

# 便携式心电监测系统 QRS 波的实时检测算法研究

胡 平, 何 俊

(南京工业大学 电子信息与工程学院, 江苏 南京 211816)

**摘 要:** 为提高便携式心电监护系统对 QRS 波实时检测的准确率, 提出了基线一差分与峰谷运算相结合来实现 QRS 波精确定位的综合检测算法. 该算法可以克服各类噪声对 ECG 信号的干扰, 能有效的兼顾降低 QRS 波的误检和漏检率. 经过对 MIT-BIH 数据库中 ECG 信号进行测试验证, QRS 波的检测平均准确率达到 99.9%, 实验结果证明该算法能够快速准确的诊断 ECG 信号且易于在便携式系统中实现.

**关键词:** 便携式; QRS 波; 基线一差分; 峰谷运算

**中图分类号:** TN911.23

**文献标识码:** A

**文章编号:** 1000-7180(2013)08-0139-03

## A Real-time QRS Complex Detection Algorithm for Portable ECG Monitoring Systems

HU Ping, HE Jun

(College of Electronic and Information Engineering, Nanjing University of Technology, Nanjing 211816, China)

**Abstract:** A precise real-time QRS complex detection algorithm based on baseline-derivative with the peak-valley detection combined of ambulatory electrocardiograph (ECG) signals to meet the need of portable ECG monitoring system is developed. The algorithm can not only overcome all kinds of noise interference on the ECG signal also both effectively reduce the false detection rate and the missed rate of the QRS complex. After verification test ECG signals in the MIT-BIH database QRS wave detection accuracy rate up to 99.9%, the experimental results show that the algorithm can be fast and accurate diagnostic ECG signal, and is easily applied in the portable system.

**Key words:** portable system; QRS complex; baseline-derivative; peak-valley detection

### 1 引言

便携式远程无线心电实时监护系统是一种基于移动通信网络的新型心电监护系统, 该系统传输的信号实质是动态的心电信号<sup>[1]</sup>, ECG 信号中最典型的特征波是 QRS 复合波, 对 ECG 信号进行识别和分析最为关键的是找到信号的 QRS 波群<sup>[2]</sup>. 至今为止用于识别分析 QRS 波群的方法有两类: 硬件检测和软件检测. 硬件检测运算速度快但缺乏灵活性. 软件分析常用的有: 差分阈值法、小波变换法<sup>[3]</sup>、神经网络法等. 差分阈值法依靠对心电信号进行差分运算, 求出用来确定 QRS 波形的下降沿的阈值, 最后根据时间窗和阈值的变化来确定 QRS 波的特征点的位置. 这种算法简单检测速度快, 非常适用于便携

式实时监测系统. 但是由于存在运动伪迹, 误检和漏检往往不能同时兼顾. 小波变换法、神经网络等方法对 QRS 波的检测有较高的准确率, 但它们的算法计算复杂不适用于便携式实时系统. 为了兼顾实时性与准确率本文采用基线一差分与数学形态运算联合检测算法. 该方法运用基线一差分的办法初步检测出 QRS 波的位置, 然后用数学形态峰谷运算检查可能存在的误检或漏检情况以提高 QRS 波群检测的正确率.

### 2 算法的基本原理

在 ECG 信号中 QRS 波占据了大部分能量, 使得其导数和幅值特性都非常明显. 由导数与极值的对应关系知 R 波、Q 波和 S 波都表现为一阶差分信

号过零点. 其中 R 波波型最为陡峭表现为局部极大值点, 它与 ECG 信号的二阶差分极小值的位移关系固定. 因此适当的处理 ECG 信号的一阶、二阶差分找到二阶差分局部极小值点即可找到 R 波的位置, 再由 R 波与 Q、S 波在一阶差分中的位置关系即可定位 Q、S 波<sup>[4-5]</sup>. 在初步检测出 QRS 波的位置后再对信号使用特定算子产生一个新的波形, 使原始信号的波峰和波谷在新产生的波形中突出出来, 并且将余下的小波峰与小波谷映射成平坦的区域<sup>[6]</sup>. 通过以上处理可以避免误检和漏检更精确的检测出 QRS 波群.

