대한영상의학회지 2005;52:87 - 92

확산 경사자장의 방향수에 따른 분할 비등방성 뇌자기공명영상의 잡음에 대한 히스토그램 분석[1]

장용민 · 이영주[2] · 김용선 · 강덕식 · 손철호[3] · 우성구[3] · 서경진[4]

목적: 확산 경사자계의 방향수에 따른 분할 비등방성 뇌자기공명영상의 잡음 정도를 히스토그램을 통해 정성, 정량적으로 분석하여 적절한 확산텐서영상의 방향수를 알고자 하였다.

대상과 방법: 신경학적 증상이 없는 10명의 정상 성인을 대상으로 3.0 T 자기공명 영상기기를 사용하여 뇌확산텐서영상을 획득하였다. 사용한 펄스열은 Stejskal - Tanner 형태의 확산 강조 경사자장이 포함된 스핀 에코 EPI 기법을 사용하였다. b - value는 1000 s/mm^{2}으로 고정하고 가해지는 확산 경사자장의 방향수를 6개, 11개, 23개, 35개 그리고 47개로 변화시키면서 확산 텐서 영상을 획득하였다. 확산 경사자장의 방향수를 늘려가면서 획득된 확산 강조 영상들로부터 각 방향수별 분할 비등방성(FA)영상을 만들었다. FA영상에서 육안적 정성 평가 후 주요 뇌 구조물에 관심영역을 설정하여 해당 영역의 히스토그램을 구하였다. 동일 관심영역에서 각 방향수별 FA값을 측정하였으며 FA값의 표준편차를 계산하였다.

결과: 분할 비등방성영상에서 확산 경사자장의 방향수가 6개에서 47개로 증가함에 따라 뇌구조물의 백질과 회백질의 경계의 구분이 더 명확하며 영상의 질이 개선되어졌음을 확인할 수 있었다. 관심영역에서 측정한 히스토그램에서 경사자장의 방향수가 증가함에 따라 FA 지수의 분산 정도가 줄어들고 단일 비등방성 지수를 나타냄을 확인할 수 있었고 이는 FA값의 표준편차가 방향수에 따라 줄어든다는 정량적인 분석 결과와 일치함을 알 수 있었다.

결론: 경사자장의 방향수가 증가할수록 더 나은 화질의 FA영상을 얻을 수 있었으며 이를 히스토그램 분석을 이용하여 확인 할 수 있었다.

확산텐서영상은 정상 조직의 구조와 기능에 대한 특성을 파악하는 일뿐만 아니라 급성 뇌졸증, 뇌백질 질환, 뇌종양 등 질병의 진단에도 유용하게 사용된다(1, 2). 확산텐서 영상으로부터 얻게 되는 가장 중요한 정보중 하나인 확산의 비등방성을 나타내는 지표로서 체적비(VR: volume ratio), 상대적 비등방성(RA: relative anisotropy) 그리고 분할 비등방성(FA: fractional anisotropy) 등이 주로 사용되고 있다. 이러한 비등방성 지표는 확산텐서영상을 이용한 질환의 정량적 분석을 가능케 하기 때문에 임상적으로 중요한 의미를 가진다.

확산텐서영상을 획득하기 위해서는 최소 6개의 확산 경사자장을 사용해야 한다(3, 4). 그러나 잡음이 존재하기 때문에 정확한 확산계수를 측정하기 위해서 6개보다 더 많은 수의 확산 경사자장이 사용되기도 한다. 따라서 임상적으로 유용한 우수한 화질의 FA 영상을 획득하기 위해 필요한 최소 확산 경사자장의 방향수를 결정하는 것은 임상 프로토콜의 측면에서도 매우 중요하다. 본 논문에서는 확산텐서영상에서 확산 경사자장의 방향수를 달리 하였을 때 FA 영상의 화질에 영향을 미치는 잡음의 정도를 복잡한 수학적 분석기법을 사용하지 않고 쉽게 판별할 수 있는 히스토그램 분석법을 도입하여 경사자장의 방향수에 따른 비등방성 영상의 잡음 정도를 규명하고자 하였으며 이러한 히스토그램 분석법의 신뢰도를 비등방성 지표의 표준편차를 이용한 정량적 분석기법을 통하여 검증하고자 하였다.

