

• 中枢神经影像学 •

ESWAN 序列同次采集颅脑 MRA 及 MRV

张菁, 万常华, 罗馨, 彭莉, 王承缘, 陈浪

【摘要】 目的:探讨多回波采集 T_2^* WI 的三维梯度回波序列 (ESWAN) 动脉成像 (MRA) 及静脉成像 (MRV) 的可行性。**方法:**11 例健康志愿者均行回波数为 11 的 ESWAN 及 3D-TOF MRA 检查, 其中 7 例还加做 2D-TOF MRV 扫描。仅保留 ESWAN 序列中动脉流入增强效应较强的前 3 个回波后处理获得的幅度图像, 经最大强度投影重组 Willis 环图像, 分析 Willis 环各段显示效果并与 3D-TOF MRA 比较; 保留后 7 个回波的图像后处理得到的幅度图像, 经最小强度投影显示颅内静脉, 比较 ESWAN 与 2D-TOF MRV 对脑深部静脉的显示效果。**结果:**ESWAN 与 3D-TOF MRA 对 Willis 环显示结果高度一致 ($P=1.00$), ESWAN 对大脑深部静脉的显示明显优于 2D-TOF MRV ($P<0.0001$)。**结论:**合理设置 ESWAN 参数, 可以实现同次扫描采集 MRA 及 MRV。

【关键词】 磁敏感加权成像; 磁共振成像; 磁共振血管成像; 多回波采集

【中图分类号】 R445.2 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2010)07-0726-04

Simultaneous acquisition of MR angiography and venography by utilization of enhanced gradient echo T_2 weighted angiography (ESWAN) ZHANG Jing, Wan Chang-hua, LUO Xin, et al. Department of Radiology, Tongji Hospital, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430030, P. R. China

【Abstract】 Objective: To assess the feasibility of ESWAN for the acquisition and depiction of both cerebral veins and arteries. **Methods:** A total of 11 healthy volunteers were scheduled to undergo both ESWAN with 11 echos and 3D-TOF MRA examinations, 7 of them underwent additional 2D-TOF MRV examination. The postprocessing magnitude images of the former 3 echos with stronger enhanced arterial flow on ESWAN sequence were reserved and then by the way of MIP to form the reconstruction images of Willis circle and then the visualized branches of Willis circle were compared with those presented by 3D-TOF MRA. Finally, the intracranial veins on ESWAN sequence acquired through postprocessing magnitude images of the reserved later 7 echos by the way of MinIP reformatuion were compared with those of 2D-TOF MRA especially for the deep cerebral veins. **Results:** The results in visualization of Willis circle showed the excellent coincidence between ESWAN-MIP and TOF-MRA ($P=1$). As regard to the visualization of the deep cerebral veins, the ESWAN-MinIP was considerably superior to the TOF-MRV. **Conclusion:** The simultaneous acquisition of MRA and MRV could be provided by utilization of ESWAN sequence with appropriate parameters.

【Key words】 Susceptibility-weighted imaging; Magnetic resonance imaging; Magnetic resonance angiography; Multi-echo acquisition

多回波采集重度 T_2^* WI 三维梯度回波序列 (enhanced gradient echo T_2 star weighted angiography, ESWAN) 是一种新的磁敏感加权成像序列, 一次扫描可获得多个回波的幅度图及相位图, 不同回波的图像之间可以自由组合从而得到不同 T_2^* 权重的加权像。本研究拟应用 ESWAN 序列的这一优势, 将短 TE 的幅度图组合获得颅脑 MRA 图像, 而将长 TE 的相位图及幅度图组合通过后处理获得 MRV 图像, 结合成像结果探讨此项技术的可行性。

