



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101683260 B

(45) 授权公告日 2012. 05. 30

(21) 申请号 200810216456. 6

(22) 申请日 2008. 09. 28

(73) 专利权人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦

(72) 发明人 颜永生 李旭

(74) 专利代理机构 深圳鼎合诚知识产权代理有限公司 44281

代理人 郭燕

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1935084 A, 2007. 03. 28, 说明书第 2 页第 16 行至第 5 页第 2 行, 附图 1-6.

US 2007/0271052 A1, 2007. 11. 22, 全文.

CN 1525395 A, 2004. 09. 01, 全文.

张石等. 基于小波变换的脉搏波标志点检测方法.《数据采集与处理》. 2006, 第 21 卷第 40-43 页.

王甲峰. 弱周期信号的时域积分检测法.《自动测量与控制》. 2007, 第 26 卷 (第 9 期), 第 73-75 页.

审查员 赵实

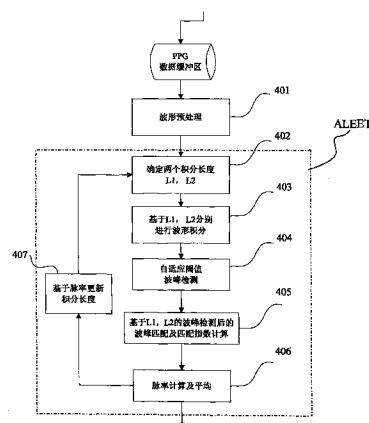
权利要求书 3 页 说明书 6 页 附图 4 页

(54) 发明名称

一种节律性生理信号的优化处理方法及装置

(57) 摘要

本发明公开了一种节律性生理信号的优化处理方法及装置, 所述方法包括以下步骤: 对节律性生理信号的交流部分进行局部能量增强处理, 并确定波峰位置。本发明通过局部能量增强技术加强收缩期的特征同时抑制噪声, 从而增加了测量的准确性。



1. 一种节律性生理信号的优化处理方法,其特征在于包括以下步骤:
对节律性生理信号的交流部分进行局部能量增强处理,并确定波峰位置;
在确定波峰位置后根据波峰的时间差计算生理信号的参数值;
所述局部能量增强处理和计算所述生理信号的参数值的步骤包括以下步骤:
为生理信号的交流部分的波形确定至少两个积分长度;
对生理信号的交流部分的波形按照至少两个积分长度分别进行积分变换;
在积分变换后的波形上确定波峰位置。
2. 如权利要求1所述的节律性生理信号的优化处理方法,其特征在于:在确定波峰位置的步骤之后和计算生理信号的参数值之前还包括以下步骤:进行波峰位置匹配,得到匹配波峰;所述波峰的时间差为匹配波峰的时间差。
3. 如权利要求1所述的节律性生理信号的优化处理方法,其特征在于:所述积分长度与节律性生理信号的周期相关。
4. 如权利要求3所述的节律性生理信号的优化处理方法,其特征在于:所述积分长度为两个,第二积分长度等于第一积分长度的两倍。
5. 如权利要求1所述的节律性生理信号的优化处理方法,其特征在于:所述积分变换为单边积分变换。
6. 如权利要求1至5中任一项所述的节律性生理信号的优化处理方法,其特征在于:所述在积分变换后的波形上确定波峰位置的步骤包括以下步骤:
确定由幅值连续大于波形检测阈值到幅值小于波形检测阈值的采样点对应的时间索引区间;
搜索所述时间索引区间内波形达到最大值时对应的的时间索引,该时间索引值即为波峰位置。
7. 如权利要求1至5中任一项所述的节律性生理信号的优化处理方法,其特征在于:所述在积分变换后的波形上确定波峰位置的步骤包括以下步骤:
判断输入信号的幅值是否大于波形异常阈值,如果是,则结束并进行下一处理周期,如果不是,则执行以下步骤:
确定由幅值连续大于波形检测阈值到幅值小于波形检测阈值的采样点对应的的时间索引区间;
搜索所述时间索引区间内波形达到最大值时对应的的时间索引,该时间索引值即为波峰位置。
8. 如权利要求1至5中任一项所述的节律性生理信号的优化处理方法,其特征在于:所述在积分变换后的波形上确定波峰位置的步骤包括以下步骤:
记录幅值由连续大于波形检测阈值到小于波形检测阈值的采样点对应的的时间索引;
当记录的时间索引的个数超过预设的计数阈值时确定由最大时间索引和最小时间索引确定的时间索引区间;
搜索所述时间索引区间内波形达到最大值时对应的的时间索引,该时间索引值即为波峰位置。
9. 如权利要求2所述的节律性生理信号的优化处理方法,其特征在于:所述波峰位置匹配步骤包括以下步骤:对位于不同积分变换波形上的对应波峰的位置误差进行检测,判

断该位置误差是否小于预设的时间长度,如果是,则认为该波峰位置匹配,记录匹配波峰的位置;如果不是,则认为该波峰位置不匹配,检测下一波峰。

10. 如权利要求 2 所述的节律性生理信号的优化处理方法,其特征在于:所述根据匹配波峰的时间差计算生理信号的值步骤包括以下步骤:根据两两相邻匹配波峰之间的时间差计算匹配波峰的时间差,所述节律性生理信号的值等于匹配波峰的时间差的倒数乘以 60 秒。

