

# 基于位置估计与识别后处理的心电信号 P 波检测

毛玲<sup>1</sup> 张国敏<sup>2</sup> 孙即祥<sup>1</sup>

(1. 国防科技大学电子科学与工程学院, 长沙 410073; 2. 国防科技大学计算机学院, 长沙 410073)

**摘要:** 心电图中的 P 波是临床诊断中分析心律失常, 判断心房病变的重要参考依据。但在心电信号的自动分析中, P 波常由于特征不明显, 形态、位置多变等原因, 难以直接被准确检测。针对上述问题, 本文提出了一种基于位置估计与识别后处理的 P 波检测算法。该算法根据 ECG 信号中 QRS 波群位置及 RR 间期信息, 对 P 波位置进行估计, 自适应确定 P 波检测区域; 然后, 对检测区域内心电信号进行移动窗口积分, 通过搜索积分信号极值, 检测出候选 P 波; 最后, 采用局部距离变换法提取出每一候选 P 波的边界点, 并据此对该候选 P 波的幅值和时间宽度进行分析, 识别出真实的 P 波, 从而完成 P 波检测。经 QT 数据库和 MIT-BIH 心律失常数据库中真实心电数据验证, 本算法适用于各种情况下可见 P 波的检测, 且检测正确率高于 98%。

**关键词:** 心电分析; P 波检测; 位置估计; 识别后处理

**中图分类号:** TP391 **文献标识码:** A **文章编号:** 1003-0530(2009)06-0948-05

## P Wave Detection in ECG Signal Based on Location Estimation and Recognition Post-Processing

MAO Ling<sup>1</sup> ZHANG Guo-min<sup>2</sup> SUN Ji-xiang<sup>1</sup>

(1. School of Electronic Science and Engineering, National University of Defense Technology, Changsha 410073;

2. School of Computer Science, National University of Defense Technology, Changsha 410073)

**Abstract:** P wave in electrocardiogram (ECG) is important evidence of arrhythmia and atrial diseases in clinic diagnosis. However, P waves are often difficult to detect directly in automatic ECG analysis because of the nonsalient features, various morphologies and locations. A novel method for P wave detection is presented in this paper based on location estimation and recognition post-processing. First, rough locations of P waves are estimated based on QRS complexes and RR intervals in the ECG signal. And detection areas of the P waves are obtained adaptively. Then, moving window integral is applied to the ECG signal in this area and the P wave candidates are detected through searching the extrema of the integral signal. At last, the boundary points of each P wave candidate are extracted through local distance transformation. And they are used to recognize the real P waves by analyzing amplitude and time width of the P wave candidate. Thus the P wave detection is fulfilled. We validate these algorithms by QT database and MIT-BIH arrhythmia database. Experimental results show that these algorithms can deal with all kinds of visible P waves efficiently and obtain a correct rate more than 98%.

**Key words:** ECG analysis; P wave detection; location estimation; recognition post-processing

### 1 引言

在心电图 (electrocardiogram, 简称 ECG) 波形中, P 波由心房激动产生, 代表了左右心房除极过程中产生的电位变化<sup>[1]</sup>。P 波检测是 ECG 自动分析的关键环节之一, 对于分析心律失常, 诊断心房病变具有非常重要的作用。但是, 由于 P 波低频低幅, 且形态、位置多变,

不易与噪声区分, 使得很难直接对 P 波进行检测。

现有的 P 波检测方法可大致归为如下两类:

(1) 固定窗口搜索法。这类方法通常是在 QRS 波群之前的一定区域范围内定义一个固定搜索窗口, 然后在该窗口内进行 P 波的检测。检测的具体实现方法包括基于幅度和差分阈值的方法<sup>[2,3]</sup>, 小波变换法<sup>[4,5]</sup>, 分数微分法<sup>[6]</sup>等。窗口搜索法利用了 P 波通常位于 QRS

波群之前的心电图知识,在正常窦性心律条件下的 P 波检测中取得较为令人满意的效果,但是,由于未考虑 P 波可能出现的位置变化,容易漏检房室传导阻滞情况下 PR 间期延长或是孤立出现的 P 波。

