

· 生物电子学 ·

## 经验模式分解在QRS波群和T波检测中的应用

郭兴明, 汤丽平, 陈丽珊, 陈毛毛

(重庆大学生物工程学院 重庆 沙坪坝区 400044)

**【摘要】**针对未经预处理的心电信号中QRS波群和T波, 提出一种基于经验模式分解的检测算法。该方法首先采用结合端点延拓的经验模式分解方法对信号进行分解, 然后通过适当选择分解后的固有模态函数和残余分量, 不使用“经验阈值”能得到准确的检测结果。利用MIT-BIH Arrhythmia Database中心电数据检测表明, QRS波群的检测率达到99%以上, T波的正确识别率也获得较大的提高。该算法中提出的端点延拓方法能有效地减少使用经验模式分解的次数, 提高检测的实时性, 具有较好的应用前景。

**关键词** 经验模式分解; 端点延拓; QRS波群; 实时性; T波

**中图分类号** TP274

**文献标识码** A

**doi:**10.3969/j.issn.1001-0548.2011.01.027

## Empirical Mode Decomposition for QRS Complexes and T Wave Detection

GUO Xing-ming, TANG Li-ping, CHEN Li-shan, and CHEN Mao-mao

(College of Bioengineering, Chongqing University Shapingba Chongqing 400044)

**Abstract** In order to detect the position of QRS and T wave in a non-preprocessed ECG signal, a combination method of the empirical mode decomposition (EMD) and morphological algorithm is introduced in this paper. Firstly, a novel boundary processing method is proposed to decrease the boundary distortion of EMD by means of signal extending. Secondly, the improved EMD is used to decompose the ECG signal into stationary intrinsic mode functions (IMFs) and residual components. Next, the two IMFs of low frequencies are reconstructed after de-noising with threshold method, and then the reconstructed signal is supplied to orient QRS to morphological method. T wave is detected by residual components. This method has been validated by the data from the MIT-BIH database, and the result shows that the detection rate of QRS is up to 99%. Moreover, this method has higher accuracy and better real-time performance compared with the traditional methods.

**Key words** empirical mode decomposition; end extending; QRS complexes; real-time; T wave

QRS波群的检测算法非常丰富。近十年来又出现许多新的算法, 如人工神经网络法<sup>[1]</sup>、隐式Markov模型<sup>[2]</sup>及小波变换<sup>[3]</sup>等。这些算法都是先对心电信号进行噪声滤除, 然后设定阈值, 检测出所需的信号信息。其中的噪声滤除是一项较繁琐的工作, 且会降低信号处理速度, 增加运算量。为了保证算法的实时性, 文献[4]采用基于小波变换的多尺度、多分辨率的分析方法, 试图在不经过预处理的情况下较准确而快速地检测出QRS波群。但在进行小波变换时, 必须根据实际情况确定具体的尺度分解数目, 由此可见, 小波变换方法不是一种完全自适应的方法。

文献[5]提出经验模式分解(experimental mode

decomposition, EMD)的信号处理方法。通过EMD, 将时间序列的信号分解成一组固有模态函数(intrinsic mode function, IMF), 利用IMF进行信号重组, 可以初步代替去噪的繁琐工作, 提高算法的处理速度。同时, 与传统的傅里叶变换、小波变换方法相比, EMD方法分解所用的基是基于原始信号的, 尤其适用于具有非线性和非平稳特性的生物医学信号<sup>[6-7]</sup>。因此, EMD被广泛用于心电信号特征值的检测<sup>[8-10]</sup>, 然而, 文献[8-10]都忽略了使用EMD时, 由于样条插值所产生的“端点效应”, 会降低检测的准确性。

为了避免该效应的产生, 保证检测的准确性和实时性, 本文提出一种新的端点延拓方法。

收稿日期: 2009-10-21; 修回日期: 2010-05-21

基金项目: 教育部春晖计划(Z2004-1-55006); 中央高校基本科研业务费专项基金(CDJXS230010)

