

·技术研究·

交互式分割软件在肝脏局灶性病灶 CT 图像中的应用初探

王伟¹, 刘广健^{1*}, 林 惊², 王 竹¹, 杨 巍², 林梦溪², 吕明德¹, 郑可国³

(中山大学 1. 附属第一医院 超声科//中山大学超声诊断与介入超声研究所, 2. 软件学院,

3. 附属第一医院放射科, 广东 广州 510080)

摘 要:【目的】探讨交互式分割软件在肝脏局灶性病变 CT 图像中的应用。【方法】建立基于机器学习的肝脏局灶性病灶的交互式分割软件, 通过学习判别式模型, 对每一个像素进行病灶/非病灶的判别, 从而实现区域分割。软件对 Photoshop CS4 建立的理想单幅及序列 ROI 图像模型进行分割后, 进而在肝脏局灶性病灶的 CT 图像上进行分割。【结果】理想的单幅及序列 ROI 模型中, 前景随机选择不同灰度值及直径的 ROI 区时, 均可精确分割出所有 ROI 区。单幅及序列 CT 图像分割中, 前景分别选择肝癌消融后肿瘤完全灭活(低密度)及肝脏局灶性结节增生(高密度)病灶, 软件正确分割病灶与周围正常组织区域; 以 Photoshop 人工分割作为金标准, 比较软件单独及序列分割的面积, 差异无统计学意义($P > 0.05$)。【结论】基于判别模型学习的交互式分割软件初步成功应用于肝脏局灶性病灶 CT 图像的分割。

关键词: 计算机辅助诊断; 交互式分割; 肝脏局灶性病灶; CT

中图分类号: R445.3; R445.9

文献标志码: A

文章编号: 1672-3554(2013)03-0466-05

Application of Interactive CT Image Segmentation Software in Focal Liver Lesions

WANG Wei¹, LIU Guang-jian^{1*}, LIN Liang², WANG Zhu¹, YANG Wei², LIN Meng-xi², LU Ming-de¹, ZHENG Ke-guo³

(1. Department of Medical Ultrasonics, The First Affiliated Hospital//Institute of Diagnostic and Interventional Ultrasound, Sun Yat-Sen University; 2. School of Software, Sun Yat-Sen University; 3. Department of Radiology, The First Affiliated Hospital, Sun Yat-Sen University, Guangzhou 510080, China)

Abstract: 【Objective】 To investigate the application of interactive segmentation software in CT images of focal liver lesions. 【Methods】 This software is based on machine learning interactive segmentation. It achieves region segmentation by learning discriminant model for each pixel in the lesion or non-lesion discrimination. Segmentation efficiency was tested on the ideal single or sequential (Region of Interest) ROI model established by Photoshop CS4, and segmentation in CT images of focal liver lesions was performed. 【Results】 In ideal single or sequential ROI model, this software would accurately segment all ROI area despite the gray values and diameter of the ROI. In single and/or sequential CT images, once the ablation lesion was selected, the software would accurately segment the region of the lesion and surrounding normal tissue. Compared with Photoshop manual segmentation, there is no statistically significant difference between the gold standard and the single or sequential segmentation ($P > 0.05$). 【Conclusion】 This interactive segmentation software based on discriminant model learning has been preliminary successfully applied to CT images of focal liver lesions.

Key words: computer assisted diagnosis; interactive segmentation; liver focal liver lesions; CT

[J SUN Yat-sen Univ(Med Sci), 2013, 34(3):466-470]

医学信息处理、模式识别和人工智能技术促进了计算机辅助诊断 (computer aided diagnosis, CAD) 的快速发展^[1]。CAD 能辅助医生解释、分析

医学图像, 并提供有用的诊断建议, 已成功应用于乳腺癌、胸部 X 线肺结节和结直肠肿瘤的辅助诊断^[2-4]。然而, 肝脏局灶性病灶 (focal liver lesions,

收稿日期: 2012-10-11

基金项目: 国家自然科学基金(30901384); 广东省医学科研基金(B2012094)

作者简介: 王伟, 主治医师, 研究方向: 计算机辅助诊断及超声造影剂, E-mail: wangw73@mail.sysu.edu.cn; 通信作者: 刘广健, 副教授, 硕士生导师, E-mail: guangjian1977@gmail.com