(2)QRS-T 消除法。这类方法通常是先将 ECG 心电信号中的 QRS-T 段消除,然后再在剩余信号中进行 P 波检测。进行 QRS-T 段消除的方法包括直接抑制法<sup>[7,8]</sup>、自适应滤波法<sup>[9]</sup>,以及主成分分析、独立成分分析等信号分离方法<sup>[10,11]</sup>等。QRS-T 消除法克服了窗口搜索法的缺陷,可用于各种心律情况下的 P 波检测,但是,由于 ECG 信号的非平稳特性,特别是不同心拍之间 QRS 波群形态的不断变化,导致 QRS-T 段难以被完全消除,残余信号的存在容易引起 P 波误检。

考虑到临床医生在心电图诊断中通常并不对隐藏在 QRS 波群或 T 波中的 P 波进行直接分析,本文主要针对 ECG 信号中未与 QRS 波群或 T 波发生重叠的可见 P 波进行检测,并提出了一种基于位置估计和识别后处理的 P 波检测算法。该算法首先根据 QRS 波群位置及 RR 间期长度信息估计 P 波位置,确定 P 波检测区域;然后利用检测区域内 ECG 信号的移动窗口积分进行 P 波检测,确定候选 P 波;最后,通过局部距离变换确定候选 P 波边界点,并据此分析其幅值和时间宽度,从而识别出真正的 P 波,最终完成 P 波检测。经 QT 数据库和 MIT-BIH 心律失常数据库验证,该算法能正确检测出各种情况下的可见 P 波,且检测正确率在 98% 以上。

## 2 P 波检测算法

本文提出的 P 波检测算法主要分如下几个步骤:首先,对 ECG 信号进行噪声抑制与 QRS 波群检测;接着,根据 QRS 波群位置及 RR 间期长度,估计 P 波大致位置,确定 P 波检测区域;然后,对检测区域内 ECG 信号进行移动窗口积分,根据积分信号,检测候选 P 波;最后,通过采用局部距离变换提取候选 P 波边界点,并分析其幅值和时间宽度,对检测到的候选 P 波进行识别后处理,最终完成 P 波检测。整个算法流程如图 1 所示,其中实线框步骤为本文研究的内容。

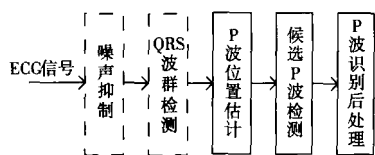


图 1 P 波检测流程

本文采用形态学滤波算法<sup>[12]</sup>实现 ECG 信号中噪声的消除与抑制。为消除基线漂移的矫正,

分别采用三种不同宽度的结构元素,对原始 ECG 信号进行了三次形态学开、闭运算,依次滤除 ECG 信号中的

QRS 波群、P 波与 T 波。所得滤波结果即代表基线漂移信号,将其从原始 ECG 信号去除,即得到基线矫正的 ECG 信号。然后,再采用一窄宽度结构元素对 ECG 信号进行一次形态学开、闭运算,滤除其中的高频脉冲噪声。

由于 QRS 波群检测已有大量研究,算法也相对成熟,本文未对其进行专门研究,具体实现算法可参考文献[13]。为避免由 QRS 波群定位不准引起的 P 波检测错误,本文在实验中直接使用了心电数据库给出的 QRS 波群标注结果。

### 2.1 P 波位置估计

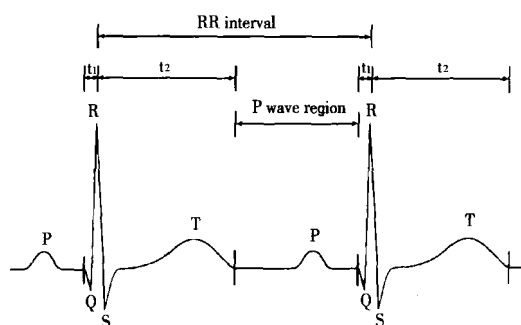


图 2 P 波检测区域

QRS 波群检测完成之后,根据 ECG 信号中 QRS 波群位置及 RR 间期长度信息,按如下方法对 P 波位置进行估计,确定 P 波检测区域:

令  $t_{QRS}(i)$  为 ECG 信号中第  $i$  个 QRS 波群峰点所对应的时刻,  $RR(i)$  表示第  $i$  个 QRS 波群与其之前的第  $i-1$  个 QRS 波群的时间间隔。则有

$$RR(i) = t_{QRS}(i) - t_{QRS}(i-1) \quad (1)$$

对于 ECG 信号中第  $i$  个 RR 间期,考虑 P 波与 QRS 波和 T 波均不重叠的情况,则 P 波应位于第  $i$  个 RR 间期中除去 QRST 段的区域内。将该区域作为 P 波检测区域,记做  $[t_s, t_e]$ ,则有

$$[t_s, t_e] = \begin{cases} [t_{QRS}(i-1) + t_2, t_{QRS}(i) - t_1], & RR(i) > t_1 + t_2 \\ \phi, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (2)$$

其中,  $t_1, t_2$  分别表示 QRS-T 段起、止端点相对于 QRS 波群峰点的时间距离,可根据 ECG 信号 RR 间期长度对其进行估计,具体定义如下:

$$t_1 = \begin{cases} 0.1RR_m, & RR_m < 700 \text{ ms} \\ 70 \text{ ms}, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (3)$$

$$t_2 = \begin{cases} 0.7RR_m, & RR_m < 700 \text{ ms} \\ 490 \text{ ms}, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (4)$$

其中  $RR_m$  表示 ECG 信号 RR 间期的中值。如果两个相邻 QRS 波群之间的时间间隔大于  $t_1, t_2$  之和, 则按式 (2) 所确定的区域进行 P 波检测; 否则, 取消这两个相邻 QRS 波群之间的 P 波检测。图 2 为 P 波检测区域示意图。

## 2.2 候选 P 波检测

由于 P 波幅度小, 频率低, 且形态多变, 使得简单采用幅度、斜率等局部特征作为 P 波检测依据难以取得令人满意的效果。若能将 P 波作为一个整体, 提取其整体特征进行检测, 则应更为有效。为此, 本文先对 P 波检测区域内 ECG 信号进行移动窗口积分, 如式 (5) 所示:

$$I(n) = \sum_{k=n-L}^{n+L} f(k) \quad (5)$$

其中,  $f(k)$  表示噪声抑制后的 ECG 信号,  $k \in F_s \times [t_s, t_e]$ ,  $F_s$  为 ECG 信号采样频率;  $I(n)$  表示移动窗口积分信号,  $n \in [n_s, n_e]$ ,  $n_s = F_s \times t_s + L$ ,  $n_e = F_s \times t_e - L$ ;  $L$  表示移动积分窗口宽度的半值。L 的取值对检测效果影响较大: 若 L 太小, 则不能有效突出 P 波特征, 降低噪声影响; 若 L 太大, 则会导致积分曲线波形特征过于模糊, 不利于后续进行的 P 波边界点定位。经实验验证, L 取  $0.02F_s$  个采样点时, 能得到良好的检测效果。

完成移动窗口积分之后, 按照如下方法确定 P 波的检测阈值: 搜索  $\max_{n_s \leq n \leq n_e} (|I(n)|)$  取得时的点  $n_{\max}$ , 若  $n_{\max} = n_s$ , 则  $n_s \leftarrow n_s + \Delta$ , 若  $n_{\max} = n_e$ , 则  $n_e \leftarrow n_e - \Delta$ , 重新搜索  $\max_{n_s \leq n \leq n_e} (|I(n)|)$  取得时的点  $n_{\max}$ , 直到  $n_{\max} \neq n_s$  且  $n_{\max} \neq n_e$ , 或  $n_s = n_e$  (此时认为在  $[n_s, n_e]$  中无 P 波) 为止。当  $\Delta$  取值足够小时, 便可避开由 T 波或 QRS 波群的边缘部分所形成的极值点, 且不会遗漏真实的 P 波。经实验验证,  $\Delta \leq 0.005F_s$  时, 效果较好。不妨设  $\max_{n_s \leq n \leq n_e} (|I(n)|) = A$ , 则取 P 波检测阈值  $Thr = \alpha \cdot A$ , 其中,  $\alpha$  表示积分信号绝对值最大值对检测阈值的贡献系数, 文中取  $\alpha = 0.5$ 。

利用得到的 P 波检测阈值  $Thr$ , 可在  $[n_s, n_e]$  中检测候选 P 波。设定 P 波峰值点初始搜索范围  $[n'_s, n'_e] = [n_s, n_e]$ 。

