

# 扫描心电图图象的鲁棒性识别算法

周莉<sup>1)</sup> 孙涛<sup>2)</sup> 张卫宁<sup>3)</sup>

<sup>1)</sup>(浙江大学信息与电子工程学系信息与通信工程研究所, 杭州 310027)

<sup>2)</sup>(浙江大学控制科学与工程学系, 杭州 310027)

<sup>3)</sup>(山东大学电子工程系, 济南 250061)

**摘要** 为了实现心电图与重建心电向量图的联合诊断, 提出了一种由标准同步 12 导联心电图扫描图象, 通过识别、判决、分类, 直接恢复心电信息, 以便重建出心电向量的解决方案. 由于心电信号复杂多变易受噪声干扰, 且 12 导联心电信号特征较为接近, 分类特征不明显, 因而使得心电图图象的识别工作较为困难. 该方法是通过基于最小距离准则的鲁棒识别算法来对扫描心电图进行有效的分类线形识别, 并对识别后的信号进行滤波处理, 以消除粗大误差的干扰. 实验结果证明, 即使当心电信号本身存在各类疾病信息, 或者被噪声干扰的情况下, 仍可以取得良好的分类效果, 且能基本保持信号原貌, 表明该算法具有较强的鲁棒性.

**关键词** 心电图 重建心电向量图 鲁棒性 最小距离准则

中图法分类号: TP391.4 R445-39 文献标识码: A 文章编号: 1006-8961(2002)05-0482-04

## A Robust Recognition Algorithm of Scanned ECG Images

ZHOU Li<sup>1)</sup>, SUN Tao<sup>2)</sup>, ZHANG Wei-ning<sup>3)</sup>

<sup>1)</sup>(Department of Information Science and Electronic Engineering, Zhejiang University, Hangzhou 310027)

<sup>2)</sup>(Department of Control Science and Engineering, Zhejiang University, Hangzhou 310027)

<sup>3)</sup>(Department of Electronic Engineering, Shandong University, Jinan 250061)

**Abstract** To realize ECG (electrocardiogram) and VCGr (reconstructed vectorcardiogram) combined diagnose, a solution is put forward to recover cardio-signals from scanned standard synchronous 12-lead ECG image directly in order to reduce fund devotion. The cardio-signals are complex, diverse and sensitive to noises, the characteristics of 12-lead ECG signals are similar with each other, and the qualities of scanned image are variant. All of these factors lead ECG signals difficult to be identified. To resolve the problems, original color image is firstly transformed to black-white image according to the defined threshold section. Then the least distance rule is applied to search the corresponding pixels for leads one by one in adjacent fields. After searching all pixels in the black-white image, some missed pixels are compensated by interpolation. So the standard synchronous 12-lead ECG base-lines can be recognized and ascertained. At the end, a filter is applied to remove gross errors produced by previous steps. Experiments show that the algorithm is robust and efficient because it can identify and keep the shape of original signal even when the signal contains some disease information or is corrupted by noises.

**Keywords** Eletrocardiogram, Reconstructed vectorcardiogram, Robust, Least distance rule

## 0 引言

众所周知, 心电向量图(VCG)和心电图(ECG)是描述心脏生物电现象的两种形式. 由于 VCG 具有空间、相位的特点, 而 ECG 仅是 VCG 在不同导

联轴上的“二次投影”, 所以 VCG 的临床应用越来越得到医学界的重视<sup>[1-3]</sup>. 但是由标准同步 12 导联体系得出的 ECG 波形难以与 VCG(Frank 导联体系)环体相吻合, 其根本原因是两者的导联体系不同, 所记录的心电信息各不相同, 这无疑会妨碍对心脏疾病的正确诊断. 为了更好地开展 VCG 的临床

应用, 本文摒弃了直接从硬件着手来得到心电信号的方案, 而是在现有标准同步 12 导联心电图仪器的基础上, 通过识别扫描的心电图图纸, 在几乎不增加额外投入的前提下, 实现了同一导联基础上的 ECG 与重建 VCG 的联合诊断<sup>[4]</sup>, 由此可见, 该识别工作具有较强的实际应用背景及价值, 其要求是尽量忠实于所记录的原始心电信息。

目前国内外对同步 12 导联心电扫描图象的识别所作研究较少, 其难点在于: ①扫描的图象质量较差; ②12 条导联的心电信息特征较为接近, 分类特征不明显; ③心电信号较复杂, 变化多, 且易受噪声干扰; ④识别算法若不完善, 则得出的心电信息会与原始信号大相径庭, 从而失去识别分类的意义。

