



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111134634 A

(43)申请公布日 2020.05.12

(21)申请号 201911322761.8

(22)申请日 2019.12.20

(71)申请人 西安理工大学

地址 710048 陕西省西安市金花南路5号

(72)发明人 陈剑虹 刘泽晨 郑颖 郭亚亚

(74)专利代理机构 北京国昊天诚知识产权代理有限公司 11315

代理人 杨洲

(51)Int.Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

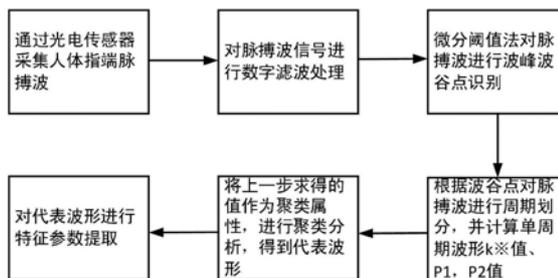
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54)发明名称

一种基于聚类分析的光电容积脉搏波分析处理方法

(57)摘要

一种基于聚类分析的光电容积脉搏波分析处理方法,包括以下步骤:1)采集手指端的光电容积脉搏波信号,对光电容积脉搏波信号低通滤波,放大后传送给上位机;2)使用数字滤波器对采集到的信号进行噪声滤波处理,得到纯净的脉搏波信号;3)对纯净的光电容积脉搏波信号进行差分处理,提取其波峰波谷点;4)计算提取到的波形信号中各个单周期的k'值和独立脉压指数P1、P2;5)对单次采集波形中提取出的各心跳周期的k'值和P1、P2值进行聚类分析,提取出代表波形;6)对代表波形进行特征参数采集;通过对代表波形的特征参数提取,从而相应地提高了建模的效率和精度。



1. 一种基于聚类分析的光电容积脉搏波分析处理方法,包括以下步骤:

步骤1,基于朗伯比尔定理的原理,使用红外波段的光源照射人体指端,由光电探测器采集透射过指端的光信号,对含有高频噪声的光电容积脉搏波信号采用模拟滤波器进行低通滤波,并使采集到的光电容积脉搏波信号通过放大电路进行放大,再对其进行A/D转换后将数据传送给上位机;

步骤2,采用数字滤波器对光电容积脉搏波信号进行再处理,使采集到上位机的光电容积脉搏波信号获得纯净的信噪比;

步骤3,对处理后纯净的光电容积脉搏波信号,利用微分阈值法提取其波峰波谷点;

步骤4,根据波谷对采集到的容积脉搏波信号进行周期划分,并根据公式(1)、公式(2)、公式(3)计算出各个单周期脉搏波的 k' 值和独立脉压指数P1、P2;

$$k' = \frac{I_m - I_{min}}{I_{max} - I_{min}} = \frac{S_{ABCDE}}{S_{AEFH}} \quad (1)$$

其中 $I_m = \frac{1}{T} \int_0^T I(t) dt$, 式中, I_{max} 为容积脉搏波血液容积曲线的最大值; I_{min} 为容积脉搏波血液容积曲线的最小值; I_m 为平均血液容积, $I(t)$ 为容积脉搏波血液容积曲线;

$$P1 = \frac{S_{ABCI}}{S_{AIGH}} \quad (2)$$

式中, P1 是容积脉搏波血液容积曲线ABC下的面积 S_{ABCI} 与峰值和横轴围成的面积 S_{AIGH} 的比值;

$$P2 = \frac{S_{IEDC}}{S_{IEFG}} \quad (3)$$

式中, P2 是容积脉搏波血液容积曲线CDE下的面积 S_{IEDC} 与峰值和横轴围成的面积 S_{IEFG} 的比值;

步骤5,人体系统中细微的差别以及采集过程中受到的干扰直观反映在了脉搏波波形形状和面积的变化,故利用上一步得到的 k' 值和P1、P2进行聚类分析,将 k' 值和P1、P2作为属性进行多次聚类求交的方法,提取出代表波形;

