



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101732033 A

(43) 申请公布日 2010.06.16

(21) 申请号 200810225717.0

(22) 申请日 2008.11.07

(71) 申请人 中国科学院计算技术研究所  
地址 100190 北京市海淀区中关村科学院南路6号

(72) 发明人 王睿 宫继兵 陆世龙 张磊  
崔莉

(74) 专利代理机构 北京泛华伟业知识产权代理有限公司 11280

代理人 王勇

(51) Int. Cl.  
A61B 5/00(2006.01)

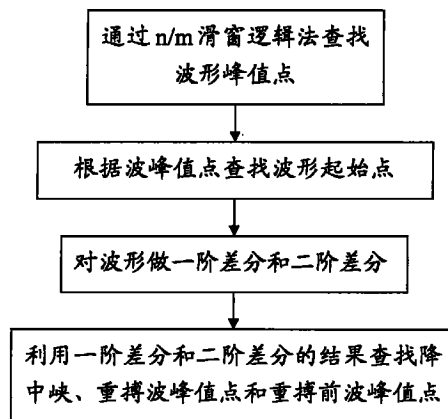
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 4 页

(54) 发明名称

一种人体波形中的特征参数的提取方法和装置

(57) 摘要

本发明提供一种人体波形中的特征参数的提取方法,包括:在原始波形上通过 n/m 滑窗逻辑法查找波形周期内的波形峰值点;在所得到的波峰值点的周围查找波形最低的点,从而得到波形起始点;还包括对原始波形做一阶差分和二阶差分操作;利用二阶差分的结果波形从原始波形图中找到降中峡与重搏波峰值点,利用所述一阶差分和二阶差分的结果波形从原始波形图中找到重搏前波峰值点。本发明还包括采用 N 次 - 两点平滑滤波法对原始波形做平滑滤波。本发明的特征参数提取方法在计算机上实现了对波形中特征参数的提取,与现有操作中常见的人工方法相比,显然具有准确率高,标识结果可靠的优点。



1. 一种人体波形中的特征参数的提取方法,包括:  
步骤 1)、在原始波形上通过  $n/m$  滑窗逻辑法查找波形周期内的波形峰值点;  
步骤 2)、在所得到的波峰值点向前的一定时间间隔内查找波形最低的点,从而得到波形起始点。
2. 根据权利要求 1 所述的人体波形中的特征参数的提取方法,其特征在于,还包括:  
步骤 3)、对原始波形做一阶差分和二阶差分操作;  
步骤 4)、利用所述二阶差分的结果波形从所述原始波形图中找到降中峡与重搏波峰值点,利用所述一阶差分和二阶差分的结果波形从所述原始波形图中找到重搏前波峰值点。
3. 根据权利要求 1 或 2 所述的人体波形中的特征参数的提取方法,其特征在于,在所述的步骤 1) 前,对原始波形采用平滑滤波法做平滑滤波,去除原始波形中的毛刺和噪声。
4. 根据权利要求 2 或 3 所述的人体波形中的特征参数的提取方法,其特征在于,所述的步骤 4) 包括:  
步骤 4-1)、以所述波形起始点所对应的时间点作为一阶差分和二阶差分操作所得到的波形的起始点;  
步骤 4-2)、在二阶差分所得到的波形中,从步骤 4-1) 所得到的起始点开始,取第三峰的峰顶,该位置所对应的时间点在脉搏图上为降中峡的时间点,从而得到所述的降中峡;  
步骤 4-3)、在二阶差分所得到的波形中,从步骤 4-1) 所得到的起始点开始,取第三峰后的波谷,该位置所对应的时间点在脉搏图上为重搏波峰值点的时间点,从而得到所述的重搏波峰值点;  
步骤 4-4)、在一阶差分所得到的波形中,从步骤 4-1) 所得到的起点开始,取第二峰的峰顶,设该位置所对应的时间点为  $t_1$ ;在二阶差分所得到的波形中,从步骤 4-1) 所得到的起点开始,取第二峰后的波谷,设该位置所对应的时间点为  $t_2$ , $[(t_1 + t_2)/2]$  时刻在脉搏图上为重搏前波峰值点的时间点,从而得到所述的重搏前波峰值点。
5. 根据权利要求 1 或 2 或 3 所述的人体波形中的特征参数的提取方法,其特征在于,所述的步骤 1) 包括:  
步骤 1-1)、从表示原始波形的序列中找出备选点集合;  
步骤 1-2)、采用  $3/5$  滑窗逻辑从步骤 1-1) 所得到的备选点集合中找到上升趋势中符合  $3/5$  滑窗逻辑的备选波峰点;  
步骤 1-3)、用  $2/3$  滑窗逻辑在下降趋势中从步骤 1-2) 所得到的备选波峰点中确定波形中的最高点,从而得到所述的波形峰值点。
6. 根据权利要求 2 或 3 所述的人体波形中的特征参数的提取方法,其特征在于,还包括在得到包括波形峰值点、波形起始点、降中峡、重搏波峰值点、重搏前波峰值点在内的特征参数点后,对所述的特征参数点进行校正。
7. 根据权利要求 3 所述的人体波形中的特征参数的提取方法,其特征在于,所述的平滑滤波法采用  $N$  次 - 两点平滑滤波法或单次 - 四点平滑滤波法。
8. 根据权利要求 3 所述的人体波形中的特征参数的提取方法,其特征在于,还包括对平滑滤波所得到的波形做去直流分量的处理。
9. 一种人体波形中的特征参数的提取装置,其特征在于,包括波形峰值点提取模块以及波形起始点提取模块;其中,

