

一种 QRS 波群实时检测方法

李 鹏, 刘常春, 张 明, 车文彪, 李 健

山东大学控制科学与工程学院, 济南 250061

收稿日期: 2010-08-19; 接受日期: 2010-12-29

基金项目: “863” 计划项目(2009AA02Z408)

通讯作者: 李鹏, 电话: (0531)88392825, E-mail: lskyp@mail.sdu.edu.cn

摘要: 结合模板匹配和改进的导数阈值法, 提出了一种 QRS 波群实时检测方法 CT² (combination method of template matching and improved derivative threshold)。首先, 预采集一段 ECG 信号, 使用高斯函数构造 QRS 模板; 然后将实时采集的 ECG 信号使用 CT² 检测 R 波位置。为了比较算法检测精度和效率, 使用 CT² 和基于小波模板极大值的方法进行了对比。结果表明, CT² 检测精度与基于小波模板极大值的方法相当, 但运算时间大大缩短, 适于实时检测。

关键词: QRS 实时检测; QRS 模板; 模板匹配

中图分类号: R318.04

DOI: 10.3724/SP.J.1260.2011.00222

引 言

ECG (electrocardiogram) 信号中蕴含了心脏状态的重要信息, 很多疾病可以通过对 ECG 波形的分析被诊断出来。ECG 信号的自动分析对于当今纷杂的心电监护仪来说, 无疑是最为关键的技术之一, 而 ECG 信号自动分析的基础是 QRS 波群, 特别是 R 波的精确提取。

Friesen 等人^[1]对比了 9 种 QRS 波群检测的方法, 包括基于一阶导数和阈值的方法、仅使用一阶导数的方法, 以及阈值和二阶导数的方法等, 并在含不同种类噪声的情况下进行了对比。Christov^[2]针对 Friesen 等人使用固定阈值所出现的问题, 提出了一种自适应阈值检测方法。此外, 其他一些基于不同数学方法的 QRS 波检测方法相继被提出, 这些方法大致有以下几类^[3~7]: 1) 基于数字滤波器的检测方法; 2) 基于小波变换的检测方法以及改进方法; 3) 基于经验模态分解的检测方法; 4) 基于模板匹配的检测方法; 5) 基于神经网络的检测方法等。上述方法在检测精度以及噪声的抑制方面较好, 但其计算复杂, 特别是小波变换及经验模态分解, 乘法运算量非常大; 模板匹配法为了提高检测精度, 使用的模板匹配度量指标往往不止一个, 有些甚至加入了频域的计算, 致使计算量很大, 因此在实时检测中使用受到限制。模板匹配法的另外一个限制因素在于使用的模板为已经存储好的标准 QRS 波形, 不能根据不同的 ECG 信号更新, 因此匹配效果不太理想。

对于正常心电信号来说, 使用基于导数和阈值的方法即能够精确检测出 QRS 波群位置。但是作为心电监护设备来说, 不可能只对正常心电信号进行监测。对于不正常的心电信号来说, 对检测影响较大的因素主要有基线漂移、大的 T 波和运动伪迹。如果有较大的

T波，仅仅使用基于幅度和导数的检测方法有可能会将 T 波作为 R 波检测出来。

基于以上几点，我们研究了一种结合模板匹配和改进的导数阈值法而形成的 QRS 波群实时检测方法——CT² (combination method of template matching and improved derivative threshold)。首先，针对具有个体差异的 ECG 信号构造 QRS 模板；在实时采集心电过程中，使用 ECG 信号与 QRS 模板计算匹配度量函数；最后通过对匹配度量函数序列进行导数阈值法检测 R 波位置。匹配度量函数仅使用互相关计算。实验证明，互相关的结果很好地抑制了原始信号的基线漂移和运动伪迹，并且对大的 T 波有较好的抑制作用，能够很好地提取出原始信号的 R 波位置。

