

## MRI 아티팩트의 제거

김 응 규

대전산업대학교 정보통신공학과

### Cancellation of MRI Artifact

Eung-Kyeu Kim

Dept. of Information Communication Engineering,  
Taejon National University of Technology

**Abstract** - MRI 활상중의 체동에 의해 화상위에 나타나는 아티팩트를 제거하는 알고리즘으로서, 종래의 발견적인 축차근사 반복법에 의한 제거방법과는 달리, MRI 활상과정의 해석에 근거해서 도출된 MRI 본래의 성분과 체동성분을 분리하는 구속조건을 이용하는 알고리즘을 제안한다. 이때의 체동은 위상엔코딩 축인 Y 방향의 체동만을 고려하며, 그 체동의 영향은 MRI 신호의 위상변동으로 나타난다. 일반적으로 위상에는 화상자신의 위상성분과 체동성분이 혼합되어 있지만, 두뇌부위의 양단부위에 접하는 Y 방향의 한 라인의 밀도분포는 근사적인 대칭으로 간주할 수 있다. 이 한 라인의 위상스펙트럼, 즉, 화상자신의 성분은 직류성분만으로 구성되며, 체동성분은 일반적으로 모든 주파수에 분포한다. 이러한 구속조건에 기초한 근거가 명확한 아티팩트의 제거방법을 정식화 하며, 시뮬레이션에 의해 본 알고리즘의 유효성을 확인한다.

### 1. 서 론

MRI는 인체단면의 수소원자핵의 밀도분포를 화상화하는 기술이다. 그 활상과정에 있어서 잃어내는 방향인 X 방향의 프로톤 밀도정보를 주파수에, Y 방향의 밀도정보를 위상에 첨가해 넣어서 2차원 신호를 수집해서 이 신호를 푸리에 변환함으로써 화상재구성을 행한다 [1]. 이 때, Y 방향의 위상 엔코딩은 보통 매회 약 1초 정도의 간격으로 여러번 반복적으로 행하기 때문에 그동안의 환자체동이 위상변동을 일으켜 아티팩트로서 재구성된 화상위에 나타나게 된다. MRI 체동 아티팩트의 제거에 관해서는 활상단계에서 특수한 자계를 인가함으로써 아티팩트를 제거 또는 경감시키는 접근방법 [2]과 보통 활상방식에서 얻어진 데이터로부터 화상을 복원하는 접근방법 [3]이 있다. 전자의 접근방법은 특수한 자계를 실현하기 위한 하드웨어의 조정이 곤란하기 때문에 취급치 아니한다. 후자의 접근방법은 활상단면내에 수직인 방향의 체동을 취급하는 것 [4]과 단면내의 체동을 취급하는 것 [5]이 있다. 보통의 체축수직단면의 활상에 있어서는 단면내의 체동이 보다 중요하기 때문에 본 연구에서는 이것을 취급한다.

활상단면내의 체동을 취급하는 연구로서 Hedley 등이 물체의 운동은 임의의 강제운동이라는 가정하에서 화상중의 대상물체의 존재범위를 이미 알고 있는 것으로 하여 아티팩트 제거 알고리즘을 개발하였다 [6]. 이 방법에서는 임의의 강제운동을 가정하고 있다는 장점이 있으나 그 알고리즘은 기대조건에 접근하기 위한 발견적인 반복법이 되고 있다. 따라서 수렴한다는 보증이 없고 복원 가능한 적용범위가 명확하지 않다는 문제점이 있다. 이에 대해서 발견적인 구속조건을 적용을 피하고 MRI 신호중의 체동에 의한 성분과 본래의 밀도분포 성분으로 분리하기 위한 구속조건을 MRI 활상과정의 해석에 기초한 접근방법을 취한다.

X 방향의 신호수집 시간은 Y 방향의 시간간격에 비해

훨씬 짧아, X 방향의 체동성분과 Y 방향의 체동성분의 영향은 다른 형태로 나타나게 된다. 임의의 강제운동의 아티팩트 제거 알고리즘을 도출하는 최초의 단계로서 여기에서는 Y 방향의 체동성분에 관한 해석을 행한다. 호흡에 따른 체동은 제1차 근사로서 Y 방향만으로 표현할 수 있어 이러한 제약조건을 사용한 안정한 제거방법을 개발함은 실용적인 입장에서 의미가 있다 [7].

