

# 基于解剖特征点的肝脏超声与 CT 图像配准研究

刘 婷, 吴 剑

清华大学深圳研究生院生物医学工程研究中心, 广东 深圳 518055

**【摘要】目的:** 术前 CT 与术中超声图像的配准对基于图像引导的经皮射频肝脏肿瘤消融手术具有重要意义, 但目前并没有一种通用的准确、高效的配准方法。本文提出了一种针对肝脏术前 CT 图像与术中超声图像的实时配准方法。**方法:** 本文提出的配准方法基于肝脏解剖特征点。配准包括特征选择、特征提取和坐标变换三个步骤, 其中关键在于解剖特征点的选择与提取。根据肝脏解剖结构与超声成像特性, 本文选取典型超声扫描位置中稳定的解剖结构作为特征点, 如经第二肝门横切面图中 3 支肝静脉的分叉点等。对于术前 CT 三维数据, 用手动方式提取解剖特征点; 对于术中超声图像, 设计了一种自动提取特征点的算法, 包括斑点噪声滤波、区域生长法分割目标区域、二值图像拐点检测及目标点筛选等步骤。**结果:** 配准实验结果表明, 该方法对肝脏超声与 CT 图像的配准误差不超过 6 mm, 配准时间在 3 s 以内。**结论:** 本文提出的方法能快速、准确地对肝脏超声与 CT 图像进行配准, 且在手术中不需要人工干预, 具有较强的应用价值。

**【关键词】** 肝脏超声; 图像配准; 区域生长; 拐点检测

**【DOI 编码】** doi:10.3969/j.issn.1005-202X.2015.01.013

**【中图分类号】** TP391

**【文献标识码】** A

**【文章编号】** 1005-202X(2015)01-52-06

## Research of Liver Ultrasound and CT Images Registration Using Anatomical Landmarks

LIU Ting, WU Jian

Research Center of Biomedical Engineering, Graduate School at Shenzhen, Tsinghua University, Shenzhen 518055, China

**Abstract:** Objective Registration of preoperative CT and intraoperative liver ultrasound images has great benefits for image-guided hepatic interventional therapy. However, we don't have an universal method to match CT images with ultrasound images precisely and quickly. A registration method of ultrasound and CT images is presented in this paper. **Methods** We had proposed a method based on anatomical landmark information. First, we chose some appropriate anatomical landmarks. Second, the landmarks were detected from images. Finally, registration parameters were calculated. The most challenging task was to choose appropriate anatomical landmarks and then detect them in images of both modalities. In this paper, we used some anatomical structures at typical positions as landmarks, such as vessel bifurcations at the second porta section. Anatomical landmarks were detected manually in preoperative CT images and automatically in ultrasound images. Our automatic target detection method consisted of following steps: speckle noise filtering, imaging segmentation with region growing, corner detection of binary image, and landmarks filtering. **Results** Experimental results indicate that our method performs well in registration of liver ultrasound and CT images, with the error under 6 mm and registration time under 3 seconds. **Conclusion** The method proposed in this paper can fast register ultrasound and liver CT images with high accuracy. Also, human intervention is not needed during operation, which makes this method useful in clinical application.

**Key words:** liver ultrasound; image registration; region growing; corner detection

**【收稿日期】** 2014-08-07

**【基金项目】** 深圳市科技项目(cxzz20130321094640079、JCY2013040214 500-2404)

**【作者简介】** 刘 婷(1990-), 女, 硕士研究生, 研究方向: 医学图像配准, E-mail: liuting0328@gmail.com

**【通讯作者】** 吴 剑, E-mail: wuj@sz.tsinghua.edu.cn

## 前 言

肝癌给人类健康带来了严重威胁。随着微创医疗技术的发展, 基于图像引导的经皮射频肿瘤消融成为治疗小肝癌的重要手段<sup>[1]</sup>, 图像引导对于治疗效果意义重大<sup>[2]</sup>。CT、MRI 成像精度高、信噪比高, 通过术前采集图像来进行图像引导手术, 却无法反映手术中组

