

肝脏 T1rho MRI 扫描优化及对肝纤维化的诊断价值初探

谢双双, 李清, 程悦, 陈丽华, 张莉, 沈文

【摘要】 目的:探讨 3.0T 肝脏 T1rho MRI 最简自旋锁定时间(SLT)扫描方案及用于诊断肝纤维化的可行性。**方法:**前瞻性搜集 20 例正常志愿者(正常组)和 20 例慢性肝病且临床疑诊为肝纤维化者(肝纤维化组),均行肝脏 T1rho MRI 扫描。自旋锁定脉冲设定为 500 Hz,SLT 为 1、10、20、30、40 和 50 ms。扫描结束后分别采用所有 6-SLT(1、10、20、30、40 和 50 ms)和 5 种简化 SLT 组合,即最大 SLT 为 40 ms 的 5-SLT(1、10、20、30、和 40 ms)、最大 SLT 为 50 ms 的 3-SLT(1、10、50 ms;1、20、50 ms;1、30、50 ms;1、40、50 ms),生成 T1rho mapping。通过兴趣区(ROI)放置法测量各组合肝脏的 T1rho 值。采用配对样本 *t* 检验比较各简化 SLT 组合与 6-SLT 所测肝脏 T1rho 值的差异;采用 Bland-Altman 法分析各简化 SLT 组合与 6-SLT 所测肝脏 T1rho 值的一致性。采用 ROC 曲线分析 6-SLT 与简化 SLT 组合对肝纤维化诊断效能的差异。**结果:**正常组、肝纤维化组 6-SLT 和 5 种简化 SLT 组合所测肝脏 T1rho 值分别为(44.86±2.65) ms vs (53.01±5.79) ms、(43.07±3.15) ms vs (50.90±5.62) ms、(45.24±2.62) ms vs (53.22±5.25) ms、(45.11±2.53) ms vs (53.85±5.13) ms、(45.11±2.60) ms vs (52.80±5.53) ms 和(45.22±2.64) ms vs (53.68±5.78) ms,两组间的差异均有统计学意义(*P* 值均<0.001),用于诊断肝纤维化的曲线下面积(AUC)分别为 0.910、0.895、0.910、0.933、0.917 和 0.923;5 种简化 SLT 组合与 6-SLT 相比,诊断效能差异均无统计学意义(*P* 值均>0.05)。其中正常组和肝纤维化组最大 SLT 为 50 ms 的 3-SLT 所测肝脏 T1rho 值与 6-SLT 差异均无统计学意义(*P*>0.05),最大 SLT 为 40 ms 的 5-SLT 所测肝脏 T1rho 值与 6-SLT 差异有统计学意义(*P*<0.01)。Bland-Altman 分析结果显示所有 3-SLT 组合与 6-SLT 差值的散点分布在正常组和肝纤维化组中均较集中,且 3-SLT(1、10、50 ms)组合的差值和 95% 一致性区间最小,分别为-0.37(-2.12~1.37)、-0.2(-3.7~3.3)。**结论:**3-SLT 和 5-SLT 均能简化 6-SLT(1~50 ms)以测量肝脏 T1rho 值,可用于诊断肝纤维化,且最大 SLT 为 50 ms 的 3-SLT 测量的肝脏 T1rho 值与 6-SLT(1~50 ms)差异无统计学意义,其中 3-SLT(1、10、50 ms)组合的测量变异度最小。

【关键词】 肝脏;肝纤维化;磁共振成像;磁共振 T1rho 成像;自旋锁定时间

【中图分类号】 R575.2;R445.2 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2019)01-0035-06

DOI:10.13609/j.cnki.1000-0313.2019.01.007

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



Preliminary study of T1rho MR scanning in the optimization of protocol and diagnostic efficacy for liver fibrosis XIE Shuang-shuang, LI Qing, CHENG Yue, et al. Department of Radiology, Tianjin First Center Hospital, Tianjin 300192, China

【Abstract】 Objective: To study the optimal simplified scanning protocol of spin-lock time (SLT) and the feasibility of detecting liver fibrosis with T1rho MR imaging. **Methods:** Twenty normal control subjects and twenty patients with clinically diagnosed liver fibrosis were included in this prospective study. All subjects underwent liver T1rho MR scanning. Spin-lock frequency was set as 500Hz and the SLTs of 1, 10, 20, 30, 40, and 50 ms were acquired. After scanning, T1rho mapping were re-constructed using all 6 SLT points of 1, 10, 20, 30, 40, 50ms, five limited SLTs of 1, 20, 30, 40ms, three SLT points of 1, 10, and 30ms, three SLT points of 1, 20, and 50ms, three SLT points of 1, 30, and 50ms, and three SLT points of 1, 40, 50ms. Liver T1rho values was measured by manually placing regions of in-

