

· 标准与规范 ·

MRI 引导肿瘤放射治疗临床实践指南 (2025 版)

国家癌症中心/国家肿瘤性疾病医疗质量控制中心/放疗质量控制专家委员会

通信作者: 于金明, 山东第一医科大学附属肿瘤医院, 济南 250117, Email: sdyujinming@126.com

【摘要】 磁共振成像(MRI)在肿瘤诊疗中发挥了重要作用,但在引导肿瘤精准放疗方面尚处于起步阶段。为了规范中国磁共振引导肿瘤放疗中的临床应用,在国家癌症中心/国家肿瘤性疾病医疗质量控制中心的组织领导下,多家医疗单位共同参与,结合国内磁共振引导放疗面临的实际情况,系统阐述了开展磁共振引导放疗的设备、技术与人员基本要求,强调了磁共振模拟定位与诊断扫描的区别,并针对脑部、头颈部、胸部、腹部、盆腔及骨转移瘤等部位常见肿瘤,详细说明了多序列 MRI 的采集策略、靶区勾画方法与疗效评估标准。同时,本指南探讨了 MRI 与 CT 图像配准的常见问题及处理对策,并展望了人工智能与影像组学在磁共振引导放疗中的应用前景,为提升磁共振引导肿瘤放疗的精度与疗效提供实践依据。

【关键词】 放射疗法; 磁共振引导; 指南

Clinical practice guidelines for MRI-guided radiation therapy of tumors (2025 edition)

National Cancer Center/ National Quality Control Center for Cancer/ Expert Committee of Radiotherapy Quality Control

Corresponding author: Yu Jinming, Shandong First Medical University Affiliated Cancer Hospital, Jinan 250117, China, Email: sdyujinming@126.com

【 Abstract 】 Magnetic resonance imaging (MRI) plays a significant role in the diagnosis and treatment of tumors; however, its application in guiding precision radiation therapy is still in starting phase. To standardize the clinical use of MRI-guided radiation therapy in China, under the organization and leadership of the National Cancer Center/ National Quality Control Center for Cancer and with the participation of multiple healthcare institutions, this guideline has been developed by taking into account the practical challenges faced in MRI-guided radiation therapy. It systematically outlines the basic equipment, technical requirements, and personnel qualifications necessary for implementing MRI-guided radiation therapy, emphasizes the differences between MRI simulation for treatment planning and diagnostic MRI scanning, and provides detailed explanations for common tumors including the tumors of brain, head and neck, chest, abdomen, pelvis, and bone metastases regarding strategies for acquiring multi-sequence MRI images, methods for target delineation, and criteria for efficacy evaluation. Additionally, this guideline addresses common issues and solutions related to registration of MRI and CT images and explores the future applications of artificial intelligence and radiomics in MRI-guided radiation therapy, offering practical guidance to enhance the precision and efficacy of MRI-guided tumor radiation therapy.

【 Key words 】 Radiotherapy; Magnetic resonance guided; Guideline

本指南按照 GB/T 1.1-2020 给出的规划起草。

本指南由国家肿瘤性疾病医疗质量控制中心

DOI: 10.3760/cma.j.cn113030-20251127-00448

收稿日期 2025-11-27

引用本文: 国家癌症中心/国家肿瘤性疾病医疗质量控制中心/放疗质量控制专家委员会. MRI 引导肿瘤放射治疗临床实践指南(2025 版)[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2026, 35(1): 1-19. DOI: 10.3760/cma.j.cn113030-20251127-00448.



中华医学出版社
Chinese Medical Association Publishing House

版权所有 违者必究



提出。

本指南由国家肿瘤性疾病医疗质量控制中心归口。

引 言

随着 3D 适形放射治疗、逆向调强放射治疗、容积弧形调强放射治疗、螺旋断层放射治疗、立体定向放射外科/体部放射治疗、质子/重离子放射治疗等高精度放射治疗技术的不断发展及临床应用,肿瘤放射治疗疗效及安全性不断提高,同时也对肿瘤靶区及危及器官的准确确定、治疗反应动态追踪、疗效及放射性损伤的准确评估及早期预测提出了更高要求。

相对于 CT 影像来说, MRI 影像特有的优越的软组织分辨率、多序列及多维参数的功能影像,为肿瘤诊断、分期及放射治疗提供了可靠的有形支撑。临床中磁共振模拟定位机及磁共振直线加速器的应用不断增多,但是目前尚未有磁共振引导肿瘤放射治疗的系统性临床实践指南。为此国家癌症中心组织了专家团队,对磁共振引导常见肿瘤放射治疗的临床实践进行了总结,旨在指导磁共振引导肿瘤放射治疗在我国的规范化应用,为不同层级单位引进、开展磁共振引导下肿瘤靶区勾画规范及技巧、放射治疗疗效及损伤评估、成像序列选择,尤其是新型功能影像的应用提供参考。本指南中所采用的 MRI 成像序列均参考国家癌症中心 2023 年发布的《MRI 模拟定位物理实践指南》^[1]。

MRI 引导肿瘤放射治疗临床实践指南 (2025 版)

1 范围

本指南规定了开展磁共振引导肿瘤放射治疗临床实践所必需的技术及规范,包括对所涉及的肿瘤靶区勾画规范及技巧、放射治疗疗效及损伤评估、成像序列选择,尤其是新型功能影像的应用。本指南适用于基于磁共振引导下的光子、质子、重离子放射治疗,供已开展或即将开展磁共振引导肿瘤放射治疗的中心使用。本指南适用于中华人民共和国内开展磁共振引导肿瘤放射治疗的所有医疗机构(以下统称机构)。

2 规范性引用文件

下列文件中的内容通过文中的规范性引用而构成本文件必不可少的条款。其中,注日期的引用

文件,仅该日期对应的版本适用于本文件;不注日期的引用文件,其最新版本(包括所有的修改单)适用于本文件。

GB/T 17857-1999 医用放射学术语(放射治疗、核医学和辐射剂量学设备)

GB 15213-2016 医用电子加速器 性能和试验方法

GBZ 126-2002 医用电子加速器卫生防护标准

GB/T 43688-2024 磁共振成像/波谱仪质量控制方法

GB 9706.1-2020 医用电气设备 第 1 部分:基本安全和基本性能的通用要求

JJG 589-2008 医用电子加速器辐射源

NCC/T-RT 001-2017 放射治疗质量控制基本指南

WS/T 263-2006 医用磁共振成像(MRI)设备影像质量检测与评价规范

YY 9706.233-2021 医用电器设备 第 2-33 部分:医疗诊断用磁共振设备的基本安全和基本性能专用要求

YY 0319-2008 医用电气设备 第 2 部分:医疗诊断用磁共振设备安全专用要求

NCC/T-RT002-2023 MRI 模拟定位物理实践指南

3 术语和定义

3.1 磁共振引导放射治疗 MR-guided radiation therapy

磁共振引导放射治疗是指利用磁共振诊断仪、磁共振模拟定位机、磁共振直线加速器等设备为肿瘤患者提供放射治疗前、中及后的磁共振影像,进而为肿瘤的诊断、分期、放射治疗靶区及危及器官的确定、计划设计及评估、放射治疗过程追踪、自适应放射治疗方案确定、肿瘤及正常组织的放射治疗反应评估、疗效及放射性损伤的判断及预测等提供参考。

3.2 大体肿瘤区 gross tumor volume, GTV

GTV 是指肉眼可见或可触及的、可通过影像学检查(CT、MRI、PET-CT 等)证实的肿瘤部位和范围,包括转移的淋巴结或转移灶。

4 开展磁共振引导放射治疗的基本要求

4.1 设备配置

目前临床常用的磁共振诊断仪以 1.5 T 和 3.0 T 超导高场强为主,也有 5.0 T 场强在放射治疗中应用,基层医疗机构可以配备 1.0 T 及以下的永磁



磁共振成像设备。各医疗机构可以根据本单位配置的磁共振诊断仪开展相关工作。对于开展磁共振模拟定位及磁共振直线加速器放射治疗的设备孔径建议 ≥ 70 cm,以便不同部位肿瘤固定体位的体架或者装置可以无障碍进入磁体;同时建议配备大范围的扫描线圈,以实现人体不同部位身体轮廓的全范围扫描。有条件的机构建议配备不同部位专用或者全身通用的柔性线圈,以贴合人体表面,提高 MRI 图像质量^[2]。

关于体位固定体架或者床板,一般采用凯夫拉或者玻璃纤维材料,不建议采用碳纤维材质。碳纤维作为导电材质,在 MRI 扫描中的射频脉冲切换时产生微电流形成弱磁场,进而影响图像质量或者导致患者产热。其次,在 MRI 扫描室或者磁共振直线加速器放射治疗机房内,建议安装磁兼容的可移动式激光灯定位系统,以便完成患者体位的对齐及纠正^[2]。

4.2 技术配置

开展磁共振引导肿瘤放射治疗技术,需要在以下方面的技术进行配置。

4.2.1 MRI 诊断仪

需要配置的成像技术有 T_1 加权成像 (weighted imaging, WI)、 T_2 WI、 T_1 WI 压脂成像、 T_2 WI 压脂成像、 T_2 -加权液体衰减反转恢复 (weighted fluid-attenuated inversion recovery, FLAIR) 压水成像、3D 容积扫描强化序列、弥散加权成像 (diffusion weighted imaging, DWI)、灌注加权成像 (perfusion weighted imaging, PWI)、弥散张量成像 (diffusion tensor imaging, DTI)、酰胺质子转移 (amide proton transfer, APT) 成像、3D/4D 的自旋动脉标记 (3D/4D arterial spin labeling, 3D/4D-ASL) 成像、磁敏感加权成像 (susceptibility weighted imaging, SWI)、弥散峰

度成像 (diffusion kurtosis imaging, DKI)、动态对比强化 (dynamic contrast enhanced, DCE) 成像、呼吸/心电门控的 4D-MRI, 配合完成扫描序列的呼吸追踪、心电追踪等生理监测技术或装置。

4.2.2 磁共振模拟定位

磁共振模拟定位机配置的扫描序列与磁共振诊断仪基本一致,需要特别注意的是,为了配合与 CT 模拟定位图像的融合配准,磁共振模拟定位扫描序列的图像层厚必须与模拟定位 CT 图像一致,层间距为 0 mm 或者采用无间隔的容积扫描方式进行薄层重建,如图 1 所示。考虑到患者因为长时间固定于体位固定装置造成的不适或者存在发生意外的风险,磁共振模拟定位扫描序列选择时必须兼顾临床需求、患者耐受度、扫描时间等因素,以实现最佳临床效能。

4.2.3 磁共振直线加速器

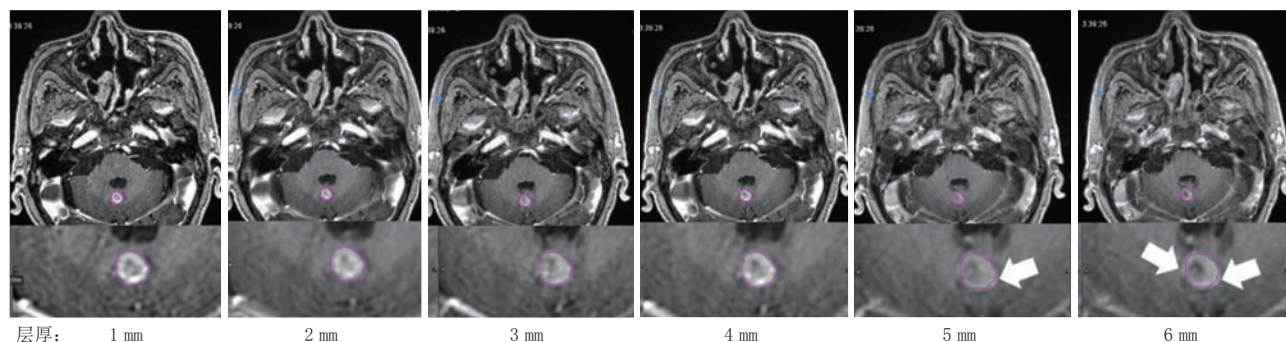
由于设备硬件限制,磁共振直线加速器一般配置的序列有 T_1 WI、 T_2 WI、 T_2 WI 压脂成像、 T_2 -FLAIR 压水成像、DWI、实时 4D-MRI 等^[3]。

因为磁共振加速器提供的位置自适应和形状自适应方案需要较长的处理时间,在满足临床需求前提下,尽可能缩短扫描时间,以免造成肿瘤及危及器官位置、形态的再次变化,或者因为长时间等待放射治疗造成患者严重不适而无法配合^[4]。

4.3 人员配置

磁共振引导肿瘤放射治疗的工作人员应包括:影像诊断医师、肿瘤放射治疗医师、MRI 扫描技师 (诊断及模拟定位)、放射物理师及放射治疗技师。具体分工如下:

影像诊断医师主要进行肿瘤的影像学定性诊断及分期,尤其是周围组织侵犯范围及淋巴结是否转移等情况的确定;进行放射治疗疗效及放射性损



层厚: 1 mm

2 mm

3 mm

4 mm

5 mm

6 mm

注:层间距均为 0 mm;以 1 mm 层厚影像勾画大体肿瘤区 (GTV) 后映射到其他层厚影像上,在层厚 5 mm 及 6 mm 的影像因为部分容积效应,白色箭头所示的部分区域未包含在 GTV (桃红色线) 范围内

图 1 不同层厚的 T_1 加权成像强化影像的脑转移瘤勾画示例



伤的影像学判断。

肿瘤放射治疗医师主要进行肿瘤放射治疗靶区勾画、处方剂量给定、放射治疗计划评估、放射治疗实施过程监督、放射治疗疗效及损伤判断及临床处理。

MRI 扫描技师主要完成肿瘤患者的扫描,要特别注意的是 MRI 诊断所要求的扫描序列及扫描条件,与磁共振模拟定位的要求有非常显著的区别,以及 MRI 设备的质量控制。

