



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106580276 A

(43)申请公布日 2017.04.26

(21)申请号 201611168808.6

(22)申请日 2016.12.16

(71)申请人 天津工业大学

地址 300387 天津市西青区宾水西道399号

(72)发明人 王慧泉 赵彦峰 朱豪杰 王金海

赵喆 于双

(74)专利代理机构 天津市北洋有限责任专利代

理事务所 12201

代理人 杜文茹

(51)Int.Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

权利要求书1页 说明书3页 附图1页

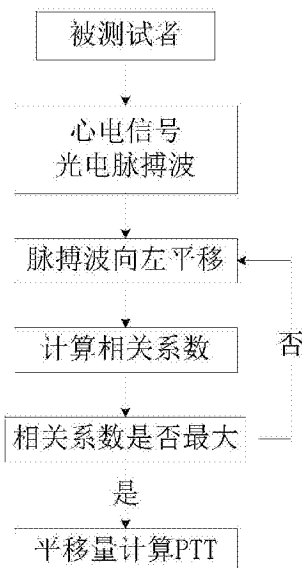
(54)发明名称

一种基于相关性的脉搏波传导时间获取方法

(57)摘要

一种基于相关性的脉搏波传导时间获取方法:利用电极片和光电脉搏波传感器同步采集人体心电信号和光电脉搏波信号;确定在设定长度中人体心电信号数据与光电脉搏波信号数据的相关系数公式;在时域内,将光电脉搏波信号向左移动1个单位的偏移量,利用相关系数公式计算偏移后ECG与PPG的相关系数;重复计算ECG与PPG的相关系数,直至得到m个相关系数;选择m个相关系数中最大的相关系数,将相关系数所对应的光电脉搏波移动的偏移量用其所在位置数i表示,从而得到脉搏波传导时间 $PTT = i \times 0.5 \times 10^3$ 。本发明选取的心电信号和光电脉搏波一段区域,提高了脉搏波传导时间测量的准确性;本发明在加入高斯白噪声和基线漂移的情况下同样具有较好的效果,具有更大的潜在应用前景。

CN 106580276 A



1. 一种基于相关性的脉搏波传导时间获取方法,其特征在于,包括如下步骤:
- 1) 利用电极片和光电脉搏波传感器同步采集人体心电信号和光电脉搏波信号;
 - 2) 确定在设定长度中人体心电信号数据与光电脉搏波信号数据的相关系数公式:

$$R0 = \frac{\sum_{i=1}^n (Xi - EX)(Yi - EY)}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (Xi - EX)^2 \cdot \sum_{i=1}^n (Yi - EY)^2}}$$

式中,R0为相关系数,设定长度的起点为Loc_1,设定长度的终点为Loc_2, Xi为人体心电信号在起点Loc_1和终点Loc_2之间的任意一个值, EX为人体心电信号在起点Loc_1和终点Loc_2之间的均值, Yi为光电脉搏波信号在起点Loc_1和终点Loc_2之间的任意一个值, EY为光电脉搏波信号在起点Loc_1和终点Loc_2之间的均值, $n = \text{Loc}_2 - \text{Loc}_1$;

3) 在时域内,将光电脉搏波信号向左移动1个单位的偏移量,即PPG (Loc_1+1, Loc_2+1),利用相关系数公式计算偏移后ECG (Loc_1, Loc_2) 与PPG (Loc_1+1, Loc_2+1) 的相关系数,记为R1,其中,ECG为人体心电信号,PPG为光电脉搏波信号;

4) 重复步骤3),计算ECG (Loc_1, Loc_2) 与PPG (Loc_1+i, Loc_2+i) 的相关系数,直至得到m个相关系数:R1、R2……Rm,其中 $m \geq i$;

5) 选择m个相关系数R1、R2……Rm中最大的相关系数Ri,将相关系数Ri所对应的光电脉搏波移动的偏移量用i表示,从而得到脉搏波传导时间PTT, $\text{PTT} = i \times 0.5 \times 10^3$ 。

