



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110063726 A

(43)申请公布日 2019. 07. 30

(21)申请号 201910477520.4

(22)申请日 2019.06.03

(71)申请人 广东工业大学

地址 510060 广东省广州市越秀区东风东
路729号大院

(72)发明人 吕俊 罗捷 何昭水 谢胜利
杨祖元

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限
公司 11227

代理人 史翠

(51) Int. Cl.

A61B 5/0452(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

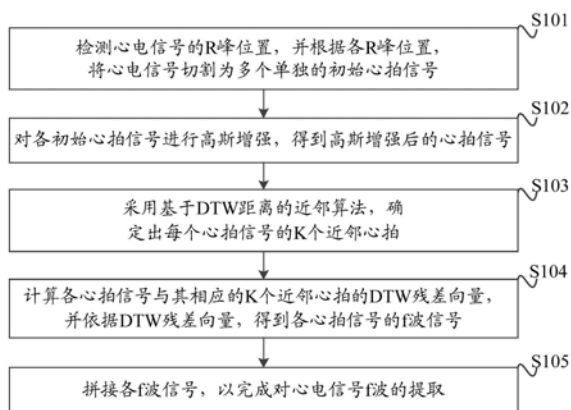
权利要求书2页 说明书8页 附图1页

(54)发明名称

一种心电信号单导联f波提取方法和装置

(57)摘要

本发明实施例公开了一种心电信号单导联f波提取方法和装置,根据所检测的心电信号的R峰位置,将心电信号切割为多个单独的初始心拍信号;对各初始心拍信号进行高斯增强,得到高斯增强后的心拍信号;采用基于DTW距离的近邻算法,确定出每个心拍信号的K个近邻心拍。计算各心拍信号与其相应的K个近邻心拍的DTW残差向量,并依据DTW残差向量,得到各心拍信号的f波信号;拼接各f波信号,以完成对心电信号f波的提取。以K个近邻心拍为模板对相应的心拍信号进行DTW重构,将所得的K个残差向量进行平均得到f波,实现了对R峰检测误差的校正,减少了畸变QRS波的影响,提升了f波提取的准确性,为房颤临床诊断提供可靠的依据。



1. 一种心电信号单导联f波提取方法,其特征在于,包括:

检测心电信号的R峰位置,并根据各所述R峰位置,将所述心电信号切割为多个单独的初始心拍信号;

对各所述初始心拍信号进行高斯增强,得到高斯增强后的心拍信号;

采用基于DTW距离的近邻算法,确定出每个心拍信号的K个近邻心拍;

计算各所述心拍信号与其相应的K个近邻心拍的DTW残差向量,并依据所述DTW残差向量,得到各所述心拍信号的f波信号;

拼接各所述f波信号,以完成对所述心电信号f波的提取。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述对各所述心拍信号进行高斯增强,得到高斯增强后的心拍信号包括:

按照如下公式,对各所述心拍信号进行高斯增强,

$$\mathbf{x}_i^w(t) = \mathbf{x}_i(t) \cdot \exp\left(-\frac{(t-\mu)^2}{2\sigma^2}\right);$$

其中, $\mathbf{x}_i(t)$ 表示第*i*个心拍信号的波幅向量, $i=1,2,3,\dots,N$,*N*表示心拍信号的个数,*t*表示心拍信号的采样时刻, $\mathbf{x}_i^w(t)$ 表示第*i*个增强后的心拍信号的波幅向量, μ 表示高斯加权函数的期望, μ 位于R峰所对应的时刻, σ 表示高斯加权函数的方差。

3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述依据所述DTW残差向量,得到各所述心拍信号的f波信号包括:

对目标心拍信号所对应的K个目标DTW残差向量进行平均,得到所述目标心拍信号的f波信号;其中,所述目标心拍信号为所有所述心拍信号中的任意一个心拍信号。

4. 根据权利要求1-3任意一项所述的方法,其特征在于,在所述检测心电信号的R峰位置之前还包括:

对获取的初始心电信号进行滤波,得到滤波后的心电信号。

5. 一种心电信号单导联f波提取装置,其特征在于,包括切割单元、增强单元、确定单元、计算单元和拼接单元;

所述切割单元,用于检测心电信号的R峰位置,并根据各所述R峰位置,将所述心电信号切割为多个单独的初始心拍信号;

所述增强单元,用于对各所述初始心拍信号进行高斯增强,得到高斯增强后的心拍信号;

所述确定单元,用于采用基于DTW距离的近邻算法,确定出每个心拍信号的K个近邻心拍;

