

文章编号 1004-924X(2014)10-2815-10

基于灰度距离融合的 2D/3D 刚性配准

王 雷^{1,2,3}, 高 欣¹, 崔学理^{1,2,3}, 梁志远^{4*}

(1. 中国科学院 苏州生物医学工程技术研究所, 江苏 苏州 215163;

2. 中国科学院 长春光学精密机械与物理研究所, 吉林 长春 130033;

3. 中国科学院大学, 北京, 100049; 4. 首都医科大学 生物医学工程学院, 北京 100069)

摘要:针对影像导航手术提出了一种基于灰度距离融合的 2D/3D 刚性图像配准方法。该方法使用一种新的灰度距离信息对最常使用的传统相似性测度(互信息, 互相关及模式强度)进行约束, 构建一类新的相似性测度(距离互信息, 距离互相关和距离模式强度), 并用维也纳医科大学公开发表的 2D/3D 刚性配准金标准数据来评估新测度的配准性能。与基于灰度的传统相似性测度相比, 文中方法构造的新相似性测度在平均目标配准误差(mTRE)的均值和标准差上均有显著降低, 其中均值至少降低了 28.15%, 标准差最少降低了 61.17%。以 mTRE 小于 2 mm 为配准成功的依据时, 新测度的配准成功率比传统测度至少提高了 25.56%。此外, 新测度在配准优化过程中的迭代次数比传统测度平均降低了 35.59%。结果显示: 基于灰度距离融合的 2D/3D 刚性配准方法比基于单一灰度的配准方法具有更好的图像配准性能。

关键词:影像导航手术; 2D/3D 图像配准; 相似性测度; 灰度距离

中图分类号: R616; TP391 **文献标识码:** A **doi:** 10.3788/OPE.20142210.2815

2D/3D rigid registration by integrating intensity distance

WANG Lei^{1,2,3}, GAO Xin¹, CUI Xue-li^{1,2,3}, LIANG Zhi-yuan^{4*}

(1. Suzhou Institute of Biomedical Engineering and Technology,
Chinese Academy of Sciences, Suzhou 215163, China;

2. Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics and Physics,
Chinese Academy of Sciences, Changchun 130033, China;

3. University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China;

4. College of Biomechanical Engineering, Capital Medical University, Beijing 100069, China)

* Corresponding author, E-mail: zhiyl@126.com

Abstract: For image-guided surgery, a novel 2D/3D image rigid registration method is proposed by integrating intensity distances of images. The method uses a new intensity distance information to restrict the most commonly used similarity measures (Mutual Information (MI), Cross Correlation (CC) and Pattern Intensity (PI)) and to construct a kind of novel similarity measures (distance MI, distance CC and distance PI). These novel measures are evaluated by using the porcine skull phantom datasets from the Medical University of Vienna. The experiments show that novel measures are better than

收稿日期: 2014-03-24; 修订日期: 2014-04-29.

基金项目: 国家自然科学基金资助项目 (No. 81371640); 苏州市国际合作项目 (No. SH201210); 江苏省临床医药专项资金资助项目 (No. BL2012049)

traditional measures, i. e., the mean and standard deviation of mean Target Registration Errors (mTRE) by novel measures are respectively lower by at least 28.15% and 61.17% than those by traditional measures. When setting mTRE less than 2 mm as successful registration, the success rate with novel measures increases by at least 25.56% on average. Meanwhile, the average iteration times of novel measures also reduce by 35.59% than those of traditional measures. This results suggest that the novel registration method using novel measures has better performance of registration than intensity-based methods using traditional measures in terms of the accuracy and robustness for 2D/3D rigid registration.

Key words: image-guided surgery; 2D/3D image registration; similarity measure; intensity distance

1 引言

在影像导航手术^[1]中,术前获取的高分辨率的三维影像可用来提供直观的解剖信息,医生可据此制定手术路径;术中获取的二维影像可用于实时提供手术器械相对于人体组织的空间位置信息。因此建立术前 3D 图像数据和术中 2D 图像之间的对应关系是准确定位病灶和手术成功的关键。然而由于技术条件的限制,这种对应关系在过去十几年间常常由临床医生依据个人经验建立。主观方法不仅容易导致定位误差大,而且可能延长手术时间,从而极大地限制了影像导航技术在临床手术中的应用。因此,人们提出 2D/3D 图像刚性配准技术,以提高空间定位精度。目前在影像导航手术中,应用比较广泛的术前影像是高分辨率的 3D CT 体数据,术中影像是 2D X-ray 透视图像。

在过去的十几年里,人们提出了大量的 2D/3D 图像刚性配准算法^[2-6],这些算法逐渐取代了依靠临床经验建立的方法而成为影像导航手术中建立术前术中图像空间对应关系的常用方法。这些配准算法可以根据不同的分类指标分为不同类型,其中较为常见的是根据配准中使用的相似性测度将其粗略地分为基于特征和基于灰度的配准方法^[7]。

