

MRI Artifacts

최 순 섭¹

MRI의 artifact는 대부분 신호의 부호화 방향에 따라서 방향성을 가지는데, 이를 요약해 보면, 위상부호화 방향의 artifact에는 motion artifact, flow artifact, RF noise 등이 있고, 주파수 부호화 방향의 artifact는 susceptibility artifact, chemical shift artifact, central line artifact 등이 있으며, 양방향 모두 생길수 있는 것은 Aliasing artifact 와 Gibb's phenomenon이고, 전체적으로 영상의 질을 떨어뜨리는 것은 susceptibility artifact, Eddy current, cross talk 등이 있다.

이런 artifact는 대부분은 MRI 자체의 물리적 특성에 다소간 기인하므로, artifact가 없는 양호한 영상을 얻기 위해서는 MRI의 설치 단계부터 관심이 필요하고, MRI의 기본 원리와 다양한 artifact에 대해 이해함으로써, 제거 가능한 artifact는 제거하여 양질의 영상을 만들고 관독시의 오류를 피할 수 있도록 해야할 것이다.

서 론

의학 영상에서 Artifact란 실제 해부학적인 근거와 다르게 표현되는 영상을 총칭하는 말로서, MRI에서는 장기의 변형이나 신호이상의 형태로 실제와 다르게 잘못 표현(misrepresent)되어 나타나는 것을 말한다.

Artifact는 MRI 고유의 특성이나, 부적절한 영상획득 방법, 기계자체의 오작동 등에 의한 artifact와, 특별한 부위 혹은 인접조직의 특성 등에 따른 특별한 환경에서 생기는 artifact와, 외부에서 가해주는 특별한 파형에 의해 생기는 artifact등이 있다(1, 2, 3). 과거 제기된 artifact들은 기계장치나 프로그램의 개선으로 많이 없어졌으며, 새로운 파형 적용에 따른 파형의 특성에 의한 artifact들이 제기되고 있다(3). 대부분의 artifact들은 자기공명 영상장치 고유의 특성, 피검체의 물리 화학적 특성, 여러 가지 형태의 움직임등이 복합적으로 관여하므로 원인을 설명하기 곤란한 경우가 흔하다.

Artifact 발생 원인들은 또한 MRI의 영상 형성의 필수적인 근거(parameter)라고 할 수 있는데, 이런 artifact를 완전히 제거하면 영상획득이 불가능하므로, 영상척도들을 적절히 조절하여 artifact는 최소화하고 원하는 영상만 강조해서 보도록 노

력해야 할 것이다.

MR artifact의 분류는 다양할 수 있으나, 여기서는 영상획득 과정에 따라 순서대로 살펴보기로 한다. 영상획득 과정을 간단히 살펴보면, 정자장(B_0) 하에서 세 방향(X, Y, Z)의 경사자장을 가한 후, 스핀의 공명을 일으키는 파장의 주파수로, 피검체에 대하여 다양한 형태의 라디오파로 신호를 보내고 받아서, 컴퓨터에서 영상처리를 하는 과정을 거치는데, 여기서는 개별적인 파형 특성에 따라 생기는 artifact는 제외하고 일반적인 artifact의 원인과 해결책을 하나씩 살펴 보도록 하겠다.

정자장(B_0)과 관련된 Artifact

정자장(static magnetic field)이 균일하지 않으면 공명주파수가 일정하지 않게 되고, 공명주파수가 일정하지 않으면, 주파수 부호화 방향으로 영상의 변형이나 이동, 국소의 신호 결손을 초래하게 된다. 특히 자장의 균일성이 나쁜면 Gradient Echo 영상에서 주파수 이동과 위상이동을 일으켜 신호 감소를 초래하는데, 초전도 자석의 경우 자장의 균일도는 중심부 10cm 범위내에서 0.1-1ppm이므로, 이 정도의 균일도에서는 수십 Hz(1ppm은 42.58Hz/T 즉, 수소 반개 정도에 해당)의 주파수 이동을 초래할 수 있다. 정자장의 균일성과 관계있는 artifact

최순섭

는 부적절한 자장 보정(shimming), 자화율 차이, ferromagnetic 물질 등에 의한 artifact 등이 있다.

