



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109171703 A

(43)申请公布日 2019.01.11

(21)申请号 201811009125.5

(22)申请日 2018.08.31

(71)申请人 南京信息工程大学

地址 211500 江苏省南京市六合区王桥路
59号雨庭广场

(72)发明人 庄伟 刘佳 夏旻 王保卫

(74)专利代理机构 南京经纬专利商标代理有限公司 32200

代理人 葛潇敏

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

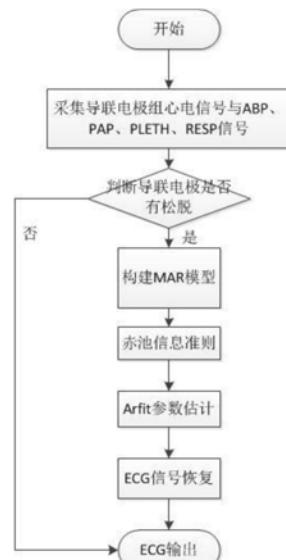
权利要求书3页 说明书5页 附图6页

(54)发明名称

基于可穿戴式体感网的心电信号的获取与
处理方法

(57)摘要

本发明公开一种基于可穿戴式体感网的心电信号的获取与处理方法，本发明将导联电极组与四种生理信号传感器部署在对应的人体各个表面，通过采集导联电极组信号与四种生理信号建立MAR模型并根据赤池准则和Arfit预测器，恢复脱落的心电信号；然后将恢复后的心电信号作为输入，根据导联电极组的三轴运动强度与电极移位伪差噪声强度，选择导联；再次，将所选择的导联电极信号作为主导联电极信号输入，并识别出QRS复合波的起止点；本发明在病人各种运动情境下，能够准确有效的恢复ECG信号和识别QRS复合波，从而提高系统的鲁棒性和效率。



1. 基于可穿戴式体感网的心电信号的获取与处理方法,其特征在于,包括如下步骤:

步骤1:将心电导联电极组、PAP传感器、RESP传感器、ABP传感器、PLETH传感器部署在人体相对的位置上,从而将获取的ECG信号、PAP信号、RESP信号、ABP信号和PLETH信号传送到便携式终端,通过3G移动通信基站或个人计算机获取便携式终端的数据并将数据发送给远程医疗数据库,所述心电导联电极组有a个导联电极;

步骤2:所述远程医疗数据库分析上述采集的a个ECG信号,若其中任意一个信号出现10秒以上零位信号,则认为该导联电极脱落,通过建立MAR模型恢复脱落的ECG信号;如果均没有出现10秒以上零位信号,则直接输出a个ECG信号;

步骤3:根据步骤2输出的ECG信号,寻找并输出运动状态下的QRS复合波。

2. 根据权利要求1所述的基于可穿戴式体感网的心电信号的获取与处理方法,其特征在于,所述步骤2通过建立MAR模型恢复脱落的ECG信号包括如下步骤:

步骤2.1:分别对采集的ECG信号、ABP信号、PAP信号、PLETH信号和RESP信号,做滤波,放大基础处理,设导联电极组的信号与ABP信号、PAP信号、PLETH信号和RESP信号之和的个数为N,将处理后的信号分别按顺序保存在 $x_1(k)$ 、 $x_2(k)$ …… $x_a(k)$ …… $x_N(k)$ 的数组中;

步骤2.2:进行MAR模型构建,构建方法如下:

$$\begin{aligned}x_1(k) &= \sum_{i=1}^p a_{11}(i)x_1(k-i) + \dots + \sum_{i=1}^p a_{1N}(i)x_N(k-i) + e_1(k) \\x_2(k) &= \sum_{i=1}^p a_{21}(i)x_1(k-i) + \dots + \sum_{i=1}^p a_{2N}(i)x_N(k-i) + e_2(k) \\&\vdots \\x_N(k) &= \sum_{i=1}^p a_{N1}(i)x_1(k-i) + \dots + \sum_{i=1}^p a_{NN}(i)x_N(k-i) + e_N(k)\end{aligned}\quad \text{公式 1}$$

公式1所示为利用心电类生理信号的时间序列预测当前的信号,其中i为时间序列序号; $a_{11}(i)$ 、 $a_{21}(i)$ 、……、 $a_{NN}(i)$ 为MAR模型预测系数; $e_1(k)$ 、 $e_2(k)$ 、……、 $e_N(k)$ 为MAR模型的一阶预测误差数组;

步骤2.3:进行模型阶数p最优选择计算,将模型阶数代入赤池信息准则公式,如公式2所示,在满足约束条件 $M^2p < < ML$ 情况下,输出最佳阶数p,并保存:

$$AIC(p) = L \times \log(\det C) + 2M^2p \quad \text{公式 2}$$

其中,AIC(p)为p的熵权值,L为预测器中训练样本总量;det C为协方差矩阵的行列式,C为MAR模型中的噪声协方差矩阵;M为在赤池信息准则预测器中的未知参数的个数;

步骤2.4:恢复脱落电极处的心电信号:假设导联电极j脱落, $j=1, 2, 3, \dots, a$,则 $x_j(k)$ 需要被恢复,则将参数p、 $a_{j1}(i)$ 、……、 $a_{jN}(i)$ 和 $e_j(k)$ 代入MAR模型数组 $x_j(k)$ 的计算公式中,如下:

$$x_j(k) = \sum_{i=1}^p a_{j1}(i)x_1(k-i) + \dots + \sum_{i=1}^p a_{jN}(i)x_N(k-i) + e_j(k)$$

输出预测信号 $x_j(k)$,并保存。

3. 根据权利要求2所述的基于可穿戴式体感网的心电信号的获取与处理方法,其特征在于,所述步骤3,根据步骤2输出的ECG信号,寻找并输出QRS复合波,具体包括如下步骤:

步骤3.1:输入a个ECG信号;

