

基于 FEM 方法的医学图像配准的预测矫正系统

龚 达

(南京东南大学 生物科学与医学工程系影像科学与技术实验室,江苏 南京 210096)

摘 要: 为了对非刚体医学图像进行配准,设计了一种基于有限单元方法的非刚体配准算法。但由于配准过程只用了单元节点的局部图像信息,所以算法本身对比较大的形变不敏感。因此,采用一种基于黏滞流体模型的变形方法作为预测矫正系统。

关键词: 非刚体; 医学图像; 配准; 有限单元模型; 黏滞流体模型

中图分类号: TP391.41; R814.42 **文献标识码:** A **文章编号:** 1671-8798(2003)02-0086-04

传统的刚体配准方法已经在图像配准领域进入工程应用的阶段,但刚体配准方法有一些固有的缺陷,对于非刚体的形变不能很好反映,而人体组织器官均为非刚体,在医学图像处理领域,非刚体的配准方法是一个具备研究价值的领域。在单纯基于图像信息的非刚体配准方法以外,基于物理模型的配准方法近年来是研究热点。有限单元方法是比较常见的非刚体配准手段之一,但是有限单元方法为了保证配准的精度,通常将单元切分较细,而且在图像处理中一般都采用对本地结构进行计算的方法。因此,对于大形变以及刚体位移较大的情况效果不太理想,需要一些前处理手段来尽量减小此方面对结果求解精度的影响。

1 FEM 方法求解图像配准问题的原理

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,利用变分原理为基础,以及吸收差分格式的思想把高自由度的待定函数归结为求解有限自由度方程的问题。我们在实际工作中采用如下的图像能量表达形式:

$$E = \frac{1}{2} \int_{\Omega} \sigma^T \epsilon d\Omega + \frac{1}{2} \int_{\Omega} [I_1(x+u) - I_2(x)]^2 d\Omega = \\ \frac{1}{2} \int_{\Omega} \epsilon^T D \epsilon d\Omega + \frac{1}{2} \int_{\Omega} [(I_1 - I_2)^2 - 2(I_1 - I_2) \nabla I_1 u + \nabla I_1 u \nabla I_1 u] d\Omega$$

其中 ϵ 、 σ 分别是应变和应力, Ω 是积分区域, x 矢量是一个空间矢量,而 u 矢量是一个位移, I_1 和 I_2 分别是两幅图像, E 是总的能量。 ∇I_1 是原始图像的梯度。 $(I_1 - I_2)^2$ 代表了刚体位移,而 $2(I_1 - I_2) \nabla I_1 u$ 代表了弹性形变部分的能量。由于二维图像不一定能够满足 C^1 连续条件,所以可以把二次项忽略。并且根据有限单元理论可以得到最终求解公式,具体推导过程可以参见文献[1]。注意这个公式推导的过程依据了单元节点能量最小原则,把总的单元能量对节点位移求偏导数,得到下述形式:

$$\int_{\Omega} \sum_{j=1}^3 (B_i^T D B_j + N_i \nabla I_1^T \nabla I_1 N_j) u_j d\Omega = \int_{\Omega} (I_1 - I_2) \nabla I_1^T N_i d\Omega$$