材料与方法

从 2009 年 12 月我院经头颅 MRI 平扫未发现异

常的检查者中选取 11 例志愿者, 其中男 5 例, 女 6 例, 年龄 17~46 岁, 平均 29.6 岁。所有受试者知情同意。

采用 GE 1.5T HD Propeller MR 扫描仪, 8 通道头颅线圈, ADW4.2 工作站行 ESWAN 图像后处理。11 例志愿者均行 ESWAN、3D-TOF MRA 检查, 其中有 7 例志愿者加行 2D-TOF MRV 检查, 扫描序列及参数: ESWAN 采用多回波采集 3D GRE 序列, 回波数为 11 (图 1), 首个回波 TE 10 ms (自由设定参数), 回波间隔 5.1~5.2 ms (固定参数), TR 77 ms, 翻转角 30° , 带宽 62.5 Hz, 层厚 2 mm, 矩阵 416×356 , 视野 $240 \text{ mm} \times 192 \text{ mm}$, 扫描时间 7 min 31 s; 3D-TOF MRA, TR 25 ms, TE 3 ms, 翻转角 20° , 带宽 20.83 Hz, 层厚 1.2 mm, 矩阵 320×192 , 视野 $200 \text{ mm} \times 176 \text{ mm}$, 扫描时间 8 min 45 s; 2D-TOF MRV, TR 24 ms, TE 4.9 ms, 翻转角 60° , 带宽 15.63 Hz, 层厚 1.5 mm, 矩阵 256×160 , 视野 $200 \text{ mm} \times$

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

作者简介: 张菁 (1977—), 女, 武汉人, 博士, 主治医师, 主要从事中枢神经系统影像学诊断工作。

通讯作者: 陈浪, E-mail: langc731@yahoo.com.cn

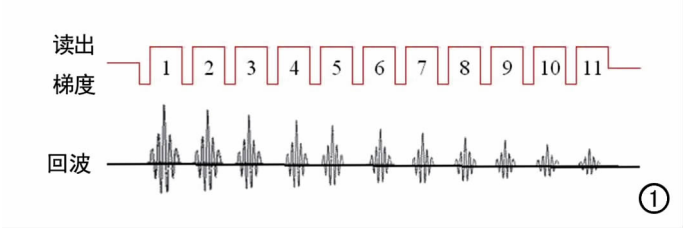


图 1 ESWAN 序列多回波采集示意图。

200 mm,扫描时间 8 min18 s。

ESWAN 图像后处理。扫描的每一层均得到分别对应 11 个回波的幅度图和相位图,所有图像传输至 ADW4.2 工作站经 Functool 软件处理,先选取阈值,相位图的低通滤波(过滤器尺寸 32×32)过滤,选择去掉的回波序数,将保留下来的多个回波的相位图及幅度图进行相位掩模、加权平均、多回波图像融合等后处理,获得与扫描层面相对应的一组相位和幅度图像。本研究中仅保留动脉流入增强效应较强的前三个回波后处理获得的幅度图像经最大强度投影(maxium intensity projection,MIP)显示颅内动脉;保留后 7 个回波的图像后处理得到的幅度图像行最小强度投影(minium intensity projection,MinIP)显示颅内静脉。

结 果

Willis 环由双侧颈内动脉的末端、双侧大脑前动脉 A1 段、双侧大脑中动脉 M1 段、双侧大脑后动脉 P1 段、双侧后交通动脉和前交通动脉共 9 部分组成。将各段动脉的显示程度分为 3 级:可见、部分可见、不可见,对应评分值为 2 分、1 分和 0 分。分别评价 ESWAN 及 3D-TOF-MIP 对 Willis 环各段动脉的显示,结果见表 1。

ESWAN 和 3D-TOF 对 Willis 环各段显示情况的比较采用 χ^2 检验, $P=1.00$,即两种扫描方式对 Willis 环各段的显示有高度的一致性(图 2、3)。

