・胸部影像学・ 肺癌 B1 场校正 T₁-mapping 影像组学特征的可重复性研究

江建芹,刘佳,崔磊,肖勇,符益纲,徐高峰,胡春洪

【摘要】 目的:探讨基于 B1 场校正 T₁-mapping 测量肺癌影像组学特征的一致性及可重复性。 **方法:**回顾性搜集 2020 年 6 月-2022 年 3 月在本院经病理确诊的 70 例肺癌患者的术前胸部 T₁-mapping 和 T₁ 加权容积内插屏气检查(T₁-VIBE)图像。其中,有 41 例进行了 T₁-mapping 重复扫描(间隔 30 min)。由2位测量者独立采用半自动勾画方法分别在T₁-mapping和T₁-VIBE 图像上逐层沿着病 灶边缘勾画 ROI,融合生成全病灶的容积 ROI(VOI),然后提取原始图像及不同变换预处理图像上病灶 VOI的影像组学特征。采用组内相关系数(ICC)评价组学特征在观察者内、观察者间的一致性及重复 扫描时的可重复性,以ICC≥0.80为一致性或可重复性好(满足临床要求)。结果:自 T₁-mapping 和 T₁-VIBE 图像分别可提取 1906 个组学特征(包括一阶特征 396 个、形态特征 14 个及纹理特征 1496 个)。基于 T₁-mapping 提取的组学特征在观察者内及观察者间的 ICC 的中位数(Q1,Q3)分别为 0.94 (0.87,0.98)和 0.91(0.83,0.96),基于 T1-VIBE 提取的组学特征在观察者内及观察者间的 ICC 的中 位数(Q1,Q3)均为 0.98(0.95,0.99);2 个序列分别有 1450(72.72%)和 1768(91.76%)个组学特征同 时满足观察者内和观察者间的一致性要求。T1-mapping 重复扫描提取的组学特征的 ICC 的中位数 (Q1,Q3)为 0.83(0.69,0.93),有 1002(52.57%)个组学特征同时满足重复扫描时的可重复性;其中,形 状特征的可重复性表现最佳(ICC≥0.80者达100%),而一阶特征、灰度共生矩阵(GLCM)及灰度级区 域矩阵(GLSZM)特征的可重复性相对较差(ICC≥0.80 者仅占 49.75%~53.98%)。基于不同变换预 处理图像提取的组学特征中, Gradient 变换明显提高了原始特征的可重复性 (ICC \geq 0.80 者达 86.05%),而采用 Exponential、LBP2D、LBP3D、Logarithm 和 Square 变换方法获得的特征降低了原始 特征的可重复性(ICC≥0.80 这仅占 36.05%~50.00%)。结论:T₁-mapping 的影像组学特征表现出中 等可重复性,在临床应用之前需要首先对其进行可重复性评估。

【关键词】 肺癌; 影像组学; T₁-mapping; 容积内插屏气检查; 可重复性

【中图分类号】R445.2;R734.2 【文献标识码】A 【文章编号】1000-0313(2024)08-1026-06

DOI:10.13609/j.cnki.1000-0313.2024.08.007 开放科学(资源服务)标识码(OSID):



[Abstract] Objective: The aim of this study was to investigate the repeatability and reproducibility of B1-corrected T_1 -mapping-based radiomics features of lung cancer. **Methods:** Chest images of T_1 mapping and T_1 -volume interpolated breath-hold examination (VIBE) of 70 patients with pathologically confirmed lung cancer in our hospital from June 2020 to March 2022 were collected and analyzed retrospectively. Among them, 41 patients underwent repeated T_1 -mapping scans with an interval of 30min. Radiomics features were extracted from T_1 -mapping and T_1 -VIBE using the semiautomatic segmentation method to delineate the volume of interest by two independent observers based on the original and pre-processing different transformation images. Interclass correlation coefficients (ICC) was used to evaluate the repeatability of radiomics features within and between observers, as well as the re-

通讯作者:胡春洪, E-mail: sdhuchunhong@sina. com

作者单位:224000 江苏盐城,徐州医科大学盐城临床学院(盐城市第一人民医院)影像科(江建芹、肖勇、符益纲、徐高峰); 226000 江苏南通,南通市第一人民医院影像科(刘佳、崔磊);215002 江苏苏州,苏州大学附属第一医院影像科(胡春洪) 作者简介:江建芹(1990-),女,江苏盐城人,博士,主治医师,主要从事胸部影像诊断工作。

