

## Original Article

## 반전 시간의 변화가 정상인의 뇌 체적에 미치는 영향에 대한 고찰

김주호<sup>1,2</sup> · 김성후<sup>2</sup> · 신화선<sup>3</sup> · 김지은<sup>3</sup> · 나재범<sup>3</sup> · 박기수<sup>4,5</sup> · 최대섭<sup>3,5</sup><sup>1</sup>경상대학교대학원 신경생물학과<sup>2</sup>경상대학교병원 영상의학과<sup>3</sup>경상대학교 의학전문대학원 영상의학교실<sup>4</sup>경상대학교 의학전문대학원 예방의학과<sup>5</sup>경상대학교 의학전문대학원 건강과학연구원

**목적** : 본 연구는 20대 건강한 성인을 대상으로 반전 시간 (inversion time, TI)의 차이에 의한 뇌 영상을 획득하여 체적을 분석하였다.

**대상 및 방법** : 20대 건강한 성인을 대상으로 MPRAGE (magnetization prepared rapid acquisition gradient echo) pulse sequence, 절편두께 1.5 mm, 4개의 반전 시간 (800 ms, 900 ms, 1000 ms, 1100 ms)을 이용해 뇌 영상을 획득하였다. 획득된 뇌 영상을 이용해 백질 (white matter, WM), 회백질(gray matter, GM), 그리고 전체 뇌 체적 (intracranial volume, ICV)을 측정하고 각 TI 별로 뇌 체적 및 성별에 따른 통계적인 차이가 있는지 분석하였다.

**결과** : Freesurfer로 산출된 뇌 체적은 평균  $ICV = 1278.94 \pm 154.92 \text{ cm}^3$ 를 이용하여 정규화 하였고, 평균  $WM = 486.52 \pm 48.64 \text{ cm}^3$ , 평균  $GM = 646.83 \pm 57.12 \text{ cm}^3$  이었다. 남자의 뇌 체적 (WM, GM, ICV)은 여자보다 컸다. 측정간 신뢰도 테스트에서 급내 상관 계수는 모두 높은 수치를 나타내었다 (WM 0.992, GM 0.988, ICV 0.997). 반복측정 분산분석에서는 GM과 ICV는 각 TI에서 유의수준 내에서의 차이가 없었지만 (GM  $p = 0.143$ , ICV  $p = 0.052$ ) WM는 유의수준 내에서의 차이가 있었다 ( $p = 0.001$ ). 선형 구조 관계 분석에서는 피어슨 상관 계수가 모두 높은 수치를 보였다.

**결론** : WM, GM, ICV는 높은 신뢰도와 선형 구조 관계를 나타내었고 WM는 각 TI에서 유의수준 내에서의 차이를 보였다. 20대 건강한 성인의 뇌 체적의 자료는 환자들과의 비교에 참고자료로 사용될 수 있을 것이며, 뇌의 구조적인 변화를 예측하는데 도움을 줄 것이다. TI의 변화에 따라 대조도, 잡음비 그리고 병변의 검출 능력을 조사하는 추가적인 연구가 필요할 것이다.

## 서론

MRI (magnetic resonance image)는 연부조직에 대한 대조도가 뛰어난 특성으로 인해 뇌의 많은 해부학적 연구에 사용되어 왔다. MRI를 이용한 뇌의 구조적 체적 측정은 정확한 관심영역의 세분화가 중요하다. 수동적인 관심영역 설정에 따른 세분화는 절편 별로 수동으로 추적하는 것으로 회백질 (gray matter, GM), 백질 (white matter, WM),

뇌척수액 (cerebrospinal fluid, CSF)의 분리를 위한 표준의 방식으로 사용됐다. 그러나 이 방법은 매우 오랜 시간이 소요되며 일반적으로 전문가의 해부학적 지식에 근거한 시각적 관찰 및 판단에 의한 주관적 견해에 따라 결정되어 왔다 (1-3).

최근 고성능 MR scanner의 도입으로 짧은 시간 내에 전체 뇌 영상 획득이 가능하여 젊고, 높은 공간 분해능과 대조도의 영상을 획득할 수 있게 되었으며, 소프트웨어의 발전은 자동적 세분화가 가능하게 되었다. 뇌 조직 구조에 대하여 MRI의 신호분포 특성 및 뇌 atlas을 기반으로 하는 VBM (voxel based morphometry) (4, 5) 또는 뇌 피질 구조 분석에 용이한 Freesurfer (6, 7)를 이용한 자동적 세분화는 뇌 하부 구조 및 관심영역에 대한 체적 분석을 시행할 수 있다 (8-10).

일반적인 영상의 세분화 과정은 전처리 단계에서 영상의 형태를 변형시킨다. 먼저 정규 template 영상처럼 방사선 영상의 전통적인 규약에 따라 오른쪽에서 왼쪽으로, 뒤에서

• Received; May 16, 2013 • Revised; September 26, 2013

• Accepted; October 8, 2013

Corresponding author : Dae Seob Choi, M.D., Ph.D.

Departments of Radiology, Gyeongsang Institute of Health Science, Gyeongsang National University School of Medicine, 90 Chiram-dong, Jinju-si, Gyeongsangnam-do 660-702, Korea.

Tel. 82-55-750-8211, Fax. 82-55-755-1568

E-mail: choids@gnu.ac.kr

앞으로, 밑에서 위로와 같이 단면 절편과 원 영상을 같이 처리한다. 다음으로 영상을 등록하는데 이 단계에서는 기본 공간에서 voxel대 voxel로 대응되어 얻어지는 방법에 따라 시행된다. labeling 단계에서는 뇌의 해부학적 구조로 인해 mapping 되고 원 영상에 저장된다. 마지막으로 체적 단계에서 조직의 구조 체적을 계산한다 (11).

