

基于凸多边形顶点检测的肝脏 CT 灌注图像 肋骨和脊椎骨分割方法研究

陈兆学, 孟子渲, 孟靖欣

(上海理工大学 健康科学与工程学院, 上海 200093)

摘要: 在参考肋骨和脊椎骨解剖学位置特征基础上, 设计了高效的基于凸多边形顶点检测的肋骨和脊椎骨检测和分割方法。该方法首先针对肝脏 CT 灌注图像的基本特点, 采用高斯滤波和最大相关准则法进行二值化; 然后基于凸多边形检测的方法, 对肋骨和脊椎骨二值化区域进行分割。实验结果表明, 该算法有效地实现了肝脏 CT 灌注图像中肋骨和脊椎骨的分割。因计算量较小, 并且在耗时比较大的连通区域求取和标记环节采用了快速实现方法, 计算速度比较快, 对于肝脏 CT 计算机辅助诊断系统中进一步进行肝脏分割和配准具有良好的临床应用与参考价值。

关键词: 肝脏 CT 灌注; 凸多边形; 图像分割; 肋骨; 脊椎骨

中图分类号: TP391

文献标志码: A

Rib and spine segmentation method based on convex polygon vertex detection in liver CT perfusion images

CHEN Zhaoxue, MENG Zixuan, MENG Jingxin

(School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

Abstract: An efficient method dedicated to detecting and segmenting of the rib and spine was introduced based on convex polygon vertex detection utilizing position and anatomic characteristics of the rib and spine. Firstly, according to the basic characteristics of liver CT perfusion images, the Gaussian blurring technique and maximum correlation criterion was utilized to obtain the binary image, and then the binarified regions of the rib and spine were segmented based on convex polygon vertex detection. Experimental results show that the algorithm can effectively segment the rib and spine in liver CT perfusion images. Due to relatively low computation cost together with adoption of fast implementation to the large time-consuming connected components labeling and analysis, the presented method runs with a most high speed. The method has great reference value in clinical application to further liver segmentation and registration in liver CT computer-aided diagnosis system.

Keywords: liver CT perfusion; convex polygon; image segmentation; rib; spine

收稿日期: 2021-03-06

基金项目: 上海理工大学“大学生创新创业训练计划”项目资助

第一作者: 陈兆学 (1975-), 男, 副教授。研究方向: 医学图像、生物医学信号处理和 PACS 系统研发。E-mail: chenzhaoxue@163.com

在肝脏 CT 图像中, 肋骨和脊椎骨目标比较明显, 相对容易被检测, 而且在图像采集过程中具有不容易发生位移、形变和亮度变化等优势, 故肋骨和脊椎骨可以作为很好的参照物, 辅助进行准确的肝脏图像分割和配准。因此在 CT 肝脏计算机辅助诊断系统中, 肋骨和脊椎骨的检测和分割是肝脏分割与配准非常重要的预处理步骤之一^[1-5]。但是在肝脏 CT 灌注应用场合中, 由于肝硬化或造影剂增强等因素的影响, 肝脏血管或病变组织也可能存在与肋骨和脊椎骨相类似的高亮灰度值, 这使得其中肋骨和脊椎骨的分割难度增大^[6-7]。为解决这个问题, 周洁等^[6]提出将图像进行阈值化后利用局部解剖学知识构造 4 条边界特征线, 然后基于二值形态学重建的方法将肋骨和脊椎骨从肝脏 CT 灌注图像中分割出来。因该方法中 4 条特征线的构造过程需要事先指定相关参数, 对于不同年龄段的病人, 由于相应参数会发生变化而难以有效保证分割算法的通用性。刘池等^[7]在现有分割方法的基础上, 提出了一种基于解剖学和数学形态学的镜像法。该方法首先对图像二值化, 构造其边界特征线及其中央对称线, 然后镜像对称线左侧部分, 并利用解剖学对称性排除一般组织, 最后通过形态学重建, 实现肋骨和脊椎骨的分割。实际上在很多情况下, 肝脏灌注图像中的某些对比度增强的组织也可能呈现左右对称分布特征, 这时就不可避免地要把左右大体对称的组织区域包含于分割结果内, 进而产生错误的分割结果, 使该类算法在具体应用过程中存在一定问题。

考虑到肋骨和脊椎骨构成了胸腔的基本骨架, 且它们所对应图像二值区域的几何中心的连线自然构成一最大凸多边形结构, 基于该特点结合其他突出的局部解剖特征, 提出了一种肝脏 CT 灌注图像中肋骨和脊椎骨高效、准确的分割方法。该算法原理简单、计算复杂度低, 对于进一步进行肝脏分割和配准具有良好的临床应用与参考价值。

