

基于改进 PV 插值和混合优化算法的医学图像配准

彭景林, 章 兢, 李树涛

(湖南大学电气与信息工程学院, 湖南长沙 410082)

摘 要: 基于互信息的医学图像配准算法近来获得了广泛的应用. 在计算互信息的时候, 采用部分体积插值计算联合直方图无法避免在象素整数倍位移处的局部极值, 有可能导致误配准. 本文提出了基于 B 样条函数的部分体积插值方法, 有效地减少象素整数倍位移处的局部极值; 在优化互信息函数的时候先使用遗传算法将配准参数收敛到最优值附近, 然后使用 Powell 方法进行局部搜索, 避免误收敛. 实验表明, 本文提出的算法具有更好的精确性和稳定性.

关键词: 互信息; 医学图像配准; B 样条; 遗传算法; 部分体积插值

中图分类号: TP391.41 **文献标识码:** A **文章编号:** 0372-2112 (2006) 05-0962-04

Medical Image Registration Based on Expanded PV Interpolation and Hybrid Optimization Algorithm

PENG Jing-lin, ZHANG Jing, LI Shu-tao, WANG Lian-hong

(School of Electrical and Information Engineering, Hunan University, Changsha, Hunan 410082, China)

Abstract The medical image registration method based on mutual information has been widely used recently. Despite of its advantages over other algorithms, it will introduce artifacts in calculating joint histogram with conventional partial volume (PV) interpolation. In this paper, an expanded PV interpolation algorithm with B-spline is proposed to reduce the interpolation artifacts. A hybrid search strategy combined genetic algorithm with Powell method is used to find the optimum value. Experimental results indicate the proposed algorithm can achieve better accuracy and robustness.

Key words mutual information; medical image registration; B-spline; genetic algorithm; partial volume interpolation

1 引言

医学图像配准在医学图像处理中获得越来越重要的地位, 它是众多医学图像应用中必不可少的一步[1]. 由 Collignon 和 Maes^[2]、Vibla 和 Wells^[3] 几乎同时提出的互信息最大化图像配准算法 (MMI) 不需要对被处理图像进行任何预处理, 对处理的内容也没有限制, 在十年的时间里得到了大量的关注^[4-7], 在一些地方已经投入了临床应用^[8]. MMI 采用信息论中熵的概念来衡量两幅图像之间的统计相关程度, 当两幅图像中表达同一内容的象素点在几何上一一对应时, 互信息取得最大值. 传统的互信息最大化方法存在两点明显不足: 使用部分体积插值^[9] (Partial Volume interpolation, 以下简称 PV 法) 进行联合直方图的计算, 在图像的象素整数倍位移处引入了局部极值; 采用 Powell 方法进行互信息函数的优化, 有可能收敛于局部极值. 本文提出一种新的多模医学图像配准方法, 将部分体积插值方法进行拓展, 同时结合遗传算法和 Powell 方法进行优化. 实验表明, 本文提出的方法能够避开局部极值的影响, 成功实现亚象素精度的多模医学图像的配准, 具有

较好的稳定性.

2 基于互信息的配准

两幅图像 F, R 的互信息表示为:

$$I(F, R) = H(F) + H(R) - H(F, R) \quad (1)$$

其中,
$$H(F) = - \sum_f P_F(f) \log P_F(f) \quad (2)$$

$$H(F, R) = - \sum_{f,r} P_{F,R}(f, r) \log P_{F,R}(f, r) \quad (3)$$

归一化互信息^[10]表示为

$$NM I(F, R) = \frac{H(F) + H(R)}{H(F, R)} \quad (4)$$

受待配准图像重叠区域大小的影响较低, 具有更强的鲁棒性. 本文采用 NMI 作为配准的目标函数.

基于互信息的图像配准的过程可描述为: 对 F 中象素值为 f 的 p 点, 寻求一个参数为 α 的几何变换 T_α , 把 p 点映射为 R 上象素值为 r 的 $T_\alpha(p)$, 使得两个随机变量 $f = F(p)$, $r = R(T_\alpha(p))$ 的归一化互信息 $NMI(F, R)$ 达到最大. 即:

$$\alpha^* = \arg \max_\alpha NM I(F, R) \quad (5)$$

α 是几何变换 T 的参数向量. 式 (5)说明, 基于互信息的图像配准方法的实现过程是一个多元参数的寻优过程.

