

## · 综述 ·

# 磁共振成像中金属伪影校正方法的研究进展

重庆医科大学附属永川医院放射科 (重庆 402106)

金梅 李晓兰

【关键词】磁共振成像; 金属伪影; 金属植入物

【中图分类号】R445.2

【文献标识码】A

DOI: 10.3969/j.issn.1009-3257.2015.04.021

磁共振由于良好的软组织分辨力、多方位、多参数成像特点以及无电离辐射优势,在临床应用日益广泛。近年来,各种金属材料在齿科、骨科、整形外科手术的植入越来越多,术后评估金属植入物与周围软组织的关系、骨髓情况以及邻近其它部位病变,均需要行核磁共振(magnetic resonance imaging, MRI)检查。标准MRI扫描不可避免的出现金属伪影,引起图像信号丢失,严重影响图像质量,不利于术后评价。本文从MRI成像参数、序列的调整及一些新方法的研究进展作一综述。

## 1 成像参数及序列的调整

对于MRI中金属伪影产生的原因,其形成基础可简单概括为:金属植入物引起主磁场局部不均一性,使得植入物表面附近的磁场信号强度的改变。主磁场局部的不均一导致质子旋转的零相位化和周围组织的频率偏移。在MR序列中发射射频脉冲和应用电磁梯度后,这些组织接收到的射频信号可能与振幅、频率和相位的破坏有关。零相位化降低接收到的信号,即信号缺失;结果在MR图像上呈现暗区。频率变化导致空间错误配准在MR图像上表现为亮区(即所有信号在几个像素点堆积的引起)和周围解剖结构的扭曲。其中解剖结构的扭曲是由在成像矩阵中相邻像素

点的信号强度改变所引起,而这个信号强度是因为相位和频率信息破坏而致;空间扭曲可以发生在平面内或平面间。

在常规扫描中,对于金属伪影的减少可以通过调整一些成像参数和序列获得。并且这些参数和序列的调整在临床实际扫描中是容易实现的。J. E. Vandevenne等<sup>[1]</sup>通过肩关节外盐袋和体外实验设计了一些合理参数和序列用于减少磁敏感伪影,他提出:(1)通过X线平片检查确定患者的体位,即植入物的长轴方向与主磁场平行;确定频率编码方向(此方向的金属伪影最大)。(2)选择长回波时间(echo time, TE)和短的有效TE的自旋回波(spin echo, SE)序列或快速自旋回波(fast spin echo, FSE)序列。(3)增加读出宽带、减少层厚、扩大图像矩阵。(4)使用短时翻转恢复序列(short time inversion recovery, STIR)。随后Toms等<sup>[2]</sup>通过实验对一些扫描参数做了优化设计,其证实在 $256 \times 256$ 的矩阵和400Hz/像素的可接受宽带时可以控制大约90%的伪影,随着这两个参数的增大伪影控制的效果反而减弱。宽带的增加会降低信噪比,但不影响图像的质量。

## 2 视角倾斜技术

视角倾斜技术(view angle tilting, VAT)是常

规SE序列中,在频率编码梯度给出并读出回波信号的同时,额外添加一个层面选择梯度,此补偿梯度(GZ)的幅度与激励脉冲发射时的层面选择梯度(GX)幅度完全一致。这时读出的MR信号在两个梯度共同作用下,形成一个所谓的倾斜角,重建出的图像可明显减少由磁场不均匀引起的化学位移以及金属伪影,这一技术首次由Cho等<sup>[3]</sup>提出。