FLLs)的CAD系统至今鲜有报道,主要原因是基于计算机视觉的病灶检测、分割、配准技术的独立性与复杂性^[5]。其中,图像分割是CAD系统最终做出分类识别结果的首要关键步骤,即根据区域内的近似性以及区域间的不同性把图像分割成若干部分的过程^[5-6]。本文介绍一种FLLs的CAD系统的分割模型。

1 材料与方法

1.1 交互式分割软件介绍

1.1.1 软件原理及构架 自主研发的一种基于机器学习的FLLs交互式分割系统。该系统针对医学图像的灰度、结构、局部统计特征等特点设计了图像特征,通过学习判别式模型,对每一个像素进行病灶/非病灶的判别,从而实现病灶区域的分割,并可通过反馈来修正分割结果。为了提高分割准确率,系统对病灶区和病灶边缘分别建立判别模型。其中病灶区域判别模型通过在线学习训练得到,系统从用户标注的前景(病灶区)与背景(正常结构区)笔触上随机采集正样本点(前景)与负样本点(背景),并采用密集尺度不变特征变换

(SIFT)描述局部灰度直方图作为样本点特征,使用Boosting算法学习出病灶区域判别模型。病灶边缘判别模型则采用经典边缘检测算子,通过离线学习方法得出。最后,运用分裂Bregman迭代算法,快速优化病灶区域判别模型和病灶边缘判别模型的组合模型,以求解出最优的分割结果。

1.1.2 软件分析过程 载入图像后在软件界面(图1)右边的功能区的“Scribble Settings”内选择标记笔触;并在“Size”栏中选择笔触大小,便可对图像进行“前景(Foreground)”(即病灶区)和“背景(Background)”(正常结构区)标记,即鼠标左键在相应区域内画一笔(病灶区域判别模型);然后点击“Segment”按钮程序将自动进行分割;其中病灶区和正常结构区分别由半透明的橙色和绿色覆盖表示。若对分割结果不满意,则可继续选择相应笔触在误分割区域上修正(病灶边缘判别模型),重新执行“Segment”,允许多次修正。若对序列图像进行分割,则在单幅图片分析完成后,点击“Propagate”,软件将完成所有此序列图像的分割。

