

互信息驱动的有限元医学图像配准方法

党建武¹, 孙 滕¹, 王阳萍¹, 李 莎², 杜晓刚¹

(1. 兰州交通大学 电子与信息工程学院, 兰州 730070; 2. 兰州军区总医院 放疗科, 兰州 730050)

(jerry5612897@foxmail.com)

摘 要:针对医学图像中软组织形变复杂多样的特点,在配准过程中以离散化的有限单元为基本单位模拟和预测整个弹性体产生的形变,将配准过程视为有限元求解二维平面应力问题并对有限元能量函数进行改进,选取高精度和鲁棒性良好的互信息(MI)为测度应用到方程求解中。为提高算法效率,在配准过程中采用多分辨率策略进行优化。通过对放疗中医学图像进行配准实验并与已有方法进行比较,得到的配准结果更优,对刚体位移更敏感并提高了速度,表明该方法是一种具有高精度和高效率的配准方法。

关键词:有限元;互信息;多分辨率

中图分类号: TP391.41 **文献标志码:** A

Finite element approach driven by mutual information for medical image registration

DANG Jian-wu¹, SUN Teng¹, WANG Yang-ping¹, LI Sha², DU Xiao-gang¹

(1. School of Electronic and Information Engineering, Lanzhou Jiaotong University, Lanzhou Gansu 730070, China;

2. Department of Radiotherapy, General Hospital of Lanzhou Military Area, Lanzhou Gansu 730050, China)

Abstract: Discrete finite element was used as basic unit to simulate and predict deformation of the whole elastomer for complexity of soft tissue deformation in medical image. The process of registration was regarded as solving 2D stress problem by finite element method. The finite element energy function was also improved. Mutual Information (MI) with high accuracy and robustness was selected as metric for solving equation. In order to improve registration efficiency, registration process was optimized by the multi-resolution strategy. By registration experiment for medical images in radiotherapy and comparison with the existing methods, better registration results were obtained. The proposed registration method is more sensitive to the rigid displacement and with improvement in speed. All that shows this registration method is of high precision and efficiency.

Key words: finite element; Mutual Information (MI); multi-resolution

0 引言

在医学成像中磁共振(Magnetic Resonance, MR)图像软组织分辨率高,对鉴别恶性病变效果好,病灶定位更准确,显示更直观,在病情诊断中,造影剂注入前后,不同组织一般会有不同程度的成像增强,这样通过两张或两张以上的图像对比可以准确判断病情。而在磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging, MRI)获取过程中,病人身体的移动和呼吸会产生不同时间点图像中各组织器官在减影时的误对齐,在放疗中将导致错误靶区的勾画,因而不同时间点的MR图像在减影前首先应该进行空间上的配准。

人体医学软组织在图像获取过程中会发生非刚性形变,配准过程属于非刚性配准^{[1]281-303}。相对于刚性配准技术已臻成熟,研究人员在非刚性配准领域还在进行各种尝试,目前较为关注的有自由形变(Free Form Deformation, FFD)模型算法、基于光流场的Demons算法等^{[1]31, [2]947}。有文献将力学上采用的有限元作为物理模型应用于医学图像重建和配准。Fred等人在人体检查导航虚拟现实系统中利用非线性有限元材质模拟胸部形变^[3]; Schnabel等人利用有限元方法求得基于B样条精细配准前的初始变换^[4]; Xuan等人利用样条一曲线为有限元模型,以曲线模拟边界、样条控制局部形变应用于乳腺瘤疗效监测^[5]。这些算法以基本有限元方法为基础,

精度有所限制,大多用做初始的粗配准。

由于内部组织形变复杂多样,单一的方法很难达到理想精度。因此本文采用基于物理模型模拟形变模型再结合图像内部信息的配准思想,将配准过程视为有限元方法求解弹性力学中二维平面应力问题^{[1]288-289, [6]379}。为解决现有有限元方法对刚体位移不敏感、精度受限的不足,配准中求解有限元的能量函数由最大化相应标记点互信息测度为驱动,将图像划分为有多个联通节点的网格,通过多次验证表明该方法是一种精度较高的非刚性配准方法。

