



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110141200 A

(43)申请公布日 2019.08.20

(21)申请号 201910171779.6

(22)申请日 2019.03.07

(71)申请人 北京联合大学

地址 100101 北京市朝阳区北四环东路97号

(72)发明人 李媛

(74)专利代理机构 北京驰纳智财知识产权代理
事务所(普通合伙) 11367

代理人 谢亮

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

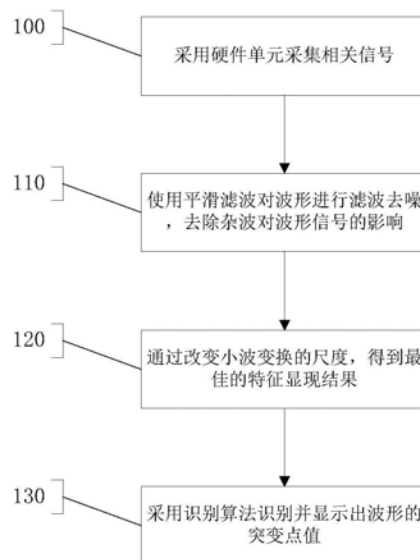
权利要求书2页 说明书10页 附图15页

(54)发明名称

一种基于小波变换的人体血压信号处理方法及装置

(57)摘要

本发明提供一种基于小波变换的人体血压信号处理方法及装置,其中方法包括采用硬件单元采集相关信号,还包括以下步骤:使用平滑滤波对波形进行滤波去噪,去除杂波对波形信号的影响;通过改变小波变换的尺度,得到最佳的特征显现结果;采用识别算法识别并显示出波形的突变点值。本发明提出一种基于小波变换的人体血压信号处理方法及装置,采用了平滑滤波、小波变换和模式识别的方法完成了对人体血压信号测量,可以用于机械设备的故障精准检测、飞机等各种特定信号的精准检测和识别。



1. 一种基于小波变换的人体血压信号处理方法,包括采用硬件单元采集相关信号,其特征在于,还包括以下步骤:

步骤1:使用平滑滤波对波形进行滤波去噪,去除杂波对波形信号的影响;

步骤2:通过改变小波变换的尺度,得到最佳的特征显现结果;

步骤3:采用识别算法识别并显示出波形的突变点值。

2. 如权利要求1所述的基于小波变换的人体血压信号处理方法,其特征在于:所述滤波去噪是指采取移动平均滤波器原理,将采样数据当作一个长度为N的队列,每一次测量,都把上一次测量队列的首数据去掉,并顺次将下一新的数据插入,作为新队列的尾,而后对这个队列进行运算,作为本次测量的结果。

3. 如权利要求2所述的基于小波变换的人体血压信号处理方法,其特征在于:所述移动平均滤波器是一个低通滤波器,在未经处理的血压信号中,噪声信号往往都是高频信号,采用移动平均滤波器便可以很好地滤除掉噪音,保留有用信号。

4. 如权利要求3所述的基于小波变换的人体血压信号处理方法,其特征在于:使用smooth函数实现平滑去燥功能,公式为:

$$yy = \text{smooth}(y)$$

其中,y代表含噪信号,即原始采集血压信号;yy代表平滑滤波后的信号。

5. 如权利要求4所述的基于小波变换的人体血压信号处理方法,其特征在于:所述smooth函数对y进行平滑处理后,得到与y一样长的yy,yy中元素的计算方法如下:

$$yy(1) = y(1)$$

$$yy(2) = (y(1) + y(2) + y(3)) / 3$$

$$yy(3) = (y(1) + y(2) + y(3) + y(4) + y(5)) / 3$$

$$yy(4) = (y(2) + y(3) + y(4) + y(5) + y(6)) / 3$$

$$yy(5) = (y(3) + y(4) + y(5) + y(6) + y(7)) / 3$$

其中,yy(1)、yy(2)、yy(3)、yy(4)和yy(5)为yy中元素,y(1)、y(2)、y(3)、y(4)、y(5)、y(6)和y(7)为y中元素。

6. 如权利要求1所述的基于小波变换的人体血压信号处理方法,其特征在于:所述小波变换选择适合特征提取的Mexh小波。

7. 如权利要求6所述的基于小波变换的人体血压信号处理方法,其特征在于:所述Mexh小波的计算公式为

$$\psi(t) = (1 - t^2)e^{-t^2/2}$$

其中, $\psi(t)$ 表示Mexh小波基,t表示横轴时间域, $e^{-t^2/2}$ 是Gauss函数。

8. 如权利要求1所述的基于小波变换的人体血压信号处理方法,其特征在于:所述使用findpeaks函数来识别所述突变点。

9. 如权利要求8所述的基于小波变换的人体血压信号处理方法,其特征在于:所述突变点是指波形中的高点或低点。

10. 一种基于小波变换的人体血压信号处理装置,包括用于采集相关信号的硬件单元和信号输出单元,其特征在于,还包括以下单元:

滤波取走单元:用于使用平滑滤波对波形进行滤波去噪,去除杂波对波形信号的影响;

小波变换单元：用于通过改变小波变换的尺度，得到最佳的特征显现结果；
突变点识别单元：用于采用识别算法识别出波形的突变点值。

一种基于小波变换的人体血压信号处理方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及图像视觉的技术领域,特别是一种基于小波变换的人体血压信号处理方法及装置。

背景技术

[0002] 传统且常用的检测血压的方式为柯式音法,也叫做听诊法。听诊法测量原理为,用手握充气球给缚于人胳膊上的袖带充气,充气到一定压值后,人的动脉将会被阻断,然后缓慢放气,医护人员通过听放气过程中的声响来判别高低压。一般,当人耳能在听诊器里听到声音的时候,此时的压力为人体血压的高压;而后,当在听诊器里面,听不到声音的时候,这个时候的压力为人体血压的低压。听诊法原理简单,但其测量方法不太智能,费时费力,且易受测试人员的听觉和放气速度的限制,测量的血压结果误差较大。尽管以往的听诊器,现已被袖套内的传感器替代,但是外界的噪音仍旧是听诊法无法排除掉的干扰。

[0003] 近年来,相对智能、简单易操作的电子血压测量仪逐渐兴起,这些电子血压仪的测量方法大致有以下几种:(1)通过合成的MEMS加速传感器芯片,实时获取人体的血压信号,并用硬件芯片上的蓝牙模块将数据传送到PC机上用于下一步信号分析。然后采用自适应滤波算法对人体血压信号进行平滑去噪,最后用示波法识别出人体血压的高低值。(2)用离散小波变换对采集到的混合信号进行平滑处理,分离出混合在一起的袖带压和人体血压,然后采用阈值法寻找人体血压波形的最高和最低点,后采用幅度系数法(示波法的一种)确定人体的高低血压值。(3)采用了离散小波变换对人体血压信号进行平滑去噪。然后采用连续小波变换,得到波形的特征。信号的波形特征显现出来后,通过模糊识别的方法确定人体血压的高低值。模糊识别的实现方法为,首先确定血压的高低压在血压信号中的位置,然后在确定好的范围内寻找波形的波峰或波谷,也就是血压的高压和低压,从而完成人体血压信号处理的一整套过程。这些处理人体血压信号的方法,都能够获取到人体血压的高低值,但是各有利弊。采用硬件处理设备磨损率和成本较高,不适宜批量化生产。

[0004] 2002年第1期的《信息与控制》中公开了一篇题目为《小波变换和模糊识别在人体血压信号处理中的应用》的文章,其内容为:为了精确测量人体血压,如何对血压信号进行分析和处理是问题的关键。本文首次将小波理论和模糊识别理论相结合,并应用于人体血压波形信号的实际分析中;创造性地将离散小波和连续小波变换结合在一起,完成有用信号的特征提取,并用模糊识别的方法实现目标的识别。本文对各种波形信号的分析提供了非常有效的处理方法,具有很大的实际应用价值。该方法使用的是离散小波,离散小波的缺点是每次小波变换后变换点的数量就减少一倍,变换尺度越大,变换后得到的数量点就越少,因为这种数据丢失现象存在,对数据分析不利。

发明内容

[0005] 为了解决上述的技术问题,本发明提出一种基于小波变换的人体血压信号处理

方法及装置,采用了平滑滤波、小波变换和模式识别的方法完成了对人体血压信号测量,可以用于机械设备的故障精准检测、飞机等各种特定信号的精准检测和识别。

[0006] 本发明的第一目的是提供一种基于小波变换的人体血压信号处理方法,包括采用硬件单元采集相关信号,还包括以下步骤:

[0007] 步骤1:使用平滑滤波对波形进行滤波去噪,去除杂波对波形信号的影响;

[0008] 步骤2:通过改变小波变换的尺度,得到最佳的特征显现结果;

[0009] 步骤3:采用识别算法识别并显示出波形的突变点值。

[0010] 优选的是,所述滤波去噪是指采取移动平均滤波器原理,将采样数据当作一个长度为N的队列,每一次测量,都把上一次测量队列的首数据去掉,并顺次将下一新的数据插入,作为新队列的尾,而后对这个队列进行运算,作为本次测量的结果。

[0011] 在上述任一方案中优选的是,所述移动平均滤波器是一个低通滤波器,在未经处理的血压信号中,噪声信号往往都是高频信号,采用移动平均滤波器便可以很好地滤除掉噪音,保留有用信号。

[0012] 在上述任一方案中优选的是,使用smooth函数实现平滑去燥功能,公式为:

[0013] $yy = \text{smooth}(y)$

[0014] 其中,y代表含噪信号,即原始采集血压信号;yy代表平滑滤波后的信号。

[0015] 在上述任一方案中优选的是,所述smooth函数对y进行平滑处理后,得到与y一样长的yy,yy中元素的计算方法如下:

[0016] $yy(1) = y(1)$

[0017] $yy(2) = (y(1) + y(2) + y(3)) / 3$

[0018] $yy(3) = (y(1) + y(2) + y(3) + y(4) + y(5)) / 3$

[0019] $yy(4) = (y(2) + y(3) + y(4) + y(5) + y(6)) / 3$

[0020] $yy(5) = (y(3) + y(4) + y(5) + y(6) + y(7)) / 3$

[0021] 其中,yy(1)、yy(2)、yy(3)、yy(4)和yy(5)为yy中元素,y(1)、y(2)、y(3)、y(4)、y(5)、y(6)和y(7)为y中元素。

[0022] 在上述任一方案中优选的是,所述小波变换选择适合特征提取的Mexh小波。

[0023] 在上述任一方案中优选的是,所述Mexh小波的计算公式为

[0024] $\psi(t) = (1 - t^2)e^{-t^2/2}$

[0025] 其中, $\psi(t)$ 表示Mexh小波基,t表示横轴时间域, $e^{-t^2/2}$ 是Gauss函数。

[0026] 在上述任一方案中优选的是,所述使用findpeaks函数来识别所述突变点。

[0027] 在上述任一方案中优选的是,所述突变点是指波形中的高点或低点。

[0028] 在上述任一方案中优选的是,使用所述findpeaks函数得到信号的极大值即为波形中的高点。

[0029] 在上述任一方案中优选的是,将波形反转后再使用所述findpeaks函数得到信号的极大值即为波形中的低点。

[0030] 在上述任一方案中优选的是,采用所述findpeaks函数设定阈值的方式滤除噪音。

[0031] 本发明的第二目的是提供一种基于小波变换的人体血压信号处理装置,包括用

于采集相关信号的硬件单元和信号输出单元,还包括以下单元:

[0032] 滤波取走单元:用于使用平滑滤波对波形进行滤波去噪,去除杂波对波形信号的影响;

[0033] 小波变换单元:用于通过改变小波变换的尺度,得到最佳的特征显现结果;

[0034] 突变点识别单元:用于采用识别算法识别出波形的突变点值。

[0035] 优选的是,所述滤波去噪是指采取移动平均滤波器原理,将采样数据当作一个长度为N的队列,每一次测量,都把上一次测量队列的首数据去掉,并顺次将下一新的数据插入,作为新队列的尾,而后对这个队列进行运算,作为本次测量的结果。

[0036] 在上述任一方案中优选的是,所述移动平均滤波器是一个低通滤波器,在未经处理的血压信号中,噪声信号往往都是高频信号,采用移动平均滤波器便可以很好地滤除掉噪音,保留有用信号。

[0037] 在上述任一方案中优选的是,使用smooth函数实现平滑去燥功能,公式为:

[0038] $yy = \text{smooth}(y)$

[0039] 其中,y代表含噪信号,即原始采集血压信号;yy代表平滑滤波后的信号。

[0040] 在上述任一方案中优选的是,所述smooth函数对y进行平滑处理后,得到与y一样长的yy,yy中元素的计算方法如下:

[0041] $yy(1) = y(1)$

[0042] $yy(2) = (y(1) + y(2) + y(3)) / 3$

[0043] $yy(3) = (y(1) + y(2) + y(3) + y(4) + y(5)) / 3$

[0044] $yy(4) = (y(2) + y(3) + y(4) + y(5) + y(6)) / 3$

[0045] $yy(5) = (y(3) + y(4) + y(5) + y(6) + y(7)) / 3$

[0046] 其中,yy(1)、yy(2)、yy(3)、yy(4)和yy(5)为yy中元素,y(1)、y(2)、y(3)、y(4)、y(5)、y(6)和y(7)为y中元素。

[0047] 在上述任一方案中优选的是,所述小波变换选择适合特征提取的Mexh小波。

[0048] 在上述任一方案中优选的是,所述Mexh小波的计算公式为

[0049] $\psi(t) = (1 - t^2)e^{-t^2/2}$

[0050] 其中, $\psi(t)$ 表示Mexh小波基,t表示横轴时间域, $e^{-t^2/2}$ 是Gauss函数。

[0051] 在上述任一方案中优选的是,所述使用findpeaks函数来识别所述突变点。

[0052] 在上述任一方案中优选的是,所述突变点是指波形中的高点或低点。

[0053] 在上述任一方案中优选的是,使用所述findpeaks函数得到信号的极大值即为波形中的高点。

[0054] 在上述任一方案中优选的是,将波形反转后再使用所述findpeaks函数得到信号的极大值即为波形中的低点。

[0055] 在上述任一方案中优选的是,采用所述findpeaks函数设定阈值的方式滤除噪音。

[0056] 本发明提出了一种基于小波变换的人体血压信号处理方法及装置,实现信号波形的突变点提取、识别,具有编程简洁、操作方便、识别精度高的特点,保证测量的精度,且精简成本。

附图说明

[0057] 图1为按照本发明的基于小波变换的人体血压信号处理方法的一优选实施例的流程图。

[0058] 图2为按照本发明的基于小波变换的人体血压信号处理装置的一优选实施例的模块图。

[0059] 图3为按照本发明的基于小波变换的人体血压信号处理方法的另一优选实施例的信号波形处理实现图。

[0060] 图4为按照本发明的基于小波变换的人体血压信号处理方法的如图3所示实施例的移动平均滤波器对某加噪信号的处理效果图。

[0061] 图5为按照本发明的基于小波变换的人体血压信号处理方法的小波变换的一实施例的Haar小波时域波形图。

[0062] 图6为按照本发明的基于小波变换的人体血压信号处理方法的如图5所示实施例的Haar小波对某波形的处理效果图。

[0063] 图7为按照本发明的基于小波变换的人体血压信号处理方法的如图5所示实施例的db5小波的时域波形图。

[0064] 图8为按照本发明的基于小波变换的人体血压信号处理方法的如图5所示实施例的dbN小波对某信号的处理结果图。

[0065] 图9为按照本发明的基于小波变换的人体血压信号处理方法的如图5所示实施例的Mexh小波的时域波形图。

[0066] 图10为按照本发明的基于小波变换的人体血压信号处理方法的如图5所示实施例的Mexh小波对某信号的处理结果图。

[0067] 图11为按照本发明的基于小波变换的人体血压信号处理方法的如图5所示实施例的Morlet小波的时域波形图。

[0068] 图12为按照本发明的基于小波变换的人体血压信号处理方法的如图5所示实施例的Morlet小波对某波形的处理结果图。

[0069] 图13为按照本发明的基于小波变换的人体血压信号处理方法的人体血压波形处理的一实施例的流程图。

[0070] 图14为按照本发明的基于小波变换的人体血压信号处理方法的如图13所示实施例的Mexh小波在尺度为8时对人体血压波形处理的结果图。

[0071] 图15为按照本发明的基于小波变换的人体血压信号处理方法的如图13所示实施例的Mexh小波在尺度为32时对人体血压波形处理的结果图。

[0072] 图16为按照本发明的基于小波变换的人体血压信号处理方法的如图13所示实施例的放大后的Mexh小波对人体血压波形处理的结果图。

[0073] 图17为按照本发明的基于小波变换的人体血压信号处理方法的如图13所示实施例的放大后的人体血压波形图。

[0074] 图18为按照本发明的基于小波变换的人体血压信号处理方法的如图13所示实施例的“findpeaks”函数识别出波形的极大、极小值图。

[0075] 图19为按照本发明的基于小波变换的人体血压信号处理方法的如图13所示实施例的最终确定的人体高低血压图。

具体实施方式

[0076] 下面结合附图和具体的实施例对本发明做进一步的阐述。

[0077] 实施例一

[0078] 如图1所示,执行步骤100,采用硬件单元采集相关信号。

[0079] 执行步骤110,使用平滑滤波对波形进行滤波去噪,去除杂波对波形信号的影响。滤波去噪是指采取移动平均滤波器原理,将采样数据当作一个长度为N的队列,每一次测量,都把上一次测量队列的首数据去掉,并顺次将下一新的数据插入,作为新队列的尾,而后对这个队列进行运算,作为本次测量的结果。移动平均滤波器是一个低通滤波器,在未经处理的血压信号中,噪声信号往往都是高频信号,采用移动平均滤波器便可以很好地滤除掉噪音,保留有用信号。使用smooth函数实现平滑去燥功能,公式为: $yy = \text{smooth}(y)$,其中,y代表含噪信号,即原始采集血压信号;yy代表平滑滤波后的信号。smooth函数对y进行平滑处理后,得到与y一样长的yy,yy中元素的计算方法如下:

[0080] $yy(1) = y(1)$

[0081] $yy(2) = (y(1) + y(2) + y(3)) / 3$

[0082] $yy(3) = (y(1) + y(2) + y(3) + y(4) + y(5)) / 3$

[0083] $yy(4) = (y(2) + y(3) + y(4) + y(5) + y(6)) / 3$

[0084] $yy(5) = (y(3) + y(4) + y(5) + y(6) + y(7)) / 3$

[0085] 其中,yy(1)、yy(2)、yy(3)、yy(4)和yy(5)为yy中元素,y(1)、y(2)、y(3)、y(4)、y(5)、y(6)和y(7)为y中元素。

[0086] 执行步骤120,通过改变小波变换的尺度,得到最佳的特征显现结果。小波变换选择适合特征提取的Mexh小波。Mexh小波的计算公式为

[0087] $\psi(t) = (1 - t^2)e^{-t^2/2}$

[0088] 其中, $\psi(t)$ 表示Mexh小波基,t表示横轴时间域, $e^{-t^2/2}$ 是Gauss函数。

[0089] 执行步骤130,采用识别算法识别并显示出波形的突变点值。突变点是指波形中的高点或低点,使用findpeaks函数来识别所述突变点,使用findpeaks函数得到信号的极大值即为波形中的高点,将波形反转后再使用findpeaks函数得到信号的极大值即为波形中的低点,采用所述findpeaks函数设定阈值的方式滤除噪音。

[0090] 实施例二

[0091] 如图2所示,一种基于小波变换的人体血压信号处理装置包括硬件单元200、滤波取走单元210、小波变换单元220、突变点识别单元230和信号输出单元240。

[0092] 硬件单元200用于采集相关信号。

[0093] 滤波取走单元210用于使用平滑滤波对波形进行滤波去噪,去除杂波对波形信号的影响。滤波去噪是指采取移动平均滤波器原理,将采样数据当作一个长度为N的队列,每一次测量,都把上一次测量队列的首数据去掉,并顺次将下一新的数据插入,作为新队列的尾,而后对这个队列进行运算,作为本次测量的结果。动平均滤波器是一个低通滤波器,在未经处理的血压信号中,噪声信号往往都是高频信号,采用移动平均滤波器便可以很好地滤除掉噪音,保留有用信号。使用smooth函数实现平滑去燥功能,公式为: $yy = \text{smooth}(y)$,其中,y代表含噪信号,即原始采集血压信号;yy代表平滑滤波后的信号。smooth函数

对y进行平滑处理后,得到与y一样长的yy,yy中元素的计算方法如下:

[0094] $yy(1) = y(1)$

[0095] $yy(2) = (y(1) + y(2) + y(3)) / 3$

[0096] $yy(3) = (y(1) + y(2) + y(3) + y(4) + y(5)) / 3$

[0097] $yy(4) = (y(2) + y(3) + y(4) + y(5) + y(6)) / 3$

[0098] $yy(5) = (y(3) + y(4) + y(5) + y(6) + y(7)) / 3$

[0099] 其中,yy(1)、yy(2)、yy(3)、yy(4)和yy(5)为yy中元素,y(1)、y(2)、y(3)、y(4)、y(5)、y(6)和y(7)为y中元素。

[0100] 小波变换单元220用于通过改变小波变换的尺度,得到最佳的特征显现结果。小波变换选择适合特征提取的Mexh小波,Mexh小波的计算公式为

[0101] $\psi(t) = (1 - t^2)e^{-t^2/2}$

[0102] 其中, $\psi(t)$ 表示Mexh小波基,t表示横轴时间域, $e^{-t^2/2}$ 是Gauss函数。

[0103] 突变点识别单元230用于采用识别算法识别出波形的突变点值。突变点是指波形中的高点或低点,使用findpeaks函数来识别所述突变点,使用findpeaks函数得到信号的极大值即为波形中的高点,将波形反转后再使用 findpeaks函数得到信号的极大值即为波形中的低点,采用findpeaks函数设定阈值的方式滤除噪音。

