

# 一种基于多层 CT 影像的肺部结节分割方法

赵大哲<sup>1</sup>, 杨金柱<sup>2</sup>, 徐心和<sup>2</sup>

(1. 东软研究院, 辽宁沈阳 110179; 2. 东北大学信息科学与工程学院, 辽宁沈阳 110004)

**摘 要:** 本文针对多层 CT 影像中肺部结节分割问题, 提出一种交互式手动分割结节的方法, 用 Canny 算子代替传统 Live Wire 算法中的拉普拉斯算子, 解决了拉普拉斯算子边缘检测存在伪边缘和边缘间断的问题, 实验证明利用该方法可以快速的为医生分割出感兴趣的结节区域, 为定量分析和三维重建提供了前提, 从分割和三维可视化的结果来看, 该分割方法的分割结果是较为理想的。

**关键词:** 结节检测; 肺部影像; 影像分割; Live Wire 算法

**中图分类号:** TN99 **文献标识码:** A **文章编号:** 0372-2112 (2006) 12A-2478-03

## A Method for Segmentation of Pulmonary Nodules on Multi-Slice CT Images

ZHAO Da zhe<sup>1</sup>, YANG Jin zhu<sup>2</sup>, XU Xin he<sup>2</sup>

(1. *Neusoft Research, Shenyang, Liaoning 110179, China*; 2. *School of Information Science and Engineering, Northeastern University, Shenyang, Liaoning 110004, China*)

**Abstract:** Aiming at the segmentation of pulmonary nodules on multi slice CT images, the paper put forwards an interactive manual method for nodule segmentation. It replaces Laplacian in Live Wire algorithm with Canny operator, which addresses the problem of false and disconnected edge when using Laplacian for edge detection. Experiment shows that this method enables doctors a faster segmentation of nodules in ROI, which is prerequisite to quantitative analysis and 3D reconstruction. From the result of segmentation and 3D visualization, segmentation by using this method has turning out to be ideal.

**Key words:** detection of nodules; lung image; segmentation of image; Live-wire algorithm

## 1 引言

影像分割是现代医学影像处理的一个主要研究方向, 三维重建、虚拟内窥镜、运动分析等系列操作都是以医学影像有了准确分割为前提的。

但医学影像具有高度复杂性的特点, 对于一些灰度分布相对简单的组织和器官, 例如骨骼、气管、肠道等, 采用阈值分割、区域增长等方法可以获得满意的分割结果, 除了骨骼、肌肉和皮肤以外, 组成人体并维持人体生命活动的是各种软组织器官: 脑、心、肝、脾、肾等, 这些复杂而精密的器官完成着人体生命活动的大部分工作, 往往是医学影像中医生最关注的部分。由于它们内部组成的复杂性, 这些器官在医学影像中的灰度值分布跨度极大, 特别是病变组织, 由于其形状的复杂性, 使得上述方法都无法准确的完成组织分割的工作。

孤立性肺结节 (Solitary Pulmonary Nodule, SPN) 目前被定义为孤立的肺部软组织病变, 直径不大于 3cm, 轮廓近似为球状。SPN 的存在给临床影像学诊断带来巨大的挑战和困难, Lee<sup>[1]</sup> 等的研究发现<sup>[1]</sup>, 20~40% 的 SPN 是恶性肺癌肿瘤。

恶性 SPN 的早期切除可以使得肺癌患者的五年存活率高达 75~80%<sup>[2]</sup>; 而良性肺结节的切除, 极少给病人带来益处, 而徒增死亡率和致病率。因此, 肺结节分割具有了非常重要的意义, 通过分割的结果, 可以为医生对病人的跟踪治疗, 观测结节的病理变化提供大量辅助诊断信息。

目前, 各种结节的分割方法按自动化程度可分为人工选取、人机交互选取和计算机自动选取三类。比较简单的是基于阈值直接进行提取的方法, 但是这类方法应用效果不是很理想, 近来研究者提出了一些比较新的方法, 其应用效果也较好, 例如: 局部密度最大值算法<sup>[3]</sup>, 可变 NQ 滤波器 (the Variable New-Quoit Filter) 的方法<sup>[4]</sup>, 模板匹配方法<sup>[5]</sup>, 还有学者应用神经网络方法以及模糊聚类方法等。

对于自动提取 ROI 方法的一个难点是如何抑制肺组织中血管树、气管等线形组织的干扰, 并且要具有较好的抗噪能力, 准确提取结节, 同时需要算法简单快速, 但现有算法大都无法二者兼备, 针对这一问题, 本文提出一种改进的半自动的人机交互式分割方法。

