

MRI 伪影探讨与分析(二)

胡丽丽 夏黎明 曾仁端 王承缘

【中图分类号】R445.2 【文献标识码】A 【文章编号】1009-0313(2002)01-0087-02

设备相关伪影(Equipment Related Artifact, ERA)

1. 非线性梯度场(Gradient nonlinearity)

表现形式: 在频率或相位编码方向有明显的几何结构失真。图像可能被压缩或拉伸, 这种失真在大的 FOV 上表现最明显。

产生原因: 梯度场的非线性引起几何结构失真。因为计算机重建图像时, 在频率和相位编码方向均采取线性算法, 而实际场强呈非线性, 从而导致信号投影空间错位。且随着距磁场中心点距离的增加, 梯度强度和线性关系失真越厉害, 所成像的几何结构失真也越厉害。

解决措施: ①减小 FOV; ②调整、校正梯度场。

2. 不适当的 RF 衰减

表现形式: 图像一侧大片阴影。

产生原因: RF 衰减不适当。射频发射器的衰减决定了传送到病人体内的射频能量的多少及磁化的角运动量倾斜的角度。若给予不适当的 RF 衰减, 则会导致大片区域信号强度降低或信号丢失。

解决措施: 每一次当病人移动或换病人时, 皆应根据病人的体态、检查部位及线圈调节 RF, 以达到要求的矢量偏转角, 否则应检查维修或替换 RF 发射衰减装置。

3. 表面线圈使用不当

表现形式: 距离线圈近的部位有较好的 SNR, 但随着离线圈的距离越远, 组织的信号强度整体下降。这种现象多见于使用扁平的表面线圈; 另一种情况是使用相控阵(UCL)线圈成像时, 若相配合作用的线圈组选择不当, 则线圈组交界处会呈现低信号带。

产生原因: 表面线圈比头体线圈 SNR 好, 但线圈应放在距检查部位近的位置。这样可增加组织和线圈之间的磁通量, 从而增加 ROI 的信号强度。当组织离线圈的距离增加时, 信号强度会逐渐降低。在使用 UCL 线圈时, 两线圈相邻处的磁通量较低, 故会出现低信号。

解决措施: 根据 ROI, 适当选择和调整线圈的位置。

4. 梯度放大失败

表现形式: 可间断地, 也可连续地出现于一序列或一幅图像上, 表现为模糊、鬼影及非结构性的信号失真, 如无规则的大块高低信号区交替出现。

产生原因: 梯度放大失败使得图像重建无法正确完成。依放大器放大失败的程度及失败的真正性质, 决定伪影的表现形

式。它可发生于图像重建的 X、Y、Z 三个梯度及用于流动补偿(Flow Compensation, FC)和流动编码(Flow encoding)的梯度上。

解决措施: 调整、校正梯度场。

5. RF 噪声的干扰

噪声的产生有各种途径。内部金属器具具有: RF 放大器、梯度放大器、接受前置放大器或其它; 外部的 RF 屏蔽渗漏有: 放射变速器、能源工具的发射物、地板磨光机等; 扫描室内的装置有如脉冲 oximeters、四泵、呼吸机、制冷仪表等等。

表现形式: 垂直于频率编码方向出现一条不均交叉的亮的噪声带, 此伪影改变编码方向不能排除; 也可见木排状伪影出现于整个图像等。其表现形式非常复杂, 且难以确认。

产生原因: 数据采集过程中噪声进入信号接受器产生。从人体获得的 MR 信号非常弱, 它易受扫描室内的操作频率及没安装正确的光源或电子设备的干扰。一般, 信号的 RF 频率与操作频率之间的差异决定带宽(Band width, BW)噪声的位置, 其宽度由 RF 噪声的 BW 与信号的 BW 决定。

解决措施: 检查屏蔽设施, 扫描室内的各种光源和电子设备的安装是否符合要求, 并予以更正。(注: 噪声来源仅从重建的图像难以判断, 但检查原始数据有时可推断来源)。

6. RF 脉冲回波刺激

表现形式: 在第二回波或更高的回波中出现幻影图像重叠, 且对称地环绕在相位编码方向上。

产生原因: 由多回波序列层面选择 RF 脉冲产生的刺激回波造成。

解决措施: ①使用具有刺激回波抑制的序列(即相位循环技术); ②使用选择发射器调整。

数据相关伪影(Data Related Artifact, DRA)