대상과 방법

신경학적 증상이 없고 T2 강조 자기공명영상에서 이상소견이 관찰되지 않는 10명의 정상 성인(남자 5명, 여자 5명, 평균나이는 22세)을 대상으로 하였다. 확산텐서영상은 3.0 T 자기공명 영상기기(Signa VHi, GE Medical, U.S.A.)를 사용하

[1]경북대학교 의과대학 진단방사선과학교실
[2]경북대학교 대학원 의용생체공학과
[3]계명대학교 의과대학 진단방사선과학교실
[4]서주 방사선과
이 논문은 2002년도 한국학술진흥재단의 지원에 의하여 연구 되었음(KRF - 2002 - 해당 사업코드 - D00476).
이 논문은 2004년 11월 8일 접수하여 2005년 1월 10일에 채택되었음.

여 획득하였다. 사용한 펄스열은 Stejskal-Tanner type의 확산 강조 경사자장이 포함된 single-shot 스핀에코 EPI를 사용하였으며 영상획득시 사용한 영상 획득 변수는 b-value=1000 s/mm^2, TR/TE=8000/71 ms, Matrix=128×128, slice thickness/spacing=5/2 mm, FOV=220 mm, NEX=1이었다. 이때 걸어주는 확산 경사자장의 방향수를 6개, 11개, 23개, 35개 그리고 47개로 변화시키면서 확산텐서영상을 획득하였다. 확산 경사자장의 방향수를 6개로 한 경우 영상획득 시간은 56초, 47개로 한 경우 6분 25초가 소요되었다.

확산 경사자장의 방향수를 늘려가면서 획득된 확산 강조 영상들은 영상처리 전용 워크스테이션(Advantage Window, GE, U.S.A.)으로 옮겨져 전처리 과정으로 EPI에 의한 영상 왜곡을 보정 한 후 후처리 과정을 통해 방향수에 따른 FA 영상을 구현하였다. 방향수에 따른 FA 영상의 화질은 먼저 방사선과 전문의 2명에 의해 독립적으로 판정되었으며 그 방법은 경사자장의 방향수를 모르는 상태에서 각각의 FA 영상에서 백질과 회색질의 경계 구분의 정도를 기준으로 가장 구분이 잘 되는 상태를 1, 가장 나쁜 경우를 5로 순위를 정하였다. 두명의 검사자에서 다른 의견이 나온 경우는 합의를 통해 순위를 결정하였다. 또한 FA영상에서 주요 뇌 구조물(전두부 회백질:frontal gray matter, 피각: putamen, 내섬유막 후각:posterior limb of internal capsule, 뇌량팽대:splenium of the corpus callosum)에 관심영역을 설정한 후 해당영역의 히스토그램을 구하였다. 또한 각 방향수별 FA영상의 관심영역에서의 FA값 및 표준편차를 계산하였다. 계산한 FA값 및 FA 표준편차는 SPSS 11.5(statistical package for the social science)라는 통계처리 프로그램을 사용하여 유의성을 검증 하였다. 이때 경사자장의 방향수와 관심 영역에서의 FA값의 상관관계를 분석하기 위해 일원분산분석(one-way ANOVA: analysis of variance)을 실시하였다.

결 과

FA 영상에서 10명의 대상자 모두에서 확산 경사자장의 방향수가 6개에서 47개로 증가함에 따라 뇌구조물의 백질과 회백질 경계의 구분이 더 명확하여 47개의 방향수 영상이 1순위의 영상을 보였고, 방향수가 적을수록 순위가 내려가, 6개 방향의 영상이 5순위로 가장 좋지 않은 영상을 보였다(Fig. 1). 방향수에 따른 각각의 FA영상의 동일 구조물에 설정한 관심영역에서 획득한 히스토그램은 Fig. 2에 표시하였다. 방향수