1. 부적절한 자장 보정

정자장이 일정하지 않으면 심한 경우 영상 자체가 되지 않을 수 있으며, 정자장(주자장)이 일정하더라도 국소자장은 엄밀히 말하면 피검체마다 시시각각 다르다고 할수 있는데, 이로 인해서 전체적인 영상의 질이 저하하거나 국소의 신호감소를 보일 수 있으며, 스캔할 때 마다 매번 자장보정을 함으로써 해결할 수 있다.

2. Susceptibility Artifact

자화율(Susceptibility)이란 자장 하에서 어떤 물질이 자화(magnetization)하려는 정도로서, 자화율의 차이로 인해 국소 자장의 변화를 초래하게 된다. 자화율 차이가 있는 물질이 인접해 있는 경우 국소자장의 불균일을 초래하며, 주파수 이동과 잡음증가를 초래하여 두물질의 경계부위에 주파수 부호화 방향으로 경사자장이 높은 쪽은 신호소실을 보이고, 경사자장이 낮은 쪽은 밝은 신호를 보이게 된다. 자화율이 0보다 크면 국소자장을 높이고, 자화율이 0보다 작으면 국소자장을 밀어서 자장을 낮추게 되어(Fig. 1), 이런 자장의 차이가 공명 주파수 차이를 야기하여 위치이동과 신호이상을 초래할 수 있다. 인접 조직의 자화율 효과가 대부분의 조직에서 영상에 장애를 줄 정도는 아

니나, 부비동의 공기로 인해 주변의 자장은 부비동 크기 만한 거리에 걸쳐 1-10ppm 정도의 자장변화를 초래할 수 있으며, 이는 수개 화소의 주파수 대역에 해당하므로, 이 정도의 거리에 신호이상을 보이거나 위치 이동을 초래할 수 있다. 영상에서는 접형동 상부(Fig. 2), 측두골 상부의 신호 소실 혹은 신호 증가, 수술후 병변의 검사시 심한 신호 소실 혹은 증가등 영상의 불량을 초래한다.

Spin echo 방법이나, 화적소 크기를 작게 하거나, TE를 짧게

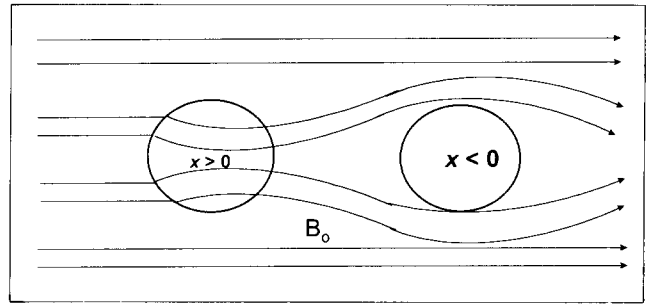


Fig. 1. Different susceptibility and magnetic field distortion. Diagram shows that magnetic susceptibility causes a local deformity (inhomogeneity) of the magnetic field(B_0). Substances with a positive magnetic susceptibility($x > 0$) are called paramagnetic; those with a negative magnetic susceptibility($x < 0$) are called diamagnetic.

