《第一军医大学学报》2002年7期

用Multiquadric方法实现医学图像的弹性配准

图像配准在医学图像处理中有着广泛的应用，图像的刚性配准方法只能对图像进行全局配准，即只能对图像进行旋转、平移和缩放变换。在很多情况下，图像都需要进行更精确的局部配准。如有变形的不同模态图像之间的融合、外科手术规则与设计、图像与图谱之间的配准等[1]。因此，这就需要对图像进行弹性配准以获得图像的精确对应。

目前常用的医学图像弹性配准方法主要包含3个步骤：(1)在待配准图像中选取一定数量的标记点；(2)建立起两幅图像的标记点之间的对应关系；(3)利用一种插值方法求取图像之间的配准变换；(4)将求得的变换作用于待配准图像，实现图像的弹性配准。在这个过程中，标记点的选取和精确对应非常重要，为了保证匹配点的准确性。现在采用的往往都是手动选点，这种方法费时费力，同时在结构不清的情况下，很难选择到足够多的精确对应点[2][3]。而且其准确性也只是相对的，误差不可避免。

考虑到对应点之间的误差，我们采用Multiquadric方法求取图像之间的配准变换，由于Multiquadric方法中具有平滑调节参数，合适地选择此参数，可以使得配准时对标记点的精确性和数量的要求都明显降低。在这种方法的基础上，采用一种半自动的标记对应点选取方法，可以快速地实现标记对应点的选取。应用这两种方法的结合，我们实现了快速准确的医学图像弹性配准。

1　Multiquadric算法

Multiquadric方法是由Harder[4]提出的，是一种径向基函数插值方法[5][6]，常用于散乱数据的三维重建和可视化。它的插值函数为：

$$F(x,y)=\sum_{j=1}^{n} a_j\left[(x-x_j)^2+(y-y_j)^2+c^2\right]^{1/2},\ i=1,2,\cdots,n$$

这种方法，我们将它运用到二维图像的弹性配准中。对两幅待配准的图像，分别在x， y方向上建立插值函数：

$$u=\sum_{i=1}^{N} f_i\sqrt{(x-x_i)^2+(y-y_i)^2+R^2}$$

$$v=\sum_{i=1}^{N} g_i\sqrt{(x-x_i)^2+(y-y_i)^2+R^2}$$

在两幅图像上提取对应特征点，得到一一对应的特征点集{(x_i， y_i)}和{(u_i， v_i)}, i=1, 2, …N，代入上两式中，建立以下方程组：

$$\begin{bmatrix} 0 & 1 & 1 & \cdots & 1 \\ 1 & \sqrt{r_{11}^2+R^2} & \sqrt{r_{12}^2+R^2} & \cdots & \sqrt{r_{1n}^2+R^2} \\ 1 & \sqrt{r_{21}^2+R^2} & \sqrt{r_{22}^2+R^2} & \cdots & \sqrt{r_{2n}^2+R^2} \\ \cdots & \cdots & \cdots & \cdots & \cdots \\ 1 & \sqrt{r_{n1}^2+R^2} & \sqrt{r_{n2}^2+R^2} & \cdots & \sqrt{r_{nn}^2+R^2} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_0 & b_0 \\ f_1 & g_1 \\ f_2 & g_2 \\ \cdots & \cdots \\ f_n & g_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ u_1 & v_1 \\ u_2 & v_2 \\ \cdots & \cdots \\ u_n & v_n \end{bmatrix}$$