1 有限元配准

医学图像产生的组织形变具有高度复杂性,配准过程可看做图像内外作用力能量的变化,力学中的许多问题可以归结为变分问题,即某个量的极值问题^{[6]383}。有限单元法求解图像配准问题的基本思路就是根据图像能量的泛函表达,其思想在于将复杂的形变体转化为离散的较为简单的形变单元,然后以单元为基本单位,结合总体拓扑结构,对整个复杂弹性体的形变加以考查。

对两幅图像 I_1, I_2 在配准中选取像素点位移解 u 为待定函数,对于位移法求解采用最小势能原理^{[7]852}。最小势能原理可表述为:在给定的外力作用下,满足位移边界条件的所有可能

收稿日期:2010-09-08;修回日期:2010-11-03。 基金项目:国家863计划项目(2006AA02Z499);国家自然科学基金资助项目(60962004);甘肃省科技攻关计划项目(0708GKCA047);甘肃省自然科学基金资助项目(0803RJZA015)。

作者简介:党建武(1963-),男,陕西富平人,教授,博士,主要研究方向:交通智能信息处理、神经网络; 孙滕(1984-),男,山东滕州人,硕士研究生,主要研究方向:医学图像配准与融合; 王阳萍(1973-),女,四川达州人,副教授,博士,主要研究方向:医学图像处理。

的位移中,能满足平衡条件的位移应使总势能 E 成为极小值,即平衡状态下可以得到接近真实的位移解^{[7]853-855, [8]}。将能量表示成待定函数导数的积分形式,该能量泛函可以用如下 Taylor 展开式表达:

$$E = \frac{1}{2} \int_{\Omega} \sigma^T \varepsilon d\Omega + \frac{1}{2} \int_{\Omega} [(I_1 - I_2)^2 - 2(I_1 - I_2) \nabla I_1 u] d\Omega + o(uu) d\Omega \quad (1)$$

其中: σ 和 ε 分别为应力和应变(在第3章有详细介绍); ∇ 为梯度算子; $(I_1 - I_2)^2$ 代表刚体位移,由于高阶导数不一定满足一致连续,该项通常省略而只考虑弹性形变项 $2(I_1 - I_2) \nabla I_1 u$, 这样将二维图像的配准问题转化为以位移为未知量的有限元求解问题。

2 互信息理论

互信息(Mutual Information, MI)是信息理论中的一个基本概念,通常用于描述两个系统间的统计相关性。考虑固定图像(Fixed Image) F 和浮动图像(Moving Image) M , 当两幅基于共同解剖结构的图像达到最佳配准时,其中一幅图像中表达关于另一幅图像的信息即它们的互信息应达到最大,这就是最大互信息作为配准测度的基础,可用如式(2)表示, MI 即两幅图像的互信息:

$$MI(F, M) = H(F) + H(M) - H(F, M) \quad (2)$$

其中 $H(\cdot)$ 是 Shannon 熵,大量实践已证明,使用互信息不需要对两幅图像灰度关系作预先假设^{[2]948},对各种刚性位移和变换充分适应;另外对于图像部分模糊甚至缺失都可以得到较好的结果,这使得互信息方法有良好的前景,也是本文考虑引入互信息的原因。

3 互信息驱动的有限元配准

3.1 总体刚度方程的构造

根据式(1)中有限元的配准理论,二维平面问题的位移函数一般用系数多项式表示,三角单元共有6个自由度,位移函数表达式为:

$$\begin{cases} u = N_i u_i + N_j u_j + N_k u_k \\ v = N_i v_i + N_j v_j + N_k v_k \end{cases} \quad (3)$$

