# 胰腺 MRI 检查技术

翟昭华综述 张小明审校

【中图分类号】R445.2; R816.5 【文献标识码】A 【文章编号】1000-0313(2003)03-0214-04

胰腺 MRI 检查比人体其它部位 MR 检查更复杂。因为胰 腺的 MRI 检查中各脉冲序列有其不同的组织对比机制,而且是 互补的。这些技术包括 T<sub>1</sub> 加权和 T<sub>2</sub> 加权及其脂肪抑制; G4 DTPA 动态增强; MR 胰胆管成像(MR cholangiopancreatography, MRCP)和 MR 血管成像(MR angiography, MRA),各种技术显示重点不同。在胰腺的显示中,任何一种技 术均不能替代其它技术,而应联合应用<sup>[+19]</sup>。

胰腺的 MRI 检查最好在高场强(1.5T 或更高) MR 机上进 行,以获得更高的信噪比(signal-noise ratio, SNR)<sup>[19]</sup>。 阵列线 圈可增加信噪比,可进行更小 FOV、或更高分辨率的上腹部 MR 成像。另外,这些线圈高信噪比能够使用低信噪比的脉冲 序列,从而可作屏气扫描,如屏气 T<sub>2</sub> 加权扫描和快速梯度回波 序列成像。

T<sub>1</sub>加权成像(T<sub>1</sub> weighted imaging, T<sub>1</sub>WI)

T<sub>1</sub>WI 对胰腺成像特别重要: ①是显示胰腺及其周围脂肪 层的理想方法, 也是确定胰腺癌脂肪浸润、出血和淋巴结肿大 的理想方法; ②T<sub>1</sub> 加权及其衍生图像(脂肪抑制 T<sub>1</sub>WI)对于确 定胰腺癌 T<sub>1</sub>时间的改变是非常重要的。正常胰腺的 T<sub>1</sub> 弛豫 时间比肝脏还短, 在 T<sub>1</sub>WI 上的信号通常高于肝脏, 而大多数胰 腺癌的信号低于正常胰腺。Cameron 等<sup>[20]</sup> 认为胰腺相对短的 弛豫时间是由于胰腺腺泡细胞有丰富的内质网状组织, 也可能 与胰腺分泌液中的高蛋白含量有关。然而, 胰管内的一致低信 号又不支持此假说。所以还不清楚正常胰腺在 T<sub>1</sub> 加权序列表 现为相对高信号的原因<sup>[21]</sup>。

常用多层快速梯度回波(gradient echo, GRE)序列,同相位 (in-phase),屏气扫描。比 SE 更短的 TE 和 TR,可进行屏气快 速扫描,没有呼吸运动伪影。但是,其 SNR 较低,脂肪——软组 织的对比较差。在脂肪和胰腺组织的交界面间可能会由于高 的对比而产生截断伪影(truncation artifacts)。如果运用 192 以 上的矩阵可避免这种伪影,并改善T<sub>1</sub>WI 图像的清晰程度。也 可用脂肪抑制技术来降低截断伪影<sup>[22]</sup>。

即使应用运动伪影抑制技术,高信号脂肪也可产生运动伪 影。T<sub>1</sub>对比的动态范围也由于胰腺周围丰富的脂肪组织高信 号受到限制。这是由于T<sub>1</sub>WI上有大量的脂肪信号,在软组织 之间的T<sub>1</sub>弛豫时间的微小差别更加不明显<sup>[22]</sup>。这些微小差别 的检测对检查胰腺肿瘤尤其重要。 传统 T<sub>1</sub> 加权这些局限性可通过抑制脂肪信号来克服,改 善组织 T<sub>1</sub> 对比。因此正常胰腺在脂肪抑制 T<sub>1</sub>WI 上的高信号 变得更加明显。另外,脂肪抑制图像对于显示胰腺实质的正常 小叶结构也非常重要。胰腺的脂肪浸润表现为弹网状、条纹状 的脂肪分隔胰腺实质小叶。