其中$r_{ij}=(x_j-x_i)^2+(y_j-y_i)^2$。

解这个方程组，即可得到待定系数f_i和g_i。这就是我们所求配准变换的待定系数，由此得到了图像的配准变换。将此变换作用于整幅图像，就实现了图像的弹性配准。

用Multiquadric方法实现图像弹性配准的完整方法可分为4个步骤：

(1)首先用二元多项式法对两幅图像进行全局配准变换，使两幅图像之间的变形减小。得到

$[u, v]^P=[P_u(x, y, u), P_v(x, y, v)]$

(2)求取[u, v]与经过(1)变换后得到的$[u, v]^P$之间的对应位移，得到

$(u^r, v^r)=[u, v]^R=[(u, v)-(u, v)^P]$

(3) 运用MQ方法求变换f，使得 $(u^r,v^r) = f(x, y)$

$[u, v]^{MQ}=[MQ_u(x, y, u^r), MQ_v(x, y, v^r)]$

(4) 将(1)和(3)得到的变换值加起来，得到最终的变换值

$(u, v)=[u, v]=[u, v]^P+[u, v]^{MQ}$

将(1)和(3)得到的变换作用于整幅图像，即实现了图像的配准。我们有：

$$u=P(u)+\sum_{i=1}^{N} f_i\sqrt{(r_i^2)+R^2}$$

$$v=P(v)+\sum_{i=1}^{N} g_i\sqrt{(r_i^2)+R^2}$$

在Multiquadric插值函数中，R^2项是一个很重要的调节因子，我们把它称为平滑因子。在三维表面数据重建中，R^2起调节重建曲面平滑程度的作用。同样，运用到二维图像的弹性配准中，R^2的平滑作用，可以使得对对应特征点选取的数量、精确度的要求都降低。这样为我们用快速的选点方法提供了条件。

R^2值的选定与图像的变形程度和变形控制点的数目相关[7]。在三维曲面重建中，R^2的选择经常采用下式：

$$R^2=\frac{\sum_{i=1}^{n}\sum_{j=1}^{n}\left[(x_i-x_j)^2+(y_i-y_j)^2\right]}{n(n-1)}$$

但在二维图像的配准中，R^2的选择有所不同，要根据图像大小、对应点位置差异大小确定。根据实际经验，我们得到下式，作为选择的参照：

$$R^2=(0.6\sim0.8)*\min(\sqrt{(x_i-x_j)^2+(y_i-y_j)^2})$$

在此范围选择R^2值，可得到好的配准结果。

2　半自动标记点选取

标记点的选取很多情况下是手动选择，这种方法虽然精确度较高，但难度大、费时、繁琐，同时还需要选择者有一定的解剖知识。由于采用了Multiquadric方法，对标记点的对应精确性和数量的要求都降低了。因此我们引入一种半自动标记点选取方法，这种方法是通过先选取图像的外边界及图像内对应组织边界，然后将它们离散，得到标记点集。此方法能够较准确且快速地选取好对应点，从而更为方便。

提取图像边界是一个二维问题，我们通过几何变换把它转变为一个一维问题[8][9]。

首先，在图像中勾画一初始边界作为假设的先验知识，然后对此初始边界做变形使它符合图像真实边界。在本法中，用多边形来近似边界并通过计算垂直于多边形每条边上的点来寻找真实边界。变换后的图像是一矩形矩阵，它的每一行相应于沿着初始化边界上的不同位置，每一列相应于垂直于初始化边界方向上的点。

初始边界确定后，开始对图像进行迭代搜索，沿变换后的图像每一列向外搜索，所搜索到的使能量函数最小的点就是图像的真实边界点。

图1表示的是用这种方法提取的一幅MRI图像外边界的过程。

图像边界提取使用的能量函数为[10]。

$$E(i,j)=\sum_{k=1}^{4}\lambda_k E_k(i,j)$$

利用这种方法，只要设置合适的搜索宽度，即可以搜索到图像内部组织的边界。图2是对一幅MRI图像提取脑组织轮廓和外轮廓的过程。

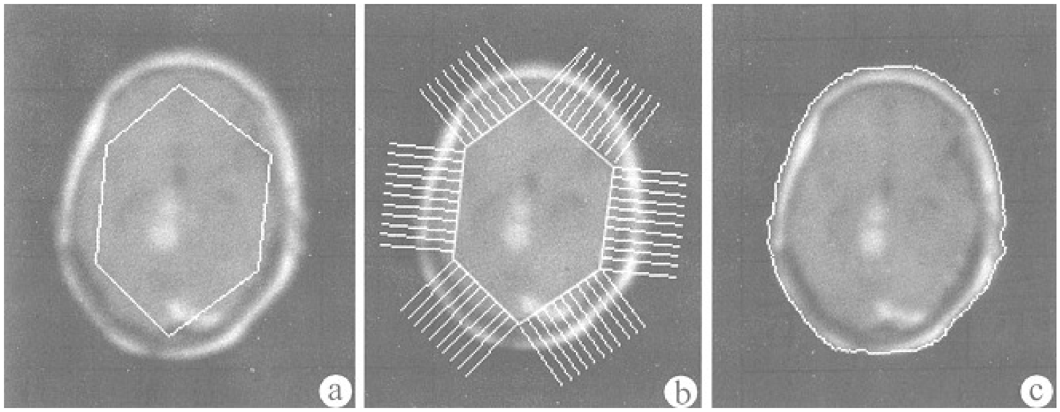

图1　MRI图像的边界提取
Fig.1　Contour extraction of MRI image
(a) Initial polygon;　(b) Searching directions;　(c)Contour

