

활상단면내의 MRI 체동 아티팩트의 제거

김 응 규*, 권 영 도
대전산업대학교 정보통신공학과

Cancellation of MRI Motion Artifact in 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 work, a new algorithm for canceling MRI artifact in the image plane is presented. In the conventional approach, the motions in the X(readout) direction and Y(the phase encoding) direction are estimated simultaneously. However, the feature of each X and Y directional motion is different. 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. This algorithm is shown to be effective by simulations.

1. 서 론

MRI는 인체단면의 수소원자핵의 밀도분포를 화상화 하는 기술로서 그 활상과정의 경우 잃어내는 방향인 X 방향의 밀도정보를 주파수에, 위상 엔코드 방향인 Y 방향의 밀도정보를 위상에 첨가해 넣어서 2차원 신호를 수집한 후, 이 신호를 푸리에 변환함으로써 화상재구성을 행한다. Y 방향의 위상 엔코드는 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 아티팩트와 관련하여 본 연구에서는 보통의 활상방식에서 얻어진 데이터로부터 후 처리에 의해 화상을 복원하는 접근방법을 대상으로 한다[2,3]. 몸의 각 부위에 있어서의 체동에는 3차원적인 여러가지의 체동이 있기에 이들 모두를 동시에 취급한다는 것은 곤란하여, 종래의 연구에서도 활상단면에 수직인 방향[4,5]과 활상단면 내의 강제

운동으로 구별해서 취급되어 왔다. 여기에서도 활상단면 내의 강제적인 체동을 가정해서 취급한다. 활상단면 내의 강제운동적인 체동을 취급하는 연구로서 Hedley 등은 화상중의 대상물의 존재범위를 이미 알고 있는 것으로 하여 아티팩트를 제거하는 알고리즘을 개발하고 있으나[6], 그 알고리즘은 발견적인 반복위상탐색법이 되고 있어 그 수렴능력은 향상되고 있지만 여전히 연산 시간이 소요되고 반드시 수렴한다는 보증은 없다. 따라서 본 연구에서는 반복법에 의하지 않고 한번의 단순한 대수연산에 의해 고속인 동시에 안정하게 체동을 제거하는 방법을 제안한다. 또한 활상단면 내의 임의의 평행이동은 없고 Y 방향의 체동만을 취급한다. 임상적으로 호흡운동이 체동의 주된 원인이 되고 있다는 사실이 알려져 있기 때문에 호흡의 제1차 근사인 Y 방향의 체동에 대한 안정한 제거방법의 확립은 실용적인 입장에서 가치 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 라인의 밀도분포는 대칭으로 간주할 수 있다. MRI 신호에 대해서 X 방향의 1차원 푸리에 변환을 행한 후의 Y 방향의 스펙트럼 위상값은 화상자신의 성분과 체동성분의 합이 되고 있다. Y 방향의 한 라인에 따른 밀도분포가 대칭인 경우에는 화상의 위상성분이 위치에 대해서 선형함수가 되고 있다. 따라서 이 선형함수로부터 벗어난 성분을 체동성분으로 분리할 수 있다.

이하, 2장에서는 MRI의 활상과정과 체동에 의한 아티팩트의 발생 및 체동을 추정하는 구속조건에 도출에 관해서 기술하고, 이것을 이용한 아티팩트의 제거 알고리즘을 정식화 한다. 3장에서는 본 방법의 유효성을 확인하기 위한 시뮬레이션을 행하며, 또한 체동의 변화가 심한 경우에 있어서 본 알고리즘의 문제점인 MRI 위상의 다치성 문제에 대한 검토를 행한다. 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 1번에 1행의 신호를 수집해서 N회에 걸쳐서 MRI 신호 데이터를 수집한다. 제n번째의 MRI 신호는 다음과 같이 표시된다.

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

여기에서, G_x 는 X 방향의 자계의 경사율 이고, 이 경사자계에 의해 X 방향의 위치정보를 주파수 정보로 변환한다. 각행의 MRI 신호의 수집에 있어서 Y 방향으로 시간 τ 동안만 경사율 G_y 의 자계를 걸어서 Y 방향의 밀도정보를 Y 방향의 위상에 첨가해 넣는다. (1)식에서 l 를 X 방향, n 을 Y 방향의 공간주파수로 간주해서 $f_n(t)$ 를 l 와 n 에 관하여 2차원 푸리에 변환함으로써 밀도분포 $\rho(x, y)$ 를 구할 수 있다.

2.2 MRI 신호와 체동에 의한 아티팩트

본 연구에서는 머리부위 등 강체에 가까운 부위만을 대상으로 해서 호흡에 의한 체동의 1차근사로서 Y 방향으로만 발생하는 강체운동을 가정한다. 그림1은 제 n 째 MRI 신호에 있어서 Y 방향의 체동이 MRI 신호에 미치는 영향을 나타내고 있다. 체동 Δ_n 을 제 n 번째 신호수집 시간에 있어서 어떤 기준위치로부터의 변위량으로써 나타내면 이때 얻게 되는 MRI 신호 $f'_n(t)$ 는 다음과 같이 된다.

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

(2)식에서

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

(여기에서, $k_y = \gamma G_y \tau$)

의 치환을 행하면 (2)식은 다음과 같이 표시된다.

