

基于 mDixon 方法快速量化非酒精性脂肪肝脂肪含量的研究

林楚岚^{1,2}, 江桂华², 陈楚庄³, 李武铭², 刘金武², 颜剑豪², 肖毅⁴, 全显跃^{1*}

(1. 南方医科大学珠江医院 放射科, 广东 广州, 510282; 2. 广东省第二人民医院影像科, 广东 广州, 510317; 3. 飞利浦医疗保健事业部, 中国, 香港; 4. 广东省第二人民医院内分泌科, 广东 广州, 510317)

摘要:【目的】利用氢质子磁共振波谱(¹H-MRS)作为参考标准, 评价 mDixon 方法在非酒精性脂肪肝(NAFLD)患者量化肝脏脂肪含量的可行性及准确性。【方法】选取 70 名 NAFLD 患者在 1.5 T 磁共振扫描仪行肝脏 mDixon 容积扫描和 ¹H-MRS 采集。¹H-MRS 扫描采用单体素点分辨波谱分析法, 记录亚甲基峰(1.3 ppm)和水峰(4.7 ppm)下面积, 计算脂肪分数。mDixon 扫描得到的水相及脂相分别传输至 Image J 图像处理软件进行后处理, 测量肝脏脂肪分数。【结果】采用 Image J 软件在 mDixon 图像测量得到的肝脏脂肪分数平均为(16.9 ± 8.7)%(范围为 6.6% ~ 37.0%)。用 ¹H-MRS 测量得到的肝脏脂肪分数平均为(16.0 ± 8.8)%(范围为 5.7% ~ 41.4%)。Pearson 相关系数为 0.920($P < 0.0001$)。用 Bland-Altman 方法, 95.8% 数据点都在 95% 一致性范围内。【结论】经 Image J 软件简单处理 mDixon 方法获得的图像能快速、准确量化 NAFLD 患者肝脏脂肪含量。

关键词: 非酒精性脂肪肝; 量化; 脂肪含量; 磁共振成像

中图分类号: R239

文献标志码: A

文章编号: 1672-3554(2015)03-0465-07

Rapid Quantification of Liver Fat Content in Nonalcoholic Fatty Liver Disease Based on mDixon Method

LIN Chu-lan^{1,2}, JIANG Gui-hua², CHEN Chu-zhuang³, LI Wu-ming², LIU Jin-wu²,

YAN Jian-hao², XIAO Yi⁴, QUAN Xian-yue^{1*}

(1. Department of Radiology, Zhujiang Hospital of Nanfang Medical University, Guangzhou 510282, China; 2. Department of Medical Imaging, Guangdong No.2 Provincial People's Hospital, Guangzhou 510317, China; 3. Philips Healthcare, Hong Kong, China; 4. Department of Endocrinology, Guangdong No.2 Provincial People's Hospital, Guangzhou 510317, China)

Corresponding to: QUAN Xian-yue, E-mail: quanxianyue@163.com

Abstract: 【Objective】To evaluate feasibility and accuracy of liver fat content (LFC) quantified by mDixon method in patients with nonalcoholic fatty liver disease (NAFLD), with hydrogen (¹H) MR spectroscopy as the reference standard. 【Methods】A total of 70 patients with NAFLD underwent 1.5-T MR imaging with ¹H-MR spectroscopy and mDixon volume imaging of liver. Single-voxel point-resolved ¹H MR spectroscopy of the liver (Couinaud segment VII) was performed to calculate the liver fat fraction from the peak areas of water (4.7 ppm) and methylene (1.3 ppm). Water-only (W) and fat-only (F) images created from mDixon sequence were sent to image-post-processing software Image J and liver fat fraction were measured in the same position of VOI of ¹H MR spectroscopy. 【Results】Mean liver fat fraction measured from mDixon sequence by Image J and ¹H-MR spectroscopy were (16.9 ± 8.7)%(range, 6.6%–37.0%) and (16.0 ± 8.8)%(range, 5.7%–41.4%), respectively. Pearson correlation coefficient was 0.920 ($P < 0.0001$). With the Bland-Altman method, 95.8% data points were within the 95% limits of agreement. 【Conclusion】mDixon method post-processed by Image J can be used to rapidly quantify LFC in patients with NAFLD.