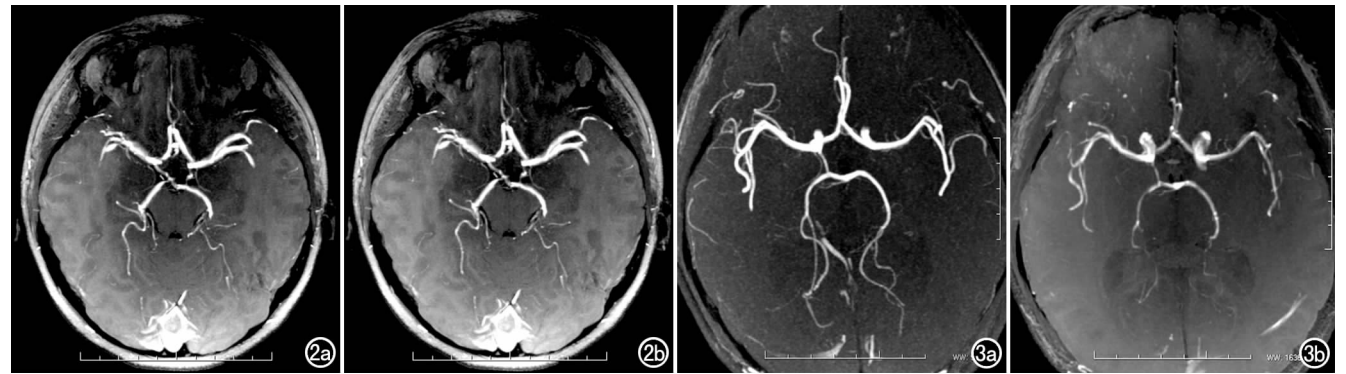


图 2 男,27 岁。Willis 环 MIP 图像上前交通动脉、双侧大脑前动脉 A1 段、双侧大脑中动脉 M1 段、双侧后交通动脉及双侧大脑后动脉 P1 段均显示清晰。a) 3D-TOF MIP; b) ESWAN 序列前 3 个回波的幅度图 MIP。图 3 男,17 岁。Willis 环 MIP 图像示左侧后交通动脉的缺如。a) 3D-TOF MIP; b) ESWAN MIP。

表 1 Willis 环各段显示情况 (分)

部位	ESWAN	3D-TOF
左颈内动脉	22	22
右颈内动脉	22	22
左 A1 段	22	22
右 A1 段	20	20
左 P1 段	22	22
右 P1 段	22	22
前交通动脉	15	16
左后交通动脉	19	19
右后交通动脉	22	22
合计	186	187

11 例志愿者的 ESWAN-MinIP 均能显示红核黑质及苍白球区铁沉着的低信号(图 4)。对 7 例志愿者同次进行了 ESWAN 和 2D-TOF MRV 扫描并重建出 ESWAN-MinIP 及 2D-TOF-MIP 图像。选取三脑室上部和室间孔层面,分别在 ESWAN-MinIP 和 2D TOF-MIP 图像上对显影的脑深部静脉计数,ESWAN 组显示大脑深部静脉共 78 支,2D-TOF 组仅显示 40 支,两组间差异有极显著性意义($P<0.0001$),即 ESWAN 对大脑深部静脉的显示明显优于 2D-TOF MRV(图 5)。

讨 论

1. 同次采集 MRA 及 MRV 的研究背景

静脉血中的去氧血红蛋白有 4 个不成对的电子,是顺磁性物质,引起 T_2^* 弛豫时间的缩短和静脉血与周围组织的相位差异。而氧与铁原子(Fe^{2+})结合时引起邻近血红素亚单位构象改变,铁原子(Fe^{2+})就与卟啉环组氨酸氮原子结合,这时氧合血红蛋白就没有不成对的电子,所以是抗磁性物质。磁敏感性的不同使静脉的 T_2^* 时间比动脉和脑组织短^[1],因此静脉血信号将明显比动脉和脑组织低,另外,静脉内容积磁化率将会引起血管内质子的频移^[2,3],使静脉血与周围组织之间产生相位差,选择适当的回波时间,使体素内静脉与周围组织的信号差达到最大,从而减少部分

