

논문 2004-41SP-5-6

미지 호흡운동에 의한 MRI 아티팩트의 수정

(MRI Artifact Correction due to Unknown Respiratory Motion)

김 응 규*

(Eung-Kyeu Kim)

요 약

본 연구에서는 화상평면내 미지 호흡운동에 의한 MRI 아티팩트를 수정하기 위한 개선된 후처리 기법을 제안한다. 호흡운동은 2차원의 선형확대축소 운동으로 모델화 된다. 신체조직을 비압축성 유체모양의 물질로 가정할 때 활상 대상물체에 대한 단위체적당 푸로톤 밀도는 일정하다고 가정한다. 적용한 모델에 의하면 호흡운동은 위상오차와 불균일 표본화 및 진폭변조왜를 MRI 데이터에 부여한다. 운동파라메타가 알려져 있거나 추정가능하다고 할 때 양선형 중첩법에 기초한 재구성 알고리즘이 MRI 아티팩트를 수정하기 위해 사용된다. 운동 파라메타가 미지인 경우 스펙트럼 이동법을 적용해서 호흡변동함수와 x 방향 확대계수 및 x 방향 확대중심을 추정한다. 다음으로 에너지 최소화법을 이용해서 y 방향 확대계수 및 y 방향 확대중심을 추정한다. 최종적으로 시뮬레이션된 체동화상을 통해서 제안한 본 방법의 유효성을 확인한다.

Abstract

In this study, an improved post-processing technique for correcting MRI artifact due to the unknown respiratory motion in the imaging plane is presented. Respiratory motion is modeled by a two-Dimensional linear expanding-shrinking movement. Assuming that the body tissues are incompressible fluid like materials, the proton density per unit volume of the imaging object is kept constant. According to the introduced model, respiratory motion imposes phase error, non-uniform sampling and amplitude modulation distortions on the acquired MRI data. When the motion parameters are known or can be estimated, a reconstruction algorithm based on biliner superposition method was used to correct the MRI artifact. In the case of motion parameters are unknown, first, the spectrum shift method is applied to find the respiratory fluctuation function, x directional expansion coefficient and x directional expansion center. Next, y directional expansion coefficient and y directional expansion center are estimated by using the minimum energy method. Finally, the validity of this proposed method is shown to be effective by using the simulated motion images.

Keywords : MRI, Spectrum shift, Post-processing technique, Artifact correction

I. 서 론

X-ray, CT, 초음파, 자기공명화상(MRI)과 같은 다양한 의용화상시스템을 사용하는 방사선의학, 의용화상진단은 의학에 있어서 매우 중요한 역할을 한다. 현존하는 의학적 활상방식의 질을 개선함으로써 의학적인 처리과정이 인간에 대해 엄청난 영향을 미친다는 것은 의

심할 여지가 없다. 모든 형태의 의학적 활상시스템중에서 매우 고가이면서 강력한 모듈로서의 MRI는 특별한 관심의 대상이 되어왔다. MRI 시스템에 대한 몇가지 특이한 특성을 열거해 보면, 우선, 해부학적인 단면에 대한 뛰어난 병변의 대조도(contrast)를 갖는 고분해능 화상을 제공한다는 점, 둘째, 신체에 대한 비침습적인 성질을 갖고 있다는 점, 셋째, 단지, T_1 , T_2 , 푸로톤 등의 활상 파라메타를 변경함으로써 다른 형태의 화상을 생성할 수 있다는 점이다. MRI에는 스핀 에코우(spin echo) 활상, 반전회복(inversion recovery), 평면 에코우 활상(echo planar imaging)과 같은 다양한 활상기법이 존재한다. 현재에 이르기까지 스핀 에코우 활상은 가장

* 평생회원, 한밭대학교 정보통신·컴퓨터공학부
(Division of Information Communication &
Computer Engineering, Hanbat National University)
※ 이 논문은 2004년도 한밭대학교 교내학술연구비 지원을 받았다.
접수일자: 2004년3월2일, 수정완료일: 2004년6월3일

