

# 人体脉搏信号的希尔伯特-黄特征提取

孟维良 王胜男

(山东科技大学 青岛 266590)

**摘要:** 脉搏信号包含与心血管相关的特征参数,提取与分析其特征参数能为心血管的初步检测提供一定的参考信息。采用希尔伯特-黄变换对脉搏信号进行时频特征提取,主要包括预处理和特征提取两部分。对小波软阈值滤波后的信号经验模态分解和希尔伯特变换,求取 Hilbert 谱与边际谱。从 Hilbert 谱与边际谱中分析了脉搏信号的生理特征反映,对人体心血管等方面健康状况的判断有一定指导意义。

**关键词:** 脉搏信号;小波去噪;希尔伯特-黄变换;特征提取

**中图分类号:** TP23    **文献标识码:** A    **国家标准学科分类代码:** 510. 1050

## HHT feature extraction of human pulse signal

Meng Weiliang Wang Shengnan

(Shandong University of Science and Technology, Qingdao 266590, China)

**Abstract:** Characteristic parameters related to cardiovascular is contained pulse signal, certain reference information for the initial detection of cardiovascular is provided by extracting and analyzing the characteristic parameters of pulse signal. Hilbert-Huang transform is used to extract the time-frequency feature of the pulse signal in this thesis, including preprocessing and feature extraction in two aspects. Pulse signal is preprocessed by wavelet soft threshold denoising, the denoised signal is carried out by empirical mode decomposition and Hilbert-Huang transform to attain Hilbert spectrum and marginal spectrum. Physiological characteristic of pulse signal is analysed by Hilbert spectrum and marginal spectrum, which has guiding significance to the determination of health status of the human pulse.

**Keywords:** pulse signal; wavelet denoising; Hilbert-Huang transform; feature extraction

## 0 引言

人体脉搏信号中的特征参数能反映血管内血液压力、血管阻力、血管壁弹性等特征<sup>[1]</sup>,是心血管初步检测的重要信息来源。脉搏信号具有非平稳性,其分析方法主要包括3种:时域分析<sup>[2-4]</sup>、频域分析<sup>[5]</sup>、时频特征分析<sup>[6-7]</sup>。时域分析主要提取脉搏主波、潮波、重搏波等参数,但在时域内无法提取幅值较小的病理信息<sup>[2]</sup>。频域分析只能体现信号的整体频率特性,无法提取脉搏信号的时频局部特性。时频特征分析能将脉搏信号的局部特征表现出来,可获取信号某一时刻的瞬时频率特性,常借助小波变换、希尔伯特-黄变换(Hilbert-Huang transform, HHT)等实现。小波变换虽然也能分析信号的时频特性,但它在时频窗内依旧具有平稳性,在处理脉搏非平稳信号时会产生一定的谐波分量<sup>[6]</sup>。

Hilbert-Huang 变换在非平稳信号中应用广泛,它包括经验模态分解和希尔伯特变换两个环节<sup>[8]</sup>。本文利用希尔

伯特-黄变换处理脉搏信号,通过经验模态分解筛选出6个固有模态函数(intrinsic mode function, IMF)和一个残余量,然后对每一个固有模态函数进行希尔伯特变换,得到信号瞬时频率特性,进而求取 Hilbert 谱与边际谱<sup>[9]</sup>。Hilbert 谱与边际谱反映了脉搏信号的时频特征。

## 1 特征提取总体思路及预处理

### 1.1 特征提取总体思路

脉搏信号特征提取主要包括预处理和特征提取两部分,总体方案如图1所示。预处理是先对采集的脉搏信号进行小波软阈值去噪,对去噪后的信号进行经验模态分解(empirical mode decomposition, EMD)获取局部对称的各个 IMF。特征提取是对 EMD 分解的信号求取 Hilbert 谱和边际谱,提取脉搏信号的瞬时频率和整体频率特性。