본 연구에서는 우선 체동을 기함수부와 우함수부로 나누어 해석한다. MRI 원리에 기초한 다음의 특성에 착안해서 알고리즘을 정식화 한다.

첫째, Y 방향의 체동량은 MRI 신호의 위상공간에서 화상의 위상과 선형인 관계를 갖는다. 둘째, 화상의 위상은 기함수이다. 셋째, 실수함수의 푸리에 변환의 스펙트럼의 실수부는 우함수성분과 대응하고 허수부는 기함수성분과 대응한다. 넷째, 화상의 Y 방향의 한 라인의 농도분포가 대칭성을 갖는다면 그곳의 위상값은 선형함수이다.

### 2. MRI 원리와 체동 아티팩트

#### 2.1 2차원 MRI 활상과정

MRI는 수소 원자핵 프로톤의 밀도분포  $\rho(x, y)$ 를 화상화 하는 기술로서 제n번째의 MRI 신호는 다음과 같이 표시된다.

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

#### 2.2 MRI 신호와 체동

MRI 활상과정에 있어서 매회의 MRI 신호  $f_n(t)$ 의 수집시간은 짧지만, 인접한 2회의 신호수집간격  $T_R$ 은 보통 1초정도로 이 사이에서 체동이 발생한다. 체동은 주로 호흡에 의한 움직임이므로 Y 방향으로만 일어날 수 있는 운동으로 가정한다.

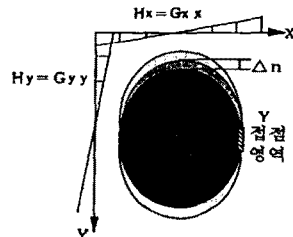


그림 1 체동과 MRI 활상과정

체동이 없다고 할 때, 제 n번째에 있어서 얻어진 MRI 신호  $f_n(t)$ 는 다음식으로 나타낸다.

$$f_n(t) = \frac{1}{N} \sum_x \sum_y \rho(x, y) e^{i\gamma G_y y n\tau} e^{i\gamma G_x x t} \quad (2)$$

이 동안에 Y 방향으로 체동  $\Delta_n$ 이 존재한다고 하면 얻게되는 MRI 신호  $f'_n(t)$ 는 아래와 같다.

$$\begin{aligned} f'_n(t) &= \frac{1}{N} \sum_x \sum_y \rho(x, y) e^{i\gamma G_y (y + \Delta_n)n\tau} e^{i\gamma G_x x t} \\ &= \frac{1}{N} \sum_x \left( \sum_y \rho(x, y) e^{i\gamma G_y (y + \Delta_n)n\tau} \right) e^{i\gamma G_x x t} \\ &= \frac{1}{\sqrt{N}} \sum_x F'_{xn} e^{i\gamma G_x x t} \end{aligned} \quad (3)$$

### 2.3 체동에 의한 MRI 아티팩트

체동이 존재할 때,  $F'_{xn}$ 은  $f'_n(t)$ 의 t에 관한 푸리에 변환에 의해 다음과 같이 표시된다.

$$\begin{aligned} F'_{xn} &= \frac{1}{\sqrt{N}} \sum_t f'_n(t) e^{-i\gamma G_x x t} \\ &= \frac{1}{\sqrt{N}} e^{j k_y \Delta_n n} \sum_y \rho(x, y) e^{j k_y y n} \quad (4) \\ &\quad (k_y = \gamma G_y \tau) \end{aligned}$$

특히, 체동에 의한 위상변동을 고정치 않는 경우에 얻게되는 화상의 농도값은 다음식과 같이 된다.

$$\begin{aligned} \rho'(x, y) &= \mathcal{I}_n [F'_{xn}] \\ &= \frac{1}{N} \sum_n e^{-j k_y (y - \Delta_n)n} \sum_y \rho(x, y) e^{j k_y y n} \quad (5) \end{aligned}$$

## 3. 위상교정과 아티팩트 제거

### 3.1 체동 아티팩트의 제거

체동이 없는 경우,  $F_{xn}$ 은 MRI 데이터의 읽어내는 방향인 X 방향의 푸리에 변환후의 항은 (4)식에 의해 다음과 같이 된다.

$$\begin{aligned} F_{xn} &= \mathcal{I}_t [f_n(t)] \\ &= \frac{1}{\sqrt{N}} \sum_y \rho(x, y) e^{j k_y y n} \\ &= A e^{j \phi_{xn}} \end{aligned} \quad (6)$$

$\phi_{xn}$ 은 화상자신의 Y 방향의 역푸리에 변환의 위상분포로 "화상의 위상"이라고 칭한다.