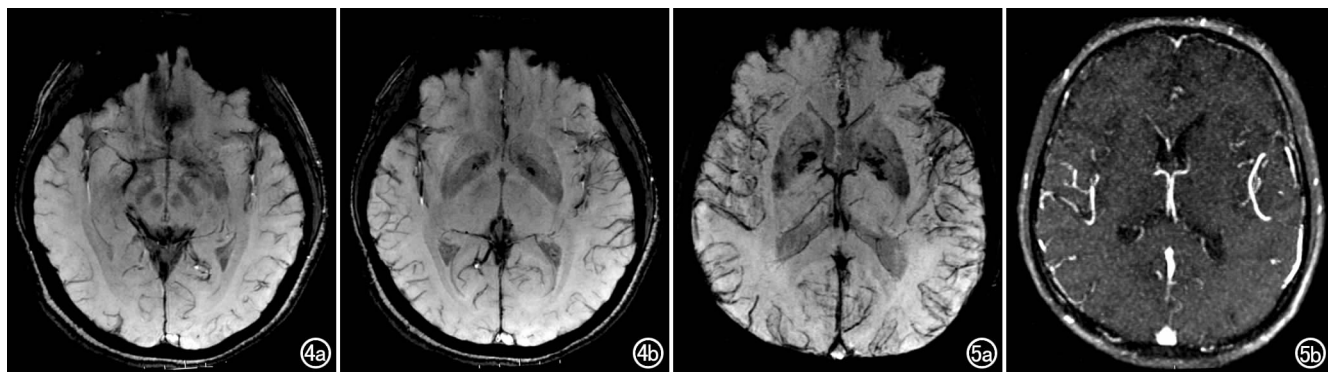


图 4 女, 40 岁。a) 磁敏感加权图像上显示中脑水平红核黑质因铁沉积呈低信号(箭); b) 磁敏感加权图像显示苍白球区铁沉积呈低信号(箭)。图 5 三脑室上部及室间孔层面 MRV。a) ESWAN-MinIP 图像上透明隔静脉、丘脑纹状体静脉、大脑内静脉、大脑大静脉及室管膜静脉等大脑深部静脉均显示清晰, ESWAN-MinIP 对大脑浅、深静脉的显示率均显著高于 2D-TOF-MIP; b) 2D-TOF-MIP 图像上仅见右侧透明隔静脉、大脑内静脉及大脑大静脉显影。

容积效应的影响^[4], 清晰显示静脉乃至细小的静脉。上述机制均为动静脉提供了天然的对比, 磁敏感加权成像序列上, 静脉血是黑的低信号, 而动脉因流入增强效应呈亮的高信号。国外已有学者在高场及超高场磁共振仪采用单回波同次采集 MRA 及 MRV^[5], 但这种成像方法不适用于 1.5T 及以下的磁共振仪, 这是由于高场条件下, 可以大幅度的减小磁敏感加权序列的 TE 时间, 缩小了动脉血流的流动位移而不会影响静脉的相位对比。简而言之也就是在显示静脉低信号的同时增强了动脉高信号的信号强度, 从而增强了动静脉的信号对比, 同次采集的图像行 MIP 获得 MRA, 行 MinIP 获得 MRV。

尽管如此, 单回波同次采集 MRA 及 MRV 在确定 TE 时间上仍需要取舍、权衡, TE 过长增加了静脉的对比, 也增强了动脉快血流的流动位移效应, TE 过短又会减弱磁敏感性。Du 等^[6]设计了一种双回波技术克服了上述单回波技术的局限性——将一个磁敏感加权序列编入三维时间飞跃法磁共振血管成像序列, 第一个回波用于流入增强动脉像采集^[7], 第二个回波用于磁敏感加权静脉像采集^[8], 因而在不增加扫描时间的前提下分别获得动脉及静脉的信息。此项技术也适用于较普及的 1.5T 扫描仪。Reichenbach 等^[9]通过一个简化的模型得出 3T 场强中 TE 值为 28 ms 时可获得平行于主磁场的静脉内容积磁化率最大值, 静脉与周围组织的相位差最大, 而其它方向走行的静脉则需要更大的 TE 值以达到最大容积磁化率。而在 1.5T 场强中 TE 时间必须延长到约 40 ms 才能获得足够的磁敏感加权^[10]。