Key words: nonalcoholic fatty liver disease; quantification; fat content; magnetic resonance image

[J SUN Yat-sen Univ(Med Sci), 2015, 36(3):465–471]

收稿日期: 2015-02-10

作者简介: 林楚岚, 博士研究生, E-mail: 379512107@qq.com; * 通信作者, 全显跃, 教授, 博导, E-mail: quanxianyue@163.com

脂肪肝又称为肝脏脂肪变性,是指脂肪主要是甘油三酯在肝细胞内的异常、过度的沉积。与脂肪肝相关的最常见的两个疾病是酒精性肝病(alcoholic fatty liver disease, AFLD)和非酒精性脂肪肝病(nonalcoholic fatty liver disease, NAFLD)^[1]。NAFLD 与肥胖、胰岛素抵抗、2 型糖尿病等代谢综合征密切相关,是西方国家最常见的慢性肝病,成人发病率>30%^[2-3],而在中国,成人的发病率高达 15%^[4]。由于 NAFLD 可发展为非酒精性脂肪肝炎、肝纤维化甚至肝衰竭或肝细胞癌,早期检出肝脏脂肪变性及精确量化肝脏脂肪含量(liver fat content, LFC),对指导临床医生及时进行干预和评价治疗效果、判断预后具有重要的临床意义。目前据我们所知,还没有特异性的生化或血清学检查能诊断 NAFLD。肝脏活组织学检查仍是精确诊断肝脏脂肪变性的“金标准”。然而,肝脏活检有其局限性,它是有创性检查,具有潜在的出血、穿孔和感染的可能,并且有取样误差和观察者间的诊断变异性^[5-6]。氢质子磁共振波谱(hydrogen 1 magnetic resonances spectroscopy, ¹H-MRS)能直接测量脂肪和水的质子信号,通常被认为是肝脏脂肪定量最精确的非侵入性的技术^[7-9]。但是 MRS 不够普及,操作和分析费时,且测量评价的区域通常仅仅是肝脏的一小部分,由于 MRS 的这些缺点,限制了其在临床的应用。能否应用更简单的 MR 成像技术快速量化肝脏脂肪含量是目前研究的热点。本研究的目的是用 ¹H-MRS 作为参考标准,评价临床上常用的 2 点修正 Dixon 方法快速量化 NAFLD 患者肝脏脂肪含量的可行性和准确性。

1 材料与方法

1.1 研究对象

该前瞻性单中心研究经我们医院伦理委员会批准,所有患者均签署知情同意书。本研究的研究对象为 2013 年 2 月-2014 年 12 月在我院内分泌科及消化内科诊断为 NAFLD 并行 MR 检查的患者。NAFLD 的诊断根据中华医学会肝脏病学脂肪肝和酒精性肝病学会制定的《非酒精性脂肪性肝病诊疗指南(2010 年修订版)》的诊断标准^[10]。纳入标准包括以下几条:①患者大于 16 岁。②无饮酒史或轻度饮酒史(女性折合乙醇量<70 g/周,男性<140 g/周)。③除外病毒性肝炎、药物性肝

病、全胃肠外营养、肝豆状核变性、自身免疫性肝病等可导致脂肪肝的特定疾病。④既往或本次就诊腹部超声或 CT 提示脂肪肝。排除标准:①有 MR 检查禁忌症的患者(如有幽闭恐惧症、心脏起搏器或金属植入物等患者)或怀孕的患者。②排除影响肝脏铁沉积的疾病,如肝血色素沉着症、地中海贫血或有输血史的患者。③排除由于呼吸伪影导致出现不能解释的波谱的患者。本研究总共纳入 70 名 NAFLD 患者。

1.2 磁共振检查方法

采用飞利浦 1.5T 双梯度磁共振成像系统(Achieva, Philips),采用 16 通道体部相控阵线圈,将线圈中心置于肝脏,加呼吸门控。所有检查均由同一经培训的磁共振扫描技师进行。所有患者均取仰卧位,由经培训的磁共振扫描技师训练患者配合呼吸。嘱患者平静呼吸,且尽量保持一致。需要屏气的序列嘱患者在呼气末屏住呼吸以保持屏气一致。

三维(three dimensional, 3D)扰相梯度回波 mDixon 序列和 MRS 均在同一个检查中进行。先行全肝 mDixon 序列容积扫描。通过使用三平面定位图像,设置 mDixon 序列扫描范围,上至肝顶,下达肝下极。扫描参数如下:TR: 5.6 ms, TE1: 1.80 ms, TE2: 4.0 ms, 翻转角度: 15°, 矩阵: 256×160-256, 矩形 FOV: 根据患者体型进行调整, 层厚: 6 mm, 层间距: -3 mm。mDixon 序列采集在一个屏气相内完成(屏气时间为 13.8-17.7s), 实时创建出水相(water-only, W)、正相位(in phase, IP)、反相位(out phase, OP)、脂相图(fat-only, F)。单一个组三维图像为 65-85 幅。

