

利用公开数据集进行商用形变配准系统的准确度评估

李长虎, 李霞, 傅玉川, 曾宪虎

四川大学华西医院肿瘤中心/放射物理技术中心, 四川 成都 610041

【摘要】目的:利用公开数据集评估商用形变配准系统不同形变配准算法在胸部图像配准中的准确性。**方法:**通过注册获得美国埃默里大学医学院DIR实验室(www.DIR-lab.com)提供的10例胸部癌症患者4D-CT图像数据集的使用授权,该数据集包含由胸部影像学专家手动识别和配准的解剖标识及其相应的坐标信息,通过比较吸气末时相和呼气末时相图像之间点与点的对应关系,评估RayStation治疗计划系统和MIM软件两种商用系统形变配准算法的配准精度。**结果:**RayStation系统中生物力学算法以及混合强度算法的Control POI、Control ROI和Focus ROI 3种配准模式以及MIM系统中Image based配准算法的目标配准误差范围分别为:0.20~30.50 mm、0.00~28.20 mm、0.10~31.70 mm、0.00~31.00 mm以及0.09~32.45 mm,通过不同患者和不同配准模式之间的误差分布以及统计学分析可以看出各种配准算法应用于不同患者时有很大的变化,不同的DIR算法给出的匹配结果是有差异的。**结论:**基于本文的评估方法可进行临床实践中商用形变配准系统形变配准算法几何精度的定量化验证。

【关键词】图像形变配准;自适应放射治疗;四维计算机断层扫描;目标配准误差;质量控制

【中图分类号】R318;R811.1

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2026)07-0898-07

Accuracy evaluation of commercial deformation registration systems using public datasets

LI Changhu, LI Xia, FU Yuchuan, ZENG Xianhu

Radiotherapy Physics and Technology Center/Cancer Center, West China Hospital, Sichuan University, Chengdu 610041, China

Abstract: Objective To evaluate the accuracy of various deformable image registration (DIR) algorithms integrated in commercial systems for thoracic image registration using publicly available datasets. **Methods** Permission to utilize the 4D-CT image dataset containing 10 thoracic cancer patients, provided by the DIR Lab at Emory University School of Medicine (www.DIR-lab.com), was obtained after official registration. This dataset included anatomical landmarks identified and registered by thoracic imaging experts, together with detailed coordinate lists. Precise point-to-point correspondences between end-inspiratory and end-expiratory phase images were established to evaluate the registration accuracy of different DIR algorithms integrated in the Raystation treatment planning system and MIM software. **Results** For the RayStation system, the target registration error ranges of the evaluated algorithms were as follows: Biomechanical (0.20-30.50 mm), Control POI (0.00-28.20 mm), Control ROI (0.10-31.70 mm), and Focus ROI (0.00-31.00 mm). For the image based registration algorithm in the MIM system, the target registration error range was 0.09-32.45 mm. The error distribution across patients and registration modes and statistical analysis demonstrated significant inter-patient variability for each registration algorithm. Notably, different DIR algorithms produced markedly varying registration outcomes. **Conclusion:** The proposed evaluation method enables quantitative verification of the geometric accuracy of DIR algorithms embedded in commercial systems for clinical practice.

Keywords: deformable image registration; adaptive radiotherapy; four-dimensiond computed tomography; target registration error; quality control

【收稿日期】2026-03-21

【基金项目】国家自然科学基金(12405391)

【作者简介】李长虎,放射治疗物理师,研究方向:放射治疗流程控制及质量保证;E-mail: chli@scu.edu.cn

【通信作者】傅玉川,主任技师,研究方向:医学物理,E-mail: ychfu@hotmail.com

前言

随着放射治疗技术的不断进步,图像引导放射治疗(Image-Guided Radiotherapy, IGRT)和自适应放射治疗(Adaptive Radiotherapy, ART)变得越来越重要。图像配准和融合技术是这些治疗方法的基石,能够将不同模态的医学图像(如CT、MRI、PET等)对

齐并融合,以提供更全面的患者解剖和功能信息^[1]。其中,图像形变配准(Deformable Image Registration, DIR)作为一种非刚性配准方法,在放射治疗中有广泛的应用,如轮廓勾画、剂量变形叠加^[2]、剂量跟踪和自适应计划等^[3],是实现多模态图像融合、解剖图像分割、四维(4D)剂量累积和肺功能成像等技术的重要环节。而基于不同算法的DIR准确性和计算性能也存在差异,这就需要对其进行定量的测试和评估^[4]。Kadoya等^[5]使用来自多个治疗中心的胸部4D-CT图像评估商业可用的DIR软件,结果表明,DIR的准确性因DIR软件和流程而有差异。

