

基于 Random Walk 算法的 CT 图像肺实质自动分割

王兵¹, 顾潇蒙², 杨颖³, 董华⁴, 田学东⁴, 顾力栩^{2,5*}

(1. 河北大学 数学与信息科学学院, 河北 保定 071002; 2. 河北大学 医工交叉研究中心, 河北 保定 071000;

3. 河北大学附属医院 CT室, 河北 保定 071000; 4. 河北大学 计算机科学学院, 河北 保定 071002;

5. 上海交通大学 生物医学工程学院, 上海 200240)

(* 通信作者电子邮箱 gulixu@sjtu.edu.cn)

摘要:针对复杂情况下肺实质的分割问题,提出了一种基于 Random Walk 算法对肺实质自动分割的方法。首先,根据胸部组织解剖学及其计算机断层扫描(CT)图像的影像学特征,在肺实质及其周围组织分别确定目标区域种子点和背景种子点位置;然后,使用 Random Walk 算法对 CT 图像进行分割,提取近似肺区域的掩模;接下来,对掩模实施数学形态学运算,来进一步调整目标区域种子点和背景种子点的标定位置,使其适合具体的复杂情况;最后,再次使用 Random Walk 算法分割图像,得到最终的肺实质分割结果。实验结果显示,该方法与金标准的平均绝对距离为 0.44 ± 0.13 mm,重合率(DC)为 $99.21\% \pm 0.38\%$ 。与其他分割方法相比,该方法在分割精度上得到了显著提高。结果表明,提出的方法能够解决复杂情况下肺实质分割的问题,确保了分割的完整性、准确性、实时性和鲁棒性,分割结果和时间均可满足临床需求。

关键词:胸部图像;计算机断层扫描;Random Walk 算法;肺实质分割;种子点选择;数学形态学运算

中图分类号: TP391.4 **文献标志码:** A

Automated lung segmentation for chest CT images based on Random Walk algorithm

WANG Bing¹, GU Xiaomeng², YANG Ying³, DONG Hua⁴, TIAN Xuedong⁴, GU Lixu^{2,5*}

(1. College of Mathematics and Information Science, Hebei University, Baoding Hebei 071002, China;

2. Biomedical Multidisciplinary Research Center, Hebei University, Baoding Hebei 071000, China;

3. CT Department, Affiliated Hospital of Hebei University, Baoding Hebei 071000, China;

4. College of Computer Science, Hebei University, Baoding Hebei 071002, China;

5. College of Biomedical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China)

Abstract: To deal with the lung segmentation problem under complex conditions, Random Walk algorithm was applied to automatic lung segmentation. Firstly, according to the anatomical and imaging characteristics of the chest Computed Tomography (CT) images, foreground and background seeds were selected respectively. Then, CT image was segmented roughly by using the Random Walk algorithm and the approximate mask of lung area was extracted. Next, through implementing mathematical morphology operations to the mask, foreground and background seeds were further adjusted to adapt to the actually complicated situations. Finally, the fine segmentation of lung parenchyma for chest CT image was implemented by using the Random Walk algorithm again. The experimental results demonstrate that, compared with the gold standard, the Mean Absolute Distance (MAD) is 0.44 ± 0.13 mm, the Dice Coefficient (DC) is $99.21\% \pm 0.38\%$. Compared with the other lung segmentation methods, the proposed method are significantly improved in accuracy of segmentation. The experimental results show that the proposed method can solve the difficult cases of the lung segmentation, and ensure the integrity, accuracy, real-time and robustness of the segmentation. Meanwhile, the results and time of the proposed method can meet the clinical needs.

Key words: chest image; Computed Tomography (CT); Random Walk algorithm; lung segmentation; seed selection; mathematical morphology operation

0 引言

目前,肺癌是发病率和死亡率增长最快,对人群健康和生命威胁最大的恶性肿瘤之一。根据世界卫生组织 2014 年 5

月发布的最新资料表明,肺癌是全球前十位死亡原因的第五位,居癌症死亡的首位^[1]。而我国以吸烟人数广大、空气污染严重等原因,肺癌死亡率增加明显,每年平均以 4.4% 的速度上升,自 1996 年以来上升为我国癌症患者的第一杀手。如

收稿日期:2015-04-30; **修回日期:**2015-06-24。 **基金项目:**国家自然科学基金资助项目(61375075, 61190120-61190124, 61271318);河北省自然科学基金资助项目(Z2012201020);河北省教育厅重点项目(ZD2015067)。

作者简介:王兵(1966-),女,河北承德人,教授,硕士,主要研究方向:模式识别与图像处理;顾潇蒙(1990-),女,江苏连云港人,硕士研究生,主要研究方向:模式识别与图像处理;杨颖(1970-),女,河北保定人,主任医师,硕士,主要研究方向:医学影像;董华(1992-),女,河北沧州人,主要研究方向:软件工程;田学东(1963-),男,河北保定人,教授,博士,主要研究方向:模式识别与图像处理、中文信息处理;顾力栩(1966-),男,加拿大人,教授,博士,主要研究方向:医学图像处理、模式识别。

果肺癌能在早期被诊断和治疗,其五年生存率可达 40% ~ 70%^[2]。

由于计算机断层扫描(Computed Tomography, CT)能够提供高清晰度的图像,并且为图像中各组织提供很高的对比度,因此被广泛用于胸肺部疾病检测诊断中。临床表明肺结节是肺癌在 CT 图像中最为常见的表现形式^[3],而肺结节形状多样,大小不同,分布位置也不固定,易与其他组织紧密连接,密度与肺部血管相近,在 CT 图像中大多表现为圆形或近似圆形的致密斑点,仅凭肉眼很难区别。而且一次肺部 CT 扫描将产生近百张 CT 图像,其中有结节的图像仅有几张。对于所有影像数据进行分析非常枯燥繁琐,即使有经验的医生也难免因诊断疲劳发生漏诊或者误诊,特别是数据量急剧增长的情况下。因而,肺部疾病的计算机辅助诊断(Computer-Aided Diagnosis, CAD)系统应运而生,在此过程中,肺实质的分割是实现自动量化诊断的前提,同时也是进行肺结节检测和肺功能评估的基础,其分割结果的好坏直接影响到后续的分析过程。因此,自动、准确、快速地分割肺实质为临床治疗和病理学研究提供可靠依据,具有重要的现实意义和临床价值。

近年来,国内外已提出很多肺实质分割方法,主要基于阈值法^[4-7]、边缘检测^[8]、区域生长^[9-11]、主动轮廓模型^[11-12]、模式分类^[13]等,这些方法充分利用了肺部 CT 图像影像学的特点,针对正常的肺组织取得了有效的分割结果,但对于胸膜结节和肺门区域高密度血管的存在,以及左右肺连接在一起等复杂情况,仅采用一种分割方法难于获得理想的分割效果。多种方法相结合的分割方法^[14]在一定程度上弥补了单独依赖一种分割算法引起的不足,但通常用来解决某一种具体分割问题。例如,由于胸膜结节和肺门区域高密度血管的存在,使得分割结果漏掉病灶的情况,首先使用上述某一种分割方法对肺区域轮廓进行粗分割,然后运用数学形态学^[13,15]或者滚球法^[5,16]等方法修补由结节或血管造成的粗分割结果肺边缘凹陷。但是由于结节大小和形态的多样性,很难找到一致尺寸的结构元或者圆球用于正确的修补:尺寸太小会不足以将凹陷部分修补完整;尺寸太大会导致原始边界中不需要修改的区域发生形变,降低分割的准确性。基于曲率的修补方法^[17,17-19]依据曲率变化较为强烈部分表示分割结果中有胸膜结节和血管引起的肺边缘凹陷,对此部分用曲线连接予以修补;但肺部边界上的曲率很容易受到噪声的影响,局部边界形状的一些细微变化也会引起曲率的变化,很难找到合适的全局曲率阈值,且计算量大。

