

文章编号:1671-6833(2006)02-0065-05

小波变换在心电信号处理及特征提取中的应用

师 黎, 王丽佳

(郑州大学电气工程学院, 河南 郑州 450002)

摘 要: 首先利用小波变换方法, 滤除心电信号中各种干扰, 包括工频干扰、肌电干扰和基线漂移等。再用基于 haar 的连续小波变换方法对 R 波峰值进行特征提取。然后根据医生的临床经验需要, 提出了一种交互式提取 ST 段的方案。最后对心电信号发生器产生的心电信号进行实验, 实验结果表明: 用连续小波变换方法对 R 波峰值进行定位准确度可达到 99.84%, 用交互式方法对 ST 段特征点的定位比较准确, 采用小波变换方法滤波对低频基漂也有较好的滤波效果, 能克服信号-噪声频带重叠。

关键词: 小波变换; 滤波; 特征提取; 心电信号

中图分类号: TP 274

文献标识码: A

0 引言

心电信号的分析在提高心血管疾病诊断效率和准确性方面有着十分重要的意义, 其研究主要包括: ①心电信号预处理研究, 即用各种滤波方法对心电信号中的噪声干扰进行抑制; ②波形检测和特征参数的提取; ③自动诊断技术的研究, 主要是利用软件计算完成对心电信号的自动诊断。笔者主要在心电信号滤波、R 波峰值提取、ST 段提取三方面做了一些探索。

心电信号波形的复杂性、各种类型噪声的存在以及生理上的变异, 都使心电信号特征的准确提取有很大困难。故在特征提取之前, 须对原始信号进行滤波。RC 滤波不适于对病人进行长期监护; 由于数字滤波的截止频率对心电信号影响较大, 截止频率太低无法很好地消除基线漂移, 截止频率太高会使 ST 段波形发生畸变。

R 波峰值提取的准确性直接影响 ST 段参数提取及心电信号中其它信息的分析。R 波峰值提取的方法有文献[1,2]中的差分阈值法, 但它对高频噪声十分敏感; 文献[3,4]的神经网络法, 因神经元数量多, 存在运算量大和实时性差的问题。

ST 段变化是心血管疾病诊断的重要依据^[5], 故对其特征提取成为心电信号分析中的重要部分。ST 段分析的主要问题是确定 ST 段的测量点, 目前一般采用以下几种方法: J+X 法, 其缺点是 J 点不易准确定位; R+X 法, 它要受到 QRS

波宽度变化的影响; 搜索法, 由于 T 波的起始点较难确定, 常常造成搜索困难。同时这几种方法对噪声十分敏感, 也不适应 ST 段的多样性。

笔者完成了对心电信号滤波、R 波峰值和 ST 段特征提取: 首先利用小波变换具有去除信号中的相关性和信号能量集中的特性, 对心电信号进行滤波。然后用 haar 小波对心电信号进行 1~32 尺度上的连续小波变换, 实现了对 R 波峰值的定位。并在此基础上利用交互式的方法对 ST 段起点和终点进行定位。最后利用心电信号发生器产生的心电信号数据(采样率为 4 000 Hz)检验了所提出的方法。

1 小波变换在心电信号噪声抑制中的应用

在数据采集和 A/D 转换过程中, 心电信号不可避免地受到各种类型的噪声干扰, 包括: 由于电源磁场作用于心电图机与人体之间的环形电路所致的 50 Hz/60 Hz 工频干扰; 由于病人肌肉紧张产生的肌电干扰; 由于病人呼吸运动或者由电极-电极-皮肤之间的界面阻抗所致的频响一般小于 1 Hz 的基线漂移。

其中工频干扰和肌电干扰属于高频干扰, 基线漂移属于低频干扰。本文利用小波变换多尺度多分辨率的特点, 对心电信号的高频干扰和低频干扰分别进行抑制。

1.1 高频干扰的抑制

信号经正交小波变换后, 可以最大程度地去

收稿日期: 2005-12-10; 修订日期: 2006-01-15

基金项目: 河南省重点科技攻关资助项目(422020901)

作者简介: 师 黎(1965-), 女, 河南尉氏人, 郑州大学教授, 博士, 主要从事检测技术与装置方向的研究。

除信号的相关性,将能量集中在少数小波系数上,这些系数是各个尺度下的模极大值.同时噪声经正交小波变换后仍是噪声,其小波系数仍互不相关,并且分布在各个尺度下的所有时间轴上.将小波变换在各个尺度下那些模极大值点保留,而将其它点置零,或是最大程度地减小,即可达到抑制噪声的目的.对有高频干扰的心电信号进行噪声抑制的具体过程如下:

(1) 对心电信号进行离散小波变换;

(2) 对小波变换后高频系数进行阈值量化;

(3) 心电信号的重构.根据小波变换后的第 N 层低频系数和经过量化后的各层高频系数,进行一维信号的小波重构.