作者简介: 郭兴明(1964-), 男, 教授, 主要从事生物医学信息检测及处理、计算机在生物医学中的应用等方面的研究。

实验表明, 经过该算法延拓的信号只需要进行二次EMD分解, 就能达到未经过延拓信号进行3次EMD分解的效果。随着EMD分解次数的减少, 不仅降低了产生端点效应的可能性, 而且缩短了运算时间, 提高了准确性和实时性。同时, 在使用平面几何的数学方法检测QRS波群和T波时, 摒弃了以往使用的“经验阈值”, 获得了更精确的检测结果。

## 1 被检测信号的选择

### 1.1 EMD基本原理

EMD将信号中真实存在的不同尺度波动或趋势逐级分解, 产生一系列具有不同特征尺度的数据序列IMFs。每个IMF分量必须满足以下条件: 1) 在整个数据段内, 极值点的个数和零交叉点的个数应相等或相差最多不超过一个。2) 在任意时刻, 由局部极大值点形成的包络线和由局部极小值点形成的包络线的平均值为零<sup>[11]</sup>。

由于篇幅有限, 本文对EMD算法不具体展开说明。但对于心电的非平稳信号, 如果严格按照算法描述的条件进行处理, 耗时很长。因此, 本文根据信号本身特点和实际应用的需要, 采用差分(SD)作为终止EMD的“筛分”过程的标准, 认为当 $SD \leq 0.2$ 时, 形成了第一个IMF分量和第一个残余分量<sup>[6]</sup>。

随着阶数的增加, 每个IMF的频率逐渐衰减。信号的高频成分和低频噪声(肌电、工频噪声)主要分布在低阶的IMFs上, 而信号的低频成分和低频噪声(主要是基线漂移)则分布在高阶的IMFs上<sup>[12]</sup>。通过对心电信号进行EMD变换, 观察各阶IMF, 根据心电信号的频率分布特点有选择地组合IMFs, 去除最高阶和最低阶, 能有效地滤除相应的噪声和干扰, 突出QRS复合波群。

基于上述原理, 许多学者利用EMD进行心电信号分析和检测, 文献[8]选择IMF1作为检测QRS波的信号; 文献[9-10]选择IMF1+IMF2; 文献[13]选择经过两次EMD处理后的前3个IMFs之和。图1显示从IMF2开始出现不同程度的“端点飞翼”现象, 而且随着处理阶数的增加, 该现象更趋严重。以上文献并未针对该现象进行处理, 被测信号受到“污染”, QRS波群的检测精度受到较大影响。

### 1.2 信号端点延拓

EMD算法将信号分解为一组性能较好的IMFs, 本质上是通过求解包络线对信号不断进行移动平均的迭代过程, 因此, 能否准确获取包络线是影响IMFs信号质量的关键。一般采用3次样条插值计算平均包

络, 但是该算法会在信号的两个端点处产生较大的摆动, 而且摆动的结果将随着分解层次的增加而逐渐向内“污染”整个数据序列, 从而在信号端点处产生如图1所示的现象。为了有效地解决上述问题, 本文结合文献[14]给出的镜像闭合法和包络极值延拓法, 提出了一种新的端点延拓方法。

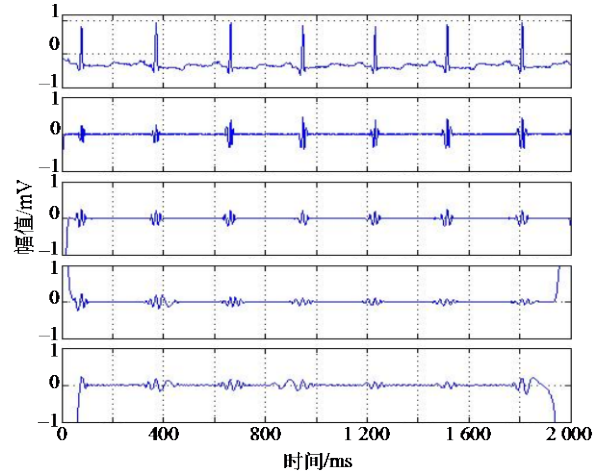
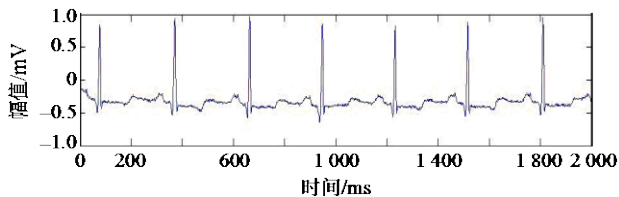