所述计算单元,用于计算各所述心拍信号与其相应的K个近邻心拍的DTW残差向量,并依据所述DTW残差向量,得到各所述心拍信号的f波信号;

所述拼接单元,用于拼接各所述f波信号,以完成对所述心电信号f波的提取。

6. 根据权利要求5所述的装置,其特征在于,所述增强单元具体用于按照如下公式,对各所述心拍信号进行高斯增强,

$$\mathbf{x}_i^w(t) = \mathbf{x}_i(t) \cdot \exp\left(-\frac{(t-\mu)^2}{2\sigma^2}\right);$$

其中, $\mathbf{x}_i(t)$ 表示第 i 个心拍信号的波幅向量, $i=1,2,3,\dots,N$, N 表示心拍信号的个数, t 表示心拍信号的采样时刻, $\mathbf{x}_i^w(t)$ 表示第 i 个增强后的心拍信号的波幅向量, μ 表示高斯加权函数的期望, μ 位于 R 峰所对应的时刻, σ 表示高斯加权函数的方差。

7. 根据权利要求5所述的装置, 其特征在于, 所述计算单元具体用于对目标心拍信号所对应的 K 个目标DTW残差向量进行平均, 得到所述目标心拍信号的 f 波信号; 其中, 所述目标心拍信号为所有所述心拍信号中的任意一个心拍信号。

8. 根据权利要求5-7任意一项所述的装置, 其特征在于, 还包括滤波单元;

所述滤波单元, 用于在所述检测心电信号的 R 峰位置之前, 对获取的初始心电信号进行滤波, 得到滤波后的心电信号。

一种心电信号单导联f波提取方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及心电信号技术领域,特别是涉及一种心电信号单导联f波提取方法和装置。

背景技术

[0002] 房颤是一种常见的心律失常疾病。随着年龄的增长,房颤的发生率会不断地增加。房颤可能引起中风和心力衰竭,严重危害公众健康。在心脏病患者中,房颤患者的死亡率是其他患者的两倍。当房颤发生时,心房激动的频率达每分钟300~600次,正常心电的P波消失,取而代之的是连续、不规则颤动的f波。f波的物理参数,比如幅度和频谱常被用于房颤的临床诊断,对房颤电生理活动机制的研究有重要的意义。

[0003] 但是,心室QRS波与心房f波在时域和频域都有部分混叠,制约了f波的检测精度。为了解决该问题,研究人员提出了很多方法,可分为多导联和单导联两大类。

[0004] 多导联方法采用独立分量分析、稀疏成分分析等技术,利用多通道心电信号之间的相关性分离QRS波和f波,虽然检测精度较高,但是需要布置多个电极,不便于移动心电监护设备使用。单导联方法采用平均模板消除、贝叶斯滤波等技术,剔除QRS波或依据先验模型对f波进行参数估计,从而实现f波的提取。单导联方法虽然便于移动心电监护,但是对异常心拍比如室性早搏所导致的心拍形态变化敏感,检测精度较低。

[0005] 可见,如何提高单导联f波提取的精度,是本领域技术人员亟待解决的问题。

发明内容

[0006] 本发明实施例的目的是提供一种心电信号单导联f波提取方法和装置,可以提高单导联f波提取的精度。

[0007] 为解决上述技术问题,本发明实施例提供一种心电信号单导联f波提取方法,包括:

[0008] 检测心电信号的R峰位置,并根据各所述R峰位置,将所述心电信号切割为多个单独的初始心拍信号;

[0009] 对各所述初始心拍信号进行高斯增强,得到高斯增强后的心拍信号;

[0010] 采用基于DTW距离的近邻算法,确定出每个心拍信号的K个近邻心拍;

[0011] 计算各所述心拍信号与其相应的K个近邻心拍的DTW残差向量,并依据所述DTW残差向量,得到各所述心拍信号的f波信号;

[0012] 拼接各所述f波信号,以完成对所述心电信号f波的提取。

[0013] 可选的,所述对各所述心拍信号进行高斯增强,得到高斯增强后的心拍信号包括:

[0014] 按照如下公式,对各所述心拍信号进行高斯增强,

$$[0015] \quad \mathbf{x}_i^w(t) = \mathbf{x}_i(t) \cdot \exp\left(-\frac{(t-\mu)^2}{2\sigma^2}\right);$$

[0016] 其中, $\mathbf{x}_i(t)$ 表示第*i*个心拍信号的波幅向量, $i=1,2,3,\dots,N$,*N*表示心拍信号的个

数, t 表示心拍信号的采样时刻, $\mathbf{x}_i^w(t)$ 表示第*i*个增强后的心拍信号的波幅向量, μ 表示高斯加权函数的期望, μ 位于R峰所对应的时刻, σ 表示高斯加权函数的方差。

