

다채널 3T 자기공명장치에서의 Compressed B1 제어법

Compressed B1 Control Method in Multi-channel 3 T MRI

유형석*
 (Hyongsuk Yoo)

Abstract - Our objective of this study was to reduce radio frequency coil (RF) control time at 3 T MRI systems. A compressed method is proposed with a convex optimization and pseudo-inverse method in multi-channel RF coils. After applying the proposed methods, fields are homogenized with less field data. Even with 80% compression, the fields are well homogenized and localized, indicating that mapping requires only 20% of the original data. Detailed values are compared between each compressed result in and outside the region of interest at 3 T.

Key Words : 3T MRI, Multichannel, Localization, RF coil, Compressed method

1. 서 론

고자기장 자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging)시스템(7 T 이상)은 우수한 신호 대 잡음비 및 해상도를 가지고 있으며, 현대 의학에서 임상 진단과 분석을 위한 중요한 도구로 사용되기 위하여 현재 많은 연구가 이루어지고 있다^{[1]-[3]}. 그러나 고자기장 자기공명영상시스템에서는 RF 공진기에서 발생하는 자장(B_1^+)의 불균일성으로 인하여 임상 진단 및 분석을 위한 영상을 획득하기가 힘들다. 다채널(multi-channel) 코일을 이용하여 B_1^+ 의 불균일성 문제를 극복 할 방법에 대해서도 많은 연구가 이루어지고 있다^[4]. 마이크로스트립을 이용한 RF 공진기가 인체 헤드(head) 코일 및 몸통(body) 코일을 위한 다채널 코일의 요소(element)로서 사용되고 있으며, 각 RF 공진기의 전류 크기 및 위상을 독립적으로 조절함으로써 B_1^+ 의 불균일성을 완화시키기 위한 RF shimming을 효과적으로 적용 시킬 수 있다^[5]. 하지만 이러한 고해상도 자기공명영상시스템은 현재 연구용으로만 사용될 뿐 실제 임상에서는 적용되지 않고 있다. 본 논문에서는 임상에서 가장 널리 사용되고 있는 3 T 자기공명시스템에 8채널 다중안테나공진기를 적용한 후 B_1^+ 을 균질하게 하고자 한다. 기존의 convex optimization과 pseudoinverse 방법^[3]을 최소의 B_1^+ data를 이용한 compressed 기법을 이용하여 촬영시간을 단축하고자 하는 것이 본 논문의 목표이다. 다양한 시뮬레이션 결과를 토대로 논문에서 제안된 compressed 방법을 증명하였다.

2. 본 론

인체 내부의 B_1 자기장의 요소들은 다음과 같이 정의된

* Corresponding Author : School of Electrical Eng., University of Ulsan, Korea

E-mail : hsyoo@ulsan.ac.kr

Received : June 14, 2013; Accepted : July 19, 2013

다^[4].

$$B_1^+ = \frac{(B_x + jB_y)}{2} \quad (1)$$

$j = \sqrt{-1}$ 이며, B_x 와 B_y 는 각각 RF 자장 방향의 x와 y의 복소수 벡터이며 B_x 와 B_y 는 SEMCAD X를 사용하여 계산하였다^[6]. 대칭구조를 가지는 코일 소자는 TEM 모드가 전송되는 8개의 전송 선로 소자들로 구성되며, 주파수가 128 MHz이고, 인체 몸통 모형 내에서 시뮬레이션 하였다. 공진 주파수가 128 MHz인 이유는 3 T에서의 Lamor 주파수가 128MHz이기 때문이다. 그림 2는 8개의 코일에서 의하여 얻어진 동일한 선 전류와 함께 최적화 되지 않은 RF 자장분포를 나타낸다.

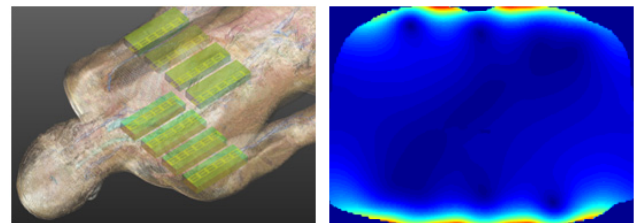


그림 1 인체 몸통 모형과 함께 모델링 된 다채널 전송 선로 코일 (a) 과 이로 인해 얻어진 RF 자장의 분포 (b)

Fig. 1 A multi-channel human body coil with a human body model (a) and RF magnetic field distribution obtained by the body coil (b)

이전의 연구에서는 RF 자장의 특정 대상영역에서는 신호의 크기를 증가시키고 특정 대상 영역 밖에서는 신호의 크기를 감소시키기 위한 방법으로 convex 최적화를 이용하여 MRI 시스템에서 원하는 영역에 집중하는 방법을 사용하였다. 본 논문에서는 RF 자장의 크기를 기존보다 작게 압축시켜 convex 최적화 방법을 통해 각 코일 소자의 파라미터들

을 구하여 최적화 하고 압축시키지 않은 RF 자장을 최적화 시켰을 때와 비교해본다.

