

结合 NGVF 信息和互信息的图像配准方法

伍 林, 葛 云

(南京大学电子科学与工程系, 江苏 南京 210093)

摘 要:对传统的互信息配准方法进行改进,提出一种新的结合灰度信息和空间信息的配准方法。该方法分为粗略和精确配准两个阶段,首先利用图像的空间信息进行粗配准,再利用 ACMI 进行精确配准。文中利用的空间信息不同于一般的图像梯度信息,它是归一化的 GVF 矢量场信息(NGVFI),把它用于粗配准,抗噪性能良好。试验证明该方法鲁棒性很好,特别是对大噪声图像,配准效果突出,精度能达到亚像素级。

关键词:NGVFI; ACMI; 图像配准

中图分类号:TP391.41

文献标识码:A

An Image Registration Method Based on the Combination NGVF Information and Mutual Information

WU Lin, GE Yun

(Department of Electronic Science and Engineering, Nanjing University, Nanjing 210093, China)

Abstract: Based on the conventional MI approach, we propose a new registration method with the combination of intensity and spatial information. It includes two stages, one is coarse registration with spatial information of image, and the other is fine registration with ACMI. This spatial information is normalized gradient vector information (NGVFI) instead of ordinary gradient information, and it can enhance the noise resistibility greatly during coarse registration. The experimental results show that our method is very effective and robust, and the registration accuracy reaches sub-pixel successfully.

Key words: NGVFI; ACMI; image registration

1 引 言

基于互信息的配准方法在医学图像配准中有广泛应用,配准效果也不错。由于该方法基于图像的灰度信息无需指定标记点,且配准过程是自动的,特别适用于不同模态图像间的配准(如 CT, MRI, PET, SPECT 等)。然而该方法仍有不足之处,容易陷入局部最小点、搜索范围不够广等,主要是没有利用图像的空间信息,如梯度信息等。Josien P. W. Pluim 等^[2]提出了结合图像梯度信息的互信息配准方法,并取得了很好配准效果,但该方法只是利用了图像空间信息中最一般的梯度信息,没有深入地挖掘图像空间信息的其他内涵。Yunjun Guo 等^[3]提出基于 GVF 的互信息配准方法,该方法利用了图像的 GVF 空间信息,扩展了搜索范围,提高了抗噪性能,

但计算量较大。由 Weiqing Chen 等^[4]提出粗略到精细的 MI 配准和 Xiaohai Zhuang 等^[5]提出的 NVI 配准方法得到启发,本文提出了把归一化的 GVF 空间信息(NGVFI)作为相似性测度的配准方法,为了减少计算量,整个配准过程同样也分为粗略和精细两个部分,粗配准利用图像的 NGVFI,而细配准则利用结合 GVF 和 MI 的 ACMI_{gvf}来完成。实验证明该方法有良好的抗噪性能,搜索范围足够广,精确地实现了脑部 MR 图像 T_1 和 T_2 的配准,精度达到了亚像素级。

基金项目:江苏省创新人才基金项目(No. BK2005414)资助。

作者简介:伍 林(1982 -),男,硕士研究生,主要研究方向为医学图像处理。E-mail: xianlin. wu@gmail.com

收稿日期:2008-03-05

2 NGVFI 相似性测度粗配准

2.1 GVF 模型介绍

GVF 模型最初由 Xu 等^[1]提出,求解过程如下:假设 $f(x, y)$ 为灰度图像 $I(x, y)$ 的轮廓图, $\nabla(f(x, y))$ 为 $f(x, y)$ 的梯度,使梯度 $\nabla f(x, y)$ 向图像边缘迭代扩散,形成扩散梯度矢量流场 $V(x, y) = [u(x, y), v(x, y)]$,按如下公式计算图像轮廓线的能量:

$$E(\mu, v) = \iint [\mu \Delta V + |\nabla f|^2 |V - \nabla f|^2] dx dy \quad (1)$$

