

一种多导联 QRS 波实时检测算法

张龙飞, 张 跃

(清华大学深圳研究生院嵌入式系统与技术实验室, 广东 深圳 518055)

摘 要: 针对多导联心电监护仪对 QRS 波的分析需求, 提出一种多导联 QRS 波实时检测算法。对原始心电图信号进行工频滤波和低通滤波处理, 将各导联按照单导联预检波规则进行 QRS 波判别, 通过决策融合多个导联的判别结果得到最终判别结果。在圣彼得堡 INCART 12 导联心率失常数据库上的验证结果表明, 该算法的平均识别率和准确率分别为 99.88% 和 99.73%。

关键词: 多导联; 心电图; QRS 波; 实时检测算法; 决策融合

Real-time Detection Algorithm of Multi-lead QRS Wave

ZHANG Long-fei, ZHANG Yue

(Embedded System Lab, Graduate School at Shenzhen, Tsinghua University, Shenzhen 518055, China)

[Abstract] In order to meet the demand for real-time QRS wave detection of multi-lead ECG monitor, a simple real-time QRS wave detection algorithm of multi-lead Electrocardiogram(ECG) signals is proposed. The original ECG is passed through a notch filter and a low-pass filter, QRS wave is detected by each lead in accordance with the single-lead decision rule, the final result is given by decision fusion. The algorithm is tested by using St. Petersburg INCART 12-lead arrhythmia database, result shows that its average recognition rate is 99.88% and accuracy rate is 99.73%.

[Key words] multi-lead; Electrocardiogram(ECG); QRS wave; real-time detection algorithm; decision fusion

DOI: 10.3969/j.issn.1000-3428.2011.16.095

1 概述

准确实时地对 QRS 波进行检测和定位是心电监护仪的重要功能之一, 也是进行心律失常分析和报警的前提。然而, 由于采集到的心电信号中不可避免地存在基线漂移、工频干扰、肌电干扰等干扰和噪声, 以及不同个体的 QRS 波形态的巨大差别, 使 QRS 检测成为心电信号分析的难点。

经过几十年的发展, 目前已经提出了多种 QRS 波检测的算法。按照算法原理可分为滤波器法、模板匹配法、小波分析法、神经网络法、形态学方法等^[1]。滤波器法是最简单、计算量最小的检测算法, 非常适合实时检测, 其缺点是性能较差; 除滤波器法以外的其他算法, 由于涉及到复杂的数学运算, 影响了其在实时监护方面的应用。按照分析的导联数可分为单导联检测算法和多导联检测算法。单导联检测算法只需要一个导联的数据, 算法简单、计算量小; 多导联检测算法通常采用融合算法, 可以综合多个导联的信息, 理论上, 其准确率高于单导联检测算法。为了满足本实验室正在研究的远程无线多生理参数实时监测与分析网络平台^[2-3]对心电信号实时分析的需要, 本文提出一种单导联滤波器算法和决策融合算法相结合的多导联 QRS 波实时检测算法。

2 多导联 QRS 波实时检测算法

图 1 给出了多导联 QRS 波实时检测算法结构。该算法包括 3 个环节:

(1) 信号预处理: 第 k 个导联的心电数据 $X_k(i)$ 经过预处理滤波器滤波后得到去噪后的波形 $Y_k(i)$;

(2) 单导联预检波: 将 $Y_k(i)$ 通过单导联 QRS 波检测规则判定, 得到第 k 个导联的判别结果 $Z_k(i)$;

(3) 多导联决策融合: 所有 L 个导联的判别结果 $\{Z_1(i), Z_2(i), \dots, Z_L(i)\}$ 经过多导联决策融合, 得到最终判别结果 $QRS(i)$ 。

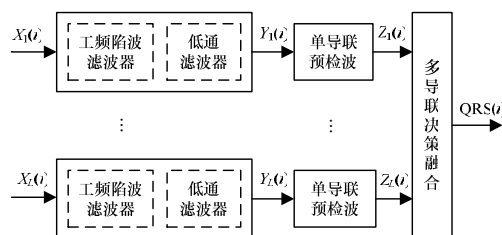


图 1 多导联 QRS 波实时检测算法结构

在该算法的研究和分析过程中, 使用圣彼得堡 INCART 12 导联心率失常数据库。该数据库由 75 组时长 30 min 的 12 导联心电数据构成, 各组数据的采样频率均为 257 Hz。本文后续的所有公式和参数, 均是针对该采样频率给出。