织的移位和变形,及实时观测肿瘤的消融效果。超声成像具有实时图像显示、使用方便等优点,也有分辨率较差、信噪比较低等局限。将术前 CT 或 MRI 数据与术中超声图像结合的导航系统可以最大限度利用两种成像模态的优点,提高导航准确度,是当前的研究热点。术前 CT/MRI 与术中超声图像配准是手术导航的关键技术。

现有的肝脏图像配准方法有:

(1)基于外部定位标志的匹配<sup>[3]</sup>,该方法可靠性较高且算法简单,是目前应用于临床的主要方法。但增加了医生工作量,以及给病人带来额外的损伤。

(2)基于像(体)素灰度相关性的匹配。Penney<sup>[4]</sup>和 Blackall 等<sup>[5]</sup>提出将肝脏术前 MRI 图像与术中超声图像均变换为血管的空间概率密度分布图的配准方法,Berg 等<sup>[6]</sup>提出将术前 CT 图像建立超声仿真变换成模拟超声图的配准方法。这些方法有较高的自动化程度,但复杂度高,实时性的欠缺限制了它们的临床应用。

(3)基于几何特征或解剖特征的匹配。这种方法通常具有较好的实时性,匹配准确性依赖于几何或解剖特征的选择与提取。Herline 等<sup>[7]</sup>提出基于肝脏表面轮廓的 CT 与超声图像配准方法,Thomas Lange 等<sup>[8]</sup>提出基于血管中心线的肝脏 MRI 与 3D 超声图像的配准方法。但这些方法中血管中心线与肝脏轮廓提取难度较高。

除了上述刚性配准方法,也有关于弹性配准方法的研究<sup>[9-10]</sup>。弹性配准方法较复杂,而且需要以刚性配准为基础,所以本文专注于刚性配准方法的研究,提出一种基于特定解剖结构的肝脏术前 CT 三维数据与术中超声图像的配准方法,先采用区域生长对超声图像进行预分割,再基于曲率提取解剖特征点,最后基于四元数求得配准参数。

## 1 配准算法

肝脏 CT 与超声图像配准过程如图 1 所示。在术前规划阶段,医生先对病人 CT 扫描并将获得的术前 CT 图像数据进行三维重建。在三维显示的图像中,手动提取出用于配准的  $n$  个解剖特征点  $P_i(i=1,2,\dots,n)$  的坐标  $(x_i, y_i, z_i)$ 。在手术过程中,用探头上安装位置传感器的超声导航系统采集数据。医生在  $k$  个特定位置确定超声扫描平面,获取术中二维超声图像  $I_j(j=1,2,\dots,k)$ 。设  $P_i$  位于图像  $I_j$  中,采用本文提出的特征点自动提取算法获取它在超声图像  $I_j$  中的坐标  $(U_i^j, V_i^j)$ 。同时,位置传感器获取采集图像  $I_j$  时超声探头在世界坐标系中的空间位置信息矩阵  $T_{\text{track}}^j$ 。导航系统采集数据之前经过了探头校准,确定了超声图像坐标系与探头上位置传感器坐标系之间的关系矩阵  $T_{\text{cal}}$ 。由式(1)可由特征点在超声图像中的坐标  $(U_i^j, V_i^j)$  求得其三维空间坐标  $(x_i', y_i', z_i')$

$$\begin{bmatrix} x_i' \\ y_i' \\ z_i' \\ 1 \end{bmatrix} = T_{\text{track}}^j \cdot T_{\text{cal}} \cdot \begin{bmatrix} U_i^j \\ V_i^j \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

CT 数据中特征点坐标  $(x_i, y_i, z_i)$  与超声图像中特征点的三维空间坐标  $(x_i', y_i', z_i')$  之间的坐标变换关系可由式(2)表示:

$$\begin{bmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \\ 1 \end{bmatrix} = T_{\text{reg}} \cdot \begin{bmatrix} x_i' \\ y_i' \\ z_i' \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

