

Applications of T1WI-3D-MP RAGE in the brain

CHEN Nan, QIN Wen, LI Kun-cheng*

(Department of Radiology, Xuanwu Hospital of Capital University of Medical Sciences, Beijing 100053, China)

[Abstract] Three-dimensional magnetization prepared rapid acquisition gradient echo sequences (T1WI-3D-MP RAGE) is a small-flip-angle, gradient-recalled-echo sequence with a 3D Fourier transform acquisition technique that has been implemented with 180° inversion recovery preparation pulse. This sequence considerably improved delineation of grey and white matter and small anatomical structures of brain due to its relatively temporal and spatial resolution, a relatively high signal-to-noise ratio (SNR), three-dimensional data acquired and post-processing capabilities. It has very important role not only in diagnosis of central nerves system but also a vital methods to get the digitized human brain atlas.

[Key words] T1WI-3D-MP RAGE; Magnetic resonance imaging; Brain

T1WI-3D-MP RAGE 在脑扫描中的价值

陈楠, 秦文综述, 李坤成* 审校

(首都医科大学宣武医院医学影像学部放射科, 北京 100053)

[摘要] T1 加权三维磁化强度预备梯度回波序列(T1WI-3D-MP RAGE)属于快速容积扫描技术, 具有较高的空间分辨率和时间分辨率, 信噪比高, 伪影小, 对脑内结构(如白质、灰质和脑脊液)的对比度良好, 能三维显示人脑内部精细解剖结构, 有利于显示小病灶及其细节, 对神经系统疾病的诊断具有重要价值, 同时也是获取正常人脑的三维可视化图谱的重要方法, 因此, 对临床、科研和教学具有重要意义。

[关键词] 磁化强度预备梯度回波序列; 磁共振成像; 大脑

[中图分类号] R322.81; R445.2 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1003-3289(2005)06-0974-04

T1 加权三维磁化强度预备梯度回波序列(T1WI three dimensional magnetization prepared rapid acquisition gradient echo sequences, T1WI-3D-MP RAGE)是运用 180°预备反转脉冲和小角度激发梯度回波快速获得三维傅立叶数据收集的磁共振扫描序列^[1], 它具有较高的空间分辨率和时间分辨率, 能三维显示人脑内部精细解剖结构^[2], 对神经系统疾病的诊断具有重要价值。本文对 MP-RAGE 序列的技术特点及其临床应

用作一综述, 旨在提高该序列在脑扫描应用价值的认识。

1 T1WI-3D-MPRAG/BZ/E 技术的特点

T1WI-3D-MP RAGE 是在破坏残余横向磁化强度梯度回波序列 FLASH (fast low-angle shot) 和 spoiled GRASS (spoiled gradient-recalled acquisition in the steady state) 等快速 MR 扫描序列基础上发展起来的。

如何在尽可能短的时间内获得尽可能高的空间分辨率一直是 MR 扫描的难题。针对 FLASH 和 spoiled GRASS 存在的问题, Mugler^[3] 首次提出在数据采集前额外应用 180°反向射频脉冲, 可同时增加图像的时间和空间分辨率, 被称之为 Turbo FLASH 或 Snapshot GRASS^[4,5]。此序列通过小翻转角(5~10°)激发和梯度回波序列三维傅立叶变换, 使饱和效应最小并产生足够的横向磁化强度, Turbo FLASH 可应用短至 5

ms 的 TR 和小至 6°的翻转角、在 0.5~1 s 完成一幅图像的扫描, 比传统的 SE 技术要快百余倍。在数据采集前所用 180°反向射频脉冲为层面选择性, 类似于采用短反转时间(inversion time, TI)的反转恢复技术, 可以选择性地翻转整个发射线圈内的磁化矢量, 操纵纵向磁化矢量(M_z), 在反转脉冲与数据采集之间的延迟时间内产生组织 T1-加权对比, 预备脉冲对横向磁化强度(M_x)可产生放大变化, 并在快速数据采集时间内被检测到, 从而增加了图像对比度, 并用于提高其时间和空间分辨率。此脉冲序列如果按三维方式采集, 则称为 3D-T1WI-MP-RAGE, 因此, MP-RAGET 是三维采样的 Turbo FLASH 或 Snapshot GRASS 序列, 能同时得到最佳空间分辨率和时间分辨率图像。T1WI-3D-MP RAGE 是非稳态序列^[4,5], 其数据采集方式如下: 由于该脉冲序列在组织弛豫过程中的翻

