

MR Artifacts

문치웅

인제대학교 의용공학과

영상의 좋고 나쁨을 나타낼 때는 대조도, 해상도, 잡음 그리고 Artifact 등을 정량적으로 측정하거나 기준이 되는 영상과 정성적으로 비교하게 된다. 이 중에서 Artifact는 영상의 해부학적 진단에 오류를 범하게 하여 엉뚱한 병리학적 해석을 내리게 하거나 해석이 불가능하게 하기도 하므로 적절한 규명을 하여 그 원인을 제거하는 등, 응당한 조치를 취해 최상의 화질을 유지하기 위한 노력을 기울여야한다. MR 영상에서 Artifact는 기하학적 늘림(stretch), 주름(wrinkle), 왜곡(distortion), 허상(ghost), 줄(line), 눈잡음(snow noise), 신호의 증감 등과 같은 다양한 현상으로 나타나며 이들은 영상을 해석할 때 오류를 범하는 원인이 된다. Artifact의 발생원인으로는 MR 장치의 기능장애, 부적절한 영상기법의 구사, 또는 MR 영상의 고유한 성질에 기인하기도 한다. MR Artifacts의 근본적인 이해를 위해서는 MRI의 물리적 원리와 장비에 관한 이해가 필요하다. 이렇게 MR Artifact는 여러 가지 인자들이 복합적인 관계를 가지고 나타나기 때문에 분류하기가 쉽지 않지만 전형적인 양상과 원인 그리고 그에 대한 여러 가지 대책을 살펴보고자 한다.

1. 정자장 Artifacts

MRI에서 자장은 항상 일정한 세기를 유지하는 정자장(static magnetic field : B_0 , 주자장)과 필요할 때마다 자장의 세기를 가변할 수 있는 경사자장(gradient magnetic field)으로 나눌 수 있다. .

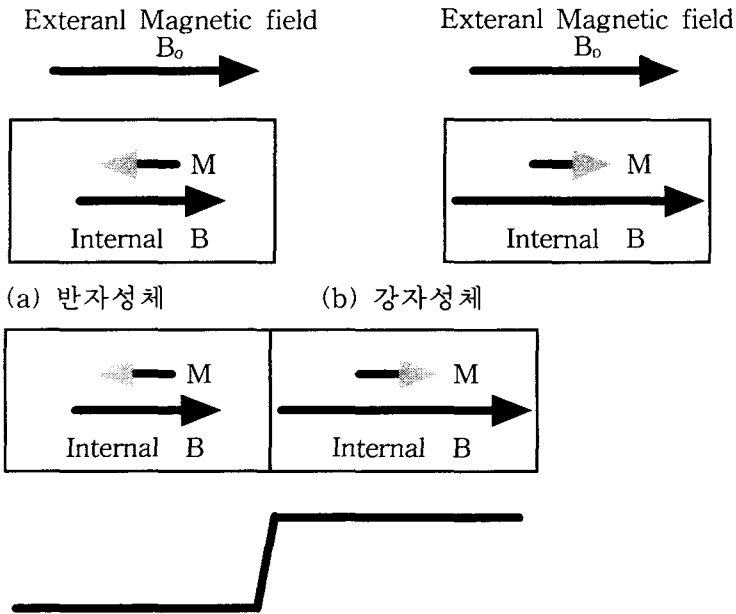
1) 균일하지 않은 자장(Magnetic Field Inhomogeneity)

MR 영상을 얻을 때 가장 기본이 되는 가정은 주자장 B_0 가 균일하다는 것이다. 주 자장이 균일하지 못한 결과로는 shading과 같은 부분적인 영상의 왜곡, 주파수부호화경사자장(frequency encoding gradient) 방향으로 국소적인 신호의 감소 또는 상실 등이 나타난다. MR 장치 주변에 있는 강자성체의 구조물(ferromagnetic structures)은 정자장의 등자력선(isomagnetic line) 형성에 간섭을 주기도 한다.

