

高分辨率对比增强磁共振血管成像技术

林锐 综述 吴仁华 审校

【中图分类号】R445.2; R814.43 【文献标识码】A 【文章编号】1000-0313(2004)11-0853-02

磁共振血管成像技术开始于 20 世纪 80 年代,由初期采用非增强的飞越时间和相位对比方法发展到增强法磁共振血管成像技术,目前常规磁共振血管成像术作为一种非创伤性血管成像技术已被广泛应用于临床实践。

基本原理

常规对比增强磁共振血管成像是通过静脉内注射顺磁性对比剂,利用对比剂在血管内较短暂的高浓度状态,明显缩短血液 T_1 弛豫时间^[1],同时配合准确的对比剂追踪技术和快速扫描技术,有效抑制周围背景组织的信号,从而获得动脉期血管影像。常规磁共振血管成像术作为一种无损伤性血管成像技术虽已被广泛应用于临床实践,但由于缺乏高空间分辨率,使其在外周小动脉及动脉血管微小病变成像方面受到了极大限制,因而也难以完全取代具有创伤性的动脉介入性 X 线血管成像术。近来,随着零点充填(zero filling interpolation, ZFI)、椭圆中心野规序(elliptic centric view ordering)等技术的应用及高场强机型的使用,使高分辨率对比增强磁共振血管成像(high resolution contrast-enhanced magnetic resonance angiography, HR CE MRA)得以实现。

对比剂追踪技术

高分辨率对比增强磁共振血管成像需要准确地判断动脉内对比剂的到达,过早或过迟扫描均不能得到完美的高分辨率动脉影像。过早扫描会导致动脉增强不足而使动脉显影不良,过迟扫描则会出现静脉及周围软组织增强显影造成的污染。对比剂的团注射试验法、透视触发技术及自动触发技术是目前用于判断对比剂到达时间的常用方法和技术。

1. 团注射试验法(bolus testing)

团注射试验法是在数据采集之前先从静脉以 3 ml/s 的流率注射 2 ml 对比剂,再以 2 ml/s 的流率再追注 25 ml 的生理盐水后^[2],用一个二维快速脉冲序列,在所选择的扫描平面进行 40 s 的连续数据采集,动脉内对比剂浓度的峰值时间可以通过肉眼观察这些连续的影像,以信号最强层面来确定,也可以通过测定感兴趣血管内连续的信号强度变化,以信号强度峰值来确定。该方法用于大血管磁共振增强造影具有较高的准确率^[3],但也存在着多个弊端:①团注射试验在血管内残留的信

号强度造成的污染可能会降低动静脉之间的对比度;②团注射试验中小剂量对比剂注射及为计算浓度峰值时间进行的扫描使检查费用增加;③在心功能差血液流速较慢的患者及远端血管成像的检查中则不适宜使用团注射试验^[4]。

2. 透视触发(fluoroscopic triggering)技术

透视触发技术是利用一个与 3D CE MRA 扫描序列配合的二维快速梯度回波脉冲序列,在对比剂注入血管后,对兴趣血管区及兴趣血管区的近端血管段进行快速重复监视扫描,监视范围可达 $22\text{ cm} \times 22\text{ cm}$ 。该技术与 K 空间中心采集技术配合使用,当操作者在透视监视图像中观察到对比剂到达感兴趣血管区时,快速启动 3D CE MRA 扫描序列,开始 K 空间中心数据采集。在操作者监视到对比剂到达并点击鼠标启动 3D CE MRA 序列的过程平均延迟时间约 2 s,而触发过程硬件的延迟时间仅为 20 ms,几乎可以忽略不计^[2]。该技术能够较准确的在动脉期进行 K 空间中心采集,从而可以获得极佳对比度的动脉期血管图像^[3]。Riederer 等^[4]通过大量临床实践证明透视触发技术具有高度可靠性,该技术探测到对比剂的准确率高达 98.5%,3D CE MRA 扫描序列触发的成功率也达 97.3%。

3. 自动触发(automatic triggering)技术

自动触发技术是利用一组脉冲序列,在探测到动脉内对比剂到达时,自动使 3D CE MRA 扫描的 K 空间中心部分采集与对比剂团注后动脉内对比剂高峰期同步,从而获得具有最大动静脉对比度的血管影像。使用该方法时需先设置好触发阈值,通常有两种设置,当注射的对比剂 $\leq 20\text{ ml}$ 时,触发阈值设置为像素信号强度增加 15%,如果注射的对比剂 $> 20\text{ ml}$,则触发阈值设置为像素信号强度增加 20%。然后在动脉内选择一个采样区,当对比剂到达采样区并且信号强度达到触发阈值时,自动探测系统探测到以后会自动启动 3D CE MRA 扫描。这一触发过程的平均延迟时间为 500 ms^[5]。Prince 等^[6]的研究表明,与手动触发相比较,自动触发能够改善动静脉对比度,提高动脉的增强程度或者以较少的对比剂量获得同样效果的血管影像。

