

磁共振引导放疗成像几何精度测试

朱冀, 陈辛元, 覃仕瑞, 杨颢搏, 曹莹, 门阔, 戴建荣

国家癌症中心/国家肿瘤临床医学研究中心/中国医学科学院北京协和医学院肿瘤医院放射治疗科, 北京 100021

【摘要】目的:评估成像系统多因素尤其是图像几何精度对靶区和危及器官勾画的影响。**方法:**使用模体测试1.5T磁共振直线加速器系统的成像性能,包括磁共振图像几何失真评估以及由图像几何失真等因素引起的勾画偏差评估。使用Model 604-GS大场磁共振图像失真模体对磁共振引导放疗流程的磁共振图像进行几何失真度测试;同时使用CIRS Model 008z上腹部模体进行相关靶区及OAR的勾画差异分析。**结果:**几何失真度结果显示,3D T₁WI-FFE图像平均几何失真度0.54 mm,最大失真度1.96 mm;3D T₂WI-TSE图像平均几何失真度0.53 mm,最大失真度1.68 mm,其中较大失真度的控制点分布于模体边缘,符合既往报道的磁共振图像特性。基于CT的勾画与基于3D T₁WI-FFE和3D T₂WI-TSE图像的勾画平均结果分别为MDA=1.17 mm, DSC=0.91;MDA=0.86 mm, DSC=0.94。**结论:**本研究定量评估了磁共振引导放疗成像系统的几何精度。基于仿真模拟人的勾画分析表明相对于CT图像,基于磁共振图像的勾画差异符合临床要求,同时3D T₂WI-TSE图像在勾画精度相比于3D T₁WI-FFE图像更有优势。

【关键词】磁共振图像;放射治疗;几何失真;勾画精度

【中图分类号】R319;R811.1

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2024)08-0925-06

Test for geometric accuracy of imaging for magnetic resonance-guided radiotherapy

ZHU Ji, CHEN Xinyuan, QIN Shirui, YANG Zhuanbo, CAO Ying, MEN Kuo, DAI Jianrong

Department of Radiation Oncology, National Cancer Center/National Clinical Research Center for Cancer/Cancer Hospital, Chinese Academy of Medical Sciences and Peking Union Medical College, Beijing 100021, China

Abstract: Objective To evaluate the effects of the multiple factors especially image geometric accuracy of the imaging system on the segmentations of target areas and organs-at-risk. **Methods** The study used phantoms to test the imaging performance of the 1.5T magnetic resonance (MR) linear accelerator system, including the assessments of MR image geometric distortion and the segmentation errors caused by factors such as image geometric distortion. Model 604-GS large field MR image distortion phantom was used to explore the geometric distortion of the MR images for MR-guided radiotherapy; and CIRS Model 008z upper abdominal phantom was used to analyze the segmentation errors of target areas and organs-at-risk. **Results** The average geometric distortion and maximum distortion of 3D T₁WI-FFE images vs 3D T₂WI-TSE images were 0.54 mm vs 0.53 mm and 1.96 mm vs 1.68 mm, respectively; and the control points of the large distortions were distributed at the edges of the phantom, which was consistent with the MR imaging characteristics previously reported. Compared with CT-based segmentation contour, the MDA was 1.17 mm and DSC was 0.91 for 3D T₁WI-FFE, while MDA was 0.86 mm and DSC was 0.94 for 3D T₂WI-TSE. **Conclusion** The study quantitatively assesses the geometric accuracy of the imaging system for MR-guided radiotherapy. The phantom-based contour analysis reveals that with CT image as gold standard, the segmentation error in MRI images meets the clinical requirements, and that 3D T₂WI-TSE image is advantageous over 3D T₁WI-FFE image in segmentation accuracy.

