

# 삼차원 자기공명영상법의 뇌 구조 영상을 위한 최적화 연구: 센스인자 변화에 따른 신호변화 평가

박명환<sup>1</sup> · 이진완<sup>1</sup> · 이강원<sup>1</sup> · 류창우<sup>1,2</sup> · 장건호<sup>1,2</sup>

**목적 :** 평행영상(Parallel imaging) 기법의 개발로 긴 촬영시간 때문에 종종 사용되지 못하던 삼차원 영상기법이 최근 들어 환자 병을 진단하는데 새로이 사용되고 있다. 이 연구의 목적은 최근에 뇌 영상에서 개발되어 이용되고 있는 삼차원 자기공명영상을 사람의 뇌에서 짧은 시간 내에 얻을 수 있도록 2차원 평행영상 기법을 사용한 최적화 방법을 연구하는데 있다.

**대상 및 방법 :** 검사 장비는 3.0T 자기공명영상장치를 이용하였으며 8-채널 SENSE (sensitivity encoding) 머리 코일을 이용하였다. 팬텀 및 3명의 사람 머리에서 영상을 얻었다. 세 가지의 삼차원 영상법인 3D T1WI, 3D T2WI 및 3D FLAIR 영상 방법에 대하여 평행인자(SENSE factor)의 변화에 따른 팬텀 영상을 얻었다. 각각의 영상법에서 영상획득에 적당한 SENSE 인자를 찾기 위해 Phase encoding 방향과 Slice encoding 방향을 조합한 SENSE 인자를 변화시키면서 영상을 얻었다. 영상분석을 위하여 특정영역(ROI)를 설정한 후에 신호대 잡음비 (Signal-to-noise ratio, SNR), 감소분율(Percent Signal Reduction Rate, %R), 대조도(contrast-to-noise ratio, CNR)를 계산하였다.

**결과 :** 팬텀을 이용한 SENSE 인자 변화에 따른 SNR 및 %R 값의 변화 결과 3D T1WI 방법에서 SENSE 인자를 사용한 것들 중에서 SENSE 인자를 총 3인 경우 약 0.2%의 신호 감소가 나타났고 영상시간은 5분 이내였다. 3D T2WI 방법의 경우 SENSE 인자를 사용한 것들 중에서 SENSE 인자를 총 3인 경우에 약 1.0% 신호 감소가 나타났고 영상 시간은 약 5분 이내였다. 3D FLAIR 방법의 경우 SENSE 인자를 사용한 것들 중에서 SENSE 인자를 4를 사용한 경우에 약 0.2% 신호 감소가 나타났고 영상시간은 약 6분이었다. 사람을 대상으로 할 경우 3D T1W 및 3D T2W 영상에서 SNR 및 CNR은 SENSE 인자를 3으로 한 경우에서 SENSE 인자를 4로 한 경우 보다 높게 나타났다. 3D FLAIR 영상의 경우 CNR은 SENSE 4에서는 SENSE 3에 비하여 낮았다.

**결론 :** 본 연구에서는 3가지 3차원 영상법을 실제 임상적용이 가능한 시간 영역에서 SENSE 인자를 변화 시키면서 최적의 영상을 얻도록 하는 연구를 실시한 결과 SNR 감소를 최소화 하면서 영상획득 시간을 약 5분에서 6분 정도 소요되는 2차원 SENSE 인자를 찾았다. 이를 뇌 영상에 적용하였을 경우 SENSE 인자를 적용하지 않은 경우와 비교하면 신호 감소는 최소화 하면서 영상의 질은 큰 영향을 주지 않은 것으로 나타났다. 3D T1W 및 3D T2W는 SENSE 인자를 3으로 3D FLAIR인자는 SENSE 인자를 4로 하는 것이 환자를 대상으로 한 뇌 영상에 적합하다고 생각된다. 앞으로는 이들 영상법이 뇌 영상뿐만 아니라 다른 영역의 영상에 적용을 위한 최적화가 필요하다고 생각된다.

대한자기공명과학회지 13:161-170(2009)

<sup>1</sup>경희대학교 동서신의학병원 영상의학과

<sup>2</sup>경희대학교 의과대학 의학과

본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임 (A062284).

접 수 : 2009년 10월 27일, 수정: 2009년 11월 24일, 채 택 : 2009년 11월 30일

통신저자 : 장건호, (134-727) 서울시 강동구 상일동 149번지, 경희대학교 의과대학 동서신의학병원 영상의학과

Tel. (02) 440-6187 Fax. (02) 440-6932 E-mail: ghjahng@gmail.com

## 서 론

삼차원(3 dimensional, 3D) 영상의 특징은 단위시간당 신호대 잡음비가 2차원 영상방법에 비하여 높고, 절편의 두께를 얇게 하여 해상도를 높일 수 있으며, 그에 따라 국소체적 효과(partial volume effect)를 줄일 수 있고, 3 가지 방향으로 구조영상을 재구성할 수 있다는 것이다. 삼차원 자기공명영상(MRI)은 현재 인체의 여러 부위에서 병을 진단하기 위하여 임상에서 많이 사용되고 있다(1-9). 특히 3차원 MRI 방법을 빈번하게 적용하는 부위 중에 한 곳이 머리 부위 이다(10-14). 하지만 3 차원 영상의 경우 2차원 영상보다 매우 긴 영상획득 시간 때문에 실제 환자를 대상으로 하는 일반적인 영상 획득에는 많이 이용되지 못했다.

현재까지 3차원 영상 방법 중에서 뇌 영상을 위하여 가장 많이 사용된 방법 중의 하나가 3차원 반전 T1 강조 경사자장 영상(3D inversion recovery T1-weighted gradient-echo imaging, 3D T1WI) 방법이다. 이 영상 방법에서는 뇌척수액(cerebral spinal fluid, CSF) 신호를 최소화시키기 위하여 반전 시간을 CSF의 T1 값에 맞게 사용하여 CSF 신호는 거의 없고, 회백질 신호는 중간 정도이며, 반면에 T1 값이 짧은 백질의 경우 종축 자화(longitudinal magnetization)가 빨리 회복되어 가장 밝은 신호를 보여준다. 이 방법은 삼차원 MPRAGE (magnetization prepared rapid gradient echo)영상 방법으로 널리 알려져 삼차원 뇌 구조 영상을 획득하는데 가장 많이 사용되고 있고(15, 16), 뇌의 여러 질병의 영상 진단에도 많이 이용되고 있으며(17-20), 최근에 국소체적 분석(voxel-based morphometry, VBM) 방법을 이용한 뇌에서의 회백질의 위축(atrophy) 정도를 분석하는데 가장 보편적으로 사용되고 있는 방법이다(21).