在用一维小波进行信号的消噪处理过程中,最重要的环节就是选取阈值.一般有两种方法:①默认阈值消噪处理方法;②给定阈值消噪处理方法.比较两种方法,心电信号的高频干扰可能为工频干扰,也可能为肌电干扰,故用给定阈值法不好,而采用默认阈值消噪处理的适应性较强.

1.2 低频干扰的抑制

引起基线漂移的信号频率较低,反映在小波分解较大尺度的低频系数上.针对这一特点,对心电信号分解后较大尺度下的低频系数进行处理,即可滤除基线漂移.对有低频干扰的心电信号进行抑制的具体过程如下:

(1) 对心电信号进行离散小波变换;

(2) 找到小波变换后主要包含引起基线漂移的第 N 层低频系数,并将其置零;

(3) 心电信号的重构,根据 $1 \sim N$ 层高频系数,重新合成新的信号.

2 R 波峰值的提取

由于 R 波峰值是心电信号中的极值点,故选用具有一阶消失矩的 haar 小波对心电信号进行连续小波变换,根据小波变换后的过零点位置最终定位 R 波峰值^[6].具体的方法如下:

(1) 对心电信号进行连续小波变换,尺度是 $1 \sim 32$,则每个 R 波峰值的位置对应于小波变换的模极大值的会聚点,且每一个模极大值都存在于一个尺度-时间平面上的锥形区域内.

(2) 对心电信号按照每个心动周期进行分段,以便分别对每一个心动周期内的波形进行奇异性分析.

对信号进行分段的具体过程如下:

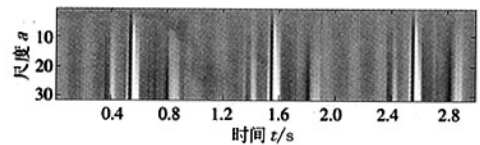
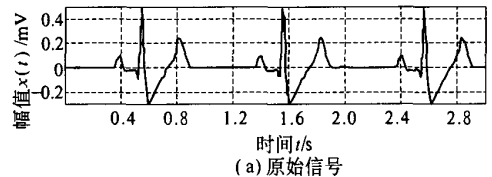
首先对尺度-时间图按尺度 a 的方向进

行累加,从而得到在尺度方向上小波变换的积分值随时间变化的曲线.对于 haar 小波而言,该曲线在 R 波之前有一个波峰,R 波之后有一个波谷.

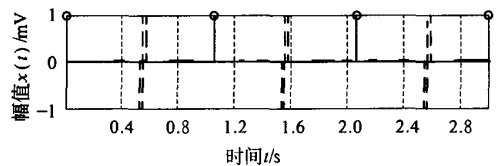
(2) 分别选其正、负极大值的一半作为正、负阈值,对积分值随时间变化的曲线进行阈值化处理,并令大于正阈值的点为 $+1$,小于负阈值的点为 -1 ,在两者之间的点为 0 .这样,在每一个 R 波之前就有一个 $+1$,之后有一个 -1 ,两者之间的区域为 0 .把某一个 -1 的位置和其后出现的第一个 $+1$ 的位置这一段数据的中点定位为心动周期的分割点,从而实现了对心电信号的分段,每一段都包括一个心动周期,而其 R 波在该段的中部.

(3) 在每一个心动周期内检测模极大值,从而确定 R 波峰值的位置.具体算法是:对每段信号的尺度-时间图分别找出在每一尺度下的正的极大值点和负的极大值点,其连线即是模极大值线.然后对每一条正、负模极大值线进行直线拟合,分别求出它们在尺度等于 0 时的位置.

以 0005 号数据为例,其具体提取过程如图 1 所示.



