文章编号:1000-5404(2005)14-1467-04

论著

GPRS移动式心电监护系统的QRS波实时检测算法

朱凌云[1],王正国[1],吴宝明[1],曹长修[2],储 伟[1],朱新建[1],闫庆广[1],谢 奇[1] ([1]第三军医大学大坪医院野战外科研究所第五研究室,创伤、烧伤与复合伤国家重点实验室,重庆 400042;[2]重庆大学自动化学院,重庆 400044)

提 要:目的 探讨GPRS移动式心电监护系统ECG信号QRS波的实时检测算法。**方法** 采用四点平均对CM5导联的ECG信号进行滤波,再对ECG信号的一、二阶差分值进行平滑处理,利用ECG信号的二阶差分值极小值和一阶差分过零点在较短的时间窗内实现QRS波精确定位,并设计了具有自学习和自适应功能的信号检测门限。**结果** 算法能抑止多种噪声对ECG信号的影响,将搜索的时间窗宽度缩小到0.02 s以下,且算法只具有多项式的复杂度;经过临床测试,动态ECG信号进QRS波检测准确率可达99.8%以上。**结论** 该算法适合于移动心电监护系统QRS波的实时检测和分析。

关键词: 移动心电监护;动态心电信号;QRS波;实时检测
中图法分类号: R540.4+1;TP18;TP301.6 **文献标识码:** A

Algorithm of real-time QRS complex detection for the GPRS mobile ECG telemonitoring system

ZHU Ling-yun[1], WANG Zheng-guo[1], WU Bao-ming[1], CAO Chang-xiu[2], CHU Wei[1], ZHU Xin-jian[1], YAN Qing-guang[1], XIE Qi[1] ([1]State Key Laboratory of Trauma, Burns and Combined Injury, Department 5, Institute of Surgery Research, Daping Hospital, Third Military Medical University, Chongqing 400042, [2]Automatization College, Chongqing University, Chongqing 400044, China)

Abstract: Objective To develop a real-time QRS complex detection algorithm of dynamic ECG signals for the GPRS mobile telemonitoring system. **Methods** Before the first and second derivatives of ambulatory ECG signals were processed by moving average method, the signals sampled from CM5 monitoring lead were filtered with the average of continuous four ECG sample signal points. The R waves could be detected precisely by local minima of second derivatives and Q & S waves were located correctly by cross-zero points of first derivatives of ambulatory ECG signals in a short-time searching windows. The QRS recognition thresholds, which could revise themselves according to the detected values and vary with the analyzing signals, were designed in this paper. **Results** With a polynomial computation complexity, the novel algorithm insensitive to baseline draft and noise caused by mobile communication filtered power-line interference and most of muscle noise and reduced the search time below 0.02 s during detecting each Q wave, R wave and S wave. For the normal and clinical patients, this algorithm correctly detected up to 99.8% of the QRS complex of ambulatory ECG signals. **Conclusion** The algorithm can meet the need of real-time QRS complex detection and analysis for the GRRS mobile ECG telemonitoring system.

Key words: mobile ECG telemonitoring; ambulatory electrocardiogram signals; QRS complex; real-time detection

基于GPRS移动通信网的心电监护是一种为满足远程医疗和社区保健医疗而研制的新型长时心电监护系统。该系统的检测终端不仅具有Holter的功能,还可以根据需要将心电信号及时传输到医院进行分析和处理。传输到医生工作站的ECG信号须进行实时分析,以决定病人的预警级别,并为医生的进一步诊断提供初步的决策。由于移动心电监护系统ECG信号的采样频率设为200 Hz,系统要求在采样间隔采用逐拍分析法完成一定长度的ECG信号的检测与分类,因此采用复杂的算法来实现该功能有一定的难度。综合考虑多种因素,本研究拟采用二阶差分极小值和具有自适应、自学习功能的阈值法来实现移动心电监护系统动态ECG信号QRS波的精确实时检测,以克服传统差分阈值法抗干扰能力差以及文献[1]报道的虽然采用可变阈值但其搜索时间窗较长(100 ms左右)的缺点。

基金项目: 重庆市科技攻关项目(CSTC.2004AC2021和7659)
Supported by the Foundation for the Key Sci & Tech Research Project of Chongqing (CSTC.2004AC2021, 7659))