令  $n_{ps} = \min_{n'_s \leq n \leq n'_e} (n)$ , 认为在  $n_{ps}$  附近存在一个候选 P 波。修改 P 波搜索范围  $[n'_s, n'_e]$ :

$$n'_s = n_{ps} \quad (6)$$

$$\begin{cases} n'_e = n_{ps} + 0.2F_s & n_{ps} + 0.2F_s < n_e \\ n'_e = n_e & \text{others} \end{cases} \quad (7)$$

将  $\max_{n'_s \leq n \leq n'_e} (|I(n)|)$  取得的点作为候选 P 波的峰点, 记做  $n_p$ 。  $n'_s \leftarrow n'_s, n'_e \leftarrow n_e$ , 重复上述过程, 直到  $n'_s = n'_e$  为止。

这样在搜索结束后, 便可得到位于 P 波检测区域内的所有候选 P 波及其峰点位置。

## 2.3 P 波识别后处理

为避免误检, 完成候选 P 波检测之后, 本小节对每一候选 P 波, 采用局部距离变换法提取其边界点, 并据此计算该候选 P 波的幅度与时间宽度, 进而识别候选 P 波的真伪, 最终完成 P 波检测与定位。

所谓局部距离变换, 是指在待分析信号曲线中选取包含所要提取特征点的一个辅助段, 经该段起、止端点做一条直线, 计算辅助段中信号曲线上的每一点到连接该段起、止端点的直线的距离, 将最大距离点作为该段信号曲线中的特征点。图 3 为局部距离变换的示意图, 其中, A、B 表示所选辅助段的起止端点, C 为提取出的特征点。

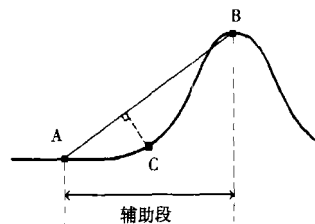


图3 局部距离变换示意图

应用局部距离变换进行候选 P 波边界点检测时, 分别采用 P 波峰点左、右两边 0.2 秒长的数据区间作为辅助段, 对积分信号  $I(n)$  进行局部距离变换, 将变换后的最大距离点作为候选 P 波的左、右边界点。若辅助段超出了 P 波检测区域的范围, 则按照检测区域边界对其进行修正。

根据候选 P 波的峰点、边界点位置, 很容易算出 P 波的幅度和时间宽度。由心电图专家知识可知<sup>[1]</sup>, P 波幅度为  $0.04 \sim 0.25\text{mV}$ , 时间宽度为  $60 \sim 170\text{ms}$ , 若候选 P 波的幅度和时宽处于上述阈值范围之内, 则认为候选 P 波是真正的 P 波, 将其作为最终的 P 波检测结果; 否则, 认为候选 P 波是虚假的 P 波, 应将其舍弃。

## 2.4 算法复杂度分析

本文算法由 P 波位置估计、候选 P 波检测和 P 波识别后处理三大步骤组成, 为方便表示, 假设待检测心电信号记录的采样点个数为  $n$ , P 波个数为  $n_p$ , 心电周期个数为  $n_r$ , 现对其计算时空复杂度分析如下:

在 P 波位置估计过程中, 利用了 ECG 信号中 QRS 波群峰点检测结果, 采用式 (1) 计算每个 RR 间期, 采用式 (2)-(4) 计算检测范围, 故其时间复杂度和空间复杂度均为  $O(n_r)$ 。

在候选 P 波检测过程中, 利用式 (5) 对 P 波检测区域内 ECG 信号进行移动窗口积分时, 其时空复杂度均为  $O(an)$ 。其中  $0 < a < 1$ , 为一常数, 反映了 P 波检测区域占整个心电信号的比例。在确定 P 波检测阈值和进行候选 P 波检测的过程中都需要迭代, 控制迭代的

步长为参数  $\Delta$ 。则不难得到该过程的空间复杂度为  $O(an)$ ,时间复杂度为  $O\left(\frac{a^2}{\Delta}n^2\right)$ 。显然  $\Delta > 1$ ,故  $\frac{a^2}{\Delta} < 1$ 。

