

# 基于小波变换和数据融合的 多导联 ECG 信号 QRS 波群精确检测算法

王宏强 孙即祥 王晓华

(国防科技大学电子技术系 长沙 410073)

**摘要** 本文首先对单导联心电图(ECG)信号的小波变换进行假设检验,得到 QRS 波群的位置和检验的虚警漏报概率,然后对 12 导联检测结果作峰点比对融合和决策加权融合处理,最终得到精确的 QRS 位置。实验表明这种方法对各种主要病症的 QRS 波群均能准确检出,正确率在 99.95% 以上。

**关键词** 小波变换,数据融合,多导联心电图,QRS 波群检测

**分类号** TN91

## Wavelet Transform and Data Fusion-based Algorithm for Precision Detection of QRS Complex in Multilead ECG Signals

Wang Hongqiang Sun Jixiang Wang Xiaohua

(Department of Electronic Technology, NUDT, Changsha, 410073)

**Abstract** First, the localization of QRS complex in each lead is detected by using hypothesis testing on electrocardiograph(ECG) signal's wavelet transform, and the probability of false alarm and the probability of miss are also computed. Then, the peak comparison fusion and decision weightiness fusion are applied to 12 leads' decision to obtain the precision location of each QRS complex. The experiments show that we are able to detect the QRS complex correctly for various pathological ECGs by this method, and the correct detection rate of QRS complex can be above 99.95%.

**Key words** wavelet transform, data fusion, multilead electrocardiogram, QRS complex detection

QRS 波群的检测和定位在 ECG 特征提取中是非常重要的环节。常用的微分门限法、语句描述推理法、模板匹配法等,由于其本质的特点,很难再进一步提高检测的准确性;实际中由于波形不够典型,加之高频噪声、基线漂移等干扰,单导联的检测结果往往会存在一些误检和漏检。

## 1 理论

小波变换作为信号的时—频局域化分析方法,通过将交织在一起的混合信号分解成不同频率的“块信号”,能在不同尺度上对信号的轮廓和细节进行刻画,成为近年来信号分析领域的有效工具;随着军事监测技术的发展而兴起的多传感器检测与数据融合理论,能够实现对多种信息的有效利用。这两方面的理论与技术正是本文算法的基础。

### 1.1 小波变换

一个均值为零且具有紧支撑域和单位能量的解析函数  $\psi(x)$  称为基本小波。对其引入尺度因子  $s$ , 并

记  $\psi_s(x) = \frac{1}{s}\psi(\frac{x}{s})$ , 则有限能量信号  $f(x)$  的连续小波变换(CWT)可以定义为

$$Wf(x) = f(x) * \psi_s(x) = \frac{1}{s} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi(\frac{x-t}{s}) dt \quad (1)$$

取  $s = 2^j, j \in Z$ , 数字信号  $f(n)$  的二进离散小波变换可由以下的递推关系得到:

\* 1998 年 12 月 1 日收稿

第一作者:王宏强,男,1970 年生,硕士

$$S_{2^j} f(n) = \sum_{k \in Z} h_k S_{2^j}^{-1} f(n - 2^{j-1}k), W_{2^j} f(n) = \sum_{k \in Z} g_k S_{2^j}^{-1} f(n - 2^{j-1}k) \quad (2)$$

式中  $S_{2^j}$  是平滑算子, 且  $S_{2^0} f(n) = d_n, d_n$  在本文就是实测的 ECG 信号;  $\{h_k \mid k \in Z\}$  与  $\{g_k \mid k \in Z\}$  分别是低通滤波器  $H(\omega)$  和高通滤波器  $G(\omega)$  的系数。我们选取具有紧支集和一阶消失矩的二次样条函数作为小波基函数  $\psi(x)$ , 它是一光滑函数(三次样条函数)的一次微分。

