

# 촬상단면내의 MRI 체동 아티팩트의 제거 (Cancellation of MRI Motion Artifact in Image Plane)

김 응 규 <sup>†</sup>

(Eung-Kyeu Kim)

**요 약** 본 연구에서는 촬상단면 내의 평행이동에 기인한 MRI 아티팩트를 제거하는 새로운 알고리즘으로서, 수렴에 대한 보증이 없는 기존의 반복적인 위상탐색에 의한 알고리즘과는 달리, MRI 촬상원리에 근거한 체동량을 탐색하기 위한 직접적인 방법이 제안된다. 기존의 접근방법에는 x(read out) 방향과 y(phase encoding) 방향의 체동이 동시에 탐색되었다. 하지만 x 방향과 y 방향에 대한 각각의 체동특성이 서로 다르기 때문에 본 방법에서는 이들의 체동특성의 해석에 기초해서 두 단계의 서로 다른 알고리즘을 적용함으로써 x 방향과 y 방향의 각 체동이 제거된다. 우선, x 방향의 체동은 MRI 신호의 x 방향 스펙트럼 변위에 해당하고, 그 스펙트럼의 비제로 영역(non-zero area)은 밀도함수의 x축 투영영역과 일치함에 주목한다. 따라서 체동은 스펙트럼의 비제로 영역과 제로영역(zero area)의 경계를 검출함으로써 추정되며, x 방향의 체동은 역방향으로 스펙트럼을 변위시킴으로써 제거된다. 그 다음으로, y 방향의 체동은 그 체동성분과 실제의 화상성분을 분리할 수 있는 구속조건을 적용함으로써 제거된다. 최종적으로 phantom 화상을 사용한 시뮬레이션을 통해서 본 방법의 유효성을 확인하였으며, 그 결과 제안한 방법이 기존의 방법에 비해 포괄적으로 사용할 수 있음을 알 수 있었다.

**Abstract** In this study, a new algorithm for canceling MRI artifact due to translational motion in image plane is described. Unlike the conventional iterative phase retrieval algorithm, in which there is no guarantee for the convergence, a direct method for estimating the motion is presented. In previous approaches, the motions in the x(read out) direction and the y(phase encoding) direction are estimated simultaneously. However, the features of x and y directional motions are different from each other. By analyzing their features, each x and y directional motion is canceled by different algorithms in two steps. First, it is noticed 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 the projected area of the density function on the x-axis. So the motion is estimated by tracing the edges between non-zero area and zero area of the spectrum, and the x directional motion is canceled by shifting the spectrum in inverse direction. Next, the y directional motion is canceled by using a new constraint condition, with which the motion component and the true image component can be separated. This algorithm is shown to be effective by using a phantom image with simulated motion.

## 1. 서 론

MRI는 뇌척추계 및 심장·대혈관의 화상 진단법으로서 그 위력을 발휘하고 있다[1,2]. 하지만, MRI 촬상중에 환자가 움직이면 신호의 변동이 발생하여 재구성된 화상위에 아티팩트가 나타난다. 이러한 아티팩트는 임상

진단과 MRI 응용에 큰 영향을 주게 된다. Hedley 등은 촬상단면 내의 체동에 의한 아티팩트를 제거하기 위해, 화상중의 대상물의 존재범위를 이미 알고 있는 것으로 하여 반복적인 위상탐색에 의한 순차근사법을 제안했다 [3,4,5]. 이러한 방법은 체동에 관한 선견적인 지식 (foresighted knowledge)과 주기성(periodicity) 등의 구속조건을 사용치 않고 촬상단면내의 임의의 평행강체이동을 취급할 수 있다는 장점이 있다. 하지만, 종래의 유사한 방법[6,7]과 비교시 수렴정도는 향상되고 있지만 그래도 연산시간이 소요되고 수렴에 대한 보증이 없어

<sup>†</sup> 정 회 원 : 대전산업대학교 정보통신·컴퓨터공학부 교수  
kimeung@hyunam.tnt.ac.kr

논문접수 : 1999년 9월 2일

심사완료 : 2000년 2월 2일

복원을 행할 수 있는 적용범위가 명확치 못한 문제점을 내포하고 있다. 이에 본 연구자는 이러한 문제점에 착안하여 위상 엔코딩 방향인 y 방향만의 체동을 제거하기 위한 반복적인 위상탐색에 의한 순차근사법이 아닌 MRI 활상원리에 근거한 직접적인 방법에 대한 기초적인 연구를 행한 바가 있다[8]. 이 방법에서는 대상물의 존재범위를 이미 알고 있다는 조건을 사용치 않고, 대상물의 밀도분포에 있어서 y 방향의 어떤 계열의 분포가 대칭이라는 조건을 이용하고 있다. 이 조건은 근거한 MRI 위상 중의 화상자신의 성분과 체동의 성분을 대수 연산에 의해 분리해서 아티팩트를 제거하는 방법을 유도하였다. 이 알고리즘은 반복위상탐색처리에 의하지 않기 때문에 복원 가능한 범위가 명확하게 된다.

본 연구에서는 특히 환자의 머리부분 등 강체에 가까운 부위에 있어서 임의의 평행이동에 기인한 체동을 제거하기 위한 확장을 행한다. Hedley 등에 의한 종래의 방법에서는 x 방향과 y 방향의 체동성분을 동시에 탐색하는 방법을 취해왔다[9,10,11]. 그러나, x 방향과 y 방향의 체동이 MRI 신호에 끼치는 영향은 각각 다른 형태로 나타난다[12,13,14]. 따라서 본 연구에서는 x 방향과 y 방향의 체동의 특성에 응해서 각각 다른 방법으로 분리해서 제거할 수 있는 알고리즘에 의한 활상단면 내의 체동을 제거하는 방법을 제안한다.

