

一种改进差分算法及其在 QRS 波检测中的应用研究

彭 龔 吴兆强 张景扩 陈闰雪

(四川理工学院计算机学院 四川 自贡 643000)

摘 要 文章使用一种改进的差分阈值算法来实现心电图 QRS 波的检测。实验证明,该算法的检测误差率在 1% 以下,同时还具有计算量小、实时性强等特点。区别于传统自适应算法,该算法能够在干扰较强的情况下实现 QRS 波的精确定位。算法实现如下:首先,通过一阶差分与二阶差分相结合的方法确定 QRS 波群;其次,通过自适应阈值确定 Q、R、S 峰的位置;最后,基于以上参数,采用窗体法确定出 P 波和 T 波的位置。

关键词 QRS 波检测,改进差分算法,阈值自适应算法

中图分类号 TP301.6

文献标识码 A

Improved Difference Algorithm and It's Application in QRS Detection

PENG Yan WU Zhao-qiang ZHANG Jing-kuo CHEN Run-xue

(School of Computer Science, Sichuan University of Science & Engineering, Zigong, Sichuan 643000, China)

Abstract An improved difference threshold algorithm was used to realize the electrocardiogram QRS wave detection. Distinguishing from traditional adaptive algorithms, the algorithm can realize precise localization of QRS wave in the case of strong interference, the detection error rate is under 1%, and it has feature of a small amount of calculation and strong real-time. Through a lot of practice, the implementation of algorithm can be divided into three steps. Firstly, through the combination of first derivative and second derivative, the QRS complex is determined. Secondly, Q, R, S peak position are confirmed through the adaptive threshold. Thirdly, the position of P wave and T wave are determined by using the form method through above parameters.

Keywords QRS detection, Improved difference algorithm, Adaptive threshold algorithm

QRS 波的检测及 P 波、T 波的检测是心电监护的前端,也是其最重要的部分,检测误差率的高低将直接影响下一步心电诊断的好坏。目前,QRS 波的检测方法包括小波变化法、自适应神经网络法、面积法以及差分阈值法等^[1-3]。小波变换法的精确率高、滤波效果好,但算法结构和计算繁杂。自适应神经网络法能够自修正阈值,分辨效果良好,但是同样存在计算复杂、训练时间长等缺点。面积法实现简单,在干扰较小的情况下识别速度快、识别率高,但是在强干扰下(尤其是 P 波和 T 波的干扰)的识别率较差,不适合用于实时性要求高的环境。传统意义上的差分检测算法具有较强的实时性、实现步骤相对简单,识别率高,但也存在在较强干扰下识别率低、抗干扰能力弱等缺点。综上所述,为了保证检测的实时性,克服传统差分阈值检测算法的缺点,本文采用差分检测算法实现对 QRS 波的检测,并使用抗干扰能力较强的自适应差分阈值检测算法实现对心电信号的检测。

1 改进差分阈值算法

改进差分阈值算法^[2,4]的实现流程如图 1 所示。该算法对传统算法进行改进:1)改进算法没有直接使用导数进行分析,而是使用一阶导数和二阶导数对应的一阶差分和二阶差分实现数据的第一次特征突出(R 波突出),并对特征突出函数进行优化处理;2)为防止漏检 R 波,对数据取绝对值后再

进行比较,并通过实验确立改进的防漏检方法,经比较后精确确定 R 峰的位置;3)所有波形起点、终点均取绝对值之后再确定,而非传统方式中比较大小的方法,这就减少了对负数的运算,从而提高了效率;4)确定 P 波、T 波的检测窗体使用自适应阈值算法得出相应的阈值(即宽度),并非传统方法中直接设定的值,这样极大地提高了检测的准确性,避免了信号偏移带来的检测失误。算法的每一步中都使用了 MIT-BIH 数据库的心电信号数据中的 234 号数据进行验证,采样频率为 360 Hz,测试采样点为 2753 个。