基金项目:2022 盐城市重点研发计划社会发展指导性项目(YCBE202211);徐州医科大学附属医院科技发展基金项目(XYFY202304)

producibility of repeated scans, and good repeatability and reproducibility was defined as ICC \geq 0.80 (meeting clinical requirements). **Results**: 1906 features were extracted from T_1 -mapping and T_1 -VIBE, including 396 first-order features, 14 morphological features, and 1496 texture features. The intra- and interobserver ICCs of T_1 -mapping-based radiomics features were 0.94 (0.87, 0.98) and 0.91 (0.83, 0.96); the intra- and inter-observer ICCs of T₁-VIBE-based radiomics features were 0.98 (0.95, 0.99); with 1450 (72.72%) and 1768 (91.76%) radiomics features meeting both intra- and inter-observer agreement, respectively. The ICC of repeated T_1 -mapping scans was 0.83 (0.69, 0.93), with 1002 (52. 57%) T_1 -mapping-based radiomics features meeting test-retest reproducibility at the same time. Among them, the shape features displayed the best reproducibility in repeated scanning (the ratio of ICC≥0.80 was 100%), while the first-order features, GLCM, and GLSZM texture features exhibited relatively poor reproducibility (the ratios of ICCs with values ≥ 0.80 were 49.75% $\sim 53.98\%$). Among the features based on different transformations, the reproducibility of the original features was significantly improved in Gradient transformation (the ratio of ICC with values ≥ 0.80 was 86.05%), while the reproducibility of the original features were reduced in exponential, LBP2D, LBP3D, Logarithm, and Square transformations (the ratios of ICC with values ≥ 0.80 were 36.05% \sim 50.00%). **Conclusion**: The radiomics features of T_1 -mapping showed moderate reproducibility, and agreement evaluation is necessary before clinical application.

(Key words) Lung cancer; Radiomics; T₁-mapping; Volume interpolated breath-hold examination; Reproducibility

肺癌是目前临床上最常见的恶性肿瘤之一^[1]。 MRI 在肺癌的诊断、病理分型及疗效评估等方面具有 较高的临床应用价值^[2-3]。T₁ 加权容积内插屏气检查 (T₁-weighted volumetric interpolated breath-hold examination, T₁-VIBE)是肺部 MR 扫描的常规序列 之一。但是, T₁-VIBE 序列不能直接测量组织的纵向 弛豫时间(T₁)。而 T₁-mapping 可以定量测量组织的 纵向弛豫时间^[4];且研究发现 T₁-mapping 的定量参数 T₁ 值在区分肺部病灶的良恶性及肺癌的病理学类型 中具有一定的临床价值,提示 T₁-mapping 是潜在地 可以反映肿瘤内在特征的影像学标志物^[5-6]。

影像组学于 2102 年由 Lambin 等^[7]提出, Yan 等^[8]研究发现基于 T₁-mapping 构建的影像组学模型 可有效区分良恶性肺部病灶。但是,常规方法提取的 影像组学特征具有高度冗余性,且肺部 MR 扫描易受 呼吸、心跳等运动伪影及磁敏感伪影的影响,因此,有 必要对影像组学特征的可重复性进行评估。目前已经 有较多的研究结果显示基于 T₁WI 及 T₂WI 提取的肺 部病灶的纹理特征中大部分具有较好的一致性及可重 复性^[9-12]。但是,在 Yan 等^[8]的研究中,基于 T₁-mapping 提取的组学特征一致性较差; Peerlings 等^[13] 及 刘等^[9]的研究中,基于 ADC 图像提取的组学特征表 现出相对较差的重复扫描可重复性。但是,据我们所 知,目前还未有研究探讨基于 T₁-mapping 提取的肺 癌的影像组学的可重复性,尽管我们先前的研究中发 现手动勾画 ROI 测量肺癌的初始 T₁ 值获得了良好的 观察者内、观察者间一致性及重复扫描的可重复 性^[14]。

因此,本研究通过探讨基于 T₁-mapping 肺癌影 像组学特征的在观察者内、观察者间的一致性及重复 扫描的可重复性,并与常规 T₁-VIBE 序列进行比较, 旨在为基于 T₁-mapping 及 T₁-VIBE 序列的影像组学 研究提供理论依据。

