

## 基于高斯混合模型的脉搏波特征提取方法

苏志刚<sup>1,2</sup>, 朱海玲<sup>1</sup>, 郝敬堂<sup>2</sup>

1. 中国民航大学智能信号与图像处理天津市重点实验室, 天津 300300; 2. 中国民航大学中欧航空工程师学院, 天津 300300

**【摘要】**脉搏波特征反映着人体生理病理状态,本文基于高斯混合模型提出一种脉搏波特征提取方法。该方法利用脉搏波的一、二阶差分信号的零点确定脉搏波特征点的数目及类型,并采用泰勒级数展开简化特征点位置估计的复杂度。仿真及实际数据的处理结果表明,本文所提出的方法相对经典算法能更精确地实现脉搏波特征点的定位及信息获取,是一种有效的脉搏波特征提取方法。

**【关键词】**脉搏波; 血压测量; 高斯混合模型; 特征提取; 泰勒级数

**【中图分类号】**R318.6

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2018)01-0076-07

### Gaussian mixture model-based method for extracting the features of pulse wave

SU Zhigang<sup>1,2</sup>, ZHU Hailing<sup>1</sup>, HAO Jingtang<sup>2</sup>

1. Tianjin Key Lab for Advanced Signal and Image Processing, Civil Aviation University of China, Tianjin 300300, China; 2. Sino-European Institute of Aviation Engineering, Civil Aviation University of China, Tianjin 300300, China

**Abstract:** The features of pulse wave reflect the physiological and pathological states of human body. A method based on Gaussian mixture model was proposed for the feature extraction of pulse wave. In this method, the number and type of pulse wave feature points were determined by the zero point of the first difference signal and the second difference signal of pulse wave, and the complexity of the location estimation of the feature point was simplified by Taylor series expansion. The simulated and actual data processing results showed that the proposed method acquired the location and information of pulse wave feature points more accurately as comparison with classic algorithms. The proposed method is an effective method for the feature extraction of pulse wave.

**Keywords:** pulse wave; blood pressure measurement; Gaussian mixture model; feature extraction; Taylor series

### 前言

心脏周期性的收缩和舒张,使心室里的血液射入主动脉,并以波的形式由主动脉根部开始沿动脉血管传播,这种波就称为脉搏波<sup>[1]</sup>。脉搏波信号的周期、峰值、形状等特征参数<sup>[2]</sup>与人体的生理病理信息密切相关,如心率、心血管状态<sup>[3]</sup>、血管健康状态<sup>[4]</sup>等。血压是人的重要生理参数,可以反映人的心血管功能状况,是临床上预防、诊断有关疾病的重要依据<sup>[5]</sup>。因此,准确识别脉搏波信号的特征点,提取脉搏波的波形特征参数,实现血压的测量<sup>[6]</sup>,不仅可以为预防心血管疾病提供参考,而且可以为医生

诊断治疗病人提供指导信息。

目前用来识别脉搏波特征点的方法主要有微分法<sup>[7]</sup>、曲率法<sup>[8]</sup>、小波变换过零点法<sup>[9-10]</sup>等方法。微分法是通过识别脉搏波信号的极值点来识别特征点<sup>[7]</sup>,由于脉搏波信号不稳定性以及噪声的影响,会导致脉搏波的微分信号在同一点附近可能出现多个局部极值,使微分法不能有效检测出特征点;曲率法是通过分析脉搏波信号的曲率变化识别特征点<sup>[8]</sup>,对于潮波、降中峡、重搏波不明显的波形,难以有效检测出特征点;小波变换过零点法受小波基选择的影响而导致重搏波不明显的波形检测不到,且小波变换计算复杂度比较高<sup>[9-10]</sup>。识别脉搏波特征点的方法主要面临定位不准确、无法实时计算等问题。

本文根据脉搏波信号的特点,提出一种基于高斯混合模型的脉搏波特征点识别方法,该方法将脉搏波波形建模为高斯混合信号,利用混合信号的一、二阶导数零点确定脉搏波特征点位置,并通过泰勒

