

### Automatic Shimming 알고리즘

김치영\*, 김휴정, 김상목, 안창범  
 광운대학교 대학원 전기공학과

### Automatic Shimming Algorithm

C. Y. Kim\*, H. J. Kim, S. M. Kim, C. B. Ahn  
 Dept. of Electrical Engineering, Kwangwoon University

**Abstract** - 초고속 영상 기법의 Echo Planar Imaging과 Spiral Scan Imaging 기법은 자기장의 inhomogeneity에 영향을 많이 받게 된다. 본 논문에서는 자기장의 inhomogeneity를 보정하는 기능인 shimming 기능을 자동으로 실행할 수 있는 알고리즘을 구현하였다. 자기장의 inhomogeneity를 보정하기 위해서 자기장에 생성될 수 있는 spherical harmonic function중 1차에 대해 보정을 시도하였고, 기존의 알고리즘보다 뛰어난 결과를 얻을 수 있었다.

#### 1. 서 론

최근 들어 자기공명영상 분야에서는 기능적인 영상을 얻을 수 있는 초고속 영상이 주목을 받고 있다. 이런 초고속 영상 기법의 Echo Planar Imaging(1)과 Spiral Scan Imaging 기법(2)은 자기장의 inhomogeneity(3, 4)에 영향을 많이 받게 된다. 본 연구에서는 자기장의 inhomogeneity를 보정하는 기능인 shimming 기능을 자동으로 실행할 수 있는 알고리즘을 연구하였다. 제안한 방법은 영상 영역 전체에 걸친 global shimming 또는 원하는 부위에서의 high resolution을 얻기 위한 local shimming을 적용할 수 있도록 하였다. 제안한 알고리즘을 1.0 Tesla 및 3.0 Tesla 고자장 whole body 자기 공명 영상 magnet에 적용하여 기존의 알고리즘보다 뛰어난 결과를 얻을 수 있었다.

#### 2. 본 론

##### 2.1 이론

자기공명영상 분야에서의 초고속영상 기법의 경우와 MRS에서는 자기장의 inhomogeneity가 영상의 질과 해상도에 영향을 크게 미치게 된다. 그래서, magnet의 제작시, 자기장의 inhomogeneity를 최소화하기 위해 노력한다. 그렇지만 이것은 설치시 주변환경에 따라 또한 많은 영향을 받게 된다. 이것을 위해 passive shim이나, active shim을 이용하여 자기장의 inhomogeneity 정도를 줄일 수 있다. 자기장의 inhomogeneity를 보정하기 위해서는 자기장에 생성될 수 있는 spherical harmonic function(5, 6)들을 이해하여야만 한다. 표 1은 spherical harmonic function들의 예로 1차와 2차의 spherical harmonic function들에 대해 정리 했다. 본 논문에서는 표 1의 1차에 대한 보정을 위주로 하였다. X, Y, Z Gradient field의 offset을 이용하여 interactive하게 inhomogeneity를 최대한 줄일 수 있는 방법을 제안했다. 1차인 X, Y, Z의 경우, offset 전류를 흘려서 보정할 수가 있다. 우선적으로 X, Y, Z Gradient field의 offset을 이용하여 자동으로 shimming이 되도록 하였으며, 가해지는 rf pulse를 multiple selective pulse를 사용하여 localization이 가능하도록 하였다. Optimization의 척도는 time 영역 또는 주파수 영역에서의 Full Width at Half Maximum (FWHM)으로 하였다.