우수한 SNR 및 CNR에서 최고급의 화질을 가진 MR 화상을 제공하는 것으로 검증되어 왔다. 스핀 에코우 기법의 단점은 다른 MR 촬상기법에 비해 장시간의 데이터 취득시간을 필요로 한다는 점이다. 2차원 푸리에 변환 MRI에 있어서 표준 스핀 에코우 계열의 화상을 취득하는데 5-6분 정도의 시간이 소요된다^[1-3]. 호흡, 심장, 위장과 같은 환자의 생리학적인 운동은 아티팩트와 같은 유령화상을 일으켜 이동하는 구조물의 밝기를 약화시키거나 감소시킴으로써 MRI 화질에 영향을 주게 된다. 이에 본 연구자는 촬상단면내 평행이동에 의한 MRI 아티팩트를 제거하기 위한 후처리 방법을 제안한 바가 있다^[4-7]. 그러나, MRI 데이터 취득시 호흡으로 인한 두뇌의 강체운동은 중대한 문제를 야기시킨다. 더욱이 빈번한 두뇌의 운동은 두뇌화상의 질을 저하시킬 수 있어, 그 화상은 애매한 진단정보를 제공하게 된다. 호흡운동에 의한 MRI 아티팩트를 억제하기 위한 실용적인 컴퓨터 후처리 기법의 개발은 현재의 연구를 수행하게 된 주된 동기중의 하나이다. MRI 데이터를 취득하는 동안 평행운동과 회전운동을 동반하는 대상물체에 대한 일반적인 두뇌의 강체운동은 MRI 신호에 위상오차와 불균일한 표본화를 부과한다^[8]. 그리고, MRI 장치는 현재에 이르기까지 운동 아티팩트의 영향을 감소시키기 위한 여러가지 신속한 촬상기법을 갖추어왔다. 하지만 운동 아티팩트가 특별히 다른 방법에 의해 억제될 수 있을 때 신속한 여러 가지 촬상기법은 스핀 에코우 촬상기법과 비교시 더욱더 낮은 SNR 및 CNR을 가진 저화질의 화상을 제공한다. 이러한 사실은 보다 긴 데이터의 취득에도 불구하고 기존의 스핀 에코우 촬상기법이 아직도 보통의 임상실습에 널리 사용되고 있는 이유이다. 이러한 이유로 본 논문에서는 스핀 에코우 촬상기법에 의해 획득된 MRI 아티팩트를 감소시킬 목적으로 이전 연구에 있어서의 장점들^[9,10]과 결합하여 개선된 후처리기법을 제안하고자 한다. 아울러 아티팩트가 포함된 화질을 개선하기 위한 소프트웨어내의 특징들을 지원하면서 효율적인 후처리 방법을 개발함은 의의가 있는 일로 이러한 연구에 있어서의 주된 목표는 열화된 MRI 신호로부터 운동 파라미터를 예측함으로써 호흡운동의 모델을 개선하거나 합성된 MRI 아티팩트를 수정함에 있다. 공간변수에 관해서 선형인 확대운동을 선형 확대운동이라고 한다^[11,12]. 이러한 형태의 운동에 있어서 확대중심에서의 운동은 존재치 않으며 운동의 진폭은 중심으로부터의 거리에 비례한다^[13,14]. 선행연구에 의하면 흉부 혹은 복부에 관한 실제의 호흡운동이 매우

복잡하다고 해도 흉부에 관한 호흡운동은 선형확대운동에 의해 모델화 되고, 그 선형확대 운동은 호흡운동의 주된 성분으로 간주될 수 있다^[14].

본 연구에서 호흡운동에 관하여 가정한 제한사항으로, 첫째, 촬상평면내에서만 일어나는 것으로 한정하는 것, 둘째, 촬상평면내 임의의 한점 주위의 선형확대운동을 포함한다는 것, 셋째, 장면간의 영향(inter-view effect)이라는 것을 들을 수 있다^[15,16]. 그 운동에 대하여 도입된 식들은 장면 간의 영향이라는 가정하에서 유도되며, 호흡운동은 매우 빠르게 일어나지 않는다고 가정한다. 따라서 수 밀리 초가 소요되는 장면간의 영향 혹은 읽어내는(read-out) 축의 영향을 무시할 수 있다. 그리고, 평면내 미지의 호흡운동 파라미터들은 장면 간 영향의 파라미터 혹은 단지 위상부호화 단계의 함수들이라고 가정한다.

Ehman 등은 미지의 운동 파라미터들을 예측함에 있어서 화상화된 대상물체의 변위를 결정하기 위한 네비게이터 에코우(navigator echoes)를 사용했다^[17]. 그러나, 하드웨어에 의한 제약과 취득시간 혹은 다른 고려사항들로 인해 모든 화상 에코우에 대한 움직임 정보의 획득은 어렵게 될 수 있다^[18]. 기존 연구에서 검토되어 왔던 다른 방법들은 장면간 물체변위의 측정을 위해 위상부호화 네비게이터 에코우 보다는 위상부호화 화상 그 자체를 사용하는 것이다^[4-7]. 이번 연구에서는 후자의 방법을 선택한다. 아울러, 호흡운동모델에 있어서 신체조직들은 비압축성 유체물질로 간주하여, 촬상조직내 단위체적당 프로톤 밀도는 일정하게 유지된다고 가정한다.

이하 제II장에서는 평면내 호흡운동에 의해 발생하는 MRI 아티팩트의 문제를 모델화 한다. 문제의 모델링은 선형호흡운동에 의한 영향이 획득된 MRI 신호에 대해 위상오차와 불균일한 표본화 및 진폭변조왜를 부과하고 있음을 나타낸다. 제III장에서는 아티팩트 화상을 재구성하기 위한 양선형 보간법(bilinear interpolation)과 중첩법을 사용한 알고리즘을 제안한다. 제IV장에서는 단지 MR 아티팩트 화상을 사용함으로써 미지 호흡운동 파라미터들을 예측하는 방법들을 나타낸다. 다시말해서, 스펙트럼 이동 알고리즘은 x 방향의 호흡운동 파라미터들을 추정하기 위해서 사용되었고, 그 나머지 y 방향의 호흡운동 파라미터를 추출하기 위해 에너지 최소법이 사용되었다. 제V장에서는 시뮬레이션에 의한 MRI 데이터를 사용한 실험을 통해 제안한 방법에 대한 유효성을 확인하며, 최종적으로 결론 및 향후의

과제에 대하여 논한다.