¹H-MRS 采集:为了准确定位,选择 mDixon 序列横断面容积扫描数据(水相)重建冠、矢状面作为定位图像。采集单体素 MRS 数据,用点分辨波谱分析法(point-resolved spectroscopy, PRESS),采用呼吸触发采集技术,参数如下:TR: 2000 ms, TE: 41 ms, NSA: 32, 感兴趣容积(volume of interest, VOI)大小为 20 mm×20 mm×20 mm,由同一经培训的影像科医生放置在肝右后叶上段(库氏肝段Ⅶ),距肝边缘>10 mm,并小心避开肝内大血管、胆管等结构及邻近组织器官、肝外脂肪等。利用屏幕捕捉功能拷贝放置了 VOI 的定位图像并传输到后处理工作站,以记录确切的体素的位置,使后一阶段能在 mDixon 图像上进行匹配分析。VOI 放置后,行自动优化梯度匀场,获得的水

峰的半高全宽(full width half max,FWHM)均 < 10 Hz。未行水抑制。

1.3 MR 图像处理方法

mDixon 序列图像后处理:采用第三方免费图像处理软件 Image J (National Institutes of Health, USA)进行图像后处理,测量肝脏内脂肪含量。分别将 mDixon 水相及脂相原始图像从飞利浦后处理工作站拷贝至 Image J 处理软件,经“Image-to-stack”处理后进行分别命名存储(如水相图为 W,脂相图为 F),用“Image calculator”功能键将水相图和脂相图相叠加得到水脂图 (W+F),然后用“Image calculator”功能键将脂图(F)除以水脂图(W+F)得到脂肪分数(fat fraction,FF)图(FF=F/W+F)。为更直观显示腹部脂肪含量的差异,选择伪彩图显示,在该显示模式下,皮下及腹腔脂肪显示为红色,正常肝脏为深蓝色,随肝内脂肪含量的增加,肝脏逐渐由深蓝色变为浅蓝色。在工具栏内选择“区域选择工具”放置在肝脏任一区域,点击工具栏的“measure”键,即可得到该区域由软件自动计算得出的脂肪含量。为更精确地与 ¹H-MRS 的测量数据相对比,选择大小为 20 mm × 20 mm 的矩形(与波谱 VOI 相匹配)放置在 ¹H-MRS VOI 的同一位置(对比拷贝的波谱定位图像)进行肝脏脂肪含量(LFC_{mDixon})测量并记录。

¹H-MRS 数据分析:利用 Philips 工作站自带后处理工作站和软件(spectroView)对采集的波谱数据进行分析,自动算出水峰峰值(P_{water})、脂肪峰峰值(P_{lipid})、水峰峰下面积(A_{water})和脂峰峰下面积(A_{lipid}),并拟合出波谱图。记录 4.7ppm 处水峰和 1.3ppm 处亚甲基峰的峰下面积。用 MRS 测得的肝

脏脂肪含量(以百分比表示)计算公式如下:
 $LFC_{MRS}=(A_{lipid}/A_{lipid}+A_{water})\times 100\%$ 。

1.4 统计学分析

采用 SPSS 17.0 统计学软件进行所有的统计分析。计量资料结果以均数 ± 标准差表示。组间数据比较根据情况采用独立样本 *t* 检验或非参数检验的两个独立样本检验。Dixon 图像经 Image J 处理测量得到的 LFC_{mDixon} 与 ¹H-MRS 测量得到的 LFC_{MRS} 的一致性分两个步骤评价。首先,画一个散点图,并行线性回归来评价 LFC_{mDixon} 和 LFC_{MRS} 的关系,计算 Pearson 相关系数。其次,用 Bland-Altman 方法估计两者的一致性,把 LFC_{mDixon} 和 LFC_{MRS} 两者的差异标记在它们均数相对的位置,计算 95%的可信区间。通过检查围绕零线的散点的方向和大小分别粗略表示系统偏差和随机误差。也可以检测异方差性,它表现为对均数大小的差异的依赖。当 *P* < 0.05 时,差异具有统计学意义。

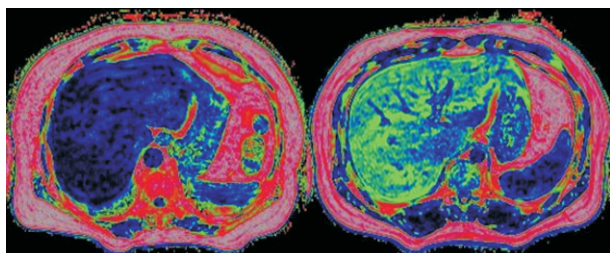
2 结 果

患者的年龄为(42.7 ± 15.4)岁(年龄范围为 18 ~ 81 岁)。研究中有 40 名男性,年龄为(38.3 ± 11.7)岁,年龄范围为 18 ~ 62 岁和 30 名女性,年龄为(48.6 ± 17.8)岁,年龄范围为 18 ~ 81 岁。身高为(1.65 ± 0.07)m,体质量为(78.0 ± 13.9)kg。体质指数(body mass index,BMI)为(28.73 ± 4.74)kg/m²(19.10 ~ 55.36 kg/m²)。32.8%(70 中的 23)为肥胖患者,32.8%的患者有糖尿病,65.7%有高脂血症,和 35.7%有高血压(表 1)。

