

·技术与方法·

多态 T 波区间检测技术的研究 *

贾慧琳 赵捷 李斐 张春云 朱晓磊 李田田

(山东师范大学物理与电子科学学院 山东 济南 250014)

摘要 目的 利用小波变换进行 T 波区间的检测。方法 在 23 尺度上通过模极大值法定位 R 波。在 24 尺度上首先根据 R 峰以及 T 波起点和终点的经验值确定起始 T 波区间。然后对每个心拍在此区间上找到 T 波的模极大值,根据模极大值的个数和正负顺序确定 T 波波形的形态。由于不同形态的 T 波对应不同的 T 波起点和终点的检测方法,实现 T 波区间的分类检测,提高 T 波检测的精确度。由于本文算法是作为 T 波交替检测的前期工作,为了验证算法的准确率,采用了 QT 数据库中的部分记录进行了仿真,评价实验结果。结果 仿真实验证明了本文算法能正确地分辨出每个 T 波的形态,并在此基础上得到较为准确的 T 波区间。结论 本文采用模极大值算法根据 T 波的不同形态进行 T 波区间的分类检测,检测结果比较理想,且计算简单,较易实现。

关键词 小波变换 模极大值 T 波检测 T 波形态 ECG

中图分类号 R318 文献标识码 A 文章编号 1673-6273(2012)06-1160-04

Study of Polymorphous T-wave Interval Detection*

JIA Hui-lin, ZHAO Jie, LI Fei, ZHANG Chun-yun, ZHU Xiao-lei, LI Tian-tian

(School of Physics and Electronics, Shandong Normal University, Jinan, Shandong, 250014)

ABSTRACT Objective: To realize the detection of T-wave interval with the Wavelet Transform. **Methods:** R-peak was located by using modulus maxima algorithm on the 23 scale. According to the R-peak as well as the empirical values of T-wave beginning and T-wave end, the temporary T-wave intervals were identified on the 24 scale. The T-wave modulus maxima pairs of every beat were found in those temporary T-wave intervals. And then the T-wave morphology was determined on the basis of modulus maxima pairs' quantity and plus-minus. As different T-wave morphologies correspond with different detection methods of the T-wave beginning and T-wave end, classification detection of T-wave interval was used to improve the detection accuracy. Because this algorithm is regarded as the preliminary work of the T-wave alternans detection, it was evaluated on the QT Database. **Results:** Simulation results show that this algorithm can successfully distinguish the morphology of each T-wave. And T-wave interval detection can be more accurate based on this method. **Conclusion:** In this article, the modulus maxima algorithm is used to detect the T-wave interval, considering the different T-wave morphologies. Using this algorithm can make simulation results reach our expectation, meanwhile, easy to calculate and to realize.

Key words: Wavelet transform; Modulus maxima; T-wave detection; T-wave morphologies; ECG

Chinese Library Classification: R318 **Document code:** A

Article ID: 1673-6273(2012)06-1160-04

前言

T 波交替现象与恶性室性心律失常以及心脏性猝死的发生有着极为密切的联系,是临床上预测心脏性猝死的一个可靠而无创的指标^[1]。在这种情况下,T 波区间的准确检测成为了该指标正确与否的先决条件。T 波反映了心室兴奋后的复极过程,主要频率范围是 0.5~10Hz。传统的 T 波区间检测方法有:①检测 T 波与等电位线的交点^[2]。②T 波下降沿与基线的交点^[3]。③使用一阶微分运算加上阈值判决条件^[3]。④局域变换方法^[4]等。但是由于 T 波区间附近心电信号低频成分丰富,上述算法不可避免的对噪声比较敏感。另一方面,在 T 波交替检测中,为了简化算法,有时依据经验值设置一个固定的区间。这种方法没有考虑到心电信号自身特点与 T 波形态的多变性,使得 T 波区间的检测不够准确。本文在文献^[5,6]的基础上,结合 T 波交替检测的实际需求,利用小波变换进行 T 波区间的检测。

1 检测方法和步骤

1.1 R 波的检测

1.1.1 小波检测奇异点基础 如果小波函数 $\theta(t)$ 是某一低通平滑函数 $\psi^{(1)}(t)$ 的一阶导数,那么可以用对信号 $x(t)$ 进行小波变换。此时小波变换的零点正是 $dx/dt=0$ 之处,即是 $x(t)$ 的极值点,小波变换的极值点在 $d^2x/dt^2=0$ 处,即为 $x(t)$ 的转折点。如果小波函数 $\psi^{(2)}(t)$ 是某一低通平滑函数 $\theta(t)$ 的二阶导数,则可用 $\psi^{(2)}(t)$ 对 $x(t)$ 进行小波变换。此时小波变换的零点正是 $d^2x/dt^2=0$ 之处,即 $x(t)$ 的转折点。小波变换的极值点是 $dx/dt=0$ 之处,即是 $x(t)$ 的极值点。由于小波变换具有上述性能,因此十分适合应用于心电信号的检测。