放射物理师主要负责磁共振模拟定位图像的检查及导入、CT 与 MRI 图像的融合配准、放射治疗计划的设计及验证、自适应放射治疗计划的在线/离线设计及验证。

放射治疗技师主要负责放射治疗的实施、放射治疗前与中 MRI 图像的获取、配合放射物理师完成自适应放射治疗计划的评估、验证及放射治疗实施^[5]。

4.4 磁共振模拟定位与 MRI 诊断的区别

磁共振模拟定位与 MRI 诊断的区别^[2],如表 1 所示。

在基于磁共振直线加速器进行自适应放射治疗过程中,肿瘤放射治疗医师、放射物理师及技师必须三方同时在场保证磁共振图像采集、自适应放

射治疗计划制订及验证、放射治疗计划实施流程的顺畅^[6-7]。目前磁共振直线加速器仅在国内少数大型医疗机构中引进,本指南主要针对应用 MRI 影像进行靶区勾画、成像序列选择、勾画方法、勾画技巧、疗效及损伤评估等方面进行阐述。

特别说明:鉴于不同 MRI 扫描序列图像显示的肿瘤及危及器官的解剖、生物学信息存在显著差异,在基于 MRI 影像进行肿瘤 GTV 勾画时,必须参考多序列的影像,不建议仅依靠单序列 MRI 影像进行 GTV 及亚靶区的确定。

5 常见肿瘤磁共振引导放射治疗的临床实践

5.1 脑部肿瘤

5.1.1 脑胶质瘤

基于 MRI 进行脑胶质瘤 GTV 的勾画一般需要采集 T₁WI 序列、T₂WI 序列、T₂-FLAIR 序列、T₁WI 强化序列图像;为了评估脑胶质瘤的生物活性差异以及周围组织的侵犯情况,可以采用 PWI(用于肿瘤血流灌注评估及生物亚靶区分割)、磁共振波谱(magnetic resonance spectroscopy, MRS, 用于脑胶质瘤与其他肿瘤或者正常脑组织的鉴别)、DTI(用于脑纤维成像,为脑胶质瘤侵犯范围及走行的判断提供依据)、APT 成像(用于脑胶质瘤蛋白代谢状态的整体、亚靶区的评估及分析)的功能序列^[2]。

表 1 磁共振影像诊断与磁共振模拟定位扫描的区别

项目	MRI 诊断扫描	磁共振模拟定位扫描	备注
主要目的	发现及诊断肿瘤,明确肿瘤位置,确定肿瘤性质	明确肿瘤数量、范围以及与正常组织的关系,确定放射治疗范围	-
与病理结果的先后关系	先有 MR 影像,后有病理结果	先有病理结果,后有 MR 影像	-
扫描层厚	一般 4~5 mm	与模拟定位 CT 层厚一致,一般 1~3 mm	对于脑转移瘤的检测 MRI 诊断及磁共振模拟定位建议 1 mm 薄层强化扫描为必备序列
扫描层间距	一般 1~2 mm	0 mm	磁共振模拟定位存在层间距,会影响肿瘤的勾画及体积评估
扫描方向	一般为打角度扫描,矢状面、冠状面、斜冠状为常规	以垂直于固定床板的横断面的正轴位扫描为主	磁共振模拟定位时,为了看清肿瘤侵犯范围,可以加扫非正轴位的影像,但是不能作为靶区勾画及计划设计的依据
扫描范围	相对局限	超过肿瘤范围,并包含邻近可能存在侵犯或转移的区域	磁共振模拟定位扫描必须包括完整的人体轮廓
放大扫描	常规	除了椎管内病灶外,一般不要求放大扫描	-
扫描线圈与人体的关系	扫描线圈可以直接接触人体表面	扫描线圈必须与人体存在间隙,避免对皮肤的压迫,影响身体轮廓的形状	对于新型的磁共振模拟定位机,不同部位专用或者通用的柔性线圈应该为标准配置
功能影像的应用	常规	选择性地应用功能影像	由于体位固定装置硬度较高,引发对人体的压迫或者挤压,扫描时间较长的功能性 MRI 影像需要谨慎选择
功能影像的重建	以清晰显示及判断病灶性质要求为主	需要重建为横断面,以配合模拟定位 CT 的配准	-
与 CT 融合配准	较少	常规	-

注:-为无该项



脑胶质瘤 GTV 的勾画,首先粗略评估肿瘤范围及可能侵及的区域,然后在 T_1 WI 横断面强化影像上依据高信号区域勾画高级别胶质瘤 GTV;基于 T_2 WI 或 T_2 -FLAIR 序列勾画低级别胶质瘤 GTV;基于 T_2 WI 或 T_2 -FLAIR 序列勾画肿瘤区域周边水肿和术后改变,强化的 T_2 -FLAIR 有助于判断脑膜是否有侵犯;基于 T_2 WI 结合 T_2 -FLAIR 序列勾画不强化的低级别胶质瘤,建议常规增加 3D-ASL 或者 4D-ASL 灌注影像对水肿区内的高灌注区域进行勾画;最后在 GTV 范围内基于 DWI、PWI、DTI 等对脑胶质瘤的生物学状态进行评估及生物亚靶区的分割,如图 2 所示。

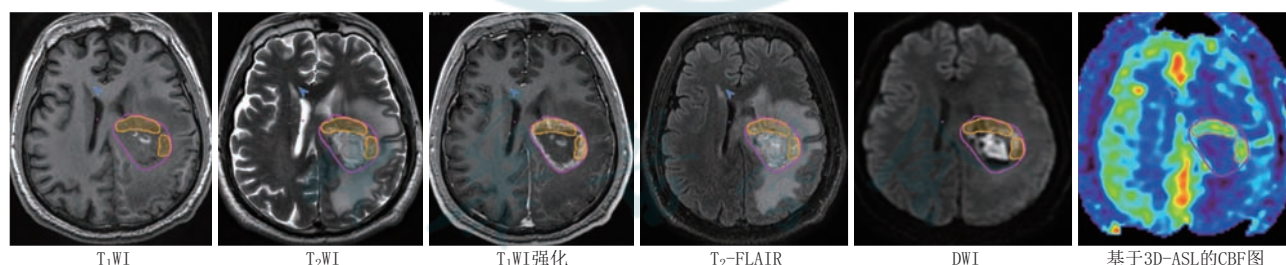
在脑胶质瘤 GTV 的勾画中,要注意无论高低级别均推荐术后采用多模态 MRI 尤其是 T_1 WI 强化及 T_2 -FLAIR 与模拟定位 CT 图像进行融合,基于 MRI 进行靶区勾画需参考术前及术后 MRI、靶区是否包含水肿区域需结合术前 MRI 明确是肿瘤还是手术所致水肿;对于正确区分术后肿瘤残留与术后改变的问题,可以采用术后 24~72 h 内平扫加强化 MRI 的方法解决,或者可以应用 DWI、PWI、APT 成像等功能影像进行鉴别,如图 3 所示。对于未手术的强化或者不强化的胶质瘤患者,建议采用多序列的功能 MRI 影像对肿瘤区域及亚靶区的血流灌注、生物代谢、供氧情况的生物学差异进行评估,进而

为肿瘤整体或者局部剂量提升提供依据^[2]。

在应用 MRI 图像进行脑胶质瘤放射治疗疗效评估时,一般会采用 T_1 WI 强化、 T_2 -FLAIR 序列和病灶最大截面的二维测量方法,疗效判断采用神经肿瘤疗效评估(response assessment in neuro-oncology, RANO)标准。对于脑组织放射性坏死的判断,一般会采用 T_1 WI 强化、 T_2 -FLAIR、DWI、PWI、MRS、APT 序列判断,判断的主要标准为美国国家癌症研究所(National Cancer Institute, NCI)的常见不良事件评价标准(common terminology criteria for adverse events, CTCAE)。

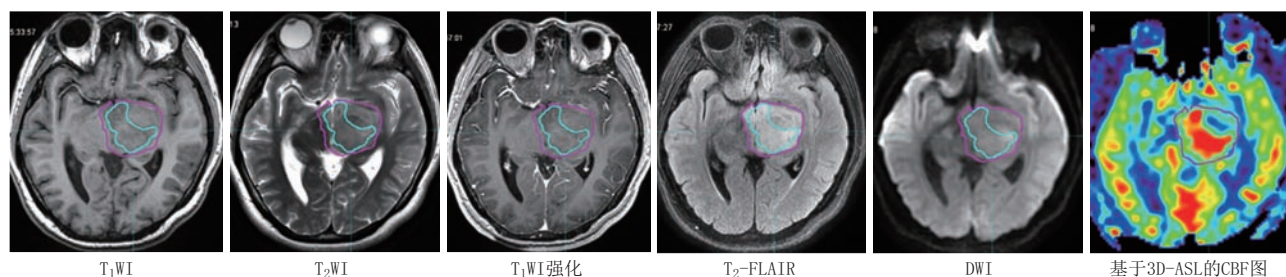
5.1.2 脑转移瘤

MRI 是脑转移瘤诊断及指导放射治疗的最常规手段。2021 年欧洲神经肿瘤协会(European Association of Neuro-Oncology, EANO)-欧洲肿瘤内科学会(European Society for Medical Oncology, ESMO)实体瘤脑转移诊断和治疗指南中建议:可疑脑转移瘤患者的诊断至少应包括头颅 MRI 平扫和强化后 T_1 WI、 T_2 WI 和/或 T_2 -FLAIR、DWI 序列。脑转移瘤特征性的 MRI 表现包括发生于灰白质交界处和血管交界区的实性或环形强化灶并伴有瘤周水肿。MRS、PWI 及 DWI 序列图像可提供生物功能的信息,如肿瘤特异性代谢物、囊性内容物不受限制的扩散和血流灌注信息等。对怀疑合并出血的



注:桃红色线为 GTV 范围;橘色区域为 GTV 内 CBF 高灌注区域;WI 为加权成像;FLAIR 为加权液体衰减反转恢复序列;DWI 为弥散加权成像;ASL 为自旋动脉标记;CBF 为脑血流

图 2 基于不同序列磁共振影像的高级别脑胶质瘤大体肿瘤区(GTV)勾画示例



注:以 T_2 -FLAIR 高信号水肿区为 GTV(桃红色线);青色线为 GTV 内 CBF 高灌注区域;WI 为加权成像;FLAIR 为加权液体衰减反转恢复序列;DWI 为弥散加权成像;ASL 为自旋动脉标记;CBF 为脑血流

图 3 基于不同序列磁共振影像不强化的低级别脑胶质瘤大体肿瘤区(GTV)勾画示例



脑转移瘤患者需要增加SWI^[2]。

脑转移瘤放射治疗GTV的勾画以T₁WI薄层强化扫描的影像为主(层厚一般为1 mm,层间距为0 mm,在造影剂注射后的3~5 min开始扫描),对于可疑微小病灶,可以增加造影剂注射后的10 min强化扫描的T₁WI图像进行筛查及勾画,提高脑转移瘤的检测及边缘显示精度。对于边界不清的脑转移瘤,可以考虑采用双倍造影剂,以提高转移瘤与正常脑组织边界在T₁WI强化影像上的对比度。

对于水肿区范围的判断一般以T₂-FLAIR影像为主,对于怀疑有脑膜转移的患者建议进行T₂-FLAIR强化扫描(在T₁WI强化扫描后加扫T₂-FLAIR或采取强化前后的2次T₂-FLAIR序列扫描)。对于无法与脑胶质瘤区别的初诊脑转移瘤可以采用MRS成像进行鉴别诊断;为了更好地区分大体脑转移瘤不同区域的生物活性差异,可以采用3D/4D-ASL灌注成像或者PWI成像进行肿瘤靶区及亚靶区的勾画,如图4所示。对于因为使用贝伐珠单抗或其他可以导致血管正则化的药物治疗后出现脑转移瘤不强化的现象,可以采用双倍造影剂、>10 min的超长期延迟强化或者b值为3000 s/mm²的DWI图像进行GTV的显示及勾画。

在进行海马保护的全脑放射治疗时,海马勾画采集图像一般为层厚1 mm等体素的3D容积T₁WI平扫图像为主(扫描视野为25.6 cm,扫描矩阵256×256,图像重建矩阵512×512),以便在计划系统中通过矢状面、冠状面不同方向观察海马的走行及结

构,如图5所示^[1]。

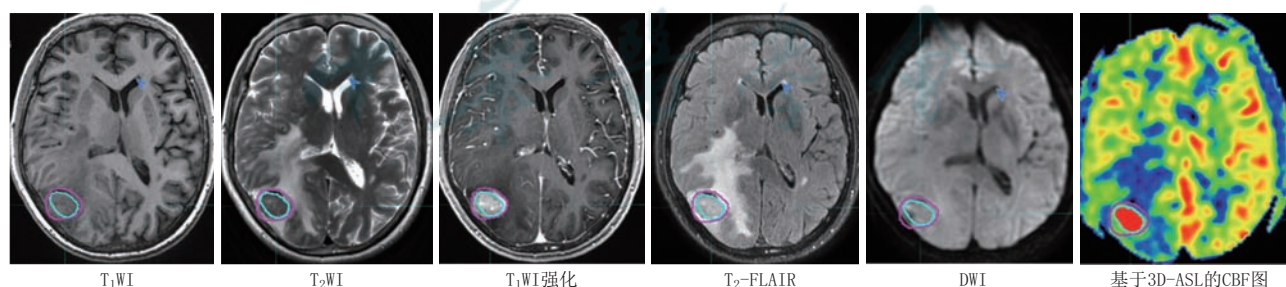
在脑转移瘤放射治疗疗效的评估中,以T₁WI强化扫描图像为主,肿瘤区域强化表现消失或者强化效应变弱为治疗有效的表现。对于疑似复发或者与放射性坏死相鉴别的时候,可以采用DWI、PWI、APT成像、MRS、3D-ASL成像等功能影像,无法获取功能影像的可以根据>1 h的超长期延长强化T₁WI影像中造影剂的清除速度进行鉴别,造影剂清除快的区域为复发肿瘤,清除慢的区域为放射性坏死。

