

基于图像像素状态平衡的血管提取算法

洪伟 牟轩沁 蔡元龙

(西安交通大学电子与信息工程学院, 西安 710049)

摘要 为了消除血管减影图像中的噪声,从复杂背景中提取血管,提出了一种基于图像像素状态平衡的血管提取方法。将图像看成一个由目标区域与背景区域构成的平衡系统,目标区域与背景区域由于某种作用力处于一个内在平衡状态,但噪声的引入破坏了这种平衡,该方法通过恢复平衡状态来消除噪声,分离目标与背景区域。在此基础上发展出一种新的灰度图像二值化算法,并将其应用在脑部血管 DSA 图像的血管提取上,该算法能从背景噪声很强的 DSA 剪影图像中分离出完整的血管网络,实验效果令人满意。

关键词 状态平衡 血管提取 二值化 分割

中图分类号: TN911.73 文献标识码: A 文章编号: 1006-8961(2004)02-0225-05

Vessel Extraction Algorithm Based on State Balance of Image Pixels

HONG Wei, MOU Xuan-qin, CAI Yuan-long

(School of Electronics and Information Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049)

Abstract The model of state balance of image pixels from the view of pixels' correlative degree is proposed to extract vascular network from DSA images. The image is regarded as a balanced system that consists of object and background areas. Under some certain force, there is an inner balanced state between these two kinds of areas. But the introduction of noise breaks the balance, this disturbance will make the boundary of vascular and background indistinct. In the circumstances, extracting vascular network directly is very difficulty. If the balanced state can be gained, the segmentation becomes easy and accurate relatively. Therefore it's possible to remove the noise and separate the object and background areas by resuming such balanced state. Based on this theory, a new binarization algorithm for gray images can be developed and used in the vessel extraction from the DSA images of cerebral vessels. An overlap algorithm is presented to resumes the balance state in this paper. Then using this algorithm, the vascular network can be segmented from background perfectly. It can extract the whole vascular network from the DSA subtraction images with high level noises and the experimental results are very satisfying.

Keywords state balance, vessel extraction, binarization, segmentation

引言

灰度图像二值化技术是图像处理的一项基本技术^[1]。在过去 30 多年里,大量研究的重点集中在阈值的选取上^[2]。阈值的选取主要可分为整体阈值法、局部阈值法和动态阈值法 3 类。整体阈值法是指对于整个图像只使用一个固定阈值进行分割的方法;局部阈值法是根据像素灰度值和此像素邻域的灰度特性来确定像素的阈值;动态阈值法不仅根据邻域

内的灰度特性,而且还和像素的坐标位置有关。这些方法应用的范围不同,效果也有很大差异^[3,4]。

在医学图像领域,数字减影血管造影(DSA)图像中血管信息的提取一直是该领域所要解决的重要问题之一,它是基于内容的血管三维重建的基础^[5]。由于 X 射线经过的组织厚度以及血液中的造影剂浓度不均匀,经过剪影后的图像不能完全消除人体组织引起的噪声信号,因此背景和目标混杂在一起。无论是经典的灰度阈值方法,还是频域和空间分割方法都很难达到令人满意的效果。Gerig 等人提出

Hysteresis thresholding^[6]来进行图像分割。它的原理是:提出两个阈值,大于上限的像素一定属于血管,并用作生成种子,小于下限的像素被视为噪声,在上限和下限之间的像素仅当和种子相连时被视为血管。这种方法应用于目标与背景相差较大的磁共振造影(MRA)图像上取得了较好的分割效果,但无法适用于DSA图像。另一种方法是多分辨的提取方法^[7],该方法是利用Hessian矩阵的特征值来区分血管。