우선, x 방향의 체동의 제거방법에 관해서 기술해 보면, MRI 신호의 x 방향 푸리에 스펙트럼의 비제로 영역(non-zero area)은 대상물을 x축으로 투영한 영역과 일치한다는 점에 착안한다. 여기에서 중요한 점은, x 방향의 체동은 y 방향의 체동과 관계없이 스펙트럼의 비제로 영역과 제로영역(zero area)의 경계를 검출함으로써 추정할 수 있다는 점이다. 따라서, y 방향의 체동의 경우에도 x 방향의 변위량을 역변위 시킴으로써 x 방향만의 체동의 영향을 보정할 수 있다. 나머지 y 방향의 체동성분의 제거에 관해서는, y 방향만의 체동성분의 제거방법[15]을 적용한다. 이와같이 x 방향과 y 방향으로 분리해서 제거함으로써 임의의 평행이동에 기인한 아티팩트를 제거할 수 있다.

이하, 2장에서는 MRI의 재구성 원리와 체동에 의한 아티팩트의 발생과정을 해석한다. 3장에서는 체동에 의한 아티팩트의 제거 알고리즘에 관해서 기술하고, 4장에서는 시뮬레이션을 행해 본 방법의 유효성을 확인한다. 5장에서는 본 연구의 결과 및 향후의 과제에 관해서 기술한다.

## 2. MRI의 재구성 원리와 체동 아티팩트

MRI의 화상화원리 및 활상단면내의 2차원 운동에 의한 MRI 아티팩트의 수학적인 모델을 나타낸다. 또한 체동에 의한 영향이 MRI 신호의 횡방향 1차원 푸리에 변환 결과에 어떻게 나타나는지 해석한다. 이때, 체동은 슬라이스 선택의 z축 방향에는 존재치 않고, 활상단면내에서 강체의 2차원적인 평행이동에 의해서만 존재하며, 정자계(static magnetic field)는 매우 균일하고, 경자계(gradient magnetic field)의 비직선성이 존재치 않는 이상적인 상태라고 가정한다.

### 2.1 MRI의 화상화 원리 및 체동에 의한 MRI 신호와 아티팩트

MRI는 수소 원자핵의 프로톤 밀도분포  $\rho(x, y)$ 를 화상화 하는 기술이다. 활상과정에서는 한장의 화상에 대해서 N회에 걸친 MRI 신호 데이터를 수집한다. 제n번 째의 MRI 신호는 다음과 같이 표시된다.

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

여기에서,  $G_x$ 는 x 방향의 자계의 경사율이고, 이 경사자계에 의해 x 방향의 밀도정보를 x 방향의 공간주파수에 첨가해 넣는다. 매회마다의 MRI 신호 데이터의 수집에 있어서, y 방향으로 시간  $\pi$  동안에 경사율  $G_y$ 의 자계를 걸어서 y 방향의 밀도정보를 y 방향의 공간주파수에 첨가해 넣는다[16,17,18,19]. 식(1)에서  $t$ 를 x 방향,  $n$ 을 y 방향의 공간주파수로 간주해서  $f(t, n)$ 을  $t$ 와  $n$ 에 관하여 2차원 푸리에 변환함으로써 밀도분포  $\rho(x, y)$ 를 구할 수 있다.

그리고, MRI 신호  $f(t, n)$ 의 데이터 수집은 MRI 활상과정에서 매회 행해지며, 그 수집시간은 짧아 보통 수십毫초 정도 소요된다. 한편, 인접한 2회째의 신호수집 간격  $T_R$ 은 보통 1초 정도가 된다. 본 연구에서는 후자의 신호수집 간격에서의 체동만을 문제로 취급한다. 더욱이 체동은 회전을 동반하지 않는 활상단면내의 강체적인 평행운동으로 가정한다. 다시말해서 머리부분 등 강체에 가까운 부위만을 대상으로 한다. 그림 1은 제  $n$

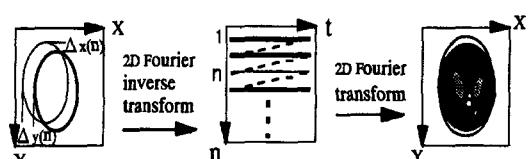


그림 1 활상단면내의 2차원 운동에 의한 MRI 체동의 수학적 모델

번제 MRI 신호에 있어서 x 방향으로 체동  $\Delta_x(n)$ 이 존재하고, y 방향으로 체동  $\Delta_y(n)$ 이 존재해서 이들이 MRI 신호에 미치는 영향을 나타내고 있다. 이때에 얻게 되는 MRI 신호  $f(t, n)$ 은 다음과 같이 된다.

$$f(t, n) = \frac{1}{N} \sum_x \sum_y \rho(x, y) e^{j\pi(G_x(x + \Delta_x(n))t) + G_y(y + \Delta_y(n))n} \quad (2)$$

체동이 MRI 신호에 미치는 영향은 위상항에 나타난다. 체동에 의한 위상의 변동을 교정하지 않을 경우, 얻게 되는 화상의 밀도함수는 MRI 신호  $f(t, n)$ 의 2차원 푸리에 변환으로서 다음과 같은 식이 된다.

$$\begin{aligned} \rho'(x, y) &= \Im_n [\Im_t [f(t, n)]] \\ &= \frac{1}{N} \sum_n e^{-jk_x(y + \Delta_y(n))n} \\ &\quad \sum_y \rho(x - \Delta_x(n), y') e^{jk_y(y'n)} \end{aligned} \quad (3)$$

여기에서,  $k_x = \gamma G_x$ ,  $k_y = \gamma G_y$ 이다.

식(3)에서  $\Im_n[\cdot]$ 과  $\Im_t[\cdot]$ 은 각각  $n$ 과  $t$ 에 관한 푸리에 변환을 나타낸다. 위식에서 알 수 있는 바와 같이, 체동  $\Delta_x(n)$ 과  $\Delta_y(n)$ 은 다른 형태로 복원화상에 영향을 미친다. 이러한 체동은 재구성된 화상위에 주로 y 방향으로 분포한 아티팩트를 일으키는 원인이 된다.