高分辨率技术

1. 零点充填技术

磁共振所有序列采集到的信号都是通过傅立叶编码转换后将原始数据储存在 K 空间中。通常 K 空间的低频部分即中心部分包含着成像物体大体轮廓的信息,同时决定着成像对比度,而 K 空间的外围高频部分则包含着成像物体的细致结构信息,决定着图像的分辨率。如果把矩形 K 空间的椭圆或圆形采集范围以外的部分定义为 K 空间的“角落”,那么这一“角落”部

作者单位:515041 广东,汕头大学医学院第二附属医院放射科
作者简介:林锐(1978—),男,汕头人,硕士研究生,主要从事磁共振血管造影工作。
基金项目:教育部留学回国人员科研启动基金(2001498)

分的 K 空间数据可占三维 K 空间全部数据量的 47.6% 之多^[7], 因此 K 空间“角落”部分数据采集与否对血管成像意义重大。各种充填技术的应用使 K 空间“角落”部分的数据对提高空间分辨率起到了重要作用, 其中零点充填技术就是一种高效率而被广泛应用的图像充填技术。虽然零点充填技术并未增加原始数据的信息量, 但由于该技术能够使用零填充在像素之间, 重建出更多的像素从而可以有效的提高空间分辨率并减少部分容积效应^[8]。零点充填技术可以沿着层的方向产生更多的层面, 使层数增加为原来的 2 或 4 倍, 层面相互重叠, 改善重建图像及 MIP 图像的质量, 也可以在层面内沿相位编码的方向使矩阵增大。因此, 零点充填技术可以在较少的扫描时间内获得高空间分辨率血管成像图像^[9]。研究证明如果应用笛卡尔采集方式采集包括“角落”部分的全部 K 空间数据, 利用零点充填技术提高空间分辨率具有角度依赖的特点, 即只有在 $30^\circ \sim 45^\circ$ 范围内的空间分辨率才被显著提高^[7]。如果使用不采集“角落”部分数据的方法(如椭圆中心野规序)时, 则零点充填技术提高空间分辨率无角度依赖的特点, 而是使空间分辨率在各个方向以同样的效率得到提高, 这将在下文做详细阐述。零点充填技术给我们的启示是, 图像的空间分辨率不仅决定于 K 空间矩阵的大小, 重建技术的应用也在提高空间分辨率方面起到举足轻重的作用。零点充填技术目前已成为一种被广泛应用到磁共振血管成像中的重要技术, 它不仅能在较短的扫描时间内获得高空间分辨率的血管图像, 同时还能有效的降低部分容积效应, 减少串珠状伪影和提高图像锐度。

2. 椭圆中心野规序

3D CE MRA 技术近来由于椭圆中心野规序的应用而得到长足发展。该技术已成为实现 HR CE MRA 的重要手段。椭圆中心野规序是在 K 空间的 K_z-K_y 空间内以 (0,0) 为中心, 以径线不断增加的同心椭圆圈形式采集并充填 K 空间, 所以 K 空间中心低频部分数据最先被采集到, 随后才采集 K 空间外围高频部分的数据。由于 K 空间中心低频部分决定着图像的对比度, 在配合准确对比剂追踪技术后, 椭圆中心野规序使这一部分数据在动脉内对比剂浓度高峰期被采集, 且此时静脉尚未被增强, 因此椭圆中心野规序技术可以提高信号增益并随之减少了静脉增强对图像造成的污染, 突出了动脉信号, 形成极佳的动静脉对比度, 同时还能减少呼吸运动伪影^[10]。如前所述, K 空间“角落”部分数据量占据整个 K 空间数据总量很大一部分, 如果应用常规采集方式, 采集这一部分 K 空间数据需要消耗大量的时间, 而且即使应用零点充填技术后空间分辨率的提高也是具有角度依赖特性的, 应用椭圆中心野规序的时候不采集“角落”部分的信息, 而把省下的时间用于采集更大的椭圆中心野, 减小像素的大小^[11], 并结合零点充填技术, 使空间分辨率被各向同性地提高而无角度依赖的现象, 但在提高空间分辨率的同时却要以损失一定比例的信噪比(SNR)为代价^[7]。

