

MRI 활상단면내의 체동 아티팩트의 제거

김 응 규*, 권 영 도

대전산업대학교 정보통신공학과

Cancellation of Motion Artifact in MRI Image Plane

Eung-Kyeu Kim*, Young-Do Kwon

Dept. of Information Communication Engineering,

Taejon National University of Technology

E-mail:kimeung@hyunam.tnut.ac.kr, k123y456@hyunam.tnut.ac.kr

Abstract

In this study, a new algorithm for canceling MRI artifacts through the translational motion of image plane is presented. Breathing is often makes problems in a clinical diagnosis. Assuming that the head moves up and down due to breathing, rigid translational motions in only y(phase encoding axis) direction is treated. First, we notice that the x directional motion corresponds to a shift of the x directional spectrum of the MRI signal, and the non zero area of the spectrum just corresponds to x axis projected area of the density function. So the motion is estimated by tracing the edges of the spectrum, and the x directional motion is canceled by shifting the spectrum in inverse direction. Next, the y directional motion is canceled using a new constraint, with which the motion component and the true image component can be separated. Finally, the effectiveness of this algorithm is shown by using a phantom with simulated motions.

1. 서 론

MRI는 인체단면의 수소원자핵의 밀도분포를 화상화 하는 기술로서 그 활상과정의 경우 읽어내는 방향인 x 방향의 밀도정보를 주파수에, 위상 인코딩 방향인 y 방향의 밀도정보를 위상에 첨가해 넣어서 2차원 신호를 수집한 후, 이 신호를 푸리에 변환함으로써 화상재구성을 행한다. y 방향의 위상 인코딩은 보통 수십mm초로부터 수초간격으로 반복적으로 행하기 때문에[1] 그동안의 환자체동이 위상변동을 일으켜 MRI 화상위에 아티팩트로 나타나게 된다. 이러한 아티팩트는 임상진단과 MRI 응용에 큰 영향을 주게 된다. MRI 체동 아티팩트에 관해서는 활상단계에서 특수한 자계를 인가함으로써 아티팩트의 영향을 제거하거나 경감시키는 접근방법[2,3]과 보통의 활상방식에서 얻어진 데이터로부터 후처리에 의해 화상을 복원하는 접근방법[4,5]이 있다. 전자의 접근 방법은 하드웨어의 조정이 곤란하기 때문에 본 연구에서는 후자의 접근방법을 대상으로 한다. 몸의 각 부위에 있어서의 체동에는 3차원적인 여러가지의 체동이 있기에 이들 모두를 동시에 취급한다는 것은 곤란하여, 종래의 연구에서도 활상단면에 수직인 방향[6,7]과 활상단면내의 강체운동으로 구별하고 한정해서 취급되어왔다. 여기에서도 활상단면내의 강체적인 체동을 가정해서 취급한다. 활상단면내의 강체 운동적인 체동을 취급하는

연구로서 Hedley 등은 화상중의 대상물 존재범위를 이미 알고 있는 것으로 하여 아티팩트를 제거 하는 알고리즘을 개발하였다[11], 이 방법은 체동에 관한 선견적인 지식과 주기성의 구속 등을 사용하지 아니한 활상단면내의 임의의 평행한 강체의 이동을 취급할 수 있다는 특징이 있으나 그 알고리즘은 발견적인 반복위상탐색법이 되고 있다. 종래의 동일종류의 방법[9,10]과 비교해서 그 수렴능력은 향상되고 있지만 그래도 여전히 연산시간이 소요되고 반드시 수렴한다는 보장은 없다. 따라서 본 연구에서는 반복법에 의하지 않고 단순한 대수연산에 의해 안정하게 체동을 제거하는 방법을 제안한다. 또한 활상단면내의 임의의 평행이동은 없고 y 방향의 체동만을 취급한다. 임상적으로 호흡운동이 체동의 주된 원인이 된다는 사실이 알려져 있기 때문에, 호흡의 제1차 근사인 y 방향의 체동에 대한 안정한 제거방법의 확립은 실용적인 입장에서라도 가치가 있는 일이다. 또한 이번 연구에서는 대상물의 존재범위를 이미 알고 있다는 조건을 사용하지 않고 대신에 y 방향에 따른 1차원 밀도분포가 대칭성을 갖는 것처럼 한 라인이 대상물 위에 존재한다는 조건을 가정한다. 인체의 단층상에 있어서 피하지방 부위의 밀도는 거의 균일하다고 가정할 수 있다. 따라서 대상물 좌측 또는 우측단의 피하지방 부위를 통과하는 y 방향의 한 라인을 밀도분포가 대칭인 한 라인으로 간주할 수 있다. MRI 신호에 대해서 x 방향의 1차원 푸리에 변환을 행한 후의 y 방향의 스펙트럼 위상값은 화상 자신의 성분과 체동성분의 합이 되고 있다. y 방향의 한 라인에 따른 밀도분포가 대칭인 경우에는 화상의 위상 성분은 그 위치에 대해서 선형함수가 되고 있다. 따라서 선형함수로부터 벗어난 성분을 체동성분으로 분리할 수 있다. 이 구속조건을 이용해서 근거가 명확하고 동시에 안정한 아티팩트 제거방법을 정식화 한다. 더욱이 성능평가가 불충분했던 종래의 방법과는 달리, 설정한 가동성의 밀도함수 대칭성을 근사적인 정도밖에 만족치 못한 경우, 혹은 체동량이 대단히 큰 경우에 대해서 본 방법의 성능이 어떻게 열화되는지를 시뮬레이션을 통해 명확히 한다.