[0104] 信号输出单元240用于输出处理后的最终信号。

[0105] 实施例三

[0106] 一套好的血压测量装置的性能主要包括:测量精准、抗干扰性能强、易于操作、被测试者舒适感高、可以存储等。本发明采用了平滑滤波、小波变换和模式识别的方法完成了对人体血压信号测量,可以用于机械设备的故障精准检测、飞机等各种特定信号的精准检测和识别。

[0107] 本发明主要是用于识别信号的突变点。主要结构包含三大部分,如图3所示:

[0108] 1.采用硬件装置采集相关信号。采用平滑去噪的方法对波形进行滤波去噪,去除杂波对波形信号的影响,便于下一步处理。

[0109] 2.利用小波变换的方法,通过改变小波变换的尺度,得到最佳的特征显现结果。

[0110] 3.采用识别的算法识别出波形的突变点值,并显示出来。

[0111] (一)平滑滤波(Smooth)

[0112] 平滑滤波可以消除信号中的噪音,研究中普遍采用简单的平均法,即用该点附近区域的平均值来代替该点的值。平滑滤波的效果直接与邻域的选择有关,一般选择的邻域越大,处理的结果就越好;但是不能选择过大,过大的邻域会使得信号的边沿信息损耗,导致信号中有用信息的丢失,使得最终的检测结果出现错误。

[0113] 常用的平滑滤波方法有3种:均值滤波:均值滤波处理信号的原理是,用某点邻域内数值的平均值来代替原来点的数值。这种滤波方法,对数值很大的单个点很敏感,即使只有一小部分的数值有较大的波动,平均值也会产生明显的不同。^[2]

[0114] 1.中值滤波:中值滤波处理信号的原理为,求得一个划定区域中所有数值的中值,然后用中值而不是平均值来代替原来某点的值。这种方法,就可以避免该取值范围内可能存在的某个极大值对结果的影响。利用中值滤波,信号的边沿信息可以被保护。

[0115] 2. 高斯滤波: 高斯滤波处理信号的原理为, 通过加权平均求得一个范围内的值, 然后用这个值去代替某点的数值。高斯滤波会破坏信号的边沿, 适用于 含服从正态分布噪声的信号。

[0116] 在发明采取的是移动平均滤波器原理, 将采样数据当作一个长度为N的 队列, 每一次测量, 都把上一次测量队列的首数据去掉, 并顺次将下一新的数 据插入, 作为新队列的尾, 而后对这个队列进行运算, 作为本次测量的结果。移动平均滤波器是一个低通滤波器, 在未经处理的血压信号中, 噪声信号往往 都是高频信号, 采用移动平均滤波器便可以很好地滤除掉噪音, 保留有用信号。

[0117] MATLAB中的smooth函数能够实现这一需求, 如式1.1所示:

[0118] $yy = \text{smooth}(y)$ 式1.1

[0119] 式中, y代表含噪信号, 即原始采集血压信号; yy代表平滑滤波后的信号。

[0120] smooth函数对y进行平滑处理后, 得到与y一样长的yy。移动平均滤波 器的默认窗宽一般为5, yy中元素的计算方法, 如式2.2所示:

[0121] $yy(1) = y(1)$ 式1.2

[0122] $yy(2) = (y(1) + y(2) + y(3)) / 3$

[0123] $yy(3) = (y(1) + y(2) + y(3) + y(4) + y(5)) / 3$

[0124] $yy(4) = (y(2) + y(3) + y(4) + y(5) + y(6)) / 3$

[0125] $yy(5) = (y(3) + y(4) + y(5) + y(6) + y(7)) / 3$

[0126] 如图4所示, 用移动平均滤波器法处理加了噪声的正弦信号。可以很直观地看到, 经平滑 滤波后, 加噪后的正弦信号的噪声大幅度降低, 去噪效果很明显

[0127] (二) 小波变换 (Wavemenu)

[0128] Mexican Hat (Mexh) 小波

[0129] 对Gauss函数 $e^{-t^2/2}$ 求二阶导, 便得到了Mexh函数。因为该小波的外形像 墨西哥草帽, 它又被叫做墨西哥草帽小波。Mexh小波的公式, 如式1.3所示:

[0130] $\psi(t) = (1 - t^2)e^{-t^2/2}$ 式 1.3

[0131] (三) 波峰波谷识别 (findpeaks)

[0132] 突变点一般是波形中的高点或低点, 在MATLAB软件中, 有两个函数可 以识别出波形的高低值, 分别是“max”(“min”)和“findpeaks”。

[0133] “max”(“min”)函数, 虽然能够识别出波形的波峰(波谷), 但是经它处理 后, 只能得到一个最大值(最小值)。要想得到波形的极值点, 需对X轴进行 切割, 然后在每一段上进行识别处理。这种识别方法很容易受到干扰点的破坏, 得到与实际值相差较大的识别结果。

[0134] 而“findpeaks”函数不能够识别出信号的极小值, 只能得到信号的极大值。如果需要识别波形的极大值和极小值, 只需把此波形翻转, 此时再用“findpeaks” 函数, 识别出的波峰即为波形的波谷。同时“findpeaks”可以采用设定阈值的方 式, 滤除噪音, 减小噪音对波形识别的干扰。因此, “findpeaks”对于识别波形 的突变点非常适合。

[0135] 实施例四

[0136] 小波变换有连续小波变换 (Continuous Wavelet Transform) 和离散小波变换 (Discrete Wavelet Transform) 两种。

[0137] 离散小波变换相较于连续小波变换而言,主要的不同是尺度 α 和平移量 τ 的离散化,在二进小波变换(离散小波变换的一种特殊情况)中,尺度 α 取2 的整数幂。离散小波变换的计算量不大,但每一次变化都会使得信号上的信息 点减少,常用于信号的去噪、图像压缩等方面。连续与离散小波变换的不同, 如表1所示。

[0138]

类别	连续小波变换	离散小波变换
尺度 α	任意数值	离散数值
平移量 τ	任意数值	离散数值
冗余度	有	无
计算量	大	小

[0139]

丢失信息	无	有
应用	特征提取、相似性检测	信号去噪、图像压缩

[0140] 表1连续小波变换与离散小波变换的区别

[0141] 1、Haar小波

[0142] 在所有的小波变换中,Haar小波是最简单的一个小波函数,它的支撑域 为 $t \in [0, 1]$,波形为矩形波。Haar小波的公式,如式1.4所示:

$$[0143] \quad \psi(t) = \begin{cases} 1, & 0 \leq t < 1/2 \\ -1, & 1/2 \leq t < 1 \\ 0, & \text{其他} \end{cases} \quad \text{式 1.4}$$

[0144] Haar小波的时域波形图,如图5所示。

[0145] Haar小波在时域上是离散的,因此它作为小波基函数的性能不是很好。Haar小波对某信号在尺度为50时的变换,如图6所示。

[0146] 2、Daubechies (dbN) 小波

[0147] Daubechies小波是由世界著名小波分析学者Inrid • Daubechies创立的小波 函数,简称为dbN,N是小波的阶数。当N等于1时,dbN小波为Harr小波; 除N=1之外,dbN小波不具有对称性,且没有明确的表达式。db5小波的时域 波形图,如图7所示。

[0148] dbN小波常用于信号的分解与合成,可用于去除噪音,相当于滤波器的作 用。图8是db5小波在尺度为50时,对某信号的处理结果。可以看到,变换 效果与Haar小波作用相当。

[0149] 3、Mexican Hat (Mexh) 小波

[0150] 对Gauss函数 $e^{-t^2/2}$ 求二阶导,便得到了Mexh函数。因为该小波的外形像 墨西哥草帽,它又被叫做墨西哥草帽小波。Mexh小波的公式,如式1.4所示:

$$[0151] \quad \psi(t) = (1 - t^2)e^{-t^2/2} \quad \text{式 1.3}$$

[0152] Mexh小波的时域波形图,如图9所示。

[0153] 在时域和频域上,Mexh小波都具有很好的局部特性。因此,它很适合用来对信号进行局部分析。Mexh小波对某信号在尺度为10时的变换,如图10所示。可以看到,与Haar小波变换相比,Mexh小波的变换性能大大提升。只需在较小尺度下,就可以达到与Harr小波大尺度变换相类似的变换效果。

[0154] 4、Morlet小波

[0155] Morlet小波的原理,如式1.5所示:

$$[0156] \quad \psi(t) = \pi^{-1/4} (e^{-iw_0 t} - e^{-w_0^2}) e^{-t^2/2}$$

$$[0157] \quad \psi(t) = \pi^{-1/4} (e^{-iw_0 t} - e^{-w_0^2/2}) e^{-t^2/2} \quad \text{式 1.5}$$

[0158] Morlet小波的时频图,如图11所示。

[0159] 在尺度为40时,Morlet小波对某一波形的变换,如图12所示。可以看出, Morlet小波变换很难分辨出两个相邻的较小波形,两个相邻较近的波形,变换之后,就融合到了一起,这对于信号的处理是极为不利的。

[0160] 本发明选择更适合于特征提取的连续小波变换:Mexican Hat (Mexh) 小波。

[0161] 实施例五

[0162] 采用以上的方法实现信号波形的突变点提取、识别,具有编程简洁、操作方便、识别精度高的特点。以下用实施例说明,将本发明用于血压的识别实例。

[0163] 将本发明应用于人体血压的识别,其具体的波形信号预处理、特征提取和波形识别的过程如图13所示。

[0164] 1、平滑与小波特征提取

[0165] 在Matlab中调出小波工具箱,加载人体血压信号,然后选择Mexh小波。

[0166] Mexh小波基函数对人体血压信号在尺度为8时的处理结果如图14所示,在尺度为32时的处理结果如图15所示。可以清晰地看到,在尺度为8时,人体血压信号的变换远远不能够达到可以识别的程度。而在尺度为32时,波形的特征显现的就很明显了。通过观察变换效果,确定在尺度为32时,人体血压信号的特征能够清晰地显现出来。

[0167] 实验论证,人体血压的高低值,一般在小波系数波形的左右两边较大波峰中间。波形左右两边较大的波峰,其实就是在对人体血压信号测量时的最高压点和采集结束点。因此,需对处理好的小波系数波形进行放大。

[0168] 在尺度为32时,经Mexh小波基函数处理后的血压波形,在利用小波工具箱下方自助的放大功能处理之后,可以清晰地看到人体血压波形的特征,如图16所示。

[0169] 2、识别人体血压高低值

[0170] 将小波工具箱提取特征后的人体血压波形,保存到MATLAB的workspace中。导入workspace的向量中包含三个部分,小波名称、变换尺度和小波处理后的结果,也叫作小波系数。小波系数是一个64X1001的向量,因小波工具箱的变换规则,此时进行的应是尺度为32的变换,因此取其第32行的数据,将纵坐标轴系放大到Y:-0.4-0.4上,作图,得到小波变换后的结果,如图17所示。