其中, μ 归一化为参数; ∇ 为拉普拉斯算子。按照变分法思想,最小化该能量函数,就可获得梯度矢量流场 $V(x, y)$ 。能量最小化过程等价于求解如下两个的 Euler 方程的稳定解:

$$\begin{aligned} \mu \nabla^2 u - (f_x^2 + f_y^2)(u - f_x) &= 0 \\ \mu \nabla^2 v - (f_x^2 + f_y^2)(v - f_y) &= 0 \end{aligned} \quad (2)$$

2.2 NGVFI 相似性测度

已知图像 A 和 B , 如图 1(a)、图 1(b) 所示,其中 A 为 B 旋转 $\theta = 15.9^\circ$ 得到。假设它们的轮廓图分别为 $f(x, y)$ 、 $f'(x, y)$, 由 Xu^[1] 的方法分别计算各自的梯度矢量流场 $V(x, y) = [u(x, y), v(x, y)]$ 和 $V'(x, y) = [u'(x, y), v'(x, y)]$, 再融合显示, 如图 1(c) 所示, 可以看出此时 GVF 场差别很大。用 MI 方法对图像 A 和 B 进行配准, 再计算各自的 GVF 场, 并在图 1(d) 融合显示, 可以发现, 此时两图的 GVF 场基本相同。

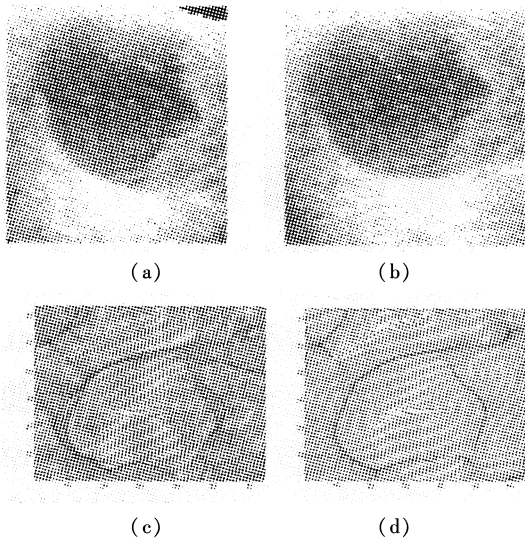


图1 (a) 旋转图像; (b) 未旋转的原始图像; (c) 未配准前两图像 GVF 场的融合显示; (d) 配准后两图像 GVF 场的融合显示

由上我们得到启发, 既然梯度信息可以作为配准的测度^[5], 那么把 GVF 替换普通的梯度信息, 同样可以作为配准测度, 于是本文提出了包含空间信息的 GVF 相似性测度。说明如下:

设 A 图像中任意一点 i 的 GVF 矢量为 $V(x, y)$, 在图像 B 中与之相对应点 j 的 GVF 矢量为 $V'(x', y')$, 归一化后, 得到各自的归一化矢量 $N(x, y)$, $N'(x', y')$, 参考 Josien P. W. Pluim 的方法^[2] 计算矢量 V 和 V' 的夹角 $\alpha_{i,j}$, 公式如下:

$$\alpha_{i,j} = \arccos \frac{N \cdot N'}{|N| \cdot |N'|} \quad (3)$$

其中, $N = \sqrt{u^2 + v^2}$, 参考文, 我们定义两点的 GVF 相似性测度为 $\omega_{GVF}(i, j)$:

$$\omega_{GVF}(i, j) = \frac{\cos(2\alpha_{i,j}) + 1}{2} \quad (4)$$

于是整幅图像的 NGVFI 相似性测度为:

$$G_{GVF}(A, B) = \frac{1}{|V|} \sum_{(i,j) \in V} \omega_{GVF}(i, j) \min(|\nabla N|, |\nabla N'|) \quad (5)$$

