

肝脏多 b 值扩散加权图像的三维配准

张文华 刘晓鸽 王沛沛 刘静静 程敬亮

郑州大学第一附属医院磁共振科 郑州 450052

(15626045800@163.com)

摘要 针对肝脏扩散加权图像采集过程中病人的呼吸运动以及 b 值较高时图像的变形会导致不同 b 值的图像间出现偏差,提出一种新的三维配准算法以提高多 b 值扩散图像间的重叠率。应用体素不相干运动(intra-voxel incoherent motion,IVIM)模型,对图像进行参数拟合得到拟合精度,然后利用拟合精度构造权重矩阵对图像中不同位置自适应地加权自由形变(Free-Form Deformation,FFD)实现多 b 值弥散图像的精确配准。12 组图像经过配准后,不同 b 值图像之间的重叠率明显高于配准前,在 b 值较高时效果更加明显,其差异具有统计学意义。本文提出的方法具有优良的配准效果,能够帮助临床诊断进行精确的量化分析。

关键词: 扩散加权图像;三维配准;体素不相干运动模型;自由形变

中图法分类号 TP391

3D Registration for Multi- b -value Diffusion Weighted Images of Liver

ZHANG Wen-hua, LIU Xiao-ge, WANG Pei-pei, LIU Jing-jing and CHENG Jing-liang

Department of Magnetic Resonance, the First Affiliated Hospital of Zhengzhou University, Zhengzhou 450052, China

Abstract Diffusion-weighted images with different b values have misalignments due to patients' respiratory movement during acquisition process and the image distortion when the b value is high. This paper proposes a new 3D registration algorithm to improve the overlapping rate of 3D multi- b -value diffusion-weighted images. Fitting accuracy is obtained by fitting DW images with intra-voxel incoherent motion (IVIM) model and then a weight matrix is constructed. The precise registration is performed by free-form deformation(FFD)which is weighted by the weight matrix adaptively. The overlapping rate of 12 series of multi- b -value DW images is obviously approved after registration especially for higher b -value images and the difference is significant. The proposed method has excellent registration property and is helpful for accurate quantitative analysis in clinical diagnosis.

Keywords Diffusion weighted images, 3D registration, Intra-voxel incoherent motion model, Free form deformation

1 前言

扩散加权成像(Diffusion Weighted Imaging, DWI)在临床诊断中有着广泛应用。通过观察机体水分子扩散运动的受限情况,可以了解生物体的生理、病理以及代谢功能状态^[1]。国内外的大量研究表明 DWI 在肝脏疾病诊断方面有重要价值^[2-4]。综合量化分析 DWI 图像中的表观扩散系数(Apparent Diffusion Coefficient, ADC),可以了解病变组织的病理成分,不但可以在一定程度上鉴别肿瘤分化级别,还可以应用于疾病的预后诊疗。肝脏 DW 成像有自由呼吸、屏气、呼吸触发及导航触发 4 种方式^[5]。自由呼吸采集的图像容易受到呼吸、心脏及肠蠕动的影响而出现运动位移。屏气虽然能在一定程度上减少运动伪影,但是需要受检者高度配合。一般在呼气末开始屏气采集,需要多次屏气才能完成扫描。呼吸触发和导航触发扫描时间相对更长,且与受检者呼吸的频率相关。在受检者呼吸幅度和频率不规律的情况下,不仅扫描时间会延长,图像质量也会降低。图像采集之后通过配准也能有效地减少运动伪影,得到更加精确的量化值。针对腹部图

像的特性,大部分研究用非刚性配准算法进行处理^[6-8]。基于自由形变模型的配准是一种广泛应用的非刚性配准算法,它结合了描述全局运动的仿射变换和描述局部变换的自由形变,能够灵活地模拟腹部的运动。考虑到 DW 图像随 b 值增大而导致的信号衰减,本文在传统 FFD 模型的基础上进行改进。首先利用 IVIM 模型对图像进行拟合得到各项参数值与拟合数据,然后计算拟合精度和权重矩阵。在配准过程中权重矩阵自适应地加权 FFD 的变形步长,得到更加平滑的变形场和更加精准的配准结果。