이하, 2장에서는 MRI의 활상과정 및 체동에 의한 아티팩트의 발생과정을 명확히 한다. 더욱이 체동을 추정하는 구속조건에 관해서 기술하고, 이것을 이용한 아티팩트의 제거 알고리즘을 정식화 한다. 3장에서는 시뮬레이션을 통해 본 방법의 유효성을 확인함과 동시에 체동의 변화가 심한 경우와 대칭성이 약간 없어진 경우에 대해서도 시뮬레이션의 검토를 첨가한다. 4장에서는 본 연구의 결과와 향후의 과제에 관해서 기술한다.

2. MRI 원리와 체동 아티팩트의 제거

2.1 2차원 MRI 활상과정

MRI는 수소 원자핵 프로톤의 밀도분포 $\rho(x, y)$ 를 화상화 하는 기술이다. 활상과정에서는 한번에 한행의 신호를 수집해서 N회에 걸쳐서 MRI 신호 데이터를 수집한다. 제n번째의 MRI 신호는 다음과 같이 표시된다.

$$f_n(t) = \frac{1}{N} \sum_x \sum_y \rho(x, y) e^{j\gamma(G_x x + G_y y)} \quad (1)$$

여기에서, G_x 는 x 방향의 자계의 경사율 이고, 이 경사율에 의해 x 방향의 위치정보를 주파수 정보로 변환한다. 각행의 MRI 신호의 수집에 있어서 y 방향으로 시간 $\eta\tau$ 동안만 경사율 G_y 의 자계를 걸어서 y 방향의 밀도정보를 y 방향의 위상에 첨가해 넣는다. (1)식에서 t를 x 방향, n을 y 방향의 공간주파수로 간주해서 $f_n(t)$ 를 t와 n에 관하여 2차원 푸리에 변환함으로써 밀도분포 $\rho(x, y)$ 를 구할 수 있다.

2.2 MRI 신호와 체동에 의한 아티팩트

MRI 활상과정에서 매회마다 MRI 신호 $f_n(t)$ 의 데이터 수집시간은 짧아 약 수십ms 정도에서 행해진다. 한편, 인접한 2회째의 신호수집 간격 T_R 은 보통 1초정도가 된다. 이 사이의 체동이 아티팩트의 주된 원인이 되기 때문에 매회마다 수집시간내의 체동은 무시한다. 본 연구에서는 머리부위 등 강체에 가까운 부위만을 대상으로 해서 호흡에 의한 체동의 1차근사로서 y 방향으로만 발생하는 강체운동을 가정한다. 그림1은 제 n째 MRI 신호에 있어서 y 방향의 체동이 MRI 신호에 미치는 영향을 나타내고 있다. 체동 Δ_n 을 제 n번째 신호수집 시간에 있어서 어떤 기준위치로부터의 변위량으로써 나타내면 이때 얻게 되는 MRI 신호 $f'_n(t)$ 는 다음과 같이 된다.

$$f'_n(t) = \frac{1}{N} \sum_x \sum_y \rho(x, y) e^{j\gamma G_y (y + \Delta_n)\tau} e^{j\gamma G_x x} \quad (2)$$

(2)식에서

$$F'_{xn} = \frac{1}{\sqrt{N}} e^{j k_y \Delta_n \tau} \sum_y \rho(x, y) e^{j k_y y} \quad (3)$$

(여기에서, $k_y = \gamma G_y \tau$)