表 1 70 名 NAFLD 患者的特征
Table 1 Characteristics in 70 patients

Characteristic	All patients	Men	women	<i>P</i> Value
Mean age (year)	42.7 ± 15.4	38.3 ± 11.7	48.6 ± 17.8	< 0.05
Height (m)	1.65 ± 0.07	1.69 ± 0.05	1.59 ± 0.05	< 0.05
Weight (kg)	78.0 ± 13.9	82.4 ± 10.0	72.1 ± 16.1	< 0.05
BMI (kg/m ²)	28.73 ± 4.74	28.90 ± 3.08	28.50 ± 6.38	> 0.05
Obesity (%)	32.8 (23 of 70)	40.0 (16 of 40)	23.3 (7 of 30)	> 0.05
Diabetes (%)	32.8 (23 of 70)	17.5 (7 of 40)	53.3 (16 of 30)	< 0.05
Hyperlipidemia (%)	65.7 (46 of 70)	65 (26 of 40)	66.7 (20 of 30)	> 0.05
Hypertension (%)	35.7 (25 of 70)	25 (10 of 40)	50 (15 of 30)	< 0.05
LFCmDixon (%)	16.9 ± 8.7	18.4 ± 9.5	15.0 ± 7.3	< 0.05
LFCMRS (%)	16.0 ± 8.8	17.6 ± 9.6	14.0 ± 7.3	> 0.05

^1H -MRS 扫描时间平均为 3 分 25 秒, mDixon 扫描时间平均为 15.9 秒。在 Image J 软件处理 mDixon 图像得到的脂肪含量图(伪彩图)上, 根据脂肪含量的不同, 组织器官表现为不同的颜色(深蓝-红色)。随脂肪含量不同, 肝脏呈不同程度的蓝色-黄绿色(图 1)。采用 Image J 软件在 mDixon 图像测量得到的 $\text{LFC}_{\text{mDixon}}$ 与 ^1H -MRS 测量得到的 LFC_{MRS} 的描述性数据见图 2。采用 Image J 软件在脂肪含量图测量得到的 $\text{LFC}_{\text{mDixon}}$ 为 $(16.9 \pm 8.7)\%$ (范围为 6.6% ~ 37.0%)。用 ^1H -MRS 测量得到的 LFC_{MRS} 为 $(16.0 \pm 8.8)\%$, (范围为 5.7%~41.4%) (见表 1)。



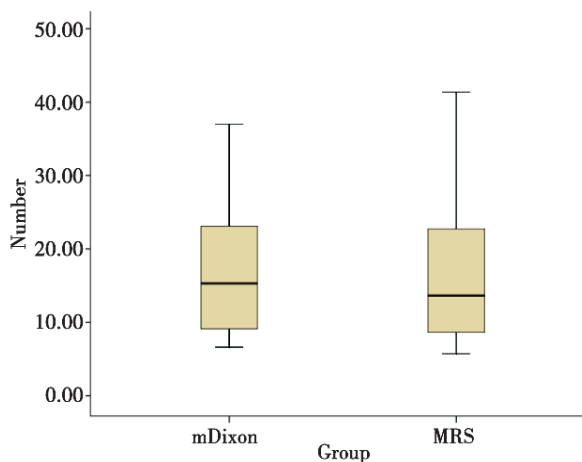
As increasing of fat content, the colour of the tissue turns from dark blue to red. Left: female patient, 66 years old, LFC (Couinaud segment VII) measured from mDixon sequence by Image J was 7.6% and was 8.4% by ^1H -MRS. Right: male patient, 28 years old, LFC (Couinaud segment VII) measured from mDixon sequence by Image J and ^1H -MRS was 32.5% and 30.7%, respectively.

图 1 采用 Image J 软件在 mDixon 创建得到的脂肪含量图
Fig.1 Images of liver fat content created by Image J from mDixon

图 3 显示用 Image J 软件在 mDixon 图像测量得到的 $\text{LFC}_{\text{mDixon}}$ 与 ^1H -MRS 测量得到的 LFC_{MRS} 的散点图。Pearson 相关系数为 0.920 ($P < 0.0001$)。图 4 显示 Bland-Altman 图, 这里 95.8% 点都在 95% 一致性范围内。