所述的波形峰值点提取模块用于在由外部设备所得到的原始波形上通过  $n/m$  滑窗逻辑法查找波形周期内的波形峰值点；

所述的波形起始点提取模块用于在所得到的波峰值点的向前的一定时间间隔内查找波形最低的点，从而得到波形起始点。

10. 根据权利要求 9 所述的人体波形中的特征参数的提取装置，其特征在于，还包括差分操作模块、降中峡提取模块、重搏波峰值点提取模块以及重搏前波峰值点提取模块；其中，

所述的差分操作模块对原始波形做一阶差分和二阶差分操作；

所述的降中峡提取模块用于在二阶差分所得到的波形中，从起始点开始，取第三峰的峰顶，该位置所对应的的时间点在脉搏图上为降中峡的时间点，从而得到所述的降中峡；

所述的重搏波峰值点提取模块用于在二阶差分所得到的波形中，从起始点开始，取第三峰后的波谷，该位置所对应的的时间点在脉搏图上为重搏波峰值点的时间点，从而得到所述的重搏波峰值点；

所述的重搏前波峰值点提取模块用于在一阶差分所得到的波形中，从起点开始，取第二峰的峰顶，设该位置所对应的的时间点为  $t_1$ ；在二阶差分所得到的波形中，从起点开始，取第二峰后的波谷，设该位置所对应的的时间点为  $t_2$ ， $\lceil (t_1 + t_2)/2 \rceil$  时刻在脉搏图上为重搏前波峰值点的时间点，从而得到所述的重搏前波峰值点。

11. 根据权利要求 9 或 10 所述的人体波形中的特征参数的提取装置，其特征在于，还包括平滑滤波模块，所述的平滑滤波模块用于对原始波形做平滑滤波，去除原始波形中的毛刺和噪声。

## 一种人体波形中的特征参数的提取方法和装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及信号处理领域,特别涉及一种利用计算机技术、信号处理技术实现人体波形中的特征参数自动提取的方法。

### 背景技术

[0002] 中医脉诊通常的做法是中医师用手指触压患者寸口挠动脉处寸、关、尺三个部位,通过手指施加浮、中、沉等不同的压力来感受患者脉搏波的变化。对应于浮、中、沉等压力而产生的一系列的包含了脉搏的浮沉、强弱、趋势、形状、宽度和节律等等信息的脉搏波,这种包含脉搏信息的脉搏波也被称之为脉象。传统中医学在脉诊时有很大的主观性,诊断过程难以再现和学习。为了克服传统中医脉诊的这一缺点,许多中医领域的研究工作者在脉诊的客观化方面做出了不懈的努力。随着传感器和计算机信号处理技术的不断进步,现有技术中已经出现了多种用于采集原始脉搏数据的脉搏采集装置,如上海中医药大学中医诊断教研室研制的 ZM-III 型智能脉象仪、中科院计算所无线传感器实验室研制的 E2P210-M1 脉搏采集器(专利申请号为 200710120659),上述的脉搏采集装置能够将人体脉搏的跳动用波形数据的方式表示出来,进而在所得到的波形数据的基础上进行特征参数的提取和检测的研究。通过对腕部动脉脉搏波波形数据的研究,不仅可以知道心脏周期性地收缩和舒张时的变化,还可以了解人体其他部位的病理状态。

[0003] 要研究脉搏的波形数据,首先要实现对脉搏波形数据中特征参数点的提取。以腕部动脉脉搏波波形数据为例,在腕部动脉脉搏波的一个完整波形中,如图 1 所示,包括有以下用来反映人的生理信息和各种病症的特征参数点:波形起始点、脉搏波峰值点、重搏前波峰值点、降中峡和重搏波峰值点。上述特征参数点已被中医脉象研究领域所公认,其中的波形起始点是心室完全舒张时对应的波形点,也是一个完整脉搏波波形周期的最低点;脉搏波峰值点是主波峰的位置,主要反映左心室的射血功能和大动脉顺应性;重搏前波峰值点为重搏前波峰顶位置,主要反映动脉血管弹性和外周阻力状态;降中峡即降中峡谷底对应的波形点,其高度与舒张压相关;重搏波峰值点是重搏波峰顶对应的点,其幅值主要反映大动脉的弹性和主动脉瓣功能情况。从脉搏波形数据中得到相关的特征参数点后,就可以对这些特征参数点做进一步的研究,如进行各种变换、做统计学分析或实现机器学习分类,从而得到一些重要规律,所得到的规律在临床诊断或传统中医诊脉的理论研究中都有重要的作用。

[0004] 现有技术中,着重在于对包括特征参数点在内的脉搏波形数据的使用与研究,如利用特征参数点计算基于脉搏波波图面积的 K 值从而产生一些更重要的衍生特征参数,却缺少如何从脉搏波形数据中精确提取特征参数点的相关方法,使得相关领域中的技术人员只能采用标尺手工测量等人工方法。这样做不仅操作繁琐,而且准确率低,为根据特征参数点所做的后续研究带来了隐患。

### 发明内容

[0005] 本发明的目的是克服现有技术无法对脉搏波波形中的特征参数点的精确提取的

缺陷,从而提供一种准确率高、易操作的波形特征参数提取方法及相应的提取装置。

[0006] 为了实现上述目的,本发明提供了一种人体波形中的特征参数的提取方法,包括:

[0007] 步骤 1)、在原始波形上通过  $n/m$  滑窗逻辑法查找波形周期内的波形峰值点;

[0008] 步骤 2)、在所得到的波峰值点向前的一定时间间隔内查找波形最低的点,从而得到波形起始点。

[0009] 上述技术方案中,还包括:

[0010] 步骤 3)、对原始波形做一阶差分和二阶差分操作;

[0011] 步骤 4)、利用所述二阶差分的结果波形从所述原始波形图中找到降中峡与重搏波峰值点,利用所述一阶差分和二阶差分的结果波形从所述原始波形图中找到重搏前波峰值点。