의 치환을 행하면 (2)식은 다음과 같이 표시된다.

$$f'_n(t) = \frac{1}{\sqrt{N}} \sum_x F'_{xn} e^{j\gamma G_x x} \quad (4)$$

(4)식으로부터 $f'_n(t)$ 는 F'_{xn} 의 t 방향 역푸리에 변환이 되고 있기 때문에 F'_{xn} 은 $f'_n(t)$ 의 t 방향 푸리에 변환으로서 다음식과 같이 표시된다.

$$F'_{xn} = \frac{1}{\sqrt{N}} \sum_t f'_n(t) e^{-j\gamma G_x t} \quad (5)$$

체동에 의한 위상변동을 교정하지 않는 경우에 얻어지는 화상 밀도함수는 $f'_n(t)$ 의 2차원 푸리에 변환으로서 다음식과 같이 된다.

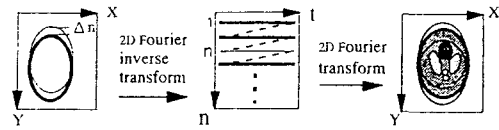


그림 1. y 방향의 체동을 가진 2차원 MRI의 수학적 모델

$$\begin{aligned} \rho'(x, y) &= \mathcal{I}_n [F'_{xn}] \\ &= \frac{1}{N} \sum_n e^{-j k_y (y - \Delta_n)\tau} \sum_x \rho'(x, y) e^{j k_y y} \quad (6) \end{aligned}$$

여기에서 $\mathcal{I}_n[\cdot]$ 는 n 방향 푸리에 변환을 나타낸다. 위식에서 알 수 있는 바와 같이 y 방향의 운동에 의한 체동의 영향은 MRI 신호의 위상변동으로 나타나 재생된 화상 전체에 모조화상과 같은 아티팩트가 생기게 된다.

2.3 체동과 위상관계 및 체동성분 추출의 구속조건

그림2는 MRI 신호 F'_{xn} 및 MRI의 화상관계를 나타내고 있다. 체동이 없는 경우 F_{xn} 은 다음식과 같이 MRI 신호 $f_n(t)$ 의 t에 관한 1차원 푸리에 변환 이고, 동시에 밀도함수의 y 방향에 관한 1차원 푸리에 변환이다.

$$\begin{aligned} F_{xn} &= \mathcal{I}_t [f_n(t)] \\ &= \frac{1}{\sqrt{N}} \sum_y \rho(x, y) e^{j k_y y} \\ &= A e^{j\phi_{xn}} \quad (7) \end{aligned}$$

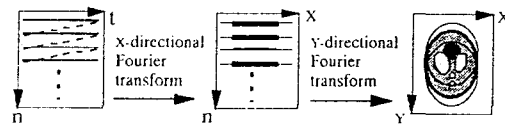


그림 2. MRI 신호 $f'_n(t)$ 와 $f_n(t)$ 방향의 푸리에 변환 F'_{xn} 및 재생화상

ϕ_{xn} 은 MRI 화상의 Y 방향의 역푸리에 변환의 위상분포로 본 연구에서는 "화상의 위상"이라고 칭한다.

체동이 존재할 때 MRI 신호로부터 구해진 F'_{xn} 과 F_{xn} 의 관계는 다음식으로 나타내어 진다.

$$\begin{aligned} F'_{xn} &= e^{j k_y \Delta_n \tau} F_{xn} \\ &= A e^{j\phi'_{xn}} \quad (8) \end{aligned}$$

ϕ'_{xn} 은 MRI 신호의 X 방향의 푸리에 변환의 위상분포로 여기에서는 “MRI의 위상”이라고 칭한다. 만약에 각 촬상장면에 있어서 체동 Δ_n 을 알게되면 (7)식과 (8)식으로부터 다음식과 같이 체동을 제거할 수 있다.

$$\begin{aligned} \rho''(x, y) &= \mathcal{F}_n[F'_{xn} e^{-jk, \Delta_n}] \\ &= \mathcal{F}_n[F'_{xn}] = \rho(x, y) \end{aligned} \quad (9)$$

각행의 체동이 화상중에 미치는 영향은 전체 화면영역에 분산된 아티팩트로서 나타나지만 F'_{xn} 의 위상공간에서는 (8)식에 의해 “화상의 위상”, “MRI의 위상” 및 체동성분간의 관계를 다음과 같은 대수함수로 간명하게 나타낸다.

$$\phi'_{xn} = k_y n \Delta_n + \phi_{xn} \quad (10)$$

한편, (x, n) 에 있어서 MRI의 위상 ϕ'_{xn} 은 F'_{xn} 에 의해 다음과 같이 구해진다.

$$\phi'_{xn} = \tan^{-1} \frac{\text{Im}[F'(x, n)]}{\text{Re}[F'(x, n)]} + m\pi \quad (11)$$

(단, m 은 정수)

이 MRI 위상 중에서 체동성분과 화상의 위상성분을 어떻게 분리하는가가 중요한 문제이다. 이러한 문제를 해결하기 위해서 다음과 같은 새로운 구속조건을 도입한다.

