

# MRI에 있어서 3차원 강제운동에 기인한 아티팩트의 수정

김용규, 이충호  
한밭대학교 정보통신·컴퓨터공학부

## Artifact Correction due to 3-D Rigid Motion in MRI

Eung-Kyeu Kim, Choong-Ho Lee,  
Division of Information Communication & Computer Eng., Hanbat National University

### 요 약

환자의 체동은 MRI에 의해 제공된 화질을 저하시키는 주된 원인이 되고 있다. 본 연구에서는 MRI에 있어서 3차원 강제운동에 기인한 아티팩트를 수정하는 기법을 제안한다. 이러한 목표를 달성하기 위해 MR 화상 데이터를 얻기 위한 2차원 다-슬라이스 기법(a multiple 2-D slice technique)이 사용되어왔다. 대상물체의 운동에 해당하는 수집된 MRI 데이터는 불균일 표본화와 위상오차에 의해 영향을 받게된다. 3차원 운동에 대해 주어진 운동 파라메타와 장면간의 영향이라는 가정하에 양선형보간법과 중첩법으로 다-슬라이스 데이터를 사용하는 방법에 기반한 재구성 알고리즘을 MRI 아티팩트를 수정하는데 사용한다. 미지의 체동 파라메타들을 추정하기 위해 3차원 강제운동은 다-슬라이스 취득기법의 각 영상과 결합된 관심영역 바깥쪽에서의 측정된 에너지를 증가시킨다는 사실을 이용하는 최소에너지법을 적용한다.

### 1. 서론

자기공명화상(MRI)장치는 현재 몇가지 고속의 촬상 기법들을 갖추고 있어, 환자의 체동 아티팩트에 덜 민감한 합성화상을 생성하는데 사용된다. 하지만, 유용한 고속의 촬상기법들이 개발되어 왔다고해도, 다-슬라이스(a multi-slice)의 촬상 데이터 취득에 있어서 화상의 콘트라스트 혹은 슬라이스들의 수와 같은 문제들은 아직도 충분히 해결되어 있지않다. 이러한 이유때문에 보다 장시간의 데이터 취득에도 불구하고 기존의 SE 촬상 기법이 아직도 보통의 임상실습에 널리 사용되고있다. 그러나 표준 SE 파형을 가진 한 개의 화상을 획득함에 있어서 몇분 정도의 시간이 소요되기 때문에 환자의 체동에 의해 영향을 받게되는 기법이 되고 있다[1-3]. 따라서 환자의 체동에 기인한 MRI 아티팩트를 수정하기 위한 컴퓨터에 의한 후처리 기법들이 이전부터 검토되어 왔다[4-11]. 이들 중에서 두가지 기법들은 평면 안(x-y 평면)과 밖(Z축)의 강제운동에 대하여 실행가능한 기법들을 제안하고 있다[8],[10],[11]. 여기에서 특별한 관심사항은 두뇌부위의 3차원 강제운동에 기인한 MRI 아티팩트를 수정

함에 있다. 현재에 이르기까지 3차원 강제운동의 아티팩트를 감소시키기 위한 유효한 방법중에서 어떠한 방법도 만족스러운 성과를 거두었다고 할 수는 없다. 따라서 상기의 문제를 잘 처리할 수 있는 컴퓨터에 의한 후처리 방법의 개발은 현재의 연구를 수행하게 된 주된 동기가 되었다. 본 연구에서의 목표는 평면내의 운동을 취급하는 선행연구를 확장함에 있고, 또한 그 유효한 방법들을 3차원 문제에 적용함에 있다[11]. 선행연구에서 주어진 방법과 유사한 방법으로 3차원 강제운동은 장면간의 영향(inter-view effect)이라고 가정한다[12]. 즉, 읽어내는 축(read-out axis) 또는 장면내의 영향은 무시하며, 미지의 3차원 강제운동 파라메타들은 단지 위상 부호화단계들의 함수라고 가정한다[13]. 이하 각 장에서는 이론적인 문제의 모델 및 주어진 강제운동에 대한 아티팩트를 수정하기 위한 방법을 제안하고, 시뮬레이션 및 실제화상에 적용한 결과 제안한 방법의 유효성을 확인한다.