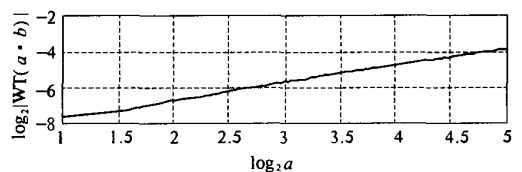
(b) 连续小波变换系数



(c) 心电信号分段

图 1 对心电信号分段

Fig.1 Segmenting the ECG signal



(a) 检测 R 波的奇异性

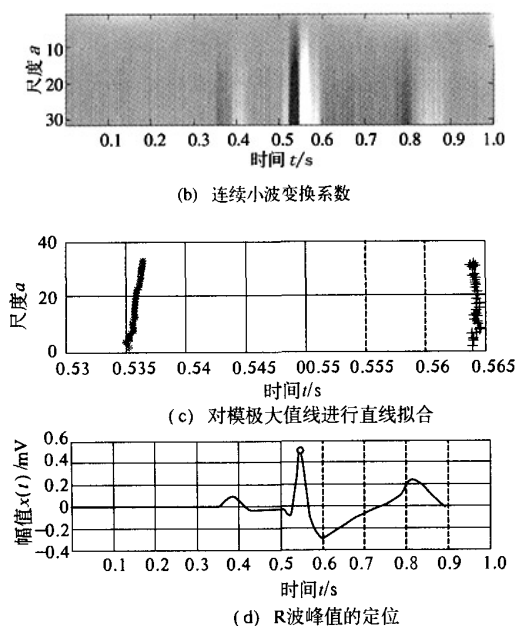


图2 对其中一段心电信号进行R波峰值的定位

Fig.2 Determining the peak value of R-wavelet

其中: 图1(a)中的 $|WT_x(a,b)| = \left| \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \right|$; 图(c)中“+”代表在各个尺度下的正的模极大值点, “*”代表负的模极大值点。

通过以上的定位过程, 可以得出R波峰值的位置在6245点处(每秒采样4000个点), 而实际R波的位置在6230点处, 说明采用这种方法能很好地对R波峰值进行定位。

3 ST段的提取

3.1 ST段起点、终点的定位

ST段起点和终点分别为S波的终点和T波的起点。作者利用ST段的相对稳定性, 提出一种交互式的方式来定位ST段起点和终点, 即让医生从输入的心电信号(经过前面的预处理某一导联的)的某一心搏中确定ST段的起点和终点, 例如让医生用鼠标点取, 然后用软件响应这个鼠标点击操作。经过医生证实和实验证明, 这种方法是比较合理可靠的, 能较好地保证ST段起点和终点的定位。交互式方法可以较好的适应ST段的多样性, 并且通过这种方法, 医生可以更多地参与心电信号的分析过程, 充分发挥医生的主观能动性, 使得软件的功能更加灵活。

3.2 ST段形态的检测

医学研究发现ST段的形态与心肌缺血有着

密切关系, 可以通过ST段的形态检测心肌缺血病症, 主要包括水平型压低、下垂型压低、上斜型压低、弓背向下型抬高、弓背向上型抬高等5种ST段形态。作者针对ST段这5种形态进行了识别, 并设计了一种比较简单、可靠、快速的识别方法。

设 $U(st)$ 为ST段电平值, d_1 为ST段起点、中点之间的斜率值, d_2 为ST段中点、终点之间的斜率。根据临床诊断标准, 本文按照下面规则对ST段形态进行判断:

- (1) 若 $U(st) \leq 0.1$ mV, 且 $U(st) \geq -0.1$ mV, 则ST段形态为正常;
- (2) 若 $U(st) \leq -0.1$ mV, 且 $d_1 < 0.5$, 且 $d_2 < 0.5$, 则ST段形态为水平型压低;
- (3) 若 $U(st) \leq -0.1$ mV, 且 $d_1 \geq 0.5$, 且 $d_2 \geq 0.5$, 则ST段形态为上斜型压低;
- (4) 若 $U(st) \leq -0.1$ mV, 且 $d_1 \leq -0.5$, 且 $d_2 \geq 0.5$, 则ST段形态为下垂型压低;
- (5) 若 $U(st) \geq 0.1$ mV, 且 $d_1 \leq -0.5$, 且 $d_2 \geq 0.5$, 则ST段形态为弓背向下型抬高;
- (6) 若 $U(st) \geq 0.1$ mV, 且 $d_1 \geq 0.5$, 且 $d_2 \leq -0.5$, 则ST段形态为弓背向上型抬高。