“화상에 있어서 y 방향의 한 라인의 밀도분포가 대칭성을 갖는다면, 이 한 라인에 다른 화상의 위상은 n 에 관해서 선형함수가 된다”

일반적으로 y 방향의 밀도분포는 임의의 형상이다. 하지만 인체의 단면화상에 있어서 주변의 피하지방 부위의 밀도분포는 균일하고 동시에 크다는, 다시말해서 SN 비가 크다는 사실이 알려져 있어, 그림3(a)에 나타낸 바와 같이 이 피하지방 영역을 통과하는 y 접선영역이라고 칭하는 y 방향의 한 라인의 밀도분포는 대칭으로 간주할 수 있으며, 이 라인상의 화상의 위상은 선형함수가 된다. 이상의 특성으로부터 y 접선영역에 있어서 MRI의 위상중에서 n 에 대해 선형이 되고 있는 성분은 화상의 위상이고, 이 선형함수로부터 벗어난 성분은 체동으로 간주한다. 이 구속조건에 근거해서 체동성분을 추정하고 체동에 의한 아티팩트를 제거한다.

2.4 구속조건에 의한 아티팩트의 제거

그림3(a)에 나타낸 바와 같이 어떤 y 방향의 한 라인의 1차원 밀도분포 ρ_y 가 원점에 관해서 대칭인 경우에 푸리에 변환의 성질로부터 y 방향의 푸리에 스펙트럼의 허수부는 0이고, $\mathcal{F}_y[\rho_y]$ 의 위상도 0이 된다. 또한, $y=y_c$ 에 관해서 대칭인 밀도분포 ρ'_y 에 대해서는 변환의 이동정리로부터 다음과 같은식이 성립한다.

$$\mathcal{F}_y[\rho'_y] = e^{jk_y y_{cn}} \mathcal{F}_y[\rho_y] \quad (12)$$

따라서 y 방향의 한 라인의 밀도분포가 $y=y_c$ 에 관해서 대칭일 때의 화상의 위상 ϕ_n 은 다음과 같은 n 의 선형함수로서 나타낼 수 있다.

$$\phi_n = k_y y_{cn} n \quad (13)$$

그림3(b)에서 대칭분포인 y 접선영역상의 화상의 위상은 n 에 대해서 선형함수임을 나타내고 있다. (13)식을 (10)식에 대입해서 $k_y n$ 으로 나누면 다음과 같은 관계가 얻어진다.

$$\frac{\phi'_n}{k_y n} = y_c + \Delta_n \quad (14)$$

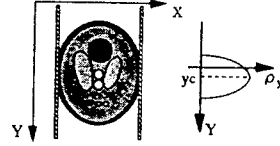


그림 3. 대칭적인 밀도함수의 스펙트럼 위상

즉, MRI 위상을 $k_y n$ 으로 나눈 결과는 체동과 대칭축의 원점으로부터의 거리의 합이다. 원점으로부터의 거리는 재생화상의 평행이동량에만 관계하기 때문에 반드시 알 필요는 없다. 따라서, Y 방향의 체동에 의한 아티팩트의 제거는 다음 순서로 행할 수 있다.

첫째, MRI 신호 l 방향의 1차원 푸리에 변환 F'_{xn} 을 계산한다.

둘째, MRI 화상에서 밀도분포가 대칭이라고 간주할 수 있는 Y 방향의 한 라인을 선택해서 이것에 대응하는 F'_{xn} 에 있어서 한 라인의 위상 ϕ'_n 을 계산한다.

셋째, ϕ'_n 을 $k_y n$ 으로 나눔으로써 체동 Δ_n 을 분리한다.

넷째, (9)식으로부터 아티팩트를 제거한 MRI 화상을 얻는다.

