

文章编号: 2095-4980(2017)06-1032-07

## 基于局部均值分解的脉率变异性估计

陈彦峰

(中国人民解放军 68002 部队, 甘肃 兰州 730058)

**摘要:** 为了克服时域提取脉率变异性(PRV)信号过程中噪声、采样频率等因素的影响,提出一种 PRV 估计的新方法—局部均值分解(LMD)法。首先对原始脉搏信号进行 LMD 分解及 Hilbert 变换,得到脉搏信号各积函数(PF)分量、脉搏信号瞬时频率(PIF)以及边际谱,按照 PRV 信号频率分布得到瞬时脉率(IPR)信号。分别利用 LMD 估计 IPR 信号的方法和时域提取 PRV 信号的方法对本研究采集的 10 名大学生脉搏信号同时进行处理,经对比发现 IPR 信号可以准确地表征 PRV 信号。利用 LMD 法估计睡眠、视觉疲劳、运动等状态下脉搏信号中的 PRV 信号,结果表明该方法可用于估计不同状态下脉搏信号中的 PRV 信号;对 MIT-BIH 数据库中的年轻人和老年人的 PRV 信号进行短时脉率变异符号序列熵分析,结果表明该方法可以敏感地检测出年龄的变化。本文工作作为临床 PRV 信号的有效检测和处理提供了一种有效的方法。

**关键词:** 局部均值分解(LMD); 脉率变异性(PRV); Hilbert 变换; 脉搏信号瞬时频率(PIF); 瞬时脉率(IPR)

中图分类号: TN91.72

文献标志码: A

doi: 10.11805/TKYDA201706.1032

## Estimation of the Pulse Rate Variability based on LMD

CHEN Yanfeng

(Unit 68002 of PLA, Lanzhou Gansu 730058, China)

**Abstract:** In order to overcome the influence of noise and sampling frequency in the process of extracting Pulse Rate Variability(PRV) signal in time domain, a new method of PRV estimation is proposed—Local Mean Decomposition(LMD). Firstly, LMD decomposition and Hilbert transform are performed to the original pulse signal, and each Product Function(PF) component, Pulse signal Instantaneous Frequency(PIF) and marginal spectrum of the pulse signal are obtained. Then the Instantaneous Pulse Rate(IPR) signal is obtained according to the PRV signal frequency distribution. By using the method of estimating IPR signal on LMD and extracting PRV signal in time domain, the pulse signals of 10 college students collected in this study are processed at the same time. It is found that the IPR signal can accurately characterize the PRV signal. LMD method is adopted to estimate the PRV signal in the pulse signal of sleep, visual fatigue and motion state, and the results show that the method can be applied to estimate the PRV signal in different pulse signals. The PRV signals of the young and the old in the MIT-BIH database are analyzed on the entropy of the symbol sequence of short pulse rate. The results show that the method can detect the change of the age. This work provides a method for the effective detection and processing of PRV signals.

**Keywords:** Local Mean Decomposition(LMD); Pulse Rate Variability(PRV); Hilbert transform; Pulse signal Instantaneous Frequency(PIF); Instantaneous Pulse Rate(IPR)

心率变异性(Heart Rate Variability, HRV)是指心脏搏动周期产生的微小变化,通常采用心电信号(Electrocardiogram, ECG)的 R 波间期来表征 HRV 信号,大量的研究表明 HRV 信号中蕴含着丰富的心血管神经及体液调节系统方面的信息<sup>[1-2]</sup>,在临床诊断、疾病监测和预防等方面得到广泛的研究。目前,HRV 信号主要从心电信号中获取,而心电信号主要采用非侵入式的导联方式拾取,其繁杂的连线方式使 HRV 信号在便携式医疗仪器中的应用有了一定的局限性。与心电信号产生机理类似,脉搏信号也是由心脏的周期波动产生的人体生

