

窗宽窗位对基于互信息的医学图像配准的影响

丛日娟, 李均利, 侯艳芹, 陈北京

(宁波大学数字技术与应用软件研究所, 宁波 315211)

摘 要: 基于互信息的配准方法具有自动化程度高、配准精度高等优点, 近来已成为医学图像处理领域的热点。基于互信息的配准方法实质上是一种对灰度进行统计和计算的方法, 同一图像采用不同的窗宽窗位表示必然会影响配准结果。该文在分析窗宽窗位对图像质量的影响和基于互信息配准方法的影响的基础上, 进行一系列的医学图像配准试验。在分析配准结果的基础上, 给出基于互信息的配准方法所采用的合理窗宽窗位的建议。

关键词: 医学图像配准; 互信息; 窗宽窗位

Effects of Window Widths and Window Levels on Mutual Information Based Medical Image Registration

CONG Ri-juan, LI Jun-li, HOU Yan-qin, CHEN Bei-jing

(Institute of DSP and Software Techniques, Ningbo University, Ningbo 315211)

【Abstract】 Registration methods based on mutual information are popular in medical image processing fields, which are accepted as the most accurate and automated methods. Essentially, registration methods based on mutual information are based on doing statistics of gray values of images. Therefore, if different representations of window widths and window levels of one image are used, registration accuracy will be affected. Based on analysis of window widths and window levels for image quality, and based on the affects of mutual information registration method, series of medical images registration tests are carried out. According to these results and analysis, the recommended window widths and window levels to be used in mutual information registration are given.

【Key words】 medical image registration; mutual information; window width and window level

1 概述

目前, 医学图像配准方法可分为基于外部特征的图像配准和基于图像内部特征的图像配准 2 种方法^[1-2]。前者利用外部基准点特征, 精度较高, 但由于它是有创的, 且操作较复杂, 因此应用较少。后者由于其无创性和可回溯性, 已成为配准算法研究的重心。

在基于图像内部特征的配准方法中, 基于体素的方法避免了因分割而带来的误差, 因而具有精度较高、稳健性强、不需要预处理而能实现自动配准的特点, 近来已成为医学图像处理领域的热点。

在基于体素的各种配准方法中, 基于互信息的配准方法是精度很高的方法。虽然目前关于互信息配准方法的报道和文献较多, 但对于灰度和窗宽窗位对基于互信息配准的影响的研究很少。Likar 等人在进行多分辨率弹性配准时, 只是提到了在不同灰度和不同采样条件下的互信息值, 没有进行详细比较和分析^[3]。高智勇等人对不同灰度级下的配准结果进行了详细的比较和分析^[4], 并给出了基于互信息配准时所采用的合理灰度级别的建议。但是对于窗宽窗位对基于互信息的配准方法的影响并没有进行比较和分析, 本文进行了这方面的研究, 并给出了配准时所采用的合理窗宽窗位的建议。

2 基于互信息测度的配准方法

2.1 以互信息为相似性测度

互信息是信息理论中的一个基本概念, 通常用于描述 2 个系统间的统计相关性, 或者是一个系统中所包含的另一

个系统中信息的多少, 它可以用熵来描述。熵表达的是一个系统的复杂性或者是不确定性。

系统 A 的熵定义为

$$H(A) = -\sum_a p_A(a) \log_n p_A(a) \quad (1)$$

2 个系统的联合熵为

$$H(A, B) = -\sum_{a,b} p_{A,B}(a,b) \log_n p_{A,B}(a,b) \quad (2)$$

其中, $a \in A$; $b \in B$ 。如果 $H(A|B)$ 表示已知系统 B 时 A 的条件熵, 那么 2 个系统的互信息可描述为

$$I(A, B) = H(A) + H(B) - H(A, B) = H(A) - H(A|B) = H(B) - H(B|A) \quad (3)$$

归一化的互信息:

$$I(A, B) = \frac{H(A) + H(B)}{H(A, B)} \quad (4)$$

在多模医学图像配准问题中, 虽然 2 幅图像来源于不同的成像设备, 但是它们基于共同的人体解剖信息, 所以当 2 幅图像的空间位置完全一致时, 其中一幅图像表达的关于另一幅图像的信息, 也就是对应像素灰度的互信息应为最大^[5]。