### 1.2 小波软阈值去噪

小波软阈值去噪是滤波效果较好的一种方法。首先对信号进行小波变换;其次选定阈值,对小波系数进行修正,

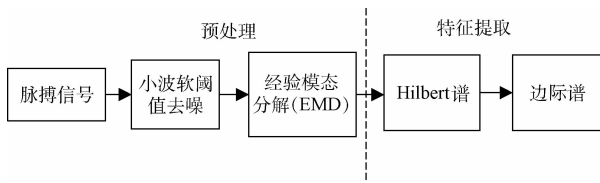


图 1 特征提取总体流程

当某位置小波数大于阈值时,小波系数向减小的方向收缩,否则置零;最后利用滤波之后的小波系数进行小波变换得到滤波后信号<sup>[10-11]</sup>。

设信号为  $f(x)$ , 其小波变换为:

$$W_f(a, b) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{-\infty}^{\infty} f(x) \frac{1}{\sqrt{a}} \psi^* \left( \frac{x-b}{a} \right) dx = \langle f(x), \phi_{a,b}(x) \rangle \quad (1)$$

式中:  $W_f(a, b)$  是  $a$  和  $b$  的函数,  $b$  为位置变化,  $a$  代表尺度伸缩。  $\psi(x)$  为小波母函数,  $\phi_{a,b}(x)$  为小波函数, “ $\ast$ ” 为共轭运算。

设阈值为  $\lambda$ ,  $W$  是含噪信号在某一层的小波系数,  $W_\lambda$  表示软阈值修正后的小波系数:

$$W_\lambda = \begin{cases} \text{sgn}(W)(|W| - \lambda), & |W| \geq \lambda \\ 0, & |W| < \lambda \end{cases} \quad (2)$$

其中  $\text{sgn}()$  为取符号函数。

去噪后的信号为:

$$f(x) = \frac{1}{C_\psi} \int_0^\infty \int_{-\infty}^\infty W_\lambda(a, b) \phi_{a,b}(x) \frac{dadb}{a^2} \quad (3)$$

### 1.3 经验模态分解(EMD)

经验模态分解依据信号自身时间尺度特征将其逐级分解成局部对称的各个分量,并筛选出一系列固有模态函数(IMF)和一个残余量。经验模态分解能完整保存信号的性质,解决了分解过程信息丢失的问题<sup>[12-13]</sup>。

对于信号  $x(t)$ , 其 EMD 分解得到的所有 IMF 分量及残余量分别用  $c_n(t)$  和  $r_i(t)$  表示, 则有:

$$x(t) = \sum_{i=1}^n c_i(t) + r_i(t) \quad (4)$$

## 2 希尔伯特-黄特征提取

脉搏信号  $x(t)$  为一时间序列,  $x(t)$  经验模态分解后获得 IMF 分量  $c_i(t)$ , 对  $c_i(t)$  进行希尔伯特变换并求解析函数:

$$z_i(t) = c_i(t) + j \frac{1}{\pi} P \int \frac{c_i(\tau)}{t - \tau} d\tau = a_i(t) e^{j\theta_i(t)} \quad (5)$$

$\theta_i(t)$  为相位。对  $\theta_i(t)$  求导得到模态函数的瞬时角频率  $\omega_i(t)$ :

$$\omega_i(t) = \frac{d\theta_i(t)}{dt} \quad (6)$$

对每个 IMF 分量进行 Hilbert 变换后作累加(忽略残量  $r_i(t)$ ), 得:

$$H(\omega, t) = \text{Re} \sum_{i=1}^n a_i(t) e^{j\omega_i(t)t} \quad (7)$$

其中  $a(t)$  与  $\omega(t)$  都是时间的函数,  $H(\omega, t)$  为幅度, 因此可把幅度显示在频率-时间平面上, 即构成了 Hilbert 谱。

对 Hilbert 谱求取边际谱  $h(\omega)$ :

$$h(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} H(\omega, t) dt \quad (8)$$

Hilbert 谱表现时频特征, 具有良好的时频分辨率, 描述了频率随时间变化的规律<sup>[14]</sup>。 Hilbert 边际谱表现信号在整个频率段上的幅值波动情况<sup>[15]</sup>。二者可作为脉搏信号的特征, 从中反映脉搏的瞬时波动频率状况, 可体现脉搏信号某时刻局部的特征变化。