2.1 信号预处理器

心电图(Electrocardiogram, ECG)信号中 QRS 波的频率主成分集中在 10 Hz~25 Hz 之间^[1]。容易导致 QRS 波误判的因素包括: (1) 噪声干扰, 包括工频干扰、基线漂移、肌电干扰和电极接触噪声等^[4]。(2) ECG 信号中与 QRS 波频率成分接近的 P 波和 T 波。其中, 工频干扰为 50 Hz/60 Hz 干扰, 可以通过 50 Hz/60 Hz 陷波滤波器滤除; 肌电干扰、电极接触噪声等的主要频率成分集中在高频部分, 可以通过低通滤波器滤除; 基线漂移、P 波、T 波属于低频的干扰信号, 可以通过高通滤波器滤除。

信号预处理器针对 ECG 信号中 QRS 波及干扰信号的频率特性进行相应的滤波处理, 抑制其中的干扰信号。算法采

基金项目: 湖南省科技计划重大专项基金资助项目(2007FJ004)

作者简介: 张龙飞(1982—), 男, 硕士研究生, 主研方向: 嵌入式系统及应用, 心电检测与处理; 张 跃(通讯作者), 副教授、博士

收稿日期: 2011-02-18 **E-mail:** zlf2011@hotmail.com

用工频陷波滤波器和低通滤波器串联构成的2级滤波方案^[5], 如图2所示。

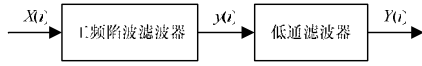


图2 信号预处理器的结构

第1级滤波器为工频陷波滤波器,能够有效滤除 ECG 信号中的工频干扰,同时,对基线漂移、P 波和 T 波有较好的抑制作用。工频频率为 50 Hz 时,陷波滤波器的差分方程为:

$$y(i) = X(i) - X(i-5) \quad (1)$$

当工频频率为 60 Hz 时,陷波滤波器的差分方程为:

$$y(i) = X(i) - X(i-4) \quad (2)$$

第2级滤波器为截止频率 30 Hz 的低通滤波器,能够有效抑制 ECG 信号中的高频干扰。其差分方程为:

$$Y(i) = \frac{y(i) + 4y(i-1) + 6y(i-2) + 4y(i-3) + y(i-4)}{16} \quad (3)$$

图3为工频 50 Hz/60 Hz 下,工频陷波滤波器和低通滤波器串联后的频率响应曲线。图4是信号预处理前后的波形对比。

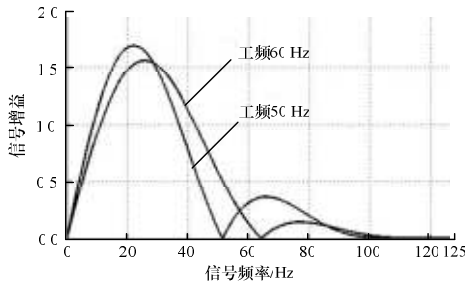


图3 串联滤波器的频率响应

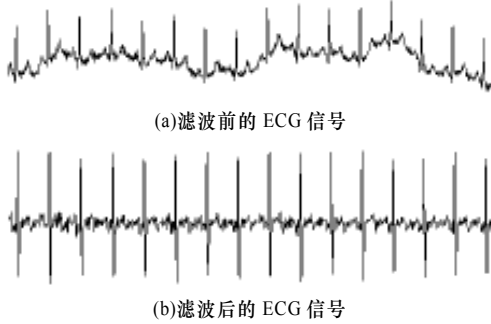


图4 信号预处理前后的波形对比

2.2 单导联预检波规则

由图4可以看出,经过信号预处理后,原始 ECG 信号中的 QRS 波对应一对正向和负向的波峰(QRS 波的上升沿对应正向波峰,下降沿对应负向波峰)。可以通过双阈值 TP (正向波峰检测阈值)和 TN (负向波峰检测阈值)分别进行正负波峰检测,然后由适当判别规则确定是否出现 QRS 波。