3 联合直方图的计算

联合直方图的计算, M_{aes} 采用部分体积插值: 以二维为例, 变换 T 把浮动图像 F 上坐标为 (i, j) 的点 s_j 变换到参考图像 R 上坐标为 $(x + \Delta x, y + \Delta y)$ 的点 s_r . 为了避免引入参考图像原本不存在的灰度值, PV 法用 s_j 临近的四个点来计算联合灰度直方图, 各点的系数 w_i 和双线性插值的系数相等, 四个点的增量之和为 1(图 1 符号 $+$ = 表示执行自加操作).

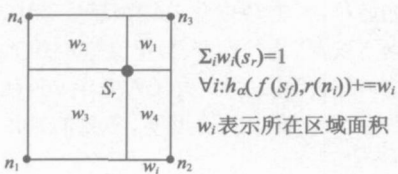


图 1 PV 插值法示意图



图 2 人脑核磁共振 T1 加权图像

PV 法有一个明显缺陷, 当点 s_j 恰好和某个邻域点重合, 即待配准的两幅图像在坐标轴上有整数位位移时, 本来参与联合灰度直方图计算的四个点突变为一个点. 这样引起熵的突然改变, 互信息函数出现局部极值, 见图 3(a). 图 3是将图 2与自身配准所得的归一化互信息曲面图像.

从图 3(a)可以看到, PV 法形成的局部极值在每一处象素整数倍位移处都存在, 会严重干扰互信息函数的寻

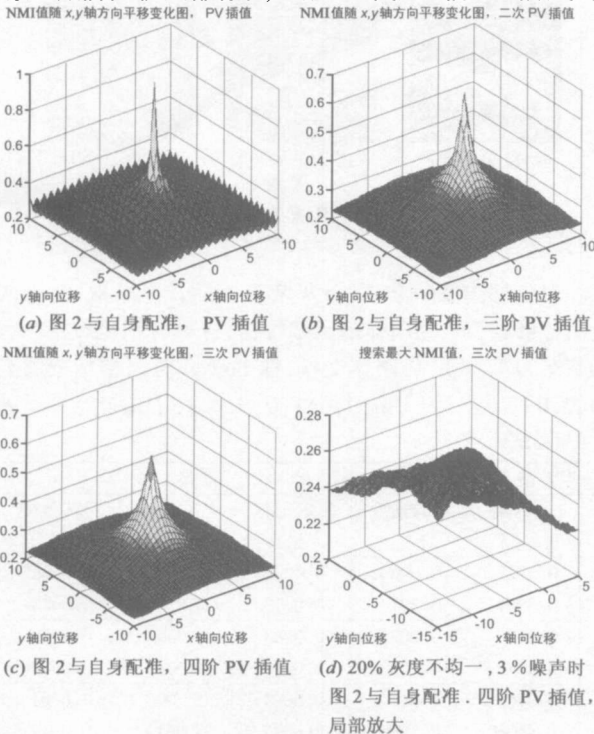


图 3 不同插值算法下归一化互信息值 (NMI) 曲面图

优. 如果能够消除或者减少象素整数倍位移处的极值, 则寻优过程可以变得更加稳定.

PV 法产生局部极值的原因, 在于联合分布熵的突变. 只要减少这种突变, 即可减轻局部极值. 这提示我们能否寻找到一种更好的系数分配办法, 同时新的系数应当仍然保证点 n_i 越靠近点 s_r , w_i 越大; 且 w_i 非负, $\sum_i w_i(s_r) = 1$

图形学中经常用到的 B 样条基函数恰好满足这样一个条件^[11]. k 阶 B 样条基函数表示为:

$$N_{i,0}(u) = \frac{u - t_i}{t_{i+k} - t_i} N_{i,k-1}(u) + \frac{t_{i+k} - u}{t_{i+k} - t_{i+1}} N_{i+1,k-1}(u) \quad (6)$$

$$N_{i,0}(u) = \begin{cases} 1, & t_i \leq u \leq t_{i+1} \\ 0, & \text{其他} \end{cases} \quad (7)$$

