

## 基于小波变换的自适应 QRS-T 对消 P 波检测算法

季 虎 孙即祥 王春光

(国防科技大学电子科学与工程学院 长沙 410073)

**摘 要:** 该文提出一种基于小波变换的自适应 QRS-T 对消 P 波检测算法。首先采用二进 Marr 小波的 Mallat 算法对心电信号作多尺度分解, 在每个尺度下只保留超过一定阈值的小波模极大值点, 其它点置零处理。在小波分解的 3, 4 尺度下检测 QRS 波群, 并根据心拍节律信息和 QT 间期, 将 QRS-T 波群所对应的小波模极大值点进行自适应对消, 最后对包含 P 波的剩余信号进行非线性放大, 利用小波模极大值的自适应阈值检测方法定位 P 波。该方法经 MIT-BIH 心电数据库数据验证, 取得了满意的结果。

**关键词:** 心电信号; 二进 Marr 小波; Mallat 算法; P 波检测

**中图分类号:** TN911.23, R540.4<sup>+</sup>1

**文献标识码:** A

**文章编号:** 1009-5896(2007)08-1868-04

## An Adaptive QRS-T Cancellation Based on Wavelet Transform for P-wave Detection

Ji Hu Sun Ji-xiang Wang Chun-guang

(College of Electronic and Engineering, National Univ. of Defense Technology, Changsha 410073, China)

**Abstract:** A new algorithm for detecting P-wave is proposed by an adaptive QRS-T cancellation technique based on wavelet transform. In this paper, Mallat algorithm of the Marr wavelet transforms is used to prosecute multi-resolution analysis for the ECG signal, for each scale, only the local extrema of the transformation are kept while the other values are set equal to zero. Then QRS waves are located based on modulus maximum values, and QT interval is estimated subsequently. The QRS-T adaptive cancellation is conducted in the transformed domain by keeping only the DWT extrema present outside the QRS-T interval. The residual signal including the P wave is magnified by the nonlinear transform, and P wave position is achieved by the adaptive threshold detection of modulus maximum values. This method is used to detect the P-wave of ECG data from MIT-BIH, and got satisfactory results.

**Key words:** ECG signal; Dyadic Marr wavelet; Mallat algorithm; P-wave detection

### 1 引言

心电图(ECG)中P波的准确检测对于心律分析是至关重要的。由于P波属于低幅、低频信号, 很难与噪声干扰相分离, 因此较QRS波群的检测要困难的多。尤其在长时间动态ECG信号检测中, 由于较大干扰噪声的存在, 常使得P波在心电图上没有明显表现或为噪声所淹没, 因此, 对P波的检测是心电信号自动分析技术中的一个难题。

到目前为止, 对P波的检测算法大致可以分为两大类: 一是窗口搜索法, 即首先找到心电信号的R波位置, 以R波为基准, 在其前一定的区域内定义一个搜索窗口, 在该窗口内通过各种变换或特征提取的方法来检测P波。二是对消法, 即通过对消掉在心电周期信号中占有较大能量成份的QRS-T波群和其它噪声分量的方法, 突出所要检测的P波信号后再进行检测。现有的P波检测算法主要有神经网络法<sup>[1]</sup>、自适应滤波检测法<sup>[2-5]</sup>、小波变换法<sup>[6-8]</sup>等。本文在总结分析现有方法的基础上, 提出了一种基于小波变换的自适应

QRS-T对消检测P波方法。

### 2 P 波检测算法

#### 2.1 基于 Marr 小波变换的 ECG 波形检测原理

利用小波变换进行ECG信号波形检测和特征点定位的技术已经非常成熟, 如李翠微<sup>[6]</sup>和Sahambi等人<sup>[7]</sup>分别采用二次样条函数和高斯函数的一阶导数作为小波, 对ECG信号进行波形检测和特征点定位, 其算法的核心是在某一尺度或某几个尺度内搜索小波变换模极大值-极小值对之间的过零点定位波峰位置。本文采用了Marr小波设计小波滤波器, Marr小波是高斯函数的二阶导数与常数的乘积, 即 $\psi(t) = (2/\sqrt{3})\pi^{-1/4}(1-t^2)\exp(-t^2/2)$ ,  $t \in R$ 。采用Marr小波作为母函数, 计算得到的小波滤波器系数 $h_k$ 和 $g_k$ , 见表1。