3. 시뮬레이션 및 알고리즘의 문제점

3.1 시뮬레이션 실험

제안한 방법의 유효성을 평가하기 위하여 시뮬레이션을 행하였으며, 대상물의 밀도분포로서 그림4(a)에 나타낸 바와 같은 256×256의 Shepp and Logan phantom 데이터를 이용했다. 체동의 주된 원인은 호흡으로, 시뮬레이션에서 사용한 호흡에 의한 체동은 다음과 같은 주기함수를 이용했다[12].

$$\begin{aligned} \Delta_n &= 0.14 \cos(16n) + 0.20 \cos(32n) + 0.50 \cos(48n) \\ &\quad + 0.10 \sin(16n) + 0.12 \sin(32n) + 0.20 \sin(48n) \end{aligned} \quad (15)$$

그림4(b)는 이 체동을 가했을 때 재생된 아티팩트가 존재하는 MRI 화상이다. 그림4(c)는 앞에서 기술한 화상상의 y 접선영역의 밀도분포를 나타낸다. 그림4(d)와 그림4(e)는 각각 y 접선영역 상의 화상의 위상 ϕ_n 및 MRI의 위상 ϕ'_n 을 나타낸다. 그림4(f)는 MRI의 위상을 $k_y n$ 으로 나눈 결과 ϕ'_n/n 인 추정된 체동 Δ'_n 을 나타내고 있다. 현재, $\epsilon = \sqrt{\frac{\sum_n (\Delta_n - \Delta'_n)^2}{\sum_n \Delta_n^2}}$ 로 정의되는 상대오차 ϵ 은 약 0.02 였다. 그림4(g)는 위에서 기술한 알고리즘에 의해 아티팩트를 제거한 화상이다.

3.2 알고리즘의 문제점

앞에서 기술한 예의 경우 y 접선영역이 엄밀히 대칭인 경우의 결과를 나타냈다. 그렇지만, 대칭성으로부터 벗어난 경우 또는 체동의 변동이 심한 경우에 있어서 아직도 몇가지의 문제점이 존재한다. 우선 (11)식에 의해 MRI의 위상 ϕ'_n 를 계산할 때 tangent 함수의 주기성으로부터 야기되는 m의 다치성 문제에 의한 인접한 2점인 ϕ'_n 과 ϕ'_{n-1} 의 변화가 π 이상인 경우에는 ϕ'_n 를 정확히 구할 수 없게 될 가능성이 있다. 또한 Y 접선영역

역의 대칭성이 붕괴된 경우 화상의 위상자체가 선형함수로부터 벗어난 부분이 나오게 된다. 이하에서는 이들의 문제점에 관한 고찰을 첨가한다.

3.2.1 MRI 위상의 다치성 문제

MRI 위상을 구할 때, (11)식의 m 을 결정할 필요가 있다. m 을 추정함에 있어서 실수부와 허수부의 부호를 고려함과 동시에 인접한 2점의 위상차가 작다는 작다는 가정하에 다음식의 조건에 근거하여 행하였다.

$$|\phi'_n - \phi'_{n-1}| = |k_y n (\Delta_n - \Delta_{n-1}) + k_y \Delta_n + \phi_n - \phi_{n-1}| < \pi \quad (16)$$

그러나, 다음과 같은 경우에는 (16)식을 만족치 않을 가능성이 있다.

첫째, $k_y n (\Delta_n - \Delta_{n-1})$ 이 큰 경우인, $|n|$ 및 체동의 변화 $|\Delta_n - \Delta_{n-1}|$ 이 큰 경우,

둘째, 화상단면의 대칭성이 무너져, 위상변화가 n 에 관해서 선형이 되지않게 됨으로써 위상차 $|\phi_n - \phi_{n-1}|$ 이 크게된 경우,

한가지 예로, 다음식으로 나타내는 Y 방향의 체동 Δ_n 을 고려해 본다.

$$\Delta_n = 2.0 \cos(20n) + 1.5 \sin(20n) \quad (17)$$

이 체동은 (15)식의 체동에 비해 20배 이상의 진폭을 갖고 있다. 이 체동에 의한 아티팩트가 존재하는 화상을 그림5(a)에 나타낸다. 이러한 큰 체동 Δ_n 에 대해서는

