

## · 实验研究 ·

## 瞬时 kVp 切换单源双能 CT 物质分离技术定量反映肝脏铁沉积的体模研究

谢婷婷, 刘龙平, 单慧明, 石桥, 胡小红, 成官迅, 郭英

**【摘要】** 目的:探讨瞬时 kVp 切换单源双能 CT 扫描结合物质分离技术定量评估肝脏铁沉积的可行性。方法:使用 256 排单源双能 CT 的 GSI 模式和管电压 80/140 kVp 瞬时切换技术,管电流分别取 200、320 和 485 mA,对肝脏铁沉积体模(共 6 个 PVC 管,其内为正常大鼠肝脏匀浆-右旋糖酐铁混合液,铁浓度分别为 50.000、25.000、12.500、6.250、3.125 和 0 mg/mL)进行扫描。随后使用 GSI 分析软件,获得铁/水基物质对图像,于每个 PVC 管内勾画直径 6 mm、面积为 28.26 mm<sup>2</sup> 的圆形 ROI,测量各 ROI 的虚拟铁浓度值(VIC),每个 PVC 管自上向下选取 3 个层面,取 3 个层面 VIC 测量值的平均值录入数据库。采用单因素方差分析比较 3 组管电流条件下 VIC 测量值的差异,再对 VIC 与实际肝脏铁浓度(LIC)的相关性行 Pearson 分析,并拟合线性方程。结果:不同管电流(200、320 和 485 mA)条件下测量的 VIC 值均与 LIC 均呈高度正相关,相关系数(*r*)值均为 0.998( $P=0.000$ ),且不同管电流下 VIC 值的差异无统计学意义( $P=0.999$ , $F=0.001$ ),散点图显示 VIC(*x*)与 LIC(*y*)呈线性相关关系,拟合的线性方程分别为  $y=1.076x-1.602$  ( $R^2=0.995$ , $P=0.000$ , $F=994.169$ ),  $y=1.104x-1.193$  ( $R^2=0.995$ , $P=0.000$ , $F=969.015$ )和  $y=1.089x-1.461$  ( $R^2=0.996$ , $P=0.000$ , $F=1112.086$ )。结论:瞬时 kVp 切换单源双能 CT 物质分离技术可定量分析肝内铁沉积,从而为临床无创性分析铁沉积的严重程度及评估疗效提供重要信息。

**【关键词】** 肝脏;铁过载;体层摄影术,X 线计算机;双能 CT;物质分离

**【中图分类号】** R814.42; R575.5 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2018)12-1229-05

DOI:10.13609/j.cnki.1000-0313.2018.12.001

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



**Quantification of the liver-iron concentration using fast-kilovolt-peak switching dual-energy X-ray CT combined with material decomposition method: a vitro experimental study** XIE Ting-ting, LIU Long-ping, SHAN Hui-ming, et al.

**【Abstract】 Objective:** To evaluate the feasibility and accuracy of using fast-kilovolt-peak switching dual-energy CT combined with material decomposition method for quantification of liver iron content. **Methods:** Six homogeneous liver-iron mixed samples with iron concentration (LIC) of 50.000, 25.000, 12.500, 6.250, 3.125, 1.563 and 0mg/mL were prepared. All samples were scanned at a dual-energy CT scanner using GSI mode, rapid tube voltage switching between 80 and 140kVp, and three groups of tube current (200, 320 and 485mA respectively). Imaging data were processed with GSI imaging analysis software package (GSI Viewer) for material decomposition and characterization. Virtual Iron concentration (VIC) on iron-water bases images was measured with consistent regions of interest (ROIs) placed in the tube center with a diameter of 6 mm and area of 28.26mm<sup>2</sup>. Each sample was measured at three different slices for average and statistical analysis. The difference of virtual iron concentration (VIC) among the three groups was analyzed by one-way ANOVA. A linear regression analysis was performed to analyze the relationship between VIC and the actual iron concentration (LIC). **Results:** There was no significant difference in VICs among the three groups using different tube current ( $P=0.999$ , $F=0.001$ ). The liver-iron model showed good linear relation between VIC and LIC

