

改进型阈值提取心电信号的 R 峰值

曹鸯婷 陈俊丽

(上海大学通信与信息工程学院 上海 200444)

摘要: 心电信号(ECG)在心脏疾病诊断治疗中起着十分重要的作用,其中,由于R波具有幅度较大且易于检测的特性,故R峰值的检测成为电生理信号处理的一个重要的环节,它的正确检测对进行心率检测和电生理分析起着至关重要的作用。然而,心电信号在采集过程中会受到一定程度的干扰,例如工频干扰,基线漂移等问题,常用的R峰值阈值算法无法检测基线较低的心电波形,产生漏检。针对此问题,文章提出一种R峰值改进型阈值提取算法,通过对每个心电周期设置阈值和重检机制,提高了阈值算法的准确率。仿真实验证明,该方法简单有效,实时性强,显著提高了R峰值检测的准确率,满足临床应用的要求。

关键词: 心电信号;改进型阈值算法;R峰值提取

中图分类号: TP391 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 520.6030

Improved threshold extraction of R peak

Cao Yuanting Chen Junli

(School of Communication and Information Engineering, Shanghai University, Shanghai 200444, China)

Abstract: Electrocardiography(ECG) plays a very important role in the diagnosis and treatment of heart disease, and R peak detection has become an important part of the ECG processing due to the R-wave amplitude with a large, easy-detection feature. Correct detection of R peak is vital to the detection of heart rate and electrophysiological analysis. However, the ECG signal in the acquisition process will be subject to a certain degree of interference, such as frequency interference, baseline drift and other issues, so common R peak threshold algorithm can not detect lower baseline ECG waveform, resulting undetected. To solve this problem, this paper presents a R peak improved threshold extraction algorithm by setting thresholds and re-examining the mechanism for each cardiac cycle to improve the accuracy of the threshold algorithm. Simulation results show that the method is much simpler and more effective, and can real-time processing, which significantly improves the accuracy of the R peak detection and meets the requirements of clinical applications.

Keywords: ECG; improved threshold algorithm; R peak detection

1 引言

心电信号(ECG)包含关于心血管的大量信息,ECG的检测与分析是了解心脏的功能与状况、辅助诊断心血管病、评估各种治疗方法有效性的重要的手段,它对疾病的临床诊断起到十分重要的指导作用。

心电信号由心肌细胞的除极和复极产生,在静息状态时,心肌细胞膜外排列一定数量的阳离子,膜内排列相同数量的阴离子,膜外电压高于膜内电压。当心肌细胞受到一定强度的刺激时,细胞膜通透性改变,大量阳离子短时间内涌入膜内,膜内电位由负变正,这个过程称为除极。除极完成后,细胞膜又排出大量的阳离子,使细胞膜内电位由正变

负,恢复到原来的极化状态,称为复极。

在心脏的整个活动过程中,荷兰生理学家 W. Einthoven 将可明显区分的五个独立波分别标记为 P, Q, R, S, T, 波形如图 1 所示。其中 P 波由心房的除极产生,它代表左右两心房的激动过程。R 波常与 Q 波与 S 波一起出现,故称为 QRS 集群,这个集群代表两个心室的激动过程。T 波是 QRS 波以后一个比较低而占时较长的一个波。在心电图上,由于标志一个心电周期开始的 P 波幅度和标志结束的 T 波幅度均较低,故用幅度较大、易于检测的 R 波作为识别点,R 峰值的正确检测对进行心率检测和电生理分析的起着至关重要的作用。

