

doi:10.11918/j.issn.0367-6234.2015.05.017

多传感器融合的穿戴式心率监测系统

徐礼胜^{1,2}, 靳雁冰¹, 王琦文¹, 李锡勇¹, 印 重³

(1.东北大学 中荷生物医学与信息工程学院, 110819 沈阳; 2. 医学影像计算教育部重点实验室(东北大学), 110004 沈阳; 3.沈阳药科大学 医疗器械学院, 110016 沈阳)

摘 要:为提高日常行为下心率监测准确率,用多传感器融合的方法分别融合与生物电生理和生物机械力密切相关的心电、脉搏波信号,实现基于 Android 平台的高可靠、穿戴式心率监测系统.使用本系统和 ST-1212 心电工作站进行了 18 例日常行为下不同动作不同强度的同步采集和分析实验.通过分析信号时域特征得到反映信号质量高低的信号质量指数,根据质量指数自适应调节卡尔曼滤波器对两路信号获得的心率做最优估计,最后通过卡尔曼滤波残差调节权重得到融合心率.结果表明,融合心率相比单从心电或者脉搏波信号所得心率准确度提高 46% 以上.该系统通过多传感器融合的方式能有效降低干扰对心率估计的影响,可相对长时间地进行心率低负荷连续监测.

关键词:心率;多传感器融合;Android 平台;穿戴式;信号质量指数;卡尔曼滤波器

中图分类号: R318.6 **文献标志码:** A **文章编号:** 0367-6234(2015)05-0097-07

Multi-sensor fusion for wearable heart rate monitoring system

XU Lisheng^{1, 2}, JIN Yanbing¹, WANG Qiwen¹, LI Xiyong¹, YIN Zhong³

(1. School of Sino-Dutch Biomedical and Information Engineering, Northeastern University, 110819 Shenyang, China;
2. Key Laboratory of Medical Image Computing of Ministry of Education(Northeastern University), 110004 Shenyang, China;
3. School of Medical Devices, Shenyang Pharmaceutical University, 110016 Shenyang, China)

Abstract: To improve the accuracy of heart rate (HR) in daily behaviors, multi-sensor fusion method was used in this paper to fuse ECG and pulse wave (PW) which is closely related to biological electrophysiology and biomechanics, respectively. And a wearable heart rate monitoring system with high reliability based on Android platform was achieved. The proposed system and ST-1212 ECG workstation were used for 18 cases simultaneous experiment of different motion intensity in daily behaviors. Signal quality indices (SQI) that reflect the level of signal quality were calculated by analyzing the signal characteristics in time domain, and then Kalman-Filter (KF) was adaptively regulated to make the optimal estimation of the HR derived from the dual-channel signal according to SQI, and finally KF residuals were used to adjust the weights to get the fused HR. The results indicate that the fused HR can improve the accuracy more than 46% than those derived from ECG or PW directly. The system can effectively reduce the artifact on HR estimation by using multi-sensor fusion method, thus it can be used for continuous monitoring of HR with low physiological and mental burden for a relatively long time.

Keywords: heart rate; multi-sensor fusion; Android platform; wearable; signal quality indices; Kalman filter

据国家心血管病中心和世界卫生组织统计,心血管疾病已成为我国乃至全球范围内的“头号

杀手”^[1-2].研究表明静息心率过快是心血管疾病的危险因素^[3],心率对运动评估亦非常重要^[4].

收稿日期: 2014-03-07.
基金项目: 国家自然科学基金(61374015,61202258);教育部博士点基金(20110042120037);中央高校基本科研业务费(N1102190017).
作者简介: 徐礼胜(1975—),男,教授,博士生导师.
通信作者: 徐礼胜, xuls@bmie.neu.edu.cn.

在日常行为下采集心电信号易受人体活动和外界的干扰,较难不间断准确获取心率信息.心率监测设备常因噪声、伪迹等干扰导致估值错误而误报警,给使用者带来极大困扰^[5].一些算法如机器学习^[6]、多参数分析^[7]、信号质量评估^[8]和卡

尔曼滤波^[9]等被用来改善心率估计。机器学习能有效辨别出信号中的伪迹和干扰,但需要大量数据对模型进行训练。多参数分析综合监护仪的动脉血压等波形降低误报警,但采集设备复杂不适合穿戴监测。有研究者将信号质量评估用于心电远程监护,但用户难以实时得到健康提醒;也有研究者将卡尔曼滤波应用到降低重症监护室的误报警率,对多导联心电数据进行最优融合估计。可见,要在日常行为下提供可靠的心率监测,不仅要方便获取具有心率信息的多路生理信号,而且要综合多种算法并降低其复杂度。

心率可以通过心电、动脉血压、脉搏波等信号进行分析并提取,而心电、脉搏波信号分别同生物电生理和生物机械力密切相关,分别容易受电信号和机械力或振动等干扰的影响,且通常外来的电信号或机械力干扰较少能同时出现^[10],因此本文试图通过融合这两路信号来提升日常行为下心率监测的准确率。

