

# 基于 WLS 估计双导联提取 QRS 波群时间-电压面积

王大雄<sup>1</sup>, 蒋云良<sup>1</sup>, 顾正浩<sup>2</sup>

(1. 湖州师范学院信息工程学院, 浙江湖州 313000; 2. 湖州市交通规划设计院, 浙江湖州 313000)

**摘 要:** 提出一种提取 QRS 波群时间-电压面积的新方法, 以 QRS 波群内的一点为基点, 向前和向后逐段求出线段参数的 WLS 估计和线性度, 根据线段参数的 WLS 估计和线性度确定基线, 在基线上利用假设检验的方法得出该导联上的 QRS 波群的起点和终点, 在另一导联上用同样的方法求出该 QRS 波群的起点和终点并最终确定该 QRS 波群的起点和终点. 从而提取了 QRS 波群时间-电压面积这一特征参数. 该方法成功应用于 MIT-BIH 数据库的 QT 数据库的所有 105 个数据文件, 在第一组专家标记的 3623 个 QRS 波群上获得 97.5% 的精确度; 在第二组专家标记的 404 个 QRS 波群上获得 98.0% 的精确度. 为解决非人工交互的实时的心电图计算机自动诊断打下了基础.

**关键词:** 心电信号 (ECG); 加权最小二乘估计; QRS 波群时间-电压面积; 多导联分析

**中图分类号:** TN911; R318 **文献标识码:** A **文章编号:** 0372-2112 (2010) 11-2616-04

## The WLSE-Based Time-Voltage QRS Area Extraction by Dual-Lead

WANG Da-xiong<sup>1</sup>, JIANG Yun-liang<sup>1</sup>, GU Zheng-hao<sup>2</sup>

(1. College of Information Engineering, Huzhou Normal University, Huzhou, Zhejiang 313000, China;

2. Huzhou Traffic and Plan Design Institute, Huzhou, Zhejiang 313000, China)

**Abstract:** A new method of WLS (weighted least square) estimation-based time-voltage QRS area extraction by dual-lead has been put forward in this paper. Based on the point inside the QRS complexes, the WLS estimations and linear measurements of linear segments from this point have been calculated backward and forward. Based on these parameters, a basic linear segment has been checked out. On the basis of this basic linear segment, the onset and offset of the QRS complex are determined by the hypothesis testing. This method applied to another lead and the final onset and offset have been determined. Therefore the time-voltage QRS area has been extracted. The method has been successfully applied to all 105 records of QT database from MIT-BIH database; it has reached the precision of 97.5% on the 3623 QRSs marked by one group of cardiologists and 98.0% on the 404 QRSs marked by another group of cardiologists. It has made a foundation for real-time and automatic computer- diagnosis of ECG without man-machine alternation.

**Key words:** electrocardiogram (ECG); WLSE; time-voltage QRS area; multi-lead analysis

## 1 引言

心电信号在临床诊断和生理研究中具有重要价值. 波形检测识别和特征参数提取是心电信号处理的核心, 其准确性和可靠性决定了诊断的效果, 目前国内外学者就 QRS 波群的位置检测已作了较充分研究, 形成了很多检测算法<sup>[1,2]</sup>, 但就 QRS 波群的重要特征参数 QRS 波群时间-电压面积的提取尚少有研究. 而提取该特征参数是 ECG 形态分析中的重要问题, 对诊断左心室肥厚有重要价值<sup>[3]</sup>, 对判断心律失常中的 QRS 波群异常也有重要作用<sup>[4]</sup>, 在心电监护仪器的监护中也是如此<sup>[5]</sup>.

本文提出一种提取 QRS 波群时间-电压面积的新方法, 是一种特征参数提取方法. 该方法成功应用于

MIT-BIH 数据库的 QT 数据库的所有 105 个数据文件, 在第一组专家标记的 3623 个 QRS 波群上获得了 97.5% 的精确度; 在第二组专家标记的 404 个 QRS 波群上获得了 98.0% 的精确度.

