

Fast Imaging Algorithm

안 창 범

광운대학교 전기공학과

1. 서론

자기공명영상은 외부에서 가해지는 RF 대역의 에너지와 체내의 스핀간의 반응으로 얻어지는 신호로부터 영상을 얻는 기술이다 [1-2]. 여기에서 나타나는 스핀의 신호는 크게 T_1 및 T_2 이완(relaxation)의 영향을 받는다. T_1 이완시간은 여기된(excited) 신호가 다시 낮은 에너지 상태로 돌아가는데 걸리는 시간을 나타내고, T_2 이완시간은 여기된 신호가 위상의 균일성을 가지고 있어 신호로 관측될 수 있는 시간을 뜻한다. 일반적인 자기공명영상에서 한번 여기된 자기공명영상신호는 T_2 이완시간 이내에 측정되어야하고, 다음 여기를 위해서는 대략 T_1 이완시간 정도를 기다려야한다. 한번 여기하여 k-space에서 한줄의 데이터를 측정한다고 하면 $N \times N$ 영상을 얻기 위해서는 대략 $N \times T_1$ 정도의 시간이 소요된다. 이러한 T_1 및 T_2 이완시간이 자기공명영상을 얻는데, 특히 고속자기공명영상을 얻는데 있어 가장 기본적인 제한점으로 작용해왔다 [3].

본 논문에서는 고속자기공명영상을 얻기 위하여, 이러한 T_1 및 T_2 이완시간을 어떻게 피해가거나, 해결했는지를 기술하고자한다. 고속자기공명영상은 이러한 해결 방법에 따라 몇가지로 분류할 수 있는데, 첫 번째로 T_1 이완시간보다 아주 짧은 repetition time(TR)을 가하여 steady state에서 데이터를 측정하는 기법으로 FLASH, FISP, SSFP 등이 이 범주에 속한다[4-6]. 두 번째는 한번의 여기로 k-space 전부 또는 일부를 T_2 이완시간 이내에 측정하는 방법으로 경사자계 에코를 이용하는 Echo Planar Imaging (EPI) 과 Spiral Scan Imaging (SSI), 그리고 RF 에코를 이용하는 고속 스핀 에코(Fast Spin Echo) 등이 여기에 속한다[3,7-9]. 마지막으로 이러한 고속 또는 일반자기공명영상 기법들과 결합하여 시간을 보다 더 (2-4배 정도) 줄이는 보조적인 방법들로서 최근 활발히 연구되고 있는 다수의 RF coil을 이용하는 SMASH, SENSE 방법이나, k-space의 conjugate symmetry 성질을 이용한 Partial Fourier 또는 Half NEX 기법 등이 있다[10-12].

2. Short-TR Approaches

일반적인 스핀 에코 영상의 수백 ms에서 수 초 정도의 TR을 수 ms에서 수십 ms 정도로 줄이게 되면 수 초 정도의 시간대에서 영상을 얻을 수 있다. 이 경우 RF flip 각도를 90° 보다 작게 하여 steady state에서 경사자계 에코를 이용하여 신호를 측정한다. Steady state에서 얻어지는 신호의 크기는 [13]

$$\rho = \rho_0 \sin \alpha \frac{(1 - E_1)}{(1 - E_1 \cos \alpha)} \exp(-TE/T_2) \quad (1)$$

여기에서 $E_1 = \exp(-TR/T_1)$, α 는 flip 각도, TE 는 에코시간(echo time)을 나타낸다. 이 경우 최대신호는 아래의 Ernst angle 로 주어진다 [6].

$$\alpha_E = \cos^{-1}(E_1) \quad (2)$$

짧은 TR로 인하여 남아있는 위상 정보는 그림 1의 FLASH(Fast Low Angle SHot) 시퀀스와 같이 spoiler를 이용하여 없애거나, 또는 그림 2의 FISP(Fast Imaging in Steady state Precession) 시퀀스와 같이 rewriter를 이용하여 원상태로 만들어 다음 Fourier line을 받는데 간섭을 일으키지 않도록 한다 [4,5].

