

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2016.03.012

医学信号处理与医学仪器

## 基于多模板匹配的室性心动过速与室上性心动过速自动识别算法

黄碧莹, 唐桦明, 钟能枝, 周酥  
中山大学新华学院生物医学工程系, 广东 广州 510520

**【摘要】目的:**根据阵发性室上性心动过速(室上速)与室性心动过速(室速)不同的信号特征,提出一种基于特征提取和多模板匹配的室上速与室速的心电识别算法。**方法:**首先建立室上速和室速模板数据库,对心电信号进行去噪处理并提取R波峰值点,构造以R波峰值点为中心的心电模板和R-R间期模式的心电模板;再提取待测信号的特征值,利用可变宽度模板匹配技术,与数据库中的模板进行归一化相关系数匹配,根据匹配结果判断待测信号的病理类型。**结果:**以MIT-BIH心律失常数据库的心电数据为测试信号,利用Matlab平台对算法进行仿真测试,结果显示在20例待测心电信号中,有2例信号判断错误,其中1例室速被误判为室上速,1例室上速判断无果,检测正确率达90%。**结论:**该算法对室速、室上速的识别率较高,可用于辅助诊断室速和室上速疾病。

**【关键词】**室性心动过速;阵发性室上性心动过速;多模板匹配;归一化相关系数;自动识别算法;心电信号

**【中图分类号】** R322.11

**【文献标识码】** A

**【文章编号】** 1005-202X(2016)03-0280-06

## Automatic identification algorithm based on multi-template matching for ventricular tachycardia and supraventricular tachycardia

HUANG Bi-ying, TANG Hua-ming, ZHONG Neng-zhi, ZHOU Su

Department of Biomedical Engineering, Xinhua College of Sun Yat-sen University, Guangzhou 510520, China

**Abstract: Objective** According to the different signal characteristics of ventricular tachycardia and paroxysmal supraventricular tachycardia, an electrocardiogram (ECG) identification algorithm based on characteristics extraction and multi-template matching is proposed in the paper. **Methods** The ventricular tachycardia and supraventricular tachycardia databases were firstly established. The noise of ECG signals was removed, and the peak point of R wave was extracted. The ECG template taking the peak point of R wave as the center and the ECG template of R-R interval model were respectively constructed. The characteristics of signals to be measured were extracted, and matched with the normalized correlation coefficients of the template in database by using variable width template matching method. The pathological types of the signals were determined by the matching results. **Results** The ECG data from MIT-BIH arrhythmia database were taken as measured signals, and Matlab was applied for the simulation test of algorithm. The results showed that among 20 cases of ECG signals to be measured, 2 cases of signals were misidentified. One case of ventricular tachycardia was mistaken for supraventricular tachycardia, and one case of supraventricular tachycardia didn't get any available results. The accuracy rate reached 90%. **Conclusion** The algorithm has a higher identification rate for ventricular tachycardia and supraventricular tachycardia, so the algorithm can be used for the assisted diagnosis of the disease of ventricular tachycardia and supraventricular tachycardia.

**Key words:** ventricular tachycardia; paroxysmal supraventricular tachycardia; multi-template matching; normalized correlation coefficient; automatic identification algorithm; electrocardiogram

### 前言

室性心动过速(Ventricular Tachycardia, VT)是一种发病率较高、预后差的恶性心律失常,大部分在器质性心脏病基础上发生,可引发动力学状态的恶化,并可能蜕变为室扑、室颤,导致心源性猝死,需要积极治疗<sup>[1]</sup>。在心电图表现中,阵发性室上性心动

**【收稿日期】** 2015-10-19

**【基金项目】** 中山大学新华学院创新创业训练计划项目(2013CX015)

**【作者简介】** 黄碧莹(1992-),本科,主要研究方向:心电信号。E-mail: 592401481@qq.com。

**【通信作者】** 周酥, E-mail: 593708354@qq.com。

过速 (Paroxysmal Supraventricular Tachycardia, PSVT) 和 VT 均表现为宽 QRS 波心动过速 (Wide QRS Complex Tachycardia, WCT), 但两者的危害性和治疗预后截然不同, 错误的诊断治疗可能导致严重后果, 危及患者生命<sup>[2]</sup>。