2) 강자성체 또는 자화율에 의한 Artifacts

철과 같은 강자성체는 내부의 자기 쌍극자가 같은 방향으로 배열하려는 성향이 매우 커서 자력선에 끌리고 반대로 물과 같은 반자성체는 자기 쌍극자가 외부에 걸린 자장과 반대방향으로 배열하여 외부자장을 상쇄시키려는 성질이 있다. 이 때문에 물질의 자성에 따라 주변에 걸려 있는 자장을 변형시키게 된다. 이렇게 발생된 자장의 비균일성은 주파수부호화 방향으로 공간 및 신호의 왜곡을 일으키게된다. 그림 1에 자장 B_0 내에 놓여 이는 강자성체(a)와 반자성체(b)의 내부 수소원자핵이 느끼는 자장의 세기를 도식적으로 나타내었다. 이들이 인접하였을 때 그

경계에서는 자장의 세기가 서로 다른 부분이 접하게되어 발생하는 자장의 비균일성(c)을 표시하고 있다. 그림 2는 원통모양의 물체가 주변과 자화율이 다를 때 발생하는 자장의 비균일성을 컴퓨터 모의 실험으로 얻은 것이다. 자성체가 섞여 있는 화장품으로 눈화장을 한 여성 환자의 두부 영상에서 눈 부위의 영상 신호가 감소하는 것도 한 예가 될 것이다.



(c) 물질의 경계면에서 자화율 차이에 의해 비균일해진 자장

그림 1. (a) 반자성체와 (b) 강자성체에 외부 자장이 걸렸을 때 내부의 자장과 (c) 이들이 인접해 있을 때 즉 자화율이 다른 조직 경계면에서의 자장변화

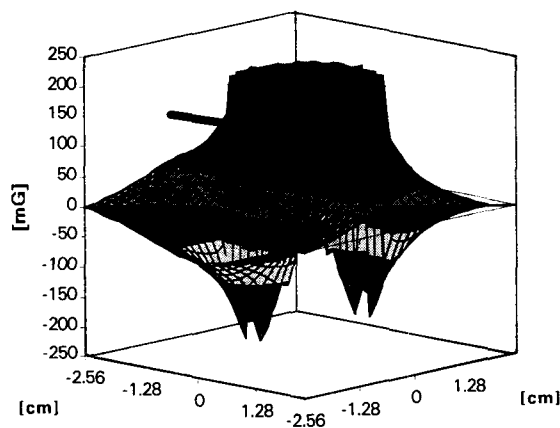


그림 2. 주변과 자화율이 다른 원통형의 물질을 주 자장과 수직 방향으로 놓았을 때의 자장변화

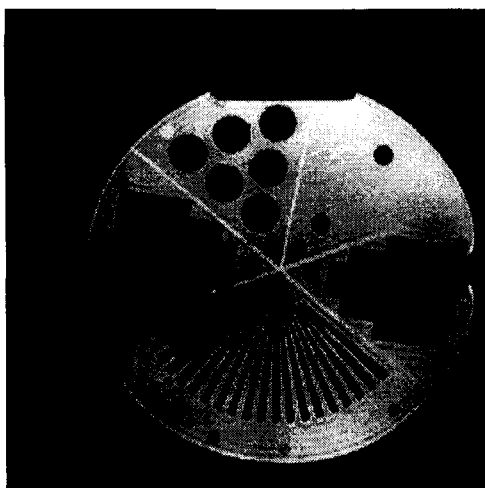


그림 3. Phantom 양쪽에 금속성 ECG lead를 접착시켜 얻은 영상 강자성체인 ECG lead 주변의 자장이 왜곡되면서 기하학적 왜곡과 신호의 급격한 감소현상을 나타내고 있다.

3) 경사자장 Artifact

경사자장은 MR 신호에 공간상의 위치 정보를 주파수 또는 위상으로 부호화해 주어서 MR 신호에서 영상으로의 변환이 가능하게 해준다. 따라서 경사자장에 문제가 발생하면 판독에 오류가 발생하거나 판독이 불가능한 사태가 발생할 수도 있다. 주로 시스템의 안정화와 관련되며 경사자장이 불한정한 경우 영상이 흐려지고(blurring) 해상도(resolution)가 떨어지게 된다.