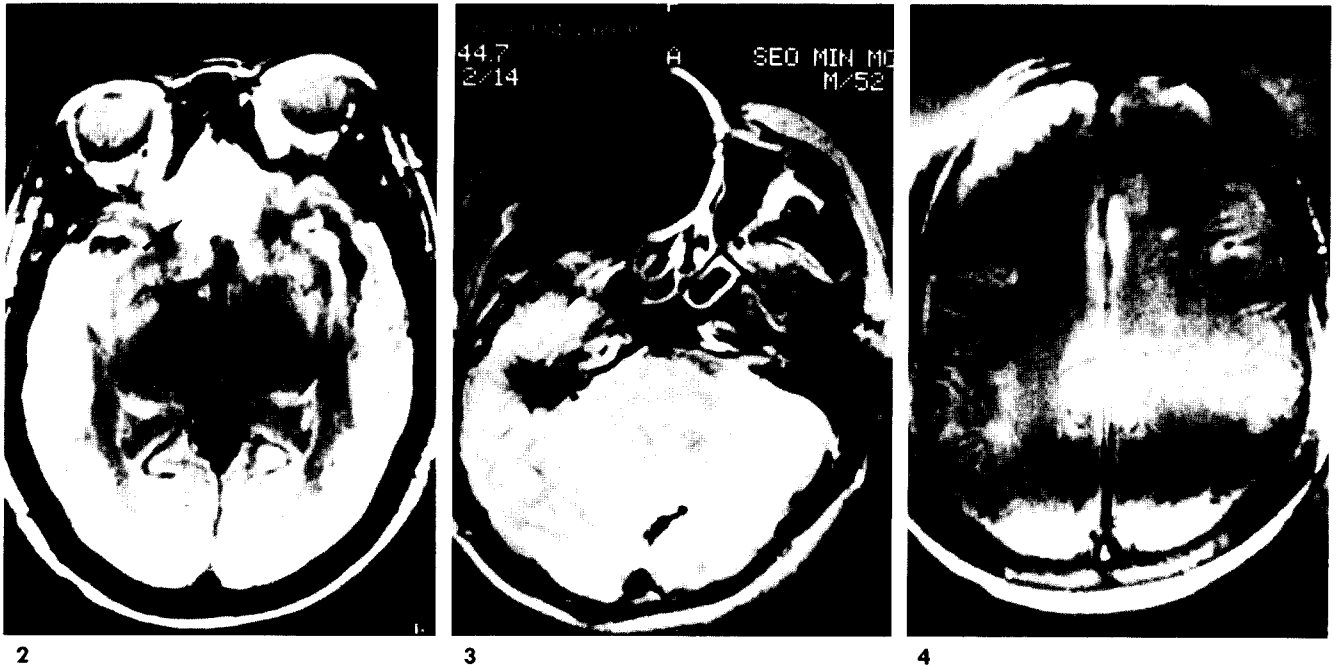


Fig. 2. Susceptibility artifact. Axial proton density image of brain demonstrates artifactual high signal intensity at the subfrontal area(arrow), representing susceptibility artifact caused by sphenoid sinus.
Fig. 3. Ferromagnetic artifact. T2 weighted image show geometric distortion with large signal loss at the right maxilla area caused by denture. The crescentic bright rim (left side) in the frequency encoding direction is due to overlap of the signals from displaced structures.
Fig. 4. Gradient power failure. T2 weighted image show broad band like signal losses caused by temporal instability of gradient power supply.

하거나, 대역폭을 넓게하면 이 artifact를 줄일 수 있다.

3. Ferromagnetic Artifact

금속에 의한 강자성체(ferromagnetic) artifact는 자화율 효과의 극단적인 예로써 자장의 변형으로 인해 주파수 부호화 방향으로 변형 및 신호변화를 보인다(Fig. 3).

Ferromagnetic 물질에 의해 국소 자장이 수천 ppm 크기로 변하면 현저한 주파수 이동을 초래하게 되는데, Gradient echo 영상이나, 화적소 크기가 클 때, TE가 길 때 심해진다. 해결책은 susceptibility artifact와 동일하며, 최근에는 강자성체 artifact를 피하기 위해서 보철물질들로 titanium, tantalum, aluminum, stainless steel 등의 nonferromagnetic 물질을 이용하는데, 이들 주변은 영상에서 신호소실로 보이며, CT에서의 beam hardening artifact 보다는 구조물 관찰이 용이한 편이다(3).

경사자장(G_x , G_y , G_z)과 관련된 Artifact

MRI는 X, Y, Z축 방향으로 자장의 크기를 다르게 하는 경사(gradient)를 부여함으로써, 각부위의 공명주파수를 차별화하여 특정 신호의 위치와 신호강도를 구별해 낼 수가 있다. 영상 획득시 검사시간 단축을 위해서 화적소 수를 줄이게 되는데, 피검체의 모양에 따라 대개 짧은 쪽(Y축)은 위상부호화 방향으로 하고 긴쪽(X축)은 주파수 부호화 방향으로 하게 되는데, 이런 경사자장의 이상시 각각의 방향을 따라 영상의 변형과 신호이상을 초래한다.