随着信号处理技术的发展, 心电信号的自动识别方法也得到快速发展和不断改进, 但对于 VT 和 PSVT 的鉴别与诊断仍以传统的常规心电信号检查方法为主。从 1978 年诞生的 Wellens 流程<sup>[3]</sup>, 到 2008 年 Verecke 在其原有诊断流程的基础上推出的 aVR 单导联鉴别 WCT 新流程<sup>[4]</sup>, 这些传统检测手段操作复杂, 涉及的导联和标准繁多, 需要通过 24 h 动态心电图检测, 费时费力, 诊断的准确性也很大程度上受医务人员的主观因素影响, 不适合急诊范围使用。

本课题旨在研究 PSVT 伴差异性传导与 VT 心电的自动识别算法, 以减轻医务人员的工作强度, 为辅助诊断提供依据。

## 1 心电信号预处理和特征提取

心电信号是典型的强噪声非平稳、非线性的微弱信号, 主要频段位于 0.05~100 Hz<sup>[5]</sup>。在采集过程中, 容易受到 3 类噪声干扰: 50 Hz/60 Hz 工频干扰、肌电干扰、基线漂移<sup>[6]</sup>。为了避免噪声影响后续处理过程, 本文利用巴特沃斯低通数字滤波器滤除噪声<sup>[7]</sup>。接着采用 Marr 小波对心电信号进行分解<sup>[8]</sup>, 对尺度 6 上的分解信号利用自适应可变阈值法进行 R 波峰值点的检测, 进一步利用回溯算法排除误检。算法流程如图 1 所示。

## 2 多模板匹配算法设计

### 2.1 模板匹配算法的原理

心电信号的发生机制大体相似, 从某种意义上说, 心电波形是一个周期性的平稳随机过程, 是由特征波形和随机噪声叠加而成。同一个人的心电波形之间存在形态相似, 而不同人的心电波形也存在形态相似<sup>[9]</sup>。由于 VT 和 PSVT 的波形形态存在一定的差异性, 因此可利用心电波形的相似程度区别 VT 和 PSVT 信号。

本文采用归一化相关系数来衡量待测心电信号和模板信号的相似程度, 归一化相关系数计算的公式如下, 其中  $x(n)$  为待测心电信号,  $y(n)$  为模板信号,  $\rho_{xy}$  即为归一化相关系数。归一化相关系数数值的大小与信号幅值无关, 因而易于比较不同信号的相关程度<sup>[10]</sup>。

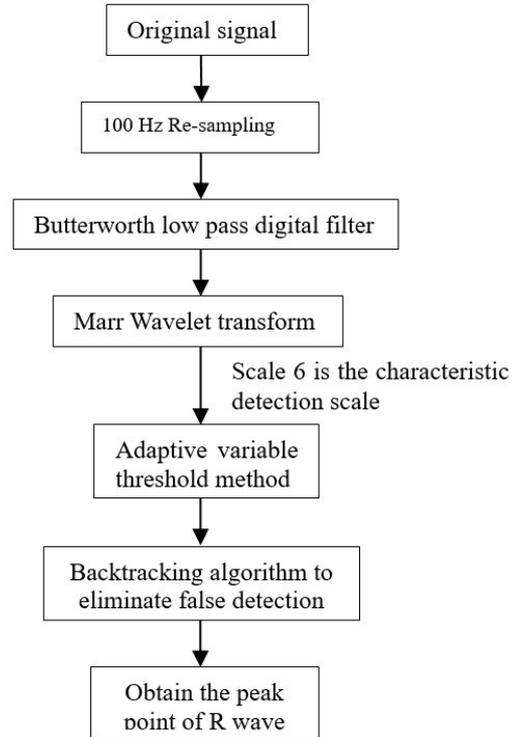


图 1 心电信号预处理和特征提取的算法流程

Fig.1 Algorithm flow chart of electrocardiogram signal preprocessing and characteristics extraction

$$\rho_{xy}^2 = \frac{[\sum_{n=-\infty}^{+\infty} x(n)y(n)]^2}{\sum_{n=-\infty}^{+\infty} x^2(n) \sum_{n=-\infty}^{+\infty} y^2(n)} \quad (1)$$

