

Chamfer Matching 在 CT 和 MRI 图像 匹配融合中的应用

段 锋¹, 童隆正², 吕振中¹

(1. 空军工程大学 工程学院, 陕西 西安 710038; 2. 首都医科大学, 北京 100007)

摘 要:医学影像中的 CT 和 MRI 图像的精确匹配融合能为临床提供全面、丰富的诊断信息。文中首先对 CT 图像正常脑组织边缘做距离变换, 形成距离图像, 然后利用 MRI 图像正常脑组织边缘作为模板, 实现了 CT 和 MRI 图像的精确匹配。在此基础上完成了 CT 和 MRI 的信息融合。文中算法适用于 CT 和 MRI 的匹配, 并对 SPECT, PET, DSA 等医学图像的匹配具有参考作用。

关键词: Chamfer Matching; 距离变换; 匹配; 融合

中图分类号: TP391.41 **文献标识码:** A **文章编号:** 1009-3516(2001)06-0074-04

医学诊断常常需要各种医学图像的支持, 而不同种类的医学图像往往各有优劣、只能提供互补的信息。因此, 在做医学图像分析时, 经常要将同一患者的几幅图像放在一起分析, 从而得到该患者多方面的综合信息, 对几幅不同的图像做定量分析, 首先要解决这几幅图像的严格对齐问题, 即于一幅医学图像寻求一种空间变换, 使它与另一幅医学图像上的对应点达到空间上的一致。这种一致是指人体上的同一解剖点在两张匹配图像上有相同的空间位置。匹配的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及手术感兴趣的点都达到匹配。本文利用 Chamfer Matching 匹配方法对一脑肿瘤患者的两幅 CT, MRI 图片成功进行了匹配, 并实现了信息融合。该方法适用于所有 CT 和 MRI 图像的匹配, 并对 SPECT, PET, DSA 等医学图像的匹配具有参考作用。

1 CT 和 MRI 图像的特点

目前临床多使用 T_1 加权和 T_2 加权脉冲序列 MRI 成像, T_1 加权像反映质子自旋系统与周围环境的关系, T_2 加权像反映质子与质子之间的关系。

在 CT, MRI 的 T_1 加权像、 T_2 加权像中, 图像的灰度按从高到低的顺序排列如表 1 所示。

CT 图像的特点是其密度分辨率高, 可分辨正常脑组织及脑肿瘤的微小密度差别, 但软组织对比分辨率较差。MRI 可直接做任意角度的切层扫描, 软组织对比分辨率高, 可清楚地分辨肌肉、筋膜、脂肪、脑灰质、脑白质等正常软组织, 以及如脑肿瘤等异常病灶, 但难以显示肿瘤与颅骨的关系及肿瘤内部的钙化部分^[1]。

表 1 CT 和 MRI 图像灰度高低顺序表

CT	颅骨	灰质	白质	脑脊液	脂肪
MRI - T_1	脂肪	白质	灰质	脑脊液	颅骨
MRI - T_2	脑脊液	脂肪	灰质	白质	颅骨

2 距离变换(DT)和 Chamfer Matching

2.1 距离变换(DT)

距离变换^[2]一般是针对二值图像而言的, 尤其是提取了边界的二值图像。距离变换使图像中每一像素

收稿日期: 2001-04-13

作者简介: 段 锋(1976-), 男, 湖北江陵人, 硕士生, 主要从事医学图像处理研究;

童隆正(1952-), 女, 北京人, 教授, 生物医学工程系计算机教研室主任, 主要从事医学信号处理;

吕振中(1956-), 男, 山西平定人, 教授, 博士生导师, 工程学院装备管理系主任, 主要从事系统工程研究。

的灰度值是其与最近的边界像素的距离,而边界上的像素的灰度值则被置为零。这样形成的“灰度图像”被称为距离图像。为了计算简单,距离图像中的像素值使用的是近似于欧氏距离的整数值。做距离变换时,从边界点出发,沿远离边界点方向按所谓的 3-4 法则逐渐增大像素值:即对于任一像素,其水平,垂直方向的四个邻域像素的灰度值每次增加 3,而另四个领域像素则每次增加 4。这样形成的距离值与真实的欧氏距离值的最大差别是 8%。

