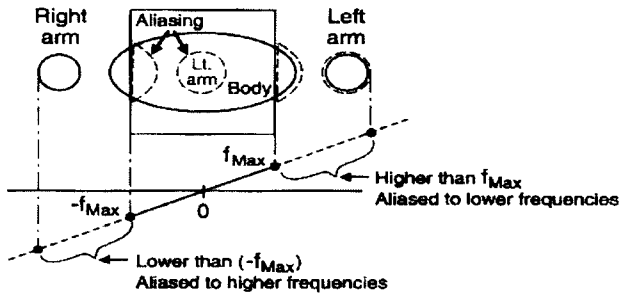


# Artifacts in Musculoskeletal MR Imaging

아주대학교 진단방사선과 조재현

MR artifact 는 영상의 질을 저하시켜 진단능력을 감소시키는 역할을 한다. 그러므로 artifact 의 원인과 종류를 자세히 알고, 대처하는 것이 중요하다. 근골격계의 MR imaging 에서는 bone 과 muscle, fat , blood vessel등이 혼재해 있어, magnetic susceptibility를 초래할 가능성이 많고, off-center 의 위치에 작은 구조물을 검사해야 하는 경우가 많아 coil 의 선정에 따라 영상이 많이 좌우되며, SNR 이 상대적으로 작으므로 artifact 가 과장되는 경향이 있다. 각각의 MR artifact를 원인과 해결방법을 중심으로 알아보기로 한다.

## I. Image Processing Artifacts



### A. Aliasing

좁은 FOV image 를 시행할 경우, FOV 끝에 있는 frequency ( $f_{max}$ ) 보다 높은 signal이 영상내부로 침입하는 현상으로(그림1), 원인은 gradient 가 FOV 이외의 부위에 까지 영향을 미치기 때문이다.

그림 1 Fig 1  $f_{max}$ 는 FOV의 가장 외곽에 해당한다. FOV밖에는 더 높은gradient가 적용되고, 높은쪽의 signal 이 gradient가 낮은쪽으로 들어오는 것을 aliasing이라한다.

다. 근 골격계영역에서는 hip 이나 elbow 등의 부위를 상대적으로 직경이 큰 coil 을 이용하려할 때 발생한다.

해결법으로는,

1. 관심영역의 크기에 맞는 surface coil 을 사용한다. (관심영역 이외의 부위를 excitation 시키지 않음)
2. FOV 를 늘인다(fig 2): Aliasing 가능한 부위를 영상에 포함시키고, 대신 matrix size를 줄여서 resolution 을 유지한다.
3. Oversampling: frequency oversampling 과 phase oversampling(그림

2)이 있다. frequency over sampling은 내장되어 있는 경우가 많고, phase oversampling 혹은 "no phase wrap" 혹은 "phase oversampling" 으로 optional switch 가 있는 경우가 많다.

4. Saturation pulses: 관심영역부위 이외의 곳에 saturation pulse를 가하여 신호를 소거시킨다.

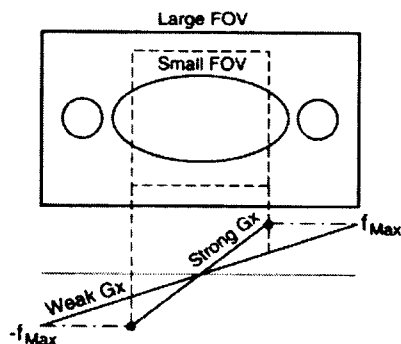


그림 2. No phase wrapping; phase 방향의 oversampling 후 FOV 외의 부분을 data analysis에서 제외시킴.

