



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107296590 A

(43)申请公布日 2017. 10. 27

(21)申请号 201710399606.0

(22)申请日 2017.05.31

(71)申请人 江苏斯坦德利医疗科技有限公司

地址 214437 江苏省无锡市江阴市东盛西路6号A8-3

(72)发明人 果淑颖

(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

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

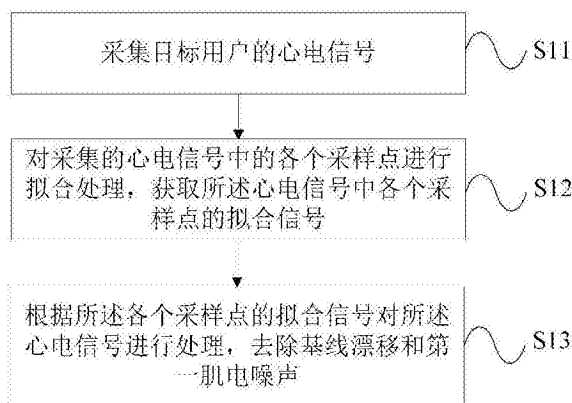
权利要求书2页 说明书7页 附图2页

(54)发明名称

一种心电信号处理方法及装置

(57)摘要

本发明提供了一种心电信号处理方法及装置。该方法包括：采集目标用户的心电信号；对采集的心电信号中的各个采样点进行拟合处理，获取所述心电信号中各个采样点的拟合信号；根据所述各个采样点的拟合信号对所述心电信号进行处理，去除基线漂移和第一肌电噪声。本发明实施例针对各个采样点及其附近心电信号进行拟合，获得各个采样点的拟合信号，将拟合信号从心电信号中去除，实现快速、有效地去除心电信号中的基线漂移和第一肌电噪声。



1. 一种心电信号处理方法,其特征在于,包括:

采集目标用户的心电信号;

对采集的心电信号中的各个采样点进行拟合处理,获取所述心电信号中各个采样点的拟合信号;

根据所述各个采样点的拟合信号对所述心电信号进行处理,去除基线漂移和第一肌电噪声。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述对采集的心电信号中的各个采样点进行拟合处理,获取所述心电信号中各个采样点的拟合信号,包括:

针对所述心电信号中的各个采样点的两边单侧各取预设个数的采样点,构建所述各个采样点的多项式拟合式;

采用最小二乘法求解所述多项式拟合式,获取所述各个采样点的拟合信号。

3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述多项式拟合式如下:

$$y(i+j) = \sum_{k=0}^m a_{ik} j^k$$

其中, $y(i+j)$ 代表拟合点,在采样点*i*两边单侧各取*n*个点,共 $2n+1$ 个点做拟合处理; $j = -n, -n+1, \dots, n-1, n$; m 表示多项式最高幂次, $k = 0, 1, \dots, m$; a_{ik} 代表多项式系数。

4. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:

当所述目标用户的四肢躯干的运动频率大于预设阈值时,通过低通滤波去除所述心电信号的第二肌电噪声。

5. 一种心电信号处理装置,其特征在于,包括:

心电信号采集单元,用于采集目标用户的心电信号;

拟合信号获取单元,用于对采集的心电信号中的各个采样点进行拟合处理,获取所述心电信号中各个采样点的拟合信号;

处理单元,用于根据所述各个采样点的拟合信号对所述心电信号进行处理,去除基线漂移和第一肌电噪声。

6. 根据权利要求5所述的装置,其特征在于,所述拟合信号获取单元包括:

多项式拟合式构建模块,用于针对所述心电信号中的各个采样点的两边单侧各取预设个数的采样点,构建所述各个采样点的多项式拟合式;

拟合信号获取模块,用于采用最小二乘法求解所述多项式拟合式,获取所述各个采样点的拟合信号。

7. 根据权利要求6所述的装置,其特征在于,所述多项式拟合式如下:

$$y(i+j) = \sum_{k=0}^m a_{ik} j^k$$

其中, $y(i+j)$ 代表拟合点,在采样点*i*两边单侧各取*n*个点,共 $2n+1$ 个点做拟合处理; $j = -n, -n+1, \dots, n-1, n$; m 表示多项式最高幂次, $k = 0, 1, \dots, m$; a_{ik} 代表多项式系数。