目前,DIR已被集成在一些放射治疗计划系统(Treatment Planning System, TPS)或医学影像处理系统中,并给出了默认或推荐DIR参数。在不同的临床场景下,这些默认的DIR参数是否反映了DIR软件的最大性能,仍是一个有待深入研究的问题^[6]。同时,如何对临床中使用的DIR准确性进行评估,并将其有效地整合到TPS的临床验证流程中,也是每一个治疗中心都需要认真考虑的关键环节。因此,本研究的目的就是利用公开数据集,对不同商用系统DIR算法在胸部图像配准中的准确性进行全面评估,进而探

索不同DIR算法准确性的变化规律,为临床实践提供有价值的参考依据。

1 材料和方法

1.1 患者数据

美国埃默里大学医学院(Emory University School of Medicine)建立的DIR实验室(www.DIR-lab.com)为医学成像界提供一个全面的参考标准数据集存储库,用以客观且严格地评估DIR的空间精度性能。其中包括10例胸部癌症患者的数据集,以及作为标准治疗计划流程的一部分获取的胸部4D-CT图像数据集^[7]。这些图像数据集采用2.5 mm的层间隔,使用通用电气Discovery ST正电子发射断层扫描/CT扫描仪(GE Medical Systems, Waukesha, WI)获取4D-CT图像,像素尺寸为1.0 mm×1.0 mm×2.5 mm。并由经验丰富的胸部影像学专家手动识别和配准解剖标识(图1),获得相应的标识点坐标列表。研究选取4D-CT图像集的最大吸气时相和最大呼气时相图像集。每例图像包含在整个肺容积上均匀分布的300个标识点,用于评估肺部DIR空间精度。笔者通过注册获得这些数据的使用授权。

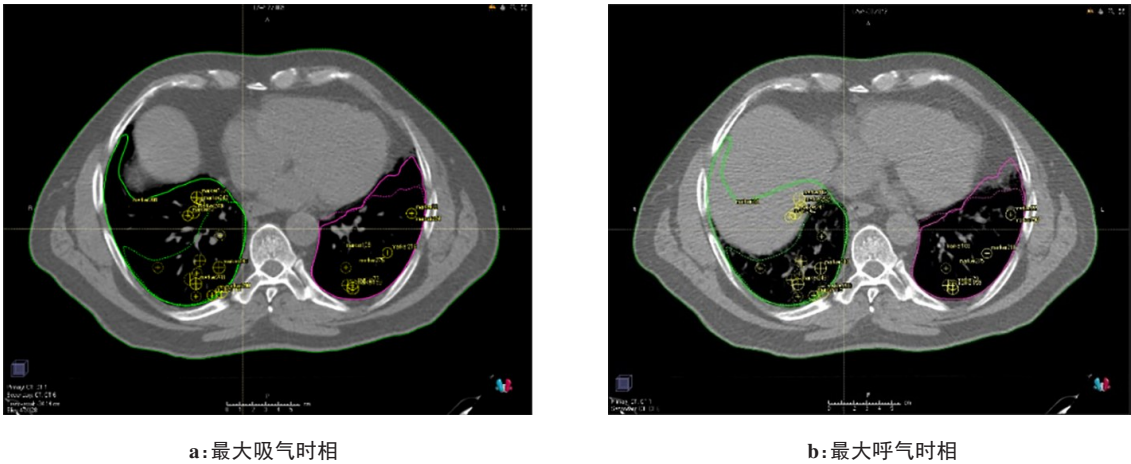


图1 由胸部影像学专家手动识别和配准的解剖标识点

Figure 1 Anatomical landmarks manually identified and registered by chest imaging experts

1.2 数据的格式转换

每个患者数据都以压缩的ZIP文件形式提供下载。图像数据格式为Pinnacle计划系统的raw*.img(Philips Medical Systems, Andover, MA)。所有图像均为16位整数类。参考坐标信息以文本文件格式提供。每个文本文件都与单个图像卷相关联,并包含关联图像中的XYZ坐标特征位置列表。该图像格式属于低版本的

Pinnacle计划系统专有格式,无法用现有的影像工具打开,包括高版本的Pinnacle计划系统。因此笔者自行开发了相应的软件工具,将raw*.img格式的图像数据转换为医疗影像传输的标准格式DICOM(Digital Image Communication in Medicine),并将其扩展为专门处理放射治疗设备间数据传输的DICOM-RT格式,使其能够准确地输入到各种放疗用影像处理系统。