本文以统计决策法中的最小距离准则为基础<sup>[5]</sup>, 提出一种对标准同步 12 导联心电信号进行线形跟踪的同步识别分类算法。研究证明, 即使心电信号被工频、肌电、杂波, 特别是脉冲等起伏较大的噪声污染后, 其识别结果仍然良好, 说明本算法具有较强的鲁棒性。

## 1 对扫描心电图图象的预处理

以同步记录的标准 12 导联心电图仪的输出作为原始图象, 通过扫描得到 8bit BMP 格式的 ECG 扫描彩图(图 1(a))。定义图象左上角的坐标为(0, 0), 从上到下依次为: I、II、III、AVF、AVR、AVL、V<sub>1</sub>、V<sub>2</sub>、V<sub>3</sub>、V<sub>4</sub>、V<sub>5</sub>、V<sub>6</sub> 导联波。为了保证必要的清晰度, 并兼顾数据量大小, 扫描分辨率定为 300dpi。由图 1(a)可见, 由于受心电记录纸的底格背景、记录仪输出误差等因素影响, 扫描图象很不清晰, 有用的心电信号几乎被噪声所淹没。为了准确识别出心电波形, 需对原始扫描彩图进行二值化处理。处理时, 首先统计每个像素红(R)绿(G)蓝(B)3色中单个灰度级出现的频率, 确定出如下二值化阈值区间:

$$0 \leq R < 255, 0 \leq G < 160, 0 \leq B \leq 255 \quad (1)$$

二值化后的黑白图象(图 1(b))基本保留了有用的原始心电信号, 并抑制了与 ECG 无关的图象信息。只要有良好的分类准则, 将这些离散点集分类, 就可以重现 12 导联 ECG 信号的原貌。

## 2 线形跟踪识别

此处假定扫描心电图图象有以下性质:

- (1) 12 导联 ECG 相互独立, 无交叉连结。
- (2) 12 导联 ECG 可唯一确定。
- (3) 12 导联 ECG 的起始点相隔一定垂直间距, 且间距不会太大。

本算法采用最小距离分类器, 按从左到右, 从上到下的顺序对图象进行搜索。其步骤如下:

步骤 1 确定 12 条导联波的起始点, 即将图象纵向平均分为 12 段, 各段中点定为各导联波的起始点。虽然这样找到的起始点会与真实值有差异, 但这并不会影响其后波形的准确识别。在进行后续计算时, 可将不准确的起始部分略去不算。

步骤 2 对各离散点进行分类判决。定义  $W, H$  分别为图象的宽度与高度。设  $(x_{k,i}, y_{k,i}) \in R_k, R_k$  为  $k$  导联的波形点集, 其中,  $0 \leq k \leq 11, 1 \leq i \leq W$ 。为了判决出点  $(x_{k,i+1}, y_{k,i+1}) \in R_k$ , 令  $h = y_{k,i}, T = H/5$  计算在纵向区间  $[h-T, h+T]$  内的点  $(x_{i+1}, y_{i+1}^m)$  (设有  $M$  个,  $0 \leq m \leq M-1$ ) 与  $(x_{k,i}, h)$  的距离:

$$d_{k,i+1}^m = \sqrt{(x_{i+1} - x_{k,i})^2 + (y_{i+1}^m - h)^2} \quad (2)$$

(1) 若  $\sum_m d_{k,i+1}^m \neq 0$ , 则令

$$y_{k,i+1} = \min |d_{k,i+1}^0, d_{k,i+1}^1, \dots, d_{k,i+1}^{M-1}| \quad (3)$$

再计算差分值  $D: D = y_{k,i+1} - y_{k-1,i+1}$ , 并定义容差限  $C$ :

$$y_{k-1,i+1} + 1 \leq C \leq y_{k-1,i+1} + H/7 \quad (4)$$

然后根据下述 3 种不同情况确定出  $y_{k,i+1}$  及在下次判决中要用到的  $h$ 。

① 当  $D < 1$  时, 说明  $y_{k,i+1}$  低于  $C$  的下限, 则令  $y_{k,i+1} = 0, h = h + 20$ 。

② 当  $D > H/7$  时, 说明  $y_{k,i+1}$  高于  $C$  的上限, 则令  $y_{k,i+1} = 0, h = h - 20$ 。