### 2. 이론적인 문제의 모델

다-슬라이스 스핀-에코우(multi-slice spin-echo:SE) 신호를 사용할 때, 그림 1과 2에서 나타낸 각 슬라이스에 대한 MRI 신호와 그 해당 농도분포사이의 관계는 기존연구에서 주어지며[8]. 여기에서 그 방정식을 재정리하면 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$F(k_x, k_y, i) = \int_x \int_y \left[ \int_z f(x, y, z) S_i(z) dz \right] \exp[-j2\pi(k_x x + k_y y)] dx dy \quad (1)$$

여기에서,  $F(k_x, k_y, i)$ 는 슬라이스  $i$ 에 해당하는 MRI 신호이고,  $k_x$ 와  $k_y$ 는 각각 읽어내는 방향 및 위상부호화 방향과 관련된 공간 주파수 좌표들이며,  $f(x, y, z)$ 는 대상물체의 농도분포이다. 그리고,  $S_i(z)$ 는 슬라이스선택 종단면으로, 90도 RF 펄스의 외관에 대한 푸리에변환에 의해 추론될 수 있으며[3], 아래와 같이 정규화 된다.

$$\int_z S_i(z) dz = \quad (2)$$

MRI 시스템에 있어서,  $F(k_x, k_y, i)$ 는 디지털 형태로 제공된다. 그러므로, 데이터의 표본화는  $k_x, k_y$ 와  $i$  좌표들에 관하여 수행되어 왔다고 할 수 있다.

기존의 다-슬라이스 MR 촬상중에 있어서 3차원 강체 운동은 장면간의 영향이라는  $k_y$ 의 함수로서 간주된다. 3차원 강체운동에 있어서 대상물체인  $f(x, y, z)$ 은 변위된다.  $f_d(x, y, z)$ 가 변위된 대상물체를 나타낸다고 가정할 때 다음과 같이 표시할 수 있다.

$$f_d(x, y, z) = f(x_a, y_a, z_a) \quad (3)$$

$X_d = [x_d \ y_d \ z_d \ 1]$ 가 3차원 강체운동에 있어서  $X_a = [x \ y \ z \ 1]$ 의 변위를 나타낸다고 할 때 다음과 같이 표시할 수 있다.

$$X_d^T = BR_\alpha R_\beta R_\theta X_a^T \quad (4)$$

식 (4)에서 B는 3차원 평행운동을 나타내는  $4 \times 4$  행렬들이고,  $R_\alpha, R_\beta, R_\theta$ 는 각각  $x, y$ 와  $z$ 축에 관한 회

전을 나타내는  $4 \times 4$  행렬들이다. 장면간의 영향이라는 가정에 의하면, 미지의 3차원 강체운동 파라메타인  $\alpha, \beta, \theta, x_b, y_b$ 와  $z_b$ 는  $k_y$ 의 함수들이다. 이것은 각 위상부호화 단계에서 3차원 강체운동은 위의 6개 운동 파라메타로 나타낼 수 있음을 의미한다. 식 (1)의 사용과 상기의 사항을 통하여 3차원 강체운동,  $F_d(k_x, k_y, i)$ 와 관련된 MRI 데이터는 다음과 같이 표시될 수 있다.

$$F_d(k_x, k_y, i) = \int_x \int_y \left[ \int_z f_d(x, y, z) s_i(z) dz \right] e^{-j2\pi(k_x x + k_y y)} dx dy \quad (5)$$