1.3 DIR 工具

本研究使用以下商业可用的 DIR 软件:RayStation (Version 10B) (RaySearch Laboratories, Stockholm, Sweden) 和 MIM (Version 7.2.8) 软件 (MIM Software, Cleveland, USA)。在 RayStation 中有两种 DIR 算法:混合强度算法和生物力学算法。混合强度算法全称为解剖约束变形算法 (Anatomically Constrained Deformation Algorithm, ANACONDA)^[8]。它将图像信息 (如强度) 与轮廓图像集提供的解剖信息相结合,使得保持解剖结构的完整性成为可能,即使在图像信息不太可靠的区域。支持的图像模式为 CT、CBCT 和 MR。ANACONDA 中的配准问题被制定为基于数学公式的非线性优化问题,其目标函数是 3 个非线性项 (图像相似度项,网格正则化项,惩罚项) 的加权和。

RayStation 可以将轮廓用作焦点或控制感兴趣区域 (Region of Interesting, ROI),当轮廓用作控制 ROI 时,会向优化问题中添加惩罚项,旨在将固定图像中的选定结构变形为移动图像中的相应结构;另一方面,当轮廓用作焦点 ROI 时,轮廓仅用于定义 DIR 的焦点区域。也就是说,不会向优化问题中添加惩罚项,而是使用交叉相关用作相似度测量。

生物力学算法是 RaySearch 在加拿大多伦多玛格丽特公主癌症中心开发的 Morfeus 算法的实现版本。Morfeus 是一个基于有限元模型的多器官 DIR 配准平台^[9],参考图像和目标图像中使用定义的 ROI 来驱动结构导向的 DIR 算法。变形过程是由参考图像和目标图像中定义的控制 ROI 计算的边界条件驱动的。根据结构信息,通过设置 ROI 属性,将线性、弹性材料属性分配给每个网格单元。该算法采用有限元建模方法求解得到偏微分方程。支持的图像模式有 CT、CBCT 和 MR。Veleca 等^[10]的验证结果表明 RayStation 系统中的生物力学算法给出的结果与 Morfeus 算法相当。

Image Based DIR 算法是 MIM 图像系统针对同一模态图像可形变配准所采用的默认算法,这是一种基于约束强度的自由形式可形变配准方法,其目的是使两张图像的强度差异最小化。

1.4 DIR 软件配准算法的系统性误差测试

在获取的 10 例数据资料中,包含每个病例吸气末时相和呼气末时相的 CT 图像以及每组图像 300 个标识点坐标,这些标识点是由医生通过解剖标记确认的两组图像对应点的位置信息。为了测试 RayStation 系统 DIR 算法的系统性误差,笔者采用混合强度算法中的 Control POI 算法,以 300 个标识点作为的匹配参照系感兴趣点 (Point of Interesting, POI) 进行形变配准。

用于评价图像形变配准效果的量化指标主要分为基于图像相似性、基于变形场质量、基于解剖结构对齐等 3 大类。其中包括归一化互相关 (Normalized Cross-Correlation, NCC)、归一化互信息 (Normalized Mutual Information, NMI)、雅可比行列式 (Jacobian Determinant)、目标配准误差 (Target Registration Error, TRE)、Dice 相似系数 (Dice Similarity Coefficient, DSC)、Hausdorff 距离 (Housdorff Distance, HD) 等评价指标^[11]。本研究所用数据集专门用于比较形变配准偏差,数据集中包含预设的 300 个标识点坐标值,适合使用 TRE 来计算对应点的对齐效果作为评价 DIR 偏差的指标^[12]:

$$TRE = \sqrt{E_{lr}^2 + E_{ap}^2 + E_{si}^2}$$

(1)

其中, E_{lr} 为匹配点左右方向的偏差, E_{ap} 为匹配点前后方向的偏差, E_{si} 为匹配点头脚方向的偏差。

1.5 不同匹配模式的配准几何精度比较

本研究使用 RayStation 计划系统,共配置混合强度算法和生物力学算法两种形变算法,混合强度算法共包含 Focus ROI、Control ROI、Control POI 3 种匹配模式,生物力学算法有 Control ROI 一种匹配模式,MIM 软件系统有 Image Based 1 种匹配模式,表 1 总结了 DIR 工具各种 DIR 算法及其匹配模式。在研究过程中,选择将肺轮廓用作 ROI,将数据集图像资料中提供的 300 个标识点作为 POI,为了充分反映匹配模式本身的配准精度差异,对所有匹配模式都采用了系统的默认参数。