步骤3.2:进行运动强度检测:采集导联电极组的三轴加速度值 a_x, a_y, a_z ,并去除因传感器原因引起的奇异值;

步骤3.3:计算运动强度值E, $E = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2}$,分别保存a个导联电极的运动强度值为 E_1, E_2, \dots, E_a ;

步骤3.4:比较 E_1, E_2, \dots, E_a 大小,并设置参数 $E_{\min} = \min(E_1, E_2, \dots, E_a)$; E_{\min} 为最小的运动强度值;

步骤3.5: E_{\min} 是否大于阈值 ω ;如果 E_{\min} 大于 ω ,进入步骤3.6,否则转步骤3.7;

步骤3.6:将 E_{\min} 对应的导联电极作为主要输入电极输入,保存为 $x(n)$,将 $x(n)$ 分别进行微分、低通滤波计算之后得到 $y_1(n)$,将 $y_1(n)$ 取绝对值得到 $\bar{y}_1(n)$,并将 $\bar{y}_1(n)$ 与QRS复合波判断阀值比较,并利用交叉搜寻、交叉判断的方式寻找输出QRS复合波的起止点;

步骤3.7:将 E_{\min} 对应的导联电极作为主要输入电极输入,保存为 $x_1(n)$,对 $x_1(n)$ 进行二通低阶滤波计算之后,得到 $y_1(n)$,并将 $y_1(n)$ 进行曲线长度转换,再利用曲线长度平均值搜寻并输出QRS复合波起止点。

4.根据权利要求3所述的基于可穿戴式体感网的心电信号的获取与处理方法,其特征在于,所述步骤3.6具体包括如下步骤:

步骤3.6.1:将 $x(n)$ 进行微分计算,输出一阶导数 $y_0(n)$,计算方法为:

$$y_0(n) = x(n) - x(n-4)$$

步骤3.6.2:将 $y_0(n)$ 进行低通滤波计算,输出 $y_1(n)$,计算方法为:

$$y_1(n) = y_0(n) + 4y_0(n-1) + 6y_0(n-2) + 4y_0(n-3) + y_0(n-4)$$

步骤3.6.3: $y_1(n)$ 取绝对值为 $\bar{y}_1(n)$;将 $\bar{y}_1(n)$ 与阀值 σ_{new} 进行比较, σ_{new} 为当前QRS复合波判断阀值,若 $\bar{y}_1(n)$ 大于 σ_{new} ,则记录当前波形位置,并进入步骤3.6.4,否则返回步骤3.6.1;

步骤3.6.4:交叉搜寻,以 $\bar{y}_1(n)$ 大于 σ_{new} 处位置为起点,向后 $150\text{ms} \sim 170\text{ms}$,若不存在任何 $\bar{y}_1(n)$ 再次大于 σ_{new} ,则判断为基线漂移;若存在 $\bar{y}_1(n)$ 再次大于 σ_{new} ,则进入步骤3.6.5;

步骤3.6.5:进行交叉判断,若出现大于 σ_{new} 的 $\bar{y}_1(n)$ 的个数为2、3或4,则定义为真实的QRS复合波,记录交叉点 $\bar{y}_1(n) > \sigma_{\text{new}}$ 处的位置,进入步骤3.6.6;若个数不为2、3或4,则返回步骤3.6.1;

步骤3.6.6:输出当前QRS复合波的起止点;

步骤3.6.7:更新下一次QRS检测阀值 σ_{new} ,计算方法为: $\sigma_{\text{new}} = (7 \times \sigma_{\text{old}} + B / 4) / 8$,B为已检测到的QRS复合波中的最大斜率, σ_{old} 为上一轮QRS复合波的判断阀值;并返回步骤3.6.1。

5.根据权利要求3所述的基于可穿戴式体感网的心电信号的获取与处理方法,其特征在于,所述步骤3.7具体包括如下步骤:

步骤3.7.1:将 $x_1(n)$ 进行二阶低通滤波计算,输出 $y(n)$,计算方法为:

$$y(n) = 2y(n-1) - y(n-2) + x_1(n) - 2x_1(n-5) + x_1(n-10);$$

步骤3.7.2:对 $y(n)$ 进行曲线长度转换,转换方法为:

$$L(\tau, t) = \int_{t-\tau}^t \sqrt{1 + (dy/dt)^2} dt$$

将其转化为离散形式:

$$L(\tau, i) = \sum_{k=i-\tau}^i \sqrt{1 + (\Delta y_k / \Delta t)^2} \Delta t$$

其中 τ 为检测窗口的时长, $L(\tau, t)$ 为从0时刻至 t 时刻的曲线长度值, $L(\tau, i)$ 为第*i*个样本点处的曲线长度值, Δy_k 为斜率的微量变化, $\Delta y_k = y_k - y_{k-1}$, y_k 为斜率, Δt 为采样周期间隔;

步骤3.7.3:计算10秒内的 $L(\tau, i)$,取其均值,保存为 φ ;

步骤3.7.4:计算后续信号的 $L(\tau, i)$,若其大于 φ ,则表示出现QRS复合波,进入步骤3.7.5;否则回到步骤3.7.1;

步骤3.7.5:当出现 $L(\tau, i) > \varphi$ 时,以当前点为基准点,同时向前向后115~135ms搜寻起止点,起点为 $L_{\min} + \tilde{L}/100$,止点为 $L_{\max} - \tilde{L}/100$;

其中 L_{\min} 为搜寻到的最小曲线长度值, L_{\max} 为搜寻到的最大曲线长度值, \tilde{L} 为 L_{\max} 与 L_{\min} 的差值, $\tilde{L} = L_{\max} - L_{\min}$;

步骤3.7.6:输出QRS复合波的起止点;