11. 如权利要求 10 所述的节律性生理信号的优化处理方法,其特征在于:所述匹配波峰的时间差为多个两两相邻匹配波峰之间时间差的平均值。

12. 如权利要求 10 所述的节律性生理信号的优化处理方法,其特征在于:在得到匹配波峰后还包括计算匹配指数的步骤,所述匹配指数等于匹配波峰数除以用于相对比的积分变换波形上的所有波峰数。

13. 如权利要求 12 所述的节律性生理信号的优化处理方法,其特征在于:所述节律性生理信号的值等于脉率,所述脉率等于各处理周期的脉率与该处理周期匹配指数的加权平均值。

14. 如权利要求 3 所述的节律性生理信号的优化处理方法,其特征在于:在完成一个处理周期的所述生理信号的值计算后还包括以下步骤:将积分长度根据上一处理周期的生理信号的周期进行更新,以供下一处理周期使用。

15. 如权利要求 1 所述的节律性生理信号的优化处理方法,其特征在于:所述节律性生理信号的值等于脉率。

16. 如权利要求 1 所述的节律性生理信号的优化处理方法,其特征在于:通过对采集到的节律性生理信号作去除直流的预处理获得所述生理信号的交流部分,所述预处理步骤包括对波形进行一次或二次微分处理。

17. 一种节律性生理信号的优化处理装置,其特征在于包括:

生理信号计算模块,用于对节律性生理信号的交流部分进行局部能量增强处理,并确定波峰位置;

所述生理信号计算模块包括:

积分长度确定单元,用于为生理信号的交流部分的波形确定至少两个积分长度;

积分变换单元,用于对生理信号的交流部分的波形按照至少两个积分长度分别进行积分变换;

波峰位置确定单元,用于在积分变换后的波形上确定波峰位置。

18. 如权利要求 17 所述的节律性生理信号的优化处理装置,其特征在于所述生理信号计算模块还包括:用于根据波峰的时间差计算生理信号的值参数计算单元。

19. 如权利要求 18 所述的节律性生理信号的优化处理装置,其特征在于所述生理信号计算模块还包括:用于进行波峰位置匹配,得到匹配波峰的匹配单元,所述参数计算单元用于根据匹配波峰的时间差计算生理信号的值。

20. 如权利要求 19 所述的节律性生理信号的优化处理装置,其特征在于:所述匹配单元用于对位于不同积分变换波形上的对应波峰的位置误差进行检测,判断位置误差是否小于预设的时间长度,如果是,则认为该波峰位置匹配,记录匹配波峰的位置;如果不是,则认为该波峰位置不匹配,检测下一波峰。

21. 如权利要求 19 所述的节律性生理信号的优化处理装置,其特征在于:还包括匹配指数计算单元,所述匹配指数计算单元用于根据匹配单元得到的匹配波峰计算匹配指数,所述匹配指数等于匹配波峰数除以用于相对比的积分变换波形上的所有波峰数。

22. 如权利要求 17 所述的节律性生理信号的优化处理装置,其特征在于:还包括预处理模块,所述预处理模块用于将采集到的周期性生理信号作去除直流处理从而获得所述生理信号的交流部分。

一种节律性生理信号的优化处理方法及装置

【技术领域】

[0001] 本发明涉及节律性生理信号的节律测量,尤其涉及对节律性生理信号的优化处理方法及装置。

【背景技术】

[0002] 人体在生命的活动过程中存在许多生理性的节律性变化,这种节律性生理信号通常具有周期性或准周期性。以脉率为例,作为最简单也是最重要的生理参数之一,脉率能够迅速直观的表征心血管系统的节律性运动节律,对于临床观察和诊断具有及其重要的意义。在临床和医疗保健领域,不同类型的脉搏传感器获得了广泛应用,比如说压电传感器和光电传感器等。目前,在手术室和 ICU 中广为应用的脉搏式血氧计,就是使用光电传感器获得的光电描记信号 (PPG) 来同时测量血氧和脉率的。由于心率和脉率的相关性,利用光电传感器进行脉率测量要比基于心电图的心率测量方便得多。它的另一个好处是,其测量装置可以放在有动脉血流经的体表的任何地方。然而,由于 PPG 对于温度和运动的敏感,在临床中常常发现由于病人的低灌注或者运动 (尤其是孩童和新生) 导致脉率的监测出现较大的误差以及频繁的误报警,这对于临床诊断带来了极大的不便,也给护士的工作增加了很多负担。因此,如何在低灌注和运动干扰情况下保证测量的准确性和稳定性一直是亟待解决的问题。另外,对于方兴未艾的移动医疗保健领域来说,如何有效的消除运动伪差也是佩戴式脉率计发展的主要瓶颈之一。

[0003] 目前对于抗干扰的脉率测量的研究和解决主要集中于三个方面。

[0004] 第一,基于干扰波形的特征直接进行判断,从而将真实信号和干扰信号分开,减少误报警。这种技术虽然在很大程度上减少了误报警的发生率,但不足的是它们可能同时也使得那些只受到微弱干扰的信号质量下降,从而导致参数的错误估计。