其中: $N_i = \frac{1}{2S}(a_i + b_i x + c_i y)$ (下标 i, j, k 轮换,是三角单元的三个相关节点)称为单元位移的形函数,代表单元内点和单元的位置关系; S 是三角形的面积,写成矩阵 $u = Nu^e$, N 为形函数矩阵, u^e 为单元节点位移阵列。

由式(3)和弹性体几何方程式 $\varepsilon = Lu$ (L 为变换矩阵)及广义胡克定律得到单元体内应变及应力与单元节点位移的关系:

$$\varepsilon = LNu^e = Bu^e, \sigma = D\varepsilon = DBu^e \quad (4)$$

其中: $B = LN$ 称为几何矩阵, ε 和 σ 分别为应变矩阵和应力矩阵,且

$$\begin{bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \tau_{xy} \end{bmatrix} = \frac{E}{1-\nu^2} \begin{bmatrix} 1 & \mu & 0 \\ \mu & 1 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1-\nu}{2} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \gamma_{xy} \end{bmatrix} \quad (5)$$

其中: E 为杨氏模量, ν 为泊松比。

由式(4)得到单元体的应变势能为 $U^e = \frac{1}{2} \int \sigma^T \varepsilon d\Omega = \frac{1}{2} \int u^{eT} B^T D B u^e d\Omega$, 单元体外力势能为 $W^e = - \int u^{eT} N^T Q^e d\Omega - \int u^{eT} N^T P^e dg$ 。其中 P, Q 分别为弹性体所受外力中的面力和体积力,单元体总势能为 $\Pi^e = U^e + W^e$, 根据其一阶变分:

$$f = \frac{\partial \Pi^e}{\partial u^e} = \left[\frac{\partial \Pi^e}{\partial u_1} \frac{\partial \Pi^e}{\partial v_1} \dots \frac{\partial \Pi^e}{\partial v_m} \right] \quad (6)$$

其中 f 为单元的节点内力,可求得:

$$\text{单元刚度矩阵 } k = \int \sigma^T \varepsilon d\Omega, \text{ 面力等效节点力 } p =$$

$\int N^T P^e ds$, 体积力等效节点力 $q = \int N^T Q^e d\Omega$, 由以上表示的单元体势能的变分,可得:

$$f = ku^e - p - q$$

将上述单元体各分量组装:

$$K = \sum k, R = \sum (p + q), U = \sum u^e \quad (7)$$

式(1)中由于 Taylor 展开后,省略高阶导数使刚体位移项忽略,常导致配准中对较大位移不够敏感,进而影响整个配准精度,不能一次完成令人满意的配准结果。对于二维有限单元中,每个等效节点力 $f(f_i x, f_i y)$ 与等效能量梯度成正比,所以有 $R = \alpha \nabla S$, ∇S (R 是全部外力的等效节点力阵列,见式(7))是相似性测度的梯度, α 是正系数,这里 S 即两幅图像的互信息,因此有:

$$R = \alpha \nabla MI(F, M) \quad (8)$$

即将互信息与有限元结合,既考虑到图像所产生的物理形变,以有限元模拟形变模型,又融入图像的灰度信息,以互信息作为度量。

K 为总体刚度矩阵, U 为总体位移阵列, R 为全部外力的等效节点力阵列。结构或连续体总的势能等于每个单元体势能总和,在离散化的情况下有 $\Pi = U + W = \sum_{e=1}^N (U^e + W^e)$, 总势能一阶变分为 $\partial \Pi = \partial U + \partial W = \sum_{e=1}^N \left(\frac{\partial \Pi^e}{\partial u^e} \right)$ 。根据最小势能原理,若能量取最小值,则应该在各单元能量满足 $\frac{\partial \Pi^e}{\partial u^e} = 0$, 即 $ku^e = p + q$, 则结构总体刚度方程为 $KU = R$ 。

