

# 利用纹理相关性对 OCT 影像进行血管分割

高美琴<sup>1</sup> 毋立芳<sup>1</sup> 李建德<sup>2</sup> 杨士霆<sup>2</sup>

(1. 北京工业大学 电子信息与控制工程学院, 北京 100124; 2. 台湾长庚大学 电机工程系, 台湾 330)

**摘 要:** 随着医学的发展, OCT 影像技术越来越广泛的应用于多个医学领域, 对 OCT 影像的处理就显得更加重要。基于图像纹理相关性的影像分割技术已经开始应用于活体微循环 OCT 影像的处理, 如视网膜组织, 皮肤血管组织等。对活体 OCT 影像的处理及其血管的分割有助于医生更好的诊断血管疾病。本文我们提出了一种基于灰度期望和精典 Niblack 结合的二值化阈值选取方法, 并结合图像相关性对活体小白鼠耳朵血管的 OCT 影像进行图像分割, 提取血管的轮廓, 再经过形态学处理, 得到较为准确的血管轮廓。

**关键词:** 光学相干影像; 图像分割; 医学生物影像

中图分类号: TP391 文献标识码: A 文章编号: 1003-0530(2013)04-0527-05

## Vessel Border Segmentation of OCT Images Using Textural Correlation

GAO Mei-qin<sup>1</sup> WU Li-fang<sup>1</sup> LEE Jiann-der<sup>2</sup> YANG Shih-ting<sup>2</sup>

(1. College of Electronic Information and Control Engineering, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China;

2. Department of Electrical Engineering, Chang Gung University, Taoyuan 330, Taiwan)

**Abstract:** With the development of medical science, optical coherence tomography (OCT) imaging technology is widely used in more and more medical fields, processing of the OCT image has become more important. vascular segmentation of OCT images based on the texture Correlation has been applied to the processing of the image of the microcirculation OCT in vivo, such as retinal tissue, It can help doctors to diagnosis the vascular disease better. In this paper, the main processing steps consist of vascular segmentation and vascular reconstruction. More specially, binary threshold selection based on gray-level expectations and classical Niblack algorithm are used for vascular segmentation. Then, morphological processing is then adopted to build a basic outline of vessels maps. Finally we show the microcirculation maps of the mouse ear can be generated by the proposed scheme.

**Key words:** Optical coherence tomography; Segmentation; Medical and biological imaging

## 1 引言

OCT[1] 是一种快速发展的非侵入式的医学造影技术, 具有高灵敏度、高解析度、造价低等优点。因此它已经广泛应用于很多领域, 如皮肤组织和视角膜的诊断, 它能更好的进行血管疾病的诊断和显示组织疾病部位。我们通过 OCT 获得组织图像, 但

是 OCT 本身并不能处理图像, 所以需要结合一些图像处理的方法产生组织结构图像。

近年很多技术用于医学影像的处理, 其中已有的有 Doppler OCT (DOCT) [2]、phase-resolved Doppler OCT (PRDOCT) [3], 这些技术能测量高灵敏度和高解析度血管的流速的图像信息, 但是受方向角度的限制, 并且十分耗时; 另外一种技术是

speckle variance OCT (svOCT) [4],这项技术是通过将 OCT 影像设定为不同的分布区域,计算不同分布区域的散斑方差,能得到不同分布区域的图像信息,但是这种技术计算量很大,需要处理的数据很多,而且没有办法得到血液流速信息。还有一种是 Doppler optical micro-angiography 技术,这项技术通过测量相邻帧不同相位的相关性来得到流速信息,但是由于噪声太多,导致很多区域的相关性丢失,所以这项技术要求所测量的血管信息图像有很高的信噪比。为了克服这些技术所存在的缺点,本文我们使用了一种最新的技术--correlation mapping optical coherence tomography (cmOCT),即用相邻帧的图像相关性对 OCT 影像进行处理,cmOCT 具有计算量小,能测量血管流速信息,能很大程度的降低散斑噪声带来的影像。