2 方法

2.1 实验数据

本研究采用西门子 Prisma 3.0T 扫描仪获得实验数据。扫描时受检者自由呼吸,各项参数为:TR 5 200 ms, TE45 ms, 层厚 5 mm, 层间距 1 mm, 层数 35, FOV 380mm×285mm, 分辨率 1.0mm×1.0mm, b 值分别为 0, 10, 20, 50, 80, 120, 200, 300, 500, 800, 1 200 (单位为 mm^2/s)。

2.2 配准过程

根据 IVIM 理论^[9], 信号衰减与 b 值之间的关系表述为:

基金项目:河南省医学科技攻关计划省部共建项目(201701011)

This work was supported by the Medical Science and Technology Project of Henan Province(201701011).

通信作者,程敬亮(cjr.chjl@vip.163.com)

$$S_b = S_0 \cdot [(1-f) \cdot e^{-bD} + f \cdot e^{-bD^*}] \tag{1}$$

其中, f 为灌注分数, D 为扩散系数, D^* 为假扩散系数, S_b 表示 $b = [0, 10, \cdots, 1200]$ 时的信号强度。首先对多 b 值扩散加权图像进行拟合, 得到参数 D, f, D^* 的值, 然后根据式 (1) 得到不同 b 值下拟合的信号强度 S_b^* 。理想情况下, 信号强度随着 b 值的增加呈指数衰减。但是由于生理运动导致的位移以及图像不均匀性的影响, 实际的信号强度拟合会有偏差。统计学中常用的 R^2 可以用来表述这种偏差:

$$R^2 = 1 - \frac{\sum (S - S^*)^2}{\sum (S - \bar{S})^2} \tag{2}$$

其中, S 和 S^* 分别为所有 b 值下的 S_b 和 S_b^* 构成的向量, $\bar{S}$ 为 S 的平均值, R^2 越大表示拟合效果越好。于是通过 R^2 定义一个指数函数形式的权重:

$$\omega = e^{-\alpha \cdot R^2} \tag{3}$$

其中, α 是用来放大 R^2 与权重因子之间差异的参数, 实验中的取值为 2。由式 (3) 可知, 拟合精度越高的地方权重小, 反之亦然。

传统 FFD 模型的目标函数为:

$$E(T) = -E_{\text{similarity}}(R, T(F)) + \lambda \cdot E_{\text{smooth}}(T) \tag{4}$$

其中, R, F 分别为参考图像和浮动图像, T 为变形场, $E_{\text{similarity}}$ 为相似性测度项, E_{smooth} 为变形场平滑项, λ 为两项之间的平衡参数。互信息在配准研究中具有广泛的适用性和鲁棒性, 因此本文将其作为相似性测度。配准过程中 T 使用梯度下降法进行迭代更新, 其计算公式为:

$$T^{i+1} = T^i + \mu \frac{\nabla E}{|\nabla E|} \tag{5}$$

其中, ∇E 为目标函数的梯度向量, 算法在代价函数达到一个局部最优值后停止。加入权重之后, 变形场的计算公式变为:

$$T^{i+1} = T^i + \mu \cdot \omega \cdot \frac{\nabla E}{|\nabla E|} \tag{6}$$

拟合精度引导 FFD 的优势在于能够将信号衰减包含到变形场的更新过程中, 根据 R^2 自适应地调整变形步长, 最终得到更好的配准效果。我们将所提出的算法简称为 R^2 -FFD, 整个算法的流程如图 1 所示。

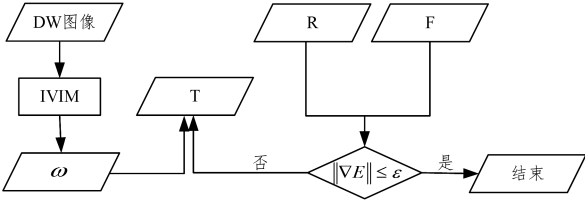


图 1 R^2 -FFD 配准过程

Fig. 1 Registration process of R^2 -FFD

3 结果

本文使用医学图像配准工具包 (Medical Image Registration Toolbox, MIRT) 在 MATLAB2016a 上进行实验, 配准过程中以 b_0 图像为参考图像, 其他 b 值的图像为浮动图像。

