

MRI 体部常见伪影及对策

汤梦月, 张小明

【摘要】 MRI 检查能够提供较大的信息量, 目前临床应用广泛。但 MRI 图像中可能出现与实际解剖结构不相符的信号, 称之为伪影。伪影可以表现为图像变形、重叠、缺失、模糊等, 通常由技术和生理因素共同引起。伪影将影响医生对图像的判读和对病变的诊断, 因此识别和设法消除或减少伪影非常重要, 不仅能够优化 MRI 图像的质量、提高影像诊断效能, 更能为临床提供更多真实准确的信息。

【关键词】 磁共振成像; 伪影; 图像质量

【中图分类号】 R445.2 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2016)02-0141-04

DOI:10.13609/j.cnki.1000-0313.2016.02.011

伪影是在成像过程中出现的、不能够真实反映组织解剖结构和特征的虚假信息。伪影的出现将导致图像质量的下降, 影响诊断的准确性。MRI 检查能够提供较大的信息量, 在腹部组织器官及层次结构的显示上独具优势, 目前临床应用广泛。伪影在 MRI 检查中十分常见, 有时甚至不可避免。识别 MRI 体部常见伪影, 并采用对应的方法消除或减少这些伪影, 不仅能够优化 MRI 图像的质量, 更能提高影像医师对疾病的诊断效能。

MRI 伪影可以单纯的源于 MRI 硬件系统, 也可源于硬件系统与被检者之间的相互作用^[1]。MRI 伪影主要包括磁场相关、成像参数相关、运动与流动伪影三大类。本文就临床上常见的一些 MRI 体部伪影及其处理对策作一介绍。

磁场相关伪影

在 MR 成像系统中, 主要包括静磁场、梯度场及射频场三大系统^[1-5]。稳定而均匀的静磁场是多种 MRI 技术顺利开展的前提, 因此也是获得优质 MRI 图像的必要条件之一; 而线性的梯度场决定扫描层面内组织的共振频率; 射频的传输和接收也是优质成像的重要基础^[6]。因此, 静磁场的不稳定或者不均匀、梯度磁场的非线性、射频的稳定传输和接收都会导致伪影的出现, 使扫描所得的图像不能够完全真实地反映组织结构形态。

1. 磁敏感伪影

任何物质在磁场中都会被磁化, 物质固有成分的差异决定其特有的磁敏感性^[1,5], 因此, 不同的物质, 被磁化的能力不同, 即磁化率不同。当人体内不同物质的交界面两侧的磁化率相差较大时, 容易引起局部磁场不均匀, 导致磁敏感伪影出现, 如软组织-空气界面(图 1a)。不同序列成像, 其磁敏感伪影大小

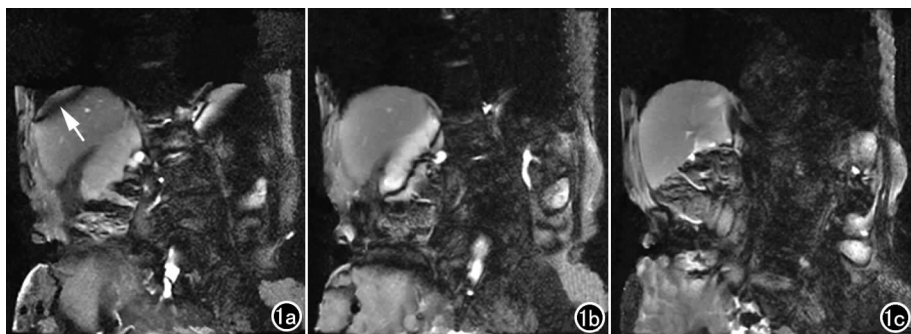


图 1 磁敏感伪影及处理。a) 冠状面 T₁WI 增强扫描示肝右叶条状低信号(箭), 层厚 5 mm; b) 增大层厚至 8 mm, 伪影消失; c) 增加局部匀场后, 伪影消失。