II. MRI 아티팩트 문제의 모델

2차원 푸리에 변환 MRI에 있어서 스핀워프 화상파형 (spin warp imaging sequence)을 사용할 때, 화상평면 내 MRI 신호와 목표물에 대한 밀도분포사이의 관계는 다음과 같은 식으로 주어진다^[3,19,20].

$$m(k_x, k_y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} p(x, y) \cdot \exp[-j2\pi(k_x x + k_y y)] dx dy \quad (1)$$

여기에서, $m(k_x, k_y)$ 는 MRI 신호이고, k_x 와 k_y 는 각각 읽어내는 방향 및 위상 부호화 방향에 해당하는 공간 주파수 좌표들이며, $p(x, y)$ 는 움직이지 않는 화상 목표물의 밀도분포이다. 그리고, x 와 y 는 화상평면내 수평과 수직의 좌표들이다. 식 (1)에서 MRI 신호는 화상평면내 대상물체의 밀도분포인 $p(x, y)$ 의 2차원 푸리에 변환임을 알 수 있다. MRI 데이터 취득시 대상물체의 운동은 k_x 와 k_y 의 함수로 나타낼 수 있다^[15]. 그러나, 데이터 취득시간내 k_y 가 일정한 각 장면 간의 영향은 수 밀리초로 매우 빠르게 나타나기때문에 대다수 형태의 체동에서 k_x 의 영향을 무시할 수 있다. 따라서 기존의 2차원 푸리에 변환 MRI가 k_y 의 함수로서 간주될 때, 평면적인 호흡운동은 장면 간의 영향이라고 한다. Atalar 등은 선형호흡운동의 전후영역에서 푸로톤의 수는 보존된다고 가정하였다^[14]. 하지만 그 운동이 초기영역의 면적을 변화시킬 때 그 푸로톤 밀도는 단위 면적당 일정하게 유지되지 못한다. 신체의 연조직은 물이 풍부하며, 물은 비압축성 유체이다. 따라서 본 모델에서의 조직은 비압축성 유체모양의 물질로 간주한다. 호흡운동으로 인해 대상물체의 성분들은 화상평면내에서 확대되거나 축소될 수 있다. 그러나 이들 성분의 농도는 일정하게 유지된다. 따라서, 선형호흡운동은 다음과 같은 관계식으로 나타낼 수 있다.

$$\begin{pmatrix} x_{rc}(k_y) - x_c \\ y_{rc}(k_y) - y_c \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 + \alpha f(k_y) & 0 \\ 0 & 1 + \beta f(k_y) \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} \quad (2)$$

여기에서, (x, y) 는 운동전 대상물체의 성분이고, (x_c, y_c) 는 운동의 중심이며, α 와 β 는 전형적으로

$0 \leq \alpha, \beta < 1$ 인 선형호흡 운동계수를 나타내는 상수들이고, $f(k_y)$ 는 그 범위가 $0 \leq f(k_y) \leq 1$ 로서 정규화된 임의의 변동함수이다. 그리고 $(x_{rc}(k_y), y_{rc}(k_y))$ 는 위상부호화 단계 k_y 에서 선형호흡운동에 의해 변위된 대상물체의 점이다. 식 (1), (2)를 적용하여 푸리에 변환이동과 스케일 특성을 사용함으로써 선형호흡운동 ($m_{rc}(k_x, k_y)$)에 의해 열화된 MRI 신호와 환자의 체동이 없는 ($m(k_x, k_y)$)의 MRI 신호사이의 관계는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$m_{rc}(k_x, k_y) = \exp[j2\pi \left(\frac{-\alpha f(k_y) x_c k_x}{1 + \alpha f(k_y)} + \frac{-\beta f(k_y) y_c k_y}{1 + \beta f(k_y)} \right)] + \frac{m\left(\frac{k_x}{1 + \alpha f(k_y)}, \frac{k_y}{1 + \beta f(k_y)}\right)}{(1 + \alpha f(k_y))(1 + \beta f(k_y))} \quad (3)$$

선형호흡운동에 의한 열화된 MRI 신호 ($m_{rc}(k_x, k_y)$)는 상기 식(3)에 의해 표현될 수 있다. 여기에서 지수항은 위상 오차항 들을 나타내며, $m\left(\frac{k_x}{1 + \alpha f(k_y)}, \frac{k_y}{1 + \beta f(k_y)}\right)$ 와 $\frac{1}{(1 + \alpha f(k_y))(1 + \beta f(k_y))}$ 은 각각 불균일 표본화와 진폭변조왜를 나타낸다. 즉 상기 (3)식은 화상평면내 선형호흡운동에 의해 원래의 MRI 신호에 위상오차와 불균일한 표본화 및 진폭변조왜를 일으킴을 나타내고 있다.

III. MR 아티팩트의 재표본화 및 호흡운동 파라메타의 추정

우선, MRI 아티팩트의 재표본화에 대해 기술하면, 이산적인 MRI 신호성분을 취급할 때 실제로 k 공간내 열화된 MRI 신호에 대한 정수점들(integer points)의 값은 주어진다. 이들 값들과 기지운동 파라메타를 사용함으로써 원래의 MRI 신호는 예측되어야 한다. 선행연구에서 운동에 대한 장면간 영향의 가정하에 그 불균일 표본화 데이터로부터 MRI 신호를 재표본화 하기위한 알고리즘이 개발되었다^[21,22]. 본 연구에서도 선형호흡운동에 관한 유사한 알고리즘을 사용한다. MR의 k 공간 데이터를 사용함으로써 그 재구성 알고리즘을 다음과 같은 단계로 나타낼 수 있다.

첫째 단계: k_x 축에 따른 MR의 k 공간에 대한 역 1 차원 푸리에 변환을 계산한다.

둘째 단계: k 공간 성분들은 각 화상내에 위상부호화 단계에 해당하는 한 라인만이 non-zero이고 그 밖의 다른 라인들은 zero이기 때문에 합성된 2 차원 데이터를 N 개의 다른 화상들로 분해한다.

