대한영상의학회지 2004;50:399 - 406

SENSE (Sensitivity Encoding)기법을 이용한 뇌 확산텐서영상[1]

이중우 · 문원진 · 정은철 · 이승로[2] · 함창곡[2] · 국신호 · 이영래 · 곽현주 · 이민희

목적: 임상자기공명영상기기에서 Sensitivity encoding (SENSE)기법의 적용이 증가하고 있다. 본 연구의 목적은 확산텐서영상에서 SENSE기법과 표준기법의 결과와 영상의 질을 비교하고자 하였다.

대상과 방법: 16명의 정상성인을 대상으로 1.5T자기공명영상기기를 이용하여 표준기법과 SENSE기법을 적용한 확산텐서영상을 시행하였다 (TR/TE=6755/74 or 5871/66msec, ETL 127 or 67, NEX=3, matrix 128×128, FOV 22 cm, 4 mm slice thickness with no gap, b value=600s/mm^2, 6개의 확산자계). 확산텐서 정보는 PC 워크스테이션으로 전송하여 자체 소프트웨어로 분석하여 등방성 ADC와 분할비등방도 (FA)를 계산하였다. 인공물의 정도 (유령인공물, 자기화율인공물, 와전류인공물)를 등급을 나누어 분석하였으며, ADC와 FA는 주요 회백질과 백질에서 측정하였다. 통계적 분석은 Fisher's exact test와 Mann - Whiteney test를 이용하였다.

결과: 자기화율인공물과 와전류인공물은 표준기법과 비교하여 SENSE기법에서 유의하게 감소하였다 ($p < 0.05$). 유령인공물의 경우 SENSE기법에서는 보이지 않았고 표준기법에서는 14예 (87.5%)에서 관찰되었다. ADC값은 표준기법과 SENSE기법간의 통계적 유의한 차이를 보이지 않았으며, FA값은 뇌피질과 백질에서 SENSE적용시 유의하게 높게 측정되었다 ($p < 0.05$). 신호대잡음비는 표준기법시 8.44, SENSE기법시 11.40으로 특정되었다.

결론: 확산텐서영상에서 SENSE기법의 적용은 표준기법에 비하여, 비교적 높은 신호대잡음비를 유지하면서 인공물에 의한 왜곡을 줄이고, 영상획득시간을 줄이나, 조직의 FA값이 기대치보다 높게 측정될 수 있다. 그러므로 적절한 영상변수를 선택한다면, SENSE기법을 적용한 확산텐서영상은 임상에서 유용하게 사용할 수 있다.

생체 내에서 물분자는 모든 방향으로 자유로이 확산하지 않고, 세포구조물과 세포막과 같은 장벽에 의하여 특정한 방향성을 띠게 되며 이러한 특성을 확산비등방성 (diffusion anisotropy)이라고 한다 (1, 2). 예를 들어 뇌백질에서 물분자는 축삭과 신경섬유다발에 의해, 축삭에 대하여 직각인 경우보다 축삭에 평행한 경우 확산이 더 잘되는 비등방성을 보인다. 반면, 상대적으로 덜 조직화된 구조를 보이는 뇌회백질영역에서는 비등방성정도가 감소하게 되어 좀더 균일하게 확산된다.

확산텐서영상 (diffusion tensor imaging)은 최소한 6개 방향의 확산경사자계를 이용한 확산영상기법으로 생체내에서 물분자의 무작위 열운동에 관한 정보를 얻어 확산비등방성을 3×3 확산텐서로 영상화하는 기법이다 (3, 4). 확산텐서영상은 얻어진 확산텐서의 요소들을 이용하여 생체내에서 뇌백질과 회백질을 분절화할 수 있으며 (5), 색지도 (color map), 벡터지도 (vector map), 뇌백질섬유추적기법 (fiber tracking) 등을 이용하여 미세구조의 신경섬유방향을 알아낼 수 있다 (6 - 8). 따라서 확산텐서영상을 이용하면 다양한 신경계 질환에서 뇌신경섬유의 손상을 확산비등방성의 감소로 알아낼 수 있고, 특정한 기능을 담당하는 백질로의 손상여부를 알아내고 기능적 해부학적 연결성을 알아내는 데 도움을 줄 수 있다.

다른 모든 영상기법과 마찬가지로 생체내 뇌신경섬유다발을 추적할 수 있는 유일한 방법인 확산텐서영상에도 몇가지 기술적 한계가 있다. 축삭섬유는 micron단위인데 비하여 확산텐서영상의 해상도는 mm 단위로 미세한 신경섬유를 구분하는데는 기술적 한계가 있으며 (8), 좀 더 큰 신경로의 경우에도 자기공명영상기기에서 발생하는 영상잡음 때문에 뇌백질섬유추

[1]성균관대학교 의과대학 강북삼성병원 진단방사선과
[2]한양대학교 의과대학 진단방사선과
이 논문은 2004년 2월 16일 접수하여 2004년 4월 23일에 채택되었음.

적기법의 임상적용은 아직 연구 중에 있다(9, 10). 확산텐서영상에서 인공물을 발생하여 영상잡음을 증가시키는 요인은 대상의 움직임, 빠르게 변환하는 경사자계에 의한 와전류인공물(eddy current artifact), 뇌기저부에서 현저하게 나타나는 자기화율인공물(magnetic susceptibility artifact), 확산강조에 따른 배후 잡음(background noise), gradient nonlinearity와 같은 다양한 요인이 있다(10). 이러한 인공물 및 잡음을 줄이고 고해상의 영상을 얻는 방법으로 기존의 single-shot EPI 기법을 사용하지 않고 navigator echo를 이용한 multi-shot EPI 기법이 있으나 이는 취득시간이 길어 임상적용이 용이하지 않다는 단점이 있다(10, 11).

