

압축 센싱 기법을 이용한 MRI 위상 영상의 재구성

이정은, 조민형, 이수열

경희대학교 동서의료공학과

Reconstruction of Magnetic Resonance Phase Images using the Compressed Sensing Technique

J.E. Lee, M.H. Cho and S.Y. Lee

Dept. of Biomedical Engineering, Kyung Hee University, Korea

(Received September 6, 2010. Accepted November 17, 2010)

Abstract

Compressed sensing can be used to reduce scan time or to enhance spatial resolution in MRI. It is now recognized that compressed sensing works well in reconstructing magnitude images if the sampling mask and the sparsifying transform are well chosen. Phase images also play important roles in MRI particularly in chemical shift imaging and magnetic resonance electrical impedance tomography (MREIT). We reconstruct MRI phase images using the compressed sensing technique. Through computer simulation and real MRI experiments, we reconstructed phase images using the compressed sensing technique and we compared them with the ones reconstructed by conventional Fourier reconstruction technique. As compared to conventional Fourier reconstruction with the same number of phase encoding steps, compressed sensing shows better performance in terms of mean squared phase error and edge preservation. We expect compressed sensing can be used to reduce the scan time or to enhance spatial resolution of MREIT.

Key words : compressed sensing, L1-minimization, phase imaging, MRI, MREIT

1. 서론

자기공명영상(MRI)은 다른 영상 장비에 비해 촬영시간이 긴 단점이 있다. 일반적인 MRI 시스템에서는 제한된 수의 수신 채널을 사용하여 MRI 신호를 받는데 이 경우 MRI 신호를 여러 번 반복적으로 받아야 하기 때문이다. 최근 MRI 촬영시간을 줄이는 방법으로 압축 센싱(compressed sensing) 기법이 소개되었다 [1-4]. 압축 센싱 이론은 원 신호가 희박성(sparsity)이 있는 경우 나이퀴스트(Nyquist) 표본화주파수보다 더 낮은 주파수로 표본화 하더라도 원 신호를 재구성할 수 있다는 것을 보여주었다. 원 신호를 압축 센싱 기법으로 재구성하기 위해서는 원 신호의 희박성이 최대화되는 영역으로 원 신호를 변환(transform)할 필요가 있으며, 이 변환 영역에서 원 신호의 희박성이 최대화가 되도록 원 신호를 반복적으로 추정하는 방법을 통해 압축 센싱은 원 신호를 재구성 한다. 원 신호의 희박성을 최대화하기 위해서는 L_0 최소화(minimization) 과정이 필요하나 계산의 어려움 때문에 통상 L_1

최소화 과정을 사용한다[1]. MRI에 압축 센싱 기법을 사용하게 되면 k -공간에서의 주사선 수를 줄일 수 있다. 영상의 희박성 정도에 따라 압축 센싱의 압축비가 달라지는데 일반적인 뇌영상의 경우 압축비는 수 배 정도 된다고 보고되었으며 혈관조영 영상과 같이 희박성이 큰 영상의 경우에는 압축비가 이 보다 훨씬 더 크다고 보고되었다[1].

MRI는 대개의 경우 수소 원자의 공간적 밀도를 촬영한다고 할 수 있다. 공간적 밀도가 스핀격자완화시간(T_1) 혹은 스핀스핀완화 시간(T_2)과 같은 화학적 변수에 의해 가중되긴 하지만 기본적으로 수소 원자의 밀도 분포가 MRI 영상에서 화소의 크기 분포를 좌우 하므로 MRI 영상은 크기 영상(magnitude image)이라 할 수 있다. 그러나 MRI 영상에서 신호의 위상 정보가 중요할 때도 있다. 예를 들면 MRI로 화학적 천이(chemical shift) 정보를 얻는다는 가 자기(magnetic field)의 비균일도에 관한 정보를 얻는 경우 이들 정보는 MRI 영상의 위상으로 나타난다. 또한 생체에 전류를 주입할 때 생체에 형성되는 전류 분포를 촬영하는 자기공명전류밀도 영상(MRCDI: Magnetic Resonance Current Density Imaging) [5,6,7]과 이 전류밀도 영상으로부터 생체 임피던스의 분포를 촬영하는 자기공명임피던스영상(MREIT: Magnetic Resonance

Corresponding Author : 이수열
경희대학교 동서의료공학과
Tel : +82-31-201-2980 / Fax : +82-31-201-3665
E-mail : sylee01@khu.ac.kr
이 논문은 2010년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(R11-2002-103, 2009-0078310).

Electrical Impedance Tomography)[8-11]에서도 위상 영상이 중요한 역할을 한다.

본 논문에서는 압축 센싱 기법을 이용해 MRI 위상 영상을 재구성한 결과를 제시하였다. k -공간에서의 주사선 수를 줄이더라도 압축 센싱 기법을 활용해 영상을 재구성하면 위상 영상의 질을 크게 저하하지 않을 수 있음을 보였다. 모의 실험 결과와 3.0T MRI로 얻은 실험 영상에 대한 결과를 제시하였다.