1. Eddy Currents

와전류(Eddy currents)란 시간경과에 따라 자장경사를 연속적으로 변화시키면, 경사자장을 변경하는 사이에 기계 내부에서 유도되는 전류로서, shim coil, 경사 coil 등에 의해 발생하며(4), 횡축 자화의 탈위상을 빠르게 하여 T2 이완의 크기를 감소시킨다.

Z축의 중심에서 멀어질수록, TE가 길수록 현저하며, 소견은 전체적으로 영상의 질이 불량하며, 검은 띠 모양이나 움직임에 의한 ghost와 비슷한 artifact가 발생하며(Fig. 4), 와전류를 보상하는 회로를 적용하거나, 능동 자장 차폐로 제거 가능하다.

공명 주파수와 관련된 Artifact

Larmor 방정식에 의하면 공명 주파수는 자장의 세기에 비례하므로 자장의 불균일시 공명 주파수는 불균일하게 되며, 피검체의 공명주파수에 변화를 초래하는 어떤 원인이라도 있으면 재구성한 영상에서 주파수 부호화 방향을 따라 피검체가 이동되어 보인다.

1. Chemical Shift Misregistration

화학적 이동(Chemical Shift)이란, 같은 양성자(proton) 이더라도 전자들의 화학적 결합형태에 따라서 공명주파수가 달라

지는 것을 뜻하며, 영상에서는 지방 조직의 신호가 주파수 부호화 방향으로 물을 포함한 조직 쪽으로 이동하여, 한쪽은 검은 신호를 보이고 다른 쪽은 지방과 물의 신호가 중첩되어 밝은 신호를 보인다(5). 지방의 $-CH_2$ 군의 공명주파수는 물의 $-OH$

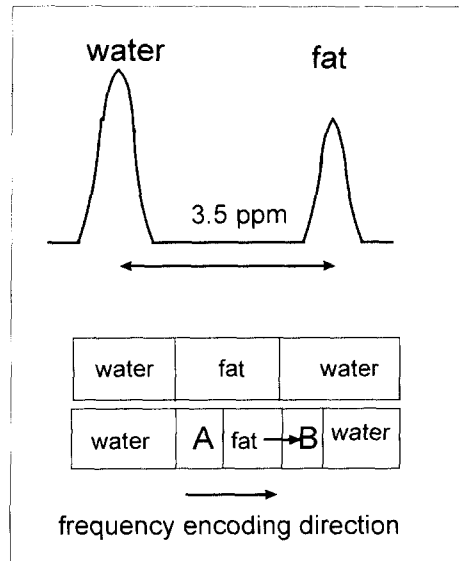


Fig. 5. Chemical shift artifact diagram. (Above) Fat protons resonate at a frequency approximately 3.5ppm lower than that of water protons. (Below) In region A, fat protons appear shifted to the right, leaving a pixel with no signal. In region B, fat and water signals overlap, resulting in high signal intensity.



Fig. 6. Chemical shift artifact. T1 weighted axial scan show bright curvilinear high signal intensities along the posterior wall of eyeballs, which are displaced fat signals.

군의 공명 주파수보다 3.5ppm 적으므로(3), 1.5T 자장의 경우 지방과 물의 화학적 이동은 223Hz 정도가 된다. 즉, 한 화소의 주파수 대역을 120Hz 정도로 할 경우 지방과 물 사이 경계부위는 두개 정도의 화소만큼 주파수 부호화 방향으로 이동되어 보일 수 있으며(Fig. 5), 이동 정도는 주파수 대역을 좁게 하거나 주자장이 클수록 현저하다.

임상적으로는 안구 뒤쪽에 T1 강조영상에서 초생달 모양의 고신호 강도를 보이는 경우 망막하 출혈과 감별을 요하며(Fig. 6), 신장이나 골반장기의 종양 병기 결정에 장애를 초래할 수 있다.

제거방법은 지방신호 억제 방법(주파수 선택 포화 방법이나 STIR)이나, 지방과 물의 spin의 in phase에 TE 시간을 맞추거나, 넓은 주파수 대역을 이용하거나, 주파수 부호화 방향과 위상 부호화 방향을 교환하는 방법 등이 있다.