QRS 模板的构造方法

正常 QRS 波群特征

图 1 为一段正常心电图，包括 P 波、QRS 波群和 T 波。

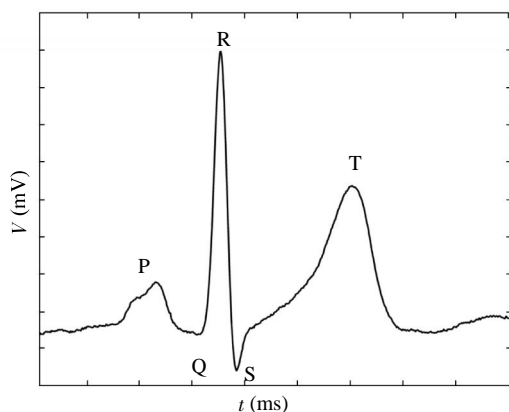


图 1 正常 ECG 信号 正常 ECG 信号包含 P 波、QRS 波群和 T 波

Fig.1 Normal ECG signals Normal ECG signals contain P-wave, QRS-complex and T-wave

关注 QRS 波群的特征，典型的 QRS 波群包括 3 个紧密相连的电位波动。第一个为向下的 Q 波，之后是高而尖耸的 R 波，最后为向下的 S 波。QRS 波群一般历时 0.06~0.1 s^[8]。

QRS 模板的构造

根据以上对 QRS 波群的分析，使用三个高斯信号来模拟 QRS 波群，分别是一个向下的高斯信号用于模拟 Q 波，紧跟着向上的高斯信号模拟 R 波，最后用一个向下的高斯信号来模拟 S 波。

记 $\theta(t)$ 为一高斯函数，形式如下：

$$\theta(t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{-\frac{t^2}{2\sigma^2}} \quad (1)$$

其中 σ 为标准差， t 表示时间，上述 $\theta(t)$ 波形关于纵轴呈对称分布，光滑且波峰向上。

QRS 模板的构造过程如下：

1) 为了区分不同个体 QRS 波群特征的不同，并最大限度地防止偶然因素造成的冲击噪声，首先分析 1 min ECG 信号序列，实时采集时，可以在电极片安放完毕、受试者安静、ECG 波形稳定之后采集 1 min ECG 信号序列。将该序列去除均值后分成相等的 30 段，每

段信号时程为 2 s，从而保证每段信号内至少含有一个 QRS 波群，分别记录每段信号的最大值 $Rmax_m$ 和最小值 $Smin_m$ ，计算其均值，获得 $Rmax$ 和 $Smin$ ；

2) 根据 $Rmax$ 和 $Smin$ ，计算 Q 波、R 波和 S 波相对于基线的幅值 $Qmag$ 、 $Rmag$ 和 $Smag$ ，分别如下：

$$\begin{aligned} Qmag &= -Smin/2 \\ Rmag &= Rmax \\ Smag &= -Smin \end{aligned} \tag{2}$$

3) 设定生成 QRS 模板 $Ttemplate$ 的时程为 $Ttemplate=0.08\text{ s}$ ，分别利用高斯函数生成 Q 波模板 $Qtemplate$ 、R 波模板 $Rtemplate$ 和 S 波模板 $Stemplate$ ，各模板中标准差 σ 取 0.002，时间分别为 $\frac{1}{4}Ttemplate$ 、 $\frac{3}{8}Ttemplate$ 和 $\frac{3}{8}Ttemplate$ ，三个波形均相对于纵轴对称分布；时间点的间隔和实际采样率一致；

4) 修正各模板基线到零值，并将幅值归一化。其中基线调整方法为：

$$\begin{aligned} Qtemplate &= Qtemplate - \max(Qtemplate) \\ Rtemplate &= Rtemplate - \min(Rtemplate) \\ Stemplate &= Stemplate - \max(Stemplate) \end{aligned} \tag{3}$$

幅值归一化方法为：

$$\begin{aligned} Qtemplate &= \frac{Qtemplate}{-\min(Qtemplate)} \\ Rtemplate &= \frac{Rtemplate}{\max(Rtemplate)} \\ Stemplate &= \frac{Stemplate}{-\min(Stemplate)} \end{aligned} \tag{4}$$

5) 修正各模板幅值为步骤 2) 中获得的幅值 $Qmag$ 、 $Rmag$ 和 $Smag$ ，修正方法为：

$$\begin{aligned} Qtemplate &= Qmag \cdot Qtemplate \\ Rtemplate &= Rmag \cdot Rtemplate \\ Stemplate &= Smag \cdot Stemplate \end{aligned} \tag{5}$$

6) 按照 QRS 的顺序将模板向量前后连接得到 QRS 模板 $QRStemp$ ，由于 $Qtemplate$ 末尾一个点为零， $Rtemplate$ 开始一个点也为零，因此在连接时去掉一个零点；同样， $Rtemplate$ 末尾一个点为零， $Stemplate$ 开始一个点为零，连接时也去掉一个零点。