将 2~ 4 阶均匀 B 样条基函数作变量代换, 得到:

$$f_u^2 = \begin{cases} 1 + u, & -1 \leq u \leq 0 \\ 1 - u, & 0 < u \leq 1 \end{cases} \quad (8)$$

$$f_u^3 = \begin{cases} \frac{1}{2} \left(u + \frac{3}{2} \right)^2, & -\frac{3}{2} \leq u \leq -\frac{1}{2} \\ \frac{3}{4} - u^2, & -\frac{1}{2} < u \leq \frac{1}{2} \\ \frac{1}{2} \left(u - \frac{3}{2} \right)^2, & \frac{1}{2} < u \leq \frac{3}{2} \end{cases} \quad (9)$$

$$f_u^4 = \begin{cases} \frac{2}{3} + \frac{1}{2} |u|^3 - u^3, & \text{当 } 0 \leq |u| \leq 1 \\ \frac{1}{6} (2 - |u|)^3, & \text{当 } 1 < |u| \leq 2 \end{cases} \quad (10)$$

f_u^k 是分段 $k-1$ 次多项式. 注意到 f_u^2 就是线性插值公式, 因此采用双线性插值系数的 PV 法(图 1)可表示为 $f_{d_i(s_r-n_i)}^2 \cdot f_{d_i(s_r-n_i)}^2$, 下标 $d_i(s_r-n_i)$ 表示点 s_j 和邻域点 n_i 在坐标轴 v 上的距离. 式 (9)恰好是钟型插值公式, 它可由式 (8)和正方形函数进行卷积得到. 于是我们得到以式 (9)、(10)为基础的计算联合灰度直方图系数的新方法, 表示为

$$\begin{aligned} \forall i: h_a(f(s_j), r(n_i)) & += w_i \\ \sum_i w_i(s_j) & = 1 \\ w_i & = \prod_{v=x,y} f_{d_i(s_r-n_i)}^k \end{aligned} \quad (11)$$

$k=2$ 对应文献 [9]提出的 PV 法. $k=3, 4$ 时, 点 s_j 对灰度直方的贡献分别分散到临近的 9 个点和 16 个点上; 和某邻域点 n_i 重合时, 仍有 4 个点、9 个点参与计算, 有效减少了信息熵的突变. 图 4 给出了三阶 PV 插值的示意图.

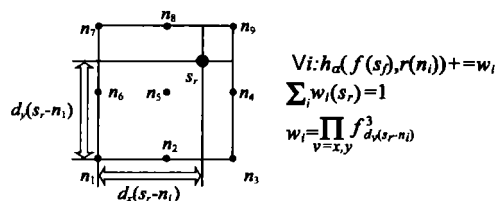


图 4 三阶 PV 插值示意图

对照图 3(a)和图 3(b)、(c)可以看出,采用拓展后的 PV 插值能够有效减少局部极值. 四阶在远离互信息最大值的区域比三阶获得更加平滑的函数. 考虑到计算开销,没有使用四阶以上的 B 样条基函数. 令 $v = x, y, z$ 则式 (11)推广到三维. 文献 [12]表明,待配准两幅图像在某个坐标轴上象素尺寸越相近,则 PV 法越容易产生局部极值. 对三维配准,若体素大小在三个坐标方向不一样,可利用钟型插值函数和四阶 B 样条的正交可分性,只在较容易出现局部极值的坐标轴取较大的 k 值,以减少计算开销. 本文比 H Chen 的类似报道更加直观^[13];与已经报道的消除局部极值的其他方法^[14,15]相比,本方法更加容易实现. 若采取更高次的插值方法比如双三次插值的系数来拓展 PV 法亦可,但是时间开销稍大,算法可参考^[17].

4 目标函数的优化

Jim 等在文献 [17]中指出,在利用联合灰度直方图计算互信息的时候,即便是最理想的插值算子也无法完全抑制局部极值. 另外一方面,待配准图像的局部几何特征也会带来局部极值. 三维处理中通常采用的多分辨率策略则会加剧局部极值. 图 3(d)是将图 2(带有 3% 噪声和 20% 的灰度不均匀)在 x, y 轴分别平移 10mm 后与原图配准时的 NM I 值曲面. 可以看到即便使用的是四阶 PV 插值,受到噪声和灰度不均匀的影响,局部极值点仍然遍布函数值曲面. 当更多的搜索参数纳入考虑时(三维仿射配准有 12 个参数),NM I 函数将变得尤其复杂. 传统的互信息最大化图像配准采用 Powell 方法做优化,但 Powell 方法在对式 (5) 的搜索过程中容易产生误收敛. 为保证图像配准过程的精度和稳定性,全局搜索算法的引入是适当的.

