

基于 Demon 算法的乳房核磁共振图像配准

王阳萍¹ 党建武¹ 杜晓刚¹ 李 莎² 田仲泽²

(兰州交通大学电子与信息工程学院 兰州 730070)¹ (兰州军区兰州总医院放疗科 兰州 730050)²

摘 要 为了提高乳房动态核磁共振成像中不同时间点序列图像的配准速度,提出了将快速的 Demon 非刚性配准算法与图像强度校正相结合的乳房图像配准模型。Demon 算法本身基于图像强度变化计算变形参数,因此不适于强度动态增强的图像配准。首先根据乳房组织的信号增强模型应用多项式理论校正待配准图像的强度,再应用 Demon 算法进行几何变形配准。实验表明该算法在精度上远优于直接使用 Demon 算法,在与自由形变配准算法具有几乎相同配准精度的前提下,明显提高了配准速度。

关键词 乳房动态核磁共振成像,图像配准, Demon 算法,强度校正

中图分类号 TP317 **文献标识码** A

Registration for Breast Magnetic Resonance Imaging Using Demon Algorithm

WANG Yang-ping¹ DANG Jian-wu¹ DU Xiao-gang¹ LI Sha² TIAN Zhong-ze²

(School of Electronic & Information Engineering, Lanzhou Jiaotong University, Lanzhou 730070, China)¹

(Department of Radiotherapy, Lanzhou General Hospital Lanzhou Command, Lanzhou 730050, China)²

Abstract In order to improve the registration speed of breast dynamic contrast enhancement magnetic resonance images (DCE MRI) which are obtained at different time points, this paper presented a registration model for breast DCE MRI using fast demon non-rigid registration algorithm with intensity correction. Original demon is based on intensity change to get deformation parameters and unsuitable for breast DCE MRI. Intensity correction between pre and post contrast images based on polynomial was suggested to overcome the problem according to the signal enhancement of the breast model. The experiment results show that the presented approach performs better than only demon algorithm and is remarkably faster than free form deformation non-rigid registration algorithm with nearly same precision.

Keywords Breast DCE MRI, Image registration, Demon algorithm, Intensity correction

乳腺癌是妇女中最常见的危害生命健康的疾病之一^[1,2],乳腺癌防治的关键是病变的早期发现。与乳房 X 线照相术相比,乳房动态增强核磁共振成像(DCE MRI)对于早期乳腺癌的检测更具敏感性且图像具有更高分辨率^[2]。将动态增强后图像与增强前图像进行减影处理,可清晰显示肿瘤的增强过程,但其前提是不同时间点扫描得到的序列图像要在空间位置上对准。在近十年中,几种刚性及非刚性的配准理论被提出以解决乳房 DCE MRI 的空间对准问题,由于刚性配准不适合弹性组织及异质组织因局部形变而引起的错位问题,非刚性配准被认为是更有效的解决方法。目前,已有多种非刚性配准理论^[3-6]被尝试用于解决乳房 DCE MRI 配准问题,尽管这些理论分别在相应的实验案例中取得了较好的配准效果,但是对于具有多个时间点的乳房 DCE MRI 来说需要处理大量的图片,因此这些理论均是耗时的。

Demon 配准算法由于其显著的快速性而被越来越多地应用于医学图像配准^[7-9],但是该算法假设图像强度在配准过程中保持不变,因此不适合被直接应用于随时间强度发生变

化的乳房 DCE MRI 问题。近年来提出了许多理论,用于校正医学图像的强度并取得了很好的效果^[5,10]。本文提出了一种乳房 DCE MRI 的配准模型,首先以动态增强前的图像为参考图像校正增强之后图像的强度,再应用 Demon 算法进行形变配准。实验结果证明,与通常用于乳房核磁共振成像的自由形变配准算法(Free Form Deformation, FFD)相比,这种方法在几乎不降低配准精度的情况下,显著提高了速度。

1 动态对比度增强乳房核磁共振成像

在乳房 DCE MRI 成像过程中,可获得多个图像序列,其中包括注入造影剂之前以及之后多个时间点的序列图像。乳房成像中不同组织在造影剂吸入过程中具有不同的增强特性,图 1 为 Kaiser 研究得到的不同组织类型的不同增强特性^[1],大多数的癌变组织在注入造影剂后的两分钟之内其图像强度会有一个快速的增强,之后随着时间的变化渐趋平稳,这样通过计算得到增强之后与增强之前的减影图像可有效地从正常组织中区分病变组织^[11]。

