



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109512405 A

(43)申请公布日 2019.03.26

(21)申请号 201910014382.6

(22)申请日 2019.01.08

(71)申请人 哈尔滨工业大学(深圳)

地址 518000 广东省深圳市南山区桃源街
道深圳大学城哈尔滨工业大学校区

(72)发明人 卢光明 江志兴 张大鹏

(74)专利代理机构 深圳市添源知识产权代理事
务所(普通合伙) 44451

代理人 罗志伟

(51) Int. Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

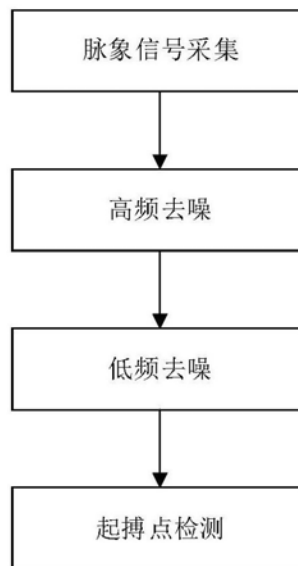
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

一种基于局部点检测的脉象信号分割方法

(57)摘要

本发明提供了一种基于局部点检测的脉象信号分割方法,其包括以下步骤:步骤S1,采集脉象信号;步骤S2,去除脉象信号中的高频噪声;步骤S3,去除脉象信号中的低频噪声,得到去除高频噪声、低频噪声的脉象信号;步骤S4,针对步骤S3得到的去除高频噪声、低频噪声的脉象信号,通过滑动窗口的方法检测波峰点位置;根据波峰点位置,选择波峰点前一段信号,检测起搏点的位置。采用本发明的技术方案,更好地保持所选择出来的起搏点的统一性,减少不同周期之间在时间轴上的差异,提高了平滑脉象信号的起搏点检测准确性,提高了平均周期的准确性,使平均周期更具代表性。



1. 一种基于局部点检测的脉象信号分割方法,其特征在于:其包括以下步骤:

步骤S1,采集脉象信号;

步骤S2,去除脉象信号中的高频噪声;

步骤S3,去除脉象信号中的低频噪声,得到去除高频噪声、低频噪声的脉象信号;

步骤S4,针对步骤S3得到的去除高频噪声、低频噪声的脉象信号,通过滑动窗口的方法检测波峰点位置;根据波峰点位置,选择波峰点前一段信号,检测起搏点的位置。

2. 根据权利要求1所述的基于局部点检测的脉象信号分割方法,其特征在于,步骤S4,中,采用以下步骤检测起搏点的位置:选取波峰点前一段信号,计算信号内曲率极大值点得到曲率极大值点集合,删除其中靠近波峰的点,计算其他点的凹凸性,删除位于凹位置的点,选取与波峰线性度最高的点作为起搏点。

3. 根据权利要求2所述的基于局部点检测的脉象信号分割方法,其特征在于,步骤S4中波峰点位置采用以下步骤进行检测:

步骤S401,对脉象信号进行傅立叶变换,得到脉象信号的基准频率 f_p 和基准周期 $T_p=1/f_p$;

步骤S402,初始化滑动窗口位置 $[0, T_p]$,检测窗口内脉象信号的峰值和波谷,波峰和波谷对应的采样时刻分别为 p_1 和 v_1 ;

步骤S403,移动滑动窗口更新信息,第二个窗口的位置为 $[p_1+T_p/2, p_1+3T_p/2]$,检测第二个峰值和波谷点 p_2 和 v_2 ;

步骤S404,重复步骤S402和S403,直到滑动窗口移动到信号末端,检查信号的峰值和波谷是否一一对应;其中,信号的峰值和波谷时刻分别由 $p(x)=[p_1, p_2, \dots, p_m]$ 和 $v(x)=[v_1, v_2, \dots, v_m]$ 给出,且满足不等式关系 $v_1 < p_1 < v_2 < p_2 < \dots < v_m < p_m$,其中 m 代表信号的周期个数。

4. 根据权利要求3所述的基于局部点检测的脉象信号分割方法,其特征在于,所述起搏点位置采用以下步骤进行检测:

步骤S411,对于脉象信号的第 i 个波峰,选择信号段 $[p_i-T_p/2, p_i]$ 进行以下步骤的检测,并将信号段表示为 $X=\{x_1, x_2, \dots, x_n\}$, $n=T_p/2$;按照下式对 X 做归一化操作: $X=(X-\min(X))*\text{length}(X)/(\max(X)-\min(X))$;

步骤S412,对于步骤S411集合中的每一个点计算其对应的曲率,第 j 个点的曲率为 $\kappa_j=|x''|/(1+x'^2)^{3/2}$,选择曲率极大值位置,并组成集合 curvset ;

步骤S413,计算步骤S411集合中的每一个点的二阶导数,选择极小值点组成集合 minimalset ;其中 $\text{diff}(\text{sign}(\text{diff}(X)))=2$;

步骤S414,删除太靠近波峰的曲率极大值和极小值点,即集合中的点满足 $\text{curvset}(\text{find}(X > (0.5*\text{length}(X))))=0$,

