

弥散加权成像技术在实体恶性肿瘤治疗评估中的应用

李耀志

(广西梧州市红十字会医院 磁共振室, 广西 梧州 543002)

摘要:目的 探讨弥散加权成像技术在实体恶性肿瘤治疗评估中的价值。方法 对 100 例实体恶性肿瘤患者进行随访及评估, 于治疗前、治疗后一个月分别进行磁共振检查, 对肿瘤最大径和 ADC 值进行测量, 分析最大径线和 ADC 值动态变化及实体恶性肿瘤治疗之间关系。结果 PR 组: ADC 值治疗前及治疗后一个月测量值分别为 $(0.93 \pm 0.09) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ 、 $(1.21 \pm 0.17) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$, SD 组 ADC 值治疗前及治疗后一个月测量值分别为 $(0.93 \pm 0.09) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ 、 $(1.15 \pm 0.17) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ 。结论 弥散加权成像技术可以用于实体恶性肿瘤治疗临床评估。

关键词: 恶性肿瘤; 磁共振弥散成像; 治疗评估

中图分类号: R73

文献标识码: B

DOI: 10.19613/j.cnki.1671-3141.2018.70.137

本文引用格式: 李耀志. 弥散加权成像技术在实体恶性肿瘤治疗评估中的应用[J]. 世界最新医学信息文摘, 2018, 18(70): 171-172.

0 引言

对恶性肿瘤治疗的疗效评价在临床治疗工作起着至关重要的作用, 评估的质量及结果会影响在行的治疗方案以及方案的调整, 并且对患者生存质量预估和评价也产生重要的影响。在过去, 临床医生是通过治疗后实体肿瘤的形态变化来判断治疗的疗效, 其观察周期长, 影像学变化响应慢, 并且准确率低, 这些弊端限制了医生采用影像学的手段来评估临床疗效, 由此而衍生了需要新的疗效评价方式来帮助临床医生更快、更好的评估疗效。本文主要探讨的是通过磁共振弥散加权成像技术 (Diffusion-weighted magnetic resonance imaging, DWI) 获得评估参数, 与恶性肿瘤的疗效评估参数来比较, 从而评价磁共振弥散加权成像技术用于实体恶性肿瘤疗效评价的可行性以及可靠性。

1 资料与方法

1.1 一般资料。选取 2010 年 5 月至 2018 年 5 月在我院就诊的实体恶性肿瘤患者共计 100 例, 其中男 63 例、女 37 例; 入组患者年龄在 18-76 岁, 平均 45.3 岁。所有入选的实体恶性肿瘤患者均获得病理学检查的证实, 并且签署知情同意书。

1.2 方法。应用 Siemens Novus 1.5 T、3.0 T 磁共振扫描机, 于治疗前、治疗后一个月分别进行磁共振扫描检查, 采用检查的序列包括 T1WI、T2WI 平扫、T1WI 增强, 以及弥散加权成像, 采用 MR 拷贝软件功能来保证各层面的一致性, 对肿瘤 ADC 值以及肿瘤的最大径分别进行测量。其中采用的弥散成像技术使用的是 TSE-EPI 技术, 选取扩散敏感系数为 $b=1000 \text{ s/mm}^2$; TR/TE: 3400/98 ms; 层厚: 5 mm, 扫描时间: 36 s。

1.3 分组 根据 RECIST 标准^[1], 将入选的患者分四组: ① CR (complete response) 组: 肿瘤完全消失, 共计 9 例; ② PR (partial response) 组: 肿瘤最大径减小不少于 30%, 共计 23 例; ③ SD (stable disease) 组: 肿瘤最大径变化介于 PR 与 PD 之间, 共计 3 例; ④ PD (progressive disease) 组: 肿瘤最大径增长不少于 20%, 无。本文研究中, 比较治疗前和治疗后一个月所测得的肿瘤最大径, 计算肿瘤最大径的缩小率: 肿瘤最大径缩小率 = (治疗前最大径 - 治疗后最大径) / 治疗前最大径 $\times 100\%$ 。

1.4 统计学分析。本研究使用 SPSS 13.0 统计软件, 进行 t 检验, $P < 0.05$ 为有统计学差异。

2 结果

PR 组治疗前、治疗后一个月 ADC 值分别为 $(0.93 \pm 0.09) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ 、 $(1.21 \pm 0.17) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$, 差异有统计学意义 ($P < 0.05$)。