通过以上方法获得的一例 QRS 模板如图 2 所示。

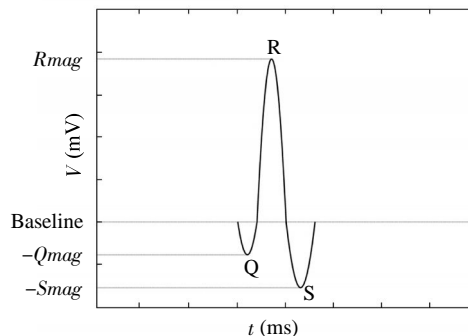


图 2 构造的一例 QRS 模板 包括向下的 Q 波、向上的 R 波和向下的 S 波

Fig.2 A constructed QRS template It contains a Q-wave which is upwards, an R-wave which is downwards and an S-wave which is upwards

CT² 算法原理

算法的理论基础

互相关是模板匹配中一个最为简单的度量指标，对于信号 $x(n)$ 和 $y(n)$ ，其互相关函数定义如下^[4]：

$$r_{xy}(m) = \sum_{-\infty}^{\infty} x(n)y(n+m) \quad (6)$$

对于有限长度的信号 x 和 y ，上面的求和可以求解。

互相关函数可以反映信号 y 左移 m 个抽样间隔后与信号 x 的相似程度，相似程度越大，则互相关的值越大，相似程度很小时，互相关的值很小甚至为零。这给采用 CT² 来检测 QRS 波群提供了理论依据。

如果 ECG 中出现与 QRS 模板相似的波形，即 QRS 波群区域，那么此处互相关的结果会增大，而在其他地方，互相关的结果很小。因此，匹配度量函数序列最大程度地突出了原始信号中的 QRS 波群，对匹配度量函数序列进行处理即可简便地确定 QRS 波群位置。

算法的实现

图 3 为 CT² 算法的实现流程。其大致步骤可以描述如下：

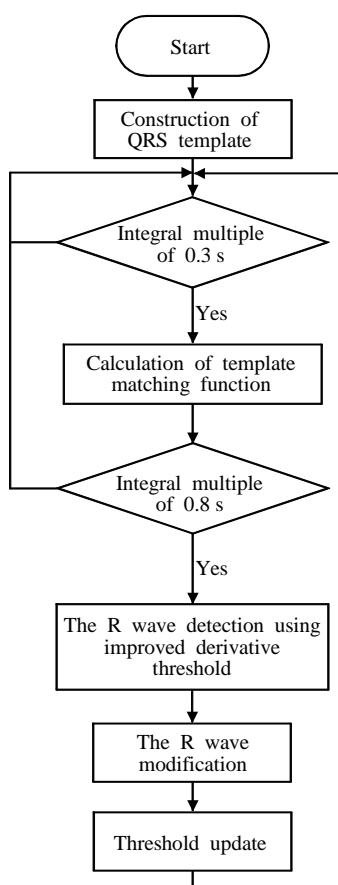


图 3 算法实现流程

Fig.3 Algorithm process

1) 根据第 223 页“QRS 模板的构造”中提出的方法构造 QRS 模板；

2) 每采集 0.3 s 信号，则将上一次末尾的 0.1 s 信号与本次采集的前 0.2 s 信号与 QRS 模板进行互相关，互相关的结果取从第 M 点长度 (M 为 QRS 模板长度) 开始到相应于 0.2 s 信号长度的一段。这样前后两次计算都保证了信号可以与 QRS 模板的所有点进行相关并且防止重复计算。

3) 当到达 0.8 s 时，使用在该点之前 0.8 s 长度的信号初步确定 R 波位置，确定方法为改进的导数阈值法，该方法的步骤如下：

① 初始阈值 $thre$ 选择为最初 0.8 s 信号最大值的 0.7 倍，将 0.8 秒的互相关结果小于阈值的部分置零，大于阈值的部分不变，获得序列 $temp(n)$ ，其长度设为 N ；阈值 $thre$ 的自适应修正放在模板匹配法检测出 R 波最终位置之后，即步骤 5)。