作者单位:300192 天津,天津医科大学一中心临床学院(谢双双);300192 天津,天津市第一中心医院,天津市器官移植临床医学研究中心放射科(谢双双,李清,程悦,陈丽华,沈文);体检科(张莉)

作者简介:谢双双(1989—),女,陕西安康人,博士研究生,主要从事腹部影像研究工作。

通讯作者:沈文, E-mail: shenwen66happy@163.com

基金项目:国家自然科学基金面上项目(81671657);天津市卫生局科技攻关课题(15KG133)

terest (ROI) on liver parenchyma. Paired samples *t* test was used to compare the difference of liver T1rho values between each limited SLT combinations and 6-SLTs. Bland-Altman method was employed to analyze the consistency of the T1rho values of the limited SLT combinations and 6-SLTs. ROC curve was adopted to analyze the difference between the limited SLT combinations and 6-SLTs in diagnostic efficacy of T1rho for liver fibrosis. **Results:** Mean liver T1rho values derived from 6-SLTs and five simplified SLTs combination in liver fibrosis vs normal group was (44.86 ± 2.65) ms vs (53.01 ± 5.79) ms, (43.07 ± 3.15) ms vs (50.90 ± 5.62) ms, (45.24 ± 2.62) ms vs (53.22 ± 5.25) ms, (45.11 ± 2.53) ms vs (53.85 ± 5.13) ms, (45.11 ± 2.60) ms vs (52.80 ± 5.53) ms, (45.22 ± 2.64) ms vs (53.68 ± 5.78) ms respectively, with significant statistic differences (all $P < 0.001$). The AUC value used for detecting liver fibrosis was 0.910, 0.895, 0.910, 0.933, 0.917 and 0.923 respectively, and there was no significant difference in the diagnostic efficacy between 5 simplified SLT groups and 6-SLT group (all $P > 0.05$). There was no significant difference between the liver T1rho values measured by 3-SLT with a maximum SLT as 50ms and 6-SLTs in the normal group and the liver fibrosis group ($P > 0.05$). But the liver T1rho values measured by 5-SLT with a maximum SLT as 40ms was significantly different from that of 6-SLT ($P < 0.01$). The Bland and Altman analysis showed that the scatter distribution of differences between all 3-SLTs and 6-SLTs were relatively concentrated in both normal and fibrotic group. The mean difference and 95% confidence interval between 3-SLTs (1, 10, 50ms) and 6-SLTs were -0.37 ($-2.12 \sim 1.37$) in normal group and -0.2 ($-3.7 \sim 3.3$) in liver fibrotic group. **Conclusions:** For liver MR T1rho imaging, 6-SLT (1~50ms) can be simplified by adopting 3-SLTs and 5-SLTs as the alternatives for measuring T1rho value and the diagnosis of liver fibrosis. Whereas, the liver T1rho values measured by 3-SLT with a maximum SLT as 50ms compared with that of 6-SLT (1~50ms) showed no significant difference, and 3-SLTs (1, 10, 50ms) provided the smallest measure variation.

【Key words】 Liver; Liver fibrosis; Magnetic resonance imaging; Magnetic resonance T1rho imaging; Spin-lock times

T1rho 是自旋锁定脉冲下的横向弛豫,能够与达到或接近自旋锁定脉冲频率的晶格进行能量交换。由于自旋锁定脉冲的频率通常为几百到几千赫兹,所以 T1rho 对晶格内大分子的慢运动敏感,已广泛用于脑组织、骨关节系统和心血管系统等疾病评估^[1-5]。近年来,考虑到肝纤维化即细胞外基质中胶原蛋白沉积的过程^[6],基于 T1rho 的成像原理有望对肝纤维化者细胞外基质中慢运动的蛋白分子进行定量,从而用于疾病程度的评估。目前,动物及临床试验均验证了 T1rho 在肝纤维化或肝硬化评估中的价值^[7],然而在 T1rho 成像过程中,为了确保结果的准确性和稳定性,通常会采用多个自旋锁定时间 (spin-lock time, SLT) 进行成像,用于 T1rho mapping 的生成^[8-10],这对于肝脏而言,扫描时需要被检者的呼吸配合,较难保证多个 SLT 成像范围均一致,且长时间检查会降低被检者的耐受性。因此,为了增加检查效率,笔者将不同大小和数量的 SLT 进行组合,拟合出正常人及肝纤维化患者的 T1rho mapping,将测量的 T1rho 值进行对比,旨在进一步探讨 T1rho MRI 在肝纤维化诊断中的价值,简化 SLT 组合对肝脏 T1rho 值及对肝纤维化诊断效能