Daniel等<sup>[4]</sup>使用VAT技术纠正外科冷冻手术MRI成像中探针引起的磁敏感伪影,此实验使用离体小牛肝冷冻手术模型,分别设置探针与主磁场的位置,一组用VAT技术,对照组不使用VAT技术,结果显示使用VAT组探针周围图像质量大大提高,这对于此手术精确计算探针的位置和冰球的面积有很大帮助。Lu等<sup>[5]</sup>分别对髌关节假体模型和一钛金属螺钉植入膝关节进行层面激发剖面成像(slice excitation profile imaging, SEPI)VAT(SEPI-VAT)扫描,并与常规2D-VAT-SE序列比较,结果SEPI-VAT序列在合理扫描时间内能明显控制图像失真。Bos等<sup>[6]</sup>在VAT技术的基础上结合非共振抑制(off-resonance suppression, ORS)技术,在不增加扫描时间的情况下适用于如钛金属引起的中度磁场干扰伪影的控制。Ahn等<sup>[7]</sup>应用自旋回波-回波平面成像(spin-echo echo planar imaging, SE-EPI)结合视角倾斜(VAT)技术矫正相位编码方向磁场不均一性引起的伪影,其基础是增加层面选择方向梯度波动的同时,使用相位编码梯度波动,以获取额外相位。此额外相位有效弥补磁场不均一性引起的相位堆积,从而避免相位编码方向的图像失真。另外此方法不增加扫描时间,但同样对层面间伪影的矫正不足。Zho等<sup>[8]</sup>利用螺旋读出梯度实时变换VAT技术减少化学位移或主磁场不均一性引起的层面内伪影,螺旋轨迹有较高的K-空间采集效果,结果证实只要读出时间与Cartesian读出时间类似,图像质量就不会受到影响。

### 3 层面编码金属伪影矫正技术

此技术2009年由Lu等<sup>[9]</sup>首次命名,以解决以上成像技术不能解决层面间伪影的缺陷。层面编码金属伪影矫正(slice encoding for metal artifact correction, SEMAC)技术是通过增强每一个感兴趣层面的编码区对抗金属诱导的磁场不均一性。其要点是在VAT-SE技术的基础之上,另外在层面选择梯度上加一称之为Z轴相位编码(z-phase encoding)的梯度脉

冲,时间点选择恰与相位编码梯度同步,可有效减少层面间的金属伪影。

Zho等<sup>[10]</sup>选择了六种材质、形状、体积均不同的金属牙科材料(分别是汞合金、钛、金、镍铬合金牙冠、镍钛合金、不锈钢牙套),分别进行VAT技术、SEMAC技术T1加权SE序列成像,并与常规SE序列扫描对比,结果VAT技术减少43%的层面内伪影,SEMAC技术减少80%的层面间伪影和65%的层面内伪影。Chen等<sup>[11]</sup>对25例膝关节置换患者中的14例运用SEMAC技术、MAVRIC和2D-FSE扫描比较成像后伪影的范围和植入物的位置;其余11患者运用SEMAC技术和FSE扫描比较伪影的范围以及异常影像表现的显示。结果SEMAC技术、MAVRIC技术比2D-FSE扫描明显减少金属伪影,并精确显示植入物的体积和位置;其余11患者SEMAC成像对异常影像表现的显示明显高于FSE序列成像。Sutter等<sup>[12]</sup>比较“warp”序列(SEMAC、VAT、高带宽)和现行的MRI优化序列在全髌关节置换术(total hip arthroplasty, THA)病人中减少扫描层面之间及层面内伪影的程度。扫描获得冠状位STIR-warp及横断位T1-warp影像,并行标准冠状STIR和横断T1WI扫描,采用高带宽对两者进行优化(STIR-hiBW和T1-hiBW)。结果STIR-warp及T1-warp影像上髌白结构周围的无信号区均比STIR-hiBW及T1-hiBW影像上小,前两者更易区分解剖结构;warp序列的失真度、模糊度及噪声较标准序列的低。Grifn等<sup>[13]</sup>通过对狗尸体脊柱植入螺钉,运用warp快速自选回波序列(TSE)和高带宽优化序列扫描,分别获得横断位STIR和矢状位T2图像,结果warp-TSE比高带宽优化序列明显减少大约24.9%到71.5%脊髓边缘模糊长度。Tao Ai等<sup>[14]</sup>等使用SEMAC-VAT结合技术,对带有相同金属的琼脂和软组织模体以及有金属植入物的志愿者进行成像,分别对其进行定量和定性评估,并与VAT、SEMAC和常规2D成像对比,结果该技术减少了大约63%±15%的金属伪影,比单独成像明显改善质量,对骨髓的显示和金属植入物附近软组织的显示显著提高。Hargreaves等<sup>[15]</sup>在Lu的基础上使用快速SEMAC技术,即与标准回波队列成像(standard echo-train imaging)、平行成像(parallel imaging)、部分傅里叶成像(partial-Fourier imaging)和翻转恢复技术(inversion recovery techniques)相结合,可以在11分钟的扫描时间内很好的控制金属伪影。