周酥<sup>[11]</sup>利用快速傅里叶变换来计算归一化相关系数。为了提高算法的精准度和速度算法流程先对待测心电信号与模板信号进行 FFT 变换, 计算其自功率谱和互功率谱, 然后进行 FFT 反变换, 求自功率谱和互功率谱以及互相干函数, 最终计算归一化相关系数。

### 2.2 可变宽度模板的构造

模板的构造主要用于与待测心电信号进行匹配运算, 因此构造的模板需要尽可能全面地包括心搏的波形信息。本文模板数据来源于 MIT-BIH 心律失常数据库。由于 VT 与 PSVT 均具有突发性, 且发作时间短, 因此根据参考注释选取心律失常数据库中差异较大 VT 与 PSVT 信号发生的位置, 以病灶位置为中心点截取 400 ms 的数据, 对其进行去噪和特征提取后, 再构造模板。以下是两种构造模板的方式:

#### 2.2.1 以 R 波峰值为中心的构造模板方法

考虑到人体心搏各间期正常范围数值特点, 本文设置以当前心搏的  $R_i$  波峰值位置为中心, 向前偏移的距离为当前心搏  $R_i$  波与后一心搏  $R_{i+1}$  波间距的 1/2, 向后偏移的

距离取当前心搏  $R_i$  波与后一心搏  $R_{i+1}$  波间距的  $2/3$ ，从而获取模板<sup>[12]</sup>。

**2.2.2 R-R 间期的构造模板方法** 取当前心搏  $R_i$  波与后一心搏  $R_{i+1}$  波的间距为模板<sup>[13]</sup>。由于不同病人之间，同一病人在不同时间段下的 RR 间期有一定的差别，导致模板区间的宽度产生差异，为模板的构造和波形的匹配带来一定的困难。本文利用可变宽度模板技术，消除 RR 间期差别给模板匹配带来的影响<sup>[14]</sup>。具体算法如下：分别建立 VT 和 PSVT 模板库，每增加一个模板，首先需要调整模板宽度，以最长的模板信号序列为对齐宽度，相对较短的模板信号在序列首尾两边补零，设  $P_n$  为模板信号， $K_n$  为任意待检测信号， $L$  为最长模板信号的长度， $S$  为较短模板的信号长度，信号按以下方式补零：

$$P_n(K_n) = \begin{cases} P_n(K_n) & 0 \leq n \leq S \\ 0 & -(\frac{L}{2} - \frac{S}{2}) \leq n \leq 0, S \leq n \leq \frac{L}{2} + \frac{S}{2} \end{cases} \quad (2)$$

然后与模板库已有的模板进行归一化相关系数匹配，当归一化相关系数小于阈值(0.85)时，则将此新模板编入模板库；否则将认为此类模板已存在，不

必重复编入。

### 2.3 多模板归一化相关系数匹配

#### 2.3.1 以 R 波峰值为中心的多模板匹配算法设计及测试

(1)建立以 R 波峰值为中心的模板库，其中包含 5 例 VT 模板信号，5 例 PSVT 模板信号；(2)利用以 R 波峰值为中心的构造模板方法将待测信号分为若干份；(3)每一份待测心电信号片段与 PSVT 和 VT 数据库中的模板进行一一匹配，匹配前需要利用可变宽度模板技术进行序列对齐，取各个归一化相关系数的最大值；(4)若最大值大于阈值(0.85)则匹配成功，得到此时信号病理类型。算法测试结果见表 1。从表 1 可见 16 例待测信号中只有 2 例 VT 判断正确，PSVT 有 1 例判断错误，说明该算法对 PSVT 信号的检出率较高。

#### 2.3.2 基于 R-R 间期的多模板匹配算法设计及测试

建立 R-R 间期的模板库，其中包含 5 例 VT 模板信号，5 例 PSVT 模板信号。从 MIT-BIH 心律失常数据库选取 16 例待测信号与模板库进行归一化相关系数匹配，结果见表 2。

由表 2 可知 16 例待测信号中，只有 1 例 VT 判断错误，而有 6 例 PSVT 判断错误。本算法明显对 VT 信号检出率较高。

表 1 以 R 波峰值为中心的多模板匹配算法实验结果

Tab.1 Experimental results of multi-template matching algorithm taking peak point of R wave as center

