●论

17

两种模型动态对比增强磁共振 成像在宫颈癌病理分级中的应用 价值

【摘要】目的 探讨 Extended Tofts Linear 模型和 Extended Tofts 模型动态对比增强磁共振成像(DCE_MRI)在宫颈癌病理 分级中的应用价值。方法 回顾性分析 2016 年 1 月至 2019 年 10 月绍兴市人民医院就诊且手术病理证实为子宫颈癌的 31 例患 者,术前行盆腔多期 DCE-MRI 检查,选择 Extended Tofts Linear 和 Extended Tofts 血流动力学模型分别计算宫颈癌的定量灌注参数 [包括容量转运常数(K^{vers})、速率常数(K_{sp})、血管外细胞外间隙容积分数(V_s)、血管间隙容积分数(V_p)],按术后病理分级分为低、中、高分化宫颈癌组,对比分析 3 组宫颈癌灌注参数的差异;筛选出有统计学意义的参数,绘制鉴别不同分化程度宫颈癌的 ROC 曲线,对 比两种模型得到的定量参数在宫颈癌病理分级中的诊断效能。 结果 在高、低分化组宫颈癌间,Extended Tofts Linear 模型的 K^{vers} (0.518 ± 0.180)、低分化(1.032 ± 0.408) min⁻¹]和 Extended Tofts 模型[高分化(0.525 ± 0.283)、低分化(1.487 ± 0.991)min⁻¹] 比较差异有统计学意义(P < 0.05),高、低分化宫颈癌组间 K_{sp}, V_s, V_p比较差异均无统计学意义(dP > 0.05)。而两个模型低分化与中分化、中分化与高分化组之间的 K^{vers}, K_{sp}, V_s, V_p比较差异均无统计学意义(dP > 0.05)。Extended Tofts Linear 模型中 K^{vers} 鉴别高、低分化宫颈癌的 AUC 大于 Extended Tofts 模型中 K^{vers} 的 AUC。联合诊断:利用 logistic 回归分析,求出 Extended Tofts Linear 和 Extended Tofts 两种模型 K^{vers} 联合诊断概率值,结果显示两个模型联合诊断 AUC 均大于单个模型的 AUC。结论 Extended Tofts Linear 和 Extended Tofts 模型 DCE-MRI 得到的 K^{vers} 对高、低分化宫颈癌的病理分级具有一定价值,且前者的整体效能优于后者,同时两个模型联合用于宫颈癌病理分级的鉴别价值优于单个模型灌注参数,联合 K^{vers} 鉴别诊断灵敏度、特异度最高。

【关键词】 宫颈癌 病理 动态对比增强磁共振成像 模型

Dynamic contrast-enhanced magnetic resonance imaging in pathological grading of cervical cancer: Extended Tofts Linear model versus Extended Tofts model ZHANG Yu, ZHAO Zhenhua, WEI Mingzhu, YANG Liming, HUANG Yanan, RUAN Yaven, WANG Li. Department of Radiology, Affiliated Shaoxing Hospital of Zhejiang University School of Medicine, Shaoxing 312000, China Corresponding author: ZHAO Zhenhua, E-mail: zhao2075@163.com

[Abstract] Objective To evaluate the application of dynamic contrast-enhanced magnetic resonance imaging (DCE-MRI) with Extended Tofts Linear(ETL) model and extended tofts(ET) model in pathological grading of cervical cancer. Methods Thirty one patients with cervical cancer confirmed by pathology who underwent preoperative DCE-MRI from January 2016 to December 2019 in Shaoxing People's Hospital were enrolled in this retrospective study. We prospectively measured and analyzed quantitative perfusion parameters transfer constant(K^{trars}), efflux rate constant(K_{ep}), extravascular extracellular space volume ratio(V_p), blood plasma volume ratio(V_p), using signal-input two-compartment tracer kinetic models(ETL model and ET model). According to the postoperative pathological grade, the patients were divided into low, moderately and highly differentiated cervical cancer groups, and the differences of perfusion parameters among the three groups were compared and analyzed. The ROC curve was used to distinguish different degrees of differentiation of cervical cancer, and the diagnostic