尽管SEMAC技术可以有效减低植入物附件的金属伪影,但也有一些缺点,如信噪比降低、金属伪影校

正后的波纹伪影。Lu等<sup>[16]</sup>在随后的研究中提出通过奇异值分解(singular value decomposition, SVD)去噪重建方法提高金属伪影校正后图像的信噪比,基于SVD去噪重建方法包括两个连续步骤,首先首先删除所有被分解数据单位中的正交噪声,接着SVD去噪数据需要选择包含有层面间伪影校正后的有用信号。

#### 4 多采集与可变谐图像结合技术

多采集与可变谐图像结合(multiple-acquisition with variable resonances image combination, MAVRIC)技术<sup>[17]</sup>是基于多个三维快速自旋回波(3D-FSE)成像,并在射频脉冲发射和接受频率中使用离散补偿获得图像。这一技术通过后处理合成图像,避免层面间图像信号的失真,并明显降低读出方向的图像信号失真。

Hayter等<sup>[18]</sup>收集122例关节置换术后患者,其中包括74例髋关节、27例肩关节、21例膝关节。分别对这些部位进行FSE技术和MAVRIC技术扫描,以滑膜的显示、关节假体与骨邻近面的观察、关节周围肌肉为评价标准。结果表明在滑膜炎和假体周围骨质溶解的显示以及对冈上肌腱撕裂的诊断上,MAVRIC成像技术比FSE成像能更好的显示这些病变。Meftah等<sup>[19]</sup>对符合研究的24例膝关节置换患者,平均分为3组,包括旋转平面后稳定(rotating-platform posterior-stabilized, RP-PS),固定轴承金属支持(fixed-bearing metal-back, FB-MB)和全聚乙烯胫骨(all-polyethylene tibial, APT)三种设计,通过MAVRIC技术MRI扫描评估反应滑膜炎和骨质溶解的程度与这三种设计的相关性,结果分别有6例RP-PS(75%),所有8例FB-MB(100%),6例APT(75%)观察到反应性滑膜炎;骨质溶解三者无统计学意义。Koff等<sup>[20]</sup>应用3D-MAVRIC和2D-FSE成像对关节假体材料的伪影进行量化,比较这两种技术的去金属伪影价值。主要用不锈钢、钴-铬合金、钛、超高分子聚乙烯这四种不同的材质,首先标记一个点,成像后计算到模型的距离,并把图像中测量的位移与理论实际位移作比较,估算MAVRIC技术测得图形的体积大小,比较与实际模体体积的差异。结果显示3D-MAVRIC成像技术测得的体积与已知实际体积少了2个像素,说明3D-MAVRIC成像技术能更好的去金属伪影,减少图像失真。Carl等<sup>[21]</sup>随后结合3D超短回波时间(3D-ultrastort echo time, 3D-UTE)技术,结果明显减少金属伪影的同时,可以

很好显示一些短T2信号组织,如肌腱、韧带、骨皮质等。ORS-MAVRIC结合技术可限制所选的空间-光谱区域,能够在临床可行的扫描的时间内减少金属伪影,同时可避免信号堆积<sup>[22]</sup>。Koch等<sup>[23]</sup>使用SEMAC-MAVRIC混合技术应用于各种关节置换术后的扫描,得到更少残留伪影图像,提高图像信噪比和组织分辨力。