Sensitivity encoding(이하 SENSE)기법은 각각 다른 공간민감도(spatial sensitivity)를 가지는 다중수신코일(multiple receiver coil)을 이용한 기법으로 영상획득시간 감소, 해상도 증가, EPI에서 상대적인 신호대잡음비의 증가를 가져올 수 있다. 확산텐서영상에 SENSE기법을 적용한 연구들이 보고되고 있으나(12-14), 고식적인 single-shot EPI와 장단점을 단면 비교한 보고는 아직 없다.

본 연구에서는 확산텐서영상에 SENSE기법을 적용하여 얻어진 정상성인의 확산텐서정보와 영상의 질을 고식적 방법의 경우와 비교하여 SENSE기법 적용의 장 단점을 알아보고자 하였다.

대상과 방법

대 상

정상 성인 16명(남:여=14:2, 평균연령 27세)을 대상으로 하였으며, 자기공명영상을 시행하기 전 사전동의를 얻었다. 모든 대상은 이학적 검사와 신경학적 검사상 특이소견이 없었으며 신경학적 질병의 병력이 없었다. 연구의 개시 전 본원의 임상시험심사위원회의 승인을 받았다.

MR 영상취득

모든 대상군은 30 mT/m의 경사기울기와 slew rate가 150 T/m/sec인 1.5T 자기공명영상기기(Intera; Philips Medical Systems, Best, the Netherlands)를 이용하여 검사를 시행하였으며, 6채널의 SENSE 두부코일을 이용하였다. 표준기법과 SENSE기법을 각각 적용하여 총 2회의 single-shot EPI 펄스열을 사용한 확산텐서영상을 시행하였다. 모든 SENSE기법에서 phase encoding에 대한 reduction factor(R)은 2로 하였다. 표준기법의 경우는 TR/TE는 6755/74 msec, SENSE 적용시 5871/66 msec이고 echo train length는 각각 127과 67이며, 그밖의 영상변수는 다음과 같다; 128 acquisition/256 reconstruction, 22 cm FOV, 4 mm slice thickness with no gap, 34 slices, NSA =3. 6개의 서로 다른 방향과 (Gxx, Gyy, Gzz, Gxy, Gxz, Gyz), 두개의 다른 b-value로 (0, 600s/mm^2) 확산경사자계를 가한 다음 영상을 취득하였다. Phase-encoding gradient는 전후 방향이었다.

SENSE기법

Pruessman등(15, 16)이 처음 제시한 대로, SENSE기법은 공간정보를 encoding하는 데 있어 각각의 수신코일(receiver coil)의 공간적으로 서로 다른 민감도를 이용하는 것이다. 이에 따라 SENSE기법에서는 cartesian K-공간상의 sampling line간의 간격을 넓힘으로서 Fourier encoding step의 수를 감소시키고 undersampled K space는 Fourier 변환 후 각각의 수신코일요소(receiver coil element)에 대하여 굴곡영상(folded image)을 만들게 된다. 따라서 이러한 SENSE 영상의 재구성을 위해서는 전신동체코일로부터 얻어진 각각의 수신코일요소(receiver coil element)를 위한 민감도지도(sensitivity map)가 필요하게 된다. 이 민감도지도를 이용하여 sensitivity encoding을 통해 굴곡된 신호(aliased signal) 구성요소를 펴주게(unfold) 된다. Full fourier encoding과 비교하여 SENSE기법상 phase encoding step상 감소된 부분을 SENSE reduction factor R로 나타낸다. 신호대잡음비는 R의 제곱근에 반비례하며, 코일민감도의geometrical relationship이 최적화되지 않으면 잡음이 증가한다. 이러한 잡음강화(noise enhancement)는 영상의 중심부(예, 횡단면영상중 반구간열 부위)에 나타나게 된다. SENSE에 특이적인 잡음강화는 local geometry factor g로 나타내며, 이론적으로 SENSE기법에서의 신호대잡음비는 다음과 같이 나타낼 수 있다: 신호대잡음비sense/신호대잡음비standard = $1/g\sqrt{R}$ (15). Simulation 에 따른 결과는 R이 2에 가까워지면 geometric factor는 1에 근접한다.

따라서 이론적으로 R이 2이면 SENSE기법의 신호대잡음비는 표준영상에 대하여 70.7%이다.

영상분석

확산텐서의 여섯 방향의 구성요소(Dxx, Dyy, Dzz, Dxy, Dxz, Dyz)는 on-line 연구용 소프트웨어(Pacman tool, Philips Medical System)를 이용하여 각각의 voxel에서 multiple linear regression으로 통계적으로 계산하였다. 이러한 확산텐서 데이터로부터 등방성 ADC(isotropic apparent diffusion coefficient , mm^2/sec 이하 ADC)와 분할 비등방도(fractional anisotropy, 이하 FA)를 다음의 공식과 standard matrix procedure를 이용하여 계산하였다.

각 방향의 ADC값은 다음 공식에 의하여 구하였으며,

$$ADC = \left(\sum_{\text{all high b-values}} \ln \left[\frac{SI_{\text{low b-value}}}{SI_{\text{high b-value}}} \right] \div (b_{high}\ b_{low}) \right) \Big/ \text{number of b-values}$$

등방성 ADC (ADCi)는 phase-encoding, read, slice selection 방향에 따른 ADC값의 평균으로 정하였다.

