

文章编号:1001-9081(2006)05-1223-03

基于小波变换与形态学运算的 R 波检测算法

季 虎,毛 玲,孙即祥

(国防科学技术大学电子科学与工程学院,湖南长沙 410073)

(love63901@sina.com)

摘要:提出了一种基于小波变换与形态学运算的 R 波检测算法。采用二进 Marr 小波的 Mallat 算法对心电信号作多分辨率分解,利用数学形态学运算突出信号的峰谷点特征,将小波变换模极大值检测原理与形态学峰谷检测算法相结合,不仅可以实现对 R 波的准确检测和精确定位,同时也具有较好的算法实时性。

关键词:心电信号;二进 Marr 小波;数学形态学;Mallat 算法

中图分类号:TP391 **文献标识码:**A

R-wave detection algorithm based on wavelet transform and mathematical morphology

JI Hu, MAO Ling, SUN Ji-xiang

(College of Electronic Science and Engineering, National University of Defense Technology, Changsha Hunan 410073, China)

Abstract: A new algorithm for detecting R-wave of ECG was proposed on the basis of wavelet transform and morphological operation. In this paper, Mallat algorithm based on dyadic Marr wavelet transforms was used to multi-resolution analysis on the signal, and mathematical morphology operation was used to clarify the signal's peaks and valleys. Test results showed that the detection method not only can detect accurately and localize precisely to the R-wave of ECG signal, but also can achieve the real-time detection.

Key words: ECG(Electrocardiograph) signal; dyadic Marr wavelet; mathematical morphology; Mallat algorithm

0 引言

心电图 QRS 波群的准确检测是心电信号自动分析的基础,其中 R 波的精确定位是关键。近年来,国内外有不少学者把小波变换用于心电信号特征识别的研究,其中以文献[1,2]的研究工作最具代表性。他们分别采用二次样条函数和高斯函数的一次导数作为小波基,用 Mallat 算法计算小波变换,通过检测小波变换模极大值对之间的过零点定位 R 波。这种算法虽然正确率很高,但检测速度却相对较慢,实时性不好。

本文采用 Marr 小波设计小波滤波器,利用 Mallat 算法计算小波变换,使得 ECG 信号的 R 波峰值奇异点在小波尺度域上仅对应于一个模极大值(链),从而使检测 R 波峰值点更为容易。数学形态学运算^[3,4]通过局部修改信号的几何特征,可以充分利用原始心电信号的形态特征来检测波形。本文将小波变换模极大值检测算法和形态学峰谷提取算法相结合,提出了基于小波变换和形态学运算的 R 波检测新算法,经 MIT/BIH 标准心电数据库数据检验,其 R 波检测的正确率达 99.86% 以上。

1 R 波检测原理

1.1 小波变换检测原理

1.1.1 小波基的选择

Marr 小波(也称 Mexican hat 小波)是高斯函数的二阶导

数与常数的乘积,即:

$$\Psi(t) = -\frac{2}{\sqrt{3}}\sigma^{-\frac{1}{4}}(1-t^2)\exp\left(-\frac{1}{2}t^2\right), \quad t \in R \quad (1)$$

由式(1)可以看出,Marr 小波具有任意阶连续性、对称性和指数衰减,并且具有一阶和零阶消失矩,可用于信号的奇异性检测。由于 Marr 小波函数具有无限光滑性即无穷次可微,不对单独的噪声点敏感,加上其独特的时域性质,使得包含信息的特征点特别突出。因此,本文选用 Marr 小波基来检测 R 波峰值奇异点。

采用 Marr 小波作为母函数,计算得到的小波分解滤波器系数 h_{0k} 和 h_{1k} 见表 1。

表 1 Marr 小波基的小波滤波器系数

| K | -5 | -4 | -3 | -2 | -1 | 0 |
|----------|---------|---------|---------|---------|---------|--------|
| h_{0k} | 0.0032 | -0.0132 | 0.0393 | 0.0450 | 0.2864 | 0.4317 |
| h_{1k} | 0.0039 | 0.0062 | -0.0226 | -0.1120 | -0.2309 | 0.7118 |
| K | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | |
| h_{0k} | 0.2864 | 0.0450 | 0.0393 | -0.0132 | 0.0032 | |
| h_{1k} | -0.2309 | -0.1120 | -0.0226 | 0.0062 | 0.0039 | |

1.1.2 R 波峰值奇异点的定位原理

文献[5,6]对信号的奇异点与其小波变换关系的研究表明:信号 $f(x)$ 的所有奇异点在尺度-时间空间沿模极大值线上,且其小波变换 $W_s f(x)$ 在 s 充分接近于零时,其模极大值点是信号变化的突变点。对于二进小波变换,信号的奇异点在最小的尺度上对应于小波变换的模极大值点。