3 讨 论

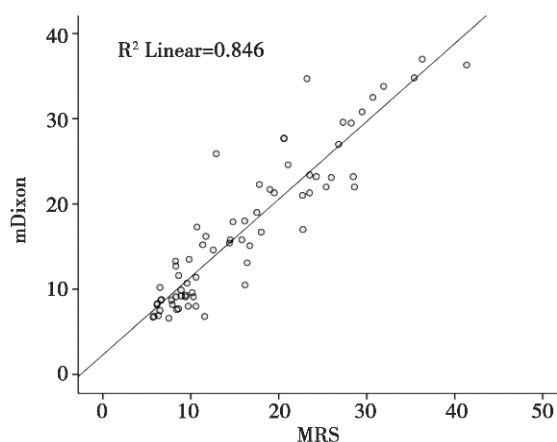
这个前瞻性的临床研究用 ^1H -MRS 测量得到的 LFC_{MRS} 作为参考标准评价采用 Image J 软件处理 mDixon 图像测量得到的 $\text{LFC}_{\text{mDixon}}$ 的可行性和准确性。我们的结果显示, 在本研究的人群中, 通过 Image J 软件的处理 mDixon 图像得到的脂肪含量图能提供有关肝实质脂肪含量高低的有用信息, 随着肝脏脂肪含量的增高, 脂肪含量图(伪彩图)



Horizontal line in the box is the median. Lower and upper ends of the box are limits of first and third quartiles, and height of each box is interquartile range. Vertical lines extending above and below each box end on data points farthest from mean but within distance of 1.5 times interquartile range from end of each box.

图 2 用 ^1H -MRS 和 mDixon 方法测量得到的 70 名 NAFLD 患者肝脏 (VII 段) 脂肪含量的箱线图

Fig.2 Box plot of liver fat content calculated by ^1H -MRS and mDixon sequence in segment VII of liver in 70 patients with NAFLD

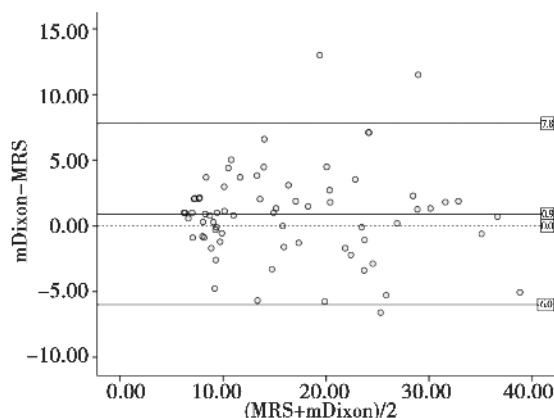


Scatterplot and regression line show close correlation between liver fat content calculated with ^1H -MRS and that calculated with mDixon sequence (Pearson correlation coefficient, $r = 0.920$; $P < 0.0001$).

图 3 用 ^1H -MRS 和 mDixon 方法测量得到的肝脏 (VII 段) 脂肪含量的散点图和回归直线

Fig.3 Scatterplot and regression line of liver fat content calculated with ^1H -MRS and that calculated with mDixon sequence

上肝脏的蓝色逐渐变浅, 通过 Image J 软件测量得到的 $\text{LFC}_{\text{mDixon}}$ 与 ^1H -MRS 测量得到的 LFC_{MRS} 高度一



Differences between liver fat fraction estimated by using ^1H -MRS and mDixon sequence were plotted against means, with 95% confidence intervals (Bland-Altman plot). 95.8% data points were within limits of agreement (solid lines), corresponding to ± 1.96 SDs from mean.

图4 用 ^1H -MRS 和 mDixon 方法测量得到的肝脏脂肪含量的 Bland-Altman 图

Fig.4 Bland-Altman plot of liver fat fraction estimated by using ^1H -MRS and mDixon sequence

致。我们认为,采用 Image J 软件处理 mDixon 图像可快速、准确测量肝脏脂肪含量,能给放射学家提供一个快速评价肝脏脂肪含量的有用的临床工具。

肝活检是目前评估脂肪肝的临床金标准,是侵入性的并具有取样误差,并不适用于筛选、监测脂肪肝的患者^[5-6]。超声(ultra sound, US)和计算机断层摄影(computed tomography, CT)可用于评估肝脏脂肪,但具有有限的精确度以及其它诸多限制^[11-13]。磁共振(magnetic resonance MR)技术,可以分解肝脏信号转换成脂肪和水的信号成分,因此比 CT 或 US 更直接评估肝脂肪^[11,14]。用于检出和量化肝脏脂肪含量的 MR 方法有多种,临床上常用的有 ^1H -MRS 和基于化学位移的 MR 技术,包括基于幅值的化学位移方法(例如双回波技术^[15]、三回波^[16]及多回波技术^[17]等)及基于复杂的化学位移方法(例如 IDEAL 成像^[18-21])。基于幅值的方法只能提供 0%-50% 的脂肪分数范围,存在脂肪-水信号主导模糊性,不能评价脂肪含量大于 50% 的组织。基于复杂的方法允许脂肪分数的测量在 0%-100% 的范围^[14],已有研究证实,与肝活检对比,其量化肝脏脂肪变性的精确度良好,并能克服脂肪-水模糊的困难^[21-22]。

