



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105662345 A

(43) 申请公布日 2016. 06. 15

(21) 申请号 201610005670. 1

(22) 申请日 2016. 01. 05

(71) 申请人 深圳和而泰智能控制股份有限公司

地址 518057 广东省深圳市南山区高新南区

科技南十路 6 号深圳航天科技创新研

究院大厦 D 座 10 楼 1010-1011

(72) 发明人 刘文

(74) 专利代理机构 深圳市世纪恒程知识产权代

理事务所 44287

代理人 胡海国

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

A61B 5/024(2006. 01)

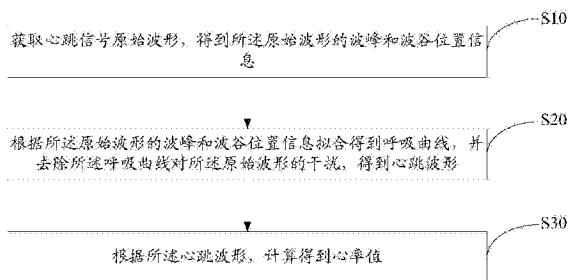
权利要求书2页 说明书15页 附图8页

(54) 发明名称

心跳信号处理方法、装置和系统

(57) 摘要

本发明公开了一种心跳信号处理方法,该方法包括:获取心跳信号原始波形,得到所述原始波形的波峰和波谷位置信息;根据所述原始波形的波峰和波谷位置信息拟合得到呼吸曲线,并去除所述呼吸曲线对所述原始波形的干扰,得到心跳波形;根据所述心跳波形,计算得到心率值。本发明还公开了一种心跳信号处理装置和一种心跳信号处理系统。本发明通过拟合呼吸曲线,实现了去除原始波形上呼吸引起的干扰,解决了心跳信号受呼吸信号影响而导致误差大的问题,并根据心跳信号计算得到的了精准心率值。



1. 一种心跳信号处理方法,其特征在于,所述心跳信号处理方法包括以下步骤:
获取心跳信号原始波形,得到所述原始波形的波峰和波谷位置信息;
根据所述原始波形的波峰和波谷位置信息拟合得到呼吸曲线,并去除所述呼吸曲线对所述原始波形的干扰,得到心跳波形;
根据所述心跳波形,计算得到心率值。
2. 如权利要求1所述的心跳信号处理方法,其特征在于,所述根据所述原始波形的波峰和波谷位置信息拟合得到呼吸曲线,并去除所述呼吸曲线对所述原始波形的干扰,得到心跳波形的步骤包括:
根据所述原始波形的波峰和波谷位置信息,得到波形趋势;
根据所述原始波形的波峰和波谷位置信息、所述波形趋势,拟合呼吸波形得到呼吸曲线;
根据所述呼吸曲线,去除所述呼吸曲线对所述原始波形的干扰,并进行滤波,得到心跳波形。
3. 如权利要求2所述的心跳信号处理方法,其特征在于,所述呼吸曲线包括上升沿呼吸曲线和下降沿呼吸曲线,所述心跳波形包括上升沿心跳曲线和下降沿心跳曲线,所述根据所述呼吸曲线,去除所述呼吸曲线对所述原始波形的干扰,并进行滤波,得到心跳波形的步骤包括:
根据所述原始波形的波峰和波谷位置信息、所述波形趋势,得到原始波形的上升沿波形曲线和下降沿波形曲线;
在所述上升沿波形曲线上去除所述上升沿呼吸曲线,并进行滤波,得到上升沿心跳曲线;
在所述下降沿波形曲线上去除所述下降沿呼吸曲线,并进行滤波,得到下降沿心跳曲线。
4. 如权利要求3所述的心跳信号处理方法,其特征在于,所述根据所述心跳波形,计算得到心率值的步骤包括:
分别根据所述上升沿心跳曲线和所述下降沿心跳曲线,计算得到对应的上升沿心率和下降沿心率;
根据预设的处理规则,去除所述上升沿心率和下降沿心率中的异常数据;
根据所述处理后的上升沿心率和下降沿心率,得到心率值。
5. 一种心跳信号处理装置,其特征在于,所述心跳信号处理装置包括:
获取模块,用于获取心跳信号原始波形,得到所述原始波形的波峰和波谷位置信息;
波形处理模块,用于根据所述原始波形的波峰和波谷位置信息拟合得到呼吸曲线,并去除所述呼吸曲线对所述原始波形的干扰,得到心跳波形;
计算模块,用于根据所述心跳波形,计算得到心率值。
6. 如权利要求5所述的心跳信号处理装置,其特征在于,所述波形处理模块包括:
波形趋势单元,用于根据所述原始波形的波峰和波谷位置信息,得到波形趋势;
拟合单元,用于根据所述原始波形的波峰和波谷位置信息、所述波形趋势,拟合呼吸波形得到呼吸曲线;
去干扰单元,用于根据所述呼吸曲线,去除所述呼吸曲线对所述原始波形的干扰,并进

行滤波,得到心跳波形。

7.如权利要求6所述的心跳信号处理装置,其特征在于,所述呼吸曲线包括上升沿呼吸曲线和下降沿呼吸曲线,所述心跳波形包括上升沿心跳曲线和下降沿心跳曲线,所述去干扰单元包括:

波形定位子单元,用于根据所述原始波形的波峰和波谷位置信息、所述波形趋势,得到原始波形的上升沿波形曲线和下降沿波形曲线;

去除子单元,用于在所述上升沿波形曲线上去除所述上升沿呼吸曲线,并进行滤波,得到上升沿心跳曲线;在所述下降沿波形曲线上去除所述下降沿呼吸曲线,并进行滤波,得到下降沿心跳曲线。

8.如权利要求7所述的心跳信号处理装置,其特征在于,所述计算模块包括:

计算单元,用于分别根据所述上升沿心跳曲线和所述下降沿心跳曲线,计算得到对应的上升沿心率和下降沿心率;

异常处理单元,用于根据预设的处理规则,去除所述上升沿心率和下降沿心率中的异常数据;

综合处理单元,用于根据所述处理后的上升沿心率和下降沿心率,得到心率值。

9.一种心跳信号处理系统,其特征在于,所述心跳信号处理系统包括压电传感器、模数转换器和心率监测CPU,其中:

所述压电传感器用于,采集压电模拟信号;

所述模数转换器用于,将所述压电模拟信号转换为数字信号,得到心跳信号原始波形;

所述心率监测CPU,包括如权利要求5-8任一项所述的心跳信号处理装置。

心跳信号处理方法、装置和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及信号处理技术领域,尤其涉及一种心跳信号处理方法、装置和系统。

背景技术

[0002] 当前,睡眠监控主要是通过雷达红外、超声波检测、压电传感器,获取人们的心跳信号、呼吸信号等,进行处理得到人们睡眠时的心率值等各项睡眠参数。其中,雷达红外和超声检测手段成本较高,并且会产生红外或者超声辐射,检测效果也不理想。

[0003] 通过压电传感器监测睡眠参数的原理是,通过灵敏度较高的压电薄膜传感器监测受测者由呼吸引起的胸腔收扩运动和心跳震颤引起的机械信号,进而分析信号得到呼吸、心跳等参数。

[0004] 因而,使用压电传感器监测心率时,容易受到各种信号干扰,例如:较强烈的呼吸干扰、人体生理信号(包括体动等)干扰、外界环境干扰等。其中,呼吸干扰影响最大,因为呼吸信号较为强烈,基本淹没了心跳信号。另一方面,加上体动和外界环境干扰,以及同心率频率段的信号干扰,使得原本就微弱的心跳信号更加弱小,加大处理难度。如何在干扰下进行心跳信号处理,得到有效的心跳信号,成为当前心率监测的重要研究课题。

发明内容

[0005] 本发明的主要目的在于提供一种心跳信号处理方法、装置和系统,旨在解决心跳信号处理准确性差、误差大的技术问题。

[0006] 为实现上述目的,本发明提供一种心跳信号处理方法,所述心跳信号处理方法包括以下步骤:

[0007] 获取心跳信号原始波形,得到所述原始波形的波峰和波谷位置信息;

[0008] 根据所述原始波形的波峰和波谷位置信息拟合得到呼吸曲线,并去除所述呼吸曲线对所述原始波形的干扰,得到心跳波形;

[0009] 根据所述心跳波形,计算得到心率值。

[0010] 优选的,所述根据所述原始波形的波峰和波谷位置信息拟合得到呼吸曲线,并去除所述呼吸曲线对所述原始波形的干扰,得到心跳波形的步骤包括:

[0011] 根据所述原始波形的波峰和波谷位置信息,得到波形趋势;

[0012] 根据所述原始波形的波峰和波谷位置信息、所述波形趋势,拟合呼吸波形得到呼吸曲线;

[0013] 根据所述呼吸曲线,去除所述呼吸曲线对所述原始波形的干扰,并进行滤波,得到心跳波形。

[0014] 优选的,所述呼吸曲线包括上升沿呼吸曲线和下降沿呼吸曲线,所述心跳波形包括上升沿心跳曲线和下降沿心跳曲线,所述根据所述呼吸曲线,去除所述呼吸曲线对所述原始波形的干扰,并进行滤波,得到心跳波形的步骤包括:

[0015] 根据所述原始波形的波峰和波谷位置信息、所述波形趋势,得到原始波形的上升

沿波形曲线和下降沿波形曲线；

[0016] 在所述上升沿波形曲线上去除所述上升沿呼吸曲线，并进行滤波，得到上升沿心跳曲线；

[0017] 在所述下降沿波形曲线上去除所述下降沿呼吸曲线，并进行滤波，得到下降沿心跳曲线。

[0018] 优选的，所述根据所述心跳波形，计算得到心率值的步骤包括：

[0019] 分别根据所述上升沿心跳曲线和所述下降沿心跳曲线，计算得到对应的上升沿心率和下降沿心率；

[0020] 根据预设的处理规则，去除所述上升沿心率和下降沿心率中的异常数据；

[0021] 根据所述处理后的上升沿心率和下降沿心率，得到心率值。

[0022] 此外，为实现上述目的，本发明还提供一种心跳信号处理装置，所述心跳信号处理装置包括：

[0023] 获取模块，用于获取心跳信号原始波形，得到所述原始波形的波峰和波谷位置信息；

[0024] 波形处理模块，用于根据所述原始波形的波峰和波谷位置信息拟合得到呼吸曲线，并去除所述呼吸曲线对所述原始波形的干扰，得到心跳波形；

[0025] 计算模块，用于根据所述心跳波形，计算得到心率值。

[0026] 优选的，所述波形处理模块包括：

[0027] 波形趋势单元，用于根据所述原始波形的波峰和波谷位置信息，得到波形趋势；

[0028] 拟合单元，用于根据所述原始波形的波峰和波谷位置信息、所述波形趋势，拟合呼吸波形得到呼吸曲线；

[0029] 去干扰单元，用于根据所述呼吸曲线，去除所述呼吸曲线对所述原始波形的干扰，并进行滤波，得到心跳波形。

[0030] 优选的，所述呼吸曲线包括上升沿呼吸曲线和下降沿呼吸曲线，所述心跳波形包括上升沿心跳曲线和下降沿心跳曲线，所述去干扰单元包括：

[0031] 波形定位子单元，用于根据所述原始波形的波峰和波谷位置信息、所述波形趋势，得到原始波形的上升沿波形曲线和下降沿波形曲线；

[0032] 去除子单元，用于在所述上升沿波形曲线上去除所述上升沿呼吸曲线，并进行滤波，得到上升沿心跳曲线；在所述下降沿波形曲线上去除所述下降沿呼吸曲线，并进行滤波，得到下降沿心跳曲线。

[0033] 优选的，所述计算模块包括：

[0034] 计算单元，用于分别根据所述上升沿心跳曲线和所述下降沿心跳曲线，计算得到对应的上升沿心率和下降沿心率；

[0035] 异常处理单元，用于根据预设的处理规则，去除所述上升沿心率和下降沿心率中的异常数据；

[0036] 综合处理单元，用于根据所述处理后的上升沿心率和下降沿心率，得到心率值。

[0037] 此外，为实现上述目的，本发明还提供一种心跳信号处理系统，其特征在于，所述心跳信号处理系统包括压电传感器、模数转换器和心率监测CPU，其中：

[0038] 所述压电传感器用于，采集压电模拟信号；

[0039] 所述模数转换器用于,将所述压电模拟信号转换为数字信号,得到心跳信号原始波形;

[0040] 所述心率监测CPU,包括获取模块、波形处理模块和计算模块。

[0041] 本发明实施例提出的一种心跳信号处理方法、装置和系统,通过获取心跳信号原始波形,得到原始波形的波峰和波谷位置信息;然后,根据原始波形的波峰和波谷位置信息拟合得到呼吸曲线,并根据呼吸曲线对原始波形去除干扰,得到心跳波形;然后,根据得到的心跳波形,计算得到心率值。本发明实施例通过拟合呼吸曲线,实现了去除原始波形上呼吸引起的干扰,解决了心跳信号受呼吸信号影响而导致误差大的问题,根据心跳信号计算得到的了精准心率值。

附图说明

[0042] 图1为本发明心跳信号处理方法第一实施例的流程示意图;

[0043] 图2为本发明心跳信号处理方法第二实施例的流程示意图;

[0044] 图3为本发明心跳信号处理方法第三实施例的流程示意图;

[0045] 图4为本发明实施例的一种心跳信号原始波形处理流程示意图;

[0046] 图5为本发明心跳信号处理方法第四实施例的流程示意图;

[0047] 图6为本发明实施例中的一种心跳波形示意图;

[0048] 图7为本发明心跳信号处理装置第一实施例的功能模块示意图;

[0049] 图8为本发明心跳信号处理装置第二实施例的功能模块示意图;

[0050] 图9为本发明心跳信号处理装置第三实施例的功能模块示意图;

[0051] 图10为本发明心跳信号处理装置第四实施例的功能模块示意图;

[0052] 图11为本发明心跳信号处理系统第一实施例的模块示意图。

[0053] 本发明目的的实现、功能特点及优点将结合实施例,参照附图做进一步说明。

具体实施方式

[0054] 应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0055] 本发明实施例的主要解决方案是:获取心跳信号原始波形,得到原始波形的波峰和波谷位置信息;然后,根据原始波形的波峰和波谷位置信息拟合得到呼吸曲线,并根据呼吸曲线对原始波形去除干扰,得到心跳波形;然后,根据得到的心跳波形,计算得到心率值。

[0056] 由于现有技术不能有效的去除呼吸信号的干扰,根据心跳信号得到的心率值误差大。

[0057] 本发明提供一种解决方案,通过拟合呼吸曲线,实现了去除原始波形上呼吸引起的干扰,解决了心跳信号受呼吸信号影响而导致误差大的问题,根据心跳信号计算得到的了精准心率值。

[0058] 参照图1,本发明心跳信号处理方法第一实施例提供一种心跳信号处理方法,所述心跳信号处理方法包括:

[0059] 步骤S10、获取心跳信号原始波形,得到所述原始波形的波峰和波谷位置信息。

[0060] 本实施例主要用于心跳信号的处理,得到心率。

[0061] 具体的,作为一种实施方式,本实施例通过压电传感器获取用户呼吸和心跳的身

体振动信号,例如,将压电传感器置于床垫中或床单下,获取人体睡觉时,呼吸引起的胸腔收括振动信号和心跳引起的有规律的身体震动信号。

[0062] 然后,压电传感器将得到的模拟信号发送给A/D转换器(Analog to Digital Converter,模数转换器)。

[0063] A/D转换器收到模拟信号后,将模拟线号转换为数字信号,得到心跳信号原始波形,并将得到的心跳信号原始波形发送给心率监测CPU,由心率监测CPU进行心跳信号的处理。

[0064] 心率监测CPU接收A/D转换器发送的采样波(A/D Sample),得到心跳信号的原始波形后,首先获取原始波形的波峰和波谷位置信息。

[0065] 作为一种实施方式,心率监测CPU可直接进行差分阈值,得到原始波形的波峰(Sample-Peak)和波谷(Sample-Trough)位置信息并存储。

[0066] 原始波形的波峰位置信息包括原始波形中各波峰的位置和振幅,原始波形的波谷位置信息包括原始波形中各波谷的位置和振幅。

[0067] 作为一种实施方式,首先,心率监测CPU通过高低通滤波,得到呼吸波形。

[0068] 需要说明的是,由于人体正常的呼吸周期约为1.5秒到5s一次,因此,可根据呼吸周期灵活设置高低通滤波的频率截止范围。例如,本实施例设置呼吸波形的频率范围为0.1—0.5Hz,则通过高低通滤波得到的波形即为0.1—0.5Hz范围内的波形。

[0069] 在得到呼吸波形后,心率监测CPU进行差分阈值,得到呼吸波形的波峰(Breath-Peak)和波谷(Breath-Trough)位置信息。

[0070] 然后,分别根据呼吸波形的波峰和波谷的位置,查找原始波形上对应的位置的波峰和波谷。

[0071] 例如,以当前呼吸波形波峰的位置为基准,设置区间范围,查找原始波形对应位置区间范围内的振幅最大点,以此点为原始波形对应位置的波峰。同样的,以当前呼吸波形波谷的位置为基准,设置区间范围,查找原始波形对应位置区间范围内的振幅最小点,以此点为原始波形对应位置的峰谷。

[0072] 根据呼吸波形的波峰和波谷的位置,查找原始波形上对应的位置的波峰和波谷,可以避免直接获取原始波形的波峰和波谷时,由于干扰因素导致获取的波峰、波谷位置不是呼吸波形的准确位置,从而导致拟合的呼吸曲线不准确

[0073] 需要说明的是,预设的区间范围可以根据实际需要灵活设置,例如取基准位置前后2秒内采集到的数据点为预设的区间范围。

[0074] 由此,心率监测CPU根据呼吸波形的波峰和波谷位置信息得到了原始波形的波峰和波谷位置信息。

[0075] 步骤S20、根据所述原始波形的波峰和波谷位置信息拟合得到呼吸曲线,并去除所述呼吸曲线对所述原始波形的干扰,得到心跳波形。

[0076] 在获取原始波形的波峰和波谷位置信息后,心率监测CPU根据得到的原始波形的波峰和波谷位置信息拟合得到呼吸曲线,并去除呼吸曲线对原始波形的干扰,得到心跳波形。

[0077] 具体的,作为一种实施方式,首先,心率监测CPU根据原始波形的波峰和波谷位置信息,判断波形趋势。

[0078] 例如,根据得到的原始波形的波峰和波谷位置信息,若原始波形上,一个波峰的前一个点为波谷,则次波峰的波形趋势为上升沿(Wave-S);一个波谷的前一个点为波峰,则次波峰的波形趋势为下降沿(Wave-X)。

[0079] 然后,根据原始波形相邻波峰和波谷的位置信息,及波形趋势,在原始波形上拟合呼吸波形,得到呼吸曲线。

[0080] 然后,根据呼吸曲线去除原始波形上的呼吸干扰,得到去除呼吸干扰后的波形。

[0081] 对得到的去除呼吸干扰后波形进行滤波,根据人体正常心跳周期,设置心跳波形的频率范围为0.8—1.6Hz,则通过高低通滤波得到的波形即为0.8—1.6Hz范围内的波形。

[0082] 由此,得到心跳波形。

[0083] 步骤S30、根据所述心跳波形,计算得到心率值。

[0084] 在得到心跳波形后,心率监测CPU根据心跳波形计算心率值。

[0085] 具体的,作为一种实施方式,首先,去除心跳波形的开始部分和结束部分,用于去除开始部分和结束部分采集的不规律心跳信号。

[0086] 然后,根据心跳波形的相邻波峰采样点距离得到两个波峰的采样间隔时间,根据两个波峰的间隔时间,计算得到采样时间节点的心率值。同理,也可以根据波谷的位置信息计算得到心率值。

