



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107693000 A

(43)申请公布日 2018.02.16

(21)申请号 201710991972.5

(22)申请日 2017.10.23

(71)申请人 山东大学

地址 250061 山东省济南市山大南路27号

(72)发明人 魏守水 刘玉琳 张帅 张亚涛

(74)专利代理机构 济南圣达知识产权代理有限公司 37221

代理人 黄海丽

(51)Int.Cl.

A61B 5/0245(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

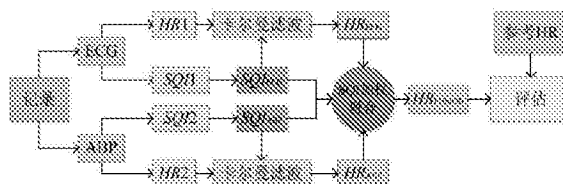
权利要求书2页 说明书10页 附图3页

(54)发明名称

基于心电和脉搏信号融合的心率估计方法、装置和系统

(57)摘要

本发明公开了一种基于心电信号和脉搏信号融合的心率估计方法和装置,所述方法包括:分别基于心电信号和脉搏信号进行心率估计;分别对心电信号和脉搏信号进行信号质量评估,获取二者的信号质量指数;基于两个信号质量指数,分别对两个估计心率值进行卡尔曼滤波处理;对经过卡尔曼滤波处理的两个估计心率值进行加权融合。本发明的方法能有效提高心率估计的准确性,为临床护理提供参考。



1. 一种基于心电信号和脉搏信号融合的心率估计方法,其特征在于,包括以下步骤:
 分别基于心电信号和脉搏信号进行心率估计;
 分别对心电信号和脉搏信号进行信号质量评估,获取二者的信号质量指数;
 基于两个信号质量指数,分别对两个估计心率值进行卡尔曼滤波处理;
 对经过卡尔曼滤波处理的两个估计心率值进行加权融合。

2. 如权利要求1所述的基于心电信号和脉搏信号融合的心率估计方法,其特征在于,所述心率估计采用WFDB工具箱。

3. 如权利要求1所述的基于心电信号和脉搏信号融合的心率估计方法,其特征在于,所述心电信号的信号质量指数为:

$$SQI1 = \begin{cases} bSQI & kSQI = 1 \text{ and } sSQI = 1 \\ bSQI \times \eta & \text{else} \end{cases}$$

其中, η 是惩罚因子,bSQI表示逐搏搏动匹配信号质量指数;sSQI表示基于功率谱分布的信号质量指数;kSQI表示基于峰度分析的信号质量指数。

4. 如权利要求1所述的基于心电信号和脉搏信号融合的心率估计方法,其特征在于,所述脉搏信号的信号质量指数为:

$$SQI2 = \begin{cases} wSQI & jSQI = 0 \\ wSQI \times \eta & jSQI = 1 \end{cases}$$

其中, η 是惩罚因子,wSQI表示基于模糊逻辑分析的信号质量指数;jSQI表示正常/异常指数。

5. 如权利要求1所述的基于心电信号和脉搏信号融合的心率估计方法,其特征在于,对基于心电信号的估计心率值进行卡尔曼滤波处理包括:

(1) 卡尔曼参数初始化;

(2) 判断当前时刻*i*是否为窗口起点,若是,预先定义当前心率HR(*i*)的值;若否,将上一时刻的心率值赋予当前心率,即HR(*i*) = HR(*i*-1);

(3) 计算error(*i*) = HR1(*i*) - HR(*i*),其中,HR1(*i*)表示当前时刻基于心电信号的估计心率值;

(4) 判断SQI1是否大于或等于0.7,若是,更新卡尔曼参数,若否,KaIman_HR1(*i*) = HR1(*i*),其中,KaIman_HR1(*i*)表示卡尔曼滤波后的当前时刻心率;

(5) 使用HR(*i*),error(*i*)和卡尔曼参数计算KaIman_HR1(*i*)。

6. 如权利要求1所述的基于心电信号和脉搏信号融合的心率估计方法,其特征在于,对基于脉搏信号的估计心率值进行卡尔曼滤波处理包括:

(1) 卡尔曼参数初始化;

(2) 判断当前时刻*i*是否为窗口起点,若是,预先定义当前心率HR(*i*)的值;若否,将上一时刻的心率值赋予当前心率,即HR(*i*) = HR(*i*-1);

(3) 计算error(*i*) = HR2(*i*) - HR(*i*),其中,HR2(*i*)表示当前时刻基于脉搏信号的估计心率值;

(4) 判断SQI2是否小于或等于0.7,若是,更新卡尔曼参数,若否,KaIman_HR1(*i*) = HR1(*i*),其中,KaIman_HR1(*i*)表示卡尔曼滤波后的当前时刻心率;

(5) 使用HR(i), error(i) 和卡尔曼参数计算KaIman_HR2(i)。

7. 如权利要求1所述的基于心电信号和脉搏信号融合的心率估计方法, 其特征在于, 将ECG信号每2秒中较小的KaIman_HR1和SQI1作为HR_{ECG}和SQI_{ECG}; 将ABP信号每2秒中较小的KaIman_HR2和SQI2作为HR_{ABP}和SQI_{ABP}, 进行融合:

$$HR_{\text{FUSION}} = \frac{SQI_{\text{ECG}}^2}{SQI_{\text{ECG}}^2 + SQI_{\text{ABP}}^2} HR_{\text{ECG}} + \frac{SQI_{\text{ABP}}^2}{SQI_{\text{ECG}}^2 + SQI_{\text{ABP}}^2} HR_{\text{ABP}}$$

8. 一种基于心电信号和脉搏信号融合的心率估计装置, 包括存储器、处理器及存储在存储器上并可在处理器上运行的计算机程序, 其特征在于, 所述处理器执行所述程序时实现:

分别基于心电信号和脉搏信号进行心率估计;

分别对心电信号和脉搏信号进行信号质量评估, 获取二者的信号质量指数;

基于两个信号质量指数, 分别对两个估计心率值进行卡尔曼滤波处理;

对经过卡尔曼滤波处理的两个估计心率值进行加权融合。

9. 一种计算机可读存储介质, 其上存储有计算机程序, 其特征在于, 该程序被处理器执行时执行以下步骤:

分别基于心电信号和脉搏信号进行心率估计;

分别对心电信号和脉搏信号进行信号质量评估, 获取二者的信号质量指数;

基于两个信号质量指数, 分别对两个估计心率值进行卡尔曼滤波处理;

对经过卡尔曼滤波处理的两个估计心率值进行加权融合。

10. 一种心率估计系统, 其特征在于, 包括:

心电信号获取装置, 用于获取心电信号并发送至所述计算装置;

脉搏信号获取装置, 用于获取脉搏信号并发送至所述计算装置;

计算装置, 包括存储器、处理器及存储在存储器上并可在处理器上运行的计算机程序, 所述处理器执行所述程序时实现以下步骤:

分别基于心电信号和脉搏信号进行心率估计;

分别对心电信号和脉搏信号进行信号质量评估, 获取二者的信号质量指数;

基于两个信号质量指数, 分别对两个估计心率值进行卡尔曼滤波处理;

对经过卡尔曼滤波处理的两个估计心率值进行加权融合。

基于心电和脉搏信号融合的心率估计方法、装置和系统

技术领域

[0001] 本发明属于生理参数测试领域,尤其涉及一种基于心电信号和脉搏信号融合的心率估计方法、装置和系统。

背景技术

[0002] 分析心电图ECG是反映由心房和心室的去极化和复极化产生的心脏电活动的时变信号,由ECG信号或其他心血管信号产生的心率HR估计在临床环境(如重症监护病房监测)中非常重要,当HR超过指定的阈值时触发报警,而警报的准确性对于ICU患者的及时治疗和保健至关重要。但是,由于噪声和人为因素(例如身体活动和电极松动),ECG可能严重污染甚至可能完全丢失。因此,临床医生必须进行人为确认以保证ECG信号的HR估计的准确性,这很容易导致临床工作人员的报警疲劳,脱敏和迷惑。现有技术中已经采用了许多方法来增强ECG图的HR估计的准确性和鲁棒性。在ECG可能质量差甚至完全缺失的情况下,HR信息可以从其他生理信号获得,例如脉搏信号,典型脉搏信号为脉搏(ABP)信号,这种方式的优点是,一些会干扰ECG的因素如出汗,可能不会影响其他信号。在ECG和ABP信号中分别进行心跳检测后,可以通过“信息融合”获得HR的可靠估计。信号质量指数(SQI)在多模态信号融合中起着至关重要的作用。来自多模态生理信号的特征的融合有可能通过减少单个信号故障的影响来减少假警报并改善患者监测。

[0003] 以前从多模态信号中鲁棒检测HR的方法使用心跳到心跳(beat-to-beat)的估计,该算法在诸如心动过速的处理事件中表现良好,但是在存在噪声和伪影的情况下处理室性心动过速时存在困难;Gribok et al.在多模态信号中使用隐藏的半马尔可夫模型(HSMM)进行心跳检测,HSMM方法的主要优点是对每个状态的持续时间分布的隐式建模,然而,它严重依赖信号的周期性。另一种方法是基于数据耦合,其中可以在信号的噪声部分更容易地检测到心脏跳动,然而,当处理无噪声信号时,该方法的性能不高。Gieraltowski et al.提出了一种基于RS波斜率检测算法,该算法在具有高度变化形态的QRS波的检测中具有区分实际RS斜率和高幅度噪声的问题;Ye et al.、Zong、Farhadi et al.等使用光电体积图(PPG)信号获得HR,基于PPG的方法具有比ECG方法更简单的硬件实现,较低的计算复杂度。然而,它对运动伪影敏感,在剧烈的体力活动中,运动伪影变得非常强烈,影响HR估计的准确性。

[0004] 因此,针对基于多模态信号融合估计心率的技术领域,如何有效提高心率估计准确性,是目前需要迫切解决的技术问题。

发明内容

[0005] 为克服上述现有技术的不足,本发明提供了一种基于心电信号和脉搏信号融合的心率估计方法和装置,所述方法基于心电信号和脉搏信号分别得到估计心率值和信号质量指数,然后基于信号质量指数对估计心率值进行卡尔曼滤波,最后进行融合。实验证明本发明的方法有效地提高了心率估计的准确性。

[0006] 为实现上述目的,本发明采用如下技术方案:

[0007] 一种基于心电信号和脉搏信号融合的心率估计方法,包括以下步骤:

[0008] 分别基于心电信号和脉搏信号进行心率估计;

[0009] 分别对心电信号和脉搏信号进行信号质量评估,获取二者的信号质量指数;

[0010] 基于两个信号质量指数,分别对两个估计心率值进行卡尔曼滤波处理;

[0011] 对经过卡尔曼滤波处理的两个估计心率值进行加权融合。

[0012] 进一步地,所述心率估计采用WFDB工具箱。

[0013] 进一步地,所述心电信号的信号质量指数为:

$$[0014] \quad SQI1 = \begin{cases} bSQI & kSQI = 1 \text{ and } sSQI = 1 \\ bSQI \times \eta & \text{else} \end{cases}$$

[0015] 其中, η 是惩罚因子,bSQI表示逐搏搏动匹配信号质量指数;sSQI表示基于功率谱分布的信号质量指数;kSQI表示基于峰度分析的信号质量指数。

[0016] 进一步地,如果出现频谱或统计噪声,则将SQI1减少30%。

[0017] 进一步地,所述脉搏信号的信号质量指数为:

$$[0018] \quad SQI2 = \begin{cases} wSQI & jSQI = 0 \\ wSQI \times \eta & jSQI = 1 \end{cases}$$

[0019] 其中, η 是惩罚因子,wSQI表示基于模糊逻辑分析的信号质量指数;jSQI表示正常/异常指数。

[0020] 进一步地,对基于心电信号的估计心率值进行卡尔曼滤波处理包括:

[0021] (1) 卡尔曼参数初始化;

[0022] (2) 判断当前时刻*i*是否为窗口起点,若是,预先定义当前心率HR(*i*)的值;若否,将上一时刻的心率值赋予当前心率,即HR(*i*)=HR(*i*-1);

[0023] (3) 计算error(*i*)=HR1(*i*)-HR(*i*),其中,HR1(*i*)表示当前时刻基于心电信号的估计心率值;

