

基于主相位一致性的医学图像配准

卢振泰, 冯衍秋, 冯前进, 陈武凡

(南方医科大学医学图像处理重点实验室, 广东广州 510515)

摘 要: 本文提出了一种新的图像特征——主相位一致性(Principal Phase Congruency, PPC), 并在此基础上构造了一种新的基于主相位一致性的配准算法。首先计算不同尺度、方向上的相位一致性, 然后利用主成分分析将它们进行融合, 从而得到信息更加丰富的主相位一致性; 将待配准图像的主相位一致性看作模糊集合, 引入模糊数学中的贴近度概念, 计算它们的模糊相似性。我们对模拟和真实数据进行了实验, 结果表明在图像空间分辨率较低, 有噪声影响等情况下该算法具有精度高、鲁棒性强的特点, 特别适合于医学图像的配准。

关键词: 图像配准; 相位一致性; 主成分分析; 主相位一致性; 贴近度

中图分类号: TP319 **文献标识码:** A **文章编号:** 0372-2112 (2008) 10-1974-05

Medical Image Registration Based on Principal Phase Congruency

LU Zhen-tai, FENG Yan-qiu, FENG Qian-jin, CHEN Wu-fan

(Key Lab for Medical Imaging of Southern Medical University, Guangzhou, Guangdong 510515, China)

Abstract: An image attribute, principal phase congruency (PPC) is defined and used to register medical images. Phase congruency is computed on different scale and orientation. Principal phase congruency can be developed from a fusion of the phase congruency by using principal component analysis. A fuzzy similarity measure is chosen as the registration function. We evaluate the effectiveness of the proposed approach by applying it to the simulated and real brain image data. Experimental results indicate that the function is less sensitive to low sampling resolution and noise, do not contain incorrect global maxima that are sometimes found in the traditional algorithm.

Key words: image registration; phase congruency; principal component analysis; principal phase congruency; close-degree

1 引言

医学图像配准是现代医学图像处理技术应用的一个重要方面, 它是指对不同时间、不同视场、不同模态的两幅或多幅图像进行空间几何变换, 以使代表相同解剖结构的像素或体素在空间位置上能够对应起来^[1]。在过去的几十年里图像配准技术得到了快速的提高和广泛的应用, 在医学领域配准主要应用于解剖图像和功能图像等医学图像的信息融合、实际医学图像和图谱的比较、外科手术导航、心脏运动估计、手术定位及放疗计划设计等许多方面^[2]。图像配准技术大体可以分为基于图像特征和基于图像灰度的配准方法^[3]。基于图像特征的方法一般通过寻找图像中比较明显的解剖结构特征来计算变换参数, 提取的特征包括点、线、边缘和轮廓等。该方法计算效率比较高, 但是配准的精度取决于特征提取的准确性与否。大部分情况下, 医学图像特征点的位置比较复杂, 很难进行准确地提取。基于图像灰度的配

准方法不需要提取特征点, 而是利用图像的灰度信息进行配准。由于充分利用了全部的灰度信息, 因此一般更容易得到较精确的配准结果。互信息量技术^[4]是最近几年提出的进行多模态图像配准一种有效方法。它是一种自动的, 基于像素灰度的方法, 它不需要选择标志点或提取图像特征, 不需要假设图像中的灰度值存在某种线性关系, 因而在世界范围内得到广泛应用, 特别是医学图像处理领域。

相位一致性(Phase Congruency, PC)^[5]是一种比较新的图像特征。它定位准确, 包含了丰富的纹理、边缘和结构信息, 对于图像亮度或对比度的变化无关, 符合人类视觉感知特性, 具有很强的通用性, 这些特性使其适用于特征变化较大的医学图像。相位一致性已经成功地应用于纹理分割、边缘检测、图像去噪^[6~9]中, 并取得了很好的效果。由于相位信息的重要性和稳定性, 使得利用相位信息处理图像成为新的研究课题。在图像配准中边缘信息占有极为重要的地位, 图像的结构在某种程度上

