

論文2000-37SP-3-7

MRI에 있어서 체동 아티팩트의 제거

(Cancellation of Motion Artifact in MRI)

金應珪 *

(Eung Kyeu Kim)

요 약

본 연구에서는 활상단면내의 평행이동에 기인한 MRI 아티팩트를 제거하는 새로운 방법을 제안한다. 임상 진단에 있어서 종종 문제가 되고있는 호흡에 따른 두뇌부분의 상하이동을 고려해서 위상 인코딩 축인 y 방향만의 강체의 평행이동을 취급한다. 종래의 발견적인 반복위상탐색 처리법과는 달리, MRI 촬상과정과 화상 특성의 해석에 근거한 MRI 신호내의 체동성분과 화상성분을 단순한 대수연산에 의해 분리할 수 있는 새로운 구속조건을 도출한다. MRI 신호에 대해서 x 방향의 1차원 푸리에 변환을 행한 후의 y 방향 스펙트럼 위상값은 화상자신의 성분과 체동성분의 합이 되고 있다. 한편, 두뇌부위 등의 단층상에 있어서 주위의 피하지방 부분의 밀도는 거의 균일하다고 알려져 있어, 이 부위상에 있는 y 방향의 한 라인의 밀도분포는 대칭모양으로 간주할 수 있다. 밀도함수가 대칭인 경우 스펙트럼의 위상은 그 위치에 대하여 선형적으로 변화한다. 따라서 이 선형함수로부터 벗어난 성분을 체동으로 분리할 수 있다. 이러한 구속조건에 기초를 둔 새로운 아티팩트의 제거방법이 본 연구에서 제안된다. 최종적으로 phantom 화상을 사용한 시뮬레이션을 통해 본 방법의 유효성을 나타낸다.

Abstract

In this study, a new method for canceling MRI artifacts through the motion translation of image plane is presented. Breathing 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 are treated. Unlike the conventional iterative phase retrieval algorithm, this method is based on the MRI imaging process and analyzing of image property. A new constraint condition with which the motion component and the true image component in the MRI signal can be separated by a simple algebraic operation is extracted. After the x (read out) directional Fourier transformation of MRI signal is done, the y (phase encoding) directional spectrum phasing value is just an algebraic sum of the image component and the motion component. Meanwhile, as it is known that the density of subcutaneous fat area is almost uniform in the head tomographs, the density distribution along a y directional line on this fat area is regarded as symmetric shape. If the density function is symmetric, then the phase of spectrum changes linearly with the position. Hence, the departure component from the linear function can be separated as the motion component. Based on this constraint condition, the new method of artifact cancellation is presented. Finally, the effectiveness of this algorithm is shown by using a phantom with simulated motions.

* 正會員, 大田産業大學校 情報通信·컴퓨터工學部
(School of Information Communi & Computer Eng.,
Taejon Univ. of Tech)

※ 이 논문은 1998년도 대전산업대학교 교내학술연구비
지원을 받았음.

接受日字: 1999年9月1日, 수정완료일: 2000年4月3日

I. 서론

MRI는 인체단면의 수소 원자핵의 밀도분포를 화상화 하는 기술로서, 그 촬상과정에서는 읽어내는 방향인 x 방향의 밀도정보를 주파수에, 위상 인코딩 방향인

y 방향의 밀도정보를 위상에 첨가해 넣어서 2차원 신호를 수집한 후, 이 신호를 푸리에 변환함으로써 화상 재구성을 행한다. y 방향의 위상 엔코드는 보통 수십 mm초로부터 수초간격으로 반복적으로 행하기 때문에 그 사이에 환자의 체동이 위상변동을 일으켜 MRI 화상위에 아티팩트로 나타나게 된다^[1-3]. 이러한 아티팩트는 임상진단과 MRI 응용에 큰 영향을 주게 된다. MRI 체동 아티팩트에 관해서는 촬상단계에서 특수한 자계를 인가함으로써 아티팩트의 영향을 제거하거나 검감하는 접근방법과 보통의 촬상방식에서 얻어진 데이터로부터 후처리에 의해 화상을 복원하는 접근방법이 있다.^[4-7] 정자의 접근방법은 하드웨어의 조정이 곤란하기 때문에 본 연구에서는 후자의 접근방법을 대상으로 한다. 몸의 각 부위에 있어서의 체동에는 3차원적인 여러 가지의 체동이 있기 때문에 이들 모두를 동시에 취급한다는 것은 곤란하여, 종래의 연구에서도 촬상단면에 수직인 방향과 촬상단면 내의 강체운동으로 구별하고 한정해서 취급되어 왔다^[8-9]. 여기에서도 촬상단면 내의 강체적인 체동을 가정해서 취급한다. 촬상단면내의 강체운동적인 체동을 취급하는 연구로서 Hedley 등은 화상중의 대상물의 존재범위를 이미 알고 있는 것으로 하여 아티팩트를 제거하는 알고리즘을 개발하였다^[10-12]. 이 방법은 체동에 관한 선견적인 지식과 주기성의 구속 등을 사용치 아니한 촬상단면 내의 임의의 평행한 강체의 이동을 취급할 수 있다는 특징이 있으나 그 알고리즘은 반복적인 위상탐색에 의한 순차근사법이 되고 있다. 종래의 동일 종류의 방법과 비교해서 수렴능력은 향상되고 있지만 그래도 여전히 연산시간이 소요되고 반드시 수렴한다는 보장은 없다^[13]. 따라서 본 연구에서는 반복적인 방법에 의하지 않고 한번의 단순한 대수연산에 의해 보다 안정하게 체동을 제거하는 방법을 제안한다. 또한 촬상단면 내의 임의의 평행이동은 없고 y 방향의 체동만을 취급한다. 임상적으로 호흡운동이 체동의 주된 원인이 된다는 사실이 알려져 있기 때문에 호흡의 제1차 근사인 y 방향의 체동에 대한 제거방법의 확립은 실용적인 입장에서도 가치가 있는 일이다^[14-17]. 또한 이번 연구에서는 대상물의 존재범위를 이미 알고 있다는 조건을 사용치 않고, y 방향에 따른 1차원 밀도분포가 대칭성을 갖는 것과 같이 한 라인이 대상물 위에 존재한다는 조건을 이용한다. 인체의 단층상에 있어서 피하지방 부위의 밀도는 거의 균