使得肺部 CT 图像肺实质分割成为一个具有挑战性问题的主要因素有:1)胸膜结节或高密度血管的存在;2)两肺接近或连接在一起情况;3)病灶或组织引起的肺区断开;4)病灶引起的肺边界模糊等。这些因素下肺实质的各种表现及其导致的错误分割结果如图 1 所示。其中,子图(a)、(c)、(e)、(g)为 4 种复杂情况下的原始图像,子图(b)、(d)、(f)、(h)为相应由此造成的可能错误分割结果。

图 1(a)中肺实质边缘含有胸膜结节和高密度血管,由于结节和高密度血管的灰度值与其连接的肺区域外部的组织差别很小,容易造成分割结果将其遗漏,出现边缘凹陷情况,如图 1(b),不利于后继结节的分析工作;图 1(c)中左右肺部分区域太近,容易将其分割成为一个区域,如图 1(d),导致分割

结果错误;图 1(e)中左肺上部的肺区灰度值不连续,容易将本该分到一个区域的肺实质被分成两个部分,导致如图 1(f)所示的分割结果;图 1(g)中右肺上部边界模糊,因为病变造成的肺实质与周围组织的对比度较小,容易导致分割不完整等错误,如图 1(h)。

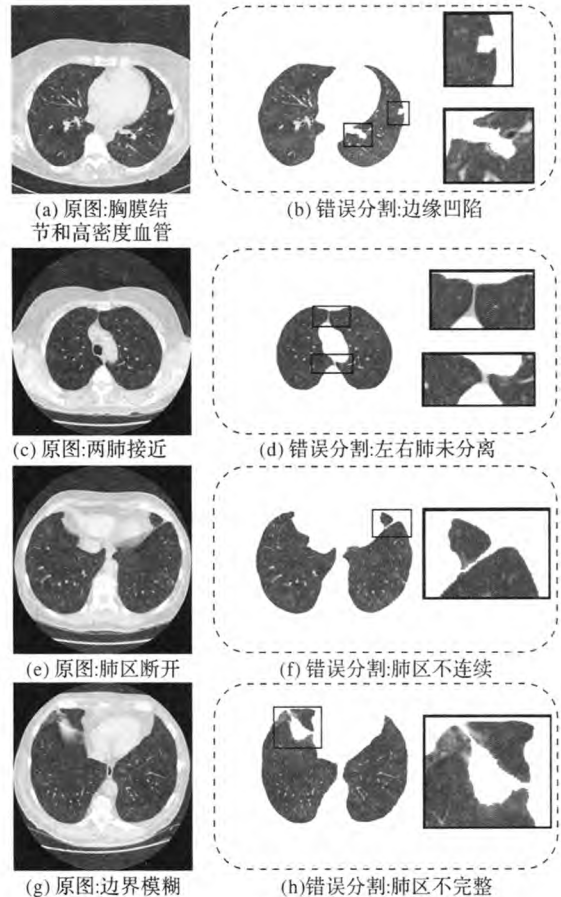


图 1 复杂情况肺实质的各种表现及错误分割结果

1905年,Pearson^[20]最早提出 Random Walk 理论,是布朗运动的一种特殊形式,被广泛应用于许多科学领域。2004年,Grady等^[21]将 Random Walk 模型引入图像分割领域,取得不错的效果。基于图论的 Random Walk 算法把图像映射成一个以像素为顶点、以连接两个相邻像素为边的带权图,图像的分割问题转化成带权图的分割问题。比较图中每个顶点第一次游走到指定顶点的概率值,以最大概率为准则对各个顶点进行分类,从而实现图像的分割。该算法本身无需迭代,计算速度较快,在强噪声、弱边界或没有显著边界的情况下也能获得较好的分割效果,为上述复杂情况的肺实质分割提供有效可行的方案。目前,Random Walk 算法已经成功用于医学图像的多种组织分割^[22]、血管提取^[23]以及其他图像分割应用领域。

针对以上 4 中复杂情况,本文提出一种基于 Random Walk 的肺实质的分割方法。首先根据胸部组织解剖学及其 CT 图像的影像学特征,在肺实质及其周围组织分别确定目标区域种子点和背景种子点位置;然后使用 Random Walk 算法对 CT 图像进行分割,获取近似肺区域掩模;接下来通过对掩模实施数学形态学运算,在原始图像中重新标定更为合适的目标区域种子点和背景种子点;最后二次使用 Random Walk 算法分割图像,最终得到肺实质精确的分割结果。

1 方法

1.1 Random Walk 算法

使用 Random Walk 算法进行图像分割的基本思想是把图像看成由固定的顶点和边组成的连通带权无向图, Random Walker 从未标记顶点开始随机漫步,首次到达各类标记点的概率代表了未标记点归属于标记类的可能性,把最大概率所在类的标签赋给未标记顶点,完成分割。

首先定义一个图,用图 $G = (V, E)$ 给图像建模。其中: V 是图中顶点的集合, $v \in V$, 对应图像的每个像素; E 是图中任意两个顶点间的无向边的集合, $e \in E \subseteq V \times V$, 对应图像像素的连接关系。连接两个顶点 v_i 和 v_j 的边 e 用 e_{ij} 表示。带权图要为每条边赋权值,边 e_{ij} 的权值用 w_{ij} 表示。定义顶点 v_i 的度为 $d_i = \sum w_{ij}$, 是连接顶点的所有边的权值之和。因为权值 w_{ij} 代表 Random Walker 从顶点 v_i 转移到顶点 v_j 的概率,因此必须有 $w_{ij} > 0$ 。然后假定该图为连通无向图(即 $w_{ij} = w_{ji}$)。

直接求解首达概率的计算量是巨大的,文献[24]证明了这个求解过程可转化为求解 Dirichlet 问题:寻找一个满足边界条件的调和函数。调和函数是满足 Laplace 式(1)的函数:

$$\nabla^2 u = 0 \quad (1)$$

由于 Laplace 方程是 Dirichlet 积分(2)的 Euler-Lagrange 方程,故使得 Dirichlet 积分达到最小值时候的解为所求调和函数。

$$D[u] = \frac{1}{2} \int_{\Omega} |\nabla u|^2 d\Omega \quad (2)$$

1.1.1 定义边的权值

权值表示相邻像素之间的相似度,本文使用像素间的灰度差和几何距离作为度量特征,将边的权值定义为:

$$w_{ij} = \exp(-(\beta_1 \sqrt{|g_i - g_j|^2} + \beta_2 \sqrt{|h_i - h_j|^2})) \quad (3)$$

