

초고속 자기 공명 영상 기법

- Echo Planar 영상 및 Spiral Scan 영상*

안 창 범

Echo Planar Imaging (EPI) 과 Spiral Scan 영상은 초고속 자기공명영상 기법으로서 전체 k-space의 데이터를 한번 scan에 다 받을 수 있기 때문에 데이터 측정시간을 100ms 이내로 단축시킬 수 있다. 이러한 초고속 영상 기법은 최근 활발히 연구되고 있는 뇌기능 영상과 관련하여 중요도가 더욱 커지고 있다. EPI는 직각좌표계에서 데이터를 받기 때문에 재구성은 비교적 쉬우나 eddy current를 많이 야기시키는 단점을 가지고 있다. 반면에 Spiral Scan 영상은 먼저 데이터를 원 또는 직각좌표계로 interpolation을 한 후 재구성하여야 하는 단점이 있으나, 상대적으로 eddy current가 작고, 방향과 무관하게 균일한 point spread function을 가지며, 혈류와 관련한 위상이 스스로 rephasing 되어 심장 영상 등에 유리한 장점이 있다.

서 론

Echo planar imaging(EPI) 은 1977년 Mansfield에 의하여 제안되었다(1). Conventional Fourier 영상과 달리 EPI 영상방법은 전 spatial frequency(k-space) 데이터를 한번에 받을 수 있기 때문에 측정시간을 100ms 정도로 단축할 수 있는 잇점을 가지고 있으나, 강한 경사 자계 (gradient field) 와 높은 slew-rate를 갖는 증폭기가 요구되고, 심한 eddy current 및 inhomogeneity 와 관련한 artifact의 발생으로 임상적용에는 한계점이 많았다. 이러한 문제점들은 self-shielded 경사 자계 코일과 electronics의 발전으로 많이 해결되었으며, 특히 최근 활발히 연구되고 있는 functional MRI(f-MRI)와 관련하여 초고속영상에 더욱 관심이 모아지고 있다. Spiral 영상기법은 EPI가 가지고 있는 방향에 따른 불균일 point spread function과 큰 eddy current를 야기하는 빠르게 반전하는 구형과 모양의 경사 자계 파형을 개선하기 위하여 제안되었다(2,3). Spiral 영상기법은 방향성이 없는 균일 point spread function을 가지며, 선형적으로 증가하는 sinusoidal 파형의 경사 자계로 구성되어 있어 eddy current의 발생이 현저하게 작고, eddy current가 발생하여도 재구성 영상에서 단순한 회전형태로 나타나기 때문에 쉽게 보정이 가능한

장점이 있다. 또한 혈류와 관련한 위상이 스스로 rephasing 되는 효과가 있어, 심장영상, coronary artery 영상 등에 효율적인 것으로 알려져 있다(4,5).

Conventional EPI 영상

Mansfield 가 처음 제안한 EPI 의 k-space 궤적은 zig-zag 형태로써, 영상을 재구성하는데 어려움이 있어 그림 1에서 보인 변형된 Blipped EPI 가 많이 사용된다. Blipped EPI의 경우 k-space 궤적이 직각좌표계와 일치하므로 2차원 Fast Fourier Transform(FFT)을 이용하여 재구성을 하게 된다. Blipped EPI를 구현하기 위한 pulse sequence를 그림 2와 3에 보였다. 그림 2는 90°와 180° RF pulse를 이용하여 spin echo를 만든 후 spin echo가 나타나는 곳에 반전하는 사다리꼴 pulse train(readout gradient)을 가하여 k-space를 scan 하게 된다. 이때 사다리꼴 pulse 다음에 ky 방향으로의 증가분 만큼에 해당하는 phase encoding gradient를 가한다. 그림 3은 α°의 RF pulse를 가한 후 gradient echo를 생성하여 k-space를 scan 하는 pulse sequence 이다. 그림 2 또는 3의 pulse sequence를 사용하여 데이터를 받을때 eddy current 때문에 echo가 원하는 위치에 나타나지 않는 경우가 많다(6-7). 이렇게 되면 데이터 정렬이 제대로 되지 않아 재구성 영

대한자기공명의과학회지 3:6-12(1999)

광운대학교 전기공학과

*본 연구의 일부는 산업자원부에서 시행하는 공업기반기술개발사업의 지원을 받았음.