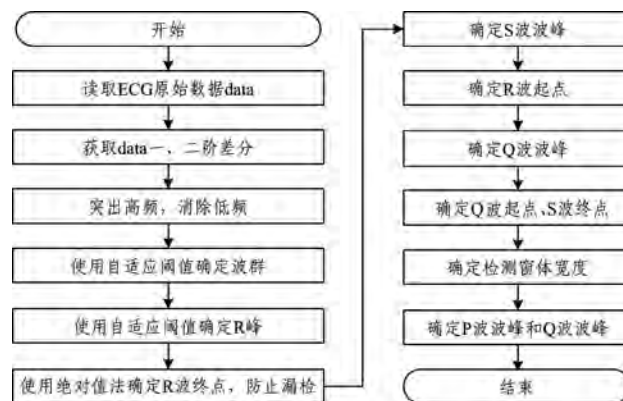


图 1 改进差分阈值算法的流程图

本文受企业信息化与物联网测控技术实验室四川省高校重点实验室(2014WZY021)资助。

彭 龔 教授,主要研究方向为物联网技术及应用;吴兆强 硕士生,主要研究方向为物联网技术,E-mail: 1468007872@qq.com;张景扩 硕士生,主要研究方向为物联网技术;陈闰雪 硕士生,主要研究方向为物联网技术。

2 算法实现与检验

2.1 QRS 波群位置的确定

QRS 波群处在 9~18 Hz(实测)的高频范围内,因此,若要确定波群位置,则首先要实现对低频波形的抑止。一般除了基线漂移的低频干扰,对 QRS 波群判断会产生干扰的就是低频段的 P 波(实测 0~9 Hz)和 T 波(实测 4~11 Hz),滤除这些低频波形的的方法如下^[4-5]:

1) 用迭代法计算一段数据(此处为 2753 个采样点,记为 data)的一阶差分 $f_1(n)$ 和二阶差分 $f_2(n)$,其迭代公式为:

$$f_1(n) = x(n-1) - x(n-1) \quad (1)$$

$$f_2(n) = x(n+2) + x(n-2) - 2x(n) \quad (2)$$

2) 遍历 $f_1(n)$ 和 $f_2(n)$,找出其中的最大值,分别记作 $f_{1\max}$ 和 $f_{2\max}$,最小的值分别记作 $f_{1\min}$ 和 $f_{2\min}$,计算自适应阈值 M_{f1} 和 M_{f2} :

$$M_{f1} = f_{1\max} - f_{1\min}, M_{f2} = f_{2\max} - f_{2\min} \quad (3)$$

然后采用一阶差分和二阶差分分别乘以阈值 M_{f1} 和 M_{f2} ,再以叠加的方式对数据进行通高频抑低频的操作,效果如图 2 和图 3 所示(以 MIT-BIH 中 234 号数据为例),具体实现如下:

$$f_M(n) = M_{f1} f_1(n) + M_{f2} f_2(n) \quad (4)$$

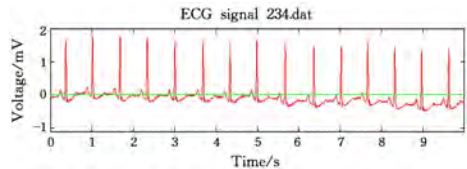


图 2 原始数据图

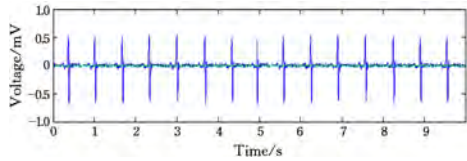


图 3 特征突出图

由图 3 可以看到,P 波和 T 波得到了良好的抑止。

3) 取 $f_M(n)$ 中最大值与最小值之差,记作 $f_{M\max}$,取 $\sqrt{2}$ 倍 $f_{M\max}$ 记作自适应阈值 M_{fM} ,将大于 M_{fM} 的值置为 $D_{\max}$ (data 中最大的值,选取此值是为了更直观地显示 QRS 波群位置),否则置 0,从而初步得到 QRS 波的范围。波群范围函数记作 f_{QRS} ,对得到的位置数据首先进行去毛刺处理(去除突变的地方,消除误差),然后将波群范围内所有的一阶差分置为 $D_{\max}$ (即标出波群范围),QRS 波群位置的效果如图 4 所示。

