

Original Article

정상인 경수에 대한 확산텐서영상과 PC기법을 이용한 뇌척수액 속도 측정에 관한 연구

손봉경^{1,2} · 박소영³ · 한용희³ · 유장선² · 김옥희⁴ · 고현윤⁵ · 문치웅^{1,3}

¹인제대학교 의료영상과학

²양산부산대학교병원 MRI실

³인제대학교 의용공학과, UHRC

⁴인제대학교 해운대백병원 영상의학과

⁵부산대학교 의학전문대학원 재활의학교실

목적 : 정상인 경수에 대한 내부 부위별, 경수 레벨별 확산텐서영상과 뇌척수액 속도에 대한 정상인 기준을 마련하고자 하였다.

대상 및 방법 : 정상인을 대상으로 3T MRI를 이용하여 영상을 획득하였다. 확산텐서영상은 척수 레벨별로 각각 미리 정의해 둔 백질의 후삭, 좌, 우 측삭과 회백질에 관심영역을 정하여 FA, MD에 대한 평균값을 구하였다. PC 기법을 이용한 뇌척수액 속도 측정은 C2-3, C4-5, C5-6 척수레벨을 각각 스캔한 후, 척수 레벨별 최대 수축기 및 이완기 속도를 측정하였다.

결과 : FA 값과 MD 값에서 회백질과 백질의 내부 구조 사이에서는 통계적으로 유의한 차이 ($p < 0.05$)를 보였다. 경수 레벨 별에서는 회백질의 FA 값에서 통계적으로 유의한 차이($p < 0.05$)를 보였으며, 나머지 부분에서는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다 ($p > 0.05$). 뇌척수액 속도 측정 결과, 평균 최대 수축기 속도 5.18 ± 2.00 cm/sec, 평균 최대 이완기 속도 -7.32 ± 3.18 cm/sec 이었으며, 경수 레벨별로는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다 ($p > 0.05$).

결론 : 정상인에 대한 경수 확산텐서영상의 정량적 수치 및 경수 레벨에 영향을 받지 않는 뇌척수액 속도에 대한 평균치를 알 수가 있었다.

서 론

척수 (Spinal cord)는 뇌와 함께 중추신경계를 구성하는 신경세포 집합체로써, 뇌와 신체 사이에서 양방향 신경전달의 매개체 역할을 하며, 뇌척수액 (Cervical spinal fluid, CSF)을 둘러싸고 있는 뇌척수막에 의하여 보호된다. 단면으로 보면 중심부는 'H' 모양을 한 회백질 (Gray matter, GM)과, 그 외부는 백질 (White matter, WM)로 둘러싸여 있다 (1). 회백질을 중심으로 배측을 후삭 (Dorsal funiculus), 양 옆쪽을 측삭 (Lateral funiculus), 복측을 전삭 (Ventral funiculus)이라고 하며, 척수 배측인 후삭은 주로

감각신경을 제어하고, 측삭과 전삭은 주로 운동신경을 제어한다 (2).

외상이나 질병에 의하여 척수 손상이 생기면 전신에 영향을 주는 심각한 장애 상태가 유발될 수 있다. 특히 상하지 감각과 운동신경, 자율신경절이 밀집되어 있는 경수 부분에 손상이 생기는 경우 전신마비와 다발성 장기의 이상이 발생할 수 있으므로 경수 손상의 정도와 예후를 예측하는 것이 중요하다. 척수 손상의 정도와 부위를 파악하는 데에는 자기공명영상 (Magnetic resonance imaging, MRI)이 가장 정확하다고 알려져 있다 (3). 기존 MRI에 부가적으로 확산텐서영상 (Diffusion tensor imaging, DTI)은 척수 손상에 대한 정량적이면서도, 3차원적인 신경의 방향성 정보를 제공하는데 유용하다 (4-6). 확산텐서영상은 인체 내 물 분자 (Water molecule)의 확산현상을 신호화하는 기법이며, 비등방적 방향성 (Fractional anisotropy, FA), 주방향 확산도 (Axial diffusivity: λ_1 , AD), 방사 확산도 (Radial diffusivity: $(\lambda_2 + \lambda_3)/2$, RD), 평균 확산도 (Mean diffusivity: $(\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3)/3$ MD) 등의 정량적 정보는 경수 손상의 척수에서 다양한 변화를 보인다고 보고되어 있다

• Received; February 13, 2013 • Revised; March 27, 2013

• Accepted; March 29, 2013

Corresponding author : C.W. Mun, Ph.D.