收稿日期: 2016-05-28; 修回日期: 2016-07-17

理信号，可以有效地反映人体的生理和病理信息。脉率变异性采用脉搏信号峰值波动周期来表征心脏波动周期的微小变化，与 HRV 信号有着相同的产生机理，可以准确地反映 HRV 信号的变化，考虑到脉搏信号测量的灵活性和适用性，脉率变异性 (PRV) 信号在实际应用中可以替代 HRV 信号<sup>[3]</sup>，在临床应用和家庭监护等领域有着重要的研究意义。PRV 信号是一种非线性、非平稳信号，传统的获取 PRV 的方法主要为：首先，检测出脉搏信号的特征值；然后，根据同一特征值的间期估计出 PRV 信号。这种方法简单，利于实时处理，在临床中得到广泛的应用，但这种方法的准确性对信号特征点的正确检测有很强的依赖性，易受噪声、采样频率等因素的影响。近年来，许多学者提出了 HRV 和 PRV 的替代算法。如日本学者 Hayano J 等人提出了采用脉搏信号频率检波法从脉搏信号中估计 PRV 信号<sup>[4-5]</sup>，设计了多通带的滤波器，从脉搏信号中获得 PRV 信号，但由于滤波通带范围的设定主观性太强，得到的 PRV 信号频率范围不准确，应用受到了限制。Barros A K 等人提出心电图瞬时频率 (Heart Instantaneous Frequency, HIF) 法从心电信号中提取 HRV 信号<sup>[6]</sup>，采用小波分解滤波法，得到 HRV 信号对应的时域单分量信号，再对此单分量信号进行 Hilbert 变换，估计出 HRV 信号，算法准确率高，为 PRV 信号的检测提供了思路。局部均值分解 (LMD) 是一种新的自适应时频分析方法，这种方法适用于处理非线性、非平稳信号，在机械振动、生物医学等领域得到广泛应用<sup>[7-13]</sup>。本文提出一种基于 LMD 的估计 PRV 信号的新方法，将其应用于脉搏信号的 IPR 信号的估计，针对脉搏信号的时域特征，采用阈值法求出脉搏信号的各特征值，根据脉搏信号的峰值间期，利用插值法在时域拟合出 PRV 信号，衡量 IPR 信号表征 PRV 信号的准确性。将 LMD 法应用于睡眠、视觉疲劳、运动等不同状态下 PRV 信号的估计，并对提取的 MIT-BIH 数据库中的年轻人和老年人的 PRV 信号进行短时脉率变异符号序列熵分析，探索其估计 PRV 信号的有效性和应用范围。

## 1 脉率变异性信号提取方法

### 1.1 LMD 法估计 PIF 信号

#### 1.1.1 LMD 原理

LMD 方法主要过程为：通过反复的迭代从原始信号中分解出一系列纯调频信号和包络信号 (瞬时幅值函数)，再将这 2 种信号相乘得到一个瞬时频率具有物理意义的 PF 分量。然后，反复循环迭代，直至满足分解结束条件。对任意信号  $x(t)$ ，具体分解过程如下：

- 1) 确定原始信号所有局部极值点，将第  $i$  个极值点记为  $n_i (i=1, 2, \dots, M)$ 。
- 2) 确定局部均值函数。计算相邻 2 个极值点  $n_i$  和  $n_{i+1}$  的平均值  $m_i$ ：

$$m_i = \frac{n_i + n_{i+1}}{2} \quad (i=1, 2, \dots, M-1) \quad (1)$$

将相邻的  $m_i$  用直线连接起来，采用滑动平均法进行处理，即得到局部均值函数，记为  $m_{11}(t)$ 。

- 3) 确定包络估计函数。采用局部均值点计算局部幅值  $a_i$ ：

$$a_i = \frac{|n_i - n_{i+1}|}{2} \quad (i=1, 2, \dots, M-1) \quad (2)$$

将所有的  $a_i$  用直线连接起来，采用滑动平均法进行平滑处理，得到包络估计函数，记为  $a_{11}(t)$ 。

- 4) 将局部均值函数从原始信号中分离出来，即从原始信号中去掉了一个低频成分，得到：

$$h_{11}(t) = x(t) - m_{11}(t) \quad (3)$$

- 5) 对  $h_{11}(t)$  进行解调。用  $h_{11}(t)$  除以包络估计函数  $a_{11}(t)$ ，得到：

$$s_{11}(t) = h_{11}(t) / a_{11}(t) \quad (4)$$

对  $s_{11}(t)$  重复步骤 (1)~(5)  $n$  次，直到  $s_{1n}(t)$  有一个纯调频信号，即  $s_{1n}(t)$  的包络估计函数  $a_{1(n+1)}(t)=1$ ，则有：

$$\begin{cases} h_1(t) = x(t) - m_{11}(t) \\ h_2(t) = s_{11}(t) - m_{12}(t) \\ \vdots \\ h_n(t) = s_{1(n-1)}(t) - m_{1n}(t) \end{cases} \quad (5)$$

