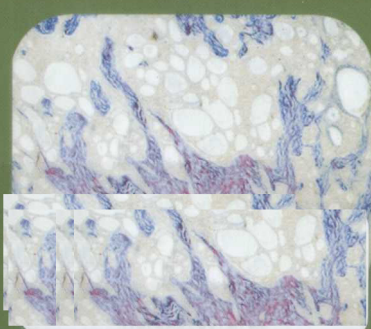


第2版

肝脏磁共振成像



原著 G. Schneider
L. Grazioli
S. Saini

主译 李宏军



人民卫生出版社
PEOPLE'S MEDICAL PUBLISHING HOUSE

肝脏磁共振成像



Figure 1-1

第2版

肝脏磁共振成像

MRI of the Liver

**Imaging Techniques, Contrast Enhancement,
Differential Diagnosis**

原 著 G. Schneider L. Grazioli S. Saini



人民卫生出版社

Translation from the English language edition:

MRI of the Liver: Imaging Techniques, Contrast Enhancement, Differential Diagnosis edited by

Günther Schneider, Luigi Grazioli, and Sanjay Saini

Copyright © Springer-Verlag Italia 2003, 2006

Springer-Verlag Italia is a part of Springer Science+Business Media

All Rights Reserved.

图书在版编目 (CIP) 数据

肝脏磁共振成像 / 李宏军主译. —北京: 人民卫生出版社,
2010. 6

ISBN 978-7-117-12713-4

I. ①肝… II. ①李… III. ①肝疾病—磁共振成像—诊
断 IV. ①R575. 04

中国版本图书馆CIP数据核字 (2010) 第039744号

门户网: www.pmph.com

卫人网: www.ipmph.com

出版物查询、网上书店

护士、医师、药师、中医

师、卫生资格考试培训

版权所有, 侵权必究!

图字: 01-2010-1847

肝脏磁共振成像

主 译: 李宏军

出版发行: 人民卫生出版社 (中继线 010-59780011)

地 址: 北京市朝阳区潘家园南里19号

邮 编: 100021

E-mail: pmph@pmph.com

购书热线: 010-67605754 010-65264830

010-59787586 010-59787592

印 刷: 北京汇林印务有限公司

经 销: 新华书店

开 本: 889×1194 1/16 印张: 24

字 数: 743千字

版 次: 2010年6月第1版 2010年6月第1版第1次印刷

标准书号: ISBN 978-7-117-12713-4/R·12714

定 价: 138.00 元

打击盗版举报电话: 010-59787491 E-mail: WQ@pmph.com

(凡属印装质量问题请与本社销售中心联系退换)

译者序

磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI) 是继CT之后医学影像检查技术的一场革命, 是一个重要的里程碑。在磁共振成像技术飞速发展的当今, 技术和诊断药物的改革显著提高了我们的工作质量。由于磁共振对软组织具有极高的分辨率, 能够多参数, 多方位成像, 并且没有电离辐射; 可以准确评价肿瘤浸润的程度与范围, 还能够确定肿瘤和周边血管结构的关系。可以无创检查就能检测良、恶性肝脏肿瘤, 并能评估局灶性和弥散性肝脏病变。而且, 具有肝特异性对比剂的推广应用, 提高了磁共振在检测肝病中的作用。

磁共振成像是由Günther Schneider博士、Luigi Grazioli博士和Sanjay Saini博士主编。他们分别在德国Homburg-Saar大学医疗中心, 意大利Brescia大学医院和美国麻省总医院工作; 在肝脏影像诊断, 尤其是肝脏磁共振成像方面卓有建树。

本书对磁共振成像技术和方法、步骤进行了详细的描述, 并对肝脏造影剂的合理应用进行了详细论述, 概述了局灶性和弥散性肝脏病灶的组织学分类, 并根据病灶在磁共振成像中的特点提出了局灶性病灶的分类。系统讨论了良、恶性局限性病变的影像学特点并与病理组织对照分析。其中包含了从最常见的血管瘤或原发肝细胞癌, 到少见的结节再生性增生或上皮样血管内皮细胞瘤等所有良、恶性原发肝脏病变。也包含了儿童和成人的肝脏肿瘤。关于继发性肝脏病变的部分不仅包含了转移瘤和淋巴瘤, 也有炎性和寄生虫性病灶。尤其是对不同肝病列出了诊断操作流程图和表格, 通过在众多有关腹部和肝脏影像的书籍和文献中总结的图表, 使本书内容更加明晰、丰富和完善。

本书含有600余幅高质量图片, 为了资料的完整性, 作者对磁共振成像特点与B超和CT扫描下的典型增强特点做了对比。全面阐述了临床上经常遇到的肝脏疾病磁共振成像特点; 基础与临床相结合, 图文并茂, 是一本不可多得的参考书。

有感于此, 我们选择了这本书的第2版进行了翻译, 旨在帮助放射科医生把肝病磁共振影像专家的经验推广应用到日常实践中。这本书之所以能够在短时间内第二次再版, 说明这本专著的权威性、知识性、实用性, 这是一本世界医学影像界公认的肝脏磁共振成像的重要参考书。该译著的出版和发行将有助于影像科医师和临床医师全面了解、熟悉和掌握肝病磁共振成像。

在本书的翻译过程中, 承蒙各位参与翻译人员的通力协作与帮助, 特别感谢李坤成教授, 谢敬霞教授在繁忙中挤出宝贵时间对全文进行了审阅指导, 在此, 特表示衷心的感谢; 在本书的校改过程中袁春旺和齐石两位医生做了大量的工作, 我对他们的辛勤的劳动表示最诚挚的感谢。