또 하나의 3차원 영상 방법은 최근에서야 그 사용 빈도가 증가하고 있는 방법으로 3차원 T2 강조 고속 스핀에코 영상(3D T2-weighted fast spin echo (FSE), 3D T2W FSE) 방법이다(22, 23). 환자에서 일반적으로 T2 강조 영상을 얻기 위해서는 주로 2차원 T2W FSE를 사용하였다. 그 이유는 T2 강조 영상을 얻기 위하여 긴 반복시간(Repetition time, TR)과 긴 에코시간(echo time, TE)을 이용하여야 하기 때문에 영상 획득에 많은 시간을 필요하기 때문이었다. 하지만 최근 들어 코일 제작에 대한 기술이 발달하여 평행영상(parallel imaging) 방법이 개발되면서 영상 시간을 단축할 수 있게 되어 3차원 T2W FSE 영상 방법이 적용되고 시작하였다(10, 24-26). 그리고 일반적인 뇌 영상 획득에는 2차원 FLAIR (Fluid-attenuated inversion-recovery) 영상을 거의 모든 환자에서 사용하였는데 그 이유는 회백질, 백질, 그리고 CSF 신호를 최소화 한 상태에서 병변에 대한 신호를 증가시킬 수 있기 때문에 선호하였다. 하지만 3차원 FLAIR 영상 방법(27, 28) 또한 일반적인 뇌 영상 기법으로 환자들에 일상적으로 적용되지 못했는데, 그

이유 중의 하나가 긴 영상 획득 시간 때문이었다. 3차원 FLAIR 영상법이 최근 들어 환자에 적용되고 있는데(29, 30), 빠른 영상 기법들이 개발되고 있기 때문이다.

위에서 소개한 3가지의 3차원 영상 방법들에 대한 최적화 연구가 그 동안 많이 진행되었다. 3차원 MPRAGE 영상을 위한 최적화 연구에서는 회백질과 백질의 대조도(contrast)를 최적화 하기 위하여 SAA(simulated annealing algorithm) 방법이 적용되어 여러 인자들을 최적화하는 논문이 발표되었으며(31), 신생아에서의 최적의 백질과 회백질의 대조도를 얻기 위하여 성인에서 사용하는 반전시간을 조정하여 신생아 적절한 반전 시간을 최적화하는 논문이 발표되었다(32, 33). 3차원 T2W FSE 영상을 최적화 시키기 위하여 180도 펄스를 변환하여 PSF(point spread function)을 최적화하고 또한 k-공간(k-space)을 직사각형 형태가 아닌 타원형 형태로 채우고 평행영상(parallel imaging)을 위해서 자동으로 코일을 교정하는 방법을 연구한 논문이 발표 되었다(34). 또한 여러 가지 평행영상을 위한 재구성(parallel reconstruction)하는 방법을 비교하고 2차원 평행영상을 구성하는 방법에 대한 논문이 발표 되었다(35). 삼차원 FLAIR 영상법에서 긴 echo train length(ETL)을 사용하면서 비선택적인 단일성 반전 펄스(nonselective adiabatic inversion pulse)를 최적화하여 사용하면 CSF 신호를 균일하게 최소화 할 수 있고 혈관에서 발생할 수 있는 인공물을 최소화 할 수 있다고 보고 되었다(36).

평행 자기공명영상법(Parallel MRI)은 영상을 얻으려고 하는 부위의 주위에 여러 개의 신호를 받는 코일(multiple receiver coil)을 배열하여 동시에 자기공명 신호를 얻는 것이다. 최근에 들어서 여러 평행 자기공명영상법이 개발되었으며(37-43) 계속해서 새로운 기술들이 개발 중에 있다. 이들 방법을 이용할 경우 여러 코일들이 각기 특징적인 공간 정보를 받기 때문에 기존에 사용되는 영상법에서 보다 k-공간 정보를 덜 받을 수 있고, 따라서 영상 시간을 단축할 수 있고, 영상의 질도 향상시킬 수 있다. 따라서 현재 임상에서 사용되고 있는 상용화된 자기공명영상 장치에서는 이들 방법을 대부분 사용하고 있다. 이들 방법을 3차원 영상법에 적용하면 2차원 방향으로 평행영상을 적용 할 수 있어 기존의 3차원 영상에서 가장 큰 문제점으로 제시된 긴 영상 촬영 단점을 최소화 시킬 수 있을 것이다. 하지만 2차원 방향으로 평행 영상을 얻기 위해 사용하면 영상에 원하지 않은 인공물이 발생할 수 있다. 따라서 3차원 자기공명 영상을 얻기 위해서는 최적화된 1차원이 아닌 2차원 평행영상법이 필요하다.

이 논문의 목적은 최근에 뇌 영상에서 개발되어 이용되고 있는 3D T1WI, 3D T2WI, 3D FLAIR 영상을 사람의 뇌에서 짧은 시간 내에 얻을 수 있도록 2차원 평행영상 기법을 사용한 최적화 방법을 연구하는데 있다. 여러 2차원 평행 인자를 변경하면서 팬텀에 적용 후 임상에서 적용 가능한 짧은 허용시간을 제공하는 두 개의 2차원 평행 인자를 선택하여 실제 정상인의 3차원 영상에 적용하여 영상의 특성을 연구하였다.

방법 및 재료

1) 2차원 평행 영상법 (2D Parallel Imaging)

평행 영상 방법은 여러 개의 신호를 받는 코일을 이용하여 각각의 코일에서 얻어진 신호는 독립적인 신호를 제공한다는 원리에 근거를 하고 있다. 따라서 각 코일에서 받게 되는 MR 신호는 아래와 같이 나타낼 수 있다.

$$S_l(k) = \int_V \rho(r) W_l(r) e^{i2\pi k \cdot r} dr \quad [1]$$

여기서  $\rho(r)$ 는 영상을 얻는 부위에서의 양성자(프로톤) 밀도를 나타내며,  $r$ 은 관심영역 내의 좌표공간을 나타내는 벡터이고,  $W_l(r)$ 는 위치  $r$ 에서  $l$ 번째 코일의 민감도 (sensitivity profile) 이며,  $k$ 는 경사자장의 언코딩에 대한 공간 좌표 값이다. 2차원 평행영상 신호는 위의 식에서 주파수 언코딩 방향 (frequency-encoded direction)을  $x$ 로, 2차원 위상방향 (phase encoding direction)을 각각  $y$ 와  $z$ 로 표시할 경우 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$S_l(k_y, k_z, x) = \iint_V \rho(r) W_l(r) e^{i2\pi(k_y y + k_z z)} dy dz$$

따라서 2차원 평행 영상법을 사용하기 위해서는 두방향 평행 인자에 대한 최적의 값을 설정하는 것이 중요하다.

2) 영상획득 (Imaging Acquisitions)

검사 장비는 3.0T 자기공명영상장치 (Philips, Achieva, Best, The Netherlands)를 이용하였으며 8-채널 SENSE (sensitivity encoding) 머리 코일을 이용하였다. 팬텀은 제조사에서 제공되는 원통형 팬텀을 사용하였다 (Phantom Bottle Assembly, Invivo, U.S.A.  $2.0 \pm 0.05$  g/L  $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ ,  $4.5 \pm 0.05$  g/L NaCL, 1.89L Distilled Water). 세 가지의 삼차원 영상법인 3D T1WI, 3D T2WI 및 3D FLAIR 영상 방법에 대하여 평행인자(SENSE factor)의 변화에 따른 팬텀 영상을 얻었다. 본 실험에서는 3가지 삼차원 영상법에 SENSE 평행 영상방법을 이용하여 실제 임상에서 적절하게 사용 가능한 영상 획득시간을 얻을 수 있도록 최적의 SENSE 인자를 찾는데 사용 하였다. SENSE 인자는 1, 2, 3, 4, 5로 변화 하면서

3차원 영상을 얻었다. 팬텀 영상에서 얻어진 SENSE 인자의 변화에 따른 여러 인자의 사항을 고려하여 몇 가지 SENSE 인자를 선택하여 3명의 정상인 뇌에 대한 삼차원 영상을 얻었다. 각각의 영상법에서 영상획득에 적당한 SENSE factor를 찾기 위해 Phase encoding 방향과 Slice encoding 방향을 조합한 SENSE factor을 변화시키면서 영상을 얻었다.