셋째 단계: k_y 축에 따른 MR의 k 공간에 대한 역 1 차원 푸리에 변환을 계산한다.

넷째 단계: 양선형 보간법(bilinear interpolation)을 사용해서 N 개 화상들의 각각에 있어서 non-zero 라인들의 위상부호화 단계에 해당하는 운동 파라메타들을 가진 다른 N 개 화상들의 각각을 확대하거나 축소한다.

다섯째 단계: 넷째 단계의 합성 화상을 서로 더한다. 합성된 화상 신호들은 k 공간 데이터이며, 그 출력은 복원된 MRI 화상들이다. 그리고 썬 스파크(sun sparc) 시스템에서 $N=256$ 개의 화상에 대해서 재구성하는데 약 10분 정도의 시간이 소요되었다.

다음으로, 호흡운동파라메타의 추정에 대해 기술한다. 이들 호흡운동파라메타를 추정하기 위해서 주파수 이동법^[5,6]과 최소에너지법^[21,22]을 사용한다. 이들 각각의 방법에 대해 기술하면 아래와 같다.

1. 주파수 이동법

우선, 선형호흡운동에 대한 변동함수 $f(k_y)$ 를 검출하기 위해 주파수 이동법이 어떻게 적용되는지를 나타낸다^[5,6]. 그 다음으로 MRI 신호에 대한 x 방향 역푸리에 변환의 좌우에지들로부터 α 와 x_c 를 추정하기 위한 획득된 결과들을 이용한다. 식 (3)의 열화된 MRI 신호에 대한 x 방향의 역푸리에변환을 계산함으로써 다음과 같은 식으로 나타낼 수 있다.

$$m_{xc}(x, k_y) = \frac{\exp(j 2\pi \frac{-k_y \beta f(k_y) y_c}{(1 + \beta f(k_y))})}{1 + \beta f(k_y)} \cdot m_x(x + \alpha(x - x_c)f(k_y), \frac{k_y}{1 + \beta f(k_y)}) \quad (4)$$

여기에서, $m_x(x, k_y)$ 와 $m_{xc}(x, k_y)$ 는 각각 $m_{rc}(k_x, k_y)$ 와 $m(k_x, k_y)$ 에 대한 x 방향의 역푸리에 변환이다. 식 (4)에서 $\alpha(x - x_c)f(k_y)$ 의 항은 MRI 신호에 대한 x 방향의 역푸리에변환 에지를 변화시키는 유일한 요인이다. 따라서 에지검출 알고리즘을 적용함으로써 열화된 MRI 신호 $m_{rc}(k_x, k_y)$ 에 대한 x 방향

의 역푸리에 변환 에지로부터 $\alpha(x - x_c)f(k_y)$ 의 항을 검출할 수 있다. 앞장의 선형운동모델에 따르면 $f(k_y)$ 는 0(zero) 이상 1 이하의 범위에 있다. 더욱이 열화된 MRI 신호에 대한 x 방향 역푸리에변환의 좌우측 에지 α , x_c 및 x 는 상수들이다. 그러므로 검출된 에지의 정규화된 값은 선형호흡운동에 있어서 변동함수 $f(k_y)$ 와 같게된다. x_l 과 x_r 은 각각 호흡운동선 x 방향 스펙트럼의 좌우측 에지로 가정할 때, 그 에지들은 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\text{좌측에지}(k_y) = x_l + \alpha(x_l - x_c)f(k_y) \quad (5)$$

$$\text{우측에지}(k_y) = x_r + \alpha(x_r - x_c)f(k_y) \quad (6)$$

여기에서, 좌측에지(k_y)와 우측에지(k_y)는 각각 호흡운동후의 각 위상부호화 단계 $k_y = 1, 2, \dots, N$ 에 대한 스펙트럼의 좌우측 에지들이다. 식 (5)와 (6)에서 x_l, x_r, α 와 x_c 는 미지 파라메타들이다. 256개의 위상부호화 단계를 가진 화상에서 4개의 미지 변수들을 가진 256×2 개의 방정식을 얻을 수 있다. Levenberg-Marquardt의 비선형 최소제곱 알고리즘^[23]을 적용함으로써 상기 방정식을 풀 수 있다. 추정된 $f(k_y)$, α , x_c 의 값을 사용하고 양선형 중첩재구성에 의한 x 방향의 아티팩트를 축소시킴으로써 식 (3)을 다음과 같이 단순화해서 나타낼 수 있다.

$$m_{yc}(k_x, k_y) = \exp[j 2\pi (\frac{-\beta f(k_y) y_c}{1 + \beta f(k_y)})] \cdot \frac{m(k_x, \frac{k_y}{1 + \beta f(k_y)})}{1 + \beta f(k_y)} \quad (7)$$

여기에서, $m_{yc}(k_x, k_y)$ 는 단지 y 방향의 호흡운동 아티팩트를 포함하는 MRI 신호이다.

2. 최소에너지법

이상적인 MR 화상에 있어서 대부분의 획득된 화상 에너지는 촬상대상물의 경계영역내에 위치한다. 다시 말해서, 생성된 합성화상의 농도레벨은 그 대상물의 자화분포로부터 발생하고 있다. 촬상대상물의 경계인 관심영역(ROI) 바깥쪽에 정지된 대상물체로부터 발생하는 MR 화상의 에너지 E_0 는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$E_0 = \sum_{(i,j) \notin ROI} b_{ij}^2 \quad (8)$$

여기에서, b_{ij} 는 화소 (i, j) 의 농도값이다. 만일 절대치의 합으로 E_0 를 나타내면 MRI내 영향을 주는 여러 개의 파라메타로 인해 복잡한 문제가 발생할 수 있다^[24].