在本书的翻译过程中, 我们忠于原著, 力求做到准确无误, 但水平有限, 恳切希望同道不吝赐教。

李宏军

2010年5月13日

目 录

1 肝脏磁共振成像技术	1	5 肝脏假性病变	139
1.1 引言	1	5.1 病理生理学基础	139
1.2 MRI成像技术和概念	1	5.2 实质性假性病变	140
1.3 技术因素	12	5.3 血管性假性病变	160
1.4 总结	13	6 肝脏局灶性恶性病变成像	173
2 肝脏病的组织病理学分类	15	6.1 原发性肝脏恶性病变	173
2.1 良性和恶性结节性肝细胞病变	16	6.2 继发性肝脏恶性病变	200
2.2 胆管良性和恶性肿瘤	22	7 胆管系统和胆囊疾病成像	219
2.3 良性非上皮肿瘤	24	7.1 引言-成像技术	219
2.4 恶性非上皮肿瘤	25	7.2 解剖	220
2.5 肝母细胞瘤	26	7.3 良性胆管肿瘤	229
2.6 肿瘤样病变	26	7.4 恶性胆管肿瘤	233
2.7 肝脏感染性病变	27	7.5 胆囊良性肿瘤	239
2.8 实质性疾病	29	7.6 胆囊恶性肿瘤	240
2.9 血管改变	33	8 不同对比剂在特定肝脏 病变成像中的比较	245
2.10 HIV相关性肝病	35	8.1 引言	245
2.11 肝脏外伤	35	8.2 肝细胞起源的良性局灶性肝脏病变	246
2.12 转移瘤	35	8.3 肝细胞起源的恶性局灶性肝脏病变	260
2.13 血液病的肝脏浸润	37	8.4 非肝细胞起源的良性局灶性肝脏病变	271
3 肝脏磁共振成像对比剂	43	8.5 非肝细胞起源的恶性局灶性肝脏病变	272
3.1 简介	43	8.6 总结	279
3.2 肝脏MRI不同对比剂注射方法	62	9 弥漫性肝脏疾病成像	281
3.3 肝脏局灶性病变的MRI平扫和增强分类	63	9.1 肝脏脂肪变性	281
3.4 总结	63	9.2 炎症疾病	284
4 肝脏局灶性良性病变成像	79		
4.1 肝脏原发性良性病变	79		
4.2 继发性肝脏良性病变	125		

9.3 肝硬化	287
9.4 铁超负荷	289
9.5 血管性疾病	294

10 儿童患者肝脏磁共振成像 311

10.1 引言	311
10.2 儿童肝脏成像技术	312
10.3 儿童肝脏良性病灶	312
10.4 儿童患者恶性肝脏病变	322
10.5 儿童患者弥漫性肝脏疾病	337

11 肝脏手术切除和（或） 消融治疗后成像 345

11.1 引言	345
11.2 手术切除	345
11.3 射频消融	347

11.4 激光间质治疗	349
11.5 冷冻疗法	351
11.6 局部药物应用	351
11.7 肝脏病变多种方式联合治疗	357

12 磁共振血管造影 在肝脏疾病的应用 361

12.1 引言	361
12.2 磁共振血管造影术	361
12.3 动脉系统成像	362
12.4 门静脉系统成像	368
12.5 静脉系统成像	370
12.6 肝移植活体供者的评价	370
12.7 肝段解剖	371

索 引 377

1

肝脏磁共振成像技术

内 容

- 1.1 引言
- 1.2 MRI成像技术和概念
 - 1.2.1 T1加权序列
 - 1.2.2 T2加权序列
 - 1.2.3 不合作患者的检查
- 1.3 技术因素
 - 1.3.1 表面线圈
 - 1.3.2 磁场强度
- 1.4 总结

1.1 引言

磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)已成为实质器官、胆管、胰管、肠管、腹膜和腹膜后许多疾病的首选诊断技术,在诊断敏感性和特异性方面,均明显优于计算机体层摄影(computed tomography, CT)。MRI能通过一系列成像方法,形成良好的组织对比,所以尤其适合于评价肝脏病变。这使其可以特异性评价重要的肝脏弥漫性改变,如非酒精性脂肪性肝炎的异常脂肪浸润,或血色素沉着症的铁蓄积。静脉注射钆对比剂可评价良恶性肿瘤的血供,并为诊断提供重要信息。同样,在肝实质内钆对比剂的灌注和间质性分布可对肝炎的急性和慢性改变进行敏感性评价,包括肝硬化。利用多次采集一系列扫描图像可进行动态灌注分析(见第3章)。除MRI外,没有任何成像技术可以对肝脏疾病进行如此全面的评价。应用增强CT多期扫描则涉及离子辐射负荷,其与检查中的扫描次数成正比。与腹部CT成像相关的离子辐射和碘对比剂危险日益受到重视。例如,美国国家科学院发表的BEIR VII,第7版关于辐射危险的一系列共识性报告,其中有一节即是关于诊断性CT的离子辐射问题。概括地说,假定以美国人口进行统计分布,单次100mSv

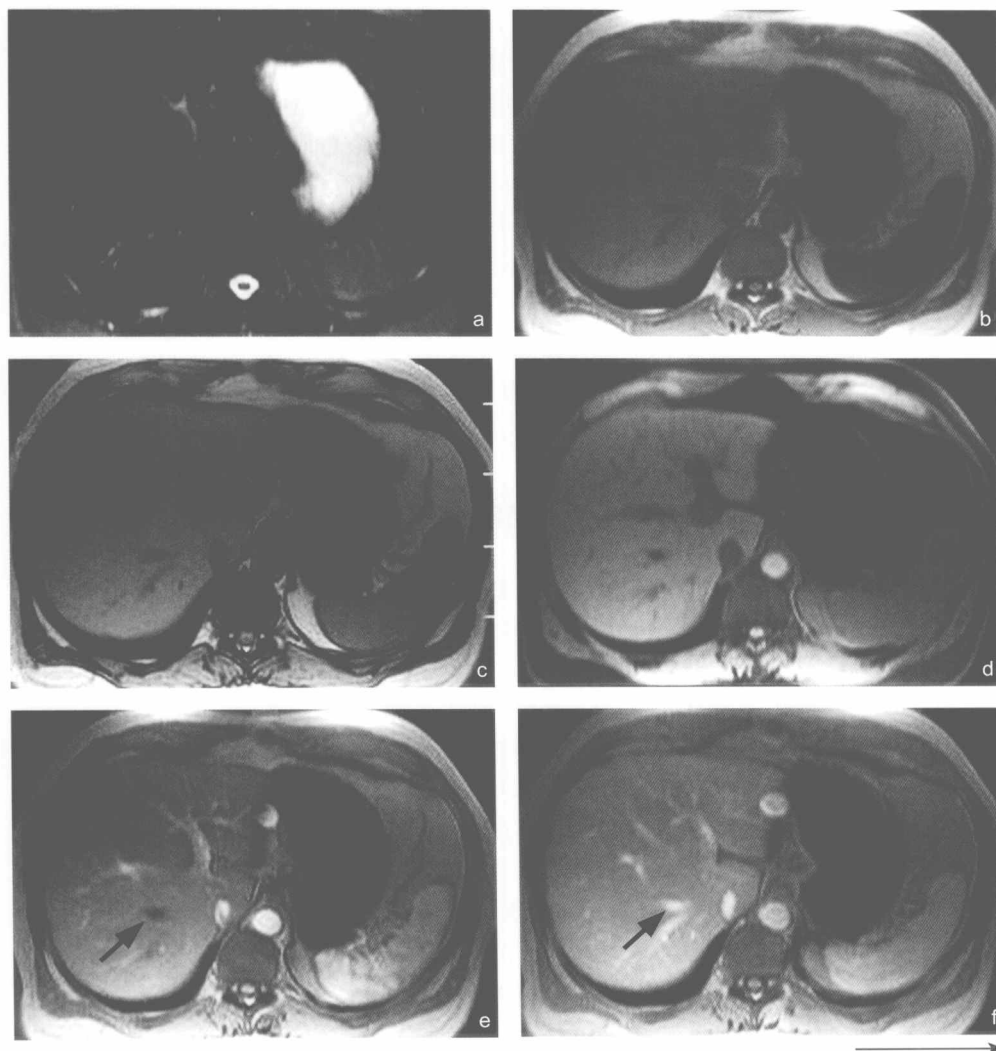
剂量与实体癌或白血病发生的估计性终生归因危险(lifetime attributable risk, LAR)为1/100,而单次10mSv剂量与癌发生的LAR为1/1000。假设美国每年估计有6千万例CT检查,且在逐年增加^[5],那么在决定肝脏评价的检查方法时,应当特别考虑人群的潜在罹患肿瘤的风险。CT检查所用碘对比剂与对比剂诱导性肾病的风险很难确定。普通人群肾功能不全的风险估计在2%以下,一些危险因素,包括已有的肾功能受损、糖尿病、应用大剂量对比剂等可显著提高肾功能不全的发生风险^[16]。患有糖尿病和轻-中度肾功能不全患者的风险估计为9%-40%,而一系列研究报道该风险高达50%-90%^[17, 27]。相反, MRI检查中注射的钆对比剂具有很好的安全性,无显著的肾脏毒性。

