



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108030485 A

(43)申请公布日 2018.05.15

(21)申请号 201711051790.6

(22)申请日 2017.10.30

(71)申请人 上海大爱城数据服务有限公司

地址 200000 上海市浦东新区林浦路428号
6幢303室

(72)发明人 耿晓杨 张敏

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

权利要求书2页 说明书5页 附图6页

(54)发明名称

基于压电传感器的心率数据点提取算法

(57)摘要

本发明公开了一种基于压电传感器的心率数据点提取算法,首先对原始数据S进行数据预处理,处理后得到新的优化数据数列A,然后在新数列中提取出局部极值点数列B;通过局部极值点数列B,估算本次采集数据中,相邻心率数据点之间的平均时间间隔I。然后算法可以根据上述估计的平均间隔I,在局部极值点数列B中进行心率数据点数列C的提取;最后,算法根据人体心率特点及原始数据特点进行心率数据缺失的判定,如果存在缺失,则从数列A中选取数据对数列C进行补全,得到最终的心率数据点数列D;该算法对于具有多信号融合、信号扰动大等特点的压电传感器采集心率信号具有良好的提取效果。



1. 基于压电传感器的心率数据点提取算法, 其特征在于: 包括下列步骤:

(1) 采集原始数据S, 通过对滤波进行二次微分进行预处理, 得到优化数列A;

(2) 在优化数列A中提取出局部极值点数列B, 提取方法为: 通过滑动时间窗口, 选取出局部极值点, 保存局部极值点对应的采集时间、数值、索引关系, 构成局部极值点数列B; 所述局部极值点的判断步骤如下:

(2.1) 通过设定时间窗口, 选取时间窗口内的极值a;

(2.2) 然后向后滑动窗口, 直至窗口起始位置位于极值a处;

(2.3) 再次选取新时间窗口内的极值点b;

(2.4) 判断极值b是否与极值a是同一点;

(2.5) 如果是, 则保存a的位置及数值信息, 进行下一个极值点的提取;

(2.6) 如果不是, 更新a点至b点, 重复2.2-2.4步, 直至找到局部极值点;

(3) 根据数列B中的数据采集时间, 进行本次采样平均心率间隔I的估算, 其步骤如下:

a、求取各相邻局部极值点的时间间隔数列T;

b、在T中求取项 t_i 与其它各项的加权距离 d_i , 计算公式如下:

$$d_i = \alpha * \{\sum_{j=0}^n f_{abs}(t_i - t_j)\} + \beta * \{n - f_{count}(t_i)\} + \gamma * \frac{1}{b_i + b_{i+1}}$$

式中: n为数列T的项数; α 为 t_i 与数列T中各项差值的绝对值之和的比例系数; f_{abs} 为求绝对值函数; β 为 t_i 在数列T中的重复次数对加权距离的影响系数; f_{count} 为求 t_i 在数列T中的重复次数的函数; γ 为 t_i 对应的心率信号影响因子; b_i 和 b_{i+1} 为数列B中 t_i 对应的两个局部极值的数值, 即信号值;

c、选取距离最小的项 t_i 作为平均心率间隔的估算值I, 记录估算值I对应的局部数据点索引及信号值信息, 用于后续计算;

依据平均心率间隔的估算值I, 在数列B中提取有效心率数据点, 具体实现方法如下:

a、在数列B中选取估算值I对应的左边界值 b_i 及右边界值 b_{i+1} 记录, 作为心率数据点数列C的两个初始项;

b、在数列B中从 b_i 向左查找时间间隔I的项;

c、如果存在, 将此项加入数列C, 然后以此项为起始点, 重复b-f步骤;

d、如果不存在间隔I的项, 判断是否存在间隔时间为I的整数倍的项;

e、如果存在间隔时间为I的整数倍的项, 将此项加入数列C, 并记录倍数; 然后以此项为起始点, 重复b-f步骤;

f、如果不存在间隔时间为I的整数倍的项, 则数列B向左查找心率点结束;

g、数列B中 b_i 左侧数据遍历完成后, 按照同样的方法, 以 b_{i+1} 为起始点, 在数列B向右遍历右侧心率点, 最终提取出数列C;

