

Effect of intravenous Gd-DTPA and saturated zone on kidney proton 3.0T MR spectroscopy shimming and water suppression

XU Li, TAN Shao-heng, LIANG Chang-hong*, ZHANG Zhong-lin, XIAO Yuan-qi
(Department of Radiology, Guangdong General Hospital, Guangdong Academy of Medical Sciences, Hua Nan Hospital, Southern Medical University, Guangzhou 510080, China)

[Abstract] **Objective** To evaluate the effect of intravenous Gd-DTPA and saturated zone on kidney proton MRS water suppression and shimming. **Methods** Twenty-one subjects with normal kidney was enrolled. Proton MRS was performed with a GE Signa Excite HD 3.0T system and eight-channel phased-array coils using PRESS sequence. MRS prescan was performed before and after intravenous Gd-DTPA with and without saturated zone, respectively. **Results** Before administration of contrast medium, saturated zone was helpful for effective shimming ($Z = -2.801, P = 0.005$) and water suppression ($Z = -2.880, P = 0.004$). After administration of contrast medium, saturated zone was also helpful for effective shimming ($Z = -4.434, P < 0.0001$) and water suppression ($Z = -4.709, P < 0.0001$). Before and after administration of contrast medium, water suppression ($Z = -4.788, P < 0.0001$) and shimming ($Z = -4.785, P < 0.0001$) of kidney was poor. **Conclusion** It is better to acquire MRS data before administration of contrast medium in kidney with saturated zone. Intravenous Gd-DTPA has effect on kidney proton MRS water suppression and shimming, thus MRS should be acquired after saturated zone but before administration of contrast medium.

[Key words] Magnetic resonance spectroscopy; Single volume; Contrast media

静脉注射钆类对比剂及预饱和带对肾脏 3.0T 质子磁共振波谱匀场和抑水的影响

徐 莉, 谭绍恒, 梁长虹*, 张忠林, 萧远球

(广东省人民医院放射科 广东省医学科学院 南方医科大学附属华南医院, 广东 广州 510080)

[摘要] **目的** 探讨对感兴趣区周围施加预饱和带及静脉注入钆类对比剂是否会影响在体肾脏 3.0T 单体素质子磁共振波谱(MRS)的匀场与抑水效果。**方法** 对 21 名肾脏临床及影像学检查未见异常的受检者, 使用 GE Signa Excite HD 3.0T 超导 MR 扫描仪, 8 通道相控阵线圈采集肾脏单体素 PRESS 序列波谱。保持感兴趣区位置不变, 在静脉注射 Gd-DTPA 前后感兴趣区周围分别施加及不施加预饱和带行 MRS 自动预扫描程序。**结果** ①非增强施加预饱和带组较非增强未施加预饱和带组匀场效果($Z = -2.801, P = 0.005$)和水抑制效果($Z = -2.880, P = 0.004$)均变好。②增强施加预饱和带组较增强未施加预饱和带组匀场效果($Z = -4.434, P < 0.0001$)和水抑制效果($Z = -4.709, P < 0.0001$)均变好。③施加预饱和带组静脉注入钆类对比剂后较非增强时匀场($Z = -4.785, P < 0.0001$)和抑水($Z = -4.788, P < 0.0001$)均变差。**结论** 感兴趣区周围施加预饱和带在静脉注入钆类对比剂前后均有利于获得有效地匀场和水抑制。肾脏实质 MRS 匀场和抑水受静脉注入钆类对比剂的影响, 推荐施加预饱和带后、注入 Gd-DTPA 对比剂前行波谱采集。

[关键词] 磁共振波谱; 单体素; 对比剂

[中图分类号] R445.2; R3 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1003-3289(2010)05-0940-03

[基金项目] 国家自然科学基金(30800269)、广东省科技计划(2005B10401040、2007B031515008)、广东省自然科学基金(5001199)。

[作者简介] 徐莉(1982—), 女(土家族), 湖南张家界人, 南方医科大学在读博士, 医师。研究方向: 腹部影像诊断与技术。E-mail: e_xuli@163.com

[通讯作者] 梁长虹, 广东省人民医院放射科 广东省医学科学院 南方医科大学附属华南医院, 510080。E-mail: cjr.lchh@vip.163.com