其中: g_i 表示顶点 v_i 的灰度值; h_i 表示顶点 v_i 的坐标值; β_1, β_2 是自由参数,分别表示像素灰度特征和像素几何距离特征的权重,本文令 $\beta_1 = 90, \beta_2 = 1$ 。

1.1.2 构建 Laplace 矩阵

图 G 的 Laplace 矩阵 L 定义为:

$$L_{ij} = \begin{cases} d_i, & i = j \\ -w_{ij}, & v_i \text{ 与 } v_j \text{ 相邻} \\ 0, & \text{其他} \end{cases} \quad (4)$$

L 可通过式(5)进行构建。

$$L = A^T C A \quad (5)$$

其中, A 是边 - 顶点的 $m \times n$ 关联矩阵,定义为:

$$A_{e_i v_k} = \begin{cases} +1, & i = k \\ -1, & j = k \\ 0, & \text{其他} \end{cases} \quad (6)$$

C 是图 G 的 $m \times m$ 本构矩阵,定义为对角矩阵,对角元素是相对应的边的权值。

1.1.3 求解 Dirichlet 问题

基于以上定义,Dirichlet 积分的离散形式可表示为:

$$D[\mathbf{x}] = \frac{1}{2} (\mathbf{Ax})^T C (\mathbf{Ax}) = \frac{1}{2} \mathbf{x}^T \mathbf{Lx} = \frac{1}{2} \sum_{e_{ij} \in E} w_{ij} (x_i - x_j)^2 \quad (7)$$

所求解为使式(7)最小化的离散调和函数 \mathbf{x} 。由于 L 是半

正定矩阵,故 $D[\mathbf{x}]$ 存在唯一的极小值点。

将图像的顶点 V 分为 2 个集合, V_M (标记点) 与 V_U (未标记点),且 $V_M \cup V_U = V, V_M \cap V_U = \emptyset$, 则式(7)可分解为:

$$D[\mathbf{x}_U] = \frac{1}{2} [\mathbf{x}_M^T \mathbf{x}_U^T] \begin{bmatrix} L_M & B \\ B^T & L_U \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{x}_M \\ \mathbf{x}_U \end{bmatrix} = \frac{1}{2} (\mathbf{x}_M^T L_M \mathbf{x}_M + 2\mathbf{x}_U^T B^T \mathbf{x}_M + \mathbf{x}_U^T L_U \mathbf{x}_U) \quad (8)$$

通过对 $D[\mathbf{x}_U]$ 关于 \mathbf{x}_U 求微分来寻找其极值点:

$$L_U \mathbf{x}_U = -B^T \mathbf{x}_M \quad (9)$$

假设 x'_i 表示顶点 v_i 属于标签 s 的概率,标记点的标签集合定义为 $Q(v_j) = s, \forall v_j \in V_M$, 其中 $s \in \mathbf{Z}, 0 < s \leq K$, 因此:

$$m'_j = \begin{cases} 1, & Q(v_j) = s \\ 0, & Q(v_j) \neq s \end{cases} \quad (10)$$

则求解离散 Dirichlet 问题即求解:

$$L_U \mathbf{x}' = -B^T \mathbf{m}' \quad (11)$$

$$L_U \mathbf{X} = -B^T \mathbf{M} \quad (12)$$

其中 $\sum_i x'_i = 1, \forall v_i \in V$ 。

Random Walk 算法可解决多标签图像分割问题,而不需要通过递归使用二元分割方法。但本文对肺区域的分割只属于二元分割,故只需两类标签,并相应地预先指定两类种子点作为图像分割的标记点。

1.2 种子点的选择

Random Walk 算法需要预先指定种子点:一类在待分割的目标区域指定种子点,称作目标种子点;另一类称作背景种子点。在肺实质的分割中,肺实质为目标区域。为了适应临床需求,减少医生的交互作用,本文采用自动选择种子点方法,并两次使用 Random Walk 算法解决复杂情况下肺实质分割问题。首先根据肺部 CT 图像特点和胸部解剖学特征来选择目标种子点和背景种子点,目标种子点选择在肺实质区域内,背景种子点选择在包围着肺实质的胸廓以及两肺之间的心脏区域,因为与肺实质相比,这两个区域具有较高的灰度值。首次使用 Random Walk 算法对肺实质进行分割,这一步仅能获得肺区域近似的分割结果,目的是得到近似肺区域的掩模。然后通过对掩模实施数学形态学运算重新选择目标种子点和背景种子点,再次使用 Random Walk 算法对肺实质进行分割,重新选择的种子点更有利于获得精确的分割结果。

1.2.1 首次分割时种子点的选择

由于胸廓的密度高,在 CT 图像中呈现高灰度值的亮色,肺实质包含在其中,呈现低灰度值的暗色,胸廓之外主要是灰度值更低的人体之外的暗色区域。因此,可以先采用大津阈值分割方法对图像作二值处理。由于胸廓是闭合的,并与两肺之间的高灰度值区域有近似的灰度值,二值化后成为一个区域,通过搜索最大联通区域可以找到这部分区域,将这部分区域以及胸廓以外的区域的灰度值置 0,如图 2(b)所示,图中非置 0 区域即为肺实质。如果图中含有不与肺实质连为一体的低灰度值的气管或支气管,其位于两肺之间,且面积相对于肺实质较小,本文将面积小于 2000 像素,质心位置在两肺之间的低灰度值区域定为气管或支气管,则将其灰度值也置成 0,即排除掉气管或支气管。肺底部的图像中有包含低灰度值胃气的情况,此时两个肺实质呈现月亏形状并位于图像的下部分,而胃气近似呈现圆形并位于图像的上部分,本文通

过计算每个区域的质心并结合区域的位置信息确定图中是否有胃气形成的区域。将图像分为上下两个象限,如果图像下象限有两个区域的质心落在其所在区域之外,则此图像是肺底部的图像,此时上象限的近似圆形的低灰度值暗色区域为胃气形成,则将其灰度值也置成 0,即排除掉。

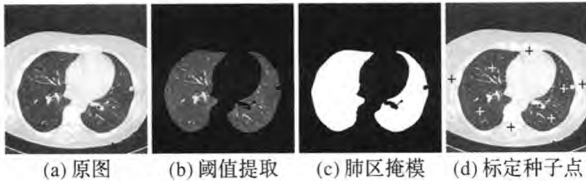


图2 首次分割时种子点的选择

将肺实质的灰度值置为 255,得到肺实质的掩模,如图 2(c)所示。根据掩模在原图像的位置自动选取目标种子点和背景种子点。两个掩模所在区域分别选取两个目标种子点,选取的种子点位置的灰度值应小于该区域平均灰度值,此选择确保种子点不选取在肺内的血管上。在掩模之外对应区域选取 4 个背景种子点,其中两个选在两肺实质之间,另外两个分别选在左右肺两侧的胸骨上。为了使背景种子点选在胸骨而不是身体之外的区域,在掩模外部左右两侧距离掩模边界 50 个像素之内选择种子点。图 2(d)为种子点的一种选择情况,其中白色“+”为目标种子点,黑色“+”为背景种子点。