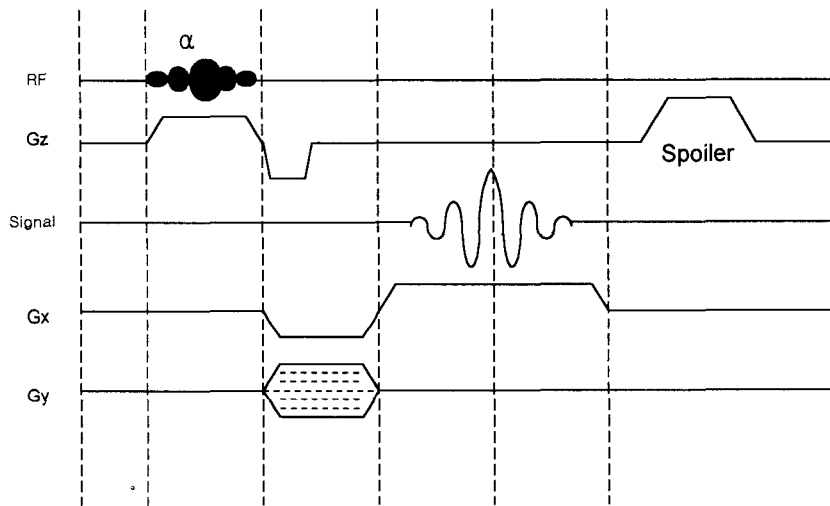


Fig. 1 FLASH pulse sequence

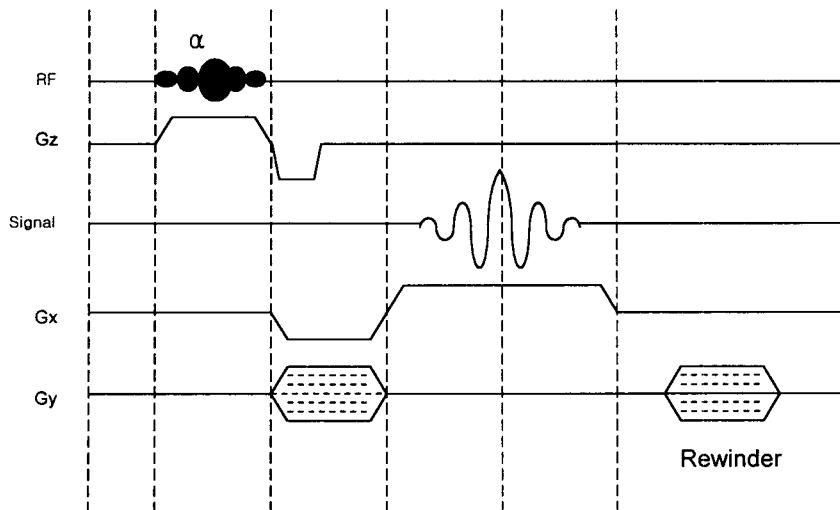


Fig. 2 FISP pulse sequence

3. K-space Scan Approaches

일반적인 자기공명영상이 한번의 여기로 한 줄의 k-space 데이터를 받는 것과 달리 한 번의 여기로 k-space 의 전부 또는 일부를 스캔하여 시간을 단축시키는 방법이다. 일반적으로 가해지는 경사자계와 k-space 간에는 아래의 관계가 성립한다 [3].

$$\begin{aligned}
 k_x(t) &= \gamma \int_0^t G_x(t') dt' \\
 k_y(t) &= \gamma \int_0^t G_y(t') dt' \quad (3)
 \end{aligned}$$

여기에서 γ 는 gyromagnetic ratio이다. K-space를 스캔하기 위해서는 (3)식을 이용한 경사자계로 구현하거나, 또는 경사자계와 RF 스핀 에코를 함께 이용할 수 있다. Echo Planar Imaging 이나 Spiral Scan Imaging 이 경사자계 파형으로 k-space를 스캔하는 반면, 고속 스핀 에코 기법은 multiple RF 스핀 에코와 phase encoding 경사자계로 스캔한다.

