第 7卷 第 23期 2007年 12月
1671-1819(2007)23-6066-04
科 学 技 术 与 工 程
Science Technology and Engineering
Vol 7 No 23 Dec 2007
? 2007 Sci Tech Engng

基于互信息和改进 PV插值算法的医学图像配准

曹 洁 戴峻峰*
(兰州理工大学 电气工程与信息工程学院,兰州 730050)

摘 要 基于体素的配准方法中最有效的就是最大互信息的配准方法;该方法在计算互信息的时候,采用部分体积插值计算联合直方图,这样就无法避免出现的局部极值,有可能导致误配准。文中提出了改进的部分体积插值方法,有效地避免陷入局部极值,减少误配率。

关键词 医学图像 配准 PV插值 互信息
中图法分类号 TP391.41; 文献标识码 A

医学影像学为临床诊断提供了电子计算机断层扫描 CT,磁共振成像 MRI等多种模态影像信息[1]。不同的医学影像能提供人体相关脏器和组织的不同信息。不同成像技术对人体同一组织所得到的形态和功能信息是互为差异、互为补充的,因此对不同影像信息进行适当的融合成为临床医生诊断和治疗疾病的迫切需要。其中,图像配准是医学图像融合中的关键问题。医学图像配准包括图像的定位和转换[2],配准的结果应使两幅图像上所有关键的解剖点或感兴趣的区域达到匹配。配准的好坏将直接影响到图像融合的质量。

1 医学图像配准技术

配准方法是由特征空间、搜索空间、搜索算法和相似性测度四个不同方面的组合。特征空间是指对待配准的图像的特征信息的提取、搜索空间是进行变换的方式及变换的范围、搜索算法决定下一步变换的具体方法,以及得到最优的变换参数。相似性测度是用来度量图像间相似性的一种标准。

1.1 配准的几何变换[3]

图像 A和 B的配准就是寻找一种映射关系 T: $X_A - X_B$,使得 X_A上的每一点在 X_B上都有唯一的点与之对应;且这两点对应于同一解剖位置。映射关系为一组连续的空间变换,常用的空间几何变换有:刚体变换、仿射变换、投影变换和非线性变换。根据被配准的图像所在人体的不同位置,可以选择不同变换。如头部可近似看作是一个刚体,所以运用刚体变换。

刚体变换是医学图像配准中是最常用的变换类型。刚体变换可以分解为旋转和平移。变换式如式(1)

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\theta) & \sin(\theta) \\ -\sin(\theta) & \cos(\theta) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \Delta x \\ \Delta y \end{bmatrix} \tag{1}$$

x', y'为变换后的坐标,θ为旋转角度,Δx, Δy是平移量。

用 R来表示旋转矩阵,用 t来表示矩阵,则变换式为

$$T(x) = Rx + t \tag{2}$$

这时确定空间变换参数就是寻找旋转矩阵 R和平移矩阵 t。

刚体变换矩阵 R的约束条件:

$$R^T R = I \quad \det R = I \tag{3}$$

R^T是矩阵 R的转置,I是单位矩阵。

当(3)式的约束条件不满足时,方程式(2)描述的是仿射变换。它将直线映射为直线,并保持平行性。在非线性配准中多采用非线性变换,非线性变换也称作弯曲变换或弹性变换,它把直线变换成曲线。

2007年 8月 16日收到 甘肃省教育厅硕士导师项目(0503B-01)资助
第一作者简介:曹 洁,硕士生导师,兰州理工大学教授,研究方向:信息融合,E-mail: caoj@lut.cn。
*通信作者简介:戴峻峰,讲师,兰州理工大学大学电气工程与信息工程学院硕士研究生,E-mail: djf0495_cn@sina.com。

(C)1994-2022 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

1.2　插值方法[3,4]

浮动图的像素点经过空间变换后，参考图中对应点的坐标一般来说不是整数，必须通过插值方法计算该点的灰度值。常用的插值算法有最近邻插值算法、双线性插值算法和部分体积插值算法。为了尽可能避免基于互信息配准的局部最优问题，本文采用改进 PV插值算法。

PV插值算法是在双线性插值算法上演化而来的，是对其进行改进的。辉度直方图的统计，使用相邻像素的面积权值进行增量统计，不像双线性插值会产生新的辉度值。但原始 PV插值算法，当浮动图像平移整数倍像素时，也容易出现局部极值现象，使搜索陷入局部最优。为了避免陷入局部最优，本文采用如图 1所示的一种改进的快速算法。