Keywords: magnetic resonance image; radiotherapy; geometric distortion; segmentation accuracy

【收稿日期】2024-03-12

【基金项目】国家自然科学基金(12275357, 12005302);北京市自然科学基金(7222149);中国医学科学院临床与转化医学研究基金(2021-I2M-C&T-A-016);中国癌症基金会北京希望马拉松专项基金(LC2021A15)

【作者简介】朱冀, 硕士研究生, 研究方向: 基于深度学习的自动分割方法、影像引导的调强放射治疗技术等, E-mail: 278zhuji@163.com

【通信作者】陈辛元, 博士研究生, 副研究员, 研究方向: 磁共振成像、图像处理与识别、人工智能, E-mail: cinya126chen@163.com

前言

当前,放疗计划主要基于电子计算机断层扫描(Computed Tomography, CT)图像,然而CT的软组织对比度低,无法准确确定肿瘤边界及其运动范围。目前基于CT的放疗计划中,通常将磁共振图像(Magnetic Resonance Imaging, MRI)与CT图像融合,以协助靶区和危及器官(Organs-at-Risk, OAR)的勾画。CT和MRI之间的这种多模态图像融合会增加空间不确定性,从而导致靶区和OAR勾画出现偏差^[1-2];由于这种方法引入了配准误差,往往需要扩大靶区体积来补偿这种不确定性,这会增加OAR的受照剂量^[3]。

与CT相比,MRI在放疗计划方面有诸多优势,包括优秀的肿瘤和软组织对比度、无额外受照剂量和实时成像等^[4]。基于MRI的自适应放疗计划是一种创新技术,将MRI设备和放疗加速器整合在一起,在放疗过程中进行实时MRI可以快速获得当次治疗的MRI图像,提高靶区勾画的准确性,减少对OAR的照射剂量^[5-9]。在基于MRI的放疗计划中,MRI图像的几何失真、自适应计划流程中配准等因素带来的误差是MRI在自适应放疗流程中应用的关键问题,这可能导致靶区和OAR勾画以及剂量学误差增加。有研究表明在3.0T MRI脑部扫描中,平均几何失真幅度为0.5 mm,在扫描视野(FOV)边缘的最大失真偏移甚至超过1 mm;基于1.5T与0.35T的MR-linac测定的几何失真最高分别可达2.7 mm和2.0 mm^[10-13],这种几何失真可能导致相当大的靶区剂量不足,影响自适应放疗效果^[14]。基于1.5T MRI图像的肝部放疗计划,处方剂量50 Gy,3 mm几何失真所造成的剂量不确定性一般约等于1 Gy^[15]。虽然目前基于MRI引导放疗已在我国开展,也进行了基于MRI引导放疗应用的可行性分析^[6, 16-20]。在基于MRI的放疗流程中,使用MRI图像进行治疗计划制作是否会引入新的误差,仍然是一个值得关注的问题。有研究评估了MRI的几何失真程度^[21-22],但这些研究都是基于动物实验或特定的临床案例,几何失真和自适应计划流程中配准等带来的误差与勾画和剂量偏差的关系仍不清楚。同时,当前也缺乏对基于1.5T MRI图像的放疗计划中MRI多因素引起的靶区和OAR勾画误差的定量评估研究。因此,有必要对成像系统与成像系统引起的勾画相关变化进行测量,包括在线成像、图像配准、勾画、计划制定等。

本研究旨在定量评估基于MRI的放疗流程中多因素引起的靶区和OAR勾画误差,根据基于几何失真专用模体和仿真模拟人测量的失真数据和放疗计划进行研究,评估多因素对靶区和OAR勾画误差的影响。

1 资料与方法

本研究分为两个部分:第一部分涉及MR-linac成像系统几何失真测量,第二部分研究MRI加速器成像系统对结构勾画的影响(图1)。

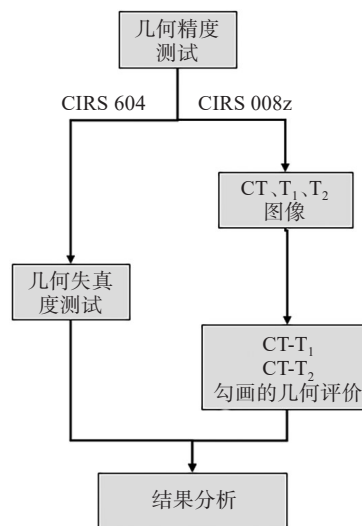


图1 MRI引导放疗成像几何精度的测试

Figure 1 Test for the geometric accuracy of the imaging for magnetic resonance-guided radiotherapy