4) 와전류(Eddy Current) Artifact

MR 시스템의 주자석 내에서 자장의 시간에 대한 변화가 발생하면 경사자장 코일 주위의 도체에 전류가 유도되고 이는 다시 자장의 변화를 상쇄시키려는 자장을 형성한다. 이를 와전류라고 하는데 이때 자석 내부의 금속은 폐회로를 형성하므로 오랫동안 잔류하는 와전류를 형성한다. 와전류가 영상에 끼치는 영향은 $T2^*$ 감소를 빠르게 해서 스핀에코, 또는 경사자장 에코 신호 감소로 나타나고 영상에서는 신호의 이상 증가 및 감소, 해상도 저하를 일으킨다. 또 와전류는 고속영상에서 더 크게 영향을 주기 때문에 양질의 고속영상을 얻기가 힘들게 된다. 와전류의 영향은 FOV가 자석의 중심에서 z 축방향으로 벗어날수록 뚜렷하게 보인다.

2. 고주파(Radio Frequency : RF) Artifacts

고주파 Artifact는 크게 둘로 나눌 수 있다. 하나는 외부의 고주파 잡음이 영상에 섞여 나타나는 것이고 두 번째는 MR 장치 내부에서 발생하는 고주파에 의한 것으로 고주파 장치의 고장 또는 조정 실패에 의해 영상신호의 왜곡을 초래하는 경우이다.

(1) 고주파 잡음

MR 영상에서 송·수신하는 신호의 주파수는 TV, 라디오, 단파방송, 펌프, 진공청소기, 병원의 의료장비 등등의 많은 전자기기 신호의 주파수 범위를 공유하고 있다. 따라서 이러한 신호가 MR 장치에 수신되면 주파수 부호화 경사자장 방향과 수직 방향의 선 또는 띠 모양을 한 잡음이 영상에 나타나게 된다. 영상의 중앙에서 잡음까지의 거리는 잡음의 중앙 주파수와 MR 신호의

중심주파수의 차이에 비례한다. 이러한 잡음을 제거하기 위해 MR 장치는 고주파 차폐실(rf shield room) 내에 설치하게되며 이를 통과하는 전원 및 신호 선들은 filter를 통과도록 하고 있다. 아래의 그림 4는 차폐실의 문이 열린 채 영상을 얻어 주변의 또 다른 MR 장치로부터의 고주파 잡음이 Artifact로 나타난 경우를 보여주고 있다. 그림에서 보는 artifact는 경우에 따라서 신호선의 접지 불량 또는 정전기에 의해 나타나기도 한다.

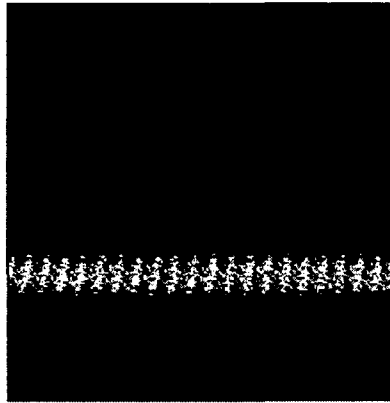


그림4. 열린 차폐실의 문틈으로 주변의 MR 장치로부터 들어온 고주파 잡음에 의한 Artifact

(2) 영상신호의 왜곡

주로 영상의 일부분에서 신호강도의 감소(shading)로 나타나는 Artifact이다.

1) 숙임각(flip angle) 조절

spin-echo 영상에서 90° 와 180° RF pulse gain 조절을 잘못하면 영상의 한쪽이 비 대칭적으로 어두워지는 shading artifact가 나타난다. 이러한 문제는 주로 RF 이득의 조절이 잘못 되어 90° 와 180° 보다 큰 숙임각의 RF가 가해졌거나 코일 자체의 기하학적 잘못에 기인하기도 한다. 또 고주파 코일의 부정확한 matching이나 코일의 특정부분에서의 coupling으로 인하여 나타나기도 하며 체격이 큰 환자의 신체 일부가 고주파 코일에 접촉되었을 때도 나타날 수 있다.