MRI 데이터 취득시 그 대상물체가 움직일 때 그 위치는 변화하고, 그 결과 관심영역 바깥쪽에서의 에너지는 증가한다. 예로 식 (8)에서 관심영역 바깥쪽에서의 이상적인 MRI의 화상에너지를 E_0 로 가정할 때, 2차원적인 호흡운동에 의한 에너지는 E_0 보다 큰 E_t 로 변화될 것이다. 일반적으로 촬상대상물의 관심영역 바깥쪽에서 MR 화상의 전체 에너지 E_t 는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$E_t = E_0 + \sum_{i=1}^N \delta E_i \quad (9)$$

여기서 N 은 위상부호화 단계의 수이고, δE_i 는 위상부호화 단계 i 에서 평면적인 호흡운동에 의한 에너지의 증가요인이다. 이상적인 MR 화상에서 $\delta E_i = 0$ 으로 $E_t = E_0$ 가 된다. 식 (7)은 선형호흡운동에 대한 그 나머지 미지의 선형호흡운동의 파라메타인 β 와 y_c 를 추정하기위한 2차원 공간을 탐색해야함을 보여준다. 이러한 이유 때문에 식 (9)는 MR 화상의 전체에너지 E_t 를 최소화하는 가장 적절한 β 와 y_c 의 값을 찾아내기 위한 평가함수로서 사용되었다. 실험에서 양호한 증거영역을 정의하기 위한 MR 화상에 대해 추정된 좌우측에 x_l 과 x_r 의 값을 사용하였다.

IV. 실험결과

그림 1은 크기가 256×256 인 Shepp-Logan phantom 화상^[19,20]을 나타낸다. 그림 1(b)는 대표적인 유사주기 호흡변동함수이다. 그림 1(b)에서 피크(peak)값은 충분한 호흡을 나타내고, 역으로 계곡은 충분한 호흡의 뿔어남을 나타낸다.

선행연구에서 Altalar 등^[14]은 x 와 y 방향에 대해 각각 4%와 10%의 확대계수를 선택하였다. 본 연구에서는 x 방향의 호흡운동으로부터 $f(k_y)$ 를 추출하고자 하기 때문에 보다 양호한 에지를 검출하기위해 x 방향의 운동에 대해 보다 큰 $\alpha \approx 15\%$ 와 $\beta = 6\%$ 의 계수를 선택하였다. 또한 화상의 중심이 $(128, 128)$ 인 점에

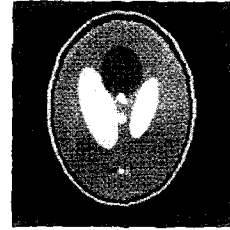


그림 1(a).sheep and Logan 팬텀화상
Fig. 1(a).Sheep and Logan phantom

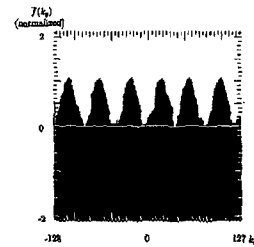


그림 1(b).유사주기 호흡변동함수($f(k_y)$)
Fig. 1(b).Quasi-periodic respiratory fluctuation($f(k_y)$)



그림 1(c).아티팩트 포함 화상
Fig. 1(c).An image including the artifact

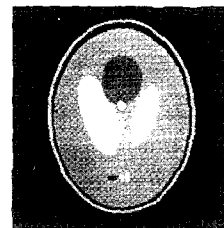


그림 1(d).수정된 화상
Fig. 1(d).Corrected image

그림 1. Sheep-Logan phantom 화상에 대한 시뮬레이션 화상과 아티팩트
Fig. 1. The simulated image and artifact of Sheep-Logan phantom image.

위치해 있을때 호흡운동의 중심으로서 $x_c = 100$ 과 $y_c = 110$ 인 점이 선택되었다. 그림 1(c)에 아티팩트가 포함된 화상을 나타내고, 그림 1(d)는 제III장에서 제안한 알고리즘을 적용함으로써 수정된 화상을 나타낸다. 그림 2는 선형호흡운동에 대한 미지 파라메타를 추정하기 위해 제III장에서 기술한 본 기법을 적용한 결과를



그림 2(a). 그림 1(a)에 해당하는 MRI 신호에 대한 x 방향 역푸리에변환 2진화상

Fig. 2(a). Binary x directional inverse Fourier Transform of MRI signal corresponding to Fig. 1(a)

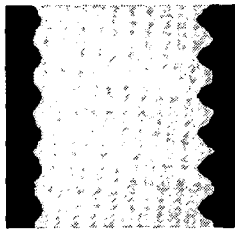


그림 2(b). 그림 1(c)에 해당하는 MRI 신호에 대한 x 방향 역푸리에변환 2진화상

Fig. 2(b). Binary x directional inverse Fourier Transform of MRI signal corresponding to Fig. 1(c)

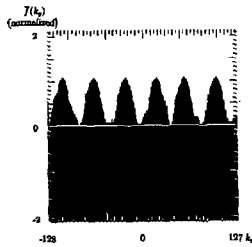


그림 2(c). 그림 2(b)의 에지로부터 검출된 변동함수 $f(k_y)$

Fig. 2(c). Fluctuation function $f(k_y)$ detected from the edges of Fig. 2(b)

그림 2. 호흡운동 파라메타의 추정

Fig. 2. Estimation of respiratory motion parameters.

