선형적 위상배열 코일구조의 시뮬레이션을 통한 민감도지도의 공간 해상도 및 필터링 변화에 따른 MR-SENSE 영상재구성 평가

이동훈^{1,2} · 홍철표¹ · 한봉수¹ · 김형진² · 서재준² · 김소현² · 이춘형² · 이만우²

¹연세대학교 보건과학대학 방사선학과, ²(주)젠피아

Evaluation of MR-SENSE Reconstruction by Filtering Effect and Spatial Resolution of the Sensitivity Map for the Simulation-Based Linear Coil Array

D. H. Lee^{1,2}, C. P. Hong¹, B. S. Han¹, H. J. Kim², J. J. Suh², S. H. Kim², C. H. Lee², M. W. Lee²

¹Dept. of Radiological Science, College of Health Science, Yonsei University, Korea

²Dept. of R&D, Genpia Co., Korea

(Received March 22, 2011. Accepted May 24, 2011)

Abstracts: Parallel imaging technique can provide several advantages for a multitude of MRI applications. Especially, in SENSE technique, sensitivity maps were always required in order to determine the reconstruction matrix, therefore, a number of difference approaches using sensitivity information from coils have been demonstrated to improve of image quality. Moreover, many filtering methods were proposed such as adaptive matched filter and nonlinear diffusion technique to optimize the suppression of background noise and to improve of image quality. In this study, we performed SENSE reconstruction using computer simulations to confirm the most suitable method for the feasibility of filtering effect and according to changing order of polynomial fit that were applied on variation of spatial resolution of sensitivity map. The image was obtained at 0.32T(Magfinder II, Genpia, Korea) MRI system using spin-echo pulse sequence(TR/TE = 500/20 ms, FOV = 300 mm, matrix = 128 × 128, thickness = 8 mm). For the simulation, obtained image was multiplied with four linear-array coil sensitivities which were formed of 2D-gaussian distribution and the image was complex white gaussian noise was added. Image processing was separated to apply two methods which were polynomial fitting and filtering according to spatial resolution of sensitivity map and each coil image was sub-sampled corresponding to reduction factor(r-factor) of 2 and 4. The results were compared to mean value of geometry factor(g-factor) and artifact power(AP) according to r-factor 2 and 4. Our results were represented while changing of spatial resolution of sensitivity map and r-factor, polynomial fit methods were represented the better results compared with general filtering methods. Although our result had limitation of computer simulation study instead of applying to experiment and coil geometric array such as linear, our method may be useful for determination of optimal sensitivity map in a linear coil array.

Key words: SENSE, sensitivity map, polynomial fitting, low pass filtering, spatial resolution

1. 서 론

병렬영상처리 기법(Parallel imaging)을 이용한 자기공명

영상(Magnetic Resonance Imaging, MRI)획득은 검사시간의 단축을 통하여 검사효율을 증가시킬 수 있다[1]. 예전부터 병렬영상처리 기법을 적용하는데 있어서 많은 방법들이 제안되었으며 특히, Preussmann등에 의해 제안되었던 SENSE (Sensitivity encoding)기법은 영상공간(image-space)에서 병렬영상기법을 적용하는 것으로 이를 통한 영상재구성 알고리즘은 현재 많은 자기공명영상 임상장비에서 사용되고 있다

Corresponding Author : 이만우
(220-801) 강원도 원주시 문막읍 동화리 1660-2 (주) 젠피아 연구소
TEL: 82-33-744-4920 / FAX: 82-33-744-4922
E-mail: mwlee@genpia.com