1.2 MRI成像技术和概念

MRI腹部成像的主要挑战之一来自于正常呼吸引起的运动以及心血管搏动和肠管蠕动对数据采集的影响。最初,肝脏MRI采用标准自旋回波(spin echo, SE)T1加权和T2加权方法。然而,由于这些技术采集数据需要的时间相对于呼吸运动而言比较长^[3, 8, 13],因而需要附加呼吸门控技术。这反而又增加了总的采集时间。同时,呼吸门控即使出现很小的不一致,也会导致图像质量下降而不能用于诊断,进而降低了检查的可靠性。应用这些技术总的检查时间可能超过60分钟。现在所使用的MR技术成像时间很短,可在一次屏气内完成检查。这些技术包括T1加权快速扰相梯度回波(spoiled gradient echo, SGE)和屏气半傅立叶变换单次激发自旋回波(half-Fourier acquisition single shot turbo spin-echo, HASTE或ssfse)技术^[3, 8, 18, 31, 38, 39](图1)。表1和表2总结了目前推荐使用的大部分序列的术语名

称。单次激发自旋回波序列可以在大约1秒内完成整个层面的扫描准备和K空间中心数据采集。由于图像的对比度来源于K空间的中心,单次激发技术对运动非常不敏感,不受呼吸影响,非常适合于不配合患者的检查^[39]。二维(2-dimensional,2D)或三维(3-dimensional,3D)T1加权梯度回波序列,由于采用了内插相位线技术而对运动有些敏感:一次扫描中一个层面仅采集一个相位线,然后移到下一层面采集。其结果是采集过程中即使是一次瞬间的运动也会影响所有层面。运动不敏感性T1加权技术也可应用。该技术使用了与T2加权单次激发技术相同的基本概念:单次扫描对单一层面整体采集数据,快速填充K空间的中心。然而即便如此,

采用反转脉冲或预饱和脉冲的扰相梯度回波序列也常被用来产生T1对比^[7, 35, 42]。这些序列已被归类为快速小角度激励序列(turbo fast low-angle shot, turboFLASH)和快速反转恢复运动不敏感序列(fast inversion-recovery motion-insensitive, FIRM)。不同厂家的命名名称也不相同,例如这一技术最初被称为容积内插屏气检查(volumetric interpolated breath-hold examination, VIBE)^[33]。这种方法很容易获得高分辨率的肝脏图像,特别是反相位图像。若联合应用内插技术,则可获得2~3mm的近似的等体素。该方法可很好地评价肝脏的血管解剖,而容积数据可用于多平面重建。



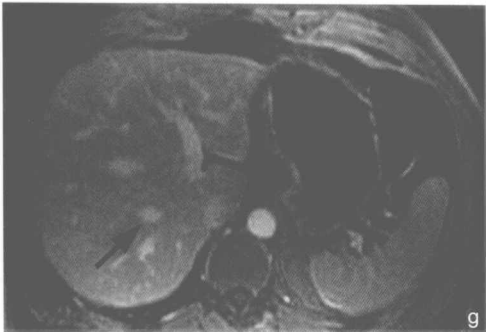


图1. a-g.采用标准腹部成像方法获取的正常肝脏轴位屏气图像包括脂肪抑制单次激发多回波T2加权像（a），GRE T1加权同相位（b）、反相位（c），脂肪抑制梯度回波T1加权像（d），钆增强动态GRE T1加权动脉期（e）、门静脉期（f）和平衡期（g）。可见理想的动脉期成像为门静脉中央已充盈对比剂而肝静脉（e，箭）尚未强化。在对比剂首次到达肝静脉（f，箭）时获得门静脉图像，在平衡期肝静脉持续充盈（g，箭）。平衡期（g）采用脂肪抑制3D GRE技术。目前，平扫T1加权图像和钆增强所有各期均采用脂肪抑制3D GRE技术采集图像。该技术的优势见下述

表1. 常用序列的首字母缩略简称

首字母缩写	Philips	GE	Siemens
Fast Spin-Echo	TSE	FSE	TSE
Single Shot Fast Spin-Echo	SSh TSE	SSFSE/RARE	HASTE
Snapshot/Ultrafast	TFE	Rapid SPGR	TurboFlash
Gradient Echo		FIRM	MP RAGE
3D Turbo Field Echo with fat suppression	THRIVE	FAME/LAVA	VIBE
Fast Field Echo	FFE	SPGR	FLASH
		FSPGR	FISP
		GRASSE	GRE
		GRE	
Steady State Fast Field Echo	Balanced FFE (bFFE, bTFE)	FIESTA	True FISP
Saturation Bands	REST	SAT	PreSAT
Spectrally Selective Fat Suppression	SPIR	CHEMSAT	FATSAT
Water Excitation Fat Suppression	SPAIR		
	Proset		QuickFatSat

表2. 缩略词对照表

ceMRA	Contrast-enhanced magnetic resonance angiography
CSE	Conventional spin-echo
FISP	Fast imaging with steady precession
FLASH	Fast low-angle shot
FID EPI	Echo planar inaging readout of the free induction decay
FSE	Fast spin-echo
FSPGR	Fast spoiled gradient-recalled acquisition into steady state
GRASE	Gradient and spin-echoes
GRASS	Gradinet-recalled acquisition in the steady state
GRE	Gradient-echo imaging, gradient-recalled echo
GRE EPI	Echo planar imaging solely using gradieng echoes(readout of the free induction decay)
HASTE	Half-Fourier acquired single-shot turbo spin-echo
HASTIRM	Half-Fourier acquired single-shot turbo spin-echo with preceding inversion pulse, utilizing only magnitude information
IR	Inversion recovery
MP RAGE(3D)	Magnetization prepared rapid acquired gradient echoes