由于目前尚无能够长时间、实时简便采集日常行为下人体心电、脉搏波信号的设备,为此,本文将智能手机与健康监护相结合,首先提出了一个能相对长时间进行生理信号采集的方案。在此基础上,通过心电、脉搏波信号的时域特征分析对它们的质量进行评估,根据评估指数动态调节卡尔曼滤波器对两路心率进行最优估计,最后通过卡尔曼滤波残差自适应调整两传感器的权重系数对心率进行融合,从而精确、可靠地估计出被测试者的心率。结果表明通过多传感器融合的方式能有效降低干扰对心率估计的影响,可以进行日常行为下相对长时间、低负荷的连续监测。

1 信号采集

随时随地进行长时间、低负荷的生理信号采集目前还没有比较成熟的方案,为了较方便地获取心电、脉搏波信号,为了更低成本且便捷地提供心率监测,本文将移动终端与信号采集分析相结合,提出了一种功耗相对较低且可穿戴的生理信号采集方案,结构如图 1 所示。

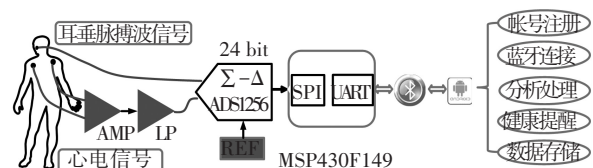


图 1 方案结构

从图 1 可以看出,本文摒弃了惯用的多级放

大滤波、电平抬升后采样的信号调理电路,改用高分辨率 $\Delta-\Sigma$ 型 ADC 对信号进行过采样。通过超低功耗单片机 MSP430F149 的 SPI 接口读取 ADS1256 的采样数据,再由串口通过蓝牙实时发送到手机端。即手机是获取生理数据并实现算法以进行心率监测的平台,本文选用当前最主流的 Android 系统手机。此外,由于目前支持低功耗蓝牙 4.0 的移动终端较少且蓝牙 4.0 难以实时传输大量数据,本方案最终选择基于蓝牙 2.0 的 HC-06 蓝牙模块作为与手机的通信工具,该模块在通信中功耗为 10 mA 左右。

过采样是以实际采样频率 f_s 的 K 倍进行采样,再对采样结果每 K 点进行平均,使等效转换速率仍还原为 f_s 的一种方法^[11]。它不需要高倍的生物电放大器,由于放大倍数较低,不需要考虑极化电压放大后饱和,省掉了滤波、隔直等环节,使得调理电路得到极大简化,噪声抑制功能也大大增强,降低了体积和功耗^[12]。

对于心电信号,本文首先通过单电源、轨到轨仪表放大器 AD623 放大 20 倍,信号输出后接二阶抗混叠滤波器,防止采集信号发生混叠。二阶低通滤波器采用微功耗、双运放 OPA2336 的一个运放搭建,另一运放作为低功耗电压基准 REF3312 的缓冲器接到 AD623 和 ADS1256 的参考电压端。

对于脉搏波信号,由于在指端或桡动脉处使用压力/光电传感器采集不仅会对使用者带来很多不适,且极易因运动对信号质量造成影响。为了佩戴方便并提高可靠性,选择了基于光电容积法的 PulseSensor 传感器采集耳垂处脉搏波,在 3.3 V 供电时功耗为 1~2 mA。该传感器由光源和光电变换器组成,当光束透过人体外周血管,动脉搏动充盈容积变化会导致透光率发生改变,此时光电变换器将经人体组织反射的光线转变为电信号并将其放大、输出。由于脉搏是随心脏的搏动而周期性变化的信号,动脉血管容积也周期性变化,因此光电变换器的电信号变化周期就是心率。

本文一方面采用单电源、低功耗芯片设计,尽可能的降低了功耗与体积,实验室条件下为 4.2 cm×4.3 cm,实测功耗为 26 mA。另一方面,在佩戴方式上选择在人体胸骨左缘和胸骨右缘靠近锁骨处采集心电信号,通过特制的耳夹在耳垂处采集脉搏波信号。

2 心电与脉搏波融合的心率估计

心电与脉搏波融合的心率估计算法框图如图

2 所示,选择特征点检测匹配度、信号短时能量和信号波动程度 3 个评价要素对心电、脉搏波信号分别进行质量综合评估,根据质量指数 SQI 动态调节卡尔曼滤波器对 HR_{ECG} 和 HR_{Pulse} 进行最优估计,最后通过卡尔曼滤波残差调整传感器权重系数对 HR_{ECG} 和 HR_{Pulse} 进行数据融合,得到融合心率 HR_{Fusion} 。

