

# 회전운동에 기인한 MRI 아티팩트의 제거

## (Cancellation of MRI Artifact due to Rotational Motion)

김응규<sup>†</sup>

(Eung-Kyeu Kim)

**요약** MRI 스캔중 활상 대상물체의 화상평면내에서의 회전은 MRI 신호에 위상오차와 불균일한 표본화를 일으킨다. MRI 신호의 위상오차와 불균일 표본화에 대한 문제의 모델은 화상평면내 임의 중심과 원점에 관한 회전운동에 의해서 열화된 MRI 신호들 사이에 위상차가 존재함을 나타냈다. 따라서, 아티팩트가 포함된 MR 화상의 화질을 개선하기 위하여 다음과 같은 방법들을 제안한다. 우선, 2차원 회전운동의 회전각은 이미 알려져 있고, 회전중심 위치가 미지인 경우에 대해 위상보정에 기초한 아티팩트를 보정하는 알고리즘을 제안한다. 다음으로, 회전중심과 각도가 모두 미지인 2차원 회전운동에 대해 아티팩트를 보정하는 알고리즘을 제안한다. 이때, 미지 운동과라메타를 예측하기위해 활상대상물의 경계바깥쪽에서 이상적인 MR 화상의 에너지는 최소가 되고 활상대상물의 회전이 존재할 때 측정된 에너지가 증가한다는 성질을 이용한다. 이러한 성질을 이용해서 각 위상부호화 단계에서 미지의 회전각 크기를 추정하기위한 평가 함수가 정의된다. 최종적으로 phantom 화상을 사용한 시뮬레이션 및 실제화상의 평행이동과 회전운동에 적용한 결과 제안한 방법의 유효성을 확인하였다.

**키워드** : 자기공명화상, 불균일 표본화, 회전운동 아티팩트, 아티팩트 보정

**Abstract** When the imaging object rotates in image plane during MRI scan, its rotation causes phase error and non-uniform sampling to MRI signal. The model of the problem including phase error non-uniform sampling of MRI signal showed that the MRI signals corrupted by rotations about an arbitrary center and the origin in image plane are different in their phases. Therefore the following methods are presented to improve the quality of the MR image which includes the artifact. The first, assuming that the angle of 2-D rotational motion is already known and the position of 2-D rotational center is unknown, an algorithm to correct the artifact which is based on the phase correction is presented. The second, in case of 2-D rotational motion with unknown rotational center and unknown rotational angle, an algorithm is presented to correct the MRI artifact. At this case, the energy of an ideal MR image is minimum outside the boundary of the imaging object to estimate unknown motion parameters and the measured energy increases when the imaging object has an rotation. By using this property, an evaluation function is defined to estimate unknown values of rotational angle at each phase encoding step. Finally, the effectiveness of this presented techniques is shown by using a phantom image with simulated motion and a real image with 2-D translational shift and rotation.

**Key words** : MRI, Non-uniform sampling, Rotational motion artifact, Artifact correction

### 1. 서론

자기공명화상(MRI)은 임의의 해부학적인 단면으로부터 뛰어난 해상도와 높은 근육조직의 콘트라스트(contrast)를 가진 화상을 획득할 수 있는 중요한 촬상 방식으로 검토되어 왔다[1-4]. 그러나, 스핀-에코우(spin-echo) 2차원 푸리에 변환(2-D Fourier Transform) MRI에 있어서 데이터를 취득하는 경우 몇분 정

도의 시간이 소요되기 때문에 이 사이에 환자의 체동이 위상변동을 일으켜 MRI 화상위에 아티팩트로서 나타나게 된다. 이러한 환자의 체동은 획득된 화질을 저하시키거나 이동하는 구조물의 밝기를 약화시켜 아티팩트로서 다소의 모조화상(ghost image)을 일으킨다[5,6]. 예로, 유아와 어린이 및 불편한 환자들에 대한 체동은 실제로 피할 수 없을 뿐만 아니라 임의로 제어한다는 것은 어려운 일이다. 이러한 이유로 기존 연구자들은 회전 혹은 두뇌의 움직임과 같은 환자의 강체 운동 및 호흡과 위장, 혈관 등 심리적인 운동에 기인한 MRI 아티팩트를