ADCi=(ADCxx+ADCyy+ADCzz)/3

FA는 다음의 공식에 의하여 계산하였다.

$$FA = \left(\sqrt{\sum_{i=1,2,3} (\lambda_i - ADC_i)^2}\right) \div \left(\sqrt{\left(\sum_{i=1,2,3} \lambda_i^2\right) \Big/ 3}\right)$$

계산된 ADC map과 FA map을 UltraSPARC II 워크스테이션(EasyVision, software release 5.1; Philips Medical Systems)으로 전송하여 추가분석을 실시하였다. EasyVision 내의 상용소프트웨어를 이용하여 상전두피질, 뇌량, 전두백질, 미상핵머리, 피각, 내포의 후각, 시상, 중소뇌각 및 교뇌에 다양한 크기의 난원형의 ROI를 위치하고 ADC와 FA값을 구하였다. 뇌내구조에 ROI를 위치할 때 각각의 해부학적 위치의 결정은 T2강조영상(b=0)을 기초로 하였다.

인공물 판정

확산텐서영상에서의 인공물은 두 명의 방사선과 의사의 합의하에 인공물의 유무와 정도를 분석하였다. 유령인공물, 자기화율인공물은 추적영상과 b0 영상에서, 와전류인공물은 FA map상에서 판정하였다. 유령인공물의 경우 유무를 나누었고, 자기화율인공물은 grade 1(약간의 인공물이 뇌기저부에 보이는 경우), grade 2(인공물에 의하여 2 slice 이상 전두엽과 측두엽의 뇌실질이 왜곡 되어 보이는 경우), grade 3(인공물에 의해 전뇌간까지 심하게 왜곡되어 있는 경우), 와전류인공물의 경우도 grade 1(2 mm미만의 phase encoding방향의 백색띠가 보이는 경우), grade 2(2 - 10 mm미만의 백색띠가 보이는 경우), grade 3(10 mm 이상의 백색띠가 보이는 경우)로 구분하여 분석하였다.

신호대잡음비

SENSE기법을 적용하는 경우 unfolding이외에도, 서로 다른 코일요소를 재구성하는 과정에서 배후잡음을 인위적으로 제거하게 되고, 영상의 중심부는 주변부에 비하여 신호강도가 낮게 나오는 특성상 통상적인 방법으로는 신호대잡음비를 구할 수 없다(15, 17). 따라서 본 연구에서는 신호대잡음비를 측정하기 위하여 한 명의 대상을 선택하여 SENSE 기법을 적용한 경우와 표준 기법을 적용한 확산텐서영상을 각각 2회씩 총 4회 시행하여 SENSE기법을 적용한 경우의 감산영상, 표준기법을 적용한 경우의 감산영상을 각각 구하였다. 신호대잡음비는 다음의 공식에 따라 구하였다: 신호대잡음비 = $\sqrt{2}$×확산강조영상의 ROI의 평균 SI/감산영상의 ROI의 SD(18).

통계 분석

통계분석은 Mann - Whiteney test와 Fisher's exact test를 상용통계소프트웨어(SPSS, version 10.1.; SPSS, Chicago, Ill)를 이용하여 시행하였다. Mann - Whiteney test는 ADC와 FA값을 SENSE기법과 표준기법간 비교하기 위하여 적용하였고, Fisher's exact test는 인공물의 정도의 차이를 비교하는 데 적용하였다. *P*값이 0.05 미만인 경우 통계학적으로 유의한 것으로 가정하였다.

결　　과

표준기법의 경우 확산텐서영상의 획득 시간은 3분 3초, SENSE 적용시는 1분 44초였다.

각 해부학적 구조에서 ADC값은 피각이 740±30으로 가장 낮았고 교뇌는 835±77이었다(Table 1). ADC값은 표준기법인 경우와 SENSE기법을 적용한 경우에 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다($p>0.05$). 분할비등방도는 상전두피질, 미상핵 및 피각의 경우는 0.4 미만으로 측정되었고, 뇌량과 내

Table 1. Mean ADC Values from Brain ROIs in 16 Human Subjects : Single Slice Data (×10^{-3} mm^2/sec)

	SFC	CC	FWM	CAUD	PUTA	IC	THAL	MCP	Pons
Standard	810±62	822±68	820±60	768±51	731±28	815±48	817±40	782±55	855±70
SENSE	749±58	815±84	792±46	735±55	747±31	816±45	837±33	752±44	819±81
Total	775±66	818±76	804±53	750±55	740±30	815±45	828±37	765±51	835±77

Note - Numbers are mean±standard deviation.
SFC : superior frontal cortex, CC : corpus callosum, FWM : frontal white matter, CAUD : caudate nucleus
PUTA : putamen, IC : internal capsule, THAL : thalamus, MCP : middle cerebellar peduncle

Table 2. Mean FA Values from Brain ROIs in 16 Human Subjects

	SFC	CC	FWM	CAUD	PUTA	IC	THAL	MCP	Pons
Standard	0.278±0.050	0.765±0.057	0.498±0.064	0.308±0.070	0.283±0.056	0.732±0.033	0.378±0.072	0.664±0.064	0.463±0.046
SENSE	0.436±0.073	0.824±0.089	0.462±0.045	0.388±0.070	0.399±0.081	0.763±0.039	0.502±0.116	0.748±0.049	0.579±0.060
Total	0.365±0.103	0.793±0.078	0.481±0.057	0.346±0.080	0.338±0.089	0.746±0.038	0.449±0.115	0.706±0.070	0.521±0.079

Note - Numbers are mean±standard deviation.
SFC : superior frontal cortex, CC : corpus callosum, FWM : frontal white matter, CAUD : caudate nucleus
PUTA : putamen, IC : internal capsule, THAL : thalamus, MCP : middle cerebellar peduncle

포는 0.7이상으로 측정되었다. SENSE기법을 적용한 경우에 표준기법과 비교하여 FA는 높게 측정되었다(Table 2). 특히 상전두피질, 미상핵, 피각, 중소뇌각, 교뇌에서는 SENSE기법에서 유의하게 높게 측정되었다($p < 0.05$).

