

MRI내 3차원 강체운동에 기인한 아티팩트의 제거

김응규^o 이수종 안계선

한밭대학교 공과대학 정보통신컴퓨터공학부, ETRI, 대덕대학
 kimung@hanbat.ac.kr^o, sjleetri@etri.re.kr, ksahn@ddc.ac.kr

Artifact Cancellation due to Three Dimensional Rigid Motion in MRI

Eung-Kyeu Kim^o Soo-Jong Lee Kye-Sun Ahn

Infor. Commu. & Computer Eng., College of Eng., Hanbat Nat'l Univ, ETRI, Daeduk College

요 약

환자의 체동은 MRI에 의해 제공된 영상의 화질을 저하시키는 주된 원인이 되고 있다. 이에 본 논문에서는 MRI내 3차원 강체운동에 기인한 아티팩트를 제거하는 방법을 제안한다. 이러한 제거 목표를 달성하기 위해 MRI 영상 데이터를 얻기위한 2차원 다-슬라이스 방법(a multiple two dimensional slice technique)이 사용되어 왔다. 대상물체의 운동에 해당하는 수집된 MRI 데이터는 불균일한 표본화와 위상오차에 의해 영향을 받게 된다. 3차원 강체운동에 대해 주어진 운동 파라메타와 장면간의 영향이라는 가정하에 앙상블 보간법과 중첩법으로 다-슬라이스 데이터를 사용하는 방법에 기초한 재구성 알고리즘을 MRI 아티팩트를 제거하는데 사용한다. 미지의 체동 파라메타를 추정하기 위해 3차원 강체운동은 다-슬라이스 취득방법의 각 영상과 결합된 관심영역 바깥쪽에서 측정된 에너지를 증가시킨다는 사실을 이용하는 최소에너지법을 사용한다. 본 방법의 유효성을 확인하기 위해 3차원 강체운동에 의해 화질이 저하된 스핀-에코우 영상에 적용한 결과 화질이 식별될 수 있을 정도로 개선됨을 확인하였다.

1. 서 론

MRI 장치는 현재 몇가지 고속의 촬상 기법들을 갖추고 있어, 환자의 체동 아티팩트에 덜 민감한 합성영상을 생성하는데 사용된다. 하지만, 유용한 고속의 촬상 기법들이 개발되어 왔다고 해도, 다-슬라이스(a multi-slice)의 촬상 데이터 취득에 있어서 영상의 콘트라스트 혹은 슬라이스들의 수와 같은 문제들은 아직도 충분히 해결되어 있지 않다. 이러한 이유때문에 보다 장시간의 데이터 취득에도 불구하고 기존의 스핀-에코우(SE: spin echo) 촬상 방법이 아직도 보통의 임상실습에 널리 사용되고 있다. 그러나 표준 SE 파형을 가진 한 개의 영상을 획득함에 있어서 몇분정도의 시간이 소요되기 때문에 환자의 체동에 의해 영향을 받는 방법이 되어왔다[1-2]. 따라서 이러한 이유로 환자의 체동에 기인한 MRI 아티팩트를 제거하기 위한 컴퓨터에 의한 후처리 방법들이 이전부터 검토되어 왔다[3-9]. 이들 중에서 두 가지 기법들은 평면 안(x-y 평면)과 밖(Z축)의 강체운동에 대하여 실행가능한 방법들을 제안하고 있다[5],[8-9]. 여기에서 특별한 관심사항은 두뇌부위의 3차원 강체운동에 기인한 MRI 아티팩트를 제거함에 있다. 현재에 이르기까지 3차원 강체운동의 아티팩트를 제거하기 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 목표중의 하나는 평면내 운동을 취급하는 선행연구를 확장함에 있고, 또한 그 유효한 방법들을 3차원 문제에 적용함에 있다[9]. 따라서 본 연구에서는 선행연구에서 주어진 방법과 유사한 방법으로 3차원 강체운동은 장면간의 영향(inter-view effect) 이라고 가정한다. 즉, 읽어내는 축