1. 卷褶伪影

表现形式: 图像的一部分重建于其相反方向, 没有几何形状的变形和信号强度的失真, 主要出现于相位编码方向。

产生原因: 由 MR 信号的不良采集产生, 是模数(A/D)转换错误的表现, 一般在 FOV 小于成像体积的情况下发生。通常采集频率应是 MR 信号最高频率的两倍^[1], 否则高频的信号就重建于低频率的位置上。图像未变形, 只是移位至反方向的一面。FOV 外的组织仍产生信号, 但对于正确编码却数据不够。

解决措施: ①加大 FOV, 卷褶多发生于边缘, 对中间部分的 ROI 影响不大; ②减少相位编码方向的伪影, 可采用过多采集(Oversampling)或使用带通滤波器^[1]; ③减少相位编码方向的伪影, 还可使用表面线圈限制成像组织或预饱和 FOV 外的组织, 或者增大 FOV, 延长扫描时间。(注: 少数情况下, 此伪影不发生于图像边缘, 表现为中间部分一交叉的高信号。在 3D 成像的选层方向, 也可发生卷褶。)

作者单位: 430030 湖北省, 华中科技大学同济医学院附属同济医院 MR 室(现为华中科技大学同济医学院物理教研室研究生)

作者简介: 胡丽丽(1976-), 女, 湖北天门人, 硕士在读, 主要从事 MRI 技术的物理学方法研究。

2. 截断伪影

表现形式: 在高对比界面处, 如颅骨与脑实质、脂肪与肌肉、骨髓脂肪与骨等之间的界面会出现多个平行条纹伪影, 且距交界处越远, 伪影表现越不明显, 直至消失。其他的表现形式可为边缘环割或环状的错误信号, 界面的错误加宽, 边缘增强及界面周围组织变形呈管状。

产生原因: 二维傅立叶转换(2D Fourier transform, 2DFT) 由于采集矩阵低而失败于重建一个高对比的交界面。

解决措施: ①加大采集矩阵; ②减小 FOV; ③过滤原始数据; ④更换频率和相位编码的方向; ⑤改变图像重建的方法。

3. 部分容积效应

表现形式: 在图像上不同组织共存的部分呈现出增高或降低的高、低信号区。

产生原因: 当选择的层面较厚或病变较小又骑跨于扫描层面时, 两不同信号强度的组织位于同一体素内, 导致体素内信号强度叠加, 周围信号组织掩盖或削弱了与其信号表现相反的病变组织的信号。

解决措施: 目前常用: ①选用薄层扫描; ②改变选层位置, 一般选成像面与交界面垂直; ③减小 FOV。可供参考的方法是用计算机对脑组织进行分析, 以此避免部分容积效应^[22]。

4. 最大强度投影(Maximum intensity projection, MIP) 条纹伪影

表现形式: 在 3D TOF MRA 中, 高信号的血管上有低信号的条纹伪影。

产生原因: MIP 法为 3D MRA 提供 2D 数据显示, 尤其在显示弯曲部分, 它记录最亮的数据并投影。当层厚较大时, 沿 MIP 投影的最亮的像素将在两像素间发生小变化, MIP 的强度因此被放大改变, 导致周期性的黑条纹穿过血管。小血管或部分狭窄的血管在某层面可能显影, 但可能因上述原因, 完全不显影。

解决措施: 减小层厚。

5. 十字形或人字形伪影

表现形式: 图像布满小十字形或人字形伪影。

产生原因: FT 过程中的数据错误^[12]。

解决措施: 重新处理原始数据并补救余未就绪的图像组。

6. 倒置伪影

表现形式: 扫描野内出现两个上下倒置的两个重叠图像。

产生原因: 重建时真实数据和成像数据两个通道失去平衡, 出现在一个频道上。因采集和抽样错误而产生的相关伪影^[29]。

解决措施: 再次重建。

伪影的处理

下面提出一些可同时减少或消除几种伪影的方法: ①使用快速各向同性的弥散加权单次激发(STEAM)技术, 即 DW SE 准备阶段加上快速刺激回波采集模式(STEAM)产生单次激发像的组合。相比 EPI 而言, 该技术对组织的磁敏感差异、磁场不均匀及化学位移是迟钝的^[23]; ②弥散加权单次激发线扫描像(DW LSI)可抑制 MA 且没有信号的丢失和几何失真^[24]; ③SPGR EPI