영상을 얻는데 이용된 영상변수는 다음과 같았다. 3D T1WI 영상을 위하여 TR=7.5 msec, TE=3.7 msec, TI=886 msec, Flip angle=8° 을 이용하였다. 3D T2WI TSE 영상을 위하여 TR=3000 msec, TE=250 msec, TSE factor=80, Flip angle=90°, Refocusing angle=40° 을 이용하였다. 3D FLAIR TSE 영상을 위하여 TR=8000 msec, TE=253 msec, TI=2400 msec, TSE factor=87, Flip angle=90°, Refocusing angle=50° 을 이용하였다. 세 가지 모든 영상기법에서 FOV=224×224 mm, NEX=1, Voxel size= 1×1×1 mm 등방성(Isotropic) 크기를 갖도록 설정하였다.

3) 영상분석 (Imaging Processing and Analyses)

각각의 SENSE 인자의 변화에 따른 3 가지 삼차원 영상법의 변화를 살펴보기 위하여 Region-of-Interest (ROI) 분석을 이용하여 아래의 사항을 계산하였다.

신호대 잡음비 (Signal-to-noise ratio, SNR):  $SNR = \text{Signal} / \text{STD}_{\text{noise}}$

팬텀과 정상인의 뇌에서 SENSE 인자의 변화에 따른 신호의 변화를 보기 위하여 팬텀 영상의 경우 Figure 1A에서 보여주는 것과 같이 팬텀의 중심에서 신호 강도를 얻었으며 잡음은 팬텀의 외곽 부분에서 얻었다. 따라서 SNR 값은 얻어진 신호 값 (Signal)을 잡음의 표준 편차 ( $\text{STD}_{\text{noise}}$ ) 값으로 나눈 값을 이용하였다. SNR을 이용한 경우 신호의 세기가 같으나 잡음의 표준편차에 따라서 많이 변화하는 단점이 있다. Figure 1B는 사람 뇌의 3D T1WI 및 3D FLAIR에서 잡은 ROI를 보여주고 있다.

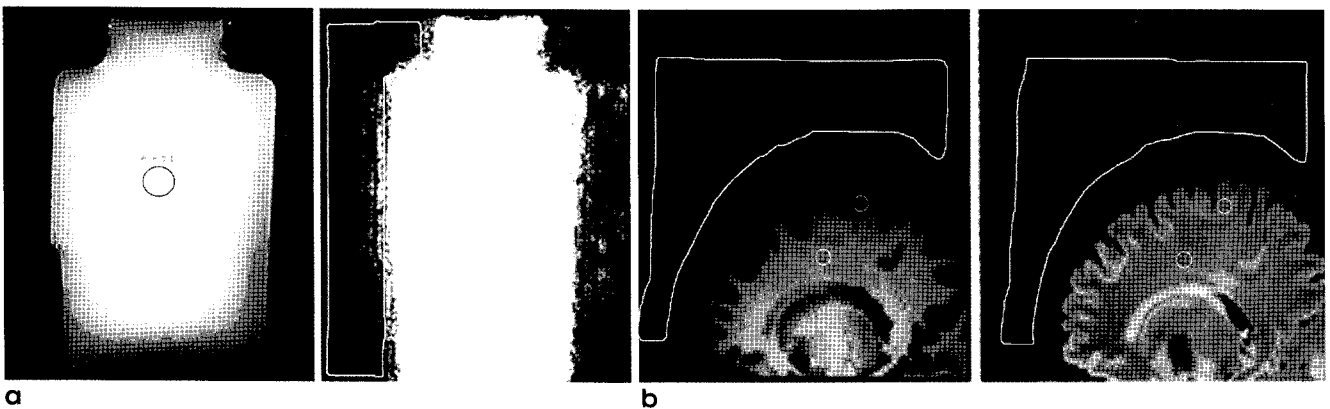


Fig. 1. Locations of region-of-interests (ROI) in a phantom (a) and human brain (b) to obtain signal intensities and noise

**박명환 외**

감소분율(Percent Signal Reduction Rate, %R):  $\%R = 100 * (\text{Signal}(1) - \text{Signal}(i), i = 1, 2, 3, 4, 5) / \text{Signal}(1)$

팬텀과 정상인의 뇌에서 SENSE 인자를 사용하지 않는 경우의 신호와 사용하는 경우의 신호의 변화를 보기 위하여 감소분율을 구하였다. 감소분율은 SENSE 인자를 사용하지 않았을 때의 신호에 대한 SENSE 인자의 사용( $i = 1, 2, 3, 4, 5$ )에 따른 신호의 변화를 백분율로 나타낸 것이다. 따라서 작은 값일수록 SENSE를 사용하지 않은 상태에서 얻은 신호 값과 유사한 신호 값을 갖는 것을 의미한다.

대조도(contrast-to-noise ratio, CNR):  $CNR = (\text{Signal}(a) - \text{Signal}(b)) / \text{STD}_{noise}$

정상인의 뇌에서 SENSE 인자의 변화에 따른 대조도의 변화를 살펴보기 위하여 사람의 뇌 영상을 이용하여 백질과 회백질에 관심영역을 정하고 두 영역의 신호의 차이를 잡음의 표준편차로 나누었다. 3D T2WI 와 3D FLAIR 영상에서는 (a)는 회백질에서의 신호를 (b)는 백질에서의 신호를 이용하였고, 3D T1WI 의 경우는 반대로 이용하였다.

**결 과**

**1. 팬텀에서 3D 영상법에서의 SENSE 인자 변화에 따른 SNR과 %R 변화**

팬텀을 이용한 SENSE 인자 변화에 따른 SNR 및 %R 값의 변화 결과를 Table 1에 3가지 3차원 영상법에 대하여 나열하고 있다. 3D T1WI 방법 (Table 1A)에서 SENSE 인자를 사용한 것들 중에서 SNR 값은 SENSE 인자를 총 3인 경우와 SENSE 인자를 총 2를 사용한 경우와 큰 차이가 없었으나, SENSE 인자를 총 5를 사용할 경우보다는 SNR이 높게 나타났다. %R의 경우는 SENSE 인자를 사용하지 않은 경우와 총 2를 사용한 것과 총 3을 사용한 것들 사이에 큰 차이가 없었으나 ( $\%R < 0.5\%$ ), SENSE 인자를 총 5를 사용할 경우는 3.5% 가 감소하였다. 영상 획득 시간은 SENSE 인자를 총 3을 사용할 경우 5분 이내에서 영상 획득이 가능했다.