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(60672072); 宁波市科技攻关基金资助项目(2005B100016)

作者简介: 丛日娟(1981-), 女, 硕士, 主研方向: 图像处理; 李均利, 教授; 侯艳芹、陈北京, 硕士

收稿日期: 2007-03-28 **E-mail:** congzhongfeiv@sohu.com

一般用联合概率分布 $p_{A,B}(a,b)$ 和完全独立时的概率分布 $p_A(a) \cdot p_B(b)$ 间的广义距离来估计互信息：

$$I(A,B) = \sum_{a,b} p_{A,B}(a,b) \log_n \frac{p_{A,B}(a,b)}{p_A(a) \cdot p_B(b)} \quad (5)$$

式(1)、式(2)、式(5)中 n 对应于不同的单位： $n=2$ 时，熵的单位是比特(bit)； $n=10$ 时，熵的单位是哈特(Hart)； $n=4$ 为底则单位是奈特(nit)。因此熵表示的是一个系统的复杂性或不确定性。

2.2 窗口技术

窗口技术^[6]是图像处理技术中常用的一种方法。所谓窗口技术是指缩小某段范围内灰度的技术。下面以CT图像灰度为例说明，首先要确定缩小的灰度范围，把缩小灰度范围的上限以上增强为全白，把缩小灰度范围的下限以下压缩为全黑，这样就缩小所缩小灰度范围内不同灰度之间黑白对比的程度。

如图 1 所示，这个被缩小的灰度范围叫做窗口(window)，缩小的灰度范围上下限之差叫窗宽(window width)，缩小的灰度范围的中心 CT 值叫窗位(window level)，即：窗宽 = $CT_{max} - CT_{min}$ ；窗位 = $(CT_{max} + CT_{min})/2$ 。

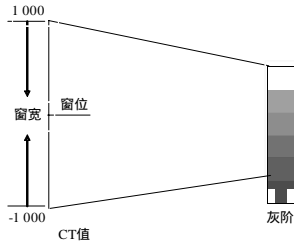


图 1 窗宽窗位及灰度显示

3 窗宽窗位对基于互信息配准的影响

本文采用的图像数据来源于美国 Vanderbilt 大学的回顾性图像配准评估项目，这个项目包括 CT、MR 和 PET 数据。MR 分别为 PD、T1、T2 和矫正过几何失真的 PDre、T1re 和 T2re 图像。各个图像的空间分辨率和体素大小因病例的不同而不同。为了研究窗宽窗位对基于互信息配准的影响，进行了大量的配准试验。配准时，参考图像和浮动图像的窗宽窗位是一致的。

3.1 窗宽窗位对图像的影响

医学图像原始数据的灰度级是很丰富的。一般地，CT 图像用 16 位存储的，从理论上讲，其灰度变化范围可以是 (-32 768, 32 767)，但是大部分 CT 图像都是用 Hounsfield 数来标记，其范围为 (-1 000, 1 000)。MR 图像一般采用 10~20 位的数据表示，但是大部分 MR 图像的动态范围不大于 8 位值。从理论上讲，图像的像素数取得越多，灰度级越丰富，图像也就更接近于原始信息，但是这样做会使计算机存储量成倍增长，配准速度变慢。如果配准过程变慢而配准结果没有实质性的提高，那么这种大的灰度级别也是不适用的。因此，目前在基于互信息的配准方法中，一般在配准前将图像的灰度采用窗宽窗位技术映射到一个较小的灰度范围。