접 수 : 1998년 12월 15일, 채 택 : 99년 2월 9일

통신저자 : 안창범 서울시 노원구 월계동 447-1 광운대학교 전기공학과

Tel. 82-2-940-5148 Fax. 82-2-909-3159 E-mail. cbahn@daisy.kwangwoon.ac.kr

상에 심각한 문제점을 가져온다. echo 정렬 및 위상변화가 재구성 영상에 미치는 영향을 살펴보기 위하여 컴퓨터 모의실험을 통하여 그림 4의 왼쪽영상을 k-space 데이터로 바꾼 후 데이터의 정렬이나 위상 등을 맞추지 않고(+/-2 sample points, +/-100°) 재구성하였을 때 얻어지는 영상을 오른쪽에 보였다. 그림 4에서 보듯이 데이터의 정렬이나 위상이 맞지 않았을 경우 영상에서 ghost artifact 등이 나타나 영상의 선명도가 많이 저하됨을 알 수 있다.

EPI 영상에서 이러한 echo 정렬 및 위상변화를 해결하기 위하여 본 실험에 앞서 pre-scan(reference scan)에서 phase encoding gradient 없이 반전하는 readout gradient 만으로 echo를 수집하여 위상보정(데이터 정렬)을 할 필요가 있다(8). 이를 위한 EPI 실험의 데이터 구조를 그림 5에 나타내었고, 위상 보정 과정을 그림 6에 나타내었다. 시간 영역에서의 echo 위치의 이동은 Fourier 변환 영역에서 선형위상에 해당하므로 1차원 FFT 후의 위상 보정으로 데이터 정렬 및 위상변이

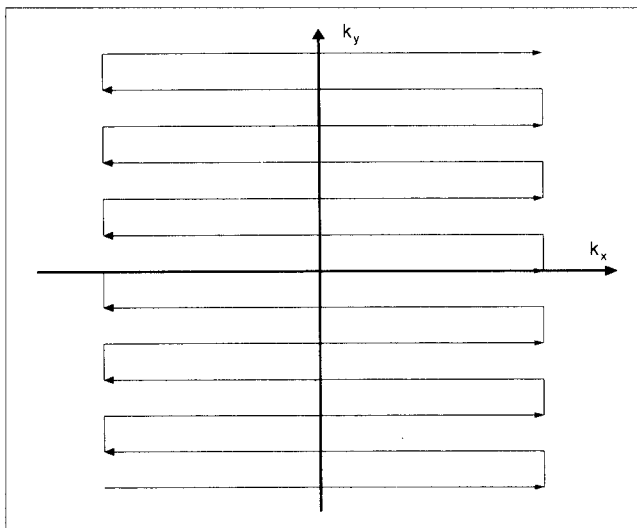


그림 1. Blipped EPI의 k-space 궤적

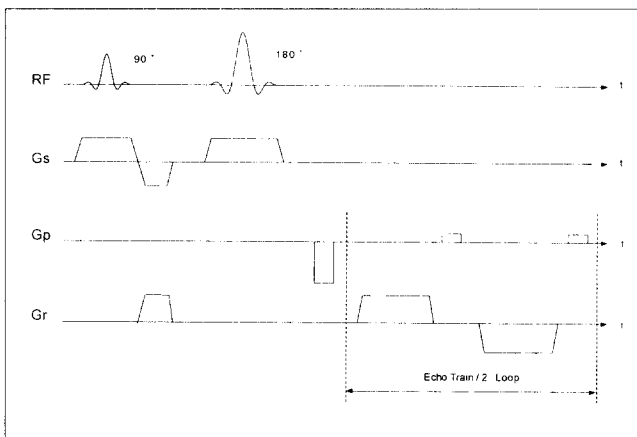


그림 2. Spin Echo를 기초로 한 EPI pulse sequence

모두를 보정할 수 있다.

EPI 영상은 gradient echo를 이용하고, 데이터 acquisition 구간이 길기 때문에 field inhomogeneity에 매우 민감하다. Inhomogeneity는 main magnetic field 등과 관련한 외부 inhomogeneity와 화학적 천이(chemical shift), susceptibility 등과 관련한 내부 inhomogeneity로 나눌 수 있다. Main magnetic field inhomogeneity는 higher order shimming(9)을 이용한 hardware적인 방법이나 field map 등을 이용한 software적인 방법으로 개선할 수 있다(10). 화학적 천이 artifact를 제거하기 위해서는 먼저 CHESS pulse(11) 등과 같은 preparation pulse를 가하여 fat(water)을 saturation 시킨 후 water(fat)에 대하여 영상을 얻는다.