DOI:10.12056/j.issn.1006-2785.2021.43.2.2020-1643

基金项目:浙江省医药卫生科研基金项目(2017KY663);浙江省医药卫生科技计划项目(2015KYB402);绍兴市公益性技术应用研究项目(2018C30086、2018C30119);绍兴市人民医院院内青年基金一般项目(2018YB23)

通信作者:赵振华,E-mail:zhao2075@163.com

作者单位:312000 绍兴市人民医院(浙江大学绍兴医院)放射科(章俞、赵振华、韦明珠、杨立铭、黄亚男), 妇产科(阮雅文), 病理 科(王丽)

浙江医学 2021 年第 43 卷第 2 期

efficacy of the quantitative parameters obtained from the ETL and ET models in the pathological grading of cervical cancer was compared. **Results** There were significant differences in the K^{trars} value in the ETL model($0.518 \pm 0.180 \text{ vs} 1.032 \pm 0.408 \text{ min}^{-1}$) and the K^{trars} value in the ET model($0.525 \pm 0.283 \text{ vs} 1.487 \pm 0.991 \text{ min}^{-1}$) between well differentiated and poorly differentiated cervical cancer groups(P<0.05). There was no significant difference in K_{sp}, V_e and V_p between the two groups. There was no significant difference in quantitative perfusion value(K^{trars}/K_{ep}/V_e/V_p) between low differentiation group and moderate differentiation group, moderate differentiation group and high differentiation group(P>0.05). The area under the ROC curve of K^{trars} obtained from ETL model(0.869 ± 0.072) for differentiating well–differentiated cervical cancer from poorly differentiated cervical cancer was larger than that of K^{trars} from ET model(0.843 ± 0.077). Logistic regression analysis showed that the area under ROC of K^{trars} from the combination of two models(0.889 ± 0.067) was larger than that of DCE–MRI has a certain value for the pathological grading of well and poorly differentiated cervical cancer. The overall efficacy of the former is better than that of the latter. At the same time, the differential value of the combined two models in pathological grading of cervical cancer is better than that of the latter. At the same time, the differential value of the combined two models in pathological grading of cervical cancer is better than that of two models are the highest.

[Key words] Cervical cancer Pathology Dynamic contrast-enhanced magnetic resonance imaging Model

宫颈癌严重威胁女性健康,最新统计数据表明,宫 颈癌是导致 20~39 岁女性死亡的第二大原因^[1]。病理分 级是评价宫颈癌恶性生物学行为及预后的重要指标。近 年来动态对比增强磁共振成像(DCE-MRI)逐渐在宫 颈癌的诊断、分期及放化疗的疗效评价等方面得到应 用^[2-5]。但宫颈癌 DCE-MRI 定量分析中,不同计算模型 得到的定量参数结果是否有差异,尚存在争议^[6]。本研究 通过对比 Extended Tofts Linear 模型和 Extended Tofts 模型 DCE-MRI 定量参数在评价宫颈癌病理分级中的 效能,探讨两种模型测量参数在宫颈癌病理分级中的应 用价值。

1 对象和方法

1.1 对象 回顾绍兴市人民医院 2016 年 1 月至 2019 年 10 月收治的 31 例宫颈癌患者,年龄 26~70 岁,平均 56.4 岁。纳入标准:(1)经手术病理证实为宫颈癌;(2) 术前行 DCE-MEI 检查;(3)未经抗肿瘤治疗的初治者。 排除标准:(1)全身情况不佳,不能耐受 MRI 检查;(2) 心脏起搏器植入或体内有其他铁磁性金属植入物;(3) MRI 图像质量不佳,不能用于分析。病理组织类型鳞癌 26 例,腺癌 4 例,神经内分泌癌 1 例。病理分级低分化 17 例,中分化 5 例,高分化 9 例。本研究经本院医学伦 理委员会审批同意,所有患者均知情同意。

