•腹部影像学•

基于 MR 超分重建图像的影像组学模型术前预测早期宫颈癌淋 巴血管浸润的价值

何月明,罗锦文,张婷,戚莹莹

【摘要】 目的:探讨基于 MR 深度迁移学习超分重建图像的影像组学模型术前预测早期宫颈癌 (CC)淋巴血管间隙浸润(LVSI)的价值。方法:回顾性分析经术后病理证实的 100 例早期 CC 患者的 MRI及临床资料,对矢状面 T。WI抑脂非增强序列原始图像(OI)进行深度迁移学习超分重建图像 (SRI),并采用 ITK-SNAP 软件在 OI及 SRI 上对全肿瘤区域进行 3D 标注,根据病理结果分为 LVSI 阳性与 LVSI 阴性组,并按照 8:2 比例随机分为训练集(80 例)和验证集(20 例)。对 OI、SRI 标注图像 3D VOI 进行特征提取及最小绝对收缩与选择算子(LASSO)回归筛选影像组学特征,并分别建立 LightGBM 影像组学模型,使用 AUC 评估模型的诊断效能,使用决策曲线分析(DCA)评估模型的临 床价值。结果:基于 OI 影像组学模型预测宫颈鳞癌 LVSI 状态,训练集 AUC=0.795(95%CI:0.696~ 0.894),敏感度为 0.533,特异度为 0.920;验证集 AUC=0.637(95%CI:0.350~0.924),敏感度为 0.429, 特异度为 0.923。基于 SRI 影像组学模型预测宫颈鳞癌 LVSI 状态,训练集 AUC=0.817(95%CI: 0.722~0.913), 敏感度为 0.920, 特异度为 0.717; 验证集 AUC=0.815(95%CI:0.625~1.000), 敏感度 为 0.667,特异度为 0.786。两组图像训练集和验证集中均显示出良好的校准和区分能力,SRI 较 OI 影 像组学模型的诊断效能明显提高,DCA 结果表明模型具有较高的临床价值。结论:基于 MR 深度迁移 学习 SRI 影像组学模型对术前预测宫颈癌 LVSI 状态具有良好的应用价值,较 OI 影像组学模型的诊断 效能有所提高,有助于更好地指导临床治疗决策。

【关键词】 宫颈癌;磁共振成像;超分重建;影像组学;淋巴血管浸润

【中图分类号】R737.33;R445.2 【文献标志码】A 【文章编号】1000-0313(2024)09-1213-08 DOI:10.13609/j.cnki.1000-0313.2024.09.015 开放科学(资源服务)标识码(OSID):

The value of radiomics model based on MR hyperresolution reconstructed images in preoperative prediction of lymphatic vascular infiltration in early cervical cancer HE Yue-ming, LUO Jin-wen, ZHANG Ting, et al. Department of Gynecology, the Fifth Affiliated Hospital of Guangzhou Medical University, 510735 Guangzhou, China

(Abstract) Objective: To explore the value of a radiomics model based on deep transfer learning super-reconstructed images of MR for preoperative prediction of lymphatic vessel infiltration (LVSI) of early cervical cancer (CC). Methods: A retrospective analysis was conducted on the MR images and clinical data of 100 early CC patients confirmed by postoperative pathology. The original images (OI) of sagittal T₂WI lipid-pressure non enhanced sequence were reconstructed using deep transfer learning (SRI). The entire tumor area was labeled in 3D on both OI and SRI using ITK-SNAP software. According to the pathological results, the patients were divided into LVSI positive and LVSI negative groups, and randomly divided into a training set (80 cases) and a validation set (20 cases) in a 8:2 ratio.Feature extraction and Least Absolute Shrinkage and Selection Operator (LASSO) regression were performed on the annotated 3D VOI images from OI and SRI to screen for radiomics features. LightG-BM radiomics models were established, and the diagnostic efficacy of the models was evaluated using AUC. The clinical value of the models was evaluated using Decision Curve Analysis (DCA). Results: The diagnostic efficacy of the OI radiomics model in CC was evaluated with a training set AUC of 0.795(95% CI: $0.696 \sim 0.894$), sensitivity of 0.533, and specificity of 0.920. The validation set AUC =

作者单位:510735 广州,广州医科大学附属第五医院妇科(何月明、张婷、戚莹莹),影像科(罗锦文)

语者简介:何月明(1981-),女,广东清远人,硕主,副主任医师,主要从事妇科肿瘤治疗与影像诊断工作。 **通讯作者:**罗锦文,E-mail:13929580986@163.com