일하다고 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 방향 스펙트럼 위상값은 화상자신의 성분과 체동성분의 합이 되고 있다. y 방향의 한 라인에 따른 밀도분포가 대칭인 경우에는 화상의 위상성분이 그 위치에 대해서 선형함수가 되고 있다. 따라서 이 선형함수로부터 벗어난 성분을 체동성분으로 분리할 수 있다. 아울러 이 구속조건을 이용해서 새로운 아티팩트 제거방법을 정식화 한다.

이하, 2장에서는 MRI의 촬상과정에 관해서 기술하고, 체동에 의한 아티팩트의 발생과정을 명확히 한다. 더욱이 체동을 추정하는 구속조건에 도출에 관해서 기술하고, 이것을 이용한 아티팩트의 제거 알고리즘을 정식화 한다. 3장에서는 시뮬레이션을 통한 본 방법의 유효성을 나타냄과 동시에 체동의 변화가 심한 경우와 대칭성이 약간 없어진 경우에 대해서도 시뮬레이션에 의한 검토를 행한다. 4장에서는 본 연구의 결과와 향후의 과제에 관해서 기술한다.

II. MRI 원리와 체동 아티팩트의 제거

MRI의 촬상과정 및 y 방향의 체동에 의한 MRI 아티팩트의 수학적인 모델을 나타낸다. 또한 y 방향의 체동과 위상관계 및 체동성분을 추정하기 위한 구속조건을 도출하며, 이 구속조건에 대한 증명을 통하여 아티팩트의 제거순서 알고리즘을 정식화 한다.

1. MRI 촬상과정 및 체동에 의한 MRI 신호와 아티팩트

MRI는 수소 원자핵 프로톤의 밀도분포 $\rho(x, y)$ 를 화상화 하는 기술로서, 촬상과정에서는 한번에 한행의 신호를 수집해서 N 회에 걸쳐서 MRI 신호 데이터를 수집한다. 제 n 번째의 MRI 신호는 다음과 같이 표시된다.

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

여기에서, G_x 는 x 방향의 자계의 경사율이고, 이 경사자계에 의해 x 방향의 위치정보를 주파수 정보로 변환한다. 각행의 MRI 신호의 수집에 있어서 y 방향으로 시간 nt 동안만 경사율 G_y 의 자계를 걸어서 y 방향의 밀도정보를 y 방향의 위상에 첨가해 넣는다^[3].

식 (1)에서 t 를 x 방향, n 을 y 방향의 공간주파수로 간주해서 $f_n(t)$ 를 t 와 n 에 관하여 2차원 푸리에 변환함으로써 밀도분포 $\rho(x, y)$ 를 구할 수 있다.

그리고 MRI 신호 $f_n(t)$ 의 데이터 수집은 MRI의 촬영과정에서 매회 행해지며, 그 수집 시간은 짧아 약 수십ms 정도 소요된다. 한편, 인접한 2회째의 신호수집 간격 T_R 은 보통 1초정도가 된다. 이 사이의 체동이 아티팩트의 주된 원인이 되기 때문에 매회마다 수집시간 내의 체동은 무시한다. 본 연구에서는 머리부위 등 강체에 가까운 부위만을 대상으로 해서 호흡에 의한 체동의 1차근사로서 y 방향으로만 발생하는 강체운동을 가정한다. 그림 1은 제 n 번째 촬영장면에 있어서 y 방향의 체동모델이 MRI 신호에 미치는 영향을 나타낸 것으로, 촬영시 1회의 체동모델이 MRI 데이터 스펙트럼 및 MR 화상위에 아티팩트로서 나타난다. 체동 Δ_n 을 제 n 번째 신호수집 시간에 있어서 어떤 기준위치로부터의 변위량으로서 나타낼 때 얻게 되는 MRI 신호 $f'_n(t)$ 는 다음과 같이 된다.