图1 ECG原始图和分解所得的四阶IMFs波形图

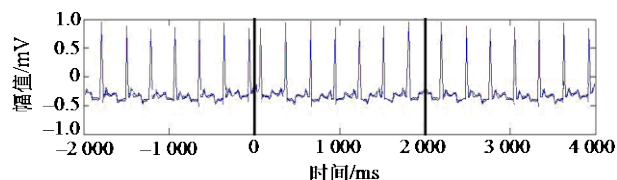
延拓的最终目的是利于EMD处理, 而EMD的核心部分是寻找极值点生成包络线。因此, 本文的算法针对极值点进行延拓, 同时采用镜像闭合法, 即先得到信号相应的极值(极大值和极小值), 然后在信号左右两边分别放置“平面镜”, 将镜子内信号的极值点向外进行映射, 得到序列长度为两倍于镜内信号长度的新信号, 再进行分析研究, 如图2所示。此时, 原信号是该新信号子信号。因此, 在随后的EMD移动迭代过程中, 无需再对端点进行延拓处理。该算法不仅解决了镜像闭合法有可能截取部分数据的问题, 同时只需要对信号进行一次处理。

与IMF2(见图1)相比, 经过本文的算法得到的IMF2'如图3所示, 其在外形上与IMF3(见图1)更相似。同时, 用相关函数<sup>[15]</sup>计算IMF2'分别与IMF2和IMF3的互相关函数, 并用matlab画出图形。在图3中, IMF2'与IMF3在0 s处出现相关极大值, 而IMF2'与IMF2在0.02 s处出现相关极小值, 即IMF2'相对IMF2提前了0.02 s左右, 两者的波形出现了一定的偏差。对比可得, IMF2'与IMF3的线性相关度明显高于IMF2'和IMF2。综上所述, 经过本文的算法延拓的信号只需要进行2次EMD处理, 达到了未经过延拓信号进行3次EMD处理的效果。因此, 本文的算法可以缩短处理时间, 提高QRS波群检测的实时性; 并且, 随着EMD使用次数的减少, 降低了产生端点效应的可能性, 再加上端点延拓对信号的处理, “端点飞翼”现象得到很好的抑制。

综上所述,针对经过本文算法得到的IMFs',摒弃最高阶,选择IMF1'+IMF2'作为检测信号,有效地替代去噪过程,有利于QRS波群的检测。



a. 原始心电信号



b. 延拓后的周期性信号

图2 原始心电信号和处理后的心电信号

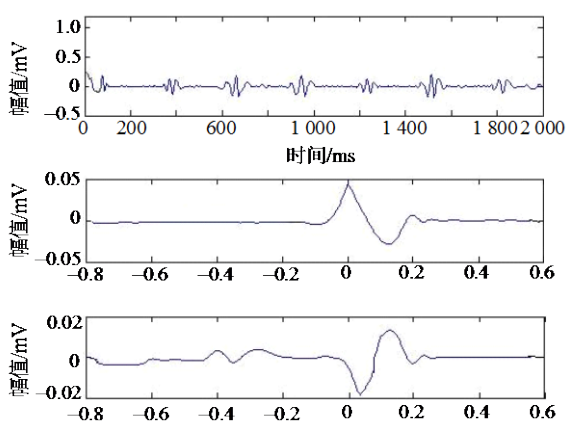


图3 IMF2波形及其互相关示意图

## 2 QRS波群和T波判别算法

### 2.1 R峰检测

本文采取自适应阈值法和相应的判别方法检测R波。在检测信号上,取8个极大值的平均值(avermax)的70%作为R波检测的初始阈值 $A_0$ 。在每检测出一个R波后,阈值A自动调整为:

$$A = 0.75A_0 + 5/90.25R \quad (1)$$

式中, $A_0$ 为原阈值; $R$ 为上一心拍R波峰值。

当原信号该点的局部区域出现两个极大值时,去掉幅度较小的一个,排除M型波峰产生的误检。

由于一般成年人每分钟的心拍数少于200个,即在一次QRS波群产生后的一定时间间隔内,不会有另一个QRS波群产生。因此,选择的不应期为300 ms。如果在检测到的QRS波中存在RR间期小于该不应期,去除距离第一个R波最近的点,可有效地提高检测的准确率。

