

文章编号: 1671-7104(2017)01-0013-04

一种新型、快速心电P波检测算法

【作者】 叶继伦¹, 孙纪光¹, 吴跃胜², 杜凤玲¹, 张旭¹
 1 深圳大学医学院生物医学工程系, 深圳市, 518000
 2 蚌埠医学院 数理教研室, 蚌埠市, 233030

【摘要】 该文提出了一种新的、简单、实时性好的多导联ECG P波检测算法。该方法先检测QRS-T波群的范围, 然后消除ECG中QRS-T波群, 最后在TQ段利用低通差分法(LPD)和切线法检测P波起点和终点, 并取两种方法的平均作为最终结果。切线法是临床医生T波终点定位所使用的方法, 该文首次将其应用到P波起点和终点定位。利用CSE数据库对算法进行测试, 一致性分析发现本算法检测结果和CSE数据库注解具有较好的一致性, 算法检测到的P波起点、终点相对于CSE程序注解的总体平均偏差分别为-2.01 ms、3.94 ms, 偏差的标准差分别是4.96 ms、5.86 ms。

【关键词】 ECG; P波; 导联; 低通差分法; 切线法

【中图分类号】 R318.08

【文献标志码】 A

doi:10.3969/j.issn.1671-7104.2017.01.004

A Novel and Fast P Wave Detection Algorithm in ECG Signals

【Writers】 YE Jilun¹, SUN Jiguang¹, WU Yuesheng², DU Fengling¹, ZHANG Xu¹
 1 Biomedical Engineering Department, Medical College, Shenzhen university, Shenzhen, 518000
 2 Mathematics & Physics Department, Bengbu Medical College, Bengbu, 233030

【Abstract】 This paper presents a new, simple and fast algorithm of automated P wave detection in multi-lead ECG Signals. Range of QRS-T complex is detected firstly. Then QRS-T complex is eliminated. Finally, P wave's onset and offset are detected by using the average of low-pass difference method and tangent method. Tangent method is always used to locate the offset of T Wave but it will firstly be used to locate the P wave onset and offset in this paper. The proposed algorithm is tested by the annotated CSE database. Result shows that algorithm test result has a good consistency with BIS CSE annotation. Compared with the mean and standard deviation of P wave onset and offset, our algorithm and CSE annotation is -2.01 ms, 3.94 ms and 4.96 ms, 5.86 ms.

【Key words】 ECG, P wave, lead, low-pass difference (LPD), tangent method

0 引言

在心电图中P波是心房除极波, 反应了心房除极的过程^[1]。在心电图分析中, P波的时限、幅度、形态、PR间期、P波电轴等是作为心律失常分析的重要判据, 例如P波存在与否是判断室性早搏和正常心拍的主要判据之一; PR间期是判断束支传导阻滞的重要判据之一。然而, 这些参数的提取, 都依赖于P波起点、终点的准确定位。

由于P波低频、低幅、形态多样等原因导致P波定位非常困难^[2]。P波和T波会发生重叠, 甚至P波与QRS波群发生融合, 这在心电图中很难区分^[3]。自心电图自动分析技术应用于临床以来, P波起点、终点自动、准确的定位, 一直是心电自动分析算法的重点和难点。已有的P波检测方法包括: 低通差分法(LPD)^[4-5]、小波变换法^[6-7](WT)、Block Gibbs Sampler^[8]、Extended Kalman Filter(EKF)法^[9]等, 低通差分法是心电图机和心电监护中常采用的方法, 该算法简单、实时性好、但是易受到噪声的干扰; 小波

变换法、Block Gibbs Sampler、EKF法复杂, 实时性差, 难以应用于心电图机和心电监护仪。所以, 创建一种新的、可靠的、准确的、实时性好的P波检测算法是目前心电自动分析算法中急需解决的问题。

切线法是临床上医生常用的一种T波终点检测方法, 本文首次将该方法应用于P波的起点和终点的定位, 并且结合了传统的低通差分法(LPD), 取两种算法检测结果的平均(记为综合法, 用LTA表示法)作为最终结果。该算法准确可靠, 实时性好, 对于改善心电图机和心电监护仪P波分析算法具有重要价值。