1.1.2 R 峰的检测 R 峰检测前要将心电信号中的工频、肌电、基线漂移以及呼吸等噪音滤除^[1]。通过分析 ECG 信号的频谱分布特点以及小波变换的尺度与信号频率之间的关系,可知 R 波

* 基金项目:山东省自然科学基金(ZR2010HM020) 济南市科技发展计划项目(201102005)

作者简介:贾慧琳(1987-)女,硕士研究生,主要研究方向:智能信号与信息处理

电话:15966063346 E-mail: qddx2005jhl@yahoo.com.cn

(收稿日期:2011-09-21 接受日期:2011-10-18)

的能量主要集中在 2^3 尺度上。

具体算法为：①利用 marr 小波按照多孔算法对去噪后的心电信号进行小波变换，得到 $2^1 \sim 2^4$ 尺度上的概貌信号和细节信号；②在 2^3 尺度上用可变阈值检测出模极大值，并求出其最大值。并在 2^1 和 2^2 尺度上检测出对应位置的极值；③应用不应期和李氏指数进行修正，去除部分伪 R 峰点；④求出 RR 间期，若相邻两模极大值之间间隔大于 1.7 倍 RR 平均间期，则在此区间内阈值减半重新搜索 R 峰；⑤在 R 峰对应位置左右 10ms 时间范围内检测原信号的极值修正 R 峰位置。

识别出 R 峰并得到 RR 间期后，为防止过大的心动周期波动造成心电信号波形尤其是 T 波波形成发生变化，以心电信号的 RR 间期方差是否小于 RR 间期均值的 10% 为判据，判定 RR 间期是否稳定，不满足则排除该信号。

1.2 T 波检测

在 R 峰准确检测的基础上进行 T 波检测。由于 T 波形态多变性，使得 T 波区间的检测成为难点。

1.2.1 T 波形态的确定 T 波区间的准确检测必须以 T 波形态的确定为前提。据文献^[9]将 T 波形态分为上升、下降、正向、负向、正负双向、负正双向六种形态。

判断 T 波形态的依据是 T 波的有效模极大值。其检测方法为：①在进行检测的心电信号的 2^4 尺度上据经验值设定一个起始 T 波范围，在此范围内搜索有效模极大值；②对每个 T 波分别按照正负交错的顺序搜索所有模极大值，将其按顺序排列；③找到模极大值中绝对值最大的值，将其 $1/6$ 定义为阈值，从模极大值序列左右两端开始剔除无意义的数值，直到剩余序列的起点和终点的绝对值都不小于阈值；④若剩余模极大值个数小于 3，则剩余模极大值即为有效模极大值，否则找出序列中模极大值绝对值最大的 3 个正负交错的模极大值，即为有效模极大值。

由于本文采用的是 marr 小波，该小波是由高斯函数的二阶导数得到的，因此极值点反映突变点的位置，以此实现特征点的检测。在此基础上，由实验数据可得，T 波波形形态与小波变换的模极大值符号、个数的对应关系如表 1 所示。

表 1 T 波形态分类
Table 1 T-wave morphologies Classification

T-wave morphology	Sign of modulus maxima	Number of modulus maxima
Only upwards	Negative	1
Only downwards	Positive	1
Biphasic positive-negative	Positive-negative	2
Biphasic negative-positive	Negative-positive	2
Normal	Negative-positive-negative	3
Inverted	Positive-negative-positive	3

1.2.2 T 波区间的确定 T 波形态确定以后，根据其具体的形态分类来确定 T 波的起点和终点。

①当模极大值的个数为 1 时，对应的波形形态为上升或下降。此时定义模极大值点对应 T 波起点，从该极值点向右搜索直到小波系数绝对值减小到模极大值绝对值的 $1/8$ 时，对应的点即定义为 T 波终点。

②当模极大值的个数为 2 时，对应的波形形态为正负双向或负正双向。此时从第一个模极大值点向左搜索直到小波系数绝对值减小到模极大值绝对值的 $1/8$ 时，对应的点定义为 T 波起点，从第二个极值点向右搜索直到小波系数绝对值减小到模极大值绝对值的 $1/8$ 时，对应的点即定义为 T 波终点。