[2]. SENSE 알고리즘의 기본적인 원리는 감소인자(reduction factor, R-factor)를 적용하여 줄어든 관심영역(Field of View, FOV) 내에서 코일의 다른 채널별로 영상을 획득하고 이를 바탕으로 복셀(voxel)단위에서의 복합적으로 합쳐진 신호들을 수학적 방법을 통해 재구성하여 영상화하는 것이다. 특히, SENSE기법을 적용하여 병렬영상처리 기법을 구현하는데 있어서 가장 중요하게 고려되는 요소는 코일의 각 채널위치에 따른 민감도정보를 획득하는 것이며 이를 위해 정확한 민감도정보의 획득이 필요하다[1,2,3]. 이를 위해서 코일의 각 채널별 민감도정보를 영상재구성에 앞서 사전에 획득하는 부가적인 영상스캔이 고려되어야 한다. 코일의 각 채널별 민감도정보를 가진 영상을 민감도지도라고 하며 영상획득에 사용되는 시간을 최소화 하기위해 주로 K공간(K-space)의 가운데 부분을 중심으로 신호를 수집하여 영상으로 재구성한다. 이와 같이 K공간의 가운데 부분을 중심으로 위상부호화(phase encoding)영역을 결정하여 영상을 획득하는 것은 영상이 흐려지게 나타나는 단점이 있지만 코일의 각 채널별 민감도지도의 구현에 있어서 높은 신호대 잡음비(Signal to Noise Ratio, SNR)의 영상을 획득할 수 있기 때문에 주로 사용되는 방법 중 하나이다. 하지만 획득한 민감도지도의 정보를 바탕으로 SENSE기법을 적용하는 것은 잡음의 영향이 큰 경우에 있어서 원 영상의 복원이 불가능한 경우가 발생한다. 따라서 획득한 민감도정보에 다항함수 피팅방법을 적용하거나 여러 가지 필터링 알고리즘을 적용하여 민감도정보의 일반화와 정확도를 높이는 많은 방법들이 제시되고 있다[10,11]. 또한 K공간의 가운데 부분을 중심으로 위상부호화 영역을 결정하여 상대적으로 짧은 시간동안 영상획득을 하는 과정을 적용함에 있어서도 공간해상도의 설정이 영상의 복원정도에 영향을 가하게 된다. 따라서 본 연구에서는 4채널의 선형적 위상배열 코일 시뮬레이션을 수행하여 SENSE기법을 적용하는 경우, 민감도정보 획득시 공간해상도의 유효성에 대해서 평가하였다. 또한 민감도지도에 2차원형태의 다항함수 피팅방법과 지역통과 필터링방법을 적용하여 잡음의 영향을 줄이고 SENSE기법을 적용한 영상복원의 유효성에 대해서 확인하고자 하였다.

II. 재료 및 방법

SENSE기법을 사용하는 병렬영상처리 재구성 방법은 위상배열 형태 코일의 각 채널의 민감도 정보를 이용하여 영상의 위상부호화 방향으로 감소인자의 변화에 따라 형성된 겹쳐진 영상(alias image)의 각 채널별 위치에서의 혼합된 신호성분을 계산한다. 이를 통해 겹쳐진 부분의 신호의 원 위치를 계산하여 원 영상으로 복원하는 것이다[2,4,5].

위상배열 코일을 통해 획득한 자기공명 영상 신호는 코일

의 각 채널별로 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$C_l(K_x, K_y) = \iint S_l(x, y) \exp(-(ik_x x + ik_y y)) \rho(x, y) dx dy \quad (1)$$

Equation (1)에서 S 는 코일의 각 채널별 민감도를 나타내며 ρ 는 스핀의 밀도를 나타낸다.

SENSE기법을 이용한 영상재구성 행렬식은 다음과 같이 나타낼 수 있다[2,6].

$$C = S \cdot \rho \quad (2)$$

코일의 각 채널별 민감도지도 행렬은 겹쳐진 영상을 원 영상으로 복원하는데 사용된다[2,3,4,5,6].

$$U = (S^H \Psi^{-1} S)^{-1} S^H \Psi^{-1} \quad (3)$$

Equation (3)에서 U 는 코일의 각 채널별 민감도지도 행렬의 의사역행렬(pseudo inverse matrix)값을 나타내며 H 는 전치된 켈레복소수를 의미하고 Ψ 는 잡음 매트릭스를 나타낸다.

Equation (3)을 이용하여 겹쳐진 신호의 분리는 다음과 같은 식으로 나타낼 수 있다.

$$R = U \cdot a \quad (4)$$

Equation (4)에서 a 는 겹쳐진 영상의 매트릭스를 나타내며 R 은 겹쳐진 영상에서 원 위치에 해당하는 분리되는 픽셀 값을 나타낸다.