3D T2WI 방법 (Table 1B)의 경우 SENSE 인자를 사용한 것들 중에서 SNR 값은 SENSE 인자를 총 4인 경우가 SENSE 인자를 총 2와 총 3을 사용한 경우보다 조금 높게 나타났다. 하지만 SENSE 인자가 총 5인 경우의 SNR은 매우 낮

**Table 1.** Normalized Signal Intensities (SI), SNR, %R, and Scan Times for the Three Types of Three-dimensional Sequences with Varying SENSE Factors

**A. 3D T1WI**

SENSE factors (phase/slice)	Normalized SI	SNR	%R	Scan times (Minutes)
1(1/0)	1.000 ± 0.002	499.32	0	5:43
2(2/0)	0.995 ± 0.002	394.66	0.506	5:42
3(1.5/1.5)	0.998 ± 0.002	399.12	0.184	4:10
4(2/2)	0.998 ± 0.002	385.26	0.160	3:06
5(2/3)	0.965 ± 0.003	361.78	3.515	2:03

**B. 3D T2WI**

SENSE factors (phase/slice)	Normalized SI	SNR	%R	Scan times (Minutes)
1(1/0)	1.000 ± 0.002	607.88	0	9:54
2(2/0)	0.989 ± 0.002	561.73	1.113	5:03
3(1.5/1.5)	0.990 ± 0.002	537.96	0.981	4:33
4(2/2)	0.994 ± 0.002	615.38	0.619	2:30
5(2/3)	0.961 ± 0.002	414.82	3.880	1:42

**C. 3D FLAIR**

SENSE factors (phase/slice)	Normalized SI	SNR	%R	Scan times (Minutes)
1(1/0)	1.000 ± 0.001	754.08	0	24:08
2(2/0)	0.997 ± 0.002	531.57	0.292	12:24
3(1.5/1.5)	0.998 ± 0.002	516.84	0.187	11:04
4(2/2)	0.998 ± 0.002	575.47	0.182	6:08
5(2/3)	0.966 ± 0.003	348.84	3.432	4:08

SNR: Signal-to-noise ratio

%R: Percent signal reduction rate

게 나타났다. %R의 경우는 SENSE 인자를 사용한 것들 중에서 SENSE 인자가 총 3과 4인 경우는 1% 미만만이 감소한 반면에 SENSE 인자를 총5를 사용한 경우에는 약 3.9%의 신호가 감소되었다. 영상 획득 시간은 SENSE 인자를 총3을 쓸 경우는 5분 이내에 영상획득이 가능했다.

3D FLAIR 방법(Table 1C)의 경우 SENSE 인자를 사용한 것들 중에서 SNR 값은 SENSE 인자를 총 2, 3, 4를 사용한 것에서는 비슷하게 나타났다. 하지만 SENSE 인자를 총 5를 사용할 경우에는 큰 감소를 보였다. %R의 경우는 SENSE 인자를 사용한 것들 중에서 SENSE 인자가 총 2, 3, 4인 경우는 약 0.3% 이내의 신호 감소를 보였으나, SENSE 인자를 총5를 사용할 경우에는 약 3.4% 신호 감소가 나타났다. 영상 획득 시

간은 SENSE 인자를 총2 혹은 총3을 사용할 경우에는 10분 이상이 소요된 반면에, SENSE 인자를 총 4를 사용한 경우에는 약 6분 정도 만이 소요되었다.

Figure 2는 세가지 삼차원 영상법에서 SENSE 인자의 변화에 따른 신호 강조의 변화 (Figure 2A)와 영상 획득 시간의 변화(Figure 2B)를 보여주고 있다. SENSE 인자를 사용하지 않는 경우에 비하여 총 SENSE 인자를 2, 3, 4를 사용하는 경우는 신호강도가 조금 감소 함을 볼 수 있다. 하지만 SENSE 인자를 5로 사용할 경우에는 신호강도가 급격하게 감소됨을 보여주고 있다. 영상획득 시간은 3D FLAIR 가 가장 길고 SENSE 인자를 3 이상 사용해까지 10분 이내에 촬영이 가능하다. 반면에 3D T1W 혹은 3D T2W 영상법의 경우에는 SENSE 인자가

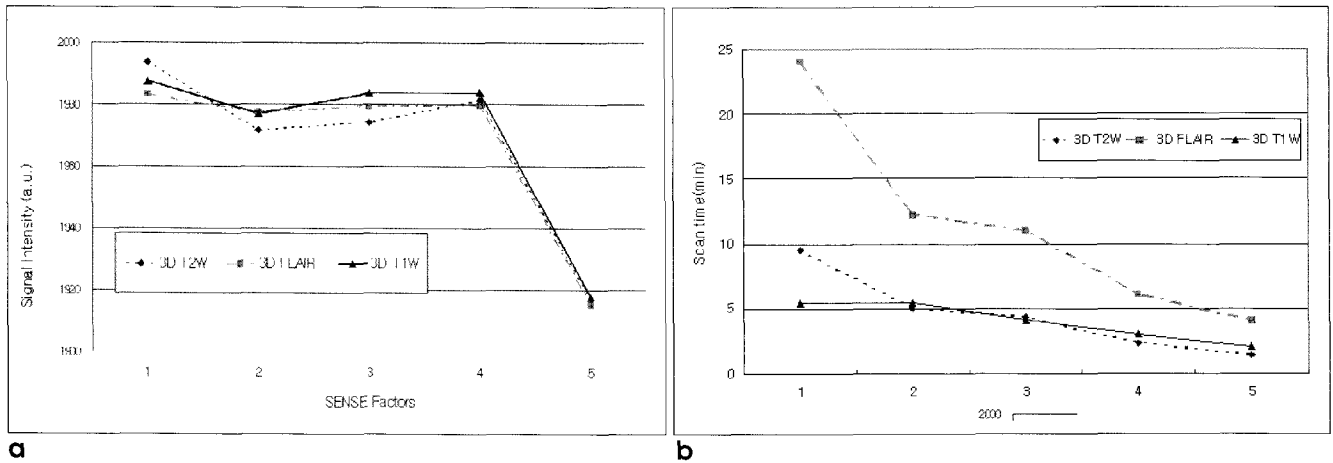


Fig. 2. Variations of signal intensities (a) and scan times (b) with adjusting SENSE factors in the three-different three-dimensional MRI techniques.

Fig. 3. Reformatted images of three 3D MRI methods with five different SENSE factors to demonstrate folding artifacts caused by SENSE reconstruction

3D Methods \ SENSE	1	2	3	4	5
3D T1W					
3D T2W					
3D FLAIR					

**박명환 외**

3 정도를 사용할 경우 5분 이내 정도의 영상획득 시간이 소요됨을 알 수 있다. Figure 3에서는 3개의 삼차원 영상법에 대한 시상면(Sagittal)으로 촬영한 영상을 횡단면(Axial)으로 각각의 SENSE 인자에 대하여 재구성하여 보여주는 사진이다. 그림에서 보듯이 SENSE 인자가 증가할수록 SENSE 인공물이 좌우로 들어오는 것을 확인할 수 있다.