同一幅图像采用的窗宽窗位不同，图像的对比度和亮度也不同，这必然会影响到图像的质量。图 2 是 patient_004 病人的 CT 图像的第 1 层线性压缩到 256 阶灰度时采用不同的窗宽窗位表示的图像。此层图像原始数据的最大像素值 maxp 是 1 984，最小像素值 minp 是 -1 024，像素的中值 midp 是 480。

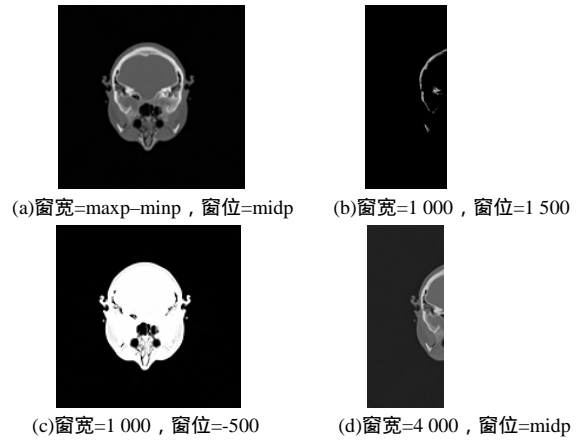


图 2 采用不同窗宽窗位表示的同一 CT 图像

在图 2 中，图 2(a) 图像窗宽为图像最大灰度值与最小灰度值之差，窗位为图像灰度值的中值。可以发现，此时图像的亮度和对比度适中，能够清晰地显示组织的结构。图 2(b) 图像窗位过高，大部分灰度压缩为全黑，图像失去部分细节。图 2(c) 图像窗位过低，大部分灰度增强为全白，图像信息丢失。图 2(d) 图像窗宽太大，灰度等级增加，失去对比，图像显示不明朗。

3.2 窗宽窗位对互信息的影响

为了研究此问题，对 patient_004 病人的 CT 和 MR 图像分别进行了大量的单模配准试验。从每种图像中任选一层作为参考图像，将其进行刚体变换后的图像作为浮动图像。同时，对实习数据 practice 中的 CT 和 MR 图像进行了大量多模配准试验。其中，CT 图像位浮动图像；MR 图像为参考图像。

图 3~图 5 中的矩形框表示每条曲线所在的窗宽。可以发现，在不同窗宽下配准时，窗位在图像灰度中值附近时，互信息比较大，且比较稳定。图 3 CT 单模配准结果中，窗位很低时，虽然配准时最大互信息很大，但是此时配准误差也很大，因此，不把此时的窗位列入参考范围。在接下来的配准试验中，窗位确定在图像的灰度中值。

