

Image formation and trade-off

가톨릭의과대학 이정휘

강의목표

- 1) 경사자장을 이용한 slice selection, spatial encoding 을 이해한다.
- 2) K space 의 의미와 실제 영상과의 관계를 이해한다.
- 3) Imaging parameter 가 SNR, resolution, scan time 에 미치는 영향을 이해한다.

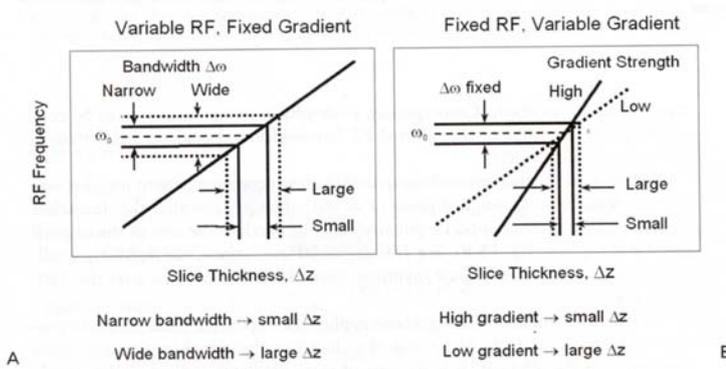
1. Spatial encoding

MRI 영상화는 3차원 공간인 인체에 분포하는 양성자들에서 나오는 MR signal 을 받아서 영상을 만들어내는 과정이다. 이 때 어느 부위(위치정보)에 있는 양성자들이 얼마나 큰 신호를 내는지(signal intensity) 를 알아야 한다. 이렇게 위치정보와 신호강도를 알기 위한 방법은 주자장(주자기장)에 경사자장(경사자기장)을 추가로 가하는 것이다.

대부분의 MRI 장비는 인체의 장축을 따라서 주자장을 형성하며 이 방향을 통상적으로 Z 축으로 표현한다. 편의상 축상면(axial image)을 얻는 상황으로 설명하겠다.

Larmor 방정식에 의해 양성자의 세차주파수는 양성자에 미치는 자기장의 크기에 정비례한다. 또한 RF pulse 의 주파수와 양성자의 세차주파수가 일치해야 양성자가 흥분된다. 만약 환자의 신체 전부분에 걸쳐 가해지는 자기장의 세기가 균등하다면 신체 전부분의 양성자에서 세차주파수는 동일하며, 이 경우 하나의 RF pulse 로 신체 전부분의 양성자가 흥분될 수 있다. 하지만 Z 축으로 경사자장(slice selection gradient)이 추가로 가해지면 인체의 위치별로 가해지는 총 자기장의 세기(주자장 + 경사자장)의 크기가 달라지게 되며 따라서 인체의 위치별로 양성자의 세차주파수가 달라진다 이 경우 하나의 RF pulse 를 가하면 세차주파수가 같은 부위의 신체단면에 있는 양성자들만이 흥분하게 된다 즉 Z 축으로 경사자장을 추가한 후 RF pulse 를 가하면 특정한 단면에 위치하는 양성자만 흥분시키고, 이 단면에서만 신호를 받으므로 결국 이 단면의 영상을 만들 수 있다. 이때 원하는 단면의 위치는 Larmor 방정식을 이용해 얻은 세차주파수와 같은 RF pulse 주파수를 조절하여 결정할 수 있다. 또한 경사자장의 기울기 정도나 RF pulse 의 bandwidth 를 조절하

면 흥분되는 단면의 두께를 결정할 수 있다(그림 1). 동일한 경사자장 기울기라면 bandwidth 를 크게 할수록 흥분되는 단면의 두께가 두꺼워진다. 또한 동일한 bandwidth 라면 경사자장 기울기를 작게 할수록 단면의 두께가 두꺼워진다.