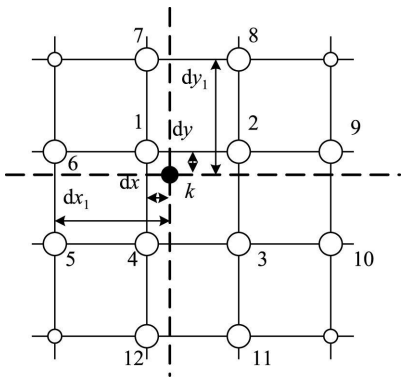

图 1　改进 PV插值算法

k为浮动图像被变换后的像素点在源浮动图像中的影射位置；1～12为在源浮动图像中与该位置临近的 12个像素，设其辉度值为 P_i，$i=1,2,\cdots,12$。$w(k,i)$，$i=1,2,\cdots,12$为 k点与第 i点像素点进行联合直方图统计权值；dx，dy分别为影射位置到内圈像素点左上角邻近像素点的水平和垂直方向距离，其值大于 0小于 1；dx_1，dy_1分别为影射位置到外圈像素点左上角邻近的两个像素点的水平和垂直方向距离，其值大于 1小于 2。

权值 $w(k,i)$计算如下：

$$w(k,1)=(1-dx)(1-dy)b$$
$$w(k,2)=dx(1-dy)b$$
$$w(k,3)=bdxdy$$
$$w(k,4)=b(1-dx)dy$$
$$w(k,5)=(1-b)dy(3-dx_1)/6$$
$$w(k,6)=(1-b)(1-dy)(3-dx_1)/6$$
$$w(k,7)=(1-b)(1-dx)(3-dy_1)/6$$
$$w(k,8)=(1-b)dx(3-dy_1)/6$$
$$w(k,9)=(1-b)(1-dy)dx_1/6$$
$$w(k,10)=(1-b)dydx_1/6$$
$$w(k,11)=(1-b)dxdy_1/6$$
$$w(k,12)=(1-b)(1-dx)dy1/6 \qquad (4)$$

直方图统计运算式为：

$$H(P(k,i))=w(k,i) \qquad (5)$$

式(4)中系数 b为内外圈像素权重系数，为经验值，本文取 0.7。

当浮动图像平移整数倍像素时，即 k点落到内圈像素点 1、2、3或 4时，仍然有 5个点参加联合直方图的统计。例如当 k点和 1点重合时，联合直方图统计涉及到权值 $w(k,1)$，$w(k,6)$，$w(k,7)$，$w(k,9)$，$w(k,12)$。避免了传统算法中，当浮动图像平移整数倍像素时只有一个像素点参加联合直方图的统计。从而地减小了互信息计算时局部极值出现的几率。有效的避免了图像配准的寻优过程中陷入局部最优的可能。

以最大互信息为相似性测度，Powell算法为寻优搜索算法，使用 Visual C++6.0为实验平台，对 MRI-T1头颅切片图像进行水平预置平移量的平移，在与原图像分别使用传统 PV插值算法和本文改进 PV插值算法进行对比配准实验，见表 1。每组指定插值算法和预置平移量的实验进行 20次，实验测试的误配率如表 1。

表 1　插值算法对比实验结果

插值算法	水平预置平移量(单位像素)	误配次数	误配率/%
传统 PV插值	−8	9	45
传统 PV插值	4	7	35
传统 PV插值	2	4	20
传统 PV插值	−1	2	10
本文改进 PV插值	−8	4	20
本文改进 PV插值	4	3	15
本文改进 PV插值	2	1	5
本文改进 PV插值	−1	0	0

(C)1994-2022 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved.　http://www.cnki.net

从实验结果看本文改进 PV插值算法与传统PV插值算法相比大大提高了配准率。

1.3 寻优搜索算法

常用的优化算法[5]有：Powell法、梯度下降法、遗传算法、模拟退火法、下山单纯形法、Newton-Raphson迭代法、随机搜索法、无穷尽遍历等搜索算法。最为常用的搜索方法为 Powell法、梯度下降法、遗传算法等。Powell法不需要对目标函数进行求导计算，具有直接法的优点，且具有二次收敛性，收敛速度快、精度高、可靠性好，被公认是目前解无约束最优化问题十分有效的直接法，应用十分广泛，本文采用该算法。

1.4 相似性测度

常见的相似性测度有最小距离测度、最大互相关性测度、最小联合熵测度、最大互信息测度。本文采用较常用的最大互信息测度[6]：

互信息是信息论的一个基本概念，也是两个随机变量统计相关性的测度。具体定义如下：

$$I(A,B)=H(A)+H(B)-H(A,B)=\sum_{A}\sum_{B}p(a,b)\log_2\frac{p(a,b)}{p(a)p(b)} \quad (6)$$

(6)式中 $H(A)$，$H(B)$是 A和 B图像的边缘熵，$H(A,B)$是它们的联合熵。互信息是统计两个随机变量相关性的测度，它具有如下属性：

非负性：$I(A,B)>0$，

对称性：$I(A,B)=I(B,A)$，

自信息：$I(A,A)=H(A)$，

有界性：$I(A,B)\leqslant \min(H(A),H(B))\leqslant (H(A)+H(B))^2\leqslant \max(H(A),H(B))\leqslant H(A,B)\leqslant H(A)+H(B)$。