**2. 사람의 뇌에서 3D 영상법에서의 SENSE 인자 변화에 따른 SNR과 CNR 변화**

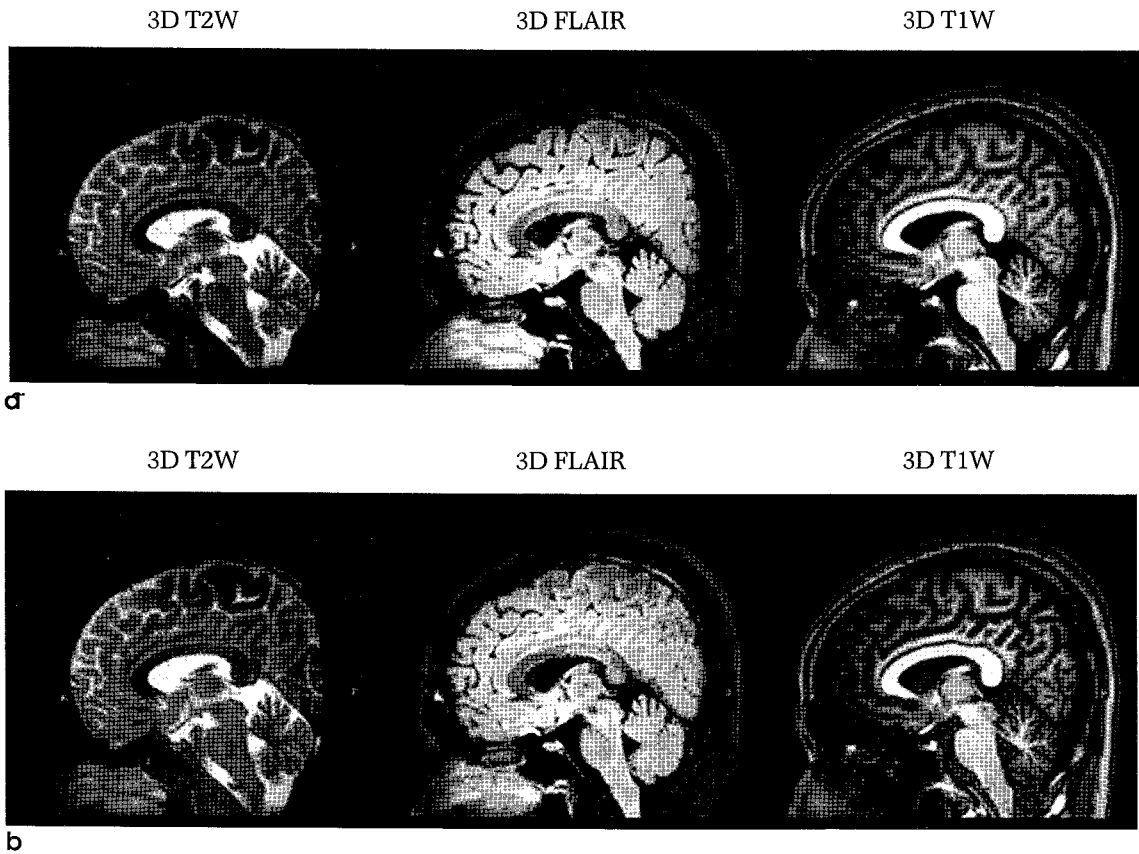
팬텀을 이용하여 얻게 된 영상을 분석한 결과 임상에서 영상획득이 용이한 시간대라고 생각하는 5분 이내에서 약 6분 정도의 시간을 선택하고, 상대적으로 많은 SNR 감소를 보여주지 않는 SENSE 인자가 총3과 총4를 선택하여 사람의 뇌 구조 영상을 촬영하였다. Figure 4 에서는 SENSE 인자를 3 (윗줄)과 4(아랫줄) 하였을 경우에 획득한 3 가지 3D 자기공명영상법에서 얻은 대표적인 영상을 보여주고 있다. 모든 영상에서 매우 좋은 영상의 질을 보여주고 있다. SNR 과 CNR은 SENSE 인자를 3으로 한 것이 4로 한 것보다 시각적으로 보았을 때 좋았다.

Table 2은 총 3명 피험자에서 얻어진 영상을 이용하여 ROI 분석을 이용한 경우 각각의 영상법에 대한 SNR과 CNR 값의

평균 값을 SENSE 인자 총 3(Table 2A) 과 SENSE 인자 총 4 (Table 2B)에 각각 정리하였다. 3D T1W 영상에서 CNR은 SENSE 인자를 3으로 했을 경우가 4로 했을 경우 보다 높게 나타났다. CNR이 음수로 나온 이유는 회백질 영역의 신호와 백질 신호의 차이를 보였기 때문이다. SNR은 3D T1W 영상의 특성상 백질이 회백질에서 보다 높게 나타났고, SENSE 인자 3 에서 얻어 진 SNR이 SENSE 인자 4에서 얻은 것에 비하여 높게 나타났다. 3D T2W 영상의 경우 CNR은 SENSE 인자를 3으로 한 경우가 4로 한 경우 보다 높게 나타났다. SNR의 경우 SENSE 인자 3와 4에서 모두 회백질의 신호가 높았으며, SENSE 인자 3에서 값이 4에서 보다 조금 높았다. 3D FALIR 영상의 경우 CNR은 SENSE 인자 3과 4에서 모두 3가지 영상법 중에서 제일 낮게 나타났고, SENSE 4에서는 SENSE 3에 비하여 낮았다. SNR은 SENSE 인자 3과 4 모두에서 백질과 회백질 사이에는 큰 차이가 없었고, SENSE 3에서 약간 높게 나타났다.

**고 찰**

현재 삼차원 자기공명영상(MRI)은 복부영상 (1), 근육 및 뼈 영상 (2), 무릎 영상 (3,4), 발목 영상 (5), 척수사진술



**Fig. 4.** Representative images obtained by using the three three-dimensional MRI techniques with SENSE factors of 3 (a, upper row) and 4 (b, lower row).

**Table 2.** SNR and CNR Values of the three 3D MRI Techniques Obtained with SENSE Factors of 3(A) and 4(B) in Human Brains

## A. SENSE factor = 3

3D Methods	White matter (WM)	Gray matter (GM)	SNR_WM	SNR_GM	CNR
3D T1W	1388.31 ± 91.60	308.68 ± 21.1	326.66 ± 42.5	72.63 ± 16.46	-254.09 ± 26.96
3D T2W	399.9 ± 31.54	604.04 ± 42.98	53.16 ± 14.56	80.29 ± 20.25	27.13 ± 5.9
3D FLAIR	1049.7 ± 30.54	1102.06 ± 24.56	277.21 ± 56.70	291.04 ± 56.9	13.83 ± 3.93

## B. SENSE factor = 4

3D Methods	White matter (WM)	Gray matter (GM)	SNR_WM	SNR_GM	CNR
3D T1W	1370.11 ± 122.04	210.77 ± 15.58	241.67 ± 68.96	37.17 ± 11.95	-204.47 ± 57.36
3D T2W	363.87 ± 9.23	553.27 ± 19.23	47.51 ± 12.01	70.93 ± 21.21	23.42 ± 9.41
3D FLAIR	1082.26 ± 40.49	1101.17 ± 51.54	244.49 ± 42.34	248.76 ± 42.85	4.27 ± 2.45