1 肝脏灌注 CT 图像的二值化

由于实现的直观性和简单性, 阈值处理在图像分割中占有重要的地位。在肝脏 CT 灌注成像过程中, 经常出现其他器官和组织的灰度值与肋骨和脊椎骨相近的情况, 从而使得仅仅使用简单的阈值分割无法得到预期效果。针对肝脏灌注图像的特点, 并为进一步满足后续肋骨和脊椎骨检测

分割步骤的需要, 经过理论分析和实验验证, 本文采用高斯滤波预处理后再采用最大相关准则法进行阈值分割的方法, 实现肝脏灌注 CT 图像的二值化。

1.1 对于肝脏灌注 CT 图像的高斯滤波预处理

高斯滤波是性能良好的低通滤波器, 在图像处理中常常被用来滤除高频椒盐噪声或孤立噪声。由于在肝脏 CT 灌注图像中, 病变肝脏区域或正常肝脏血管壁等会存在一些高亮度的点, 容易对肋骨和脊椎骨的分割造成干扰, 这些干扰往往以类椒盐噪声的形式体现, 可采用高斯滤波算法尽可能予以排除。此外, 由于高斯滤波在本质上属于一类邻域加权平均算法, 合理化运用该类算法可以改善原图像局部灰度分布, 进而影响后续阈值分割的结果。在本文研究过程中, 笔者经过实验发现, 在对肝脏 CT 图像二值化以前, 采用高斯滤波作为预处理步骤, 通过加权平均使高亮度的肋骨和脊椎骨能量向周围领域逐步平滑过渡, 可以使得分割出的肋骨和脊椎骨区域相对不容易出现断续、丢失和缺损现象, 而且分割区域边缘相对平滑而不具有毛刺。将高斯滤波作为本文算法预处理步骤, 可大大改善二值化处理的效果。

1.2 基于最大相关准则法的肝脏灌注 CT 图像的二值化

在各种阈值分割方法中, 一般都根据一个最优优化阈值选取准则进行最优阈值的选取, 比如 OSTU 方法采用最大类间方差准则, 最小误差法基于最小分类误差准则, 一维灰度直方图熵法基于最大信息熵准则, 最大相关准则法采用来源于混沌和分形理论的最大相关准则等^[8-11]。其中, 最大信息熵和最大相关准则都是基于分割后图像和原图尽可能相似的原理来实现分割阈值的选取^[12], 对于肝脏 CT 灌注图像而言都能够有效保留肋骨和脊椎骨所对应的区域, 但基于最大相关的算法, 由于在计算过程中要涉及比最大信息熵准则少得多的对数运算, 计算效率相对较高, 因此本文基于最大相关准则实现图像的二值化。

2 肝脏灌注 CT 图像中肋骨和脊椎骨的分割与标识

肝脏 CT 灌注图像经过二值化后, 图像中一般存在肋骨和脊椎骨区域以及少量其他高亮干扰区域。由于肋骨和脊椎骨构成了胸腔的基本骨架,

且它们所对应图像二值区域的几何中心的顺次连线自然构成一最大凸多边形结构, 根据这个特点可以设计特定的凸多边形检测算法, 将大多数肋骨相应区域首先标识出来, 同时把无关的干扰区域予以有效排除。基于先验知识和凸多边形顶点检测结果, 经过必要的后处理步骤补全所遗漏的脊椎骨和脊椎骨附近少部分肋骨区域, 即可最终完成脊椎骨和所有肋骨区域分割与标识。综上, 算法流程如图1所示。

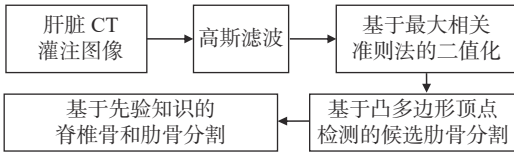


图1 算法处理流程
Fig.1 Program of algorithm

2.1 用于肋骨分割的凸多边形顶点检测方法

为了提高算法处理速度和效率, 对于经过二值化后的区域, 首先采用 Yen 等^[13]提出的基于游程链的快速 Blob 分析法进行连通区域的标识, 快速计算每一个连通区域的几何中心参数, 同时进行必要的面积滤波, 以尽可能滤除二值化图像中小的随机点状区域的干扰和影响。

假设经过连通区域标记和面积滤波后所得到的区域数(即几何中心的数目)为 N , 假设各几何中心坐标分别为 (X_i, Y_i) , $i = 1, 2, \dots, N$, 则所有几何中心两两连线共构成 $n = C_N^2 = \frac{N(N-1)}{2}$ 条直线, 假设其中第 j 条直线 L_j 的一般式为