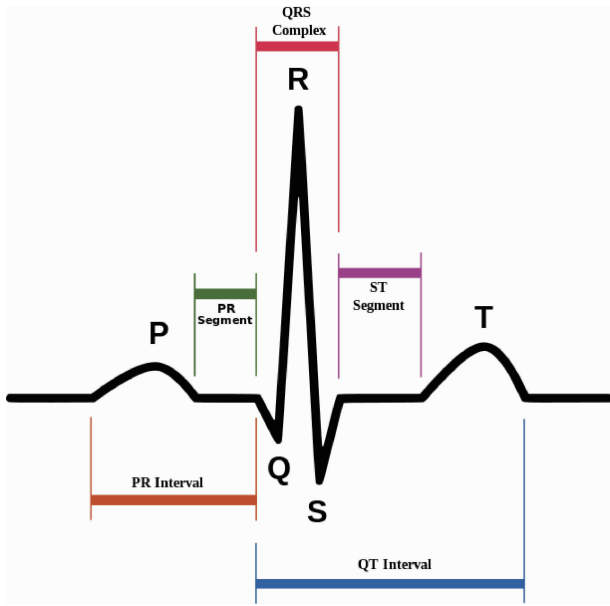


图 1 ECG 波形图

心电信号检测在心脏射频消融术中有很重要的作用,现有的设备,如美国圣犹达公司的 Ensite 和 Biosense Webster(美国强生公司)的 Carto 中都应用了该技术。其检测方法有很多种, M. Sabarimalai Manikandan^[1]等人利用香农熵预处理心电信号,再经过希尔伯特变换和均值滤波器实现 R 峰值的检测。该算法准确率高,抗噪性强,但算法较为复杂。小波算法在心电信号检测中是近几年常用的一种检测方法,车琳琳^[2]等人将该算法与自适应阈值算法结合, Sindhu M^[5]等人将小波算法结合神经网络实现对 QRS 波信号检测。将神经网络与小波算法相结合^[9],实现对 ECG 信号的快速检测。为提高检测的速度提出了基于三次 B-样条小波自适应阈值的 QRS 波检测^[8]算法,针对心电信号 P、T 波,提出了基于提升小波的检测快速算法^[4]。小波变换的检测准确度高,但计算复杂度高,实时性不够。神经网络,模糊算法^[6]在心电信号中得以应用,但该方法计算复杂度按相对较高。基于下采样的 QRS 波的检测算法^[3]简单,速度快,但精确度没其他算法高。差分阈值法简单实用,可实现实时性检测,但精确度还有待提高。Hilbert^[8]法与一次差分相结合,由 Hilbert 包络的局部峰值定位 R 峰的位置,可以有效降低漏检和误检。利用小波和自相关变换^[7]来检测 ECG 的信号来简化在峰值检测算法的自适应阈值设置,提高检测的效率和速率。最常用的检测算法有两种,一种是基于斜率的检测,还有一种就是基于阈值算法。这两种算法的优点是思想简单,实时性强,但是检测的正确率比其他算法低,许多研究者通过改进算法来提高检测率。陈静^[13]等人提出的是基于动态自适应阈值的检测方法对 QRS 波的检测。尽管有的算法达到了较好的检测效果,但在实际的临床应用过程中,这些算法效率较低,无法满足心电信号实时检测的要求。因此,本文根据心电信号的临床应用,结合心电信号本身的特点,提

出了一种改进型阈值法检测心电信号。

2 心电信号预处理

2.1 常见心电信号干扰

在心电信号采集的过程中,伴随着人体生理状态的改变,心电信号一方面呈现出比较明显的非平稳特征,另一方面不可避免地存在一些噪声干扰,比如工频干扰,基线漂移,肌电干扰,运动伪迹,以及电子设备引起的干扰等。其中工频干扰由电磁场引起,50 Hz 的电源影响人体的分布电容和电机引线环路,其表现为在心电图上为正弦波与正弦波的叠加。尽管在系统的硬件上加以改进可排除共模信号的部分干扰,但 50~60 Hz 的工频干扰仍然存在。其频率成分包括工频及其谐波,幅度可大于心电信号峰值的 50%。基线漂移属于低频信号干扰,其频响一般小于 1 Hz,表现为比较缓慢变化的类似于正弦波的曲线。基线漂移主要由用户的剧烈呼吸运动以及电极-电极-皮肤界面阻抗所致。在心电信号测量的过程中,人体的运动和肌肉的收缩会产生肌电干扰。它是高频干扰,表现为不规则的快速变化波形。则可将其近似为零均值高斯噪声的短暂爆发,其频率范围可为 10~2000 Hz,幅度为毫伏级,持续时间为 50 ms 左右,表现为不规则的快速变化波形。运动伪迹是由于人体轻微运动造成电极与人体的接触电阻发生变化而引起的一种干扰。其产生的原因是接触电阻的变化,这种干扰也会导致信号基线的变化,但不是基线的跃变。该干扰的持续时间可以达到 100~500 ms,在信号检测过程中,这种干扰也是必须要考虑的一种干扰源。

