

全自动、多管径生物网状血管分割方法研究*

李锡林 徐公文 范植华

(中国科学院软件研究所 北京 100080)

摘要 生物血管图象分析,早已被医学界广泛用作辅助诊断手段.借助于计算机来处理血管图象,提取诸如血管管径、血管分支数等特征参数的研究业已推广开来.本文针对含有不同管径的网状血管(生物血管图象分析中最复杂的情形),设计并实现了一种全自动、高效率的提取和定量分析算法.它能根据血管的直径对血管图象自动分层,每一层仅含管径限制于某一范围内的血管.检测不同层中血管的支数或面积,即达到分析血管图象的目的,并运用于医学早期诊断中,分析烧伤患者烧伤创面中血管的管径所占的比例,能够辅助确定医疗方案.在本领域之外,这种方法也可以辐射于诸如卫星遥感图象的道路识别等应用中.

关键词 网状血管图象,二值化,一维图象扫描,血管横截面分析,分层处理.

生物血管分析的实质是血管目标的分割研究,把血管从背景图象中提取出来,然后对它进行定量检测.不同类型的血管特征不同,因而分析方法也各异,但归纳起来有2种基本方法,即二维模板并行匹配方法和血管串行跟踪方法.

这2种方法处理不同类型的血管图象时,各有利弊.在二维模板的方法中,模板的构造往往很费时间.在血管跟踪算法中,需要人工定义每一分支血管的起始点和跟踪方向,对不同管径的血管还要定义不同的横截面积,当血管分布比较密集时,这样做手工干涉过多.

我们的目标是设计一种全自动(人工干预尽量少)、高效率的算法,对含有不同管径的网状血管加以提取并作定量分析,下面分述之.

1 灰度图象二值化

对原始图象进行规一化处理,可以对图象进行二值化处理.

取代二维模板匹配运算二值化灰度图象的传统思想,我们首创一维图象扫描和血管横截面分析2个步骤来完成灰度图象二值化的方法.

在灰度血管图象中,血管具有如下性质:(1)位置的连续性:血管分支的中轴线和2条边界线沿着血管方向是平行的;(2)曲率的连续性:血管分支呈现出一定的弯曲性质,在一

*作者李锡林,1970年生,助工,主要研究领域为图象处理,计算机图形学,多媒体研究.徐公文,1967年生,助研,主要研究领域为图象处理,计算机图形学,声信号处理.范植华,1942年生,研究员,博士导师,主要研究领域为并行、实时图象处理.

本文通讯联系人:李锡林,北京100080,中国科学院软件研究所

本文1995-10-18收到修改稿

定面积的血管图象中,大血管的曲率比小血管的要小.但无论大小,都是平缓变化的;(3)直径的连续性:任一血管分支的管径也是变化的,从血管根部到血管末梢,管径的变化也是平缓的;(4)灰度的连续性:虽然在一幅负片灰度图象中,血管的灰度大于背景的灰度,但通过血管横截面的顶点向两边延伸时,灰度的变化却是平缓的.

灰度图象的二值化,正是以上述性质为前提.对血管图象进行一维扫描后,沿着扫描线的方向,血管横截面的灰度分支情况如图 1、2 所示.



图1

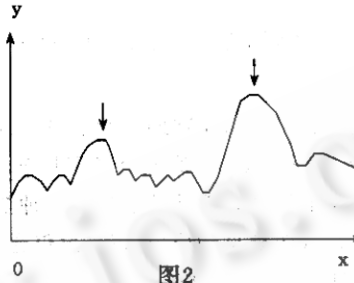


图2

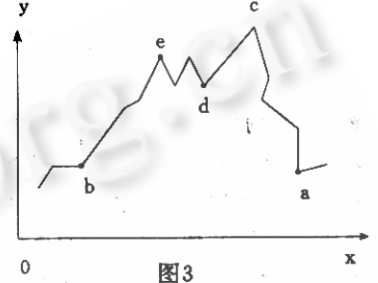


图3

箭头所指示的位置是呈现血管性质的血管横截面所在,它可以近似地用高斯曲线^[1]或半椭圆曲线^[4]函数来描述,如图 3.

1.1 扫描点集 S_b, S_e 的确定及最小血管高度 h 的引入

扫描点集 S_b 和 S_e 分别是对血管横截面扫描线分析生成的 2 个边界点的集合.它是通过分析横截面的梯度生成的.

在灰度图象中,尚存在一些平滑阶段没有完全消除的高频噪声.背景或血管波峰中参差不齐的现象是其在横截面图上的表现.它们往往影响沿横截面一维扫描过程中边界点的检测精度.为此,需引入最小血管高度 h 来抑制高频噪声的干扰.