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

식 (2)에서

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

(여기에서, $k_y = \gamma G_y T$)

의 치환을 행하면 식 (2)는 다음과 같다.

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

식 (4)로부터 $f'_n(t)$ 는 F'_{xn} 의 t 방향 역푸리에 변환이 되고 있기 때문에 F'_{xn} 은 $f'_n(t)$ 의 t 방향 푸리에 변환으로서 다음 식 (5)와 같이 된다.

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

체동에 의한 위상변동을 고정하지 않는 경우에 얻어지는 화상 밀도함수는 MRI 신호 $f'_n(t)$ 의 2차원 푸리에 변환으로서 다음 식 (6)과 같이 된다.

$$\begin{aligned} \rho'(x, y) &= \mathcal{T}_n[F'_{xn}] \\ &= \frac{1}{N} \sum_n e^{-jk_y n(y - \Delta_n)} \sum_y \rho(x, y) e^{jk_y n y} \end{aligned} \quad (6)$$

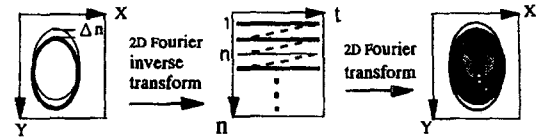


그림 1. y 방향의 체동을 가진 2차원 MRI의 수학적인 모델

Fig. 1. Mathematical model of 2D MRI with y directional motion.

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

2. 체동과 위상관계 및 체동성분 추출의 구축조건

그림 2는 MRI 신호 $f'_n(t)$, $f_n(t)$ 의 푸리에 변환 F'_{xn} 및 MRI의 화상관계를 나타내고 있다. 체동이 없는 경우 F_{xn} 은 다음식과 같이 MRI 신호 $f_n(t)$ 의 t 에 관한 1차원 푸리에 변환이고, 동시에 밀도함수의 y 방향에 관한 1차원 푸리에 변환이다.

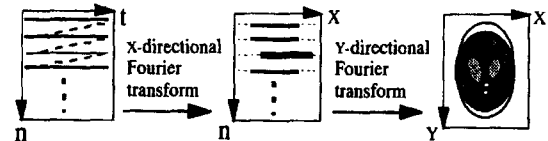


그림 2. MRI신호 $f'_n(t)$ 와 $f_n(t)$ 의 x 방향 푸리에 변환 F'_{xn} 및 재생화상

Fig. 2. MRI signal, its x directional fourier transform and the MR image.

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

ϕ_{xn} 은 MRI 화상의 y 방향의 역푸리에 변환의 위상분포로 본 연구에서는 화상의 위상이라고 한다.

체동이 존재할 때 MRI 신호로부터 구한 F'_{xn} 과 F_{xn} 의 관계는 다음식으로 나타낸다.

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

ϕ'_{xn} 은 MRI 신호의 x 방향의 푸리에 변환의 위상분포로 여기에서는 MRI의 위상이라고 한다. 만약에 각 촬상장면에 있어서 체동 Δ_n 을 알게되면 식 (7)과 식 (8)로부터 다음식과 같이 체동을 제거할 수 있다.

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

상기 식 (9)에서 알 수 있는 바와 같이, 체동의 영향은 MRI 데이터의 위상항에 나타나 재생된 화상의 전체 화면영역에 분산된 아티팩트로서 나타나게 된다. 아울러, 1회의 체동이 화상중에 미치는 영향은 전체 화면영역에 존재해서 추출키 어려운 아티팩트 요인이 된다. 그러나 위상공간 내에서는 그 촬상장면과 대응하는 한 행의 데이터에만 영향을 주게된다. 더욱이 위상공간에서 체동과 화상의 위상항은 함께 실수함수이기 때문에 그 관계는 보다 명확하게 된다.

다음 그림 3은 F_{xn} 의 위상공간에서의 체동과 위상관계를 나타낸 것으로, 원화상 스펙트럼 $F_{x,n}$ 과 $F_{x,-n}$ 은 대칭관계에 있기에 그 화상의 위상 ϕ_{xn} 은 n 에 대해서 기함수가 되고 있다.

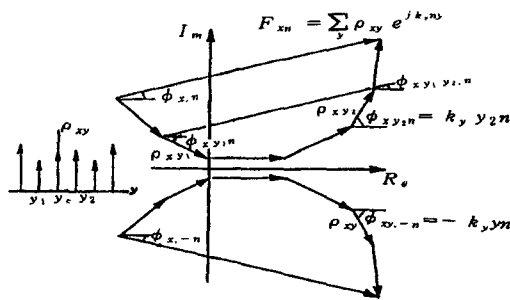


그림 3. 화상의 위상특성 해석
Fig. 3. Analysis of the phase characteristics of image.