基于特征的配准方法^[8-10]使用从待配准图像中提取的少量特征信息完成图像配准,这些特征可以是图像中一些明显的解剖结构,如空间点^[11-12]、曲线或曲面,也可以是刚性植入的外部标记物。特征信息间以距离函数的形式建立对应关系,并尽量使这种距离最小化,以实现图像刚性配准。这类算法由于仅使用了图像中的少量特征信

息,因而配准耗时少。当使用刚性植入病人体内的标记物作为特征配准图像时,配准结果比较准确,并且可以用来构建 2D/3D 刚性配准的金标准数据^[13-14]。但该类算法忽略了图像中除特征信息外的其它信息,而且特征信息往往需要手工提取,因此这类方法正逐渐被基于灰度的配准方法所取代。

基于灰度的配准方法^[2,15-17]利用图像的灰度信息来完成配准。由于配准中使用了比特征信息更多的图像信息,这类配准方法比基于特征的配准方法更加准确和稳定,但需要耗费更多时间。基于灰度的 2D/3D 刚性配准^[1]过程可简述为:首先对 3D 体数据进行三维的旋转(R_x, R_y, R_z)和平移(T_x, T_y, T_z)变换;再用图像渲染技术^[18](如 Ray-casting 或 Splatting 算法)将其投影为 2D 图像,这种虚拟的图像被称为数值重建透视图(Digitally Reconstructed Radiograph, DRR)^[19];然后用相似性测度量化 DRR 图像与术中 2D 图像之间的相似关系,用优化算法搜索最佳的空间对应关系,从而完成术前术中图像的配准。因此,基于灰度的方法一般都需要 3 个关键技术^[1],即:3D 图像渲染、相似性测度和优化算法。

基于灰度的配准方法中,适当地构建相似性测度^[4,15]不仅是配准成功的关键,而且是 2D/3D 刚性配准领域中的主要研究对象。在过去的十几年里,学者们提出了大量的相似性测度,其中最常用的有互信息(Mutual Information, MI)^[20]、互相关(Cross Correlation, CC)^[21]和模式强度(Pattern Intensity, PI)^[4],以及对它们适当改进后衍生出的大量新测度,如归一化互信息(Normalized Mutual Information, NMI)^[22]、梯度相关(Gradient Correlation, GC)和梯度差分(Gradient Different, GD)^[1,4]等。虽然这些相似性测度

在一定程度上实现了 2D/3D 配准,并被应用到具体的临床导航手术中,但它们仅由图像的灰度或者梯度信息构建而成,当 2D/3D 图像间刚性配准对象包含大量软组织或者待配准图像之间的灰度对应关系较弱时,它们常常无法实现图像的刚性配准^[1]。为此,本文提出一种基于灰度距离融合的 2D/3D 图像刚性配准方法,该方法使用图像的灰度距离信息^[23]对最常用的相似性测度(互信息,互相关,模式强度)进行约束,从而构建一类新的相似性测度(距离互信息,距离互相关,距离模式强度),以克服它们仅由单一灰度构建的不足。

2 基于灰度距离融合的配准方法

2.1 灰度距离信息

由数字图像的定义^[24]可知,图像由分布在规则网格上的大量离散像素点构成,每个像素点同时对应一个灰度值和一个空间坐标或索引。由于灰度便于观察,人们常常将其或者由其衍生而来的梯度信息用于构建图像配准的相似性测度。但这些测度忽略了灰度和梯度之外的其他图像信息(如像素的空间位置信息)从而可能降低配准精度。因此,本文利用由像素坐标构建的欧几里德距离^[24]引出一个新的图像距离信息^[23],即灰度距离函数(Intensity Distance Function, IDF)。

每个像素点在图像中对应一个不同的空间坐标矢量,这个坐标矢量的模值即为其到图像原点的欧几里德距离,简称为欧式距离^[24]。坐标位置为 (i,j) ,灰度值为 x 的像素对应的欧式距离 $l(x)$ 可表示如下:

$$l(x) = \sqrt{i^2 + j^2} \quad (1)$$

尽管欧式距离作为一种新的图像信息,但是它不能同图像灰度值一样直接用于构建相似性测度。因为具有同一灰度值的像素常常不止一个,每个像素对应一个欧式距离,便会导致一个灰度值对应多个欧式距离。为了建立两者间一一对应的关系,假设待配准图像已经成功配准,则在待配准图像中同一坐标对应的 2 个像素应该具有同一灰度值,而且具有同一灰度值的像素的个数也应该一致^[23]。根据这一假设,本文将所有具有同一灰度值的像素点的欧式距离总和作为一个与该灰度值对应的距离函数(如图 1),即 IDF 函数,其可表示如下:

$$IDF(x) = \sum_{n=1}^N l_n(x), \quad (2)$$

其中: x 为灰度值; N 为所有具有灰度值 x 的像素点的个数; $l_n(x)$ 为第 n 个具有灰度值 x 的像素对应的欧式距离。

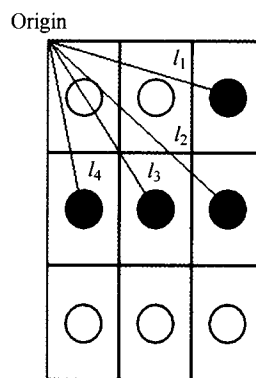


图 1 相同灰度(实心环)的像素具有的欧式距离
Fig. 1 Euclidean distances of pixels with the same intensity (filled cycle)