2. ESWAN 序列的设计及应用优势

ESWAN 是一个多回波采集的磁敏感加权三维梯度回波序列, 本研究使用的这个 ESWAN 12.0 版本包含了 11 个回波, 回波间的时间间隔为 5.1~

5.2 ms, 一次扫描可获得 11 个回波的幅度图和相位图。滤波后的图像可以任意回波间组合, 获得不同权重的幅度图及相位图。由于受用户权限的限制我们只能更改第一个回波的 TE 值, 而不能变动回波数及回波间隔等参数。笔者将第一个 TE 设定为 10 ms, 这样第 7 回波的 TE 值就已经超过了 40 ms, 第 7 及后续回波的长 TE 值保障了 ESWAN 序列的磁敏感权重。在后处理中仅保留流入增强效应较强的前 3 个回波的幅度及相位图经后处理得到一组相位及幅度图像, 幅度图行 MIP 获得 MRA, 而重建 MRV 时则去掉前 4 个回波, 保留后面几个回波的图像行后处理, 幅度图像行 MinIP 获得 MRV。本组研究结果显示, 用上述方法重建的 MRA 对 Willis 环的显示与 3D-TOF MRA 高度吻合。对于大脑深部静脉的显示, ESWAN 则明显优于 2D-TOF MRV。此外 11 例 ESWAN-MinIP 均显示出红核、黑质及苍白球区铁质沉着所致低信号, 说明后几个回波的长 TE 值保障了这种成像方式达到诊断所需的磁敏感加权。

由于 1.5T 磁共振仪磁敏感加权序列的 TE 较长, 这意味射频脉冲与信号采集之间的间隔时间得以延长, 因此一个 TR 间期内可以允许更多的回波被采集。很显然, 不同粗细及走行的静脉无法通过单回波的磁敏感加权图像都得以最佳显示, 而且在磁场严重不均的部位 TE 值较长的回波会导致相位蒙片上偏振效所致的伪影更重, 多回波采集则能有效地平衡静脉对比与偏振效应伪影, 提高了图像的信噪比^[11], 相当于增加了回波链长度而没有增加扫描时间。

ESWAN 序列扫描的时间明显短于相同容积范围内 3D-TOF MRA 及 2D-TOF MRV 的时间和, 在降低患者不舒适度和特殊吸收率的同时还克服了两扫描的对准不良, 消除了 MRA 与 MRV 的对准不良有极大的临床价值。这种影像融合技术有助于颅内病变

(如血管畸形、肿瘤)与供血动脉、引流静脉或邻近动静脉的空间位置关系的精确定位以及介入和立体定向方案的制定。

尽管本组 ESWAN-MRA 对 Willis 环的显示效果好,与 3D-TOF MRA 吻合度高,而 ESWAN-MRV 也能达到临床所需的磁敏感加权,但本组实验的样本量非常小,还需要大样本量验证该方法的可行性,另外对动脉段的显示仅仅局限于 Willis 环,即颅内动脉的起始段,还需要对大脑前、中、后动脉的整体显示情况进行观察、总结,才能进一步验证此方法的有效性和实用性。

本研究中采用的 ESWAN 序列并不是一个单一的磁敏感加权序列,而是一个兼顾动脉流入增强及磁敏感加权效应的多回波采集的梯度回波序列,此序列涉及的原理及参数相当丰富,具有可调整空间,合理的设置参数不仅能为影像诊断提供充实的信息,还能显著缩短检查时间提高检查效率。