作者单位:518036 广东,北京大学深圳医院医学影像中心(谢婷婷、单慧明、石桥、胡小红、成官迅);518036 广东,深圳市儿童医院放射科(刘龙平);510623 广州,GE 中国 CT 影像研究中心(郭英)

作者简介:谢婷婷(1988-),女,广东深圳人,硕士,主治医师,主要从事腹部影像学诊断工作。

通讯作者:成官迅, E-mail:chengguanxun@hotmail.com

基金项目:国家科技支撑项目(2013BAI07B100);深圳市科技计划项目(JYCJ20150403091443313)。

under tube current of 200, 320 and 485 mA (all  $r=0.998, P=0.000$ ), and the corresponding linear correlation equation under tube current of 200, 320 and 485 mA was  $y=1.076x-1.602$  ( $R^2=0.995, P=0.000, F=994.169$ ),  $y=1.104x-1.193$  ( $R^2=0.995, P=0.000, F=969.015$ ) and  $y=1.089x-1.461$  ( $R^2=0.996, P=0.000, F=1112.086$ ), respectively. **Conclusion:** The fast-kilovolt-peak switching dual-energy CT and material decomposition techniques can be used for quantitative evaluation of different degrees of liver iron overlay, thus can provide important informations for clinical noninvasive assessment of iron deposition severity and therapeutic effect.

**【Key words】** Liver; Iron overlay; Tomography, X-ray computed; Dual-energy CT; Material decomposition

铁是人体必需的微量元素,健康成年男性和女性的体内铁含量分别为 50 和 35 mg/kg,总量为 3~4 g。当机体铁含量超过正常值的上限即称为铁过载,超过 7~15 g 时可对组织器官产生毒性,称为病理意义上的铁过载<sup>[1]</sup>,临床常见于长期输血、肝血色病及慢性肝病患者<sup>[2]</sup>。人体内过量的铁首先沉积于肝脏、也主要贮存于肝脏,可导致肝纤维化、肝硬化甚至肝癌,少数可引起心脏、垂体和胰腺等重要脏器结构的损害和功能障碍<sup>[1,3]</sup>。

肝脏铁含量(liver iron content, LIC)的精确测量是评估体内铁总量的主要手段,对铁沉积严重程度的评价、治疗方案的制订和疗效评估具有重要的临床意义。MRI 及双能 CT 可无创性评估人体内的铁总量, MRI 通过测量  $T_2^*$  值或  $R_2^*$  值来反映肝脏的铁含量,可作为无创性评估肝脏铁含量的金标准,但是其也存在肝左叶感兴趣区易受心脏搏动伪影的影响、检查时间较长可能导致呼吸伪影较重等缺点;最重要的是,对于重度铁沉积患者(LIC>30 g/kg),由于大量铁元素导致肝脏信号快速衰减,使得 MRI 扫描时难以采集到肝脏信号衰减的过程,导致 MRI 对重度铁过载无法评估<sup>[4]</sup>。本研究中采用双能 CT 对肝脏铁沉积体模进行扫描,探讨双能 CT 物质分离技术定量评估肝脏铁沉积的可行性,旨在为临床无创性评估肝脏铁沉积严重程度及疗效监测提供新思路。

## 材料与方法

### 1. 体外模型的制作

选取 20 只健康 SD 大鼠,解剖并分离大鼠肝脏,冲洗后剪碎、分装,置于容量为 4 mL 的聚氯乙烯(polyvinylchlorid, PVC)管中(内径为 10 mm),置于匀浆机中匀浆,直至肝组织全部制备成匀浆液后备用。将右旋糖酐铁溶液(丹麦 Pharmacosmos 公司,含铁浓度为 100 mgFe/2 mL)与一定量的蒸馏水混合,配比为铁浓度分别为 50.000、25.000、12.500、6.250、3.125 和 0 mg/mL 的 6 种溶液各 2 mL,然后与 2 mL 的肝组织匀浆液混合,得到铁浓度依次为 25.000、12.500、