IDF 的引入将像素灰度、像素个数及像素的空间坐标联系起来,从而构建出一种全新的关于像素灰度的图像距离信息。因此在图像配准时,不仅可以考虑浮动图像和参考图像在对应位置上像素的灰度信息,还可以考虑与该灰度值对应的灰度距离信息。当图像成功配准时,待配准图像对应位置上的像素灰度差值应该达到最小,且与该像素灰度对应的灰度距离差值也应该达到最小。因此,灰度距离函数的差值就成为与像素灰度差值一样重要的图像配准指标,该差值可表示为:

$$D(x) = IDF_f(x) - IDF_r(x) = \sum_{n=1}^N l_n^f(x) - \sum_{m=1}^M l_m^r(x), \quad (3)$$

其中: $IDF_f(\cdot)$ 和 $IDF_r(\cdot)$ 分别为浮动图像和参考图像的灰度距离函数; N, M 分别为浮动图像和参考图像中灰度值为 x 的像素点的个数; l_n^f, l_m^r 分别为浮动图像和参考图像中的第 n 个和第 m 个具有灰度值 x 的像素的欧式距离。灰度距离差 $D(x)$ 的绝对值越小,图像中具有同一灰度 x 的像素个数和欧式距离之差也就越小,图像成功配准的可能性也就越大。

2.2 基于灰度的相似性测度

基于灰度的相似性测度中,MI、CC 及 PI 最常使用^[4],下面分别对其进行介绍。

2.2.1 互信息

互信息^[20]是一种根据待配准图像之间灰度信息的统计分布关系演变来的著名多模图像配准测度,是目前仍被大量使用的测度之一。互信息表示如下:

$$MI = \sum_{x,y} p(x,y) \log\left(\frac{p(x,y)}{p(x)p(y)}\right), \quad (4)$$

其中: x, y 分别为浮动图像和参考图像的灰度值, $p(x)$ 和 $p(y)$ 分别为浮动图像和参考图像的像素概率分布函数; $p(x, y)$ 为浮动图像和参考图像的像素联合概率分布函数。在图像配准中,互信息不是直接分析待配准图像灰度之间的线性关系,而是分析它们同时出现时的概率,它们同时出现的概率越大,图像成功配准的可能性也就越大。

2.2.2 互相关

互相关^[4]是通过分析待配准图像灰度信息之间的线性关系量化图像的相似程度的。归一化处理后,互相关可以表示为:

$$CC = \frac{\sum_{(i,j) \in T} (f_{ij} - \bar{f}) \cdot (r_{ij} - \bar{r})}{\sqrt{\sum_{(i,j) \in T} (f_{ij} - \bar{f})^2 \sum_{(i,j) \in T} (r_{ij} - \bar{r})^2}}, \quad (5)$$

其中: $f(i, j), r(i, j)$ 分别为浮动图像和参考图像在空间坐标为 (i, j) 时的像素灰度值; \bar{f}, \bar{r} 分别为浮动图像和参考图像在指定图像区域 T 内的灰度平均值。互相关的值越大,图像成功配准的可能性也就越大。理想的配准条件下,归一化后互相关的最大值为1。

2.2.3 模式强度

模式强度^[4]既不以待配准图像灰度之间的统计关系,也不以它们之间的线性关系进行配准,而是以它们对应位置上的灰度差的变化完成图像配

准。这种对应位置上的像素灰度差被称为差图(difference image)^[4]。在配准过程中,差图的灰度变化常常反映待配准图像间的灰度变化,差图的灰度变化越大,它们代表同一解剖结构的可能性就越小。因此,模式强度能够依据差图的灰度变化,实现配准,其可表示如下:

$$PI = \sum_{i,j} \sum_{k^2 < R^2} \frac{\sigma^2}{\sigma^2 + (I_{ij}^{\text{dif}} - I_{uv}^{\text{dif}})^2}, \quad (6)$$

$$I^{\text{dif}} = f - s * r, \quad (7)$$

$$k^2 = (i - u)^2 + (j - v)^2, \quad (8)$$

其中: I^{dif} 代表浮动图像 f 和参考图像 r 对应位置上的像素灰度差,即差图; s 为灰度差的尺度因子;模式强度主要用来分析在差图中半径为 R ,圆心为 (i, j) 的区域内,任一坐标为 (u, v) 处像素的灰度与圆心处像素的灰度差值的变化; k 为这2个像素坐标之间的距离;常数 σ 用于避免过小的灰度差造成过大的测度值。计算PI时,依据文献^[4]将 s, R, σ 分别设置为1,3以及10。