### 1.2 多传感器数据融合<sup>[2]</sup>

考虑一个二元假设问题,  $H_0$ : 没有目标;  $H_1$ : 有目标。先验概率分别为  $P(H_0) = P_0, P(H_1) = P_1$ 。  $n$  个传感器同时对目标进行观测, 输出为  $y_i, i = 1, 2, \dots, n$ , 假设它们是统计独立的, 条件概率密度为  $p(y_i \mid H_j), i = 1, 2, \dots, n; j = 0, 1$ 。每一个决策器在决策规则  $g_i(y_i)$  下输出一个决策  $u_i$ :

$$u_i = \begin{cases} -1 & H_0 \text{ 成立} \\ +1 & H_1 \text{ 成立} \end{cases} \quad (3)$$

各子检测器决策的虚警漏报概率分别为  $P_{F_i}$  和  $P_{M_i}, i = 1, 2, \dots, n$ 。记  $\mathbf{u} = (u_1, u_2, \dots, u_n)$ , 将其作为数据融合中心 DFC 的输入。在 DFC 处采用似然比假设检验, 记  $g(\mathbf{u}) = \log \frac{p(H_1 \mid \mathbf{u})}{p(H_0 \mid \mathbf{u})}$ , 则有决策规则

$$g(\mathbf{u}) = \log \frac{P_1}{P_0} + \sum_{s_+} \log \frac{1 - P_{M_i}}{P_{F_i}} + \sum_{s_-} \log \frac{P_{M_i}}{1 - P_{F_i}} \stackrel{H_1}{\geq} 0 \quad (4)$$

其中

$$S_+ = \{i \mid u_i = +1\}; \quad S_- = \{i \mid u_i = -1\}$$

最终决策结果为各个子决策按照它们的可靠性进行加权和, 可靠性体现在权值是各子检测器决策的虚警和漏报概率的函数。

## 2 算法

算法首先以 ECG 信号的小波变换为基础, 通过假设检验在各个导联上检测 QRS 波, 然后对各导联检测结果进行融合, 得到最终的 QRS 波群的精确位置。

### 2.1 单导联 ECG 信号的 QRS 波检测

通过分析 ECG 信号功率谱密度的特点, 以及小波变换的尺度与信号频率之间的关系, 我们发现, QRS 综合波的能量大多集中在  $2^3$  尺度上, 故取  $2^1 \sim 2^4$  尺度上的小波变换作分析。

根据小波变换的理论, 信号的奇异点对应于其小波变换的一个正模极大值——负模极大值对, 其位置对应于正、负模极大值连线的过零点。为此, 先检测模极大值, 然后检测过零点。

#### 2.1.1 QRS 波模极大值线的检测

对第  $j$  导联, 令:

$$Wf^j(t) = Wf^{j2^1}(t) + Wf^{j2^2}(t + x_2) + Wf^{j2^3}(t + x_3) + Wf^{j2^4}(t + x_4) \quad (5)$$

$x_2, x_3$  和  $x_4$  的作用是为了补偿小波变换在各尺度上的相移, 可由小波变换的等效滤波器中心点延迟时间求得。构造假设:

$$\begin{cases} H_0: Wf^j(t) = Wn^j(t) \\ H_1: Wf^j(t) = WQRS^j(t) + Wn^j(t) \end{cases} \quad (6)$$

令  $WQRS^j_s(t)$  和  $Wn^j_s(t)$  分别是 QRS 波和噪声分量在尺度  $s$  上的小波变换。统计实验表明, 它们近似服从正态分布。由于小波变换在不同尺度上统计不相关, 故有:

$$WQRS^j \sim N \left( \sum_{s=2^1}^{2^4} m_{WQRS^j_s}, \sum_{s=2^1}^{2^4} \sigma_{WQRS^j_s}^2 \right) = N(m_{WQRS^j}, \sigma_{WQRS^j}^2) \quad (7)$$

$$Wn^j \sim N \left( \sum_{s=2^1}^{2^4} m_{Wn^j_s}, \sum_{s=2^1}^{2^4} \sigma_{Wn^j_s}^2 \right) = N(m_{Wn^j}, \sigma_{Wn^j}^2) \quad (9)$$