步骤6,对代表波形进行建模前的特征参数提取计算,先对聚类后得到的代表波形进行时域特征参数提取,接着对代表性波形进行延拓处理后做FFT变换,得到频域相关特征参数。

2. 根据权利要求1所述的一种基于聚类分析的光电容积脉搏波分析处理方法,其特征在于,步骤5所述的将 k' 值和P1、P2作为属性进行多次聚类求交的方法,提取出代表波形,其具体算法如下:

1) 计算出采样周期中的各个单周期脉搏波的 k' 值;

2) 将 k' 值进行*i*次K-MEANS聚类运算, $i \leq 5$, 选取轮廓系数最大时对应的簇数*S*作为分类结果;

3) 确定分类簇数*S*后,重复进行3次K-MEANS聚类运算,分别将3次聚类运算后得到的*S*簇数据集进行相互求交集处理;

4) 分别将*S*簇中对应相交次数大于1的数据提取出来组成集合 J_i ($i \leq 5$), 为最终的聚类结果,相交次数小于2次的数据当做离群点舍去;

5) 选取新的S个样本集,用每一个新的样本集的平均值作为样本中心 K_{mid_i} ,计算样本中 $x_k (1, 2, \dots, n)$ 到每个样本中心的距离 $D(x_k, K_{mid_i})$,并把 x_k 归为 $D(x_k, K_{mid_i})$ 最小的一类中;

6) 选取S个样本集中数量最多的作为代表样本集C;

7) 将计算出的各个单周期脉搏波的特征参量P1从小到大排序,并计算出P1的平均值 P_{mean} 和中值 P_{mid} ;

8) 选取 P_{mid} 作为样本中心,并设置 P_{mid} 和 P_{mean} 的差值绝对值的10%作为阈值(σ);

9) 计算样本中 $x_p (p=1, 2, \dots, n)$ 与样本中心值 P_{mid} 的距离 $D(x_p, P_{mid})$;

10) 比较设定阈值 σ 与 $D(x_p, P_{mid})$ 的值,如果:

case 1°如果 $\sigma > D(x_p, P_{mid})$,则样本 x_p 归类到“一”类;

case 2°如果 $\sigma < D(x_p, P_{mid})$,且样本 x_p 的P1值小于样本中心值 P_{mid} 则样本 x_p 归类到“二”类;

case 3°如果 $\sigma < D(x_p, P_{mid})$,且样本 x_p 的P1值大于样本中心值 P_{mid} 则样本 x_p 归类到“三”类;

11) 选取三类中样本量最大的作为代表样本集,即得到P1聚类后代表样本集 C_1 ;

12) 重复步骤7-11得到特征参数P2聚类后代表样本集 C_2 ;

13) 求取 C, C_1, C_2 的交集作为新的样本集(C_{final}),选择 C_{final} 样本中的 k' 属性,选择距离当前样本中心最近的一个样本作为最终具有代表性的样本,即该样本所对应的单周期脉搏波为代表波形。

一种基于聚类分析的光电容积脉搏波分析处理方法

技术领域

[0001] 本发明属于生物信号处理技术领域,尤其涉及一种基于聚类分析的光电容积脉搏波分析处理方法。

背景技术

[0002] 当血压以波的形式从心脏向整个循环系统传播时,人体内循环系统由于血液在血管内的容积发生变化对血管壁产生的压力随之变化,这样的变化体现在脉搏波的波形变化。因此脉搏波蕴含着大量的生理及病理信息。

[0003] 根据朗伯比尔定律和光的散射理论,当一定波长的光束照射到某一物质时,其吸光度与物质的浓度和光程呈很好的线性关系,所以当恒定波长的光照射到人体上时,通过人体组织的吸收、反射衰减后测量到的投射或者反射光在一定强度上反映了被照射部位组织的结构特征。光电容积脉搏波描记法就是通过这个原理,借助光电手段在活体组织中检测血液容积的变化的一种无创检测方法。当心脏收缩射血时,血管内血液容积增大,此时对光的吸收量增大,接收器检测到的光的强度小;在心脏舒张时,血管内的血液容积减小,此时对光的吸收量减小,接收器检测到的光的强度大,将接收器接收到的光的强度信号转化成电信号便可获得容积脉搏波。由此可见,容积脉搏波中的血流容积变化中包含有心搏功能等诸多心血管系统重要信息。