③当模极大值的个数为 3 时，对应的波形形态为正向或负向。此时定义第一个模极大值点对应 T 波起点，第三个模极大值点对应 T 波终点。

2 实验结果和讨论

选取 QT 数据库^[7]作为检测数据库。该数据库在 European ST-T Database 标准心电数据库和 MIT-BIH 心律失常数据库等数据库中选择部分有代表性的波形并由心电专家手工标注部分心拍特征点而得到的，用于评估心电信号各波形区间的检测

算法。其代表性的多态 T 波区间检测结果见图 1。图 1(a)取自 QT 数据库中 sel103 记录的第一通道，图 1(b)取自 QT 数据库中 sel100 记录的第一通道，图 1(c)取自 QT 数据库中 sele0704 记录的第一通道，图 1(d)取自 QT 数据库中 sele0607 记录的第一通道。

每个分图由四个子图组成，从上至下为：去噪后的心电信号、心电信号经过小波变换后 2^4 尺度上的细节信号、T 波区间的模极大值、标记出的 T 波区间。

由图 1 可以看出，本文算法基本可以实现分辨出心电信号的每个 T 波分别属于哪种形态，并在此基础上得到各个 T 波的区间。将得到的部分实验结果计入表 2。

由表 2 可以看出，应用本文算法得到的 T 波起点、T 波终点与 QT 数据库中的手工标注的 T 波起点、T 波终点基本一致。

对本文中选作研究对象的四个记录的实验数据进行统计，计算实际检测出的 T 波起点、T 波终点与心电专家手工标注出的 T 波起点、T 波终点间的误差，将结果整理记入表 3。

通过表 3 可以看出，本文算法在检出率和标准差特性上均取得了较为理想的效果，算法标注基本能达到手工标注水平。

3 结论

本文利用小波变换的多分辨率分析特性以及在信号奇异性检测方面的特性,先进行了 R 峰检测,然后在此基础上实现了 T 波区间的检测。T 波区间检测使用的是模极大值算法,对六种不同的 T 波形态进行分类检测,提高了 T 波区间检测的精确度。本文利用 QT 数据库进行算法验证,由仿真结果可以

看出能基本达到手工标注水平,证明了本算法的有效性。同时,本算法的性能还有很大提升空间。算法中涉及到的阈值大都是经验值或由大量实验结果验证得到的值,因此对不同信号的 T 波形态判断有时会出现失误,需进一步的研究探讨改进。希望能通过改进,提高算法的性能,从而提高检测结果的精确度。

