

# 뇌 허혈성 질환 확산텐서영상(DTI<sub>6D</sub>)의 임상적 유용성에 관한 연구

구은희<sup>1\*</sup>

<sup>1</sup>청주대학교 방사선학과

## A Study on Usefulness of Diffusion Tensor Imaging (DTI<sub>6D</sub>) in Brain Ischemic Disease

Eunhoe Goo<sup>1\*</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiological Science, Cheongju University

**요약** 본 연구는 DWI<sub>3D</sub>와 비교하여 6방향의 확산영상을 획득하여 DTI<sub>6D</sub>의 유용성을 평가하고자 한다. 뇌 허혈성질환의 진단을 받은 환자 42명을 대상으로 1.5T 자기공명영상장치(Excite HD, GE, USA)를 이용하여 검사를 하였다. 사용된 펄스 시퀀스는 DWI<sub>3D</sub>와 DTI<sub>6D</sub>를 사고하였고, 두 DWI<sub>3D</sub> and DTI<sub>6D</sub>에 관하여 평균 신호대 잡음비와 대조도대 잡음비는 DTI<sub>6D</sub> 42.82±14.79, 37.15±11.43 (p=0.029) and 18.47±9.59, 19.88±9.10(p=0.017)이었다. 병소에 수는 DTI<sub>6D</sub> and DWI<sub>3D</sub>에 관하여 305, 219(p=0.041) 이었다. 총42명의 환자 중 20명의 환자에 대하여 DTI<sub>6D</sub>가 뇌경색(brain infarction)부분에 대하여 더욱더 많은 병소부분이 검출되었다. 그리고 3방향이상의 확산영상은 더욱더 많은 뇌 허혈성질환의 영상정보를 제공하였다. 그러나, 임상적으로 DWI<sub>3D</sub>와 비교했을 때 긴 검사 시간에 대하여 고려할 필요가 있다.

**Abstract** We evaluated the usefulness of DTI<sub>6D</sub> which was acquiring six direction diffusion data through compared to DWI<sub>3D</sub>. Mean SNR and CNR were on DWI<sub>3D</sub> and DTI<sub>6D</sub> 44.01±13.36, 37.15±11.44 (p=0.029) and 18.47±9.66, 19.88±9.20(p=0.017). The number of lesions were 311±26.87, 224.5±26.16(p=0.041) on DTI<sub>6D</sub> and DWI<sub>3D</sub>. Twenty patients were the more detected brain infarction lesion on DTI<sub>6D</sub>. But there is no one the more detected on DWI<sub>3D</sub>. And the more three direction diffusion data could get more information. However, we need to consider about the time consumption compared to DWI

**Key Words** : Contrast to Noise Ratio, Diffusion Weighted Image, Diffusion Tensor Image, Signal to Noise Ratio

### 1. 서론

확산 강조영상(DWI: diffusion weighted image)은 뇌 허혈성 질환의 진단에 유용성이 입증된 이래 뇌졸중의 초기 발견에 진단의 가장 중요한 역할을 담당하고 있다 [1-3]. 뇌경색이 발생하게 되면 뇌 혈류량이 감소하면서 세포막이 파괴되고, 세포의 공간에 있던 물 분자들이 세포 안으로 들어오게 된다. 그러면 세포의 부피는 팽창하여 세포사이의 공간에 있는 물 분자들에 대한 압력이 증가하여 물 분자들의 운동이 방해되어 확산운동이 작아지게 된다. 이러한 물리적 특성을 이용하여 절편선택

(slice-selection, SS), 주파수 부호화(frequency-encoding, FE) 그리고 위상부호화(phase-encoding, PE)가 세 가지 방향(Dxx, Dyy, Dzz)으로 확산강조영상화를 한다[4-6]. 한 공간 내에서 어느 방향으로나 같은 확률을 가지고 움직이는 자유로운 브라운 운동의 경우 그 확률은 전 방향으로 동일한 값을 가지며 이를 등방성 확산(isotropic diffusion)이라고 한다[7-9]. 그러나 생체 조직 중에는 근육조직, 뇌조직의 백질과 같이 일정한 방향으로 그 구조가 조직되어 있는 경우가 있다. 이러한 생체 조직 내의 물 분자 운동은 조직 구조에 따라 영향을 받게 된다. 즉 물 분자의 확산운동은 그 주된 방향이 이미 조직화된 그

\*Corresponding Author : Eun-Hoe Goo (Cheongju University)

Tel: +82-10-8750-5092 email: geh@cju.ac.kr

Received October 22, 2012

Revised (1st November 1, 2012, 2nd November 21, 2012, 3th November 27, 2012)

Accepted January 10, 2012

방향에 따라 결정된다. 대뇌의 백질은 신경로의 축삭의 배열에 따라 일정한 방향을 가지고 있고 이러한 일정한 방향으로 물 분자들이 움직일 경우를 비등방성 확산(anisotropic diffusion)이 이루어진다.