Spiral Scan 영상

EPI 영상을 개선하기 위하여 제안된 Spiral Scan 영상은 k-space에서 spiral 궤적을 갖는다. 그림 7은 일반적인 Interleaved Spiral Scan 영상의 궤적을 나타낸 것이다(Single-shot Spiral 영상의 경우 interleaving 횟수가 1이다). 그림 7에서 k-space 변수 $k_x(t)$ 및 $k_y(t)$ 는 다음과 같이 주어진다.

$$\begin{aligned} k_x^i(t) &= \gamma a t \cos(bt + c_i) \\ k_y^i(t) &= \gamma a t \sin(bt + c_i) \end{aligned} \quad (1)$$

여기에서 a와 b는 Spiral Scan 궤적의 radial 방향의 확장

$$\text{단, } c_i = \frac{\pi \cdot (i-1)}{I}, \quad i=1,2,\dots,I$$

속도와 각속도를 결정하는 상수로써 재구성하려는 영상의 pixel 크기에 따라 Nyquist sampling 이론에 의하여 결정된다. c_i (i 는 interleaving index)는 k-space에서 서로 다른 Interleaved Spiral Scan 궤적을 만들기 위한 위상이며, I 는

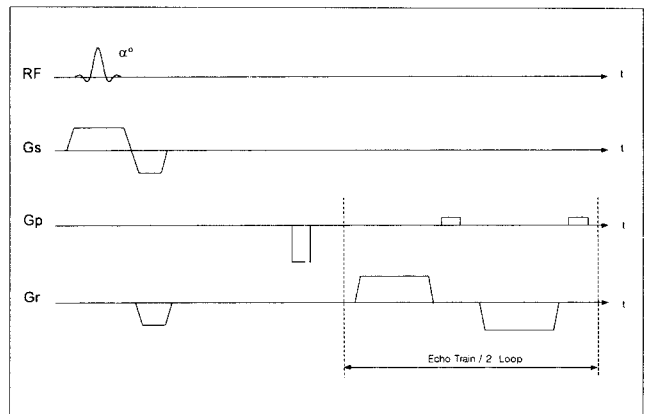


그림 3. Gradient Echo를 기초로 한 EPI pulse sequence



그림 4. Echo 정렬 및 위상값의 변동에 대한 컴퓨터 모의 실험
a 원영상, **b** echo 정렬 및 위상이 맞추어지지 않았을 때 얻어지는 영상