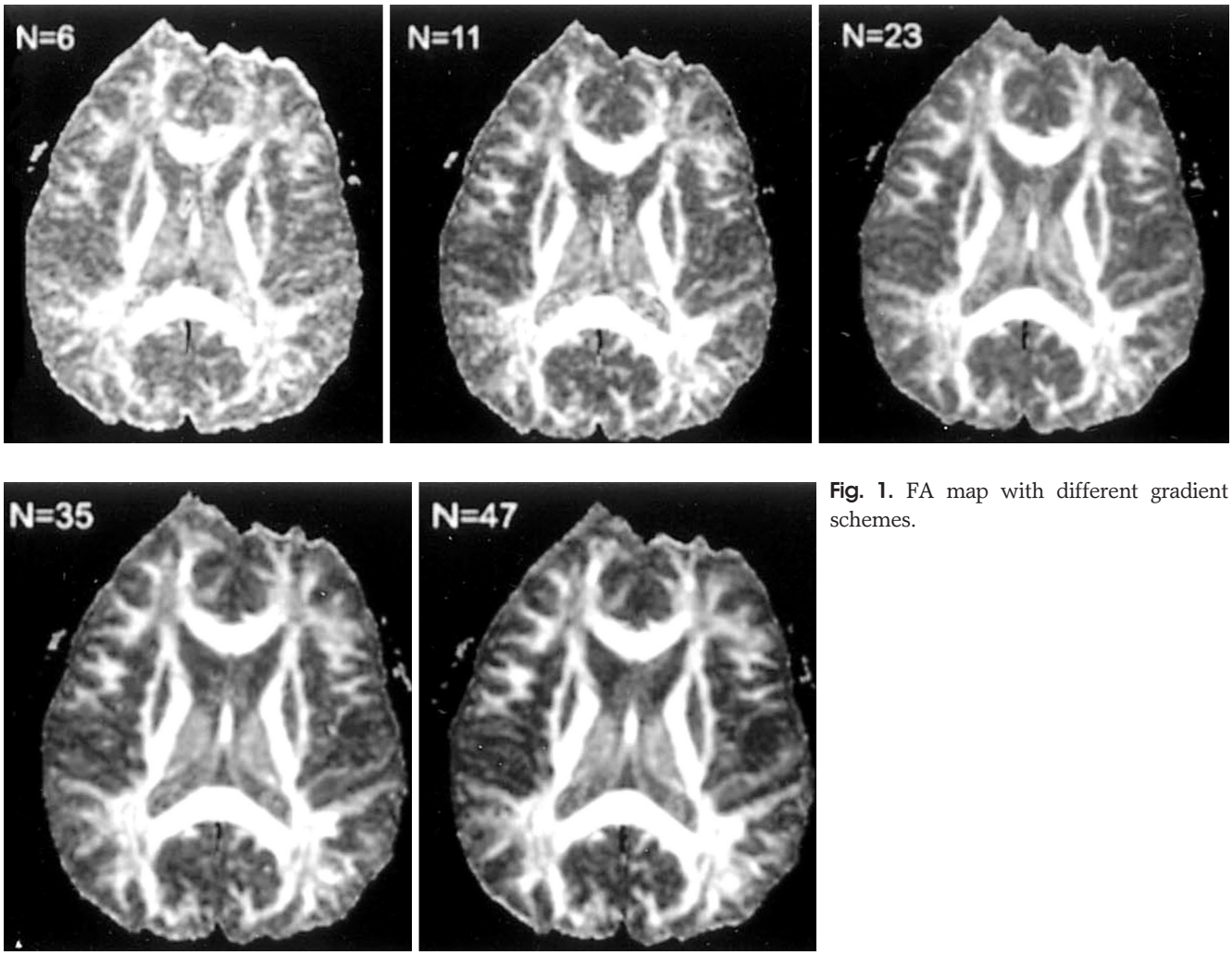


Fig. 1. FA map with different gradient schemes.

가 6개인 경우에 비해 확산 경사자장의 방향수가 증가할수록 히스토그램상에 나타나는 FA값들의 분산 정도가 현저히 줄어드는 결과를 보이고 있으며 FA의 평균이 낮은 값을 가졌다.

