

文章编号:1000-582X(2002)05-0108-04

心电信号中 R 波的小波探测法*

朱洪俊, 秦树人, 曹 怡

(重庆大学 测试中心, 重庆 400044)

摘 要:心电信号中的 R 波是心室除极时所产生的电位突变, 是典型的峰值奇异信号。笔者研究了小波变换对心电信号 R 波峰值奇异点的精确检测机理, 分析了 Mexican hat 小波特有的时域特性, 该小波具有任意阶连续性、对称性和指数衰减, 具有零阶和一阶消失矩。因此 Mexican hat 小波基对 R 波具有良好的定位特性和分析精度。通过 MIT/BIH (Massachusetts Institute of Technology / Boston's Beth Israel Hospital) 心电数据库的测试和应用实例的验证, 即使在有严重噪声干扰的情况下, 该方法也很容易实现对 R 波的准确检测和精确定位, 具有相当高的定位精度(定位误差不大于 1 个采样点, 约 80% 能精确定位)和分析精度(不存在累计误差), 同时具有较高的实时性, 可以实现 R 波实时检测和分析。

关键词:心电信号; R 波; 心率; 小波变换

中图分类号:T113

文献标识码:A

R 波(图 1 所示)的探测在心电信号分析、处理和诊断中最为关键, 是区分正、异常心律的基础, 目前, 已有多种方法用于 R 波的探测^[1-3], 但在探测的正确率与实时性方面却不尽如人意。文献[1]中采用综合判断的方法和一系列探测策略, 可达到实时 R 波定位。但对于受噪声及伪差严重干扰的信号其误检率较高; 文献[2]中利用三阶样条小波对心电信号按 Mallat 算法进行小波变换, 其正确率虽高, 但探测速度却相对较慢, 这是因为三阶样条小波在不同尺度上的等效滤波器具有不同对称中心的反对称滤波器, 原始信号的奇异点与其小波变换后的各阶细节信号上的正极大值-负极小值对的零交叉点有固定的时间关系。这样, 探测原始信号上的每一个峰值奇异点在每阶细节信号上必须首先探测到一个正极大值-负极小值对, 再寻找它们的零交叉点, 并将其时移, 这样分析的实时性难以保证。采用离散小波变换的直接小波算法实现以 Mexican hat 函数为基本小波的小波变换, 使心电信号

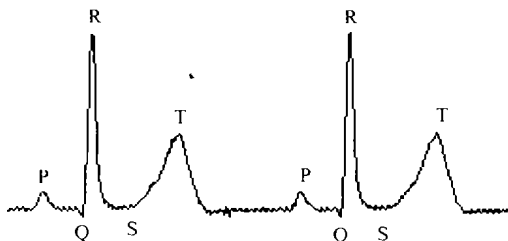


图 1 ECG 信号中的 R 波

上的峰值奇异点(R 波)在尺度域上仅对应一个模极大值链, 从而提高了探测的实时性。

1 小波变换探测 R 波的机理

1.1 基于小波变换的信号奇异性检测

信号中的奇异点及不规则的突变部分通常带有比较重要的信息, 它是信号的重要特征之一, ECG 信号中 R 波是心室除极时产生的电位突变, 在心率检测和心电信号特征分析中有着非常重要的意义。小波变换具有时空局部化特性, 因此小波变换为分析信号的奇异点及奇异点位置和奇异度的大小提供了有力的工具。

