平面回波成像(EPI) 在腹部的临床应用

郭友综述 胡道予 王承缘审校

【中图分类号】R445.2, R816.5【文献标识码】A【文章编号】1000-0313(2003)01-0073-03

平面回波成像(echo planar imaging, EPI)是目前为止最快速 的磁共振成像方法。它在脑和心脏快速成像、心脏电影、磁共 振血管造影、脑功能 MRI(包括脑功能活动、脑灌注和脑弥散 MRI) 等方面得到广泛应用。随着磁共振硬件及软件的开发升 级, EPI 在腹部的应用价值也得到肯定。本文就 EPI 的基本原 理及其在腹部的应用现状作一综述。

EPI 的基本原理^[1]

EPI 为梯度回波的一种特殊形式, 它利用快速反向梯度在 单个弛豫时间(relaxation time, TR)内产生一系列梯度回波并对 其分别相位编码,填充到相应的 k 空间,实现断面成像。根据 激励次数可分为单次激发和多次激发 EPI。

单次激发(single-shot) EPI 成像中,单个的射频(radio frequency, RF) 脉冲激励后,由相位编码调制的 MRI 信号 被强大的 频率编码梯度扰相(spoiled),频率编码梯度每反转一次相位周 期编码随之增加一次,频率编码梯度的快速切换产生一梯度回 波链(echo train), 它包含不同的频率及相位信息, 对应着 k 空间 的每一个点,经线形或非线形采样后转换成一幅 MRI 图像。由 于MRI 信号衰减决定于组织To 弛豫时间, 而且MR 信号的测量 还受到运动和磁敏感伪影等因素的影响,因而数据采集必须在 30~100ms内完成,这就决定了一幅 EPI 图像的成像时间。

多次激发(multishot) EPI: 单次激发 EPI 存在信号强度低. 空间分辨力差,视野受限及磁敏感伪影明显等缺点,如果将原 始数据分成两次或更多次采集,则可明显克服上述缺点。其方 法之一是" 镶嵌(mosaic)" 成像: 两次激发后各采集 k 空间的一 半,两次采集的数据线互相嵌插。另一种方法称为节段性(segmented) EPI, 每次采集部分数据(如 8~ 32 线), 所有数据被相互 内插后重建图像。内插的方法是在 k 空间内, 第二次激发的第 一个回波的数据线紧邻第一次激发的第一个回波的数据线,这 样可尽量减少信号强度的波动。多次激发 EPI 对梯度系统的幅 值和切换率要求相对较低,但多次激发 EPI 成像时间相对延长。

EPI 可广泛结合众多的技术并应用不同的预脉冲得到不同 程度 T₁、T₂ 对比。EPI 所得到的图像及其对比主要决定于预脉 冲序列。如果预脉冲序列是反转恢复序列,则所得到的 EPI 图 像具有T₁ 加权特性;预脉冲为单个90°射频脉冲则得到自由感 应衰减(free induction decay, FID) EPI 图像;预脉冲为梯度回波 (gradient echo, GRE) 序列则得到的 GRE EPI 图像具有T2* WI特 性,常用于实时电影成像和磁共振血管成像及磁敏感性依赖增 强扫描成像;如果预脉冲是自旋回波(spin echo, SE)序列,则得 到的 SE-EPI 图像具有 T_2 WI 特性, 其 k 空间的中心由自旋回波 信号填充,为最常用的 EPI 序列。

EPI 在腹部的应用

1. 腹部快速成像

①屏气状态下单次激发 EPI

单次激发 SE-EPI 可在 30~ 100ms 内完成单幅图像的信号 采集。常用于重症病人及不能很好屏气的患者。由于肝脏及 肝内实性占位病变 T2 衰减较快, SE EPI 的信号采集显得非常重 要。回波间期(echo space, ES)和有效的 TE 应尽可能短,这可以 借助梯度线圈高速切换来完成。同时采集信号必须采用宽频 带, 宽频带采集会降低 SE-EPI 图像信、噪比及空间分辨率, 但对 干肝脏来说,To对比和成像速度比空间分辨率及信噪比(signal noise ratios, SNR) 更重要。有人^[2]建议 EPI 的最佳选择为最小层 厚 7mm, 屏气, 单次激发, 最大的 k 空间范围, 而高分辨率(矩阵 128× 256) 成像因 SNR 低在临床 EPI 中用途不大。