2.3 基于灰度距离融合的配准测度

以上3个相似性测度仅仅考虑图像的灰度信息而忽略了像素的空间信息,这可能使得它们无法实现图像的刚性配准。为克服上述相似性测度由单一灰度信息构建的不足,增加更多的测度构建信息(如IDF)成为一种可取的选择。为此,本文增加了IDF信息对这3个传统的相似性测度^[4]进行约束,即:将与每个灰度对应的灰度距离差作为该灰度在构建MI、CC及PI时所占的权重,灰度距离差越大,则该灰度所占权重就越小。这样新构建的3个测度分别被称为距离互信息(Distance Mutual Information, DMI),距离互相关(Distance Cross Correlation, DCC)及距离模式强度(Distance Pattern Intensity, DPI),对应地表示如下:

$$DMI = \sum_{x,y} p(x,y) \log\left(\frac{p(x,y)}{p(x)p(y)}\right) \frac{1}{(1 + D(x)^2)(1 + D(y)^2)}, \quad (9)$$

$$DCC = \frac{\sum_{(i,j) \in T} (f_{ij} - \bar{f}) \cdot (r_{ij} - \bar{r})}{\sqrt{\sum_{(i,j) \in T} (f_{ij} - \bar{f})^2 \sum_{(i,j) \in T} (r_{ij} - \bar{r})^2}} \frac{1}{(1 + D(f_{ij})^2)(1 + D(r_{ij})^2)}, \quad (10)$$

$$DPI = \sum_{i,j} \sum_{k^2 < R^2} \frac{\sigma^2}{\sigma^2 + (I_{ij}^{\text{dif}} - I_{uv}^{\text{dif}})^2} \frac{1}{(1 + D(I_{ij}^{\text{dif}})^2) + (1 + D(I_{uv}^{\text{dif}})^2)}, \quad (11)$$

式(9)、式(10)、式(11)中,所用符号代表的含义可参看公式(3)~(8)。计算 DPI 时,其参数设置与 PI 的相同。

3 配准实验与结果

3.1 配准数据

本文采用维也纳医科大学的 2D/3D 刚性图像配准金标准数据^[11]验证上文所提出的 3 个新的相似性测度。该数据以猪头内大量的软组织来模拟影像导航手术中人体实际存在的不同组织,以刚性植入猪头内的标记物为特征获取 2D/3D

刚性配准的金标准空间变换矩阵。猪头同时包含刚性颅骨和软组织,用其作为刚性配准数据能更加客观地评价真实导航手术情况下刚性配准算法的性能。本文以 3D CT 体数据作为术前图像,以从前后视角(Anterior Posterior, AP)和侧面视角(Lateral, LAT)获取的两幅 2D X-ray 透视图作为术中图像,完成 2D/3D 刚性图像配准,如图 2 所示。其中,3D CT 体数据大小为 512×512×825,空间分辨率为 0.4 mm×0.4 mm×0.8 mm。两幅 2D X-ray 图像大小均为 1 024×1 024,分辨率为 0.4 mm×0.4 mm^[13,15]。

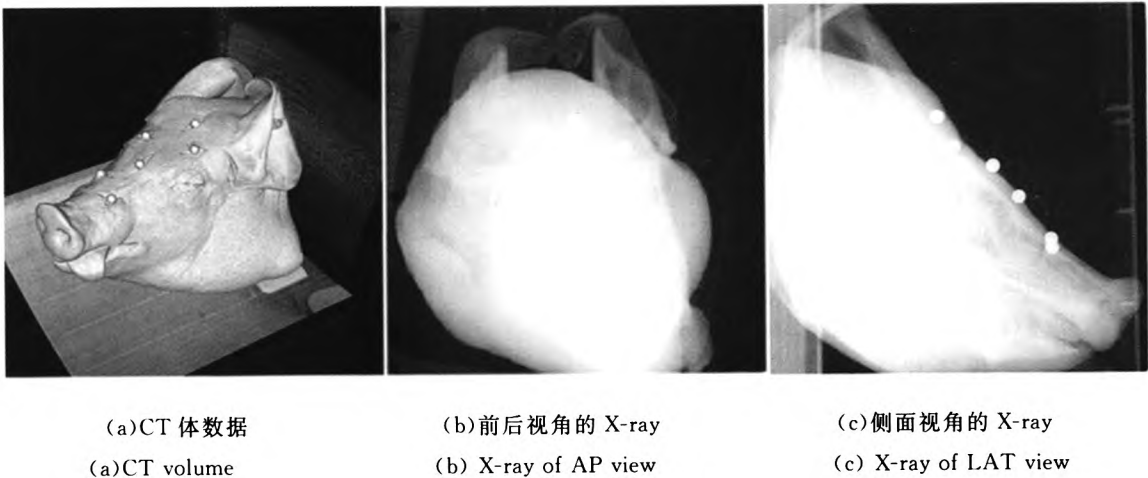


图 2 配准中使用的图像

Fig. 2 Images used for registration

3.2 实施细节

原始的 3D 和 2D 图像数据量大、灰度跨度大、空间分辨率差异也大,因此,需要将原始图像灰度范围归一化到 0~255,再对其各向同性进行采样,使图像在每个维度上的空间分辨率均为 1 mm^[23]。这样不仅降低了处理的数据量,而且便于图像坐标的空间变换。此外,原始图像中包含了大量干扰刚性配准的软组织,所以在产生 DRR 虚拟图像时,需对 CT 进行阈值化处理,以降低软组织对刚性配准的干扰。本文用归一化后 CT 图像中灰度值大于 70 的像素来产生 DRR,灰度值低于 70 的图像像素(大多描述了图像中的软组织和不相干的背景信息)被忽略。同时为了减少配准时间,本文选取包含尽可能多的刚性组织的圆形区域作为配准的兴趣区域,兴趣区域直径为