이렇게 얻어진 조직의 정확한 체적을 이용하여 뇌 구조 및 연부조직에 대한 3차원적인 관찰과 뇌의 성장이나 퇴행에 따른 변화를 감지할 수 있으며 신경 및 정신적 특정 질환에 대한 뇌 조직의 구조적 변화를 예측할 수 있다 (1).

뇌의 체적은 생의 전반에 걸쳐 변화한다. 이에 대한 많은 연구가 있었으나, 나이와 성별에 따라 WM과 GM의 변화에는 많은 논쟁이 있다 (12).

뇌 체적의 분석 시에는 연구 대상에 대한 설정 또한 중요한 인자이다. 노년층을 대상으로 실시한 일부 신경영상 연구들은 치매와 인지장애 등을 포함하여 정상군과 비 정상군의 경계가 모호해진다. 사람의 뇌는 6세에 이르러 약 95%의 성장을 하며 여자의 경우에는 10.5세, 남자는 14.5세에 최대로 성장하게 된다. GM는 아동기에 성장하며 청년기, 장년기에 감소하고, WM는 청년기와 장년기를 지나며 증가한다. 성인기에 이르러 대부분의 뇌 성장은 멈추게 되며 뇌 체적의 감소는 가속된다 (13). 뇌 체적의 감소는 저혈압, 진성 당뇨병, 흡연의 여부에 따라서도 가속될 수 있으며, 장년층에서는 혈관 질환들과 심장 질환 등에 의해서 뇌 체적의 변화가 있다고 보고되었다 (14).

따라서 본 연구에서는 뇌 체적의 성장이 최고조에 이르며, 성인병에 대한 분포가 낮은 건강한 20대 성인을 대상으로 MPRAGE pulse sequence의 반전 시간 (inversion time, TI) (15)의 변화가 뇌 체적의 측정에 미치는 영향을 알아보고자 하였다. TI는 지방과 물 또는 특정 조직간의 대조도를 조절하여, 특정 조직의 대조도가 향상된 영상을 얻을 수 있어 진단에 도움을 주는 pulse sequence이다. TI의 변화에

따라 특정 조직의 대조도가 향상된 영상이 뇌 체적의 측정에 미치는 영향을 알아보기 위해서 4개의 TI값으로 총 80개의 영상을 획득하였다. Freesurfer를 이용하여 각 영상의 WM, GM 그리고 전체 뇌 체적 (intracranial volume, ICV)을 획득하고 비교 분석하였다.

## 대상 및 방법

### 1. 영상 획득

정상 성인 남녀 20명(남/녀 = 10/10 명, 22.95세)을 대상으로 하였으며 영상의 획득은 1.5T MR scanner (Siemens, Avanto, Erlangen, Germany)의 머리 격자코일 (Head matrix coil)을 이용하여 뇌 영상을 획득하였다. 뇌 영상은 짧은 시간에 T1 대조도가 높은 영상을 얻기 위해 주로 사용되는 3차원 경사예코 펄스 열 (3-D gradient echo pulse sequence)인 MPRAGE (Magnetization Prepared Rapid Acquisition Gradient Echo)를 사용하여 앞 맞교차 (anterior commissure)와 뒤 맞교차 (posterior commissure)를 연결한 가상의 선에 수직이 되게 경사 관상면 (oblique coronal) 영상을 각각의 조건에서 동일하게 획득하였다. 영상의 획득 조건은 TR (repetition time) = 1700 ms, TE(echo time) = 3.44 ms, Flip angle = 8 deg., FOV(field of view) = 220 × 220 mm<sup>2</sup>, Matrix size 256 × 256, Slice thickness = 1.5 mm이다. 이러한 동일한 조건하에 장비의 default 값인 TI = 1100 ms을 기준으로 800 ms, 900 ms, 1000 ms으로 변화시켜 영상을 획득하였다.

### 2. Freesurfer

뇌의 체적 측정을 위해 Freesurfer v5.1.0를 사용하였으며, 피질 해부학에 중점을 두고 GM, WM와 경막의 사이에

**Table 1. The Mean Volumes(Adjusted to Intracranial Volume) for the White Matter, Gray Matter and Intracranial Volume (means ± SD) Depending on the Inversion Time**

		TI 1100 (ms)		TI 1000 (ms)		TI 900 (ms)		TI 800 (ms)	
Name of Structure		Volume (cm <sup>3</sup> )	Percentage (%) of ICV	Volume (cm <sup>3</sup> )	Percentage (%) of ICV	Volume (cm <sup>3</sup> )	Percentage (%) of ICV	Volume (cm <sup>3</sup> )	Percentage (%) of ICV
ICV	Total	1287.8 ± 162.9	100	1281.2 ± 159.2	100	1278.9 ± 150.6	100	1267.9 ± 146.8	100
	Men	1363.8 ± 162.6	100	1353.8 ± 158.3	100	1345.0 ± 150.3	100	1337.4 ± 142.6	100
	Women	1227.0 ± 142.6	100	1223.1 ± 141.3	100	1226.0 ± 135.2	100	1211.9 ± 130.8	100
WM	Total	498.2 ± 51.3	38.9	489.9 ± 48.1	38.3	482.1 ± 48.8	37.6	475.6 ± 46.2	37.1
	Men	548.4 ± 40.4	40.6	540.1 ± 41.3	40	533.8 ± 39.4	39.5	523.6 ± 39.4	38.7
	Women	459.8 ± 53.2	37.6	451.4 ± 47.0	36.9	442.6 ± 48.0	36.2	438.8 ± 45.7	35.9
GM	Total	641.4 ± 58.8	50.1	646.9 ± 57.1	50.5	648.9 ± 55.8	50.7	650.1 ± 56.6	50.8
	Men	674.9 ± 64.6	49.9	684.7 ± 60.8	50.7	686.7 ± 59.9	50.8	688.5 ± 61.5	50.9
	Women	614.4 ± 57.5	50.2	616.8 ± 57.1	50.4	618.8 ± 55.5	50.6	619.5 ± 55.7	50.7