收稿日期: 2007-07-02; 修回日期: 2008-05-05

基金项目: 国家重点基础研究发展规划(973 计划)项目(No. 2003CB716103); 国家自然科学基金重点项目(No. 30730036); 广东省自然科学基金(No. 06301304)

就是各种纹理和边缘结构信息和灰度分布组合在一起的结果. 我们认为结构信息有着比灰度分布更为重要的地位, 它决定着图像的整体及结构特征. 本文考虑到以上问题, 我们将相位一致性和主成分分析技术相结合, 提出了一种新的图像特征——主相位一致性, 并在此基础上构造了一种新的特征和灰度相结合的算法——基于主相位一致性的医学图像配准算法. 该算法综合了基于特征和基于灰度配准算法快和准的优点, 将原图像转化为模糊集合, 进而计算它们的模糊相似性. 实验结果表明在图像空间分辨率较低, 有噪声影响等情况下, 该算法具有精度高、鲁棒性强的特点, 特别适合于医学图像的配准.

2 相位一致性

相位一致性源于局部能量模型, 最早由 Morrone 等人^[6]提出, 其表达式为:

$$PC(x) = \frac{|E(x)|}{A_n(x)} \quad (1)$$

$A_n(x)$ 为傅里叶分量在位置 x 处的振幅, $|E(x)|$ 为局部能量. 相位一致性即为局部能量与所有局部傅里叶分量的振幅之和的比值, 它实质上就是图像的各个频率成分的相位相似度的一种度量方式. 传统的边缘检测算子其原理都是基于灰度图像像素值梯度的变化程度. 检测结果严重依赖于图像亮度和对比度的变化程度, 在光照条件不理想、噪声污染或者亮度变化不剧烈的时候检测效果往往不理想. 基于相位一致性的边缘检测可以很好地解决这个问题. 即使是在对比非常弱的地方, 也能够检测到边缘的存在, 也就是说相位一致性原理能够检测到实质上的边缘的存在, 而不受到明暗对比的影响.

上式定义的相位一致性在提取边缘或角点时定位不准确且对噪声敏感. Kovsi^[5]在计算频域内二维滤波器与图像卷积的基础上提出了改进算法, 由下式得到位置 x 处的相位一致值:

$$PC(x) = \frac{W_o(x) L_{A_{no}(x)} - T_o}{A_o(x) + A_n(x)} \quad (2)$$

L_{\cdot} 表示如果该符号中的值为正, 则为其本身, 否则为 0; 为避免除数为零引入的常量; $W(x)$ 为滤波器频带 $T(x)$ 为噪声补偿函数. $A_{no}(x)$ 为当前位置在方向 o , 尺度 n 上的幅值, 它与相位偏离函数 $\phi_o(x)$ 的乘积为:

$$A_n(x) \phi_o(x) = e_n(x) \bar{\phi}_e(x) + o_n(x) \bar{\phi}_o(x) - |e_n(x) \bar{\phi}_o(x) + o_n(x) \bar{\phi}_e(x)|$$

其中 $\bar{\phi}_e(x) = e_n(x) / E(x)$

$$\bar{\phi}_o(x) = o_n(x) / E(x)$$

局部能量 $E(x)$ 定义为

$$E(x) = \sqrt{\sum_n e_n(x)^2} + \sqrt{\sum_n o_n(x)^2} \quad (3)$$

式中 $e_n(x) = I(x) * M_n^e$, $o_n(x) = I(x) * M_n^o$, 分别为原图像 I 与奇、偶正交 Log-Gabor 小波的卷积之和, M_n^e 和 M_n^o 分别为第 n 个尺度上的奇、偶 Log-Gabor 小波.