按照上述选择种子点的方法,使用 Random Walk 算法对肺实质分割,分割实例如图 3 所示。从图中可以看出,Random Walk 算法能够将两个连接在一起甚至有重叠部分的肺实质正确地分开,如图 3(b)所示。对于图 3(c)中肺区域断开和(d)中肺边界模糊的情况也能得到较好的效果,但边缘处仍然存在小的凹陷。而且对于边界有胸膜结节及高密度血管的情况,如图 3(a)所示,分割的边界也存在凹陷,Random Walk 算法本身并不能对凹陷进行修补,分割效果不理想。

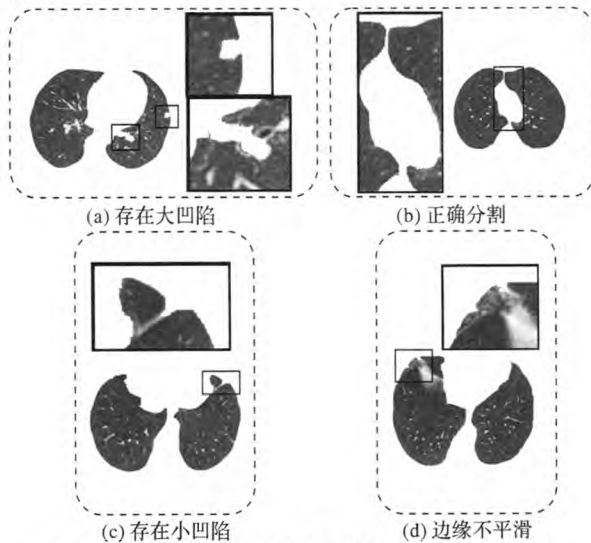


图3 首次使用 Random Walk 算法对肺实质分割的实例

1.2.2 二次分割时种子点的选择

受 Random Walk 算法对模糊的未标记区域具有较强的标记分配能力的启发,由调和函数的均值特性可知,未标记区域的归属概率是通过计算相邻区域间灰度值差以及空间距离的加权平均值获得。肺实质的边缘凹陷处与背景区域有相似的灰度值,但其要么是深入到肺实质中的条形狭长区域,要么是

包含在肺实质中的圆形块状区域,区域中每个像素点与低密度肺实质的空间距离较近。若能够在边缘凹陷内设置目标种子点,并在背景区域凹陷附近再设置相应的背景种子点,利用凹陷区域相对于标记点的空间距离将其归类,则能够有效地将其分割到肺实质中,从而修补凹陷部分。以图 1(a)中左肺为例,图 4(a)显示未在胸膜结节和高密度血管处设置种子点情况,分割结果如图 4(b)所示,边界处出现凹陷。图 4(c)显示在胸膜结节和高密度血管处都设置了目标种子点,并在其附近设置了背景种子点,分割结果能够完整地胸膜结节和高密度血管包含在肺实质中,如图 4(d)所示,目标边界更光滑,且有效地避免了滚球方法引起的整个肺实质变形,以及凹陷处连线方法引起的连线部分失真。形成一个完整的肺实质。可见,算法本身的分割效果依赖于种子点的位置和数量选择^[25]。但是,手工标记满足上述要求的种子点将会大大增加操作者的工作量,延长分割时间,并且容易遗漏对某些边缘凹陷处的标记,会导致肺实质分割不完整。如果能够自动地在凹陷处设置目标种子点和相应的背景种子点,会大大提高算法临床应用可能性。



图4 种子点选择及其分割结果对比

本文对首次分割获得的掩模图像施以数学形态学膨胀与腐蚀运算,自动定位凹陷处的种子点,对二值掩模图像进行膨胀和腐蚀操作较对原灰度图像进行操作,此方法可以直接得到结果,提高了种子点定位的效率。首先,对掩模进行一定尺度的形态学膨胀,由于形态学膨胀操作使得目标区域增大,有将图像中的裂缝或间断连接起来的作用,因此用膨胀来填充掩模的凹陷部分,并且膨胀后的掩模面积略大于实际的肺实质面积,如图 5(a)中①所示。提取膨胀后掩模的边缘,在原图像中确定掩模边缘所对应的像素点,这些点均匀地分布在靠近肺实质边缘的背景区域,可作为选择的背景种子点。其次,对膨胀后的掩模进行一定尺度的形态学腐蚀,腐蚀后使得掩模面积要小于实际的肺实质面积,如图 5(a)中③所示。要想修补肺边界的凹陷,必须在凹陷内外各选择至少一个目标种子点和背景种子点,即对掩模腐蚀后,其边缘要与凹陷区域部分地重叠。本文选择圆盘结构元对掩模进行膨胀和腐蚀操作,其中膨胀操作时选取结构元半径为 9 mm,如图 5(a)中④所示;腐蚀操作时选取的结构元半径为 11 mm,如图 5(a)中⑤所示。该种子点自动选择方法对图中直径约为 12 mm 的结节和横截面直径约为 15 mm 的狭长血管皆适用。提取腐蚀后掩模的边缘,在原图像中确定掩模边缘所对应的像素点,这些点均匀地分布在靠近肺实质边缘的目标区域,可作为选择的目标种子点。目标种子点和背景种子点的选择结果如图 5(b)所示。

值得注意得是,对掩模的膨胀操作,会导致距离较近或者连接在一起的左右肺区不能够有效地分离。因此,要先对两

肺间最短距离进行判断,若其最短距离小于膨胀结构元半径的 2 倍,将会导致左右肺区无法分离,此时左右肺区不能同时分割,要先分割左肺,再分割右肺。本文算法临界距离设为 2 cm,若左右肺区最短距离不小于 2 cm,则对两肺同时进行膨胀、腐蚀和二次分割操作。最后,根据选择的种子点,再次使用 Random Walk 算法对图像分割,得到精确的分割结果,如图 6 所示。

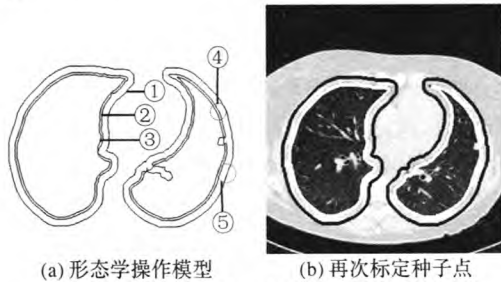


图 5 二次分割时种子点的选择

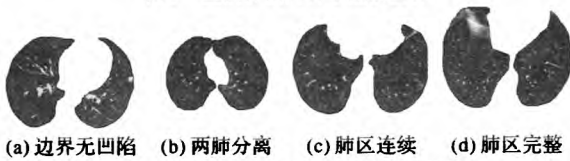


图 6 使用本文方法对肺实质的分割结果

从图 6 中可以看出,重新选取种子点后,使用 Random Walk 算法再次对图像进行分割,能够有效地解决胸膜结节、高密度血管、肺区域断开等引起的边界凹陷问题,并使得最终分割结果的准确性对初始种子点选择的依赖度降低,算法的稳定性得到提高。

本文方法对肺实质分割包括以下几个步骤:

- 1) 按照 1.2.1 节的方法自动选取目标种子点和背景种子点。
- 2) 使用 Random Walk 算法对 CT 图像进行首次分割,获得近似肺区域掩模。
- 3) 对左右肺区最短距离进行判断:若两肺间最短距离不小于 2 cm,则左右肺区同时进行第 4)、5)步;否则左右肺区先后进行。
- 4) 按照 1.2.2 节的方法重新选择目标种子点和背景种子点。
- 5) 二次使用 Random Walk 算法对 CT 图像进行分割,得到最终分割结果。

