

# 肝脏三维管道系统提取方法<sup>①</sup>

凡桂华<sup>1</sup> 房斌<sup>1</sup> 王翊<sup>1</sup> 杨世忠<sup>2</sup> (1.重庆大学 计算机学院 重庆 400030;  
2.中国人民解放军总医院肝胆外科医院 北京 100039)

**摘要:** 针对肝脏 CT 序列图像数据中目标血管与背景灰度差别小、肝脏内管道系统复杂及噪声较多等问题,提出一种肝脏管道系统提取和处理的方法。首先用基于统计的阈值分割方法粗分割血管,然后用一种基于空间连通域的三维血管树追踪的方法得到空间连通的三维管道系统,从而达到去除噪声的目的。最后利用傅里叶描述子的多尺度曲线平滑方法来平滑血管图的边缘。实验表明,该方法快速有效地提取到肝脏的各个管道系统。

**关键词:** CT 图像; 肝脏血管系统; 血管提取; 三维血管树追踪; 血管平滑

## 3D Vessel System Segmentation of Liver

FAN Gui-Hua<sup>1</sup>, FANG Bin<sup>1</sup>, WANG Yi<sup>1</sup>, YANG Shi-Zhong<sup>2</sup>

(1.Department of Computer, Chongqing University, Chongqing 400030, China; 2.Institute & Hospital of Hepatobiliary Surgery, Chinese PLA General Hospital, Beijing 100039, China)

**Abstract:** A method of 3D liver vessel system segmentation is presented. Firstly, a statistic threshold is used to segment vessel roughly. Secondly, a vas tree search method based on spatial connected area is presented to remove noise. In the end, linear curve evolution is used to smooth the edge of vascular image. Experiments show it's a useable method to extract liver vessel systems.

**Keywords:** CT image; liver vessel system ; vessel segmentation; 3D vessel tree tracing; vessel smoothing

肝切除术是治疗早期肝细胞癌(HCC)和转移性肝癌等肝脏疾病的重要手段。由于肝脏解剖结构复杂,存在门静脉、肝静脉、肝动脉以及胆管等多套管道系统,加上生理和病理的变异<sup>[1]</sup>,令肝切除手术实施困难。在术前利用计算机辅助手术规划系统(CAD)对患者肝脏进行全面、精准、立体地了解,从而进行“精准肝切除”<sup>[2]</sup>是目前较好的解决办法之一。而将肝脏内门静脉、肝静脉、肝动脉等管道系统提取出来,建立三维模型,是肝脏CAD系统中的重要内容。

## 1 概述

近年来,三维血管的提取已成为研究的热点并取得一定的成果<sup>[3-7]</sup>。研究的范围主要集中在视网

膜血管<sup>[4,5]</sup>、冠状动脉血管<sup>[6]</sup>和肺部血管<sup>[7]</sup>的提取。而作为应用于肝血管造影的主要方法之一的CT成像<sup>[8]</sup>图像的肝脏血管提取方法因其自身特点还有待研究。

肝脏血管成像通过注入造影剂后进行CT扫描对血管进行显影,由于造影剂从肝动脉进入肝脏后相继流经门静脉和肝静脉,称为动脉期、门静脉期和肝静脉期,对不同的成像期进行CT扫描可得到相应血管图像。在门静脉期进行腹部CT扫描时,肝动脉血管中仍有造影剂残留,使得获得的门静脉图像中会有肝动脉尾影存在。同理,肝静脉图像中会有门静脉尾影存在。这些尾影本身也是血管,在二维图像上难以与目标血管区分。再者,胸部CT图像数据由上百幅

① 基金项目:国家传染病科技重大专项(2008ZX1002-26)

收稿时间:2009-12-29;收到修改稿时间:2010-03-16

二维断层图像组成, 数据量大。由于这些特性的存在, 已有的血管提取方法对 CT 图像的肝血管提取没有令人满意的效果。

本文针对 CT 图像中肝脏的血管系统提取的问题, 提出一种三维血管树的提取和处理的方法。首先对肝脏图像用一种基于统计的阈值分割方法来粗分割出血管, 并对其滤波去除随机噪声; 然后针对无法去除的造影剂的尾影提出一种基于连通性的血管树空间追踪的方法提取出血管树; 最后应用傅里叶描绘子来平滑血管边缘, 得到平滑的血管树图像。

## 2 血管分割

### 2.1 一种基于统计的阈值分割

图像分割中阈值选取非常重要。在分割血管图时, 若阈值较大, 噪声则较少, 却会损失较多细节; 若阈值较小, 得到的血管细节较丰富却也会引入过多的噪声 (见图 1(b))。因而, 既能提取足够血管细节信息, 保证其准确性, 又能保持较少的噪声的分割阈值可以被称为“最佳阈值”。