Order of Harmonic	Spherical Harmonic	Spherical Notation	Cartesian Notation
First order	A(1,0)	$r \cos \theta$	$z$
	A(1,1)	$r \sin \theta \sin \varphi$	$y$
	B(1,1)	$r \sin \theta \cos \varphi$	$x$
Second order	A(2,0)	$(3r^2 \cos^2 \theta - 1)/2$	$(3z^2 - 1)/2$
	A(2,1)	$3r^2 \cos \theta \sin \theta \sin \varphi$	$3zy$
	B(2,1)	$3r^2 \cos \theta \sin \theta \cos \varphi$	$3zx$
	A(2,2)	$3r^2 \sin^2 \theta \sin 2\varphi$	$3(x^2 - y^2)$
	B(2,2)	$3r^2 \sin^2 \theta \cos 2\varphi$	$6xy$

표 1. Spherical harmonic function

##### 2.1.1 Global Shimming

영상 영역 전체에 대한 shimming방법으로 rf pulse로 nonselective pulse를 사용한다. X, Y, Z Gradient field의 offset을 이용하여 자동으로 shimming이 되도록 하였다. 원하는 기준으로 상대 표준 편차를 입력받아 설정할 수 있다. 이 값은 1내지 2%로 설정한다. 그리고, 결과로 나온 값을 저장하여 영상 획득시 이용할 수 있도록 하였다.

##### 2.1.2 Local Shimming

Local shimming은 selective rf pulse를 사용하여 촬영을 원하는 부위에 대한 선택적인 여기가 가능하도록 하였다. Global shimming에 대해, 원하는 부위만을 선택하여 보정을 하게 됨으로 영상의 질을 개선하는데 더욱 효과적이다. 데이터를 얻기 전에 X, Y, Z Gradient field의 offset을 원하는 초기값으로 설정한 후, 데이터를 얻어, 데이터의 FWHM을 기초로 다음 offset을 설정하여 실험을 반복하는 방식으로 구현하였다.

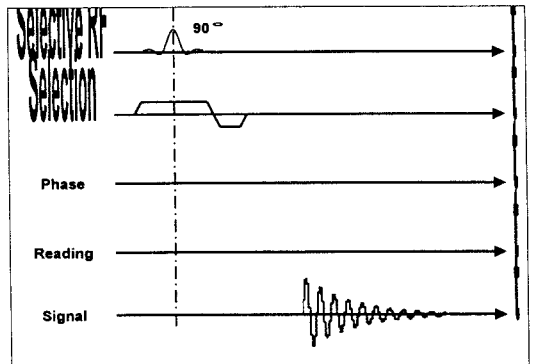


그림 1. Local shimming을 위한 pulse sequence

그림 1은 본 논문에서 구현한 shimming용 pulse sequence이다. 그림을 보면, 먼저 selective 90° rf pulse를 쳐서 원하는 부위를 여기시킨 후 나오는 FID (Free Induction Decay)를 받아 processing할 수 있도록 하였다. 여기에 selection pulse를 모든 gradient에 적용한다면, MRS에서 localization도 가능하도록 하였다.

### 2.2 실험방법

본 논문의 실험은 1.0 Tesla 및 3.0 Tesla 고자장 whole body 자기 공명 영상 magnet에서 수행하였고, global shimming과 local shimming에 대해 각각 구현했다.

#### 2.2.1 Global Shimming

그림 2는 본 논문에서 구현한 global shimming을 위한 user interface를 보인 것이다. User interface는 크게 3부분으로 나누어져 있다. 첫째로 윈도우의 윗부분은 shimming의 수행시 나오는 데이터를 출력하는 부분이고, 각각 real과 imaginary를 표시한다. 둘째로 가운데 부분은 진행사항을 표시하는데, 기준으로 제시한 상대표준편차를 표시한다. 마지막으로, 아랫부분은 shimming을 수행시키기 위한 parameter의 입력과 실행을 위한 버튼이 있다.