互信息是两幅图像的边缘熵的和与联合熵的差。在最小化联合熵的基础上，又充分的兼顾了两图像边缘熵的内容。

2 基于最大互信息的配准方法

本文采用的是基于互信息的配准方法，即使用互信息作为相似性测度，实现医学图像的高性能配准。配准过程是：

(1)使用图像的全部灰度信息作为特征空间；

(2)根据待配准图像确定变换类型，生成变换参数；确定搜索算法；

(4)由搜索算法修改变换系数；

(5)由变换算法对浮动图像进行变换和插值处理重新计算图像联合直方图；

(6)由互信息相似性测度算法对变换后的浮动图像和基准图像进行比较，如果没有达到相似性测度最大互信息的要求，回(4)继续搜索。否则完成配准。

3 配准实现

实验平台使用 Visual C++6.0，测试图像以 CT和 MRI头颅切片图像为例。实验测试结果见图 2。图 2中(a)CT头颅切片图像为基准图像，(b)MRI头颅切片图像为浮动图像，(c)为没有经过配准的(a)与(b)融合图像，(d)为使用本文算法经过配准的(a)与(b)融合图像。从图 2可以看出配准效果较好。

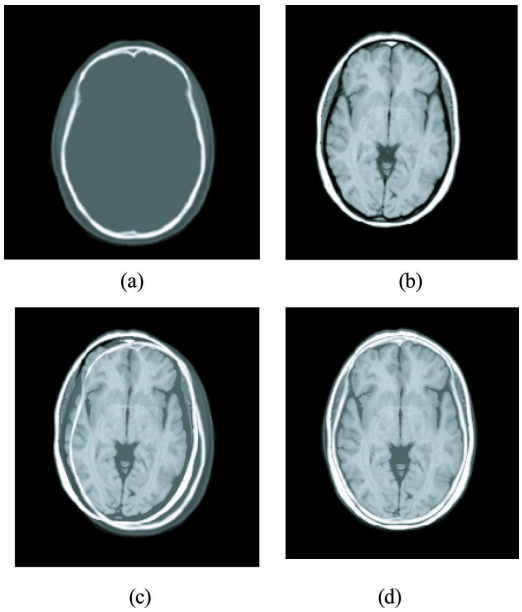

图 2 实验测试结果

(a)像，原始基准图像；(b)MRI图像，浮动图像；(c)没有经过配准的融合图像；(d)运用本文算法

4 结论与展望

基于互信息的配准方法，对不同模态的医学图像配准效果比较好，可以达到亚像素级的配准精度，是被广泛使用的一种方法。采用本文提出的插

(C)1994-2021 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

值算法能够很好地避免配准过程中进入局部最优产生误配。基于互信息的配准方法的配准过程中涉及到诸多算法,如图像变换,插值,寻优搜索等等一些算法,每种算法都有待改进,从而能够进一步提高配准精度。目前许多医学图像配准技术主要是针对刚性体的配准,非刚性图像的配准虽然已经提出一些解决的方法,但同刚性图像相比还不够成熟。另外,医学图像配准缺少实时性和准确性,没有有效的,向快速和准确方面改进全自动的配准算法。使用最优化策略改进图像配准,以及对非刚性图像配准的研究是今后医学图像配准技术的主要发展方向。

参 考 文 献

1 Barbara Z, Jan F. Image registration methods: a survey. Image and Vision Computing 2003; 21(11): 977—1000

2 Hallpilce L, Hawkes D J. Medical image registration: an overview. Br Institute Radiol 2004; 14(6): 455—463

3 杨枝灵,王　开,等. Visual C++数字图像获取、处理及实践应用,北京:人民邮电出版社, 2003; 409—414

4 Wells III W M, Viola P. Multi-modal volume registration by maximization of mutual information. Medical Image Analysis 1996; 1(1): 35—51

5 He Renjie, Narayana P A. Global optimization of mutual information: application to three [hyphen] dimensional retrospective registration of magnetic resonance images. Computerized Medical Imaging and Graphics 2002; 26(4): 277—292

6 Viola P, Wells W M. Alignmenl by maximizatiun of mutual information. Int J Comput 1997; 24: 137—154

Medical Image Registration Based on Mutual Information and Expanded PV Interpolation

CAO Jie, DAI Jun-feng*

(College of Electrical Engineering and Information Lanzhou Univ. of Tech., Lanzhou 730050, P. R. China)

[Abstract] The most efficient voxel-based method is maximization of mutual information (MI). It will introduce local maximum at in calculating joint histogram with conventional partial volume (PV) interpolation. An expand PV interpolation algorithm is proposed to avoid getting into the local maximum. it can reduce misregistration rate.

[Key words] medical Image　registration　PV interpolation　mutual Information

(C)1994-2022 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved.　http://www.cnki.net