## 2.2 밀도분포의 재구성 과정에 있어서 체동의 영향

시뮬레이션 신호의 재구성 과정은 MRI 신호의 2차원 푸리에 변환의 그 자체라 할 수 있다. 일반적으로 2차원 푸리에 변환은 횡방향과 종방향의 1차원 푸리에 변환을 종속적으로 적용함으로써 계산 가능하다. 따라서 이 절에서는 체동에 의한 영향이 MRI 신호의 횡방향 1차원 푸리에 변환 결과에 어떻게 나타나는지 해석한다.

체동이 존재하지 않는 경우, 횡방향의 1차원 푸리에 변환  $F(x, n)$ 은 다음과 같이 된다.

$$\begin{aligned} F(x, n) &= \Im_t [f(t, n)] \\ &= \frac{1}{N} \sum_t f(x, n) e^{-jk_x xt} \\ &= \frac{1}{N} \sum_y \rho(x, y) e^{jk_y y n} \end{aligned} \quad (4)$$

한편, 식(2)로 나타낸 체동의 영향이 존재하는 경우의 MRI 신호  $f(t, n)$ 의  $t$ 에 관한 1차원 푸리에 변환  $F'(x, n)$ 은 다음식과 같이 된다.

$$\begin{aligned} F'(x, n) &= \Im_t [f(t, n)] \\ &= \frac{1}{N} \sum_t f(x, n) e^{-jk_x xt} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} &= \frac{1}{N} \sum_y \rho(x - \Delta_x(n), y) e^{jk_y(y + \Delta_y(n))n} \\ &= F(x - \Delta_x(n), n) e^{jk_y(\Delta_y(n))n} \end{aligned} \quad (5)$$

다시말해서, x 방향의 체동  $\Delta_x(n)$ 의 영향은  $F'(x, n)$ 에서  $F(x, n)$ 의 각각을 x 방향으로  $\Delta_x(n)$ 만큼 위치 이동한 것으로 나타난다. 한편, y 방향의 체동  $\Delta_y(n)$ 의 영향은  $\exp(jk_y \Delta_y(n)n)$ 의 위상 변동항으로 나타난다.

이와 같이 횡방향의 1차원 푸리에 변환  $F'(x, n)$ 에는 체동에 의한 영향이 비교적 단순한 형태로 나타난다. 따라서, 본 연구에서는  $F'(x, n)$ 에 주목함으로써 체동에 의한 영향을 제거하기 위한 구속조건을 도출한다. 기존 연구중에는 x 방향의 체동  $\Delta_x(n)$ 이 존재하지 않는다는 가정하에 y 방향의 체동  $\Delta_y(n)$ 을 추출하는 방법을 제안한 연구도 있다[15]. 이 제안한 방법을 사용해서  $\Delta_y(n)$ 을 추출하는 방법을 적용함으로써 2차원 평행이동에 의해 나타나는 체동성분을 추출할 수 있다.

## 3. 체동에 의한 아티팩트 제거

x 방향의 체동  $\Delta_x(n)$  및 y 방향의 체동  $\Delta_y(n)$ 이 동시에 존재한다는 가정하에 우선, y 방향의 체동이 존재하지 않는 경우에 있어서  $\Delta_x(n)$ 만을 추출해서 x 방향의 체동의 영향을 제거하거나, 다음으로 x 방향의 체동  $\Delta_x(n)$ 이 존재하지 않는 경우에 있어서  $\Delta_y(n)$ 을 추출해서 y 방향의 체동의 영향을 제거하기 위한 구속조건을 도출한다.

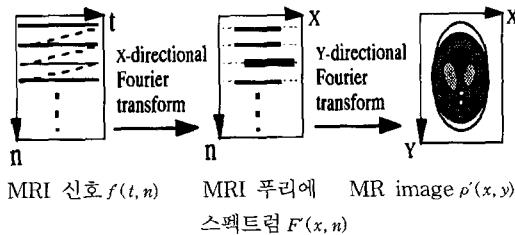
### 3.1 X 방향만의 체동 추정

x 방향의 체동에 의한 영향의 제거방법을 보다 알기 쉽게 하기 위하여, 우선 y 방향의 체동이 존재하지 않는 경우에 관해서 설명한다. 식(5)로부터, y 방향의 체동을 고려하지 않는 경우, 다음과 같은 관계가 성립한다.

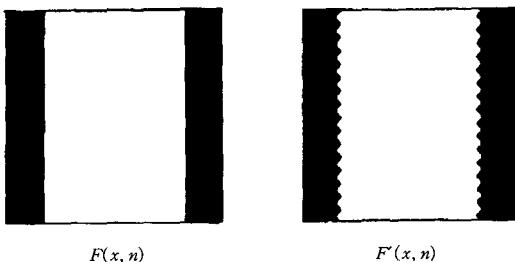
$$F'(x, n) = F(x - \Delta_x(n), n) \quad (6)$$

다시말해서, 제  $n$ 번째 측상에 있어서 대상을 x 방향으로  $\Delta_x(n)$  만큼 움직인다는 것은 그림 2에 나타낸 바와 같이  $F'(x, n)$ 의 제  $n$ 행을  $\Delta_x(n)$ 만큼 x 방향으로 이동시키는 것에 대응한다.