1.2 检查方法 采用德国 Siemens Verio 3.0 T 超导型 MR 扫描仪和 12 通道相控阵表面线圈。先行常规平扫, 横断面扫描参数为 FOV 300 mm×300 mm,层厚 6.0 mm, 层距 0.6 mm,快速自旋回波 T₁WI 序列(TR 720 ms、TE 11 ms)和脂肪抑制 T₂WI 序列(TR 5 750 ms、TE 79 ms);

矢状面扫描参数为 FOV 260 mm×260 mm,层厚 4.0 mm, 层距 0.4 mm,脂肪抑制 T₂WI 序列(TR 4 500 ms、TE 97 ms)。然后行矢状面多反转角 T₁WI 快速三维容积内 插屏气脂肪抑制序列扫描,FOV 280.0 mm×225.6 mm, 层厚 5 mm,层距 1 mm,TR 3.41 ms,TE 1.26 ms,反转角 5°、10°、15°,各扫 1 期,时间分辨率 6.5 s/期。再行 DCE-MRI,采用矢状面 T₁WI 多期扫描快速三维容积内插屏 气脂肪抑制序列,反转角 10°,时间分辨率 6.5 s,并行采 集技术采集 1 次,FOV 282 mm×350 mm,层厚 5 mm,层 间距 1 mm,TR 3.3 ms,TE 1.2 ms。DCE-MRI 共扫描 35 个时相,成像时间 227.5 s,在第三时相用高压注射器经时 正中静脉注射对比剂钆双胺 0.1 mmol/kg,流率 3.0 ml/s, 注射结束后以相同流率注射 0.9%氯化钠注射液 20 ml 冲洗。

1.3 数据处理和分析 将 DCE-MRI 图像通过血流动 力学软件 Omni Kinetics(GE Healthcare, China)进行图 像后处理, 髂内动脉取代子宫动脉勾画感兴趣区(ROI), 范围约 20 mm², 拟合 ROI 内髂内动脉的对比剂时间-浓 度曲线作为子宫的动脉输入函数。利用单输入血流动力 学 Extended Tofts Linear 模型和 Extended Tofts 模型计 算出 31 个宫颈癌的定量灌注参数[K^{mas}:对比剂从血管 (血浆)间隙渗漏到血管外细胞外间隙转运系数;K_{ep}: 对比剂从血管外细胞外间隙返回血管(血浆)间隙的速 率常数;V_e: 血管外细胞外间隙容积分数;V_p: 血管(血 浆)间隙容积分数]。宫颈癌病灶 ROI 选择病灶矢状面最 大径层面,选取时避开坏死、囊变区,范围 86~1 226 mm², 平均 376.39 mm²。由 1 位具有 10 年盆腔影像诊断经验 的放射科医师手动勾画病灶 ROI,每组数据重复测量 3 次,取平均值。

1.4 病理分级 标本用 10%多聚甲醛进行固定,组织 脱水后,二甲苯透明后常规石蜡包埋,包埋处理完善的 蜡块进行连续切片,行 HE 染色,常规镜下观察。根据宫 颈癌的组织学分级 Borders 修订版分级法,分级系统由 细胞异型性、核分裂和角化珠的数量组成,分为低度恶 性的高分化宫颈癌、中度恶性的中分化宫颈癌、高度恶 性的低分化宫颈癌。

1.5 统计学处理 采用 SPSS 21.0 统计软件。正态分布的计量资料以*x*±s表示,两组间比较采用独立样本 t 检验,多组间比较采用方差分析,组间两两比较采用 Bon-ferroni 法;非正态分布的计量资料用 *M*(*P*₂₅,*P*₇₅) 描述,组间比较采用非参数检验 Kruskal-Wallis 法。筛选有统计学意义的参数绘制 ROC 曲线,计算 AUC、最大约登指数、灵敏度、特异度和阈值。利用 logistic 回归分析,求出 Extended Tofts Linear 模型和 Extended Tofts 模型定量参数联合诊断预测概率值。*P*<0.05 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 3组不同病理分级宫颈癌患者的年龄及肿瘤体积的比较 不同病理分级宫颈癌患者的年龄及肿瘤体积比较差异均无统计学意义(均 *P* >0.05),见表 1。