8. 根据权利要求5所述的装置,其特征在于,还包括:

第二肌电噪声去除单元,用于当所述目标用户的四肢躯干的运动频率大于预设阈值

时,通过低通滤波去除所述心电信号的第二肌电噪声。

9.一种电子设备,其特征在于,包括:处理器、存储器和总线;其中,处理器和存储器通过总线完成相互间的通信;

处理器用于调用存储器中的程序指令,以执行权利要求1~4任一项所述的心电信号处理方法。

10.一种非暂态计算机可读存储介质,所述非暂态计算机可读存储介质存储计算机指令,所述计算机指令使所述计算机执行权利要求1~4任一项所述的心电信号处理方法。

一种心电信号处理方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及数据处理技术领域,具体涉及一种心电信号处理方法及装置。

背景技术

[0002] 心电信号 (Electrocardiograph, ECG) 中含有丰富的人体在静息、运动等日常生活中的生理数据。心电信号 QRS 波 (Q、R、S 分别表示心电波形的三个标识位置) 检测在无创连续多生命体征监测系统中的重要地位。

[0003] 通常混入心电信号中的噪声有基线漂移、直流偏移、工频噪声、ECG 电极片与人体接触产生的阻抗容抗变化,以及肢体运动产生的运动肌电噪声。其中,运动肌电噪声随人体运动方式和强度而改变,频带比基线漂移略高,在 1~5Hz 左右,是对 ECG 信号检测影响最大的噪声。

[0004] 现有的心电信号处理方法,主要通过有限长单位冲激响应 (Finite Impulse Response, FIR) 滤波器、小波滤波器、卡尔曼滤波器、自适应滤波器去除噪声,可以很好地去除 50Hz 工频信号,但基线漂移的去除效果较差,只能部分抑制运动产生的肌电噪声的干扰。在较小强度运动的情况下,心电信号的 QRS 波形淹没在运动肌电噪声中,给信号的检测和分析带来巨大的困难,限制了心电信号的应用范围。

发明内容

[0005] 本发明实施例提供一种心电信号处理方法及装置,用于解决现有的心电信号的处理方法去除基线漂移和肌电噪声效果较差的问题。

[0006] 本发明实施例提供了一种心电信号处理方法,包括:

[0007] 采集目标用户的心电信号;

[0008] 对采集的心电信号中的各个采样点进行拟合处理,获取所述心电信号中各个采样点的拟合信号;

[0009] 根据所述各个采样点的拟合信号对所述心电信号进行处理,去除基线漂移和第一肌电噪声。

[0010] 可选地,所述对采集的心电信号中的各个采样点进行拟合处理,获取所述心电信号中各个采样点的拟合信号,包括:

[0011] 针对所述心电信号中的各个采样点的两边单侧各取预设个数的采样点,构建所述各个采样点的多项式拟合式;

[0012] 采用最小二乘法求解所述多项式拟合式,获取所述各个采样点的拟合信号。

[0013] 可选地,所述多项式拟合式如下:

$$[0014] \quad y(i+j) = \sum_{k=0}^m a_{ik} j^k$$

[0015] 其中, $y(i+j)$ 代表拟合点,在采样点 i 两边单侧各取 n 个点,共 $2n+1$ 个点做拟合处

理; $j = -n, -n+1, \dots, n-1, n$; m 表示多项式最高幂次, $k = 0, 1, \dots, m$; a_{ik} 代表多项式系数。

[0016] 可选地, 所述方法还包括:

[0017] 当所述目标用户的四肢躯干的运动频率大于预设阈值时, 通过低通滤波去除所述心电信号的第二肌电噪声。

[0018] 本发明实施例提供一种心电信号处理装置, 包括:

[0019] 心电信号采集单元, 用于采集目标用户的心电信号;

[0020] 拟合信号获取单元, 用于对采集的心电信号中的各个采样点进行拟合处理, 获取所述心电信号中各个采样点的拟合信号;