步骤3.7.7:更新 φ 值, $\varphi = \frac{1}{3} \tilde{L}$;并转步骤3.7.1。

基于可穿戴式体感网的心电信号的获取与处理方法

技术领域

[0001] 本发明涉及无线体域传感器网络及其控制领域,特别涉及一种人体运动环境中可穿戴式体感网的心电信号获取与处理方法。

背景技术

[0002] 心脏疾病已经成为威胁人类健康的第一杀手,据报道:每隔十五秒钟就有一人被心脏病夺走生命。心脏血管堵塞而突发心脏病的患者必须在1小时内打通堵塞的动脉,才不致造成心肌的永久性伤害,因此,早发现、早预防、早治疗是解决和控制当前各种心脏疾病日趋增多的有效方法和手段。

[0003] 基于无线体域传感器网络的ECG信号监测能够随时随地给病人提供早期预防或评估心脏疾病的能力,目前体域传感器网络通常包含植入式和穿戴式传感器,例如心电(ECG)、心音(PCG)、动态血压(ABP)、血氧饱和度(SP02)、光电容积(PPG)和体温等传感器,这些传感器能够连续地监测病人的各项生理信息,并随时将数据汇总给汇聚节点。在病人的ECG信号片段中,有两种参数常常被用来反映病人的心血管系统和自主神经系统的健康程度,分别是心率(HR)和心率变异性(HRV),心率变异性被广泛用来定量分析神经性心肌系统。因此能够成功地检测反映左、右心室除极电位和时间的变化的波群(QRS复合波)在临床诊断上具有重要的作用。

[0004] 目前,国内外对QRS复合波检测方法的一般流程为先进行ECG的预处理,消除ECG中常见的工频干扰、肌电干扰、呼吸波干扰及基线漂移等噪声,然后经过非线性变换进一步突出QRS复合波,最后进行QRS波的识别,然而,在体域传感器网络中,QRS复合波的检测算法最需要关注的问题首先是算法的抗噪声能力,即在较低信噪比(SNR)水平上得到较高的检出率(+P);其次,在保证精度的情况下,尽量减小算法执行复杂度。此外,病人的运动因素会引起ECG自动识别的误报警,例如当ECG识别算法给出心动过速的危险报警时,有可能是因为病人在运动后引起的自然反应。因此,能否通过这些侧面反映心电波形的数据融合来快速有效地恢复或预测受损的ECG信号是QRS复合波检测的重要保证。

发明内容

[0005] 发明目的:本发明目的是提供基于可穿戴式体感网的心电信号的获取与处理方法,实现在日常运动行为下的心电信号快速恢复和QRS复合波的准确识别。

[0006] 本发明主要解决以下技术问题:一是利用典型的心电导联电极信号和四种常见生理信号对受损的心电信号进行恢复;二是通过采集导联电极处的运动强度选择不同的导联信号输入;三是提供了一种自适应信噪比的QRS复合波检测方法。

[0007] 技术方案:面向运动情境的可穿戴式体感网心电获取系统与处理方法,首先将含有a个电极的导联电极组部署在人体胸口处,同时部署四种生理信号传感器于相应位置,四种传感器分别为:肺动脉压(PAP)传感器、呼吸波(RESP)传感器、动脉血压(ABP)传感器和脉搏波(PLETH)传感器。通过采集导联电极处的心电信号以及四种生理信号,建立多变量自回

归模型，并根据赤池准则和Arfit预测器训练参数。当系统判定某一导联电极松动或脱落时，则进入心电信号恢复阶段，根据已建立的回归模型输出脱落处的心电信号。

[0008] 然后，将恢复后的心电信号作为输入。并比较输入信号的三轴加速度，选择最小的三轴加速度对应的心电信号，并将该心电信号作为输入，与阈值 ω 比较，大于 ω ，则将输入信号别进行微分、低通滤波计算之后得到 $y_1(n)$ ，将 $y_1(n)$ 取绝对值得到 $\bar{y}_1(n)$ ，并将 $\bar{y}_1(n)$ 与QRS复合波判断阈值比较，利用交叉搜寻、交叉判断的方式寻找输出QRS复合波的起止点。

[0009] 如果小于 ω ，则将输入信号进行二通低阶滤波计算之后，得到 $y_1(n)$ ，并将 $y_1(n)$ 进行曲线长度转换，再利用曲线长度平均值搜寻并输出QRS复合波起止点。

[0010] 有益效果：该方法可以在穿戴式体感网运动情境下准确地恢复松动或脱落的电极处的心电信号，并能够自适应噪声强度输出QRS复合波位置，为心脏病患者、老年人、体弱者等需要及时获知心脏疾病发生的人群提供理论依据。本方法更容易移植入能效优先的可穿戴设备中，并能够实时地对窦性心律失常等急性心脏疾病做出准确判决。用本方法恢复的心电信号与原始信号能保存较高的一致性，QRS复合波检测对不同噪声强度下的适应性较好，具备较好的推广能力和应用价值。

附图说明

- [0011] 图1为传感器节点部署与系统结构示意图；
- [0012] 图2为基于MAR模型的ECG信号恢复方法流程图；
- [0013] 图3为运动状态下的QRS复合波检测方法流程图；
- [0014] 图4为 E_{min} 大于 ω 时，计算QRS起止点的工作流程图；
- [0015] 图5为 E_{min} 小于 ω 时，计算QRS起止点的工作流程图；
- [0016] 图6为本发明的多变量自回归模型恢复的ECG信号与原始ECG信号对比图；
- [0017] 图7为两种算法对QRS识别的效果对比图。
- [0018] 附图标记说明：
- [0019] 图中1.心电导联电极组部署的位置；2.肺动脉压(PAP)传感器部署的位置；3.呼吸波(RESP)传感器部署的位置；4.动脉血压(ABP)传感器部署的位置；5.脉搏波(PLETH)传感器部署的位置；6.便携式终端；7.移动通信基站；8.个人计算机；9.远程医疗云数据库；