II. 방법

A. 압축 센싱

MRI는 k -공간에서 영상 신호를 수집하므로 압축 센싱도 k -공간에서 이루어져야 한다. K -공간을 주사하는 방법은 직선형(rectilinear) 주사와 나선형(spiral) 주사 등이 있는데 본 연구에서는 직선형 주사 방법을 사용하였다. 압축 센싱 기법으로 영상을 재구성하기 위해서는, 1) 원 영상이 특정한 변환 영역(transform domain)에서 희박성을 가져야 하며, 2) k -공간에서 나이퀴스트 표본화주파수보다 더 낮은 주파수로 표본화했을 때 aliasing artifact가 비간섭적(incoherent)이어야 하며, 3) 원 영상신호의 희박성을 최대화하면서 동시에 측정된 영상신호와 추정된 영상신호 사이의 일치도(consistency)를 최대화하는 반복적인 영상재구성법이 필요하다. 비간섭적인 aliasing artifact를 만들기 위해서는 k -공간에서 무작위적으로 표본화하는 것이 필요하다. 직선형 주사에서 readout 방향(y -방향)은 촬영속도에 영향을 주지 않으므로 위상부호화 방향(x -방향)으로만 무작위 표본화를 하면 된다. MRI 영상신호는 k -공간에서 중심점 부근, 즉 낮은 공간주파수 영역에 대부분의 신호에너지가 몰려 있으므로 무작위적 표본화를 하되 낮은 공간주파수 대역에서는 표본화 밀도를 높이는 것이 효율적이다. 본 연구에서는 가우시안(Gaussian) 확률밀도함수를 이용해 저주파 공간주파수 영역에서 높은 공간주파수 영역으로 갈수록 표본화

주파수가 낮아지도록 하였다. Fig. 1에 본 연구에서 사용한 표본화 그리드(grid) 형상을 보였다. Fig. 1에서 수평축 방향이 위상부호화 방향이며 수직축 방향은 readout 방향이다. 표본화 그리드는 촬영할 때마다 무작위적으로 만드는 것이 필요하지만 일단 한번 만들어 그 성능이 좋은 것으로 판명되면 형상이 비슷한 물체를 촬영하는 다른 경우에 반복적으로 사용해도 무방한 것으로 보고되었다[1].

압축 센싱의 효율을 높이기 위해서는 MRI 영상신호의 희박성이 최대화 되는 변환 영역에서 L_1 -최소화를 하는 것이 필요하다. 영상의 종류에 따라 희박성이 최대화 되는 변환 영역이 달라질 수 있는데 일반적인 T_1 , 혹은 T_2 가중 영상에 대해서는 웨이블릿 변환 영역에서 희박성을 최대화 작업을 하는 것이 일반적이다. 이것은 웨이블릿 변환 영역에서 T_1 , T_2 가중 영상이 효율적으로 희박화됨과 함께 웨이블릿 변환을 고속으로 수행할 수 있기 때문이다. 혈관 영상과 같이 공간적으로 제한된 부분에서만 영상신호가 크게 나타나는 경우에는 유한차분변환(finite difference transform)이 사용될 수 있다. 본 연구에서는 MRI 영상신호의 희박성을 최대화하기 위해 웨이블릿 변환을 사용하였다.

압축 센싱을 해 받은 MRI 영상신호로부터 MRI 영상을 재구성하는 과정은 반복적인 최적화 과정을 통해 구한다. 재구성하고자 하는 MRI 영상벡터를 m , 압축 센싱을 이용해 획득한 MRI 신호벡터를 y , 그리고 Fourier 변환자를 F 라 표시하면 압축 센싱을 이용한 영상재구성의 기본 구성은 아래로 표시된다.

$$\text{minimize } \|\psi m\|_1 \text{ subject to } \|Fm - y\|_2 < \varepsilon \quad (1)$$

위의 식에서 ψ 는 영상벡터 m 을 희박화(sparsify) 해주는 변환자로 본 연구에서는 웨이블릿 변환자를 사용하였다. 그리고 ε 는 추정된 MRI 영상으로 만든 신호벡터, 즉, k -공간의 영상신호벡터와 획득한 MRI 영상신호벡터 사이의 허용오차 범위를 나타낸다. 압축 센싱 영상재구성의 기본 원리는 추정된 영상신호벡터와 측정된 영상신호벡터 사이의 일치도를 최대한 유지하면서 영상벡터의 희박성을 변환공간 내에서 최대화 하는 것이다. 영상벡터의 희박화 과정은 근원적으로 L_0 -norm의 최소화 과정에서 찾아야 하지만 계산의 비현실성 때문에 L_1 -norm의 최소화 과정으로 찾는 것이 일반적이다. 본 논문에서는 L_1 -norm의 최소화 과정에 영상벡터의 total variation(TV) 최소화 과정도 포함하였다. 압축 센싱을 이용한 영상재구성에서 TV의 최소화 과정도 포함하면 재구성된 영상의 질이 개선되는 것으로 보고되었다[1]. 결론적으로 영상재구성을 위해 아래의 목표함수에 대한 최소화 과정이 필요하다.

$$\underset{m}{\operatorname{argmin}} \|Fm - y\|_2^2 + \lambda_1 \|\psi m\|_1 + \lambda_2 TV(m) \quad (2)$$

위의 식에서 가중치 λ_1 과 λ_2 를 조절하여 최소화 과정에서 L_1 -norm 및 TV의 영향을 조절할 수 있다. 일반적으로 λ_1 과 λ_2 를 작게 하면 압축 센싱 최소화 과정은 일반적인 L_2 -norm 최소화 과