### 3 QRS 波检测

由于移动便携式系统需要具有实时分析能力, 但其内核的计算能力又有局限性, 算法要尽量简单易实现同时要保证准确率, 本文采用改进的差分阈值法. 用基线一差分的办法初步检测出 QRS 波的位置.

#### 3.1 R 波定位

(1) 阈值、基线的设定<sup>[7]</sup>

设经过预处理后的心电信号为  $f(n)$ ,  $n = 1, 2, \dots, l$ , ( $l$  为信号长度), 分别对  $f(n)$  求一阶和二阶差分:

$$d(n) = f(n+1) - f(n), n = 1, 2, \dots, l-1 \quad (1)$$

$$e(n) = d(n+1) - d(n), n = 1, 2, \dots, l-2 \quad (2)$$

对  $e(n)$  以采样频率长度为  $3/4 f_s$  进行划分, 分别计算出各个区间的极小值以及各极小值的均值, 把所求到的极小值的均值的一半用来当做 R 波二阶差分  $e(n)$  的极小值的门限, 如式(3)所示:

$$th1 = 0.5 \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k \min[e(i)] \quad (3)$$

同理, 以相同的采样频率对  $f(n)$  进行划分, 计算出各个区间的平均幅值, 将该值做为对应的区间的基线位置  $Z(i)$ , 其中  $i$  为区间号,  $i = 1, 2, 3, \dots, k$ . 取  $[f_{\max}(i) - Z(i)]$  和  $[Z(i) - f_{\min}(i)]$  中的较大值作为该区间的  $Z_m(i)$ ,  $i = 1, 2, 3, \dots, k$ , 可得 R 波幅度的门限值, 即:

$$th2 = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k Z_m(i) \quad (4)$$

(2) 更新  $th1$  和  $th2$

在得到阈值  $th1$  和  $th2$  后, 筛选出符合判决条件  $e(n) < th1$  同时  $d(n) = 0$  的点的位置  $R'(i)$ , 然后根据延时关系得原始信号的位置  $R(j) = R'(i) - 2$ ,  $j = 1, 2, \dots, M$ , 更新  $th1$  和  $th2$ .

$$th1 = \frac{1}{2M} \sum_j e(R(j)) \quad (5)$$

$$th2 = \frac{1}{2M} \sum_j f(R(j)) \quad (6)$$

这样的门限值和真值比较贴近还能根据前面的阈值进行修正, 同时还包含一部分在读心电信号的信息, 让门限可以跟随信号的改变而改变, 体现出该算法的自适应性.

#### 3.2 Q、S 波定位<sup>[8]</sup>

在一阶差分信号  $d(n)$  中, R 波与其对应的 Q、S 波的位置关系为: 当 R 波是正向波时, 它在  $d(n)$  中为 QRS 波群所对应的向下过零点, R 波所在位置前面的第一个向上过零点为 Q 波的位置, 而其后面的第一个向上过零点为 S 波的位置. 当 R 波是倒向波时, 同理可得 Q、S 波的位置. 最后可由 Q 波位置向前搜索 QRS 波群起始位置, 由 S 波位置向后搜索 QRS 波群终止位置.

#### 3.3 峰谷检测 QRS 波群

为了避免经过上述处理后的  $R(j)$ ,  $j = 1, 2, \dots, L$  ( $L < M$ ), 还存在误检和漏检, 回溯所检测到的 QRS 值系列, 若存在相邻两个波形上 RR 间期  $T_{RR} > 1.5$  倍平均 RR 间期  $\overline{T_{RR}}$  或  $T_{RR} < \overline{T_{RR}}/1.5$  则存在可疑点可能发生漏检或误检, 此时进入峰谷检测. 峰谷运算包含波峰、波谷提起运算两个部分. 用  $f$  表示输入信号,  $B$  表示结构元素系列.