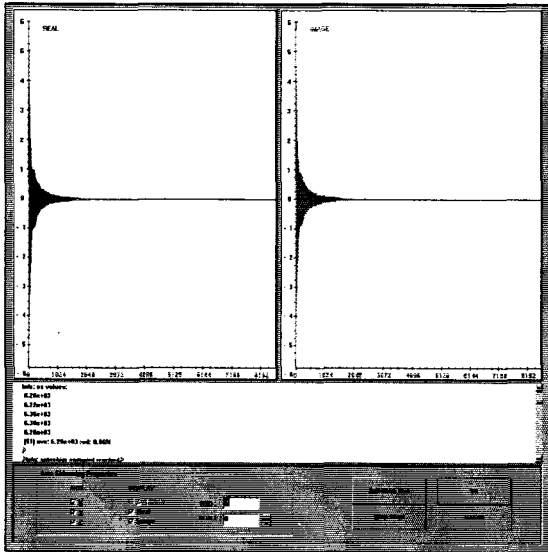


그림 2. Global Shimming의 User Interface

#### 2.2.2 Local Shimming

그림 3에서는 local shimming을 위한 user interface를 보였다. Local shimming을 위한 user interface는 크게 두부분으로 나누어져 있다. 윗부분은 데이터를 출력하는 부분으로 미리 설정한 실험이 끝나면, 윈도우 왼쪽의 시간 영역에서는 데이터중 FWHM이 가장 큰 데이터를 X, Y, Z에 대해 각각 출력하고, 주파수영역의 경우, 가장 작은 데이터를 출력한다. 그리고, 그때의 offset 값이 아래의 parameter에 갱신된다. Parameter설정을 위한 아랫부분에는 X, Y, Z Gradient field의 offset의 초기 설정 값, step값 그리고, 반복 횟수등을 설정할 수 있다.

먼저 local shimming을 선택하면, 초기 설정값을 입력한다. 즉, X, Y, Z 값을 입력한 후, step값을 지정한다. 이때, 반복 횟수를 5로 하였다면, 초기 설정 값에서 앞뒤로 2단계씩 step값을 더하고 빼는 식으로 값을 설정하게 된다. 즉, 초기값이 100이고, step값이 50이면, 0, 50, 100, 150, 200의 값으로 실험을 수행하게 된다. 여기서 반복 횟수는 user의 선택에 따라 가변된다. 실험

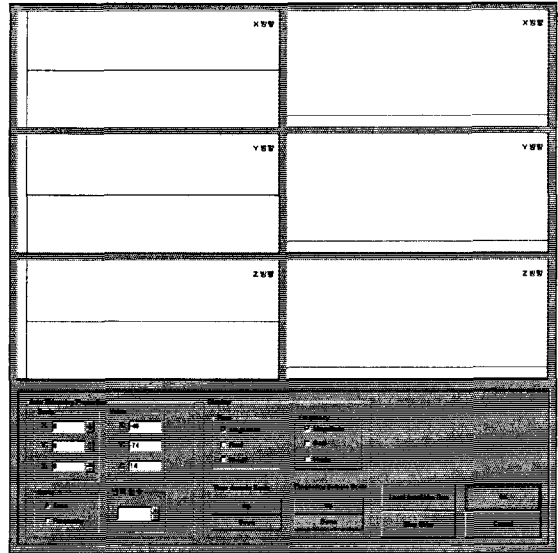


그림 3. Local Shimming의 User Interface

parameter가 모두 설정되면, Local Shim Run 버튼을 눌러 수행한다. 그러면, macro로 X, Y, Z가 각각 전송되어, offset값을 바꾸며 실험을 자동적으로 수행하게 된다. 여기서, 실험이 끝나면, X, Y, Z 각각에 대해 FWHM을 계산한다. 시간 영역에서는 폭이 넓은 데이터를 선택하고, 주파수 영역에서는 반대로 폭이 좁은 데이터를 선택하게 된다. 이것을 반복적으로 수행하면서 최적의 값을 찾는다.

### 2.3 실험 결과

대전에 있는 Magnum 1.0 Tesla와 서울 가톨릭대에 있는 Magnum 3.0 Tesla에 global shimming과 local shimming을 적용해 보았다. Global shimming은 기존의 제공되는 버전을 Magnum에서 수행되도록 구현하였고, local shimming은 새로운 pulse sequence를 구현하여 실험하였다.