2.2 针对工频干扰心电信号预处理

针对上述几种干扰,首先在硬件上加以改进。由于人体心电信号的主要频率范围是 0.05~100 Hz,所以可先用带通滤波器对信号滤波。本文提出的算法对于基线漂移的情况可以很好地检测,故在预处理中不再针对该干扰进行解决。经验模式^[3,12]是指该模型被从嘈杂心电图图中减去,并且剩余信号然后使用 EMD 分解并去除噪声通过从分解的结果丢弃该噪声分量。Hilbert-Huang^[10]变换(HHT)中的经验模式分解(EMD)将心电信号自适应地分解为一组称为内禀模态函数(IMF)的波动模态成分,由此来检测 QRS 波。区域极值算法^[11]通过确定搜索区域,结合二次 B-样条小波变换算法提出一种区域极值检测法。

在本文中对数据的预处理采用的是对 50 Hz 的心电干扰信号进行陷波处理。根据心电信号的频率特征,人体心电信号频率较低,主要频率范围是 0.05~100 Hz,而其能量又大部分集中在 QRS 波群,频带范围为 0.5~45 Hz,故此干扰的主要频率带与 QRS 波群的频谱很大程度上并不重叠,所以本文设计的带通滤波器,选取通带范围为 0.05~100 Hz,滤波器的长度为 48。然后结合 IIR 陷波器来减少 50 Hz 的工频干扰。

3 R 波峰值提取算法

阈值法广泛应用于各种信号的检测,它的优点在于计

算简单、对激动波形的形态并不十分敏感,可以避免基线上小幅度噪声对信号检测的影响,但是其缺点是可能发生漏检基线较低的心电波形。

3.1 固定阈值算法

心电信号是有一定的周期规律的。固定阈值算法只要阈值合适,可对正常的心电信号波形正确检测,但是当基线漂移的时候,由于固定阈值不能够适应这种突变的情况,则会导致漏检或者是错检。例如当基线上移时,原本幅度较小的峰值,例如P波,T波也可能被当成R峰值提取出来,导致错检现象,当基线下移时,也可能导致R峰值小于所设定的阈值,导致漏检现象出现。如图2所示,该波形在阈值固定时,由于整个信号基线下移,较易出现漏检现象。



图2 基线下移的波形

3.2 改进型阈值算法

为了改善上述现象,本文提出了一种改进型阈值算法。该算法继承了阈值算法的实时性,又提高了阈值算法检测的准确率,对于基线下移等现象均可正常检测。算法实现的基本流程如图3所示。首先对采集到的初始信号进行必要的预处理,然后读取数据检测心率。根据心率计算心电周期,并对每一个周期设置阈值,若是在该周期中,未能检测到R峰值,则对该周期阈值进行调整,再次检测,即R峰值的重检。

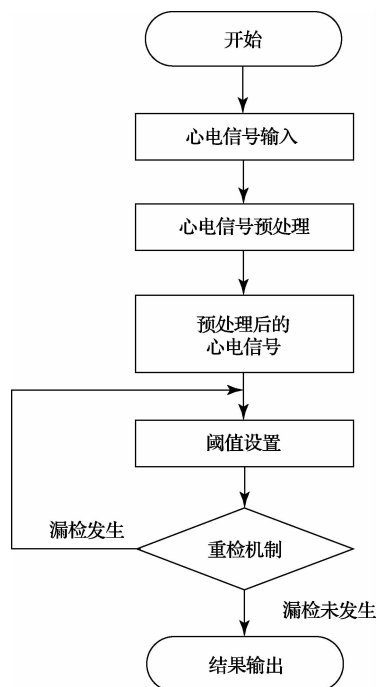


图3 R峰值改进型阈值检测

3.2.1 幅度阈值设置

心电信号是相对比较平稳的信号,在心脏未受刺激的

情况下表现为近乎直线的心电信号,这段时间称为心电信号的不应期,当受刺激以后,开始出现P,Q,R,S等波形。在一个心电周期中,不应期占的比例较大,基本上奠定了波形的基线位置。每个周期的心电平均值 avg ,如式(1)。

