화상평면내 회전운동에 의한 MRI 아티팩트의 제거

김응규[0] 이충호
한발대학교 정보통신· 컴퓨터공학부
{kimeung[0], chlee}@hanbat.ac.kr

Cancellation of MRI Artifact due to Rotational Motion in Image Plane

Eung-Kyeu Kim[0] Choong-Ho Lee
Division of Information Communication & Computer Engineering, Hanbat National University

요 약

MRI 스캔중 촬상 대상물의 화상평면내에서의 회전은 MRI 신호에 위상오차와 불균일 표본화를 일으킨다. 따라서, 아티팩트가 포함된 MR 화상의 화질열화를 개선하기 위하여 다음과 같은 방법들을 제안한다. 우선, 미리 주어진 회전파라메타써 쌍일차 보간과 중첩 특성을 이용해서 k 공간 불균일 표본화 데이터를 수정하는 알고리즘과, 2차원 회전운동의 회전각은 이미 알려져 있고, 회전중심 위치가 미지인 경우에 대해 위상보정에 기초한 아티팩트를 보정하는 알고리즘 및 회전중심과 각도가 모두 미지인 2차원 회전운동에 대해 아티팩트를 보정하는 알고리즘을 제안한다. 이 때, 미지운동 파라메타를 예측하기 위해 촬상대상물의 경계바깥쪽에서 이상적인 MR 화상의 에너지는 최소가 되고, 촬상 대상물의 회전이 존재할 때 측정된 에너지가 증가한다는 성질을 이용했다. 이러한 성질을 이용해서 시뮬레이션 화상에 적용한 결과 제안한 방법에 대한 유효성을 확인하였다.

1. 서 론

자기공명화상은 임의의 해부학적인 단면으로부터 뛰어난 해상도와 높은 근육조직의 대조도(contrast)를 가진 화상을 획득할 수 있는 중요한 촬상방식으로 검토되어 왔다[1]. 그러나, 스핀-에코우(spin-echo) 2차원 푸리에 변환(Fourier Transform) MRI에 있어서 데이터를 취득하는데 몇분정도의 시간이 소요된다. 환자의 체동은 획득된 화질을 저하시키는 아티팩트 및 이동하는 구조물의 밝기를 약화시키거나 감소시키는 것과 같은 다소의 모조화상(ghost image)일으킨다[2]. 예를들면, 유아와 어린이 및 불편한 환자들의 체동을 임의로 제어한다는 것은 매우 어려운 일이다. 이러한 이유로, 기존 연구자들은 체동 아티팩트를 감소시키기 위한 몇가지 후처리 방법을 개발해 왔다[3]. 본 연구자 및 타구룹들이 실제로 스캔할 때 대상물체의 평면적인 평행이동에 의해 발생하는 MRI 아티팩트를 적절히 수정한 바가 있다[4,5]. 본 연구에 있어서, 평면내의 회전운동에 의한 MRI 아티팩트를 수정하기 위한 시도가 행해졌다. 그 궁극적인 목표는 컴퓨터의 후처리 방법을 이용한 아티팩트가 포함된 화질을 개선하는데 있다. 그리고 이 연구를 통해서, 2차원 회전운동은 장면간의 영향(inter-view effect)이라고 가정한다[6]. 이것은 평면 회전 중심과 각도가 MRI 데이터 취득에 대한 각각의 위상부호화 단계에서 변화될 수 있음을 의미한다. 제2장에 나타난 바와 같이 대상물체 회전운동의 큰 약점은 취득된 MRI 신호인 k-공간성분 들의 불균일한 표본화이다.

2. 한 모델의 문제

MRI 신호와 화상평면내 목표물에 대한 농도분포사이의 관계는 다음식으로 주어진다[1,7].

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

여기에서, $f(k_x, k_y)$는 MRI 신호이고 k_x와 k_y는 각각 읽어내는 방향 및 위상 부호화 방향과 관련된 공간주파수 좌표이며, $p(x,y)$는 움직이지 않는 화상 목표물의 농도분포이다. 그리고, x와 y는 화상평면내의 수평과 수직의 좌표 들이다. 데이터 취득 시간에 있어서 k_y가 일정한 각 장면 내의 영향은 수 밀리초동안 나타나기때문에 대다수 형태의 체동에서 k_x의 영향을 무시하는 것은 용인할 수 있다. 따라서 기존의 2차원 푸리에 변환 MR 신호가 k_y의 함수들로 표시되는 동안, 미지의 회전운동 파라메타들은

$$x_c = x_c(k_y), \quad y_c = y_c(k_y), \quad \theta_r = \theta_r(k_y) \quad (2)$$

여기에서, (x_c, y_c)와 θ_r은 각각 위상부호화 단계에서의 중심과 회전각 이다. 회전된 화상점(image point) $(x_{\theta r}, y_{\theta r})$과 회전되지 않은 그것의 대응점 (x, y)는 아래와 같이 표시할 수 있다.