6.250、3.125、1.563 和 0 mg/mL 的肝组织匀浆液各 4 mL,分别置于 6 个规格为 4 mL 的 PVC 管中,然后使用悬浮震荡仪对 PVC 管进行充分震荡,使样本呈均匀外观、静置 6 h 以上无分层改变则认为模拟肝脏铁沉积的模型制作成功。

### 2. 扫描方案

使用 GE 公司标准体模(高 116 mm、内径 138 mm 的圆柱体,其内有 9 个凹槽,外周 8 个中央 1 个,每个凹槽内均配有高 97.8 mm、内径为 25 mm 的圆柱形 PP 管),将充满肝脏匀浆-右旋糖酐铁混合液的 PVC 管按顺时针方向、铁浓度从高到低的顺序依次放入体模内位于外周的 8 个 PP 管内(即管套管的形式)。

使用 GE Revolution 256 排 MDCT 扫描仪。在三组管电流条件下分别对体模进行扫描,共得到 3 组原始图像(图 1)。扫描参数:80/140 kVp 瞬时切换,管电流分别取 200、320 和 485 mA,球管转速 0.5 r/s,螺距 0.984 mm,视野 250 mm×250 mm,重建层厚和间距均为 1.25 mm,标准算法重建,50%全模型迭代重建算法 V(adaptive statistical iterative reconstruction-V, ASiR-V)。

### 3. 数据测量

将所有原始数据传输至 ADW 4.6 工作站,利用 GSI general MD analysis 软件进行后处理分析,分别获得铁/水为基物质对的图像,沿 PVC 管自上向下依次选取 3 个层面进行测量,在每个层面上沿着 PVC 管内缘勾画直径 6 mm、面积 28.26 mm<sup>2</sup> 的圆形感兴趣区(region of interest, ROI),尽量保证各管选取的 ROI 的位置一致,每个 PVC 管以 3 个层面 ROI 测量值的平均值作为该管的虚拟铁浓度值(virtual iron concentration, VIC)。

### 4. 数据分析

使用 SPSS 20.0 软件进行数据分析,先对 3 组管电流下各 PVC 管测量的 VIC 进行单因素方差(ANOVA)分析,再对 VIC 与肝实际铁浓度(LIC)的相关性行 Pearson 分析,并采用回归分析拟合线性方程。以  $P<0.05$  为差异有统计学意义。

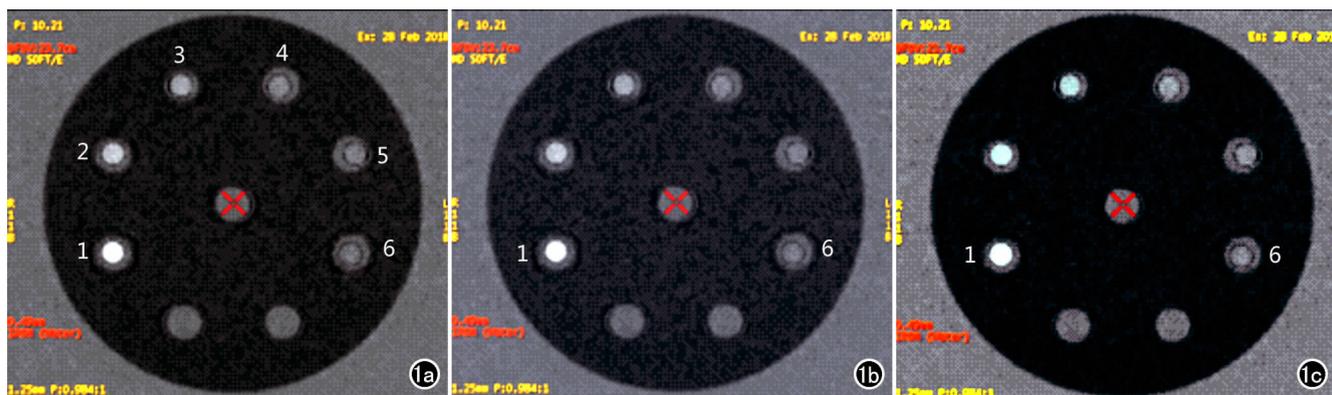


图 1 为三种管电流条件下 GSI viewer 视图下标准体模的铁(水)基物质对图像,体模内 1~6 号试管内为肝脏匀浆-右旋糖酐铁混合液,含铁浓度(LIC)依次为 25.0000、12.5000、6.2500、3.1250、1.5625 和 0mg/mL,3 帧图像对比,同一试管内的信号强度无明显差异。a) 200mA; b) 320 mA; c) 485 mA。