到稿日期:2009-08-10 返修日期:2009-10-19 本文受国家 863 高技术研究发展计划基金项目(2006AA02Z499),国家自然科学基金(60962004),甘肃省科技攻关计划项目(0708GKCA047),甘肃省自然科学基金项目(0803RJZA015)资助。

王阳萍(1973-),女,博士生,副教授,主要研究方向为医学图像处理,E-mail:wangyangping@mail.lzjtu.cn;党建武(1963-),男,教授,博士生导师,主要研究方向为智能信息处理、图像处理;杜晓刚(1985-),男,硕士生,主要研究方向为医学图像处理。

但是,在长达十多分钟的乳房 DCE MRI 获取过程中,由于病人的移动以及呼吸运动而产生不同时间点图像中各组织器官在减影时的误对齐,从而在减影图像中得到错误的高亮区,导致更长的读片时间以及病情的误诊断。因此在不同时间点的 MRI 图像在减影之前首先应该进行空间上的配准。

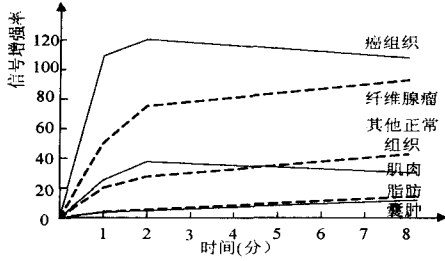


图1 注入造影剂之后信号的增强曲线实例

2 Demon 配准算法

当两幅具有同一模态(在此均为 MRI-T1 图像)的图像 s 和 M 进行配准时,对于图像上一个给定的点 p ,让 s 代表原图像 s 上该点的强度,而 m 代表运动图像 M 上该点的强度。最初的 Demon 算法来自于光流理论,提出通过对 M 中点 p 的强度按式(1)的参数 \vec{v}_s 迭代修正以匹配 M 中相应点的强度^[10,11]。

$$\vec{v}_s = \frac{(m-s)\vec{\nabla}s}{|\vec{\nabla}s|^2 + (m-s)^2} \quad (1)$$

其中, $\vec{v}_s = (v_x, v_y)$,称之为“静态”变化参数, $\vec{\nabla}s$ 是图像 s 中相应点的梯度,表示来自于图像的内部力, $m-s$ 为来自于 s 与 M 图像之间相互的作用力,称之为外部力。为了提高配准速度,给出了另外一个基于活动图像梯度信息的类似于式(1)的等式^[12]:

$$\vec{v}_m = -\frac{(s-m)\vec{\nabla}m}{|\vec{\nabla}m|^2 + (s-m)^2} \quad (2)$$

其中, \vec{v}_m 被称之为“活动”变化参数, $\vec{\nabla}m$ 是图像 M 中相应点的梯度。这样结合式(1)及式(2),点 p 的总变化参数可用下式计算:

$$\vec{v} = \vec{v}_s + \vec{v}_m = (m-s) \times \left(\frac{\vec{\nabla}s}{|\vec{\nabla}s|^2 + (m-s)^2} + \frac{\vec{\nabla}m}{|\vec{\nabla}m|^2 + (s-m)^2} \right) \quad (3)$$

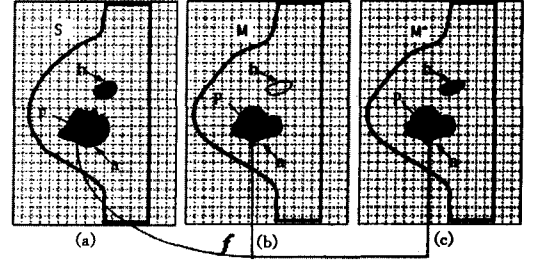
应用式(3)可以更快的速度和更少的迭代次数完成基图像与形变图像的匹配。

3 结合 Demon 算法及强度校正的乳房核磁共振图像配准

3.1 配准模型

尽管 Demon 配准算法的速度显著快于其他配准算法,但是该算法假设图像之间只有形变,没有或只有极小的强度变化,因此不适合被直接应用于随时间强度发生变化的乳房 DCE MRI 问题。这样,可通过首先对待配准图像进行强度校正使之从强度上与基准图像相匹配,再应用 Demon 算法实现几何变形匹配。图 2 为本文提出的配准模型示意图。假设图 2(a)为注入造影剂之前的乳房成像, a, b 分别为不同的组织,