[0012] 上述技术方案中,在所述的步骤 1) 前,对原始波形采用平滑滤波法做平滑滤波,去除原始波形中的毛刺和噪声。

[0013] 上述技术方案中,所述的步骤 4) 包括:

[0014] 步骤 4-1)、以所述波形起始点所对应的时间点作为一阶差分和二阶差分操作所得到的波形的起始点;

[0015] 步骤 4-2)、在二阶差分所得到的波形中,从步骤 4-1) 所得到的起始点开始,取第三峰的峰顶,该位置所对应的时间点在脉搏图上为降中峡的时间点,从而得到所述的降中峡;

[0016] 步骤 4-3)、在二阶差分所得到的波形中,从步骤 4-1) 所得到的起始点开始,取第三峰后的波谷,该位置所对应的时间点在脉搏图上为重搏波峰值点的时间点,从而得到所述的重搏波峰值点;

[0017] 步骤 4-4)、在一阶差分所得到的波形中,从步骤 4-1) 所得到的起点开始,取第二峰的峰顶,设该位置所对应的时间点为  $t_1$ ;在二阶差分所得到的波形中,从步骤 4-1) 所得到的起点开始,取第二峰后的波谷,设该位置所对应的时间点为  $t_2$ ,  $[(t_1 + t_2)/2]$  时刻在脉搏图上为重搏前波峰值点的时间点,从而得到所述的重搏前波峰值点。

[0018] 上述技术方案中,所述的步骤 1) 包括:

[0019] 步骤 1-1)、从表示原始波形的序列中找出备选点集合;

[0020] 步骤 1-2)、采用  $3/5$  滑窗逻辑从步骤 1-1) 所得到的备选点集合中找到上升趋势中符合  $3/5$  滑窗逻辑的备选波峰点;

[0021] 步骤 1-3)、用  $2/3$  滑窗逻辑在下降趋势中从步骤 1-2) 所得到的备选波峰点中确定波形中的最高点,从而得到所述的波形峰值点。

[0022] 上述技术方案中,还包括在得到包括波形峰值点、波形起始点、降中峡、重搏波峰值点、重搏前波峰值点在内的特征参数点后,对所述的特征参数点进行校正。

[0023] 上述技术方案中,所述的平滑滤波法采用  $N$  次 - 两点平滑滤波法或单次 - 四点平滑滤波法。

[0024] 上述技术方案中,还包括对平滑滤波所得到的波形做去直流分量的处理。

[0025] 本发明还提供了一种波形特征参数的提取装置,包括波形峰值点提取模块以及波形起始点提取模块;其中,

[0026] 所述的波形峰值点提取模块用于在由外部设备所得到的原始波形上通过  $n/m$  滑动窗口法查找波形周期内的波形峰值点；

[0027] 所述的波形起始点提取模块用于在所得到的波峰值点的向前的一定时间间隔内查找波形最低的点，从而得到波形起始点。

[0028] 上述技术方案中，还包括差分操作模块、降中峡提取模块、重搏波峰值点提取模块以及重搏前波峰值点提取模块；其中，

[0029] 所述的差分操作模块对原始波形做一阶差分和二阶差分操作；

[0030] 所述的降中峡提取模块用于在二阶差分所得到的波形中，从起始点开始，取第三峰的峰顶，该位置所对应的时间点为降中峡的时间点，从而得到所述的降中峡；

[0031] 所述的重搏波峰值点提取模块用于在二阶差分所得到的波形中，从起始点开始，取第三峰后的波谷，该位置所对应的时间点为脉搏图上为重搏波峰值点的时间点，从而得到所述的重搏波峰值点；

[0032] 所述的重搏前波峰值点提取模块用于在一阶差分所得到的波形中，从起点开始，取第二峰的峰顶，设该位置所对应的时间点为  $t_1$ ；在二阶差分所得到的波形中，从起点开始，取第二峰后的波谷，设该位置所对应的时间点为  $t_2$ ， $[(t_1 + t_2)/2]$  时刻在脉搏图上为重搏前波峰值点的时间点，从而得到所述的重搏前波峰值点。

[0033] 上述技术方案中，还包括平滑滤波模块，所述的平滑滤波模块用于对原始波形做平滑滤波，去除原始波形中的毛刺和噪声。

[0034] 本发明的优点在于：

[0035] 1、本发明的特征参数提取方法在计算机上实现了对波形中特征参数的提取，与现有操作中常见的人工方法相比，显然具有准确率高，标识结果可靠的优点。

[0036] 2、本发明的特征参数提取方法的算法复杂度低，运算速度快，使得它不仅能用于台式机或服务器，也能针对传感器节点资源不足的特点，特别适合在便携脉诊仪器上使用。

[0037] 3、本发明在实现过程中，使用方便、不需要复杂的操作和设置，具有应用范围广、操作简便的优点。

[0038] 4、本发明的方法不仅能够用于对脉搏波中相关特征参数的提取，也能够对脑电波、心电波等多种波形中特征参数的提取，具有适用范围广的优点。

## 附图说明

[0039] 图 1 为人体脉搏波中的五个特征参数点的示意图；

[0040] 图 2 为在本发明的一个实施例中 EZP210-M1 脉搏采集装置所得到的数据的示意图；

[0041] 图 3 为本发明的方法在一个实施例中的实现流程图；

[0042] 图 4 为采用本发明的方法在一个实施例中所提取的特征参数点的示意图；

[0043] 图 5 为在本发明的一个实施例中所涉及的脉搏波在经过  $N$  次 - 两点平滑滤波法做平滑滤波前后的效果对比图；

[0044] 图 6 为将没有经过预处理的脉搏波提取特征参数点的结果与经过预处理的脉搏波提取特征参数点的结果进行比较的示意图。

## 具体实施方式

[0045] 下面结合附图和具体实施方式,对本发明做进一步说明。

[0046] 在本发明的一个实施例中,以 E郑210-M1 脉搏采集装置所获得的关部脉搏波数据为例,对如何实现关部脉搏波数据中特征参数点的提取加以说明。

[0047] 假设从 E郑210-M1 脉搏采集装置所得到的数据如图 2 所示,包括有测量过程中的某一时刻(即时域值)以及在该时刻的脉搏压数值(即测量值)。通过上述的数据,可以得到相关的脉搏波波形。本发明要在对应的波形中找到波形起始点、脉搏波峰值点、重搏前波峰值点、降中峡和重搏波峰值点等特征参数点。参考图 3,下面对上述特征参数点如何获取分别加以说明。