Local shimming에 사용한 pulse sequence의 parameter는 TR 200ms, TE 100ms로 하여 실험하였다. 데이터의 개수는 512 point로 dwell time을 90us로 하여 실험하였다. Magnum의 Gradient offset치는 -2048에서 2047까지 입력을 할 수 있다. 일반적으로 global shimming값은 -300에서 300이내의 결과를 얻기 때문에, 실험에서는 초기값을 0로 하여 처음에는 coarse하게 step치를 100으로 하여 실험을 한 뒤, 각 gradient에 대해 5번씩 반복을 하여 나온 모든 데이터를 받아 NT에서 processing하였다. FWHM을 기준으로 최고치 (시간영역)를 갖는 데이터를 출력하게 하였다. 그런 다음, 두 번째에서는 더욱 세밀하게 값을 찾기 위해, step치를 10으로 하여 실험을 함으로써, 더 나은 값을 찾을 수 있도록 하였다.

Local shimming의 검증을 위해 global shimming값을 입력하여 정확한 값이 나오는지 확인하였다. 그림 4는 local shimming결과를 나타낸 것이다. 그림에서 보듯이, 각 윈도우에는 시간 영역의 데이터와 주파수 영역의 데이터가 표시되고 각각에 대한 FWHM도 표시되어 실험을 수행하는데 도움이 되도록 구현되어 있다.

Local shimming시 global shimming 값을 입력하여 실험을 하면, X, Y, Z가 모두 똑같은 크기의 magnitude를 갖는 것을 보아 알고리즘이 정확히 일치한다는 것을 확인할 수 있었다.

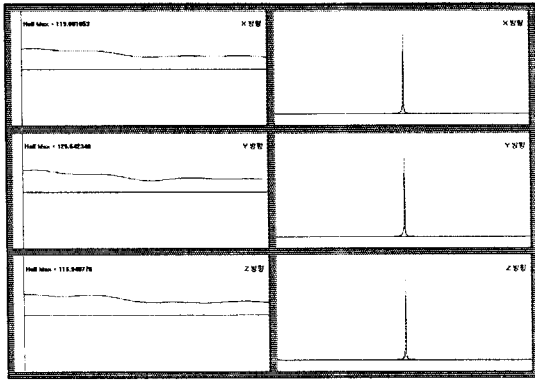


그림 4. Local Shimming 결과의 출력

### 3. 결 론

본 논문에서 제안한 local shimming을 위한 automatic shimming 알고리즘으로 기존의 global shimming에서는 할 수 없었던 localization을 구현할 수 있었고, global shimming에 비해 시간을 단축시킬 수 있었다.

또한, local shimming을 하여 얻은 X, Y, Z Gradient offset 값의 최적화로 global shimming에 비해 영상의 질을 향상시킬 수 있었다. 그리고, X, Y, Z 세방향으로 모두 localization을 적용한다면, MRS에서의 shimming에서도 적용이 가능한 것으로 보인다.

#### [참 고 문 헌]

- [1] P. Mansfield, "Multi-planar image formation using NMR spin echoes", J. Phys. C, vol. 10, pp155-158, 1997
- [2] C. B. Ahn, J. H. Kim, and Z. H. Cho, "High-speed spiral scan echo planar NMR imaging-I", IEEE Trans. Med. Imag., vol. 5, pp1-6, 1986
- [3] J. Michiels, H. Bosmans, P. Pelgrims, D. Vandermeulen, J. Gybels, G. Marchal, P. Suetens, "On the problem of geometric distortion in magnetic resonance images for stereotactic neurosurgery", Magn. Reson. Imaging, vol. 12, pp749-765, 1994
- [4] E. Piovan, P. Zampieri, F. Alessandrini, M. Gerosa, A. Nicholato, A. Pasoli, R. Foroni, M. Giri, A. Bricolo, A. Benati, "Quality assessment of magnetic resonance stereotactic localization for gamma knife radiosurgery", Stereotact. funct. Neurosurg., 64(Suppl. 1), pp228-232, 1995
- [5] N. Salibi, M. A. Brown, "Clinical MR Spectroscopy-First Principles", pp50-55, 1998
- [6] R. Gruetter, "Automatic, Localized in Vivo Adjustment of All First and Second-Order Shim Coils", Magn. Reson. Med., vol. 29, pp804-811, 1993