3.2 算法步骤

这样设计出有限元在互信驱动下配准的组件和流程,如图1所示。

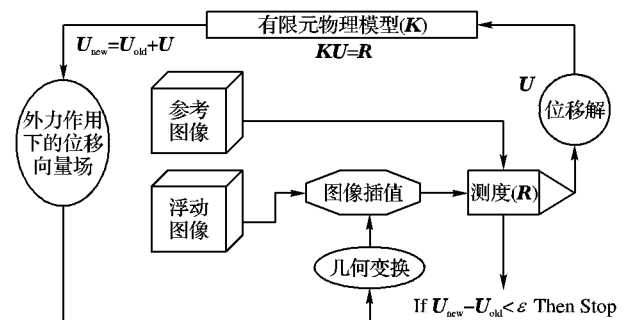


图1 配准算法组件及流程

首先对浮动图像进行插值,根据当前测度得到初始位移解,然后在互信测度的驱动下不断迭代出新的位移解,当两次位移量之差小于某一设定的极小值时迭代停止,从而完成配准过程。

4 实验与分析

配准实验以 C++ 为基本语言,结合图像分割与配准工具包 ITK^{[7]855} 和可视化工具包 VTK 在 Microsoft Visual C++ 6.0 环境下进行,在有限元处理过程中,选取材质的参数(见式(5)) 杨氏模量 E 和泊松比 ν 实验设置为:

$$E = \frac{\mu(3\lambda + 2\mu)}{\lambda + \mu}, \nu = \frac{\lambda}{2(\lambda + \mu)}$$