SE EPI 由于信号采集速度极快,几乎冻结了人体的生理运 动包括呼吸运动,因而不存在运动相关部分容积效应。单次激 发技术得到的图像为较纯的 T2WI, 组织对比较好, 所测得的 T2 值也较为准确^[3],但空间分辨率及 SNR 略低。Schwartz LH 等^[5] 认为应用屏气 EPI 测得的 T2 值鉴别肾上腺肿瘤的良恶性很有 价值。SE-EPIk 空间的中央由自旋回波信号填充,其图像对比 可与 SE 序列相媲美^[4]。单次激发 IR-EPI(当 TI= 300ms 时)可 将肝脏背景模糊而显示良好的病灶-肝脏对比^[6]。

②多次激发(multi-shot)EPI

2次激发的镶嵌成像("mosaic" EPI) 曾用于提供胰腺高分辨 率 $T_2WI^{[7]}$ 。8 次激发的 EPI 也能够提供比常规 FSE 质量更高的 肝脏 T₂WI, 可明显地提高肝、胰、脾的 SNR; 能够在 18s 屏气间期 内提供超过 15 层的图像,且没有呼吸伪影^[8,9];能采用较大的 矩阵,因而空间分辨率较高。磁敏感伪影较单次激发 EPI 轻。 但不能完全除去 T_1 对图像对比的影响。Kanematsu M等^[10]应用 屏气多次激发 EPI 与 SE、FSE 等 4 种 T₂WI 序列对比分析肝脏病 变,发现 EPI 有良好的对比度信噪比(contrast noise ratios, CNR)。

2. 弥散加权成像(diffusion-weighted imaging, DWI)

DWI 是目前唯一能检测体内水分子扩散的方法。EPI-DWI 伪影最少,成为临床弥散成像的首选技术,主要反映的是组织 内水分子活动的自由度,从而反映组织的结构特点。由于弥散 成像受到微循环的干扰很难得到精确的弥散系数,因而常用表 面弥散系数(apparent diffusion coefficient, ADC)代替弥散系数(difusion coefficient, DC) 评估弥散成像的结果。

DW-EPI 是在 EPI 基础上加一非常强大的梯度脉冲,该脉冲 对水分子的扩散运动非常敏感。即水分子的扩散运动可引起 EPI 信号的去相位, 使信号降低, 扩散运动愈快信号降低愈明 ◎ 1994-2012 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

作者单位: 430030 武汉, 华中科技大学同济医学院附属同济医院 放射科(现在 523018 广东,东莞市人民医院放射科) 作者简介:郭友(1974~),男,湖北宜昌人,硕士,主要从事CT和MRI 临床诊断及研究。

腹部脏器的弥散成像及 ADC 值受梯度因子 b 值影响明 显^[11, 12]。因腹部脏器组织的 T₂ 值短(正常肝脏的 T₂ 值约为 50ms),若选择大的 b 值,意味着需用较长的 TE 成像,则图像的 信噪比会明显下降,而 b 值差越大, ADC 值越准确。故腹部弥散 成像需选择合适的 b 值以兼顾图像质量和 ADC 值两个方面。

基于 SE-EPI 序列的弥散加权成像在肝脏有 2 个用途: 用小 的 b 值(如 b= 55s/mm) 可使血管(主要是门静脉) 及其周围组织 的高信号转变成低信号,有利于肝脏小病灶的显示^[13]。另外肝 脏各局灶病变在 DWI 上有不同的表现,且 ADC 各不相同,可为 鉴别诊断提供信息^[11, 14, 15]。在肾脏,由于肾脏组织 83%为水, 并且富含血管,故肾脏扩散值高于自由水。当慢性肾功能衰竭 时,肾单元减少,肾皮质的 ADC 值可下降 50% 以上,因此在某种 程度上扩散值可能代表肾脏组织的功能状态^[15]。

近来, Yamada 等^[17] 采用体素不相干运动(intravoxel incoherent motion, IVIM) EPI 脉冲序列^[18]弥散成像测量腹部器官及肝脏 病变的真实弥散系数(DC 值),表面扩散系数(ADC 值)和灌注 分数(f)。结果实体组织(包括病变)的 ADC 值明显高于其相应 的 DC 值;选择 b 值越小,测得 ADC 值越大(与 DC 值差越大),证 明 ADC 值含有组织灌注成分。另外, DC 值及灌注分数f 较 ADC 值更有助于肝脏病变的定性。