확산 경사자장의 방향수가 증가할수록 히스토그램에 나타나는 FA값들의 분산 정도가 현저히 줄어드는 결과를 정량적으로 알아보기 위해 히스토그램 획득 시 설정한 FA 영상의 동일 관심영역에서의 FA 평균과 FA의 표준편차를 계산하였다. 확산 경사자장의 방향수가 증가함에 따라 뇌 구조물의 관심영역에서의 FA 평균값들은 감소하는 결과를 보였다(Fig. 3A). FA의 표준편차 또한 경사자장의 방향수가 증가할수록 감소하는 결과를 나타내었다(Fig. 3B). 관심영역에서 측정한 FA 평균 및 FA의 표준편차가 가해주는 경사자장의 방향수에 따라 차이가 있는지를 알아보기 위하여 신뢰도 95%($p<0.05$)에서 일원분산분석(one-way ANOVA)을 실시하여 Table 1과 같은 결과를 얻었다. 전두엽 회백질의 경우 0.1859±0.044 (n=6), 0.1303±0.029 (n=11), 0.1101±0.117 (n=23), 0.1044±0.021 (n=35), 0.1048±0.017 (n=47)의 값을 나타

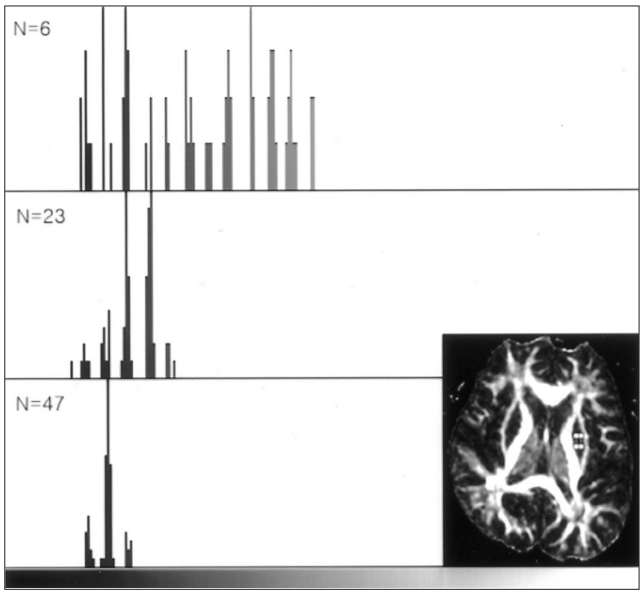
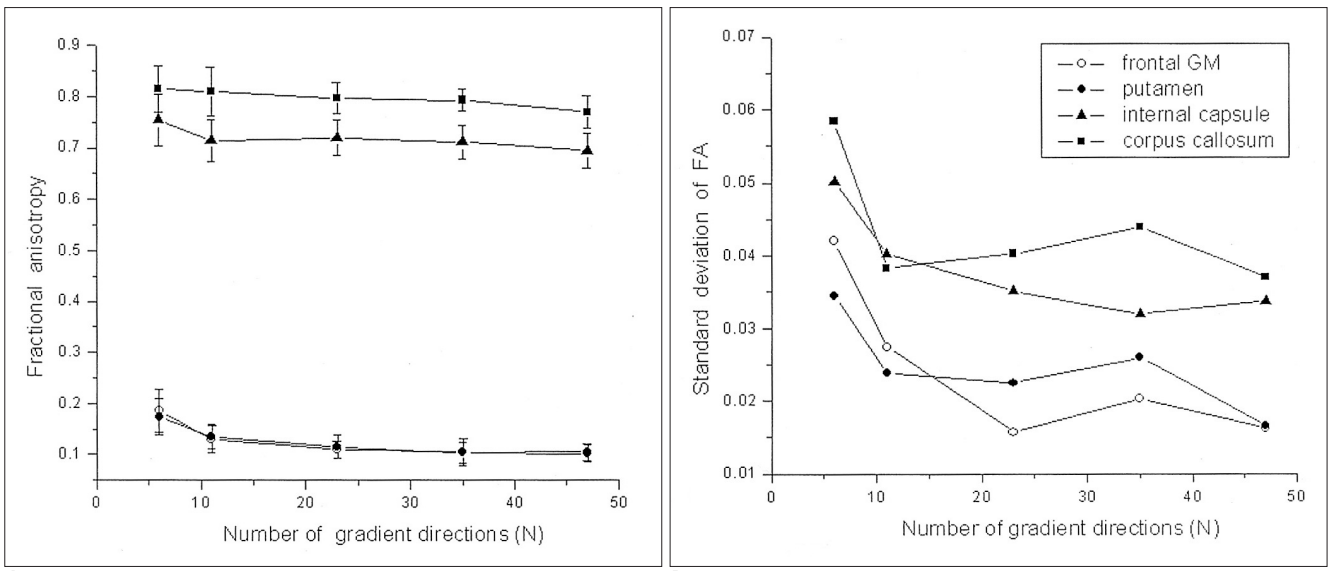


Fig. 2. ROI and histogram analysis on FA map.

