

基于 MATLAB 的心电信号二值化算法

王恒迪, 涂承媛

(北京工业大学 机械工程与应用电子技术学院, 北京 100022)

摘 要: 利用 MATLAB 语言比较了最大方差阈值法选择阈值、基于灰度期望值法选择阈值以及整体阈值与局部阈值相结合的几种图像二值化算法。将以索引图格式保存的心电图信号转换为 RGB 格式, 利用上述方法单独对 R 数组、G 数组和 B 数组进行二值化处理, 然后分别对结果数组作“或”操作, 作为二值化结果。试验结果表明, 基于全局阈值的二值化算法比较实用, 能够很好地滤除背景噪声、背景网格以及 QRS 综合波处所做的标记, 并保留有用的心电信号。

关键词: 二值化; 全局阈值; 心电图; MATLAB

中图分类号: TN 911.73; R 318.04

文献标识码: A

文章编号: 0254-0037(2002)04-0409-04

利用计算机对心电图进行分析来综合诊断心脏疾病已在医疗卫生领域得到了一定的应用。对这一技术进行研究的初期, 需要利用现有的心电图信号进行模拟处理试验。作者所采用的心电图信号取自 MIT-BIH 数据库, 以 bmp 格式存储的心电图文件包含了各种典型的心电波信号, 还包括心电图背景网格以及干扰噪声信号, 有些图像中还有在 QRS 综合波处所做的标记。为了便于对心电信号进行分析, 需先对其进行二值化处理, 保留有用的心电信号, 去除干扰噪声信号、心电图背景网格和 QRS 综合波处的标记。图像二值化是图像处理的一项基本技术, 有利于图像的识别、信号特征的提取和突出等。二值化处理的结果很大程度上影响了以后的分析过程, 其中的关键技术是阈值的选取。二值化的阈值选取已有很多方法, 主要分为 3 类^[1]: 整体阈值法; 局部阈值法; 动态阈值法。本文针对心电图信号, 比较了几种不同的二值化算法, 并提出了比较有效的基于全局阈值的方法。

1 算法概述

1.1 最大方差阈值法

文献 [2] 介绍了一种选取全局阈值的方法, 即最大方差阈值法。其基本思路如下: 把直方图在某一阈值处分割为两组, 当被分成的两组间方差最大时, 决定阈值。若图像灰度等级为 m , 灰度值为 i 的像素数为 n_i , 则: 总像素数 $N = \sum_{i=1}^m n_i$; 各个值的概率为 $p_i = \frac{n_i}{N}$ 。然后用 k 将其分为两组 $C_0 = \{1 \sim k\}$ 和 $C_1 = \{(k +$

$1) \sim m\}$, 产生的概率分别为: $\omega_0 = \sum_{i=1}^k p_i = \omega(k)$; $\omega_1 = \sum_{i=k+1}^m p_i = 1 - \omega(k)$ 。对应的平均值分别为: $\mu_0 =$

$\sum_{i=1}^k \frac{ip_i}{\omega_0} = \frac{\mu(k)}{\omega(k)}$; $\mu_1 = \sum_{i=k+1}^m \frac{ip_i}{\omega_1} = \frac{\mu - \mu(k)}{1 - \omega(k)}$ 。其中: $\mu = \sum_{i=1}^m ip_i$ 是整体图像的灰度平均值; $\mu(k) = \sum_{i=1}^k ip_i$

是阈值为 k 时的灰度平均值, 所以全部采样点的灰度平均值为 $\mu = \omega_0 \mu_0 + \omega_1 \mu_1$, 两组间的方差为

$$\sigma^2(k) = \omega_0 (\mu_0 - \mu)^2 + \omega_1 (\mu_1 - \mu)^2 = \omega_0 \omega_1 (\mu_1 - \mu_0)^2 \quad (1)$$