1.2 模型建立及图像分割

1.2.1 理想模型建立及分析 Photoshop CS4(Adobe公司,美国)软件内新建图像,参数如下:4800 ×

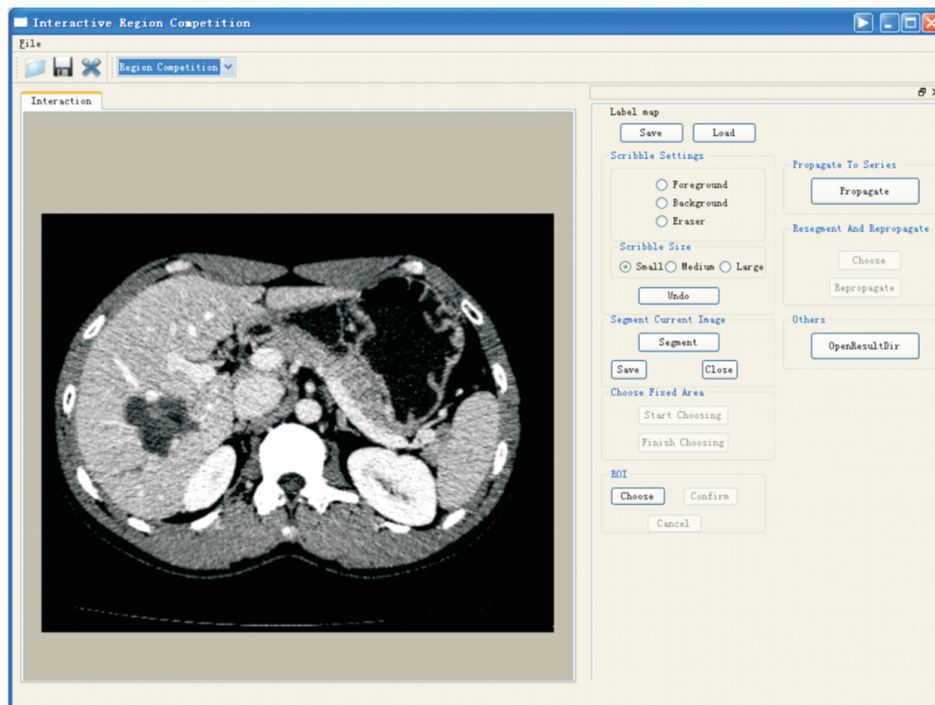


图1 交互式分割软件界面

Fig.1 Interface of the interactive segmentation software

The image loading and functional analysis areas are at the left and right side, respectively.

3200 像素, 300 dpi, 灰度模式, 背景色灰度值为 0, 存储格式为 JPG。采用矢量路径工具建立内含“6 行 × 8 列”圆形 ROI (Region of interest) 区的理想模型 (图 2); 6 行 ROI 区直径分别为 80、160、240、320、400、480 像素; 8 列 ROI 区灰度值分为 20、50、80、110、140、170、200、230。上述理想模型图像导入软件后, 前景随机选择 1~2 个 ROI 区域, 背景选择背景色区域, 执行软件分割, 不进行修正。

1.2.2 序列理想模型建立及分析 Photoshop CS4 软件内新建图像, 参数如下: 800 × 800 像素, 300dpi, 灰度模式, 背景色灰度值为 0, 存储格式为 JPG。用矢量路径工具建立内含单个圆形 ROI 区的理想模型 (图 3); ROI 区 (前景色) 灰度值为 150, 直径分别为 60、120、180、240、300、360、420、480、540、600 像素, 共 10 张序列图像。从中随机选择一张导入软件执行 ROI 分析, “Segment” 后执行序列图像 “Propagate” 自动分割。

1.3 CT 图像分割

1.3.1 CT 图像及病灶大小计算 肝脏 CT 扫描采用 64 层螺旋 CT 机 (东芝公司, 日本), 扫描条件为 120 kV, 150 ~ 200 mAs, 层厚 0.5 mm, 螺距为 1, 矩阵 512 × 512。增强扫描均采用高压注射器, 团注非离子型碘对比剂 (优维显, 先灵公司, 德国), 剂量为 1.5 ~ 2.0 ml/kg。动脉期扫描延迟时间为 25 ~ 32 s, 门脉期扫描时间为 50 ~ 60 s。选择肝脏局灶性结节增生图像 (动脉期, 结节呈高密度) 及肝癌消融后肿瘤完全灭活的图像 (门脉期, 病灶呈低密度), 单病灶、连续层面各 10 张。图像导入 Photoshop, 选用“套索”工具, 由具有 5 年以上 CT 诊断经验, 且没有参与软件测试的医师勾勒消融灶边缘, Photoshop 自动分析消融灶包含像素; 每个病灶描绘 3 次, 取平均值。

1.3.2 软件在 CT 图像中测试 单幅 CT 图片分析: 上述肝脏 CT 图像分别导入软件, 前景选择肝脏局灶性结节增生 (高密度) 或肝癌消融灶 (低密度), 背景选择非病灶区, 软件自动分割, 修正 1 ~ 2 次。分割后计算分割 ROI 区域像素大小, 每个病灶分割 3 次, 取平均值。

序列 CT 图片分析: 分别随机选择上述两种病灶 10 张肝脏 CT 图像的其中一张, 导入软件执行 ROI 分析后, 修正 1 ~ 2 次; 得到满意结果后, 执行序列图像自动分割; 计算分割 ROI 区域像素大小,

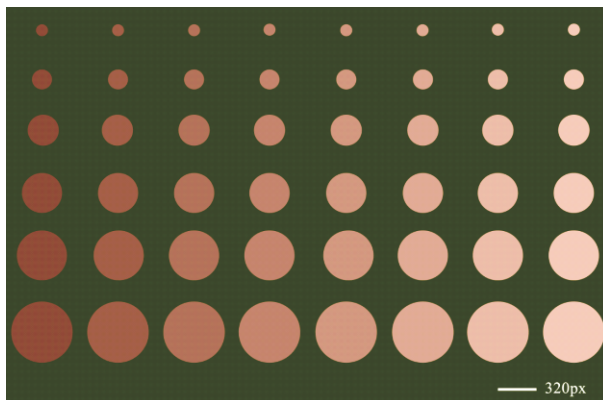


图 2 “6 行 × 8 列”圆形 ROI 区的理想模型分割结果
Fig. 2 Segmentation in an ideal circular “Row 6 × Columns 8” ROI model

The circular ROI (gray) and the background (black) areas are segmented accurately, and overlaid with translucent orange and green, respectively.