材料与方法

1. 病例资料

本研究为回顾性研究,得到了本院伦理审查委员 会的批准(2020-k-063),无需患者知情同意。

纳入标准:①病灶最大径大于 1.0 cm 且病灶实性 成分体积大于病灶体积的 1/2;②MRI 检查前未曾接 受抗肿瘤治疗及病灶穿刺、支气管镜等侵入性检查;③ 无 MR 检查禁忌证,且能配合完成 MR 扫墓;④MR 检 查后 1 个月内经病理确诊为肺癌。排除标准:①缺乏 T₁-mapping 或 T₁-VIBE 图像(n=18);②因患者屏气 差而导致 MR 图像模糊或伪影较重(n=6)。

最终,自 2020 年 6 月 - 2022 年 3 月共纳入符合 要求的 70 例连续患者。其中,男 47 例,女 23 例;年龄 32~78 岁,平均(65.23±9.03)岁。病灶最大径为 (4.17±2.50) cm。病理类型包括腺癌(n=36)、鳞癌 (n=18)、小细胞肺癌(n=14)、腺样囊性癌(n=1)及 非典型类癌(n=1)。

2. MRI 检查方法

使用 Siemens Magnetom Skyra 3.0T 磁共振扫描 仪行肺部 MR 扫描。患者仰卧,头先进,腹部绑腹带, 应用呼吸门控监测呼吸运动。T₁-VIBE 序列为横轴 面屏气扫描,扫描参数:TR 4.22 ms, TE 1.90 ms, 视 野 380 mm×380 mm,矩阵 384×384,层厚 3 mm,层数 64,扫描时间 21 s。T₁-mapping 采用 3D 多翻转角 (variable flip angle, VFA)成像,扫描参数:翻转角为 3°和 15°, TR 5.01 ms, TE 2.30 ms, 视野 380 mm× 305 mm,矩阵 135×224,层厚 4 mm,层数 64,扫描时 间 20 s。为了减少 B1 场强的不均匀性,提高 T₁ 值测 量的准确性,在 T_1 -mapping 扫描前额外增加 T_1 -快速 小角度激发梯度回波(turbo-fast low angle shot, Turbo FLASH)序列进行 B1 场校正,扫描时间约 10 s^[15]。 使用 MapIt 软件(Siemens Healthineers)在 MR 扫描 仪上自动生成 T₁-mapping 伪彩图。41 例患者稍后进 行了第2次T₁-mapping 扫描,间隔时间为30 min。

3. 病灶分割

病灶分割在深睿医疗多模态科研平台(https:// keyan. deepwise. com, V1. 6. 2)上进行。由 2 位测量 者 A、B(分别有 8 和 4 年 MRI 阅片经验, 且均对病理 结果未知)独立采用半自动勾画方式分别在 T₁-mapping 和 T₁-VIBE 图像上沿病灶边缘逐层勾画 ROI(图 1),融合生成病灶全域容积 ROI(volume of interest, VOI)。为了评估观察者内可重复性, 测量者 A 在 2 周后采用同样的方法进行第二次 ROI 的勾画和 VOI 的生成。

4. 特征提取

图像预处理及特征提取均使用深睿科研平台内置

的 Pyradiomics 软件(版本 3.6.11)。特征提 取前,采用 Python 软件包内的 B 样条插值采 样技术对图像进行空间分辨率归一化预处 理。随后,基于不同的滤波方法分别进行数 据变换预处理,包括小波转化(wavelet)、高斯 拉普拉斯(Laplacian of Gaussian, LoG)、平方 (Square)、平方根(SquareRoot)、对数(Logarithm)、指数(Exponential)、梯度(Gradient)、局部二值模式(local binary patterns, LBP)2D 和 LBP3D 共 9 种方法;基于上述 9 种滤波预处理及无预处理方法,自 T₁-mapping 和 T_1 -VIBE 图像中各提取了病灶的 1906个影像组学特征,包括一阶特征 396个、 形态特征 14个及纹理特征 1496个,其中纹理 特征包含灰度共生矩阵(gray level co-occurrence matrix,GLCM)特征(n=484)、灰度级 区域矩阵(gray level size zone matrix, GLSZM)特征(n=352)、灰度游程矩阵(grey level run length matrix,GLRLM)特征(n=352)及灰 度相依矩阵(gray level dependence matrix,GLDM)特 征(n=308)。