[作者简介] 陈楠(1970—), 男, 四川平昌县人, 博士后, 主治医师。研究方向: 神经影像学。

E-mail: chenzen8057@sina.com.cn

[通讯作者] 李坤成, 首都医科大学宣武医院医学影像学部放射科, 100053。

E-mail: likuncheng1955@yahoo.com.cn

[收稿日期] 2004-12-24

[修回日期] 2005-04-06

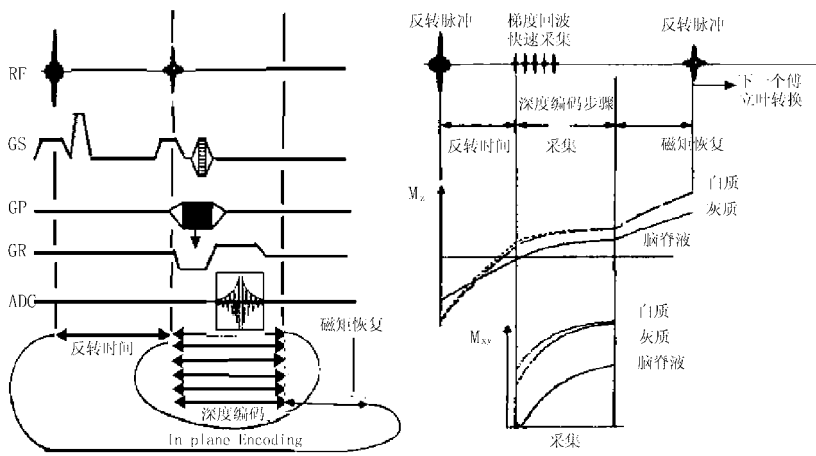


图1 T1WI-3D-MP RAGE 序列时序图(示意图来自 Brant-Zawadzki M 等. MP RAGE: a three-dimensional, T1-weighted, gradient-echo sequence-initial experience in the brain. Radiology, 1992, 182:769-775)

转时间后进行深度编码(depth-encoding steps), 每一个深度编码具有不同的 T1-加权值, 在三个深度编码内, 平面编码(in-plane)的信号分布达到平衡。在各相位编码步之前 M_z 值不同, 在预备脉冲之后不同时间点采集的各相位编码步, 可能使边缘抖动或模糊放大, 并主要受所选矩阵的影响。图像的最后对比度取决于数据采集时相位编码梯度(G_{PE})=0 步时所采集的数据, G_{PE} 分成与若干个阶梯, 从负走到正或从正走到负, 反之亦然。 $G_{PE}=0$ 是由特定次序所决定的。标准顺序是 $G_{PE}=0$ 位于阶梯的中央, 以致 $G_{PE}=0$ 步是在 $TR \times N_{PE} \times N_{EX} / 2$ 时间内采集的, 因此, 图像对比度取决于矩阵大小和在 $G_{PE}=0$ 步所测量数据。而数据采集期首先从 $G_{PE}=0$ 步开始, 即相位编码步从 $G_{PE}=0$ 开始, 即中央序列 MP RAGE 序列, 其对比度不会随外部变量的变化而急剧变化, 而有更多可预期的对比行为。T1-加权的 MP RAGE 序列不同于反转恢复序列(IR), 其整个数据采集期仅加了一个 180° 反向脉冲, 对比度由有效 TI 决定, 而有效 TI 等于选择 TI 加 $G_{PE}=0$ 的时间。对标准顺序, 有效反向时间为 $TI_{eff} = TI + TR \times N_{EX} \times N_{PE} / 2$; 对中央序, 有效反转时间 TI_{eff} 就等于 TI 本身。

T1WI-3D-MP RAGE 序列时序图如图 1 所示^[4]。

T1WI-3D-MP RAGE 扫描要求场强至少为 1.0 T 的全身 MR 扫描仪, 根据机型不同, 扫描参数可各异, 对 Siemens

SONATA 1.5 T 全身 MR 扫描仪而言, 常用参数如下: $TR = 5 \sim 20$ ms, $TE = 4$ ms, $FA = 6 \sim 15^\circ$, 矩阵 = 256×256 , 层厚为 1 mm, 分层数(number of partitions) = $170 \sim 180$, 像素(voxel dimensions) = $1 \text{ mm} \times 1 \text{ mm} \times 1 \text{ mm}$, 扫描整个人脑大约 192 幅图像, 耗时 $9 \sim 11$ min。