200 pixel 所具有的距离,且去掉区域内的刚性标记物,以减少外部特征的影响^[15],如图 3 所示。

2D/3D 刚性配准是以相似性测度构成的配准函数为目标函数,以旋转和平移构成的 6 自由度的空间变换参数为参数的求极值问题。由于图像维度的不一致性,这类配准问题在数学上是一个非定(ill-posed)的问题。因此,在配准求极值时,需要适当的选取优化算法的起始参数。本文通过对金标准变换参数进行一定的扰动来获取起始优化参数,即:旋转参数为±5°,平移参数为±10 mm^[2]。为了客观地评估新测度的配准精确性和稳定性,在每个测度下重复执行 150 次配准,即需 150 组起始优化参数,同时,将其分别与 MI、CC 和 PI 3 个传统测度进行性能对比,以评估增加图像信息对测度的影响。

本文使用单纯形法(Downhill Simplex)^[26]作为优化算法,使用光线投射法(Ray-casting)^[27]作为产生 DRR 的图像渲染算法,使用 MATLAB 与

CUDA 作为编程语言在配置 Tesla C2075 显卡及 2.40 GHz Intel Xeon (R) Duo 的服务器上实现配准。

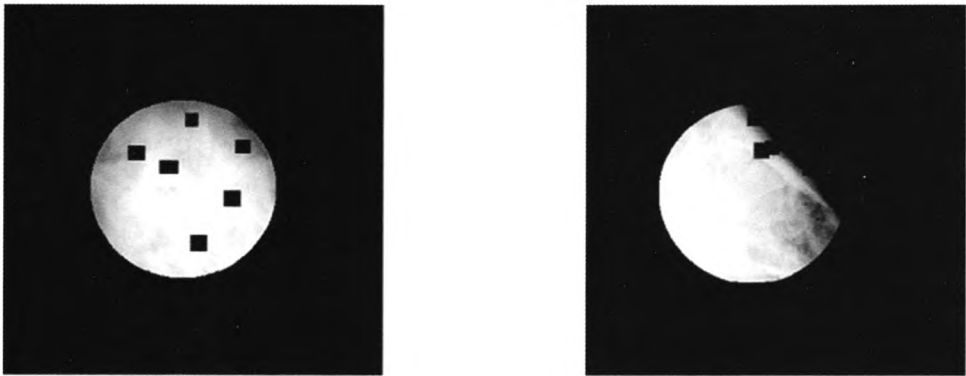


图 3 AP 和 LAT 视角时 X-ray 透视图对应的兴趣区域
Fig. 3 Regions of interest for X-rays of different views

3.3 配准结果

由于每个测度进行了 150 次的配准,比较单次配准结果不足以验证测度的配准性能。为此,本文以每个测度完成全部图像配准后获取的平均目标配准误差(mean Target Registration Errors, mTRE)^[14] 和优化迭代次数 (Iteration Times, IT)的平均值 (Mean)和标准差 (Standard Deviation, SD)以及配准成功率(Success Rate, SR)为指标评价测度的配准性能和配准消耗时间。其中:

$$mTRE = \frac{1}{W} \sum_{w=1}^W \| T_{reg} P_w - T_{gold} P_w \| ,$$

(12)

式中:W 为从 CT 体数据中随机选取的坐标点的个数,这些坐标点即目标点(Target Point),本文依据文献[15]取 W 为 350;P_w 为第 w 个目标点;T_{reg},T_{old}分别为用配准算法求取的空间变换矩阵和用外部标记物求取的金标准变换矩阵^[13]。配准成功率为成功配准的次数与配准总次数之比,其中成功配准指配准后的 mTRE 小于 2 mm^[15]。

表 1 给出了 6 个测度在分别将 CT 与 AP 及 LAT 视角的 X-ray 图(简称 AP 图和 LAT 图)配准后的实验结果。从表中可以看出,无论对于 AP 还是 LAT 图像,基于灰度距离融合的新测度较其对应的原测度在图像配准性能上都有了大幅的改善,即配准后的 mTRE 的均值和标准差均显

著地降低,同时配准成功率也显著增大。在 CT 与 AP 图像配准时,DMI、DCC 及 DPI 比 MI、CC

表 1 AP 和 LAT 图作为术中图像并与术前 CT 进行配准时,不同测度的 mTRE、迭代次数的平均值和标准差、配准时间(h)以及配准成功率

Tab. 1 Mean and standard deviation of mTRE and IT, registration time and success rate of different measures when respectively registering intra-operative AP and LAT with pre-operative CT