3.1. Gradient-based Scan

3.1.1. Echo Planar Imaging

Echo planar imaging (EPI)은 1977년 Mansfield에 의하여 제안되었다.[7] EPI 영상방법은 전 k-space 데이터를 한번에 받을 수 있기 때문에 측정시간을 100ms 정도로 단축시킬 수 있으나, 높은 slew-rate를 갖는 강한 경사자계 증폭기가 요구되고, 심한 eddy current 및 불균일 자장과 관련한 artifact의 발생으로 임상적용에는 한계점이 많았다. 이러한 문제점들은 self-shielded 경사자계 코일과 경사자계 증폭기 등 electronics의 발전으로 많이 해결되었으며, 최근 functional MRI (f-MRI)와 관련하여 많은 연구가 진행되고 있다 [14].

Mansfield 가 처음 제안한 EPI 의 k-space 궤적은 zig-zag 형태로써, 영상을 재구성하는데 어려움이 있어 그림 3에서 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 펄스 시퀀스를 그림 4에 보였다. 그림 4는 α° 의 RF 펄스를 가한 후 반전하는 사다리꼴 펄스 열 (readout 경사자계)을 가하여 k-space를 스캔하게 된다. 이때 사다리꼴 펄스 다음에 k_y 방향으로의 증가분에 해당하는 phase encoding 경사자계를 가한다.

EPI 영상에서는 에코 정렬 및 위상보정(phase correction)을 위하여 본 실험에 앞서 pre-scan (reference scan)에서 phase encoding 경사자계 없이 반전하는 readout 경사자계 만으로 에코를 수집한다. 시간 영역에서의 에코 위치의 이동은 Fourier 변환 영역에서 선형위상에 해당하므로 1차원 FFT 후의 위상 보정으로 데이터 정렬 및 위상변이 모두를 보정할 수 있다 [15].

EPI 영상은 경사자계 에코를 이용하고, 데이터 측정 구간이 길기 때문에 불균일 자장에 매우 민감하다. 초전도 자석의 불균일 자계는 고차 shimming 을 이용한 하드웨어적인 방법이나 field map 등을 이용한 소프트웨어적인 방법으로 개선할 수 있다 [16].