#### 5 “理想”成像

迭代分解水和脂肪的回声不对称与最小二乘法估计(iterative decomposition of water and fat with echo asymmetry and least-squares estimation, IDEAL)技术为一种改良的三点式DIXON水脂分离成像技术<sup>[24]</sup>。这一技术可以克服磁场不均匀性带来的影响,清晰地显示水脂边界,水脂彻底分离<sup>[25]</sup>,多用于脊柱成像。三点法的特点是采集的3个回波中,中间一个信号与传统的SE/FSE序列采集的时间相同,另2个是对称性位于这个信号的两边的反相位信号。中间的信号采集的时间点在 $\pi/2+n\pi$ ,其他2个信号采集的偏移时间保证在之前和之后 $2\pi/3$ ,后处理计算采用迭代最小二乘估算法,可以保证象素内任意的水和脂肪比例都可以进行精确的水脂分离。相对于TE时间采集的信号而言,它们属于非对称性采集,为了保证最短的扫描时间,临床常用的采集时间点是 $-\pi/6$ 、 $\pi/2$ 、 $7\pi/6$ 。

Cha等<sup>[26]</sup>前瞻性比较使用IDEAL技术的T2WI和对比剂增强T1WI成像对于减小模体和病人脊柱手术植入金属后的金属伪影的能力。其方法是模体和19例病人都使用频率选择脂肪抑制(frequency-selective fat saturation, FSFS)和IDEAL技术扫描,其中模体获得冠状面T1WI和T2WI图像,病人获得横断面T2WI和对比剂增强的T1加权图像。模体的定量研究则根据信号强度的轮廓,测定金属伪影的短轴和长轴长度;病人观察椎旁的肌肉和椎管区域的显示能力,以及脂肪饱和的均匀性和噪声。结果在临床研究中,IDEAL技术T2WI和对比剂增强T1WI成像可显著改善硬膜囊、脊椎的肌肉、脂肪饱和的均匀程度的显示效果,以及噪声,此技术有效地减少脊柱金属植入物所引起的伪影,改善图像质量。Murakami等<sup>[27]</sup>应用IDEAL技术与化学位移选择饱和(chemical shift selective saturation, CHESS)对比,分析35例脊柱外科手术后MRI成像的图像,其中30例有金属植入物,成像后均

获得矢状位T1和T2图像, 结果IDEAL技术比CHESS成像获得更多有效临床信息, 比如更精确评估椎管、椎旁组织的显示和并发症的诊断等。

## 6 单点成像和预极化方法

单点成像(single-point imaging, SPI)<sup>[28]</sup>也可用于金属伪影的矫正, 并且可在后期图像的重建中实现图像的直观化。在常规方法中, 信号的准备和采集需要几毫秒的时间。常规MRI方法不能使固体实性材料成像, 因为在信号还未被完全记录之前就已消失。在单点成像(SPI)中, 通过尽可能快的激发采集只有一个点的自由感应衰减(free induction decay, FID)解决这一问题, 其信号编码可以在超短时间实现, 大概在几十微妙内。此信号采集方式使SPI避免由于在采集多k空间点的过程中信号强度发生变化而引起的图像失真。理论上SPI方法试验的实施比较复杂, 由于大梯度幅度需要在相当短的扫描时间内以获得具有高光谱和空间分辨率图像。但是通常情况下, 为了避免梯度的热物理不稳定性, 就需要SPI连续步骤的延迟。K-空间被逐点追踪, 导致扫描时间延长。

## 7 总结

随着这一系列金属伪影校正方法的使用, 对金属植入术后患者手术效果的评估能力将有所提高。这些新方法虽然能较大幅度减低金属伪影, 但仍未能达到完全消除金属感应伪影。同时, 这些方法也有一些缺点, 主要是减低图像信噪比, 这一问题还有待于进一步研究。