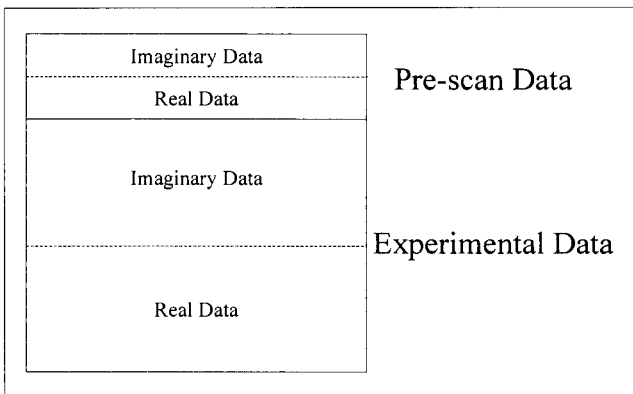


그림 5. 위상 보정을 고려한 EPI 데이터의 구조

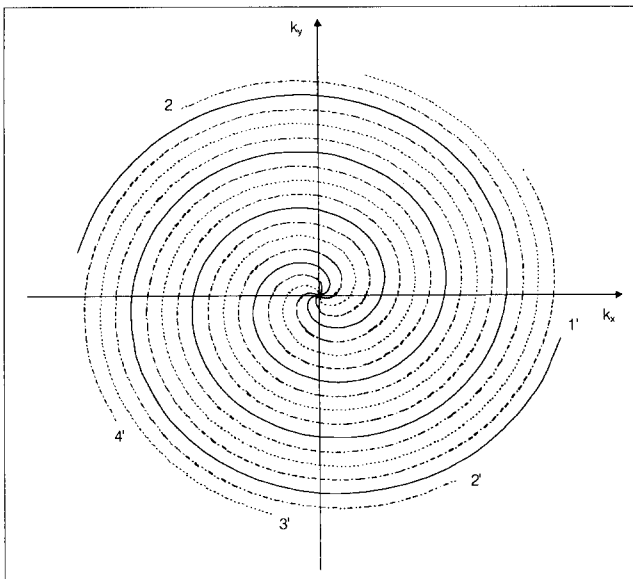


그림 7. Spiral Scan 영상의 k-space 궤적

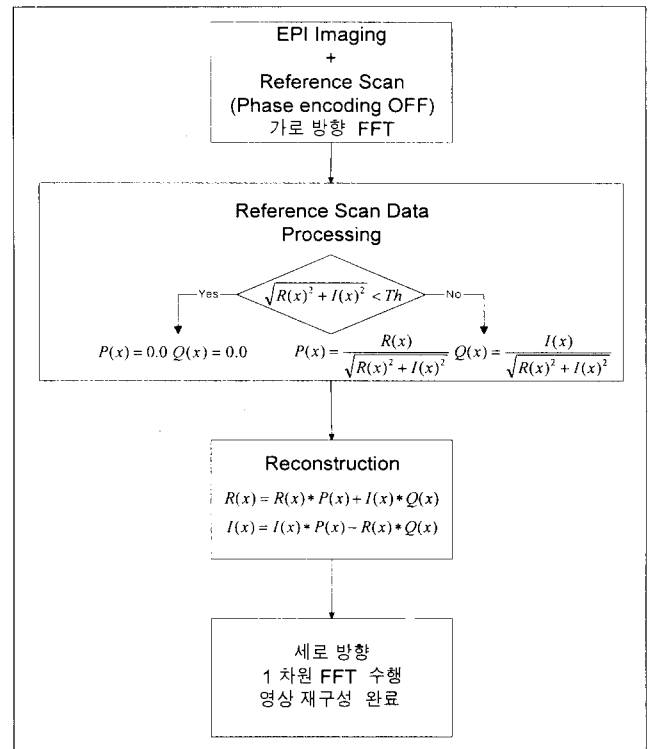


그림 6. EPI 데이터 위상 보정 및 영상 재구성을 위한 flow-chart

interleaving 횟수이다. 이러한 궤적을 얻기 위하여 가해줘야 하는 경사자계는 [1]식을 미분하여

$$\begin{aligned}
 G_x^i(t) &= a \cos(bt + ci) - abt \sin(bt + ci) \\
 G_y^i(t) &= a \sin(bt + ci) + abt \cos(bt + ci)
 \end{aligned} \quad [2]$$

[2]식을 이용하여 이차원 Spiral Scan 영상을 위한 pulse sequence를 그림 8에 나타내었다. 그림 8에서 보듯이 경사자계

의 파형이 완만하게 변화하기 때문에 eddy current 효과가 줄어들는다. 또한 T2 decay에 따른 point spread function 이 방향과 무관하게 균일하다는 특징이 있다(2). Spiral Scan 궤적의 데이터 위치는 극좌표(r, θ)에서 동심원에 가까우며, 한 사분면에서 radial 방향으로 등간격이고, 원점대칭인 사분면의 데이터 위치의 사이에 놓여진다. Complex conjugate symmetric 성질을 이용하여 radial 방향으로 등간격의 sampling 값을 얻을 수 있고, 이것을 radial 방향으로 일차원 FFT를 하면 projection 데이터가 얻어진다. 이 때 얻어지는 projection 데이터는 k-space 원점에 대하여 θ_m 에 따라 Δ_m 만큼 shift되어 있다.

$$\Delta_m = \delta \frac{2m^1}{N_\theta \cdot I}, m=0,1,2,\dots,N_\theta/2-1 \quad (3)$$

$$m^1 = \text{mod}(m, N_\theta/2I)$$

여기에서 δ 는 complex conjugate symmetric filling을 한 후의 sampling 간격, N_θ 는 한 회전당 sampling 개수를 나타낸다. 이러한 shift term 을 보정하기 위하여 radial 방향으로 일차원 FFT를 한 후 $\exp(-jkr \Delta_m)$ 을 곱한다.

Shift term을 보정하여 얻은 projection 데이터는 k-space의 원점 부근의 데이터가 비어 있게 되어 offset을 야기시킨다. 이 부분은 주파수 영역에서 dc성분에 해당되며, Δ_m 이 θ_m 각도