2. 根据权利要求1所述的一种基于相关性的脉搏波传导时间获取方法,其特征在于,步骤2)包括:找到人体心电信号的一个R波,以R波为起点Loc_1,选取一段设定长度的数据,终点位置记为Loc_2,设定Xi为人体心电信号在起点Loc_1和终点Loc_2之间的任意一个值, EX为人体心电信号在起点Loc_1和终点Loc_2之间的均值, Yi为光电脉搏波信号在起点Loc_1和终点Loc_2之间的任意一个值, EY为光电脉搏波信号在起点Loc_1和终点Loc_2之间的均值, $n = \text{Loc}_2 - \text{Loc}_1$,所述相关系数记为R0,则:

$$R0 = \frac{\sum_{i=1}^n (Xi - EX)(Yi - EY)}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (Xi - EX)^2 \cdot \sum_{i=1}^n (Yi - EY)^2}},$$

在matlab软件中使用 $R0 = \text{corrcoef}(\text{ECG}(\text{Loc}_1, \text{Loc}_2), \text{PPG}(\text{Loc}_1, \text{Loc}_2))$ 。

一种基于相关性的脉搏波传导时间获取方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种脉搏波传导时间获取方法。特别是涉及一种基于相关性的脉搏波传导时间获取方法。

背景技术

[0002] 脉搏波传导时间是人体动脉脉压波在动脉血管中的传导时间。脉搏波传导时间的获取方法一般有两类,一种是常规方法,计算不同位置的两路脉搏波信号,计算脉搏波传导时间,另一种测量方法是利用心电信号和脉搏波信号测量脉搏波传导时间。

[0003] 常规测量方法就是在脉搏波传播过程中,同步地测量两个不同位置的动脉脉搏波,通过测量某个相对应点的传播时间得到脉搏波传导时间,但由于脉搏波是一个具有多重次谐波组合而成的复合波,其波形复杂并且在传播过程中又在不停的发生变化,所以常规算法并不能保证测量的准确性。

[0004] 目前常用的脉搏波传导时间测量方法的就是通过心电信号和光电脉搏波信号的时间差来获得脉搏波传导时间。其主要是选择一些特征点,如选择人体心电信号的R波峰值点与光电脉搏波信号的某些特征点作为脉搏波传导时间的起点与终点,从而获得脉搏波传导时间。该方法可能由于个别特征点的无法准确识别,导致最后结果的不准确性。基于相关性的脉搏波传导时间获取方法,则是选取心电信号和光电脉搏波信号的一段数据,避免了由于个别点引起的误差。基于相关性的脉搏波传导时间获取方法的关键在于计算选取片段内心电信号和光电脉搏波信号的相关系数,查找相关系数最大值时光电脉搏波信号的平移量。

发明内容

[0005] 本发明所要解决的技术问题是,提供一种能够准确获取脉搏波传导时间的基于相关性的脉搏波传导时间获取方法。

[0006] 本发明所采用的技术方案是:一种基于相关性的脉搏波传导时间获取方法,包括如下步骤:

[0007] 1) 利用电极片和光电脉搏波传感器同步采集人体心电信号和光电脉搏波信号;

[0008] 2) 确定在设定长度中人体心电信号数据与光电脉搏波信号数据的相关系数公式:

$$[0009] \quad R0 = \frac{\sum_{i=1}^n (Xi - EX)(Yi - EY)}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (Xi - EX)^2 \cdot \sum_{i=1}^n (Yi - EY)^2}}$$

[0010] 式中,R0为相关系数,设定长度的起点为Loc_1,设定长度的终点为Loc_2,Xi为人体心电信号在起点Loc_1和终点Loc_2之间的任意一个值,EX为人体心电信号在起点Loc_1和终点Loc_2之间的均值,Yi为光电脉搏波信号在起点Loc_1和终点Loc_2之间的任意一个值,EY为光电脉搏波信号在起点Loc_1和终点Loc_2之间的均值,n=Loc_2-Loc_1;