具体实施方式

[0020] 构成本发明的一部分的附图用来提供对本发明的进一步理解，本发明的示意性实施例及其说明用于解释本发明，并不构成对本发明的不当限定。

[0021] 本发明提供一种基于可穿戴式体感网的心电信号的获取与处理方法，包括如下步骤：

[0022] 步骤1，信号获取，具体操作如图1所示：将导联电极组部署人体左胸前的位置1，ABP传感器部署于人体上臂中段的位置4，PAP传感器部署于人体颈部的位置2，PLETH传感器部署于人体手腕内侧的位置5，RESP传感器部署于人体右胸前的位置3，从而将可以将获取的ECG信号、PAP信号、RESP信号、ABP信号和PLETH信号传送到便携式终端6，3G移动通信基站7与个人计算机9均可以获取便携式终端的数据并将数据发送给远程医疗数据库9；导联电极组有a个导联电极，本实施例采用3级导联电极组，别分有1、2、3号导联电极，所以a=3,3

级导联电极组的部署方式按照医用标准12导联部署方法部署。

[0023] 步骤2,远程医疗数据库可以分析上述采集的ECG信号,若其中任意一个信号出现10秒以上零位信号,则认为该导联电极脱落,可以通过建立MAR模型恢复脱落的ECG信号;如果均没有出现10秒以上零位信号,则直接输出a个ECG信号;其计算流程如图2所示,具体包括如下步骤:

[0024] 步骤2.1:分别对采集的ECG信号、ABP信号、PAP信号、PLETH信号和RESP信号,做滤波,放大基础处理,设导联电极组的信号与ABP信号、PAP信号、PLETH信号和RESP信号之和的个数为N,将处理后的信号分别按顺序保存在 $x_1(k)$ 、 $x_2(k)$ 、 \dots 、 $x_a(k)$ 、 \dots 、 $x_N(k)$ 的数组中;由于本实施例中采用3级导联电极组,所以N=7;

[0025] 步骤2.2:进行MAR模型构建,构建方法如下:

$$\begin{aligned} x_1(k) &= \sum_{i=1}^p a_{11}(i)x_1(k-i) + \dots + \sum_{i=1}^p a_{1N}(i)x_N(k-i) + e_1(k) \\ [0026] x_2(k) &= \sum_{i=1}^p a_{21}(i)x_1(k-i) + \dots + \sum_{i=1}^p a_{2N}(i)x_N(k-i) + e_2(k) \\ &\vdots \\ x_N(k) &= \sum_{i=1}^p a_{N1}(i)x_1(k-i) + \dots + \sum_{i=1}^p a_{NN}(i)x_N(k-i) + e_N(k) \end{aligned} \quad \text{公式 1}$$

[0027] 公式1所示为利用心电类生理信号的时间序列预测当前的信号,其中i为时间序列序号;a₁₁(i)、a₂₁(i)、 \dots 、a_{NN}(i)为MAR模型预测系数;e₁(k)、e₂(k)、 \dots 、e_N(k)为MAR模型的一阶预测误差数组;

[0028] 步骤2.3:进行模型阶数p最优选择计算,将模型阶数代入赤池信息准则公式,如公式2所示,在满足约束条件M²p<<ML情况下,输出最佳阶数p,并保存:

[0029] $AIC(p) = L \times \log(\det C) + 2M^2 p$ 公式2

[0030] 其中,AIC(p)为p的熵权值,L为预测器中训练样本总量;detC为协方差矩阵的行列式,C为MAR模型中的噪声协方差矩阵;M为在赤池信息准则预测器中的未知参数的个数;本实施例中M取值为7;

[0031] 步骤2.4:恢复脱落电极处的心电信号:假设导联电极j脱落,j=1,2,3, \dots ,a,则x_j(k)需要被恢复,则将参数p、a_{j1}(i)、 \dots 、a_{jN}(i)和e_j(k)代入MAR模型数组x_j(k)的计算公式中,如下:

$$[0032] x_j(k) = \sum_{i=1}^p a_{j1}(i)x_1(k-i) + \dots + \sum_{i=1}^p a_{jN}(i)x_N(k-i) + e_j(k)$$

[0033] 输出预测信号x_j(k),并保存。

[0034] 步骤3:根据步骤2输出的ECG信号,寻找并输出运动状态下的QRS复合波。计算流程如图3所示,具体包括如下步骤:

[0035] 步骤3.1:输入a个ECG信号;

[0036] 步骤3.2:进行运动强度检测:采集导联电极组的三轴加速度值a_x,a_y,a_z,并去除因传感器原因引起的奇异值;本实施例将[-7.99g,-4g]和[+4g,+7.99g]范围内测量值定义为奇异值;

[0037] 步骤3.3:计算运动强度值E, $E = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2}$, 分别保存a个导联电极的运动强度值为 E_1, E_2, \dots, E_a ;

[0038] 步骤3.4:比较 E_1, E_2, \dots, E_a 大小,并设置参数 $E_{\min} = \min(E_1, E_2, \dots, E_a)$; E_{\min} 为最小的运动强度值;

[0039] 步骤3.5: E_{\min} 是否大于阈值 ω ;如果 E_{\min} 大于 ω ,进入步骤3.6,否则转步骤3.7,本实施例中 ω 取值为1.732g;

[0040] 步骤3.6:将 E_{\min} 对应的导联电极作为主要输入电极输入,保存为 $x(n)$,将 $x(n)$ 分别进行微分、低通滤波计算之后得到 $y_1(n)$,将 $y_1(n)$ 取绝对值得到 $\bar{y}_1(n)$,并将 $\bar{y}_1(n)$ 与QRS复合波判断阀值比较,利用交叉搜寻、交叉判断的方式寻找输出QRS复合波的起止点;