Department of Biomedical Engineering and UHRC, Inje University, 197, Inje-ro, Gimhae-si, Gyeongnam 621-749, Korea.

Tel. 82-55-320-3297, Fax. 82-55-327-3292

E-mail : mcw@inje.ac.kr

(7-10). 확산텐서영상의 정확한 정량화를 하기 위해서 관심영역 (Region of interest, ROI)의 설정이 아주 중요하지만 대부분의 확산텐서영상을 이용한 이전 연구에서는 척수의 관심영역을 광범위하게 표시하였다 (7, 8, 18, 19). 이러한 방법으로는 후삭, 전삭, 측삭 등 특정 영역에 대한 비교가 어려운 단점이 있다. 또한 척수절 위치에 대한 차이를 고려하지 않았기 때문에 환자를 대상으로 한 연구에서 각각 다른 통계적인 차이를 나타내기도 하며, 이는 척수손상의 정도를 객관적으로 평가하는데 있어 큰 오류를 범할 수 있는 부분이다. 따라서 관심영역의 설정에 있어서 특정 영역별, 척수절 위치별로 각각 관심영역을 설정한다면 객관적으로 정량화하는데 나타날 수 있는 오류를 최소화 할 수 있을 것으로 기대된다.

한편, 위상대조 (Phase contrast, PC)기법은 경사자기장이 가해진 흐름 (Flow)에서의 위상획득이 흐름 내 속력에 비례한다는 사실에 기초를 두며, 쌍극경사 (Bipolar gradient)를 이용하여, 흐름의 속력에 따른 위상부호 변화의 정량적 측정이 가능하다 (11). PC 기법을 이용한 뇌척수액 속도 측정은 심박동과 동조하여, 조영제 없이 비침습적인 방법으로 뇌척수액의 수축기 속도 (Systolic velocity), 이완기 속도 (Diastolic velocity)에 대한 정량적 정보를 제공하기 때문에 수두증 (Hydrocephalus), 아놀드 키아리 기형 (Arnold-Chiari malformation), 지주막 낭종 (Arachnoid cyst)과 같은 협착에 관련된 질환에 대한 임상적 연구에 이용되고 있다 (12-14). 기존의 연구에서는 경수의 레벨별로 연구를 진행한 사례가 없었으며, 병변의 위치에만 국한되어 연구를 진행하였기 때문에 뇌척수액 흐름에 대한 정보를 얻는데 한계가 있었다.

외상이나 질병에 의하여 척수 손상을 입게 되면 척수뿐만 아니라 척수를 둘러싸고 있는 뇌척수막에도 영향을 받기 때문에 확산텐서영상과 PC 기법을 이용한 뇌척수액 속도 측정이 동시에 시행된다면 척수 손상의 정도와 회복에 대한 보다 유용한 정보를 얻을 수 있을 것으로 판단되었다.

이에 본 연구에서는 MRI를 통한 확산텐서영상과 뇌척수액 속도측정을 이용한 경수 손상 환자 평가를 하기 전 기초 연구로서, 정상인을 대상으로 경수 척수의 내부 부위별, 경수 레벨별 확산텐서영상과 PC 기법을 이용한 뇌척수액 속도의 기준치를 알아보려고 하였다.

대상 및 방법

가. 대상 및 영상획득

1) 확산텐서영상

실험 대상자는 2012년 8월부터 2012년 10월까지 경수 부위 질환이나 손상의 과거력이 없으며, 연구에 대한 충분한

설명을 받고 자발적으로 동의한 정상인 16명 (남자: 11, 여자: 5, 평균나이: 29.1 ± 3.7 세)으로 하였다. 실험 장비는 양산부산대학병원에 비치되어있는 Verio A Tim system 3T MRI 장비 (SIEMENS, Germany)를 이용하여, 12 channel head coil 과 4 channel neck coil 로 영상을 획득하였다. 확산텐서영상과 Multi-echo data image combination (MEDIC) 영상은 서로 정확한 비교를 위하여 경추 2번부터 6번까지 포함되게 영상범위를 정하였으며, 슬라이스 두께, 총 슬라이스 개수와 같은 파라미터를 동일하게 설정하였다.

확산텐서영상은 Echo planar imaging (EPI) 펄스열을 이용하였으며, 최대한 인공물이나 왜곡되지 않는 영상을 제공하면서, 척수의 해부학적 구조물이 잘 보이도록 영상을 최적화시켰다. 본 연구에서 이용한 확산텐서영상의 파라미터는 다음과 같다.