[0011] 3) 在时域内,将光电脉搏波信号向左移动1个单位的偏移量,即PPG (Loc_1+1,Loc_2+1),利用相关系数公式计算偏移后ECG (Loc_1,Loc_2) 与PPG (Loc_1+1,Loc_2+1) 的相关系数,记为R1,其中,ECG为人体心电信号,PPG为光电脉搏波信号;

[0012] 4) 重复步骤3),计算ECG (Loc_1,Loc_2) 与PPG (Loc_1+i,Loc_2+i) 的相关系数,直至得到m个相关系数:R1、R2……Rm,其中m≥i;

[0013] 5) 选择m个相关系数R1、R2……Rm中最大的相关系数Ri,将相关系数Ri所对应的光电脉搏波移动的偏移量用i表示,从而得到脉搏波传导时间PTT,PTT=i×0.5×10³。

[0014] 步骤2) 包括:找到人体心电信号的一个R波,以R波为起点Loc_1,选取一段设定长度的数据,终点位置记为Loc_2,设定Xi为人体心电信号在起点Loc_1和终点Loc_2之间的任意一个值,EX为人体心电信号在起点Loc_1和终点Loc_2之间的均值,Yi为光电脉搏波信号在起点Loc_1和终点Loc_2之间的任意一个值,EY为光电脉搏波信号在起点Loc_1和终点Loc_2之间的均值,n=Loc_2-Loc_1,所述相关系数记为R0,则:

$$[0015] \quad R0 = \frac{\sum_{i=1}^n (Xi - EX)(Yi - EY)}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (Xi - EX)^2 \cdot \sum_{i=1}^n (Yi - EY)^2}}$$

[0016] 在matlab软件中使用R0=corrcoef (ECG (Loc_1,Loc_2),PPG (Loc_1,Loc_2))。

[0017] 本发明的一种基于相关性的脉搏波传导时间获取方法,具有如下有益效果:

[0018] 1、本发明选取的心电信号和光电脉搏波一段区域,而不是单个的特征点计算脉搏波传导时间,提高了脉搏波传导时间测量的准确性;

[0019] 2、本发明在加入高斯白噪声和基线漂移的情况下同样具有较好的效果,具有更大的潜在应用前景。

附图说明

[0020] 图1是本发明的一种基于相关性的脉搏波传导时间获取方法流程图;

[0021] 图2是本发明中脉搏波信号向左平移示意图。

具体实施方式

[0022] 下面结合实施例和附图对本发明的一种基于相关性的脉搏波传导时间获取方法做出详细说明。

[0023] 本发明的一种基于相关性的脉搏波传导时间获取方法,是一种通过相关性分析采集的人体心电信号和光电脉搏波信号获取脉搏波传导时间PTT的方法。

[0024] 如图1所示,本发明的一种基于相关性的脉搏波传导时间获取方法包括如下步骤:

[0025] 1) 利用电极片和光电脉搏波传感器同步采集人体心电信号 (ECG) 和光电脉搏波信号 (PPG);

[0026] 2) 确定在设定长度中人体心电信号数据与光电脉搏波信号数据的相关系数公式:

$$[0027] \quad R0 = \frac{\sum_{i=1}^n (Xi - EX)(Yi - EY)}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (Xi - EX)^2 \cdot \sum_{i=1}^n (Yi - EY)^2}}$$

[0028] 式中,R0为相关系数,设定长度的起点为Loc_1,设定长度的终点为Loc_2, Xi为人体心电信号在起点Loc_1和终点Loc_2之间的任意一个值, EX为人体心电信号在起点Loc_1和终点Loc_2之间的均值, Yi为光电脉搏波信号在起点Loc_1和终点Loc_2之间的任意一个值, EY为光电脉搏波信号在起点Loc_1和终点Loc_2之间的均值, $n = \text{Loc}_2 - \text{Loc}_1$;