### B. Chemical Shift Artifact

chemical shift artifact 는 다른 종류의 두 molecule에 있는 proton이 다른 주파수로 세차 운동하는 현상을 말한다. 흔히 fat 과 water 로 예를 드는데, water molecule proton 은 fat 보다 3.5ppm 더 느리게 돌고, 이는 1.5T image에서 220 Hz 의 차이이다.

$$\text{freq} = \omega = \gamma B_0 = (42.6\text{MHz}/1.5\text{T}) \approx 64 \text{ Mhz}$$

$$\text{freq shift} = 3.5\text{ppm} \times 64\text{MHz} = 220\text{Hz}$$

이 차이는 pixel size 와 receiver band width 에 따라 달라지는데, chemical shift 의 정도 를 계산하는 공식은 다음과 같다.

$$\text{chemical shift} = \frac{3.5 \gamma B}{\text{BW}/N_x} = \frac{3.5 \gamma B}{\text{BW}/N_x} \times \frac{\text{FOV}}{N_x} = \frac{3.5 \gamma B \times \text{FOV}}{\text{BW}}$$

$$\gamma = 42.6\text{MHz}/\text{T} = 64\text{MHz}$$

그러므로, FOV 25cm, BW=32kHz 일 경우, 220Hz x 25 cm / 32 kHz = 약 2 mm 의 shift 가 일어나게 된다.(그림3) 그러므로 band width를 감소시키면 chemical shift 가 증가하게 된다. 해결책으로는

1. small FOV를 사용하고
2. receiver band width를 증가시킨다.

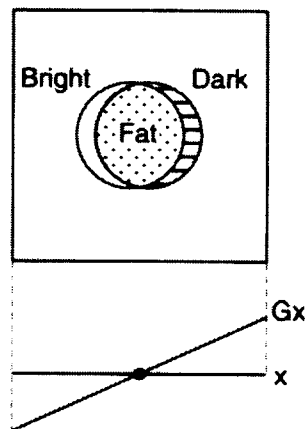


그림 3 chemical shift artifact

3. chemical fat saturation을 사용한다.

Chemical shift effect 는 위와 같은 misregistration을 일으킬 뿐 아니라, TE 값에 따라 in-phase , out-of-phase 현상을 보이게 된다. TE=0 일 때 in-phase 이던 fat and water molecule 이 TE= 2.25 msec에서 out phase 로, 그후 4.5 msec마다

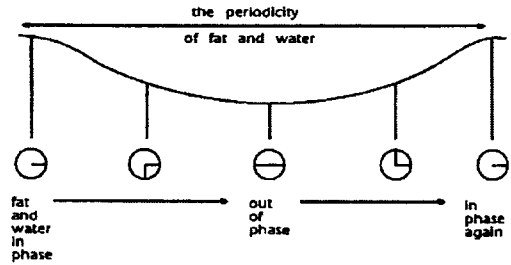


그림 4 boundary effect. 다 out phase 가 되어 2.25, 6.75, 11.25, 15.75, 18.0 msec에서 out phase 에 의한 boundary effect를 갖게 된다. 이 경우는 phase cancellation 이 모든 방향으로 일어나므로 반드시 frequency direction 을 따르지 않는다.

### C. Truncation Artifact(Gibbs Phenomion)

Truncation artifact 는 high contrast interface 가 있는 곳에서 볼 수 있는 것으로, vertebral body/intervertebral disk, cord/CSF, meniscus/fluid, cartilage/fluid interface등에서 볼 수 있다. 원인은 sample time 혹은 number(encoding steps) 이 적어 high contrast interface의 steplike change를 정확히 측정하지 못하는 데 기인한다. 보통 phase encoding step 을 frequency encoding step 보다 적게 하기 때문에 phase 방향으로 많이 볼 수 있다.

해결책은

1. reciever band width를 넓힘
2. pixel size를 감소시킴
3. phase encoding 수를 증가
4. FOV를 감소

## II. PATIENT-RELATED ARTIFACT

### A. Motion Artifact

Motion artifact는 환자의 움직임이나 혈관운동에 의한 것이다.

Periodic motion과 random motion으로 나눌 수 있다.

### Peroidic motion

pulsating vessel, heart, CSF 등으로, ghost artifact를 만들며, separation SEP는 다음과 같다.

$$SEP = \frac{(TR)(Ny)(NEX)}{T(\text{motion})} = \text{Acquisition time} / T(\text{motion})$$

### Random motion

환자의 자세변화, 호흡, 침삼킴, 장운동, tremor, 기침 등으로 영상에 blurring을 가 져온다. 해결책으로는,

1. 환자에게 철저히 주의시킴
2. 관심영역을 피하는 방향으로 phase direction을 놓는다.(motion ghost 는 phase 방향으로 보이므로)
3. motion이 예상되는 부위에 presaturation을 가한다.
4. respiratory compensation: 가장 shallow respiration point에 가장 작은 phase gradient를 할 당하는 방법으로, scan time 에 영향을 받지 않지만, slice number가 약간 제한되는 경향이 있다.
5. respiratory gating: 가장 shallow point에서 RF excitation을 하는 것으로, TR이 호흡주기에 따라 결정되므로 scan time이 길어지고, 결국 motion artifact를 심화시킬수 있다.