式(2)中的  $T_{\text{reg}}$  即为配准参数矩阵。基于四元数的刚体变换方法可以求得两个坐标系之间缩放倍数  $s$ 、旋转矩阵  $R$  与平移向量  $T$ , 配准参数矩阵  $T_{\text{reg}}$  由式(3)计算:

$$T_{\text{reg}} = \begin{pmatrix} s \cdot R & T \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3)$$

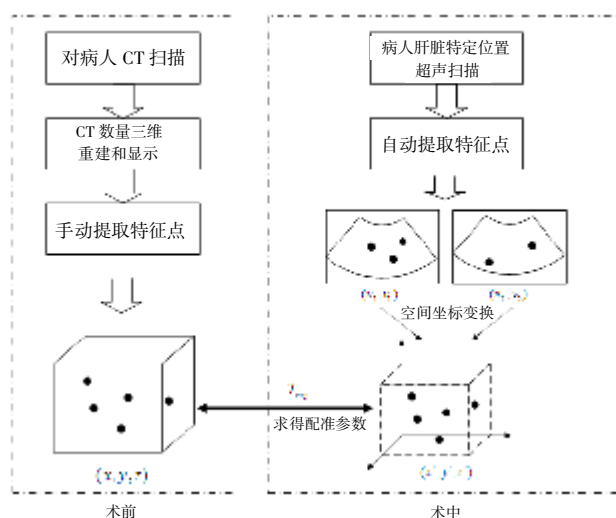


图 1 肝脏 CT 与超声图像配准整体工作流程

Fig.1 Workflow of Our CT-Ultrasound Registration Method

在这个过程中,肝脏超声扫描面的选定与特征点的选择和提取是关键。图像配准理想的特征空间应该具有特征提取简单快捷、特征匹配运算量小、特征数据量合适、不受噪声、光照度等因素影响、对各种图像均能适用等特点<sup>[11]</sup>。在肝脏疾病诊断中某些最基本的超声切面包含一些特定的解剖结构,它们个体差异性较小,通过一定方法可以准确提取,且在 CT 三维图像中也可观测得到。例如:经门静脉左干及其分支的肝斜横切图(图 2(a))中,门静脉横部、矢状部及其 3 条分支(左外叶上、下段支和左内叶支)形成“工”字

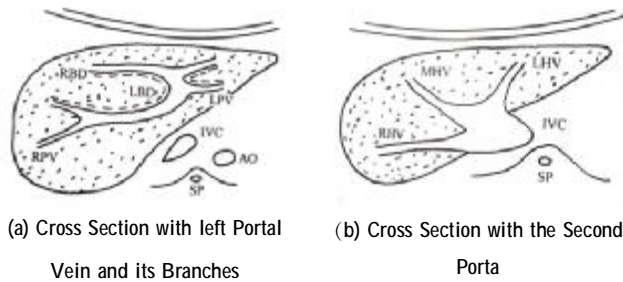


图 2 超声扫描特征平面

Fig.2 Typical Ultrasound Scanning Positions of Liver

形结构,经第二肝门横切面图(图 2(b))中,3 支肝静脉的中近端长轴断面呈放射状向下腔静脉汇合<sup>[12]</sup>。这些结构中的分叉点可作为配准的特征点。

## 2 基于图像分割与曲率计算的角点检测算法的特征点提取方法

超声图像的处理与分割一直是医学图像处理研究热点和难点。由于超声成像的相干特性,导致了超声图像中固有的斑点噪声,给边缘检测、特征提取等处理带来困难。本文采用一种针对斑点噪声的滤波算法<sup>[13]</sup>对超声图像进行预处理,该算法通过研究邻域斑点指数  $C$  的特点,将超声图像划分为均匀区域、含斑区域以及边缘区域,对于不同区域采用不同的处理方法,在抑制斑点噪声的同时,也较好的保留了图像的边缘特征。