Equation (3)과 (4)를 이용하여 벡터 R 의 행렬 값은 다음과 같이 계산된다.

$$R = (S^H \Psi^{-1} S)^{-1} S^H \Psi^{-1} \cdot a \quad (5)$$

Equation (5)를 통해 계산되는 벡터 R 의 행렬 값을 구하는 과정을 줄어든 FOV에 의해 겹쳐진 영상의 각 픽셀 위치에 대하여 수행하면 겹쳐짐이 없는 전체 FOV영상을 획득할 수 있다.

1. 감소인자(reduction factor)

코일의 각 채널의 겹쳐진 영상들은 감소인자의 조절을 통해 생성된다. 감소인자는 K공간에 대한 샘플링 간격의 변화 정도를 결정하는 요소이다. 영상획득시 감소인자의 조절로 인해 늘어난 샘플링 간격은 나이퀴스트 샘플링(nyquist sampling) 기준을 충족시키지 못하며 이는 영상이 겹쳐진 형태로 나타나는 원인이 된다. 일반적인 병렬영상처리 기법을 적용한 영상 재구성에 있어서 감소인자의 결정은 위상배열

코일의 전체 채널수를 고려하여 결정되어 지며 감소인자의 최대값은 코일을 구성하는 전체 채널수를 넘지 않는 범위내에서 결정되어 진다.

2. 민감도 지도(sensitivity map)

SENSE기법을 적용하여 영상재구성을 시행할 경우 높은 질적수준의 재구성 영상을 획득하기 위해서 코일의 각 채널별로 우수한 공간적 민감도분포를 획득하여야 한다. 각 채널별 민감도정보는 영상영역에서 간단하게 다음과 같은 단계를 통해 획득할 수 있다. 첫 번째 단계는 코일의 각 채널별로 낮은 해상도의 전체 FOV영상을 획득하는 것이며 이와 같은 일련의 영상획득 과정을 일반적으로 기준스캔(reference scan) 또는 보정스캔(calibration scan)이라고 한다. 기준스캔을 사용할 경우에는 일반적으로 빠른 경사예코 기반의 펄스열을 사용하며 K공간의 가운데 부분을 포함하는 최소한의 위상부호화수를 사용하여 영상획득이 수행되는 시간을 최소한으로 한다[7]. 두 번째 단계는 획득된 코일의 채널별 영상을 픽셀단위의 제곱합(Sum-of-Square, SOS)을 통해 하나의 영상을 획득한 후에 이를 기준으로 각 채널별 영상을 픽셀단위로 나누어주며 기본적인 채널별 민감도 지도를 획득하는 단계이다. 하지만, 최종적으로 높은 질적수준의 재구성 영상을 획득하기 위해서 각 채널별 민감도지도에 잡음감소를 위한 일련의 개선과정을 수행하여야 한다. 앞서 언급한 일반적인 과정을 통해 생성된 채널의 민감도는 획득하고자 하는 영상 물체나 잡음들의 구조적 특성으로 인해 위치에 의존하는 국소적인 특성을 가지고 있다. 따라서 잡음의 효과를 줄이기 위해서 다양한 다항함수 피팅방법이나 저역통과 필터링 방법들을 적용하여 민감도지도를 개선하여 영상재구성에 적용한다. 하지만 지나친 다항함수 피팅방법과 저역통과 필터링을 적용한 민감도지도의 경우, 영상재구성시에 오류가 발생할 수 있으므로 적절한 수준을 고려하여 적용하는 것이 필요하다.