[0029] 相关系数公式的确定包括:找到人体心电信号的一个R波,以R波为起点Loc_1,选取一段设定长度的数据,终点位置记为Loc_2,设定Xi为人体心电信号在起点Loc_1和终点Loc_2之间的任意一个值, EX为人体心电信号在起点Loc_1和终点Loc_2之间的均值, Yi为光电脉搏波信号在起点Loc_1和终点Loc_2之间的任意一个值, EY为光电脉搏波信号在起点Loc_1和终点Loc_2之间的均值, $n = \text{Loc}_2 - \text{Loc}_1$,所述相关系数记为R0,则:

$$[0030] \quad R0 = \frac{\sum_{i=1}^n (Xi - EX)(Yi - EY)}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (Xi - EX)^2 \cdot \sum_{i=1}^n (Yi - EY)^2}}$$

[0031] 在matlab软件中使用 $R0 = \text{corrcoef}(\text{ECG}(\text{Loc}_1, \text{Loc}_2), \text{PPG}(\text{Loc}_1, \text{Loc}_2))$ 。

[0032] 3) 在时域内,将光电脉搏波信号向左移动1个单位的偏移量,即 $\text{PPG}(\text{Loc}_1+1, \text{Loc}_2+1)$,利用相关系数公式计算偏移后 $\text{ECG}(\text{Loc}_1, \text{Loc}_2)$ 与 $\text{PPG}(\text{Loc}_1+1, \text{Loc}_2+1)$ 的相关系数,记为R1,其中,ECG为人体心电信号,PPG为光电脉搏波信号;

[0033] 4) 重复步骤3),计算 $\text{ECG}(\text{Loc}_1, \text{Loc}_2)$ 与 $\text{PPG}(\text{Loc}_1+i, \text{Loc}_2+i)$ 的相关系数,直至得到m个相关系数: $R1, R2, \dots, Rm$,其中 $m \geq i$;

[0034] 5) 选择m个相关系数 $R1, R2, \dots, Rm$ 中最大的相关系数 Ri ,将相关系数 Ri 所对应的光电脉搏波移动的偏移量用i表示,从而得到脉搏波传导时间PTT, $\text{PTT} = i \times 0.5 \times 10^3$ 。

[0035] 下面给出实例:

[0036] 1、利用Analog Discovery采集卡同步采集心电信号(ECG)和光电脉搏波信号(PPG),采样频率为2KHz,将数据(长度为8000)上传到PC机上;

[0037] 2、在ECG信号中找到一个R波,然后选取一段数据,同样在PPG信号中选取同样长度的数据,计算ECG信号与PPG信号的相关系数;

[0038] 3、将光电脉搏波信号向左移动1个单位(0.5×10^{-3} s),然后计算与上述心电信号的相关系数,判断是否为最大值;

[0039] 4、如图2所示,依次向左移动1,2,3,……,m个单位,分别计算心电信号和光电脉搏波的相关系数;

[0040] 5、如图2所示,选择相关系数最大的一个值,记录此时的平移量i ($i \leq m$),由平移量计算此时的PTT, $\text{PTT} = i \times 0.5 \times 10^3$ 。