2.2 不同分化宫颈癌两种模型 DCE-MRI 的特征 使用 Extended Tofts Linear 模型和 Extended Tofts 模型得到的 K^{trans} 参数彩图均能清晰显示病灶(图 1、2,插页)。两种模型均显示高、低分化宫颈癌病灶内部呈不均匀强

浙江医学 2021 年第 43 卷第 2 期

表 1 3 组不同病理分级宫颈癌患者的年龄及肿瘤体积的比较

病理类型	n	年龄(岁)	肿瘤体积(cm ³)
高分化组	9	49.0 ± 12.9	39.77 ± 24.51
中分化组	5	47.2 ± 5.9	54.24 ± 19.64
低分化组	17	55.8 ± 7.3	48.59 ± 21.32
<i>F</i> 值		2.640	0.856
P值		0.089	0.436

化,低分化宫颈癌病灶 K^{tars} 整体较高分化病灶高。

2.3 高、中、低分化宫颈癌不同模型 DCE-MRI 定量参数分析结果 在高、低分化组宫颈癌间,Extended Tofts Linear 模型和 Extended Tofts 模型中的 K^{trans} 值差异有统 计学意义(P < 0.05),高、低分化宫颈癌组间 K_{ep}、V_e、V_p 比较差异均无统计学意义(均P > 0.05),见表 2。而两个 模型低分化与中分化、中分化与高分化组之间的 K^{trans}、 K_{ep}、V_e、V_p差异均无统计学意义(均P > 0.05)。Extended Tofts Linear 模型中 K^{trans} 鉴别高、低分化宫颈癌的 AUC 均大于 Extended Tofts 模型。联合诊断:利用 logistic 回 归分析、求出 Extended Tofts Linear 模型和 Extended Tofts 模型 K^{trans} 联合诊断预测概率值,结果显示两个模 型联合诊断 AUC均大于单个模型,见表 3、图 3。

3 讨论

DCE-MRI 定量分析是主要反映微血管渗透性的功能 MRI 成像方法,基于血流动力学模型分析、拟合 DCE-MRI 数据等方法模拟出血管(血浆)内外对比剂的

表2 3 种不同病理分级宫颈癌两种模型定量灌注参数值的比较

				J					
病理分级		Extended Tofts Linear 模型			 Extended Tofts 模型				
	n	K ^{trans} (min ⁻¹)	$K_{ep}(min^{-1})$	$\rm V_e$	V_{p}	$K^{trans}(\min^{-1})$	$K_{ep}(min^{-1})$	$\rm V_e$	\mathbf{V}_{p}
高分化组	9	0.518 ± 0.180	1.070 ± 0.710	0.395 ± 0.226	0.018(0.002,0.380)	0.525 ± 0.283	1.240 ± 0.545	0.475 ± 0.211	0.005(0.000,0.025)
中分化组	5	0.910 ± 0.239	0.852 ± 0.487	0.593 ± 0.381	0.287(0.125,0.418)	0.931 ± 0.265	0.834 ± 0.605	0.568 ± 0.315	0.132(0.005,0.226)
低分化组	17	1.032 ± 0.408	1.532 ± 0.833	0.616 ± 0.312	0.274(0.021,0.448)	1.487 ± 0.991	1.197 ± 0.846	0.591 ± 0.328	0.167(0.007,0.663)
<i>F/H</i> 值		6.97	2.079	3.065	5.019	4.705	0.442	0.450	5.445
P值		0.003	0.144	0.209	0.081	0.017	0.647	0.642	0.066

注: K***: 对比剂从血管(血浆)间隙渗漏到血管外细胞外间隙转运系数; K_{ep}: 对比剂从血管外细胞外间隙返回血管(血浆)间隙的速率 常数; V_e: 血管外细胞外间隙容积分数; V_e: 血管(血浆)间隙容积分数