<sup>†</sup> 중신회원 : 한밭대학교 정보통신·컴퓨터공학부 교수  
kimeung@hanbat.ac.kr

논문접수 : 2003년 5월 14일

심사완료 : 2004년 1월 5일

감소시키기 위한 방법들을 개발해 왔으며, 환자들의 다양하고 복잡한 체동 때문에 대부분 약간의 제한된 형태의 체동을 취급해 왔다[5-16]. 또한, 체동 아티팩트를 감소시키기 위해 제안되어온 컴퓨터에 의한 후처리 방법에 관한 검토가 행해졌다[7-9]. 그리고 화상평면내 평행 혹은 회전하는 대상물체의 강제운동에 기인한 MRI 아티팩트를 감소시키기 위한 몇가지 최근 기법들이 탐색되었다[10-13]. 이에 본 연구자도 사전연구로서 평행 강제운동에 기인한 MRI 아티팩트를 제거하기 위한 기법을 제안한 바 있다[14-16]. 이 때, MRI 아티팩트에 대해 x 방향과 y 방향의 체동으로 분리하여 각 방향의 체동에 따른 구속조건을 이용하였다. 그러나 MR 데이터 획득시 두뇌의 강제적인 운동은 중대한 문제를 야기시킨다. 더욱이 빈번한 두뇌의 운동은 두뇌 화상의 질을 제한할 수 있어, 그 화상은 단지 애매한 진단 정보를 제공하게 된다. 강제 운동에 기인한 MRI 아티팩트를 억제하기 위한 실질적인 컴퓨터 후처리 기법의 개발은 현재의 연구를 수행하게 된 주된 동기중의 하나이다. 평면상 강체의 평행 운동의 영향은 MRI 신호에 위상 오차를 부과하게 된다[17,18]. 한편, 화상 평면내 고정된 화상점에 관한 강체의 회전운동은 관련된 공간주파수 즉 K 공간, 데이터의 불균일 표본화로 MR 화상을 열화시킨다[19,20]. 따라서 데이터를 획득하는 동안 평행운동과 회전운동을 동반하는 대상물체에 대한 일반적인 평면상의 강제운동은 MRI 신호에 대해 위상오차와 불균일 표본화를 부과한다. 본 연구에서는 대상물체의 강제운동 특히, MR 스캔 중에 두뇌운동에 기인한 MRI 아티팩트를 감소시킬 목적으로 이전 연구에 있어서의 강점들[8,9,16,18]과 결합하여 이들을 개선하고자 하였다. 기존 연구에 의하면 2차원 회전운동은 매우 빠르게 일어나지 않는다고 가정하며, 수 밀리초가 소요되는 읽어내는 축의 영향 즉, 장면간의 영향은 무시한다[22,23]. 그리고, 평면내 미지 강제운동 파라메타들은 장면간 영향에 의한 파라메타 혹은 단지 위상부호화 단계의 함수들이다. Ehman 등은 미지의 운동 파라메타들을 예측함에 있어서 화상화된 대상물체의 변위를 결정하기 위한 네비게이터 에코우(navigator echoes)를 사용했다[25]. 그러나 하드웨어에 의한 제약 및 취득시간 혹은 다른 고려사항들로 인해 모든 화상의 에코우에 대한 움직임 정보의 획득은 어렵게 될 수가 있다[7]. 기존 연구에서 검토되어 왔던 다른 방법은 장면간 물체 변위의 측정을 위해 위상 부호화 네비게이터 에코우 보다는 오히려 위상 부호화 화상 그 자체를 사용하는 것이다[8-18]. 본 연구에서는 후자의 방법을 선택한다. 그리고 제3장에서처럼, 단지 평면상 회전각은 알려져 있고, 다른 강제운동 즉, 2차원 회전중심 혹은 평행운동의 파라메타들은 데이터

의 취득중에는 미지인 것으로 가정한다. 이 때, 이러한 아티팩트를 제거하기 위해 우선, 화상평면내 고정된 중심인 원점에 관한 회전운동에 기인한 아티팩트를 제거하기 위해 중첩 양선형 재구성법을 적용한다. 제2장에서 가정한 문제의 수학적 모델은 원 MRI 신호와의 비교에서 그 나머지 MRI 신호만이 부수적인 위상오차를 포함하고 있다. 따라서 여기에서는 MRI 신호에 대한 그 나머지 위상오차를 억제하기 위한 개선된 위상 수정 방법을 사용한다[23].

이하, 제2장에서는 화상평면내 회전운동에 기인하여 MRI 신호에 위상오차와 불균일한 표본화가 발생하는 문제의 모델을 제시한다. 제3장에서는 2차원 회전중심과 회전각이 기지인 경우와 혼합된 경우 및 미지인 경우에 대해 아티팩트가 포함된 MRI의 화질을 개선하기 위한 알고리즘을 제안한다. 제4장에서는 시뮬레이션 및 실제 화상에 적용한 결과 제안한 방법들의 유효성을 확인하며, 제5장에서는 본 연구의 결과 및 향후의 과제에 대해서 기술한다.

## 2. MRI 신호의 위상오차와 불균일 표본화에 대한 문제의 모델

스핀워프 화상파형(spin warp imaging sequence)을 사용할 때[2,3], MRI 신호와 화상평면내 목표물에 대한 농도분포사이의 관계는 다음식으로 주어진다[3,5,6].

$$f(k_x, k_y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} p(x, y) \cdot \exp[-i2\pi(k_x x + k_y y)] dx dy \quad (1)$$

여기에서,  $f(k_x, k_y)$ 는 MRI 신호이고,  $k_x$ 와  $k_y$ 는 각각 읽어내는 방향 및 위상 부호화 방향과 관련된 공간주파수 좌표이며,  $p(x, y)$ 는 움직임이 없는 화상 목표물의 농도 분포이다. 그리고  $x$ 와  $y$ 는 화상평면내 수평과 수직의 좌표들이다. 식 (1)에서 MRI 신호는 화상평면내 대상물체의 농도분포인  $p(x, y)$ 의 2차원 푸리에 변환임을 알 수 있다. MRI 데이터를 취득하는 동안 대상물체의 운동은  $k_x$ 와  $k_y$ 의 함수로서 나타낼 수 있다[10]. 데이터 취득시간에 있어서  $k_y$ 가 일정한 각 장면내의 영향은 수 밀리초동안 매우 빠르게 나타나기때문에 대다수 형태의 체동에서  $k_x$ 의 영향을 무시한다[24,25]. 따라서 기존의 2차원 푸리에 변환 MRI가  $k_y$ 의 함수로서 간주될 때 평면상의 회전 혹은 평행운동은 장면간의 영향이라고 한다. 평면상의 회전운동에 있어서, 회전된 화상점(the points of a rotated image)  $(x_{\theta_r}, y_{\theta_r})$ 과 회전되지 않은 그것의 대응점  $(x, y)$ 는 아래와 같이 나타낸다[23,28].

$$\begin{pmatrix} x_{\theta_r} \\ y_{\theta_r} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta_r & -\sin \theta_r \\ \sin \theta_r & \cos \theta_r \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} \quad (2)$$

상기 식 (2)를 확장하면 식 (3)과 같이 나타낼 수 있다.

$$\begin{pmatrix} x_{\theta r} - x_c \\ y_{\theta r} - y_c \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta_r & -\sin \theta_r \\ \sin \theta_r & \cos \theta_r \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x - x_c \\ y - y_c \end{pmatrix} \quad (3)$$

여기에서,  $\theta_r = \theta_r(k_y)$ 와  $(x_c = x_c(k_y), y_c = y_c(k_y))$ 는 각각  $z$ 축과 회전 중심에 관한 반시계방향의 회전이다. 식 (3)을 재정리하면 식 (4)와 같이 된다.

