

基于序列特性的胸部标记物自动分割

鲍楠, 崔智铭, 庄锦锋, 康雁

(东北大学 中荷生物医学与信息工程学院, 辽宁 沈阳 110169)

摘 要: 手术导航系统广泛使用外置标记物进行点配准, 在配准过程中, 需要选取图像中标记物的中心. 为了实现标记物中心自动定位, 基于肺穿刺手术导航系统设计了一种自动分割标记物算法. 该算法先对胸部 CT 图像初分割得到疑似标记物; 然后根据标记物在胸部图像中的序列特性, 对疑似标记物进行筛选, 得到正确标记物. 实验结果表明, 该方法与手动分割标记物的重合率达到 95% 以上, 中心坐标误差小于 0.22 mm.

关 键 词: 手术导航; 标记物分割; 序列特性; 点配准; 胸部 CT 图像

中图分类号: R 319

文献标志码: A

文章编号: 1005-3026(2016)12-1705-05

Automatic Segmentation of Fiducial Marker Based on Sequence Characteristics

BAO Nan, CUI Zhi-ming, ZHUANG Jin-feng, KANG Yan

(School of Sino-Dutch Biomedical & Information Engineering, Northeastern University, Shenyang 110169, China.

Corresponding author: KANG Yan, E-mail: kangyan@bmie.neu.edu.cn)

Abstract: The fiducial markers are widely used for point-pair registration in the image-guided surgery. When performing the registration, the centers of the fiducial markers will be picked. For localization of the fiducial markers, an automatic approach for the segmentation of markers was proposed based on the lung biopsy image-guided surgery system. Firstly, the candidate markers were coarsely segmented from the chest CT image. Then the real markers were detected and confirmed from the candidate markers according to the sequence characteristics approach. Experiments showed that, comparing with the results of manual segmentation, the method can segment the markers with 95% pixel overlap rate and the center localization error is less than 0.22 mm.

Key words: image-guided surgery; marker segmentation; sequence characteristics; point-pair registration; chest CT image

在目前的临床应用中, 手术导航系统采用的空间配准方法多为基于点的刚性配准方法^[1-2]. 在点配准方法中, 医生可以使用人工标记物, 也可以使用人体本身固有的解剖特征点进行图像空间与实际病人空间的配准. 相关研究表明, 基于人工标记物的配准精度要比基于解剖特征点的配准精度高^[3]. 因此, 基于人工标记物的点配准方法是现阶段临床应用最广泛的方法.

在基于点配准的手术导航系统中, 人工标记

物的选取精度对空间配准精度的影响很大^[4-5]. 目前, 在图像空间和实际病人空间中, 标记物的选取均由系统的操作人员完成, 选取的精度依赖于操作人员的经验. 因此, 若能在图像中自动识别人工标记物, 则可以大大降低人为因素引起的误差^[3]. 另外, 临床上因为手术导航系统的应用而增加的手术时间主要是反复选取标记物的时间, 对新医生进行培训的重点内容之一也是如何准确快速选取标记物. 因此, 人工标记物的自动定位可

以提高手术导航系统的智能性,缩短手术准备时间,加快新医生的学习速度.

现阶段已经有一些自动分割人工标记物的研究工作.例如,Wang 等提出了一个自动识别颅骨置入性标记的方法^[6];Chen 等提出了一种基于边缘检测的曲线识别的方法^[7].但这些方法标记物在图像中必须有固定的 CT 值. Tan 等提出了一种基于序列模板的标记物识别方法^[8],但这种方法要求标记物与皮肤的边界必须连续,否则将无法准确检测到标记物. Gu 等提出了一个基于三维形态学运算的标记物识别方法^[9],但没有临床真实数据进行验证. Wang 等提出了一种基于形状指数和曲率的标记物分割方法^[3],但这种方法容易受噪声影响.

在本实验中,标记物分割是基于肺穿刺手术导航系统进行的.首先找出断层图像中的可疑标记物,然后根据标记物在胸部图像中的序列特性,对疑似标记物进行筛选,得到正确标记物.

1 实验材料和方法

选用的人工标记物材料在 CT 图像中应能够清晰成像,而且具有明显的、肉眼容易识别的形状特征.本实验使用的是手术导航通用的美国 IZI Medical Product 公司生产的人工标记物,型号为 MM3005.这种标记物可以在 CT 中清晰成像,外部圆环半径为 15 mm,内部圆环半径为 5 mm,厚度为 3.5 mm,可以很好地粘贴在人体皮肤表面.标记物如图 1 所示.