1 材料和方法

P波是低频低幅信号、直接定位非常困难, 算法一般以R波为基准, 向后搜索T波的范围, 将ECG信号中QRS-T波群去除, 将剩余的区域进行P波检测。

在不同导联中P、QRS、T波的起点和终点略有差异, 在临床中一般是进行多导联分析, 起点取多导联中出现最早的起点、终点取多导联中出现最晚的终

收稿日期: 2016-08-01

作者简介: 叶继伦, E-mail: yejilun@126.com

通信作者: 吴跃胜, E-mail: yuesheng_wu@sina.com

点。所以在进行P、QRS、T波起点和终点检测，一般综合多导联心电图测量结果^[1]。

1.1 材料

ECG信号的获取：同步采集的12导心电信号（包括I、II、V1、V2、V3、V4、V5、V6）。根据AHA推荐标准、信号的采样率必须大于或等于500 Hz。导联III、AVR、AVL、AVF、可以通过I、II导联计算得到^[1]。

1.2 方法

1.2.1 R波定位

Pan&Tompkins算法^[10-11]是一种简单的R波检测方法，它是通过对心电信号进行带通、差分、平方来削弱P、T波成份和噪声、突出QRS波群成份，然后设置阈值检测大于阈值的波峰。单通道的R波检测容易受到噪声的干扰，导致漏检和错检，本算法利用多导联同步ECG信号的绝对值之和，作为Pan&Tompkins算法的输入信号。这样即综合了多导联心电图，保证计算结果的准确、可靠，同时避免了同步12导联R波检测，减小了计算量。

$$y(k) = \sum_{i=1}^M [x(i, k) + x(i, k+1)] \quad (1)$$

其中， $y(k)$ 是叠加后的信号； $x(i, k)$ 是导联 i 的第 k 个采样点； M 是导联数。

1.2.2 QRS波群起点和终点

本文采用12导联差分信号绝对值之和，并进行30 ms平滑，然后以R波为基准，前后设置阈值搜索小于阈值的点，作为QRS波群起点和终点的位置。如图1：心电信号记为ECGSig；ECGSig的差分记为ECGDer；12导ECGDer的绝对值之和记为ECGDerSum；R波的位置记为Rpos，QRS波群起点位置记为QRSBeg；QRSEnd是QRS波群终点位置；ThBeg是QRSBeg的搜索阈值，ThEnd是QRSEnd的搜索阈值。

和文献[4-5]中低LPD法相比，该方法不需要先检测起点和终点对应的差分峰，不需要进行12导联分析，算法更加简单，实时性好，准确可靠。

差分采用的是单纯 M 次差分，它是一种低通差分，见公式(2)。

$$y(k) = \frac{x(k+M) - x(k-M)}{2(M)} \quad (2)$$

其中， $y(k)$ 是差分信号， $x(k)$ 是输入信号， k 是采样点的序列， M 是常数。 M 越大低通滤波器的截止频率越

低， M 不能过大，在本算法中 M 取20 ms。

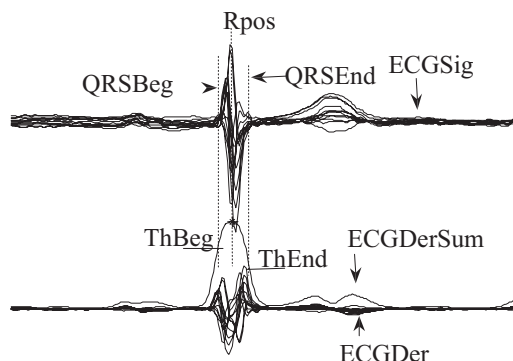
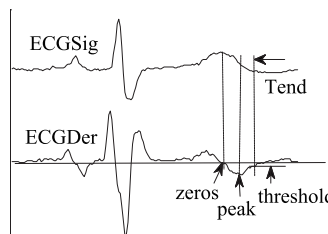


图1 QRS波群起点和终点检测
Fig.1 Detection of the QRS complex onset and offset by our algorithm

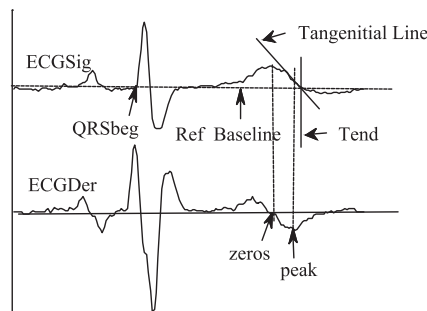
1.2.3 T波终点定位

T波终点的定位，心电自动分析算法中最常用的是LPD法^[4-5,12]。如图2(a)，它是在ECG差分信号ECGDer中以R波位置Rpos为基准，往后一定范围内搜索T波下降支所对应的差分峰(记为peak)，再根据peak设置搜索阈值和范围，往后搜索小于阈值点即T波终点(记为Tend)。