$$\begin{pmatrix} x_{\theta r} \\ y_{\theta r} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta_r & -\sin \theta_r \\ \sin \theta_r & \cos \theta_r \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 1 - \cos \theta_r & \sin \theta_r \\ -\sin \theta_r & 1 - \cos \theta_r \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_c \\ y_c \end{pmatrix} \quad (4)$$

그러므로, 식 (4)의 우측 일부분을 대치하면 아래와 같은 식 (5)가 된다.

$$\begin{pmatrix} \delta_x(k_y) \\ \delta_y(k_y) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 - \cos \theta_r & \sin \theta_r \\ -\sin \theta_r & 1 - \cos \theta_r \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_c \\ y_c \end{pmatrix} \quad (5)$$

식 (4)와 (5)를 식 (6)과 같이 재작성할 수 있다.

$$\begin{pmatrix} x_{\theta r} \\ y_{\theta r} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta_r & -\sin \theta_r \\ \sin \theta_r & \cos \theta_r \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \delta_x(k_y) \\ \delta_y(k_y) \end{pmatrix} \quad (6)$$

한편, 평면상의 강체운동은 평행운동과 회전운동의 조합으로, 그 회전된 점  $(x_m, y_m)$ 는 식 (7)과 같이 표현할 수 있다.

$$\begin{pmatrix} x_m \\ y_m \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta_r & -\sin \theta_r \\ \sin \theta_r & \cos \theta_r \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \beta_x(k_y) \\ \beta_y(k_y) \end{pmatrix} \quad (7)$$

여기에서,  $\beta_x = \beta_x(k_y)$ 와  $\beta_y = \beta_y(k_y)$ 는 각각 읽어내는 방향과 위상부호화 방향에 따른 대상물체에 대한  $\delta_x$ 와  $\delta_y$ 를 포함하는 일반적인 2차원 평행운동의 각도이다. 따라서 변위된 대상물체  $p_{\theta r}(x, y)$ 는 회전되지 않은 그것의 상대 물체  $p(x, y)$ 의 함수로서 다음 식 (8)과 같이 기술할 수 있다.

$$p_{\theta r}(x, y) = p[x \cos \theta_r(k_y) + y \sin \theta_r(k_y) - \beta_x(k_y), -x \sin \theta_r(k_y) + y \cos \theta_r(k_y) - \beta_y(k_y)] \quad (8)$$

화상평면의 원점 근방에서의 각도  $\theta_r$ 의 대상물체의 회전은 동일한 각도로 회전하는 화상공간주파수( $k$  공간) 성분을 일으킨다[26]. 이러한 특성을 이용하면 화상평면의 원점 근방에서의 2차원 회전운동에 의해 열화된 MRI 신호  $f_{\theta r}(k_x, k_y)$ 와 원래의 MRI 신호  $f(k_x, k_y)$ 의 관계를 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$f_{\theta r}(k_x, k_y) = f[k_x \cos \theta_r(k_y) + k_y \sin \theta_r(k_y), -k_x \sin \theta_r(k_y) + k_y \cos \theta_r(k_y)] \quad (9)$$

식 (9)를 통해서 알 수 있는 바와 같이, MR 화상에 있어서 위에서 기술한 영향은 생성된  $k$  공간 데이터에 대해 불균일 표본화를 부과한다. 더욱이 사전 연구에서 기술된 수학적 모델에 대해 언급하면, 평행운동은 MRI 신호에 대해 위상오차를 부과한다[16,18]. 따라서 평행운동과 회전운동의 조합형태인 평면상의 강체운동에 의해 발생하는 MRI 아티팩트 신호  $f_{\theta r}(k_x, k_y)$ 는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$f_{\theta r}(k_x, k_y) = \exp[-j2\pi(\beta_x(k_y)k_x + \beta_y(k_y)k_y)] \cdot f_{\theta r}(k_x, k_y) \quad (10)$$

식 (10)은 화상평면의 원점 근방에서의 2차원 회전운동에 의해 열화된 MRI 신호  $f_{\theta r}(k_x, k_y)$ 와 평면상의 강체운동에 의해 발생하는 MRI 아티팩트 신호  $f_{\theta r}(k_x, k_y)$ 사이에는 유일한 위상차가 존재함을 나타낸다. 최종적으로, 식 (9)를 식 (10)에 대입함으로써 평면상 임의의 강체운동에 기인한 열화된 MRI 신호  $f_{\theta r}(k_x, k_y)$ 와 원래의 MRI 신호  $f(k_x, k_y)$ 사이엔 정리된 수학적 관계를 다음 식 (11)과 같이 나타낼 수 있다.

$$f_{\theta r}(k_x, k_y) = \exp[-j2\pi(\beta_x(k_y)k_x + \beta_y(k_y)k_y)] \cdot f(k_x \cos \theta_r(k_y) + k_y \sin \theta_r(k_y), -k_x \sin \theta_r(k_y) + k_y \cos \theta_r(k_y)) \quad (11)$$

식 (11)에 나타낸 바와 같이, 화상평면내 평행 및 회전운동을 포함한 임의의 강체운동에 의해 원래의 MRI 신호에 위상오차와 불균일한 표본화가 발생함을 알 수 있다.

### 3. 알려진 회전 파라미터와 미지 회전중심 및 미지 회전운동을 가진 MRI 아티팩트의 수정

#### 3.1 기지 회전각과 미지 회전중심을 가진 MRI 아티팩트의 수정

실제로 열화된 MRI 신호인  $k$  공간 데이터에 대한 정수 점들(integer points)의 값이 주어진다. 이미 알려진 2차원의 회전운동을 이용할 때 그 최종목표는 2차원 보간법 또는 표면 정합법(surface fitting method)을 사용해서 원래의 MRI 신호에 대한 정수 점들의 값을 추정함에 있다.  $k$  공간의 불균일한 표본화 데이터에 대한 복원은 다음과 같은 이유로 어렵게 된다.

첫째,  $k$  공간내의 보간은 합성화상에 대한 다소의 에일리어싱(aliasing) 오차를 일으키게 된다.