나타낸다. 그림 2(a)와 2(b)는 경계값 0.01에서 그림 1(a)와 1(c)에 해당하는 MRI 신호들에 대한 x 방향 역 푸리에 변환을 나타내는 각각의 2진 화상들이다. 보여진 것처럼 선형호흡운동에 의해 그림 2(b)내의 스펙트럼 에지가 변위되었다. 제III장 1절에서 검토된 방법에 따라 추출된 $f(k_y)$ 가 그림 2(c)에서 보여준다. 식 (5)와 (6) 및 추출된 $f(k_y)$ 를 적용하고 Levenberg-Marquardt의 비선형 최소제곱 알고리즘^[23]을 사용함으로써 x 방향의 추정된 파라메타들을 다음과 같이 얻게 된다. 즉 이상적인 값이 $\alpha = 15\%$, $x_c = 100$,

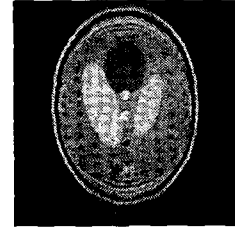


그림 2(d). x 방향의 호흡 아티팩트를 억제함으로써 수정된 화상

Fig. 2(d). Corrected image by suppressing the x directional respiratory artifact

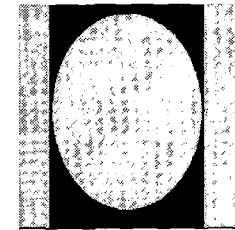


그림 2(e). β 와 y_c 를 추정하기 위한 최소에너지법의 적용에 의해 획득한 백색의 보존영역

Fig. 2(e). Obtained white region of support which applied in the minimum energy method to estimate β and y_c

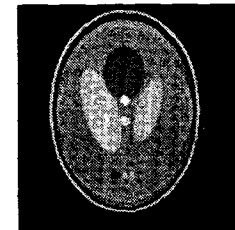


그림 2(f). 양선형 중첩 재구성과 추정된 운동 파라메타의 적용에 의해 최종적으로 수정된 화상

Fig. 2(f). Final Corrected image by using superposition bilinear reconstruction and estimated motion parameters

$x_l = 39$ 및 $x_r = 211$ 인 것에 비해, 추정된 값들은 $\alpha = 17\%$, $x_c = 99.5$, $x_l = 39.3$ 및 $x_r = 211.7$ 이었다. 추정된 값, $(f(k_y), \alpha, x_c)$ 와 양선형 중첩 재구성법을 적용함으로써 그림 1(c)에 대한 x 방향의 호흡 아티팩트를 억제할 수 있었고, 그 결과가 그림 2(d)에 나타나 있다. 식 (7)에 따르면 그 나머지 아티팩트는 단지 y 방향에 따라 존재하였다. 그러나 y 방향의 아티팩트는 주로 x_l 과 x_r 에 의해 둘러싸인 활상대상물의 경계바깥쪽에서의 에너지를 변화시켰다. 따라서 그림 2(b)의 2진화상과 추정된 x_l 과 x_r 의 값들을 사용함으

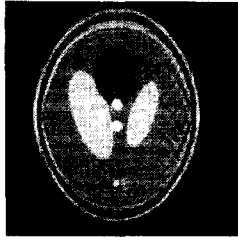


그림 3(a). 그림 1(c)에 운동 파라메타들을 적용함으로써 수정된 화상

Fig. 3(a). Corrected image by applying Fig. 1(c) and the motion parameters

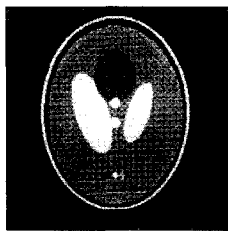


그림 3(b). 그림 1(c)에 192개의 중앙점만을 사용하여 적용함으로써 수정된 화상

Fig. 3(b). Corrected image by applying Fig. 1(c) and only 192 central points

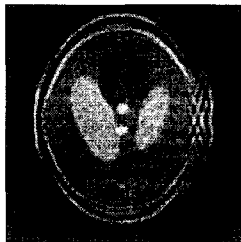


그림 3(c). S/N=16.4 dB인 그림 1(c)와 관련된 MRI 신호의 실수부와 허수부에 제로평균 가우시안 잡음, $\sigma^2 = 25$ 의 부과에 의한 MRI 잡음화상

Fig. 3(c). MRI noise image by adding zero-mean Gaussian noise, $\sigma^2 = 25$, to the real and imaginary parts of MRI signal, S/N=16.4 dB, related to Fig. 1(c)

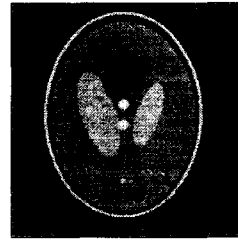


그림 3(d). 양선형 중첩 재구성법의 적용과 기지 운동 파라메타의 사용에 의해 수정된 잡음화상

Fig. 3(d). Corrected noisy image by applying superposition biliner reconstruction and using known motion parameters

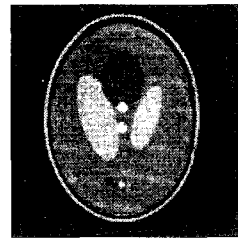


그림 3(e). 양선형 중첩 재구성법의 적용과 추정된 운동 파라메타의 사용에 의해 수정된 잡음화상

Fig. 3(e). Corrected noisy image by applying superposition biliner reconstruction and using estimated motion parameters

그림 3. 잡음의 존재하에 제안한 재구성 방법과 운동 파라메타의 대략적인 지식에 의한 추정방법에 대한 평가

Fig. 3. Evaluation of the proposed reconstruction and estimation methods with approximate knowledge about motion parameters under the presence of noise.