: TR (repetition time) = 5100 ms, TE (echo time) = 77 ms, NEX (number of average) = 10, b value = 0, 750 s/mm^2 , diffusion direction = 6, image matrix = 140×36 , FOV (field of view) = $140 \times 36 \text{ mm}^2$, slice thickness = 5 mm, total number of slices = 17, voxel resolution = $1.0 \times 1.0 \times 5 \text{ mm}^3$, bandwidth = 916 Hz/px, TA (total acquisition time) = 6 min 2 s.

또한, 경수의 내부 부위의 해부학적 구조물 영상은 MEDIC 펄스열을 이용하여 얻었으며, 파라미터는 다음과 같다.

: TR = 400 ms, TE = 16 ms, flip angle = 30° , NEX = 2, image matrix = 256×64 , FOV = $140 \times 35 \text{ mm}^2$, slice thickness = 5 mm, total number of slices = 17, voxel resolution = $0.55 \times 0.55 \times 5 \text{ mm}^3$, bandwidth = 271 Hz/px, TA = 3 min 1 s.

2) PC기법을 이용한 뇌척수액 속도 측정

2012년 6월부터 2012년 9월까지 경수 부위 질환이나 손상의 과거력이 없으며, 연구에 대한 충분한 설명을 받고 자발적으로 동의한 정상인 14명 (남자: 9, 여자: 5, 평균나이: 26.4 ± 2.7 세)을 대상으로 실험을 진행하였다. 실험 장비는 양산부산대학병원에 비치되어있는 Verio A Tim system 3-T MRI 장비 (SIEMENS, Germany)를 이용하여, 12 channel head coil과 4 channel Neck coil로 영상을 획득하였다. 그리고 정확한 뇌척수액 속도를 측정하기 위해서 실험을 하기 전 Peripheral pulse gating (PPG) 를 수지에 부착하여 심박동 동기화하면서 연구를 진행하였다. PC 기법을 이용한 뇌척수액 속도측정은 Fast low angle shot (FLASH) 영상 펄스열을 사용하였으며, 먼저 in-plane 방향의 시상면으로 스캔하였다. 이 영상을 기준으로 뇌척수액 흐름의 방향에 수직이 되게 through-plane 방향을 설정하였으며, 대상자에 가장 적합한 부호화 속도 (Encoding

velocity, VENC) 값을 정하였다. C2-3는 상부 척수, C4-5는 중부 척수, C5-6은 하부 척수에 해당한다. Through-plane 방향 영상은 C2-3, C4-5, C5-6 척수 레벨을 횡단면으로 각각 스캔하여 R-R 간격사이에 25 times frames의 영상을 얻었다 (Fig. 1).

FLASH 영상 펄스열을 이용한 in-plane 방향 영상의 파라미터는 다음과 같다.

: TR = 25.85 ms, TE = 8.2 ms, flip angle = 15°, NEX = 1, image matrix = 205 × 256, FOV = 270 × 270 mm², slice thickness = 5 mm, total number of slices = 1, voxel resolution of 1.3 × 1.1 × 5 mm³, VENC = 8 cm/s, bandwidth = 195 Hz/px, TA = 3 min 33 s.

FLASH 영상 펄스열을 이용한 through-plane 방향 영상의 파라미터는 다음과 같다.

: TR = 28.7 ms, TE = 8 ms, flip angle = 15°, NEX = 1, image matrix = 192 × 256, FOV = 135 × 135 mm², slice thickness = 5 mm, total number of slices = 1, voxel resolution of 0.7 × 0.5 × 5 mm³, VENC = 10, 15, 20 cm/s, bandwidth = 130 Hz/px, TA = 4 min 48 s.

나. 영상 분석 방법

1) 확산텐서영상의 분석방법

Mosaic DICOM 형태로 획득된 확산텐서영상을 분석하기 위하여 dcm2nii 프로그램을 이용하여 .nii 형태의 영상으로 변환하였으며, 동시에 B-value 정보와 B-vector 정



Fig. 1. T2 Sagittal view of cervical spine.