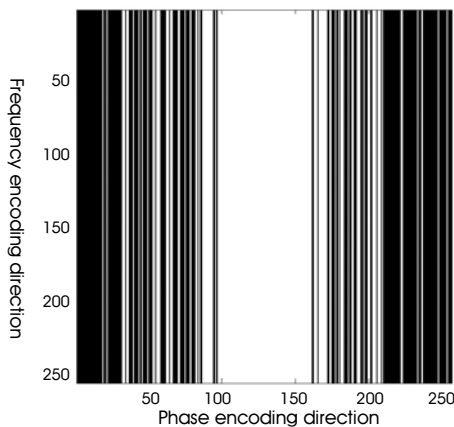


그림 1. 압축 센싱을 하기 위한 k -공간에서의 표본화 마스크
Fig. 1. The sampling grid in k -space for compressed sensing

정이 되어 영상의 고해상도 정보가 약화되는 효과가 나타난다. λ_1 을 너무 크게 하여 영상벡터의 희박성을 강조하면 영상의 잡음이 증가하는 효과가 나타나는 문제가 있다. 따라서 최적의 영상을 재구성하기 위해서는 λ_1 과 λ_2 를 바꾸어 가며 재구성된 영상의 질을 평가할 필요가 있다. 식(2)의 최소화 작업을 수행하기 위해 conjugate gradient 방법을 사용하였다. 식(2)를 최소화 하기 위해 경사의 계산이 필요한데 L1-norm의 경우 미분이 정의되지 않는 구역이 존재하는 문제가 있다. 이를 해소하기 위해 L1-norm을 $|x| \approx \sqrt{x^* x + \mu}$ 의 방식으로 근사화 했으며 μ 값은 10^{-10} 정도의 작은 값을 사용했다. 이 경우 L1-norm의 미분은

$$\frac{d|x|}{dx} \approx \frac{x}{\sqrt{x^* x + \mu}} \tag{3}$$

으로 근사화 시킬 수 있다. 경사를 구한 후 최소화 탐색 벡터의 방향을 conjugate gradient 방법으로 구하고 탐색 벡터의 크기는 backtracking line search 방법을 사용해 구하였는데 이를 요약하면 아래와 같다[1].

$$\begin{aligned} &k = 0; m = 0; g_0 = \nabla f(m_0); \Delta m_0 = -g_0 \\ &\text{while } (\|g_k\|_2 > \text{threshold}) \\ &\text{find } \Delta m_k \text{ by backtracking line search} \\ &m_{k+1} = m_k + \Delta m_k \\ &g_{k+1} = \nabla f(m_{k+1}) \\ &\gamma = \frac{\|g_{k+1}\|_2^2}{\|g_k\|_2^2} \\ &\Delta m_{k+1} = -g_{k+1} + \gamma \Delta m_k \\ &k = k + 1 \end{aligned} \tag{4}$$

b. 압축 센싱을 이용한 MRCDI 위상 영상의 재구성

압축 센싱으로 MRI 영상을 재구성하는 경우 영상의 크기 정보를 얼마나 잘 재구성하는지에 초점이 맞추어져 왔다[1]. 압축 센싱에서 MRI 영상은 복소수 정보가 아닌 실수 정보를 갖는 것으로 가

정되었으며 따라서 위상 오차 등으로 인해 MRI 영상신호가 복소수로 표현되는 경우 영상의 희박성이 약화되어 압축 센싱의 효율도 저하되는 것으로 보고되었다[1]. 따라서 압축 센싱의 효율을 높이기 위해서는 저해상도의 위상영상을 고속 영상기법으로 먼저 얻은 뒤, 이 위상영상을 이용해 나중에 얻은 고해상도 MRI 신호의 위상을 보정하고 영상을 재구성해야 압축 센싱의 효율이 좋아지는 것으로 보고 되었다. 그러나 이 경우 저해상도의 위상영상을 먼저 구해야 하는 문제가 있어 압축 센싱의 장점을 크게 저해한다. 본 연구에서는 압축 센싱을 MREIT의 pulse sequence인 MRCDI에 적용하고자 했다. MRCDI 실험에서는 위상 오차를 포함한 여러 종류의 측정 오차를 보정하기 위해 전류 파형의 극성을 바꾸어 두 개의 영상신호를 얻은 뒤 이 영상신호의 비를 구하는 방법을 사용하므로, 위상 보정을 하기 위한 저해상도 위상 영상을 추가로 얻을 필요가 없기 때문이다. 본 연구에서는 MRCDI로 위상 영상을 얻는데 있어 압축 센싱이 장점을 가질 수 있는지에 대해 알아보기 위해 압축 센싱으로 MRCDI 위상 영상을 재구성하고 이 위상 영상의 오차를 평가하였다.

c. 모의실험 및 MRI 촬영실험

압축 센싱 기법을 이용해 위상영상을 재구성하는 모의실험을 수행하기 위해 팬텀을 만들었다. 팬텀의 밝기 분포는 비균일한 경우와 균일한 경우를 상정하였다. Figure 2에 보인 것과 같이 비균일 팬텀은 원형 내에 서로 다른 밝기를 가진 4개의 원을 가지고 있으며, 균일 팬텀은 밝기가 일정한 한 개의 원으로 이루어져 있다. 비균일 팬텀은 균일 팬텀에 비해 희박성이 더 약할 것인데 희박성이 서로 다른 두 경우에 대해 위상 영상 재구성의 정확도를 비교하고자 함이다.