라디오파(RF pulse) 파형과 관련된 Artifact

1. RF Signal(RF noise)

외부에서 들어온 라디오파가 MRI에서 이용하는 RF파와 주파수가 같을 때, 예로써 0.5T MRI 장치의 경우 아마추어 무선에 이용하는 주파수 범위와, 1.5T MRI의 경우 TV의 주파수 범위와 비슷하여 이들 RF파의 유입시 위상 부호화 방향으로 밝고 어두운 띠를 형성하며, 차폐를 철저히 함으로써 방지할 수 있다.

2. Stimulated Echo Artifact

1) Central line artifact(Zipper artifact)

다단면 영상 파형에서 90°, 180°, 180° RF pulse를 순서대로 보내고 신호를 받을때, 횡축자화의 불충분한 이완으로 인해서 앞에 투여한 RF파의 신호(stimulated echo)가 영상에 나타나게 된다. 이런 stimulated echo는 SSFP(steady state free precession)등 T2 강조 형태의 특별한 영상을 얻는데 이용되기도 하나, 주파수 부호화를 하는 동안에 이런 stimulated echo가 유입되면, 주파수 부호화 방향으로 밝고 어두운 띠모양의 artifact를 보이며, spoiling 경사의 적용으로 해소할 수 있다.

2) Inversion ghost artifact

위상이 반대 극성인 stimulated echo가 발생하면, 위상 부호화 축으로 180° 회전한 inversion ghost 형태의 artifact가 발생한다(3). 해결책은 시료수집시간을 짧게 하여 stimulated echo가 신호에 기여하지 못하게 하거나, 단면선택 RF파형의 개선, 남아있는 횡축 자화의 spoiling, 단면사이의 간격 증가 등으로 가능하다.

3. Cross Talk

Multislice sequence 에서 인접 slice간의 간섭현상으로서, 특히 T2 강조영상에서 SNR의 감소로 보이며, slice 사이에 간격을 두거나 RF pulse 형태의 개선으로 제거가 가능하다.

시료수집(Sampling)과 관련된 Artifact

1. Aliasing(Wraparound) Artifact

위상부호화 방향의 Aliasing은 FOV의 마지막 위상 부호화 화적소 다음의 화적소의 phase shift가 360°를 넘어서게 되므로, FOV 밖의 위상 부호화 부위의 spin의 신호는 첫 번째 위상 부호화 화적소에 겹쳐서 나타나게 되고, 주파수 부호화 방향의 Aliasing은 raw data의 시료수집(sampling)시 주파수의 2배 이상 시료수집을 하지 않을 때 발생한다(2, 3).

여기서 시료 수집이란 연속적인 신호(analog)를 간헐적(digital)인 신호로 일정한 시간 간격으로 전환하는 것을 말하는데, 한 주기에 2회 자료수집을 하여 Aliasing이 생기지 않게 하는 최소 주파수를 Nyquist limit라 하며(Fig. 7), 이 보다 적게 자료수집을 할 경우 대상물체가 다른 곳에 위치한 것으로 보이게 되는데, 예로써 우리 눈의 시간적 해상력은 20회/초 미만이므로, 자동차 바퀴가 20회/초 이상 고속으로 회전할 경우 반대방향으로 움직이는 것으로 보이는 것과 유사한 현상이다.

즉, Aliasing artifact란 Nyquist limit 이하로 시료 수집을 하여 높은 주파수의 신호가 낮은 주파수의 신호로 잘못 표현되는 것으로서, 위상 부호화나 주파수 부호화의 수가 적을 때 발생한다.

영상에서는 피검체 대상보다 FOV가 작을때 FOV 바깥의 조직이 FOV 안쪽의 반대쪽에 나타나 진단에 오류를 초래할 수 있는데(Fig. 8, 9), 예로써 흉부 MRI에서 상완골이 폐실질에 포함되어 종괴로 보이는 경우 등이 있으며(3), 이런 Aliasing은 3D 영상에서 slice선택 방향으로도 발생한다(Fig. 10).

해결책은 위상 부호화와 주파수 부호화 방향의 over sampling, FOV 바깥쪽에 presaturation slab의 적용, 주파수 부호화 방향의 신호를 filtering하거나 주파수 부호화 방향의 경사를 감소시키면 artifact를 줄일 수 있다.