p 为图像中一点。注入造影剂之后,乳房中不同组织将随时间经历不同的强度增强及不同的几何形变,图 2(b)表示注入造影剂之后某一时点的图像,组织 b 显著强度增强,很可能是病变组织。在该模型中,为了将 M 匹配到 s ,首先将图像 M 中各组织的强度以 s 为模板进行校正得到 M^* ,再应用 Demon 算法将 M^* 与 s 配准, M^* 中的一点 p 因此引起的迭代参数 \vec{v} 同时作用于 M 中相应的点,以最终实现 M 与 s 的配准。



s 为注入造影剂之前的图; M 为注入造影剂之后某一时点的图; M^* 为对 M 强度校正之后的图。

图2 基于 Demon 及强度校正的乳房 DCE MRI 配准示意图

3.2 图像强度校正

在本文中采用式(4)的模型对 M 进行强度校正得到 M^* :

$$M^*(x) = f(M(x)) + \epsilon \quad (4)$$

其中, M^* 与 S 具有相同的强度特征, f 为待求的强度转换函数, ϵ 是随时间变化的噪声。

文献[12]说明通过最小二乘法可得到医学图像强度转换函数 f 的最优近似解 f' ,由于乳房组织的弹性和异质性, f 是非线性的,在本文中应用具有解决复杂模式改变问题的多项式来描述该强度变换模型,见式(5)。

$$M^*(x) = a_0 + a_1 M(x) + a_2 M(x)^2 + \dots + a_d M(x)^d \quad (5)$$

其中, $a = (a_0, a_1, \dots, a_d)$ 为多项式系数, d 为多项式的最高项次数,应用最小二乘法原理求 a 的估计值 \hat{a} ,则有:

$$\hat{M}^*(x) = \hat{a}_0 + \hat{a}_1 M(x) + \hat{a}_2 M(x)^2 + \dots + \hat{a}_d M(x)^d \quad (6)$$

分别对 M 与 s (与 M^* 有相同的图像强度) 中的各组织进行分割并求取 n 个样本点,则求:

$$\min_{i=1}^n r_i(x)^2 = \min_{i=1}^n [M^*(x) - \hat{M}^*(x)]^2 \quad (7)$$

可计算得 a 的估计值 \hat{a} ,其中 $r(x) = M^*(x) - \hat{M}^*(x)$ 为残余误差。

确定多项式系数之后,可对 M 进行强度校正得到 M^* ,这样式(3)中图像的变化参数将由图像 M^* 与 s 作用得到参数 \vec{v}^* (见式(8)),该参数同时作用于 M^* 与 M 中对应的点实现形变。

$$\vec{v}^* = (m^* - s) \times \left(\frac{\vec{\nabla}s}{|\vec{\nabla}s|^2 + (m^* - s)^2} + \frac{\vec{\nabla}m^*}{|\vec{\nabla}m^*|^2 + (s - m^*)^2} \right) \quad (8)$$

由于在每次强度变化迭代中,参数的计算都来自于局部图像信息,为了抑制噪声并保证图像的几何连续性,本文采用基于高斯核的正则化策略,这样式(8)可表达为:

$$\vec{v}_{n+1} = G_{\sigma} \otimes \left[(m^* - s) \times \left(\frac{\vec{\nabla} s}{|\vec{\nabla} s|^2 + (m^* - s)^2} + \frac{\vec{\nabla} m^*}{|\vec{\nabla} m^*|^2 + (s - m^*)^2} \right) \right] \quad (9)$$

G_{σ} 是参数为 σ 的高斯过滤器。

4 实验结果和分析

实验中,在 70 个病人的乳房 DCE MRI 数据库中选择了 15 个病人进行研究,病人为俯卧位姿势,单侧环形线圈在注入造影剂之前及之后用梯度回归扫描技术做 T1 扫描,分别在 9 个时间点上得到 512×512 的序列图像。

在实验中,根据乳房组织的种类,经过多个样本的实验计算将多项式的次数选为 5,病人数据被分为三组,第一组为具有一种相同病情的病人,第二组为具有两种不同病情的病人,第三组中为两种以上不同病情的病人,分别选取样本数据确定多项式系数。实验中对未配准的图像,经仿射变换配准、初始 Demon 算法配准、基于 B-样条的自由形变配准(FFD)以及本文提出的模型配准的图像相减(增强之后的图像减去增强之前的图像)得到了减影图像并分别进行了比较。