**【收稿日期】**2017-11-25

**【基金项目】**广东省科技计划项目(2013B090600046);中央高校基本科研业务费专项基金(3122017111)

**【作者简介】**苏志刚,教授,工学博士,研究方向:信号处理、信息融合及空管新技术,E-mail: srsu@vip.sina.com

级数近似,获得所有可能的特征点的表达式。

## 1 脉搏波波形特征

典型的脉搏波波形如图1所示<sup>[10]</sup>。脉搏波的波形由上升支(A→B)和下降支(B→G)组成。根据心脏射血和血液在血管中的传播过程可认为脉搏波的特征点有6个,分别为脉搏波的起点A,主波波峰B,潮波的最低点C,潮波波峰D,降中峡E,重搏波波峰F,脉搏波的终点G,也是下个周期的起点。图中 $h_B$ 、 $h_D$ 、 $h_E$ 、 $h_F$ 分别为主波波峰B、潮波波峰D、降中峡E、重搏波波峰F的幅值, $t_{AG}$ 为脉搏波的周期, $t_{AB}$ 为上升期时间, $t_{AE}$ 为收缩期时间, $t_{EG}$ 为舒张期时间。

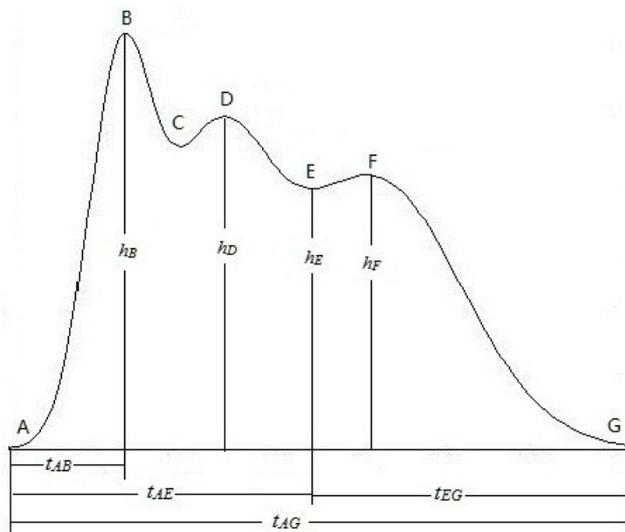


图1 典型的脉搏波信号单周期波形

Fig.1 Typical single-cycle waveform of pulse wave signals

脉搏波的波形特征参数反映了大量的生理信息<sup>[11]</sup>,例如, $h_D/h_B$ 的值反映血管壁的顺应性和外周阻力, $h_E/h_B$ 的值反映外周阻力的高低, $h_F/h_B$ 的值反映主动脉顺应性和主动脉瓣功能, $t_{AB}/t_{AG}$ 与心脏射血功能有关, $t_{EG}$ 与心率有关。影响血压的因素主要有心输出量、外周阻力、大动脉管壁弹性、循环血量和血液的粘滞性。准确获得一个周期内脉搏波的主波、潮波、降中峡及重搏波的幅度与时间位置信息等特征,对于分析脉搏波波形特征参数与血压的关系并实现血压测量具有重要意义。

单一周期的脉搏波可以用混合高斯信号表示<sup>[12]</sup>:

$$s(t) = \sum_{k=1}^3 g(t; a_k, t_k, \sigma_k) \quad (1)$$

式中:

$$g(t; a_k, t_k, \sigma_k) = a_k \exp\left\{-\frac{(t-t_k)^2}{2\sigma_k^2}\right\} \quad (2)$$

为高斯信号,也可简写为 $g_k(t)$ ,且 $a_k$ 、 $t_k$ 、 $\sigma_k$ 分别为第 $k$ 个高斯函数的幅度、峰值位置、尺度因子。单周期脉搏波波形的变化完全可由3个高斯函数的参数变化而构成,每个特征点的位置与幅度也可由 $a_k$ 、 $t_k$ 、 $\sigma_k$ 表示。

## 2 脉搏波特征点的类型

不同个体在不同的生理状态下心血管的状态是不同的<sup>[13]</sup>,例如在运动状态下心跳加快,血液传播速度变快,脉搏波周期变短,重搏波和降中峡也随之变化<sup>[14]</sup>;动脉硬化程度不同的患者,由于血管阻力增加,弹性减小,潮波发生变化<sup>[15]</sup>。因此,不同的个体在不同的生理状态下脉搏波波形复杂多样,给脉搏波特征点的识别带来困难,把脉搏波分成有限的类型,可以更好地识别特征点。尽管脉搏波复杂多样,但是特征点的类型通常是图2所示的几种类型<sup>[16-17]</sup>。

