

文章编号: 1000-582X(2012)04-088-06

## QRS 波群检测中的二次 B 样条小波变换算法

张思杰<sup>1a</sup>, 汪振兴<sup>1a</sup>, 张健<sup>1a,2</sup>, 曾孝平<sup>1a</sup>, 彭承琳<sup>1b</sup>, 郭兴明<sup>1b</sup>

(1. 重庆大学 a. 通信工程学院, 重庆 400044; b. 生物工程学院, 重庆 400044;  
2. 武警海南总队司令部, 海口 570203)

**摘要:** 针对目前心电信号检测中准确度不高以及适应性不强的问题, 提出了一种基于二次 B 样条小波, 结合二分搜索算法和圆弧逼近曲线算法的 QRS 波群检测算法。首先对心电信号用二次 B 样条小波经 Mallat 算法分解, 在二分搜索法调整阈值和模极大值检测 R 波的基础上, 再用基于最小二乘圆弧逼近曲线算法检测 T 波与 P 波。最后用 MIT-BIH 数据库的数据验证了该改进算法增强了 R 波检测的适应能力, 提高了 T 波与 P 波的检测准确度。仿真实验表明该改进算法可以有效地提高心电信号自动检测能力。

**关键词:** ECG; QRS 波群; 小波; 二分搜索算法; 圆弧逼近曲线算法; 室性波

**中图分类号:** TP911.72

**文献标志码:** A

## QRS complexes detection using quadratic b-spline wavelet transform algorithm

ZHANG Si-jie<sup>1a</sup>, WANG Zhen-xing<sup>1a</sup>, ZHANG Jian<sup>1a,2</sup>, ZENG Xiao-ping<sup>1a</sup>,  
PENG Cheng-ling<sup>1b</sup>, GUO Xing-ming<sup>1b</sup>

(1a. College of Communication Engineering; 1b. College of Biological Engineering,  
Chongqing University, Chongqing 400044, P. R. China; 2. Command Department,  
Hainan People's Armed Police Corps, Haikou 570203, Hainan, P. R. China)

**Abstract:** Aiming at the low accuracy and low adaptability of wave detection, a QRS complexes detection algorithm is proposed based on quadratic b-spline wavelet, while combined with binary search algorithm and arc approximating curve algorithm. The signal is decomposed with quadratic b-spline wavelet through Mallat algorithm and the R wave is detected by adjusting the threshold with binary search and modulus maximumizing. The T wave and P wave are detected by using arc approximating curve algorithm based on the least square. This algorithm is certified with the ECG signals from MIT - BIH database and is demonstrated that the algorithm enhanced the adaptability of R wave detection and improved the accuracy of T wave and P wave detection. The simulation experiment shows that the improved algorithm can effectively improve the automatic detection capabilities of ECG signals.

**Key words:** electrocardiogram; QRS complexes; wavelet; binary search algorithm; arc approximating curve algorithm; ventricular wave

收稿日期: 2011-12-20

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(60971016)

作者简介: 张思杰(1967-), 男, 重庆大学博士, 主要从事医学信号处理、数字化医疗仪器方向研究,  
(E-mail)lzhangsj1967@hotmail.com。

心电图 (electrocardiogram, ECG) 信号自动分析对于提高心脏和心血管疾病诊断准确率具有重要的意义。心电信号的特征提取是心电信号自动分析的基础,在特征提取的过程中,最重要的是 QRS 波群的检测,在 QRS 波群检测之后,可以依据 R 波的位置进行 T 波与 P 波的定位,进而计算出心率和 ST 段间期等特征值。在心电信号自动分析的发展过程中,发展了很多的方法<sup>[1-2]</sup>,但是主要是针对 R 波检测做了很多的研究,对于几种室性波<sup>[3]</sup>的具体检测以及 P 波与 T 波的检测则涉及的相对较少。