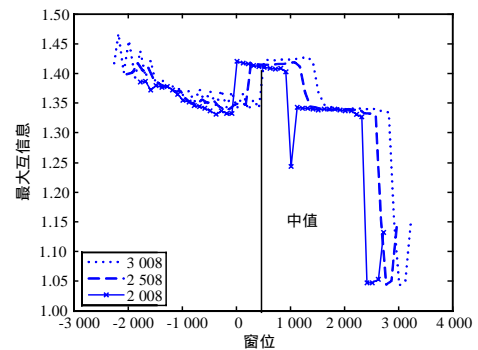


图 3 CT 图像在 3 种窗宽下单模配准时的最大互信息

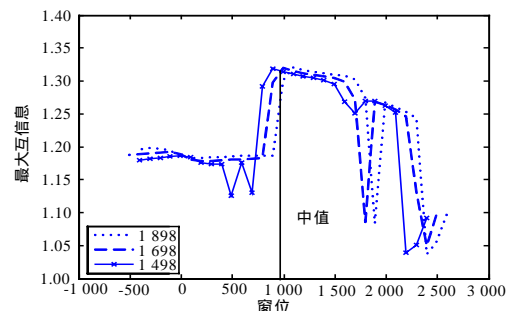


图 4 MR 图像在 3 种窗宽下单模配准时的最大互信息

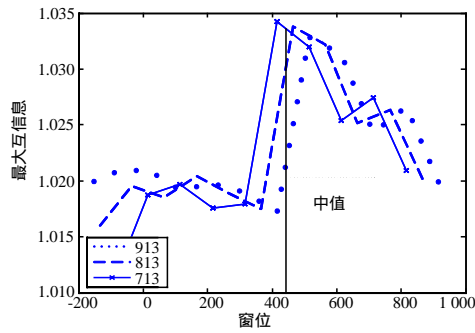


图5 CT_MR 图像在 3 种窗宽下多模配准时的最大互信息

3.3 窗宽窗位对配准精度的影响

配准精度是医学图像配准中最重要的问题之一。配准图像采用不同的窗宽窗位表示会影响图像的互信息值，因此，改变窗宽窗位必然会影响配准结果。为了研究此问题，对 patient_004 病人的 CT 和 MR 共 7 套数据进行了大量的单模配准试验。在每种图像中任选一层作为参考图像，将其进行刚体变换后的图像作为浮动图像。将得到的图像，在 3 种窗宽下配准，共做了 21 组试验。

为了方便，配准误差采用像素距离，距离单位为像素。 S 表示配准图像的整个灰度值范围。假设配准误差大于一个像素，即没达到亚像素级，配准是失败的，即误配准。

从表 1 中可以发现：窗宽为 S 时误配准次数是 1，误配准率为 14%，窗宽减小 $0.07S$ 和 $0.14S$ 时，误配准次数增多，误配准率竟然达到了 57%，这是因为窗宽减小，图像灰度等级减少，所以两图像之间的灰度相关信息减少。从表 1 最后一行和表 2 的最后一列可以发现，在不同窗宽下配准时，虽然在某一窗宽下的最大互信息比其他窗宽下的最大互信息大，但配准精度并不高。这是因为在此窗宽下的图像信息与原始图像信息已经相差很多，所以虽然在此窗宽下配准时最大互信息比较大，但配准结果却不好。

表 1 CT,MR 图像分别在不同窗宽下单模配准结果

| 图像 | 平均误差 | | |
|-----------------|----------|-----------------|-----------------|
| | 窗宽为 S | 窗宽为 $(1-0.07)S$ | 窗宽为 $(1-0.14)S$ |
| CT | 0.990 8 | 0.983 5 | 0.983 7 |
| MR_PD | 0.040 1 | 29.640 7 | 7.321 5 |
| MR_PD_rectified | 21.080 2 | 52.741 2 | 20.200 6 |
| MR_T1 | 0.098 7 | 42.260 7 | 49.440 6 |
| MR_T1_rectified | 0.041 3 | 37.120 6 | 18.183 5 |
| MR_T2 | 0.072 0 | 0.040 3 | 0.040 4 |
| MR_T2_rectified | 0.035 0 | 0.041 2 | 0.040 9 |
| 误配准的次数 | 1 | 4 | 4 |

表 2 CT,MR 图像分别在不同窗宽下单模配准结果

| 图像 | 配准时最大互信息的平均值 | | | 三者中最大值所在窗宽 |
|-----------------|--------------|-----------------|-----------------|-------------|
| | 窗宽为 S | 窗宽为 $(1-0.07)S$ | 窗宽为 $(1-0.14)S$ | |
| CT | 1.402 5 | 1.475 5 | 1.470 9 | $(1-0.07)S$ |
| MR_PD | 1.198 6 | 1.301 4 | 1.310 4 | $(1-0.14)S$ |
| MR_PD_rectified | 1.204 1 | 1.314 7 | 1.317 1 | $(1-0.14)S$ |
| MR_T1 | 1.179 1 | 1.299 3 | 1.305 2 | $(1-0.14)S$ |
| MR_T1_rectified | 1.202 4 | 1.323 5 | 1.329 4 | $(1-0.14)S$ |
| MR_T2 | 1.163 2 | 1.298 0 | 1.298 4 | $(1-0.14)S$ |
| MR_T2_rectified | 1.185 7 | 1.321 8 | 1.318 6 | $(1-0.07)S$ |

