

MRI내 회전운동에 기인한 아티팩트 제거

김 응 규*, 이 수 중**

한밭대학교 공과대학 정보통신·컴퓨터공학부*,

한국전자통신연구원 음성/언어정보연구부**

Artifact Cancellation due to Rotational Motion in MRI

Eung-Kyeu Kim*, Soo-Jong Lee**

Division of Information Communication & Computer Eng., College of Eng., Hanbat National University*

Speech/Language Information Research Department, ETRI**

요약

MRI 스캔시 화상평면내에서 촬상대상물체의 회전은 MRI 신호에 위상오차와 불균일 표본화를 일으킨다. MRI 신호의 위상오차와 불균일 표본화에 대한 문제의 모델은 화상평면내 임의 중심과 원점에 관한 회전운동에 의해 열화된 MRI 신호들사이에 위상차가 존재함을 나타낸다. 이에 아티팩트가 포함된 MR 화상의 화질을 개선하기위해서 다음과 같은 방법을 제안한다. 우선, 2차원 회전운동의 회전각은 이미 알려져 있고, 회전중심의 위치가 미지인 경우에 대해 위상보정에 기초한 아티팩트를 보정하는 알고리즘과, 다음으로, 회전중심과 각도가 모두 미지인 2차원 회전운동에 대해 아티팩트를 보정하는 알고리즘을 제안한다. 이때, 미지 운동 파라미터를 예측하기 위해 촬상대상물체의 경계바깥쪽에서 이상적인 MR 화상의 에너지는 최소가 되고, 촬상대상물체의 회전이 존재할 때 측정된 에너지는 증가한다는 성질을 이용한다. 이러한 성질을 이용해서 각 위상부호화 단계에서 미지의 회전각 크기를 추정하기 위한 평가함수가 도입된다. 최종적으로 시뮬레이션 화상 및 실제화상에 적용해서 제안한 본 방법의 유효성을 확인한다.

Key words : MRI, 불균일 표본화, 운동 파라미터, 회전운동 아티팩트, 아티팩트 제거

I. 서론

MRI(자기공명화상)는 임의의 해부학적인 단면으로부터 뛰어난 해상도와 높은 근육조직의 콘트라스트(contrast)를 가진 화상을 획득할 수 있는 중요한 촬상방식으로 검토되어 왔다[1,2]. 그러나, 스핀-에코우(spin-echo) 2차원 푸리에 변환(2-D Fourier Transform) MRI에 있어서 데이터를 취득하는 경우 몇분 정도의 시간이 소요되기 때문에 이 사이에 환자의 체동이 위상변동을 일으켜 MRI 화상위에 아티팩트로서 나타나게된다. 이러한 환자의 체동은 획득된 화질을 저하시키거나 이동하는 구조물의 밝기를 약화시켜 아티팩트로서 다소의 모조화상(ghost image)을 일으킨다[3,4]. 이에, 체동 아티팩트를 감소시키기 위해 제안되어온 컴퓨터에 의한 후처리 방법에 관한 검토가 행해졌다[5-7]. 그리고 화상평면내 평행 혹은 회전하는 대상물체의 강제운동에 기인한 MRI 아티팩트를 감소시키기 위한 몇가지 최근 기법들이 탐색되었다[8,9]. 평면상 강체의 평행 운동의 영향은 MRI 신호에 위상 오차를 부과하게 된다[10-12]. 한편, 화상 평면내 고정된 화상점에 관한 강체의 회전운동은 관련된 공간주파수 즉 K 공간, 데이터의 불균일 표본화로 MR 화상을 열화시킨다[13]. 따라서 데이터를 획득하는 동안 평행운동과 회전운동을 동반하는 대상물체에 대한 일반적인 평면상의 강제운동