0.637 (95% CI: $0.350 \sim 0.924$), with a sensitivity of 0.429 and a specificity of 0.923. The diagnostic efficacy of SRI radiomics classification in CC was evaluated with training set AUC=0.817 (95% CI: $0.722 \sim 0.913$), sensitivity of 0.920, specificity of 0.717, validation set AUC=0.815 (95% CI: $0.625 \sim$ 1.000), sensitivity of 0.667, specificity of 0.786. The two sets of image training sets and validation sets showed good calibration and discrimination abilities, and the diagnostic efficiency of SRI compared to OI's radiomics model was significantly improved. The DCA results showed that the model had high clinical value. **Conclusion**: The SRI radiomics model based on MR deep transfer learning has good application value in predicting LVSI of cervical cancer before surgery, which improves the diagnostic efficiency compared to OI and can help better guide clinical treatment decisions.

[Key words] Cervical cancer; Magnetic resonance imaging; Hyper resolution reconstructed; Radiomics; Lymphatic vessel infiltration

宫颈癌(cervical carcinoma,CC)在亚洲地区的发 病率和死亡率均排在第3位[1],正在成为癌症死亡的 主要原因之一,全球每年有超过30万人死亡。淋巴脉 管间隙侵犯(lymphatic vessel infiltration, LVSI)是 CC 的中危因素^[2],包括血管侵犯和淋巴管侵犯,与 CC 淋巴结转移和远处转移密切相关^[3],往往导致预后 不良。由于转移性 CC 的 5 年生存率仅为 16.5 %^[4], LVSI 的早期诊断对于宫颈癌的早期精准诊断至关重 要,及时、准确的治疗决策可以改善患者预后。然而, 由于缺乏特异性影像生物标志物及影像特征,放射科 医生仍然无法通过术前影像可靠地预测 LVSI 的风 险。基于 MRI 的 CC 评估已取得进展,然而传统的 MRI 基于主观视觉评估,整体效能较低,主要原因可 能是一些与 LVSI 相关的预测定量特征隐藏在更高维 度中,很难通过目视检查识别。大数据分析技术与医 学影像有机结合,影像组学方法应运而生,通过从影像 中提取高通量信息进行深层挖掘分析,以实现肿瘤的 无创诊断和预后预测。然而,由于数据在采集过程中 设备参数或设备质量的问题,可能会使采集的原始图 像(original image, OI)存在模糊、不清晰等问题。超 分辨率图像(super resolution image, SRI)是计算机视 觉领域提高图像分辨率的重要处理方法之一,在医学 图像领域有重要的研究意义和应用价值。高质量和高 分辨率(high resolution, HR)的医学影像图像在当前 的临床过程中非常重要。近年来,基于深度学习的医 学 MR 影像超分辨率(super resolution, SR)重建技术 取得了显著进展,明显提高了图像质量,SR 技术对于 提高图像的视觉质量和细节信息非常有帮助。HR 图 像可以呈现更多细节,使图像更加清晰、逼真,改善图 像处理结果,有助于更准确地进行分析和研究。本研 究拟采用深度学习 SR 的技术,对原始 MR 数据进行 重建,使之得到高清的图像数据以提高图像质量、改善 图像处理结果,在研究和图像分析中得到更精准的结 果,结合轻量级梯度提升机算法(light gradient boosting machine,LightGBM)影像组学模型,与 OI 进行 对比,旨在评估 SRI 影像组学模型对早期 CC 中 LVSI 的诊断效能。

材料与方法

1.研究对象

回顾性分析 2018 年 1 月至 2023 年 7 月本院 100 例经手术病理证实的早期 CC(FIGO 分期 Ⅰ - Ⅱ A 期)患者的病理及 MR 影像资料,年龄 42~69 岁,平 均(57±11)岁。所有 CC 患者病理类型均为鳞癌。病 例纳入标准:①术前均行盆腔 MR 平扫+增强扫描, 且 MR 检查与手术间隔<2 周;②术前未行任何放、化 疗等治疗;③MR 图像各序列清晰,满足影像组学特征 提取及影像诊断的要求;④术后病理学诊断明确,有 LVSI的描述性病理报告;⑤患者临床资料完整。病 例排除标准:①全身多发肿瘤患者:②腺癌、腺鳞癌等 宫颈非鳞癌病例;③未行手术或病理活检^[5-7];④CC病 灶较小,最大径<10 mm; ⑤MR 图像显示不清,无法 进行影像评价与影像组学特征提取。100 例患者按照 8:2 比例随机分为训练集(80 例)和验证集(20 例)。 本研究已通过本院伦理委员会审核(伦理批件编号: GYWY-K2024-43),由于是回顾性分析,免除患者知 情同意。