위상 분포는 Fig. 3에 보인 것처럼 모자이크 형태(case A), 완전한 포물선 형태(case B), 그리고 연속적이면서 구간별로 선형적인 형태(case C)를 상정하였다. MRI 영상은 촬영 방법에 따라 다양한 형태의 위상 분포를 가질 수 있다. 화학적 천이(chemical shift)에 의한 위상 분포는 case A의 경우와 같이 불연속 경계를 가질 수 있고, 자계의 비균일성에 의한 위상 분포는 case B와 같이 연속적이면서 완만하게 변하는 형태를 가질 것이다. MRI로 생체의 임피



그림 2. 모의 팬텀의 크기 영상. 좌: 비균일 팬텀, 우: 균일 팬텀
 Fig. 2. Magnitude maps of the test phantoms. Left: Non-uniform phantom, right: uniform phantom

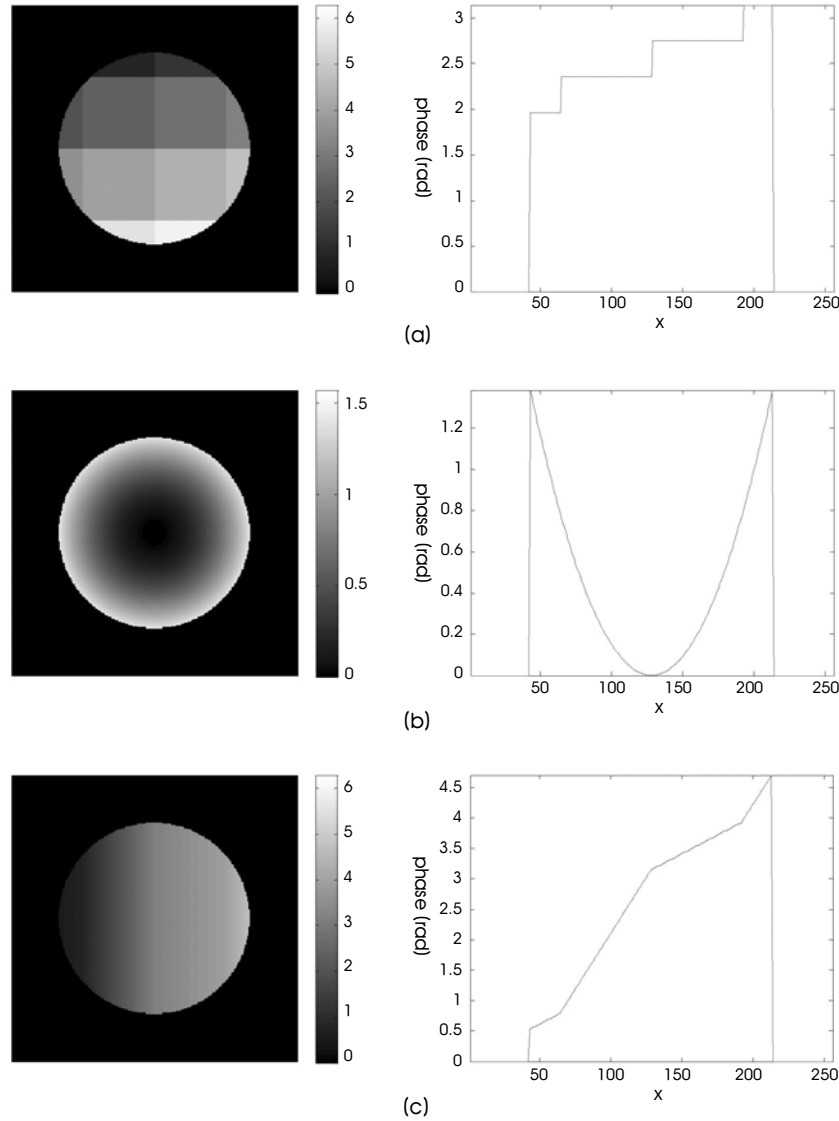


그림 3. 모의 팬텀의 위상 영상. (a) 모자이크 위상, (b) 이차함수 위상, (c) 구간선형 위상. 우측의 그래프는 좌측 영상 중앙 부위에서의 프로파일을 나타낸다.
Fig. 3. Phase maps of the test phantoms. (a) Mosaic-like phase map, (b) quadratic phase map and (c) piecewise-linear phase map. Right hand side graphs show horizontal cut views along the middle of images

던스 영상을 얻는 MREIT에서는 생체 내에 전류를 주입하고 이 전류가 형성하는 자계를 측정해야 한다. 전류가 형성하는 자계는 MRI 영상의 위상에 변화를 야기한다. 전류가 형성하는 자계는 발산의 정리, 즉 $\nabla \cdot \mathbf{B} = 0$ 을 만족하므로 자계의 분포는 항상 연속적이며 따라서 이에 의한 위상 분포도 항상 연속적이다. 그런데 생체 임피던스가 변하는 경계면에서 전류밀도의 크기가 급하게 바뀌므로 자계의 크기도 급하게 변한다. 따라서 생체임피던스가 변하는 경계면에서 위상의 기울기도 급하게 변하게 된다. 이런 상황을 반영하기 위해 case C에서와 같이 연속적이면서 구간별로 위상의 기울기가 변하는 경우를 상정하였다.

압축 센싱을 하기 위해서는 k -공간에서 무작위적인 표본화를 해야 하지만 상용 MRI 시스템에서는 아직 이런 기능을 구현하는데

어려움이 있다. 따라서 본 연구에서는 위상부호화 방향으로 균일하게 256개의 표본화 작업을 한 뒤 Fig. 1에 보인 것과 같이 128개의 위상부호화를 무작위적으로 취하는 방법을 택했다. 위상영상 재구성의 정확도를 평가하기 위해 세 가지 경우를 상정하였다. 위상부호화 방향으로 256개의 표본화를 균일하게 하여 Fourier 영상재구성을 한 경우(full sampled FR), 저주파 영역에서 128개의 표본화를 균일하게 하여 Fourier 영상재구성을 한 경우(half sampled FR), 그리고 128개의 위상 부호화를 무작위적으로 한 후 압축 센싱 기법을 이용해 영상재구성을 한 경우(half sampled CS)를 상정하였다. 여기서 full sampled FR을 기준 삼아 half sampled FR와 Half sampled CS를 비교하였다.