由于 OCT 影像产生大量的散斑噪声影像,导致 OCT 影像的边缘检测和图像分割不够准确,因此图像特征增强、去噪成为图像分割前处理的关键问题。目前存在的去噪方法有中值滤波,均值滤波和高斯模糊滤波等进行图像增强的方法。而图像分割是图像特征提取的一个关键问题,目前已有的图像分割的方法有阈值法、区域增长法、分水岭分割等。为了得到更清晰的组织结构特征,我们提出了一种基于 cmOCT 的鲁棒的图像自动分割的方法。第二部分介绍了获取 OCT 影像的系统框架及我们这个方法的总体统框架;第三部分介绍图像增强和图像分割的方法;第四部分展示结果并讨论,第五部分进行总结分析。

## 2 系统流程

在本文中,所有 OCT 影像都是通过 Spectral Domain OCT 系统来获取的活体小白鼠血管耳朵的 OCT 图像。此系统光源我们采用的是中心波长 831nm 的,FWHM 为 60nm 的超辐射二极管,其中系统的横向解析度是 1.22 $\mu\text{m}$ ,扫描频率 25kHz,扫描范围大概是 2 \* 2mm<sup>2</sup>。图 1 是我们在本文提出的系统流程图。其中图 1(a)是总的系统流程,包括两部分:一部分是利用 cmOCT 计算相邻帧的相关系数图;一部分是图像增强并选取合适的阈值进行二值化得到较好的血管轮廓边缘。最后将这两部分进行融合。图 1(b)是这个流程的实体描述。

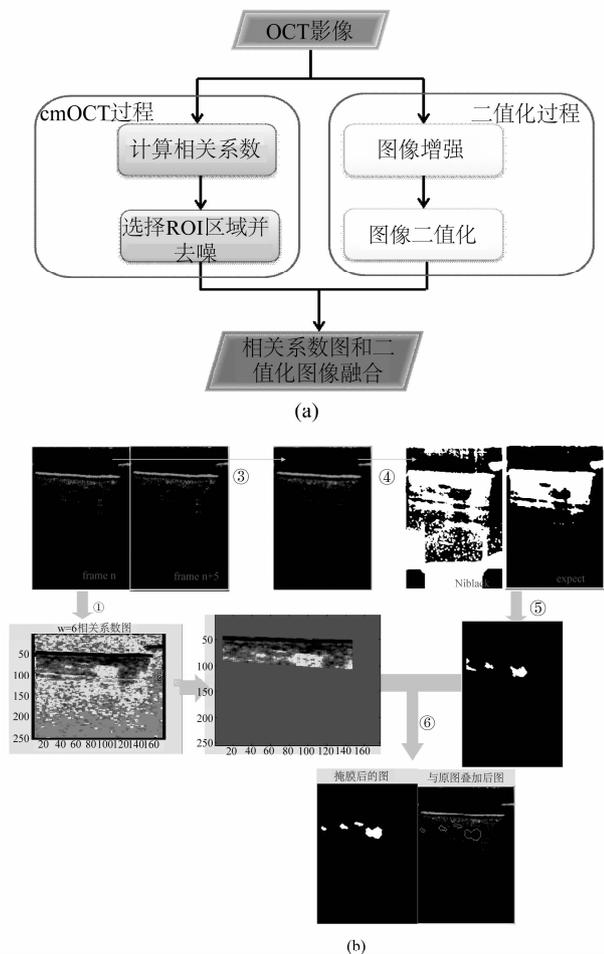


图1 本文图像分割的系统流程图

Fig.1 Flowchart of the proposed vessel border extraction system

## 3 方法

在本文中,首先根据流动的血液相关性弱,静态的组织相关性强的特点,我们运用 cmOCT[5]方法计算出  $n$  与  $n+5$  两帧的相关系数图找到血管的大概区域;其次由于散斑噪声的影响,我们先进行图像增强然后计算出第  $n$  帧图像的二值化图像,再将相关系数图与二值化图像进行掩膜计算得到较为准确的血管轮廓。

### 3.1 cmOCT 技术

cmOCT 算法是通过计算前后两帧的像素值得到的,因为微循环血管尺寸及血液流速的限制,我们取用的是第  $n$  帧和第  $n+5$  帧的图像,这样能更准确的血管位置,因为相邻两帧的流速较小,血管会被认为是静态的相关性较强不便区分。cmOCT 的具体算法是:

1) 首先取同一位置的第  $n$  帧和第  $n+5$  帧的图像两帧 B-scans (XY slices) 的 OCT 影像, 分别记为  $I_A$  和  $I_B$ ; ;  
2) 选定大小合适的网格分别在图像  $I_A$  和  $I_B$  上移动, 我们取图像某点位置记为  $(x, y)$ , 设定网格的尺

$$cmOCT(x, y) = \frac{\sum_{p=0}^M \sum_{q=0}^N \left[ \left( I_A(x+p, y+q) - \overline{I_A(x, y)} \right) \left( I_B(x+p, y+q) - \overline{I_B(x, y)} \right) \right]}{\sqrt{\sum_{p=0}^M \sum_{q=0}^M \left[ I_A(x+p, y+q) - \overline{I_A(x, y)} \right]^2} \sqrt{\sum_{p=0}^M \sum_{q=0}^M \left[ I_B(x+p, y+q) - \overline{I_B(x, y)} \right]^2}} \quad (1)$$

其中  $\bar{I}_A$  和  $\bar{I}_B$  是图像  $I_A$  和  $I_B$  所对应的窗格的灰度均值, 相关系数的范围是  $0 \pm 1$ 。

3) 选取一个感兴趣区域, 能包含组织血管等重要区域, 滤掉一些不必要的杂波。

### 3.2 图像增强

由于图像存在大量的散斑噪声, 我们分别尝试了均值滤波、高斯滤波、中值滤波等多种方法进行图像增强。其中高斯滤波能保存较多的血管, 但是中值滤波能在保留较多血管的基础上, 更好的凸显血管的原始形状, 这样在进行三维重建时能保持血管边缘的平滑度。具体比较如图 2:

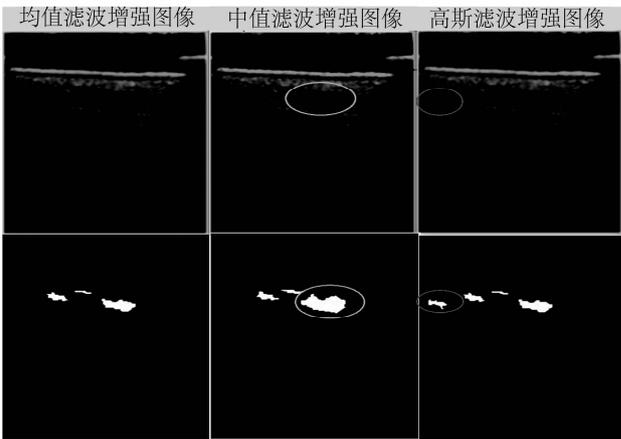


图 2 三种滤波方式的比较

Fig. 2 Comparison of the three different filtered mode

### 3.3 Niblack 二值化阈值选取技术

由于血液和组织的灰度值不同, 二值化也是很重要的部分, 于是二值化阈值的选择变得尤为重要。现在已有的二值化阈值法有全局阈值和局部阈值, 由于 OCT 影像不同区域的灰度值变化较大, 所以诸如 otsu[6]算法 kapur[7]算法等全局阈值的算法无法适用于 OCT 影像。本文我们采用的经典的 Niblack[8]算法与基于灰度期望值的算法相结合来确定合适的二值化阈值, 其中运用 Niblack 算法

寸是  $w * w$ , 然后用公式(1)计算两幅图像上以  $(x, y)$  为中心位置的网格区域的相关性, 并将其相关性值放入位置  $(x, y)$  处; 遍历整个图像求全图的相关系数。

能得出小血管的二值化图, 基于灰度期望的算法得出大血管的二值化图。其中 Niblack 算法是选择一个合适的窗格在 OCT 灰度图上滑动, 通过公式(2)确定合适的阈值。

$$T(x, y) = m(x, y) + k * s(x, y) \quad (2)$$

其中  $m(x, y)$  和  $s(x, y)$  分别是窗格区域的均值和标准差,  $k$  是一个范围在  $0 \sim 1$  之间的常数。由于提取的是小血管的二值化影像, 窗口尺寸选择过小会引入很多的噪声, 过大会导致细节的丢失。所以我们选择一个较大的尺寸, 为了解决其带来的噪声影响, 我们运用基于灰度期望的二值化阈值选取方法, 对较大的血管进行二值化处理。

### 3.4 基于灰度期望的二值化阈值法

基于灰度的数学期望的二值化方法是一种很好的处理纹理图的方法, 基于血管的纹理形状及血管中间有组织分布的纹理特征, 我们提出了一种改进的基于灰度期望的方法二值化方法, 用于对大血管的 OCT 影像进行处理, 具体算法如下:

1) 利用公式(3)选取一个较大的阈值将 OCT 影像的目标和背景进行粗略的二值化, 将其分为黑(0)白(1)两种, 分别代表背景和目标

$$T_1 = K_1 * m_1$$

$$m_1 = \left( \sum_{n=1}^N L_n h(L_n) \right) / \sum_{n=1}^N h(L_n) \quad (3)$$

其中  $K_1$  是个常数,  $m_1$  是 OCT 图像的所有像素点的灰度期望值,  $h(L_n)$  是像素点  $L$  的概率。

2) 由于二值化阈值大, 导致一部分目标被化为背景, 所以我们采用公式(4)对二值化后的图像目标区域进行细分, 根据血管间有组织相连的纹理特征, 我们采用计算四邻域的方法来消除噪声

$$m_2 = [f(x, y) + f(x, y+1) + f(x+1, y) + f(x-1, y) + f(x, y-1)] / 5 \quad (4)$$

其中  $f(x, y)$  是像素点  $(x, y)$  处的灰度值, 当点  $(x, y)$

处的灰度值满足阈值大于  $(3/5) * m_2$  时设为 1。

3) 为了解决边缘噪声的影响,最后选择一个  $3 * 3$  的矩形窗格对边缘进行处理,当灰度值大于窗格均值的  $2/3$  时置为 1。

在求出大小血管的二值化图像后,将二值化后的图像进行形态学操作。

## 4 结果和讨论

OCT 影像提取部分是通过 matlab2009 进行编程实现,三维重建部分是利用 Avizo 6.3 进行实现的,我们从以下几个方面进行讨论。

1) 相关系数图。我们分别求取相邻的两帧图像相关系数,发现由于血管很细,血液流速很慢导致血管部分的相关性很强,会被认为是静态的组织。而计算相邻三帧的相关系数会在一定程度上得到弱相关性的血管部分,但是同时由于求平均在某种程度上起到总体平滑的作用,使得组织的相关性变弱。所以我们采用的是计算第  $n$  帧和第  $n+5$  帧的相关系数图,这样能较为准确的区分血管和组织。

2) 图像增强。图 3 展示了分别采用均值滤波,中值滤波及高斯模糊三种不同的图像增强方法进行图像增强的结果图。从图中我们发现中值滤波某些程度上能有效的抑制 OCT 影像中的散斑噪声,虽然与高斯噪声相比会丢失一些细节,但是很大程度上保留了较多的血管和基本的血管形状。

3) 不同的二值化方法。针对不同的 OCT 影像我们分别对采取不同的二值化阈值方法进行实验,包括 otsu 算法[6],kappur[7]算法,Niblack[8]算法,及基于灰度期望的二值化阈值选取方法。我们采用这几种方法分别处理单血管和多血管的 OCT 影像的结果,我们发现几种方法处理单血管的效果差不多。Niblack 算法虽然容易带来大量噪声,但是对细节部分处理的非常好,而且带来的噪声能通过某些方法处理掉;expect 处理方法能更好的保留大血管形状,所以我们采用了 Niblack + expect 结合的方法来获取二值化图像,但是这种方法处理效果仍然不是最好,会带来小部分的噪声,所以二值化的方法还需要改进,图 3 展示了各个方法处理多血管 OCT 影像的结果图。