2.检查方法

所有盆腔 MRI 检查均在西门子 3.0T 或 1.5T MR 扫描仪上进行,行平扫、增强 MRI 检查,使用自由呼吸、频率选择性脂肪抑制单次旋转回波回声平面成像序列,扩散敏感 b 值分别取 50、800、1000 s/mm²。

MR 扫描常规序列包括横轴面 T₁WI、横轴面 T₂WI、横轴面抑脂 T₂WI、横轴面 DWI、冠状面 T₂WI、 矢状面抑脂 T₂WI 等。

增强序列包括横轴面 T₁WI、冠状面 T₁WI、矢状 面 T₁WI、横轴面 T₁WI 减影等。扫描完成后获得 MR

各期图像的数据,以医学数字图像和通讯标准格式 DICOM3.0 输出、保存。

3.图像获取选择、病灶标注

图像获取选择:在后处理工作站上将层厚 3.3 mm、层间距0 mm的T₂WI 矢状面图像以DCM 格式导出,导出图像前保持每一张图的像素为312× 312,标准化图像以减少原始图像对纹理分析各特征参 数值的影响,本研究选择在T₂WI 矢状面抑脂序列非 增强图像上勾画 ROI 并提取纹理特征。分别由2位 具有10年以上盆腔肿瘤 MRI 诊断经验的副主任医师 分析图像,并确定用于分析的层面,意见有分歧时通过 协商达成一致。

病灶 VOI 分割、特征提取:将肿瘤 T₂WI 矢状面 抑脂图像(包括 OI 及 SRI 图像)导入 ITK-SNAP 3.08 版本(www.itksnap.org)软件,由 2 位具有 10 年以上 盆腔肿瘤诊断经验的影像诊断主治医师分别独立勾画 ROI。ROI 勾画原则:①层厚 3.3 mm、层间距 0 mm 的 T₂WI 抑脂矢状面图像;②距病灶边缘内侧约 1~ 2 mm;③逐层勾画,获得病灶的 ROI 容积(volume of interest,VOI)^[6-9];生成肿瘤的 VOI 及标注文件,将标 注文件以 nii 或 nii.gz 文件保存于图像文件夹里。采 用组内相关系数(intra-class correlation coefficient, ICC)分析 2 位医师提取纹理特征的一致性,选择一致 性良好(ICC>0.9)的特征,再以十折交叉验证获得最 小绝对收缩和选择算子(least absolute shrinkage and selection operator,LASSO)算法的最优 λ 值,筛选最 佳纹理特征构建 LightGBM 分类模型。

4.超分重建的步骤



SRI 生成:本研究拟使用基于生成对抗网络(gen-

erative adversarial networks,GAN)进行影像数据的 SR 重建。基于 GAN 的 SR 重建技术是一种通过学习 低分辨率(low resolution,LR) 图像和对应的高分辨 率(hight resolution,HR)图像之间的映射关系,实现 将 LR 图像转换为 HR 图像的方法。GAN 由生成器 (Generator)和判别器(Discriminator)两个神经网络 组成。生成器网络接受输入的 LR 图像^[10],并尝试生 成一个 HR 图像,而判别器网络则评估生成的图像与 真实 HR 图像之间的差异。生成器的目标是生成逼 真的 HR 图像,使得判别器无法区分生成图像与真实 图像之间的差异。技术路径线路图见图 1。

训练阶段包括:①数据准备:使用一组 LR 图像和 对应的 HR 图像作为训练数据集。②低分辨率图像 (LR):准备一组 LR 的图像作为训练数据集,表示为 LR=x i,i=1,2,...,N,其中 N 是图像的数量。③高 分辨率图像(HR):对应每个 LR 图像,准备其对应的 HR图像,表示为HR=vi。④构建GAN模型:生成 器和判别器网络被构建,并通过对抗训练的方式进行 优化。生成器的目标是最小化判别器对生成图像的判 别能力,而判别器的目标是准确地区分生成图像与真 实图像。⑤生成器网络(G):生成器接受低分辨率图 像作为输入,并尝试生成对应的 HR 图像。生成器的 目标是学习到一个映射函数 G:LR→HR。⑥判别器 网络(D):判别器接受真实 HR 图像和牛成器牛成的 HR图像作为输入,并尝试区分它们的真伪。判别器 的目标是学习到一个二元分类器 D:HR→(0,1),其 中 0 表示牛成图像,1 表示真实图像。⑦训练 GAN 模 型:通过交替训练生成器和判别器,使它们逐渐优化并 达到平衡状态。⑧生成器优化目标:生成器的目标是