등방성인 환경 하에서는 물 분자는 모든 방향에서 동일하게 확산되어 확산계수는 모두 동일한 ( $D=D_{xx}=D_{yy}=D_{zz}$ )로 되나 비등방성에서의 확산계수는 서로 다른 확산 계수( $D_{xx} \neq D_{yy} \neq D_{zz}$ )값을 가지게 된다. 확산장조영상(DWI<sub>3D</sub>)은 보고자 하는 관심영역에서 각각의 3방향의 물 분자 확산의 최대 영상의 강도를 반영한 영상이므로 뇌의 실질은 물 분자가 등방성으로 확산되기 힘든 내부의 여러 섬유다발 구조로 이루어져 있기 때문에 확산장조의 신호강도가 떨어질 수 있다. 최근 들어, 확산 운동의 크기뿐만 아니라 일정한 방향성이 있는 조직에 대한 정보를 얻고자 확산 방향에 대한 관심이 높아져, 이에 대한 정보를 제공해줄 수 있는 DTI(diffusion tensor imaging) 기법에 대한 많은 연구가 시도되고 있다[10]. 그 외에 국내 외에 DTI기법을 이용하여 뇌(brain)에 국한하지 않고, 간전이(liver metastasis), 직장(rectum), 전립선암(prostate cancer), 위장내(gastrointestinal)의 종양평가에 3.0T 고자장을 이용하여 악성 및 양성 분별에 다양하게 적용되고 있다[11-13]. DTI는 확산계수의 방향을 여러 방향으로 지정해줄 수 있고 그에 따라 비등방성 확산이 이루어지는 신체조직에서 신호강도를 높일 수 있다. 이러한 DTI 장점은 뇌신경다발을 정량적으로 묘출 할 수 있을 뿐만 아니라 뇌 기능적 검사에 다양하게 적용되고 있으며 3.0T 이상의 고자기장 이용한 뇌 과학 연구가 국내에서 활발하게 연구를 진행하고 있다[14].

이에 본연구의 목적은 뇌경색 환자를 대상으로 DWI<sub>3D</sub> 3방향( $D_{xx}$ ,  $D_{yy}$ ,  $D_{zz}$ )과 DTI<sub>6D</sub> 6방향 ( $D_{xx}$ ,  $D_{xy}=D_{yx}$ ,  $D_{yz}=D_{zy}$ ,  $D_{yx}=D_{xz}$ ,  $D_{zz}$ )의 데이터를 얻은 후 정량적인 방법과 정성적인 방법으로 비교 분석한 후 두 기법 중 최적의 영상정보를 제공하는 기법을 찾고자 한다.

## 2. 대상 및 방법

### ■ 검사대상

2010년 8월부터 12월까지 뇌 자기공명영상 검사를 한 100명중 뇌 허혈성 질환 소견을 보인 42명(남자 21명, 여자 21명, 평균 연령 66.9세)의 환자를 대상으로 하였다.

### ■ 검사방법

1.5T 자기공명영상장치(GE, ExciteHD 1.5T)와 8채널

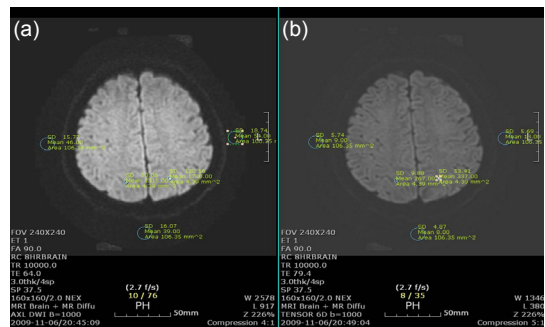
두부 전용코일을 이용하여 DWI<sub>3D</sub> (TR/TE= 10000/min 6 8-73msec, 160×160 matrix, 240mm FOV, 3mm thickness, 1mm gap, 2 NEX, b-value 1000s/mm<sup>2</sup>, 80sec scan time)와 6개의 다른 방향의 DTI<sub>6D</sub>(TR/TE=10000/min 84-88msec, 160×160 matrix, 240cm FOV, 5mm thickness, 2mm gap, 2 NEX, b-value 1000s/mm<sup>2</sup>, 160sec scan time)로 모든 환자에게 각각 영상을 얻었다.