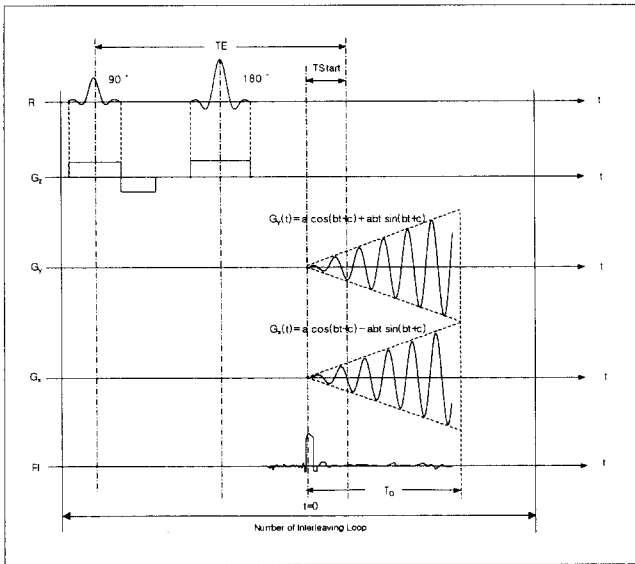


그림 8. Spiral Scan 영상의 pulse sequence

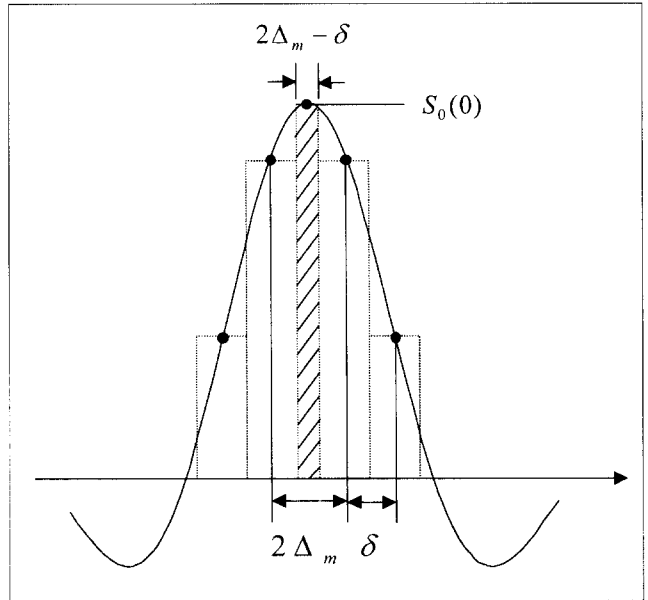


그림 10. Spiral Scan 영상에서 dc offset 보정 ($2\Delta_m > \delta$ 인 경우)

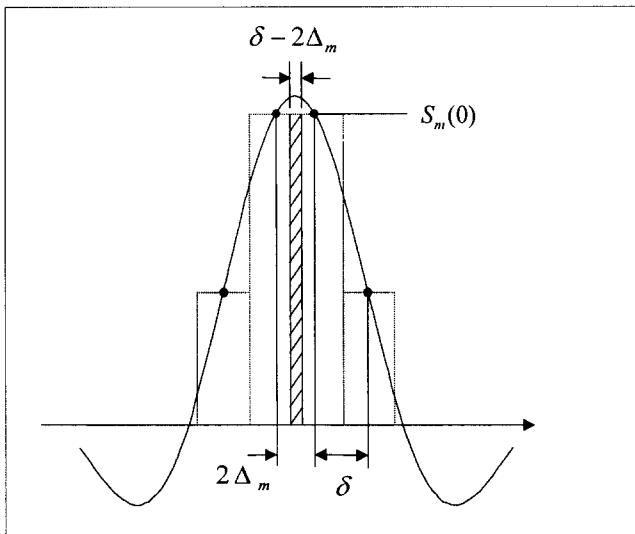


그림 9. Spiral Scan 영상에서 dc offset 보정 ($2\Delta_m < \delta$ 인 경우)

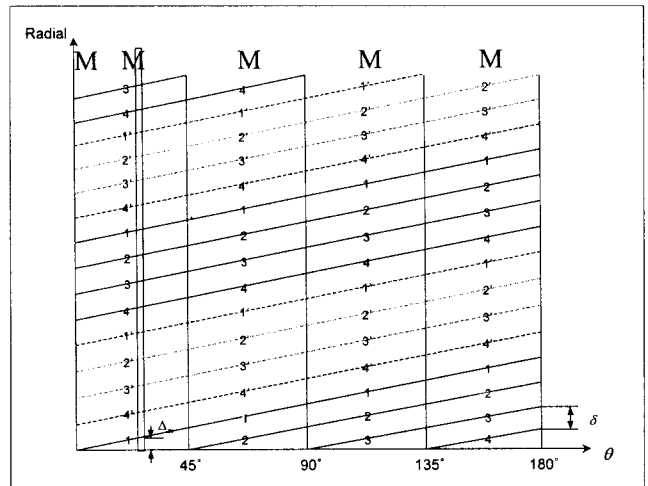


그림 11. Interleaved Spiral Scan 영상의 데이터 배열

안정법

에 따라 달라지므로 각 방향에 대한 projection 데이터는 서로 다른 offset을 갖게 된다. 이러한 가변 offset은 재구성영상에서 artifact를 야기시킨다. 이를 해결하기 위하여 아래와 같은 dc-offset 보정이 필요하다(12).