MRCP	Magnetic resonance cholangiopancreatography
RARE	Rapid acquisition with relaxation enhancement
SAR	Specific absorption rate
SE EPI	Echo planar imaging readout module under a spin-echo technique
SPAIR	Spectral Attenuated Inversion Recovery
SPIR	Spectral Inversion Recovery
SPGR	Spoiled GRASS
SP GRE(SGE)	Spoiled gradient(recalled) echo
SSFP	Steady-state free precession
TFL	Turbo FLASH
TrueFISP	True fast imaging with steady precession
TSE	Turbo spin echo
T1 FFE	T1-weighted fast field echo
T2 FFE	T2-weighted fast field echo

T1加权屏气成像的另一个关键因素是静脉注射钆对比剂(见第3章)。钆对比剂显著缩短组织的T1弛豫率,使其在T1加权像上信号增高。病变的增强类型有特征性,与周围正常肝实质不同,可用于评价肝脏局灶性病变^[33,36]。肝脏有独特的双供血系统,70%~80%血供来源于门静脉,其余来自于肝动脉。肝脏肿瘤供血具有特征性,或为门静脉供血或为肝动脉供血。肝动脉分支供血的肿瘤在肝脏增强动脉期显示最佳。而乏血供的肿瘤以门静脉供血为主,表现出与肝实质不同的增强-时间曲线,强化弱而缓慢。该强化表现部分因为缺乏肝动脉供血,部分因为每克组织中总血容量较低。随着时间延长,测量数分钟,由于对比剂渗漏到组织间隙内,肿瘤内部钆浓度会有不均匀的缓慢升高。因此,肝脏诊断性MR检查的关键是应用钆对比剂的动态多期SGE成像,它能提供肝脏病变的时间-密度曲线信息(图1和图2)^[20,21,26]。钆对比剂非常安全,其发生严重不良反应的危险估计在百万分之一,而轻度不良反应的危险估计在2.5%左右。

虽然已有用于肝脏MR成像的超顺磁性氧化铁(super-paramagnetic iron oxides, SPIO)和锰的对比剂^[11,12,19,30,46],但钆对比剂通常仍被认为是最有用和最实用的,特别是在显示病变特征上。

有关良恶性病变增强特征的一篇综述显示,大部分重要诊断信息都来自于团注钆对比剂后的肝动脉期SGE图像。诸如囊肿、血管瘤、错构瘤、富血供的局灶性结节增生(focal nodular hyperplasia, FNH)、腺瘤或硬化肝脏中的富血供HCC(hepatocellular carcinoma, HCC)等疾病确诊所需的大部分信息均能在上述图像中显示。T2加权像

也不可或缺,不只是为了病变检出,更多地是为了显示病变的特征,常用以显示高含水组织。含水分多通常预示着良性囊肿、血管瘤或胆管错构瘤。然而,富血供的转移瘤也可在T2加权像上显示为高信号。

从注射对比剂开始到最佳SGE动脉期扫描开始之间的延迟时间最为重要,对于大部分患者只有很窄的18~20秒的时间窗。在图像上最佳的强化表现为门静脉主干强化而肝静脉完全无强化(图1)。门静脉期的最佳时间没有那么严格,一般延迟45~60秒,最佳的图像为肝静脉刚刚显示。平衡期的延迟时间最不严格,可在注射对比剂后1.5~2分钟内进行。虽然肝脏MR成像动脉期对诊断非常重要,但是MR的巨大优势之一就是有多种序列可供选择,而每一序列可描述出正常或病理组织的不同成分^[32]。

提高病变显示的方法为最大限度地增加病变与周围组织的信号强度差别。由于病变可以发生在脂肪内或邻近脂肪,受脂肪高信号的影响,在T1和T2加权像上病变可以呈低信号到高信号。譬如,在T1加权像上,腹水、腹膜后纤维化呈明显的低信号,而脂肪则为高信号(在非脂肪抑制序列)。相反,运用脂肪抑制技术时脂肪为低信号,这时亚急性血肿或富含蛋白的液体为显著高信号。在多回波自旋回波序列T2加权像上,纤维组织的低信号特征最明显。应用脂肪抑制技术,脂肪呈低信号,而淋巴结肿大或腹水呈明显的中-高信号。

钆螯合剂增强可以清楚显示出血运的类型(即毛细血管强化)、组织间隙的大小和(或)回流的快慢(组织间隙强化),而这两方面信息均能显著提高病变的检出率和显示病变的特征^[4,37],因此钆螯合

剂增强扫描已作为检查常规。注射钆对比剂后,应用快速扫描序列可以获得动脉期图像。SGE 序列可多层面2D 或3D 采集,是动脉期成像之理想选择。大部分局灶性实性病变,特别是未波及器官边缘的病变(如局灶性肝脾腺病变),在动脉期都显示很好。注射对比剂后1.5~10分钟作为平衡期,最佳时间窗是2~5分钟。实际上,表浅的、散在的和炎症性病变一般在平衡期显示比较好。同时应用脂肪抑制技术可极大提高平衡期病变增强的对比度,这些病变包括腹膜转移瘤、胆管癌、逆行性胆管炎、肠管炎

症、脓肿^[8,18]。

肝脏大部分病变在平扫 T1、T2 加权像及注射对比剂后 T1 加权动脉期、门静脉期和平衡期图像上的各种征象也能反映出其特点。最近 Gd-BOPTA 已被美国食品药品监督管理局批准,基于钆类缩短 T1 的 MR 对比剂可以在美国应用,这样就可以在延迟期更长的时间内采集更多的 T1 增强成像,以提高肝脏病变的检出及显示病变的更多特征(图2)。有关的详细讨论见第3章。