[收稿日期] 2009-10-23 **[修回日期]** 2010-01-25

作为目前惟一能够非侵袭性地观察和探测活体多种代谢物的组成和含量变化及观测能量代谢的方法,磁共振波谱(magnetic resonance spectroscopy, MRS)在鉴别中枢神经系统病变中的作用已得到充分肯定^[1-2]。肾脏随着生理性呼吸存在一定的运动,运动导致体素外组织信号对感兴趣区(region of interest, ROI)信号造成污染,导致体素错位、相位与频率偏移及质子失相位。在体 MRS 信号信噪比低,存在基线漂移及非感兴趣成分的干扰,定量分析较困难^[3-5]。一直以来肾脏 MRS 研究远滞后于其他器官。随着 3.0T MR 应用于临床,谱线信噪比提高和化学位移增加使各个代谢物更易于分辨,然而随着场强的提高,在波谱常规预扫描中获得均匀的磁场更加困难,共振峰增宽使水的中心频率难以确定,影响抑水的效果。以 kidney MRS 及 nephric MRS 及 contrast medium and MRS 为关键词,经 PubMed 检索,对比剂及预饱和和带对肾脏 3.0T 的波谱预扫描匀场和抑水的影响鲜见报道。

本研究选择肾脏临床及影像学检查未见异常的受检者,旨在了解在 ROI 周围施加预饱和和带及静脉注入钆类对比剂是否会影响在体肾脏 3.0T 质子 MRS 预扫描的匀场与水抑制效果,以评估施加预饱和和带的意义及增强扫描后进行肾实质 MRS 的可行性。

1 资料与方法

1.1 研究对象 21 名受检者,男 12 名,女 9 名,年龄 22~70 岁,平均 46.9 岁,身高 153~179 cm,平均 165.7 cm,体重 50~80 kg,平均 61.7 kg,体质量指数(body mass index, BMI) 18.7~25.2,平均 22.4。受检者纳入标准:无 MR 扫描禁忌证,肾脏 MR 检查未见异常且临床及实验室检查未见肾脏疾病。所有受检者均知情同意。

1.2 波谱采集 使用 GE Signa Excite HD 3.0T 超导 MR 扫描仪,内置体线圈为发射线圈和 8 通道相控阵线圈为接收线圈。对每位受检者行中腹部常规 MR 扫描后再行肾脏单元素点分辨波谱分析法(point-resolved spectroscopy, PRESS)序列采集。采集参数:TR 1500 ms,TE 30 ms,NSA 64,体素大小 2 cm×2 cm×2 cm。采集时间 2 min 12 s。使用 T2WI 图像作为轴位定位像,结合冠状位图像,将 ROI 置于肾脏实质部位。外侧尽量避免位于肾实质之外,内侧尽量避免将肾盂、肾盂包括在体素范围内。静脉注射 Gd-DTPA 前、后于 ROI 周围分别在施加和不施加预饱和和带的条件下行 MRS 自动预扫描,共得到 4 组(非增强未施加预饱和和带、非增强施加预饱和和带、增强未施加预饱和和带、增强施加预饱和和带)肾脏波谱匀场和抑水数据。自动匀场及抑水效果以水峰的半高全宽(full width half max, FWHM)和抑水率(water suppression, WS)表示。保持 ROI 位置不变,FWHM 越大代表匀场效果越差,WS 越高代表水抑制效果越好。预饱和和带置于体素

的上、下、左、右、前、后 6 个方向,波谱预扫描在呼吸触发的模式下进行。

1.3 统计学分析 采集共获得数据 126 组,其中非增强未施加预饱和和带组 32 组,非增强施加预饱和和带组 36 组,增强未施加预饱和和带组 26 组,增强施加预饱和和带组 32 组。由于独立样本数据受个体因素的影响较大,本研究仅比较配对样本数据,即对同一受检者同一 ROI 的数据进行比较。应用配对样本符号秩和检验比较:①非增强施加饱和和带前后匀场(FWHM)和抑水的变化;②静脉注入钆类对比剂后施加预饱和和带前后匀场(FWHM)和抑水的变化;③施加预饱和和带组静脉注入钆类对比剂前后匀场和抑水数据的变化。使用 SPSS 11.5 统计软件包进行统计学分析, $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 静脉注入钆类对比剂及预饱和和带对肾脏 MRS 匀场和抑水的影响见表 1。

2.2 非增强时施加预饱和和带,肾脏波谱匀场水峰的 FWHM ($A < B$ 16 对, $A = B$ 6 对, $A > B$ 6 对, $Z = -2.801, P = 0.005$) 和 WS ($A < B$ 3 对, $A = B$ 6 对, $A > B$ 17 对, $Z = -2.880, P = 0.004$) 提示匀场效果和水抑制效果均变好。静脉注入钆类对比剂后,施加预饱和和带,平扫时肾脏波谱匀场水峰的 FWHM ($A < B: 1$ 对, $A = B: 0$ 对, $A > B: 25$ 对, $Z = -4.434, P < 0.0001$) 和 WS ($A < B: 0$ 对, $A = B: 0$ 对, $A > B: 26$ 对, $Z = -4.709, P < 0.0001$) 提示匀场效果和水抑制效果均变好。(A 代表施加预饱和和带后的数据, B 代表未施加预饱和和带的的数据)