本文提出了一种基于迭代和像素相关的灰度图像二值化算法,该算法能够有效地消除背景,将血管从DSA图像中准确地分离出来。

2 算法原理

DSA图像本身对比度比较低,目标与背景直方

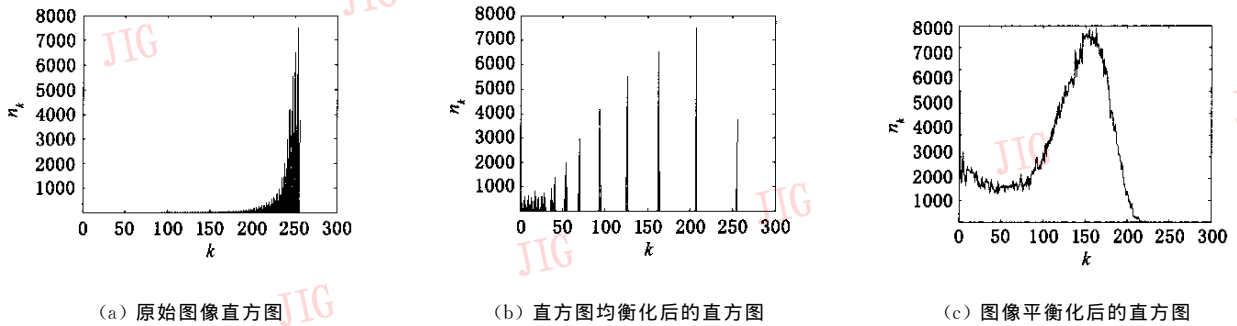


图1 直方图对比

将图像看成一个由目标区域与背景区域构成的平衡系统,目标区域与背景区域由于某种作用力处于一个内在平衡状态。由于噪声的引入破坏了这种平衡,现在通过恢复平衡状态的方法来消除噪声,分离目标与背景区域。

设二维图像任意 m 点与其邻域点 n 之间存在作用力 f_{mn} ,点 m 通过 f_{mn} 影响其邻域所有点,同时通过传递关系,影响图像中所有的点。同时,每个点自身有一个抵抗力 f'_m ,用来抵消周围点对它的作用力。点 m 所受合力为

$$F_m = f'_m - \sum_{n \neq m} f_{mn} \quad (3)$$

当 $F_m = 0$ 时,点 m 达到平衡状态。其中抵抗力 f'_m 仅与自身的灰度值 w_m 有关,而点间作用力 f_{mn} 与两点之间的距离 d 与灰度差 Δw_{mn} 有关。

令 $f'_m = k'_m w_m$, $f_{mn} = k_{mn} \cdot \Delta w_{mn} / d$,则

$$F_m = k'_m w_m - \sum_{n \neq m} k_{mn} \cdot \Delta w_{mn} / d_{mn} \quad (4)$$

图差别很小,因此首先需要使用直方图均衡来增强图像对比度。DSA直方图分布集中在某一比较小的范围之内,经过均匀化处理的图像,其所有灰度级出现的相对频数(概率)相同,此时图像的熵最大,图像所包含的信息量最大。

设图像中总像素数为 N ,共有 L 个灰度级,第 k 个灰度级 r_k 出现的频数为 n_k ,则第 k 个灰度级出现的频率为

$$p_k(r_k) = n_k / N \quad (0 \leq r_k \leq 1, k = 0, 1, \dots, L-1) \quad (1)$$

对其进行均匀化处理的变换函数为

$$S_k = T(r_k) = \sum_{j=0}^k p_j(r_j) = \sum_{j=0}^k n_j / N \quad (2)$$

以均衡化后的图像为处理目标,从灰度直方图上可以看出,图像有多个波峰,其中目标与背景区域混杂在一起,直接用阈值进行分割不仅不能完全消除背景,而且会造成部分目标信息的丢失。

其中, $d_{mn} = |m - n|$, $\Delta w_{mn} = w_m - w_n$,参数 k'_m 与 k_{mn} 分别代表目标与背景在图像中所占比例, k_{mn} 一般可取相同值。为了得到目标与背景在图像中所占比例,需要有一个初始的分割阈值,这个初始阈值可由下面的二值化迭代公式得到。设图像共有 l 个灰度级,分割阈值为 t ,则

$$k'_m = \frac{t}{l}, k_{mn} = 1 - k'_m \quad (5)$$

由于反馈作用,点 m 的灰度值将受到 F_m 的影响而改变。

$$w_m^{(j+1)} = w_m^{(j)} - \mu_1 w_m^{(j)} - \mu_2 F_m^{(j)} \quad (6)$$

设初始状态点 m 的灰度值为 $w_m^{(0)}$, $\mu_1 w_m^{(0)}$ 是点 m 的初始灰度加权值,迭代过程中初始灰度始终对点 m 保持影响,除非受到周围很大的外力影响,点 m 不会与初始灰度偏差太远。 μ_1, μ_2 为反馈参数,此时 $|F_m^{(0)}| > 0$,经过一系列中间状态 $w_m^{(1)}, w_m^{(2)}, \dots, w_m^{(j)}, \dots, w_m^{(s-1)}$,到达状态 $w_m^{(s)}$,此时作用在点 m 上的合力 $F_m^{(s)} = 0$,则称点 m 达到稳定状态。如果图像中所有