2) 선택된 영상단면의 모양(Selected slice profile) : cross excitation

다단면영상기법(Multi-slice imaging technique)에서 영상단면(slice)을 선택할 때 사용되는 고주파 파형은 주파수 영역에서 정확한 사각형 모양의 영상단면을 갖지 못하여 인접한 단면의 스핀에 영향을 주기도 한다(그림 5). 일반적으로 사용되는 고주파 파형은 sinc 모양($\frac{\sin x}{x}$)인데 주파수영역에서 사각형 모양을 갖기 위해서는 sinc 파형은 시간영역에서 무한대의 파형 폭을 가져야 한다. 이는 실제로 실현하기가 불가능하기 때문에 제한된 폭을 갖는 sinc 파형을 사용하게 된다. 이 때문에 주파수 영역에서 영상단면의 폭이 넓어져 한 단면을 선택할 때 같이 흥분된 인접한 단면 내의 스핀들이 포화(saturation)되어 영상신호의 감소를 초래하는데 이를 cross excitation이라고 한다. 이를 방지하기 위해서는 영상단면의 간격(slice gap)을 영상단면 두께의 20% 이상으로 거리를 두거나 홀수 번째의 영상단면을 먼저 선택하고 짝수 번째의 영상단면을 나중에 선택하는 방법을 사용하기도 한다. 또 다른 방법은 고주파 파형이 주파수 영역에서

사각형 모양에 가장 가깝도록 고주파 파형 모양을 적절히 변형하여 사용하는 방법이 있다.

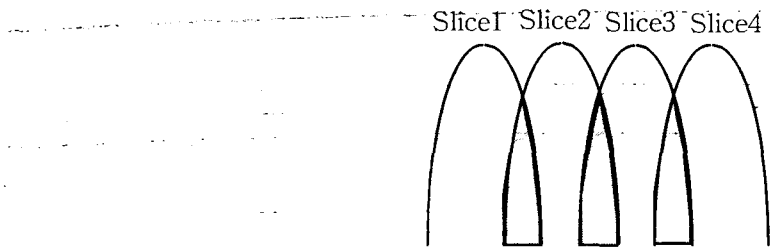
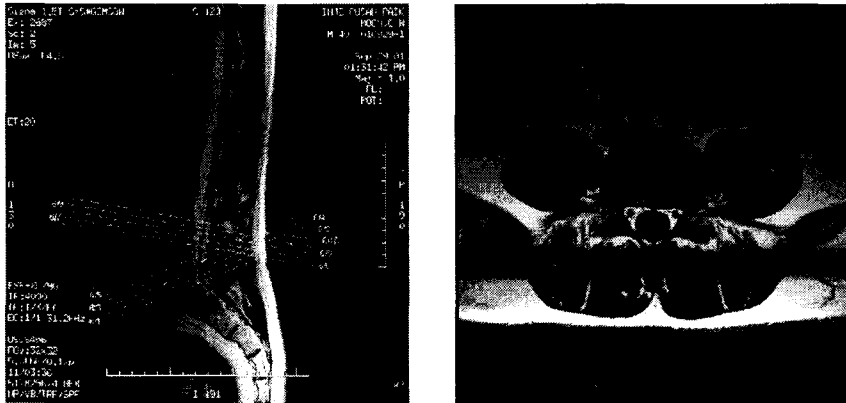


그림 5. 한 TR 내에 여러 영상단면을 선택할 경우 영상단면의 간격이 좁으면 선택된 영상단면이 겹치는 부분이 생기게 된다.

그림 6은 다단면다각도영상기법(Multi-slice Multi-angle imaging technique)에서 axial 영상단면의 각도를 선택할 때 그림 6(a)의 sagittal 영상에서 처럼 단면의 각도가 다른 영상들이 피검체 내에서 겹칠 경우 axial 영상에서 영상신호의 감소가 그림 6(b)에서처럼 띠 모양으로 나타나기도 한다.



(a)

(b)

그림 6. 영상단면이 피검체 내에서 겹쳐 띠 모양의 Artifact를 형성한 경우

3) 표면코일 감도

표면코일은 코일의 중앙으로부터 멀어질수록 신호의 강도가 줄어드는 특성이 있다. 따라서 코일의 위치를 잘못 선정하거나 표면코일의 크기가 영상영역의 크기와 맞지 않을 때 코일에서 먼 부분의 영상신호가 감소 또는 소실되는 artifact가 발생한다. 표면코일의 크기 및 위치 선정을 잘하면 이러한 artifact를 줄일 수 있다.

