

基于 Random Walks 算法的心脏双源 CT 左心房分割

何昌保 马秀丽 余长明

(上海大学通信工程学院 上海 200436)

摘要: 针对在传统的 CT 介入式治疗过程中,胸腔中软组织较多软组织的厚度和注射的造影剂在心脏中呈现的不均匀分布,导致在采用 CT 成像的图像中胸腔内部各组织之间存在边界模糊或者确实等状况,本文提出一种采用形态重构和随机行走相结合的分割方法。首先利用形态学开闭运算对图像进行化简,并使得心脏 CT 腔体边界分离,进而使得各个组织组织分离,再结合 Random walks 算法。从而使得不需要标记太多种子点的情况下提高了分割的速度和准确性,实验证明该方法能够达到预期的目标。

关键词: 双源 CT;形态学重构;Random Walks 算法

中图分类号: TP317.4 **文献标识码:** B **国家标准学科分类代码:** 520.6040

Study of left atrium segmentation in dual source CT image with random walks algorithms

He Changbao Ma Xiuli Yu Changming

(School of Communication and Information Engineering, Shanghai University, Shanghai 200436, China)

Abstract: For dual source CT image with contrast media, due to heart soft tissue density and contrast media uneven distribution result in the CT value of heart tissues uneven and boundary fuzzy, taking a single image segmentation algorithm is too difficult to obtain satisfactory results, so morphological reconstruction and random walks hybrid method is proposed in this paper. Firstly, we used morphological reconstruction operation on image smoothing filtering, which makes the heart cavity gray information convergence and gray level differences with the surrounding tissue and get the left atrium area with the fuzzy boundary; Then the random walks algorithm sets the seed points for each region of the image, and gives the weight of each side, and takes the weight of the edge as the transfer probability. For each unlabeled point is calculated from the point of first arrival probability of seed points. Finally, according to the first hit probability to choose the maximum that a class as belonging to the class, attribute of the unlabeled points and finally get the accurate left atrial.

Keywords: random walks; morphological algorithms; dual source CT

1 引言

近年来,医学图像上出现了很多成像技术。有代表性的有多层螺旋成像技术、基于电磁的 MRI 成像技术等。其中双源 CT(DSCT)^[1]在传统 CT 基础上开发出来,有着优越的性能,得到广泛的应用。DSCT 是基于 64 层 CT 技术上发展起来的,较传统的成像技术,它具有更高的时间分辨率,更快的扫描速度和更高的空间分辨率。

心脏 CT 成像技术,比骨骼的成像更为复杂。由于胸腔组织本身的物理特性,以及运动噪声等。因此采用传统的图像分割方法;基于灰度值直方图的算法、基于遗传学的算法、基于轮廓的主动轮廓的 snake 算法以及基于图的算

法,这些算法在某些特定的场景下能得出很好的实验结果,但是在心脏 CT 的分割过程中不能取得很好的分割效果^[1]。

2 研究背景

随着科学技术的不断变革,人们渐渐认识到医学图像分割在医学图像的医疗中的地位。要想对医学图像进行重建乃至融合,以及提高治疗的准确度,有着十分重要的意义。目前还没有一种通用的算法可以解决心脏分割问题。

同时提高 CT 成像技术也是提高手术的精确度和速度的重要突破口。

2.1 双源 CT 成像技术

双源 CT 机采用独特的双 X 线球管和双探测器系统。2 套装置可以进行同步扫描^[2]。也可发射电压的射线时实现了数据的整合和分离操作。利用这两组数据对同一器官组织的不同分辨能力,通过测量两组不同能量的得到的数据,可以呈现出更为准确的组织结构,从而大大提高了分辨率。同时采用双源结构,在扫描速度、时间分辨率和空间分辨率上都得到大幅度的提升。

此外,由于双源 CT 机还采用了电磁驱动技术、静音扫描技术、特殊散射线校正重建技术^[3]、特殊射线剂量调控技术等,使得在心脏 CT 成像方面双源 CT 成像技术有着普通 CT 更为卓越的优势。