## 3 实验及结果分析

### 3.1 脉搏信号去噪

实验使用 HK-2000B+ 传感器对脉搏采集, 采样频率为 200 Hz, 采样时间为 6 s, 采样点数为 1 200。得到含噪脉搏信号如图 2 所示。

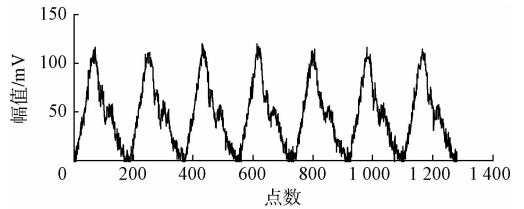


图 2 含噪脉搏信号

由图 2 看出含噪信号不光滑、有毛刺, 边缘不清晰, 噪声干扰较多导致脉搏信号失真, 严重影响脉搏信号的特征提取。小波变换时小波函数应与脉搏波形相似且有连续性和对称性, 分解层数依据实验和经验确定。实验选取  $wden()$  去噪函数、 $\text{sym}8$  小波、5 层分解, 由 Sure 原则确定阈值以及软阈值函数进行信号去噪。小波软阈值去噪结果如图 3 所示。

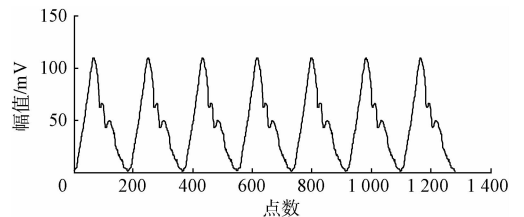


图 3 小波软阈值去噪

由图 3 看出, 软阈值去噪后脉搏信号平滑, 边缘处的毛刺及噪声得到很好的抑制与去除, 脉搏信号信息完整保留下来, 去噪效果良好。

### 3.2 经验模态分解

脉搏信号经过经验模态分解得到 6 个 IMF 分量及 1

个残余量,各模态分量频率从上到下逐渐降低,如图4所示,横轴代表某采样点数,纵轴代表各分量的幅值变换。图4为正常人体脉搏 EMD 分解,图5为高血压患者 EMD 分解。