3 主相位一致性

利用式(2)得到各个方向上的相位一致性信息后, 下一步是如何将这些不同方向上的信息融合在一起. Peter Kovsi^[6]采用矩分析的方法通过加权平均将这些信息综合在一起, 这种方法计算复杂, 且参数与加权系数的选取可能对最后的边缘、角点检测有较大的影响. 不同方向上的相位一致性包含的信息也有所不同, 这些信息却有很强的相关性, 为了将不同方向的信息综合在一起反映原图像的整体信息, 并且能够去除重复信息, 我们采用主成分分析 (Principal Component Analysis, PCA)^[10]方法将重要的信息有效地结合起来. 该方法是把多个特征转化为少数几个特征的一种统计方法. 在多变量的研究中, 往往由于变量个数太多, 并且彼此之间存在着一定的相关性, 使得所观测的数据在一定程度上反映的信息有所重叠. 利用主成分分析可以将这一问题简化, 即通过降维找到几个综合特征来代表原来众多的特征. 使这些综合特征能尽可能地反映原来变量的信息量, 而且彼此之间互不相关.

对于大小为 $N \times N$ 的图像, 可用一个含 N^2 个元素的向量 X_i 表示, 则 n 幅不同方向上的相位一致性图像可以表示为 $n \times N^2$ 的矩阵: $X = (X_1, X_2, \dots, X_n)^T$. 其平均值向量 u 和协方差矩阵 C 可由下述方法近似求得:

$$u = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n X_i \quad (4)$$

和 $C = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n X_i X_i^T - uu^T \quad (5)$

因为 C 是实对称的, 根据线性代数理论, 可以求出协方差矩阵的特征向量和对应的特征值. 令 d_i 和 ϕ_i ($i = 1, 2, \dots, n$) 为特征向量和对应的特征值, 令 D 为一个由特征向量组成其行元素的矩阵, 并进行排序, 使 D 的第一行为对应最大特征值的特征向量, 而最后一行为对应最小特征值的特征向量. 从而可得主成分分析表达式为:

$$Y = D(X - u) \quad (6)$$

$Y = (Y_1, Y_2, \dots, Y_n)^T$ 的第一列 Y_1 即为第一分量, 将其调整为 $N \times N$ 的图像. 该图像在误差平方和的意义下能够最好地描述原来 n 幅相位一致图像的信息, 我们称之为主相位一致图像. 图 1 是对一幅磁共振图像计算其不同方向上的相位一致性及主相位一致性得到的结果. 其中图 1(c) ~ (h) 分别为 0, 30, 60, 90, 120, 150 度方向上的相位一致性, 显然每幅图像只能显示一个方向上

的相位一致性信息. 图 1(b) 为主相位一致性图像, 它不仅包含了不同方向上的相位一致性, 而且去除了多余的重复信息, 体现了原图像的整体特征.

主相位一致性定位准确, 不仅包含图像的边缘信

息, 而且还包含了更加丰富的纹理和结构信息; 它对于图像亮度或对比度的变化无关, 对噪声更加鲁棒; 另外它对参数变化不敏感, 即参数的选择对计算出的主相位一致性影响不大.