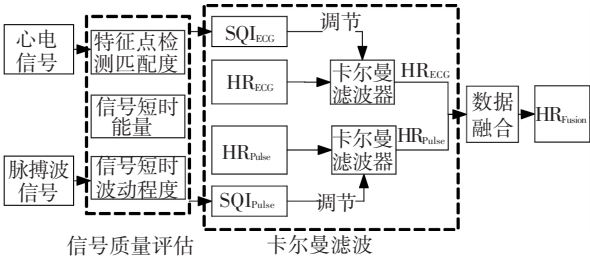


图 2 心电与脉搏波信号进行心率融合估计算法

信号质量评估指通过对信号噪声和干扰的分析来评价信号质量的高低^[13]。卡尔曼滤波算法简单,常用于对心率、呼吸率等信号最优估计^[14]。

2.1 信号质量评估

文献[15]通过比较特征波群的面积,以累积直方图的形式进行质量评估,但单个指标难以对信号质量全面评价。文献[16]通过分析信号的功率谱密度比值、峰度等多指标得出综合质量指数,但频域指标计算复杂且峰度分析对于日常动态心电评价效果欠佳。为了降低算法复杂度,本文选择时域分析,从特征点检测匹配度、信号短时能量、信号短时波动程度 3 个因素全面评价信号质量。

2.1.1 特征点匹配度检测

特征点匹配度检测基于不同特征点检测算法对不同类型干扰的敏感性不同^[17],干扰较小时标记基本相同,较大时会得到不同的标记。系统采集的心电和脉搏波信号波形如图 3 所示,通过比较不同算法对 R/P 波检测结果的不同来评价信号质量。

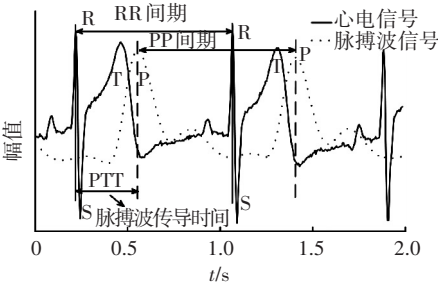


图 3 心电与脉搏波信号波形及其特征

考虑到手机处理能力和系统的实时性需求,算法需要兼顾准确性和复杂性。本文首先将原始信号减去其均值再除以该段信号的最大值进行归一化,之后采用基于滤波与阈值的 DT 算法和基于移动窗口自适应阈值检测的 MT 算法进行特征

点检测,且参数设置均满足心率在 45~130 bpm 范围内时可较准确的识别。DT 算法包含了数字滤波,抗干扰能力强于 MT 算法,准确率较高。而 MT 算法简单、快速,在干扰较小时有很高的准确率,但对噪声比较敏感。

1) DT 算法。DT 算法的实现基于文献[18-19]提出的心电信号分析算法。

首先对信号进行预处理,具体包括:8~16 Hz 带通滤波抑制噪声和基线漂移;微分后求平方,获取斜率信息并增强 QRS 波;再对 100 ms 移动窗口内 ECG 数据进行积分获得 R 波斜度值。然后提取检测到的波峰位置和最大斜率值信息,根据 QRS 波检测规则^[19],去除 T 波干扰,将波峰辨别为 R 波峰值或噪声峰值,并以此更新检测阈值。

对脉搏波信号观察可知,其 P 波与心电信号 R 波具有相似的特征,在信号中均是斜率变化最激烈的地方,经测试,本算法将积分窗口设为 150 ms 时同样适用于 P 波的识别。

2) MT 算法。MT 算法根据移动窗口内信号幅值的变化来自适应调整阈值。设定移动窗口宽为 360 ms,移动步距为 180 ms,寻找窗口内信号的最大最小值,经实验本文选择二者差值的 0.64 倍作为阈值。若窗口内最大值与某点的差值小于此阈值并且该点是窗口内幅值最大的点,则定位为波峰点。

实验发现,在胸骨位置获取的心电信号 T 波较大,如图 3 所示,极易对 R 波定位造成干扰,因此,对于心电信号,本文先将归一化的信号翻转倒置,再用 DT、MT 算法定位 S 波,然后对归一化的信号以每个 S 波为基准寻找其前 0.1 s 窗口内的最大值,定位为 R 波,取得了较好的效果。

3) 心率计算。本文将一段时间内的心率计算定义为

$$HR = 60 / (\Delta T / (n - 1)).$$

式中: ΔT 为宽 6 s 时间窗 w 内第 1 个和最后一个 R/P 波发生时刻的间隔; n 为窗内 R/P 波个数。

4) 基于 R/P 波匹配度检测的信号质量指数。

用 DT、MT 算法对信号进行特征点检测,定义基于 R/P 波匹配度检测的信号质量指数 ($mSQI$) 为 $mSQI(k) = N_{match}(k, w) / (N_{both}(k, w) - N_{match}(k, w))$ 。式中: k 为当前 R/P 波; w 为宽 6 s 的滑动分析窗。本文定义当两种算法对同一 R/P 波位置标记在 $1/f_s$ 之内时认为是同一 R/P 波,两种算法在 w 内检测出的 R/P 波匹配数目为 N_{match} ,各自检测出的 R/P 波数目为 N_{DT} 和 N_{MT} , $N_{both} = N_{DT} + N_{MT}$ 。易知 $0 \leq mSQI \leq 1$, $mSQI$ 越接近于 1 时表示信号质量

越高.