$\text{minimalset}(\text{find}(X > (0.5*\text{length}(X))))=0$;

步骤S415,采用以下公式计算信号的凹凸性,起搏点位于凹的位置,对于位置 j 的点满足:

中间变量 $Y=[[1:n]', X]$,

$\text{vec1}=Y(j-1,:) - Y(j,)$,

$\text{vec2}=Y(j+1,:) - Y(j,)$,

$ccd(j) = \text{sign}(\det([\text{vec1}; \text{vec2}]))$,

当j是凹的时候, $ccd(j) = -1$;

步骤S416, 如果起搏点位于凹的位置, 则删除其他位置的曲率极大值点, 即采用以下公式计算 $\text{curvset} = \text{curvset} \cap \text{ccd}$;

步骤S417, 选择最多3个最大的曲率值作为候选起搏点集, 形成新的集合 curvset ; 若该集合为空, 则选择 minimalset 内最靠近波峰的极小值点作为起搏点; 若该集合非空, 继续下一步骤;

步骤S418, 对于选择出来的曲率极大值点和信号极小值点最靠近波峰的两个点, 比较哪一个更靠近波峰; 若信号极小值点更靠近波峰, 则直接以这个信号极小值点作为起搏点; 否则, 继续下一步骤;

步骤S419, 比较哪一个曲率极大值点与波峰的连线更近与一条直线, 选择与波峰线性度最高的点作为起搏点。

5. 根据权利要求1所述的基于局部点检测的脉象信号分割方法, 其特征在于, 步骤S1中, 采集脉象信号采用以下步骤:

步骤S101, 对传感器探头的进行初始化操作, 将探头空载, 使静态接触压力清零;

步骤S102, 估测腕部脉象寸关尺三部位的大概位置;

步骤S103, 将传感器探头缠绕到病人的腕部, 并使三路传感器分别对准寸关尺部位;

步骤S104, 预览信号, 增加或减少采样压力, 以获得最高幅值的脉象信号波形;

步骤S105, 10秒后若波形一直稳定, 则开始正式采集。

6. 根据权利要求1所述的基于局部点检测的脉象信号分割方法, 其特征在于, 步骤S2中, 采用低通滤波或小波消噪的方式去除脉象信号的高频噪声。

7. 根据权利要求1所述的基于局部点检测的脉象信号分割方法, 其特征在于, 步骤S3中, 采用高通滤波的方式去除脉象信号的低频噪声。

8. 根据权利要求1所述的基于局部点检测的脉象信号分割方法, 其特征在于, 步骤S3中, 首先采用高通滤波的方式进行一次滤波, 然后通过起始点拟合的方法对齐各个脉搏周期。

一种基于局部点检测的脉象信号分割方法

技术领域

[0001] 本发明属于脉象测量技术领域,尤其涉及一种基于局部点检测的脉象信号分割方法。

背景技术

[0002] 脉象信号特征提取可分为三大类方法,分别提取于不同的信号形式,如图1所示。如图1(a),第一类特征提取于连续脉象信号;如图1(b),第二类提取于离散单周期集合;如图1(c),第三类提取于平均单周期。其中第二类和第三类信号特征提取的准确性,直接依赖周期分割的精度。一般分割点分为起搏点和波峰点两类。分割点的选取的准确性决定了整个周期分割的准确性,不同的分割策略会导致不同的分割结果。为了得到最优的脉象单周期信号,一般采用的策略如下:

[0003] (1) 脉象波谷编码(起搏点):脉象信号的取值采用整数编码,去除微小的局部极值形成的干扰,编码后的信号波谷作为分割点;

[0004] (2) 脉象波峰编码(波峰点):脉象信号的取值采用整数编码,编码后的信号波峰作为分割点;

[0005] (3) 幅度极小值(起搏点):标准的周期分割算法,不编码直接采用波谷作为周期分割点;

[0006] (4) 斜率极小值(起搏点):采用上升沿斜率的极小值所对应的位置作为分割点;

[0007] (5) 基线编码(起搏点):周期分割前先进行基线漂移,并采用编码方式提取波谷作为分割点;

[0008] (6) 一阶导数空间(波峰点):将信号求一阶导数,在导数曲线上选择局部极小值作为分割点。

[0009] 我们可以看到,在脉象应用中一般还是基于起搏点的应用比较多,而且波峰点由于位置易于检测,所以主要问题是在于提高起搏点的检测精度。

[0010] 专利CN201110316835中公开的技术方案首先确定波峰点,然后通过定位每个主波峰点之前的0.3倍于采样频率的范围内的最小值,并定义该最小值对应的点为所述起搏点。专利CN201410163098中公开的技术方案对小波模极大变换后的脉象信号进行周期分割。对小波模极大变换后的脉象信号进行周期分割时,首先设置模阈值上限、模阈值下限,以及长度阈值上限和长度阈值下限;然后,保留模大于模阈值上限以及模长度大于长度阈值上限的模极大曲线,即可完成脉象周期分割。

