

能谱纯化技术在降低CT引导下肺肿瘤微波消融术中辐射剂量的应用研究

张梁, 沈加林, 王军, 江金华

上海交通大学医学院附属仁济医院 肿瘤介入科, 上海 200127

[摘要] 目的 探讨使用能谱纯化技术降低CT引导下肺肿瘤微波消融术 (Microwave Ablation, MWA) 中辐射剂量的可行性及其临床应用价值。方法 连续纳入我院因诊断为肺部恶性肿瘤需行CT引导下肺肿瘤MWA的患者60名, 并随机分为实验组 (n=30, 采用能谱纯化技术扫描, 扫描电压为Sn100 kV, 参考电流为96 mAs) 和对照组 (n=30, 采用常规扫描技术, 扫描电压为120 kV, 参考电流为94 mAs)。其余扫描及重建参数相同。比较两组间主动脉CT值, 图像噪声, 信噪比 (Signal to Noise Ratio, SNR), 主观图像质量评分, 医生操作时间以及两组患者所受的辐射剂量。结果 60名患者均成功在CT引导下完成肺肿瘤MWA。实验组的图像噪声显著高于对照组 [(13.80 ± 1.71) 分 vs. (7.28 ± 1.23) 分, $P < 0.001$], 而SNR低于对照组 [(2.02 ± 0.32) 分 vs. (3.83 ± 0.57) 分, $P < 0.001$]。两组间主动脉CT值、主观图像质量评分及操作时间均无统计学差异 [(43.21 ± 4.45) 分 vs. (45.56 ± 5.86) 分, $P = 0.605$; (3.37 ± 0.61) 分 vs. (3.68 ± 0.58) 分, $P = 0.194$; (22.69 ± 6.02) min vs. (21.93 ± 4.63) min, $P = 0.687$]。实验组患者所受的总辐射剂量为 (0.89 ± 0.44) mSv, 显著低于对照组的 (8.53 ± 4.26) mSv, $P < 0.001$ 。结论 能谱纯化技术可以在保证图像质量和不增加操作时间的前提下, 大幅降低CT引导下肺肿瘤MWA中患者所受的辐射剂量。

[关键词] 微波消融术; 能谱纯化技术; 辐射剂量; 低剂量CT; 肺恶性肿瘤

Clinical Value of Spectral Shaping Technology in Reducing the Radiation Dose of CT-guided Lung Tumor Microwave Ablation

ZHANG Liang, SHEN Jialin, WANG Jun, JIANG Jinhua

Department of Oncology Interventional Therapy, Renji Hospital, School of Medicine, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200127, China

Abstract: Objective To investigate the feasibility and clinical application value of spectrum purification technology to reduce the radiation dose in CT guided microwave ablation (MWA). Methods A total of 60 patients who were diagnosed as pulmonary malignant tumor and needed to undergo MWA guided by CT were selected and randomly divided into experimental group (n=30, scanning with energy spectrum purification technology, scanning voltage of sn100 kV, reference current of 96 mAs) and control group (n=30, using conventional scanning technology, scanning voltage was 120 kV, reference current was 94 mAs), while the other scanning and reconstruction parameters were the same. The aortic CT value, image noise, signal to noise ratio (SNR), subjective image quality score, doctor operation time and radiation dose received by the two groups were compared. Results All patients successfully completed MWA guided by CT. The image noise of the experimental group was significantly higher than that of the control group [(13.80±1.71) vs. (7.28±1.23), $P < 0.001$], while the SNR was lower than that of the control group [(2.02±0.32) vs. (3.83±0.57), $P < 0.001$]. There was no significant difference in aortic CT value, subjective image quality score and operation time between the two groups [(43.21±4.45) vs. (45.56±5.86), $P = 0.605$; (3.37±0.61) vs. (3.68±0.58), $P = 0.194$; (22.69±6.02) min vs. (21.93±4.63) min, $P = 0.687$]. The total radiation dose of the experimental group was (0.89 ± 0.44) mSv, which was significantly lower than that of the control group (8.53 ± 4.26) mSv, $P < 0.001$. Conclusion The use of energy spectrum purification technology can greatly reduce the radiation dose received by patients in lung tumor MWA under CT guidance while ensuring image quality and not increasing operating time.