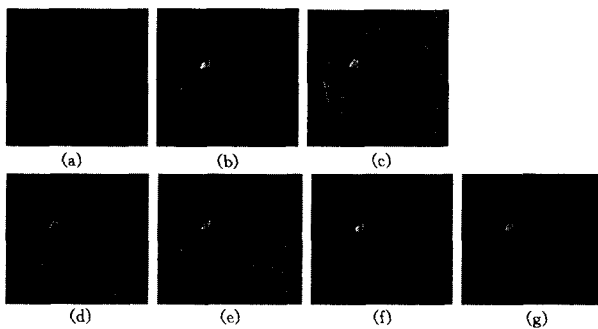
其中 Demon 算法与 FFD 算法作用在仿射变换配准的基础上,从粗到细($128 \times 128 \rightarrow 256 \times 256 \rightarrow 512 \times 512$)分为 3 层进行配准,对于 FFD 算法选择 30×30 个控制点进行形变。为了测试本文所提算法的性能,我们使用配准算法的量化评估指标归一化互信息(NMI)式(10)及互相关因子(CC)式(11)对算法进行评估。

$$NMI = \frac{H(S) + H(R(M))}{H(S, R(M))} \quad (10)$$

$$CC = \frac{\sum (S - \bar{S}) + (R(M) - \bar{R(M)})}{\sqrt{\sum (S - \bar{S})^2 + \sum (R(M) - \bar{R(M)})^2}} \quad (11)$$

其中, $R(M)$ 是图像 M 经配准后的图像, $H(S)$ 和 $H(R(M))$ 分别是图像 M 和 $R(M)$ 的熵。

图 3 显示了第二组中一个病人的实验例子,图 3(a)和图 3(b)分别是病人第一个图像序列(注入造影剂之前)和第 5 个图像序列(注入造影剂之后图像的强度趋于稳定)中对应的一个切片图像。图 3(c)~图 3(g)分别显示了对图 3(a)和图 3(b)没有配准(N-R)、仿射变换配准(Affine)、单纯 demon 算法配准(O-Demon)、FFD 算法配准以及应用本文方法进行配准(P-Demon)后的减影图像。



(a)注入造影剂之前的图像;(b)注入造影剂之后的图像;(c)没有配准的减影图像;(d)~(g)分别为仿射变换配准、单纯使用 Demon 算法配准、FFD 算法配准以及应用本文的方法进行配准后的减影图像

图 3 不同配准算法的实验结果比较

图 4 显示了 3 组实验中按照 NMI 及 CC 评估参数进行配准性能比较的结果,结果显示对于乳房 DCE MRI,单纯使用 Demon 算法与仿射变换算法的性能近似。但是,在进行强度校正后, Demon 算法的性能被显著地改善。实验中还发现,通过对图像进行强度校正,在病人具有相同病变组织或两种不同病变组织的情况下, Demon 算法甚至比 FFD 算法具有更好的性能,但是当病人的病情在两种以上时,算法性能明显下降。这是因为乳房不同的病变将在图像中随着时间表现出不同的强度变化特征,我们将对此做进一步的研究。

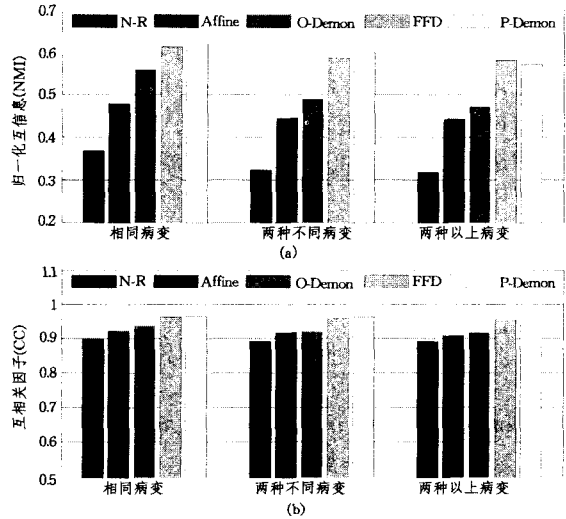


图 4 基于 NMI(图(a))与 CC(图(b))的配准性能比较

在实验中,本文提出的方法与 FFD 算法相比在配准准确度近乎相同的情况下具有更高的效率。在 MATLAB 7.0 环境下,对于两个序列中的图像(每个序列中有 48 幅 512×512 的切片图像),应用该方法在 Intel Core 2 Duo E4600 PC 上运行用时约 7mins,应用 30×30 控制点的 FFD 方法在相同的软硬件环境下用时约 25mins。