2.1 Convex Formulation

RF 자장의 크기를 압축하여 줄이는 데에 앞서 관심영역에서는 신호의 크기를 증가시키고 관심 영역 밖에서는 신호의 크기를 감소시키기 위해 Convex 최적화 방법을 사용하였다. RF 자장은 w (가중치)에 비례하기 때문에 각각의 코일 소자에서의 전체 필드를 표현하기 위해서 송신 필드를 $\sum B_1^+ w$ 로 표현할 수 있다. 이 때 w 는 각각의 코일 소자에 여기 되는 선형 크기 및 위상이다. 관심 영역에서는 신호의 크기를 증가시키고 관심 영역을 제외한 영역에서는 신호의 크기를 감소시키는 목적을 만족하는 기본적인 convex formulation은 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\begin{aligned} & \text{minimize } \max |B_{1,s}^+ w|, s \in \text{suppression region} \\ & \text{subject to } B_{1,c}^+ w = 1, c \in \text{center of target} \end{aligned} \quad (2)$$

$B_{1,s}^+ w$, $B_{1,c}^+ w$ 는 각각 관심 영역을 제외한 영역에서의 RF 자장, 관심 영역 중심에서의 RF 자장을 나타낸다. 위에서 언급한 convex formulation에서는 $B_1^+ w$ 의 중심값을 1로 설정함으로써 관심 영역을 제외한 영역에서의 $B_1^+ w$ 의 최대값을 최소화 할 수 있지만, 최적화된 w 값을 얻기 위해서는 제약이 있다. $B_{1,c}^+$ 는 오직 한 점에서 필드 값을 구하는 반면 $B_{1,s}^+$ 는 상당히 많은 필드 포인트를 구성하기 때문에 convex formulation에서 $B_{1,s}^+$ 는 최적의 값을 결정하는데 보다 더 중요하다. Convex formulation의 w 에 대한 해는 convex 최적화를 위한 Matlab convex formulation 프로그래밍 CVX에 의해서 계산되었다.

2.2 Compressed Method

본 논문에서 제안하는 Compressed 방법이란 RF 코일에서 생성되는 B_1^+ 필드의 크기를 줄이는 것이다. B_1^+ 필드의 크기를 줄이는 방법은 주기적인 방법 (periodic) 과 비주기적인 (non-periodic) 두 가지 방법으로 나눌 수 있다. 먼저 주기적인 방법에는 식 (3) 과 같이 행렬식으로 표현된 B_1^+ 자장에서 전체 영역을 뜻하는 r 이 $r, 2r, 3r, 4r$ 또는 $5r$ 일 때와 같이 데이터를 일정한 주기를 가지고 추출하는 방법이다.

$$\begin{bmatrix} B_{1,1,1}^+ & \cdots & B_{1,N,1}^+ \\ \vdots & & \vdots \\ B_{1,1,r}^+ & \cdots & B_{1,N,r}^+ \\ \vdots & & \vdots \\ B_{1,1,p}^+ & \cdots & B_{1,N,p}^+ \end{bmatrix} \quad (3)$$

여기서 N 은 RF 코일의 element 개수를 말하며 p 는 데이터(픽셀)의 수를 말한다. 본 논문에서는 $N = 8$, $p = 65100$ (217×300 매트릭스)을 사용하여 시뮬레이션 하였다.

두 번째로 비주기적으로 필드를 추출하는 방법은 먼저 기

준 B_1^+ 의 가장 근처에 있는 데이터 4개를 평균을 내어 그 데이터 중 하나만 선택 하여 자장을 추출하는 방법이다. 예를 들어 데이터 4개의 픽셀들을 평균을 내고 그 때에 해당하는 부분을 그 평균값으로 대체한다. 그림 3은 최적화 하지 않은 B_1^+ 필드와 위에서 설명한 평균을 낸 값을 적용한 B_1^+ 필드이다.