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然保持为极大值, 这就使得对原始ECG信号波峰奇异点的检测转化为对特征尺度上细节信号的一个模极大值链检测, 如图1

表1 Marr小波基的小波滤波器系数

$K$	-5	-4	-3	-2	-1	0	1	2	3	4	5
$h_k$	0.0032	-0.0132	0.0393	0.0450	0.2864	0.4317	0.2864	0.0450	0.0393	-0.0132	0.0032
$g_k$	0.0039	0.0062	-0.0226	-0.1120	-0.2309	0.7118	-0.2309	-0.1120	-0.0226	0.0062	0.0039

所示。相比之下,该方法克服了传统的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,定位精度和稳定性难以保证;
- (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 ECG 特征子波峰位置,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。

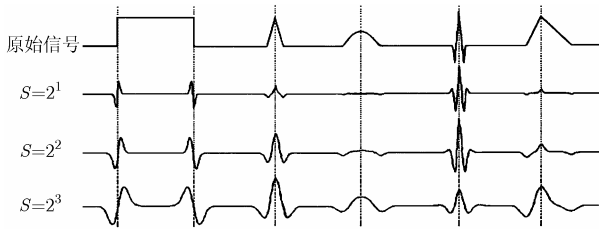


图1 信号峰值奇异点与其Marr小波变换各尺度下模极大值之间的对应关系

采用Marr小波基,对一段ECG信号利用Mallat算法进行5个尺度的小波分解,在每个小波尺度下,只保留超过一定阈值的小波模极大值点,如图2所示。可以看出,对原始心电信号经小波变换后,高频噪声信号主要落在 $S = 2^1$ 和 $S = 2^2$ 低尺度信号上;在 $S = 2^3$ 和 $S = 2^4$ 尺度上QRS波群的能量最大,模极大值幅度表现得最为突出,在这两个尺度上检测QRS也最为容易;P波模极大值在 $S = 2^3$ , $S = 2^4$ 和 $S = 2^5$



图2 对心电信号进行5个尺度的小波变换模极大值结果

尺度上都有所体现,但其主要能量集中在 $S = 2^4$ 和 $S = 2^5$ 尺度信号上,而基线漂移则主要落在 $S = 2^5$ 以上的高尺度信号上。经综合权衡后,本文选择在 $S = 2^3$ 和 $S = 2^4$ 尺度上利用自适应QRS-T对消方法检测P波。

### 2.2 基于小波变换的自适应QRS-T对消检测P波方法

本文提出的基于小波变换的自适应QRS-T对消检测P波方法,其检测流程为:首先采用Marr小波基,利用Mallat算法对ECG信号进行5个尺度的小波分解,在每个尺度上只保留小波模极大值超过某一阈值的模极大值点,其它点置零处理;此处的阈值设定需根据ECG信号小波模极大值的变化具有自适应调整功能。其次,在小波变换的 $S = 2^3$ 和 $S = 2^4$ 尺度上利用小波模极大值方法检测QRS波群,并利用经验公式 $QT = QT_c \cdot \sqrt{RR}$ 估算每个心电周期的QT间期值。其中 $QT_c$ 是修正QT间期,对于一个特定个体的心电图信号而言近似为一个常数,RR代表当前心拍与其后一个心拍的RR间期。根据计算的QT间期及心拍的节律信息将 $S = 2^3$ 和 $S = 2^4$ 尺度上对应于QRS-T波群的模极大值点逐拍进行对消,得到去除了QRS-T波群的剩余信号。最后,将对消后的主要包含P波的剩余信号进行非线性的平方运算,利用自适应的小波模极大值阈值检测方法最终实现P波的检测。