总之,弥散成像通过其反映的不同细胞结构可鉴别实性肿瘤,通过其表现出的不同粘液成分可确定囊性病灶的性质,可 检测出实体组织中的弥漫性小病灶,它还可通过质子密度、T₁、 T₂值、弥散分数等定性及动态分析病变性质。随着技术的进步,弥散成像将会更为广泛的应用于腹部^[19]。

3. 灌注加权成像(perfusion-weighted imaging, PWI)

用来反映组织的微血管分布及血流灌注情况,可提供血流 动力学方面的信号,近年来受到了广泛的重视。根据成像原理 可将其分为3种类型,即对比剂首过灌注成像,动脉血质子自 旋标记及血氧水平依赖对比增强技术。对比剂首过灌注成像 是目前最常用的灌注成像方法,其原理是在静脉团注顺磁性 MRI 对比剂 G-L DIPA 后,采用快速扫描序列成像,获得对比剂 首次通过兴趣区的一系列动态图像。由于 Gd-DTPA 可引起局 部 T1 和 T2 或 T2^{*} 缩短, 反映在磁 共振影 像上则 是在 T1WI 上信 号强度增加, 而在 T₂WI 或 T₂^{*} WI 上信号强度降低, 且下降的幅 度与GdDTPA的浓度成正比。对比剂首过期间,主要存在于血 管内,血管外极少,血管内外浓度梯度最大,信号的变化受弥散 因素的影响很小,故能反映组织血液灌注的情况,间接反映组 织的微血管分布情况^[20,21]。有2个关键性的技术问题: ①必须 采用快速扫描序列。因为灌注成像要求高的时间分辨率,时间 分辨率越高,在一个成像周期内对比剂从血管内弥散到血管外 越少,信号强度的改变受弥散因素的影响越小,更能反映组织 血流灌注的真实情况。常用的扫描序列是:T₁W 脉冲序列(如 IR-EPI, FLASH), T₂^{*} W 序列(如 GRE-EPI) 及 T₂W 脉冲序列(如 SE-EPI)。 ②必须采用对比剂静脉团注, 以确保对比剂在最短的 时间内首次通过受检组织。一般要求注射流率为 3~ 5ml/s.4~ 5s 内注射完毕。有文献报道 Ichikawa 等^[22,23] 采用单次激发 GRE_EPI 序列。静脉团注 Gd-DTPA(0. 1mmol/kg) 获得 肝脏肿瘤 (原发性肝癌、肝血管瘤、转移瘤)的一系列动态增强图像和信号强度-时间曲线,因灌注成像时间分辨率极高,其增强曲线可反映肿瘤血液灌注的实时情况,所以通过其不同的负性增强模式可准确鉴别肝脏肿瘤。其后 Ichikawa 等^[24]又采用静脉团注 超顺磁氧化铁(SHU-555A)获得原发性肝癌的灌注成像(PW-EPI)以评估HCC的血供。单次激发 GRE EPI 因其极高的时间 分辨率可反映绝大多数病灶短暂的信号降低,而多次激发 SE-EPI 因其良好的图像质量可评价很小病灶的血供。

腹部 EPI 成像的常见伪影及消除方法

临床应用结果表明, 无论是单次激发还是多次激发 SE-EPI T₂WI 序列, 其图像的肝-脾对比度及实性病变的 CNR 明显高于 其它快速 T₂WI 序列, 甚至高于呼吸激发 RARE 序列及 SE 序 列^[11, 13,25]。然而 SE-EPI 的病变检出率并不总高于这些序列, 影 响其病变检出的主要原因是 SE-EPI 序列容易产生伪影^[26]。腹 部 EPI 成像的常见伪影有以下几种。

1. 化学位移伪影

在场强为 1.5T 外磁场中, 脂肪中质子的共振频率与水中质 子相差 220Hz, EPI 对偏共振效应(off-resonance effect)高度敏感, 易形成化学位移伪影。在图像上表现为沿频率编码方向, 脂肪 向低频率方向移位, 其移动的距离与射频脉冲的带宽成反比。 如在 1.5T 磁场中,射频带宽为 55Hz/pixel,则化学位移为 4 个像 素(222/55=4)。