数学上通常用 Lipschitz 指数来描述信号的奇异性。

设 n 是一非负整数, $n < \alpha \leq n + 1$, 如果存在着 2 个常数 A 和 $h_0 (> 0)$, 及 n 次多项式 $P_n(h)$, 使得对任意的 $h \leq h_0$, 均有

$$|f(x_0 + h) - P_n(h)| \leq A |h|^\alpha$$

则称 $f(x)$ 在点 x_0 的 Lipschitz 指数为 α 。显然, Lipschitz α 指数越大, 函数越光滑。

当 Lipschitz $\alpha = 1$ 时, 函数在点 x_0 连续, 可微; 或导数有界, 但不连续。

Lipschitz $\alpha < 1$ 时, 函数在点 x_0 是奇异的。

Lipschitz $\alpha = 0$ 时, 函数在点 x_0 不连续但有界。

利用小波变换分析这种局部奇异性时, 小波函数取决于 $f(x)$ 在 x_0 点的邻域内的特性及小波变换所选

* 收稿日期:2002-01-01

作者简介:朱洪俊(1964-),男,四川达县人,重庆大学博士研究生,主要从事生物医学信号处理、虚拟仪器方向研究。

取的尺度。在小波变换中,局部奇异性可定义为:

设 $f(t) \in L^2(\mathbb{R})$, 若 $f(x)$ 对 $\forall x \in \delta x_0$, 小波 $\Psi(x)$ 连续可微, 且有 n 阶消失矩 (n 为正整数), 有:

$$|Wf(s, x)| \leq Ks^\alpha \quad K \text{ 为常数}$$

则称 α 为 x_0 点的奇异性指数 (也称为 Lipschitz 指数)。

对于 $\forall x \in \delta x_0$, 有 $|Wf(s, x)| \leq |Wf(x, x_0)|$, 则称 x_0 为小波变换在尺度 s 下的局部极值点。

1.2 R 波检测中的小波基选择

对于小波用于信号的奇异性探测, Mallat 及其合作者连续发表了 3 篇重要论文^[4-6], 建立了小波变换在尺度域上的模极大值线与相应奇异点 Lipschitz 指数间的数值关系, 确定了小波定量分析信号奇异性的基础。

定义 基本小波 $\Psi(t)$ 有 n 阶消失矩 (Vanishing Moment), 当且仅当对所有的正整数 $k < n$, 满足 $\int t^k \Psi(t) dt = 0$ 。

若探测信号 $X(t)$ 的 Lipschitz 指数最大值为 n , 则所采用的基本小波至少应有 n 阶消失矩。由于 ECG 信号的 R 波探测属于峰值探测, 其奇异性指数 $\alpha \leq 1$, 因此选用具有一阶消失矩的基本小波即可。

作者在进行 R 波探测时, 曾为确定小波基作过多次实验, 先后选用了 Harr, Mexican hat, 样条和 dbN 等小波基, 从这些实验中, 可以看出 Mexican hat 小波基对 R 波的探测效果较好, 这是因为 Mexican hat 函数无限光滑即无穷次可微, 因此它不对单独的噪声点敏感, 而其独特的时域性质, 使得它能够对信息进行漫画式的夸张, 使得包含信息的特征点特别突出。在频域中 Mexican hat 函数是一带通滤波器, 因此可以用 Mexican hat 小波进行多通道时-频联合分析。同时 Mexican hat 小波具有二阶消失矩, 所以作者采用 Mexican hat 小波来探测 R 波, 取得了良好的效果。由于 Mexican hat 小波不是正交小波基。故作者采用离散小波变换的直接算法来实现 R 波的探测。

1.3 特征尺度的选择

选择信号和噪声具有不同能量分布及能量变化趋势的几个连续尺度为特征尺度。一方面可利用小波变换相当于一系列带通滤波器的性质, 另一方面利用 Lipschitz 指数在某种程度上意味着信号在奇异点邻域从大到小的尺度上能量的增加或衰减的程度, 达到去噪的目的。

1.4 奇异点定位

根据文献[7]的定理 3, 信号 $X(t)$ 的所有奇异点在尺度-时间空间沿模极大值线上, 当尺度趋于零时定位, 即尺度越小的模极大值位置与原信号奇异点位置越接近, 以最小特征尺度上的模极大值位置对应于奇异点的位置。