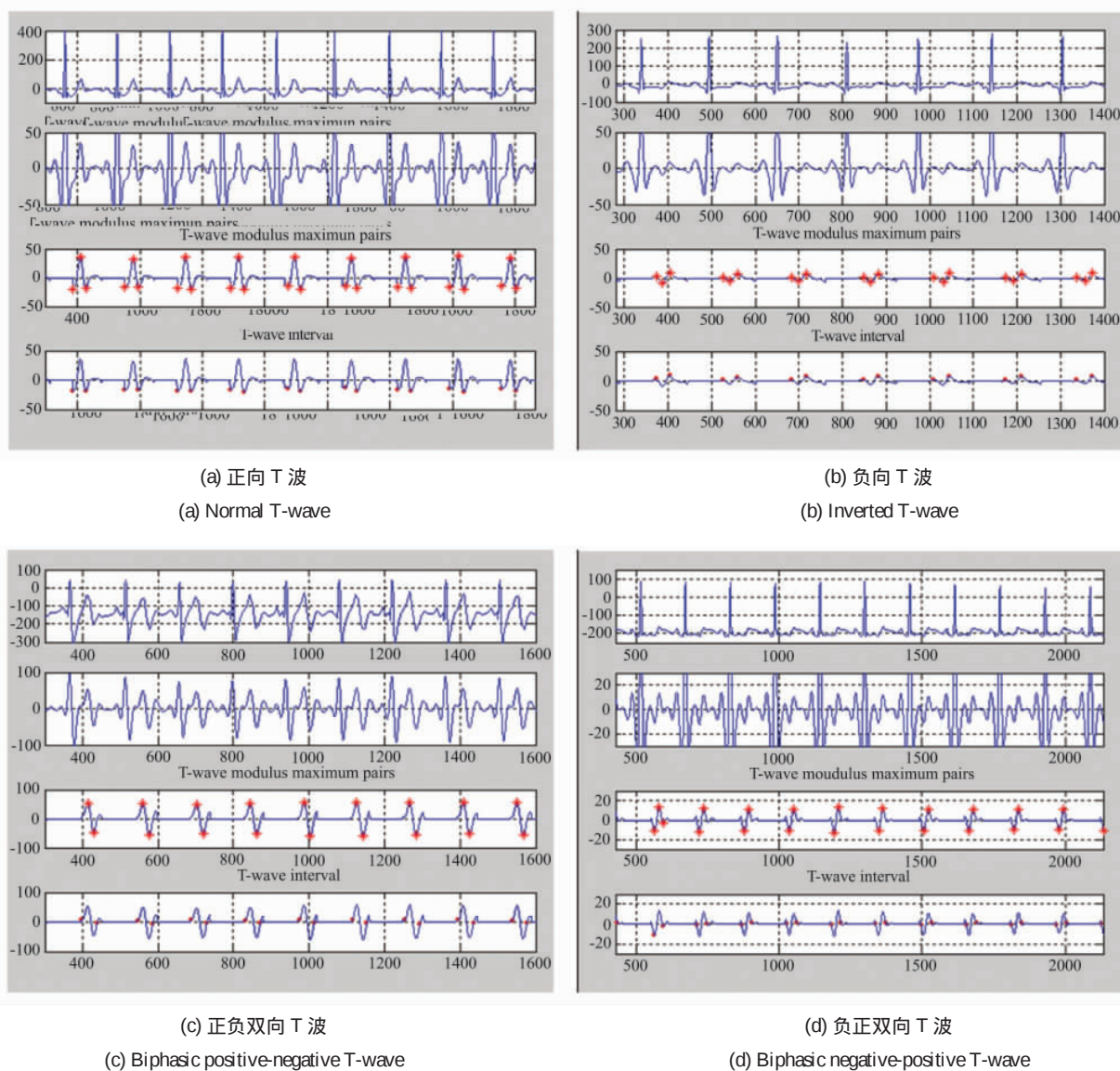


图 1 T 波形态及其小波变换、模极大值与 T 波区间关系图

Fig. 1 Relationship between T-wave morphologies, wavelet transform, modulus maxima and T-wave Interval

表 2 T 波区间检测结果

Table 2 Results of T-wave Interval detection

Record		Sel103			Sel100			Sele0704			Sele0607		
No. of heart beat		5	12	27	3	11	22	9	18	27	1006	1008	1012
T-wave morphology*		+	+	+	-	-	-	+-	+-	+-	-+	-+	-+
T-wave beginning (ms)	Results	4.27	10.285	23.535	2.355	8.54	16.78	6.525	12.915	19.275	51.99	53.555	56.685
	Annotations	4.272	10.292	23.54	2.352	8.524	16.768	6.528	12.916	19.28	51.996	53.564	56.676
T-wave end(ms)	Results	4.46	10.48	23.735	2.57	8.76	17.025	6.755	13.15	19.515	52.17	53.73	56.86
	Annotations	4.456	10.476	23.728	2.588	8.756	17.044	6.756	13.152	19.52	52.16	53.748	56.856

*Note: + Normal ; - Inverted ; +- Biphasic positive-negative ; +- Biphasic negative-positive

表 3 对 QT 数据库的检测结果
Table 3 Validation with QT database

Record		Amount of heart beats	Detection rate (%)		Error value (ms)	
			< 12ms	< 20ms	Mean	Std
Sel103	T-wave beginning	30	66.67	80	3.5	18.9
	T-wave end	30	46.67	76.67	7.2	2.4
Sel100	T-wave beginning	30	26.67	56.67	9.8	22.8
	T-wave end	30	50	66.67	-0.5	27.1
Sele0704	T-wave beginning	30	93.33	100	0.37	6.3
	T-wave end	30	83.33	96.67	3.6	6.8
Sele0607	T-wave beginning	30	50	63.33	-5.7	25.1
	T-wave end	30	56.67	80	-11.6	21.2

参考文献(References)