보가 포함된 .bval, .bvec 형태의 파일을 획득하였다. 확산텐서영상을 획득 하는 동안 머리의 움직임 등으로 인한 오류를 보정하기 위하여 FSL software package (FMRIB, Oxford, UK) 의 FDT diffusion 툴을 사용하였다. FDT diffusion 툴의 eddy current correction 기능을 통해 b₀ 영상으로 모든 영상들을 재정렬하였으며, eddy current 를 보정하였다. 보정된 영상은 6 방향의 확산 경사자장으로 부터 획득된 방향정보를 통해 FA와 MD에 대한 영상으로 재구성하기 위하여 MedInria 프로그램 (Inria Sophia Antipolis, France) 을 이용하였다. 분석을 수행 하기 전, 경수 척수의 해부학적 정보를 확인 할 수 있는 MEDIC 영상을 통해 경수 척수의 상부 경수에 해당하는 C2-3, 중부 경수에 해당하는 C4-5, 하부 경수에 해당하는 C5-6 레벨을 구분하였다. 백질과 회백질의 FA 및 MD 값을 표준화하기 위한 방법으로서 백질과 회백질이 명확히 구분되는 FA 영상을 이용하여 수동적인 방법으로 회백질과 백질의 후삭, 좌측 측삭, 우측 측삭을 관심영역으로 선정하였으며, 백질의 전삭 부분은 경수척수 해부학적 구조상 경막과 밀착되어 있어 경계가 모호하므로 수동적으로 관심영역을 획득하기가 어렵다. 그리고 전삭 부분을 관심영역으로 지정하더라도 정확한 FA 및 MD 값을 확인할 수 없으므로 관심영역에서 제외하였다. Figure 2와 같이 회백질은 빨간색, 백질의 후삭은 초록색, 좌측 측삭은 노란색, 우측 측삭은 파란색으로 관심영역을 나누었으며, 선정된 관심영역의 FA 및 MD 값이 레벨에 따른 차이를 나타내는가를 확인하기 위하여 C2-3, C4-5, C5-6 각 레벨에서 관심영역에 대한 FA 및 MD 값을 확인하였다. 또한, NIH의 ImageJ 소프트웨어 (<http://imagej.nih.gov/ij/>)를 이용하여 각 대상자에서 선정된 관심영역의 면적을 측정하여 평균면적 및 표준편차를 구하였다.

2) PC 기법을 이용한 뇌척수액 속도 측정

뇌척수액 속도 측정을 위해 획득된 위상영상의 분석은 MR 장치에 설치되어 있는 Syngo MR software (SIEMENS, Germany) 분석 프로그램을 이용하여 실시하였다. 경수의 C2-3, C4-5, C5-6 척수의 레벨 별로 얻은 through-plan 방향 영상 데이터 중 뇌척수액의 흐름에 대



Fig. 2. Segmentation of ROI within cervical spinal cord.

한 정량적 정보가 가장 잘 보이는 위상영상을 Syngo MR 프로그램 내 Argus 프로그램에 입력하였다. 경수의 횡측면에서 뇌척수액의 흐름이 가장 잘 보이는 뇌척수액의 앞부분 (Anterior)을 관심영역으로 설정하였다 (Fig. 3). 또한 관심영역을 설정할 때 25 times frames 의 영상을 직접 보면서 정확하게 뇌척수액의 흐름만 포함되도록 하였다. 이렇게 정한 관심영역을 토대로 레벨별 뇌척수액의 최대 수축기 속도, 최대 이완기 속도를 측정하였다. 또한, C2-3, C4-5, C5-6 각 레벨에서의 관심영역의 면적을 측정하여 평균면적 및 표준편차를 구하였다.

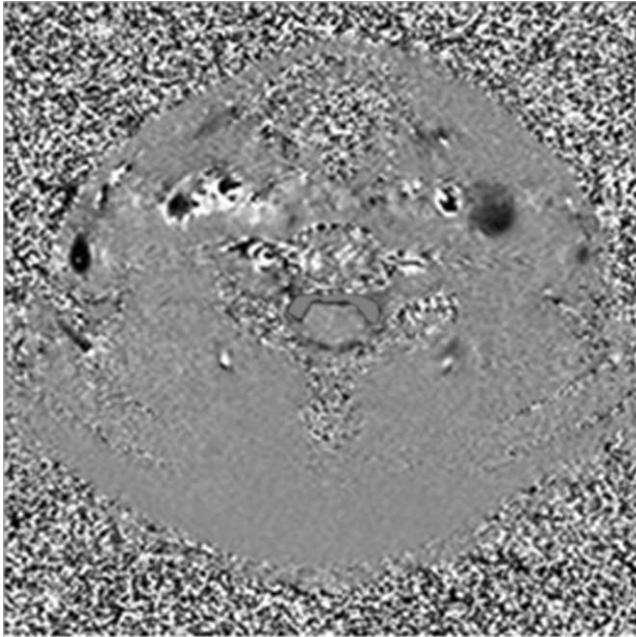


Fig. 3. ROI of PC CSF flow study.