图1 技术路径线路图

最小化生成图像与真实图像之间的差异,使得判别器 无法区分它们。这可以通过最小化生成器的损失函数 来实现。常用的损失函数包括均方误差损失(mean squared error, MSE)或感知损失, 可以表示为: L G= $\lambda_1 \times L_p$ ixel + $\lambda_2 \times L_p$ erceptual,其中 L_p ixel 表示像素 级别的损失,衡量生成图像与真实图像之间的差异; L_n erceptual 表示感知损失,基于预训练的特征提取网 络(如 VGG 网络)计算生成图像与真实图像的特征差 异; $λ_1$ 和 $λ_2$ 是损失权重,用于平衡两种损失的贡献。⑨ 判别器优化目标:判别器的目标是准确地区分生成图 像与真实图像,以最大化其判别能力。判别器的损失 函数可以表示为:L_D=L_r eal+L_f ake,其中 L_r eal 表示 真实图像被正确判别为真实图像的损失, L_f ake 表示 生成图像被正确判别为生成图像的损失。⑩对抗训 练:在训练过程中,生成器和判别器交替进行训练。生 成器尝试最小化生成器的损失函数,同时判别器尝试 最大化判别器的损失函数。通过对抗训练,生成器逐 渐学习到生成逼真的高分辨率图像,使得判别器难以 区分生成图像与真实图像。

测试阶段包括:①输入 LR 图像:将待处理的 LR 图像表示为 x_{lr};②生成 HR 图像:通过训练好的生成 器网络,将 LR 图像输入生成器,得到生成的 HR 图像 表示为 x_{hr};③输出结果:根据需要对生成的 HR 图像 进行后续处理,如去噪、增强等,以获得最终的 SR 重 建结果 y_{final}。

5.影像组学特征提取及数据标准化、组学特征的 选择

在 SR 的算法基础上,使用基于传统手工特征流 程对算法进行验证:①对 OI 及 SRI(nii 或 nii.gz)数据 使用 pyradiomics 进行特征提取^[10],分别得到 rad feature:②对这些特征进行正则化(Z-score),将数据 变化到服从 N~(0,1)。计算每列特征的均值 mean、 方差 std; feature=(feature-mean)/std,转化到 0 均 值,1方差;③对提取的组学特征 rad feature,使用 spearman 相关系数,计算特征之间的相关性;对于相 关系数大于 0.9 的特征^[10],两者保留其一,得到 rad sel_feature。使用 LASSO 算法对数据进行交叉验证, 筛选最好的惩罚系数 λ;④筛选出系数不为 0 的特 征^[10],对 rad sel feature 行进一步降维得到 rad final。系数不为0的特征,组合成 rad score 公式:⑤对 数据进行交叉验证。使用 LightGBM 机器学习算法 模型对 rad final train 进行训练。对 rad final train 进行训练,在 rad final val上进行不同算法模型验证, 建立预测模型;对比 LightGBM 算法预测模型,得到 最佳模型。

6.病理学诊断

患者均行宫颈癌根治性手术,有明确的病理学诊断报告,包括肿瘤病理类型,分化程度,宫体、宫旁浸润



图 2 原始图像。 图 3 超分重建图像。 图 4 OI及 SRI 影像组学特征百分比。 图 5 OI所提取的 影像组学特征分布图。 图 6 SRI所提取的影像组学特征分布图。

程度,淋巴结情况及淋巴结转移、LVSI 情况及肿瘤的 各种免疫组化信息等^[69]。

7.机器学习预测模型建立及统计学分析

使用 R 语言及 SPSS 22.0 软件得到常见指标验证 及结果可视化,得到各模型的准确率、AUC、ROC 曲 线、DCA 曲线、混淆矩阵、阳性预测值、阴性预测值、精 确率、召回率、F1 分数等,给出模型预测结果。

结 果

1.超分重建图像

本研究采用4倍超分重建的方法,对原始图像进行分辨率提升。经SR重建的图像,相比于原始图像 (图 2)更加清晰。SR重建之后的数据,具有更精细的 细节表现(图 3)。