从 $1 \sim m$ 改变 k , 求式 (1) 为最大值时的 k^* , 即为阈值, 此方法不管直方图有无明显的双峰, 都能得到较满

收稿日期: 2002-05-31。

作者简介: 王恒迪(1974-), 男, 硕士生。

意的结果。

1.2 基于灰度期望值的方法

文献 [3] 提出了一种基于灰度期望值的图像二值化算法, 该算法以各个灰度值乘以该灰度值的点出现的概率, 即其数学期望作为阈值。期望值反映了随机变量的平均取值, 是随机变量取值较为集中的地方, 因此以它作为分割黑白像素的平衡点。这种方法与传统的基于直方图的阈值分割法不同, 并且算法极为简单, 实现起来非常方便, 而且效果也比较令人满意。

1.3 整体阈值与局部阈值相结合的图像二值化算法

文献 [4, 5] 提出了一种整体与局部相结合的图像二值化算法, 该算法先以最大方差阈值法计算出一个整体阈值 T_1 , 然后再给出一个系数 a (取 $0.2 \sim 0.4$), 当各像素的灰度值 $> (1+a)T_1$ 时, 灰度值取为 1 或 255; 当各像素的灰度值 $< (1-a)T_1$ 时, 取为 0; 若在二者之间, 则考虑像素点 $f(x, y)$ 及以其为中心的 $(2w+1) \times (2w+1)$ 模板, 并计算阈值 T_2, T_3, T_4 , 其中: $T_2(x, y) = \max_{-w < k < w} f(x+k, y+l) - \min_{-w < k < w} f(x+k, y+l)$; $T_3(x, y) = \text{median } f(x+k, y+l)$, 其中 median 含义为求取邻域中的中值运算; $T_4(x, y) = 0.5 [T_1 + T_3(x, y)]$ 。若 $T_2(x, y) \geq a \times T_1$, 则像素点 $f(x, y)$ 的灰度值为

$$\begin{cases} 0 & f(x, y) < T_3(x, y) \\ 1 \text{ 或 } 255 & f(x, y) \geq T_3(x, y) \end{cases}, \text{ 否则像}$$

$$\text{素点 } f(x, y) \text{ 的灰度值为 } \begin{cases} 0 & f(x, y) < T_4(x, y) \\ 1 \text{ 或 } 255 & f(x, y) \geq T_4(x, y) \end{cases}.$$

该算法的思路是比较明确的, 采用其进行心电图二值化的结果也还比较令人满意。

1.4 算法用于心电图二值化时所做的改进

原始的心电信号以 bmp 文件格式保存, 其图像类型为 256 色的索引图; 包含一个图像矩阵与颜色数矩阵。其中心电信号的颜色偏向黑色, 心电图背景网格的颜色偏向红色, QRS 综合波处的标记的颜色偏向蓝色。如果直接按照上述方法进行二值化处理, 效果十分不理想, 因此应先作如下变换: 使用 MATLAB 中的 imread 命令^[6] 读入图像, 并利用 isind 命令判断图像类型后, 通过 ind2rgb 命令将其转化为 RGB 类型, 在此类型下图像保存为一个三维数组: $a \times b \times 3$, 其中 a, b 分别表示图像像素的行列数。与索引图像不同的是, 红、绿、蓝颜色的亮度值直接存于图像数组中, 而不是存于颜色图中, 即三维数据分别代表 R(红色)、G(绿色)、B(蓝色)页面的数组, 每一个页面的数组从 0 到 255, 代表相应颜色的亮度值。在 R 页面中, 心电图背景网格信号的颜色值较大, 而在其他两个页面中其颜色数较小, 或者说通过红、绿、蓝三基色合成原始图像时, R 页面对背景网格信号的贡献较大。将 R 页面单独转换为灰度图时, 由于心电图背景网格信号的颜色值较大, 因此转换后其颜色比较浅, 这样二值化处理时就比较容易去除背景网格信号; 同样, 在 B 页面中, QRS 综合波处的标记的颜色值较大, 而在其他两个页面中其颜色数较小, 将 B 页面单独转换为灰度图时其颜色比较浅。心电信号在各个页面的颜色值差别不大, 因此可以将 RGB 类型下 3 个页面的数据分别转换为灰度图进行二值化处理, 分别去除不同的干扰信号。最后将结果数组做“或”运算: 不同页面中相同位置的像素值同时为 0 时, 结果数组对应位置像素的值才为 0, 即对应黑色的心电信号; 否则为 255, 即对应白色的背景信号。这样可以只保留有用的心电信号。