2 性能评价

2.1 实验数据和环境

本文实验数据来源于肺部图像数据库联盟(Lung Image Database Consortium, LIDC),扫描层厚为 1.25 ~ 3 mm,图像分辨率为 512 × 512 像素,格式为 16 位 DICOM。实验的硬件环境为 3.20 GHz Pentium Dual-Core CPU, 2.00 GB 内存, NVIDIA GeForce GT 430 显卡;软件环境为 Windows XP 操作系统和 MATLAB 7.9.0 (R2009b) 开发平台。

针对 4 种复杂情况下的肺实质,在医生的指导下选取了 100 幅图像,每种情况下是 25 幅图像。某些图像含有不止一种复杂情况,按照肺实质有断裂、边界模糊、有胸膜结节或边界高亮度血管、左右部分区域距离较近或连接在一起的优先顺序,仅分到相应的一组中。在肺实质分割缺乏统一的评价

标准情况下,由 3 名医生借助绘图软件,分别独立地手工勾画出肺实质轮廓,将勾画结果经协商达成一致作为评价性能的金标准。

大多数肺实质分割的第一步是去除胸廓外部非身体部分。出于性能评价的需要,本文采用手工选取种子点的区域生长方法去除胸廓外部所有非身体部分。通过分析直方图发现,高亮度的胸廓与其中包围的肺实质在灰度上存在明显的差别,可采用大津阈值方法去除肺实质周围的组织,并采用区域生长方法去除与肺实质不连通的气管,得到肺区域的轮廓。在此基础上,分别利用基于形态学滚球的边界修补法和基于曲率的边界修补法修复肺区域的边界。本文提出方法与这两种方法以及手工随机选择种子点的 Random Walk 算法分别进行性能比对。

2.2 评价指标

采用了三种度量标准来衡量本方法的分割精度^[26],分别为基于轮廓的平均绝对距离(Mean Absolute Distance, MAD),基于面积的重合率(Dice Coefficient, DC)和稳定性(Reliability, R)。同时,为了考量本方法的分割效率,记录每幅图像的运行时间。

2.2.1 平均绝对距离

本文方法的分割和手工分割均获得了肺实质在 CT 图像中的封闭的外边缘轮廓线,针对同一帧图像,设 F 和 T 分别为本文提出的分割算法所得轮廓和金标准轮廓。 F 和 T 分别定义为点集 $F = \{f_i; i = 1, 2, \dots, p\}$ 和 $T = \{t_i; i = 1, 2, \dots, q\}$ 。 f_i 和 T 之间的欧氏距离之间的距离由式(13)定义:

$$d(f_i, T) = \min_{t \in T} \|f_i - t\| \quad (13)$$

其中: $\|f_i - t\|$ 为 f_i 和 t 之间的欧氏距离。基于轮廓的平均绝对距离由式(14)定义:

$$MAD = \frac{1}{p} \sum_{i=1}^p d(f_i, T) \quad (14)$$

2.2.2 重合率

外边缘轮廓线围成的区域即为每一帧图像的前景区域,也即肺实质区域。针对同一幅图像,基于面积的重合率由公式(15)定义:

$$DC = \frac{2R_{om}}{R_a + R_m} \quad (15)$$

其中: R_a 表示基于本文方法的分割结果的肺实质区域; R_m 表示基于手工分割结果的肺实质区域; R_{om} 表示两种分割方法获得的目标区域中的重合部分的区域。

由上述公式可以得出,当 DC 的值越大,说明基于本文方法的分割结果的肺实质区域与手工分割结果的肺实质区域的重合度越高,也即在手工分割结果的肺实质区域作为金标准的情况下,基于本文方法分割出的肺实质区域与金标准的误差值较小,分割精度较好;当 DC 的值越小,说明基于本文方法的分割结果的肺实质区域与手工分割结果的肺实质区域的重合度越低,也即在手工分割结果的肺实质区域作为金标准的情况下,基于本文方法分割出的肺实质区域与金标准的误差值较大,分割精度较差。同时,由上述公式也可以得出 $0 \leq DC \leq 1$ 。

2.2.3 稳定性

无论是不同病例的肺实质,还是同一个病例肺实质的不

同位置,被 CT 图像所呈现出的形态都具有较大的差异性。为了评估本文提出的分割方法是否对所采集的肺的 CT 图像都具有较高的鲁棒性,除了计算重合率,本文还计算了其稳定性,如式(16)所示:

$$R(b) = P(DC > b) = \frac{num(DC > b)}{num} \quad (16)$$

其中: $num(DC > b)$ 表示 $DC > b$ 的图片数量; num 表示图片的总数; b 是自由参数, $b \in [0,1]$ 。

由上述公式可以得出,稳定性是基于重合率而获取的,即计算一例数据中分割结果满足重合率达到 d 以上的比例, $0 \leq R(b) \leq 1$ 。

2.3 结果与分析

图 7 显示对于 4 种情况分割结果实例,每列针对一种情况,从左到右分别为有胸膜结节或边界高亮度血管、左右部分区域距离较近或连接在一起、肺实质有断裂、边界模糊。通过本文方法分割结果与金标准的对比,可以从直观上观察出本文方法的有效性。与手工随机选择种子点的 Random Walk 算法相比,本文方法有效地将与肺部周围组织相连的结节以及血管包括在肺实质中,保证了肺实质分割的完整性。基于形态学滚球的边界修补法在凹陷较小的情况下适用,但对于凹陷较大、两肺接近/粘连等情况效果不佳。基于曲率的边界修补方法能够较好地将边缘有凹陷的肺实质修补完整,但在两肺粘连的情况下并不能完全地将左右肺分离,而本文方法能有效地分离左右肺。当由于肺部断开或者边界模糊等情况造成的初分割的凹陷不满足修补条件的情况下,基于曲率的边界修补方法将会失效,而本文方法能够得到更为准确的分割结果。

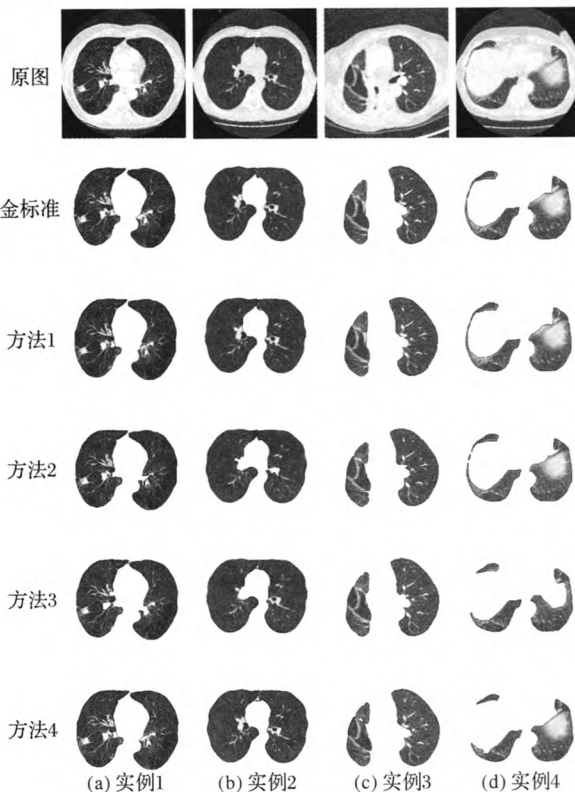


图 7 分割结果对比

4 种方法分割精度的评价结果如表 1 所示。图 7 中,方

法 1 代表本文方法,方法 2 代表手工随机选择种子点的 Random Walk 算法,方法 3 代表基于形态学滚球的边界修补法,方法 4 代表基于曲率的边界修补法。