[0024] (4) 判断SQI1是否大于或等于0.7,若是,更新卡尔曼参数,若否, KaIman_HR1(*i*)=HR1(*i*),其中,KaIman_HR1(*i*)表示卡尔曼滤波后的当前时刻心率;

[0025] (5) 使用HR(*i*),error(*i*)和卡尔曼参数计算KaIman_HR1(*i*)。

[0026] 进一步地,对基于脉搏信号的估计心率值进行卡尔曼滤波处理包括:

[0027] (1) 卡尔曼参数初始化;

[0028] (2) 判断当前时刻*i*是否为窗口起点,若是,预先定义当前心率HR(*i*)的值;若否,将上一时刻的心率值赋予当前心率,即HR(*i*)=HR(*i*-1);

[0029] (3) 计算error(*i*)=HR2(*i*)-HR(*i*),其中,HR2(*i*)表示当前时刻基于脉搏信号的估计心率值;

[0030] (4) 判断SQI2是否小于或等于0.7,若是,更新卡尔曼参数,若否, KaIman_HR2(*i*)=HR2(*i*),其中,KaIman_HR2(*i*)表示卡尔曼滤波后的当前时刻心率;

[0031] (5) 使用HR(*i*),error(*i*)和卡尔曼参数计算KaIman_HR2(*i*)。

[0032] 进一步地,将ECG信号每2秒中较小的KaIman_HR1和SQI1作为HR_{ECG}和SQI_{ECG};将ABP信号每2秒中较小的KaIman_HR2和SQI2作为HR_{ABP}和SQI_{ABP},进行融合:

$$[0033] \quad HR_{\text{FUSION}} = \frac{SQI_{\text{ECG}}^2}{SQI_{\text{ECG}}^2 + SQI_{\text{ABP}}^2} HR_{\text{ECG}} + \frac{SQI_{\text{ABP}}^2}{SQI_{\text{ECG}}^2 + SQI_{\text{ABP}}^2} HR_{\text{ABP}}。$$

[0034] 根据本发明的第二目的,本发明还提供了一种基于心电信号和脉搏信号融合的心率估计装置,包括存储器、处理器及存储在存储器上并可在处理器上运行的计算机程序,所述处理器执行所述程序时实现:

[0035] 分别基于心电信号和脉搏信号进行心率估计;

[0036] 分别对心电信号和脉搏信号进行信号质量评估,获取二者的信号质量指数;

[0037] 基于两个信号质量指数,分别对两个估计心率值进行卡尔曼滤波处理;

[0038] 对经过卡尔曼滤波处理的两个估计心率值进行加权融合。

[0039] 根据本发明的第三目的,本发明还提供了一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,该程序被处理器执行时执行以下步骤:

[0040] 分别基于心电信号和脉搏信号进行心率估计;

[0041] 分别对心电信号和脉搏信号进行信号质量评估,获取二者的信号质量指数;

[0042] 基于两个信号质量指数,分别对两个估计心率值进行卡尔曼滤波处理;

[0043] 对经过卡尔曼滤波处理的两个估计心率值进行加权融合。

[0044] 根据本发明的第四目的,本发明还提供了一种心率估计系统,包括:

[0045] 心电信号获取装置,用于获取心电信号并发送至所述计算装置;

[0046] 脉搏信号获取装置,用于获取脉搏信号并发送至所述计算装置;

[0047] 计算装置,包括存储器、处理器及存储在存储器上并可在处理器上运行的计算机程序,所述处理器执行所述程序时实现以下步骤:

[0048] 分别基于心电信号和脉搏信号进行心率估计;

[0049] 分别对心电信号和脉搏信号进行信号质量评估,获取二者的信号质量指数;

[0050] 基于两个信号质量指数,分别对两个估计心率值进行卡尔曼滤波处理;

[0051] 对经过卡尔曼滤波处理的两个估计心率值进行加权融合。

[0052] 本发明的有益效果

[0053] 1、本发明提出了一种通过融合ECG和ABP信号进行心率估计的方法。结果表明,该方法提高了鲁棒HR估计的准确性,特别是对于较差的信号质量的记录,可以作为临床护理的参考。

[0054] 2、本发明的方法可以检测异常心跳,能够抑制监护仪心律失常的错误报警,提高监护系统的报警准确率和灵敏度。

[0055] 3、本发明还分析了估计心率的误差随信号质量降低的变化趋势,用于提供可信度的参考。

附图说明

[0056] 构成本申请的一部分的说明书附图用来提供对本申请的进一步理解,本申请的示意性实施例及其说明用于解释本申请,并不构成对本申请的不当限定。

[0057] 图1为本发明基于心电信号和脉搏信号融合的心率估计的方法流程图;

[0058] 图2为ABP波形参数;

[0059] 图3为ECG信号的卡尔曼滤波方法;

[0060] 图4为针对set-p数据库的SQI值的HR估计误差。对于每个SQI水平显示了5秒时间窗口的信号发生次数；

[0061] 图5为set-p数据库的HR估计误差的平均值和标准差值的箱线图；

[0062] 图6为针对set-p2数据库的SQI值的HR估计误差。对于每个SQI水平显示了5秒时间窗口的信号发生次数；

[0063] 图7为set-p2数据库的HR估计误差的平均值和标准差值的箱线图。

具体实施方式

[0064] 应该指出，以下详细说明都是例示性的，旨在对本申请提供进一步的说明。除非另有指明，本文使用的所有技术和科学术语具有与本申请所属技术领域的普通技术人员通常理解相同含义。

[0065] 需要注意的是，这里所使用的术语仅是为了描述具体实施方式，而非意图限制根据本申请的示例性实施方式。如在这里所使用的，除非上下文另外明确指出，否则单数形式也意图包括复数形式，此外，还应当理解的是，当在本说明书中使用术语“包含”和/或“包括”时，其指明存在特征、步骤、操作、器件、组件和/或它们的组合。

[0066] 在不冲突的情况下，本申请中的实施例及实施例中的特征可以相互组合。

[0067] 实施例一

[0068] 本实施例公开了一种基于心电信号和脉搏信号融合的心率估计方法，如图1所示，包括以下步骤：

[0069] 步骤1：分别基于心电信号和脉搏信号进行心率估计；

[0070] (1) 基于ECG信号估计HR1

[0071] WFDB工具箱提供了两种常见的gqrs和sqrs算法来检测QRS波。分别使用两个QRS波检测器，GQRS和SQRS，从心电图获得SQIs和HR；同时，开源算法wabp和模糊逻辑分析法用于从ABP信号获得SQIs和HR。