的点都达到稳定状态,则称图像达到稳定状态。反馈参数 μ_1, μ_2 由下式决定

$$\mu_1 = \left| \frac{\tau_w^{(j)} - \tau_w^{(j-1)}}{\tau_w^{(j)}} \right|, \mu_2 = \left| \frac{F_m^{(j)} - F_m^{(j-1)}}{F_m^{(j)}} \right| \quad (7)$$

达到稳定状态时, $\tau_w^{(j)} = \tau_w^{(j-1)}, F_m^{(j)} = F_m^{(j-1)}, \mu_1, \mu_2$ 均为 0, 稳定状态可以通过迭代过程来逐步逼近, 实现过程中设置两个阈值 σ_1 和 σ_2 , 当 $|\tau_w^{(j)} - \tau_w^{(j-1)}| < \sigma_1$ 时, 认为点 m 达到平衡状态, 当整个图像方差 $|W^{(s+1)} - W^{(s)}| < \sigma_2$ 时, 认为整个图像达到平衡状态。

3 平衡状态恢复的算法实现

(1) 初始化

初始图像 $Y^{(0)} = (y_m^{(0)})$, $\tau_w^{(0)} = \max(Y^{(0)})$, 设置参数 σ , 初始状态 $s=0$, 并根据式(5)计算参数 k, k' 。

(2) 对于每一状态 $\tau_w^{(s)}$, 根据式(4)求出图像中每一点所受合力 $F_m^{(s)}$ 。

(3) 如果 $F_m^{(s)} = 0$, 则 $\tau_w^{(k+1)} = \tau_w^{(s)}$, 否则根据式(6)求出 $\tau_w^{(s+1)}$ 。

(4) 判断终止条件, 如果前后两个状态方差 $|W^{(s+1)} - W^{(s)}| < \sigma$, 迭代过程终止, 否则 $s=s+1$, 回到第 2 步。

4 图像二值化

当图像达到平衡状态后, 图像中的噪声被抑制, 而由于直方图均衡所产生的目标中的空点也被消除, 此时图像的直方图完全变成了一个双峰直方图, 因此, 可以用一个全局阈值对图像进行二值化。将双峰直方图的谷底作为分割阈值, 或将像素比例作为分割阈值, 就能获得很好的二值化效果。文献[9]、[10]给出的迭代选择阈值方法如下

$$T_{i+1} = \mu \left[\frac{\sum_{k=0}^{T_i} h_k \cdot k}{\sum_{k=0}^{T_i} h_k} + \frac{\sum_{k=T_i+1}^{L-1} h_k \cdot k}{\sum_{k=T_i+1}^{L-1} h_k} \right] \quad (8)$$

设图像共有 L 个灰度等级, 取图像灰度范围的中值作为初始阈值 T_0 , h_k 是灰度值为 k 的像素个数, 系数 μ 取 0.5。迭代一直进行到 $T_{i+1} = T_i$ 时结束, 取结束时的 T_i 为分割阈值。首先根据初始阈值将图像分为前景和背景, 分别求前景和背景的平均灰度, μ 取

0.5, 相当于取两个平均灰度的中点来确定下一步的阈值。从直方图上看, 最终得到的阈值处在与两个灰度区域的重心成反比的位置, 从路径规划的角度看它也是一种最优阈值。将通过式(8)得到的阈值 T 作为粗阈值, 然后再用最大类间方差判别准则对粗阈值进行微调^[11]。设阈值 T 将图像像素点分为目标点和背景点两类, 目标点的像素总数为 c_1 , 平均灰度为 g_1 , 方差为 δ_1 ; 背景点的像素总数为 c_2 , 平均灰度为 g_2 , 方差为 δ_2 , 图像平均灰度为 g , 则类间方差为

$$\xi_1^2 = c_1(g_1 - g)^2 + c_2(g_2 - g)^2 \quad (9)$$

类内方差为

$$\xi_2^2 = c_1\delta_1^2 + c_2\delta_2^2 \quad (10)$$

对 $\forall T_r \in (T-t, T+t)$, 计算判别准则函数 $S(T_r) = \frac{\sigma_1^2(T_r)}{\sigma_2^2(T_r)}$, 将 $S(T_r)$ 为最大值时的 T_r 作为最终的二值化阈值。