[0005] 第二,引入运动信号的参考通道,利用参数模型进行消除或减少运动干扰的处理。独立的运动参考信号大都利用压电传感器、加速度计等获得。独立的运动传感器获得的运动参考信号虽然和实际运动紧密相关,但是难点在于如何从这些参考信号中计算对生理信号的干扰有实际贡献的那部分信号,以及如何对运动干扰信号与生理信号的耦合方式进行建模。事实上,运动传感器也很难获得运动信号的完整表述,而它们采集的信号甚至本身就可能被污染。

[0006] 第三,根据运动对生理信号的影响建立运动-生理模型,在生理模型的基础上利用信号处理技术消除/减少噪声。但基于运动-生理模型的技术和方法其实际效果常常取决于其模型是否与实际相符合,由于运动的复杂性,在很多时候,该方法也不能收到预期的效果。

【发明内容】

[0007] 本发明要解决的技术问题是提供一种节律性生理信号的优化处理方法及装置,提高节律性生理信号测量的准确性和稳定性。

- [0008] 本发明提供一种节律性生理信号的优化处理方法,包括以下步骤:
- [0009] 对节律性生理信号的交流部分进行局部能量增强处理,并确定波峰位置。
- [0010] 在一种实施例中,所述局部能量增强处理和计算所述生理信号的参数值的步骤可以包括以下步骤:
- [0011] 为生理信号的交流部分的波形确定至少两个积分长度;
- [0012] 对生理信号的交流部分的波形按照至少两个积分长度分别进行积分变换;
- [0013] 在积分变换后的波形上确定波峰位置。
- [0014] 在需要进一步处理时,在确定波峰位置后根据波峰的时间差计算生理信号的参数值。
- [0015] 一种节律性生理信号的优化处理装置,包括:
- [0016] 生理信号计算模块,用于对节律性生理信号的交流部分进行局部能量增强处理,并确定波峰位置。
- [0017] 其中,所述生理信号计算模块包括:
- [0018] 积分长度确定单元,用于为生理信号的交流部分的波形确定至少两个积分长度;
- [0019] 积分变换单元,用于对生理信号的交流部分的波形按照至少两个积分长度分别进行积分变换;
- [0020] 波峰位置确定单元,用于在积分变换后的波形上确定波峰位置。
- [0021] 在需要进一步处理时,所述生理信号计算模块还包括参数计算单元,其用于根据波峰的时间差计算生理信号的参数值。

【附图说明】

- [0022] 图 1 是脉搏血氧计的测量装置示意图。
- [0023] 图 2 是脉搏波波形示意图。
- [0024] 图 3 是本发明一种实施例的结构示意图。
- [0025] 图 4 是本发明的一个处理周期的算法流程图。
- [0026] 图 5 是信号预处理及单边积分变换结果示意图。

【具体实施方式】

- [0027] 本申请的特征及优点将通过实施例结合附图进行详细说明。
- [0028] 本发明利用生理信号(比如脉搏波)内在的生理特性,提出局部能量增强技术,来增强有用信号同时抑制噪声信号,从而提高节律性生理信号计算的准确度和稳定性,简单有效,且易于实现,其主要包括以下内容:
- [0029] 1) 将采集到的生理信号作预处理,目的是去除直流信号和去除通带外的高频噪声;
- [0030] 2) 对预处理后的波形(即生理信号的交流部分)应用局部能量增强技术来确定波峰位置,并可进一步获得节律性生理信号的参数值,其步骤主要包括:确定积分长度与信号周期的关系,进行双(或多)长度单边积分变换,在变换域上确定波峰位置,以进一步计算节律性生理信号参数值。因生理信号的周期会跟随生物体状态的变化而发生变化,为更准确地选择能量集中的长度作为积分长度,在进一步的改进中,采用自适应局部能量增强技

术 (Adaptive Local Energy Enhancement Technology), 简称 ALEET 技术。

[0031] 下面以计算脉率为例进行说明。

[0032] 请参考图 1, 图 1 是脉搏血氧计的测量装置示意图, 血氧计套在生物体上, 例如人体的手指上, 由光电驱动电路控制两个发光二极管发射两路不同波长的入射光 (如红光和红外光), 利用人体组织内动脉血搏动及血液中的血红蛋白对不同波长光 (如红光和红外光) 的透光性的不同, 从而由光电传感器获得两路光强不断变化的透射光信号 (即为光电描记信号 PPG), 形成脉搏波, 如图 2 所示, 脉搏波包括收缩期和舒张期。然后再根据这两路 PPG 计算血氧饱和度, 而至少利用其中的一路 PPG 计算脉率。

[0033] 图 3 是脉率优化处理的一种实施例的结构示意图, 包括预处理模块和生理信号计算模块, 预处理模块用于将采集到的节律性生理信号作去除直流的预处理, 预处理方法包括对脉搏波进行一次或二次微分处理, 以去除直流信号, 或使波形通过高通滤波器进行处理以去除直流信号, 还可以通过三点平滑以去除噪声。生理信号计算模块用于对预处理后的波形进行优化处理, 对局部能量进行增强处理, 并生理信号参数值 (例如脉率)。