[0011] 但是,现有起搏点检测方法比较单一,一般是利用时域或者变换域中的最小值点、极小值点,作为起搏点。实际上,脉象信号比较复杂,起搏点位于信号的平稳位置,易受其他噪声的干扰而变得难以检测。另外,对于某些脉象信号,比如部分人的尺部信号或者脉象比较微弱的个体,脉象信号会比较平滑,起搏点并不是极小值或者最小值点,从而造成单周期信号分割的准确性不够。

发明内容

[0012] 针对以上技术问题,本发明公开了一种基于局部点检测的脉象信号分割方法,解决了现有脉象信号分割算法的不足,特别针对含有噪声的脉象信号,较为平滑的脉象信号,以及其它起搏点较为模糊的脉象信号,能进行较好的分割。

[0013] 对此,本发明采用的技术方案为:

[0014] 一种基于局部点检测的脉象信号分割方法,其包括以下步骤:

[0015] 步骤S1,采集脉象信号;

[0016] 步骤S2,去除脉象信号中的高频噪声;

[0017] 步骤S3,去除脉象信号中的低频噪声,得到去除高频噪声、低频噪声的脉象信号;

[0018] 步骤S4,针对步骤S3得到的去除高频噪声、低频噪声的脉象信号,通过滑动窗口的方法检测波峰点位置;根据波峰点位置,选择波峰点前一段信号,检测起搏点的位置。

[0019] 作为本发明的进一步改进,步骤S4,中,采用以下步骤检测起搏点的位置:选取波峰点前一段信号,计算信号内曲率极大值点得到曲率极大值点集合,删除其中靠近波峰的点,计算其他点的凹凸性,删除位于凹位置的点,选取与波峰线性度最高的点作为起搏点。

[0020] 采用此技术方案,上述技术方案的方法都是基于时域信号进行处理,不涉及变换域的操作,有较高的实时性。在时域上,本方法统计了一个起搏点应该满足的基本条件,在幅值方向不能太靠近波峰;在时间轴上,与前后的点构成一个凹函数;应该是一个曲率极大值点;与波峰之间的信号线性度应该较高。在时域上寻找最符合该条件的点,即为起搏点。本方法不再单纯的使用最小值或者极小值点去做检测,而是整体考虑了相邻点之间的关系,起搏点与波峰点之间的关系,可以提高平滑脉象信号的起搏点检测准确性。

[0021] 作为本发明的进一步改进,步骤S4中波峰点位置采用以下步骤进行检测:

[0022] 步骤S401,对脉象信号进行傅立叶变换,得到脉象信号的基准频率 f_p 和基准周期 $T_p = 1/f_p$;

[0023] 步骤S402,初始化滑动窗口位置 $[0, T_p]$,检测窗口内脉象信号的峰值和波谷,波峰和波谷对应的采样时刻分别为 p_1 和 v_1 ;

[0024] 步骤S403,移动滑动窗口更新信息,第二个窗口的位置为 $[p_1+T_p/2, p_1+3T_p/2]$,检测第二个峰值和波谷点 p_2 和 v_2 ;

[0025] 步骤S404,重复步骤S402和S403,直到滑动窗口移动到信号末端,检查信号的峰值和波谷是否一一对应;其中,信号的峰值和波谷时刻分别由 $p(x) = [p_1, p_2, \dots, p_m]$ 和 $v(x) = [v_1, v_2, \dots, v_m]$ 给出,且满足不等式关系 $v_1 < p_1 < v_2 < p_2 \dots, < v_m < p_m$,其中 m 代表信号的周期个数。

[0026] 作为本发明的进一步改进,所述起搏点位置采用以下步骤进行检测:

[0027] 步骤S411,对于脉象信号的第 i 个波峰,选择信号段 $[p_i-T_p/2, p_i]$ 进行以下步骤的检测,并将信号段表示为 $X = \{x_1, x_2, \dots, x_n\}$, $n = T_p/2$;按照下式对 X 做归一化操作: $X = ((X - \min(X)) * \text{length}(X)) / (\max(X) - \min(X))$;

[0028] 其中,由信号段 X 为时间序列 x_1, x_2, \dots, x_n 组成的集合。

[0029] 步骤S412,对于步骤S411集合中的每一个点计算其对应的曲率,第 j 个点的曲率为 $\kappa_j = |x''| / (1+x'^2)^{3/2}$,选择曲率极大值位置,并组成集合 curvset ;

[0030] 步骤S413,计算步骤S411集合中的每一个点的二阶导数,选择极小值点组成集合

minimalset;其中 $\text{diff}(\text{sign}(\text{diff}(X))) = 2$;

[0031] 步骤S414,删除太靠近波峰的曲率极大值和极小值点,即集合中的点满足 $\text{curvset}(\text{find}(X > (0.5 * \text{length}(X)))) = 0, \text{minimalset}(\text{find}(X > (0.5 * \text{length}(X)))) = 0$;

[0032] 步骤S415,采用以下公式计算信号的凹凸性,起搏点位于凹的位置,对于位置j的点满足:

[0033] 中间变量 $Y = [1:n]', X$,

[0034] $\text{vec1} = Y(j-1, :) - Y(j, :)$,

[0035] $\text{vec2} = Y(j+1, :) - Y(j, :)$,

[0036] $\text{ccd}(j) = \text{sign}(\text{det}([\text{vec1}; \text{vec2}]))$,

[0037] 当j是凹的时候, $\text{ccd}(j) = -1$;

[0038] 步骤S416,如果起搏点位于凹的位置,则删除其他位置的曲率极大值点,即采用以下公式计算 $\text{curvset} = \text{curvset} / \text{ccd}$;

[0039] 步骤S417,选择最多3个最大的曲率值作为候选起搏点集,形成新的集合 curvset ;若该集合为空,则选择 minimalset 内最靠近波峰的极小值点作为起搏点;若该集合非空,继续下一步骤;

[0040] 步骤S418,对于选择出来的曲率极大值点和信号极小值点最靠近波峰的两个点,比较哪一个更靠近波峰;若信号极小值点更靠近波峰,则直接以这个信号极小值点作为起搏点;否则,继续下一步骤;

[0041] 步骤S419,比较哪一个曲率极大值点与波峰的连线更近与一条直线,选择与波峰线性度最高的点作为起搏点。

[0042] 作为本发明的进一步改进,步骤S1中,采集脉象信号采用以下步骤:

[0043] 步骤S101,对传感器探头的进行初始化操作,将探头空载,使静态接触压力清零;

[0044] 步骤S102,估测腕部脉象寸关尺三部位的大概位置;

[0045] 步骤S103,将传感器探头缠绕到病人的腕部,并使三路传感器分别对准寸关尺部位;

[0046] 步骤S104,预览信号,增加或减少采样压力,以获得最高幅值的脉象信号波形;

[0047] 步骤S105,10秒后若波形一直稳定,则开始正式采集。

[0048] 其中,腕部骨头凸起下方那一点在中医脉诊中被认为是“关口”部位,通常也是脉搏跳动最强烈的一个点。然后以“关”为基准点,“寸”和“尺”这两个部位分别位于“关”沿着血管方向的上下各一厘米的位置,其中“寸”位于靠近手掌的一侧。

[0049] 整个脉象信号的采集时间维持一分钟,待采集完毕,保存数据并取下探头。对每个病人的脉象操作流程耗时大约在5到10分钟之间,影响因素主要在于脉象采集的三部位定位,对脉象微弱的病人确定寸关尺的位置比较费时。如果操作熟练,这部分时间会大大缩短。对每一个脉象采集病人,都严格按照这个流程进行操作,每个病人采集两次来减少因为操作偏差所引入的信息误差。

[0050] 作为本发明的进一步改进,步骤S2中,采用低通滤波或小波消噪的方式去除脉象信号的高频噪声。

[0051] 作为本发明的进一步改进,步骤S3中,采用高通滤波的方式去除脉象信号的低频噪声。

[0052] 作为本发明的进一步改进,步骤S3中,首先采用高通滤波的方式进行一次滤波,然后通过起始点拟合的方法对齐各个脉搏周期。

[0053] 与现有技术相比,本发明的有益效果为:

[0054] 本发明的技术方案基于时域信号进行处理,不涉及变换域的操作,有较高的实时性。在时域上,本技术方案统计了一个起搏点应该满足的基本条件,在幅值方向不能太靠近波峰;在时间轴上,与前后的点构成一个凹函数;应该是一个曲率极大值点;与波峰之间的信号线性度应该较高。在时域上寻找最符合该条件的点,即为起搏点。

[0055] 本发明的技术方案,不再单纯的使用最小值或者极小值点去做检测,而是整体考虑了相邻点之间的关系,能够更好地保持所选择出来的起搏点的统一性,减少不同周期之间在时间轴上的差异,提高了平滑脉象信号的起搏点检测准确性,提高了平均周期的准确性,使平均周期更具代表性,使后续的特征提取能够更好地对信号进行表示。

附图说明

[0056] 图1是本发明现有技术的脉象信号的三种不同形式图;其中,图(a)为第一类特征提取于连续脉象信号的形式图,图(b)为第二类提取于离散单周期集合的形式图,图(c)是第三类提取于平均单周期的形式图。

[0057] 图2是本发明的起搏点的检测流程图。

[0058] 图3是本发明的脉象信号的采集流程图。

[0059] 图4是本发明的滑动窗口法进行波峰点检测的流程图。

[0060] 图5是本发明的脉象信号周期间起搏点差异对照图。

[0061] 图6是本发明的起搏点选取流程图。

具体实施方式

[0062] 下面对本发明的较优的实施例作进一步的详细说明。

[0063] 一种基于局部点检测的脉象信号起搏点检测方法,如图2所示,包括以下主要步骤:

[0064] 步骤A:利用传感器采集腕部脉象信号,传感器类型可包括但不限于,压力传感器、光电传感器、超声传感器、视频传感器等;采集位置可包括但不限于,中医规定的寸、关、尺等位置;