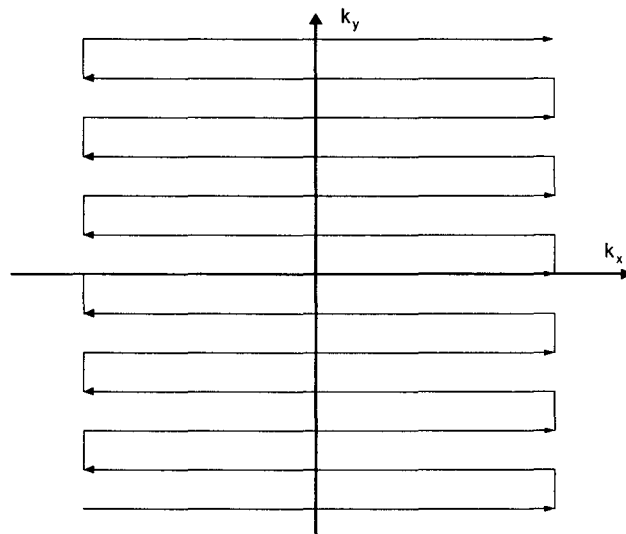


Fig. 3 K-space trajectory of the blipped EPI

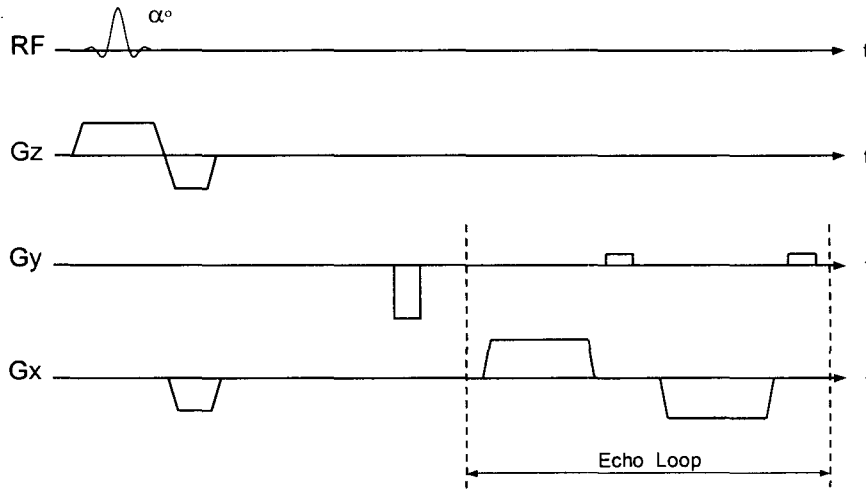


Fig. 4 Gradient-echo based EPI pulse sequence

3.1.2. Spiral Scan Imaging

Spiral 영상기법은 EPI가 가지고 있는 불균일 point spread function과 큰 eddy current를 야기하는 빠르게 반전하는 구형파 모양의 경사자계 파형을 개선하기 위하여 제안되었다 [2]. Spiral 영상기법은 균일 point spread function을 가지며, 선형적으로 증가하는 sine 모양의 경사자계 파형으로 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 [8].

K-space 상에서 그림 5의 나선 주사 영상의 궤적을 아래의 식으로 나타낼 수 있다.

$$\begin{aligned} k_x(t) &= v \cdot a \cdot t \cdot \cos(b \cdot t) \\ k_y(t) &= v \cdot a \cdot t \cdot \sin(b \cdot t) \end{aligned} \quad (4)$$

여기에서 a 와 b 는 나선궤적의 radial 방향의 확장속도와 각속도를 결정하는 상수로써 재구성하려는 영상의 pixel 크기에 따라 Nyquist 샘플링 이론에 의하여 결정된다. 이러한 궤적을 얻기 위하여 가해주어야 하는 경사자계는 (3)과 (4)식으로부터

$$\begin{aligned} G_x(t) &= a \cos(bt) - abt \sin(bt) \\ G_y(t) &= a \sin(bt) + abt \cos(bt) \end{aligned} \quad (5)$$

(5)식을 이용하여 이차원 나선 주사 영상을 위한 펄스 시퀀스를 그림 6에 나타내었다. 그림 6에서 보듯이 경사자계의 파형이 완만하게 변화하기 때문에 eddy current가 현저하게 줄어든다.

나선케적의 데이터 위치는 극좌표 (r, θ) 에서 동심원에 가까우며, 한 사분면에서 radial방향으로 샘플링은 등간격이고, 원점대칭인 사분면의 샘플링위치의 사이에 놓여 있다. Complex conjugate symmetric 성질을 이용하여 radial방향으로 등간격의 샘플링값을 얻을 수 있고, 이것을 radial방향으로 일차원 FFT를 하면 projection 데이터가 얻어진다. 이 때 얻어지는 projection 데이터는 k-space 원점에 대하여 θ 각 ($\theta = \theta_i$) 에 따라 Δ_i 만큼 shift되어있는 신호의 Fourier 변환이므로 ($\Delta_i = \delta \cdot \frac{i}{N_\theta/2}$, $i = 0, 1, \dots, \frac{N_\theta}{2} - 1$) 이것을 보정하기 위하여 $\exp(-jk\Delta_i)$ 을 곱한 후 filtered backprojection을 하여 영상을 재구성한다 [17]. 여기에서 N_θ 는 θ 방향으로 샘플링 수이고, δ 는 k-space상에서 conjugate symmetric filling을 고려한 radial방향의 effective 샘플링 간격이다.