인공물의 발현빈도와 정도는 SENSE기법을 적용한 경우에 표준기법에 비하여 감소하였다. 유령인공물은 SENSE기법에서는 관찰되지 않았으나 표준기법에서는 14예(87.5%)에서 관찰되었다(Fig. 1). 자기화율인공물은 SENSE기법에서는 경도 10예, 중등도 6예였고 고도의 경우는 없었으나, 표준기법시 중등도 8예, 고도 8예로 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$) (Fig. 2). 와전류인공물은 SENSE기법 적용시는 경도 12예, 중등도 4예인 반면, 표준기법시는 중등도 8예, 고도 8예로 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$) (Fig. 3).

신호대잡음비는 b0 영상에서 뇌실주위백질에서 측정하였으며, 표준 기법시 8.44, SENSE기법 적용시 11.40으로 SENSE 적용시 높았으나, 1예에서 측정하여 통계분석은 시행하지 않았다.

고　찰

이 연구에서는 SENSE기법이 짧은 시간내에 고화질의 확산텐서영상이 가능함을 알 수 있었다. 인공물을 감소시키고 신호대잡음비를 높게 유지함으로서 영상획득시간을 단축하면서도 영상의 질을 높일 수 있었다. SENSE 적용시 ADC값은 기존의 기법과 차이를 보이지 않았으나, FA값의 경우는 기존의 방법보다 높게 측정되었다.

확산텐서영상은 뇌백질의 신경회로를 지도화하는데 유일한 비침습적인 생체내 영상법이다 (11). 뇌백질을 구성하는 축삭의 방향에 따라 분자의 확산은 일정한 방향을 가지고 움직이는 비등방성으로 이루어지게 되며 이러한 비등방성은 3×3의 확산텐서로 나타내고 확산강조영상기법을 이용하여 측정할 수 있다. 확산텐서영상은 최소한 6개이상의 서로 다른 방향의 확산자계를 걸어준 후 얻은 영상을 통하여 확산텐서를 구하며 수학적인 계산을 통하여 diagonalization함으로서 확산텐서를 하나의 타원(ellipsoid)으로 표현하는 3개의 eigenvector와 3

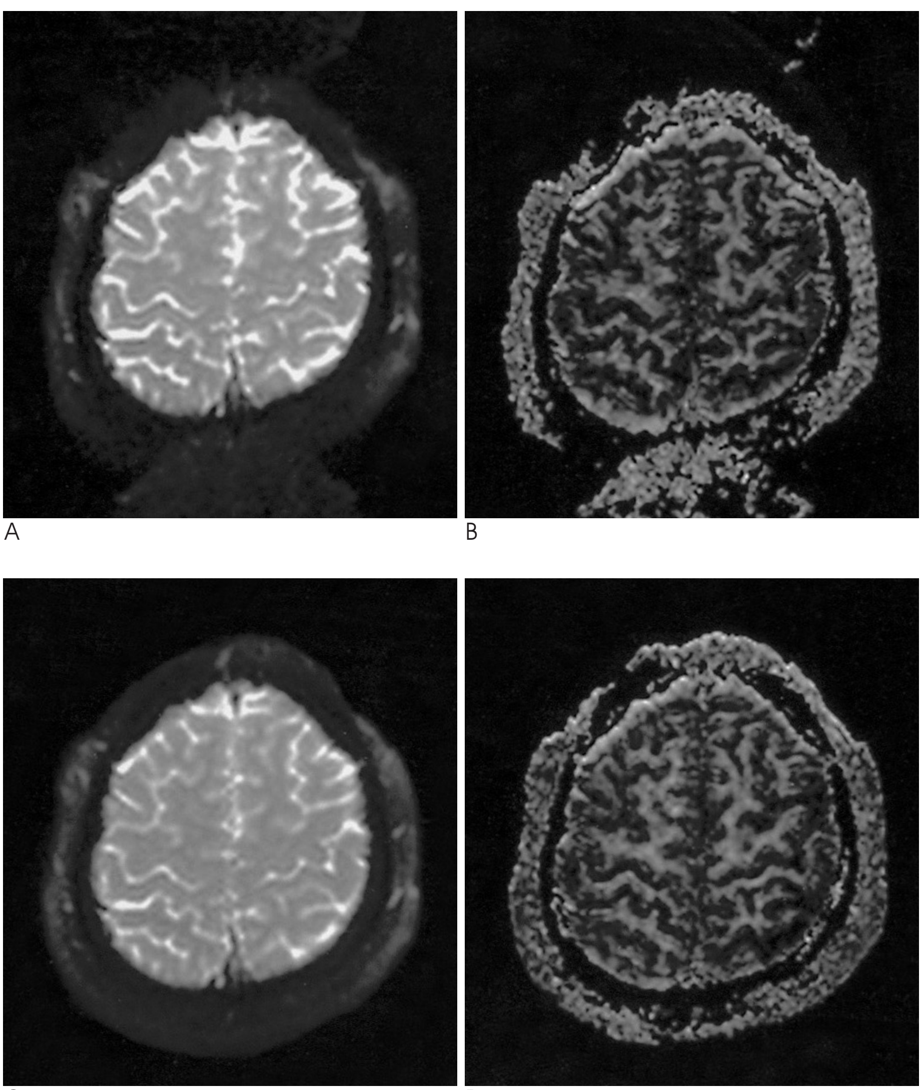


Fig. 1. Reduction of ghost artifacts with SENSE.
B0 image (A) and corresponding FA map (B) obtained with standard sequence (TR/TE = 6755/74 msec) show ghost artifact. On the contrary, ghost artifact is absent on b0 image (C) and FA map (D) using SENSE.