## 结果

ANOVA 分析结果显示,三种管电流条件下测量的 VIC 值的组间差异无统计学意义( $F=0.001, P=0.999>0.05$ )。

不同管电流条件下 VIC 与 LIC 的相关和回归分析结果见表 1。Pearson 分析结果显示,不同管电流条件下 VIC 与 LIC 均呈高度正相关,相关系数( $r$ )值均为 0.998 ( $P<0.001$ )。散点图显示 VIC 与 LIC 呈线性相关关系(图 2),运用回归分析可获得相应的线性方程。

表 1 不同管电流下肝脏铁沉积 LIC 与 VIC 相关与回归分析

管电流	Pearson 分析		线性方程	调整 $R^2$	P 值
	$r$ 值	P 值			
200mA	0.998	0.000	$y=1.076x-1.602$	0.995	0.000
320mA	0.998	0.000	$y=1.040x-1.193$	0.995	0.000
485mA	0.998	0.000	$y=1.089x-1.461$	0.996	0.000

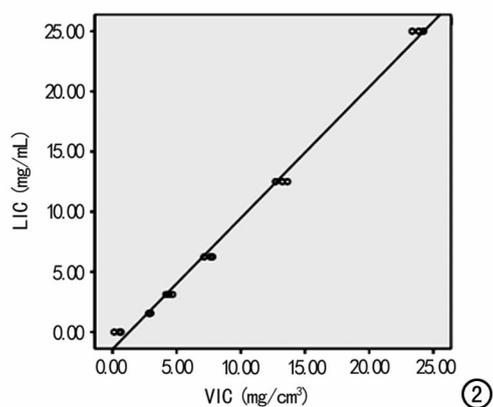


图 2 肝实际铁浓度(LIC)与虚拟铁浓度(VIC)相关性分析散点图,显示三种管电流条件下 LIC 与 VIC 均呈线性相关关系。

## 讨论

铁是生物体内必需的微量元素之一,是氧转运蛋白及众多代谢、氧化还原反应酶的重要组成部分<sup>[5]</sup>,肝脏通过分泌铁调素(Hepcidin)调节铁浓度,以保持体内铁的稳态,当铁调节通路破坏后,铁稳态被打破,导致铁在体内过度沉积,即铁过载<sup>[1,3]</sup>。临床上常见于地中海贫血、溶血性贫血、铁粒幼细胞性贫血、长期输血、慢性肝病等,其机制是获得性红细胞生成障碍或无效造血、导致肠道铁吸收过多,或需要长期输血而摄入大量铁、导致体内铁过载<sup>[3]</sup>。1997 年美国血液病协会去铁治疗指南中指出,  $LIC>3.2 \text{ mgFe/g}$  可开始去铁治疗,而  $LIC>15 \text{ mgFe/g}$  则是需进行强化去铁治疗的阈值<sup>[6]</sup>。2002—2008 年美国国家癌症综合网(National Comprehensive Cancer Network, NCCN)公布多个国家和地区关于长期输血后铁过载的处置指南,建议指出:对依赖于长期输血的患者,在输注压积红细胞达到 120 mL/kg、血清铁蛋白(serum ferritin, SF)水平持续超过 1000 ng/mL 时应开始去铁治疗<sup>[7]</sup>。因此精确评估铁过载患者体内的铁浓度是指导去铁治疗的关键,能避免去铁不充分或过度去铁。