$F'(x, n)$ 은 대상을 밀도분포  $\rho(x, y)$ 의 x축으로의 푸리에 가중치부가 투영(fourier weighted projection)으로 간주할 수 있다. 즉,  $F'(x, n)$ 의 각행에 있어서 진폭의 비제로 영역은 대상들의 제  $n$ 번째 측상때의 x축으로의 투영의 존재영역과 동일하다. 따라서 각  $n$ 번째 행의 x 방

그림 2 x 방향내의 체동과  $F'(x, n)$ 의 이동

향으로의 체동량의 추정은  $F(x, n)$ 에 있어서 그 값이 0에서 0이 아닌 것으로 변화하는 에지점의 이동 추정 문제로 사고할 수 있다. 그림 3에 나타낸 바와 같이 원화상에 있어서 대상물이외의 영역의 밀도를 0이라고 가정하면, 그 영역에 대응하는  $F(x, n)$  공간에서의 양단의 영역값도 0이 된다. 체동이 존재하지 않는 경우에  $F(x, n)$  각행의 에지점으로부터 이루워지는 계열은  $n$ 축에 평행한 직선으로 검출된다. x 방향의 체동이 존재하는 경우에  $F'(x, n)$ 의 에지점 계열은 직선으로 되지 않는다.  $F'(x, n)$ 의 각행에 있어서 제로 영역과 비제로 영역의 에지위치를 검출해서 에지점 계열이 직선이 되도록  $F'(x, n)$ 을 역방향으로 이동시킴으로써 체동에 의한 영향을 보정할 수 있다.

그림 3 경계값 처리에 의해 계산된  $F(x, n)$ 과  $F'(x, n)$ 의 예지

### 3.2 촬상 단면내의 체동에 의한 아티팩트의 제거

여기에서는 y 방향으로 체동이 존재하는 경우에도 앞절에 제시한 방법으로 x 방향의 체동성분을 최초에 보정할 수 있음을 나타낸다. 촬상 단면내 임의의 평행이동에 의한 체동성분이 MRI 신호의  $t$ 에 관한 1차원 푸리에 변환  $F(x, n)$ 에 미치는 영향은 앞의 식(5)에서와 같이 나타내진다. 식(5)에서 알 수 있는 바와 같이 y 방향의 체동은  $F(x, n)$ 의 위상항에만 영향을 준다. 다시 말해서 y 방향의 체동이 존재하는 경우에도  $F(x, n)$ 의 진폭

에는 물론 그 진폭의 제로 영역에서도 영향을 주지 않는다. 따라서 x 방향의 체동 추정은 y 방향의 체동 유무에 관계없이 x 방향만의 체동이 존재하는 경우와 마찬가지로  $F(x, n)$ 이 0에서 0이 아닌 것으로 변화하는 에지점의 계열을 조사함으로써 가능하다. 나머지 y 방향의 체동성분은 y 방향의 체동추정 알고리즘에 의해 제거한다. 이하에 x와 y 방향의 체동에 기인한 아티팩트의 제거방법에 대해 수식을 전개하면서 그 요점을 정리해 보면 다음과 같다. 먼저, 식(5)에 의해  $F'(x, n)$ 으로부터 x 방향의 체동을 제거한  $F''(x, n)$ 은 다음식으로 표시된다.

$$\begin{aligned} F''(x, n) &= e^{j k_x \Delta_x(n)n} F(x, n) \\ &= e^{j k_x \Delta_x(n)n} A e^{j \phi(n)} \\ &= A e^{j \phi(n)} \end{aligned} \quad (7)$$

여기에서  $A$ 와  $\phi(n)$ 은 각각  $F(x, n)$ 의 진폭과 위상이고,  $\phi(n)$ 은  $F''(x, n)$ 의 위상이다. 식(7)로부터 다음의 관계가 성립한다.

$$\phi'(n) = \phi(n) + k_y \Delta_y(n)n \quad (8)$$

$\phi'(n)$ 은  $F''(x, n)$ 에서  $\phi'(n) = \tan^{-1} \frac{\text{Im}[F''(x, n)]}{\text{Re}[F''(x, n)]}$ 에 의해 구해진다. 한편,  $\phi(n)$ 은 밀도분포  $\rho(x, y)$ 의 y 방향 1차원 역푸리에 변환의 위상이 되고 있다. 그림 4에 나타낸 바와 같이 밀도가 거의 균일하다고 간주되는 피하지방 영역을 통과하는 y 방향의 한 라인(y 밀도 대칭선)상의 밀도분포는 대칭으로 간주할 수 있다. 이 라인 상의  $\phi(n)$ 은  $n$ 에 대해서 선형적으로 다음식과 같이 된다.

$$\phi(n) = k_y y_c n \quad (9)$$

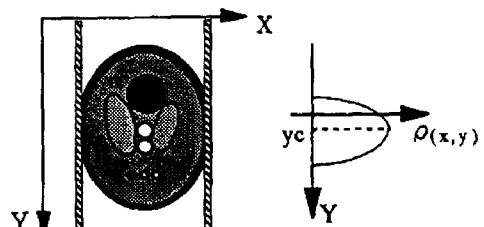


그림 4 y 방향선상의 대칭적인 밀도분포

여기에서  $y_c$ 는 대칭축의 위치로, 식(8)과 식(9)로부터 다음과 같은 관계식이 성립된다.

$$\frac{\phi'(n)}{k_y n} = y_c + \Delta_y n \quad (10)$$

$y_c$ 는 정수로 아티팩트의 요인이 되지 않는다. 따라서,  $F'(x, n)$ 으로부터 구해진  $\phi(n)$ 을  $k_x, n$ 으로 나눔으로써  $y$  방향의 체동성분을 추정해서 아티팩트를 제거할 수 있다.

#### 4. 시뮬레이션 실험

$x$  방향만의 체동이 존재하는 경우의 시뮬레이션 및  $x$  와  $y$ 의 양 방향에서 체동이 존재하는 경우의 시뮬레이션을 행하여 본 방법의 유효성을 검토한다. 또한, 주파수가 큰 영역에서의 체동의 추정오차에 대해서도 알아본다.