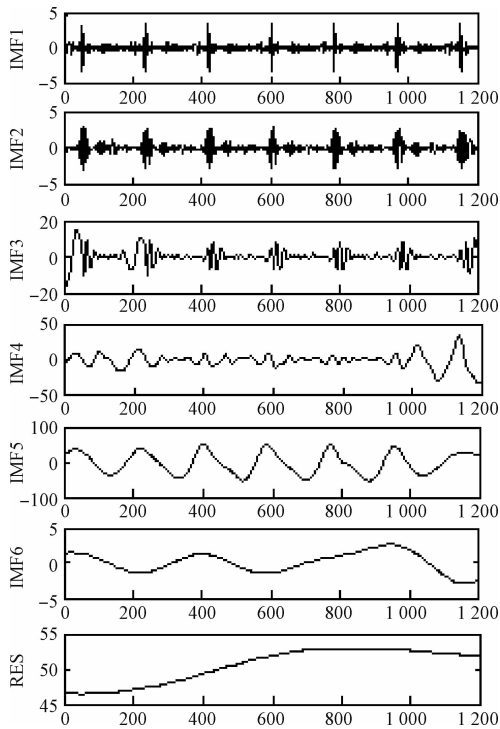


图4 正常脉搏信号 EMD 分解

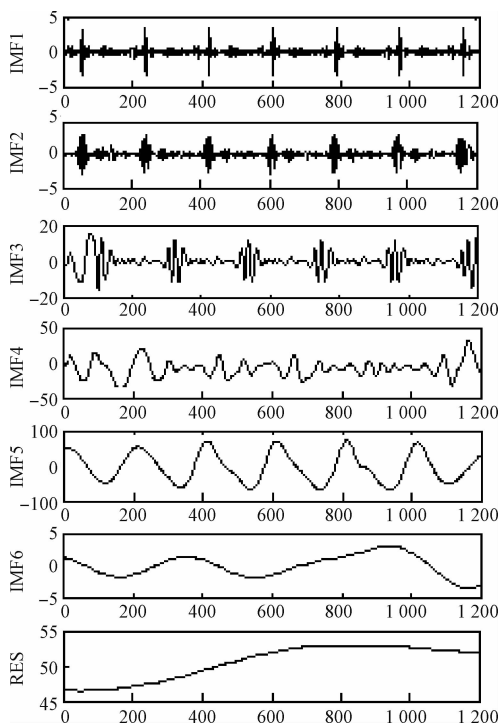


图5 高血压脉搏信号 EMD 分解

MF1-IMF2 属于脉搏信号中的高频噪声,其主要特点为幅值小、频带宽,无法提取脉搏信号的具体特征。IMF3-IMF5 分量可知脉搏信号具有一定的周期性,且对应于心脏的收缩期,MF5 分量在脉搏信号中幅值最高,对应着人体主心跳波频率,说明主波、潮波与重搏波集中在这个分量之内;IMF6 幅值趋于平缓,跳跃幅度较小,说明已进入舒张期,血管内血液压力下降,血管阻力低、血管壁弹性好;Res 残余分量频率过低不符合脉搏信号的频率,是呼吸等低频噪声引起的。

高血压患者的脉搏信号 EMD 分解后,在 IMF3-IMF5 3 个分量的幅值要明显高于正常人,而且 IMF6 幅值也发生一定的幅值变化。在心脏运动周期中,若血管内的血压高于正常值,则有可能形成典型的高血压症状。由于病理信息反映在脉搏信号上的往往是幅度很小的信号尖峰值,这是无法在时域中分析出来的,还需要采用时频分析对脉搏信号更深层次的解读。

### 3.3 脉搏信号 Hilbert 谱

脉搏信号的 Hilbert 谱如图6所示。由图6看出,脉搏信号的频率随时间的变化而变化,说明脉搏信号具有非平稳特性;在整个时域跨度中,脉搏信号的频率主要集中在 0~20 Hz 以内,每周期的 1/3 时刻左右波动频率最高,该时刻反应主波频率。图中脉搏信号第一个周期的 0.3 s 左右是主波,主波的波动频率最高,大约为 6 Hz;0.4 s 左右是潮波,其频率大约 4 Hz;0.5 s 左右是重搏波,其频率大约 2 Hz。正常人体主波频率高,潮波波动频率不突出,重搏波频率较高。

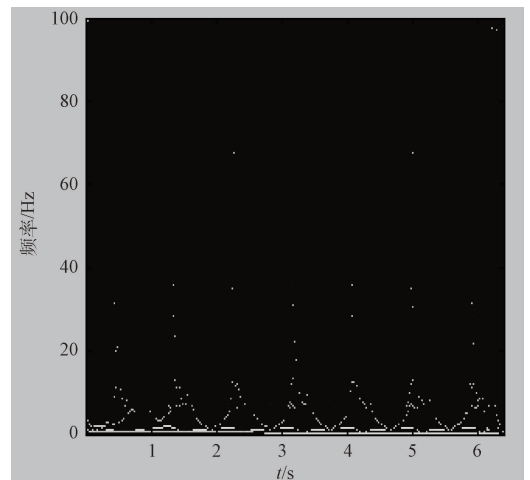


图6 脉搏信号 Hilbert 谱

若人体出现病变,会在脉搏信号的某一时刻出现幅值较小的尖峰值,反应在 Hilbert 谱中的是潮波的波动频率增大,甚至超过主波或与重搏波混为一体,临床表现为血管阻力增大,血管壁弹性较差。因此可以通过观察脉搏信号特征点在某时刻的频率变化来判断人体脉搏的健康状况。

### 3.4 脉搏信号的边际谱

边际谱反映脉搏幅度在整个频率段的变化情况,脉搏信号边际谱如图7所示。由图可知,脉搏信号频率主要在0~20 Hz以内,并且0~10 Hz集中了大约99%的信息,20 Hz以后主要是高频成分干扰。图7中在0~5 Hz脉搏信号存在的主要为信号的主波、潮波及重搏波频率波动,其中在2 Hz附近是主波频域幅值,血管内血液压力最大;4 Hz附近是潮波频域幅值,5 Hz附近是重搏波频域幅值,此时血管内的血液压力逐渐降低,血管阻力低、血管壁弹性较好。若有病理存在,则在脉搏频率域内会有异常频率量分布,整体波动频率可能超出正常范围,主要表现为血管阻力增大和血管壁弹性较差。