基于统计的阈值方法的思想是: 首先医生通过大量个体肝脏解剖统计最佳血管树与肝脏的体积比的平均值作为标准体积比  $q_s$ , 调整阈值  $T$ , 使以  $T$  作为阈值分割最终得到的血管与肝脏的体积比接近标准值  $q_s$ 。

若令肝脏的体积为  $V_{liver}$ , 血管体积为  $V_{vas}$ , 则  $q_s = V_{vas} / V_{liver}$ 。事实上, 粗分割后的图像中包含大量噪声, 因而引入噪声因子  $l$ , 以门静脉为例,  $l \in [1, 2.5]$ 。CT 成像越清晰,  $l$  越小, 反之则越大。则粗分割后血管系统体积与肝实质的体积之比  $q_r$  与临床最终提取出的血管与肝实质的体积比  $q$  的关系可用式(1)来表示:

$$q = l q_r \tag{1}$$

在肝脏 CT 图像中, 对于一个阈值  $T$ , 像素值大于或等于阈值  $T$  的点为血管像素点, 这里用  $P_{vas}$  表示属于血管的像素点,  $P_{liver}$  表示属于肝脏体的像素点,  $(v_x, v_y, v_z)$  表示该组 CT 图像数据集中像素点之间的空间间距, 则  $q_r$  可由下式计算。

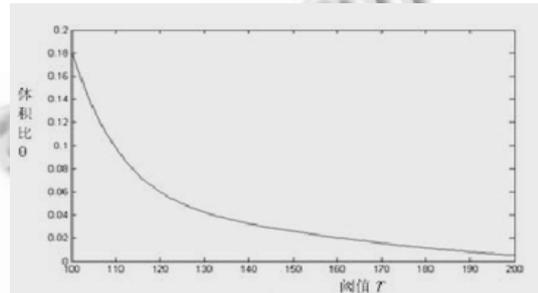
$$q_r = \frac{v_x v_y v_z \sum P_{vas}}{v_x v_y v_z \sum P_{liver}}$$

结合式(1)可得出式(2)。因此选定一个经验初始阈值  $T = T_0$ , 根据式(2)计算出的  $q$  值。若  $q > q_s$ , 将  $T$  增

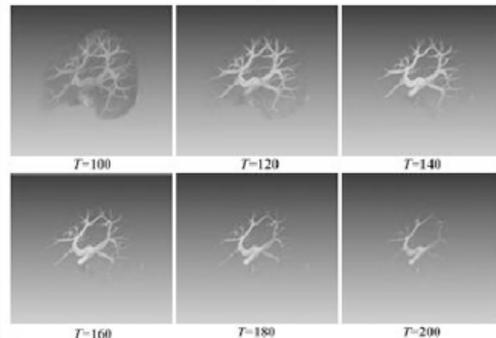
大一定量再计算; 若  $q < q_s$ , 将  $T$  减小一定量再计算。当用  $T$  计算所得  $q$  值与给定的  $q_s$  值很接近 ( $|q - q_s| \leq s$ ) 时, 用于分割的阈值  $T$  为最佳阈值。

$$q = \frac{l \sum P_{vas}}{\sum P_{liver}} \tag{2}$$

由于各血管系统的体积在肝脏总体积中所占比例不同, 因而其标准比重  $q_s$  也不一样。肝静脉图像中门静脉的尾影体积比重较大, 因而噪声因子  $l$  也较大。



(a) 门静脉血管与肝实质体积比与所取阈值之间的关系



(b) 不同阈值分割血管的情况对比

图 1 血管分割体积比曲线

### 2.2 噪声的去除

由于人体组织对造影剂吸收不均匀, 粗分割出的血管影像中包含大量噪声。一类噪声是一些零散的随机噪声, 通过空间滤波和形态学闭运算可以将其去除。另一类噪声是前期图像的尾影, 这样的噪声因其本身也是血管, 在二维图像上无法与目标血管区分开来(见图 2 所示)。

#### 2.2.1 基于空间连通域的血管树追踪

从三维的角度来看, 肝脏各血管系统之间是独立的, 而一个血管系统自身是连通的, 如图 3(a)、(c)所示。这种连通性是指同一血管系统在断层图像的上下层之间存在着的联系。



图2 初分割后的肝静脉血管图

(深色区域表示血管,用矩形框标记的是门静脉尾影)

集合空间连通性定义: 对一个点  $P$ , 记  $P$  的空间  $6$  邻域中的上下邻域  $\{U, D\}$  为  $N_2(P)$ 。对两个集合  $A$  与  $B$ , 若  $B$  中至少存在一点, 使得  $N_2(x) \in B$  成立, 则认为  $A$  与  $B$  是空间连通的。