表3 两种不同模型下的 DCE-MRI	参数对宫颈癌病理分级的效能
---------------------	---------------

定量参数	AUC	P值	最大约登指数	阈值	灵敏度	特异度
Extended Tofts Linear 模型 K ^{trans} (min ⁻¹)	0.869 ± 0.072	0.002	0.735	0.840	0.846	0.889
Extended Tofts 模型 K ^{trans} (min ⁻¹)	0.843 ± 0.077	0.005	0.634	0.749	0.785	0.849
预测概率值	0.889 ± 0.067	0.001	0.631	0.781	0.882	0.899

注: DCE-MRI: 动态对比增强磁共振成像; K^{ums}: 对比剂从血管(血浆)间隙渗漏到血管外细胞外间隙转运系数

浙江医学 2021 年第 43 卷第 2 期



图 3 两种模型定量参数 K^{taus} 值及联合诊断鉴别高、低分化宫颈 癌的 ROC 曲线

分布情况,从而可直接测量或通过数据拟合获得定量参数^[7]。常用的几种模型有双室模型如 Extended Tofts 模型、 Extended Tofts Linear 模型、Exchange 模型和单室模型 如 Tofts 模型、Patlak 模型、Reference Region 模型。目前 Extended Tofts 血流动力学模型较常用于子宫的定量 分析^[8-9]。

本研究中,Extended Tofts Linear 模型和 Extended Tofts 模型中的 Kuans 均能鉴别高、低分化宫颈癌, Extended Tofts Linear 模型中 K^{trans} 鉴别两组宫颈癌的 AUC(0.869) 大于 Extended Tofts 模型(0.843), 说明 Extended Tofts Linear 模型对于宫颈癌的病理分级的效能要高于 Extended Tofts 模型, Extended Tofts Linear 模型中的Kurans 诊 断灵敏度最高。Extended Tofts Linear 和 Extended Tofts 模型类似,但是在计算中采用了线性方法,因此得到的 渗透参数稳定性更高^[10]。Ewing等^[11]研究表明,模型的非 线性特征可能导致不良条件下的估算,影响计算结果的 准确性,扩展的 Tofts 线性模型对这些问题不那么敏感, 适用于微血管组织的分析^[12]。另有研究表示血流动力学 双室模型 Extended Tofts Linear 具有良好的可重复性, 可作为常规渗透处理模型用于临床科研^[13]。本研究中, 首次将两个模型联合诊断用于鉴别宫颈癌病理分级,诊 断效能均优于单个模型,除去操作复杂因素,这种模型 联合诊断可以应用于临床指导宫颈癌手术、放化疗方案 的制定及预测疗效等。

近年来,DCE-MRI 技术逐渐应用于子宫颈癌,有研究表明 DCE-MRI 定量参数可以区分子宫颈癌组织与 正常子宫颈组织,并发现宫颈鳞癌组的 K^{trans}、K_{ep}、V_e显 著高于正常子宫颈组¹¹⁴,而定量参数在子宫颈癌不同分