在对图像进行预处理的基础上,结合选定的扫描位置超声图像的灰度、几何等特征,本文提出了一种基于图像分割、边缘跟踪与曲率方法检测拐点的特征点提取算法。

### 2.1 基于区域生长的图像分割

在选定的扫描平面所得到的超声图像中,需要提取的血管区域都是灰度值较低的连通区域,可在图像局部采用区域生长的方法进行图像分割。在图像中,肝脏边缘在具有较高灰度值,且与待分割血管区域之间几何关系较为固定,所以可以用边缘信息作为参照,选取区域生长的种子点,确定进行区域生长的图像区域。具体方法如下:

(1)对图像像素灰度进行全局检测,提取亮度较高的边缘区域;

(2)记边缘部分亮度最大值点坐标为 $(x_m, y_m)$ ,对于经第二肝门横切面图,依次检测  $i=1, 2, \dots, y_m-1$  时 $(x_m, y_m-i)$ 处像素灰度值大小;对于经门静脉左干及其分支的肝斜横切图,依次检测  $j=1, 2, \dots, x_m-1$  时 $(x_m-j, y_m)$ 处像素灰度值大小。当连续三个像素灰度值小于  $t$  时,记第一个灰度值小于  $t$  的点坐标为 $(x_0, y_0)$ ;

(3)以 $(x_0, y_0)$ 点作为种子点,在横坐标 $[x_0-a_1, x_0+a_2]$ ,纵坐标 $[y_0-b_1, y_0+b_2]$ 范围内采用区域生长算法,

得到分割出目标区域的二值图像。参数  $a_1, a_2, b_1, b_2$  的设置取决于具体图像特征;

### 2.2 基于曲率的拐点检测

对于分割得到的二值图像,首先跟踪其边缘,再基于曲率局部峰值提取拐点,最后通过设置一定条件筛选出目标点<sup>[14]</sup>。具体过程如下:

(1)用 Canny 算子对二值图像进行边缘提取;

(2)跟踪边界,对其进行 8-邻域链码编码;

设图像目标区域的边界由  $n$  个像素  $P_i(i=1, 2, \dots, n)$  构成,  $c_i$  和  $e_i$  分别表示第  $i$  个边界像素处的 8-邻域链码值和曲率。将图像最左端的边界点作为编码起点记为  $p_1$ , 记  $p_{n+1}=p_1$ 。对于  $i=1, 2, \dots, n$ , 搜索  $P_i$  像素 8-邻域内的边界像素  $p_{i+1}$ , 按照图 3 所示的相对位置与链码值的关系确定其 8-邻域链码值  $c_i$ 。

3	2	1
4		0
5	6	7

图 3 8-邻域位置与链码值对应关系

Fig.3 8-Neighborhood of Pixels and Chain Code

(3)计算边界各点的曲率:

连续空间中某一边界点的曲率  $e$  定义为:

$$e = \lim_{\Delta r \rightarrow 0} \left| \frac{\Delta \theta}{\Delta r} \right| \quad (4)$$

其中,  $\Delta \theta$  为该点处切线倾角的变化,  $\Delta r$  为该点处弧长的变化。在用链码表示的边界中,可用链码值的差分来表示倾角的变化:

$$\theta_i = |c_{i+1} - c_i| \cdot \frac{\pi}{4} \quad (5)$$

链码值逐点差分表示倾角变化容易受锯齿噪声的影响。为消除这种影响,可用距离为  $k$  的两点替代相邻两点计算链码值差分。 $k=3$  时检测效果较好,所以定义倾角变化为:

$$\theta_i = |c_{i+3} - c_i| \cdot \frac{\pi}{4} \quad (6)$$

算法中仅需比较曲率相对大小,简便起见,直接用倾角变化代替曲率。由于拐角的范围为  $[0, \pi]$ , 因此,曲率由式(7)定义:

$$e_i = \begin{cases} \theta_i & \theta_i \leq \pi \\ 2\pi - \theta_i & \theta_i > \pi \end{cases} \quad (7)$$

(4)计算曲率局部峰值的位置:

设置阈值  $T$ , 对于  $i=1, 2, \dots, n$ , 顺序扫描曲率  $e_i$ , 若  $e_i \geq T$  且  $e_{i-1} < T$ , 则记  $i$  为波瓣起点  $i_{start}$ ; 继续扫描,