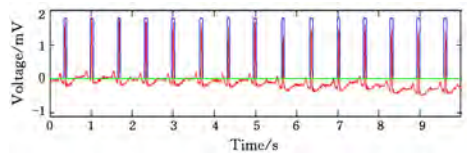


图 4 QRS 波群位置

2.2 R 波的确定

若要确定 R 峰的位置,则首先要判断波群的起点、终点位置。从图 4 中可以看出, f_{QRS} 中由 0 突变到 $D_{\max}$ 的点即起点位置,由 $D_{\max}$ 突变到 0 的下降沿处即所求波群的终点位置,波群范围内绝对值最大的点即为 R 波波峰位置^[5-6]。

为防止 R 峰的漏检,结合传统防漏检方法,本文提出一

种新的 R 峰防漏检算法。通常,R 峰漏检存在两种情况:1) 由于忽然间心率不齐,导致 R 峰幅值变小;2) 停搏等原因导致 R 峰的到来延迟。针对第一种情况,本文采用如下方法:在上一个 R 峰检测之后的大约 1.47 s 内若无下一个波峰出现,就将检测阈值降低 2/3 再进行检测,在检测到波峰后将阈值恢复到正常阈值。第二种情况的解决方法:在发生短暂停搏时,波峰会延迟到来,与上一种情况一样,首先检测上一波峰 1.47 s 内是否有波峰,如果未检测到波峰就再延长 1.47 s 再进行检测;如果检测到 R 峰则继续进行波形的正常检测;如果超过 2.94 s (超过 3 s 停搏会造成大脑缺氧,十分危险)则停止检测,发出警报。R 峰检测效果图如图 5 所示。

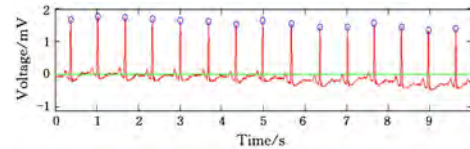


图 5 R 峰检测效果图

2.3 Q,S 波的确定

若要确定 Q、S 波的波峰,则需要首先确定 R 波的起点、终点的位置。在传统斜率判断方法中阈值采用取经验值,在波形正常时或者干扰较小的情况下基本符合要求,但一旦出现较强干扰,固定阈值的不灵活性就会凸显,错检率会明显提高^[7]。本文采用一种阈值域 M_s 的自适应方法,具体方法为:

$$M_s = C \times S \quad (5)$$

其中,C 为经验系数,可以自由调节。通过对 MIT-BIH 数据库 ECG 信号的不断试验,结合目前医疗临床的经验,此处设置 C 为 29。S 为一阶差分的标准差,区别于传统标准差方程,每一位的一阶差分数并没有减去其平均数后再平方,而是直接将一阶差分数取平方,这样做的好处是偏移量仍然保持在原始数据的基线之上,而不是相对于平均数而言,这样就保证了阈值随着数据的变化而自适应,并且不会产生大的误差。S 的计算公式见式(6), M_s 的效果如图 6 所示。