本研究中采取的 3D 扰相梯度回波 mDixon 序

列属于 2 点修正 Dixon 方法,应用区域增长算法进行相位矫正,实现水和脂肪信号的分离,一次扫描可获得 4 组独立的图像:水相、正相位、反相位、脂相图^[23-24]。与传统的 2 点 Dixon 方法相比,应用区域增长算法进行相位矫正,能够消除磁场不均匀的影响,矫正磁场不均匀造成的相位误差,提高水和脂肪信号分离的精确度。此外,2 点修正 mDixon 方法,不受回波时间的限制,可采集任意两个不同相差的图像(只要不共线),因而可以选择更短的回波时间和更短的重复时间,采集速度更快,更适于屏气序列的应用^[23-24]。在我们研究中,所有患者均能在一个屏气相内完成 mDixon 全肝采集,扫描时间平均为 15.9 秒,远远小于 ^1H -MRS 的扫描时间(平均为 3 分 25 秒)。计算公式中包含有幅度和相位信息,允许全动态范围(0%-100%)的脂肪分数测量,不会出现传统 2 点 Dixon 方法常见的脂肪-水模糊的困难。

在本研究中,我们采用第三方免费 Image J 软件进行简单的图像处理,即可得到脂肪分数图(FF),无需任何人工运算,即可测量任意区域包括肝脏的脂肪含量。在基于幅值方法的研究中,肝脏脂肪含量的计算通过测量同一区域正-反相位图像的信号强度(signal intensity, SI),肝脏脂肪含量的计算公式为 $\text{LFC} = \frac{|\text{SI}_{\text{IP}} - \text{SI}_{\text{WP}}|}{2 \times \text{SI}_{\text{IP}}} \times 100\%$,图像处理复杂且需要繁琐的运算^[14-17]。在本研究中我们采用 Image J 软件进行容积图像的后处理,选取水相和脂相图像,经过简单的处理,得到脂肪分数图。在伪彩图上,肝脏脂肪含量的高低可通过目测肝脏蓝色的深浅程度进行初步判断,并可用测量软件任意测量任何区域的脂肪含量,而不需要进行任何的人工运算。Borra 等^[15]及 Guin 等^[16]以 ^1H -MRS 测量结果作为参考标准,用基于幅值的方法量化肝脏脂肪含量,测量结果均与 ^1H -MRS 测量结果高度一致。我们的结果与其相似,在本研究中,我们用 Image J 软件测得的肝段Ⅶ的脂肪含量与 ^1H -MRS 测得的肝脏脂肪含量高度一致。

影响评价肝脂肪变性的 MR 成像的因素包括肝纤维化和肝脏铁含量增加^[16,21,25-26]。在我们的研究中,我们前瞻性选取的研究对象为 NAFLD 患者,除外病毒性肝炎、酒精性肝病等容易造成肝硬化的疾病,并排除患有影响肝脏铁沉积的疾病,如肝色素沉着症、地中海贫血或有输血史的患者,

从一定程度上排除了这两个因素的影响。

与单体素 ^1H -MRS 相比,采用 Image J 软件在 mDixon 图像测量肝脏脂肪含量有以下几个优点。

①mDixon 序列容易获得,并且可以在低场强 MR 扫描仪上实现。②mDixon 序列采集时间非常短,在一个屏气相内可以完成。③一次采集可以获得多个对比度的图像(水相、正相位、反相位、脂相),在量化肝脏脂肪的同时,可以满足临床诊断要求。④mDixon 为容积扫描,脂肪含量能在全肝进行测量而不是只有一个或几个体素或区域。⑤没有空间错误配准错误发生,因为水相和脂相是同时采集的。⑥Image J 软件比 MRS 后处理更简单、快速。

与基于幅值的化学位移方法(例如双回波技术、三回波及多回波技术等)相比,mDixon 容积扫描允许全动态范围(0 ~ 100%)的脂肪分数测量,不单可以测量肝脏脂肪含量,同时可以测量脂肪含量大于 50%的组织(如骨髓、皮下及腹腔脂肪含量)。采用 Image J 软件处理,无需进行多次的测量和复杂的运算。与基于复杂的化学位移方法 IDEAL 成像相比,mDixon 序列容易获得,并且可以在低场强 MR 扫描仪上实现。