为了得到精确的量化结果, 由本科室经验丰富的诊断医师使用 ITK-SNAP 软件为每组数据逐层勾画出肝脏边界并融为 VOI, 然后计算不同 b 值的浮动图像与参考图像之间的 Dice 相似度, 其计算公式如下:

$$Dice(R, F) = 2 \times \frac{R \cap F}{R + F} \tag{7}$$

如表 1 所列, 每组数据上面一行表示的是配准前的 Dice 相似度, 下面一行表示的是配准后得到的 Dice 相似度。由表 1 可知, 配准后的图像有更高的 Dice 相似度, 在高 b 值的扩散加权图像中提升更为明显。配对 t 检验得到的 p 值均小于 0.05, 说明本文方法对于配准效果的提升是有统计学意义的。

表 1 Dice 相似度
Table 1 Dice similarity ratio

编号	$b=10$	$b=20$	$b=50$	$b=80$	$b=120$	$b=200$	$b=300$	$b=500$	$b=800$	$b=1200$	p 值
1	0.931	0.933	0.929	0.928	0.924	0.923	0.919	0.920	0.917	0.905	$<10^{-3}$
	0.950	0.949	0.945	0.942	0.942	0.940	0.936	0.937	0.932	0.922	
2	0.917	0.906	0.901	0.892	0.892	0.881	0.878	0.846	0.839	0.817	0.0028
	0.931	0.932	0.925	0.928	0.920	0.915	0.912	0.905	0.901	0.888	
3	0.935	0.933	0.930	0.932	0.926	0.925	0.920	0.917	0.917	0.908	$<10^{-3}$
	0.952	0.951	0.952	0.948	0.945	0.947	0.935	0.937	0.936	0.925	
4	0.926	0.915	0.927	0.927	0.919	0.920	0.921	0.921	0.916	0.885	$<10^{-3}$
	0.948	0.951	0.950	0.946	0.943	0.935	0.931	0.937	0.936	0.913	
5	0.939	0.936	0.941	0.930	0.934	0.932	0.924	0.916	0.913	0.901	0.0349
	0.946	0.941	0.945	0.940	0.942	0.936	0.938	0.934	0.927	0.924	
6	0.932	0.932	0.929	0.921	0.920	0.913	0.903	0.898	0.889	0.880	0.0065
	0.947	0.943	0.949	0.940	0.929	0.930	0.934	0.926	0.922	0.911	
7	0.938	0.937	0.933	0.927	0.926	0.918	0.909	0.902	0.897	0.883	0.0343
	0.943	0.941	0.946	0.941	0.934	0.931	0.925	0.926	0.921	0.916	
8	0.933	0.934	0.930	0.922	0.920	0.913	0.904	0.897	0.889	0.885	0.0053
	0.946	0.948	0.943	0.940	0.940	0.933	0.930	0.925	0.922	0.914	
9	0.933	0.926	0.930	0.928	0.922	0.924	0.922	0.911	0.901	0.896	$<10^{-4}$
	0.956	0.945	0.951	0.953	0.947	0.955	0.952	0.947	0.940	0.925	
10	0.915	0.918	0.917	0.916	0.918	0.900	0.908	0.896	0.889	0.877	$<10^{-3}$
	0.938	0.933	0.932	0.932	0.934	0.929	0.930	0.931	0.920	0.917	
11	0.936	0.932	0.922	0.923	0.922	0.926	0.927	0.924	0.906	0.907	$<10^{-5}$
	0.952	0.950	0.946	0.958	0.949	0.951	0.951	0.948	0.947	0.938	
12	0.934	0.938	0.935	0.927	0.925	0.931	0.925	0.906	0.908	0.893	$<10^{-4}$
	0.954	0.952	0.948	0.945	0.946	0.950	0.943	0.944	0.940	0.928	

