

ECG 中 P 波检测的 Prony 分析方法^{*}

李冉^{1Δ} 方滨² 沈毅³ 孙崇正¹ 王普¹

1(北京工业大学 电子信息与控制工程学院, 北京 100022)

2(国家教育部数字社区工程研究中心, 北京 100022)

3(首都医科大学 附属北京友谊医院, 100050)

摘要 自动心电诊断技术在近年来发展迅猛, 相关的技术也涌现出不少。其中关于 QRS 波中 R 波检出的方法有很多, 地位同等重要的 P 波检出的方法却相对较少。我们提出了一种针对 P 波检测的方法。通过使用 Prony 方法, 将 ECG (Electrocardiograph) 波形先分离再检测, 取得了不错的效果。本文试验数据均来自 MIT Arrhythmia Database, 检出率达到 97.8%。

关键词 ECG P 波检测 Prony 分析

中图分类号 318.04 **文献标识码** A **文章编号** 1001-5515(2008)06-1271-05

Prony Analysis Method about P-peak Detection in ECG

Li Ran¹ Fang Bin² Shen Yi³ Sun Chongzheng¹ Wang Pu¹

1 (Beijing University of Technology, Beijing 100022, China)

2 (The Ministry of Education P. R. C, Engineering Research Center of Digital Community, Beijing 100022, China)

3 (Beijing Friendship Hospital Affiliate of Capital University of Medical Sciences, Beijing 100050, China)

Abstract The technology of ECG (Electrocardiograph) auto-analysis has developed rapidly in recent years. There are lots of related techniques appearing. The majority is about R-peak detection. Although P-peak is important too, there are a few kinds of method about P-peak detection. In this paper is presented a new method for P-peak detection. According to Prony analysis, ECG is separated first, and then detected. The method gets good result. Data in experiment are from MIT Arrhythmia Database. The reliability of this algorithm in accurately detecting the P location is 97.8%.

Key words ECG P-peak detection Prony analysis

1 前言

近几年来, 心电诊断技术已成为心血管疾病诊断中十分重要的一种方法, 由于其简单、方便、无创, 在临床上得到了广泛的应用。伴随着科技的不断发展, 心电自动诊断技术也吸引了许多学者专家的关注。

目前, 心电自动诊断研究涉及的内容和技术非常的广泛, 大体上可以归为三个主要方面: 一是预处理技术的研究; 二是波形检测与参数提取技术的研究; 三是诊断技术的研究。在这其中, 波形检测与参数提取技术的研究是自动分析系统的关键, 其检测的准确性及可靠性将直接决定着诊断的效果。而就

波形检测而言, 由于 R 波对后期参数提取的重要意义以及 R 波波形本身具有幅度大、斜率大等特点, 针对 R 波检测方法的研究也较多。相比较而言, 由于 P 波其幅度较小, 斜率不是很明显, 针对 P 波的检测识别技术还不是很成熟。而 P 波的检测在心电图自动诊断中也有着重要意义, 它不但对获得心率变异性参数有着重要作用, 它的正确定位及识别在分析很多心率失常的心电图时也会有很大帮助。

在目前所采用的检测 P 波的方法中, 比较常见的有以下几种: (1) Stallman 和 Pinbereer^[1]提出的空间速度检测法; (2) 自适应滤波检测^[2]; (3) Gritzali 等^[3]提出的长度变换法; (4) 近年来出现了利用小波来进行 P 波检测的方法^[4]; (5) 利用形态学方法检测 P 波位置^[5]。我们正是针对 P 波峰值位置的检测提出了一种基于波形分离的新方法, 将整个 ECG 波形看成是由 P、QRS、T 三种子波叠加而成,

^{*} 北京市自然科学基金资助项目(4052010)