$$S = \sqrt{\sum_{n=2}^{2000} f_1(n)^2 / 2000} \quad (6)$$

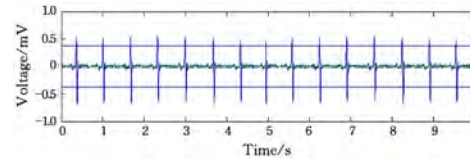


图 6 自定义阈值域与一阶差分图

选定 M_s 之后,对一阶差分取绝对值(记作 $\text{abs}(f_1(n))$),则 R 波波峰左面 $\text{abs}(f_1(n))$ 第一个小于 M_s 的点即为 R 波的起点(记作 R_s),右侧第一个满足 $\text{abs}(f_1(n-1)) > M_s$ 且 $\text{abs}(f_1(n)) < M_s$ 的点即为 R 波的终点(记作 R_e)。从 R_s 向左 0.04 s 范围内 data 绝对值最大的点即为 Q 波波峰,从 R_e 向右 0.06 s 范围内 data 绝对值最大的点为结尾 S 波波峰。图 7 为 Q、S 波检测图,其中“*”为 Q 峰,“O”为 S 峰。

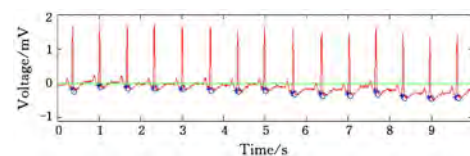


图 7 Q、S 波检测图

2.4 P 波和 T 波的确 定

P 波和 T 波是低频段信号,本身幅值较低,在存在较多低频干扰的情况下难以区分。传统差分检测方法在时域范围内一般使用固定窗体宽度进行检测,误差率较高。本文采用实际测得的波形数据对窗体宽度这个阈值进行自适应调整,同时为达到最佳检测效果,事先需要对数据进行低通滤波^[8-9]。具体实现方法如下:

Step1 计算 RR 间期(记作 RR_i)的方差,判断 RR_i 的离散程度 S_{RR} 。如果离散程度大,则对 Step2 中的参数进行修正;如果离散程度较小,则直接按 Step2 进行计算。此处测得 S_{RR} 为 0.23。

Step2 计算实际 T 波和 P 波所需的检测窗体宽度(即 T 波和 P 波持续时间。参数修正时按实际 RR_i 与标准 RR_i 的比例计算得出,比例系数记作 C , $C=1$ 时即为标准心电图,不需按比例修正)。P 波的搜索范围:从 Q 波起点减去 PR 段最短持续时间至 Q 波的起点减去 PR 段的长度处^[10]。T 波的搜索窗体宽度:从 S 波终点加上 ST 段最短持续时间至 S 波终点加上 ST 段的长度处。

Step3 确定 P 波、T 波的波峰。窗体内 ECG 信号的绝对值的极大值即为 P 波和 T 波的波峰。

Step4 确定 P 波、T 波的起终点。在 P 波窗体宽度内,从 P 峰向坐标零点方向找到的第一个拐点即 P 波起点,从 P 峰向远离坐标零点方向找到的第一个拐点即 P 波终点。同理,可以找到 T 波的起点和终点。

图 8 为 P 波、T 波检测效果图,其中“*”为 P 波,“O”为 T 波,从图中可以看出检出率达到了 100%。

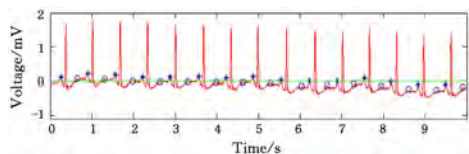


图 8 P 波、T 波检测效果图

2.5 实验结果

本文对 MIT-BIH 数据库 ECG 信号中多项数据的 QRS 波及 P 波、T 波进行了多次实验。本文中所使用的方法能准确检测出各个检测点,且检测准确率均能达到 99.2%,部分数据结果如表 1 所列。

表 1 实验结果

ECG 编号	总数/个	检出数/个	漏检数/个	准确率/%
101	1865	1859	6	99.68
102	2187	2186	1	99.95
103	2084	2084	0	100
104	2230	2224	6	99.73
105	2572	2547	25	99.02
106	2027	2027	0	100
200	2601	2582	19	99.27
201	1963	1951	12	99.39
202	2136	2120	16	99.25
230	2256	2254	2	99.91
232	1780	1768	12	99.33
233	3079	3077	2	99.93
234	2753	0	0	0