不同, 一般来说, 快速自旋回波(fast spin echo, FSE) < 自旋回波(spin echo, SE) < 梯度回波(gradient echo, GRE) < 平面回波(echo planar imaging, EPI)^[2]。所以, 相对于 SE, GRE 和 EPI 更容易产生磁敏感伪影。

磁敏感伪影的处理对策: 增加层厚、层间隔(图 1b); 局部匀场(图 1c); 尽量选择 SE 序列; 扫描时尽量避开某些部位; 减小人为的磁化界面。

2. 金属伪影

金属物质可以被磁场明显吸引, 具有很大的磁化率。金属进入磁场后, 可以改变局部磁场的均匀性, 使图像扭曲、变形、失真^[1-2]。在 MRI 图像上常常表现为图像变形或局部信号丢失, 在伪影的边缘常可见高信号的弧形亮边(图 2a)。在不同扫描层面上, 伪影位置往往会改变, 因此金属伪影也被称为“会走动的伪影”。不同序列成像, 其金属伪影的大小不同, 一般来说, 伪影大小: 自旋回波(SE) < 梯度回波(GRE) < 平面回波(EPI)^[2]。所以, 相对 SE, GRE 和 EPI 对铁磁性金属更加敏感, 因此在一定程度上应用 SE 序列成像可以减少金属伪影的干扰。

金属伪影的处理对策: 去掉被检者身上或磁体洞内的金属物品(图 2b); 尽量使用 SE 序列, 如果一定要使用 GRE 序列, 减小 TE 也能够减小金属伪影的范围^[1]。

3. 梯度相关伪影

突然变化的梯度场可以感应出一个涡流电流, 而后者产生的小磁场能够干扰主磁场的均匀性^[6]。线性的梯度场是优质

作者单位: 637000 四川, 川北医学院附属医院放射科

作者简介: 汤梦月(1989—), 女, 四川广安人, 硕士研究生, 住院医师, 主要从事体部 CT 与 MRI 诊断工作。

通讯作者: 张小明, Email: zhangxm@nsmc.edu.cn

成像的保证,而实际工作中,梯度场边缘的线性较差,使图像的边缘可能发生形变。与主磁场不均匀所导致的伪影相似,不同之处在于梯度的非线性伪影在图像的边缘表现更为明显。

4. 层间交叉

当两个射频脉冲经过傅立叶变换后不是精确的直角,而是形成侧峰就可能相互重叠,产生层间交叉伪影(图 3a)。层间交叉的处理对策:增加扫描层之间的间隔(图 3b);延长射频脉冲作用的时间,使傅立叶变换后的图形更加接近于矩形;隔行扫描。

5. 介电伪影

人体中某些组织中存在许多自由活动的离子,导致其电导率很高,当射频脉冲经过人体这些组织时,会形成不均匀的射频电磁场,从而产生介电伪影。腹部的介电伪影并不少见,特别是大量腹水时(图 4)。使用高电导率材料的填充垫,可以有效地减少介电伪影;就磁场强度而言,低场强 MRI 的介电伪影相对较低。

6. 其他

稳定而均匀的磁场是许多 MRI 技术的前提,如水脂分离技术、平衡式稳态自由进动序列等。MRI 信号是由水、脂两种成分构成,两种信号的向量和构成了体素内的 MRI 信号。Dixon 技术是一种常见的水脂分离方法^[7],目前有两点式和三点式 Dixon 成像技术。Dixon 技术的关键在于通过两个或三个时间点来采集 MRI 信号,经过计算机重建可形成水和脂肪完全分离的两套图像。水像相当于脂肪抑制成像,脂像相当于水抑制成像。如果磁场不均匀,水和脂肪的进动频率会发生改变,Dixon 技术将不能完全分离水和脂肪信号,或造成局部信号丢失,形成水脂分离不全(黑洞)伪影(图 5a)。去除黑洞伪影的方法一般采用局部匀场(图 5b),或者使用其他的压脂技术代替 Dixon 压脂技术。