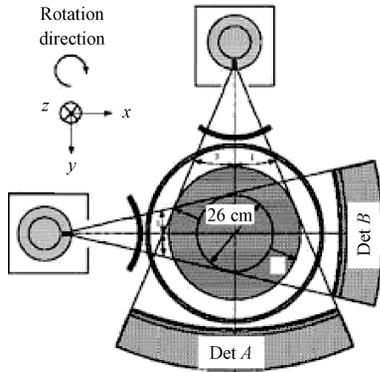


图 1 双源 CT 结构

2.2 CT 分割算法

传统的分割算法不能有效解决心脏的分割算法^[4]。随着理论的研究出现很多算法,这些算法在 CT 影像分割算法中,一般可以分为自动分割算法和交互分割算法^[5]。自动中有分割算法如模糊 c-means 算法^[6]、EM 算法^[7]、Mean Shift 均值移动算法^[8]等,这些均值算法能把 CT 值分布复杂的图像起到均衡的作用,但是由于分割结果的不可控制,即便人眼都不能识别的结果中,显然这种取均值的自动分割的算法并不能得到令人满意的结果。反之半自动分割算法,由于有专业人员的参与,可以得到更为准确的结果。目前应用最为广泛的半自动分割算法有主动轮廓模型算法(active sharp models)^[9]、Level Set 算法等^[10-11]。

其中有代表性的有 Graph Cuts 能量优化算法^[12],该算法是基于交互式种子点的半自动分割算法。然而这种算法对种子点的数量和标记位置有着苛刻的要求^[13]。而 Grady 提出的,Random Walks 算法能够克服一算法存在的此类问题。半自动分割算法可以在一张图像中同进行分割,在一次运算中分割多个不相连的目标区域。并且能够处理对心脏 CT 这种边界信息较弱的图像有着良好的分割结果。

本文提出一种形态学运算重构和 Random Walk 相结合的分割方法。

3 形态学重构算法

由于心脏 CT 中结构复杂的结构,在不经处理的情况无法分割出目标区域。因此采用形态学重构进行预处理采用可以去除图像中的噪声^[14-15]。该算法以数学形态学为基础。

3.1 数学形态学

膨胀算子和腐蚀算子是数学形态学运算两种基本运算。两种算子可以组合,可以实现其他运算。形态学滤波器在设计过程中需要考虑一系列的操作,如像素点的选取,图形和大小等。假定灰度图像 $f(x, y)$, 结构信息 $b(x, y)$, 腐蚀运算和膨胀运算分别如下:

$$(f \ominus b)(x, t) = \min\{f(s+x, t+y) - b(x, y) \mid (s+x), (t+y) \in D_b; (x, y) \in D_b\} \quad (1)$$

$$(f \oplus b)(s, t) = \max\{f(s-x, t-y) + b(x, y) \mid (s-x), (t-y) \in D_b; (x, y) \in D_b\} \quad (2)$$

图像在经过腐蚀和腐蚀运算,图像中边缘部分中有较大灰度值的点的灰度值会降低,边缘分离。因此可以消除胸腔 CT 中的噪声,运用这些操作可以有效简化图像。

3.2 形态学重构

形态学重构利用到两张图像,其中 1 张图像为 mark; 另一幅图像作为约束条件。现有 2 张灰度图像分别表示为 I 和 J , 假设 I 和 J 具有相同离散值域: $\{0, 1, \dots, N-1\}$, 而且假设 $J \leq I$ 。则重构算法表示为:

$$\forall p \in D_I, \rho_I(J)(P) = \max\{K \in [0, N-1] \mid P \in \rho_{T_K}^{-1}(T_K(J))\} \quad (3)$$

式中: $T_K(\cdot)$ 表示以该图像是以 K 为阈值, 然后进行二值化得到的图像。

由于使用开、闭重构运算能够抑制小于结构元素的亮、暗细节, 从而可以生成灰度值均匀且易于分割的图像。

4 Random Walks 分割算法

Random Walks 需要技术人员在目标区域中标记出种子点, 因此 Random Walks 是半自动图像分割算法。在相同图像的不同目标区域标记种子点, 可以实现对一张图像中的多个不相连的目标进行分割。Random Walks 算法首先在图像中建立图, 然后按照规则把每条变乘以不同的权值, 最后计算出转移概率。未标记点计算首次到达各类种子点的概率, 最后根据第一次概率最大作为归属类。通过计算未标记点的属性从而分割出目标区域。