##### 4.1 시뮬레이션 방법 및 $X$ 방향만의 체동이 존재하는 경우

본 방법에서는 대상물의 밀도분포로서 그림 5(a)에 나타낸 바와 같은  $256 \times 256$ 의 Shepp and Logan phantom 화상 데이터[20,21]를 이용하였으며, 이 데이터는 경계값 처리에 의해 계산된 에지가 직선이 되는 특징을 갖고있고, 농도잡음은 없는 것으로서 첨가하지 않았다. MRI 원리에 따라 각 측상장면마다 원화상에  $x$  와  $y$ 의 방향으로 각각  $A_x(n)$ 과  $A_y(n)$ 의 움직임을 첨가하여 MRI 신호  $f(t, n)$ 을 만들었다.

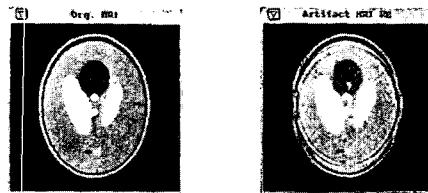
$x$  방향만의 체동이 존재하는 경우의 시뮬레이션에서는 체동에 있어서 큰 요인이 되고있는 호흡에 따른 체동을 고려하여 다음과 같은 주기함수를 사용했다.

$$A_x(n) = 1.8 \cos(16 k_x n) + 1.8 \sin(16 k_x n) \quad (11)$$

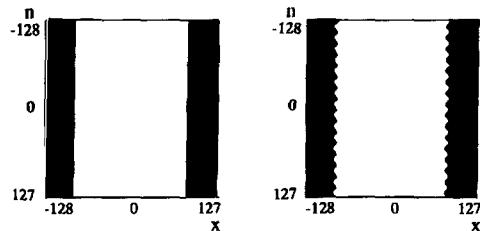
(여기에서  $k_x = \frac{2\pi}{256}$ )

이 체동에 의한 아티팩트가 존재하는 화상을 그림 5(b)에 나타낸다. 구해진 스펙트럼  $F(x, n)$ 의 진폭에 대해서 경계값 처리를 행한다. 농도잡음이 없는 경우의 경계값은 0에 가까운 값을 사용한다.  $F(x, n)$ 의 진폭값은 경계값 이상인 경우에는 백색으로 표시하고, 경계값 이하인 경우에는 흑색으로 표시한다. 체동이 존재하지 않는 경우에 구해진 에지는 그림 5(c)에 나타낸 바와 같이 직선이 되고 있다. 체동이 존재하는 경우에 구해진 에지는 그림 5(d)에 나타낸 바와 같이 체동에 의한 에지의 이동을 발생시켰다. 그림 5(e)의 에지가  $n$ 축에 평행한 직선으로부터 벗어난 성분을 체동량으로 해서 에지부분이 직선이 되도록  $F(x, n)$ 을 이동시킨다. 이상과 같이 스펙트럼 이동을 보정한 데이터를 기초로 하여 얻어진 체동을 제거한 재구성 화상을 그림 5(f)에 나타낸다. 체동에 의한 아티팩트가 거의 제거되고 있음을 알 수 있다. 다만, 실제 MRI 데이터에서는 자계의 산란에 의해 화상의

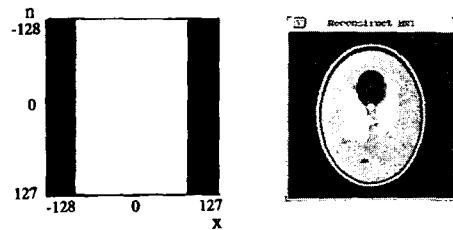
배경에도 잡음이 분포하게 되어, 이 때문에 0에 가까운 경계값에서는 스펙트럼으로부터의 에지추출이 불가능하게 된다. 이러한 경우에는 실제 데이터에 대응한 새로운 에지추출 알고리즘을 검토할 필요가 있다.



(a) 원화상( $256 \times 256$ ) (b) 아티팩트를 포함한 MRI 화상



(c) 경계값 처리에 의해 계산된  $F(x, n)$ 의 에지 (d) 경계값 처리에 의해 계산된  $F(x, n)$ 의 에지



(e) 이동된 후  $F(x, n)$ 의 에지 (f)  $F(x, n)$ 을 이동시킨 후의 재구성 화상

그림 5  $x$  방향의 체동에 의한 MRI 아티팩트의 제거

##### 4.2 측상장면내에 체동이 존재하는 경우

$x$ 와  $y$ 의 양방향에 체동이 존재하는 경우의 체동 제거 방법에 관한 시뮬레이션을 행했다.  $x$ 와  $y$  방향의 체동은 각각 다음과 같이 표시되는 식을 사용했다.

$$A_x(n) = 1.8 \cos(16 k_x n) + 1.8 \sin(16 k_x n) \quad (12)$$

$$A_y(n) = 1.8 \cos(16 k_y n) + 1.8 \sin(16 k_y n) \quad (13)$$

여기에서  $k_x = k_y = \frac{2\pi}{256}$  이다.