5.2 头颈部肿瘤

5.2.1 鼻咽癌

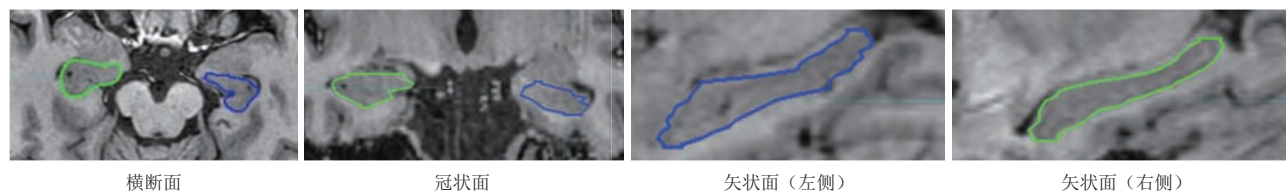
基于MRI进行鼻咽癌GTV的勾画一般需要采集横断面T₁WI非压脂序列、横断面T₂WI压脂及非压脂序列、横断面的3D容积T₁水脂分离的增强扫描序列;为了评估鼻咽癌的生物活性差异以及周围组织侵犯情况,可以采用DWI、DCE成像、PWI、体素内不相干运动(intravoxel incoherent motion, IVIM)成像、APT成像等功能序列^[2]。

鼻咽癌GTV的勾画,首先基于横断面T₁WI压脂强化扫描序列寻找异常强化的高信号区域,然后再结合横断面T₂WI压脂图像,对所勾画区域进行验证及修正,对于强化效应不明显的区域可以结合造影剂注射后>10 min的超长期延迟强化影像,进行GTV边界的确定及修正;对于伴有颈椎侵犯的区域,需要参考T₁WI不压脂成像或者T₁水脂分离增强扫描序列的脂相图像,根据高信号脂肪分布中



注:桃红色线为GTV范围;青色线为GTV内CBF高灌注区域;WI为加权成像;FLAIR为加权液体衰减反转恢复序列;DWI为弥散加权成像;ASL为自旋动脉标记;CBF为脑血流

图4 基于不同序列磁共振影像的脑转移瘤大体肿瘤区(GTV)勾画示例



注:绿色线为右侧海马;蓝色线为左侧海马

图5 基于层厚1 mm等体素容积T₁加权成像的海马勾画示例



的低信号区域进行肿瘤范围确定。最后可以基于 DWI、PWI、DCE 成像对鼻咽癌 GTV 的整体或者局部区域的生物学状态进行评估及生物亚靶区的分割,进而为剂量提升提供依据,如图 6 所示。

在鼻咽癌 GTV 的勾画中,需要联合模拟定位 CT 与 MRI 融合勾画、全面细致的体格检查、鼻咽镜下明确病灶及其侵犯的黏膜范围、PET-CT 对颈部可疑及微小转移淋巴结的识别。在模拟定位 CT 及 MRI 影像之间因为颈部生理曲度变化大,造成 CT 与 MRI 融合配准出现局部区域配准效果欠佳的情况,一般采用分段依次配准及勾画的方法,最终在模拟定位 CT 影像上修改并提交 GTV。

未接受诱导化疗的患者,因为肿瘤原发灶存在造影剂的清除效应,可以根据 >10 min 的超长期延迟强化影像进行肿瘤亚靶区的分割及差异化的剂量提升。

在应用 MRI 图像进行鼻咽癌放射治疗疗效评估时,一般会采用 T_1 WI 强化、 T_2 WI 序列和测量病灶最大截面方法,疗效判断的标准是实体肿瘤疗效评价标准(response evaluation criteria in solid tumors, RECIST)1.1 版。对于放射治疗前有 MRI 功能影像

序列的患者,一定要在放射治疗中及后采用相同参数的成像序列进行肿瘤靶区及危及器官状态变化的评估。

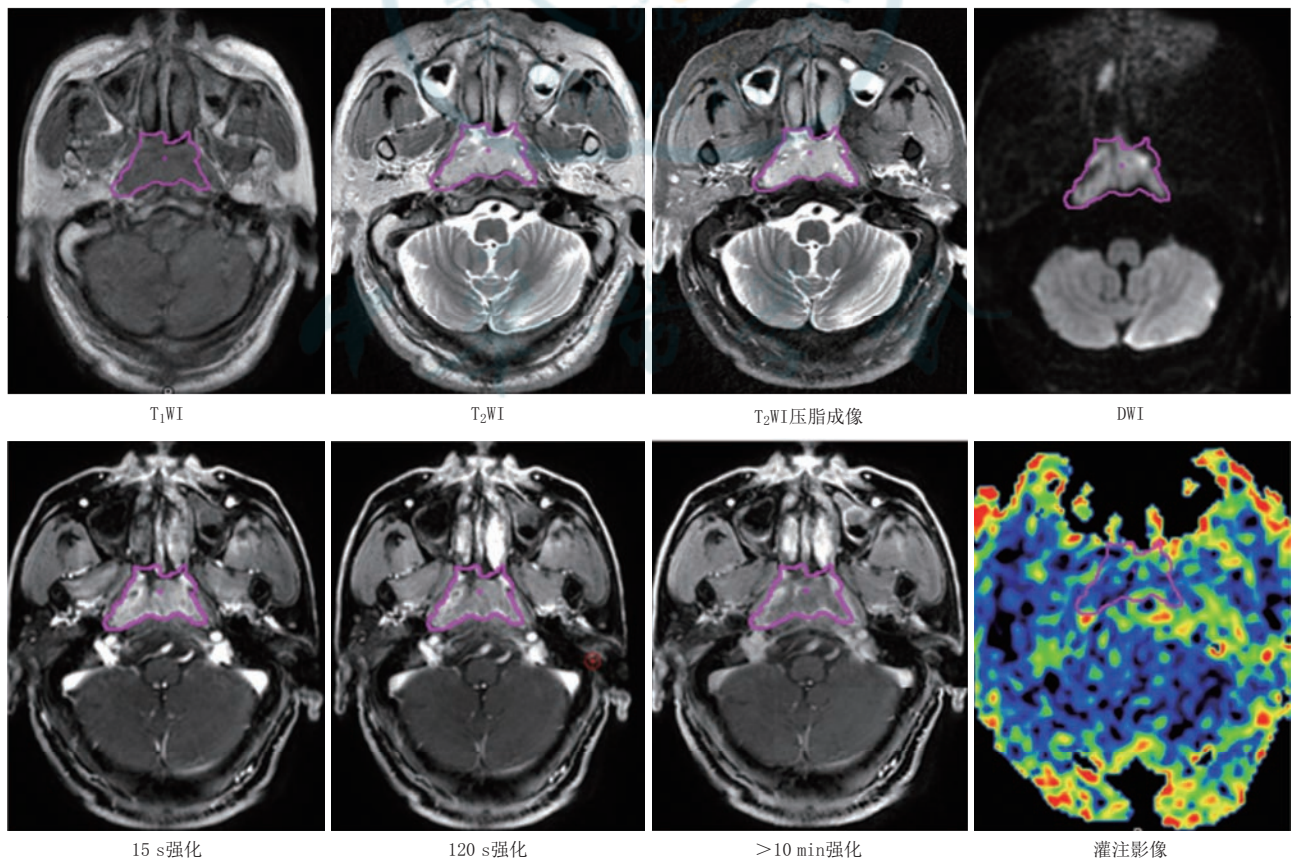
5.2.2 下咽癌、喉癌

基于 MRI 进行咽喉部 GTV 的勾画一般需要采集 T_2 WI、 T_1 WI、多时相 T_1 WI 强化扫描序列(包含动脉期、静脉期及延迟期),以及冠状面和矢状面多方位成像,可以对原发病灶及其局部侵犯范围进行判断。为了评估下咽癌、喉癌的生物活性差异以及复发范围的判断,可以补充扫描 DWI、PWI、3D-ASL 成像序列^[2]。

下咽癌、喉癌 GTV 勾画:勾画靶区前基于模拟定位的 MRI 图像对病灶侵犯情况进行全面评估, T_1 WI 序列观察解剖结构变化, T_2 WI 序列检出病灶,强化 T_1 序列显示喉和下咽肿瘤局部侵犯范围。具体操作如下:

首先,在 MRI 模拟定位的动脉期强化的 T_1 WI 或 T_2 WI 压脂的横断面图像上勾画具有典型对比强化特征或者高信号的可见病灶。

然后,将多序列 MRI(即 T_2 WI 压脂、多时相 T_1 WI 强化扫描成像、DWI)的附加信息考虑在内,得



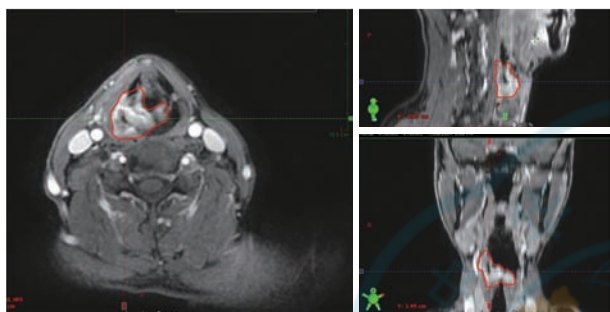
注:桃红色线为 GTV 范围;WI 为加权成像;DWI 为弥散加权成像

图 6 基于不同序列磁共振影像的鼻咽癌大体肿瘤区(GTV)勾画示例



出一个新的肿瘤体积(GTV_MRI),该体积考虑了所有MRI序列信息。

最后,通过计划系统内置的多平面重建图像显示各型肿块的范围及侵犯情况,在3D层面对靶区进行修正,特别是冠状面、矢状面图像可清楚地显示肿瘤向上、下扩展的范围。勾画GTV从具有典型特征、对比强化高信号区域的可见病灶最清晰层面开始向上、下勾画,结合矢状面、冠状面图像进行修正,如图7所示。



注:GTV靶区(红色线)勾画从具有典型特征、对比强化高信号区域的可见病灶最清晰层面开始向上、下勾画,结合冠状面、矢状面图像进行修正

图7 基于横断面、冠状面、矢状面影像的下咽癌大体肿瘤区(GTV)勾画示例

在下咽癌、喉癌GTV的勾画中,需要注意血管搏动和吞咽运动所造成的伪影对GTV边界判断的影响。

通过常规的定期MRI解剖成像检查,可通过动态观察肿瘤变化,直接比较瘤体大小、强化程度等评估疗效,必要时辅以功能影像,对于原发肿瘤的疗效判定应结合纤维内镜检查。只有纤维内镜检查显示肿瘤完全消失、MRI检查显示未见明显病灶方可以判断为治愈。

5.3 胸部肿瘤

5.3.1 肺癌

目前基于MRI进行肺癌GTV的勾画一般需要采集屏气下3D容积T₁水脂分离平扫、强化扫描序列(造影剂注射后15s动脉期、120s静脉期、>10min的超长期延迟)、带呼吸触发的2DT₂压脂序列、带呼吸触发的DWI(b值800s/mm²)序列图像;为了评估肺癌的生物活性差异以及周围侵犯情况鉴别中央型肺癌合并肺不张、继发性肺不张或肺炎,可以采用DWI与DCE成像的功能序列,而IVIM成像与MRS序列对肺结节良恶性的鉴别具有重要价值^[8]。

肺癌GTV的勾画:首先要从MRI诊断图像上大体评估GTV的范围及可能侵及的区域,然后在

磁共振模拟定位图像上,勾画GTV、临床靶区(clinical target volume,CTV)、内靶区(internal target volume,ITV)、计划靶区(planning target volume,PTV)。基于T₁强化扫描序列勾画肺内肿瘤GTV,T₂WI压脂序列联合DWI可以提供更多信息。DWI序列以及表观弥散系数(apparent diffusion coefficient,ADC)值可鉴别肺癌和阻塞性肺不张/肺炎,肿瘤实性部分为高信号,组织坏死、液化区域为低信号,肺不张及阻塞性肺炎为低信号,基于高信号显示区行靶区勾画,必须注意DWI图像易形变特性给GTV勾画带来的不确定性。对于部分患者可以考虑采用>10min的超长期延迟T₁WI强化影像进行肿块及肺不张边界的确定,此时肺不张为中高信号,肿块为低信号,如图8所示。