## 2 算法原理

要确定 QRS 波群的时间-电压面积, 首先要确定 QRS 波群的起点和终点, 在心脏的心电空间向量环理论中, 十二导联的心电图是心电空间向量环的运动轨迹在十二条不同空间轴线上的投影, 同样的 QRS 环在十二导联上的投影 QRS 波群也不同. 所以 QRS 波群的起点和终点在有的导联上较明显, 在有的导联上较模糊. 在每个导联上确定 QRS 波群的起点和终点, 得到十二个

可能不同的起点和终点,再最后确定 QRS 波群的起点和终点.由于有专家标记 QRS 波群起点和终点的 QT 数据库只含二个导联的心电数据,所以本文就双导联讨论 QRS 波群的时间-电压面积的特征参数提取问题,并将双导联的结果分别和两个单导联的结果作一比对. QRS 波群时间-电压面积的提取方法如下.

在  $P$  环到 QRS 环之间有一等电位水平线  $T_1$ ,在 QRS 环到  $T$  环之间亦有一等电位水平线  $T_2$ ,虽然由于基线漂移的原因导致  $T_1$  和  $T_2$  并非水平,但由于基线漂移相对于 QRS 波群的运动较缓慢,又由于这两段时间又持续较短,所以  $T_1$  和  $T_2$  的线性度要远高于 QRS 波群的线性度.设心电数据采样周期为  $T_p$ ,设第  $t$  个 QRS 环在导联一的投影的心电数据为  $\{x(n)\}$ ,已经确定  $x(k)$  为 QRS 波群内一点,求第  $t$  个 QRS 波群的终点可以表述如下:

以  $x(k)$  为基点向后选取长度为  $N$  点的数据以包含 QRS 波群的终点,可取  $N = (0.2s \sim 0.25s) / T_p$ :

$$\{x_1(l) = x(k+l)\}, l=0,1,2,\dots,N$$

求出  $p_1$  使  $x_1(p_1)$  为 QRS 波群的终点.对于求 QRS 波群的起点可类似表述如下:

以  $x(k)$  为基点向前选取长度为  $N$  点的数据以包含 QRS 波群的起点:

$$\{x_2(l) = x(k-l)\}, l=0,1,2,\dots,N$$

求出  $q_1$  使  $x_2(q_1)$  为 QRS 波群的起点,所以求 QRS 波群的起点和终点可用同样的方法进行,以下以求 QRS 波群的终点  $x_1(p_1)$  为例来说明算法原理.

若  $x_1(p_1)$  为 QRS 波群的终点,记有序集  $A$  为

$$A = \{x_1(l): l=0,1,2,\dots,N\}$$

取  $T < \min(T_1, T_2)$ ,记  $m = (T/T_p) + 1 = 8$ ,从有序集  $A$  按如下方法导出另一个有序集  $L$ .

以  $l=0$  至  $m-1$  为第一条线段  $L_0$ ,  $l=1$  至  $m$  为第二条线段  $L_1$ ,以此类推,以  $l=N-m+1$  至  $N$  为最后一条线段  $L_{N-m+1}$ ,得:

$$L = \{L_0, L_1, \dots, L_{N-m+1}\}$$

对每一线段  $L_j (j=0,1,\dots,N-m+1)$  求出加权最小二乘(WLS)估计.

加权最小二乘问题如下<sup>[7]</sup>:

对于给定的矩阵  $B \in C_r^{m \times n}$ ,记  $P(B)$  为  $m \times m$  实对称半正定矩阵的集合,使得当  $W \in P(B)$  时,则有  $\text{rank}(WB) = \text{rank}(B)$ ,向量  $b \in C^m$ .所谓加权最小二乘问题,是求向量  $\alpha \in C^n$ ,满足

$$\begin{aligned} \|W^{1/2}(B\alpha - b)\|_2^2 &= \min_{y \in C^r} (By - b)^H W (By - b) \\ &= \min_{y \in C^r} \|W^{1/2}(By - b)\|_2^2 \end{aligned}$$

这里  $W^{1/2}$  是满足  $Z^2 = W$  的唯一实对称半正定矩

阵  $Z$ . 上述 WLS 问题的任意解为:

$$\begin{aligned} \alpha &= (W^{1/2}B)^+ W^{1/2}b + (I - (W^{1/2}B)^+ W^{1/2}B)z \\ &= Yb + (I - YB)z \end{aligned}$$

这里  $Y = (W^{1/2}B)^+ W^{1/2}$ ,  $z \in C^n$  为任意向量,称  $Y$  为矩阵  $B$  的加权 MP 逆.