若  $e_i \geq T$  且  $e_{i+1} < T$ , 则记  $i$  为波瓣终点  $i_{\text{end}}$ 。如果同一波瓣的起点与终点满足  $i_{\text{end}} - i_{\text{start}} \geq n_0$ , 则该波瓣为内部包含拐点的有效波瓣, 拐点位置近似表示为

$$i_e = \lfloor \frac{i_{\text{start}} + i_{\text{end}}}{2} \rfloor \quad (8)$$

$\lfloor \cdot \rfloor$  表示向下取整。

(5) 判断拐点的凸凹性:

对于位置为  $i_e$  的拐点, 设  $i_e - 3$  与  $i_e + 3$  位置的边界点在原二值图像中的坐标分别为  $(u_e, v_e)$  和  $(u'_e, v'_e)$ 。令

$$\bar{u}_e = \lfloor \frac{u_e + u'_e}{2} \rfloor \quad (9)$$

$$\bar{v}_e = \lfloor \frac{v_e + v'_e}{2} \rfloor \quad (10)$$

由于原二值图像中, 目标区域像素值为 1, 非目标区域像素值为 0, 所以, 若  $(\bar{u}_e, \bar{v}_e)$  处二值图像像素值为 1, 则为凸拐点; 若为 0, 则为凹拐点。目标点为凹角点, 将凸拐点去除可筛选目标点。

### 3 实验结果

实验中采用 CIRS Model 057 腹部模型。该模型包含从胸椎(9T/10T)到腰椎(L2/L3)的腹腔结构, 包括肝脏、肾脏等器官, 可在超声、CT、MRI 三种模式下成像。实验中进行 CT 扫描的设备是 Philips Brilliance 64, 扫描层厚为 1 mm, 共 309 层。超声采用型号为 SonoScape A6 的便携式超声机, 位置跟踪设备是 NDI Polaris Spectra 被动式光学定位系统。图像处理使用的图像工作站为: DELL PRECISION 1500 台式计算机, 处理器 Intel Core i5, 主频 2.67 GHz, 内存 4 G。图像处理的软件平台为 Matlab R2010a。

将 CT 扫描所得图像数据进行三维重建。由于模型对肝脏结构进行了简化, 经门静脉左干及其分支的肝斜横切面中不含 "工" 字型特征结构, 故选择包含四个球形标志物的切面作为替代。手动选取上述切面和经第二肝门横切面, 在切面手动确定解剖特征点位置, 获取 7 个特征点在 CT 三维体数据中坐标  $(x, y, z)$ 。切面及解剖特征点位置如图 4 所示。

用超声扫描仪对模型上述两个特定位置扫描, 对包含 4 个球形标志物的切面超声图像, 采用基于阈值

分割与 Hough 变换的圆提取方法获取 4 个特征点在超声图像中的坐标; 对经第二肝门横切面超声图像, 采用本文提出的特征点提取算法获取 3 个特征点在超声图像中的坐标。结果如图 5 所示。

将两个扫描面中获取的特征点分别进行坐标变换, 得到三维空间中 7 个点坐标。令超声图像中特征点在三维空间中的坐标向量为  $P_{\text{US}} = [x' \ y' \ z']^T$ , CT 数据中特征点坐标向量为  $P_{\text{CT}} = [x \ y \ z]^T$ , 配准参数  $s, R, T$  由式(11)给出

$$P_{\text{CT}} = s \cdot R \cdot P_{\text{US}} + T \quad (11)$$

采用四元数方法计算配准参数  $s, R, T$ 。误差  $\Delta$  由超声图像中特征点经过配准参数坐标变换后与 CT 数据中特征点之间的欧氏距离取平均值来衡量, 由式(12)给出。

$$\Delta = \text{mean} \{ \| s \cdot R \cdot P_{\text{US}} + T - P_{\text{CT}} \| \} \quad (12)$$

采集 10 组超声数据与 CT 数据进行配准实验, 配准误差和配准时间如表 1 所示。其中一组数据中, 配准后在两个特征切面的超声图像与 CT 三维数据相应切面图像融合效果如图 6 所示。