read-out axis) 또는 장면내의 영향은 무시하며, 미지의 3차원 강체운동 파라메타들은 단지 위상 부호화단계들의 함수라고 가정한다[9]. 이하 각 장에서는 이론적인 문제의 모델 및 주어진 강체운동에 대한 아티팩트를 제거하기 위한 방법을 제안하고, 강체운동 파라메타의 추정에 대해 기술한다. 또한 시뮬레이션된 3차원 운동을 스핀-에코우 MRI 영상에 적용한 결과 제안한 방법의 유효성을 확인한다.

2. 이론적인 문제의 모델

다-슬라이스 스핀-에코우 신호를 사용할 때, 그림 1에서 나타낸 각 슬라이스에 대한 MRI 신호와 그 해당 농도 분포사이의 관계는 기존 연구에서 주어진 방정식을 재정의하여 다음과 같이 나타낼 수 있다[5].

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

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[2], 아래와 같이 정규화 된다.

$$\int_z S_i(z) dz = 1 \quad (2)$$

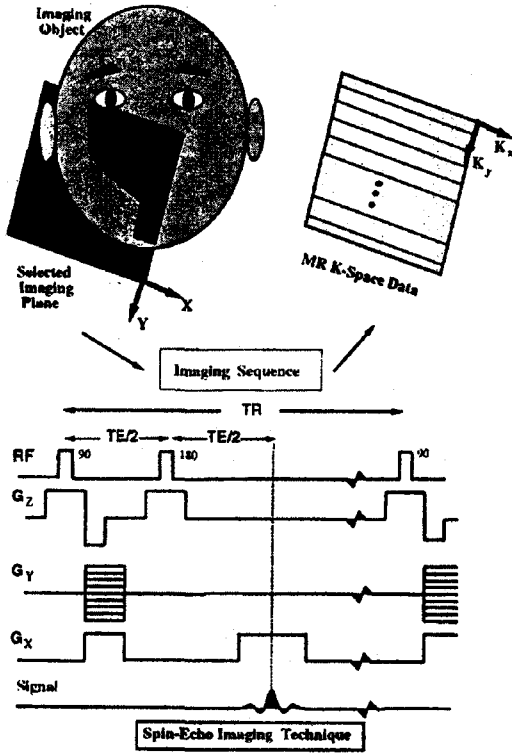


그림 1 기존의 스핀 에코 펄스파형을 가진 MRI 한개의 슬라이스 데이터 취득

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 강체운동은 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.

$$f_d(x, y, z) = f(x_d, y_d, z_d) \quad (3)$$

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

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

식 (4)에서 B는 3차원 평행운동을 나타내는 4×4 행렬

들이고, $R_\alpha, R_\beta, R_\theta$ 는 각각 x, y 와 z 축에 관한 회전을 나타내는 4×4 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 운동파라메타로 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.

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

공간영역내 원점근방에서의 대상물체의 회전은 푸리에 변환 영역에 있어서 대상물체 성분들의 동일한 회전운동에 해당함을 알 수 있다[8].

선행연구에 있어서 회전운동의 영향은 MRI 데이터에 대한 불균일 표본화임을 나타냈다[9]. 이와는 달리 평행운동은 MRI 신호에 대해 위상오차를 부과했다[7]. 본 연구에 있어서는 다음과 같은 점을 가정하였다. 첫번째, 변위된 대상물체의 성분들은 유용한 촬상 체적 즉 슬라이스들의 수를 남기지 않을 것이다. 그리고 심지어 대상물체 운동의 경우에 있어서 그 해당 화상들도 관심상의 전체적인 촬상체적을 포함할 수 있다. 두번째, 슬라이스 중단면 [$S_i(z)$]는 얇다. 세번째, 슬라이스 사이의 갭은 무시한다. k_x, k_y, i 의 좌표에 있어서 고 해상도 MRI 데이터 세트를 제공하기 위해 두번째와 세번째의 가정을 취하였다. 이들의 가정에 기초로 두고 상기의 설명을 참고하면 k_i 로 표시되는 그 해당 푸리에 축인 i 축에 따른 $F(k_x, k_y, i)$ 와 $F_d(k_x, k_y, i)$ 의 푸리에변환을 계산함으로써 다음과 같은 $F_d(k_x, k_y, k_i)$ 와 $F(k_x, k_y, k_i)$ 사이의 관계식을 나타낼 수 있다.