[0072] 根据所使用的数据库中的信号特点，经过多次试验得到的，选择5s作为窗口长度。在时长5秒的HR_window中，由RR间期计算HR1：

$$[0073] \quad HR1 = \frac{60}{\text{median}[RR \text{ 间期}]} \quad (1)$$

[0074] 其中使用RR间期中值而不是平均RR间期，以避免由于检测到的错误心跳或错过的心跳检测而导致的极端RR间期值的影响。

[0075] (2) 基于脉搏信号估计HR2

[0076] WFDB工具箱中的wabp算法用于定位ABP信号的脉冲波形起点。从ABP信号的脉冲波形起检测中提取波形参数。这些参数如图2所示。

[0077] 采用时长5秒的HR_window来计算ABP信号的HR值：

$$[0078] \quad HR2 = \frac{60}{\text{median}[\text{脉冲起点间期}]} \quad (2)$$

[0079] 步骤2：分别对心电信号和脉搏信号进行信号质量评估，获取二者的信号质量指数；

[0080] (1) ECG信号的SQI

[0081] 评估ECG信号质量。首先,在 ω 秒(本研究中 $\omega = 8s$)的窗口内的bSQI定义为:

$$[0082] \quad bSQI = \frac{num_match}{num_gqrs + num_sqrs - num_match} \quad (3)$$

[0083] 其中num_gqrs和num_sqrs分别是由gqrs和sqrs检测到的QRS波,num_match是同步检测的心跳数。如果心跳检测位置落在与参考位置相差150毫秒以内的窗口,则两个算法的心跳检测被认为是一致的。bSQI值每秒更新一次。对于第k个QRS波,8s窗口为以当前QRS位置为中心的前后4s。

[0084] 此外,还计算了另外两个SQI,即sSQI和kSQI。QRS波的能量主要集中在以10Hz为中心的10Hz频带宽范围内。因此sSQI被定义为:

$$[0085] \quad sSQI = \begin{cases} 1 & 0.5 \leq SDR \leq 0.8 \\ 0 & else \end{cases} \quad (4)$$

[0086] 其中SDR是5-14Hz与5-50Hz的功率谱密度(PSD)的比值,定义为:

$$[0087] \quad SDR = \frac{\int_{5}^{14} P(k, w) df}{\int_{5}^{50} P(k, w) df} \quad (5)$$

[0088] 从中心极限定理可知,随机非相关过程往往具有高斯分布。相反,相关过程往往具有非高斯分布。四阶峰度是衡量信号是否像高斯信号的度量,其测量本分布相对于高斯分布的相对峰值。信号x的峰度定义为:

$$[0089] \quad kurtosis = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \left(\frac{x - \mu}{\sigma} \right)^4 \quad (6)$$

[0090] 其中 μ 和 σ 分别是x的平均值和标准差,M是信号的采样数。正常窦性心律的ECG信号通常具有大于4.8的峰度。所以,kSQI定义为:

$$[0091] \quad kSQI = \begin{cases} 1 & kurtosis > 4.8 \\ 0 & else \end{cases} \quad (7)$$

[0092] 因此,我们可以将ECG信号的最终信号质量定义为:

$$[0093] \quad SQI1 = \begin{cases} bSQI & kSQI = 1 \text{ and } sSQI = 1 \\ bSQI \times \eta & else \end{cases} \quad (8)$$

[0094] 其中“ $\eta = 0.7$ ”是惩罚因子。如果出现频谱或统计噪声,则将SQI1减少30%。

[0095] (2) ABP信号的SQI

[0096] 使用8秒的时间窗口以与ECG信号对齐。首先选择具有良好信号质量的前20个心跳来初始化波形参数。

[0097] 计算了ABP信号两个SQI,即jSQI和wSQI(Zong et al., 2004)。jSQI是正常/异常指数。如果上述波形参数的值在如公式(9)所示的范围内,jSQI为0,表示正常跳动。否则,jSQI为1,表示异常跳动。

$$\begin{aligned}
 [0098] \quad \text{IF} \left\{ \begin{array}{l} \text{systolic BP}(sbp) < 300, \text{ mmHg} \\ \text{diastolic BP}(dbp) > 20, \text{ mmHg} \\ \text{pulse BP} > 20, \text{ mmHg} \\ 30 < \text{mean BP} < 200, \text{ mmHg} \\ 20 < \text{HR2} < 200, \text{ bpm} \\ \text{mean nps} > -40, \\ |sbp(i) - sbp(i-1)| < 20, \text{ mmHg} \\ |dbp(i) - dbp(i-1)| < 20, \text{ mmHg} \\ |ppi(i) - ppi(i-1)| < 2/3, \text{ seconds} \end{array} \right\} \text{ THEN } jSQI = 0 \quad (9)
 \end{aligned}$$

[0099] 其中, i 为当前时刻。第一列是 $jSQI$ 值的决策参数。第二列是对应于这些参数的单位。 $wSQI$ 以 0 和 1 之间的连续值作为每次心跳的信号质量。为了获得 $wSQI$, 基于从 ABP 提取的波形参数和反映信号变化的基本特征集中的参考值计算一组复合变量。 $wSQI$ 的值为 0 或 1, 由这些复合变量的值确定。详细计算在 (Zong et al., 2004) 中。

[0100] ABP 信号的最终信号质量定义为:

$$[0101] \quad SQI2 = \begin{cases} wSQI & jSQI = 0 \\ wSQI \times \eta & jSQI = 1 \end{cases} \quad (10)$$

[0102] 步骤3: 基于两个信号质量指数, 分别对获取的两个估计心率值进行卡尔曼滤波处理。

[0103] (1) HR1 卡尔曼滤波

[0104] 得到的 HR1 要经过卡尔曼滤波处理。滤波器将过去的测量估计误差与新的测量误差相结合, 以估计未来的误差。当公式 (8) 中的某一时刻的 $SQI1$ 值大于或等于 0.7, 即此时的信号质量高时, HR1 应该进行卡尔曼滤波以得到用于融合的 $KaIman_HR1$ 。当 $SQI1$ 的值小于 0.7 时, 即信号质量差时, 此时 $KaIman_HR1$ 等于 HR1 的值。ECG 信号卡尔曼滤波的详细过程如图 3 所示。