5. 统计学分析

正态分布的计量资料采用均数±标准差表示,非 正态分布的计量资料采用中位数(P25,P75)表示。使 用 R3.4.1(https://www.r-project.org/)"psych"软 件包,采用组内相关系数(intraclass correlation coefficient,ICC)进行观察者内、观察者间的一致性及重复 扫描的可重复性检验,ICC \geq 0.80认为一致性或可重 复性好^[16]。

结 果

1. 观察者内及观察者间的一致性

基于 T₁-VIBE 和 T₁-mapping 提取的影组学特征 在观察者内和观察者间的一致性分析结果见图 2、 $3a \sim b$ 。基于 T₁-VIBE 序列的影像组学特征在观察者 内及观察者间的 ICC 均为 0. 98(0. 95, 0. 99),其中 ICC \geq 0. 80 的特征分别有 1803 和 1794 个,占所有特 征的 94. 60%和 94. 12%;基于 T₁-mapping 的影像组 学特征在观察者内及观察者间的 ICC 分别为 0. 94 (0. 87, 0. 98)和 0. 91(0. 83, 0. 96),其中 ICC \geq 0. 80 的 特征分别有 1596 和 1506 个,占所有特征的 83. 74% 和 79. 01%(表 1)。因此,T₁-VIBE 和 T₁-mapping 各 有 1768 和 1450 个影像组学特征同时满足观察者内和 观察者间的一致性,分别占所有提取特征的 91. 76% 和 72. 72%。

2. T₁-mapping 组学特征重复扫描的可重复性



图 1 男性患者,59岁,经手术病理证实为右肺上叶肺鳞癌。 病灶半自动分割示意图。在经分辨率归一化预处理后的 T₁mapping 图像上逐层勾画 ROI,软件自动生成并做到全域 VOI。a)第一次扫描;b)间隔 30 min 进行第二次扫描。

基于 T₁-mapping 的影像组学特征短期重复扫描 的 ICC 为 0.83(0.69,0.93),其中 ICC \geq 0.80 的特征 有 1084 个,占特征总数的 56.87%;ICC \geq 0.85 的特 征有 884 个,占特征总数的 55.04%;ICC \geq 0.90 的特 征有 643 个,占特征总数的 33.74%(图 3c)。其中,形 状特征表现出最佳的重复扫描可重复性(ICC \geq 0.80 的特 征 数 占 比 为 100%),而一阶 特 征、GLCM 及 GLSZM 纹理特征表现出相对较差的可重复性(ICC \geq 0.80 的特征占比为 49.75%~53.98%)。

3. 基于不同滤波变换的组学特征的可重复性

基于不同滤波变换的组学特征在重复扫描时的可 重复性分析结果见表 2。Gradient 变换明显提高了原 始(Original)特征的可重复性(ICC \geq 0.80的特征占比 达 86.05%),而 Exponential、LBP2D、LBP3D、Logarithm和 Square 变换的特征降低了原始特征的可重 复性(ICC \geq 0.80的特征占比仅为 36.05% ~ 50.00%)。

最终,共1002个(52.57%)T₁-mapping影像组学 特征同时满足观察者内、观察者间的一致性及重复扫 描的可重复性,包含188个一阶特征、12个形状特征、 242个GLCM、195个GLDM、227个GLRLM及138 个GLSZM纹理特征。

讨论

B1 场校正 T₁-mapping 技术可以降低 B1 场强的 不均匀性,使得 T₁ 值的测量结果更准确, 目扫描范围 大、时间短^[17]。本研究结果显示,大部分 T₁-VIBE 和 T₁-mapping 影像组学特征在观察者内及观察者间是 稳定的,与 Kim 等^[10]的研究结果类似,该研究者亦发 现基于 GRE-T₁WI 提取的肺部病灶的纹理特征在观 察者内及观察者间的一致性好。另外,在 Crombé 等^[12]的研究中,有 68.9%的 T₂-mapping 影像组学特 征满足观察者内及观察者间的一致性(ICC>0.90)。 但在 Yan 等^[8]的研究中, 仅有 19.5% (21/107)的 T₁mapping 影像学特征满足观察者内一致性(ICC> 0.60),与本研究结果的差异较大,笔者认为可能的原 因是在该项研究中采用的是手动及 2D 分割方法,而 本研究中采用的是半自动、3D分割方法,在测量时采 用半自动、3D分割方法较手动、单层分割的方法可重 复性更高[18];且该研究纳入了肺炎症性疾病,此类病 变中不少病灶边缘较模糊,进一步增加了 ROI 手动勾 画的难度。