$$F_d(k_x, k_y, k_i) = e^{-j2\pi(k_x x_b + k_y y_b + k_i z_b)} F(k_{x_d}, k_{y_d}, k_{i_d}) \quad (6)$$

여기에서, 벡터 $W_d = [k_{x_d} \ k_{y_d} \ k_{i_d} \ 1]$ 과 $W = [k_x \ k_y \ k_i \ 1]$ 사이의 관계는 다음과 같다.

$$W_d^T = R_\alpha R_\beta R_\theta W^T \quad (7)$$

식 (7)에서 $R_\alpha, R_\beta, R_\theta$ 는 4×4 행렬들이고, 각각 k_x 와 k_y 및 k_i 축에 관한 회전을 나타낸다. 앞에서 주목해 왔던 장면간의 영향에 대한 가정에 따르면 미지의 3차원 강체운동 파라메타인 $\alpha, \beta, \theta, x_b, y_b$ 와 z_b 는 k_y 의 함수들이다.

3. 주어진 강체운동에 대한 아티팩트의 제거 및 미지 강체운동 파라메타의 추정

3.1 주어진 강제운동에 대한 아티팩트의 제거

제안한 알고리즘은 기존 연구에 대한 아이디어에서 힌트를 얻고 있으며, 다-슬라이스 스핀-에코우 활상기법을 처리함에 적합한 방법이다[5]. 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 강제운동이 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 non-zero) 이고 그 밖의 다른 평면들은 zero)가 되도록 각 $M \times N \times N$ 성분들을 가진 N개의 직사각형 평행육면체가 포개진 것으로 간주할 수 있다.

공간영역내 원점근방에서의 대상물체의 회전은 푸리에 변환 영역에 있어서 대상물체 성분들의 동일한 회전운동에 해당함을 알 수 있다.

원래의 MRI 데이터를 복원하기 위한 다음과 같은 알고리즘을 제안한다.

- 1) 슬라이스 선택 축인 i 축에 따라 MRI 데이터의 1차원 푸리에변환을 계산한다.
 - 2) 식 (6)과 주어진 3차원의 평행운동 파라메타를 사용해서 관련된 데이터의 위상오차를 감소시킨다.
 - 3) 슬라이스 선택축에 따라 바로 전 단계의 수정된 위상 데이터에 대한 역 1차원 푸리에변환을 계산한다.
 - 4) 각 직사각형 평행육면체가 단지 한 개의 non-zero 평면을 포함하고, 다른 평면들은 zero)가 되도록 하기 위해 그림 3과 같이 다-슬라이스 활상 데이터의 $M \times N \times N$ 점들을 N개의 직사각형 평행육면체로 분리한다.
 - 5) $k_x - k_y$ 평면에 따라 N개의 직사각형 평행육면체에 대한 역 2차원 푸리에변환을 계산한다.
 - 6) 양선형과 같은 보간법을 사용해서 식 (4)에서 해당 운동파라메타를 가진 각 N개의 직사각형 평행육면체를 회전시킨다.
 - 7) 직사각형 평행육면체를 서로 더한다.
- 그 결과는 $M \times N \times N$ 성분들을 가진 수정된 MR 영상이 된다.

