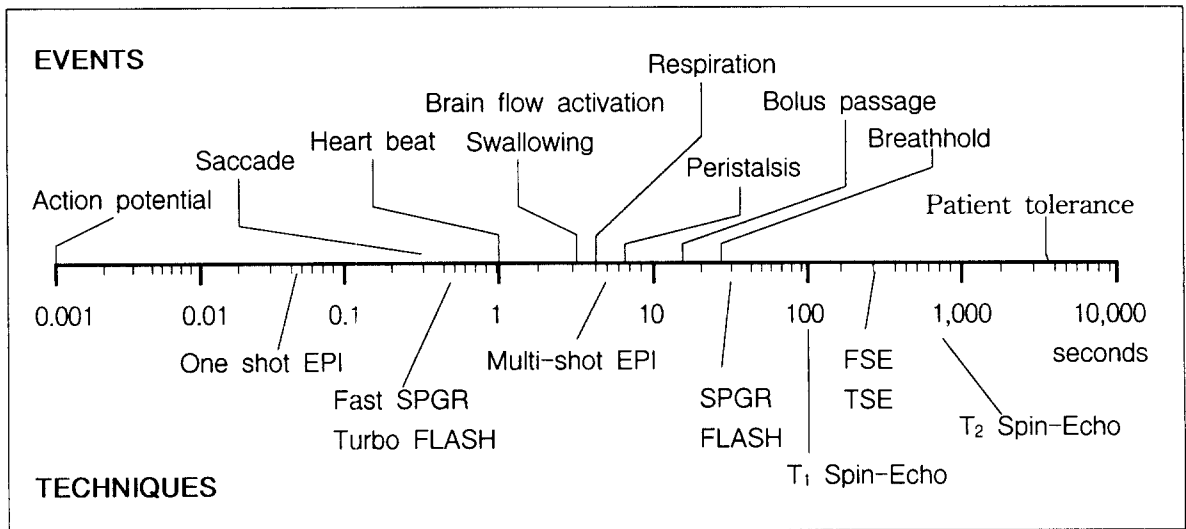


Clinical Applicability and Artefact of Echo-Planar Imaging

정은기, Ph.D.

연세대학교 의과대학 진단방사선학과

자기공명영상화 (MRI)에 관련한 연구는 특히 그의 소프트웨어와 하드웨어적인 면에서 지난 10여년간 급속히 발전해왔다. 최근에 임상 MRI 장비에의 EPI 장치는 가장 혁신적인 기술의 하나로 보인다. 한 환자에 대한 MRI 검사는 몇 개의 부검사로 이루어지고 이들 부검사는 각각 빠르기는 수십 초에서 길게는 십수분이 걸리고, 이 동안 환자는 특히 거시적인 움직임이 최소화하여야 한다. 그렇지 않을 경우에는 경우에 따라서 심한 영상인공물이 (artefact) phase-encoding 방향으로 나타나고, 때로는 이 움직임 artefact가 보고자하는 인체구조물에 해당하는 부위를 침투하여 판독에 어려움을 주기도 한다. EPI는 100msec내에 한 영상을 얻을 수 있는데 일종의 느린 광학사진을 찍는 듯 하다. 이 snap-shot 영상화법은 그 특성상 몇몇의 응용에 타 펄스열으로는 할 수 없는 중요한 역할을 할 수 있다. 그러나 EPI는 기존의 펄스열의 대부분을 대체하지 못한다. 예를 들어서 스피네코 펄스열은 EPI를 비롯한 어떤 펄스열보다 깨끗한 해부학적 영상을 제공한다. 다음의 그림은 인체의 physiologic process와 몇몇 대표적인 MR 기술과의 시간적인 비교를 나타낸다.