Key words: microwave ablation; spectral shaping technology; radiation dose; low dose CT; lung cancer

[中图分类号] R318

[文献标识码] A

doi: 10.3969/j.issn.1674-1633.2020.10.035

[文章编号] 1674-1633(2020)10-0155-05

引言

近年来, 微波消融术 (Microwave Ablation, MWA) 广

泛应用于各种肺部肿瘤的治疗, 相比于其他的热消融技术, MWA 具有消融时间短、消融范围大, 受血流灌注影响小, 局部复发率低等优势^[1-2]。CT 是目前肺肿瘤热消融最常用和最准确的影像引导手段^[3-4]。然而, 消融操作过程中反复多次的局部扫描会使患者受到过高的辐射暴露^[5-6]。因此,

收稿日期: 2020-07-31

通信作者: 沈加林, 主任医师, 教授, 主要研究方向为恶性肿瘤的微创介入治疗。

通信作者邮箱: jialinshen123@163.com

降低患者肺肿瘤 MWA 中所受的辐射具有重要的临床意义。

随着 CT 扫描技术的革新,各种低剂量扫描技术越来越多的应用于临床,以减少患者在 CT 检查中所受的辐射剂量^[7-9]。其中,能谱纯化技术已经被证实可以大幅降低胸部 CT 平扫患者所受的辐射剂量以及抑制线束硬化伪影^[10-12]。然而,目前尚无研究表明能谱纯化技术是否可以应用于 CT 引导下肺肿瘤 MWA 中,以降低患者所受的辐射剂量。因此,本研究拟通过比较能谱纯化技术与常规剂量扫描下 CT 引导下肺肿瘤 MWA 中图像质量,操作时间,辐射剂量等指标,明确能谱纯化技术在降低 CT 引导下肺肿瘤 MWA 中辐射剂量的可行性及临床应用价值。

1 资料与方法

1.1 研究对象

2019 年 3 月至 2020 年 3 月,连续纳入我院诊断为肺部恶性肿瘤需行 CT 引导下肺肿瘤 MWA 的患者 60 名。使用随机数表法将 60 名患者随机分为实验组和对照组,每组 30 例。记录两组患者的年龄、性别、体质量指数 (Body Mass Index, BMI)、肿瘤病理类型、病变特征、操作时间等信息。本研究方案已经医院伦理委员会审查批准,所有患者均签署实验知情同意书。

1.2 检查方法

首先根据患者先前影像学资料选择合适的体位并进行病灶局部扫描,以确定最佳的体表穿刺点和进针角度。在患者体表进行穿刺点标记,常规消毒铺单及局部麻醉后,采用逐步进针法使用微波消融针穿刺靶病灶,并通过多次病灶局部扫描,调整消融针方向及深度,直至达到满意的消融位置并进行消融。消融结束后,进行全肺扫描(包括肺尖至肺底范围),以确定有无即刻气胸,出血等并发症的发生。所有肺肿瘤消融患者于术后第二天行胸部平片检查以明确有无延迟性气胸发生。

所有扫描均使用第三代西门子双源 CT。实验组扫描电压为 Sn100 kV,启用自动管电流调制技术,参考值 96 mAs。对照组扫描电压为 120 kV,启动 CARE Dose 4D,参考值 94 mAs。其余扫描及重建参数相同:准直为 2 mm×96 mm×0.6 mm、螺距 1.2、转速 0.5 s/圈。所有图像原始数据重建软组织窗(卷积核:B30f)、肺窗(卷积核:B60f);重建层厚 2 mm,间隔 1.5 mm。使用 ADMIRE 迭代强度 3 进行迭代重建。

1.3 图像分析

客观图像质量评价:所有患者的图像传输到工作站进行测量,使用消融结束后全肺扫描的纵隔窗图像进行测量,胸主动脉层面画圆形感兴趣区(大小为 2 cm²,避开明显钙化、软斑块和硬化伪影)测量血管的平均 CT 值。使用相同大小的感兴趣区测量同一层面的图像噪声(胸壁外空气的 CT