化程度中是否存在差异的报道较少见。本研究结果表 明,高、低分化宫颈癌 DCE-MRI 定量参数 Ktars 差异有 统计学意义,Ktrars 是对比剂从血管(血浆)间隙渗漏到血 管外细胞外间隙转运系数,与组织的血流灌注总量、血 管表面积以及血管渗透性相关。K^{trans}值升高提示局部血 管表面渗透面积大、渗透性高、组织内血流速度加快,对 比剂从血液进入肿瘤组织的速度加快、数量增多。Kan是 对比剂从血管外细胞外间隙返回血管(血浆)间隙的速 率常数,反映血流速度,与血管通透性密切,与组织灌注 相关。本研究中虽然高中低分化组间K。值无统计学差 异,但低分化组宫颈癌 K^{trans}、Kep 值较高分化组宫颈癌 高,这种差异符合宫颈癌的病理学特征,相比高分化宫 颈癌,低分化宫颈癌血管生成密度高、血管成熟度差,因 此低分化宫颈癌的渗透性也会更高、组织血流速度加 快。有研究显示 Ktars 值评价宫颈癌与表皮生长因子 (VEGF)、微血管密度(MVD)有良好的相关性[15-16],说明 Krans 值既能反映肿瘤微循环的通透性,也反映了微血管 密度和生长速度的改变,进而说明 K^{tars} 值可以用于评 价宫颈癌的诊断、鉴别诊断以及治疗疗效。V。值即血管 外细胞外间隙容积分数,反映的是每单位体积组织血管 外细胞外间隙的大小,本研究显示 V。值在宫颈癌病理分 级中无统计学差异。V。值在评价肿瘤方面差异较大,部 分研究显示 V。可以评估宫颈癌放化疗早期疗效^[4,17],部 分研究显示没有意义[18]。Tofts^[19]认为, V。值受病变周围 水肿影响而导致测量不稳定。V。反映平均增强血管密度, 对灌注血管敏感。部分研究显示, V。可以提示脊柱骨转 移放疗的疗效^[20]。本研究显示 V_e、V_p在宫颈癌高、中、 低分化组间无统计学差异,可能由于研究样本量小,有待 进一步大样本研究。

本研究也有一些局限性。第一,纳入研究的病例数 相对较少,尤其是中分化宫颈癌病例少,可能对研究结 果有一定影响,今后将纳入更多病例进一步研究。第二, 定量参数的准确性不仅受血流动力学模型选择的影响, 还受到对比剂种类、注射方案,扫描时间分辨率,扫描时 间及图像噪声水平的影响。

综上所述,Extended Tofts Linear 模型和 Extended Tofts 模型 DCE-MRI 得到的定量参数 K^{trans} 在宫颈癌的 病理分级中有一定价值,且前者的整体效能优于后者。 Extended Tofts Linear 模型可能是一种更加适用于宫颈 癌 DCE-MRI 研究的血流动力学模型。同时,两个模型 联合用于宫颈癌病理分级的鉴别价值优于单个模型灌 注参数的鉴别价值。

浙江医学 2021 年第 43 卷第 2 期

4 参考文献

- Rebecca L, Siegel, Kimberly D, et al. Cancer statistic[J]. CA Cancer J Clin, 2018, 68:7–30. DOI:10.3322/caac.21442.
- [2] Lee EY, Hui ES, Chan KK, et al. Relationship between intravoxel incoherent motion diffusion-weighted MRI and dynamic contrast-enhanced MRI in tissue perfusion of cervical cancers [J]. Journal of Magnetic Resonance Imaging, 2015, 42 (2):454–459. DOI:10.1002/jmri.24808.
- [3] Andersen EK, Hole KH, Lund KV, et al. Pharmacokinetic parameters derived from dynamic contrast enhanced MRI of cervical cancers predict chemoradiotherapy outcome[J]. Radiotherapy and Oncology, 2013, 107(1):117–122. DOI:10.1016/j.radonc.2012.11. 007.
- [4] Park JJ, Kim CK, Park SY, et al. Assessment of early response to concurrent chemoradiotherapy in cervical cancer: value of diffusion-weighted and dynamic contrast-enhanced MR imaging [J]. Magnetic Resonance Imaging, 2014, 32(8):993–1000. DOI:10.1016/ j.mri.2014.05.009.
- [5] Wang H, Su Z, Xiao X, et al. Dynamic Contrast-enhanced MR Imaging in Renal Cell Carcinoma: Reproducibility of Histogram Analysis on Pharmacokinetic Parameters[J]. Scientific Reports, 2016, 6:29146. DOI:10.1038/srep29146.
- [6] Duan C, Kallehauge JF, Bretthorst GL, et al. Are Complex DCE– MRI models supported by clinical data?[J]. Magnetic Resonance in Medicine, 2017,77(3):1329–1339. DOI:10.1002/mrm.26189.
- [7] Yankeelov TE, Cron GO, Addison CL, et al. Comparison of a Reference Region Model With Direct Measurement of an AIF in the Analysis of DCE–MRI Data[J]. Magnetic Resonance in Medicine, 2007, 57(2):353–361. DOI:10.1002/mrm.21131.
- [8] 李丽,赵振华,杨建峰,等.动态增强 MRI 定量灌注直方图参数对富 细胞型子宫肌瘤的诊断价值[J].中华放射学杂志,2018,52(11):852-857. DOI:10.3760/cma.j.issn.1005-1201.2018.11.008.
- [9] 郑静, 赵振华, 杨建峰, 等. 磁共振动态增强定量灌注参数在子宫肌瘤 病理分型中的应用[J]. 中华医学杂志, 2017, 97(15):1155–1159. DOI: 10.3760/cma.j.issn.0376–2491.2017.15.009.
- [10] Ctrdenas-Redriguez J, Howison CM, Pagel MD. A linear algorithm of the reference region model for DCE-MRI is robust and relaxes requirements for temporal resolution[J]. Magn Reson I-