(4) 对数列C进行数据缺失判断及补全, 具体步骤如下:

a、遍历数列C中相邻两个数据 c_i 、 c_{i+1} 的采集间隔, 如果间隔为估计间隔I的整数倍m且m大于1, 则判定 c_i 、 c_{i+1} 之间存在数据缺失, 缺失个数为m-1;

b、根据 c_i 、 c_{i+1} 的采集时间及估计间隔I, 估算缺失数据的采集时间 t_g , 计算公式为:

$$t_g = t_{c_i} + \frac{t_{c_{i+1}} - t_{c_i}}{m}$$

c、在数列A中,查找采集时间 t_g 附近是否有极值点;如果有,则保存极值点作为补全数据;如果没有,则放弃数列C中距离缺失点较近的数据;

d、重复a~c,直至补全所有缺失数据点,得到补全数据后的数列D。

2.根据权利要求1所述的基于压电传感器的心率数据点提取算法,其特征在于:所述时间窗口d的计算公式为:

$$d = \frac{\frac{60000}{\text{TIMER}_{\text{CUT}}}}{\text{HIGH}_{\text{THERHOLD}}} * \alpha$$

其中: $\text{TIMER}_{\text{CUT}}$ 为采样间隔,单位为毫秒; $\text{HIGH}_{\text{THERHOLD}}$ 为每分钟最大心率阈值; α 为小于1的比例系数,用于防止一个时间窗口内有多多个心率数据点竞争极值点。

3.根据权利要求2所述的基于压电传感器的心率数据点提取算法,其特征在于:所述采样间隔为20-50毫秒。

基于压电传感器的心率数据点提取算法

技术领域：

[0001] 本发明涉及生物医学信号处理领域，尤其是一种基于压电传感器的心率数据点提取算法。

背景技术：

[0002] 心率是指心脏跳动的频率，心脏每分钟跳动的次数。心率可因年龄、性别其他生理情况而不同。正常成年人安静时的心率也存在显著的个体差异。

[0003] 现有心率数据点提取算法在采集心跳数据后，根据前面测算的平均心率，调整滤波权值，识别心率峰值点作为心率数据点，这种算法存在如下缺点：1. 滤波权值受前面心率计算结果的影响，导致计算误差随时间累积，实际应用时表现为平均心率的计算结果与实际值的偏差有概率随时间越来越大，无法收敛；2. 心率峰值识别依赖阈值的合适选取，在采集数据扰动较大时，心率峰值有很大概率不满足阈值要求，从而识别心率峰值出现缺失，进而导致计算平均心率不准确。

[0004] 公开于该背景技术部分的信息仅仅旨在增加对本发明的总体背景的理解，而不应被视为承认或以任何形式暗示该信息构成已为本领域一般技术人员所公知的现有技术。

发明内容：

[0005] 本发明的目的在于提供一种基于压电传感器的心率数据点提取算法，从而克服上述现有技术中的缺陷。

[0006] 为实现上述目的，本发明提供一种基于压电传感器的心率数据点提取算法，其步骤包括：

[0007] (1) 采集原始数据S，通过对滤波进行二次微分进行预处理，得到优化数列A；

[0008] (2) 在优化数列A中提取出局部极值点数列B，提取方法为：通过滑动时间窗口，选取出局部极值点，保存局部极值点对应的采集时间、数值、索引关系，构成局部极值点数列B；所述局部极值点的判断步骤如下：

[0009] (2.1) 通过设定时间窗口，选取时间窗口内的极值a；

[0010] (2.2) 然后向后滑动窗口，直至窗口起始位置位于极值a处；

[0011] (2.3) 再次选取新时间窗口内的极值点b；

[0012] (2.4) 判断极值b是否与极值a是同一点；

[0013] (2.5) 如果是，则保存a的位置及数值信息，进行下一个极值点的提取；

[0014] (2.6) 如果不是，更新a点至b点，重复2.2-2.4步，直至找到局部极值点；

[0015] (3) 根据数列B中的数据采集时间，进行本次采样平均心率间隔I的估算，其步骤如下：

[0016] a、求取各相邻局部极值点的时间间隔数列T；

[0017] b、在T中求取项 t_i 与其它各项的加权距离 d_i ，计算公式如下：

[0018]
$$d_i = \alpha * \{\sum_{j=0}^n f_{abs}(t_i - t_j)\} + \beta * \{n - f_{count}(t_i)\} + \gamma * \frac{1}{b_i + b_{i+1}}$$