研究表明,特征点是脉搏波波形的极值点或拐点,一个周期的脉搏波的极值点个数可能是5、3、1个,根据极值点的个数,可判断脉搏波特征点的特征。极值点为5个时,如图2a所示,特征点B、C、D、E、F均为极值点。极值点为3个时,分成两种情况:第一种情况,潮波正常,特征点E和F为一对极值点,特征点B为极值点,特征点D为拐点,如图2b所示;第二种情况,潮波过高,特征点E和F为一对极值点,特征点D为极值点,特征点B为拐点,如图2c所示。极值点为1个时,特征点E和F重合,为拐点,特征点B为极值点,特征点D为拐点,如图2d所示。

## 3 特征点位置信息提取

如前所述,脉搏波的特征点为波形的极值点或拐点,脉搏波信号 $s(t)$ 的一阶和二阶导数的零点时刻分别对应其极值点和拐点位置。对式(1)的脉搏波高斯混合模型 $s(t)$ 关于 $t$ 求导得:

$$\dot{s}(t) = \sum_{k=1}^3 g_k(t) \frac{t_k - t}{\sigma_k^2} \quad (3)$$

欲求 $s(t)$ 的极值点,则需获得式(3)中的零点位置。显然,直接求解方程 $\dot{s}(t)=0$ 比较困难。考虑对 $\dot{s}(t)$ 在点 $t_0$ 处进行泰勒级数展开,得:

$$\dot{s}(t) = \dot{s}(t_0) + \dot{s}''(t_0)(t-t_0) + o(t-t_0) \quad (4)$$

其中, $o(t-t_0)$ 为 $\dot{s}(t)$ 关于 $(t-t_0)$ 的高阶无穷小量, $\dot{s}''(t)$ 为脉搏波信号 $s(t)$ 的二阶导数,即:

$$\dot{s}''(t) = \sum_{k=1}^3 g_k(t) \left\{ \frac{(t_k - t)^2}{\sigma_k^4} - \frac{1}{\sigma_k^2} \right\} \quad (5)$$