### 2.1 주어진 강체운동에 대한 아티팩트의 수정

제안한 알고리즘은 기존 연구에 대한 아이디어에서 힌트를 얻고 있으며, 다-슬라이스 스핀-에코우 촬상 기법을 처리함에 적합한 방법이다[13]. 2장에서와 같이 M개의 슬라이스와 슬라이스 당  $N \times N$  성분들에 대해 제공된 다-슬라이스 스핀-에코우의 3차원 데이터 세트는  $M \times N \times N$  샘플들로 구성된다. 이 경우에 데이터의 취득은 N개의 위상부호화 단계들을 포함한다. 3차원 강체운동이 장면간의 영향이라는 가정하에 운동 파라메타( $k_y$ )들은 각 위상부호화 단계에서 고정되어 있다. 따라서 수집된 데이터의  $M \times N \times N$  성분들은 각 N개의 직사각형 평행육면체에 있어서 위상부호화 단계에 해당하는  $k_x - i$  평면들중 한 개의 평면만이 0이 아닌(non-zero)이고 그 밖의 다른 평면들은 0(zero)이 되도록 각  $M \times N \times N$  성분들을 가진 N개의 직사각형 평행육면체가 포개진 것으로 간주할 수 있다.

공간영역내 원점근방에서의 대상물체의 회전은 푸리에변환 영역에 있어서 대상물체 성분들의 동일한 회전운동에 해당함을 알 수 있다[14].

원래의 MRI 데이터를 복원하기 위한 다음과 같은 알고리즘을 제시한다.

첫째, 슬라이스 선택 축인  $i$ 축에 따라 MRI 데이터의 1차원 푸리에변환을 계산한다.

둘째, 식 (6)과 주어진 3차원의 평행운동 파라메타를 사용해서 관련된 데이터의 위상오차를 감소시킨다.

셋째, 슬라이스 선택축에 따라 바로 전 단계의 수정된 위상 데이터에 대한 역 1차원 푸리에변환을 계산한다.

넷째, 각 직사각형 평행육면체가 단지 한 개의 면체로 평면을 포함하고, 다른 평면들은 제로(zero)가 되도록 하기 위해 그림 3과 같이 다-슬라이스 촬상 데이터의  $M \times N \times N$  점들을 N개의 직사각형 평행육면체로 분리한다.

다섯째,  $k_x - k_y$  평면에 따라 N개의 직사각형 평행육면체에 대한 역 2차원 푸리에변환을 계산한다.

여섯째, 양선형과 같은 보간법을 사용해서 식 (4)에서 해당 운동 파라미터를 가진 각 N개의 직사각형 평행육면체를 회전시킨다.

일곱째, 직사각형 평행육면체를 서로 더한다. 그 결과는  $M \times N \times N$  성분들을 가진 수정된 MR 화상이 된다.

기존의 푸리에 화상에 있어서 MR 데이터를 획득하는데 N번의 위상 부호화 단계를 거친다. 식 (3)과 (4)에서 가정한 것처럼 장면간의 영향에 대해 3차원 강제운동의 파라미터,  $\alpha, \beta, \theta, x_b, y_b$  와  $z_b$ 는 미지이지만 각 위상 부호화 단계에서 고정된다. 그러므로 일반적으로 미지 운동 파라미터의 최대수효는 6N이 된다. 이번 절에서는 기존의 선행연구에 기초해서 미지의 강제운동 파라미터를 추정하기 위한 한 가지 방법에 대해 설명한다[11]. 다 슬라이스 스핀 에코우 기법에 의한 이상적인 MR 화상에 있어서, 대부분의 획득된 화상들의 에너지는 촬상 대상물의 경계영역내에 위치한다. 다시말해서, 획득된 합성화상들의 농도레벨은 그 해당 슬라이스들내 대상물체의 자화분포를 나타낸다. 두뇌화상의 경계인 관심영역(ROI; the region of interest) 바깥쪽에서 정지된 대상물체로부터 발생하는 상기 MR 화상들의 전체 에너지  $E_0$ 는 다음과 같이 표시할 수 있다.