[0019] 式中： n 为数列 T 的项数； α 为 t_i 与数列 T 中各项差值的绝对值之和的比例系数； f_{abs} 为求绝对值函数； β 为 t_i 在数列 T 中的重复次数对加权距离的影响系数； f_{count} 为求 t_i 在数列 T 中的重复次数的函数； γ 为 t_i 对应的心率信号影响因子； b_i 和 b_{i+1} 为数列 B 中 t_i 对应的两个局部极值的数值，即信号值；

[0020] c、选取距离最小的项 t_i 作为平均心率间隔的估算值 I ，记录估算值 I 对应的局部数据点索引及信号值信息，用于后续计算；

[0021] 依据平均心率间隔的估算值 I ，在数列 B 中提取有效心率数据点，具体实现方法如下：

[0022] a、在数列 B 中选取估算值 I 对应的左边界值 b_i 及右边界值 b_{i+1} 记录，作为心率数据点数列 C 的两个初始项；

[0023] b、在数列 B 中从 b_i 向左查找时间间隔 I 的项；

[0024] c、如果存在，将此项加入数列 C ，然后以此项为起始点，重复b-f步骤；

[0025] d、如果不存在间隔 I 的项，判断是否存在间隔时间为 I 的整数倍的项；

[0026] e、如果存在间隔时间为 I 的整数倍的项，将此项加入数列 C ，并记录倍数；然后以此项为起始点，重复b-f步骤；

[0027] f、如果不存在间隔时间为 I 的整数倍的项，则数列 B 向左查找心率点结束；

[0028] g、数列 B 中 b_i 左侧数据遍历完成后，按照同样的方法，以 b_{i+1} 为起始点，在数列 B 向右遍历右侧心率点，最终提取出数列 C ；

[0029] (4) 对数列 C 进行数据缺失判断及补全，具体步骤如下：

[0030] a、遍历数列 C 中相邻两个数据 c_i 、 c_{i+1} 的采集间隔，如果间隔为估计间隔 I 的整数倍 m 且 m 大于1，则判定 c_i 、 c_{i+1} 之间存在数据缺失，缺失个数为 $m-1$ ；

[0031] b、根据 c_i 、 c_{i+1} 的采集时间及估计间隔 I ，估算缺失数据的采集时间 t_g ，计算公式为：
$$t_g = t_{c_i} + \frac{t_{c_{i+1}} - t_{c_i}}{m} ;$$

[0032] c、在数列 A 中，查找采集时间 t_g 附近是否有极值点；如果有，则保存极值点作为补全数据；如果没有，则放弃数列 C 中距离缺失点较近的数据；

[0033] d、重复a~c，直至补全所有缺失数据点，得到补全数据后的数列 D 。

[0034] 优选地，技术方案中，所述时间窗口 d 的计算公式为：
$$d = \frac{\frac{60000}{\text{TIMER}_{\text{CUT}}}}{\text{HIGH}_{\text{THERHOLD}}} * \alpha$$

[0035] 其中： $\text{TIMER}_{\text{CUT}}$ 为采样间隔，单位为毫秒； $\text{HIGH}_{\text{THERHOLD}}$ 为每分钟最大心率阈值； α 为小于1的比例系数，用于防止一个时间窗口内有多多个心率数据点竞争极值点。

[0036] 优选地，技术方案中，所述采样间隔为20-50毫秒。

[0037] 与现有技术相比，本发明具有如下有益效果：

[0038] 本发明中的提取算法能够有效避免误差随时间累积，在心率信号干扰较大的情况下，识别并提取出心率数据点，对于具有多信号融合、信号扰动大等特点的压电传感器采集心率信号具有良好的提取效果。数据提取效果主要体现在：1. 每次采样分析过程相互独立，不存在误差累积；2. 通过局部极值点提取，降低持续扰动对信号分析的影响；3. 缺失数据补全，具有更好的数据利用率和准确性。