在文献[4]中,对9种基于滤波器法的单导联 QRS 波检测算法进行对比分析,其中,DF1 算法整体表现最优,在各种干扰条件下,均具有很高的检出率,且错误率较低。在 DF1 的判别规则中,有3种情况可以判别为 QRS 波:

- (1) $Y(i) > TP$ 且 $Y(j) < TN$, $i < j < i + 40$;
- (2) $Y(i) > TP$ 且 $Y(j) < TN$ 且 $Y(k) > TP$, $i < j < k < i + 40$;
- (3) $Y(i) > TP$ 且 $Y(j) < TN$ 且 $Y(k) > TP$ 且 $Y(l) < TN$, $i < j < k < l < i + 40$ 。

即在最大 QRS 波长(160 ms,对应40个采样周期)范围内,

若出现2次~4次交错的波峰,则判定为 QRS 波;若超过4次,则判定为噪声信号。

在 DF1 算法中,隐含假设 QRS 波最显著的波峰总是正向的。根据临床经验,在实际 ECG 波形中,QRS 波并不满足该假设。由于多传感器决策融合算法本身具有高容错性的特点,因此单导联预检波的判别规则可以不考虑噪声干扰的影响,而首先保证较高的 QRS 波的检出率,其次才是降低识别错误率。因此,本算法将单导联 QRS 波判别规则简化为:

$$Z(i) = \begin{cases} 1 & Y(j) > TP \text{ 且 } Y(k) < TN, j, k \in [i-20, i] \\ 0 & \text{其他} \end{cases} \quad (4)$$

即在最大 QRS 波的半波长(80 ms,对应20个采样周期)范围内,出现一对交错波峰,判定为 QRS 波。其中, TP 和 TN 采用动态阈值,分别取3 s 内的滤波后数据的最大值和最小值的 $T1$ (幅度阈值,介于0、1之间)倍。为了减小偶然的剧烈干扰对阈值的影响,当新阈值的绝对值大于前次阈值的1.2倍或小于前次阈值的0.8倍时,阈值改变的幅度将受限。

2.3 多导联决策融合规则

多导联决策融合阶段的输入为各导联预检波的输出 $\{Z_1(i), Z_2(i), \dots, Z_L(i)\}$, 即:

$$Z_k(i) = \begin{cases} 1 & \text{第 } k \text{ 导联检测到 QRS 波} \\ 0 & \text{否则} \end{cases}$$

输出为最终判别结果 $QRS(i)$, 即:

$$QRS(i) = \begin{cases} 1 & \text{检测到 QRS 波} \\ 0 & \text{否则} \end{cases}$$

因此,多导联决策融合属于典型的硬判决融合问题^[6]。由于 QRS 波的概率分布、算法检出率和错误率等均不能确定,因此 NP 规则等基于概率统计的最优融合规则无法在此应用。本算法的多导联决策融合规则由多导联表决规则和不应期规则共同构成。具体规则为:

(1)多导联表决规则:

$$QRS(i) = \begin{cases} 1 & \sum_{k=1}^L Z_k(i) \geq T2 \\ 0 & \text{其他} \end{cases} \quad (5)$$

其中, $T2$ 为设定的决策融合阈值; L 为参与决策融合的导联数。

(2)不应期规则:若判定 i 点为 QRS 波,则 $(i, i+40)$ 区间内的点,均不能为 QRS 波。

3 仿真与结果分析

使用识别率(Se)和准确率(Sp)2个统计参数衡量该算法的性能。具体公式如下:

$$Se = \frac{TP}{TP + FN}, Sp = \frac{TP}{TP + FP}$$

其中, TP 为正确判别的 QRS 波个数; FP 为误判个数; FN 为漏判个数。

该算法使用圣彼得堡 INCART 12 导联心率失常数据库进行验证。数据 I54 因所有导联均受到严重干扰而被排除。识别结果首先经过计算机统计,与标识的 QRS 波位置偏差在 $[-5, 15]$ 采样周期(20 采样周期为通常的 QRS 波长,预处理阶段会造成5采样周期的时延)范围内,即统计为正确识别;对于统计为误判或者漏判的结果,进行人工确认。