은 MRI 신호에 대해 위상오차와 불균일 표본화를 부과한다. 기존 연구에 따르면 2차원 회전운동은 매우 빠르게 일어나지 않는다고 가정하며, 수 밀리초가 소요되는 읽어내는 축의 영향 즉, 장면간의 영향은 무시한다[16]. 그리고, 평면내 미지 강제운동 파라미터들은 장면간 영향에 의한 파라미터 혹은 단지 위상부호화 단계의 함수들이다. Ehman 등은 미지의 운동 파라미터들을 예측함에 있어서 화상화된 대상물체의 변위를 결정하기 위한 네비게이터 에코우(navigator echoes)를 사용했다[17]. 그러나 하드웨어에 의한 제약 및 취득시간 혹은 다른 고려사항들로 인해 모든 화상의 에코우에 대한 움직임 정보의 획득은 어렵게 될 수가 있다. 기존 연구에서 검토되어 왔던 다른 방법은 장면간 물체 변위의 측정을 위해 위상 부호화 네비게이터 에코우 보다는 오히려 위상 부호화 화상 그 자체를 사용하는 것이다[6]. 본 연구에서는 후자의 방법을 선택한다. 그리고 제 III장에서처럼, 단지 평면상 회전각은 알려져 있고, 다른 강제운동 즉, 2차원 회전중심 혹은 평행운동의 파라미터들은 데이터의 취득중에는 미지인 것으로 가정한다. 이때, 이러한 아티팩트를 제거하기 위해 우선, 화상평면내 고정된 중심인 원점에 관한 회전운동에 기인한 아티팩트를 제거하기 위해 중첩 양선형 재구성법을 적용한다. 제II장에서 가정한 문제의 수학적 모델은 원 MRI 신호와의 비교에서 그 나머지 MRI 신호만

이 부수적인 위상오차를 포함하고 있다. 따라서 여기에서는 MRI 신호에 대한 그 나머지 위상오차를 억제하기 위한 개선된 위상 수정 방법을 사용한다.

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

II. MRI 신호의 위상오차와 불균일 표본화에 대한 문제의 모델

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

$$f(k_x, k_y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} p(x, y) \cdot \exp[-j2\pi(k_x x + k_y y)] dx dy \quad (1)$$

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. MRI 데이터를 취득하는 동안 대상물체의 운동은 k_x 와 k_y 의 함수로서 나타낼 수 있다[8]. 데이터 취득시간에 있어서 k_y 가 일정한 각 장면내의 영향은 수 밀리초동안 매우 빠르게 나타나기때문에 대다수 형태의 체동에서 k_x 의 영향을 무시한다[17]. 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[18].

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

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 회전이 다. 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 제작성할 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_{rp}, y_{rp}) 는 식 (7)과 같이 표현할 수 있다.

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

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

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

화상평면의 원점 근방에서의 각도 θ_r 의 대상물체의 회전은 동일한 각도로 회전하는 화상공간주파수(k 공간)성분을 일으킨다. 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. 따라서 평행운동과 회전운동의 조합형태인 평면상의 강제운동에 의해 발생하는 MRI 아티팩트 신호 $f_{\theta_{rc}}(k_x, k_y)$ 는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

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

III. 알려진 회전 파라메타와 미지 회전중심 및 미지 회전운동을 가진 MRI 아티팩트의 제거

III-1. 기지 회전각과 미지 회전중심을 가진 MRI 아티팩트의 제거

k 공간 데이터를 사용하여 원래의 MR 화상을 복원하기 위한 다음과 같은 알고리즘을 제시한다.

첫째, 이미 알고 있거나 III.2절을 이용, 예측한 평면운동 파라메타를 사용하여 K 공간 데이터의 위상을 수정한다.

둘째, 각각의 화상들만이 위상부호화 단계에 해당하는 한 개의 선제로 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 선제로라인들의 위상부호화 단계에 해당하는 추정된 회전각을 가진 N개의 각각 다른 화상을 회전시킨다.

다섯째, N개의 다른 화상들의 2차원 푸리에 변환을 계산한다.

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

III-2. 미지의 회전중심과 회전각도를 가진 MRI 아티팩트의 제거

회전중심이 미지인 MRI 신호 $f_{\theta_{rc}}(k_x, k_y)$ 와 화상평

면의 원점에 관한 2차원 회전운동일 때의 MRI 신호 $f_{\theta_r}(k_x, k_y)$ 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[6].