2.1.2 短时能量分析

短时能量常用于语音检测^[20], 本文将其用于对信号干扰段的检测. 一段时域信号 $x(l)$ 加窗分帧后得到的第 n 帧信号为 $x_n(m)$, 则 $x_n(m)$ 满足

$$x_n(m) = w(m)x(n+m), 0 \leq m \leq N-1$$

且

$$w(m) = \begin{cases} 1, & m = 0 \sim (N-1); \\ 0, & m = \text{其他}. \end{cases}$$

式中: $N = 0, T, 2T, \dots$, 且 N 为帧长; T 为帧移长度. 令 $x_n(m)$ 的短时能量谱为 E_n , 则

$$E_n = \sum_{m=0}^{N-1} x_n^2(m).$$

研究发现每秒内信号能量对干扰尤其基线的变化较敏感, 因此本文用其对 DT 算法中高通滤波之后的信号进行分析以判别信号是否受干扰, 而非给出具体的质量参数, 且本文参数阈值均为综合 20 例带有不同类别干扰的数据分析的结果.

使用短时能量对信号质量进行评估时, 首先对窗 w 内的信号进行加窗分帧, 设定帧长和帧移均为 1 s, 即每秒对应一个能量值, 记为 $E_i (i = 1, 2, \dots, 6)$. 本文将 E_i 归一化后, 记 $E_i > 0.5$ 的个数为 k , 定义基于短时能量的信号质量指数 $eSQI$ 为

$$eSQI = \begin{cases} 1, & \text{if } k < 4; \\ 0, & \text{if } k \geq 5. \end{cases}$$

当 $eSQI$ 为 1 时, 表示该段信号质量较高.

2.1.3 信号短时波动程度

信号短时波动程度定义为该段信号的方差^[21], 即一段数据中各点幅值与平均幅值之差的平方的和的平均数, 而短时能量是信号幅值平方的和, 因此相比短时能量, 它在非干扰段的变化更小.

用其进行质量评估时, 是在短时能量分析的基础上计算信号的方差 $D_i (i = 1, 2, \dots, 6)$. 同样, 先对 D_i 归一化, 记 $D_i > 0.1$ 的个数为 l , 定义基于短时波动程度的信号质量指数 $vSQI$ 为

$$vSQI = \begin{cases} 1, & \text{if } l < 4; \\ 0, & \text{if } l \geq 5. \end{cases}$$

当 $vSQI$ 为 1 时, 表示信号无干扰或受干扰较小.

2.1.4 信号综合质量指数 SQI

短时能量分析和短时波动程度是为了更准确的检测出信号受干扰段, 综合 $mSQI$ 、 $eSQI$ 和 $vSQI$, SQI 定义为

$$SQI = \begin{cases} 1, & eSQI = 1 \text{ and } vSQI = 1; \\ mSQI \cdot \beta, & eSQI = 0 \text{ and } vSQI = 0; \\ mSQI, & \text{其他}. \end{cases} \quad (1)$$

本文取 $\beta = 0.8$, 即当 $eSQI$ 和 $vSQI$ 均为 1 时,

信号完全被信任; $eSQI$ 、 $vSQI$ 均为 0 时, 选择降低信号受信任度, 其他情况下则保持信号受信任度.

由于窗宽过大时过渡区较长, 结合日常监测实际情况本文设置窗宽为 6 s, 且 Android 手机程序中窗口移动间隔为 6 s, 即手机每 6 s 处理一次数据. 但这里为了更好的反应信号质量评估的效果, 计算 $mSQI$ 时选择了窗口移动间隔为 1 s, 根据每分钟所得的 $eSQI$ 和 $vSQI$, 由式(1)得出 SQI . 对一段心电和脉搏波信号质量评估的结果如图 4 所示, 可以看出, 在干扰段, 对应的 SQI 较低, 即 SQI 可以较好地反应出信号的质量.

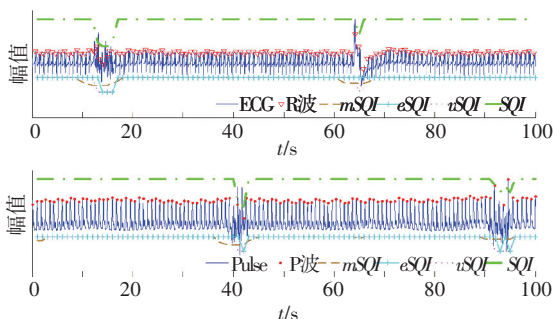


图 4 心电与脉搏波信号质量评估结果

2.2 卡尔曼滤波器理论

卡尔曼滤波的基本思想是利用前一时时刻估计值和最近观测值对信号的当前值进行估计. 卡尔曼滤波器模型假设系统在 t 时刻的状态可由前一状态 ($t-1$ 时刻) 转换而来^[22]

$$x_t = F_t x_{t-1} + B_t u_t + w_t.$$

式中: x_t 为 t 时刻系统状态; u_t 为 t 时刻对系统的控制量; F_t 和 B_t 是系统状态变换矩阵; w_t 为过程噪声, 服从均值为 0 的正态分布, 协方差为 Q_t .