成像参数相关伪影

MRI 是多参数成像,临床上常常根据成像的目的而选择合

适的参数。成像参数的选择也是影响图像质量的重要因素。成像参数相关伪影主要包括化学位移伪影、卷褶伪影等。

1. 化学位移伪影

化学位移伪影是由于氢质子在不同的化学环境中的共振频率不同而造成的。人体内脂肪和水两种组织成分中氢质子的进动频率存在 3.5 ppm 的差异,水中的氢质子进动频率快于脂肪。由于 MRI 系统中静态磁场是恒定的,所以化学位移伪影不可避免^[1-3,6]。化学位移伪影与磁场强度成正比,低磁场中,脂肪和水中的氢质子进动频率的差异较小,化学位移伪影相对较轻;而在高磁场中,两者进动频率差异相对较大,使同一体素中氢质子的共振频率不同,故化学位移伪影只出现在频率编码的方向。在频率编码的方向上,水中的氢质子相对向更高频率编码方向运动,而脂肪则相反。表现在 MRI 图像上:在较低频率的方向出现一条亮带,而较高频率的方向出现一条暗带(图 6a)。

化学位移伪影的处理对策:目前常用的方法包括:采用脂肪抑制技术去除脂肪信号(图 6b);增大带宽(图 6c);选择低场强扫描(可有效地降低化学位移伪影,但同时会降低图像的分辨力);延长 TE(脂肪信号产生更多的失相,使脂肪信号降低从而减少伪影);改变频率和相位编码的方向(使伪影的方向发生改变)。

2. 卷褶伪影

计算机只能识别带宽以内的频率,超出频带的频率会出现频率混乱。当实际成像的范围超过设定的观察视野(FOV),导致 FOV 以外的成像部分折叠到图像对侧的现象^[1,6],称为卷褶伪影(图 7a)。卷褶伪影可出现在相位编码的方向,也可出现在频率编码的方向。临床上,为了节约扫描时间,导致发生在相位编码方向上的卷褶伪影更常见。

卷褶伪影的处理对策:使用表面线圈(包绕整个身体),可提高信噪比,但其缺点是图像均匀性较差;增加 FOV(图 7b),但必须使用较小的梯度磁场;频率过采样(增大频率编码方向上的 FOV)和相位过采样(增大相位编码方向上的 FOV,图 7c);