[0034] 生理信号计算模块包括积分长度确定单元、积分变换单元、波峰位置确定单元和参数计算单元。积分长度确定单元用于为预处理后的波形确定至少两个积分长度, 优选为两个积分长度, 也可以是三个或四个积分长度。积分变换单元用于对预处理后的波形按照至少两个积分长度分别进行积分变换, 波峰位置确定单元用于在积分变换后的波形上确定波峰位置, 参数计算单元用于根据波峰的时间差计算生理信号参数值 (例如脉率)。

[0035] 在另一实施例中, 生理信号计算模块还可以进一步包括匹配单元, 匹配单元用于在确定波峰位置后进行波峰位置匹配, 得到匹配波峰, 参数计算单元用于根据匹配波峰的时间差来计算生理信号参数值。经过波峰匹配, 抛弃可能是干扰的不匹配波峰, 进一步增加波峰判断的稳定性。

[0036] 在又一实施例中, 生理信号计算模块还可以进一步包括匹配指数计算单元, 所述匹配指数计算单元用于根据匹配单元得到的匹配波峰计算匹配指数, 所述匹配指数等于匹配波峰数除以用于相对比的积分变换波形上的所有波峰数。匹配指数可用于评价所计算的生理信号参数值 (例如脉率) 的准确性。

[0037] 图 4 是脉率优化处理的一种实施例的流程图, 包括以下步骤:

[0038] 脉搏波信号 (可以为红外光信号和红光信号) 经预处理和 A/D 转换后进行缓存, 截取一段时间长度的信号 (例如处理长度为 3 秒或 4 秒的信号, 即处理周期为 3 秒或 4 秒) 执行步骤 401, 通过预处理模块进行信号预处理。处理信号可以优选红外光信号。计算脉率只需要一条通道的信号, 也可以选择红光信号, 但红外光比红光更稳定, 本实施例中优选红外光信号。预处理包括 (但不限于) 去除直流, 滤波主要是为了滤除不在感兴趣频段里的能量。由于脉搏波的波形在收缩期迅速上升而在舒张期缓慢下降 (如图 2 所示), 通过对脉搏波作一次或二次微分来去除直流, 可以突出收缩期部分, 即可以加强脉搏波形中对应血压收缩期的部分, 同时抑制舒张期的部分。实际应用中, 也可以通过选择合适的高通滤波器达到去除直流的目的。预处理还可以包括滤波处理, 例如采用三点平滑技术进行滤波处理, 以去除噪声。预处理将波形的负值归零, 对于脉搏波来说, 即仅保留收缩期部分的波形特点, 为下一步单边积分做好准备。

[0039] 然后, 生理信号计算模块应用 ALEET 技术对预处理后的波形进行处理。

[0040] 首先对时域波形进行自适应双（或多）长度单边积分变换。在步骤 402, 由积分长度确定单元确定至少两个积分长度, 积分长度与节律性生理信号的周期相关, 为能量集中的范围, 不同的生理信号具有不同的积分长度。本实施例中以两个积分长度 $L1$ 和 $L2$ 为例进行说明, $L1 = \alpha * T0$, $L2 = a * L1$ 。 $T0$ 为节律性生理信号的周期, 系数 α 和 a 的选择和具体的生理信号有关, 以脉搏波信号为例, 优选的采用 $\alpha = 1/6$, $a = 2$ 。在处理过程中该长度可根据上一个周期长度自适应的调整。初始的积分长度可以预先给出, 比如可选用对应于临床中脉率测量上限 300BPM 对应的周期长度 $1/3$ 和 $1/6$, 如采样率为 120Hz, 则可以选择 $L1 = 4$, $L2 = 8$ 。

[0041] 选定积分长度后执行步骤 403, 积分变换单元采用两个（或两个以上）积分长度对波形进行积分, 本实施例中以积分长度 $L1$ 和 $L2$ 分别对波形作积分变换为例进行说明。以积分长度 $L1$ 为窗口, 将窗口内的各采样点的幅值之和作为第一点的积分, 然后将窗口向后滑动, 同样计算出第二点的积分, 以此类推得出积分长度 $L1$ 的积分变换波形。同样得出积分长度 $L2$ 的积分变换波形。所述的预处理和积分变换的实际效果如图 5 所示。图 5(a) 显示了原始的脉搏波波形, 由于弱灌注和运动的影响, 该波形的波峰不是很明显; 图 5(b) 显示了对原始波形进行预处理（包括三点平滑和二次微分滤波）后的脉搏波波形; 图 5(c) 显示了以 $L1$ 为积分长度的单边积分变换后的波形, 图 5(d) 显示了以 $L2$ 为积分长度的单边积分变换后的波形, 由于通过对积分长度内的能量进行了积分增强处理, 所以波形的波峰比较明显, 有利于波峰的检测。

[0042] 变换后的波形执行步骤 404, 由波峰位置确定单元进行波峰位置检测。可以采用多种方法检测波峰位置。

[0043] 方法一: 预先设置波形检测阈值 $TH2$, 逐点将幅值和波形检测阈值 $TH2$ 进行比较, 确定由幅值连续大于波形检测阈值 $TH2$ 到幅值小于波形检测阈值 $TH2$ 的采样点对应的时间索引区间, 搜索所述时间索引区间内波形达到最大值时对应的的时间索引, 该时间索引值即为波峰位置。