表 1 DIR 软件算法及其匹配模式
Table 1 Algorithms of DIR software and their matching modes

DIR 软件	DIR 算法	DIR 分辨率	匹配模式
RayStation (Version 10B)	混合强度算法	1.0 mm×1.0 mm×2.5 mm	Focus ROI
RayStation (Version 10B)	混合强度算法	1.0 mm×1.0 mm×2.5 mm	Control ROI
RayStation (Version 10B)	混合强度算法	1.0 mm×1.0 mm×2.5 mm	Control POI
RayStation (Version 10B)	生物力学算法	1.0 mm×1.0 mm×2.5 mm	Control ROI
MIM (Version 7.2.8)	Image Based	1.0 mm×1.0 mm×2.5 mm	Image Based

对10组图像资料中吸气末时相和呼气末时相的图像应用5种DIR模式分别进行形变配准,其中对生物力学算法的Control ROI和混合强度算法的Control ROI以及Focus ROI模式中所需要的ROI,选取双肺轮廓作为控制ROI;而对于混合强度算法的Control POI模式所需要的POI,则采用Python程序从图像资料中300个标识点所处空间区域中选取均匀分布的30个标识点作为控制POI。对于MIM软件系统的Image Based配准过程则以图像本身为匹配对象,不依赖于图像中所包含的POI和ROI信息。对5种DIR模式匹配结果均采用300个标识点坐标值的TRE作为匹配精度的评价指标。对同一病例不同配准模式以及不同病例相同配准模式之间的匹配精度差异进行统计学分析。

1.6 统计学方法

运用SPSS19.0统计学软件,对各种模式的TRE进行正态分布检验,对不符合正态分布的数据采用 $M(Q1, Q3)$ 进行描述,对同一病例不同配准模式结果之间的TRE以及不同病例同一配准模式结果之间的TRE均采用Friedman非参数检验, $P<0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 DIR软件的系统性误差

选择混合强度算法中Control POI匹配模式,以全部300个标识点作为Control POI,图像形变配准后统计所有300个标识点的TRE,作为评价DIR算法系统性误差评价指标,10个病例TRE结果见表2。

表2 以300个标识点作为匹配POI的Control POI TRE(mm)
Table 2 Target registration errors (TRE) for the Control POI mode using 300 anatomical landmarks as matching POIs (mm)

病例编号	极小值	极大值	中位数	四分位距
1	0.00	0.70	0.10	0.10
2	0.00	0.30	0.10	0.10
3	0.00	0.50	0.10	0.00
4	0.00	1.30	0.10	0.10
5	0.00	2.80	0.10	0.10
6	0.00	0.70	0.20	0.20
7	0.00	1.00	0.10	0.10
8	0.00	0.80	0.10	0.10
9	0.00	0.60	0.20	0.20
10	0.00	0.80	0.20	0.10

2.2 不同匹配模式的匹配几何精度比较

图2显示了每个病例使用不同DIR配准模式时300个标识点的TRE结果。生物力学算法,混合强度算法(包含Control POI、Control ROI、Focus ROI 3种配准模式)以及MIM软件系统的Image Based算法的TRE范围分别为:0.20~30.50 mm、0.00~28.20 mm、0.10~31.70 mm、0.00~31.00 mm以及0.09~32.45 mm,可以看出TRE在患者间有很大的变化。5种算法给出的配准结果差异如表3所示。