3. 중심점(Central Point) Artifacts

이 artifact는 영상의 중앙에 여러 화소(경우에 따라 한 화소)가 모여 한 점을 이루는 형태로 밝은 영상신호의 강도를 나타낸다. 이는 MR 신호 수신 단의 직류(DC)성분 offset에 기인한다. 위상부호화 경사자계 단계마다 DC가 변하게 되면 위상부호화 경사자계 축과 나란한 선 artifact가

발생한다. 이 artifact는 prescan 단계에서 수신 단 H/W의 DC offset을 조절하거나 매번 RF파를 가해 줄 때 RF의 위상을 $0^\circ, 180^\circ$ 교대로 가해주면 없앨 수 있다.

4. Zero Phase Aritfact

주파수 부호화 경사자계 축과 나란한 방향으로 영상의 중앙에 띠 모양으로 나타나는 artifact는 FID 또는 stimulated echo(STE)의 잔여횡자화(residual transverse magnetization) 신호에 기인한다. 이 기생 신호들은 주로 불완전한 고주파 파형을 사용하여 영상단면의 중앙에서 영상단면의 축 방향으로 멀어질수록 속임각이 줄어드는 경우에 발생한다. 여러 개의 180° RF를 이용한 multi-echo 영상에서는 stimulated echo가 발생하여 위상부호화되지 않은 채 데이터 수집창(data acquisition window)내로 들어오게 되면 zipper 모양의 중앙 띠 artifact를 만들고 위상부호화 되어 데이터 수집 창 내로 들어오면 영상이 180° 반전된 ghost 영상을 만들어 낸다.

5. 부분용적(Partial volume) Aritfact

화적소(Voxel) 크기가 관심 대상 조직체 보다 클 경우에 부분용적 artifact가 발생한다. MR 영상에서는 이 현상이 대부분 영상단면 방향으로 관찰된다. 대상조직체가 영상단면 두께보다 작을 경우 화적소 내에 있는 다른 조직체의 신호와 섞인 영상신호를 관찰하게 되어 대조도가 감소하는 현상이다. 부분용적 artifact는 영상단면의 두께 또는 FOV를 줄여 영상의 해상도를 높이면 줄일 수 있다. 일반적으로 영상단면의 두께가 2D 해상도보다 두꺼운 경우가 대부분이기 때문에 영상단면 두께를 조절하는 것이 화소(pixel) 크기를 줄여 2D 해상도를 높이는 것보다 큰 효과를 볼 수 있다. 하지만 화적소 크기가 줄어들면 SNR이 감소하는 문제가 발생한다.

6. 수신단의 필터 대역 조절

주파수 부호화 경사자계 방향으로 영상 한쪽 또는 양쪽의 바깥 부분에서 신호가 균일하게 감소하는 현상이 일어나는 것은 신호를 수신하는 H/W 일부인 저대역 필터의 통과대역이 좁게 설정되어 있는 경우이다. 필터의 대역을 넓혀 주는 간단한 조작으로 문제는 해결된다.