### 4 讨论

实验结果表明, 本文提出的基于解剖特征点的配准方法对肝脏的超声与 CT 图像配准有较好的效果, 且算法快速、简便, 能满足手术的实时性需求。这是因为充分利用了肝脏的解剖结构特性与超声医学特性, 选择的特征点位置稳定, 应用文中的特征点自动提取算法也能有效检测出来。

匹配精度与超声扫描面的选取有很大关系, 当超声扫描位置不恰当时匹配会有较大误差。为保证 CT 与超声图像中提取的特征点对应的是相同的解剖位置, 需要严格控制超声扫描平面的位置。在包含 4 个球形标志物的切面扫描中, 当超声图像中 4 个球形标志物清晰可见时轻移探头, 选择接近最左端标志物球心的切面图像; 在经第二肝门横切面的扫描中, 当超声图像中 3 条血管清晰可见时轻移探头, 选择左右血管延伸最长且 3 条血管汇合处与边缘相交点清晰可见的切面图像。

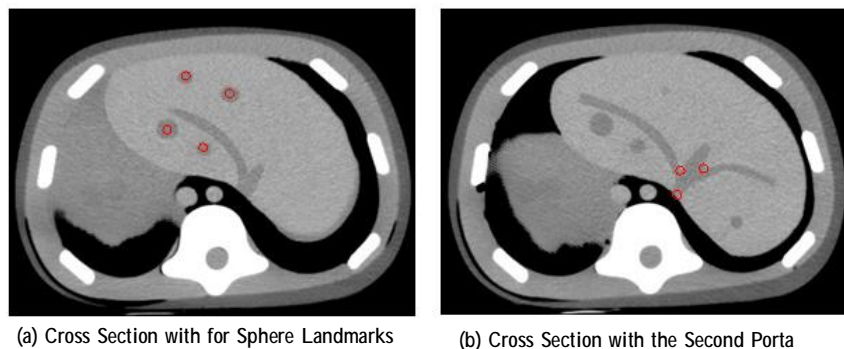


图 4 三维 CT 数据中的特征切面及解剖特征点位置

Fig.4 Typical Cross Sections and Landmarks in 3D CT Images

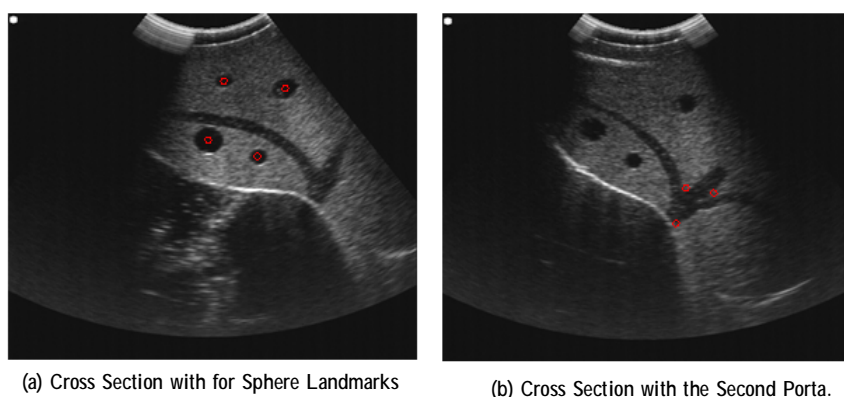


图 5 模型超声扫描图特征点提取结果

Fig.5 Result of Landmarks Detection in Ultrasound Images

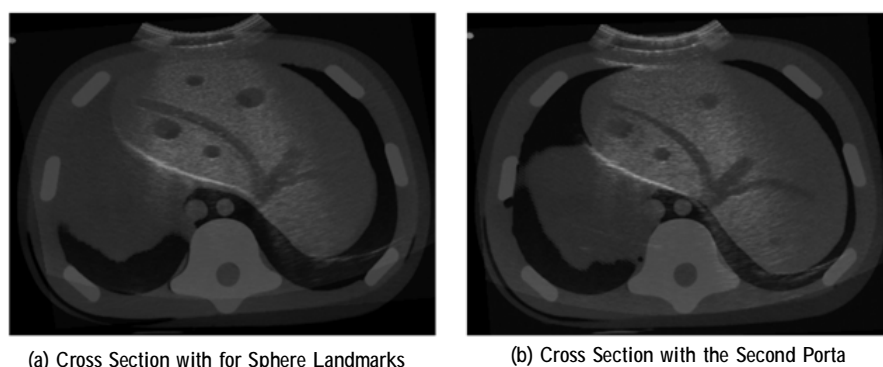


图 6 配准后超声图像与 CT 截面融合效果

Fig.6 Ultrasound-CT Registration Result

表 1 配准误差与配准时间表

Tab.1 Registration Accuracy And Time

Item	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
$\Delta$ (mm)	4.33	5.75	3.08	5.69	4.09	5.26	4.47	4.91	4.84	5.92
Time(s)	2.768	2.674	2.915	2.784	2.712	2.801	2.698	2.759	2.816	2.747

超声图像靶点提取仍然是世界性难题。本文提出的特征点自动提取算法大量依靠图像的先验信息,如灰度特征,几何位置等。这些信息能让特征点的自动提取变成可能,但也使得算法失去了更广泛的应用。如果能减少算法对图像特异性信息的依赖,更多解剖标志点应用于配准算法将成为可能,从而进一步提高配准的可靠性。

致谢:感谢深圳市中医院提供 CIRS Model 057 体模的 CT 扫描数据。

## 【参考文献】

- [1] 陈敏华, Goldberg SN. 肝癌射频消融 [M]. 北京: 人民卫生出版社, 2009: 74-90.
- [2] 袁峥玺, 聂生东. 图像配准技术在图像引导放疗中的应用 [J]. 中国医学物理学杂志, 2012, 29(5): 3628-3631.

- [3] Gronningsaeter A. SonoWand, an ultrasound-based neuronavigation system[J]. Neurosurgery, 2000, 47(6): 1373-1380.
- [4] Penney GP, Blackall JM, Hamady MS, et al. Registration of freehand 3D ultrasound and magnetic resonance liver images[J]. Medical Image, 2004, 8: 81-91.
- [5] Blackall JM, Penney GP, King AP, et al. Alignment of sparse freehand 3-D ultrasound with preoperative images of the liver using models of respiratory motion and deformation [J]. Medical Imaging, 2005, 24 (11): 1405-1416.