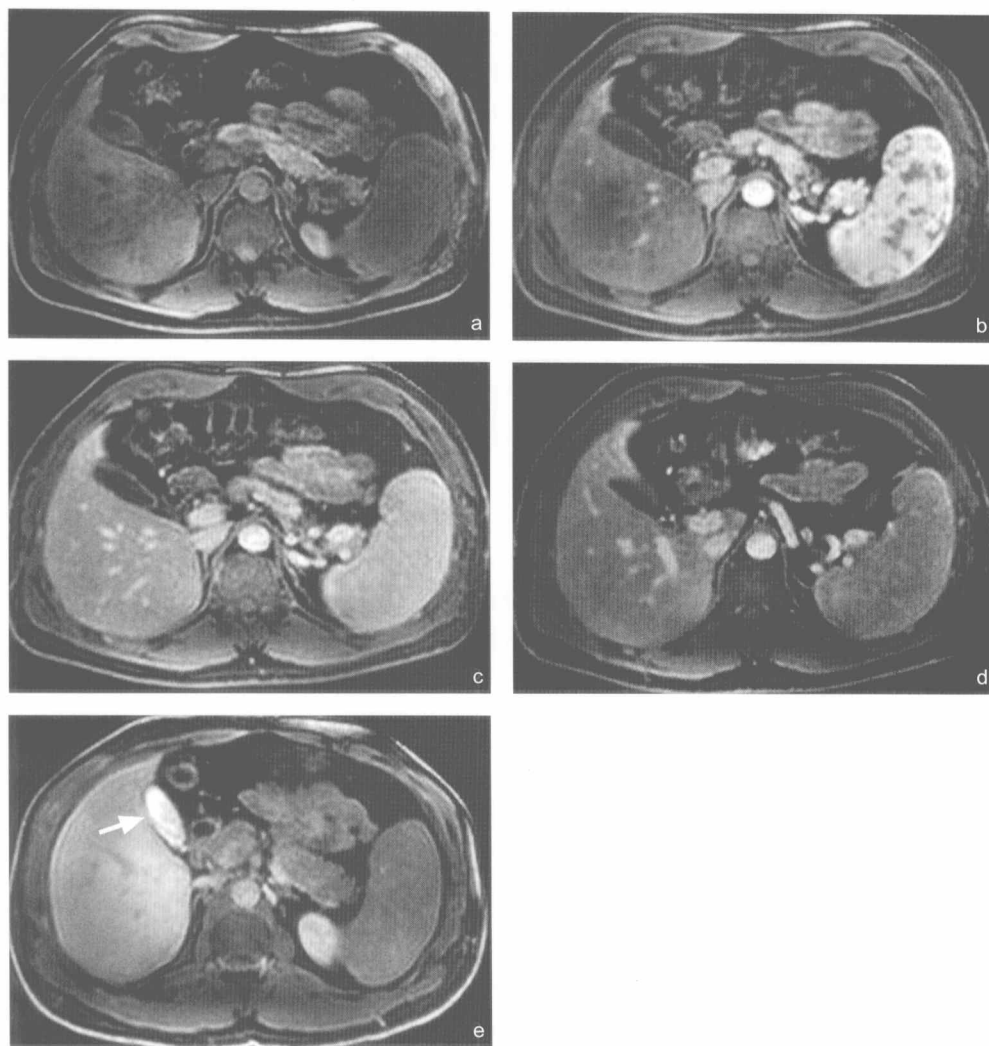


图2. a-e.应用Gd-BOPTA (MultiHance) 的动态增强T1加权GRE肝脏横断图像

平扫(a)、动脉期(b)、静脉期(c)、平衡期(d)如图1所述。另外延迟1小时图像(e)显示肝脏弥漫性持续性摄取对比剂及强化。注意,与平扫图像(a)对比,1小时延迟图像上肝脏比脾脏更亮。另外,对比剂充盈胆囊(箭)。约3%的MultiHance经肝脏摄取清除,分泌入胆管。与图1相比,整个平扫、增强成像序列采用屏气脂肪抑制3D GRE技术

1.2.1 T1加权序列

T1加权成像常规应用于腹部疾病检查,而在盆腔疾病的检查中 T1加权成像也是对 T2加权成像的有力补充。平扫 T1加权图像提供的主要信息包括:①异常增多的液体和纤维组织成分为低信号;②亚急性血肿或富含蛋白液体表现为高信号。无脂肪抑制的 T1加权序列显示脂肪为高信号。常规应用附加脂肪抑制技术的序列很容易显示出病变含脂肪的可靠特征。在钆增强成像时,为提高强化组织与邻近脂肪的对比,应用脂肪抑制技术至关重要。这类组织包括腹膜后血管结构和淋巴结、腹腔淋巴结、胰腺和腹膜。

1.2.1.1 抗相梯度回波 (SGE) 序列

T1加权 SGE 是腹部检查中最重要、最通用的序列。联合应用相控阵列多组线圈,这些序列常用于替代扫描时间较长的序列,如 T1加权自旋回波 (SE) 序列。SGE 序列的特点是,重复时间 (repetition time, TR) 相对较长 (约150毫秒),以最大限度地提高信噪比 (signal noise ratio, SNR),在一次多层面采集中获得最多的层数;同相位回波时间 (echo time, TE) 较短 (1.5T 时约4.2~4.5毫秒)。在1.5T,纯脂肪体素中质子的进动频率约220~230Hz,明显慢于纯水质子。其结果是质子的进动明显处于失相位。质子重新获得完全同相位的时间在1.5T 大约是4.4毫秒。在2.2毫秒之后 (即上述时间的一半) 水中的质子进动与脂肪中的质子位于180° 失相位。现在的 MR 软件结合了双回波屏气 SGE 序列,可以获得两套 2D K 空间数据和两套空间匹配的同相位和反相位图像^[34]。翻转角大约70°~90°,以使 T1加权信号最

大化。使用相列表面线圈,5~7mm 层厚的图像足以满足诊断需要。

1.2.1.2 失相位SGE序列

细胞内少量脂肪蓄积也可以在失相位 (反相位) SGE 图像中显示出来。该序列在显示病变组织同一像素内混有脂肪和水质子时很有用 (图3)。同一像素内主要含有脂肪或者水时在反相位图像上信号无显著降低。另一方面,细胞蓄积脂类,如肝细胞胞质内脂肪液泡增多,或含脂的肾上腺腺瘤,与同相位相比,在反相位图像上表现为信号减低^[45]。这是由于细胞内的脂水环境所致。皮下或腹腔内脂肪细胞自由水含量很少,因而不出现反相位效应。

双回波成像的另一个用途是检出铁相关性顺磁性效应 (图4)^[41]。红细胞更新加快或遗传性血色素沉着症引起铁过载,可发展为肝脏铁异常沉积 (见第9章9.4节)^[2, 9, 10, 14, 40, 44]。脾脏和胰腺也可以不同程度受累。在第二个较长回波图像 (1.5T 时4.4毫秒),由于 T2* 效应铁可以造成组织信号的丢失^[1, 2, 9, 10, 14, 15]。与之相似,顺磁性外科手术夹在第二个较长回波像上可出现手术夹周围的模糊暗影。1.5T 上,与 TE 为4.4毫秒的同相位图像相比,在 TE 为6.6毫秒的反相位图像上脂肪和铁使肝脏信号减低。相反,与 TE 为4.4毫秒图像相比,在 TE 为2.2毫秒的反相位图像上,脂肪更暗而铁更亮。这就是为什么我们总是调整双回波采集,采用比同相位回波更短的 TE 获得反相位回波的原因。总之,使用尽可能短的反相位和同相位 TE 以保证图像质量最佳,信号更好,敏感性伪影更少。