限于篇幅,仅列出其中 234 号数据的检测结果,如图 9 所示。从图 9 中可以发现,234 号数据的 QRS 波及 P 波、T 波都能被准确地检测出来,且没有遗漏,其中“◆”代表 P 峰,“*”代表 Q 峰,“O”代表 R 峰,“+”代表 S 峰,“X”代表 T 峰。

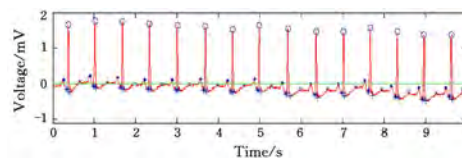


图 9 最终检测结果

表 2 列出了本文方法与文献[8]中方法的对比结果,从表中可以看出,本文所用方法的准确率均高于或等于文献[8]中使用方法的准确率。

表 2 QRS 检测准确率对比

ECG 编号	总数	文献[8]中的方法			本文方法		
		检出数/个	漏检数/个	准确率/%	检出数/个	漏检数/个	准确率/%
105	2572	2550	37	98.56	2547	25	99.02
106	2027	2026	4	99.80	2027	0	100.00
109	2532	2532	0	100.00	2532	0	100.00
201	1963	1953	28	98.57	1951	12	99.39
208	2956	2933	23	99.22	2946	10	99.67
213	3251	3251	0	100.00	3251	0	100.00
230	2256	2253	3	99.87	2254	2	99.91
233	3079	3075	4	99.87	3077	2	99.93
234	2753	0	0	0	0	0	0

结束语 本文给出的改进的差分阈值法成功地从强干扰中提取出了 QRS 波及 P 波、T 波,实现了对 QRS 的精确定位,相比现有的检测方法在检测率等方面有一定的提升。从实验效果来看,使用 MIT-BIH 异常心电数据库中各个心电信号进行测试时均有 99% 以上的合格率,尤其是对数据库中 234 号心电数据的检出率能达到 100%。

参 考 文 献

- [1] YANG P, TIAN A Y, GUO X. Detection of QRS wave based on difference-slope method[J]. Journal of Nanjing University of Science and Technology, 2009, 33(Suppl): 128-132.
- [2] ZENG Z Q, GE X H, WU Q. Simplified support vector machine method for QRS wave detection[C]// IEEE 10th International Conference on Computer-Aided Industrial Design & Conceptual Design. 2009: 1427-1429.
- [3] ABIBULLAEV B, SEO H D. A New QRS Detection Method Using Wavelets and Artificial Neural Networks[J]. Journal of Medical Systems, 2011, 35(4): 683-691.
- [4] WEI W, LIU X W. Power interference removal method based on independent component analysis[J]. Computer Application and Research, 2009, 26(1): 227-229.
- [5] CHOUAKRI S A, BEREKSI-REGUIG F, TALEB-AHMED A. QRS complex detection based on multi wavelet packet decomposition[J]. Applied Mathematics & Computation, 2011, 217(23): 9508-9525.
- [6] ZHU L Y, LU X. A Novel Ambulatory ECG Compression Method Based on Feature Wave Detection and Down Sampling [C]// IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2011.
- [7] HACKE M, VERMEIRE P. A low-cost general-purpose analogue QRS wave detector[J]. Medical & Biological Engineering, 1974, 12(6): 823-826.
- [8] 张永海. 心电信号 QRS 波检测算法的研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2008.
- [9] YEH Y C, WANG W J. QRS complexes detection for ECG signal: The Difference Operation Method[J]. Computer Methods and Programs in Biomedicine, 2008, 91(3): 245-254.
- [10] KHEMIRI S, ALOUI K, NACEUR M. Detection of Sleep Apnea in SWS Stages Using ECG Signal[C]// Planetary Scientific Research Center Conference. 2013: 25-26.