^Δ 通讯作者。E-mail: lee 8272@hotmail.com

进而对 P 子波进行峰值搜索从而判别出 P 波波峰的位置。

2 原理

2.1 离散余弦变换

离散余弦变换 (Discrete cosine transform, DCT), 最早是由 Ahmed 和 Rao 在 1974 年提出的, 其定义如下, 给定序列 $x(n)$, $n=0, 1, 2, \dots, N-1$, 其离散余弦变换为:

$$\begin{cases} X_c(0) = \frac{1}{\sqrt{N}} \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \\ X_c(k) = \sqrt{\frac{2}{N}} \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \cos \frac{(2n+1)k\pi}{2N}, k=1, 2, \dots, N-1 \end{cases} \quad (1)$$

其变换的核函数为:

$$C_{k,n} = \sqrt{\frac{2}{N}} g_k \cos \frac{(2n+1)k\pi}{2N} \quad k, n=0, 1, \dots, N-1 \quad (2)$$

一般情况下, $x(n)$ 为实数, 因此其 DCT 也为实数。

离散余弦变换, 经常在信号处理中使用。这是由于离散余弦变换具有很强的“能量集中”的特点: 大多数的自然信号 (包括声音和图像) 的能量都集中在离散余弦变换后的低频部分, 而且当信号具有接近马尔可夫过程的统计特性时, 离散余弦变换的去相关性接近于 K-L 变换的性能。

2.2 Prony 分析

Prony 分析最早由 Gaspard Riche 和 Baron de Prony 在 1795 年提出, 为了解决多种气体膨胀的问题。在 Prony 分析中, 总是认为信号可以由一系列的指数衰减正弦波叠加构成, 其数学表示为:

$$\hat{y}(t) = \sum_{i=1}^L A_i e^{(\sigma_i t)} \cos(2\pi f_i t + \Phi_i) \quad (3)$$

其中: $\hat{y}(t)$ 为待估信号; A_i 为第 i 个元素的振幅; σ_i 为第 i 个元素的衰减参数; f_i 为第 i 个元素的频率; Φ_i 为第 i 个元素的相位; L 为正弦波总个数。

根据欧拉公式, $\cos(2\pi f_i t + \Phi_i)$ 可以由一组指数的和来表示:

$$\cos(2\pi f_i t + \Phi_i) = \frac{e^{j2\pi f_i t} e^{j\Phi_i} + e^{-j2\pi f_i t} e^{-j\Phi_i}}{2} \quad (4)$$

令 $t = kT$; 那么 $\hat{y}(t)$ 可以表示为:

$$y[k] = \sum_{i=1}^L C_i \mu_i^k \quad (5)$$

其中: $C_i = \frac{A_i}{2} e^{j\Phi_i}$, $\mu_i = e^{(\sigma_i + j2\pi f_i T)}$, 通过 Prony 分析

可以计算出 C_i 以及 μ_i 的值, 进而得到四参数 (A_i , Φ_i , σ_i , f_i) 的值。Prony 分析分为以下三步:

(1) 根据观察数据 $y[k]$ 建立模型, 并求解出该线性预测模型的系数向量 a ; (2) 寻找由系数向量 a 构成的特征多项式的特征根 $\hat{\mu}_i$; (3) 根据 $\hat{\mu}_i$ 值构建范德蒙矩阵, 结合 $y[k]$ 值, 求解出 C_i 的值。

Prony 分析可以直接提供按指数规律衰减的信号中各种分量的频率和幅值, 并且根据以往实验结果证明^[6], Prony 算法在分析信号中, 可提供有效、精确的分析结果。

3 算法

3.1 心电信号的分离

一拍正常的心电信号 (ECG) 从形态上可划分为 P、QRS、T 三部分, 由于 QRS 部分中的 R 波的存在, 使得在时域范围内对 P、QRS、T 峰值的搜索中, R 波往往比较容易被检出, 而 P、T 峰值的定位比较困难。现定义 ECG 信号为 $x(n)$, 并作如下假设: $x(n) = \sum x_j(n)$, $j = p, q, t$ 。该假设认定一个原始完整的 ECG 信号是由三个子信号 $x_p(n)$ 、 $x_q(n)$ 、 $x_t(n)$ 叠加而成的, 其中 $x_p(n)$ 、 $x_q(n)$ 、 $x_t(n)$ 对应的是长度与 $x(n)$ 相同并分别保留了 P、QRS、T 波形特性的子波。而鉴于 ECG 信号在时域中比较难以进行分离, 往往诉诸于各种变换, 首先将 ECG 信号变换到其它域中, 进而再分离, DCT 变换是常常被使用的变换方法之一。