作者简介: 朱凌云(1969-),男,四川省平昌县人,博士,主要从事医学信号与信息的智能分析、医学数据挖掘等方面的研究。电话:(023)68757435

收稿日期: 2003-09-19;**修回日期:** 2005-05-20

1 材料与方法

1.1 数字滤波器的设计

动通信网传输到计算中心的信号中含有大量的噪声，主要是电源工频干扰、基线飘移、肌电噪声、运动伪迹以及移动通信所带来的干扰等。为此，设计了四点平均滤波器，其解析式为：

$$y(n)=\frac{1}{4}[x(n)+x(n-1)+x(n-2)+x(n-3)]$$

该滤波器对 ECG 信号的中心频率(17 Hz)损失较小，并具有 50 Hz 的工频陷波，对高频噪声也有一定的抑止作用，而且该滤波器实现容易、运算速度较快，适合于信号的实时处理。

1.2 R 波的检测

设原始心电信号经四点滤波后为 $y(n)$，l 为信号长度。对 $y(n)$ 分别求一阶和二阶差分得 $d(n)$，$e(n)$，将 $d(n)$ 和 $e(n)$ 分别作四点平滑移动处理得 $d_1(n)$ 和 $e_1(n)$。以 0.75 fs (fs 为采样频率)的长度对 $e_1(n)$ 进行划分，求出每个区间的极小值，再求各极小值的均值，以该值的一半作为 的极小值的初始阈值 th_1。同理，以相同长度对 $y(n)$ 进行划分，求出每个区间的极大值和极小值之差的均值，以该值作为滤波信号的 QRS 幅度的初始阈值 th_2。

找出 $e_1(n)<th_1$ 的各个区间的极小值 $\min(e_1)$，设该极小值在 e_1 所对应的位置为 $Ime(i)$，每个极小值在滤波信号 $y(n)$ 中所对应的极大值为 $R'(i)$。但此时的 $Ime(i)$ 可能含有噪声，应对 $Ime(i)$ 进行精简。

首先，根据不应期判别条件，如果 $|Ime(i)-Ime(i+1)|\leqslant 0.2fs$，则 2 个极小点中存在噪声。其判据为：保留二者中极小值更小且其滤波信号幅值较大者；否则只保留极小值更小者。

其次，用幅度条件再剔除 $Ime(i)$ 中的噪声。为此，应计算每个 $Ime(i)$ 在 $y(n)$ 所对应的含有 1 个极大值和 2 个极小值的波群(类 QRS 波群)的信号幅度 $h(i)$。由于 $d_1(n)$ 和 $e_1(n)$ 之间不存在时延关系，滤波信号 $y(n)$ 的 $R'(i)$ 波在一阶差分平滑信号 $d_1(n)$ 中的过零点位置亦为 $Ime(i)$。在 $d_1(n)$ 中由 $Ime(i)$ 分别向前、向后搜索第 1 个向上的过零点(其值为正)，其采样点数分别为 $ImQ'(i)$ 和 $ImS'(i)$，该两点即为滤波信号类 QRS 波的 Q、S 点，根据时延关系即可得出类 QRS 波的 Q、S 点在 $y(n)$ 中的位置。

幅值判据为：如果 $0.5\ th_2\leqslant h(i)\leqslant 1.66\ th_2$，则该 $Ime(i)$ 可能是真正的 R 波所对应的局部极小点的位置，否则应当排除。此外，为防止经过上述处理后的 $Ime(i)$ 还存在漏检和多检，引入 $rr(i)$ 和 $mean(rr)$，前者表示第 $i+1$ 个 RR 间期值，$mean(rr)$ 表示 $rr(i)$ 序列的均值。

如果 $rr(i)\geqslant 1.5\times\{0.75\ mean[rr(i-1)+0.25rr(i)]\}$，则表明 $Ime(i)$ 和 $Ime(i+1)$ 之间可能漏检。查漏方法如下：① 将 th_2 降半，在满足 th_1 条件的[$Ime(i)$，$Ime(i+1)$]区间内，搜索其对应的滤波信号幅度满足 $h\geqslant 0.25\ th_2$ 的点集，以该点中幅度最大者作为漏检点；② 如果①不成立则将 th_1 降半，在该区间寻找满足 $e_1(i)<0.5\ th_1$ 的采样点，以该点中所对应的滤波信号幅度最大者作为漏检点；③ 当上述两条件都不满足时，直接搜索该区间滤波信号幅度最大者，如果最大幅度满足条件 $h\geqslant 0.25\ th_2$，则以该点作为漏检点；否则，视该区间无漏检；④ 根据新找到的 $Ime(i+1)$，重新计算 $rr(i)$，并对 $rr(i)$ 再进行漏检判断。