[0171] 此时,血压波形的特征已完全显现,通过肉眼,也可以观察到血压的高低值所在的位置。重要的是,此时需要用算法识别出血压信号的波峰和波谷。

[0172] 利用“findpeaks”函数,设定阈值范围为1,以排除可能存在的噪音对识别的干扰,识别出波形中所有的极大值和极小值并标出,如图18所示。

[0173] 一般,在人体血压波形中,高压在波形的前半段,低压在波形的后半段。因此,在确定血压的高压时,需找出所有极大值中的最大值,即为高压;在确定血压的低压时,需在高压之后,寻找极小值中的最小值,才是人体的低压。最终确定的人体血压的高低压,如图19所示。

[0174] 由实验论证可知,人体的实际血压值与采集进计算机的数值呈线性关系。利用式1.6,可以计算得到人体血压转换工程式,把采集进计算机的数值转换为实际的人体血压值。

$$[0175] \quad k = \frac{190-0}{U_a-U_b}(U - U_b) \quad \text{式 1.6}$$

[0176] 式中,k的单位为mmHg,190mmHg为实际气压最高点,0为停止测量点的压值。 U_a 为对应190mmHg采集到的压值, U_b 为对应0mmHg采集到的压值, U 为采集到的某个人体血压值。

[0177] 在采样点为1000时,由式1.6,计算得到血压转换工程式为 $k=810.581 \times (U-3.5144)$ 。可以得到人体的血压值,高压为126.7mmHg,低压为82.5mmHg。其他设备测量得到的血压值为:高压127mmHg,低压82mmHg。误差处于0.5mmHg可接受范围内,测量效果较好。

[0178] 为了更好地理解本发明,以上结合本发明的具体实施例做了详细描述,但并非是对本发明的限制。凡是依据本发明的技术实质对以上实施例所做的任何简单修改,均仍属于本发明技术方案的范围。本说明书中每个实施例重点说明的都是与其它实施例的不同之处,各个实施例之间相同或相似的部分相互参见即可。对于系统实施例而言,由于其与方法实施例基本对应,所以描述的比较简单,相关之处参见方法实施例的部分说明即可。