[0004] 在进行脉搏波特征参数与相关病理模型的建立时,首先应该进行的是对脉搏波的采集和特征参数的提取。目前来说,在进行人体光电容积脉搏波的提取时,通常是提取若干个心跳周期的波形作为单次处理的波形数据,在后续对相关病理进行建模时就采用所提取到的若干个心跳周期中的所有数据进行分析处理。由于人体是一个复杂的系统以及光电信号是一个相对较弱的信号,在采集容积脉搏波的过程中人体内部细微的变化或者是受到外界的微弱干扰就会影响到最终采集到的脉搏波波形,导致在采集到的容积脉搏波中有几率出现部分“失真”的单周期波形。这种“失真”单周期波形表现在特征点异于大多数单周期波形以及峰值过大或者过小。在对包含这种“失真”波形的脉搏波数据进行特征参数提取时,会影响到特征参数的准确性,亦会对后续的模式精度产生影响。

发明内容

[0005] 为克服上述现有技术的不足,本发明的目的是提出一种基于聚类分析的光电容积脉搏波分析处理方法,对采集到的若干心跳周期的脉搏波进行聚类分析,提取出可以代表单次采集波形的代表性单心跳周期波形,有效的避免了采集过程中因存在“失真”波形而对后续特征参数的提取产生的影响。本方法可以起到提高计算特征参数的速度和准确度以及提高建模效率和精度的作用。

[0006] 为实现上述目的,本发明采用的技术方案是:一种基于聚类分析的光电容积脉搏波分析处理方法,包括以下步骤:

[0007] 步骤1,基于朗伯比尔定理的原理,使用红外波段的光源照射人体指端,由光电探

测器采集透射过指端的光信号,对含有高频噪声的光电容积脉搏波信号采用模拟滤波器进行低通滤波,并使采集到的光电容积脉搏波信号通过放大电路进行放大,再对其进行A/D转换后将数据传送给上位机;

[0008] 步骤2,采用数字滤波器对光电容积脉搏波信号进行再处理,使采集到上位机的光电容积脉搏波信号获得纯净的信噪比;

[0009] 步骤3,对处理后纯净的光电容积脉搏波信号,利用微分阈值法提取其波峰波谷点;

[0010] 步骤4,根据波谷对采集到的容积脉搏波信号进行周期划分,并根据公式(1)、公式(2)、公式(3)计算出各个单周期脉搏波的 k' 值和独立脉压指数P1、P2;

$$[0011] \quad k' = \frac{I_m - I_{\min}}{I_{\max} - I_{\min}} = \frac{S_{ABCDE}}{S_{AEFH}} \quad (1)$$

[0012] 其中 $I_m = \frac{1}{T} \int_0^T I(t) dt$, 式中, I_{\max} 为容积脉搏波血液容积曲线的最大值; I_{\min} 为容积脉搏波血液容积曲线的最小值; I_m 为平均血液容积, $I(t)$ 为容积脉搏波血液容积曲线;

$$[0013] \quad P1 = \frac{S_{ABCI}}{S_{AIGH}} \quad (2)$$

[0014] 式中, P1 是容积脉搏波血液容积曲线ABC下的面积 S_{ABCI} 与峰值和横轴围成的面积 S_{AIGH} 的比值;

$$[0015] \quad P2 = \frac{S_{IEDC}}{S_{IEFG}} \quad (3)$$

[0016] 式中, P2 是容积脉搏波血液容积曲线CDE下的面积 S_{IEDC} 与峰值和横轴围成的面积 S_{IEFG} 的比值;