施加预饱和和带组静脉注入钆类对比剂后较非增强时匀场 ($A < B$ 0 对, $A = B$ 0 对, $A > B$ 30 对, $Z = -4.785, P < 0.0001$) 和抑水 ($A < B$ 0 对, $A = B$ 0 对, $A > B$ 30 对, $Z = -4.788, P < 0.0001$, 图 1) 均变差。(A 代表施加预饱和和带静脉注入对比剂后数据, B 代表施加预饱和和带非增强组数据)

3 讨论

3.1 匀场线宽的影响因素^[6-7] MRS 技术利用不同化学基团内的氢原子在不同的化学环境下共振频率的差别,依靠其产生 MR 信号获得基团的浓度信息。在相同环境及扫描条件下,理论上同一化学基团所产生的谱线位置及线型固定,其高

表 1 静脉注入钆类对比剂及预饱和和带对肾脏 MRS 匀场和抑水的影响

组别	FWHM			WS		
	最小值~最大值, 中位数(Hz)	25% 间距	75% 间距	最小值~最大值, 中位数(%)	25% 间距	75% 间距
非增强未施加预饱和和带组(n=32)	7~22, 13	10	16	91~98, 96	95	96
非增强施加预饱和和带组(n=36)	6~30, 12.4	9.3	14	94~99, 96	96	97
增强未施加预饱和和带组(n=26)	17~51, 27	23	34	49~92, 84	80	86
增强施加预饱和和带组(n=32)	14~37, 23	19.3	33.5	79~95, 88	85	91

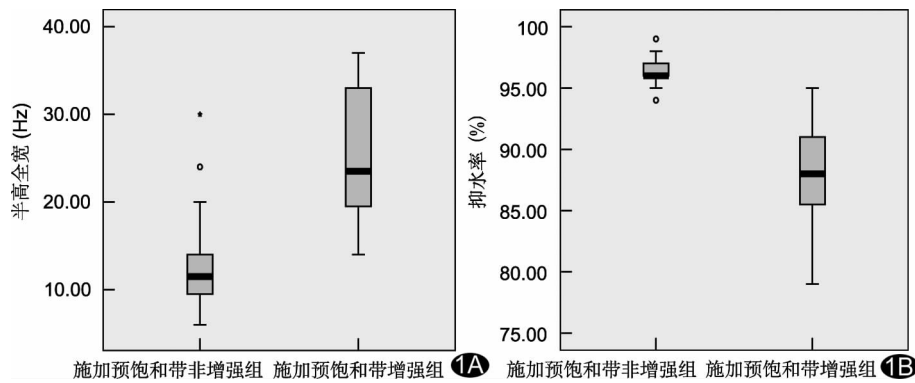


图 1 施加预饱和和带组静脉注入钆类对比剂前后匀场(A)和抑水(B)的变化

度或峰下面积均能反映浓度信息。当局部有顺磁性粒子存在,影响磁场均匀性时,谱线会展宽。在此种情况下,无法准确对单一峰进行标准曲线拟合,计算此谱线的峰下面积时会产生误差。此时应选取受磁环境影响较小的谱线峰高作为比较代谢物浓度的标准。而此时峰的宽度,即谱线的线宽即可反映磁场的均匀性,可用于判断匀场效果,也可用来比较不同样品所处的化学环境的差别。

化合物最大峰高一半处的谱线宽度称为线宽(line-width),亦称为 FWHM,与化合物的 T_2^* 弛豫时间和磁场的均匀度有关,它决定谱线的频率分辨率;线宽越小,基线越平滑光整。

3.2 匀场与抑水的关系 本研究采用 CHES 技术抑水,为频率选择脉冲法。选择一个与水峰带宽相当的窄频率带宽去激发水信号,然后用一个强散相梯度来消除被激发的水信号,在水信号刚开始恢复还不能被再次激发前,再用脉冲激发和测量感兴趣成分的信号。CHES 技术的缺点是抑制水信号时也不可避免地抑制其他同频信号,同时对饱和脉冲的要求也较高。如果饱和脉冲的频带发生偏差,则一方面有可能使水信号抑制不彻底,另一方面又有可能抑制水附近的代谢物信号^[8-9]。匀场效果较差组的平均 WS 低,考虑与磁场不均匀导致水的频率范围较大,共振峰很宽,使中心频率不容易确定有关。