Table 1. Fractional Anisotropy and Standard Deviation of Fractional Anisotropy on Different Diffusion Tensor Imaging Schemes ($p < 0.05$)

Region of Interest		Number of Gradient Direction					p-value
		$n=6$	$n=11$	$n=23$	$n=35$	$n=47$	
Frontal gray matter	Mean	0.1859	0.1303	0.1101	0.1044	0.1048	0.00000004
	SD	0.044	0.029	0.017	0.021	0.017	
Putamen	Mean	0.1737	0.1343	0.1151	0.1040	0.101	0.00000068
	SD	0.036	0.025	0.023	0.027	0.017	
Posterior limb internal capsule	Mean	0.7544	0.7145	0.7206	0.7115	0.6947	0.03313136
	SD	0.053	0.042	0.036	0.033	0.035	
Corpus callosum splenium	Mean	0.8155	0.8099	0.7979	0.7933	0.7701	0.23943359
	SD	0.061	0.040	0.042	0.046	0.039	

SD: Standard Deviation



A **B**

Fig. 3. The mean FA (**A**) and the standard deviation of FA (**B**) for different gradient schemes.

내고 있는데 일원분산분석 결과 $p<0.05$에서 유의한 차이를 나타내었다.

고 찰

인체내 물분자의 확산 비등방성이 뇌구조물의 미세구조에 따라 차이를 보인다는 사실을 이용한 확산텐서영상은 확산강조영상에서 획득할 수 없었던 분할 비등방성과 같은 비등방적 확산 현상을 영상화 함으로서 최근 임상적 중요성이 대두되고 있다(5, 6). 확산텐서영상을 획득하기 위해서는 수학적인 텐서 이론에 따라 최소 6개의 다른 방향으로 확산 경사자장을 가하여 6개의 서로 다른 확산강조영상을 획득한 후 영상 후처리 과정을 거쳐 비등방성 영상을 얻게 된다. 화소별 확산텐서를 결정하게 되면 얻게 되는 또 다른 정보로는 각 화소에서의 확산 주축(principal axis)을 결정할 수 있고 세 개의 확산 주축을 나타내는 벡터(eigen vector)를 구할 수 있다. 이중 가장 확산이 잘 일어나는 벡터의 방향을 3차원적으로 연결하는 경우 신경섬유로(fiber tractography)영상을 구현 할 수도 있다(7).

확산텐서를 정확히 결정하는 것은 영상 후처리 과정을 통해 얻게 되는 비등방성 영상 및 신경섬유로영상의 정확도와 밀접한 상관관계를 가지고 있으므로 매우 중요하다. 이론적으로는 6개의 서로 다른 방향으로 확산 경사자장을 가하여 영상을 획득하면 확산텐서를 결정할 수 있지만 최근 확산텐서영상에서 경사자장의 방향수를 증가시키는 것은 ADC영상이나 비등방성 영상 등에서 잡음을 제거하는데 효과적이며, 나아가 방향이 변화하는 비등방성 조직을 더 효과적으로 묘사할 수 있다고 보고된 바 있다(8). 그래서 신호대잡음비를 높이기 위해서는 여기수(NEX)를 증가시키는 대신 방향수를 증가시키는 것이 권장되어지고 있다.

