

文章编号:1000-582X(2003)08-0114-05

医学图像配准方法分类及现状*

俞亚青,田学隆,闫春红

(重庆大学生物工程学院,重庆 400044)

摘要:医学图像配准是医学图像融合的前提,是目前医学图像处理中的热点,具有重要的临床诊断和治疗价值。依据7个标准对医学图像配准方法进行了分类,然后从3个方面综述了目前的一些主要的医学图像配准方法,如矩和主轴法、互信息法和相关法等。由于医学图像配准是一项比较复杂和困难的课题,尽管目前已提出许多算法,但并没有一种配准方法能在各个方面都达到理想要求,因此不得不在精确度、速度、自动化程度等方面加以取舍。随着计算机技术和医学成像技术的发展,医学图像的配准技术也一定会得到快速发展。

关键词:图像配准;图像融合;矩和主轴法;互信息;相关法

中图分类号:R318

文献标识码:A

随着生物医学工程和计算机技术的发展,医学影像学为临床诊断提供了多种模态的医学图像,如X线断层成像、MRI、fMRI、SPET、PET、DSA、超声成像、脑磁图等。不同的医学影像可以提供人体相关脏器和组织的不同信息。如CT具有较高的空间分辨率,有利于定位病灶,MRI对软组织成像清晰,有利于确定病灶范围。而PET和SPET虽然空间分辨率较差,但却提供了脏器的功能和代谢信息。所以临床医生迫切希望对不同图像信息进行适当的集成。然而不同模态的医学图像成像原理不同,分辨率不同,成像参数等不同,因此在图像融合前必须先进行图像配准。医学图像配准就是通过寻找一种(或一系列)空间变换,使两幅图像的对应点达到空间位置和解剖结构上的完全一致。配准结果应使两幅图像上所有的解剖点,或至少是所有具有诊断意义的点都达到匹配^[1]。由于其重要的临床应用价值,医学图像配准近年来已成为医学图像研究领域的热门专题之一。

1 医学图像配准方法分类

下面将从7个主要方面对医学图像配准方法进行分类。

1.1 维数

不管待配准图像是否包含时间维数,均可按空间

维数分为2D/2D,2D/3D,以及3D/3D配准。2D/2D配准通常指两个断层面间的配准;2D/3D配准通常指空间图像和投影图像(或者是单独的一个层面)间的直接配准;3D/3D配准指2幅三维空间图像间的配准。2D/2D图像配准不具有回溯性,而2D/3D,3D/3D能克服这个局限^[2]。不过,当2D扩展到3D时,参数个数和图像数据量也会随着增大,配准也会变复杂。

在空间维数基础上再加上时间维数,则原来的2D、3D就分别变成了3D、4D。在临床中可用来观察儿童骨骼生长、监视窗口愈合等。

1.2 配准基准的特性

按配准基准的特性,图像配准可分为基于外部特征的配准、基于内部特征的配准和基于非图像的配准。

1.2.1 基于外部特征的配准

外部基准指加在病人身上的各种清晰可见、易检测到的人造标记,具体又可分为侵入式的(如立体定位参考框架、螺钉标记等)和非侵入式的(如牙套、泡沫面具等)。两种途径相比,非侵入式的虽然对病人比较友好,但精度没有侵入式的高。基于外部特征的方法对放置要求较高,但简单易行,易实现自动化。由于该方法未包含病人图像信息,因此一般只限于刚体变换。

* 收稿日期:2003-04-17

作者简介:俞亚青(1980-),女,浙江人,重庆大学硕士研究生,主要从事生物医学领域计算机应用方面的研究。

1.2.2 基于内部特征的配准

基于内部特征的方法可回溯。内部特征来自于病人的图像信息,具体又可分为基于标记、基于分割和基于体素特性的图像配准。

标记点包括基于解剖特性的基准(如一些明显的解剖部位)和基于几何特性的基准(如局部曲率极值、隅角等)。标记点法在理论上可用于任何图像,但经常用在刚体和仿射变换中。如果标记点数目足够多,也能用于更复杂的非刚体变换。识别出来的标志点集相对原始图像信息要稀疏,因此参数优化相对较快。

基于分割的图像配准指通过图像分割获得一些配准标志,可以是基于刚体模型的(如头帽法和快速斜面匹配算法),也可以是基于形变模型的(如平面变形轮廓 snake、网)。这种方法的最大缺点是配准精度受分割精度的限制,除了分割阶段,算法可以做到全自动化。