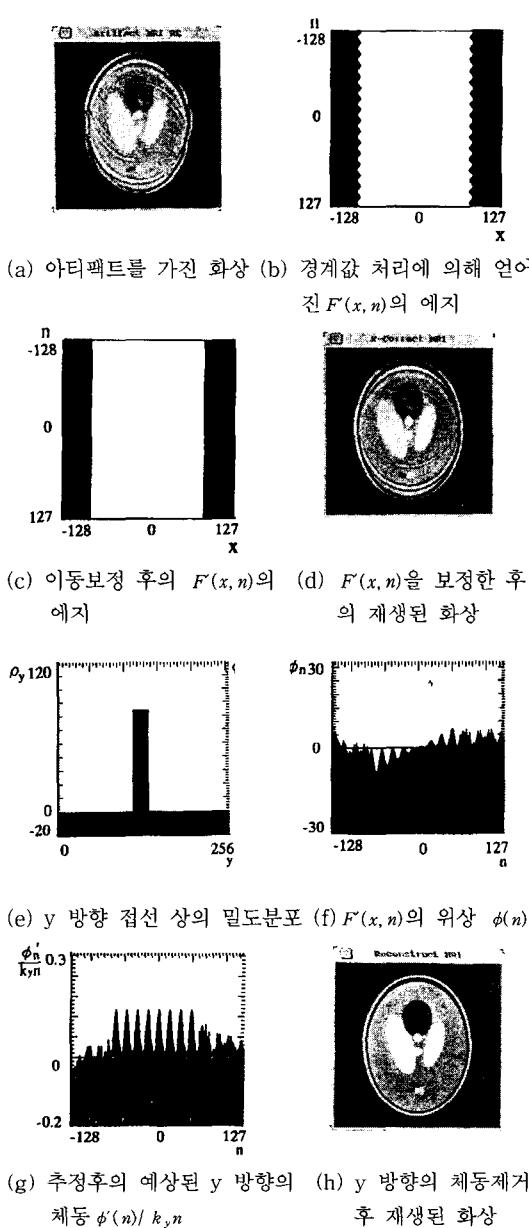


그림 6 화상평면 내의 2차원 평행이동에 의한 MRI 아티팩트의 제거

그림 6(a)는 이 체동에 의한 아티팩트가 존재하는 화상을 나타낸다. 앞절에서 언급한 바와 같이 x 방향의 체동을 제거하는 방법은 y 방향 체동의 유무에 관계없이 적용할 수 있어, 처음에 x 방향의 체동성분을 제거

한다.  $F'(x, n)$ 의 경계값 처리결과를 그림 6(b)에 나타내며, x 방향의 체동에 의한 이동 보정 후의 결과를 그림 6(c)에 나타낸다. x 방향의 체동을 보정한 데이터로부터 재생된 화상을 그림 6(d)에 나타낸다. 재생화상 위에는 아직 y 방향의 체동에 의한 아티팩트가 남아있다. 그 다음으로, 나머지 y 방향의 체동에 관해서는 앞절에서 기술한 위상보정법에 의한 제거처리를 행한다. phantom 화상의 끝부분을 통과하는 y 밀도 대칭선인 y 방향의 한 라인 상의 밀도분포를 그림 6(e)에 나타낸다. 이 라인 상의  $F'(x, n)$ 의 위상  $\phi(n)$ 을 구하고,  $\phi(n)/k_n$ 에 의해 체동을 추정한다(그림 6(f), 그림 6(g)). 그림 6(g)의 경우 바와 같이 큰 영역에서는 체동의 추정오차가 커지게 됨을 나타내고 있다. 하지만, 그림 6(h)에 나타낸 바와 같이 바와 같이 큰 영역인 고주파 영역에서의 산란은 재생화상 위에 아티팩트로서 나타나지 않았다. 이러한 현상은 일반적으로 화상 에너지의 경우 고주파가 됨에 따라 감쇄하는 경향이 있기 때문으로, 미세한 조직구조의 정보를 상실할 가능성도 있다. 이상 위에서 기술한 바와 같이, 스펙트럼의 위상변동량( $k, \Delta_\phi(n)$ )으로 나타나는 y 방향의 체동이 스펙트럼의 위치이동량  $\Delta_x(n)$ 에 해당하는 x 방향의 체동과 비교해서 보다 큰 아티팩트를 발생시킬 수 있음이 예측된다. 하지만, x와 y 방향의 각각에 본 알고리즘을 순차적으로 적용함으로써 활상단면내의 체동에 의한 아티팩트를 제거할 수 있었다. 이 방법에서는 y 방향에 따른 밀도분포가 대칭인 영역이 존재한다는 가정을 이용하고 있다.

선행연구[22]에서는 x 방향의 체동이 존재치 않는다는 조건하에서 y 밀도 대칭선의 대칭성이 약간 무너진 경우 알고리즘의 유효성에 대한 검토를 행하였다. 여기에서는 x 방향의 체동제거와 조합한 경우에 있어서 대칭성이 약간 무너진 것에 대한 본 방법의 유효성을 검토한다. 그림 7(a)는 y 밀도 대칭선상의 y 방향의 밀도분포가 대칭으로부터 약간 무너지고 있는 원화상을 나타낸다. 그림 7(b)는 y 밀도 대칭선의 밀도분포를 나타내고 있다. 그림 7(c)는 식(12)와 식(13)으로 표시되는 체동에 의해 나타난 아티팩트 화상이다. 그림 7(d)에 나타낸 바와 같이 밀도분포의 대칭성이 약간 무너진 경우에도 많은 아티팩트의 부분을 제거할 수 있었다.

#### 4.3 서브픽셀 단위의 체동에 의한 아티팩트

일반적으로 체동은 서브픽셀 단위로 발생하고 있지만, 상기 실험의 경우, y 방향의 체동보정은 서브픽셀 단위로 행하였고, x 방향의 체동보정은 간단화를 위해 정수픽셀단위로만 행하였다. 따라서 보정치 아니한 나머지

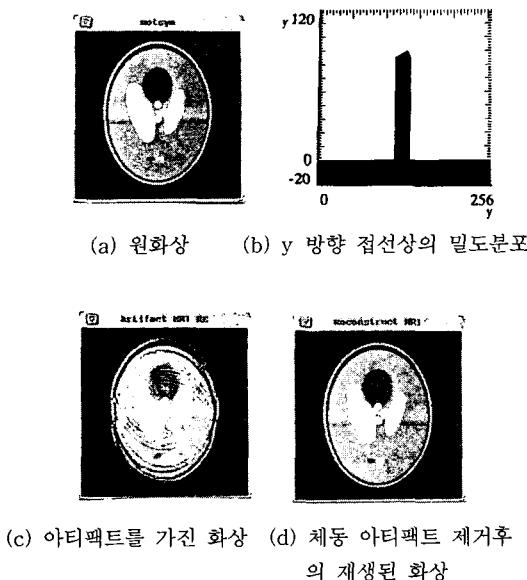


그림 7 비대칭 밀도분포에 대한 시뮬레이션

서브픽셀 단위의 체동에 의해 발생하는 아티팩트의 영향에 관한 실험적인 검토를 행하였다. 그림 8(a)는 다음식과 같은 1 픽셀 이내의 x 방향의 체동이 존재하는 경우의 재구성 화상이다.