로써 그 보존영역이 그림 2(e)의 백색영역으로 디자인 되어졌다. 또한 유사 뉴우톤 다변량(quasi-Newton multivariate) 최소화 알고리즘^[25]을 사용함으로써 식 (8)을 최소화하는 최적의 β 와 y_c 의 값을 발견하였다. 그림 2(f)는 양선형 중첩 재구성법 추정된 파라메타들을 적용함으로써 최종적으로 수정된 화상을 나타낸다. 그림 1(c)에 대한 그림 2(f)의 비교는 MR 화상의 평면적인 호흡운동 아티팩트를 수정하기 위한 재구성법과 추정기법에 대한 유효성을 나타낸 것이다.

그림 3에서는 보다 엄격한 상황에서 본 연구에서

제안된 재구성 방법과 추정기법들이 평가되었다. 그림 3(a)는 모든 운동 파라메타에 대해 오차를 부과함으로써 수정된 화상을 나타낸다. 즉, 호흡변동함수 $f(k_y)$ 에 제로평균 가우시안 잡음(S/N) 20dB가 인가되었고, 각각 30%와 50%의 오차를 가진 α 와 β 가 사용되었으며, 20 화소의 오차를 가진 x_c 와 y_c 가 적용되었다. 대략적인 운동 파라메타의 사용에도 불구하고 그림 3(a)의 결과는 양선형 중첩법이 선형호흡운동에 기인한 MRI 화상 아티팩트를 재구성하는데 충족되고 있음을 입증하고 있다.

실제의 MR화상은 잡음을 포함한다. Felmlee 등이 추정 한 것처럼 고밀도 마커(markers)^[26]를 사용한다 해도 MRI 신호에 대한 x 방향 푸리에변환의 에지들 중에서 적절히 192개의 중앙점들만을 검출하는 것은 가능하였다. 그러므로 그림 2(c)에서 검출된 변동함수중에서 192개의 중앙점들만이 유의하다고 가정하였다. 그 다음으로, 그림 1(c)로부터 α , β , x_c 와 y_c 의 값을 추정하려고 시도하였다. α , x_c , x_l 과 x_r 의 값을 찾아내기 위해 검출된 에지중에서 32개의 중앙점만을 사용함으로써 그림 2의 결과와 동일한 결과를 얻었다. 최소에너지법의 사용에 의해 β 와 y_c 에 대해 동일한 그림 2의 값들을 발견하였다. 이러한 결과는 검출된 변동함수 중 192개의 중앙점들에 대한 정보가 위에서 언급된 운동 파라메타들을 추정하는데 충분하다는 것을 의미한다. 그림 3(b)는 수정된 화상을 나타내며, 그림 1(c)와의 비교에서 그 아티팩트가 유효하게 억제되고 있음을 볼 수 있다.

그 나머지 실험에서는 잡음의 존재하에서 도입된 기법들이 평가된다. 그림 3(c)는 S/N=16.4 dB인 그림 1(c)와 관련된 MRI 신호의 실수부와 허수부에 제로평균 가우시안 잡음, $\sigma^2 = 25$ 의 부과에 의한 시뮬레이션된 잡음이 실린 아티팩트 화상을 나타낸다. 그림 3(d)는 기지 운동 파라메타의 사용과 양선형 중첩 재구성법의 적용에 의해 수정된 화상을 나타낸다. 그러한 심한 잡음은 재구성 알고리즘에 영향을 미치지 않았다고 생각된다. 그림 3(e)는 추정된 운동파라메타의 사용에 의해 수정된 화상을 나타낸다. α , x_c , x_l 과 x_r 의 값을 추정하기 위하여 그림 3(b)에서 행했던 것과 동일한 방법으로 앞에서 언급한 바와 같이 그림 2(c)에서 검출된 변동함수 중에서 192개의 중앙점들만이 유의하다고 가정하였다. 잡음의 존재하에서 추정된 값들은 그림 3(b)의 결과와 비교해 보면 변화되지 않았다. 그러므로 고밀도 마커(markers)들을 사용하여 192개의 중앙점들에 대한 에지 검출의 어려움을 극복한다면 언급된 방법들은 잡음의 존재하에서 2차원 선형 호흡운동에 의한 MRI 아티팩트를 수정하는데 효과적이다. 그러나, 잡음 환경과 함께 평탄치 않은 운동의 경우 에지 검출은 용이한 일이 아니다. 더욱이 평탄치 않은 운동에 대해 양선형 보간법은 훨씬 더 많은 시간을 필요로 하는 정확한 보간법으로 대체되어야 한다. 따라서 제안한 기법들은 평탄한 여러 선형 호흡운동에 대해서 보다 더 효과적으로 활용할 수 있을 것이다.