2.基于 OI 及 SRI 影像组学特征提取及降维

分别从 OI 及 SRI 的 T₂ WI 抑脂矢状面非增强序 列图像中提取影像组学特征,共提取出 6 大类 MR 影 像组学特征,所占百分比分别为 firstorder 16.8%,glcm 22.4%,gldm 13.1%,glszm 15.0%,glrlm 15.0%, ngtdm 4.7%,shape 13.1%(图 4)。2 种图像提取的影 像组学特征分布图见图 5、6,采用 LASSO 回归分析分 别对从 OI 及 SRI 提取的影像组学特征进行初步筛 选,随后应用十折交叉验证筛选 LASSO 回归模型得

到最优超参数λ值,特征系数的绝 对值越大,表明其与宫颈癌 LVSI 状态之间的相关性越大,预测价值 越高。LVSI 阳性组与 LVSI 阴性 组输出的特征 LASSO 回归见图 7 (OI)和图 8(SRI)。将获得的影像 组学特征,使用 spearman 相关系 数计算特征之间的相关性。对于 相关系数大于 0.9 的特征,两者保 留其一,得到降维后 ad_sel_feature,然后代入 LASSO 回归分析 中,以 alpha 为惩罚系数,以 lamb $da[\lambda = 0.0222(OI)/0.0193(SRI)]$ 得出与 LVSI 相关的影像学特征。 最终分别得到 10个(图 9)和 5个 (图 10)具有最大预测效能的特 征。

3.评价影像组学模型预测效 能、决策效能及预测概率分数

将上述最优特征建立 Light-GBM 影像组学模型,应用 ROC 曲线评估 Light-GBM 影像组学 模型在 OI 与 SRI 上对宫颈鳞癌 LVSI 状态 的诊断效能。Delong 检验结果显示,基于 OI 与基于 SRI 建立的 LightGBM 影像组学模型预测 宫颈鳞癌 LVSI 状态的 ROC 曲线下面积(area under curve,AUC)差异具有统计学意义(P = 0.0025),且基 于 SRI 影像组学模型训练集及验证集 AUC 均大于基 于 OI 的影像组学模型,提示基于 SRI 预测模型的预 测效能明显优于基于 OI 的预测模型。基于 OI 影像 组学模型预测宫颈鳞癌 LVSI 状态,训练集 AUC = 0.795(95%CI: $0.696\sim0.894$),敏感度为 0.533,特异度 为 0.920;验证集 AUC = 0.637(95% CI: $0.350\sim$ 0.924),敏感度为 0.429,特异度为 0.923。基于 SRI 影 像组学模型预测宫颈鳞癌 LVSI 状态,训练集 AUC = 0.817(95%CI: $0.722\sim0.913$),敏感度为 0.920,特异度 为 0.717;验证集 AUC = 0.815(95% CI: $0.625\sim$ 1.000),敏感度为 0.667,特异度为 0.786(图 11,12)。

使用 DCA 来评价 OI 与 SRI 所构建的基于 T₂ WI 抑脂矢状面非增强序列 LightGBM 影像组学模型的临床应用价值,LightGBM 预测模型的 DCA 曲线图中 训练集及验证集 SRI 均较 OI 大,有很高的决策效能。 DCA 曲线图显示阈值在 0~0.2 时模型的净收益较高(图 13),即在这个阈值范围内使用该列线图对预测宫 颈鳞癌 LVSI 状态的临床应用价值较高。



图 7 OI 图像 LASSO 回归筛选影像组学特征。LVSI 阳性组与 LVSI 阴 性组输出的特征 LASSO 回归, alpha 为惩罚系数, $\lambda = 0.0222$ 。a) LASSO 回归系数分布图; b) LASSO 回归交叉验证图。 图 8 SRI 图像 LASSO 回归筛选影像组学特征。LVSI 阳性组与 LVSI 阴性组输出的特征 LAS-SO 回归, alpha 为惩罚系数, $\lambda = 0.0193$ 。a) LASSO 回归系数分布图; b) LASSO 回归交叉验证图。



图 9 OI 所提取特征预测模型特征权重图。 图 10 SRI 所提取特征预测模型特征权重图。 图 11 基于 OI 影像组学模型预测宫颈鳞癌 LV-SI 状态的 ROC 曲线。 图 12 基于 SRI 影像组学模型预测宫颈鳞癌 LVSI 状态的 ROC 曲线。