[0021] 处理单元, 用于根据所述各个采样点的拟合信号对所述心电信号进行处理, 去除基线漂移和第一肌电噪声。

[0022] 可选地, 所述拟合信号获取单元包括:

[0023] 多项式拟合式构建模块, 用于针对所述心电信号中的各个采样点的两边单侧各取预设个数的采样点, 构建所述各个采样点的多项式拟合式;

[0024] 拟合信号获取模块, 用于采用最小二乘法求解所述多项式拟合式, 获取所述各个采样点的拟合信号。

[0025] 可选地, 所述多项式拟合式如下:

$$[0026] \quad y(i+j) = \sum_{k=0}^m a_{ik} j^k$$

[0027] 其中, $y(i+j)$ 代表拟合点, 在采样点 i 两边单侧各取 n 个点, 共 $2n+1$ 个点做拟合处理; $j = -n, -n+1, \dots, n-1, n$; m 表示多项式最高幂次, $k = 0, 1, \dots, m$; a_{ik} 代表多项式系数。

[0028] 可选地, 还包括:

[0029] 第二肌电噪声去除单元, 用于当所述目标用户的四肢躯干的运动频率大于预设阈值时, 通过低通滤波去除所述心电信号的第二肌电噪声。

[0030] 本发明实施例提供一种电子设备, 包括: 处理器、存储器和总线; 其中,

[0031] 处理器和存储器通过总线完成相互间的通信;

[0032] 处理器用于调用存储器中的程序指令, 以执行上述的心电信号处理方法。

[0033] 本发明实施例提供一种非暂态计算机可读存储介质, 所述非暂态计算机可读存储介质存储计算机指令, 所述计算机指令使所述计算机执行上述的心电信号处理方法。

[0034] 本发明实施例提供的心电信号处理方法及装置, 采集目标用户的心电信号; 对采集的心电信号中的各个采样点进行拟合处理, 获取所述心电信号中各个采样点的拟合信号; 根据所述各个采样点的拟合信号对所述心电信号进行处理, 去除基线漂移和第一肌电噪声。本发明实施例针对各个采样点及其附近心电信号进行拟合, 获得各个采样点的拟合信号, 将拟合信号从心电信号中去除, 实现快速、有效地去除心电信号中的基线漂移和肌电噪声。

附图说明

[0035] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案, 下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图做简单的介绍, 显而易见地, 下面描述中的附图是本发明

的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0036] 图1是本发明一个实施例的心电信号处理方法的流程示意图;

[0037] 图2是本发明一个实施例的运动型连续无创多生命体征监测系统的结构示意图;

[0038] 图3是本发明一个实施例的心电信号处理装置的结构示意图;

[0039] 图4是本发明一个实施例的电子设备的实体结构示意图。

具体实施方式

[0040] 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、完整的描述,显然,所描述的实施例是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0041] 图1是本发明一个实施例的心电信号处理方法的流程示意图。如图1所示,该实施例的方法包括:

[0042] S11:采集目标用户的心电信号;

[0043] 在实际应用,采集的目标用户的心电信号为含有强大的运动肌电噪声的三导联心电信号。

[0044] S12:对采集的心电信号中的各个采样点进行拟合处理,获取所述心电信号中各个采样点的拟合信号;

[0045] 需要说明的是,本发明实施例采集的心电信号数据 $x(i)$, i 是采样数据序列号;对其中的第 i 点信号采用 m 次多项式进行拟合处理。

[0046] S13:根据所述各个采样点的拟合信号对所述心电信号进行处理,去除基线漂移和第一肌电噪声;

[0047] 需要说明的是,第一肌电噪声指的是人体发生每秒小于预设阈值(10次)的运动时在胸腹部产生的肌电信号。本发明实施例将各个采样点的拟合信号从心电信号中去除,去除基线漂移和第一肌电噪声。

[0048] 本发明实施例提供的心电信号处理方法,针对各个采样点及其附近心电信号进行拟合,获得各个采样点的拟合信号,将拟合信号从心电信号中去除,实现快速、有效地去除心电信号中的基线漂移和肌电噪声。

[0049] 在本发明实施例的一种可选的实施方式中,与图1中的方法类似,步骤S12包括:

[0050] 针对所述心电信号中的各个采样点的两边单侧各取预设个数的采样点,构建所述各个采样点的多项式拟合式;

[0051] 采用最小二乘法求解所述多项式拟合式,获取所述各个采样点的拟合信号。

[0052] 具体地,所述多项式拟合式如下:

$$[0053] \quad y(i+j) = \sum_{k=0}^m a_{ik} j^k$$

[0054] 其中, $y(i+j)$ 代表拟合点,在采样点 i 两边单侧各取 n 个点,共 $2n+1$ 个点做拟合处理; $j=-n,-n+1,\dots,n-1,n$; m 表示多项式最高幂次, $k=0,1,\dots,m$; a_{ik} 代表多项式系数。

[0055] 采用最小二乘法对多项式拟合式进行求解的过程如下：

[0056] $2n+1$ 个拟合点 $y(i+j)$ 到原始心电信号 $x(i)$ 的距离平方之和, 即拟合残差为

$$[0057] \quad R_n = \sum_{j=-n}^n [y(i+j) - x(i+j)]^2 = \sum_{j=-n}^n \left(x(i+j) - \sum_{k=0}^m a_{ik} j^k \right)^2$$

[0058] 为了找到 a_{ik} 使得 R_n 最小, 令上式对 a_{ik} 求得的偏导数为零, 即

$$[0059] \quad \frac{\partial R_n}{\partial a_{ik}} = \sum_{j=-n}^n -2j^k [y(i+j) - x(i+j)] = 0$$

[0060] 即

$$[0061] \quad \sum_{l=0}^m \left(\sum_{j=-n}^n j^{k+l} \right) a_{il} = \sum_{j=-n}^n j^k x(i+j)$$

[0062] 将上式改写成矩阵形式为：

$$[0063] \quad \begin{pmatrix} \sum_{j=-n}^n j^{0+0} & \sum_{j=-n}^n j^{0+1} & \dots & \sum_{j=-n}^n j^{0+m} \\ \sum_{j=-n}^n j^{1+0} & \sum_{j=-n}^n j^{1+1} & \dots & \sum_{j=-n}^n j^{1+m} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \sum_{j=-n}^n j^{m+0} & \sum_{j=-n}^n j^{m+1} & \dots & \sum_{j=-n}^n j^{m+m} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_{i0} \\ a_{i1} \\ \vdots \\ a_{im} \end{pmatrix}$$

$$= \begin{pmatrix} \sum_{j=-n}^n j^0 x(i+j), \\ \sum_{j=-n}^n j^1 x(i+j), \\ \vdots \\ \sum_{j=-n}^n j^m x(i+j), \end{pmatrix}$$

[0064] 即 $X_{kl}A_l = Y_k$, 于是 $A_k = X_{kl}^{-1}Y_k$ 。

[0065] 遍历整个心电信号中的每个数据 $x(i)$, 得到各个采样点的拟合信号为 $B(i) = a_{i0}$, 以此作为基线漂移, 从原始心电信号中去除,

[0066] 因此, 去除了基线漂移和第一肌电噪声的净心电信号为

[0067] $N(i) = x(i) - B(i) = x(i) - a_{i0}$

[0068] 在实际应用中,单边点数 n ,需综合R波的宽度 T_R ,即R波的上升沿和下降沿之间的时间间隔,与采样率 f_s 确定。通常情况下, $T_R \approx 30$ 毫秒 $=0.030$ 秒,运动周期 $1/f$ 约为1秒,远大于 T_R 。原则是 $2n+1$ 个点需覆盖2倍 T_R ,即

[0069] $2n+1 > 2f_s \cdot T_R$

[0070] 在实际应用中,肢体静止时,取多项式最高幂次 $m \geq 0$ 。肢体慢动和快动时,取 $m \geq 2$ 。

[0071] 根据如上原则确定的单边点数 n 和多项式最高幂次 m ,计算量小,可准确、有效、同时去除基线漂移和第一肌电噪声。

[0072] 进一步地,所述方法还包括:

[0073] 当所述目标用户的四肢躯干的运动频率大于预设阈值时,通过低通滤波去除所述心电信号的第二肌电噪声。

[0074] 在实际应用中,当人体发生每秒10次左右的胸腹肌剧烈抖动时,产生的第二肌电噪声,难以作为基线漂移去除。该种噪声虽然较为罕见,但是其具有一定时长的持续重复性,可通过附加频率

[0075]
$$f = \frac{1}{2 \cdot T_R}$$

[0076] 的滤波器可以去除; T_R 表示R波的宽度,即R波的上升沿和下降沿之间的时间间隔。

[0077] 再高频的胸腹肌颤抖,信号光滑处理可以去除。

[0078] 在实际应用中,本发明实施例的心电信号处理方法可应用于如图2所示的运动型连续无创多生命体征监测系统中。运动型连续无创多生命体征监测系统,是继应用于手术室、医院、家庭在被监测者静止和休息时采用的各种有创和无创生命体征监测系统之后,下一代在远程静息和运动中进行健康和生理参数监护的核心技术。

[0079] 如图2所示,运动型连续无创多生命体征监测系统包括监测主机部分21和穿戴部分22;监测主机部分21包括系统主机、键盘、鼠标、显示屏、打印机、网络等外围数据、图形和能源等输入、输出和通讯设备;穿戴部分22包括心电图采集电极221、光电容积脉搏波采集器222和监测仪223。监测仪223将心电图采集电极221和光电容积脉搏波采集器222采集的心电信号和脉搏信号发送至监测主机部分21;监测主机部分21根据本发明实施例的方法对心电信号进行处理;并将处理后的心电信号、脉搏波信号、多生命体征参数或/和目标用户其他监测相关数据等发送至监测仪223;监测仪223对接收到的处理后的心电信号、脉搏波信号、多生命体征参数或/和目标用户其他监测相关数据等进行显示。在实际应用中,监测主机部分21和监测仪223可通过USB串口、蓝牙和WiFi进行通信,也可以通过共享共同的处理器、存储器和总线,实施本案例所述心电信号处理方法。

[0080] 应用了本发明提供的心电信号处理方法的软件,也可以加载到满足硬件配置要求的PC电脑、笔记本电脑、服务器、单片机、iPad、平板电脑、iOS和安卓操作系统的智能手机上,使上述智能设备成为运动型连续无创多生命体征监测系统主机部分。

[0081] 图3是本发明一个实施例的心电信号处理装置的结构示意图。如图3所示,本发明实施例的装置包括心电信号采集单元31、拟合信号获取单元32和处理单元33,具体地:

[0082] 心电信号采集单元31,用于采集目标用户的心电信号;

[0083] 拟合信号获取单元32,用于对采集的心电信号中的各个采样点进行拟合处理,获取所述心电信号中各个采样点的拟合信号;

[0084] 处理单元33,用于根据所述各个采样点的拟合信号对所述心电信号进行处理,去除基线漂移和第一肌电噪声。

[0085] 本发明实施例提供的心电信号处理装置,针对各个采样点及其附近心电信号进行拟合,获得各个采样点的拟合信号,将拟合信号从心电信号中去除,实现快速、有效地去除心电信号中的基线漂移和第一肌电噪声。

[0086] 在本发明实施例的一种可选的实施方式中,拟合信号获取单元32包括:

[0087] 多项式拟合式构建模块,用于针对所述心电信号中的各个采样点的两边单侧各取预设个数的采样点,构建所述各个采样点的多项式拟合式;

[0088] 拟合信号获取模块,用于采用最小二乘法求解所述多项式拟合式,获取所述各个采样点的拟合信号。

[0089] 具体地,所述多项式拟合式如下:

[0090]
$$y(i+j) = \sum_{k=0}^m a_{ik} j^k$$

[0091] 其中, $y(i+j)$ 代表拟合点,在采样点*i*两边单侧各取*n*个点,共 $2n+1$ 个点做拟合处理; $j=-n,-n+1,\dots,n-1,n$; m 表示多项式最高幂次, $k=0,1,\dots,m$; a_{ik} 代表多项式系数。

[0092] 可选地,该心电信号处理装置还包括:

[0093] 第二肌电噪声去除单元,用于当所述目标用户的四肢躯干的运动频率大于预设阈值时,通过低通滤波去除所述心电信号的第二肌电噪声。

[0094] 本发明实施例的心电信号处理装置可以用于执行上述方法实施例,其原理和技术效果类似,此处不再赘述。

[0095] 图4是本发明一个实施例的电子设备的结构示意图。

[0096] 参照图4,电子设备包括:处理器(processor) 41、存储器(memory) 42和总线(bus) 43;其中,

[0097] 处理器41和存储器42通过总线43完成相互间的通信;

[0098] 处理器41用于调用存储器42中的程序指令,以执行上述各方法实施例所提供的心电信号处理方法。

[0099] 此外,上述的存储器42中的逻辑指令可以通过软件功能单元的形式实现并作为独立的产品销售或使用时,可以存储在一个计算机可读取存储介质中。基于这样的理解,本发明的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分或者该技术方案的部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品存储在一个存储介质中,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机、服务器、笔记本电脑、单片机、iPad、平板电脑、iOS和安卓操作系统的智能手机或者网络设备等)执行本发明各个实施例所述方法的全部或部分步骤。而前述的存储介质包括:U盘、移动硬盘、硬盘、只读存储器(ROM, Read-Only Memory)、随机存取存储器(RAM, Random Access Memory)、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

[0100] 本实施例提供一种计算机程序产品,所述计算机程序产品包括存储在非暂态计算机可读取存储介质上的计算机程序,所述计算机程序包括程序指令,当所述程序指令被计算机执行时,计算机能够执行上述各方法实施例所提供的心电信号处理方法。

[0101] 本实施例提供一种非暂态计算机可读存储介质,所述非暂态计算机可读存储介质存储计算机指令,所述计算机指令使所述计算机执行上述各方法实施例所提供的心电信号处理方法。

[0102] 本发明实施例提供的心电信号处理方法及装置,采集目标用户的心电信号;对采集的心电信号中的各个采样点进行拟合处理,获取所述心电信号中各个采样点的拟合信号;根据所述各个采样点的拟合信号对所述心电信号进行处理,去除基线漂移和第一肌电噪声。本发明实施例针对各个采样点及其附近心电信号进行拟合,获得各个采样点的拟合信号,将拟合信号从心电信号中去除,实现快速、有效地去除心电信号中的基线漂移和第一肌电噪声。

[0103] 本领域内的技术人员应明白,本发明的实施例可提供为方法、系统、或计算机程序产品。因此,本发明可采用完全硬件实施例、完全软件实施例、或结合软件和硬件方面的实施例的形式。而且,本发明可采用在一个或多个其中包含有计算机可用程序代码的计算机可用存储介质(包括但不限于磁盘存储器、CD-ROM、光学存储器等)上实施的计算机程序产品的形式。

[0104] 本发明是参照根据本发明实施例的方法、设备(系统)、和计算机程序产品的流程图和/或方框图来描述的。应理解为可由计算机程序指令实现流程图和/或方框图中的每一流程和/或方框、以及流程图和/或方框图中的流程和/或方框的结合。可提供这些计算机程序指令到通用计算机、专用计算机、嵌入式处理机或其他可编程数据处理设备的处理器以产生一个机器,使得通过计算机或其他可编程数据处理设备的处理器执行的指令产生用于实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能的装置。

[0105] 需要说明的是术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者设备不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者设备中还存在另外的相同要素。

[0106] 本发明的说明书中,说明了大量具体细节。然而能够理解的是,本发明的实施例可以在没有这些具体细节的情况下实践。在一些实例中,并未详细示出公知的方法、结构和技术,以便不模糊对本说明书的理解。类似地,应当理解,为了精简本发明公开并帮助理解各个发明方面中的一个或多个,在上面对本发明的示例性实施例的描述中,本发明的各个特征有时被一起分组到单个实施例、图、或者对其的描述中。然而,并不应将该公开的方法解释成反映如下意图:即所要求保护的本发明要求比在每个权利要求中所明确记载的特征更多的特征。更确切地说,如权利要求书所反映的那样,发明方面在于少于前面公开的单个实施例的所有特征。因此,遵循具体实施方式的权利要求书由此明确地并入该具体实施方式,其中每个权利要求本身都作为本发明的单独实施例。