$|n|$ 이 큰 그림5(b)의 영역에서 (16)식을 만족하지 않게되어, 이로인해 MRI의 위상 ϕ'_n 을 정확히 구할 수 없게되어 $\phi'_n / (k_y n)$ 은 그림5(c)와 같이 된다. 그림5(c)에 나타낸 분포는 체동분포로서 이를 제거해서 얻은 재생화상을 그림5(d)에 나타낸다. $|n|$ 이 큰 양단부위에서의 체동추정이 불완전한 상태임에도 약간의 고주파 아티팩트 성분외에는 대다수의 아티팩트가 제거되고 있다. 여기서 n 은 주파수로 나타내며, 본 방법에 있어서 $|n|$ 이 작은 저주파 영역에서는 (16)식을 만족하기 쉽기 때문에 체동추정을 보다 정확히 행할 수 있게 된다. 고주파 영역에서는 체동추정에 대한 성능이 열화된다. 그렇지만, 일반적으로 화상은 저주파에 있어서 보다 큰 전력을 갖기 때문에 $|n|$ 이 큰 고주파 부분에서의 체동에 의해 발생하는 아티팩트는 그다지 크지 않다고 사료된다. 그림5(c)는 정확하게 구해진 중심영역의 체동치를 주기적으로 연장함으로써 추정된 체동을 나타낸다. 이러한 외삽처리에 의해 추정된 체동치를 이용해서 아티팩트의 제거를 행한 재생화상을 그림5(e)에 나타낸다. 여기에서는 체동모델로서 엄밀한 주기함수를 이용하였기 때문에 이 외삽처리에 의해 거의 완전히 아티팩트가 제거되었으며, 이때의 상대오차 ϵ 은 약 0.05였다.

그림5. 체동이 심한경우의 아티팩트의 제거

3.2.2 대칭성이 무너진 경우의 검토

y 접선영역에서 밀도분포의 대칭성이 무너진 경우에 화상위상의 선형성이 무너지므로써 MRI 위상을 정확히 구할 수 없게 된다. 그림6에 대칭성이 무너진 경우의 위상에 대한 계산결과를 나타낸다. 그림6(a)는 대칭성이 무너진 경우의 원화상이고, 그림6(b)는 아티팩트를 가진 MR 화상이며, 그림6(c)는 그 y 접선영역의 밀도분포이다. 그림6(d)에 이 y 접선영역에서의 화상위상을 나타낸다. 이 경우에 특히 선형성으로부터의 이탈은 그림6(d)의 원점부근에 존재하는 스파이크성의 잡음으로 나타난다.

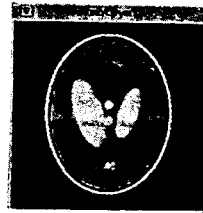


그림 6(a). y방향에 있어서 비대칭 분포를 가진 원화상

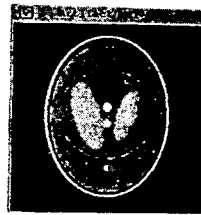


그림 6(b). 아티팩트를 가진 MR 화상

4. 결론

위상엔코딩 방향인 y 방향의 체동에 대하여 MRI 원리에 근거해서 체동과 화상의 위상공간에서의 대응관계를 해석해서 체동성분을 추출함으로써 아티팩트를 제거하는 새로운 알고리즘을 제안했다. 단층상의 피하지방 부위의 밀도분포가 근사적으로 균일한 성질을 갖기 때문에 대칭성을 갖는 밀도분포위상의 선형성을 체동과 화상성분을 분리하기 위한 구속조건으로 사용했다. 시뮬레이션에 의해 체동변동이 심한 경우와 대칭성이 무너진 경우에 있어서 성능의 열화특성에 관해서 해석하였다. 본 연구에서는 머리부위와 같은 강체부위에 있어서 호흡에 따른 체동의 1차 근사인 y 방향만의 체동을 취급했다. 급후의 과제로서, 체동을 활상단면 내의 임의의 2차원적인 평행이동으로의 확장이 필요하지만 이 문제에 대해서는 어느정도의 예상 결과를 얻고 있다. 더욱이 실제의 MRI 신호에 응용하기 위한 알고리즘의 실용성에 대한 검토 및 강체운동적인 체동만이 아닌 국소운동적인 체동에 대한 유연성을 가진 아티팩트를 제거하는 알고리즘의 검토도 필요하다.

참고문헌

[11] Hedley M. and Yan H., "Suppression of Slice Selection Axis Motion Artifact in MRI", IEEE Trans. Med. Imaging, Vol.11, No.2, pp.233-237, 1992
 [12] 김응규, 권영도, "활상단면내의 MRI 체동 아티팩트의 제거", '99년도 대한전자공학회 하계종합학술대 회논문집, 제22권, 제1호, pp.631-634, 1999