

호흡운동에 의한 MRI 아티팩트의 수정

김 응 규, *김 규 현

한밭대학교 정보통신·컴퓨터공학부, *한국전자통신연구원

전화 : 042-821-1213 / 핸드폰 : 011-9821-5990

Correction of MRI Artifact due to Planar Respiratory Motion

Eung-Kyeu Kim, *Kyu-Heon Kim

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

*Broadcasting Research Dept. Electronics and Telecommunications Research Institute

E-mail : kimeung@hanbat.ac.kr , *kkim@etri.re.kr

Abstract

In this study, respiratory motion is modeled by a 2-Dimensional linear expanding-shrinking movement. According to the introduced model, respiratory motion imposes phase error, non-uniform sampling and amplitude modulation distortions on the acquired MRI data. When the motion parameters are known or can be estimated, a reconstruction algorithm based on superposition method was used to removed the MRI artifact. For the purpose of estimating unknown motion parameters, we applied the spectrum shift method to find the respiratory fluctuation function, the x directional expansion coefficient and its center, and also we used the minimum energy method to find the y directional expansion coefficient and its center. The effectiveness of this presented method is shown by Computer simulations.

I. 서론

X-ray, CT, 초음파, 자기공명화상(MRI)과 같은 다양한 의용 화상시스템을 사용하는 방사선의학, 의용화

상진단은 의학에 있어서 매우 중요한 역할을 한다. 현존하는 의용화상방식의 질을 개선함으로써 인간의 의학적인 처리과정에 있어서 엄청난 영향을 미친다는 것은 의심할 여지가 없다. 모든 형태의 의용화상 시스템 중에서 매우 고가이면서 강력한 모듈로서의 MRI는 특별한 관심의 대상이되었다. MRI 시스템에 대한 몇가지 특이한 특성을 열거해 보면, 우선, 해부학적인 단면에 대한 뛰어난 병변의 대조도를 갖는 고분해능 화상을 제공한다는 점, 둘째, 신체에 대한 비침습적인 성질을 갖고 있다는 점, 셋째, 단지 T_1 , T_2 프로톤 등의 활상 파라메타를 변경함으로써 다른형태의 화상을 생성할 수 있다는 점이다. MRI에는 스핀 에코우(spin echo) 화상, 반전회복(inversion recovery), 평면 에코우 화상(echo planar imaging)과 같은 다양한 활상기법이 존재한다. 현재에 이르기까지 스핀 에코우 화상은 가장 우수한 SNR 및 CNR에서 최고급의 질을 가진 MR화상을 제공하는 것으로 검증되어왔다. 스핀 에코우의 단점은 다른 MR 활상기법에 비해 데이터 취득 시간에 있어서 장시간을 필요한다는 점이다. 2차원 푸리에 변환 MRI에 있어서 표준 스핀 에코우 화상을 획득하는데 5-6분 정도의 시간이 소요된다[1-3]. 호흡, 심장, 위장과 같은 환자의 생리학적인 운동은 아티팩

트와 같은 약간의 유평화상을 일으켜 이동하는 구조물의 밝기를 약화시키거나 감소시킴으로써 MRI 화질에 영향을 주게된다. MRI 장치는 현재 운동 아티팩트의 영향을 감소시키기 위해 여러가지 신속한 촬영기법을 갖추어왔다. 그러나 특히 운동 아티팩트가 다른 방법에 의해 억제될 수 있다면 스핀 에코우 기법의 화질과 비교시 신속한 모든 촬영기법은 저화질의 화상을 제공한다. 이러한 사실은 보다 긴 데이터의 취득에도 불구하고 기존의 스핀 에코우 화상이 아직도 보통의 임상실습에 널리 사용되고 있는 이유이다. 이러한 이유 때문에 본 논문에서는 스핀 에코우 기법에 의해 획득된 MR 화상의 질을 개선하고자 시도하였다. 아티팩트 화상의 질을 개선하기 위해서 소프트웨어내의 특징들을 지원하면서 효율적인 후처리 기법을 개발함은 이해할 수 있는 일이다. 선행연구로서 본 연구자는 평면내 대상물체의 강제운동에 의한 MRI 아티팩트를 제거하기 위한 몇가지 후처리 기법을 제안한 바가 있다 [4-6]. 이러한 연구의 목표는 열화된 MR 신호로부터 운동 파라메타를 예측하여 호흡운동의 모델을 개선하거나 합성된 MRI 아티팩트를 수정함에 있다. 공간변수에 관해서 선형인 확대운동을 선형확대운동이라고 한다. 이러한 형태의 운동에 있어서 확대중심에서의 운동은 존재치 않으며 운동의 진폭은 중심으로부터의 거리에 비례한다[7]. 기존 연구에 따르면 흉부에 관한 호흡운동은 선형확대운동에 의해 모델화 되었다[8]. 흉부 혹은 복부에 관한 실제의 호흡운동이 매우 복잡하다고 해도 그 선형확대 운동은 호흡운동의 주된 성분으로 간주될 수 있다.