我们的研究存在一定的局限性。首先,我们的方法是以另一个间接的方法 ^1H -MRS 作为参考标准,而不是与组织学结果相比。和大多数其他基于 MR 方法一样,我们的方法测定的脂肪分数代表来自脂肪酸分子包含的质子的信号,而不是单位肝脏脂质体积的重量。其次,我们研究的对象是 NAFLD 而无其他肝病的患者,影响正反相位图像和 MRS 测量肝脏脂肪的因素例如肝脏铁沉积或纤维化是否会影响测量结果尚不清楚。受检查时间限制,在 MRS 采集中,未行 T_2^* 校正,从一定程度上影响了 MRS 测量结果的准确性。

我们的结果表明采用 Image J 软件对 2 点修正 Dixon 方法图像进行后处理可快速、方便地测量的肝脏脂肪含量,而不需任何的人工运算,测量结果与 ^1H -MRS 的测量结果有良好相关性。mDixon 序列的易获得性和极短的扫描时间,Image J 软件操作简单、快捷,使快速、非侵入性评价肝脏脂肪含量成为可能。该方法是否适用于肝硬化及铁沉积患者,有待进一步研究。

参考文献

[1] Bedogni G, Nobili V, Tiribelli C. Epidemiology of fatty

liver: An update[J]. World J Gastroenterol, 2014, 20(27): 9050-9054.

[2] Angulo P. Obesity and nonalcoholic fatty liver disease[J]. Nutr Rev, 2007, 65(6 pt 2): S57-S63.

[3] Schwimmer JB, Deutsch R, Kahen T, et al. Prevalence of fatty liver in children and adolescents[J]. Pediatrics, 2006, 118(4): 1388-1393.

[4] Fan JG. Epidemiology of alcoholic and nonalcoholic fatty liver disease in China [J]. J Gastroenterol Hepatol, 2013, 28(Suppl 1): 11-17.

[5] Ratziu V, Charlotte F, Heurtier A, et al. Sampling variability of liver biopsy in nonalcoholic fatty liver disease[J]. Gastroenterology, 2005, 128(7): 1898-1906.

[6] Sumida Y, Nakajima A, Itoh Y. Limitations of liver biopsy and non-invasive diagnostic tests for the diagnosis of nonalcoholic fatty liver disease/nonalcoholic steatohepatitis[J]. World J Gastroenterol, 2014, 20(2): 475-485.

[7] Szczepaniak LS, Nurenberg P, Leonard D, et al. Magnetic resonance spectroscopy to measure hepatic triglyceride content: prevalence of hepatic steatosis in the general population [J]. Am J PhysiolEndocrinol Metab, 2005, 288(2): E462-468.

[8] Le TA, Chen J, Changchien C, et al. Effect of colesvelam on liver fat quantified by magnetic resonance in nonalcoholic steatohepatitis: a randomized controlled trial[J]. Hepatology, 2012, 56(3): 922-932.

[9] Fischbach F, Bruhn H. Assessment of in vivo ^1H magnetic resonance spectroscopy in the liver: a review [J]. Liver Int, 2008, 28(3): 297-307.

[10] 中华医学会肝病学会脂肪肝和酒精性肝病学组. 非酒精性脂肪性肝病诊疗指南(2010 年修订版)[J]. 中华肝脏病杂志, 2010, 18(3): 163-166.

The chines national workshop on fatty liver and alcoholic liver disease for the chinese liver disease association. Guidelines for management of nonalcoholic fatty liver disease: an updated and revised edition [J]. Chin J Hepatol, 2010, 18(3): 163-166.

[11] Schwenzer NF, Springer F, Schraml C, et al. Non-invasive assessment and quantification of liver steatosis by ultrasound, computed tomography and magnetic resonance[J]. J Hepatol, 2009, 51(3): 433-445.

[12] Mishra P, Younossi ZM. Abdominal ultrasound for diagnosis of nonalcoholic fatty liver disease (NAFLD) [J]. Am J Gastroenterol, 2007, 102(12): 2716-2717.

[13] Lee SW, Park SH, Kim KW, et al. Unenhanced CT for assessment of macrovesicular hepatic steatosis in living liver donors: comparison of visual grading with liver attenuation index[J]. Radiology, 2007, 244(2): 479-