그러나 경사자장의 방향수에 대해 위와 다른 견해를 밝힌 연구 결과도 있다(9, 10). 이에 따르면 확산 텐서를 계산하기 위해서는 최소 자승법에 기초한 SVD(singular value decomposition)를 계산하는, 이론적으로 방향수를 증가시키는 것이 더 나은 근사를 제공할지라도 최적화된 6개의 방향벡터를 사용하는 것이 확산 텐서를 계산하는데 충분하다는 견해이다. 이것은 6개보다 더 많은 수의 방향벡터를 사용하는 것이 뚜렷한 장점을 가지지 못하므로 6개의 방향벡터를 최적화하는 것이 더 유리하다는 것이다. 이 연구에서는 확산 운동이 단순 확산(single self-diffusion)에 의해 나타난다는 가정에 기초하고 있다. 일반적으로 단순 텐서 모델(single tensor model)이 인간의 뇌의 확산을 묘사하기에 좋은 가정이기는 하지만 최근 여러 연구 결과들에서 뇌 조직에서 확산이 더 이상 단순 텐서 모델로는 설명할 수 없는 복잡한 형태를 나타내므로 이러한 복잡성은 다중 텐서 모델(multiple tensor model)로 설명해야 한다고 주장하고 있다(11). 따라서 앞으로 다중 텐서 모델과 방향수와의 관계에 대한 연구가 확산의 양상을 규명하기 위해 필요할 것으로 여겨진다.

본 연구에서는 확산텐서영상에서 확산 경사자장의 수를 증가시키게 되면 영상의 질이 개선된다는 사실을 확인할 수 있었다. FA 영상은 FA값들의 차이를 이용하여 영상의 대조도를 만들기 때문에 확산 경사자장의 방향수가 증가함에 따라 히스토그램에서 FA값들의 분산 정도가 줄어든다는 사실은 구조물간의 영상 대조도가 증가하였음을 시사하고 결과적으로 화질이 개선된다는 사실과 잘 일치 하였다. 이러한 결과는 본 연구에 사용된 확산텐서 시퀀스에서 채택하고 있는 확산 경사자장의 방향에 대한 디자인이 앞서 언급한 최적화 요건을 만족하지 않는다는 점을 시사하고 있는데 그 이유로는 확산 경사자장의 방향에 대한 최적화가 이론적으로 가능할 지라도 실제적으로 구현하기가 매우 어렵기 때문으로 판단된다. 따라서 대부분의 제조사들이 제공하는 확산텐서 시퀀스의 경우 본 연구결과와 유사한 결과를 나타낼 것으로 예상된다. 확산 경사자장의 수를 증가시키게 되면 영상의 질이 개선된다는 결과는 그러나 경사자장의 방향수를 증가시키면 영상을 획득하는 데 걸리는 시간이 길어진다는 점을 고려하여야 한다. 즉, 확산 텐서 영상을 임상적으로 사용할 경우 환자의 움직임 등에 의한 인공물(artifact)이 생기게 되어 오히려 영상의 질을 떨어뜨리는 결과를 초래할 수도 있다. 또한 본 연구에서는 경사자장의 수가 23개 이상으로 증가해도 FA 영상의 화질이 더 이상 뚜렷하게 개선되지 않았으며 이는 히스토그램에 나타나는 FA값들의 분산 정도가 더 이상 감소하지 않는다는 사실로부터 쉽게 평가할 수 있었다. 즉, FA값들의 분산 정도는 확산 경사자장의 방향수가 6개에서 23개까지 증가하는 경우 급격히 줄어드는 반면 방향수가 23개 이상인 경우에서는 분산의 감소 정도가 현저히 떨어지는 결과로부터 방향수가 23개 이상 증가하여도 화질의 개선에 미치는 효과가 작음을 알 수 있다. 따라서 영상의 질이나 영상 획득시간 등을 고려했을 때 확산 경사자장의 방향수는 본 연구의 경우 23개 정도가 적당하다고 판단된다. 그러나 이러한 최적의 방향수는 사용하는 기종이 채택하고 있는 시퀀스에 따라 차이가 있을 수 있으며 따라서 해당 기종의 최적의 방향수를 쉽게 결정할 수 있는 방법중 하나로 복잡한 정량적 분석법 대신 본 연구에서 제안하고 있는 히스토그램 분석법을 사용할 수 있을 것으로 판단된다.

본 연구에서는 경사자장의 방향수가 증가함에 따라 FA 평균값들이 작아진다는 통계적으로 유의한 결과를 얻을 수 있었다. 히스토그램에서 방향수가 증가함에 따라 큰 FA값을 갖는 화소들의 숫자가 감소함을 볼 수 있는데 이는 경사자장의 방향수가 적을수록 해당 화소에서의 FA값이 과장되게 표현되는 것으로 생각할 수 있다. 그러나 본 결과의 의미에 대해서는 좀 더 자세한 추가적인 연구가 필요할 것으로 판단된다.