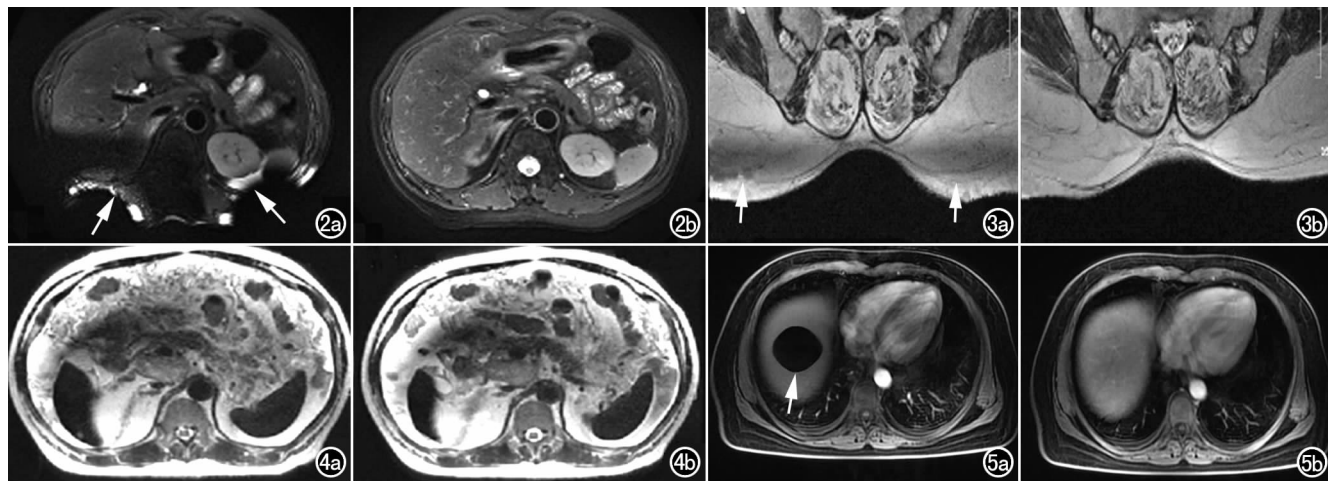


图 2 金属伪影及处理。a) 横轴面 T_2 WI 示后背部大片状信号丢失(箭),检查发现检查者后背部有金属物品; b) 去除金属异物后,该层面解剖结构显示清晰。图 3 层间交叉伪影及处理。a) 横轴面 T_1 WI 示后背部带状低信号(箭); b) 增大扫描层间隔后,伪影消失。图 4 介电伪影(肝硬化、脾大、腹水患者)。a) 横轴面 T_2 WI 示图像中央出现大面积低信号介电伪影; b) 图 a 下方层面仍示中央低信号伪影。图 5 黑洞伪影及处理。a) 横轴面 T_1 WI 增强示肝顶穹窿部信号均匀的大片状低信号“黑洞”影(箭); b) 局部匀场,伪影消失。