[0105] Step1: 卡尔曼参数初始化, 包括对 ECG, 参数为 ECG_R, ECG_Q, ECG_K=1, ECG_p

[0106] 对 ABP, 参数为 ABP_R, ABP_Q, ABP_K=1, ABP_p;

[0107] Step2: 判断当前时刻 i 是否为窗口起点, 若是, $HR(i)$ 等于预先定义的值; 若否, $HR(i) = HR(i-1)$;

[0108] Step3: 计算 $error(i) = HR1(i) - HR(i)$;

[0109] Step4: 判断 $SQI1$ 是否大于或等于 0.7, 若是, 更新卡尔曼参数, 若否, 将估计心率作为卡尔曼滤波后的心率, 即 $KaIman_HR1(i) = HR1(i)$;

[0110] Step5: 采用 $HR(i)$, $error(i)$ 和卡尔曼参数计算 $KaIman_HR1(i)$ 。

[0111] (2) HR2 卡尔曼滤波

[0112] 得到的 HR2 应由卡尔曼滤波处理, 以获得 $KaIman_HR2$ 。卡尔曼滤波方法与之前用于 ECG 信号处理的方法类似, 除特殊参数设置外, 详细说明如下: “ $SQI2 \leq 0.7$ ” 代替 “ $SQI \geq 0.7$ ”。

[0113] 步骤4: 对经过卡尔曼滤波处理的两个估计心率值进行加权融合以获得心率值。

[0114] 我们在 ECG 信号的长度内每 2 秒抽取 $KaIman_HR1$ 和 $SQI1$, 使用 2s 中较小的作为 2s 间

隔的 HR_{ECG} 和 SQI_{ECG} ,所获得的 HR_{ECG} 和 SQI_{ECG} 将用于融合工作;在ABP信号的长度内每2秒抽取 $KaIman_HR2$ 和 $SQI2$,使用2s中较小的作为2s间隔的 HR_{ABP} 和 SQI_{ABP} 。获得 HR_{ABP} 和 SQI_{ABP} 将用于融合工作。

[0115] 将获得的ECG和ABP的HR值进行融合,得到融合的HR。 HR_{FUSION} 定义为:

$$[0116] \quad HR_{FUSION} = \frac{SQI_{ECG}^2}{SQI_{ECG}^2 + SQI_{ABP}^2} HR_{ECG} + \frac{SQI_{ABP}^2}{SQI_{ECG}^2 + SQI_{ABP}^2} HR_{ABP} \quad (11)$$

[0117] 可选地,随后还包括对该方法的评估。可以采用估计HR和参考HR之间的HR误差的绝对值进行算法评估。参考HR是根据从5秒的时间窗口得到的QRS波的专家标注来计算的,并在每2秒的时间窗内更新。

[0118] 最后,本发明还分析了估计HR误差随信号质量降低的变化趋势,用于提供可信度的参考。

[0119] 实施例二

[0120] 本实施例的目的是提供一种计算装置。

[0121] 一种基于心电信号和脉搏信号融合的心率估计装置,包括存储器、处理器及存储在存储器上并可在处理器上运行的计算机程序,所述处理器执行所述程序时实现以下步骤,包括:

[0122] 分别基于心电信号和脉搏信号进行心率估计;

[0123] 分别对心电信号和脉搏信号进行信号质量评估,获取二者的信号质量指数;

[0124] 基于两个信号质量指数,分别对两个估计心率值进行卡尔曼滤波处理;

[0125] 对经过卡尔曼滤波处理的两个估计心率值进行加权融合。

[0126] 实施例三

[0127] 本实施例的目的是提供一种计算机可读存储介质。

[0128] 一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,该程序被处理器执行时执行以下步骤:

[0129] 分别基于心电信号和脉搏信号进行心率估计;

[0130] 分别对心电信号和脉搏信号进行信号质量评估,获取二者的信号质量指数;

[0131] 基于两个信号质量指数,分别对两个估计心率值进行卡尔曼滤波处理;

[0132] 对经过卡尔曼滤波处理的两个估计心率值进行加权融合。

[0133] 实施例四

[0134] 本实施例的目的是提供一种心率估计系统。

[0135] 一种心率估计系统,包括:

[0136] 心电信号获取装置,用于获取心电信号并发送至所述计算装置;

[0137] 脉搏信号获取装置,用于获取脉搏信号并发送至所述计算装置;

[0138] 计算装置,包括存储器、处理器及存储在存储器上并可在处理器上运行的计算机程序,所述处理器执行所述程序时实现以下步骤:

[0139] 分别基于心电信号和脉搏信号进行心率估计;

[0140] 分别对心电信号和脉搏信号进行信号质量评估,获取二者的信号质量指数;

[0141] 基于两个信号质量指数,分别对两个估计心率值进行卡尔曼滤波处理;

[0142] 对经过卡尔曼滤波处理的两个估计心率值进行加权融合。

[0143] 以上实施例二、三和四中涉及的各步骤与方法实施例一相对应,具体实施方式可参见实施例一的相关说明部分。术语“计算机可读存储介质”应该理解为包括一个或多个指令集的单个介质或多个介质;还应当被理解为包括任何介质,所述任何介质能够存储、编码或承载用于由处理器执行的指令集并使处理器执行本发明中的任一方法。

[0144] 实验结果

[0145] 本实验数据来自“PhysioNet/CinC Challenge 2014”,其中包括两个数据库:训练数据库(set-p)和扩展训练数据库(set-p2) (Silva et al.,2015;Moody et al.,2014)。数据库set-p包括100个具有高信号质量的记录,而set-p2包含100个记录,但信号质量相对较差。数据以250Hz或360Hz进行采样。每条记录包含四到八个信号。在大多数情况下,第一个是ECG信号,其他的是各种同时记录的可用于稳健心跳检测的生理信号。