以上时序图及数据采集方式显示: 由于 T1WI-3D-MP RAGE 应用 180° 预备反转脉冲, 产生一个反转恢复对比, 通过反转脉冲, 优化翻转时间、选择适当激发角和恰当恢复时间, 无需额外采集时间就能获得高空间分辨率图像, 脑内结构(如白质、灰质和脑脊液)的对比度良好; 由于 3D-MP RAGE 能进行薄层连续扫描, 减少了部分容积效应, 特别使后颅凹伪影干扰减少, 同时能对原始数据进行任意角度重建, 有利于显示小病灶及其细节。因此, T1WI-3D-MP RAGE 可用于病灶的术前准确定位和获取正常人脑的三维可视化图谱, 对临床、科研和教学均有重要意义。

2 T1WI-3D-MP RAGE 在人脑扫描中的运用

2.1 对显示脑实质解剖和构建三维可视化人脑图谱的价值 在医学图像分析和研究中, 构建一个高精度、高速度、又易操作的三维数字化人脑图谱是脑科学研究中的重要环节, 它可以清楚地看到人脑内部复杂的空间关系, 在手术计划、模型驱动分割及神经解剖教学方面都具有重要的价值。三维影像技术奠定了可视

化人脑图谱的基础, 而传统影像学技术不能满足此需要。T1WI-3D-MP RAGE 属于快速容积扫描技术, 可以 1 mm 层厚对人脑进行连续扫描, 采用最小 TR、TE 和反转角, 与其他三维扫描方法相比, 空间、时间分辨率和信噪比更高、伪影更小, 脑灰、白质对比度更佳, 通常用于取代常规 SE 扫描序列^[2-5], 行三维重建以显示人脑精细解剖结构。通过对 MP RAGE 所采集的数据进行图像的自动分割、层面数据格式重排、三维编辑及绘制, 可以清楚显示神经解剖细节。目前, 国外科学家^[6]已通过 MR 三维成像技术建立可视化人脑图谱, 国内尚无相关研究报道。

2.2 对显示颅内动、静脉和脑静脉窦血栓栓塞的诊断价值 目前, 主要应用时间飞跃(time of flight, TOF)和相位对比(phase contrast, PC)MR 血管成像(MR angiography, MRA)技术显示颅内动、静脉, 对一定厚度的检查部位分多个薄层进行连续数据采集, 再通过后期处理重建 3 维血管图像。通常不应用对比剂, 即可清楚显示颅内大血管。但是常规 MRA 技术受多种因素影响, 除血流本身的影响外, 脉冲序列参数、是否应用预饱和, 以及后处理算法等也影响其准确性^[7-13]。一般认为 MRA 显示 75% 以上的脑动脉狭窄时, 有过高估价的倾向; 虽然 MRA 可显示脑静脉血栓、明确血管是否完全闭塞, 以及侧支循环情况等, 但是当血栓完全阻塞静脉时, 阻塞以远无血流的部分也表现为无信号区, 有夸大血栓范围的倾向, 同时 MRA 对直径小于 5 mm 脑动脉瘤的漏诊率亦较高^[7]。3D MP RAGE 由于预先加一个 180° 的预备反转脉冲, 在反转脉冲和梯度回波开始时, 允许未饱和血液流入, 使血管呈相对高信号, 同时其时间和空间分辨率明显高于 TOF 和 PC 法的 MRA, 因此, 显示颅内小血管的效果更佳^[7-11]。近年来应用造影增强 MRA (contrast enhancement MRA, CE-MRA) 技术显示血管及其病变。由于经静脉注射顺磁性对比剂能显著缩短血液的 T1 值, 增加血液信号强度, 进而提高血管与周围组织的对比度, 使小动、静脉显示得更清楚。但是 CE-MRA 显示的动、静脉有一定程度的重叠, 影响对血管及其病变的观察。虽然