二次样条小波<sup>[4]</sup>因其具有线性相位,且与原始信号有良好的对称性,得到了广泛的应用。其中双正交二次 B 样条小波在检测信号奇异点时具有比 Mexican-hat 小波更高的准确率。二分搜索算法<sup>[5]</sup>原理简单,能够很快的对阈值进行调整。最小二乘圆弧逼近曲线算法<sup>[6]</sup>在机床控制和计算机绘图中通常用于对零件的外形和计算机图像进行轮廓逼近,在心电信号自动分析中,通过将心电信号曲线进行圆弧逼近来精确定位 T 波和 P 波<sup>[7-8]</sup>。圆弧逼近拟合对比抛物线拟合而言,采用每次拟合 6 个点的思路,可以减少每次拟合的运算量,使算法简单化,也可以为后续工作中 T 波和 P 波的分类识别提供曲率等有用的特征参数。

将小波分析、二分搜索算法结合起来,在已有 R 波识别算法的基础上细化了检测的过程,增加了室性波的检测,增强了 R 波形检测算法的适应性,保证了 R 波峰检测算法的完整性,将基于最小二乘的圆弧逼近曲线算法应用于心电信号的 T 波和 P 波检测,通过仿真实验,得到了较好的效果。

## 1 理论基础

### 1.1 二进离散小波变换理论

在离散小波变换<sup>[9]</sup>中,最常使用的是 Mallat 算法,二次离散小波变换应用 Mallat 算法的理论,可以得到以下的数字滤波器组的形式

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

$$W_{\frac{1}{2}} f(n) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} g_k S_{\frac{1}{2}}^{-1} f(n - 2^{j-1} k).$$

其中: $S_{\frac{1}{2}} f(n)$ 为待处理的心电信号; $S_{\frac{1}{2}} f(n)$ 为  $f(n)$  在  $2^j$  尺度上的尺度系数; $W_{\frac{1}{2}} f(n)$ 为  $f(n)$  在  $2^j$  尺度上的小波系数; $h_k$  与  $g_k$  分别为所采用的小波函数对应的低通滤波器和高通滤波器的系数。

对 MIT-BIH 心电数据库中的 100 号数据文件用二次 B 样条小波经过 Mallat 算法分解,得到不同尺度上的小波系数结果如图 1 所示,

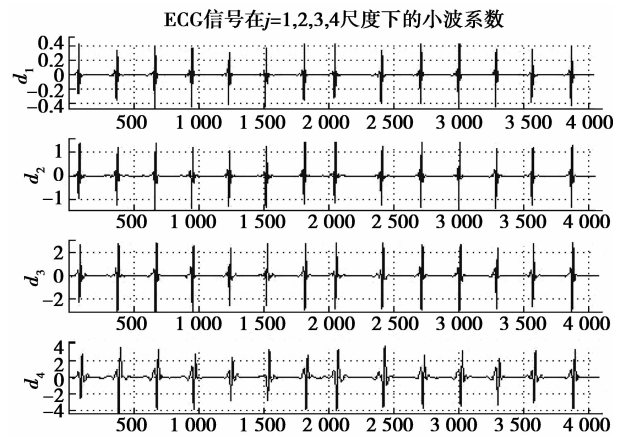


图 1 小波变换后不同尺度上的小波系数

由于工频干扰和肌电干扰等高频噪声主要集中在  $d_1, d_2$  频带内,基线漂移主要集中在  $d_4$  频带内,所以选择在  $d_3$  尺度上进行 R 波的特征点检测。

### 1.2 二分搜索算法理论

设函数  $f(x)$  在区间  $[a, b]$  内有定义,对于求区间内过零点的问题,可以采用二分搜索算法(如图 2 所示)。

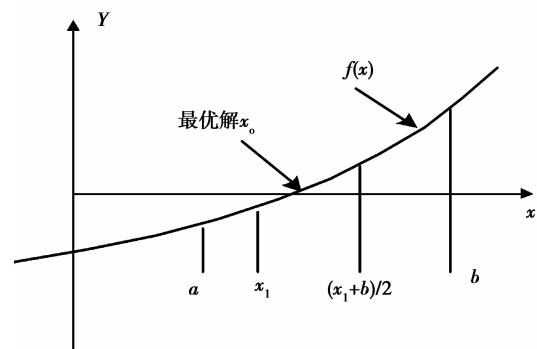


图 2 二分搜索算法原理图

如图 2 所示中,  $f(x)$  在区间  $[a, b]$  内有零点  $x_0$ , 区间  $[a, b]$  称为搜索区间,搜索算法的目的在于搜索出最优解  $x_0$  或满足给定误差要求的最优解  $x_0$  的近似值。取  $x_1$  点为初始的试验点。具体流程如下