对于中下肺叶的肺癌可以考虑采用4D-MRI进行肿瘤运动的追踪及分析。

在应用MRI图像进行肺癌放射治疗疗效评估,一般会采用DWI及ADC值,并可以作为肿瘤体积测定及预后的主要补充指标。

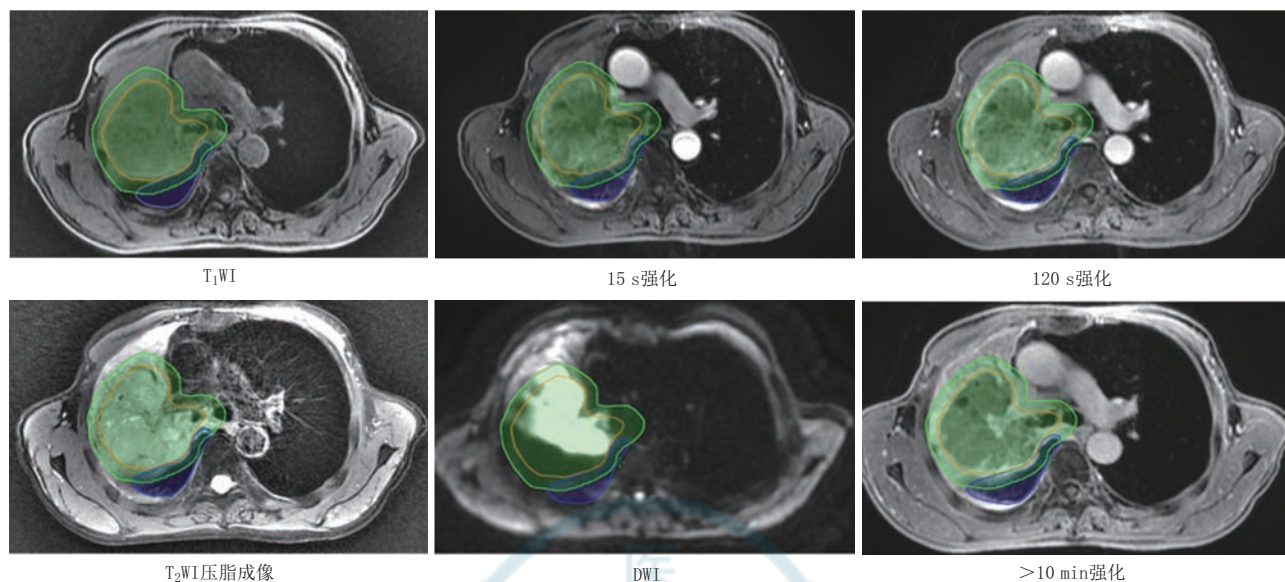
放射性肺损伤(radiation-induced lung injury,RILI)是肺癌放射治疗后的常见并发症,可以应用T₁WI鉴别肿块与脂肪,T₂WI有利于鉴别肿块与纤维化。放射治疗期间密切动态监测MRI的T₁WI和T₂WI信号变化可以早期识别、预判RILI发生风险,能够早期采取干预措施,及时有效调整治疗策略。

5.3.2 食管癌

食管癌模拟定位MRI扫描序列与肺癌基本一致,只是信号采集方向相反。在基于强化CT与强化磁共振进行食管癌放射治疗定位时,磁共振模拟定位需与CT模拟定位时的固定方式、体位完全一致,横断面层厚3mm,通过CT与MRI图像的刚性配准进行靶区勾画^[2]。

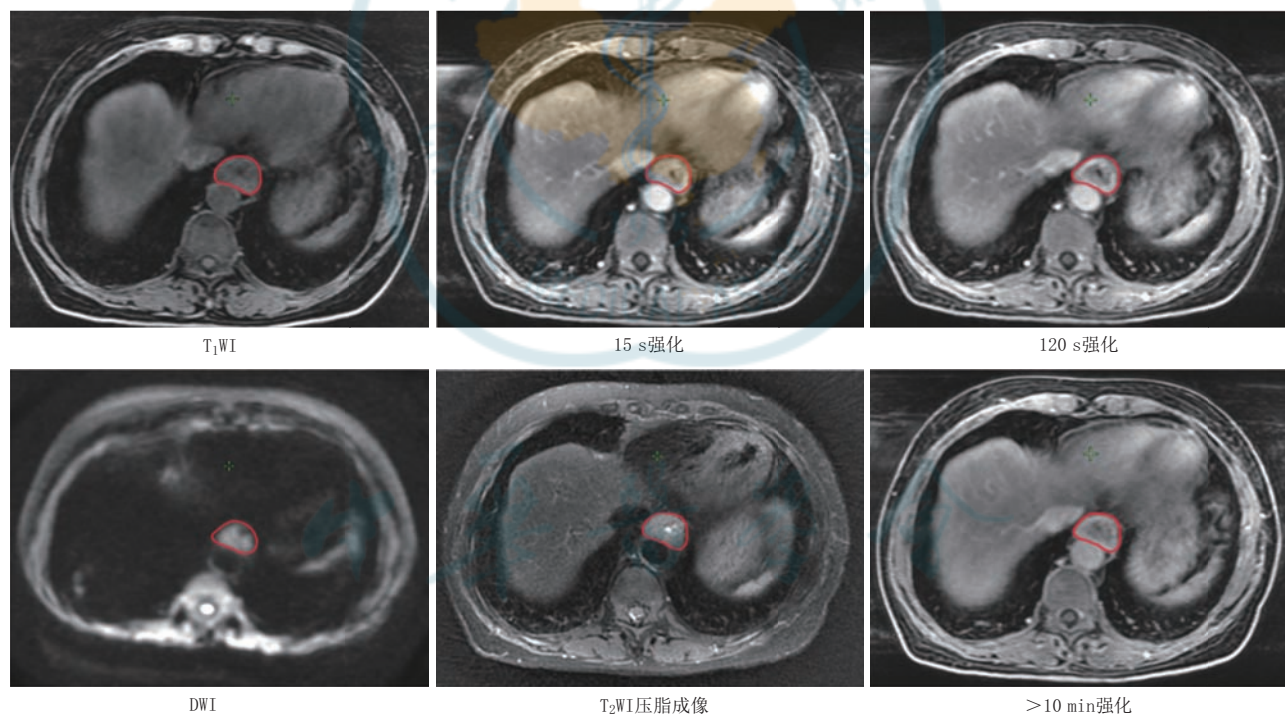
首先,分析T₁WI和T₂WI压脂成像,确定肿瘤的大小、位置、形态及其与食管和周围组织(如气管、肺、心脏等)的关系,正确识别肿瘤的边界,评估浸润深度和周围结构的受累情况,勾画原发肿瘤靶区(primary gross tumor volume,GTV_p),如图9所示。

然后,基于DWI图像和超长期延迟强化成像,进一步细化肿瘤边界。DWI图像可用于进一步分析肿瘤细胞密度和生物学特性。DWI高信号区域通常指示肿瘤活跃和恶性特征,特别是在肿瘤边缘不清晰的情况下。延迟期横断面高分辨T₁WI是用于观察病变与黏膜层、肌层关系的最佳序列,亦可以评价与肌层外邻近结构如左主支气管后壁及胸



注:在>10 min的延迟强化影像中,低信号的肿瘤与中高信号的肺组织界限明显;橘红色线为 GTV;绿色线为 PTV;WI 为加权成像;DWI 为弥散加权成像

图8 基于多序列磁共振影像的伴有肺不张的肺癌大体肿瘤区(GTV)及计划靶区(PTV)勾画示例



注:红色线为 GTV;WI 为加权成像;DWI 为弥散加权成像

图9 基于多序列磁共振影像的食管癌大体肿瘤区(GTV)勾画示例

主动脉的关系。

其次,通过动态观察强化成像,分析肿瘤对比剂的摄取情况,正确识别肿瘤内部的异质性和潜在的转移病灶,以便在靶区勾画时包含所有受累区域。

最后,结合所有序列的数据,进行靶区的综合勾画,并与其他影像(如 CT 或 PET-CT)进行比较,

验证靶区的准确性。确保靶区涵盖肿瘤及可能的微小转移,同时保留周围正常组织的保护,以减少治疗不良反应。

在进行食管癌放射治疗疗效评估时,肿瘤体积缩小是主要的评判标准,放射治疗后肿瘤的大小和位置可能会发生变化,通过 MRI 影像可以观察到这些变化,从而评估放射治疗疗效。肿瘤区域强化效



应的变化,需要多时相的强化扫描进行综合判断,残留的肿瘤区域在>10 min的超长期延迟强化图像上会出现造影剂清退效应,而放射治疗后的炎症及纤维化则相反,会出现造影剂随时间延长不断集聚的现象。食管癌放射治疗后病变区域DWI高信号完全消失者,预后良好,DWI可以为食管癌治疗反应评价提供直观、量化的参考信息。食管癌病灶的ADC值在放化疗中、结束后均比治疗前有显著性升高,治疗中ADC值和治疗后ADC值比较并不明显,ADC值早期变化率有助于预测治疗效果。

5.3.3 乳腺癌

基于MRI进行乳腺癌术前新辅助放射治疗GTV的勾画一般需要采集 T_1 WI压脂强化序列图像和 T_2 WI图像。 T_1 WI压脂强化序列图像可以显示肿瘤和毛刺,提供肿瘤和正常腺体组织间的差异, T_2 WI图像有助于区分肿瘤和活检后的变化。对于术后辅助放射治疗患者,不压脂的 T_1 WI序列可以显示金属夹(低信号),而使用压脂的 T_1 WI图像(如mDixon)可以区分乳腺腺体和血清肿,为了评估乳腺癌术后血清肿、内乳动静脉、腋窝淋巴结和臂丛以及周围侵犯情况,可以辅以 T_2 WI压脂或不压脂的成像序列^[2]。

对于接受新辅助放射治疗的患者,勾画乳腺癌GTV,首先要从MRI诊断图像上大体评估肿瘤的反应及可能侵及的区域,然后在磁共振模拟定位图像上,基于压脂 T_1 WI强化MRI序列勾画肿瘤和肿瘤毛刺;基于压脂或非压脂的 T_2 WI可以区分肿瘤和穿刺后改变,对进行穿刺活检的患者GTV边界进行修正。对于术后行辅助放射治疗的患者,在压脂 T_2 WI序列上,术腔渗出液及其周边肉芽组织均为

高信号,且压脂 T_2 WI的软组织分辨率、空间对比度、信号对比度均优于其他序列,用于瘤床的血清肿勾画;基于非压脂的 T_1 WI序列包全金属夹,如图10所示。

5.3.4 主要的问题及对策

在乳腺癌肿瘤术后放疗的GTV的勾画中,需要注意只能在保乳术后一定时间内基于压脂 T_2 WI勾画瘤床,因为随着肉芽组织演变为纤维组织,腔壁信号强度会逐步下降。当血清肿不可见或可见度低时,建议基于保乳术后多时相强化的 T_1 WI(>10 min超长期延迟强化成像序列为必选)对血清肿不可见或低可见度患者进行瘤床勾画,如图11所示。

5.4 腹部肿瘤

5.4.1 原发性肝癌

原发性肝癌患者的磁共振模拟定位影像一般需要包含平扫、含钆造影剂注射后15 s(动脉期)、45 s(门静脉期)、75 s(肝静脉期)、150 s(肝实质期)、>20 min(超长期延迟)3D容积水脂分离成像强化扫描成像、 T_2 WI压脂成像及DWI成像;对于微小肝癌病灶因为“快进快出”影像学特征不明显,可以采用钆塞酸二钠造影剂进行强化扫描,>20 min的超长期延迟强化成像为必备序列^[9-10]。

在原发性肝癌GTV勾画时,受到MRI不同序列扫描时屏气运动可重复性的影响,在MRI与CT融合配准的时候,不同的序列需要单独与CT配准,在配准时以肿瘤或者靠近肿瘤的标志性大尺寸脉管结构作为依据调整配准结果。首先在DWI图像及 T_2 WI压脂序列上确定肿瘤的位置及大体范围,然后在动脉期强化扫描影像上勾画GTV;参考门静