参考文献:

- [1] Li D, Wang Y, Waight D. Blood oxygen saturation assessment in vivo using T2* estimation[J]. Magn Reson Med, 1998, 39(5): 685-690.
- [2] Haacke EM, Lai S, Reichenbach JR, et al. In vivo measurement of blood oxygen saturation using magnetic resonance imaging: a direct validation of the blood oxygen level-dependent concept in functional brain imaging[J]. Hum Brain Mapp, 1997, 5(2): 341-346.
- [3] Hoogenraad FGC, Reichenbach JR, Haacke EM, et al. In vivo

measurement of changes in venous blood-oxygenation with high resolution functional MRI at 0.95 Tesla by measuring changes in susceptibility and velocity[J]. Magn Reson Med, 1998, 39(1): 97-107.

- [4] Cheng YCN, Haacke EM. Predicting BOLD signal changes as a function of blood volume fraction and resolution [J]. NMR Biomed, 2001, 14(3): 468-477.
- [5] Barnes SR, Haacke EM. Susceptibility-weighted imaging: clinical angiographic applications[J]. Magn Reson Imaging Clin N Am, 2009, 17(1): 47-61.
- [6] Du YP, Jin Z. Simultaneous acquisition of MR angiography and venography (MRAV) [J]. Magn Reson Med, 2008, 59(5): 954-958.
- [7] Nishimura DG. Time-of-flight MR angiography[J]. Magn Reson Med, 1990, 14(2): 194-201.
- [8] Ogawa S, Lee TM, Nayak AS, et al. Oxygenation-sensitive contrast in magnetic resonance image of rodent brain at high magnetic fields[J]. Magn Res Med, 1990, 14(1): 68-78.
- [9] Reichenbach JR, Barth M, Haacke EM, et al. High-resolution MR venography at 3.0 Tesla [J]. J Comput Assist Tomogr, 2000, 24(6): 949-957.
- [10] Reichenbach JR, Haacke EM. High resolution BOLD venographic imaging: a window into brain function [J]. NMR Biomed, 2001, 14(7-8): 453-467.
- [11] Du YP, Jin Z, Hu Y, Tanabe J. Multi-echo acquisition of MR angiography and venography of the brain at 3.0 Tesla [J]. J Magn Reson Imaging, 2009, 30(2): 449-454.

(收稿日期: 2010-02-03 修回日期: 2010-03-29)

《请您诊断》栏目征文启事

《请您诊断》是本刊 2007 年新开辟的栏目,该栏目以临床上少见或容易误诊的病例为素材,杂志在刊载答案的同时配发专家点评,以帮助影像医生更好地理解相关影像知识,提高诊断水平。栏目开办 3 年来受到广大读者欢迎。

本栏目欢迎广大读者踊跃投稿,并积极参与《请您诊断》有奖活动。

《请您诊断》来稿格式要求:①来稿分两部分刊出,第一部分为病例资料和图片;第二部分为全文,即病例完整资料(包括病例资料、影像学表现、图片及详细图片说明、讨论等)。②来稿应提供详细的病例资料,包括病史、体检资料、影像学检查及实验室检查资料;来稿应提供具有典型性、代表性的图片,包括横向图片(X线、CT 或 MRI 等不同检查方法得到的影像资料,或某一检查方法的详细图片,如 CT 平扫和增强扫描图片)和纵向图片(同一患者在治疗前后的动态影像资料,最好附上病理图片),每帧图片均需详细的图片说明,包括扫描参数、序列、征象等,病变部位请用箭头标明。

具体格式要求请参见本刊(一个完整病例的第一部分请参见本刊正文首页,第二部分请参见 2 个月后的杂志最后一页,如第一部分问题在 1 期杂志正文首页,第二部分答案则在 3 期杂志正文末页)

联系人:石鹤 联系电话:027-83662887

(本刊编辑部)