由于 Mexican hat 小波是以原点左右对称, 因此原始

信号的奇异点在其小波的各阶细节信号上仍保持为极大值 (图 2 所示), 使得对原始信号奇异点 (R 波) 的探测变为对特征尺度上细节信号的一个极大值链的探测。

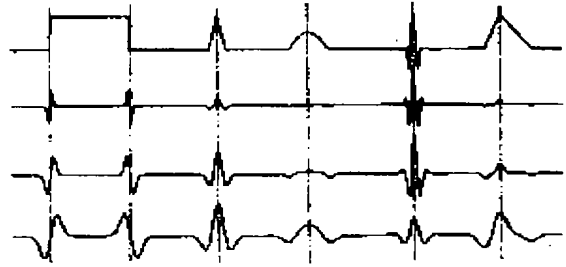


图 2 信号峰值奇异点与小波变换各尺度模极大值之间的对应关系

2 离散小波变换的直接算法

在离散小波变换中, 人们常采用 Mallat 算法, 即采用与小波变换相关联的滤波器组, 尺度按 2 的幂级数增长 ($a_0 = 2, a = 2^j$), 数据点数则每经一级分别作一次二抽取, 使数据减半, 从而实现离散小波变换。这对于非正交小波基 (如 Mexican hat, Morlet 等) 却无能为力。在对信号奇异点检测和分析中, 每次二抽取不便于进行奇异点的精确定位和准确分析, 因而必须采用更为有效的小波分解方法。离散小波变换的直接算法是从离散小波变换的定义出发, 通过对信号和基本小波进行采样。从而实现离散小波变换, 离散小波变换的直接算法只要求基本小波满足小波变换的基本条件即可, 因此在离散小波变换中具有普遍性。同时避免了每次二抽取不便于对奇异点的精确定位和准确分析的缺点, 成为分析信号奇异点的有效分解方法。

离散小波变换的直接算法, 指从给定的基本小波函数 $\Psi(t)$ 出发, 将信号 $X(t)$ 向各种尺度的小波空间投影, 获得二元小波谱, 再做进一步的变换, 即可得到信号 $X(t)$ 在各种尺度空间的分解分量, 这个过程称为信号 $X(t)$ 的离散小波变换直接算法。其数学原理为:

基本小波 $\Psi(t)$ 按如下方式生成的函数簇 $\{\Psi_{a,b}(t)\}$

$$\Psi_{a,b}(t) = |a|^{-\frac{1}{2}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad b \in \mathbb{R}, a \in \mathbb{R}^+ \quad (1)$$

$\Psi_{a,b}(t)$ 称为分析小波或连续小波。

式(1)中取 $a = a_0^m, b = nb_0 a_0^m, a_0 > 1, b_0 > 0, m, n \in \mathbb{Z}$

则 $\{\Psi_{a,b}(t)\}$ 变成离散小波基:

$$\Psi_{m,n}(t) = a_0^{-m/2} \Psi(a_0^{-m} t - nb_0) \quad (2)$$

令 $a_0 = 2, b = 1$ 则

$$\Psi_{m,n}(t) = 2^{-m/2} \Psi(2^{-m} t - n) \quad m, n \in \mathbb{Z} \quad (3)$$

称为二进离散小波基, 若满足规范正交条件, 则称为二进离散规范正交小波基。

若以 W_m 记 $\Psi_{m,n}(t)$ 张成的函数空间:

$$W_m = \text{span}\{\Psi_{m,n}, n \in Z\} \quad (4)$$

则有 $\bigcup_{m=-\infty}^{+\infty} W_m = L^2(R)$ 和 $\bigcap_{m=-\infty}^{+\infty} W_m = 0$

对于任意实测信号 $X(t)$ 总是能量有限的, 即 $X(t) \in L^2(R)$, 它在式(3,4) 所张成的空间 W_m 上的投影为:

$$W_{m,n} = \langle X(t), \Psi_{m,n}(t) \rangle = \int_R X(t) \cdot 2^{-m/2} \bar{\Psi}(2^{-m}t - n) dt (m \in z) \quad (5)$$