这就是本文用于粗配准的 NGVFI 相似性目标函数。

2.3 NGVFI 相似性测度的抗噪性能

本节的内容是设计一个配准试验, 验证 NGVFI 的抗噪性能。配准图像为超声图像, 相似性测度采用式(4)定义的 NGVFI。在试验过程中对参考图像和待配准的图像加上均值为 0, 方差分别为 0.03, 0.05, 0.07, 0.09 的椒盐噪声, 平移量 x 的变化范围为 $[-10, 10]$, 旋转量 θ 的变化范围为 $[-10^\circ, 10^\circ]$, 测试结果如图 2 所示。从中可以看出在较大的噪声下 NGVFI 曲线仍然比较平滑, 起伏小, 而且极值点都在 0 附近, 故 NGVFI 相似性测度具有良好的抗噪性能, 完全能满足粗配准的要求。

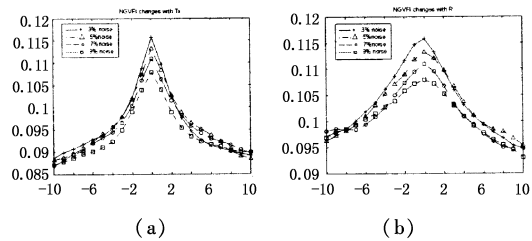


图2 (a) 平移量 x 的 NGVFI 曲线;

(b) 旋转量 θ 的 NGVFI 曲线

3 ACMI_{gvf} 精确配准

参考 Jiangang Liu^[6] 一文可知 ACMI 是一种自适应的结合图像灰度互信息和梯度互信息的配准方法。该方法不仅利用了图像的空间信息, 还能在配准过程确保搜索到全局最优解, 特别适用于精确配准。本节参考该方法, 提出一种改进的 ACMI_{gvf} 目标函数, 用于精确配准。过程如下: 设参考图像为 R , 待配准图像为 F , 目标函数定义为:

$$E_a = f(v(E_i, E_g)) E_i + (1 - f(v(E_i, E_g))) E_g \quad (6)$$

$$f(v(E_i, E_g)) = \frac{1}{1 + \exp(-(v(E_i, E_g) - 0.5)/T)}$$

$v(E_i, E_g) = (E_i + E_g)/2$, 其中 $0 \leq E_i, E_g \leq 1$ 在式(5)中 E_i 定义为图像灰度信息的 ECC, E_g 为图像

GCM 的 ECC, 而 ECC 定义为:

$$ECC = E(R, F) = \frac{2I(R, F)}{H(R) + H(F)} \quad (7)$$

$I(R, F)$ 为图像 R 和 F 的互信息, $H(R), H(F)$ 为各自的信息熵。

本文从提高抗噪性能的角度出发, 定义新的 E_g' 为相应参考图像 R 和待配准图像 F 的 GVF 幅值的 ECC, GVF 幅值定义为:

$$M_{\text{gvf}} = \sqrt{u(x, y)^2 + v(x, y)^2}$$

把 E_g' 代入式(5)可得所求的目标函数 $ACMI_{\text{gvf}}$ 。

4 试验验证

在本节中设计两类试验。

a) 脑部 MR 图像 T_1 与 T_2 的配准。 T_2 为参考图像, T_1 为待配准图像, T_1 和 T_2 相比旋转量和平移量分别 $-2.7^\circ, 3.1^\circ, 8.9^\circ$ 。粗配准阶段采用本文提出的 NGVFI, 精确阶段采用 $ACMI_{\text{gvf}}$, 结果如图 3 所示, 从中可看出, 本文方法配准效果良好。