表1 基于 T₁-mapping 和 T₁-VIBE 提取的组学特征中一致性好的特征数量

成像序列		观察者内		观察者间			
	特征数ª	特征数b	特征数。	特征数。	特征数b	特征数。	
T ₁ -mapping	1596(83.74%)	1491(78.23%)	1311(68.78%)	1506(79.01%)	1341(70.36%)	1050(55.09%)	
T ₁ -VIBE	1803(94.60%)	1748(91.71%)	1660(87.09%)	1794(94.12%)	1749(91.76%)	1658(86.99%)	



注:特征数°指ICC≥0.80的特征数量;特征数^b为ICC≥0.85的特征数量;特征数°为ICC≥0.90的特征数量。括号内为构成比。

特征的 94.12%。 图 3 T₁-mapping 影像组学特征的 ICC 值分布散点图。a)观察者内 ICC≥0.80 的特征 有 1596 个,占所有特征的 83.74%;b)观察者间 ICC≥0.80 的特征有 1506,占所有特征的 79.01%;c)重复扫 描时 ICC≥0.80 的特征有 1084 个,占所有特征的 56.87%。

表 2 T₁-mapping 影像组学特征在不同滤波条件下重复扫描时 ICC≥0.80 特征的比例

特征类型	All features (n=1906)	First order (n=396)	Shape (n=14)	GLCM (n=484)	$\begin{array}{c} \text{GLDM} \\ (n=308) \end{array}$	GLRLM (n=352)	GLSZM (n=352)
All features ($n=1906$)	56.87%	49.75%	100.00%	50.21%	67.53%	65.91%	53.98%
Original (n=100)	61.00%	38.89%	100.00%	40.91%	78.57%	68.75%	56.25%
Exponential (n=86)	37.21%	22.22%	_	31.82%	64.29%	56.25%	18.75%
Gradient (n=86)	86.05%	83.33%	_	90.91%	85.71%	100.00%	68.75%
LBP2D $(n=86)$	38.37 %	44.44%	_	0.00%	42.86%	81.25%	37.50%
LBP3D $(n=258)$	49.61%	35.19%	_	27.27%	69.05%	83.33%	45.83%
LoG (n=344)	60.17%	68.06%	_	56.82%	66.07%	53.13%	57.81%
Logarithm (n=86)	36.05%	16.67%	_	27.27%	57.14%	31.25%	56.25%
Square (n=86)	50.00%	44.44%	_	50.00%	57.14%	50.00%	50.00%
SquareRoot (n=86)	65.17%	38.89%	_	54.55%	78.57%	81.25%	81.25%
Wavelet (n=688)	60.90%	53.47%	_	62.50%	68.75%	64.84%	56.25%

本研究也评估了在重复扫描时 T₁-mapping 组学 特征的一致性,结果显示有 56.87%的特征满足 ICC >0.80及 33.74%的特征满足 ICC>0.90,稍差于既 往对肺癌的研究中报道的基于 T₁-VIBE、平衡式真实 稳态进动快速成像序列、CT 及 PET-CT 提取的组学 特征在重复扫描时的一致性^[11,19]。但是,在 Peerlings 等^[13]及刘佳等^[9]的研究中,基于 ADC 图提取的组学 特征中分别只有 25.00%(330/1322)及 19.43%(220/ 1132)的特征有较高的重复扫描一致性。笔者认为可 能是由于 T₁-mapping 和 ADC 图是由 MR 扫描仪对 原始扫描数据进行特定的计算后生成,图像的分辨率 相对较低;其次,患者重新定位期间射频线圈的敏感度 及线圈放置的差异、病灶内分子运动的变化及患者呼 吸状态的改变等均可能是导致图像信号强度发生变 化,从而影响 T₁ 值和 ADC 值的测量结果^[13]。

形状特征高度依赖于对肿瘤边界的分割,而一阶 特征反映的是病灶的灰度直方图信息^[7,19]。本研究中 所有的形状特征均表现出极佳的测量可重复性,表明 这些特征可成为纵向随访中反映肿瘤体积的影像学标 记物,与既往的研究结果基本一致^[20-22]。纹理特征描 述的是体素在三维方向上的分布,本研究中总体而言 纹理特征的可重复性为中等。文献报道 CT 纹理特征 对噪声、密度及空间分辨率、扫描设备、扫描层厚及重 建算 法的变化较敏感^[20-22]。本研究中,GLCM 和 GLSZM 纹理特征显示出相对较差的测量可重复性, 说明该类纹理特征更容易受到 ROI 勾画和图像信号 细微变化的影响,在实际临床应用时需引起注意。