## 参考文献

- [1] Vandevenne JE, Vanhoenacker FM, Parizel PM, et al. Reduction of metal artifacts in musculoskeletal MR imaging[J]. JBR-BTR, 2007, 90 (5): 345-349.
- [2] Toms AP, Smith-Bateman C, Malcolm PN, et al. Optimization of metal artefact reduction (MAR) sequences for MRI of total hip prostheses[J]. Clinical Radiology, 2010, 65 (6): 447-452.
- [3] Cho ZH, Kim DJ, Kim YK. Total inhomogeneity correction including chemical shifts and susceptibility by view angle tilting[J]. Medical Physics, 1988, 15(1): 7-11.
- [4] Danie BL, Buttsl K. The use of view angle tilting to reduce distortions in magnetic resonance imaging of cryosurgery[J]. Magnetic Resonance Imaging, 2000, 18 (3): 281-286.
- [5] Lu W, Pauly KB, Gold GE, et al. Towards artifact-free MRI near metallic implants[J]. Magnetic Resonance in Medicine, 2008, 16: 838.
- [6] Bos C, den Harder CJ, and G. van Yperenl. MR imaging near orthopedic implants with artifact reduction using view-angle tilting and off-resonance suppression[J]. Magnetic Resonance in Medicine, 2010, 18: 129.
- [7] Ahn S and Hu XP. View angle tilting echo planar imaging for distortion correction[J]. Magnetic Resonance in Medicine, 2012, 68 (4): 1211-1219.
- [8] Zho SY and Kim DH. Time-varying view angle tilting with spiral readout gradients[J]. Magnetic Resonance in Medicine, 2012, 68(4): 1220-1227.
- [9] Lu W, Pauly KB, Gold GE, et al. SEMAC: slice encoding for metal artifact correction in MRI[J]. Magnetic Resonance in Medicine, 2009, 62(1): 66-76.
- [10] Zho SY, Kim MO, Lee KW, et al. Artifact reduction from metallic dental materials in T1-weighted spin-echo imaging at 3.0 Tesla[J]. Magnetic Resonance Imaging, 2013, 37(2): 471-478.
- [11] Chen CA, Chen W, Goodman SB, et al. New MR imaging methods for metallic implants in the knee: artifact correction and clinical impact[J]. Magnetic Resonance Imaging, 2011, 33 (5): 1121-1127.
- [12] Sutter R, Ulbrich EJ, Jellus V, et al. Reduction of metal artifacts in patients with total hip arthroplasty with slice-encoding metal artifact correction and view-angle tilting MR imaging[J]. Radiology, 2012, 265(1): 204-214.
- [13] Grif?n JF, Archambault NS, Mankin JM, et al. Magnetic resonance imaging in cadaver dogs with metallic vertebral implants at 3 Tesla: evaluation of the warp-turbo spin echo sequence[J]. Spine, 2013, 38 (24): 1548-1553.
- [14] Ai T, Padua A, Goerner F, et al. SEMAC-VAT and MSVAT-SPACE sequence strategies for metal artifact reduction in 1.5T magnetic resonance imaging[J]. Investigative Radiology, 2012, 47(5): 267-276.
- [15] Hargreaves BA, Weitian Chen, Lu W, et al. Accelerated slice encoding for metal artifact correction[J]. Magnetic Resonance in Medicine, 2010, 31(4): 987-996.
- [16] Lu W, Pauly KB, Gold GE, et al. slice encoding for metal artifact correction with noise reduction[J]. Magnetic Resonance in Medicine, 2011, 65 (5): 1352-1357.
- [17] Koch KM, Lorbiecki JE, Hinks RS, et al. A multispectral three-dimensional acquisition technique for imaging near metal implants[J]. Magnetic Resonance in Medicine, 2009, 61 (9): 381-390.
- [18] Hayter CL, Koff MF, Shah P, et al. MRI after arthroplasty: comparison of MAVRIC and conventional fast spin-echo techniques[J]. American Journal of Roentgenology, 2011, 197 (3): 405-411.
- [19] Meftah M; Potter HG; Gold S, et al. Assessment of reactive synovitis in rotating-platform posterior-stabilized design: a 10-year prospective matched-pair MRI study[J]. The Journal of Arthroplasty, 2013, 28 (9): 1551-1555.
- [20] Koff MF, Shah P, Koch KM, et al. Quantifying image distortion of orthopedic materials in imaging[J]. Magnetic Resonance Imaging, 2013, 38(3): 610-618.