4.1 Random Walks 算法

Random Walks 算法首先将 CT 图像定义为一个带权值的图 $G(V, E)$, 其中节点 $v \in V$ 表示该图像中像素, $e_{ij} \in E$ 表示相邻像素点 v_i 与 v_j 之间的边。定义权值函数为 $w(e_{ij})$, 图中对应的像素点的度为 d 。高斯函数形式的权重函数为:

$$w_{i,j} = \exp[-\beta(g_i - g_j)^2] \quad (4)$$

式中: g_i 表示像素 i 的灰度值; β 是 Random Walks 算法中唯一的自由参数。权重函数能够反映出相邻像素之间灰度的相关信息。把计算首次到达的概率转化为 Dirichlet 函数问题^[16], 则 Laplacian 矩阵可以定义为:

$$\mathbf{L}_{ij} = \begin{cases} d_i, & \text{若 } i = j \\ -w_{i,j}, & \text{若 } v_i \text{ 与 } v_j \text{ 为相邻节点} \\ 0, & \text{其他} \end{cases} \quad (5)$$

在人工标记的种子点后, 将每个像素点被划分为 2 个集合: v_m 为已标记节点以及 v_u 为非标记节点, 而且 $v_m \cup v_u = V$, $v_m \cap v_u = \Phi$ 。因此可以将 Laplacian 矩阵 \mathbf{L} 分解为:

$$\mathbf{L} = \begin{bmatrix} \mathbf{L}_m & \mathbf{B} \\ \mathbf{B}^T & \mathbf{L}_u \end{bmatrix} \quad (6)$$

根据以上定义, Dirichlet 积分公式可转化为:

$$D[\mathbf{x}_u] = \frac{1}{2} (\mathbf{x}_m^T \mathbf{L}_m \mathbf{x}_m + 2\mathbf{x}_u^T \mathbf{B}^T \mathbf{x}_m + \mathbf{x}_u^T \mathbf{L}_u \mathbf{x}_u) \quad (7)$$

式中: \mathbf{x}_m 代表标记点和 \mathbf{x}_u 代表未标记点。对 $D[\mathbf{x}_u]$ 进行微分可以得到极值

$$\frac{\partial D[\mathbf{x}_u]}{\partial \mathbf{x}_u} = 0 \quad (8)$$

因此可以得到:

$$\mathbf{L}_u \mathbf{x}_u = -\mathbf{B}^T \mathbf{x}_m \quad (9)$$

上式可以求解未标记点首次到达标记种子点的概率。

假设标记点有 k 类, 节点 v_i 代表第 s 类的概率为 x_i^s 。对于每一类标记点 s 定义 $|v_m| \times 1$ 的向量 \mathbf{m}^s :

$$\mathbf{m}_j^s = \begin{cases} 1 & v_j \in v_m \text{ 被标记为 } s \\ 0 & v_j \in v_m \text{ 未被标记为 } s \end{cases} \quad (10)$$

因此得到非标记点 x^s 到达概率为:

$$\mathbf{L}_u \mathbf{x}^s = -\mathbf{B}^T \mathbf{m}^s \quad (11)$$

上式本文采用的是共轭迭代算法求解上式。

4.2 灰度先验概率模型

Random Walks 算法是需要人工标记种子点的分割算法。由于心脏组织各个组织之间有着很大的相似性, 需要人工标记一系列种子点, 来确定目标区域的大体位置。为了提取左心房, 需要标记两类种子点, 在目标区域标记红色种子点和在背景区域标记绿色的种子点。因此种子点选取过程相对复杂, 且分割的心房边缘分割效果并不明显。为了提高算法效率, 本文使用心脏 CT 的灰度先验概率模型 (PBM) 的种子点标记过程。

第 s 类的节点 v_i 概率 λ_i^s 可以表示为:

$$\lambda_i^s = \frac{1}{\mathcal{Z}^s} \sum_{q, r_i = s} e^{-\frac{|I_i - r_i|}{\sigma}} \quad (12)$$

$$\mathcal{Z}^s = \mathcal{Z} = \sum_{p=0}^{255} \sum_{q, r_i = s} e^{-(p-r_i)^2 / \sigma^2} \quad (13)$$