7. 데이터의 손실

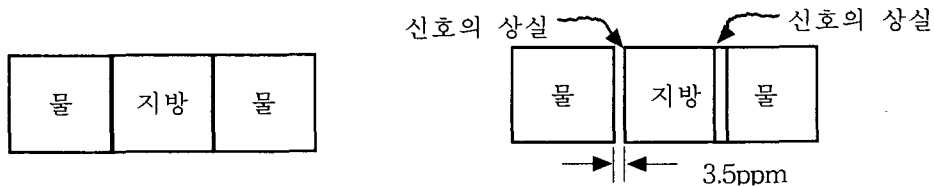
MR 신호를 수신하는 과정에서 데이터 전달과정 문제, 경사자계 장치의 불안, 과도한 수신단의 잡음 등으로 데이터를 잃게되면 경우에 따라 여러 형태의 artifact가 발생한다. ADC(Analog-to-Digital Conversion)에서 발생하는 오차는 수백만 아나로그 신호를 디지털 데이터로 바꾸는 MR 장치에서는 현실적으로 피할 수가 없다. 한 점의 데이터에서 오차가 발생하면 그 위치에 따라 수직, 수평 또는 비스듬한 방향으로 균일한 띠 모양의 artifact를 형성하게된다. 위상부호화 경사자계의 크기가 작을 때, 즉 k-공간의 중앙 부 데이터를 잃게되면 큰 artifact가 발생하지만 k-공간의 바깥쪽에서 데이터를 잃게되면 상대적으로 artifact는 작게 나타난다. 데이터를 수집하는 동안 한 줄의 데이터를 잃게 되면 moire pattern으로 artifact가 발생하는데 그 크기는 데이터 k-공간 위치에 따라서 달라진다.

8. Ringing Artifact(Truncation artifact)

영상신호를 획득할 때 높은 공간주파수 대역의 신호를 강제적으로 삭제하게 되면 영상에서 고 영상신호와 저 영상신호가 인접해 있는 부위의 경계면이 불명확하게 되고 경계선을 따라 신호의 울림이 나타나는 artifact이다. 뇌의 T1 axial 영상에서 골조직(bone)의 저 영상신호와 지방의 고 영상신호 영역 경계면에서 자주 보인다. 이 현상은 가끔 움직임에 의한 artifact와 비슷한 양상을 띠기도 하고 spinal cord, 근육다발, 신경섬유와 같은 섬세한 구조를 갖는 조직과 비슷해 해부학적으로 구별하기 힘든 경우도 있다.

9. 화학천이 Aritfact

인체 조직을 구성하고 있는 성분 중에서 물과 지방의 자기공명 주파수가 약 3.5 ppm 정도 차이가 나기 때문에 주파수 부호화 경사자장 방향으로 발생하는 artifact이다. MR 영상에서 위치정보는 경사자장이 걸려 있는 경우 위치에 따른 스핀의 공명주파수 차이에 의해 결정되는데 물과 지방에 의해서도 공명주파수 차이가 나므로 상대적인 위치의 오차가 발생하게 된다. 이를 그림 7에서 나타내고 있다. 그림 7(a)는 지방으로 된 조직이 물 조직 사이에 있는 피검체의 구조를 나타내는 그림이고 (b)는 화학천이에 의해 지방 조직이 (a)의 원래 위치에서 3.5ppm 오른 쪽으로 옮겨간 MR 영상을 나타내고 있다. 지방 조직의 왼쪽 경계면은 공백이 생겨 신호의 소멸이, 오른쪽 경계는 물 조직과 겹쳐 신호가 강조되는 현상이 일어난다. 이 artifact를 줄이기 위해서 FOV를 줄여주는 방법을 사용하기도 한다. 물과 지방의 공명 주파수 차이인 3.5 ppm이 인접한 화소 간의 주파수 차이보다 적게 하면 화학천이에 의한 지방과 물의 위치오차가 한 화소 내에 있게 된다. 그림 8은 인체의 영상에서 일어나는 화학천이 artifact를 보인 것이다. 오른쪽 신장의 가장자리를 보면 밝은 띠가 있는데 지방이 화학천이로 위치 이동하여 물 신호와 겹치면서 밝게 나타난 것이다.