目前,诊断铁过载主要有以下方法:①SF,能间接反映体内储存铁的水平,具有简单便宜、可重复检查的优点,在临床上被广泛应用;但 SF 极易受酗酒、炎症、肝病、肿瘤和溶血等因素的影响,特异性不高,不能准确定量评估脏器铁过载情况<sup>[8]</sup>。②肝穿刺活检标本铁染色检查,是获得肝组织内铁浓度的最直接方式,优点在于能半定量地反映肝脏铁含量,而且可以了解铁过载所造成的肝组织损伤程度;但其为有创检查,因穿刺部位的不同而可能导致检测结果波动较大,可重复性差、难以用于纵向随访观察和评估疗效,更重要的是铁过载患者往往合并血小板减少、具有出血倾向,肝穿刺

活检为其禁忌证。③超导量子干涉仪(superconducting quantum interference device, SQUID),是一种无创性评估肝组织内铁含量的影像学方法,主要通过测量肝脏的磁化率来评估肝组织的铁浓度,其测量结果与穿刺活检获取的 LIC 之间具有非常好的相关性;但此方法的费用昂贵,而且对肥胖患者难以检测,到目前为止,世界上仅数家机构具有该设备,难以在临床上推广<sup>[9]</sup>。④MRI 测量肝组织的  $R^2/T_2$ 、 $R^{2*}/T_2^*$  值来评估肝内铁含量。基于  $R^2$  值测量肝内铁含量的方法是以 St Pierre 建立的 FerriScan MR 铁定量分析软件为代表,他采用 SSE 序列进行肝脏铁定量测量的临床研究后建立了基于  $R^2$  值测量 LIC 的曲线方程<sup>[10]</sup>,并以商业付费模式提供服务,其缺点主要是后处理费用昂贵、图像采集时间较长(10~20 min)和报告时间相对较长。此后其他学者通过 CPMG 回波链序列进行肝脏铁含量的定量研究<sup>[11]</sup>。基于  $R^{2*}$  弛豫肝铁定量的方法是基于梯度回波序列设计的,能够一次屏气完成全肝扫描, $R^{2*}$  与 LIC 呈线性相关,且基于  $R^{2*}$  肝脏铁定量测量中受到扫描参数设定的影响和脂肪因素干扰等混杂因素的影响,但都能被矫正<sup>[12]</sup>,但其局限性在于重度铁过载(LIC>30 mg Fe/g)时信号快速衰减、难以采集到信号衰减的过程,而导致其对重度铁过载患者的 LIC 评估精确性下降<sup>[4]</sup>。但基于肝脏  $R^2$  弛豫测量 LIC 的方法仍然存在共同的局限性:在较高 LIC 时肝脏  $R^2$  值增加的程度相对较少,使得对重度铁过载患者的评估精确性明显下降<sup>[4]</sup>;且 SSE 序列扫描时间较长,因此受到运动伪影的影响较大。⑤磁敏感加权成像(susceptibility weighted imaging, SWI)、定量磁敏感图(quantitative susceptibility mapping, QSM)和增强梯度回波  $T_2^*$  加权血管成像序列(enhanced gradient echo  $T_2^*$  star weighted angiography, ESWAN)均为磁敏感技术逐步发展衍生而来的磁共振成像技术,ESWAN 序列相较于 SWI 有更高的图像信噪比,QSM 序列利用预处理后的局部场图相位信息,并通过进一步反演计算得出每一个体素内的内在磁化率,从而反映组织内铁含量<sup>[13-15]</sup>。它们在颅脑的运用比较成熟,但在肝脏的应用仍处于实验阶段,仅见少量研究报道并认为 SWI 相位值可对 LIC 进行评估<sup>[16]</sup>,但没有得到临床研究证实。

CT 作为肝脏常用影像学检查方法,已经在临床上广泛使用。铁为原子序数较高的物质,当铁沉积于肝脏时,导致肝脏的 CT 值升高,当 CT 平扫显示肝脏 CT 值>72 HU 时应怀疑铁过载的存在<sup>[17]</sup>,但 CT 值的增加并不是铁过载的特异性表现,肝脏铜沉积也可导致其 CT 值增加,且通过 CT 值增加来反映铁沉积并不准确,因为易受脂肪变性、糖原沉积和贫血等因素