③ 当  $D$  为其他值, 说明  $y_{k,i+1}$  在容差限内, 则令  $h = y_{k,i+1}$ 。

(2) 若  $\sum_m d_{k,i+1}^m = 0$ , 说明  $M = 0$ , 容差限失效, 则令  $y_{k,i+1} = 0, h = y_{k,i}$ 。

至此, 便判决出点  $(x_{k,i+1}, y_{k,i+1}) \in R_k$ , 并计算出下次判决需要的  $h$ , 然后令  $i = i + 1$ , 计算距离  $d_{k,i+2}^m$ , 重复上述判决步骤, 直至判决完全部图象点为止。

步骤 3 对步骤 2 中得到的所有  $y_{k,i} = 0$  的点进行处理。记  $(x_{k,i}, 0)$  之前最后一个不为零的点为  $(x_{k,A}, y_{k,A}), y_{k,A} \neq 0, A < i$ , 其之后第 1 个不为零的点为  $(x_{k,B}, y_{k,B}), y_{k,B} \neq 0, B > i$ , 再用下式对其中  $y_{k,i} = 0$  的点进行均匀插值

$$y_{k,i} = y_{k,A} + \frac{(x_{k,i} - x_{k,A})(y_{k,B} - y_{k,A})}{(x_{k,B} - x_{k,A})} \quad (5)$$

步骤4 计算各导联波相邻点的差分值,会得到若干值为0的子集,然后以0个数最多的子集所对应的 $y_{k,i}$ 为基线值,便可计算出各导联 ECG 信号幅度的准确数值.

### 3 信号滤波

通过连结分割后的点集,便得到12导联 ECG 信号.现在信号中可能存在一些尖脉冲,这可能是算法本身引入的粗大误差(比如说,在容差限内搜索到二值图中的白噪声点,算法会将其误认为是心电信号而记录下来),也可能是信号本身携带的噪声,为了获得清晰的信号,这些噪声都必须予以滤除.本文采用以下的滤波方法滤除噪声:

设包含噪声的离散信号序列为 $y_1, y_2, \dots, y_n$  ( $n \geq 1$ ),  $y_i = s_i + n_i$ ,  $s_i$  为信号真值,  $n_i$  为噪声.采用窗口宽度为 $N$ 的矩形窗对信号 $y_i$ 进行滤波,取 $N = 7$ .令窗口内信号为 $x_1, x_2, \dots, x_N$ ,然后用下式计算 $N$ 点差值:

$$d_j = x_{j+1} - x_j \quad 1 \leq j \leq N \quad (6)$$

当去掉 $d_1 \sim d_N$ 的最大与最小值后,再计算出剩余差值的均值 $E_d$ ,则 $y_i = y_{i-1} + E_d$ .当对图象中的所有象素点进行处理后,便完成了滤波过程.

进行了分类及滤波处理后的图象如图1(c)所示,算法对图中左半部分噪声干扰较弱及右半部分干扰较强的扫描图象,都进行了良好的识别,并保持了信号原貌.

图2和图3分别为在原图象包含疾病信息和不同程度的污染及干扰的情况下,用本文算法获得的识别效果图.

图2(a)是一幅“完全性右束支传导阻滞”心脏病例(女,47岁)的标准12导联 ECG 扫描图,用本文算法经过二值化(图2(b))和分类滤波(图2(c)),对信号中的高大T波进行了准确识别.图3(a)中左上角的图象污染严重,导致II导联的起始部分不能正确识别,但在随后的第2个心电周期便跟踪出了原始图形;此外, $V_3, V_4, V_5$ 导联信号之间出现的交叉,导致图3(c)中3条导联波与原始记录信息不符; $V_6$ 导联的第2心电周期,由于图3(a)最下方的记录字符干扰,因而未能准确识别.但总体上看,图3(c)的识别结果与原始记录信息还是基本相符的.

