

MRI Artifacts and Reducing Techniques

아주대학교 의과대학 진단방사선학과
강 해 진, Ph.D.

의료영상에서 인공물(Artifacts) 이라 함은 영상이 얻어지는 신체부위와 아무런 관련이 없으나 얻어진 영상에는 마치 영상의 일부분으로 나타나는 모든 것을 가리킨다. 따라서 영상에서 이들 인공물들은 실제 조직의 해부학적인 구조를 나타내지 않으므로 영상 판독에 영향을 주어 잘못된 진단을 초래할 수도 있다. 그러나 MR 영상이 가능한 이래로 새로운 여러 종류의 MR 인공물들이 많이 발견되었으나 다행스럽게도 거의 모든 MR 인공물들은 쉽게 설명이 가능하며, 따라서 이들 인공물들에 의한 진단 오류의 가능성은 매우 희박한 실정이다. 그러나 새로운 영상방법이나 혹은 새로운 펄스대열이 계속 고안됨에 따라 새로운 종류의 인공물들이 생겨날 가능성은 항상 존재하고 있다. 지금까지 알려진 여러 MR 인공물들은 그 생겨난 원인에 따라 다음과 같이 크게 세 가지로 분류가 가능하다.

I. Motion Artifacts

1. Voluntary motion
2. Involuntary motion
 - 1) Bowel Peristalsis
 - 2) Respiration
 - 3) Cardiac and vessel pulsation
 - 4) Swallowing
3. Fluid motion
 - 1) Blood flow
 - 2) Cerebrospinal fluid flow

II. Reconstruction Artifacts

1. Aliasing
2. Partial volume averaging
3. Truncation (Ringing)

4. Central point

III. Magnetic and RF Field Related Artifacts

1. Chemical shift
 - 1) First kind
 - 2) Second kind
2. Susceptibility
 - 1) Dental
 - 2) Metal
3. Magic angle
4. Zipper
5. Bad data point
6. RF field inhomogeneity
7. Magnetic field inhomogeneity
8. Eddy current
9. slice overlapping
10. Zebra
11. RF overflow

I. Motion Artifacts

Motion artifacts 는 MR 영상에서 가장 흔하게 볼 수 있는 artifact 이다. Scan 하는 동안에 일어나는 환자의 불규칙한 운동은 영상을 흐릿하게(blurred) 만드는 결과를 초래한다. 따라서 scan 하는 동안에는 환자의 involuntary motion 을 최소한도로 유지하도록 해야하며, 필요하다면 끈이나 스폰지 같은 것을 이용하여 환자의 움직임을 최소화시키려는 방법이 시도되어야 한다.

그러나 MR 영상에서 motion artifact를 일으키는 대부분의 motion 은 involuntary motion 즉, 예를 들면 숨쉬기, 심장박동, 혈관박동, 침삼키기, 위장운동, 뇌척수액의 흐름 등과 같이 생리적인 현상에 의한 피할 수 없는 운동들이다.

이들 생리적이고 규칙적인 운동에 의해 생기는 motion artifact 는 voluntary motion 의 경우처럼 흐릿한 영상을 만드는 대신, phase encoding 방향으로 나타나는 규칙적인 ghosts의 형태로 나타난다. 이들 artifact 들 중에서 심장박동과 관련된 artifact 들은 cardiac triggering 에 의해 대부분 없앨 수 있다. 그 외에 불규

칙적인 운동으로 침삼키기나 위장운동 그리고 규칙적이지만 운동의 주기가 긴 숨쉬기에 의해 생기는 artifact 는 빠른 펄스대열을 이용한 고속촬영 기법을 사용하여 artifact를 최소한으로 줄일 수 있으며, 복부 촬영시는 숨쉬기 운동에 의한 artifact를 줄이기 위해 고속촬영 기법과 함께 respiratory triggering을 사용한다. 또 경추부위의 sagittal 방향의 영상을 얻을 경우 침삼키기에 의한 artifact를 방지하기 위해 경추 앞쪽 부위를 미리 위치적으로 포화시키는 spatial presaturation 방법을 쓰기도 한다.