多检判断依据为：如果 $rr(i)\leqslant 0.4\times\{0.75\ mean[rr(i-1)+0.25rr(i)]\}$，则表明 $Ime(i)$ 和 $Ime(i+1)$ 之间可能存在多检，比较两点所对应的信号幅度 $h(i)$ 和 $h(i+1)$，剔除两者中的较小者即可。

经过上述处理的 $Ime(n)$ 便是真实 R 波对应的二阶差分的极小值的位置，再根据 $e_1(n)$ 与 $x(n)$、$y(n)$ 的时延关系，即可确定出 ECG 的滤波信号和原信号中 R 波的位置。为精确起见，可分别在 $x(n)$ 的 $Ime(i)-3$ 和 $y(n)$ 的 $Ime(i)-2$ 位置确定一个较小的区间内搜索 R 波。滤波信号的 R 波可选择[$Ime(i)-2$，$Ime(i)$]区间幅值最大者，原始信号 $x(n)$ 的 R 波应选择 $x(n)$ 中[$Ime(i)-3$，$Ime(i)-1$]上信号幅值最大者，其时间搜索窗宽度均为 0.015 s。

1.3 Q 波、S 波的检测算法

在 ECG 的一阶差分信号中，R 波与其对应的 Q、S 波的位置关系为：如果 R 波在一阶差分信号中为 QRS 波群所对应的向下过零点(其值为负)，则 Q 波应为 R 波所在位置前面的第 1 个向上过零点(其值为正)；S 波为 R 波所在位置后面的第 1 个向上过零点(其值为正)。这样，由已知的 R 波的位置即可检测出 Q、S 在一阶差分中的位置，再根据时延关系就可以识别出滤波信号和原信号的 R 波所对应的 Q、S 波。

由于原始心电信号中含有大量的噪声，求差分后又增加了部分高频噪声，直接在原始的差分信号中根据 R 波所在位置来寻找 Q、S 点，计算量较大，也容易造成误判。为此，利用滤波信号的一阶差分平滑即 $d_1(n)$ 来检测 Q、S 波的初始位置。由于 $d_1(n)$ 和 $e_1(n)$ 之间不存在时延关系，真实的 R 波在 $e_1(n)$ 中的极小值位置 $Ime(i)$ 也就是 R 波在 $d_1(n)$ 中的过零点位置，以下的工作则同 $h(i)$ 中的类 Q、S 波的求法类似。

① 在 $d_1(n)$ 中从 $Ime(i)-3$ 起由后向前搜索第 1 个向上的过零点，记其位置为 $ImQ(i)$；② 在 $d_1(n)$ 中从 $Ime(i)+3$ 从 起由前向后搜索第 1 个向上的过零点，记其位置为 $ImS(i)$；③ 寻找滤波信号 $y(n)$ 的 $ImQ(i)-2$ 和 $ImS(i)-2$，即 Q、S 波的位置，并计算其幅值；④ 计算 $x(n)$ 的在 $ImQ(i)-3$、$ImQ(i)-2$、$ImQ(i)-1$ 的值，其幅值最小者即为原始信号 Q 波的位置；⑤ 计算 $x(n)$ 的在 $ImS(i)-3$、$ImS(i)-2$、$ImS(i)-1$ 的值，其幅值最小者即为原始信号 S 波的位置。