的影响,从而确定最佳简化扫描方案。

材料与方法

1. 研究对象

搜集 2015 年 7 月—2016 年 9 月符合以下标准的正常志愿者和临床诊断肝纤维化者纳入本研究。正常志愿者纳入标准:①无慢性肝病史;②近期(1 个月内)肝功能相关化验指标正常。临床诊断肝纤维化者纳入标准:①血清学证实存在 HBV 或 HCV 感染;②超声弹性成像显示肝脏硬度 > 7.2 kPa^[11];③临床或影像无支持肝硬化的征象,如静脉曲张、脾大、腹水或肝性脑病。所有入组者排除标准:①存在 MRI 检查禁忌证;②呼吸和/或制动配合不佳,不能配合完成所有 MRI 检查;③图像伪影重;④肝脏常规 MRI 检查发现肝内病变,影响数据测量。

23 例正常志愿者和 22 例慢性肝病者入组行肝脏 MRI 检查,其中 2 例因患者配合不佳未完成检查,2 例图像显示肝脏边缘出现严重伪影,1 例常规 T₂WI 图像发现肝实质内多发囊肿被排除。最终 20 例正常志愿者和 20 例临床诊断肝纤维化者纳入本研究,其中正

常志愿者组(简称正常组)男 14 例,女 6 例,年龄 35~74 岁,平均(51.8±10.1)岁;临床诊断肝纤维化组(简称肝纤维化组)男 13 例,女 7 例,年龄 21~63 岁,平均(41.7±13.4)岁。本前瞻性研究通过了本院医学伦理委员会的批准,所有受检者均签署了知情同意书。

2. 检查方法

40 例入组者均行上腹部 MRI 扫描。MRI 检查采用 Philips Healthcare Ingenia 3.0T 超导型 MR 扫描仪,16 通道相控阵体线圈。扫描前受检者进行呼吸训练,尽量保持均匀呼吸。受检者取仰卧位,头先进。先利用容积匀场最小化 B0 场的不均匀性,采集常规冠状面 T₂WI 图像和 T1rho 图像。T1rho 成像采用 3D 稳态快速梯度回波序列(balanced turbo field echo,b-TFE),扫描范围以肝门为中心连续扫描 8 层,自旋锁定频率设置为 500 Hz,SLT 分别设定为 1、10、20、30、40 和 50 ms。b-TFE 序列扫描参数:TR 3.8 ms,TE 1.82 ms,视野 300 mm×360 mm,翻转角 9°,分辨力 2.50 mm×2.81 mm×6.00 mm,层厚 6 mm,层间距 0.6 mm,激励次数 2,B1max 11.5Mt,TFE 因子 64,成像时间 2 min/SLT。

3. 图像处理

扫描结束后采用飞利浦科研集成软件[基于体素,采用单指数模型: $M(SLT) = M_0 \times \exp(-SLT/T1rho)$]拟合 T1rho mapping。为了满足指数拟合,简化 SLT 组合的数量均≥3。输入 6-SLT(1、10、20、30、40 和 50 ms)、最大 SLT 为 50 ms 的 3-SLT(1、10、50 ms;1、20、50 ms;1、30、50 ms;1、40、50 ms)和最大 SLT 为 40 ms 的 5-SLT(1、10、20、30 和 40 ms)的原始图生成 T1rho mapping。

4. 图像分析

由 2 位分别具有 4 年和 1 年腹部影像诊断经验的放射科医师,在同一工作站上采用盲法测量不同 SLT 组合生成的 T1rho mapping 横断面中肝实质的 T1rho 值。测量过程中遵循如下标准:于肝门附近任意选取伪影较小的 3 个层面,避开血管、胆管及病变,将尽量大的 ROI 放置于肝实质内,其中上方两个层面分别在左外叶、左内叶、右前叶及右后叶各放置 1 个 ROI,下

方一层在右前叶及右后叶各放置 1 个 ROI,共计 10 个 ROI。两位医师测量的平均值代表肝实质的 T1rho 值。测量时,尽量保证同一受试者不同 SLT 组合生成的 T1rho mapping 上放置的 ROI 大小相同、位置恒定。

5. 统计学分析

采用 SPSS 17.0 和 Medcalc10.1.6.0 统计软件进行统计学分析。所有 SLT 组合生成的 T1rho mapping 测量结果均符合正态分布,以均值±标准差($\bar{x} \pm s$)表示。采用独立样本 *t* 检验比较所有 SLT 组合测量的肝脏 T1rho 值在正常组与肝纤维化组间的差异。采用受试者工作特征(receiver operating characteristic,ROC)曲线分析所有 SLT 组合对肝纤维化诊断效能的差异。采用配对样本 *t* 检验分别比较正常组和肝纤维化组 5 种简化 SLT 组合生成 T1rho mapping 测量的肝脏 T1rho 值与 6-SLT 间的差异。采用 Bland-Altman 法分析正常组与肝纤维化组不同 SLT 组合生成的 T1rho mapping 所测结果的一致性。以 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