产生距离值有两种方法,一种是“平行”产生,另一种是所谓的切削(chamfer)算法(Chamfer Matching 即因此而得名)。两种方法在开始运行前都必须先将边界像素值置为零,非边界像素值置为无穷大。平行算法的计算公式为:

$$v_{i,j}^k = \text{minimum}(v_{i-1,j-1}^{k-1} + 4, v_{i-1,j}^{k-1} + 3, v_{i-1,j+1}^{k-1} + 4, v_{i,j-1}^{k-1} + 3, v_{i,j}^{k-1}, v_{i,j+1}^{k-1} + 3, v_{i+1,j-1}^{k-1} + 4, v_{i+1,j}^{k-1} + 3, v_{i+1,j+1}^{k-1} + 4) \quad (1)$$

式中 $v_{i,j}^k$ 是坐标为 (i,j) 的像素在第 k 次循环时的距离值。循环一直持续到没有像素值更改时为止。循环的次数正比于图像中出现的最大距离值。

Chamfer 算法循环两次便完成距离变换。第一次是“前向”循环:从左至右、从上至下,第二次是“反向”循环:从右至左、从下至上。其计算公式为:

前向:

for $i = 2, \dots, \text{rows}$

for $j = 2, \dots, \text{columns} - 1$

$$v_{i,j} = \text{minimum}(v_{i-1,j-1} + 4, v_{i-1,j} + 3, v_{i-1,j+1} + 4, v_{i,j-1} + 3, v_{i,j})$$

后向:

for $i = \text{rows} - 1, \dots, 1$

for $j = \text{columns} - 1, \dots, 2$

$$v_{i,j} = \text{minimum}(v_{i,j}, v_{i,j+1} + 3, v_{i+1,j-1} + 4, v_{i+1,j} + 3, v_{i+1,j+1} + 4) \quad (2)$$

2.2 匹配准则

两幅图像匹配时,其中一幅作为“模板图像”,从中提取出即将用于匹配的边界点,并将其转化为一组坐标值。这一组坐标值即称为“模板”。所有模板坐标所对应的距离图像上的各像素值的平均即是两边界匹配程度的度量。这个平均值称为边界距离(edge distance)。两幅图像的匹配过程即是逐渐减小边界距离的过程。为了使这种减小过程尽可能简单,采用均方根平均作为匹配的准则

$$\frac{1}{3} \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n v_i^2} \quad (3)$$

式中的 $1/3$ 用来补偿 DT 中的单个距离值 3。

3 匹配和融合

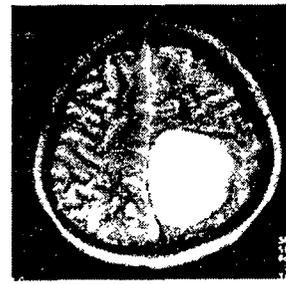
本文所用的 CT, MRI 图片来自首都医科大学宣武医院放射科的病例。患者在数日内进行 CT 和 MRI 检查。应用 1.0 超导型磁共振成像仪(Magnetom Impact, Seimens)和普通 CT 扫描机(Somatom Hiq, Seimens)。患者水平仰卧位,以眶耳线(外毗至外耳道连线)为扫描基线,向上扫描直至颅顶骨。视野(FOV)217 mm,厚度 5 mm,无间隔,26 层, MRI 图像矩阵 256×256 , CT 为 512×512 。经后处理得到 600×600 的 CT 和 MRI 图像。

CT 图像(见图 1)显示颅骨与颅内组织的界线清晰,肿瘤内部的层次分明,然而不易清晰分辨脑灰质与白质。MRI 的 T_1 加权像(见图 2)可清楚分辨表皮与颅骨、脑灰质、白质、与脑脊液,以及肿瘤的边界,但是肿瘤内部的灰度特征与周围组织无本质区别。MRI 的 T_2 加权像(见图 3)显示颅骨和肿瘤边缘清晰,易于提取,肿瘤周围水肿区较亮,肿瘤图像灰度有层次性变化。脑灰、白质和脑脊液之间的灰度差别比 T_1 加权像更明显。