SD 组治疗前、治疗后一个月 ADC 值分别为 $(0.93 \pm 0.09) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ 、 $(1.15 \pm 0.17) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$, ADC 值出现逐步升高, 但升高幅度较小。

3 讨论

3.1 磁共振弥散加权成像技术对实体恶性肿瘤进行疗效评估的理论基础。磁共振弥散加权成像 (DWI) 与常规磁共振成像 (MRI) 不同, 它的基础是水分子运动。而通过人体内水分子的布朗运动成像的技术即磁共振弥散加权成像技术, 通过水分子的运动情况来反应组织结构的病理生理状态。DWI 是一种 TSE-EPI 序列, 其信号强度由 2 种因素决定: ①自旋-自旋; ②扩散^[2]。扩散运动受到组织的结构、组织大分子、细胞内细胞器、细胞内外水的粘滞度与比例、细胞膜通透性、温度及涡电流的影响^[3]。当人体发生恶性肿瘤时, 人体正常组织被肿瘤组织破坏, 并取代正常组织结构的功能。出现肿瘤细胞增多、排列紧密^[4]。同时, 肿瘤细胞的细胞外容积较正常细胞明显减少, 从而导致细胞外间隙减小。从细胞形态上, 肿瘤细胞核大, 核异型性高, 核浆比高, 细胞内间隙小; 就恶性肿瘤内的血管分布而言, 瘤内出现动静脉短路、血管走行紊乱、狭窄。上述所有因素是导致恶性肿瘤中水分子扩散运动受限的因素, 最终引起 DWI 信号升高。就上述分析的情况显示, 肿瘤细胞数量增加是 DWI 信号增高的主要原因。由此可以得出结论, DWI 信号强度的升高, 反应组织细胞数量的增多以及结构变化, 升高的程度间接反应生理状态变化的程度, 从而判断恶性肿瘤的恶性程度。

3.2 弥散系数 (diffusion coefficient, D) 计算公式: $\ln S(TE, G) / S(TE, 0) = -bDS$ 弥散系数直接反映组织的扩散特性。如公式, DWI 的信号强度与弥散系数 (D) 呈负指数关系。水分子在细胞外间隙的移动受到诸多因素的影响, 如液压、浓度、渗透压、体温及细胞外间隙等。在体内, 还受到部分正常生理活动的影响, 如呼吸、心脏搏动、脑脊液搏动等。Le Bihan 提出了用表观弥散系数 (apparent diffusion coefficient, ADC) 来描述人体中 DWI 的弥散状况, 即 DWI 信号强度越强, 相应的 ADC 值越小, 代表了水分子弥散受限。因而, 通过 ADC 值的变化情况, 可以从量化的角度来评价恶性肿瘤的恶性程度, 为临床对恶性肿瘤疗效评估提供定量

标准。

3.3 本文的研究中观察到,ADC 值升高的幅度在 4 组病例中存在差异:CR 组 >PR 组 >SD 组。即疗效越好,ADC 值变化幅度越大,反之亦然。根据此结果,通过观察 ADC 值变化趋势和幅度,可以实现对肿瘤治疗疗效的动态监测和评估。

4 总结

磁共振弥散加权成像技术可以对实体恶性肿瘤的恶性程度及治疗效果进行评估,但仍存在有以下的不足:①B 值(梯度因子)影响:B 值主要反映的是局部组织的微循环血流灌注,但测得的生物组织中的 ADC 值常常高于预测值,并且 B 值不统一,各种肿瘤病灶的 ADC 值也存在不同的差异。②某些含水量较多的恶性肿瘤的转移灶(如囊性卵巢癌),其 ADC 值会出现一定的重叠。③EPI 序列对主磁场的均匀性要求高,易产生伪影,从而引起图像变形,进而影响图像质量及 ADC 的测量结果。

虽然弥散加权成像的技术具有一定的局限性,并且推广

的标准不统一,但因表现出来的 ADC 值与治疗效果呈正相关,故而只要统一部分的技术、应用参数(例如:同一患者的疗效应该应在同一台机器上获得的数据上进行评估、采用相同序列参数进行疗效评估),单位本身有就自己的诊断阈值。

综上所述,磁共振弥散加权成像技术对恶性肿瘤进行动态变化观察以及治疗疗效评估存在有一定的指导意义和价值,能为临床提供分子功能学的量化评价指标。

参考文献

- [1] 李虎子,贾英杰,孔凡铭,等.改良 RECIST 标准更适用经 TACE 治疗的肝癌患者的预后评价[J].介入放射学杂志,2016,25(01):29-33.
- [2] 韩鸿宾,王俭,谢敬霞.高扩散敏感系数扩散加权像异常高信号疾病的鉴别诊断[J].中华放射学杂志,2002,36:812-816.
- [3] 陈晓兰,秦树佩,杨建新.微小 RNA 与乳腺癌细胞的增殖和转移[J].国际肿瘤学杂志,2012,39(4):265-268.
- [4] 姜文娟,程继荣,邵国安.恶性肿瘤骨转移治疗的进展[J].肿瘤基础与临床,2013,26(02):174-177.