为了使问题具有确定的解,选择  $W^{1/2}$  为正定对角实矩阵,在本问题中  $B$  为实矩阵,从而解为:

$$\alpha = (B^T W B)^{-1} B^T W b$$

$W$  权矩阵和  $B$  矩阵在所有的线段的 WLS 估计中是相同的,选择权矩阵  $W$  和  $B$  矩阵如下:

$$W = \begin{bmatrix} R_1 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & R_2 & \cdots & 0 \\ \cdots & \cdots & \ddots & \cdots \\ 0 & 0 & \cdots & R_m \end{bmatrix} \quad B = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 1 & 1 \\ \vdots & \vdots \\ 1 & m-1 \end{bmatrix}$$

权系数  $R_i = 0.5, i=1,2; R_j = 1, j=3,\dots,m$ .

因线段的 WLS 估计只有斜率  $a_0$  和截距  $a_1$ ,所以取  $n=2$ ,以线段  $L_0$  为例来说明 WLS 估计的求法.

$$\text{记 } b_0 = \begin{bmatrix} x_1(0) \\ \vdots \\ x_1(m-1) \end{bmatrix} \quad \alpha_0 = \begin{bmatrix} a_1(0) \\ a_0(0) \end{bmatrix}$$

线段  $L_0$  的 WLS 估计:  $\alpha_0 = (B^T W B)^{-1} B^T W b_0$ .

可得线段  $L_0$  的 WLS 估计直线方程

$$\hat{x}_1(n) = a_0(0) \times n + a_1(0), n=0,1,\dots,m-1;$$

定义线段  $L_0$  的线性度:

$$e_0 = \sum_{n=0}^{m-1} (x_1(n) - a_0(0) \times n - a_1(0))^2$$

依次求出每一线段的  $\alpha_k$  和  $e_k$ .  $k=0,1,\dots,N-m+1$ .因  $T < \min(T_1, T_2)$ ,必有线段  $L_k$  完全在  $T_1$  或  $T_2$  上,所以线段  $L_k$  的线性度较高,即  $e_k$  的值较小.以  $\alpha_k$  和  $e_k$  的大小分类线段.所以搜索 QRS 波群的终点  $p_1$  的算法如下:

记  $\beta_1, \beta_2, \beta_3$  为设定统计阈值.

(1)以容许线性度  $\beta_1$  分割有序集  $L$  得两个有序集  $L_a$  和  $L_b$ ,其中  $L_a$  所含线段的线性度均小于容许线性度.以容许斜率  $\beta_2$  分割  $L_a$  得有序集  $L_{a1}$  和  $L_{a2}$ ,其中  $L_{a1}$  中的每条线段的斜率 WLS 估计均小于容许斜率.取  $L_{a1}$  中的第一条线段.此线段必然也在等电位线上,记该线段为  $L_s$ .

(2)但是点  $x_1(s)$  并不一定是 QRS 波群的终点,将线段  $L_s$  向小序号方向延伸,即以  $j=0,1,2,\dots$ ,计算  $c(j) = |x_1(s-j) - a_0(s) \times j - a_1(s)|$ ,记  $J$  为第一个满足  $c(J) \geq \beta_3$  的点  $x_1(s-J)$ ,使用假设检验法判定  $x_1(s-J)$  已经在显著水平上不在线段  $L_s$  上,因基点在 QRS 波群内,同时假设检验在线段  $L_s$  上向小序号方向延伸,可认为  $x_1(s-J)$  在 QRS 波群上,因  $x_1(s-J)$  为第一个偏离  $L_s$  的点,可认为  $x_1(s-J+1)$  是 QRS 波群

的终点,因 QRS 波群的终点在 QRS 波群和等电位线的相交处,从而得到该 QRS 波群的终点  $p_1 = s - J + 1$ .