3. 구조인자(geometry factor)

구조인자는 잡음의 증폭정도를 나타내며 SENSE기법을 적용한 영상재구성에 있어서 중요한 역할을 한다. 구조인자를 계산하는 기본적인 방법은 Eq. (6)과 같이 제곱근의 형태로 나타내며 최소 1보다 크거나 같은 값을 갖는다.

$$g = \sqrt{[(S^H \Psi^{-1} S)^{-1}]_{ii} (S^H \Psi^{-1} S)_{ii}} \geq 1 \quad (6)$$

Equation (6)을 통해 구조인자를 계산하는 것은 영상내의 전체 픽셀에 적용되며 “i”는 겹쳐진 영상의 개수와 픽셀의 위치를 의미한다. 그러므로 모든 픽셀의 구조인자는 겹쳐진 영상의 특정 위치와 관련이 많은 형태를 나타낸다[5]. Equation (6)에서처럼 구조인자는 코일의 채널별 민감도 정보와 잡음

간의 상관관계를 알고 있다면 직접적으로 계산이 가능한 요소이다. 코일의 각 채널간 잡음의 상관관계는 보정스캔과정 동안 측정할 수 있으며 복합적으로 결합되어 있는 코일의 민감도정보를 사용하여 구조인자를 계산할 수 있다. 구조인자는 코일의 구조, 단면선택방향, FOV, 감소인자와 관련이 많으며 특히 SENSE기법을 이용한 병렬영상처리 재구성에 있어서 위상배열 코일의 구조를 디자인하고 결정하는데 중요한 요소이다[8].

4. MRI 시스템 및 팬텀영상획득

본 실험을 위해 0.32T 개방형 2-column 타입의 영구자석형 MRI 시스템(Magfinder II, (주)젠피아, 한국)을 사용하였다(그림 1). 이 MRI 시스템에서 경사자장 시스템의 최대 경사자장의 크기(maximum gradient amplitude)는 15 mT/m, 최대 슬루율(maximum slew rate)은 30 mT/m/msec, 도달시간(rising time)은 500 μ sec이다. 영상획득을 위하여 팬텀(NiCl₂ 18 mmol/l과 NaCl 0.1w/v%, water solution, 100 ms/T1 at 0.32T)과 스핀에코 펄스열(Spin-Echo Pulse Sequence)을 이용하였다. 영상획득을 위한 영상화변수는 반복시간(Time of Repetition, TR) = 500 msec, 에코타임(Time of Echo, TE) = 20msec, 관심영역(Field of View, FOV) = 250 × 250 mm, 반복횟수(Number of Excitation, NEX) = 1, 영상크기(Matrix size) = 128 × 128, 단면두께(Slice thickness) = 8 mm로 설정하였다.

5. 컴퓨터 시뮬레이션

획득한 영상을 바탕으로 4채널 선형적 위상배열의 민감도 지도의 생성과 SENSE기법을 적용하는 영상재구성은 컴퓨터 시뮬레이션으로 수행되었으며 Matlab 7.8(Mathworks, USA)을 사용하였다. 획득한 팬텀영상을 바탕으로 2차원 가

그림 1. 본 연구를 위해 사용된 오픈형 MRI 시스템
Fig. 1. The 0.32T Open-MRI system used in this study

그림 2. 4채널 선형위상 배열 형태의 시뮬레이션을 위해 구현된 2차원 가우시안 분포형태의 민감도지도

Fig. 2. The simulated four channel linear array coil sensitivities which were formed 2D gaussian distribution