### 2.2 Q波和S波检测

Q波和S波的检测方法如图4所示。图4表明,信号IMF1'+IMF2'通过算法变换,其R波波峰呈现尖峰状,有利于特征信号的准确定位。变换所得的Q'、S'也明显突出,能被准确地检测;但相对真实的Q、S波波峰位置有所偏移。因此,本文算法的不同之处在于不是直接在变换的信号上定位Q波、S波峰值点,而是在准确地定位Q'、S'后,再在原始信号上该点到R点之间进行校正,得到Q波、S波峰的准确定位。

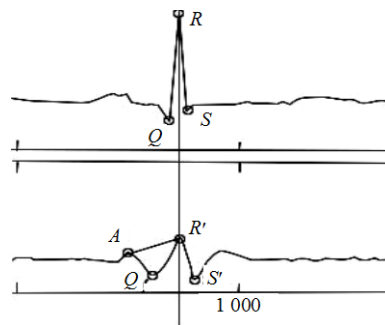


图4 Q波和S波检测方法示意图

1) 在IMF1'+IMF2'上,从检测到的R波峰点处向前搜索,寻找第一个极大值点,并定义该点为A,如图4所示。连接点A和R',AR'的直线方程为:

$$y(x) = y(x_A) + (x - x_A) \frac{y(x_{R'}) - y(x_A)}{x_{R'} - x_A} \quad (2)$$

2) 从点A开始到点R'位置,逐点计算各点到直线AR'的距离最大的点,即Q'的位置。

3) 在原始信号上,从检测到的Q'点到R点之间寻找极小值点,即得到Q波波峰位置。

S波的检测步骤与Q波检测步骤相似。

### 2.3 T波检测

T波反映心室复极过程的心电波形。正常T波是一个上升支缓慢、下降支较陡、不太对称的宽大光滑的波,方向与QRS波群主波方向一致<sup>[16]</sup>。T波频谱带宽为0~8 Hz( $\pm 2$  Hz),波峰能量集中在0~8 Hz区间<sup>[17]</sup>。

IMF1'主要是高频成分和高频噪声。从ECG中除去IMF1',得到残余分量residue,如图5所示。由图5可知,T波成分明显突出,residue信号频率集中在T波频率区间。因此,本文的算法选择residue作为检测T波信号,直接对residue上两R波之间所有点按照幅值大小进行排序,然后选择幅值最大的两点,分别计算它们与第一个R点的距离,距离最短的即为T波峰值点。本文的算法避免S波定位不准和窗口经验值选择不恰当的影响,实验结果如图6所示。实验证明,QRS波群的检测率达到99%以上,T波的识别率也得到很大的提高。