1.1 图像扫描

本研究中CT图像均为Somatom Definition AS 40 (Siemens Healthcare, Forchheim, Germany)扫描;所涉及1.5T MRI图像由Unity (Elekta, Stockholm, Sweden)进行扫描获得;所使用序列包括腹部3D T₁WI-FFE和3D T₂WI-TSE序列。

扫描参数如下:3D T₁WI-FFE重复时间=11 ms,回波时间=4.6 ms,翻转角=30°;采集像素间距≈1.5 mm,重建像素间距≈0.83 mm,层厚=1 mm,FOV=40 cm×40 cm×30 cm,平均的信号数量=2,采集矩阵=332×371,重建矩阵=480×480。3D T₂WI-TSE重复时间=1 535 ms,回波时间=278 ms,翻转角=90°;采集像素间距≈1.5 mm,重建像素间距≈0.83 mm,层厚=1 mm,FOV=40 cm×40 cm×30 cm,平均的信号数量=2,采集矩阵=268×267,重建矩阵=480×480。

1.2 模体研究

本研究使用Model 604-GS大场磁共振图像失真测试模体(Large Field MR Image Distortion Phantom, LFMRD)进行MRI几何失真分析,它是一个类圆柱形的模型,模体测试部件尺寸SI:300 mm,LR:276 mm,AP:330 mm,其设计了网格状结构(包含2 152个控制点),可以测量整个成像体积的完整几何数据,因此可以用来评估由B₀不均匀性和梯度的非线性引起的

图像失真。与其他空气填充的模型不同,本模体由AAPM TG 100推荐液体进行填充。为了确保该模型在扫描过程中达到热平衡,实验前将其提前至少24 h放置在扫描室内。在整个研究过程中,相关扫描室的温度均保持在恒定的20℃。这样可以确保模型的温度与扫描环境温度完全一致,避免温度差异引起的测量误差。本研究将对LFMRDP分别进行CT(作为不存在几何失真的金标准)、1.5T 3D T₁WI-FFE和3D T₂WI-TSE扫描;之后进行3D T₁WI-FFE和3D T₂WI-TSE图像的几何失真计算;最后使用上腹部模体(CIRS Model 008z, 美国),模体测试部件尺寸SI: 160 mm, LR: 250 mm, AP: 250 mm, 配备30 mm肿瘤模拟插件,以研究MRI引导放疗流程多因素对勾画的影响。008z模体具有肿瘤以及肝等感兴趣区域。详见图2。

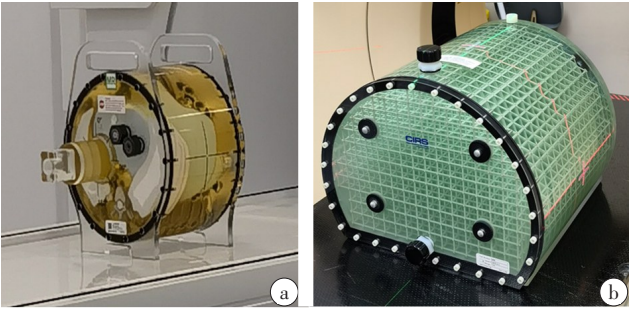


图2 CIRS Model 008z上腹部模体以及Model 604-GS大场磁共振图像失真测试模体

Figure 2 CIRS Model 008z upper abdominal phantom and Model 604-GS large field MR image distortion test phantom

图2a为CIRS Model 008z上腹部模体,使用MR-linac的激光定位系统,用模型表面的标记线来对齐模体;图2b为Model 604-GS大场磁共振图像失真测试模体,使用CT的激光定位系统,用模型表面的标记线来对齐模体

1.3 MRI性能对勾画的影响

按照中国医学科学院肿瘤医院使用1.5T MRI直线加速器的MRI引导放疗的工作流程,邀请高年资肿瘤学医师分别在CT、3D T₁WI-FFE和3D T₂WI-TSE的CIRS Model 008z上腹部模体图像上勾画临床靶区(Clinic Target Volume, CTV)及相关OAR。