(a) 물과 지방으로 된 세 조직의 상대적 위치. (b) 화학천이가 일어난 MR 영상

그림 7. 화학천이에 의한 artifact의 예



그림 8. 화확천이 Aritfact의 예제

10. Aliasing

고주파 수신코일에서 획득한 아나로그 신호를 ADC에서 디지털 신호로 바꾸는 과정에서 아나로그 신호를 표본화(sampling)하게 되는데 아나로그 신호가 가지고 있는 주파수의 최대 주파수보다 2배 높은 표본화 주파수(Nuquist 주파수)를 사용하지 않으면 aliasing artifact가 발생한다. 이는 FOV를 피검체의 크기보다 작게 설정했을 때 주로 나타나며 그림 9처럼 FOV 바깥의 부위는 영상의 반대쪽에서 나타난다. 위상 부호화 경사자장과 주파수 부호화 경사자장 방향으로 나타날 수 있다. 주파수 부호화방향으로는 over-sampling 기법으로 쉽게 해결할 수 있으나 위상부호와 방향으로 이 기법을 사용하면 scan 시간이 길어지므로 주로 FOV를 피검체보다 크게 설정하여 해결한다. 피검체가 한쪽 방향으로 길 경우에는 긴 쪽을 주파수 부호화 경사자장 방향으로 하여 over-sampling 기법을 적용하면 aliasing artifact를 해결할 수 있다. 해상도를 높이기 위해 FOV를 크게 못할 경우에 관심영역의 신호만 얻을 수 있는 크기의 표면코일을 사용하기도 한다.



그림 9. Aliasing artifact가 있는 같은 두 영상을 위의 그림처럼 붙여 놓으면 영상 바깥의 부위가 aliasing 현상으로 영상 반대쪽에 나타나고 있음을 보여주고 있다.

11. Motion-related Artifacts

MR 영상을 얻기 위한 scan time은 pulse sequence에 따라 10 msec ~ 10 sec로 다양하다. 양질의 영상을 얻기 위해서는 scan time동안 피검체의 움직임이 없어야 한다. 그러나 생체의 영상을 얻을 경우에는 scan time동안 호흡, 심장의 박동, 혈류, 소화기관의 연동운동 등은 피할 수가 없다. 이로 인하여 영상에는 두 가지 현상으로 나타난다. 피검체로부터 나온 영상신호는 공간적으로 흩어져 조직간의 경계를 흐리게 만든다(blurring). 또 다른 현상은 위상부호화 경사자장 방향으로 높고 낮은 신호가 번갈아 가며 나오는 ghost artifact가 발생한다.

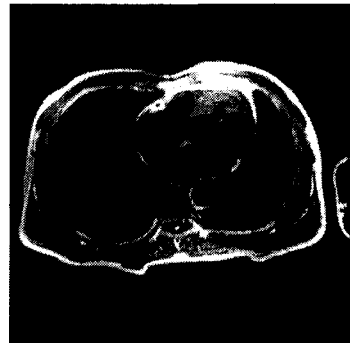
Motion artifact를 줄일 수 있는 가장 확실한 방법은 scan time이 피검체의 움직임에 비해 짧은 고속영상기법을 사용하는 것이다. 그러나 이 방법은 영상의 대조도, SNR, 장치의 성능 등에 따라 적용이 불가능할 경우가 대부분이다. 이럴 경우 motion artifact를 줄이기 위해서는 움직이는 피검체 조직의 성격에 따라 방법을 달리해야 한다.

(1) Gating

규칙적으로 움직이는 조직은 그 움직임에 동기를 맞추는 기법(physiologic gating)으로 artifact를 줄일 수 있다. 호흡에 의한 motion artifact를 줄이려면 호흡의 흡기와 호기에 따른 흉벽의 확장과 수축에 동기 시키거나 비강을 통하여 흐르는 공기의 온도 변화에 gating 시킨다. 또 심장의 박동에 의한 artifact를 줄이기 위해서는 심근의 전기생리학적 신호인 ECG 또는 plethysmography 신호에 동기를 맞추기도 한다. 이러한 방법들은 gating 시키는 신호의 주기에 의해 TR이 정해지므로 scan time이 길어져 실제 임상적 사용이 어려운 경우가 생기게 된다.



(a)



(b)

그림 10. (a) ECG gating하지 않은 심장영상과 (b) ECG gating한 심장영상의 비교

(2) 포화(saturation)에 의한 artifact 제거

영상을 얻고자 하는 부위는 움직이지 않지만 영상 내에 움직이는 부위가 포함되어 있으면 motion artifact 때문에 관심부위의 영상신호가 오염될 수 있다. 이 때는 움직이는 부위를 포화시켜 신호를 억제시키면 motion artifact 없는 영상을 얻을 수 있다.