4 实验结果讨论

用作者所提出的方法对心电信号发生器产生的数据信号(采样率4000 Hz)进行检验, 并提供了一些有代表性心电信号的检验结果。

4.1 心电信号噪声的抑制结果

用小波变换方法对心电信号的干扰进行抑制的结果如图3、图4所示。

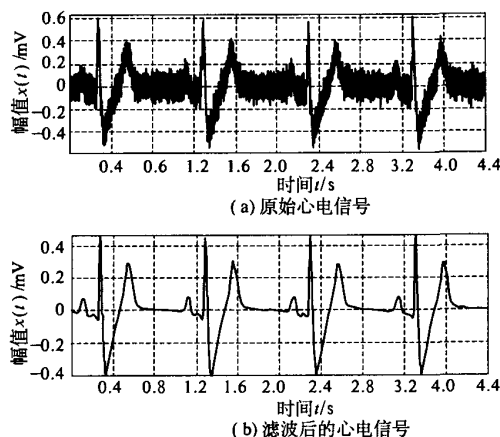


图3 对含高频干扰的心电信号进行滤波

Fig.3 Filtering the ECG signal containing high-frequency interference

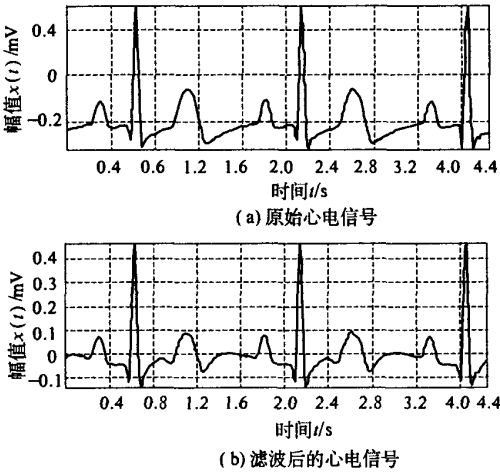


图 4 对含低频干扰的心电信号进行滤波
Fig.4 Filtering the ECG signal containing low - frequency interference

从图 3,图 4 的结果可以看出,用小波变换方法对心电信号的高频干扰、低频干扰具有有效的抑制作用,取得了很好的效果,且方法简单易行.

4.2 心电信号 R 波峰值定位结果

对 R 波峰值的定位结果如表 1 所示.

表 1 R 波峰值的定位结果

Tab. 1 The results of determining the peak value of R-wavelet

数据	实际 R 位置	测量 R 位置	误差/%
0001	5 133	5 147	0.273
0002	6 325	6 335	0.174
0003	6 294	6 312	0.286
0004	4 988	4 997	0.180
0005	6 230	6 245	0.257
0006	4 980	4 997	0.341
0007	4 476	4 470	0.134
0008	4 468	4 449	0.427
0009	6 649	6 651	0.030
0010	4 896	4 907	0.224
0011	7 885	7 891	0.076
0012	6 273	6 267	0.096
0013	7 039	7 034	0.071
0014	4 648	4 644	0.086
0015	7 406	7 395	0.149
0016	7 286	7 278	0.110
0017	5 606	5 613	0.125
0018	7 966	7 973	0.088
0019	7 723	7 732	0.117
0020	5 770	5 770	0
0021	6 679	6 690	0.164
0022	5 591	5 606	0.268
0023	5 102	5 108	0.118
0024	4 022	4 022	0
0025	4 850	4 859	0.186

说明:心电信号的采样频率是 4 000 Hz.
万方数据

由表 1 的提取结果可以得出 R 波峰值的定位准确度平均达到了 99.840 8%,结果证明用连续小波变换的方法对 R 波峰值进行定位是很准确的.

4.3 ST 段的提取结果

ST 段形态提取结果如下,图 5(a)~(e)分别为 ST 段上斜型压低、下垂型压低、水平型压低、弓背向上型抬高和弓背向下型抬高.图 5 中 ST 段起点和终点用“•”表示.