실수 기함수와 우함수는 푸리에 스펙트럼에서 각각 실수부와 허수부에 대응하기 때문에 MRI 위상의 우함수 항은 체동의 우함수 성분에 의한 것이다. 체동을 기함수 성분과 우함수 성분으로 나누어 아래와 같이 나타낼 수 있다.

$$\Delta_n = \Delta(n)_{od} + \Delta(n)_{ev} \quad (10)$$

여기에서 $\Delta(n)_{od}$ 와 $\Delta(n)_{ev}$ 는 각각 체동의 우함수 성분과 기함수 성분을 나타내며, 이 때 MRI 위상은 아래와 같이 된다.

$$\begin{aligned} \phi'_{xn} &= k_y n \Delta(n)_{od} + [k_y n \Delta(n)_{ev} + \phi_{xn}] \\ &= k_y n [\Delta(n)_{od} + \Delta(n)_{ev}] + \phi_{xn} \\ &= k_y n \Delta_n + \phi_{xn} \end{aligned} \quad (11)$$

식 (11)에서와 같이, F_{xn} 의 위상공간에서는 화상의 위상, MRI의 위상 및 체동성분간의 관계를 대수합으로 간명하게 나타낼 수 있다.

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

$$\begin{aligned} \phi'_{xn} &= \tan^{-1} \frac{Im[F'(x, n)]}{Re[F'(x, n)]} + m\pi \\ &\text{(단, } m \text{은 정수)} \end{aligned} \quad (12)$$

식 (11)에 의해 얻어진 위상을 n 으로 나눈 ϕ'_{xn}/n 에 대해 푸리에 변환을 행하면 다음과 같은 관계가 성립한다.

$$Re[F_n(\phi_{xn}/n)] = F_n(k_y \Delta(n)_{ev} + \phi_{xn}/n) \quad (13)$$

$$Im[F_n(\phi'_{xn}/n)] = F_n(k_y \Delta(n)_{od}) \quad (14)$$

이 스펙트럼 허수부의 해석에 의해 체동의 기함수 성분을 추출할 수 있다. 그 실수부는 체동의 우함수 성분과 화상의 위상을 더한 것으로 더욱이 분리할 필요가 있다.

일반적으로 화상의 위상 스펙트럼의 분포는 임의의 형상으로 여러 가지 주파수 분포가 존재할 수 있다. 그런데 그림 1의 두뇌부위의 단면상에 있어서 x 방향 양단의 y 방향 접선라인에서는 농도분포가 근사적인 대칭으로 간주되는 y 접선영역이 존재한다. 농도분포가 대칭인 경우, 그림 3에 나타낸 바와 같이 두 대칭점 y_1, y_2 의 밀도가 동일하기 때문에 화상의 y 방향 푸리에 변환 F_{xn} 에 있어서 그 두점의 부분합의 위상항은 다음과 같이 된다.

$$\begin{aligned} \phi_{x y_1 y_2 n} &= \frac{\phi_{x y_1 n} + \phi_{x y_2 n}}{2} \\ &= \frac{n k_y (y_1 + y_2)}{2} \\ &= n k_y y_c \end{aligned} \quad (15)$$

(y_c : 대칭축의 y 좌표)

이상의 내용으로부터 식 (11)의 MRI 위상 중에서 체동성분과 화상의 위상성분을 어떻게 분리하는가가 중요한 문제가 된다. 이러한 문제를 해결하기 위해서 다음과 같은 새로운 구속조건을 도입한다.

『화상에 있어서 y 방향의 한 라인의 밀도분포가 대칭성을 갖는다면, 이 한 라인에 따른 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 높다는 사실이 알려져 있어, 그림 4(a)에 나타난 바와 같이 이 피하지방 부분을 통과하는 y 접선영역이라고 하는 y 방향의 한 라인상의 밀도분포는 대칭적으로 간주할 수 있어, 이 라인상의 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.

3. 체동성분 추출의 구속조건 및 아티팩트의 제거

그림 4(a)에 나타난 바와 같이 어떤 y 방향의 한 라인 상의 1차원 밀도분포 ρ_y 가 원점에 관해서 대칭인 경우에 푸리에 변환의 성질로부터 y 방향의 푸리에 스펙트럼의 허수부는 0이고 $\tau_y[\rho_y]$ 의 위상도 0이 된다. 또한, $y = y_c$ 에 관해서 대칭인 밀도분포 ρ'_y 에 대해서는 변환의 이동정리로부터 다음과 같은식이 성립한다.

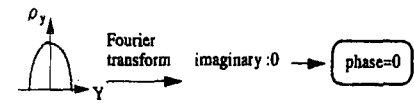
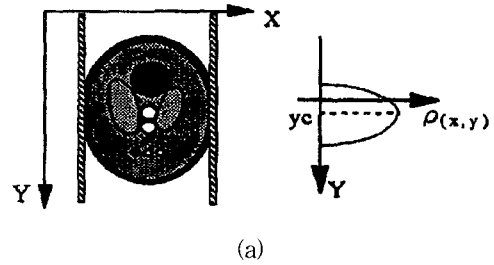
$$\tau_y[\rho'_y] = e^{-jk_y y_c} \cdot \tau_y[\rho_y] \quad (16)$$

따라서 y 방향의 한 라인 상의 1차원 밀도분포가 $y = y_c$ 에 관해서 대칭일 때의 화상의 위상 ϕ_n 은 n 에 대해서 선형적으로 변화해서 다음과 같은 함수로 나타낼 수 있다.

