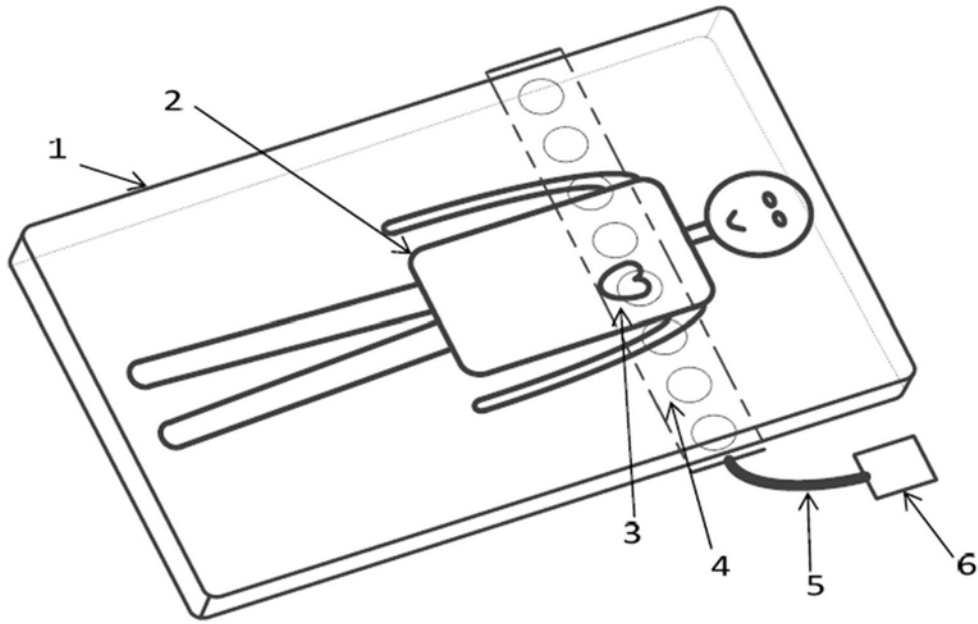


图5

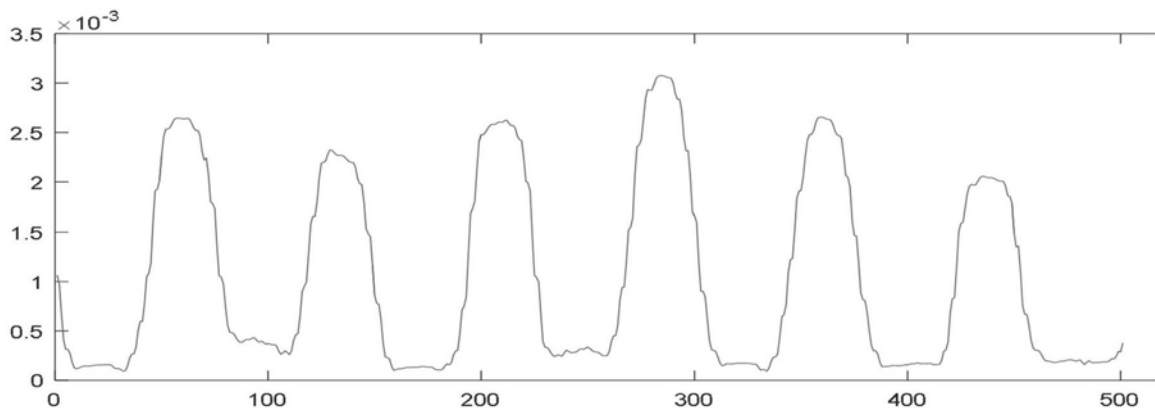


图6

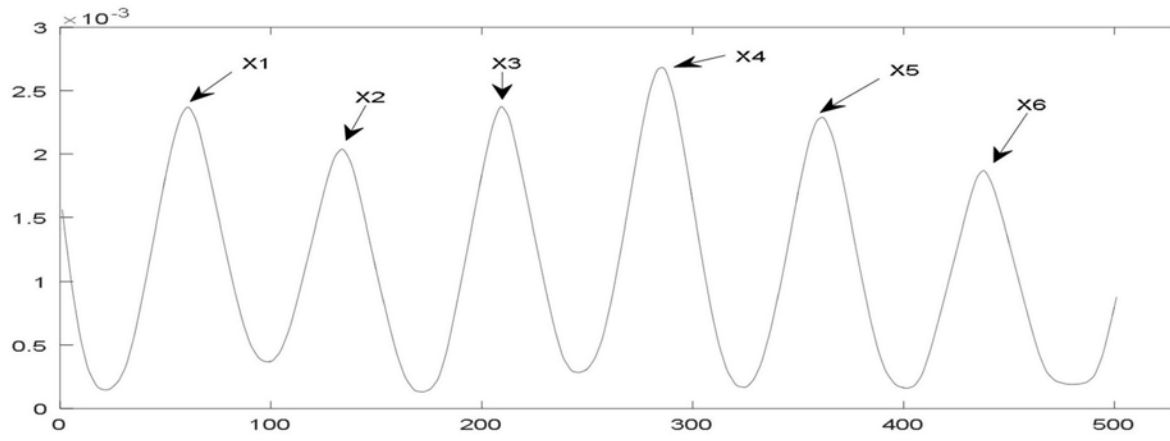


图7

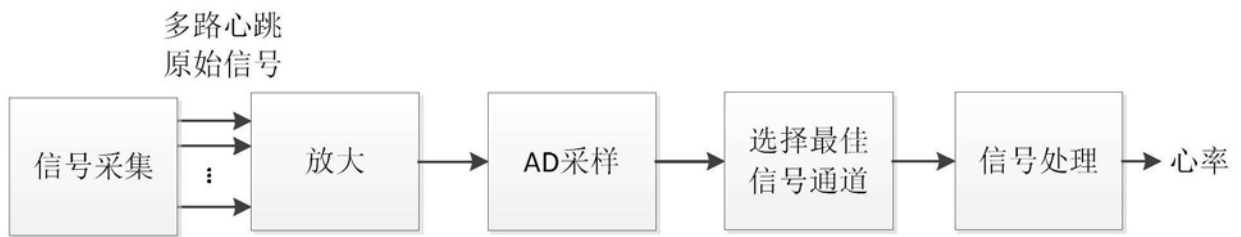


图8

专利名称(译)	心率监测的方法和装置		
公开(公告)号	CN110115574A	公开(公告)日	2019-08-13
申请号	CN201810123257.4	申请日	2018-02-07
[标]申请(专利权)人(译)	普天信息技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	普天信息技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	普天信息技术有限公司		
[标]发明人	王单 黄德球 许玮 吕伯轩		
发明人	王单 黄德球 许玮 吕伯轩		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/024 A61B5/6892 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/7235 A61B5/725		
代理人(译)	王莹 李相雨		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明实施例提供一种心率监测的方法和装置。所述方法包括压力传感带检测卧具承受的压力值，得到原始信号；处理器对所述原始信号进行预处理，得到心冲击图信号；处理器根据心冲击图信号，得到心率。所述方法通过压力传感带检测卧具承受的压力值，得到原始信号，并根据原始信号得到心率，可在不接触人体的情况下进行原始信号的采集，从而方便又舒适的进行心率监测。