式中：

$$\begin{cases} s_{11}(t) = h_1(t) / a_{11}(t) \\ s_{12}(t) = h_2(t) / a_{12}(t) \\ \vdots \\ s_{1n}(t) = h_n(t) / a_{1n}(t) \end{cases} \quad (6)$$

理想的迭代终止条件为:

$$\lim_{n \rightarrow \infty} a_{1n}(t) = 1 \quad (7)$$

实际信号处理的过程中, 经过反复的实验, 选用正交判据的方法作为迭代的最终终止条件, 并采用自适应波形匹配延拓法解决分解所产生的端点效应。

6) 确定瞬时幅值函数。将迭代过程产生的所有包络估计函数相乘便可得到瞬时幅值函数(包络信号):

$$a_1(t) = a_{11}(t)a_{12}(t) \cdots a_{1n}(t) = \prod_{q=1}^n a_{1q}(t) \quad (8)$$

7) 确定 PF 分量, 将瞬时幅值函数和纯调频信号  $s_{1n}(t)$  相乘, 即为第 1 个 PF 分量:

$$PF_1(t) = a_1(t) \cdot s_{1n}(t) \quad (9)$$

8) 将第 1 个 PF 分量从原始信号中分离出来, 得到一个新的信号  $u_1(t)$ , 再将  $u_1(t)$  作为原始信号重复步骤 (1)~(7), 循环  $k$  次, 直至  $u_k$  为一个单调函数为止。

$$\begin{cases} u_1(t) = x(t) - PF_1(t) \\ u_2(t) = u_1(t) - PF_2(t) \\ \vdots \\ u_k(t) = u_{k-1}(t) - PF_k(t) \end{cases} \quad (10)$$

这样, 原始信号就可以分解为:

$$x(t) = \sum_{p=1}^k PF_p(t) + u_k(t) \quad (11)$$

### 1.1.2 Hilbert 谱分析

将原始信号  $x(t)$  分解之后, 利用 Hilbert 变换计算各 PF 分量的瞬时频率, 如下:

$$H[PF_k(t)] = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{PF_k(\tau)}{t - \tau} d\tau \quad (12)$$

各 PF 分量和其 Hilbert 变换对  $H[PF_k(t)]$  分别构成解析信号的实部和虚部, 设解析信号为  $z_k(t)$ , 则有:

$$z_k(t) = PF_k(t) + jH[PF_k(t)] = a_k(t)e^{j\theta_k(t)} \quad (13)$$

其中瞬时幅度函数为:

$$a_k(t) = \sqrt{PF_k^2(t) + H^2[PF_k(t)]} \quad (14)$$

瞬时相位函数为:

$$\theta_k(t) = \arctan\left(\frac{H[PF_k(t)]}{PF_k(t)}\right) \quad (15)$$

在此基础上瞬时频率定义为:

$$f_k(t) = \frac{1}{2\pi} \frac{d\theta_k(t)}{dt} \quad (16)$$

原始信号  $x(t)$  可表示为:

$$x(t) = \sum_{k=1}^n a_k(t)e^{j\int 2\pi f_k(t) dt} \quad (17)$$

根据式(17), 就可以在三维平面内画出幅值和瞬时频率随时间变化的 Hilbert 幅值谱, 记为  $H(f, t)$ 。若将幅值平方后表达在时频域分布谱图上, 便可以得到 Hilbert 能量谱。在此基础上, 进一步可以定义边际谱为:

$$h(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} H(f, t) dt \quad (18)$$

### 1.1.3 LMD 法估计 IPR 信号原理

脉搏信号为近似周期信号, 通过 LMD 法可以估计脉搏信号中的 IPR 信号, 具体的步骤如下:

1) 对原始脉搏信号进行 LMD 分解, 将其分解为多个 PF 分量信号。

2) 对各 PF 分量进行 Hilbert 变换, 求出其对应的瞬时频率信号。

3) 对各 PF 分量进行谱分析, 求出其各 PF 分量信号频率范围。

4) 根据信号的频率范围, 筛选出最接近 PRV 信号频率范围(0.5~2 Hz)的 PF 分量的瞬时频率曲线, 根据 PRV 定义, 将瞬时频率信号放大 60 倍, 转换为瞬时脉率信号, 即为 IPR 信号。