本研究将CT图像作为无几何失真的金标准图像,因此CT图像的勾画可以作为金标准。为评估MRI几何失真对勾画的影响,本研究分别评估基于3D T₁WI-FFE和3D T₂WI-TSE图像勾画的CTV及相关OAR与CT图像上对应区域的Dice相似度系数(DSC)与平均吻合距离(MDA),以此研究几何失真对勾画的影响。DSC是一种评价勾画之间相似度的

量,DSC的值为0~1,其中1代表勾画A和B完全重叠,0代表着没有重叠:

$$DSC(A,B)=\frac{2|A\cap B|}{|A|+|B|}$$

(1)

其中,A为CT图像上的勾画,B为MRI图像上的勾画。

MDA则计算了勾画A和B表面的点之间的平均距离^[23-25]:

$$MDA(A,B)=\text{mean } a\in A,b\in B\{d(a,B)\cup d(b,A)\}$$

(2)

其中,A、B为空间中的两个点集,此处代表所勾画的轮廓,a∈A,b∈B,两个勾画A和B之间的MDA越高,表明这两个勾画之间存在不相似区域,而MDA为0,表明勾画A和B完全相同。

2 结果

2.1 几何失真测试

图3显示了LFMRDP的1.5T 3D T₂WI-TSE、3D T₁WI-FFE和CT图像,图像中可以清楚观察到模体中的控制点。表1结果显示随着距离模体等中心的增加,MRI加速器成像系统扫描图像几何失真度在增加。在距离等中心150 mm的范围内,MRI加速器成像系统在3D T₁WI-FFE和3D T₂WI-TSE均能保持较小的图像失真水平;在更大的距离上,随着距离等中心的增加,3D T₂WI-TSE与3D T₁WI-FFE图像显现出几何失真度增大的趋势。

图4展示了3D T₁WI-FFE和3D T₂WI-TSE几何失真度控制点散点图,随着距离模体中心距离增加,图像的几何失真度均增加,并且以2 mm为标准,3D T₂WI-TSE图像的几何失真度未通过控制点少于3D T₁WI-FFE图像。

图5为3D T₁WI-FFE和3D T₂WI-TSE的轴位、矢状位、冠状位几何失真度等高线图,结果显示随着距离模体中心距离增加,图像的几何失真也都在增加。

本研究测试的几何失真度结果显示,3D T₁WI-FFE平均几何失真度0.54 mm,最大失真度1.96 mm;3D T₂WI-TSE平均几何失真度0.53 mm,最大失真度1.68 mm,其中较大失真度的控制点分布于距离模体等中心大于150 mm的模体边缘。

2.2 靶区勾画结果

表2展示了使用CIRS Model 008z上腹部模体的CT、3D T₁WI-FFE和3D T₂WI-TSE图像进行勾画的几何评价结果。与基于CT的勾画比较,基于3D T₁WI-FFE图像和与基于3D T₂WI-TSE图像的勾画平均结果分别为MDA=1.17 mm,DSC=0.91;MDA=0.86 mm,DSC=0.94。