1.4 门限值的自学习和自适应设计

在移动心电监护中，ECG 信号是按数据包来分段传输的，数据包长度为 3 s 左右，算法读取的信号长度为 1～3 个数据包。为使二阶差分极小值门限 th_1 和 QRS 幅度阈值 th_2 具有较强的适应性，初始读取的心电信号应为十几秒成更长。在该段和后续段信号的 QRS 波被检出之后，应利用真实的 $e_1(Ime)$ 和 QRS 波的幅值对 th_1 和 th_2 进行更正。同时，两阈值还应包含在读数据段的信息。假设读取第 j 段(包)数据时，按照 1.2 章节计算的阈值分别是 $th_1(j)$、$th_2(j)$、前 $j-1$ 段数据所用阈值为 $T_1(j-1)$ 和 $T_2(j-2)$，则检测第 j 段信号所采用的二阶差分极小值和 QRS 幅值的门限 $T_1(j)$、$T_2(j)$ 分别为：

$$T_1(j)=0.85T_1(j-1)+0.15th_1(j)$$

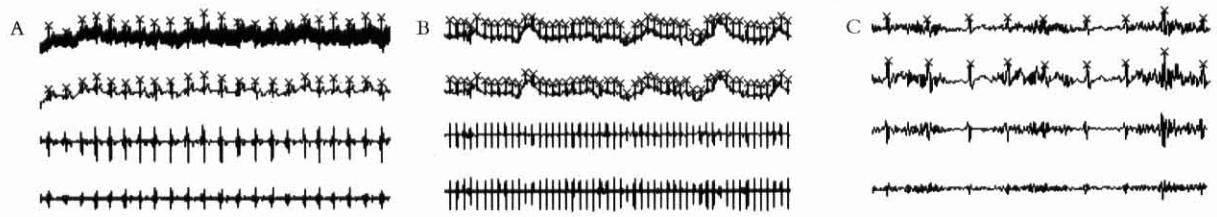
$$T_2(j)=0.75T_2(j-1)+0.25th_2(j)$$

这样的门限一方面具有自学习功能，能对前 1 个门限值进行修正，使其和真值比较贴近；另一方面，又含有在读 ECG 的

部分信息,使门限能随着信号的变化而改变,体现其自适应性。

2　结果

由于 R 波的准确定位是计算心率和识别其它特征波的基础,本设计首先利用该算法对各种动态 ECG 信号的 R 波检测进行了测试,结果如图 1 所示。可以看出,经过四点平滑滤波后,含有工频噪声和肌电干扰的 ECG 信噪比得到大幅度的提高。同时,算法对基线漂移和移动通讯干扰不敏感,对噪声污染严重的 ECG 信号的 R 波能进行准确的定位。图 2 为用 Visual C^{++}6.0 开发出来的 QRS 波实时检测软件的截图,该 ECG 被多种噪声污染,软件所检测出来的 Q、R、S 波都用小方块标定。从图 2 可以看出,该算法能对心电信号的 QRS 波进行准确的定位。



From top to bottom of each group, the signals denote respectively raw ECG signals, filtered signals, first and second derivatives of ECG signals and the symbols " × " indicate the location of each R wave detected by algorithm. The raw ECG signals of group A, B and C are respectively disturbed with the noise of power line interference, baseline drift and muscle contraction

图 1　动态 ECG 信号的 R 波检测效果

Fig 1　Effect of R wave detection of ambulatory ECG signals

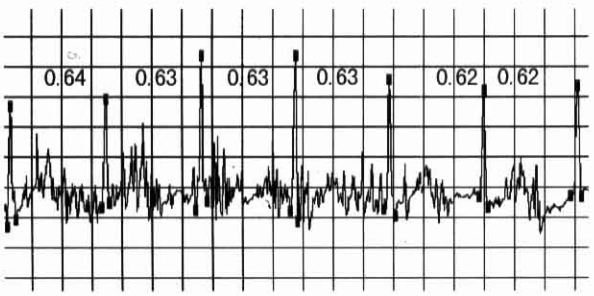


图 2　含有多种噪声的动态心电图 QRS 波的检测

Fig 2　Effect of QRS complex detection of dynamic ECG signals with various noise

利用该算法对正常人在各种不同活动方式下的模拟动态 ECG 信号进行了检测,结果如表 1 所示。可以看出,在静息和慢走情况下,算法对动态 ECG 的检测准确率非常高;在做体操和慢跑的情况下,仍存在漏检或误检,但其正确率还是在 99.8% 以上。对体操和跑步者的错检处进一步研究表明,正是由于急剧运动所产生的基飘和肌电干扰导致了 QRS 波被大部分截掉或 ECG 信号被严重的肌电噪声淹没,从而产生了漏检或误检。