[0017] 可选的,所述依据所述DTW残差向量,得到各所述心拍信号的f波信号包括:

[0018] 对目标心拍信号所对应的K个目标DTW残差向量进行平均,得到所述目标心拍信号的f波信号;其中,所述目标心拍信号为所有所述心拍信号中的任意一个心拍信号。

[0019] 可选的,在所述检测心电信号的R峰位置之前还包括:

[0020] 对获取的初始心电信号进行滤波,得到滤波后的心电信号。

[0021] 本发明实施例还提供了一种心电信号单导联f波提取装置,包括切割单元、增强单元、确定单元、计算单元和拼接单元;

[0022] 所述切割单元,用于检测心电信号的R峰位置,并根据各所述R峰位置,将所述心电信号切割为多个单独的初始心拍信号;

[0023] 所述增强单元,用于对各所述初始心拍信号进行高斯增强,得到高斯增强后的心拍信号;

[0024] 所述确定单元,用于采用基于DTW距离的近邻算法,确定出每个心拍信号的K个近邻心拍;

[0025] 所述计算单元,用于计算各所述心拍信号与其相应的K个近邻心拍的DTW残差向量,并依据所述DTW残差向量,得到各所述心拍信号的f波信号;

[0026] 所述拼接单元,用于拼接各所述f波信号,以完成对所述心电信号f波的提取。

[0027] 可选的,所述增强单元具体用于按照如下公式,对各所述心拍信号进行高斯增强,

$$[0028] \quad \mathbf{x}_i^w(t) = \mathbf{x}_i(t) \cdot \exp\left(-\frac{(t-\mu)^2}{2\sigma^2}\right);$$

[0029] 其中, $\mathbf{x}_i(t)$ 表示第*i*个心拍信号的波幅向量, $i=1, 2, 3, \dots, N$, N 表示心拍信号的个数, t 表示心拍信号的采样时刻, $\mathbf{x}_i^w(t)$ 表示第*i*个增强后的心拍信号的波幅向量, μ 表示高斯加权函数的期望, μ 位于R峰所对应的时刻, σ 表示高斯加权函数的方差。

[0030] 可选的,所述计算单元具体用于对目标心拍信号所对应的K个目标DTW残差向量进行平均,得到所述目标心拍信号的f波信号;其中,所述目标心拍信号为所有所述心拍信号中的任意一个心拍信号。

[0031] 可选的,还包括滤波单元;

[0032] 所述滤波单元,用于在所述检测心电信号的R峰位置之前,对获取的初始心电信号进行滤波,得到滤波后的心电信号。

[0033] 由上述技术方案可以看出,检测心电信号的R峰位置,并根据各所述R峰位置,将心电信号切割为多个单独的初始心拍信号;对各初始心拍信号进行高斯增强,得到高斯增强后的心拍信号;采用基于DTW距离的近邻算法,确定出每个心拍信号的K个近邻心拍。DTW距离能够很好地反映心拍信号之间的形态相似性,对QRS复合波形态的变化以及R峰检测带来的误差不敏感,具有很好的鲁棒性,降低了时间采样偏差带来的影响。通过高斯增强来提高R峰周围心电在近邻心拍计算中的权重,可以找到更为准确的近邻心拍,并且提高了DTW算法对R峰检测偏差的纠正能力。计算各心拍信号与其相应的K个近邻心拍的DTW残差向量,并依据所述DTW残差向量,得到各所述心拍信号的f波信号;拼接各所述f波信号,以完成对心

电信号f波的提取。在该技术方案中,以K个近邻心拍为模板对相应的心拍信号进行DTW重构,将所得的K个残差向量进行平均得到f波,实现了对R峰检测误差的校正,减少了畸变QRS波的影响,提升了f波提取的准确性,为房颤临床诊断提供可靠的依据。

附图说明

[0034] 为了更清楚地说明本发明实施例,下面将对实施例中所需要使用的附图做简单的介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅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。

[0035] 图1为本发明实施例提供的一种心电信号单导联f波提取方法的流程图;

[0036] 图2为本发明实施例提供的一种心电信号单导联f波提取装置的结构示意图。

具体实施方式

[0037] 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、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部实施例。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,都属于本发明保护范围。