본 연구에서 호흡운동에 관해 추정된 제한사항으로, 첫째, 활상평면내에서만 일어나는 것으로 한정한다는 것, 둘째, 활상평면내 임의의 한점 주위의 선형확대 운동을 포함한다는 것, 셋째, 장면 간의 영향(inter-view effect)이라는 것을 들 수 있다[9]. 그 운동에 대하여 도입된 식들은 장면 간의 영향이라는 가정하에서 유도되며, 호흡운동은 매우 빠르게 일어나지 않는다고 가정한다. 따라서 수 밀리 초가 소요되는 장면간 혹은 읽어내는(read-out) 축의 영향을 무시할 수 있다. 그리고, 평면내 미지의 강제운동 파라메타들은 장면 간 영향의 파라메타 혹은 단지 위상부호화 단계의 함수들이라고 가정한다. 더욱이 호흡모델에 있어서 신체조직들은 비압축성 유체물질로 가정한다. 따라서, 단위체적당 활상조직내 프로톤 밀도는 일정하게 유지된다.

II. 문제의 모델

MRI 신호와 활상평면내 목표물의 밀도분포사이에는

다음과 같은 관계식이 성립된다.

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

여기에서, $m(k_x, k_y)$ 는 MRI 신호이고, k_x 와 k_y 는 각각 읽어내는 방향 및 위상 부호화 방향에 해당하는 공간 주파수 좌표들이며, $p(x, y)$ 는 움직이지 않는 화상 목표물의 밀도분포이다. 그리고, x 와 y 는 화상평면내 수평과 수직의 좌표들이다. 식 (1)에서 MRI 신호는 화상평면내 대상물체의 밀도분포인 $p(x, y)$ 의 2차원 푸리에 변환임을 알 수 있다. MRI 데이터 취득시 대상물체의 운동은 k_x 와 k_y 의 함수로 나타낼 수 있다. 그러나, 데이터 취득시간내 k_x 가 일정한 각 장면 간의 영향은 수 밀리초로 매우 빠르게 나타나기때문에 대다수 형태의 체동에서 k_x 의 영향을 무시할 수 있다. 따라서 기존의 2차원 푸리에 변환 MRI가 k_y 의 함수로서 간주될 때, 평면적인 호흡운동은 장면 간의 영향이라고 한다. Atalar 등은 선형호흡운동의 전후영역에서 프로톤의 수는 보존된다고 가정하였다[7]. 하지만 그 운동이 초기영역의 면적을 변화시킬 때 그 프로톤 밀도는 단위 면적당 일정하게 유지되지 못한다. 신체의 연조직은 물이 풍부하며, 물은 비압축성 유체이다. 따라서 본 모델에서의 조직은 비압축성 유체모양의 물질로 간주한다. 호흡운동으로 인해 대상물체의 성분들은 화상평면내에서 확대되거나 축소될 수 있다. 그러나 이들성분의 농도는 일정하게 유지된다. 따라서, 선형호흡운동은 다음과 같은 관계식으로 나타낼 수 있다.

$$\begin{pmatrix} x_c(k_y) - x_c \\ y_c(k_y) - y_c \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 + \alpha f(k_y) & 0 \\ 0 & 1 + \beta f(k_y) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} \quad (2)$$

여기에서, (x, y) 는 운동전 대상물체의 성분이고, (x_c, y_c) 는 운동의 중심이며, α 와 β 는 전형적으로 $0 \leq \alpha, \beta < 1$ 인 선형호흡 운동계수를 나타내는 상수들이고, $f(k_y)$ 는 그 범위가 $0 \leq f(k_y) \leq 1$ 로서 정규화된 임의 변동함수이다. 그리고 $(x_c(k_y), y_c(k_y))$ 는 위상부호화 단계 k_y 에서 선형호흡운동에 의해 변위된 대상물체의 점이다. 식 (1), (2)를 적용

하여 푸리에 변환이동과 스케일 특성을 사용함으로써 선형호흡운동 ($m_x(k_x, k_y)$)에 의해 열화된 MRI 신호와 환자의 체동이 없는 ($m(k_x, k_y)$)의 MRI 신호 사이의 관계는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

III. MR 아티팩트의 재표본화 및 호흡운동 파라메타의 추정

실제로, 이산 MRI 신호성분을 취급할 때 k 공간내에 열화된 MRI 신호에 대한 정수점들의 값을 알게된다. 이들 값들과 미지운동 파라메타를 사용할 때 원 MRI 신호는 예측되어야 한다. 선행연구에서 운동에 대한 장면간 영향의 가정하에 그 비균일 표본화 데이터로부터 MRI 신호를 재표본화 하기위한 알고리즘이 개발되었다[3]. 본 연구에서도 선형호흡운동에 관한 유사한 알고리즘을 사용한다. MR의 k 공간 데이터를 사용할 때 그 재구성 알고리즘을 5단계로 나타낼 수 있다.