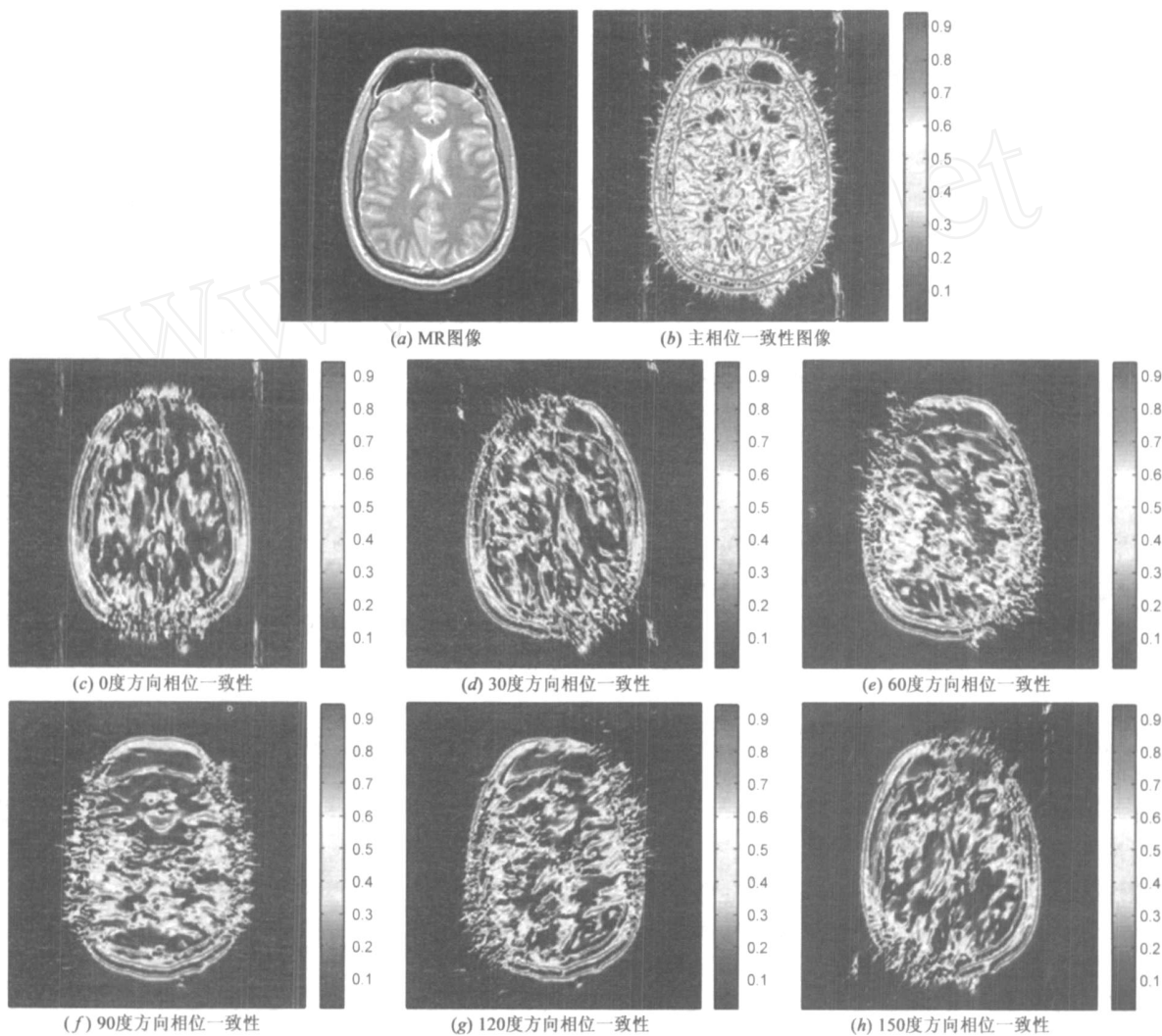


图1 不同方向上的相位一致性及主相位一致性

4 主相位一致性在配准中的应用

主相位一致性的取值范围被标准化为 $[0, 1]$, 因此可以将主相位一致性图像视为一个模糊集合, 集合中元素的大小即为“一致性”的隶属度. 由于待配准图像的主相位一致性隶属度在数值上是归一化的, 因而便于计算它们的模糊相似性. 为了衡量两个模糊集合之间的相似性, 我们引入模糊数学中的贴近度概念. 它是对两个模糊集合接近程度的一种度量. 我们采用最大-最小贴近度作为待配准图像的主相位一致性之间的相似性测度:

$$S(A, B) = \frac{\min_x (A(x), B(x))}{\max_x (A(x), B(x))} \quad (7)$$

显然模糊相似性测度 S 的取值范围为 $[0, 1]$, 值越大相似性最强, 当 $S = 1$ 时表示模糊集合 A 和模糊集合 B 完全相同; 模糊相似性测度和归一化的互信息量测度^[14]一样, 对重叠区域不敏感, 即用于计算相似性的图像区域大小对 S 没有太大的影响. 根据模糊理论可知, 模糊相似性测度 S 具有较强的鲁棒性, 对计算主相位一致性时所选用的参数变化不敏感.