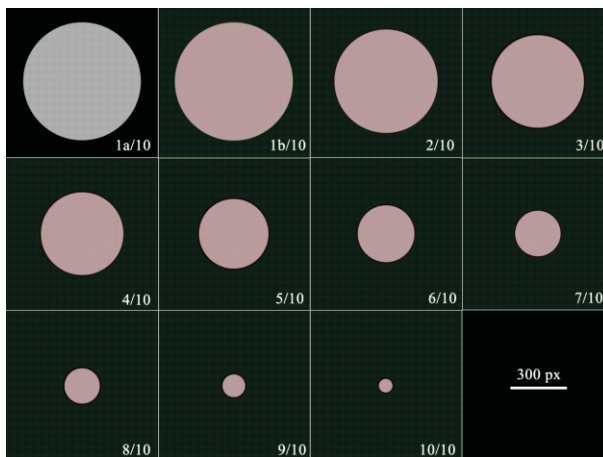


图 3 序列 ROI 理想图像模型分割结果

Fig.3 Segmentation in a sequence ideal ROI model

The “1a/10” image is the raw image with a circle ROI in the center (gray value = 150) and the background (gray value = 0); the “1b/10” image is the single segmentation of interactive software; the “2/10” to “10/10” images is the results of the sequential segmentation. The circular ROI and the background areas are overlaid with translucent orange and green, respectively. Bar = 300 pixels (px).

序列分割 3 次, 取平均值。

1.4 统计学分析

以医师 Photoshop 分析结果作为金标准, 分别对单幅分割、序列分割 10 张 CT 图像内病灶大小进行配对 t 检验, 采用 SPSS 16.0 软件, $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