在临床中，医生最常采用的是切线法检测T波终点的位置^[13-14]。它是过T波下降支中斜率最大值的点做切线，然后取零参考电位水平和切线的交点，作为T波终点的位置。如图2(b)所示，在ECGSig中过T波下降支斜率最大值点peak，做切线Tangential Line。



(a) LPD法检测T波终点
(a) Detection of the T wave offset by LPD method



(b) 切线法检测T波终点
(b) Detection of the T wave offset by tangent method

图2 差分法和切线法检测T波终点的示意图
Fig.2 Detection of the T wave offset by LPD method and tangent method

根据QRSbeg往前20 ms信号段平均值作为零参考电位Ref Baseline^[1, 15]。切线Tangential Line和参考电位Ref Baseline的交点, 即是T波终点Tend。

为了提高T波终点检测的准确性, 对12导心电图信号分别进行LPD法和切线法检测, 12导LPD法的中值和12导切线法的中值, 两者的平均值作为T波终点位置, 记为Toff。

1.2.4 QRS-T波群的消除

心电信号ECGSig, QRS-T波被QRS波群起点和T波终点之间的电压的均值取代, 这个波群成为等电位区域。处理后的信号记为ecgSig。

1.2.5 综合法定位P波起点和终点

P波相对于QRS波是低频低幅波、P波起点和终点的检测极易受到噪声的干扰。为了提高P波算法的准确率, 本文采用了LPD法和切线法两者相结合的方法来检测P波(LTA法)。LPD法检测P波^[4-5]和本文中采用的T波终点定位算法原理相同, 不同的是搜索范围和阈值设置。切线法是临床上医生常用的一种T波终点检测方法^[13-14], 本文首次将其应用到P波检测。

综合法(LTA)检测P波起点和终点的算法过程如下:

(1) LPD法初步检测P波的起点和终点: 利用12导ecgSig信号, 同步进行LPD法检测P波的起点和终点, 并取中值作为检测结果, 分别记为Pbeg、Pend。

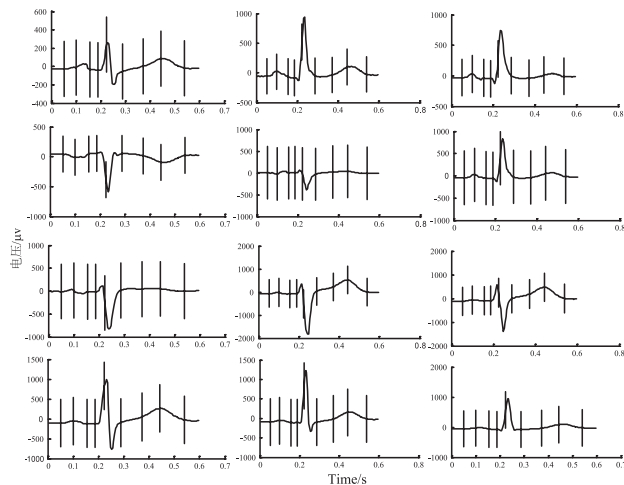
(2) 筛选出P波明显的3个导联: 在12导ecgSig信号中, 在[Pbeg-0.03 s, Pend+0.03 s]范围内搜索最大值, 记为MaxPvalue(i)(i=1, 2, …, 12), 并从MaxPvalue(i)筛选出最大的3个值所对应的导联, 记为Maxlead(k)(k=1, 2, 3)。

(3) 在Maxlead(k)(k=1, 2, 3)导联中, 根据切线法进行P波起点、终点的检测。并取3导联检测结果的中值, 作为最终结果, 记为Pon、Poff。