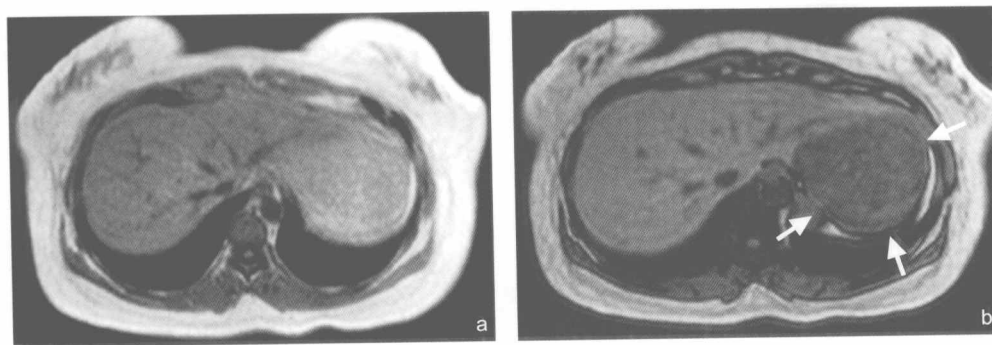


图3. a, b.肝脏轴位屏气同相位 (a) 和反相位 (b) T1加权GRE像,显示左外叶增大并脂肪蓄积。与周围未受累肝脏和脊柱旁肌肉相比,肝左外叶在反相位图像上 (b, 箭) 信号显著减低

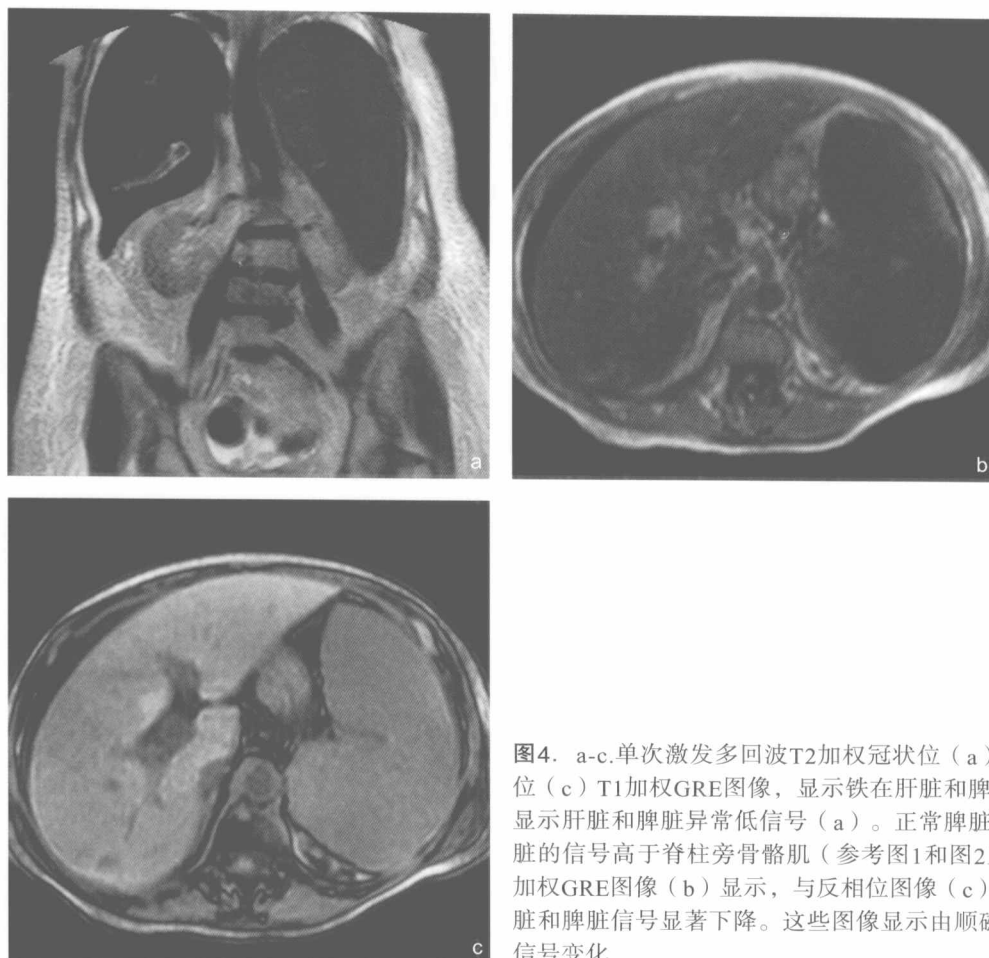


图4. a-c.单次激发多回波T2加权冠状位(a)和轴位同相位(b)和反相位(c)T1加权GRE图像,显示铁在肝脏和脾脏的沉积。冠状位T2加权像显示肝脏和脾脏异常低信号(a)。正常脾脏信号比肝脏高,而肝脏及脾脏的信号高于脊柱旁骨骼肌(参考图1和图2正常肝脏信号)。同相位T1加权GRE图像(b)显示,与反相位图像(c)和脊柱旁肌肉相比,整个肝脏和脾脏信号显著下降。这些图像显示由顺磁性铁蓄积的T2*效应引起的信号变化

1.2.1.3 脂肪抑制SGE序列

常规采用脂肪抑制SGE平扫图像来评价胰腺^[23],检出亚急性血肿^[29]。在实施SGE序列梯度回波成像之前,一般采用经调制的射频脉冲选择性激励与脂肪有关的进动较慢的质子,获得SGE图像的脂肪抑制。成像参数与标准的SGE序列相似。采用较短的反相位TE(1.5T时2.2~2.5ms)可能更好,以产生更多的脂肪衰减效应,以及增加SNR和一次采集的图像层数。目前的MRI机器,SGE序列使用重复单一的脂肪抑制技术,在20秒屏气中可采集22层图像。为了减少脂肪抑制所增加的SGE序列扫描时间以及在一次屏气中得到更多的层面,现代MRI机器采用的方式之一是在数个相位编码步骤之后,而不是在每个相位编码步骤之后实施一次脂肪抑制。另一种方法是选择性调制射频脉冲激励水中的质子,而不激励脂肪中的质子。该方法不需要增加脂肪饱和脉冲^[22]。

脂肪抑制SGE图像常用于提高钆增强实质期图像上腹腔脂肪、病变组织和血管的对比。钆增强

一般提高血管和病变组织的信号强度,而脂肪抑制压制了背景脂肪的高信号。

1.2.1.4 3D SGE序列

3D SGE成像已广泛应用于MR血管成像(magnetic resonance angiography, MRA),但只是最近才将该技术改进,用于腹部和盆腔软组织成像。该项改进的一部分是单纯减小反转角度,从MRA反转角 $70^{\circ}\sim 90^{\circ}$ 减少到 $12^{\circ}\sim 15^{\circ}$ 。其优势在于能够获得可拆分为比普通2D成像(一般每层2.5~3.0mm)更薄图像的容积数据,能够进行后处理为其他方位平面图像。虽然不同MR系统中一些序列特征可能不尽相同,但是与2D SGE序列相比,该序列脂肪抑制更好,更均匀。有些MR系统上,该序列与2D SGE序列相比,在一次屏气状态下能对更大范围的容积进行成像。3D SGE成像潜在的局限性是减低了对比噪声比。然而,这方面可以使用钆增强予以改进。