表 1　模拟动态 ECG 信号 QRS 波的检测结果

Tab 1　QRS detection results of simulative dynamic ECG signals

Type of movement	Total QRS complex (beats)	FP (beats)	FN (beats)	Failed detection (beats)	Correct ratio of detection(%)
Repose	3 377	0	0	0	100.00
Walk	3 348	0	0	0	100.00
Exercise	4 804	4	5	9	99.81
Jog	4 916	2	2	4	99.92
Total	16 445	6	7	13	99.92

此外,为了验证算法对实际病人动态 ECG 的测试效果,对部分临床心脏病患者进行了测试,结果如表 2 所示。由表 2 可看出算法的检测准确率比较高,总体可达到 99.97%,说明本算法对各类疾病的 QRS 波不敏感。

表 2　临床病人运动心电图的 QRS 波的实时分析结果

Tab 2　Real-time QRS detection of dynamic ECG signals for clinical patients

Clinical situation of dynamic ECG	Total QRS complex (beats)	FP (beats)	FN (beats)	Failed detection (beats)	Correct ratio of detection(%)
Sinus arhythmia	1 484	0	1	1	100.00
Atrial premature beats	1 202	0	0	0	100.00
Ventricular premature beats	2 089	0	0	0	100.00
Bigeminy & trigeminy	1 531	0	0	0	100.00
Low voltage	2 356	0	0	0	100.00
SVT	1 819	0	0	0	100.00
Atrial flutter & fibrillation	1 100	0	0	0	100.00
Myocardial ischemia	3 635	0	0	0	100.00
Left bundle branch	1 503	0	0	0	100.00
Preexcitation syndrome	1 097	0	0	0	100.00
Sinus rhythm	2 315	3	2	5	99.70
Total	20 131	3	3	6	99.97

对窦性心律失常和正常人的动态 ECG 错检处进一步分析发现,该处的 ECG 信号已经失真,这与二者的运动幅度过大有关。同时,算法也提示了监护终端的硬件还需要改进和完善。必须指出的是,本算法主要针对 200 Hz 采样的移动心电监护系统的模拟 V5 导联而进行设计的。由于目前还没有开放的动态心电信号数据库,鉴于采样频率、信噪比、监护导联的不一致,本文没有采用目前比较流行的 MIT/BIH 心电数据库来对算法进行对比测试。

3　讨论

虽然关于普通体表心电信号 QRS 波的自动分析

方法较多[2~4]，但对于动态心电信号 QRS 波实时检测的研究报道却并不多见。原因在于：目前大多数监护动态心电信号的 Holter 很少带有实时检测功能，对这种 ECG 信号的分析基本上还是以有经验的医生人工分析为主；另一方面，由于受试着的活动范围较大，致使动态心电信号的信噪比大大降低，这无疑增加了动态心电信号实时分析的难度。用软件来实现动态 ECG 信号 QRS 波的实时分析方法目前主要有差分阈值法和用 DSP 器件等实现的复杂算法[5~7]，前者算法原理简单、检测速度快，但容易受外界噪声的影响，其准确率和可靠性仍有待提高；后者主要包括小波分析、神经网络等方法，虽然误检率较低，但算法的计算复杂度较大，往往需要在每个终端增加 DSP 器件才能实现[8]。总之，动态心电信号 QRS 波的实时检测目前还很难做到速度、准确性与低成本的统一。

本研究先利用二阶差分极小值对 CM5 导联的 R 波进行初步定位，再根据时延关系确定了原始信号的一个较小的区间来对 R 波进行精确定位，保证了 R 波检测的准确性。由 R 波一阶差分位置前后的第 1 个向上过零点来检测 ECG 的 Q、S 点方法，克服了在 R 前后单纯加时间窗来寻找 Q、S 点的定位不精的弊病。因此，算法不但保证了心电信号 QRS 波的定位精度，也缩短了各特征波的搜索时间窗（不到 0.015 s）。这对于动态心电信号的实时分析和及时预警是非常重要的。算法所设计的四点平均滤波器，不仅可去除 50 Hz 工频噪声，对肌电和移动通讯中的干扰也有较好的抑制作用；而且差分运算对基线漂移不敏感。同时，自学习和自适应门限的设计，使算法具有一定的鲁棒性和容错能力。算法的这些特点，使其能够满足移动心电监护系统 ECG 实时分析所必须具有的准确性和及时性。

需要指出的是，本研究设计的算法都是对 ECG 信号进行最初等的运算，计算复杂度都是数据长度的多项式级，前后段 ECG 信号之间的计算多为递推运算，并且每次读取的信号长度只有几秒。因此，该算法不但能满足 QRS 波实时检测的需要，也更适合移动心电监护中 ECG 信号分包传输与处理。

参考文献：

[1] 温凌锋，孟兆辉，张永红，等. QRS 波群检测方法的新进展[J]. 国外医学生物医学工程分册，2001，24(5)：193－197.