根据模型, 系统的测量值可表示为

$$z_t = H_t x_t + v_t.$$

式中: z_t 为 t 时刻测量值; H_t 为将状态变量转换到测量域的变换矩阵; v_t 为测量噪声, 与 w_t 一样是均值为 0 的高斯白噪声, 协方差为 R_t .

卡尔曼滤波算法包含 3 个阶段: 预测、测量和更新. 预测阶段可表示为

$$\hat{x}_{t|t-1} = F_t \hat{x}_{t-1|t-1} + B_t u_t, \quad (2)$$

$$P_{t|t-1} = F_t P_{t-1|t-1} F_t^T + Q_t. \quad (3)$$

式中: $\hat{x}_{t|t-1}$ 为利用 $t-1$ 时刻进行预测的结果, 即 t 时刻的先验估计; $\hat{x}_{t-1|t-1}$ 为 $t-1$ 时刻最优估计值, 即 $t-1$ 时刻的后验估计; $P_{t|t-1}$ 、 $P_{t-1|t-1}$ 分别为 $\hat{x}_{t|t-1}$ 和 $\hat{x}_{t-1|t-1}$ 误差的协方差; Q_t 为系统过程噪声的协方差.

结合预测值 $\hat{x}_{t|t-1}$ 和现状态测量值 z_t 可得现状态最优化估计值 $\hat{x}_{t|t}$. 测量方程可表示为

$$\hat{x}_{t|t} = \hat{x}_{t|t-1} + K_t(z_t - H_t \hat{x}_{t|t-1}), \quad (4)$$

其中

$$K_t = P_{t|t-1} H_t^T (H_t P_{t|t-1} H_t^T + R_t)^{-1}. \quad (5)$$

式中: $z_t - H_t \hat{x}_{t|t-1}$ 为残差; K_t 为残差的增益系数. 残差反应了测量值和预测值之间的不一致程度. R_t 为滤波器的更新系数, 用来调整滤波的强度.

为了使滤波器迭代运行下去, 需要更新 t 状态下 $\hat{x}_{t|t}$ 的协方差为

$$P_{t|t} = P_{t|t-1} - K_t H_t P_{t|t-1}. \quad (6)$$

通过式 (6), 当系统进入 $t + 1$ 状态, 用 $P_{t|t}$ 更新式 (3) 中的 $P_{t-1|t-1}$, 使算法自回归的运行下去.

2.3 基于 SQI 调节的卡尔曼滤波器进行心率估计

以心电信号为例, 设心率在 t 时刻的状态为 x_t , 测量值为 z_t , 当心电信号在 t 时刻受到人体活动或外界干扰时, 会引起 SQI_{ECG} 发生变化. 体现在卡尔曼滤波器中, 是测量噪声协方差 R_t 的变化, 因此可通过 SQI_{ECG} 调节心电信号的 R_t . 当 SQI_{ECG} 较低时, z_t 的置信度应降低, 由式 (4)、(5) 知, K_t 应减小, 即 R_t 应增大, 可以通过以下来实现

$$R_t = R_0 \cdot \exp(SQI_{\text{ECG}}^{-1} - 1). \quad (7)$$

可以看出, R_t 会随着信号质量的增高而减小, 由式 (5) 知 R_t 的减小会引起残差增益系数 K_t 的增大, 根据式 (4), 此时算法较多的由测量值 z_t 估计心率值. 反之, 当 SQI_{ECG} 低时会引起 R_t 相对较大, K_t 减小. 根据式 (4), 此时算法较多的由先验估计 $\hat{x}_{t|t-1}$ 调整心率值, 从而避免了干扰的影响.

心率一般不会突变, 故 $F_t = 1$, 同时忽略控制量 u_t . 由于只估计一个状态变量, 系数矩阵变为一维常数, 令 $Q_t = 0.4$, $H_t = 1$, $P_0 = 2$, $x_1 = z_1$. 取 $R_0 = 1$, 该系数根据式 (7) 随着 SQI 自适应改变. 滤波器初始值设定后, 由式 (2) ~ (6) 可开始迭代运算.

因为测量中可能出现心电和脉搏波信号质量均差的情况, 这里通过对多组信号的实际观察, 结合估计效果设定 SQI 阈值为 0.3, 当 SQI_{ECG} 和 SQI_{Pulse} 均小于阈值时, 滤波器更新停止, 并给出质量指数, 提示信号质量差的原因和采取措施的建议, 避免两路信号质量均低时错误报警给用户带来困扰, 也防止了长时间监测不到有效生理数据的情况.