(그림 1) 경사자장 기울기와 bandwidth 가 slice thickness 에 미치는 영향

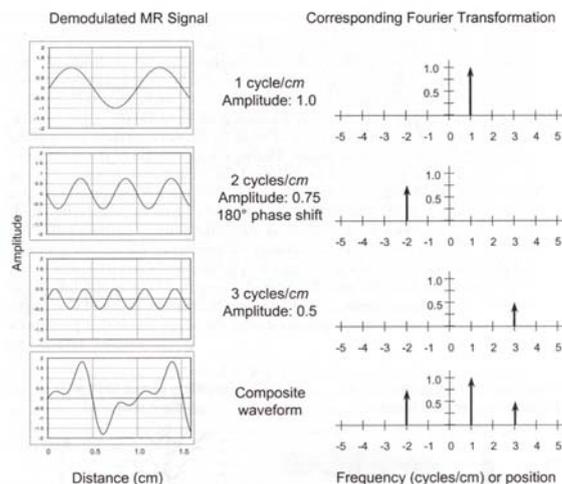
Slice selection gradient 에 의해 단면의 위치와 두께를 결정하면 X,Y 축으로 된 2차원 단면에 있는 양성자들만 신호를 발생한다. 이 단면의 모든 양성자들에서 나오는 신호강도는 하나의 신호로 합해져서 얻어지므로 양성자마다 X축,Y축 위치정보를 각인시키는 spatial encoding 과정을 거치게 된다. X축 Y축 두 방향이므로 encoding 도 두 가지가 있으며 phase encoding 과 frequency encoding 이라 한다.

먼저 좀 더 어려운 phase encoding 과정을 설명하겠다. 편의상 Y 축 방향(단면의 상하방향)으로 phase encoding 하는 상황을 가정한다. Slice selection gradient 에 의해 선택적으로 흥분된 XY 단면이 얻어진 상태에선 단면내의 모든 양성자는 같은 세차주파수를 갖는다(왜냐하면 동일한 자기장 세기에 노출되므로). 하지만 Y 축 방향으로 phase encoding gradient 를 추가로 가하면 상하 위치에 따라 노출되는 자장의 세기가 달라지게 된다. 역시 Larmor 방정식에 의해 자장이 세게 작용되는 상부에선 세차주파수가 높고 (즉 양성자가 빨리 회전하며), 자장이 약하게 작용되는 하부에선 세차주파수가 낮다. 이런 phase encoding gradient 를 제거하면 Y 축으로 경사자장이 없어지므로 다시 동일한 속도로 회전하게 된다. 즉 phase encoding gradient 를 잠깐동안 switch on and switch off 한다면 on 동안에 회전 속도차이에 의해 phase shift 가 발생하고 off 후엔 회전속도가 동일해지므로 phase shift 가 계속 유지되어 결국 Y 축 위치에 따라 양성자 회전에 위상차가 발생한다. Phase encoding gradient 의 기울기를 크게 할수록 위치별 양성자 위상차가 커진다. 또한 어느 쪽에 센 경사자기장을 가하는지에 따라서 어느 쪽에 있는 양성자를 빨리 회전시켜 + phase shift 시킬지 결정할 수 있다. 여기까지 시행하면 X,Y,Z 축 중 Y,Z 축의 위치정보가 해결되었다.

이제 마지막 남은 X 축으로 위치정보를 주는 frequency encoding 에 대해 알아

보자. 좌우방향으로 frequency encoding gradient 를 가하면 좌우 위치에 따라 자장세기가 달라지므로 위치별로 세차주파수가 다르게 된다. Frequency encoding gradient를 가하는 동안 신호를 얻게 되면 경사자장이 강한 부위에서 나온 신호는 세차주파수가 크고, 경사자장이 약한 위치에서 나온 신호는 세차주파수가 작다 (gradient 를 가하는 동안 신호를 읽으므로 read out gradient 라고도 함).

앞에서 설명한 과정을 거치면 결국 단면이 선택되고 그 단면의 각 X,Y 축 위치별로 나오는 신호마다 각각 frequency and phase encoding 방식으로 위치정보가 담겨있게 된다. 하지만 단면의 모든 위치에서 나오는 신호들이 한꺼번에 읽혀지므로 하나의 신호로 받게 된다. 이제 이렇게 얻어진 하나의 신호를 단면의 각 위치별 양성자에서 나오는 신호들로 각각 나눠야 한다. Sampling 된 신호는 시간에 따른 신호강도 크기의 파형으로 나오므로 먼저 Fourier transformation 이라는 과정을 거치면 주파수별로 신호강도 크기를 분리할 수 있다(그림 2).

