

文章编号: 1004-4353(2018)02-0174-05

基于 Teager-Kaiser 权重去噪算法的 QRS 检测方法

张景画, 许成哲*

(延边大学 工学院, 吉林 延吉 133002)

摘要: 针对传统的 QRS 检测算法计算复杂度高、检测率低的缺点, 采用 Teager-Kaiser 权重去噪算法对 QRS 波进行检测, 以此提高 R 波的检测率. 利用 MIT-BIH 心律不齐数据库和 PTBdb 数据库对本文提出的方法进行验证, 结果表明本文提出的 QRS 检测算法具有计算简单、准确率高的优点.

关键词: ECG; QRS 检测; 权重去噪; Teager-Kaiser 算法

中图分类号: TP391.41

文献标识码: A

Study on QRS complex detection in ECG signals using Teager-Kaiser weighted denoising algorithm

ZHANG Jinghua, XU Chengzhe*

(College of Engineering, Yanbian University, Yanji 133002, China)

Abstract: Aiming at the shortcoming of high computational complexity and low detection rate of QRS detection algorithm, this paper uses Teager-Kaiser weighted denoising algorithm to detect QRS waveform and improve the detection rate of R wave. The proposed method is verified by using MIT-BIH arrhythmia database and PT-Bdb database. The results show that the accuracy of the proposed QRS detection algorithm has the advantages of simple calculation and high accuracy.

Keywords: ECG; QRS detection; weight variation denoising; Teager-Kaiser algorithm

心脏病是威胁人类生命安全的主要疾病之一. 为减少心脏病给人们带来的困扰, 首先要加强心脏系统疾病的防治和诊断. QRS 波具有心电信号的主要特征, 是预防和诊断心血管疾病的重要依据, 因此提高 QRS 复合波的检测效果对心脏系统疾病的防治和诊断具有重要意义. 目前, 已有许多学者对 QRS 检测方法进行了较为广泛的研究, 但各检测方法仍然存在一些问题. 例如: Pan-Tompkins 方法计算复杂并且检测时间较长^[1]; LMS(Least mean square)算法虽然计算简单, 但是其检测的准确率较低^[2]; 基于最大最小差分算

法(Max-Min difference algorithm)的 QRS 检测算法虽然检测时间短, 但是其检测率低^[3]. 为了降低 QRS 检测算法的计算复杂度, 提高 QRS 波检测的准确率, 本文提出基于 Teager-Kaiser 权重去噪算法的 QRS 检测方法, 并通过实验验证本文方法的有效性.

1 基于 Teager-Kaiser 权重去噪算法的 QRS 检测方法

本文提出的基于 Teager-Kaiser 权重去噪算法的 QRS 检测方法流程如图 1 所示. 首先, 采集

的原始心电信号先经过带通滤波去除心电信号中的工频干扰,然后采用一阶向后差分去除基线漂移. Teager-Kaiser 算法是本算法的核心部分,通过 Teager-Kaiser 算法计算出权重后,经过自适应权重去噪,以此保留权重处的 QRS 波,抑制心电信号中的 P 波和 T 波,达到凸显 QRS 波的目的.

的. 为防止因 R 波振幅过低而出现“假阴性”的情况,采用对数变换的方法. 两次滑动窗口滤波的目的是为进一步增加 R 波的斜率,使在后续的阈值检测中方便对 R 波进行检测. 最后标记出心电信号中的 R 波,为之后的心脏系统疾病的检测提供依据.

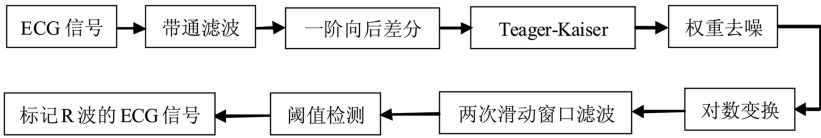


图 1 QRS 检测算法的流程

1.1 带通滤波和一阶向后差分

Remez 算法是用于实现线性相位 FIR 滤波器的等纹波最佳一致逼近设计,其设计的线性相位 FIR 滤波器属于切比雪夫滤波器^[4],能够弥补传统巴特沃斯带通滤波器容易失真的现象,并且该带通滤波器的使用阶数较低,具有较好的实用性^[5]. 利用 Remez 算法设计的 FIR 带通滤波器的具体参数如表 1 所示.