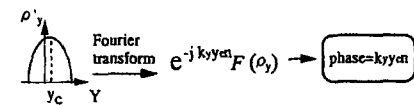
$$\phi_n = n k_y y_c \quad (17)$$

그림 4(b)에서 대칭분포인 y 접선 영역상의 화상의 위상은 n 에 대해서 선형함수임을 나타내고 있다. 식 (15)를 식 (11)에 대입해서 $n k_y$ 로 나누면 다음과 같은 관계가 얻어진다.

$$\frac{\phi'_n}{n k_y} = y_c + \Delta_n \quad (18)$$



($y=0$ 에 대해서 대칭인 밀도분포 ρ_y)



($y = y_c$ 에 대해서 대칭인 밀도분포 ρ'_y)

(b)

그림 4. 구속조건 설명

- (a) 대칭적인 밀도함수의 스펙트럼 위상
- (b) 피하지방 영역을 통과하는 y 방향선상의 대칭적인 밀도분포

Fig. 4. Explanation of the constraint condition.

- (a) Phase of spectrum of symmetric density function
- (b) Symmetric density distribution on a y directional line through subcutaneous fat area.

다시말해서, MRI 위상을 $n k_y$ 로 나눈 결과가 체동과 대칭축의 원점으로부터의 거리의 합이다. 원점으로부터의 거리는 재생화상의 평행이동량에만 관계하기때문에 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, 식 (9)로부터 아티팩트를 제거한 MRI 화상을 얻는다.

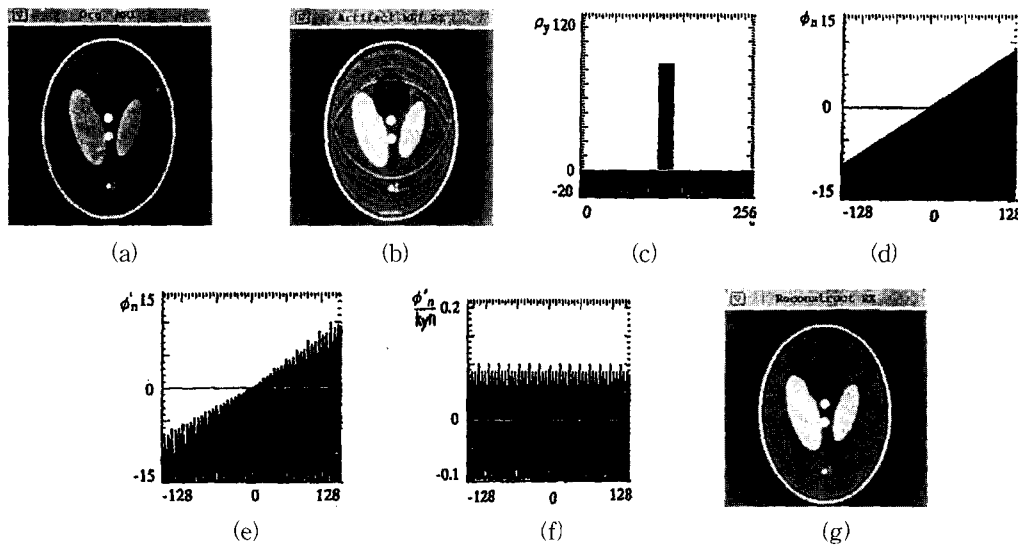


그림 5. MRI 아티팩트의 제거과정 (a) 원화상 (b) 아티팩트를 포함한 MRI 화상 (c) y 방향의 접선상의 밀도분포 (d) 밀도함수의 스펙트럼 위상 ϕ_n (e) MRI 신호의 스펙트럼 위상 ϕ'_n (f) 예상된 체동 $\phi'_n/k_y/n$ (g) 재구성된 화상

Fig. 5. Cancellation process of MRI artifact. (a) Original image (b) MR image with artifact (c) Density distribution on the y directional tangential line (d) Phase ϕ_n of the spectrum of density function (e) Phase ϕ'_n of the spectrum of MRI signal (f) Estimated motion $\phi'_n/k_y/n$ (g) Reconstructed image

III. 시뮬레이션 및 알고리즘의 검토

시뮬레이션을 통해 제안한 방법의 유효성을 평가하며, 그 결과 나타난 본 알고리즘의 문제점 및 개선점에 대하여 기술한다. 또한, y 방향의 체동변화가 심한 경우에 대해서도 시뮬레이션을 행한다.