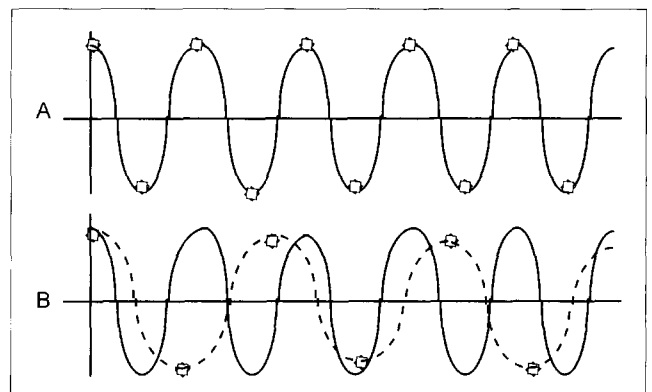


Fig. 7. Sampling and Nyquist limit. A; In case of 5 Hz periodic wave, The Nyquist limit ($f_N = 2 f_{max}$) samplings (small rectangles) are 10Hz, which is minimal sampling rate to avoid aliasing. B; If the wave is sampled (small rectangles of dotted line) at less than the Nyquist frequency(6 samplings in this example), an artifactually low frequency wave will be represented(2Hz in this example).

2. Gibb's Phenomenon(Truncation artifact, Edge ringing artifact)

현저한 신호강도의 차이가 있는 두조직의 경계부위에 고신호와 저신호 강도의 평행하는 띠로 보이는 artifact로서(6), 수신기에서 raw data의 제한적인 주파수 대역의 시료수집 즉, 높은 주파수 부위를 충분히 시료수집을 하지 않고 과도하게 잘라내면(truncation) 울림 artifact가 발생한다. 이 소견은 위상 부호화나 주파수 부호화 방향으로 발생하고, 지방과 공기, 지방과 뇌척수액의 경계면에서 발생하는데(Fig, 11), 경추의 시상영상에서 흔히 발생하여 영상의 질 저하를 초래할 수 있다(7). 이 artifact는 T1 강조 영상에서 현저하며, 화소 크기가 클 때 즉, 위상부호화 방향으로 128 화소를 사용할 때 흔히 발생하고, 256

화소 사용시는 거의 발생하지 않는다(3). 이 artifact의 강도는 피검체의 가장자리가 분명하고 화소의 크기가 큰 경우에 현저하다.

제한된 수의 시료수집으로 인한 artifact이므로, FOV를 늘려 피검체 전체부위를 포함하거나 위상 부호화와 주파수 부호화의 시료수집 수를 늘이거나, raw data 신호의 높은 주파수 성분을 부드럽게 filtering을 함으로써 artifact를 감소시킬 수 있다.

3. I/Q Imbalance Ghost

수신기의 Phase sensitive detector(PSD)에서 X와 Y축 성

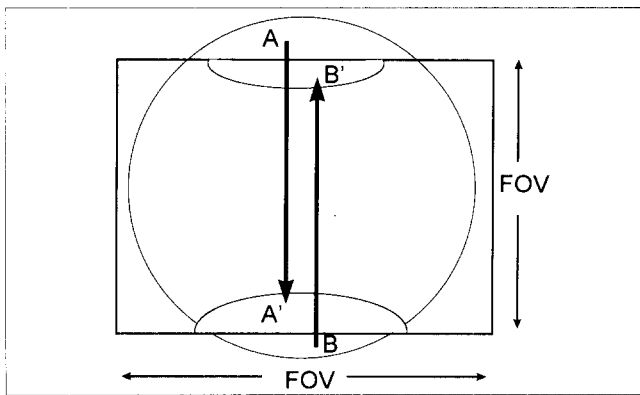


Fig. 8. Aliasing artifact. Diagram shows a field of view (rectangle) that does not include all of the anatomic structure(circle). The surrounding tissue (A, B) folded over to the opposite end of the image(A', B').



Fig. 9. Aliasing artifact in phase encoding direction. The small FOV image show superimposed the anterior face and the occipital portion to the opposite sides.