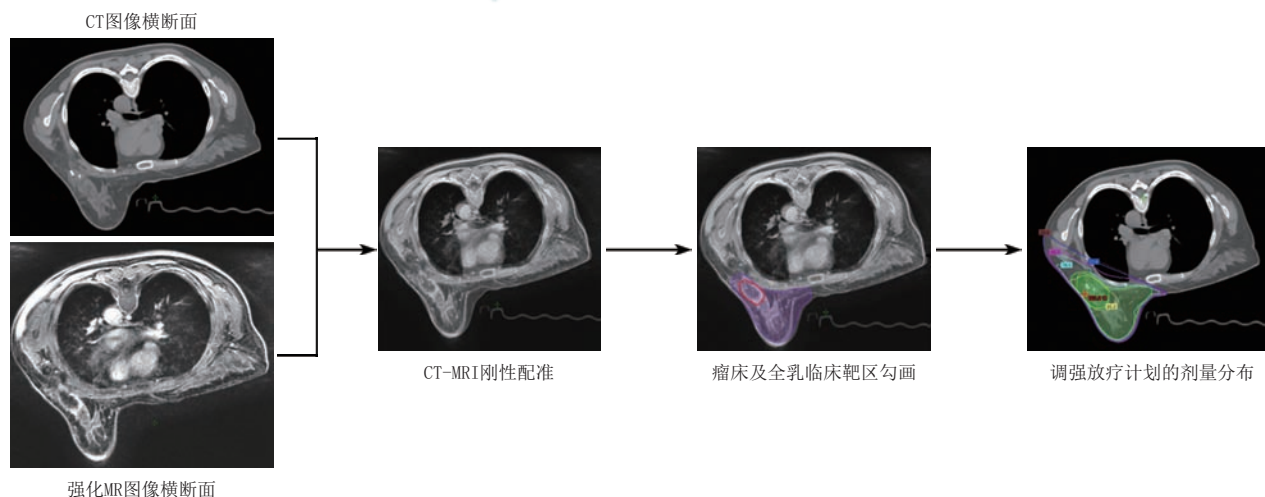
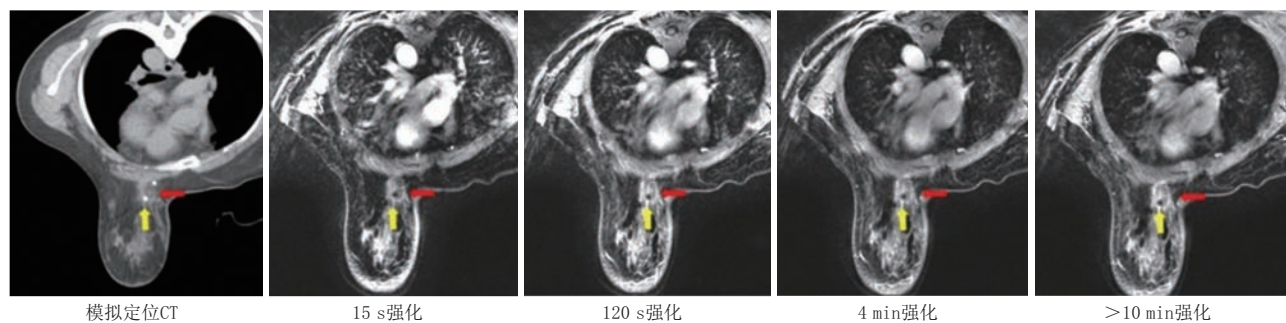
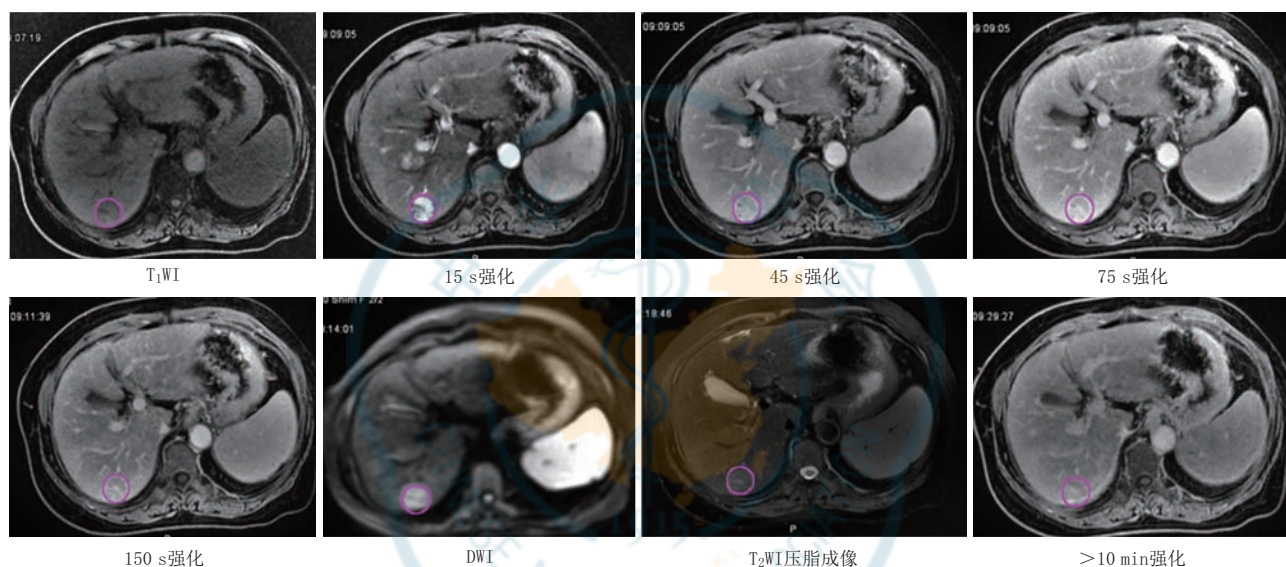


图10 CT及MRI融合配准的乳腺癌大体肿瘤区(GTV)勾画示例



注:黄色箭头低密度区为术后金属夹显像;红色箭头为术后瘤床靶区

图 11 基于俯卧位 CT 与造影剂注射后不同时间 MRI 强化影像的大体肿瘤区(GTV)勾画示例



注:桃红色线为 GTV 范围;W1 为加权成像;DWI 为弥散加权成像

图 12 基于多序列磁共振影像的原发性肝癌大体肿瘤区(GTV)勾画示例

脉期、肝静脉期、肝实质期及超长期延迟强化影像进行 GTV 范围的验证及修改,尤其是对于存在包膜的肿瘤靶区,一定要参考肝静脉期或者肝实质期修正包膜的范围;对于使用钆塞酸二钠造影剂强化的患者来说,在 DWI 图像、 T_2 WI 压脂序列上确定肿瘤的位置及大体范围后,直接在>20 min 的超长期延迟强化图像勾画 GTV,可不需要参考其他序列,如图 12 所示。

对伴有门静脉癌栓的患者,一般参考门静脉期在强化影像进行肿瘤区域的勾画(需要注意的是:此时癌栓相对门静脉内的造影剂为低信号);胆管癌栓在原发性肝癌中发生率较低常被忽略,建议在 MRI 的 T_1 WI 静脉期进行勾画。

在原发性肝癌 GTV 中勾画的 CT 和 MRI 影像融合配准时,需要全面评估 CT 及 MRI 图像显示的肿瘤靶区及危及器官差异,尤其要考虑成像时所采用的呼吸运动管理手段、胃肠道充盈程度、骨性结构成像等的差异,这些都会影响 CT 及 MRI 融合配准

的精度。尤其是在自由呼吸下进行 CT 模拟定位扫描时,肝脏及肿瘤靶区漏扫描及重复扫描的现象不可避免,出现 MRI 图像与 CT 图像无法配准的时候需要进行深层次的原因分析及针对性的校正。

应用 MRI 图像进行原发性肝癌放射治疗疗效评估,一般会采用 T_1 强化动脉期序列、 T_1 强化静脉期、DWI 序列、钆塞酸二钠肝胆特异显像等方法,疗效判断的标准是:肝细胞癌病灶“快速进入、快速退出”的关键影像特征、延迟的包膜强化及肿瘤缩小的表现[改良的实体瘤疗效评价标准(modified response evaluation criteria in solid tumors, mRECIST)]。放射性肝脏损伤表现为 T_1 WI 图像上与高剂量分布一致的低信号区域,同时要注意评估受照射正常肝脏组织萎缩及其余肝脏组织代偿性增生的情况。

对于肝脏转移瘤来说,可以参考原发性肝癌的 GTV 的勾画方法,鉴于肝脏转移瘤的生物学行为更加复杂,同时存在微小转移及多发转移的情况,需



要在 MRI 不同序列之间进行详细的评估及分析,其中 T_2 WI 压脂的薄层扫描为必备序列,以避免漏掉微小转移瘤。

5.4.2 胰腺癌

基于 MRI 进行胰腺癌 GTV 的勾画一般至少需要采集 T_2 WI 压脂序列、多序列强化扫描成像、DWI 序列,扫描序列可以与肝癌磁共振模拟定位一致,其中 15 s 的动脉强化序列应该为必备序列。定位前可使用山莨菪碱以减少胃肠蠕动对 MRI 影像的影响,并要求患者空腹扫描^[11]。

勾画胰腺癌 GTV 时,首先要从 T_2 WI 压脂序列图像上评估肿瘤范围及可能侵及的区域,然后在磁共振模拟定位图像上,基于 T_2 WI、DWI 及强化序列勾画胰腺癌 GTV;胰腺癌组织在动脉期强化扫描(造影剂注射 15 s 的扫描),肿瘤组织强化程度显著低于正常胰腺组织(肿瘤为低信号,正常胰腺为中等高信号),可以看清肿瘤组织的边界及与正常胰腺及邻近动脉之间的关系,门静脉期可见肿瘤强化表现,如图 13 所示。基于 T_2 WI 序列勾画危及器官,主要包括肝脏、胃、结肠、小肠、双肾、脊髓和胆囊。在 T_2 WI 图像上可以清晰明确胆总管的位置。

在应用 MRI 图像进行胰腺癌放射治疗疗效评估时,一般会采用 T_1 WI、 T_2 WI、DWI 序列,疗效判断的标准是 RECIST 1.1。放射性损伤的主要病理变化为炎症反应,主要包括充血、水肿、变性,以及慢性期的纤维化。放射性肝损伤常表现为 T_1 WI 低信

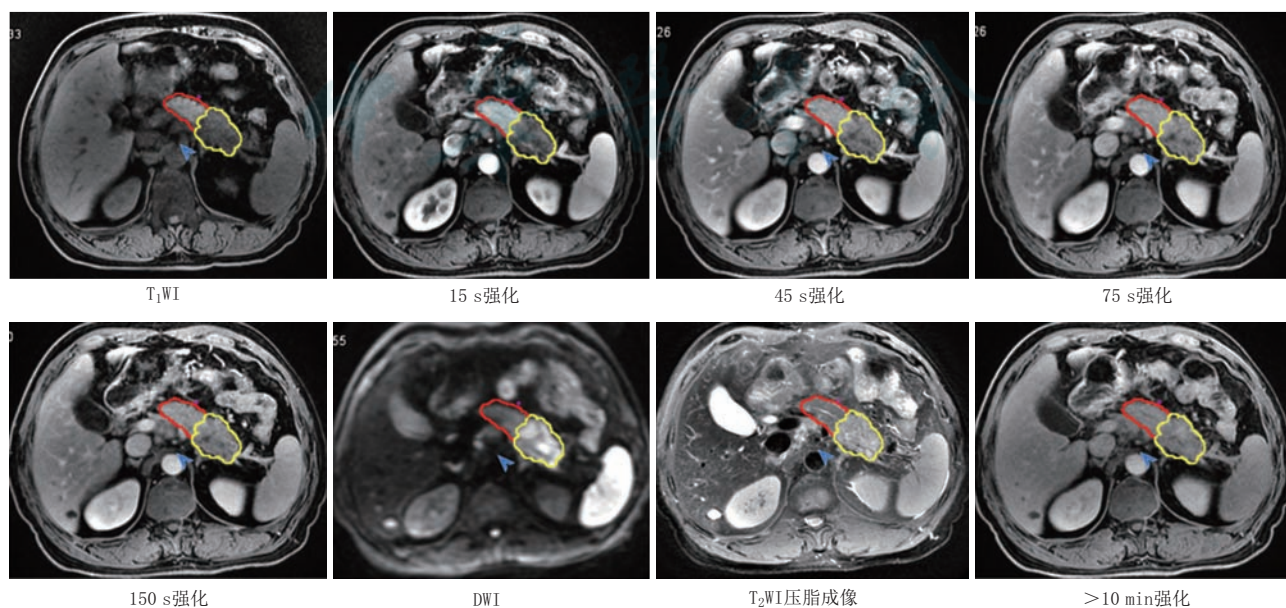
号, T_2 WI 呈高信号,损伤区域与高剂量分布区域一致, DWI 呈高信号, ADC 值不减低。急性期放射性肝损伤的 MRI 动态强化特点是动脉期和静脉期呈中度强化,延迟期呈等信号。亚急性期主要表现为延迟强化,慢性期则不见强化。放射性肠损伤的 MRI 表现为肠壁增厚,肠壁信号异常、肠腔狭窄等。信号异常常表现为 T_1 WI 或 DWI 上表现为“同心圆”样高信号。

5.5 盆腔肿瘤

5.5.1 直肠癌

目前基于 MRI 进行直肠癌 GTV 的勾画一般需要采集 T_1 WI 序列、 T_2 WI 序列、DWI 序列、 T_1 WI 强化序列成像。为了评估直肠癌的生物活性差异以及周围侵犯情况,可以采用多时相 T_1 WI 强化序列、 T_2 WI 压脂及不压脂序列及一些功能 MRI 序列,如 DWI、DKI、DCE 成像等。

T_2 WI 序列可以将直肠壁清晰显示出来,并能对直肠三层结构进行准确的分辨:肠周脂肪有高信号表现,固有肌层有低信号表现,黏膜与黏膜下层虽然也有高信号表现,肿瘤信号却介于二者之间,即低于肠周脂肪同时高于肌层。基于这一特性, T_2 WI 序列能够清晰显示系膜筋膜,评判环周切缘是否受到侵犯,反映肿瘤的浸润程度。直肠癌磁共振模拟定位的不压脂 T_2 WI 序列为必备序列。直肠癌外侵时容易引导周围组织水肿,在 T_2 WI 上为高信号,容易与脂肪的高信号重叠,建议在直肠癌



注:红色线为正常胰腺;黄色线为胰腺癌,15 s 强化影像中低信号的胰腺癌与高信号的正常胰腺的对比度最高;WI 为加权成像;DWI 为弥散加权成像

图 13 基于多序列磁共振影像的胰腺癌大体肿瘤区勾画示例

GTV 勾画同时参考不压脂与压脂的 T_2 WI 影像^[12]。

而 T_1 WI 则可以显示出骨盆骨质异常与直肠系膜内淋巴结。此外, DWI 序列也是常用序列之一, 可以辅助 T 分期, 并显示淋巴结的转移状况, 虽然该序列图像信噪比一般, 但可以清晰显示肿瘤边缘, 对 T_2 与 T_3 分期均具有较高的准确性。

直肠癌 GTV 的勾画, 首先要从 MRI 诊断图像上大体评估肿瘤的范围及可能侵及的区域, 然后在磁共振模拟定位图像上, 基于 T_1 WI 强化序列和 T_2 WI 序列勾画直肠肿瘤、直肠壁外血管侵犯为 GTV; 基于 T_1 WI 强化序列和 DWI 序列勾画转移淋巴结和癌结节为淋巴结区 (GTV_{nd}), 如图 14 所示。