1. 시뮬레이션 실험 및 본 알고리즘의 문제점과 개선점
본 방법에서는 대상물의 밀도분포로서 그림 5(a)에 나타난 바와 같은 256×256의 Shepp and Logan phantom 데이터를 이용하였으며, 체동의 모델에 관해서 주기성을 갖는다는 제약은 필요치 않았다^[18, 19]. 그렇지만, 체동의 주된 원인은 호흡이고, 시뮬레이션에서는 호흡에 의한 체동을 가정한 다음과 같은 주기함수를 이용했다.

$$\Delta n = 0.14 \cos(16n) + 0.20 \cos(32n) + 0.50 \cos(48n) + 0.10 \sin(16n) + 0.12 \sin(32n) + 0.20 \sin(48n) \quad (19)$$

그림 5(b)는 이 체동을 가했을 때 재생된 아티팩트가 존재하는 MRI 화상이다. 그림 5(c)는 앞에서 기술한 화상의 y 접선영역의 밀도분포를 나타낸다. 그림 5(d)와 그림 5(e)는 각각 y 접선영역위의 화상의 위상

ϕ_n 및 MRI의 위상 ϕ'_n 을 나타낸다. 그림 5(f)는 MRI의 위상을 $k_y n$ 으로 나눈 결과 ϕ'_n/n 인 추정된 체동 Δ'_n 을 나타내고 있다. 현재의 경우 상대오차 $\epsilon = \sqrt{\sum_n (\Delta_n - \Delta'_n)^2 / \sum_n \Delta_n^2}$ 로 정의할 때, 그 값은 약 0.02 이다. 그림 5(g)는 위에서 기술한 알고리즘에 의해 아티팩트를 제거한 화상이다. 이와같이 잡음이 없고 y 접선영역의 대칭성이 완전하여 y 방향의 강체운동밖에 존재하지 않는 경우 재구성 화상내의 아티팩트는 대부분 완전히 제거되었다.

앞에서 기술한 예의 경우 y 접선영역이 엄밀히 대칭인 경우의 결과를 나타냈다. 그렇지만, 대칭성으로부터 벗어난 경우 또는 체동 변동이 약간 큰 경우에 있어서 아직도 몇가지의 문제점이 존재한다. 우선 식 (16)에 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 접선영역의 대칭성이 무너진 경우 화상의 위상 자체가 선형함수로부터 벗어나는 부분이 나오게 된다. 따라서, 이들의 문제점에 관한 추가적인 검토를 행한다.

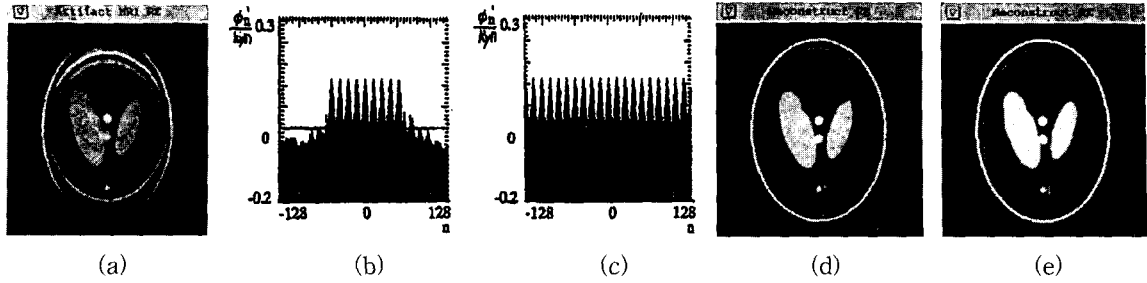


그림 6. 약간 큰 체동에 기인한 MRI 아티팩트의 제거과정 (a) 약간 큰 체동에 기인한 아티팩트를 가진 MRI 화상 (b) 외삽처리전의 추정된 체동 위상 (c) 외삽처리 후의 추정된 체동 위상 (d) 외삽처리 전의 추정된 위상을 이용한 재생화상 (e) 외삽처리 후의 추정된 체동위상을 이용한 재생화상

Fig. 6. MRI image with artifact due to large motion a little bit. (a) MRI image with artifact due to large motion a little bit (b) Estimated motion phase ($\psi'_n/k_y n$) before extrapolation processing (c) Estimated motion phase ($\psi'_n/k_y n$) after extrapolation processing (d) Reconstructed image using estimated motion phase before extrapolation processing (e) Reconstructed image using estimated motion phase after extrapolation processing

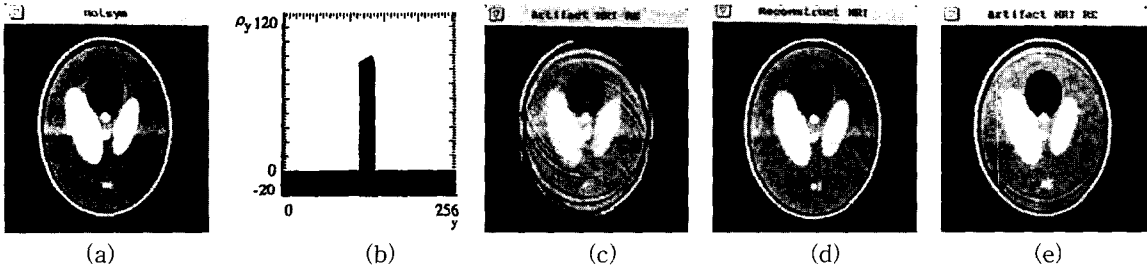


그림 7. 비대칭 밀도분포에 대한 시뮬레이션 (a) 원화상 (b) y방향 접선상의 밀도분포 (c) 아티팩트를 가진 MRimage (d) 체동 아티팩트 제거후 재생화상 (e) y방향의 작은 체동에 의한 아티팩트를 가진 MR 화상