MRI 촬영실험은 돼지 족부에 대해 시행하였다. 돼지 족부의 상

하, 좌우에 각기 한 개의 전극을 부착하여 상하 방향, 혹은 수평 방향으로 전류를 주입하면서 MRI 영상 신호를 수집하였다. MRI 영상 신호 수집에는 전류밀도영상법(MRCDI)을 사용하였다. MRCDI를 이용해 얻은 위상분포영상은 주입한 전류가 형성하는 자계의 분포를 보여준다. MRI 촬영실험에는 3.0 T MRI 시스템을 사용하였으며 10mA의 전류를 양극형 펄스 형태로 20ms 동안 주입하였다.

III. 결과

앞에서 설명한 세 가지 방법으로 모의영상 및 실제 MRI 영상을 재구성하였다. 여기에 보이는 결과 영상에서 수평 방향이 위상부호화 방향이고 수직 방향은 readout 방향이다. Readout 방향으로의 표본화 수는 모든 경우에 대해 256으로 했다. 위상부호화는 full sampled의 경우 256, 그리고 half sampled의 경우 128로 하였다. 압축 센싱으로 영상을 구하는 식(2)의 최적화 과정에서 λ_1 과 λ_2 의 값을 0.005-0.01 사이에서 취할 때 가장 좋은 결과를 보였다.

Figure 4에 모의 실험에 사용한 비균일 팬텀의 크기 영상을 구한 것을 보였다. Half sampled FR의 경우 영상의 밝기가 변하는 경계에서 ringing 현상이 심하게 나타남을 볼 수 있으나 half

sampled CS에서는 이 현상이 많이 완화됨을 볼 수 있다.

Figure 5에 불연속성을 가진 case A의 위상을 가진 비균일 팬텀에 대한 위상 영상 재구성 결과를 보였다. 위상 영상에서도 크기 영상에서와 마찬가지로 half sampled FR은 경계 부근에서 ringing이 크게 발생하지만 half sampled CS에서는 ringing이 거의 없음을 볼 수 있다. Figure 6과 7에 각기 case B와 case C의 위상을 가진 비균일 팬텀에 대해 위상 영상을 half sampled CS로 구한 결과를 보였다. 위상이 공간적으로 완만하게 변하는 case B, C의 경우에는 half sampled FR과 half sampled CS 사이에 육안으로 구별이 되는 큰 차이가 보이지 않아 half sampled CS로 재구성한 위상 영상만 보였다.

Figure 8과 9에 각기 비균일 팬텀과 균일 팬텀 위상 영상의 수평 방향으로의 cut view를 비교하였다. 위상은 mosaic 형상을 가진 case A로 얻은 것이다. 그림의 우측에 위상 cut view의 중앙 부위를 확대해 보였다. Half sampled FR의 경우 half sampled CS에 비해 경계 부근에서 ringing이 매우 크게 나타남을 볼 수 있다. 그러나 half-sampled CS의 경우에는 재구성한 위상이 Full sampled FR로 재구성한 위상과 큰 차이가 없음을 알 수 있다. 이는 MRI로 위상 영상을 얻는 경우 압축 센싱을 사용하여 위상 부호화 수를 절

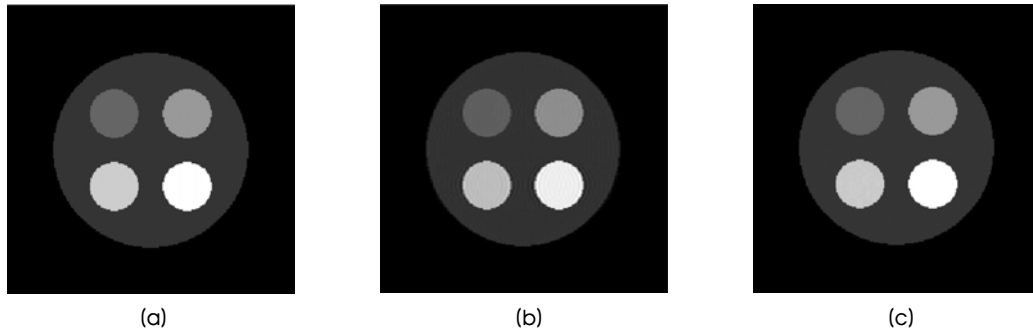


그림 4. 재구성한비균일 팬텀 영상

Fig. 4. Reconstructed magnitude images of the non-uniform phantom. (a) Full sampled Fourier reconstruction, (b) half sampled Fourier reconstruction and (c) half sampled CS reconstruction