(3) 신호평균

영상신호를 반복하여 얻어 이를 더한 다음 평균을 얻으면 정지한 부위의 신호는 더해지는 동안 증가하여 그대로 평균값을 얻을 수 있다. 하지만 움직이는 조직에서 나오는 신호는 매번 달라지기 때문에 더하는 과정에서 서로 상쇄되기도 하여 평균값을 구하면 정지해 있는 조직에서 나오는 신호에 비해 작은 값을 갖게 된다. 이 때문에 motion artifact가 줄어든 영상을 얻을 수 있다.

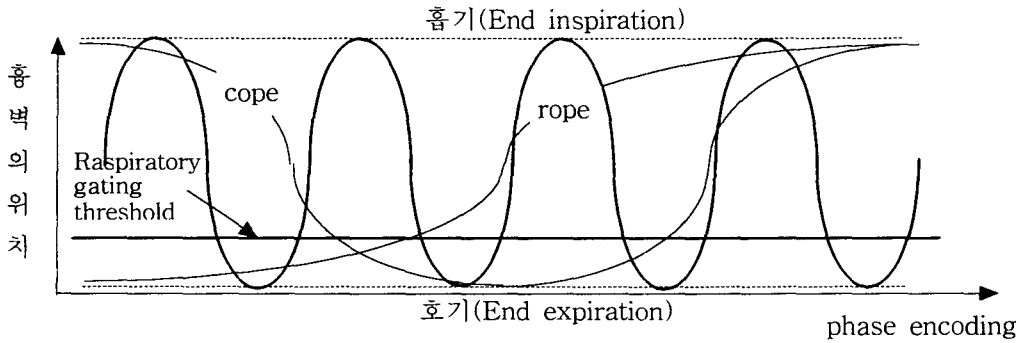


그림 11. 호흡에 의한 motion artifact를 줄이는 방법.

(4) 위상재배열

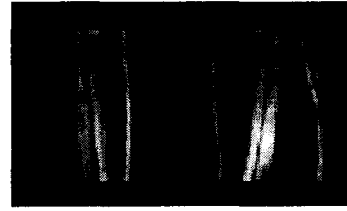
환자의 호흡을 감시하여 움직이는 흉부의 위치에 따라 정해진 위상부호화 경사자계값을 가하는 방법이다. 이는 마치 호흡이 한 주기 움직이는 동안 위상부호화 경사자계가 선형적으로 가해진 것처럼 보이게 한다. 이렇게 하면 각 신호의 위상이 호흡에 의해 불규칙적으로 변하는 것을 방지하는 효과가 있게 된다. 위상부호화경사자계를 호흡 운동의 한 주기 또는 반주기에 대응시켰는가에 따라 ROPE, COPE(centrally ordered phase encoding) 등의 이름을 붙이게 되는데 이들의 차이를 그림 11에 보이고 있다.

12. 유체 Artifact

혈류나 뇌척수액도 심장의 박동, 환자의 움직임에 의해 움직이기 때문에 artifact를 만든다. 혈관 바깥에 혈액 신호가 나타나기도 하고 경우에 따라 혈관 신호가 증가하거나 감소한다. 또 혈액의 맥류에 의해 ghost가 생기기도 한다. 이들은 time-of-flight, 위상 천이 현상 등이 복합적으로 결합하여 신호의 증감, 퍼짐 및 ghost 현상을 일으키기 때문이다. 이들은 심장의 박동과 관련이 있어 ECG 신호에 동기 시키면 artifact를 줄여 줄 수 있다. 그러나 전술한 바와 같이 gating 방법은 scan time이 길어지기 때문에 잘 사용하지 않는다. 실제로 사용하는 방법으로는 혈류 신호를 포화시키는 방법, 매 scan 마다 flow에 의해 흐트러진 혈류 신호의 위상을 동일하게 하는 방법(flow rephasing method) 등을 사용한다. 아래 그림 12는 MR Angiography에서 flow rephase 방법을 사용했을 때의 효과를 보여주고 있다.



(a) flow rephase를 사용하지 않은 경우



(b) flow rephase를 사용한 경우

그림 12. 인체의 목 부위의 MR Angiography에서 flow rephase 기법 효과