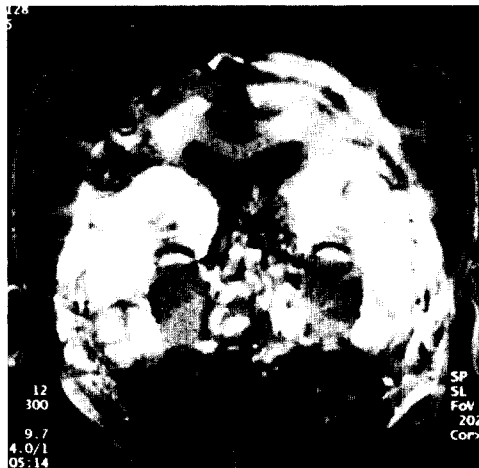


Fig. 10. Aliasing artifact in slice selection direction. 3D MPR coronal image (central brain) show superimposed slice (eyeball level) lying beyond the FOV.



Fig. 11. Gibb's phenomenon. Note curvilinear lines (ringing) that parallel to the brain surface along the phase encoding direction(left to right).



Fig. 12. I/Q imbalance inversion ghost. Receiver I/Q channel imbalance creates a central symmetric ghost that is 180° rotated and inverted from the original image. The spinal cord of the ghost image is faintly visible at the anterior portion of the neck(arrow).

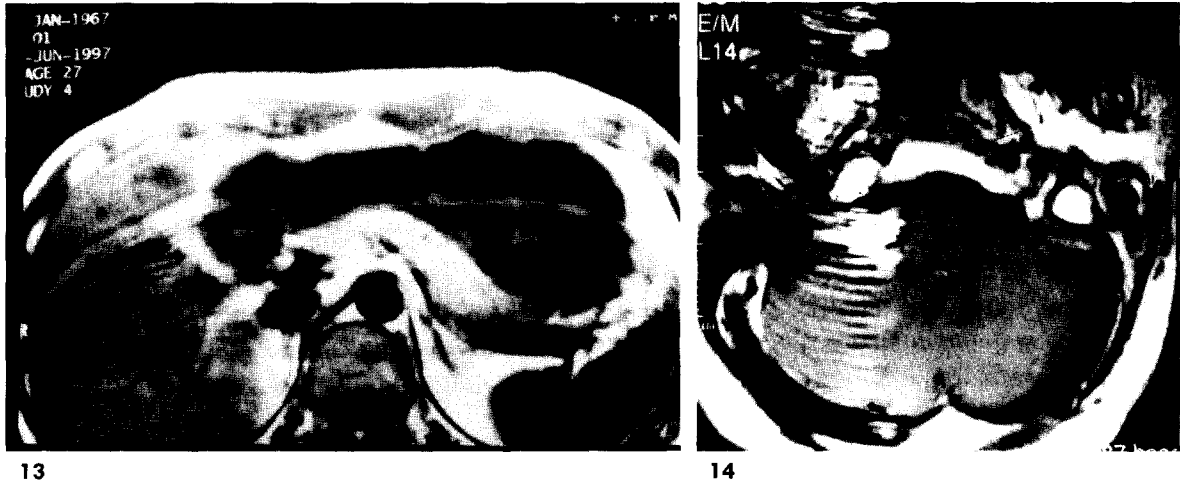


Fig. 13. Motion artifact. Displacement ghost due to respiration show multiple band like propagating high signal intensities along phase encoding direction(AP direction).
Fig. 14. Flow related ghost artifact. Flow signal from the right jugular bulb create spurious high signal intensities along the phase encoding axis (AP direction).

분(In phase)을 90° phase angle의 두 channel의 Quadrature 파로 변경하여 저장하는데, 이 과정에 두 개의 Quadrature receiver channel 사이의 불균형으로 인해서, (+)와 (-)위상의 주파수 성분이 혼합되어(1), 영상 재구성시에 FOV 한쪽의 대상물이 양쪽에 나타나거나, X축과 Y축을 중심으로 180° 회전한 central symmetric ghost 형태의 artifact를 보이며(Fig. 12), 두 channel 사이의 phase angle을 정확히 90° 가 되게 보정하면 해소된다.

움직임과 관련된 Artifact

1. Motion Artifact

움직임에 의한 위상 이동으로 인해 위상 부호화 방향으로 전파하는 blurring이나 displacement ghost의 형태로 보인다.