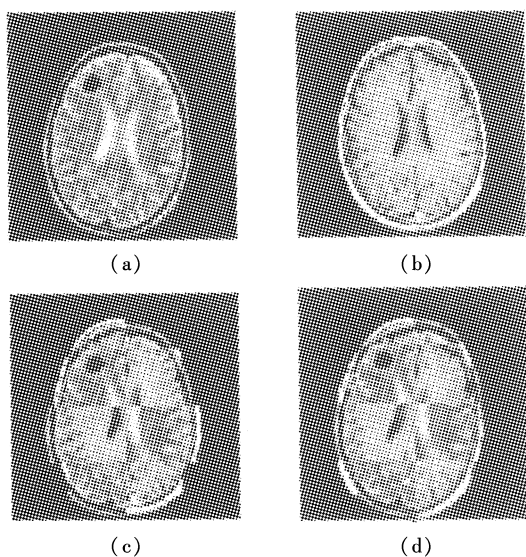


图3 (a)参考图像 T_2 ; (b)待配准图像 T_1 ; (c) T_1, T_2 配准前的融合显示; (d)配准后的融合显示

b) 脑部 MR 图像 T_1 与 T_2 的配准, 但为了突出本文方法的抗噪性能, 配准前图像分别加上 0%, 3%, 5% 和 7% 的椒盐噪声, 然后多次配准并求配准误差的均值, 试验结果如表 1 所示, 从中可以看出, 与 ACMI 相比本文的配准方法具有良好抗噪性能, 鲁棒性也很好, 多次配准的误差均值较小, 是一种有效地配准方法。试验中配准次数为设定为 1000 次, 旋转量的变化范围为随机产生的介于 $[-30^\circ, 30^\circ]$ 之间的任意值, 平移量的变化范围为介于 $[-30, 30]$ 之间的任意值, T_2 为参考图像, T_1 为待配准图像。为了得到较好的配准结果, 相关的参数(如 σ , μ 等)可以通过事先尝试, 选取结果满意的参数。若配准后 T_1 和 T_2 相比, 旋转量小于 2° 并且平移量

也小于 2, 则认为配准有效。

表 1 用本文的配准方法在不同噪声下配准 1000 次的误差均值表

data set/%	Mean deviation					
	ACMI_GVF/mm			ACMI/mm		
	$\Delta\theta$	ΔT_x	ΔT_y	$\Delta\theta$	ΔT_x	ΔT_y
0	0.01	0.03	0.04	0.03	0.04	0.03
3	0.03	0.05	0.05	0.06	0.05	0.07
5	0.08	0.06	0.07	1.18	1.11	1.12
7	0.29	0.11	0.16	1.64	1.73	1.73

5 总 结

由上述可知本文提出的方法是一种有效的配准方法, 它抗噪能力强, 配准精度高, 适合用于高噪声图像间的配准(如超声图像等), 但本文的试验验证只是局限于 2D 图像, 同时对于仿射变换图像间配准的有效性还未得到测试。所以下一步工作将把该方法应用于 3D 图像和仿射变换图像间的配准, 在更广的领域验证其有效性。

参考文献:

- [1] Xu C, Prince J L. Snakes, Shapes and gradient vector flow [J]. IEEE Transactions on Image Processing, 1998, 7 (3): 359 - 369.
- [2] Josien P W Pluim, J B Antoine Maintz, et al. Image registration by maximization of combined mutual information and gradient information [J]. IEEE Transactions on Medical Image, 2000, 19(8): 809.
- [3] Yunjun Guo, Cheng-Chang Lu. Multi-modality image registration using mutual information based on gradient vector flow [C]//Pattern Recognition, 2006. ICPR 2006. 18th International Conference on Volume 3: 697 - 700.
- [4] Weiqing Chen, Zongying Ou, Weiwei Song. A coarse-to-refined approach of medical image registration based on combining mutual information and shape information [C]//Neural Networks and Brain, 2005. ICNN & B '05. International Conference, 2005, (2): 816 - 820.
- [5] Xiahai Zhuang, Lixu Gu. Normal vector information registration and comparisons with mutual information [C]//Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS '06. 28th Annual International Conference of the IEEE Aug, 2006: 3827 - 3830.
- [6] Jiangang Liu, Jie Tian, YaKang Dai. Multimodal medical image registration based on adaptive combination of intensity and gradient field mutual information [C]//Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS '06. 28th Annual International Conference of the IEEE Aug, 2006: 1429 - 1432.