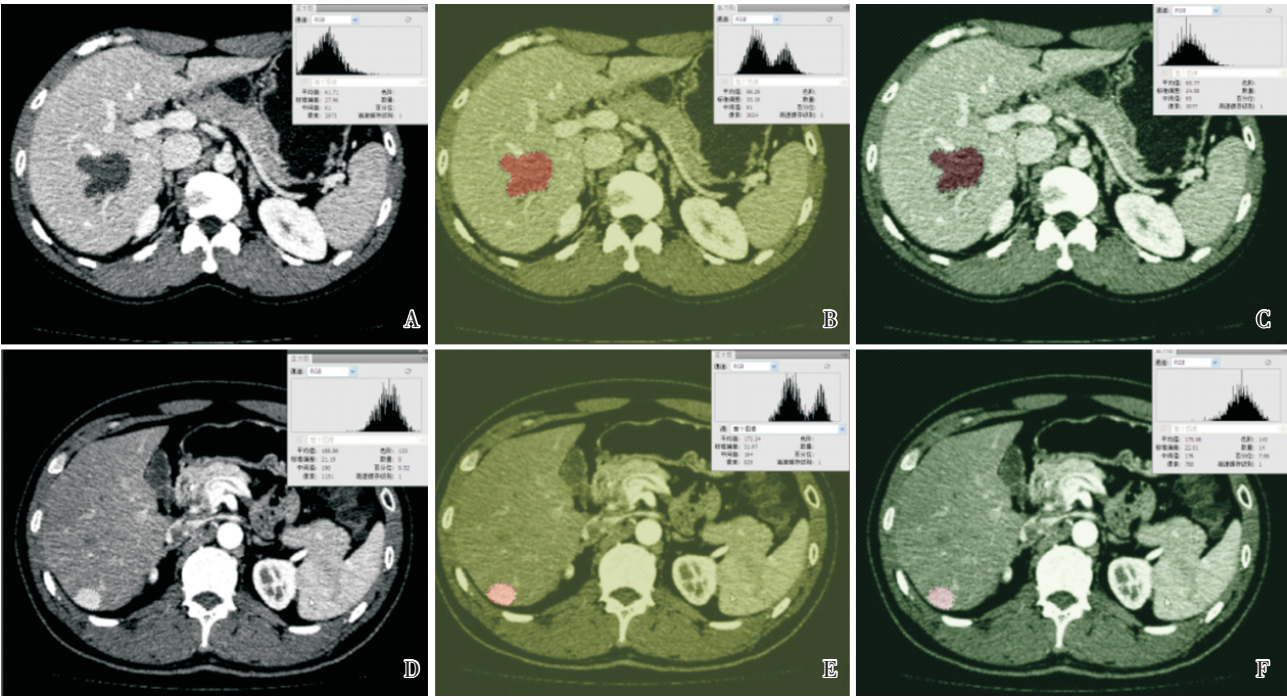


图 4 肝脏局限性病灶 CT 图像分割结果

Fig.4 Segmentation in CT image of focal liver lesions

A, B and C are the raw image, result of single and sequential segmentation in lesions after ablation, respectively. D, E and F are the raw image, result of single and sequential segmentation in focal nodular hyperplasia, respectively. Histograms of pixel in upper right corner are analyzed by Photoshop: A and D are analysis of raw image by delineating manually; B and E are analysis of single segmentations; C and F are analysis of sequential segmentations.

2 结 果

软件在理想模型中测试:理想模型中,前景随机选择不同灰度值及直径的 ROI 区时,均可精确分割出 48 个 ROI 区(图 2)。在序列模型分割中,随机选择任一张图片分割后,再执行“Propagate”序列分割命令,序列中余图片均可精确分割出 ROI 区(图 3)。

软件在肝脏局灶性结节增生和肝癌完全消融灶 CT 图像中测试:单幅 CT 图像分割中,前景选择局灶性结节增生或消融灶,软件正确分割病灶与周围正常组织区域;以 Photoshop 人工分割作为金标准,比较软件单独分割的面积,差异无统计学意义($P = 0.717$,图 4)。序列图像分割中,正确分割任一张 CT 图片后,执行序列分割命令,余图片均可精确分割出病灶区,且较多次分割快捷;与金标准比较,差异也无统计学差异($P = 0.632$,图 4)。

3 讨 论

所谓图像分割,是指将图像中具有特殊意义的不同区域区分开来,这些区域互不重叠,每一区域都满足该区域的一致性。以结构分析、运动分析、三维可视化为基础的图像引导手术、肿瘤放射治疗、治疗评估等应用研究,都假设图像做了准确分割。因此,图像分割是 CAD 系统做出分类识别结果的关键步骤,是模式识别工作中分离目标区域的首要问题^[1, 5-6]。

图像分割可用的特征包括灰度、颜色、纹理、结构、局部统计特征或频谱特征等,需要针对实际应用的需求来选择合适的特征与合适的分割方法^[7]。Graph Cuts 是最近在计算机视觉领域研究与应用较多的能力优化算法,常应用于自然图像分割^[8]。Esneault 等^[9]将 Graph Cuts 算法应用于肝脏、肝脏肿瘤、肝血管网的半自动分割工作中,并取得了不错的效果;然而该方法是用固定参数,难

以处理多种多样的复杂肿瘤模式。测地线距离分割法^[10]是基于置信传播的图像分割算法,该方法成功应用于自然场景分割问题中;然而该算法与区域分割算法一样,分割结果与选取的初始种子点有很强的相关性,不适合应用于对分割结果的准确性和稳定性都有较高要求的临床领域。

交互式图像分割方式是图像处理和图形学研究的热点,在医生标注出感兴趣区域的基础上进行,可减少全自动分割的高错误率,降低遗漏分割的风险^[5-6]。我们研发一种基于在线机器学习方法的交互式图像分割算法,把区域竞争的思想 and 机器学习模型结合在一起,充分利用用户交互的先验信息,从而能很好的分割各种复杂的图像。