波峰提起运算如式(7)所示:

$$P(f) = f - [(f \ominus \bar{B}) \oplus B] \quad (7)$$

波谷提起运算如式(8)所示:

$$V(f) = f - [(f \oplus \bar{B}) \ominus B] \quad (8)$$

上两式的运算  $P(f)$  仅包含波峰,  $V(f)$  仅包含波谷, 综合两式可得峰谷提起公式如下所示:

$$PV(f) = f - \{[(f \ominus \bar{B}) \oplus B] \oplus [\bar{B} \ominus B]\} \quad (9)$$

将  $f(n)$  按式(9)进行峰谷运算, 得到的新波形将余下的小波峰与小波谷映射成平坦的区域, 同时存在上升沿和下降沿而只能检测到其中一个, 可以避免发生误检, 同时该运算放大了伪差中被削掉的 QRS 波峰值, 所以也可以避免漏检的发生. 图 1 为 QRS 波检测程序流程图.

### 4 实验结果与分析

采用不同算法对含噪声的数据长度为 230 s 共 335 次心搏的 ECG 信号的 QRS 波群进行检测, 测试结果如表 1 所示. 从表 1 可以看出综合检测算法

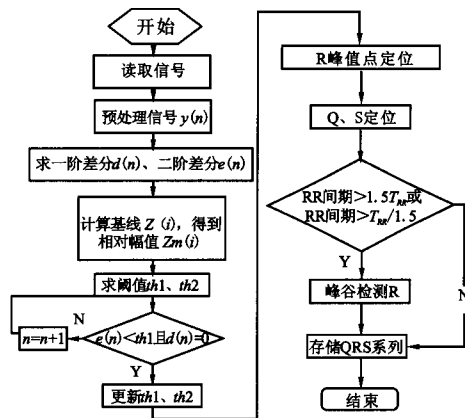


图 1 QRS 波检测流程图

有很好的去噪能力,在运算速度没有减慢太多的同时对 QRS 波检测的准确率有很大的提升.图 2 为含有噪声的 ECG 信号的 QRS 波检测示意图.(a)为原始信号、(b)为传统差分阈值算法输出的信号、(c)改进的差分阈值算法输出的信号、(d)联合算法输出的信号

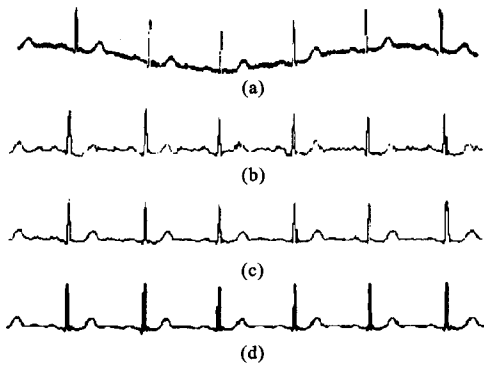


图 2 含噪声的 ECG 信号的 QRS 波检测

表 1 三种算法 QRS 定位对比实验结果

|         | 差分阈值法 | 改进的差分阈值算法 | 综合检测算法 |
|---------|-------|-----------|--------|
| 误检      | 19    | 14        | 1      |
| 漏检      | 37    | 26        | 3      |
| 准确率/%   | 84.2  | 86.8      | 99.8   |
| 所用时间/ms | 4 731 | 4 320     | 5 123  |

为验证上述算法对 QRS 波检测的准确率,将 MIT/BIH 数据库中部分数据使用该算法进行分析.表 2 所示为传统的差分阈值法、改进的差分阈值法、联合检测算法对 MIT/BIH 数据库中 6 个典型 ECG 信号的 QRS 波检测的结果,其中:101 信号是正常的无噪声干扰的心律;105 信号是正常的但受噪声严重干扰的心律;200 信号含有大量二联律并受噪声多处干扰;201 信号含有二联律并为房性逸搏;213 信号为严重的室性期前收缩;217 信号为使用心脏起搏器心律;222 信号是心房异位且受高频噪声和伪差干扰严重的心律.