其中 $\bar{\Psi}$ 是 Ψ 的共轭, $W_{m,n}$ 叫做 $X(t)$ 的 m 尺度小波谱, m 称为尺度参数, n 称为平移参数, $W_{m,n}$ 是依赖于 m 和 n 的二元谱。

应用全部小波谱, 可获得信号 $X(t)$ 的重构

$$X(t) = \sum_m X_m(t) = \sum_m \sum_n W_{m,n} \Psi_{m,n}(t) \quad (6)$$

式中 $X_m(t) = \sum_n W_{m,n} \Psi_{m,n}(t)$ (7)

称 $X_m(t)$ 为信号 $X(t)$ 在尺度 m 上的分解分量, 称式(5)为信号的正小波变换, 式(6)为信号的逆小波变换^[7-8]。

3 R 波的探测结果

图3显示了作者在临床应用时的一个实测12导联心电图信号中的II导联信号, 采用上述的R波奇异点探测原理, 通过离散小波变换的直接算法, 实现了对ECG信号R波的探测, 在图3中分别示出了原始心电图信号和通过直接算法进行离散小波变换后的连续4个尺度的细节信号(片段), 从而准确地判定了R波的位置(在图中用短竖线示出)。

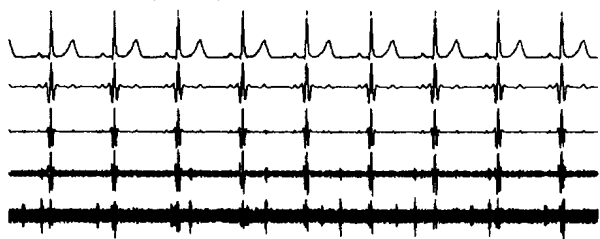


图3 临床12导联心电图信号中的II导联信号及其连续4个尺度分解后的细节信号

为了更进一步地证明其方法的正确性和有效性, 作者在MIT/BIH心电数据库中选取了4个典型信号, 其中信号101是有严重基线漂移的正常心律心电图信号, 信号105是含有大量室性期前收缩的心电信号, 信号213是无噪声干扰的正常心律心电图信号, 信号217是使用心脏起搏器的心律心电图信号, 在图4~图7中显示了其R波的探测结果(在图中用短竖线示出)。表1中列出了该方法对MIT/BIH心电数据库中的信号101, 105, 213, 217和作者在临床中采集的信号其R波

的探测结果。



图4 信号101及其连续4个尺度分解后的细节信号



图5 信号105及其连续4个尺度分解后的细节信号



图6 信号213及其连续4个尺度分解后的细节信号



图7 信号217及其连续4个尺度分解后的细节信号

综合分析表1所列出的误检心率节拍数, 伪差是产生误判的主要原因, 特别是伪差点后紧接着出现的R波(少于200ms), 将会出现漏检, 此外由于在同一尺度的某个R波经小波变换后其值较相邻的两个R波小波变换后的值小很多时, 也将导致漏检。在实际临床检测中, 只要病人能配合检测, 其伪差是可以消除的。因此, 其发生的概率较小。

表1 R波检测结果

信号	心率节拍总数	误判数	漏检数	误检心率节拍数	误检率/%
101	1 865	3	0	3	0.16
105	2 572	27	31	58	2.26
213	3 251	4	5	9	0.28
217	2 208	5	2	7	0.32
临床	1 307	1	1	2	0.15
	11 203	40	39	79	0.70

在检测速度方面,作者利用 MIT/BIH 心电数据库作过多次测试,现以信号 201 的第一通道信号为例来说明其检测速度。信号 201 是一个两通道 6 min 的心电数据,采样频率为 360 Hz,每通道有 130 000 个采样点。作者在 Pentium 350 MHz, RAM 64 MHz, Windows 98 系统下,采用 Visual C++ 6.0 企业版,用离散小波变换的直接算法,在连续 7 个尺度上分解,总的检测时间为 4.12 s,如果在单一尺度上分解,则检测时间为 0.794 s。在心电监护中,采用较短时间(如 5 s、10 s)的心电数据,可以实现实时 R 波检测。