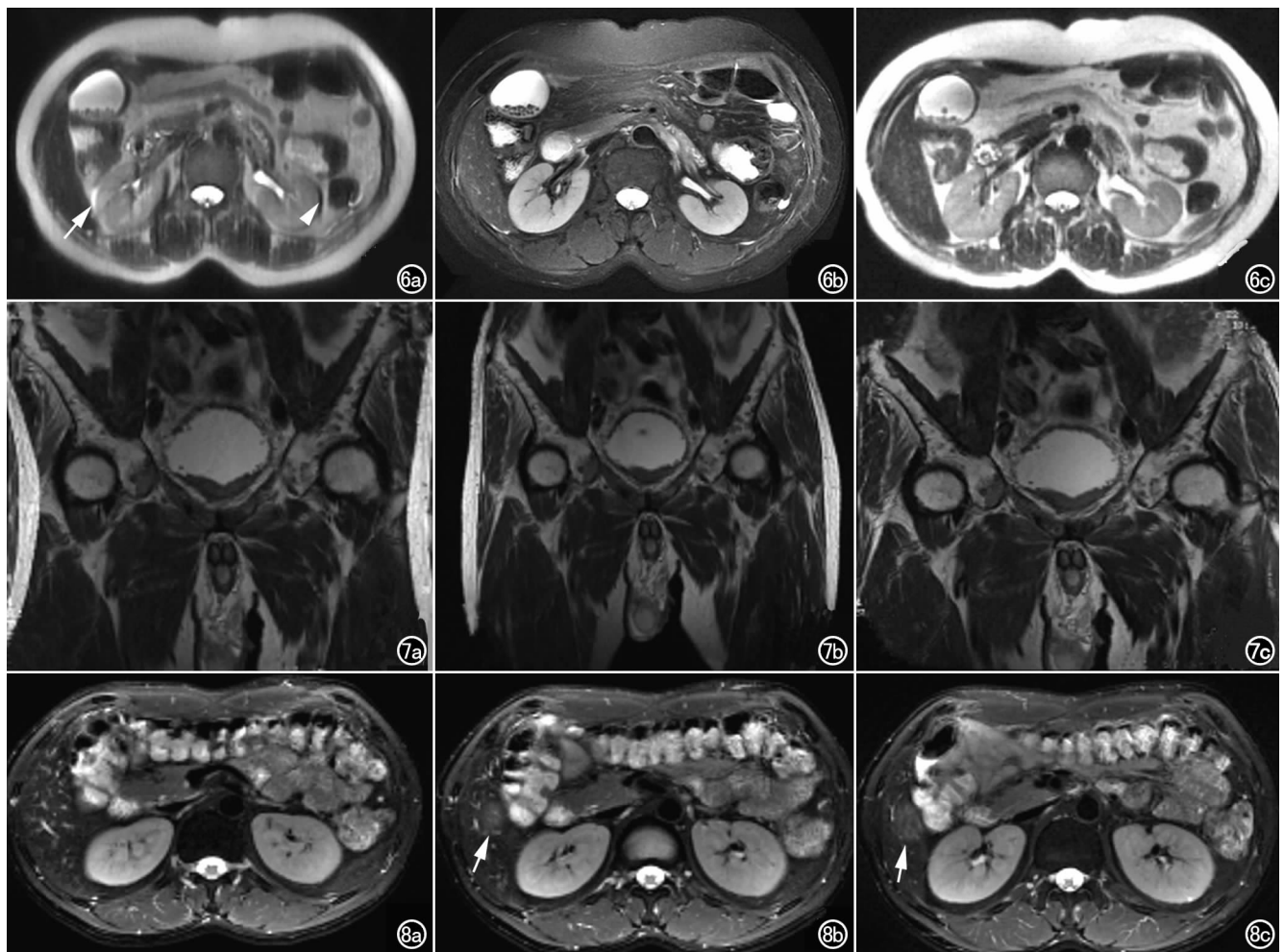


图 6 化学位移伪影及处理。a) 横轴面 T_2 WI 示肾脏周边可见交替的低信号(箭头)和高信号带(箭), 带宽为 ± 20.83 kHz, 频率编码方向为左右; b) 采用脂肪抑制技术, 伪影消失; c) 带宽增至 ± 83.33 kHz, 伪影消失。图 7 卷褶伪影及处理。a) 冠状面 T_1 WI 示两侧腹壁组织卷褶到内侧; b) 增大 FOV, 伪影消失; c) 采用相位过采样, 伪影消失。图 8 部分容积伪影。a) 横轴面 T_2 WI 示肝右后叶下段信号显示均匀; b) 图 a 下方层面见片状高信号肠管部分容积伪影(箭); c) 图 b 下方层面仍见肠管部分容积伪影(箭)。

饱和脉冲, 使 FOV 外的组织饱和, 几乎不产生信号, 这样线圈在接收信号时, 几乎接收不到 FOV 外的信号, 从而减少图像的混淆伪影; 磁共振 3D 成像时, 若在层面选择方向上出现卷褶伪影, 在最后显示图像时, 去掉开始及最后几层图像即可。

3. 部分容积效应

由于腹部脏器层次结构复杂, 部分容积效应也十分常见(图 8)。体素过大, 一个体素内混合多种组织, 导致体素内信号不均匀, 导致最终扫描所得图像不能真正代表组织的真实信号。如果病灶较小, 层厚较大, 病灶受周围组织信号的影响更加明显, 甚至不能在图像上显示, 造成漏诊。

运动与搏动伪影

MRI 接收信号装置是假定组织在信号采集的过程中位置和信号强度不会发生变化, 但在人体中, 运动时刻存在, 如心脏搏动等^[1,8,9]。运动伪影由人体自主、非自主的运动或心脏、血液及脑脊液的搏动引起, 可分为周期性运动和随机性运动。临床常常将心脏、血液及脑脊液搏动产生的伪影称为搏动伪影。由于 MRI 检查需要一定的时间, 即使采用先进的运动补偿技

术, 也不能完全消除运动伪影。目前, MRI 的扫描速度随着场强的增高有了很大的提高, 而场强的增加, 意味着对磁场均匀性的要求更高, 因此, 同等程度的运动在高场强 MRI 上产生的伪影较低场强 MRI 明显。运动伪影在 MRI 图像上表现为沿相位编码方向分布的条形或者弧形重影, 导致解剖结构及其边缘的图像模糊、重叠(图 9~11)。因患者运动产生的伪影只出现在运动的部位, 而系统原因的伪影可出现在整个 FOV 中。

运动伪影的处理对策: 对于非生理性运动, 如患者烦躁等, 可将患者制动; 对于生理性运动, 可采取门控技术, 使数据的采集和运动同步, 以减少伪影的影响, 如呼吸门控等(图 12)。然而, 呼吸门控技术的效率和扫描时间与患者的呼吸频率有关, 当呼吸不均匀时, 成像时间延长, 也会产生运动伪影, 故总体而言, 在实际扫描过程中, 呼吸门控技术比较繁琐, 效率不如屏气扫描。目前, 快速扫描序列配合患者屏气, 可极大地减少呼吸运动伪影; 对于不能屏气的患者, 训练呼吸后, 再采用自由呼吸状态下门控扫描。另外, 通过运动补偿^[8,10], 如 propeller 技术, 也可减少运动伪影的影响。