抑制化学位移伪影的方法有:①增加射频带宽(但宽带射频可增加噪声,而窄带射频使读出梯度幅度较小,去相位效应较小,MRI信号强度较高,SNR较高)。②应用脂肪抑制技术。 在 SE-EPI序列前加用反转恢复预脉冲可很好的抑制腹壁脂肪的化学位移伪影^[25]。在所有的 EPI中,一般要求常规使用脂肪抑制技术。

2. 磁敏感性伪影

由于 EPI 大部分信号为 GRE, 它对磁场不均匀性引起的磁 敏感性伪影非常敏感。表现为不同组织的界面区在梯度回波 序列中出现信号丢失或几何变形。多发生在空气或骨骼与软 组织的界面。空气/组织界面处的磁敏感性伪影难以用抑制水 质子信号的办法实现。目前可行的办法是缩短回波链的长度 (回波数减少或/和回波间隔缩短), 因该伪影与完成一个回波 链长度(echo train lengh, ETL)所需的时间成正比。若单次激发 EPI 出现磁敏感伪影明显时, 可选 8 个激发或 16 个激发 EPI, 使 ETL 的长度分别缩短 8~ 16 倍, 可减少这种伪影, 但成像时间也 相应延长 8~ 16 倍。另外,必须进行扫描前匀场,使静磁场达到 最大限度均匀。减小层厚, 倾斜切层避开磁敏感差异较大区 域,选择较宽带宽序列也可消除或抑制几何变形。

3. 相位编码方向的伪影(ghost)

在相位编码方向上伪影偏离 FOV 中心 1/2 FOV,所以又称为 N/2 伪影(N 为相位编码行数)。它是因为读出梯度振动在正 相期和负相期分别产生梯度回波,由于磁场的均匀性限制,其 中正相期和负相期回波存在一个小的相位误差。可采用空间 预饱和、水抑制技术和相位校正技术抑制该伪影。enki.net 4. T2^{*} 滤过(filter) 伪影

该伪影是由于T2^{*} 衰减而引起的沿相位编码方向的图像模 糊。通过减小回波链间期和TE 可降低此伪影。

综上所述, EPI 在腹部除了应用于形态学诊断外, 更广泛地 应用于功能及定性诊断。如果能消除伪影, 提高图像的空间分 辨率, EPI 必将有更美好的前景。

参考文献

- Edelman RR, Wielopolski P, Schmitt F. Echo-planar MR imaging [J]. Radiology, 1994, 192(3): 600-612.
- 2 Reimer P, Saini S, Hahn PF, et al. Clinical application of abdominal edu pknar imaging (EPI): optimization using a retrofitted EPI system[J]. J Comput Assist Tomogr, 1994, 18(5): 673-679.
- 3 Goldberg MA, Hahn PF, Saini S, et al. Value of T1 and T2 relaxation times from echo-planar MRI imaging in the characterization of focal hepatic lesions [J]. AJR, 1993, 160(4): 101 - 1017.
- 4 Papanikokou N, Moulopoulos LA, Gouliamos A, et al. Comparison of dual spin echo echo planar imaging (SE-EPI), turbo spin echo with fat suppression and conventional dual spin echo sequences for T2-weighted MR imaging of focal liver lesions[J]. Magn Reson Imaging, 2000, 18(6): 715-719.
- 5 Schwartz LH, Panicek DM, Koutcher JA, et al. Echoplanar MR imaging of characterization of adrenal masses in patients with maligrant neoplasms: preliminary evaluation of calculated T2 relaxation values [J]. AJR, 1995, 164 (4):911-915.
- 6 Sugihara S, Suto Y, Kamba M, et al. Comparison of various techniques of iron oxide-enhanced breath-hold MR imaging of hepato cellular carcinoma [J]. Clin Imaging, 2001, 25(2): 104-109.
- 7 Reimer P, Saini S, Hahn PF, et al. Techniques for high-resolution echo-planar MRI imaging of the pancreas[J]. Radiology, 1992, 182(1): 175-179.
- 8 Murakami T, Kim T, Hori M, et al. Multishot echo-planar imaging with gadopent etate dimeglumine. Preliminary study of efficacy for detection of hypovascular metastatic liver tumors[J]. A d a Radiol, 2000, 41(3):263-268.
- 9 Hori M Murakami T, Kim T, et al. Single breath-hold T2-weighted MR imaging of the liver: value of single shot fast Spin-echo and multishot spin-echo echoplanar imaging[J]. AJR, 2000, 174(5): 1423-1431.
- 10 Kanematsu M, Hoshi H, Murakami T, et al. Focal hepatic lesion detection: comparison of four T2-weighted MR imaging pulse sequences[J]. Radiology, 1998, 206(1): 167-175.
- 11 Ichikawa T, Haradome H, Hachiya J, et al. Diffusion-weighted MR imaging with single-shot echo-planar imaging in the upper abdomen: preliminary clinical experience in 61 patients[J]. Abdom Imaging, 1999, 24(5): 456-461.
- 12 Kim T, Murakami T, Takahashi S, et la. Diffusion weighted single shot echoplanar MR imaging for liver disease[J]. AJR, 1999, 173(2): 393-398.