同时,在DIR评价工具中,RayStation提供多种能够直观显示两组图像形变配准后形变场中同一点的位移幅度状态的工具,图3为病例6采用混合强度

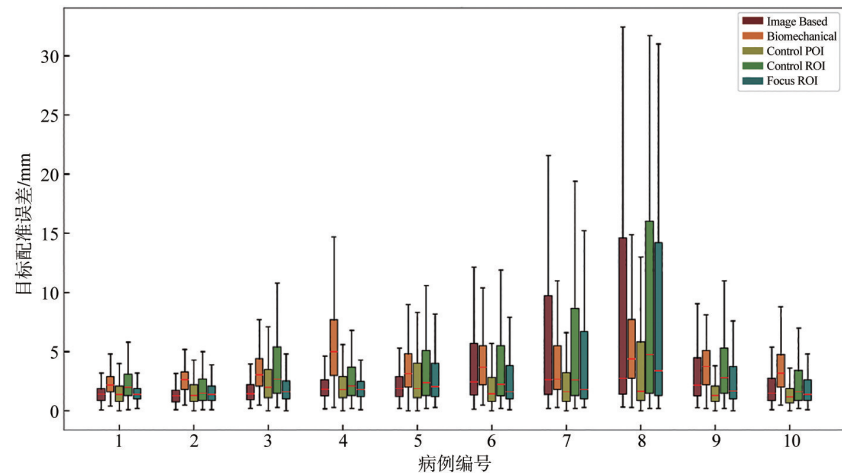


图2 使用不同DIR模式时的目标配准误差
Figure 2 TRE of different DIR modes

算法中Control ROI模式形变配准后最大吸气相和最大呼气相图像叠加后的状态,图中包含了两组图像

中的标识点显示在叠加融合图像中的位置对比情况;图4、图5则分别显示了病例6和病例8经Control

表3 采用不同融合算法配准后的TRE[mm, $M(Q1, Q3)$]
Table 3 TRE after registration using different algorithms [mm, $M(Q1, Q3)$]

编号	Image Based	生物力学算法	混合强度算法			P值
			Control POI	Control ROI	Focus ROI	
1	1.42(0.90, 1.86)	2.20(1.63, 2.90)	1.40(0.80, 2.10)	2.00(1.30, 3.10)	1.40(1.00, 1.90)	0.000
2	1.27(0.75, 1.73)	2.65(1.80, 3.30)	1.30(0.80, 2.20)	1.50(0.90, 2.70)	1.40(0.90, 2.10)	0.000
3	1.44(0.93, 2.27)	3.05(2.10, 4.40)	2.00(1.10, 3.50)	2.70(1.50, 5.40)	1.60(1.00, 2.58)	0.000
4	1.83(1.25, 2.65)	5.00(2.93, 7.83)	1.80(1.10, 2.90)	2.10(1.30, 3.70)	1.80(1.20, 2.50)	0.000
5	1.87(1.20, 2.87)	3.15(2.00, 4.80)	1.90(1.10, 4.08)	2.40(1.30, 5.10)	2.05(1.20, 4.00)	0.000
6	2.45(1.32, 5.71)	3.70(2.20, 5.58)	1.45(0.80, 2.80)	2.25(1.23, 5.58)	1.60(1.00, 3.88)	0.000
7	2.64(1.38, 9.75)	2.70(1.80, 5.50)	1.60(0.80, 3.28)	2.60(1.30, 8.75)	1.80(1.00, 6.70)	0.000
8	2.77(1.40, 14.67)	4.40(2.73, 7.78)	1.65(0.90, 5.80)	4.75(1.50, 16.00)	3.40(1.30, 14.40)	0.000
9	2.17(1.24, 4.46)	3.75(2.20, 5.10)	1.30(0.80, 2.10)	2.80(1.50, 5.30)	1.70(1.00, 3.78)	0.000
10	1.50(0.85, 2.76)	3.20(2.00, 4.78)	1.20(0.70, 1.90)	1.60(0.90, 3.40)	1.40(0.90, 2.60)	0.000
P值	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	

ROI模式形变配准后形变场中对应点的位移变化幅度,偏蓝色区域为形变场中同一点变化幅度较大区域,偏蓝色区域则显示形变场中同一点变化幅度较小区域。

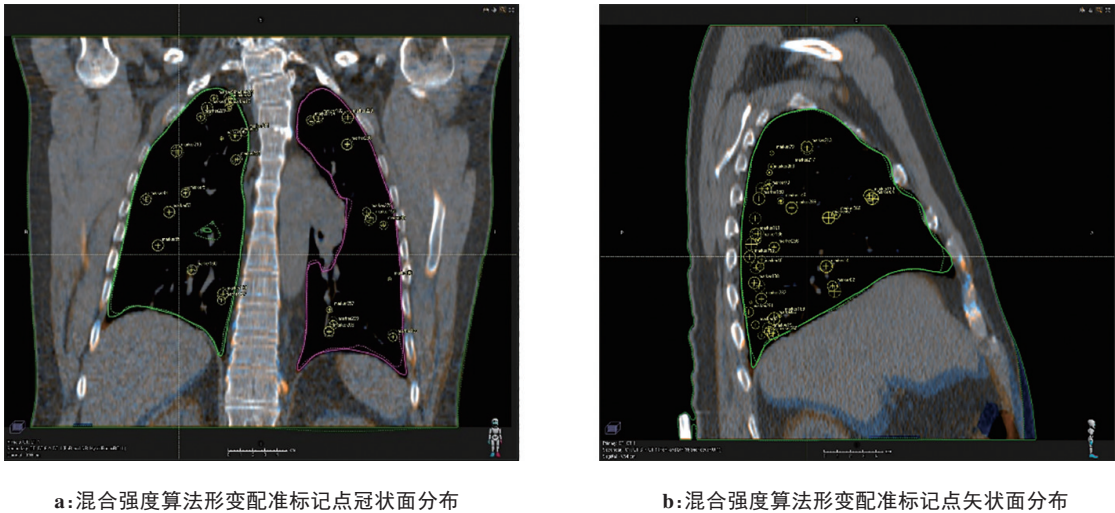


图3 病例6中峰值吸气和呼气图像之间的标记点配准结果
Figure 3 Landmark registration results between peak inspiratory and expiratory images in case 6