结束语 本文提出了一种将强度校正与 Demon 算法相结合的应用于乳房 DCE MRI 图像的配准方法。根据乳房在动态核磁共振成像中的变换模型,应用多项式理论对图像强度进行校正,有效克服了 Demon 算法不适合乳房 DCE MRI 这种组织强度发生变化的图像的配准问题。实验中 NMI 和 CC 被用于评估算法的性能,通过对不同算法的比较,说明该方法比单纯使用 Demon 算法提供了更好的配准效果,在与常用的 FFD 配准算法相比及在性能近乎相同的情况下该算法显著地快于 FFD,为乳房 DCE MRI 图像的配准提供了一条新的途径。

参考文献

- [1] Hayon P, Brady M, Tarassenko L, et al. Analysis of dynamic MR breast images using a model of contrast enhancement[J]. Medical Image Analysis, 1996, 1(3): 207-224
- [2] Behrens S, Laue H, Althaus M, et al. Computer assistance for MR based diagnosis of breast cancer: Present and future challenges[J]. Computerized Medical Imaging and Graphics, 2007, 31: 236-247
- [3] Rueckert D, Sonoda LI, Hayes C, et al. Nonrigid registration using free-form deformation; application to breast MR images[J]. IEEE Trans Med Imaging, 1999, 18: 712-721

(下转第 268 页)

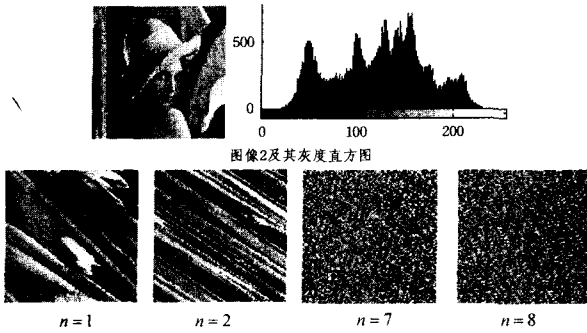


图8 不同迭代加密次数 n 对应的加密效果

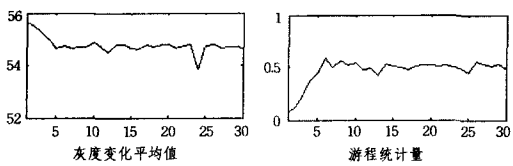


图9 评价准则与加密次数的变化关系

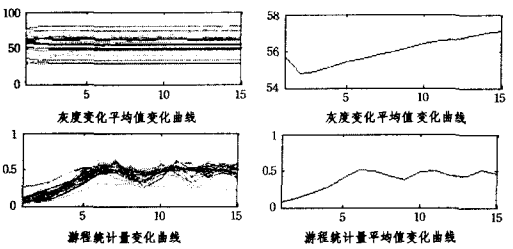


图10 多幅图像加密次数与加密效果评价准则之间的变化关系

为了揭示评价准则与图像大小之间的关系,下面对 20 幅不同大小的灰度图像分别进行了 15 次迭代加密,每一次加密后计算相应的评价指标取值,其中图像大小从 128×128 到 1024×1024 不等。图 10 给出了多幅图像加密次数与评价指标——灰度变化平均值和游程统计量之间的变化关系。结果表明,灰度变化平均值不仅与迭代次数紧密相关,而且对于不同大小的图像,其加密图像的灰度变化平均值取值差异较大,这意味着在对不同大小的图像加密效果进行客观评价时,灰度变化平均值的取值在不同图像之间不具有可比性。此外,其平均值变化曲线与主观评价结果一致性也较差。而本文定义的游程统计量取值对不同大小图像虽然也会有变化,但是在经过多次迭代加密以后,其取值范围介于 0.3~0.6 之间,取值范围跨度较小。该性质能保证在对不同大小图像加密效

果进行比较时评价效果的有效性,而且游程统计量的平均值变化曲线与主观评价结果也基本一致。

结束语 本文给出了两个新的图像加密效果评价方法:直方图均衡度和游程统计量。这两种评价准则的计算仅与加密的结果图像有关,不依赖于原始图像信息,便于实际应用。实验结果表明,这两个评价指标的取值与主观评价结果一致性较好,受图像大小变化的影响较小,更适合于对不同大小图像的加密效果进行客观评价。