5 实验结果

用 200×200 像素脑部 DSA 剪影图像作为原始图像进行二值化处理, 并与经典的自适应阈值方法 Bensen 方法, 以及基于模型的血管提取方法 Hessian 方法作对比。由于造影剂浓度与组织厚度不均匀, 以及剪影的误差, 使得原始图像存在较大噪声, 直接用 Bensen 方法进行二值化效果很差。Hessian 方法是一种常用的多尺度的血管检测方法, 函数邻域泰勒展开式中的二阶导数项构成 Hessian 矩阵, Hessian 方法利用了 Hessian 矩阵的特征值来区分血管, 检测血管使用了二维 Gauss 函数的 Laplacian 变换, 在不同的检测器尺度情况下得出的血管图像效果也不同, 最佳尺度与图像本身有关。

从图 2 可以看出, 对于剪影图像直接使用 Bensen 算法二值化效果是很差的(图 2(d))。Hessian 方法对于不同宽度的血管需要选取不同的参数, 如果完整保留粗大血管, 则细小血管就会被消除, 难以自动提取 DSA 剪影图像中粗细不同的血管。本文方法无论是在血管结构简单还是复杂的情况下都能很好地将血管各分支完整地提取出来, 效果令人满意(图 2(c)), 可以作为进一步的血管骨架化及形态分析的原始数据。

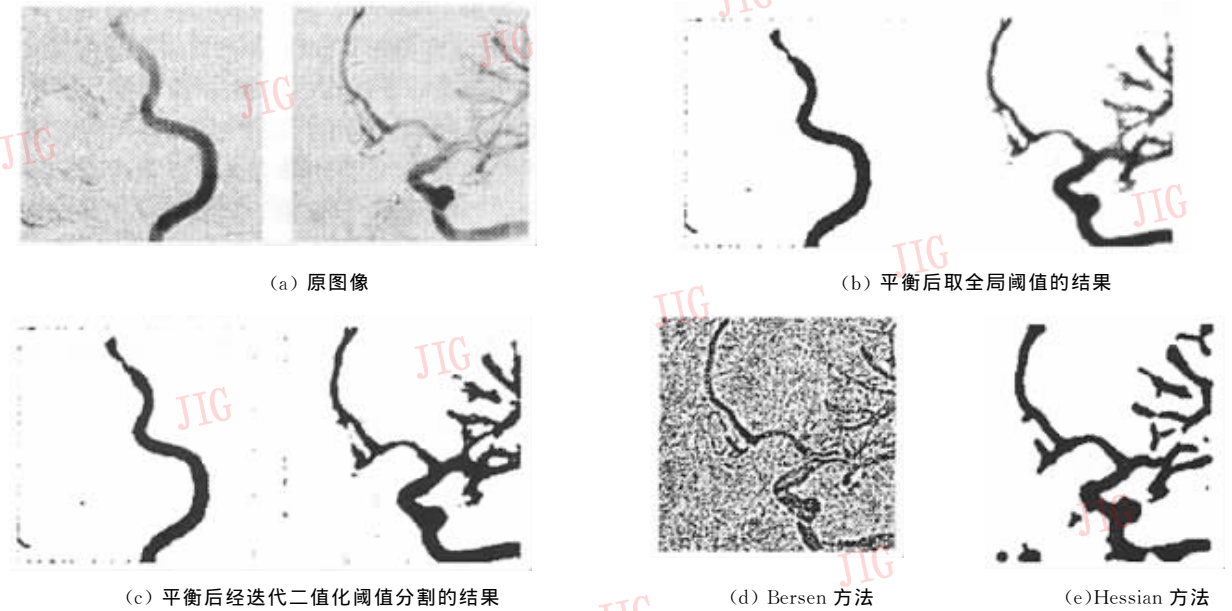


图 2 实验结果

6 结 论

本文从图像像素相关性出发,提出了图像像素状态平衡的概念,并在此基础上发展出一种图像二值化算法,并应用于 DSA 图像中血管的提取。阈值选取结合了迭代方法与最大类间方差准则,计算简单有效,对于噪声较大的 DSA 图像分割效果非常好。由于算法中计算合力时考虑了图像中所有点的影响力,计算时间较长,可以根据需要改为仅计算某一个邻域范围内点的影响力。本方法是针对 DSA 图像血管的提取提出的,主要应用于背景灰度变化平缓的图像。如果一幅图像在不同位置背景灰度相差很大,则需要结合局部自适应阈值方法才能获得较好的效果,这也是需要进一步研究的内容。