## 1.2 时域提取 PRV 信号

时域提取 PRV 信号主要包括：信号预处理、特征值检测、PRV 信号估计。由于脉搏信号的采集过程中有许多来自外界的干扰，主要包括受呼吸影响和皮肤接触滑动产生的基线漂移，人体电位变化产生的肌电干扰、交流电 50 Hz 及其多次谐波引起的工频干扰等，仅靠信号采集系统硬件设计上的措施并不能完全消除这些干扰，故脉搏信号的预处理主要为信号滤波。针对脉搏信号噪声的特点，本文采用 50 Hz 整系数陷波器滤除脉搏信号中的工频干扰和基线漂移，采用整系数低通滤波器降低肌电干扰<sup>[14]</sup>。然后，采用阈值法检测脉搏信号的峰值及其对应的时间点，并通过人工校对，保证峰值特征检测的准确性。根据 PRV 信号的定义，对脉搏信号峰值对应时间序列求一阶差分，得到脉搏信号的 P 波间期  $pp(i)$ ，则 PRV 信号为

$$PRV(i) = \frac{60}{pp(i) / f_s} \quad (i=1,2,\dots,n-1) \quad (19)$$

式中： $f_s$  为采样频率； $n$  为 P 波个数。

## 1.3 误差分析

记频域提取的 IPR 信号为  $IPR(i)$ ，记时域提取的 PRV 信号为  $PRV(i)(i=1,2,\dots,n-1)$ ， $n$  为信号的长度。于是，定义 2 种信号的相关误差为<sup>[8]</sup>：

$$\varepsilon = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left[ \frac{IPR(i) - PRV(i)}{PRV(i)} \right]^2} \quad (i=1,2,\dots,n-1) \quad (20)$$

为了测量 LMD 法在不同情况下估计 PRV 信号的相对误差，保证结果的一致性，首先，将所有待处理的脉搏信号( $f_s = 400$  Hz)归一化为均值为 0，方差为 1 的信号，分析 LMD 法估计 PRV 信号的准确性。

## 1.4 短时脉率变异符号序列的熵分析方法

利用滑窗迭代 DTF 算法提取 PRV 信号之后，利用短时脉率变异符号序列熵对 PRV 进行分析，进一步探索实时 PRV 信号估计方法的应用价值。

脉搏信号的跳动间期不是绝对均匀的，其变化一般有 3 种方式，于是可以使用 3 种符号代表脉搏间期的变化方向<sup>[14]</sup>：

$$x(i) = \begin{cases} 0, & pp(i+1) < pp(i) \\ 1, & pp(i+1) = pp(i) \\ 2, & pp(i+1) > pp(i) \end{cases} \quad (i=1,2,\dots,N-1) \quad (21)$$

式中  $pp(i)$  表示第  $i$  次和第  $i+1$  次脉搏跳动之间时间的间隔。式(21)中， $x(i)=0$  表示脉搏跳动间期减小，瞬时脉率增大； $x(i)=1$  表示瞬时脉率持平， $x(i)=2$  表示瞬时脉率增大，3 种符号仅代表 3 种状态，没有数值大小意义。

采用式(21)对脉搏信号进行符号化，并使用滑窗法构造字长为  $m$  的向量序列：

$$X(i) = [x(i), x(i+1), \dots, x(i+(m-1))] \quad (i=1,2,\dots,N-m+1) \quad (22)$$

当字长宽度为  $m$  时，连续变化共有  $M=3^m$  种可能模式。统计每种可能出现的概率：

$$p_j = \frac{N_j}{N-m+1} \quad (j=1,2,\dots,M) \quad (23)$$

式中  $N_j$  为第  $j$  种模式出现的次数。

于是，信息熵为：

$$SSE(m) = -\sum_{j=1}^M p_j \log_2 p_j \quad (24)$$

熵值大小代表了变化模式出现的平均不规则程度，如果只出现 1 种模式，此时熵最小，其值为 0，如果各种模式出现的概率相等，此时熵最大。

## 2 实验数据

本研究实验数据分为实验数据 1 和实验数据 2。实验数据 1 中的脉搏信号取自 MIT-BIH Fantasia 数据库，包括 40 个健康样本，其中 20 位年轻人(21~34 岁，女 10 人，男 10 人)和 20 位老年人(68~85 岁，女 10 人，男 10 人)，所有样本在进行脉搏信号(只有一半实验对象采集了脉搏信号，年轻人和老年人中，男女各 5 名)采集时