在进行 P 波识别后处理过程中,不难得到,其空间复杂度为  $O(n)$ 。其时间复杂度主要来自距离变换的计算,为  $O(an)$ 。

综上所述可得,本文算法的时间复杂度为  $O(kn^2)$ ,空间复杂度为  $O(n)$ 。其中  $k = \frac{a^2}{\Delta} < 1$ 。

3 实验结果

为检验算法性能,本文采用 PhysioNet 生理信号研究资源中所提供的 QT 数据库和 MIT-BIH 心律失常数据库进行算法测试。

QT 数据库包含了 105 个取自 MIT-BIH 心电数据库、欧洲 ST-T 数据库等多个国际标准心电数据库的双通道心电记录,每个记录的长度为 15min,采样频率为 250Hz。在每个心电记录中,心电专家手工标注出了 30 至 100 个典型心拍的波形特征点,包括 P 波的起点、峰点与终点,QRS 波群的起点与终点,T 波以及 U 波(如果存在)的峰点与终点。在对本文算法进行实际测试中,我们对 QT 数据库中具有 P 波标注的所有 96 个心电记录中第一通道的 3226 个心拍的 P 波进行了检测,检测结果的统计数据如表 1 所示。统计结果显示,本文算法对 QT 数据库中 P 波检测正确率高于 98.6%。

MIT-BIH 心律失常数据库由 48 个长度约为 30min

的双通道 Holter 记录组成,心电数据采样频率为 360Hz,量化精度为 11bit/10mV。由于该数据库只给出了 QRS 波群位置的标注信息,因此,在 P 波检测之前,我们首先请心电专家进行了 P 波位置的标注。实际测试中,本文从 MIT-BIH 心律失常数据库选取了部分心电记录,对其第一通道 ECG 数据应用本文算法进行 P 波检测。将本文算法检测结果与文献[4]中基于窗口搜索的 P 波检测方法和文献[8]中基于 QRS-T 消除的 P 波检测方法进行比较,本文算法检测正确率高于 98.8%,且优于上述文献中的算法,所得统计结果如表 2 所示。图 4 所示为应用本文算法对 MIT-BIH 心律失常数据库中具有代表性的 106 号、113 号和 231 号心电记录进行 P 波检测的部分显示结果,其中,算法检测到的 P 波用星号与虚线标示出来。由图 4 可以看出,本文算法不仅检测出了幅度低小的以及孤立出现的 P 波,还能正确处理早搏心拍,避免了误检的发生。

表 1 QT 数据库部分人工标注心拍 P 波检测统计结果

数据来源	心电记录数	心拍总数	P 波漏检数	P 波误检数	检测错误率(%)
MIT-BIH 心律失常数据库	11	451	0	0	0
MIT-BIH ST 改变数据库	5	176	0	0	0
MIT-BIH 室上性心律失常数据库	13	517	5	0	0.97
MIT-BIH 正常窦性心律数据库	10	300	0	0	0
欧洲 ST-T 数据库	33	1041	12	2	1.34
BIH 猝死病人记录	20	600	6	1	1.16
MIT-BIH 长期心电数据库	4	141	0	0	0
总计	96	3226	23	3	0.81

表 2 MIT-BIH 心律失常数据库部分心电记录 P 波检测统计结果

记录名称	P 波总数	P 波漏检数			P 波误检数			检测错误率(%)		
		窗口搜索法	QRS-T 对消法	本文方法	窗口搜索法	QRS-T 对消法	本文方法	窗口搜索法	QRS-T 对消法	本文方法
100	2258	0	0	4	9	5	0	0.39	0.22	0.18
101	1861	9	2	3	22	3	2	1.67	0.27	0.27
103	2076	7	9	6	19	2	4	1.25	0.53	0.48
105	2526	15	22	13	14	10	9	1.15	1.27	0.87
106	1507	6	10	4	9	8	3	0.99	1.19	0.46
118	2176	15	18	13	71	16	10	3.95	1.56	1.06
119	1543	0	0	0	0	0	0	0	0	0
205	2582	4	19	5	51	18	5	2.13	1.43	0.39
212	2748	7	13	11	20	13	7	0.98	0.95	0.65
总计	19277	63	93	59	215	75	40	1.44	0.87	0.51