对应于一个三角形单元的位移的求解方程最终可以表示为

收稿日期: 2003-04-12

作者简介: 龚 达(1976—),男,江苏无锡人,在读硕士研究生,主要从事医学图像处理研究及医疗设备研制。

$$\begin{aligned}
Ku &= P \\
u &= (u_1^T \quad u_2^T \quad u_3^T)^T \\
K &= \begin{pmatrix} \int_{\Omega} B_1^T DB_1 d\Omega & \int_{\Omega} B_1^T DB_2 d\Omega & \int_{\Omega} B_1^T DB_3 d\Omega \\ \int_{\Omega} B_2^T DB_1 d\Omega & \int_{\Omega} B_2^T DB_2 d\Omega & \int_{\Omega} B_2^T DB_3 d\Omega \\ \int_{\Omega} B_3^T DB_1 d\Omega & \int_{\Omega} B_3^T DB_2 d\Omega & \int_{\Omega} B_3^T DB_3 d\Omega \end{pmatrix} + \\
&\begin{pmatrix} \int_{\Omega} N_1(\nabla I_1)^T(\nabla I_1)N_1 d\Omega & \int_{\Omega} N_1(\nabla I_1)^T(\nabla I_1)N_2 d\Omega & \int_{\Omega} N_1(\nabla I_1)^T(\nabla I_1)N_3 d\Omega \\ \int_{\Omega} N_2(\nabla I_1)^T(\nabla I_1)N_1 d\Omega & \int_{\Omega} N_2(\nabla I_1)^T(\nabla I_1)N_2 d\Omega & \int_{\Omega} N_2(\nabla I_1)^T(\nabla I_1)N_3 d\Omega \\ \int_{\Omega} N_3(\nabla I_1)^T(\nabla I_1)N_1 d\Omega & \int_{\Omega} N_3(\nabla I_1)^T(\nabla I_1)N_2 d\Omega & \int_{\Omega} N_3(\nabla I_1)^T(\nabla I_1)N_3 d\Omega \end{pmatrix} \\
P &= \begin{pmatrix} \int_{\Omega} (I_1 - I_2)\nabla I_1 N_1 d\Omega & \int_{\Omega} (I_1 - I_2)\nabla I_1 N_2 d\Omega & \int_{\Omega} (I_1 - I_2)\nabla I_1 N_3 d\Omega \end{pmatrix}^T
\end{aligned}$$

其中, K 可以看成刚度矩阵, P 可以看成等效载荷矩阵, 其物理意义和力学的有限元方法还有一些差异。 $\epsilon = Bu$, $\sigma = D\epsilon$, N 是节点的型函数, B 是单元节点的应变矩阵。

2 预测校正系统

2.1 相关的预测校正系统

2.1.1 刚体粗略预较准

由于最终对单元节点位移分量求偏导数时能量的常数项所代表的刚体位移部分被消去, 所以, 从原理上可以知道有限元配准方法对于大的刚体位移是不敏感的。可以对原始图像和目标图像分别计算长短轴, 以及质心, 然后进行轴对齐和质心对齐。其他的刚体配准方法也可以作为预测输入。带有仿射变换的刚体配准方法在作为 ROI(感兴趣区域) 的预测校正条件时, 具有一定的适应性。但是刚体形变本身对图像只作线性的变化, 并不能很有效的解决大形变问题。

2.1.2 FEM 方法本身的预测校正

由于有限元的计算对于节点有 C^1 连续要求, 而在图像的配准过程中, 由于单元数量巨大, 无法一次联立所有的节点进行方程求解, 所以常规的方法在每个单元上进行求解, 这样导致单元节点在各个单元的计算中, 可能出现求解结果位移不一致的情况, 在求解过程中, 采用较大的单元求解, 作为采用较小单元配准的校正数据, 能够在大形变上有一定效果, 但由于 FEM 的算法采用的是局部图像结构, 经过试验, 主要起作用的还是顶点邻域的图像信息, 所以这种方法的效果有限。

2.2 杨氏模量和泊松比的试算方法

实际的实验结果表明, 杨氏模量和泊松比对于求解精度有一定影响。从理论而言, 如果认为介质物理性质单一且各向同性, 对于一幅特定图像, 从理论上来说, 其杨氏模量和泊松比应当为一个常数, 从物理学角度而言, 根据弹性力学相关定义, 常见的各向同性体的弹性常数有 5 个, 分别为拉梅系数, 切变模量, 杨氏模量, 体积弹性模数, 泊松比, 这 5 个常数中的任意 2 个都是相互独立的, 因此只列举 2 个:

常数杨氏模量为单向拉伸或者压缩时正应力与线应变之比, $E = \frac{\sigma}{\epsilon}$;

常数泊松比为单向正应力引起的横向线应变和轴向线应变之比 $\nu = \frac{|\epsilon_h|}{|\epsilon_v|}$

需要注意的是, 这些常数的取得和温度有关系, 对于人体组织, 我们可以粗略认为其处于恒温条件, 所

以,对于同一个组织的某个方向的弹性力学常数可以认为其具有一定的普遍意义。

在实际的计算过程中,我们采用如下方法确定杨氏模量和泊松比,由于对于其弹性形变的评估必须针对整幅图像配准后求解方差以判断参数的有效性,所以和常规的试算方法并无差别,将参数的选取优先考虑刚体位移的准确性,亦即首先对一幅图像作特定的刚性位移,这样某个单元的节点必定符合该刚体位移,则对该单元计算,可得到相关的 u ,将杨氏模量和泊松比作为待定参数。对于原方程有

$$B_i D B_j = \begin{pmatrix} b_i & 0 & c_i \\ 0 & c_i & b_i \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \frac{E}{1-v^2} & \frac{Ev}{1-v^2} & 0 \\ \frac{Ev}{1-v^2} & \frac{E}{1-v^2} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{E}{2(1+v)} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} b_j & 0 \\ 0 & c_j \\ c_j & b_j \end{pmatrix} =$$

$$\begin{pmatrix} \frac{b_i b_j E}{1-v^2} + \frac{c_i c_j E}{2(1+v)} & \frac{b_i c_j v E}{1-v^2} + \frac{c_i b_j E}{2(1+v)} \\ \frac{c_i b_j v E}{1-v^2} + \frac{b_i c_j E}{2(1+v)} & \frac{c_i c_j E}{1-v^2} + \frac{b_i b_j E}{2(1+v)} \end{pmatrix}$$

对应一个节点联立方程可以得到泊松比和杨氏模量

$$A_\Omega \sum_{j=1}^3 B_i^T D B_j u_j = - \int_\Omega N_i \nabla I_1^T \nabla I_1 N_j u_j d\Omega + \int_\Omega [I_1 - I_1(x+u)] \nabla I_1^T N_i d\Omega$$

其中 A_Ω 为单元的面积。即为

$$A_\Omega \begin{pmatrix} \frac{b_1 \sum_j b_j x_j E}{1-v^2} + \frac{c_1 \sum_j c_j x_j E}{2(1+v)} & \frac{b_1 \sum_j c_j y_j v E}{1-v^2} + \frac{c_1 \sum_j b_j y_j E}{2(1+v)} \\ \frac{c_1 \sum_j b_j x_j v E}{1-v^2} + \frac{b_1 \sum_j c_j x_j E}{2(1+v)} & \frac{c_1 \sum_j c_j y_j v E}{1-v^2} + \frac{b_1 \sum_j b_j y_j E}{2(1+v)} \end{pmatrix} =$$

$$- \int_\Omega N_1 \nabla I_1^T \nabla I_1 N_j u_j d\Omega + \int_\Omega [I_1 - I_1(x+u)] \nabla I_1^T N_1 d\Omega$$

联立的二元非线性方程组是杨氏模量和泊松比的近似值的约束条件,可以取 $I_1(x) - I_1(x+u)$ 为零值,而刚体位移在实际使用中采用将原图像在 x, y 方向作单位位移即可。按照运算速度优先的原则,对感兴趣区域取一个单元,对这个单元求解得到杨氏模量和泊松比即可。为了提高精度,也可以分区域进行求解前的试算,但是必须保证区域边界的一阶导数连续,否则无法得到正确的解。

