

# 基于局部峰谷点插值提取心音包络的一种新方法<sup>\*</sup>

李延军, 曹中平, 严 洪, 韦 明  
(中国航天员科研训练中心, 北京 100094)

**摘要:** 目的 精确提取心音包络线, 为心音特征的分析创造条件。方法 基于局部关键点提取心音包络。首先计算信号的局部峰谷点, 然后对其插值得到心音包络。结果 通过分别与希尔伯特变换法、数学形态学法所提取信号包络的比较, 证明本方法提取的心音轮廓更加准确, 突出了心音包络的时域特征。结论 采用此方法能够准确地获得心音包络, 为后续分析奠定了基础。

**关键词:** 心音; 心音图; 包络提取; 局部极值; 希尔伯特变换; 数学形态学

**中图分类号:** R318 04 **文献标识码:** A **文章编号:** 1002-0837(2010)02-0133-04

A Novel Method for Extraction of Heart Sounds Envelope Based on Interpolation of Local Peak and Valley Points LI Yanjun, CAO Zhongping, YAN Hong, WEI Ming Space Medicine & Medical Engineering 2010 23(2): 133~136

**Abstract** Objective To extract envelope of heart sounds exactly for the purpose of the further analysis of its characteristics. Methods The way that envelope extraction of heart sounds based on key points was given. The points of local peak and valley were calculated firstly, and then heart sound envelope was gotten by the interpolation of these points. Results Compared with the envelope extracted by Hilbert transform and mathematical morphology, respectively, the outline of heart sounds was extracted more accurately, and its time domain characters were acquired by this method. Conclusion The envelope of heart sound is extracted correctly by this method, which is useful for the further analysis.

**Key words** heart sound; phonocardiogram (PCG); envelope extraction; local extremum; Hilbert transform (HT); mathematical morphology

Address reprint requests to YAN Hong, China Astronaut Research and Training Center, Beijing 100094, China

心音 (heart sound) 是心肌收缩与舒张、瓣膜开启与闭合、血流冲击与振动等因素所引起的复合音。心音是一种由振动产生的声波, 其图形表达为心音图 (phonocardiogram, PCG)。相对于语音信号, 心音信号有效成分的频段较低, 一般在 1 kHz 以下, 但仍具有声信号的基本特征 (如基频、包络、响度等)。心音分割是心音自动分析的基础。一个完整的心音周期包括  $S_1$ 、 $S_2$ 、 $S_3$  与  $S_4$  共 4 个有声部分, 由于  $S_1$  与  $S_2$  较强,  $S_3$  与  $S_4$  一般听觉不可闻, 因此自动分析主要检测  $S_1$  与  $S_2$ 。其检测思路有两类, 一是以心电、心磁、脉搏等心源性信号为参照, 直接定位  $S_1$  与  $S_2$ ; 另一类是在没有参考信号的情况下, 首先提取心音包络, 再根据包络特征定位  $S_1$  与  $S_2$ 。包络检测算法中, 以希尔伯特变换 (Hilbert transform, HT)<sup>[1]</sup> 及其复合算法<sup>[2]</sup>、改进算法<sup>[3]</sup> 的应用最为广泛, 基于形态运算<sup>[4]</sup> 的包络检测也有研究。不检测信号包络, 利

用变换特征直接检测心音特征波的常用方法有经验模式分解<sup>[5]</sup>、小波变换及香农能量计算<sup>[6]</sup>等。

心音包络是心音信号的重要特征, 包络的形态、能量、幅度等都包含了丰富的信息。在心音包络线上进行特征波检测、收缩期与舒张期的划分具有很大方便性、直观性与准确性。本文发现, 用希尔伯特变换<sup>[1]</sup> 或形态运算<sup>[4]</sup> 提取的包络相对粗糙, 虽然有助于心音  $S_1$  与  $S_2$  的定位, 但不能精细刻画包络线的细节特征。