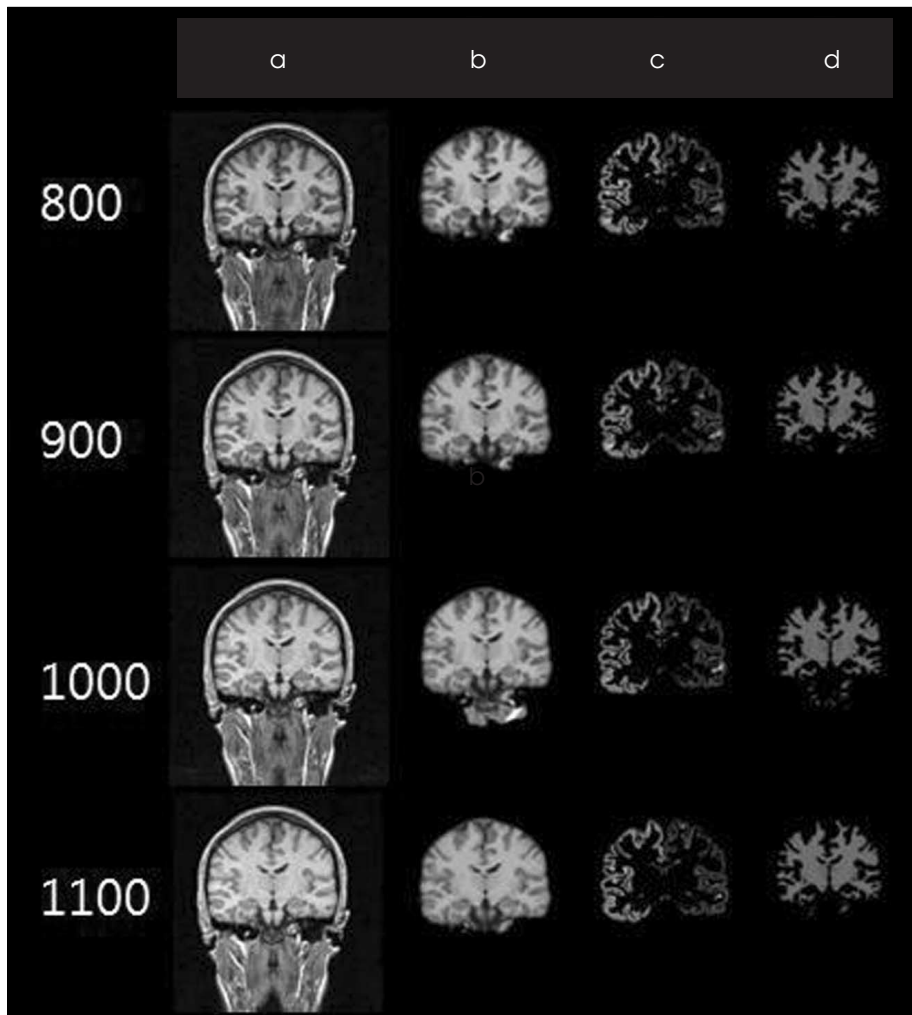
서 경계 모델을 만들어 표면과 체적, 곡률, 두께 등의 정보를 획득할 수 있다.

Freesurfer는 표면 중심과 체적 중심 두 가지의 분류로 나누어 볼 수 있다. 표면 중심 수행단계에서는 뇌지도 atlas와 affine 등록 형식이 수행된다. 그 후, b1 바이어스가 WM의 명암의 측정 변화를 추정하며 각 voxel의 명암은 추정된 바이어스 필드에 의해 분리되고 변형이 가능한 template 모델을 이용하여 머리뼈를 분리시킨다. 모든 voxel들은 명암과 이웃 명암에 의해서 WM과 다른 조직으로 분류되며 뇌지도 공간에 기초하여 양쪽 뇌의 반구는 절단된 반구형으로 분리된다. 이 단계가 끝나고 나면 Freesurfer는 뇌 영상의 체적 처리와 대뇌 겉질의 아래 조직을 labeling하기 위해 체적 중심을 기반으로 다시 설계된다. 더욱 정확한 세분화를 수행하기 위해 뇌지도 공간에 등록되는데 겉질과 겉질 아래조직의 labeling은 같은 알고리즘을 사용한다. 마지막 절차에는 두 결과를 사용하여 계산되며 labeling을 위해 GCA (gaussian classifier atlas) (16)가 사용된다. 각각의 실험 데이터 군에 의해 지정된

labeling은 개연론 모델에 의해 수행되며 b1 바이어스 교정을 거친다.