其中 λ, μ 为弹性体的 Lamé 常量^[9]。

对某医院提供的大量医学图像数据进行了不同参数设置的实验,这里以两幅大脑灰质冠状位 MR 图像为例,参考图像

与浮动图像都是 256×256 像素,实验图像与有限元网格划分及结果如图2所示。

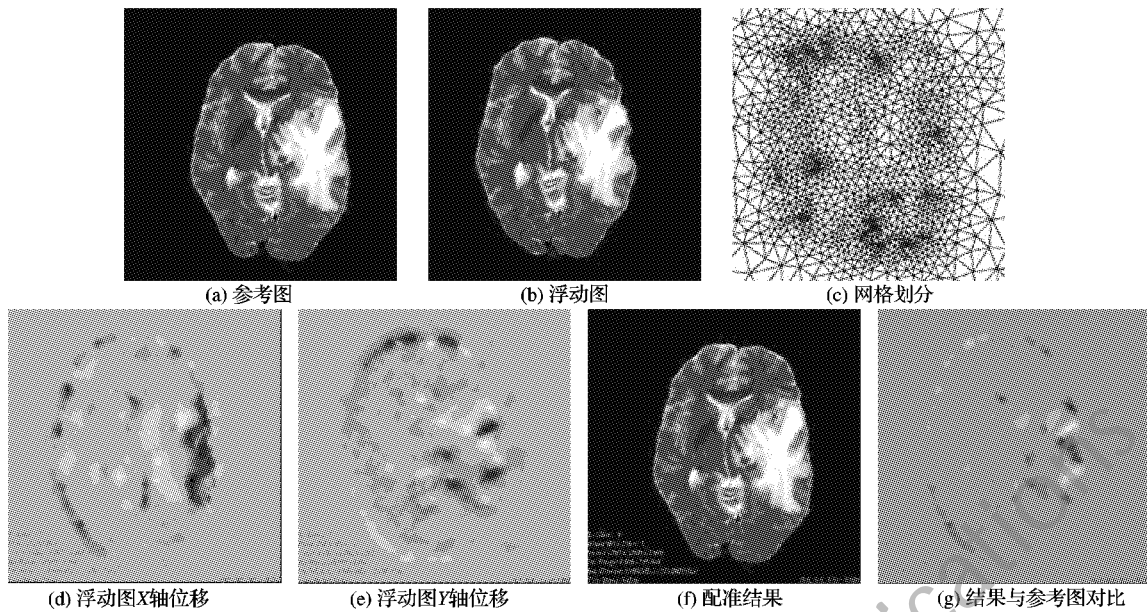


图2 实验图像与配准结果

采用本文算法对配准过程中的刚体位移变化进行跟踪,利用 ImageViewer 查看,如图2(d)、(e)、(f)、(g)所示。

为进一步验证算法的有效性,对浮动图像事先人为进行刚体移动,平移量 X 轴为 13、 Y 为 17,与文献中已有方法进行对比,图3显示了采用文献[4]中方法建立的颅脑有限元模型和本文改进方法在检测浮动图像发生刚体位移的结果对比,可以看出在不同迭代次数下,本文均更接近于真实刚体位移,对较大形变更为敏感,配准效果更优。

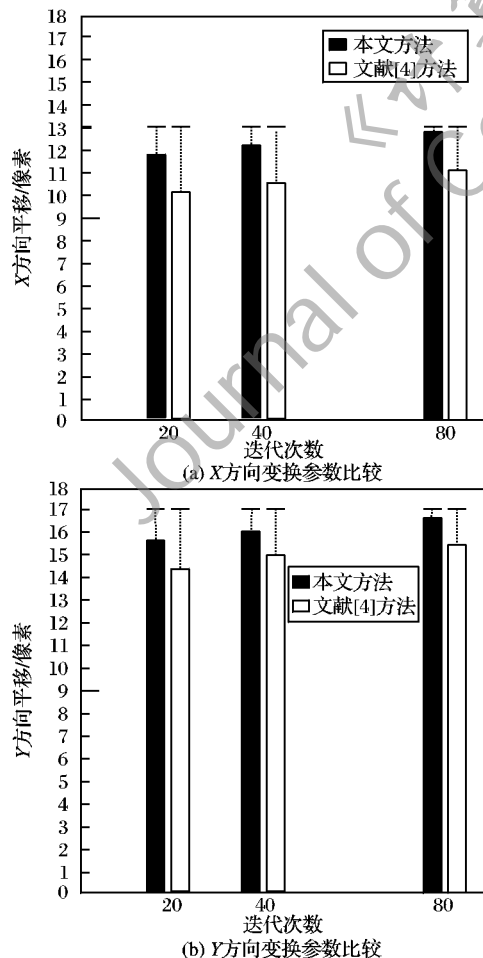


图3 文献[4]方法与本文方法刚体位移参数比较

图4是两种不同方法下的均方误差 (Mean Square Error, MSE) 统计,由于采用了互信息理论,误配率明显降低,结果表明本文方法在精度上有显著的提升。

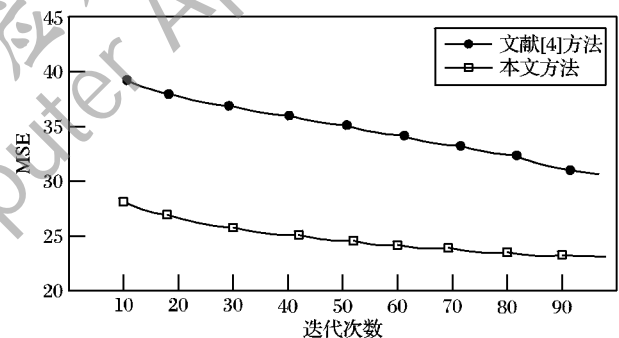


图4 文献[4]方法与本文方法的配准误差对比

由于网格划分和频繁互信息计算,配准过程资源和时间消耗比较大,实验中采用了两层分解的多分辨率策略^{[2]949},起初在低分辨率下进行粗配准,得到相应变换参数后作为第二层配准的起始参数在高分辨率下最终完成整个配准过程。

表1 不同分辨率下的实验结果

网格数量级	分解层数	初始 MI	最终 MI	耗时/s
中等规模	1	1.583	1.728	123
	2	1.451	1.765	79
较大规模	1	1.562	1.744	616
	2	1.483	1.780	397