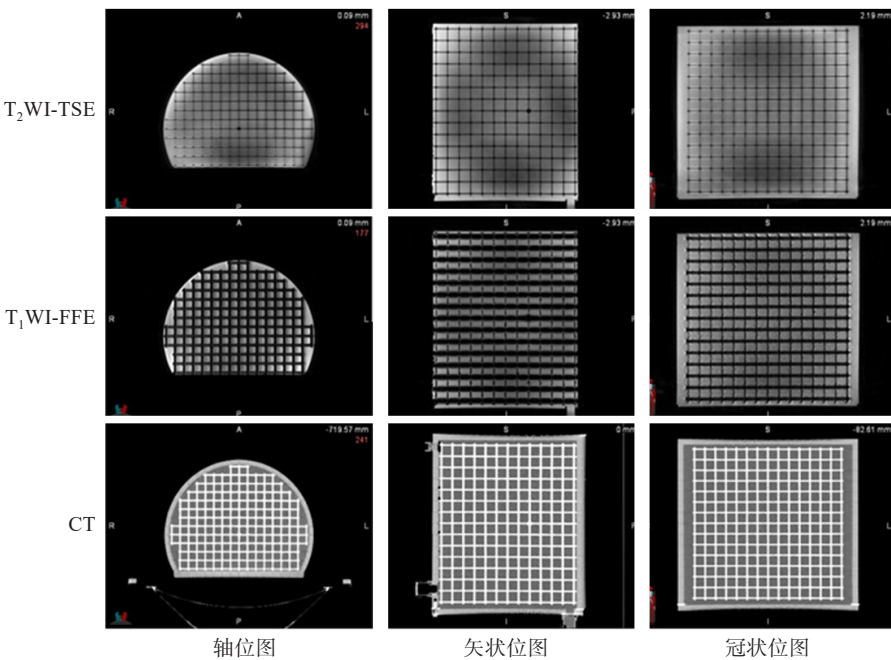


图3 大场MR图像失真测试模体的1.5T 3D T₂WI-TSE、3D T₁WI-FFE和CT图像

Figure 3 1.5T 3D T₂WI-TSE, 3D T₁WI-FFE, and CT images of the large field MR image distortion test phantom

表 1 1.5T MRI 引导放疗系统每个距离范围的三维几何失真度($\bar{x}\pm s$, mm)

Table 1 3D geometric distortion of the 1.5T MRI-guided radiotherapy system for each distance range (*Mean* \pm *SD*, mm)

序列	控制点到中心距离				
	0~50 mm	50~100 mm	100~150 mm	150~200 mm	200~230 mm
3D T ₁ WI-FFE	0.23±0.11	0.32±0.15	0.51±0.24	0.69±0.30	0.98±0.32
3D T ₂ WI-TSE	0.23±0.11	0.32±0.15	0.51±0.24	0.66±0.30	0.94±0.32