1. Brief introduction to EPI

- Concept of K-space

MR 영상화는 미지의 실공간 (spatial space)을 mapping하기 위한 전단계로서 이에 대하여 수학적 대응 공간인 k-space에서 data를 획득한다. 실공간에서 얻고자하는 영상의 행렬수가 $m \times n$ 이라면 원칙적으로 n 단계의 phase-encoding (PE)과 매 PE 단계에 대하여 m 개의 frequency-encoding (FE)을 하여야 한다. 이렇게 하여 채워진 가상공간인 k-space는 실공간과 같은 $m \times n$ 의 data점을 가지고 있고, 각각의 좌표점은 다음과 같이 모든 실공간으로부터의 NMR 신호가 벡터합으로 되어있다. 이 신호들의 k-space 집합을 Fourier 변환을 시키면 원하는 실공간에 대한 영상이 나온다.

NOTE: 이 실공간 영상은 k-space를 채우는데 이용된 영상화 변수들인 TR, TE 및 T1, T2에 관한 정보를 포함한다.

$$\text{Raw data in k-space: } S(G_x, g_y; t_x, T_y) = \sim \Delta z \int d^3v M(x, y) e^{-i\gamma(G_x x + g_y y + T_y)}$$

$$\text{또는 } S(k_x, k_y) = \sim \Delta z \int d^3v M(x, y) e^{-i\gamma(k_x x + k_y y)}$$

$$\text{FT --> spatial image: } M(x, y) = \sim \frac{1}{(\sqrt{2\pi})^3} \Delta z \int d^3k S(k_x, k_y) e^{i\gamma(k_x x + k_y y)}$$

$$M(x, y) = \rho(x, y) e^{-\frac{TE}{T_2}} \left(1 - 2e^{-\frac{(TR-TE/2)}{T_1}} + e^{-\frac{TR}{T_1}} \right)$$

- Conventional spin-echo 및 gradient-echo 펄스열

MR 영상화의 고전역할을 하는 스피네코나 gradient-echo 펄스열은 위의 $m \times n$ 행렬을 채우는데 각각의 PE 단계에 대하여 TR의 시간이 걸린다. 즉 전체 m 개의 PE를 끝내는 데 $m \times TR$ 만큼의 시간이 걸리고 TR은 수백 (msec) - 수초 (sec)이므로 전체 시간은 수십 분이 걸린다. 약간의 변형으로서 k-space의 중심을 포함한 약 60% data를 실제 측정하고 나머지를 영상 처리하는 방법이 있다.

- Fast spin-echo (FSE) / Turbo spin-echo (TSE)

Conventional 스피네코 펄스열을 이용하여 영상화할 때 각 PE 마다 TR의 시간이 걸리는 이유로 특히 T_2 강조영상을 만들기 위하여 10여분이 걸린다. FSE (GE사) 또는 TSE (Siemens사)는 한 번의 TR에 2~128개의 PE를 함으로서 k-space를 채우는 시간 즉 영상화 시간을 줄일 수 있다. 극단적으로 128 PE를 한 번에 하는 one shot FSE 또는 HASTE등은 이 k-space를 단 한 번의 rf 여기 (excitation)에 의하여 영상화하나, 실제로 data를 숫자화 (sampling)하는 측정시간이 수백msec 이상이 걸리므로 이 사이에 각기 다른 PE 단계의 에코들 사이에 T_2 blurring등이 나타난다.

- EPI: Echo-Planar-Imaging

1978년에 Mansfield에 의해 처음으로 시도된 방법으로서 영상화를 위한 전체 PE 단계의 k-space data가 한 TR에 모두 측정되는 방법으로서, data sampling 시간은 100msec 이내이다. 이에 단 한번에 전 PE를 마치는 one-shot EPI와 여러 번에 나누어서 얻는 multi-shot (또는 interleaved) EPI가 있다. 그리고 180° rf 펄스의 있고 없음에 따라서 gradient-EPI (GEPI)와 spin-echo EPI (SEPI)로 나눈다. 기본 방법이 제시된 이래 임상용 MR 장비에 설치되기까지 오래 걸린 주된 이유는 이를 위한 하드웨어의 발전이었다.

K-space를 어떻게 채우냐에 따라서, spiral EPI, blipped EPI, constant EPI 등 여러 가지가 있다.