MRI 在新辅助治疗后对直肠癌的再分期和复发监测有着重要作用。在应用 MRI 图像进行直肠癌放射治疗疗效评估中, 常规 MRI 是最常用的评估直肠肿瘤反应的技术, 其评估新辅助治疗的疗效是基于 T_2 WI 持续性肿瘤信号强度及治疗前后肿瘤体积变化, 当肿瘤体积缩小且 T_2 WI 的信号强度低并均一, 表现为组织纤维化且无残留肿瘤信号时, 则认为患者新辅助治疗后达到完全缓解。然而常规 MRI 不易鉴别新辅助治疗导致的纤维化、细胞水肿及坏死与肿瘤残余灶, DWI、DKI 及 DCE 成像等功能 MRI 也被应用于临床。DWI 用于评估局部晚期直肠癌新辅助放化疗后是否达到病理完全缓解时优于常规 MRI, 其准确度较高。DKI 作为一种非高斯分布模式获取生物组织复杂结构特征的多参数成像, 较 DWI 更能反映真实组织的特征。DCE 成像以微血管系统为基础, 通过对病变的形态和微循

环变化的分析, 可以提高肿瘤的疗效监测和反应评估效率。

5.5.2 前列腺癌

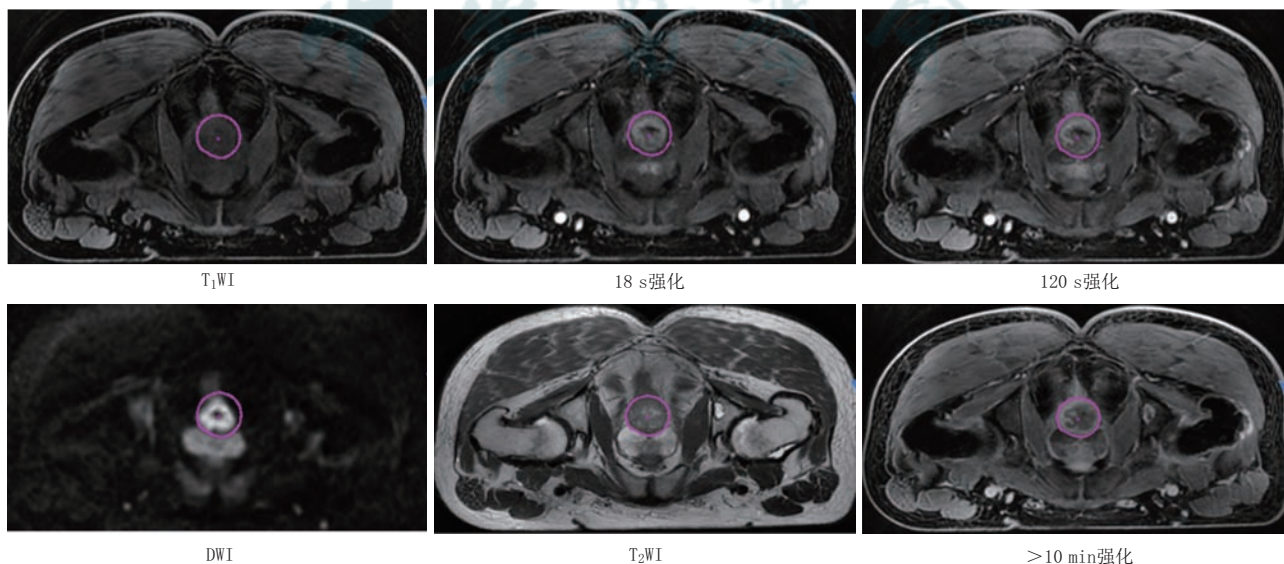
前列腺癌的磁共振引导肿瘤放射治疗常选用的序列包括 T_2 WI、DWI、DCE 成像、MRS。在前列腺成像中, T_2 WI 压脂序列成像突出了前列腺腺体、精囊以及膀胱和直肠等邻近结构的边界。特别是在前列腺癌存在膀胱侵犯的情况下, ADC 值明显低于正常膀胱壁, 采用 T_2 WI 联合 DWI 勾画优于单一序列, 如图 15 所示。该序列通常生成详细的横断面、矢状面和冠状面图像, 允许全面的解剖覆盖。获取肿瘤与周围器官关系更清晰的多平面图像, 对于肿瘤定位和分期评估至关重要。 T_2 WI 压脂序列提供的高分辨率图像对于精确勾画 GTV 和危及器官, 如膀胱和直肠, 至关重要^[13-14]。

使用多序列 MRI 影像, 包括 T_2 WI 压脂序列成像、DWI、DCE 成像、MRS, 可以提高 GTV 的可见性, 并有助于区分前列腺中的恶性和良性组织, 特别是对于进展期前列腺癌。

手动勾画仍然是磁共振引导前列腺癌放射治疗中界定 GTV 的基础技术。高分辨率 T_2 WI 提供出色的解剖细节, 使经验丰富的放射科医生和放射肿瘤科医生能够根据视觉评估及勾画 GTV, 并评估放疗反应。

5.5.3 宫颈癌

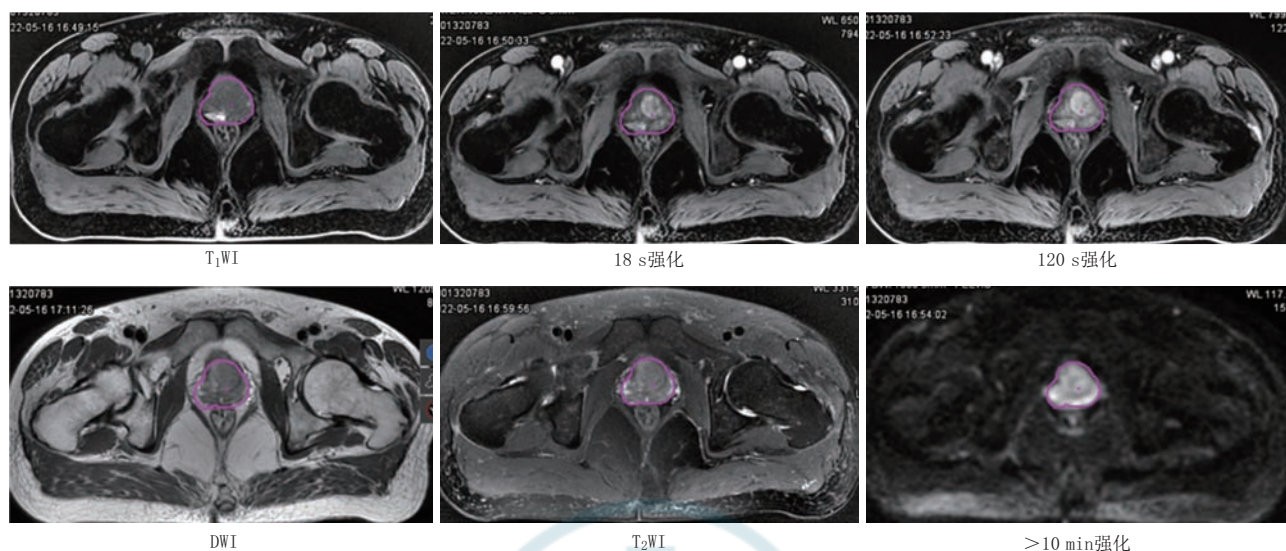
MRI 进行宫颈癌 GTV 的勾画一般需要采集横断面 T_1 WI 序列、横断面和矢状面不压脂及压脂的 T_2 WI 的序列、横断面和矢状面 T_1 WI 动态强化序列



注: 桃红色线为 GTV 范围; WI 为加权成像; DWI 为弥散加权成像

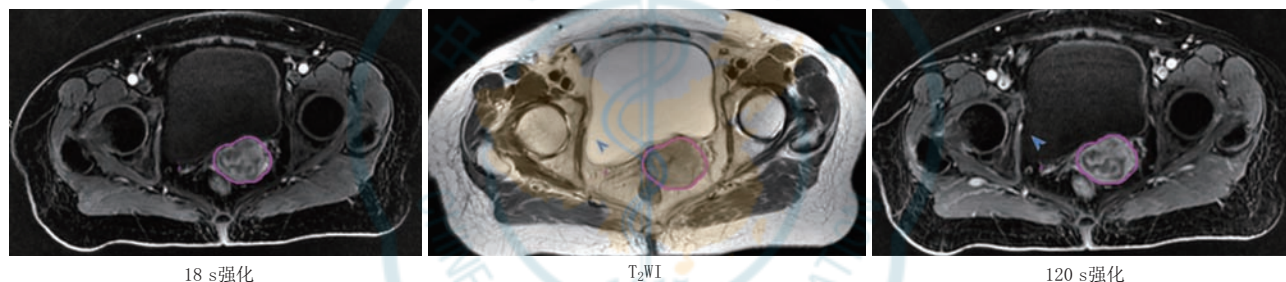
图 14 基于多序列磁共振影像的直肠癌大体肿瘤区 (GTV) 勾画示例





注:桃红色线为 GTV 范围;WI 为加权成像;DWI 为弥散加权成像

图 15 基于多序列磁共振影像的前列腺癌大体肿瘤区(GTV)勾画示例



注:桃红色线为 GTV 范围;WI 为加权成像

图 16 基于多序列磁共振影像的宫颈癌大体肿瘤区(GTV)勾画示例

图像。为了评估宫颈癌的生物活性差异以及周围侵犯情况,可以采用 DWI、DCE 成像的功能序列。

宫颈癌 GTV 勾画时,首先要从 CT 及 MRI 诊断图像上大体评估肿瘤的范围及可能侵及的区域,尤其是判断转移淋巴结的位置。然后参考 MRI 定位图像的 T_2WI 和 T_1WI 强化序列,在 CT 模拟定位图像上勾画 GTV_p 和 GTV_{nd} ,如图 16 所示。当病灶难以确定性质及边界时,可参考 DWI 和 DCE 成像的功能影像序列,以及妇科检查情况^[15]。

需要注意以下问题:选择合适的 MRI 扫描序列,尤其以 T_2WI 不压脂序列和 DWI 序列最为重要。当按照骨性结构进行模拟定位 CT 与 MRI 图像融合配准时,子宫、宫颈、膀胱及肠道位置均有可能存在一定的位置偏差,进而影响 GTV_p 、 GTV_{nd} 及 CTV 的位置和形状,建议采用软组织结构配准方法。勾画时需要以定位 CT 图像为基础进行靶区勾画及计划制订,参考 MRI 图像制订 GTV、CTV、ITV 范围。

在应用 MRI 图像进行宫颈癌放射治疗疗效评估时,一般会采用 T_1WI 、 T_2WI 、 T_1WI 强化和 DWI 序

列。放射治疗后,肿瘤大小发生改变,少数肿瘤大小无明显变化,大部分肿瘤呈现不同程度缩小,甚至消失。肿瘤信号的改变,以 T_2WI 及 DWI 和 ADC 表现最为明显。治疗有效时表现为 T_2 及 DWI 信号减低,ADC 值升高,DCE 成像强化方式发生改变,灌注曲线类型多呈流入型。治疗期间的 ADC 值及 DCE 成像参数有助于评估疗效及预测治疗效果。治疗反应可即刻发生(几周内)或延迟发生,与治疗相关的信号变化在常规 MRI 上可持续 6~9 个月。

放射治疗可引起盆腔区域多个器官及软组织的异常 MRI 表现。在组织放射性损伤的判断,一般会采用 T_1WI 、 T_2WI 、 T_1WI 强化和 DWI 序列。

卵巢和子宫:绝经前妇女变化明显,表现为卵巢缩小,卵泡减少,子宫内膜变薄,子宫萎缩(类似于绝经后卵巢及子宫表现)。

肠道:放射治疗可能会导致肠黏膜急性炎症,甚至细胞坏死。MRI 图像可见肠壁增厚、水肿及肠周间隙模糊, T_2WI 信号增高,DWI 弥散不受限,强化扫描呈均匀强化。



膀胱:表现为膀胱壁水肿、增厚, T_2WI 信号增高。伴有黏膜泡性水肿时 T_2WI 可表现为线样稍高信号。DWI弥散不受限,强化扫描均匀强化。

骨髓及软组织:骨髓为红骨髓黄化的表现(造血细胞坏死被黄色脂肪替代),放射治疗后2周即可检测到。MRI图像表现为放射治疗区域骨髓 T_1WI 、 T_2WI 信号增高,抑脂序列呈低信号。放射治疗后,盆腔及盆腔软组织水肿, T_2WI 线样高信号(抑脂序列显示最佳)。可采用非对称回波最小二乘估算法迭代水脂分离序列(iterative decomposition of water and fat with echo asymmetrical and least-squares estimation quantitation sequence, IDEAL-IQ) MRI功能影像来量化放射治疗前后的骨髓状态变化。

宫颈狭窄:继发于放射治疗后宫颈纤维化,宫颈基质 T_2WI 、DWI低信号,DCE强化流入型。

瘘管形成:膀胱阴道瘘表现为气尿、频繁尿路感染、阴道漏尿和局部疼痛。阴道直肠瘘表现为无意识的排气排便和间歇性的阴道流液。MRI图像可准确描述位置、范围、瘘管的复杂性,确定潜在的原因(放射治疗还是复发)。MRI还可直观显示盆腔纤维化和粘连。瘘管内容物为气体、液体或二者结合,两个邻近器官之间充满 T_2WI 高信号的液体通道(或夹杂有气体),矢状面显示最好。