(4) 取切线法和LPD法结果的中值——Pbeg和Pon的中值作为P波起点的位置, Pend和Poff作为P波终点的位置。

(5) 如果P波幅值小于15 μV , 则认为P波不存在。

注: 搜索范围取[Pbeg-0.03 s, Pend+0.03 s]是因为LPD法检测的P波区域存在偏差, 为了保证搜索范围有P波波峰的存在, 增大搜索范围。零参考电位参考了CSE标准, 进行P波起点检测时, 以Pbeg往前20 ms ECGSig的均值; P波终点检测是以Pend往后20 ms ECGSig的均值。



注: “|” 标记的从左往右分别是P波起点、峰、终点; QRS波群起点、峰和终点; T波起点、峰和终点

图3 一个心电周期中各特征点检测结果
Fig.3 Each feature point detected by our method in an ECG cycle

2 算法测试结果分析

CSE数据库是12导或15导心电图数据库, CSE数据库源于欧盟的心电图共同标准(Common Standards for quantitative Electrocardiography, CSE)项目, 是最常用的心电图数据库之一。为了评估算法检测P波起点和终点的准确性, 本文利用CSE数据库MA1系列数据作为算法输入, 该数据库包含了125个心电记录, 这些记录包含了125个程序注解和25例人工注解, 其中125个记录中排除14例P波不存在的记录(程序注解记为 P_{ann} , 人工注解记为 A_{ann})^[16]。CSE数据库注解 P_{ann} 和 A_{ann} 之间存在偏差, 并不完全相同。这些注解包含了每个记录ECG信号的P、QRS波群的起点、终点, 以及T波终点位置, 以便对算法的检测结果进行对比分析。

如表1, LPD法和切线法检测P波起点相对于 P_{ann} 偏差(LDP~ P_{ann} 、Tangent~ P_{ann})的sd分别是5.37和6.27, 而LTA法(LTA~ P_{ann})的sd是4.96, 说明LTA法的检测结果和参考值的一致性有所提高。LPD法和切线法检测P波终点相对于 P_{ann} 偏差(LDP~ P_{ann} 、Tangent~ P_{ann})的sd是6.73、6.89, 综合法(LTA~ P_{ann})是5.86, 说明了LTA法检测结果和参考值的一致性有所提高。

如表1, LTA法检测P波起点位置相对于注解 P_{ann} (LTA~ P_{ann})的 $mean \pm sd$ 是 -2.01 ± 4.96 , 而 A_{ann} 和 P_{ann} 注解之间($A_{ann} \sim P_{ann}$)的 $mean \pm sd$ 是 1.28 ± 5.03 , 说明LTA法检测P波起点和注解 P_{ann} 的一致性, 接近 A_{ann}

和 P_{ann} 的一致性。同样的, LTA法检测P波终点位置相对于 P_{ann} (LTA~ P_{ann})的 $mean \pm sd$ 是 3.94 ± 5.86 , 而 A_{ann} 和 P_{ann} 注解之间 (A_{ann} ~ P_{ann})的 $mean \pm sd$ 是 -1.2 ± 5.26 , 说明LTA法检测P波终点和注解 P_{ann} , 接近CSE数据库 A_{ann} 和 P_{ann} 的一致性。说明了算法检测结果, 已经接近CSE数据库注解的水平。

表1 LPD法、切线法(Tangent)、LTA法检测结果
Tab.1 Result comparison by LPD, Tangent method and LTA

偏差	个数	Ponset/ms	Poffset/ms
LDP~ P_{ann}	111	-3.96 ± 5.37	4.81 ± 6.73
Tangent~ P_{ann}	111	-1.65 ± 6.27	3.94 ± 6.89
LTA~ P_{ann}	111	-2.01 ± 4.96	3.94 ± 5.86
LTA~ A_{ann}	25	-1.52 ± 4.87	-2.16 ± 4.49
A_{ann} ~ P_{ann}	25	1.28 ± 5.03	-1.2 ± 5.26
Tolerances(CSE)		10.2	12.7

3 讨论

LTA法和小波变换法(WT)^[6]进行对比, 如表2。LTA法检测P波起点相对于 P_{ann} 的 $mean \pm sd$ 是 -2.01 ± 4.96 , 而WT法 $mean \pm sd$ 是 4.9 ± 5.4 , 说明LTA法检测P波起点和 P_{ann} 的一致性更好。LTA法检测P波终点相对于 P_{ann} 虽然 $mean=3.94$ ms, 但LTA法的 sd 和WT法的 sd 相比更小, 说明LTA法测量结果和 P_{ann} 偏差的波动性小, 说明LTA算法检测效果比WT算法更加准确。EKF^[9]、Block Gibbs Sampler^[8]法等并未直接给出CSE数据库测试结果, 难以直接比较。