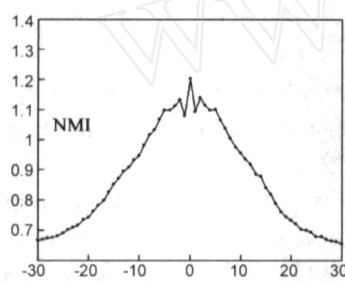
5 实验结果与分析

基于互信息量的配准算法作为目前公认的最好配准方法, 在医学图像处理领域取得了极大的成功. 但互信息量的对噪声, 采样点个数比较敏感. 为此很多学者进行了改进, Studholme^[11]提出了归一化的互信息量方

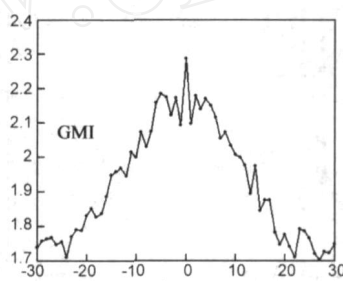
法(Normalized Mutual Information, NMI),可以消除对图像间覆盖程度较敏感的问题;Pluim^[12]提出了将互信息量与图像梯度相结合方法(记作 Gradient Mutual Information, GMI),将图像的空间信息引入到配准中,取得了较好的配准效果.我们通过四组实验,将新算法(记作 PPC)与两种改进的互信息量算法以及 Kybic 提出的基于 B 样条的弹性配准算法^[13]在配准精度上进行比较.优化算法均采用 POWELL 算法^[12],初始参数设置为零.用 Matlab7.0 在 PC 机上(P4 3.0GHz CPU, 512MB 内存, WindowsXP SP2 操作系统)进行了实验.

实验一:脑部 PD 加权与 T2 加权 MR 图像配准

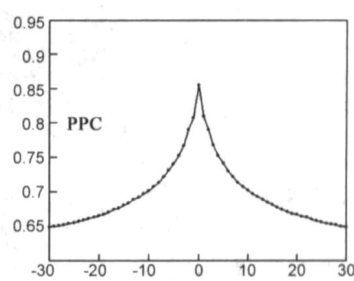
本实验用以验证配准算法对噪声的鲁棒性,图像



(a) NMI变化曲线



(b) GMI变化曲线



(c) PPC变化曲线

图2 NMI, GMI, PPC变化曲线

实验二:同一病人脑部 T1 加权与 T2 加权 MR 图像配准

本实验所用图像为为一脑部患有肿瘤的病人磁共振图像,取自 BIS 医学图像库(<http://nova.nlm.nih.gov/Mayo>),该图像库提供各种疾病的影像资料,供医生学习参考.图像大小均为 256×256 ,像素大小为 $0.937 \times 0.937\text{mm}$.MR- T1 作为参考图像,MR- T2 作为浮动图像.将 MR- T2 进行一定的旋转(单位:度)和平移(单位:像素).旋转角度和平移量是随机产生,均满足 $[-20, 20]$ 上均匀分布.如果计算出的变换参数与真实值相差 ± 1 个像素或 ± 1 度,即认为配准成功,共测试 100 次,配准成功的次数与实验总数的比值即为成功率.实验结果见表 1.

表 1 实验二配准结果

算 法	NMI	GMI	PPC
成功率	92 %	91 %	98 %

虽然 T1 加权与 T2 加权 MR 图像是在不同磁场模式下生成的,但它们的边缘基本一致.三种配准方法的成功率都比较高,其中 PPC 方法 100 次实验,仅出现两次误配,主要是由于旋转角度和平移量太大造成的,分别为 (20, 20, 18) 和 (20, 19, 20).