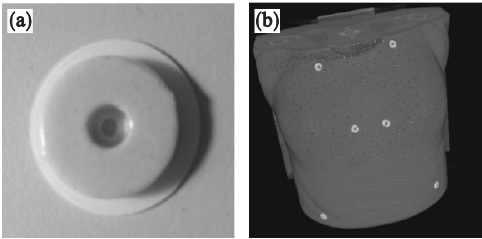


图 1 标记物
Fig. 1 Fiducial marker

(a)—标记物实物图;
(b)—粘贴标记物的胸部 CT 数据可视化结果.

实验主要分为两个步骤:第一步使用自适应区域生长算法对图像进行分割,判断出疑似标记物;第二步使用人工标记物在胸部 CT 图像的序列特性对疑似标记物进一步筛选,得到正确的标记物.具体实现如下.

1.1 标记物初分割

首先,对 CT 图像进行预处理,得到疑似标记物,流程如图 2 所示.

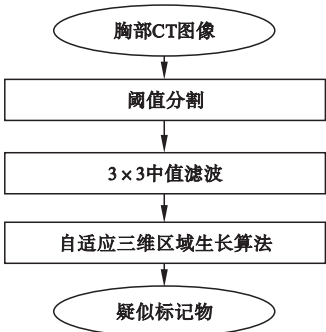


图 2 标记物初分割流程图
Fig. 2 Flow chart of marker coarsely segmentation

CT 图像以不同的 CT 值来表示,以此反映器官和组织对 X 射线的吸收程度.人体不同组织的 CT 值不同,黑影表示低吸收区,即低密度区,如肺部;白影表示高吸收区,即高密度区,如骨骼.如图 3 所示,骨和软组织的 CT 值相差很大,而标记物的 CT 值范围高于骨密质 CT 值范围并有部分重叠.因此,先采用单阈值分割方法将胸腔内 CT 值小于 1 000HU 的器官和组织去除,以此来减少后续处理的计算量,分割结果如图 4b 所示.

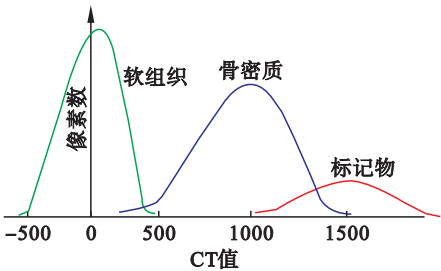


图 3 骨密质与标记物 CT 值分布图
Fig. 3 Gray distribution of bones and markers

由于椒盐噪声和标记物都属于高 CT 值部分,为了降低椒盐噪声对标记物分割的影响,采用 3×3 中值滤波器去除噪声,如图 4c 所示.

对去噪后图像的高 CT 值部分选取种子点,利用自适应三维区域生长的方法将疑似标记物初分割出来.分割结果如图 4d 所示.

1.2 基于标记物序列特性的分割

由于标记物与骨骼的 CT 值都比较大,如图 3 所示,通过上面的初分割后,会有一部分骨骼也被误分割出来,如图 4d 所示.接下来根据标记物在胸部 CT 图像中的序列特性,对疑似标记物进行筛选,得到正确标记物.

1.2.1 标记物的序列特性原理

本实验基于人体胸部 CT 数据,标记物均贴

在病人的胸部或背部. 如图 5 所示, XY 轴所在平面总是与 CT 扫描平面平行或者近似平行, CT 扫

描平面沿 Z 轴方向移动.

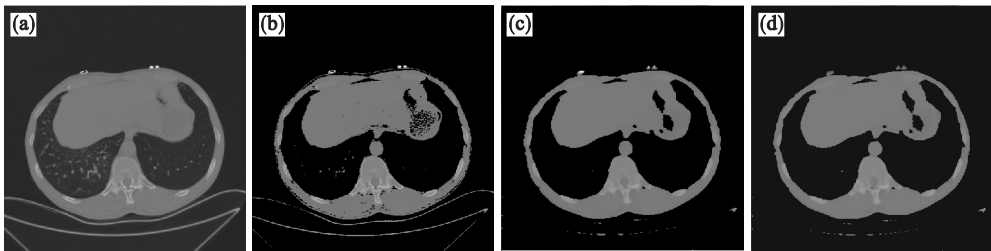


图 4 标记物初分割结果
Fig. 4 The results of the marker coarsely segmentation
(a)—原图; (b)—阈值分割; (c)—中值滤波; (d)—区域生长.