遗传算法(GA)是基于自然选择和遗传变异等生物进化机制的概率性搜索算法,它的搜索从一群初始点开始,搜索过程能够有效地跳出局部极值点,而且具有形式简单,容易与其他方法相结合和鲁棒性很强的优点^[18]. GA 应用于医学图像配准已有相关报道^[19]. 它的基本优化步骤如下:

- (1) 随机给定一组初始解;
- (2) 评价当前这组解的性能;
- (3) 根据评价结果,从当前解中选取一定数量的解作

为基因操作的对象;

(4) 对所选择的解进行基因操作(交叉、变异),得到一组新的解;

(5) 返回到(2),对该组新的解进行评价;

(6) 若当前解满足要求或进化过程达一定的代数,计算结束,否则转(3).

虽然 GA 具有众多的优点,但是容易因为初始值没有取好而产生早熟现象;由于搜索的随机性,当接近最优解的时候收敛速度非常慢,并且也难以确定终止条件,一般是设定迭代的次数. 本文将 GA 和 Powell 方法结合,GA 搜索到最优值附近,然后用 Powell 方法进行局部搜索. 采用实数编码,随机产生初始种群,参数变化范围限制在 (-10, 10). 轮盘转选择法,两点交叉,均匀性变异. 交叉率取 0.7,变异率 0.05 群体数目 60 迭代次数 50 次. GA 只给 Powell 方法提供初始解,因而在保证收敛的情形下,参数的选取对配准结果的影响并不大^[19].

5 实验数据及结果

采取 Brain Web 的人脑 MR 图像^[20]进行算法的二维配准实验,体素大小均为 $1 \times 1 \times 1$ mm,图像大小为 $181 \times 217 \times 181$,4096 色. 得到数据后,先转换为 256 色的灰度图像. 在 T1 加权图像中从第 5 个切面开始每 3 个切面取一个,共 50 个切面作为参考图像;相应切面的 T2 加权图像和质子密度图像逆时针旋转 4 度, x, y 轴方向分别平移 4 个象素点,作为浮动图像,如图 (5).

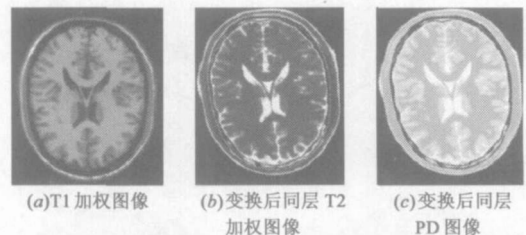


图 5 待配准脑部 MRI

对脑部图像配准,联合灰度直方的计算采取 32 个灰度值能够获得较为明显的函数峰值,计算开销也较小. x, y 轴下采样率都为 4 刚体变换. 取 Powell 算法初始搜索点 $[Q, Q, 0]$, 方向为 $[1, Q, Q, 0, 1, Q, Q, 0, 1]$; Bren 允许误差

表 1 50 个切面的配准误差统计

配准方法	对象	误差均值			误差最大值			误差方差		
		X 轴位移 (mm)	Y 轴位移 (mm)	旋转角度 (°)	X 轴位移 (mm)	Y 轴位移 (mm)	旋转角度 (°)	X 轴位移 (mm)	Y 轴位移 (mm)	旋转角度 (°)
PV +	T1-T2	0.2326	0.3232	0.0338	0.2849	0.3727	0.0960	0.0005	0.0008	0.0006
混合优化	T1-PD	0.2394	0.3112	0.0606	0.3212	0.3994	0.2914	0.0013	0.0030	0.0033
三阶 PV +	T1-T2	0.2317	0.3198	0.0277	0.2771	0.3723	0.0826	0.0003	0.0006	0.0005
混合优化	T1-PD	0.2386	0.3125	0.0495	0.3014	0.4012	0.1922	0.0011	0.0015	0.0017
四阶 PV +	T1-T2	0.2320	0.3185	0.0281	0.2764	0.3785	0.0853	0.0004	0.0006	0.0004
混合优化	T1-PD	0.2377	0.3142	0.0468	0.3026	0.4039	0.1705	0.0012	0.0014	0.0014

10^5 , Powell精度 10^7 。在我们的实验中, 传统的互信息方法只能配准 50 组 T1-T2 图片中的 25 组, T1-PD 图片中的 10 组。未能成功配准的搜索结果都是 0 度的旋转, 是被此处的局部极值所陷, 与参考文献 [17] 的分析相吻合; 而采用混合优化策略能够配准全部。误差的统计结果见表 1。

从表 1 可以看到, 本文的提出的方法具有较好的精度和稳定性。在本实验中三阶 PV 插值已经可以提供足够的精度。T1 加权图像和质子密度图像的配准精度稍差, 是由于质子密度图像本身的特性如低对比度引起。