3 讨论

围绕图像配准精度的量化方法,美国医学物理学家协会(AAPM)TG-132报告提供了一个较为全面的框架^[1],该报告提供了一套合理的数字体模和刚性配准验证标准。在刚性配准情形下,对配准结果的评估较为直接,因为预期结果明确且无需专用软件工具即可轻松量化。但在形变配准情形下,该报告与整个领域面临同样的问题,即缺乏特征明确的真

实影像结构信息^[13]。虽然DIR是一种功能强大且多用途的放疗工具,具有广泛的应用,但也伴随显著的不确定性^[14]。许多临床DIR解决方案已被实施,但普遍缺乏不确定性量化工具^[15-16]。当前尚无公认的阈值用于结合几何和剂量学指标来区分DIR结果的优劣。

针对DIR算法的验证程序大致可分为3种方式,包括使用已知形变的真实体模、在数字生成的体模上进行标记点跟踪^[17-18],以及使用真实临床图像进行

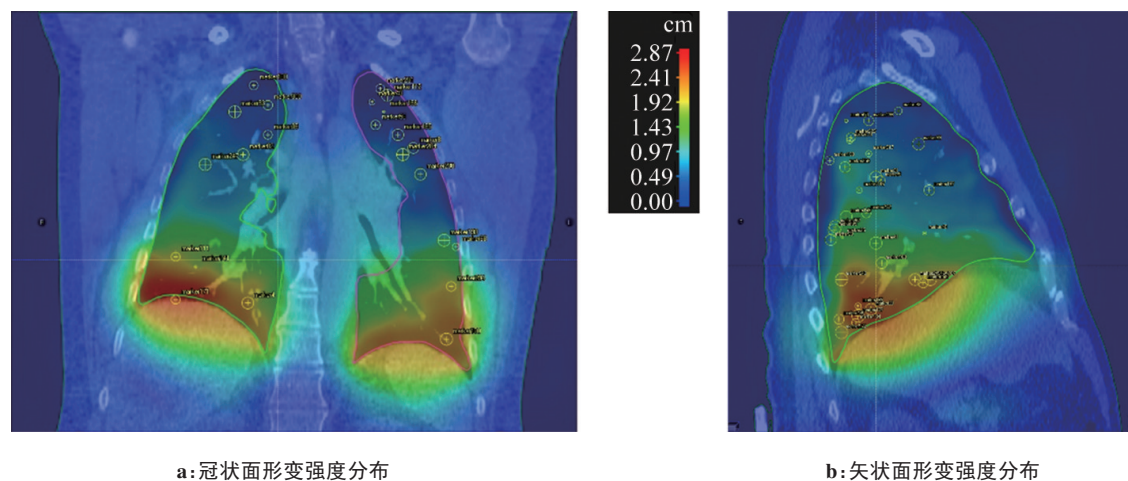


图4 病例6峰值吸气和呼气图像混合强度算法形变配准形变强度分布

Figure 4 DIR intensity maps of the peak inspiration and expiration images in case 6