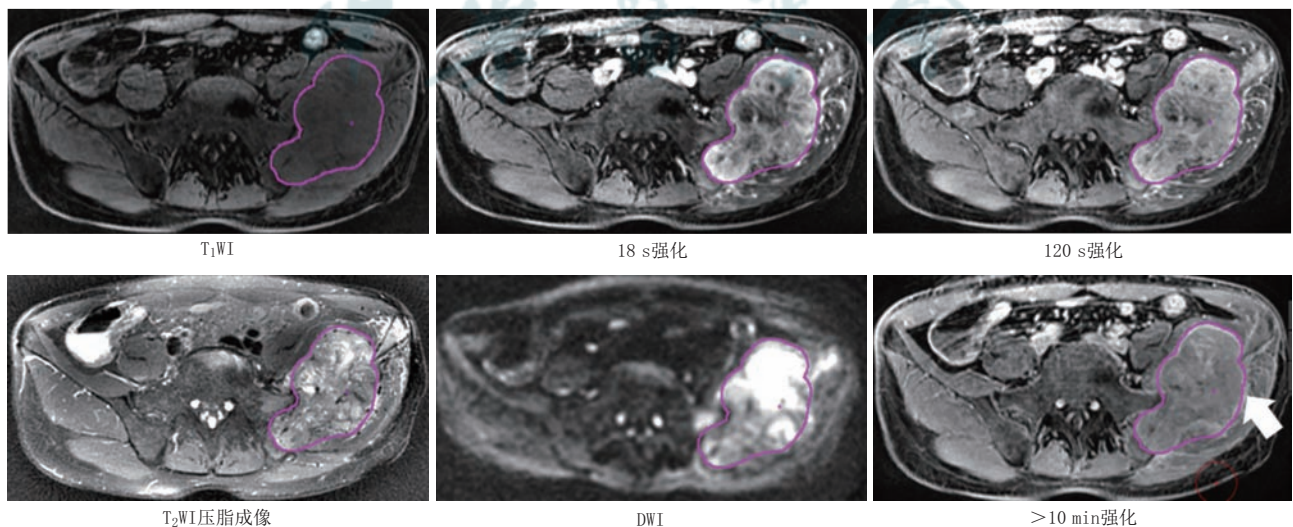
5.4 骨转移瘤

基于MRI进行骨转移瘤GTV的勾画一般需要采集 T_1WI 、 T_2WI 、多时相 T_1WI 强化序列、DWI等,MRI能够准确显示骨转移侵犯部位、范围及周围软

组织受累情况。为了评估骨转移瘤的生物活性差异以及周围侵犯情况,可以采用DWI、PWI影像^[2]。

将MRI图像与常规的CT图像融合进行骨转移放射治疗靶区勾画。首先,在CT的骨窗上判断骨转移瘤的大体位置,然后MRI与CT配准后,依据 T_2WI 压脂影像进行GTV的勾画,并通过多序列的 T_1WI 强化影像进行肿瘤范围验证及修改;对于有骨髓侵犯的患者,必须在 T_1WI 不压脂的图像或者3D容积水脂分离成像的脂相影像上,通过脂肪信号来判断肿瘤的侵犯范围。骨转移瘤可能存在周围的微侵犯现象,>10 min的超长期延长强化成像可以作为GTV范围的重要补充手段,在 T_2WI 压脂成像显示的肿瘤周边异常强化区域可能存在肿瘤浸润,应该包括在放射治疗范围内,如图17所示。

在骨转移瘤GTV的勾画中,需要注意靶区边界的模糊性、肿瘤与正常组织的分界、周围重要结构的保护、肿瘤体积的动态变化。由于骨转移瘤经常发生在脊柱、骨盆等复杂解剖区域,肿瘤和周围正常组织之间的边界常不清晰,可能会导致靶区勾画不够准确。肿瘤侵袭骨髓或软组织情况可能会被低估,进而导致治疗不足或者靶区外正常组织受到辐射损伤。在勾画靶区时,必须结合多种成像序列(如 T_1WI 、 T_2WI 、DWI、DCE成像),确保能够准确判断肿瘤与正常组织的分界,尤其是靠近脊髓和神经根等关键部位时,必须精准定位以减少放射治疗不良反应。对于肿瘤边界模糊的问题,可以采用CT与MRI图像融合的方法解决,CT能明确肿瘤的骨质破坏情况,MRI能清晰显示软组织侵犯范围,



注:桃红色线为基于18 s强化影像勾画的GTV范围;白色箭头为在>10 min的延迟强化图像,部分浸润区域未包括在GTV内;WI为加权成像;DWI为弥散加权成像

图17 基于多序列磁共振影像的骨转移瘤大体肿瘤区(GTV)勾画示例



从而优化靶区的勾画精度。

在应用 MRI 图像进行骨转移瘤放射治疗疗效评估时,一般会采用 DWI 及 DCE 成像序列。治疗有效时, DWI 序列的 ADC 值会升高,表明肿瘤细胞密度降低;水分子扩散加强,代表细胞死亡或坏死的过程。治疗后,如果肿瘤的 DCE 成像血流灌注下降,说明肿瘤活性减弱,提示治疗反应较好,反之需要调整放射治疗方案。

在组织放射性损伤的判断中, T_2 WI 能够很好地显示放射性损伤引起的水肿或组织炎症,尤其是在脊髓、骨髓等敏感部位,当出现 T_2 WI 高信号时,通常提示组织受损。此外, DWI 序列 ADC 值降低,提示组织的细胞密度增加或水分子受限扩散,可以在放射性损伤的早期阶段做出诊断,并采取干预措施以减少进一步的损害。

6 磁共振引导放射治疗中图像配准问题及处理对策

肿瘤放射治疗中应用的 MRI 影像缺少电子密度信息无法直接进行剂量计算,难以直接用于放射治疗计划设计,需要与 CT 图像配准后方可用于计划设计及评估。CT 与 MRI 融合配准时,主要以刚性配准为主,应用形变配准时需要十分谨慎,以免造成肿瘤位置、形态、体积的误判^[4,16]。

6.1 MRI 与 CT 影像刚性配准效果欠佳的原因

刚性配准,主要以基于轮廓配准为主。配准时,首先通过手动拖拽 MRI 影像与 CT 图像在空间上进行大体位置的对齐;然后选定整个身体整体轮廓作为感兴趣区进行整体配准;再选定肿瘤所在器官或者略大于肿瘤范围的区域进行局部配准;通过不同融合图像的查看方式判断配准的效果。在局部配准完成后,身体整体轮廓部分区域会出现配准有错位的现象,可以不用考虑,重点是肿瘤区域的配准,如图 18 所示^[4]。CT 与 MRI 融合配准的时候,会受到多种因素的影响,导致配准效果欠佳。

a) 成像方式基础差异:如 CT 及 MRI 影像对骨皮质厚度显示的差异。

b) 体位固定重复不好:如体位固定体架差异或者装置破损导致固定效能下降。

c) 患者摆位精度不高:如保乳术后乳腺癌放射治疗患者、肥胖患者的腹盆部肿瘤放射治疗时受皮下脂肪分布及形态的影响,患者摆位可重复性差。

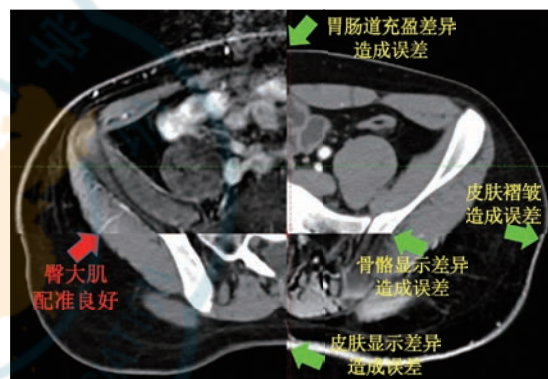
d) 呼吸运动影响较大:如不同呼吸引导模式完成的 CT 及 MRI 扫描(自由呼吸下的 CT 扫描和屏气或者呼吸导航下的 MRI 扫描)^[17]。

e) 器官充盈变化较大:如模拟定位 CT 于 MRI 扫描时胃肠道、膀胱等部位充盈一致性较差。

f) 图像层厚层间差异:当用层厚 4~5 mm、层间距 1~2 mm 的诊断 MRI 与层厚 3 mm、层间距 3 mm 的模拟定位 CT 图像融合配准时,容易出现错层或错边现象。

g) 危及器官发生形变:如肺组织因为呼吸运动,心脏受呼吸及心跳双重影响而导致形态及体积差异。

h) 肿瘤因治疗而退缩:如果 CT 模拟定位与磁共振模拟定位的时间间隔较长,中间有针对肿瘤或者正常组织变化的治疗时,需要充分考虑这方面的影响。



注:红色箭头表示配准效果较好;绿色箭头表示配准效果欠佳

图 18 盆腔肿瘤放射治疗 CT 与 MRI 刚性配准后局部区域效果欠佳的原因

6.2 MRI 与 CT 影像配准效果判断参照物的选择

在 CT 与 MRI 融合配准的判断中,需要充分考虑不同解剖结构及解剖部位组织在两种模态图像中的显像差异,选择合适的参照物。

6.2.1 头部肿瘤的 CT 与 MRI 融合配准

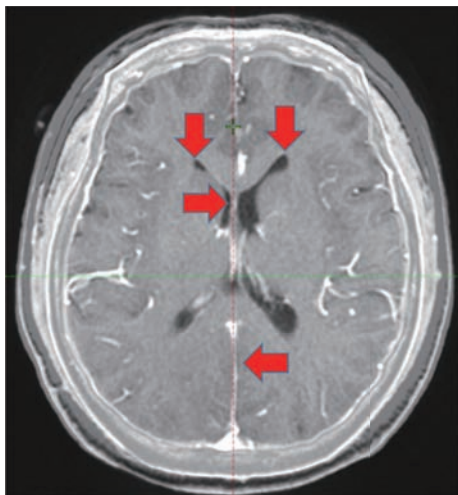
以大脑镰、透明隔、中脑导水管、脑室边界及顶角、脑干前缘、小脑前缘等在不同模态图像中变化不显著的组织或者结构为准,不建议用颅骨是否对齐作为配准效果的判断依据,如图 19 所示。

6.2.2 颈部肿瘤的 CT 与 MRI 融合配准

以肿瘤部位、肌肉或者空腔等作为配准的判断依据。因为颈椎生理曲度可重复性差,不同层面影响错位的程度差异有统计学意义;在进行颈部配准时,需要将感兴趣区域分为多段进行配准,以减少因为错位导致的靶区及正常组织的勾画偏差。

6.2.3 胸部肿瘤的 CT 与 MRI 融合配准

需要以位置相对固定的肿瘤靶区、大的气道或



注:红色箭头为配准效果判断的参照物

图19 头部CT与MRI刚性配准效果判断参照物的选择

者血管等为参照物。肺中下叶肿瘤、乳腺癌配准存在偏差时,必须考虑呼吸运动的影响;靠近心脏、大血管周围的肿瘤配准后存在偏差时,需要考虑心跳对组织的影响。在胸部配准时建议采用软组织为依据进行配准,不建议采用骨性结构作为标准。

6.2.4 腹部肿瘤的CT及MRI融合配准

需要针对不同的器官肿瘤进行个体化选择,尽量选择靠近肿瘤的大血管、生理管道或者软组织等作为判断依据。肝脏、胰腺、肾脏肿瘤要考虑呼吸运动的影响;自由呼吸下获取的模拟定位CT影像,需要判断是否有因为呼吸造成的重复扫描及漏扫描现象的发生。其次,需要充分考虑胃肠道充盈程度对GTV位置及形态的影响。

6.2.5 盆腔肿瘤的CT及MRI融合配准

建议在整体配准的同时,进行局部配准,不建议以骶椎及盆腔的骨性结构作为判断依据,建议以在CT及MRI成像差异较小的臀大肌等腹盆腔肌肉作为参考标准。

6.2.6 四肢肿瘤的CT及MRI融合配准

建议直接进行软组织的配准,但是需要注意扫描范围必须包含邻近的1个关节,以便进行上下边界的准确确定。

7 人工智能及影像组学技术在磁共振引导放射治疗中的应用

磁共振引导的放射治疗(magnetic resonance guided radiation therapy, MRgRT)可以在治疗前、治疗中和治疗后追踪肿瘤及危及器官的生物学变化,从而实现个性化治疗。在人工智能和MRI影像组学引导下,MRgRT技术发展飞速,可以提高肿瘤的

精确定位和肿瘤异质性的识别能力,优化个性化治疗方案。进而提高治疗的准确性,减少组织损伤,提高肿瘤控制率和改善患者预后^[18]。

7.1 MRI具有多序列、功能成像的特点,能够提供大量的有用信息,且具有无辐射的特性。MRI影像组学是基于MRI影像进行分析的技术,基于MRI影像特有的软组织高分辨度特性进行定量影像特征提取。其通过计算机技术,对医学影像中的大量生物信息进行深度挖掘,结合机器学习、统计学习和深度学习算法,在MRgRT中有十分重要的应用。以下介绍其主要应用的4个方面。

7.1.1 肿瘤靶区定义与剂量优化

MRI影像组学在软组织肿瘤(如前列腺癌、胰腺癌等)的治疗中具有应用优势,能够更精确地分割和定义GTV及亚靶区。其出色的软组织对比能力使得在肿瘤边界识别和高风险区域定位上更加精准,从而优化放射治疗剂量分布,提升治疗效果。

7.1.2 放射治疗敏感性预测

MRI影像组学能够通过提取影像中的定量特征来提供肿瘤的细节表征,尤其在肿瘤异质性分析方面。影像组学可以通过纹理分析等手段,预测肿瘤对放射治疗的敏感性,识别出对放射治疗更敏感或耐受的肿瘤区域帮助临床医生调整剂量或改变治疗策略。

7.1.3 个性化治疗计划的制订

MRI影像组学通过提取MRI图像复杂的量化特征,进而帮助放射治疗医生识别肿瘤异质性,并制订个性化的治疗计划,从而优化放射治疗剂量分布,提高肿瘤的控制率并减少对周围正常组织的损伤。