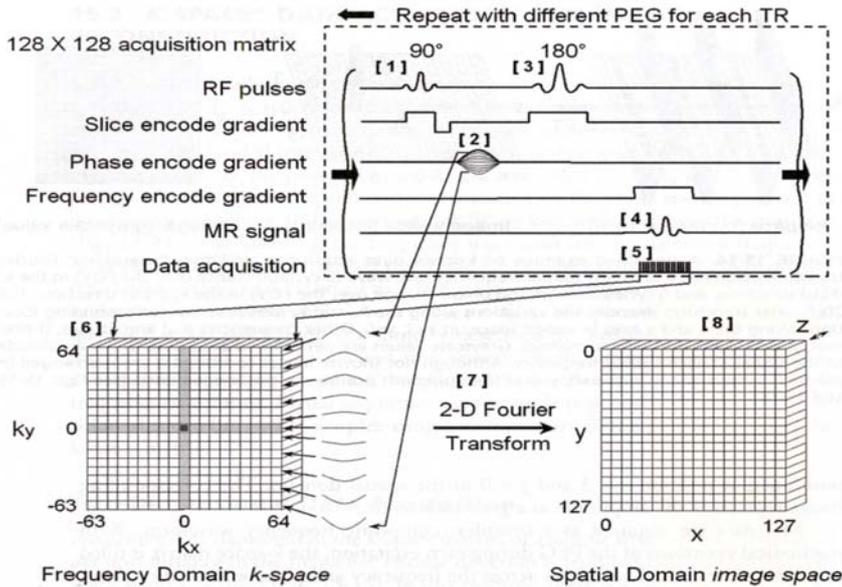


(그림 2) 시간에 따른 신호강도의 파형을 Fourier transformation 하면 주파수에 따른 신호강도로 바꾼다.

주파수별로 신호가 분리된다면 frequency encoding gradient 가 가해진 방향(앞 설명에선 X 축 방향)의 위치정보를 알 수 있다. 하지만 여전히 phase encoding gradient 가 가해진 방향(Y 축)의 위치정보는 아직도 알 수 없다. 수학에서 배운 방정식을 생각해보면 N 개의 미지수의 해답을 알려면 N 개의 방정식이 있으면 된다고 했다. 따라서 phase encoding gradient 방향으로 N 개의 미지수를 알려면 N 개의 phase encoding gradient 를 가하여 얻은 신호가 있으면 된다. 즉 한 단면의 영상을 얻어 위치정보를 알기 위해선 N 번의 서로 다른 phase encoding gradient 를 가해 얻은 신호들이 필요하며 N 은 matrix number 중 phase 방향의 수이다.

2. K space

앞에서 설명한 Fourier transformation 을 수행하기 위해 수학적 공간이 K space 가 필요하다. 실제 물리적 공간과는 다르지만 이해하기 쉽게 표현하자면 X Y 축을 갖는 사각형 평면과 비슷하며 횡축이 frequency, 종축이 phase 방향이다(그림 3).