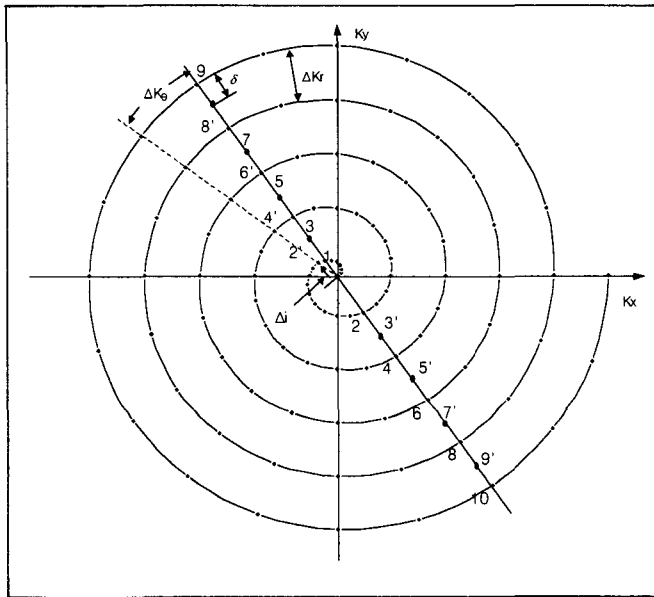


Fig. 5 Spiral scan trajectory in k-space

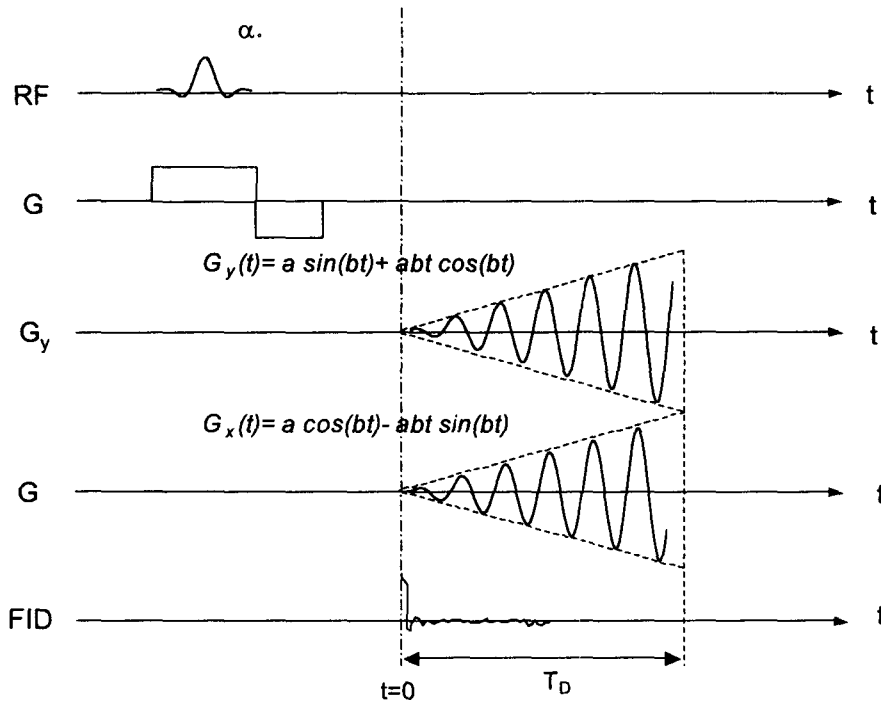


Fig. 6 Pulse sequence for the spiral scan imaging

3.2. Spin echo-based Scan

Multiple 스핀 에코와 경사자계 encoding을 결합시키면, 한 TR에 여러 줄의 k-space 데이터를 스캔할 수 있다. 1986년 J. Hennig가 제안한 RARE 시퀀스는 다중 스핀 에코에 서로 다른 phase encoding 경사자계를 가하여 한번의 TR에 k-space의 여러 줄을 측정함으로써 영상 측정 시간을 획기적으로 줄일 수 있다 [9]. RARE 시퀀스는 Turbo Spin Echo (TSE) 또는 고속 스핀 에코 (FSE) 영상으로도 알려져 있는데 스핀 에코 기법을 사용하기 때문에 불균일 자계에 강하고 재구성이 단순하여 환자 진단에 가장 일반적으로 사용하는 영상 기법 중의 하나가 되었다.