[0041] 步骤3.7:将 E_{\min} 对应的导联电极作为主要输入电极输入,保存为 $x_1(n)$,对 $x_1(n)$ 进行二通低阶滤波计算之后,得到 $y_1(n)$,并将 $y_1(n)$ 进行曲线长度转换,再利用曲线长度平均值搜寻并输出QRS复合波的起止点。

[0042] 如图4所示,所述步骤3.6具体包括如下步骤:

[0043] 步骤3.6.1:将 $x(n)$ 进行微分计算,输出一阶导数 $y_0(n)$,计算方法为:

[0044] $y_0(n) = x(n) - x(n-4)$

[0045] 步骤3.6.2:将 $y_0(n)$ 进行低通滤波计算,输出 $y_1(n)$,计算方法为:

[0046] $y_1(n) = y_0(n) + 4y_0(n-1) + 6y_0(n-2) + 4y_0(n-3) + y_0(n-4)$;

[0047] 步骤3.6.3: $y_1(n)$ 取绝对值为 $\bar{y}_1(n)$;将 $\bar{y}_1(n)$ 与阀值 σ_{new} 进行比较, σ_{new} 为当前QRS复合波判断阀值,若 $\bar{y}_1(n)$ 大于 σ_{new} ,则记录当前波形位置,并进入步骤3.6.4,否则返回步骤3.6.1;

[0048] 步骤3.6.4:交叉搜寻,以 $\bar{y}_1(n)$ 大于 σ_{new} 处位置为起点,向后160ms,若不存在任何 $\bar{y}_1(n)$ 再次大于 σ_{new} ,则判断为基线漂移;若存在 $\bar{y}_1(n)$ 再次大于 σ_{new} ,则进入步骤3.6.5;

[0049] 步骤3.6.5:进行交叉判断,若出现大于 σ_{new} 的 $\bar{y}_1(n)$ 的个数为2、3或4,则定义为真实的QRS复合波,记录交叉点 $\bar{y}_1(n) > \sigma_{\text{new}}$ 处的位置,进入步骤3.6.6;若个数不为2、3或4,则返回步骤3.6.1;

[0050] 步骤3.6.6:输出当前QRS复合波的起止点;

[0051] 步骤3.6.7:更新下一次QRS检测阀值 σ_{new} ,计算方法为: $\sigma_{\text{new}} = (7 \times \sigma_{\text{old}} + B / 4) / 8$,B为已检测到的QRS复合波中的最大斜率, σ_{old} 为上一轮QRS复合波的判断阀值;并返回步骤3.6.1。

[0052] 如图5所示,所述步骤3.7具体包括如下步骤:

[0053] 步骤3.7.1:将 $x_1(n)$ 进行二阶低通滤波计算,输出 $y(n)$,计算方法为:

[0054] $y(n) = 2y(n-1) - y(n-2) + x_1(n) - 2x_1(n-5) + x_1(n-10)$;

[0055] 步骤3.7.2:对 $y(n)$ 进行曲线长度转换,转换方法为:

[0056] $L(\tau, t) = \int_{t-\tau}^t \sqrt{1 + (dy / dt)^2} dt$

[0057] 将其转化为离散形式:

$$[0058] L(\tau, i) = \sum_{k=i-\tau}^i \sqrt{1 + (\Delta y_k / \Delta t)^2} \Delta t$$

[0059] 其中 τ 为检测窗口的时长,L(τ ,t)为从0时刻至t时刻的曲线长度值,L(τ ,i)为第i个样本点处的曲线长度值, Δy_k 为斜率的微量变化, $\Delta y_k = y_k - y_{k-1}$, y_k 为斜率, Δt 为采样周期间隔; Δt 取值为4ms;

[0060] 步骤3.7.3:计算10秒内的L(τ ,i),取其均值,保存为 φ ;

[0061] 步骤3.7.4:计算后续信号的L(τ ,i),若其大于 φ ,则表示出现QRS复合波,进入步骤3.7.5;否则回到步骤3.7.1;

[0062] 步骤3.7.5:当出现 $L(\tau, i) > \varphi$ 时,以当前点为基准点,同时向前向后125ms搜寻起止点,起点为 $L_{\min} + \tilde{L}/100$,止点为 $L_{\max} - \tilde{L}/100$;

[0063] 其中 L_{\min} 为125ms内搜寻到的最小曲线长度值, L_{\max} 为125ms内搜寻到的最大曲线长度值, \tilde{L} 为 L_{\max} 与 L_{\min} 的差值, $\tilde{L} = L_{\max} - L_{\min}$;

[0064] 步骤3.7.6:输出QRS复合波的起止点;

[0065] 步骤3.7.7:更新 φ 值, $\varphi = \frac{1}{3} \tilde{L}$;并转步骤3.7.1。

[0066] 本实施例针对MAR模型的训练和识别数据均来自美国MIT-BIH的MIMIC数据库,该数据库包含了100名心脏疾病患者的真实数据,每一名患者数据均包含24-48小时的连续监测数据,且包含专家对每一段数据的解释,因此利用该数据库进行模型训练和识别具备较高的科学性和严谨性。

[0067] 实验中,MAR模型训练样本种类为7,经前期研究分析后,将MAR模型阶数设定为6。

[0068] 如图6所示,可以看出利用MAR模型进行恢复后的信号与原始信号保持较好的一致性。

[0069] 如图7所示,在信噪比较低时采用步骤3.6的方法,检测的灵敏度和正检率都较为优秀,信噪比较高时采用步骤3.7的方法,检测的灵敏度和正检率较为优秀,从而验证了本发明中对QRS检测分别按信噪比进行选择的科学性和有效性。正检率:SE,