在T<sub>1</sub>WI上应用最广的脂肪抑制技术包括用频率选择性激 发来饱和甘油三酸酯的纵向磁化(脂肪饱和脉冲),以及应用扰 相梯度。在这些图像上,甘油三酸酯磁化的相位与结合脂肪酸 和水磁化的相位相反,导致这些像素里的信号消失。这样的效 果可在 GRE 序列上产生,需要选择一个TE时间使水和脂肪的 磁化处于反相位(opposed phase),同时应用频率选择脂肪饱和 脉冲序列。因此,这些脂肪饱和图像可在屏气时采集,从而减 少呼吸运动伪影。如果患者能够屏气足够长的时间(20s 左 右),这种技术较 SE 产生的信噪比更好<sup>[23]</sup>。

## $T_2$ 加权图像

T<sub>2</sub>WI 对显示胰内或胰周积液、胰腺肿瘤和钙化是非常有价值的。在T<sub>2</sub>WI上,正常胰腺的信号类似于或稍高于肝脏的 信号。肿瘤在T<sub>2</sub> 加权序列上相对于正常胰腺有不同的信 号<sup>[24]</sup>,T<sub>2</sub> 加权检测肿瘤并不可靠。例如胰岛细胞瘤相对于正 常胰腺实质就显示为高信号。

像  $T_1$ WI 一样,  $T_2$ WI 伪影的抑制也是非常重要的。膈肌 运动产生伪影, 导致组织对比的丧失和病变显示不明显。呼吸 运动补偿是必要的。另外, 梯度动量消除技术 (gradient moment nulling, GMN)有利于减少呼吸和血管运动伪影<sup>[25,26]</sup>。脂肪饱 和技术在  $T_2$  加权序列上也有助于增加正常胰腺与病变之间  $T_2$ 微小变化的显著性。然而, 正常胰腺的  $T_2$  加权信号在脂肪抑 制后有可能接近邻近脂肪的信号。

标准 SE T<sub>2</sub> 加权由于 TR 时间长, 所以图像采集时间长。 这种局限性常常意味着信号平均次数或相位编码的步进要受 到影响。T<sub>2</sub>WI 的采集可以通过应用多次激发快速采集弛豫增 强(rapid acquisition relaxation enhancement, RARE) 序列在更短 时间内完成。在这些序列里, SE 信号由多个 180<sup>°</sup> 脉冲重聚焦 来采集每一个 90<sup>°</sup> 脉冲激发的多个相位编码信号。与标准传统 SE 序列比, 一个给定的 TR 用多层序列采集获得的层面数更 少。

快速 SE(fast SE, FSE) 序列扫描速度的增加克服了传统 SE 序列一些局限性。因为在用了更长 TR 后, T<sub>2</sub>WI 仅仅残留少 量 T<sub>1</sub> 对比。为了克服 FSE 中运动伪影, 硬件和软件技术如呼 吸触发和血流补偿已经开发出来<sup>[27]</sup>。运动伪影的减少可通过

作者单位: 637000 四川, 川北医学院附属医院医学影像研究所 作者简介: 翟昭华(1963~), 男, 四川人, 硕士, 主要从事 MR影像诊 断工作。

步进(如 256)来实现。如果选择最小可能的回波间期,或应用 更短的回波链,运动伪影更少。这些 FSE 序列可用于腹部的屏 气扫描,而且效果好。FSE 序列产生的图像类似于传统 SE T<sub>2</sub> 加权图像。在这些序列上腹部脂肪的信号高于传统 T<sub>2</sub> 加权序 列。这可能是 FSE 序列用射频选择脂肪饱和的优点。

### MR 胰胆管成像

MRCP 的基础是胆管和胰管内的水成像同时抑制其周围 结构的信号<sup>[28]</sup>。在 MRCP 的重度 T<sub>2</sub> 加权序列上含液结构内 不流动液体表现为高信号,而实体组织和流动血液几乎没有信 号。MRCP 可显示各种病变状态时胰胆管改变,管腔的狭窄、 阻塞,以及由于狭窄、扩张的不规则改变。它是无创性检查,且 不需要对比剂。MRCP 反映了胰管的自然状态,没有注射对比 剂后胰管内压力增高的影响。与 ERCP 相比 MRCP 优点:①非 损伤性技术;②不使用对比剂、无辐射;③不增加急性胰腺炎危 险性;④可显示术后早期胰胆管系统形态改变。MRCP 与 ER-CP 共同优点:很好显示主胰管和分支,直接显示乳头,胰液的细 胞学成分<sup>[28-36]</sup>。