(myelography) (6), 인체내의 팔 및 다리 및 허벅지에 있는 정맥 영상 (7, 8), 무릎 연골조직 영상 (9) 등의 다양한 곳에 최적의 영상을 얻기 위하여 적용되고 있다. 특히 3차원 MRI 방법을 빈번하게 적용하는 부위 중에 한 곳이 머리 부위이다. 뇌 하마 영역의 영상을 위하여 3차원 T2 강조 FSE 영상 방법이 적용되었고 (10), 아테롬성 동맥경화증 환자에서 검게 보이는 경동맥 벽(carotid artery wall) 영상을 위하여 3차원 영상 방법을 적용하였고 (11), 반전 자화전달 영상 (inversion recovery magnetization transfer) 영상을 위하여도 사용되었으며 (12), 뇌 혈류의 신호를 향상 시키기 위해서도 (13) 삼차원 영상 방법이 제안되었다. 특히 3차원 뇌 영상 방법을 이용하여 뇌세포의 분리(segmentation)과 회백질의 위축(atrophy)를 분석하기 위한 Voxel-based morphometry (VBM) (14) 많이 사용되고 있다. 현재까지 3차원 영상 방법 중에서 뇌 영상을 위하여 가장 많이 사용된 방법 중의 하나가 3D T1WI 혹은 3D MPRAGE 방법이다. 이 영상방법을 다발성 경화증(multiple sclerosis) 질환 환자에 적용 (17, 18), 뇌의 경뇌막 공동 영상 (intracranial dural sinuses) (19), 뇌 종양 환자 영상 (20)에 적용하였고, 최근에 VBM 방법을 이용한 뇌에서의 회백질의 위축 정도를 분석하는데 가장 보편적으로 사용되고 있는 방법이다 (21). 또 하나의 3차원 영상 방법은 최근에서야 그 사용 빈도가 증가하고 있는 방법으로 3D T2W FSE 방법이다 (22, 23). 최근 들어 코일 제작에 대한 기술이 발달하여 평행영상(parallel imaging) 방법이 개발되면서 영상 시간을 단축할 수 있게 되어 3차원 T2W FSE 영상법이 안와(orbit) 영상 (24), 내이(inner ear) 영상 (25), 혈액의 신호를 검게 하는 MR 혈관조영술(Intracranial black-blood MR angiography) (26), 뇌의 해마(hippocampus) 영상 (10) 적용되고 있다. 3차원 FLAIR 영상 방법이 (27, 28) 최근 들어 다발성 경화증(multiple sclerosis) 질환 환자에 적용되고 있는데 (29, 30), 빠른 영상 기법들이 개발되고 있기 때문이다.

최근에 개발된 평행 자기공명영상법에는 SMASH

(Simultaneous acquisition of spatial harmonics) (37), SENSE (Sensitivity encoding) (38), PILS (parallel imaging with localized sensitivities) (39), SPACERIP (sensitivity profiles from an array of coils for encoding and reconstruction in parallel) (40), gSMASH (generalized SMASH) (41), GRAPPA (generalized autocalibrating partially parallel acquisitions) (42), PARS (parallel imaging with augmented radius in k-space) (43) 방법들이 있고, 계속해서 새로운 기술들이 개발 중에 있다. 이들 기술의 발달로 3차원 영상법이 실제 임상에 많이 사용되기 시작하였다.

본 연구에서는 3가지 3차원 자기공명영상법에 대한 실제 임상적용을 위한 SENSE 인자 변화에 따른 SNR 및 CNR의 변화를 알아 보았다. SENSE 인자를 2차원으로 변화 시키면서 임상에 적용 가능한 시간인 약 5분에서 6분 정도에 영상을 얻을 경우의 SNR 및 CNR의 변화를 살펴본 결과 SENSE 인자를 3 혹은 4를 사용할 경우에 임상적용이 가능한 것으로 나타났다. 3D T1W 영상의 경우 SENSE 인자를 3을 사용할 경우 5분 이내에 영상을 얻을 수 있으며, SENSE를 사용하지 않은 경우와 비교하면 신호의 감소가 0.2% 정도 밖에 감소되지 않았다 (Table 1A). 따라서 3D T1W 영상의 경우는 2차원 SENSE를 각각 1.5 및 1.5를 사용한 총 3인 SENSE 인자를 사용하는 것을 추천한다. 3D T2W 영상의 경우 SENSE 인자를 3을 사용할 경우 5분 정도에 영상을 얻을 수 있으며, SENSE를 사용하지 않은 경우와 비교하면 신호의 감소가 0.98% 정도 밖에 감소되지 않았다 (Table 1B). 따라서 3D T2W 영상의 경우는 2차원 SENSE를 각각 1.5 및 1.5를 사용한 총 3인 SENSE 인자를 사용하는 것을 추천한다. 이 경우 사람의 머리에서 얻은 SNR 값이 SENSE 인자 총 4를 사용하는 것 보다 높았다. 3D FLAIR 영상의 경우 특히 SENSE 인자 사용이 중요하며 그 이유는 영상을 획득하는 시간이 다른 영상법에 비하여 특히 많이 소요되기 때문이다. SENSE 인자를 4를 사용할 경우 6분 정도에 영상을 얻을 수 있으며, SENSE를 사용하지 않은 경우와 비

## 박명환 외

교하면 신호의 감소가 0.2% 정도 밖에 감소되지 않았다 (Table 1C). 따라서 3D FLAIR 영상의 경우는 2차원 SENSE를 각각 2 및 2를 사용한 총 4인 SENSE 인자를 사용하는 것을 추천한다. 3 가지 모든 영상법에서 영상 획득 시간을 더 줄이기 위하여 SENSE 인자를 5로 증가하는 것은 바람직하지 않은 것으로 나타났다 (Figure 2A). 피질의 두께 (cortical thickness)를 측정하기 위하여 3D T1W 영상을 이용할 경우 SENSE 인자의 영향을 평가하는 기존 연구에 의하면, 피질의 두께가 SENSE 인자의 선택에 따라 차이가 있다고 보고하였다 (44). 따라서 SENSE 인자의 최적화된 값을 결정할 후에 해당 연구를 수행하는 것이 필요하다고 생각된다.

본 연구의 단점은 사람을 대상으로 한 피험자의 수가 너무 적다는 것이다. 따라서 피험자 수를 증가한 심층적인 추가 연구가 필요하다. 또한 피험자를 정상군만을 이용했는데 실제 환자군을 대상으로 한 3차원 영상을 이용한 진단 가치를 평가하지 않은 단점이 있다. SENSE는 부분적인 k-공간의 정보를 통하여 영상시간을 단축시키고 중복되는 축소된 FOV 안의 영상 정보를 코일 민감도(sensitivity)를 이용하여 재영상화 하는 기법이다. 그러므로, 펜텀을 통하여 SENSE의 성능이나 변수에 따른 변화를 고찰하고자 할 때는 현재 본 연구에서 사용한 원통형 펜텀 보다는 해상도를 볼 수 있는 해상도 펜텀(resolution phantom)을 사용하는 것이 효과적일 수 있다. 특히 3차원 영상법은 SENSE 인자 외에 여러 다른 인자에 영향을 받는다. 그 중에서 고속 촬영을 위하여 사용되는 Turbo spin-echo (TSE) 영상법에는 반복적인 refocusing 펄스를 사용하게 된다. 이 경우 고자장 자기공명 영상장치에서는 SAR (Specific Absorption Rate) 문제가 발생하게 된다. 따라서 3차원 영상법을 고자장에서 사용할 경우 refocusing 펄스를 최적화 할 필요가 있다. 본 연구에서는 이 문제에 대한 것을 언급하지 않은 것이 또 다른 단점이 된다. 본 연구에서는 3차원 영상법의 적용을 사람의 머리 영상을 얻기 위한 임상 적용에만 적용을 하였다. 하지만 이들 영상법들이 인체의 타 영역에 대한 최적화 연구가 필요한 실정이다.