基于 OI 与 SRI 的 Light-GBM 影像组学模型的 样本预测概率,基于 SRI 的训练集及验证集的样本预 测概率均优于基于 OI(图 14)。

讨 论

1.SR、LR、HR的概念、关系及SR实现的方法 SR是指在保留图像特征的前提下,将LR图像恢 复成HR图像的过程。SR是一种低级计算机视觉任

务,旨在为给定 LR 图像找到相应 的 HR 图像。SR 可应用于各种领 域,如天文、声纳和卫星成像[11-12], 并且对于用于准确诊断的医学成 像尤为重要。SR 的 MRI 往往能 够为诊断提供最佳效能,但由于硬 件限制,需要花费大量时间来获取 这些图像,并且需要更庞大、更昂 贵的设备。因此,人们对 MRI 的 SR 进行了许多研究,通常采用基 干深度学习的 SR 重建方法来提 高 SRI 性能。随着临床实践对医 学图像 HR 的要求,基于 LR 医学 图像的 SR 重建算法成为研究热 点,此类方法无需改进硬件设备即 可显著提高图像 SR。

实现 SR 有多种方法,其中深 度学习是近年来应用较广泛的一 种方式。通过训练神经网络模型, 將 LR 图像映射到 HR 图像的空 间中,从而实现图像的 SR。深度 学习 SR 方法通常基于卷积神经 网络(convolutional neural networks,CNN)或 GAN,通过对大 量 HR 图像和对应的 LR 图像进 行学习,可以得到一个映射函数, 将 LR 的图像映射到 HR 图像的 空间中。常见的深度学习 SR 方 法 有 SRCNN、VDSR、ESPCN、 SRGAN 等。

2.SR 重建技术的方法及临床 应用

在医学图像成像过程中,由于 医疗设备的成像分辨率、图像采集 时间、患者所接受的辐射剂量等多 种因素的限制,所获得的医学图像 的分辨率是有限的^[13],但临床对 HR 医 学 图 像 有 进 一 步 的 需 求^[14,15]。图像分辨率是指图像中

像素的数量,它可以直接反映图像所包含的信息。图 像的分辨率越高,图像的外观越清晰,单位区域包含的 细节越多,从图像中可以获得的信息也越多。提高医 学图像分辨率常用的方法有3种^[16]:①最直接的方法 就是增加传感器的像素数或增加传感器的感光面积, 然而这种方法往往会带来更严重的散射噪声并增加成 像装置的尺寸;②通过改变影像设备的扫描方式,这种



图 13 LightGBM 预测模型的 DCA 曲线图,横坐标代表阈值概率,纵坐标代表净收益,DCA 曲线训练集及验证集 SRI 均较 OI 大,有很高的决策 效能。a)OI 训练集;b)OI 验证集;c)SRI 练集;d)SRI 验证集。



图 14 LVSI 阳性组与 LVSI 阴性组 LightGBM 机器学习模型的样本预测图,基于 SRI 的训练集及验证集的样本预测概率均优于基于 OI。a) OI 训练集;b)OI 验证集;c)SRI 练集;d)SRI 验证集。

方式对医疗器械的精度要求较高,并且会增加辐射剂 量^[13],增加医疗设备的投入;③SR 重建技术是通过从 LR 中提取信息来重建 HR 医学图像并提高医学图像 的质量。Wang 等^[17]探讨使用密集残差单轴 SR 算法 进行腹部 CT 三维重建在非腹膜化结直肠癌(CRC)诊 断中的价值,研究发现使用该算法处理的 CT 图像清 晰,取得了较好的效果,提示深度学习算法下 CT 的 HR 图像在评价 CRC 的 T 分期、EMD、EMVI 诊断效 能上较原始图像有提升。Liu 等^[18] 搜集 75 例膀胱患 者的 CT 资料并对图像进行 SR 处理,恢复图像缺失 的细节,建立 ResNet 结构结合非局部注意力机制的 模型,基于深度残差网络的高分辨率 CT 图像,以高 效、准确地预测膀胱肿瘤的分期;结果显示基于深度残 差网络的 CT 在膀胱癌的诊断和分期中具有很高的应 用价值,能有效提高诊断准确率,值得临床推广应用。 Xu 等^[19]利用深度学习对基于肺癌的图像进行 SR 重 建,提出稀疏编码方法用于重建 HR 纹理图像,使用 全局和局部优化模型进一步提高重建图像的质量,设 计了自适应多尺度遥感影像 SR 网络,所提出的工作 不仅改善了主观视觉效果,还通过更准确的边缘构造 增强了鲁棒性。统计评估器用于测试所提议方案的可 行性。Zhu 等^[20]提出了用于单图像 SR 的双重注意机 制网络(dual attention mechanism network, DAMN), 直接提取LR图像的特征以保留特征信息,构建了几 个独立的 DAMN 模块来提取高频细节,通过上采样 操作得到重建的 HR 图像。DAMN 能够更好地还原 图像轮廓特征,获得更高的峰值信 噪比(peak signal-to-noise ratio, PSNR)、结构相似性(structural similarity,SSIM)和更好的视觉效 果。通过 DAMN 重建方法,放射 科医师可以在不增加辐射暴露和 扫描时间的情况下获得更高的图 像质量,增加诊断早期肺癌的信 心,为临床专家选择治疗方案、制 定随访策略提供依据。