Record number	Heart beat number to be measured	State of signals to be measured	Identification results	True or false
222	466 208	PSVT	PSVT	T
209	151 724	PSVT	NONE	F
209	215 793	PSVT	PSVT	T
220	149 531	PSVT	PSVT	T
220	150 801	PSVT	PSVT	T
203	330 33	VT	VT	T
200	537 912	VT	NONE	F
221	282 509	VT	PSVT	F
221	303 035	VT	VT	T
217	154 940	VT	NONE	F
220	231 880	PSVT	PSVT	T
220	444 319	PSVT	PSVT	T
209	285 337	PSVT	PSVT	T
233	211 590	VT	NONE	F
221	282 509	VT	NONE	F
200	537 912	VT	NONE	F

PSVT: Paroxysmal supraventricular tachycardia; VT: Ventricular tachycardia

表2 基于R-R间期的多模板匹配算法实验结果

Tab.2 Experimental results of multi-template matching algorithm of R-R interval model

Record number	Heart beat number to be measured	State of signals to be measured	Identification results	True or false
220	149 531	PSVT	NONE	F
222	466 208	PSVT	VT	F
209	215 793	PSVT	NONE	F
209	151 724	PSVT	NONE	F
210	389 830	VT	VT	T
221	303 035	VT	VT	T
214	123 155	VT	VT	T
205	333 754	VT	VT	T
233	211 590	VT	VT	T
221	282 509	VT	VT	T
205	109 089	VT	VT	T
220	444 319	PSVT	VT	F
209	310 721	PSVT	PSVT	T
220	233 510	PSVT	VT	F
222	469 227	PSVT	PSVT	T
213	322 260	VT	NONE	F

**2.3.3 基于R波峰值点和R-R间期的多模板匹配算法设计及测试** 通过上述两组实验结果可知,以R波峰值点为中心的多模板匹配算法对PSVT信号检出率相对较高,而基于R-R间期的多模板匹配算法则对VT信号识别率较高。基于两种算法的优缺点,本文提出一种基于R波峰值点和R-R间期的多模板匹配算法,具体的算法流程如图2。

首先利用以R波峰值为中心的构造模板方法将过去噪滤波和特征提取的待测心电信号分成若干份,与以R波峰值为中心的模板库中的模板进行归一化相关系数初匹配,若此时的系数大于阈值(0.85),则初匹配成功,得到当前信号病理类型。否则进入二次匹配,利用R-R间期的构造模板方法重新将待测信号分为若干份,然后与R-R间期的模板库中的模板进行归一化相关系数匹配,若相关系数大于阈值(0.85),则判匹配成功,得到此时信号病理类型,否则匹配失败,无法判断。

从MIT-BIH心律失常数据库中选取了20例心电信号片段进行算法仿真实验,结果如表3所见。由表3可知,VT与PSVT各有1例待测信号判断错误,其

余判断正确。本算法对PSVT和VT信号的准确率各为87.5%和91.6%,整体准确率达90%。

### 3 结论

通过分析上述3组算法实验结果发现,以R波峰值点为中心的多模板匹配算法对PSVT信号的检出率较高,而基于R-R间期的多模板匹配算法对VT信号的识别率较高,综合两者优点提出的基于R波峰值点和R-R间期的多模板匹配算法则对VT和PSVT信号的检出率都较高,整体准确率达90%。与Vereckei新流程四步法相比,改进后的算法能够通过自动识别的方法来辅助诊断VT与PSVT,减轻医护人员的工作压力,提高PSVT与VT的诊断效率,而且相对简便快捷,对心律失常疾病的辅助诊断具有一定的价值<sup>[15]</sup>。

虽然本文对PSVT和VT的研究有一定成果,但由于目前可用VT与PSVT心电信号数据较少,如能寻求医院合作提供更多关于VT与PSVT的心电数据,建立更加丰富的匹配模板数据库,算法的应用性将会大大增强。另外,PSVT与VT的病理因素较为