ECG 信号属于一阶非平稳信号, 对它进行 DCT 变换以后, 得到的图形如图 1 所示。图 1 中左图为原始 ECG 波形, 右图为其 DCT 变换后的结果。从图 1 中可以看出, ECG 信号经 DCT 变换后的波形为阻尼振荡信号。针对这种类型的信号, Prony 分析是一种行之有效的分析方法, 本文前面已经提过, 在 Prony 分析中, 待分析的信号总是可以被看成是由若干个指数衰减正弦信号叠加而成的。正是基于 Prony 分析的这种特征, 我们可以对经 DCT 变换后的信号进行分离, 从而实现之前的假设。即如下面公式所示: $x(k) = \sum x_p(k) + \sum x_q(k) + \sum x_t(k)$ 。对于分离后的信号再进行 IDCT, 从而得到在时域中的分离信号。

3.2 参数 L 的选取

在进行心电信号离散余弦变换前, 首先要确定参数 L 的值。该值的大小决定了 Prony 分析中指数函数的个数以及此后建立的线性估计模型的中向量的维数。 $A_i e^{\sigma_i t} \cos(2\pi f_i t + \Phi_i)$ 在经 IDCT 变换以后

图形类似于脉冲函数,而最终拟合出来的心电信号正是由这些脉冲函数叠加而成。由此可以得到结论:如果 L 值过小将会失掉原始心电信号的主要特征信息,反之,不但会大大增大算法的复杂度,而且会使特征信息冗余,不利于波形的分离。 L 值的选取对于本算法而言十分重要,它将直接影响到拟合图像与原始图像的相似程度。根据大量的实验,可以得到经验数值,在 L 值取 11 时会有较好的实验效果。

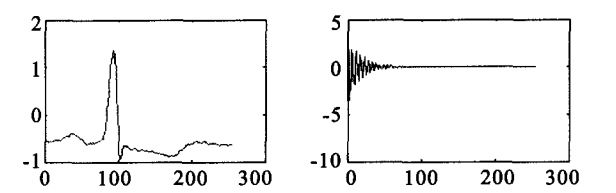


图 1 ECG 信号及其 DCT 变换后的波形
Fig 1 ECG signal and its wave after DCT

3.3 判别参数的选定

在确定 L 的取值以后,可以得到通过 DCT 变换后每一个 ECG 波形对应的四参数组 $(A_i, \Phi_i, \sigma_i, f_i)$,下面的工作就是从中选出一个或几个作为 P 波、QRS 波、T 波划分依据。

首先需要确定的是参数组 $(A_i, \Phi_i, \sigma_i, f_i)$ 中四个参数对 ECG 波形的影响,即每个参数决定了波形的哪方面的形态特征。下面任取一个参数组 $(3.23, 0.53, -29.95, -66.95)$ 并分别改动其中一个参数 $(10, 0.53, -29.95, -66.95)$ 、 $(3.23, 2, -29.95, -66.95)$ 、 $(3.23, 0.53, -80, -66.95)$ 、 $(3.23, 0.53, -29.95, -100)$,其效果如图 2 所示。

从上往下,第一张图为原始 ECG 波形,第二、三、四、五张分别为单独改变参数 A, Φ, σ, f 后得到的波形。从波形的变化情况来看可以得到以下结论:参数 A 的变化将影响到波形的幅值;参数 Φ 决定了波形的形状;参数 σ 定义了波峰的宽度;可以通过参数 f 来改变波峰的位置。对于不同病症的 ECG 波形而言,很难用形状或者波形的幅值等因素对 P、QRS、T 波三者进行划分,但无论对于哪种 ECG 波形而言,三者的顺序是保持不变的,所以可以通过参数 f 的取值范围来对 P、QRS、T 波加以判别区分。下面是对某一 ECG 波形进行 DCT 以后,再进行 Prony 分析所得到的四参数,其结果如表 1 所示。