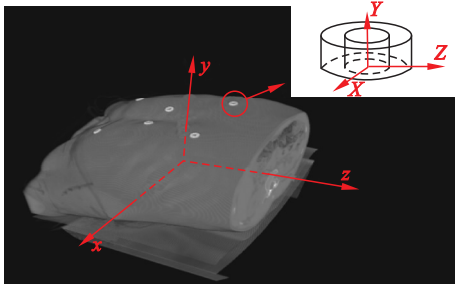


图 5 胸部标记物空间坐标系示意图
Fig. 5 Coordinate system of markers on chest

实验所用 CT 图像层厚为 1 mm, 而人工标记物外部半径为 15 mm, 所以扫描一个标记物约 15 幅图像. 若每隔 1 幅截取一幅标记物图像, 共 8 幅图像, 如图 6 所示.



图 6 标记物序列图像
Fig. 6 Transverse views of the marker

由于标记物为圆环柱体, 当扫描面开始经过标记物时, 图像先呈现一块标记物切面; 当扫描面沿着 Z 轴移动, 开始切割标记物内环时, 图像呈现两块标记物切面; 最后, 当扫描面移出标记物内环时, 图像中又呈现一块标记物切面. 所以, 对所有标记物而言, 整个扫描过程图像分为两种情况: 包含一块标记物切面或两块标记物切面, 分别定义为 A 特性和 B 特性 (其他情况记为 C 特性). 那么图 6 所示的标记物图像用序列可以表示为 A, A, A, B, B, A, A, A, 当字母连续重复出现时合并为一个, 如将“AAA”合并为一个“A”, 即标记物的序列特性为 ABA. 而事实上, 所有贴在胸背部的标记物均符合这样的特性.

1.2.2 算法实现

若标记物初分割后共得到 n 个疑似标记物. 定义 $E_i (i=1, 2, \dots, n)$ 为第 i 个疑似标记物的三

维数据体; $E_i(x, y, z_k) (k=1, 2, \dots, d)$ 为第 i 个疑似标记物沿 Z 轴方向的第 k 层, d 表示该疑似标记物共有 d 层. 根据标记物序列特性的原理, 需要统计每层图像标记物的切面数, 利用区域生长的方法对每层图像进行处理. 如果第 i 个疑似标记物在第 k 层图像中呈现两块标记物切面, 则对应数据 $E_i(x, y, z_k)$ 存在两块像素数据, 共需要两次 8-邻域区域生长运算才能将该层数据全部生长出来, 所以由区域生长次数即可以判断疑似标记物在该层的切面数, 由此可以得出该层属于 A 特性、B 特性或 C 特性.

算法具体实现的流程如图 7 所示.

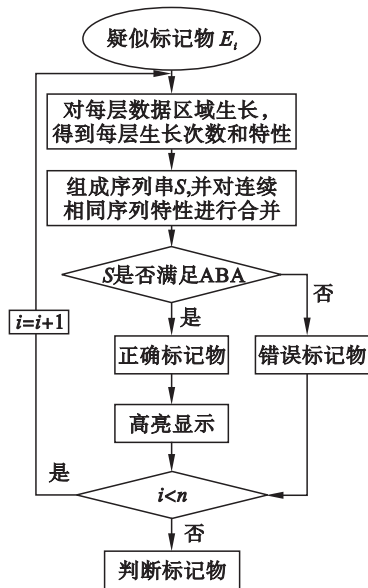


图 7 标记物筛选流程图
Fig. 7 Flow chart of the maker detection

具体实现的步骤和细节如下:

- 1) 选定第 i 个疑似标记物 E_i ;
- 2) 对第 i 个疑似标记物的每层数据 $E_i(x, y, z_1), E_i(x, y, z_2), \dots, E_i(x, y, z_d)$ 分别作 8-邻域区域生长运算, 得出生长次数和特性, 组成序列串

S ,当 S 中的特性字母连续重复出现时,合并为一个;

3) 判断序列串 S 是否满足标记物的序列特性 ABA ,若符合,则判断第 i 个疑似标记物为正确标记物,否则为错误标记物;

4) $i = i + 1$,重复步骤 1) ~ 3) 直至所有疑似标记物判断完毕.

经过上述过程处理后,能准确筛选和识别出所有标记物,结果如图 8 所示.