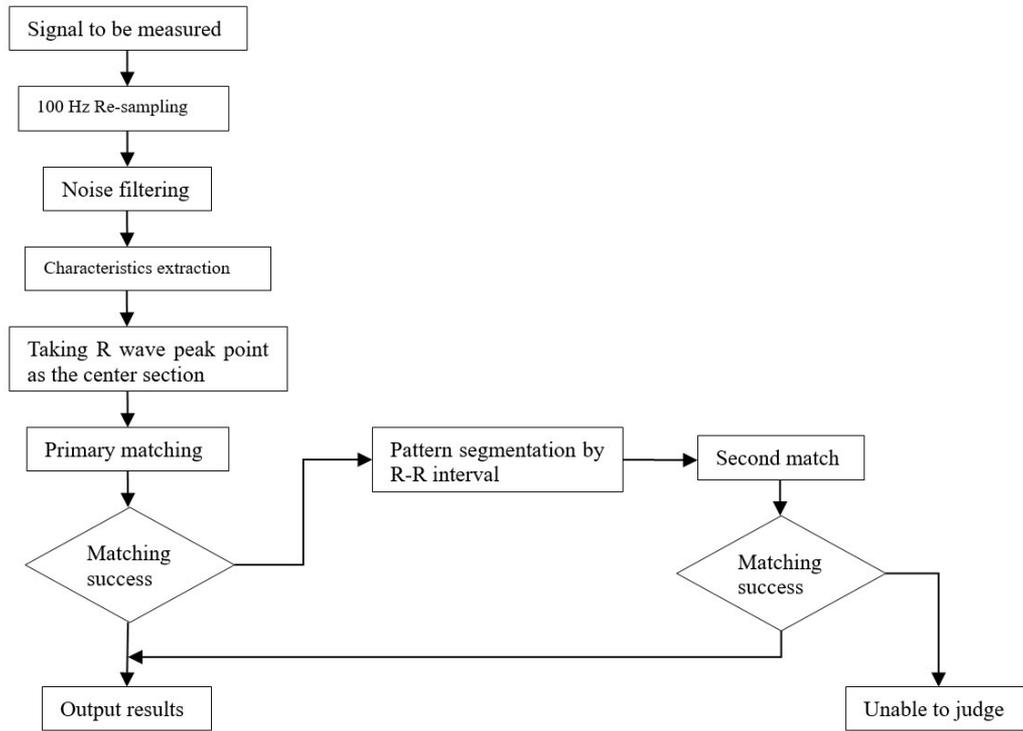


图2 基于R波峰值点和R-R间期的多模板匹配算法流程

Fig.2 Flow chart of multi-template matching algorithms based on peak point of R wave and R-R interval model

表3 基于R波峰值点和R-R间期的多模板匹配算法实验结果

Tab.3 Experimental results of multi-template matching algorithms based on peak point of R wave and R-R interval model

Record number	Heart beat number to be measured	State of signals to be measured	Identification results	True or false
222	466 208	PSVT	PSVT	T
209	151 724	PSVT	NONE	F
209	215 793	PSVT	PSVT	T
220	149 531	PSVT	PSVT	T
220	150 801	PSVT	PSVT	T
234	304 425	PSVT	PSVT	T
205	333 754	VT	VT	T
214	123 155	VT	VT	T
221	303 035	VT	VT	T
210	389 830	VT	VT	T
207	222 62	VT	PSVT	F
205	107 561	VT	VT	T
203	330 33	VT	VT	T
214	301 494	VT	VT	T
200	537 912	VT	VT	T
203	108 537	VT	VT	T
233	211 590	VT	VT	T
221	282 509	VT	VT	T
220	444 319	PSVT	PSVT	T
209	310 721	PSVT	PSVT	T