3.MR 超分辨率方法

传统 MRI 存在加速因子低、 迭代重建时间长、参数选择困难、 计算复杂度高等问题^[21]。深度学 习可以从大量数据中自动学习特 征表示,从而实现高度非线性映 射。深度学习引入快速 MRI 重建 中,得到了业界的广泛关注和支 持^[21]。基于 DL 的 MRI 重建方法 避免了传统基于模型的重建算法

中手动调整参数的困难,在实际临床应用中可以显著 缩短扫描时间和重建时间,具有潜在的临床应用前 景^[22]。目前,基于深度学习的 MRI 重建方法主要分 为两类:①数据驱动的端到端深度学习重建方法;②基 于模型的深度学习重建方法^[21]。

4.SR 重建技术在本研究中的应用

针对医学图像领域独特的 SR 重建算法,基于 MR图像,本研究使用GAN进行影像数据的SR重 建。基于 GAN 的 SR 重建技术是一种通过学习 LR 图像和对应的 HR 图像之间的映射关系,实现将 LR 图像转换为 HR 图像的方法。GAN 由生成器(Generator)和判别器(Discriminator)两个神经网络组成^[8]。 生成器网络接受输入的 LR 图像,并尝试生成一个 HR图像,而判别器网络则评估生成的图像与真实 HR图像之间的差异。生成器的目标是生成逼真的 HR 图像,使得判别器无法区分生成图像与真实图像 之间的差异。本研究通过四倍的 SR 重建,显示图像 的分辨率越高,图像的外观越清晰,单位区域包含的细 节越多;并在 OI 与 SRI 中建立 LightGBM 影像组学 模型。基于 OI 影像组学模型预测宫颈鳞癌 LVSI 状 态,训练集 AUC=0.795(95%CI:0.696~0.894),敏感 度为 0.533, 特异度为 0.920; 验证集 AUC = 0.637 (95%CI:0.350~0.924),敏感度为 0.429,特异度为 0.923;基于 SRI 影像组学模型预测宫颈鳞癌 LVSI 状 态,训练集 AUC=0.817(95%CI:0.722~0.913),敏感 度为 0.920, 特异度为 0.717; 验证集 AUC = 0.815 (95%CI:0.625~1.000),敏感度为 0.667,特异度为 0.786。两组图像训练集和验证集中均显示出良好的校 准和区分能力,SRI 较 OI 影像组学模型的诊断效能明 显提高,DCA 结果表明模型具有较高的临床应用价 值。本研究结果表明,基于 MR 深度迁移学习 SRI 影像组学模型对术前预测宫颈癌 LVSI 状态具有良好的 应用价值,较 OI 影像组学模型的诊断效能有所提高,有助于更好地指导临床治疗决策。基于深度学习的医学图像 SR 重建技术能够提供更丰富的病灶信息,减 轻专家的诊断压力,提高诊断效率和准确性。基于深度学习的医学图像 SR 重建技术有助于提高图像质量,为专家的诊断提供帮助,为计算机后续的分析识别 任务打下坚实的基础^[23]。

本研究存在以下局限性:首先,本研究为单中心研究,样本量相对较小,尽管本研究的样本量足以显示 GAN的主观和客观优越性,但仍需要进一步的大规模 多中心研究进行验证;其次,采用了厂商特定的商业化 SR-DLR算法,目前尚不清楚该算法的详细训练和验 证过程;最后,诊断性能尚需要进一步提高。

综上所述,本研究采用超分重建技术对原始数据 进行重建,得到较高清的 HR 图像数据,提高了图像 质量,通过对 OI 与 SRI 图像的对比分析,提示由 SRI 图像得到的结果更加精准。基于深度学习的 SR 技术 在医学图像领域仍有很大发展空间,但有很多尚未完 善的工作,需要更多的研究者开展富有创新性的工作 来提升 SR 技术。

参考文献:

- Ferlay J, Colombet M, Soerjomataram I, et al. Cancer statistics for the year 2020; An overview[J]. Int J Cancer, Apr 5. DOI:10.1002/ ijc.33588.
- [2] 杨易,冯峰,傅爱燕,等.基于 T₂WI 和增强 MRI 影像组学列线图 预测宫颈鳞癌淋巴脉管间隙浸润[J].放射学实践,2021,36(4): 494-501.
- [3] 栾一祎,卢佳翔,秦凤英,等.DCE-MRI 联合临床及血管病理参数 预测早期宫颈癌淋巴结转移的价值[J].放射学实践,2023,38(9): 1145-1150.
- [4] Li Z, Li H, Wang S, et al. MR-based radiomics nomogram of cervical cancer in prediction of the lymph vascular space invasion preoperatively[J].J Magn Reson Imaging,2019,49(5):1420-1426.
- [5] 何月明,陈思琳,马跃昆,等.基于 MR 组学特征的诺模图(Nomogram)在术前预测宫颈癌淋巴血管间隙侵犯中应用的初步研究 [J].临床放射学杂志,2022,41(8):1565-1574.
- [6] 罗锦文,朱光斌,关玉宝,等.基于 MR 纹理特征的 RBF 神经网络 在 FIGO II 期宫颈癌宫旁浸润中的诊断价值[J].中国医学计算机 成像杂志,2022,28(4):390-396.

- [7] 何月明,范良生,罗锦文,等.基于 MR-T₂WI 纹理特征的决策树分 类分析在 FIGO-Ⅱ期宫颈癌宫旁浸润中的诊断价值[J].放射学实 践,2020,35(12):1560-1565.
- [8] 傅继彬,曹玉笠.基于门控卷积和 SENet 的双判别生成对抗网络 图像修复模型[J].计算机应用,2023,43(S1):212-216.
- [9] 林俊,何港华,蔡耀仪,等.基于 SA-VAEGAN 的浮选精矿品位检 测[J].矿业研究与开发,2023,43(1):177-183.
- [10] 林子淮,李欣明,全显跃.基于机器学习 CT 影像组学特征联合血 清学特征模型预测高出血风险食管静脉曲张[J].中国 CT 和 MRI杂志,2023,21(6):93-96.
- [11] Park J, Bonhwa KU, Jin Y, et al.Side scan sonar image super resolution via region-selective sparse coding [J]. IEICE T INF SYST, 2019, 102(1):210-213.
- [12] Shermeyer J, Etten AV. The effects of super-resolution on object detection performance in satellite imagery[J].2019, arXiv:1812. 04098v2.
- [13] 成云凤,汪伟.基于医学图像的超分辨率重建算法综述[J].北京 生物医学工程,2019,38(5):535-543.
- Qiu D, Zhang S, Liu Y, et al. Superresolution reconstruction of knee magnetic resonance imaging based on deep learning [J].
 Comput Methods Programs Biomed, 2019, 187:105059.
- [15] Dencks S, Piepenbrock M, Opacic T, et al. Clinical pilot application of super-resolution us imaging in breast cancer [J]. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Contro, 2019, 66(3):517-526.
- [16] Qiu D, Zheng L, Zhu J, et al. Multiple improved residual networks for medical image super-resolution [J]. Future Gener Comput Syst, 2021, 116(1): 200-208.
- [17] Wang X,Guo C,Zha Y,et al.Diagnosis of non-19 computer engineering and applications peritonealized colorectal cancer with computerized tomography image features under deep learning [J].Contrast Media Mol Imaging,2022,2022,1886406.
- [18] Liu D, Wang S, Wang J. The effect of CT high-resolution imaging diagnosis based on deep residual network on the pathology of bladder cancer classification and staging [J]. Comput Methods Programs Biomed, 2022, 215:106635.
- [19] Xu J, Liu W, Qin Y, et al. Image super-resolution reconstruction method for lung cancer CT-scanned images based on neural Network[J]. Biomed Res Int, 2022, 2022:3543531.
- [20] Zhu D, Sun D, Wang D. Dual attention mechanism network for lung cancer images super-resolution[J]. Comput Methods Programs Biomed, 2022, 226:107101.
- [21] 施俊,汪琳琳,王珊珊,等.深度学习在医学影像中的应用综述 [J].中国图象图形学报,2020,25(10):1953-1981.
- [22] Qiu D, Cheng Y, Wang X.Gradual back-projection residual attention network for magnetic resonance image super-resolution[J]. Comput Methods Programs Biomed, 2021, 208:106252.
- [23] 刘祎,文戈,董天发,等.基于 MRI 影像组学预测宫颈癌 Ki-67 表达水平[J].放射学实践,2023,38(11):1436-1441.

(收稿日期:2023-08-14 修回日期:2023-11-29)