개의 eigenvalue를 계산하게 된다(11). Eigenvalue를 이용한 분할비등방도, 상대적 비등방도(relative anisotropy, RA)등의 비등방도 척도가 있으며 eigenvalue와 eigenvector를 이용하여 뇌백질섬유추적기법이 연구되고 있다.

확산텐서영상을 이용한 여러 비등방성지표 지도와 뇌백질섬유추적기법의 임상적용을 위해서는 무엇보다도 고신호대잡음비, 고해상도의 고품위 확산강조영상을 얻는 것이 필수적이며 적절한 시간내에 영상을 획득하는 것이 중요하다(13). 현재 가장 널리 이용되는 확산텐서영상의 영상획득 scheme은 single - shot EPI 기법(13, 19 - 21)과 navigator echo를 이용한 multi - shot EPI 기법이다(11, 22). Multi - shot EPI는 single - shot EPI에 비하여 고신호대잡음비, 우수한 공간해상도, 적은 자기화율인공물을 장점으로 하나 영상획득시간이 지나치게 긴(약 50분) 단점이 있다(11, 22). 이런 긴 획득시간 때문에 운동인공물에 매우 민감하게 되어 navigator echo를 적용하더라도 뇌척수액 박동과 안구운동같은 생리적 움직임에 노출되게 된다. 반면, single - shot EPI인 경우는 5분전후로 영상획득이 가능하고 운동인공물을 거의 배제할 수 있다는 장점이 있으나, 와전류 인공물과 자기화율인공물에 매우 민감하여 전반적인 영상의 질이 낮아지게 된다(11).

이제까지의 보고(12, 15, 16)에 따르면 SENSE기법을 EPI에 적용하면 echo train length를 줄임으로서 자장불균일성에 따른 탈위상효과가 감소하고 이에 따라 신호대잡음비가 상대적으로 증가하고 해상도가 좋아지며 자기화율인공물이 억제된다고 하였다. 본 연구에서는 표준기법에 비하여 SENSE기법 적용시(TE 74 msec, vs 66 msec) 감소된 echo train length

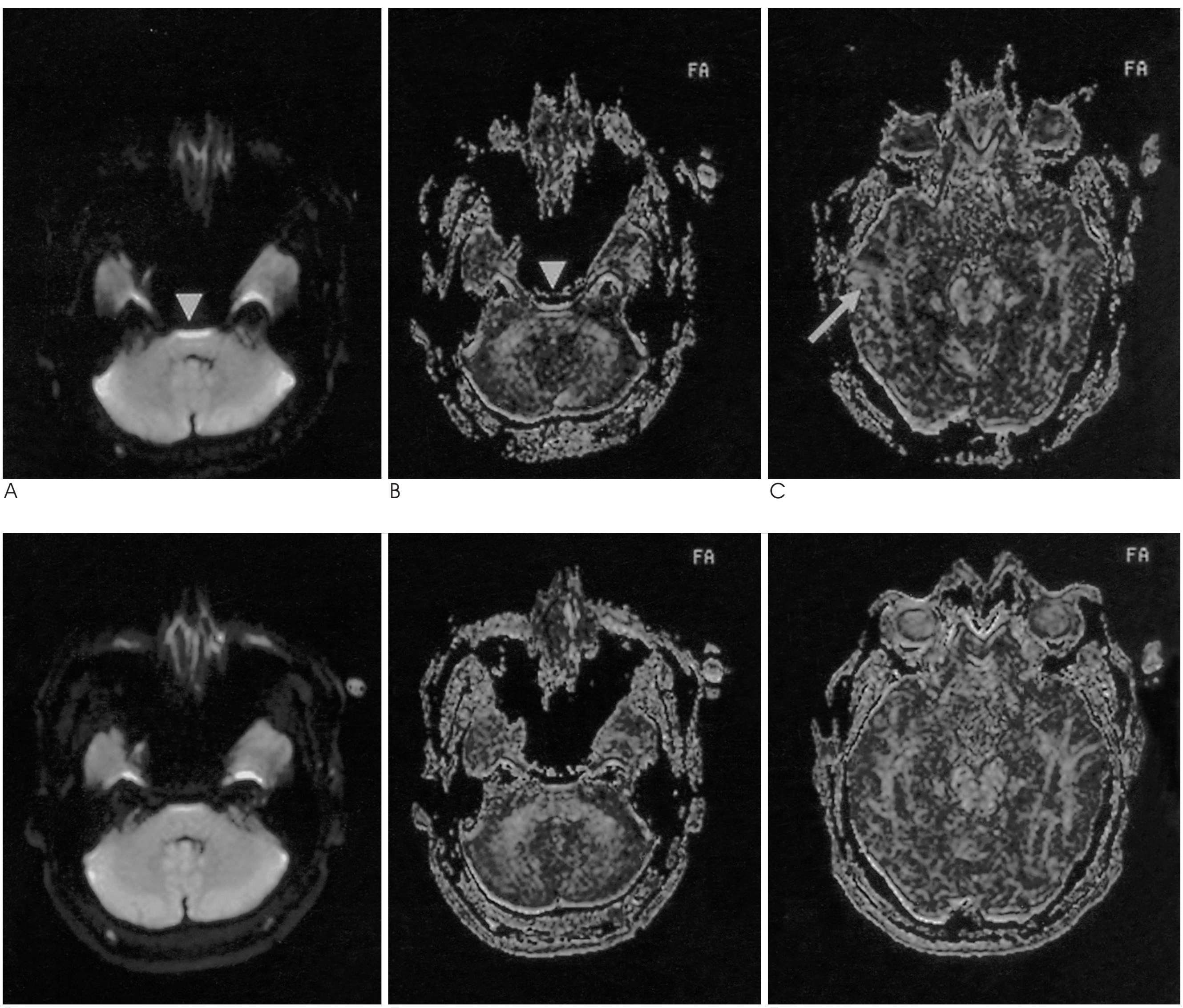
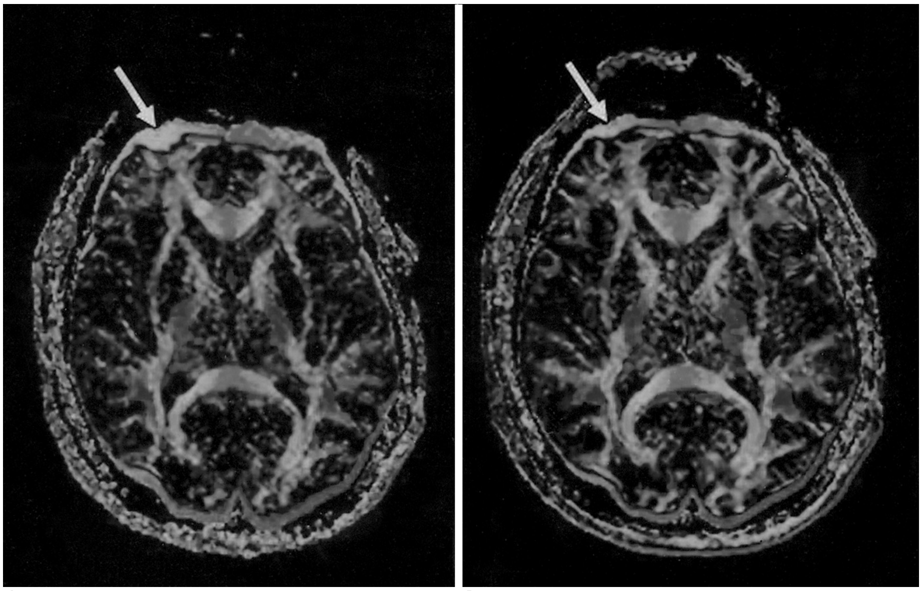