$L_j: A_jX + B_jY + C = 0$, $j = 1, 2, \dots, n$, 并假定该直线所关联的两几何中心下标分别为 p_j, q_j 则

$$A_j = Y_{p_j} - Y_{q_j}, B_j = X_{q_j} - X_{p_j}, C_j = X_{p_j}Y_{q_j} - X_{q_j}Y_{p_j}$$

根据解析几何知识, 则任一几何中心 (X_i, Y_i) 到直线 L_j 的有向距离可以表达为

$$D_{ij} = \frac{A_jX_i + B_jY_i + C_j}{\sqrt{A_j^2 + B_j^2}} \text{ 且满足}$$

- a. $D_{ij} > 0$, 点 (X_i, Y_i) 在直线 L_j 上方;
- b. $D_{ij} = 0$, 点 (X_i, Y_i) 在直线 L_j 上;
- c. $D_{ij} < 0$, 点 (X_i, Y_i) 在直线 L_j 下方。

根据凸多边形的基本性质, 待检测的最大凸多边形结构的边应该满足如下任意条件:

$$\forall i \in [1, N], i \neq p_j, q_j, D_{ij} < 0 \text{ 或 } \forall i \in [1, N], i \neq p_j, q_j, D_{ij} > 0$$

根据如上规则, 可筛选并标记出最大凸多边形所对应的所有边。由于最大凸多边形的顶点为待检测肋骨区域所对应的几何中心, 这样就可以

很容易把大多数肋骨区域标识出来。

2.2 基于先验知识的脊椎骨和肋骨分割

根据解剖学知识可知, 在肝脏 CT 灌注图像中, 脊椎骨在图像中的部位是基本固定的, 且不受呼吸、胃肠蠕动等成像过程中随机运动的影响。具体来说, 脊椎骨位于图像纵向中轴线上, 横向位置偏下, 在二值化图像中所对应区域面积相对较大且与肋骨二值化区域点的纵坐标存在密切关联。需要指出的是, 在脊椎骨两侧相距非常近的位置, 一般还存在两块肋骨一般还存在两块肋骨, 因其与脊椎骨所对应二值化区域几何中心连线在所涉多边形结构中微微有内凹倾向, 则在以上检测方法中很容易被遗漏掉。因此有必要基于上述解剖学先验知识, 增加一后处理步骤, 确保将脊椎骨和附近两肋骨保留在分割结果内, 基于凸多边形检测结果, 结合面积、位置滤波方法, 该步骤非常容易实现。

3 实验结果与讨论

为了验证所引入的肝脏 CT 灌注图像肋骨和脊椎骨分割方法的有效性, 本文进行了分割实验, 实验结果如图2所示。其中, 图2(a)为所处理的原始图像, 图2(b)~(d)分别给出了对同一幅图像采用 OSTU 方法、最小误差法和最大相关准则法的分割结果。从图2(b)和(c)可以看出, 采用 OSTU 方法和最小误差法进行二值化只能分割出大致轮廓, 其分割结果不能有效区分待分割肋骨区域, 显然不适合后续肋骨和脊椎骨的分割。而最大相关准则法由于能保证信息量最大, 使得二值化前后图像尽可能地相似, 保留了待分割的肋骨和脊椎骨区域, 有利于进行进一步的处理。图2(e)和图2(d)分别为经过高斯滤波和未经过高斯滤波的二值化结果, 从图中可以明显看出, 采用高斯滤波后不但减少了随机噪声干扰(如图2(d)下方高亮的带状区域), 同时可以使得肋骨和脊椎骨所对应二值图像区域变大, 且边界相对变平滑, (如图2(d)最上边左右对称的一对肋骨)。图2(f)为对图2(e)中的二值图像进行快速 Blob 标记并进行面积滤波后的结果, 从图中可以看出, 该过程可以把面积小于一定数值的绝大多数无关区域滤除。图2(g)为凸多边形顶点检测和肋骨标记后的处理结果, 把该处理结果与原始图像进行类比可知, 由于脊椎骨附近凹陷的存在, 在凸多边形检测的过程中遗漏掉了脊椎骨和附近