[0087] 然后,对计算得到心率值进行取舍、范围限制等优化。例如,根据人体正常心率值,设置心率范围为每分钟40—120次,根据此范围去掉由起床等原因引起的不合理的过快心跳或慢心跳;若得到的某个采样时间节点的心率值,与此时间节点的前一个时间节点得到的心率值相比,小于前一个心率值的三分之一或大于前一个心率值的四分之三,则判定得到的心率值浮动过大,去除此心率值。

[0088] 然后,平滑处理得到的心率值,取连续的数个心率值的平均值,得到的心率值即为采样时间内的心率值。

[0089] 在本实施例中,心率监测CPU获取心跳信号原始波形,得到原始波形的波峰和波谷位置信息;然后,根据原始波形的波峰和波谷位置信息拟合得到呼吸曲线,并根据呼吸曲线对原始波形去除干扰,得到心跳波形;然后,根据得到的心跳波形,计算得到心率值。本实施例通过拟合呼吸曲线,实现了去除原始波形上呼吸引起的干扰,解决了心跳信号受呼吸信号影响而导致误差大的问题,根据心跳信号计算得到了精准心率值。

[0090] 进一步的,参照图2,本发明心跳信号处理方法第二实施例提供一种心跳信号处理方法,基于上述图1所示的实施例,所述步骤S20包括:

[0091] 步骤S21、根据所述原始波形的波峰和波谷位置信息,得到波形趋势。

[0092] 在获取原始波形的波峰和波谷位置信息后,心率监测CPU根据得到的原始波形的波峰和波谷位置信息拟合得到呼吸曲线,并去除呼吸曲线对原始波形的干扰,得到心跳波形。

[0093] 作为另一种实施方式,首先,心率监测CPU根据原始波形的波峰和波谷位置信息,判断波形趋势,定位原始波形的上升沿和下降沿。

[0094] 例如,根据得到的原始波形的波峰和波谷位置信息,若原始波形上,一个波峰的前一个点为波谷,则此波峰的波形趋势为上升沿;一个波谷的前一个点为波峰,则此波谷的波形趋势为下降沿。

[0095] 步骤S22、根据所述原始波形的波峰和波谷位置信息、所述波形趋势,拟合得到呼吸曲线。

[0096] 在获取原始波形的波峰和波谷位置信息后,心率监测CPU根据原始波形的波峰和波谷位置信息、波形趋势分别拟合呼吸波形。

[0097] 将原始波形相邻波峰和波谷位置,作为起始点和结束点,对上升沿波形拟合呼吸波形,得到上升沿呼吸曲线;根据下降沿波形拟合呼吸波形,得到下降沿呼吸曲线。

[0098] 由此,连接相邻的、有一端点相同的上升沿呼吸曲线和下降沿呼吸曲线,得到原始波形上拟合的呼吸曲线。

[0099] 步骤S23、根据所述呼吸曲线,去除所述呼吸曲线对所述原始波形的干扰,并进行滤波,得到心跳波形。

[0100] 在得到拟合的呼吸曲线后,心率监测CPU去除呼吸曲线对原始波形的干扰,得到心跳波形。

[0101] 具体的,作为一种实施方式,由于得到的原始波形与呼吸曲线位置对应,在原始波形上,减去对应位置的呼吸曲线,通过波形上相同位置,采样点振幅的相减,进行呼吸曲线的去除或削弱,得到的波形即为去除呼吸干扰后的波形。

[0102] 然后,对得到的去除呼吸干扰后波形进行高低通滤波,根据人体正常心跳周期,设置心跳波形的频率范围为0.8—1.6Hz,则通过高低通滤波得到的波形即为0.8—1.6Hz范围内的波形。

[0103] 由此,得到心跳波形。

[0104] 在本实施例中,心率监测CPU根据原始波形的波峰和波谷位置信息,得到波形趋势;然后,根据原始波形的波峰和波谷位置信息、波形趋势,拟合呼吸波形得到呼吸曲线;然后,根据得到的呼吸曲线,去除呼吸曲线对原始波形的干扰,得到心跳波形。本实施例根据原始波形的波峰和波谷位置信息得到波形趋势,拟合得到更准确的呼吸曲线,然后将原始波形减去对应位置的呼吸曲线去除呼吸干扰,并进行滤波去除杂波干扰,得到准确的、无干扰的心跳波形。

[0105] 进一步的,参照图3,本发明心跳信号处理方法第三实施例提供一种心跳信号处理方法,基于上述图2所示的实施例,所述呼吸曲线包括上升沿呼吸曲线和下降沿呼吸曲线,所述心跳波形包括上升沿心跳曲线和下降沿心跳曲线,所述步骤S23包括:

[0106] 步骤S231、根据所述原始波形的波峰和波谷位置信息、所述波形趋势,得到原始波形的上升沿波形曲线和下降沿波形曲线。

[0107] 在得到拟合的呼吸曲线后,心率监测CPU去除呼吸曲线对原始波形的干扰,得到心跳波形。

[0108] 具体的,作为一种实施方式,心率监测CPU根据原始波形的波峰和波谷位置信息,针对上升沿波形和下降沿波形分别拟合,拟合得到的呼吸曲线包括上升沿呼吸曲线和下降沿呼吸曲线。

[0109] 心率监测CPU根据原始波形的波峰和波谷位置信息、波形趋势,获取原始波形的上升沿波形曲线和下降沿波形曲线。例如,若相邻两点的波形趋势为上升沿波形,则根据这两点的位置信息,得到这段原始波形为上升沿呼吸曲线。

[0110] 根据波峰和波谷位置,原始波形的上升沿波形曲线与拟合得到的上升沿呼吸曲线

对应,原始波形的下降沿波形曲线与拟合得到的下降沿呼吸曲线。

[0111] 步骤S232、在所述上升沿波形曲线上去除所述上升沿呼吸曲线,并进行滤波,得到上升沿心跳曲线;在所述下降沿波形曲线上去除所述下降沿呼吸曲线,并进行滤波,得到下降沿心跳曲线。

[0112] 心率监测CPU去除原始波形的呼吸信号干扰时,具体的,作为一种实施方式,在原始波形上,心率监测CPU分别对上升沿波形曲线和下降沿波形曲线进行处理。

[0113] 参照图4,取上升沿波形曲线为 S_s ,下降沿波形曲线为 S_x ,上升沿呼吸曲线为 y_s ,下降沿呼吸曲线为 w_x 。由于原始波形与呼吸曲线位置对应,上升沿波形曲线 S_s 对应上升沿呼吸曲线 y_s ,下降沿波形曲线 S_x 对应下降沿呼吸曲线 w_x 。

[0114] 则上升沿波形曲线减去上升沿呼吸曲线,得到曲线 H_s ,曲线 $H_s = S_s - y_s$ 。曲线 H_s 上点的振幅,为相同位置的上升沿波形曲线点与上升沿呼吸曲线点的振幅之差。

[0115] 然后,对曲线 H_s 进行高低通滤波,根据人体正常心跳周期,设置心跳波形的频率范围为0.8—1.6Hz,则通过高低通滤波得到的波形即为0.8—1.6Hz范围内的上升沿心跳曲线。

[0116] 同理,下降沿波形曲线减去下降沿呼吸曲线,得到曲线 H_x ,曲线 $H_x = S_x - w_x$ 。下降沿心跳曲线上点的振幅,为相同位置的下降沿波形曲线点与下降沿呼吸曲线点的振幅之差。

[0117] 然后,对曲线 H_x 进行高低通滤波,根据人体正常心跳周期,设置心跳波形的频率范围为0.8—1.6Hz,则通过高低通滤波得到的波形即为0.8—1.6Hz范围内的上升沿心跳曲线。

[0118] 由此,心率监测CPU得到上升沿心跳曲线和下降沿心跳曲线,也即得到心跳波形。

[0119] 本实施例中,呼吸曲线包括上升沿呼吸曲线和下降沿呼吸曲线,心率监测CPU首先得到原始波形的上升沿波形曲线和下降沿波形曲线;然后,在上升沿波形曲线上去除上升沿呼吸曲线,并进行滤波,得到上升沿心跳曲线;在下降沿波形曲线上去除下降沿呼吸曲线,并进行滤波,得到下降沿心跳曲线,由此,得到心跳波形。本实施例通过波形趋势,定位上升沿波形和下降沿波形,根据上升沿波形和下降沿波形分别拟合得到上升沿呼吸曲线和下降沿呼吸曲线,然后对原始波形的上升沿波形和下降沿波形的分别进行去干扰处理,避免呼吸信号的波峰与心跳信号的波峰一致而导致的去干扰产生的误差,实现了心跳信号的准确获取。

[0120] 进一步的,参照图5,本发明心跳信号处理方法第四实施例提供一种心跳信号处理方法,基于上述图3所示的实施例,所述步骤S30包括:

[0121] 步骤S31、分别根据所述上升沿心跳曲线和所述下降沿心跳曲线,计算得到对应的上升沿心率和下降沿心率。

[0122] 在获取上升沿心跳曲线和下降沿心跳曲线后,心率监测CPU分别计算心率值。

[0123] 具体的,作为一种实施方式,首先,心率监测CPU获取上升沿心跳曲线和下降沿心跳曲线的波峰、波谷位置信息。

[0124] 然后,心率监测CPU根据上升沿心跳曲线相邻两个波峰或波谷采样点位置的距离,得到两个波峰或波谷的采样间隔时间,根据两个波峰或波谷的间隔时间,计算得到采样时间节点的心率值。由此,得到上升沿心跳曲线对应的上升沿心率值 $HR1$ 。