附图说明：

- [0039] 图1为本发明基于压电传感器的心率数据点提取算法的步骤流程图；
- [0040] 图2为本发明原始提取数列S示意图；
- [0041] 图3为本发明预处理的优化数据数列A示意图；
- [0042] 图4为本发明局部极值点提取算法流程图；
- [0043] 图5为本发明局部极值点判断流程图；
- [0044] 图6为本发明选取时间窗口内的极值a的示意图；
- [0045] 图7为本发明滑动窗口使时间窗口起始位置位于极值a的示意图；
- [0046] 图8为本发明进行下一次极值点提取的示意图；
- [0047] 图9为本发明局部极值点提取结果在数列A中的位置示意图；
- [0048] 图10为本发明数列B中 b_i 左侧数据遍历流程图；
- [0049] 图11为本发明图9中的数据提取结果示意图；
- [0050] 图12为本发明数列C数据不全后的的数列D在优化数列A中的位置示意图。

具体实施方式：

[0051] 下面对本发明的具体实施方式进行详细描述，但应当理解本发明的保护范围并不受具体实施方式的限制。

[0052] 除非另有其它明确表示，否则在整个说明书和权利要求书中，术语“包括”或其变换如“包含”或“包括有”等等将被理解为包括所陈述的元件或组成部分，而并未排除其它元件或其它组成部分。

[0053] 如图1所示，基于压电传感器的心率数据点提取算法，包括下列步骤：

[0054] (1) 首先根据人体心率范围，原始采集数列S如图2所示，对原始采集数据数列S进行滤波。在采集信号中，包含了呼吸、心跳、肢体震动、其它干扰等多个信号，其中主要周期性信号为呼吸和心跳，通过对滤波结果进行二次微分，可以得到带干扰信号的心跳数据信息，即预处理的优化数据数列A。数据处理效果示例如图3，采样间隔为30ms；

[0055] (2) 在优化数列A中提取出局部极值点数列B，步骤如图4、图5所示：局部极值点提取算法通过对原始数据的一次遍历，完成数列B的数据构建，其中极值点判断采用在数列中滑动时间窗口的方法，窗口宽度d计算公式为：

$$[0056] \quad d = \frac{60000}{\text{TIMER}_{\text{CUT}}} * \alpha$$

[0057] 式中：60000为一分钟的毫秒数； $\text{TIMER}_{\text{CUT}}$ 为采样间隔，单位为毫秒； $\text{HIGH}_{\text{THERHOLD}}$ 为每分钟最大心率阈值； α 为小于1的比例系数，防止一个时间窗口内有多个心率数据点竞争极值点；

[0058] 其中：局部极值点判断具体步骤如下：

- [0059] a、通过设定时间窗口，选取时间窗口内的极值a，参看图6；
- [0060] b、然后向后滑动窗口，直至窗口起始位置位于极值a处，参看图7；
- [0061] c、再次选取新时间窗口内的极值点b；
- [0062] d、判断极值b是否与极值a是同一点；

[0063] e、如果是,则保存a的位置及数值信息,进行下一个极值点的提取,参看图8;

[0064] f、如果不是,更新a点至b点,重复2~4步,直至找到局部极值点。

[0065] 局部极值点提取结果在数列A中的位置示例参看图9;

[0066] (3) 局部极值数列B中,包含了大部分心率数据,另有少部分非心率数据,由于心率数据具有周期性特点,利用其周期性特点,根据数列B中的数据采集时间,进行本次采样平均心率间隔I的估算,具体步骤如下:

[0067] a、求取各相邻局部极值点的时间间隔数列T;

[0068] b、在T中求取项 t_i 与其它各项的加权距离 d_i ,计算公式如下:

$$[0069] \quad d_i = \alpha * \{\sum_{j=0}^n f_{abs}(t_i - t_j)\} + \beta * \{n - f_{count}(t_i)\} + \gamma * \frac{1}{b_i + b_{i+1}} \quad (2)$$