[0038] 为了使本技术领域的人员更好地理解本发明方案,下面结合附图和具体实施方式对本发明作进一步的详细说明。

[0039] 接下来,详细介绍本发明实施例所提供的一种心电信号单导联f波提取方法。图1为本发明实施例提供的一种心电信号单导联f波提取方法的流程图,该方法包括:

[0040] S101:检测心电信号的R峰位置,并根据各R峰位置,将心电信号切割为多个单独的初始心拍信号。

[0041] 在具体实现中,可以采集1分钟的患者心电信号。然后根据R峰位置,将1分钟的心电信号分割成一个个单独的初始心拍信号 x_1, x_2, \dots, x_N 。

[0042] 在本发明实施例中,可以采用先验知识校准R峰检测算法或者采用pan tompkin算法,实现心电信号的R峰检测。

[0043] S102:对各初始心拍信号进行高斯增强,得到高斯增强后的心拍信号。

[0044] 在本发明实施例中,为了找到更为准确的近邻心拍,可以先对各初始心拍信号进行高斯增强,得到高斯增强后的心拍信号。

[0045] 因为在单个心拍信号内f波能量的分布相对稳定,而心室心电的波幅在R峰达到最大值,所以在R峰周围,心室心电的信噪比较高。因此,本发明实施例中,可以通过高斯增强来提高R峰周围心电在近邻心拍计算中的权重。

[0046] 具体的,可以按照如下公式,对各初始心拍信号进行高斯增强,

$$[0047] \quad \mathbf{x}_i^w(t) = \mathbf{x}_i(t) \cdot \exp\left(-\frac{(t-\mu)^2}{2\sigma^2}\right);$$

[0048] 其中, $x_i(t)$ 表示第*i*个心拍信号的波幅向量, $i=1,2,3,\dots,N$, N 表示心拍信号的个数, t 表示心拍信号的采样时刻, $\mathbf{x}_i^w(t)$ 表示第*i*个增强后的心拍信号的波幅向量, μ 表示高斯加权函数的期望, μ 位于R峰所对应的时刻, σ 表示高斯加权函数的方差。在实际应用中,可

以令 $\sigma=20$ 。

[0049] 由于在心电信号中R峰的能量最高,周围的心电信号的信噪比也较高,通过高斯增强来提高R峰周围心电波形在近邻心拍计算中的权重,既有利于找到更为准确的近邻心拍,又可以提高基于动态时间规整(Dynamic Time Warping,DTW)距离的近邻算法即DTW算法对R峰检测偏差的纠正能力。

[0050] S103:采用基于DTW距离的近邻算法,确定出每个心拍信号的K个近邻心拍。

[0051] 因为f波和畸变QRS波均会影响R峰定位的精度,从而导致心拍与心拍之间的时间采样不同步,DTW距离能够很好地反映心拍之间的形态相似性,对QRS复合波形态的变化以及R峰检测带来的误差不敏感,具有很好的鲁棒性,因此,在本发明实施例中采用DTW距离计算近邻心拍,以降低时间采样偏差的影响。

[0052] 采用DTW距离计算每个心拍信号的K个近邻心拍属于常规技术,在此不再赘述。

[0053] 需要说明的是,在本发明实施例中,将未进行高斯增强的心拍信号称作初始心拍信号,后续内容中所提及的心拍信号均是指高斯增强后的心拍信号。相应的,每个心拍信号的K个近邻心拍指的是高斯增强后的心拍信号。

[0054] S104:计算各心拍信号与其相应的K个近邻心拍的DTW残差向量,并依据DTW残差向量,得到各心拍信号的f波信号。

[0055] 每个心拍信号的处理方式类似,在本发明实施例中以所有心拍信号中的任意一个心拍信号即目标心拍信号为例展开说明。相应的,可以将目标心拍信号所对应的K个近邻心拍称作K个目标近邻心拍,将目标心拍信号所对应的K个DTW残差向量称作K个目标DTW残差向量。

[0056] 在具体实现中,可以以K个目标近邻心拍为模板对目标心拍信号进行DTW重构,求出目标心拍信号与K个目标近邻心拍的K个目标DTW残差向量。并对K个目标DTW残差向量进行平均,得到目标心拍信号的f波信号。

[0057] 以第i个心拍信号为例,可以将其对应的K个近邻心拍记作 $\mathbf{x}_{i,k}^{neighbor}$, $k=1,2,\dots,K$ 。

[0058] 传统的基于KNN的模板对消法的f波估计为:

$$[0059] \quad f_i = \mathbf{x}_i - \left[\frac{1}{K} \sum_{k=1}^K \mathbf{x}_{i,k} \right] = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K [\mathbf{x}_i - \mathbf{x}_{i,k}] \quad k=1,2,\dots,K ;$$