### ■ 분석방법

데이터의 측정은 DWI<sub>3D</sub>영상과 DTI<sub>6D</sub>영상의 병변부위와 정상 부위 및 영상의 배경에서 각각 신호강도를 측정하여 신호대 잡음비(signal to noise ratio)와 대조도대 잡음비(contrast to noise ratio)를 구하여 정량적 평가(quantitative analysis)를 측정하였다. 측정 오차를 최대한 줄이기 위하여 병소부위 관심영역(region of interest)은 병소 부위를 포함하여 최대한 작게 설정하였고(그림 1), 정상부위는 백질의 영역만 포함하고 영상의 배경은 모두 동일한 크기로 설정하였다. 정성적인 분석은 첫째, 병변의 명확성(lesion conspicuity), 둘째, 병변의 묘출도(lesion delineation), 셋째, 신호 밝기(signal brightness) 유무를 기준으로 단순 시각적 분석으로 신호강도의 우위성과 병소의 개수를 영상의학과 전임의 1명과 자기공명전문 방사선사 5명이 비교 분석하였다.

### ■ 통계:

각 영상기법에서 신호강도소실정도와 대조잡음비의 변화에 대한 통계적 유의성을 paired student t-test(SPSS 14.0 프로그램)로 구하였다. p값이 0.05 이하일 때 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 간주하였다.



[Fig. 1] Measurement of signal intensity in a normal lesion using a DWI<sub>3D</sub>(a) and DTI<sub>6D</sub>(b).

### 3. 결과

뇌 허혈성 질환을 가진 환자 42명의 DWI<sub>3D</sub>와 DTI<sub>6D</sub>에서 SNR과 CNR를 비교 하였을 때, SNR의 평균은 DTI<sub>6D</sub>와 DWI<sub>3D</sub>에서 각각 37.15±11.44와 42.82±14.79로 나타났으며(Table 1,  $p=0.029$ ), 반면에 CNR은 DTI<sub>6D</sub>와 DWI<sub>3D</sub>에서 19.88±9.10과 18.47±9.59였다(Table 2,  $p=0.017$ ). 뇌 경색으로 의심되는 병소의 개수는 DTI<sub>6D</sub>와 DWI<sub>3D</sub>가 각각 305, 219였다(Table 3,  $p=0.041$ ).

[Table 1] Quantitative Analysis: a comparison of signal-to-noise ratio using DWI<sub>3D</sub> and DTI<sub>6D</sub> in 42 brain ischemia patients

Case No.	DWI <sub>3D</sub>	DTI <sub>6D</sub>	Case No.	DWI <sub>3D</sub>	DTI <sub>6D</sub>
1	62.75	48.08	22	48.52	45.25
2	25.81	23.47	23	45.17	30.37
3	41.43	23.11	24	52.49	47.83
4	37.19	41.09	25	41.47	36.68
5	25.28	20.75	26	51.83	47.61
6	31.36	27.72	27	23.21	26.94
7	55.75	44.34	28	43.56	46.37
8	35.21	22.25	29	27.60	64.24
9	40.32	38.61	30	56.17	40.74
10	53.56	46.13	31	32.28	33.12
11	48.99	40.32	32	31.26	26.73
12	45.19	29.11	33	45.23	39.57
13	43.21	30.79	34	54.59	58.93
14	31.72	16.65	35	30.51	28.77
15	43.72	36.75	36	76.46	40.59
16	46.11	40.68	37	38.17	36.08
17	62.65	29.20	38	39.90	36.80
18	24.23	26.63	39	82.50	72.34
19	19.62	29.86	40	53.62	31.34
20	44.57	41.51	41	39.21	34.11
21	42.06	33.00	42	63.75	45.72
Average	42.82	37.15			

DWI<sub>3D</sub>; diffusion weighted image, DTI<sub>6D</sub>; diffusion tensor image), STD; standard deviation, SNR; signal to noise ratio ( $p < 0.029$ ).