分析表 2 可以发现,综合检测算法较前两种算法对各类心电信号的检测率均有不同程度的提高,尤其对质量较差的 105、222 信号的正确检测率提高较为明显.对 32 个不同质量的 MIT/BIH 库样本进行 QRS 波群检测测试,平均准确率达到 99.6%.测试结果表明,该方法准确率高可以有效的避免漏检和误检,采用该算法可对 QRS 复合波准确地定位.

表 2 三种方法的 QRS 波实时检测结果

| 序号  | 心拍总数   | 差分阈值法 |     |      | 改进的差分阈值法 |     |      | 综合检测算法 |    |      |
|-----|--------|-------|-----|------|----------|-----|------|--------|----|------|
|     |        | 误判    | 漏检  | 误检/% | 误判       | 漏检  | 误检/% | 误判     | 漏检 | 误检/% |
| 101 | 1 865  | 5     | 4   | 0.44 | 4        | 3   | 0.32 | 0      | 0  | 0.00 |
| 105 | 2 572  | 65    | 23  | 3.46 | 41       | 38  | 3.08 | 16     | 12 | 1.09 |
| 201 | 1 963  | 1     | 9   | 0.51 | 6        | 14  | 1.02 | 2      | 11 | 0.66 |
| 213 | 3 251  | 1     | 2   | 0.09 | 9        | 9   | 0.55 | 1      | 0  | 0.04 |
| 217 | 2 208  | 3     | 6   | 0.45 | 10       | 9   | 0.83 | 1      | 1  | 0.09 |
| 222 | 2 484  | 100   | 83  | 7.34 | 29       | 97  | 5.21 | 2      | 8  | 0.40 |
| 平均  | 14 363 | 175   | 124 | 2.12 | 99       | 170 | 1.98 | 22     | 42 | 0.39 |

5 结束语

本文所提出的综合检测算法具有简单快速的优点,非常适用于内核计算能力有限的移动便携式系统的实时监测.同时测试结果也证明该算法对 ECG 信号的 QRS 波检测的准确率高,弥补了差分阈值法对 QRS 波误判和漏检不可兼顾的缺点.本文的算法主要针对便携式系统,对于终端计算能力强的大型系统该算法还需要进一步改进,以满足其更高的抗干扰能力和准确率的要求,是下一步待研究的问题.

参考文献:

[1] 黄大显. 现代心电图学[M]. 北京:人民军医出版社,1997.

[2] 王鸿鹏,戴博,杨孝宗. 心电自动分析系统[J]. 北京生物医学工程,2007,26(4):386—389.

[3] 邱雅竹,丁显峰. 基于 Mexican-hat 小波的 QRS 检测新方法[J]. 生物医学工程杂志,2006,23(6):1347—1349.

[4] CHEN Yong-li, DUAN Hui-long. A QRS Complex Detection Algorithm Based on Mathematical Morphology and Envelope[C]//Proceedings of the 2005 IEEE in Medicine and Biology 27th Annual Conference. Shanghai: [s. n],2005: 4654—4657.

[5] GHAFARI A, GOLBAYANI H, GHASEMI M. A New Mathematical Based QRS Detector Using Continuous Wavelet Transform[J]. Computers and Electrical Engineering. 2008,34(2):81—91