[0060] 其中, $[\mathbf{x}_i - \mathbf{x}_{i,k}]$ 为目标心拍与其对应第k个近邻心拍的残差向量。由于各近邻心拍的时间采样不同步,无法直接估计准确的QRS模板,因此在本发明实施例中,以各目标近邻心拍为模板对目标心拍信号进行DTW重构,将所得的K个目标DTW残差向量记作 $E_{DTW}(\mathbf{x}_i^w, \mathbf{x}_{i,k}^{neighbor})$, $k=1,2,\dots,K$;然后通过平均残差获取第i个心拍信号的f波的最终估计:

$$[0061] \quad f_i = \left(\sum_{k=1}^K E_{DTW}(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}_{i,k}^{neighbor}) \right) / K, \quad k=1,2,\dots,K .$$

[0061] S105:拼接各f波信号,以完成对心电信号f波的提取。

[0062] 为了使各心拍信号的f波在拼接边缘不会出现明显的信号失真,在本发明实施例中,可以采用交叉混合(crossfading)算法来处理信号边缘的拼接问题。具体可以按照如下

公式进行f波的拼接:

$$[0063] \quad \phi_c^L(j) = \begin{cases} \sin^2 \left[\frac{\pi(j-1)}{2c} \right] & \text{if } 1 \leq j \leq c \\ 1 & \text{if } c < j < L+1-c \\ \sin^2 \left[\frac{\pi(j-L-1)}{2c} \right] & \text{if } L+1-c \leq j \leq L+1 \end{cases} \quad (1);$$

$$[0064] \quad f_i = \phi_{0.1f_s}^L \cdot f_i + (1 - \phi_{0.1f_s}^L) \cdot \mathbf{x}_i \quad (2);$$

[0065] 其中,j表示第j个采样点,L表示一个心拍信号的长度,c表示边界参数。

[0066] 仿真和实验结果表明:与平均模板法(ABS)、最优模板对消法(WABS)、近邻模板法(KNN-BS)比较,本发明实施例采用的方法所提取的f波精度更高。将未加入高斯增强操作的基于DTW距离的f波提取方法命名为DTW-BS,将本发明实施例采用的加入高斯增强操作的基于DTW距离的f波提取方法命名为GDTW-BS。在f波提取仿真中,心电信号由正常心电信号叠加仿真房颤信号生成,其中仿真f波采用Stridh M等人在论文《Spatiotemporal QRST cancellation techniques for analysis of atrial fibrillation》中提出的方法来生成,正常心电信号取自PTB数据库中非房颤患者的心电数据。采用归一化均方误差(Normalized mean square error,NMSE)表示仿真所提取房颤信号的准确度。

$$[0067] \quad NMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^l (S(i) - \tilde{S}(i))^2}{\sum_{i=1}^l (S(i))^2}} \quad (3);$$

[0068] 其中,l表示心拍信号的采样长度,S表示仿真房颤信号, \tilde{S} 表示算法提取出的房颤信号,NMSE的值可以用来判断两信号间的相似程度。

[0069] 在f波提取实验中,真实房颤信号取自PTB数据库中房颤患者的心电数据。采用所提取f波信号的频谱集中度(Spectral Concentration,SC)作为评价指标。

$$[0070] \quad SC = \frac{\sum_{f_i=0.82f_F}^{f_i=1.17f_F} P_{AA}(f_i)}{\sum_{f_i=0}^{f_i=F_s/2} P_{AA}(f_i)} \quad (4);$$

[0071] 其中, f_F 表示提取的房颤信号的中心频率, F_s 表示采样频率, f_i 表示频率取值, P_{AA} 表示信号的功率谱密度。房颤信号的中心频率一般在3~10Hz之间,提取的房颤信号中的心室信号的残留成分一般在房颤信号的中心频率之外,因此SC越高,表明算法的提取效果越好。

[0072] 仿真与真实房颤信号提取实验的结果表明,本发明实施例提出的基于DTW的单导联f波提取方法能够从心电信号中提取出更为干净的f波,且鲁棒性更高。

[0073] 由上述技术方案可以看出,检测心电信号的R峰位置,并根据各所述R峰位置,将心电信号切割为多个单独的初始心拍信号;对各初始心拍信号进行高斯增强,得到高斯增强后的心拍信号;采用基于DTW距离的近邻算法,确定出每个心拍信号的K个近邻心拍。DTW距