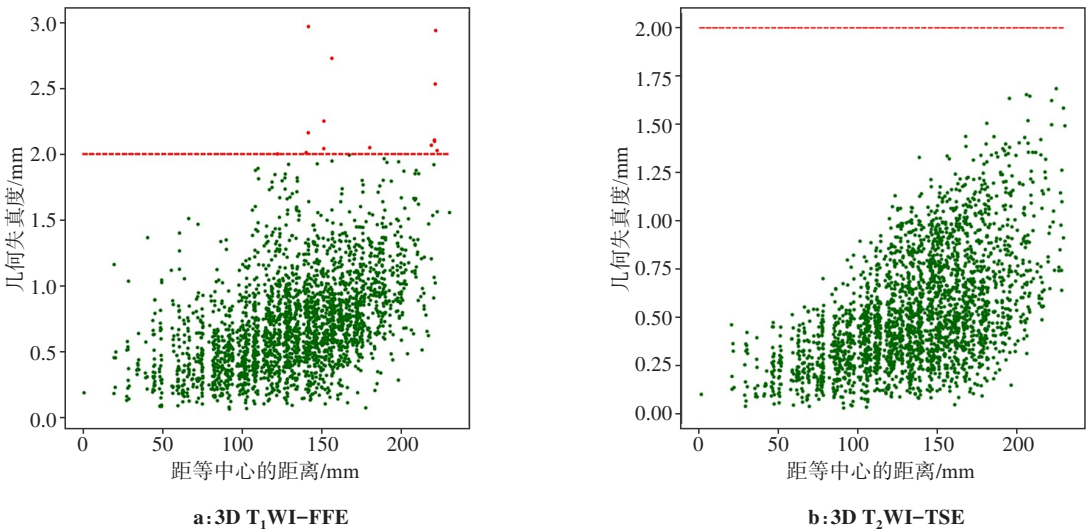


图 4 失真度控制点散点图

Figure 4 Scatter plots of control points for geometric distortion

3 讨论

本研究进行基于MRI的放疗流程中成像性能的

评估,对3D T₁WI-FFE和3D T₂WI-TSE图像在不同距离上的失真进行定量测定。测试结果显示,3D T₂WI-TSE

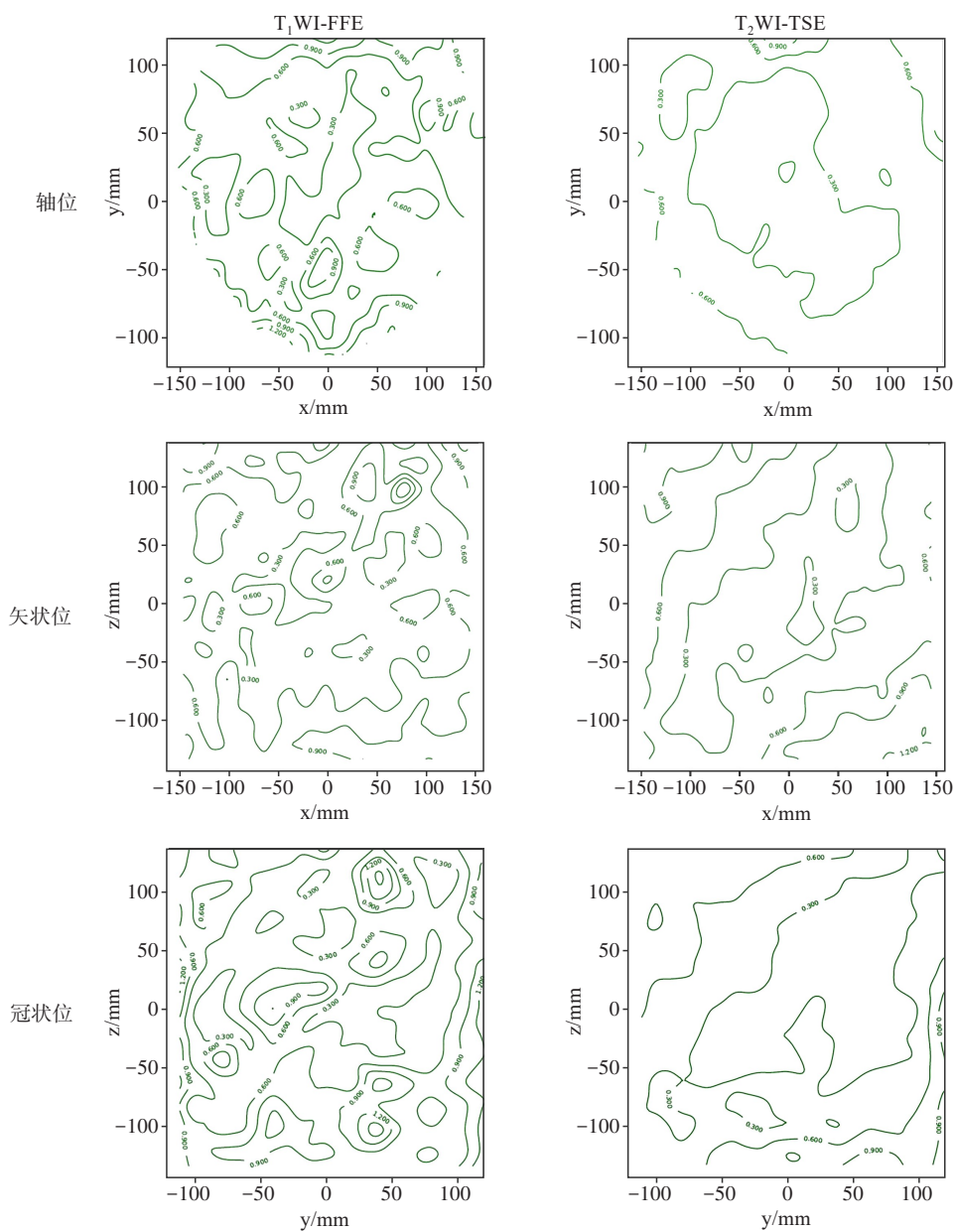


图5 几何失真度等高线图
Figure 5 Contour maps of geometric distortions

平均几何失真度优于3D T₁WI-FFE,较大失真度的控制点均分布于模体边缘,基于MRI的直线加速器成像系统性能稳定,所得结果符合既往报道的MRI图像的特性^[10-13],这表明基于MRI的直线加速器成像系统可以为基于MRI引导放疗流程提供符合要求的MRI图像。与基于CT的勾画比较,基于3D T₁WI-FFE图像和与基于3D T₂WI-TSE图像的勾画平均结果分别为MDA=1.17 mm, DSC=0.91; MDA=0.86 mm, DSC=0.94,该结果显示出3D T₂WI-TSE平均勾画结果优于3D T₁WI-FFE。与传统加速器分项目质量控制方法相比,本测试方法的可行性评估在临床上很有价值。使用LFMRDP测试MRI加速器成像系统几何失真方法简单,可用于临床中几何失真度的定期