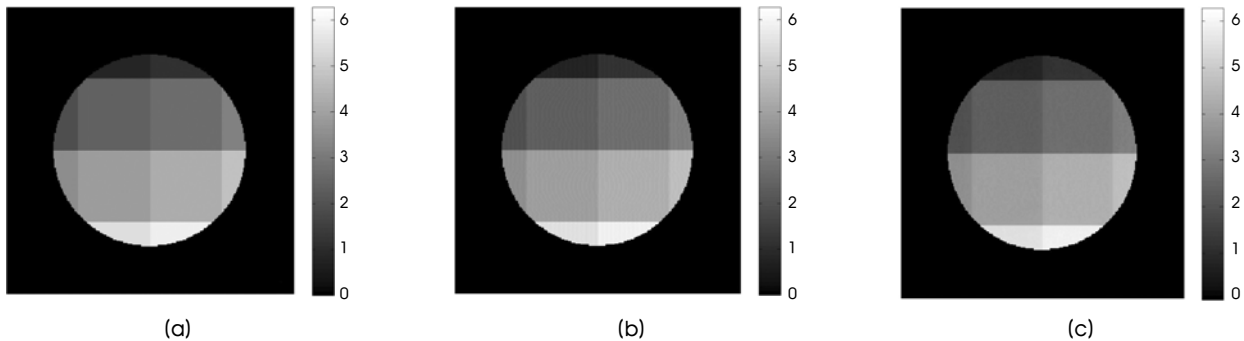


그림 5. 모자이크 위상을 가진 비균일 팬텀에 대해 재구성한 위상 영상

Fig. 5. Reconstructed phase images of the non-uniform phantom with mosaic-like phase. (a) Full sampled Fourier reconstruction, (b) half sampled Fourier reconstruction and (c) half sampled CS reconstruction

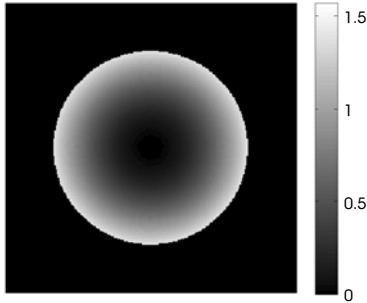


그림 6. Half sampled CS으로 재구성한비균일 팬텀(이차함수 위상)의 위상 영상

Fig. 6. The phase image of the non-uniform phantom with quadratic phase reconstructed by the half sampled CS

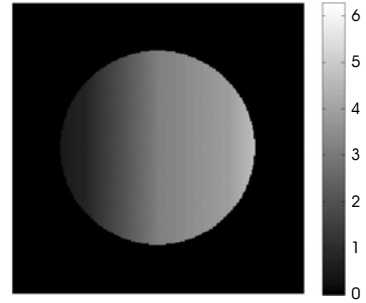


그림 7. Half sampled CS으로 재구성한비균일 팬텀(구간선형 위상)의 위상 영상

Fig. 7. The phase image of the non-uniform phantom with piecewise linear phase reconstructed by the half sampled CS

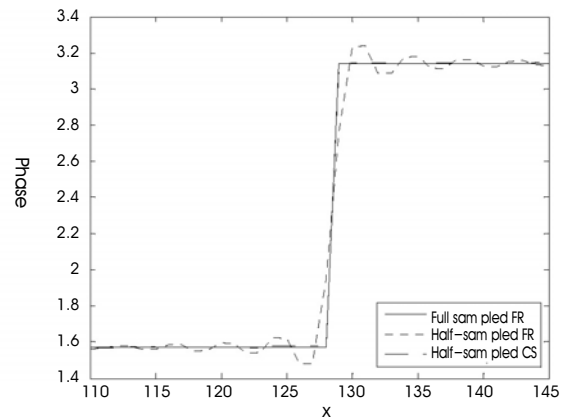
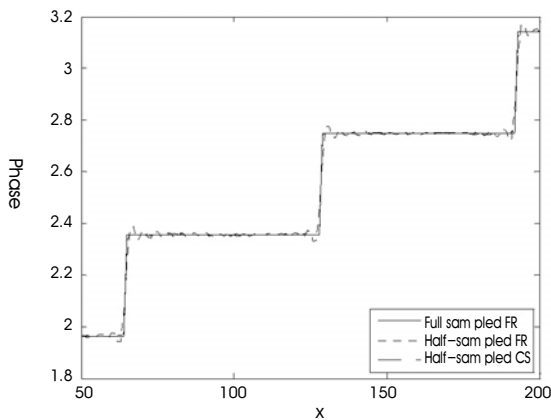


그림 8. 비균일 팬텀 위상 영상에서의 cut view 비교

Fig. 8. Comparison of cut views of the phase maps in the case of non-uniform phantom imaging

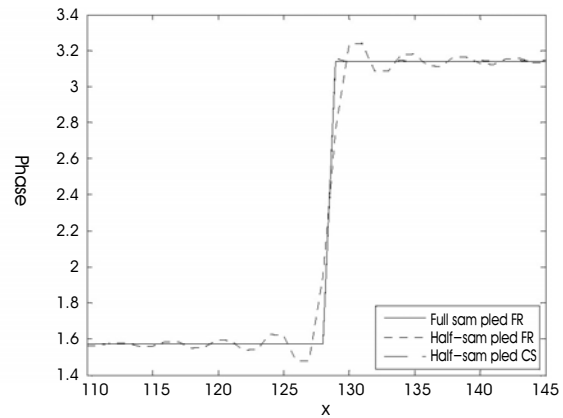
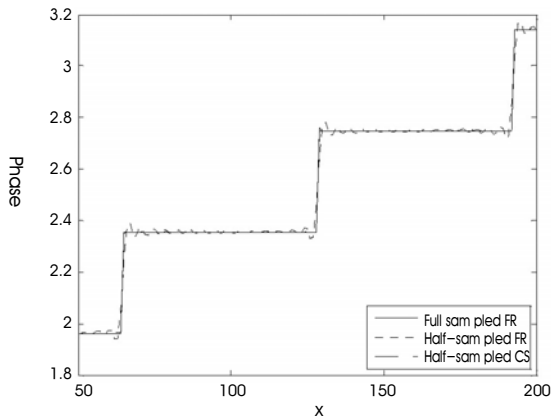