值的标准差),并计算图像信噪比(Signal to Noise Ratio, SNR),具体计算公式为:SNR=血管的 CT 值/背景噪声。

主观图像质量评价:对患者信息和扫描参数进行隐藏后,采用双盲法评估,由 2 名资深介入科医师对各组检查获得的肺窗和纵隔窗图像做出主观评价,按照肺纹理和肺内病变显示的清晰程度以及消融针的线束硬化伪影程度对图像进行 4 级分级打分,评分标准为:4 分即双肺纹理及肺内病变显示清晰,无线束硬化伪影存在干扰,图像能提供充分的消融定位信息;3 分即双肺纹理及肺内病变显示较清晰,有轻度线束硬化伪影存在,图像能提供足够的消融定位信息;2 分即双肺纹理及肺内病变显示欠清晰,有较严重的线束硬化伪影存在,图像提供的消融定位信息不足。1 分即双肺纹理及肺内病变无法清晰显示,线束硬化伪影重,图像完全不能提供消融定位信息。

1.4 辐射剂量评估

将所有患者扫描结束后产生的每次病灶局部扫描的管电压、管电流、容积 CT 剂量指数(Volumetric CT Dose Index, CTDI_{vol})、剂量长度乘积(Dose Length Product, DLP)记录下来,按照公式算出有效剂量(Effective Radiation Dose, ED)值:ED=DLP×k(k=0.014 mSv/[mGy×cm])^[13],并计算出每个患者在整个消融过程中所受的总体辐射剂量及每次病灶局部扫描的辐射剂量。

1.5 统计学方法

使用 SPSS 13.0 软件进行统计学分析。采用独立样本 *t* 检验评价两组患者的年龄、BMI、辐射剂量、操作时间等指标的差异,以及两组图像的 CT 值、图像噪声、信噪比的差异。采用 χ^2 检验比较两组间性别构成比等比例资料的差异。采用 Wilcoxon signed-rank 检验,比较图像质量主观得分。2 名医师关于图像质量的主观评价的一致性使用 *k* 统计数据。*k* 值小于 0.20 表示较差相关性;*k* 值为 0.21~0.40 表示一般相关性;*k* 值 0.41~0.60 表示中等的相关性;*k* 值 0.61~0.80 表示较好的相关性;*k* 值 0.81~1.00 显示良好的相关性。*P* 值小于 0.05 认为有统计学差异。

2 结果

2.1 研究对象

60 名患者均成功在 CT 引导下完成肺肿瘤 MWA,无严重消融并发症及死亡发生。60 名患者的基本信息如表 1 所示,两组间患者在年龄、性别、BMI、扫描体位、病理类型分布、病变基本特征等方面均无统计学差异(*P* 值均大于 0.05)。另外,实验组和对照组患者在消融操作过程中,医生操作时间和局部病灶扫描次数亦无统计学差异。

2.2 图像分析结果

两名介入科医生(分别有 5 年和 10 年的影像介入工作经验)对图像质量评价的一致性良好(*k*=0.733)。两

表1 两组患者基本特征, 病变特征以及医生操作时间等方面的比较

特征	实验组 (n=30)	对照组 (n=30)	P 值
性别/(男/女)	15/15	17/13	0.604
年龄/岁	64.58±9.50	66.27±10.73	0.611
BMI/(kg/m ²)	23.02±3.20	22.35±3.68	0.558
靶病灶直径/cm	2.19±1.39	2.23±1.05	0.923
靶病灶位置/(中上叶/下叶)	21/9	19/11	0.583
靶病灶密度			0.872
磨玻璃	8	9	
混合	5	6	
实性	17	15	
靶病灶病理类型			0.830
鳞癌	3	2	
腺癌	20	22	
转移瘤	7	6	
扫描体位			0.777
仰卧	18	20	
俯卧	6	4	
侧卧	6	6	
手的位置			0.857
置于头侧	12	14	
置于身体两侧	14	12	
一手头侧, 一手身旁	4	4	
病变距离胸膜的距离(包括距离叶间胸膜)/cm	0.84±0.96	0.83±1.10	0.981
病变距离支气管的距离/cm	2.79±1.72	2.58±2.16	0.944
操作时间/min	22.69±6.02	21.93±4.63	0.687
靶病灶局部扫描次数/次	4.07 (2~7)	4.00 (2~7)	0.910

注: $P<0.05$ 表示存在统计学差异。

组患者图像质量的分析结果如表2所示。实验组的图像噪声显著高于对照组, 图像的 SNR 低于对照组, 均有统计学差异 (图1)。而两组间图像的 CT 值以及主观评分均无统计学差异。

表2 两组患者图像质量的分析

指标	实验组 (n=30)	对照组 (n=30)	P 值
主动脉 CT 值	43.21±4.45	45.56±5.86	0.605
图像噪声	13.80±1.71	7.28±1.23	<0.001
信噪比	2.02±0.32	3.83±0.57	<0.001
主观评分	3.37±0.61	3.68±0.58	0.194