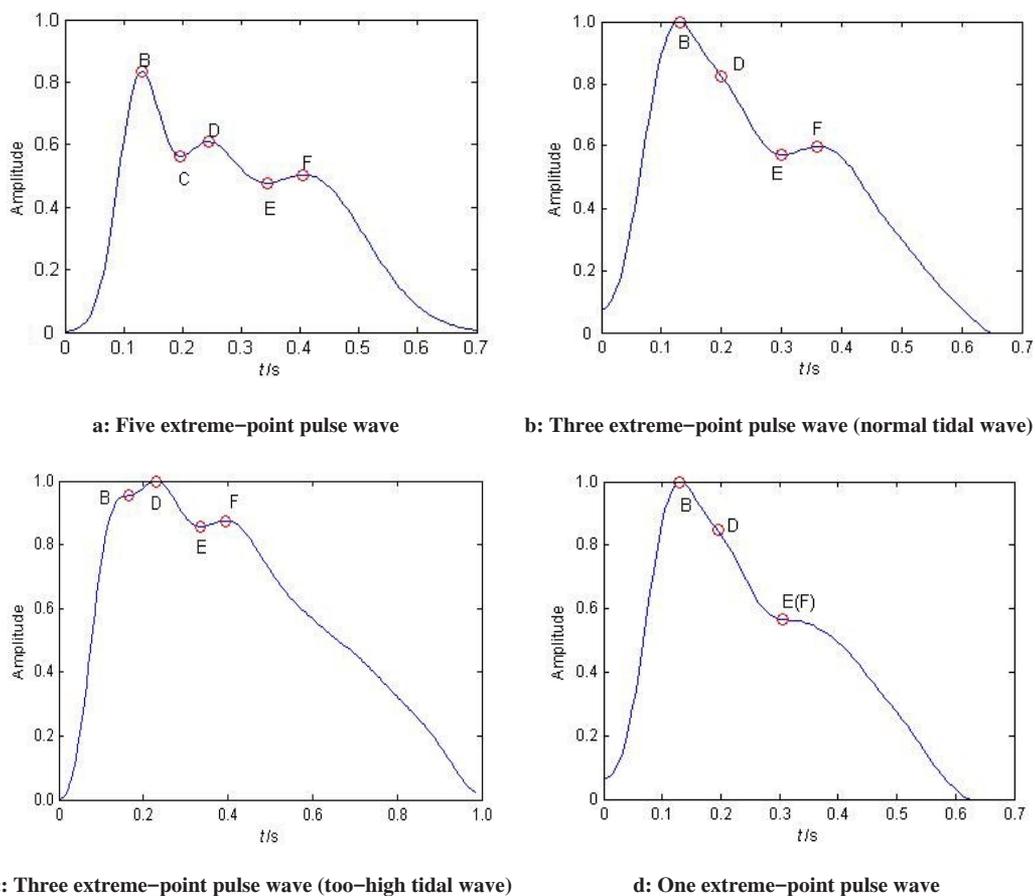


图2 特征点的几种类型

Fig.2 Several types of feature points

忽略式(4)中的无穷小量  $o(t-t_0)$ , 使  $s'(t)=0$  的极值点时刻  $t_e$  为:

$$t_e = t_0 - \frac{s'(t_0)}{s''(t_0)} \quad (6)$$

脉搏波信号  $s(t)$  的二阶导数  $s''(t)$  的零值点可确定拐点的位置。同理, 对  $s''(t)$  在点  $t_0$  处进行泰勒级数展开得:

$$s''(t) = s''(t_0) + s'''(t_0)(t-t_0) + o(t-t_0) \quad (7)$$

其中,  $o(t-t_0)$  为  $s''(t)$  关于  $(t-t_0)$  的高阶无穷小量,  $s'''(t)$  为脉搏波  $s(t)$  的三阶导数, 即:

$$s'''(t) = \sum_{k=1}^3 g_k(t) \left\{ \frac{(t_k-t)^3}{\sigma_k^6} + 3 \frac{t-t_k}{\sigma_k^4} \right\} \quad (8)$$

忽略式(7)中的无穷小量  $o(t-t_0)$ , 使  $s''(t)=0$  的拐点时刻  $t_i$  为:

$$t_i = t_0 - \frac{s''(t_0)}{s'''(t_0)} \quad (9)$$

由式(6)和式(9)可见, 求解脉搏波  $s(t)$  的极值点与拐点时, 首先需要在极值点和拐点附近获得较准确的初值  $t_0$ 。

#### 4 特征点位置初值确定

脉搏波的极值点与一阶差分信号过零点相对应, 且极值点的个数与一阶差分过零点的个数相等。因此, 通过判断一阶差分过零点的个数可以确定特征点中属于极值点的个数, 同时根据特征点类型可确定拐点的数目。

当脉搏波的特征点为极值点时, 可将其一阶差分信号过零点作为初值; 当脉搏波的特征点为拐点时, 可将其二阶差分信号的过零点作为初值。

由于脉搏波的采样频率为 200 Hz, 任意两个采样点之间的间隔为 0.005 s, 过零点与特征点的真实值的间隔足够小, 所以可以将过零点作为式(4)与式(7)进行泰勒级数展开的初值  $t_0$ , 并利用式(6)与式(9)确定特征点位置  $t_e$  或  $t_i$ 。

#### 5 特征点信息提取步骤

##### 5.1 脉搏波单周期切分

式(1)中的混合高斯信号是对单周期的脉搏波建模的, 因此需要对采集的连续多周期脉搏波信号进行单周期切分。

采集的脉搏波信号容易受到呼吸波动等引起的基线漂移和工频噪声等干扰,因此对采集到的脉搏波进行预处理,去除各种干扰,得到的部分波形如图3所示。

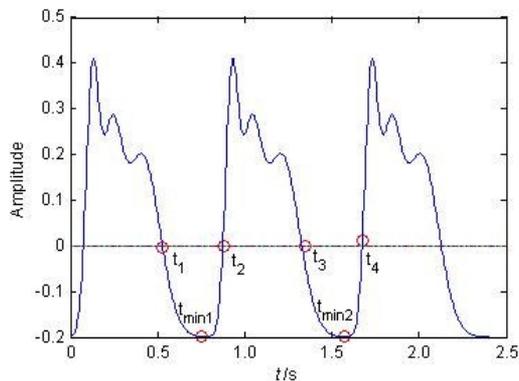


图3 预处理后的脉搏波波形

Fig.3 Pulse waveform after pretreatment

利用脉搏波过零点  $t_1$ 、 $t_2$ 、 $t_3$ 、 $t_4$ , 确定  $t_1$  和  $t_2$  以及  $t_3$  和  $t_4$  之间的最小值  $t_{min1}$  和  $t_{min2}$ , 则  $t_{min1}$  和  $t_{min2}$  之间的数据为一个周期的脉搏波,  $t_{min1}$  为脉搏波的起点 A,  $t_{min2}$  为脉搏波的终点 G,  $t_{min1}$  和  $t_{min2}$  的差值为脉搏波的周期  $t_{AG}$ 。

