

초고속 나선 주사 영상을 위한 고차 Shimming

김판기, 전수열*, 안창범
 광운대학교 전기공학과, 전자공학과*

Higher Order Shimming for Spiral Scan image

Pan Ki Kim, Su Yeol Jeon*, Chang Beom Ahn
 Dept. electrical engineering, *Dept. electronics engineering, Kwangwoon university

Abstract - 3T MRI system에서 고해상도 영상을 얻기 위해서는 magnetic field를 균일하게 만들어야 한다. 특히 초고속 영상 기법인 Spiral scan 방식과 EPI scan 방식에서는 이미지 영역에서의 magnetic field의 inhomogeneity에 의해 영상의 왜곡이 심해진다.

본 논문에서는 magnetic field의 inhomogeneity를 단시간 내에 측정하기 위해 fast spin echo방식의 pulse sequence 제안하고, magnetic field를 분석하기 위한 field map의 구성과, field pattern의 효과적인 분석을 통하여, magnetic field를 균일하게 만드는 방법을 제안한다.

1. 서 론

High field MRI는 SNR이 높은 이미지를 얻을 수 있지만, magnetic field가 uniform하지 못하다면 균일하지 못한 주파수에 의하여 왜곡된 영상을 얻게 된다. 특히 초고속 영상 기법인 Echo planar imaging 방식과 Spiral scan imaging 방식은 많은 장점에도 불구하고, magnetic field의 inhomogeneity에 상당히 취약하다는 단점을 가지고 있다.

균일한 magnetic field를 얻기 위해 magnet bore 주위에 철편을 넣어 magnetic field를 균일하게 만들지만, magnet bore안에 영상 대상물체가 들어가면 그 물체의 자화율에 의해 field가 균일성을 잃게 되어, 영상이 왜곡 된다. 이를 보정하는 것을 active shimming이라고 하며, bore 주변에 설치되어 있는 shimming coil에 비균일 자계를 상쇄 할 수 있는 전류를 흘려 균일한 magnetic field가 되도록 보정한다.

본 논문에서는 고차장의 MRI 시스템에서 단시간에 inhomogeneity map을 얻을 수 있는 fast spin echo 기법의 영상법을 사용하였다. 또한 pseudo-inverse transform을 기반으로 임의의 magnetic field에서의 field pattern을 분석하고, 이를 반복적으로 보정하여 최적의 field 상태를 얻는 알고리즘을 제안 하였다.

본 연구에 사용된 MRI system은 ISOL의 CHORUS 3T 장비이며, High order shim coil은 Z2, ZX, ZY, X2-Y2, XY에 대한 채널을 지원한다.

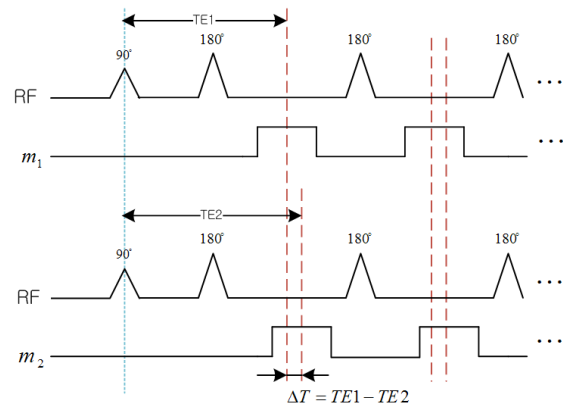
2. 본 론

2.1 Field map Acquisition

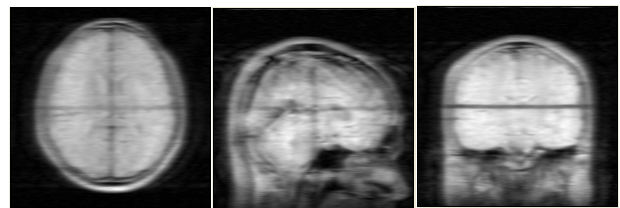
신뢰도 높은 field map을 얻기 위해서는 서로 다른 두 개의 시간에서 측정된 두 개의 image가 필요하다. 이는 두 개의 다른 echo time간의 시간동안 magnetic field의 inhomogeneity에 의한 phase의 변화를 측정하는 것으로서, 두 개의 image는 echo time일 때의 image와 echo time+ ΔT 의 시간일 때 얻어진 image이다.