2D 傅立叶转换(Fourier transfer, FT) MR CP 有时在重建的 图像上显示主胰管有假性狭窄<sup>[29]</sup>。这个假象的发生部分是因 为图像后处理,部分是 MR CP 的生理状态显示。后处理的投影 图像常常显示胰管不连续,而实际上是连续的。当层厚增加 时,这些伪影更明显。3D FT 采集可以改善层面选择方向上的 空间分辨率。因此,在 3D FT 采集数据的 MR CP 重建图像上, 假性狭窄少见<sup>[30]</sup>。3D FT 采集的数据可用最大强度投影 (maximum intensity projection, MIP)重建,从各个方向显示胰管 和胆管。但现在应用更多的是单一厚层面采集的方法直接显 示胰胆管解剖<sup>[31]</sup>。

单次激发 FSE( single shot fast spin echo, SSFSE) 是在单次 激励后搜集所有相位编码的数据,避免了运动伪影,同时保证 了足够的信噪比。在用大数量的自旋回波时,回波链成像如 FSE或 SSFSE 有可能致图像模糊是其缺点<sup>[32]</sup>。SSFSE 包括单 一厚层 MRCP 成像和多层薄层断面成像。用 SSFSE 作单一厚 层 MRCP 成像对于显示非扩张的胰管是非常好的技术<sup>[33]</sup>。不 像 MIP 投影图像,这项技术不会出现假性狭窄或胰胆管的不连 续。胰胆管和壶腹部周围的病变在单一厚层面技术比 MIP 图 像显示更清楚;然而,仅用单一厚层面 MRCP 成像不能全面了 解扩张的胰胆管内的病变状态:当靶结构含有相对较短的T。 物质(如蛋白质液体或胆汁)时,其显示受到限制;由于TE在 800ms以上,除液体外其余组织无信号,所以不能确定器官的边 界。SSFSE 单一厚层技术和多层薄层面技术的联合应用可以 提供这些信息。一般用中等 TE(80~ 100ms) 作多 层薄层 SS-FSE. 蛋白质液体或胆汁显示为高信号。 多层薄层面 SSFSE 不 用脂肪抑制,因为器官的边界可由周围脂肪信号勾画出来。胰 管内的结石也可清楚地显示出来。

应用单一厚层面覆盖胰腺轮廓,在多数情况下层厚应在 50mm 以上。为避免细小的胰管出现不连续和获得更好的信噪 MR 比,现在流行使用多角度一系列斜位厚层采集<sup>[33]</sup>。该方法的优,对动脉系

点: ①可避免与其它含液结构如肾囊肿、肝囊肿或胃液的重叠; ②改善胰管分支的显示。随着层厚的减低,分支导管的显示明 显改善<sup>[34]</sup>。但该方法不能在一个成像层面上显示所有的胰管, 一系列的厚层面图像才能全面地显示整个胰管系统。单一厚 层 MRCP 与多层薄层面 MRCP 对照研究显示,检测主胰管狭 窄的敏感性、特异性和准确性分别为 83.3%、93.6%、88.8% 和 76.2%、97.9%、87.6%。两者对主胰管扩张和囊性病变都能 很好的显示<sup>[35]</sup>。

#### 动态增强

胰腺动脉血供丰富。使用细胞外对比剂如 Gadolinium 螯 合物(GdDTPA),需要对经动脉到达胰腺的对比剂的首期通过 (first pass)成像。动态增强动脉期一过,胰腺和其它血管性组 织之间的对比就明显减低<sup>[37]</sup>。因为胰腺既没有大的静脉也没 有间质间隙,不同于肝脏有大量门静脉血供和大的血管间隙 (肝窦)可以较长时间内积聚对比剂。

胰腺癌的血供常常较正常胰腺少,在增强的动脉期表现为 低信号。随着增强时间的延迟,胰腺癌聚积对比剂在其间质 内,对比剂经过毛细血管弥散后肿瘤明显增强<sup>[9,18,19]</sup>。这就需 要在静脉内注射对比剂后立即行屏气扫描,才能获得理想的胰 腺强化,在强化的胰腺和没有强化的肿瘤之间才能有最佳的对 比<sup>[37]</sup>。