两块肋骨, 如图 2(h)所示, 参照已检测出的肋骨区域, 通过运用相应解剖学先验知识, 可将所遗漏区域进行补齐, 最终检测结果如图 2(i)所示。

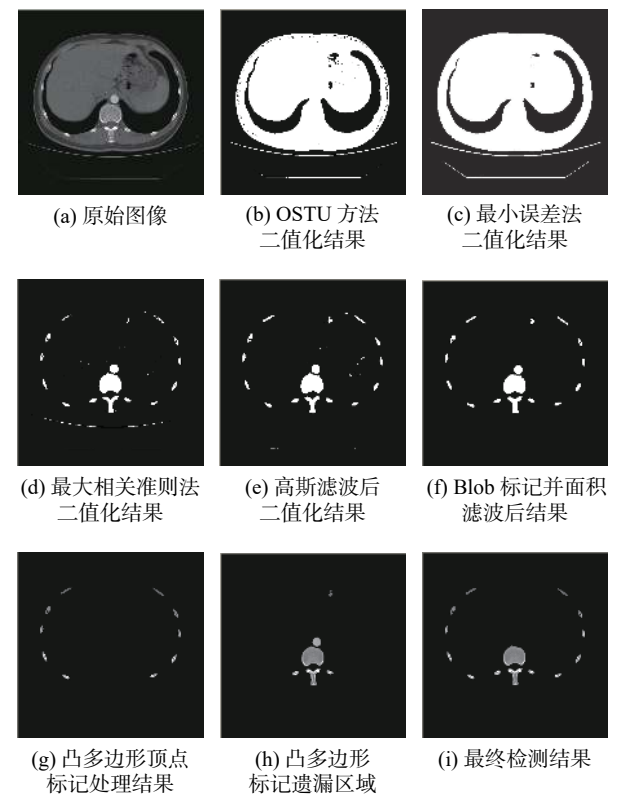


图 2 肝脏 CT 灌注实验图像与处理结果

Fig.2 Experimental images and results of liver CT perfusion

在本算法实验过程中, 采用 2.4 GHz AMD Sempron(tm) X2 180 处理器和 2 GB 内存配置的 PC 机, 并基于 Visual C++6.0 对整个算法予以实现, 在不采取任何加速和优化措施的情况下, 处理一副 512×512 标准图片的平均时间约为 94 ms, 处理速度还是比较快的。

4 结 论

针对肝脏 CT 灌注图像的基本特点, 采取高斯滤波和最大相关准则法进行二值化, 并在充分参考肋骨和脊椎骨解剖学分布特征基础上, 设计了基于凸多边形检测的肋骨和脊椎骨检测和分割方法。该方法是一种高效的肋骨和脊椎骨分割方法, 其原理比较简单, 计算量较小, 且在耗时比较大的连通区域求取和 Blob 标记环节采用了快速实现方法, 进行肋骨、脊椎骨分割和检测的速度

比较快。该方法对于进一步进行肝脏分割和配准乃至肝脏计算机辅助系统的实现, 具有重大的临床应用与参考价值。

参考文献:

[1] GAO J, KOSAKA A, KAK A. A deformable model for automatic CT liver extraction[J]. *Academic Radiology*, 2005, 12(9): 1178–1189.

[2] ZHOU X, KITAGAWA T, OKUO K, et al. Construction of a probabilistic atlas for automated liver segmentation in non-contrast torso CT images[J]. *International Congress Series*, 2005, 1281: 1169–1174.

[3] MAEDA S, KOMATSU M, KIM H, et al. Automatic segmentation of liver region employing rib cage and its 3-D displaying[C]//*Proceedings of 2006 SICE-ICASE International Joint Conference*. Busan, Korea: IEEE, 2006.

[4] SELVER M A, KOCAOĞLU A, DEMIR G K, et al. Patient oriented and robust automatic liver segmentation for pre-evaluation of liver transplantation[J]. *Computers in Biology and Medicine*, 2008, 38(7): 756–784.

[5] XU Z Y, BAGCI U, JONSSON C, et al. Efficient ribcage segmentation from CT scans using shape features[C]//*Proceedings of 2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. Chicago, USA: IEEE, 2014: 2899–2902.

[6] 周洁, 赵于前, 唐建, 等. 肝脏 CTA 图像肋骨和脊椎骨分割方法研究 [J]. *计算机工程与应用*, 2009, 45(31): 215–217.

[7] 刘驰, 冷涛. 一种新的肝脏 CTA 图像肋骨和脊椎骨分割方法 [J]. *电脑知识与技术*, 2010, 6(5): 1166–1167, 1173.

[8] 韩思奇, 王蕾. 图像分割的阈值法综述 [J]. *系统工程与电子技术*, 2002, 24(6): 91–94, 102.

[9] 刘超, 蔡文华, 陆玲. 图像阈值法分割综述 [J]. *电脑知识与技术*, 2015, 11(1): 140–142, 145.

[10] 史晓楠, 欧阳震. 图像分割常用方法综述 [J]. *科技视界*, 2014(33): 33.

[11] 黄文博, 燕杨, 王云吉. 医学图像分割方法综述 [J]. *长春师范学院学报*, 2013, 32(4): 22–25.

[12] YEN J C, CHANG F J, CHANG S Y. A new criterion for automatic multilevel thresholding[J]. *IEEE Transactions on Image Processing*, 1995, 4(3): 370–378.

[13] 张二虎, 冯江. Blob 分析中基于游程链的连通区域标记 [J]. *应用科学学报*, 2008, 26(5): 536–540.

(编辑: 董 伟)