두 개의 image를 얻기 위해 본 연구에서는 FSE(fast spin echo) pulse sequence를 변형하여 field map을 얻기 위한 pulse sequence로 사용하였다. 3 방향(axial, sagittal, coronal)에 대한 image를 multi-slice 방식으로 얻어 volume shimming을 위해 추가적으로 image를 얻기 위한 시간을 줄였고, ETL을 8로 사용하고, phase encoding 수를 64 스텝으로 하여 field map 이미지를 얻기 위한 시간을 9초 정도로 단축하였고, echo time을 20ms, ΔT 을 2.617ms로 하였다. <그림1>은 field map을 얻기 위한 FSE 기반의 pulse sequence를 간단히 나타내었다. TE1에서 얻은 이미지를 $m_1(x,y)$, TE2에서 얻은 이미지를 $m_2(x,y)$ 라고하면, field map을 얻기 위해서는 두 이미지의 차를 통해 phase 구하게 된다. <그림2>는 제안된 방법으로 얻어진 magnitude image로서, 왼쪽에서부터 axial, sagittal, coronal에서의 이미지이다. 가운데 부분에 나타나는 검은 줄은 multi slice 기반으로 이미지를 얻기 때문에 나타나는 것으로 field map을 얻는 데는 큰 영향을 끼치지 않는다.

$$\Delta\phi(x,y) = \angle [m_1^*(x,y) \cdot m_2(x,y)] \quad (1)$$



<그림 1> simple field map pulse sequence



<그림 2> magnitude image(axial, sagittal, coronal)

(1)의 식은 m_1 과 m_2 이 복소수의 형태이므로 conjugate를 이용하여 차를 구하는 것이 효과적이다. 그리고 $\Delta\phi(x,y)$ 의 값은 $-\pi \sim +\pi$ 사이에 있기 때문에 phase가 반전되어 phase wrapping이 발생 할 수 있다. 이러한 경우 phase의 값을 정확한 값으로 돌려줘야 하는데, 우선은 phase의 offset을 조절하여 phase wrap이 발생하지 않도록 조절하거나, phase unwrapping으로 wrap된 phase를 보정한다. 본 연구에서는 phase wrapping이 발생할 경우 "quality guided path following"[1] 방법을 사용하여 phase를 unwrapping하였다. <그림3>은 knee의 field map을 나타내었다. (a)는 phase가 wrap이 발생한 것이고, (b)는 phase의 offset을 조절하여 wrap 현상을 감소 시켰고, (c)는 phase unwrapping을 통하여 phase의 wrap 현상을 없게 했다.



(a) wrap phase (b) shifted phase (c) unwrapped phase
 <그림 3> field map(knee)

2.2 Pseudo-inverse transform을 이용한 Field analysis

균일하지 못한 magnetic field를 균일하게 만들기 위해, field map은 shimming coil과 그것을 통하는 전류에 의해 생성 될 수 있는 field pattern으로 나타내야 한다. 이를 위해 각 방향에 관한 field map을 다음과 같은 pattern으로 표현할 수 있다.[2]

$$\begin{aligned}
 \text{Axial} : \Delta B_0(x, y) &= a \cdot (x^2 - y^2) + b \cdot x + c \cdot y + d \cdot xy + e \\
 \text{Sagittal} : \Delta B_0(y, z) &= a' \cdot (-y^2) + b' \cdot z^2 + c' \cdot y + d' \cdot z + e' \cdot yz + f' \\
 \text{Coronal} : \Delta B_0(z, x) &= a'' \cdot z^2 + b'' \cdot x^2 + c'' \cdot z + d'' \cdot x + e'' \cdot zx + f''
 \end{aligned}
 \quad (2)$$

(2)의 식에서 Coronal 방향에 대한 식은 다음과 같이 바꿀 수 있다.

$$\begin{bmatrix} 0^2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \\ 1^2 & 0 & 1 & 0 & 0 & 1 \\ 2^2 & 0 & 2 & 0 & 0 & 1 \\ 3^2 & 0 & 3 & 0 & 0 & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ z^2 & x^2 & z & x & zx & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a'' \\ b'' \\ c'' \\ d'' \\ e'' \\ f'' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \Delta B_0(0,0) \\ \Delta B_0(1,0) \\ \Delta B_0(2,0) \\ \Delta B_0(3,0) \\ \vdots \\ \Delta B_0(z,x) \end{bmatrix} \quad \text{또는} \quad (3)$$

$$\Delta B_0 = S \cdot \Delta a$$

식(3)에서 $a'', b'', c'', d'', e'', f''$ 는 magnetic field를 개선시키기 위한 요소가 되며, 이를 adjustment vector(Δa)로 나타낸다. 그리고 $\Delta B_0(x, y)$ 는 x, y 좌표에서의 측정된 field map의 값이다. Δa 는 pseudo-inverse matrix(S^-)로 표현하면 다음의 식으로 나타낼 수 있다.

$$\Delta a = S^- \cdot \Delta B_0 \quad (4)$$

여기에서,

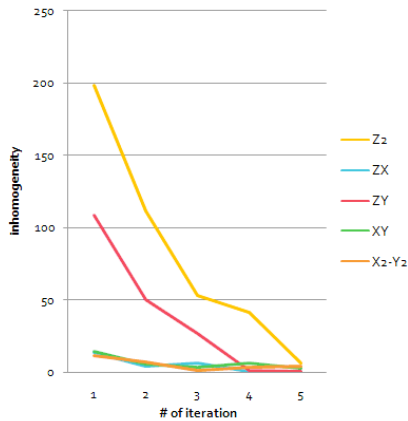
$$S^- = (S^T S)^{-1} S^T \quad (5)$$

이다.