在检测精度方面,作者也作过多次测试,将检测出的 R 波位置与心电信号中 R 波的实际位置对照,其误差不大于 1 个采样点(约 80% 能准确定位),不存在累计误差,具有较高的定位精度。

4 结 论

在文中,利用 Mexican hat 小波采用离散小波变换的直接算法来探测 ECG 信号中的 R 波,这种方法有如下的一些特点:

- 1) 利用小波离散小波变换各尺度变换结果,即使在有严重的噪声信号、基线漂移和干扰的情况下,也很容易实现对心电信号 R 波的探测;
- 2) 具有较高的实时性,可以实现心电信号的实时分析和检测;
- 3) 具有较高的定位精度(定位误差不大于 1 个采样点,约 80% 能准确定位)和分析精度(不存在累计误差);

4) 由于 Mexican hat 小波独具的时域特性,特别适合于 ECG 信号 R 波这类峰值奇异点的探测;

5) 在 ECG 信号 R 波这类峰值奇异点的探测中,以对称光滑函数为基本小波较反对称函数小波更为简单,其实时性更强。

参考文献:

- [1] PAN J, TOMPKINS W J. A real time QRS detection algorithm [J]. IEEE Trans. on BME, 1985, 32(3): 230 - 236.
- [2] LI CUIWEI, ZHENG CHONGXUN, TAI CHANGFENG. Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms [J]. IEEE Trans on BME, 1995, 42(1): 21 - 28.
- [3] SHUBHA KADMBE. Wavelet transform - based QRS complex detector [J]. IEEE Trans. on BME, 1999, 46(7): 838 - 848.
- [4] MALLAT STEPHANE, ZHONG SIFEN. Characterization of signals form multiscale edges [J]. IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 1992, 14(7): 710 - 732.
- [5] MALLAT STEPHANE, HUANG WENLIANG. Singularity detection and processing with wavelet [J]. IEEE Trans. on Information Theory, 1992, 38(2): 617 - 643.
- [6] MALLAT STEPHANE, ZERO - Crossing of a wavelet transform [J]. IEEE Trans. on Information Theory, 1991, 37(4): 1 019 - 1 033.
- [7] QIN SHUREN. Sampling principle and technology in wavelet analysis for signals [J]. Chinese Journal of Mechanical Engineering, 1998, 11(4): 257 - 263.
- [8] 陈志奎. 工程信号中的小波采样和小波分析 [J]. 重庆大学学报(自然科学版), 1996, 11(5): 1 - 9.

Detection Method for R - Wave of ECG Signal With Wavelet Transform

ZHU Hong - jun, QIN Shu - ren, CAO Yi

(Test Center of Chongqing University, Chongqing 400044, China)

Abstract: The R - wave of ECG signal represents the electrical activation of the ventricles, which initiates ventricle contraction, and the typical peak value singular signal, so the R - wave of ECG signal is localized precisely and analyzed accurately using the wavelet transform. The principium of the precise detection method for R - wave in ECG signal is researched. The special properties of Mexican hat wavelet in time - domain are analyzed, too. This wavelet has every order continuity, symmetry, exponential attenuation and one vanishing moment. For this reason, the mexican hat wavelet basis has the excellent localization and analyzing precision. Using the MIT/BIH (Massachusetts Institute of Technology / Boston's Beth Israel Hospital) Arrhythmia Database and the applications in clinic, the precise detection method can detect accurately and localize precisely to the R - wave in ECG signal in the serious noise signal. This method has the quite high locating precision (its error is not more than one sampling point and the points of the R - wave in ECG signal about 80 percent are localized precisely) and analyzing accuracy (no accumulative error). The real - time of the method is excellent, and the real - time detection to the R - wave of ECG signal can achieve using this method.

Key words: ECG signal; R - wave; heart rate; wavelet transform

(责任编辑 张小强)