由于在小波变换的 $S = 2^3$ 和 $S = 2^4$ 尺度上可以较准确地检测出QRS-T波群,因此可将该尺度下QRS-T波群所对应的信号分量很好地对消掉,使得对消后的剩余信号中P波能量在整个心电信号中所占的比重大为增强,便于检测;同时,在 $S = 2^3$ 和 $S = 2^4$ 尺度上检测P波,受高频噪声和基线漂移的影响很小。图3给出对一段ECG信号经Marr小波变换后,在 $S = 2^3$ 和 $S = 2^4$ 尺度上的模极大值及自适应QRS-T对消后的结果。可以看出,经过以上处理后,在 $S = 2^3$ 和 $S = 2^4$ 尺度上利用QRS-T对消后的信号检测P波相对容易了许多。这里,每个心动周期QT间期的设置需根据逐拍RR间期自适应调整,并且还要参考之前检测到的QT间期值。

得到P波的峰值点位置后,就可以容易地检测到P波的起点和终点。本文选择在小波变换的 $S = 2^4$ 尺度上检测P波的起点和终点,在该尺度上,以P波峰值点所对应的小波模极大值峰点为中心,向前和向后寻找第一个过零点就分别对应于P波的起点和终点位置。

### 3 实验结果及分析

为了实际检验本文方法的有效性,采用MIT-BIH心电数据库中的11个长度为30min的典型心电记录进行测试。

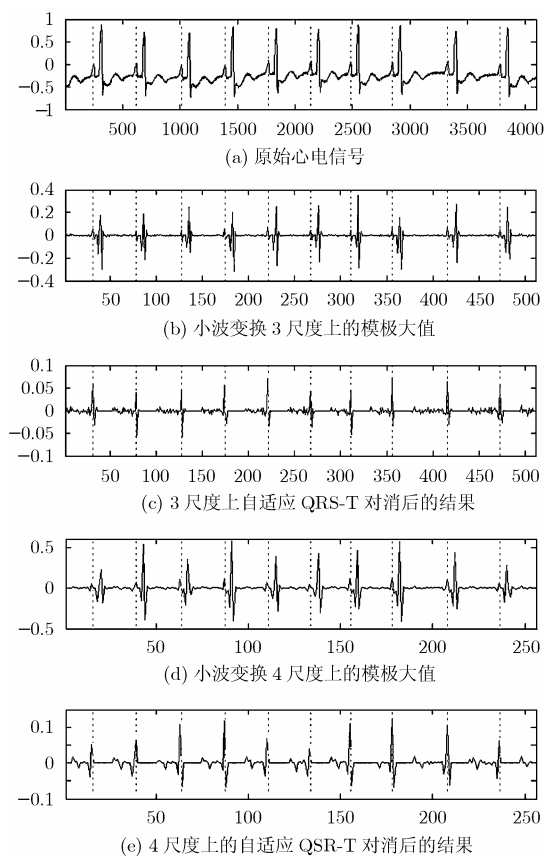


图3 利用小波变换  $S = 2^3$  和  $S = 2^4$  尺度上的模极大值自适应对消检测 P 波

在程序中 R 波位置的检测直接采用了心电数据库解释文件中的数据,以避免由于 R 波检测不准带来的对 P 波检测算法评估上的偏差。分别采用文献[1]的神经网络方法、文献[8]的基于小波变换和波形信息的检测方法以及本文方法检测 P 波,得到的统计结果如表 2 所示。

图 4、图 5 给出了利用本文方法对部分心电数据的 P 波

检测结果。其中,图 4 中含有一个提前出现的室性期前收缩(PVC)心拍覆盖了正常窦性节律的 P 波信号和一个短暂的人工干扰导致了基线漂移的发生,如图中虚线标示的心拍。图 5 中含有一个发生传导阻滞造成 QRS 波群形态变化了的心拍和一段受噪声干扰的心拍。从检测结果可以看出,本文的基于小波变换的自适应 QRS-T 对消方法检测 P 波,对 QRS 形态变化不敏感,对心律失常心拍,如独立 P 波的出现和异常心拍的发生不敏感,即使在有噪声干扰或 P 波覆盖在 T 波上的情况仍然取得了较好的检测结果。