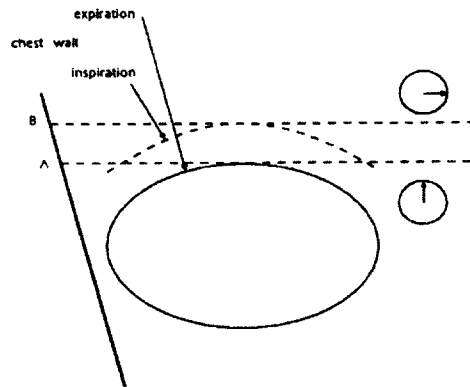


그림 5 motion artifact. inspiration 과 expiration 시의 phase의 차이 때문에 misregistration일 일어나게 된다.

6. ECG or peripheral gating: heart, small vessel, spinal cord 등의 영상에 적합하다.
7. gradient moment nulling: even echo rephasing을 만들어주는 효과로

flow 의 black signal을 없애고, vessel의 ghost artifact를 제거한다. 주로 image plane 내의 slow, regular flow 의 compensation에 쓰임.

8. glucagon(장운동)
9. sedation
10. pain killer
11. fast scan 등이 있다.

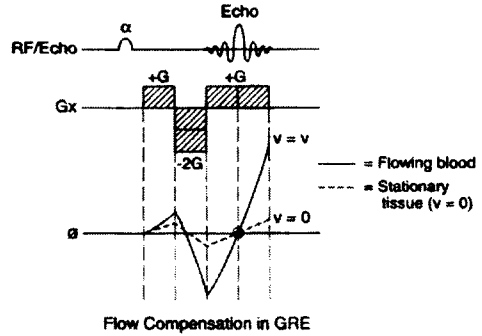


그림 6 gradient moment nulling 의 pulse diagram.

### CSF flow effect

CSF flow로 인한 proton dephasing 으로 CSF가 어둡게 보여 마치 병처럼 보이는 수가 있다. 오인하기 쉬운 병변은 basilar artery aneurysm, disc herniation 등이다. cardiac gating이나 flow compensation이 도움이 되며, 한image 에서만 보이는 것이 병변과의 차이점이다.

### B. Magic Angle Artifacts

Main magnetic field 에 대해 55° 각도로 주행하는 tendon 이나 ligament같은 anisotropic structure가 T1혹은 proton image 에서 high signal로 보이는 현상을 말한다. short TE image 에서 보이고, long TE image 에서는 소실된다. magic angle 에서 위의 구조물들의 T2 time이 약간 증가하기 때문인데, long TE image 에서는 무시할만 하지만, short TE image 에서 보이기 때문이다.

### C. Near Field Artifacts

near field artifact 는 surface coil에 가까워서 발생하는 것으로, coil에서부터의거리와 logarithmic correlation을 한다. 그러므로, 육안으로 보기에 물질의 신호강도에 따른 차이는 나타나지 않는다.

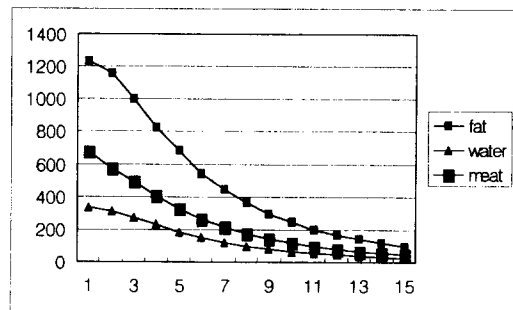


그림 7 T1WI. fat, water, meat의 coil로부터의 거리에 따른 신호강도변화

### III. RF-RELATED ARTIFACTS

#### A. Crosstalk

RF pulse가 인접한 slice 에 영향을 미쳐서 presaturation과 비슷한 역할을 하게 되므로, 인접한 slice 의 effective TR을 줄여서 T1 weighted image에 가깝게 되고, SNR 을 감소시키는 현상을 말한다. 해결책으로는

1. interslice gap을 둔다.
2. Interleaved 방식을 사용한다.
3. RF pulse length를 길게 한다.