3.3 预饱和带对匀场和抑水的影响分析 预饱和带是指在脉冲序列被激发前施加一个额外的射频脉冲,使非 ROI 组织的纵向磁化全部被饱和,被饱和的组织无法产生磁共振信号。波谱的自动匀场为有源匀场。采用有源匀场线圈时,调节各组线圈的电流值产生特定方向的线性或高阶梯度场来修正磁场空间分布。控制自由感应衰减信号,使其衰减时间尽可能长,且呈单指数衰减,故范围越大、场强越高越难匀场^[10]。预饱和带消除了周围非 ROI 信号的干扰,匀场效果更好,能达到更好的水抑制效果。

3.4 静脉注入钆类对比剂对匀场和抑水的影响^[11] Gd-DTPA 主要成分为钆喷酸葡胺,为 DTPA 作配位体与钆形成的具有很强顺磁作用的螯合物,毒性大,不能以离子形式注入生物体内,钆与 DTPA 螯合后毒性大大减小,顺磁性仍较强。Gd-DTPA 通过改变周围氢核的磁性起作用,本身不产生 MR 信号。钆为顺磁性很强的金属离子,能显著缩短 T_1 、 T_2 的弛

豫时间,但在浓度 0~1 mmol/L 的范围内尤以 T_1 更为明显。因此在本研究中增强后的影响主要考虑与钆对比剂造成的磁场不均匀性有关导致匀场线宽的增加。本课题组亦对神经系统进行过研究,发现静脉注入钆类对比剂前后对头部基底节区匀场和抑水的差异无统计学意义,可能由于肾脏是一个血供非常丰富的器官,在静脉注入钆类对比剂后用 LAVA 序列完成横断和冠状面扫描后进行 MRS 预扫描,时间约为 120 s,此时肾脏的强化处于肾盂期,但强化依然很明显,而头部由于存在血脑屏障,有关影响小,有待于后续研究进一步探讨。

本研究发现,ROI 周围施加预饱和和在静脉注入钆类对比剂前后均有利于获得有效地匀场和水抑制。对于非增强匀场与抑水效果差者,静脉注入钆类对比剂后重复进行匀场与抑水能达到较好效果的预期成功率较低;而且肾脏实质 MRS 匀场和抑水受静脉注入钆类对比剂的影响,因此推荐施加预饱和和带后在注入 Gd-DTPA 对比剂前采集行波谱采集。

[参考文献]

[1] 徐莉,梁长虹,萧远球,等.正常肝脏 3.0T 质子 MRS 检查的可重复性.中国医学影像技术,2009,25(10):1821-1823.
 [2] 徐莉,梁长虹,刘再毅,等.在体肝脏 3.0T 质子 MRS 匀场与抑水信度研究及相关分析.中国医学影像技术,2009,25(7):1208-1210.
 [3] Jansen JF, Backes WH, Nicolay K, et al. ¹H MR spectroscopy of the brain: absolute quantification of metabolites. Radiology, 2006,240(2):318-332.
 [4] Inoue M, Nishimura S, Hori G, et al. Improved parameter estimation for variance-stabilizing transformation of gene-expression microarray data. J Bioinform Comput Biol, 2004,2(4):669-679.
 [5] Katz-Brull R, Rofsky NM, Lenkinski RE. Breathhold abdominal and thoracic proton MR spectroscopy at 3T. Magn Reson Med, 2003,50(3):461-467.
 [6] 金延方,孙非,岳云龙,等.应用 MRS 和 R_2^* 半定量法评价服用枫树油对 MR 检查的影响.中国医学影像技术,2007,23(3):421-423.
 [7] 赵喜平.磁共振成像.北京:科学出版社,2004:334.
 [8] de Graaf RA, Brown PB, McIntyre S, et al. Dynamic shim updating (DSU) for multislice signal acquisition. Magn Reson Med, 2003,49(3):409-416.
 [9] Haddadin IS, McIntosh A, Meisamy S, et al. Metabolite quantification and high-field MRS in breast cancer. NMR Biomed, 2009,22(1):65-76.
 [10] 梁长虹,徐莉,刘再毅,等.在体肝脏 3.0T 1H-MR 波谱匀场及抑水影响因素探讨.中华放射学杂志,2009,43(7):739-742.
 [11] Madhu B, Robinson SP, Howe FA, et al. Effect of Gd-DTPA-BMA on choline signals of HT29 tumors detected by in vivo 1H MRS. J Magn Reson Imaging, 2008,28(5):1201-1208.