[0125] 同理,心率监测CPU根据下降沿心跳曲线相邻两个波峰或波谷采样点位置的距离,

得到两个波峰或波谷的采样间隔时间,根据两个波峰或波谷的间隔时间,计算得到采样时间节点的心率值。由此,得到下降沿心跳曲线对应的下降沿心率值HR2。

[0126] 步骤S32、根据预设的处理规则,去除所述上升沿心率和下降沿心率中的异常数据。

[0127] 在得到上升沿心率值HR1和下降沿心率值HR2后,心率监测CPU根据预设的规则对得到心率值进行处理,去除异常数据。

[0128] 具体的,作为一种实施方式,预设的处理规则包括取舍、范围限制、平滑处理。

[0129] 首先,心率监测CPU舍去开始进行心跳信号采样时、一定时间范围内的初始波形,舍去结束心跳采样时、一定时间范围内的结束波形。初始波形和结束波形由于受到采样仪器的初始化等外部原因,会引起波形异常。

[0130] 然后,根据预先设置的心率范围,去除过大或过小的心率值。根据人体正常心率值,设置心率范围为每分钟40-120次,根据此范围去掉由起床等原因引起的不合理的过快心跳或慢心跳。

[0131] 另外,若得到的某个采样时间节点的心率值,与此时间节点的前一个时间节点得到的心率值相比,小于前一个心率值的三分之一或大于前一个心率值的四分之三,则判定得到的心率值浮动过大,去除此心率值。

[0132] 另外,若一个上升沿心跳曲线或下降沿心跳曲线对应的心跳数量小于2个,则舍弃此上升沿心跳曲线或下降沿心跳曲线对应的心率值。

[0133] 需要说明的是,预设的处理规则还可以包括其他异常数据处理方式,可根据实际需要灵活设置。

[0134] 由此,心率监测CPU得到去除异常数据后的上升沿心率数据和下降沿心率数据。

[0135] 步骤S33、根据所述处理后的上升沿心率和下降沿心率,得到心率值。

[0136] 在得到去除异常数据后的上升沿心率数据和下降沿心率数据后,心率监测CPU综合处理上升沿心率和下降沿心率,得到原始波形对应的心率值。

[0137] 具体的,作为一种实施方式,心率监测CPU对得到的心率值平均值,得到的心率值即为原始波形采样时间内的心率值。

[0138] 或者,作为另一种实施方式,心率监测CPU将得到的上升沿心率和下降沿心率按对应的采样时间节点排序,并按时间顺序划分为数个采样区。然后,分别求各采样区的心率平均值,再综合处理得到原始波形采样时间内的心率值。

[0139] 本发明实施例采用段处理,采集心跳信号时,将得到的预设长度的原始波形作为一段原始波形进行处理,计算得到心率此段原始波形对应的心率值。其中,预设的长度可根据实际需要灵活设置。

[0140] 例如,每采集70个点后,将这70个点的波形作为一段原始波形进行处理,得到对应的心跳波形。参照图6所示的心跳波形图,心率监测CPU得到多段心跳波形。

[0141] 由于开始心跳信号采样和结束心跳信号采样时,心跳信号误差较大,因此心率监测CPU得到多段心跳波形后,去除开始采样和结束采样时预设时间范围内的心跳波形。

[0142] 由此,心率监测CPU计算得到多个心率值。

[0143] 然后,心率监测CPU对得到的多个心率值进行综合处理,去除异常数据,计算多段心跳波形的平均心率值,得到最终的心率值。

[0144] 在本实施例中,心率监测CPU分别根据上升沿心跳曲线和下降沿心跳曲线,计算得到对应的上升沿心率和下降沿心率;然后,根据预设的处理规则,去除上升沿心率和下降沿心率中的异常数据;然后,根据处理后的上升沿心率和下降沿心率,得到原始波形对应的心率值。本实施例根据上升沿心跳曲线和下降沿心跳曲线分别计算得到心率之后,在对得到的心率值进行综合处理得到最终的心率值,实现了对心跳信号的处理,得到心率值。

[0145] 参照图7,本发明心跳信号处理装置第一实施例提供一种心跳信号处理装置,所述心跳信号处理装置包括:

[0146] 获取模块100,用于获取心跳信号原始波形,得到所述原始波形的波峰和波谷位置信息。

[0147] 本实施例主要用于心跳信号的处理,得到心率。

[0148] 具体的,作为一种实施方式,本实施例通过压电传感器获取用户呼吸和心跳的身体振动信号,例如,将压电传感器置于床垫中或床单下,获取人体睡觉时,呼吸引起的胸腔收括振动信号和心跳引起的有规律的身体震动信号。

[0149] 然后,压电传感器将得到的模拟信号发送给A/D转换器(Analog to Digital Converter,模数转换器)。

[0150] A/D转换器收到模拟信号后,将模拟信号转换为数字信号,得到心跳信号原始波形,并将得到的心跳信号原始波形发送给获取模块100,由获取模块100进行心跳信号的处理。

[0151] 获取模块100接收A/D转换器发送的采样波(A/D Sample),得到心跳信号的原始波形后,首先获取原始波形的波峰和波谷位置信息。

[0152] 作为一种实施方式,获取模块100可直接进行差分阈值,得到原始波形的波峰(Sample-Peak)和波谷(Sample-Trough)位置信息并存储。

[0153] 原始波形的波峰位置信息包括原始波形中各波峰的位置和振幅,原始波形的波谷位置信息包括原始波形中各波谷的位置和振幅。

[0154] 作为一种实施方式,首先,获取模块100通过高低通滤波,得到呼吸波形。

[0155] 需要说明的是,由于人体正常的呼吸周期约为1.5秒到5s一次,因此,可根据呼吸周期灵活设置高低通滤波的频率截止范围。例如,本实施例设置呼吸波形的频率范围为0.1—0.5Hz,则通过高低通滤波得到的波形即为0.1—0.5Hz范围内的波形。

[0156] 在得到呼吸波形后,心率监测CPU进行差分阈值,得到呼吸波形的波峰(Breath-Peak)和波谷(Breath-Trough)位置信息。

[0157] 然后,分别根据呼吸波形的波峰和波谷的位置,查找原始波形上对应的位置的波峰和波谷。

[0158] 例如,以当前呼吸波形波峰的位置为基准,设置区间范围,查找原始波形对应位置区间范围内的振幅最大点,以此点为原始波形对应位置的波峰。同样的,以当前呼吸波形波谷的位置为基准,设置区间范围,查找原始波形对应位置区间范围内的振幅最小点,以此点为原始波形对应位置的波谷。

[0159] 根据呼吸波形的波峰和波谷的位置,查找原始波形上对应的位置的波峰和波谷,可以避免直接获取原始波形的波峰和波谷时,由于干扰因素导致获取的波峰、波谷位置不是呼吸波形的准确位置,从而导致拟合的呼吸曲线不准确

[0160] 需要说明的是,预设的区间范围可以根据实际需要灵活设置,例如取基准位置前后2秒内采集到的数据点为预设的区间范围。

[0161] 由此,获取模块100根据呼吸波形的波峰和波谷位置信息得到了原始波形的波峰和波谷位置信息。

[0162] 波形处理模块200,用于根据所述原始波形的波峰和波谷位置信息拟合得到呼吸曲线,并去除所述呼吸曲线对所述原始波形的干扰,得到心跳波形。

[0163] 在获取原始波形的波峰和波谷位置信息后,波形处理模块200根据得到的原始波形的波峰和波谷位置信息拟合得到呼吸曲线,并去除呼吸曲线对原始波形的干扰,得到心跳波形。

[0164] 具体的,作为一种实施方式,首先,波形处理模块200根据原始波形的波峰和波谷位置信息,判断波形趋势。

[0165] 例如,根据得到的原始波形的波峰和波谷位置信息,若原始波形上,一个波峰的前一个点为波谷,则次波峰的波形趋势为上升沿(Wave-S);一个波谷的前一个点为波峰,则次波峰的波形趋势为下降沿(Wave-X)。

[0166] 然后,根据原始波形相邻波峰和波谷的位置信息,及波形趋势,在原始波形上拟合呼吸波形,得到呼吸曲线。

[0167] 然后,根据呼吸曲线去除原始波形上的呼吸干扰,得到去除呼吸干扰后的波形。

[0168] 对得到的去除呼吸干扰后波形进行滤波,根据人体正常心跳周期,设置心跳波形的频率范围为0.8—1.6Hz,则通过高低通滤波得到的波形即为0.8—1.6Hz范围内的波形。

[0169] 由此,得到心跳波形。

[0170] 计算模块300,用于根据所述心跳波形,计算得到心率值。

[0171] 在得到心跳波形后,计算模块300根据心跳波形计算心率值。

[0172] 具体的,作为一种实施方式,首先,去除心跳波形的开始部分和结束部分,用于去除开始部分和结束部分采集的不规律心跳信号。

[0173] 然后,根据心跳波形的相邻波峰采样点距离得到两个波峰的采样间隔时间,根据两个波峰的间隔时间,计算得到采样时间节点的心率值。同理,也可以根据波谷的位置信息计算得到心率值。

[0174] 然后,对计算得到心率值进行取舍、范围限制等优化。例如,根据人体正常心率值,设置心率范围为每分钟40—120次,根据此范围去掉由起床等原因引起的不合理的过快心跳或慢心跳;若得到的某个采样时间节点的心率值,与此时间节点的前一个时间节点得到的心率值相比,小于前一个心率值的三分之一或大于前一个心率值的四分之三,则判定得到的心率值浮动过大,去除此心率值。

[0175] 然后,平滑处理得到的心率值,取连续的数个心率值的平均值,得到的心率值即为采样时间内的心率值。

[0176] 本实施例中,获取模块100获取心跳信号原始波形,得到原始波形的波峰和波谷位置信息;然后,波形处理模块200根据原始波形的波峰和波谷位置信息拟合得到呼吸曲线,并根据呼吸曲线对原始波形去除干扰,得到心跳波形;然后,计算模块300根据得到的心跳波形,计算得到心率值。本实施例通过拟合呼吸曲线,实现了去除原始波形上呼吸引起的干扰,解决了心跳信号受呼吸信号影响而导致误差大的问题,本实施例根据心跳信号计算得

到的心率值非常精准,接近于实际心率值。

[0177] 进一步的,参照图8,本发明心跳信号处理装置第二实施例提供一种心跳信号处理装置,基于上述图7所示的实施例,所述波形处理模块200包括:

[0178] 波形趋势单元210,用于根据所述原始波形的波峰和波谷位置信息,得到波形趋势。

[0179] 在获取原始波形的波峰和波谷位置信息后,波形处理模块200根据得到的原始波形的波峰和波谷位置信息拟合得到呼吸曲线,并去除呼吸曲线对原始波形的干扰,得到心跳波形。

[0180] 作为另一种实施方式,首先,波形趋势单元210根据原始波形的波峰和波谷位置信息,判断波形趋势,定位原始波形的上升沿和下降沿。

[0181] 例如,根据得到的原始波形的波峰和波谷位置信息,若原始波形上,一个波峰的前一个点为波谷,则此波峰的波形趋势为上升沿;一个波谷的前一个点为波峰,则此波谷的波形趋势为下降沿。

[0182] 拟合单元220,用于根据所述原始波形的波峰和波谷位置信息、所述波形趋势,拟合呼吸波形得到呼吸曲线。

[0183] 在获取原始波形的波峰和波谷位置信息后,拟合单元220根据原始波形的波峰和波谷位置信息、波形趋势分别拟合呼吸波形。

[0184] 将原始波形相邻波峰和波谷位置,作为起始点和结束点,对上升沿波形拟合呼吸波形,得到上升沿呼吸曲线;根据下降沿波形拟合呼吸波形,得到下降沿呼吸曲线。

[0185] 由此,连接相邻的、有一端点相同的上升沿呼吸曲线和下降沿呼吸曲线,得到原始波形上拟合的呼吸曲线。

[0186] 去干扰单元230,用于根据所述呼吸曲线,去除所述呼吸曲线对所述原始波形的干扰,并进行滤波,得到心跳波形。

[0187] 在得到拟合的呼吸曲线后,去干扰单元230去除呼吸曲线对原始波形的干扰,得到心跳波形。

[0188] 具体的,作为一种实施方式,由于得到的原始波形与呼吸曲线位置对应,在原始波形上,减去对应位置的呼吸曲线,通过波形上相同位置,采样点振幅的相减,进行呼吸曲线的去除或削弱,得到的波形即为去除呼吸干扰后的波形。

[0189] 然后,对得到的去除呼吸干扰后波形进行高低通滤波,根据人体正常心跳周期,设置心跳波形的频率范围为0.8—1.6Hz,则通过高低通滤波得到的波形即为0.8—1.6Hz范围内的波形。

[0190] 由此,得到心跳波形。

[0191] 在本实施例中,波形趋势单元210根据原始波形的波峰和波谷位置信息,得到波形趋势;然后,拟合单元220根据原始波形的波峰和波谷位置信息、波形趋势,拟合呼吸波形得到呼吸曲线;然后,去干扰单元230根据得到的呼吸曲线,去除呼吸曲线对原始波形的干扰,得到心跳波形。本实施例根据原始波形的波峰和波谷位置信息得到波形趋势,拟合得到更准确的呼吸曲线,然后将原始波形减去对应位置的呼吸曲线去除呼吸干扰,并进行滤波去除杂波干扰,得到准确的、无干扰的心跳波形。

[0192] 进一步的,参照图9,本发明心跳信号处理装置第三实施例提供一种心跳信号处理

装置,基于上述图8所示的实施例,所述呼吸曲线包括上升沿呼吸曲线和下降沿呼吸曲线,所述心跳波形包括上升沿心跳曲线和下降沿心跳曲线,所述去干扰单元230包括:

[0193] 波形定位子单元231,用于根据所述原始波形的波峰和波谷位置信息、所述波形趋势,得到原始波形的上升沿波形曲线和下降沿波形曲线。

[0194] 在得到拟合的呼吸曲线后,波形定位子单元231去除呼吸曲线对原始波形的干扰,得到心跳波形。

[0195] 具体的,作为一种实施方式,波形定位子单元231根据原始波形的波峰和波谷位置信息,针对上升沿波形和下降沿波形分别拟合,拟合得到的呼吸曲线包括上升沿呼吸曲线和下降沿呼吸曲线。

[0196] 波形定位子单元231根据原始波形的波峰和波谷位置信息、波形趋势,获取原始波形的上升沿波形曲线和下降沿波形曲线。例如,若相邻两点的波形趋势为上升沿波形,则根据这两点的位置信息,得到这段原始波形为上升沿呼吸曲线。

[0197] 根据波峰和波谷位置,原始波形的上升沿波形曲线与拟合得到的上升沿呼吸曲线对应,原始波形的下降沿波形曲线与拟合得到的下降沿呼吸曲线。

[0198] 去除子单元232,用于在所述上升沿波形曲线上去除所述上升沿呼吸曲线,并进行滤波,得到上升沿心跳曲线;在所述下降沿波形曲线上去除所述下降沿呼吸曲线,并进行滤波,得到下降沿心跳曲线。

[0199] 去除子单元232去除原始波形的呼吸信号干扰时,具体的,作为一种实施方式,在原始波形上,去除子单元232分别对上升沿波形曲线和下降沿波形曲线进行处理。

[0200] 参照图4,取上升沿波形曲线为 S_s ,下降沿波形曲线为 S_x ,上升沿呼吸曲线为 y_s ,下降沿呼吸曲线为 w_x 。由于原始波形与呼吸曲线位置对应,上升沿波形曲线 S_s 对应上升沿呼吸曲线 y_s ,下降沿波形曲线 S_x 对应下降沿呼吸曲线 w_x 。

[0201] 则上升沿波形曲线减去上升沿呼吸曲线,得到曲线 H_s ,曲线 $H_s = S_s - y_s$ 。曲线 H_s 上点的振幅,为相同位置的上升沿波形曲线点与上升沿呼吸曲线点的振幅之差。

[0202] 然后,对曲线 H_s 进行高低通滤波,根据人体正常心跳周期,设置心跳波形的频率范围为0.8—1.6Hz,则通过高低通滤波得到的波形即为0.8—1.6Hz范围内的上升沿心跳曲线。

[0203] 同理,下降沿波形曲线减去下降沿呼吸曲线,得到曲线 H_x ,曲线 $H_x = S_x - w_x$ 。下降沿心跳曲线上点的振幅,为相同位置的下降沿波形曲线点与下降沿呼吸曲线点的振幅之差。

[0204] 然后,对曲线 H_x 进行高低通滤波,根据人体正常心跳周期,设置心跳波形的频率范围为0.8—1.6Hz,则通过高低通滤波得到的波形即为0.8—1.6Hz范围内的上升沿心跳曲线。

[0205] 由此,去除子单元232得到上升沿心跳曲线和下降沿心跳曲线,也即得到心跳波形。

[0206] 本实施例中,呼吸曲线包括上升沿呼吸曲线和下降沿呼吸曲线,波形定位子单元231得到原始波形的上升沿波形曲线和下降沿波形曲线;然后,去除子单元232在上升沿波形曲线上去除上升沿呼吸曲线,并进行滤波,得到上升沿心跳曲线;在下降沿波形曲线上去除下降沿呼吸曲线,并进行滤波,得到下降沿心跳曲线,由此,得到心跳波形。本实施例通过波形趋势,定位上升沿波形和下降沿波形,根据上升沿波形和下降沿波形分别拟合得到上

升沿呼吸曲线和下降沿呼吸曲线,然后对原始波形的上升沿波形和下降沿波形的分别进行去干扰处理,避免呼吸信号的波峰与心跳信号的波峰一致而导致的去干扰产生的误差,实现了心跳信号的准确获取。

[0207] 进一步的,参照图10,本发明心跳信号处理装置第四实施例提供一种心跳信号处理装置,基于上述图9所示的实施例,所述计算模块300包括:

[0208] 计算单元310,用于分别根据所述上升沿心跳曲线和所述下降沿心跳曲线,计算得到对应的上升沿心率和下降沿心率。

[0209] 在获取上升沿心跳曲线和下降沿心跳曲线后,计算单元310分别计算心率值。

[0210] 具体的,作为一种实施方式,首先,计算单元310获取上升沿心跳曲线和下降沿心跳曲线的波峰、波谷位置信息。

[0211] 然后,计算单元310根据上升沿心跳曲线相邻两个波峰或波谷采样点位置的距离,得到两个波峰或波谷的采样间隔时间,根据两个波峰或波谷的间隔时间,计算得到采样时间节点的心率值。由此,得到上升沿心跳曲线对应的上升沿心率值HR1。

[0212] 同理,计算单元310根据下降沿心跳曲线相邻两个波峰或波谷采样点位置的距离,得到两个波峰或波谷的采样间隔时间,根据两个波峰或波谷的间隔时间,计算得到采样时间节点的心率值。由此,得到下降沿心跳曲线对应的下降沿心率值HR2。

[0213] 异常处理单元320,用于根据预设的处理规则,去除所述上升沿心率和下降沿心率中的异常数据。

[0214] 在得到上升沿心率值HR1和下降沿心率值HR2后,异常处理单元320根据预设的规则对得到心率值进行处理,去除异常数据。

[0215] 具体的,作为一种实施方式,预设的处理规则包括取舍、范围限制、平滑处理。

[0216] 首先,异常处理单元320舍去开始进行心跳信号采样时、一定时间范围内的初始波形,舍去结束心跳采样时、一定时间范围内的结束波形。初始波形和结束波形由于受到采样仪器的初始化等外部原因,会引起波形异常。

[0217] 然后,根据预先设置的心率范围,去除过大或过小的心率值。根据人体正常心率值,设置心率范围为每分钟40-120次,根据此范围去掉由起床等原因引起的不合理的过快心跳或慢心跳。

[0218] 另外,若得到的某个采样时间节点的心率值,与此时间节点的前一个时间节点得到的心率值相比,小于前一个心率值的三分之一或大于前一个心率值的四分之三,则判定得到的心率值浮动过大,去除此心率值。