 $3D G RE T_1$ 加权脂肪抑制 G d DTPA 动态增强, 屏 气扫描, 最大幅度地减少血管搏动伪影, 可薄层(1~3mm) 采集。这样 薄的层面扫描, 可更好地检测和确定小病灶的性质。而且这些 数据可用于任意断面的重建, 更清楚显示病灶和血管关系, 并 可重建血管。3D GRE T<sub>1</sub> 组织断面成像和血管成像序列的差 别在于:①翻转角度小(10°~20°);②中心回波采集:③必须用 脂肪抑制<sup>[38]</sup>。

理想的快速 3D GRE T<sub>1</sub> 加权技术,常用半傅立叶(Fourier) (0.5 次信号平均)技术以使采集时间最短,频谱选择性翻转脂 肪抑制,零充盈插补,重叠扫描。可以在一次屏气内覆盖整个 胰腺。一般包括4个期相:①增强前扫描,可了解成像技术和 是否包括了整个胰腺,也可用于与增强后的比较;②动脉期(毛 细血管期);③血池期(门静脉期);④细胞外间隙期(延迟期), 这期图像是在注射对比剂后2min 后采集。这一系列的图像可 以区别动脉期强化的胰腺实质、低血供的肿瘤、坏死和积液、高 血供的肿瘤,如胰岛细胞瘤以及胰腺周围动脉和静脉。

Мн-DPDP 最 初开发 出来 是用 于 肝 脏 的 增 强<sup>[39]</sup>。 Мн-DPDP 在体内引起 T<sub>1</sub> 和 T<sub>2</sub> 的 缩短。注射 Мн-DPDP 引起胰腺 信噪比增加约 2 倍; 而胰腺癌却不积聚这类对比剂。因此, Мн-DPDP 可能有助于胰腺癌的检测。在注射 Мн-DPDP 后, 胰腺 的信号逐步升高, 其高峰强化是在注射后的 1.5h, 然后缓慢地 降低<sup>[18]</sup>。因此, 在注射对比剂后, 要观察胰腺需作延迟扫描。

### MRA

得更好的信噪 MRA 通常是指应用 GRE 采集的三维数据进行重建,特别。该方法的优点,对动脉和静脉里的血流成像。血管成像对于评价影响胰腺的

很多临床问题都是很有用的。因为:①胰腺的良性和恶性肿瘤 常常引起明显的动脉异常如假性动脉瘤,静脉异常如阻塞、包 绕和血栓形成;②在胰腺区腹腔血管的解剖变异较常见,这些 变异对于外科手术有重要意义;③血管的确定对于区别正常和 由其他病变引起血管结构异常是非常重要的;④动脉和静脉的 详细评价对于胰腺癌的分期是重要的。

横断面或其他断面的重建数据在上腹部的应用较为局限, 因为动脉和静脉相互重叠的复杂解剖使其在 3D 投影图像上非 常难以辨认。腹腔动静脉的血流方向也常常难以辨认。因此, 与人体其他部位相比,在腹部不可能对动静脉血管选择性地成 像。正因为此,可用 2D 横断面采集来阐明血管序列,尤其是在 上腹部和胰腺周围的血管。

横断面 2D TOF 序列屏气扫描可显示胰周的血管、结肠、脾动脉、门静脉和胃十二指肠动脉<sup>[39]</sup>。成像参数为连续层面,层 厚 4mm, TR 25ms, 屏气扫描。不用饱和脉冲, 如果有必要去确 定血管内血流的方向, 就要用饱和带或 2D 相位对比成像<sup>[18]</sup>。

2D TOF 序列的血流高信号依赖于 TR 间期内进入成像层 面的未饱和血流。在一些情况下(相同平面的血流或慢血流), 产生血管内低信号,类似于阻塞的血管表现。这种现象常见于 2D TOF 横断面图像上脾静脉汇合到门静脉处。也见于一些病 理状态,如肝硬化,门静脉血流慢,在 2D TOF 序列上血管内血 流信号较低。在这种情况下造影增强图像对于确定慢血流或 显示相同层面的血流是特别有用<sup>[40-43]</sup>。