较单纯的 EPI 而言, 既减少了扫描时间又减少了 CSMA、MSA、MA 等^[25]; ④自旋锁定(spin-lock, SL)技术与磁化传递(magnetization transfer, MT)加权的 GRE 序列相比较, SL 有好的图像效果和宽的解剖范围, 它能减少 MSA 和 MA^[26]; ⑤诊断与 FSE 序列类似的半傅立叶磁率增强迅速采集(Rapid acquisition with relaxation enhancement, RARE)技术可去除 CSMA 和 MSA^[27]; ⑥使用交互射频信号(Signal targeting with alternating radiofrequency, STAR)技术作为流入血液的脉冲射频, 它类似于 EPI STAR。但运用半傅立叶单次激发快速自旋回波(HASTE)序列采集数据, 而不是用 EPI 采集, 可消除 MSA 和图像失真, 且硬件要求无 EPI 高^[28]; ⑦ 3DFT 的 GRE 序列加上 MT, 减少 TE 可以提高图像的对比度, 减少 MSA 和 MA^[29]; ⑧在开通读出梯度的同时开通一同幅值的补偿梯度, 可纠正几何失真和信号强度的变化, 即纠正场强不均造成的 CSMA 和 MSA; ⑨在进行磁共振功能成像(function of MRI, fMRI)研究时, 安装一随时间变化的过滤器, 提高 SNR, 同时可防止因采集和抽样错误而产生的相关伪影^[30]。

除上述典型伪影和各种伪影的常见表现形式外, 还有一些如尼龙衣物产生的静电伪影、身体过于肥胖者产生的降低对比度和分辨率的数据剪断伪影等等, 以及其它许多我们尚未认识或认识不清的伪影存在。继续探索和探讨伪影的认识和抑制问题, 质量保证和控制工作者责无旁贷。

参考文献

- Bullmore E, Brammer M, Rouleau G, et al. Computerized brain tissue classification of magnetic resonance images: a new approach to the problem of partial volume artifact[J]. Neuroimage, 1995, 2(2): 133-147.
- Nolte UG, Finsterbusch J, Frahm J. Rapid isotropic diffusion mapping without susceptibility artifacts: whole brain studies using diffusion-weighted single-shot STEAM MR imaging[J]. Magn Reson Med, 2000, 44(5): 731-736.
- Finsterbusch J, Frahm J. Diffusion-weighted single-shot line scan imaging of the human brain[J]. Magn Reson Med, 1999, 42(4): 772-778.
- Reeder SB, Atalar E, Faranesh AZ, et al. Multi-echo segmented k-space imaging: an optimized hybrid sequence for ultrafast cardiac imaging[J]. Magn Reson Med, 1999, 41(2): 375-385.
- Halavaara JI, Sepponen RE, Lamminen AE, et al. Spin lock and magnetization transfer MR imaging of local liver lesions[J]. Magn Reson Imaging, 1998, 16(4): 359-364.
- Yamashita Y, Tang Y, Nanimoto T, et al. MR imaging of the liver: comparison between single-shot echo-planar and half-Fourier rapid acquisition with relaxation enhancement sequences[J]. Radiology, 1998, 207(2): 331-337.
- Chen Q, Siewert B, Bly BM, et al. STAR-HASTE: perfusion imaging without magnetic susceptibility artifact[J]. Magn Reson Med, 1997, 38(3): 404-408.
- Melhem ER, Benson ML, Beauchamp NJ, et al. Cervical spondylosis: three-dimensional gradient-echo MR with magnetization transfer[J]. AJNR, 1996, 17(4): 705-711.
- Ngan SC, La Conte SM, Hu X. Post-registration spatial filtering to reduce noise in functional MRI data sets[J]. Neuroimage, 2000, 11(6): 797-804.

(续完)

(2001-03-14 收稿)