复杂,在信号分析上还应寻找更多的特征信息,以提高算法的识别准确率。

## 【参考文献】

- [1] 代玉珍. 动态心电图对短阵室性心动过速的检测分析[J]. 中华医学实践杂志, 2004, 3(7): 34.  
DAI Y Z. Detection and analysis of dynamic electrocardiogram on short ventricular tachycardia [J]. Chinese Journal of Medical Practice, 2004, 3(7): 34.
- [2] 林兆英. 阵发性室上性心动过速与室性心动过速临床心电图鉴别探讨[J]. 中国现代药物应用, 2010, 4(3): 97-98.  
LIN Z Y. Investigate the clinical ECG identification for paroxysmal supraventricular tachycardia and ventricular tachycardia[J]. Chinese Modern Drug Applications, 2010, 4(3): 97-98.
- [3] 王莉. 宽QRS波心动过速[J]. 当代医学杂志, 2010, 16(30): 30-31.  
WANG L. Wide QRS complex tachycardia beckoning [J]. Journal of Modern Medicine, 2010, 16(30): 30-31.
- [4] 郭继鸿. 宽QRS波心动过速鉴别诊断新流程[J]. 临床心电学杂志, 2009, 18(6): 457-469  
GUO J H. Wide QRS complex tachycardia heartbeat new diagnostic process[J]. Clinical Heart Journal, 2009, 18(6): 457-469.
- [5] 李昕, 孙媛媛. 一种改进的心电信号预处理方法[J]. 微计算机信息, 2010, 26(1): 41-43.  
LI X, SUN Y Y. An improved preprocessing method for ECG signals [J]. Micro Computer Information, 2010, 26(1): 41-43.
- [6] 马婵. 心电信号预处理算法研究[D]. 杭州电子科技大学, 2009.  
MA C. Research on preprocessing algorithm of ECG signal [D]. Hangzhou University of Electronics & Science, 2009.
- [7] 彭祯, 张鏖烽, 郭芳. 数字滤波器设计及在心电信号滤波中的应用[R]. 长沙: 湖南工程学院通信工程系, 2012.  
PENG Z, ZHANG Q F, GUO F. The design of digital filter and application in ECG signal filtering[R]. Changsha: Hunan Institute of Engineering: Department of Communication Engineering, 2012.
- [8] 刘刚. 心电信号的去噪与QRS波检测算法研究[D]. 昆明理工大学通信与信息系, 2009.  
LIU G. ECG signal denoising and QRS wave detection algorithm [D]. Kunming University of Science and Technology: Department of Communication and Information Systems, 2009.
- [9] 张集墨, 张跃, 杨波. 室性早搏的多模板匹配自适应识别算法[J]. 计算机工程与设计, 2011, 32(8): 2885-2888.  
ZHANG J M, ZHANG Y, YANG B. Adaptive algorithm for PVC recognition based on multiple template mathing [J]. Computer Engineering and Design, 2011, 32(8): 2885-2888.
- [10] 刘海龙. 生物医学信号处理[M]. 北京: 化学工业出版社, 2006: 4.  
LIU H L. Biomedical Signal Processing [M]. Beijing: Chemical Industry Press, 2006: 4.
- [11] 周酥. 基于快速傅里叶变换的心电模板匹配算法设计[J]. 医疗卫生装备, 2014, 35(5): 26-28.  
ZHOU S. Design of ECG template-matching algorithm based on FFT[J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2014, 35(5): 26-28.
- [12] 龚敬, 闫岑, 李振新. 基于小波变换和多模板匹配的室性早搏识别[J]. 数字技术与应用, 2012(8): 210-210.  
GONG J, YAN C, LI Z X. The identification of ventricular premature beat and wavelet transform based on multi template matching [J]. Digital Technology and Applications, 2012(8): 210-210.
- [13] 戴翔, 江依法, 方海同. 一种基于R-R间期的改进型模板匹配法在心电图自动诊断中的应用[J]. 生物医学工程与临床, 2015, 19(3): 225-228.  
DAI X, JIANG Y F, FANG H T. Application of an improved template matching method based on R-R interval in ECG automatic diagnosis [J]. Biomedical Engineering and Clinical, 2015, 19(3): 225-228.
- [14] 杨波, 张跃. 基于多模板匹配的室性早搏判别算法[J]. 计算机工程, 2010, 36(16): 291-293.  
YANG B, ZHANG Y. PVC recognition algorithm based on multiple template matching [J]. Computer Engineering, 2010, 36(16): 291-293.
- [15] 牛向东, 郑金赞. 探讨 Verecke 新流程四步法对宽QRS波群心动过速的鉴别诊断价值[J]. 中国医药指南, 2014, 12(14): 200-201.  
NIU X D, ZHENG J Y. The verecke new process in four steps value of wide QRS wave tachycardia in antidiastole [J]. Guide of China Medicine, 2014, 12(14): 200-201.