#### 其它

1. 弥散加权平面回波 MR 成像(diffusion weighted eche planar MR imaging)有助于鉴别产粘蛋白肿瘤与其它病变。产粘 蛋白肿瘤中的粘液(囊腔和主胰管)的平均表观弥散系数(apparent diffusion coefficient, ADC)明显低于浆液肿瘤和脑脊液;但 却不低于假性囊肿。由于假性囊肿时主胰管内不伴有粘液物 质, 对囊肿和导管内 ADC 的计算有利于这些囊性病变的鉴别, 但是回波平面成像有限的空间分辨率降低了评价小肿瘤的价 值, 如胰管分支旁小的粘液肿瘤可能无法显示<sup>[44]</sup>。

2. 肠促胰激素刺激实验有助于提高健康人体和疑有慢性 胰腺炎患者胰管形态的显示,因为胰管口径增大以及胰管内容 物增加。注射肠促胰激素后 2~6min 是观察可测量主胰管扩 张最佳时间。在注射肠促胰激素 MR 检查中,静脉团注肠促胰 激素每公斤体重 1 个临床单位(0.00029mg) 5s 后进行动态 MR 采集,每 30s 重复。无需抑制肠蠕动药物<sup>[45,46]</sup>。

分泌刺激后观察十二指肠充盈情况可以半定量评价胰腺 分泌,这是胰腺外分泌残存情况的间接指征。严重慢性胰腺炎 患者十二指肠充盈明显降低。

应用刺激分泌的药物如 glucagon,有助于改善胰管分支的显示,鉴别生理性或是病理性狭窄,胰胆管分叉显示更清楚,更容易显示胰管的解剖变异,显示胰腺的外分泌功能<sup>36]</sup>。

#### 参考文献

1 吴建新, 王兴鹏, 徐家裕. 胰腺癌流行病学的研究现状[J]. 临床内科

- 2 Cooperman AM. Pancreatic cancer: the bigger picture [J]. Surg Clin North Am, 2001, 81(2): 557-574.
- 3 Obuz F, Dicle O, Coker A, et al. Pancreatic adenocarcinoma: detection and staging with dynamic MR imaging [J]. Eur J Radiol, 2001, 38(2): 146-150.
- 4 Pantalone D, Ragionieri I, Nesi G. Improved survival in small pancreatic cancer[J]. Dig Surg, 2001, 18(1): 41-46.
- 5 Ariyama J, Suyama M, Satoh K, et al. Imaging of small pancreatic ductal adenocarcinoma[J]. Pancreas, 1998, 16(4): 396-401.
- 6 Freeny PC. Computed tomography in the diagnosis and staging of cholangiocarcinoma and pancreatic carcinoma[J]. Ann Oncol, 1999, 10 (Suppl 4): 12-17.
- 7 Ichikawa T, Haradome H, Hachiya J, et al. Pancreatic ductal adenocarcinoma: preoperative assessment with helical CT versus dynamic MR imaging[J]. Radiology, 1997, 202(3): 655-662.
- 8 Sherilan MB, Ward J, Guthrie JA, et al. Dynamic contrast-enhanced MR imaging and dual-phase helical CT in the preoperative assessment of suspected pancreatic cancer: a comparative study with receiver operating characteristic analysis[J]. AJR, 1999, 173(3): 583-590.
- 9 Gabata T, Matsui O, Kadoya M, et al. Small pan creatic adenocarcinomas: efficacy of MR imaging with fat suppression and gadolinium enhancement[J]. Radiology, 1994, 193(3): 683-688.
- 10 Mammone JF, Siegelman ES, Outwater EK. Magnetic resonance imaging of the pancreas and biliary tree[J]. Semin Ultrasound CT MR, 1998, 19(1): 35-52.
- 11 Engelhard K, Hollenbach HP. High-resolution MRI of pancreatic masses with a new circularly polarized body phased-array coil[J]. Eur Radiol, 1997, 7(8): 643-648.
- 12 Kloppel G, Maillet B. Pathology of pancreatic exocrine tumors[A]. In: Beger HG, Warshaw AL, Buchler MW, et al. The pancreas[M]. 陕 西:西安世界图书出版公司, 1999. 928-942.
- 13 Morohoshi T, Held G, Kloppel G. Exocrine pancreatic tumours and their histological classification: a study based on 167 autopsy and 97 surgical cases[J]. Histopathology, 1983, 7(6): 645-661.
- 14 刘彤华. 胰腺肿瘤的病理学研究进展[J]. 中华病理学杂志, 1995, 24
  (2): 221-224.
- 15 Balci NC, Semelka RC. Radiologic diagnosis and staging of pancrea-tic ductal adenocarcinoma[J]. Eur J Radiol, 2001, 38(2): 105-112.
- 16 Cubilla AL, Fortner J, Fitzgerald PJ. Lymph node involvement in carcinoma of the head of the pancreas area[J]. Cancer, 1978, 41(3): 880-887.
- 17 郑树森,梁廷波,黄东胜,等.胰腺癌 147 例的诊断治疗分析[J].中 华普通外科杂志,2000,15(4):270-273.
- 18 Outwater EK, Mitchell DG. MR imaging techniques for evaluation of the pancreas[J]. Top Magn Reson Imaging, 1996, 8(3): 248-264.
- 19 Mammone JF, Siegelman ES, Outwater EK. Magnetic resonance imaging of the pancreas and biliary tree [J]. Semin Ultrasound CT MR, 1998, 19(1): 35-52.
- 20 Cameron IL, Ord VA, Fullerton GD. Characterization of proton NMR relaxation times in normal and pathological tissues by correlation with other tissue parameters[J]. Magn Reson Imaging, 1984, 2(2): 97-