$$\Delta_x(n) = 0.3 \cos(16 k_x n) + 0.3 \sin(16 k_x n) \quad (14)$$

이때, 발생된 아티팩트는 작아 MRI 화상위에 큰 영향을 끼치지 않고 있다. 그림 8(b)는 y 방향으로만  $\Delta_x(n)$ 과 동일한 크기로 다음과 같이 표시되는 식(15)의 체동을 부가한 경우의 재구성 화상이다.

$$\Delta_y(n) = 0.3 \cos(16 k_y n) + 0.3 \sin(16 k_y n) \quad (15)$$

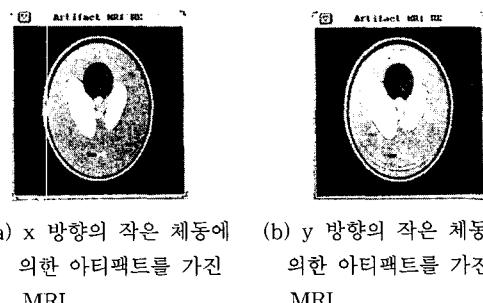
1 픽셀 내의 작은 체동에 의한 아티팩트에 있어서, 재구성된 그림 8(a)와 그림 8(b)의 화상을 비교할 때, x 방향의 체동에 의한 영향은 y 방향의 체동에 의한 영향 보다 작다고 할 수 있다.

체동을 동반하는 경우 재구성된 밀도분포  $\rho'(x, y)$ 는 식(4)로부터 다음식 (16)과 같이 된다.

$$\begin{aligned} \rho'(x, y) &= F_n[F(x, n)] \\ &= F_n[F(x - \Delta_x(n), n) e^{j k_x \Delta_x(n)}] \end{aligned} \quad (16)$$

위식과 관련해서 언급한다면, 스펙트럼의 위상변동

$k_y \Delta_y(n)$ 이 재생화상에 미치는 영향은 스펙트럼에 있어서  $\Delta_x(n)$  만큼의 위치이동에 의한 영향과 비교했을 때 더욱더 크다는 점이다[23]. 이와같이, y 방향의 체동은 x 방향의 체동과 비교해서 보다 큰 아티팩트를 발생시킬 수 있다. CT에서는 체동 종류와 발생 아티팩트 성질 및 그 크기에 관한 해석이 행해지고 있다[24]. MRI에 있어서도 아티팩트를 제거하는 알고리즘을 개발한다는 관점에서 CT의 경우와 마찬가지의 해석이 필요하다고 판단된다.

그림 8 x 방향의 체동과 y 방향의 체동에 의한 아티  
팩트의 비교

## 5. 결 론

본 연구에서는 MRI 활상과정의 원리에 근거하여 활성화상면 내의 강체적인 평행이동에 의해 발생하는 체동 아티팩트의 제거방법을 제안하였다. 본래, x 방향과 y 방향에 대한 MRI 활상과정은 동일하지않기 때문에 기존의 방법에서와 같이 x 방향과 y 방향의 체동에 대한 동시에 추정을 행하지 않고, x 방향과 y 방향의 각 방향에 대해서 따로따로 체동 특성을 해석해서 그 아티팩트의 제거방법을 정식화하는 접근방법을 취하였다. 예비 연구로서 x 방향의 체동이 없다는 가정하에 y 방향의 체동을 제거하는 방법을 제안한 바 있지만, 이번 연구에서는 y 방향의 체동유무에 관계없이 x 방향의 체동성분만을 제거할 수 있는 방법을 제안했다. x 방향의 체동에 의한 영향은, MRI 신호에 대한 x 방향의 1차원 푸리에 변환에 있어서 x 방향으로의 스펙트럼 변위에 해당하고, 이 스펙트럼의 비제로 영역(non-zero area)은 밀도함수의 x축의 투영영역과 일치하기 때문에, x 방향의 체동은 스펙트럼의 비제로 영역과 제로영역(zero area)의 경계를 검출함으로써 추정된다. 따라서 x 방향의 체동은 역방향으로 스펙트럼을 변위시킴으로써 제거

되며, y 방향의 체동은 그 체동성분과 실제의 화상성분을 분리할 수 있는 구속조건을 적용함으로써 제거된다. 이러한 특성으로부터 체동에 대한 추정을 변위량의 추정문제로서 정식화 하였다. x 방향의 체동성분과 y 방향의 체동성분의 양쪽을 포함하는 체동 추정은 x 방향의 체동 추정법과 y 방향의 체동 추정법을 차례로 적용함으로써 행할 수 있다. 아울러, 시뮬레이션에 있어서 화상으로서  $256 \times 256$ 의 Shepp and Logan phantom을 사용하여, 호흡에 의한 가상적인 체동을 추가하여 본 알고리즘의 유효성을 확인하였다.

금후의 과제로서, y 방향의 체동추정에는 피하지방의 부분과 같은 대칭적인 밀도분포의 존재가 필요하게 된다. 이것이 불가능한 경우에는 대칭적인 밀도분포를 만드는 현실적인 해결방법을 포함해서, 실제의 MRI 데이터에 대해서 보다 실용적인 관점으로부터 본 방법에 대한 유효성을 검토할 필요가 있다. 더욱이 체동에는 몸의 각 부위에 있어서 3차원적인 여러 가지의 체동이 있고, 국부운동을 고려한 아티팩트를 제거하기 위한 알고리즘의 개발도 필요할 것이다.