다. 통계적 분석

통계적 분석을 위해 SPSS package (Version 12.0 for Windows, Chicago, USA)를 이용하였다. 경수 확산텐서 영상의 백질의 내부 구조별, 레벨별로 얻은 FA 값, MD 값과 레벨별로 얻은 회백질의 FA 값, MD 값에 대하여 one-way ANOVA (post hoc; Tukey)를 이용하여 유의수준 0.05에서 통계적 검증을 실시하였다. 또한, PC 기법을 통하여 얻은 경수레벨별 뇌척수액의 최대 수축기 속도, 최대 이완기 속도에 대하여 one-way ANOVA (post hoc; Tukey)를 이용하여 유의수준 0.05에서 통계적 검증을 실시하였다.

결 과

가. 확산텐서영상

본 연구에서 제시한 파라미터를 통하여 획득한 경수 확산텐서영상은 FA 영상, MD 영상, Color FA 영상으로 재구성 할 수 있었다. 인공물에 의하여 왜곡을 최소화하여, 척수의 해부학적 구조물인 WM, GM를 가시적으로 확인하였다 (Fig. 4).

경수 레벨별로 C2-3, C4-5, C5-6 세부분으로 나누어 측정한 백질 우측 측삭, 좌측 측삭, 후삭 부분과 회백질 각각의 평균 FA 값, MD 값, 관심영역의 면적은 Tables 1-3 과 같다.

경수 레벨별 백질의 척수 내부 부위별로 구한 FA 값, MD 값과 경수 레벨별 회백질의 FA 값, MD 값을 이용하여, 백질과 회백질의 총 평균 FA 값과 MD 값을 구하였다. 경수레벨 C2-6의 백질에 대한 평균 FA 값은 $0.707 \pm 0.079 \times 10^{-3}$ 이었고, 평균 MD 값은 $2.18 \pm 0.279 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$

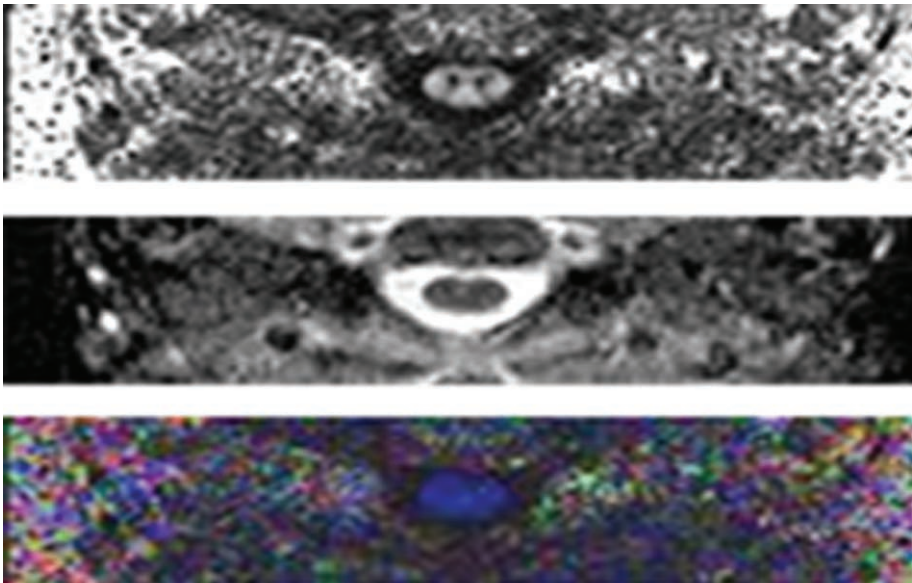


Fig. 4. Diffusion tensor image (FA, MD, Color FA from top to bottom).

이었다. 또한 경수레벨 C2-6의 회백질에 대한 평균 FA 값이 $0.47 \pm 0.076 \times 10^{-3}$ 이었고, 평균 MD 값은 $2.02 \pm 0.187 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ 이었다. 백질의 FA 및 MD 값이 회백질의 FA 및 MD 값보다 전반적으로 높은 수치가 나온 것을 확인 할 수 있었다 (Fig. 5).

그리고 경수 레벨별로는 C2-3, C4-5, C5-6 세부분으로 나눠서 각각 척수 내부의 FA 값과 MD 값의 분석에서 각각 C2-3, C4-5, C5-6 의 우측 측삭, 좌측 측삭, 후삭의 백질 부분과 회백질 사이에서는 통계적으로 유의한 차이 ($p < 0.05$)를 보였으며, 백질 내부 부위 간에서는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다 ($p > 0.05$). 또한, 경수 레벨별 사이에서는 백질의 FA 값, MD 값과 회백질의 MD 값에서 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다 ($p > 0.05$). 하지

만 회백질의 FA 값에서 레벨별로 통계적 유의한 차이를 보였다 ($p < 0.05$) (Fig. 6).