基于体素特性的配准方法是把图像内部的灰度信息值作为配准依据。根据对灰度信息处理方式的不同,又可分为2种:1)把图像灰度信息简约成具有一定尺度和方向的集合(如力矩主轴法);2)在配准过程中始终使用整幅图像的灰度信息(如互相关法、最大互信息法),具体将在第3部分进行介绍。

1.2.3 基于非图像的配准

基于非图像的配准是通过校准两个扫描器的成像坐标系统来实现的。前提是扫描器应在同一个物理位置上,并且在获取两幅图像的过程中病人保持不动。这在临床中是可以实现的,如超声系统通过光学定位系统能很容易得到校准,之后再和CT/MR进行配准^[3]。

1.3 变换特性和域

根据变换特性,图像配准可分为刚体变换、仿射变换和非线性(曲线)变换。刚体变换指图像中任意两点间的距离在变换前后保持不变,只发生了坐标轴的平移和旋转;如果直线映射成直线后只保持了平行性而没保持垂直性,则这种坐标变换是仿射变换;若直线的平行性也不能保持,则仿射变换蜕变为投影变换;非线性变换则把直线映射成了曲线。

配准时的变换区域根据实际需要又分为局部配准和全局配准。当改变一个配准参数时只影响图像的局部,则为局部配准;若影响整幅图像,则为全局配准。一般刚体变换和仿射变换多用于全局变换,曲线变换多用于局部变换。局部变换一般来说都是在全局变换的基础上,再使用在图像中感兴趣的局部区域。

1.4 成像模式

根据图像模态可将配准方法分为4类:1)单模图像间的配准;2)多模图像间的配准;3)模态和(解剖或生理)模型间的配准;4)患者和模态间的配准。

1.5 研究对象和配准部位

按图像来源可分为3类:1)同一患者的图像配准;2)不同患者的图像配准;3)患者和图谱间的配准。按配准部位又可分为头部、胸部、腹部、骨盆、会阴、肢体以及脊骨和椎骨,各部分又可以细分。

1.6 交互性

根据人参与程度,配准可分为全自动式、半自动式和交互式。全自动式中使用者只需提供相应的图像或信息;半自动式中使用者需初始化算法或指导算法(如拒绝或接受配准假设);交互式中使用者需在软件的帮助下亲自进行配准。若交互程度太大,显然会导致该配准方法的实用性。若进行适当的交互,则可以大大简化、加速配准过程,提高鲁棒性。

1.7 优化过程

根据配准变换的参数求解方式可分为直接法和基于搜索的方法。直接法把问题简化到一定程度,使得能直接计算出变换参数,如穷尽搜索法。而基于搜索的方法从一种或多种猜测开始,在最优匹配测度的指导下,使两幅图像在某一变换时达到最大相似。因此用这种方法需构造出能合理估计变换的最优匹配测度或能量函数。而该函数(或测度)的精确度和计算速度又往往是相互约束的,而且要避免局部极值。如最陡下降法只有一个极值,且简单、快速,模拟退火法能较好地协调速度和精确度间的约束关系。

在实际中经常混合使用多种优化算法,一般开始时使用粗略的快速算法,然后使用精确的慢速算法。如 Hai - ping Ren^[4]等对3D多模态图像进行配准时采用了 Powell 法和一维优化算法,并用多分辨率方法加速配准过程。Renjie He^[5]等提出的全局优化策略综合了遗传算法和切分矩形(dividing rectangle)。

2 医学图像配准方法的应用

医学图像配准方法有多种,常用的有以下几种。

2.1 基于特征的配准方法

特征可以是标记点、分割区的质心、轮廓、表面、容积,或是他们的组合。

2.1.1 基于点的方法

当两幅图像的对应点集确定以后,只要对准了这些标志点,图像也就配准了。Brian C. Porter^[6]等利用3D-MRI和超声数据中的脉管作为标记点使两幅图

像空间三维对齐。

Rangarajan^[7]等对待配准的两幅图像提取出形状特征点的集合,然后利用互信息法来达到配准。而后周永新^[8]等对该法进行了一定的简化和修正,引入人机交互,缩短了优化过程,避免了局部极值。由于很多图像配准技术只适用于图像间存在小角度旋转(大约为 $0\sim 5^\circ$),周鹏等^[9]提出了一种适用于大角度旋转情况下的快速图像配准方法。它是基于一种新的具有旋转不变性的角点检测方法,适用于刚体变换,对富含角点信息的图像配准效果更为理想。