둘째, 일반적으로  $k$  공간 데이터는 복소수이다. 따라서, 실수부와 허수부용으로 제안된 표면들은 서로 정합되지 않을 수 있다.

셋째,  $k$  공간 데이터의 평탄화 혹은 확률적인 거동에 관한 충분한 정보를 얻을 수 없다.

넷째, 이번 연구의 목표는 열화된 데이터의  $N \times N$  성분들을 사용해서 원래  $k$  공간의  $N \times N$  성분들을 복원함에 있다.  $k$  공간 데이터가 기지의 임의 중심 좌표 및 회전각을 가진 파라미터로 열화되었을 때, 열화되기전의 일정한 간격으로 배치되어 있는  $k$  공간 데이터에 비해, 기하학적인 변형으로 일부 공간에서 데이터가 집중되어 중복되거나, 일부 다른 공간에서는 공간 데이터가 일직선이 아닌 등, 일정치 않은 간격으로 균일하게 표본화

되지 않는다. 따라서 균일하게 표본화 되어있지 않은 k 공간 데이터의 보간과 관련된 알고리즘의 적용은 반드시 적당하다고 볼 수 없다.

다섯째, 불균일한 표본화로 인해 약간의 k 공간 성분들은 표본화되지 않고, 그의 다른 성분들은 여러번 표본화된다. 선형방정식 시스템을 사용하는 것과 같은 단순한 경우에 있어서도 그 방법은 종종 취약한 조건이나 또는 선형방정식에서 불완전한 행렬계수들에 대한 어려움에 직면하게 된다.

여섯째,  $N \times N$ 개의 미지 파라메타를 찾아내기 위한 방정식들의 해를 구하는데 소요되는 비용이 주된 문제가 된다.

이러한 이유들에 대해서 본 연구자는 알려진 2차원 회전 파라메타로 원래의 MRI 신호를 복원하기 위한 다음과 같은 알고리즘을 제시하였다. 즉, 그 MRI 데이터 취득시간은 N회의 위상부호화 단계를 포함한다. 식 (2)에 나타난 바와 같이 미지의 2차원 회전운동은 장면 간의 영향(inter-view effect)이라고 가정할 때 운동 파라메타들은 각각의 위상부호화 단계에서 결정된다. 따라서 k 공간 성분들은 각 화상내에 위상 부호화 단계에 해당하는 한 라인만이 영이 아닌 nonzero)이고 그 밖에 다른 라인 들은 제로 라인(zero line)이기 때문에 N개의 화상 위에 중첩된 것으로 간주할 수 있다. 그 제로 라인들은 nonzero 라인에 대하여 동일한 회전각을 갖는 것으로 간주한다. 따라서 운동 파라메타들은 각 화상에 대응하는 모든 라인들에 대하여 정해진다. 증첩특성을 이용하면 MRI 신호의 2차원 역푸리에 변환은 N개의 화상에 대한 2차원 역푸리에 변환을 가산함으로써 얻어질 수 있다. k 공간 데이터를 사용하여 원래의 MR 화상을 복원하기 위한 다음과 같은 알고리즘을 제시하였다.

첫째, 이미 알고 있거나 3.2절을 이용, 예측한 평면운동 파라메타를 사용하여 K 공간 데이터의 위상을 수정한다.

둘째, 각각의 화상들만이 위상부호화 단계에 해당하는 한 개의 nonzero 라인을 포함하도록 하고, 다른 라인들은 영(zero)이 되도록 MRI의 k 공간 데이터를 N개의 다른 화상들로 분할한다.

셋째, N개의 다른 화상에 대해 2차원 역푸리에 변환을 계산한다.

넷째, 양선형 보간법(bilinear interpolation)을 사용해서 N개 화상들의 각각에 대해서 nonzero라인들의 위상부호화 단계에 해당하는 추정된 회전각을 가진 N개의 각각 다른 화상을 회전시킨다.

다섯째, N개의 다른 화상들의 2차원 푸리에 변환을 계산한다.

여섯째, 수정된 MR 신호를 얻기위해 N개 화상들의 각각에 대해 위에서 언급된 둘째 단계의 nonzero라인을 제로 화상의 해당 라인들에 복사해 넣는다. 축적된 데이터는 수정된 MRI 신호들 즉, k 공간 데이터이다.

그 결과, 복원된 MR 화상을 얻게되며, SUN Sparc 10 시스템에서  $N=256$ 개의 화상인 경우 화상을 재구성하는데 약 13분 정도의 시간이 소요되었다.

### 3.2 미지의 회전중심과 회전각도를 가진 MRI 아티팩트의 제거

식 (10)에 대하여 주목하면 회전중심이 미지인 MRI 신호  $f_{orc}(k_x, k_y)$ 와 화상평면의 원점에 관한 2차원 회전운동일 때의 MRI 신호  $f_{\theta_c}(k_x, k_y)$ 사이에는 유일한 위상차가 존재함을 알게된다. 따라서 원점근방에서의 회전에 의해 나타나는 MR 화상의 아티팩트가 감소한다고 해도 그 화상의 나머지 아티팩트는 위상오차에 의해 발생하게 된다. Hedley 등은 아티팩트가 포함된 MRI 신호의 위상오차를 감소시키기 위해 반복적인 탐색절차를 사용하였다[5,8,10,13].

열화된 MRI 신호  $f_c(k_x, k_y)$ 는 다음식과 같이 표시할 수 있다.

$$f_c(k_x, k_y) = e^{-j\phi(k_x, k_y)} f(k_x, k_y) \quad (12)$$

$$\text{여기에서, } \phi(k_x, k_y) = 2\pi(\delta_x(k_y)k_x + \delta_y(k_y)k_y) \quad (13)$$

Hedley 등의 최종목표는 각각의 반복 탐색시  $\delta_x(k_y)$ 와  $\delta_y(k_y)$ 를 추정하여 이들을 그 다음 반복탐색시 적용함에 있다. 각각의 반복탐색단계는 다음과 같이 단순화될 수 있다.