表2 基于CSE数据库111个注解的LTA法和WT法的对比
Tab.2 Algorithm performance comparison between LTA and WT based on CSE referees

算法	Ponset/ms	Poffset/ms
WT	-4.9 ± 5.4	-1.0 ± 6.4
LTA	-2.01 ± 4.96	3.94 ± 5.89
Tolerances(CSE)	10.2	12.7

WT算法复杂、计算量大, 难以满足心电监护和心电图机实时性要求, 而LTA法简单、实时性好, 检测结果更加准确。对于心电图机和心电监护仪中心电P波自动分析具有重大的应用价值。

4 结论

本文提出的综合法(LTA)检测P波起点和终点算法, 和CSE数据库 P_{ann} 注解有一致性, 接近 P_{ann} 和 A_{ann} 两注解之间的一致性, 说明LTA算法检测效果接近CSE注解水平。综合法LTA和WT算法相比, 相对于 P_{ann} 偏差的波动性更小, 说明LTA算法检测效果比WT算法更加准确。

本文提出的综合法(LTA)检测结果准确、可

靠、实时性好。对于应用于改善心电图机和心电监护P波分析具有重要的应用价值。

参考文献

- [1] Surawicz B, Childers R, Deal B J, et al. AHA/ACCF/HRS recommendations for the standardization and interpretation of the electrocardiogram[J]. J Am Coll Cardiol, 2009, 53(11): 976-981.
- [2] 叶文字. 心电自动诊断技术的研究[D]. 天津: 天津大学, 2003.
- [3] Kors AJ, Herpen G V. Computer analysis of the electrocardiogram[J/OL]. http://link.springer.com/referenceworkentry/10.1007/978-1-84882-046-3_37.
- [4] Laguna P, Jane R, Caminal P. Automatic detection of wave boundaries in multilead ECG signals: validation with the CSE database[J]. Comput Biomed Res, 1994, 27(1):45-60.
- [5] Laguna P, Vigo D, Jane R, et al. Automatic wave onset and offset determination in ECG signal: validation with the CSE database[J]. Comput Cardiol, 1992:167-170
- [6] Martinez J P, Almeida R, Salvador O, et al. A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2004, 51(4): 570-581.
- [7] Yochum M, Renaud C, Jacquir S. Automatic detection of P, QRS and T patterns in 12 leads ECG signal based on CWT[J]. Biomed Sign Proc Contr, 2016, 25: 46-52.
- [8] Lin C, Kail G, Tourneret J Y, et al. P and T wave delineation and waveform estimation in ECG signals using a block gibbs sampler[J]. IEEE ICASSP, 2011,7882(1):540.
- [9] Sayadi O, Shamsollahi M. A model-based Bayesian framework for ECG beat segmentation[J]. Physiol Measur, 2009, 30(3):335-352.
- [10] Tompkins W J. Biomedical digital signal processing: c-language examples and laboratory experiments for the IBM PC[J]. Prentice-Hall, Inc, 1993, 30(3):335-352.
- [11] Pan J, Tompkins J W. A real-time QRS detection algorithm[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 1985, BME-32(3):230-236.
- [12] Neilson J M M. Dynamic QT interval analysis[J]. Herzschrmmachertherapie & Elektrophysiologie, 2000, 8(4): 131-141.
- [13] Gonzalez-Fernandez R, Rivero-Varona M, Oca-Colina G M de. Detection of P wave in electrocardiogram[J/OL]. <https://www.deepdyve.com/lp/institute-of-electrical-and-electronics-engineers/detection-of-p-wave-in-electrocardiogram-FjYq3opNQX>.
- [14] Schreier G, Hayn D, Lobodzinski S. Development of a new QT algorithm with heterogenous ECG databases[J]. J Electrocardiol, 2003, 36: 145-150.
- [15] Recommendations for measurement standards in quantitative electrocardiography[J]. Eur Heart J, 1985, 6(10): 815-825.
- [16] Willems J L, Arnaud P, Bommel J H V, et al. A reference data base for multilead electrocardiographic computer measurement programs[J]. J Am Coll Cardiol, 1987, 10(6):1313-1321.