$$DC_{\text{Offset}}^m = S_m(0) \cdot (\delta - 2\Delta_m) \quad [4]$$

여기에서 $S_m(0)$ 는 θ 각이 θ_m 일때 radial방향의 데이터 set의 첫번째 데이터를 나타낸다.

i) $2\Delta_m < \delta$ 인 경우

$$\text{Radial방향의 각도가 } \frac{\pi(i-1)}{I} \leq \theta \leq \frac{\pi(i-1)}{I} + \frac{\pi}{2I}$$

($i = 1, 2, \dots, I$)인 경우로, dc성분 구간에서의 sampling간격 ($2\Delta_m$)이 나머지 구간에서의 sampling 간격 δ 보다 좁다. 따라서, 그림 9의 빗금 친 부분만큼의 면적이 더 들어간 경우로, 아래의 식으로 주어지는 offset의 값을 projection 데이터에서 빼줌으로써 보정을 한다.

ii) $2\Delta_m > \delta$ 인 경우

$$\text{Radial방향의 각도가 } \frac{\pi}{2I} + \frac{\pi(i-1)}{I} \leq \theta < \frac{\pi i}{I} \text{ 인 경우로,}$$

dc성분 구간에서의 sampling간격($2\Delta_m$)이 나머지 구간에서의 sampling 간격 δ 보다 넓다. 따라서, 그림 10에서 보인 빗금 친 부분의 면적만큼 dc성분이 모자라는 경우로 아래의 식으로 주어지는 offset의 값을 projection 데이터에 더하여 줌으로써 보정을 한다.

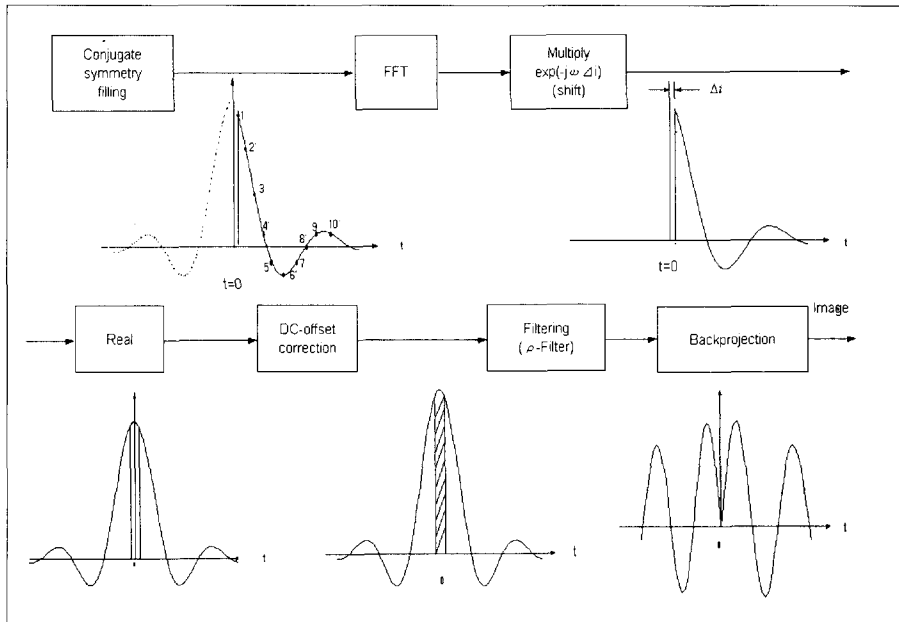
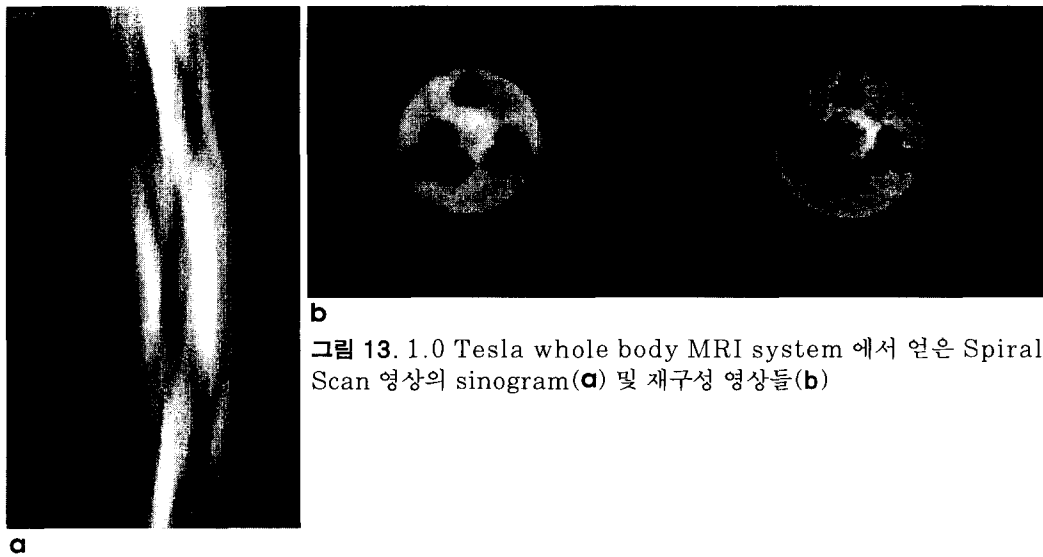