2.4 心率融合估计

n 通道信息融合的公式可描述为^[23]

$$X = \sum_{p=1}^n \alpha_p X_p,$$

其中 α_p 为权重系数

$$\alpha_p = 1 / \left(\eta_p^2 \sum_{i=1}^n 1 / \eta_i^2 \right).$$

心电、脉搏波信号获得的心率经过 SQI 调节的卡尔曼滤波器估计后为 HR_1 和 HR_2 , 残差记为 r_1 和

r_2 . 式 (5) 中取 $n = 2$, 则融合心率 HR 可表示为

$$HR = \frac{\eta_2^2}{\eta_1^2 + \eta_2^2} HR_1 + \frac{\eta_1^2}{\eta_1^2 + \eta_2^2} HR_2.$$

其中 $\eta_1^2 = r_1^2$, $\eta_2^2 = r_2^2$, 即通过卡尔曼滤波器的残差来自适应的调整传感器的权重系数.

当心电信号受到干扰时, HR_1 估值受影响, 此时 SQI_{ECG} 较低, 心率的突变会产生一个较大的残差 r_1 , 使得 η_1^2 变大. 如果此时脉搏波信号平稳, 即 η_2^2 较小, 则 HR 更多依赖 HR_2 而非 HR_1 , 从而降低一路信号受干扰时对心率估计的影响.

对图 4 中信号进行数据融合, 得到结果如图 5 所示, 其中 HR_{ECG} 和 HR_{Pulse} 为采用 DT 算法直接检测所得心率, $HR_{\text{Reference}}$ 为深圳理邦精密仪器股份有限公司可医用的 ST-1212 心电工作站同步测得的心率. 可以看出, 融合心率 HR_{Fusion} 变化较平稳, 与 $HR_{\text{Reference}}$ 几乎一致. 此外, 在心电信号 62 ~ 68 s 内心率无明显异常波动, 是因为该段干扰主要由基线漂移导致, 这也表明了本文特征点检测算法的可靠性. 当某一路信号受到干扰时, 融合心率将与质量较高的信号估计的心率基本一致, 从而保证了信号受干扰时, 系统仍能提供可靠的心率估计, 避免了因干扰造成估值错误而误报警.

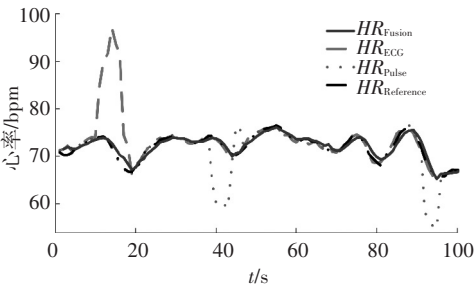


图 5 心电与脉搏波信号测得心率与融合心率对比

3 测试结果与分析

3.1 算法数据库验证

MGH/MF (massachusetts general hospital/ marquette foundation) 波形数据库全面收集了患者的 ECG (三导联心电)、ART (动脉压) 和肺动脉压等在内的多种生理信号, 本文从中抽取了一段心电导联 II 和 ART 信号在不同阶段受到干扰而心电导联 V 信号质量仍相对较高的片段, 如图 6 所示.

选择对导联 II 和 ART 信号进行融合并以导联 V 作为参考标准, 得到的心率变化如图 7 所示.

从图 7 可以看出, 融合后心率虽仍有小幅波动, 但避免了因干扰导致的较大异常波动, 与参考心率变化趋势相符, 初步表明了本文方法的有效性.

3.2 系统准确性及抗干扰性分析

受测者使用本系统和 ST-1212 工作站进行日行行为下同步采集实验,后者能提供标准 12 导联的数据.以信噪比最高的导联数据作为标准心电图信号,采用 DT 算法得到的估计心率 $HR_{Reference}$ 作为参照,分别计算本系统心率估计的误差,依次记为 ΔEHR 、 ΔPHR 和 ΔFHR .本文定义心率估计误差指心率估计值与 $HR_{Reference}$ 差值的均值 $\bar{\mu}$ 和均方

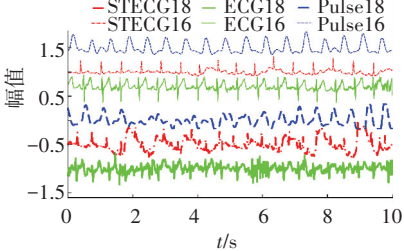
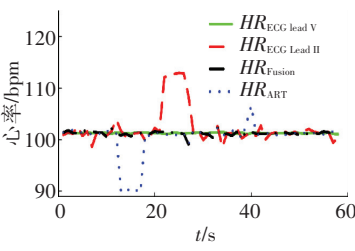
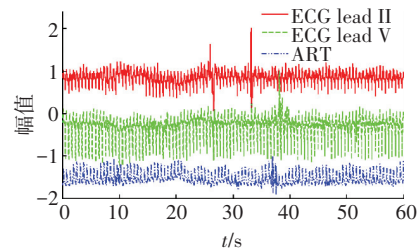


图 6 MGH/MF 波形数据库生理信号 图 7 MGH/MF 波形数据库心率与融合心率变化对比 图 8 不同运动强度下信号质量对比

表 2 日常行为测试数据融合前后心率估计误差 ($\bar{\mu} \pm s$)