另外, 声音为纵波, 通过介质振动而传播, 故通过声 - 电转化得到的心音信号本质上属于交流信号。HT 包络提取<sup>[1]</sup> 只适于交流信号, 因此, HT 包络提取作为一种经典算法是胜任心音包络提取的。但是, 可能存在这样一类信号, 其某些段含直流分量, 另外一些段不含直流分量, 则此时 HT 包络提取不能直接使用。本文提出的基于局部峰谷点的包络线拟合算法, 一方面准确刻画了信号包络的细节; 另一方面不受直流分量问题的干扰, 可直接应用于一些时而含直流分量、时而不含直流分量的特殊信号 (肯定不是心音, 心音是交流信

号), 因此本方法较 HT 包络提取的应用范围更广。

## 1 方法

### 1.1 计算流程

本文基于局部峰谷点拟合心音包络线的算法步骤为: 1) 心音  $A_0$  经过平滑, 得到  $A_1$ ; 2) 对  $A_1$  取绝对值, 得到  $A$ ; 3) 计算  $A$  的局部极大值  $\text{bcal\_max}$ ; 4) 筛选出  $\text{bcal\_max}$  中的波峰点  $\text{bcal\_peak}$ ; 5) 以  $\text{bcal\_peak}$  为基准点, 插值计算出信号上包络线  $\text{up\_envelope}$ ; 6) 令  $\text{down\_envelope} = -\text{up\_envelope}$  得到信号下包络线。

对含基线漂移的特殊信号, 其包络提取步骤为: 1) 信号  $B_0$  经过平滑, 得到  $B$ ; 2) 计算  $B$  的局部极大值  $\text{local\_max}$  局部极小值  $\text{bcal\_min}$ ; 3) 筛选出  $\text{local\_max}$  中的波峰点  $\text{local\_peak}$  筛选出  $\text{bcal\_min}$  中的波谷点  $\text{local\_valley}$ ; 4) 以  $\text{bcal\_peak}$  为基准点, 拟合出完整的上包络线  $\text{up\_envelope}$ ; 5) 以  $\text{bcal\_valley}$  为基准点, 拟合出完整的下包络线  $\text{down\_envelope}$ 。

### 1.2 均值平滑

设特征波峰或特征波谷的最小时限为  $T$ , 当  $M < T/2$  时, 用公式 (1) 平滑信号, 能够保持峰、谷点的位置不变。

$$y(n) = \frac{1}{M+1} \sum_{i=-M}^M x(n+i) \quad (1)$$

其中,  $x$  为取模值后的心音,  $y$  为平滑结果,  $M+1$  为平滑窗宽。

### 1.3 计算局部极大值

信号取绝对值后, 以  $T$  为窗宽逐次计算信号的局部极大值, 窗口每次平移的距离为  $T$ , 从而得到极值数组。如公式 (2), 令极值分析的起点分别为数据起点、数据起点  $T/2$  处时, 分别得到极值数组  $K_1$  和  $K_2$ , 从而避免了局部极值的漏检问题。

$$\begin{cases} K_1(n) = \max\{y[(n-1)T:nT]\} \\ K_2(n) = \max\{y[(n-1)T+T/2:nT+T/2]\} \end{cases} \quad (2)$$

$K_1$  和  $K_2$  中, 有些数据是重复的, 取其并集, 公式 (3) 所得结果  $M$  为局部极大值序列。

$$M = K_1 \cup K_2 \quad (3)$$

### 1.4 筛选局部峰点

从局部极大值序列  $M$  中筛选局部峰点序列

$P, M(k)$  为局部峰点的条件是同时满足公式 (4) 与 (5)。

$y(M(k))$  的前  $m$  点满足条件

$$y(M(k) - m) < y(M(k)) \quad (4)$$

且其后  $m$  点满足

$$y(M(k) + 1) < y(M(k)) \quad (5)$$

### 1.5 获取心音包络线

通过对局部峰点序列  $P$  进行插值, 即可获取心音的上包络线, 上包络线取反为下包络线。Matlab 软件提供了 `interp` 函数, 其插值类型有 `-spline`, `-cubic`, `-linear` 3 种。设  $P(k)$  的坐标为  $[P_x(k), P_y(k)]$ , 以  $[P_x(k), P_y(k)]$  为插值点, 期望输出的包络线的横坐标为心音信号的横坐标序列, 则通过非均匀 `-cubic` 插值即可获取心音包络线的纵坐标序列。