[0070] 式中: n 为数列T的项数; α 为 t_i 与数列T中各项差值的绝对值之和的比例系数; f_{abs} 为求绝对值函数; β 为 t_i 在数列T中的重复次数对加权距离的影响系数; f_{count} 为求 t_i 在数列T中的重复次数的函数; γ 为 t_i 对应的心率信号影响因子; b_i 和 b_{i+1} 为数列B中 t_i 对应的两个局部极值的数值,即信号值。通过更改 α 、 β 、 γ 的大小,可以调整各个影响因素对距离的影响,计算出更合理的各项距离 d_i ;

[0071] c、选取距离最小的项 t_i 作为平均心率间隔的估算值I,记录估算值I对应的局部数据点索引及信号值信息,用于后续计算;

[0072] 依据平均心率间隔的估算值I,在数列B中提取有效心率数据点,数列B中 b_i 左侧数据遍历流程图参看图10,具体实现方法如下:

[0073] a、在数列B中选取估算值I对应的左边界值 b_i 及右边界值 b_{i+1} 记录,作为心率数据点数列C的两个初始项;

[0074] b、在数列B中从 b_i 向左查找时间间隔I的项;

[0075] c、如果存在,将此项加入数列C,然后以此项为起始点,重复b-f步骤;

[0076] d、如果不存在间隔I的项,判断是否存在间隔时间为I的整数倍的项;

[0077] e、如果存在间隔时间为I的整数倍的项,将此项加入数列C,并记录倍数;然后以此项为起始点,重复b-f步骤;

[0078] f、如果不存在间隔时间为I的整数倍的项,则数列B向左查找心率点结束;

[0079] g、数列B中 b_i 左侧数据遍历完成后,按照同样的方法,以 b_{i+1} 为起始点,在数列B向右遍历右侧心率点,最终提取出数列C;

[0080] 对图9中的数据提取结果示例参看图11;

[0081] (4) 由于压电传感器采集信号本身干扰及测试对象肌肉震颤等问题,心率信号值并不能保证一定是局部极值点,这就导致心率数据点有时并不能全部提取到数列C中,如图6中提取的点间隔并不均匀,而正常的心率信号是具有周期性的,很明显可以判断出存在数据点缺失,因此在提取出数列C后,需要对其进行数据缺失判定及补全;数据缺失判定及补全的算法如下:

[0082] a、遍历数列C中相邻两个数据 c_i 、 c_{i+1} 的采集间隔,如果间隔为估计间隔I的整数倍 m 且 m 大于1,则判定 c_i 、 c_{i+1} 之间存在数据缺失,缺失个数为 $m-1$ 。

[0083] b、根据 c_i 、 c_{i+1} 的采集时间及估计间隔I,估算缺失数据的采集时间 t_g :

[0084]
$$t_g = t_{c_i} + \frac{t_{c_{i+1}} - t_{c_i}}{m}$$

[0085] c、在数列A中,查找采集时间 t_g 附近是否有极值点。如果有,则保存极值点作为补全数据。如果没有,则放弃数列C中距离缺失点较近的数据。

[0086] d、重复a~c,直至补全所有缺失数据点,得到最终的心率数据点数列D。图11中数列C补全数据后的数列D在优化数列A中的位置参看图12。

[0087] 前述对本发明的具体示例性实施方案的描述是为了说明和例证的目的。这些描述并非想将本发明限定为所公开的精确形式,并且很显然,根据上述教导,可以进行很多改变和变化。对示例性实施例进行选择 and 描述的目的在于解释本发明的特定原理及其实际应用,从而使得本领域的技术人员能够实现并利用本发明的各种不同的示例性实施方案以及各种不同的选择和改变。本发明的范围意在由权利要求书及其等同形式所限定。