제1단계: 아티팩트가 포함된 MR 화상의 화소들이 관심영역(region of interest) 밖에 존재한다면 그 화소들의 농도값을 0으로 놓는다.

제2단계: 제1단계에서 그 화상에 대한 2차원 푸리에 변환의 위상을 계산한다.

제3단계: 제2단계에서의 신호와 열화된 MRI 신호  $f_c(k_x, k_y)$  사이의 위상차를 계산한다.

제4단계: 각각의 위상부호화 단계에 대하여 각 장면의 중앙 33개의 점들과 제3단계에서의 위상차 및 최소자승오차(least square estimation)내에서  $f_c(k_x, k_y)$  크기의 제곱인  $|f_c(k_x, k_y)|^2$ 을 사용하여 가장 적합한  $\delta_x(k_y)$ 와  $\delta_y(k_y)$ 를 계산한다.

제5단계: 제4단계에서 결과로 나타나는  $\delta_x(k_y)$ 와  $\delta_y(k_y)$ 를 적용하여 위상오차  $\phi(k_x, k_y)$ 를 추정한다.

제6단계: 각 위상부호화 단계에서 추정된 위상오차를  $f_c(k_x, k_y)$ 의 대응 위상에 더한다.

제7단계: 제6단계에서의 MRI 신호에 대한 2차원 역푸리에 변환을 계산한다.

제8단계: 제1단계로 되돌아 간다.

알려진 회전각과 함께 원점에 관한 회전에 의해 나타나는 MR 화상의 아티팩트를 감소시킨 후, 위의 반복탐색 알고리즘을 사용함으로써 그 나머지 위상오차를 감소시킬 수 있다. SUN Sparc 10 시스템에서 상기 알고리즘의 각 단계를 수행하는데 약 6초정도의 시간이 소요되었다.

### 3.3 미지의 2차원 회전운동을 가진 MRI 아티팩트의 수정

완전히 미지인 운동 파라메타에 의해 나타나는 아티팩트를 감소시키기 위해 각 위상부호화 단계에서 회전각을 추정하는 것이 필요하다. 따라서 3.1절 및 3.2절의 알고리즘을 사용하면 열화된 MR 화상의 화질을 개선할 수 있다. 이상적인 MR 화상에 있어서 대부분의 획득된 화상에너지는 활상대상물의 경계영역내에 위치한다. 다시 말해서, 생성된 합성화상의 농도레벨은 그 대상물의 자화 분포로부터 발생하고 있다. 활상대상물의 경계인 관심영역 바깥쪽에 정지된 대상물체로부터 발생하는 MR 화상의 에너지  $E_0$ 는 다음식과 같이 나타낼 수 있다.

$$E_0 = \sum_{(i,j) \in \text{ROI}} b_{ij}^2 \quad (14)$$

여기에서,  $b_{ij}$ 는 화소  $(i,j)$ 의 농도값이다. 만일, 절대치의 합으로  $E_0$ 를 나타내면 MRI내 영향을 주는 여러개의 파라메타로 인해 복잡한 문제가 발생할 수 있다 [27].

MRI 데이터 취득시 대상물체가 움직일 때 그 위치는 변화하고, 그 결과 관심영역 바깥쪽에서의 에너지는 증가한다. 예로, 식 (14)에서 관심영역 바깥쪽에서의 이상적인 MRI의 화상 에너지를  $E_0$ 로 가정할 때 2차원적인 회전운동에 의한 에너지  $E_1$ 는  $E_0$ 보다 작기 때문에  $E_1$ 로 변화될 것이다. 일반적으로 관심영역 바깥쪽에서 MR 화상의 전체에너지  $E_1$ 는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$E_1 = E_0 + \sum_{i=1}^N \delta E_i \quad (15)$$

여기에서,  $N$ 은 위상부호화 단계의 수이다.  $\delta E_i$ 는 위상부호화 단계  $i$ 에서 평면상의 대상물체의 운동에 기인한 에너지의 증가 요인이다. 식 (15)에서  $E_0$ 에 영향을 주는 다수의 요인들 때문에 교차상관항들(cross-correlation terms)이 상대적으로 작게 남아있다고 가정하여 무시하였다. 하지만, 큰 잡음치에 대해서 교차상관항들은 상대적으로 작게 남아있지 않아 무시할 수가 없다 [27].  $E_0$ 는 관심영역 바깥쪽에서의 MRI 화상의 잡음을 나타낸다고 할 수 있다. 식 (15)는  $E_0 \leq \sum_{i=1}^N \delta E_i$ 가

유효한 동안, 미지의 운동 파라메타  $\theta_r(k_y)$ 와  $\delta_r(k_y)$  및  $\delta_y(k_y)$ 의 값을 추정하기 위한 평가함수로서 사용할 수 있다.

한가지 예로, 선행 연구에서 선형탐색방법을 적용함으로써 위에서 언급된 방법에 대한 유효성이 회전각  $\theta_r$ 을 가진 위상부호화 단계  $k_r$ 에서 나타나는 단위 계단형태의 회전운동에 대하여 확인되었다 [23]. 평가함수로서 식 (15)를 적용하여 미지의 회전각  $\theta_r$ 과 위상부호화 단계  $k_r$ 을 발견함에 이번 연구의 목표로 삼고자한다. 따라서 2차원 공간은 관심영역 밖의 측정된 에너지를 최소화 하는 최적의 미지 회전각  $\theta_r$ 과 위상부호화 단계  $k_r$ 을 선택하기 위해 탐색되어야 한다. 256개의 위상부호화 단계를 가진 MR 화상에 있어서 우선, 그 회전은 2번째 위상부호화 단계 ( $k_r=1, 0 \leq k_r < 256$ )에서 이루어졌다고 가정한다. 그 다음으로, 활상대상물 경계바깥쪽에서 MR 화상의 에너지는 한 세트의 다른 회전각  $\theta_{r'}$ 에 대하여 측정되었고 동일한 탐색작업이 모든 다른 위상부호화 단계에서 반복되었다. 그 최적의 미지 회전각  $\theta_r$ 과 위상부호화 단계  $k_r$ 은 관심영역 밖에서의 에너지를 최소화한 것들이다.