去除随机噪声后的血管断层图像中的每个二维  $8$  连通域便是一个集合, 因此血管树的追踪问题实质上就是在空间搜索与已确定的血管树区域空间连通的其他区域的问题。整个算法描述如下:

#### 算法1 基于空间连通域的血管树追踪算法

算法描述:

输入: 血管树种子点  $S$ , 粗分割出的  $N$  层血管树数图像集  $R$ 。

输出: 追踪完成后的三维血管树图像集  $V$ 。

过程:

- ① 获得点  $S$  的空间坐标  $(x, y, z)$ ;
- ② 对  $R_i$  中的每个连通域用不同的索引值  $Index_j$  标记, 其中,  $i=1, 2, \dots, N$ ,  $j=1, 2, \dots, M$ ,  $M < 255$ ;
- ③ 获取点  $S$ , 即  $R_z$  中坐标为  $(x, y)$  的索引值  $Index_j$ ; 并将  $R_z$  中所有索引为  $Index_j$  的点标记为  $L$ , 令  $L=255$ 。
- ④ 令  $EmptySum=0$ ;
- ⑤  $i$  从  $2$  到  $N$ , 如果  $R_{i-1}$  中有值为  $L$  的区域, 并且  $R_i$  中有与值为  $L$  的区域空间连通的区域  $U=\{U_1, U_2, \dots, L\}$ , 将  $U$  标记为  $L$ ; 否则  $EmptySum++$ ;
- ⑥  $i$  从  $N-1$  到  $1$ , 如果  $R_{i+1}$  中有值为  $L$  的区域, 并且  $R_i$  中有与  $L$  空间连通的区域  $U=\{U_1, U_2, \dots\}$ , 将  $U$  标记为  $L$ ; 否则  $EmptySum++$ ;
- ⑦ 如果  $EmptySum < 2N-2$ , 转向步骤4; 否则, 执行步骤8;
- ⑧ 将  $R$  中所在小于  $L$  的点标为  $0$ ,  $V=R$ , 结束, 输出  $V$ 。

## 2.3 血管平滑

按上述步骤分割出的血管仍会有毛刺、表面不光滑的现象。用傅里叶描绘子来平滑血管边缘曲线是有效解决该方法之一。

### 2.3.1 血管区域的傅里叶描绘子

傅里叶描绘子平滑血管的步骤为: 先利用 Canny 边缘检测器得到血管区域的边缘封闭曲线, 然后通过傅立叶变换和逆变换, 以其中的部分形状特征点来重建边缘曲线。最后填充曲线所围成的区域, 得到较为平滑的血管图。

对本文上述步骤提取到的血管图进行边缘跟踪, 求得血管区域边缘曲线。用复数形式表示如下:

$z_i = x_i + jy_i$ ,  $i=1, 2, \dots, N$ ,  $N$  为边缘像素点数;  $z_i$  的离散傅里叶变换 (DFT) 为:

$$a_k = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N-1} z_i e^{-j2\pi ik/N}, \quad k=0, 1, \dots, N-1$$

复系数  $a_k$  的逆变换为

$$s_i = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^{N-1} a_k e^{j2\pi ik/N}, \quad i=0, 1, \dots, N-1$$

我们要用其中的  $p$  个点来重建边缘, 因而只取前  $p$  个傅里叶系数。这相当于令  $a_k=0$ ,  $k > p-1$ , 结果是  $s_i$  的如下近似:

$$\hat{s}_i = \frac{1}{p} \sum_{k=1}^{p-1} a_k e^{j2\pi ik/N}, \quad i=0, 1, \dots, N-1$$

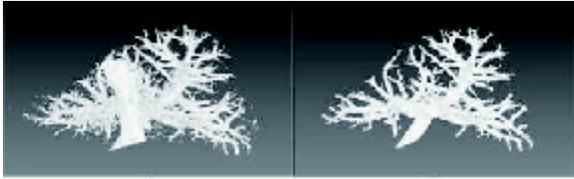
$p$  越大, 重建出的曲线越接近原曲线;  $p$  越小, 对曲线的平滑程度越大。

一张断层图像中的血管区域个数可能是  $0$  个、 $1$  个或多个, 这些区域不可能是一样大小。为了避免使用同一  $p$  值所重建的曲线过于损失细节, 对不同大小等级的区域应用不同比例的描绘子。