离能够很好地反映心拍信号之间的形态相似性,对QRS复合波形态的变化以及R峰检测带来的误差不敏感,具有很好的鲁棒性,降低了时间采样偏差带来的影响。通过高斯增强来提高R峰周围心电在近邻心拍计算中的权重,可以找到更为准确的近邻心拍,并且提高了DTW算法对R峰检测偏差的纠正能力。计算各心拍信号与其相应的K个近邻心拍的DTW残差向量,并依据所述DTW残差向量,得到各所述心拍信号的f波信号;拼接各所述f波信号,以完成对心电信号f波的提取。在该技术方案中,以K个近邻心拍为模板对相应的心拍信号进行DTW重构,将所得的K个残差向量进行平均得到f波,实现了对R峰检测误差的校正,减少了畸变QRS波的影响,提升了f波提取的准确性,为房颤临床诊断提供可靠的依据。

[0074] 表1各种方法所提取仿真房颤信号的归一化均方误差:

[0075]

NMSE	ABS	WABS	KNN-BS	DTW-BS	GDTW-BS
1	0.2674	0.2786	0.2075	0.2209	0.2068
2	0.5654	0.3501	0.4432	0.3565	0.3411
3	0.3622	0.4219	0.2523	0.2269	0.2229
4	0.7107	0.6335	0.3887	0.3154	0.3146
5	0.4103	0.5317	0.3164	0.3811	0.3049
6	0.6447	0.3944	0.5572	0.5134	0.4425
7	0.8325	0.7405	0.5152	0.4174	0.4082
8	0.4017	0.3411	0.3226	0.2849	0.2744
9	0.2430	0.2368	0.2573	0.2791	0.2591
10	0.4677	0.4329	0.3696	0.3738	0.3402
平均值	0.4906	0.4361	0.3630	0.3369	0.3115
标准差	0.1935	0.1576	0.1152	0.0903	0.0754

[0076] 表2各种方法所提取真实房颤信号的频谱集中度:

[0077]

SC	ABS	WABS	KNN-BS	DTW-BS	GDTW-BS
1	0.4036	0.4377	0.4064	0.3833	0.3750
2	0.1726	0.1907	0.1701	0.3995	0.4121
3	0.4651	0.4745	0.4594	0.5306	0.5446
4	0.5869	0.5825	0.5647	0.5850	0.6051
5	0.2944	0.1681	0.2909	0.4127	0.4063
6	0.4158	0.4153	0.4200	0.4794	0.4823
7	0.3974	0.3968	0.3969	0.4546	0.4596
8	0.2677	0.3324	0.2608	0.2908	0.2981
9	0.1445	0.1063	0.1454	0.1927	0.1851
10	0.3572	0.2926	0.4196	0.4249	0.4305
平均值	0.3505	0.3397	0.3534	0.4155	0.4199
标准差	0.1343	0.1506	0.1328	0.1127	0.1191

[0078] 需要说明的是,在上述表格中对最优指标所对应的数据进行了加粗处理。

[0079] 在本发明实施例中,为了进一步提升f波提取的准确性,可以在检测心电信号的R峰位置之前,对获取的初始心电信号进行滤波,得到滤波后的心电信号。

[0080] 通过滤波可以去除心电信号中的基线漂移和T波。在实际应用中可以采用高通滤波器、巴特沃斯滤波器、切比雪夫滤波器、或者贝塞尔滤波器完成对心电信号的滤波。

[0081] 以采集1分钟的患者心电信号为例,相应的可以采用4赫兹的高通滤波器实现滤波。

[0082] 图2为本发明实施例提供的一种心电信号单导联f波提取装置的结构示意图,包括切割单元21、增强单元22、确定单元23、计算单元24和拼接单元25;

[0083] 切割单元21,用于检测心电信号的R峰位置,并根据各R峰位置,将心电信号切割为多个单独的初始心拍信号;

[0084] 增强单元22,用于对各初始心拍信号进行高斯增强,得到高斯增强后的心拍信号;

[0085] 确定单元23,用于采用基于DTW距离的近邻算法,确定出每个心拍信号的K个近邻心拍;

[0086] 计算单元24,用于计算各心拍信号与其相应的K个近邻心拍的DTW残差向量,并依据DTW残差向量,得到各心拍信号的f波信号;

[0087] 拼接单元25,用于拼接各f波信号,以完成对心电信号f波的提取。

[0088] 可选的,增强单元具体用于按照如下公式,对各心拍信号进行高斯增强,

$$[0089] \quad \mathbf{x}_i^w(t) = \mathbf{x}_i(t) \cdot \exp\left(-\frac{(t-\mu)^2}{2\sigma^2}\right);$$