[0219] 另外,若一个上升沿心跳曲线或下降沿心跳曲线对应的心跳数量小于2个,则舍弃此上升沿心跳曲线或下降沿心跳曲线对应的心率值。

[0220] 需要说明的是,预设的处理规则还可以包括其他异常数据处理方式,可根据实际需要灵活设置。

[0221] 由此,异常处理单元320得到去除异常数据后的上升沿心率数据和下降沿心率数据。

[0222] 综合处理单元330,用于根据所述处理后的上升沿心率和下降沿心率,得到心率值。

[0223] 在得到去除异常数据后的上升沿心率数据和下降沿心率数据后,综合处理单元

330综合处理上升沿心率和下降沿心率,得到原始波形对应的心率值。

[0224] 具体的,作为一种实施方式,综合处理单元330对得到的心率值平均值,得到的心率值即为原始波形采样时间内的心率值。

[0225] 或者,作为另一种实施方式,综合处理单元330将得到的上升沿心率和下降沿心率按对应的采样时间节点排序,并按时间顺序划分为数个采样区。然后,分别求各采样区的心率平均值,再综合处理得到原始波形采样时间内的心率值。

[0226] 本发明实施例采用段处理,采集心跳信号时,将得到的预设长度的原始波形作为一段原始波形进行处理,计算得到心率此段原始波形对应的心率值。其中,预设的长度可根据实际需要灵活设置。

[0227] 例如,每采集70个点后,将这70个点的波形作为一段原始波形进行处理,得到对应的心跳波形。参照图6所示的心跳波形图,计算模块300得到多段心跳波形。

[0228] 由于开始心跳信号采样和结束心跳信号采样时,心跳信号误差较大,因此计算模块300得到多段心跳波形后,去除开始采样和结束采样时预设时间范围内的心跳波形。

[0229] 由此,计算模块300计算得到多个心率值。

[0230] 然后,计算模块300对得到的多个心率值进行综合处理,去除异常数据,计算多段心跳波形的平均心率值,得到最终的心率值。

[0231] 在本实施例中,计算单元310分别根据上升沿心跳曲线和下降沿心跳曲线,计算得到对应的上升沿心率和下降沿心率;然后,异常处理单元320根据预设的处理规则,去除上升沿心率和下降沿心率中的异常数据;然后,综合处理单元330根据处理后的上升沿心率和下降沿心率,得到原始波形对应的心率值。本实施例根据上升沿心跳曲线和下降沿心跳曲线分别计算得到心率之后,在对得到的心率值进行综合处理得到最终的心率值,实现了对心跳信号的处理,得到心率值。

[0232] 参照图11,本发明心跳信号处理系统提供一种心跳信号处理系统,所述心跳信号处理系统包括压电传感器A、模数转换器B和心率监测CPU C,其中:

[0233] 所述压电传感器A用于,采集压电模拟信号。

[0234] 本实施例通过压电传感器A获取用户呼吸和心跳的身体振动信号,例如,将压电传感器A置于床垫中或床单下,获取人体睡觉时,呼吸引起的胸腔收括振动信号和心跳引起的有规律的身体震动信号。

[0235] 例如,可以将压电传感器A设置为1.2米长、1-2毫米厚、5厘米宽,放置于人体平躺时靠近胸腔的位置,持续采集压电信号。

[0236] 压电传感器A采集到的信号为模拟信号。

[0237] 然后,压电传感器A将得到的模拟信号发送给模数转换器B。

[0238] 所述模数转换器B用于,将所述压电模拟信号转换为数字信号,得到心跳信号原始波形。

[0239] 在本实施例中,模数转换器B可以采用A/D转换器(Analog to Digital Converter,模数转换器)。

[0240] A/D转换器收到压电传感器A发送的模拟信号后,将模拟信号转换为数字信号,持续得到多段心跳信号原始波形。

[0241] 然后,A/D转换器将得到的多段心跳信号原始波形,按照时间顺序,依次发送给心

率监测CPU C。

[0242] 所述心率监测CPU C,包括获取模块100、波形处理模块200和计算模块300。

[0243] 心率监测CPU C分别对得到的多段心跳信号原始波形进行处理。

[0244] 具体的,作为一种事实方式,首先,获取模块100接收模数转换器B发送的心跳信号原始波形,并通过高低通滤波提取出频率范围为0.1-0.5Hz的呼吸波形。

[0245] 然后,获取模块100进行差分阈值,得到呼吸波形的波峰和波谷位置。然后,根据呼吸波形的波峰和波谷位置查找原始波形对应位置区间范围内的波峰和波谷。其中,预设的区间范围可根据实际需要灵活设置。

[0246] 由此,获取模块100得到原始波形的波峰和波谷位置信息。

[0247] 然后,波形处理模块200根据原始波形的波峰和波谷位置信息,判断波形趋势。然后,根据波峰和波谷的位置,将相邻的波峰和波谷作为起始点或结束点,并根据波形趋势,分别拟合得到上升沿呼吸曲线和下降沿呼吸曲线。

[0248] 然后,波形处理模块200得到原始波形的上升沿波形曲线和下降沿波形曲线。原始波形的上升沿波形曲线与上升沿呼吸曲线位置对应,下降沿波形曲线与下降沿呼吸曲线位置对应。

[0249] 然后,波形处理模块200将上升沿波形曲线减去对应位置的上升沿呼吸曲线,并对得到的波形进行高低通滤波,得到上升沿心跳曲线;将下降沿波形曲线减去对应位置的下降沿呼吸曲线,并对得到的波形进行高低通滤波,得到下降沿心跳曲线。

[0250] 然后,计算模块300根据得到的上升沿心跳曲线和下降沿呼吸曲线,分别计算得到对应的上升沿心率和下降沿心率。

[0251] 然后,计算模块300对得到的上升沿心率和下降沿心率分别去除异常数据,得到人体心率合理范围内的上升沿心率数据和下降沿心率数据。

[0252] 然后,计算模块300对上升沿心率数据和下降沿心率数据取平均值,得到当前原始波形的心率值。

[0253] 由于本实施例包括多段心跳信号原始波形,在分别对每段原始波形进行处理,得到对应的心率值后,计算模块300舍去异常数据,例如心跳数小于2个的心跳波形对应的心率值,进行平滑处理,得到最终当前检测时间范围内的心率值。

[0254] 本实施例中,心跳信号处理系统包括压电传感器A、模数转换器B和心率监测CPU C,其中压电传感器A采集压电模拟信号并发送给模数转换器B;模数转换器B将压电模拟信号转换为数字信号,得到心跳信号原始波形,并发送给心率监测CPU C;心率监测CPU C接收模数转换器B发送的心跳信号原始波形并进行处理,去除呼吸信号的干扰,计算得到心率值。本实施例通过压电传感器采集信号,心率监测CPU去除心跳信号的严重干扰,根据得到的心跳波形计算并优化处理,得到了最终的心率值,准确性高。

[0255] 以上仅为本发明的优选实施例,并非因此限制本发明的专利范围,凡是利用本发明说明书及附图内容所作的等效结构或等效流程变换,或直接或间接运用在其他相关的技术领域,均同理包括在本发明的专利保护范围内。