호흡운동 파라메타의 추정에는 주파수 이동법과 최소 에너지법을 사용한다.

3.1 주파수 이동법

우선, 선형호흡운동에 대한 변동함수 $f(k_y)$ 를 검출하기 위해 주파수 이동법이 어떻게 사용되는지를 나타낸다[6]. 그 다음으로 MRI 신호에 대한 x 방향 역푸리에 변환의 좌우에지로부터 α 와 x_c 를 추정하기 위해 획득된 결과들을 이용한다. 식 (3)에 나타난 열화된 MRI 신호에 대한 x 방향의 역푸리에 변환을 계산함으로써 다음과 같은 식으로 나타낼 수 있다.

$$m_x(x, k_y) = \frac{\exp(j 2\pi \frac{-k_y \beta f(k_y) y_c}{(1 + \beta f(k_y))})}{1 + \beta f(k_y)}$$

$$m_x(x + \alpha(x - x_c) f(k_y), \frac{k_y}{1 + \beta f(k_y)}) \quad (4)$$

여기에서, $m_x(x, k_y)$ 와 $m_x(x, k_y)$ 는 $m_x(k_x)$ 와 $m(k_x, k_y)$ 에 대한 x 방향의 역푸리에 변환이다. 식 (4)에서 $\alpha(x - x_c) f(k_y)$ 의 항은 MRI 신호에 대한 x 방향의 역푸리에 변환 에지를 변화시키는 유일한 요인이다. 따라서 에지검출 알고리즘을 적용함으로써 열화된 MRI 신호 $m_x(k_x, k_y)$ 에 대한 x 방향의 역푸리에

변환 에지로부터 $\alpha(x - x_c) f(k_y)$ 의 항을 검출할 수 있다. 앞장의 선형운동모델에 따르면 $f(k_y)$ 는 0 이상 1 이하의 범위에 있다. 더욱이 열화된 MRI 신호에 대한 x 방향 역푸리에 변환의 좌우측 에지 α , x_c 와 x 는 상수들이다. 그러므로 검출된 에지의 정규화된 값은 선형호흡운동에 있어서 변동함수 $f(k_y)$ 와 같게된다. x_c 와 x_c 은 각각 호흡운동전 x 방향 스펙트럼의 좌우측 에지로서 가정할 때, 그 에지들은 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\text{좌측에지}(k_y) = x_l + \alpha(x_l - x_c) f(k_y) \quad (5)$$

$$\text{우측에지}(k_y) = x_r + \alpha(x_r - x_c) f(k_y) \quad (6)$$

여기에서, 좌측에지 (k_y)와 우측에지 (k_y)는 각각 호흡운동후의 각 위상부호화 단계 $k_y = 1, 2, \dots, N$ 에 대한 스펙트럼의 좌우측 에지들이다. 식 (5)와 (6)에서 x_l, x_r, α 와 x_c 는 미지 파라메타들이다. 256개의 위상부호화단계를 가진 화상에서 4개의 미지변수들을 가진 256×2 개의 방정식을 얻을 수 있다. Levenberg-Marquardt의 비선형 최소제곱 알고리즘을 적용함으로써 상기 방정식을 풀 수 있다. 추정된 $f(k_y)$, α , x_c 의 값을 사용하고 양선형 중첩제구성에 의한 x 방향의 아티팩트를 축소시킴으로써 식 (3)을 다음과 같이 단순화할 수 있다.

$$m_x(k_x, k_y) = \exp[j 2\pi (\frac{-\beta f(k_y) y_c}{1 + \beta f(k_y)})] \cdot \frac{m(k_x, \frac{k_y}{1 + \beta f(k_y)})}{1 + \beta f(k_y)} \quad (7)$$

여기에서, $m_x(k_x, k_y)$ 는 단지 y 방향의 호흡운동 아티팩트를 포함하는 MRI 신호이다.