这一技术使用最新的高速切换梯度场,获得非常短的TR和TE值,具有明显的优势:在一次屏气

中采集范围更大,薄层图像更多;脂肪抑制而不减少成像范围;减少顺磁性图像伪影。

1.2.1.5 非运动敏感性SGE序列

2D 和3D SGE 成像的限制是在一定程度上对运动敏感,需要患者合作配合呼吸口令。对于不合作的患者,SGE 序列需进行改进,以获得不受呼吸影响的图像(图5)。通常可以利用尽可能短 TR 的单次激发方法。这些序列包括所谓的磁化准备快速采集梯度回波(magnetization prepared rapid acquisition gradient echo, MP-RAGE)和 TurboFLASH 序列。它们使用磁化准备 SGE 技术,在单一层面采集时,使用一个反转预脉冲提高了 T1 加权对比。当质子恢复磁化时,就可以实施短 TR 单一层面 SGE 序列成像。大约0.5秒的反转时间提供了最佳的 T1 对比,也有足够的时间保证质子在各层成像间期恢复磁化,形成可利用的层与层之间大约1.5秒的 TR。采用层面选择性预脉冲或非层面选择性预脉冲,该技术能把流经成像平面的血流呈亮或暗信号^[24]。该技术的局限性是不能获得像标准 SGE 序列那样的高 T1 加权对比。另一局限性是磁化准备一层一层的采集技术不能用于肝脏动态钆增强成像,特别是在肝动脉期成像。因为每层采集大约需要1.5秒,而从肝脏

顶部到底部成像的时间差太大,不能抓住增强动脉期的整个肝脏。与之对比,标准 SGE 序列尽管对运动敏感,但可以提供上佳的时间分辨率而对整个容积成像,在5秒内获得重要的对比数据。时间均匀分布于整个系列层面的数据资料,可以保证对整个肝脏在同一增强时相内成像。

解决运动的一个替代方法是运动校正。慢速自旋回波序列每次采集需数分钟之久。使用这一序列的老方法是采用呼吸门控,即在患者下胸部周围使用触发器来探测呼吸周期,以仅在呼气末期启动数据采集。在方法上相似,与快速成像序列联合应用的更精确的技术已发展出来。包含这一技术的快速采集 MP-RAGE 类序列,以1秒不到成像一层的速度,被用以获得一系列通过右半膈肌的连续的矢状位图像。肝肺界面出现高对比的边界,该边界能够用特殊化软件自动检测到,并被用于在呼吸周期的同一位置激发图像采集。另一方法是在组织运动过程中使用相位累积,以便计算出一个校正因子,然后利用该校正因子把检测到的信号重新定位存储于其没有任何运动的位置。现在这些技术仍处在研发过程当中。