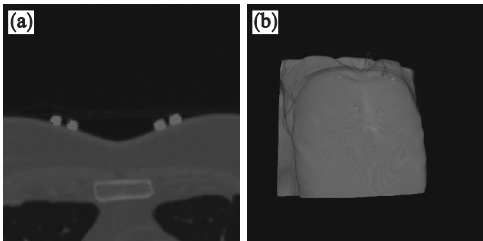


图 8 标记物分割结果

Fig. 8 Results of the segmentation of markers

(a) —横断面; (b) —三维可视化.

2 实验结果与分析

为了验证本实验的算法,对 30 组临床 CT 图像数据标记物进行检测实验. 图像的分辨率为 $0.625\text{ mm} \times 0.625\text{ mm} \times 1.0\text{ mm}$,图像大小为 512×512 ,每组数据有 6 个标记物. 实验结果表明,30 组数据中的 180 个标记物全部正确识别出来.

由于标记物用于手术导航系统,分割的准确性对导航的精度有很大影响. 为了进一步判断本方法的精确程度,将自动分割的像素点与手动分割的像素点对比,并计算像素点的重合率:

$$\text{重合率} = \frac{A \cap B}{A \cup B}.$$

其中: A 为自动标记物分割的像素点; B 为手动标记物分割的像素点.

首先从 30 组胸部 CT 数据中随机抽取 5 组,即共 30 个标记物,进行自动标记物分割和手动标记物分割,然后计算像素点的重合率来验证识别率,结果如图 9 所示.

可以看出,在 30 个标记物中,手动分割与自动分割像素重合率高于 98% 的有 4 个,占 13.3%;重合率高于 97.0% 的有 12 个,占 40.0%;重合率高于 96% 的有 22 个,占 73.3%;重合率高于 95% 的有 29 个,占 96.7%;重合率高于 94% 的有 30 个,占 100%. 具有很高的准确性.

此外,在肺穿刺手术导航平台中,规定标记物

中心坐标的误差小于 0.6 mm ^[8]. 所以从 30 组胸部 CT 数据中再次随机抽取 5 组,共 30 个标记物,自动分割所获得的物理中心坐标与手动分割的中心坐标比较,如表 1 所示.

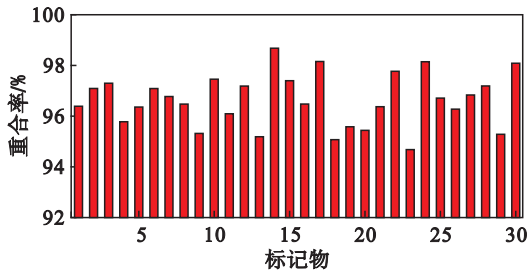


图 9 像素重合率

Fig. 9 Pixel overlap rate

表 1 标记物中心坐标误差

Table 1 Center localization error of markers

mm					
标记物	第一组	第二组	第三组	第四组	第五组
1	0.10	0.08	0.12	0.16	0.04
2	0.13	0.15	0.07	0.11	0.02
3	0.12	0.16	0.03	0.12	0.07
4	0.04	0.12	0.18	0.12	0.07
5	0.09	0.14	0.17	0.08	0.09
6	0.17	0.22	0.14	0.08	0.11
平均值	0.11	0.15	0.14	0.13	0.08
标准差	0.01	0.01	0.02	0.013	0.01

在 30 个标记物中,中心坐标误差最大为 0.22 mm ,最小为 0.02 mm ,完全满足肺穿刺手术导航中标记物中心点坐标的误差要求.

3 结 论

通过基于序列特性的标记物自动分割算法能快速识别胸部标记物并得到中心坐标. 在肺穿刺手术导航平台中,该方法保证高精度同时缩短了手术准备时间,减小了人为误差.

由于标记物在人体胸、背部与其他部位的序列特性不一定相同,所以该方法目前只适用于对胸、腹部或者背部粘贴标记物的手术导航系统.

参考文献:

[1] Zitova B,Flusser J. Image registration methods;a survey[J]. *Image & Vision Computing*,2003,21(11):977-1000.
[2] Woerdeman P A, Willems P W, Noordmans H J, et al. Application accuracy in frameless image-guided neurosurgery: a comparison study of three patient-to-image registration methods[J]. *Journal of Neurosurgery*,2007,106(6):1012-1016.