[0090] 其中, $\mathbf{x}_i(t)$ 表示第*i*个心拍信号的波幅向量, $i=1,2,3,\dots,N$,*N*表示心拍信号的个数, t 表示心拍信号的采样时刻, $\mathbf{x}_i^w(t)$ 表示第*i*个增强后的心拍信号的波幅向量, μ 表示高斯加权函数的期望, μ 位于R峰所对应的时刻, σ 表示高斯加权函数的方差。

[0091] 可选的,计算单元具体用于对目标心拍信号所对应的K个目标DTW残差向量进行平均,得到目标心拍信号的f波信号;其中,目标心拍信号为所有心拍信号中的任意一个心拍信号。

[0092] 可选的,还包括滤波单元;

[0093] 滤波单元,用于在检测心电信号的R峰位置之前,对获取的初始心电信号进行滤波,得到滤波后的心电信号。

[0094] 图2所对应实施例中特征的说明可以参见图1所对应实施例的相关说明,这里不再一一赘述。

[0095] 由上述技术方案可以看出,检测心电信号的R峰位置,并根据各所述R峰位置,将心电信号切割为多个单独的初始心拍信号;对各初始心拍信号进行高斯增强,得到高斯增强后的心拍信号;采用基于DTW距离的近邻算法,确定出每个心拍信号的K个近邻心拍。DTW距离能够很好地反映心拍信号之间的形态相似性,对QRS复合波形态的变化以及R峰检测带来的误差不敏感,具有很好的鲁棒性,降低了时间采样偏差带来的影响。通过高斯增强来提高R峰周围心电在近邻心拍计算中的权重,可以找到更为准确的近邻心拍,并且提高了DTW算法对R峰检测偏差的纠正能力。计算各心拍信号与其相应的K个近邻心拍的DTW残差向量,并依据所述DTW残差向量,得到各所述心拍信号的f波信号;拼接各所述f波信号,以完成对心

电信号f波的提取。在该技术方案中,以K个近邻心拍为模板对相应的心拍信号进行DTW重构,将所得的K个残差向量进行平均得到f波,实现了对R峰检测误差的校正,减少了畸变QRS波的影响,提升了f波提取的准确性,为房颤临床诊断提供可靠的依据。

[0096] 以上对本发明实施例所提供的一种心电信号单导联f波提取方法和装置进行了详细介绍。说明书中各个实施例采用递进的方式描述,每个实施例重点说明的都是与其他实施例的不同之处,各个实施例之间相同相似部分互相参见即可。对于实施例公开的装置而言,由于其与实施例公开的方法相对应,所以描述的比较简单,相关之处参见方法部分说明即可。应当指出,对于本技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明原理的前提下,还可以对本发明进行若干改进和修饰,这些改进和修饰也落入本发明权利要求的保护范围内。

[0097] 专业人员还可以进一步意识到,结合本文中所公开的实施例描述的各示例的单元及算法步骤,能够以电子硬件、计算机软件或者二者的结合来实现,为了清楚地说明硬件和软件的可互换性,在上述说明中已经按照功能一般性地描述了各示例的组成及步骤。这些功能究竟以硬件还是软件方式来执行,取决于技术方案的特定应用和设计约束条件。专业技术人员可以对每个特定的应用来使用不同方法来实现所描述的功能,但是这种实现不应认为超出本发明的范围。

[0098] 结合本文中所公开的实施例描述的方法或算法的步骤可以直接用硬件、处理器执行的软件模块,或者二者的结合来实施。软件模块可以置于随机存储器(RAM)、内存、只读存储器(ROM)、电可编程ROM、电可擦除可编程ROM、寄存器、硬盘、可移动磁盘、CD-ROM、或技术领域内所公知的任意其它形式的存储介质中。