② 对 $temp(n)$ 序列求导数：

$$dtemp(i) = temp(i+1) - temp(i) \quad (7)$$

其中 $i=0 \cdots N-1$ ；

③ 做序列 $d_1(n)$ 和 $d_2(n)$ ，其中

$$d_1(i)=dtemp(i), i=0\cdots N-2$$

$$d_2(j)=dtemp(j), j=1\cdots N-1$$
(8)

④ 计算 $d_1(i) \cdot d_2(j)$, 找到小于零的点, 即 R 波候选位置;

4) 根据初步获得的 R 波候选位置, 在原始 ECG 信号中该位置前后 30 个采样点内寻找最大值, 判断该值的位置与上一次检测的 R 波位置相差是否大于 0.5 s, 以防止多检, 如果该值的位置与上一次检测的 R 波位置相差大于 0.5 s, 那么此位置作为该次检测的 R 波位置。

5) 根据 R 波位置获得 R 波峰值 Mag_R , 并通过 $MagRit$ 修正阈值 $thre$, 修正方法为:

$$thre=(thre+Mag_R)/2$$
(9)

如果序列未搜寻完毕或者采集未结束, 则返回步骤 2), 继续检测。

实验结果对比和分析

图 4~图 6 为使用 CT^2 对 3 例实测 II 导联心电数据进行的检测结果, 心电数据时程都为 1 min, 采样率为 1000 Hz, 图中取 6 s 数据显示。其中, 图 4 为一例正常心电波形, 包含有一定的基线漂移, 图 5 示意心电波形中含有比较严重的运动伪迹, 图 6 示意心电波形中含有较大的 T 波。

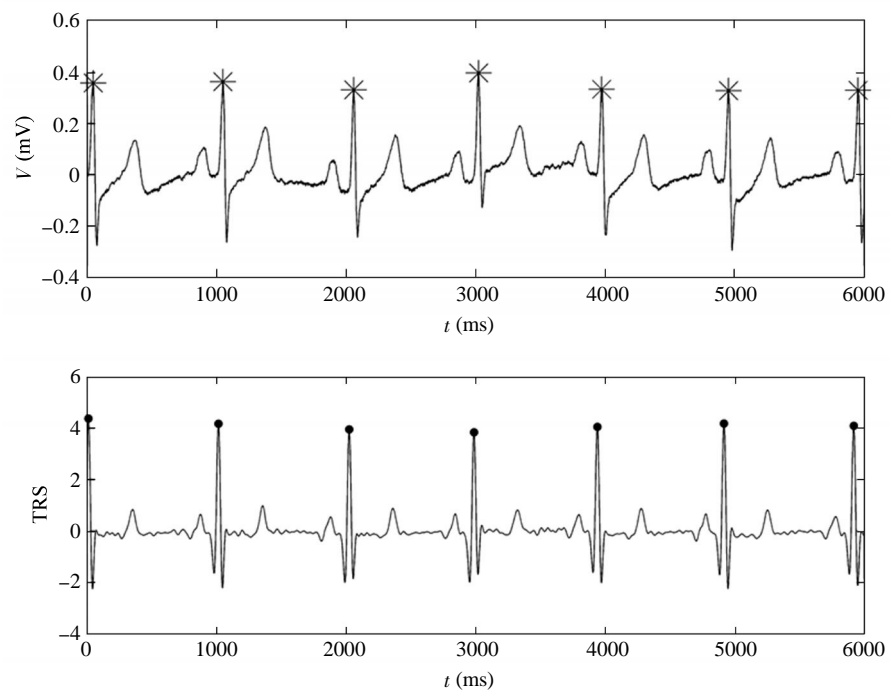


图 4 正常 ECG 波形和检测结果 上面的子图为原始 ECG 波形, 下面的子图为计算所得的模板匹配度量函数序列 TRS, 在 TRS 中使用改进的导数阈值法寻找 R 波候选位置, 使用 “●” 在图中标注, 根据 R 波候选位置, 从上一子图中的原始 ECG 波形中寻找实际的 R 波位置

Fig.4 Normal ECG signals and detection results The upper sub-figure plots the original ECG signals and the lower sub-figure plots TRS, which are matching measure function results. R-wave candidates' positions are detected based on derivative and threshold using TRS and use dot markers, and then according to the R-wave candidates, the actual R-wave positions are detected using the original ECG signals and use asterisk markers