$$avg = \left(\sum_{i=1}^{num} x_i \right) / num \quad (1)$$

式中: x_i 是*i*时刻的检测到的心电数据, num 代表一个周期的采样数。

阈值比均值要大,故设定阈值 v 为:

$$v = a * avg \quad (2)$$

式中: a 大于1,经多次实验测试, a 取1.2为最佳值。

R峰值是心电信号的一个极值点(在这里设定R峰值是极大值点),但整个心电周期信号中,极值点不止一处。R峰值应满足式(3):

$$x_R = \begin{cases} x_{i-1} < x_i < x_{i+1}, & 0 < i < num \\ x_i > v & \end{cases} \quad (3)$$

当满足以上条件时, x_R 就是所检测的R峰值。当阈值设置过小时,则会在一个周期检测到多个大于阈值的极值,我们通过设定其中最大的峰值为所检测的R峰值。但当检测到的极值高于基线值的150%时,该点当做噪声处理。

3.2.2 重检机制

在心电信号检测的过程中,设定的初始阈值可能出现过高的情况,从而造成漏检的现象。有为了克服漏检问题,在检测过程中,当超过1.5个周期的时间内未检测到R峰值,就判定为漏检发生。这时,需要对幅度阈值降低5%,并且对前面的数据进行重新检测。考虑到时间成本和其他可能导致波形失效的情况,重检次数设置为2次。

4 实验结果与分析

本文实验仿真是在qt图形界面框架结合Opengl库进行的系统框架的开发,实验的数据来源是项目合作医院心内科提供的ECG信号,它共有64个通道的数值,本文针对1,4,7,10通道进行实验。每一个心电信号的数值在0~4096之间,可利用对应关系,将其转化成屏幕坐标,在屏幕上显示。

首先是R峰值的固定阈值算法的实验研究。图4是对一个正常的心电信号进行R峰值提取。绿色的是心电信号,红色的小圆点是对检测到的R峰进行标注。实验结果表明,当设定一个适合的固定阈值,可以很好地检测出R峰值。图5与图4的不同之处在于波形的基值是向下偏移,属于基线漂移问题,R峰值的幅度较其他通道的R峰值小,固定阈值在对该信号进行R峰值检测时,造成了漏检。利用固定阈值则不能很好地检测出R的峰值,造成了漏检。实验显示,固定阈值虽然可以实时检测,但不能很好地适应各种情况。

其次是对R峰值的改进阈值算法的实验研究。图6是实验结果,在经过对每个心电周期设置阈值并设置重检机制,这使得原先易漏检的信号也可已很好的检测出来,并且

检测速度很快,准确率很高,几乎没有漏检现象发生。当 R 峰值的为负时,如图 7、图 8 所示。通过一个极值判断机制,若最为显著的极值是负值的话,则对判定 R 峰值为负峰值,并设定相应的阈值。图 7 是正常的电信号波形,图 8 是存在一定的基线下移现象的波形,两种波形的峰值均能正确地检测出来,并且检测系统十分稳定。