搏动伪影处理对策: 在成像区域血流的上游施加空间预置

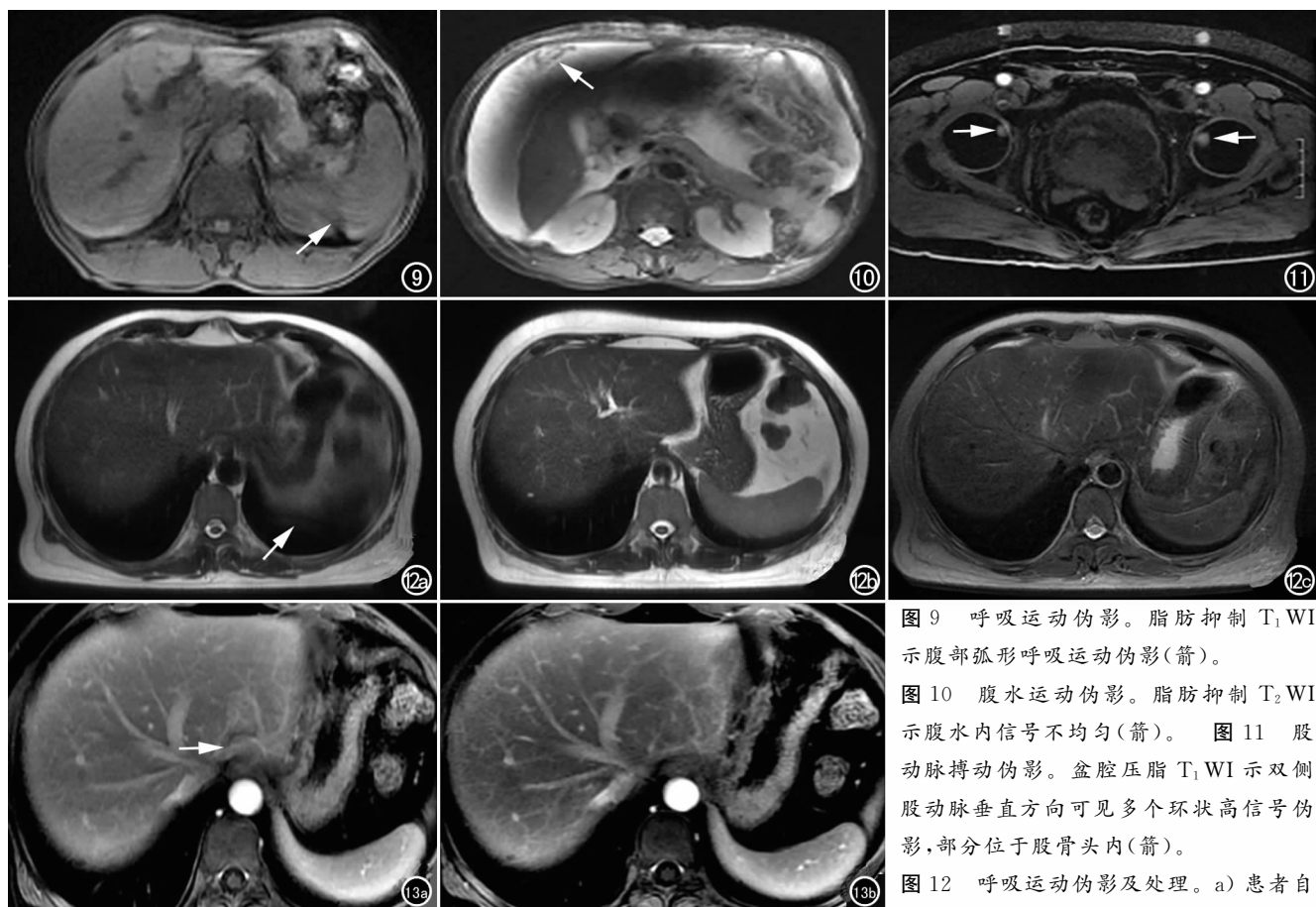


图 9 呼吸运动伪影。脂肪抑制 T_1 WI 示腹部弧形呼吸运动伪影(箭)。

图 10 腹水运动伪影。脂肪抑制 T_2 WI 示腹水内信号不均匀(箭)。图 11 股动脉搏动伪影。盆腔压脂 T_1 WI 示双侧股动脉垂直方向可见多个环状高信号伪影,部分位于股骨头内(箭)。