[0017] 步骤5,人体系统中细微的差别以及采集过程中受到的干扰直观反映在了脉搏波波形形状和面积的变化,故利用上一步得到的 k' 值和 P1、P2 进行聚类分析,将 k' 值和 P1、P2 作为属性进行多次聚类求交的方法,提取出代表波形;

[0018] 步骤6,对代表波形进行建模前的特征参数提取计算,先对聚类后得到的代表波形进行时域特征参数提取,接着对代表性波形进行延拓处理后做FFT变换,得到频域相关特征参数。

[0019] 步骤5所述的将 k' 值和 P1、P2 作为属性进行多次聚类求交的方法,提取出代表波形,其具体算法如下:

[0020] 1) 计算出采样周期中的各个单周期脉搏波的 k' 值;

[0021] 2) 将 k' 值进行 i 次 K-MEANS 聚类运算, $i \leq 5$, 选取轮廓系数最大时对应的簇数 S 作为分类结果;

[0022] 3) 确定分类簇数 S 后,重复进行 3 次 K-MEANS 聚类运算,分别将 3 次聚类运算后得到的 S 簇数据集进行相互求交集处理;

[0023] 4) 分别将 S 簇中对应相交次数大于 1 的数据提取出来组成集合 $J_i (i \leq 5)$, 为最终的聚类结果,相交次数小于 2 次的数据当做离群点舍去;

[0024] 5) 选取新的 S 个样本集,用每一个新的样本集的平均值作为样本中心 K_{mid_i}' , 计算

样本中 $x_k (1, 2, \dots, n)$ 到每个样本中心的距离 $D(x_k, K_{mid_i}')$, 并把 x_k 归为 $D(x_k, K_{mid_i}')$ 最小的一类中;

[0025] 6) 选取 S 个样本集中数量最多的作为代表样本集 C ;

[0026] 7) 将计算出的各个单周期脉搏波的特征参量 $P1$ 从小到大排序, 并计算出 $P1$ 的平均值 P_{mean} 和中值 P_{mid} ;

[0027] 8) 选取 P_{mid} 作为样本中心 (核心对象), 并设置 P_{mid} 和 P_{mean} 的差值绝对值的 10% 作为阈值 (σ);

[0028] 9) 计算样本中 $x_p (p=1, 2, \dots, n)$ 与样本中心值 P_{mid} 的距离 $D(x_p, P_{mid})$;

[0029] 10) 比较设定阈值 σ 与 $D(x_p, P_{mid})$ 的值, 如果:

[0030] case 1° 如果 $\sigma > D(x_p, P_{mid})$, 则样本 x_p 归类到“一”类;

[0031] case 2° 如果 $\sigma < D(x_p, P_{mid})$, 且样本 x_p 的 $P1$ 值小于样本中心值 P_{mid} 则样本 x_p 归类到“二”类;

[0032] case 3° 如果 $\sigma < D(x_p, P_{mid})$, 且样本 x_p 的 $P1$ 值大于样本中心值 P_{mid} 则样本 x_p 归类到“三”类;

[0033] 11) 选取三类中样本量最大的作为代表样本集, 即得到 $P1$ 聚类后代表样本集 C_1 ;

[0034] 12) 重复步骤 7-11 得到特征参数 $P2$ 聚类后代表样本集 C_2 ;

[0035] 13) 求取 C, C_1, C_2 的交集作为新的样本集 (C_{final}), 选择 C_{final} 样本中的 k' 属性, 选择距离当前样本中心 (当前样本集中值) 最近的一个样本作为最终具有代表性的样本, 即该样本所对应的单周期脉搏波为代表波形。

[0036] 与现有技术相比, 本发明具有以下的特点:

[0037] 本发明提出的一种基于聚类分析的光电容积脉搏波分析处理方法, 是一种新的脉搏波数据处理方法。利用脉搏波波形形状的直观变化属性进行聚类分析, 得到代表性波形。本方法能够有效地去除“失真”波形对特征参数提取的影响; 通过对代表波形的特征参数提取, 从而相应地提高了建模的效率和精度。