1) 如果  $f(x_1) \cdot f(b) < 0$ , 则将  $[x_1, b]$  作为下一次搜索的区间。否则,将  $[a, x_1]$  作为下次搜索的区间。

2) 取  $(x_1 + b)/2$  点作为下次的试验点,如果  $f(x_1) \cdot f((x_1 + b)/2) < 0$ , 则将  $[x_1, (x_1 + b)/2]$  作为下次的搜索区间。如果  $f(b) \cdot f((x_1 + b)/2) < 0$ , 则将  $[(x_1 + b)/2, b]$  作为下次的搜索区间。

3) 直到最后的试验点的函数值为 0, 或者绝对值小于给定的误差时,搜索结束。

### 1.3 圆弧逼近曲线理论

如图 3 所示,对于原始曲线上的  $M$ 、 $N$ 、 $Q$ 、 $S$ 、 $P$ 、 $R$  6 个点,要用一段圆弧去逼近<sup>[10-11]</sup>这段曲线,使得这 6 个点距离圆弧的距离平方和最小,这样就可以用这段圆弧来替代这段曲线。

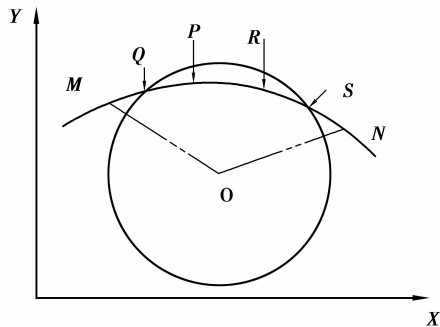


图 3 最小二乘圆弧逼近曲线原理图

设这段逼近圆弧的圆方程为

$$x^2 + y^2 - 2Ax - 2By - C = 0,$$

令其中的  $x^2 + y^2 = z$ , 对于原始曲线上的  $M(x_i, y_i)$  点而言,  $M$  点对于逼近圆弧的误差为

$$\delta = z_i - 2Ax_i - 2By_i - C,$$

则原始曲线上的 6 个点对于逼近圆弧的误差平方和为

$$Q = \sum_{i=1}^n \delta_i^2 = \sum_{i=1}^n (z_i - 2Ax_i - 2By_i - C)^2,$$

要使得  $Q$  值最小,有

$$\frac{\partial Q}{\partial A} = \frac{\partial Q}{\partial B} = \frac{\partial Q}{\partial C} = 0,$$

经过整理,得到以下的方程组

$$\begin{cases} A \sum_{i=1}^n 2x_i^2 + B \sum_{i=1}^n 2x_i y_i + C \sum_{i=1}^n 2x_i = \sum_{i=1}^n x_i z_i; \\ A \sum_{i=1}^n 2x_i y_i + B \sum_{i=1}^n 2y_i^2 + C \sum_{i=1}^n 2y_i = \sum_{i=1}^n y_i z_i; \\ A \sum_{i=1}^n 2x_i + B \sum_{i=1}^n 2y_i + Cn = \sum_{i=1}^n z_i. \end{cases}$$

取原始曲线上连续的 6 个点,即  $n=6$ ,通过上述方程组,利用 Gauss-Jordan 消元法解得  $A$ 、 $B$ 、 $C$  这 3 个常数。最后得到这段原始曲线对应的逼近圆弧的曲率为

$$\rho = 1 / (\sqrt{A^2 + B^2 + C}).$$

## 2 心电信号特征点检测

### 2.1 R 波检测

将经过预处理后的心电信号,用双正交二次 B

样条小波经 Mallat 算法进行分解,得到在  $2^1$ 、 $2^2$ 、 $2^3$ 、 $2^4$  尺度下的小波系数分别为:  $d_1, d_2, d_3, d_4$ 。