[0065] 因为脉象信息是体表微弱的生理信号,很容易受到周围环境因素的干扰,所以脉象采集的环境要保持绝对安静,本发明脉象采集工作都是在医院室内环境下展开,和心电图采集的环境要求相同。要求被采集者不能说话和产生肢体运动,同时保持一种放松的心情。本发明以采集于来自于左手腕部的脉象信息为例。整个采集过程中,病人坐于设备右侧并保持左手手臂自然放置于桌上与心脏同高的位置。设备操作者位于病人左侧,方便操作人员把脉、录入信息、系统操作调控和观察采样交互界面。

[0066] 标准脉象采集操作流程一共由五步组成,如图3所示:一、对传感器探头的进行初始化操作,将探头空载,使静态接触压力清零。录入病人的个人信息,建立病历号和病人姓名的数据名单。同时这段时间尽量让病人将心情调整到平静稳定的状态;二、脉象采集之前,需要先验信息辅助确定腕部脉象寸关尺三部位的大概位置。否则,对于脉搏跳动微弱的

脉象,要确定寸关尺的位置将是一件非常困难的事情。在本系统中,其中腕部骨头凸起下方那一点在中医脉诊中被认为是“关口”部位,通常也是脉搏跳动最强烈的一个点。本文将这个点列为最优先的“关”部位搜索位置。以“关”为基准点,“寸”和“尺”这两个部位分别位于“关”沿着血管方向的上下各一厘米的位置,其中“寸”位于靠近手掌的一侧;三、确定被采集者脉象的寸关尺部位之后,将脉象探头缠绕到病人的腕部,并使三路传感器分别对准寸关尺部位;四、预览信号,增加或减少采样压力,以获得最高幅值的脉象信号波形;五、观察大约十秒时间若波形一直稳定,则开始正式采集,此时实时检测的脉象信号会传输入数据库存储。整个采集时间维持一分钟,待采集完毕,保存数据并取下探头。对每个病人的脉象操作流程耗时大约在5到10分钟之间,影响因素主要在于脉象采集的三部位定位,对脉象微弱的病人确定寸关尺的位置比较费时。如果操作熟练,这部分时间会大大缩短。对每一个脉象采集病人,都严格按照这个流程进行操作,每个病人采集两次来减少因为操作偏差所引入的信息误差。

[0067] 步骤B:去除信号中的高频噪声。电路本身的数模转换模块会引入高频的噪声,可使用小波、小波包或FIR等与中值滤波算法相结合的方法。

[0068] 高频噪声主要指耦合在脉搏信号上的工频噪声,一般高频干扰的频率在50Hz或者60Hz附近(取决于采集信号时所处国家的交流电源频率,如中国一般为50Hz,美国为60Hz等)高频噪声是采集脉搏信号时最容易耦合到采集到的脉搏信号中的干扰之一。高频噪声主要来源于电力系统的工频干扰,使用城市电网供电的脉搏信号采集系统很难完全消除工频干扰产生的高频噪声,尤其当病人的脉搏信号比较微弱、增益设置较高的时候。工频干扰使得采集到的信号充满了尖刺噪声并改变信号的频谱,因此噪声不但会影响各个时域特征点,如起始点、主峰、降中峡等依赖局部极值检测的时域特征提取的准确性,也会影响频域特征的提取准确性。

[0069] 对于高频噪声的去除主要是通过低通滤波的方式,这里既可以通过低通滤波器来去除,也可通过小波消噪(小波滤波)的方式去除。在对脉搏信号做滤波操作时,一般来说使用小波的方式会比使用傅里叶变换或者IIR滤波器得到更丰富的细节。“小波”是一些小区域、长度有限、均值为0的波形。小波变换通过伸缩和平移对脉搏信号逐步进行多尺度细化,最终使得高频处具有较好的时间分辨率,低频处具有较好的频率分辨率。小波变换的思想与短时傅里叶变换有一定的相似性,同时又克服了短时傅里叶变换窗口大小不随频率变化等缺点。小波变换够提供一个随频率改变的时频窗口,实现时间和空间频率的局部化分析。小波变换的时频局部化特性,以及它的多分辨率特性,使得小波消噪方法能够在去除噪声的同时,不会使得脉搏信号的较尖锐的部分变得平滑,可以很好地保留脉搏信号的特征。

[0070] 步骤C:去除信号中的低频噪声。可使用小波分解的方法,从原始信号中消除相应频率的分量,或者使用样条插值的方法,模拟出漂移分量,从原始信号中减去此分量。

[0071] 基于滤波的策略主要考虑到基线漂移主要由呼吸和体动产生,呼吸和体动的频带一般小于0.5Hz,比脉搏信号的频带低,因此可以通过高通滤波器滤除这些过低的频率去除基线漂移,高通滤波一般可以用傅里叶滤波或者小波滤波实现。基于高通滤波的基线去除策略的优点是比较简洁,不需要周期分割,其缺点是滤除基线漂移之后各个周期的起点并非在同一直线上而是在某直线上下小范围波动,不利于后续做时域特征提取。因此本发明结合了两种方法来进行基线漂移的去除,首先进行一次滤波,然后通过起始点拟合的方法