从表 2 的 P 波检测统计结果可以看出:

(1) 对于心电记录 100, 101, 103, 106, 119 等,其 P 波明显,干扰比较少,3 种算法的正确检测率都很高,但本文算法的误检率最低。

(2) 对于心电记录中部分 P 波平坦,且 P 波时限较宽的波形,3 种方法都容易产生漏检。由于前两种方法都假定在每个 R 波前总会出现一个 P 波,其漏检率相比本文方法稍低一些。

(3) 心电记录 105 和 205 中噪声干扰较为严重,其部分 P 波波形不明显,且 P 波附近的干扰类似于 P 波,或是不存在 P 波,但在 P 波位置有较强干扰的波形,采用前两种方法检测 P 波都容易产生误检,而本文方法对噪声干扰的抑制能力要明显好于前两者,对 P 波的误检率明显下降。

(4) 当前一心动周期的 T 波距离本次心动周期的 P 波较近,或是 P 波覆盖在 T 波上的情况,前两种方法都容易产生误检或漏检,而本文方法可以较好实现 P 波的准确检测。如心电记录 118 中部分心拍的 P 波检测就是一个例证。

(5) 由于前两种方法的 P 波检测结果直接依赖于 QRS 的准确检测,因此,对于心律失常心拍,如发生房室分离、传导阻滞、出现单独 P 波而无 QRS、或有 QRS 无 P 波等情况时都无法完成检测任务。而本文方法基于小波变换的模

表 2 P 波检测结果统计

文件名	心拍数	文献[1]方法			文献[8]方法			本文方法		
		漏检	误检	错误率(%)	漏检	误检	错误率(%)	漏检	误检	错误率(%)
100	2273	0	12	0.53	0	9	0.40	0	5	0.22
101	1865	14	28	2.25	9	22	1.64	2	3	0.27
103	2084	18	43	2.97	7	19	1.25	9	2	0.53
105	2752	12	19	1.17	15	14	1.05	22	10	1.16
106	2027	6	12	0.89	6	9	0.74	10	8	0.89
108	1774	×	×	×	×	×	×	15	2	0.96
118	2275	21	76	4.26	15	71	3.78	18	16	1.50
119	1987	0	0	0.00	0	0	0.00	0	0	0.00
205	2656	6	64	2.64	4	51	2.07	19	18	1.39
212	2748	9	35	1.60	7	20	0.98	13	3	0.58
223	2505	×	×	×	×	×	×	12	9	0.84
总计	27070	86	289	1.72	53	215	1.27	120	76	0.73