### 1.6 心音数据获取

本文使用浙江大学设计的无创心功能监测系统 (noninvasive cardiac function monitor NCFM), 同步采集了一路心电 (航天胸腺导联)、两路光电容积波 (指端的红光、红外)、一路心音 (心音传感器置于受试者心前区心尖搏动最明显处, 即左胸 4 肋间与锁骨中线的交点位置)。心音传感器采用了 XH26 型 (有源、压电式), 频率响应  $5 \sim 800$  Hz 灵敏度  $> 5 \text{ mV/pa}$  (对于正常心音信号输出幅度可达  $2 \sim 4 \text{ Vp-p}$ )。心音采样率为  $1 \text{ kHz}$  心电采样率为  $250 \text{ Hz}$  心音与心电均为 16 位数模转化。

受试者为 10 名健康男性, 年龄 (30.29 ? 3.20) 岁, 身高 (169.43 ? 4.65) cm, 体重 (60.43 ? 2.64) kg 均无心脑肺疾病史、无胸廓脊柱畸形、无烟酒嗜好。实验时, 受试者在仰卧状态下平静呼吸, 监测开始后待心电、心音信号波形稳定后开始记录, 记录时间为 20 min。

## 2 结果与讨论

### 2.1 心音包络的比较

图 1 为按本文方法得到的结果, 由图 1(c) 与 (d) 可见, 本文方法得到的心音包络较平滑, 其上、下包络的模值相等, 符号相反。

图 2 为基于希尔伯特变换的包络提取。图 2(a) 显示了 PCG 与其 HT, HT 对信号有 90° 相移的作用 (例如, 正弦信号的 HT 为余弦信号, 余弦

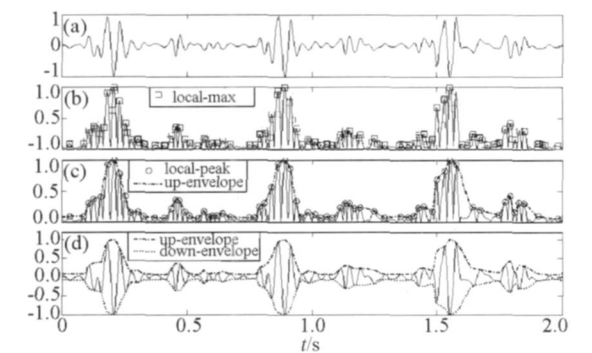


图 1 基于局部峰点的包络提取

Fig. 1 Envelope extraction based on points of local peak (a) original PCG; (b) absolute value of PCG and its candidate local maximum; (c) absolute value of PCG and its local maximum; (d) PCG and its envelope

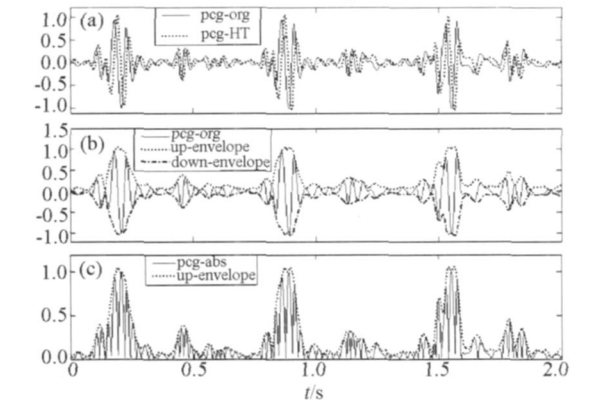


图 2 基于希尔伯特变换的包络提取

Fig. 2 Envelope extraction based on Hilbert transform (a) original PCG and its Hilbert transform; (b) PCG and its envelope; (c) absolute value of PCG and its envelope

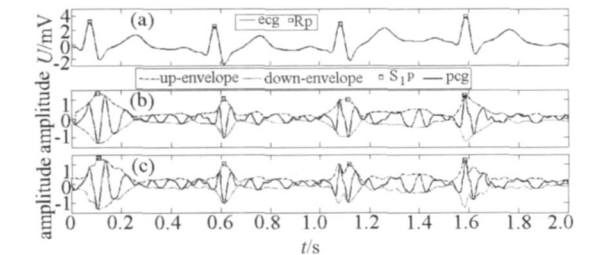


图 4 PCG 中  $S_1$  的定位

Fig. 4  $S_1$  location of PCG (a) ECG; (b) PCG and its LP-envelope; (c) PCG and its HT-envelope