对齐各个脉搏周期,同时使用了这两种策略。其优点是可以得到起始点在同一条直线的脉搏信号的同时,一定程度改善了起始点拟合方法中拟合得到的基线与真实基线不一致的问题。

[0072] 步骤D:利用滑动窗口对波峰进行检测,确定波峰前一段信号,进行局部检测以确定起搏点位置。主要包括两个阶段,第一个阶段,如图4所示,通过滑动窗口的方法检测波峰位置;第二阶段,根据波峰位置,在相应的信号段内检测起搏点位置。

[0073] 第一个阶段波峰点检测步骤如下:

[0074] (1)对脉象信号进行傅立叶变换,得到脉象信号的基准频率 f_p 和基准周期 $T_p=1/f_p$;

[0075] (2)初始化滑动窗口位置 $[0, T_p]$,检测窗口内脉象信号的峰值和波谷,峰值定义为极大值点,波谷为极小值点,波峰和波谷对应的采样时刻分别为 p_1 和 v_1 ;

[0076] (3)移动滑动窗口更新信息,第二个窗口的位置为 $[p_1+T_p/2, p_1+3T_p/2]$,检测第二个峰值和波谷点 p_2 和 v_2 ;

[0077] (4)重复步骤(2)和(3),直到滑动窗口移动到信号末端,检查信号的峰值和波谷是否一一对应。

[0078] 其中,如果该滑动窗口大小到达尾部,先进行遗漏和重复分割点确认,确认ok后,舍弃第一个分割点和最后一个分割点,以相邻分割点作为起始点和重点分割脉象。

[0079] 信号的峰值和波谷时刻分别由 $p(x)=[p_1, p_2, \dots, p_m]$ 和 $v(x)=[v_1, v_2, \dots, v_m]$ 给出。且满足不等式关系 $v_1 < p_1 < v_2 < p_2 \dots, < v_m < p_m$,其中 m 代表信号的周期个数。

[0080] 上述过程中的波峰检测比较准确,而起搏点检测可能存在误差。如图5所示1,2位置是检测到的波峰位置,3,4位置是检测到的波谷,即起搏点位置。我们可以看到,3位置是正确的起搏点,而4位置明显不是起搏点,5位置才是正确的起搏点。而引起这种差异的主要原因是脉象信号中难以去除的低频噪声。在去噪阶段,如果过度去噪,会丢失很多有效信息;如果去噪不足,又会引入噪声的影响。所以在适度去噪的情况下,有必要改进起搏点的检测方法。由于波峰位于剧烈变化的位置,所以易于检测;而起搏点位于较为平滑的位置,易受低频噪声的干扰,因而具有多变性。本发明在确定波峰位置后,对起搏点作进一步的检测。

[0081] 我们首先检测所有的波峰点和最小值点,选取每个波峰点和它之前的最近一个最小值点之间的一段信号,作为我们起搏点选取的区间。需要说明的是,若最小值点在幅值方向上太靠近波峰点,则忽略这个点,再向前寻找下一个最小值点。一个合格的起搏点应满足以下条件:

[0082] 1)在幅值方向不能太靠近波峰;

[0083] 2)在时间轴上,与前后的点构成一个凹函数;

[0084] 3)应该是一个曲率极大值点;

[0085] 4)与波峰之间的信号线性度应该较高;

[0086] 如图6所示,起搏点的具体检测步骤如下:

[0087] (1)对于第 i 个波峰,选择信号段 $[p_i-T_p/2, p_i]$ 进行检测,如图5中的点6到点1段,并表示为 $X=\{x_1, x_2, \dots, x_n\}$, $n=T_p/2$

[0088] (2)对于每一个点计算其对应的曲率,第 j 个点的曲率为:

[0089] $\kappa_j = |x''| / (1+x'^2)^{3/2}$

[0090] 选择曲率极大值位置,并组成集合curvset。

[0091] (3) 计算每一个点的二阶导数,选择极小值点组成集合minimalset:

[0092] $\text{diff}(\text{sign}(\text{diff}(X))) = 2$

[0093] (4) 删除太靠近波峰的曲率极大值和极小值点:

[0094] $\text{curvset}(\text{find}(X > (0.5 * \text{length}(X)))) = 0$

[0095] $\text{minimalset}(\text{find}(X > (0.5 * \text{length}(X)))) = 0$

[0096] (5) 计算信号凹凸性,起搏点位于凹的位置,对于位置j的点:

[0097] 中间变量 $Y = [1:n]', X$,

[0098] $\text{vec1} = Y(j-1, :) - Y(j, :)$

[0099] $\text{vec2} = Y(j+1, :) - Y(j, :)$

[0100] $\text{ccd}(j) = \text{sign}(\text{det}([\text{vec1}; \text{vec2}]))$

[0101] 即,当i是凹的时候, $\text{ccd}(j) = -1$

[0102] (6) 起搏点位于凹的位置,删除其他位置的曲率极大值点:

[0103] $\text{curvset} = \text{curvset} \cap \text{ccd}$

[0104] (7) 选择最多3个最大的曲率值作为候选起搏点集,形成新的集合curvset。若该集合为空,则选择minimalset内最靠近波峰的极小值点作为起搏点。若该集合非空,则继续。

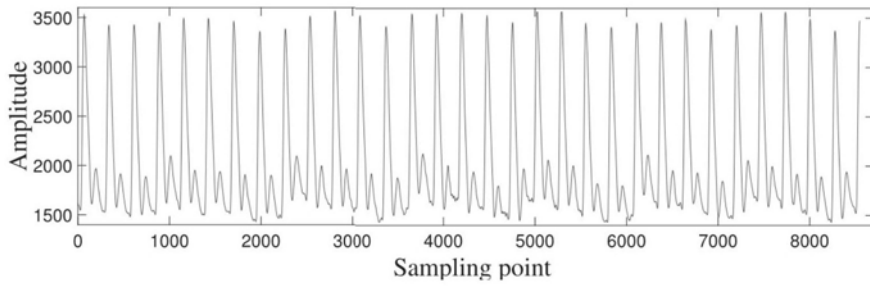
[0105] (8) 对于选择出来的曲率极大值点和信号极小值点最靠近波峰的两个点,比较哪一个更靠近波峰。若信号极小值点更靠近波峰,则直接以这个信号极小值点作为起搏点。否则,继续。

[0106] (9) 比较哪一个曲率极大值点与波峰的连线更近与一条直线,选择线性度最优的为起搏点。

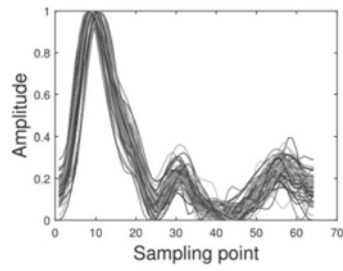
[0107] 经过上述步骤,即可将图5中的起搏点5选择出来,而避免了将点4选为起搏点的错误。

[0108] 本实施例的方法不以单一的判据作为检测标准,利用起搏点的特性,对有限长信号片段进行逐点检测,依次排除不符合条件的备选点,最终确定起搏点。可提取复杂状态下的起搏点,可以检测带有噪声干扰的,或者较为平滑的脉象信号的起搏点。本实施例的方法能够更好地保持所选择出来的起搏点的统一性,减少不同周期之间在时间轴上的差异。该方法可以提高平均周期的准确性,使平均周期更具代表性,使后续的特征提取能够更好地对信号进行表示。

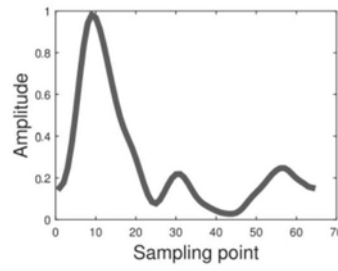
[0109] 以上内容是结合具体的优选实施方式对本发明所作的进一步详细说明,不能认定本发明的具体实施只局限于这些说明。对于本发明所属技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干简单推演或替换,都应当视为属于本发明的保护范围。



(a)



(b)



(c)