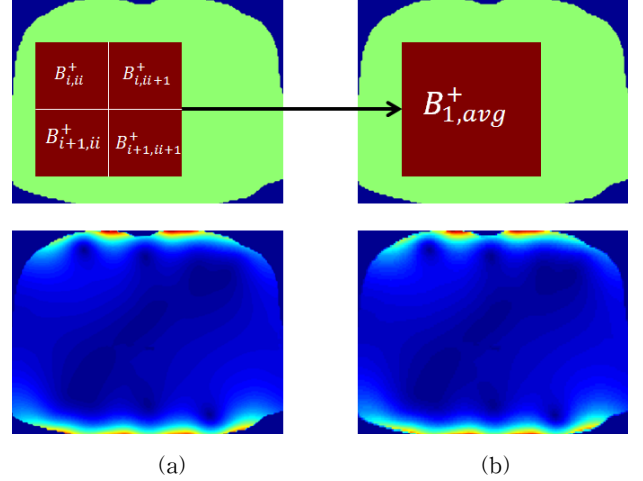


그림 2 비주기적인 방법의 컨셉 (a) 과 3 T의 인체 몸통 모형의 B_1^+ 분포에 적용한 결과 (b)

Fig. 2 The aperiodic method (a) and the results of B_1^+ distribution with the aperiodic method at 3 T

convex 최적화 방법은 가장 알맞은 값을 구하기 위해 B_1^+ map을 사용한다. 따라서 B_1^+ 을 최소화 시켜 적용하는 것이 실제 MRI 환경에서 중요하다. 본 논문에서 제안하는 방법이 기존 크기의 B_1^+ 필드로 convex 최적화를 시켰을 때와 compressed 방법을 적용한 후 convex 최적화 방법을 시켰을 때를 비교 하였을 때 두 필드가 큰 차이가 없다면 기존의 많은 양의 B_1^+ 자장을 추출하지 않고도 B_1^+ 를 추출하여 영상을 구성할 수 있게 되어 궁극적으로 MRI 촬영시간을 단축 할 수 있을 것으로 생각된다.

2.3 Pseudo-inverse method

RF 자장은 전류의 크기와 위상으로 구성된 w (가중치)에 비례하기 때문에 각각의 코일 소자에서의 전체 필드를 $\sum_{n=1}^N [B_{1,n,r}^+] \cdot [w]$ 로 표현할 수 있다. 이 때 N 은 코일 요소의 개수 이며 p 는 픽셀의 개수를 말한다. 그리고 이 식을 행렬식의 형태로 나타내면 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\begin{bmatrix} B_{1,1,1}^+ & \cdots & B_{1,N,1}^+ \\ \vdots & & \vdots \\ B_{1,1,r}^+ & \cdots & B_{1,N,r}^+ \\ \vdots & & \vdots \\ B_{1,1,p}^+ & \cdots & B_{1,N,p}^+ \end{bmatrix} \begin{bmatrix} w_1 \\ \vdots \\ w_r \\ \vdots \\ w_N \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} D_1 \\ \vdots \\ D_r \\ \vdots \\ D_N \end{bmatrix} \quad (4)$$

이 때 [D]행렬은 관심 영역을 나타내는 행렬이며 각 요소들은 지역화하고자 하는 영역은 1로 그 외의 영역은 모두 0으로 구성되어 있다. $[B_1^+]$ 은 정방행렬이 아닌 행렬이므로 [D]행렬에 상응하는 w 를 구하기 위해서 pseudo-inverse(또는 generalized inverse) 방법을 사용한다.

$$[w] = [B_1^+]^{pinv} [D] \quad (5)$$

약어로 표시된 pinv. 는 pseudo-inverse를 의미한다.