实验编号	动作类别	运动强度/($\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$)	$\Delta EHR/\text{bpm}$	$\Delta PHR/\text{bpm}$	$\Delta FHR/\text{bpm}$
1	静坐	—	0.032 2±0.161 1	0.000 8±0.058 6	-0.012 0±0.056 5
2	静躺	—	0.031 0±0.136 2	0.006 5±0.082 3	0.014 6±0.073 2
3	行走	55.0/60	0.144 8±0.507 6	-0.010 6±0.145 5	-0.078 3±0.500 1
4	行走	59.5/60	0.244 5±0.436 9	0.200 6±0.460 0	-0.206 9±0.356 5
5	行走	68.0/60	0.569 9±0.626 7	0.555 0±0.465 4	0.199 9±0.267 4
6	行走	75.0/60	-1.273 1±0.387 7	-0.274 5±0.742 8	-0.465 4±0.655 7
7	行走	85.0/60	1.319 1±3.845 8	0.257 0±1.989 1	-0.305 0±1.467 1
8	跑步	102.0/60	-13.527 3±102.384 1	-25.052 3±342.712 8	-16.542 6±202.691 4
9	下楼	57.0/60	0.113 2±0.903 4	0.098 1±0.551 3	0.025 6±0.289 8
10	下楼	60.0/60	-0.308 5±1.909 2	0.182 2±2.431 2	-0.086 6±1.894 1
11	下楼	65.0/60	0.801 5±5.256 5	-0.432 7±14.071 3	-0.583 5±5.478 6
12	下楼	80.0/46	1.060 3±7.168 7	-1.670 3±18.219 5	-0.785 6±5.466 7
13	下楼	80.0/30	-9.013 3±129.656 0	-29.154 8±1.053	-14.914 4±314.291 5
14	上楼	56.0/60	0.757 4±5.028 7	0.632 0±3.089 8	0.245 0±2.341 9
15	上楼	66.0/60	1.952 7±6.171 9	-1.176 1±6.552 5	-0.148 1±3.300 8
16	上楼	80.0/60	1.854 1±7.270 0	-4.441 3±30.407 6	0.639 1±1.878 2
17	上楼	80.0/50	3.601 5±10.952 8	-5.915 5±36.768 7	-2.839 8±12.727 7
18	上楼	80.0/25	-10.476 4±437.829 8	-39.923 8±2.105	-21.724 1±755.861 2

注: ①试验编号 8、13 和 18,本系统与 ST-1212 工作站均已无法连续提供可用于分析的信号;②此外,对于上下楼,运动强度单位是阶梯/s.

从表 2 可知,在静止状态从心电、脉搏波信号均能得到可靠的心率估计,融合心率误差也极低.

在行走状态,随着步幅的加快,脉搏波信号比心电信号可靠度高,这是由于行走时电极接触部位阻抗变化导致心电信号产生运动伪迹,但对耳垂处脉搏传感器影响不大.当步幅达到 1.42 m/s (编号 7) 时两路信号可靠度均开始降低,但 ΔFHR 仍基本保持稳定,表明在正常步幅内系统能提供可靠的心率估计.

在下楼状态下,每阶梯高度为 25 cm,当下楼速度在 1 阶梯/s 之内时,脉搏波比心电信号可靠度高,超过该速度后脉搏波可靠度比心电信号下降快,这是因为下楼速度较快时,脚与楼梯接触瞬间身体振动幅度急增,传感器由于振动使得采集的脉搏波主峰与次峰峰值相近,干扰了 P 波的检测.但在 1.74 阶梯/s (编号 12) 范围内时即使 ΔPHR 较高, ΔFHR 仍相对较低,表明融合算法具

有根误差 s ,以 $\bar{\mu} \pm s$ 表示.表 2 总结了 18 例日常行为下不同动作不同强度的同步测试分析结果,其中编号 8、13 和 18 由于运动幅度过大使得本系统与 ST-1212 工作站均不能连续提供可供分析的信号,所以本文不用于准确性和抗干扰性分析,而是作为系统使用条件的限定.以编号 18 为例,与编号 16 信号质量的对比如图 8 所示,其中 STECG18 是指编号 18 的工作站心电信号.

有较强的抗干扰性.上楼与下楼状态类似,但较吃力.当速度超过 1 阶梯/s 时,身体发力较大使得振动幅度更大,电极运动噪声导致心电信号可信度降低,脉搏波信号质量相比此速度的下楼状态也更低,是由于它在受到振动干扰之外,还因血管充血过多导致信号发生饱和现象(如图 8).但在 1.33 阶梯/s (编号 16) 范围内时融合算法仍能保持 ΔFHR 较低.

对除静止状态后的 13 组数据分析得心电、脉搏波及融合后心率的平均误差依次为 0.95 ± 3.88 、 1.22 ± 8.91 和 0.51 ± 2.82 bpm.从均值可知,融合心率相比心电、脉搏波心率误差可分别降低 46% 和 58%.因此,系统在静止状态和正常的运动幅度之内使用时,融合心率相比单独从心电信号或脉搏波信号获得的心率误差更低,均方根误差更小,表明多传感器融合的心率估计算法抗干扰性较强,使得系统在受到干扰时仍能较精确的估计心率.