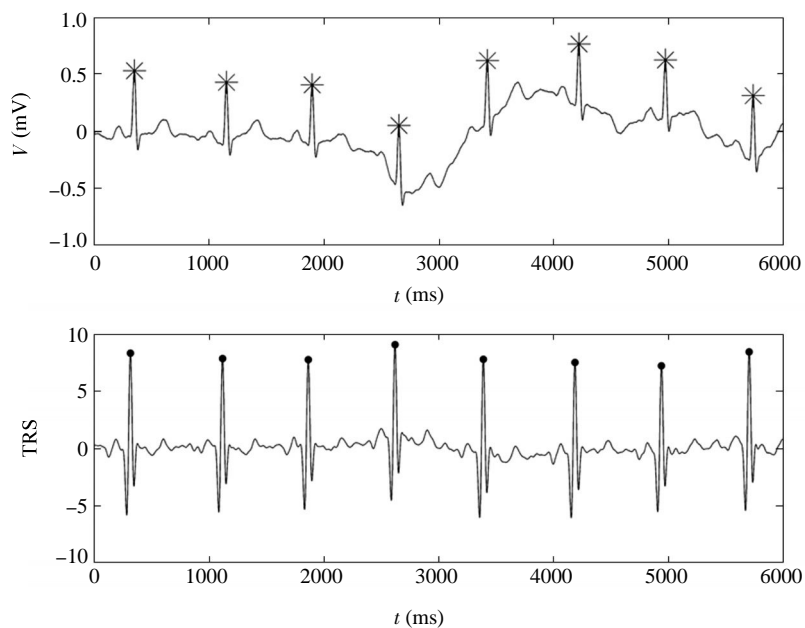


图 5 具有显著运动伪迹的 ECG 波形和检测效果 在上一子图中可以看到显著的运动伪迹，可以看出 TRS 结果对运动伪迹和基线漂移的抑制效果很好。图中的检测方法和图 4 一致

Fig.5 ECG signals with significant motion artifact and detection results There is significant motion artifact in the upper sub-figure. From the lower sub-figure, it could be concluded that TRS can effectively restrict motion artifact and baseline wander. The detection method is same with Fig.4

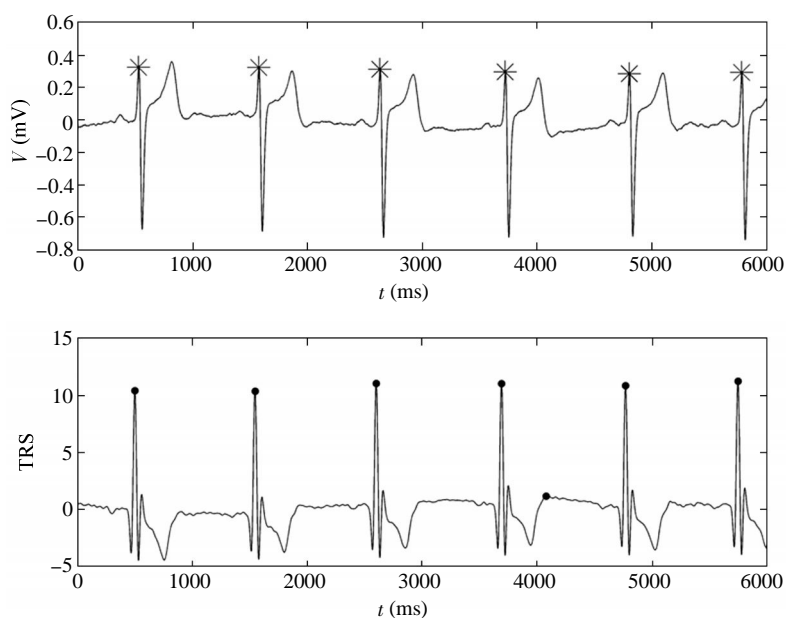


图 6 具有较大 T 波的 ECG 波形和检测效果 在上一子图中可以看到较大的 T 波，而 TRS 结果中 T 波得到了很好的抑制，使 QRS 波群突出出来。检测方法和图 4 一致。在 4000 左右有一个多检点，这里说明了算法流程中第 4) 步进行检验的重要之处

Fig.6 ECG signals with large T-wave and its detection results The T-wave in the upper sub-figure is larger. From the lower sub-figure, it could be concluded that TRS can effectively stand QRS-complex out of large T-wave. The detection method is same with Fig.4. There is a fault-positive at about 4 000. This shows the importance of step 4 in the algorithm process