为进一步研究此问题，对实习数据 practice 中 CT 图像的第 15 层(如图 6(a))和 MR_T2 图像的第 12 层(如图 6(b))在多种窗宽窗位下进行多模配准，同时进行融合显示(如图 6(c)和

图 6(d))，为临床医生提供更多更重要的信息。如图 6 所示，为了能更清楚地看出图 6(c)和图 6(d)的区别，分别将其局部放大，如图 6(e)和图 6(f)所示。颅骨与脑内软组织之间是紧密结合的。图 6(e)图像的颅骨和脑内软组织之间的空隙比图 6(f)的大，如图中矩形框所示，这也就说明，图 6(d)的配准结果比图 6(c)的配准结果好。

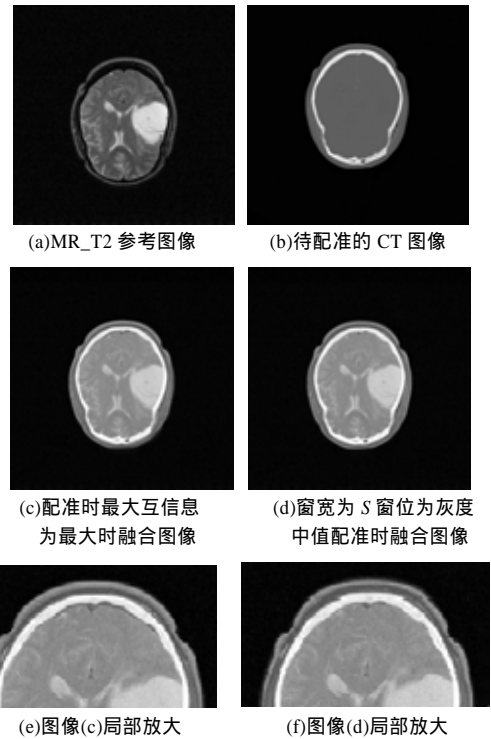


图 6 CT, MR_T2 图像及配准后的融合图像

4 结束语

将脑部 CT, MR 图像采用窗宽窗位技术映射到 256 阶灰度进行互信息单模刚体配准，窗宽取配准图像的整个灰度范围，窗位取配准图像的灰度中值时，配准更准确；在不同窗宽窗位下配准时，虽然在某一窗宽窗位下的最大互信息比其他窗宽窗位下的最大互信息大，但配准精度并不高。在 CT 和 MR 图像多模配准中，也可以得到同样的结论。

参考文献

- [1] Maintz B A, Viergever M A. A Survey of Medical Image Registration[J]. Medical Image Analysis, 1998, 2(1): 1-36.
- [2] Maurer C R, Fitzpatrick J M. A Review of Medical Image Registration[EB/OL]. [2007-02-18]. <http://citeseer.ist.psu.edu/maurer93review.html>.
- [3] Likar B, Pernu F. A Hierarchical Approach to Elastic Registration Based on Mutual Information[J]. Image and Vision Computing, 2001, 19(1/2): 33-44.
- [4] 高志勇, 林家瑞. 灰度级别对基于互信息医学图像配准方法的影响[J]. 北京生物医学工程, 2003, 22(1): 5-9.
- [5] Well W M, Viola P, Atsumi H, et al. Multi-modal Volume Registration by Maximization of Mutual Information[J]. Medical Image Analysis, 1996, 1(1): 35-51.
- [6] 王力. 窗宽窗位对 CT 图像的影响[J]. 医学信息, 2004, 17(11): 721-722.