- 13 Okada Y, Ohtomo K, Kiryu S, et al. Breath-hold T2-weight ed M RI of hepatic tumors: value of edo planar imaging with diffusion-sensitizing gradient [J]. J Comput Assist Tomogr, 1998, 22(3):364-371.
- 14 Namimoto T, Yamashita Y, Sumi s, et al. Focal liver masses: characterization with diffusion-weighted echo-planar MRI imaging[J]. Radiology, 1997, 204 (3): 739-744.
- 15 Muller MF, Prasad P, Siewert B, et al. Abdominal diffusion mapping with use of a whole-body eche-planar system[J]. Radiology, 1994, 190(2): 475-478.
- 16 Muller MF, Prasad P, Siewert B, et al. The invivo diffusion measurements of the liver, kidneys, spleen and merector with an echo-planar imaging system in normal subjects[J]. Fortschr Rontgenstr, 1994, 161(3):233-236.
- 17 Yamada I, Aung W, Himeno Y, et al. Diffusion coefficients in abdominal organs and hepatic lesions: evaluation with intravoxel incoherent motion echoplanar MR imaging[J]. Radiology, 1999, 210(3): 617-623.
- 18 Turner RT, Le Bihan D, Maier J, et al. Echoplanar imaging of intravoxel incoherent motion[J]. Radiology, 1991, 177(2): 407–414.
- 19 Yamashita Y, Tang Y, Takahashi M, et al. Ultrafast MR imaging of the abdomen: echoplanar imaging and diffusion-weighted imaging [J]. JMRI, 1998, 8(2): 367-374.
- 20 Kuhi CK, Bieling H, Gieseke J, et al. Breast neoplasms: T2* suscept+ bilitycontrast, first-pass perfusion MR imaging[J]. Radiology, 1997, 202(1): 87-95.
- 21 Verstraete KL, Deene YD, Roels H, et al. Benign and malignant muscubskeletal lesions: dynamic contrast-enhanced MR imaging-parametric "firstpass" images depict tissue vascularization and perfusion [J]. Radiology, 1994, 192(3):835-843.
- 22 Ickikawa T, Haradome H, Hachiya J, et al. Characterization of hepatic lesions by perfusion-weighted MRI imaging with an echoplanar sequence[J]. AJR, 1998, 170(4):1029-1034.
- 23 Ichikawa T, Haradome H, Hachiya J, et al. Perfusion-weighted M R imaging in the upper abdomen: preliminary clinical experience in 61 patients [J]. AJR, 1997, 169(4):1061-1066.
- 24 Ichkiawa T, Arbab A, Araki T, et al. Perfusion MRI imaging with a superparamagnetic iron oxide using T2-weighted and susceptibility-sensitive echoplanar sequences: evaluation of tumor vascularity in hepatocellular carcinoma [J]. AJR, 1999, 173(1): 207-213.
- 25 Saini S, Reimer P, Hahn PF, et al. Echoplanar MRI imaging of the liver in patients with focal hepatic lesions: quantitative analysis of images made with various pulse sequences [J]. AJR, 1994, 163(5): 1389-1393.
- 26 Yamashita Y, Tang Y, Namimoto T, et al. MR imaging of the liver: comparison between single shot echoplanar and half-Fourier rapid acquisition with relaxation enhancement sequences[J]. Radiology, 1998, 207(2):331-337. (200F10-31 收稿 200F0F10 修回)