### 5.2 极值点个数的确定

如前所述,由于被检测体的个体差异以及健康状况的不同,脉搏波呈现出不同的波形特征,如图2所示。不同波形特征可由其极值点的个数大致描述,因此,对单周期的脉搏波进行一阶差分,提取差分信号的过零点位置。

由于脉搏波受到噪声的影响,在差分信号的过零点易出现多值。根据脉搏波波形特点,极值点间隔不会过小,因此,将相邻过零点间隔与间隔门限比

较,保留过零点的幅值较小的点。经统计,可将过零点间隔门限设置为0.025 s。

根据处理后的差分信号过零点数目(5、3或1个)可分析特征点类型。

### 5.3 特征点类型识别

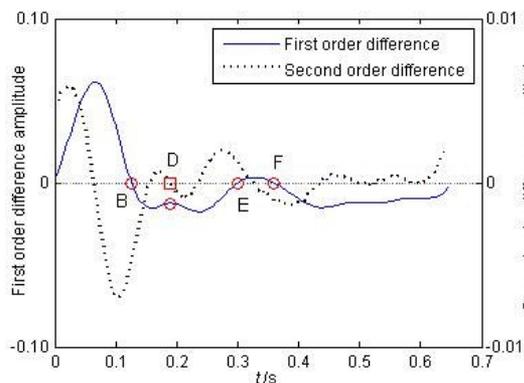
**5.3.1 5个过零点** 单周期脉搏波信号的一阶差分检测出5个过零点,则说明其具有5个极值点,其波形与图2a中的描述相似。5个零值点分别对应于主波波峰B、潮波最低点C、潮波波峰D、降中峡E和重搏波波峰F的初值点。

**5.3.2 3个过零点** 单周期脉搏波信号的一阶差分检测出3个过零点,则说明该周期具有3个极值点,相应波形与图2b或c中的描述相似。此时分成两种情况:

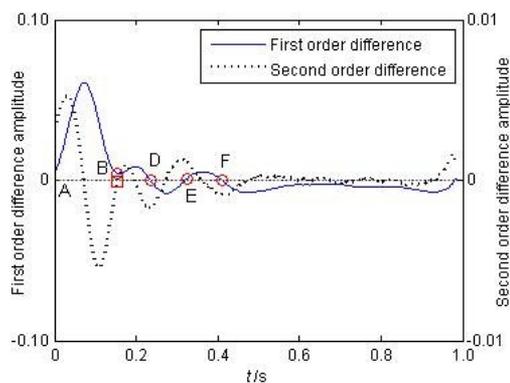
由图2b与c可见,3个极值点中的后两个极值点分别为降中峡E与重搏波波峰F所对应的位置,而对于第一个极值点,则可能是主波波峰B或潮波波峰D,即点B与点D有一个为极值点,则另一个为拐点。

截取第一个极值点与第二个极值点间的脉搏波数据,判断其二阶差分的过零点数目。若过零点有3个,则第一个极值点为主波波峰B,潮波波峰D为二阶差分的第二个零点位置,如图4a所示;若过零点有1个,则第一个极值点为潮波波峰D,主波波峰B需要利用脉搏波A~D间数据的二阶差分过零点判断,则主波波峰B是二阶差分由D点位置向前推的第二个零点位置,如图4b所示。

**5.3.3 1个过零点** 单周期脉搏波信号的一阶差分检测出1个过零点,则说明其具有1个极值点,其波形与图2d中的描述相似。1个零点值对应于主波波峰B的初值点,主波波峰B之后的第二个和第四个二阶差分零值点分别对应潮波波峰D和降中峡E(重搏波波峰F)的初值点,如图5所示。