그림 7은 고속 스핀 에코 펄스 시퀀스이다. 여기에서 RF 펄스는 CPMG 시퀀스를 사용하고, phase encoding 경사자계를 데이터 측정 구간 전후에 부가하여 다음 180° RF 펄스가 가해질 때 rephasing 상태가 유지되도록 한다. 그림 7에 나타내었듯이 180° RF 펄스 및 selection, phase encoding 및 readout 경사자계가 에코 열 길이(echo train length: ETL) 만큼 반복적으로 적용된다. 고속 스핀 에코 영상에서 발생하는 에코 신호는 T₂ 감쇄를 하게 되므로 k-space 상의 각 줄은 서로 다른 T₂ 감쇄 영향을 받게 된다. 일반적으로 dc 블록에 대한 에코 시간을 effective 에코 시간이라 하며 전체 영상의 대조도를 주로 결정한다.

그림 7의 펄스 시퀀스를 조금 변형하면 환자의 움직임이나 혈류에 강인한 극좌표계에서의 데이터 수집도 가능하다. 이 경우 모든 데이터가 k-space의 중심을 지나가기 때문에 영상의 대조도는 측정된 모든 에코신호의 T₂ 감쇄 효과의 합으로 결정된다 [18].

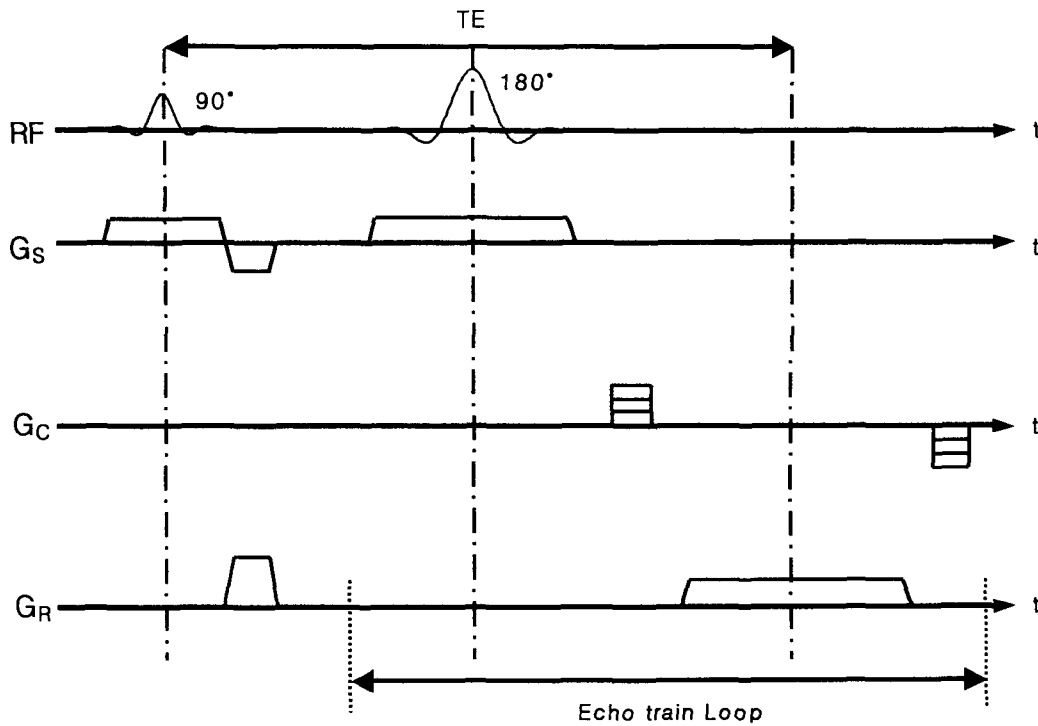


Fig. 7 Pulse sequence for the Fast Spin Echo technique

4. Multiple RF Coils & Half Fourier Approaches

이 section에서 소개하는 방법들은 진정한 의미에서 고속영상은 아니나, 고속 또는 일반자기공명영상 기법들과 결합하여 시간을 보다 더 효과적으로 (2-4배 정도) 줄일 수 있는 방법들이다. 다수의 surface RF 코일을 각각 독립적인 receiver를 이용하여 동시에 데이터를 측정하게 되면, surface 코일의 공간적인 sensitivity profile이 서로 다르기 때문에 N 개의 phase encoding step으로 이론적으로 $N \cdot N_c$ 개의 연립방정식을 얻게 된다 [19]. 여기에서 N_c 는 사용된 surface 코일의 개수이다. 따라서 이 연립방정식의 해를 구하게 되면 phase encoding 방향으로 $N \cdot N_c$ 개의 pixel 값을 얻을 수 있다. 즉 종래의 방법보다 N_c 배 만큼 높은 해상도를 얻게 된다. 이것은 다시 말하여 동일한 resolution의 데이터를 N_c 배 만큼 적은 시간에 얻을 수 있음을 뜻한다. 이 방법은 SMASH 또는 SENSE 기법으로 잘 알려져 있다 [11,12].