[0048] 首先要获取波形中的波形起始点和脉搏波峰值点。在本实施例中,用一个脉搏波序列表示一段时间内的脉搏波波形数据,该序列用  $\{H_1, H_2, \dots, H_L\}$  表示,其中的  $L$  为采样时长。从这个脉搏波序列中可以找到脉搏波峰值点的备选点集合,在设定一个阈值  $\delta$  后,脉搏波峰值点的备选点集合  $V_{Tp}$  可通过以下公式获取,其中阈值  $\delta$  在本实施例中取值为 100:

$$[0049] \quad V_{Tp} = \{H_i \mid H_i > \delta, H_i \in [H_1, H_2, \dots, H_L]\}$$

[0050] 在得到备选点集合后,可以采用  $n/m$  滑窗逻辑法来判断备选点中的哪一个点是脉搏波峰值点。所述的  $n/m$  滑窗逻辑法用于判断波形中上升和下降的趋势,滑窗长度为  $m$  个逻辑值,其中若有  $n$  个逻辑值为 1 时表示满足判定条件。在  $n/m$  滑窗逻辑法中还涉及到了两个阈值  $\alpha$ 、 $\beta$ , 其中的  $\alpha$  是上升幅度阈值,当  $H_n - H_{n-1} > \alpha$  时,滑窗中相应位置逻辑值为 1, 否则为 0;  $\beta$  是下降幅度阈值,当  $H_n - H_{n-1} > \beta$  时,滑窗中相应位置逻辑为 1, 否则为 0。本方法先用  $3/5$  滑窗逻辑找到上升趋势中备选的波峰点,然后用  $2/3$  滑窗逻辑在下降趋势中来最后确定波形中唯一的峰值点。此处所得到的波形中唯一的峰值点就是所要获取的脉搏波峰值点。

[0051] 在得到脉搏波峰值点后,就可以对波形起始点进行查找。从生理学上可以知道,在一个脉搏跳动周期内,当心室完全舒张时腕部脉搏波的压值最低,体现在波形中就是幅值最低点。因此,波形起始点应该就是一个完整脉搏波波形内的最低点。所以要求取波形起始点,可以首先设定一个时间方面的阈值  $\tau$ , 同时找到脉搏波峰值点所对应的时间点  $t$ , 则  $[t - \tau, t]$  时间间隔内的采样点就是当前脉搏波波形起点的备选集合,从中找出最低点,得到该周期内脉搏波的波形最低的时间点  $T_s$ , 将所得到的时间点在波形图上做对应操作,就可以得到波形起始点  $\{T_s, H(T_s)\}$ 。

[0052] 在得到波形起始点和脉搏波峰值点的基础上,可以进一步得到重搏前波峰值点、降中峡和重搏波峰值点。在本发明中,对这三种特征参数点的获取是在对原始的脉搏波做一阶差分和二阶差分的基础上实现的。在前文中已经提到,在本实施例中,用  $\{H_1, H_2, \dots, H_L\}$  表示原始的脉搏序列,对该序列做一阶差分后得到:

$$[0053] \quad {}^1H(n) = H(n) - H(n-1) \quad 2 < n < L$$

$$[0054] \quad {}^1H(1) = 0$$

[0055] 在一阶差分的基础上再做二阶差分,二阶差分的结果如下:

$$[0056] \quad {}^2H(n) = {}^1H(n) - {}^1H(n-1) \quad 3 < n < L$$

$$[0057] \quad {}^2H(1) = 0, {}^2H(2) = 0$$

[0058] 由一阶差分和二阶差分的结果可以得到相应的波形,将前述所得到的波形起始点和脉搏波峰值点在一阶差分波形和二阶差分波形所对应的时间点上做标注,以波形起始点的时间点  $T_s$  为一阶差分波形和二阶差分波形的起始点。然后在二阶差分波形中,从起始点开始,取第三峰的峰顶,该位置所对应的时间点在脉搏图上即为降中峡的时间点  $T_j$ 。类似的,在 2 阶差分波形中,从起点开始,取第三峰后的波谷,该位置所对应的时间点在脉搏图上即为重搏波峰值点的时间点  $T_d$ 。在一阶差分波形中,从起点开始,取第二峰的峰顶,设该位置所对应的时间点为  $t_1$ ;在二阶差分波形中,从起点开始,取第二峰后的波谷,设该位置所对应的时间点为  $t_2$ ,则取  $\lceil (t_1 + t_2)/2 \rceil$  时刻的位置即为重搏前波峰值点的时间点  $T_b$ ,其中的“ $\lceil \rceil$ ”表示取整操作。在上述时间点的基础上,可以得到对应的特征参数点,包括降中峡  $\{T_j, H(T_j)\}$ 、重搏波峰值点  $\{T_d, H(T_d)\}$  以及重搏前波峰值点  $\{T_b, H(T_b)\}$ 。

[0059] 在得到上述的各个特征参数点后,可以对所得到的特征参数点做一定程度的验证,如对所获得的各个特征参数点所对应的时间点进行检查,从物理意义上讲应该满足:  $T_s < T_p < T_b < T_j < T_d$ ,如不满足说明此脉搏波无效,应予删除。