DTI<sub>6D</sub>는 뇌 조직(brain tissue)에 대하여 영상을 얻을 때 6방향에 확산된 영상을 얻기 위하여 DWI<sub>3D</sub>에 비해 2배의 강한 경사자장을 RF 펄스 반복주기 동안 계속 인가할 때 노이즈가 많이 발생하여 CNR은 떨어지는 결과를 얻었으며 SNR이 DWI<sub>3D</sub>가 높게 나타난 결과이다. DWI<sub>3D</sub>가 CNR이 떨어진 결과는 조직의 대조도를 평가하기 때문에 노이즈는 많이 발생하나 조직을 구분하는 대조도 측면에서는 DTI<sub>6D</sub>가 병변에 대한 미세한 확산정도까지 영상으로 얻을 수 있기 때문에 CNR은 DWI<sub>3D</sub>에 비해 DTI<sub>6D</sub>가 더욱더 높게 나타났으며 병소의 개수가 많은 것도 같은 결과이다. DTI<sub>6D</sub>에서 더 많은 병소를 검출 경우는 1

9건(45.23%)이었지만, DWI<sub>3D</sub> 더 많은 병소를 검출한 경우는 단 한건도 없었다. Figure 2는 뇌 허혈성 질환환자를 대상으로 DWI<sub>3D</sub>(a) and DTI<sub>6D</sub>(b) 기법을 적용하여 동일한 부위에 대하여 검사를 했다. 단지 시각적으로만 보았을 때 두 영상에서 (a)영상에 비해 (b)영상이 전반적으로 신호강도가 우위에 있는 것을 알 수 있었다. 또한 (b)영상은 뇌 허혈성 질환에 대한 검출된 병변 수가 뚜렷하게 (a)영상에 비해 많다는 것을 확인 할 수가 있었다. 본 실험에 적용된 SNR, CNR, 병변의 개수에 대한 검증결과 Table 1, 2, 3 모두에서 p 값이 0.05 이하로 두 기법에 대하여 모두 유의성 있는 결과 값을 얻었다.

[Table 2] Quantitative Analysis: a comparison of contrast-to-noise ratio using DWI<sub>3D</sub> and DTI<sub>6D</sub> in 42 brain ischemia patients

Case No.	DWI <sub>3D</sub>	DTI <sub>6D</sub>	Case No.	DWI <sub>3D</sub>	DTI <sub>6D</sub>
1	23.90	21.27	22	15.67	24.11
2	6.63	6.26	23	12.90	13.96
3	3.41	5.78	24	28.96	29.21
4	19.36	22.87	25	18.56	21.42
5	20.89	7.45	26	28.02	30.10
6	9.77	13.08	27	4.97	13.58
7	19.91	21.18	28	24.67	31.14
8	6.39	1.29	29	13.05	44.32
9	20.70	26.24	30	28.96	23.11
10	29.72	29.10	31	11.30	15.57
11	25.71	23.33	32	10.13	14.57
12	25.65	16.58	33	15.59	21.53
13	21.89	16.86	34	7.49	22.35
14	12.32	4.80	35	13.87	15.93
15	22.69	21.51	36	38.94	24.31
16	13.29	21.04	37	14.74	16.51
17	22.26	12.57	38	14.86	18.46
18	6.37	12.92	39	44.27	45.16
19	2.48	13.67	40	27.31	18.41
20	26.05	28.80	41	18.10	17.83
21	10.90	18.59	42	33.25	28.06
Average	18.47	19.88			

DWI<sub>3D</sub>; diffusion weighted image, DTI<sub>6D</sub>; diffusion tensor image), STD; standard deviation, CNR; contrast to noise ratio ( $p < 0.017$ )