FA 값을 통하여 척수 내부 구조의 방향성에 대한 정보와 확산의 정도로 신경조직의 특성을 간접적으로 알아볼 수 있으며 MD 값으로 조직 확산의 크기를 측정할 수 있다. 척수의 백질과 회백질 간 FA 값, MD 값이 통계적으로 유의한 차이를 나타내어 백질과 회백질 신경조직의 차이가 확산텐서 영상을 통해 정량화 될 수 있음을 보여주었다.

나. PC기법을 이용한 뇌척수액 속도측정

PC기법을 이용한 뇌척수액 검사에서 신호의 표시는 뇌척수액 수축기인 경우, 뇌척수액이 하향성 흐름을 보이며, 신호는 하얀색 신호강도로 보이는 것을 확인 할 수 있었다. 그리

Table 1. FA and MD of C2-3

	C2-3			
	Lateral_Rt	Lateral_Lt	Dorsal	Gray matter
FA	$0.709 \pm 0.067 \times 10^{-3}$	$0.710 \pm 0.072 \times 10^{-3}$	$0.706 \pm 0.069 \times 10^{-3}$	$0.486 \pm 0.056 \times 10^{-3}$
MD(mm ² /s)	$2.087 \pm 0.257 \times 10^{-3}$	$2.222 \pm 0.291 \times 10^{-3}$	$2.375 \pm 0.321 \times 10^{-3}$	$2.190 \pm 0.206 \times 10^{-3}$
ROI Area(mm ²)	4.71 ± 1.25	5.57 ± 0.98	6.43 ± 1.13	7.71 ± 1.38

Note.— Values are mean \pm standard deviation.

FA: Fractional Anisotropy, MD: Mean Diffusivity, Lateral_Rt: Right lateral white matter, Lateral_Lt: left lateral white matter, Dorsal: Dorsal white matter.

Table 2. FA and MD of C4-5

	C4-5			
	Lateral_Rt	Lateral_Lt	Dorsal	Gray matter
FA	$0.675 \pm 0.077 \times 10^{-3}$	$0.688 \pm 0.082 \times 10^{-3}$	$0.737 \pm 0.068 \times 10^{-3}$	$0.440 \pm 0.067 \times 10^{-3}$
MD(mm ² /s)	$2.112 \pm 0.214 \times 10^{-3}$	$2.165 \pm 0.265 \times 10^{-3}$	$2.186 \pm 0.256 \times 10^{-3}$	$1.969 \pm 0.180 \times 10^{-3}$
ROI Area(mm ²)	5.86 ± 1.21	5.02 ± 1.03	8.43 ± 1.27	11.57 ± 1.62

Note.— Values are mean \pm standard deviation.

FA: Fractional Anisotropy, MD: Mean Diffusivity, Lateral_Rt: Right lateral white matter, Lateral_Lt: left lateral white matter, Dorsal: Dorsal white matter.

Table 3. FA and MD of C5-6

	C5-6			
	Lateral_Rt	Lateral_Lt	Dorsal	Gray matter
FA	$0.699 \pm 0.059 \times 10^{-3}$	$0.703 \pm 0.056 \times 10^{-3}$	$0.734 \pm 0.067 \times 10^{-3}$	$0.483 \pm 0.072 \times 10^{-3}$
MD(mm ² /s)	$2.106 \pm 0.303 \times 10^{-3}$	$2.192 \pm 0.316 \times 10^{-3}$	$2.200 \pm 0.249 \times 10^{-3}$	$1.910 \pm 0.121 \times 10^{-3}$
ROI Area(mm ²)	5.29 ± 0.76	5.29 ± 0.49	6.07 ± 1.1	12.14 ± 2.12

Note.— Values are mean \pm standard deviation.

FA: Fractional Anisotropy, MD: Mean Diffusivity, Lateral_Rt: Right lateral white matter, Lateral_Lt: left lateral white matter, Dorsal: Dorsal white matter.

고 뇌척수액 이완기인 경우, 뇌척수액이 전 상방 흐름을 보이며, 신호는 검은색 신호강도로 보이는 것을 확인 할 수 있었다(Fig. 7). PC 기법을 이용한 뇌척수액 속도 측정은 C2-3,

C4-5, C5-6 경수 레벨별 평균 최대 수축기 속도와 평균 최대 이완기 속도 및 관심영역의 면적은 Table 4와 같다.