结 果

1. 6-SLT 与 5 种简化 SLT 组合生成 T1rho mapping 所测肝脏 T1rho 值比较

正常组和肝纤维化组不同 SLT 组合生成的 T1rho mapping 见图 1、2。6-SLT、5-SLT(1~40 ms)、3-SLTs(1、10、50 ms;1、20、50 ms;1、30、50 ms;1、40、50 ms)组合生成的 T1rho mapping 所测肝脏 T1rho 值在正常组与肝纤维化组间的差异均有统计学意义(P 值均 <0.001),诊断肝纤维化的曲线下面积(area under curve, AUC)分别为 0.910、0.895、0.910、0.933、0.917、0.923,诊断效能差异无统计学意义(P 值均 >0.05)。其中正常组或肝纤维化组 6-SLT 生成的 T1rho mapping 所测肝脏 T1rho 值与最大 SLT 为 50 ms 的 3-SLTs(1、10、50 ms;1、20、50 ms;1、30、50 ms;1、40、50 ms)所测肝脏 T1rho 值的差异均无统计学意义(P 值均 >0.05),与最大 SLT 为 40 ms 的 5-SLTs(1~40 ms)生成的 T1rho mapping 所测肝脏

表 1 正常及肝纤维化组不同 SLT 组合所测肝脏 T1rho 值比较 (ms)

组别	正常组	肝纤维化组	<i>t</i> 值	<i>P</i> 值
6-SLT(1~50ms)	44.86±2.65	53.01±5.79	-5.720	<0.001
5-SLT(1~40ms) [#]	43.07±3.15	50.90±5.62	-5.434	<0.001
3-SLT(1、10、50ms)	45.24±2.62	53.22±5.25	-6.090	<0.001
3-SLT(1、20、50ms)	45.11±2.53	53.85±5.13	-6.836	<0.001
3-SLT(1、30、50ms)	45.11±2.60	52.80±5.53	-5.637	<0.001
3-SLT(1、40、50ms)	45.22±2.64	53.68±5.78	-5.950	<0.001

注: [#] 正常组与肝纤维化组 SLTs(1~40ms)生成 T1rho mapping 所测肝脏 T1rho 值与 SLTs(1~50ms)生成者均具有明显差异(P 值分别为 <0.001 、 0.002)。

T1rho 值的差异均有统计学意义(P 值均 <0.01 , 表 1、2)。

表 2 6-SLT 和简化 SLT 组合对肝纤维化诊断效能比较

组别	AUC	Z 值	P 值
6-SLT(1~50ms)	0.910		
5-SLT(1~40ms)*	0.895	0.569	0.569
3-SLT(1,10,50ms)*	0.910	0.000	1.000
3-SLT(1,20,50ms)*	0.933	0.143	0.253
3-SLT(1,30,50ms)*	0.917	0.297	0.766
3-SLT(1,40,50ms)*	0.923	0.534	0.593

注: * 简化 5-SLT 或 3-SLT 与 6SLT 相比,对肝纤维化的诊断效能差异均无统计学意义($P>0.05$)。

2. 简化 SLT 组合所测肝脏 T1rho 值与 6-SLT 所测肝脏 T1rho 值的一致性分析

Bland-Altman 分析结果显示 5-SLT(1~40 ms)、3-SLT(1,10,50 ms;1,20,50 ms;1,30,50 ms;1,40,50 ms)组合生成 T1rho mapping 测量的 T1rho 值与 6-SLT(1~50 ms)组合测量的 T1rho 值差值的均数和 95%一致性范围在正常组分别为 1.8(−0.6~4.2)、−0.37(−2.12~1.37)、−0.7(−2.8~1.4)、−0.2(−2.6~2.2)和 −0.4(−2.5~1.8),在肝纤维化组分别为 2.1(−3.0~7.2)、−0.2(−3.7~3.3)、−0.8

(−5.3~3.6)、−0.2(−3.9~4.3)和 −0.7(−5.8~4.5)。其中最大 SLT 为 50 ms 的所有 3-SLT 组合的散点分布在正常组和肝纤维化组中均较集中,且 3-SLT(1,10,50 ms)组的一致性区间最小,提示简化组合中 3-SLT 组(1,10,50)测量结果的准确性最好(图 3、4)。

讨 论

1. 肝脏 T1rho 成像中 SLT 选择对肝脏 T1rho 值及肝纤维化诊断效能的影响

肝纤维化的早期诊断对慢性肝病患者治疗方案的选择至关重要。T1rho 由于具有大分子定量的优势,目前在肝纤维化中的研究逐渐成为热点^[9-10,12-14]。既往肝脏 MR T1rho 成像中采用的 SLT 多为 1、10、20、30、40、50 ms 6 个时间点^[8-10,12-13],由于肝脏会受到呼吸运动的影响,屏气的 2D 或呼吸触发 3D 扫描均需受检者的呼吸配合^[8,10],因此成像时间较长(约 12 min)。此外,长时间的多个 SLT 图像采集还会增加可能对受检者造成伤害的特定吸收率(specific absorption rate, SAR)值。为了缩短检查时间,增加受检者的耐受性和