图1

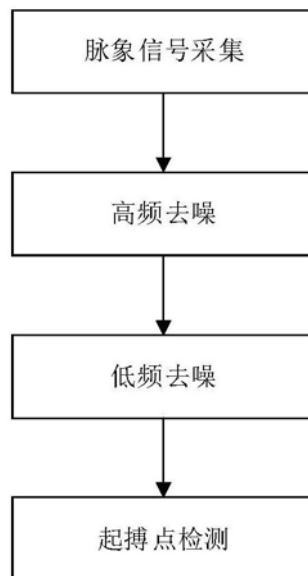


图2

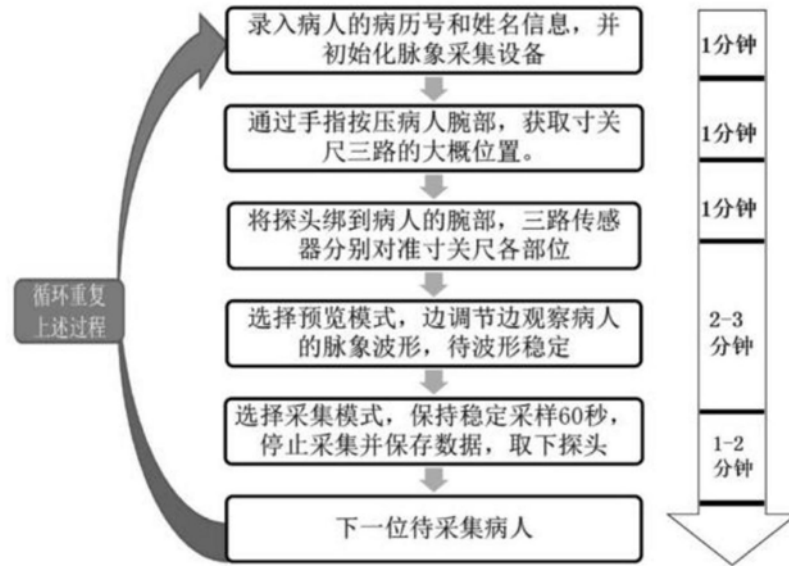


图3

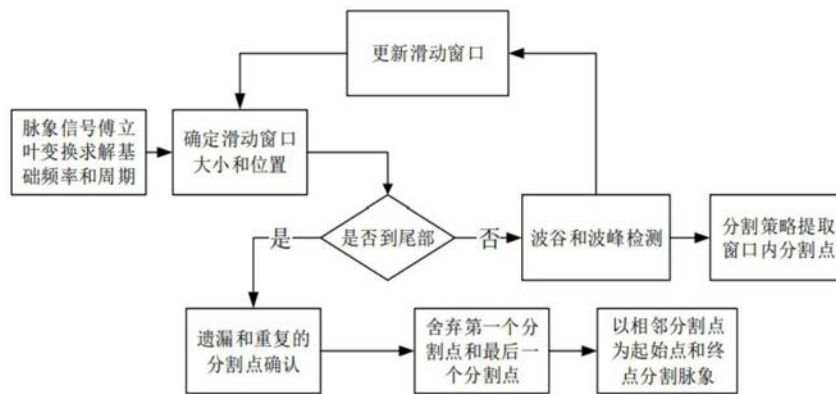


图4

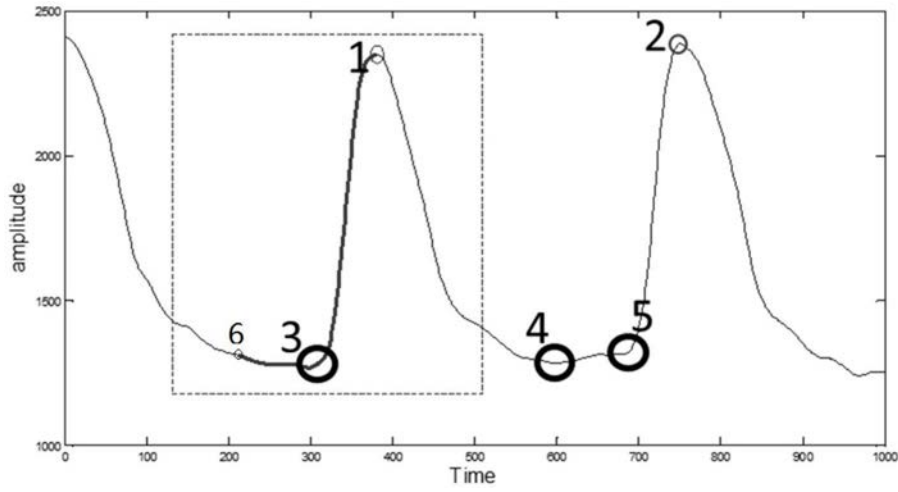


图5

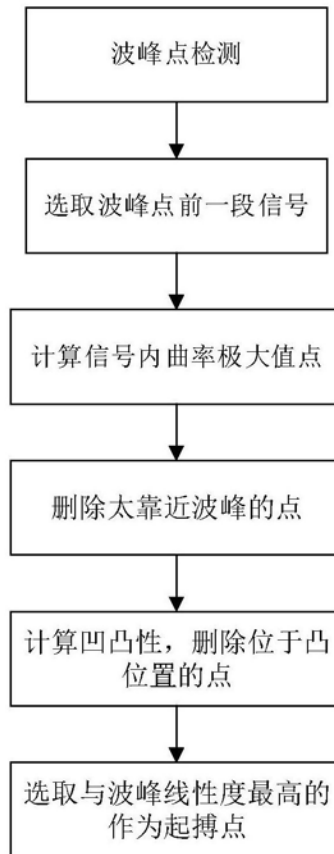


图6

专利名称(译)	一种基于局部点检测的脉象信号分割方法		
公开(公告)号	CN109512405A	公开(公告)日	2019-03-26
申请号	CN201910014382.6	申请日	2019-01-08
[标]发明人	卢光明 江志兴 张大鹏		
发明人	卢光明 江志兴 张大鹏		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/4854 A61B5/7203 A61B5/7257		
代理人(译)	罗志伟		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种基于局部点检测的脉象信号分割方法，其包括以下步骤：步骤S1，采集脉象信号；步骤S2，去除脉象信号中的高频噪声；步骤S3，去除脉象信号中的低频噪声，得到去除高频噪声、低频噪声的脉象信号；步骤S4，针对步骤S3得到的去除高频噪声、低频噪声的脉象信号，通过滑动窗口的方法检测波峰点位置；根据波峰点位置，选择波峰点前一段信号，检测起搏点的位置。采用本发明的技术方案，更好地保持所选择出来的起搏点的统一性，减少不同周期之间在时间轴上的差异，提高了平滑脉象信号的起搏点检测准确性，提高了平均周期的准确性，使平均周期更具代表性。