对于 QRS 综合波处没有标记的图像, 直接将 R 页面进行二值化处理即可取得比较理想的效果。对于背景噪声信号, 无论在哪一个页面滤除都较为方便。

实际应用中还需要注意以下问题:

1) 利用 MATLAB 编程时, 图像矩阵的数据可以是双精度类型, 其值域为 $[0, 1]$; 也可以是 uint8 类型, 其数据范围是 $[0, 255]$, 其中 0 表示黑色, 1 或者 uint8 类型的 255 表示白色。使用 uint8 类型数据可以节省

存储空间,但是 uint8 类型的数据无法参与数值计算,为统一、直观起见,将值域为 $[0, 1]$ 的数据一一映射到 $[0, 255]$,同时转换 uint8 数据类型为 double 型,使其可以参与计算。

2) 转换为灰度图后其灰度等级为 256,因此应用最大方差阈值法计算时, $m = 256$ 。

3) 虽然图像的灰度等级为 256,但并不是每一种灰度值均出现。对于图中没有出现的灰度值,计算时应先进行判断,并令其平均值为 0,以防止出现 MATLAB 中“Divide by zero”的无意义问题。

4) 整幅图像像素比较多,其中大部分为灰度值 255 的白色的背景点,约占整体像素的 85%。计算阈值时,应该将这些像素剔除,不参与计算,这样不仅大大加快速度,而且二值化后的效果也更加令人满意。

5) 应用 MATLAB 编程时,应尽可能地使用数组,而避免使用循环,这样也可以加快程序的运行。

2 试验结果比较与分析

图 1~10 是按照上述思路计算所得的结果,此处并没有将结果全部列出。为了方便比较,均从处理结果中截取图像的一部分,并将每一幅截取的图放大显示。

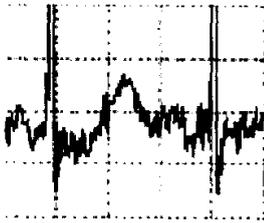


图1 原始心电图信号a

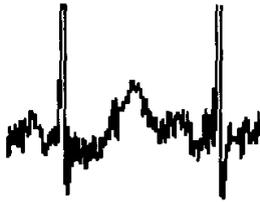


图2 灰度期望值法对信号a的R页面二值化结果

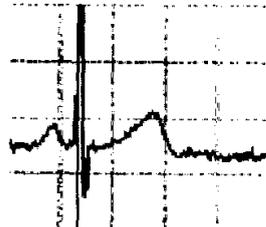


图3 原始心电图信号b

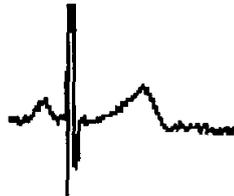


图4 灰度期望值法对信号b的R页面二值化结果



图5 最大方差阈值法对信号b的B页面二值化结果



图6 图4、5所得图像数组相“或”的结果

由图 1、2 可见,对于背景中只存在心电图网格和干扰噪声的心电信号,单独利用灰度期望值法对图像的 R 页面二值化就能够很好地滤除干扰信号,取得比较理想的结果。对于图 3 那种背景中存在心电图网格、QRS 综合波处的标记和干扰噪声的心电信号,利用灰度期望值法对 R 页面进行处理,如图 4 所示,其中滤除了背景噪声和网格,但是保留下来了 QRS 综合波处的标记。利用最大方差阈值法对 B 页面进行处理(见图 5),其中滤除了背景噪声和 QRS 综合波处的标记,但是保留下来了一部分背景网格。最后将两者的结果做“或”运算,所得二值化结果如图 6 所示。二值化的结果没有完全保存原始心电信号的信息,出现了“断点”,这是因为原始心电图图 2 中 QRS 综合波处的标记覆盖了心电信号,图 5 所示结果滤除了 QRS 综合波处的标记,也就滤除了标记与心电信号重叠的部分,即相应像素的灰度值为 255,这样做“或”运算时出现了“断点”,这种“断点”现象只出现在 QRS 综合波处。