Fig. 2. Reduction of magnetic susceptibility artifact with SENSE.
With standard sequence, distortion of brain stem (arrowhead) and temporal white matter (arrow) is prominent in b0 image (A) and corresponding FA maps (B, C). With SENSE, distortion of brain stem and temporal white matter is minimal in b0 image (D) and FA maps (E, F).



A B

Fig. 3. Reduction of eddy current artifact with SENSE.
Compared with standard sequence (A), white stripe along the frontal lobe (arrows) is less prominent with SENSE (B).

로 자기화율인공물뿐 아니라 운동인공물과 와전류인공물이 현저히 감소하였으며 총 영상획득시간 역시 감소하였다. 결과적으로 확산텐서영상의 전반적인 질이 SENSE기법과 함께 향상하였다. 특히 자기화율인공물의 감소는 취약한 부위인 뇌간의 왜곡을 최소화하였으며, 전두엽의 기저부와 측두엽백질의 왜곡도 감소하였다. 따라서 향후 뇌간의 복잡한 기능로(functional tract)의 뇌백질섬유추적기법과 전두엽과 측두엽의 연관섬유(frontal temporal association tract)의 평가에도 SENSE기법을 이용하면 양질의 영상을 단시간에 얻을 수 있을 것으로 생각된다.

SENSE기법과 표준기법간에 ADC값의 유의한 차이를 보이지 않았으며, 이제까지 보고된 값과 잘 일치하였다(20, 23). 반면 FA의 경우 몇 해부학적 구조에서는 통계적으로 유의하게 SENSE기법을 사용한 경우 높은 수치를 보였다. 이는 이전의 보고(9, 14, 24)와도 일치하는 것으로 평균확산도는 SENSE EPI가 정확하였으나, FA는 SENSE에서 표준 full FOV 기법보다 높게 측정되었고 이는 SENSE의 신호대잡음비 제한 때문으로 FA는 특이 잡음에 민감하기 때문이라고 하였다(9). FA는 확산텐서의 diagnonal element인 3개의 eigenvalue에 의해 구해지며, 따라서 신호대잡음비가 감소함에 따라 eigenvalue는 참값으로부터 멀어지는 성질에 영향을 받는다(9). 즉, 낮은 비등방도를 가지는 경우는 더욱 더 낮은 신호대잡음비의 영향을 많이 받아 높은 비등방도로 결정된다(5, 9). 따라서 이론적으로는 신호대잡음비가 감소하게 되는 SENSE기법에서는 FA가 증가할 수 밖에 없다. 본 연구에서 FA가 의미있는 증가를 보였던 구조 중 원래가 낮은 비등방도 구조인 미상핵, 피각, 상전두피질은 잡음 증가와 주변 뇌백질과의 부분용적평균화가 신호대잡음비 증가의 원인으로 생각된다. 그러나 교뇌와 중소뇌각의 경우는 높은 비등방도 구조로 상대적으로 신호대잡음비 감소의 효과를 덜 받는 부위이다. 또한 이 부위는 자기화율 인공물의 감소로 구조적 왜곡이 현저히 감소된 곳으로 FA의 증가는 신호대잡음비 감소의 영향이라기보다는 왜곡의 감소로 백질로가 좀더 잘 묘사된 것이 원인일 것으로 생각된다.