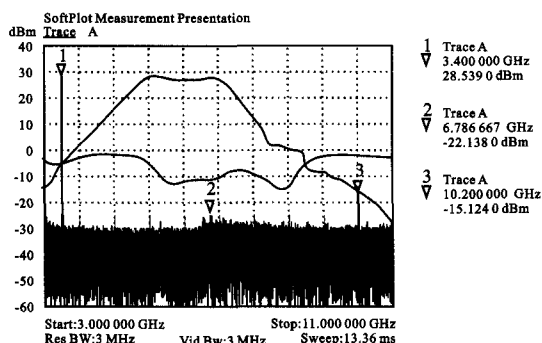


图9 1 dB 压缩点处 3.4 GHz 的基波和谐波功率测量

## 5 结束语

基于  $2\ \mu\text{m}$  InGaP/GaAs HBT 工艺技术设计了一种 3.4~3.6 GHz 的功率放大器单片集成电路, 其输出匹配网络设计在片外, 并利用罗杰斯 RO4350B PCB 板来实现. 为了降低二次和三次谐波, 在输出匹配网络中设计了一种串联谐振支路, 其一端通过键合引线与功放芯片的输出 PAD 进行连接, 另一端接地. 在  $V_{cc}=4.3\ \text{V}$  和  $V_{bias}=3.3\ \text{V}$  的供电下, 功率放大器在整个工作频带上的线性增益达到 28.3 dB 以上, 3.4 GHz 处的 1 dB 压缩点的输出功率为 28.5 dBm, 相应的 PAE 为 28.3%. 在串联谐振支路的作用下, 谐波被有效抑制, 3.4 GHz 频点下的 1 dB 压缩点输出功率对应的二次和三次谐波抑制比分别达到 -50 dBc 和 -43 dBc 以下.

## 参考文献:

- [1] Hussaini A, Abd-Alhameed R, Rodriguez J. Design of energy efficient power amplifier for 4G user terminals[C]//17th IEEE International Conference on Electronics, Circuits, and Systems (ICECS). Greece, Athens, 2010:611.
- [2] Rasmi A, Marzuki A, Ismail M, et al. 0.5  $\mu\text{m}$  GaAs PHEMT medium power amplifier design using simple RC

feedback amplifier for wireless LAN applications[C]//Asia-Pacific Microwave Conference, Hong Kong, 2008:4.

- [3] Alam M, Armstrong G. Design of GaAs HBT power amplifier for WCDMA wireless communication systems[C]//International Symposium on Integrated Circuits Singapore, 2007:596.
- [4] Jaejune Jang, Kan E C, Arnborg T, et al. Characterization of RF power BJT and improvement of thermal stability with nonlinear base ballasting[J]. IEEE Journal of Solid-state Circuits, 1998, 33(9):1428.
- [5] Sowlati T, Luo S. Bias boosting technique for a 1.9 GHzm class AB RF amplifier[C]// Proceedings of the 2000 International Symposium on Low Power Electronics and Design. Italy, 2000:284.
- [6] Hao Mingli, Shi Yin. A 2.4 GHzm power amplifier in 0.35  $\mu\text{m}$  SiGe BiCMOS[J]. Journal of Semiconductors, 2010, 31(1):015004.
- [7] Qiu Xiaofeng, Wu Yushu, Li Shufang, et al. Simulation and analysis of via effects on high speed signal transmission on PCB[C]// Radio Science Conference. China:Shandong, 2004:284.

## 作者简介:



郝明丽 女, (1979—), 博士, 副研究员. 研究方向为射频与微波集成电路.

王 统 男, (1986—), 硕士. 研究方向为射频与微波集成电路.

陈春青 男, (1987—), 硕士. 研究方向为射频与微波集成电路.

(上接第 141 页)

- [6] 王恒迪, 朱坚民, 梁丽, 等. 一种简单准确的 R 波检测算法[J]. 生物医学工程学杂志, 2007, 24(5): 1019-1022.
- [7] 苏丽, 赵国良, 李东明. 心电信号 QRS 波群检测算法研究[J]. 哈尔滨工程大学学报, 2005, 26(4): 513-517.
- [8] 朱凌云, 吴宝明, 王正国, 等. 移动心电监护系统 QRS 波的实时检测算法研究[J]. 仪器仪表学报, 2005, 26

(6): 603-607.

## 作者简介:

胡 平 男, 副教授, 硕士生导师. 研究方向为嵌入式系统、信号处理.

何 俊 女, 硕士, 研究方向为嵌入式系统、信号处理.