그림 9. 균일 팬텀 위상 영상에서의 cut view 비교

Fig. 9. Comparison of cut views of the phase maps in the case of the uniform phantom imaging

반으로 줄더라도 위상 영상의 질이 크게 저하되지 않음을 보여 준다. Figure 8과 9를 비교해보면 재구성한 위상 영상이 영상의 크기 분포에 의해 영향을 받지 않음을 알 수 있다. Fourier 영상재구

성의 경우 크기 분포가 위상 영상재구성에 근원적으로 영향을 주지 않지만 압축 센싱의 경우 크기 분포가 달라지면 영상의 희박성도 달라지므로 위상 영상의 재구성에 영향을 줄 수 있다. 그러나 본

연구에서 사용한 팬텀 영상들에 대해서는 영상의 크기 분포와 상관 없이 압축 센싱이 거의 동일한 위상 영상을 재구성함을 알 수 있다.

Figure 10은 half sampled CS으로 재구성한 돼지 족부의 크기 영상을 보여주고 있다. 족부의 테두리에 붙어 있는 4개의 구조물은 족부에 전류를 주입하기 위한 실리콘 전극을 나타낸다. 상하 혹은 좌우 전극을 쌍으로 하여 전류를 수평방향, 혹은 수직방향으로 인가하면서 MRCDI 촬영기법으로 영상을 얻었다. 이 영상은 Full sampled FR 영상과 육안으로 구별할 수 없는 정도의 차이를 보였다.

Figure 11에 세 가지 방법으로 재구성한 돼지 족부의 위상 영상을 보였다. 이 영상을 얻을 때 좌우 전극을 이용해 수평방향으로 전류가 흐르도록 했다. 따라서 자계는 수직 방향으로 경사를 보인다. Half sampled FR의 경우 족부 내부에서 미세한 ringing이 관찰되고 전극 부위에서 full sampled FR로 얻은 위상과 약간의 차이를 보임을 알 수 있다. 그러나 half sampled CS는 full sampled FR과 비교해 큰 차이가 없음을 알 수 있다.

Figure 12에 half sampled FR과 half sampled CS로 재구성한 위상 영상이 원 위상 영상, 즉, full sampled FR로 재구성한 위상 영상과의 차의 표준편차를 보여주고 있다. 이는 비교 위상 영상과 원 위상 영상에 대해 화소별로 위상차를 구한 뒤, 모든 화소에서의 위상차에 대해 표준편차를 구한 것이다. 그림에서 알 수 있듯이 모

든 경우에 대해 압축 센싱을 이용한 영상재구성이 Fourier 영상재 구성에 비해 오차가 작다. 특히 위상 영상에 case A와 같이 불연속 경계가 있는 경우 압축 센싱 영상재구성의 오차가 Fourier 영상재 구성에 비해 크게 작음을 알 수 있다.

VI. 고찰 및 결론

압축 센싱 기법으로 MRI 위상 영상을 구한 후 위상 영상의 질을 일반적인 Fourier 영상재구성법으로 구한 위상 영상과 비교하여 보았다. 모의실험 및 MRI 실험에서 구한 모든 영상에서 압축 센싱 기법은 Fourier 영상재구성법에 비해 위상 오차 측면에서 우월성을 보였다. 또한 압축 센싱은 에지 정보를 보존하는 측면에서도 더 우월성을 보였다. 압축 센싱으로 위상 영상을 얻는 것은 MREIT 등 위상 영상을 정확하게 얻어야 하는 경우에 크게 쓰일 수 있을 것으로 기대된다. MREIT에서는 위상에 대해 역문제(inverse problem)를 풀어 임피던스 영상을 구하는데 이 역문제 해법은 위상 오차에 매우 민감한 특성을 가지고 있기 때문이다.

압축 센싱 기법을 실제 상황의 MRI에 적용하기 위해서는 여러 가지 문제가 풀려야 한다. 첫째로는 위상부호화를 무작위적으로 할 수 있는 스펙트로메터(spectrometer)가 필요하다. 본 연구에서

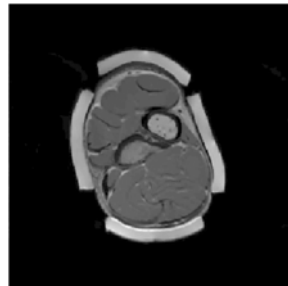


그림 10. Half sampled CS로 재구성한 돼지 족부의 크기 영상
 Fig. 10. Reconstructed magnitude image of the swine leg using the half sampled CS reconstruction

