

磁共振扩散加权成像联合动态增强在 乳腺良恶性病变鉴别诊断中的价值

王宇翔, 刘金芝, 刘欢, 马斯, 焦次来

(湖北省鄂州市中心医院 医学影像科, 湖北 鄂州, 436000)

关键词: 磁共振; 扩散加权成像; 动态增强; 乳腺癌

中图分类号: R 655.8 文献标志码: A 文章编号: 1672-2353(2017)01-136-03 DOI: 10.7619/jemp.201701046

以往鉴别诊断乳腺良恶性病变多采用乳腺钼靶 X 线、B 超等,但易导致误诊、漏诊的发生^[1-2]。磁共振(MRI)具有良好的软组织分辨能力,对鉴别诊断乳腺良恶性病变更为敏感。MR 动态增强(DCE-MRI)及扩散加权成像(DWI)等 MRI 新技术已逐渐应用于临床^[3-4],但二者联合应用鉴别诊断乳腺良恶性病变的文献报道相对较少。本研究探讨 DCE-MRI 联合 DWI 在乳腺良恶性病变鉴别诊断中的临床价值,现报告如下。

1 资料与方法

1.1 临床资料

选择本院 2012 年 2 月—2015 年 12 月住院行外科手术切除治疗的女性乳腺良恶性病变患者 57 例,年龄为 25~67 岁,经术后组织病理学检查均已确诊,其中恶性病变 25 例,包括浸润性导管癌 20 例,导管原位癌 3 例,浸润性小叶癌 2 例;良性病变 32 例,包括纤维腺瘤 23 例,增生性乳腺病 6 例,浆细胞性乳腺炎 3 例。排除标准:① MRI 检查前 1 周内实施乳腺病灶组织穿刺活检者;② 已采取新辅助化疗者;③ 因脂肪组织抑制不均匀,进而对乳腺病灶组织造成显著影响者;④ 因体内存在金属异物或运动产生伪影现象者。所有患者术前均行 DCE-MRI 及 DWI 检查。

1.2 检测方法

所有患者均使用 GE 1.5T 磁共振扫描仪(Signa Excite HD)进行检查,梯度场设置为 40 mT/m,切换率 = 150 T/(m·s);四通道乳腺专用表面线圈。DWI 选择平面回波序列(EPI):b 值分别设定为 0、1 000 s/mm²。DCE-MRI 选择 VIBRANT 序列,分别在造影剂(0.1 mmol/kg,钆喷替酸葡甲胺)注射前及注射后 0、1、2、3、4、5、

6 min 等时间点各扫描检查 1 次,采用高压注射器注射造影剂,注射速度为 2 mL/s。

1.3 图像后处理

扫描检查后采用 ADW4.3 图像处理工作站处理,根据乳腺 MR 影像报告与数据系统(BI-RADS MRI)分析乳腺良恶性病变患者形态学及血流动力学等方面的表现^[5],并测量 ADC 值。形态学的诊断要点为乳腺肿块形状、边缘及内部增强特征。选择 Functool 软件进行分析,将感兴趣区(ROI)置于病变增强最显著的区域,并绘制时间-信号强度曲线(TIC)。血流动力学的诊断要点为 TIC 类型(持续上升型、平台型、廓清型)、早期增强率、TIC 最大增强率和达峰时间。早期增强率采用 1 min 增强率予以计算。

1.4 ADC 值测量

采用 Functool 软件测量乳腺良恶性病变的 ADC 值,根据 MR 增强扫描图像准确进行定位,将 ROI 置于病变增强最显著的区域,要求 ROI 略小于乳腺病变,注意要尽量避免病变出现坏死或囊变等现象的区域,测量其平均 ADC 值;将 ROI 置于对侧正常乳腺腺体的致密区域,测量其平均 ADC 值作为对照。所有数据均测量 3 次,取平均值作为最终数值。

1.5 统计学分析

采用 SPSS 17.0 统计软件分析处理本研究数据资料,率比较采用 χ^2 检验,检验水准 $\alpha = 0.05$,以 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 乳腺良恶性病变 MRI 动态增强的形态学特征比较