이런 형태의 ghost는 주기적인 운동시 위상 부호화 방향으로 고신호와 저신호가 반복되어 보이는 것으로서, 호흡, 연하 운동, 심장박동, 맥동성 혈류, 뇌척수액 흐름 등에 의하며, 주로 피하지방의 고신호가 움직임에 따라 ghost가 발생된다(Fig. 13). 물체가 움직이는 간격과 TR에 따라서 ghost의 간격이 정해지며, 신호가 높은 물질이 움직일 경우에 현저히 발생한다. 제거 방법은 ECG나 Respiration gating, 움직임 제한, 짧은 TE, fast spin echo, presaturation적용, TR과 Acquisition 횟수 조절, 부호화 방향 변경 등이 있다.

2. Flow Artifact

1) Flow related ghost artifact

맥동성 혈류(pulsatile flow)로 인한 신호강도의 시간적 변

화 때문에 위상 부호화 방향으로 ghost가 발생할 수 있는데, Short TE나 Gradient echo에서 심하고, 영상에서는 S자 정맥동 주변의 후두개와 병변(Fig. 14), 해면동 주변 병변, 특히 hippocampus 주변 병변 관찰시 artifact가 문제가 되며, 움직임으로 인해 흩어진 위상을 보상하는 경사를 적용하거나, ECG gating으로 TR을 심장주기에 동기화시키거나, 유입 혈류에 대한 사전포화, 피하 지방 신호를 억제하는 지방포화, 그리고 위상 부호화와 주파수 부호화 방향을 바꾸어 적용하는 방법 등으로 ghost를 피해서 구조물을 관찰할 수 있다.

2) Flow misregistration artifact

혈류에 의해서 영상에서 공간 정보의 이상을 초래한 것으로서, 영상단면 내에서 비스듬하게 흐르는 스핀은 여기(excitation)후 위상 부호화와 주파수 부호화를 하는 동안에 위상 이동이 일어나, 외견상 혈관의 위치가 이동되어 보이게 된다.

3) TOF and Phase shift effect

혈류는 TOF 효과와 phase shift 효과의 정도에 따라서 고신호 혹은 저신호 강도로 보일 수 있는데, 여러 단면중 첫 단면 영상에서 unsaturated spin의 유입으로 고신호 강도를 보이는 Entrance slice artifact를 보이는 경우나 척추의 T2 강조영상에서 빠른 뇌척수액 흐름이 신호소실로 보여 혈관이상으로 오인될 수 있는 경우 등이 있다(3, 8, 9).

감사 말씀

많은 사진과 조언을 해주신 인제대학 부산백병원 은충기 교수님께 감사드립니다.

참 고 문 헌

1. Joseph PM, Atlas SW. Artifacts. In Atlas SW. Magnetic Resonance Imaging of the Brain and Spine. New York: Raven Press, 1991: 109-128
2. Henkelman RM. Image Artifacts. In Stark DD, Bradley WG. Magnetic Resonance Imaging. 2nd ed. St. Louis: Mosby Year Book, 1992: 233-252
3. Wesbey G, Adamis MK, Edelman RR. Artifacts in MRI: Description, Causes, and Solutions. In Edelman RR, Hesselink JR, Zlatkin MB. Clinical Magnetic Resonance Imaging. 2nd ed. Philadelphia: W. B. Saunders, 1996: 88-144
4. Patton JA. MR imaging instrumentation and image artifacts. Radiographics 1994; 14: 1083-1096
5. Herrick RC, Hayman LA, Taber KH, Diaz-Marchan PJ, Kuo MD. Artifacts and pitfalls in MR imaging of the orbit: A clinical review. Radiographics 1997; 17: 707-724
6. Czervionke LF, Czervionke JM, Daniels DL, Houghton VM. Characteristic features of MR truncation artifacts. AJR 1988; 151: 1219-1228
7. Levy LM, Di Chiro G, Brooks RA, Dwyer AJ, Wener L, Frank J. Spinal cord artifacts from truncation errors during MR imaging. Radiology 1988; 166: 479-483
8. Hinks RS, Quencer RM. Motion artifacts in brain and spine MR. Radiol Clin North Am 1988; 26: 737-753
9. Arena L, Morehouse HT, Safir J. MR imaging artifacts that simulate disease: How to recognize and eliminate them. Radiographics 1995; 15: 1373-1394