

两种基于灰度相似性测度的超声波图像 配准方法的比较

高爽 肖扬

(北京交通大学信息科学研究所, 北京 100044)

摘要 图像配准是图像分析和处理的基本问题,其在医学影像分析、遥感遥测、计算机视觉等领域有着广泛的应用。为了能稳定、准确地进行超声波图像配准,基于灰度信息的提取、变换,提出了以下两种基于灰度相似性测度的超声波图像配准方法:第 1 种方法是利用 Harris 角点检测方法提取特征点,然后由特征点提供灰度信息,其配准中的相似性测度定义为一个评价函数(cost-function)-误差评价函数;第 2 种方法引用了相同的评价函数,但使用的有关唯一性控制和区域对应规则是与第 1 种方法不同的。在给定了相似性测度的情况下,参数化的超声波图像配准可以表述为最小化的问题。第 1 种方法还利用多项式映射的方法来变换整幅图像,并估计了其平方和误差。实验的结果表明,这两种算法都很稳定,且合乎图像配准的要求,仅仅是第 2 种方法比第 1 种方法的性能要好一些。

关键词 超声波 配准 相似性测度 基于灰度 评价函数 多项式方法

中图分类号: TP391.41 **文献标识码:** A **文章编号:** 1006-8961(2006)03-0337-05

A Comparison of Two Similarity Measures in Intensity-based Ultrasound Image Registration

GAO Shuang, XIAO Yang

(Institute of Information Science, Beijing Jiaotong University, Beijing 100044)

Abstract Image registration is a basic problem during image analysis and image processing. Image registration has been widely applied in the fields of medical image, remote sensing and computer vision. This paper investigates two registration methods for ultrasound image relying on the intensity-based similarity measure. In the first method intensity information is provided by feature points which have been extracted using Harris corner detector. The registration similarity measure is then defined as a cost-function-error cost function. In the latter method the same cost-function is employed, but uniqueness control and region correspondence are different from the first method. Given this similarity measure, parametric ultrasound image registration is stated as a minimization issue. The experiment even exploits polynomial technique to transform the whole image dataset and estimates the sum of square error in the first method. Image quality is one of the most important issues in ultrasound imaging. Ultrasound images tend to be noisy due to the presence of speckle. Speckle originates from the constructive-destructive interference of the ultrasound pulses, and is produced to some extent by all ultrasound machines. This paper shows that it is possible to perform accurate registration on data from in-vivo examinations. The result indicates that the two methods are robust and meet our requirements, but the latter outperforms the first one. It can match B-scans and areas with certain angle, severe deformation and even with plus noise.

Keywords ultrasound, registration, similarity measure, intensity-based, cost-function, polynomial technique

1 引言

医学成像是一门交叉学科,它是一门基于物理学、

电子学、计算机科学等一些基础科学的,用来诊断和治疗疾病的先进技术。医学成像的形式一般包括 X-CT, MRI (magnetic resonance imaging), PET (positron emission tomography), SPECT (single photon emission

收稿日期:2003-10-23;改回日期:2005-05-20

第一作者简介:高爽(1978~),女。2000年获上海同济大学工学学士学位,现为北京交通大学信息科学研究所信号与信息处理专业硕士研究生。研究方向为彩色超声波 3D 图像可视化、多维数字信号处理等。E-mail:qf_gaosh@126.com; yxiao@center.njtu.edu.cn

computed tomography)和超声波图像等。考虑到成像系统的成本和效率、生成图像的时间以及可能对患者和医生造成的危害等因素,由于超声波成像是非常有吸引力的,因此,超声波成像系统在医院和医学研究中心得到了广泛的应用,它可以为患者提供妇产科、心血管等方面的检查。为此,本文重点讨论超声波图像。超声波成像系统的工作原理如图 1 所示。