우시안 형태의 4채널 선형적배열 구조의 민감도지도(그림 2)를 시뮬레이션으로 제작하여 가중하였다. 시뮬레이션으로 생성된 민감도지도와 결합된 팬텀영상에 역푸리에 변환을 하여 가우시안 형태의 잡음을 추가하였다. SENSE기법을 이용하는 영상재구성 과정은 코일의 각 채널별 민감도지도의 공간해상도의 변화와 이때 적용되는 다항함수 피팅방법과 저역통과 필터링 방법에 따라 크게 두 가지로 분류하여 적용하였으며 2와 4의 감소인자의 변화에 따라서도 영상재구성 효과를 확인하였다. 첫 번째 영상재구성시에는 민감도지도의 공간해상도 변화에 따라서 2차원 형태의 다항함수 피팅과정을 1차~4차까지의 차수를 조절하는 형태로 구분하여 수행하였다. 두 번째 영상재구성시에는 잡음의 효과를 최소화하기 위해 사용되는 일반적인 저역통과 필터링기법(Gaussian, Hamming, Hanning filtering)을 각 채널별 민감도지도에 동일하게 적용하였다. 이때 적용되는 필터의 커널크기는 변화되는 민감도지도의 공간해상도와 동일한 크기로 적용하였다. 민감도지도의 공간해상도 변화는 주파수부호화 방향의 크기를 전체 영상획득 영역과 동일하게 고정된 상태에서 위상부호화 방향으로의 K공간을 채우는 정도를 통하여 결정하였으며 사용된 값은 8, 16, 24, 32, 48, 64를 사용하였다. 이때, 위상부호화 방향으로의 공간해상도를 결정하는 최대 범위는 획득하고자 하는 원 영상의 공간해상도($n = 128$)를 기준으로 $1/2$ 의 값까지 설정하였다. 실험을 통해 도출된 재구성된 영상의 결과들은 구조인자의 평균값을 비교하여 나타내었다. 구조인자의 평균값은 Eq. (6)을 통해 획득한 각 픽셀단위에서의 구조인자 값들의 전체 합을 영상 매트릭스의 크기로 나누어서 획득하였다. 또한 재구성된 영상과 기준영상과의 정도 비교를 위하여 Artifact Power(AP)를 측정하였다[10]. 이때 사용된 기준영상은 감소인자가 1로서 위상부호화수의 변화가 없이 전체 FOV에 대해 획득을 한 영상을 의미하며 재구성된 영상은 감소인자, 민감도지도의 공간해상도, 필터링 방법

등의 변화에 따라 각각 재구성된 영상을 의미한다. Artifact Power는 Eq. (7)과 같이 정의되며 MRI 시스템을 통해 획득한 크기영상(magnitude image)을 바탕으로 적용하였다.

$$AP = \frac{\sum |I_{reference}(x,y) - I_{recon}(x,y)|^2}{\sum |I_{reference}(x,y)|^2} \quad (7)$$

III. 결 과

민감도지도의 공간해상도 변화에 따른 2차원 형태의 다항함수 피팅과 저역통과 필터링 효과에 대한 구조인자의 평균값은 감소인자의 변화에 따라 그림 3과 4에 나타내었다. 그림 3에서처럼 감소인자를 2로 적용한 경우, 민감도지도의 공간해상도가 증가함에 따라서 2차원 형태의 다항함수 피팅방법을 적용한 결과가 일반적인 저역통과 필터링 방법을 적용한 결과값 보다 상대적으로 낮게 나타났다. 특히, 2차원 형태의 다항함수 피팅을 적용한 경우 중에서도 차수를 2차로 설정한 경우에, 민감도지도의 공간해상도 변화에 있어서 가장 낮은 구조인자의 평균값을 나타냈다. 하지만 그림 4와 같이 감소인자를 4로 설정하여 동일한 과정을 수행한 경우에는 2차원 형태의 다항함수의 차수가 1과 2일 때의 구조인자의 평균값이 다른 방법을 적용하는 것보다 높게 나타났으며 차수가 3의 경우를 사용하였을 때 가장 낮은 값을 나타내었다.

그림 5와 6에서는 민감도지도와 감소인자의 변화에 따른 AP값의 분포를 나타내었다. 감소인자를 2를 사용하였을 때 AP값의 변화는 특히, Hamming, Hanning 필터를 적용하는 경우 다른 방법을 적용하는 것에 비해 높은 값으로 나타났으며 민감도지도의 위상부호화 방향의 공간해상도가 32보다 증가할 경우 AP값의 변화가 더욱 크게 나타났다(그림 5). 하지만, 그림 6과 같이 감소인자를 4를 사용하였을 경우의 결과는 2차원 형태의 다항함수 피팅의 차수를 3차 이상으로 사용한 경우에 다른 방법을 적용하는 것에 비해서 가장 낮은 AP값을 나타내었다.