- 485.
- [14] Reeder SB, Cruite I, Hamilton G, et al. Quantitative assessment of liver fat with magnetic resonance imaging and spectroscopy[J]. J MagnReson Imaging, 201, 34(4): 729-749.
- [15] Borra RJ, Salo S, Dean K, et al. Nonalcoholic fatty liver disease rapid evaluation of liver fat content with in-phase and out-of-phase MR imaging [J]. Radiology, 2009, 250(1): 130-136.
- [16] Guiu B, Petit JM, Loffroy R, et al. Quantification of liver fat content comparison of triple echo chemical shift gradient echo imaging and in vivo proton MR spectroscopy[J]. Radiology, 2009, 250(1): 95-102.
- [17] Yokoo T, Bydder M, Hamilton G, et al. Nonalcoholic fatty liver disease diagnostic and fat-grading accuracy of low-flip-angle multiecho gradient-recalled-echo MR imaging at 1.5 T[J]. Radiology, 2009, 251(1): 67-76.
- [18] Reeder SB, Hargreaves BA, Yu H, et al. Homodyne reconstruction and ideal water-fat decomposition [J]. MagnReson Med, 2005, 54(3): 586-593.
- [19] Kim H, Taksali SE, Dufour S, et al. Comparative MR study of hepatic fat quantification using single-voxel proton spectroscopy, two-point dixon and three-point ideal[J]. MagnReson Med, 2008, 59(3): 521-527.
- [20] Reeder SB, McKenzie CA, Pineda AR, et al. Water-fat separation with IDEAL gradient-echo imaging [J]. J MagnReson Imaging, 2007, 25(3): 644-652.
- [21] Idilman IS, Aniktar H, Idilman R, et al. Hepatic steatosis quantification by proton density fat fraction with MR imaging versus liver biopsy[J]. Radiology, 2013, 267(3): 767-775.
- [22] Kim H, Taksali SE, Dufour S, et al. Comparative MR study of hepatic fat quantification using single-voxel proton spectroscopy, two-point dixon and three-point ideal[J]. MagnReson Med, 2008, 59(3): 521-527.
- [23] Berglund J, Ahlström H, Johansson L, et al. Two-point dixon method with flexible echo times [J]. MagnReson Med, 2011, 65(4): 994-1004.
- [24] 刘亚涛, 俎栋林, 包尚联. 水、脂分离磁共振成像 Dixon 方法[J]. 中国医学物理学杂志, 2012, 29(6): 3759-3792.
- Liu YT, Zu DL, Bao SL. Separation of water and fat with Dixon methods in MRI [J]. Chin J Med Physics, 2012, 29(6): 3759-3792.
- [25] Qayyum A, Goh JS, Kakar S, et al. Accuracy of liver fat quantification at MR imaging comparison of out of phase gradient echo and fat saturated fast spin echo techniques initial experience[J]. Radiology, 2005, 237(2): 507-511.
- [26] Westphalen AC, Qayyum A, Yeh BM, et al. Liver fat: effect of hepatic iron deposition on evaluation with opposed-phase MR imaging[J]. Radiology, 2007, 242(2): 450-455.
- (编辑 王晓鹰)
- +++++
- (上接第 464 页 from page 464)
- Gao SJ, Li N, Zhou Y, et al. Effect of ceramic layer thickness on color of all-ceramic restoration of zirconia [J]. J Third Mil Med Univ, 2014, 36(13): 1413-1415.
- [15] Yilmaz B, Karaagaçlıoğlu L. In vitro evaluation of color replication of metal ceramic specimens using visual and instrumental color determinations [J]. J Prosthet Dent, 2011, 105(1): 21-27.
- [16] Terry DA, Geller W, Tric O, et al. Anatomical form defines color: function, form, and aesthetics[J]. Pract Proced and Aesthet Dent, 2002, 14(1): 59-67.
- [17] Özçelik TB, Yilmaz B, Özcan I, et al. Color change during the surface preparation stages of metal ceramic alloys[J]. J Prosthet Dent, 2011, 106(1): 38-47.
- [18] 骆泽清, 程祥荣, 黄翠. In-Ceram 陶瓷材料研究进展[J]. 国外医学口腔医学分册, 2003, 30(6): 467-469.
- Luo ZQ, Cheng XR, Huang C. The research progress of ceramic materials[J]. Foreign medical, Oral medical intern, 2003, 30(6): 467-469.
- [19] 邵龙泉, 温宁, 张微微, 等. 5 种全瓷底层材料相对透明率的对比测定[J]. 稀有金属材料与工程, 2009, 38(2): 827-829.
- Hao LQ, Wen N, Zhang WW, et al. Relative translucency test of five ceramics system core material [J]. Journal of Rare Metal Materials And Engineering, 2009, 38(2): 827-829.
- [20] 刘一涵, 张少锋. In-Ceram 渗透陶瓷和 Cercon 全瓷材料透射率对比测定[J]. 临床口腔医学杂志, 2007, 23(2): 67-69.
- Liu YH, Zhang SF, Yi YF, et al. The spectral transmittance test of in-ceram infiltration ceramics and cercon ceramics[J]. J Clin Stomatol, 2007, 23(2): 67-69.
- [21] Douglas RD, Steinhauer TJ, Wee AG. Intraoral determination of the tolerance of dentists for perceptibility and acceptability of shade mismatch[J]. J Prosthet Dent, 2007, 97(4): 200-208.
- [22] O'Brien WJ, Groh CL, Boenke KM. A new small color difference equation for dental shades [J]. J Dent Res, 1990, 69(11): 1762-1764.
- (编辑 王晓鹰)