[0044] 方法二、预先设置波形异常阈值 $TH1$ 和波形检测阈值 $TH2$, 判断输入信号的幅值是否大于波形异常阈值 $TH1$, 波形异常阈值 $TH1$ 用于确定过大的噪声干扰和信号突变等, 优选的可采用 $TH1 = IL * AVG * 10$, 其中 IL 是积分长度, AVG 是积分后的信号均值。当输入信号的幅值大于 $TH1$ 时, 认为信号异常, 将提示系统提前结束该流程到下一个处理周期, 反之, 则可采用与方法一相同的方法来继续确定波形检测阈值 $TH2$ 用于检测波峰位置, 优选的可采用 $TH2 = AVG * 0.8$ 。具体的说, 当信号的采样点连续大于设定的波形检测阈值 $TH2$ 时, 将其对应的的时间索引放入一个缓冲区, 直到某一采样点小于波形检测阈值 $TH2$ 。确定由该缓冲区的最大时间索引到最小时间索引之间的时间索引区间, 搜索所述时间索引区间内波形达到最大值时对应的的时间索引, 该时间索引值即为波峰位置。

[0045] 方法三、为了避免将一些干扰信号误认为真实信号, 将缓冲区里的时间索引的个数和预设的计数阈值进行比较, 如果时间索引的个数大于设定的计数阈值, 则确认有效, 则确定由该缓冲区的最大和最小的时间索引的区间, 搜索在该时间区间内积分波形达到最大值时对应的的时间索引, 并认为该时间索引值即是波峰位置。如果没有效, 则将缓冲区里的时间索引的数据抛弃, 继续往前搜索。

[0046] 检测波峰位置后可根据波峰之间的时间差计算脉率, 脉率等于波峰的时间差的倒

数乘以 60 秒。

[0047] 在另一实施例中,检测波峰位置后可进一步执行步骤 405,由匹配单元进一步进行波峰匹配。波峰位置匹配步骤包括以下步骤:对位于不同积分变换波形上的对应波峰之间的位置误差进行检测,判断该位置误差是否小于预设的时间长度,如果是,则认为该波峰位置匹配,记录匹配波峰的位置;如果不是,则认为该波峰位置不匹配,可能是干扰,检测下一波峰。在一种实施例中,以两个积分波长为例进行说明,当采用两个积分波长分别进行积分变换后,其积分变换波形也有两个,例如图 5 中的 (c) 和 (d),每个波形上具有若干波峰,图 5(c) 中的波峰 10 与图 5(d) 中的波峰 20 为对应波峰,图 5(c) 中的波峰 11 与图 5(d) 中的波峰 21 为对应波峰,检测对应波峰的位置误差,当波峰的位置误差小于设定的固定时间长度时(如 0.02s),认为该波峰位置匹配,记录匹配波峰的位置,否则认为该波峰位置不匹配。

[0048] 对于三个积分波形,也可同样进行波峰匹配检测。

[0049] 匹配的波峰的时间差可以用来进一步确定脉率。在步骤 406,由参数计算单元根据匹配波峰的时间差计算脉率。根据匹配波峰的位置(至少两个波峰),逐次计算匹配波峰与相邻的匹配波峰之间的时间差,如果匹配波峰多于两个,则可对时间差作平均。脉率(HR)的定义为 1 分钟内的跳动次数(BPM),所以脉率等于匹配波峰的时间差的倒数乘以 60 秒。

[0050] 由于所述生理信号波形的能量主要集中于一个特定的时间尺度内,如果对该时间尺度进行估计并以此进行积分,可以获得能量最大值和波峰准确定位的平衡,从而视觉上起到“局部能量增强”的效果。这种效果可以提高判断波峰的准确性,以至提高脉率测量的准确度,从而改进了在低灌注和运动干扰等情况下脉率测量的准确性和稳定性。而波峰匹配的作用就是进一步增加波峰判断的稳定性。

[0051] 为进一步评价计算出的脉率的准确性和进一步提高脉率检测的准确性,在另一实施例中,还可利用步骤 405 中检测出的匹配波峰来计算匹配指数 MI,匹配指数等于匹配波峰数除以用于相对比的积分变换波形上的所有波峰数。以两个积分长度为例进行说明,匹配指数 MI 的计算公式为:

$$[0052] \quad MI(\%) = \frac{Nm}{N1 + N2} \times 100,$$

[0053] 其中 Nm、N1 和 N2 分别是指匹配的波峰数,以及基于 L1 和 L2 积分变换搜索到的波峰数。

[0054] 匹配指数 MI 可以用来评价波形的匹配程度,从而评价计算出的脉率的准确性。当匹配程度低时,计算出的脉率的准确性也低,匹配程度高,计算出的脉率的准确性也高。因此,为进一步提高脉率检测的准确性,也可以匹配指数 MI 为加权指数来获得一定时间长度的加权平均值作为最后的脉率输出,例如脉率等于各处理周期的脉率与该处理周期匹配指数的加权平均值。

[0055] 计算出的脉率和匹配指数可用于显示或其他操作,然后进入下一个处理周期。在另一实施例中,为使积分长度能够自适应生理信号的周期变化,新算出的脉率值用于更新积分长度,在步骤 407 中,因积分长度与生理信号的周期相关,在最初时,积分长度预先给定,而脉率是不断变化的,为将积分长度和能量集中宽度匹配起来,在随后的处理周期中,将积分长度根据上一处理周期的节律性生理信号(例如脉搏波)的周期进行更新,例如使