[0070] $SE = TP / (TP + FN) \%$,TP正真值,FN为负假值。

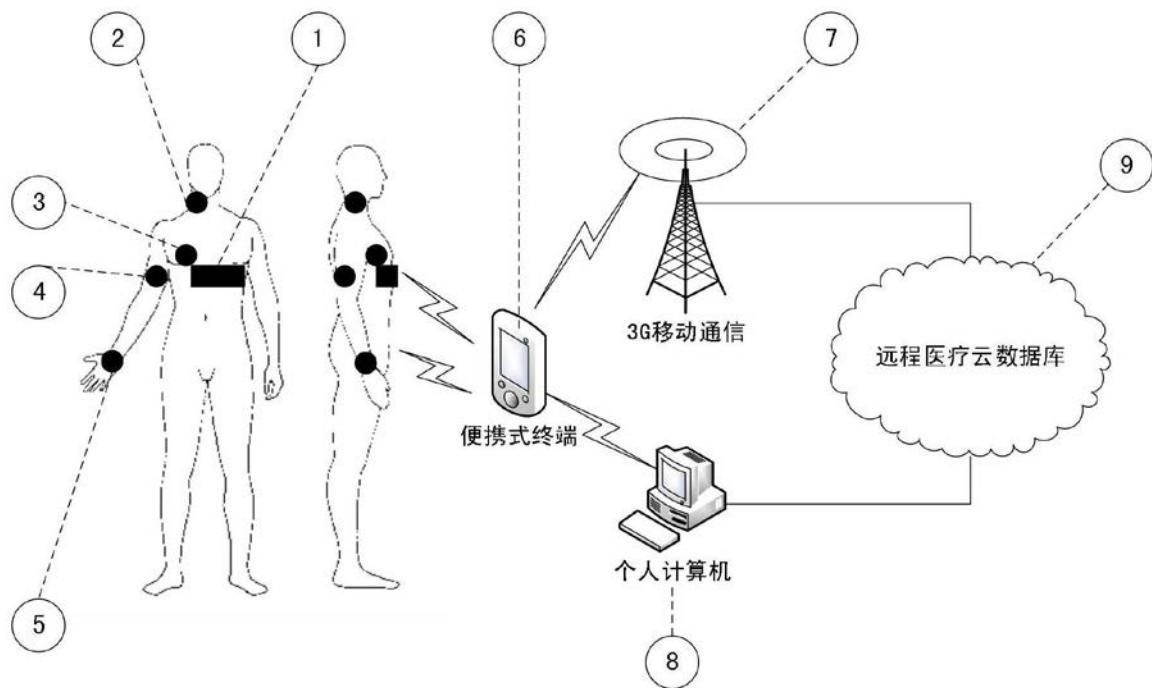


图1

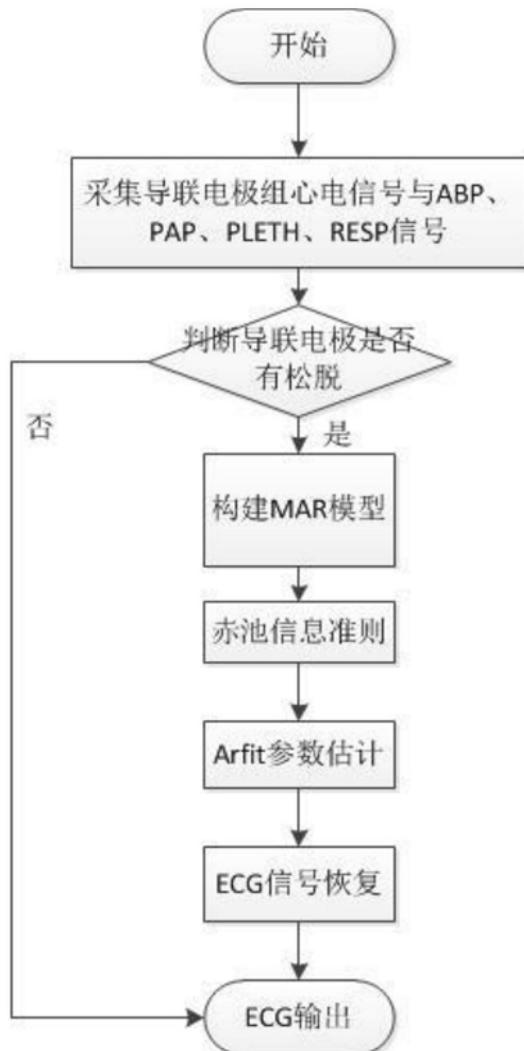


图2

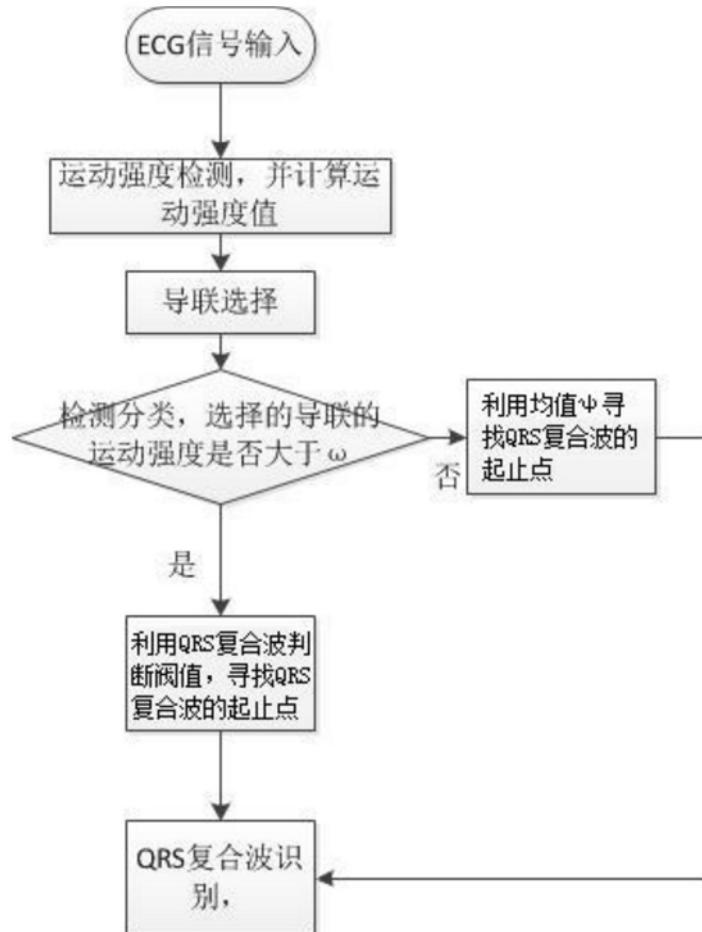


图3

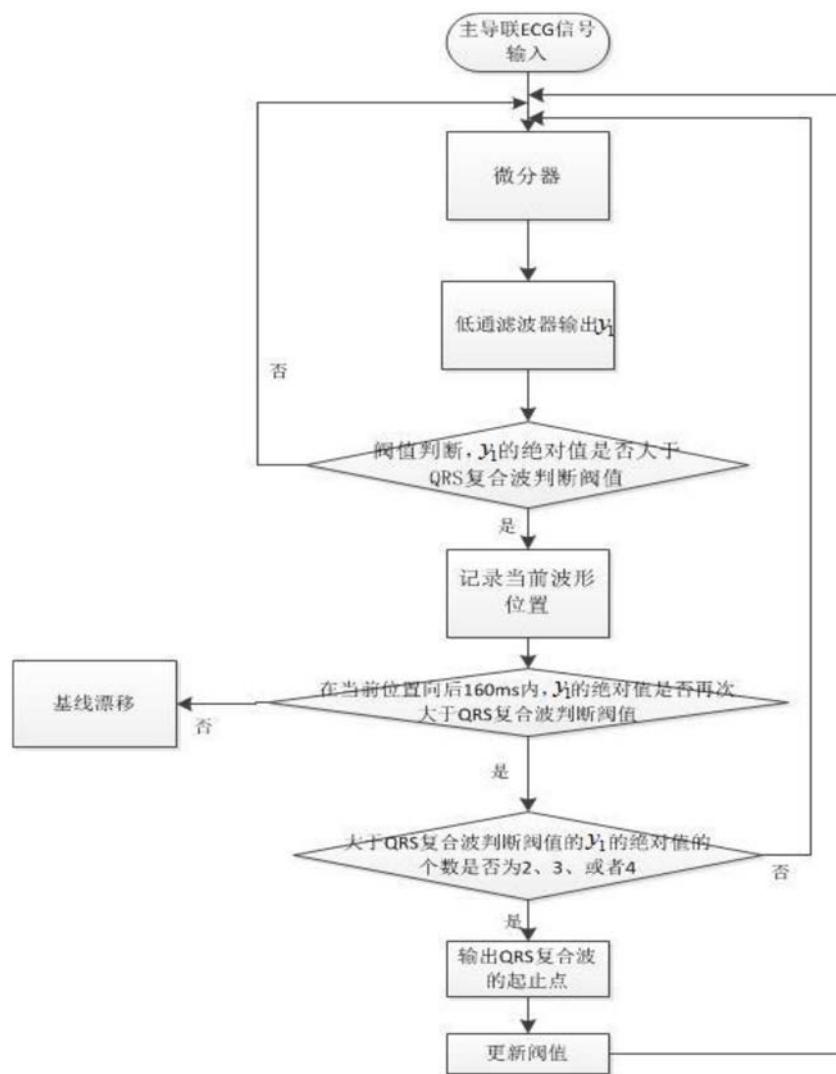


图4

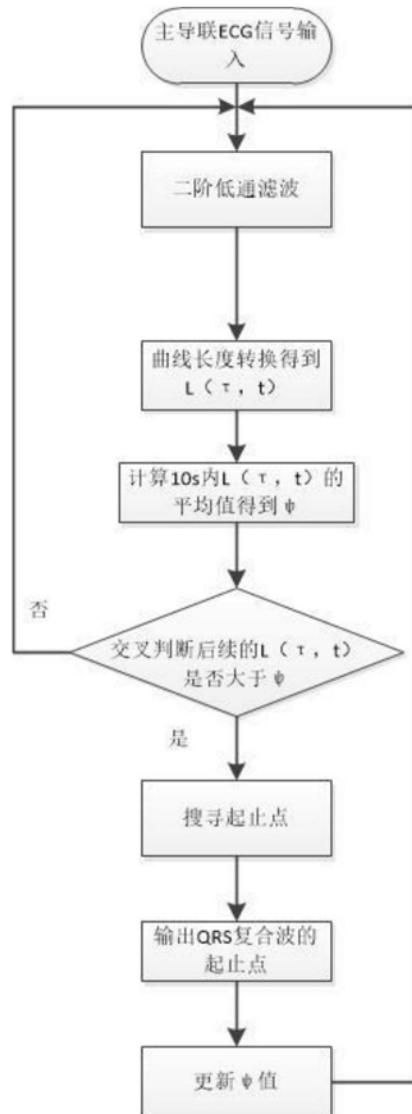


图5

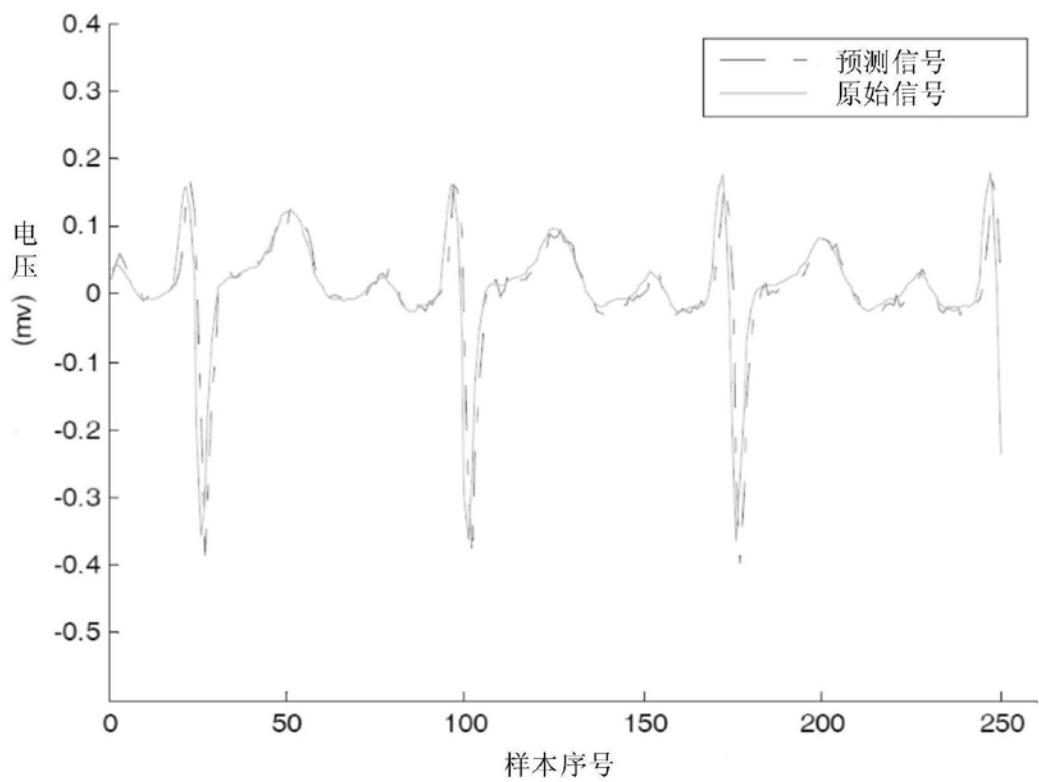


图6

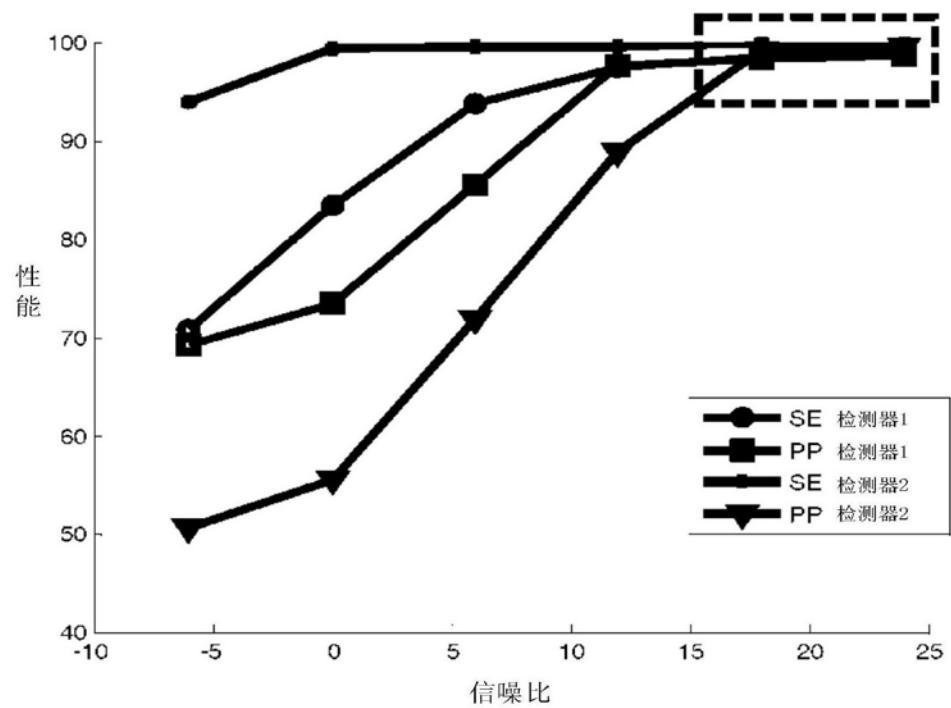