(3)同样的方法可以得到 QRS 波群的起点  $q_1$ ,从而求得该 QRS 波群的起点  $q_1$  和终点  $p_1$ .对于该 QRS 环在另一导联上的投影,用同样方法可以求出在另一导联上的 QRS 波群的起点  $q_2$  和终点  $p_2$ .对于这两个可能不同的 QRS 波群的起点和终点,最终确定第  $t$  个 QRS 波群的起点  $q$  和终点  $p$ .

求得第  $t$  个 QRS 波群的起点  $q$  和终点  $p$  后,就可提取第  $t$  个 QRS 波群的时间—电压面积  $S_t$  如下:

$$S_t = \sum_{k=q+1}^p s_k$$

其中  $s_k$  为  $x(k-1)$  到  $x(k)$  的面积,以 QRS 波群的起点  $q$  为基点<sup>[4]</sup>,记  $u_1 = x(k) - x(q); u_2 = x(k+1) - x(q); u_3 = \min(|u_1|, |u_2|)$

$$r = \frac{|u_1|}{|u_1| + |u_2|},$$
$$s_k = \begin{cases} u_3 + \frac{|u_1 - u_2|}{2}, & u_1 \times u_2 > 0 \\ \frac{r \times |u_1| + (1-r) \times |u_2|}{2}, & u_1 \times u_2 < 0 \\ \frac{|u_1| + |u_2|}{2}, & u_1 \times u_2 = 0 \end{cases}$$

按专家标记的 QRS 波群的起点和终点计算的第  $t$  个 QRS 波群的时间—电压面积记为  $A_t$ ,定义精确度  $d$  如下,设共有  $M$  个 QRS 波群,考虑到有可能  $S_t$  大于  $A_t$ ,

所以: 
$$d = 1 - \frac{\sum_{t=1}^M \left| 1 - \frac{S_t}{A_t} \right|}{M}$$

### 3 实验结果

为了对算法作定量分析,我们选取了 MIT-BIH 数据库中具有 QRS 波群起点和终点标记的 QT 数据库,该数据库共有 105 个数据文件.数据库中对心电信号 QRS 波群的起点和终点的标记有二组标准,第一组为 q1c:是第一组专家标记的,是每个数据文件都有的,共标记了 3623 个 QRS 波群,称为 ref1<sup>[8]</sup>;第二组为 q2c:是第二组专家标记的,只有十一个数据文件具有,标记的 QRS 波群为 404 个,称为 ref2<sup>[8]</sup>.我们采用了数据库中的 ref1 标记的全部 105 个数据文件和 ref2 标记的 11 个数据文件,在这 11 个数据文件中,ref1 标记的 QRS 波群为 487 个,ref2 标记的 QRS 波群为 404 个.

二组标准是有区别的,在 ref1 和 ref2 共同标记的 404 个 QRS 波群中,其区别如下

表 1 ref1 和 ref2 的区别	
比对标准	QRS 时间-电压面积 $m \pm s(\text{ms} \times \text{mv})$
ref2 vs ref1(11 rec.)	$1.6 \pm 5.0$

其中,  $m$  为二个标准间误差的平均值,  $s$  为二个标

准间误差的根方差,以下同.

本方法(WLSE)使用了有 ref1 和 ref2 标记的 QRS 波群进行了实验并计算了实验结果与标准 ref1 和 ref2 的误差的平均值  $m$  和根方差  $s$ .在使用本算法处理前,没有对任何数据文件进行任何预处理.算法是在 MATLAB 平台上实现的.实验结果如下:

表 2 WLSE 在 ref1 和 ref2 标准下的结果

方法和标准	QRS 时间—电压面积 $m \pm s(\text{ms} \times \text{mv})$	精确度 (%)	导联
WLSE vs ref1(105 rec.)	$0.3 \pm 2.7$	97.5	双导联
WLSE vs ref1(105 rec.)	$0.8 \pm 5.2$	95.6	单导联 1
WLSE vs ref1(105 rec.)	$1.0 \pm 7.4$	94.4	单导联 2
WLSE vs ref1(11 rec.)	$0.7 \pm 3.2$	97.3	双导联
WLSE vs ref1(11 rec.)	$1.7 \pm 4.7$	95.3	单导联 1
WLSE vs ref1(11 rec.)	$0.1 \pm 4.0$	94.8	单导联 2
WLSE vs ref2(11 rec.)	$-0.5 \pm 3.0$	98.0	双导联
WLSE vs ref2(11 rec.)	$0.6 \pm 3.8$	97.0	单导联 1
WLSE vs ref2(11 rec.)	$-1.4 \pm 3.9$	94.8	单导联 2

从表中看出,使用 WLSE 方法所提取的 QRS 波群时间—电压面积的精确度较高,误差的平均值  $m$  和根方差  $s$  均较小,并且从表中明显可以看出双导联法明显优于单导联法.

由于 WLSE 方法不需要先对心电数据进行任何变换,所以就算法的时间复杂性而言,WLSE 方法较低.

### 4 讨论和结论

QRS 波群时间—电压面积的提取是 ECG 形态分析中的重要问题.WLSE 方法已在恶劣的数据环境下成功地经受了考验,具有广泛的适用性、良好的稳健性和较强的抗干扰性.提取精确度已达 97.5%(ref1)和 98.0%(ref2);且计算量小,运行速度快,适于实时提取.为解决非人工交互的实时的心电图计算机自动诊断打下了坚实的基础.

#### 参考文献:

[1] Shubha Kadmbbe. Wavelet transform-based QRS complex detector[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 1999, 46(7): 838 - 848.

[2] 李翠微, 郑崇勋, 袁超伟. ECG 信号的小波变换检测方法[J]. 中国生物医学工程学报, 1995, 14(1): 59 - 66.

Li Cui-wei, Zheng Chong-xun, Yuan Chao-wei. A Detection Method Using Wavelet Transform[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 1995, 14(1): 59 - 66. (in Chinese)

[3] 林晓明, 杨希立, 李健民. 十二导联心电图 QRS 时间-电压面积对诊断左室肥厚价值的研究[J]. 中西医结合心脑血管病杂志, 2005, 3(6): 485 - 486.

Lin Xiao-ming, Yang Xi-li, Li Jian-min. Value of time-voltage QRS area of 12-lead electrocardiogram for detecting left ventricular hypertrophy[J]. Chinese Journal of Integrative Medicine

on Cardio/Cerebrovascular Disease, 2005, 3(6): 485 – 486. (in Chinese)

- [4] 赵易, 陈清启, 杨庭树, 等. 心电图学[M]. 济南: 山东科学技术出版社, 2002.
- [5] 王大雄, 王国钧. 基于嵌入式微机的便携心电监护仪设计[J]. 航天医学与医学工程, 2005, 18(3): 196 – 200.  
Wang Da-xiong, Wang Guo-jun. Development of a portable ambulatory ECG monitor based on embedded microprocessor unit[J]. Space Medicine & Medical Engineering, 2005, 18(3): 196 – 200. (in Chinese)
- [6] Monasterio, V Laguna, P Martinez, J P. Multilead analysis of T-wave alternans in the ECG using principal component analysis[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2009, 56(7): 1880 – 1890.
- [7] 魏木生. 广义最小二乘问题的理论和计算[M]. 北京: 科学出版社, 2006.
- [8] Martinez JP, Almeida R, Olmos S, et al. A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2004, 51(4): 570 – 581.

#### 作者简介:



**王大雄(通信作者)** 男, 1960 年出生于浙江杭州. 1984 年在浙江大学获工学硕士学位. 现为浙江湖州师范学院信息工程学院副教授. 研究方向为生物医学信息处理和低功耗嵌入式智能仪器设计.

E-mail: cgwadx@163.com



**蒋云良** 男, 1967 年生于浙江海宁, 2006 年获浙江大学计算机科学与技术专业博士学位, 现为浙江湖州师范学院信息工程学院教授, 主要研究方向为智能信息处理、地理信息系统.

E-mail: jylysy@hutc.zj.cn