表1说明采用了多分辨率策略后,本文方法在高精度的前提下效率也可得到提高,是一种高效的配准方法。

5 结语

本文在医学软组织非刚性配准中采用了有限元方法和目前广泛使用的互信息理论。有限单元模型能够逼近图像中组织的精确形变,采用最大互信息代替传统的最小化标记点间距离,对刚体平移变化更加敏感,使算法精度显著提高,同时增强了适用性和稳健性。有限元分析法是计算图像形变强有

(下转第756页)

纹理细节引起了一定程度的模糊;而用本模型去噪后的图像既可以抑制了大量噪声,又保护了帽檐、窗帘等边缘纹理细节。那是因为:一方面本文模型继承了TV去噪模型的优点,在去噪过程中保持了图像的边缘细节特征;另一方面针对整数阶偏微分的图像去噪方法不能较好地保留图像纹理细节问题,本文模型利用分数阶微分可以大幅提升图像高频成分、增强图像中频成分、非线性保留图像低频成分的特性,较好地保留了更多图像平滑区域中灰度变化不大的纹理细节信息。此外,从表1中PSNR值的比较结果同样可以看出,在噪声强度相同的条件下,本文模型得到的PSNR值均高于其他算法,也从客观角度说明了本文模型的有效性和优越性。

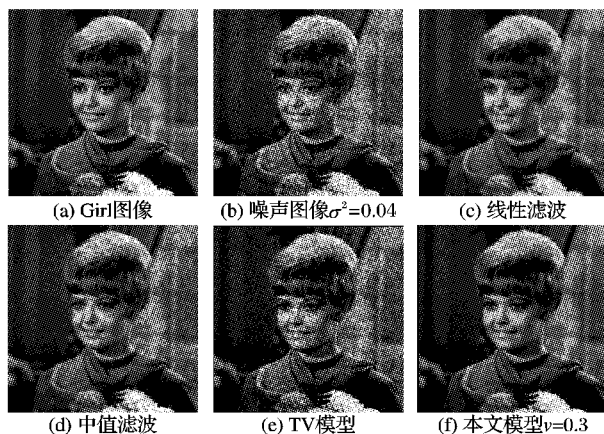


图5 几种去噪方法的比较

表1 各方法去噪后PSNR值对比表

σ^2	PSNR				
	线性滤波	中值滤波	TV模型	本文模型	去噪前
0.01	28.8023	29.7457	31.3071	32.2425	28.2723
0.02	28.0427	28.7727	30.1243	31.0818	27.8591
0.04	26.7566	27.2513	28.2467	29.7766	27.1395
0.08	25.9375	25.9638	26.6670	27.8520	25.5357

3 结语

本文从全变分去噪模型和分数阶微分理论出发,推导出了一种基于分数阶偏微分方程的图像去噪新模型。该模型不

仅继承了TV模型去噪模型优点,保持了图像的边缘细节特征,而且很大程度上保留了图像的纹理细节信息。实验结果表明,与现有的去噪方法相比,新模型具有更优的噪声抑制性和边缘保护能力。特别地,对于整数阶偏微分的图像去噪方法不能较好地保留图像纹理细节问题,该模型对图像平滑区域中灰度变化不大的纹理细节信息并没有被大幅度衰减,而是较好地保留了更多的图像纹理细节信息,优于整数阶偏微分图像去噪方法,较好地达到了去噪的目的,是一种有效的、优越的图像去噪方法。但由于本文模型是一种分数阶微分的近似表示,因此如何确定更佳的分阶数以便得到更好的去噪效果是进一步研究的内容之一。

参考文献:

- [1] PERONA P, MALIK J. Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion [J]. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 1990, 12(7): 629-639.
- [2] YOU Y L, XU W, TANNENBAUM A, et al. Behavioral analysis of an isotropic diffusion in image processing [J]. IEEE Transactions on Image Processing, 1996, 5(11): 1539-1553.
- [3] KACUR J, MIKULA K. Slow and fast diffusion effects in image processing [J]. Computing and Visualization in Science, 2001, 3(4): 185-195.
- [4] RUDIN L, OSHER S, FATEMI E. Nonlinear total variation based noise removal algorithms [J]. Physica D, 1992, 60(1/4): 259-268.
- [5] 蒋伟, 胡学刚. 一种基于偏微分方程的图像复原新模型[J]. 计算机工程与应用, 2008, 44(14): 187-189.
- [6] 蒋伟, 胡学刚. 一种基于LIP的PDE图像复原新模型[J]. 计算机应用, 2008, 28(6): 1520-1522.
- [7] 蒲亦非. 数字图像的分数阶微分掩模及其数值运算规则[J]. 自动化学报, 2007, 33(11): 1128-1135.
- [8] 杨柱中, 周激流, 黄梅, 等. 基于分数阶微分的边缘检测[J]. 四川大学学报: 工程科学版, 2008, 40(1): 152-156.
- [9] 艾必刚, 罗以宁, 蒋涛, 等. 分数阶微分梯度算子在图像增强中的应用[J]. 四川大学学报: 自然科学版, 2009, 46(2): 343-347.
- [10] 张旭秀, 卢洋. 基于分数阶微分的医学图像边缘检测方法[J]. 大连交通大学学报, 2009, 30(6): 61-65.
- [11] 孙克辉, 任健, 尚芳. 分数阶混沌系统的动态仿真方法研究[J]. 计算机仿真, 2008, 25(6): 312-314.

(上接第735页)

力的工具,而且伴随着单元网格的加密,求解理论上具有无限提高精度的可能,以后的工作可以对网格划分进行改进,如构造更有效的自适应网格,同时简化计算以提高算法效率。

参考文献:

- [1] HAJNAL J V. Medical image registration [M]. Boca Raton: CRC Press LLC Headquarters, 2001.
- [2] 刘青芳, 李月娥. 基于互信息的医学图像配准中改进的采样方法[J]. 计算机应用, 2010, 30(4): 947-949.
- [3] WITTEKA A, MILLERA K, KIKINISB R, et al. Patient-specific model of brain deformation: Application to medical image registration [J]. Journal of Biomechanics, 2007, 40(4): 919-929.
- [4] SCHNABEL J A, TANNER C, CASTELLANO-SMITH A D, et al. Validation of non-rigid image registration using finite-element methods: Application to breast MR images [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2003, 22(2): 238-247.
- [5] XUAN JIANHUA, WANG YUE, FREEDMAN M T, et al. Nonrigid medical image registration by finite-element deformable sheet-curve models [J]. International Journal of Biomedical Imaging, 2006, 13

(4): 1-9.

- [6] POPURI K, COBZAS D, JÄGERSAND M. Fast FEM-based non-rigid registration [C]// Proceedings of 2010 Canadian Conference on Computer and Robot Vision. Ottawa, Canada: [s. n.], 2010: 378-385.
- [7] KROL A, UNLU M Z, MAGRI A, et al. Iterative finite element deformable model for non-rigid coregistration of multimodal breast images [C]// Proceedings of the 2006 IEEE International Symposium on Biomedical Imaging. Washington, DC: IEEE Computer Society, 2006: 852-855.
- [8] IBANEZ L, SCHROEDER W. The ITK software guide [M]. 2nd ed. Clifton Park, NY: Kitware, 2005.
- [9] ARCHIP N, TATLI S, MORRISON P, et al. Non-rigid registration of pre-procedural MR images with intra-procedural unenhanced CT images for improved targeting of tumors during liver radiofrequency ablations [C]// MICCAI 2007: Proceedings of the 10th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention. Berlin: Springer, 2007: 969-977.