## 4. 실험결과

그림 1은 불균일 표본화의 영향을 설명한 것이다. 즉, 그림 1(a)는  $256 \times 256$  화소를 가진 MR 화상에 대응하는  $k$  공간 데이터의 위치를 나타내며, 그림 1(b)는 그림 1(a)의 두 선택된 영역( $30 \times 30$  화소)을 나타낸다. 그림 1(b)에 나타난 바와 같이  $k$  공간 성분들은 균일하게 표본화 된다.

그림 1(c)와 (d)는  $k$  공간 데이터가 다음과 같은 정현파 회전운동 파라메타를 가지고 열화되었을 때의 영역 A와 B를 나타낸다.

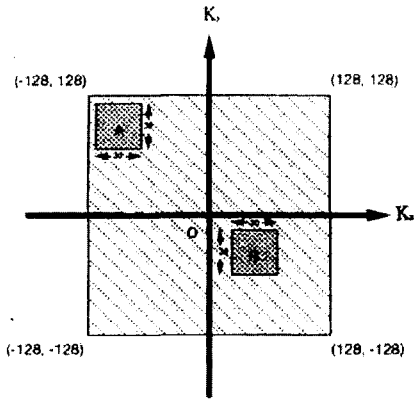
$$x_c(k_y) = 110 + A_1 \left[ 0.5 \cos\left(\frac{2\pi k_y f_1}{N}\right) + 0.5 \sin\left(\frac{2\pi k_y f_1}{N}\right) \right] \quad (16)$$

$$y_c(k_y) = 110 + A_1 \left[ 0.5 \cos\left(\frac{2\pi k_y f_1}{N}\right) + 0.5 \sin\left(\frac{2\pi k_y f_1}{N}\right) \right] \quad (17)$$

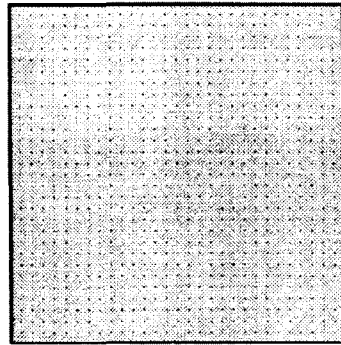
$$\theta_r(k_y) = A_2 \left[ 0.5 \cos\left(\frac{2\pi k_y f_2}{N}\right) + 0.5 \sin\left(\frac{2\pi k_y f_2}{N}\right) \right] \quad (18)$$

여기에서,  $N=256, A_1=1, f_1=8, A_2=0.02\pi, f_2=8$ 이고, 화상의 원점은  $(128 \times 128)$ 이다. 그림 1(c)와 (d)의 비교를 통해 대상물체의 2차원 회전운동에 기인한 불균일 표본화의 영향이  $k$  공간내 고주파 성분영역 A에서 더욱더 심하게 나타남을 알 수 있다.

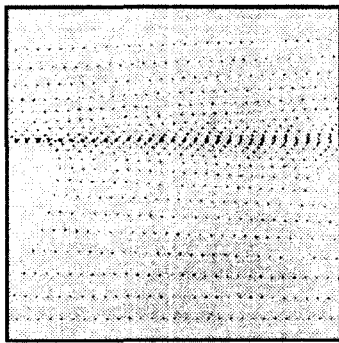
그림 2(a)는 Sheep-Logan 화상을 나타낸다. 그림



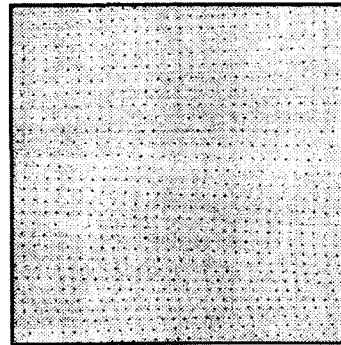
(a) MRI k 공간 데이터. A와 B의 영역은 MRI 신호에 대한 대표적인 고주파와 저주파 부분을 나타낸다.



(b) 대상물체의 회전운동이 없는 A와 B 영역 내의 k 공간 데이터



(c) 대상물체의 회전운동 후의 영역 A



(d) 대상물체의 회전운동 후의 영역 B

그림 1 화상평면내 대상물체의 회전운동에 기인한 불균일 표본화의 영향(식(16)에서 (18)의 파라메타를 이용)

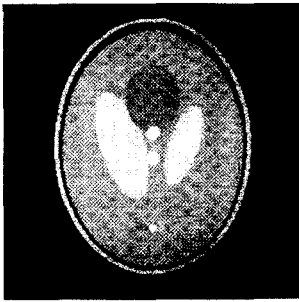
2(b)는 식 (16)에서 (18)까지의 회전운동 파라메타를 사용한 아티팩트 화상을 나타낸 것이다. 평면 회전운동의 각도만 알려져 있고 그 회전중심은 미지인 것으로 가정하였다. 제2장과 3.1절의 알고리즘을 각각 사용하여 아티팩트가 감소된 결과를 그림 2(c)에 나타냈다. 또 다른 실험으로 그림 2(a)를 사용하여  $0.03\pi$ 의 회전각을 가진 점 (107,107)에 대하여 공간주파수  $k_y=130$ 에서 한 번의 이동회전과  $S/N=20dB$ 의 가우시안 잡음이 가해진 아티팩트 화상을 그림 2(d)에 나타낸다. 다음으로 3.3절의 평가함수를 적용하여  $k_x=130$ 과  $\theta_x=0.28\pi$ 의 값을 추정한 후 3.1절과 3.2절의 알고리즘을 각각 적용하여 수정한 화상을 그림 2(e)에 나타냈다.

최종적으로, 잡음의 존재하에 평면회전과 평행이동에 기인하여 발생하는 MRI 아티팩트를 감소시키기 위한 알고리즘의 성능을 나타내면 그림 3과 같다. 여기에서

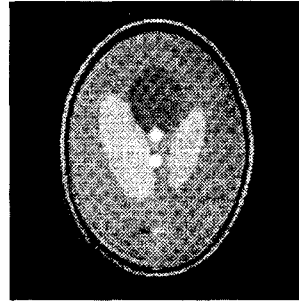
그림 3(a)는 배경잡음을 포함한 실제의 MR 화상이다.