- [1] 赵捷, 华玫. 基于 T 波最大值的 T 波电交替分析法[J]. 生物医学工程学杂志, 2005, 22(5):951-955
Zhao Jie, Hua Mei. The algorithm of detecting the T-wave alternans (TWA) based on the maximum of T waves [J]. Journal of Biomedical Engineering, 2005, 22(5):951-955
- [2] Eugene Lepeschkin, Borys Surawicz. The measurement of the Q-T interval of the electrocardiogram[J]. Circulation, 1952, 6:378-388
- [3] Algra A. An algorithm for computer measurement of QT intervals in the 24 hour ECG. computer in cardiology [M]. Piscataway, NJ: IEEE Computer Society Press, 1987, 117-119
- [4] 范晓东, 朱泽煌. 心电特征点定位算法[J]. 北京生物医学工程, 1996, 15(1):15-18
Fan Xiao-dong, Zhu Ze-huang. An algorithm for locating ECG key points[J]. Beijing Biomedical Engineering, 1996, 15(1):15-18
- [5] 王立传, 陈裕泉. 基于小波变换的 QT 检测[J]. 传感技术学报, 2006, 19(3):625-628
Wang Li-chuan, Chen Yu-quan. QT detection based on wavelet transform [J]. Chinese Journal of Sensors and Actuators, 2006, 19(3):625-628
- [6] 王莎, 胡广书. 基于小波变换的 T 波检测算法研究 [J]. 北京生物医学工程, 2009, 28(1):69-73
Wang Sha, Hu Guang-shu. T wave detection based on wavelet transform[J]. Beijing Biomedical Engineering, 2009, 28(1):69-73
- [7] Pablo Laguna, Roger G. Mark, Ary Goldberger, et al. A database for evaluation of algorithms for measurement of QT and other waveform intervals in the ECG [M]. Piscataway, NJ: IEEE Computer Society Press, 1997, 24:673-676
- [8] Mallat SG, Hwang WL. Singularity detection and processing with wavelet[J]. IEEE Trans. on IT, 1992, 38:617-643
- [9] 田杰. 基于 Cortex 的实时心电处理及检测技术[D]. 济南: 山东师范大学, 2011:7-62
Tian Jie. The real-time ECG processing and detection technology based on Cortex[D]. Jinan: Shandong Normal University, 2011:7-62
- [10] 王娟, 黄忠朝, 刘正春. 基于几何算法的 T 波终点检测研究 [J]. 中国医学物理学杂志, 2010, 27(2):1751-1754
Wang Juan, Huang Zhong-chao, Liu Zhun-cheng. Study of T-wave end detection with geometric method [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2010, 27(2):1751-1754
- [11] 李翠微, 郑崇勋, 袁超伟. ECG 信号的小波变换检测方法 [J]. 中国生物医学工程学报, 1995, 14(1):59-66
Li Cui-wei, Zheng Chong-xun, Yuan Chao-wei. A detection method of ECG using wavelet transform [J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 1995, 14(1):59-66
- [12] 王立传. 小波变换在 QT 间期自动测量中的应用研究[D]. 杭州: 浙江大学, 2006:47-63
Wang Li-chuan. A study and application of using wavelet transform in the automatic measurement of QT interval[D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2006:47-63
- [13] L. Burattini, W. Zareba, A. J. Moss. Correlation method for detection of transient T-wave alternans in digital Holter ECG recordings [J]. Ann. Electrophysiol, 1999, 4(4):416-426
- [14] 王大雄, 顾永跟, 徐耕, 等. T 波检测和 QT 间期提取策略 [J]. 中国生物医学工程学报, 2011, 30(3):352-356
Wang Da-xiong, Gu Yong-gen, Xu Geng, et al. The strategy of T wave detection and QT interval extraction [J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2011, 30(3):352-356
- [15] Zheng Yan-li, Hu Guang-shu. QRS complex detection by the combination of maxima and zero-crossing points of wavelet transform[J]. Proc. 20th IEEE EMBS Annual Intern Conf, 1998, 1:156-158
- [16] 陈希平, 毛海杰, 李炜. 基于 MATLAB 的奇异信号检测中小波基选择研究[J]. 计算机仿真, 2004, 21(11):48-50
Chen Xi-ping, Mao Hai-jie, Li Wei. Study on choosing mother wavelet for signal singularity detection based on MATLAB [J]. Computer Simulation, 2004, 21(11):48-50
- [17] Zhang Qing-hua, Manriquez AI, Medigue C, et al. An algorithm for robust and efficient location of T-wave ends in electrocardiograms[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2006, 53(12):2544-2552
- [18] Monasterio, V. Laguna, P. Martinez, J. P. Multilead analysis of T-wave alternans in the ECG using principal component analysis[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2009, 56(7):1880-1990
- [19] 王竹霞, 臧顺全. 基于小波模极大值的信号奇异性检测[J]. 电脑知识与技术, 2007, 14:484-485
Wang Zhu-xia, Zang Shun-quan. Signal singularity detection based on wavelet transform modulus maximum [J]. Computer Knowledge and Technology, 2007, 14:484-485
- [20] Mads P. Andersen, Claus Graff, Egon Toft. New descriptors of T-wave morphology are independent of heart rate[J]. Journal of Electrocardiology, 2008, 41(6):557-561