人机交互的分割方法最具代表性的是 Mortensen 和 Barrett

等人提出的 Live Wire 算法也叫做 Intelligent Scissors 算法<sup>[6,7]</sup>。这种方法将边缘检测的问题转化成图论中寻求最小代价路径的问题,把影像当作一个连通图,影像中的像素当作图中的节点,相邻像素间的连线当作连接节点的边。在边上定义一个代价函数,位于边缘上的像素之间的连接代价小,反之连接代价大。分割的时候,用户首先要在要分割的物体边界上设置一个种子点,然后通过拖动鼠标的方式给定物体边界上的下一个种子点,由计算机通过图搜索来自动的寻找两点之间的最短路径当作物体的边界。由于边缘上的像素之间连接代价小,所以搜索出的路径就是物体的边缘。当遇到具有分支的边缘的时候,可以通过人为的引导,帮助计算机选择正确的分支。当遇到边缘信息微弱甚至影像中不存在边缘的时候,可以通过人为的引导,利用医生的专业知识帮助计算机正确的连接断开的边界,从而可以得到最为理想的分割结果。

## 2 Live Wire 算法

Live Wire 算法是一种基于动态规划图搜索算法,图搜索算法是在全图范围内寻找优化的边界。Mortensen 等人在文献[8]中对 Live Wire 算法作了详细的介绍,算法主要包括局部代价函数的计算和局部最优路径搜索两个步骤。

### 2.1 局部代价函数

设  $p$  和  $q$  是影像中两个相邻的像素,则它们之间的局部连接代价可由下式求出:

$$c(p, q) = \omega_z \cdot f_z(q) + \omega_G \cdot f_G(q) + \omega_D \cdot f_D(p, q) \quad (1)$$

式中  $f_z(q)$ ,  $f_G(q)$ ,  $f_D(p, q)$  是边  $pq$  的统计图像特征信息,分别代表 Laplacian 零交叉点特征、梯度特征、梯度方向特征。 $\omega_z$ ,  $\omega_G$ ,  $\omega_D$  为权值。下面简单介绍一下各特征值的计算:

#### 2.1.1 $f_z(q)$ 的计算

$$f_z(q) = \begin{cases} 0, & \text{if } I_L(q) = 0 \\ 1, & \text{if } I_L(q) \neq 0 \end{cases} \quad (2)$$

$I_L$  是对原影像进行 LOG 算子变换得到的结果。于  $I_L$ , 零交叉点的定义如下: (1) 该点为 0; (2) 若相邻两点为从正到负,则取绝对值小者为零交叉点。

#### 2.1.2 $f_G(q)$ 的计算

计算梯度时可以采用不同的算子,这里令  $I_x$ ,  $I_y$  表示  $x$ ,  $y$  方向的梯度,则梯度特征  $G$  为

$$G = \sqrt{I_x^2 + I_y^2} \quad (3)$$

为使高梯度产生低能量,令

$$f_G = \frac{\max(G') - G'}{\max(G')} = 1 - \frac{G'}{\max(G')} \quad (4)$$

其中  $G' = G - \min(G)$ 。

#### 2.1.3 $f_D(p, q)$ 的计算

因为梯度方向能量是对变化剧烈边缘的一种平滑,且当  $p$ ,  $q$  两点相似时,其梯度方向所占的能量较小,因此这种能量因子的最终影响结果是使相似点归于同一条能量路径。

$$f_D(p, q) = \frac{1}{\pi} \left\{ \cos[d_p(p, q)]^{-1} + \cos[d_q(p, q)]^{-1} \right\} \quad (5)$$

$$\text{其中 } d_p(p, q) = \mathbf{D}'(p) \cdot \mathbf{L}(p, q) \quad (6)$$

$$d_q(p, q) = \mathbf{L}(p, q) \cdot \mathbf{D}'(q) \quad (7)$$

其中“ $\cdot$ ”表示矢量点乘。矢量

$$\mathbf{D}'(p) = (I_y(p), -I_x(p)) \quad (8)$$

$$\mathbf{D}'(q) = (I_y(q), -I_x(q)) \quad (9)$$

$$L(p, q) = \frac{1}{\|p - q\|} \begin{cases} q - p, & \text{if } \mathbf{D}'(p) \cdot (q - p) \geq 0 \\ p - q, & \text{if } \mathbf{D}'(p) \cdot (q - p) < 0 \end{cases} \quad (10)$$