## 결론

본 연구에서는 3가지 3차원 영상법을 실제 임상적용이 가능한 시간 영역에서 SENSE 인자를 변화 시키면서 최적의 영상을 얻도록 하는 연구를 실시 하였다. 그 결과 SNR 감소를 최소화 하면서 영상획득 시간을 약 5분에서 6분 정도 소요되는 2차원 SENSE 인자를 찾았다. 이를 뇌 영상에 적용하였을 경우 SENSE 인자를 적용하지 않은 경우와 비교하면 신호 감소는 최소화 하면서 영상의 질은 큰 영향을 주지 않은 것으로 나타났다. 3D T1W 및 3D T2W는 SENSE 인자를 3으로 3D FLAIR 인자는 SENSE 인자를 4로 하는 것이 환자를 대상으로 한 뇌 영상에 적합하다고 생각된다. 앞으로는 이들 영상법이 뇌 영상뿐만 아니라 다른 영역의 영상에 적용을 위한 최적화가 필

요하다고 생각된다.

## 참고 문헌

1. Held P, Fellner C, Fellner F, Geissler A, Gmeinwieser J. Three-dimensional MP-RAGE--an alternative to conventional three-dimensional FLASH sequences for the diagnosis of viscerocranial tumours? *Br J Radiol* 1995;68(816):1316-1324
2. Magland JF, Wald MJ, Wehrli FW. Spin-echo micro-MRI of trabecular bone using improved 3D fast large-angle spin-echo (FLASE). *Magn Reson Med* 2009
3. Ristow O, Steinbach L, Sabo G, Krug R, Huber M, Rauscher I, Ma B, Link TM. Isotropic 3D fast spin-echo imaging versus standard 2D imaging at 3.0 T of the knee--image quality and diagnostic performance. *Eur Radiol* 2009;19(5):1263-1272
4. Gold GE, Busse RF, Beehler C, Han E, Brau AC, Beatty PJ, Beaulieu CF. Isotropic MRI of the knee with 3D fast spin-echo extended echo-train acquisition (XETA): initial experience. *AJR Am J Roentgenol* 2007;188(5):1287-1293
5. Stevens KJ, Busse RF, Han E, Brau AC, Beatty PJ, Beaulieu CF, Gold GE. Ankle: isotropic MR imaging with 3D-FSE-cube--initial experience in healthy volunteers. *Radiology* 2008;249(3):1026-1033
6. Tomoda Y, Korogi Y, Aoki T, Morioka T, Takahashi H, Ohno M, Takeshita I. Detection of cerebrospinal fluid leakage: initial experience with three-dimensional fast spin-echo magnetic resonance myelography. *Acta Radiol* 2008;49(2):197-203
7. Mitsouras D, Mulkern RV, Owens CD, Conte MS, Ersoy H, Luu TM, Whitmore AG, Creager MA, Rybicki FJ. High-resolution peripheral vein bypass graft wall studies using high sampling efficiency inner volume 3D FSE. *Magn Reson Med* 2008;59(3):650-654
8. Rybicki FJ, Mitsouras D, Owens CD, Whitmore AG, Ersoy H, Mulkern RV, Creager MA, Conte MS. Lower extremity peripheral vein bypass graft wall thickness changes demonstrated at 1 and 6 months after surgery with ultra-high spatial resolution black blood inner volume three-dimensional fast spin echo magnetic resonance imaging. *Int J Cardiovasc Imaging* 2008;24(5):529-533
9. Zuo J, Li X, Banerjee S, Han E, Majumdar S. Parallel imaging of knee cartilage at 3 Tesla. *J Magn Reson Imaging* 2007;26(4):1001-1009
10. Murakami JW, Weinberger E, Tsuruda JS, Mitchell JD, Yuan C. Multislab three-dimensional T2-weighted fast spin-echo imaging of the hippocampus: sequence optimization. *J Magn Reson Imaging* 1995;5(3):309-315
11. Balu N, Chu B, Hatsukami TS, Yuan C, Yarnykh VL. Comparison between 2D and 3D high-resolution black-blood techniques for carotid artery wall imaging in clinically significant atherosclerosis. *J Magn Reson Imaging* 2008;27(4):918-924
12. Meara SJ, Barker GJ. Impact of incidental magnetization transfer effects on inversion-recovery sequences that use a fast spin-echo readout. *Magn Reson Med* 2007;58(4):825-829
13. Fernandez-Seara MA, Wang Z, Wang J, Rao HY, Guenther M, Feinberg DA, Detre JA. Continuous arterial spin labeling per-