### 3. 통계분석

TI의 변화에 따른 영향을 평가하기 위해 동일 대상자로부터 획득된 3차원 T1 강조 영상을 Freesurfer를 이용하여 WM, GM 그리고 ICV의 체적을 측정한다. 이를 정규화하여 통계 분석하였다. 급내 신뢰도와 각 TI에 따른 신뢰도 측정을 위해 급내 상관 계수 (intraclass correlation coefficients)를 이용하였고, TI의 변화에 따라 체적의 변화가 있는지를 확인하였으며, 측정된 뇌 조직 체적의 일치도는 반복측정 분산분석 (repeated measures analysis of variance)을 이용하였다. 또한, 각 TI에 따른 선형적 관계를 분석하기 위해 피어슨 상관계수 (pearson correlation coefficient)를 수행하였고, 그 결과를 산점도 행렬 (scatter plot matrix)을 이용하여 나타내었다.



**Fig. 1** The results of images from the 3D MRI using automatic segmentation software. Original image (a), brain mask image (b), that removed skull from the original image (c), white matter (d). (Numerical values are inversion time in milliseconds)

**결 과**

정상인 20명으로부터 4개의 조건에 의해 총 80개의 데이터를 획득하여 Freesurfer를 이용해 자동적 세분화를 실시, WM과 GM 그리고 ICV를 측정하여 그림 1에 나타내고 결과를 비교하였다.

표 1에서는 WM, GM을 ICV으로 정규화하여 획득 조건에 따라 평균, 표준편차를 나타내었다. 그림 2는 TI에 따른 WM, GM, ICV의 평균체적과 표준편차를 오차막대를 이용하여 그래프로 나타내었다.

WM의 평균체적의 최대값은 TI=1100 ms, 498.2±51.3 cm<sup>3</sup>, 최소값은 TI=800 ms, 475.6±46.2 cm<sup>3</sup>이며, GM의 평균체적의 최대값은 TI=800 ms, 650.1±56.6 cm<sup>3</sup>, 최소값은 TI=1100 ms, 641.4±58.8 cm<sup>3</sup>으로 측정되었다.

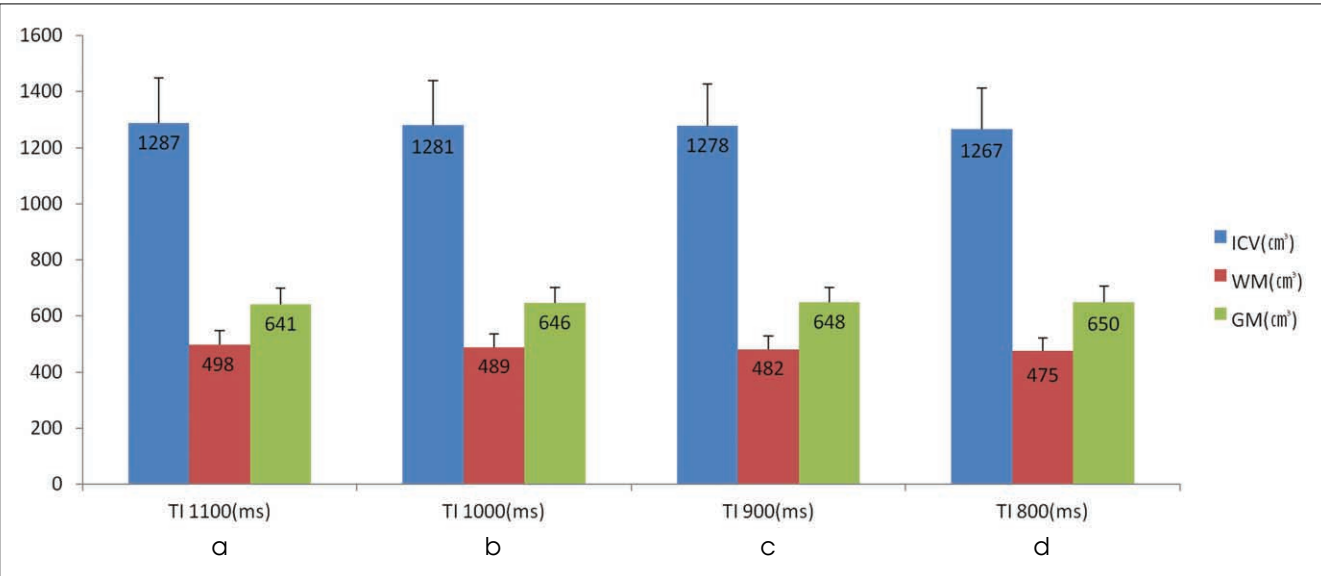
신뢰도 분석에서는 급내 상관계수 값이 WM는 0.992, GM는 0.988, ICV는 0.997으로 높은 수치를 얻었다. 표 2

와 같이 각 TI 간의 일치도 분석을 위해 수행한 반복측정 분산분석의 결과, 전체적으로 GM는 F=2.102 (p=0.143), ICV는 F=3.232 (p=0.052)로 유의수준 내에서의 차이가 없었으나 WM는 유의수준 내에서의 차이 (p<0.001)가 있었다. 이러한 양상은 성인 남자와 여자를 따로 분류하였을 경우에도 결과는 동일 하였으며 성별에 대해서도 차이가 없었다.