信号的 HT 为正弦信号)。图 2(b) 为 PCG 及其包络, 易见基于 HT 提取的包络总体较好, 但比较粗糙, 如包络极大值部分有凹陷, 因此其包络幅度的计算必受影响。

首先对 PCG 取模值后, 再依次进行数学形态学的闭、开运算来提取包络<sup>[4]</sup>, 其效果如图 3。图 3(a) 显示了包络形状, 易见包络十分粗糙, 台阶

状十分明显, 这反映了形态运算所固有的截断误差。

## 2.2 第一心音定位精度的比较

为了检测心音定位的精度, 这里比较心电周期 (RR 间期) 与心音周期 ( $S_1$  间期) 的差别。心音  $S_1$  定位以 ECG 的 R 峰点位置  $R_p$  为参考, 在  $R_p$  后 0~100 ms 范围内搜索 PCG 包络的最大值, 从而得到  $S_1$  峰点横坐标  $S_1p$  的位置。

RR 间期由 R 波峰点位置计算 [图 4(a)], 精度很高;  $S_1$  间期与 RR 间期越接近, 则表明心音  $S_1$  的定位越准确。如表 1, RR 间期与  $S_1$  间期的相关系数为  $r$  (无量纲), RR 间期与  $S_1$  间期的差值绝对值的均值为  $d$  (单位 s), 本文方法简称为 LP (local points), 按照 LP 中  $r$  由大到小的次序安排表 1 各行,  $-m$  表示均值。由于形态包络非常粗糙, 定位精度过低, 因此表 1 没有列出基于形

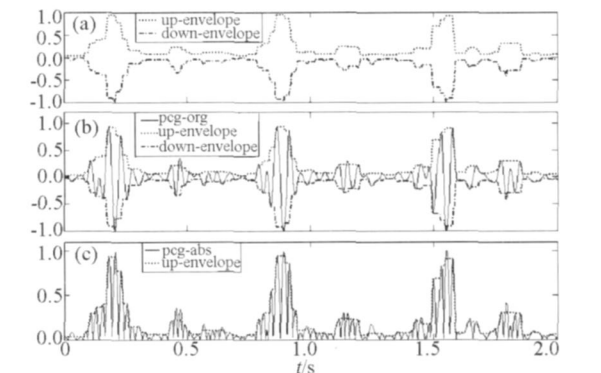


图 3 基于数学形态的包络提取

Fig. 3 Envelope extraction based on mathematical morphology (a) envelope extracted by mathematical morphology; (b) PCG and its envelope; (c) absolute value of PCG and its envelope

表 1 第一心音定位精度的比较				
Table 1 Comparison of the precision of $S_1$ location				
index	$r$		$d$ (s)	
method	LP	HT	LP	HT
1	0.9970	0.9889	0.0019	0.0029
2	0.9940	0.9838	0.0025	0.0039
3	0.9915	0.9841	0.0034	0.0058
4	0.9902	0.9763	0.0024	0.0035
5	0.9475	0.9514	0.0062	0.0079
6	0.9422	0.8974	0.0033	0.0076
7	0.9422	0.9678	0.0052	0.0056
8	0.9065	0.8880	0.0096	0.0134
9	0.8674	0.8355	0.0045	0.0071
10	0.8596	0.8791	0.0104	0.0107
m	0.9438	0.9352	0.0049	0.0068

态包络的  $S_1$  定位结果。

由表 1 可见,除了样本 5、7、10 外,其它样本 LP 方法的  $r$  较之 HT 方法为高,说明 LP 方法提高了  $S_1$  与  $RR$  的相似度;所有样本 LP 方法的  $d$  较之 HT 方法为少,说明 LP 方法减少了  $S_1$  与  $RR$  的差别;从  $r$  与  $d$  均值 - $m$  来看,LP 较 HT 的确提高了  $S_1$  的定位精度。