式中: I_i 表示节点 v_i 的灰度值, $T = \{t_1, t_2, \dots, t_c\}$ 表示先验概率模型的灰度训练集合; $R = \{r_1, r_2, \dots, r_c\}$ 表示相应的标记类别。

5 实验结果与分析

本实验数据来自上海长征医院, 为双源 CT 切片数据, 图片大小为 512×512 , 共 95 张。

5.1 实验步骤和结果

在 CT 心脏图像成像过程中, 有两个方面的噪声。第一类是病人情绪的紧张带来的抖动等和外部环境存在的随机噪声, 第二类干扰是心脏的跳动和注射的造影剂分布在心脏内的分布并不可控等。这些因素的干扰使得心脏图像边界模糊, 腔室的明亮灰暗呈现不规则分布。针对上述的状况, 采用形态学重构, 可以取得良好的分割结果。在此基础上, 通过 Random Walks 对图像进行分割。具体流程如下: 1) 输入图片; 2) 采用形态学重构算法提取出感兴趣区域; 3) 人工标记区域种子点; 4) 计算边的权重, 构造拉普拉斯图; 5) 把原图像上的标签点映射到拉普拉斯图上, 求解稀疏线性系统, 得到到达概率矢量; 6) 计算未标记概率; 7) 确定归属类, 分割完成。

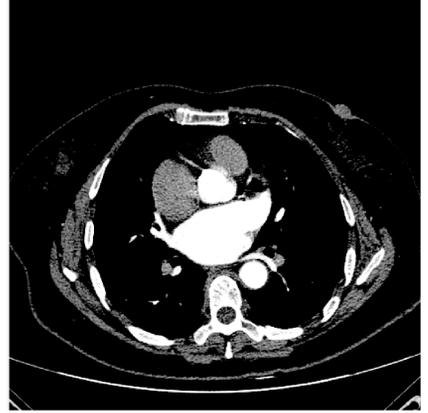


图 2 双源 CT 图像

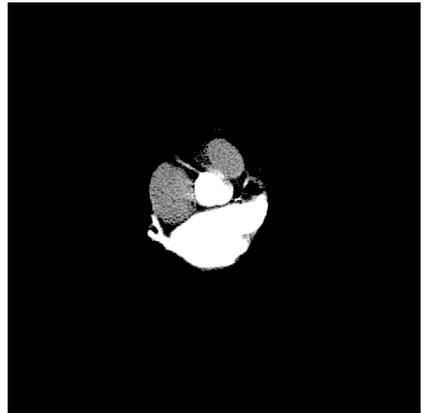


图 3 重构图形

图 2 是在图像序列中选取的一张双源 CT 图像, 对该图进行形态学开闭运算、滤波等操作。求解最大连通域, 去除了脊椎、人体躯干及胸腔内的各组织得到图 3 所示的腔

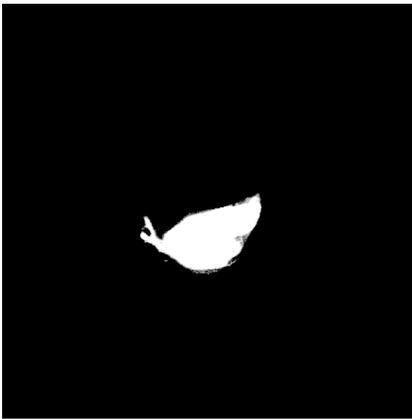


图 4 重构结果

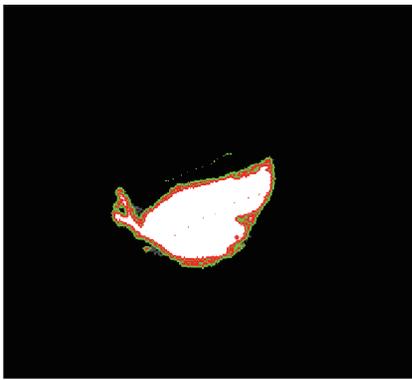


图 5 分割结果

体区域。在此基础上再次进行重构运算,得到只含有左心房区域,如图 4。然而,图 4 的图像边界仍然模糊。为了确定准确的边界,交互式的在背景区域选取绿色的种子点,在目标区域选取红色的种子点。采用 Random Walks 算法,进行图像分割,求解得到边界清晰的左心房图像,如图 5 所示,其中红色的轮廓为准确的左心房的边界。