Half Fourier technique는 공간 영역에서 real 값을 갖는 영상의 이차원 Fourier 변환은 k-space에서 I-III, II-IV 사분면 간에 상호 complex conjugate symmetry 성질이 성립하는 것을 이용하여, k-space에서 데이터를 I,II 또는 I,IV 사분면만 측정함으로써 데이터 양을 2배까지 줄이는 기법이다. Complex conjugate symmetry 성질은 측정된 데이터에 추가적인 위상 에러가 없을 때만 성립하기 때문에 위상 보정은 필수적이다 [15].

REFERENCES

1. Farrar TC, Becker ED. Pulse and Fourier Transform NMR - Introduction and Theory and Methods. San Diego: Academic Press, 1971.
2. Mansfield P, Morris PG. NMR imaging in biomedicine. New York: Academic Press, 1982.
3. Ahn CB, Kim JH, Cho ZH. High-speed Spiral-Scan Echo Planar NMR Imaging-I. IEEE Trans. Med. Imag 1986;5:1-6
4. Haase A, Frahm J, Matthei D, Hannicke W, Merboldt KD. FLASH imaging: Rapid imaging using low flip angle pulses. J Magn. Reson. 1986; 67: 256.
5. Oppelt A, Graumann R, Barfuss H, Fisher H, Hertl W, Schajor W. FISP: A new fast MRI sequence. Electromedica 1986; 3: 15.
6. Ernst RR, Anderson WA. Application of Fourier transform spectroscopy to magnet resonance. Rev. Sci. Instrum. 1966; 37: 93.
7. Mansfield P. Multi-planar image formation using NMR spin echoes. J. Phys. C 1977;10:155-158.
8. Meyer CH, Hu BS, Nishimura DG, Macovski A. Fast Spiral coronary artery imaging. Magn. Reson. Med. 1992;28:202-213.
9. Hennig J, Naureth A, Friedburg H. RARE imaging: A fast imaging method for clinical MR. Magn Reson Imag 1986; 3: 823-833.
10. Ra JB, Rim CY. Fast imaging using subencoding data sets from multiple detectors. Magn. Reson. Med. 1993; 30: 142-145.
11. Sodickson DK, Mannig WJ. Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): fast imaging with radiofrequency coil arrays. Magn. Reson. Med. 1997; 38: 591-603.
12. Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P. SENSE: Sensitivity encoding for fast MRI. Magn. Reson. Med. 1999; 42: 952-962.
13. Hacke EM, Brown RW, Thompson MR, Venkatesan R. Magnetic resonance imaging: Physical principles and sequence design. New York : Wiley-Liss, 1999.
14. Schmitt F, Stehling MK, Turner R. Echo-Planar Imaging: Theory, Technique and Application. Berlin: Springer, 1998.
15. 김치영, 김휴정, 안창범. T₂-weighted half Fourier echo planar imaging. 대한자기공명외과학회지 2001; 5: 57-65.
16. Jezzard P, Balaban RS. Correcting for geometric distortion in echo planar images from B₀ field variation. Magn. Reson. Med. 1995; 34: 65-73.
17. Ahn CB, Kim HJ, Oh CH, Kim CT. Reconstruction aspects of spiral scan magnetic resonance imaging. Proc. SPIE, Med. Imag. 1998; 3336: 141-152.
18. Ahn CB, Kim CY, Kim HJ, Kim SM. Effective echo time in the Projection-type Fast Spin Echo Imaging. Proc ISMRM 2000; 1724.
19. Sodickson DK, McKenzie CA. A generalized approach to parallel magnetic resonance imaging. Med. Phys. 2001; 28: 1629-1643.