其中  $s = 2^1 \sim 2^4$ , 而  $m_{WQRS^j_s}, \sigma_{WQRS^j_s}^2, m_{Wn^j_s}$  和  $\sigma_{Wn^j_s}^2$  可由大量实验统计得出, 具体数值这里从略。对假设(6)进行似然比检验, 一般  $m_{Wn^j} = 0$ , 于是有如下的判决规则:

$$\left[ Wf^j + m_{w_{fj}} \frac{\sigma_{w_{nj}}^2}{\sigma_{w_{QRSj}}^2} \right]^2 \geq_{H_1} \frac{2\sigma_{w_{nj}}^2 (\sigma_{w_{nj}}^2 + \sigma_{w_{QRSj}}^2)}{\sigma_{w_{QRSj}}^2} \left[ \frac{m_{w_{fj}}}{2\sigma_{w_{QRSj}}^2} + \ln l_0 + \frac{1}{2} \ln \left[ 1 + \frac{\sigma_{w_{QRSj}}^2}{\sigma_{w_{fj}}^2} \right] \right] \quad (10)$$

对于  $H_1$  成立的点, 记下其位置  $n_k^i$ 。最终得到  $R$  波的  $N$  个模极大值线  $\{n_k^i, k=1, 2, \dots, N\}$ ;

### 2.1.2 R 波峰检测

根据  $\{n_k^i, k=1, 2, \dots, N\}$  检测正模极大值和负模极大值连线的过零点, 如果有过零点, 则作为  $R$  波峰点的位置  $R_j^{pos}(i)$ , 并记此导联上的决策为  $u_j = +1$ ; 如果没有, 记决策  $u_j = -1$ 。  $i$  表示检测到的 QRS 波序号。同时可得到虚警漏报概率分别为  $P_{F_j}$  和  $P_{M_j}$ 。

## 2.2 多导联 ECG 信号的 QRS 波特征数据融合

融合基于以下客观事实: 各导联数据记录的延时小于 90ms; 虚警漏报概率反映了各导联检测的可靠性。对此分别采用峰点对融合和决策加权融合。

### 2.2.1 峰点对融合(PCF: Peak Comparison Fusion)<sup>[3]</sup>

在第  $i$  个心跳周期, 对  $u_j = +1$  的那些导联的  $R_j^{pos}(i)$  (设有  $K$  个), 定义两个导联序号序列  $l^{\min}$  和  $l^{\max}$ 。其中  $l^{\min}$  是 QRS 波峰在时间上较小的 90ms 之内的  $N^{\min}$  个导联序号,  $l^{\max}$  是 QRS 波峰在时间上较大的 90ms 之内的  $N^{\max}$  个导联序号。

比较两个序列  $l^{\min}$  和  $l^{\max}$ , 如果

$$N^{\min} = N^{\max} = K = 12$$

则说明第  $i$  个心动周期的 QRS 波在所有导联上都检测正确, 可以跳至下一周期继续检测; 否则

if  $N^{\min} < N^{\max}$ , then 则  $l^{\min}$  中时间最小的导联为误检, 令其决策为  $-1$ ;  
else 则  $l^{\max}$  中时间最大的导联为误检, 令其决策为  $-1$ ;

重复以上步骤, 直至  $l^{\min} = l^{\max}$ 。

### 2.2.2 决策加权融合(DWF: Decision Weightiness Fusion)

对于前述多传感器数据融合在这里的应用, 我们称之为决策加权融合。可以认为各导联 ECG 数据及其子决策是统计独立的。对经过峰点对融合的各导联结果  $u_j$ , 利用融合规则(4)式进行决策融合, 可得到最终的决策结果  $u$ 。下面用结果  $u$  控制程序回溯重检或剔除误检:

如果  $u = +1$ , 则说明在这段数据上确实有 QRS 波存在, 对于漏检的导联, 应适当降低门限回溯重检;

反之  $u = -1$ , 则说明在这段数据上不存在 QRS 波, 检测到 QRS 波的导联属于误检, 应剔除检测结果, 向后继续下一段数据的检测。

## 3 实验结果

应用本算法对大量实测的各种主要病症 ECG 数据进行检测验证, 结果令人十分满意。除过房颤以外, 其它类型 ECG 信号的 QRS 波群的正确检测率可达到 99.95% 以上。图 1 示出了一个检测实例(对数据进行了时间和幅度的压缩, 且只截取了一小段), 其中小段竖线标记的是各导联上检测到的 QRS 波群位置。从图示的结果可以看出:

(1)  $V1$ 、 $V5$  和  $V6$  导联叠加了大幅度的基线漂移, 但由于小波变换对于缓变的分量体现在较大尺度上, 所以基线漂移对检测结果几乎没有影响;

(2) 导联 1 上的 QRS 波群淹没于强烈的噪声之中, 且幅度小。在单导联检测时, 存在较多的误检和漏检。由于融合算法控制程序回溯重检和修正误检, 检测的正确率也比较高;

(3)  $V5$  和  $V6$  导联上, 尤其是  $V5(N_o. 15)$ , QRS 波幅度非常小, 其它方法很难检测到。由于本文算法充分考虑了 QRS 波群小波变换的统计特性, 门限适宜, 且各尺度上的小波变换求和的结果也使其幅度变大, 故检测依然有效。

## 4 结束语

本文提出的算法, 首先对单导联的小波变换进行假设检验, 得到 QRS 波群的峰点位置, 然后对多导

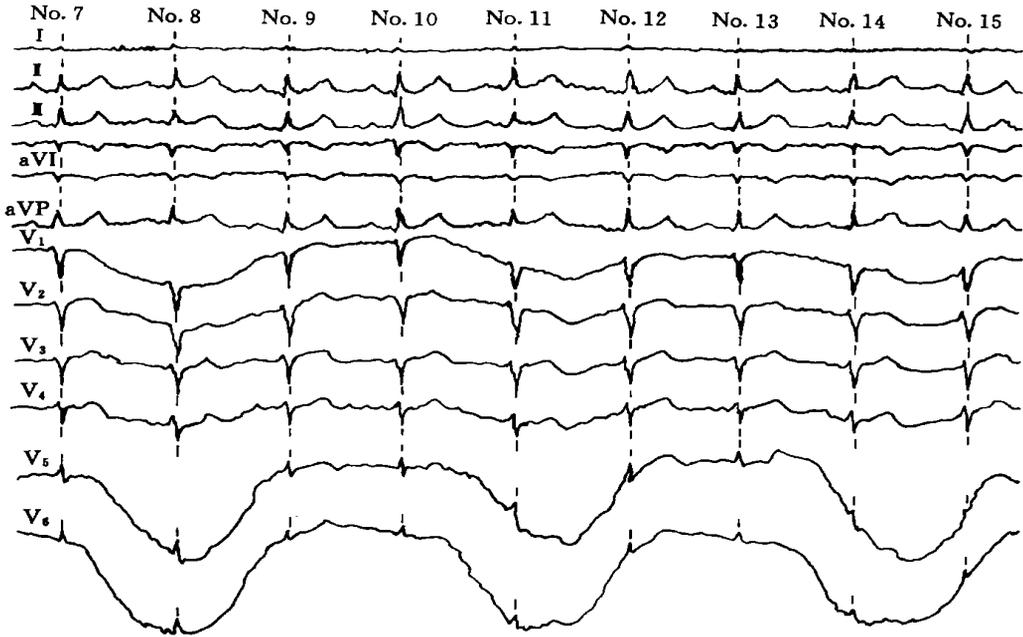


图1 多导联心电图及 QRS 波检测结果

Fig. 1 Multilead ECG signals and the detection result of QRS complex

联检测结果进行融合处理,充分利用了信号小波变换的统计特性,克服了单导联检测在所难免的误检和漏检现象,因而结果非常精确。

## 参考文献

- 1 Li C W, Zheng C X and Tai C F. Detection of ECG Characteristic Points Using Wavelet Transforms. IEEE Trans. Biomed. Eng., 1995, 42(1): 21~28
- 2 Chair Z and Varshney P K. Optimal Data Fusion in Multiple Sensor Detection Systems. IEEE Trans. AES, 1986, 22(1), 98-101
- 3 Laguna P, Jane R and Caminal P. Automatic Detection of Wave Boundaries in Multilead ECG Signals: Validation with the CSE Database. Computers and Biomedical Research, 1994, 27: 45-60