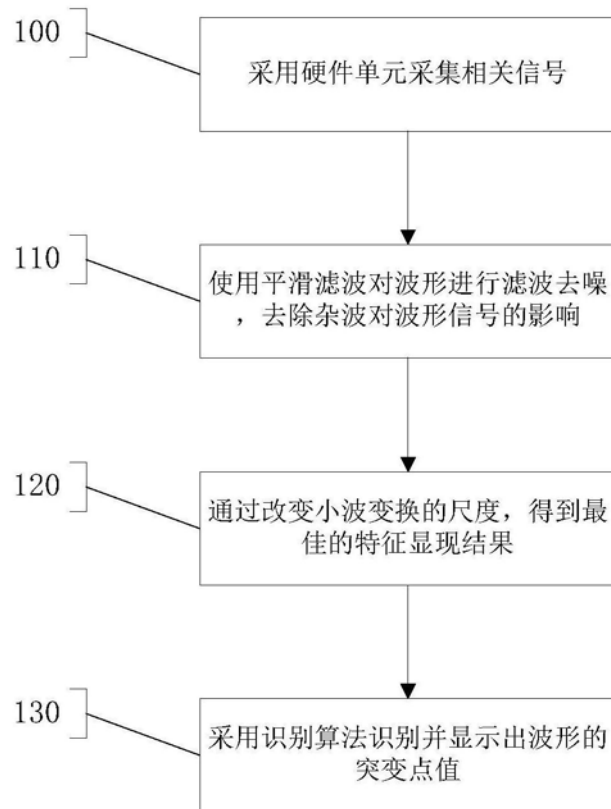


图1

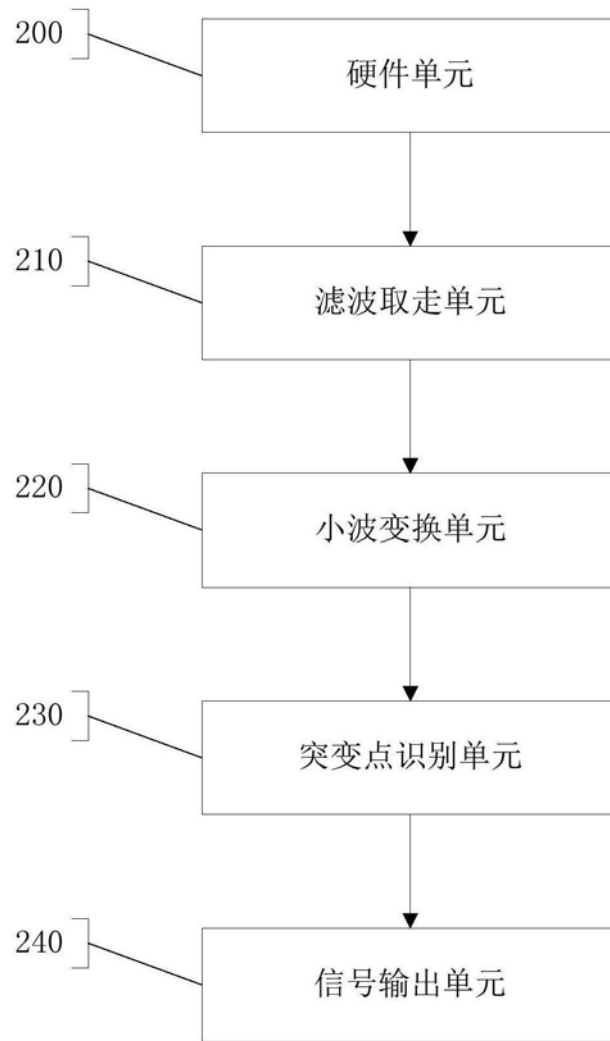


图2

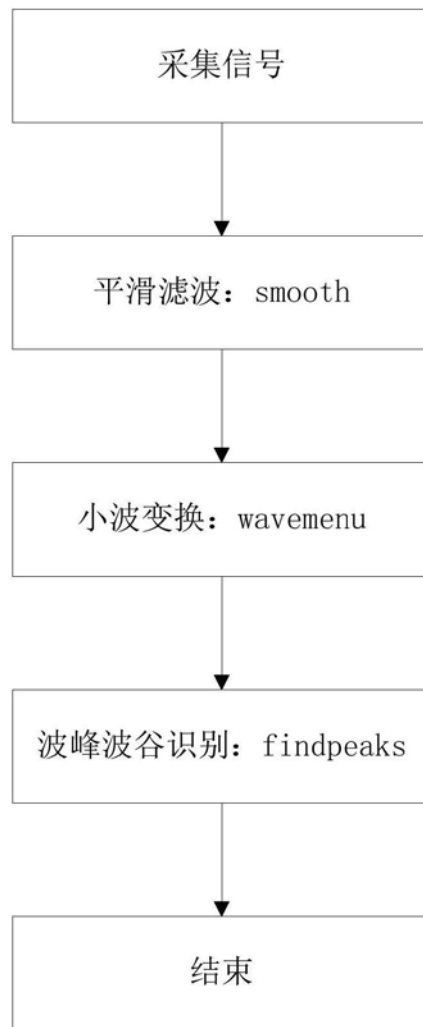


图3

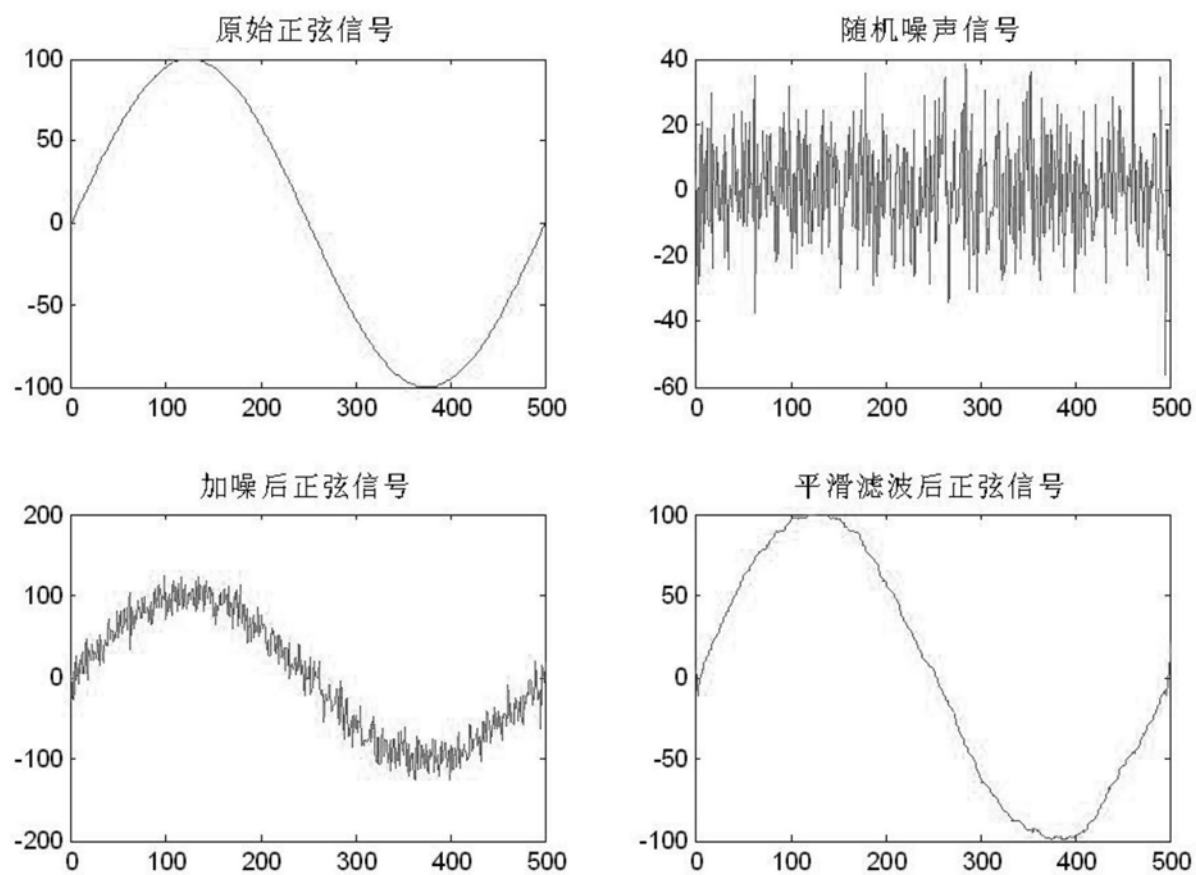


图4

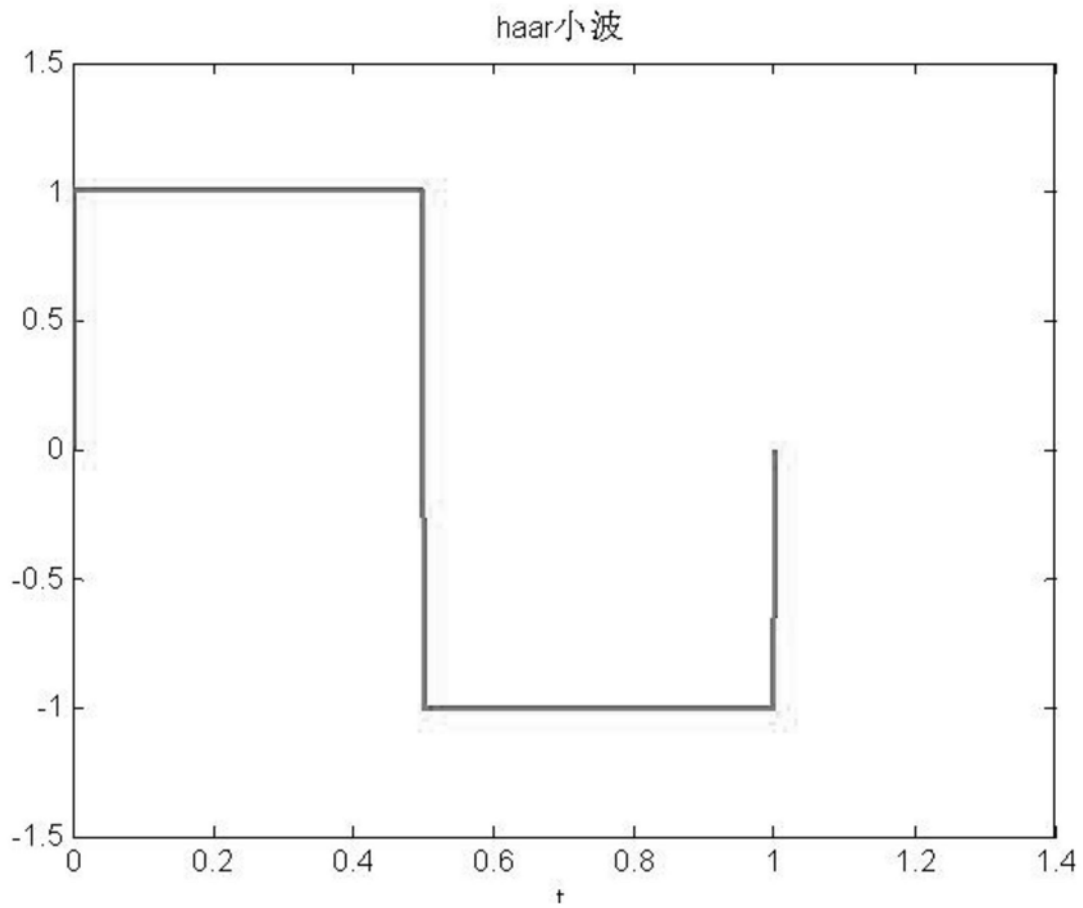


图5

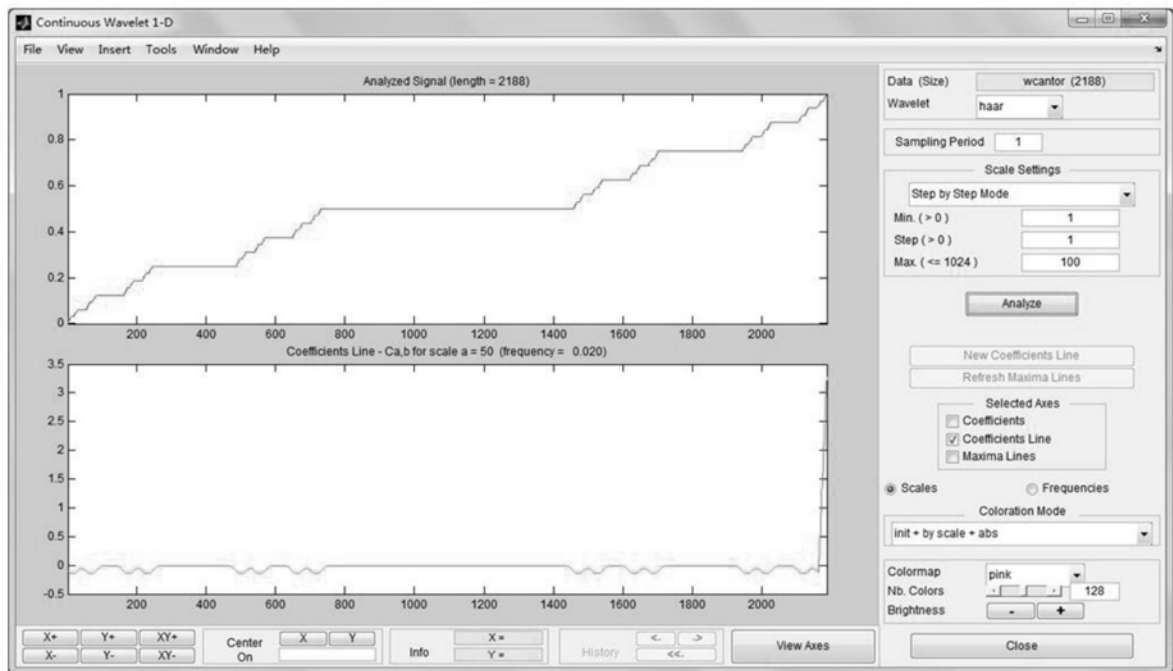


图6

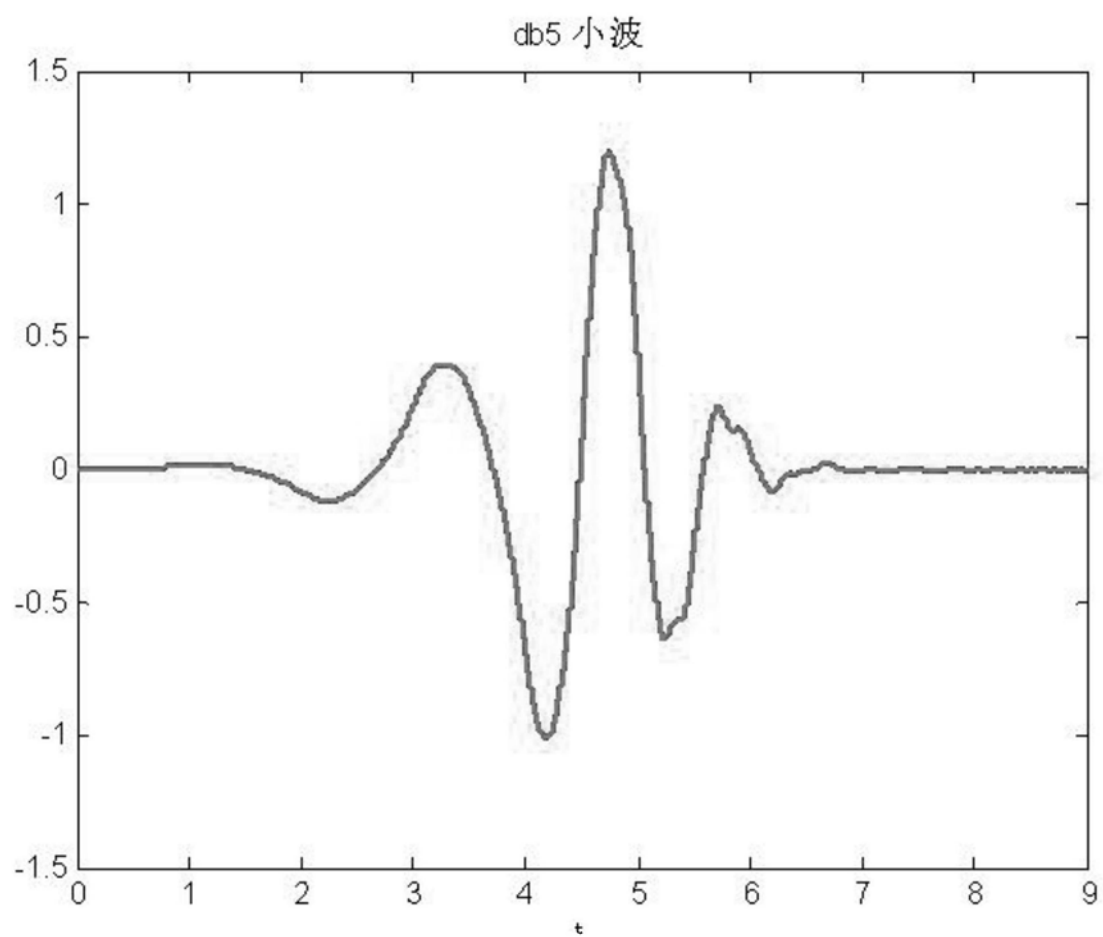


图7

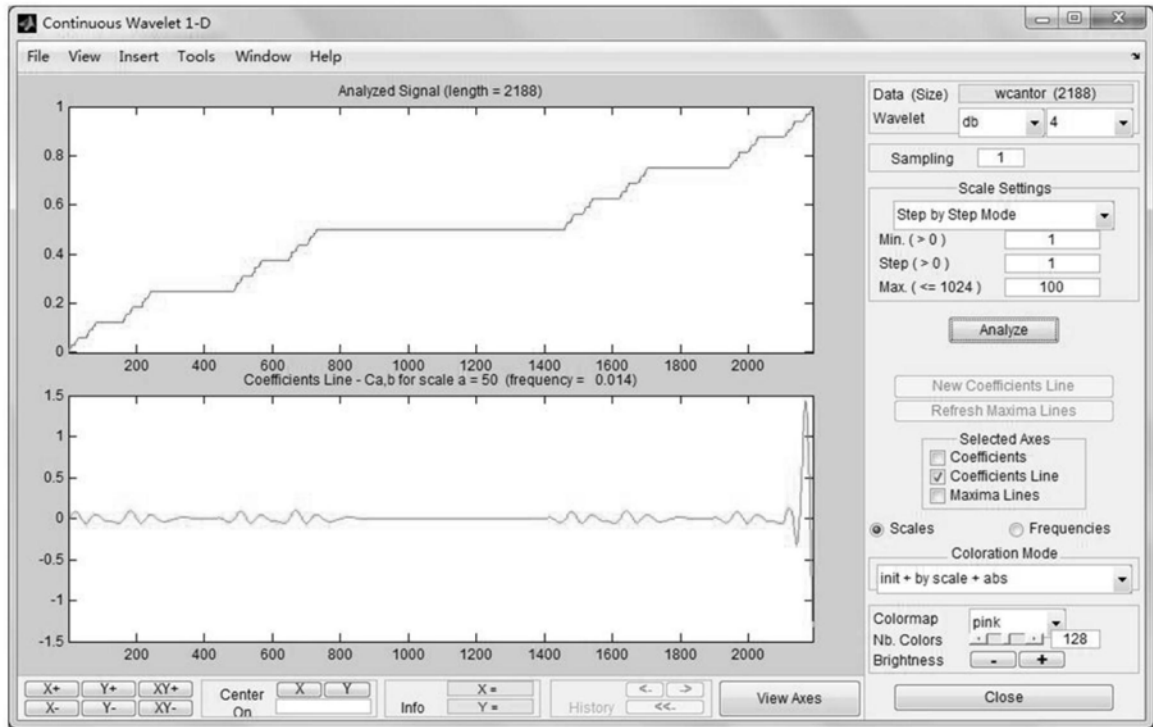


图8