[0107] 以上实施例仅用于说明本发明的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述实施例对本发明进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分技术特征进行等同替换;而这些修改或替换,并不使相应技术方案的本质脱离本发明各实施例技术方案的精神和范围。

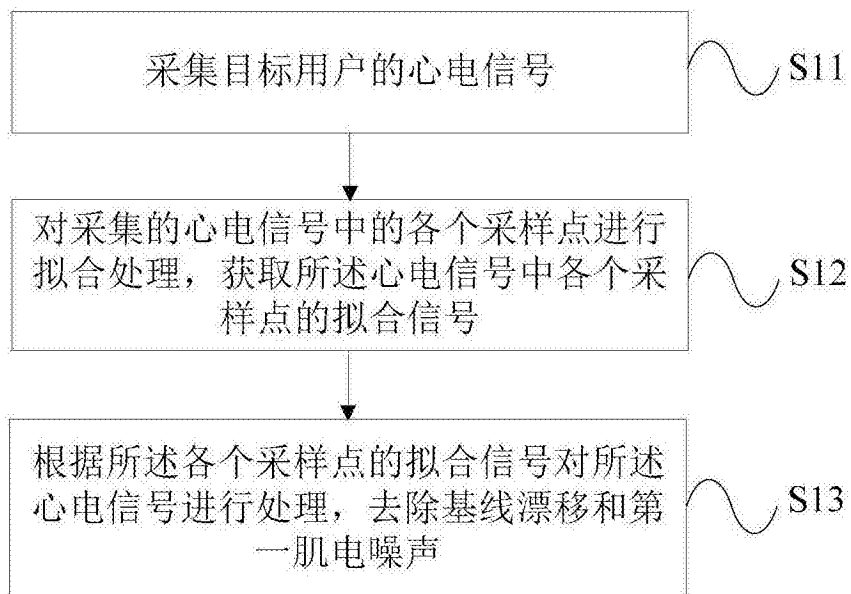


图1

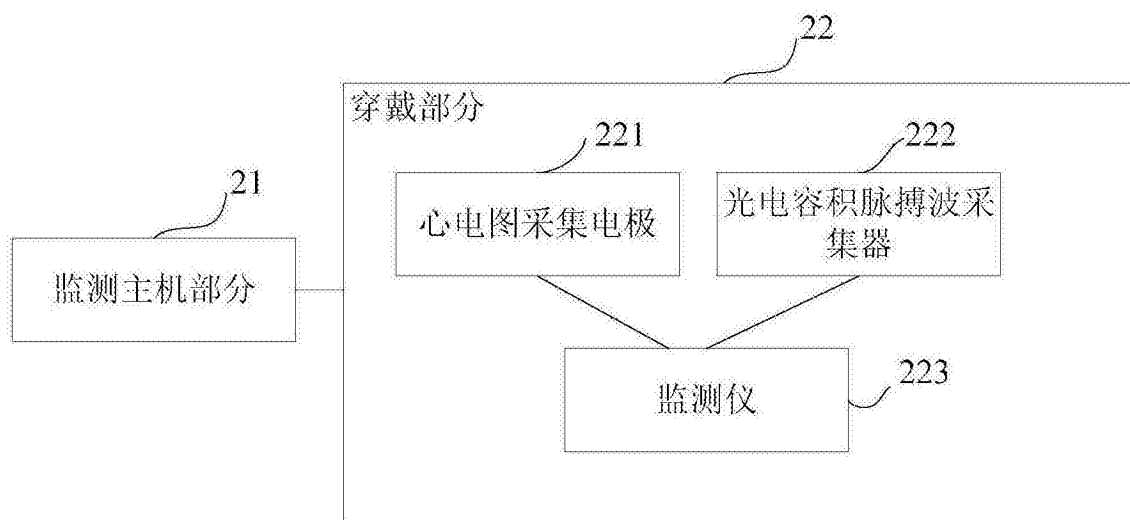


图2

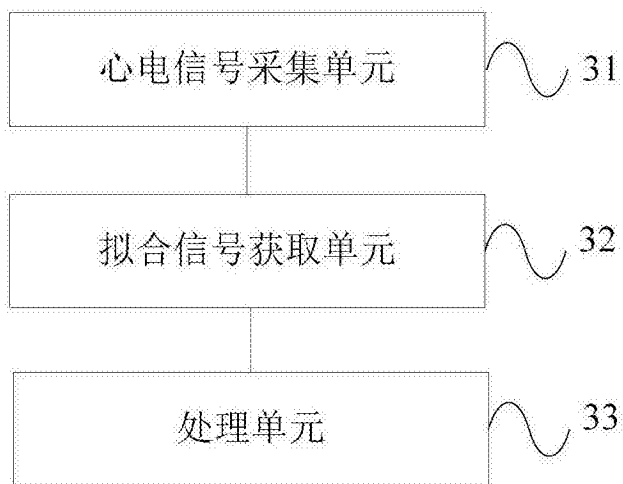


图3

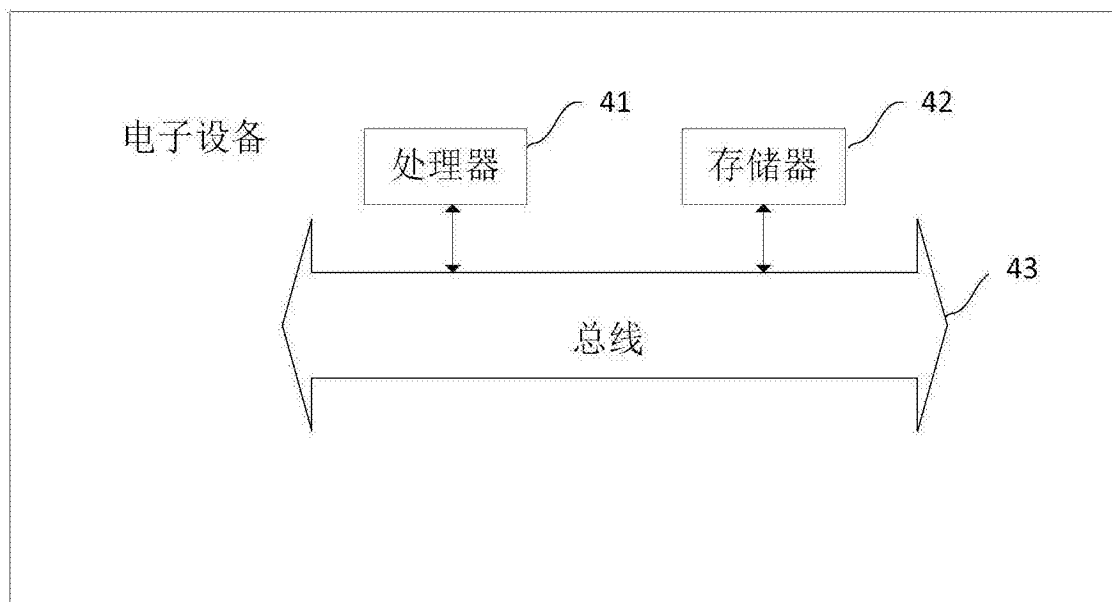


图4

专利名称(译)	一种心电信号处理方法及装置		
公开(公告)号	CN107296590A	公开(公告)日	2017-10-27
申请号	CN201710399606.0	申请日	2017-05-31
[标]发明人	果淑颖		
发明人	果淑颖		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0402		
代理人(译)	王莹		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种心电信号处理方法及装置。该方法包括：采集目标用户的心电信号；对采集的心电信号中的各个采样点进行拟合处理，获取所述心电信号中各个采样点的拟合信号；根据所述各个采样点的拟合信号对所述心电信号进行处理，去除基线漂移和第一肌电噪声。本发明实施例针对各个采样点及其附近心电信号进行拟合，获得各个采样点的拟合信号，将拟合信号从心电信号中去除，实现快速、有效地去除心电信号中的基线漂移和第一肌电噪声。