注: $P<0.05$ 表示存在统计学差异。

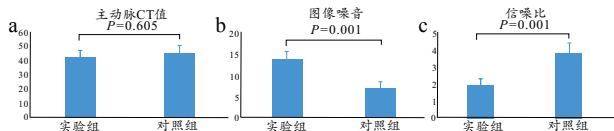


图1 两组患者客观图像质量比较

注: a. 主动脉 CT 值; b. 图像噪声; c. 信噪比。

2.3 辐射剂量

实验组实际扫描的电流值为 (165.50 ± 98.14) mAs, 显著高于对照组的 (103.43 ± 46.76) mAs ($P=0.033$)。

两组患者在肺肿瘤 MWA 中所受的辐射剂量比较如表3所示。实验组患者所受辐射剂量 (无论是局部病灶扫描辐射剂量还是总体辐射剂量) 显著低于对照组 (P 值均小于 0.05)。相比于对照组, 实验组患者所受的辐射剂量下降约 90%。图2所示实验组患者在消融过程中的图像质量及辐射剂量。

表3 两组患者肺肿瘤MWA所受辐射剂量的比较

指标	实验组 (n=30)	对照组 (n=30)	P 值
单次局部病灶扫描剂量			
CTDI _{vol} /mGy	0.63±0.37	7.23±4.06	<0.001
DLP/mGy·cm	6.62±3.30	77.37±39.89	<0.001
ED/mSv	0.09±0.05	1.08±0.56	<0.001
总辐射剂量			
CTDI _{vol} /mGy	5.15±2.99	46.98±19.65	<0.001
DLP/mGy·cm	63.83±31.89	609.22±304.63	<0.001
ED/mSv	0.89±0.44	8.53±4.26	<0.001

注: $P<0.05$ 表示存在统计学差异。

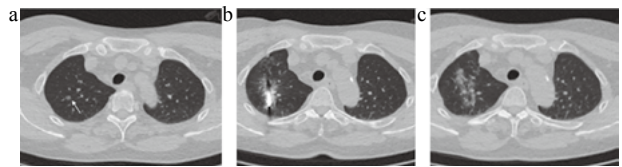


图2 实验组患者在消融过程中的图像质量及辐射剂量

注: 62岁女性患者, 身高1.60 m, 体重70 kg, BMI 27.34 kg/m²。右肺上叶磨玻璃密度结节, 病理结果为肺腺癌。入组本研究实验组行肺肿瘤 MWA。该患者单次局部病灶扫描辐射剂量为 0.16 mSv, 消融术中总体辐射剂量为 0.71 mSv。a. 术前局部病灶扫描清晰显示磨玻璃密度结节 (箭头); b. 穿刺过程中消融针穿刺到满意的消融位置; c. 消融术后即时全肺扫描图像, 显示病灶完全被磨玻璃晕环所覆盖, 穿刺道少量出血。

3 讨论

本研究首次将能谱纯化技术应用于 CT 引导下的肺肿瘤 MWA 中, 研究结果表明与常规剂量扫描方案相比, 能谱纯化技术扫描方案可以降低 MWA 中约 90% 的辐射剂量, 而不影响图像质量和增加手术操作时间。

CT 是肺肿瘤 MWA 治疗最主要的引导手段, 具有定位精确、及时发现并发症和评估疗效的优点^[14]。CT 密度分辨率高, 能显示病灶横断面位置, 清楚显示心脏、大血管与病灶的关系, 可以避免损伤到心脏大血管、气管、食管等重要结构。然而, 辐射剂量是 CT 引导下介入操作中亟需解决的难题^[15-16]: 由于肺存在自主呼吸运动, 同时肺组织血运丰富, 导致了肺部肿瘤 MWA 具有穿刺定位的困难, 常需要多次对病灶局部进行扫描, 以确定微波消融针的到达满意的消融位置以及评估术后是否有出血、气胸等并发症的发生。反复多次的扫描会使患者受到过高的辐射暴露。据报道, 患者在肺消融过程中所受到的平均辐射剂量 DLP 可高达 1004 mGy·cm^[5]。在本研究中, 对照组患者所受的辐