如图 3 所示,在从一端到另一端沿横截面扫描检测边界点的过程中,扫描是从第 1 个上升点(图中 a 点)开始的.当从 a 点扫描上升到 c 点以后,曲线出现了下降的趋势;扫描到 d 点后,又出现上升趋势.

$$a \text{ 点与 } c \text{ 点之间的高度差 } h_1 \text{ 为: } h_1 = y_c - y_a \tag{1}$$

$$d \text{ 点与 } c \text{ 点之间的高度差 } h_2 \text{ 为: } h_2 = y_c - y_d \tag{2}$$

倘若 $h_1 > h$ 且 $h_2 < h$ (h 为最小血管高度),则说明在 ac 段已经检测到始端血管边界点,而在 cd 段并没有检测到末端边界点.在这种情况下,必须沿着原来的扫描方向继续向前扫描,以寻找末端的边界点.

当扫描进行于从 e 点到 b 点的那一小段时,我们有

$$h_3 = y_e - y_b > h \tag{3}$$

说明在 eb 段搜索到末端边界点.从 b 点开始,曲线又呈上升趋势.至此,我们完成了一个血管横截面边界点的检测,开始进入下一个横截面边界点的检测过程.

由此可见,扫描点集 S_b 为点 a 到点 c 之间的曲线弧, S_e 为点 e 到点 b 之间的曲线弧.

1.2 低频噪声的抑制

在血管灰度图象中,低频噪声横截面性质相似的情形,干扰着真正血管信号的检测.为此,我们引入一个控制参数 r 来抑制低频噪声的干扰.

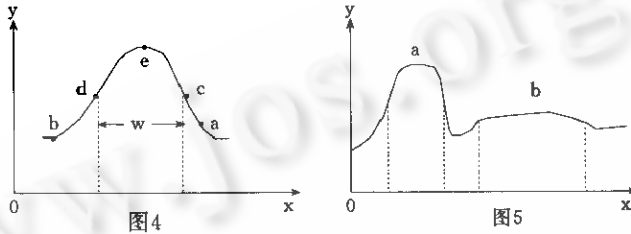
如图 4 所示,扫描起始点和结束点分别为点 a 和点 b , 2 个边界点分别为点 c 和点 d , 点 e

为横截面顶点.

控制参数 r 定义为:

$$r = \frac{\sum_{i=x_c}^{x_d} y_i - (y_a + y_b)/2}{|x_c - x_d|} \quad (4)$$

血管信号的控制参数比低频噪声的控制参数要大. 因此, 引入其间的一个常量控制参数 (记作 r_0) 即可区分出血管信号和噪声信号. 对每一个呈现血管性质的横截面曲线, 假设其控制参数是 r_i , 那么, 当 $r_i \geq r_0$ 时, 此信号是血管信号, 被保留; 反之, 当 $r_i < r_0$ 时, 此信号是噪声信号, 被消除.



以图 5 为例. a 段曲线的控制参数 $r_a > r_0$, 而 b 段曲线的控制参数 $r_b < r_0$, 据此断定 a 段曲线代表的是血管信号, 而 b 段则是噪声信号.

此外, 在血管分支末端, 血管性质越来越不明显. 当其控制参数低于 r_0 时, 血管分支延伸结束.

正确检测到的血管边界点数目应该是偶数, 并且, 每相邻的 2 个边界点为一组, 其间的区域是血管信号, 剩余的部分就是背景信号. 灰度血管图象的二值化过程随之完成.

1.3 一维扫描线的确定

由前面所列的血管分支性质获悉: 在血管灰度图象中, 血管不仅粗细不匀, 而且是弯曲的, 即血管分支有可能沿任意方向延伸, 一个方向的扫描只能检测出一个方向的血管. 因此, 二值化扫描并不仅仅局限于水平扫描或垂直扫描, 应该在适合血管延伸的各个方向上调整扫描角度. 我们选择 $0^\circ, 22.5^\circ, 45^\circ, 67.5^\circ, 90^\circ, 112.5^\circ, 140^\circ, 162.5^\circ$ 等 8 个角度进行 8 次扫描, 对于每一次扫描, 都生成一幅二值图象, 将 8 个或更多个方向的二值图象合并起来, 即生成一幅包含各个延伸方向的血管的完整的二值图象. 扫描角度越多, 得到的图象质量越高, 但计算量也相应地加大. 实验表明, 选择 8 个或 12 个不同的扫描角度, 结果比较理想.

2 形态噪声的消除

在前面生成的二值化图象中, 还会存在形态噪声, 直接影响后续处理的精度.

所谓形态噪声, 是指灰度分布尽管属于血管信号范围, 但直径却介于视野里最小血管和最大血管直径范围的块状噪声. 在二值化过程中, 它逃过了最小血管高度和控制参数的过滤, 保留在二值图象里.