数据	测度	mTRE/mm	IT/times	Time/h	SR/%
		Mean±SD	Mean±SD		
AP	MI	10.567±8.404	124.847±23.021	5.293	20/150
	DMI	1.748±0.838	44.887±18.244	1.883	101/150
	CC	2.508±1.981	177.127±37.723	7.472	44/150
	DCC	1.802±0.769	52.160±15.243	2.236	110/150
	PI	3.269±2.380	154.287±17.521	6.439	50/150
	DPI	1.725±0.804	88.460±13.228	3.714	103/150
LAT	MI	11.756±6.239	126.520±18.355	5.327	0/150
	DMI	1.607±0.837	81.480±9.580	3.491	113/150
	CC	5.059±4.354	161.400±38.474	6.822	72/150
	DCC	1.612±0.666	79.967±10.406	3.348	107/150
	PI	2.776±3.276	167.073±20.231	7.068	90/150
	DPI	1.591±0.749	85.333±12.581	3.652	113/150

及 PI 的 mTRE 的均值分别降低了 83.46%,28.15%和 47.24%;其对应的 mTRE 标准差分别降低了 90.03%,61.17%和 66.23%;它们对应的成功率则分别增加了 4.050,1.500 及 1.060 倍。在 CT 与 LAT 图像配准时,新测度同对应的原测度相比,它们的 mTRE 均值分别降低了 86.33%,68.14%及 42.71%;其对应的 mTRE 标准差则分别降低了 86.58%,84.70%及 77.14%;同时从表 1 中可以看出,在 CT 与 LAT 图像配准时 MI 无法实现两图像间的配准,即 150 次配准后获取的 mTRE 均大于 2 mm,而在相同条件下,DMI 的成功率则高达 75.33%。DCC 和 DPI 也比其对应原测度的配准成功率分别增加了 48.61%,25.56%。从 mTRE 的均值和标准差以及配准成功率 3 个指标的分析可以得出:新测度相较于对应原测度更加准确和稳定,如图 4、图 5 所示;图 4 也直观地显示出引入灰度距离后 MI 的配准性能提升最多,CC 次之,PI 最少。

新测度除了配准性能更加准确和稳定外,也显著地降低了配准过程中的优化迭代次数。在 CT 与 AP 图像配准时,新测度比其对应原测度的迭代次数的平均值分别降低了 64.05%,70.55%及 42.67%,迭代次数标准差分别降低了 20.75%,59.59%和 24.50%,配准时间分别降低

了 64.42%,70.07%和 42.32%。在 CT 与 LAT 图像配准时,新测度比对应原测度的迭代次数的平均值分别降低了 35.59%,50.45%及 48.92%,迭代次数标准差则分别降低了 47.80%,72.95%和 37.81%,配准时间分别降低了 34.47%,50.92%和 48.33%。这说明融合灰度距离信息的新测度不仅具有较高的配准精确性,而且具有更优的图像配准时效性,从而大大提升了 2D/3D 配准技术在实时影像引导的手术系统中的实用性。

新测度尽管比传统测度的配准性能有大幅提升,但 3 个新测度之间并没有显著的配准性能差异(其配准后的 mTRE 均值差异小于 5%)。传统测度 MI、CC 及 PI 之间的情况如下:实验显示在 CT 与 AP 图配准时,配准后 MI 的 mTRE 均值是 PI 的 3.23 倍,CC 的是 PI 的 76.74%;MI 的成功率是 PI 的 40.00%,CC 的为 PI 的 88.00%;在 CT 与 LAT 图配准时,配准后 MI 的 mTRE 均值是 PI 的 4.23 倍,CC 的是 PI 的 1.82 倍,MI 的成功率为零,CC 的成功率为 PI 的 80.00%。这表明在三者中 MI 是配准性能最差,PI 是配准性能最好,这与文献[4]的结果基本一致。

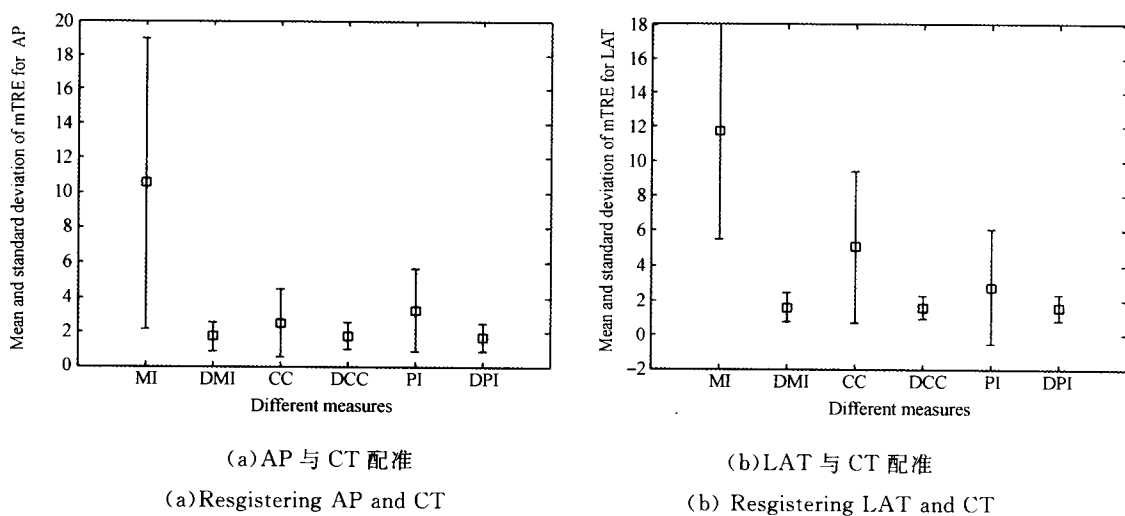


图 4 不同 X-ray 透视图与 CT 配准后 6 个测度 mTRE 的均值与标准差

Fig. 4 Mean and standard deviation of mTRE for six measures when registering different X-rays with CT