收稿日期:2005-11-21;修订日期:2006-03-01

作者简介:季虎(1972-),男,宁夏盐池人,工程师,博士研究生,主要研究方向:计算机视觉、图像处理、模式识别;毛玲(1980-),女,山东聊城人,博士研究生,主要研究方向:计算机视觉、智能信息处理;孙即祥(1946-),男,天津人,教授,博士生导师,主要研究方向:计算机视觉、图像处理、模式识别。

由于二次微分 Marr 小波是以原点左右对称的,因此原始信号的奇异点在其小波变换的各阶细节信号上仍保持为极大值,这就使得对原始 ECG 信号 R 波峰值奇异点的检测可以转化为对特征尺度上细节信号的一个极大值链的检测,如图 1 所示。相比之下,该方法克服了李翠微和 Sahambi^[2]等人采用一次微分小波检测奇异点的以下缺陷:

- (1) 通过检测小波模极大值对过零点位置检测信号奇异点时易受噪声干扰影响,定位精度的稳定性难以保证;
- (2) 一次微分小波变换算法中需借助于一对相邻的模极大值点位置及两者间的斜率间接确定 R 波位置,计算比较繁琐;
- (3) 一次微分小波在奇异点定位时,需要在不同尺度下采用不同的时延进行修正,由于其修正量与小波变换的尺度和信号的波形有关,不仅增加计算负担,而且还影响到定位精度。

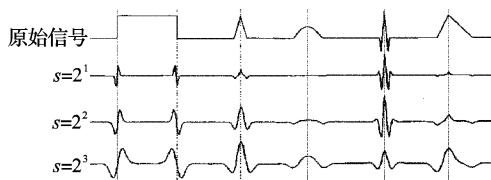


图 1 信号峰值奇异点与二次微分小波变换各尺度模极大值之间的对应关系

1.2 数学形态学检测原理

1.2.1 ECG 信号中形态学算子的定义

可以将数学形态学方法推广应用到一维的 ECG 信号的波形检测与特征点提取。下面给出形态学中最基本的膨胀、腐蚀、开运算和闭运算的定义:

设一维 ECG 信号的数字化序列为 $f(n)$ ($n = 0, 1, \dots, N - 1$), 结构元素为 $k(m)$ ($m = 0, 1, \dots, M - 1$), 且有 $N > M$, 则信号 $f(n)$ 关于结构元素 $k(m)$ 的形态学运算子定义为:

膨胀算子:

$$(f \oplus k)(n) = \max_{m=0,1,\dots,M-1} \{f(n-m) + k(m)\}, \\ n = M - 1, M, \dots, N - 1 \quad (3)$$

腐蚀算子:

$$(f \ominus k)(n) = \min_{m=0,1,\dots,M-1} \{f(n+m) - k(m)\}, \\ n = 0, 1, \dots, N - M \quad (4)$$

开运算:

$$f \circ k = ((f \ominus k) \oplus k) \quad (5)$$

闭运算:

$$f \cdot k = ((f \oplus k) \ominus k) \quad (6)$$

可以看出,形态学运算实际上仅包括加、减以及比较等简单运算,因此运算速度非常快。

1.2.2 基于形态学算子的 R 波检测原理

电信号特征点的形态学检测算法是基于峰谷提取的思想提出来的。形态学开运算的结果削平信号的波峰,闭运算的结果填充信号的波谷,因此,从原始输入信号 $f(n)$ 中分别减去结构元素 $k(m)$ 对信号 $f(n)$ 的开运算和闭运算的差,就分别得到了信号的波峰信息和波谷信息。波峰提取算子 PE 和波谷提取算子 VE 分别定义为:

$$PE(f) = f - f \circ k = f - ((f \ominus k) \oplus k) \quad (7)$$

$$VE(f) = f - f \cdot k = f - ((f \oplus k) \ominus k) \quad (8)$$

综合上述两式,可得同时提取信号波峰和波谷的算子 PVE 定义如下:

$$PVE(f) = PE(f) + VE(f) \quad (9)$$

对信号进行形态学运算提取波峰或波谷的宽度取决于所选择的直线型结构元素 $k(m)$ 的宽度 M 。利用 ECG 信号中 QRS 波群与其他子波时限长度不同的特点,通过选取适当大小的 M ,利用算子 PVE 对 ECG 信号进行形态学运算后,在新产生的波形中特征信号 QRS 波群的波峰和波谷将被突出出来,而其他的小波峰和小波谷则被映射成平坦信号区域,通过检测峰谷位置,就可以有效地定位出 R 波位置。