表 1 分割精度的评价结果

方法	平均绝对距离 离(MAD)/mm	重合率 (DC)/%	稳定性(R)/ %($b=0.99$)
方法 1	0.44 ± 0.13	99.21 ± 0.38	84.00
方法 2	1.38 ± 0.83	97.78 ± 0.91	13.00
方法 3	0.74 ± 0.35	97.83 ± 0.91	18.00
方法 4	0.62 ± 0.20	98.26 ± 0.76	23.00

平均绝对距离、重合率和稳定性的变化曲线分别如图 8、图 9 和图 10 所示。当平均绝对距离越小,说明分割精度越高;反之,则越低。当重合率越高,说明分割精度越高;反之,则越低。对比图 8 和图 9,可发现,针对同一种分割方法,当平均绝对距离相对较小时,重合率相对较高,从而说明这两个精度的评估指标具有内在的一致性。

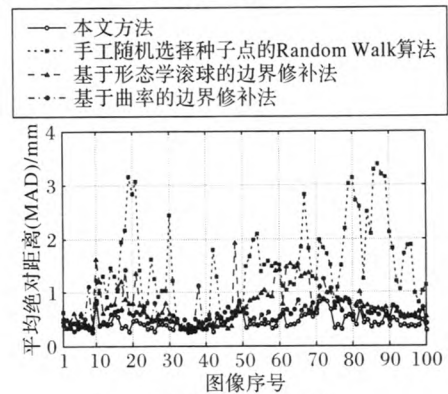


图 8 平均绝对距离的变化曲线

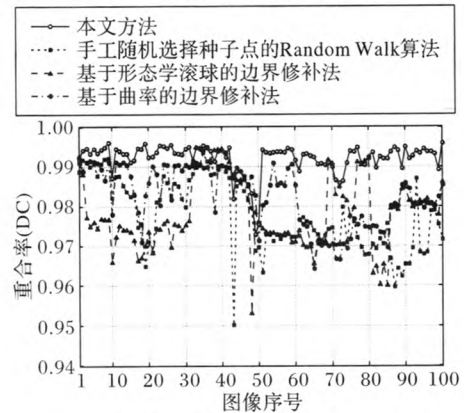


图 9 重合率的变化曲线

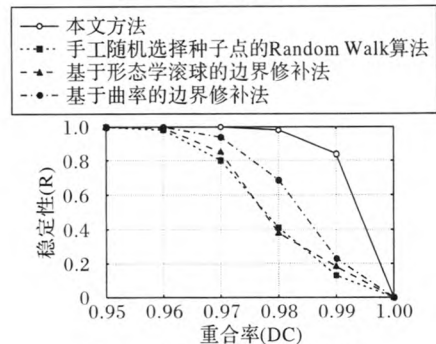


图 10 本文提出算法的稳定性

从表 1 中也可以看到,手工随机选择种子点的 Random

Walk 算法与基于形态学滚球的边界修补法重合率的平均值和标准差接近,分别约等于 97.8% 和 0.91%,但它们的重合率变化曲线不同,说明这两种方法针对不同情况下的图像,分割效果并不相同。另外,每一种分割方法的平均绝对距离与重合率的曲线变化趋势分别具有一定的相关性,但是总体来说,手工随机选择种子点的 Random Walk 算法的平均绝对距离及其离散程度最大。这是由于肺边界存在着狭长的血管深入到肺区域中,导致分割后边界出现凹陷,手工随机选择种子点的 Random Walk 算法若目标种子点没能选择在血管上,则不会修补此凹陷区域,如图 11 所示。由于血管所占面积较小,即使未能修补成功,也对重合率没有太多的影响,但却造成较大的平均绝对距离。



图 11 手工随机选择种子点的对比

在本文提供的实验环境下,本文方法的分割时间的变化曲线如图 12 所示。针对不同复杂情况下的图像,分割时间尽管不尽相同,但大体上取值在两个区间段上,这主要是由左右两肺的距离决定的,当两肺距离较远时,左右肺可以同时分割,而不出现连接在一起的错误分割,此时分割时间为 2.1 s 左右,见图 12 中的 1~2、33~50、69~100 号图像;当两肺距离较近时,左右肺必须先后依次进行分割,才能将左右肺分开,此时分割时间为 3.8 s 左右,见图 12 中的 3~32 和 51~68 号图像。总体时间基本满足临床上的需求。

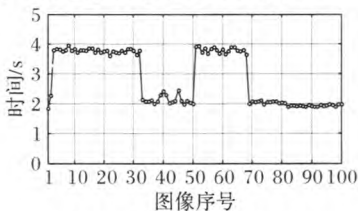


图 12 分割时间的变化曲线

3 结语

本文提出了一种基于 Random Walk 算法的 CT 图像肺实质的自动分割方法,用于解决 4 种复杂情况,即胸膜结节及肺门附近高密度血管的存在造成分割结果有遗漏病灶的可能、两肺距离较近或连接在一起引起的分割结果错误、病灶或组织造成的肺区断开以及肺边界模糊使得分割结果不完整。本文改进了原 Random Walk 算法的权值计算方式,使得各边的权值不仅反映图像像素的灰度变化,还反映像素间距离。连续两次使用 Random Walk 算法,第一次获得肺区域近似掩模;通过对掩模做形态学运算,自动选择新的种子点,二次使用 Random Walk 算法获得最终的分割结果。通过基于轮廓的平均绝对距离、基于面积的重合率、和稳定性指标验证并分析本方法可行性。在未来工作中,将医生的先验信息加入到 Random Walk 模型中,减少游走时间,进一步提高分割质量和效率。

参考文献:

[1] World Health Organization. The top 10 causes of death [EB/OL].

[2014-11-24]. <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs310/en/>.