V. 결 론

본 연구에서는 화상평면내 선형 호흡운동에 의한 아티팩트를 수정하기위한 개선된 후처리 기법을 제안하였다. 호흡운동은 2차원 선형확대운동으로 모델화 되었고, 신체조직을 비압축성 유체모양의 물질로 가정할 때 활상대상물체에 대한 푸르톤 밀도는 일정하다고 가정하였다. 적용한 모델에 의하면 호흡운동은 위상오차와 불균일 표본화 및 진폭변조왜를 MRI 데이터에 부과한다. 운동파라메타가 알려져 있거나 추정 가능하다고 할 때 양선형 중첩법에 기초한 재구성 알고리즘이 MRI 아티팩트를 수정하기위해 사용되었다. 운동 파라메타가 미지인 경우 스펙트럼 이동법을 적용해서 호흡변동함수와 x 방향 확대계수 및 x 방향 확대중심을 추정하였고, 그 밖에 다른 미지 파라메타들인 y 방향 확대계수 및 y 방향 확대중심을 최소에너지 구속법을 이용해서 추정하였으며, 최종적으로 시뮬레이션된 체동화상을 통해 제안한 본 방법의 유효성을 확인하였다. 그러나, 본 연구에서 제안한 기법들은 다른 변동 함수들과 특히 호흡운동이 선형확대운동모델을 벗어나는 경우에 대해서 보다 많은 평가가 이루어져야 한다. 현재, 적합한 팬텀(phantom) 화상을 디자인 하고 실제의 MR 스캔에 대한 실험적인 반복을 수행중에있다. 향후의 과제로서, 적합한 에지검출법의 발견과 호흡운동모델의 개선 및 임상환경하에서 제안한 방법들의 적용 가능성 제시 등이 남아있다.

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] 김함겸, 박재성, 이혜경, 김대호, 영상진단학, 대학서림, pp.55-74, 1997.
- [3] 이성우, 은충기, 문치용, 박수성, 초기 자기 공명 영상학, 여문각, pp.53-61, 1998.
- [4] 김응규, "위상 인코딩 방향의 체동에 의한 MRI 아티팩트의 제거", 1998년도 한국정보과학회 가을학술발표논문집, 제25권 2호, pp.432-434, 1998.
- [5] 김응규, 권영도, "촬상단면내의 MRI 체동 아티팩트의 제거", 1999년도 대한전자공학회 하계종합학술대회 논문집, 제22권 제1호, pp.631-634, 1999.
- [6] 김응규, MRI에 있어서 체동 아티팩트의 제거, 대한전자공학회논문지, 제37권-SP편, 제3호 pp.70-78, 2000. 5
- [7] Eung-Kyeu Kim et al, "Cancellation of MRI

- MotionArtifact in Image Plane”, Proceeding of The 2002 Society, IEEE Instrumentation and Measurement Technology Anchorage Alaska, USA, 12 May 2002.
- [8] 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.
- [9] 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.
- [10] 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.
- [11] EM. Haacke, JL. Patrick, DM. Balkely et al, “Correction for motion artifacts based on a linear expansion model”, The fourth annual S.M.R.M. Conference, London, Aug. 1985.
- [12] 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.
- [13] ML. Wood and R. M. Henkelman, “Suppression of respiratory motion artifacts in magnetic resonance imaging”, Medical Physics, Vol.13, No.6, pp.794-805, 1986.
- [14] E. Atalar and L. Onural, “A respiratory motion artifact reduction method in magnetic resonance imaging of the chest”, IEEE Trans. Medical Imaging, Vol.10, No.1, pp.11-24, 1991.
- [15] EM. Haacke and GW. Lenz, “Improving MR image quality in the presence of motion by using rephasing gradients”, AJR, Vol.148, pp.1251-1258, Jun. 1987.
- [16] 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.
- [17] R. L. Ehman and J. P. Felmlee, “Adaptive technique for high-definition MR imaging of moving structures,” Radiology, Vol.173, pp.255-263, 1989.
- [18] J. P. Felmlee, R. L. Ehman, S. J. Riederer and H. W. Korin, “Adaptive motion compensation in MR imaging without use of navigator echoes,” Radiology, Vol.179, pp.139-142, 1991.
- [19] 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.
- [20] 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.
- [21] 김응규, “회전운동에 기인한 MRI 아티팩트의 제거”, 한밭대학교 논문집, 제19권, pp.303-314, 2002. 12.
- [22] 김응규, 이수종, 김규현, “3차원 강체운동에 의한 MRI 아티팩트의 제거”, 한국신호처리시스템학회 추 계학술대회논문집, 제4권 1호, pp.58-61, 2003. 6.
- [23] J.E. Dennis and R. Schnabel, Numerical Methods for Unconstrained Optimization and Nonlinear Equations, New Jersey, Prentice-Hall, 1993.
- [24] D. J. Nishimura, Introduction to Magnetic Resonance Imaging, textbook EE 369B, Stanford University Press, Stanford, CA, pp.156-167, 1994.
- [25] PE. Gill, W. Murray, MH. Wright, Practical Optimization, London, Academic, pp.83-153, 1981.
- [26] 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.

저 자 소 개



김 응 규(평생회원)

1976년 2월 충남대학교 공과대학 공업교육과 졸업(학사)

1978년 2월 충남대학교 대학원 공업교육과 졸업(석사)

1993년 9월 일본 오사카대학 대학원 기초공학연구과
정보공학전공 졸업(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 한밭대학교 정보통신·컴퓨터공학부 부교수

2003년 5월~현재 한밭대학교 BK21지역대학 육성사업단장 겸

2004년 2월~현재 정보통신·컴퓨터공학부 학부장

2001년 2월~2002년 1월 Oklahoma State University 교환교수

<주관심분야: 영상신호처리, 컴퓨터비전, 영상압축통신, 컴퓨터그래픽(3D) 등>