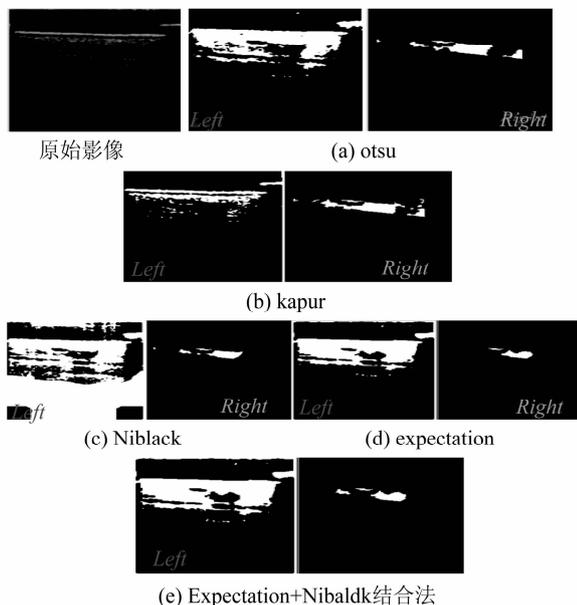


图 3 不同二值化阈值法处理多血管的结果图

Fig. 3 Results of different threshold methods to process single vessel

## 5 总结

本文我们试验了不同的二值化阈值选取的方法,并采用了不同的图像增强方法,结合了基于 cmOCT 的方法来提取出较为准确的血管轮廓,最后将提取的血管图与原图进行融合,见图 4,但是由于血管尺寸的限制,仍然会有噪声的影像,对于毛细血管等较为细小的血管仍存在丢失的现象,本文的方法只是能提取出大部分的血管,还需要进一步的改进。

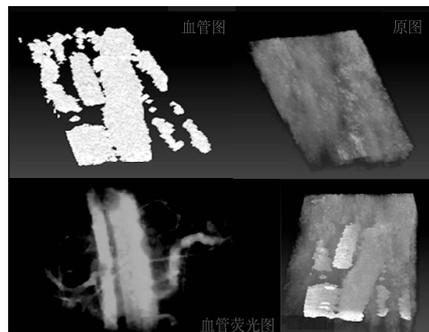


图 4 血管图与原图融合后的结果图

Fig. 4 The fusion results after the vascular Figure with the original Figure

## 参考文献

- [1] P. H. Tomlins, and R. K. Wang. Theory, Development

- and Applications of Optical Coherence Tomography[J]. Journal of Physics D: Applied Physics, 2005, 38(15): 2519-2535.
- [2] X. J. Wang, T. E. Milner, and J. S. Nelson. Characterization of fluid flow velocity by optical Doppler tomography [J]. Opt. Lett. 1995, 20(11): 1337-1339.
- [3] B. J. Vakoc, S. H. Yun, J. F. de Boer, G. J. Tearney, and B. E. Bouma. Phase-resolved optical frequency domain imaging[J]. Opt. Express, 2005, 13(14): 5483-5492.
- [4] Mcheik Ali, Batatia Hadj. SEGMENTATION OF OCT SKIN IMAGES BY CLASSIFICATION OF SPECKLE STATISTICAL PARAMETERS[C]. Hong Kong:ICIP, 2010:26-29.
- [5] Joey Enfield, Enock Jonathan, and Martin Leahy. In vivo imaging of the microcirculation of the volar forearm using correlation mapping optical coherence tomography (cmOCT) [J]. Biomed Opt Express, 2011, 2(5): 1184-1193.
- [6] Sushil Kumar, Millie Pant, AK Ray. Differential Evolution Embedded Otsu's Method for Optimized Image Thresholding[C]. India: WICT, 2011: 325-329.
- [7] Bernard F. Buxton, Houari Abdallahi, Delmiro Fernandez-Reyes, William Jarra. Development of an Extension of the Otsu Algorithm for Multidimensional Image Segmentation of Thin-film Blood Slides[C]. Alexandria, Egypt: ICCTA, 2007:552-562.
- [8] Graham Leedham, Chen Yan, Kalyan Takru, Joie Hadi Nata Tan and Li Mian. Comparison of Some Thresholding Algorithms for Text/Background Segmentation in

Difficult Document Images [C]. Edinburgh: ICDAR, 2003:859-861.

#### 作者简介



**高美琴** 女, 1984 年生于河北衡水, 硕士在读, 现就读于北京工业大学, 主要研究方向是医学影像, 图像处理。  
E-mail: zdhbb.12@163.com



**毋立芳** 女, 1970 年生于山西, 教授, 副院长, 现就职于北京工业大学电子信息与控制工程学院, 主要研究方向为视频分析及应用、人脸检测与识别、生物特征加密及应用、图像处理。  
E-mail: lfwu@bjut.edu.cn



**李建德** 男, 1961 年生于台湾, 教授, 现就职于台湾长庚大学电机工程学系, 主要研究方向为图像识别, 医学影像处理, 电脑视觉, VLSI 数位讯号处理, 类神经网络。E-mail: jdlee@mail.cgu.edu.tw



**杨士霆** 男, 1980 年生于台湾, 博士在读, 现就读于台湾长庚大学电机工程学系, 主要研究方向为生医资讯, 医学影像处理, 图讯识别, 类神经网络。  
E-mail: mristoryang@gmail.com