积分长度 $L1' = \alpha * 60 / HR$, 积分长度 $L2' = a * L1'$ 以供下一个处理周期使用, 而 $60 / HR$ 即为脉搏波的上一处理周期的周期。

[0056] 上述实施例中, 如果信号本身不含有直流成分, 也可不经过预处理步骤, 而直接对信号中的交流部分进行局部能量增强处理。

[0057] 本发明经过基于 10 位成人的约 13 小时临床数据 (包括有明显运动干扰的信号) 在 PC 上进行了验证, 其结果显示, 采用本发明的脉率测量误差对于不同信号质量的信号均有不同程度的降低, 对于运动干扰较强的信号, 效果尤为明显。

[0058] 本发明也可用于其它传感器获得的其他节律性生理信号, 如血压、血流、血容积相关信号和心电信号, 可根据不同的节律性生理信号的能量集中宽度选择积分长度, 例如心电信号可采用 R 波, 然后估算出合适的能量宽度即可。

[0059] 由以上可知, 本发明不需要任何参考通道, 因此其物理实现相对简单; 也不基于运动-生理理论模型, 其应用范围更广泛; 本发明通过 ALEET 技术加强收缩期的特征同时抑制噪声, 从而增加了测量的准确性。

[0060] 以上内容是结合具体的优选实施方式对本发明所作的进一步详细说明, 不能认定本发明的具体实施只局限于这些说明。对于本发明所属技术领域的普通技术人员来说, 在不脱离本发明构思的前提下, 还可以做出若干简单推演或替换, 都应当视为属于本发明的保护范围。