그림 3(a)를 사용하여 공간주파수  $k_y=120$ 에서 x와 y 방향으로 각각 한 화소씩 2차원적인 평행이동과  $k_y=120$ 에서  $0.05\pi$ 의 회전각을 가진 점 (122,122)에 대하여 동기적인(synchronous) 2차원의 회전이동에 의해서 열화된 화상이 그림 3(b)이다. 3.2절의 방법을 적용하여 위상부호화 단계의 공간주파수와 회전각을 각각  $k_y=120$ 과  $\theta_x=0.05\pi$ 로 추정하였다.

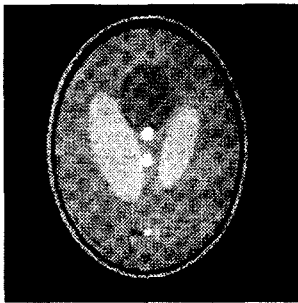
그 다음으로 3.1절과 3.2절의 알고리즘을 각각 적용하여 수정한 화상을 그림 3(c)에 나타낸다. 그림 3(b)와 (c)의 비교를 통해서 평면상의 평행이동과 회전운동에 기인하여 발생하는 잡음화상에 대하여 시뮬레이션 화상 및 실제 화상에 적용한 결과 MRI 아티팩트를 감소시키기 위하여 본 방법에서 제안한 방법이 유효함을 확인하였다.



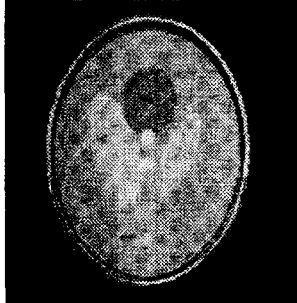
(a) Sheep-Logan 화상



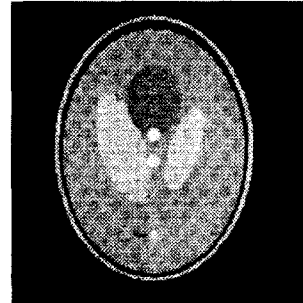
(b) 그림 2(a)와 식 (16)에서 (18)까지 정현파의 회전 파라메타에 의해 발생한 아티팩트 화상



(c) 제2장과 3.1절의 알고리즘을 사용해서 알게된 회전각과 미지의 회전중심을 가진 수정된 화상



(d) 그림 2(a)를 사용,  $0.03\pi$ 의 회전각을 가진 점 (107,107)에 대하여 공간주파수  $k_y=130$ 에서 한 번의 이동 회전과  $S/N=20dB$ 의 가우시안 잡음이 포함된 아티팩트 화상

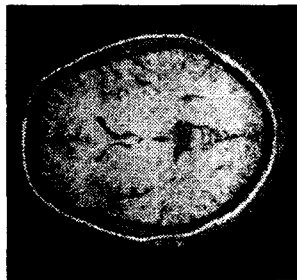


(e) 3.3절의 방법을 적용하여 회전운동 파라 메타를 추정한 후, 3.1절의 방법을 적용하여 화상에 포함된 아티팩트를 수정한 화상

그림 2 시뮬레이션에 의한 MRI 아티팩트 및 수정된 화상



(a) 배경잡음을 포함한 실제의 MR 화상



(b) 그림 3(a)를 사용,  $0.05\pi$ 의 회전각을 가진 점 (122,122)에 대하여 공간주파수  $k_y=120$ 에서 x와 y 방향으로 각각 한 회소씩 2차원적인 평행이동과 동기적인 2차원 회전이동에 의해 발생한 아티팩트 화상 (128)에 위치



(c) 3.1절과 3.2절의 알고리즘을 각각 적용하여 수정한 화상

그림 3 평행이동과 회전운동에 기인한 잡음이 포함된 MR 화상의 아티팩트 축소

## 5. 결론

MRI 데이터 취득시 대상물체의 2차원 회전운동은 MRI 신호인 k 공간 데이터에 대해 불균일 표본화와 위상오차를 일으킨다. 알려진 회전 파라미터로써 양선형 보간과 중첩의 원리를 이용한 방법은 회전운동에 기인해서 발생하는 MRI 아티팩트를 감소시켰다. 그러나 이러한 문제에 대한 모델링은 화상평면내 임의의 중심과 원점에 관한 회전운동에 의해서 열화된 MRI 신호들 사이에 위상차가 존재함을 나타냈다. 따라서, 알려진 회전 각과 미지의 회전중심을 가진 2차원 회전운동에 기인한 MRI 아티팩트를 수정하기 위하여 우선, 화상평면의 원점에 관한 아티팩트를 감소시켰고, 다음으로 그 아티팩트 화상에 대한 나머지 위상오차를 감소시키기 위하여 위상탐색법을 적용하였다. 그 대상물체가 데이터 취득시 움직이지 않는다고 가정하면 그 활상 대상물체의 경계 바깥쪽에서 계산된 MRI 화상 에너지는 최소가 된다. 그러나, 회전운동에 기인해서 발생하는 그 대상물체의 평행이동은 관심영역 바깥쪽에서 측정된 에너지를 증가시켰다. 이러한 특성을 이용해서 각 위상부호화 단계에서 미지 회전각의 크기를 추정하기 위한 평가함수를 정의하였다. 본 연구에서는 한 차례의 이동회전에 대한 시뮬레이션을 통해서 제안한 방법들에 대한 유효성을 확인하였다. 그러나, MRI 데이터 취득시 여러번의 두뇌 회전 혹은 끄덕임과 같은 실제 환자의 회전운동에 대처하기 위하여 제안한 알고리즘들을 한층더 개선해야만 한다. 향후의 과제로서 보다 개선된 화상 재구성 방법의 발견, 위상교정과 파라메타 추정 알고리즘의 개선 및 실제 MRI 스캔시의 기법들에 대한 평가 등이 남아있다.