### 4. 고찰

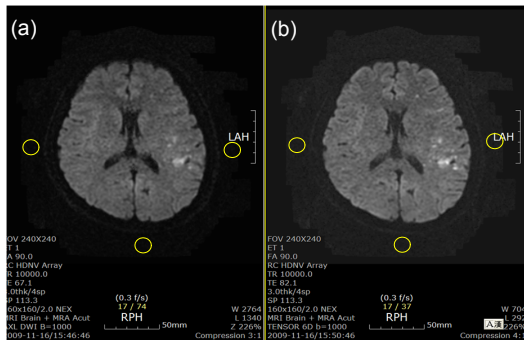
확산 강조 자기공명영상은 주어진 자기경사 내에서 조직내의 물 분자(water molecule)의 확산에 따른 신호감쇄(signal attenuation)를 영상화하는 기법이다. 기존의 자기공명영상에서는 주로 조직의 T<sub>1</sub> 및 T<sub>2</sub> 강조영상의 이완 시간에 대한 정보를 얻는데 반하여 확산강조영상에서는 조직 내의 물 분자의 확산에 따른 물리적 특성에 대한 정

보를 얻을 수 있다. 조직 내의 물분자의 확산운동이 크며 영상 신호의 감쇄가 크게 일어나 확산강조영상에서 상대적으로 저 신호강도를 보이고, 확산운동이 적으면 주변보다 상대적으로 고 신호강도를 보인다. 따라서 뇌의 확산강조영상에서 뇌 허혈성 질환으로 인하여 주위 물 분자의 확산이 매우 저하되어 있는 급성 뇌경색은 주변 정상 뇌 실질에 비해서 매우 높은 신호강도를 보이게 되지만 물 분자의 확산운동이 활발한 뇌 척수액의 경우에는 상대적으로 매우 낮은 신호강도를 보인다[15].

[Table 3] Number of lesions detected by using DTI<sub>6D</sub> and DWI<sub>3D</sub> in 42 brain ischemia patients

Case No.	DWI <sub>3D</sub>	DTI <sub>6D</sub>	Case No.	DWI <sub>3D</sub>	DTI <sub>6D</sub>
1	8	13	22	5	6
2	31	33	23	2	2
3	1	1	24	8	10
4	1	1	25	1	1
5	1	1	26	1	1
6	11	25	27	4	6
7	8	16	28	6	6
8	2	4	29	1	1
9	7	10	30	1	1
10	1	1	31	49	69
11	1	1	32	1	1
12	1	2	33	3	9
13	8	19	34	2	3
14	2	2	35	6	7
15	1	1	36	5	7
16	6	6	37	1	1
17	1	1	38	21	23
18	1	2	39	2	2
19	2	4	40	1	1
20	1	1	41	1	1
21	2	2	42	1	1
Total	219	305			

DWI<sub>3D</sub>; diffusion weighted image, DTI<sub>6D</sub>; diffusion tensor image), STD; standard deviation,  $p < 0.041$  when compared with between DWI<sub>3D</sub> and DTI<sub>6D</sub> using paired student t-test.

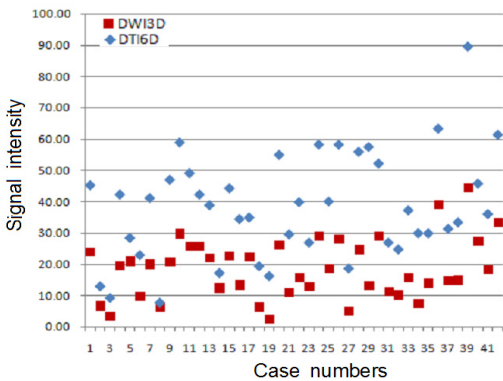


[Fig. 2] An example of brain ischemia diseases using a DWI<sub>3D</sub>(a) and DTI<sub>6D</sub>(b).

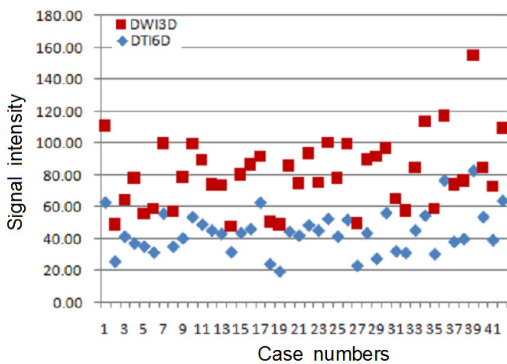
급성 뇌경색은 확산강조영상에서 고 신호강도를 보이는데 그 이유는 세포독성 부종(cytotoxic edema)에 의한 것으로 알려져 있다.