乳腺良性病变 MRI 动态增强的形态主要以

类圆形为主(75.0%),边缘以光滑(71.9%)为主;恶性病变的形态主要以分叶形为主(60.0%),边缘以毛刺征(60.0%)为主。乳腺

良恶性病变 MRI 动态增强的形态学特征比较有明显差异($P < 0.05$),见表1。

表1 乳腺良恶性病变 MRI 动态增强的形态学特征比较[n(%)]

组别	例数	形态			边缘		
		分叶形	不规则形	类圆形	光滑	毛刺征	不规则
良性病变	32	2(6.3)	6(18.8)	24(75.0)	23(71.9)	2(6.3)	7(21.9)
恶性病变	25	15(60.0)*	7(28.0)	3(12.0)*	1(4.0)*	15(60.0)*	9(36.0)

与良性病变比较, * $P < 0.05$ 。

2.2 乳腺良恶性病变 TIC 曲线形态及分布比较

乳腺良性病变 TIC 曲线形态以 I 型(62.5%)为主,恶性病变以 III 型(76.0%)为主,差异有统计学意义($P < 0.05$),见表2。

表2 乳腺良恶性病变 TIC 曲线形态及分布比较[n(%)]

组别	例数	I 型	II 型	III 型	IV 型
良性病变	32	20(62.5)	7(21.9)	3(9.4)	2(6.3)
恶性病变	25	1(4.0)*	5(20.0)	19(76.0)*	0

与良性病变比较, * $P < 0.05$ 。

2.3 乳腺良恶性病变 ADC 值比较

$b = 1000 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ 条件下,取 ADC 值 = $1.195 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ 作为评价乳腺病变性质的界值,多数恶性病变 ADC 值 $< 1.195 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$,多数良性病变 ADC 值 $> 1.195 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$,差异有统计学意义($P < 0.05$),见表3。

表3 乳腺良恶性病变 ADC 值比较[n(%)]

ADC 值/($\times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$)	良性病变	恶性病变
> 1.195	26(81.3)	5(20.0)*
≤ 1.195	6(18.8)	20(80.0)*
合计	32	25

与良性病变比较, * $P < 0.05$ 。

2.4 磁共振动态增强、扩散加权成像及二者联合诊断乳腺良恶性病变比较

二者联合诊断乳腺良恶性病变的敏感性、特异性及准确性均显著高于磁共振动态增强、扩散加权成像单一诊断($P < 0.05$),见表4。

表4 磁共振动态增强、扩散加权成像及二者联合诊断乳腺良恶性病变比较 %

诊断手段	敏感性	特异性	准确性
动态增强	76.0	78.1	77.2
扩散加权成像	80.0	81.3	80.7
联合诊断	92.0*	90.6*	91.2*

与动态增强、扩散加权成像比较, * $P < 0.05$ 。

3 讨论

钆喷替酸葡甲胺(Gd-DTPA)对乳腺肿瘤组织无生物学方面的特异性,其在机体内随机分布需要充足的血供、血管通透性程度较好和一定的细胞外间隙^[6]。乳腺癌病灶组织血供较为丰富,当生长至某种程度或出现严重缺血缺氧等病理状态时,病灶内部可发生液化、坏死、钙化等病理改变,故多数乳腺恶性病灶组织呈不均匀强化表现,且呈浸润性生长,持续破坏周围正常组织,使得二者分界不清,在形态学特征方面表现为分叶形或不规则形,边缘则呈粗糙或毛刺征表现^[7]。良性病变组织中的成分简单,故多数呈均匀强化表现,边缘光滑,二者分界较清晰,但仅采用形态学作为判断乳腺病变良恶性的标准,极易导致误诊、漏诊的发生^[8]。本研究显示乳腺良性病变 MRI 动态增强的形态主要以类圆形为主(75.0%),边缘以光滑(71.9%)为主;恶性病变的形态主要以分叶形为主(60.0%),边缘以毛刺征(60.0%)为主,与上述研究相符,且少数良性病变表现为分叶形和边缘毛刺征,少数恶性病变表现为类圆形和边缘光滑。