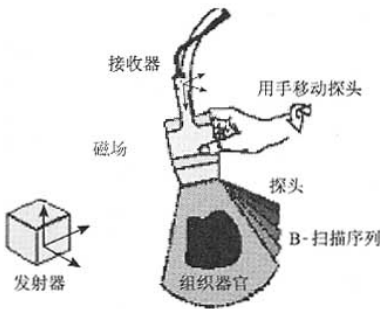


图 1 超声波成像系统

Fig. 1 Ultrasound imaging system

由于 2 维超声波具有非侵入式、实时性以及相对低成本等特性,使它得以广泛应用。它的主要缺点是不能提供精确量化的特征信息。实际上,传统的超声波检查受限于 2 维视角,而 3 维超声波成像则克服了这些限制。如果能够利用 2 维图像序列重建 3 维物体,并能仿真人眼的特性观察 3 维物体,以实现可视化,则将非常有利于病症的诊断和治疗。因此,医学成像中的 3 维重建目前已成为一个非常重要的研究领域,其中图像配准是重建的必要条件,这也是一个校准图像的过程。所谓医学影像配准就是将由不同的形式的探测器(如 MRI、X-CT、PET、US(ultrasound)等)得到的医学图像,利用计算机技术将它们对应的相同的生理学解剖位置标记出来,以利于图像融合、图像分割、图像重建等后续处理。随着生物医学物理和工程技术的飞跃发展,电脑外科技术和射线-粒子手术刀技术的研究已经提到日程上,而医学影像配准和融合技术也将成为这些技术研究的基础内容和支撑点。本文研究了两种配准算法,并利用了特征点、相似性测度以及计算机视觉、计算机图形学和数字图像处理学等方面的知识来校准 B-扫描图像。

图像配准方法通常可分为以下 3 类:(1)基于像素的配准方法,这类方法常常需要根据配准图像的相关函数、Fourier 变换和各阶矩量之间的关系来

计算配准参数;(2)基于特征的配准方法,由于这类方法需要根据配准图像相同重要特征之间的几何关系来确定配准参数,因此这类方法需要提取如边缘、角、点、线、曲率等特征^[1,2]; (3)基于模型的配准方法,这种方法是根据图像失真的数学模型来对图像进行非线性配准^[3]。在基于图像的配准方法中,基于内部标记以及基于轮廓和表面的配准方法都有赖于解剖结构的精确分割,但是由于超声波图像具有低信噪比特性,因而图像的分割是相当困难的。这样看来,基于像素或体素的相似性测度就更适用于超声波图像的配准,因为这一类方法不需要分割就可能实现自动配准,例如一些文献中已经提出的基于体素或像素相似性测度的超声波图像配准方法,它们主要用到了以下 3 种相似性测度:互信息量测度^[4]、灰度或梯度图像的相关系数^[5,6]、利用光流假设的灰度测度^[7]。

2 相关技术

2.1 特征点提取

实验中所用到方法的基本原理是:给定两幅图像 L 和 R ,首先寻找一种空间变换 T ,然后利用 T 重新映射图像 L 的灰度,使得映射后的图像尽可能与图像 R 相似。由于图像 R 中像素的位置和灰度值都作为预测图像 L 的参考值,因此称图像 R 为“模板图像”。

提取特征点有以下两个基本要求:(1)对应于相同区域的特征点必须能从不同视角连续提取,如果不满足这个条件,就不能找到对应点;(2)特征点的邻域必须包含足够的信息,以保证能够自动匹配。如今在实际应用中已提出了很多特征点的提取方法。

本文采用 Harris 角点检测器来从超声波图像中提取特征点,角点检测器可考虑如下矩阵形式:

$$M = \begin{bmatrix} \left(\frac{\partial I}{\partial x}\right)^2 & \left(\frac{\partial I}{\partial x}\right)\left(\frac{\partial I}{\partial y}\right) \\ \left(\frac{\partial I}{\partial x}\right)\left(\frac{\partial I}{\partial y}\right) & \left(\frac{\partial I}{\partial y}\right)^2 \end{bmatrix} \quad (1)$$

其中, $I(x, y)$ 表示 2 维光亮度函数式(1)中 (x, y) 省略,实际上也就是 2 维图像像素值,即 (x, y) 点的像素值。如果在某一点上矩阵 M 的特征值大,那么在任何方向上的微量运动都会带来灰度值的明显变化,也就表明该点为角点。

实验中所用图像的分辨率为 256×256 , 图像首

先被分成 16 个子区域。本文在进行图像配准时,首先在图像 L 的每个子区域内找一个特征点。该子区域的数量是由用户决定的,而它的大小则与配准的精度和计算时间都有着密切的关系。

2.2 相似性测度

两幅超声波图像的配准就是求取基于灰度的相似性测度,其求取的方法如下:

待配准的两幅图像 L 和 R 如图 2(a) 和图 2(b) 所示。所谓特征点是指图 2(a) 上表示对象物上的指定一点,即特征点 P_L ,而配准就是在图 2(b) 上搜索它的对应点。搜索方法是首先将图 2(a) 上特征点 P_L 的邻域 W_L 作为窗口,而在图 2(b) 上给定 W_R 为对应窗口,然后在一定范围内进行搜索,搜索时,首先求出与图 2(a) 上特征点 P_L 相对应的点作为待定点,然后比较窗口 W_L 和 W_R ,并确定对应点。两窗口的比较是根据窗口的图像亮度来检测它们的类似程度,然后从类似程度高的窗口确定对应点。

图 2(c) 给出了局部评价法怎样判定图 2(a) 和图 2(b) 两窗口图像 W_L, W_R 的类似程度,其可以通过评价函数的最小化求得。实用中有以下几种评价函数,现分析如下:

(1) 用误差评价函数来判定两图像的类似程度

这种方法是以前 $\varphi_1(p, q)$ 作为误差评价函数,以图像 L 的窗口 W_L 内像素值 $w_L(x, y)$ 作为基准来进行误差评价。

$$\varphi_1(p, q) = \frac{1}{(2u+1)(2v+1) \sigma_{p,q,L}^2} \sum_{x=i-u}^{i+u} \sum_{y=j-v}^{j+v} \{w_L(x, y) - w_R(x+p, y+q)\}^2 \quad (2)$$

式中, p, q 为搜索方向, $\sigma_{p,q,L}^2$ 是图像 L 特征点的近傍

$$\varphi_3(p, q) = \frac{1}{(2u+1)(2v+1) \sigma_L^2(i, j) \sigma_R^2(i+p, j+q)} \sum_{x=i-u}^{i+u} \sum_{y=j-v}^{j+v} \{w_L(x, y) - \mu_L(i, j)\}^2 \times \{w_R(x, y) - \mu_R(i, j)\}^2 \quad (4)$$

其中, μ_L, μ_R 表示图像 L 与图像 R 的亮度平均值, σ_L, σ_R 是图像 L 和图像 R 的亮度方差。

方法 1 ~ 方法 3 的评价函数,可根据图像各自的特征加以应用,且它们的评价函数值随窗口 W_L 和 W_R 的大小而变化。如果减小窗口,则在对应点附近表现出尖锐的特性,相反则很容易受到噪声的影响;若加大窗口,虽然可消除噪声的影响,但对对应点的值却显示出平滑的特性,并会使搜索方向的精度变坏。如果两幅图像具有相同的横坐标或纵坐标,那么只需沿着一个方向搜索,就可以找到对应点。

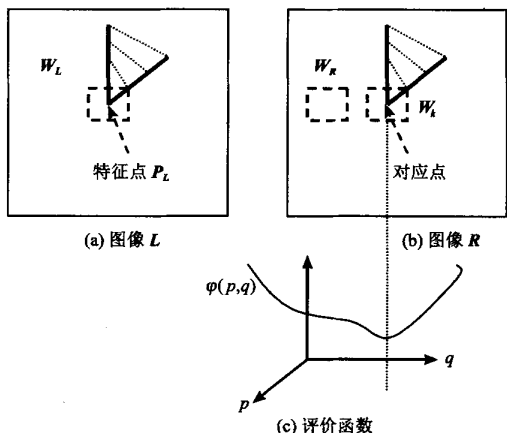


图 2 基于灰度的相似性测度

Fig. 2 The intensity-based similarity measure

窗口的亮度 $w_L(i, j)$ 的均方值,即取方差。

(2) 按亮度变化标准化的评价函数

它是把窗口内的取样点当作向量,将 $(2u+1) \times (2v+1)$ 维向量空间的内积加以正则化的评价方法。

$$\varphi_2(p, q) = \frac{1}{(2u+1)(2v+1) \sum_{x=i-u}^{i+u} \sum_{y=j-v}^{j+v} w_L(x, y) w_R(x+p, y+q)} \sqrt{\sum_{x=i-u}^{i+u} \sum_{y=j-v}^{j+v} w_L^2(x, y)} \sqrt{\sum_{x=i-u}^{i+u} \sum_{y=j-v}^{j+v} w_R^2(x+p, y+q)} \quad (3)$$

(3) 按亮度平均值标准化的评价函数

与方法 2 同样,此方法是把取样点的亮度变成以平均值 μ_L, μ_R 为基准的值,并利用以它们作为向量成分的 $(2u+1) \times (2v+1)$ 维向量空间的内积来正则化评价函数。