생체 조직의 비등방적 확산 현상은 근육의 확산 비등방성이 밝혀진 이래로 인간과 동물의 생물학적 신경구조의 다양한 형태가 확산텐서영상에 의해 관찰되어 지고 있다. 확산 텐서 영상은 임상적으로 응용되기 시작한 초기 단계이며 뇌 질환의 유형별 차이 또는 연령에 따른 변화 등 여러 관점에서 연구가 광범위하게 진행되고 있다. 또한 확산텐서영상은 뇌종양이나 다른 뇌공간을 차지하는 병변의 정도나 형태에 의해 변화되는 신경다발의 기하학적인 배열 및 비등방성 정도의 손실을 이용

하여 백질 신경로의 변화에 대한 정보를 제공하는 것도 가능하다. 따라서 확산텐서영상은 뇌신경계 질환의 병태 생리학적 근원에 대한 정보를 제공해 줄 수 있을 것으로 기대되어 지며 잠재적으로 심근의 조직 구조나 간 질환의 진단 등에도 응용이 가능할 것으로 기대되어진다. 또 뇌 조직의 복잡한 연결구조가 비침습적으로 연구되어질 수 있다는 장점을 가지고 있다.

현재 많이 사용되고 있는 확산텐서영상 기법으로는 Echo Planar Imaging(EPI)를 들 수 있다. EPI의 문제점은 전두엽 및 측두엽 일부 영역에서 심한 왜곡 및 인공물이 발생한다는 것이다. 또한 낮은 공간 해상력의 한계로 좀더 세밀한 정보를 제공할 수 없다는 사실이다. 이러한 문제를 해결하기 위해서 최근에는 parallel imaging기법의 도입과 PROPELLER (periodically rotated overlapping parallel lines with enhanced reconstruction)기법과 같은 새로운 기법의 개발이 이루어지고 있다(12). 이것으로 영상의 왜곡 및 인공물의 문제를 해결할 수 있으며 공간적 해상력을 높일 수 있고 측정 시간 단축의 가능성을 높여주고 있다. 또한 자료를 처리하는 소프트웨어의 발달도 이루어지고 있다. 따라서 확산텐서영상의 구현과 영상습득 측면에서 주어진 환경이 좀더 개선된다면 그 임상적용 가능성은 더 광범위해질 것이다.

앞으로 확산 텐서 영상은 뇌신경계 질환의 생리학적 근원에 접근하는데 있어서 중요한 역할을 할 것으로 판단되어지며, 영상결과의 해석과 가시화에 있어 다양하고 새로운 방법이 제시되고 있으며 이를 통해 뇌 조직의 구조에 대한 좀더 직관적이고 명확한 정보 제공이 가능할 것이다. 또한 근섬유 및 심근 등 다른 질환에도 응용이 가능할 것으로 기대되어지며 영상의학에 새로운 영상기법으로 많은 기여를 할 수 있을 것으로 기대되어 진다.

결론적으로 본 연구에서는 경사자장의 방향수가 증가할수록 더 나은 화질의 FA영상을 제공한다는 점을 히스토그램 분석을 이용하여 확인 할 수 있었다. 그러나 경사자장의 수가 23개 이상 증가해도 FA 영상의 화질이 더 이상 뚜렷하게 개선되지 않는 반면 영상획득 시간이 증가하는 단점이 있으므로 영상의 질이나 영상 획득시간 등을 고려했을 때 확산 경사자장의 방향수는 23개 정도가 적당하다고 판단된다.