表 1 线性 FIR 滤波的具体参数

属性	参数
通带纹波	3 dB
阻带纹波	40 dB
截止频率	[6~22] Hz
采样频率	360 Hz

表 1 中的通带纹波和阻带纹波是计算线性 FIR 滤波器中的通带偏差 δ_p 和阻带偏差 δ_s 的参数; 截止频率设为 [6~22] Hz 是因为大部分的 QRS 波的频率范围集中在 [6~22] Hz,且可以减少 P 波和 T 波的干扰;采样频率设为 360 Hz 是为与 MIT-BIH 心律不齐心电数据库的采样频率保持一致,以减少误差.

通带偏差 δ_p 和阻带偏差 δ_s 的计算公式如下:

$$\delta_p = 2 \times \frac{10^{\frac{A_p}{20}} - 1}{10^{\frac{A_p}{20}} + 1}, \tag{1}$$

$$\delta_s = 10^{-\frac{A_s}{20}}. \tag{2}$$

其中 A_p 为通带纹波, A_s 为阻带纹波.

带通滤波后的心电信号 $f(n)$ 如图 2 所示.

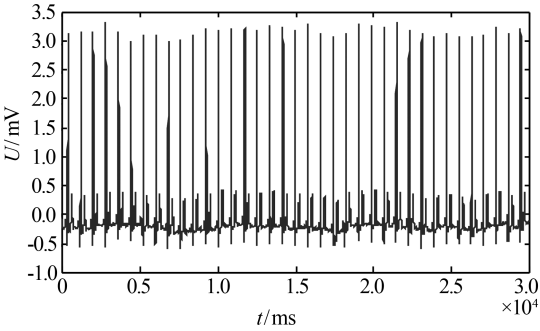


图 2 带通滤波后的心电信号

一阶向后差分信号 $d(n)$ 的计算公式为

$$d(n) = f(n) - f(n - 1). \tag{3}$$

一阶差分后的心电信号如图 3 所示.

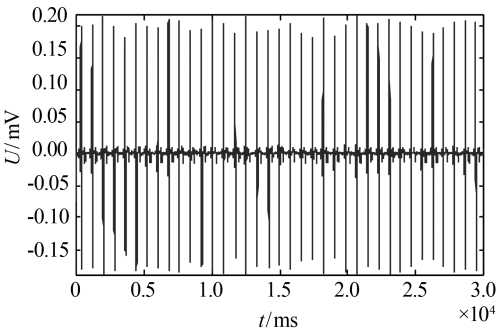


图 3 一阶差分后的心电信号

1.2 Teager-Kaiser 权重的计算

Teager-Kaiser 权重的计算公式为:

$$TK(d(n)) = d^2(n) - d(n - 1)d(n + 1), \tag{4}$$

$$w(n) = (0.01(TK(d(n))) + \epsilon)^{-1}. \tag{5}$$

由式(4)和式(5)可知,权重 $w(n)$ 和 $TK(d(n))$ 成反比. 为了使权重 $w(n)$ 能够恒有意义,式(5)

中的 ϵ 通常取 0.000 1. Teager-Kaiser 计算的权值信号如图 4 所示.

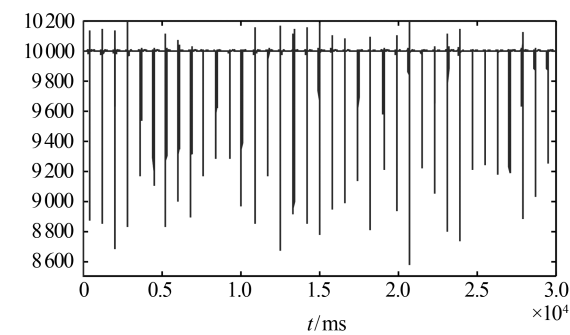


图 4 Teager-Kaiser 计算的权值信号

1.3 自适应变换权重去噪

通过带通滤波和一阶向后差分虽然能够去除心电信号中的工频干扰和基线漂移噪声,但是信号中仍会存在和 QRS 复合波相同频域的噪声,如肌电噪声.这些和 QRS 复合波相同频域的噪声,利用傅里叶变换也难以去除^[6].为了更好地去除心电信号中的噪声,本文在采用 Teager-Kaiser 计算权重的基础上通过自适应权重变换去噪,以此滤除除 QRS 波之外的其他波形^[7].自适应权重变换去噪的计算公式为

$$\frac{1}{2} \sum_{n=0}^{N-1} (d(n) - y(n))^2 +$$
$$\lambda \sum_{n=1}^{N-1} \omega(n) |y(n) - y(n-1)|. \quad (6)$$

在计算过程中,首先采用最小二乘法^[8]使式(6)中的 $y(n)$ 尽可能地接近 $d(n)$,这样 $\frac{1}{2} \sum_{n=0}^{N-1} (d(n) - y(n))^2$ 就可接近于 0,从而只保留式(6)中的后半部分(QRS 波形),由此达到只保留 QRS 波并去除其他波干扰的问题.式(6)中的 $y(n)$ 是一阶微分信号,权重变换去噪后的信号如图 5 所示.