附图说明

[0038] 图1为本发明的流程图。

[0039] 图2为本发明去噪后的光电容积脉搏波的波形。

[0040] 图3为本发明一个心动周期计算 k' 值与 $P1, P2$ 值示意图。

[0041] 图4为本发明聚类算法提取代表波形流程图。

具体实施方式

[0042] 下面结合附图和具体实施方式对本发明作进一步详细的说明。

[0043] 参见图1, 本发明所提出的一种基于聚类分析的光电容积脉搏波分析处理方法, 包括以下步骤:

[0044] 步骤1, 基于朗伯比尔定理, 使用红外波段的光源照射人体指端, 由光电探测器采集透射过指端的光信号, 对含有高频噪声的光电容积脉搏波信号采用模拟滤波器进行低通滤波, 并使采集到的光电容积脉搏波信号通过放大电路进行放大, 再对其进行 A/D 转换后将数据传送给上位机;

[0045] 步骤2,使用FIR数字滤波器对容积脉搏波信号中由采集卡、人体呼吸、抖动等带来的噪声进行再滤波处理,判断其滤波后的信噪比是否满足要求;

[0046] 步骤3,对去噪后的光电容积脉搏波信号,采用差分阈值法提取出波峰波谷点,其中包含部分“失真”波形,如图2所示;

[0047] 步骤4,根据波谷对采集到的容积脉搏波信号进行周期划分,并根据公式(1)、公式(2)、公式(3)计算出各个单周期脉搏波的 k' 值和独立脉压指数 $P1$ 、 $P2$;

$$[0048] \quad k' = \frac{I_m - I_{min}}{I_{max} - I_{min}} = \frac{S_{ABCDE}}{S_{AEFH}} \quad (1)$$

[0049] 其中 $I_m = \frac{1}{T} \int_0^T I(t) dt$, 式中 I_{max} 为容积脉搏波血液容积曲线的最大值; I_{min} 为容积脉搏波血液容积曲线的最小值; I_m 为平均血液容积, $I(t)$ 为容积脉搏波血液容积曲线。

$$[0050] \quad P1 = \frac{S_{ABCI}}{S_{AIGH}} \quad (2)$$

[0051] 式中 $P1$ 是容积脉搏波血液容积曲线 ABC 下的面积 S_{ABCI} 与峰值和横轴围成的面积 S_{AIGH} 的比值。

$$[0052] \quad P2 = \frac{S_{IEDC}}{S_{IEFG}} \quad (3)$$

[0053] 式中 $P2$ 是容积脉搏波血液容积曲线 CDE 下的面积 S_{IEDC} 与峰值和横轴围成的面积 S_{IEFG} 的比值,计算示意图,如图3所示;

[0054] 步骤5,由于人体系统中细微的差别以及采集过程中受到的干扰直观反映在了脉搏波波形形状和面积的变化,心血管健康弹性良好个体的脉搏波波形主波窄而高,潮波不明显,重搏波波峰和波谷都很突出,这时脉图面积很小;随着血管壁弹性的减弱,血管壁硬化程度增加,波形首先反映在潮波由明显变为不明显,且其相对主波的位置也逐渐升高,与此同时重搏波波峰与波谷相对主波的位置亦逐渐抬高,使整个脉搏波波形呈馒头型,这时脉图的面积也逐渐增加;因此引入 k' 值和独立脉压指数 $P1$ 、 $P2$ 值作为波形聚类属性,对脉搏波分析处理进行代表性波形的提取;利用上一步得到的 k' 值和 $P1$ 、 $P2$ 进行聚类分析,将 k' 值和 $P1$ 、 $P2$ 作为属性进行多次聚类求交的方法,提取出代表波形,具体算法设计如下:

[0055] 1) 计算出采样周期中的各个单周期脉搏波的 k' 值;

[0056] 2) 将 k' 值进行 i 次 K -MEANS聚类运算, $i \leq 5$, 选取轮廓系数最大时对应的簇数 S 作为分类结果;