- [6] Berg J, Kruecker J, Schulz H, et al. A hybrid method for registration of interventional CT and ultrasound images [C]. International Congress Series. Elsevier, 2004, 492-497.
- [7] Alan JH, Jeannette LH, James DS, et al. Surface registration for use in interactive, image-guided liver surgery[J]. Computer Aided Surgery, 2000, 5(1): 11-17.
- [8] Lange T. Augmenting intraoperative 3D ultrasound with preoperative

- models for navigation in liver surgery [C]. MICCAI, 2004, 534-541.
- [9] 侯勇, 王鹏程, 尹勇, 等. 医学图像形变配准在图像引导放射治疗中的应用 [J]. 中国医学物理学杂志, 2011, 28(5): 2882-2887.
- Hou Y, Wang PC, Yin Y, et al. The application of deformable medical image registration in image-guided radiotherapy [J]. Chines Journal of Medical Physics, 2011, 28(5): 2882-2887.
- [10] 冯兆美, 党军, 崔峭峭. 基于 B 样条自由形变三维医学图像非刚性配准研究 [J]. 影像科学与光化学, 2014, 32(2): 200-208.
- Feng ZM, Dang J, Cui XY. Research on non-rigid 3D medical image registration based on B-spline free deformation [J]. Imaging Science and Photochemistry, 2014, 32(2): 200-208.
- [11] 陈显毅. 图像配准技术及其 MATLAB 编程实现 [M]. 北京: 电子工业出版社, 2009: 13-15.
- Chen XY. Image registration and MATLAB programming [M]. Beijing: Publishing House of Electronics Industry, 2009: 13-15.
- [12] 富京山, 左文莉. 临床超声鉴别诊断学 [M]. 北京: 人民军医出版社, 2007: 183-186.
- Fu JS, Zuo WL. Differential diagnostics of clinical ultrasound [M]. Beijing: People's Military Medical Press, 2007: 183-186.
- [13] 韩寒, 冯乃章. 超声图像去噪方法 [J]. 计算机工程与应用, 2011, 47(26): 193-195.
- Han H, Feng NZ. New method for ultrasound image denoising [J]. Computer Engineering and Application, 2011, 47(26): 193-195.
- [14] 尚振宏, 刘明业. 二值图像中拐点的实时检测算法 [J]. 中国图象图形学报, 2005, 10(3): 295-300.
- Shang ZH, Liu MY. Real-time corner detection in binary image [J]. Journal of Image and Graphics, 2005, 10(3): 295-300.