2.3 黏滞流体模型

对于大形变,我们采用另一种方法加以处理。假设有限单元网格为一个黏滞的流体,流体在内力作用下流动去拟合待配准的体积图像。经过一段时间后,内力消失,流体停止流动。

对于原始的 FEM 方法,能量表达形式可以写成:

$$E = \frac{1}{2} \int_\Omega \sigma^T \epsilon d\Omega + \int_\Omega F u d\Omega = \int_\Omega \sum_{i=1}^3 u_i^T B_i^T D \sum_{j=1}^3 (B_j u_j) d\Omega + \int_\Omega \sum_{i=1}^3 F_i N_i u_i d\Omega$$

$$\text{对 } u_i \text{ 求偏导数得到} \quad \int_\Omega \sum_{i=1}^3 B_i^T D B_j u_j d\Omega = - \int_\Omega F_i N_i d\Omega$$

对于一个三角形单元,其表示形式为

$$K' u = P'$$

$$u = (u_1^T u_2^T u_3^T)^T$$

$$K' = \begin{pmatrix} \int_{\Omega} B_1^T DB_1 d\Omega & \int_{\Omega} B_1^T DB_2 d\Omega & \int_{\Omega} B_1^T DB_3 d\Omega \\ \int_{\Omega} B_2^T DB_1 d\Omega & \int_{\Omega} B_2^T DB_2 d\Omega & \int_{\Omega} B_2^T DB_3 d\Omega \\ \int_{\Omega} B_3^T DB_1 d\Omega & \int_{\Omega} B_3^T DB_2 d\Omega & \int_{\Omega} B_3^T DB_3 d\Omega \end{pmatrix}$$

$$P' = \left(- \int_{\Omega} F_1 N_1 d\Omega \quad - \int_{\Omega} F_2 N_2 d\Omega \quad - \int_{\Omega} F_3 N_3 d\Omega \right)^T$$

内力由具体作用在边界上的外力通过某种衰减规律获得。外力 F 的方向和大小由对应解剖点之间的关系确定,然后按照衰减关系逐步分解到各级单元节点,直到 F 完全衰减。 F 的衰减关系按照从起始节点沿着有向通路所到达目标节点的长度在外力方向上的投影进行衰减,也可以按照从力所移置的作用节点经过相应单元的边到达目的节点构成的有向通路的长度,对单位长度设置相应的衰减比率,进行衰减计算。因内力具体分配到每个节点,故每个节点上的受力状况应该相等。但是,由于是对每个单元求解,不一定满足每个节点在每个单元求得的位移都相等,所以我们需要一个仲裁策略,可以用位移矢量和外力矢量夹角最小的作为有效的输出,也可以选取能量最大或者能量最小以及求能量分布中心等其他仲裁规则,对应鼓励各种希望的图像单元位移解。