7.1.4 肿瘤反应评估与预后预测

MRI影像组学不仅可以用于治疗前的评估,还能通过治疗中的图像监测肿瘤的早期反应。通过放射治疗过程中影像组学特征的提取,可以帮助医生预测肿瘤的治疗效果,并对治疗方案做出适时调整。这种应用有助于更及时改变治疗策略,改善患者预后,提升整体治疗效果。

7.2 人工智能(artificial intelligence, AI)已在肿瘤放射治疗的数字诊断、定位成像数据、治疗计划、治疗传输记录、后续成像以及临床和分子数据等方面发挥着积极作用。尤其在MRgRT方面,AI不仅能提高MRgRT治疗的精度和效率,还在规避治疗风险、评估治疗效果等方面优势明显。

7.2.1 肿瘤识别与图像自动分割

AI 能够通过深度学习提高 MRI 图像的处理质量,并且识别肿瘤和正常组织进行自动化处理和分割 MRI 图像。自动化处理可显著减少人工分割的误差,提高效率。AI 可以在复杂的软组织环境中精确定位肿瘤,提高治疗计划的效率和准确性。

7.2.2 合成 CT 重建与剂量计算

通过深度学习技术, AI 可以将 MRI 图像高效转换伪 CT (synthetic CT, sCT) 精确捕捉软组织的密度变化,从而提供更准确的剂量计算数据。AI 模型通过学习大量的 MRI 和 CT 配对数据实现高质量的 sCT 生成,为基于 MRI 影像的直接计划设计奠定基础^[19]。

7.2.3 治疗计划自动设计与优化

AI 通过深度学习和机器学习算法从大量的历史患者数据、影像信息和剂量分布数据中提取经验,自动生成个性化的治疗方案。放射治疗计划自动设计及优化过程大幅减少了人工干预的时间和错误,能够确保每位患者治疗方案的一致性。

7.2.4 实时适应放射治疗

在 MRgRT 治疗过程中, AI 技术可用于实时分析 MRI 图像以追踪肿瘤位置的变化。通过深度学习技术针对运动的肿瘤(如肺部和腹部), AI 能够自动调整治疗路径或参数,确保肿瘤始终处于最佳的治疗范围内^[20]。

7.2.5 放射治疗不良反应预测与管理

AI 能对患者特征、治疗计划、MRI 图像进行综合分析,结合 AI 模型识别出易受放射治疗损伤的组织,帮助医生采取预防措施,降低患者放射治疗不良反应发生的风险。这种个性化风险评估功能对于改善患者的治疗体验,提高患者生活质量至关重要。

AI 与影像组学有望在 MRgRT 中实现多模态信息融合,将影像组学、基因组学、临床特征等多源数据整合,能够通过深度学习精准预测治疗效果、实时调整放射治疗方案。在 AI 及 MRI 影像组学指导肿瘤放射治疗中不可回避的问题就是影像及临床数据获取一致性的问题,一定要在数据获取前制订好标准及规范。

利益冲突 所有作者均声明不存在利益冲突

志谢 本指南项目申请单位山东第一医科大学附属肿瘤医院感谢放疗质控专家委员会委员在指南审定过程中提供的专家意见(名单在下方列出,排名不分先后);感谢第二届放疗质控专家委员会委员在指南立项、中期评审中反馈的专家意见;在本指南编写过程中,感谢廖仲星(美国 MD 安德森癌症中心)、Allen Li(美国威斯康辛医学院放射治疗中心)、邢磊(美国斯坦福大学放射治疗中心)、

殷芳芳(美国杜克大学)、Nancy Lee 教授(美国纪念斯隆卡特琳癌症中心)、罗京伟(中国医学科学院肿瘤医院)、李涛(四川省肿瘤医院·电子科技大学附属肿瘤医院)、于洪(辽宁省肿瘤医院)等国内外知名放射治疗专家的指导和帮助;感谢何海青编辑(《中华放射肿瘤学杂志》编辑部)对指南稿件编排规范给予的专业意见;感谢放疗质控专家委员会秘书处在指南征集、修订、印刷发布过程中出色的工作

指南主要起草人(排名不分先后) 于金明、邢力刚、岳金波、巩贵忠(山东第一医科大学附属肿瘤医院)、王维虎(北京大学肿瘤医院)、曲宝林(中国人民解放军总医院第一医学中心)、李晔雄(中国医学科学院肿瘤医院)、张福泉(北京协和医院)、陈明(中山大学肿瘤防治中心)、章真(复旦大学附属肿瘤医院)、戴建荣(中国医学科学院肿瘤医院)、王平(天津医科大学肿瘤医院)

指南审定人 丁生苟(江西省肿瘤医院)、门阔(中国医学科学院肿瘤医院)、马学真(青岛市中心医院/青岛市肿瘤防治研究院)、王伟(天津医科大学肿瘤医院)、王军(河北医科大学第四医院)、王晖(湖南省肿瘤医院)、王先良(四川省肿瘤医院)、王若雨(大连大学附属中山医院)、王若峥(新疆医科大学附属肿瘤医院)、王绿化(中国医学科学院肿瘤医院深圳医院/中国医学科学院肿瘤医院)、尹勇(山东第一医科大学附属肿瘤医院)、石梅(空军军医大学第一附属医院)、白彦灵(哈尔滨医科大学附属肿瘤医院)、邢晓汾(中国医学科学院肿瘤医院山西医院)、权恩卓(中国医学科学院肿瘤医院深圳医院)、毕楠(中国医学科学院肿瘤医院)、朱小东(广西医科大学附属武鸣医院/广西医科大学附属肿瘤医院)、乔俏(中国医科大学附属第一医院)、乔蓓(西藏自治区人民医院)、刘雅洁(北京大学深圳医院)、江浩(蚌埠医科大学第一附属医院)、李文辉(云南省肿瘤医院/北京大学肿瘤医院云南医院)、李国权(青海省人民医院)、杨勇(福建医科大学附属协和医院)、杨永净(吉林省肿瘤医院)、吴永忠(重庆大学附属肿瘤医院)、吴爱东(中国科学技术大学附属第一医院)、吴湘阳(陕西省肿瘤医院)、邱杰(北京协和医院)、何侠(江苏省肿瘤医院)、宋崧(香港医院管理局东区尤德夫人那打素医院)、张天怡(香港养和东区医疗中心)、张石川(四川省肿瘤医院)、陆寓非(中国医学科学院肿瘤医院河南医院/河南省肿瘤医院)、陈凡[青海大学附属(肿瘤)医院]、陈传本(福建省肿瘤医院)、陈佳艺(上海交通大学医学院附属瑞金医院)、陈晓钟(浙江省肿瘤医院)、林宇(内蒙古医科大学附属医院)、易俊林(中国医学科学院肿瘤医院)、金晶(中国医学科学院肿瘤医院深圳医院/中国医学科学院肿瘤医院)、周志国(河北医科大学第四医院)、官键(南方医科大学南方医院)、赵仁(宁夏医科大学肿瘤医院)、胡皓(澳门镜湖医院)、胡伟刚(复旦大学附属肿瘤医院)、胡德胜(湖北省肿瘤医院)、柏森(四川大学华西医院)、钟亚华(武汉大学中南医院)、钟秋子(北京医院)、姜新(吉林大学第一医院)、郎锦义(四川省肿瘤医院·电子科技大学附属肿瘤医院)、秦颂兵(苏州大学附属第一医院)、袁智勇(天津市肿瘤医院)、倪千喜(湖南省肿瘤医院)、倪昕晔(常州市第二人民医院)、黄晓延(中山大学肿瘤防治中心)、曹建忠(中国医学科学院肿瘤医院山西医院)、龚晓昌(江西省肿瘤医院)、鄂明艳(哈尔滨医科大学附属肿瘤医院)、康敏(广西医科大学第一附属医院)、阎英(北部战区总医院)、梁军(中国医学科学院肿瘤医院深圳医院/中国医学科学院肿瘤医院)、彭少华(海南省肿瘤医院)、葛红(中国医学科学院肿瘤医院河南医院/河南省肿瘤医院)、程玉峰(山东大学齐鲁医院)、谢聪颖(温州医科大学附属第一医院)、靳富(重庆大学附属肿瘤医院)、薛建新(四川大学华西医院)、魏世鸿(甘肃



省肿瘤医院)、魏启春(浙江大学医学院附属第二医院)

参 考 文 献

- [1] 国家癌症中心/国家肿瘤质控中心. MRI 模拟定位物理实践指南[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2023, 32(09): 749-790. DOI: 10.3760/cma.j.cn113030-20230602-00143. National Cancer Center / National Cancer Quality Control Center. Practice guidelines for magnetic resonance imaging simulation in radiotherapy[J]. Chin J Radiat Oncol, 2023, 32(09): 749-790. DOI: 10.3760/cma. j. cn113030-20230602-00143.
- [2] 于金明, 邢力刚, 尹勇. 磁共振引导肿瘤放射治疗学[M]. 北京: 科学出版社, 2023. Yu JM, Xing LG, Yin Y. Magnetic Resonance Imaging Guided Radiation Therapy [M]. Beijing: Science Press, 2023.
- [3] Ozya E, Onal C, Hackett S. MR Linac Radiotherapy: A New Personalized Treatment Approach[M]. New York: Elsevier, 2022.
- [4] Keall PJ, Glide-Hurst CK, Cao MS, et al. ICRU Report 97: MRI - guided radiation therapy using MRI - linear accelerators[J]. J ICRU, 2022, 22(1): 1-100. DOI: 10.1177/14736691221141950.
- [5] Liney G, van der Heide U. MRI for Radiotherapy: Planning, Delivery, and Response Assessment[M]. Cham: Springer, 2019.
- [6] Low D, Zips D. Magnetic resonance imaging guided radiation therapy: overview[J]. Semin Radiat Oncol, 2024, 34(1): 1-3. DOI: 10.1016/j.semradonc.2023.10.005.
- [7] van Houdt PJ, Li SL, Yang YL, et al. Quantitative MRI on MR-linacs: towards biological image-guided adaptive radiotherapy[J]. Semin Radiat Oncol, 2024, 34(1): 107-119. DOI: 10.1016/j.semradonc.2023.10.010.
- [8] Wu TC, Smith LM, Woolf D, et al. Exploring the advantages and challenges of MR-guided radiotherapy in non-small-cell lung cancer: who are the optimal candidates? [J]. Semin Radiat Oncol, 2024, 34(1): 56-63. DOI: 10.1016/j.semradonc.2023.10.007.
- [9] Prime S, Schiff JP, Hosni A, et al. The use of MR-guided radiation therapy for liver cancer[J]. Semin Radiat Oncol, 2024, 34(1): 36-44. DOI: 10.1016/j. semradonc. 2023. 10.006.
- [10] Meng K, Gong G, Liu R, et al. Determining the gross tumor volume for hepatocellular carcinoma radiotherapy based on multi-phase contrast-enhanced magnetic resonance imaging[J]. Clin Transl Radiat Oncol, 2025, 50: 100877. DOI: 10.1016/j.ctro.2024.100877.
- [11] Daamen LA, Parikh PJ, Hall WA. The use of MR-guided radiation therapy for pancreatic cancer[J]. Semin Radiat Oncol, 2024, 34(1): 23-35. DOI: 10.1016/j. semradonc. 2023.10.002.
- [12] Chiloire G, Gani C, Boldrini L. Rectal cancer MRI guided radiotherapy: a practical review for the physician[J]. Semin Radiat Oncol, 2024, 34(1): 64-68. DOI: 10.1016/j. semradonc.2023.10.004.
- [13] Westley RL, Valle LF, Tree AC, et al. MRI-guided radiotherapy for prostate cancer: seeing is believing[J]. Semin Radiat Oncol, 2024, 34(1): 45-55. DOI: 10.1016/j. semradonc.2023.10.001.
- [14] Dassen MG, Neijndorff B, Betgen A, et al. Simulation of focal boosting in online adaptive MRI-guided SBRT for patients with locally advanced prostate cancer with seminal vesicle involvement[J]. Pract Radiat Oncol, 2025, 15(2): 196-204. DOI: 10.1016/j. prro. 2024. 10.009.
- [15] Ding SL, Piao Z, Chen MN, et al. MRI guided online adaptive radiotherapy and the dosimetric impact of inter- and intrafractional motion in patients with cervical cancer [J]. Clin Transl Radiat Oncol, 2025, 50: 100881. DOI: 10.1016/j.ctro.2024.100881.
- [16] Low DA, Fallone BG, Raaymakers BW. MRI-guided radiation therapy systems[J]. Semin Radiat Oncol, 2024, 34(1): 14-22. DOI: 10.1016/j.semradonc.2023.10.009.
- [17] Fast MF, Cao MS, Parikh P, et al. Intrafraction motion management with MR-guided radiation therapy[J]. Semin Radiat Oncol, 2024, 34(1): 92-106. DOI: 10.1016/j. semradonc.2023.10.008.
- [18] Guckenberger M, Andratschke N, Chung C, et al. The future of MR-guided radiation therapy[J]. Semin Radiat Oncol, 2024, 34(1): 135-144. DOI: 10.1016/j. semradonc. 2023.10.015.
- [19] Bahloul MA, Jabeen S, Benoumhani S, et al. Advancements in synthetic CT generation from MRI: a review of techniques, and trends in radiation therapy planning[J]. J Appl Clin Med Phys, 2024, 25(11): e14499. DOI: 10.1002/acm2.14499.
- [20] Benitez CM, Chuong MD, Künzel LA, et al. MRI-guided adaptive radiation therapy[J]. Semin Radiat Oncol, 2024, 34(1): 84-91. DOI: 10.1016/j.semradonc.2023.10.013.