每一幅图中，上一子图表示原始心电波形，心电数据的单位为 mV，下一子图为模板匹配度量结果序列，使用 TRS (template matching results) 表示模板匹配度量结果，根据第 225 页“CT²算法的实现”中的算法流程，对下一子图中的序列使用改进的导数阈值法获得 R 波候选位置，使用“●”在图中标注。根据 R 波候选位置，在上一子图的原始 ECG 信号序列中、R 波候选位置前后 30 个采样点内寻找最大值，使用该最大值作为最终检测出的 R 波位置，用“*”在图中标注。

从图 4~图 6 中可以看出，CT²对 QRS 波群的检测精度很好，并且对基线漂移有一定的抑制作用，对运动伪迹的抑制效果也很明显，同时 CT²可以很好地抵抗高 T 波的影响，使 QRS 波群明显突出出来。其中，在图 6 时间 4000 ms 右侧的上方，有一个“●”标注，说明这里多检测出一个 R 波候选点，从这里可以看出第 225 页“CT²算法的实现”中流程的第 4) 步，即判断当前检测的 R 波候选位置与上一次 R 波位置之差是否大于 0.5 s 的必要性。

为了量化 CT²在检测性能上的优势，下面从理论和程序实现上研究 CT²与基于小波模极大值的方法，对比算法效率。

假设原始 ECG 数据长度为 N 点，QRS 模板长度为 M 点，那么，使用 CT²检测所需要的乘法次数 T_{cor} 为：

$$T_{\text{cor}}=MN \tag{10}$$

若使用小波模极大值方法，在 ECG 信号采样率为 1000 Hz 情况下，选择使用 5 层小波分解，并假设小波系数长度和 QRS 模板长度一致，都为 M ，使用刘澄玉等^[7]的方法检测 QRS 波群，其乘法次数 T_{wt} 为：

$$T_{\text{wt}}=5MN \tag{11}$$

若使用连续小波变换，选择 2~16 尺度，那么上式的系数则为 15，与 CT²的乘法次数呈倍数关系。

表 1 为使用 CT²及小波模极大值方法分析 10 例 ECG 信号 (长度 60000 点) 的实际使用时间统计 (Pentium® 4 CPU 2.4GHz)。

表 1 QRS 波群检测时间对比 (单位: ms)
Table 1 Comparison of QRS-complex detection time (Units: ms)

Time	Methods	
	Method based on wavelet transform modulus maxima	Method based on CT ²
Minimum	772.3	140.7
Mean	811.0	161.0
Maximum	864.2	184.4

图中对比了使用基于小波模极大值方法和 CT²检测 QRS 波群的时间统计，包括最小值、平均值和最大值。从图中可以看出 CT²计算时间明显短于基于小波变换模极大值方法

A comparison of detection time include minimum, mean and maximum time between method based on wavelet transform modulus maxima and method based on CT² is shown in this table. It's obvious that the time expent in the latter one is much shorter than the former one

从理论计算及表 1 的实际实现所用时间都可以看出, 基于小波模极大值的 QRS 检测方法所需要的计算次数较大, 对于实时系统来说, 较大的计算量则意味着实时显示的结果和采集的 ECG 波形延时更长, 实时使用受到限制; 而使用 CT^2 算法, 计算效率得到很大提高。

讨论和结论

ECG 信号中 QRS 波群的准确检测是进行疾病诊断的基础, 在实时采集系统中, 快速而准确地检测出 QRS 波群位置尤为重要。传统的检测方法很多是使用基于阈值和导数的方法, 或者是使用滤波方法, 由于 ECG 信号的复杂性, 这些方法的精确度不够^[4]。

近期文献中 QRS 波群检测的研究大多集中于诸如小波变换、经验模态分解, 以及 Hilbert-Huang 变换和神经网络等数学方法的使用^[3~7,10,11]。这一类方法检测精度较高, 但是计算复杂, 不利于实时实现。