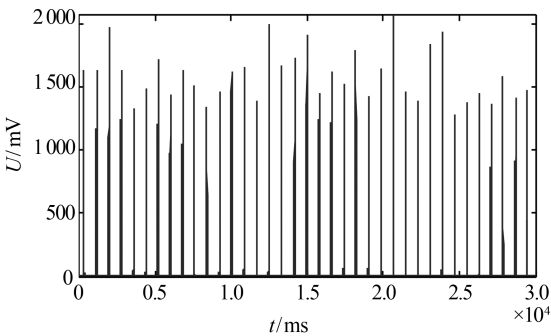


图 5 权重变换去噪信号

1.4 对数变换

对数变换的公式为:

$$y_n(n) = \frac{y_s(n)}{\max y_s(n)}, \quad (7)$$

$$y_L(n) = \ln(1 + \frac{C y_n^2(n)}{m_{y_n^2}(n)}), \quad (8)$$

$$m_{y_n^2} = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} y_n^2. \quad (9)$$

自适应权重去噪后得到 $y_s(n)$ 信号,再经过归一化后得到 $y_n(n)$ 信号.在式(9)中,平方运算是为了使所有的信号为正数,并为使式(8)恒有意义.式(8)中 C 为常数,经实验本文取 $C=5$.对数变换后的信号 $y_L(n)$ 如图 6 所示.

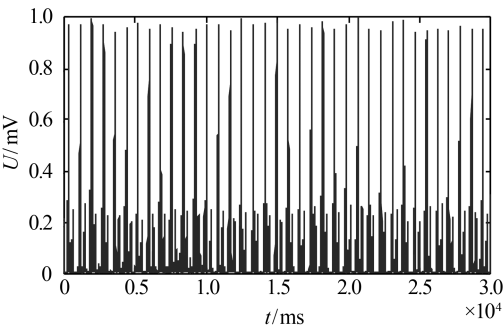


图 6 对数变换后的信号

1.5 滑动窗口滤波和阈值检测

滑动窗口滤波主要是为了能够增加 R 波的斜率,使其进一步凸显便于检测^[9].本文中滑动窗口滤波的窗口长度取 $N=75$,因为 $N=75$ 时的窗口长度接近心电信号中的“不应期”的长度 200 ms.在滑动窗口滤波中,QRS 复合波的起始点与滑动窗口的上升边缘相对应,并且上升边缘的时间长度与 QRS 复和波的宽度相同.滑动窗口滤波的计算公式为

$$e(n) = \frac{1}{N} [y_L(n - (N - 1)) +$$
$$y_L(n - (N - 2)) + \cdots + y_L(n)]. \quad (10)$$

在阈值检测阶段,本文利用双阈值对 R 波进行定位.双阈值检测能够有效地减少假阴性或者漏检的情况发生,从而提高检测的准确率.在高阈值分析中,若检测的信号峰值高于该阈值则判定该信号为 R 波,若检测的信号峰值低于该阈值则判定该信号为噪声;在低阈值分析中,若在 360 ms 内没有找到 QRS 波,则认为在该时间段内 QRS

波丢失,进行重新检测,以防止 QRS 波被漏检。

双阈值检测的计算公式为:

$$\text{SPKF}=0.125\text{PEAKF}+0.875\text{SPKF},$$
$$\text{NPKF}=0.125\text{PEAKF}+0.875\text{NPKF},$$
$$\text{THRESHOLD F1}=\text{NPKF}+$$

$$0.25(\text{SPKF}-\text{NPKF}),$$

$$\text{THRESHOLD F2}=0.5\text{THRESHOLD F1}.$$

其中:PEAKF 是所有检测到的信号;SPKF 是检测到的 R 波峰值;NPKF 是除了 QRS 波以外的噪声峰值,如 T 波等;THRESHOLD F1 是双阈值中的高阈值,THRESHOD F2 是低阈值.若是通过低阈值找到 QRS 波,则 R 波的峰值为

$$\text{SPKF}=0.25\text{PEAKF}+0.75\text{SPKF}.$$

对不规则的心电信号进行检测时,为了减少“假阴性”的发生和心电信号的漏检现象,需要将阈值降低到原来的一半,即将原来的 THRESHOLD F1 降为 0.5THRESHOLD F1^[10]. 最终标记出的 R 波心电信号图像如图 7 所示。