- [2] BROWN M S, GOLDIN J G, SUH R D, *et al.* Lung micronodules: automated method for detection at thin-section CT—initial experience [J]. *Radiology*, 2003, 226(1): 256–262.
- [3] MULLALLY W, BETKE M, WANG J, *et al.* Segmentation of nodules on chest computed tomography for growth assessment [J]. *Medical Physics*, 2004, 31(4): 839–848.
- [4] ZHOU X, HAYASHI T, HARA T, *et al.* Automatic segmentation and recognition of anatomical lung structures from high-resolution chest CT images [J]. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 2006, 30(5): 299–313.
- [5] ARMATO S G, SENSAKOVIC W F. Automated lung segmentation for thoracic CT impact on computer-aided diagnosis [J]. *Academic Radiology*, 2004, 11(9): 1011–1021.
- [6] LI Q, LI F, DOI K. Computerized detection of lung nodules in thin-section CT images by use of selective enhancement filters and an automated rule-based classifier [J]. *Academic Radiology*, 2008, 15(2): 165–175.
- [7] WIEMKER R, ROGALLA P, ZWARTKRUIS A, *et al.* Computer aided lung nodule detection on high resolution CT data [EB/OL]. [2015-01-07]. <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.19.8652&rep=rep1&type=pdf>.
- [8] GUO S, ZENG Q, CHEN J. Extraction of pulmonary parenchyma in thoracic CT and computer aided diagnosis [J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2008, 27(5): 788–791. (郭胜文, 曾庆思, 陈坚. 胸部 CT 中肺实质的提取与辅助诊断[J]. *中国生物医学工程学报*, 2008, 27(5): 788–791.)
- [9] HEDLUND L W, ANDERSON R F, GOULDING P L, *et al.* Two methods for isolating the lung area of a CT scan for density information [J]. *Radiology*, 1982, 144(2): 353–357.
- [10] BROWN M S, MCNITT-GRAY M F, MANKOVICH N J, *et al.* Method for segmenting chest CT image data using an anatomical model: preliminary results [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1997, 16(6): 828–839.
- [11] TAI X C, CHAN T F. A survey of multiple level set methods with applications for identifying piecewise constant [J]. *International Journal of Numerical Analysis and Modeling*, 2004, 1(1): 25–47.
- [12] ZHOU C, LIU S, WANG F, *et al.* Image segmentation based on snake model incorporated with regional information [J]. *Computer Applications and Software*, 2010, 27(9): 23–25. (周昌雄, 刘淑芬, 王峰, 等. 融合区域信息 snake 模型图像分割[J]. *计算机应用与软件*, 2010, 27(9): 23–25.)
- [13] HU S, HOFFMAN E A, REINHARDT J M. Automatic lung segmentation for accurate quantification of volumetric X-ray CT images [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2001, 20(6): 490–498.
- [14] YIM Y, HONG H. Correction of segmented lung boundary for inclusion of pleural nodules and pulmonary vessels in chest CT images [J]. *Computers in Biology and Medicine*, 2008, 38(8): 845–857.
- [15] MURPHY A L, PICCO G P, ROMAN G C. LIME: a coordination model and middleware supporting mobility of hosts and Agents [J]. *ACM Transactions on Software Engineering and Methodology*, 2006, 15(3): 279–328.

(下转第 2681 页)

到机器人模型中,控制机器人绕同一点进行定位,并通过CSM计算得到同一点的实际坐标值,产生的误差小于0.1 mm,而利用测量参数进行同一点定位时,产生的误差较大,约0.8 mm,因此利用本文的标定方法,提高了TCP参数的准确性,提升了机器人的定位精度。

4 结语

针对工具坐标系标定,本文提出了采用了基于相机空间定位的工具坐标系标定方法,利用双目视觉,控制标志圆环的中心点始终处于空间内同一位置,实现TCP标定中的点约束,通过多个圆环标志进行TCF姿态标定。实验结果表明,相机空间定位能够精确地控制机器人使得标志圆环的中心点在相机空间内处于同一位置,在机器人工作空间内的多个位置进行点约束,进行TCP标定,实验的结果验证了基于视觉的工具坐标系标定方法具有较高的稳定性。另一方面,将标定得到工具坐标系参数补偿到机器人任务中,相对于预估的工具参数,机器人的定位精度有了很大的提高。

参考文献:

- [1] XIONG S, YE B, JIANG M. Study of robot tool coordinate frame calibration [J]. *Machinery and Electronics*, 2012(6): 60 - 63. (熊烁, 叶伯生, 蒋明. 机器人工具坐标系标定算法研究[J]. *机械与电子*, 2012(6): 60 - 63.)
- [2] LI R, HOU L, TAO Q. The method of automatic calibrating the tool parameters on the end of robot [J]. *Journal of Harbin Institute of Technology*, 1998, 30(3): 74 - 76. (李瑞峰, 侯琳琪, 陶谦. 机器人末端工具参数自动标定方法[J]. *哈尔滨工业大学学报*, 1998, 30(3): 74 - 76.)
- [3] BROOKS R A. A robust layered control system for a mobile robot [J]. *IEEE Journal of Robotics and Automation*, 1986, 2(1): 14 - 23.
- [4] TANG G-R, MOORING B W. Plane-motion approach to manipulator calibration [J]. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 1992, 7(1): 21 - 28.
- [5] VEITSCHEGGER W K, WU C-H. Robot calibration and compensation [J]. *IEEE Journal of Robotics and Automation*, 1988, 4(6): 643 - 656.
- [6] ZHAO J, ZHU W. Arc welding robot calibration [J]. *Journal of Fuzhou University: Natural Sciences*, 2008, 36(S0): 31 - 34. (赵娇娇, 朱伟. 弧焊机器人系统标定[J]. *福州大学学报: 自然科学版*, 2008, 36(S0): 31 - 34.)
- [7] CHENG F. The method of recovering robot TCP positions in industrial robot application programs [C]// ICMA 2007: Proceedings of the IEEE 2007 International Conference on Mechatronics and Automation. Piscataway: IEEE, 2007: 805 - 810.
- [8] SKAAR S B, BROCKMAN W, JIANG W. Three dimensional camera space manipulation [J]. *International Journal of Robotics Research*, 1990, 9(4): 22 - 39.
- [9] CÁRDENAS A, GOODWINE B, SKAAR S B, et al. Vision-based control of a mobile base and on-board arm [J]. *International Journal of Robotics Research*, 2003, 22(9): 677 - 698.
- [10] LIU Y, SHI D, SKAAR S B. Robust industrial robot real-time positioning system using VW-camera-space manipulation method [J]. *Industrial Robot: An International Journal*, 2014, 41(1): 70 - 81.
- [16] BIAN X, WU Y. A method of careful lung segmentation based on CT images [J]. *Journal of Chongqing University of Posts and Telecommunications: Natural Science Edition*, 2010, 22(5): 665 - 668. (卞晓月, 武妍. 基于CT图像的肺实质细分综合方法[J]. *重庆邮电大学学报: 自然科学版*, 2010, 22(5): 665 - 668.)
- [17] MAMEI M, ZAMBONELLI F. Spatial computing: the TOTA approach [M]// BABA OGLU O, JELASITY M, MONTRESOR A, et al. *Self-star Properties in Complex Information Systems*, LNCS 3460. Berlin: Springer, 2005: 307 - 324.
- [18] ZHANG X, WANG B, YANG Y, et al. Automatic repair of lung boundary concave in chest CT images [J]. *Computer Engineering and Applications*, 2013, 49(24): 191 - 194. (张欣, 王兵, 杨颖, 等. 胸部CT图像肺区域边界凹陷自动修补[J]. *计算机工程与应用*, 2013, 49(24): 191 - 194.)
- [19] KANAZAWA K, KAWATA Y, NIKI N, et al. Computer-aided diagnosis for pulmonary nodules based on helical CT images [J]. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 1998, 22(2): 157 - 167.
- [20] PEARSON K. The problem of the random walk [J]. *Nature*, 1905, 72(1866): 294.
- [21] GRADY L, FUNKS-LEA G. Multi-label image segmentation for medical applications based on graph-theoretic electrical potentials [EB/OL]. [2014-12-24]. <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.91.4365&rep=rep1&type=pdf>.
- [22] GRADY L. Random walks for image segmentation [J]. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 2006, 28(11): 1768 - 1783.
- [23] LI J, CHEN H, ZHANG X. Segmentation of retinal blood vessels based on prior knowledge random walks model [J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2009, 28(4): 501 - 507. (李居朋, 陈后金, 张新媛. 基于先验知识随机游走模型的视网膜血管分割方法[J]. *中国生物医学工程学报*, 2009, 28(4): 501 - 507.)
- [24] PERONA P, MALIK J. Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion [J]. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 1990, 12(7): 629 - 639.
- [25] QIN C. Research on random walks image segmentation method [D]. Shanghai: Central China Normal University, 2014. (秦婵婵. 基于随机游走算法的图像分割算法研究[D]. 上海: 华东师范大学, 2014.)
- [26] HEIMANN T, van GINNEKEN B, STYNER M A, et al. Comparison and evaluation of methods for liver segmentation from CT datasets [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2009, 28(8): 1251 - 1265.