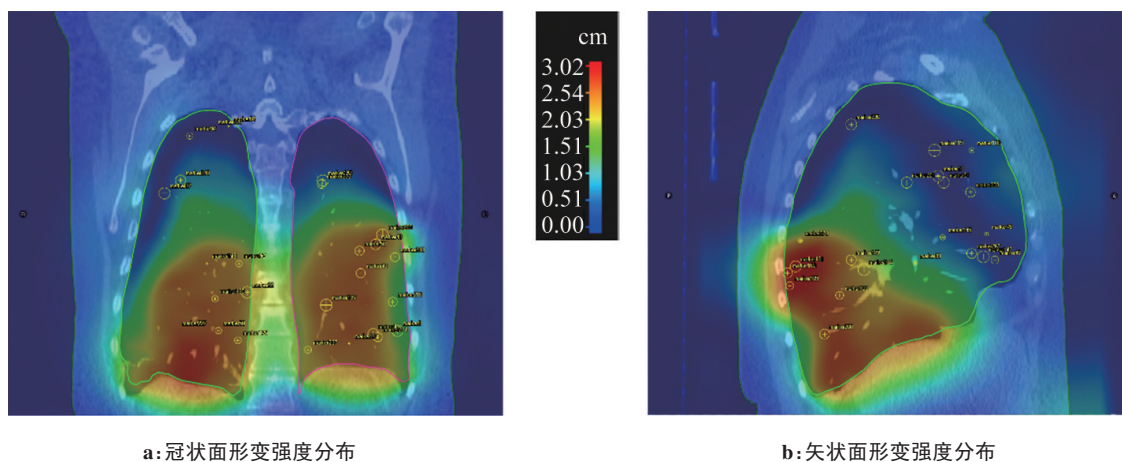


图5 病例8峰值吸气和呼气图像混合强度算法形变配准形变强度分布

Figure 5 DIR intensity maps of the peak inspiration and expiration images in case 8

轮廓比较^[19]。每种方法都有其自身的限制和适用范围,且仍在不断完善中。以数字模型作为基准进行DIR结果的验证颇具挑战性,因为能够获得的公开影像及其标记信息非常少。例如对接受放射治疗的胸部肿瘤患者,通常会使用4D-CT技术来模拟内部的呼吸运动,在不同的呼吸相影像中,肿瘤和正常器官的形状都会发生一定程度的变化,不同相位影像之间进行配准时就需要用到DIR算法。

由Castillo等^[7]提出的验证框架,就是通过使用大量由专家确定的标记点来客观评估DIR的空间准确性。针对10个胸部肿瘤病例,手动生成4D-CT影像上不同呼吸相肺部标记点对的大样本。所提供的验证标记点用于对TRE进行统计检验,对空间匹配准确性进行视觉和定量评估,包括位移的位置和大小。本文利用该公开数据集,针对商业形变图像配准算法进行了系统的比较和验证,从而为该类DIR准

确度评估提供了可操作的临床路径。

实验结果显示出不同的DIR算法给出的匹配结果是有差异的。而Kadoya等^[5]使用来自多个中心的胸部4D-CT图像评估了商业可用的DIR软件,结果表明即使DIR软件相同,在不同机构之间也存在适度的差异,DIR的准确性因DIR软件和流程而产生差异。从本研究结果综合分析,对于胸部图像的形变配准偏差,各种配准模式具有不同的配准效果。生物力学算法的Control ROI配准模式和混合强度算法的Control ROI配准模式的配准偏差较为接近,两者配准偏差要大于混合强度算法的Focus ROI模式和Control POI模式,对于选取30个标识点作为配准POI的Control POI模式在胸部图像形变配准中配准偏差相对较小,具有明显优势。即使使用同一种配准模式,不同病例之间也呈现不同的配准误差。图4所显示病例6和其他病例的变化幅度相近,形变场中

标识点位移动较大者仅分布在双侧下肺局部区域。图5直观显示病例8标识点在肺部较大区域内均呈现较大位移变化,病例8呈现的配准偏差明显大于其他病例,这与Castillo等的多中心研究结果一致。这种状况可能跟病例8的肺功能状态相关。

为了进一步量化DIR算法的精度差异,为临床医生提供可靠的数据参考,在使用形变配准功能前对其进行性能评估和精确度评价是非常有必要的。形变配准过程是当前主流自适应放疗实现路径中的重要环节,它的精度直接决定了剂量累积的准确性以及再计划的可靠性^[20],其误差会沿着“空间变形-轮廓映射-剂量重算”链式放大^[21]。因此对DIR进行体素级精度验证,是确保自适应放疗计划中“剂量追踪-决策-优化”闭环可信度的前提^[22-23]。笔者将在今后的研究中纳入多个机构和多种影像配准工具,基于本文的评估方法进行临床实践中商业可用的DIR算法性能评估及几何精度验证,为进一步的DIR剂量累积准确性的评估提供可靠的应用基础。

4 结论

商用形变配准系统的各种配准算法及其配准模式针对特定解剖部位有不同的几何精度,不同的解剖部位、不同的配准算法和匹配模式、不同的配准参数都可能影响到DIR的配准效果,对其进行全面的综合性能评估并在临床应用过程中实施严格的质量控制和质量保证措施也至关重要。