图7

专利名称(译)	基于可穿戴式体感网的心电信号的获取与处理方法		
公开(公告)号	CN109171703A	公开(公告)日	2019-01-11
申请号	CN201811009125.5	申请日	2018-08-31
[标]申请(专利权)人(译)	南京信息工程大学		
申请(专利权)人(译)	南京信息工程大学		
当前申请(专利权)人(译)	南京信息工程大学		
[标]发明人	庄伟 刘佳 夏曼 王保卫		
发明人	庄伟 刘佳 夏曼 王保卫		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/00 A61B5/0205		
CPC分类号	A61B5/0402 A61B5/02 A61B5/0205 A61B5/021 A61B5/04012 A61B5/08 A61B5/6802 A61B5/7203 A61B5/725 A61B5/7271		
外部链接	Espacenet SIPo		

摘要(译)

本发明公开一种基于可穿戴式体感网的心电信号的获取与处理方法，本发明将导联电极组与四种生理信号传感器部署在对应的人体各个表面，通过采集导联电极组信号与四种生理信号建立MAR模型并根据赤池准则和Arfit预测器，恢复脱落的心电信号；然后将恢复后的心电信号作为输入，根据导联电极组的三轴运动强度与电极移位伪差噪声强度，选择导联；再次，将所选择的导联电极信号作为主导联电极信号输入，并识别出QRS复合波的起止点；本发明在病人各种运动情境下，能够准确有效的恢复ECG信号和识别QRS复合波，从而提高系统的鲁棒性和效率。