3.2 미지 강제운동 파라메타의 추정

기존의 푸리에 영상에 있어서 MR 데이터를 획득하는데 N번의 위상 부호화 단계를 거친다. 식 (3)과 (4)에서 가정한 것처럼 장면간의 영향에 대해 3차원 강제운동의 파라메타, $\alpha, \beta, \theta, x_b, y_b$ 와 z_b 는 미지이지만 각 위상 부호화 단계에서 고정된다. 그러므로 일반적으로 미지 운동 파라메타의 최대수효는 6N이 된다. 이번 절에서는 기존의 선행연구에 기초해서 미지의 강제운동 파라메타를 추정하기 위한 한 가지 방법에 대해 설명한다. 다-슬라이스 스핀 에코우 기법에 의한 이상적인 MR 영상에 있어서, 대부분의 획득된 영상들의 에너지는 활상 대상물

의 경계영역내에 위치한다. 다시말해서, 획득된 합성영상들의 농도레벨은 그 해당 슬라이스들내 대상물체의 자화분포를 나타낸다. 두뇌영상의 경계인 관심영역(ROI; the region of interest) 바깥쪽에서 정지된 대상물체로부터 발생하는 상기 MR 영상들의 전체 에너지 E_0 는 다음과 같이 표시할 수 있다.

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

여기에서, b_{xyz} 는 점 (x, y, z) 의 농도이고, E_0 는 관심영역 바깥쪽에서 MR 영상의 잡음을 나타낸다고 할 수 있다. MRI 데이터의 취득중에 대상 물체가 움직일 때 그 위치는 변화하고, 그리고 그 결과, 관심영역 바깥쪽에서의 에너지는 증가한다. 예로, 식 (8)에서 관심영역 바깥쪽에서 이상적인 MR 영상들의 전체에너지를 E_0 로 가정할 때, 3차원 강제운동의 에너지는 E_0 는 E_m 보다 작기 때문에 E_m 으로 변화될 것이다.

$$E_m = E_0 + \sum_{k=1}^N \delta E_k \quad (9)$$

여기에서, N은 위상 부호화 단계들의 수이고, δE_k 는 각 위상부호화 단계 k 에서의 3차원의 운동에 기인한 에너지의 증가요인이다. 식 (9)는 미지의 운동파라메타를 추정하기 위한 평가함수로서 사용할 수 있다. MR 데이터를 획득하는 동안, 강제운동 파라메타들이 N보다 적은 L번 변화한다면 장면간 영향의 가정에 따라 각 성분의 운동 파라메타들이 고정되도록 다-슬라이스 스핀-에코우 기법에 대한 3차원 데이터는 L+1개의 성분들을 포함하게 된다. 그 성분들중의 한개는 참조성분이 되는 것으로 가정할 수 있다. 그러므로 $\alpha, \beta, \theta, x_b, y_b$ 와 z_b 이외에 채동이 발생한 위상 부호화 단계 k_y 가 각 성분에 대한 일곱 번째의 미지 파라메타가 된다. 예를 들면, MR 데이터를 획득하는 동안 강제 대상물체가 4번(L=4) 움직인다면 그 미지 운동 파라메타의 수는 28개가 된다. 이번 연구에서는 선행 연구에서와 동일한 방법으로 미지의 위상 부호화 단계 k_{ys} 를 알아내기 위한 스펙트럼 이동 알고리즘을 적용하였다[9]. 그러므로 상기 예에서 그 나머지 미지 파라메타의 수는 24가 된다. 실제로 두뇌의 강제운동은 미지이지만, 데이터의 취득중에는 제한된다. 이 경우에 미지 운동 파라메타에 해당하는 탐색공간의 차원을 감소시킬 수 있다. 상기의 설명에 기초해서 6L의 미지 파라메타를 가진 E_m 은 직접적인 탐색 복합 알고리즘(a direct search complex algorithm)을 사용해서 최소화된다. 각각의 반복에서 E_m 을 계산하기 위해 각 슬라이스에 해당하는 관심영역을 찾아내는 것이 필요하다. 관심영역을 정확히 찾아내기 위하여 MRI 데이터의 L+1개 성분들중의 한 개는 zero 직사각형 평행육면체들의 해당 성분에 복사된다. 다음에 $k_x - k_y$ 평면에 따른 MRI 데이