射剂量 DLP 为 609 mGy·cm, 已经大幅低于文献报道数值, 而且使用能谱纯化技术后, 实验组患者所受辐射剂量进一步下降, 平均 DLP 仅为 63.83 mGy·cm。

能谱纯化技术是近年来新出现的一种肺部 CT 低剂量扫描技术, 通过将一块 0.6 mm 厚的锡过滤板移动到 X 线管前的 X 射线束准直器中, 从而过滤掉 X 线束中能量 <30 keV 的低能射线, 可将 100 kV 的射线的平均能量从 66.4keV 提高到 78.7 keV, 使射线具有更好的穿透性, 可以在保证图像质量的前提下, 大幅降低患者所受的辐射剂量^[17]。已经有研究表明, 使用能谱纯化技术进行肺部低剂量扫描, 可以将患者所受的辐射剂量降低至 0.06 mSv, 甚至低于一张胸片的辐射剂量^[10]。因此, 也有学者尝试将能谱纯化技术用于 CT 引导的肺部介入操作中, 以期降低操作中患者所受的辐射剂量, 并取得了理想的效果; Li 等^[18]将能谱纯化技术应用于 CT 引导下肺部病灶穿刺活检术, 相比于常规剂量扫描方案, 能谱纯化技术可以将患者受的辐射剂量由 1.78 mSv 降低至 0.14 mSv, 且保持较高的图像质量和活检结果的阳性率; Liu 等^[19]将能谱纯化技术应用于 CT 引导下胸腔镜术前 hook-wire 放置, 使得能谱纯化技术可以保证技术成功率的前提下, 大幅降低患者所受的辐射剂量。本研究首次将能谱纯化技术应用于降低 CT 引导下肺肿瘤的 MWA。另外, 与常规剂量扫描方案相比, 本研究的能谱纯化技术扫描方案可以大幅降低患者在肺肿瘤 MWA 中所受的辐射剂量。而且, 相比于以往的低剂量研究, 手术操作时间是本研究新评估的一项新的重要参数。虽然实验组的图像在图像噪声, 信噪比等评估中逊于对照组, 但是其主观图像质量评分, 手术操作时间与对照组相比无统计学差异, 表明实验组的图像质量仍然可以满足介入操作需求。

CT 辐射剂量的降低通常意味着图像噪声的增加。为了提供满足穿刺要求的图像质量, 本研究中使用了 ADMIRE 迭代重建技术来降低图像的噪声。ADMIRE 可以利用系统模型、统计模型和解剖模型在原始数据域与图像域进行反复迭代计算, 从而减少图像的背景噪声并提高低对比度物体的可检测性, 使图像噪声与剂量之间呈非线性关系^[20]。本研究中实验组的实际扫描电流显著高于对照组, 提高管电流也可以在一定程度上补偿低辐射剂量所带来的图像质量的损失。

但是, 本研究也存在一些不足之处。例如: 患者的样本量相对较小、本文没有评价两组患者中肺肿瘤 MWA 的治疗效果以及术后的并发症发生率, 以及受限于能谱纯化技术的原理, 本文仅研究了其在 CT 引导下肺肿瘤 MWA 中的应用, 对于其他部位的 CT 引导下的介入操作的可行性还有待于进一步研究。

综上, 本研究表明能谱纯化技术可以在保证图像质量和不增加操作时间的前提下, 大幅降低 CT 引导下肺肿瘤 MWA 中患者所受的辐射剂量。

[参考文献]