的影响<sup>[18]</sup>。双能 CT 被研究者誉为近年来放射学史最令人激动和最有发展前途的技术。经典的双能 CT 基于高低两种不同能量(80 kVp 和 140 kVp)同时或几乎同时的采集,利用物质在不同 X 线能量下吸收能力的不同来提供比常规 CT 更多的成像参数和信息,既显示形态学改变,又能量化反映组织在能量学范畴的差异,提供诸多反映病灶本质特征的量化指标<sup>[19]</sup>,进而实现对不同组织和器官中物质的分离和鉴别。

目前投入临床使用的双能 CT 机,包括双球管的双源双能 CT、单球管高低电压快速瞬时切换的能谱 CT 以及双层探测器的光子 CT。本研究中采用 80/140 kVp 管电压快速瞬时切换的单球管能谱 CT,管电流分别设置为 200、320 和 485 mA,对标准体模进行扫描。此标准体模内不同试管中分别充满铁浓度(LIC)为 50.000、25.000、12.500、6.250、3.125 和 0 mg/mL 的正常大鼠肝脏组织匀浆与右旋糖苷铁的混合溶液。本组研究结果显示,不同管电流(200、320、485 mA)条件下测量的 VIC 与 LIC 均呈高度正相关,且不同管电流条件下测量的 VIC 的差异无统计学意义( $P=0.999$ ,  $F=0.001$ ),散点图显示 VIC 与 LIC 呈线性相关关系,并拟合线性方程。本组结果证实采用双能 CT 物质分离技术可以特异性反映肝脏铁含量,实现铁含量的准确测量。其原因在于:在 80 和 140 kVp 两种能量下,不同物质的 X 线衰减系数各不相同,衰减曲线也不同,理论上讲,任意物质的衰减曲线可用另外两种其它物质的衰减来表达,当这另外两种物质成为基物质对,通过这两种基物质的组合来产生相同的衰减效应,从而可将不同的物质分离。基物质对不代表确定物质的真实物理组成,不是确定某种物质,只是对所需检查物质的成分的一种相对的表达<sup>[20-21]</sup>。最早 Goldberg 等<sup>[22]</sup>对血色病狗模型的肝脏进行双能 CT(80/120 kVp)扫描,同时设计一系列梯度浓度的右旋糖酐铁溶液模型,获得铁浓度与双能量 CT 差值的线性关系,结果显示狗模型的肝脏铁含量测量值与肝穿刺活检结果一致性很好。此后,双能 CT 作为一种新型、无创性定量测量肝脏铁含量的方法引起了广泛关注。Fischer 等<sup>[23]</sup>的离体研究证明,应用双能 CT 物质分离法,测量伴不同比例脂肪沉积的含铁溶液体模中的铁含量,结果显示该方法可以特异性反映肝脏的铁含量,实现对铁含量的准确测量。

综上所述,本研究通过制作正常大鼠肝脏铁沉积模型(其肝铁浓度涵盖了临床上不同程度的铁过载状态),得出了双能量 CT 物质分离技术可用于定量评估不同程度的肝脏铁沉积的结论,相应线性方程在重度铁过载患者中也同样适用,为临床无创性评估铁沉积的严重程度、长期输血患者铁过载的诊断及指导去铁