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

여기에서, θ_r은 z축에 관한 반시계 방향의 회전으로, 그 회전중심은 화상평면의 원점에 존재하는 것으로 가정한다. 식 (2)와 (3)을 사용해서, 회전하는 목표물 $p_{\theta r}(x,y)$는 다음식과 같이 $p(x,y)$의 함수로서 나타낼 수 있다.

$$p_{\theta r}(x,y) = p(x\cos\theta_r(k_y) + y\sin\theta_r(k_y), \\ -x\sin\theta_r(k_y) + y\cos\theta_r(k_y)) \quad (4)$$

원점에 관한 각도 θ_r의 회전은 동일한 각도로 회전하는 화상에 대하여 이에 상당하는 k-공간 성분을 일으킨다. 따라서 화상평면의 중심에 관한 2차원의 회전운동에 의해 나타나는 열화된 MRI 신호 $f_{\theta r}(k_x, k_y)$와 MRI 신호 $f(k_x, k_y)$의 관계를 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$f_{\theta r}(k_x, k_y) = f(k_x\cos\theta_r(k_y) + k_y\sin\theta_r \\ (k_y), -k_x\sin\theta_r(k_y) + k_y\cos\theta_r(k_y)) \quad (5)$$

X-Y 평면내의 임의의 중심 (x_c, y_c)에 대해서, 식 (3)을 다음과 같이 확장할 수 있다.

$$\begin{pmatrix} x_{\theta r} - x_c \\ y_{\theta r} - y_c \end{pmatrix} = \\ \begin{pmatrix} \cos\theta_r & -\sin\theta_r \\ \sin\theta_r & \cos\theta_r \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x - x_c \\ y - y_c \end{pmatrix} \quad (6)$$

다음과 같이 식 (7)을 가정하고, 식 (3)을 이용하여 식 (6)을 재정리하면 식 (8)을 얻게된다.

$$\begin{pmatrix} \delta_x(k_y) \\ \delta y(k_y) \end{pmatrix} = \\ \begin{pmatrix} 1-\cos\theta_r & \sin\theta_r \\ -\sin\theta_r & 1-\cos\theta_r \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_c \\ y_c \end{pmatrix} \quad (7)$$

$$\begin{pmatrix} x_{\theta rc} \\ y_{\theta rc} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_{\theta r} \\ y_{\theta r} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \delta_x(k_y) \\ \delta_y(k_y) \end{pmatrix} \quad (8)$$

앞서 얻어진 연구결과부터 2차원의 평행이동에 관한 수학적인 모델과 관련해서[5], 일반적인 중심 $f_{\theta rc}(k_x, k_y)$에 관한 회전과, 화상평면내의 원점 $f_{\theta r}(k_x, k_y)$에 관한 회전에 의해 열화된 MRI 신호들 사이의 관계를 다음식과 같이 나타낼 수 있다.

$$f_{6rc}(k_x, k_y) = \exp[-(j2\pi(\delta_x(k_y)k_x + \\ \delta_y(k_y)k_y))]f_{\theta r}(k_x, k_y) \quad (9)$$

또는 이 식을 등가적으로 나타내면,

$$f_{6rc}(k_x, k_y) = \exp[-(j2\pi(\delta_x(k_y)k_x + \\ \delta_y(k_y)k_y))]f(k_x\cos\theta_r(k_y) + \\ k_y\sin\theta_r(k_y), -k_x\sin\theta_r(k_y) + \\ k_y\cos\theta_r(k_y)) \quad (10)$$

여기에서, $f_{\theta rc}(k_x, k_y)$와 $f(k_x, k_y)$는 각각 열화된 MRI 신호와 원래의 MRI 신호이다.
식 (10)에 나타난 바와 같이, 화상평면내의 회전운동에 의해 MRI 신호에 위상오차와 불균일한 표본화가 발생된다.