乳腺恶性病变曲线表现为快进快出、迅速强化至峰值后下降、或者持续处于峰值平台水平的过程,属于上升下降型(III型)或上升平台型(II型)曲线,分析原因是造影剂通过病灶组织进入间质的量较少,而通过静脉快速流出的量较多,呈信号强度迅速降低的表现^[9]。乳腺良性病变则呈慢进慢出、持续强化或基本无强化等现象,其曲线属于持续上升型(I型)或平坦型(IV型)曲线,分析原因是造影剂进入间质的量较多,而通过静脉流出的量较少,局部信号强度呈居高不下,或持续升高的表现^[10]。本研究显示乳腺良性病变 TIC 曲线形态以 I 型(62.5%)为主,恶性病变以 III 型(76.0%)为主,差异有统计学意义($P < 0.05$),与上述研究相符。

DWI 是可观察活体水分子微观扩散运动的功能成像方法,通过量化分析 ADC 值,可准确推测乳腺病灶组织的良恶性^[11]。较多研究^[12]已证实,病灶组织内的细胞密度与 ADC 值存在密切相关性。由于恶性肿瘤组织增殖速度快,细胞之间结合紧密,细胞间隙较小,组织间液压力明显升高,导致机体内水分子活动受到明显限制,故 DWI 信号显著性增高,ADC 值明显下降^[13]。有研究^[14]通过病理检查发现,乳腺恶性病变、良性病变和正常乳腺组织的密度依次下降,故三者 ADC 值依次升高,因此乳腺良性病变的 ADC 值明显高于乳腺恶性病变。本研究结果显示,多数恶性病变 ADC 值 $< 1.195 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$,多数良性病变 ADC 值 $> 1.195 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$,差异有统计学意义($P < 0.05$),与上述研究结果相符。

参考文献

[1] 刘佩芳,鲍润贤. 发挥综合影像诊断优势提高乳腺癌的整体诊断水平[J]. 中华放射学杂志, 2012, 46(12): 1061-1065.
 [2] 安彦虹,叶兆祥,李弋,等. 乳腺影像报告和数据系统在国人女性乳腺癌筛查中的应用价值[J]. 中华放射学杂志, 2011, 45(4): 353-357.
 [3] 胡文娟,魏冉,王兰云,等. 乳腺 MR 扩散、灌注及动态增强成像诊断价值研究[J]. 临床放射学杂志, 2010, 29

(4): 452-454.
 [4] 路红,刘佩芳,叶兆祥,等. 扩散加权成像中不同扩散敏感系数对乳腺病变的诊断价值[J]. 临床放射学杂志, 2010, 29(3): 892-895.
 [5] American College of Radiology. Breast imaging reporting and data system atlas (BI-RADS atlas)[J]. American College of Radiology, 2003; 8-62.
 [6] 李敏. 乳腺动态增强 MRI 典型影像特征的诊断价值[J]. 中华保健医学杂志, 2010, 12(4): 331-332.
 [7] Sinha S, Lucas-Quesada F A, Sinha U, et al. In vivo diffusion weighted MRI of the breast: potential for lesion characterization[J]. J Magn Reson Imaging, 2002, 15(6): 693-704.
 [8] 张培平,邱维加,戴文海,等. MRI 动态增强曲线结合 DWI 对乳腺癌的诊断价值[J]. 放射学实践, 2011, 26(9): 957-960.
 [9] 梅莉,郑建刚,王开香,等. MRI 动态增强扫描对乳腺纤维腺瘤和乳腺癌的诊断价值[J]. 实用临床医药杂志, 2013, 17(5): 136-138.
 [10] 赵合保,赵向荣,李保卫,等. 乳腺 MR 动态增强技术联合扩散加权成像的临床应用价值[J]. 中国实验诊断学, 2013, 17(8): 1429-1431.
 [11] 徐光炎,金琼英,沈巨峰,等. MRI 动态增强联合 DWI 对乳腺良恶性病变的鉴别[J]. 中国中西医结合外科杂志, 2012, 18(2): 130-133.
 [12] 赵斌,蔡世峰,高佩虹,等. MR 扩散加权成像鉴别乳腺良恶性病变的研究[J]. 中华放射学杂志, 2005, 39(5): 497-500.
 [13] 胡文娟,魏冉,王兰云,等. 乳腺 MR 扩散、灌注及动态增强成像诊断价值研究[J]. 临床放射学杂志, 2010, 29(4): 452-456.
 [14] 郭勇,王辅林,蔡幼铨,等. 乳腺肿瘤表观弥散系数与组织细胞密度相关性研究[J]. 中国医学影像学杂志, 2002, 10(4): 241-243.