4 结 论

1)实验表明系统在静止状态和正常运动幅度之内,能有效避免干扰的影响,心率估值较准确.与 Holter 系统相比,本系统可以实时分析并进行健康提醒,能相对低负荷地连续监测人体心率.

2)系统设计尽可能做到了可穿戴,仍可以采用织物电极等方式去除导联线的束缚.总体而言,系统完成了基于移动终端进行生理信号分析的构架.

参考文献

- [1] ALWAN A. Global Status Report on Noncommunicable Diseases 2010 [M]. Geneva: World Health Organization, 2011: 1-176.
- [2] 卫生部心血管病防治研究中心. 中国心血管病报告 2012[M]. 北京:中国大百科全书出版社,2013.
- [3] FERNANDES R A, VAZ RONQUE E R, VENTURINI D, et al. Resting heart rate: its correlations and potential for screening metabolic dysfunctions in adolescents[J]. BMC Pediatrics, 2013, 13(1):48.
- [4] PARADISO M, PIETROSANTI S, SCALZI S, et al. Experimental heart rate regulation in Cycle-Ergometer exercises [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2012, 60(1):135-139.
- [5] BAUMGARTNER B, RODEL K, SCHREIBER U, et al. A web-based survey for expert review of monitor alarms [C]//Computing in Cardiology (CinC). Krakow: IEEE, 2012, 209-212.
- [6] MONKARESI H, CALVO R, YAN Hong. A machine learning approach to improve contactless heart rate monitoring using a Webcam [J]. IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, 2013, 18(4): 1153-1160.
- [7] ABOUKHALIL A, NIELSEN L, SAEED M, et al. Reducing false alarm rates for critical arrhythmias using the arterial blood pressure waveform [J]. Journal of Biomedical Informatics, 2008, 41(3):442-451.
- [8] 孙佳新. 基于信号质量评估的可穿戴运动心电监护系统[D]. 上海:东华大学,2010.
- [9] LI Qiao, MARK R G, CLIFFORD G D. Robust heart rate estimation from multiple asynchronous noisy sources using signal quality indices and a Kalman filter [J]. Physiological Measurement, 2008, 29(1):15-32.
- [10] YU Chenggang, LIU Zhenqiu, MCKENNA T, et al. A method for automatic identification of reliable heart rates calculated from ECG and PPG waveforms [J]. Journal of the American Medical Informatics Association, 2006, 13(3):309-320.
- [11] 何峰,李刚,林凌. 基于过采样的通用生物电检测系统的实现[J]. 天津大学学报:自然科学版,2008, 41(10): 1178-1182.
- [12] 李刚,张丽君,林凌,等. 基于过采样技术的生物电信号检测[J]. 电子学报,2008,36(7): 1465-1467.
- [13] ZONG Wei, MOODY G B, MARK R G. Reduction of false arterial blood pressure alarms using signal quality assessment and relationships between the electrocardiogram and arterial blood pressure [J]. Medical and Biological Engineering and Computing, 2004, 42(5):698-706.
- [14] NEMATI S, MALHOTRA A, CLIFFORD G D. Data fusion for improved respiration rate estimation [J]. EURASIP Journal on Advances in Signal Processing, 2010, 2010(926305):1-10.
- [15] WANG J Y. A new method for evaluating ECG signal quality for Multi-Lead Arrhythmia analysis [C]//Computers in Cardiology. Memphis: IEEE, 2002: 85-88.
- [16] BEHAR J, OSTER J, LI Qiao. ECG signal quality during arrhythmia and its application to false alarm reduction [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2013, 60(6):1660-1666.
- [17] HOSSAIN ABMA, HAQUE MA. Analysis of noise sensitivity of different ECG detection algorithms [J]. International Journal of Electrical and Computer Engineering, 2013, 3(3): 307-316.
- [18] PAN Jiapu, TOMPKINS W J. A real-time QRS detection algorithm [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1985, BME-32(3):230-236.
- [19] HAMILTON P S. Open source ECG analysis [C]//Memphis, Computers in Cardiology. [S.n.]: [s.l.], 2002:101-104.
- [20] SWEE T T, SALLEH S H S, JAMALUDIN M R. Speech pitch detection using short-time energy [C]//Proceedings of 2010 International Conference on Computer and Communication Engineering (ICCCE). Kuala Lumpur: IEEE, 2010: 1-6.
- [21] ALDECOA SANCHEZ DEL RIO B, LOPETEGI T, ROMERO I. Assessment of different methods to estimate electrocardiogram signal quality [C]//Computing in Cardiology. Hangzhou: IEEE, 2011: 609-612.
- [22] FARAGHER R. Understanding the basis of the Kalman filter via a simple and intuitive derivation [J]. IEEE Signal Processing Magazine, 2012, 29(5), 128-132.
- [23] TARASSENKO L, MASON L, TOWNSEND N. Multi-sensor fusion for robust computation of breathing rate [J]. Electronics Letters, 2002, 38(22):1314-1316.

(编辑 张 红)