Fig. 7. Simulation for asymmetric density distribution. (a) Original image (b) Density distribution on y directional tangential line (c) MR image with artifact (d) Reconstructed image after canceling the motion artifact (e) MR image with artifact due to y directional small motion

2. MRI 위상의 다치성 문제 및 대칭성이 무너진 경우의 검토

우선, MRI 위상의 다치성 문제에 있어서 MRI 위상을 구할 때 식 (12)의 m 을 결정할 필요가 있다. m 을 추정함에 있어서 실수부와 허수부의 부호를 고려함과 동시에 인접한 2점의 위상차가 작다는 가정하에 다음 식의 조건에 근거하여 행한다.

$$\begin{aligned} & |\phi'_n - \phi'_{n-1}| \\ &= |k_y n (\Delta_n - \Delta_{n-1}) + k_y \Delta_n + \phi_n - \phi_{n-1}| < \pi \end{aligned} \quad (20)$$

그렇지만 다음과 같은 경우에는 식 (20)을 만족치 않을 가능성이 있다.

첫째, $k_y n (\Delta_n - \Delta_{n-1})$ 이 큰 경우인 즉, $|n|$ 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 크게 되었던 경우.

한가지 예로서, 다음 식 (21)로 나타내는 형태의 y 방향의 체동 Δ_n 을 사고한다.

$$\Delta_n = 2.0 \cos(20n) + 1.5 \sin(20n) \quad (21)$$

이 체동은 식 (19)의 체동에 비해 20배 이상의 진폭을 갖고 있다. 이 체동에 의한 아티팩트가 존재하는 화상을 그림 6(a)에 나타낸다. 이러한 약간 큰 체동 Δ_n 에 대해서는 $|n|$ 이 큰 그림 6(b)의 영역에서 식(20)을 만

족하지 않게 된다. 따라서, 이로 인해 MRI의 위상 ϕ'_n 를 정확하게 구할 수 없게 되어 $\phi'_n/k, n$ 는 그림 6(b)와 같이 된다.

그림 6(b)에 나타난 체동위상 분포를 체동분포로 하여 이를 제거해서 얻은 그 재생화상을 그림 6(d)에 나타낸다. $|n|$ 이 큰 양단부위에서의 체동추정이 불완전하게 되고 있음에도 불구하고 약간의 고주파 아티팩트 성분 이외에는 대다수의 아티팩트가 제거되고 있다. 여기서 n 은 주파수를 나타내며 본 방법에 있어서 $|n|$ 이 작은 저주파 영역에서는 식 (20)을 만족하기 쉽기 때문에 체동추정을 보다 정확히 행할 수 있다. 고주파 영역에서는 체동추정의 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. 그림 6(c)에 정확하게 구해진 중심영역의 체동치를 주기적으로 연장함으로써 추정된 체동을 나타낸다.

이러한 외삽처리에 의해 추정된 체동치를 이용해서 아티팩트를 제거한 재생화상을 그림 6(e)에 나타낸다. 여기에서 이용된 체동모델은 주기함수로, 이 외삽처리에 의해 아티팩트가 거의 완전히 제거되었으며 그때의 상대오차 ϵ 은 약 0.05였다.

실제의 경우에 있어서 호흡에 의한 체동은 거의 주기함수에 가깝기 때문에 이러한 외삽처리는 어느정도 효과가 있을 것으로 판단된다.

다음으로, y 접선영역 밀도분포의 대칭성이 무너지는 경우, 화상의 위상에 대한 선형성이 무너지게 되어 MRI 위상을 정확히 구할 수 없게 된다. 대칭성이 무너지는 경우의 본 알고리즘의 유효성을 검토하였다. 그림 7(a)는 y 밀도 대칭선 상의 y 방향의 밀도분포가 대칭으로 부터 약간 무너지고 있는 경우의 원화상 이고, 그림 7(b)는 y 밀도 대칭선의 밀도분포를 나타내고 있다. 그림 7(c)는 $\Delta n = 1.8 \cos(\frac{\pi}{8}n) + 1.8 \sin(\frac{\pi}{8}n)$ 으로 표시되는 체동에 의해 발생한 아티팩트 화상이다. 그림 7(d)에 나타난 바와 같이, 밀도분포의 대칭성이 무너지는 경우에도 아티팩트의 대부분을 제거할 수 있었다. 그림 7(e)는 서브픽셀 단위의 작은 체동인 $\Delta n = 0.3 \cos(\frac{\pi}{8}n) + 0.3 \sin(\frac{\pi}{8}n)$ 의 체동을 y 방향에만 가했을 때의 재구성 화상을 나타낸다.