a: Differential waveforms of Fig.2b



b: Differential waveforms of Fig.2c

图4 3个一阶差分过零点

Fig.4 Three across-zero points of first order difference

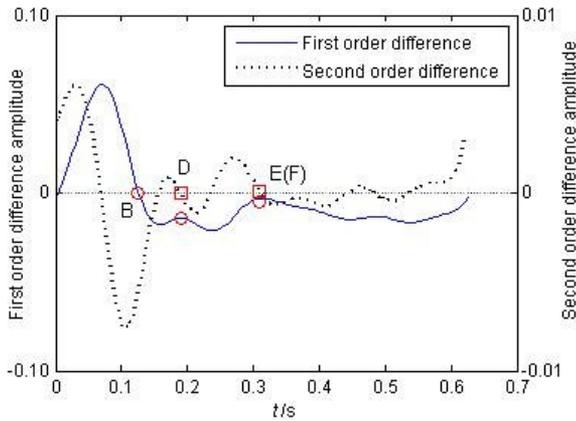
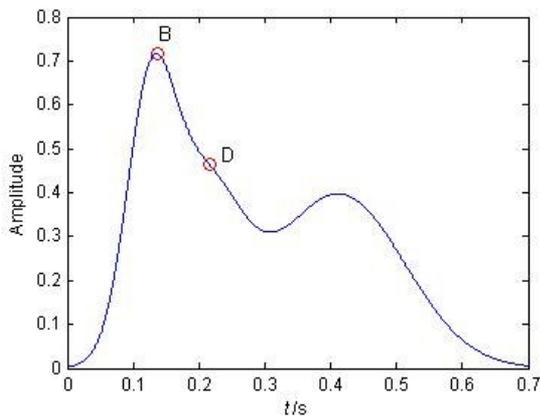


图5 1个一阶差分过零点  
Fig.5 One across-zero point of first order difference

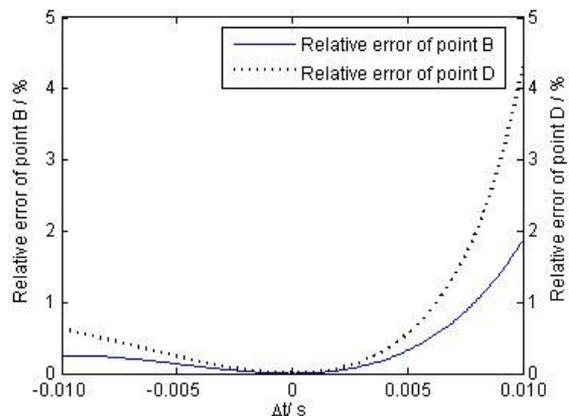
### 5.4 获得特征点参数

利用获得的特征点位置初值  $t_0$  ,根据特征点是极值点还是拐点,分别由式(6)或式(9)获得相应特征点的真实位置  $t_B$ 、 $t_D$ 、 $t_E$  和  $t_F$ 。将上述位置参数分别代入式(1)中,可获得相应的幅度值  $h_B$ 、 $h_D$ 、 $h_E$  和  $h_F$ 。结合脉搏波单周期划分时获得的  $t_A$  与  $t_C$  参数,可获得  $t_{AD}$ 、 $t_{AE}$ 、 $t_{EC}$  等时间参数。利用这些脉搏波特征点的参数可实现对血压的测量。

## 6 实验结果



a: Emulated pulse wave



b: Relative errors of point B and point D

图6 相对误差分析结果  
Fig.6 Results of relative error analysis

下面利用实际采集的脉搏波检验本文识别特征点方法的有效性。邀请了年龄在25~40岁之间的男性和女性各5名受试者,采集受试者处于静息状态和运动后状态的脉搏波信号,选取每名受试者每个状态各10个周期的脉搏波信号(共200个周期)进行分析。利用本文所提出的脉搏波波形特征点识别算法

本部分将分别利用仿真数据及实际采集的脉搏波数据验证本文方法的有效性。

利用仿真的脉搏波数据研究不同的初值  $t_0$  与真实值的间隔  $\Delta t$  对式(6)、式(9)的影响。设置3个高斯函数的参数分别为  $a_1=0.5089$  ,  $m_1=0.1244$  ,  $\sigma_1=0.0356$  ,  $a_2=0.4039$  ,  $m_2=0.2012$  ,  $\sigma_2=0.0607$  ,  $a_3=0.3966$  ,  $m_3=0.4133$  ,  $\sigma_3=0.0986$  ,得到的仿真波形如图6a所示,以点B(极值点)、点D(拐点)为例,利用Matlab函数求出点B、点D的值作为真实值,依次改变  $t_0$  的取值,代入式(6)和式(9)分别计算点B和点D的值,随着初值  $t_0$  与真实值的间隔  $\Delta t$  的变化,点B和点D的相对误差的变化结果如图6b所示。相对误差的计算公式<sup>[18]</sup>为:

$$\delta = \frac{|t_e - t_r|}{t_r} * 100\% \tag{10}$$

其中,  $t_e$  为特征点位置的估计值,  $t_r$  为特征点位置的真实值。

由于脉搏波的特征点为过零点附近的局部最大值,初值  $t_0$  与特征点的真实值之间的间隔小于0.01 s,由图6b可见,当  $\Delta t$  的变化在0.01 s以内时,相对误差在5%以内。所以,将零点值作为初值求解脉搏波特征点具有较高的准确度。

和微分法分别对处于不同状态的200个周期的脉搏波波形进行特征点识别,结果如表1所示。准确率定义为各个特征点位置估计值的相对误差在10%以内的数目占总数目的百分比。由表1可见,本文所提出的算法明显优于微分法,特别是对脉搏波中较靠后的特征点识别效果差异更加明显。

表1 各特征点识别准确率(%)

Tab.1 Identification accuracy of each feature point (%)

Methods	A	B	D	E	F
Proposed	98.5	96.8	93.1	96.5	95.4
Differential	98.0	95.9	82.6	80.5	79.1

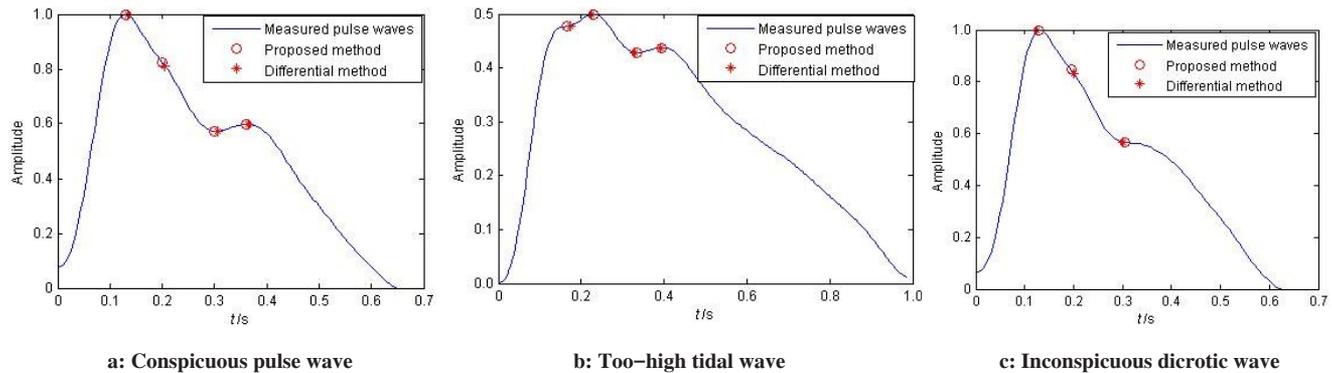


图7 不同类型的脉搏波识别效果

Fig.7 Recognition effect of different types of pulse waves

## 7 结论

本文基于高斯混合模型提出一种脉搏波特征点信息提取方法,该方法根据脉搏波的一、二阶差分信号的零点确定极值点与拐点的个数及初始位置的估计,进而完成对脉搏波特征的提取。仿真及实际数据的处理结果表明,本文所提出的脉搏波特征点的检测与估计方法具有较高的特征点识别准确率,可以有效地提取脉搏波的特征信息,是一种行之有效的特征提取方法。