[0146] 在本研究中,我们专注于ECG图和ABP信号的HR估计。然而,set-p2中有27条记录没有ABP信号。因此,这27条记录被排除在分析之外。数据配置文件如表1所示。

[0147] 表1.PhysioNet/CinC Challenge-2014数据库的数据配置文件

变量	训练数据集 1	训练数据集 2
	(set-p)	(set-p2)
[0148] # 使用的记录	100	73
# 心跳 (标注的QRS波)	72,415	78,618

[0149] 训练set-p数据库的结果

[0150] 图4显示了通过分别使用ECG和ABP或使用这两个信号的融合来估计针对set-p数据库的SQI值的HR误差。表2和图5显示了信号质量较高的set-p数据库的结果。对于6个不同的SQI间隔,ECG信号的HR估计绝对误差平均值分别为0.398,0.336,0.3345,1.217,2.208和7.628,当仅使用ABP信号时,分别为0.335,0.411,0.506,0.738,0.840和8.659时。使用ECG和ABP信号的融合可以提高HR估计精度,对于6个不同SQI间隔的相应值分别为 0.233,0.289,0.417,0.456,0.440和7.865。标准差值也显示出相似的现象。

[0151] 表2.不同SQI水平下的set-p数据库的HR估计误差的平均值和标准差值(单位: beat/ min)

SQI水平	ECG		ABP		FUSION	
	mean	SD	mean	SD	mean	SD
[0.9 1.0]	0.398	0.551	0.335	0.443	0.233	0.478
[0.8 0.9]	0.367	0.703	0.411	0.934	0.289	0.460
[0.7 0.8]	0.345	1.054	0.506	2.154	0.417	0.715
[0.6 0.7]	1.217	1.691	0.738	2.764	0.456	1.002
[0.5 0.6]	2.208	2.464	0.840	2.712	0.440	0.575
[0 0.5]	7.628	7.311	8.659	8.369	7.865	7.468

[0153] 3.2训练set-p2数据库的结果

[0154] 然后我们测试了具有相对较差信号质量的set-p2数据库的算法性能。图6显示了通过分别使用ECG和ABP以及使用这两个信号的融合来估计针对set-p2数据库的SQI值的HR误差。表3和图7显示了平均值和标准差值的定量结果。对于6个不同的SQI间隔,ECG信号的HR绝对误差平均值分别为0.317,0.503,0.375,2.450,5.66和17.61,仅使用ABP信号时,分别为0.406,0.775,1.134,1.770,2.263和19.99。使用ECG和ABP信号的融合提高了HR估计精度,对于6个不同的SQI间隔,相应值分别为0.191,0.391,0.688,1.35,0.921和13.32。标准差值也显示相似的现象。结果表明,当信号质量差时,我们的算法有可能降低误差。set-p2中的误差平均值和标准差值都大于set-p中的相应值。此外,set-p2的误差分布比图5中的set-p更加分散。这可以由set-p2中的数据具有差的信号质量的事实来解释。

[0155] 表3.不同SQI水平下的set-p2数据库的HR估计误差的平均值和标准差值(单位: beat /min)

SQI 水平	ECG		ABP		FUSION	
	mean	SD	mean	SD	mean	SD
[0.9 1.0]	0.317	0.780	0.406	1.218	0.191	0.366
[0.8 0.9]	0.503	1.693	0.775	3.411	0.391	1.076
[0.7 0.8]	0.375	2.351	1.134	4.508	0.688	1.365
[0.6 0.7]	2.450	6.529	1.770	5.411	1.135	2.463
[0.5 0.6]	5.646	12.48	2.263	7.015	0.921	2.429
[0 0.5]	17.61	15.91	19.99	19.76	13.32	15.46

[0157] 无论是单通道信号还是ECG和ABP融合后,HR误差的平均值和标准差在大多数情况下随信号质量下降而逐渐增加。此外,当SQI的值大于0.5时,融合后的HR估计值比单信道信号更可接受,因为融合后的HR绝对误差的平均值和标准差值在正常临床范围内。当SQI值小于或等于0.5时,融合后HR绝对误差的平均值和标准差值大于高质量信号,而在大多数情况下,这两个值与单通道信号相比仍然降低。set-p中,SQI间隔(0.7,0.8)和[0,0.5]融合后的HR绝对误差的平均值,SQI间隔(0.9,1.0)和[0,0.5]融合后的HR绝对误差的标准差值,以及set-p2中,SQI间隔(0.7,0.8)融合后的平均值略高于单通道信号的相应值,但是增加的数量依然在临床可接受的范围内,所以对HR估计的准确性影响较小。造成这些现象的原因可能是因为 SQI_{FUSION} 是 SQI_{ECG} 和 SQI_{ABP} 的平均值,低SQI的平均值和标准差值影响 SQI_{FUSION} 的值,今后应予以改善。

[0158] 本发明提出了一种通过融合ECG和ABP信号进行心跳估计的简单的基于SQI的两步法。共使用151,033次心跳来开发和测试所提出的算法。结果表明,该方法提高了鲁棒HR估计的准确性,特别是对于较差的信号质量的记录。

[0159] 本领域技术人员应该明白,上述本发明的各模块或各步骤可以用通用的计算机装置来实现,可选地,它们可以用计算装置可执行的程序代码来实现,从而,可以将它们存储在存储装置中由计算装置来执行,或者将它们分别制作成各个集成电路模块,或者将它们中的多个模块或步骤制作成单个集成电路模块来实现。本发明不限制于任何特定的硬件和软件的结合。