2.4 주기적인 compressed 방법을 이용한 시뮬레이션 결과

각 코일의 입력 인자들을 결정하기 위해 convex 최적화 방법을 사용하였으며 본 논문에서 제안하는 방법의 효율성을 보기 위해 관심 영역과 비 관심영역의 데이터를 B_1^+ 분포와 함께 수치적으로 보고자 하였다. 시뮬레이션에서는 기본적으로 217*300의 크기를 가진 인체 몸통 모형의 B_1^+ map을 사용하였다. 그림 4는 주기적인 compressed 방법을 적용한 후 영상을 지역화 한 결과이며 차례대로 No (217*300), 1/2 (108*150), 1/3 (72*100), 1/4 (54*75), 1/5(43*60)의 크기로 B_1^+ 필드를 compressed 하였다. B_1^+ 필드를 80% 까지 압축, 즉 본래의 데이터에서 20% 정도만을 사용하여 B_1^+ mapping을 할 수 있다는 것이다. 표 1의 결과는 관심 영역과 비 관심 영역의 데이터 값을 비교한 결과 이다. 실험 결

표 1 주기적인 compressed 방법에서 compressed 비율에 따른 관심 영역과 비 관심 영역에서 B_1^+ 데이터 값 비교

Table 1 Compared B_1^+ values between ROI and non ROI with the periodic compressed method according to compressed rates

	no compressed	1/2 compressed	1/3 compressed	1/4 compressed	1/5 compressed
$\sum B_1^+_{in ROI}$	3.672	3.710	3.770	3.610	3.711
$\sum B_1^+_{out ROI}$	38.644	38.837	39.009	37.431	38.572

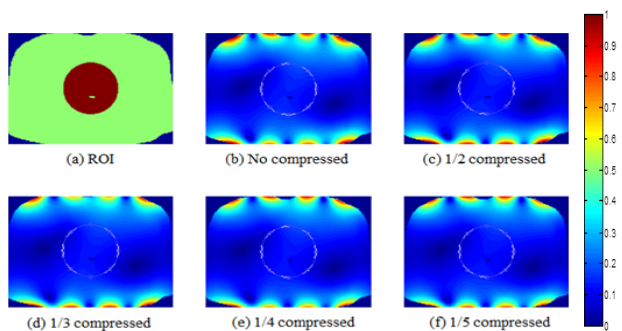


그림 3 3 T에 주기적인 compressed 방법을 적용한 시뮬레이션 결과

Fig. 3 The simulation results with the periodic compressed method at 3 T

과, 1/5까지 compressed한 결과 관심 영역과 비 관심 영역의 비율이 크게 변하지 않았다는 것을 볼 수 있다. 실험에서는 데이터를 약 1/5까지 압축하여 사용한 결과를 나타냈지만 데이터의 크기가 convex 최적화 방법을 실행 할 수 있을 정도까지 더 compressed 하여 사용할 수 있을 것으로 판단된다.

2.5 비주기적인 compressed 방법을 이용한 시뮬레이션 결과

주기적인 compressed 방법은 실제 병원에서 적용하기에 B_1^+ 가 많이 필요하다는 것과 이 과정에서 고비용이 든다는 제한점이 있다. 또한 많은 B_1^+ 를 필요로 하기 때문에 여전히 시뮬레이션 시간이 오래 걸린다는 문제가 있다. 따라서 이러한 문제점을 극복하기 위해서 실제 병원의 MRI 환경과 비슷하게 적용할 수 있는 비주기적인 compressed 방법을 적용하여 그 결과를 확인해 보았다. 그림 5는 비주기적인 compressed 방법을 적용한 후 지역화 한 B_1^+ 분포를 보여주

표 2 비주기적인 compressed 방법에서 compressed 비율에 따른 관심 영역과 비 관심 영역에서 B_1^+ 데이터 값 비교

Table 2 Compared B_1^+ values between ROI and non ROI with the aperiodic compressed method according to compressed rates

	no compressed	1/4 compressed	1/6 compressed
$\sum B_1^+_{in ROI}$	3.680	3.733	3.476
$\sum B_1^+_{out ROI}$	38.526	38.627	35.869