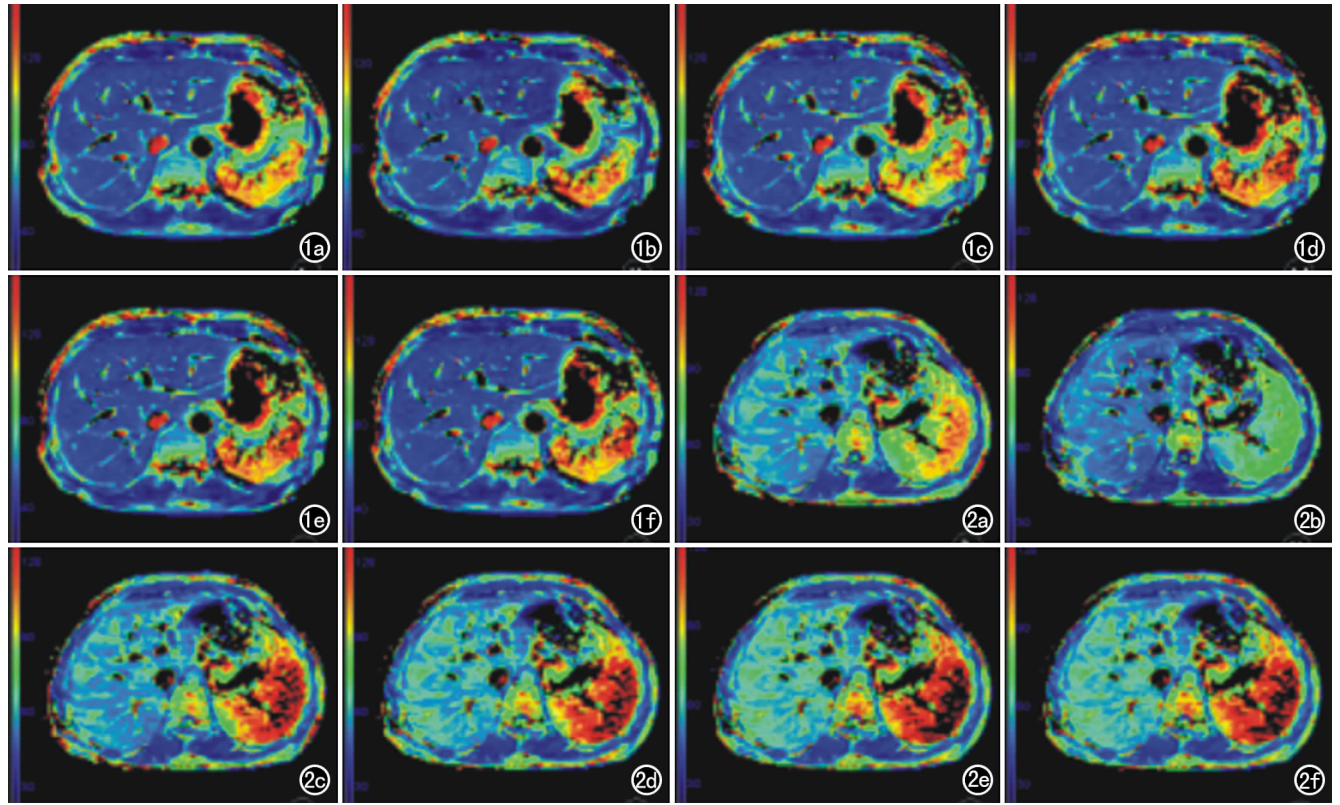


图 1 正常志愿者不同 SLT 组合生成的 T1rho mapping,其中 5-SLT 拟合肝实质的 T1rho 值较其它组合减低,以肝左叶为著。a) 6-SLT(1~50ms) 图像; b) 5-SLT(1~40ms) 图像; c) 3-SLT(1,10,50ms) 图像; d) 3-SLT(1,20,50ms) 图像; e) 3-SLT(1,30,50 ms) 图像; f) 3-SLT(1,40,50ms) 图像。 图 2 临床诊断肝纤维化者不同 SLT 组合生成的 T1rho mapping,其中 5-SLT 拟合肝实质的 T1rho 值较其它组合减低,以肝左叶为著。a) 6-SLT(1~50ms) 图像; b) 5-SLT(1~40ms) 图像; c) 3-SLT(1,10,50ms) 图像; d) 3-SLT(1,20,50ms) 图像; e) 3-SLT(1,30,50ms) 图像; f) 3-SLT(1,40,50ms) 图像。