杂志,2000,17(3):189-191 ② China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

- 21 Semelka RC, Ascher SM. MR imaging of the pancreas [J]. Radiology, 1993, 188(2): 593-602.
- 22 Mitchell DG, Vinitski S, Saponaro S, et al. Liver and pancreas: improved spin- echo T1 contrast by shorter echo time and fat suppression at 1.5 T [J]. Radiology, 1991, 178(1): 67-71.
- 23 Siegelman ES, Outwater EK, Vinitski S, et al. Fat suppression by saturation/ opposed phase hybrid technique: spin echo versus gradient echo imaging [J]. Magn Reson Imaging, 1995, 13(4): 545-548.
- Vellet AD, Romano W, Bach DB, et al. Adenocarcinoma of the pancre-24 atic ducts: comparative evaluation with CT and MR imaging at 1.5 T [J]. Radiology, 1992, 183(1): 87-95.
- Ehman RL, McNamara MT, Brasch RC, et al. Influence of physiologic 25 motion on the appearance of tissue in MR images[J]. Radiology, 1986, 159(3): 777-782.
- Mitch ell DG, Vinitski S, Burk DL JR, et al. Motion artifact reduction in 26 MR imaging of the abdomen: gradient moment nulling versus respiratory-sorted phase encoding[J]. Radiology, 1988, 169(1): 155-160.
- 27 Constable RT, Gore JC. The bss of small objects in variable TE imaging: implications for FSE, RARE, and EPI[J]. Magn Reson Med, 1992, 28(1): 9-24.
- Semelka RC, Kroeker MA, Shoenut JP, et al. Pancreatic disease: 28 prospective comparison of CT, ERCP, and 1. 5-T MR imaging with dynamic gadolinium enhancement and fat suppression[J]. Radiology, 1991, 181(3): 785-791.
- Keogan MT, Edeiman RR. Technologic advances in abdominal MR 29 imaging[J]. Radiology, 2001, 220(2): 310-320.
- 30 Rofsky NM, Weinreb JC. Manganese (II) N, N'-dipyridoxyleth ylenediamine N, N-diacetate 5, 5-bis(phosphate): clinical experience with a new contrast agent[J]. M agn Reson Q, 1992, 8(2): 156-168.
- Takehara Y. MR pancreatography [J]. Semin Ultrasound CT MR, 31 1999, 20(3): 324 339.
- 32 Takehara Y. Fast MR imaging for evaluating the pancreaticobiliary system[J]. Eur J Radiol, 1999, 29(3): 211-232.
- 33 Takehara Y, Ichijo K, Tooyama N, et al. Breath-hold MR cholangiopancreatography with a long-echo-train fast spin-echo sequence and a surface coil in chronic pancreatitis[J]. Radiology, 1994, 192(1): 73-78.
- 34 Barish MA, Yucel EK, Soto JA, et al. MR cholangiopancreatogra-phy: efficacy of three-dimensional turbo spin-echo technique [J]. AJR, 1995, 165(2): 295-300.