综上所述, MRI(T_1) 片可提供头皮部分的信息, CT 片可提供颅骨边缘信息, MRI(T_2) 可提供正常脑组织信息, 肿瘤的信息可以由 CT 片和 MRI(T_2) 片融合之后提供。所有的信息融合都必须以 CT, MRI 的精确匹配为前提。尽管在 CT, MRI 图像获取时会引入病人或机器所致的形变,但本文研究对象是坚硬的头骨包围着的脑组织,利用刚体变换来匹配是可行的,而用别的变换有可能会引入新的形变^[3]。



图1 CT

图2 MRI - T₁图3 MRI - T₂

在匹配前对三幅图像进行预处理。采用边缘提取分别获得 CT、MRI(T₁)、MRI(T₂) 三幅图像中脑组织的边缘。其中图 2 因为 MRI(T₁) 图像左边部分灰度级层次相差太近而很难获得合适的边缘。故只用图中右边部分脑组织边缘来匹配。后面的实验证明,用部分脑组织边缘作为模板也能精确匹配。

首先由 CT 图像边缘做距离变换,得到距离图像见图 4。(为了突出打印效果,做了灰度反转)。考虑到 CT, MRI 图像获取时脑部组织的位置、方位差异不是太大,在距离图像中直接把大于 255 的距离值置为 255。这样做同时还可以提高匹配方法的抗干扰性^[4]。

选择合适的平移和旋转步进量,在本研究中分别选取了 1 个像素和 1 度,达到了很好的匹配效果。CT 与 MRI(T₁) 的边缘匹配情况如图 5 所示。

按照与两个模板完全相同的匹配过程对 MRI(T₁)、MRI(T₂) 进行平移和旋转,即可以使三幅图像达到精确匹配。鉴于 MRI(T₁) 图像特点,用二值处理即可以从其中分割出头皮部分。从 MRI(T₂) 中提取出正常脑组织部分。从 CT 和 MRI(T₂) 中分别提取出脑肿瘤,进行两者的融合。为了保持图像中医学意义上的一致性,这一融合采用如下公式

$$C = B - A \quad (4)$$

式中, B 为 MRI(T₂) 的脑肿瘤, A 为 CT 的脑肿瘤, C 为融合后的肿瘤。将以上三部分再融合,结果如图 6 示。

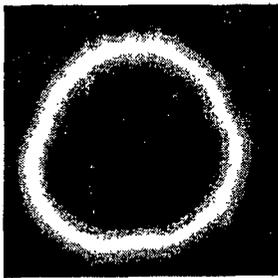


图4 距离图像

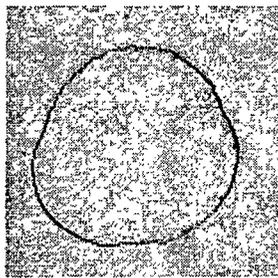
图5 CT MRI - T₁ 对准情况

图6 融合图像

图 7 是把从 MRI(T₁) 提取的部分脑组织边缘、从 MRI(T₂) 提取的脑组织边缘分别作为模板来与距离图像进行匹配的程序流程图。

4 结果及讨论

原始 CT 图像中,肿瘤略显高密度,其内可见高密度钙化部分,但肿瘤与周围脑组织的关系不清晰。原始 MRI 图像中,脑组织的灰质、白质对比清晰,肿瘤显示高密度信号,但是不能显示肿瘤内的钙化成分,也不能显示肿瘤与颅骨的关系。

本研究处理后的融合图像中,颅脑各种结构清晰;脑灰、白质对比分明;肿瘤影像突出;肿瘤对周围脑组织压迫的细节也十分生动。总体上将 CT、MRI 的主要信息融合到了一起。

本文中的 Chamfer Matching 匹配方法是一种用于两幅图像边界匹配的有效方法。它不仅可以用于二维图像匹配,而且可以用于三维图像及航空图像的匹配。本文仅仅讨论了二维情况下两边缘的位置、方位相差不大的情况,更灵活的匹配方法有待进一步的研究。