터의 역 2차원 푸리에변환을 얻게되고, 그리고 각 슬라이스에 해당하는 합성영상들이 임계값에 의해서 2차화된다. 수렴을 취하고 비선형 탐색을 촉진시키기 위해 미지 파라메타들에 대한 적절한 초기점들을 찾아내는 것이 필요하다. 이러한 어려움을 극복함에 있어서, 먼저 각 성분 에 대한 6개의 미지 파라메타들을 추정하기 위해 직접적인 탐색 복합 알고리즘을 부분적으로 적용하였다 [11-12]. 그 때에 획득된 값들은 직접적인 탐색 복합 알고리즘에 의해 제공된 전체적인 탐색에 있어서 해당 파라메타들의 초기값으로 사용되었다.

4. 실험 결과

이번 장에서는 2장에서 제안된 모델과 알고리즘을 실험적으로 평가한다. 실제의 MR 영상과 컴퓨터에 의해 시뮬레이션된 운동이 실험에서 사용된다. MR 스캔은 제너럴 일렉트릭 시그너(General Electric Signa) 1.5T 시스템($TR=1,000$ msec., $TE=20$ msec, $Ec=1/1$ 16kHz, $FOV=32cm \times 32cm$, $256 \times 256/1$ NEX)에 의해 행해졌다. 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 3개 표본을 나타낸다.

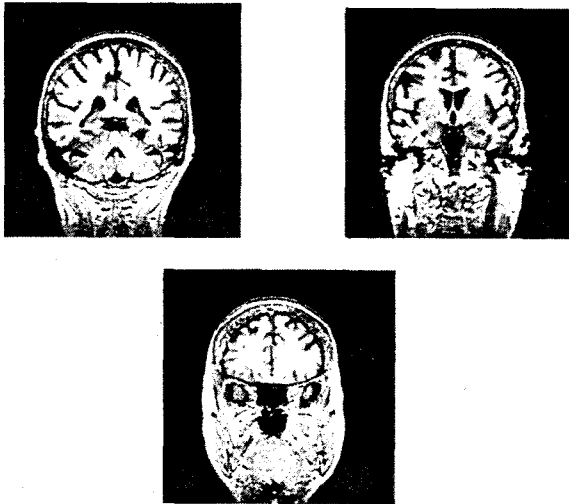


그림 4 뇌의 관상단면으로부터 3가지 표본 슬라이스

MRI 3차원 아티팩트를 시뮬레이션하기 위해 다음과 같은 3차원 강체운동을 사고하였다. 스캔 행렬의 크기가 256×256 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 3도, 5도, 18도의 각도로 x, y, z축으로 움직였다. 여기에서, 위상 부호화 단계 $k_y = 130$ 및 각 운동 파라메타

값은 $\alpha = 3, \beta = 5, \theta = 18, x_0 = 2.4, y_0 = 3.2$ 및 $z_0 = 3.4$ 였다. 30개 슬라이스 데이터와 위의 운동파라메타를 사용할 때 아티팩트 영상들이 발생하였다. 그림 4의 슬라이스와 관련된 이러한 3차원 운동으로부터 발생하는 아티팩트를 가진 3가지 표본 영상들이 그림 5에서 확인되었다. 기존 연구들의 방법을 사용한 그러한 3차원 아티팩트에 대한 제거는 매우 어려웠다[3]. 3.2절에서와 같이, 변위가 발생된 위상 부호화 단계를 발견하기 위해 y축에 따른 영상에 대한 수직방향으로의 1차원 푸리에변환이 그림 6에서 보여준다.