3. 알려진 회전파라메타를 가진 MRI 아티팩트의 수정

실제로, 열화된 MRI 신호인, k-공간 데이터에 대한 정수 점들(the integer points)의 값은 주어진다. 이미 알려진 2차원의 회전운동을 이용한다해도 그 최종목표는 2차원 보간법 또는 표면 정합법(surface fitting method)을 사용하는 본래의 MRI 신호에 대한 정수 점들(the integer points))의 값을 추정하는 것이다. 그리고, k-공간의 불균일한 표본화 데이터에 대한 복원은 다음과 같은 이유로 어렵게 된다.
첫째, k-공간내의 보간은 합성화상에 대한 약간의 에일리어싱(aliasing) 오차를 일으키게 된다.
둘째, 일반적으로 k-공간 데이터는 복소수 이다. 따라서, 실수부와 허수부용으로 제안된 표면들은 서로 정합되지 않을 수 있다.
셋째, k-공간 데이터의 평탄화 혹은 확률적인 거동에 관한 충분한 정보를 얻을 수가 없다.
넷째, 연구 목표는 열화된 데이터의 N×N 성분 들을 사용해서 원래 k-공간의 N×N 성분 들을 복원하는데 있다.
다섯째, 불균일 표본화로 인해, 약간의 k-공간 성분들은 표본화되지 않으며, 그외 다른 성분들은 여러번 표본화된다.
여섯째, N×N개의 미지 파라메타를 찾아내기 위한 방정식들을 푸는데 소요되는 비용이 주된 문제가 된다.
하지만, 이러한 이유들에 대해서, 알려진 2차원 회전 파라메타로 원래의 MRI 신호를 복원하기 위한 다음과 같은 알고리즘을 제안해왔다. 즉, 그 MRI 데이터 취득시간은 N회의 위상부호화 단계를 포함한다. 식 (2)에서 보는 같이 미지의 2차원 회전운동이 장면 간의 영향(inter-view effect)이라고 간주될 때, 운동 파라메타들은 각각의 위상부호화 단계에서 결정된다. 따라서 k-공간 성분들은, 각 화상내에서 한 라인만이 영이 아닌(non-zero), 위상부호화 단계에 해당하고, 그 밖에 다른 라인 들은 영(zero)이기 때문에, N개의 화상 위에 중첩된 것으로 추정될 수 있다. 그 제로 라인(zero line)들은 넌-제로 라인(non-zero line)대해서 동일한 회전각을 갖는 것으로 추정된다. 중첩의 원리를 이용하면 MRI 신호의 2차원 역푸리에 변환은 N개 화상에 대한 2차원 역푸리에 변환(inverse 2-D Fourier Transform)을 가산함으로써 계산될 수 있다. 따라서, 원래의 MR 화상을 복원하기 위한 다음과 같은 알고리즘이 개발된다.
첫째, 단계 0: 각각의 화상들만이 위상부호화 단계에 해당하는 넌-제로 라인을 포함하고, 다른 라인들은 영(zero)이 되도록 하기위해 k-공간을 N개의 화상들로 분할한다.
둘째, 단계 1: N개의 화상에 대한 2차원 역푸리에 변환을 계산한다.
셋째, 단계 2: 양선형 보간법을 사용해서, 대응하는 운동 파라메타를 가진 각각의 N개 화상을 회전시킨다.
넷째, 단계 3: 화상들을 서로 가산한다.
그 결과, 복원된 MR 화상을 얻게 된다. SUN Spac 10 시스템에서 N=256인 경우, 화상을 재구성하는데 약 13분 정도의 시간이 소요되었다.

4. 알려지지 않은 2차원 회전운동을 가진 MRI 아티팩트의 수정

완전히 알려지지 않은 운동 파라메타에 의해 나타나는 아티팩트를 감소시키기 위해, 각 위상부호화 단계에서 회전각을 추정하는 것이 필요하다. 따라서 제2, 3장의 알고리즘을 사용하면 열화된 MR 화상의 화질을 개선할 수 있다. 이상적인 MR 촬상에 있어서 대부분의 획득된 화상에너지는 촬상대상물의 경계영역내에 위치한다. 다시 말해서, 생성된 합성화상의 농도수준은 그 대상물의 자화 분포로부터 나타나고 있다. 관심영역(촬상대상물의 경계) 바깥쪽에서 정지된 대상물체로부터 발생되는 MR 화상의 에너지는 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$E_0 = \sum_{(i,j)\notin ROI} b_{ij}^2 \qquad (13)$$

여기에서 b_{ij}는 화소 (i,j)의 농도 이다.

그러나, MRI 데이터 취득시 그 대상물체가 회전할 때, 그 위치는 바뀌고, 그 결과 관심영역 바깥쪽에서의 에너지는 증가된다. 예를 들어, 관심영역 바깥쪽에서의 이상적인 MRI 화상 에너지를 E_0로 가정하면, 2차원적인 회전운동에 의해 그 이상적인 MRI 화상 에너지는, $E_0 < E_t$이어서 E_t로 변경될 것이다. 일반적으로 관심영역 바깥쪽에서의 MR 화상의 전체에너지 E_t는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$E_t = E_0 + \sum_{i=1}^{N} \delta E_i \qquad (14)$$