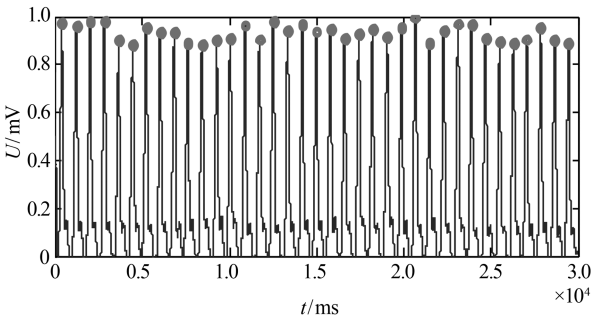


图 7 最终标记出的 R 波心电信号

2 实验结果与分析

实验采用的心电数据为 PTB diagnostic ECG database 数据库(以下简称 PTBdb)和 MIT-BIH 心律不齐心电数据库^[11]. 本文选取 PTBdb 数据库中 14 个测试者的多段心电数据,数据的频率为 1 000 Hz;在 MIT-BIH 心律不齐心电数据库中选取 48 条数据,数据的频率为 360 Hz,每条数据都包含心率、心跳节律、心电信号信息。

表 2 中列出的数据是在 MIT-BIH 心律不齐心电数据库中检测 QRS 波形时出现的 10 个错误的心电数据,其余 38 个数据因不存在假阳性情况,且其错误率均为 0,为了节省版面未将其列于表 2 中.表 2 中数据出现假阴性(FN)错误的情况

为 0,说明对数变换能够有效地降低假阴性情况的发生,即验证了本文算法的有效性。

表 2 MIT-BIH 心律不齐数据库的实验结果

ECG	FP	FN	ERR RATE/%
101	1	0	1.05
104	1	0	1.01
108	1	0	1.28
203	3	0	2.88
207	3	0	3.45
208	2	0	1.46
214	1	0	0.97
215	2	0	1.39
232	3	0	3.26
233	1	0	0.85

表 3 显示,本文提出的检测方法在 MIT-BIH1 通道数据(基于 MLII(modified limb lead II)的导联方式下的心电数据)、MIT-BIH2 通道数据(基于 V5 的导联方式下的心电数据)、PTBdb 数据库中得到的检测率分别为 99.63%、99.35%、100%,均高于其他 3 种方法。

表 3 本文方法与其他算法在 MIT-BIH 和 PTBdb 中的比较

Method	检测率/%		
	MIT-BIH1	MIT-BIH2	PTBdb
Pan-tompkins ^[1]	95.66	94.64	98.68
LMS ^[2]	95.06	90.55	97.57
MMD ^[3]	92.78	84.86	94.20
Teager-Kaiser Method	99.63	99.35	100.00

3 结论

经实验表明,本文提出的基于 Teager-Kaiser 权重去噪的 QRS 检测算法,具有计算简单、准确率高的优点,且优于文献[1-3]中的方法,具有一定的应用价值.在实验过程中,本文仅以国际上认证的公共标准的心电数据库作为实验数据,心电数据集相对较少,今后的研究中将增加心电数据,并通过采用以 QRS 波形的形态特征为权重的自适方法来进行进一步降低假阳性发生的概率,以进一步提高本文算法的实用性。

参考文献:

[1] Thakor N V, Webster J G, Tompkins W J. De-

- sign, implementation, and evaluation of a micro-computer based portable arrhythmia monitor[J]. Med Biol Eng Comput, 1984,22:151-159.
- [2] Jain S, Ahirwal M K, A Kumar A. QRS detection using adaptive filters: a comparative study[J]. Isa Trans, 2016,66:362-375.
- [3] Pandit D, Zhang L, Liu C. A light weight QRS detector for single lead ECG signals using a max-min difference algorithm [J]. Computer Methods & Programs in Biomedicine, 2017,144:61-75.
- [4] 朱芳,李淮江,姜恩华. 心电信号预处理数字滤波器设计与分析[J]. 淮北师范大学学报(自然科学版),2017,38(1):36-40.
- [5] Ifeakor E C, Jervis B W. Digital Signal Processing: A Practical Approach[M]. 2nd Edition. California: Academic Press Inc Elsevier Science, 2002.
- [6] 尚宇,徐婷,何永辉. 分数阶傅里叶变换在心电信号处理中的应用[J]. 电子科技,2011,24(8):116.
- [7] Rahman M Z U, Shaik R A, Reddy D V. Efficient and simplified adaptive noise cancelers for ECG sensor based remote health monitoring[J]. IEEE Sensors Journal, 2012,12(3):566-573.
- [8] Eilsen A A, Teo Y R, Fleming A J. Improving Robustness Filter Bandwidth in Repetitive Control by Considering Model Mismatch[J]. Asian Journal of Control, 2016,19(4):1-11.
- [9] Sharma T, Sharma K K. A new method for QRS detection in ECG signals using QRS-preserving filtering techniques[J]. Biomedizinische Technik Biomedical Engineering, 2017,63(2):207-217.
- [10] Ristovski A, Guseva A, Gusev M. Visualization in the ECG QRS detection algorithms[C]//International Convention on Information and Communication Technology, Electronics and Microelectronics. Opatija: IEEE Conferences, 2016:202-207.
- [11] 徐效文,曾超,崔松野. MIT-BIH 数据库心电数据重采样研究[J]. 计算机工程与应用,2011,47(8):245-248.

(上接第 108 页)

$$\begin{aligned} & \|T(u_1, v_1) - T(u_2, v_2)\| = \\ & \left[\begin{aligned} & \|F_1(u_1, v_1) + G_1(u_1, v_1) - F_1(u_2, v_2) - G_1(u_2, v_2)\| \\ & \|F_2(u_1, v_1) + G_2(u_1, v_1) - F_2(u_2, v_2) - G_2(u_2, v_2)\| \end{aligned} \right] \leq \\ & \left[\begin{aligned} & \left(K'_\phi + \frac{L_\phi}{\Gamma_q(\alpha)(1-A\eta)} \right) \|u_1 - u_2\| + \left(K''_\phi + \frac{L_\phi}{\Gamma_q(\alpha)(1-A\eta)} \right) \|v_1 - v_2\| \\ & \left(K'_\varphi + \frac{L_\varphi}{\Gamma_q(\beta)(1-B\xi)} \right) \|u_1 - u_2\| + \left(K''_\varphi + \frac{L_\varphi}{\Gamma_q(\beta)(1-B\xi)} \right) \|v_1 - v_2\| \end{aligned} \right] \leq M \begin{bmatrix} \|u_1 - u_2\| \\ \|v_1 - v_2\| \end{bmatrix}. \end{aligned}$$

由(H₅)及性质2知,矩阵M收敛于零矩阵.再由引理3知,系统(1)有唯一解.

参考文献:

- [1] Ricardo Almeida, Natalia Martins. Existence results for fractional q -difference equations of order $\alpha \in [2,3]$ with three-point boundary conditions[J]. Commun Nonlinear Sci Numer Simulat, 2014,19:1675-1685.
- [2] Graef J R, Kong Lingju. Positive solutions for a class of higher order boundary value problems with fractional q -derivatives[J]. Applied Mathematics and Computation, 2012,218:9682-9689.
- [3] 孙明哲,韩筱爽. 一类分数阶差分边值问题的正解[J]. 延边大学学报(自然科学版),2013,39(4):252-255.
- [4] Fan Chengtao, Ge Qi. Existence of solutions for fractional q -difference equations with nonlocal and sub-strip type fractional boundary condition[J]. Mathematica Aeterna, 2016,6(3):427-445.
- [5] Yu Changlong, Wang Jufang. Existence of positive solutions for nonlinear second-order q -difference equations with first-order q -derivatives[J]. Advances in Difference Equations, 2013,124:1-11.
- [6] Bolo N O, Infante G, Precup R. Existence results for systems with coupled non-local initial conditions[J]. Nonlinear Analysis, 2014,94(1):231-242.
- [7] Kamal Shah, Amjad Ali, Rahmat Kahn. Degree theory and existence of positive solutions to coupled systems of multi-point boundary valued problems[J]. Boundary Value Problems, 2016,43:1-12.
- [8] 葛琦,侯成敏. 一类有序分数阶 q -差分方程解的存在性[J]. 吉林大学学报(理科版),2015,53(3):377-382.