$I_y(p)$ ,  $I_x(p)$ ,  $I_y(q)$ ,  $I_x(q)$  分别表示  $p$ ,  $q$  两点  $x$ ,  $y$  方向的梯度,  $L(p, q)$  为  $p$ ,  $q$  两点的单位矢量。

### 2.1.4 Live Wire 算法的改进

由于传统的 Live Wire 算法在进行分割之前采用了拉普拉斯算子进行预处理,然而拉普拉斯算子并不是一种理想的边缘检测算子,它对影像平滑滤波的程度取决于高斯函数的参数  $\delta$ ,  $\delta$  值越大,噪声滤波效果越好,但同时也丢失了重要的边缘信息,在平滑相互邻近的两个边缘时还可能把它们连接在一起而只检测到一个边缘。如果选取小  $\delta$  值,又有可能平滑不完全而留有太多噪声。也就是说抑制噪声和边缘精确定位无法同时得到满足。Canny<sup>[9]</sup> 证明了高斯函数的一阶倒数可以在抗干扰和精确定位之间选择一个折衷的方案,并在此基础上提出了对信噪比与定位之乘积的最优化逼近算子。可以在有效抑制噪声的前提下,最大限度的保证边缘的连续性。因此我们采用 Canny 算子代替拉普拉斯算子对智能剪刀算法进行了改进,使之更加符合医学影像分割的需要。

我们来观察图 1(a),这是一幅典型的 CT 影像。由于本身组成成分的复杂性,各组织内部的灰度分布很不均匀。由于相邻的组织不同,组织之间的边缘时而清晰,时而模糊。图 1(b)是采用拉普拉斯边缘检测算子进行边缘检测的结果,由于影像的上述特征导致检测结果存在两个问题:第一,组织内部存在大量的伪边缘。第二,边缘存在大量间断。这两个问题会严重影响算法交互分割时的分割结果,一方面由于伪边缘的吸引会使动态轮廓线不沿着真正的边缘前进,需要用户增加交互的次数并产生不正确的轮廓。另一方面由边缘的间断,会导致轮廓线的准确性和光滑性严重下降。图 1(c)是采用 Canny 算子进行边缘检测的结果。可以看到大部分的伪边缘都被去掉了,而检测出来的边缘本身具有很好的连续性,这将大大有利于提高 Live Wire 方法在分割医学影像时的准确性。

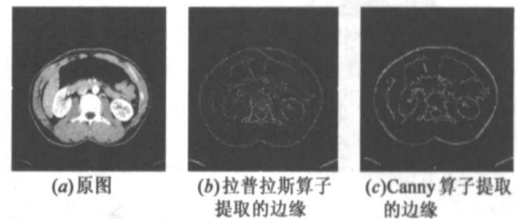


图 1 边缘提取比较

因此我们采用 Canny 算子代替 LOG 算子对 Live Wire 方法进行了改进,使之更加符合医学影像分割的需要。改进后的局部代价函数可由下式表示:

$$c(p, q) = \omega_c \cdot f_c(q) + \omega_G \cdot f_G(q) + \omega_D \cdot f_D(p, q) \quad (11)$$

$f_c(q)$  是 Canny 算子边缘检测特征,  $\omega_c$  是其权值。

$$f_c(q) = \begin{cases} 0, & \text{if } q \text{ 是边缘点} \\ 1, & \text{if } q \text{ 非边缘点} \end{cases}$$

## 2.2 局部最优路径搜索

局部代价计算结束以后,就得到了一个连通的赋权图  $G = (V, E)$ , 其中  $V$  代表顶点(像素)的集合,  $E$  代表赋有权值的边的集合. 由于边缘像素之间的连接代价小, 给定两个位于边缘曲线上的点, 求取它们之间的边缘曲线的问题就转化为赋权图中求取最短路径的问题. 设节点  $v_1, v_2, \dots, v_n$  组成一条连通  $v_1$  到  $v_n$  的连通路, 则该路径的连接代价可表示为:

$$L_p(v_n, v_1) = \sum_{i=2}^n c(v_{i-1}, v_i) \quad (12)$$

## 3 改进后分割与三维重建结果

图搜索的过程完成以后,就得到了一个有向连接图. 给定图中的任何一个节点都可以通过有向的连接直接找到该点到种子节点的唯一最小代价连通路. 交互分割过程就是用户通过托拽鼠标动态的指定一个“自由点”, 由计算机自动找出连接该点到种子点的最小代价路径. 由于边界点之间的连接代价小, 用户只要将“自由点”放在边界附近, 并沿着边界变化的方向不断调整“自由点”, 就可以完成组织分割的工作.