SENSE기법에서 신호대잡음비의 감소는 잘 알려져 있다(15, 16). 보고에 의하면(15, 16) 신호대잡음비의 감소는 reduction factor R의 제곱근으로 나타내어 진다고 한다. 뇌영상에서는 신호대잡음비의 감소는 미미한 병변을 발견하는데 오류가 생길 위험이 있다. 그러나 이제까지의 보고에 의하면 SENSE기법에서의 신호대잡음비의 감소는 임상적으로 문제가 되지 않으며(23) 이론적인 결론보다는 신호대잡음비가 덜 감소하는 것으로 보고되고 있다(17). 본 연구에서는 이제까지의 연구와는 반대로 SENSE기법에서 오히려 신호대잡음비가 약간 증가하는 결과를 보였다. 모든 예에서 신호대잡음비 측정을 하지 않았지만, EPI에서는 echo train length의 감소가 탈위상의 감소를 가져와 신호강도를 증가시킬 수 있다는 사실을 고려하면 본 연구의 ROI에서의 신호대잡음비 증가가 설명될 수 있다(15). 단 geometric factor로 인하여 SENSE기법에서는 영상의 중심부와 주변부간의 신호대잡음비가 차이가 날 수 있으며, 확산텐서영상에서의 신호대잡음비 문제는 앞으로 정확한 뇌백질섬유추적기법을 위하여 향후 연구가 되어야 할 과제이다.

본 연구의 제한점으로는 증례의 수가 부족하다는 점이다. ADC와 FA의 비교에 있어서 ROI에 의존한 분석으로 voxel by voxel 분석이 이루어지지 않아 정확한 비교가 어려웠다는 점이 또 하나의 문제점이다.

마지막으로 단 한 예에서 신호대잡음비 측정을 시행하였고 단 두번의 반복영상획득을 통하여 신호대잡음비를 구하여서 모든 증례에 일반화하기에는 한계가 있다. 이러한 문제점은 추후 보강연구를 통하여 해결될 수 있을 것으로 생각된다.

임상적으로 SENSE기법을 적용하면, single - shot EPI를 이용한 우수한 확산텐서영상을 가능하게 함으로서 임상 현장에

서 뇌졸중, 뇌종양, 뇌손상등 다양한 질환, 특히 응급상황에서도 3분이내의 빠른 시간내에 충분한 영상을 획득할 수 있을 것이다. 그러나 임상적용에 있어 상대적으로 높은 FA값은 텐서지도와 뇌백질섬유추적기법시 오판하지 않아야 할 것이다.

결론적으로 SENSE기법을 적용한 확산텐서영상은 표준기법에 비하여 인공물이 적고 상대적으로 신호대잡음비가 좋은 우수한 영상을 제공하므로 적절한 영상변수를 선택한다면, 임상에서 유용하게 사용할 수 있다.