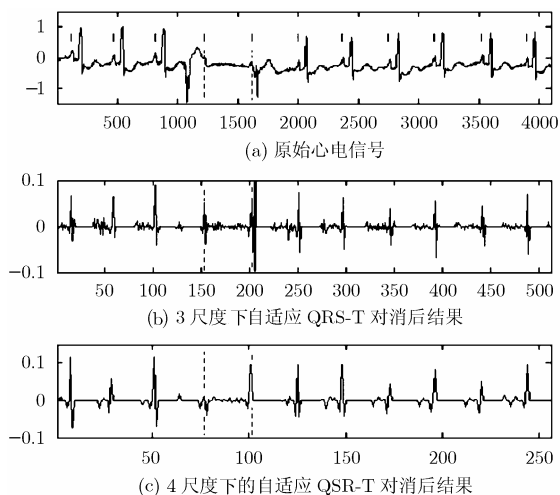


图4 含有伪迹和P波、T波重叠情况下的P波检测结果

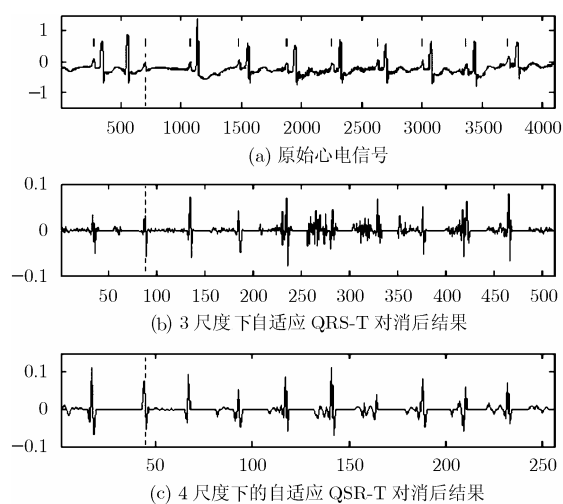


图5 发生传导阻滞情况下的P波检测结果

极大值自适应对消检测P波,对发生心律失常、噪声干扰很大或心电图波形变化大的心拍,其P波的正确检测率仍然很高。

#### 4 结束语

传统的小波变换方法检测P波,需在小波变换的高尺度上通过检测模极大值对之间的过零点,并通过时移校正来定位P波,计算复杂,且易受基线漂移和其它噪声干扰的影响。基于小波变换和波形信息的P波检测算法虽然能够在一定程度上提高P波的检测率,但对P波的检测依赖于对R波位置的准确定位,且在原始心电图上基于波形信息检测P波,当波形变异很大或噪声干扰很强时,或对于P波覆盖在T波上等情况,其检测将非常困难。采用神经网络的方法其用于学习训练的标准模板很难选取,在碰到不规则的、变异

大的波形时误检率很高,而且算法复杂,计算速度比较慢。

本文采用二次微分的Marr小波,在小波变换的适当尺度下通过自适应对消QRS-T波群附近所对应的小波模极大值点的方法增强信号中的P波分量,采用自适应阈值的方法检测P波。该方法不仅可以有效抑制基线漂移和各种噪声干扰的影响,而且对心电图信号的波形变化不敏感,对心律失常,如发生房室分离、出现单独P波以及其它异常心拍情况下的P波检测也取得了满意结果,算法简单,定位精度高。

#### 参考文献

- [1] 谢国明, 聂志伟, 向华等. 用小波变换结合神经网络检测 ECG 信号的 P 波. *生物医学工程杂志*, 1999, 16(3): 320-323.
- [2] Gritzali F, Frangakis G, and Papakonstantinou G. Detection of the P and T waves in an ECG. *Computers and Biomedical Research*, 1989, 22(1): 83-91.
- [3] Thakor N V and Zhu Y S. Applications of adaptive filtering to ECG analysis: Noise cancellation and arrhythmia detection. *IEEE Trans. on Biomed Eng.*, 1991, 38(8): 785-794.
- [4] Zhu Y S and Thakor N V. P-wave detection by an adaptive QRS-T cancellation technique. *Proc IEEE/EMBS 9th Conf*, Boston, 1987: 249-252.
- [5] Senhadji L, Wang F, Hernandez A I, and Carrault G. Wavelets extrema representation for QRS-T cancellation and P wave detection. *IEEE Computers in Cardiology*, 2002, 22-25(9): 37-40.
- [6] Li C, Zheng C, and Tai C. Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms. *IEEE Trans. on Biomed Eng.*, 1995, 42(1): 21-28.
- [7] Sahambi J S, Tandon S N, and Bhatt R K. Using wavelet transforms for ECG characterization: An on-line digital signal processing system. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 1997, 16 (1): 77-83.
- [8] 夏恒超, 詹永麟, 陈旭华. 基于小波变换和波形信息的P波检测方法. *北京生物医学工程*, 2003, 22(1): 27-30.

季 虎: 男, 1972 年生, 博士生, 研究方向为计算机视觉、图像处理、模式识别。

孙即祥: 男, 1946 年生, 教授, 博士生导师, 现已出版专著和教材六部, 已发表论文数十篇, 主要感兴趣的研究方向为计算机视觉、图像处理、模式识别等。

王春光: 男, 1975 年生, 博士生, 研究方向为计算机视觉、图像处理、模式识别。