参考文献

- [1] Behnia S, Akhshani A, Mahmodi H, et al. A novel algorithm for image encryption based on mixture of chaotic maps[J]. *Chaos solitons & fractals*, 2008, 35: 408-419
- [2] 陈刚, 赵晓宇, 李均利. 一种自适应的图像加密算法[J]. *软件学报*, 2005, 16(11): 1975-1982
- [3] Wong K-W, Kwok B S-H, Law W-S. A fast image encryption scheme based on chaotic standard map[J]. *Physics letters A*, 2008, 372: 2645-2652
- [4] 张翌维, 王育民, 沈绪榜. 基于混沌映射的一种交替结构图像加密算法[J]. *中国科学(E辑)*, 2007, 37(2): 183-190
- [5] Liu Zhengjun, Liu Shutian. Double image encryption based on iterative fractional Fourier transform[J]. *Optics communications*, 2007, 275: 324-329
- [6] 侯启核, 杨小帆, 王阳生, 等. 一种基于小波变换和骑士巡游的图像置乱算法[J]. *计算机研究与发展*, 2004, 41(2): 369-375
- [7] 柏森, 胡中豫, 吴乐华, 等. *通信信息隐匿技术*[M]. 北京: 国防工业出版社, 2005
- [8] 徐江峰, 杨有. 加密图像置乱性能分析[J]. *计算机科学*, 2006, 33(3): 110-113
- [9] 陈燕梅, 张胜元. 基于交叉熵的数字图像置乱程度评价方法[J]. *中国图象图形学报*, 2007, 12(6): 997-1001
- [10] Ausloos M, Dirickx M. *The logistic map and the route to chaos*[M]. Springer, 2006
- [11] Alvarez G, Montoya F, Romera M, et al. Breaking two secure communication systems based on chaotic masking[J]. *IEEE transactions on circuits and systems-II*, 2004, 51(10): 505-506
- [12] Parker A T, Short K M. Reconstructing the keystream from a chaotic encryption scheme[J]. *IEEE transactions on circuits and systems-I Fundamental theory and applications*, 2001, 48(5): 624-630
- [13] Habutsu T, Nishio Y, Sasase I, et al. A secret cryptosystem by iterating a chaotic map[A] // *Advances in Cryptology EU-ROCRYPT'91*[C]. Berlin: Springer-Verlag, 1991: 127-140
- [14] 马在光, 丘水生. 基于广义猫映射的一种图像加密系统[J]. *通信学报*, 2003, 24(2): 51-57
- [15] Mao Wenbo. *Modern Cryptography: Theory and Practice*[M]. Prentice Hall, 2003

(上接第 263 页)

- [4] Lucht R, Knopp M V, Brix G. Elastic matching of dynamic MR mammographic images[J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2000, 43: 9-16
- [5] Martel A L, Froh M S, Brock K K, et al. Evaluating an optical-flow-based registration algorithm for contrast-enhanced magnetic resonance imaging of the breast[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2007, 52: 3803-3816
- [6] Mainardi L, Passera K M, Lucasoli A, et al. A Nonrigid Registration of MR Breast Images Using Complex-valued Wavelet Transform[J]. *Journal of Digital Imaging*, 2008, 21(1): 27-36
- [7] Thirion J P. Image matching as a diffusion process: an analogy with Maxwell's demons[J]. *Medical Image Analysis*, 1998, 2: 243-260
- [8] Pennec X, Cachier P, Ayache N. Understanding the "Demon's Algorithm": 3D Non-Rigid registration by Gradient Descent [C] // 2nd Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention-MICCAI, 99. 1999: 597-605

- [9] Wang He, Dong Lei, O' Daniel J, et al. Validation of an accelerated 'demons' algorithm for deformable image registration in radiation therapy[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2005, 50: 2887-2905
- [10] Hayton P, Brady M, Tarassenko L, et al. Analysis of dynamic MR breast images using a model of contrast enhancement[J]. *Med. Image Anal.*, 1997, 1: 207-224
- [11] Kuhl C K, Mielcarek P, Klaschik S, et al. Dynamic breast MR imaging: are signal intensity time course data useful for differential diagnosis of enhancing lesions? [J]. *Radiology*, 1999, 211: 101-110
- [12] Roche A, Malandain G, Ayache N, et al. Toward a better comprehension of similarity measures used in medical image registration[C] // Proc. 2nd Int. Conf. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'99). vol. 1679, Oct. 1999: 555-566