[0060] 由于噪声干扰,以上所提取的 5 个特征参数点可能会存在一定偏差,为了提高特征参数点提取的准确性,还可以在提取结果的基础上做进一步的校正。在校正过程中,设定阈值  $\theta$ ,在  $[T_s - \theta, T_s + \theta]$  区间内,取脉搏波的最低点作为更新后的脉搏波起点  $T_s$ ;在  $[T_p - \theta, T_p + \theta]$  区间内,取脉搏波的最高点作为更新后的脉搏波主峰点  $T_p$ ;在  $[T_b - \theta, T_b + \theta]$  区间内,取脉搏波的最高点作为更新后的重搏前波点  $T_b$ ;在  $[T_j - \theta, T_j + \theta]$  区间内,取脉搏波的最低点作为更新后的降中峡点  $T_j$ ;在  $[T_d - \theta, T_d + \theta]$  区间内,取脉搏波的最高点作为更新后的重搏波点  $T_d$ 。

[0061] 在图 4 中给出了利用上述实施例中的方法所提取的各个特征参数点的实例,在图中用  $\square$  表示波形起始点、 $\diamond$  表示脉搏波峰值点、 $*$  表示重搏前波峰值点、 $\times$  表示降中峡、 $+$  表示重搏波峰值点。从图中可以看出,上述实施例中的方法能够满足本发明的需要。

[0062] 通过本发明的上述方法可以实现对脉搏波特征参数的提取,可以在一定程度上满足用户的需求。但为了得到更高的识别准确率,本发明还提供了一个效果更佳的实施例。该实施例与前一实施例相比,在对原始脉搏波提取特征参数点之前,对原始脉搏波作了预处理,以降低脉搏数据在采集过程中由于外界因素的干扰,如轻微震动、仪器漏气等,所产生的噪声,避免由于噪声而影响脉搏波特征参数点的标识效果。

[0063] 在对原始脉搏波做预处理的过程中,主要是要对脉搏采集装置所采集到的原始脉搏波做包括去直流分量处理、标定将要提取特征的脉搏波段、对脉搏波进行低通滤波等在内的处理,以去除毛刺和不必要的噪声影响。在本实施例中,上述的预处理过程采用 N 次 - 两点平滑滤波法 (N-Two Pointsto Filter,简称 N-TPF) 实现。具体实现如下:

[0064] 假设由脉象采集装置所采集的原始脉波序列为:  $\{Y_1, Y_2, \dots, Y_L\}$ , 其中的 L 表示采样时长,则设置两点平滑滤波处理的次数  $N = 3$ , 并初始化存放中间结果的脉搏波序列  $\{F_1, F_2, \dots, F_L\}$ 。然后将原始脉搏波序列及每次变换后的序列依次存放在  $\{F_1, F_2, \dots, F_L\}$ , 在实现 3 次平滑过滤后,将所得到的  $\{F_1, F_2, \dots, F_L\}$  赋值给  $\{H_1, H_2, \dots, H_L\}$ 。在图 5(a) 和图 5(b) 中给出了平滑滤波前后的效果图,从图中可以看出,平滑滤波后的波形去除了原始脉搏波的毛刺。所得到的经过平滑滤波的脉搏波序列可以按照前一实施例的说明,对脉搏波序列做后续处理,以得到脉搏波中的各个特征参数点。

[0065] 为有效地去除直流分量,还可以将平滑过滤后所得到的脉搏波序列做如下操作:

假设  $\bar{Y} = \sum_{i=1}^l Y_i$  为采样所得到的原始脉搏波序列的平均值,令  $H_1 = Y_1 - \bar{Y}$ , 依次类推,可得到新的去除直流分量后的脉搏波序列  $\{H_1, H_2, \dots, H_l\}$ 。

[0066] 在上述实施例中,采用了N次-两点平滑滤波法实现预处理操作,在本发明的其它实施例中,还可以用单次-四点平滑滤波法 (Single-FourPoints to Filter,简称 S-FPF) 对原始波形进行滤波与平滑处理,再对滤波与平滑处理后的结果提取特征参数点。

[0067] 在图6中,将没有经过预处理的脉搏波提取特征参数点的结果与经过预处理的脉搏波提取特征参数点的结果做了比较,其中的图6(a)为没有经过预处理的脉搏波提取特征参数点的结果,图6(b)为经过预处理的脉搏波提取特征参数点的结果,从图中可以看出,图6(a)中第一个波形的几个特征参数点混合在一起且与实际结果不符合,而在图6(b)中则很好地解决了这个问题,在图6的后几个波形中同样有类似的情况。从这些结果的比对中可以看出,经过预处理的脉搏波所提取的特征参数点更为准确。而通过大量的实验也可以知道,经过预处理的脉搏波提取特征参数点的结果准确率可以达到90%以上。

[0068] 在上述实施例中对如何提取关部脉搏波波形的特征参数做了说明,从中医学中可以知道,脉搏波还包括寸、尺两部,由于关部脉搏波的波形较寸、尺两部的脉搏波更为复杂,寸、尺两部的脉搏波在提取特征参数点时,只需要提取前述5个特征参数点中的一部分,如波形峰值点、波形起始点,因此,本发明的方法同样可以应用于通过寸、尺部位提取的脉搏波。此外,由于与人体的其它波形相比,脉搏波的波形最为复杂,在心电图、脑电图中的波形与脉搏波相比在波形结构上更为简单,在相关波形上所包含的特征参数点也只包括前述5个特征参数点中的一部分,如波形峰值点、波形起始点,因此本发明的方法除了适用于对脉搏波波形中特征参数点的提取外,还可用于其它波形的特征参数点的提取,如心电图、脑电图中相应波形的特征参数点的提取。