$$E_0 = \sum_{(x,y,z) \in ROI} b_{xyz}^2 \quad (8)$$

### 3. 실험결과

본 장에서는 2장에서 제안된 모델과 알고리즘을 실험적으로 평가한다. 실제의 MR 화상과 컴퓨터에 의해 시뮬레이션된 운동이 실험에서 사용된다. 이 시스템에서는 두뇌의 30개 슬라이스의 관상단면에 대한 데이터를 획득하기 위하여 고속화되지 않은 슬라이스의 두께가 5mm이고 그 간격이 1mm인 다-슬라이스 SE 기법을 사용하였다. 그림 4는 이들 슬라이스에 대한 3가지 표본을 나타낸다. MRI 3차원 아티팩트를 시

플레이션하기 위해 다음과 같은 3차원 강제운동을 사용하고하였다. 스캔 행렬의 크기가  $256 \times 256$ 인 위상 부호화 130에서 환자는 x축에 따른 2.4 픽셀과 y축에 따른 3.2 픽셀 및 z축에 따른 슬라이스 간 거리의 3.4 픽셀에 대해 3차원 평행이동과 함께 각각  $3^\circ, 5^\circ, 18^\circ$ 의 각도로 x, y, z축으로 움직였다. 여기에서, 위상 부호화 단계  $k_y = 130$  및 각 운동 파라미터 값은  $\alpha = 3, \beta = 5, \theta = 18, x_b = 2.4, y_b = 3.2$  및  $z_b = 3.4$ 였다. 30개 슬라이스 데이터와 위의 운동 파라미터를 사용할 때 아티팩트 화상들이 발생하였다. 그림 4의 슬라이스와 관련된 이러한 3차원 운동으로부터 발생하는 아티팩트를 가진 3가지 표본 화상들이 그림 5에서 확인되었다. 사전 연구들의 방법을 사용한 그러한 3차원 아티팩트에 대한 수정은 매우 어려웠다[4-11]. 2-2 절에서처럼, 변위가 발생된 위상 부호화 단계를 발견하기 위해 y축에 따른 영상에 대한 수직방향으로의 1차원 푸리에변환이 그림 6에서 보여준다.

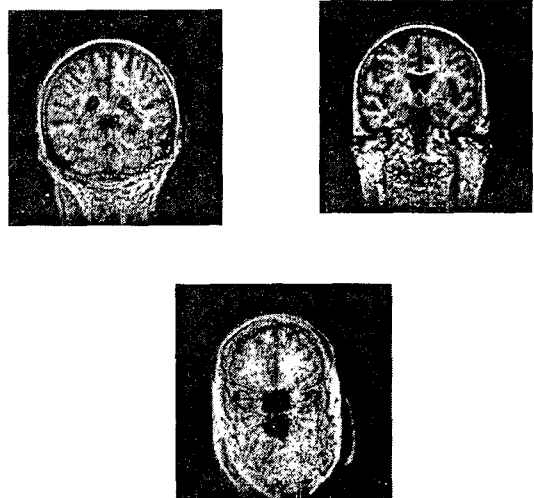


그림 5 뇌의 관상단면으로부터 3가지 표본 슬라이스들의 전형적인 3차원 강제운동에 의한 저하

보여준 것처럼 정지화상에 대한 1차원 푸리에변환의 에지(edge)는 직선적이다. 그러나 시뮬레이션된 화상에 해당하는 에지는 변위되었다. 이러한 아티팩트 화상내의 변위는 시뮬레이션된 3차원 운동에 의해 발생되었다. 따라서 미지의 위상부호화 단계  $k_y$ 는 에지들에 대한 변위의 위치로부터 발견되었다[11].

다음으로, 30개 슬라이스들에 대한 획득된 MRI 데

이터와 2.1절에서 제안된 기법이 미지 운동 파라메타들을 추정하기 위해 사용되었다. 모든 운동 파라메타들이 5%의 정확도내에서 발견되었다.



그림 7 그림 5의 화상과 비교해서 화질이 개선된 표본 슬라이스들

그림 7은 2.1절에서 제안한 재구성 알고리즘을 사용한 후의 결과를 나타낸다. 그림 5의 화상과 비교해서 그림 5에서의 화질이 식별될 수 있을 정도로 개선되었다.