[2] 陈重阳，蔡 萍，施文康，等. 基于径向基函数概率神经网络的心律失常自动识别[J]. 上海交通大学学报，2000，34(11)：1475－1477.

[3] 王 磊，郑崇勋，叶继伦，等. 一种高效的 QRS 波实时检测方法[J]. 北京生物医学工程，1998，17(4)：217－222.

[4] 费保蔚，庄天戈，程敬之，等. 一种心电图 QRS 波检测方法[J]. 北京生物医学工程，1997，16(1)：11－17.

[5] Ahlstrom M L，Tompkins W J. Automated high-speed analysis of Holter tapes with microcomputers[J]. IEEE Trans Biomed Eng，1983，30(10)：651－657.

[6] Pan J，Tompkins W J. A real-time QRS detection algorithm[J]. IEEE Trans Biomed Eng，1985，32(3)：230－236.

[7] 杨玉星，尹冬元，张德成. 基于数字信号处理技术的新型心电图自动分析系统[J]. 航天医学与医学工程，2002，15(3)：189－194.

[8] Bahoura M，Hassani M，Hubin M. DSP implementation of wavelet transform for real time ECG wave forms detection and heart rate analysis[J]. Comput Methods Programs Biomed，1997，52(1)：35－44.

（编辑 薛国文）

（上接 1462 页）

结果显示：微晶换肤治疗皮肤粗糙老化治愈率为 58.3%，青春痘痕治愈率为 62.2%，毛孔粗大治愈率为 60.9%，疤痕治愈率为 60.0%，各种色斑治愈率为 38.5%，细小皱纹治愈率为 45.5%。其中治疗皮肤粗糙老化、青春痘痕、毛孔粗大及疤痕的总有效率均达 100%。

3 讨论

微晶换肤术是用气泵把天然矿物"微晶体"通过管嘴高速冲击治疗区域表面表皮，使老化变质的表皮细胞脱落，并在表皮层人工制造密集的微小创孔，利用上皮组织再生原理，通过组织的自愈功能使皮肤快速再生，创造出新的组织取代老化的组织；同时微晶的冲压、负压和增压按摩可刺激皮肤生长层吸氧和血液循环，加速组织发育，促进胶原蛋白、弹性蛋白的生成，使皮肤变得细腻柔软，富有弹性光泽，起到最好的嫩肤消皱目的。而再生素能促进细胞生长、代谢，从而可消除或减轻因细胞代谢障碍引起的黑斑。通过改善微循环，促进毛细血管发育，改善皮肤色泽，并能促进损伤或缺损的皮肤组织修复[1~2]。因此通过微晶磨面与再生素增压按摩相结合的方法能使老化性皮肤、疤痕、色斑、细小皱纹及其它一些皮肤病消失和减轻症状，从而达到无血、无痛、无损伤的换肤效果。

本组病例资料显示，微晶换肤治疗皮肤粗糙老化、青春痘痕、毛孔粗大及疤痕的总有效率均达 100%；对各种面部色斑及细小皱纹的总有效率亦达 90% 以上，说明微晶换肤对消除或减轻皮肤老化、疤痕、色斑等具有较好的临床效果，是一种比较稳定、安全的皮肤美容新方法，值得进一步推广应用。

关键词：微晶换肤术；面部；美容

中图法分类号：R622 文献标识码：B

参考文献：

[1] 陈 艳，陈丽梅，孙乐琪，等. 微晶磨削术 125 例疗效观察[J]. 中国美容医学，2004，13(1)：35.

[2] 陶小华，潘卫利，钱奕红，等. 微晶磨面治疗面部色素斑、瘢痕、黑头及皮肤老化的疗效观察[J]. 浙江实用医学，2004，9(4)：270.

（编辑 龙 亮）