其它的医学影像,如 PET (positron emission tomography), SPECT (single photon emission computed tomo-

graphy)在临床医学上也有重要意义。本文所用的方法也适用于它们与 MRI 和 CT 之间的匹配融合,这将有助于临床医生读片水平和诊断准确度的提高。

参考文献:

- [1] 童隆正. 脑膜瘤图像分割融合[J]. 世界医疗器械, 2000, 6(4): 30-33.
- [2] GUNILLA B. Hierarchical Chamfer Matching: A Parameter Edge Matching Algorithm[J]. IEEE Trans Pattern Anal Machine Intell, 1988, 10(6): 849-865.
- [3] ELSEN P A V D, POI E J D, VIERGEVER M A. Medical image matching - A review with classification[J]. IEEE Eng Med Biol, 1993, 12(1): 26-39.
- [4] JIANG H, HOLTON K, ROBB R. Image registration of multimodality 3-D medical image by chamfer matching[J]. Proc SPIE, 1992, 1660: 162-166.

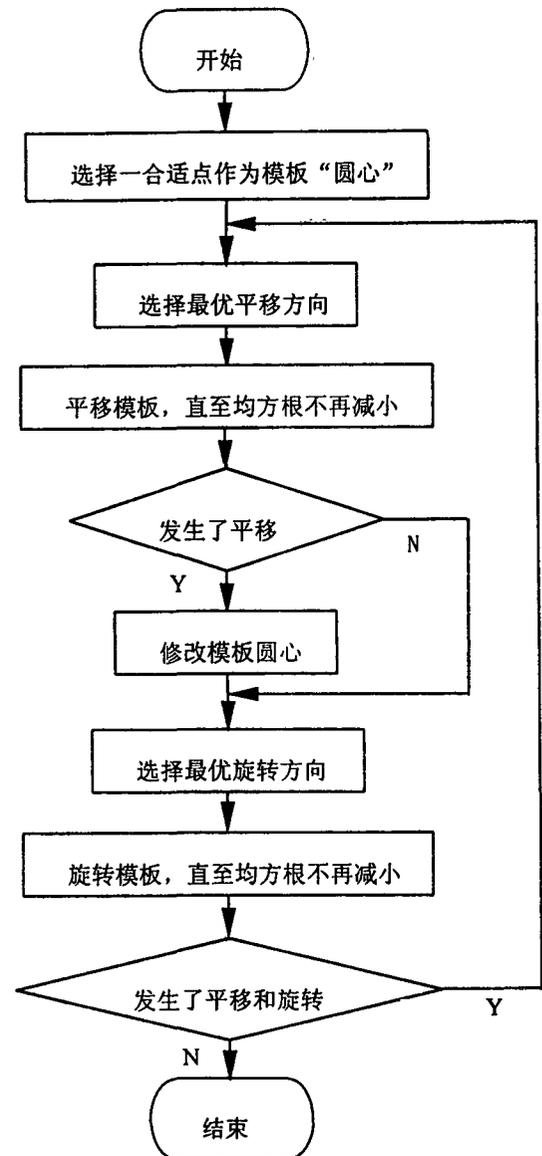


图7 流程图

Application of Chamfer Matching in the Registration of CT and MRI

DUAN Feng¹, TONG Long-zheng², LU Zhen-zhong¹

(1. The Engineering Institute of the Air Force Engineering University, Xi'an Shaanxi 710038; 2. Capital Medical University, Beijing 100007)

Abstract: Clinical diagnosis is often supported by the accurate registration and fusion of CT and MRI images. In this paper, a distance transformation (DT) is applied to the verge of the natural brain tissue in the CT image firstly. Then the registration is accomplished by using the verges of the natural brain tissue in MRI - T_1 and MRI - T_2 images as polygons. As a result, the fusion of the complementary information in the CT and MRI is achieved. The algorithm used in this paper is applicable to the registration of CT and MRI images. At the same time, it can be a reference for the matching of other medical images such as SPECT, PET and DSA.

Key words: Chamfer Matching; distance transformation; registration; fusion