뇌척수액(CSF) 이나 혈액의 흐름에 의해서 생기는 artifact들이 몇 가지 있는데 이들은 사람에 따라서는 'Flow artifact' 혹은 'Entry slice artifact'로 다르게 부르기도 한다. CSF 의 pulsating motion 에 의한 ghost 외에도 CSF 의 flow 에 의해서 phase encoding 방향으로 뇌부위에는 infarct, multiple sclerosis plaques 혹은 gliosis와 같은 병변처럼 보이는 artifact를 만들 수 있으며, 척수(spinal cord) 부위에는 척수가 몇 개 겹쳐 있는 것과 같은 double-cord 형상의 artifact를 만들기도 한다. 이런 경우에는 Gradient moment nulling(GMN) 혹은 Flow Compensation technique을 이용하여 artifact를 대부분 줄일 수 있다. 혈액의 흐름에 의한 또다른 artifact 로는, 일반적인 스핀에코 펄스대열을 쓸 경우 even echo rephasing에 의한 첫 번째 에코 영상에서는 보이지 않던 혈관의 출현을 들 수 있다. 이것은 일반적인 스핀에코 펄스대열의 경우 느린 혈액은 영상에서는 신호가 매우 낮은 검은색(black blood)으로 보이지만, 두 번째 에코를 이용한 영상에서는 두 번째 에코의 rephasing 에 의해서 신호강도가 높은 밝은색 혈관으로 나타나기 때문이다. Entry slice artifact 는 Flow related enhancement(FRE)라고도 부르는데 주로 첫 번째 slice 에 가장 크게 나타나는 현상이다. 이 현상은 영상의 첫 번째 slice에서 혈관의 신호의 세기가 다른 slice 에 비해서 더 밝게 나타나는 현상으로 이것은 일종의 Time-of-flight (TOF) 현상에 의해서 생기는 것으로 설명할 수 있다. 첫 번째 slice에 있는 혈관속의 혈액들은 첫 번째 slice 지점에 도달하기 전에 어떤 RF 의 영향도 없었으므로 포화되지 않은 상태(unsaturated) 이며 두번째 이후의 slice 에 들어오는 혈액들은 그전 slice에서 이미 RF를 경험했으므로 스핀들이 어느 정도 포화된 상태가 되어 첫 번째 slice 에 있는 혈관에 비해 상대적으로 낮은 신호 강도를 갖게된다. 이와 같은 FRE 에 의한 혈관신호의 증가는 혈관내의 혈전(thrombus)으로 오인될 소지도 있으나 이 artifact 역시 flow compensation 방법에 의해 제거할 수 있다. 또 혈전과 FRE 에 의한 혈관 신호증가와 구분은 FRE 에 의한 신호의 증가는 첫 번째 slice에서 최대가 되고 두 번째 세 번째 slice 로 감에 따라 혈관신호의 강도가 점점 감소하는 형태로 나타나는 반면에 혈전에 의한 혈관신호의 증가는 slice 의 위치와 무관

하다는 것이다.