在  $2^3$  尺度上进行 R 波检测的步骤如下

1) 小波分解过程。经过预处理后的心电信号用滤波器组为:  $h_0 = 1/4, h_1 = 3/4, h_2 = 3/4, h_g = 1/4, g_0 = -1/4, g_1 = -3/4, g_2 = 3/4, g_3 = 1/4$  的二次 B 样条小波,经过 Mallat 算法进行分解,得到在  $2^1$ 、 $2^2$ 、 $2^3$ 、 $2^4$  尺度下的小波系数分别为:  $d_1, d_2, d_3, d_4$ 。

2) 找出模极大值对。找出  $d_3$  上的正极大值点  $P_3(i)$  ( $i=1, 2, \dots$ ), 以及  $d_3$  上的负极大值点  $N_3(i)$  ( $i=1, 2, \dots$ )。取  $P_3(i)$  的平均模极大值的  $\beta_1$  倍作为阈值  $th1$ , 取  $N_3(i)$  的平均模极大值的  $\beta_2$  倍作为阈值  $th2$ 。  $P_3(i)$  中绝对值大于  $th1$  的点置 1, 并记为  $WP_3(i)$  ( $i=1, 2, \dots$ ),  $N_3(i)$  中绝对值大于  $th2$  的置 -1, 并记为  $WN_3(i)$  ( $i=1, 2, \dots$ )。将  $WP_3(i)$  ( $i=1, 2, \dots$ ) 和  $WN_3(i)$  ( $i=1, 2, \dots$ ) 合并为  $Peak(i)$ , 找出相距小于 80 点的模极大值对  $Peak(n)$  和  $Peak(n+k)$ 。其中  $Peak(n) = -1, Peak(n+k) = 1$ 。

3) 初步检测 R 波峰值点。取  $Peak(n)$  和  $Peak(n+k)$  的中间点  $R-Peak(i)$  为 R 波峰值点。在  $R-Peak(i)$  点附近 10 点处搜索幅值绝对值最大的波峰点作为 R 波峰值点, 记为  $N_{qs}^k$  ( $k=1, 2, \dots$ )。

4) 判断是否存在漏检与误检。根据  $N_{qs}^k$  ( $k=1, 2, \dots$ ) 点的位置计算出心电信号的 R-R 间距的均值  $Ra$ , 如果检测到的  $N_{qs}^k$  ( $k=1, 2, \dots$ ) 序列中存在 2 点的距离小于  $0.4 Ra$ , 则可以判断存在误检; 如果序列中存在 2 点的距离大于  $1.5 Ra$ , 则可以判断存在漏检。如果不存在漏检误检, 则程序结束; 否则, 进入下一步二分法调整阈值步骤。

5) 二分法搜索算法调整  $\beta_1$  与  $\beta_2$ , 如果存在漏检, 则需要减小  $\beta_1$  与  $\beta_2$ , 反之, 则需要增加  $\beta_1$  与  $\beta_2$ 。一般情况下  $\beta_1 = \beta_2 = 1/4$ 。