[3] Wang M, Song Z. Automatic detection of fiducial marker center based on shape index and curvedness [C]//Medical Imaging and Augmented Reality. Berlin: Springer, 2008: 81 – 88.

[4] Ji S, Roberts D W, Hartov A, et al. Intraoperative patient registration using volumetric true 3D ultrasound without fiducials[J]. *Medical Physics*, 2012, 39(12): 7540 – 7552.

[5] Dang H, Otake Y, Schafer S, et al. Robust methods for automatic image-to-world registration in cone-beam CT interventional guidance[J]. *Medical Physics*, 2012, 39(10): 6484 – 6498.

[6] Wang M Y, Maurer C R, Fitzpatrick J M, et al. An automatic technique for finding and localizing externally attached markers in CT and MR volume images of the head[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1996, 43(6): 627 – 637.

[7] Chen D G, Tan J, Chaudhary V, et al. Automatic fiducial localization in brain images [J]. *International Journal of Computer Assisted Radiology & Surgery*, 2006, 1(6): 45 – 47.

[8] Tan J, Chen D G, Chaudhary V, et al. A template based technique for automatic detection of fiducially markers in 3D brain images[J]. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 2006, 1(6): 47 – 49.

[9] Gu L, Peters T. 3D automatic fiducial marker localization approach for frameless stereotactic neuro-surgery navigation [J]. *Lecture Notes in Computer Science*, 2004, 3150: 329 – 336.



(上接第 1690 页)

3 结 论

本文利用酒精选择性填充普通光子晶体光纤的方法,使无截止光子晶体光纤产生双折射效应,并嵌入到 Sagnac 干涉环系统测量应变.实验结果表明,此系统测量微应变的灵敏度能够达到 3.66 pm,并具有良好的线性度.与传统的基于光纤光栅和保偏光子晶体光纤应变传感器相比,此系统具有成本低、制造简单、稳定性高等优点.

参考文献:

[1] Lau K, Yuan L, Zhou L, et al. Strain monitoring in FRP laminates and concrete beams using FBG sensors [J]. *Composite Structures*, 2001, 51(1): 9 – 20.

[2] Kesavan K, Sundaram B A, Ahmed A K F, et al. Performance assessment of indigenously developed FBG strain sensors under short-term and long-term loadings[J]. *Sadhana*, 2015, 40(2): 577 – 590.

[3] Zhang Z, Yan L, Pan W, et al. Sensitivity enhancement of strain sensing utilizing a differential pair of fiber Bragg gratings[J]. *Sensors*, 2012, 12(4): 3891 – 3900.

[4] Tahir B A, Saeed M A, Ahmed R, et al. Long-period grating as strain sensor [J]. *Journal of Ovonic Research*, 2012, 8(5): 113 – 120.

[5] Denga M, Tang C P, Zhu T, et al. Highly sensitive bend sensor based on Mach-Zehnder interferometer using photonic crystal fiber [J]. *Optics Communications*, 2011, 284(12): 2849 – 2853.

[6] Shin W, Lee Y L, Yu B A, et al. Highly sensitive strain and bending sensor based on a fiber Mach-Zehnder interferometer in photonic crystal fiber [J]. *Optics Communications*, 2010, 283(10): 2097 – 2101.

[7] Qi F, Hu L, Dong X, et al. A hollow core fiber-based intermodal interferometer for measurement of strain and temperature[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2013, 13(9): 3468 – 3471.

[8] Dong B, Hao E J. Core-offset hollow core photonic bandgap fiber-based intermodal interferometer for strain and temperature measurements [J]. *Applied Optics*, 2011, 50(18): 3011 – 3014.

[9] Aref S H, Amezcua-Correa R, Carvalho J P, et al. Modal interferometer based on hollow-core photonic crystal fiber for strain and temperature measurement [J]. *Optics Express*, 2009, 17(21): 18669 – 18675.

[10] Sun B, Huang Y, Liu S, et al. Asymmetrical in-fiber Mach-Zehnder interferometer for curvature measurement[J]. *Optics Express*, 2015, 23(11): 14596 – 14602.

[11] Han Y G. Temperature-insensitive strain measurement using a birefringent interferometer based on a polarization-maintaining photonic crystal fiber [J]. *Applied Physics B*, 2009, 95(2): 383 – 387.

[12] Dong X, Tam H Y, Shum P. Temperature-insensitive strain sensor with polarization-maintaining photonic crystal fiber based Sagnac interferometer [J]. *Applied Physics Letters*, 2007, 90(15): 151113.