作者: 王兵, 顾潇蒙, 杨颖, 董华, 田学东, 顾力栩, WANG Bing, GU Xiaomeng, YANG Ying, DONG Hua, TIAN Xuedong, GU Lixu

作者单位: 王兵, WANG Bing (河北大学数学与信息科学学院, 河北保定, 071002), 顾潇蒙, GU Xiaomeng (河北大学医工交叉研究中心, 河北保定, 071000), 杨颖, YANG Ying (河北大学附属医院CT室, 河北保定, 071000), 董华, 田学东, DONG Hua, TIAN Xuedong (河北大学计算机科学学院, 河北保定, 071002), 顾力栩, GU Lixu (河北大学医工交叉研究中心, 河北保定071000; 上海交通大学生物医学工程学院, 上海200240)

刊名: 计算机应用 **ISTIC PKU**

英文刊名: Journal of Computer Applications

年, 卷(期): 2015, 35(9)

参考文献(27条)

- World Health Organization. The top 10 causes of death[EB/OL]. 【2014-11-24】. <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs310/en/>. 2014
- BROWN M S, GOLDIN J G, SUH R D, et al. Lung micronodules: automated method for detection at thin-section CT-initial experience[J]. Radiology, 2003, 226(1):256-262. 2003
- MULLALLYW, BETKEM, WANG J, et al. Segmentation of nodules on chest computed tomography for growth assessment[J]. Medical Physics, 2004, 31(4):839-848. 2004
- ZHOU X, HAYASHI T, HARA T, et al. Automatic segmentation and recognition of anatomical lung structures from high-resolution chest CT images[J]. Computerized Medical Imaging and Graphics, 2006, 30(5):299-313. 2006
- ARMATO S G, SENSAROVIC W F. Automated lung segmentation for thoracic CT impact on computer-aided diagnosis[J]. Academic Radiology, 2004, 11(9):1011-1021. 2004
- LI Q, LI F, DOI K. Computerized detection of lung nodules in thin-section CT images by use of selective enhancement filters and an automated rule-based classifier[J]. Academic Radiology, 2008, 15(2):165-175. 2008
- WIEMKER R, ROGALLA P, ZWARTKRUIS A, et al. Computer aided lung nodule detection on high resolution CT data[EB/OL]. 【2015-01-07】. <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.19.8652&rep=rep1&type=pdf>. 2015
- 郭圣文, 曾庆思, 陈坚. 胸部CT中肺实质的提取与辅助诊断[期刊论文]-中国生物医学工程学报 2008(05)
- HEDLUND L W, ANDERSON R F, GOULDING P L, et al. Two methods for isolating the lung area of a CT scan for density information[J]. Radiology, 1982, 144(2):353-357. 1982
- BROWN M S, MCNITT-GRAY M F, MANKOVICH N J, et al. Method for segmenting chest CT image data using an anatomical model: preliminary results[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 1997, 16(6):828-839. 1997
- TAI X C, CHANT F. A survey of multiple level set methods with applications for identifying piecewise constant[J]. International Journal of Numerical Analysis and Modeling, 2004, 1(1):25-47. 2004
- 周昌雄, 刘淑芬, 王峰, 范海健, 徐荣青. 融合区域信息Snake模型图像分割[期刊论文]-计算机应用与软件 2010(09)
- HU S, HOFFMAN E A, REINHARDT J M. Automatic lung segmentation for accurate quantification of volumetric X-ray CT images[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2001, 20(6):490-498. 2001
- YIM Y, HONG H. Correction of segmented lung boundary for inclusion of pleural nodules and pulmonary vessels in chest CT images[J]. Computers in Biology and Medicine, 2008, 38(8):845-857. 2008
- MURPHY A L, PICCO G P, ROMAN G C. LIME: a coordination model and middleware supporting mobility of hosts and Agents[J]. ACM Transactions on Software Engineering and Methodology, 2006, 15(3):279-328. 2006
- 卞晓月, 武妍. 基于CT图像的肺实质细分割综合方法[期刊论文]-重庆邮电大学学报(自然科学版) 2010(05)
- MAMEI M, ZAMBONELLI F. Spatial computing: the TOTA approach[M]//BABA OGLU O, JELASITY M, MONTRESOR A, et al. Self-star Properties in Complex Information Systems, LNCS 3460. Berlin: Springer, 2005:307-324. 2005
- 张欣, 王兵, 杨颖, 王苗, 吴辰, 张进兴. 胸部CT图像肺区域边界凹陷自动修补[期刊论文]-计算机工程与应用 2013(24)
- KANAZAWA K, KAWATA Y, NIKI N, et al. Computer-aided diagnosis for pulmonary nodules based on helical CT images[J]. Computerized Medical Imaging and Graphics, 1998, 22(2):157-167. 1998
- PEARSON K. The problem of the random walk[J]. Nature, 1905, 72(1866):294. 1905
- GRADY L, FUNKS-LEA G. Multi-label image segmentation for medical applications based on graph-theoretic electrical

potentials[EB/OL]. 【2014-12-24】. <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.91.4365&rep=rep1&type=pdf>. 2014

22. GRADY L. Random walks for image segmentation[J]. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 2006, 28(11):1768-1783. 2006

23. 李居朋, 陈后金, 张新媛. 基于先验知识随机游走模型的视网膜血管分割方法[期刊论文]-*中国生物医学工程学报* 2009(04)

24. PERONA P, MALIK J. Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion[J]. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 1990, 12(7):629-639. 1990

25. QIN C. Research on random walks image segmentation method[D]. Shanghai: Central China Normal University, 2014. (2014

26. 秦婵婵. 基于随机游走算法的图像分割算法研究[D]. 上海: 华东师范大学, 2014.) 2014

27. HEIMANN T, van GINNEKEN B, STYNER M A, et al. Comparison and evaluation of methods for liver segmentation from CT datasets[J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2009, 28(8):1251-1265. 2009

引用本文格式: 王兵, 顾潇蒙, 杨颖, 董华, 田学东, 顾力翔, WANG Bing, GU Xiaomeng, YANG Ying, DONG Hua, TIAN Xuedong, GU Lixu. 基于 Random Walk算法的CT图像肺实质自动分割[期刊论文]-*计算机应用* 2015(9)