将此 11 个子波进行分组叠加,发现 T 波可由其中 $i=1,2,3$ 的子波叠加而成,P 波可由 $i=4,5$ 的子波叠加而成,QRS 波可由 $i=6,7,8,9,10,11$ 的子波叠加而成,根据各个子波 f 的取值与 P、QRS、T 波的关系如图 3 所示。图 3 中的符号“+”、“o”、“ Δ ”分别代表组成 P、QRS、T 波的子波。

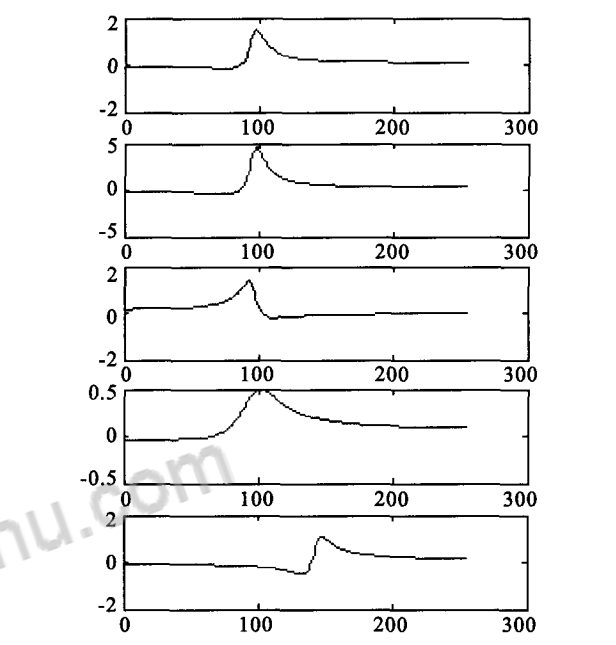


图 2 四参数对波形形态特性的影响
Fig 2 Influence of four parameters

表 1 Prony 分析所得到的四参数表
Table 1 Four parameters after Prony analysis

i	A	Φ	σ	f
1	0.0857	0	- 63.218	180
2	1.2453	-0.8168	- 66.640	131.710
3	1.2453	0.8168	- 66.640	-131.710
4	0.6035	-0.0094	- 36.866	30.504
5	0.6035	0.0094	- 36.866	- 30.504
6	3.2956	-0.4557	- 29.857	68.572
7	3.2956	0.4557	- 29.857	- 68.572
8	1.6719	2.6197	- 67.626	79.945
9	1.6719	-2.6197	- 67.626	- 79.945
10	9.9667	2.4330	-582.190	86.655
11	9.9667	-2.4330	-582.190	- 86.655

实验结果表明:“+”所代表的子波主要集中在 $|f| \leq 50$ 的区域;“o”代表的子波主要集中在 $50 \leq |f| \leq 120$,而“ Δ ”所代表的子波分布在 $|f| \geq 120$ 的区域。通过公式推导可以证明所有子波的 f 值都在区间 $[-180, 180]$ 之间,并且经过大量的实验验证,可以证明不同 ECG 波形中 P、QRS、T 波的子波所对

应的值的分布情况大抵相同。通过实验得到经验阈值,组成P波与组成QRS波的子波对应的 f 的分界值 f_1 应在区间 $[40,50]$ 内,而组成QRS与组成T波的子波对应的 f 的分界值 f_2 应在区间 $[90,100]$ 内,进而得到三种波形的判别式:若 $|f_1| \leq f_1$,则该子波属于P波;若 $f_1 \leq |f_1| \leq f_2$,则该子波属于QRS波;若 $f_2 \leq |f_1|$,则该子波属于T波。