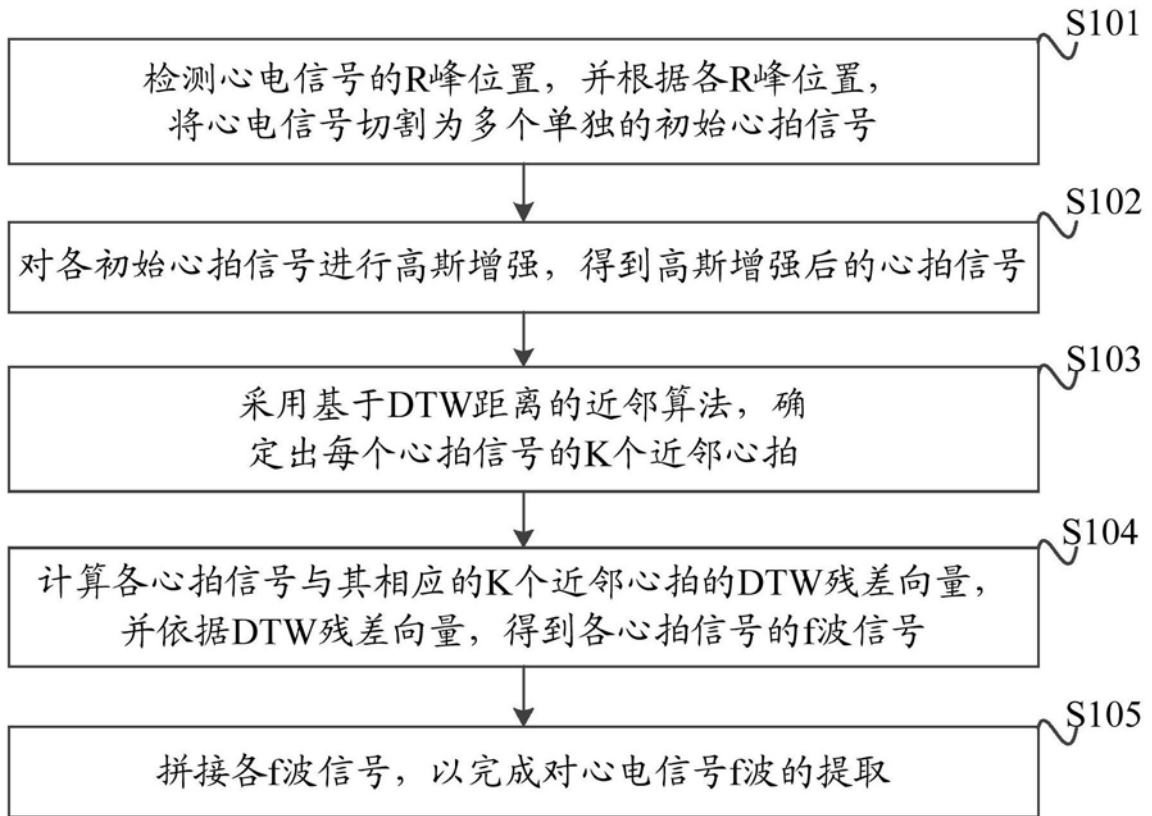


图1

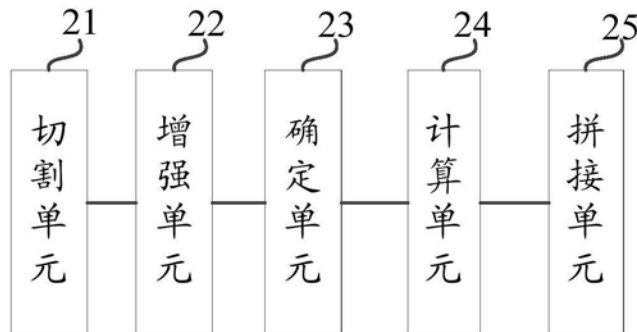


图2

专利名称(译)	一种心电信号单导联f波提取方法和装置		
公开(公告)号	CN110063726A	公开(公告)日	2019-07-30
申请号	CN201910477520.4	申请日	2019-06-03
[标]申请(专利权)人(译)	广东工业大学		
申请(专利权)人(译)	广东工业大学		
当前申请(专利权)人(译)	广东工业大学		
[标]发明人	吕俊 罗捷 何昭水 谢胜利 杨祖元		
发明人	吕俊 罗捷 何昭水 谢胜利 杨祖元		
IPC分类号	A61B5/0452 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0452 A61B5/7225 A61B5/7235		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明实施例公开了一种心电信号单导联f波提取方法和装置，根据所检测的心电信号的R峰位置，将心电信号切割为多个单独的初始心拍信号；对各初始心拍信号进行高斯增强，得到高斯增强后的心拍信号；采用基于DTW距离的近邻算法，确定出每个心拍信号的K个近邻心拍。计算各心拍信号与其相应的K个近邻心拍的DTW残差向量，并依据DTW残差向量，得到各心拍信号的f波信号；拼接各f波信号，以完成对心电信号f波的提取。以K个近邻心拍为模板对相应的心拍信号进行DTW重构，将所得的K个残差向量进行平均得到f波，实现了对R峰检测误差的校正，减少了畸变QRS波的影响，提升了f波提取的准确性，为房颤临床诊断提供可靠的依据。