그림 12. Spiral Scan 영상 재구성 과정



b
그림 13. 1.0 Tesla whole body MRI system 에서 얻은 Spiral Scan 영상의 sinogram(a) 및 재구성 영상들(b)

$$DC_{\text{Offset}}^m = S_0(0) \cdot (2\Delta m - \delta) \quad (5)$$

여기에서 $S_0(0)$ 는 k-space상에서 Spiral Scan케적으로 sampling되는 첫 번째 원점 ($\theta=0^\circ$)의 데이터이다.

그림 11은 재구성을 위한 Interleaved Spiral Scan 영상의 데이터 배치를 $I = 4$ 를 한 예로 하여 보여주고 있다. 그림 11에서 가로 방향이 각도를 나타내고, 세로 방향이 radial 방향을 나타낸다. 또한 n' 은 n 의 complex conjugate 를 나타낸다. 그림 11의 세로 방향 데이터(radial 데이터)에 대하여 앞에서 언급한 Fourier 변환, shift term 보정, dc offset 보정 등을 적용하게 되면 projection 데이터가 얻어지게 되고, 이것을 filtered backprojection을 하게 되면 재구성 영상이 얻어진다. 그림 12는 radial data에 적용되는 재구성 과정을 보여주고 있다. 이렇게 하여 얻어지는 극좌표에서의 재구성 방법이 spiral 데이터를 직각좌표계로 이차원 interpolation 하여 이차원 FFT를 이용한 재구성 방법(13)보다 우수한 것으로 알려져 있다(14).

그림 13은 1.0 Tesla conventional whole body MRI 시스템(Magnum 1.0 T)에서 얻은 sinogram 과 재구성 영상들이다. 그림 13에서 보인 sinogram 은 projection 데이터를 보여주는 것으로(가로: r , 세로: θ) filtered backprojection 기반 재구성 알고리즘에서 사용된다. 가운데 영상은 64×64 single shot 영상으로 100ms 이내에 얻어진 영상(데이터 acquisition period: 32.32ms)이다. 오른쪽의 영상은 128×128 , 4 interleaved 영상(데이터 acquisition period: 32.64ms)이다. Interleaved 영상의 경우 resolution 은 향상되나 전체 k-space 데이터를 4번으로 나누어 받아야 하기 때문에 실시간으로 영상을 얻는데는 어려움이 있다.

결 론

Fast gradient echo를 이용한 초고속 자기공명영상기법으로 잘 알려져 있는 Echo Planar Imaging(EPI) 과 Spiral Scan 영상은 데이터 측정시간을 100ms 이내로 단축시킬 수 있어 time resolution 이 중요한 diffusion, perfusion 영상, 심장 영상, coronary 영상 등의 다양한 분야에 응용이 되고 있다. 이러한 초고속 영상 기법은 최근 활발히 연구되고 있는 뇌기능 영상과 관련하여 중요도가 더욱 커지고 있다. EPI는 직각좌표계에서 데이터를 받기 때문에 재구성은 비교적 쉬우나 eddy current를 많이 야기시키는 단점이 있다. 반면에 Spiral Scan 영상은 먼저 데이터를 원 또는 직각좌표계로 interpolation을 한 후 재구성하여야 하는 단점이 있으나, 상대적으로 eddy current가 작고, 방향과 무관하게 균일한 point spread function을 가지며, 혈류와 관련한 위상이 스스로 rephasing 되어 cardiac 영상 등에 유리한 장점이 있다.