그림 6 그림 4의 원화상과 y축에 따른 그림 5의 아티팩트 화상에 대한 1차원 푸리에변환

보여준 것처럼 정지영상에 대한 1차원 푸리에변환의 에지(edge)는 직선적이다. 그러나 시뮬레이션된 영상에 해당하는 에지는 변위되었다. 이러한 아티팩트 영상내의 변위는 시뮬레이션된 3차원 운동에 의해 발생되었다. 따라서 미지의 위상부호화 단계 k_y 는 에지들에 대한 변위의 위치로부터 발견되었다[8].

5. 결론

본 논문은 두뇌와 같은 신체 강체부위의 3차원 운동에 기인하여 발생하는 MRI 아티팩트의 제거에 관하여 기술한 것이다. 고속이 아닌 다-슬라이스 스핀 에코우 화상을 포함한 운동에 대해 장면간의 영향이라는 가정을 이용하면, 각 2차원 슬라이스의 해당 k 공간 데이터를 처리함으로써 MRI 데이터 취득시 대상물체의 운동을 감소시킬 수 있음을 나타냈다. 취득된 MRI 아티팩트와 주어진 3차원 운동 파라메타들을 사용해서 원래의 MRI 영상 데이터를 복원하기 위한 재구성 알고리즘을 제안하였다. 미지운동 파라메타의 예측에 관한 대안으로서 제안된 방법은 장면간의 대상물체 변위의 측정을 위해 위상 부호화된 영상 그 자체를 이용했다. 시뮬레이션된 3차원 운동을 스핀-에코우 MR 영상에 적용한 결과 제안된 방법에 대한 유효성을 확인하였다. 향후의 과제로서 2차원 다-슬라이스 기법에 따른 MRI 스캔중 실제의 3차원 운동에 대한 유효성 향상을 위한 반복적인 실험으로, 궁극적인 목표는 두뇌의 3차원 운동에 의해 발생하는 MRI 아티팩트를 억제하기 위한 보다 개선된 알고리즘을 개발함에 있다.

[참고문헌]

- [1] Z Cho, JP Jone, M Singh, Foundations of Medical Imaging, New York, John Wiley, pp.237-267, 1993.
- [2] 이성우, 은총기, 문치웅, 박수성, 최신자기공명영상학, 여문각, pp.53-61, 1998.
- [3] ML. Wood, MJ. Shivzi and PL. Stanchev, "Planar Motion Correction with use of k-space data acquired in Fourier MR imaging", Journal of MRI, Vol.5, pp.57-64, 1995.
- [4] N. Nakazato, K. Seki et al, "Cortical mapping using on MRI-linked whole head MEG system and presurgical decision making", Electroencephalograph Clinical Neurophysiology, Vol.47, pp.333-341, 1995.
- [5] JK. Riek, 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.
- [6] RW. Cox, "AFNI: Software for Analysis and Visualization of Functional Magnetic Resonance Neuroimages", Computers and Biomedical Research, Vol.29, pp.162-173, 1996.
- [7] 김응규, "위상 인코딩 방향의 체동에 의한 MRI 아티팩트의 제거", 1998년도 한국정보과학회 가을 학술발표논문집, 제25권, 제2호, pp.432-434, 1998
- [8] 김응규, "활상단면내 MRI 아티팩트의 제거", 한국정보과학회논문지:소프트웨어 및 응용, 제27권, 제4호, pp.432-440, 2000.
- [9] 김응규, "MRI에 있어서 체동 아티팩트의 제거", 대한전자공학회논문지, SP, 제37권, 제3호, pp.70-78, 2000.
- [10] R.C. Gonzalez, R.E. Woods, Digital Image Processing, pp.612-630, Prentice Hall, 2001
- [11] Eung-Kyeu Kim, NohPill Park, Shinichi Tamura, "Cancellation of MRI Motion Artifact in Image Plane", IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference, Anchorage, AK, U.S.A., 21-23 May, 2002.
- [12] D. ManKE, K. Nehrke, P. Bornert, Novel prospective respiratory motion correction approach or free-breathing coronary MR angiography using a patient-adapted affine motion model", Magn. Reson. Med., Vol.50, No. 1, pp.121-131, 2003.