- [1] Hertzanu Y,Ye X.Computed tomography-guided percutaneous microwave ablation: a new weapon to treat ground-glass opacity-lung adenocarcinoma[J].*J Cancer Res Ther*;2019,(15):265-266.
- [2] 卢强,李小飞,韩勇,等.微波消融治疗肺部恶性肿瘤的临床疗效分析[J].*中国医药*,2012,7(5):557-559.
- [3] 刘宝东,叶欣,范卫君,等.影像引导射频消融治疗肺部肿瘤专家共识(2018年版)[J].*中国肺癌杂志*,2018,21(2):76-87.
- [4] Tafti BA,Genshaft S,Suh R,*et al*.Lung ablation: indications and techniques[J].*Semin Intervent Radiol*,2019,(36):163-175.
- [5] Kloeckner R,dos Santos DP,Schneider J,*et al*. Radiation exposure in CT-guided interventions[J].*Eur J Radiol*,2013,82(12):2253-2257.
- [6] De González AB,Darby S.Risk of cancer from diagnostic 373 X-rays: estimates for the UK and 14 other countries[J].*Lancet*,2004,(363):345-351.
- [7] Liu X,Zhang M,Zhang L,*et al*.Radiation dose reduction using two orthogonal topograms associated with automatic tube voltage selection for lung CT scanning as compared with a 382 single anteroposterior topogram[J].*Jpn J Radiol*,2019,(37):292-300.
- [8] Shi JW,Xu DF,Dai HZ,*et al*.Evaluation of chest CT scan in low-weight children with ultralow tube voltage (70 kVp) combined with Flash scan technique[J].*Br J Radiol*,2016,(89):20150184.
- [9] Baummueller S,Winklehner A,Karlo C,*et al*.Low-dose CT of the lung: potential value of iterative reconstructions[J].*Eur Radiol*,2012,(22):2597-2606.
- [10] Gordic S,Morsbach F,Schmidt B,*et al*.Ultralow-dose chest computed tomography for pulmonary nodule detection: first performance evaluation of single energy scanning with spectral shaping[J].*Invest Radiol*,2014,(49):465-473.
- [11] Li J,Mai Z,Zhang Z,*et al*.Chest CT screening in patients with overweight or obesity using spectral shaping at 150 kVp: compared with 120 kVp protocol and spectral shaping at 100 kVp protocol[J].*Jpn J Radiol*,2020,(38):451-457.
- [12] Primak AN,Ramirez Giraldo JC,Liu X,*et al*.Improved dual-energy material discrimination for dual-source CT by means of additional spectral filtration[J].*Med Phys*,2009,(36):1359-1369.
- [13] Khan A,Khosa F,Nasir K,*et al*.Comparison of radiation dose and image quality: 320-MDCT versus 64-MDCT coronary angiography[J].*Ajr Am J Roentgenol*,2011,197(1):163-168.
- [14] Prosch H,Stadler A,Schilling M,*et al*.CT fluoroscopy-guided vs. multislice CT biopsy mode-guided lung biopsies: accuracy, complications and radiation dose[J].*Eur J Radiol*,2012,(81):1029-1033.
- [15] Pradella M,Trumm C,Stieltjes B,*et al*.Impact factors for safety, success, duration and radiation exposure in CT-guided

interventions[J].*Br J Radiol*,2019,(92):20180937.

- [16] Guberina N,Forsting M,Ringelstein A.Radiation exposure during CT-guided biopsies: recent CT machines provide markedly lower doses[J].*Eur Radiol*,2018,(28):3929-3935.
- [17] Haubenreisser H,Meyer M,Sudarski S,*et al*.Unenhanced third-generation dual-source chest CT using a tin filter for spectral shaping at 100 kVp[J].*Eur J Radiol*,2015,(84):1608-1613.
- [18] Li C,Liu B,Meng H,*et al*.Efficacy and radiation exposure of ultra-low-dose chest CT at 100 kVp with tin filtration in CT-guided percutaneous core needle biopsy for small pulmonary lesions using a third-generation dual-source CT scanner[J].*J*

Vasc Interv Radiol,2019,(30):95-102.

- [19] Liu B,Fang J,Jia H,*et al*.Ultralowdose computed tomography protocol for hook-wire localization of solitary pulmonary nodules prior to video-assisted thoracoscopic surgery[J].*Thorac Cancer*,2019,(10):1348-1354.
- [20] Hell MM,Bittner D,Schuhbaeck A,*et al*.Prospectively ECG-triggered high-pitch coronary angiography with third-generation dual-source CT at 70 kVp tube voltage: feasibility, image quality, radiation dose, and effect of iterative reconstruction[J].*J Cardiovasc Comput Tomogr*,2014,(8):418-425.

本文编辑 韩莹

上接第154页

准检测,相对于传统的检查与检测的疗效评估,我们认为这种模式更具有临床指导意义。

本研究存在一定的局限性:采用的样本量较少,仅23例,且大部分(21例)为NHL,HL仅有2例,无法进行各种病理分型的淋巴瘤程度上的对比,需进一步大样本研究以验证DKI成像在恶性淋巴瘤疗效中的做更全面的评估。

[参考文献]