2.3 含直流分量的信号包络

图 5(a) 为一段 14 秒的仿真信号 (非心音),其中第 11~14 秒添加了直流分量,其它部分只含交流分量。如图 5(b) 所示,本文算法提取的信号包络光滑、合理,完全不受直流干扰的影响。

图 5(c) 为 HT 算法提取的信号包络,前 8 s 尚可接受,但第 11~14 秒的下包络是错误的。本质上,HT 变换对信号频域部分的正频段部分乘以虚数因子  $-j^{[1]}$ ,负的频率部分乘以虚数因子  $j^{[1]}$ ,而将其直流分量置为零<sup>[1]</sup>。时域的直流量是频域原点处的脉冲,HT 只对正、负频段分量进行 90° 相移,唯独对频域原点处的成分无法进行处理。因此,HT 对图 5(a) 这种时而含直流、时而不

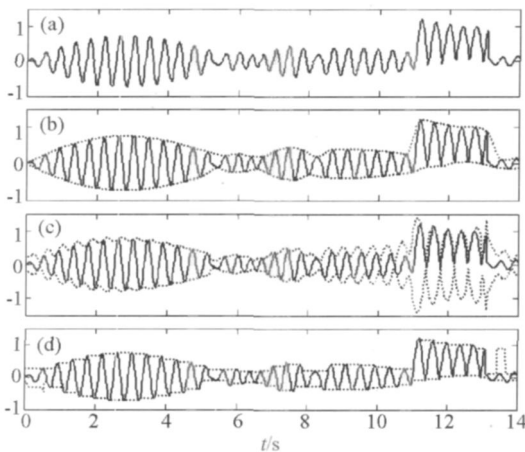


图 5 3 种方法提取包络的比较  
Fig 5 Comparison of envelope extraction by three methods  
(a) emulational signal (b) envelope extracted by interpolation of key points (c) envelope extracted by HT; (d) envelope extracted by mathematical morphology

含直流的信号包络提取是不适用的。

郭兴明<sup>[4]</sup>等的形态算法也只适用于交流信号 (视上、下包络反号),这里对其算法进行了改进:对信号不进行绝对值运算,直接对原信号进行形态闭运算得到上包络,直接对原信号进行形态开运算得到下包络,结果如图 5(d),其阶梯痕迹明显,包络不够光滑,但保持了上、下包络的基本形态。

3 结论

本文利用局部峰谷点进行插值运算从而获取了心音包络。通过与实际心音包络提取结果比较,证明较之希尔伯特变换法、数学形态运算法,本文方法的精度更高,而且适用范围更广 (适于包含直流成分的信号包络提取)。

本文方法能够准确地提取心音信号的包络,对信号形态的适应性强,突出了心音包络的时域特征,为心音包络特征分析、心音  $S_1$  与  $S_2$  成分的自动定位等,奠定了坚实的基础。

[参考文献]

- [1] ZHAO Zhidong, ZHAO Zhijin, ZHANG Song, et al A study on segmentation algorithm of heart sound [J]. Space Medicine & Medical Engineering 2004, 17(6): 4522456
- [2] XU Xiaofei, LIN Yong, YAN Binbin Envelope extraction of heart sounds based on hilbert Huang transform [J]. Space Medicine & Medical Engineering 2008, 21(2): 1342136
- [3] LI Binbin, YUAN Zhongfan, YANG Chunsheng The improved HHT algorithm and its application in the heart sound signal analysis [J]. Journal of Sichuan University (Engineering Science Edition), 2007, 39(4): 1602163.
- [4] GUO Xingming, CHEN Jian, XIAO Shouzhong Heart sound recognition algorithm based on mathematical morphology [J]. J Biomed Eng 2004, 21(5): 8322835
- [5] XU Yonggang, HE Zhengjia, WANG Taiyong Envelope detection method based on empirical mode decomposition with application [J]. Journal of Xi'an Jiaotong University 2004, 38(11): 116921173.
- [6] ZHOU Jing, YANG Yongming, HE Wei A new algorithm of heart sound feature extraction [J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering 2005, 24(6): 6852689

[作者简介: 李延军,男,硕士,研究实习员,研究方向为生物医学信息处理]