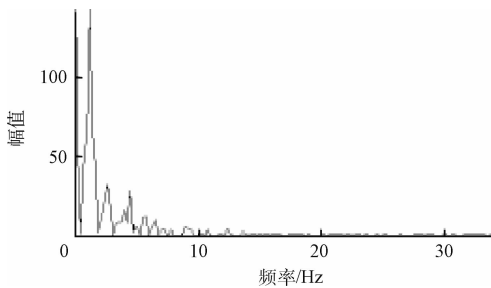


图7 脉搏信号边际谱

## 4 结 论

人体脉搏信号中含有与心血管相关的生理特征参数,反映脉搏信号的非平稳特性,本文采用希尔伯特-黄变换对脉搏信号进行时频特征提取,主要分为预处理和特征提取两部分。预处理包括小波软阈值和经验模态分解,较好地去除了噪声干扰,获得6个固有模态分量和1个残余量。特征提取是对固有模态分量进行处理求得 Hilbert 谱和边际谱。通过实验表明,时频特征中包含了脉搏信号的时频信息、频率与能量分布等,某种程度上反映了脉搏及心血管的生理特征,对相关疾病的初步诊断有一定参考作用。

## 参考文献

- [1] SAXENA A, MEHTA A, RAMAKRISHNAN S, et al. Pulseoximetry as a screening tool for detecting major congenital heart defects in Indian newborns[J]. Archives of Disease in Childhood Fetal & Neonatal Edition, 2015, 100(5): 416-512.
- [2] 洋洋, 陈小惠, 王保强. 脉搏信号中有效信号识别与特征提取方法研究[J]. 电子测量与仪器学报, 2016, 30(1): 126-132.

- [3] 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, 8(4): 15-18.
- [4] 张梦龙, 李晓风, 许金林. 基于改进型斜率阈值法的脉搏波特征提取研究[J]. 电子测量技术, 2017, 40(4): 96-99.
- [5] 倪爱娟, 田丰, 孙秋明. 脉搏搏动信号检测在止血模块虚拟系统中的应用[J]. 科学技术与工程, 2007(11): 2617-2620.
- [6] 张国渊, 卫军朝, 闫秀天. 非平稳信号短时快变过程的时频分析方法及实现[J]. 机械科学与技术, 2012, 31(5): 735-739.
- [7] 王春武, 程礼邦, 丁煜. 基于脉搏的心冲击信号特征提取方法研究[J]. 微型机与应用, 2016, 35(22): 36-39.
- [8] LIU Q. Hilbert-Huang transform and wavelet analysis of oscillation characteristics for Japan western 60 Hz power system based on campus WAMS[J]. IFAC Proceedings Volumes, 2012, 45(21): 144-149.
- [9] SHI X Z, QIU X Y, ZHOU J, et al. Application of Hilbert-Huang transform based delay time identification in optimization of short millisecond blasting [J]. Transactions of Nonferrous Metals Society of China, 2016, 26(7): 1965-1974.
- [10] DONG W. Full frequency de-noising method based on wavelet decomposition and noise-type detection[J]. Neurocomputing, 2016(214): 902-909.
- [11] 查玉华, 李巍, 陈文霞. 基于小波变换和样条插值的容积脉搏波去噪方法研究[J]. 中国医学装备, 2015(10): 27-29.
- [12] 王大才. 基于改进方法 EEMD 的 HHT 脉搏信号分析[J]. 计算技术与自动化, 2011, 30(1): 101-105.
- [13] 刘攀. 基于 HHT 和多分类支持向量机的脉象信号分析与研究[J]. 上海: 华东理工大学, 2015.
- [14] 李贵明, 赵荣珍. HHT 在齿轮故障诊断问题中的应用[J]. 科学技术与工程, 2007(23): 6187-6189.
- [15] 董彬, 王阳. 一种基于 MBE 和 HHT 的心电信号自动分类方法[J]. 航天医学与医学工程, 2017, 30(1): 32-37.

## 作者简介

孟维良, 1991 年出生, 硕士研究生, 研究方向为自动检测监控与系统集成。

E-mail: wangshengnanliang@163.com