保持仰卧休息状态，并观看 Fantasia 影片帮助保持清醒，脉搏信号采样频率为 250 Hz，采样时间为 120 min。实验数据 2 中脉搏信号取自本研究自行采集的脉搏信号数据库，采集对象为 10 位 20~25 岁之间不吸烟的健康大学生。数据采集设备为本课题组研制的脉搏信号实时采集系统，采样率为 400 Hz，数据采集时间为 4 min。

图 1 为脉搏信号采集系统结构框图。系统主要由 4 部分组成：光电脉搏传感器、硬件预处理电路、MP425 采集卡、计算机及 LabVIEW 采集系统构成。其中，夹指式光电脉搏传感器拾取人体的脉搏信号，并将生理信号转换为电流信号输出。硬件预处理电路主要实现信号的  $I/U$  转换，将脉搏传感器输出的电流信号转换为电压信号( $\mu V\sim mV$ )，然后，对此脉搏信号进行低通滤波和高通滤波、放大，输出 0~5 V 可供采集卡 A/D 转换的电压信号。MP425 数据采集卡主要进行脉搏信号的 A/D 转换，并将结果通过 USB 接口传给计算机。在计算机内部，使用 LabVIEW 软件开发了基于 MP425 采集卡的数据采集、存储系统，完成数据的实时采集、预处理、存储、显示和诊断分析。

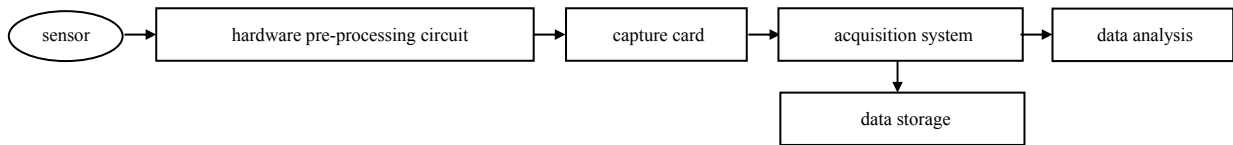


Fig.1 Block diagram of pulse signal acquisition system  
图 1 脉搏信号采集系统结构框图

### 3 结果及分析

#### 3.1 频域提取 PIF 信号

根据前面的分析，通过 LMD 分解法可从原始脉搏信号的频域提取 IPR 信号。首先，对实验数据 2 中 4 min 的脉搏信号进行 LMD 分解，结果如图 2 所示，从上到下，依次为原始脉搏信号、PF 分量和分解残余量。由图 2 可知，脉搏信号被分解成 4 个 PF 和 1 个残余量，其中脉搏信号的能量主要集中在  $PF1, PF2$  之中。然后，对各 PF 进行 Hilbert 变换，求出其瞬时频率、边际谱，并根据边际谱估计出各 PF 分量信号的频率范围。图 3(a)为脉搏信号各 PF 分量的瞬时频率图，图 3(b)为其对应的边际谱图。由图可以看出  $PF2$  分量的频率范围为 0.5~2 Hz，为 PRV 信号的主要频率分布范围。因此取  $PF2$  瞬时频率信号，将其放大 60 倍，即为 IPR 信号。为了与时域提取的 PRV 信号对比，根据时域 PRV 信号的长度，对 IPR 信号进行降采样，如图 4(b)所示，与图 4(a)对比可知，LMD 法估计的 IPR 信号可以很好地表征 PRV 信号。