3 实验结果

试验步骤为事先对白质部分选取标志点进行流体黏滞模型配准后,再用小变形的 FEM 方法进行白质部分配准计算,最后和目标图像其余部分融合所得结果(见图 1~3)。

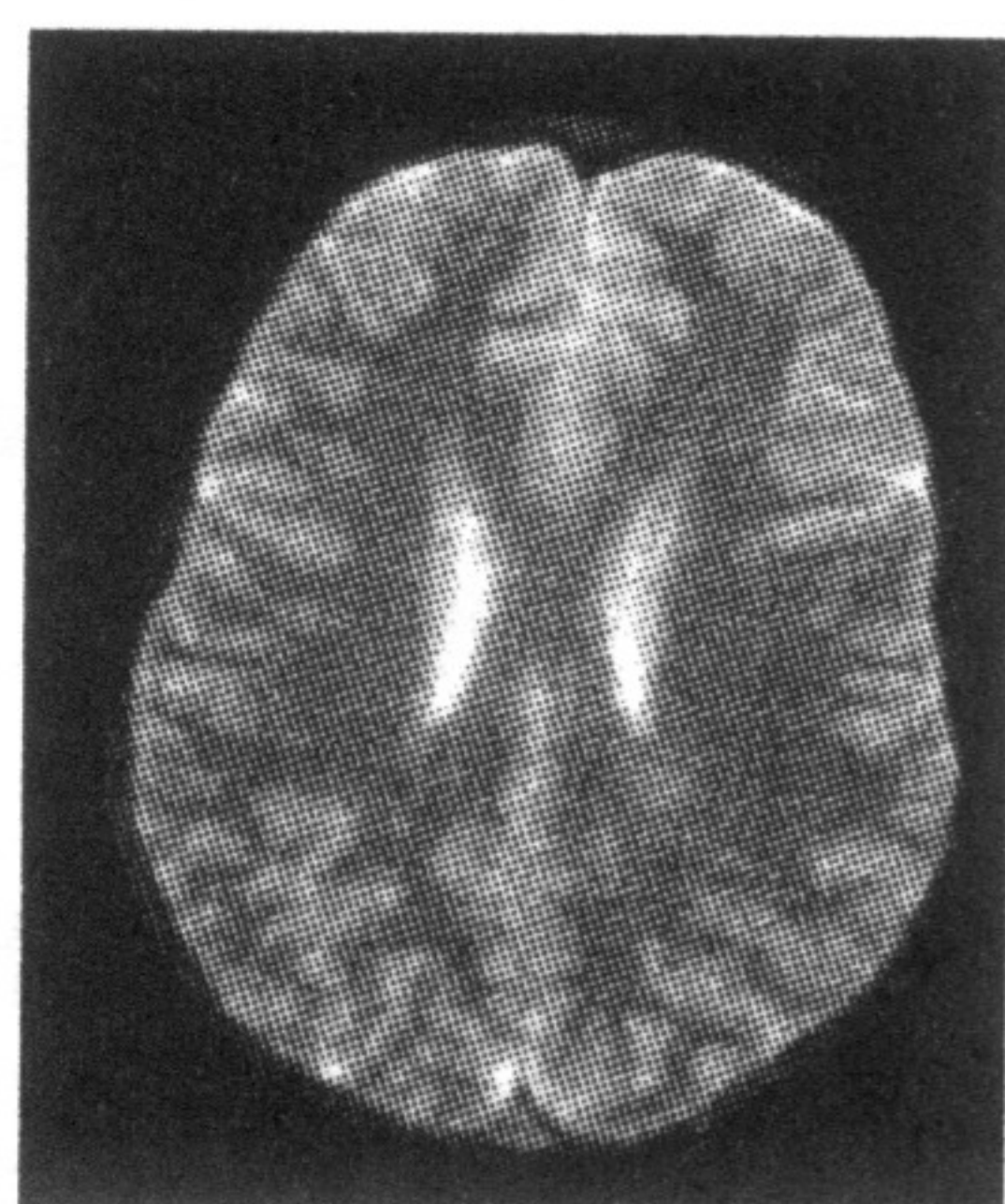


图1 原始图像

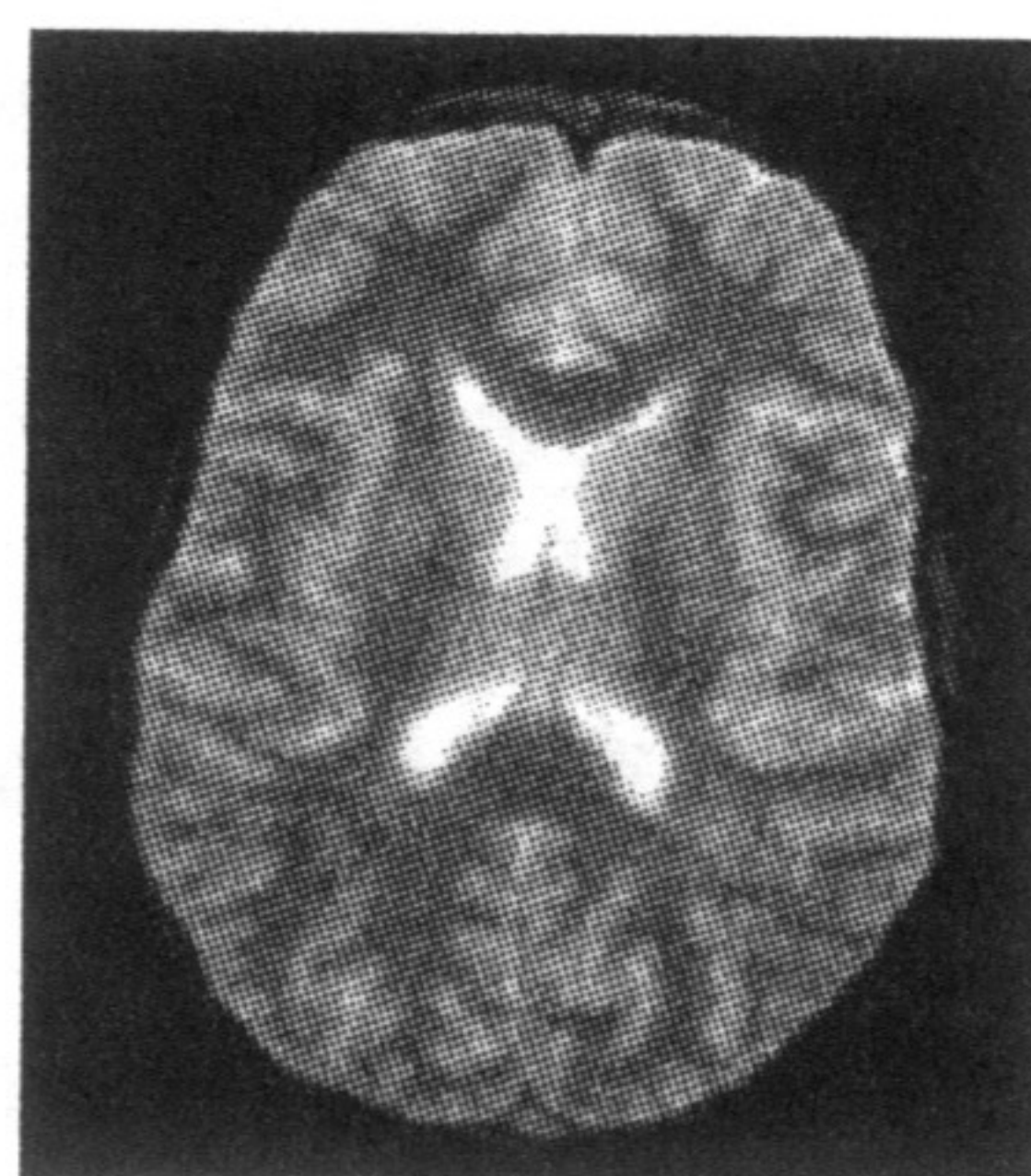


图2 目标图像

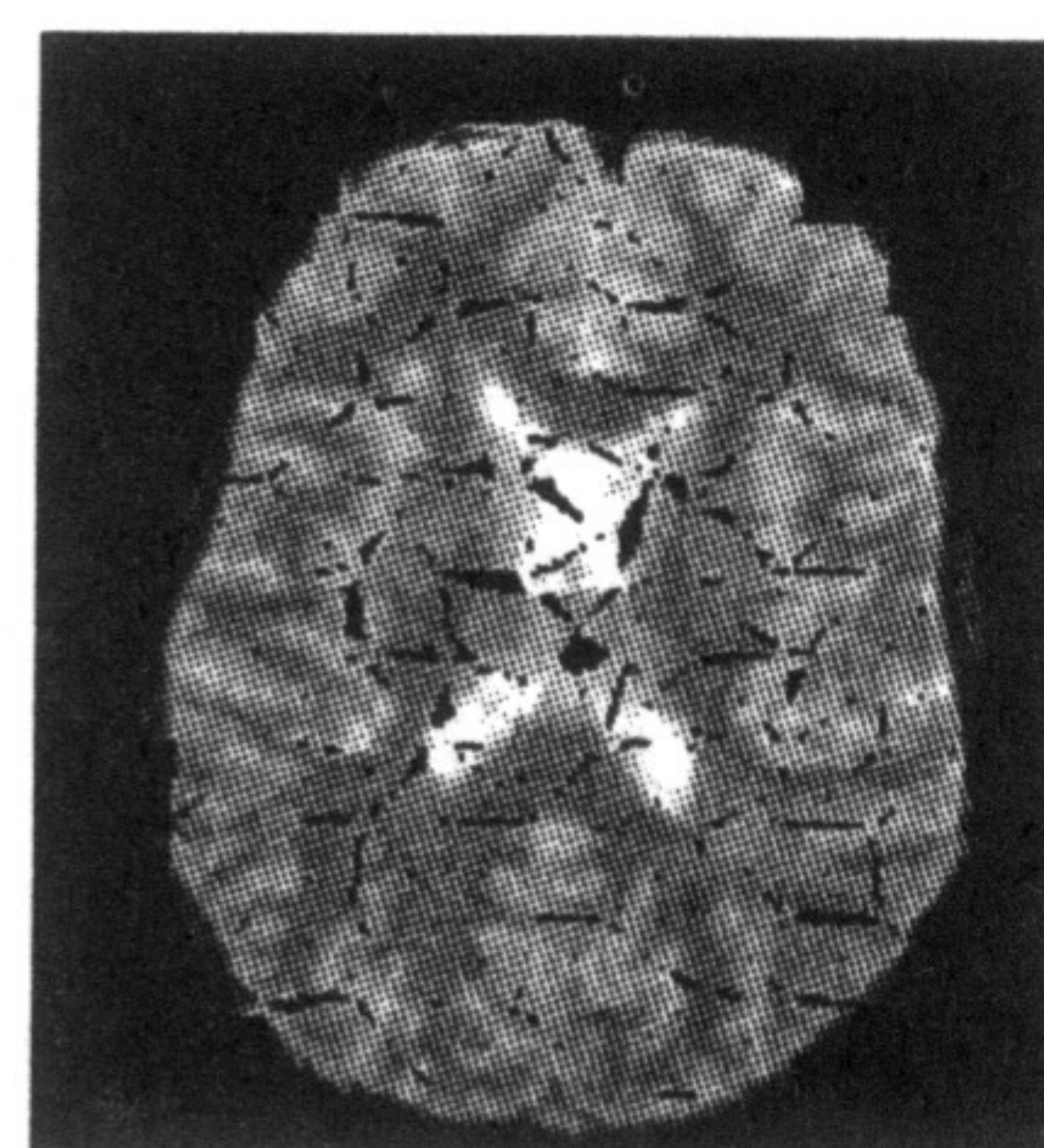


图3 融合后的结果图像

参考文献:

- [1] Matthieu Ferrant. 3D image matching using a finite element based elastic deformation model[EB/OL]. <http://www.kent.ac.uk/kimhs/mic99/toc.html>, 2003-03-20.
- [2] WANG Yong-mei. Elastic model based non-rigid registration incorporating statistical shape information[EB/OL]. http://www.informatik.uni-trier.de/~ley/db/conf/miccai/miccai_2000.html, 2003-03-20.

Predictive emendation system of medical image registration based on FEM

GONG Da

(Lab of Image Science and Technology, Biomedical Engineering of Southeast University, Nanjing 210096, China)

Abstract: To describe a solution of non-rigid medical image registration, a FEM-based algorithm was developed. Because of the principle of the registration was based on local information of the elements' nodes, the FEM-based algorithm was not sensitive to bigger deformation of the image. Another algorithm was developed by the idea of viscous fluid model. It can offer an approximation of bigger deformation.

Key words: non-rigid; medical image; registration; finite element modal; viscous fluid model