取心电数据库 MIT-BIH 中的 102 号文件进行 R 波检测, 初始的  $\beta_1 = \beta_2 = 1/4$ , 得到如图 4 的检测结果

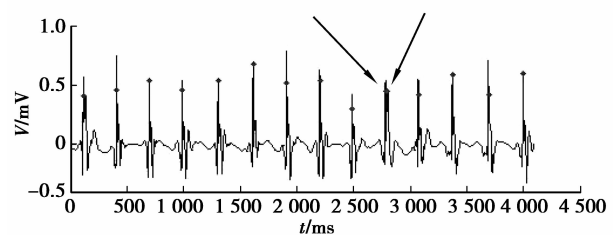


图 4 有误检的 R 波

用二分搜索算法在区间 $[1/6, 1/2]$ 之间搜索,第一次搜索取 $\beta_1 = \beta_2 = 1/3$ ,得到如图5所示的检测结果

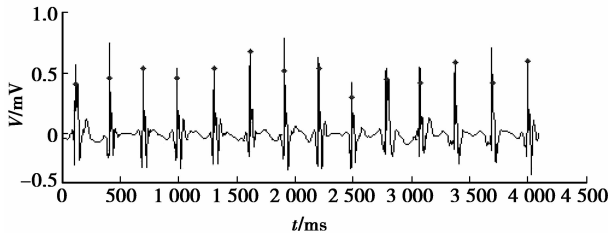


图5 准确的R波检测

对比图4和图5,二分搜索算法调整阈值之后,有效地避免了R波的误检。

## 2.2 室性QRS波的R波检测

室性波主要包含双峰R波、双相R波、倒置R波。上述通常的R波检测的算法在检测这3种室性波的时候存在一定的误检。

对于双峰R波,可以在上面的检测算法的第5步调整阈值之后,在每一个特征点 $N_{qrs}^k (k=1, 2, \dots)$ 的 $[N_{qrs}^k - 40, N_{qrs}^k + 40]$ 区间内搜索极大值点,如果该极大值点的绝对值大于对应的 $N_{qrs}^k$ 点处R波峰绝对值的0.5倍,则可以判定为双峰;否则,判断为单峰。

图6中,以MIT-BIH心电数据库中的102号数据文件为样本,检测结果如下(黑色点标记的是双峰中幅值较小的点)

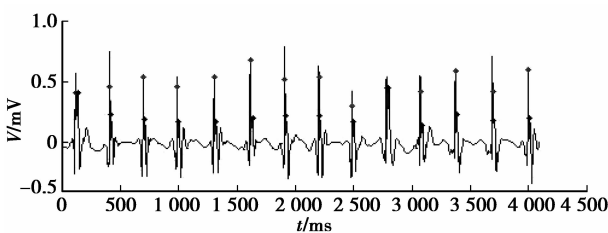


图6 双峰R波的检测

对于双相R波和倒置R波,应该在通常的R波峰检测算法中的第2步搜索模极大值对的步骤中,不仅要找到 $\text{Peak}(n) = -1, \text{Peak}(n+k) = 1$ 的模极大值对,而且还要找到 $\text{Peak}(n) = 1, \text{Peak}(n+k) = -1$ 的模极大值对,相应的判断该模极大值对的过零点。得到初始的正向R波峰值点 $\text{PPeak}(i)$ 和负向的R波峰值点 $\text{NPeak}(i)$ ,原始信号中在一个QRS波群间期的正向R波峰值点 $\text{PPeak}(i)$ 与负向

R波峰值点 $\text{NPeak}(i)$ 绝对值之差的模值 $\|\text{PPeak}(i) - |\text{NPeak}(i)|\|$ 为 $P$ ,则:

①如果 $P < 0.5 \max(|\text{PPeak}(i)|, |\text{NPeak}(i)|)$ ,则为双相R波。

②如果 $P > 0.5 \cdot \max(|\text{PPeak}(i)|, |\text{NPeak}(i)|)$ ,则可以判断为倒置R波或直立R波,最终的R波峰值点取绝对值大的点。

图7和图8分别为MIT-BIH心电数据库中104号数据文件、108号数据文件的波形检测图,分别对应双相R波和倒置R波的检测结果。

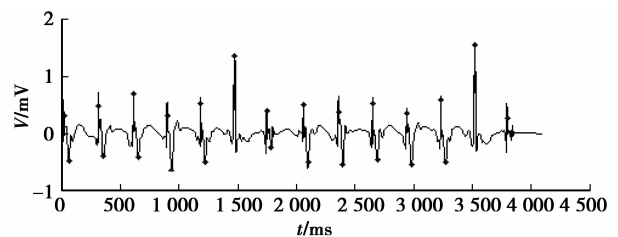


图7 双相R波的检测

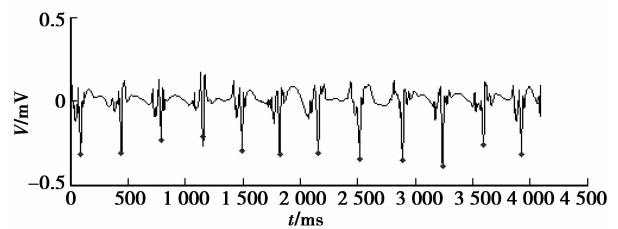


图8 倒置R波的检测

## 2.3 Q、S波检测

由于Q波与S波的能量主要集中在小波变换的 $2^1$ 尺度上<sup>[12-13]</sup>,所以,在小波变换的 $2^1$ 尺度上检测Q波与S波。

在检测到的R波峰值点前面一段窗口区间,检测负向极值点(倒置R波应该检测正向极值点,双峰或者双相R波应该以前面一个R波作为检测Q波的基准),得到的负向极值点即为Q波峰值点。