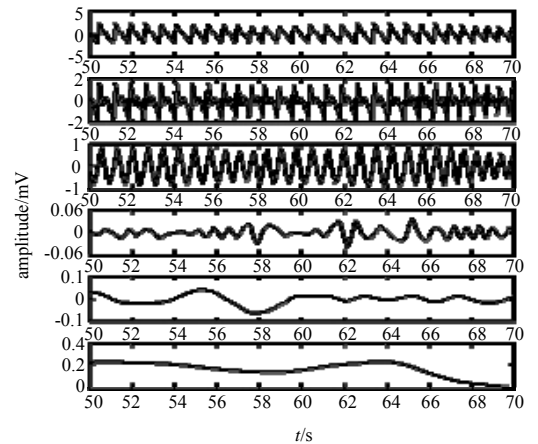
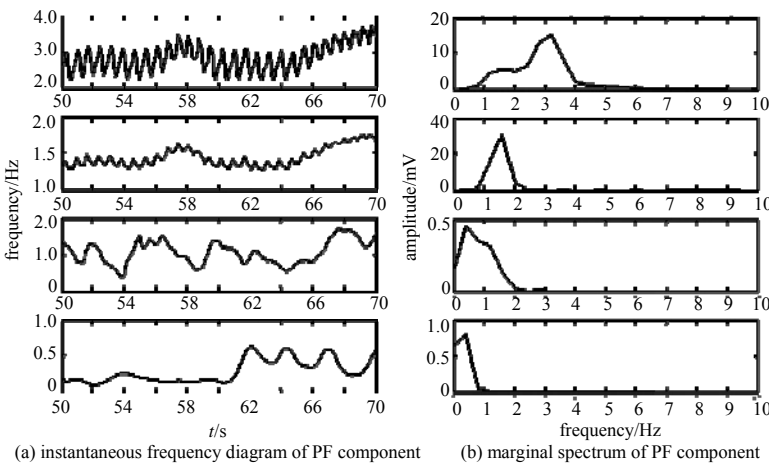
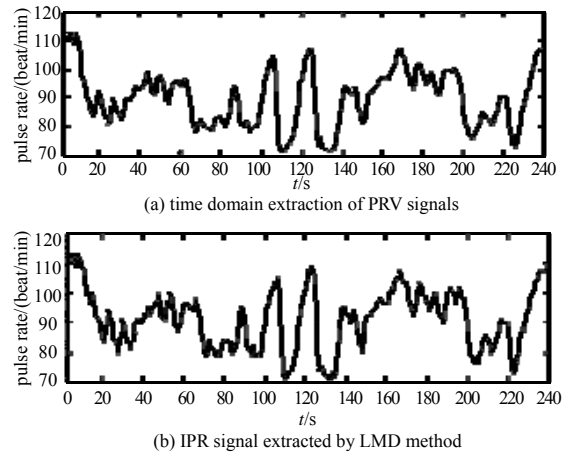


Fig.2 LMD decomposition results of pulse signal  
图 2 脉搏信号的 LMD 分解结果



(a) instantaneous frequency diagram of PF component  
(b) marginal spectrum of PF component  
Fig.3 Instantaneous frequency spectrum and marginal pulse signal of each PF component  
图 3 脉搏信号各 PF 分量的瞬时频率及边际谱图



(a) time domain extraction of PRV signals  
(b) IPR signal extracted by LMD method  
Fig. 4 PRV signal extraction results  
图 4 PRV 信号提取结果图

#### 3.2 算法的误差分析

通过图 4(a)~图 4(b)对比可知，基于 LMD 方法频域提取的 IPR 信号与时域提取 PRV 信号十分接近。对这 2 种信号做误差分析，结果如表 1 所示，可以看出，二者之间误差较小，最大误差不超过 0.06。

表 1 频域提取的 IPR 信号与时域提取 PRV 信号误差分析结果  
Table 1 Error analysis results of extracted frequency domain signal IPR and time domain signal PRV  
(S1-S10: 10 groups of experimental objects; mean: the error average of 10 groups of experimental data.)

S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	mean
0.045 4	0.044 3	0.054 1	0.043 8	0.049 7	0.048 0	0.051 2	0.049 1	0.028 2	0.033 4	0.044 7

### 3.3 LMD 算法的应用

通过前面的讨论可以看出, LMD 算法可以准确估计出静止状态下脉搏信号中的 PRV 信号。同样, 将此算法应用于其他状态的脉搏信号, 比如睡眠、视觉疲劳、运动等状态。其中, 睡眠状态下的脉搏信号与静止状态下的脉搏信号特征相似, 在此就不作分析。而对于视觉疲劳信号, 其特征为潮波略高于主波, 如图 5(a)所示, 采用传统的阈值法在时域很难得到准确的 PRV 信号, 这是由于脉搏信号峰值的误检造成的。而采用 LMD 法, 检测结果如图 5(b)所示, 由图可以看出, LMD 法可以准确地估计出视觉疲劳脉搏信号中的 PRV 信号。对于运动信号, 脉搏信号中主要存在较为严重的基线漂移和干扰, 如图 5(c)所示, 可以看出在时域很难准确地估计出脉搏信号中的 PRV 信号; 如图 5(d)所示, 为利用 LMD 法估计的 PRV 信号, 可以看出这种方法可以较为准确地估计出运动状态下脉搏信号中的 PRV 信号。