以上两种技术是目前被广泛应用于提高高空间分辨率的技术, 有许多研究者尝试着开发出新的高空间分辨率技术。Bernstein 等^[12] 对高场强 (3.0T) 磁共振扫描仪在对比增强磁共振血管成像中应用的初步研究表明, 通常 1.5T 磁共振机型空

间分辨率的提高受到信噪比的限制, 而 3.0T 高场强磁共振能在一定程度上克服这种限制, 因此 HR CE MRA 能够更好的在 3.0T 磁共振机型上得到实现。常规对比增强磁共振血管成像技术空间分辨率不高的根本原因是像素过大, 而减小像素的大小则会大幅度的增加扫描时间, 所以 Fain 等^[13] 提出, 可以通过在减小小像素大小的同时一定程度上减小视野的大小, 从而可以在仅少量增加扫描时间的情况下得到高空间分辨率图像。

HR 3D CE MRA 的临床应用价值

常规磁共振血管成像术由于空间分辨率不够高, 而使其在脑、四肢、实质性脏器的外周小动脉病变及动脉微小病变的临床应用中受到限制, 更无法完全代替具有创伤的动脉介入性 X 线血管成像术。随着高空间分辨率对比增强磁共振血管成像技术的不断开发, 磁共振血管成像术不再只局限于对大血管病变的诊断和研究, 还应用到对外周小血管疾病及血管微小病变的临床诊断和研究中。

参考文献:

- [1] Erly WK, Zaetta J, Borders GT, et al. Gadopentetate dimeglumine as a contrast agent in common carotid arteriography[J]. AJNR, 2000, 21(5):964-967.
- [2] John Huston III, Sean BF, John TW, et al. Carotid artery: elliptic centric contrast-enhanced MR angiography compared with conventional angiography[J]. Radiology, 2001, 218(1):138-143.
- [3] Kim JK, Farb RI, Wright GA. Test bolus examination in the carotid artery at dynamic gadolinium-enhanced MR angiography[J]. Radiology, 1998, 206(1):283-289.
- [4] Stephen JR, Matt AB, Jerome FB, et al. Three-dimensional contrast-enhanced MR angiography with real-time fluoroscopic triggering: design specifications and technical reliability in 330 patient studies[J]. Radiology, 2000, 215(2):584-593.
- [5] Farb RI, McGregor C, Kim JK, et al. Intracranial arteriovenous malformations: real-time auto-triggered elliptic centric-ordered 3D gadolinium-enhanced MR angiography-initial assessment[J]. Radiology, 2001, 220(1):244-251.
- [6] Prince MR, Chenevert TL, Foo TK, et al. Contrast-enhanced abdominal MR angiography: optimization of imaging delay time by automating the detection of contrast material arrival in the aorta[J]. Radiology, 1997, 203(1):109-114.
- [7] Bernstein MA, Fain SB, Riederer SJ. Effect of windowing and zero-filled reconstruction of MRI data on spatial resolution and acquisition strategy[J]. J Magn Reson Imaging, 2001, 14(3):270-280.
- [8] Du YP, Parker DL, Davis WL, et al. Reduction of partial-volume artifacts with zero-fill interpolation in three-dimensional MR angiography[J]. J Magn Reson Imaging, 1994, 4(4):733-741.
- [9] Yamada I, Nakagawa T, Matsushima Y, et al. High-resolution turbo magnetic resonance angiography for diagnosis of Moyamoya disease[J]. Stroke, 2001, 32(8):1825-1831.
- [10] Willman AH, Riederer SJ. Performance of an elliptical centric view order for signal enhancement and motion artifact suppress-

sion in breath-hold three-dimensional gradient echo imaging[J]. Magn Reson Med, 1997, 38(5): 793-802.

- [11] Parker DL, Du YP, Davis WL. The voxel sensitivity function in Fourier transform imaging: applications to magnetic resonance angiography[J]. Magn Reson Med, 1995, 33(2): 156-162.
- [12] Bernstein MA, Huston J, Lin CH, et al. High-resolution intracranial and cervical MRA at 3.0T: technical considerations and ini-

tial experience[J]. Magn Reson Med, 2001, 46(5): 955-962.

- [13] Fain SB, King BF, Breen JF, et al. High-spatial-resolution contrast-enhanced MR angiography of the renal arteries: a prospective comparison with digital subtraction angiography[J]. Radiology, 2001, 218(2): 481-490.