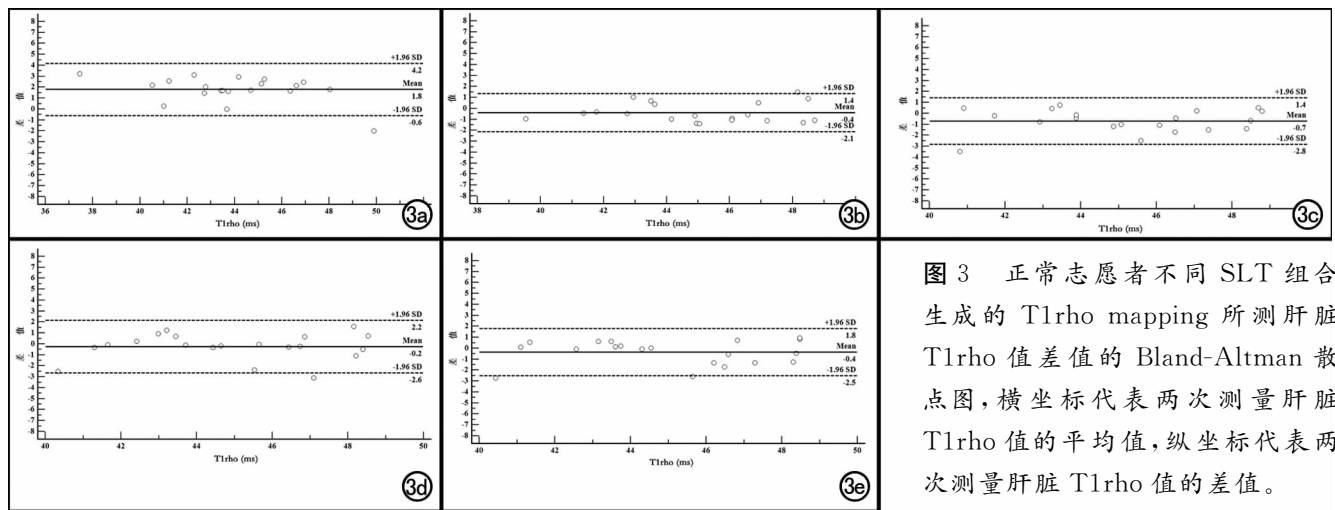


图3 正常志愿者不同 SLT 组合生成的 T1rho mapping 所测肝脏 T1rho 值差值的 Bland-Altman 散点图,横坐标代表两次测量肝脏 T1rho 值的平均值,纵坐标代表两次测量肝脏 T1rho 值的差值。

a) 简化组合 5-SLT(1~40ms)与 6-SLT(1~50 ms); b) 简化组合 3-SLT(1,10,50ms)与 6-SLT(1~50 ms); c) 简化组合 3-SLT(1,20,50ms)与 6-SLT(1~50ms); d) 简化组合 3-SLT(1,30,50ms)与 6-SLT(1~50ms); e) 简化组合 3-SLT(1,40,50ms)与 6-SLT(1~50ms)。

安全性,可以在确保准确性和可靠性的基础上减少 SLT 的数目。然而,SLT 的选取并非随意,所选取的 SLT 必须包含一个数值较大者以满足纵向弛豫的恢复。由于随着 SLT 的增大,采集图像的信噪比降低,因此较大的 SLT 最好与所测组织的 T1rho 值类似^[15-16]。既往研究显示正常肝脏的 T1rho 值由于检查设备和参数的不同而存在差异(40.9~50.0 ms)^[8,13-14]。Deng 等^[8]采用 3.0T MR 研究显示正常肝脏的 T1rho 值约为 43 ms,因此本研究所有组合中最大 SLT 均选取与正常肝脏 T1rho 值相近的 40 ms 或 50 ms。

本研究中正常志愿者与临床诊断肝纤维化者的 T1rho 值比较显示,6-SLT、简化后最大 SLT 取 40 ms

的 5-SLT 和最大 SLT 取 50 ms 的 3-SLT 所测肝脏 T1rho 值在正常组与肝纤维化组间均存在统计学差异,且对肝纤维化的诊断效能类似,均在中度以上,证实了 T1rho 用于诊断肝纤维化的价值,并且提示最大 SLT 取 40 ms 或最大 SLT 取 50 ms 且仅用 3 个 SLT 时间点的简化组合均能达到相同的诊断效果,这样可以使检查时间分别缩短至原成像时间的 5/6(约 10 min)和 1/2(约 6 min)。

本研究各简化组合测量 T1rho 值的准确性比较结果显示,在正常志愿者与临床诊断肝纤维化者中,最大 SLT 取 50 ms 的 3-SLT(1,10,50 ms;1,20,50 ms;1,30,50 ms;1,40,50 ms)所测肝脏 T1rho 值与 6-SLT 所测结果间差异均无统计学意义,而最大 SLT 取