图1



图2



图3

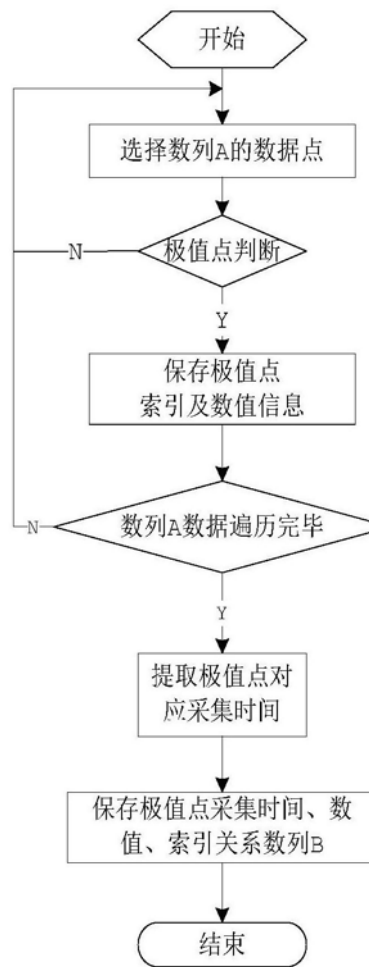


图4

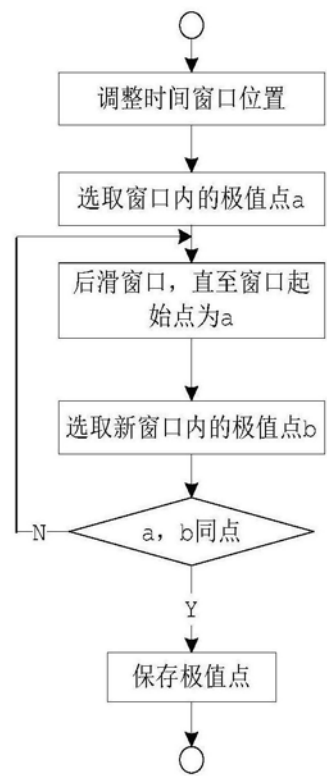


图5



图6



图7



图8



图9

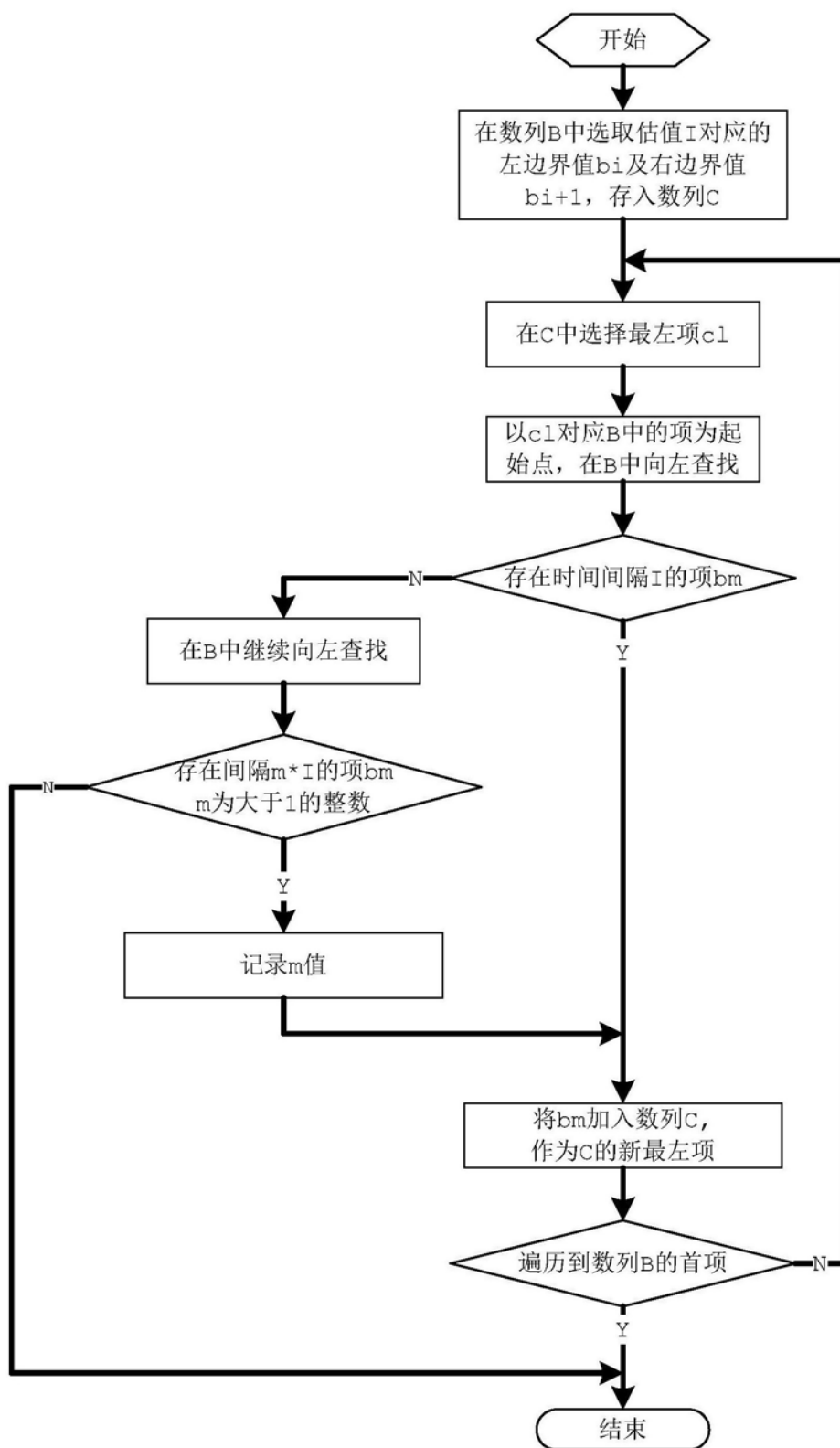


图10



图11

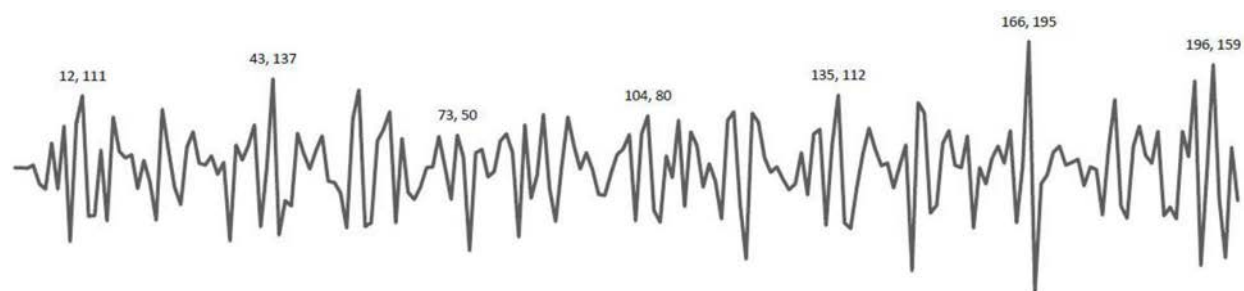


图12

专利名称(译)	基于压电传感器的心率数据点提取算法		
公开(公告)号	CN108030485A	公开(公告)日	2018-05-15
申请号	CN2017111051790.6	申请日	2017-10-30
[标]发明人	耿晓杨 张敏		
发明人	耿晓杨 张敏		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/024 A61B5/7235		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于压电传感器的心率数据点提取算法，首先对原始数据S进行数据预处理，处理后得到新的优化数据数列A，然后在新数列中提取出局部极值点数列B；通过局部极值点数列B，估算本次采集数据中，相邻心率数据点之间的平均时间间隔I。然后算法可以根据上述估计的平均间隔I，在局部极值点数列B中进行心率数据点数列C的提取；最后，算法根据人体心率特点及原始数据特点进行心率数据缺失的判定，如果存在缺失，则从数列A中选取数据对数列C进行补全，得到最终的心率数据点数列D；该算法对于具有多信号融合、信号扰动大等特点的压电传感器采集心率信号具有良好的提取效果。