## 治疗和疗效评估奠定基础。

## 参考文献:

- [1] Porter J, Garbowski M. Consequences and management of iron overload in sickle cell disease[J]. Hematology Am Soc Hematol Educ Program, 2013; 447-456. DOI: 10. 1182/asheducation - 2013. 1. 447.
- [2] Ramm GA, Ruddell RG. Hepatotoxicity of iron overload: mechanisms of iron-induced hepatic fibrogenesis[J]. Semin Liver Dis, 2005, 25(4): 433-449.
- [3] Marsella M, Borgna-Pignatti C. Transfusional iron overload and iron chelation therapy in thalassemia major and sickle cell disease [J]. Hematol Oncol Clin North Am, 2014, 28(4): 703-727.
- [4] Hernando D, Levin YS, Sirlin CB, et al. Quantification of liver iron with MRI: state of the art and remaining challenges[J]. J Magn Reson Imaging, 2014, 40(5): 1003-10021.
- [5] Anderson ER, Shah YM. Iron homeostasis in the liver[J]. Compr Physiol, 2013, 3(1): 315-330.
- [6] Olivieri NF, Brittenham GM. Iron-chelating therapy and the treatment of thalassemia[J]. Blood, 1997, 89(3): 739-761.
- [7] Greenberg PL, Attar E, Bennett JM, et al. Myelodysplastic syndrome: clinical practice guidelines in oncology[J]. J Natl Compr Canc Netw, 2013, 11(7): 838-874.
- [8] 李大创, 黄海波, 尹晓林, 等. 地中海贫血患者肝脏  $T_2^*$ 、血清铁蛋白预测心肌铁过载价值研究[J]. 磁共振成像, 2016, 7(12): 909-914.
- [9] Shander A, Cappellini MD, Goodnough LT. Iron overload and toxicity: the hidden risk of multiple blood transfusions[J]. Vox Sang, 2009, 97(3): 185-197.
- [10] St Pierre TG, Clark PR, Chua-anusorn W, et al. Noninvasive measurement and imaging of liver iron concentrations using proton magnetic resonance[J]. Blood, 2005, 105(2): 855-861.
- [11] Tang H, Jensen JH, Sammet CL, et al. MR characterization of hepatic storage iron in transfusional iron overload[J]. J Magn Reson Imaging, 2014, 39(2): 307-316.
- [12] Yokoo T, Browning JD. Fat and iron quantification in the liver: past, present, and future[J]. Top Magn Reson Imaging, 2014, 23(2): 73-94.
- [13] Liu T, Khalidov I, de Rochefort L, et al. A novel background field removal method for MRI using projection onto dipole fields[J]. NMR Biomed, 2011, 24(9): 1129-1136.
- [14] Schweser F, Deistung A, Lehr BW, et al. Quantitative imaging of intrinsic magnetic tissue properties using MRI signal phase: an approach to in vivo brain iron metabolism [J]. Neuroimage, 2011, 54(4): 2789-2807.
- [15] Haacke EM, Liu S, Buch S, et al. Quantitative susceptibility mapping: current status and future directions[J]. Magn Reson Imaging, 2015, 33(1): 1-25.
- [16] Sharma SD, Hernando D, Horng DE, et al. Quantitative susceptibility mapping in the abdomen as an imaging biomarker of hepatic iron overload[J]. Magn Reson Med, 2015, 74(3): 673-683.
- [17] 马静, 董海鹏, 宋琼, 等. 双能 CT 扫描参数和算法对定量检测伴脂肪沉积肝脏铁含量影响的实验研究[J]. 中华放射学杂志, 2014, 48(4): 333-336.
- [18] 徐黎, 端木羊, 张勇, 等. 定量 CT 测量动物肝脏脂肪含量的实验研究[J]. 放射学实践, 2017, 32(5): 466-470.
- [19] 严福华. 重视腹部 CT 和 MR 新技术的量化研究和临床应用[J]. 中华放射学杂志, 2013, 47(2): 101-103.
- [20] 严福华, 林晓珠. 双能量 CT 的多参数分析和临床应用[J]. 中国医学计算机成像杂志, 2013, 19(1): 1-3.
- [21] 曹邱婷, 赵丽琴, 杨正汉, 等. 单源双能能谱 CT 对大鼠脂肪肝定量分析的多参数研究[J]. 放射学实践, 2017, 32(5): 475-478.
- [22] Goldberg HI, Cann CE, Moss AA, et al. Noninvasive quantitation of liver iron in dogs with hemochromatosis using dual-energy CT scanning[J]. Invest Radiol, 1982, 17(4): 375-380.
- [23] Fischer MA, Reiner CS, Raptis D, et al. Quantification of liver iron content with CT-added value of dual energy[J]. Eur Radiol, 2011, 21(8): 1727-1732.

(收稿日期: 2018-05-23 修回日期: 2018-08-22)