CE-MRA 与 3D-TOF 技术联合应用,可进行数字减影 MRA (digital subtraction MRA, DS-MRA), 或者进行首次通过 CE-MRA 扫描,从理论上讲可以分别显示动、静脉^[11],但由于 MRA 的信号强度仍然受血流速度的影响,实际上并不总能做到。3D-MP RAGE 允许未饱和血液流入,具有 TOF 效应,并降低血液的 T1 弛豫时间,当对比剂浓度达到一定水平时,使血液信号强度不受流速影响,且 3D-MP RAGE 不受血管和扫描层面之间夹角的影响,无需预饱和技术,所以,在进行造影增强 MRA 扫描时,显示颅内血管更佳^[12,13]。

3D-MP RAGE 显示脑静脉窦栓塞显著优于其他成像方法^[13]。脑静脉窦血栓是一种较常见疾病,死亡率较高。由于脑静脉窦(特别是上矢状窦和直窦)的变异较大,常规 MR 成像和高分辨率增强 CT 图像难以区分脑静脉窦内栓子与正常蛛网膜颗粒、窦内纤维带等结构,经常导致误漏诊^[7,8,10,13]。Liang 等^[13]通过 3D 增强 MPRAGE 技术显示静脉窦,并与 2D-TOF MR 静脉成像(MR venography, MRV)和 DSA 进行对比研究,结果表明:2D-CE-TOF 根据静脉窦内的异常信号判断脑静脉窦血栓病变,不能直接显示流入静脉,很难区分血栓与发育不全,由于静脉窦发育不全和未发育的发生率高达 15%~30%,所以 2D-CE-TOF 的误诊率较高。同时 TOF MRV 受扫描速度和范围的影响,难以全面显示上矢状窦至颈静脉球整个脑静脉,而 3D-MP RAGE 不受血管与扫描层面夹角的影响,能动态显示流入静脉及静脉窦内血液情况,故优于 2D-CE-TOF 方法。

DSA 一直作为脑静脉窦血栓诊断的金标准,但是 DSA 属于有创伤检查,需分别进行两侧大脑半球造影,静脉窦血栓使静脉闭塞,导致 DSA 显示血栓形成的范围欠准确。MP RAGE 具有重 T1WI 对比度、信噪比较高、薄层连续成像、快速数据采集、血流流入相关增强和三维重建等优点,3D 增强 MP RAGE 可清楚显示静脉窦内蛛网膜颗粒、窦内纤维带(隔)、静脉窦未发育或发育不全、静脉窦与相邻静脉的关系,除直接显示静脉窦内血栓外,还同时显示扩张的并行静脉和引起血栓形成的原因(如:脑肿

瘤、脓肿)等,从而有助于判断病变的进展情况和预后,并对治疗效果进行随诊观察。因此,3D-MP RAGE 对静脉窦血栓的早期诊断方面明显优于 2D-TOF MRV 和 DSA,MPRAGE 可以取代有创伤的 DSA 技术成为脑静脉疾病的首选和确诊方法^[13]。

2.3 3D-T1WI-MP RAGE 对神经外科手术的指导意义 准确显示颅内神经的解剖走行及其与周围血管的关系,对因血管压迫神经所致的三叉神经痛、面瘫、味觉丧失等疾病的早期诊断及微血管减压手术术前准确定位和术后判断疗效,均具有重要意义^[14-18]。由于颅神经细小,走行变异较大,并由后颅凹进出,容易受伪影干扰,常规 MRI 和 CT 均很难显示。而 3D-MP RAGE MPR 脉冲序列应用一个短的非选择性激发脉冲,使 TR 显著缩短,扫描时间亦显著缩短,获取高分辨力的三维图像。由于可重建出任意方位的层面,几乎没有后颅凹伪影的干扰,能清楚显示颅神经走行,及其与周围血管的关系,为手术定位提供指导^[19],有学者经与术后结果进行对比研究,说明 3D-MP RAGE MPR 对血管与神经关系的显示率高达 90%,是显示颅神经及其相关结构的最佳影像学方法^[20]。