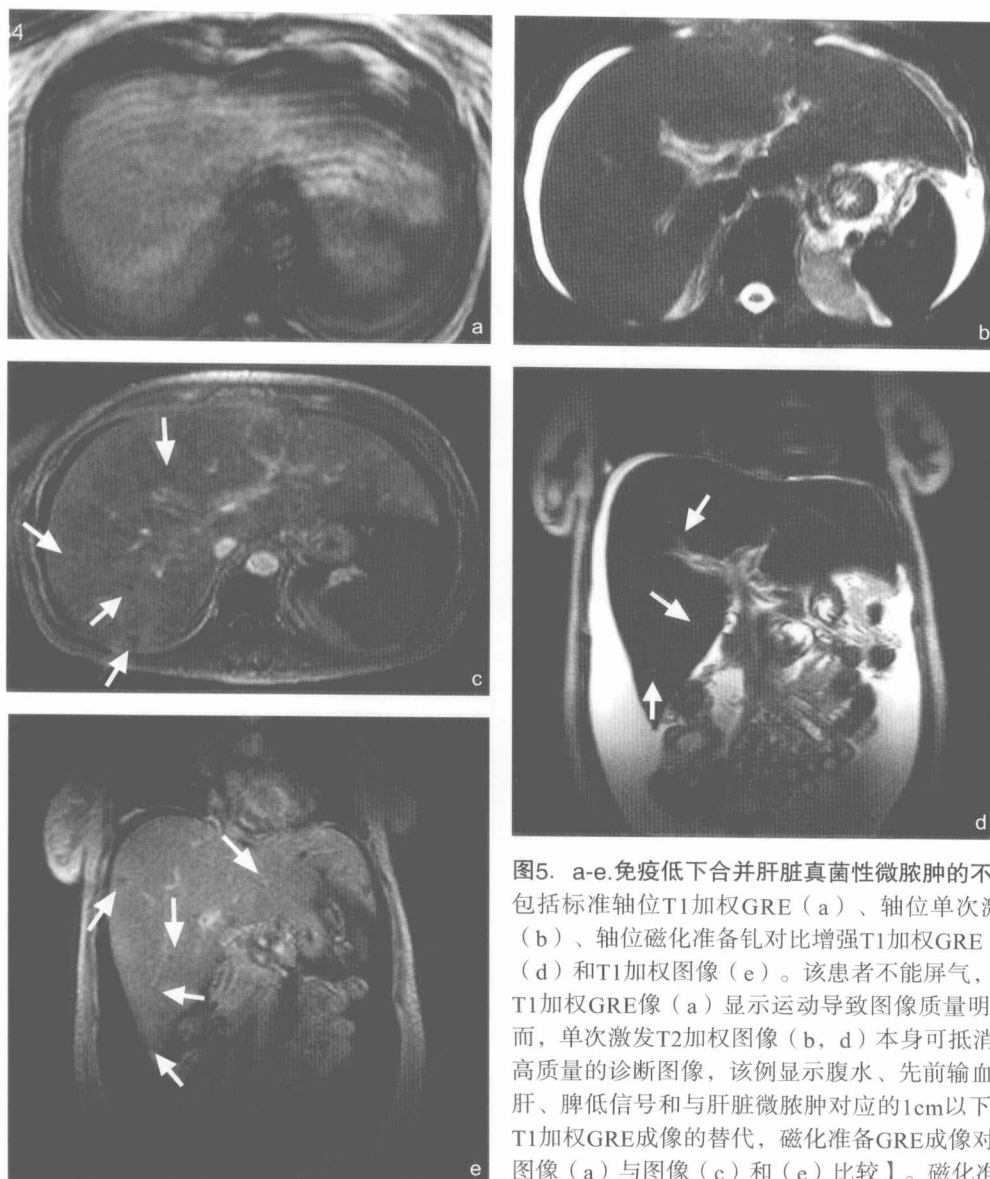


图5. a-e.免疫低下合并肝脏真菌性微脓肿的不合作危重患者的检查
包括标准轴位T1加权GRE (a)、轴位单次激发多回波脂肪抑制T2加权 (b)、轴位磁化准备钆对比增强T1加权GRE (c)和相应的冠状位T2加权 (d)和T1加权图像 (e)。该患者不能屏气，整个检查中自由呼吸。标准T1加权GRE像 (a)显示运动导致图像质量明显降低，不能用于诊断。然而，单次激发T2加权图像 (b, d)本身可抵消运动相关伪影，能重复提供高质量的诊断图像，该例显示腹水、先前输血引起的异常铁蓄积而造成的肝、脾低信号和与肝脏微脓肿对应的1cm以下的局灶性高信号。作为标准T1加权GRE成像的替代，磁化准备GRE成像对运动伪影相对不敏感【增强图像 (a)与图像 (c)和 (e)比较】。磁化准备增强图像 (c, e)显示多发微脓肿呈边缘轻度强化的非强化性微小病灶

1.2.1.6 对比增强SGE

在平扫 T1 加权成像后, SGE 序列常用于静脉注射钆对比剂后多时相成像以评价肝脏、脾脏、胰腺和肾脏(图6)。SGE 图像多层面采集的一个重要特点是中心相位编码采集通常用于填充 K 空间中心, 而 K 空间中心决定图像对比。整套数据中的对比

部分在整个采集中需要4~5秒时间, 且被整个层面使用。结果是, 整个数据采集时间非常短, 可以得到严格的各个增强时相图像(例如肝脏动脉期)。这样保证了器官的图像(如肝脏)在整个扫描容积内均匀地显示在同一对比增强时相。

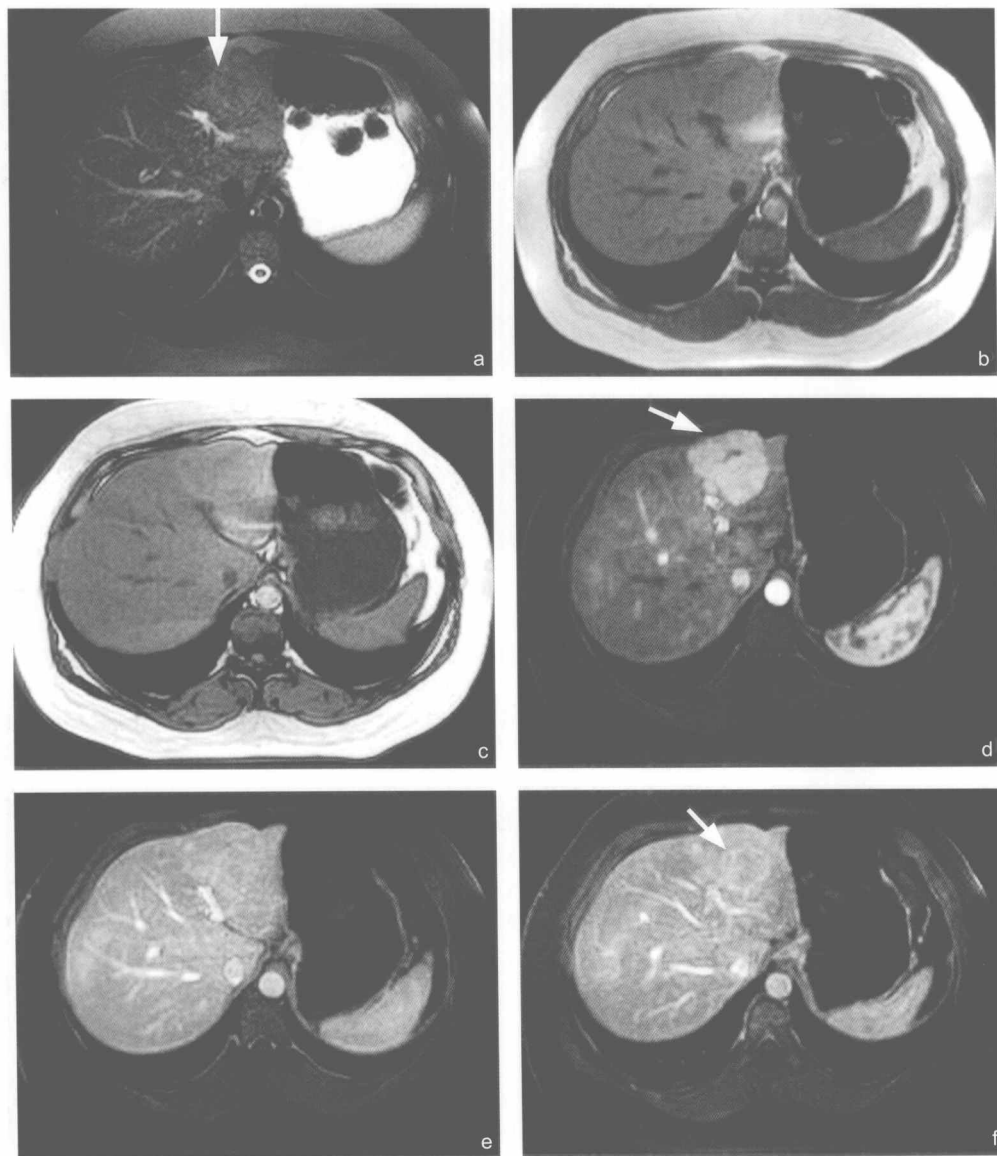


图6. a-f.肝脏FENH患者轴位屏气图像

这些图像显示脂肪性肝炎特征性的弥漫性肝脏异常。脂肪抑制单次激发T2加权像(a), 同相位(b)和反相位(c) T1加权像, 动态钆增强T1加权动脉期(d)、门静脉期(e)和平衡期(f)图像。对比同相位图像显示, 肝脏信号强度有轻微下降【将肝脏与脊柱轴位肌肉相比, 在同相位(b)上呈高信号, 在反相位(c)上呈等信号】。这提示肝脏弥漫性脂肪沉积。再者, 动脉期图像(d)显示肝脏弥漫性不均强化, 与轴位肝实质相比可见多发片状高强度区。有报道该表现与急性肝炎有关^[28]。该患者肝左叶有一肿块(a、d和f箭), 显示为典型的良性FENH特征。特别是该肿块在T2加权像(a箭)显示中心高信号区, 对比动脉期(d箭)和平衡期(f箭)图像, 符合中心纤维瘢痕缓慢强化。该病例作为佐证说明, 动脉期(d)图像提供重要的信息。如果钆增强组织灌注成分没有包括在内, 或者成像时间不对, 肝炎对异常肝脏强化和FENH的动脉显著特征就不能显示。这些都是瞬间的特征