[0069] 在上述方法的基础上,本发明还提供了相应的特征参数的提取装置,该装置包括波形峰值点提取模块以及波形起始点提取模块;其中,

[0070] 所述的波形峰值点提取模块用于在由外部设备所得到的原始波形上通过n/m滑窗逻辑法查找波形周期内的波形峰值点;

[0071] 所述的波形起始点提取模块用于在所得到的波峰值点的周围查找波形最低的点,从而得到波形起始点。

[0072] 上述的特征参数提取装置还可以包括差分操作模块、降中峡提取模块、重搏波峰值点提取模块以及重搏前波峰值点提取模块;其中,

[0073] 所述的差分操作模块对原始波形做一阶差分和二阶差分操作;

[0074] 所述的降中峡提取模块用于在二阶差分所得到的波形中,从起始点开始,取第三峰的峰顶,该位置所对应的的时间点在脉搏图上为降中峡的时间点,从而得到所述的降中峡;

[0075] 所述的重搏波峰值点提取模块用于在二阶差分所得到的波形中,从起始点开始,取第三峰后的波谷,该位置所对应的的时间点在脉搏图上为重搏波峰值点的时间点,从而得到所述的重搏波峰值点;

[0076] 所述的重搏前波峰值点提取模块用于在一阶差分所得到的波形中,从起点开始,

取第二峰的峰顶,设该位置所对应的时间点为  $t_1$ ;在二阶差分所得到的波形中,从起点开始,取第二峰后的波谷,设该位置所对应的时间点为  $t_2$ , $\lceil (t_1 + t_2)/2 \rceil$ 时刻在脉搏图上为重搏前波峰值点的时间点,从而得到所述的重搏前波峰值点。

[0077] 人体波形中的特征参数的提取装置,还包括可以平滑滤波模块,所述的平滑滤波模块用于对原始波形做平滑滤波,以去除原始波形中的毛刺和噪声。

[0078] 最后所应说明的是,以上实施例仅用以说明本发明的技术方案而非限制。尽管参照实施例对本发明进行了详细说明,本领域的普通技术人员应当理解,对本发明的技术方案进行修改或者等同替换,都不脱离本发明技术方案的精神和范围,其均应涵盖在本发明的权利要求范围当中。

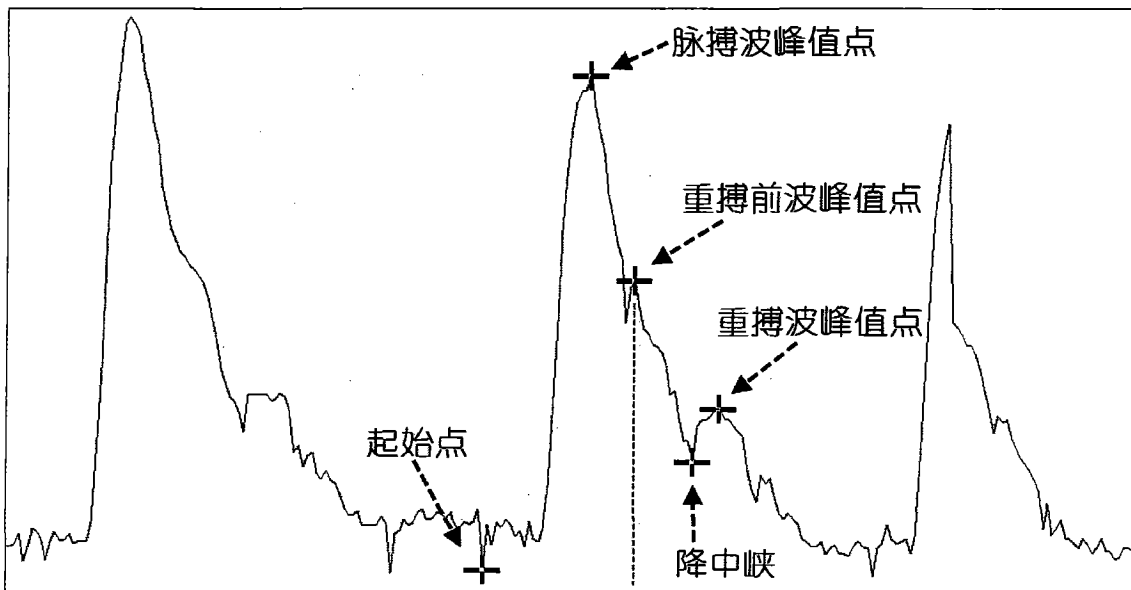


图 1

时域值	测量值	时域值	测量值
32927.0	499.0	32945.0	436.0
32928.0	492.0	32946.0	434.0
32929.0	490.0	32947.0	436.0
32930.0	489.0	32948.0	441.0
32931.0	489.0	32949.0	433.0
32932.0	491.0	32950.0	436.0
32933.0	491.0	32951.0	435.0
32934.0	488.0	32952.0	437.0
32935.0	487.0	32953.0	439.0
32936.0	483.0	32954.0	441.0
32937.0	479.0	32955.0	461.0
32938.0	470.0	32956.0	460.0
32939.0	468.0	32957.0	460.0
32940.0	459.0	32958.0	459.0
32941.0	454.0	32959.0	462.0
32942.0	449.0	32960.0	464.0
32943.0	443.0	32961.0	459.0
32944.0	438.0	32962.0	459.0
		.....	