체동이 존재할 때 MRI 신호 데이터로부터 구해진  $F'_{xn}$ 과  $F_{xn}$ 의 관계는 다음식으로 나타내어진다.

$$F'_{xn} = e^{j k_y \Delta_n n} F_{xn} = A e^{j \phi'_{xn}} \quad (7)$$

$\phi'_{xn}$ 은 MRI 신호 데이터의 X 방향의 푸리에 변환의 위상분포로 "MRI의 위상"이라고 칭한다. 체동  $\Delta_n$ 을 알게되면 다음식에 의해 체동을 제거할 수 있다.

$$\begin{aligned} \rho''(x, y) &= \mathcal{I}_n [F'_{xn} e^{-j k_y \Delta_n n}] \\ &= \frac{1}{\sqrt{N}} \sum_n F'_{xn} e^{-j k_y \Delta_n n} e^{-j k_y y n} \\ &= \mathcal{I}_n [F_{xn}] \\ &= \rho(x, y) \end{aligned} \quad (8)$$

### 3.2 체동과 위상관계

1회의 체동이 화상중에 미치는 영향은 전체 화면영역에 존재해서 추출키 어려운 아티팩트 요인이 된다. 그러나 위상공간중에서는 그 촬영장면과 대응하는 한 행의 데이터에만 영향을 준다. 그림2는  $F_{xn}$ 의 복소수 공간에서의 표현으로 본래의 화상  $F_{x,n}$ 과  $F_{x,-n}$ 은 대칭관계에 있어 그 "화상의 위상"  $\phi_{xn}$ 은 n에 대해서 기수함수가 되고 있다.

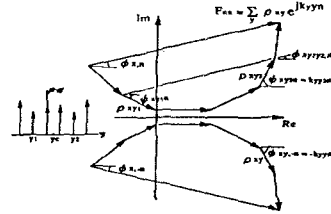


그림2. 화상의 위상특성

체동을 기함수 성분과 우함수 성분으로 나누어 나타내면,  $\Delta_n = \delta(n)_{od} + \delta(n)_{ev}$  (9)

이때 MRI 위상은 아래와 같이 된다.

$$\phi'_{xn} = k_y n \delta(n)_{od} + [k_y n \delta(n)_{ev} + \phi_{xn}] \quad (10)$$

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

$$\phi'_{xn} = \arctan \frac{\text{Im}[F'(x, n)]}{\text{Re}[F'(x, n)]} \quad (11)$$

### 3.3 위상스펙트럼의 분석

(11)식에 의해 얻어진 위상을 n으로 나눈  $\phi'_{xn}/n$ 에 대해서 푸리에 변환 하면 다음과 같은 관계가 성립한다.

$$\text{Re} [F_n(\frac{\phi'_{xn}}{n})] = F_n(k_y \delta(n)_{ev} + \frac{\phi_{xn}}{n}) \quad (12)$$

$$\text{Im} [F_n(\frac{\phi'_{xn}}{n})] = F_n(k_y \delta(n)_{od}) \quad (13)$$

### 3.4 화상 양단의 Y 점점 영역의 위상

일반적으로 "화상의 위상" 스펙트럼의 분포는 임의의 형상이고 여러 가지 주파수 분포가 존재할 수 있다. 그런데 그림1에 나타낸 바와 같이 두뇌부위등의 단면상에서 물체영역의 X 방향 양단의 Y 방향 접선라인에 있어서는 농도분포가 대칭인 경우 화상의 Y 방향 푸리에 변환  $F_{xn}$ 에 있어서 그 두점의 부분합의 위상 항은 다음과 같이 된다.