[0057] 3) 确定分类簇数 S 后,重复进行3次 K -MEANS聚类运算,分别将3次聚类运算后得到的 S 簇数据集进行相互求交集处理;

[0058] 4) 分别将 S 簇中对应相交次数大于1的数据提取出来组成集合 J_i ($i \leq 5$), 为最终的聚类结果,相交次数小于2次的数据当做离群点舍去;

[0059] 5) 选取新的 S 个样本集,用每一个新的样本集的平均值作为样本中心 K_{mid_i}' , 计算样本中 x_k ($1, 2, \dots, n$) 到每个样本中心的距离 $D(x_k, K_{mid_i}')$, 并把 x_k 归为 $D(x_k, K_{mid_i}')$ 最小的一类中;

[0060] 6) 选取 S 个样本集中数量最多的作为代表样本集 C ;

- [0061] 7) 将计算出的各个单周期脉搏波的特征参量P1从小到大排序,并计算出P1的平均值 P_{mean} 和中值 P_{mid} ;
- [0062] 8) 选取 P_{mid} 作为样本中心(核心对象),并设置 P_{mid} 和 P_{mean} 的差值绝对值的10%作为阈值(σ);
- [0063] 9) 计算样本中 x_p ($p=1,2,\dots,n$)与样本中心值 P_{mid} 的距离 $D(x_p, P_{mid})$;
- [0064] 10) 比较设定阈值 σ 与 $D(x_p, P_{mid})$ 的值,如果:
- [0065] case 1°如果 $\sigma > D(x_p, P_{mid})$,则样本 x_p 归类到“一”类;
- [0066] case 2°如果 $\sigma < D(x_p, P_{mid})$,且样本 x_p 的P1值小于样本中心值 P_{mid} 则样本 x_p 归类到“二”类;
- [0067] case 3°如果 $\sigma < D(x_p, P_{mid})$,且样本 x_p 的P1值大于样本中心值 P_{mid} 则样本 x_p 归类到“三”类;
- [0068] 11) 选取三类中样本量最大的作为代表样本集,即得到P1聚类后代表样本集 C_1 ;
- [0069] 12) 重复步骤7-11得到特征参数P2聚类后代表样本集 C_2 ;
- [0070] 13) 求取 C, C_1, C_2 的交集作为新的样本集(C_{final}),选择 C_{final} 样本中的 k' 属性,选择距离当前样本中心(当前样本集中值)最近的一个样本作为最终具有代表性的样本,即该样本所对应的单周期脉搏波为代表波形,算法流程图,如图4所示;
- [0071] 步骤6,对代表波形进行时域特征参数和频域特征参数的提取,首先对聚类后得到的代表波形进行时域特征参数提取,接着对代表性波形进行延拓处理后做FFT变换,得到频域相关特征参数。