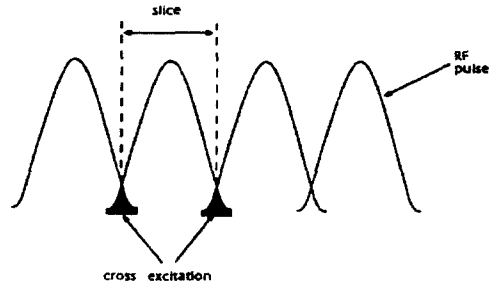


그림 9 . cross talk phenominon. slice selection gradient가 완벽한 rectangular pulse를 이루지 못해서 발생하는 현상이다.

### IV. MAGNETIC FIELD RELATED ARTIFACT

#### A. External magnetic field artifact

Magnetic field inhomogeneity에 의한 것으로, 영상의 일부분(대개 한쪽 corner)이 신호를 잃게 된다. spin echo 보다 gradient echo image 에서 심하고, 적절한 shimming으로 해결될 수 있다.

#### B. Magnetic Susceptibility Artifact

모든 물질은 자장에 있으면 어느 정도 자화되며, 그 자화비율을 magnetic susceptibility ( $\chi$ )라 한다. 금속 중 iron, cobalt, nickel은 ferromagnetic 에 속한다. susceptibility artifact란 두 개의 susceptibility 차이가 큰 물질의 interface에서 local magnetic field distortion 이 일어나는 것으로, 근골격계 영역에서는 금속성 내고정 기구, surgical suture materials, 수술후 기구가 지나간 흔적, iron oxide계열의 진한화장용품 등에서 보이며, gradient image 나 EPI image에서 골조직과 연부조직사이의 susceptibility artifact가 극대화 되어 영상에 지장을 초래할 수 있다. susceptibility artifact는 fast spin echo > spin echo > gradient echo 순으로 작아지며(refocusing pulse 때문) 3D에서 2D에서 보다 작다. image parameter 중에서는 reciever bandwidth가 넓을수록, TE가 짧을수록, matrix size 가 작을수

특 작아진다. metal 의 경우, metal의 종축을 따라 극대화되는 경향이 있다. 해결책은

1. fast spin echo technique을 사용한다.
2. wide bandwidth, short TE, high matrix를 사용한다.
3. metal의 단축으로, frequency direction을 놓는다.

### C. Shading Artifacts

영상의 한 귀퉁이에서 signal loss 가 일어나는 것으로, coil을 잘못 놓았거나, 환자의 몸이 직접 coil에 닿았을 때, main magnetic field의 inhomogeneity로 인해, RF pulse에 의한 excitation이 uneven하게 일어나서 생기는 것이다. 해결책은

1. 환자의 몸과 coil사이를 pad 등으로 격리시킬 것
2. 적절한 prescan

## V. SPECIFIC SEQUENCE RELATED ARTIFACT

### Echo Planar Imaging

#### 1. N/2 Ghost Artifacts

blipped EPI의 경우, readout gradient의 alternating polarity에 의한 phase error가 초래될 수 있다. 이는 eddy current, imperfect gradient, field inhomogeneity에 의한 것으로, ghost의 형태로 보이게 된다. 해결책은

- a) eddy current를 줄이고
- b) gradient shimming을 적절히 하며,
- c) 가능한 object를 magnet의 center에 두는 것이다.

#### 2. Susceptibility Artifact

diamagnetic susceptibility가 EPI에서는 심하게 보이는데(air, bone) frequency, phase 양방향으로 모두 심하게 일어난다. multishot echo에서 감소하므로,

- a) proper shimming
- b) short TE
- c) multishot echo를 통해 감소시킬 수 있다.

### 3. Chemical Shift Artifacts

EPI 에서는 phase error propagation이 심하므로, phase direction 으  
로 chemical shift 가 심하게 일어난다. 그러므로, fat suppression  
technique 이 필수이다.