그림 7에서는 민감도지도의 공간해상도 변화에 따라서 2차원 형태의 다항함수 피팅, 필터링 방법을 적용하여 재구성된 팬텀영상을 나타내었다. 감소인자를 2로 사용하는 경우, 2차원 형태의 2차 다항함수 피팅을 적용한 경우와 Gaussian 필터를 적용한 경우에 있어서 민감도지도의 공간해상도의 변화와 채널별 제곱합 영상과 비교할 때 영상복원이 큰 차이를 보이지는 않음을 확인하였다. 하지만, 민감도지도의 공간해상도가 낮게 설정(위상부호화수 24 이하) 되어 영상이 재구성되는 경우에는 Gaussian 필터를 적용한 경우에서 영상의 복원능력이 상대적으로 저하되었다. 감소인자를 4로 사용하는 경우, 감소인자 2를 사용할 때 보다 상대적으로 영상복원의 저하가 크게 나타났다. Gaussian 필터를 적용한 경우에 있

그림 3. MR-SENSE 영상재구성시에 민감도지도의 공간해상도 변화와 2차원 다항함수 피팅 및 필터링 방법에 따른 구조인자(g-factor) 평균값과의 상관관계(감소인자: 2)

Fig. 3. The results graph for correlation between the spatial resolution of sensitivity map and g-factor mean value which was used 2D polynomial fitting and low pass filtering(r-factor: 2)

그림 4. MR-SENSE 영상재구성시에 민감도지도의 공간해상도 변화와 2차원 다항함수 피팅 및 필터링 방법에 따른 구조인자(g-factor) 평균값과의 상관관계(감소인자: 4)

Fig. 4. The results graph for correlation between the spatial resolution of sensitivity map and g-factor mean value which was used 2D polynomial fitting and low pass filtering(r-factor: 4)

어서 영상의 전체적인 윤곽은 복원이 되지만, 팬텀영상 내부에서 영상복원 정도가 잡음의 영향으로 인해 저하됨을 확인하였다. 또한 Gaussian 필터를 적용한 경우에는 민감도지도의 공간해상도가 증가하더라도 영상의 복원력은 크게 저하됨을 확인하였다. 하지만, 2차원 형태의 3차 다항함수 피팅을 적용하는 경우에는 Gaussian 필터를 적용한 경우 보다 상

그림 5. MR-SENSE 영상재구성시에 민감도지도의 공간해상도 변화와 2차원 다항함수 피팅 및 필터링 방법에 따른 아티팩트 파워(AP) 값과의 상관관계(감소인자: 2)

Fig. 5. The results graph for correlation between the spatial resolution of sensitivity map and AP value which was used in r-factor 2

그림 6. MR-SENSE 영상재구성시에 민감도지도의 공간해상도 변화와 2차원 다항함수 피팅 및 필터링 방법에 따른 아티팩트 파워(AP) 값과의 상관관계(감소인자: 4)

Fig. 6. The results graph for correlation between the spatial resolution of sensitivity map and AP value which was used in r-factor 4

대적으로 높은 영상복원 정도를 나타내었다. 민감도지도의 공간해상도를 낮게 설정(위상부호화수 24 이하) 하고 2차원 형태의 3차 다항함수 피팅을 적용한 경우에는 복원된 영상의 질이 원 영상과 비교할 때 상대적으로 저하되었지만, 공간해상도가 증가함에 따라서 영상복원의 정도가 원 영상과 가깝게 증가하였다.

그림 7. 민감도지도의 공간해상도 변화와 2차원 다항함수 피팅 및 필터링 방법에 따른 MR-SENSE 재구성 영상(감소인자: 2, 4)
Fig. 7. The MR-SENSE reconstruction images which are according to spatial resolution of sensitivity map, 2D polynomial fit and filtering using r-factor 2 and 4

IV. 고찰 및 결론

본 연구에서는 SENSE기법을 적용한 자기공명영상 병렬 영상처리 기법에서의 민감도 지도의 공간해상도 변화와 2차원 형태의 다항함수 피팅, 저역통과 필터링 방법에 대한 상관관계에 대해 확인하였다. 동일한 감소인자의 적용시 민감도지도의 공간해상도와 감소인자의 변화에 따라서 2차원 형태의 다항함수 피팅 과정의 적용이 일반적으로 잡음 감소를 위해 사용하는 저역통과필터 보다 더 적합한 결과를 나타낼 수 있었다. 특히, 2차원 형태의 다항함수 피팅방법 적용시에 감소인자의 선택에 따라 다항함수 피팅의 차수를 적절하게 선택하는 것이 구조인자의 평균값과 AP값 모두 다른 방법을 적용한 결과에 비해 좋은 결과를 나타냄을 확인할 수 있었다. 비록 본 실험을 통해 도출된 결과들은 선형적인 위상배열 형태의 코일을 사용하는 경우에 적절한 방법으로