#### 4. 실험에 대한 고찰

실험에서, 시뮬레이션과 재구성을 목표로 2번의 보간을 취한 것처럼, 실제 MRI 데이터내의 보간과 관련된 오차들은 여기에서 확인된 오차들의 반정도가 될 것이다. 2.1절에서 제안된 알고리즘들은 일반적인 3차원 강체운동을 취급하고 있다. 식 (9)에 대한 전체 에너지의 최소화값, 그리고 관련된 수렴문제들은 제안된 기법의 적용사례를 제한할 것이다. 그러나 실제로 위의 예는 비현실적이다. 왜냐하면 환자들은 MRI 데이터를 취득하는 동안 가능한 정지상태에 있도록 권고받기 때문이다. 선행연구에서와 동일한 방법으로[11], 운동 파라메타들이 최소 10번의 위상 부호화 단계에서 고정된 상태로 유지될 때 예측과 재구성 알고리즘들이 유효하다는 것을 알게 되었다. 그림 4에서 보여진 것처럼, 특별한 관심사인 두뇌화상의 경우에 있어서 해부학적인 구조는 한 슬라이스로부터 다른 슬라이스에 이르기까지 극적으로 변화한다. 3장의 실험들은 3차원 강체운동에 대한 단 한번의 단계에서 수행되

었다. 심지어 그러한 운동이 아티팩트를 일으키고, 그리고 진단용 MR 화상 정보에 영향을 끼친다는 것을 관찰하게 되었다. 그러나 데이터 취득중에 여러번의 변화를 가진 3차원 강체운동의 경우에 있어서 기법을 평가하는 것은 더욱더 검토되어야 한다. 더욱이 금번 연구에서는 장면간의 영향이라는 3차원 강체운동에 기인한 아티팩트의 수정에 대해 취급하였다.

#### 5. 결론

본 연구는 두뇌와 같은 신체 강체부위의 3차원 운동에 의해 발생하는 MRI 아티팩트의 수정방법에 대하여 기술한 것이다. 고속이 아닌 다-슬라이스 스핀-에코우 화상을 포함한 운동에 대해 장면간의 영향이라는 가정을 이용하여 각 2차원 슬라이스의 해당 k 공간 데이터를 처리함으로써 MRI 데이터 취득시 대상물체의 운동에 의한 아티팩트를 수정할 수 있음을 나타냈다. 또한 취득된 MRI 아티팩트 데이터와 주어진 3차원 운동 파라메타들을 사용해서 상기의 과정을 수행하기 위한 재구성 알고리즘을 제안하였다. 운동의 예측에 관하여 다른 대안으로서 제안된 방법은 장면간의 대상물체 변위의 측정을 위해 위상 부호화 되지 않은 네비게이터 에코우 대신에 위상 부호화된 화상 그 자체를 이용했다. 스핀-에코우 MRI 데이터와 시뮬레이션된 3차원 운동에 의한 실험에 있어서 제안된 기법에 대한 유효성을 확인하였다. 향후의 과제로서 2차원 다-슬라이스 기법과 함께 MR 스캔중 실제의 여러 가지 3차원 운동에 대한 반복 실험이 남아있다.

#### [참고문헌]

- [7] JK. Reik, AM. Tekalp, WE. Smith et al, "Out-of plane motion compensation in multislice spin-echo MRI", IEEE Trans. Med. Imag., Vol. 14, pp.471-479, 1995
- [8] GH. Glover, AT. Lee, "Motion Artifacts in fMRI : Comparison of 2 DFT with PR and spiral scan methods", Magnetic Resonance in Medicine, Vol. 33, pp.624-635, 1995
- [11] 김용규, "활상단면내 MRI 아티팩트의 제거", 한국정보과학회논문지:소프트웨어 및 응용, 제27권, 제4호, pp.432-430, 2000
- [12] 김용규, "MRI에 있어서 체동 아티팩트의 제거", 대한전자공과학회논문지(SP), 제37권, 제3호, pp. 70-78, 2000