(收稿日期: 2004-03-15)

· 病例报道 ·

肾嗜酸性细胞瘤一例

王晓琰, 陈克敏

【中图分类号】R814.42; R737.11 【文献标识码】D 【文章编号】1000-0313(2004)11-0855-01

病例资料 患者,男,52岁。10天前因体检发现左肾占位病变入院,无腰痛、尿急、尿频、血尿等症状。体检、血尿常规、生化检查未见异常,血肌酐108 mmol/l。B超示左肾上中部一11.8 cm×9.7 cm不均质回声病灶,周边血供丰富,内见成堆强回声伴声影。尿路平片及静脉尿路造影见左肾上缘轮廓模糊,左肾盂受压移位,左肾上极肾盏未见明显显影。CT示左肾上中极一软组织肿块并突向腹腔内,大小约12 cm×15 cm×15 cm,与肾实质分界清楚,病灶内见星状低密度区及斑点状钙化影(图1)。平扫病灶实质密度为44 HU,增强后动脉期为115 HU,静脉期为83 HU,其中低密度区无强化,左肾窦受压变形,周围血管受推移,腹膜后未见明显增大的淋巴结。术前诊断为左肾癌。

全麻下行根治性左肾切除术,术中见左肾上极有一直径约20 cm肿瘤,与周围组织粘连。肾蒂周围脂肪及淋巴结质硬,清扫肾蒂周围淋巴组织,见腰动脉入腹主动脉处有一肿大的淋巴结。

病理诊断为左肾嗜酸性细胞瘤,另2枚左肾蒂淋巴结为反应性增生。

讨论 肾嗜酸性细胞瘤是一种少见肾肿瘤,国外文献报道其发病率约3.6%^[1]。患者通常无明显的临床表现,常常为体检中偶尔发现,少数可有腰痛、血尿或腹部包块等症状。因肿瘤胞浆内充满嗜酸性颗粒,因而得名。

肾嗜酸性腺瘤由肾皮质近曲小管上皮发生,故多位于靠近肾包膜的皮质部。大体标本呈棕红色、棕黄色,有一较完整的包膜,多无出血坏死,部分肿瘤中心可见星形疤痕,主要为长期

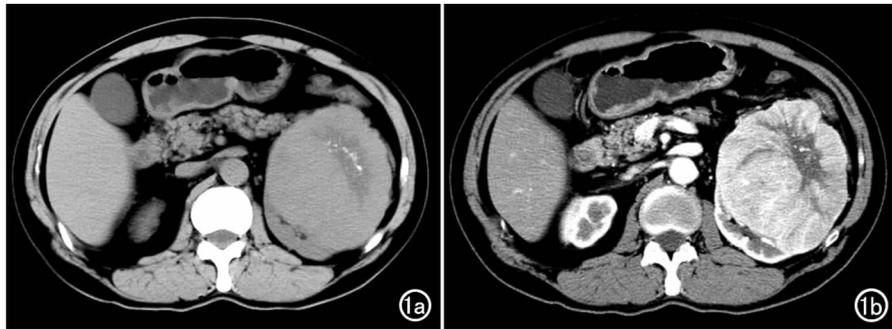


图1 a) CT平扫示左肾上中极一肿块,病灶内见星状低密度区及斑点状钙化影; b) CT增强示病灶实质强化,其中低密度区无强化。

缺血所致。肾嗜酸性腺瘤B超表现为均质边界清楚的实性回声,等回声多见,少数可见钙化,部分患者中可见星形强回声,与中间疤痕相对应。CT平扫病灶呈低或等密度,密度较均匀,界限清楚,增强后呈中等强化,中央星形低密度区为特征性改变。DSA表现为肿瘤内血管呈“车轮状”分布,实质染色均匀,没有血湖和大的动静脉瘘。

大多数学者认为肾嗜酸性细胞瘤虽为良性,但有潜在恶性,国外文献中也有远处转移及死于转移的报道^[2]。影像学上肾嗜酸性腺瘤主要应与肾癌鉴别,肾细胞癌内常有出血、坏死,境界欠清晰,假包膜不完整,生长速度较快,肿瘤较小时与肾嗜酸性细胞瘤难以区分。

参考文献:

- [1] Romis L, Cindolo L, Patard JJ, et al. Frequency, clinical presentation and evolution of renal oncocytomas: multicentric experience from an European database[J]. Eur Urol, 2004, 45(1): 53-57.
- [2] Amin R, Anthony P. Metastatic renal oncocytoma: a case report and review of the literature[J]. Clin Oncol R Coll Radiol, 1999, 11(4): 277-279.

(收稿日期: 2004-05-07 修回日期: 2004-07-02)

作者单位: 200025 上海, 瑞金医院放射科

作者简介: 王晓琰(1980-), 女, 上海人, 硕士研究生, 主要从事腹部影像学诊断工作。