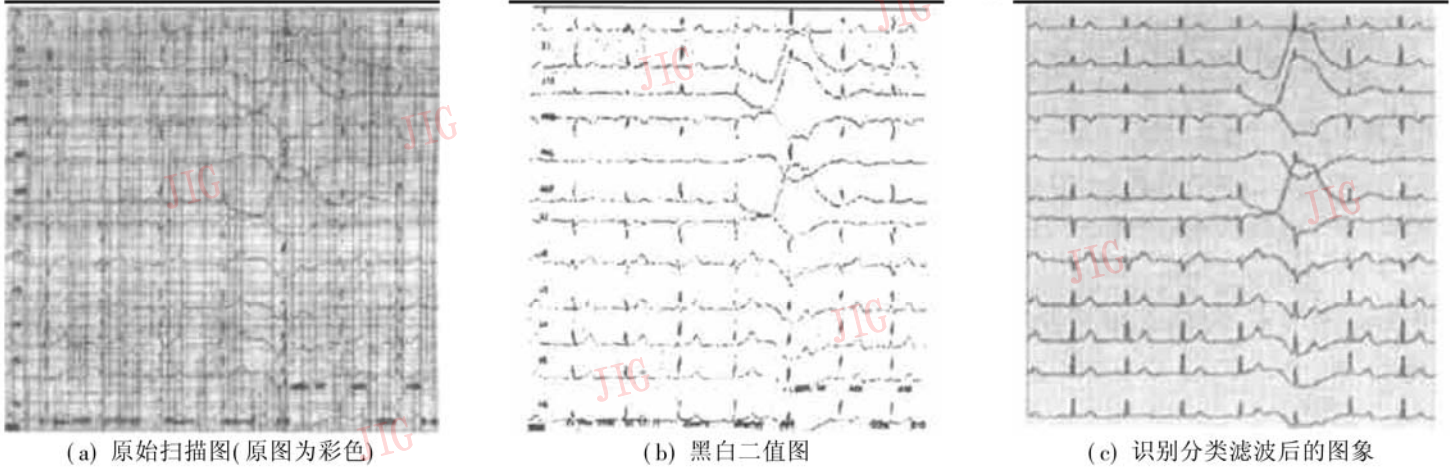


图1 标准同步12导联 ECG 扫描图、二值化图及分类滤波后的图象

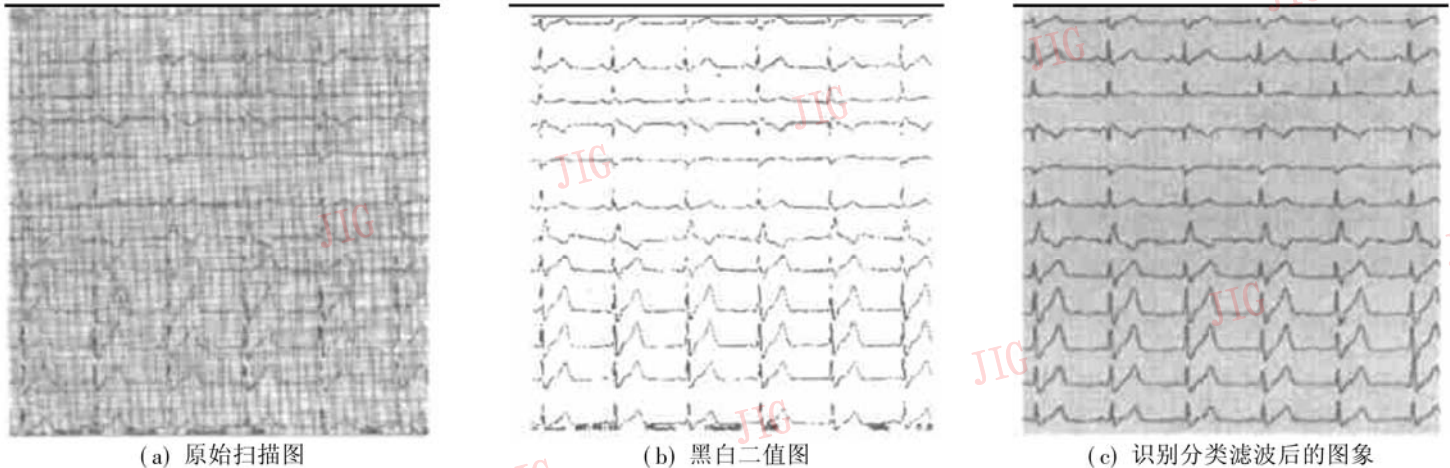


图2 完全性右束支传导阻滞心脏病标准同步12导联 ECG 扫描图、二值化图及分类滤波后的图象

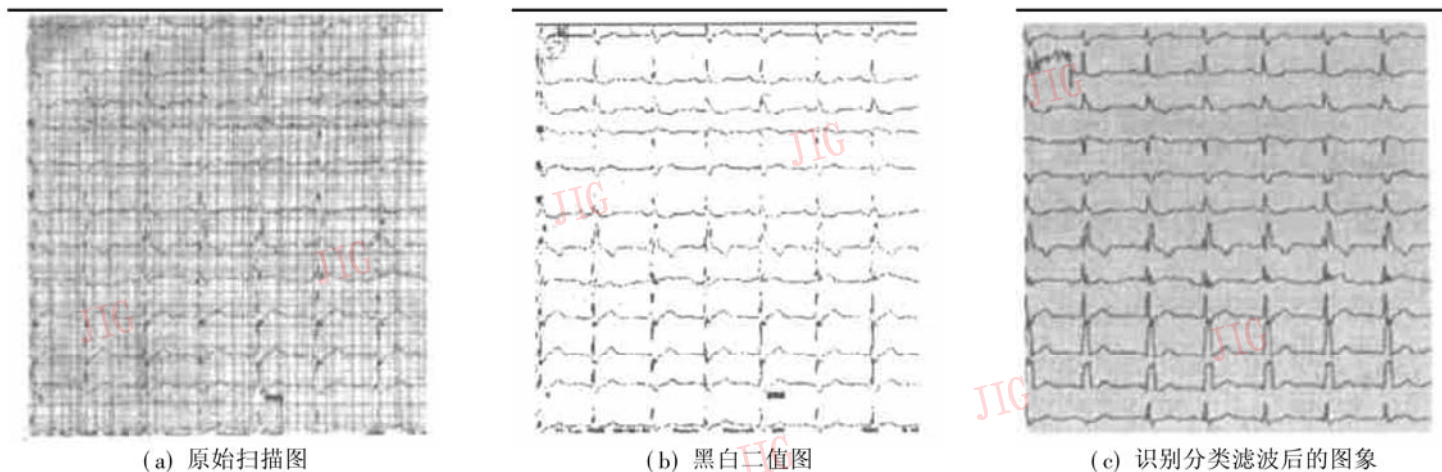


图 3 带有复杂污染及干扰的标准同步 12 导联 ECG 扫描图、二值化图及分类滤波后的图象

### 4 结 论

通过对 26 幅扫描心电图图象上所作的识别实验结果可见, 其中 19 幅都取得了良好的分类效果, 而 7 幅图象识别失败的原因主要是由于扫描的图象质量太差, 或是由于记录纸的差异而导致底格背景未与信号进行有效分离造成的, 但这些造成算法失效的因素, 可以通过提高扫描质量, 统一心电图仪的输出来避免, 不会影响到扫描算法的应用。

综上所述, 本文提出的分类识别算法, 其对图象的分割效果良好和对曲线识别率高, 不仅受心电波形的病态变化、心电仪记录偏差、工频、肌电及杂波等各种噪声干扰的影响小, 而且能够滤除信号本身或扫描过程引入的粗大误差, 并能基本保持信号的原貌, 由此可见, 该算法具有较强的鲁棒性。

### 参 考 文 献

- 1 上海第一、二人民医院编. 心电图, 心向量图学[M]. 上海: 上海人民出版社, 1976.
- 2 山东医学院附属医院. 实用心电图学[M]. 济南: 山东科学技术出版社, 1979.
- 3 李高平. 重建心向量图与常规心向量图、心电图诊断价值的比较[J]. 中国心血管病杂志, 1997, 25(4): 280~ 284.

- 4 Li G P, Derwael C, Fesler R *et al.* Computer interpretation of the 12-lead electrocardiogram, the Frank-lead vectorcardiogram and the reconstructed vectorcardiogram[A]. In: Proceedings of Computers in Cardiology[M]. Los Alamitos, California: IEEE Computer Society Press, 1994: 321~ 324.
- 5 傅京孙. 模式识别及其应用[M]. 北京: 科学出版社, 1983.



**周 莉** 1975 年生, 2000 年获山东大学电子工程系硕士学位, 现为浙江大学信息与电子工程学系博士研究生. 主要从事 ASIC 设计、信息与信号处理的研究工作。



**孙 涛** 1974 年生, 1999 年获山东工业大学自动化系硕士学位, 现为浙江大学控制科学与工程系博士研究生. 研究领域为多相流检测、信息融合技术等。



**张卫宁** 1953 年生, 山东大学电子工程学系副教授, 中国电子学会高级会员. 主要从事信息与信号处理、图象处理、高速 DSP 开发应用方面的研究工作。