II. Reconstruction Artifacts

1. Aliasing artifact (Wrap around artifact)

Aliasing artifact 는 reconstruction artifact 중에서 가장 흔하게 일어나는 artifact 이다. 이 artifact 는 환자가 차지하는 공간이 영상을 위해서 선택된 관심 영역(Field of View) 보다 더 클 때, 바꾸어 말하면 FOV 가 영상을 얻으려고 하는 방향의 환자의 크기보다 더 작게 선택되고, FOV 바깥에 있는 환자의 신체 부분이 영상을 위해 가해지는 RF 에 의해 영향을 받게될 때 일어나게 된다. 이것은 FOV 바깥쪽에 있는 스핀들도 역시 FOV 안 쪽에 있는 스핀들과 같이 RF 에 의해 여기 되었다가 신호를 발생시키게 되는데 이렇게 발생된 신호들이 FOV 안에서 발생된 신호의 일부로 받아들여져서, MR 영상에서는 실제 위치의 반대편에 영상의 일부로 나타난다. Aliasing artifact를 발생시키지 않는 방법으로는 다음의 네 가지 방법이 있다. 1) Surface coil의 사용을 들 수 있다. 이 방법은 surface coil 에 의해서 FOV 바깥부분에 있는 스핀들이 RF를 경험하지 못하게 함으로써 신호를 발생시키지 않게 하기 때문이다. 2) Increase FOV: 이 방법은 당연히 FOV 밖에 신호를 발생시킬 수 있는 스핀들이 없으므로 wrap around artifact를 만들어 내지 않는다. 그러나 FOV를 크게 함으로써 resolution 의 감소를 초래할 수 있다. 3) Oversampling : 여기에는 두 가지 방법이 쓰인다. Frequency oversampling(No frequency wrap, NFW) 과 Phase oversampling(No phase wrap, NPW) 이 그 것이다. NFW 은 Nyquist 법칙에 맞도록 신호의 sampling rate를 올리는 방법이고, NPW 은 FOV를 두 배로 올리고 나중에 reconstruction 할 때 FOV 바깥쪽의 필요 없는 부분을 display 하지 않음으로써 wrap around artifact를 피하는 방법이다. 4) Presaturation Pulses : 이 방법은 spatial presaturation 방법을 써서 FOV 바깥 부분의 스핀들을 미리 포화(saturation)시켜 놓는 방법이다. 따라서 FOV 바깥쪽의 스핀들은 신호를 발생시키지 않음으로써 wrap around를 일으키지 않게 된다.

2. Partial Volume Artifact

이 artifact 는 CT 영상에서도 흔히 일어나는 것으로 관심 부위의 구조가 연속적인 두 개의 slice 에 걸쳐 있을 때 나타나게된다. 이것은 완전하게 없앨 수는 없으나 최소한의 slice 두께를 씌으로써 최소화 할 수 있다. 그러나 얇은 slice 는 더 많은 영상시간을 필요로 하므로 여기에도 한계는 있다.

3. Truncation artifact (Ringing, Gibb's artifact)

Truncation artifact 는 뇌척수와 CSF 사이와 같이 경계면이 매우 명확한 부위에서 볼 수 있는데, 실제 경계면 주위에 여러 개의 경계면이 나란히 나타나는 결과로 나타난다. 따라서 이 경우 주로 spinal cord 안쪽에도 어떤 구조가 있는 것처럼 여러 개의 밝은 줄이 함께 나타나는 현상을 볼 수 있다. 이것은 특히 phase encoding 횡수가 작으면 작을수록 심하게 나타난다. 이것은 주로 신호가 급격하게 변하는 부위에 주로 나타나는데 예를 들면 지방조직과 공기사이 혹은 지방조직과 뼈 사이를 들 수 있다. 이들과 같이 매우 예리한 대조도 경계면 (contrast boundary)를 가지는 부위는 높은 spatial frequency 성분을 포함하게 되는데, MR 영상에서와 같이 128 이나 256 matrix 숫자로는 그와 같이 높은 spatial frequency를 충분히 나타낼 수 없기 때문에 이와 같은 artifact를 초래할 수 밖에 없다. 이 artifact가 일어나는 방향은 frequency 나 phase 양쪽으로 다 일어날 수 있다. 이 ringing artifact를 줄이는 방법으로는 1) sampling time을 증가시키는 방법, 2) phase encoding 수를 증가시키거나, 혹은 FOV를 줄임으로써 화소(pixel) 의 크기를 줄이는 방법을 들 수 있다.