图 12 呼吸运动伪影及处理。a) 患者自

由呼吸,横轴面 T_2 WI 示左上腹细条状伪影(箭); b) 屏气扫描,伪影消失; c) 使用呼吸门控扫描,伪影消失。图 13 搏动伪影及处理。a) 横轴面 T_1 WI 增强扫描示主动脉前方环形高信号伪影(箭); b) 改变相位编码方向,伪影的方向发生变化,肝左叶伪影消失。

饱和脉冲;使用流动补偿技术;增大重复时间、相位编码数和采集次数,加大伪影间隔,使得伪影移出解剖部位;切换相位和频率编码的方向,使伪影的方向发生改变(图 13);心电门控技术可以使观察的流动物质速度同步。

除上述几大类伪影外,由于 MRI 软组织分辨力高,对体部病变的显示具有很高敏感性,在临床上应用十分广泛。随着高场强 MRI 的发展,MRI 检查获得生理学和功能信息的能力大大增加,但是由于其成像过程复杂,受影响的因素繁多,产生的伪影也更多、更复杂^[1],甚至不可避免且通常很难彻底消除。伪影的出现使影像图像不能正确反映组织结构的位置、形态和组织结构特征,甚至一副图像上常常多种伪影同时出现,将极大地影响放射科医师对图像的判读以及对病变的诊断,甚至导致误诊和漏诊,因此识别体部伪影,了解其产生机理,并采用对应的方法消除和减小伪影是影像工作的重点。

参考文献:

- [1] Graves MJ, Mitchell DG. Body MRI artifacts in clinical practice: a physicist's and radiologist's perspective[J]. J Magn Reson Imaging, 2013, 38(2): 269-287.
- [2] 靳二虎, 蒋涛, 张辉, 等. 磁共振成像临床入门[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2015: 532-559.

- [3] 熊国欣, 李立本. 核磁共振成像原理[M]. 北京: 科学出版社, 2007: 213-230.
- [4] Tsuchihashi T. Artifact of MRI[J]. Nihon Hoshasen Gijutsu Gak-kai Zasshi, 2003, 59(11): 1370-1377.
- [5] Stadler A, Schima W, Ba-Ssalamah A, et al. Artifacts in body MR imaging: their appearance and how to eliminate them[J]. Eur Radiol, 2007, 17(5): 1242-1255.
- [6] Morelli JN, Runge VM, Ai F, et al. An image-based approach to understanding the physics of MR artifacts[J]. Radiographics, 2011, 31(3): 849-866.
- [7] 刘亚涛, 组栋林, 包尚联. 水、脂分离磁共振成像 Dixon 方法[J]. 中国医学物理学杂志, 2012, 29(6): 3759-3768+3792.
- [8] Krupa K, Bekiesińska-Figatowska M. Artifacts in magnetic resonance imaging[J]. Pol J Radiol, 2015, 80(2): 93-106.
- [9] Barish MA, Jara H. Motion artifact control in body MR imaging[J]. Magn Reson Imaging Clin N Am, 1999, 7(2): 289-301.
- [10] 戈明媚, 刘志钦, 王秋良, 等. 磁共振 Propeller 技术消除伪影的临床应用[J]. 放射学实践, 2006, 21(8): 844-846.
- [11] Bernstein MA, Huston J, Ward HA. Imaging artifacts at 3.0 T[J]. J Magn Reson Imaging, 2006, 24(4): 735-746.

(收稿日期: 2015-07-31 修回日期: 2015-10-28)