测量。此外,研究还证明了使用CIRS Model 008z上腹部模体对基于MRI的放疗流程中成像性能对勾画的影响进行评估的可行性。

本研究具有一些局限性。首先是模体限制,使用CIRS Model 008z上腹部模体进行MRI引导加速器成像系统总体性能对勾画和剂量学的影响,实验方法无法区分MRI图像几何失真度与相关图像配准过程中引入的误差对勾画的影响;此外,本研究所测试的数据均基于单次扫描,由于上腹部模体为刚性模体,多次扫描无法模拟真实患者的场景;同时本研究中高年资肿瘤学医师在不同图像勾画只勾画一次,因此无法取得更多数据以进行相关统计学分析。

综上所述,对MRI加速器成像系统的成像性能

表2 勾画几何评价
Table 2 Segmentation geometric evaluation

评价对象	MDA/mm	DSC
CT-T ₁	CTV	0.49
	肝脏	1.56
	肾脏	1.03
	肺	1.60
	平均	1.17
CT-T ₂	CTV	0.36
	肝脏	1.26
	肾脏	1.04
	肺	0.76
	平均	0.86

CT-T₁:3D T₁WI-FFE 图像与 CT 图像勾画的几何评价结果;
CT-T₂:3D T₂WI-TSE 图像与 CT 图像勾画的几何评价结果

的评估有效测试了MRI加速器成像系统的性能对放疗流程中勾画的影响。此外,基于仿真模拟人的勾画分析也表明相对于基于无失真的CT图像,基于MRI图像的勾画略有差异,但符合临床要求;测试结果表明基于3D T₂WI-TSE图像勾画精度相比于3D T₁WI-FFE图像更有优势。

【参考文献】

[1] Korsager AS, Carl J, Riis Østergaard L. Comparison of manual and automatic MR-CT registration for radiotherapy of prostate cancer[J]. J Appl Clin Med Phys, 2016, 17(3): 294-303.

[2] Ridder MD, Raaijmakers CP, Pameijer FA, et al. Target definition in MR-guided adaptive radiotherapy for head and neck cancer[J]. Cancers (Basel), 2022, 14(12): 3027.

[3] Gustafsson C, Nordström F, Persson E, et al. Assessment of dosimetric impact of system specific geometric distortion in an MRI only based radiotherapy workflow for prostate[J]. Phys Med Biol, 2017, 62(8): 2976-2989.

[4] Kontaxis C, Woodhead PL, Bol GH, et al. Proof-of-concept delivery of intensity modulated arc therapy on the Elekta Unity 1.5T MR-linac[J]. Phys Med Biol, 2021, 66(4): 04LT01.

[5] Hunt A, Hansen VN, Oelfke U, et al. Adaptive radiotherapy enabled by MRI guidance[J]. Clin Oncol (R Coll Radiol), 2018, 30(11): 711-719.

[6] 李明辉, 田源, 张可, 等. 1.5T磁共振加速器X线束剂量学特性测试[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2020, 29(11): 963-967.

Li MH, Tian Y, Zhang K, et al. Dosimetric characteristics test of 1.5T magnetic resonance accelerator[J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2020, 29(11): 963-967.

[7] Rodriguez LL, Kotecha R, Tom MC, et al. CT-guided *versus* MR-

guided radiotherapy: impact on gastrointestinal sparing in adrenal stereotactic body radiotherapy [J]. Radiother Oncol, 2022, 166: 101-109.