$$\begin{aligned} \phi_{x y_1 y_2, n} &= \frac{\phi_{x y_1 n} + \phi_{x y_2 n}}{2} \\ &= \frac{k_y (y_1 + y_2)n}{2} \\ &= k_y y_c n \end{aligned} \quad (14)$$

$y_c$ 는 대칭축의 Y 좌표이다. 따라서 대칭부분의  $F_{xn}$ 의 위상인 "화상의 위상"도 그림2에 나타낸 바와같이 n의 선형함수가 되어 다음과 같이 표시된다.

$$\phi_{xn} = k_y y_c n \quad (15)$$

### 3.5 체동의 모델화

체동의 주된 원인을 호흡이라고 한다면, 일반적으로 주기성이 있다. 처리의 간단화를 고려하여 다음과 같이 근사화된 식으로 나타낸다.

$$\begin{aligned} \Delta_n &= a_0 + a_1 \cos(\omega_1 n) + a_2 \cos(\omega_2 n) \\ &= a_3 \cos(\omega_3 n) + b_1 \sin(\omega_1 n) \\ &= b_2 \sin(\omega_2 n) + b_3 \sin(\omega_3 n) \end{aligned} \quad (16)$$

표1 체동진폭의 추정에 관한 시뮬레이션

주파수	측정진폭	추정체동	실체체동
$\omega'_1=16$	$A_1=0.0269$	$a'_1=0.137$	$a_1=0.140$
$\omega'_2=32$	$A_2=0.0387$	$a'_2=0.197$	$a_2=0.200$
$\omega'_3=48$	$A_3=0.0976$	$a'_3=0.497$	$a_3=0.500$
$\omega'_1=16$	$B_1=0.0196$	$b'_1=0.998$	$b_1=0.100$
$\omega'_2=32$	$B_2=0.0235$	$b'_2=0.119$	$b_2=0.120$
$\omega'_3=48$	$B_3=0.0392$	$b'_3=0.199$	$b_3=0.200$

이 표에 나타난 바와 같이 1회만의 교정에 의해 체동량을 정확도 높게 구할 수 있다.

### 4. 실험결과

그림5는 본래의 MRI 화상 복원원리에 의해 재생된 아티팩트가 존재하는 화상이다. 그림6은 위에서 기술한 알고리즘에 의해 아티팩트를 제거한 재생화상이다. 그림7은 구해진 (13)식 및 (13)식의 실수부와 허수부 스펙트럼을 나타내고 있다.

#### 4.1 체동의 Sin과 Cos 성분

식(17)에서 (22)로부터 체동의 주파수가 정수인 경우에 추정치는 거의 정확하게 구해졌다. 그림5에서 그림7을 참조해서 그 체동진폭의 추정에 관한 시뮬레이션 결과를 표1에 나타낸다.

#### 4.2 체동의 직류성분

화상의 "Y 접점영역"이 원점에 관해서 대칭인 경우, 화상의 위상 스펙트럼의 실수부 분포는 그림3(c)에 나타난 바와 같이 0이다. 즉, 스펙트럼의 원점에서의 분포는 직류성분에 대응하는 항이고  $a_0=16A_0/\pi$ 로부터 구해진다. "Y 접점영역"이 원점에 관해서 대칭이 아닌 경우에는 직류성분을 구할 수 없다. 그런데 그림8에 나타난 바와 같이 직류성분의 영향은 화상을 전체적으로 상하 이동시키지만 허상과 같은 아티팩트를 발생시키지 않는다. 따라서  $n=0$ 로 가정했을 때 체동의 직류성분에 대응하는 양만큼상하로 움직인 위치를 초기위치로 하면 직류성분은 없어지게 된다.

#### 4.3 Y 접점영역과 일반영역의 비교

그림3(a)는 그림4 화상의 내부에 있는 일반적인 영역으로, 화상의 분포가 임의의 형상인 경우에 위에서 기술한 체동해석법에 의해 처리된 과정을 나타낸다. 그림3(b)는 Y 접점영역이 대칭성을 가지고 동시에 대칭중심이 원점으로부터 떨어져 있는 경우에 있어서 처리과정을 나타낸다.