(上接第 169 页)

一种能够反映活体组织病理生理、生化变化的无创诊断技术,胶质瘤复发时,崩解的细胞膜及细胞器中会释放出胆碱,检查显示 Cho 峰升高,而由于胶质瘤细胞呈浸润性生长,会破坏神经细胞,检查显示 NAA 峰降低;而在放射性脑损伤病例中,细胞增殖正常,虽然有 Cho 升高和 NAA 峰减低的情况,但变化较小,二者区别较大,诊断正确率较高。弥散加权成像(DWI)同样能够有效区分两种病症,而且能够在活体组织上测量水分子扩散运动,并生成图像,借此观察细胞生理生化情况,胶质瘤组织中细胞排列紧密,会限制细胞内水分子的扩散,ADC 水平与胶质瘤级别成反比;而在放射性损伤病例中,组织细胞坏死、液化,会使得细胞间隙增大,水分子扩散运动更为活跃,ADC 值升高。

此次试验中,胶质瘤复发及放射性脑损伤患者接受 MRI 检查后,两组在 ADC、Cho/Cr、Cho/NAA 及 NAA/Cr

等检查参数上有着显著的差异($P < 0.05$)。综上所述:氢质子磁共振波谱、弥散加权成像等磁共振功能成像新技术能够有效区分胶质瘤术后放射性脑损伤及胶质瘤复发,有着较高的临床应用价值。

参考文献

- [1] 胡兰花,于韬,徐婷婷,等.动态磁敏感对比增强 MRI 和动态对比增强 MRI 鉴别诊断胶质瘤复发和放射性脑损伤[J].中国医学影像技术,2017,33(01):11-16.
- [2] 王继民,叶向阳,赵伟,等.磁共振动脉自旋标记成像对鼻咽癌放疗后颞叶早期放射性脑损伤的诊断价值[J].实用临床医药杂志,2016,20(15):196-197.
- [3] 张洪波,杨睿,樊中营,等.常规磁共振成像及磁共振波谱对胶质瘤术后复发和放疗后脑损伤的诊断价值[J].中国临床保健杂志,2015,18(01):91-92.

(上接第 170 页)

3 讨论

当前在对肾细胞癌患者诊断时,影像学诊断为最常见的方法,并且也已经过较长时间,发展比较成熟^[3]。而在影像学诊断类型中,CT 是较常见的一类,也可比较准确的判定患者分型以及分期。

本研究显示,T₁ 期 38 例、T₂ 期 30 例、T₃ 期 10 例、T₄ 期 4 例。在分型上,肾透明细胞癌 42 例、多房囊性肾细胞癌 20 例、乳头状癌 13 例、色细胞癌 7 例。通过将 CT 诊断结果和病理诊断结果对比后显示,其分期的差异无统计学意义,分型差异有统计学意义。

综上所述,在对肾细胞癌患者实施临床诊断时,使用早期 CT 的方法能够取得较好诊断效果。但需要注意的是,CT 虽可准确显示出患者的临床分期,但在病理分型上仍和实际

病情有较大差异。因此在临床诊断时,需注意到将各类不同肾细胞癌进行更加严密的观察,分析 CT 图像的特征,从而取得明显更佳的诊断效果。

参考文献

- [1] 罗厚丽,叶兆祥,李绪斌,等.乏脂性肾血管平滑肌脂肪瘤与非透明细胞肾癌的多层 CT 鉴别诊断[J].临床放射学杂志,2016,35(4):575-579.
- [2] 刘学玲,邹新农,陈宏伟,等.多排螺旋 CT 动态增强扫描对乳头状肾细胞癌与嫌色细胞肾癌的鉴别诊断价值[J].中华肿瘤杂志,2015,37(1):52-56.
- [3] 张勇,马健,张旭辉,等.多层 CT 在诊断乏脂性肾血管平滑肌脂肪瘤和非透明细胞肾癌中的临床价值[J].中国 CT 和 MRI 杂志,2016,14(11):79-81.