S波峰值点对应R波峰右边一段窗口的负向极值点,得到的负向极值点为S波峰值点。

## 2.4 减少误检和漏检的方法

在检测到Q波和S波之后,Q波峰和S波峰之间的时差对应QRS波的时长,由于正常的心电QRS时长在0.06~0.10s范围之内,所以在检测到QRS波群之后,需要将时长小于0.04s或者时长大于0.12s的R波舍去。

## 2.5 P波、T波检测算法

P波与T波分别位于R波的左端窗口区域和

右端窗口区域,由于 P 波与 T 波的频率较小,使得检测比较困难<sup>[14-15]</sup>,采用圆弧逼近曲线的方法来进行检测,下面以 P 波的检测为例,具体步骤如下

1)确定检测的窗口区域。将检测到的 R 波峰和上一个 R 波峰之间的一段区间作为检测的窗口区域,并将这段窗口区域分成几个小窗口,每个窗口 6 个点 $(x_1, y_1) \cdots (x_6, y_6)$ 。

2)将每个小窗口的 6 个点按圆弧逼近曲线的算法进行计算,将得到的曲率  $\rho$  存入矩阵  $\mathbf{R}_1$  中。

3)找出  $\mathbf{R}_1$  中的极大值点,在每一个 R 波和上一个 R 波之间,取距离当前 QRS 波群的 Q 波峰值点垂直距离最大的点作为临时 P 波峰值点。

4)求得临时 P 波峰值绝对值的平均值为 P,再检验第三步中得到的临时 P 波峰值点的幅值如果小于  $0.5P$ ,则将此临时峰值点去掉。

T 波的检测与 P 波检测类似,只是搜索的区间是在检测到的当前 QRS 波群右端的一段窗口区间。

小波模极大值算法检测的 P 波与按圆弧逼近曲线算法检测到的 P 波的检测结果如表 1,表 2 所示。

表 1 小波变换算法检测 P 波结果

心电数据	准确率	心电数据	准确率
T100	99.47	T109	98.04
T101	97.75	T118	95.74
T103	97.03	T119	100.0
T105	98.83	T205	97.36
T106	99.11	T212	98.21
T107	98.12	T214	98.16
T108	98.72	T215	99.02

表 2 圆弧逼近算法检测 P 波结果

心电数据	准确率	心电数据	准确率
T100	99.70	T109	98.13
T101	98.35	T118	96.24
T103	98.82	T119	100.0
T105	98.97	T205	97.72
T106	99.22	T212	98.43
T107T108	98.73	T214	98.40
	98.81	T215	99.21

从表 1 和表 2 对比可以看到,圆弧逼近曲线算法的检测结果比小波模极大值算法检测的准确度有所提高,准确率都能达到 98%。

### 3 结 语

实验结果表明,在用小波模极大值算法检测 R 波的时候,二分搜索算法能够很好的调整阈值;针对室性波的检测算法能够很好的检测出双峰 R 波、双相 R 波、倒置 R 波,以 MIT-BIH 心电数据库中的 102、104、108 号数据文件为例检测,准确率达到 99%;在检测到 Q 波和 S 波之后,用圆弧逼近曲线的算法来检测 P 波和 T 波,检测 MIT-BIH 心电数据库中的八个数据文件的 P 波,圆弧逼近曲线算法检测的平均准确率达到 98%,比小波模极大值算法检测的准确率要高。