시뮬레이션 된 결과이지만, 저자장의 오픈형 MRI 시스템에서의 주자장의 방향을 고려하면 선형적인 위상배열 형태의 코일 사용이 용이하기 때문에 본 실험의 결과가 유용한 정보를 제공할 수 있을 것으로 생각된다. 현재 저자장의 오픈형 MRI 시스템은 낮은 코일의 구조적배열의 한계와 낮은 신호대잡음비로 인하여 병렬영상 처리기법의 사용이 제한적이지만, 향후 SENSE기법을 적용하여 병렬영상 처리 재구성을 수행하는 경우에 본 실험의 결과는 적절한 민감도 지도의 공간해상도 결정과 잡음제거 방법 선택에 있어서 좋은 기초 자료가 될 수 있을 것으로 생각된다.

참고문헌

- [1] P. Thunberg, M. Karlsson and L. Wigstrom, "Accuracy and Reproducibility in Phase Contrast Imaging Using SENSE," *Mag. Reson. Med.*, vol. 50, no. 5, pp. 1061-1068, 2003.
- [2] K.P. Pruessmann, M. Weiger and M.B. Scheidegger, "SENSE: Sensitivity Encoding for Fast MRI," *Mag. Reson. Med.*, vol. 42, no. 5, pp. 952-962, 1999.
- [3] J.Y. Guo, E.G. Kholomvski, L. Zhang and D.L. Parker, "Evaluation of motion effects on parallel MR imaging with precalibration," *Magn. Reson. Imaging*, vol. 25, no. 8, pp. 1130-1137, 2007.
- [4] D.W. McRobbie, E.A. Moore, M.J. Graves and M.R. Prince, *MRI From Picture to Proton, 2nd ed*, United Kingdom: Cambridge Univ. Press, 2004, pp. 137.
- [5] H. Omer and R. Dickinson, "A Graphical Generalized Implementation of SENSE Reconstruction Using Matlab," *Concepts Magn. Reson. Part A*, vol. 36, no. 3, pp. 178-186, 2010.
- [6] H.J. Tian, S. Chen, C. Zheng and P. Lin, "A Robust Method for Parallel MRI SENSE Reconstruction," in *Proc. 1st IEEE ICBBE*, Wuhan, China, July, 2007, pp. 679-681.
- [7] J.F. Glockner, H.H. Hu, D.W. Stanley, L. Angelos and K. King, "Parallel MR Imaging: A User's Guide," *Radiographics*, vol. 25, pp. 1279-1297, 2005.
- [8] J.B. Son, J.X. Ji, M.P. McDougall and S.M. Wright, "Adaptive SENSE Reconstruction for Parallel Imaging with Massive Array Coils," in *Proc. 26th IEEE EMBS*, San Francisco, USA, Sep. 2004, pp. 1064-1067.
- [9] S.O. Schoenberg, O. Dietrich and M.F. Reiser, *Parallel imaging in Clinical MR Applications*, Springer, 2007, pp 49-62.
- [10] Jim X. Ji, J.B. Son and Swati D. Rane, "PULSAR: A MATLAB Toolbox for Parallel Magnetic Resonance Imaging Using Array Coils and Multiple Channel Receivers," *Concepts Magn. Reson. Part B*, vol. 31, no. 1, pp. 24-36, 2007.
- [11] D.J. Larkman, P.G. Batchelor, D. Atkinson, D. Rueckert and J.V. Hajnal, "Beyond the g-Factor Limit in Sensitivity Encoding Using Joint Histogram Entropy," *Mag. Reson. Med.*, vol. 55, no. 1, pp. 153-160, 2006.
- [12] James A. Bankson and Steven M. Wright, "Simulation-Based Investigation of Partially Parallel Imaging With a Linear Array at High Accelerations," *Mag. Reson. Med.*, vol. 47, no. 4, pp. 777-786, 2002.