我们使用基于图象形态学的方法^[5]来消除形态噪声.

定义 1. 设 X 为 $E(n)$ 上的集合, W 为 $E(n)$ 或 $E(m)$ 的子集, 结构元素对 $T = (B, B^*)$ (其中, $B^* = W \cap B^c$), 那么, 集合 X 关于 T 的形态交离变换定义为:

$$X \odot T = \{x; B_x \subset X, B_x^* \subset X_c\} = (x \ominus B) \cap (X_c \ominus (W \cap B_c)) \quad (5)$$

定义 2. 设 X 为 $Z(2)$ 的子集, $T \cup Z(2)$, 那么, 形态粗化操作 \odot 和形态细化操作 \circ 分别定义为:

$$X \odot T = X \cup (x \ast T) \quad (6)$$

$$X \circ T = X - (X \ast T) \quad (7)$$

欲去除形态噪声, 要求形态细化和粗化必须具有同伦性. 选择如图 6 所示的结构元素对, 构造出同伦粗化算法和同伦细化算法.

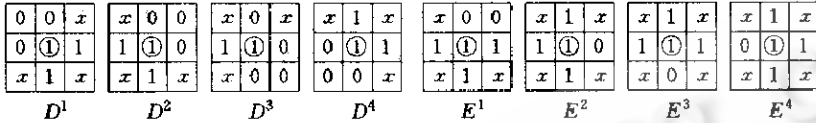


图6

同伦细化算法如下:

$$\Psi\{X, D, E, M\} = \{(X \circ D^i) \cap (X \circ D^{i+1}) \cap (X \circ E^i)\}_m$$

其中 $i=1, 2, 3, 4; D^5 = D^1$.

同伦粗化算法如下:

$$\Psi(I) = \{(I \odot E^i) \cup (I \odot D^{i+1}) \cup (I \odot D^i)\}_{skp}$$

其中 $i=4, 3, 2, 1$.

首先, 运行同伦细化算法, 获得 X 的同伦骨架 I . 依据血管网络与形态噪声骨架的不同结构, 设定阈值, 滤掉形态噪声. 然后利用同伦粗化算法, 再精确地重建图象 X . 于是, X 图象中的形态噪声被有效地剔除.

3 图象分层

灰度血管图象二值化并消除形态噪声之后, 我们得到一幅二值血管图象. 图象分层是指加工二值图象, 依据管径的不同分幅, 每一幅只包含管径在一定范围内的血管.

我们按标准象素单位(即水平方向或垂直方向的象素点所代表的距离)来度量血管的管径. 对于不是水平或垂直方向的血管的管径, 应如图 7 所示, 乘上相应的系数以换算成标准象素单位.

血管 l 的管径

$$R_{ab} = P_{ab} / \cos\theta' \quad (8)$$

$$\theta' = \begin{cases} \theta & 0 \leq \theta < 45^\circ \\ 90^\circ - \theta & 45^\circ \leq \theta < 90^\circ \end{cases}$$

P_{ab} 是点 a 和点 b 之间象素的个数.

每一血管分支方向的随意性, 给直接测量管径带来了难度. 但就每一分支血管上的象素点而言, 肯定处于某一管径范围内的图象层中, 于是如图 8 所示, 我们得先行求出此象素点所在血管的管径.

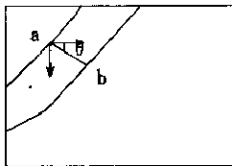


图7

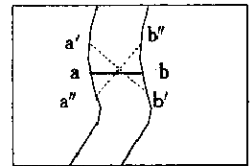


图8

通过象素点 A 的直线以某一角度 θ , 向两边延伸, 寻找到边界点如 a, b 或 a', b' 或 a'', b'' . 这样一来, 2 个边界点之间的距离 R_{a_i} 分别等于: $R_{ab}, R_{a'b'}, R_{a''b''}$. 我们取角度 $0^\circ, 22.5^\circ, 45^\circ, 67.$

$5^\circ, 90^\circ, 112.5^\circ, 135^\circ, 167.5^\circ$ 等8个角度来计算其值,求出其中最小值为血管的管径 R_{θ} . 这样,将测量血管管径分层转化为判断每一个血管象素点所处血管的管径,以确定它处于某一个图象层.

血管分层管径的阈值集 F 定义为:

$$F = \{f_i | i \geq 0, i \in Z; f_i > 0, f_i \in Z\} \quad (9)$$

它用于确定血管图象分层的数目及每一幅分层图象中血管管径的范围.

至此,对分层图象我们有:

$$I = \begin{cases} I_1 & 0 < R_1 \leq f_1 \\ I_2 & f_1 < R_2 \leq f_2 \\ \dots & \\ \dots & \\ I_k & f_{k-1} < R_k < +\infty \end{cases} \quad (10)$$

其中 K 等于集合 F 的元素个数加 1, R_i 为第 i 层血管图象的管径.