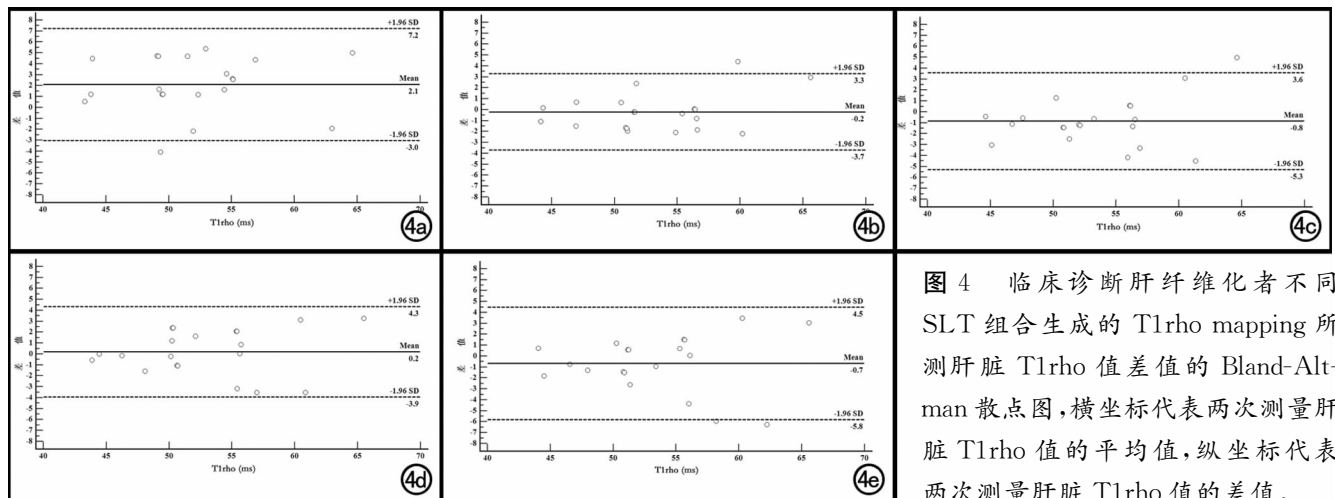


图4 临床诊断肝纤维化者不同 SLT 组合生成的 T1rho mapping 所测肝脏 T1rho 值差值的 Bland-Altman 散点图,横坐标代表两次测量肝脏 T1rho 值的平均值,纵坐标代表两次测量肝脏 T1rho 值的差值。

a) 简化组合 5-SLT(1~40ms)与 6-SLT(1~50 ms); b) 简化组合 3-SLT(1,10,50ms)与 6-SLT(1~50ms); c) 简化组合 3-SLT(1,20,50ms)与 6-SLT(1~50ms); d) 简化组合 3-SLT(1,30,50ms)与 6-SLT(1~50ms); e) 简化组合 3-SLT(1,40,50ms)与 6-SLT(1~50ms)。

40 ms 的 5-SLT(1~40 ms)组合与 6-SLT 所测结果间差异有统计学意义,提示要确保测量的 T1rho 值与既往研究结果类似^[8,10,12-13],能准确反映肝实质内大分子情况,简化 SLT 组合中的最大 SLT 需取 50 ms,即 6-SLT 可简化成 3-SLT(1、20、50 ms;1、30、50 ms;1、40、50 ms)用于正常肝脏 T1rho 值测量,这与 Zhao 等^[16]简化正常人肝脏 T1rho 成像 SLT 的数目,显示 3-SLT(1、20、50 ms)可与 6-SLT(1~50 ms)得到相同肝脏 T1rho 值的研究结果一致。然而, Yuan 等^[17]采用动物实验研究肝脏 T1rho 成像简化 SLT 扫描方案,发现 2-SLT(1, 50 ms)也可简化 6-SLT,且差异会小于 3-SLT(1、20、50 ms),这与 Zhao 等^[16]的研究结果相反。本研究考虑到 T1rho 信号强度计算公式为指数形式,即 $S(\text{SLT}) = S_0 \times \exp(-\text{SLT}/T1\rho)$ ^[18],仅采用 2 个 SLT 时间点时, T1rho 拟合的准确性有待验证,故本研究中所有简化 SLT 均在 3 个 SLT 及以上。此外,本研究一致性分析结果显示,在正常志愿者和临床诊断肝纤维化者中,所有简化组合中 3-SLT(1、10、50 ms)与 6-SLT 差值分布最集中,一致性最好,提示其为用于肝脏 T1rho 成像的最佳简化组合,分析原因为随着 SLT 的增加,图像的信噪比会降低,因此选取较大的 SLT 会降低拟合的准确性。

2. 本研究的局限性

首先,由于 MRI 扫描时间较长^[19],所有人组者仅进行 1 次 T1rho 扫描,未涉及同一检查者多次扫描的重复性测定;其次,病例组所有患者均为临床诊断肝纤维化,无病理结果证实。在今后的研究中,笔者将入组有病理结果证实且病变程度不一的患者,筛选出对不同程度肝纤维化诊断效能最佳的 SLT 组合,并进行重复扫描,以验证序列的稳定性。