6 结论

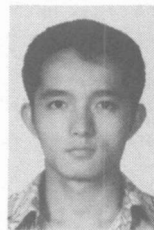
本文针对传统互信息最大化图像配准易受局部极值影响而出现误配准的问题从两个方面进行了改进。利用均匀 B 样条基函数拓展了 PV 插值法的邻域, 从根源上减少局部极值的产生, 获得更加平滑的互信息值曲面。将遗传算法和 Powell 方法结合进行配准参数的寻优, 有效避开局部极值点。实验证明了本方法的有效性。

参考文献:

- [1] A A Goshtasby. 2-D and 3-D Image Registration[M]. New Jersey: John Wiley & Sons Inc 2005
- [2] A Collignon, F Maes, D Vandemulen, et al Automated multimodality medical image registration using information theory[A]. Y Bizis et al. Information Processing in Medical Imaging[C]. Dordrecht: Kluwer Academic Publishers, 1995: 263-274
- [3] P Viola, W M Wells III. Alignment by maximization of mutual information[A]. E Grimson et al. International Conference on Computer Vision[C]. Los Alamitos CA: IEEE Computer Society Press, 1995: 16-23
- [4] F Maes. Segmentation and registration of multimodality medical images: From theory, implementation and validation to a useful tool in clinical practice[D]. Belgium: KU Leuven, 1998
- [5] 罗述谦, 李响. 基于最大互信息的多模医学图像配准[J]. 中国图像图形学报, 2000, 5(7): 551-558
- [6] 李响. 基于互信息的多模脑图像配准算法研究[D]. 北京: 首都医科大学, 1999
- [7] 刘哲星. 医学图像回溯性配准研究[D]. 广州: 第一军医大学, 2002
- [8] F Maes, D Vandemulen, P Suetens. Medical image registration using mutual information[J]. Proceedings of the IEEE, 2003, 91(10): 1699-1722
- [9] F Maes, A Collignon, D Vandemulen, et al. Multimodality image registration by maximization of mutual information[J]. IEEE Trans Medical Imaging, 1997, 16(2): 187-198

- [10] C Studholme, D L G Hill, D J Hawkes. An overlap invariant entropy measure of 3D medical image alignment[J]. Pattern Recognition, 1999, 32(1): 71-86
- [11] D Hearn, M P Baker. Computer Graphics: C version, Second Version[M]. 北京: 清华大学出版社, 2004
- [12] J T sao. Interpolation artifacts in multimodality image registration based on maximization of mutual information[J]. IEEE Trans Medical Imaging, 2003, 22(7): 854-864
- [13] H Chen, P K Varshney. Mutual information-based CT-MR brain image registration using generalized partial volume joint histogram estimation[J]. IEEE Trans Medical Imaging, 2003, 22(9): 1111-1119
- [14] 刘哲星, 江桂平, 张煜, 等. 基于互信息量图像配准中目标函数局部极值的成因分析与克服[J]. 中国生物医学工程学报, 2003, 22(6): 503-507
- [15] 冯林, 严亮, 贺明峰, 等. 图像配准中确定性扰动 PV 插值算法[J]. 计算机辅助设计与图形学学报, 2005, 17(5): 908-914
- [16] W H Press et al. Numerical Recipes in C: The Art of Scientific Computing, Second Edition[M]. 北京: 电子工业出版社, 2004
- [17] J X Ji, H Pan, Z Liang. Further analysis of interpolation effects in mutual information-based image registration[J]. IEEE Trans Medical Imaging, 2003, 22(9): 1131-1140
- [18] 李敏强, 寇纪松, 林丹, 等. 遗传算法的基本理论与应用[M]. 北京: 科学出版社, 2002
- [19] G K Matsopoulos, N A Mouravliansky, K K Delibasis, et al. Automatic retinal image registration scheme using global optimization techniques[J]. IEEE Trans Inf Tech in Biomedicine, 1999, 3(1): 47-60
- [20] A C Evans. BrainWeb Simulated Brain Database[DB]. <http://www.bic.mni.mcgill.ca/brainweb/>

作者简介:



彭景林 男, 1981 年出生于湖南长沙, 湖南大学电气与信息工程学院硕士研究生。2003 年 9 月毕业于长沙电力学院。研究兴趣为图像处理、模式识别。

章 兢 男, 1957 年出生于湖南湘潭, 教授, 博士生导师, 现任湖南大学副校长。主要研究方向为计算机控制、模式识别。

李树涛 男, 1972 年出生于辽宁锦州, 教授, 博士生导师。主要研究方向为图像处理、模式识别。