참 고 문 헌

1. Moseley ME, Cohen Y, Kucharczyk J, et al. Diffusion-weighted MR imaging of anisotropic water diffusion in cat central nervous system. *Radiology* 1990;176:439-445
2. Chenevert TL, Brunberg JA, Pipe JG. Anisotropic diffusion in human white matter: demonstration with MR techniques *in vivo*. *Radiology* 1990;177:401-405
3. Crank J. *The Mathematics of Diffusion*. Oxford: Clarendon; 1975
4. Basser PJ, Mattiello J, LeBihan D. Estimation of the effective self diffusion tensor from the NMR spin echo. *J Magn Reson B* 1994;103:247-254
5. Pierpaoli C, Basser PJ. Toward a quantitative assessment of diffusion anisotropy. *Magn Reson Med* 1996;36:893-906
6. Pajevic S, Pierpaoli C. Color schemes to represent the orientation of anisotropic tissues from diffusion tensor data: application to white matter fiber tract mapping in the human brain. *Magn Reson Med* 1999;42:526-540
7. Mori S, Crain BJ, Chacko VP, van Zijl PC. Three-dimensional tracking of axonal projections in the brain by magnetic resonance imaging. *Ann Neurol* 1999;45:265-269
8. Mori S, van Zijl PC. Fiber tracking: principles and strategies - a technical review. *NMR Biomed* 2002;15:468-480
9. Basser PJ, Pajevic S. Statistical artifacts in diffusion tensor MRI (DT-MRI) caused by background noise. *Magn Reson Med* 2000;44:41-50
10. Basser PJ, Jones DK. Diffusion-tensor MRI: theory, experimental design and data analysis - a technical review. *NMR Biomed* 2002;15:456-467
11. Melhem ER, Mori S, Mukundan G, Kraut MA, Pomper MG, van Zijl PC. Diffusion tensor MR imaging of the brain and white matter tractography. *AJR Am J Roentgenol* 2002;178:3-16
12. Bammer R, Auer M, Keeling SL, et al. Diffusion tensor imaging using single-shot SENSE-EPI. *Magn Reson Med* 2002;48:128-136
13. Yamada K, Kizu O,Mori S, et al. Brain fiber tracking with clinically feasible diffusion-tensor MR imaging: initial experience. *Radiology* 2003;227:295-301
14. Cercignani M, Horsfield MA, Agosta F, Filippi M. Sensitivity-encoded diffusion tensor MR imaging of the cervical cord. *AJNR Am J Neuroradiol* 2003;24:1254-1256
15. Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P. SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. *Magn Reson Med* 1999;42:952-962
16. Willinek WA, Gieseke J, von Falkenhausen M, Neuen B, Schild HH, Kuhl CK. Sensitivity encoding for fast MR imaging of the brain in patients with stroke. *Radiology* 2003;228:669-675
17. Preibisch C, Pilatus U, Bunke J, Hoogenraad F, Zanella F, Lanfermann H. Functional MRI using sensivity-encoded echo planar imaging (SENSE-EPI). *Neuroimage* 2003;19:412-421
18. Firbank MJ, Harrison RM, Williams ED, Coulthard A. Quality assurance for MRI: practical experience. *Br J Radiol* 2000;73:376-383
19. Shimony JS, McKinstry RC, Akbudak E, et al. Quantitative diffusion-tensor anisotropy brain MR imaging: normative human data and anatomic analysis. *Radiology* 1999;212:770-784
20. Melhem ER, Itoh R, Jones L, Barker PB. Diffusion tensor MR imaging of the brain: effect of diffusion weighting on trace and anisotropy measurements. *AJNR Am J Neuroradiol* 2000;21:1813-1820
21. Schmithorst VJ, Wilke M, Dardzinski BJ, Holland SK. Correlation of white matter diffusivity and anisotropy with age during childhood and adolescence: a cross-sectional diffusion-tensor MR imaging study. *Radiology* 2002;222:212-218
22. Stieltjes B, Kaufmann WE, van Zijl PC, et al. Diffusion tensor imaging and axonal tracking in the human brainstem. *Neuroimage* 2001;14:723-735
23. Bammer R, Keeling SL, Augustin M, et al. Improved diffusion-weighted single-shot echo-planar imaging (EPI) in stroke using sensitivity encoding (SENSE). *Magn Reson Med* 2001;46:548-554
24. Bastin ME, Armitage PA, Marshall I. A theoretical study of the effect of experimental noise on the measurement of anisotropy in diffusion imaging. *Magn Reson Imaging* 1998;16:773-785

J Korean Radiol Soc 2004;50:399 - 406

SENSE (Sensitivity Encoding) for Diffusion Tensor Imaging of the Brain[1]

Joong Woo Lee, M.D., Won-Jin Moon, M.D., Eun Chul Chung, M.D., Seung-Rho Lee, M.D.[2], Chang Kok Hahm, M.D.[2], Shin-Ho Kook, M.D., Young Rae Lee, M.D., Hyon Joo Kwag, M.D., Min Hee Lee, M.D.

[1]*Department of Radiology, Kangbuk Samsung Hospital, Sungkyunkwan University School of Medicine*
[2]*Department of Radiology, Hanyang University College of Medicine*

Purpose: The sensitivity encoding (SENSE) technique is increasingly being used with clinical MRI scanners. The object of this study is to compare the normative human data and image quality of the diffusion tensor imaging (DTI) with sensitivity encoding (SENSE) and standard single-shot EPI techniques.

Materials and Methods: 16 normal volunteers underwent single-shot echo-planar DTI with both standard and SENSE sequences using a 1.5 T Philips Intera MR scanner (TR/TE = 6755/74 or 5871/66 ms, echo train length 127 or 67, NEX = 3, matrix = 128 × 128, FOV = 220 × 220 mm, slice thickness = 4 mm, b value = 600 s/mm^2, six orthogonal diffusion gradients). The diffusion tensor-encoded MR images were transferred to a PC workstation and analyzed using in-house software. The fractional anisotropy (FA) and apparent diffusion coefficient (ADC) maps were calculated. The presence of artifacts (ghost susceptibility, eddy current) was graded with a two- or three-point scale. The ADC and FA values were measured in the major white matter tract and gray matter nuclei. The signal-to-noise ratio was also measured. Fisher 's exact test and the Mann-Whitney test were used for the statistical analysis.

Results: With SENSE, the acquisition time was reduced from 2 min 57 sec to 1 min 22 sec for DTI. Susceptibility artifacts (around the brain stem and temporal base) and eddy current artifacts were significantly reduced on the SENSE DTI as compared with those on the standard DTI ($p < 0.05$). No ghost artifacts were observed on the SENSE DTI, whereas such artifacts were observed in 14 cases (87.5%) on the standard DTI. The ADC value was not significantly different between the SENSE DTI and the standard DTI, whereas the FA values in the cerebral cortex and white matter were significantly higher on the SENSE DTI than on the standard DTI ($p < 0.05$). The signal-to-noise ratio was 8.44 on the standard DTI and 11.40 on the standard DTI.

Conclusion: The use of SENSE DTI significantly reduces the geometric distortion caused by artifacts, shortens the acquisition time, and allows a relatively high SNR to be maintained, but tends to erroneously increase the FA value of the tissue. Therefore, DTI with SENSE may provide better white matter fiber tracking and diffusivity indices when the imaging parameters for SENSE are optimized.

Index words : SENSE, DTI
Magnetic resonance (MR), diffusion tensor
Brain, MR

Address reprint requests to : Won-Jin Moon, M.D., Department of Radiology, Kangbuk Samsung Hospital, 108 Pyung-dong, Jongro-gu, Seoul 110-746, Korea.
Tel. 82-2-2001-2334 Fax. 82-2-2001-1030 E-mail: mdmoonwj@kbsmc.co.kr