그리고, 레벨별 평균 최대 수축기 속도와 평균 최대 이완

Table 4. Results of CSF Velocities Among C2-3, C4-5, C5-6

	Peak systolic velocity	Peak diastolic velocity	ROI Area (mm ²)
C2-3	4.69 ± 1.77 cm/s	-6.24 ± 2.23 cm/s	55.27 ± 16.42
C4-5	5.70 ± 2.33 cm/s	-8.38 ± 3.74 cm/s	44.98 ± 7.37
C5-6	5.15 ± 1.88 cm/s	-7.34 ± 3.24 cm/s	46.7 ± 10.82
Mean	5.18 ± 2.00 cm/s	-7.32 ± 3.18 cm/s	

Note.— Values are mean ± standard deviation.

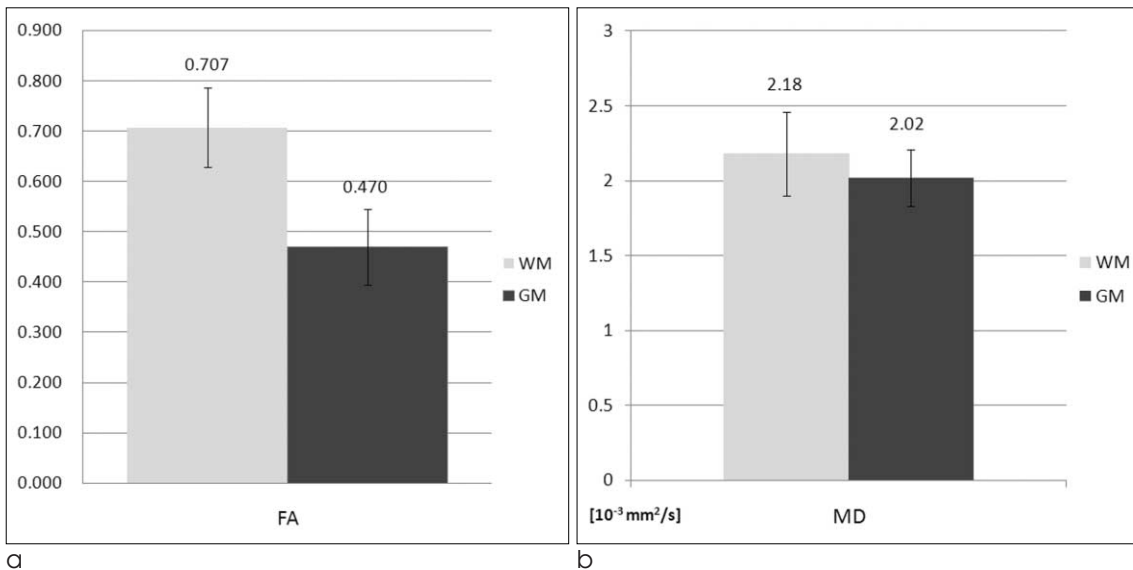


Fig. 5. Measured values of FA (a) and MD (b) in cervical spinal cord.