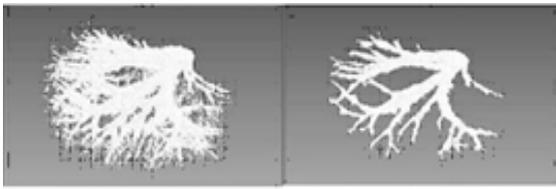
## 3 实验

西门子  $64$  排螺旋 CT 扫描机采集到门静脉和静脉两期胸部 CT 图像。用文中的基于统计的阈值方法粗分割血管, 再对粗分割的血管图用形态学闭运算去噪得到如图 3(a)、3(c) 所示的门静脉和肝静脉图, 其中

仍包含大量其他血管系统图像的噪声。通过三维血管树追踪搜索到所要提取的血管树如图 3(b)和图 3(d)所示。



(a)粗分割的门静脉图; (b)对(a)作血管树追踪提取的门静脉;



(c)粗分割的肝静脉图; (d)对(c)作血管树追踪提取的肝静脉。

图 3 静脉血管提取

提取门静脉时, 门静脉与肝脏体标准体积比  $q_s = 0.04$ ,  $s = 0.002$ 。阈值初始阈值  $T_0 = 120$ ,  $l = 2$ , 当  $T = 125$  时, 计算出  $q = 0.039$ ,  $|q - q_s| = 0.001$ , 符合要求, 该组门静脉粗分割的阈值定为  $T = 125$ 。提取肝静脉时,  $q_s = 0.018$ ,  $l = 3.8$ , 粗分割初始阈值  $T_0 = 120$ , 当  $T = 95$  时, 计算出  $q = 0.020$ ,  $|q - q_s| = 0.002$ , 符合要求, 实际粗分割阈值定为  $T = 95$ 。

对提取出的血管树用傅里叶描绘子平滑血管树, 最终得到的门静脉和肝静脉图像融合在一起如图 4 所示。其中, 深色血管树为门静脉, 浅色血管树为肝静脉。平滑过程中, 对过小的区域, 不作平滑处理, 因为它们的边缘曲线在傅里叶变换后值为 0, 重建时便会失去这些原本有的区域。



(a)三维门静脉和肝静脉融合正面观; (b)三维门静脉与肝静脉融合上面观。

图 4 平滑后肝静脉与门静脉的融合

## 4 结论

文章提出的血管树提取方法能快速有效地提取出肝脏内各管道系统, 解决了传统方法无法去除的肝脏内其他血管系统的尾影噪声。基于统计的阈值分割方法灵活适用, 可根据需要提取血管的情况统计出一个“血管与肝实质体积比标准”  $q_s$ , 用式(2)计算  $q$ , 根据  $q$  的大小来调整阈值  $T$ , 当所得  $q$  与  $q_s$  误差不大于一定值  $s$  时, 便可得到想要细节程度的血管树; 三维血管树追踪即空间连通域的搜索方法运算速度快; 平滑的血管无损血管本身的形态和大小。因此, 该方法是建立数字化肝脏中提取脏器内管道系统的有效方法, 是建立可视化数字化肝脏、肝切除手术规划系统的重要步骤。

存在的不足: 当患者的肝脏有大面积肿瘤时, 会影响血管提取的效果。因此, 准确度更高、细节更丰富, 抗噪声干扰能力更强的 CT 图像三维管道系统的提取方法是进一步研究的目标。

## 参考文献

- 1 Lamade W, Glombitza G, Fischer L, Chiu P, Cardenas CES, Thorn M. The impact of 3-dimensional reconstructions on operation planning in liver surgery. Arch Surg. 2000,135(11):1256 - 1261.
- 2 董家鸿, 黄志强. 精准肝切除-21 世纪外科新理念. 中华外科杂志, 2009,14(21):1601 - 1605.
- 3 Cemil K, Francis KHQ. Vessel extraction techniques and algorithms: A survey. Proceedings of the Third IEEE Symposium on Bioinformatics and BioEngineering. 2003,0-7695 - 1907 - 5.
- 4 Jiang XY, Mojon D. Adaptive local thresholding by verification based multithreshold robbing with application to vessel detection in retinal images. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 2003,25(1):131 - 137.
- 5 姚畅, 陈后金, 李居朋. 基于过渡区提取的视网膜血管分割方法. 电子学报, 2008,36(5):974 - 978.
- 6 孙正. 基于 T-snake 模型的冠状动脉血管提取和运动跟踪. 光子学报, 2007,18(10):1060 - 1064.
- 7 高齐新, 杨金柱, 赵大哲, 刘积仁. 一种基于 Canny 算子的 level-set 肺部血管分割算法. 系统仿真学报, 2008,20(20):5534 - 5537.
- 8 曲宁, 徐荣天. CT 血管成像在肝移植术前的应用. Foreign Medical Sciences Clinical Radiological Fascicle, 2006,29(1):45 - 47.