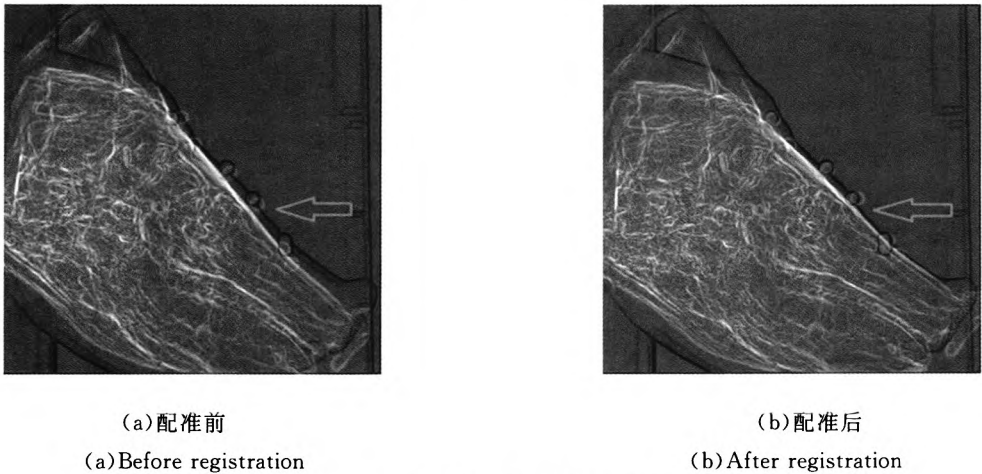


图 5 配准前后生成的 DRR 与 LAT 两图梯度之差

Fig. 5 Gradient differences between DRRs before or after registrations and LAT respectively

4 结 论

本文提出了一种基于灰度距离融合的 2D/3D 图像刚性配准方法,该方法将灰度距离信息引入到传统测度中,从而构建了一类新的相似性测度。这类新测度使用更多的图像信息(像素灰度和灰度距离)完成图像配准,因此能够在一定程度上克服仅由图像灰度或者灰度梯度构建的传统测度的不足。由于传统的相似性测度较多^[4],本文为避免涉及过多测度,仅选取其中最常用的 3 个相似性测度(互信息,互相关及模式强度)构建 3 个新测度(距离互信息,距离互相关及距离模式强度)

来验证这类新测度的配准性能。为了客观地评价新测度的配准性能,本文使用维也纳医科大学的 2D/3D 刚性配准金标准数据为图像配准数据完成图像配准。配准结果表明,相较于 3 个传统测度,基于灰度距离融合的新测度不仅使平均目标配准误差的均值至少降低 28.15%,而且使配准成功率至少提高了 25.56%。此外,配准过程中新测度的平均优化迭代次数至少降低了 35.59%。这表明本文提出的基于灰度距离融合的 2D/3D 图像刚性配准方法比一般的基于单一灰度的配准方法具有更佳的图像配准性能,而且能够显著地降低配准过程中的优化迭代次数,从而减少了配准时间。

参考文献:

[1] MARKELJ P, TOMAZEVIC D, LIKAR B, *et al.*. A review of 3D/2D registration methods for image-guided interventions [J]. *Medical Image Analysis*, 2012, 16: 642-661.

[2] BIRKFELLNER W, STOCK M, FIGL M, *et al.*. Stochastic rank correlation: A robust merit function for 2D/3D registration of image data obtained at different energies [J]. *Medical Physics*, 2009, 36: 3420-3432.

[3] HIPWELL J H, PENNEY G P, MCLAUGHLIN R A, *et al.*. Intensity-based 2D/3D registration of cerebral angiograms [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2003, 22:1417-1426.

[4] PENNEY G P, WEESE J, LITTLE J A, *et al.*. A comparison of similarity measures for use in 2D/3D medical image registration [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1998, 17:586-595.

[5] 余先川, 吕中华, 胡丹. 遥感图像配准技术综述 [J]. *光学 精密工程*, 2013,21(11): 2960-2972.