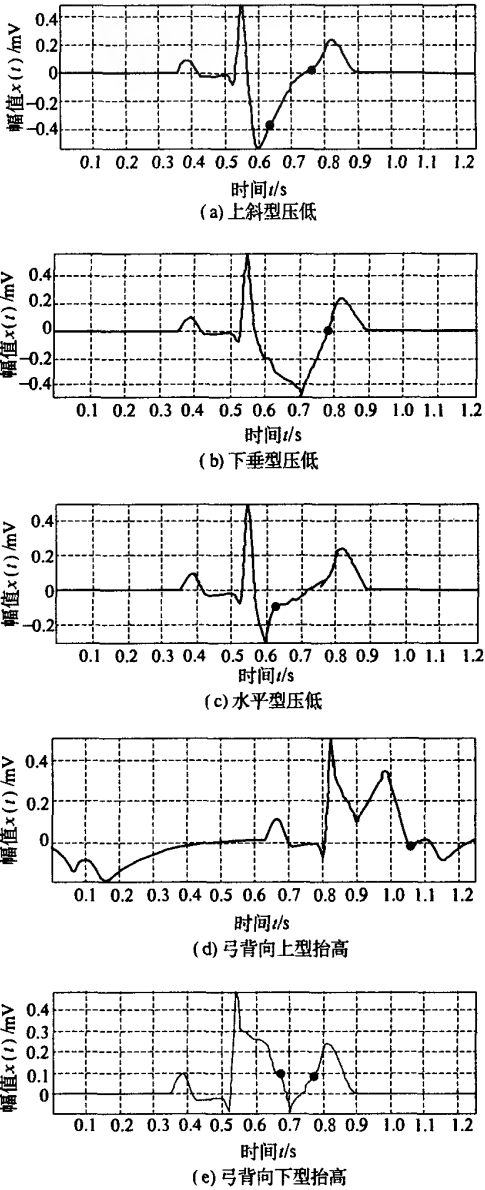


图 5 ST 的提取结果

Fig.5 Concave ST segment elevation

从图 5(a)~(e)说明利用上述方法对 ST 段特征点的定位比较准确,且能对 ST 形态进行较好的识别.

5 结论

笔者利用小波变换的方法对心电信号发生器产生的数据信号进行实验,完成了对心电信号的滤波和 R 波峰值的定位,最后利用交互式方法完成了对 ST 段的特征提取.实验证明笔者所采用的方法能成功地对心电信号特征点进行提取,并且有以下优点:

(1) 噪声滤除:采用小波变换方法进行心电信号的滤波能够达到滤波全面,特别是对低频基漂也具有较好的滤波效果,这是采用别的方法所不易实现的.另外,这种方法适应性较强,采用阈值的方法可以克服传统的滤波处理中无法解决的信号-噪声频带重叠的问题.

(2) R 波峰值的定位:用连续小波变换方法对 R 波峰值进行特征提取具有好的定位效果,尤其是作者心电信号的采样率是美国标准心信号库中心电信号 10 倍的情况下还能准确定位.

(3) ST 段检测:采用了人机交互方式,让医生

参与部分 ST 段分析工作,很好地利用了医生多年的临床经验,从而使得算法更灵活、可靠性更高.

参考文献:

- [1] MCLAUGHLIN N B. accuracy of automatic QT measurement techniques[J]. IEEE Trans on BME, 1993, 33(1): 192 ~ 200.
- [2] PAN J, TOMPKINS W J. A real-time QRS detection algorithm[J]. IEEE Trans on BME, 1985, 32(3): 230 ~ 236.
- [3] XUE Q Z, HU Y H, TOMPKINS W J. Neural-network - based adaptive matched filtering for QRS detection[J]. IEEE Trans on BME, 1982, 39(4): 317 ~ 319.
- [4] 于学鸿, 许小汉. 基于神经网络的波形检测方法[J]. 生物医学工程杂志, 2000, 17(1): 59 ~ 62.
- [5] 李 奎, 张 炜, 纪承寅. 大众心电图普及读本[M]. 北京: 军事医学科学出版社, 2002.
- [6] 汪源源. 现代信号处理理论和方法[M]. 上海: 复旦大学出版社, 2003.
- [7] 邓 华, 蔡迎春, 张 蓓. 小波变换在路用雷达信号处理中的应用[J]. 郑州大学学报(工学版), 2002, 23(1): 101 ~ 103.

The Extraction of the Characteristics of the Electrocardiogram Signals Using Wavelet Transformation

SHI Li, WANG Li - jia

(School of Electrical Engineering, Zhengzhou University, Zhengzhou 450002, China)

Abstract: Firstly, wavelet transformation is used to filter the disturbances in ECG signals, including powerline interference, electromyographic interference and baseline drifting. Then R - wavelet is picked up by a wavelet transformation based on the haar wavelet. And an alternant method based on the experience of the doctors is utilized to ascertain the starting points and vanishing points of the ST wave precisely, and the configuration of ST wave is identified. It proves that the method has the virtues of a wide applicable range and the high rate of correctly extracting ECG signal characteristic points via experimental results.

Key words: wavelet transformation; filtering; characteristic extraction; ECG signals