5.2 算法性能分析

为了对全心脏分割和心脏自解剖结构分割结果的评价,采用心师的分割结果与标准的之间的容量差作为标准,这对于临床上常见的左心室容量变化评估具有重要意义。通过将左心房与标准结果进行差值比较,进而分析出对心房、心室分割结果的精度,即:

$$p = \frac{V_c - V_g}{V_g} \times 100\% \quad (14)$$

式中: V_c , V_g 分别代表两组分割结果、采用黄金标准的心房、心室的容积。作为对比方法,使用 Level set methods 水平集方法和 Watershed 分水岭算法作为对比方法,对本章中使用的样本数据进行实验,获得的对比结果如表所示。

此外,由于采用了形态学重构算法,简化了模型,所以选取少量的种子点就能准确且快速的分割出实验结果。图 6 是选取和图 5 相等数量的种子点,然而存在严重过分割

表 1 分割算法比较

	数据 1/(%)	数据 2/(%)
本文使用的方法	3.6	3.4
Level set methods	5.0	4.9
Watershed methods	6.5	6.7

问题。图 7 中,选取大量的种子点,呈现出严重的过分割问题。

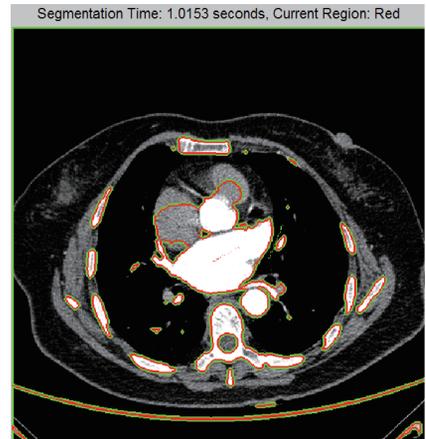


图 6 选取相同种子点

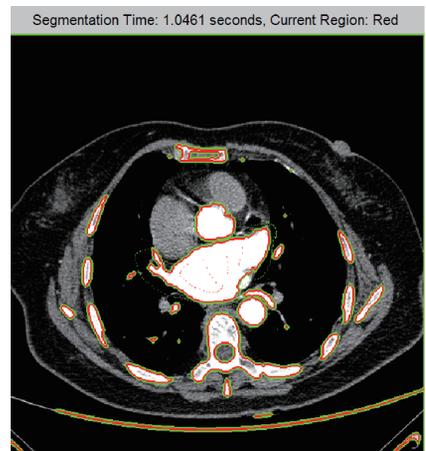


图 7 选取适量种子点

6 结 论

本文给出了一种基于 Random-Walk 算法的左心房图像的改进分割算法。采用形态学重构方法对心脏图像进行预处理得到感兴趣区域,使用 Random-Walk 得到具体的边界,从而分割出左心房。较之直接采用 Random-Walk 算法分割,避免了分割的过分割和欠分割问题。提高了准确性和可靠性,而且不需要选择大量的种子点,减少了迭代计算次数,从而提高了时间效率。