[0160] 上述虽然结合附图对本发明的具体实施方式进行了描述,但并非对本发明保护范

围的限制,所属领域技术人员应该明白,在本发明的技术方案的基础上,本领域技术人员不需要付出创造性劳动即可做出的各种修改或变形仍在本发明的保护范围以内。

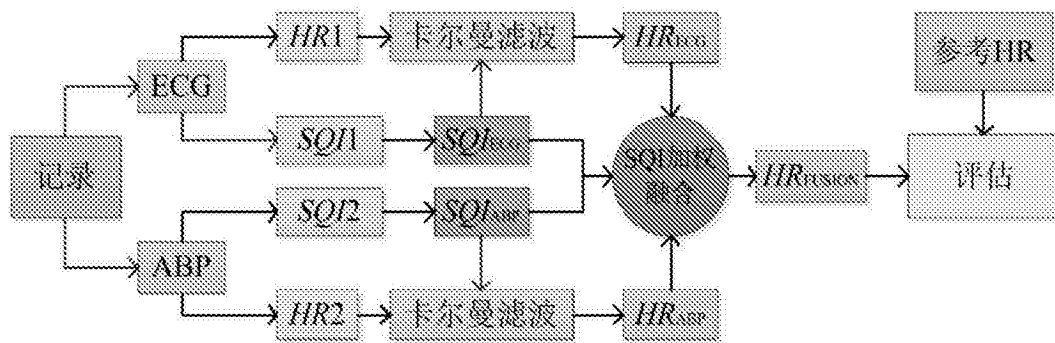


图1

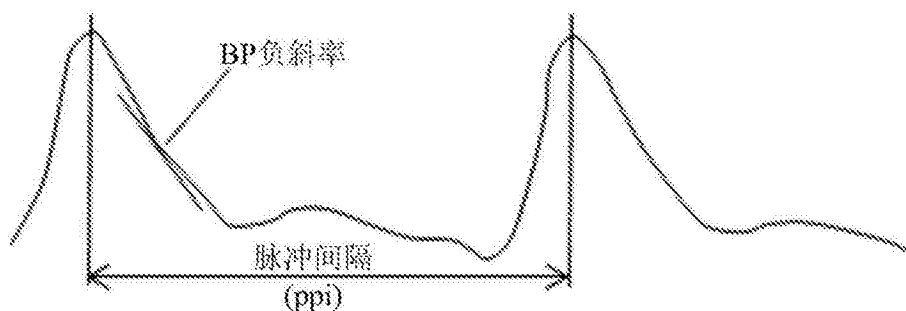


图2

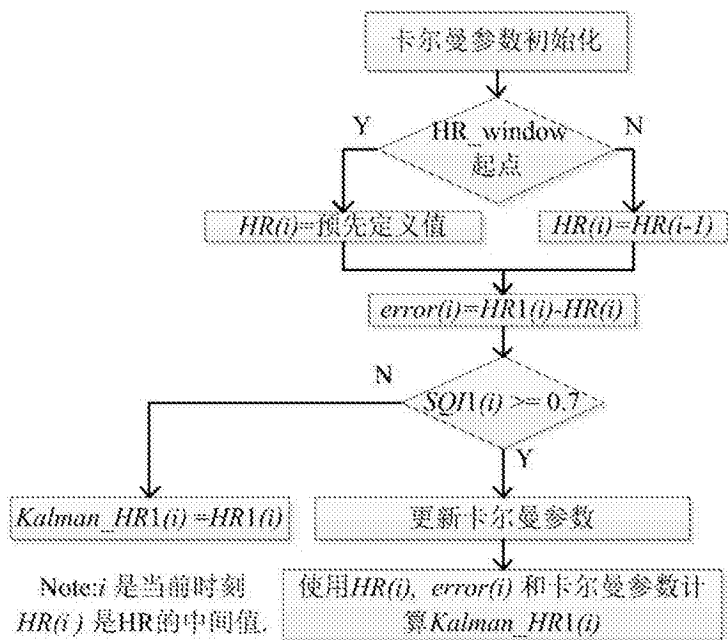


图3

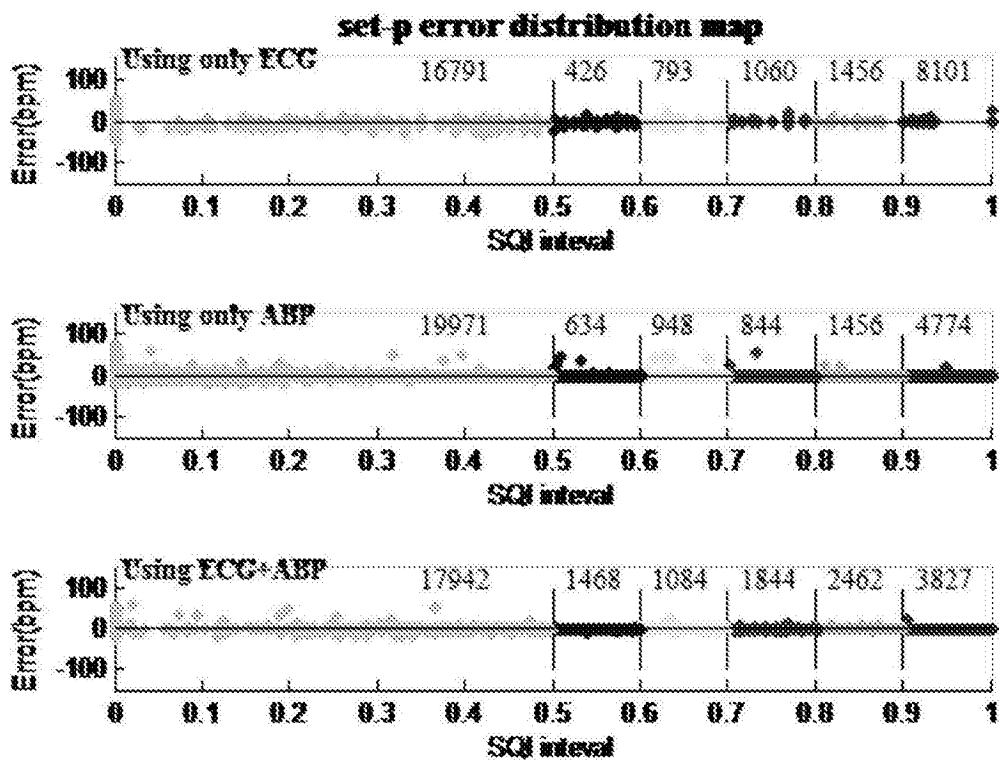


图4

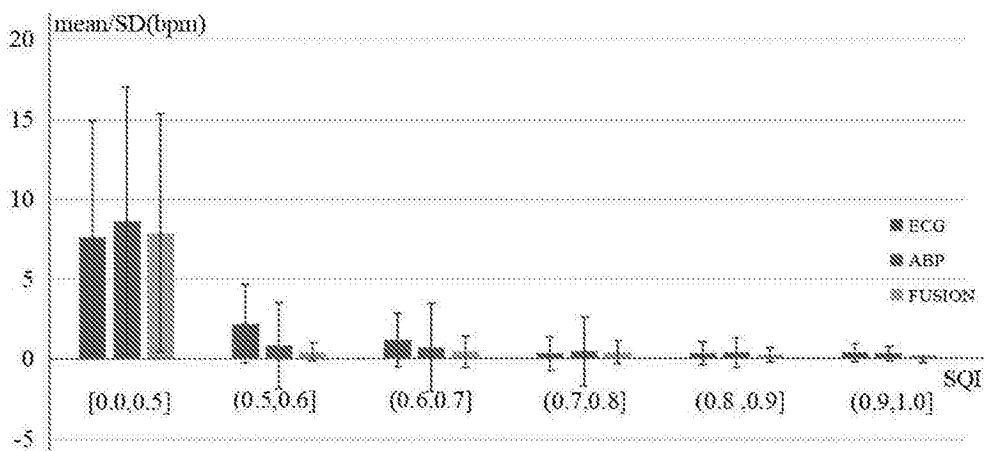


图5

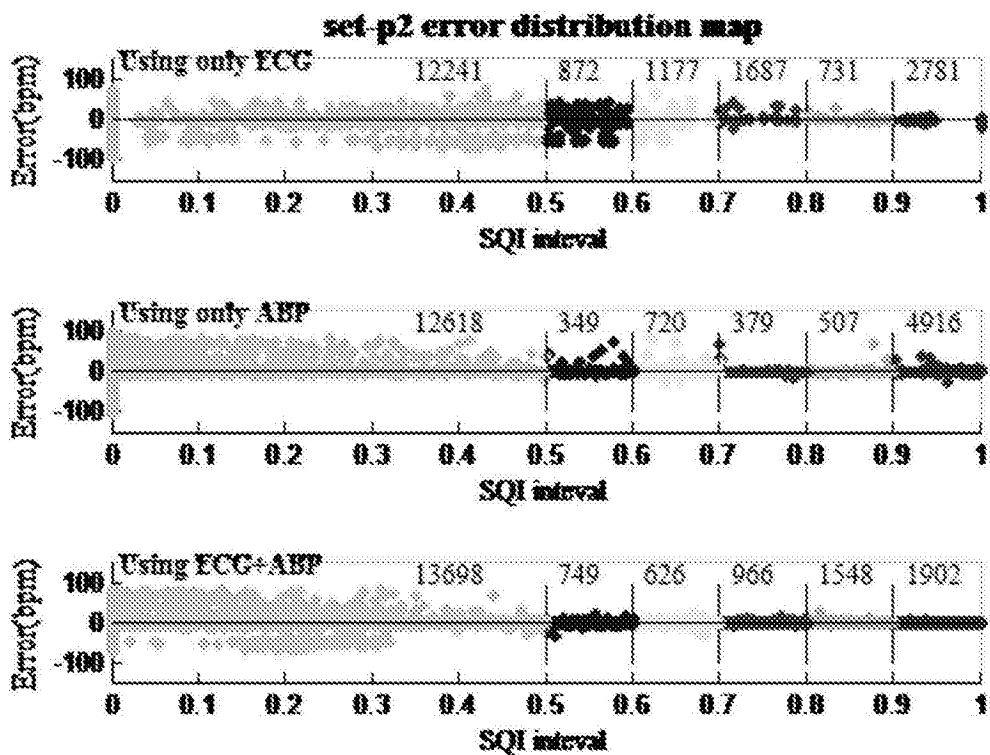


图6

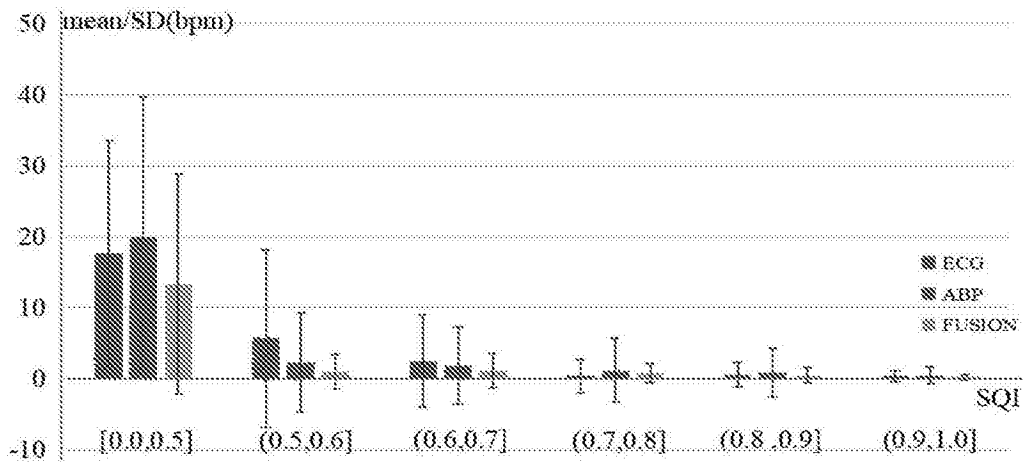


图7

专利名称(译)	基于心电和脉搏信号融合的心率估计方法、装置和系统		
公开(公告)号	CN107693000A	公开(公告)日	2018-02-16
申请号	CN2017110991972.5	申请日	2017-10-23
[标]申请(专利权)人(译)	山东大学		
申请(专利权)人(译)	山东大学		
当前申请(专利权)人(译)	山东大学		
[标]发明人	魏守水 刘玉琳 张帅 张亚涛		
发明人	魏守水 刘玉琳 张帅 张亚涛		
IPC分类号	A61B5/0245 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0245 A61B5/7203 A61B5/7235 A61B5/725		
代理人(译)	黄海丽		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于心电信号和脉搏信号融合的心率估计方法和装置，所述方法包括：分别基于心电信号和脉搏信号进行心率估计；分别对心电信号和脉搏信号进行信号质量评估，获取二者的信号质量指数；基于两个信号质量指数，分别对两个估计心率值进行卡尔曼滤波处理；对经过卡尔曼滤波处理的两个估计心率值进行加权融合。本发明的方法能有效提高心率估计的准确性，为临床护理提供参考。