IV. 결 론

위상엔코딩 방향인 y 방향의 체동에 대하여 MRI 원리에 근거해서 체동과 화상의 위상공간에서의 대응관계를 해석해서 체동성분을 추출함으로써 아티팩트를 제거하는 새로운 알고리즘을 제안했다. 임상진단의 경우, 머리부위와 같은 강체에 있어서 종종문제가 되고 있는 호흡에 따른 체동의 1차 근사인 y 방향만의 체동을 취급했다. 이때, 머리부위 등의 단층상에 있어서 피하지방 부위의 밀도분포는 근사적으로 균일한 것으로 간주되기 때문에, 대칭성을 갖는 밀도분포위상의 선형성을 체동과 화상성분을 분리하기 위한 구속조건으로 사용했다. 아울러, 본 방법의 유효성을 확인하기 위해 phantom 화상을 사용한 시뮬레이션을 행하였으며, 체동변동이 약간 큰 경우에 있어서 성능의 열화에 관해서도 검토 하였다. 본 방법은 종래의 전체영역의 정보를 이용해서 체동을 구하는 방법과 비교해서 반복계산이 불필요하고^[10], 동시에 y 방향의 한 라인만의 정보를 이용하기 때문에 단순한 대수연산에 의해 체동을 제거할 수 있었다.

금후의 과제로서, 체동을 활상단면내의 임의의 2차원 평행이동으로의 확장이 필요하며 현재 실험중에 있다. 아울러 실제의 MRI 신호에 응용하여 본 알고리즘의 실용성에 대한 검토도 필요하다. 더욱이 체동은 강제적인 운동뿐만 아니라 복부에서와 같은 현저한 국소적인 운동도 존재한다. 이러한 대상에 유연성을 가진 아티팩트를 제거할 수 있는 알고리즘의 검토도 필요하다.

참 고 문 헌

- [1] Z. Cho, JP. Jones and M. Singh, Foundations of Medical Imaging, New York, John Wiley, pp.237-267, 1993.
- [2] 小川誠二, Functional magnetic resonance imaging, 神經研究の進歩 38, pp.309-318, 1994.
- [3] 이성우, 은충기, 문치웅, 박수성, 초기 자기 공명 영상학, 여문각, pp.53-61, 1998
- [4] 김청일, "펄스방식의 핵자기 공명장치에 관한 새로운 구현방법", 대한전자공학회논문지, 제35권 C 편, 제10호, pp.771-781, 1998
- [5] A. Zakhor, "Ghost Cancellation Algorithm for MRI Image", IEEE Trans. Med. Imaging, Vol. 9, No. 3, pp.318-326, 1990.

- [6] 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.
- [7] RW. Cox, "AFNI: Software for Analysis and Visualization of Functional Magnetic Resonance Neuroimages", Computers and Biomedical Research, Vol. 29, pp. 162-173, 1996.
- [8] 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.
- [9] H. Yan, J. C. Gore, "An efficient algorithm for MRI image reconstruction without low spatial frequencies", IEEE Trans. Med. Imaging, Vol. 9, No. 2, pp. 30-36, 1990.
- [10] 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.
- [11] JP. Felmler, RL. Ehman and SJ. Riederer, "Adaptive motion compensation in MR imaging without use of navigator echoes", Radiology, Vol. 179, pp. 139-142, 1991.
- [12] M. Hedley and H. Yan, "Suppression of Slice Selection Axis Motion Artifact in MRI", IEEE Trans. Med. Imaging, Vol. 11, No. 2, pp. 233-237, 1992.
- [13] T. Mitsa, K. J. Parker, W. E. Smith and A. M. Tekalp, "Correction of Periodic Motion Artifacts Along the Slice Selection Axis in MRI", IEEE Trans. Med. Imaging, Vol. 9, No. 2, pp. 310-317, 1990.
- [14] GH. Glover and 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.
- [15] 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.
- [16] 김응규, "위상 인코딩 방향의 체동에 의한 MRI 아티팩트의 제거", 1998년도 한국정보과학회 가을학술발표논문집, 제25권 2호, pp. 432-434, 1998
- [17] 김응규, 권영도 "촬상단면내의 MRI 체동 아티팩트의 제거", 1999년도 대한전자공학회하계종합학술대회 논문집, 제22권 제1호, pp. 631-634, 1999
- [18] HW. Korin, F. Farzaneh, RC. Wright et al, "Compensation for effects of linear motion in MR imaging", Magnetic Resonance in Med., Vol. 12, pp. 99-113, 1989.
- [19] N. Nakazato, K. Seki, T. Kawamura 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.

 저자 소개



金應珪(正會員)

1976년 2월 충남대학교 공과대학 공업교육과(학사). 1978년 2월 충남대학교 대학원 공업교육과(석사). 1983년 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.