4. Central point artifact.

Central point artifact 는 자주 볼 수 있는 artifact 는 아니지만 MR 영상에서 가장 가운데 pixel 이 주위의 조직보다 신호가 훨씬 더 큰 밝은 점을 나타내는 경우이다. 이 것은 receiver channel 의 DC offset 에 의해서 생기는 것으로써 k-space 의 모든 point 에 일정 크기의 신호가 일률적으로 더해져서 생긴 결과이다. 예전의 MR 장비에서는 흔히 볼 수 있었지만 요즘 나오는 장비로는 보기 힘든 artifact 에 속한다. 그러나 RF receiver channel 에 불균형(imbalance) 가 있다면 생길 수 있는 현상이다.

III. Magnetic and RF Field Related Artifacts

1. Chemical shift artifact

1) Chemical shift artifact of first kind

Chemical shift artifact 는 인체내에서 물에 포함된 스핀들의 Larmor frequency 와 지방조직에 포함된 스핀들의 Larmor frequency 가 약 3.5 ppm, frequency 로는 1.5 Tesla에서 약 224 Hz 정도의 차이가 나기 때문에 생기는 현상이다. 따라서 지방조직에서 나온 MR 신호는 원래의 같은 위치에 있던 물분자에 포함된 스핀들이 만드는 frequency 보다 224 Hz에 해당하는 거리만큼

misregistration 되게 된다. 따라서 주위에 물을 포함한 조직이 있다면 한쪽 경계면에는 검은선이, 그 반대쪽 경계면에는 밝은 흰선이 나타난다. 이때 이들 선들은 frequency encoding 방향으로 나타난다. 이 chemical shift artifact 는 magnet 의 field strength 가 높을수록 크게 나타난다. 그리고 chemical shift 에 의해 shift 되는 pixel 의 개수는 $1.5 \text{ Tesla에서 } 224\text{Hz}/(\text{BW}/\text{Nx})$, (BW= bandwidth, Nx=pixel size in frequency encoding direction) 으로 나타낼 수 있다. 이 식에 의하면 BW 가 클수록 그리고 Nx 값이 작을수록 chemical shift misregistration 에 의한 artifact를 줄일 수 있다.

2) Chemical shift of second kind

Chemical shift of second kind 는 first kind 에서와 같이 모든 field strength에서 일어날 수 있지만 gradient echo 펄스대열에 의해서만 생길 수 있는 artifact 이다. 1.5 Tesla에서 물에 있는 스핀과 지방에 있는 스핀들 사이의 224 Hz의 Larmor frequency 의 차이는 gradient echo 펄스대열에서 매 4.46 msec TE 마다 물과 지방조직의 위상이 합치되며(in-phase), TE 가 2.23 msec, 6.69 msec, 11.15msec, 에서는 위상이 서로 반대(out-of-phase)가 된다. 따라서 위상이 반대가 되는 TE를 이용해서 영상을 얻었다면 물과 지방조직의 경계면에서 신호의 감소로 인한 검은 테두리선이 나타나며, 이때 이 검은 선이 나타나는 방향 은 frequency 혹은 phase encoding 방향과 무관하며, BW 의 크기와도 무관하다. 이와 같은 현상이 spin echo 펄스대열에서 일어나지 않는 이유는 spin echo 펄스 대열에서는 물과 지방조직의 위상이 항상 in-phase 일 때 신호를 얻도록 되어 있기 때문이다.

2. Susceptibility artifacts

MR 영상에서 susceptibility artifacts는 magnetic susceptibility 가 서로 다른 경계면에서 일어나게 되는데 예를 들면, tissue-air, tissue-fat 경계면과 같은 곳이다. 해부학적으로는 paranasal sinuses 나 skull base 혹은 sella 와 같은 곳을 들 수 있다. 이와 같은 곳에서의 susceptibility 의 차이는 그 주위의 자장의 균일도를 손상시키는 결과를 가져오며 따라서 spin 들의 dephasing 에 의한 신호의 감소와 함께 misregistration을 초래하여 artifact를 나타내게 된다. 따라서 susceptibility 에 의한 artifact 는 gradient echo 펄스대열에서 spin echo 펄스대열 보다 훨씬 더 심각하게 나타나며, susceptibility 의 차이가 크게 차이가 나는 곳에서 더 심하게 나타난다. 따라서 금속에 의한 artifact 나 치아의 보철에 의한 artifact 들은 크게는 다 susceptibility 에 속하지만 간혹 metal artifact 또는

dental artifact 로 구분해서 부르기도 한다.