#### 4.4 본 알고리즘의 제한

본 알고리즘은 Y 방향의 체동만을 취급하고 있다. 슬라이스 선택방향의 체동과 X 방향의 체동에는 무효하다. 더구나 X 방향의 체동이 있을 때 "Y 접점영역"의 추출이 곤란하게 된다.

#### 4.4.1 체동의 적용조건

본 알고리즘의 문제점의 하나로 위상에는  $2\pi$ 의 주기성이 있기 때문에 "MRI 위상"을 구할 때 여러개의 값이 된다. 인접하는 2점의 위상값이 가까운 위치라는 가정을 이용하였지만 2점의 "MRI의 위상"차가 다음의 조건을 만족하지 않을 때 추정값은 맞지않게 된다.

$$|\Delta \phi'_{n,n+1}| = |(n+1) \Delta_{n+1} - n \Delta_n + \phi_{n+1} - \phi_n| < \pi \quad (23)$$

즉, 인접 2점의 화상의 위상차가 적지 않을 때, 예로  $n > 120$ 일 때  $|\Delta_{n,n+1}| > 0.026$ 일 때 또는 체동량이 매우 클 때 이들 합의 절대값이 크게되어 위상을 정확히 구할 수 없게 된다.

#### 4.4.2 Y 접점영역 분포조건

화상의 Y 접점영역 분포가 비대칭일 때 화상의 위상 스펙트럼은 원점에 집중치 않게 되어 다른 주파수의 위치에서도 나타나게 된다. 그렇기 때문에 그 주기의 우함수의 체동이 정확히 구해지지 않게된다.대칭성으로부터의 이탈에 강한 성질에 대한 검토가 필요하다. 한편, 체동의 기함수부에 관해서는 어떠한 주파수에서도 원리적으로는 정확히 구할 수 있게 된다.

### 5. 결론

위상 인코딩 방향의 체동에 대해 MRI 원리에 기초한 체동과 화상의 위상공간에서의 대응관계를 해석해서 체동성분을 추출함으로써 아티팩트를 제거하는 새로운 알고리즘을 제안했다. 본 알고리즘은 체동을 기함수부와 우함수부로 나누어 다음의 특성을 이용해서 정식화 되었다.

첫째, Y 방향의 체동이 MRI 신호에 직접적으로 끼치는 영향은 위상항 이다.

둘째, 실수 우·기함수의 푸리에 변환이 스펙트럼 공간에서 실수부와 허수부에 대응한다.

셋째, 위상공간에서 화상의 위상부는 기함수 이다.

넷째, "Y 접점영역"과 같은 대칭분포화상의 위상 푸리에 스펙트럼분포는 원점에 집중한다.

시뮬레이션의 실험에 의해 그 유효성을 나타냈다. 본 방법에서는 종래의 전 데이터 영역 또는 화상의 전 영역정보를 사용하는 경우 [1]과 비교해서 반복계산이 불필요하고 동시에 한 라인만의 정보를 이용하고 있기 때문에 계산량은 매우 감소하게 된다.향후의 과제로서는 다음과 같은 것을 들 수 있다. 첫째, 2차원 푸리에 변환의 직교성과 X 방향의 체동특성을 이용해서 화상평면 내의 임의의 2차원 체동에 대응할 수 알고리즘을 검토한다.

둘째, 실제의 MRI 데이터에 응용해서 알고리즘의 실용성을 검토한다.

셋째, 체동에 의한 위상이탈은 부등간격 푸리에 변환 문제로서 더욱더 일반적으로 취급할 수 있어 이러한 면에서의 검토가 요구된다.

#### [참고문헌]

- [1] J. C. Bezdek, L. O. Hall and L. P. Clarke, "Review of MR Image Segmentation Techniques using Pattern Recognition", Med. Phys. Vol.20, No.4, July/Aug. 1993
- [5] 양용철, 송주환, 권오봉 "MR 뇌 영상의 자동화된 물질분류 및 가지화 방법", 한국정보과학회 가을 학술발표논문집, 제24권, 제2호, pp.687-690, 1997
- [7] 김용규, "위상 인코딩 방향의 체동에 의한 MRI 아티팩트의 제거", '98 한국정보과학회 가을 학술발표논문집, pp.432-434, 1998