同样利用灰度期望值法处理信号 b 的 B 页面(见图 7),其中滤除了背景噪声和 QRS 综合波处的标记,但是保留下来了一部分背景网格。图 7 与图 5 的差别在于当背景网格与 QRS 综合波处的标记重叠时,图 5 所示的算法将其舍弃,而图 7 所示的算法将其保留。将图 7 与图 4 做“或”运算,二值化结果如图 8 所示,结果保存了原始心电信号的信息,但同时也保存了一些无关的像素点。这些多余的像素点产生在心电图背景网格与 QRS 综合波处的标记的重叠处。

整体与局部相结合法对两种信号的 R 页面二值化结果如图 9、10 所示。由于牵涉到选取局部阈值,原

始灰度图像中心电信号的一些灰度值比较大的像素会被忽略掉。此方法的缺点是速度较慢。

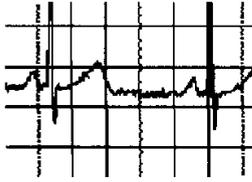


图7 灰度期望值法对信号b的B页面二值化结果



图8 图4、7所得图像数组相“或”的结果

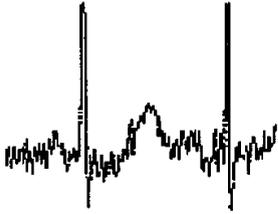


图9 整体与局部相结合法对信号a的R页面二值化结果

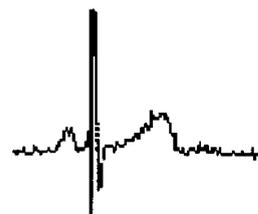


图10 整体与局部相结合法对信号b的R(红色)页面二值化结果

参考文献:

- [1] 王强, 马利庄. 图像二值化时图像特征的保留[J]. 计算机辅助设计与图形学学报, 2001, 12 (10): 746-750.
- [2] 王积分, 张新荣. 计算机图像识别[M]. 北京: 中国铁道出版社, 1988.
- [3] 高永英, 张利, 吴国威. 一种基于灰度期望值的图像二值化算法[J]. 中国图像图形学报, 1999, 4A (6): 525-528.
- [4] 方敏, 徐俊艳, 王建平, 等. 一种新的文本图像二值化方法[J]. 合肥工业大学学报(自然科学版), 2001, 24 (2): 166-169.
- [5] 叶芩芸, 戚飞虎, 吴健渊, 等. 文本图像的快速二值化方法[J]. 红外与毫米波学报, 1997, 16 (5): 344-350.
- [6] 陈桂明, 张名照, 戚红雨. 应用 MATLAB 语言处理数字信号与数字图像[M]. 北京: 科学出版社, 2001.

Binarization Algorithm for ECG Signal Based on MATLAB

WANG Heng-di, TU Cheng-yuan

(College of Mechanical Engineering & Applied Electronics Technology,
Beijing Polytechnic University, Beijing 100022, China)

Abstract: Based on MATLAB language, the paper compares with several binarization algorithm: Ostu algorithm, the algorithm for threshold selection based on arithmetic mean of gray value and the adaptive threshold selection which combines the global threshold with local threshold. The indexed ECG images are converted to RGB ones. And then binarization processing is implemented to the R-array, G-array and B-array separately by using the methods above. "OR" operation is experimented with the gotten arrays so as to get the result. The experimental results show that binarization approaches based on global threshold discussed in this paper are useful and can remove the background noise, background grid and the marks at QRS complexes and keep the useful ECG signals.

Key words: binarization; global threshold; electrocardiogram(ECG); MATLAB