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

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

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

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

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

여기에서 $\mathcal{F}_n[\cdot]$ 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 나타나게 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 l 에 관한 1차원 푸리에 변환 이고, 동시에 밀도함수의 Y 방향에 관한 1차원 푸리에 변환 이다.

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

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.

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

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

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

각행의 체동이 화상중에 미치는 영향은 전체 화면영역에 분산된 아티팩트로서 나타나지만 F'_{xn} 의 위상공간에서는 (8)식에 의해 “화상의 위상”, “MRI의 위상” 및 체동성분 간의 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.

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

(단, m 은 정수)

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

“화상에 있어서 Y 방향의 1 라인의 밀도분포가 대칭성을 갖는다면, 이 1 라인에 따른 화상의 위상은 n 에 대해서 선형함수가 된다”

일반적으로 Y 방향의 밀도분포는 임의의 형상이다. 하지만 인체의 단면화상에 있어서 주변의 피하지방 부위의 밀도분포는 균일하고 동시에 크다는 다시말해서 SN비가 크다는 사실이 알려져 있어, 그림3(a)에 나타낸 바와 같이 이 피하지방 영역을 통과하는 Y 접선영역이라고 칭하는 Y 방향의 1 라인 상의 밀도분포는 대칭으로 간주할 수 있으며, 이 라인 상의 화상의 위상은 선형함수가 된다. 이상의 특성으로부터 Y 접선영역에 있어서 MRI의 위상 중에서 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, $\int_y[\rho_y]$ 의 위상도 0이 된다. 또한, $y=y_c$ 에 관해서 대칭인 밀도분포 ρ'_y 에 대해서는 변환의 이동정리로부터 다음과 같은식이 성립한다.

$$\int_y[\rho'_y] = e^{jk_y y_c n} \int_y[\rho_y] \quad (12)$$

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.

$$\phi_n = k_y y_c n \quad (13)$$

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

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

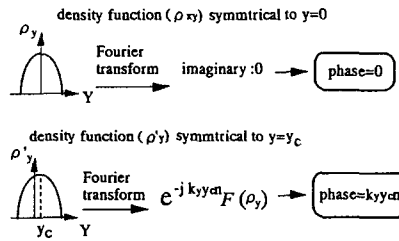


그림3. Y 방향 라인상의 대칭적인 밀도분포

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 t 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 256×256 의 Shepp and Logan phantom 데이터를 이용했다. 체동의 주된 원인은 호흡으로, 시뮬레이션에서 사용한 호흡에 의한 체동은 다음과 같은 주기함수를 이용했다[7].

$$\Delta n = 0.14 \cos(16n) + 0.20 \cos(32n) + 0.50 \cos(48n) + 0.10 \sin(16n) + 0.12 \sin(32n) + 0.20 \sin(48n) \quad (15)$$

그림4(b)는 이 체동을 가했을 때 재생된 아티팩트가 존재하는 MRI 화상이다. 그림4(c)는 앞에서 기술한 화상 상의 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. 현재의 경우 $\epsilon = \sqrt{\sum_n (\Delta_n - \Delta'_n)^2} / \sum_n \Delta_n^2$ 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 아직 몇가지의 문제점이 존재한다. 우선 (11)식에 의해 MRI의 위상 ϕ'_n 을 계산할 때 tangent 함수의 주기성으로부터 야기되는 m 의 다치성 문제에 의한 인접한 2점인 ϕ'_n 과 ϕ'_{n-1} 의 변화가 π 이상인 경우에는 ϕ'_n 을 정확히 구할 수 없게 될 가능성이 있다. 또한 Y 접선영역의 대칭성이 붕괴된 경우 화상의 위상자체가 선형함수로부터 벗어난 부분이 나오게 된다.

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 대해서

$|n|$ 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. 그림 5(c)에 나타난 분포는 체동분포로서 이를 제거해서 얻은 재생화상을 그림5(d)에 나타낸다. $|n|$ 이 큰 양단부 위에서의 체동추정이 불안정한 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. 여기에서 사용된 체동모델은 주기함수로 대부분의 아티팩트가 제거됨을 알 수 있었다.

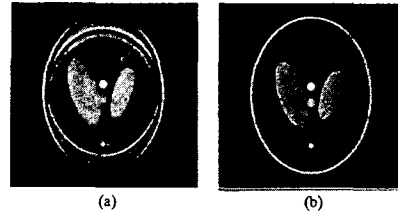


그림5. 체동이 심한경우의 아티팩트의 제거

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 구속조건으로서 사용했다. 시뮬레이션에 의해 체동변동이 심한 경우와 대칭성이 무너진 경우에 대하여 사고해 보았다.

본 연구에서는 머리부위와 같은 강체부위에 있어서 호흡에 따른 체동의 1차 근사인 Y 방향만의 체동을 취급했다. 급후의 과제로서, 체동을 활상단면 내의 임의의 2차원적인 평행이동으로의 확장, 실제의 MRI 신호에 응용하기 위한 알고리즘의 실용성 및 강체운동적인 체동만이 아닌 국소운동적인 체동에 의한 아티팩트를 제거하는 알고리즘의 검토도 필요하다.

참고문헌

- [6] 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
- [7] 김응규, "MRI에 있어서 체동아티팩트의 제거", '98년도 대한전자공학회 추계종합학술대회논문집, 제21권, 제2호, pp.899-902, 1998