此外,也有研究者发现使用滤波转化可影响特征的稳定性^[23],本研究结果与之类似,其中,Exponential、LBP2D、LBP3D、Logarithm及 Square 这几种滤 波转化方法降低了原始特征的可重复性,而 Gradient 滤波转化明显提高了原始特征的可重复性,提示临床 应用中需要注意对滤波转化特征的可重复性进行评 估。小波转化是目前的研究中应用最多的方法。根据 文献报道,在肺癌的 CT 及 MRI 图像中,大部分小波 转化的特征是稳定的,ADC 图在小波转化后也获得了 相当好的可重复性^[11]。本研究结果与上述文献报道 较为一致,表明了滤波转化特征在临床应用的可行性。

本研究中采用的是 B1 场校正多翻转角序列进行 T₁-mapping 扫描,尽管既往有研究证实 B1 场校正提 高了 T₁ 值的测量准确性^[17],但是也有研究者认为基 于自由呼吸 Look-locker 序列 T₁-mapping 测量的 T₁ 值的变异度更小、稳定性更高^[24];而蒋辉等^[25]研究发 现两种序列对正常乳房腺体和胸壁肌肉的测量可重复 性相当,但是 Look-locker 成像方式时间较长。目前 也未有研究对比这两种序列在肺部 T₁-mapping 扫描 时提取特征的稳定性。其次,在检查前对患者进行呼 吸训练,检查过程中用呼吸门控实时监测患者呼吸,可 减少呼吸伪影,提高测量的可重复性;同时在测量时采 用半自动、3D 分割方法^[18]。

本研究存在的不足之处:一、为单中心研究,样本 量相对较小;二、本研究为回顾性研究,总样本中男性 患者稍多于女性,可能存在一定的选择偏倚;三、本研 究中仅与 T_1 -VIBE 序列进行了比较,未与 T_2 WI、 ADC 图像提取的组学特征进行比较;四、本研究中仅 评估了 T_1 -mapping 影像组学特征的稳定性,未评估 其临床应用价值,今后的研究中将会进一步探讨。

总之,本研究结果显示基于 T₁-mapping 图像提 取的影像组学特征中 52.57%的特征在观察者内、观 察者间及重复扫描时均具有较高的可重复性,但相对 于 T₁-VIBE,可重复性较差。因此,在临床应用中对 基于 T₁-mapping 提取的影像组学需要首先评估其测 量可重复性。

参考文献:

- Siegel RL, Miller KD, Fuchs HE, et al. Cancer Statistics, 2021[J].CA Cancer J Clin, 2021, 71(1): 7-33.
- [2] Hatabu H, Ohno Y, Gefter WB, et al. Expanding applications of pulmonary MRI in the clinical evaluation of lung disorders: Fleischner society position paper [J]. Radiology, 2020, 297 (2): 286-301.
- [3] 洪琴,江建芹,崔磊,等. 单、双指数模型 DWI 在良恶性肺结节鉴

别诊断中的应用[J]. 放射学实践, 2018, 33(12): 1256-1260.