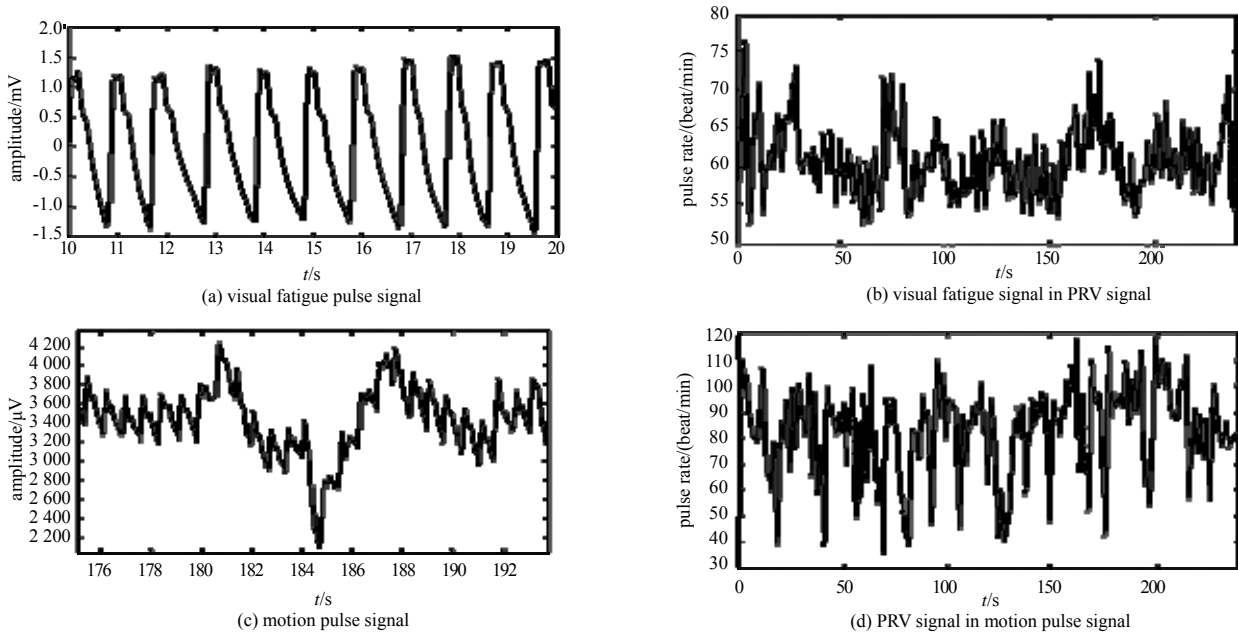


Fig.5 Visual fatigue, motion pulse signals and PRV signal  
图 5 视觉疲劳、运动脉搏信号及其 PRV 信号

采用 LMD 法对取自 MIT-BIH Fantasia 数据库的脉搏数据进行处理, 提取了 10 组年轻人、10 组老年人的 PRV 信号; 并对这些 PRV 信号进行短时符号序列熵分析( $m=2$ , 取每个实验对象连续 5 段的 PRV 数据, 每段数据为 500 点), 并对求得的熵值做  $t$  检验, 结果显示年轻人和老年人组间存在明显差异 ( $p < 0.005$ ), 短时符号序列熵有很好的临床实用性。

## 4 结论

本文将 LMD 方法用于脉率信号变异性估计, 研究结果表明 LMD 法估计的 IPR 信号可以很好地表征 PRV 信号, 同时该方法也可用于估计不同状态下脉搏信号中的 PRV 信号; 短时脉率变异符号序列熵可以敏感地检测出年龄的变化, 本文工作为临床 PRV 信号的检测和处理提供了一种有效的方法。

### 参考文献:

- [1] 董红生,张爱华,邱天爽,等. 基于 Hilbert 谱的心率变异信号时频分析方法[J]. 仪器仪表学报, 2011,32(2):271-278. (DONG Hongsheng,ZHANG Aihua,QIU Tianshuang,et al. Time-frequency analysis method of heart rate variability signal based on the Hilbert spectrum[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2011,32(2):271-278.)