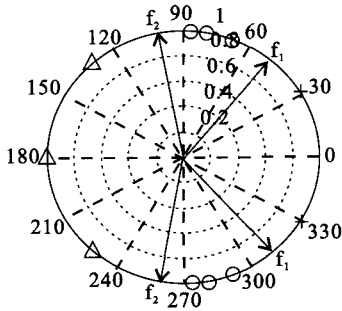


图3 f 值与 P、QRS、T 波的关系
Fig 3 Relation of f to P, QRS and T

3.4 P 波峰值的搜索

根据上述的判别条件,对 ECG 进行分离,提取其中 P 波部分,如图 4 所示,图 4 中上面的波形为原始 ECG 波形,下面的波形为提取出来的 P 波。对比上下两波形,可以看出 P 波在整个波形中位置大抵相同,即可以通过寻找下图中 P 波的位置来定位原始 ECG 中 P 波的位置。二者误差并不大。

对于下面的波形图而言,P 波是该波形中幅值

最大,斜率最大的,因此可以采用搜索 R 波波峰的方法来搜索 P 波,例如最大值法,差分法等等。

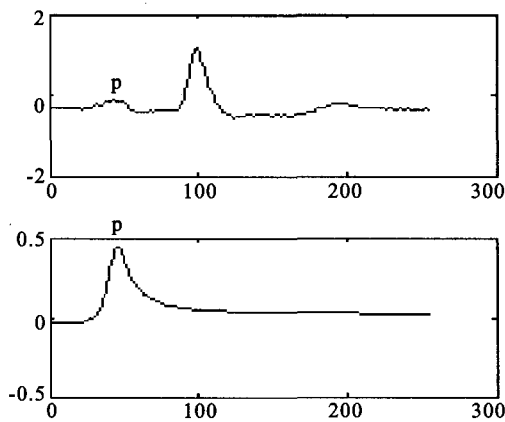


图4 从 ECG 中提取出 P 波
Fig 4 Detecting P-wave from ECG

3.5 算法流程

至此,整个算法流程为:(1)Segmentation:通过定位到的 R 波位置,将心电信号分段,保证每段中包含且仅包含一帧 ECG 波形;(2)Dct:对一段 ECG 进行 DCT 变换;(3)PA:对进行完 DCT 变换后的信号进行 Prony 分析,从而得到该段 ECG 的四参数组;(4)Separation:以四参数组中 f 为辨别特征量,将 ECG 划分为 P、QRS、T 波三部分;(5)Idct:对 P 波部分进行 Idct 反变换;(6)Detection:对进行完 Idct 反变换的 P 波进行峰值搜索,寻找 P 波位置。

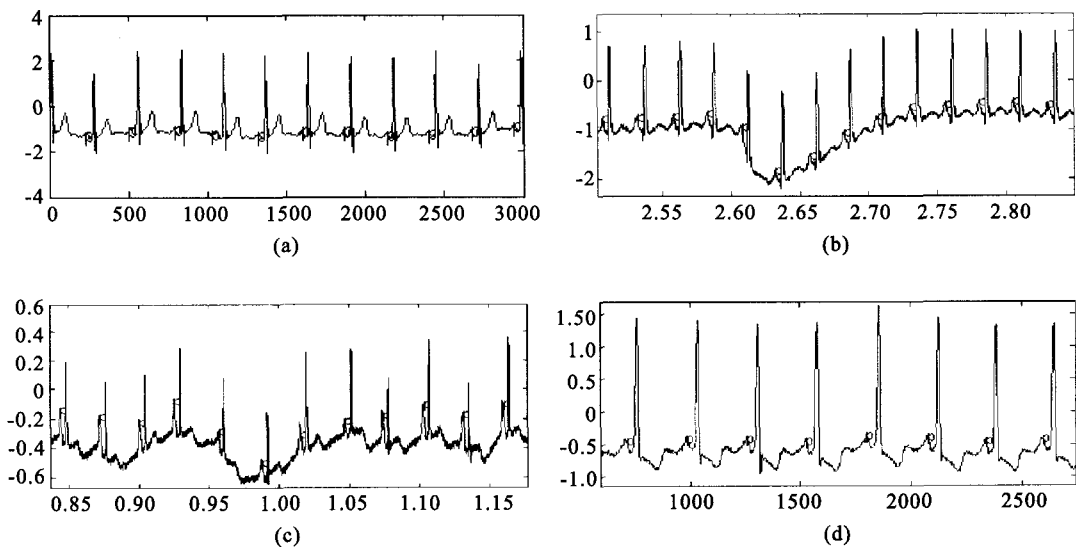


图5 实验结果
(a)MIT Arrhythmia 库中 116 号数据;(b) 122 号数据;(c) 222 号数据;(d) 223 号数据
Fig 5 Result
(a)MIT Arrhythmia Database 116 Data;(b) 122 Data;(c) 222 Data;(d) 223 Data