초고속 영상을 적용하기 위해서는 eddy current의 유발이 매우 작은 shielded 경사 자계 coil 과 slew rate이 높고 전류

drive 능력이 큰 경사 자계 booster 및 증폭기 (15), 높은 경사 자계를 만들 때 발생하는 열을 식히기 위한 gradient cooling system 등이 요구된다.

또한 높은 데이터 sampling rate 와 복잡한 경사 자계 파형을 발생시킬 수 있는 spectrometer 등의 hardware 지원이 필요하다. 초고속 영상은 넓은 bandwidth를 사용하기 때문에 bandwidth에 비례하여 증가하는 잡음을 보상하기 위하여 상대적으로 신호가 큰 고자장시스템이 필수적이라 할 수 있다.

초고속 영상을 위한 software 측면으로는 다양한 공간 및 시간적 외부 field inhomogeneity(main magnetic field, eddy-current-induced field 등) 와 sample 과 관련한 내부 inhomogeneity(물과 기름의 화학적 천이, susceptibility 등)를 극복하기 위한 다양한 pulse sequence 및 correction algorithm이 요구된다. 또한 주어진 환경 내에서(경사 자계 코일 및 eddy current, 경사 자계 증폭기, sample 의 T2 값 등) artifact를 가장 적게 유발하면서 전체 k-space를 scan 할 수 있는 효율적인 scan geometry(직각좌표계: EPI 또는 극좌표계: Spiral) 와 재구성 방법을 결정하는 것이 중요하다.

참 고 문 헌

1. Mansfield P. Multi-planar image formation using NMR spin echoes. *J. Phys. C* 1977;10:155-158
2. Ahn CB, Kim JH, Cho ZH. High-speed Spiral-Scan Echo Planar NMR Imaging-I. *IEEE Trans. Med. Imag* 1986;5:1-6
3. Ahn CB, Rew CY, Kim JH, Nalcioğlu O, Cho ZH. A new high speed Spiral-scan Echo Planar (SEPI) NMR imaging-I. *Proc. SMRM* 1985:935-936
4. Meyer CH, Hu BS, Nishimura DG, Macovski A. Fast Spiral coronary artery imaging. *Magn. Reson. Med.* 1992;28:202-213
5. Nishimura DG, Irarrazabal P, Meyer CH. A velocity k-space analysis of flow effects in Echo Planar and Spiral Imaging. *Magn. Reson. Med.* 1995;33:549-556
6. Ahn CB, Cho ZH. Analysis of eddy currents in nuclear magnetic resonance imaging. *Magn. Reson. Med.* 1991;17:149-163
7. Ahn CB, Cho ZH. Analysis of the eddy-current-induced artifacts and the temporal compensation in nuclear magnetic resonance imaging. *IEEE Trans. Med. Imag.* 1991; 10:47-52
8. Wan X, Gullberg GT, Parker DL, Zeng GL. Reduction of geometric and intensity distortions in Echo-Planar Imaging using a multireference scan. *Magn. Reson. Med.* 1997;37:932-944
9. Ahn CB, Jo JM, Cho ZH. Magnetic field homogeneity correction algorithm using pseudoinversion formula for NMR imaging. *Rev. Sci. Instrum.* 1986;57:683-688
10. Jezzard P, Balaban RS. Correction for geometric distortion in Echo Planar Images from B₀ field variations. *Magn. Reson. Med.* 1995;34:65-73
11. Bottomley P, Foster T, Leue W. In vivo Nuclear Magnetic Resonance Chemical Shift Imaging by Selective Irradiation. *Proc. Natl. Acad. Sci. USA* 1984;81:6856-6860

안참법

12. Ahn CB, Kim HJ, Oh CH, Kim CY. Reconstruction aspects of Spiral Scan magnetic resonance imaging. Proc. SPIE, Med. Imag. 1998;3336:141-152
13. Jackson J, Meyer CH, Nishimura DG, Macovski A. Selection of a convolution function for Fourier inversion using gridding. IEEE Trans. Med. Imag. 1991;10: 473-478
14. Ahn CB, Kim HJ, Kim CY, Ryu WS, Park DJ, Lee HK, Oh CH, Yi Y. Comparison of reconstruction algorithms for Spiral Scan Imaging. ISMRM. 1997;3:2003
15. Schmitt F. Gradient hardware considerations for fast MRI. Proc. ISUM 99 1999;26-33