- 35 Miyazaki T, Yamashita Y, Tsuchigame T. et al. MR cholangiopancreatography using HASTE (half-Fourier acquisition single-shot turbo spin-echo) sequences[J]. AJR, 1996, 166(5): 1297-1303.
- 36 Yamashita Y, Abe Y, Tang Y, et al. In vitro and clinical studies of image acquisition in breath-hold MR cholangiopan creatography: single shot projection technique versus multislice technique[J]. AJR, 1997, 168(6): 1449-1454.
- 37 Masui T, Takehara Y, Ichijo K, et al. Evaluation of the pancreas: a comparison of single thick-slice MR cholangiopancreatography with multiple thin-slice volume reconstruction MR cholangiopancreato graphy. AJR, 1999, 173(6): 1519-1526.
- 38 Matos C, Nicaise N, Metens T, et al. Secretin-enhanced MR pancreat ography[J]. Semin Ultrasound CT MR, 1999, 20(3): 340-351.
- 39 McFarland EG, Kaufman JA, Saini S, et al. Preoperative staging of cancer of the pancreas: value of MR angiography versus conventional angiography in detecting portal venous invasion[J]. AJR, 1996, 166(1): 37-43.
- 40 Shetty AN, Shirkhoda A, Bis KG, et al. Contrast-enhanced three dimensional MR angiography in a single breath-hold: a novel technique [J]. AJR, 1995, 165(5): 1290-1292.
- 41 Mayo Smith WW, Saini S, Slater G, et al. MR contrast material for vascular enhancement: value of superparamagnetic iron oxide[J]. AJR, 1996, 166(1): 73-77.
- 42 Nghiem HV, Winter TC, Mountford MC, et al. Evaluation of the portal venous system before liver transplantation: value of phase-contrast MR angiography[J]. AJR, 1995, 164(4): 871-878.
- 43 Sadick M, Diehl SJ, Lehmann KJ, et al. Evaluation of breath-hold contrast-enhanced 3D magnetic resonance angiography technique for imaging visceral abdominal arteries and veins[J]. Invest Radiol, 2000, 35(2):11+117.
- 44 Keogan MT, Robert RE. Technologic advances in abdominal MR imaging[J]. Radiology, 2001, 220(2): 310-320.
- 45 Hochwald SN, Rofsky NM, Dobryansky M, et al. Magnetic resonance imaging with magnetic resonance cholangiopancreatography accurately predicts resectability of pancreatic carcinoma[J]. J Gastrointest Surg, 1999, 212(1): 213-218.
- 46 Sica GT, Braver J, Cooney MJ, et al. Comparison of endoscopic retrograde cholangiopancreatography with MR cholangiopancreatography in patients with pancreatitis[J]. Radiology, 1999, 210 (2):605-610.

(2002-09-05 收稿)

# 下期要目

仿真胃镜与钡餐比较评价胃部溃疡性病灶:ROC 曲线分析 多种 MR 成像技术在胰腺癌诊断及其可切除性探讨 口服超顺磁性氧化铁在 MRCP 中的应用 颅内动脉瘤的比较影像学研究 脑动脉瘤螺旋 CT 血管造影的评价 多层 CT 脑灌注成像在早期脑梗死诊断中的初步应用 螺旋 CT 扫描后图像重建在颈椎病的临床应用 © 1994-2012 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

MR 弥散技术对脊柱压缩性骨折诊断价值初探 骨肉瘤 MMIA 治疗后的影像学改变 新生儿肺透明膜病的 X 线胸片与病理对照研究 脊髓前动脉损伤致缺血性损伤模型的 MRI 评价 肺血管流动参数的 CT 相关测量研究 孤立性肺腺癌血流模式定量 CT 参数相互关系的初步研究 内耳结构及病变的 MRI 技术应用研究