표 3에는 피어슨 상관계수를 이용한 각 TI에 따른 선형적 관계 분석에서 기존 장비의 default 값을 기준으로 결과를 비교하였고, 그 관계를 그림 3에 산점도 행렬을 이용하여 나타내었다. WM에서 TI=800-1100 ms (r=0.993, p<0.001), TI=900-1100 ms (r=0.994, p<0.001), TI=1000-1100 ms (r=0.989, p<0.001)이며 GM에서는 TI=800-1100 ms (r=0.967, p<0.001), TI=900-1100 ms (r=0.987, p<0.001), TI=1000-1100 ms (r=0.976, p<0.001) 그리고 ICV는 TI=800-1100 ms (r=0.978, p<0.001), TI=900-1100 ms (r=0.989, p<0.001),

**Table 2. The Statistical Difference According to Brain Volume and Gender Using Repeated Measures Analysis of Variance**

	Total (n=20)		Men (n=10)		Women (n=10)		Men vs Women	
	F	P value	F	P value	F	P value	F	P value
ICV	3.232	0.052	3.09	0.128	4.36	0.051	3.114 (TI) 1.927 (TI*gender)	0.06 0.172
WM	11.152	0.001	13.156	0.008	7.966	0.012	10.692 (TI) 2.229 (TI*gender)	0.001 0.13
GM	2.102	0.143	1.471	0.329	0.571	0.652	2.312 (TI) 0.432 (TI*gender)	0.121 0.733



**Fig. 2.** The results of each subject is represented as mean volumes on the image acquisition conditions (white matter, gray matter, intracranial volume).



**Table 3. Pearson Correlation Coefficients Between Inversion Times of Volumes (White Matter, Gray Matter, Intracranial Volume) among 20 Healthy Adults**

TI(ms)		TI 800	TI 900	TI 1000
WM (TI 1100)	Pearson (r)	0.993**	0.994**	0.989**
	P value	0.001	0.001	0.001
GM (TI 1100)	Pearson (r)	0.967**	0.987**	0.976**
	P value	0.001	0.001	0.001
ICV (TI 1100)	Pearson (r)	0.978**	0.989**	0.998**
	P value	0.001	0.001	0.001

\*\* . Correlation is significant at the 0.01 level

TI=1000-1100 ms ( $r=0.998$ ,  $p<0.001$ )이었다.

건강한 20대 성인의 평균 ICV는  $1278.94 \pm 154.92 \text{ cm}^3$ , 평균 WM는  $486.47 \pm 48.63 \text{ cm}^3$  그리고 평균 GM는  $646.88 \pm 57.12 \text{ cm}^3$ 이며, 남자 10명에 대한 평균 ICV는  $1350.06 \pm 153.47 \text{ cm}^3$  평균 WM는  $536.52 \pm 40.18 \text{ cm}^3$  그리고 평균 GM는  $683.76 \pm 61.73 \text{ cm}^3$ 이었다. 또한 여자 10명에 대한 평균 ICV는  $1222.04 \pm 137.52 \text{ cm}^3$ , 평균 WM는  $448.18 \pm 48.49 \text{ cm}^3$  그리고 평균 GM는  $617.44 \pm 56.50 \text{ cm}^3$ 를 나타내었다.

## 고 찰

본 연구에서는 MR 영상을 이용하여 건강한 20대 성인의 뇌 체적을 획득하고 뇌 질환의 진단 및 분석을 목적으로 영상을 획득할 시에 TI의 변화에 따른 영향을 알아보기 위함이다. Freesurfer를 이용하여 뇌의 조직 별 체적을 측정하였고, 통계적 방법을 이용하여 일치도와 선형적 상관관계를 알아보았다.

WM는 유년기와 청년기 전체에 걸쳐 증가되며 증가비율은 나이에 따라 다르며, 작은 관심영역의 경우에는 2년에 50% 정도 증가할 수 있다 (17). GM의 체적은 뇌 부위별로 전두엽에서는 여자는 9.5세, 남자는 10.5세, 측두엽에서는 여자 10.0세, 남자 11.0세, 두정엽에서는 여자 7.5세, 남자 9세에 정점을 달하며 (18), 20대 이후로 GM이 감소됨을 보고하였다 (19-22). 하지만 WM의 변화에는 많은 의견들이 있으며 나이가 증가함에 따라 체적의 감소한다 (22-25)라는 주장과 나이와는 유의수준 내에서의 차이가 없다는 주장이 대립된다 (25, 26). 게다가 성별에 따라 뇌 체적의 유의수준 내에서의 차이가 발생한다는 주장 (26, 27)과 성별에 따른 유의수준 내에서의 차이가 없다는 주장도 대립되고 있다 (14, 21, 24, 28). 그래서, ICV에 대한 비율로 조절한 후에 남자의 WM, GM이 여자보다 작다고 언급한 Sigurdsson et al.(12), Ikram et al.(14) 등의 결과와는

달리 본 논문에서의 체적 분석을 한 결과에 따르면 남자의 WM, GM는 상대적으로 여자보다 크게 나타났다.

각 TI에 따른 WM, GM 그리고 ICV의 측정치에서 신뢰도 분석을 위해 급내 상관계수를 이용하였고 높은 신뢰도를 획득하였다. ICV로 정규화된 WM와 GM의 일치도 측정을 위해 반복측정 분산분석을 이용하였고 GM와 ICV는 유의수준 내에서의 차이가 발생하지 않았다 ( $p>0.05$ ). 반면에 WM에서는 TI에 따라 유의수준 내에서의 차이가 있었다 ( $p<0.05$ ). 피어슨 상관계수를 이용한 분석에서는 모든 부위에서 높은 값을 나타내었으며 TI의 증가에 따라 WM는 증가하고 GM는 감소하였다. TI=800에 비해 TI=1100에서 ICV에 대한 WM의 비중은 1.8% 증가하였고 GM의 비중은 0.7% 감소하였다. 이러한 체적의 차이는 1.5 Tesla 자기장의 세기에서 WM과 GM의 종축이완 시간의 차이로 생각된다. 종축이완 시간은 WM 700~1100 ms, GM 900~1300 ms 이다 (29). 즉, TI을 증가시키면 T1 강조영상에서는 WM의 신호강도가 상대적으로 증가하고, TI을 감소시키면 T1강조영상에서 GM의 신호강도가 상대적으로 감소하며 이 감소된 신호의 차로 인해 뇌의 조직 별 체적의 변화가 차이가 나타나는 원인으로 생각된다. 하지만 TI의 변화에 따른 영향은 WM, GM에 동일하게 적용되며 WM의 체적은 GM에 비해 체적이 적기 때문에 동일한 신호의 변화는 WM에서 GM보다 상대적으로 큰 체적의 변화로 나타난다. 이러한 이유로 WM는 각 TI에 의해 유의수준 내에서의 차이가 발생하는 것으로 생각된다.