2.3 多项式技术

配准的目的就是将两幅图像统一到共同的空间坐标系中,以保持两图像中对应位置的一致性。若用数学模型表达,则配准可描述为求解从一个数据集到另一个数据集的映射变换,经变换后的两个图像集将达到最优匹配,即它们之间的误差距离(有多种定义)最小。实质上,本文用到的多项式方法是一种衍射变换,其一般为多项式线性函数,即

$$\begin{aligned} \hat{x}_1 &= a_1 x_1 + b_1 y_1 + c_1 \\ \hat{y}_1 &= a_2 x_1 + b_2 y_1 + c_2 \end{aligned} \quad (5)$$

其中, $a_1, b_1, c_1, a_2, b_2, c_2$ 为多项式系数, (x_1, y_1) 点经变换后为 (\hat{x}_1, \hat{y}_1) 。如果要使对应点 (x_1, y_1) 和 (x_2, y_2) 相匹配, 则需要满足误差平方和 $E = (\hat{x}_1 - x_2)^2 + (\hat{y}_1 - y_2)^2$ 最小。据此, 通过多个特征点数据即可求得多项式各系数。于是, 就可通过变换整幅图像数据来完成配准过程。

3 实验结果与讨论

实验中用到的超声波数据是由 SIUI CTS-50 线阵电子扫描型超声显像诊断仪采集的, 其工作频率为 3.5MHz, 本文提供的图像数据是在实验室自行采集的人体肝脏切片。

两种方法的流程图分别如图 3 和图 4 所示。两种方法的详细实现过程已经在第 2 节予以阐述, 不再重复。

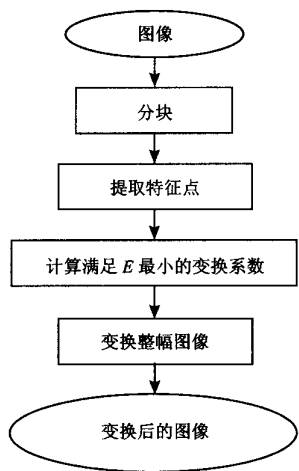


图 3 第 1 种方法的流程图

Fig. 3 The flow chart of the first method

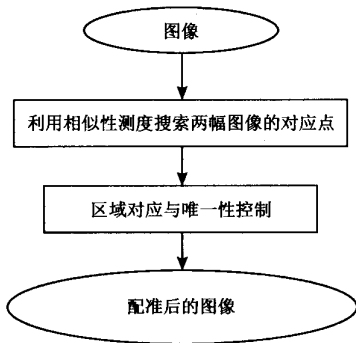


图 4 第 2 种方法的流程图

Fig. 4 The flow chart of the latter method

图 5 为实验中采用的模板图像, 图 6 为一幅待配准图像以及模板图像与待配准图像的差值图像。如图 7 所示, 利用两种方法配准的图像有着一定的

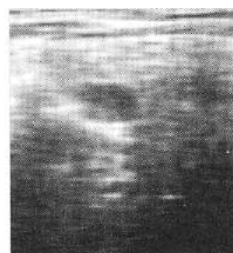


图 5 “模板”图像

Fig. 5 The template image

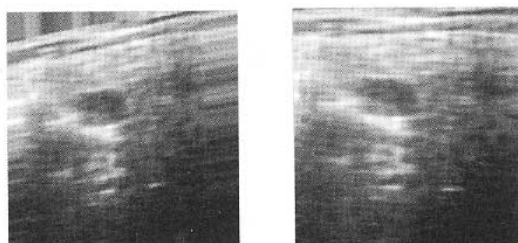


(a) 待配准图像

(b) 模板图像与待配准图像的差值图像

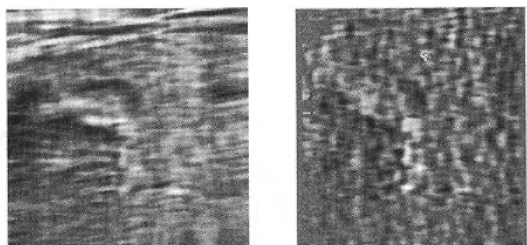
图 6 模板图像与待配准图像的配准

Fig. 6 The registration of the template image and the deformed image



(a) 第 1 种方法的配准图像

(b) 第 2 种方法的配准图像



(c) 模板图像与配准图像之间的差值图像(第 1 种方法) (d) 模板图像与配准图像之间的差值图像(第 2 种方法)