实验三:同一病人脑部 PET 与 CT 的配准

实验所用图像取自天津医科大学总院的 PET-CT. CT 图像大小均为 512×512 ,像素大小为 $0.59 \times 0.59\text{mm}$,

取自 BrainWeb (www.bic.mni.mcgill.ca/brainweb),大小均为 181×217 ,像素大小为 $1.0 \times 1.0\text{mm}$,分别加入方差为 0.01 和 0.02 的高斯噪声.

以 T2 加权图像为浮动图像进行旋转,计算旋转后图像与 PD 加权图像的相似性.图像噪声较大,削弱了图像间的相关性,使得 NMI 的曲线波动较大.图像梯度本身就对噪声十分敏感,当图像中存在一定的噪声时,梯度信息反而恶化了互信息的光滑性,使 GMI 波动变大,出现了更多的局部极值点.由于主相位一致性能有效抑制噪声的影响,从而增强了配准的准确性和鲁棒性.可以看出利用 PPC 求出的曲线比较平滑,并保持良好的凸性.

PET 图像大小均为 128×128 ,像素大小为 $2.34 \times 2.34\text{mm}$.由于病人在同一体位下经一次扫描即可同时完成 CT 解剖成像和 PET 功能成像两种功能,所以两种模态的图像在空间位置上是完全对准的,可用来检测算法的准确性.

将 CT 作为参考图像, PET 作为浮动图像.将 PET 图像进行一定的旋转和平移.实验方法和前面实验类似,三种方法配准成功率见表 2.

表 2 配准结果

算 法	NMI	GMI	PPC
成功率	79 %	84 %	91 %

PET 图像分辨率较低,边缘不明显,且由于放射状伪影及噪声的影响,配准 CT-PET 时三种方法的成功率都有所降低,但是 PPC 算法的成功率仍明显高于 NMI 和 GMI 两种算法.

实验四:主相位一致性在弹性配准中的应用

本实验参考 Kybic 提出的基于 B 样条的弹性配准算法^[13],以 B 样条为变形函数,计算两幅图像的主相位一致性的模糊相似性.图 3(a), (b) 为不同时刻采集的同一病人心脏灌注的 MR 图像,图 3(c) 为利用 Kybic 算法配准后图像相减的结果,明显地可以看出在头颈,及心脏周围仍然没有配准,这是因为造影剂的注入,对图像的亮度、对比度都会有一定的影响,而且胸腹部包含的肌肉、脂肪、水较多,这就使得胸腹部的磁共振图像

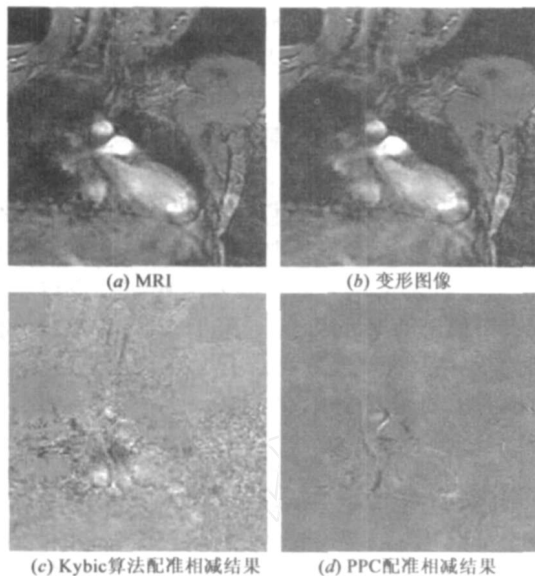


图3 实验四配准结果

存在较明显的伪影、噪声和亮度不均匀现象, Kybic 算法采用两幅图像灰度差值的平方和作为相似性测度, 因而对图像的亮度、对比度和噪声比较敏感; 而 PPC 算法不依赖于图像亮度和对比度的变化程度, 在磁场条件不理想、噪声污染的时候仍然能够准确的检测出图像的边缘、角点等重要信息, 该算法具有很好的鲁棒性, 能够满足临床医生的需要。