本研究首先在理想模型上进行分割,获得了理想结果。医学影像图片均为灰度图像,其信息主要通过各像素的灰度差异来反映。前景色灰度值 20-230 范围内,软件均可分割出目标 ROI 区,且与前景区直径无关(图 2)。在单幅分割的基础上,序列分割可以短时间分割多幅图片,免除多幅分析的繁琐步骤,节省大量时间(图 3)。因此,在理想模型上,软件可以准确快速分割 ROI 区。

我们进一步在 CT 病例图像进行实物分割,取得较好的结果。肝脏局灶性结节增生在动脉期时呈高密度改变;而在门脉期 CT 图像上,肝内消融完全的病灶为低密度区。前景分别选择靶灶后,背景选择腹壁、胃肠、脊柱肌肉等非病灶组织,软件可以精确分割出病灶,与人工分割的结果无差异(图 4)。同样,序列分割也可以精确分割出病灶(图 4),不但节省了大量操作时间,还为进行动态影像资料分割奠定了基础。因此,软件可以准确的识别肝脏 CT 图像内病灶区域及病灶的边缘,对病灶的检测具有良好的敏感性和准确性。

本文提出了一种基于判别模型学习的交互式分割算法,并应用于肝脏 CT 图像中 FLLs 区域的分割问题上。本文从 CT 图像成像特征、FLLs 的病理特征分析入手,提出图像区域与边缘的联合表达方式,并精心设计图像特征,强调判别模型的学习,本文提出的算法能获得更高的分割准确性以及更好的分割结果,为 FLLs 的 CAD 系统构建打下坚实基础。

参考文献:

[1] Van Ginneken B, Schaefer-Prokop CM, Prokop M.

Computer-aided diagnosis: how to move from the laboratory to the clinic[J]. Radiology, 2011, 261(3): 719-732.

[2] 刘瑛, 吴宁, 唐威. 计算机辅助诊断的三维体积测量技术在实性肺结节 CT 随诊中的价值[J]. 中华放射学杂志, 2009, 43(4): 351-356.

Liu Y, Wu N, Tang W. Diagnostic value of computer-aided diagnosis with three-dimensional volumetric measurement in solid pulmonary nodules on follow-up CT[J]. Chin J Radiology, 2009, 43(4): 351-356.

[3] 司丽芳, 刘小娟, 杨开颜, 等. 计算机辅助检测系统对数字化乳腺 X 线图像检测的可重复性[J]. 中国医学影像技术, 2011, 27(12): 2472-2475.

Si LF, Liu XJ, Yang KY, et al. Reproducibility of computer-aided detection in full-field digital mammography[J]. Chin J Med Imaging Techn, 2011, 27(12): 2472-2475.

[4] 张惠茅, 乔峰利, 吕忠文. 计算机辅助检测在 CT 结肠成像中的应用[J]. 中国医学影像技术, 2010, 26(01): 171-173.

Zhang HM, Qiao FL, LV ZW. Application of computer-aided detection in CT colonography[J]. Chin J Med Imaging Techn, 2010, 26(01): 171-173.

[5] Yang W, Wang XL, Lin L. Interactive CT image segmentation with online discriminative learning[C]. Image Processing (ICIP), 2011 18th IEEE International Conference, 2011, 425-428.

[6] Beichel R, Bornik A, Bauer C, et al. Liver segmentation in contrast enhanced CT data using graph cuts and interactive 3D segmentation refinement methods[J]. Med Phys, 2012, 39(3): 1361-1373.

[7] Zhang X, Tian J, Xiang D, et al. Interactive liver tumor segmentation from ct scans using support vector classification with watershed[C]. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2011, 6005-6008.

[8] Boykov YY, Jolly MP. Interactive graph cuts for optimal boundary & region segmentation of objects in N-D images[C]. 2001, Proceedings Eighth IEEE International Conference, 2011, 105-112.

[9] Esneault S, Hraiech N, Delabrousse E, et al. Graph cut liver segmentation for interstitial ultrasound therapy[C]. Engineering in Medicine and Biology Society, 29th Annual International Conference of the IEEE, 2007, 5247-5250.

[10] Caselles V, Kimmel R, Sapiro G. Geodesic active contours[C]. Computer Vision, Fifth International Conference, 1995, 694-699.

(编辑 王晓鹰)