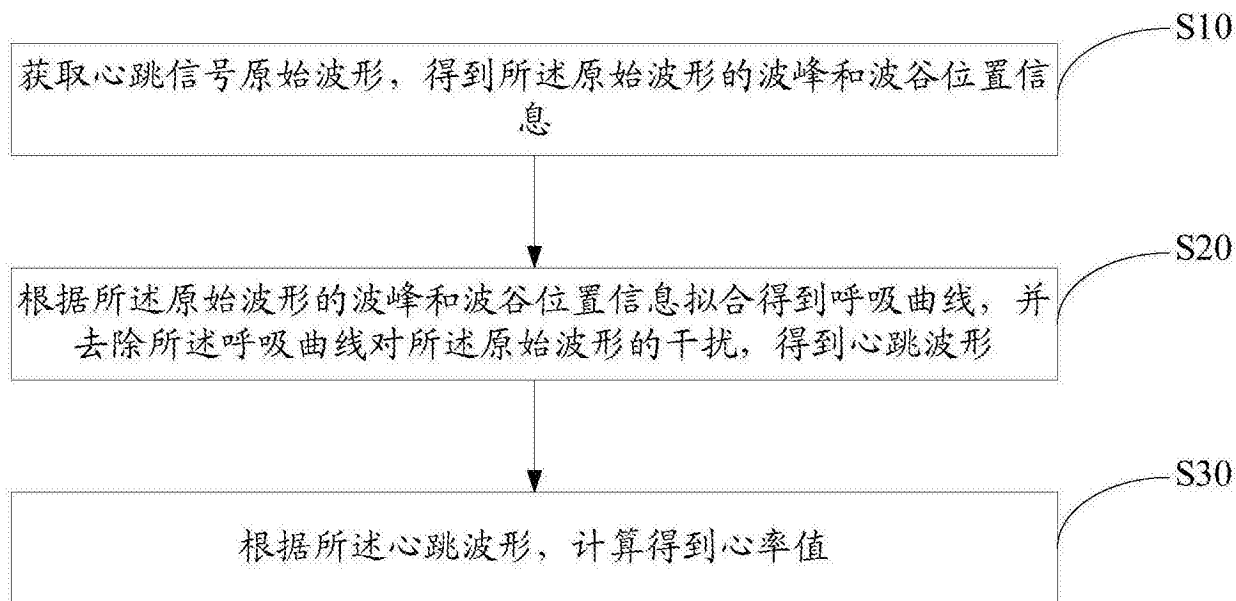


图1

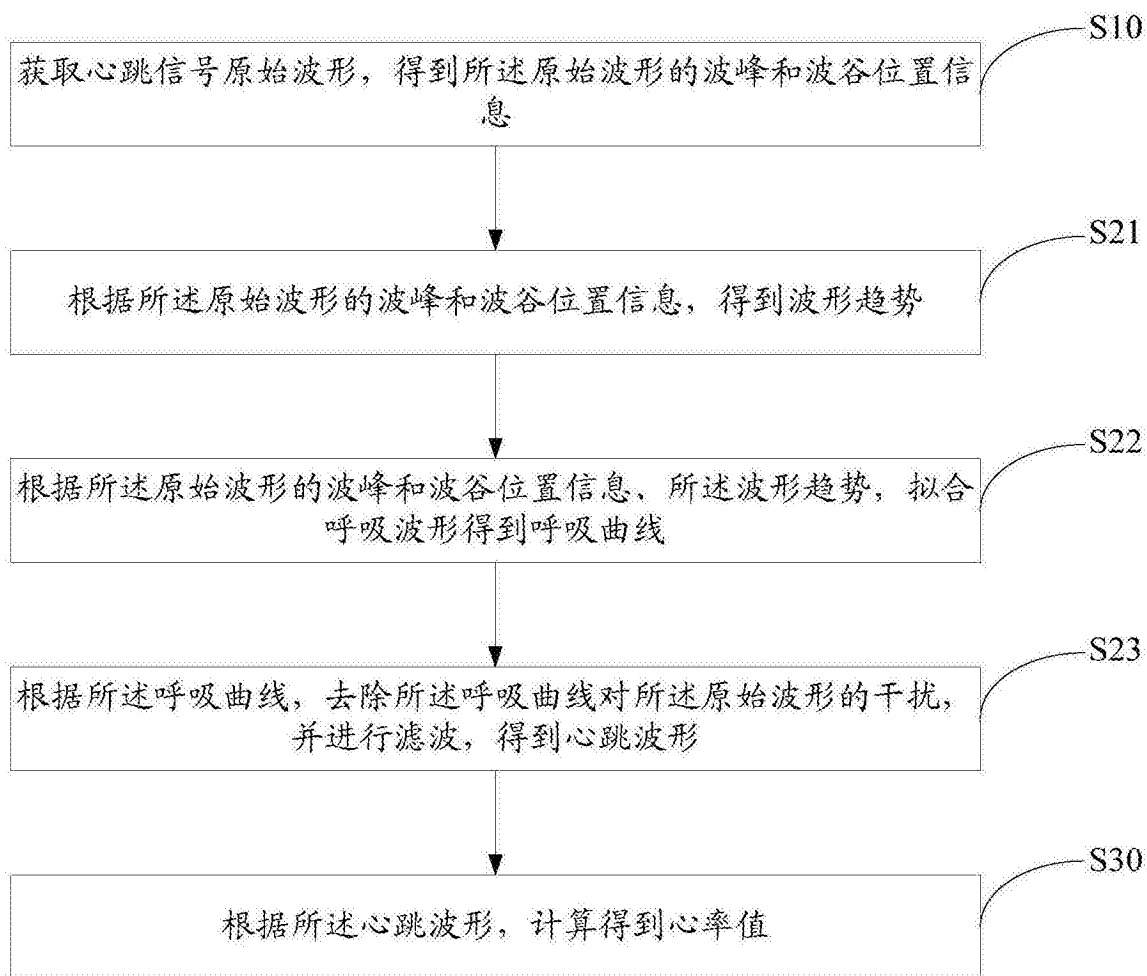


图2

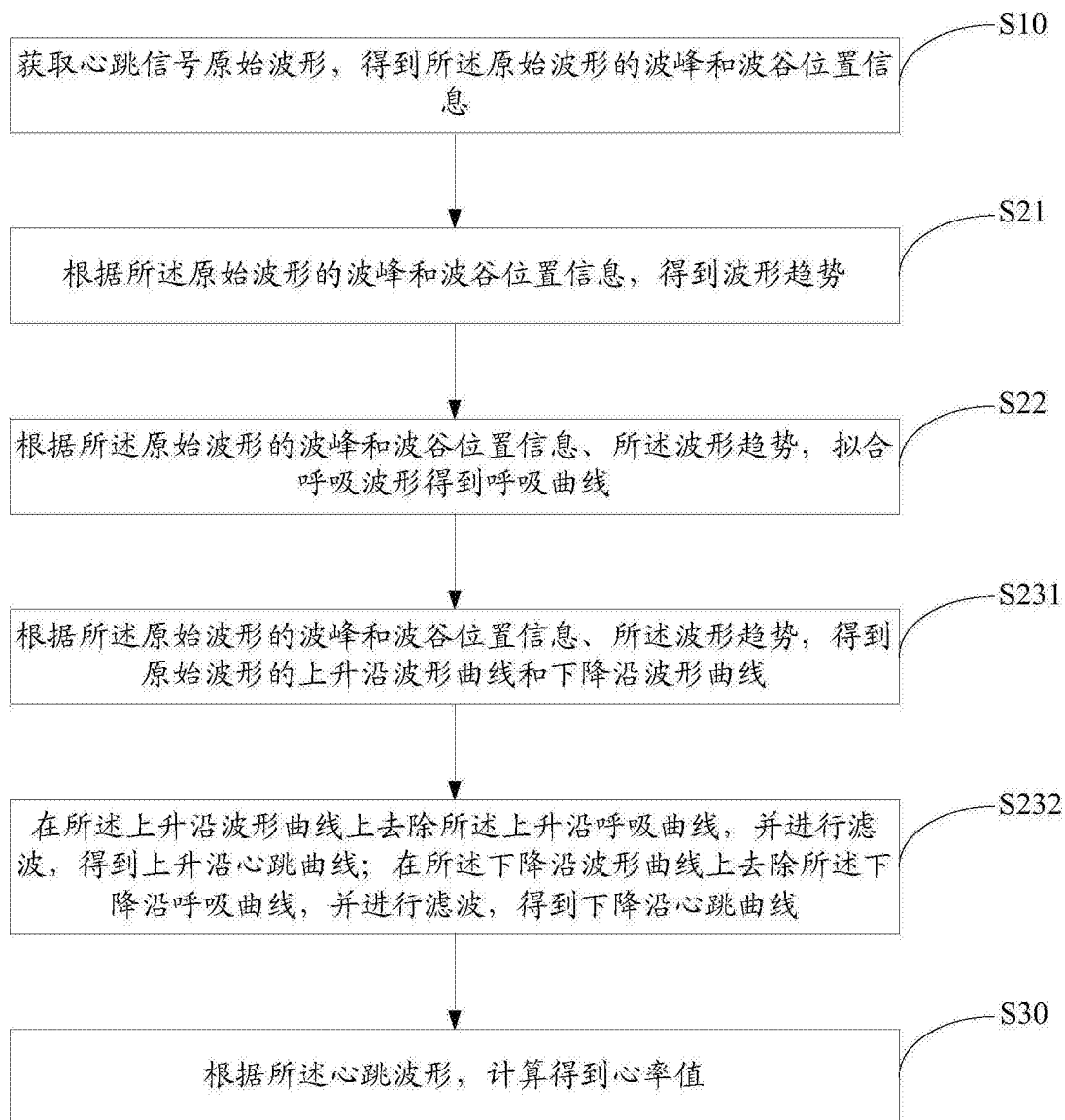


图3

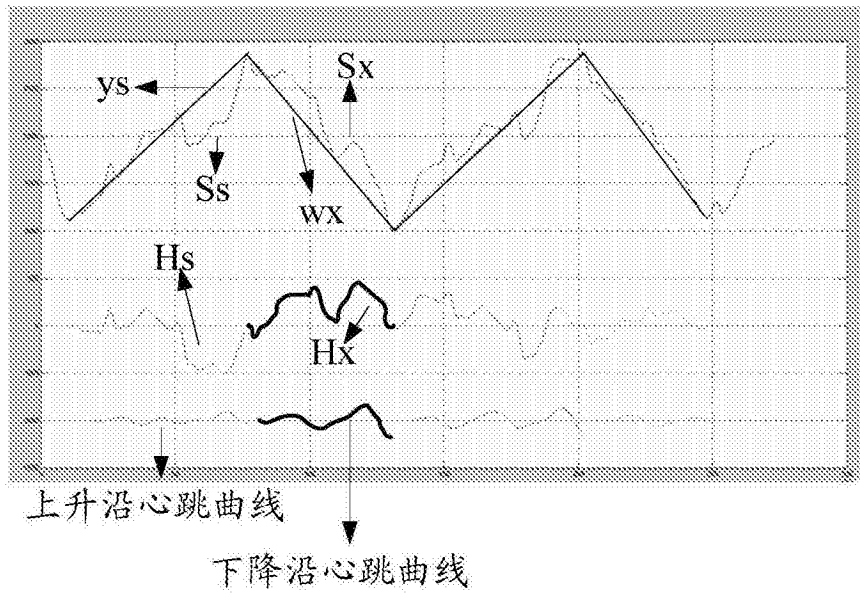


图4

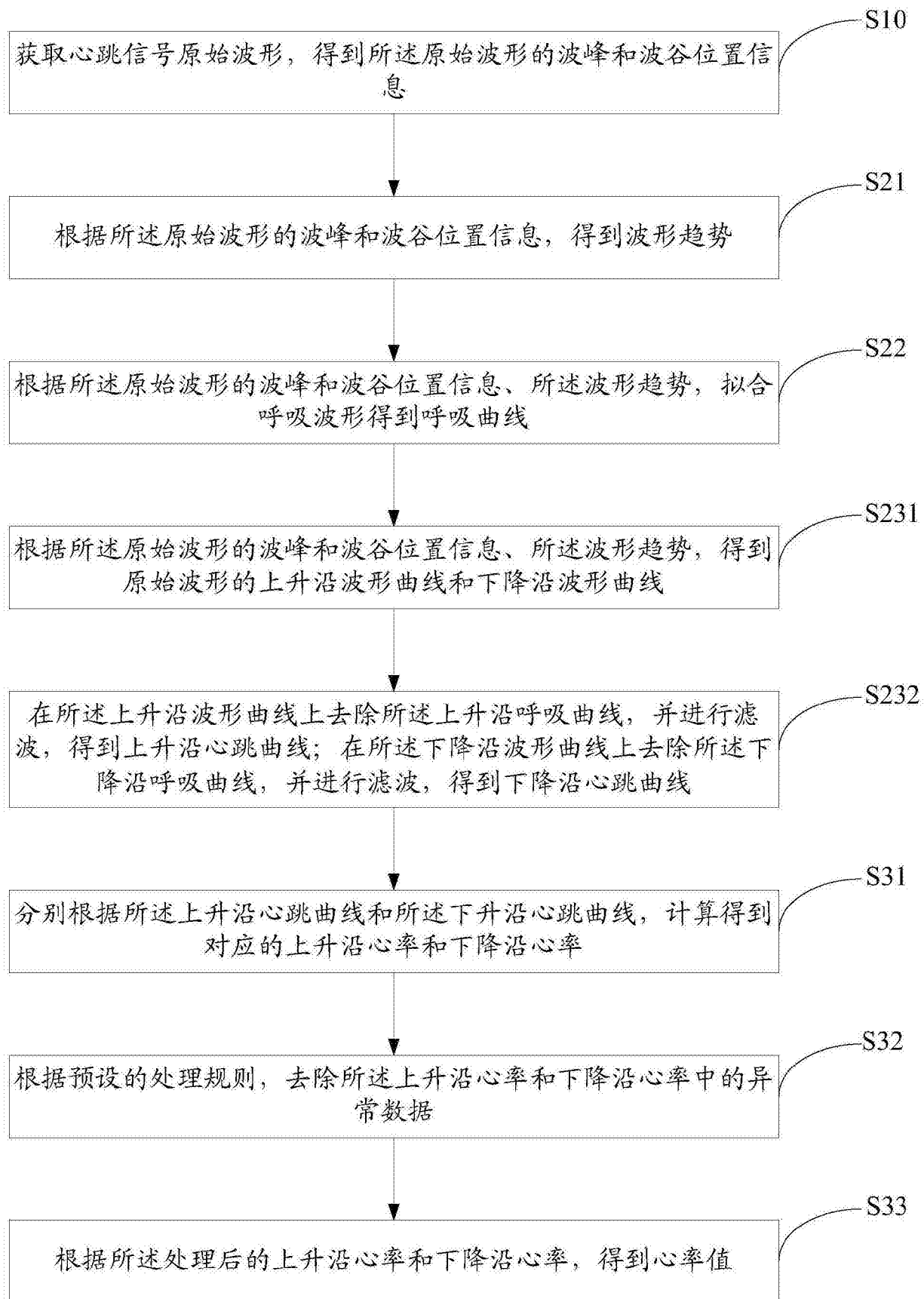


图5

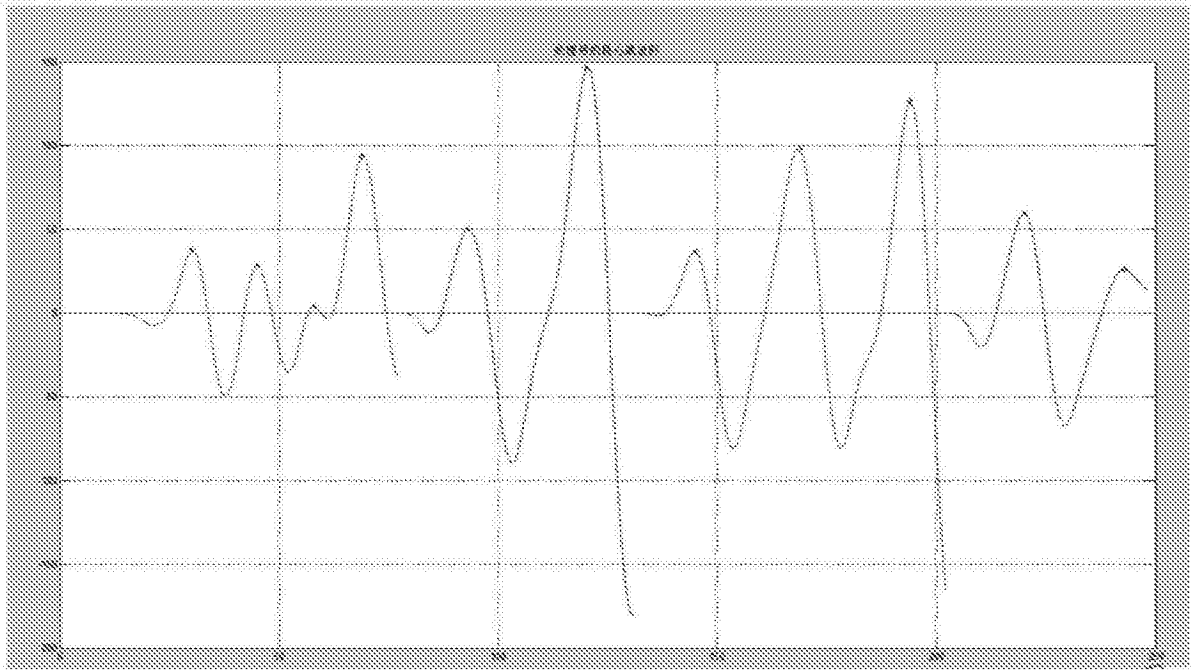


图6

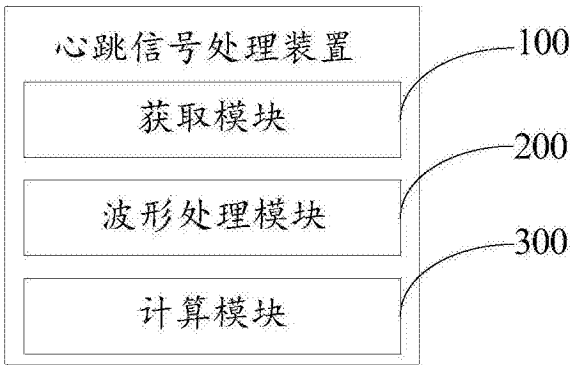


图7

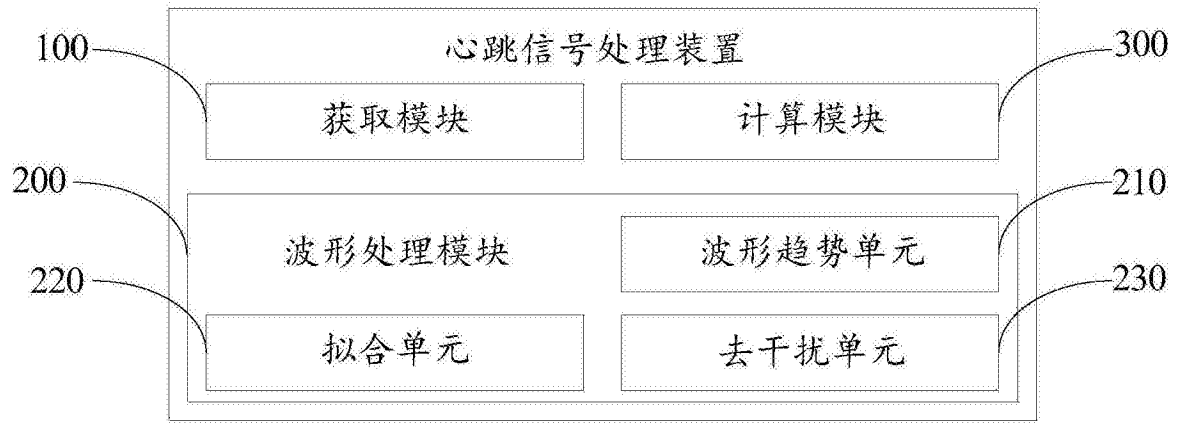


图8



图9



图10

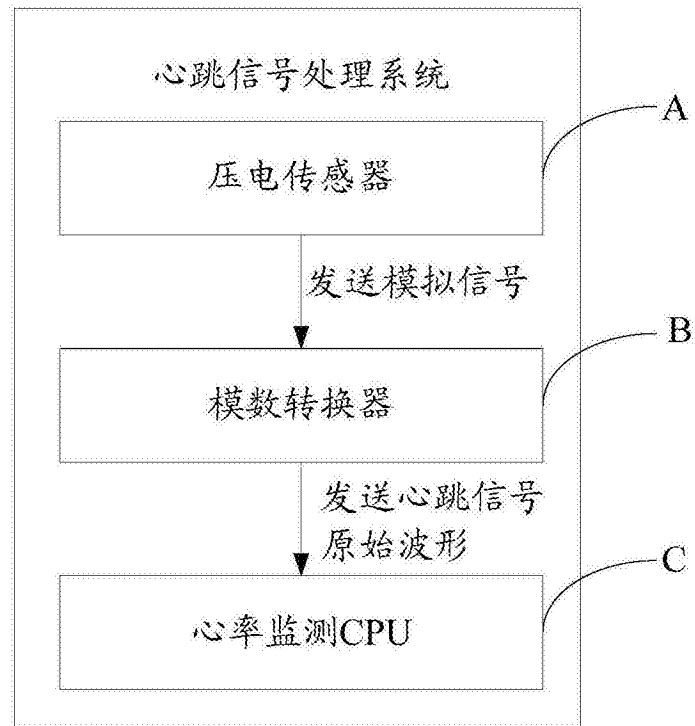


图11

专利名称(译)	心跳信号处理方法、装置和系统		
公开(公告)号	CN105662345A	公开(公告)日	2016-06-15
申请号	CN201610005670.1	申请日	2016-01-05
[标]申请(专利权)人(译)	深圳和而泰智能控制股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳和而泰智能控制股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳和而泰智能控制股份有限公司		
[标]发明人	刘文		
发明人	刘文		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/024		
CPC分类号	A61B5/024 G16Z99/00 A61B5/7203 A61B5/4806		
代理人(译)	胡海国		
其他公开文献	CN105662345B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种心跳信号处理方法，该方法包括：获取心跳信号原始波形，得到所述原始波形的波峰和波谷位置信息；根据所述原始波形的波峰和波谷位置信息拟合得到呼吸曲线，并去除所述呼吸曲线对所述原始波形的干扰，得到心跳波形；根据所述心跳波形，计算得到心率值。本发明还公开了一种心跳信号处理装置和一种心跳信号处理系统。本发明通过拟合呼吸曲线，实现了去除原始波形上呼吸引起的干扰，解决了心跳信号受呼吸信号影响而导致误差大的问题，并根据心跳信号计算得到的精准心率值。