结束语 常规上腹部检查前患者需要禁食禁水 8 小时,以避免胃部内容物过多等因素对胰胆管成像造成影响。对于肝占位等疾病,通常还需要同时进行平扫与动态增强,以得到各期增强图像的明确性质^[10]。检查过程通过自由呼吸方式采集 DW 图像能够缩短检查时间且避免了部分患者无法屏气配合的情况,但是会造成图像质量下降。目前对于腹部 DW 图像配准的研究较少,基本上都是采用非刚性配准算法进行的。本文旨在通过改进 FFD 模型实现三维 DW 图像的精确配准,该算法的有效性在二维 DW 图像上已经得到验证^[11]。由于 Prisma 机器优良的成像性能以及采集图像时设置了较高的平均激励次数,配准前重叠率也相对较高,但是经过配准减小了信号衰减对图像对准程度的影响,由此得到的 ADC 等量化值更加有助于临床诊断。本文方法不仅适用于上腹部,对其他部位的 DW 图像同样有效。

参 考 文 献

[1] DIETRICH O,BIFFAR A,BAUR-MELNYK A,et al. Technical aspects of MR diffusion imaging of the body[J]. European journal of radiology. 2010,76(3):314-322.

[2] SANKOWSKI A J,WIKLA J B,NOWICKI M L,et al. The clinical value of MRI using single-shot echoplanar DWI to identify liver involvement in patients with advanced gastroenteropancreatic-neuroendocrine tumors (GEP-NETs),compared to FSE T2 and FFE T1 weighted image after i. v. Gd-EOB-DTPA contrast enhance[J]. Medical Science Monitor International Medical Journal of Experimental & Clinical Research. 2012, 18(5): MT33-40.

[3] ZHANG J,QIU Q,DUAN J,et al. Impact of multi-b-value on texture features of DWI in liver cirrhosis[J]. Chinese Journal of Medical Imaging Technology. 2018,34(4):610-615.

[4] ALIYA A Z Z,WANG Y L,WANG H,et al. Multi-b-value DWI imaging in the Diagnosis of Liver Infection Disease[J]. Chinese Computed Medical Imaging,2021(2):134-138.

[5] JEROME N P,ORTON M R,D' ARCY J A,et al. Comparison of free-breathing with navigator-controlled acquisition regimes in abdominal diffusion-weighted magnetic resonance images: Effect on ADC and IVIM statistics[J]. Journal of Magnetic Resonance Imaging:JMRI. 2014,39(1):235-240.

[6] KURUGOL S,FREIMAN M,AFACAN O,et al. Motion Compensated Abdominal Diffusion Weighted MRI by Simultaneous Image Registration and Model Estimation (SIR-ME)[J]. Medical Image Computing and Computer-assisted Intervention:MICCAI International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention. 2015,9351:501-509.

[7] VEERARAGHAVAN H,DO R K,REIDY D L,et al. Simultaneous segmentation and iterative registration method for computing ADC with reduced artifacts from DW-MRI[J]. Medical Physics. 2015,42(5):2249-2260.

[8] KORNAROPOULOS E N,ZACHARAKI E I,ZERBIB P,et al. Deformable group-wise registration using a physiological model: Application to diffusion-weighted MRI[C]//2016 IEEE International Conference on Image Processing (ICIP). 2016.

[9] OSCAR J,MATS A,MIKAEL M,et al. Comparison of methods for estimation of the intravoxel incoherent motion (IVIM) diffusion coefficient (D) and perfusion fraction (f) [J]. Magnetic Resonance Materials in Physics Biology & Medicine,2018(31): 715-723.

[10] ZHAO L Q,ZHOU W B,LI B F,et al. Value of liver MRI specific trast agent Gd-EOB-DTPA in diagnosis and differential diagnosis of liver tumors[J]. China Medicine and Pharmacy,2019 (13):150-152.

[11] ZHANG W H,ZHANG M H,GUO Y H,et al. Fitting accuracy guided registration for Diffusion weighted images[J]. Computer Science,2018,45(5):243-249.



ZHANG Wen-hua, born in 1992, master. His main research interest is medical image processing.



CHENG Jing-liang, born in 1964, Ph.D., professor, Ph.D supervisor. His main research interests include diagnosis of CT and MRI.