2.1.2 基于面的方法

基于面的配准方法中最典型的的就是头帽算法。即从一幅图像中提取一个表面模型称为“头”,从另外一幅图像中提取的轮廓点集称为“帽”。用刚体变换或选择性的仿射变换将“帽”的点集变换到“头”上,然后采用优化算法使“帽”的各点到“头”表面的均方根距离最小^[3]。Powell探索算法被用来寻求所需的几何变换,多分辨率金字塔技术可克服局部极值问题,用距离变换拟合两幅图像的边缘点,斜面匹配技术可有效地计算距离变换。

L. Ding等^[10]提出了一种利用体积图像的模板匹配法。他们认为,当图像灰度不均或几何上差别较大时,利用图像的亚体积反而会得到更精确的结果。

2.2 矩和主轴法

先计算图像的零阶和一阶矩,得到2幅图像像素点的质心和主轴,再通过平移和旋转使两幅图像的质心和主轴对齐,从而达到配准的目的。该方法对数据缺失较敏感,配准结果不太精确,但算法自动、快速、易实现,所以主要被用作预配准,以减少后续精确配准时优化算法的搜索区间和计算时间。

主轴法在多模图像的配准中得到了成功应用,H. Bulow^[11]等人还把主轴法应用于NMR图像序列的配准中,来得到三维骨骼结构的空问方向。吴锋、钱宗才^[12]等提出了一种基于轮廓的力矩主轴配准方法,质心和主轴的提取是通过CT和MR图像的外围轮廓来实现的。葛云^[13]等提出的Legendre正交矩无冗余性,和几何矩相比,具有重建特性,且匹配更加准确。但该正交矩目前还只能用于二维图形的线性配准。

2.3 基于灰度的方法

基于灰度的方法由于对多模图像配准的适用性,近几年得到了广泛应用。这些方法先根据相似性测度决定代价函数,然后通过搜索技术使其最小,从而得到配准。用得较多的相似性测度有互信息(MI)法和相关法。

2.3.1 最大互信息配准法

用2个变量的联合概率分布与完全独立的概率分布的广义距离来作为变量之间的相似性测度,即互信息(MI)。由于互信息测度不预先假设不同成像模式下图像灰度的相关性,也不需对图像进行分割和任何预处理,因此得到了广泛应用,但是嫡除了Shannon的定义形式之外,也可有其他形式,Wachowiak^[14]等人定义的t类嫡作为超声/MRI配准的相似性测度在许多情况下得到的结果比Shannon定义的互信息要准确,而且收敛要快。

Luo Shuqian^[15]等利用最大互信息法对CT-MR和MR-PET三维全脑数据进行配准,结果全部达到亚像素级配准精度。该方法在具体实施过程中采用了不增加新数据点的格点采样子集、不产生分数灰度值的PV插值法和出界点等技术;在搜索策略上采用了无需计算梯度的Powell算法。

由于原来在栅格上的点经过空间转换后的坐标值不一定为整数,因此需要通过插值方法获得变换点的灰度值。Josien P. W. Pluim^[16]等对基于互信息的图像配准所经常用到的两种插值法(线性插值法和部分体积分插值法)进行了分析。K. Rohr^[17]等对薄板样条插值法进行了拓展。Thomas M. Lehmann^[18]等还对最近邻法、线性法、立体B样条法、Lagrange法和Gaussian插值法等进行了详细的比较。

Pluim. J. P. W^[19]等认为互信息的鲁棒性值得怀疑,因为MI没有考虑空问信息。该论文把待配准图像的互信息和图像梯度进行综合,从而引进了空问信息。和(归一化)互信息相比,该方法对低样本分辨率不敏感,而且不会出现错误的全局极大值。此外,杨虎^[20]等还就归一化互信息、多分辨率策略、多种插值和优化算法对配准速度和精度的影响作了讨论。

2.3.2 相关法

对于同一物体由于图像获取条件的差异或物体自身发生的小的改变,采用使图像间相似性最大化的原理实现图像间的配准,即通过优化两幅图像间相似性准则来估计变换参数。所使用的相似性测度可以是相关函数、相关系数、差值的平方和等。赵富强^[21]等用基于图像特征(“脊”或“谷”)的相关性算法对3维CT-MR图像进行了配准。罗纲^[22]等则以传统的Umeyama点集相关度量为基础,结合Procrustes正规化配准方法,提出了一个新的图像特征点集配准的加权相关算法。通过引入能逐步修正的加权矩阵,解决了传统方法要求两点集有相同点数的限制。Shun-ichi Kaneko^[23]等提出了一种选择性相关系数法,可用于光照条