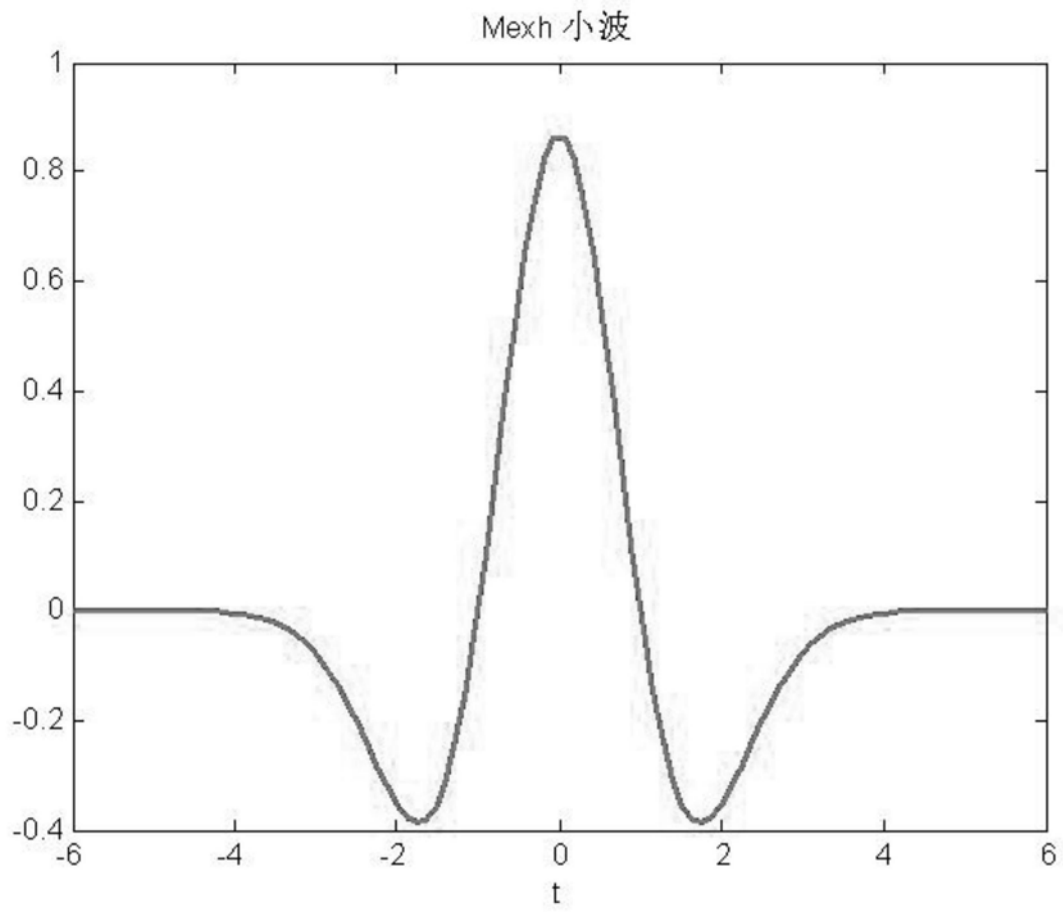


图9

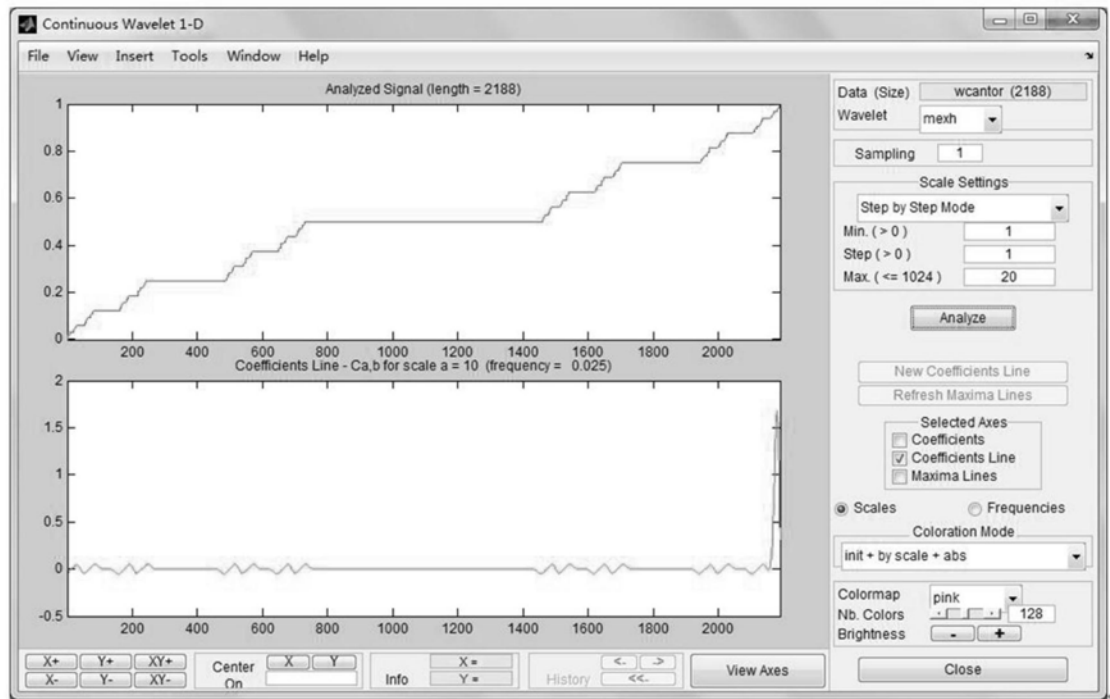


图10

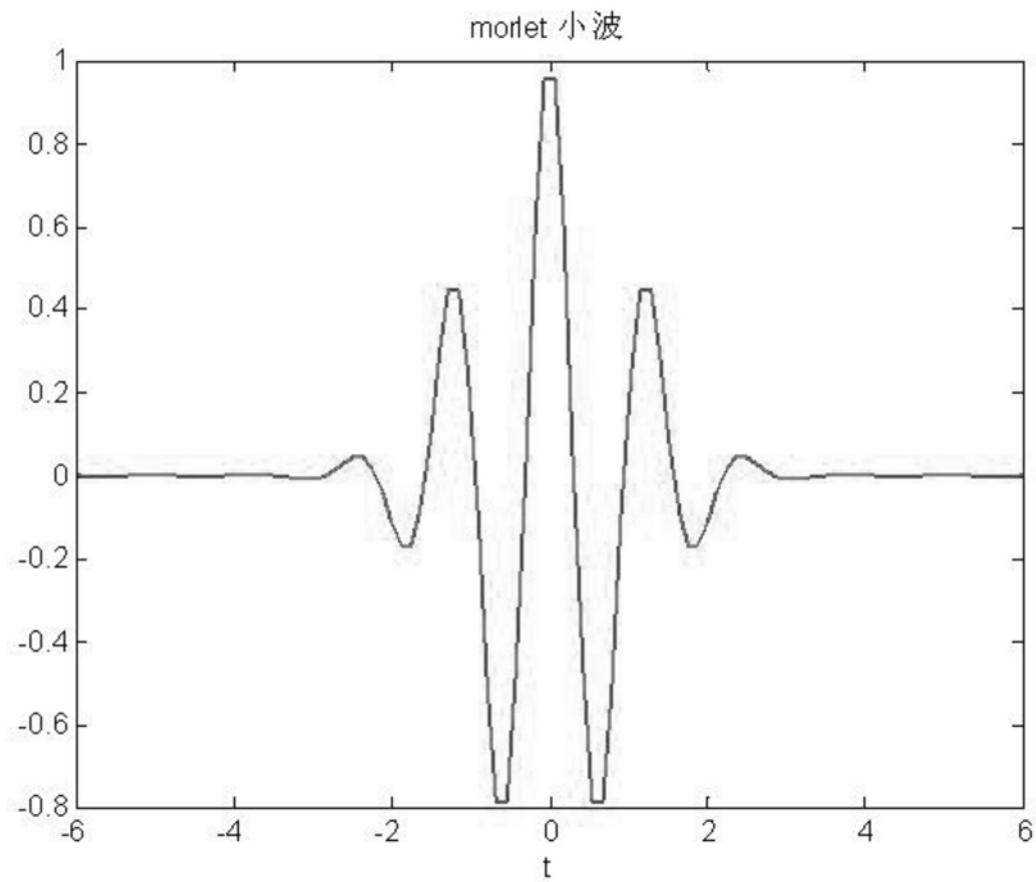


图11

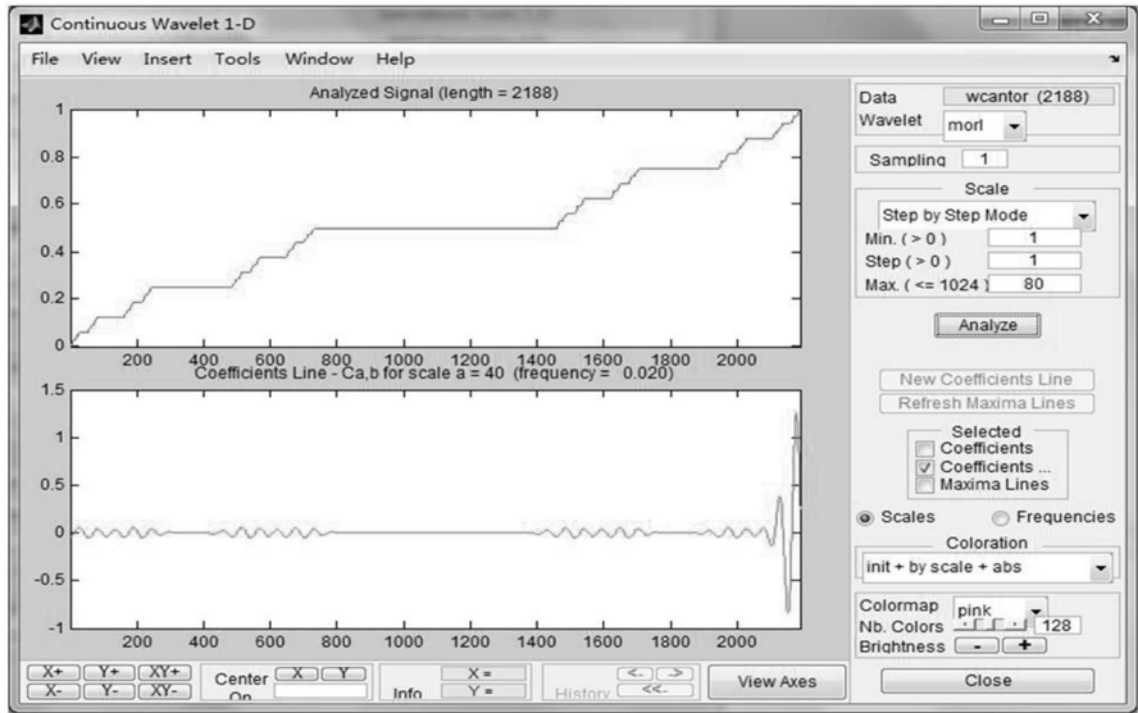


图12

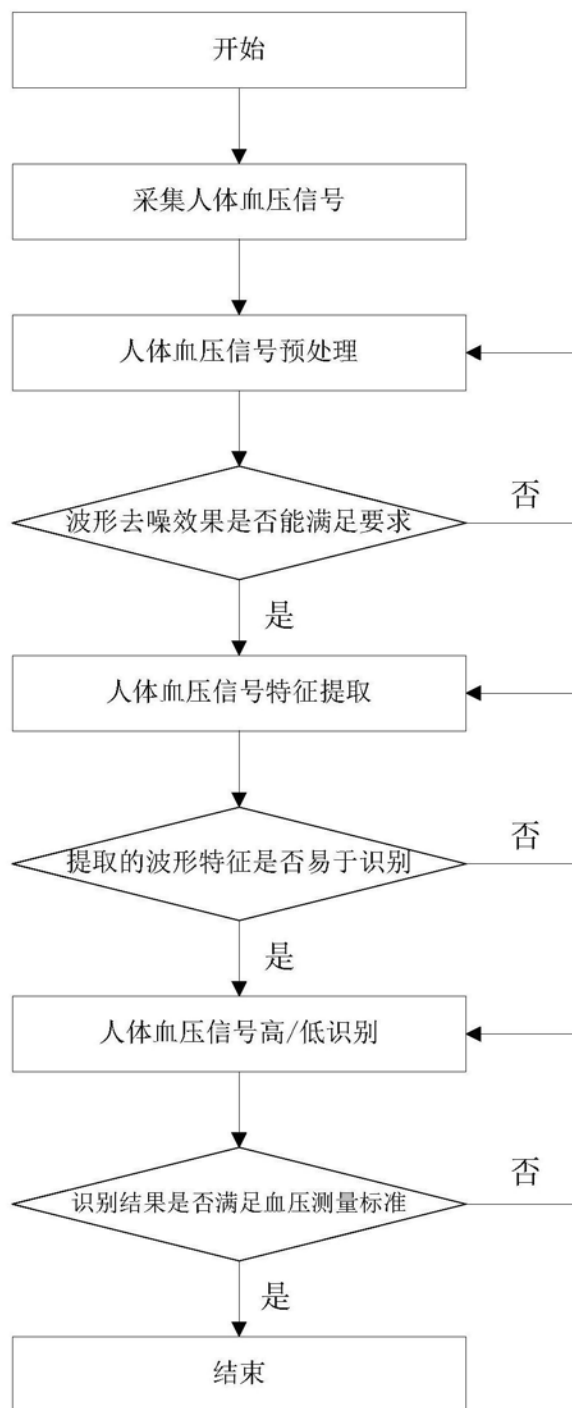


图13

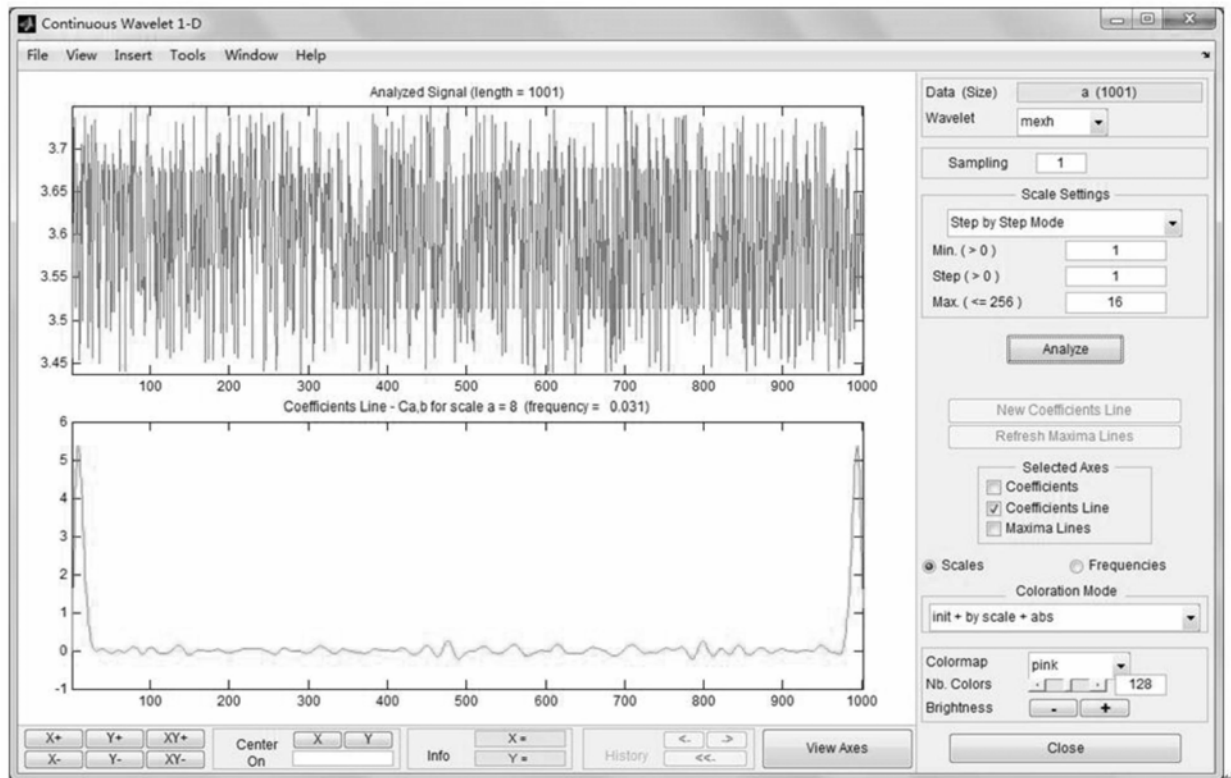


图14

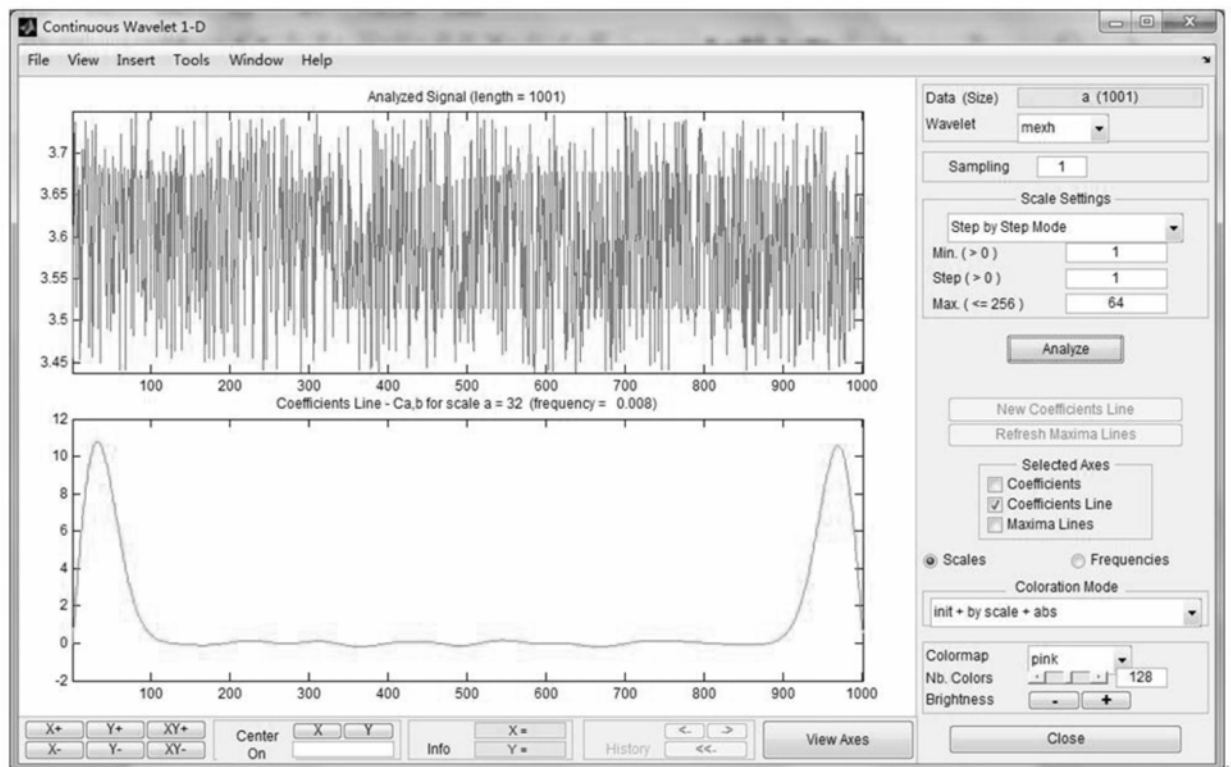


图15

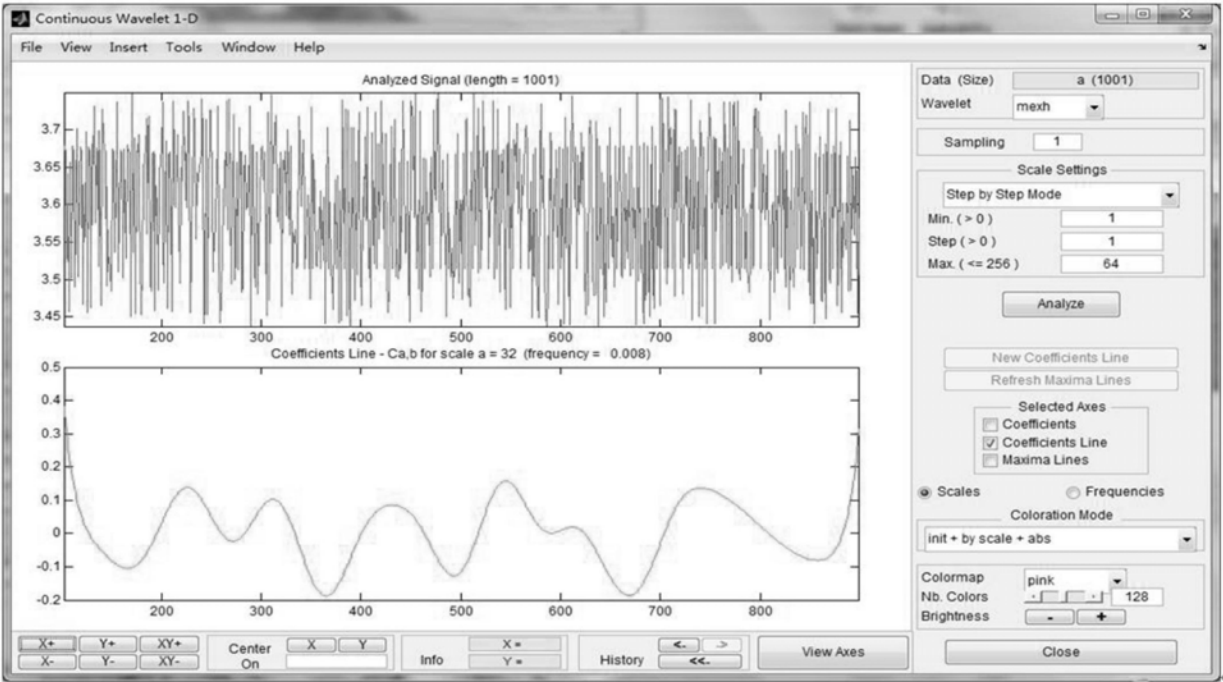