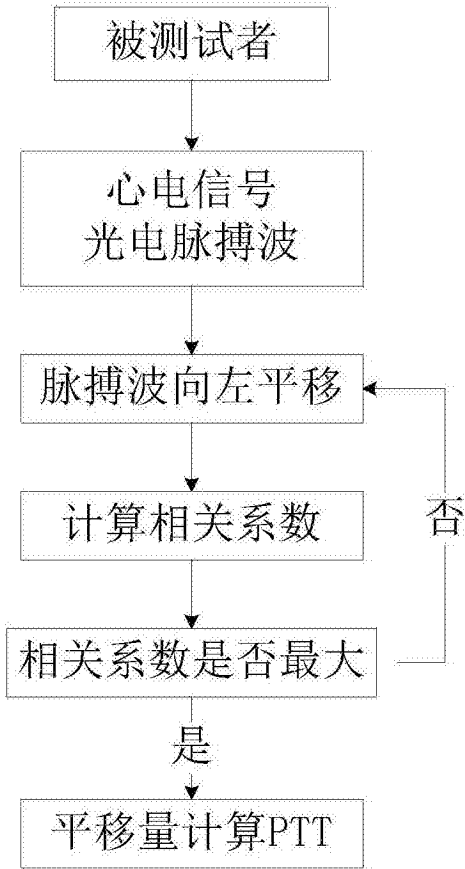


图1

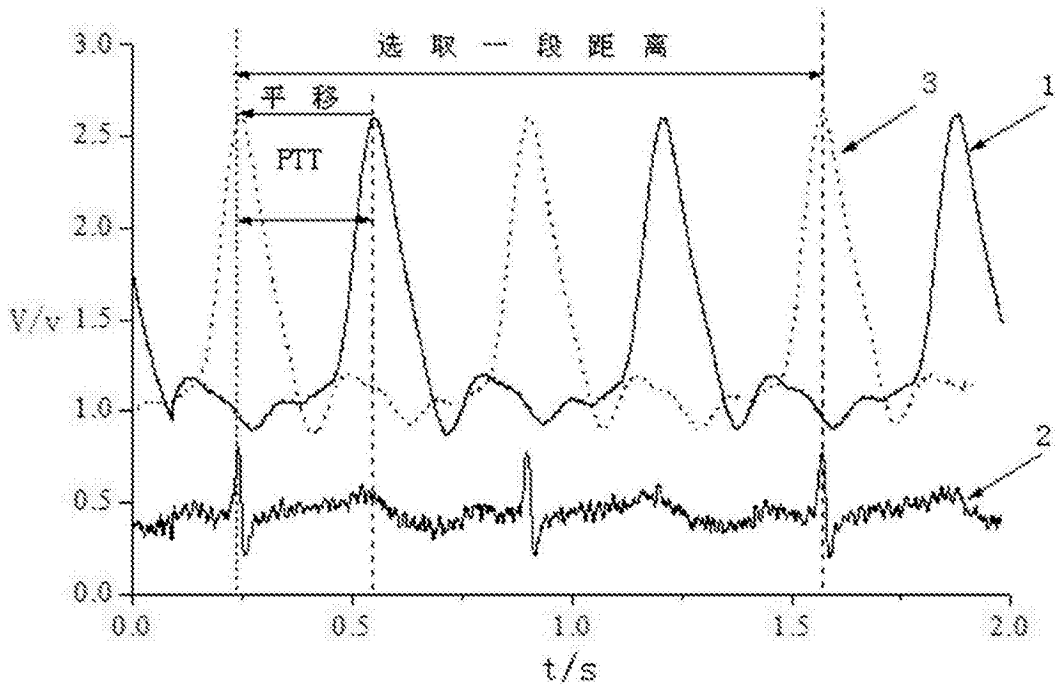


图2

专利名称(译)	一种基于相关性的脉搏波传导时间获取方法		
公开(公告)号	CN106580276A	公开(公告)日	2017-04-26
申请号	CN201611168808.6	申请日	2016-12-16
[标]申请(专利权)人(译)	天津工业大学		
申请(专利权)人(译)	天津工业大学		
当前申请(专利权)人(译)	天津工业大学		
[标]发明人	王慧泉 赵彦峰 朱豪杰 王金海 赵喆 于双		
发明人	王慧泉 赵彦峰 朱豪杰 王金海 赵喆 于双		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/0402 A61B5/7235 A61B5/7246		
其他公开文献	CN106580276B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种基于相关性的脉搏波传导时间获取方法：利用电极片和光电脉搏波传感器同步采集人体心电信号和光电脉搏波信号；确定在设定长度中人体心电信号数据与光电脉搏波信号数据的相关系数公式；在时域内，将光电脉搏波信号向左移动1个单位的偏移量，利用相关系数公式计算偏移后ECG与PPG的相关系数；重复计算ECG与PPG的相关系数，直至得到m个相关系数；选择m个相关系数中最大的相关系数，将相关系数所对应的光电脉搏波移动的偏移量用其所在位置数i表示，从而得到脉搏波传导时间 $PTT = i \times 0.5 \times 103$ 。本发明选取的心电信号和光电脉搏波一段区域，提高了脉搏波传导时间测量的准确性；本发明在加入高斯白噪声和基线漂移的情况下同样具有较好的效果，具有更大的潜在应用前景。