件不好或曲线不完全闭合的图像配准。和经典的互相关法相比,相位相关法能精确检测出互相关函数的尖峰,而且相位相关法归一化后能拓宽信号范围,对和图像函数相关的噪声具有很大鲁棒性。

由于属于同一组织结构的医学图像中的两个体素,虽然灰度值不完全一致,但很接近。因此,和某一组织结构灰度值相临界的灰度值,往往传递了一定的空间位置信息。在基于相似性测度的医学图像配准中,忽略由体素灰度值传递的空间位置信息是不可取的,文献[24]通过实验详细地说明了这个问题。秦斌杰^[25]等对基于体素配准中广泛采用的相似性测度(SM)进行了比较研究,认为在配准条件极不理想的条件下,基于互信息、归一化互信息、相关比的SM是最为适用的。但基于互信息进行多模医学图像配准时,在得到几何变换的优化过程中容易陷入局部最优,而基于相关比进行多模医学图像配准时,考虑了体素在表现人体组织结构时的一定灰度值范围的近似量化,易于保证得到全局最优值。

此外还有许多其他配准方法,如最大相似性法^[26]、局部频率法^[27]、能用于大尺度变形的流体动力学法^[28]、基于FFT的方法^[29]和由粗到精进行迭代的金字塔法^[30]等。

3 结 语

医学图像配准是一项比较复杂和困难的课题,尽管目前已提出许多算法,但不幸的是,并没有一种配准方法能在各个方面都达到理想要求,这使我们不得不在精确度、速度、自动化程度等方面加以取舍。算法的改进也是以提高运算速度和匹配精度为目的的。目前的大部分配准算法集中在MRI、PET和CT间,但随着计算机技术和医学成像技术的发展,医学图像的配准技术也一定会得到快速发展。

参考文献:

- [1] 罗述谦. 医学图像配准技术[J]. 国外医学生物医学工程分册, 1999, 22(1): 1-7.
- [2] VAN DEN ELSSEN P A, EVERT - JAN D POL, MAX A. Viergever. Medical image matching - a review with classification[J]. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 1993, 12(1): 26-39.
- [3] ANTOINE MAINIZ J B, MAX A. Viergever. A survey of medical image registration[J]. Medical Image Analysis, 1998, 2(1): 1-36.
- [4] REN HAI - PING, HU YANG, WU WEN - KAI, et al. Multi-resolution three-dimensional multi-modality image

- registration by maximization of mutual information[A]: Engineering in Medicine and Biology Society. Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE[C], Istanbul, Turkey: The Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc., 2001, 3: 2411-2413.
- [5] HE RENJIE, PONNADA A. NARAYANA. Global optimization of mutual information: application to three-dimensional retrospective registration of magnetic resonance images[J]. Computerized Medical Imaging and Graphics, 2002, 26(4): 277-292.
- [6] PORTER B C, RUBENS D J, STRANG J G, et al. Three-dimensional registration and fusion of ultrasound and MRI using major vessels as fiducial markers[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2001, 20(4): 354-359.
- [7] A RANGARAJAN, CHUI HAILI, DUNCAN JAMES S. Rigid point feature registration using mutual information[J]. Medical Image Analysis, 1999, 3(4): 425-440.
- [8] 周永新, 罗述谦. 基于形状特征点最大互信息的医学图像配准[J]. 计算机辅助设计与图形学学报, 2002, 14(7): 654-658.
- [9] 周鹏, 谭勇, 徐守时. 基于角点检测图像配准的一种新算法[J]. 中国科学技术大学学报, 2002, 32(4): 455-461.
- [10] DING L, GOSHTASBY A, SATTER M. Volume image registration by template matching[J]. Image and Vision Computing, 2001, 19(12): 821-832.
- [11] BÜLOW H, DOOLEY L, WERMESER D. Application of principal axes for registration of NMR image sequences[J]. Pattern Recognition Letters, 2000, 21(4): 329-336.
- [12] 吴锋, 钱宗才, 杭洽时, 等. 基于轮廓的力矩主轴法在医学图像配准中的应用[J]. 第四军医大学学报, 2001, 22(6): 567-569.
- [13] 葛云, 舒华忠, 罗立民. 基于Legendre正交矩的配准方法及其在二值图像配准中的应用[J]. 电子学报, 2001, 29(1): 54-57.
- [14] WACHOWIAK M P, SMOLIKOVA R, TOURASSI G D, et al. Generalized mutual information similarity metrics for multimodal biomedical image registration[A]. Engineering in Medicine and Biology. 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society[C]. Houston, Texas, USA: The Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc., 2002, 2: 1005-1006.
- [15] LUO SHUQIAN, LI XIANG. Implementation of mutual information based multi-modality medical image registration[A]: Engineering in Medicine and Biology Society. Proceedings of the 22nd Annual International Conference of the IEEE[C]. Navy Pier Convention Center Chicago, Illinois, USA: The Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc., 2000, 2: 1447-1450.