여기서 N은 위상부호화 단계의 수이고, δE_i는 위상부호화 단계 i에서 평면상의 회전운동에 의한 에너지의 증가 요인이다. 이상적인 MR 화상에 있어서 $\delta E_i = 0$으로 $E_t = E_0$이다. 따라서, 식 (14)는 각 위상부호화 단계에서 알려지지 않은 회전각 θ_r의 값을 추정하기 위한 평가함수로서 사용할 수 있으며, 동시에 그 연구목표는 알려지지 않은 회전각 θ_r과 위상부호화 단계 k_r을 발견함에 있다. 그러므로, 2차원 회전공간은 관심영역 밖의 추정된 에너지를 최소화 하는 최적의 k_r 과 θ_r을 선택하기 위해 탐색되어야 한다. 256개의 위상부호화 단계를 가진 MR 화상에 있어서, 첫째로 그 회전은 2번째 위상부호화 단계 ($k_r=1$, $0 \le k_r < 256$)에서 이루워졌음이 가정되었고 그 다음으로, 촬상대상물의 경계바깥쪽에서의 신호에너지는 θ_rs'와는 다른 한 세트의 회전각에 대해 측정되었다. 동일한 작업이 다른 모든 위상부호화 단계에서 반복되었다. 그 최적의 k_r 과 θ_r은 관심영역 밖의 에너지를 최소화 한 것들이다.

그림 1은 불균일 표본화의 영향을 설명한다.

즉, 그림 1(a)는 256×256 화소를 가진 MR 화상에 대응하는 k-공간 데이터의 위치를 나타낸다. 그림 1(b)는 그림 1(a)의 두 선택된 영역(30×30 화소)을 나타낸다. 그림 1(b)에 나타난 바와 같이 k-공간 성분들은 균일하게 표본화 되어있다. 그림 1(c)와 (d)는 k-공간 데이터가 다음과 같은 회전운동 파라메타를 가지고 열화되었을 때의 영역 A와 B를 나타낸다.

$$x_c(k_y) = 110 + A_1[0.5\cos(\frac{2\pi k_y f_1}{N}) + 0.5\sin(\frac{2\pi k_y f_1}{N})] \qquad (15)$$

$$y_c(k_y) = 110 + A_1[0.5\cos(\frac{2\pi k_y f_1}{N}) + 0.5\sin(\frac{2\pi k_y f_1}{N})] \qquad (16)$$

$$\theta_r(k_y) = A_2[0.5\cos(\frac{2\pi k_y f_2}{N}) + 0.5\sin(\frac{2\pi k_y f_2}{N})] \qquad (17)$$

여기에서, $N=256$, $A_1=1$, $f_1=8$, $A_2=0.02\pi$, $f_2=8$이고 화상의 원점은 (256×256)이었다. 그림 1(c)와 (d)의 비교를 통해 대상물체의 2차원 회전운동에 의해 나타나는 불균일한 표본화의 영향은 k-공간의 고주파 성분영역 A에서 더욱더 심하다는 것을 알 수 있다.

5. 결 론

MRI 데이터 취득시 대상물체의 2차원 회전운동은 해당 k-공간 데이터에 불균일 표본화와 위상오차를 동반한다. 알려진 회전 파라메타로 쌍일차 보간과 중첩의 특성을 이용해서 개발된 방법은 평면내 회전운동에 의해 발생하는 MRI 아티팩트를 감소시켰다. 그 문제에 대한 모델링은 임의의 중심과 화상평면내의 원점에 관한 회전에 의해 열화된 MRI 신호들은 그들의 위상에 있어서 다르다는 것을 보여주었다. 그러므로, 알려진 회전각과 미지의 회전중심을 가진 2차원 회전운동에 의한 MRI 아티팩트를 수정하기 위하여, 우선, 화상평면의 원점에 관한 아티팩트를 제거하였고, 그 다음으로 아티팩트 화상에 대한 그 나머지 위상오차를 감소시키기 위하여 위상탐색법을 적용하였다. 하나의 MRI 화상에 대한 그 계산된 에너지는 데이터 취득시 그 대상물이 움직이지 않는다면 그 화상 대상물의 경계 바깥쪽에서 최소가 된다. 그러나, 회전운동에 의해 발생하는 그 대상물의 평행이동은 관심영역 바깥쪽에서 측정된 에너지를 증가시켰다. 이러한 특성을 이용해서, 각 위상부호화 단계에서 미지의 회전각의 크기를 추정하기 위한 평가함수가 정의되었다. 본 연구에서는 단 한번의 이동회전을 위한 시뮬레이션을 통해서 개발한 방법에 대한 유효성을 확인하였다. 향후의 과제로서 더욱더 바람직한 화상 재구성 방법 발견, 위상교정과 파라메타 추정 알고리즘의 개선 및 실제 MRI 스캔시 그 기법들에 대한 평가 등이 남아있다.

참고문헌

[4] GH. Glover and 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.

[5] Eung-Kyeu Kim, "Cancellation of Motion Artifact in MRI I", Journal of The Institute of Electronics Engineers of Korea, Vol.37, No.3, pp.70-78, 2000.