본 연구의 장점은 연구대상의 설정에 있다. 뇌의 성장과 기능적 발달이 고조되며 성인병, 혈관질환, 치매, 인식장애, 등의 분포가 매우 작은 20대 초반의 건강한 성인 남녀를 연구 대상으로 설정하고, 정확한 체적의 측정을 위해 영상 획득 방법 중 TI의 변화에 의한 영향을 함께 연구하였으며, 이를 토대로 더욱 정확한 체적 측정이 가능하게 하였다.

일부 연구에서는 노년층을 대상으로 하거나, 일정 지역의 거주민에 대해 연구를 실시하였기 때문에 나이와 성별 이외의 흡연 유무, 혈관질환, 심장질환, 성인병, 등과 같이 실제의 체적보다 적게 획득 될 수 있는 요인에 대한 고려가 필요하다.

본 연구의 제한점은 첫째, 적은 지원자의 수이다. TI의 영향을 정확히 측정하기 위해 한번에 많은 검사를 실시하여 검사시간이 증가하였다. 이로 인해 지원자에게 심리적, 신체적 부담을 줄 수 있어 연구 대상확보에 어려움이 있었다. 뿐만 아니라 추가적인 연령대별 지원자의 확충이 이루어져야 할 것이며 이를 통해 나이와 성별 뿐만 아니라 기타 요인에 대한 2차 연구가 이루어져야 할 것이다. 둘째, 단일 자동적 세분화 프로그램의 이용이다. 정확한 뇌 체적 분석을 위해서는 다수의 자동적 세분화 프로그램을 이용하여 각각에 대한 신뢰도 측정이 이루어져야 할 것이며, 각 프로그램에 이용되는 뇌 atlas의 종류는 다양하며 유럽인의 뇌를 바탕