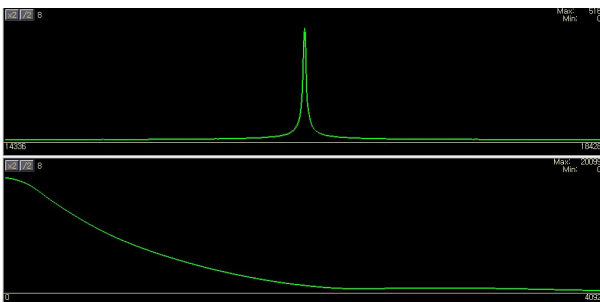
2.3 실험 결과

실제 실험에서는 magnetic field의 linear term에 관한 shimming은 주파수 profile의 FWHM(Full Width at Half Maximum)이 최소가 되게 만들기 위하여 x, y, z gradient amplifier의 offset을 조절함으로써 동작한다.

본격적인 higher order shimming을 위해서는 linear shimming 과정에서 찾아진 값을 기반으로 임의의 magnetic field에서의 linear와 high order term을 3~4번 반복해서 적용함으로써 비균일한 field를 개선시킬 수 있다. <그림4>는 high order shimming을 통하여 Z2, ZX, ZY, XY, X2-Y2 항목에 inhomogeneity의 값이 shimming의 반복을 통하여 작은 값으로 수렴해 감을 볼 수 있다.

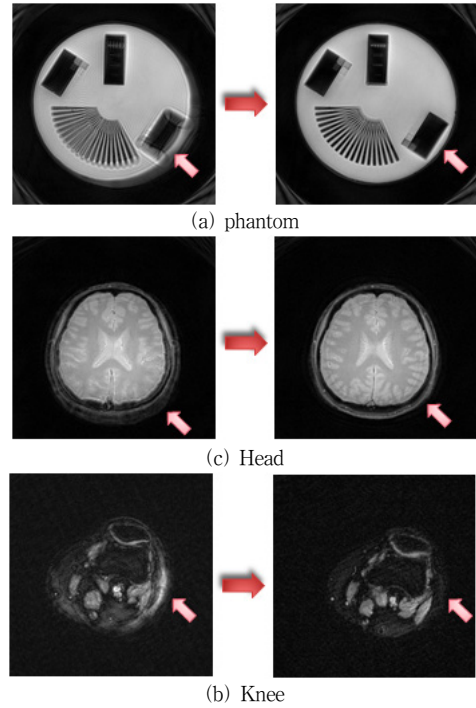


<그림 4> High order term의 보정 결과



<그림 5> High order shimming을 한 후의 주파수 스펙트럼(상)과 FID 신호(하)

<그림6>은 shimming을 통해 magnetic field를 균일하게 만들고 얻은 영상으로써, 왼편은 linear shimming만 적용된 field에서의 spiral scan 영상들이고, 오른편은 제안된 방식으로 high order shimming을 적용하여 얻은 영상들이다



<그림 6> high order shimming을 적용한 Spiral scan image

3. 결 론

본 연구를 통해 개발된 Higher order shimming 방식은 multi slice를 기반으로 하여 axial, sagittal, coronal에 대한 image를 단시간 내에 얻음으로써 전체 측정 시간을 단축시킬 수 있었고, 3차원 volume에 대해 magnetic field를 개선하는 효과를 통하여, spiral scan 방식과 같이 균일한 magnetic field가 요구되는 초고속 영상에 적합한 shimming 방식을 확인할 수 있었다.

[참 고 문 헌]

[1] Ghiglia D.C and Pritt M.D, "Two-Dimensional phase unwrapping : Theory, Algorithms, and Software," Wiley, 1998
 [2] C.B. Ahn, J.M. Jo, Z.H. Cho, "Magnetic field homogeneity correction algorithm using pseudoinversion formula for NMR imaging," Rev.Sci.Instrum, 57(4), pp.683-688, 1986
 [3] 김판기, 임종우, 조상훈, 전수열, 김치영, 이흥규, 안창범, "High order shimming for spiral scan imaging at 3 Tesla MRI system", 대한자기 공명의과학회 11차 학술대회프로시딩, p.69, 2006