2. EPI를 위하여 필요한 하드웨어

One shot EPI는 약 100 msec내에 한 영상에 대한 전체 data를 획득한다. 이렇게 하기 위하여서는 특별한 하드웨어가 필요하다. 첫째는 강하고 ($G_{max} > 20$ mT/m) 빠른 (100-500 msec/ G_{max}) 선형자계 장치이고, 둘째는 매우 빠르게 들어오는 EPI data를 최고 1 MHz (1 million/sec)의 속도로 숫자화할 (sampling) 수 있는 고속 수신장치이다. 참고로 최근 고선형자계 장치가 설치되기 전의 MR 영상 장비들은 대개 $G_{max} = 1$ mT/m의 세기와 1 msec/ G_{max} 의 자계 switching 속도를 가지고 있다.

영상화시간이 짧아서 많은 양의 raw data를 받아들일 수 있는 256-512 MB정도의 RAM이 필요하다.

3. EPI의 clinical application

EPI는 기존의 영상화 방법들을 대체하지 않는다. Multi-shot EPI의 경우에는 기존의 FSE/TSE 또는 SPGR/FLASH 등의 방법과 그의 임상적 이용도를 비교 검토가 필요하고, 병행 사용이 가능하다. 그러나 EPI 펄스열이 줄 수 있는 빠른 측정은 다른 펄스열이 할 수 없는 몇 가지 검사 및 연구가 가능하다. 그 중에 대표적인 응용으로서 diffusion imaging, perfusion imaging, 그리고 functional imaging 등이 있다.

(1) Diffusion imaging: 인체 조직내의 물분자의 확산에 의한 MR 신호의 감쇄정도를 강조영상화 하거나 (Diffusion weighted imaging: DWI), 또는 확산계수를 영상화하는 방법으로 스피네코 계열의 펄스열을 사용하여 refocus용 180° rf 펄스의 앞뒤에 약 20-40 msec의 강한 확산 감지용 선형자계를 가한다. 확산에 의한 분자의 이동이 sub-millimeter의 단위이므로 이 정도의 작은 움직임에 의하여 물 분자내의 양성자가 큰 위상변화를 가지게 하고, 그로 인하여 위상기억을 상실케 함으로서 측정되는 영상에서 신호의 감쇄를 만들기 위하여 하드웨어적으로 두 가지를 갖추어야 한다. 첫째는 강한 선형자계를 사용하여 확산 자계를 거는 시간을 짧게 하고 확산에 의한 dephasing이 많이 일어나게 하여야하고, 둘째는 영상화 중에 발생하는 인체의 거시적인 움직임에 의한 motion artefact의 최소화이다. 기존의 스피네코 펄스열을 사용할 경우에는 motion artefact때문에 거의 50

% 이상 영상화에 실패한다. 이 EPI 펄스열은 두가지 조건을 다 만족하는데, one-shot 스핀에코 EPI를 이용하면 거시적인 움직임이 “frezed”되어 있으므로 믿을 만한 확산간조영상들이 획득된다.

(2) Perfusion imaging: T1 조영제인 Gd-DTPA나 기타 T2 조영제를 bolus로 주사하고 조직 내로 이들 조영제가 혈류와 함께 perfusion에 의해 들어가면서 측정되는 영상에서 시간에 따른 신호의 T1 조영제에 의한 증가나, T2 조영제에 의한 감쇄의 시간적 변화를 보는 방법으로서 (또는 이들 조영제에 의한 지역적 자화율에 의한 신호 감쇄), 영상화시간이 길수록 평균화 효과가 나타나므로 부정확한 동적정보를 얻게 된다. 특히 신호가 빠르게 변화하는 부위일수록 conventional 선형자기 장치에서 perfusion imaging에 사용가능한 고속영상화용 펄스열인 SPGR/FLASH와 같은 기존의 펄스열로서 검사할 경우에 영상화 시간이 적어도 수초 이상이 걸리므로 정확성이 많이 떨어진다. 자화율에 의한 효과를 Gradient EPI 펄스열을 사용한다.