图 2

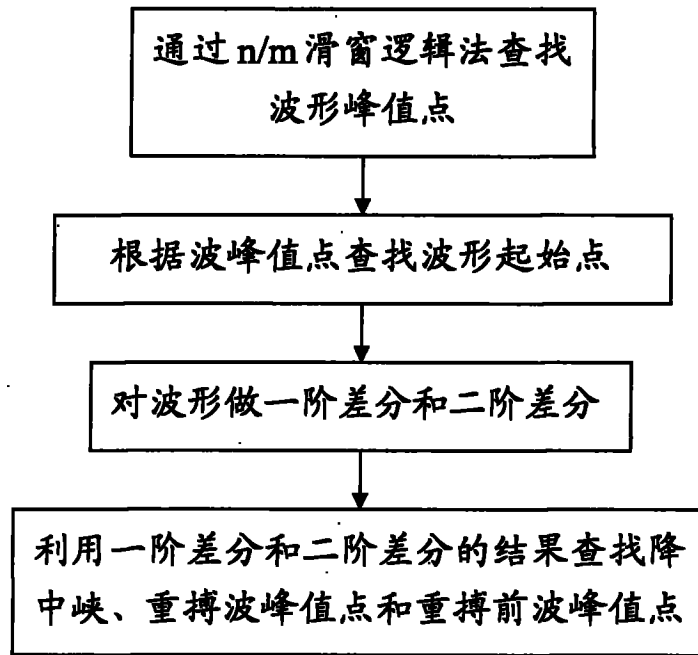


图 3

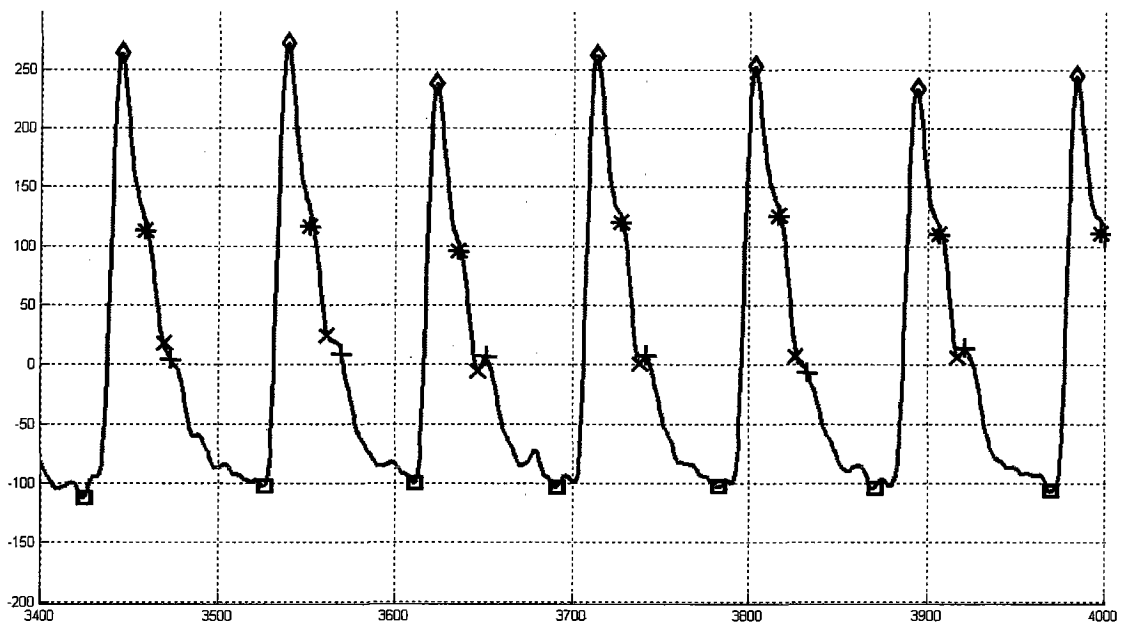


图 4

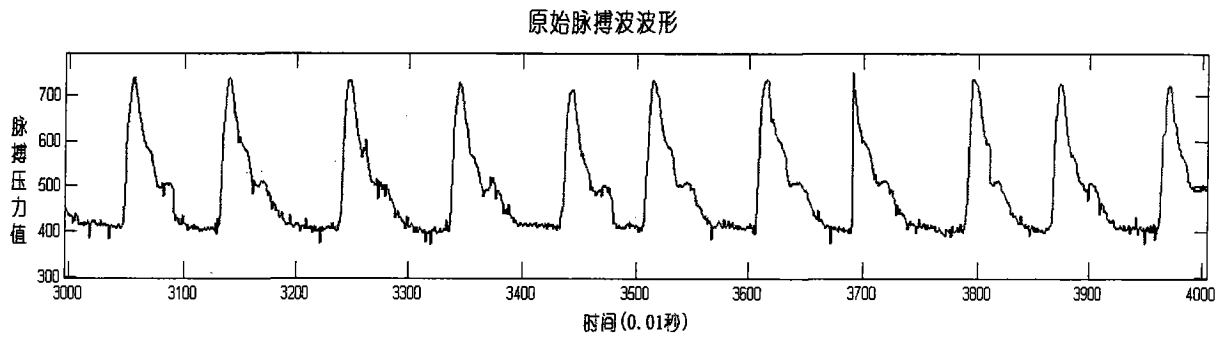


图 5(a)

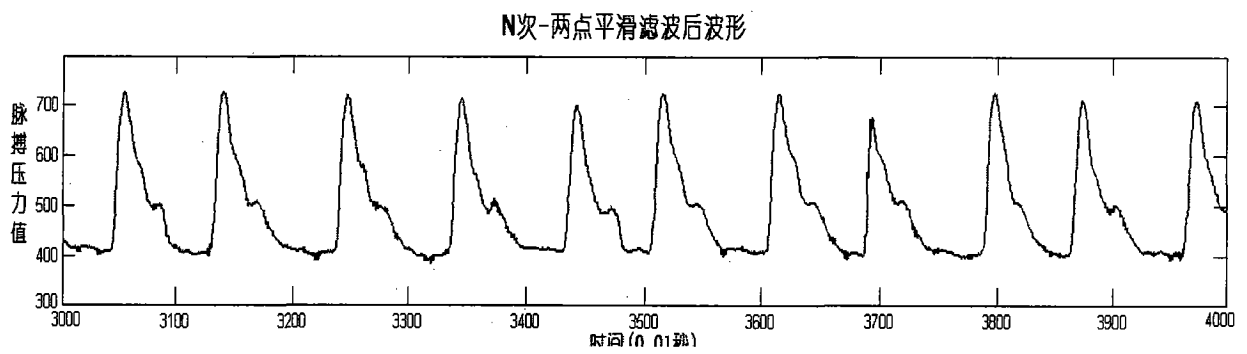


图 5(b)