YU X CH, LV ZH H, HU D. Review of remote

- sensing image registration techniques [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2013, 21(11): 2960-2972. (in Chinese)
- [6] 纪华. 结合全局信息的 SIFT 特征匹配算法 [J]. *光学精密工程* 2009, 17(2):439-444.
- Ji H. SIFT features matching algorithm with global information [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2009, 17(2):439-444. (in Chinese)
- [7] MARKELJ P, TOMAZEVIC D, PERCUS F, *et al.*. Robust gradient-based 3-D/2-D registration of CT and MR to X-ray images [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2008, 27:1704-1714.
- [8] MYRONENKO A, SONG X. Point set registration: Coherent point drift [J]. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 2010, 32:2262-2275.
- [9] FITZGIBBON A W. Robust registration of 2D and 3D point sets [J]. *Image and Vision Computing*, 2003, 21:1145-1153.
- [10] TOMAZEVIC D, LIKAR B, SLIVNIK T, *et al.*. 3-D/2-D registration of CT and MR to X-ray images [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2003, 22:1407-1416.
- [11] 刘博超, 赵建, 孙强. 基于边缘改进的 Harris 角点检测方法 [J]. *液晶与显示* 2013, 28(6) 939-942.
- LIU B CH, ZHAO J, SUN Q. Improved Harris corner detection method based on edge [J]. *Chinese Journal of Liquid Crystals and Displays*, 2013, 28(6):939-942. (in Chinese)
- [12] 苏可心, 韩广良, 孙海江. 基于 SURF 的抗视角变换图像匹配算法 [J]. *液晶与显示* 2013, 28(4) 626-632.
- SU K X, HAN G L, SUN H J. Anti-viewpoint changing image matching algorithm based on SURF [J]. *Chinese Journal of Liquid Crystals and Displays*, 2013, 28(4) 626-632. (in Chinese)
- [13] PAWIRO S, MARKELJ P, PERCUS F, *et al.*. Validation for 2D/3D registration I: A new gold standard data set [J]. *Medical Physics*, 2011, 38:1481-1502.
- [14] KRAATS E B, PENNEY G P, TOMAZEVIC D, *et al.*. Standardized evaluation methodology for 2-D-3-D registration [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2005, 24:1177-1189.
- [15] GENDRIN C, MARKELJ P, PAWIRO S A, *et al.*. Validation for 2D/3D registration II: The comparison of intensity-and gradient-based merit functions using a new gold standard data set [J]. *Medical Physics*, 2011, 38:1491-1505.
- [16] RUSSAKOFF D B, ROHLFING T, ADLER J R, *et al.*. Intensity-based 2D-3D spine image registration incorporating a single fiducial marker [J]. *Academic Radiology*, 2005, 12:37-50.
- [17] KNZLER T, GREZDO J, BOGNER J, *et al.*. Registration of DRRs and portal images for verification of stereotactic body radiotherapy: a feasibility study in lung cancer treatment [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2007, 52:2157-2164.
- [18] SPOERK J, BERGMANN H, WANSCHITZ F, *et al.*. Fast DRR splat rendering using common consumer graphics hardware [J]. *Medical Physics*, 2007, 34:4302-4307.
- [19] BIRKFELLNER W, SEEMANN R, FIGL M, *et al.*. Wobbled splatting—a fast perspective volume rendering method for simulation of X-ray images from CT [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2005, 50:73-78.
- [20] PLUIM J P, MAINTZ J A, VIERGEVER M A. Mutual-information-based registration of medical images: a survey [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2003, 22:986-1004.
- [21] FITCHARD E, ALDRIDGE J, RECKWERDT P, *et al.*. Registration of synthetic tomographic projection data sets using cross-correlation [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 1998, 43: 1645, 1998.
- [22] CAMP J, ROBB R A. Novel binning method for improved accuracy and speed of volume image co-registration using normalized mutual information [J]. *Medical Imaging*, 1999:24-31.
- [23] WANG L, GAO X, FANG Q. A novel mutual information-based similarity measure for 2D/3D registration in image guided intervention [C]. 2013

- IEEE International Conference on Orange Technologies*, 2013; 135-138.
- [24] SCHROEDER W, NG L, AND CATES J. *The itk Software Guide 2.4* [M]. USA: Kitware Inc, 2005; 36-41.
- [25] GENDRIN C, SPOERK J, BLOCH C, *et al.*. Towards real-time 2D/3D registration for organ motion monitoring in image-guided radiation therapy [C]. *SPIE in Medical Imaging, San Diego, USA*, 2010; 762512-762512-9.
- [26] BERNON J, BOUDOUSQ V, ROHMER J, *et al.*. A comparative study of Powell's and Downhill Simplex algorithms for a fast multimodal surface matching in brain imaging [J]. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 2001, 25: 287-297.
- [27] TURGEON G A, LEHMANN G, GUIRAUDON G, *et al.*. 2D-3D registration of coronary angiograms for cardiac procedure planning and guidance [J]. *Medical Physics*, 2005, 32: 3737-3741.

作者简介:



王 雷 (1986—), 男, 河南信阳人, 博士研究生, 主要从事影像导航, 图像配准方面的研究。E-mail: leiwang.cas@hotmail.com

通讯作者:



梁志远 (1955—), 男, 北京人, 副教授, 硕士生导师, 1981 年于合肥工业大学获得大专学历, 2001 年于首都经济贸易大学企业管理专业研究生学力, 中国光学学会理事、北京光学学会常务副理事长, 主要从事影像引导微创治疗的研究。E-mail: zhiyl@126.com