확산강조영상은 뇌경색의 초기 발견에 중요한 영상화 방법으로 사용되고 있다. 뇌경색이 발생하였을 때 실제로 영향을 받는 부위를 정확하게 평가하는 것은 환자의 치료 방법의 선택에 매우 중요한 정보가 된다. 본 연구에서는 DTI<sub>6D</sub>와 DWI<sub>3D</sub>를 정성 정량적으로 평가함으로써 DTI<sub>6D</sub>의 유용성을 평가하였다. 42명의 대상 환자 중 26명이 DTI<sub>6D</sub>에서 CNR(Fig. 3)이 높게 측정되었으나 SNR은 오히려 DWI<sub>3D</sub>(Fig. 4)에서 더 높게 나타났다. 이는 DTI<sub>6D</sub>에서 TE가 DWI<sub>3D</sub>보다 길어짐에 따라 잡음이 증가하였기 때문으로 생각된다. 기존 보고에 의하면 DTI는 신호 잡음에 매우 민감하며 확산강조 경사자장의 방향수, 영상획득 수(number of acquisition), b value, 복셀 크기 등 많은 요인에 의해 영향을 받는 것으로 알려져 있다 [16-17]. 병소의 검출 능력은 DTI<sub>6D</sub>는 DWI<sub>3D</sub> 보다 20명의 환자에서 더 많은 병소를 검출 하였으나 DWI<sub>3D</sub>가 DTI<sub>6D</sub>보다 많은 병소를 검출한 경우는 단 한건도 없어서 비등방성인 구조를 갖는 백질에서 확산 현상이 일정한 방향성 이루어지기 때문에 많은 방향으로 확산 강조 영상을 얻은 DTI<sub>6D</sub>가 더 많은 신호를 얻는다는 것을 본 실험에서도 뒷받침 하는 결과이다[18-21]. 또한 DWI<sub>3D</sub>보다 80초가 더 길어진 시간은 뇌경색이라는 병리적 특성으로 환자의 움직임 때문에 검사의 실패의 원인이 될 수도 있기 때문에, 즉각적으로 대처할 임상적인 상황들을 고려하여야 하겠다. 본 실험에서 6 방향을 가지는 DTI는 뇌 허혈성(brain ischemia) 질환 평가에 우수한 결과를 가져왔다. 이러한 결과는 확산강조 경사자장을 가하여 얻은 영상으로부터 3차원 공간정보[22]을 계산할 수 있고 대표적인 확산텐서영상의 산출물은 분할 비등방성(fractional anisotropy) map 이며 각종 백질 질환과 허혈성 뇌질환에 적용되고 있다. 본 연구에서 확산강조 경사자장의 방향수를 변화시키면서 실험을 하지 않고 단지 6 방향에 대한 실험만을 했다. 그 이유는 방향수가 많으면 3 방향을 가지는 DWI 비해 검사소요 시간이 많이 걸리고 특히, 정확한 확산텐서 정보 및 분할 비등방성은 방향수를 12, 32로 변화 시켜도 변화가 없으며 6 방향만으로도 충분 하다고 보고되었기 때문이다[23-25]. 이에 본 논문에 대한 분석 결과에 의하면 신호대 잡음비만을 고려하여 영상을 획득 할 때에는 방향수가 적은 DWI 기법이 유의성 있는 결과를 가져왔다. 이 기법에 예로서 초급성(hyper-acute)환자 검사경우는 검사시간이 짧음과 동시에 여러 정보를 제공 해 주는 DWI 검사기법이 효과적인 방법이라고 생각한다. DTI는 CNR이 우수하기 때문에 검사시간이 다소 소

요되더라도 간질(epilepsy)환자를 비롯하여 파킨슨병(parkinson disease), 치매(dementia)환자 검사에 우수한 검사기법이라고 생각된다. 본 연구에는 몇 가지 제한점이 있다. 첫째, 증례의 수가 너무 적고 대상 환자들에 있어서도 추적 검사를 시행하지 않아 병변의 시간 경과에 따른 변화 양상을 제대로 평가할 수 없었다. 차후 다수의 증례를 대상으로 한 추가적인 연구가 필요하리라 생각된다. 둘째, 병변의 현성확산계수 값을 측정하지 않았다[26]. 현성확산계수 값의 정확한 측정은 DWI에서 보이는 병변의 신호강도를 이해하는 이론적 근거를 제공해 줄 수 있으며 질환의 병태생리를 이해하는 데에도 유용할 수 있다.