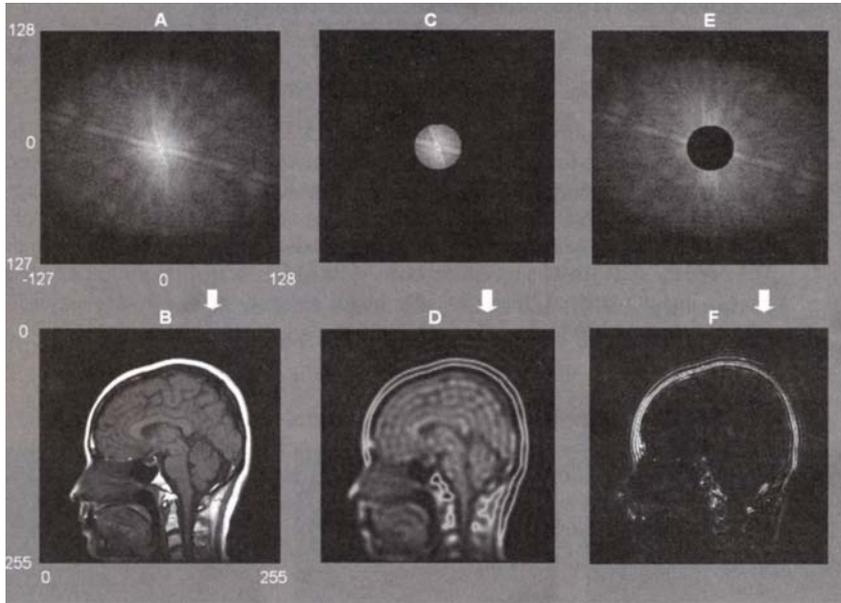


(그림 3) Kx 축은 frequency 이며 Ky 축은 phase 이다. F-transformation 에 의해 K space 가 image space 로 변환된다.

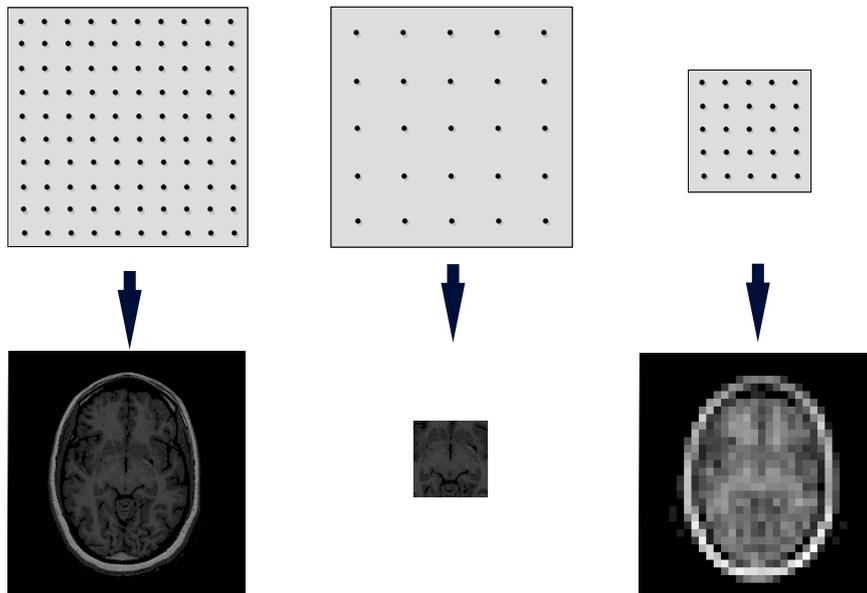
Phase encoding gradient 를 다르게 하면서 여러 번 신호를 얻게 되는데 이 신호들을 각각 하나의 횡선으로 K space 를 순서대로 채워나가며 K space 를 모두 채운 후 Fourier transformation 을 하면 실제 영상을 얻게 된다.

K space 는 실제영상과 비슷한 사각형 모양이지만 서로 다른 공간이다. K space 의 한 점은 실제 영상의 한 점과 직접 연결되지 않는다. K space 의 한 점은 실제 영상의 모든 점에 영향을 미치며, 반대로 실제 영상의 한 점은 K space 의 모든 점으로부터 영향을 받는다. K space 의 중심부로 갈수록 frequency encoding gradient 와 phase encoding gradient 가 약하게 되므로 얻어지는 신호강도가 커서 실제 영상의 contrast 에 주로 관여한다. 반면 K space 의 주변부는 encoding gradient 가 크므로 신호강도는 작지만 위치정보에 주로 관여한다(그림 4). 또한 K space 의 크기는 중앙에서 얼마나 먼 점들이 있느냐에 의해 달라진다. 중앙에서 멀수록 강한 gradient 를 가한 상태에서 얻은 신호이므로 실제영상에선 resolution 이 좋아지는 효과가 있다. K space 상 점들의 개수는 실제 영상에서 matrix number 이며, K space 의 크기는 실제 영상에서 resolution 과 비례한다. 따라서

실제영상에서 matrix number, resolution 의 변화를 고려하면 FOV 의 변화를 알 수 있다(그림 5). K space 를 일부만 채우거나 채우는 순서를 바꿔 고속영상 기법 이나 혈관촬영술 등에 이용된다.