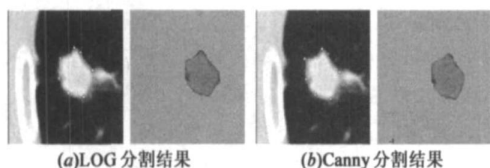


图2 改进前后的 Live-Wire 算法分割结果的比较

改进前后的 Live Wire 方法分割结果的对比如图2所示. 从分割结果中可以看出改进后的分割方法在边缘比较复杂的情况下用较少的人工干预就可以得到更好的分割结果, 由图2可以看出分割结果的边缘更加光滑连续. 图3是对多层结节分割后三维重建结果, 其中图3(a)是面绘制结果, 图3(b)是体绘制结果, 从三维结果的测量标定可以看到, 该结节的最大直径为25mm.

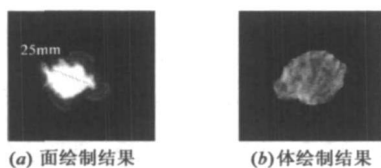


图3 结节三维绘制结果

## 4 结论

以上结节影像数据全部来源于沈阳东软数字医疗系统股份有限公司, 所用的 CT 切片总数为123层, 层间距为2mm. 从实验结果可以看出, 通过半自动手动分割方法可以帮助医生得到结节的相关信息, 例如面积、最大直径等, 同时本文方法和影像插值技术相结合还可以应用于医学影像中其他复杂人体器官的分割, 例如肺组织、肾脏、肝脏的分割等. 图4为本文方法分割肺组织及三维重建结果.

交互式分割本身的速度基本是实时, 分割的速度主要取决于用户操作的熟练程度. 从分割和三维可视化的结果来看,

该分割方法的分割结果是较为理想的.

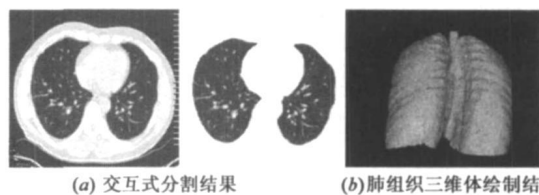


图4 肺组织分割结果及三维重建结果

## 参考文献:

- [1] Leef J L III, Klein J S. The solitary pulmonary nodule[J]. Radiol Clin N Amer, 2002, 40(1): 123- 14.
- [2] Ost D, Fein A. Evaluation and management of the solitary pulmonary nodule[J]. American Journal of Respiratory & Critical Care Medicine. Am J Respir Crit Care Med 2000, 162: 782- 787.
- [3] Binsheng Zhao. Automatic detection of small lung nodules on CT utilizing a local density maximum algorithm[J]. Journal of Applied Clinical Medical Physics, 2003, 4(3): 248- 260.
- [4] Tomoko Miwa. Automatic detection of lung cancers in chest CT images by the variable N-Quoit filter[J]. Systems and Computers in Japan, 2002, 33(1): 53- 63.
- [5] Yongbum Lee, Takeshi Hara. Automated detection of pulmonary nodules in helical CT images based on an improved template matching technique[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2001, 20(7): 595- 604.
- [6] E N Mortensen, B S Morse, W A Barrett, J K Udupa. Adaptive boundary detection using 'live wire' two dimensional dynamic programming[A]. IEEE Proceedings of Computers in Cardiology[C]. USA: Durham, 1992. 635- 638.
- [7] E N Mortensen, W A Barrett. Intelligent Scissors for Image Composition[A]. Proceedings of ACM SIGGRAPH' 95[C]. USA: Los Angeles, 1995. 191- 198.
- [8] E N Mortensen, W A Barrett. Interactive segmentation with intelligent scissors[J]. Graphic Models and Imaging Processing, 1998, 60(5): 349- 384.
- [9] 罗述谦. 医学图像处理与分析[M]. 北京: 科学出版社, 2003. 73- 75.

## 作者简介:



赵大哲 女, 1960 年生于辽宁沈阳, 东北大学教授, 1996 年毕业于柏林工业大学, 获博士学位, 目前主要从事工作流管理、医学影像理解方面的研究. E-mail: zhaodq@neusoft.com