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

$$f_c(k_x, k_y) = e^{-j\phi(k_x, k_y)} f(k_x, k_y) \quad (11)$$

여기에서, $\phi(k_x, k_y) = 2\pi(\delta_x(k_y)k_x + \delta_y(k_y)k_y)$ (12)

IV. 실험결과

그림 1(a)는 Sheep-Logan 화상을 나타낸다. 그림 1(b)는 정현파 회전운동 파라메타를 사용한 아티팩트 화상을 나타낸 것이다. 평면 회전운동의 각도만 알려져 있고 그 회전중심은 미지인 것으로 가정하였다.

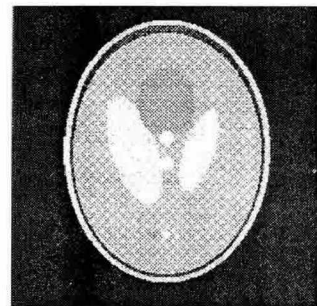


그림 1(a) Sheep-Logan 화상

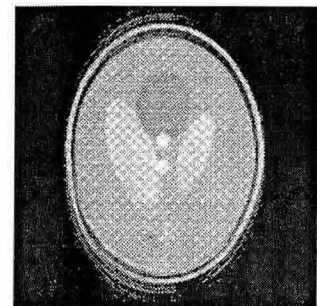


그림 1(b) 그림 1(a)와 정현파 회전운동 파라메타에 의해 발생한 아티팩트 화상

최종적으로, 잡음의 존재하에 평면회전과 평행이동에 기인하여 발생하는 MRI 아티팩트를 감소시키기 위한 알고리즘의 성능을 나타내면 그림 2와 같다. 여기에서 그림 2(a)는 배경잡음을 포함한 실제의 MR 화상이다.

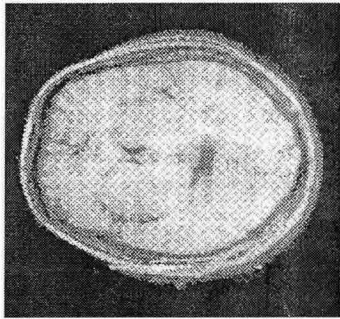


그림 2(a) 배경잡음을 포함한 실제의 MR 화상

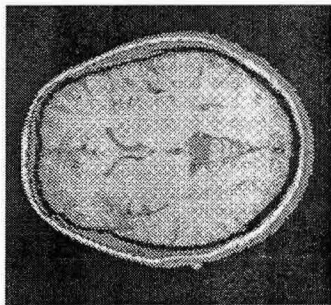


그림 2(b) 그림 2(a)를 사용, 0.05π 의 회전각을 가진 점 (122,122)에 대해 공간주파수 $k_y = 120$ 에서 x와 y 방향으로 각각 한 화소씩 2차원적인 평행이동과 동기적인 2차원 회전이동에 의해 발생한 아티팩트 화상으로 그 원점은 (128,128)에 위치.

그림 3 평행이동과 회전운동에 기인한 잡음이 포함된 MR 화상의 아티팩트 축소

V. 결론

MRI 데이터 취득시 대상물체의 2차원 회전운동은 MRI 신호인 k 공간 데이터에 대해 불균일 표본화와 위상오차를 일으킨다. 알려진 회전 파라메타로서 양선형 보간과 중점의 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 회전각과 미지의 회전중심을 가진 2차원 회전운동에 기인한 MRI 아티팩트를 제거하기 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 촬상 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 꼬덕임과 같은 실제 환자의 회전운동에 대처하기 위하여 제안한 알고리즘들을 한층더 개선해야만 한다. 향후 해결과제로서 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] 김정월, "펄스방식의 핵자기 공명장치에 관한 새로운 구현방법", 대한전자공학회논문지, 제35권 C편, 제10호, pp.771-781, 1998.
- [3] 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.
- [10] 김응규, "위상 엔코딩 방향의 체동에 의한 MRI 아티팩트의 제거", 1998년도 한국정보과학회 가을학술발표논문집, 제25권, 제2호, pp.432-434, 1998.
- [11] 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, 21-23 May, 2002.
- [13] 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.
- [17] 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.
- [18] R. L. Ehman and J. P. Felmlee, "Adaptive technique for high-definition MR imaging of moving structures", Radiology Vol.173, pp.255-263, 1989.