4 结 果

本次实验所采用的数据全部来自 MIT Arrhythmia Database,几乎遍及其中所有的数据,从实验效果来看还是比较满意的,如图 5 所示。

一般的,评价峰值搜索算法优劣的指标有很多,而专家判别的峰值点与算法判别的峰值点之间相差的采样点个数是比较有说服力的一个指标。表 2 是对 MIT Arrhythmia Database 中抽取出的 ECG 信号利用本文所介绍算法进行完 P 波搜索的结果。

表 2 实验结果
Table 2 Result

序号	$m=0$	$m\in[1,3]$	$m\in[4,9]$	$m\geq 10$	正确率
100	7	42	45	6	94.0
101	25	55	18	2	98.0
102	5	70	25	0	100.0
105	0	12	8	0	100.0
106	0	23	14	0	100.0
108	3	21	121	5	96.7
111	0	20	79	6	94.3
112	0	18	78	4	96.0
115	24	64	24	4	96.6
117	9	58	43	5	95.7
122	59	183	145	1	99.7
123	0	79	31	3	97.3
205	1	51	112	0	100.0
209	11	96	44	5	96.8
212	8	65	77	0	100.0
213	0	25	84	3	96.6
215	0	10	13	0	100.0

在 MIT 数据库中 ECG 的采样频率是 360 Hz,因此所有 $m < 10$ 的检测结果都可以认为是 P 波被正确检出,则本文算法的检出率为 97.8%,该检出率要比其它方法^[7]的检出率 78.87% 以及 83.93% 高出许多。

5 结束语

我们提出了一种检测 P 波的新的方法,其特点

- 有以下几点:
- (1)对于幅值不大的 P 波的检测的准确率要好于其它方法;
 - (2)基线漂移对 P 波的检出率影响并不大;
 - (3)通过 Prony 分析的方法将 ECG 波形分为 P、QRS、T 波三部分,从而实现了波形分离;
 - (4)本算法思路也同样适用于 T 波峰值搜索,但鉴于可能出现 T 波倒置的情况,因此波峰定位的算法要相对复杂一些。
- Prony 分析方法是一种历史悠久、成熟的数学分析方法,而 ECG 分析是一个新兴的有待于发展的领域,本文中提出的“先分离,再检测”的方法为 ECG 分析开辟了新的思路。

参 考 文 献

1 Stallman FW, Pinbereer HV. Automatic recognition of electrocardiographic waves by digital computer Circulation Research, 1961; 1138

2 Dufault RA, Wilcox AC. P wave detection in the surface ECG via the LMS algorithm. Proc IEEE/EMBS 9th Conf, 1987; 245

3 Grilzali F, Frangakis G. Detection of the P and T waves in an ECG. Comput. & Biomed. Res., 1989; 22:83

4 Li CW, Zheng CX, *et al.* Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms. IEEE Trans on BME, 1995; 42(1):21

5 Sun Y, Chan KL, Krishnan SM. Characteristic wave detection in ECG signal using morphological transform. BMC Cardiovascular Disorders, 2005;5:28

6 Wang XW, Xu DJ, He NM, *et al.* Prony analysis on validity study of low frequency surge. Electric Power,2001;11[王昕伟,徐东杰,贺仁睦等. Prony 算法分析低频振荡的有效性研究. 中国电力, 2001;11]

7 Freeman K, Singh A. P wave detection of ambulatory ECG. Engineering in Medicine and Biology Society,1991;13:1991

(收稿:2007-01-16 修回:2007-04-19)