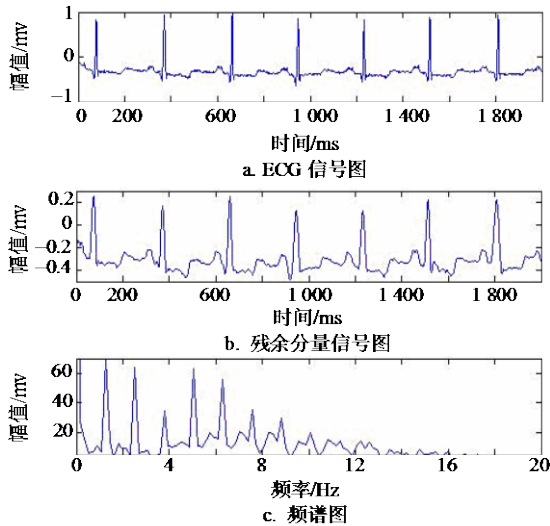


图5 残余分量redidue及其频谱

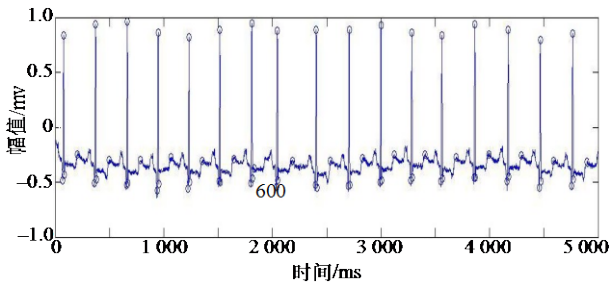


图6 本文算法在心电信号上的实验结果

### 3 实验结果对比

本文采用MIT/BIH Arrhythmia Database中的ECG信号对提出的算法进行检测,同时采用Matlab 7.0中tic, toc的一对指令分别定量计算文献[13]和本文的算法检测R波所需的时间。

表1 R波检测结果和时间 单位: 个

数据	心拍总数	文献[13]			本文的算法			
		误判	漏判	2 000点检测时间/s	误判	漏判	2 000点检测时间/s	
101	1 865	0	0	8.720	0	0	0.00	1.390
105	2 572	6	9	8.530	0	9	0.34	1.281
118	2 288	0	0	10.034	0	0	0.00	2.265
201	1 963	1	7	8.500	1	4	0.25	1.250
217	2 208	0	1	11.320	0	0	0.00	2.859
222	2 484	0	3	8.850	1	0	0.04	1.657
总	13 380	7	20	55.954	2	13	0.11	10.686

表2 QRS波群和T波检测结果 单位: 个

数据	心拍总数	文献[8]	文献[4]	本文的算法		
		错判	错判	错判	T波错判	
100	2 274	7	8	4	0.17	0
101	1 874	27	4	4	0.21	0
102	2 192	58	—	25	1.14	8
103	2 084	11	1	2	0.10	1
104	2 311	51	3	48	2.00	10

### 4 讨论及结果

针对MIT/BIH Arrhythmia Database中101. data、105. data、201. data、207. data、222. data的5条特殊信号,文献[13]使用两次EMD分解的算法,虽然能有效地去除噪声,但是降低了处理速度,同等条件下检测R波时间大约是本文算法的5倍。同时,文献[13]中的算法导致端点效应被累积,污染了用来检测的信号,因此检测率不高。本文算法不需要对信号进行去噪等预处理,通过结合端点延拓的EMD,不仅提高了实时性,同时避免了“端点飞翼”现象,R波检测率达到99.88%以上。

文献[8]只选择IMF1作为检测信号,而信号通过EMD分解得到的前几个IMFs的振荡模式与QRS波群都存在着一定的关系,只选择第一个IMF必定遗漏了很多的有用信息。文献[4]采用小波变换检测未经预处理信号的QRS波,准确率较高,但不具有完全自适应性(例如102)。综上对比可知,本文算法的应用更具有优势。

本文算法采用一种新的端点延拓方法与EMD结合处理心电信号,不仅很好地避免了“端点飞翼”现象,更减少了EMD分解所需的次数,提高了算法的准确率和实时性。在检测Q、S波波峰时,能充分利用已经准确定位的R波,摒弃“经验阈值”,从而提高检测率。另外,相对QRS波群,T波幅值低,容易被噪声淹没,其检测一直都是研究的难点。本文算法首次使用EMD分解后的残余分量检测T波,是一种简单易行的方法,不需要定位S波就能获得较满意的检测效果,具有较大的实用价值,值得进一步地研究探讨。

### 参 考 文 献

[1] MARTINEZ J P, ALMEIDA R, OLMOS S, et al. A wavelet-based ECG delineator evaluation on standard databases[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2004, (51): 570-581.

[2] DOKUR Z, OLMEZ T, YAZGAN E, et al. Detection of ECG waveforms by neural networks[J]. Med Eng Phys, 1997, (8): 738-741.

[3] CLAVIER L, BOUCHER J M, LEPAGE R, et al. Automatic P-wave analysis of patients prone to atrial fibrillation[J]. Med Biol Eng Comp, 2002, (1): 63-71.

[4] 陈真诚, 白家莲. 基于小波变换的QRS波检测方法研究[J]. 医疗卫生装备, 2009, 30(2): 4-6.