[Fig. 3] A comparative study of CNRs by using DWI<sub>3D</sub> and DTI<sub>6D</sub>.



[Fig. 4] A comparative study of SNRs by using DWI<sub>3D</sub> and DTI<sub>6D</sub>.

### 5. 결론

본 실험에서 결론적으로 허혈성 뇌 질환을 평가 하는데 있어서 DWI<sub>3D</sub>가 신호대 잡음비가 높은 신호강도를 보

였지만, DTI<sub>6D</sub>가 대조도대 잡음비, 또는 병변수가 통계적으로 유의성 있게 높은 결과를 얻었다. 이러한 결과를 종합하여 볼 때 허혈성 뇌질환은 비등방성인 구조를 갖는 백질에서 확산현상이 일정한 방향성을 많이 갖기 때문에 보다 많은 방향성의 정보를 제공해 주는 DTI<sub>6D</sub> 기법이 DWI<sub>3D</sub> 보다 병소 검출 능력을 비롯하여 대조도대 잡음비에서 높은 신호강도를 보여 최적의 임상적 정보를 제공할 것이라고 사료된다.

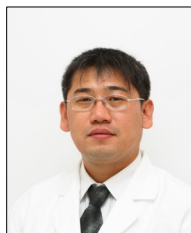
### References

- [1] H. Y. Choi, D. S. Choi, J. W. Ryoo, et al., "Diffusion-weighted MR of Hypoxic-Ischemic Encephalopathy", *J. Korean Soc. Magn. Reson. Med.*, Vol. 12, No. 1, pp. 49-53, 2008.
- [2] A. Drier, T. Tourdias, I. Sibon, et al., "Prediction of Subacute Infarct Size in Acute Middle Cerebral Artery Stroke: Comparison of Perfusion-weighted Imaging and Apparent Diffusion Coefficient Maps", *Radiology*, Vol. 265, No. 2, pp. 511-517, 2012. DOI: <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.12112430>
- [3] P. W. Schaefer, P. Ellen Grant, and R. Gilberto Gonzalez, "Diffusion-weighted MR Imaging of the Brain", *Radiology*, Vol. 217, No. 2, pp. 331-345, 2000.
- [4] W. S. Jun, "Anisotropy Measurement and Fiber Tracking of the White Matter by Using Diffusion Tensor MR Imaging: Influence of the Number of Diffusion-Sensitizing Gradient Direction", *J. Korean Soc. Magn. Reson. Med.*, Vol. 10, No. 1, pp. 1-7, 2006.
- [5] A. G. Sorensen, Ona Wu, W. A. Copen, et al., "Human Acute Cerebral Ischemia: Detection of Changes in Water Diffusion Anisotropy by Using MR Imaging", *Radiology*, Vol. 212, No. 3, pp. 785-792, 1999.
- [6] D. G. Na, Eung Yeop Kim, Jae Wook Ryoo, et al., "CT Sign of Brain Swelling without Concomitant Parenchymal Hypoattenuation: Comparison with Diffusion- and Perfusion-weighted MR Imaging", *Radiology*, Vol. 235, No. 3, pp. 992-948, 2005.
- [7] S. K. Lee, "Clinical application of Diffusion Tensor Imaging MRI", *J. Korean Soc. Magn. Reson. Med.*, Vol. 6, No 2, pp. 114-110, 2002.
- [8] Y. Liu, "Subarachnoid Hemorrhage in the Subacute Stage: Elevated Apparent Diffusion Coefficient in Normal-appearing Brain Tissue after Treatment",