图2　MRI图像脑组织和外边界的提取
Fig.2　Extraction of the brain issue contour and the outer contour of MRI image

得到了图像的内、外轮廓后，对它进行离散。方法是从图像的中心出发，等角度间隔地向外发出n条射线，它们与内、外轮廓的交点就作为选定的标记点。对待配准的两幅图像都进行这样的处理，从而可以得到一一对应的两组点集，作为弹性配准中的对应标记点集。虽然这种方法产生的点集对应的精确性不是很高，但采用了Multiquadric方法后，由于平滑因子R2的平滑调节作用，可以有效克服对应点位置误差的影响，从而获得好的配准结果。

3　实验结果

运用上述方法，我们对CT和MRI图像进行了弹性配准，实验结果如下：

图3(a)是一幅有变形的MRI图像，大小为300* 300；(b)是一幅同一层面的标准的CT图像；(c)是运用半自动标记点选取法分别选择了60个标记点，用Multiquadric方法进行弹性配准的结果，其中R2未选值，而是0。(d)是在120个对应标记点情况下，用薄板样条插值方法进行弹性配准的结果；(e)是在60个对应标记点情况下，运用平滑Multiquadric方法得到的配准结果。其中选定R^2=25。

通过三幅配准图像我们可以看到，在采用半自动标记点选取的情况下，选点简单、方便、快速，但是点的对应程度降低。如果不采用平滑Multiquadric插值（即选择合适的R^2值进行平滑）， 配准的准确性不够，毛刺多，而采用了平滑Multiquadric插值法，可以较好地实现弹性配准，从而也提高了配准的速度。

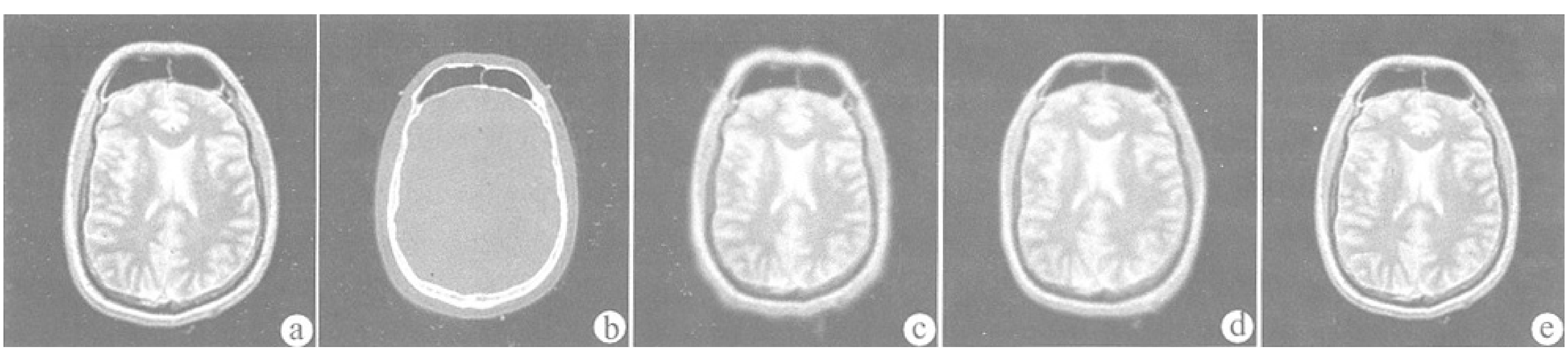

图3　CT和MRI图像弹性配准组图
Fig.3　Serial images of registration of CT and MRI images
(a) Deformed MRI image; (b) Standard image; (c) Result by Multiquadric method; (d) Result by thin-plate

spline interpolation; (e) Result by smoothed Multiquadric method

4 结论

本研究根据Multiquadric方法及其平滑性质，在它的基础上采用了一种半自动的标记点选取方法。从而能够快速、方便地选取多个对应标记点。在经过平滑Multiquadric方法求解变换后，可以很好地达到配准要求。