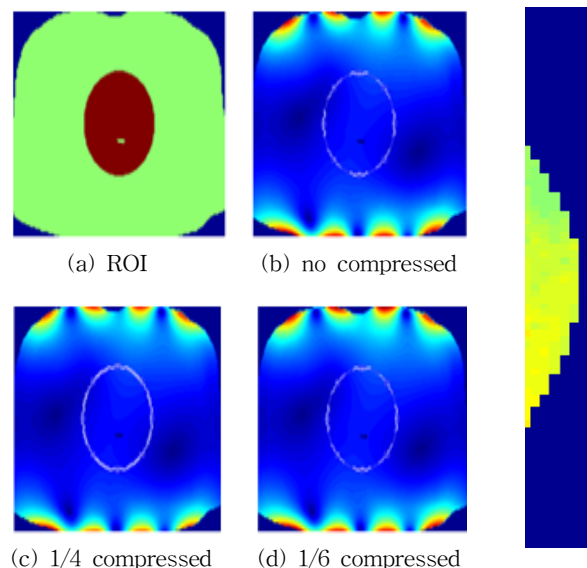


그림 4 3 T에 비주기적인 compressed 방법을 적용한 시뮬레이션 결과

Fig. 4 The simulation results with the aperiodic compressed method at 3 T

며 No(217*300), 1/4(54*75), 1/6(36*50)까지 데이터를 compressed 한 결과를 나타내고 있다. 표 2는 compressed 비율에 따라 관심 영역과 비 관심 영역의 데이터 값을 나타내고 있으며 이 또한 No compressed 와 1/6 compressed 의 데이터 값의 결과가 크게 차이 나지 않는 것을 알 수 있다. 이 방법은 본래의 1/4 크기만큼의 B_1^+ map을 만들어내는 실제 MRI 환경에서 더욱 유용하게 사용 될 것으로 생각된다.

2.6 Pseudo inverse 방법을 이용한 시뮬레이션 결과 및 convex 최적화와의 비교

그림 6은 또 다른 영상 지역화 방법인 pseudo-inverse 방법을 적용하여 지역화한 인체 몸통 모형의 B_1^+ 분포를 보여준다. 표 1과 3, 표 2와 4를 각각 비교해보면 똑같은 compressed 방법에 표 1과 2는 convex 최적화 방법을 그리고 표 3과 4에는 pseudo-inverse 방법을 적용하여 각 코일의 파라미터를 구하여 지역화 한 후, 관심 영역과 비 관심 영역에서의 데이터 값을 볼 수 있다. pseudo-inverse 방법을 통해 지역화한 영상에서도 관심 영역과 비 관심 영역의 비율이 compressed 하기 전 후 모두 거의 일정하게 유지되고 있는 것을 볼 수 있다. 표 1과 3, 표 2와 4의 데이터 값에 차이가 나는 이유는 비교적 정확한 파라미터를 적용한 convex 최적화 방법에 비해 pseudo-inverse 방법은 근사값의 파라미터를 적용하여 지역화 하였기 때문이다.

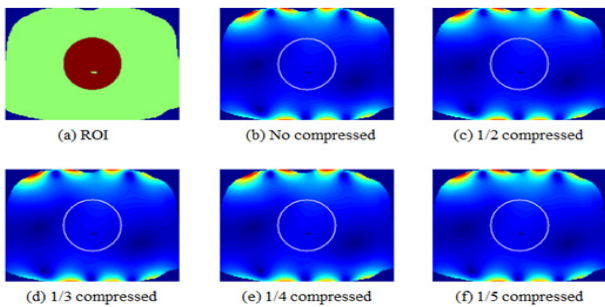


그림 5 3 T에 주기적인 compressed 방법과 pseudo-inverse 방법을 통해 지역화한 시뮬레이션 결과

Fig. 5 The localized simulation results with the periodic compressed method and pseudo-inverse method at 3 T

표 3 pseudo-inverse 방법을 통해 지역화 한 영상에서 compressed 비율에 따른 관심 영역과 비 관심 영역에서 B_1^+ 데이터 값 비교

Table 3 Compared B_1^+ values between ROI and non ROI in the localized image using pseudo-inverse method according to compressed rates

	no compressed	1/2 compressed	1/3 compressed	1/4 compressed	1/5 compressed
$\sum B_{1^+}^{\text{in ROI}}$	3.032	3.068	3.065	3.054	3.066
$\sum B_{1^+}^{\text{out ROI}}$	29.648	29.963	29.877	29.751	29.762