小波变换、二分搜索算法和圆弧逼近曲线算法相结合能准确检测 ECG 信号的各种特征值点,为 ECG 信号自动分析提供准确的依据。

### 参考文献:

- [1] MAHAMOODABADI S Z, AHMADIAN A, ABOLHASANI M D. ECG feature extraction using daubechies wavelets[C]// Proceedings of fifth IASTED International Conference on Visualization, Imaging, and Image Processing, September 7-9, 2005, Benidorm, Spain: Institute for Advanced Medical Technologies, 2005: 343-348.
- [2] JAFARI-MOGHADAM-FARD P, MORADI M H, TAJVIDI M R. A novel approach in R peak detection using hybrid complex wavelet (HCW) [J]. International Journal of Cardiology, 2008, 124(2):250-253.
- [3] 漆进, 莫智文. 基于粗糙集与神经网络结合的室性 QRS 波分类方法的研究[J]. 模式识别与人工智能, 2002, 15(1):121-124.  
QI JIN, MO ZHI-WEN. Research on ventricular QRS classification method based on rough set and neural network [J]. Pattern Recognition and Artificial Intelligence, 2002, 15(1):121-124.
- [4] NIKNAZAR M, VAHDAT B V, MOUSAVI S R. Detection of characteristic points of ECG using quadratic spline wavelet transform[C]// Proceedings of

- the 3rd International Conference on Signals, Circuits and Systems, Nov. 6-8, 2009, Jerba, Tunisia: IEEE, 2009: 1-6.
- [5] 陈文利, 莫智文, 郭文. 基于小波变换和黄金分割搜索法的 QRS 波检测算法[J]. 生物医学工程学杂志, 2009, 26(4): 748-751.
- CHEN WEN-LI, MO ZHI-WEN, GUO WEN. Detection of QRS complexes using wavelet transformation and golden section search algorithm[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2009, 26(4): 748-751.
- [6] 唐丽, 莫智文. 距离阈值线性逼近的快速拟合算法[J]. 生物医学工程学杂志, 2010, 27(1): 20-23.
- TANG LI, MO ZHI-WEN. An algorithm for quick fitting of linear approximation distance thresholding [J]. Journal of Biomedical Engineering, 2010, 27(1): 20-23.
- [7] SIMON F, LAGUNA P, PUEYO E. Study of the dynamic relationship between T wave morphology and heart rate during ischemia [C] // Proceedings of the Computers in Cardiology, Sept. 30-Oct. 3, 2007. Durham, NC, USA; IEEE, 2007: 297-300.
- [8] BURATTINI L, ZAREBA W, BURATTINI R. Automatic detection of microvolt T-wave alternans in Holter recordings: effect of baseline wandering [J]. Biomedical Signal Processing and Control, 2006, 1(2): 162-168.
- [9] 刘延奎. 小波分析及其应用[M]. 北京: 机械工业出版社, 2005.
- [10] HONG W B, ZHENG L Y, ZHANG S L. An approximate arc-length parameterization method for Bézier curves[J]. Journal of Computer-Aided Design & Computer Graphic, 2006, 18(5): 1165-1168.
- [11] 丁克会, 席平原. 基于 MATLAB 的最大误差双圆弧逼近曲线的算法及实现[J]. 机械传动, 2007, 31(6): 57-59.
- DING KE-HUI, XI PING-YUAN. Algorithm and realization of double arc approximating curve in maximal error in Matlab [J]. Journal of Mechanical Transmission, 2007, 31(6): 57-59.
- [12] 宋莉, 孟庆建, 张光玉, 等. 基于波形特征和 SVM 的心电信号自动分类方法研究[J]. 中国医学物理学杂志, 2010, 27(8): 2043-2046.
- SONG LI, MENG QING-JIAN, ZHANG GUANG-YU, et al. Methods study of automatic classifying ECG signals based on waveform features and support vector machine (SVM) [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2010, 27(4): 2043-2046.
- [13] LEI W K, LI B N, DONG M C, et al. AFC-ECG: an adaptive fuzzy ECG classifier [J]. Advances in Soft Computing, 2007, 39(12): 189-199.
- [14] ANDREA O R V, DORRZZI B, BOUDY J. ECG signal analysis through hidden markov models [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2006, 53(8): 1541-1549.
- [15] VISINESCU M, BASHOUR C A, BAKRI M, et al. Automatic detection of QRS complexes in ECG signals collected from patients after cardiac surgery [C] // Proceedings of the 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Aug 30-Sept 3, 2006. New York, USA; IEEE, 2006: 3724-3727.

(编辑 侯 湘)