2 基于小波变换与形态学运算的 R 波检测算法

2.1 检测算法原理

首先将经过预处理后的 ECG 信号通过形态学运算生成一个新的波形,以突出特征信号 QRS 波群的峰、谷信息,同时有效克服低频噪声、基线漂移和高幅伪差信号的干扰;其次采用二进 Marr 小波作为基函数,利用 Mallat 算法对形态学运算后的 ECG 信号进行小波变换,然后根据小波变换模极大值检测原理,在 QRS 波群具有最大小波变换幅度而其他频率分量都有较大衰减的 $s = 2^3$ 和 $s = 2^4$ 小波尺度上进行 R 波的检测。

2.2 检测算法流程

基于小波变换与形态学运算的 R 波检测算法流程图,如图 2 所示。

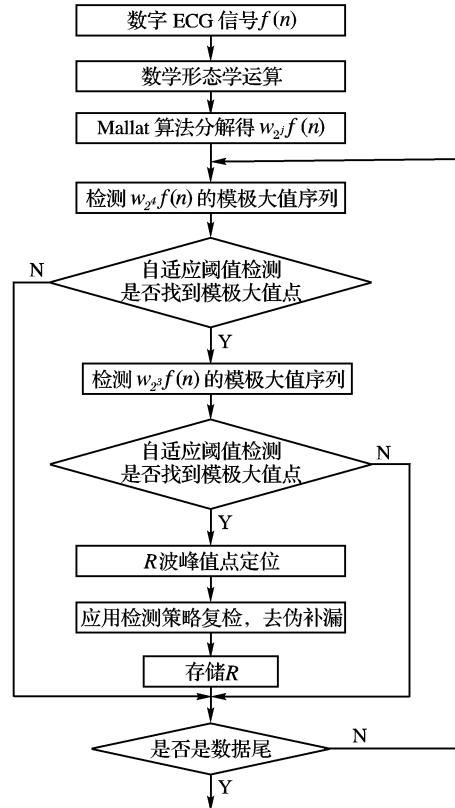


图 2 算法流程

为了提高检测率,还运用了以下附加策略去伪补漏:

(1) 可变阈值

用来去除冗余模极大值的检测阈值 ϵ_{th}^j 是自适应变化的,采用如下公式进行更新:

$$\epsilon_{th}^j = 0.3 \cdot R_u^j \quad (10)$$

$$R_{th}^j = \begin{cases} R_{th}^j, & W_2f(n) > 2R_{th}^j \\ \frac{3}{4}R_{th}^j + \frac{1}{4}W_2f(n), & \text{其他} \end{cases} \quad (11)$$

其中, R_{th}^j 是小波变换尺度 j 下的模极大值初始阈值。

(2) 不应期

除室颤室扑外,一般人的心率小于 300 次/min,也就是说一次 QRS 波产生后其一定时间间隔内不会产生另一个 QRS 波。因此,在检测到一个 QRS 波后,设置一个绝对的不检测期。本文中不应期选取为 200ms。

(3) 回溯算法

有时由于心率失常, QRS 波幅度、频率突然变得很小, R 波峰点所对应的模极大值达不到阈值,导致漏检。为解决这一问题,可计算前十个 RR 间期的平均值作为近期平均心动周期 T,若本段内检测到的 R 峰间隔大于 $1.66T$,则在这两个 R 峰点间降低幅度阈值到原有的一半再进行搜索,如果经过几次搜索后阈值低于设定的最低阈值门限,则停止搜索。

3 测试

为了检验本文算法的有效性,以 MIT/BIH 标准心电数据库数据作为样本进行测试,这些数据文件包含了两个导联的心电信号,长约 30min,本文仅对其中第一通道信号进行处理。