T1WI-3D-MP RAGE 具有较高的空间分辨率,结合多平面重建图像,能准确显示颅内肿瘤病灶的部位、形态、大小、内部结构、肿瘤血管及其与周围脑实质的关系,对颅内肿瘤的显示率明显高于其他成像技术,对颅脑肿瘤术前定位、定性诊断,以及术后疗效判断均具有重要意义^[1,2,21]。此外,对痴呆、癫痫、帕金森病等术前导航也具有重要价值。T1WI-3D-MP RAGE 还是立体定向放射治疗计算放射量^[22-24]最准确的方法,它能确定定位器的每一个标志点和病灶中心的 X、Y 坐标,将 X、Y 坐标输入程序化计算器,即可获得靶点的三维坐标。在对病灶及其周围重要解剖结构(如:脑干、视神经及视交叉)行三维重建后,可依据瘤体大小及其与周围组织的关系,设计出不同床角和旋转弧,准确确定放射剂量,并使剂量分布与病灶相符,从而避免放射量过度和对周围组织的损伤。

综上所述,T1WI-3D-MP RAGE 是目前空间分辨率和时间分辨率较高的

MR 扫描序列之一,对神经系统疾病的诊断和治疗具有重要价值,可为人脑数字化可视化及建立正常结构和功能的标准脑奠定基础。

[参考文献]

- [1] Deichmann R, Good CD, Josephs O, et al. Optimization of 3-D MP-RAGE sequences for structural brain imaging[J]. Neuroimage, 2000, 12(1):112-127.
- [2] Li T, Mirowski SA. Fast multi-planar gradient echo MR imaging: impact of variation in pulse sequence parameters on image quality and artifacts[J]. Magn Reson Imaging, 2004, 22(6):807-814.
- [3] Mugler JP 3rd, Brookeman JR. Three-dimensional magnetization-prepared rapid gradient-echo imaging (3D MP RAGE) [J]. Magn Reson Med, 1990, 15(1):152-157.
- [4] Brant-Zawadzki M, Gillan GD, Nitz WR. MP RAGE: a three-dimensional, T1-weighted, gradient-echo sequence-initial experience in the brain [J]. Radiology, 1992, 182(3):769-775.
- [5] Zu DL. Magenetic Resonance Imaging [M]. Beijing: Higher Education Press, 2004. 128-142, 213-214.
姐栋林.核磁共振成像学[M].北京:高等教育出版社,2004. 128-142, 213-214.
- [6] Kikinis R, Gleason PL, Moriarty TM, et al. Computer-assisted interactive three-dimensional planning for neurosurgical procedures [J]. Neurosurgery, 1996, 38(4):640-651.
- [7] Du C, Korogi Y, Nagahiro S, et al. Hemifacial spasm: three-dimensional MR images in the evaluation of neurovascular compression[J]. Radiology, 1995, 197(1):227-231.
- [8] Stevenson J, Knopp EA, Litt AW. MP-RAGE subtraction venography a new technique [J]. J Magn Reson Imaging, 1995, 5(2):239-241.
- [9] Krabbe-Hartkamp MJ, van der Grond J, de Leeuw FE, et al. Circle of Willis: morphologic variation on three-dimensional time-of-flight MR angiograms[J]. Radiology, 1998, 207(1):103-111.
- [10] Zhu W, Qi J, Wang C. Comparative study of 3D-SPGR vs 2D-SE T1WI after enhancement in the brain [J]. J Huazhong Univ Sci Technol Med Sci, 2003, 23(2):180-183.