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

PPT免费模版下载：<http://ppt.ixueshu.com>

阅读此文的还阅读了：

- [1. 建立粗氩氮中氩气含量的分析方法](#)
- [2. 小波分频自适应检测与压制强能量干扰方法](#)
- [3. Test 10](#)
- [4. 离群数据的挖掘方法研究](#)
- [5. 自适应滤波器在ECG分析中的应用:噪声消除和心律不齐检测](#)
- [6. 小波分析在气体绝缘组合电器局部放电检测中的应用](#)
- [7. 日本加入CISG——亚洲动因\(英文\)](#)
- [8. 用于ECG信号检测与重建的双正交样条小波滤波器](#)
- [9. 各种比对结果分析方法在检测实验室中的应用](#)
- [10. ECG中P波检测的Prony分析方法](#)
- [11. 基于分段滤波的Prony算法在谐波检测中的应用](#)
- [12. 小波变换对于ECG信号中QRS波的检测](#)
- [13. 基于小波变换和Prony算法的振荡瞬变和电压波动检测](#)
- [14. 甲型流感病毒HA蛋白质序列的预测](#)
- [15. 基于小波变换和数据融合的多导联ECG信号QRS波群精确检测算法](#)
- [16. 基于准同步Prony的谐波和间谐波检测算法](#)

17. [回收纤维中胶粘物的分析方法及评价](#)
18. [\$p, p'\$ -DDT在黄河兰州段沉积物上的吸附/解吸特性及影响因素研究](#)
19. [利用ECG信号检测睡眠呼吸暂停的小波包分析方法](#)
20. [基于小波去噪和扩展Prony算法的谐波检测](#)
21. [工业废水中微量金的液膜法富集](#)
22. [热力学微扰理论及其应用](#)
23. [ECG中P波检测的Prony分析方法](#)
24. [基于matlab的ECG信号QRST波检测算法研究](#)
25. [PRONY滤波方法及其应用](#)
26. [基于改进扩展Prony谱估计法的谐波电流检测](#)
27. [基于多类SVM和小波变换的ECG检测、分类算法](#)
28. [关于P波到时的的小波分析方法](#)
29. [从头算和RRKM理论研究O\(\$\sim 1D\$ \)+trans-CH₂FCH₂F反应](#)
30. [同步十二导ECG波形边缘自动检测算法](#)
31. [ECG信号小波变换与峰谷检测算法的研究](#)
32. [大观霉素分析方法的研究进展](#)
33. [Time-delay Compensation Method for Networked Control System Based on Time-delay Prediction and Implicit PI/IGPC](#)
34. [电解液中铝离子含量分析的简易方法](#)
35. [单位球上Zygmund型空间和 \$F\(p, q, s\)\$ 空间上的点乘子](#)
36. [“Wish Everyone’s Dream Come True” — Wang Chuanmin, Chairman of Yuantongyu International Corporation Ltd.](#)
37. [\$p, p'\$ -DDE对原代培养的支持细胞周期的影响](#)
38. [ECG信号的小波变换检测方法](#)
39. [Cohen实分布函数](#)
40. [小波分析和ECG信号的检测](#)
41. [基于分段Prony建模的脑电相位同步分析方法](#)
42. [用小波变换结合神经网络检测ECG信号的P波](#)
43. [小波变换对于ECG信号中QRS波的检测](#)
44. [基于0.5 \$\mu m\$ 标准CMOS工艺的新型 \$\Delta\$ 负阻器件](#)
45. [扩展Prony算法在电力系统谐波检测中的应用](#)
46. [再谈数列 \$\{a_n\}\$ 的递推公式 \$a_{n+1}=pa_n+q\$ \(\$p, q \in R\$ \)](#)
47. [基于独立元分析和联合小波熵检测多导联ECG信号的QRS](#)
48. [基于小波和扩展Prony算法的电压闪变检测新方法](#)
49. [基于Prony谱线估计方法的间谐波检测](#)
50. [基于子波变换的ECG特征检测](#)