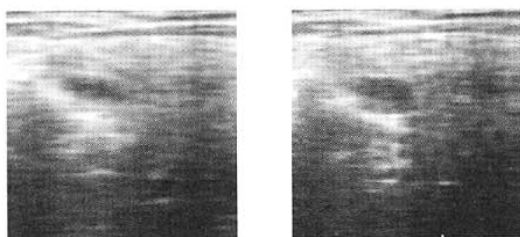
图 7 配准结果

Fig. 7 The result of registration

差异,第1种方法的配准图像没有第2种方法的配准图像理想。这是由于分块所带来的局部特性造成的,即如果分块以后得到的特征点是局部的,那么对应点也就是局部的。笔者曾经尝试去寻找全局的特征点,但由于考虑到计算量和计算时间的问题,因此针对本文的实验还是基于局部来寻找特征点。

对于第2种方法,可利用相似性测度在窗口中逐点搜索对应点。另外,本文还通过添加唯一性控制来保证对应点的非重迭性。为了减少计算量,还使用了区域对应原则——四邻域对应,即,如果找到一组对应点,那么也就相应得到了其他4组对应点。这是充分利用了解剖组织结构具有连续性特点的结果。虽然从理论上讲,以上的做法没有逐点搜索精确,但从实验结果来看,配准后的图像质量并没有受到大的影响。

图8和图9为用第2种方法配准的两个例子。

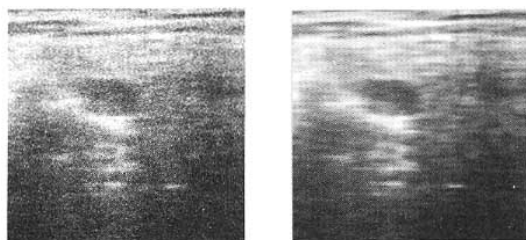


(a) 待配准图像

(b) 配准图像

图8 第2种方法配准的结果

Fig. 8 Registration using the latter method



(a) 附加高斯噪声的形变图像

(b) 配准图像

图9 第2种方法对加入高斯噪声图像的配准结果

Fig. 9 Registration of the deformed image with Gaussian noise using the latter method

4 结论

图像质量是超声波成像的一个重要问题,由于斑纹的存在,使得超声波图像信噪比(signal noise ratio, SNR)更小。尽管无论何种型号的超声波显像仪器都会带来一定程度的斑纹,但是必须知道,检测得到的数据是能够精确配准的。

本文研究了两种超声波图像的配准方法,并进行了比较。由两种方法配准的实验结果可见,第2种方法配准后的图像质量要相对好一些,它还能较为精确地配准带有一定角度、严重形变或有加性噪声的B-扫描图像或区域。

文中虽提供了实验的初步结果,但仍需通过进一步的研究和进行有关的实验来验证,以改善文中提出的配准方法。

参考文献 (References)

- 1 WANG H, Fallone B G. A robust morphological algorithm for automatic radiation field extraction and correlation of portal images [J]. *Medical physics*, 1994, **21**(2): 237 ~ 244.
- 2 Steen E, Olstad B. Volume rendering of 3-D medical ultrasound data using feature mapping [J]. *IEEE Transactions Medical Imaging*, 1994, **13**(3): 517 ~ 525.
- 3 Tiede U, Hoehne K, Bomans M, *et al.* Surface rendering: Investigation of medical 3-D-rendering algorithm [J]. *IEEE Computer Graphics, Application*, 1990, **10**(2): 41 ~ 53.
- 4 Shekhar R, Zagrodsky V. Mutual information based rigid and nonrigid registration of ultrasound volumes [J]. *IEEE Transactions Medical Imaging*, 2002, **21**(1): 9 ~ 22.
- 5 Xuniga Oscar A, Haralick Robert M. Integrated directional derivative gradient operator [J]. *IEEE Transactions Systems, Man, and Cybernetic*, 1987, **SMC-17**(3): 508 ~ 517.
- 6 Xiao G, Brady M, Noble J A, *et al.* Nonrigid registration of 3-d free-hand ultrasound images of the breast [J]. *IEEE Transactions Medical Imaging*, 2002, **21**(4): 405 ~ 412.
- 7 WENG Nan, YANG Yee-hong, Senior Member. Three-dimensional surface reconstruction using optical flow for medical imaging [J]. *IEEE Transactions Medical Imaging*, 1997, **16**(5): 630 ~ 641.