- Radiology, Vol. 242, No. 2, pp. 518-525, 2007.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2422051698>
- [9] S. J. Price, "Imaging biomarkers of brain tumour margin and tumour invasion", *British Journal of Radiology*, Vol. 84, No. 2, pp. 159-S167, 2011.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1259/bjr/26838774>
- [10] I. C. Song, "Theoretical and Experimental study on Diffusion Tensor Imaging Technique", *J. Korean Soc. Magn. Reson. Med.*, Vol. 6, No. 2, pp. 107-113, 2002.
- [11] A. Stadlbauer, "Fiber Density Mapping of Gliomas: Histopathologic Evaluation of a Diffusion-Tensor Imaging Data Processing Method", *Radiology*, Vol. 257, No. 3, pp. 846-853, 2010.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.10100343>
- [12] L. Tang, X. P. Zhang, Y. S. Sun, et al., "Gastrointestinal Stromal Tumors Treated with Imatinib Mesylate: Apparent Diffusion Coefficient in the Evaluation of Therapy Response in Patients", *Radiology*, Vol. 258, No. 3, pp. 729-738, 2011.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.10100402>
- [13] H. Chalian, S. M. Tochetto, H. G. Tore, et al., "Hepatic Tumors: Region-of-Interest versus Volumetric Analysis for Quantification of Attenuation at CT", *Radiology*, Vol. 262, No. 3, pp. 853-861, 2012.
- [14] M. A. Rocca, M. Absinta, L. Moiola, et al., "Functional and Structural Connectivity of the Motor Network in Pediatric and Adult-Onset Relapsing-Remitting Multiple Sclerosis", *Radiology*, Vol. 254, No. 2, pp. 541-550, 2010. DOI: <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.09090463>
- [15] R. J. Sevick, F. Kanda, J. Mintorovitch, et al., "Cytotoxic brain edema: assessment with diffusion weighted MR imaging", *Radiology*, Vol. 185, No. 3, pp. 687-690, 1992.
- [16] E. R. Melhem, "Diffusion tensor imaging of the brain: effect of diffusion weighting on trace and anisotropy measurement", *AJNR Am J Neuroradiol*, Vol. 21, No. 18, pp. 1813-1820, 2000.
- [17] C. Pierpaoli, "Toward a quantitative assessment of diffusion anisotropy". *Magn Reson Med*, Vol. 36, No. 6, pp. 893-906, 1996.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.1910360612>
- [18] I. S. Kim, "Image Reconstruction of Eigenvalue of Diffusion Principal Axis using Diffusion Tensor Imaging", *J. Korean Soc. Magn. Reson. Med.*, Vol. 11, No 2, pp. 110-118, 2007.
- [19] S. H. Heo, "Acute Cerebral Infarction in a Rabbit Model: Perfusion and Diffusion MR Imaging", *J. Korean Soc. Magn. Reson. Med.*, Vol. 7, No 2, pp. 116-123, 2003.
- [20] S. K. Lee, "Measurement of Fractional Anisotropy in Normal Cerebral White Matter and Brain Tumors with Diffusion Tensor Imaging", *J. Korean Soc. Magn. Reson. Med.*, Vol. 7, No 2, pp. 147-153, 2002.
- [21] M. E. Moseley, J. Kucharczyk, J. Mintorovitch, et al., "Diffusion weighted MR imaging of acute stroke: correlation with T2 weighted and magnetic susceptibility-enhanced MR imaging in cats", *AJNR. Am. J. Neuroradiol.*, Vol. 11, No. 3, pp. 422-432, 1990.
- [22] C. H. Sotak, "The role of diffusion tensor imaging in the evaluation of ischemic brain injury: a review", *NMR Biomed.*, Vol. 15, No. 7, pp. 561-569, 2002.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1002/nbm.786>
- [23] W. S. Jun, "Anisotropy Measurement and Fiber Tracking of the White Matter by Using Diffusion Tensor MR Imaging: Influence of the Number of Diffusion-Sensitizing Gradient Direction", *J. Korean Soc. Magn. Reson. Med.*, Vol. 10, No. 1, pp. 1-7, 2006.
- [24] S. Naganawa, "Optimization of diffusion-tensor MR imaging data acquisition parameters for brain fiber tracking using parallel imaging at 3 T", *Eur Radiol*, Vol. 4, No. 2, pp. 234-238, 2004.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1007/s00330-003-2163-6>
- [25] Hasan KM, "Comparison of gradient encoding schemes for diffusion-tensor MRI", *J Magn Reson Imaging*, Vol. 113, No. 5, pp. 769-780, 2001.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.1107>
- [26] P. W. Schaefer, P. E. Grant, R. G. Gonzalez, "Diffusion-weighted MR imaging of the brain", *Radiology*, Vol. 217, No. 2, pp. 331-345, 2002.

구 은 회(Eunhoe Goo)

[정회원]



- 2012년 2월: 순천향대학교 대학원 전자물리학(이학박사)
- 2012년 11월 ~ 현재 : 청주대학교 방사선학과 교수

<관심분야>  
자기공명영상원리, 방사선 물리