4 总结

P 波检测是 ECG 自动分析中的关键环节之一,本文针对 ECG 信号中的可见 P 波,提出了一种基于位置估计和识别后处理的 P 波检测方法。该方法根据 QRS

波群位置及 RR 间期长度信息,自适应确定 P 波检测区域,从而有效避免了房室传导阻滞情况下的 P 波漏检,以及室性早搏导致的 P 波误检;通过对 ECG 信号进行移动窗口积分,突出了 P 波整体特征,降低了噪声干扰对 P 波检测的影响;最后,利用局部距离变换提取 P 波

边界点,通过对P波幅度和时宽的计算与分析,完成P波检测的识别后处理,进一步降低P波误检率。经真实心电图数据验证,本文提出算法能够正确检测出各种情况下的可见P波,且检测正确率在98.6%以上。

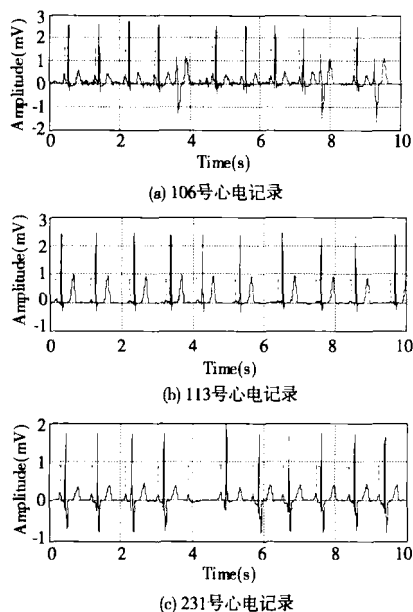


图4 MIT-BIH 心律失常数据库部分心电图记录P波检测结果

#### 参考文献

- [1] 黄宛. 临床心电图学(第五版). 北京:人民卫生出版社,2001.
- [2] Laguna P, Jane R, Caminal P. Automatic detection of wave boundaries in multilead ECG signals: Validation with the CSE database. *Comput Biomed Res*, 1994, 7(1).
- [3] Tan KF, Chan KL, Choi K. Detection of the QRS complex, P wave and T wave in electrocardiogram. *IEE Conference Publication*, 2000, 47(6): 41-47.
- [4] 夏恒超, 詹永麟, 陈旭华. 基于小波变换和波形信息的P波检测方法. *北京生物医学工程*, 2003, 22(1): 27-30.
- [5] Martinez JP, Almeida R, Olmos S, et al. A wavelet based ECG delineator: Evaluation on standard databases. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2004, 51(4): 570-581.
- [6] Goutas A, Ferdi Y, Herbeuval J-P, et al. Digital fractional order differentiation-based algorithm for P and T-waves detection and delineation. *ITBM-RBM*, 2005, 26: 127-132.
- [7] Reddy BRS, Elko PE, Christenson DW, et al. Detection of P waves in resting ECG: a preliminary study. *Computers in Cardiology*. 1992, 87-90.

- [8] 季虎, 孙即祥, 王春光. 基于小波变换的自适应QRS-T对消P波检测算法. *电子与信息学报*, 2007, 29(8): 1868-1871.
- [9] Thakor NV, Zhu Y-S. Applications of adaptive filtering to ECG analysis: Noise cancellation and arrhythmia detection. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1991, 38(8): 785-794.
- [10] Castells F, Rieta JJ, Millet J, et al. Spatiotemporal blind source separation approach to atrial activity estimation in atrial tachyarrhythmias. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2005, 52(2): 258-267.
- [11] Langley P, Rieta JJ, Stridh M, et al. Comparison of atrial signal extraction algorithms in 12-lead ECGs with atrial fibrillation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2006, 53(2): 343-346.
- [12] Chu C-HH, Delp EJ. Impulsive noise suppression and background normalization of electrocardiogram signals using morphological operators. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1989, 36(2): 262-273.
- [13] Kohler BU, Hennig C, Orglmeister R. The Principles of Software QRS Detection. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 2002, 21(1): 42-57.