- [2] 郭小玉,沈红军,李方洁. 亚健康者的短程心率变异性特征[J]. 临床心电学杂志, 2011,20(6):432-434. (GUO Xiaoyu, SHEN Hongjun, LI Fangjie. Characteristics of short-range heart rate variability in sub-health[J]. Journal of Clinical Electrocardiology, 2011,20(6):432-434.)
- [3] CONSTANT I, LAUDE D, MURAT I, et al. Pulse rate variability is not a surrogate for heart rate variability[J]. Clinical Science, 1999,97(4):391-397.
- [4] HAYANO J, BARROS A K, KAMIYA A, et al. Assessment of pulse rate variability by the method of pulse frequency demodulation[J]. Biomedical Engineering Online, 2005:1-12.
- [5] HAYANO J, TAYLOR J A, YAMADA A, et al. Assessment of frequency shifts in R-R interval variability and respiration with complex demodulation[J]. Journal of Applied Physiology, 1994,77(6):2879-2888.
- [6] BARROS A K, OHNISHI N. Heart Instantaneous Frequency(HIF): an alternative approach to extract heart rate variability[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2001,48(8):850-855.
- [7] 聂永红,程军圣,张亢,等. 基于 EMD 与响度的有源噪声控制系统[J]. 仪器仪表学报, 2012,33(4):801-808. (NIE Yonghong, CHENG Junsheng, ZHANG Kang, et al. Active noise control system based on EMD and loudness[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2012,33(4):801-808.)
- [8] 汤宝平,钟佑明,程发斌. 基于 HHT 的非平稳信号分析仪的研究[J]. 仪器仪表学报, 2007,28(1):29-33. (TANG Baoping, ZHONG Youming, CHENG Fabin. Research on non-stationary signal analyzer based on HHT[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2007,28(1):29-33.)
- [9] 周宏健. HHT 谱分析方法在利用 ECG 信号检测睡眠呼吸暂停中的应用[J]. 中国医学物理学杂志, 2009,26(4):1309-1317. (ZHOU Hongjian. Application of HHT analysis method in detection of sleep apnea from ECG signal[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2009,26(4):1309-1317.)
- [10] LI Helong, KWONG Sam, YANG Lihua, et al. Hilbert-Huang transform for analysis of heart rate variability in cardiac health[J]. IEEE/ACM Transactions on Computational Biology and Bioinformatics, 2011,6(8):1557-1567.
- [11] 江鸿彦,许瑞庆,王长松. 基于经验模态分解的脉搏信号特征研究[J]. 仪器仪表学报, 2009,30(3):596-602. (JING Hongyan, XU Ruiqing, WANG Changsong. Pulse signal feature research based on empirical mode decomposition[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2009,30(3):596-602.)
- [12] 董红生,邱天爽,张爱华,等. 基于 HHT 边际谱熵和能量谱熵的心率变异信号的分析方法[J]. 中国生物医学工程学报, 2010,29(3):336-344. (DONG Hongsheng, QIU Tianshuang, ZHANG Aihua, et al. The analysis method of heart rate variability signal based on the HHT marginal spectrum entropy and energy spectrum entropy[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2010,29(3):336-344.)
- [13] 屈梁生,张西宁,沈玉娣. 机械故障诊断理论与方法[M]. 西安:西安交通大学出版社, 2009:123-140. (QU Liangsheng, ZHANG Xining, SHEN Yudi. Theory and method of mechanical fault diagnosis[M]. Xi'an, China: Xi'an Jiao Tong University Press, 2009:123-140.)
- [14] 张爱华,丑永新. 动态脉搏信号的采集与处理[J]. 中国医疗器械杂志, 2012,36(2):79-84. (ZHANG Aihua, CHOU Yongxin. Dynamic pulse signal acquisition and processing[J]. Chinese Journal of Medical Instrumentation, 2012,36(2):79-84.)

#### 作者简介:



陈彦峰(1986-), 男, 甘肃省漳县人, 硕士, 助理工程师, 主要研究方向为生物医学信号处理. email:410747907@qq.com.