取参数 $T1=0.33$ 、 $T2=0.5$,通过 Matlab 仿真实验,该算法对除数据 I54 外的其余74组数据均能够有效判别, TP 的总数为173348, FP 总数为473, FN 的总数为201,平均 Se 和平均 Sp 分别为99.88%和99.73%。仿真结果如表1所示。

平均 Se 和平均 Sp 的均方差分别为 0.29% 和 0.50%，表明该算法对不同数据的判别一致性高，不易受波形变化的影响。取 $T1$ 、 $T2$ 分别在区间 $[0.3, 0.4]$ 和 $[0.4, 0.6]$ 之间时，仿真结果与表 1 类似，表明该算法性能对参数变化不敏感，对参数整定要求较低。

表 1 本文算法检测结果

数据	TP	FP	FN	Se/(%)	Sp/(%)	数据	TP	FP	FN	Se/(%)	Sp/(%)
101	2 753	34	4	99.85	98.78	138	2 696	4	3	99.89	99.85
102	2 672	12	2	99.93	99.55	139	1 774	5	1	99.94	99.72
103	2 450	3	2	99.92	99.88	140	2 663	19	3	99.89	99.29
104	2 421	38	2	99.92	98.45	141	1 629	12	1	99.94	99.27
105	1 776	1	0	100.00	99.94	142	3 108	0	1	99.97	100.00
106	2 493	0	0	100.00	100.00	143	2 207	1	2	99.91	99.95
107	2 706	0	0	100.00	100.00	144	2 494	1	0	100.00	99.96
108	2 123	62	8	99.62	97.16	145	1 928	0	0	100.00	100.00
109	2 997	0	0	100.00	100.00	146	2 658	1	0	100.00	99.96
110	3 682	0	0	100.00	100.00	147	1 953	0	0	100.00	100.00
111	2 106	0	0	100.00	100.00	148	2 357	0	0	100.00	100.00
112	2 805	25	4	99.86	99.12	149	2 146	1	2	99.91	99.95
113	2 023	0	0	100.00	100.00	150	2 997	0	2	99.93	100.00
114	1 866	3	0	100.00	99.84	151	2 777	1	0	100.00	99.96
115	2 635	0	0	100.00	100.00	152	1 747	0	0	100.00	100.00
116	1 521	19	1	99.93	98.77	153	2 261	3	1	99.96	99.87
117	1 672	25	0	100.00	98.53	155	2 165	6	1	99.95	99.72
118	3 083	9	1	99.97	99.71	156	1 705	6	0	100.00	99.65
119	2 063	0	0	100.00	100.00	157	2 869	6	1	99.97	99.79
120	2 618	1	34	98.72	99.96	158	2 325	1	0	100.00	99.96
121	2 183	0	1	99.95	100.00	159	2 145	25	3	99.86	98.85
122	3 062	2	64	97.95	99.93	160	2 474	7	1	99.96	99.72
123	2 205	0	0	100.00	100.00	161	1 454	0	0	100.00	100.00
124	2 571	1	0	100.00	99.96	162	2 268	0	1	99.96	100.00
125	1 712	0	0	100.00	100.00	163	1 994	3	0	100.00	99.85
126	1 509	0	0	100.00	100.00	164	1 912	5	1	99.95	99.74
127	2 604	0	1	99.96	100.00	165	2 661	1	3	99.89	99.96
128	1 717	5	0	100.00	99.71	166	2 340	2	0	100.00	99.91
129	2 610	27	11	99.58	98.98	167	2 973	7	2	99.93	99.77
130	2 461	6	1	99.96	99.76	168	2 642	16	3	99.89	99.40
131	3 200	10	10	99.69	99.69	169	2 165	38	5	99.77	98.28
132	1 619	3	0	100.00	99.82	170	1 666	1	1	99.94	99.94
133	1 835	6	2	99.89	99.67	171	1 670	0	7	99.58	100.00
134	1 958	6	7	99.64	99.69	172	2 269	0	0	100.00	100.00
135	3 674	3	1	99.97	99.92	173	1 992	0	0	100.00	100.00
136	3 911	0	0	100.00	100.00	174	2 404	0	0	100.00	100.00
137	2 461	0	0	100.00	100.00	175	2 103	0	0	100.00	100.00