综上所述,3-SLT(1、10、50 ms;1、20、50 ms;1、30、50 ms;1、40、50 ms)和 5-SLT(1~40 ms)均能简化 6-SLT(1~50 ms)以测量肝脏 T1rho 值,可用于诊断肝纤维化,且最大 SLT 为 50 ms 的 3-SLT 测量的肝脏 T1rho 值与 6-SLT(1~50 ms)测量值差异无统计学意义,其中 3-SLT(1、10、50 ms)组合的测量值变异度最小。

参考文献:

- [1] Sepponen RE, Pohjonen JA, Sipponen JT, et al. A method for T1rho imaging[J]. J Comput Assist Tomogr, 1985, 9(6): 1007-1011.
- [2] Wang L, Regatte RR. T1ρ MR imaging of human musculoskeletal system[J]. J Magn Reson Imaging, 2015, 41(3): 586-600.
- [3] Haris M, Singh A, Cai K, et al. T1ρ MRI in Alzheimer's disease: detection of pathological changes in medial temporal lobe[J]. J

- Neuroimaging, 2011, 21(2): 86-90.
- [4] Wang YX, Griffith JF, Leung JC, et al. Age related reduction of T1rho and T2 magnetic resonance relaxation times of lumbar intervertebral disc[J]. Quant Imaging Med Surg, 2014, 4(4): 259-264.
- [5] Musthafa HS, Dragneva G, Lottonen L, et al. Longitudinal rotating frame relaxation time measurements in infarcted mouse myocardium in vivo[J]. Magn Reson Med, 2013, 69(5): 1389-1395.
- [6] Su TH, Kao JH, Liu CJ. Molecular mechanism and treatment of viral hepatitis-related liver fibrosis[J]. Int J Mol Sci, 2014, 15(6): 10578-10604.
- [7] 李清, 谢双双, 程悦, 等. MR-T1rho 成像原理及在肝纤维化中的研究进展[J]. 放射学实践, 2017, 32(7): 758-760.
- [8] Deng M, Zhao F, Yuan J, et al. Liver T1ρ MRI measurement in healthy human subjects at 3T: a preliminary study with a two-dimensional fast-field echo sequence[J]. Br J Radiol, 2012, 85(1017): e590-e595.
- [9] Zhao F, Wang YX, Yuan J, et al. MR T1ρ as an imaging biomarker for monitoring liver injury progression and regression: an experimental study in rats with carbon tetrachloride intoxication[J]. Eur Radiol, 2012, 22(8): 1709-1716.
- [10] Allkemper T, Sagmeister F, Cicinnati V, et al. Evaluation of fibrotic liver disease with whole-liver T1ρ MR imaging: a feasibility study at 1.5T[J]. Radiology, 2014, 271(2): 408-415.
- [11] Lupsor M, Badea R, Stefanescu H, et al. Analysis of histopathological changes that influence liver stiffness in chronic hepatitis C[J]. J Gastrointest Liver Dis, 2008, 17(2): 155-163.
- [12] Wang YX, Yuan J, Chu ES, et al. T1rho MR imaging is sensitive to evaluate liver fibrosis: an experimental study in a rat biliary duct ligation model[J]. Radiology, 2011, 259(3): 712-719.
- [13] Singh A, Reddy D, Haris M, et al. T1ρ MRI of healthy and fibrotic human livers at 1.5T[J]. J Transl Med, 2015, 9(13): 292.
- [14] Rauscher I, Eiber M, Ganter C, et al. Evaluation of T1ρ as a potential MR biomarker for liver cirrhosis: comparison of healthy control subjects and patients with liver cirrhosis[J]. Eur J Radiol, 2014, 83(6): 900-904.
- [15] Fleysher R, Fleysher L, Gonen O. The optimal MR acquisition strategy for exponential decay constants estimation[J]. Magn Reson Imaging, 2008, 26(3): 433-435.
- [16] Zhao F, Deng M, Yuan J, et al. Experimental evaluation of accelerated T1rho relaxation quantification in human liver using limited spin-lock times[J]. Korean J Radiol, 2012, 13(6): 736-742.
- [17] Yuan J, Zhao F, Griffith JF, et al. Optimized efficient liver T1ρ mapping using limited spin lock times[J]. Phys Med Biol, 2012, 57(6): 1631-1640.
- [18] 孟祥虹, 王植, 万业达. T1ρ 的基本原理及临床应用新进展[J]. 中国医学影像技术, 2015, 32(4): 626-630.
- [19] 刘周, 李丽, 李天然, 等. MRI 在肺部感染性疾病中的应用初探[J]. 新发传染病电子杂志, 2017, 2(3): 244-248.

(收稿日期: 2017-12-07 修回日期: 2018-02-02)