## 참 고 문 헌

- [1] 이성우, 은충기, 문치웅, 박수성, 초신 자기 공명 영상학, 여문각, PP.53-61, 1998.
- [2] 김청월, “펄스방식의 핵자기 공명장치에 관한 새로운 구현 방법”, 대한전자공학회논문지, 제35권 C편, 제10호, pp.771-781, 1998.
- [3] A. Zakhori, “Ghost Cancellation Algorithm for MRI Image,” IEEE Trans. Med. Imaging, Vol.9, No.3, pp.318-326, 1990.
- [4] M. Hedley, H. Yan and D. Rosenfeld, “Motion artifact correction in MRI using generalized projections,” IEEE Trans. Med. Imaging, Vol.10, No.1, pp.40-46, 1991.
- [5] H. Yan and JC. Gore, “An efficient algorithm for MRI image reconstruction without low spatial frequencies,” IEEE Trans. Med. Imaging, Vol.9, No.2, pp.30-36, 1992.
- [6] T. Mitsa, K. J. Paker, W. E. Smith and A. M. Tekalp, “Correction of Periodic Motion Artifacts Along the Slice Section Axis in MRI,” IEEE Trans. Med. Imaging, Vol.9, No.2, pp.310-317, 1990.
- [7] M. Hedley, H. Yan and D. Rosenfeld, “An improved algorithm for 2-D translational motion artifact correction,” IEEE Trans. Med. Imaging, Vol.10, No.4, pp.548-553, 1991.
- [8] 김용규, “위상 엔코딩 방향의 체동에 의한 MRI 아티팩트의 제거”, 1998년도 한국정보과학회 가을 학술발표논문집, 제25권 2호, pp.432-434, 1998.
- [9] JP. Felmlee, RL. Ehman and SJ. Riederer, “Adaptive motion compensation in MR imaging without use of navigator echoes,” Radiology, Vol.179, pp.139-142, 1991.
- [10] M. Hedley, H. Yan, “Suppression of Slice Selection Axis Motion Artifact in MRI,” IEEE Trans. Med. Imaging, Vol.11, No.2, pp.233-237, 1992.
- [11] GH. Glover, 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.
- [12] RW. Cox, “AFNI: Software for Analysis and Visualization of Functional Magnetic Resonance Neuroimages,” Computers and Biomedical Research, Vol.29, pp.162-173, 1996.
- [13] JK. Reik, AM. Tekalp, WE. Smith et al, “Out-of-plane motion compensation in multislice spin-echo MRI,” IEEE Trans. Med. Imag., Vol.14, pp.464-470, 1995.
- [14] ML. Wood, MJ. Shivzi and PL. Stanchev, “Planar Motion Correction with use of k-space data acquired in Fourier MR imaging,” Journal of MRI, Vol.5, pp.57-64, 1995.
- [15] 김용규, 권영도, “촬상단면내의 MRI 체동 아티팩트의 제거”, 1999년도 대한전자공학회 하계종합학술대회 논문집, 제22권 제1호, pp.631-634, 1999.
- [16] 岩井喜典, 斎藤雄督, 今里悠一, 醫用畫像診斷裝置, コロナ社, pp.115-123, 1988.
- [17] 荒木 力, MRIにおける信號強度, 畫像診斷 別冊 6, 秀潤社, 1989.
- [18] HW. Korin, F. Farzaneh et al, “Compensation for effect of linear motion in MR imaging,” Magnetic resonance in Med., Vol.12, pp.99-113, 1989.
- [19] N. Nakazato, K. Seki et al, “Cortical mapping using an MRI-linked whole head MEG system and presurgical decision making,” Electroencephalograph Clinical Neurophysiology, Vol.47, pp.333-341, 1996.
- [20] LA. Sheep and BF Logan, “Reconstructing interior head tissue from X-ray transmissions,” IEEE Trans. Nuclear Science, Vol.NS-21, pp.228-236, 1974.
- [21] RA. Zoroofi et al, “An improved method for MRI artifact correction due to translational motion in the imaging plane,” IEEE Trans. Medical Imaging, Vol.14, No.3, pp.471-479, 1995.
- [22] 김용규, 권영도, “MRI 촬상단면내의 체동 아티팩트의 제거”, 1999년도 대한전자공학회 추계종합학술대회 논문집, 제22권 제2호, pp.1075-1078, 1999.
- [23] 近藤 浩, 前田英次, “畫像のスペクトル解析における位相の重要性”, テレビジョン學會誌, Vol.45, No.10, pp.1164-1171, 1991.
- [24] 坂本 降, 佐藤俊輔, “被寫體回轉によるX線CT畫像のぶれ一点源を被寫體断層とする場合”, 電子情報通信學會論文誌, Vol.76-D-II, No.3, pp.747-754, 1993.



김 용 규

1976년 2월 충남대학교 공과대학 공업교육과(학사). 1978년 2월 충남대학교 대학원 공업교육과(석사). 1993년 9월 오사카대학 기초공학연구과 정보공학전공(박사). 1982년 6월 ~ 1987년 9월 충남대학교 공과대학 조교. 1987년 10월 ~ 1989년 9월 교오토대학 공학부 연구원. 1990년 2월 ~ 1992년 3월 오사카대학 기초공학부 文部教官(助手). 1993년 9월 ~ 1994년 2월 충남대 공대 시간강사. 1994년 3월 ~ 현재 대전산업대학교 정보통신·컴퓨터공학부 부교수. 전공분야는 화상신호처리, 컴퓨터비전, 신경회로망으로, 화상통신, 정보통신망 등에 흥미를 갖고 있음.