(上接 50 页)

方法的单幅图像平均耗时约为 370 ms, 效率相较于上述 3 种方法有了大幅地提升, 更重要的是基于 SSED 的方法的运算量和效率与噪声组织的大小无关, 对于去除复杂的不规则的噪声组织效果显著。

### 3 结论

串行有符号欧式距离映射(SSED)图像是数字图像衍生出来的一种形式, 其蕴含了丰富的信息, 例如相对位置、中心线和骨架等。本文在充分利用 SSED 图像信息的基础上, 首次将其扩展应用到了去除不规则噪声组织领域, 为医学图像处理的噪声去除工作提供了一种全新的思路。

### 【参考文献】

- [1] Gonzalez RC, Woods. Digital Image Processing, Third Edition. Beijing: Publishing House of Electronics Industry [M]. 2011.
- [2] Haralick RM, Sternberg SR, Zhuang X. Image analysis using mathematical morphology [J]. Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on, 1987, (4): 532-550.
- [3] 李川, 彭甫榕, 陆建峰. 基于距离场细化的骨架提取算法 [J]. 微电子学与计算机, 2011, 28(10): 114-117.
- Li C, Peng FR, Lu JF. Skeleton extraction algorithm based on distance field thinning [J]. Microelectronics and Computer, 2011, 28(10): 114-117.
- [4] Pai TW, Hansen JHL. Boundary constrained morphological skeleton minimization and skeleton reconstruction [J]. Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on, 1994, 16(2): 201-208.
- [5] Maragos P, Schafer RW. Morphological skeleton representation and coding of binary images [J]. Acoustics, Speech and Signal Processing, IEEE Transactions on, 1986, 34(5): 1228-1244.
- [6] 钟孟儿, 冯华君, 裴锡宇, 等. 在复杂背景下线状物体的图像分割算法研究 [J]. 光学仪器, 2005, 27(1): 52-56.
- Zhong ME, Feng HJ, Pei XY, et al. Segmentation of linear object from complex background [J]. Optical Instruments, 2005, 27(1): 52-56.
- [7] 倪维平, 徐刚锋, 李颀, 王平. 基于正交投影特性的带状目标检测 [J]. 红外与激光工程, 2007, 36(3): 407-411.
- Ni WP, Xu GF, Li B, et al. Detection of band object based on the characteristics of cross-projection [J]. Infrared and Laser Engineering, 2007, 36(3): 407-411.
- [8] 王萍, 冯卫家. 一种复杂背景下非规则带状区域的分割算法 [J]. 天津大学学报, 2012, 45(2): 135-139.
- Wang P, Feng WJ. Segmentation algorithm for irregular belt-shaped region within complex background [J]. Journal of Tianjin University, 2012, 45(2): 135-139.
- [9] PER-ERIK DANIELSSON. Euclidean distance mapping [J]. Computer Graphics and Image Processing, 1980, 14: 227-248.
- [10] Ye QZ. The signed Euclidean distance transform and its applications [C]. Pattern Recognition, 1988, 9th International Conference on. IEEE, 1988: 495-499.