- [1] 陈万清,张思维,郑荣寿,等.中国2009年恶性肿瘤发病和死亡分析[J].*中国肿瘤*,2013,22(1):2-12.
- [2] 钟婧,陈翠芳,陈英,等.ADC值及相对ADC值鉴别诊断颈部淋巴瘤与转移性淋巴结[J].*中国医学影像技术*,2018,34(6):846-849.
- [3] Filli L,Wurnig M,Nanz D,*et al*.Whole-body diffusion kurtosis imaging: initial experience on non-Gaussian diffusion in various organs[J].*Invest Radiol*,2014,49(12):773-778.
- [4] 张安度,王燕飞,苏晓华,等.磁共振扩散峰度成像预测食管癌放疗敏感性的实验研究[J].*中华放射医学与防护杂志*,2019,39(8):603-608.
- [5] Goshima S,Kanematsu M,Noda Y,*et al*.Diffusion kurtosis imaging to assess response to treatment in hypervascular hepatocellular carcinoma[J].*AJR Am J Roentgenol*,2015,204(5):W543-549.
- [6] 成芳,所世腾,康记文,等.MR扩散峰度成像在浸润性乳腺癌分级及与预后因素的相关性应用研究[J].*磁共振成像*,2017,8(3):164-169.
- [7] Kjølbj BF,Khan AR,Chuhutin A,*et al*.Fast diffusion kurtosis imaging of fibrotic mouse kidneys[J].*NMR Biomed*,2016,29(12):1709-1719.
- [8] Wang D,Li YH,Fu J,*et al*.Diffusion kurtosis imaging study on temporal lobe after nasopharyngeal carcinoma radiotherapy[J].*Brain Res*,2016,1648(Pt A):387-393.
- [9] 杨梦,陈婷,宋佳成,等.扩散峰度成像直方图在诊断子宫内膜样腺癌临床及病理学特征的临床应用研究[J].*临床放射学杂志*,2019,38(2):294-298.
- [10] 蒋杰,周立媛,曲源,等.双指数模型扩散成像及扩散峰度成像

在胶质瘤分级中的应用[J].*临床放射学杂志*,2019,38(1):47-51.

- [11] 刘颖.磁共振扩散峰度成像及体素不相干运动成像在鉴别前列腺癌与前列腺增生中的应用[J].*放射学实践*,2019,34(1):105-108.
- [12] 董浩,马建春,尹喜,等.扩散峰度成像对高侵袭性前列腺癌的预测价值[J].*实用放射学杂志*,2018,34(1):63-66.
- [13] Wang X,Tu N,Qin T,*et al*.Diffusion kurtosis imaging combined with DWI at 3-T MRI for detection and assessment of aggressiveness of prostate cancer[J].*AJR*,2018,211(4):797-804.
- [14] 周立媛,曲源,彭涛,等.三维动脉自旋标记联合扩散峰度成像在胶质瘤分级中的应用[J].*实用放射学杂志*,2018,34(12):1842-1845.
- [15] Tamura C,Shinmoto H,Soga S,*et al*.Diffusion kurtosis imaging study of prostate cancer: preliminary findings[J].*J Magn Reson Imaging*,2014,40(3):723-729.
- [16] Nogueira L,Brandão S,Matos E,*et al*.Application of the diffusion kurtosis model for the study of breast lesions[J].*Eur Radiol*,2014,24(6):1197-1203.
- [17] Pentang G,Lanzman RS,Heusch P,*et al*.Diffusion kurtosis imaging of the human kidney:A feasibility study[J].*Magn Reson Imaging*,2014,32(5):413-420.
- [18] Jensen JH,Helpern JA,Ramani A,*et al*.Diffusional kurtosis imaging: The quantification of non-gaussian water diffusion by means of magnetic resonance imaging[J].*Magn Reson Med*,2005,53(6):1432-1440.
- [19] 俞顺,石清磊,苏家威,等.磁共振扩散峰度成像鉴别不同腮腺疾病及诊断腮腺腺淋巴瘤的应用[J].*中国医学影像技术*,2017,33(4):523-528.
- [20] 魏强,尹化斌,孟凡华,等.瘤周水肿区DTI在高级别胶质瘤与转移瘤鉴别诊断中的应用[J].*医学影像学杂志*,2015,25(10):1713-1716.
- [21] Kinoshita M,Hashimoto N,Goto T,*et al*.Fractional anisotropy and tumor cell density of the tumor core show positive correlation in diffusion tensor magnetic resonance imaging of malignant brain tumors[J].*Neuroimage*,2008,43(1):29-35.

本文编辑 崔丽君