(그림 4) K space 에서 각각 full space, center portion, peripheral portion 으로 얻은 영상의 차이.



(그림 5) K space 의 크기, matrix number 와 실제영상의 FOV, pixel size, resolution 과의 관계

3. Trade-off

MR signal 은 noise 라는 현상으로 교란된다. Noise 의 원인은 magnetic field inhomogeneity, thermal noise within RF coil, nonlinearity of signal amplifier 등의 장비 불안정성과, imaging processing 과정, 환자의 움직임 등이 있다. MR signal 과 noise 와의 연관성은 signal to noise ratio (SNR) 란 용어를 사용하며 ROI 에서 나오는 MR signal 과 ROI 외 부분에서 나오는 signal intensity standard deviation 의 비로 계산된다.

이상적인 MR 영상의 조건은 높은 SNR, 고해상도, 짧은 scan time 등이 있겠지만 이들은 서로 상충하는 효과가 있어 적절한 범위에서 조절이 필요하다. 또한 TR/TE, NEX, FOV, matrix size, pixel or voxel size, coil, field strength, K space filling technique, slice thickness, bandwidth 등의 여러 가지 parameter 에 의해 영향을 받는다.

1) SNR

영상을 얻는 pixel or voxel 을 크게 하면 많은 양성자에서 신호를 얻으므로 SNR 이 높아진다. 예를 들면 matrix number 를 줄이거나, slice thickness 를 두껍게 하거나 FOV 를 크게 하는 것이다. 또한 TR 을 길게 하면 종축자기장이 충분히 회복되므로 SNR 이 높아지며, TE 를 짧게 할수록 dephasing 이 적어져 SNR 이 높아진다. Main magnetic field strength 가 크면 parallel vs antiparallel protons 개수 차이가 많아져 신호를 내는 양성자가 많으므로 SNR 이 높아진다. NEX 를 높여도 SNR 이 높아진다. K space 를 일부만 채우는 기법은 양성자 신호를 일부만 받는 것이므로 SNR 이 감소한다. Surface coil 이나 phased array coil 을 이용하면 SNR 이 높아진다.

2) Resolution

Pixel or voxel size 가 작을수록 resolution 이 좋아진다. 따라서 FOV 를 줄이거나, matrix number 를 높이거나, slice thickness 를 줄이면 resolution 이 좋아진다.

3) Scan time

$$\text{Scan time} = \text{TR} \times \text{phase encoding steps} \times \text{NEX} / \text{echo train length}$$

TR 을 줄이거나, phase encoding steps 을 줄이는 rectangular FOV 를 사용하거나, NEX 를 작게 하거나, echo train length 를 크게 하면 영상을 빨리 얻을 수 있다. 그 외에 matrix number 를 줄이면 encoding steps 수가 감소하므로 scan time 이 줄어든다. Pixel or voxel size 를 키우거나 slice thickness 를 두껍게 하면 촬영 단면 개수가 줄어 결국 scan time 이 줄어든다. 또한 K space 를 일부만 채우는 기법도 scan time 을 줄인다.

참고문헌

1. Wood ML, Wehrli FW. Principles of magnetic resonance imaging. In Stark DD, Bradley WG. Magnetic Resonance Imaging. 3rd ed. St. Louis: Mosby, 1999:1-14.
2. Weishaupt D, Kochli VD, Marincek B. How does MRI work?. Berlin: Springer, 2003:21-42.
3. Westbrook C, Roth CK, Talbot J. MRI in practice. 3rd ed. Blackwell publishing, 2005:61-103.