- [11] Essig M, Reichenbach JR, Schad LR, et al. High-resolution MR venography of cerebral arteriovenous malformations [J]. Magn Reson Imaging, 1999, 17(10):1417-1425.
- [12] Matsunobu S, Amanuma M, Tsukuda S. Contrast-enhanced MR venography of the head using magnetization prepared rapid gradient echo imaging: comparison between head and body radiofrequency transmitter coil systems [J]. Nippon Igaku Hoshasen Gakkai Zasshi, 2004, 64(1):31-34.
- [13] Liang L, Korogi Y, Sugahara T, et al. Normal structures in the intracranial dural sinuses: delineation with 3D contrast-enhanced magnetization prepared rapid acquisition gradient-echo imaging sequence [J]. Am J Neuroradiol, 2002, 23(10):1739-1746.
- [14] Verzijl HT, Valk J, de Vries R, et al. Radiologic evidence for absence of the facial nerve in Mobius syndrome [J]. Neurology, 2005, 64(5):849-855.
- [15] Seitz J, Held P, Frund R, et al. Visualization of the IXth to XIIth cranial nerves using 3-dimensional constructive interference in steady state, 3-dimensional magnetization-prepared rapid gradient echo and T2-weighted 2-dimensional turbo spin echo magnetic resonance imaging sequences [J]. J Neuroimaging, 2001, 11(2):160-164.
- [16] Comparison of 2-D turbo spin echo and 3-D gradient echo sequences for the detection of the trigeminal nerve and branches anatomy [J]. Eur J Radiol, 2001, 37(1):18-259.
- [17] Seitz J, Held P, Strotzer M, et al. MR imaging of cranial nerve lesions using six different high-resolution T1- and T2 (*)-weighted 3D and 2D sequences [J]. Acta Radiol, 2002, 43(4):349-353.
- [18] Held P, Frund R, Seitz J, et al. Exophytic pilocytic astrocytoma of the brain stem in an adult with encasement of the caudal cranial nerve complex (IX-XII): presurgical anatomical neuroimaging using MRI [J]. Eur Radiol, 2004, 14(7):1169-1173.
- [19] Wenz F, Hess T, Knopp MV, et al. 3D MPRAGE evaluation of lesions in the posterior cranial fossa [J]. Magn Reson Imaging, 1994, 12(4):553-558.
- [20] Yousry I, Moriggl B, Schmid UD, et al. Detailed anatomy of the intracranial segment of the hypoglossal nerve: neurovascular relationships and landmarks on magnetic resonance imaging sequences [J]. J Neurosurg, 2002, 96(6):1113-1122.
- [21] Fellner F, Holl K, Held P, et al. A T1-weighted rapid three-dimensional gradient-echo technique (MP-RAGE) in preoperative MRI of intracranial tumours [J]. Neuroradiology, 1996, 38(3):199-206.
- [22] Schad LR, Bluml S, Hawighorst H, et al. Radiosurgical treatment planning of brain metastases based on a fast, three-dimensional MR imaging technique [J]. Magn Reson Imaging, 1994, 12(5):811-819.
- [23] Krishnan R, Hermann E, Wolff R, et al. Automated fiducial marker detection for patient registration in image-guided neurosurgery [J]. Comput Aided Surg, 2003, 8(1):17-23.
- [24] Donahue BR, Goldberg JD, Golfinos JG, et al. Importance of MR technique for stereotactic radiosurgery [J]. Neuro-oncol, 2003, 5(4):268-274.

Lymphoid lump of the dropsy companion bag form of embryo: case report 胎儿水肿伴囊状淋巴瘤 1 例

康晓静

(辽宁中医学院附属医院彩超室, 辽宁 沈阳 110032)

[Key words] Hydrops fetalis; Lymphocele [关键词] 水肿, 胎儿; 囊状淋巴管瘤
[中图分类号] R714.53 [文献标识码] B [文章编号] 1003-3289(2005)06-0977-01

孕妇 27 岁。G₁P₀, 孕 20 周。超声所见: 宫内单胎, 胎头光环完整, 位于下方, 双顶径 4.0 cm, 胎心四腔心存在, 胎心不规则, 有心律失常, 胎儿脊柱连续, 股骨长 2.5 cm, 后壁胎盘, 厚度 2.4 cm, 羊水深度 3.3 cm, 胎儿头面、躯干、四肢皮肤增厚, 约 1.0 ~ 1.4 cm 不等, 于胎儿头颈部偏后方可见 6.0 cm × 4.7 cm × 5.6 cm 的无回声区, 向后凸, 壁厚, 其内一侧可见一细带状分隔 (图 1)。超声提示: ①中妊、单胎; ②胎儿水肿; ③胎儿头颈后部囊性肿物 (囊状淋巴瘤?)。

讨论 囊状淋巴瘤很少见, 仅占胎儿异常的 2% ~ 3%, 围产期死亡率很高。是由于胎儿淋巴系统发育有缺陷所致, 多发生在胎儿头颅背侧, 据分析可能是由于胎儿头颈部两侧淋巴管

扩张而成, 此病常合并全身水肿。据证实囊中膈是由胎颈部结缔组织构成, 此膈可作水囊状淋巴瘤的标志, 此种病变也可发生在局部。本病应与脑膜膨出鉴别。