#### 作者简介



毛玲,女,1980年生,博士生,主要研究方向为智能诊断及心电信号自动分析技术。



张国敏,男,1980年生,博士生,主要研究方向为模式识别。



孙即祥,男,1946年生,教授,博士生导师,主要从事模式识别、图像处理等方面的研究。



论文写作，论文降重，  
论文格式排版，论文发表，  
专业硕博团队，十年论文服务经验



SCI期刊发表，论文润色，  
英文翻译，提供全流程发表支持  
全程美籍资深编辑顾问贴心服务

免费论文查重：<http://free.paperyy.com>

3亿免费文献下载：<http://www.ixueshu.com>

超值论文自动降重：[http://www.paperyy.com/reduce\\_repetition](http://www.paperyy.com/reduce_repetition)

PPT免费模版下载：<http://ppt.ixueshu.com>

---

阅读此文的还阅读了：

- [1. 微机检测煤机组位置](#)
- [2. 基于小波变换的心电信号中QRS复合波内异常高频分量的检测](#)
- [3. 小波分频自适应检测与压制强能量干扰方法](#)
- [4. 基于LabVIEW的心电信号QRS波群离散极值点识别法](#)
- [5. 基于小波变换的心电信号检测的应用研究](#)
- [6. 同步电机转子位置检测和定位](#)
- [7. 基于匹配滤波的胎儿心电信号检测系统的研究与设计](#)
- [8. 小波分析在气体绝缘组合电器局部放电检测中的应用](#)
- [9. 基于稀疏分解和神经网络的心电信号波形检测及识别](#)
- [10. 简支梁裂纹位置识别的一种简单方法](#)
- [11. 用实验设计识别和估计重要地质参数](#)
- [12. 基于稀疏分解和模糊理论的心电信号波形检测及识别](#)
- [13. 基于小波变换和似然无偏估计的运动心电信号伪差消除法](#)
- [14. 神经网络在未来超分辨雷达中的应用](#)
- [15. 驻极体式传声器的使用与检测](#)
- [16. 蓝光可录光盘电信号检测](#)

- [17. 基于心电P-QRS-T波的特征提取及情感识别](#)
- [18. 基于H<sub>∞</sub>滤波的异纤光电信号检测](#)
- [19. 基于数学形态学的心电信号R波检测算法](#)
- [20. 相关分析法在地下蒸汽管道泄漏检测中的应用](#)
- [21. 基于DSP的心电信号检测系统](#)
- [22. 利用小波技术检测淹没在噪声中的带限信号](#)
- [23. 基于小波变换和相关分析的心电信号检测](#)
- [24. 光干涉测量中光程差的加权最小二乘估计](#)
- [25. 观测过程中的信息熵变化](#)
- [26. 超简单的宽频段无线电发射检测场强仪](#)
- [27. 三缸机圆弧面位置简易检测工装](#)
- [28. 吴淞路闸桥闸门控制改造技术](#)
- [29. 基于DCG心电信号的R波检测算法](#)
- [30. 一种用于心肺复苏时快速检测导管位置的装置:气管插管鉴定囊](#)
- [31. 简支梁裂纹位置识别的一种简单方法](#)
- [32. 浅谈查找电缆故障点位置的检测方法](#)
- [33. MPSK信号的循环谱检测及码元速率估计](#)
- [34. 心电信号QRS波群的小波精确识别法](#)
- [35. 基于小波的心电信号有效性检测方法](#)
- [36. 拱泥机器人位置检测系统](#)
- [37. 多指标相互影响模型的处理](#)
- [38. 船舶柴油机推进系统的建模方法](#)
- [39. 一种用AR模型参数自适应检测瞬态信号的新方法](#)
- [40. 低信噪比条件下DS信号的检测和参数估计](#)
- [41. Generalized Yule-walker and two-stage identification algorithms for dual-rate systems](#)
- [42. 怎样鉴别牛的年龄](#)
- [43. 心电信号处理和心电波形识别](#)
- [44. 基于小波变换的心电信号中QRS复合波内异常高频分量的检测](#)
- [45. Wavelet Detection and Estimation of Change Points in Nonparametric Regression Models under Random Design](#)
- [46. 基于应用识别的P2P蠕虫检测](#)
- [47. 基于卡尔曼滤波技术的心电信号在线检测](#)
- [48. 基于提升小波的心电信号P、T波检测快速算法](#)
- [49. 基于小波变换的心电信号检测新方法](#)
- [50. 心电信号的采集及R波同步检测](#)