3. Magic angle artifact

관절 MR 영상에서만 볼 수 있는 artifact로 tendon 이 MR magnet 의 주 자기장방향과 55° 각도를 이루는 곳에서 나타나는 artifact 이다. 이 artifact는 관절의 T1 혹은 양성자밀도(PD) 강조영상에서 tendon이 주 자기장방향과 55° 각도를 이루는 지점에서 밝은 신호를 만드는 것으로 나타나며 이 것에 의해 실제 병변이 있는 것으로 오해할 수도 있다. 그러나 T2 강조 영상에서는 정상조직으로 보인다. 이런 현상이 일어나는 이유는 tendon을 구성하고 있는 주요 물질인 collagen이 구조적으로 비등방성(anisotropic)인 특성을 가지고 있기 때문이다. 이 비등방성을 지닌 구조로 인해 tendon이 주 자기장방향에 대해 놓인 방향에 따라서 다른 T2 값을 가지는 결과를 초래한다. 따라서 magic angle 에서는 tendon의 T2 값이 약간 증가하게되는데, 이 증가된 양은 긴 echo time(TE)을 사용할 때는, 즉 T2 강조영상에서는 거의 무시할 만한 차이를 나타내지만, 짧은 TE를 사용하는 T1 혹은 양성자밀도 강조영상에서는 신호의 증가로 나타난다.

4. Zipper artifact

Zipper artifact 는 MR 영상의 가운데에 frequency 방향으로 흰점과 검은 점이 반복되어 선으로 나타나는 형태를 지닌다. 이 artifact는 주로 RF와 관련이 있으며 일으키는 주요한 원인으로는 약 두가지를 들 수 있다. 1) FID feedthrough : 180° 펄스가 90° 펄스에 의해 생긴 FID 와 중복되는 부분이 있을 때 나타난다. 없애는 방법으로는 TE를 늘려서 중복이 일어나지 않도록 하는 방법이 있다. 2) RF feedthrough: excitation RF 펄스가 MR 신호를 얻는 시기에 적절하게 gate off 되지 않고 receiver channel 로 신호의 일부로 들어오는 경우에 발생한다. 이 artifact 는 영상의 중간 지점에 phase encoding 방향으로 나타나게 된다. 제거하는 방법은 excitation RF 펄스의 위상을 매번 180° 만큼 바꿔주는 방법이 있다. 이외에 zipper artifact 처럼 영상의 중간에 나타나지는 않지만 영상에 여러 개의 zipper artifact가 한꺼번에 일어난 듯한 artifact를 만드는 경우도 있는데 이 경우는 대부분 외부의 RF noise가 receiver channel 에 유입되어 일어나며, 가능한 원인으로서는 scan room 이 열려 있을 때, 다른 RF 발생장비가 scan room 에 있을 때 발생하게 된다.

5. Bad data point artifact

k-space에서 각각의 data point 들은 영상에서는 두 방향에서의 frequency

를 다 포함하고 있다. 따라서 raw data의 한 점에서 임의의 매우 큰 크기의 잡신호(noise)가 존재하면 그 data로부터 만들어진 영상에는 여러 개의 나란한 줄무늬의 형태가 나타난다. 이때 이 줄무늬의 방향과 나타나는 빈도는 k-space의 어느 부위에 이와 같은 noise가 존재하느냐에 따라 결정된다. 만일 이와 같은 bad data point가 2군데 이상 존재하면 만들어진 영상은 거의 형태를 알아볼 수 없게 된다. 이와 같은 artifact는 scan할 때 사용되는 변수가 장비의 성능의 한계에 가까운 값들을 요구할 때 주로 일어나게 된다. 예를 들면 너무 작은 FOV의 사용, 너무 큰 receiver BW의 사용, 혹은 receiver channel 중 한 개가 정상적인 작동을 하지 않을 때 등이다.