- [16] JOSIEN P W, PLUIM J B. Anitoinc Maintz, Max A. Viergever. Interpolation artifacts in mutual information - based image registration[J]. Computer Vision and Image Understanding, 2000, 77(22): 211 - 232.
- [17] ROHR K, STEHL H S., Sprengel R., et al. Landmark - based Elastic registration using approximating thin - plate splines[J]. IEEE Transactions On Medical Imaging, 2001, 20(6): 526 - 533.
- [18] THOMAS M. LEHMANN, CLAUDIA GONNER, KLAUS SPITZER. Survey: Interpolation methods in medical images processing[J]. IEEE Transactions On Medical Imaging, 1999, 18(11): 1 049 - 1 072.
- [19] PLUIM J P W. Information and gradient information[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2000, 19(8): 809 - 814.
- [20] 杨虎, 马斌荣, 任海萍, 等. 基于互信息的人脑图像配准研究[J]. 中国医学物理学杂志, 2001, 18(2): 69 - 72.
- [21] 赵富强, 于红玉, 马斌荣, 等. 基于图像特征的 CT - MR 图像配准[J]. 北京生物医学工程, 2000, 19(4): 206 - 211.
- [22] 罗纲, 罗斌. 图象特征点集配准的加权相关迭代算法[J]. 中国图象图形学报, 2000, 2(9): 755 - 758.
- [23] SHUN ICHI KANEKO, YUTAKA SATOH, SATORU IGARASHI. Using selective correlation coefficient for robust image registration[J]. Pattern Recognition, 2003, 36(5): 1 165 - 1 173.
- [24] ROCHEA, MALANDAING, PENNECX, et al. Multi - modal image registration by maximization of the correlation ratio (Technical Report 3378) [R]. France: INRIA, 1999.
- [25] QIN BIN - JIE, ZHUANG TIAN - GE. Choice of similarity measure in voxel intensity based 3D multi - modal medical image registration [J]. Space Medicine & Medical Engineering, 2002, 15(4): 241 - 245.
- [26] ZHU YANG - MING. Likelihood maximization approach to image registration [J]. IEEE Transactions On Image Processing, 2002, 11(12): 1 417 - 1 425.
- [27] LIU J, VEMURI B C, MARROQUIN J L. Local frequency representations for robust multimodal image registration [J]. IEEE Transactions On Medical Imaging, 2002, 21(5): 462 - 469.
- [28] WOLLNY G, KRUGGEL F. Computational cost of nonrigid registration algorithms based on fluid dynamics [J]. IEEE Transactions On Medical Imaging, 2002, 21(8): 946 - 952.
- [29] HAROLD S. STONE, MICHAEL T. ORCHARD, EE - CHIEN CHANG, et al. A fast direct fourier - based algorithm for subpixel registration of images [J]. IEEE Transactions On Geoscience and Remote Sensing, 2001, 39(10): 2 235 - 2 241.
- [30] PHILIPPE THÉVENAZ, URS E. RUTTIMANN, MICHAEL UNSER. A pyramid approach to subpixel registration based on intensity [J]. IEEE Transactions On Image Processing, 1998, 7(1): 27 - 39.

Classification and State of Medical Image Registration Methods

YU Ya-qing, TIAN Xue-long, YAN Chun-hong

(Department of Biomedical Engineering, Chongqing University, Chongqing 400044, China)

Abstract: Medical image registration, which is the precondition of medical image fusion, is a highlight of present medical image processing, and has important values in clinical diagnosis and treatment. This paper firstly presents a classification of medical image registration methods in terms of seven standards, then summarizes some major registration methods from three aspects, such as moment and principal axes method, mutual information, and correlation method etc. Although there are many algorithms at present, no registration method could come up with ideal requirements in every aspect because of its difficulty and complexity. Consequently registration method has to make its choice between accuracy, velocity, automation extent and other aspects. However, with the development of computer technology and medical imaging, the registration technology of medical image is bound to develop quickly.

Key words: image registration; image fusion; moment and principal axes method; mutual information; correlation method

(编辑 陈移峰)