4 特征数据的提取与实验结果

借助于放大 5.8 倍的显微照相机,我们从烧伤患者皮肤上获得原始灰度血管照片如图 9 所示. 继而通过 CCD 摄相头和 TH925 图象采集卡这 2 种专用外部设备,把图象信息数字化后进入一台 486/33 微机. 图 10 是经规一化和平滑后的灰度图象. 图 11 是二值化和形态噪声去除后的图象. 图 12 和图 13 是 2 幅分层图象,其中最小血管高度 $h=30$,控制参数 $r=1.5$,分层阈值集 $F=\{20\}$.

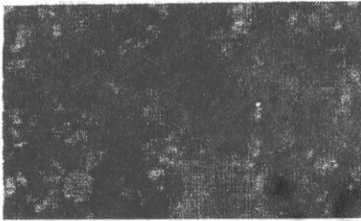


图 9

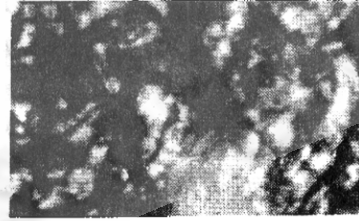


图 10

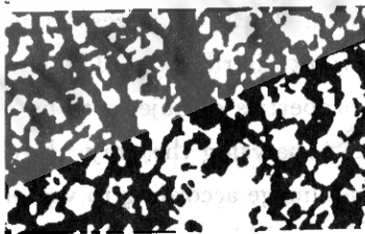


图 11



图 12

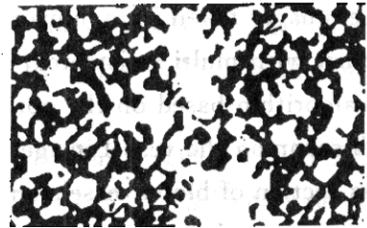


图 13

在 486/33 微机上,一幅 320×200 的图象在不带任何加速器的情况下,二值化处理时间是 15s,图象分层时间是 20s,标准象素单位大约为 20μ .

由实验结果可见,采用我们的处理方案设计出来的系统,整个处理过程效率较高,而且是全自动的.

5 结 论

本文介绍了一种我们自行研制的粗细不匀网状血管图象的分析方法. 该方法的二值化算法比传统的二维模板匹配算法省时, 也不象往常的跟踪算法需要那么多的人工干预. 同时, 这种方法是基于网状血管的局部特性而设计的, 在图象灰度分布不均的情况下能精确地把具有血管特性的血管识别出来. 图象分层算法不仅速率快、精度高, 而且无需人工干涉. 因此, 这种网状血管图象分析方法适用于生物医学图象处理分析; 在其他相关领域中, 亦可望获得广泛的应用.

参考文献

- 1 Subhasis Chaudhuri, Shankar Chatterjee, Norman Katz *et al.* Detection of blood vessels in retinal images using two-dimensional matched filters. *IEEE Tran. on Medical Imaging*, September 1989, 8(3):263~269.
- 2 Pratt W K. *Digital image processing*. New York, Wiley, 1978.
- 3 Ying Sun. Automated identification of vessel contours in coronary arteriograms by an adaptive tracking algorithm. *IEEE Tran. on Medical Imaging*, March 1989, 8(1):78~88.
- 4 Thrasyvoulos N Pappas. A new method for estimation of coronary artery dimensions in angiograms. *IEEE Tran. on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, September 1988, 36(9):1501~1513.
- 5 周彦博, 张志广, 容观澳等. 基于图象形态学的微血管网络提取的研究. 图象图形学论文集(NSIG'94), 成都, 1994.

THE SEGMENTATION OF BIOTICAL BLOOD VESSEL NETWORK BY AN AUTOMATED ALGORITHM

Li Xilin Xu Gongwen Fan Zhihua

(*Institute of Software The Chinese Academy of Sciences Beijing 100080*)

Abstract In this paper, the authors address the problem of biotical vessel segment in the vessel images taken from human body's burned skin. These blood vessels have poor local contrast with multi-diameter, and take on network distribution. The authors introduce an algorithm based on the optical and spatial properties of objects to be recognized. Through scanning the vessel image in various angles, analysing the gray-level profile of the cross section of blood vessels and detaching vessel image according to vessel diameter, they could obtain the fixed quantity distribution of biotical blood vessels. This segmentation algorithm is efficient and automatic, it can help physicians in diagnosing diseases and show promise in many relative fields.

Key words Biotical blood vessel network, two-value vessel image, one-dimensional image scanning, analysis of gray level profile of the cross section blood vessel, detaching vessel image according to vessel diameter.