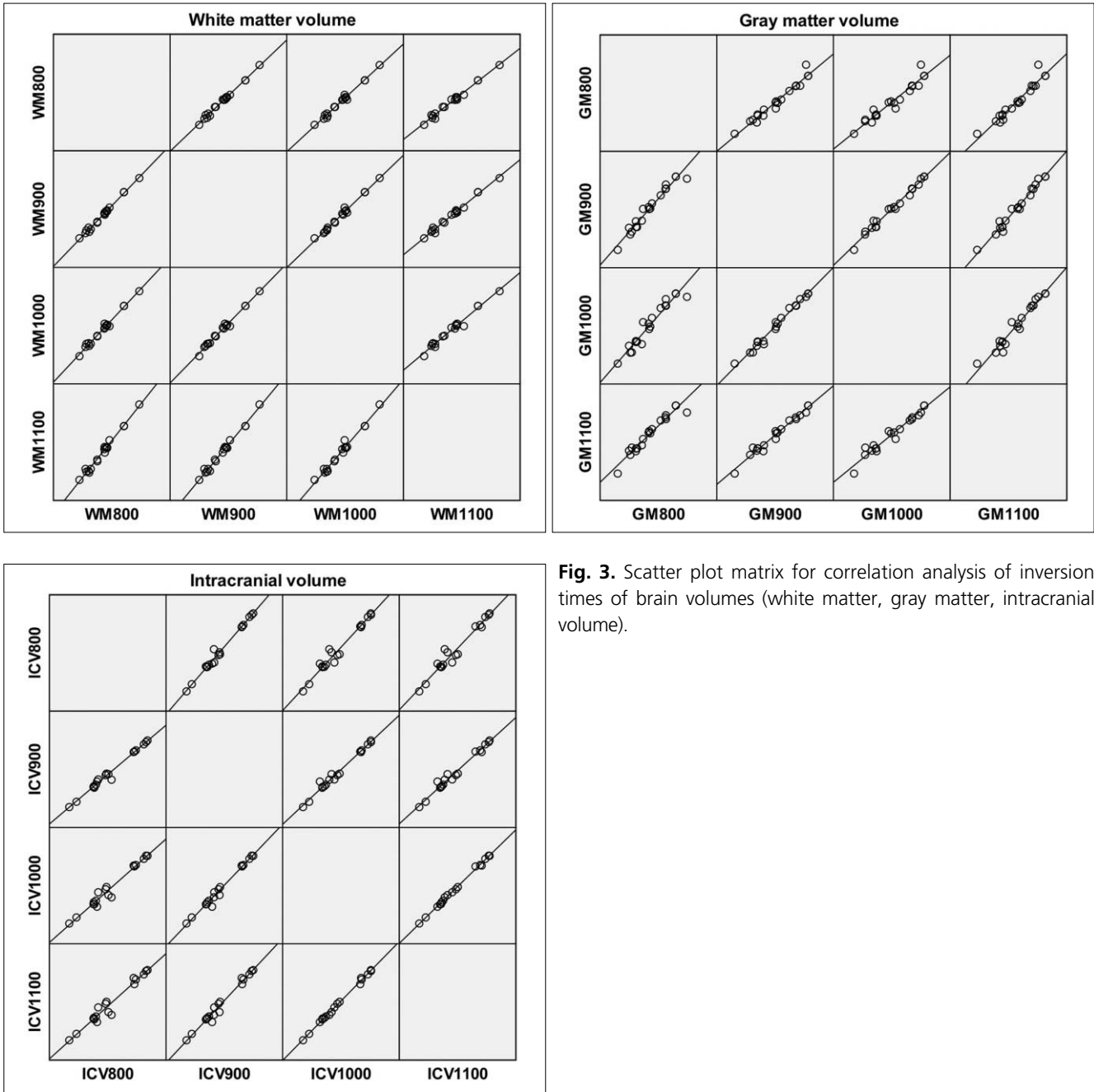


Fig. 3. Scatter plot matrix for correlation analysis of inversion times of brain volumes (white matter, gray matter, intracranial volume).

으로 만들어져 있기 때문에 체적 오차 범위의 최소화를 위한 노력이 이루어져야 할 것이다 (30). 셋째, 세부적인 뇌 조직의 조사이다. 본 연구에서 측정된 WM, GM, ICV 이외의 뇌 조직들을 측정하고 분석하여 그 결과를 정리한다면, 특정 조직을 검사할 시에 결과를 바탕으로 알맞은 영상 획득 방법을 선택할 수 있을 것이다.

### 결론

본 연구에서는 20대 정상인의 뇌 체적 자료 획득과 TI의 변화가 체적 측정에 미치는 영향을 알아보려 하였다. 실험결과 WM, GM, ICV에서 TI별로 얻은 영상에서는 모두 급내 상관관계수에 의해 높은 신뢰도를 나타내었으며, 반복측정 분산분석에서 평균WM는 유의수준 내에서의 차이를 보였지만 상관관계분석에서 높은 값을 나타내었다. 20대 정상

인의 ICV, WM 그리고 GM의 체적과 남녀 뇌 체적을 획득하였고 이를 이용해 환자들의 뇌 체적의 값과 비교하여 뇌의 구조적 변화를 예측하는데 참고 자료로 이용될 수 있을 것이라 생각된다. 그러나 20대 정상인의 뇌 체적 지표를 만들기 위해서는 정상 지원자의 수가 절대적으로 부족하며, TI는 조직 간의 대조도와 신호대 잡음비에 영향을 미치고, 병변의 검출 능력에도 영향을 미치므로 향후 연구에서는 정상 지원자의 참여를 확대하고, 대조도와 신호대 잡음비의 변화와 병변의 크기에 따른 검출 능력에 대한 더욱 심도있는 고찰이 필요할 것이다.

## References

1. Takao H, Osamu, Ohtomo K. Computational analysis of cerebral cortex. *Neuroradiology* 2010;52:691-698
2. Firbank MJ, Barber R, Burton EJ, O'Brien JT. Validation of a fully automated hippocampal segmentation method on patients with dementia. *Human Brain Mapping* 2008;29:1442-1449
3. Kloppel S, Stonnington CM, Barnes J, et al. Accuracy of dementia diagnosis: a direct comparison between radiologists and a computerized method. *Brain* 2008;131:2969-2974
4. Ashburner J, Friston KJ. Voxel-based morphometry-the methods. *Neuroimage* 2000;11:805-821
5. Mechelli A, Cathy JP, Friston KJ, Ashburner J. Voxel-based morphometry of the human brain : methods and applications. *Current Medical Imaging Reviews* 2005;1:105-113.
6. Khan AR, Wang L, Beg MF. FreeSurfer-initiated fully-automated subcortical brain segmentation in MRI using large deformation diffeomorphic metric mapping. *Neuroimage* 2008;41:735-746
7. Fischl B. Freesurfer. *Neuroimage* 2012;62:774-781
8. Magnotta VA, Friedman L. Measurement of signal to noise and contrast to noise in the fBIRN multicenter imaging study. *J Digit Imaging* 2006;2:140-147
9. Friston KJ, Holmes AP, Worsley KJ, Poline JP, Frith CD, Frackowiak RSJ. Statistical parametric maps in functional imaging: a general linear approach. *Human Brain Mapping* 1995;2:189-210
10. Hsu YY, Schuff N, Du AT, et al. Comparison of automated and manual MRI volumetry of hippocampus in normal aging and dementia. *J Magn Reson Imaging* 2002;16:305-310
11. Seizas FL, Silveira AS. Anatomical brain MRI segmentation methods: volumetric assessment of the hippocampus. *IWSSIP* 2010;17:247-251
12. Sigurdsson S, Aspelund T, Forsberg L. Brain tissue volumes in the general population of the elderly: the AGES-Reykjavik study. *Neuroimage* 2010;59:3862-3870
13. Giedd JN. The teen brain : insights from neuroimaging. *J Adolesc Health* 2008;42:335-343
14. Ikram MA, Vrooman HA, Vernooij MW, et al. Brain tissue volumes in the general elderly population: the rotterdam scan study. *Neurobiology of Aging* 2008;29:882-890
15. Hashemi HR, Bradley WG, Lisanti CJ. MRI-The Basics. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2010;2:173-183
16. Hwang K, Velanova K, Luna B. Strengthening of top-down frontal cognitive control networks underlying the development of inhibitory control: a functional magnetic resonance imaging effective connectivity study. *J Neurosci* 2010;30:155358-15545
17. Sowell ER, Thompson PM, Tessner KD, Toga AW. Mapping continued brain growth and gray matter density reduction in dorsal frontal cortex: inverse relationships during postadolescent brain maturation. *J Neurosci* 2001;21:8819-8829
18. Gogtay N, Giedd JN, Lusk L, et al. Dynamic mapping of human cortical development during childhood through early adulthood. *Proc Natl Acad Sci USA* 2004;101:8174-8179
19. Allen JS, Bruss J, Brown CK, Damasio H. Normal neuroanatomical variation due to age: the major lobes and a parcellation of the temporal region. *Neurobiol Aging* 2005;26:1245-1260
20. Fotenos AF, Snyder AZ, Girton LE, Morris JC, Buckner RL. Normative estimates of cross-sectional and longitudinal brain volume decline in aging and AD. *Neurology* 2005;64:1032-1039
21. Ge Y, Crossman RI, Babb JS, Rabin ML, Mannon Lj, Kolson DL. Age-related total gray matter and white matter changes in normal adult brain. *AJNR Am J Neuroradiol* 2002;23:1327-1333
22. Walhovd KB, Fjell AM, Reinvang I, et al. Effects of age on volumes of cortex, white matter and subcortical structures. *Neurobiol Aging* 2005;26:1261-1270
23. Jernigan TL, Archibald SL, Notestine CF, et al. Effects of age on tissues and regions of the cerebrum and cerebellum. *Neurobiology* 2001;22:581-594
24. Resnick SM, Pham DL, Kraut MA, Zonderman AB, Davatzikos C. Longitudinal magnetic resonance imaging studies of older adults: a shrinking brain. *J Neurosci* 2003;23:3295-3301
25. Taki Y, Goto R, Ecans A, et al. Voxel-based morphometry of human brain with age and cerebrovascular risk factors. *Neurobiol Aging* 2004;24:455-463
26. Good CD, Johnsrude IS, Ashburner J, et al. A voxel-based morphometric study of ageing in 465 normal adult human brains. *Neuroimage* 2001;14:21-36
27. Xu J, Kobayashi S, Yamaguchi S, Iijima K, Okada K, Yamashita K. Gender effects on age-related changes in brain structure. *AJNR Am J Neuroradiol* 2000;21:112-118
28. Greenberg DL, Messer DF, Payne ME, et al. Aging, gender, and the elderly adult brain: an examination of analytical strategies. *Neurobiology* 2008;29:290-302
29. Takahashi M, Uematsu H, Hatabu H. MR imaging at high magnetic fields. *Eur J Radiol* 2003;46:45-52
30. Lee JS, Lee DS, Kim JS, et al. Development of korean standard brain templates. *Kor Acad Med Sci* 2005;20:483-488