CHEN Zhen-cheng, BAI Jia-lian. Study of detection method on QRS complexes based on wavelet transform[J]. Chinese Journal of Medical Equipment, 2009, 30(2): 4-6.



- [5] HUANG N E, Attoh-Okine N O. The Hilbert-Huang transform in engineering[M]. Boca Raton, FL: CRC Press, 2005.
- [6] BALOCCHI R, MENICUCCID, SANTARCAN-GELO E, et al. Deriving the respiratory sinus arrhythmia from the heartbeat time series using empirical mode decomposition[J]. Chaos, Solitons and Fractals, 2004, 20(1): 171-177.
- [7] ECHEVERRIA J C, CROWE J A, WOOLFSON M S, et al. Application of empirical mode decomposition to heart rate variability analysis[J]. Medical and Biological Engineering and Computing, 2001, (39): 471-479.
- [8] 李向军. 一种基于经验模式分解的心电QRS波检测方法[J]. 电子科技大学学报, 2007, 36(4): 795-797.  
LI Xiang-jun. A QRS detection algorithm based on the empirical mode decomposition[J]. Journal of University of Electronic Science and Technology of China, 2007, 36(4): 795-797.
- [9] 张道明, 郝继飞, 谭国俊. 基于经验模式分解的R波识别及噪声消除[J]. 计算机工程与设计, 2007, 28(1): 217-219.  
ZHANG Dao-ming, HAO Ji-fei, TAN Guo-jun. R wave detection algorithm and noise removal in ECG based on empirical mode decomposition[J]. Computer Engineering and Design, 2007, 28(1): 217-219.
- [10] 覃爱娜, 桂卫华, 唐国栋. 一种改进的QRS波检测方法[J]. 中南大学学报(自然科学版), 2008, 39(5): 1050-1052.  
QIN Ai-na, GUI Wei-hua, TANG Guo-dong. A detection method of modified QRS complexes[J]. Journal of Center South University (Science and Technology), 2008, 39(5): 1050-1052.
- [11] HUANG N E, LONG S R, SHEN Z, et al. The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and nonstationary time series analysis[J]. Proc R Soc Lond A, 1998, 454(1971): 903-905.
- [12] 行鸿彦, 黄敏松. 基于Hilbert-Huang变换的QRS波检测算法研究[J]. 仪器仪表学报, 2009, 30(7): 1469-1474.  
XING Hong-yan, HUANG Min-song. Research on the QRS complex detection algorithm based on Hilbert-Huang transform[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2009, 30(7): 1469-1474.
- [13] 杨晓利, 唐艳, 汤井田. 基于经验模式分解的R波检测算法[J]. 微计算机信息, 2009, 25(6-3): 191-192.  
YANG Xiao-li, TANG Yan, TANG Jin-tian. The algorithm of R waves detection in ECG based on empirical mode decomposition[J]. Control & Automation, 2009, 25(6-3): 191-192.
- [14] 黄大吉, 赵进平, 苏纪兰. 希尔伯特-黄变换的端点延拓[J]. 海洋学报, 2003, 25(1): 1-11.  
HUANG Da-ji, ZHAO Jin-ping, SU Ji-lan Practical implementation of the Hilbert-Huang transform algorithm[J]. Acta Oceanologica Sinica, 2003, 25(1): 1-11.
- [15] 万永革. 数学信号处理的Matlab实现[M]. 北京: 科学出版社, 2007.  
WAN Yong-ge. Mathematics signal processing of matlab [M]. Beijing: Science Press, 2007.
- [16] 范晓东, 朱泽煌. 心电特征点定位算法[J]. 北京生物医学工程, 1996, 15(1): 15-17.  
FAN Xiao-dong, ZHU Ze-huang. An algorithm for locating ECG keypoints[J]. Beijing Biomedical Engineering, 1996, 15(1): 15-17.
- [17] 曹细武, 邓亲恺. 心电图各波的频率分析[J]. 中国医学物理学杂志, 2001, 18(1): 46-47.  
CAO Xi-wu, DEN Qin-kai. Frequency analysis on the ECG waveform[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2001, 18(1): 46-47.

编辑 黄 莘