## 참고 문헌

[1] Z Cho, JP Jone, M Singh, Foundations of Medical Imaging, New York, John Wiley, pp.237-267, 1993.  
 [2] 김합겸, 박재성, 이해경, 김대호, 영상진단학, 대학서림, pp.55-74, 1997.  
 [3] 이성우, 은총기, 문치용, 박수성, 초기 자기 공명 영상학, 여문각, pp.53-61, 1998.  
 [4] 김청월, "펄스방식의 핵자기 공명장치에 관한 새로운 구현방법", 대한전자공학회논문지, 제35권 C편, 제10호, pp.771-781, 1998.  
 [5] M. Hedley, H. Yan and D. Rosenfeld, "Motion artifact correction in MRI using generalized projection," IEEE Trans. Med. Imaging, Vol.10, No.1, pp.40-46, 1991.  
 [6] M. Hedley, H. Yan and D. Rosenfeld, "An improved algorithm for 2-D translational motion artifact correction," IEEE Trans. Med. Imaging, Vol.10, No.4, pp.548-553, 1991.  
 [7] J. P. Felmlee, R. L. Ehman, S. J. Riederer, and H.

W. Korin, "Adaptive motion compensation in MR imaging without use of navigator echoes," Radiology, Vol.179, pp.139-142, 1991.  
 [8] M. Hedley and H. Yan, "Suppression of Slice Selection Axis Motion Artifact in MRI," IEEE Trans. Med. Imaging, Vol.11, No.2, pp.233-237, 1992.  
 [9] H. Yan and JC. Gore, "An efficient algorithm for MRI image reconstruction without low spatial frequencies," IEEE Trans. Med. Imaging, Vol.9, No.2, pp.30-36, 1992.  
 [10] 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, No.1, pp.57-64, 1995.  
 [11] RW. Cox, "AFNI: Software for Analysis and Visualization of Functional Magnetic Resonance Neuroimages," Computers and Biomedical Research, Vol.29, pp.162-173, 1996.  
 [12] 김용규, "위상 엔코딩 방향의 체동에 의한 MRI 아티팩트의 제거", 1998년도 한국정보과학회 가을 학술발표논문집, 제25권, 제2호, pp.432-434, 1998.  
 [13] 김용규, 권영도, "활상단면내의 MRI 체동 아티팩트의 제거", 1999년도 대한전자공학회 하계종합학술대회 논문집, 제22권, 제1호, pp.631-634, 1999.  
 [14] 김용규, "MRI에 있어서 체동 아티팩트의 제거", 대한전자공학회논문지, SP, 제37권, 제3호, pp.70-78, 2000.  
 [15] 김용규, "활상단면내 MRI 아티팩트의 제거", 한국정보과학회논문지:소프트웨어 및 응용, 제27권, 제4호, pp.432-440, 2000.  
 [16] Eung-Kyeu Kim, Nohpill Park et al, "Cancellation of MRI Motion Artifact in Image Plane," IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference, Anchorage, Alaska, U.S.A, May, 2002.  
 [17] H. W. Korin, F. Farzane h, R.C. Wright, and S. J. Riederer, "Compensation for effects of linear motion in MR imaging," Magn. Reson. Med. Vol.12, pp.99-113, 1989.  
 [18] M. Hedley and H. Yan, "Iterative restoration of MR images corrupted with translational motion," Journal of visual Communication Image Representation, Vol.3, No.4, pp.325-337, 1992.  
 [19] 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.  
 [20] JK. Reik, AM. Tekalp, Smith et al, "Out-of-plane motion compensation in multislice spin-echo MRI," IEEE Trans. Med. Imag., Vol.14, pp.464-470, 1995.  
 [21] T. Mitsa, K. J. Paker, W. E. Smith and A. M. Tekalp, "Correction of Periodic Motion Artifacts Along the Slice Section Axis in MRI," IEEE Trans. Med. Imaging, Vol.9, No.2, pp.310-317, 1990.  
 [22] 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.
- [23] R. A. Zoroofi, Y. Sato et al, "Reduction of MRI artifact due to rotational motion in the imaging plane," in *Proc.JAMIT Frontier 95'*, Nagoya Univ., pp. 37-44, 1995.
- [24] E. M. Haacke and G. W. Lenz, "Improving MR image quality in the presence of motion by using rephasing gradients," *AJR* 148, PP.1251-1258, 1987.
- [25] R. L. Ehman and J. P. Felmlee, "Adaptive technique for high-definition MR imaging of moving structures," *Radiology* Vol.173, pp.255-263, 1989.
- [26] C. E. Floyd, R. J. Jaazczak and R. E. Coleman, "Image resampling on a cylindrical sector grid," *IEEE Trans. Med. Imaging*, Vol.MI-5, No.3, pp.128-131, 1986.
- [27] D. J. Nishimura, *Introduction to Magnetic Resonance Imaging*, textbook EE 369B, Stanford Univ., Press, Stanford, CA, pp.156-167, 1994.
- [28] 이문호, C 언어 영상통신의 신호처리, 대영사, pp.158-180, 1998.



김 응 규

1976년 2월 충남대학교 공과대학 공업교육과(학사). 1978년 2월 충남대학교 대학원 공업교육과(석사). 1993년 9월 오사카대학 기초공학연구과 정보공학전공(박사) 1982년 6월~1987년 9월 충남대학교 공과대학 조교. 1987년 10월~1989년 9월 교오토대학 공학부 연구원. 1990년 2월~1992년 3월 오사카대학 기초공학부 文部教官(助手). 1993년 9월~1994년 2월 충남대 공대 시간강사. 1994년 3월~현재 한밭대학교 정보통신·컴퓨터공학부 부교수 겸 2003년 5월~현재 한밭대학교 BK21지역대학 육성사업단장. 2001년 2월~2002년 1월 Oklahoma State University 교환교수. 관심분야는 영상신호처리, 컴퓨터비전, 영상압축 통신, 컴퓨터그래픽(3D) 등