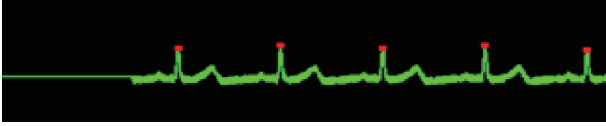


图 4 固定阈值对正常信号的 R 峰值提取

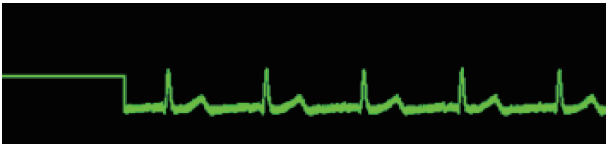


图 5 固定阈值对下移的心电信号的 R 峰值提取

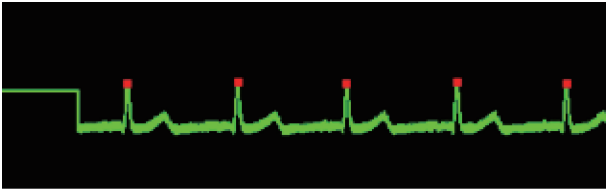


图 6 改进阈值对基线漂移信号的 R 波峰值提取

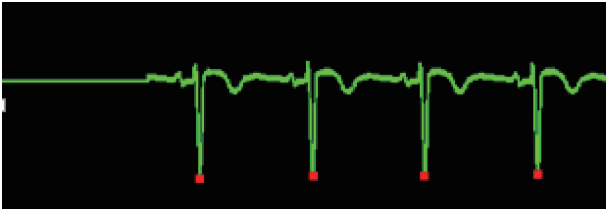


图 7 改进阈值算法对正常信号负峰值的提取

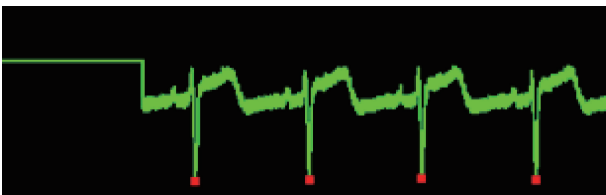


图 8 改进阈值算法对基线漂移信号的负峰值提取

5 结 论

本文主要介绍了改进的改进阈值算法在 R 峰值检测的应用,该算法设计简单,检测准确,实时性和稳定性强,并可以有效地解决基于基线漂移的问题。R 峰值检测在心电信号的应用中占有十分重要的位置,它的正确检测可以帮助对心脏疾病的判断,有利于正确就医,提高效率。

参考文献

[1] MANIKANDAN M S, SOMAN K P. A novel method for detecting R-peaks in electrocardiogram (ECG)

signal[J]. Biomedical Signal Processing and Control, 2012, 7(2): 118-128.

- [2] 车琳琳,宋莉.基于小波变换与自适应阈值的 ECG 信号滤波算法研究[J].中国医学物理杂志,2011,28(1):2411-2417.
- [3] PAL S, MITRA M. Empirical mode decomposition based ECG enhancement and QRS detection[J]. Computers in biology and medicine, 2012, 42(1): 83-92.
- [4] 姚成,司玉娟,郎六琪,等.基于提升小波的心电信号 P, T 波检测快速算法[J].吉林大学学报(工学版),2013(43):177-182.
- [5] SINDHU M, BIRADAR S, HIREMATH S G. Wavelet transform based neural network algorithm for detection and characterization of ECG signal [J]. International Journal of Scientific Research and Education, 2014, 2(07).
- [6] RANJAN R, GIRI V K. A Unified Approach of ECG Signal Analysis [J]. International Journal of Soft Computing and Engineering (IJSCE), 2012, 2(3).
- [7] ZHU C, TIAN F. An ECG detection algorithm using wavelet and autocorrelation transform [C]//2013 International Conference on Wireless Communications & Signal Processing (WCSP). IEEE, 2013: 1-6.
- [8] 宋蓝天,于凤芹.基于三次 B-样条小波自适应阈值的 QRS 波检测[J].电子测量技术,2010(2):60-62.
- [9] KIM M S, CHO Y C, SEO S T, et al. A new method of ECG feature detection based on combined wavelet transform for u-health service[J]. Biomedical Engineering Letters, 2011, 1(2): 108-115.
- [10] 行鸿彦,黄敏松.基于 Hilbert-Huang 变换的 QRS 波检测算法研究 [J]. 仪器仪表学报, 2009, 30(7): 1469-1475.
- [11] 邹进,何乐生.基于区域极值法心电 QRS 波的检测[J].电子测量技术,2012,35(3):100-106.
- [12] LU Y, YAN J, YAM Y. Model-based ECG denoising using empirical mode decomposition[C]//BIBM09. IEEE International Conference on Bioinformatics and Biomedicine, 2009. IEEE, 2009: 191-196.
- [13] 陈静,张世杰.基于动态自适应阈值法的 QRS 波群检测方法[J].中国新通信,2009,2:67-69.

作者简介

曹鸯婷,1990 年出生,在读硕士,主要研究方向为视频图像处理。

E-mail:cyt0729@163.com

陈俊丽,1972 年出生,副教授,博士,硕士生导师,主要研究方向为子波分析,智能信息处理等。

E-mail:jlchen@staff.shu.edu.cn