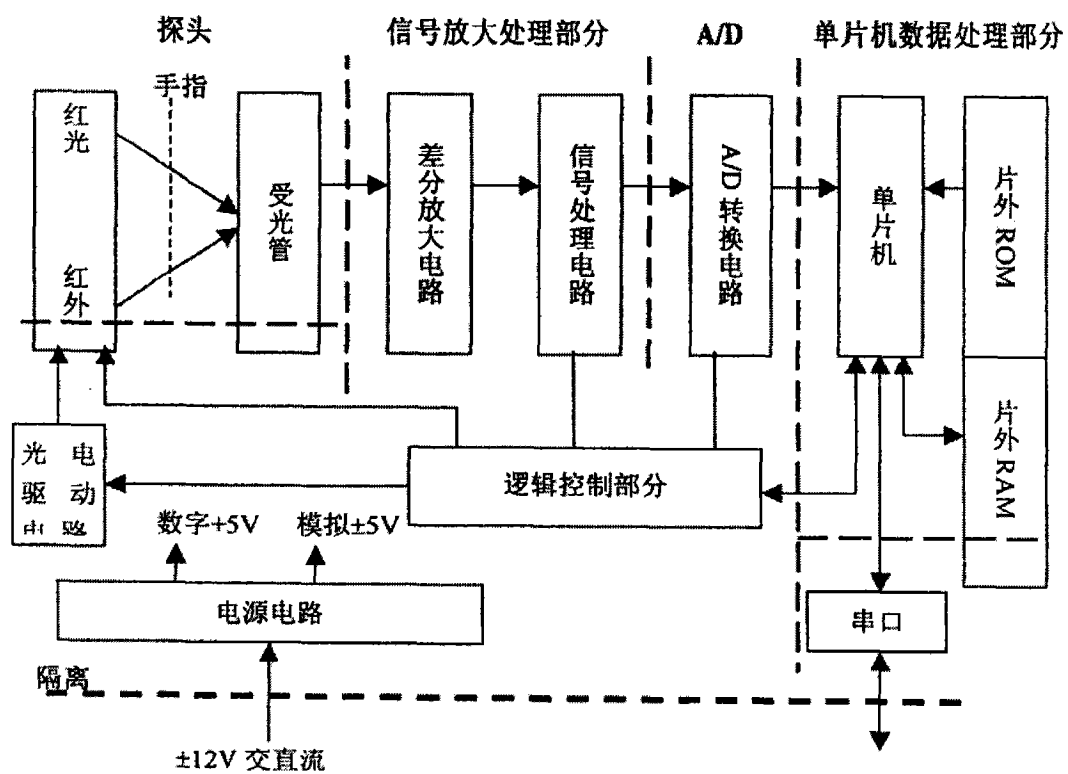


图 1

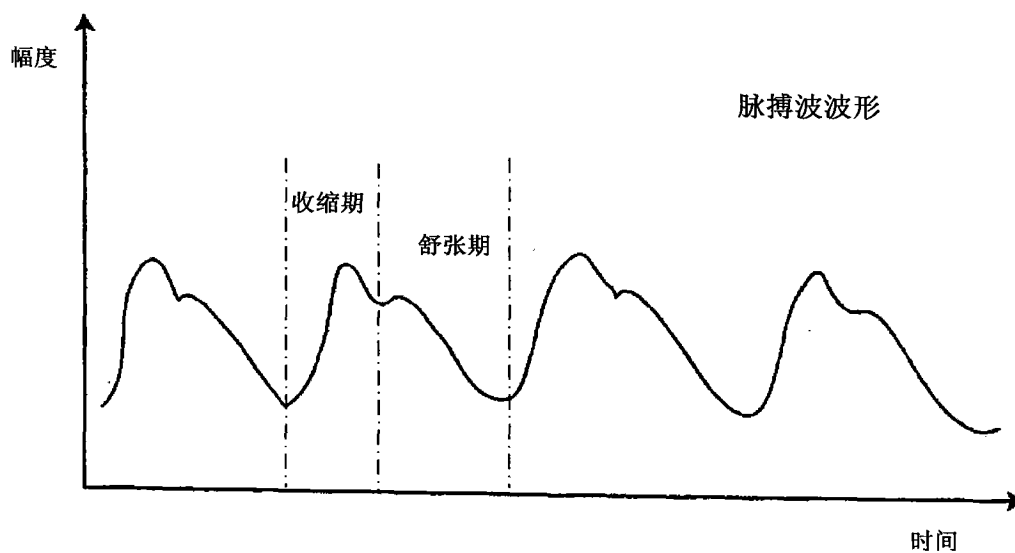


图 2

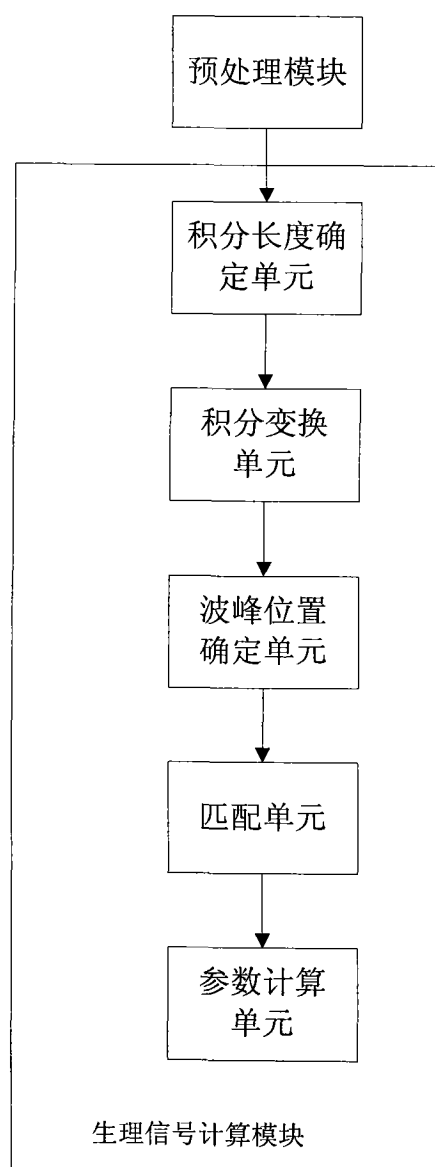


图 3

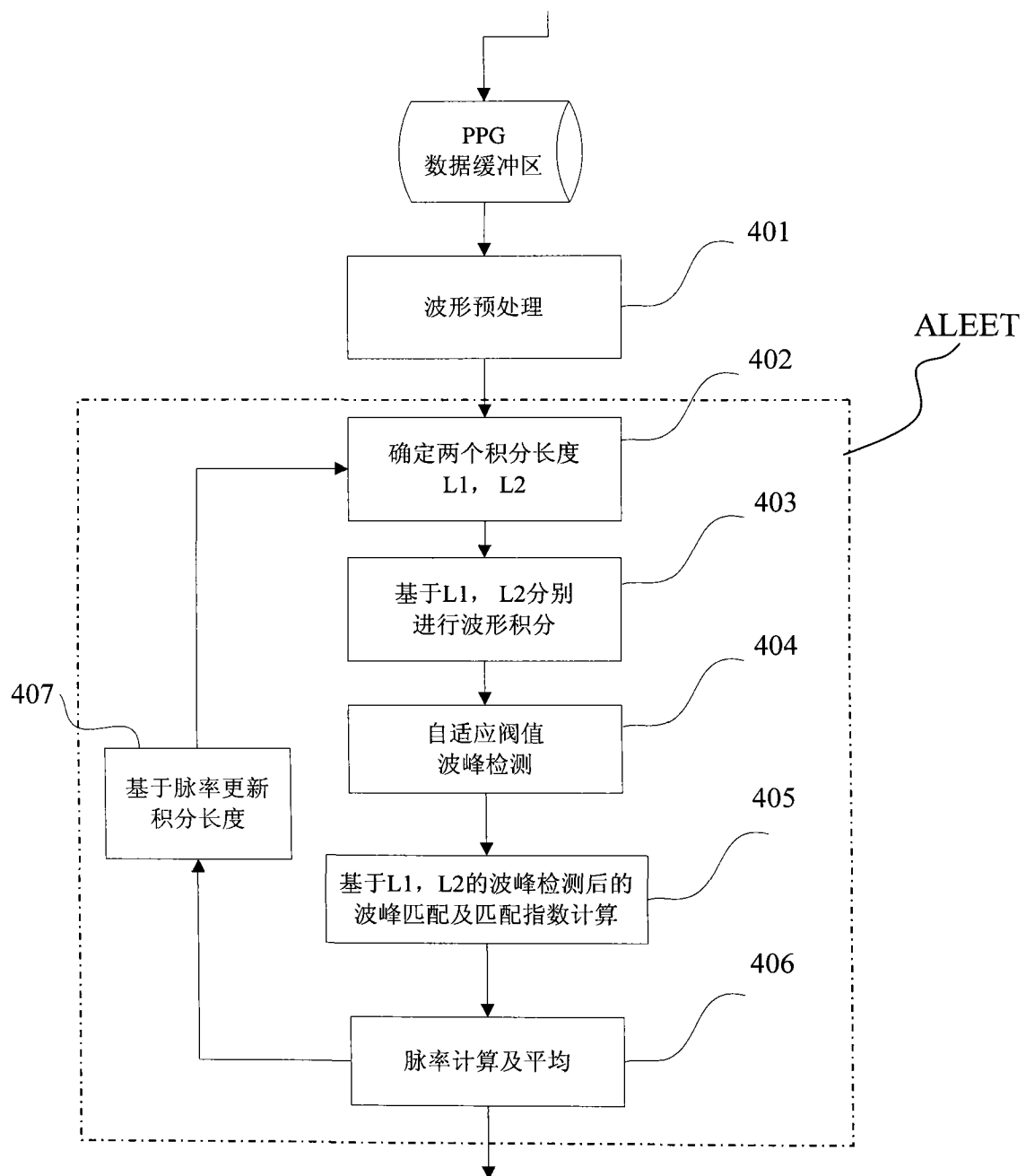


图 4

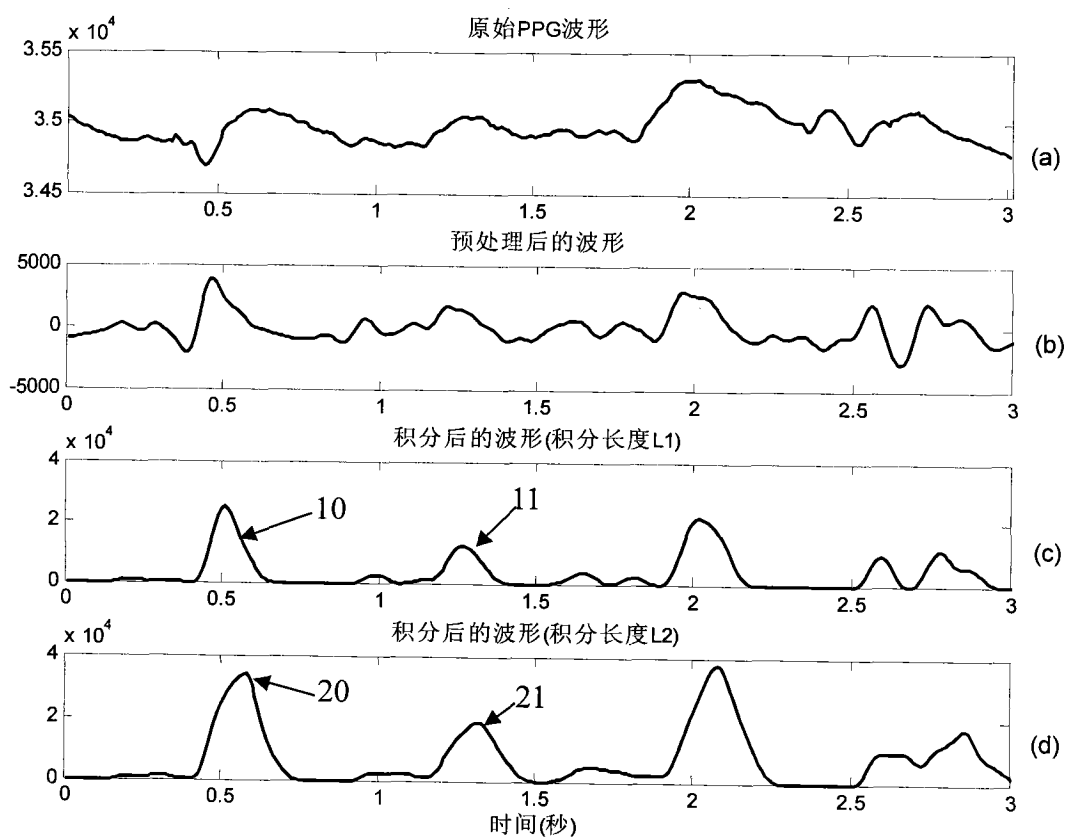


图 5

专利名称(译)	一种节律性生理信号的优化处理方法及装置		
公开(公告)号	CN101683260B	公开(公告)日	2012-05-30
申请号	CN200810216456.6	申请日	2008-09-28
[标]申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
[标]发明人	颜永生 李旭		
发明人	颜永生 李旭		
IPC分类号	A61B5/00 G06F19/00		
代理人(译)	郭燕		
审查员(译)	赵实		
其他公开文献	CN101683260A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种节律性生理信号的优化处理方法及装置，所述方法包括以下步骤：对节律性生理信号的交流部分进行局部能量增强处理，并确定波峰位置。本发明通过局部能量增强技术加强收缩期的特征同时抑制噪声，从而增加了测量的准确性。