实验表明,该方法可以有效提高了分割速度和准确度。

参考文献

- [1] 李强. 医学图像分割进展[J]. 中国医疗设备, 2010, 25(5): 121-124.
- [2] 李敏, 孙钢. 心脏 CT 扫描技术的进展及应用[J]. 实用放射学杂志, 2011, 27(5): 797.
- [3] 颜华, 王善辉, 周英钢. 正则化参数自适应选取的声学 CT 温度场重建[J]. 仪器仪表学报, 2012, 33(6): 1301-1307.
- [4] PETITJEAN C, DACHER J N. A review of segmentation methods in short axis cardiac MR images[J]. Medical image analysis, 2011, 15(2): 169-184.
- [5] 郑毅, 郑苹. 基于模糊熵和模拟退火算法的双阈值图像分割[J]. 电子测量与仪器学报, 2014, 28(4): 360-367.
- [6] BENAICHOUCHE A N, OULHADJ H, SIARRY P. Improved spatial fuzzy c-means clustering for image segmentation using PSO initialization, Mahalanobis distance and post-segmentation correction [J]. Digital Signal Processing, 2013, 23(5): 1390-1400.
- [7] MARK B L, EPHRAIM Y. An EM algorithm for continuous-time bivariate Markov chains [J]. Computational Statistics & Data Analysis, 2013, 57(1): 504-517.
- [8] 谢捷. 一种尺度自适应的 Mean shift 跟踪算法[J]. 国外电子测量技术, 2013, 32(4): 69-72.
- [9] PETERS J, ECABERT O, MEYER C, et al. Optimizing boundary detection via simulated search with applications to multi-modal heart segmentation[J]. Medical Image Analysis, 2010, 14(1): 70-84.
- [10] MIYOUN J, GABRIEL P, LAURENT D. Non-local active contours[C]. International Conference on Scale Space and Variational Methods in Computer Vision, 2011.
- [11] PLUMHANS C, KEIL S, OCKLENBURG C, et al. Comparison of manual, semi-and fully automated heart segmentation for assessing global left ventricular function in multidetector computed tomography[J]. Investigative Radiology, 2009, 44(8): 476-482.
- [12] TOSUN A B, GUNDUZ-DEMIR C. Graph run-length matrices for histopathological image segmentation [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2011, 30(3): 721-732.
- [13] KIRCHHOFF S, HERZOG P, JOHNSON T, et al. Assessment of radiation exposure on a dual-source computed tomography-scanner performing coronary computed tomography-angiography [J]. European Journal of Radiology, 2010, 74(3): e181-e185.
- [14] KARTHIKEYAN C, RAMADOSS B, BASKAR S. Segmentation algorithm for CT images using morphological operation and artificial neural network[J]. International Journal of Signal Processing, Image Processing and Pattern Recognition, 2012, 5(2): 115-122.
- [15] 施雯, 周严. 基于小波和形态学的窦房结心电图消噪算法研究[J]. 电子测量技术, 2014, 37(4): 68-71.
- [16] CHEN P. Linear combinations of composition operators on weighted Dirichlet spaces [J]. Wuhan University Journal of Natural Sciences, 2015, 20(5): 369-374.

作者简介

何昌保, 硕士研究生, 主要研究方向医学图像分割、医学图像三维重建、虚拟现实等。

E-mail: 13395503020@163.com

马秀丽, 副教授, 主要研究方向为医学图像处理、虚拟现实等。

E-mail: xlma@shu.edu.cn

(上接第 74 页)

- [10] 陈柔伊, 张尧, 钟庆, 等. 分散 H_∞ 控制器在电力系统阻尼控制中的应用[J]. 华南理工大学学报: 自然科学版, 2009, 37(12): 118-126.
- [11] 罗珂, 刘玉田, 叶华. 计及时滞影响的广域附近阻尼控制[J]. 电工技术报, 2010, 25(11): 136-141.
- [12] 贾宏杰, 安云海, 余晓丹. 电力系统时滞依赖型鲁棒稳定判据及其应用[J]. 电力系统自动化, 2010, 34(3): 6-11.
- [13] 姜懿朗, 贾宏杰, 姜涛, 等. 电力系统单时滞稳定裕度求解模型简化方法[J]. 电力系统自动化, 2014, 28(2): 46-52.
- [14] 屈百达, 陈龙, 徐保国. 改进的时延丢包网络控制系统的分析和控制 [J]. 计算机工程与应用, 2014, 50(22): 130-135.
- [15] 孙文安, 张洋, 裴炳南. 多状态时变时滞线性切换系统的鲁棒二次镇定 H_∞ 控制[J]. 应用科学学报, 2011, 29(3): 316-324.

作者简介

高超, 1988 年出生, 硕士研究生, 主要从事电力系统稳定与控制方面研究。

E-mail: gchpu2013@163.com

钱伟, 1978 年出生, 副教授, 主要研究领域为鲁棒控制、智能控制等方面的研究。