运用平滑Multiquadric插值方法进行弹性配准，有以下几个优点：(1)可以有效降低对应标记点位置误差对配准结果的影响；(2)可以有效去除配准过程中出现的边界毛刺现象；(3)降低了配准中对标记点对数量的要求，提高了配准速度。

实验分析表明，本文采用的弹性配准方法，是一种准确的、稳定的、快速的配准方法。

参考文献：

[1] Maintz JB, Viergever MA. A survey of medical image registration[J]. Med Image Anal, 1998, 2(1): 1-36.

[2] Abbey CK, Clarkson E, Barrett HH, et al. A method for approximating the density of maximum-likelihood and maximum a posteriori estimates under a Gaussian noise model[J]. Med Image Anal, 1998, 2(4): 395-403.

[3] Wang Y. Smoothing spline models with correlated random error[J]. J Am Stat Associa, 1998, 93(441): 341-8.

[4] Harder RL, Desmarais RN. Interpolation using surface splines[J]. Aircraft, 1972, 9(2): 189-91.

[5] Harder RL. Theory and applications of the Multiquadric-Biharmonic method[J]. Computer Math Applic, 1990, 19(8/9): 163-208.

[6] Fornefett M, Rohr K, Stiehl S. Elastic registration of medical images using radial basis functions with compact support[C]. Colorada: Computer vision and pattern recognition, 1999. 402-7.

[7] Franke R, Nielson GM. Scattered data interpolation: a tutorial and survey, geometric modeling: Methods and Applications[M]. Berlin: Springer-Verlag, 1991, 131-60.

[8] Ranganath S. Contour extraction from cardiac MRI studies using snakes[J]. IEEE Tran Med Imag, 1995, 14(2): 328-38.

[9] 张 煜, 李树祥, 郑国焱, 等. 一种用于医学图像配准的图像外边界的提取方法[J], 北京生物医学工程, 2000, 19(4): 217-20.

Zhang Yu, Li SX, Zhen GY, et al. An image extraction method used for medical image registration[J]. Beijing Biomed Eng, 2000, 19(4): 217-20.

[10] Calvin RM, Georges B, Benoit M, et al. Registration of 3-D Images Using Weighted Geometrical Features [J]. IEEE Tran Med Imag. 1996, 15(6): 836-49.

参考文献：

[1] Maintz JB, Viergever MA. A survey of medical image registration[J]. Med Image Anal, 1998, 2(1): 1-36.

[2] Abbey CK, Clarkson E, Barrett HH, et al. A method for approximating the density of maximum-likelihood and maximum a posteriori estimates under a Gaussian noise model[J]. Med Image Anal, 1998, 2(4): 395-403.

[3] Wang Y. Smoothing spline models with correlated random error[J]. J Am Stat Associa, 1998, 93(441): 341-8.

[4] Harder RL, Desmarais RN. Interpolation using surface splines[J]. Aircraft, 1972, 9(2): 189-91.

[5] Harder RL. Theory and applications of the Multiquadric-Biharmonic method[J]. Computer Math Applic, 1990, 19(8/9): 163-208.

[6] Fornefett M, Rohr K, Stiehl S. Elastic registration of medical images using radial basis functions with compact support[C]. Colorada: Computer vision and pattern recognition, 1999. 402-7.

[7] Franke R, Nielson GM. Scattered data interpolation: a tutorial and survey, geometric modeling: Methods and Applications[M]. Berlin: Springer-Verlag, 1991, 131-60.

[8] Ranganath S. Contour extraction from cardiac MRI studies using snakes[J]. IEEE Tran Med Imag, 1995, 14(2): 328-38.

[9] 张 煜, 李树祥, 郑国焱, 等. 一种用于医学图像配准的图像外边界的提取方法[J], 北京生物医学工程, 2000, 19(4): 217-20.

Zhang Yu, Li SX, Zhen GY, et al. An image extraction method used for medical image registration[J]. Beijing Biomed Eng, 2000, 19(4): 217-20.

[10] Calvin RM, Georges B, Benoit M, et al. Registration of 3-D Images Using Weighted Geometrical Features [J]. IEEE Tran Med Imag. 1996, 15(6): 836-49.