(上接第 135 面)

脑缺血后白质纤维的髓鞘崩解、坏死等病理过程动态反映出来,梗死灶随着时间的延长进一步发展,白质纤维束在脑组织坏死、软化的情况下中断,能够对脑卒中晚期患者白质纤维束分级主要在 1 级、3 级分布的原因进行初步解释。通过对比分析纤维束分级和肢体运动功能评分(FMS2)发现,CST 的 DTT 分级受到患者运动功能恢复的直接而深刻的影响,治疗后的 FMS 评分随着 DTT 分级的提升而降低,说明患者治疗后运动功能在纤维束破坏、中断下缺乏良好恢复。

参考文献

[1] 吴江,贾建平,崔丽英. 神经病学[M]. 北京:人民卫生出版社, 2010: 159.
 [2] 张霞,邢悦,张芸,等. 弥散张量成像技术在缺血性脑卒中的应用[J]. 四川大学学报:医学版, 2009, 40(3): 551-554.
 [3] 中华医学会神经病学分会脑血管病学组急性缺血性脑卒中诊治指南撰写组. 中国急性缺血性脑卒中诊治指南 2010[J]. 中华神经科杂志, 2010, 43(2): 146-152.
 [4] 肖慧,陈自谦,张碧云,等. 三维纤维束示踪成像评价急性脑卒中患者皮质脊髓束损伤的意义[J]. 中国临床康复, 2006, 10: 70-72.
 [5] 丁庆国,陈振湖,路永明,等. 弥散张量成像在胶质瘤分级中的应用价值初探[J]. 中国医学影像学杂志, 2007, 5(2): 10-12.

[6] Danielian L E, Iwata N K, Thomasson D M, et al. Reliability of fiber tracking measurements in diffusion tensor imaging for longitudinal study[J]. Neuroimage, 2010, 49(2): 1572-1580.
 [7] Jang S H, Kim K, Kim S H, et al. The relation between motor function of stroke patients and diffusion tensor imaging findings for the corticospinal tract[J]. Neurosci Lett, 2014, 572: 1-6.
 [8] 白璐娜,高思佳,王永峰,等. DTI 在脑卒中患者康复治疗前后皮质脊髓束损伤与临床预后的相关性研究[J]. 中国临床医学影像杂志, 2012, 23(11): 761-765.
 [9] Jang S H, Kim S H, Cho S H, et al. Demonstration of motor recovery process in a patient with intracerebral hemorrhage[J]. Neurorehabilitation, 2007, 22(2): 141-145.
 [10] Heiss W D, Kidwell C S. Imaging for prediction of functional outcome and assessment of recovery in ischemic stroke[J]. Stroke, 2014, 45(4): 1195-1201.
 [11] 刘树学,王本国,莫雪玲,等. 磁共振弥散张量成像(DTI)在脑卒中皮质脊髓束损伤与运动功能转归相关性中的应用研究[J]. 中国 CT 和 MRI 杂志, 2011, 10(1): 28-31.
 [12] Austin M W, Ploughman M, Glynn L, et al. Aerobic exercise effects on neuroprotection and brain repair following stroke: A systematic review and perspective[J]. Neurosci Res, 2014, 87: 8-15.
 [13] Chen L F, Fang J Q, Wu Y Y. Motor dysfunction in stroke of subacute stage treated with acupuncture: multi-central randomized controlled study[J]. Zhongguo Zhen Jiu, 2014, 34(4): 313-318.
 [14] Stinear C M, Petoe M A, Anwar S, et al. Bilateral priming accelerates recovery of upper limb function after stroke: a randomized controlled trial[J]. Stroke, 2014, 45(1): 205-210.