【参考文献】

- [1] Brock KK, Mutic S, McNutt TR, et al. Use of image registration and fusion algorithms and techniques in radiotherapy: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 132[J]. Med Phys, 2017, 44(7): e43-e76.
- [2] Chetty IJ, Rosu-Bubulac M. Deformable registration for dose accumulation[J]. Semin Radiat Oncol, 2019, 29(3): 198-208.
- [3] Oh S, Kim S. Deformable image registration in radiation therapy[J]. Radiat Oncol J, 2017, 35(2): 101-111.
- [4] Kadoya N, Fujita Y, Katsuta Y, et al. Evaluation of various deformable image registration algorithms for thoracic images[J]. J Radiat Res, 2014, 55(1): 175-182.
- [5] Kadoya N, Nakajima Y, Saito M, et al. Multi-institutional validation study of commercially available deformable image registration software for thoracic images[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2016, 96(2): 422-431.

- [6] Czajkowski P, Piotrowski T. Registration methods in radiotherapy[J]. Rep Pract Oncol Radiother, 2019, 24(1): 28-34.
- [7] Castillo R, Castillo E, Guerra R, et al. A framework for evaluation of deformable image registration spatial accuracy using large landmark point sets[J]. Phys Med Biol, 2009, 54(7): 1849-1870.
- [8] Weistrand O, Svensson S. The ANACONDA algorithm for deformable image registration in radiotherapy[J]. Med Phys, 2015, 42(1): 40-53.
- [9] Brock KK, Sharpe MB, Dawson LA, et al. Accuracy of finite element model-based multi-organ deformable image registration[J]. Med Phys, 2005, 32(6): 1647-1659.
- [10] Velea M, Moseley JL, Svensson S, et al. Validation of biomechanical deformable image registration in the abdomen, thorax, and pelvis in a commercial radiotherapy treatment planning system[J]. Med Phys, 2017, 44(7): 3407-3417.
- [11] Kumar MA, Hajare R, Nath BD, et al. Performance evaluation of deformable image registration systems - SmartAdapt® and VelocityTM[J]. J Med Phys, 2024, 49(2): 240-249.
- [12] Motegi K, Tachibana H, Motegi A, et al. Usefulness of hybrid deformable image registration algorithms in prostate radiation therapy[J]. J Appl Clin Med Phys, 2019, 20(1): 229-236.
- [13] Latifi K, Caudell J, Zhang G, et al. Practical quantification of image registration accuracy following the AAPM TG-132 report framework[J]. J Appl Clin Med Phys, 2018, 19(4): 125-133.
- [14] Nenoff L, Amstutz F, Murr M, et al. Review and recommendations on deformable image registration uncertainties for radiotherapy applications[J]. Phys Med Biol, 2023, 68(24): 24TR01.
- [15] Mee M, Stewart K, Lathouras M, et al. Evaluation of a deformable image registration quality assurance tool for head and neck cancer patients[J]. J Med Radiat Sci, 2020, 67(4): 284-293.
- [16] Rong Y, Rosu-Bubulac M, Benedict SH, et al. Rigid and deformable image registration for radiation therapy: a self-study evaluation guide for NRG oncology clinical trial participation[J]. Pract Radiat Oncol, 2021, 11(4): 282-298.
- [17] Wu RY, Liu AY, Williamson TD, et al. Quantifying the accuracy of deformable image registration for cone-beam computed tomography with a physical phantom[J]. J Appl Clin Med Phys, 2019, 20(10): 92-100.
- [18] Kubli A, Pukala J, Shah AP, et al. Variability in commercially available deformable image registration: a multi-institution analysis using virtual head and neck phantoms[J]. J Appl Clin Med Phys, 2021, 22(5): 89-96.
- [19] Paganelli C, Meschini G, Molinelli S, et al. Patient-specific validation of deformable image registration in radiation therapy: overview and caveats[J]. Med Phys, 2018, 45(10): e908-e922.
- [20] Murr M, Brock KK, Fusella M, et al. Applicability and usage of dose mapping/accumulation in radiotherapy[J]. Radiother Oncol, 2023, 182: 109527.
- [21] Barber J, Yuen J, Jameson M, et al. Deforming to best practice: key considerations for deformable image registration in radiotherapy[J]. J Med Radiat Sci, 2020, 67(4): 318-332.
- [22] Glide-Hurst CK, Lee P, Yock AD, et al. Adaptive radiation therapy (ART) strategies and technical considerations: a state of the ART review from NRG oncology[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2021, 109(4): 1054-1075.
- [23] Torchia J, Velec M. Deformable image registration for composite planned doses during adaptive radiation therapy[J]. J Med Imaging Radiat Sci, 2024, 55(1): 82-90.

(编辑:薛泽玲)