## 【参考文献】

- [1] 瞿年清, 谢梦洲. 脉搏波形释义[J]. 中国中医药信息杂志, 2007, 14(6): 3-4.  
QU N Q, XIE M Z. The pulse waveform interpretation[J]. Chinese Journal of Information on Traditional Chinese Medicine, 2007, 14(6): 3-4.
- [2] 孙薇, 唐宁, 江贵平. 脉搏波信号特征点识别与预处理方法研究[J]. 生物医学工程学杂志, 2015, 32(1): 197-201.  
SUN W, TANG N, JIANG G P. Study of characteristic point identification and preprocessing method for pulse wave signals[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2015, 32(1): 197-201.
- [3] SATIO M, MATSUKAWA M, ASADA T, et al. Noninvasive assessment of arterial stiffness by pulse wave analysis[J]. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, 2012, 59(11): 2411-2419.
- [4] 李霞, 陆琤, 刘星星. 脉搏波分析研究进展[J]. 北京生物医学工程, 2015, 34(5): 544-547.  
LI X, LU Z, LIU X X. Research progress in pulse wave analysis[J]. Beijing Biomedical Engineering, 2015, 34(5): 544-547.
- [5] 刘旭. 脉搏波特征点识别及无创血压监测方法研究[D]. 重庆: 重庆大学, 2016.  
LIU X. Pulse porter identification and non-invasive blood pressure monitoring method[D]. Chongqing: Chongqing University, 2016.
- [6] 钟业铭. 基于脉搏波特征参数的无袖带血压测量研究[D]. 广州: 广州大学, 2016.  
ZHONG Y M. Study on blood pressure measurement based on pulse porter parameters[D]. Guangzhou: Guangzhou University, 2016.
- [7] 唐铭一, 李凯, 马小铁. 脉搏波信号时域特征提取与算法的研究[J]. 计算机与现代化, 2010(4): 15-17.  
TANG M Y, LI K, MA X T. Study on the extraction and algorithm of pulse signal time domain features [J]. Computer and Modernization, 2010(4): 15-17.
- [8] 李震, 赵星, 陈小鸥. 脉搏波特征点的自动识别[J]. 信息与控制, 1989(1): 59-64.  
LI Z, ZHAO X, CHEN X O. Automatic identification pulse wave feature points[J]. Information and Control, 1989(1): 59-64.
- [9] 赵志强, 郑国维, 沈巍, 等. 脉搏波信号降噪和特征点识别研究[J]. 电子设计工程, 2013, 21(5): 57-60.  
ZHAO Z Q, ZHENG G W, SHEN W, et al. Pulse wave signal noise reduction and feature point identification study[J]. Electronic Design Engineering, 2013, 21(5): 57-60.
- [10] 季忠, 刘旭. 基于波形特征和小波的脉搏波特征点识别研究[J]. 仪器仪表学报, 2016, 37(2): 379-386.  
JI Z, LIU X. Based on the waveform feature and small wave pulse porter's point identification study[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2016, 37(2): 379-386.
- [11] 庄建军, 徐一凡, 葛中芹, 等. 基于安卓平台的脉搏波消噪与特征点识别[J]. 实验室研究与探索, 2016, 35(12): 5-9.  
ZHUANG J J, XU Y F, GE Z Q, et al. Pulse wave cancellation and feature point identification based on android platform[J]. Research and Exploration in Laboratory, 2016, 35(12): 5-9.
- [12] 钱伟立, 徐兰义, 陈富裕, 等. 高斯函数分解法提取脉搏波特征[J]. 中国生物医学工程学报, 1994, 13(1): 1-7.  
QIAN W L, XU L Y, CHEN F Y, et al. The Gaussian decomposition

- method extracts the pulse porter sign [J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 1994, 13(1): 1-7.
- [13] 罗志昌. 脉搏波的工程分析与临床应用[M]. 北京: 科学出版社, 2005: 11-13.
- LUO Z C. The engineering analysis and clinical application of pulse wave [M]. Beijing: Science Press, 2015: 11-13.
- [14] RANGAPRAKASH D, NARAYANA D. Analysis of wrist pulse signals using spatial features in time domain[C]//2014 International Conference on Communication and Signal Processing, Melmaruvathur, 2014: 345-348.
- [15] MILLASSEAU S C, KELLY R P, RITTER J M, et al. Determination of age-related increases in large artery stiffness by digital pulse contour analysis[J]. Clin Sci, 2002, 103(4): 371-377.
- [16] MILLASSEAU S C, RITTER J M, TAKAZAWA K, et al. Contour analysis of the photoplethysmographic pulse measured at the finger [J]. J Hypertens, 2006, 24(8): 1449-1456.
- [17] LISHENG X, KUANQUAN W. Robust peak detection of pulse waveform using height ratio [C]//Vancouver: 2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2008: 3856-3859.
- [18] 汪剑鸣, 惠芳, 韦然. 基于特征参数的脉搏波高斯拟合[J]. 天津工业大学学报, 2016, 35(5): 59-65.
- WANG J M, HUI F, WEI R. Pulse wave gauss fitting based on characteristic parameters [J]. Journal of Tianjin Polytechnic University, 2016, 35(5): 59-65.

(编辑: 薛泽玲)