3.2 최소에너지법

이상적인 MR 촬상에 있어서 대다수의 획득된 화상 에너지는 촬상대상물의 경계영역내에 위치한다. 그러나 MRI 데이터 취득시 그 대상물체가 확대될 때 촬상대상물체의 경계 바깥쪽에서의 에너지는 증가한다. 일반적으로 촬상대상물 바깥쪽에서 MR 화상의 전체 에

너지는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$E_i = E_0 + \sum_{i=1}^N \delta E_i \quad (8)$$

여기서 N 은 위상부호화 단계의 수이고, δE_i 는 위상부호화 단계 i 에서 평면적인 호흡운동에 기인한 에너지의 증가 요인이다. 이상적인 MR 화상에서 δE_i 으로 $E_i = E_0$ 가 된다. 식 (7)은 선형호흡운동에 대한 그 나머지 미지 파라메타인 β 와 γ_c 를 추정하도록 2차원 공간을 탐색해야함을 보여준다. 이러한 이유 때문에 식 (8)은 MR 화상의 전체에너지 E_i 를 최소화하는 가장 적절한 β 와 γ_c 의 값을 찾아내기 위한 평가함수로서 사용되어왔다. 실험에서 양호한 증거영역을 정의하기 위한 MR 화상에 대해 추정된 좌우측 예지 x_0 과 x_1 의 값을 사용하였다.

IV. 실험결과

그림 1은 Shepp-Logan phantom 화상을 나타낸다. 그림 1(b)는 대표적인 유사주기 호흡변동함수이다. 그림 1(c)는 아티팩트화상을 나타내고, 그림 1(d)는 제2장에서 제안된 알고리즘을 적용함으로써 수정된 화상을 나타낸다.



그림 1 Shepp-Logan phantom 화상에 대한 시뮬레이션 화상과 아티팩트

그림 2는 선형호흡운동에 대한 미지 파라메타를 추정하기 위한 본 기법을 적용한 결과를 나타낸다. 그림 2(a)와 2(b)는 경계값 0.01에서 그림 1(a)와 1(c)에 해당하는 MRI 신호들에 대한 x 방향 역푸리에 변환을 나타내는 각각의 2진 화상이다. 그림 3에서는 보다 엄격한 상황하에서 본 연구에서 제안된 재구성 방법과 추정기법이 평가되었다. 잠음환경하에서 평탄치 않은

운동의 경우 에지를 검출한다는 것은 용이한 일이 아니기 때문에 양상형 보간법은 훨씬더 많은 시간을 필요로 하는 보다 정확한 보간법으로 대체되어야 한다. 따라서 제안된 기법은 평탄한 선형 호흡운동에 대해 더욱더 효과적이다.

V. 결론

본 연구에서는 선형 호흡운동에 대한 개선된 모델을 제시하였다. 주어진 운동 파라메타를 가진 MRI 신호에 대한 위상오차와 비균일 표본화 및 진폭변조왜의 화상 아티팩트를 억제하였다. 운동 파라메타의 추정에 있어서 호흡변동함수를 검출하기 위한 스펙트럼 이동 알고리즘의 성능과 x 방향 확대계수 및 x 방향 확대중심을 추정하였다. 그 밖에 다른 미지 파라메타들은 최소에너지 구속법을 사용하여 추정하였다. 그러나, 본 연구에서 제안한 기법은 다른 변동 함수들 특히 호흡운동이 선형 확대 운동을 벗어나는 경우에 대한 보다 많은 평가가 이루어져야 한다.

참고문헌

- [1] Z Cho, JP Jone, M Singh, Foundation of Medical Imaging, New York, John Wiley, pp.237-267, 1993.
- [2] 김학겸, 박재성, 이해경, 김대호, 영상진단학, 대학서림, pp.55-74, 1997.
- [3] 이성우, 은충기, 문지웅, 박수성, 초기 자기 공명 영상학, 여문각, pp.53-61, 1998.
- [4] 김용규, "위상 엔코딩 방향의 체동에 의한 MRI 아티팩트의 제거", 1998년도 한국정보과학회 가을 학술발표논문집, 제25권, 제2호, pp.432-434, 1998.
- [5] 김용규, 활상단면내 MRI 체동 아티팩트의 제거, 정보과학회논문지: 소프트웨어 및 응용, 제27권, 제4호, pp.432-440, 2000.
- [6] Eung-Kyeu Kim et al, "Cancellation of MRI Motion Artifact in Image Plane", Proceeding of The 2002 Society, IEEE Instrumentation and Measurement Technology Anchorage Alaska, USA, 12 May 2002.
- [7] E. Atalar, L. Onural "A respiratory motion artifact reduction method in magnetic resonance imaging of the chest", IEEE Trans. Medical Imaging, Vol.10, No.1, pp.11-24, 1991.