6 结论

本文首次提出了主相位一致性的概念并将其应用到医学图像的配准中。首先计算不同尺度、方向上的相位一致性, 然后利用主成分分析得到它们的主相位一致性, 以最大-最小模糊相似准则作为目标函数计算它们的模糊相似性。从实验结果可以看出, 这种方法能够准确、鲁棒地处理刚性配准问题。对于边缘信息不明显的功能图像配准成功率略有降低, 针对这一类情况我们还需进一步研究, 以改善该方法的通用性。

参考文献:

- [1] Brown L.G. A survey of image registration techniques[J]. ACM Computing Survey, 1992, 24(4): 325 - 376.
- [2] B. Zitova, J. Flusser. Image registration methods: A survey[J]. Image and Vision Computing, 2003, 21(11): 977 - 1000.
- [3] J B Antoine Maintz, M A Viergever. A survey of medical image registration[J]. Medical Image Analysis, 1998, 2(1): 1 - 36.
- [4] F Maes, A Collignon, Dirk Vandermeulen, et al. Multimodality image registration by maximization of mutual information[J]. IEEE Trans on Medical Imaging, 1997, 16(2): 189 - 198.

- [5] Peter Kovesi. Image features from phase congruency[J]. Journal of Computer Vision Research, 1999, 1(3): 1 - 26.
- [6] Morrone, M. C., Owens, R. A. Feature detection from local energy[J]. Pattern Recognition Letters, 1987, 6(5): 303 - 313.
- [7] Peter Kovesi. Phase congruency detects corners and edges[A]. The Australian Pattern Recognition Society Conference [C]. Sydney, USA: IEEE, 2003. 309 - 318.
- [8] Peter Kovesi. Phase preserving denoising of images [A]. The Australian Pattern Recognition Society Conference [C]. Perth WA, USA: IEEE, 1999. 212 - 217.
- [9] Zheng Liu, Robert Laganiere. Phase congruence measurement for image similarity assessment[J]. Pattern Recognition Letters, 2007, 28(11): 166 - 172.
- [10] Rafael C. Gonzales, Richard E. Woods. Digital Image Processing (2nd Edition) [M]. London: Prentice Hall, 2002.
- [11] C. Studholme, D. L. G. Hill, D. J. Hawkes. An overlap invariant entropy measure of 3D medical image alignment[J]. Pattern Recognition. 1999, 32(1): 71 - 86.
- [12] Pluim, J. P. W., Maintz, J. B. A., Viergever, M. A. Image registration by maximization of combined mutual information and gradient information [J]. IEEE Trans on Medical Imaging, 2000, 19(8): 809 - 814.
- [13] Kybic J, Unser M. Fast parametric elastic image registration [J]. IEEE Trans on Image Processing, 2003, 12(11): 1427 - 1442.

作者简介:



卢振泰 男, 1981 年生于山东济宁, 于 2005 年获中山大学计算数学专业硕士学位, 于 2008 年获南方医科大学生物医学工程专业博士学位, 现为广州南方医科大学讲师, 主要研究方向为医学图像配准与融合, 图像分割以及医学图像检索。

E-mail: luzhentai @163.com



冯衍秋 男, 1977 年生于山东平阴, 现为广州南方医科大学生物医学工程学院讲师, 主要从事医学图像处理与磁共振成像方面的有关研究。

E-mail: foree @fimmu.com

冯前进 男, 1974 年生于河南, 现为广州南方医科大学副教授, 研究方向包括医学图像处理、模式识别。

陈武凡 男, 1949 年生于湖南, 现为广州南方医科大学教授、博士生导师。国家 973 项目“重要临床医学信息的关键科学问题研究”首席科学家, 中国图象图形学会副理事长。主要研究领域为图像处理、模式识别与广义模糊随机场模型。