6. RF field inhomogeneity

RF field의 inhomogeneity에 의한 artifact는 주로 surface coil을 사용할 때 생기는데, 다른 artifact처럼 영상의 왜곡이나 noise의 출현보다는 RF field의 inhomogeneity에 의해 영상의 대조도(contrast)가 coil 근처에서 매우 급격히 변하는 형태로 나타난다. 특히 spine을 scan하는 경우 spine surface coil을 주로 사용하는데 coil에 가까운 부위에서는 먼 부위에 비해 신호의 강도가 너무 높게 나타나므로 병변의 감별에 영향을 주는 경우도 있다. 이런 artifact는 surface coil을 쓰는 경우 항상 나타나는 현상으로 영상처리를 통해서 전체 영상의 대조도를 교정하는 방법이 있다.

7. Magnetic field inhomogeneity

주 자기장의 inhomogeneity에 의해 생길 수 있는 artifact로는 영상의 왜곡(distortion)이 가장 흔하다. 이것은 자장의 shimming이 제대로 되어 있지 않을 때, 혹은 자성을 띤 물체가 환자의 몸이나 magnet 안에 있을 때 나타나게 된다. 또 다른 artifact로는 fat suppression할 때 magnetic field의 inhomogeneity에 의해 fat suppression이 부분적으로 일어나는 현상을 들 수 있다. 이 경우는 주로 손이나 발목 같은 부위를 fat suppression할 때 주로 나타나는데 젤이나 물을 이용한 패드를 이용함으로써 해결할 수 있다.

8. Eddy current

Eddy current는 gradient가 빠르게 켜졌다 꺼졌다 할 때 magnet bore의 금속에 여기 되는 전류를 말하는데, 이 전류에 의해서 gradient의 모양이 바뀌게 되고 따라서 만들어진 영상에 왜곡이 생기게 된다. 따라서 eddy current에 의한 영상 왜곡을 방지하기 위해 최근에 보급되는 대부분의 magnet들은 능동형

차폐(actively shielded) gradient 방식을 사용하여 eddy current를 최소화시키고 있다.

9. Slice overlapping

이 artifact는 서로 다른 여러 개의 각도로 spine을 scan 할 때 흔히 볼 수 있는데, 영상을 얻고자 하는 slice 들이 slice의 끝 부분에서 겹쳐짐으로써 실제 만들어진 영상에서는 영상의 한 쪽 부분에 검은 띠의 형태로 나타나는 현상이다.

10. Zebra

Moire' artifact 라고도 불리며 주로 gradient echo 펄스를 사용하여 가슴 혹은 복부를 scan 할 때 field 가 균일하지 않은 부위에서 원래 얻어지는 영상에 aliasing 에 의해서 생기는 신호가 겹쳐져서 생기는 현상으로 얼룩말 무늬를 나타낸다.

11. RF overflow

RF overflow artifact 는 전체적으로 균일하지도 않으면서 빛 바랜 사진 같은 영상을 나타낸다. 이 것은 receiver 에 의해서 받아들여지는 신호들이 너무 강해서 analog-to-digital converter 에 의해서 신호들이 정확하게 digitized 되지 않기 때문에 생기는 현상이다. Scanner 에서는 autoprescanning 에 의해서 이런 현상이 일어나지 않도록 receiver gain을 자동으로 조정한다. 그러나 autoprescanning 에 의해서도 이런 현상이 계속되면 receiver gain을 수동으로 낮춤으로써 해결할 수 있다.

참고문헌

1. Moriel NessAiver, *All you really need to know about MRI Physics*, Simply Physics, Baltimore, 1997
2. Ray H. Hashemi and William G. Bradley, Jr., *MRI Physics*, Williams & Wilkins, Baltimore, 1997
3. Stewart C. Bushong, *Magnetic Resonance Imaging Physical and Biological Principles*, Mosby, St. Louis, 1996