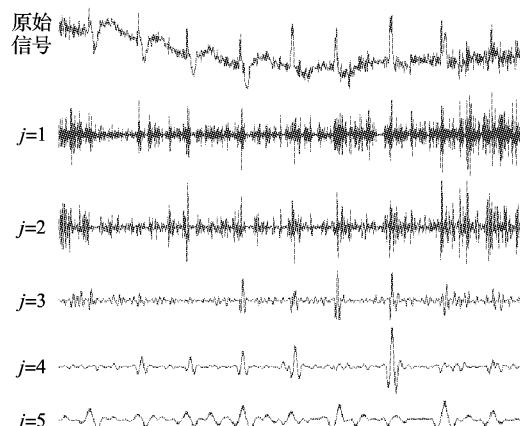


图 3 受噪声干扰严重的 ECG 信号

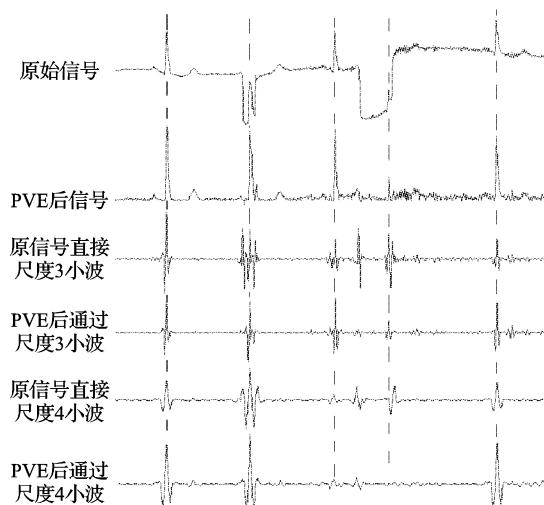


图 4 含有基线漂移和伪差的 ECG 信号

图 3 是受噪声干扰严重的 ECG 信号, 经过小波变换后可以发现在第 3、4 尺度以上噪声已经得到很好抑制。图 4 是含

有严重基线漂移和伪差的 ECG 信号,可以看出,当遇到信号急剧变化的情况,直接采用小波变换方法会产生脉冲波,而采用数学形态学方法则可以有效消除基线漂移和伪差影响,比较容易的检测出 R 波位置。表 2 给出了本文算法和文献[1]算法对 MIT/BIH 标准心电数据库 46 个病例的检测结果。可以看出,本文算法有 53 个漏检,95 个误检,总共错误检出 148 个,而文献[1]算法总共错误检出数为 177 个。可见,本文算法对 R 波的检测效果很好,检出率达到了 99.86% 以上,算法鲁棒性强,优于传统的基于一次微分小波的检测算法。

表 2 MIT/ BIH 数据文件的 R 波检测结果

| | 文件数 | 漏判 | 误判 | 实际 R 波总数 | 总的错检数 | 检测率 | 错检率 |
|-------|-----|----|-----|----------|-------|--------|-------|
| 本文算法 | 46 | 53 | 95 | 103 891 | 148 | 99.86% | 0.14% |
| 文献[1] | 46 | 65 | 112 | 103 891 | 177 | 99.83% | 0.17% |

在检测速度与精度方面,作者利用 MIT/BIH 心电数据库作了测试。在 PC 机上(P4 2.4G, 内存 256M)采用 VC++6.0 实现本文算法,对采样率为 360Hz, 长度为 30min 的心电信号进行处理,总的检测时间约为 120s。在心电监护中,通常采用较短时间(如 5s、10s)的心电数据,因此采用本算法基本实现了 R 波的实时检测。在检测精度方面,将本文算法检测出的 R 波位置与心电信号中 R 波的实际位置相对照,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 结语

本文提出了一种基于小波变换与形态学运算的 R 波检测算法。该算法有如下一些特点:

- 1) 将形态学运算与小波变换的模极大值检测算法相结合,即使在有严重噪声影响、基线漂移和其他干扰的情况下,也能很好地实现对心电信号 R 波的检测与定位;
- 2) 选用对称光滑的 Marr 小波检测心电信号的 R 波峰值奇异点,较之采用反对称的一次微分小波,检测算法更为简单,可以实现心电信号的实时检测和分析;
- 3) 采用了形态学峰谷提取算子,可以突出目标波群与背景的差别,有效消除基线漂移、运动伪迹等干扰的影响,且当相邻两个 R 波之间的幅度相差过大时,可以调整其幅度使之相近,便于采用统一的阈值方法进行检测。

参考文献:

- [1] LI G, ZHENG C, TAI C. Detection of ECG characteristic points using Wavelet Transforms[A]. IEEE Trans. Biomed. Eng., 1995, 42(1): 21 - 28.
- [2] SAHAMBI JS, TANDON SM, BHATT RKP. Using wavelet transforms for ECG characterization[J]. IEEE Eng. Med. Biol, 1997, 16(1): 77 - 83.
- [3] CHU CHH, DELP EJ. Impulsive noise suppression and background normalization of electrocardiogram signals using morphological operators [J]. IEEE Trans on BME, 1989, 36(2): 262 - 273.
- [4] TRAHANIAS PE. An approach to QRS complexes detection using mathematical morphology[J]. IEEE Trans on BME, 1993, 40 (2) : 201.
- [5] MALLAT S. Zero-crossing of a wavelet transforms[J]. IEEE Trans. on Information Theory, 1991, 37(4): 1019 - 1033.
- [6] MALLAT S. Singularity detection and processing with wavelet[J]. IEEE Trans. on Information Theory, 1992, 38 (2): 617 - 643.