[8] Werensteijn-Honingh AM, Kroon PS, Winkel D, et al. Feasibility of stereotactic radiotherapy using a 1.5T MR-linac: multi-fraction treatment of pelvic lymph node oligometastases[J]. Radiother Oncol, 2019, 134: 50-54.

[9] Sahin B, Zoto Mustafayev T, Gungor G, et al. First 500 fractions delivered with a magnetic resonance-guided radiotherapy system: initial experience[J]. Cureus, 2019, 11(12): e6457.

[10] Klüter S. Technical design and concept of a 0.35 T MR-linac[J]. Clin Transl Radiat Oncol, 2019, 18: 98-101.

[11] Li M, Shan SS, Chandra SS, et al. Fast geometric distortion correction using a deep neural network: implementation for the 1 Tesla MRI-linac system[J]. Med Phys, 2020, 47(9): 4303-4315.

[12] Snyder JE, St-Aubin J, Yaddanapudi S, et al. Commissioning of a 1.5T Elekta unity MR-linac: a single institution experience[J]. J Appl Clin Med Phys, 2020, 21(7): 160-172.

[13] Raaymakers BW, Jürgenliemk-Schulz IM, Bol GH, et al. First patients treated with a 1.5T MRI-linac: clinical proof of concept of a high-precision, high-field MRI guided radiotherapy treatment[J]. Phys Med Biol, 2017, 62(23): L41-L50.

[14] Dellios D, Pappas EP, Seimenis I, et al. Evaluation of patient-specific MR distortion correction schemes for improved target localization accuracy in SRS[J]. Med Phys, 2021, 48(4): 1661-1672.

[15] Han SL, Yin FF, Cai J. Evaluation of dosimetric uncertainty caused by MR geometric distortion in MRI-based liver SBRT treatment planning [J]. J Appl Clin Med Phys, 2019, 20(2): 43-50.

[16] Ranta I, Kemppainen R, Keyriläinen J, et al. Quality assurance measurements of geometric accuracy for magnetic resonance imaging-based radiotherapy treatment planning[J]. Phys Med, 2019, 62: 47-52.

[17] 李明辉, 田源, 张可, 等. 1.5T MR加速器临床剂量调试[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2022, 31(1): 29-34.

Li MH, Tian Y, Zhang K, et al. Clinical dosimetry commissioning of 1.5T MR-linac[J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2022, 31(1): 29-34.

[18] Chen XF, Ahunbay E, Paulson ES, et al. A daily end-to-end quality assurance workflow for MR-guided online adaptive radiation therapy on MR-linac[J]. J Appl Clin Med Phys, 2020, 21(1): 205-212.

[19] Axford A, Dikaio N, Roberts DA, et al. An end-to-end assessment on the accuracy of adaptive radiotherapy in an MR-linac[J]. Phys Med Biol, 2021, 66(5): 055021.

[20] Bernchou U, Christiansen RL, Bertelsen A, et al. End-to-end validation of the geometric dose delivery performance of MR linac adaptive radiotherapy[J]. Phys Med Biol, 2021, 66(4): 045034.

[21] Weygand J, Fuller CD, Ibbott GS, et al. Spatial precision in magnetic resonance imaging-guided radiation therapy: the role of geometric distortion[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2016, 95(4): 1304-1316.

[22] Sumanaweera T, Glover G, Song S, et al. Quantifying MRI geometric distortion in tissue[J]. Magn Reson Med, 1994, 31(1): 40-47.

[23] Fung NT, Hung WM, Sze CK, et al. Automatic segmentation for adaptive planning in nasopharyngeal carcinoma IMRT: time, geometrical, and dosimetric analysis[J]. Med Dosim, 2020, 45(1): 60-65.

[24] Hanna GG, Hounsell AR, O'Sullivan JM. Geometrical analysis of radiotherapy target volume delineation: a systematic review of reported comparison methods[J]. Clin Oncol (R Coll Radiol), 2010, 22(7): 515-525.

[25] Liang SJ, Tang F, Huang X, et al. Deep-learning-based detection and segmentation of organs at risk in nasopharyngeal carcinoma computed tomographic images for radiotherapy planning[J]. Eur Radiol, 2019, 29(4): 1961-1967.

(编辑:谭斯允)