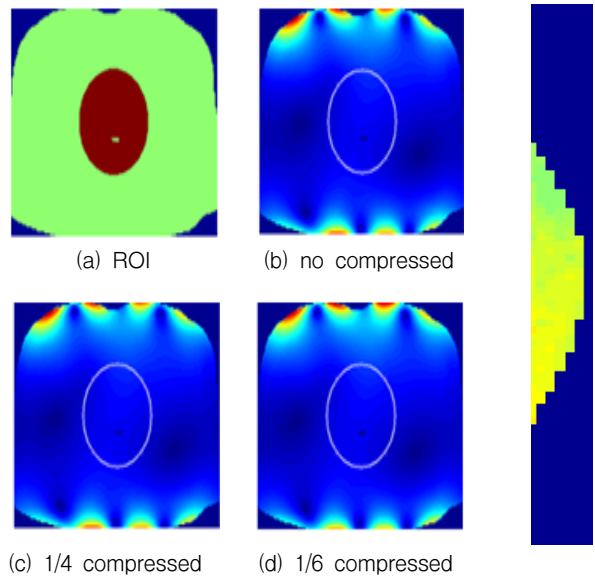


그림 6 3 T에 비주기적인 compressed 방법과 pseudo-inverse 방법을 통해 지역화한 시뮬레이션 결과

Fig. 6 The simulation results with the periodic compressed method and localized simulation results using pseudo-inverse method at 3 T

표 4 비주기적인 compressed 방법에서 compressed 비율에 따른 관심 영역과 비 관심 영역에서 B_1^+ 데이터 값 비교

Table 4 Compared B_1^+ values between ROI and non ROI in the aperiodic compressed method according to compressed rates

	no compressed	1/4 compressed	1/6 compressed
$\sum B_{1^+}^{\text{in ROI}}$	3.050	3.040	3.059
$\sum B_{1^+}^{\text{out ROI}}$	29.802	29.623	29.720

3. 결 론

MRI 시스템은 다채널 RF코일과 함께 영상의학에서 진단 및 분석을 위한 중요한 도구로 사용되고 있다. 그러나 멀티채널을 이용한 MRI 시스템은 촬영시간이 오래 걸린다는 고질적인 문제가 항상 남아있었다. 이는 RF 코일에서 B_1^+ 자장을 추출하는 시간이 오래 걸리기 때문에 발생하는 문제였다. 본 논문에서 제안한 compressed 방법으로 시뮬레이션 한 결과 기존의 B_1^+ 필드와 비교하였을 때 방법을 적용하기 전과 후가 큰 차이가 없다는 것을 3 T 자기공명장치에서 보여준다. 따라서 적은 양의 B_1^+ 자장을 사용하여 자장의 균일성을 향상 시키는 연구는 결과적으로 B_1^+ 자장을 추출하는 시간을 단축시킬 수 있으므로 궁극적으로 MRI 시스템의 촬영시간을 단축시켜 그 효율성을 향상 시킬 수 있을 것으로 기대된다.

감사의 글

본 연구는 2011년 정부재원(미래창조과학부 신진연구사업비, NRF-2011-0014776)으로 한국연구재단의 지원을 받아 연구하였음.

References

- [1] J. Vaughan, M. Garwood, C.M. Collins, W. Liu, L. DelaBarre, G. Adriany, P. Andersen, H. Merkle, R. Goebel, M.B. Smith, and K. Ugurbil, "7T vs. 4T: RF power, homogeneity, and signal-to-noise comparison in head images," *Magn Reson Med*, vol. 46, no. 1, pp. 24-30, 2001.
- [2] J. Vaughan, L. DelaBarre, C. Snyder, J. Tian, C. Akgun, D. Shrivastava, W. Liu, C. Olson, G. Adriany, J. Strupp, P. Anderson, A. Gopinath, and P. Moortele, "9.4 T human MRI: Preliminary results," *Magn. Reson.Med.*, vol. 56, pp. 1274 - 1282, 2006
- [3] H. Yoo, A. Gopinath, and J. T. Vaughan, "A method to localize RF B1 field in high-field magnetic resonance imaging systems," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 2012, 59, no.12, pp.3365-3371
- [4] D. Brunner and K. Pruessmann, "interferometry for the calibration of RF transmitter arrays," *Magn. Reson. Med.*, vol. 61, pp. 1480 - 1488, 2009
- [5] M. Lustig, D. Donoho, J. Santos, and J. Pauly, "Compressed sensing MRI," *IEEE Signal Process. Mag.*, vol. 25, no. 2, pp. 72 - 82, Mar. 2008.
- [6] SEMCAD X by SPEAG, www.speag.com

저 자 소 개



유 형 석

2003년: 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 (공학사), 2006년: University of Minnesota 전기공학과 (공학석사), 2009년: University of Minnesota 전기공학과 (공학박사), 2009년~2010년: Center for Magnetic Resonance Research (CMRR), University of Minnesota, Post-Doctor 연구원, 2010년~2011년: Cardiac Rhythm Disease Management, Medtronic, USA, MRI 연구원, 2011년~현재: 울산대학교 의공학과 조교수