maging, 2013, 31(4):497–507. DOI:10.1016/j.mri.2012.10.008.

- [11] Ewing JR, Bagher–Ebadian H. Model selection in measures of vascular parameters using dynamic contrast enhanced MRI: Experimental and clinical applications[J]. NMR Biomed,2013,26 (8):1028–1041. DOI:10.1002/nbm.2996.
- [12] Sourbron SP, Buckley DL. On the scope and interpretation of the Tofts models for DCE-MRI[J]. Magn Reson Med, 2011, 66(3), 735-745. DOI:10.1002/mrm.22861.
- [13] 贾龙威, 牛蕾, 马文帅, 等. 血流动力学双室模型 Extended Tofts Linear 在脑胶质瘤 DCE-MRI 渗透性定量分析的复测性及有效性 研究[J].磁共振成像, 2015, 8(6):571-574. DOI:10.3969/j.issn. 1674-8034.2015.08.003.
- [14] 孟欢,秦海燕. 宫颈癌 MR 成像研究进展[J].临床放射学杂志, 2017, 36(6):906–909. DOI:CNKI:SUN:LCFS.0.2017–06–039.
- [15] Gordon Y, Partovi S, Müller–Eschner M, et al. Dynamic contrast–enhanced magnetic resonance imaging: fundamentals and application to the evaluation of the peripheral perfusion[J]. Cardiovasc Diagn Ther, 2014, 4(2):147–164. DOI:10.3978/j.issn. 2223–3652.2014,03.01.
- [16] 王海屹, 叶慧义, 马林. 定量 MR 动态增强成像的机制及其在肿瘤学 方面的应用价值[J]. 中华放射学杂志, 2014, 48(3):261–264. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1005–1201.2014.03.028.
- [17] Jae-Hun Kim, Chan Kyo Kim. Dynamic contrast-enhanced 3-T

MR imaging in cervical cancer before and after concurrent chemoradiotherapy[J]. Eur Radiol, 2012, 2(11):2533–2539. DOI: 10.1007/s00330–012–2504–4.

- [18] Jesper FK, Kari T. Tracer kinetic model selection for dynamic contrast-enhanced magnetic resonance imaging of locally advanced cervical cancer[J]. Acta Oncol, 2014, 53(8):1064–1072. DOI:10.3109/0284186X.2014.937879.
- [19] Tofts PS. Modeling tracer kinetics in dynamic Gd–DTPA MR imaging[J]. J Magn Reson Imaging, 1997, 7(1):91–101. DOI:10.1002/ jmri.1880070113
- [20] Ewing JR, Bagher–Ebadian H. Model selection in measures of vascular parameters using dynamic contrast–enhanced MRI: experimental and clinical applications[J]. NMR Biomed, 2013, 26 (8):1028–1041. DOI:10.1002/nbm.2996.

(收稿日期:2020-04-18) (本文编辑:严玮雯)