4 结束语

本文提出的 QRS 波实时检测算法综合了滤波器法和决策融合算法的优点：在有 L 个导联的系统中，其计算量近似为单导联滤波器算法的 L 倍，计算量较小。

通过仿真验证，其性能能够满足临床应用的要求。特别适合在多导联实时监护仪上的应用。理论上，本算法适用于 3 导联以上的情况。在实际应用中，监护仪通常都具有导联脱落检测功能。当检测到某个导联脱落时，可以将脱落的导联信号从融合数据中剔除，从而提高融合结果的准确性。由于滤波器法和融合算法引起的迟延，使用本算法确定的 QRS 波位置通常位于实际 QRS 波的后半段，而非 QRS 波的起始位置。

参考文献

- [1] Kohler B U, Hennig C, Orglmeister R. The Principles of Software QRS Detection[J]. Engineering in Medicine and Biology Society, 2002, 21(1): 42-57.
- [2] 万 里, 张 跃, 张龙飞. 远程无线心电监护仪的心电数据处理机制[J]. 计算机工程, 2010, 36(15): 291-293.
- [3] 徐廷松, 张 跃, 杨 波. 简单快速实时 R 波检测算法的研究[J]. 计算机工程与设计, 2008, 29(13): 3462-3464.
- [4] Friesen G M, Jannett T C, Jadallah M A, et al. A Comparison of the Noise Sensitivity of Nine QRS Detection Algorithms[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1990, 37(8): 85-98.
- [5] Englese W A H, Zeelenberg C. A Single Scan Algorithm for QRS Detection and Feature Extraction[C]//Proc. of Computers in Cardiology Conference. [S. l.]: IEEE Computer Society, 1979: 37-42.
- [6] 何 友, 王国宏, 彭应宁, 等. 多传感器信息融合及应用[M]. 北京: 电子工业出版社, 2007.

编辑 陆燕菲

(上接第 281 页)

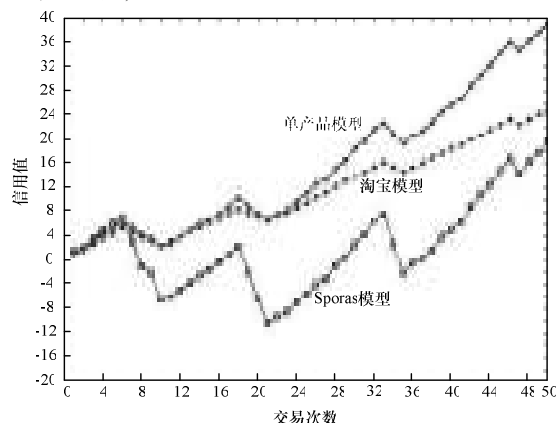


图 3 D 类交易的单产品信用变化趋势

7 结束语

本文提出了面向卖家过滤大众化信用模型。仿真实验表明，该模型对 4 种交易行为的信用评估较传统模型更加精确，进而提高了对欺诈交易的惩处力度，减少恶意行为，激励诚信交易。下一步研究工作将构建个性化信任评估系统及

网络信任综合机制。

参考文献

- [1] 中国互联网络信息中心. 第 25 次互联网络发展状况统计报告 [EB/OL]. [2010-01-15]. <http://www.cnnic.cn/uploadfiles/pdf/2010/1/15/101600.pdf>.
- [2] 朱更明. 基于交易审计的对等网络信用评估算法[J]. 计算机工程, 2009, 35(9): 158-160.
- [3] Zhang Wei, Liu Lu, Zhu Yanchuo. A Computational Trust Model for C2C Auctions[C]//Proc. of ICSSSM'05. Chongqing, China: [s. n.], 2005.
- [4] Li Xiong, Liu Ling. A Reputation-based Trust Model for Peer-to-Peer eCommerce[EB/OL]. [2003-06-09]. <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.59.3205&rep=rep1&type=pdf>.
- [5] Zacharia G, Moukas A, Maes P. Collaborative Reputation Mechanisms for Electronic Marketplaces[J]. Decision Support Systems, 2000, 29(4): 371-388.

编辑 金胡考