참 고 문 헌

1. Le Bihan D, Mangin JF, Poupon C, Clark CA, Pappata S, Molko N, Chabriat H. Diffusion tensor imaging: concepts and applications. *J Magn Reson Imaging* 2001;13:534-546
2. Pierpaoli C, Jezzard P, Basser PJ, Barnett A, DiChiro G. Diffusion tensor MR imaging of the human brain. *Radiology* 1996;201:637-648
3. Basser PJ, Mattiello J, Le Bihan D. Estimation of the effective self-diffusion tensor from NMR spin echo. *J Magn Reson* 1994;103:247-254
4. Basser PJ, Mattiello J, Le Bihan D. MR diffusion tensor spectroscopy and imaging. *Biophysical J* 1994;66:259-267
5. Basser PJ, Pierpaoli C. Microstructural and physiological features of tissues elucidated quantitative-diffusion-tensor MRI. *J Magn Reson* 1993;B111:209-219
6. Pierpaoli C, Basser PJ. Toward a quantitative assessment of diffusion anisotropy. *Magn Reson Med* 1996;36:893-906
7. Westin CF, Maier SE, Mamata H, Nabavi A, Jolesz FA, Kikinis R. Processing and visualization for diffusion tensor MRI. *Med Image Analysis* 2002;6:93-108
8. Nikolaos G, Papadakis, Da Xing, Christopher LH, Laurance DH, Carpenter TA. A comparative study of acquisition schemes for diffusion tensor imaging using MRI. *J Magn Reson* 1999;137:67-82
9. Hasan KM, Parker DL, Alexander AL. Comparison of gradient encoding schemes for diffusion-tensor MRI. *J Magn Reson Imaging* 2001;13:769-780
10. Masutani Y, Aoki S, Abe O, Hayashi N, Otomo K. MR diffusion tensor imaging: recent advance and new techniques for diffusion tensor visualization. *Eur J Radiol* 2003;46:53-66
11. Mulkern RV, Gudbjartsson H, Westin CF, Zengingonul HP, Gartner W, Guttmann CR, et al. Multi-component apparent diffusion coefficients in human brain. *NMR Biemed* 1999;12:51-62
12. Pipe JG, Farthing VG, Forbes KP. Multishot diffusion-weighted FSE using PROPELLER MRI. *Magn Reson Med* 2002;47:42-52

J Korean Radiol Soc 2005;52:87 - 92

Histogram Analysis of Noise Performance on Fractional Anisotropy Brain MR Image with Different Diffusion Gradient Numbers[1]

Yongmin Chang, Ph.D., Young Joo Lee[2], Yong Sun Kim, M.D., Duk Sik Kang, M.D., Chul-Ho Sohn, M.D.[3], Seung Koo Woo, M.D.[3], Kyung Jin Suh, M.D.[4]

[1]*Department of Diagnostic Radiology, College of Medicine, Kyungpook National University*
[2]*Department of Biomedical Engineering, Kyungpook National University*
[3]*Department of Diagnostic Radiology, School of Medicine, Keimyung University*
[4]*Suh-Joo Imaging Center*

Purpose: We wished to analyze, qualitatively and quantitatively, the noise performance of fractional anisotropy brain images along with the different diffusion gradient numbers by using the histogram method.

Materials and Methods: Diffusion tensor images were acquired using a 3.0 T MR scanner from ten normal volunteers who had no neurological symptoms. The single-shot spin-echo EPI with a Stejskal-Tanner type diffusion gradient scheme was employed for the diffusion tensor measurement. With a b-valuee of 1000 s/mm^2, the diffusion tensor images were obtained for 6, 11, 23, 35 and 47 diffusion gradient directions. FA images were generated for each DTI scheme. The histograms were then obtained at selected ROIs for the anatomical structures on the FA image. At the same ROI location, the mean FA value and the standard deviation of the mean FA value were calculated.

Results: The quality of the FA image was improved as the number of diffusion gradient directions increased by showing better contrast between the WM and GM. The histogram showed that the variance of FA values was reduced as the number of diffusion gradient directions increased. This histogram analysis was in good agreement with the result obtained using quantitative analysis.

Conclusion: The image quality of the FA map was significantly improved as the number of diffusion gradient directions increased. The histogram analysis well demonstrated that the improvement in the FA images resulted from the reduction in the variance of the FA values included in the ROI.

Index words : Brain, MR
Magnetic resonance (MR), diffusion
Magnetic resonance (MR), pulse sequence

Address reprint requests to : Yongmin Chang, Ph.D., Department of Diagnostic Radiology, Kyungpook National University Hospital, 50 Samduk-dong 2-ga, Jung-gu, Daegu 700-412, Korea.
Tel. 82-53-420-5471 Fax. 82-53-422-2677 E-mail: ychang@knu.ac.kr