## A Study of Changes of Inversion Time Effect on Brain Volume of Normal Volunteers

Ju Ho Kim<sup>1,2</sup>, Seong-Hu Kim<sup>2</sup>, Hwa Seon Shin<sup>3</sup>, Ji-Eun Kim<sup>3</sup>, Jae Boem Na<sup>3</sup>,  
Kisoo Park<sup>4,5</sup>, Dae Seob Choi<sup>3,5</sup>

<sup>1</sup>Department of Neurobiology, Gyeongsang National University Graduate School

<sup>2</sup>Department of Radiology, Gyeongsang National University Hospital

<sup>3</sup>Department of Radiology, Gyeongsang National University School of Medicine

<sup>4</sup>Department of Preventive Medicine, Gyeongsang National University School of Medicine

<sup>5</sup>Gyeongsang Institute of Health Science, Gyeongsang National University School of Medicine

**Purpose :** The objective of this study was to analyze the brain volume according to the brain image of healthy adults in the 20s taken with different inversion time (TI).

**Materials and Methods:** Brain images of healthy adults in the 20 s were acquired using magnetization prepared rapid acquisition gradient echo (MPRAGE) pulse sequence with 1.5 mm thickness of pieces and four inversion times (1100 ms, 1000 ms, 900 ms, 800 ms). The acquired brain images were analyzed to measure the volume of white matter (WM), gray matter (GM), intracranial volume (ICV). The statistical difference according to brain volume and gender was analyzed for each TI.

**Results:** The brain volume calculated using Freesurfer was WM=486.52 ± 48.64 cm<sup>3</sup> and GM=646.86 ± 57.12 cm<sup>3</sup> in mean when adjusted by mean ICV=1278.94 ± 154.92 cm<sup>3</sup>. Men's brain volume(WM, GM, ICV) was larger than women's brain volume. In the intrarater reliability test, all of the intraclass correlation coefficients were high (0.992 for WM, 0.988 for GM, and 0.997 for ICV). In the repeated measures analysis of variance, GM and ICV did not show a significant difference at each TI (GM p=0.143, ICV p=0.052), but WM showed a significant (p=0.001). In the linear structure relation analysis, all of the Pearson correlation coefficients were high.

**Conclusion:** WM, GM, and ICV indicated high reliability and solid linear structure relations, but WM showed significant differences at each TI. The brain volume of healthy adults in the 20s could be used in comparison with that of patients for reference purposes and to predict the structural change of brain. It would be needed to conduct additional studies to examine the contrast, SNR, and lesion detection ability according to variable TI.

**Index words :** Freesurfer · Volumetry · Magnetic resonance Imaging (MRI) · Inversion time

Address reprint requests to: Dae Seob Choi, M.D., Ph.D., Departments of Radiology, Gyeongsang Institute of Health Science, Gyeongsang National University School of Medicine, 90 Chiram-dong, Jinju-si, Gyeongsangnam-do 660-702, Korea.  
Tel. 82-55-750-8211 Fax. 82-55-755-1568 E-mail: choids@gnu.ac.kr