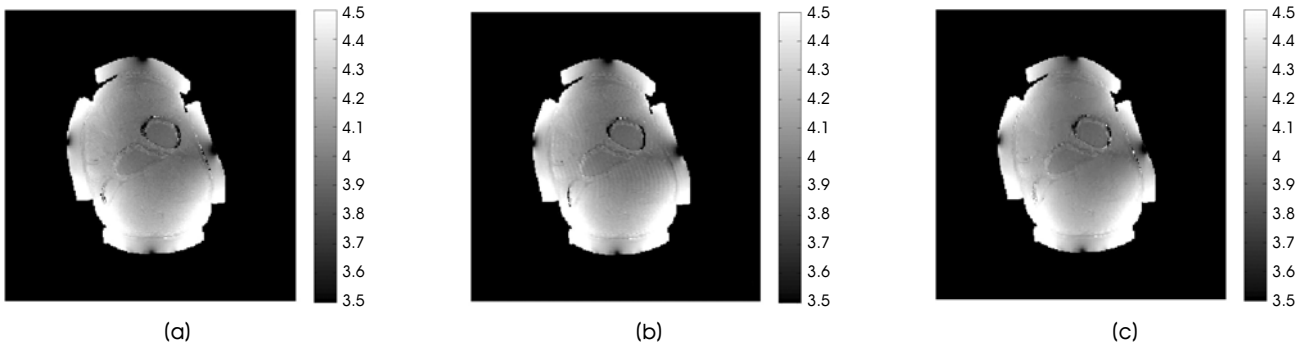


그림 11. 돼지 족부의 위상 영상

Fig. 11. Reconstructed phase images of the swine leg. (a) Full sampled Fourier reconstruction, (b) half sampled Fourier reconstruction and (c) half sampled CS reconstruction

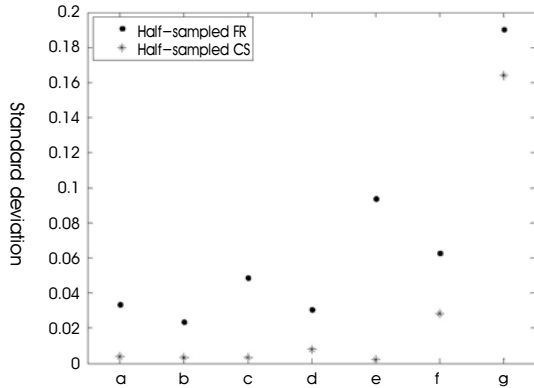


그림 12. 위상 오차의 표준 편차

Fig. 12. Standard deviations of the phase errors. a: non-uniform magnitude/case-A phase, b: non-uniform magnitude/case-B phase, c: non-uniform magnitude/case-C phase, d: uniform magnitude/case-A phase, e: uniform magnitude/case-B phase, f: uniform magnitude/case-C phase, g: swine leg

는 이를 실현할 수 없어 위상부호화를 균일하게 하여 k -공간 영상 신호를 수집한 뒤 이 신호집합으로부터 무작위적으로 일부의 영상 신호를 추출하는 방법을 사용하였다. 따라서 실제로 촬영시간을 줄일 수는 없었다. 압축 센싱 기법을 효율적으로 하기 위해서는 효과적인 표본화 마스크의 선택이 매우 중요하다. 표본화 마스크의 선택은 촬영하고자 하는 물체의 공간적 분포 특성에 따라 달라져야 하는데 마스크를 촬영할 때마다 바꾸는 것은 비현실적이다. 따라서 촬영하고자 하는 영상의 카테고리 별로 최적의 표본화 마스크를 미리 구해 놓은 뒤 촬영 물체 및 촬영 조건에 따라 표본화 마스크를 선별하여 사용하는 것이 필요하다.

압축 센싱 기법을 MRI에서 일상적으로 사용하기까지 아직 많은 연구개발이 필요한 것으로 판단되지만 MREIT와 같이 정확한 위상 영상을 얻는 것이 매우 중요한 촬영에서 압축 센싱 기법은 큰 역할을 할 것으로 기대된다.

참고문헌

- [1] M. Lustig, D. Donoho, J.M. Pauly, "Sparse MRI: The application of compressed sensing for rapid MR imaging," *Magn. Reson. Med.*, vol. 58, pp. 1182-1195, 2007.
- [2] D. Donoho, M. Elad, V. Temlyakov, "Stable recovery of sparse overcomplete representation in the presence of noise," *IEEE Trans. Inf. Theory*, vol. 52, pp. 6-18, 2006.
- [3] D. Donoho, "Compressed sensing," *IEEE Trans. Inf. Theory*, vol. 52, pp. 1289-1306, 2006.
- [4] J.C. Ye, S. Tak, Y. Han, H.W. Park, "Projection reconstruction MR imaging using FOCUSS," *Magn. Reson. Med.*, vol. 57, pp. 764-775, 2007.
- [5] G.C. Scott et al, "Measurement of nonuniform current density by magnetic resonance", *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 10, pp. 362-374, 1989.
- [6] I. Sersa et al, "Electric current density imaging of mice tumors", *Magn. Reson. Med.*, vol. 37, pp. 404-409, 1997.
- [7] S.H. Oh, T.S. Park, J.Y. Han, S.Y. Lee, "Magnetic resonance imaging of a current density component", *J. of Biomed. Eng. Res.*, vol. 25, no. 3, pp. 183-188, 2004.
- [8] O. Kwon, E.J. Woo, J.R. Yoon, J.K. Seo, "Magnetic resonance electrical impedance tomography (MREIT): simulation study of J-substitution algorithm," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 49, pp. 160-167, 2002.
- [9] S.H. Oh et al, "Magnetic resonance electrical impedance tomography at 3 Tesla field strength," *Mag. Reson. Med.*, vol. 51, pp. 1292-1296, 2004.
- [10] A. S. Minhas, Y.T. Kim, W.C. Jeong, H.J. Kim, S.Y. Lee, E.J. Woo, "Chemical shift artifact correction in MREIT", vol. 30, pp. 461-468, 2009.
- [11] H.J. Kim, Y.T. Kim, W.C. Jeong, A.S. Minhas, T.H. Lee, C.Y. Lim, H.M. Park, O.J. Kwon, E.J. Woo, "MREIT conductivity imaging of pneumonic canine lungs: preliminary post-mortem study", vol. 31, pp. 94-98, 2010.