- fusion measurements using single shot 3D GRASE at 3 T. *Magn Reson Med* 2005;54(5):1241-1247
14. Wetzel SG, Johnson G, Tan AG, Cha S, Knopp EA, Lee VS, Thomasson D, Rofsky NM. Three-dimensional, T1-weighted gradient-echo imaging of the brain with a volumetric interpolated examination. *AJNR Am J Neuroradiol* 2002;23(6):995-1002
  15. Mugler JP, 3rd, Brookeman JR. Rapid three-dimensional T1-weighted MR imaging with the MP-RAGE sequence. *J Magn Reson Imaging* 1991;1(5):561-567
  16. de Lange EE, Mugler JP, 3rd, Bertolina JA, Gay SB, Janus CL, Brookeman JR. Magnetization prepared rapid gradient-echo (MP-RAGE) MR imaging of the liver: comparison with spin-echo imaging. *Magn Reson Imaging* 1991;9(4):469-476
  17. Shah M, Ross JS, VanDyke C, Rudick RA, Goodkin DE, Obuchowski N, Modic MT. Volume T1-weighted gradient echo MRI in multiple sclerosis patients. *J Comput Assist Tomogr* 1992;16(5):731-736
  18. Filippi M, Yousry T, Horsfield MA, Alkadhi H, Rovaris M, Campi A, Voltz R, Comi G. A high-resolution three-dimensional T1-weighted gradient echo sequence improves the detection of disease activity in multiple sclerosis. *Ann Neurol* 1996;40(6):901-907
  19. Liang L, Korogi Y, Sugahara T, Ikushima I, Shigematsu Y, Takahashi M, Provenzale JM. Normal structures in the intracranial dural sinuses: delineation with 3D contrast-enhanced magnetization prepared rapid acquisition gradient-echo imaging sequence. *AJNR Am J Neuroradiol* 2002;23(10):1739-1746
  20. Kato Y, Higano S, Tamura H, Mugikura S, Umetsu A, Murata T, Takahashi S. Usefulness of Contrast-Enhanced T1-Weighted Sampling Perfection with Application-Optimized Contrasts by Using Different Flip Angle Evolutions in Detection of Small Brain Metastasis at 3T MR Imaging: Comparison with Magnetization-Prepared Rapid Acquisition of Gradient Echo Imaging. *AJNR Am J Neuroradiol* 2009
  21. Julin P, Melin T, Andersen C, Isberg B, Svensson L, Wahlund LO. Reliability of interactive three-dimensional brain volumetry using MP-RAGE magnetic resonance imaging. *Psychiatry Res* 1997;76(1):41-49
  22. Mugler JP, 3rd, Spraggins TA, Brookeman JR. T2-weighted three-dimensional MP-RAGE MR imaging. *J Magn Reson Imaging* 1991;1(6):731-737
  23. Oshio K, Jolesz FA, Melki PS, Mulkern RV. T2-weighted thin-section imaging with the multislab three-dimensional RARE technique. *J Magn Reson Imaging* 1991;1(6):695-700
  24. Simon EM, McCaffery S, Rowley HA, Fischbein NJ, Shimikawa A, O'Brien JM. High-resolution 3D T2-weighted fast spin echo: new applications in the orbit. *Neuroradiology* 2003;45(7):489-492
  25. Naganawa S, Koshikawa T, Fukatsu H, Ishigaki T, Aoki I, Ninomiya A. Fast recovery 3D fast spin-echo MR imaging of the inner ear at 3 T. *AJNR Am J Neuroradiol* 2002;23(2):299-302
  26. Alexander AL, Buswell HR, Sun Y, Chapman BE, Tsuruda JS, Parker DL. Intracranial black-blood MR angiography with high-resolution 3D fast spin echo. *Magn Reson Med* 1998;40(2):298-310
  27. Barker GJ. 3D fast FLAIR: a CSF-nulled 3D fast spin-echo pulse sequence. *Magn Reson Imaging* 1998;16(7):715-720
  28. Tubridy N, Barker GJ, Macmanus DG, Moseley IF, Miller DH. Three-dimensional fast fluid attenuated inversion recovery (3D fast FLAIR): a new MRI sequence which increases the detectable cerebral lesion load in multiple sclerosis. *Br J Radiol* 1998;71(848):840-845
  29. Tan IL, Pouwels PJ, van Schijndel RA, Ader HJ, Manoliu RA, Barkhof F. Isotropic 3D fast FLAIR imaging of the brain in multiple sclerosis patients: initial experience. *Eur Radiol* 2002;12(3):559-567
  30. Ciccarelli O, Brex PA, Thompson AJ, Miller DH. Disability and lesion load in MS: a reassessment with MS functional composite score and 3D fast FLAIR. *J Neurol* 2002;249(1):18-24
  31. Epstein FH, Mugler JP, 3rd, Brookeman JR. Optimization of parameter values for complex pulse sequences by simulated annealing: application to 3D MP-RAGE imaging of the brain. *Magn Reson Med* 1994;31(2):164-177
  32. Williams LA, DeVito TJ, Winter JD, Orr TN, Thompson RT, Gelman N. Optimization of 3D MP-RAGE for neonatal brain imaging at 3.0 T. *Magn Reson Imaging* 2007;25(8):1162-1170
  33. Conklin J, Winter JD, Thompson RT, Gelman N. High-contrast 3D neonatal brain imaging with combined T1- and T2-weighted MP-RAGE. *Magn Reson Med* 2008;59(5):1190-1196
  34. Busse RF, Brau AC, Vu A, Michelich CR, Bayram E, Kijowski R, Reeder SB, Rowley HA. Effects of refocusing flip angle modulation and view ordering in 3D fast spin echo. *Magn Reson Med* 2008;60(3):640-649
  35. Xiao Z, Hoge WS, Mulkern RV, Zhao L, Hu G, Kyriakos WE. Comparison of parallel MRI reconstruction methods for accelerated 3D fast spin-echo imaging. *Magn Reson Med* 2008;60(3):650-660
  36. Chagla GH, Busse RF, Sydnor R, Rowley HA, Turski PA. Three-dimensional fluid attenuated inversion recovery imaging with isotropic resolution and nonselective adiabatic inversion provides improved three-dimensional visualization and cerebrospinal fluid suppression compared to two-dimensional flair at 3 tesla. *Invest Radiol* 2008;43(8):547-551
  37. Sodickson DK, Manning WJ. Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): fast imaging with radiofrequency coil arrays. *Magn Reson Med* 1997;38(4):591-603
  38. Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P. SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. *Magn Reson Med* 1999;42(5):952-962
  39. Griswold MA, Jakob PM, Nittka M, Goldfarb JW, Haase A. Partially parallel imaging with localized sensitivities (PILS). *Magn Reson Med* 2000;44(4):602-609
  40. Kyriakos WE, Panych LP, Kacher DF, Westin CF, Bao SM, Mulkern RV, Jolesz FA. Sensitivity profiles from an array of coils for encoding and reconstruction in parallel (SPACE RIP). *Magn Reson Med* 2000;44(2):301-308
  41. Bydder M, Larkman DJ, Hajnal JV. Generalized SMASH imaging. *Magn Reson Med* 2002;47(1):160-170
  42. Griswold MA, Jakob PM, Heidemann RM, Nittka M, Jellus V,

Wang J, Kiefer B, Haase A. Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA). *Magn Reson Med* 2002; 47(6):1202-1210

43. Yeh EN, McKenzie CA, Ohliger MA, Sodickson DK. Parallel magnetic resonance imaging with adaptive radius in k-space (PARS): constrained image reconstruction using k-space locali-

ty in radiofrequency coil encoded data. *Magn Reson Med* 2005;53(6):1383-1392

44. Park HJ, Youn T, Jeong SO, Oh MK, Kim SY, Kim EY. SENSE factors for reliable cortical thickness measurement. *Neuroimage* 2008;40(1):187-196

## Optimizations of 3D MRI Techniques in Brain by Evaluating SENSE Factors

Myung Hwan Park<sup>1</sup>, Jin Wan Lee<sup>1</sup>, Kang Won Lee<sup>1</sup>, Chang Woo Ryu<sup>1,2</sup>, Geon-Ho Jahng<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, East-West Neo Medical Center, <sup>2</sup>School of Medicine, Kyung Hee University

**Purpose :** A parallel imaging method provides us to improve temporal resolution to obtain three-dimensional (3D) MR images. The objective of this study was to optimize three 3D MRI techniques by adjusting 2D SENSE factors of the parallel imaging method in phantom and human brain.

**Materials and Methods :** With a 3 Tesla MRI system and an 8-channel phase-array sensitivity-encoding (SENSE) coil, three 3D MRI techniques of 3D T1-weighted imaging (3D T1WI), 3D T2-weighted imaging (3D T2WI) and 3D fluid attenuated inversion recovery (3D FLAIR) imaging were optimized with adjusting SENSE factors in a water phantom and three human brains. The 2D SENSE factor was applied on the phase-encoding and the slice-encoding directions. Signal-to-noise ratio(SNR), percent signal reduction rate(%R), and contrast-to-noise ratio(CNR) were calculated by using signal intensities obtained in specific regions-of-interest (ROI).

**Results :** In the phantom study, SENSE factor = 3 was provided in 0.2% reduction of signals against without using SENSE with imaging within 5 minutes for 3D T1WI. SENSE factor = 2 was provided in 0.98% signal reduction against without using SENSE with imaging within 5 minutes for 3D T2WI. SENSE factor = 4 was provided in 0.2% signal reduction against without using SENSE with imaging around 6 minutes for 3D FLAIR. In the human brain study, SNR and CNR were higher with SENSE factors = 3 than 4 for all three imaging techniques.

**Conclusion :** This study was performed to optimize 2D SENSE factors in the three 3D MRI techniques that can be scanned in clinical time limitations with minimizing SNR reductions. Without compromising SNR and CNR, the optimum 2D SENSE factors were 3 and 4, yielding the scan time of about 5 to 6 minutes. Further studies are necessary to optimize 3D MRI techniques in other areas in human body.

**Index words :** 3D MRI  
2D SENSE  
3D T1-weighted  
3D T2-weighted  
3D FLAIR

Address reprint requests to : Geon-Ho Jahng, Ph.D., Department of Radiology, East-West Neo Medical Center  
#149 Sangil-dong, Gangdong-gu, Seoul 134-727, Korea.  
Tel. 82-2-440-6187 Fax. 82-2-440-6932 E-mail: ghjahng@gmail.com