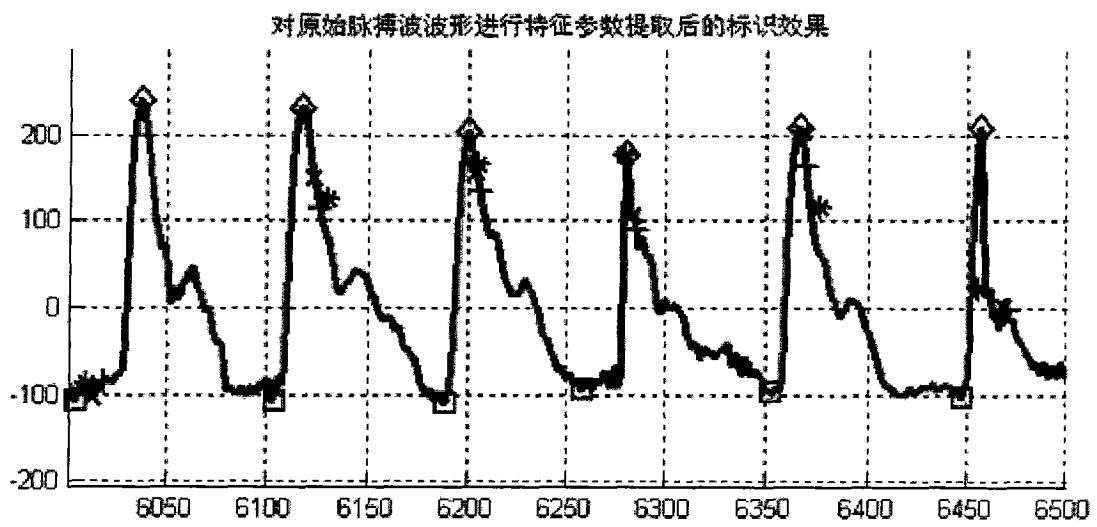


图 6(a)

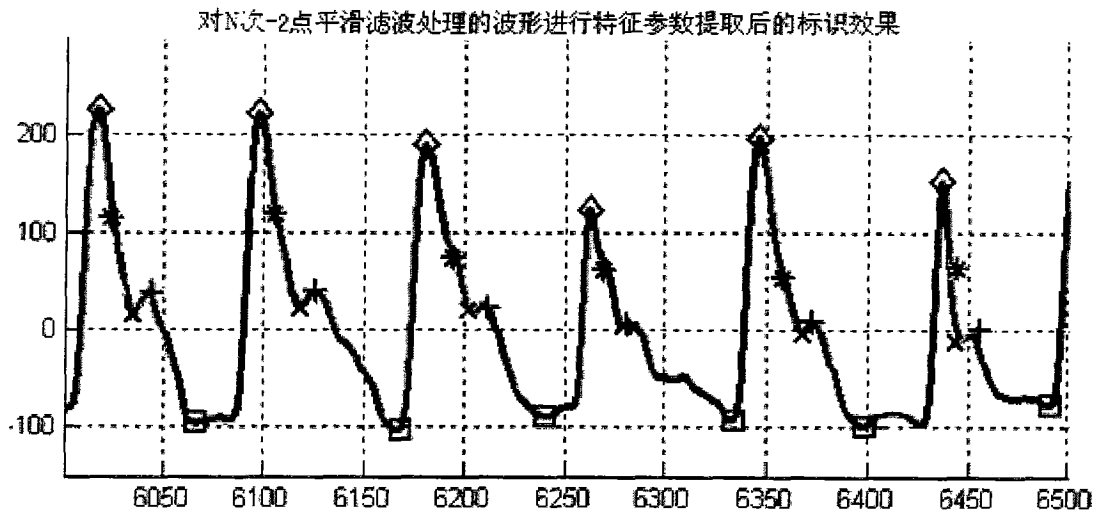


图 6 (b)

专利名称(译)	一种人体波形中的特征参数的提取方法和装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN101732033A</a>	公开(公告)日	2010-06-16
申请号	CN200810225717.0	申请日	2008-11-07
[标]申请(专利权)人(译)	中国科学院计算技术研究所		
申请(专利权)人(译)	中国科学院计算技术研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院计算技术研究所		
[标]发明人	王睿 宫继兵 陆世龙 张磊 崔莉		
发明人	王睿 宫继兵 陆世龙 张磊 崔莉		
IPC分类号	A61B5/00		
代理人(译)	王勇		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供一种人体波形中的特征参数的提取方法，包括：在原始波形上通过n/m滑窗逻辑法查找波形周期内的波形峰值点；在所得到的波峰值点的周围查找波形最低的点，从而得到波形起始点；还包括对原始波形做一阶差分和二阶差分操作；利用二阶差分的结果波形从原始波形图中找到降中峡与重搏波峰值点，利用所述一阶差分和二阶差分的结果波形从原始波形图中找到重搏前波峰值点。本发明还包括采用N次-两点平滑滤波法对原始波形做平滑滤波。本发明的特征参数提取方法在计算机上实现了对波形中特征参数的提取，与现有操作中常见的人工方法相比，显然具有准确率高，标识结果可靠的优点。