从检测精度和效率出发, 结合现有算法的优点, 论文提出了 CT^2 检测方法。首先从个体 ECG 信号差异角度出发, 使用高斯函数构造出与真实 QRS 波群相似的 QRS 模板, 然后计算 ECG 信号与 QRS 模板的匹配度量函数, 对其结果使用改进的导数阈值法检测 R 波位置。实验结果表明, CT^2 对于影响 QRS 检测性能的几个主要问题: 基线漂移、运动伪迹以及大的 T 波等, 抑制效果很好, 可以使 QRS 波群明显突出出来, 检测精度与基于小波模极大值的方法相当。另外, 理论证明和实际实验结果表明, CT^2 可以节省运算时间, 提高检测效率, 适于实时 QRS 检测。但是, 由于临床中 QRS 波群的多样性, CT^2 并不能保证对于一些变异的 QRS 波群 (其中多数是各类病人的 QRS 波群) 的检测效果仍然较好, 后续研究将从临床需求出发, 对 CT^2 进行进一步的改进以适应多样化 QRS 波群的提取。

参考文献:

1. Friesen GM, Jannett TC, Jadallah MA, Yates SL, Quint SR. A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1990, 37(1): 85~98
2. Christov II. Real time electrocardiogram QRS detection using combined adaptive threshold. *Biomed Eng Online*, 2004, 3(1): 28
3. Dinh HAN, Kumar DK, Pah ND, Burton P. Wavelets for QRS detection. Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE, Istanbul, Turkey, 2001, 2: 1883~1887
4. Xing HY, Huang MS. A new QRS detection algorithm based on empirical mode decomposition. The 2nd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering of the IEEE, Shanghai, China, 2008: 693~696
5. 刘海龙, 唐奇伶. 基于径向基函数神经网络的心电图 ST 段形态识别. *生物物理学报*, 2005, 21(6): 457~463
Liu HL, Tang JL. Shape identify of electrocardiogram ST segment based on radial basis function manual neural network. *Acta Biophys Sin*, 2005, 21(6): 457~463
6. Köhler BU, Henning C, Orglmeister R. The principles of software QRS detection. *IEEE Eng Med Biol*, 2002, 21(1): 42~57
7. 刘澄玉, 刘常春, 管琳, 王新沛, 胡顺波. 心电模板构造方法及其在心电去噪中的应用. *计算机工程与应用*, 2009, 45(3): 203~206
Liu CY, Liu CC, Guan L, Wang XP, Hu SB. Construction method of ECG template and its application in ECG de-noising. *Comput Appl*, 2009, 45(31): 203~206
8. 李玮. 系统生理学. 北京: 人民军医出版社, 2007: 89~90
Li W. Systems Physiology. Beijing: People's Military Medical Press, 2007: 89~90
9. 胡广书. 数字信号处理——理论、算法与实现. 2 版. 北京: 清华大学出版社, 2003: 34~35
Hu GS. Digital Signal Processing: Theoretics, Algorithm and Actualization. 2nd Edition. Beijing: Tsinghua University

- Press, 2003: 34~35
10. 刘少颖, 卢继来, 郝丽, 胡广书. 基于数学形态学和小波分解的 QRS 波群检测算法. *清华大学学报(自然科学版)*, 2004, 44(6): 852~855
Liu SY, Lu JL, Hao L, Hu GS. Detection of QRS complex using mathematical morphology and wavelet transform. *J Tsinghua Univ (Sci Technol)*, 2004, 44(6): 852~855
11. 谭爱娜, 桂卫华, 唐国栋. 一种改进的 QRS 波检测方法. *中南大学学报(自然科学版)*, 2008, 39(5): 1049~1053
Tan AN, Gui WH, Tang GD. A detection method of modified QRS complex. *J Center South Univ (Sci Technol)*, 2008, 39(5): 1049~1053

A Real-Time QRS Complex Detection Method

LI Peng, LIU Changchun, ZHANG Ming, CHE Wenbiao, LI Jian

School of Control Science and Engineering, Shandong University, Ji'nan 250061, China

This work was supported by a grant from "863" Program (2009AA02Z408)

Received: Aug 19, 2010 **Accepted:** Dec 29, 2010

Corresponding author: LI Peng, Tel: +86(531)88392825, E-mail: lskyp@mail.sdu.edu.cn

Abstract: A QRS detection method CT^2 was proposed by combining template matching with improved derivative threshold method. Firstly, a QRS template was constructed using Gaussian function according to ECG signals. Secondly, R wave detection was implemented using CT^2 . The accuracy and efficiency of CT^2 and algorithm based on wavelet transform modulus maxima were compared. The results show that the accuracy equals whereas the CT^2 method greatly shortens operation time thus it's suitable for real-time use.

Key Words: Real-time QRS detection; QRS template; Template matching

DOI: 10.3724/SP.J.1260.2011.00222