参 考 文 献

- 1 Kim In-Kwon, Dong-Wook J *et al.* Document image binarization based on topographic analysis using a water flow model[J]. *Pattern Recognition Letters*, 2002, **35**(1): 265~277.
- 2 Zhao Mansuo, Yang Yibing, Yang Hong, An adaptive thresholding method for binarization of blueprint images[J]. *Pattern Recognition Letters*, 2000, **21**(10): 927~943.
- 3 郑浩,张洪涛,叶声华. 基于目标边缘的图像二值化方法研究[J]. *计量技术*, 2002, **332**(4): 3~5.
- 4 王庆,赵荣椿,池哲儒. 文本图象的一种混合二值化方法[J]. *西北工业大学学报*, 2002, **20**(3): 396~399.
- 5 Guo Dongbai, Richardson P. Automatic vessel extraction from

angiogram images [J]. *Computers in Cardiology*, 1998, **25**: 441~444.

- 6 Gerig G, Koller T, Szekely G *et al.* Symbolic description of 3D structures applied to cerebral vessel tree obtained from magnetic resonance angiograms volume data [A]. In: HH Barrett & AF Gmitio (editois) *Information Processing in Medical Imaging IPMI'93*[C], 1993, **687**: 94~111.
- 7 Sato Y, Nakajima S, Shiraga N, *et al.* Three-dimensional multi-scale line filter for segmentation and visualization of curvilinear structures in medical images[J]. *Medical Image Analysis*, 1998, **2**(2): 143~168.
- 8 Bersen J. Dynamic thresholding of gray-level images [A]. In: *Proceedings of 8th Intel. Conf on Pattern Reconition*[C]. Paris, France, 1986: 1251~1255.
- 9 Ridler, Calvard S, Picture thresholding using an iterative selection method[J]. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, 1978, **8**(8): 630~632.
- 10 王润生. 图象理解[M]. 长沙: 国防科技大学出版社, 1995.
- 11 张引. 基于空间分布的最大类间方差牌照图象二值化算法[J]. *浙江大学学报*, 2001, **35**(3): 272~280.



洪 伟 1973 年生, 1996 年和 1999 年分别获西安交通大学计算机专业学士和硕士学位, 现为西安交通大学电信学院博士研究生。主要研究方向为模式识别, 图像三维重建、智能交通系统等。

牟轩沁 1964 年生,教授,副所长,1987 年在西安交通大学获自动控制专业硕士学位。目前的主要研究方向为医学数字成像技术和智能交通技术,主持过国家“863 计划”和自然科学基金等多个项目的研究工作,其中包含重大项目,已有两项成果获得省部级奖励。



蔡元龙 1928 年生,教授,博士生导师,1948 年在上海交通大学获电气工程专业学士学位。一直从事仪器仪表、图像处理及模式识别领域的研究工作。主持过多项国家自然科学基金和国家科技攻关项目,获得国家教委和电子部科技进步二等奖等 3 项。发表有论文 100 余篇,编著教科书 2 部。

第二届中华文化遗产数字化及保护国际研讨会

征 文 通 知

(2004 年 5 月 31 日~6 月 1 日,浙江·杭州)

主办单位:中国图像图形学会虚拟现实专委会;中国人工智能学会机器感知与虚拟现实专委会
 承办单位:杭州电子工学院

一、征文范围

接受与文化/自然遗产数字化与保护有关的所有论文投稿。包括:

- | | | | |
|------------|-----------|--------|-----------|
| 几何建模 | 图象分割 | 多媒体数据库 | 图象/几何模型检索 |
| 实时图形绘制 | 颜色模型/恢复 | 三维重建 | 基于图像的绘制 |
| 基于 WEB 的展示 | 交互技术和设备 | 多媒体技术 | 动画技术 |
| 数字水印 | 混合现实/增强现实 | 数字博物馆 | 地理信息系统 |
| 数字考古 | 面向考古的遥感 | 文物复原 | |

二、重要日期

征文截止:2004 年 4 月 15 日 录用通知:2004 年 5 月 1 日 最终版论文:2004 年 5 月 10 日

三、会议组织机构

会议名誉主席: Takeo Ojika 教授
 会议主席:石教英教授 会议副主席:Hal Thwaites 教授 张国焯教授 查红彬教授
 程序委员会主席:潘志庚研究员 副主席:Ruth Aylett 教授 鲁东明教授 孟祥旭教授

四、会议网址

<http://www.hziee.edu.cn/dh04>

五、文章投稿联系方式

联系人:王毅刚博士 电子邮件:wangyg@cad.zju.edu.cn