- [4] Cheng HL, Stikov N, Chugre NR, et al. Practical medical applications of quantitative MR relaxometry[J]. J Magn Reson Imaging, 2012,36(4):805-824.
- Yang S, Shan F, Yan Q, et al. A pilot study of native T₁-mapping for focal pulmonary lesions in 3. 0T magnetic resonance imaging: size estimation and differential diagnosis[J]. J Thorac Dis, 2020, 12(5):2517-2528.
- [6] Li G, Huang R, Zhu M, et al. Native T₁-mapping and diffusionweighted imaging (DWI) can be used to identify lung cancer pathological types and their correlation with Ki-67 expression[J]. J Thorac Dis,2022,14(2):443-454.
- [7] Lambin P,Rios-Belazquez E,Leijenaar R,et al. Radiomics:extracting more information from medical images using advanced feature analysis[J]. Eur J Cancer,2012,48(4):441-446.
- [8] Yan Q, Yi Y, Shen J, et al. Preliminary study of 3T-MRI native T₁-mapping radiomics in differential diagnosis of non-calcified solid pulmonary nodules/masses[J/OL]. Cancer Cell Int, 2021, 21 (1):e539 [2021 October 18]. DOI:10.1186/s12935-021-02195-1.
- [9] 刘佳,江建芹,刘浩,等. 胸部 MR 图像肺结节/肿块影像组学特征 可重复性评估[J]. 临床放射学杂志,2021,40(11):2118-2123.
- [10] Kim D, Elgeti T, Penzkofer T, et al. Enhancing the differentiation of pulmonary lymphoma and fungal pneumonia in hematological patients using texture analysis in 3T MRI[J]. Eur Radiol, 2021, 31(2):695-705.
- [11] Mahon RN, Hugo GD, Weiss E. Repeatability of texture features derived from magnetic resonance and computed tomography imaging and use in predictive models for non-small cell lung cancer outcome[J/OL]. Phys Med Biol, 2019, 64 (14): e145007 [2019 July 11]. DOI:10. 1088/1361-6560/ab18d3.
- [12] Crombe A, Buy X, Han F, et al. Assessment of repeatability, reproducibility, and performances of T₂-mapping-based radiomics features: a comparative study[J]. J Magn Reson Imaging, 2021, 54(2):537-548.
- Peerlings J, Woodruff HC, Winfield JM, et al. Stability of radiomics features in apparent diffusion coefficient maps from a multi-centre test-retest trial[J/OL]. Sci Rep, 2019, 9(1): e4800
 [2019 March 18]. DOI:10.1038/s41598-019-41344-5.
- [14] Jiang J, Cui L, Xiao Y, et al. B1-corrected T₁-mapping in lung cancer: repeatability, reproducibility, and identification of histological types [J]. J Magn Reson Imaging, 2021, 54 (5): 1529-

1540.

- [15] Perman WH, Bernstein MA, Sandstrom JC. A method for correctly setting the rf flip angle[J]. Magn Reson Med, 1989, 9(1): 16-24.
- [16] Shorout PE, Flaiss JL. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability[J]. Psychol Bull, 1979, 86(2): 420-428.
- [17] Andreisek G, White LM, Yang Y, et al. Delayed gadolinium-enhanced MR imaging of articular cartilage: three-dimensional T₁mapping with variable flip angles and B1 correction[J]. Radiology,2009,252(3):865-873.
- [18] 吴宇强,秦涛,马晓臣,等.实性孤立性肺结节 CT 影像组学参数 测量的可重复性研究[J].放射学实践,2020,35(9):1106-1111.
- [19] Leijenaar RT, Carvalho S, Velazquez ER, et al. Stability of FDG-PET radiomics features: an integrated analysis of test-retest and inter-observer variability [J]. Acta Oncol, 2013, 52 (7): 1391-1397.
- [20] Reiazi R, Abbas E, Famiteh P, et al. The impact of the variation of imaging parameters on the robustness of Computed Tomography radiomic features: a review [J/OL]. Comput Biol Med, 2021, 133: e104400 [2021 April 16]. DOI: 10. 1016/j. compbiomed. 2021. 104400.
- [21] Zhao B, Tan Y, Tsai WY, et al. Reproducibility of radiomics for deciphering tumor phenotype with imaging [J/OL]. Sci Rep, 2016,6:e23428 [2016 March 24]. DOI:10.1038/srep23428.
- [22] Choe J, Lee SM, Do KH, et al. Deep learning-based image conversion of CT reconstruction kernels improves radiomics reproducibility for pulmonary nodules or masses[J]. Radiology, 2019, 292(2):365-373.
- [23] Yasaka K, Akai H, Mackin D, et al. Precision of quantitative computed tomography texture analysis using image filtering: a phantom study for scanner variability[J/OL]. Medicine (Baltimore),2017,96(21):e6993[2017 May 3]. DOI:10.1097/MD. 000000000006993.
- [24] 韩帅, 孟帆, 张孝先, 等. 探讨 look-locker 序列和 Bl-corrected VFA 序列在上腹部组织 T1 值定量分析中的价值[J]. 中国 CT 和 MRI 杂志, 2020, 18(3): 14-17.
- [25] 蒋辉,曲金荣,邵楠楠,等. Look-Locker 和 B1 修正变量翻转角技 术在正常乳腺组织 T1 值测量中的对照研究[J]. 放射学实践, 2019,34(1);26-29.

(收稿日期:2023-08-21 修回日期:2024-01-07)