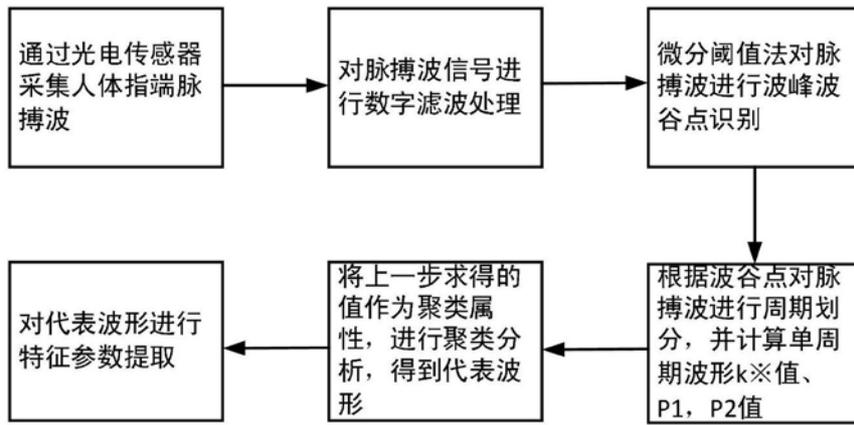


图1

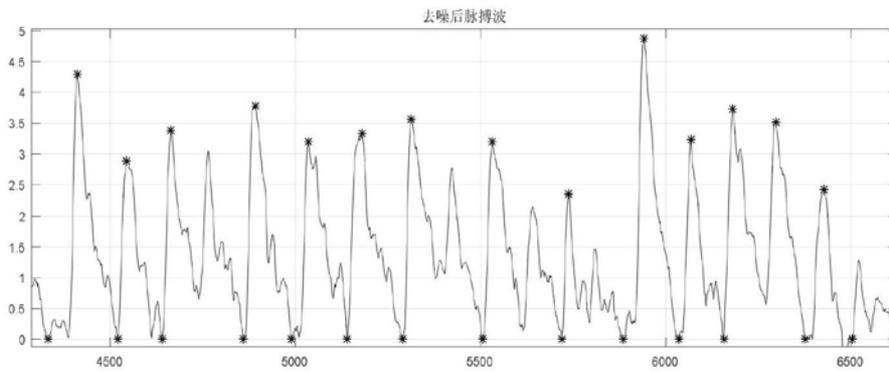


图2

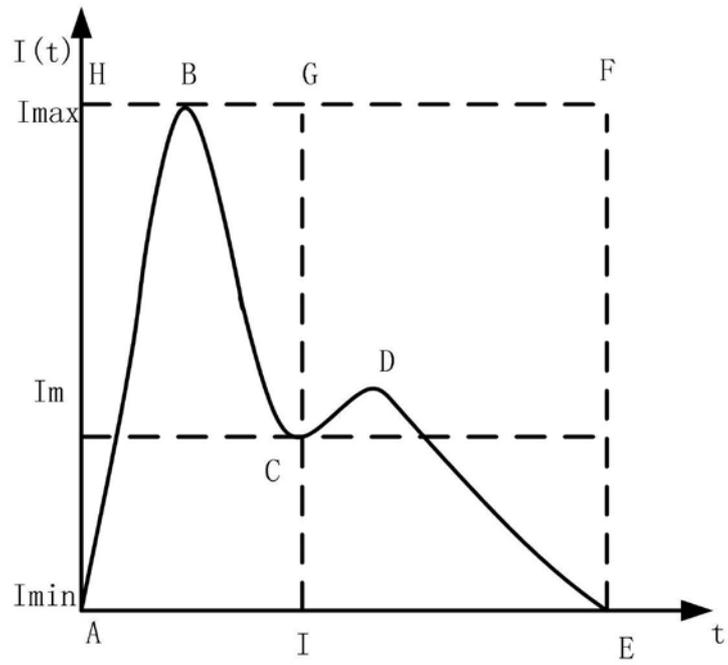


图3

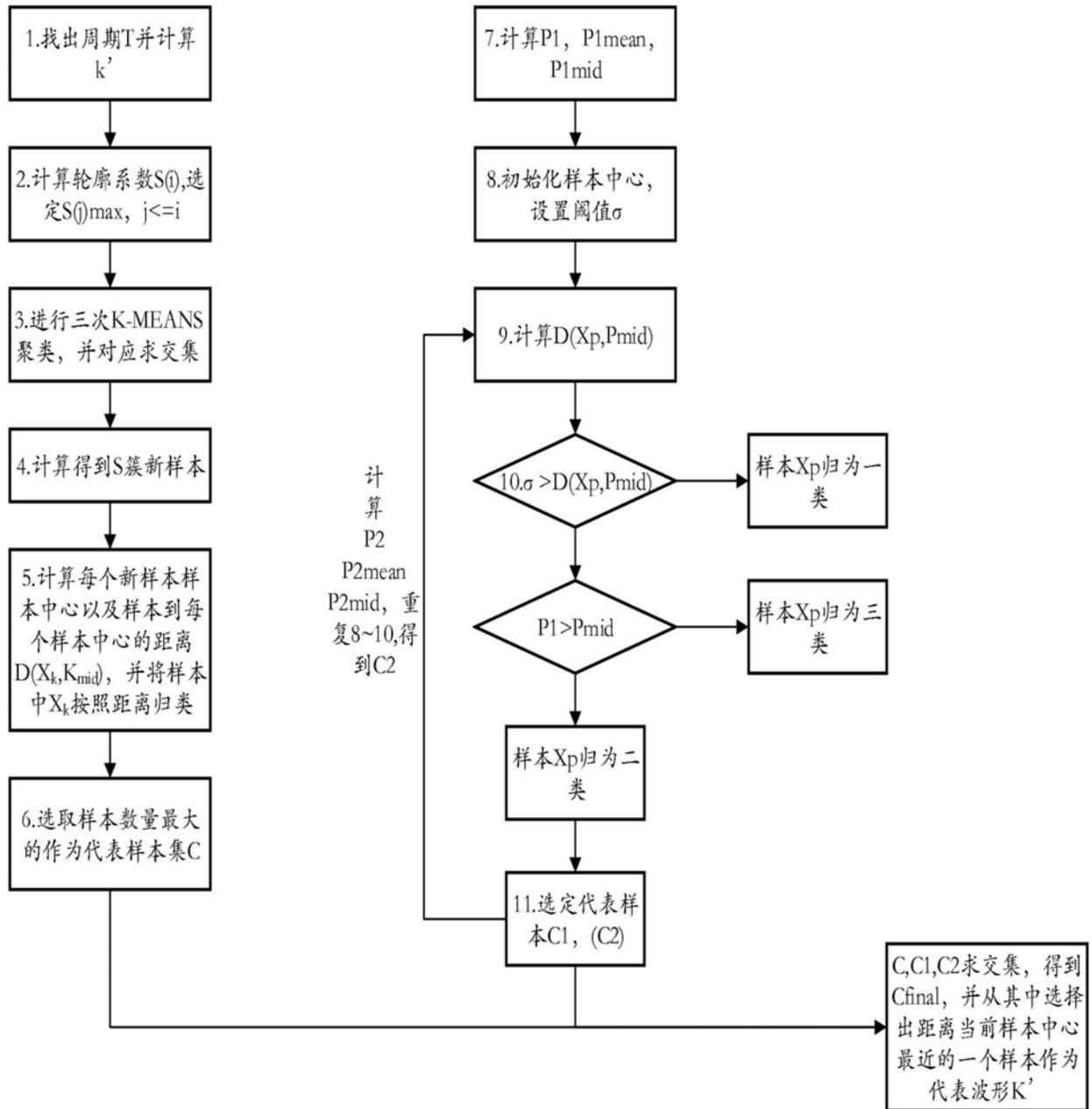


图4

专利名称(译)	一种基于聚类分析的光电容积脉搏波分析处理方法		
公开(公告)号	CN111134634A	公开(公告)日	2020-05-12
申请号	CN201911322761.8	申请日	2019-12-20
[标]申请(专利权)人(译)	西安理工大学		
申请(专利权)人(译)	西安理工大学		
当前申请(专利权)人(译)	西安理工大学		
[标]发明人	陈剑虹 郭亚亚		
发明人	陈剑虹 刘泽晨 郑钰 郭亚亚		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00		
代理人(译)	杨洲		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种基于聚类分析的光电容积脉搏波分析处理方法，包括以下步骤：1)采集手指端的光电容积脉搏波信号，对光电容积脉搏波信号低通滤波，放大后传送给上位机；2)使用数字滤波器对采集到的信号进行噪声滤波处理，得到纯净的脉搏波信号；3)对纯净的光电容积脉搏波信号进行差分处理，提取其波峰波谷点；4)计算提取到的波形信号中各个单周期的k'值和独立脉压指数P1、P2；5)对单次采集波形中提取出的各心跳周期的k'值和P1、P2值进行聚类分析，提取出代表波形；6)对代表波形进行特征参数采集；通过对代表波形的特征参数提取，从而相应地提高了建模的效率和精度。