(3) Neuro functional imaging: 감각적 자극에 의하여 뇌에서 감지가 일어날 때 이에 해당하는 뇌상 피 부위에 상자성 (paramagnetic)인 산화헤모글로빈 (oxyhemoglobin)을 많이 포함한 혈류가 흐르고 실제 조직에서 사용되는 산소량은 크게 증가하지 않아 순간적으로 이 부위가 상자성 상태가 된다. 반면에 자극이 없을 때에는 상대적으로 많아진 de-oxyhemoglobin때문에 반자성 상태가 된다. 이 두 상태의 자화율에 의한 T2' 신호 감쇄를 gradient-echo 펄스열을 사용하여 자극되는 상태와 자극하지 않는 상태에서 각각 수십개를 얻고, 이들 각각 영상끼리의 차이를 산술적, 통계적으로 처리하여 자극에 대한 감지상피의 위치를 영상화 할 수 있다. 기존의 고속 gradient-echo 펄스열을 이용할 수도 있으나, EPI는 이들보다 시간적 분해능이 월등하여 그 효과를 더 잘 나타나게 한다. T2' 효과를 강조하기 위하여 Gradient EPI 펄스열을 사용한다.

4. EPI에 관한 영상 artefact

Conventional 스핀에코 영상화의 경우에 우리가 흔히 볼 수 있는 영상 artefact들로서 물과 지방질내의 양성자들 사이에 화학전이 차이와, 자화율 (magnetic susceptibility)의 공간적인 급격한 변화등의 off-resonance에 의한 artefact와 영상화 시간 중에 physiologic motion에 의한 motion artefact로 크게 두 가지로 구분할 수 있다. 이들 artefact들은 그 기전과 MR 펄스열에 따라서 off-resonance에 의한 artefact는 frequency-encoding 방향으로 나타나고, motion은 PE 방향으로 나타난다.

그러나 EPI는 이들 artefact의 방향성이 다르게 나타난다. One-shot EPI의 경우에 웬만한 속도의 physiologic motion은 data 획득 시간인 100msec 중에 움직임이 거의 멈춘 상태이어서 이에 의한 artefact가 거의 없다. 그러나 off-resonance에 의한 artefact는 phase-encoding 방향으로 매우 심하게 나타날 수 있다. 그리고 Nyquist-ghost라는 새로운 artefact가 PE 방향으로 나타날 수 있다. 예를 들어서 1.5 T 자기장에서 224 Hz의 화학전이차는 화소당 적어도 약 2 kHz인 FE 방향으로 한 화소도 이동하지 못하므로 그 방향으로의 artefact가 없다. 그러나 총 data sampling

시간이 100 msec인 경우에 이는 PE 방향으로 각 화소당 $1/100 \text{ msec} = 10 \text{ Hz}$ 에 해당하고 즉 224 Hz는 약 22 개의 화소 만큼 이동하는 artefact가 생긴다.

Artefact의 근원과 수정방법으로서 다음의 세 가지의 예를 들 수 있다.

(1) Phase-encoding 방향으로의 timing error: EPI에 대한 k-space를 채울 때 대표적으로 사용되는 방법인 zigzag형 EPI 방법에서 각각의 PE 단계에 대하여 echo는 중심점에 대하여 좌우로 약간씩 이동되어 있을 수 있는데 이에 의하여 Nyquist ghosting artefact가 생길 수 있다. K-space의 center line을 두 번 서로 다른 방향으로 측정하고 이 둘 사이에 얼마나 echo peak가 이동되었나를 측정함으로써 timing error에 의한 artefact의 일부를 수정할 수 있다.

(2) Off-resonance (chemical shift, magnetic susceptibility): 지방질에 의한 chemical shift artefact는 스핀에코의 경우에 비하여 훨씬 심하게 나타날 수 있어서 EPI 영상화 시에 지방 억제는 필수이다. 그러나 공간적인 자화율이 급격하게 변하는 부위에 의한 susceptibility artefact는 스핀에코 펄스열로 영상화하는 경우와 마찬가지로 그의 크기를 줄이거나 PE와 FE 방향을 바꿈으로서 그 방향을 바꿀 수는 있지만 아주 없앨 수는 없는 듯하다.

(3) 자기장 shimming이 좋지 않을 경우의 선형자계의 불균일성 또는 맴돌이 전류 (eddy current)에 의해 발생하는 자계: 위상을 이용하여 얻어지는 EPI영상에서 eddy-current에 의한 artefact의 일부는 수정될 수 있다.