图16

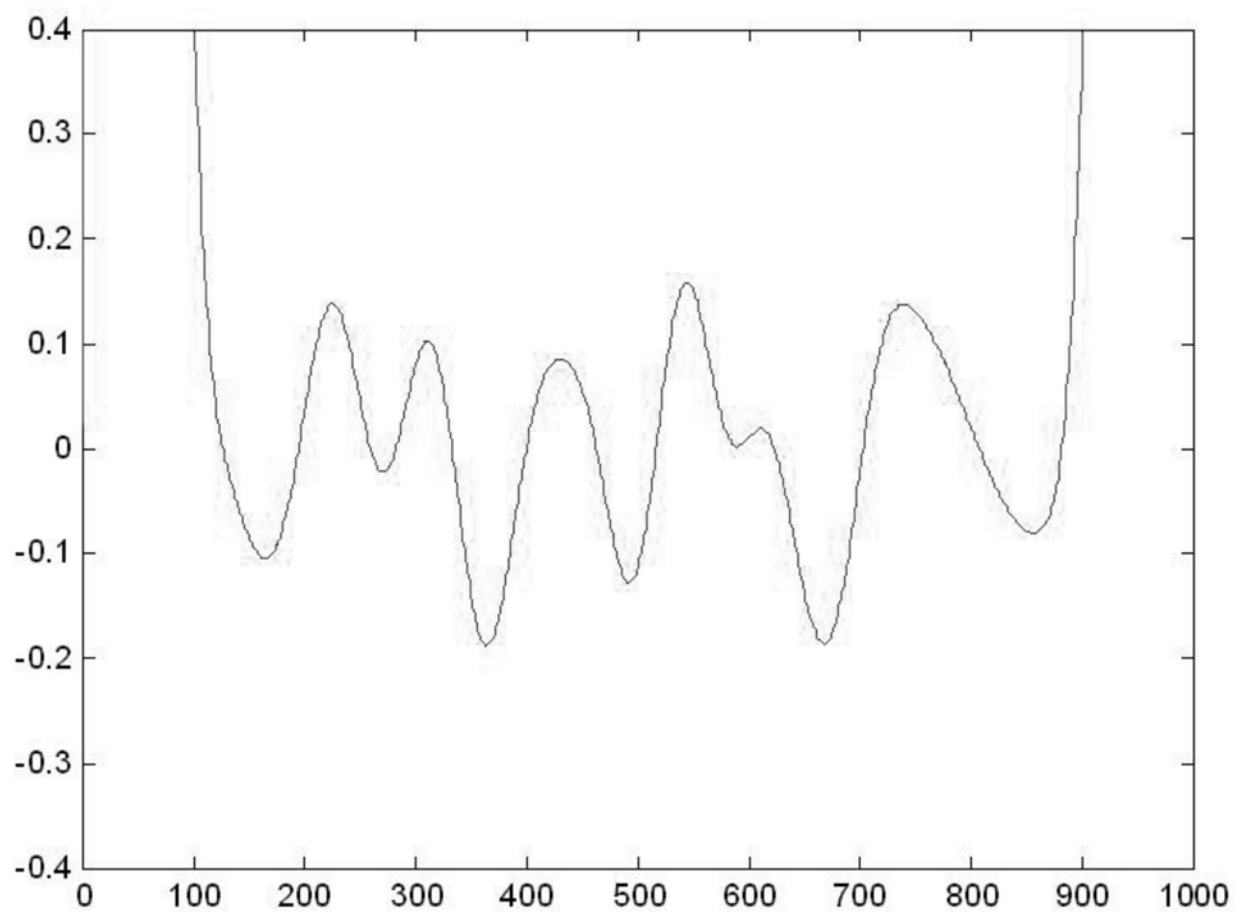


图17

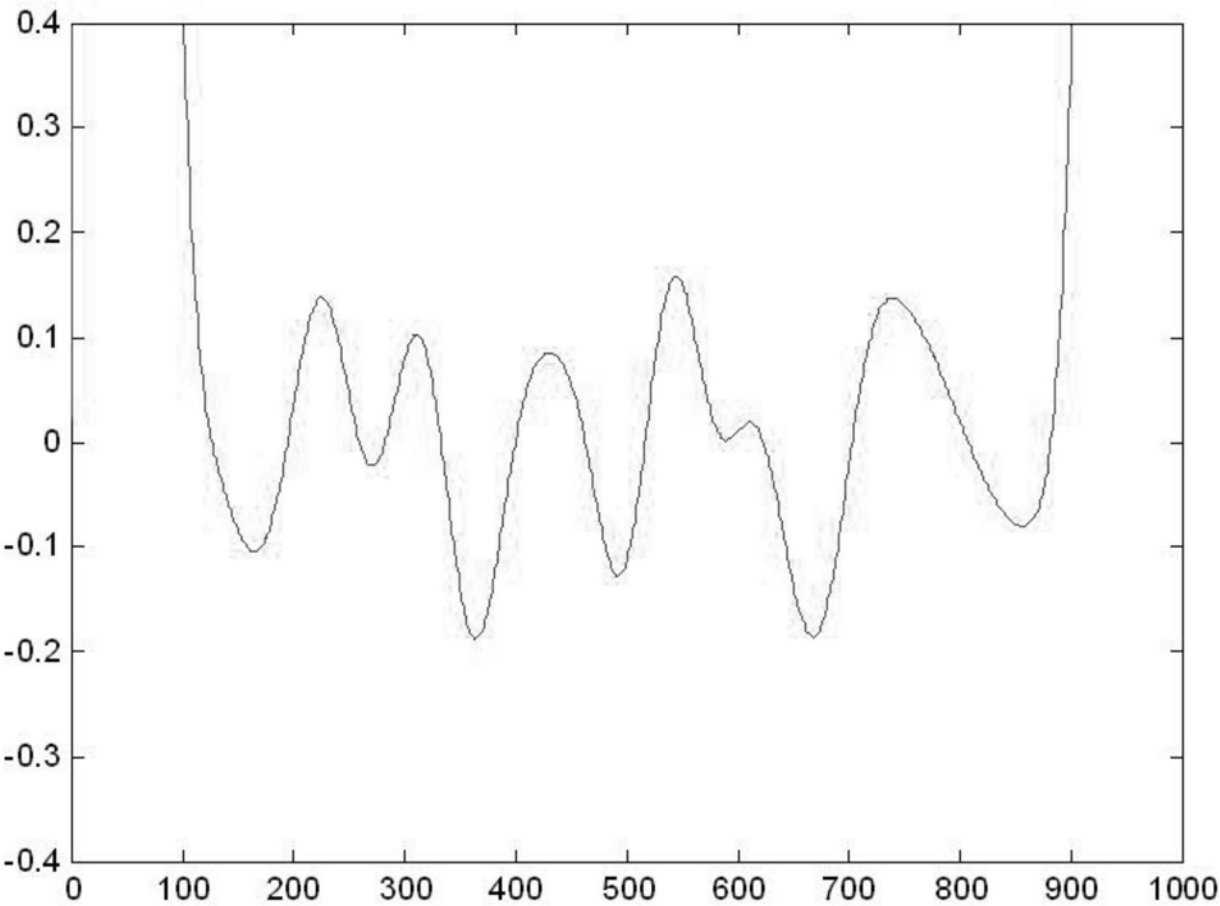


图18

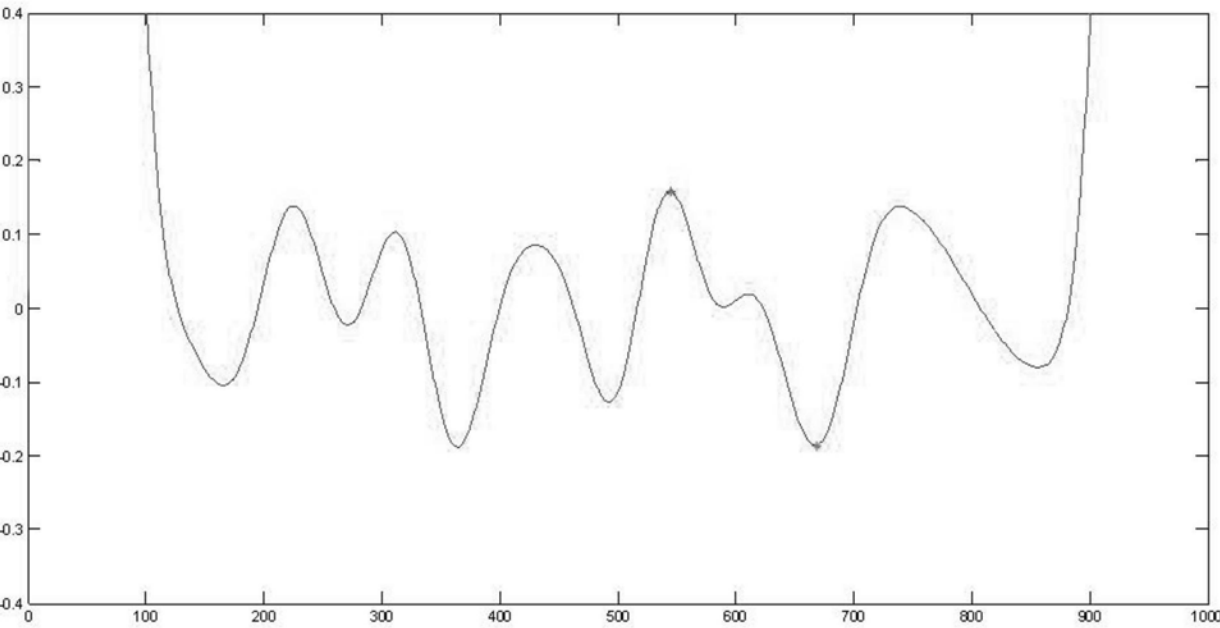


图19

专利名称(译)	一种基于小波变换的人体血压信号处理方法及装置		
公开(公告)号	CN110141200A	公开(公告)日	2019-08-20
申请号	CN201910171779.6	申请日	2019-03-07
[标]申请(专利权)人(译)	北京联合大学		
申请(专利权)人(译)	北京联合大学		
当前申请(专利权)人(译)	北京联合大学		
[标]发明人	李媛		
发明人	李媛		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/021 A61B5/72 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/726		
代理人(译)	谢亮		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种基于小波变换的人体血压信号处理方法及装置，其中方法包括采用硬件单元采集相关信号，还包括以下步骤：使用平滑滤波对波形进行滤波去噪，去除杂波对波形信号的影响；通过改变小波变换的尺度，得到最佳的特征显现结果；采用识别算法识别并显示出波形的突变点值。本发明提出一种基于小波变换的人体血压信号处理方法及装置，采用了平滑滤波、小波变换和模式识别的方法完成了对人体血压信号测量，可以用于机械设备的故障精准检测、飞机等各种特定信号的精准检测和识别。