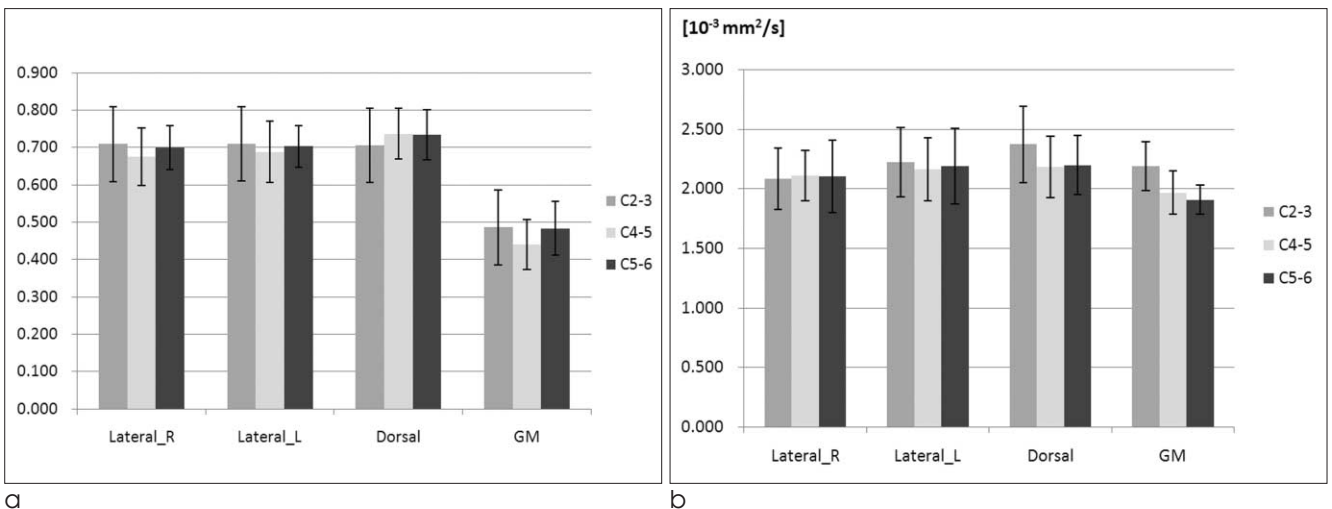


Fig. 6. Results of FA (a), MD (b) within subarea (lateral, dorsal and GM) among C2-3, C4-5 and C5-6.

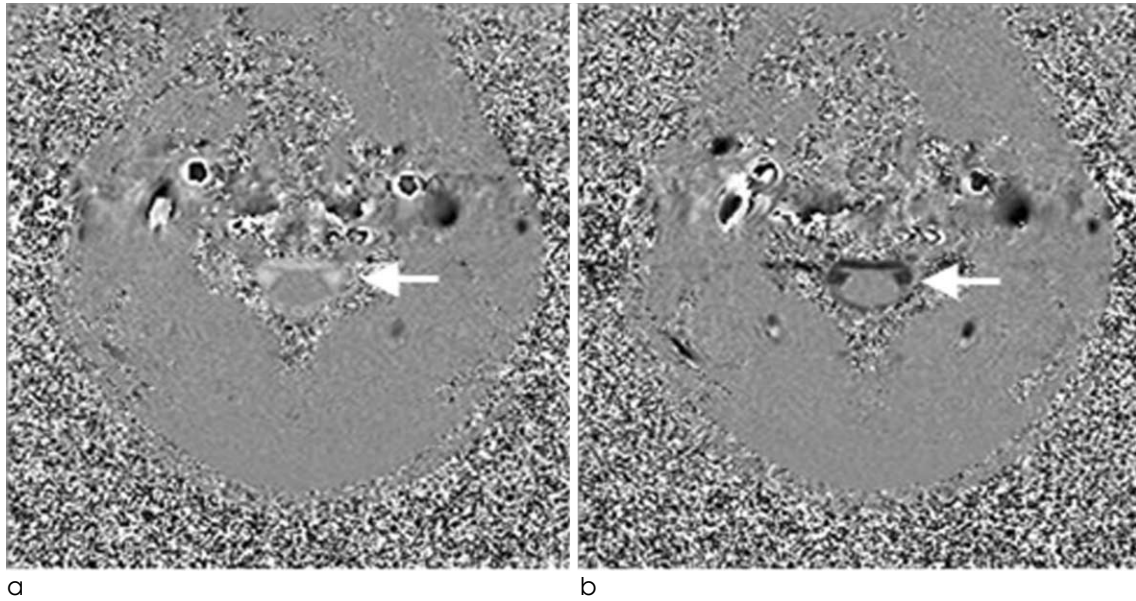


Fig. 7. Phase image of cervical spinal canal for the systolic peak (a) and the diastolic peak (b).

기 속도를 이용하여 정상인 경수에 대한 평균 최대 수축기 속도와 평균 최대 이완기 속도를 구하였다. 평균 최대 수축기 속도는 5.18 ± 2.00 cm/s 이었고, 평균 최대 이완기 속도는 -7.32 ± 3.18 cm/s 이었다. PC 기법을 이용한 뇌척수액 속도는 경수 레벨별에서는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다 ($p > 0.05$).

고찰 및 결론

경추는 골과 인대의 복합체로서 그 구조가 복잡하고 생체 역학적으로도 특이하기 때문에 손상될 경우 흉추나 요추와는 다른 독특한 양상을 보인다. 특히 내부에 척수와 신경근이 포함되어 있으므로 골절과 탈구가 일어날 때 척수가 손상되어 그 이하부의 기능이 부분 또는 완전히 상실되는 사지마비가 발생할 수 있어 매우 위험한 특징이 있다. 비침습적으로 경수 척수손상의 부위와 정도를 평가하는 데에 자기 공명영상이 유용한 검사법으로 알려져 있다. 일반적인 MRI는 척수 손상을 구조적으로 확인하기 위하여 필수적이지만 척수 내부 구조의 손상 유무를 진단하는 데에는 한계가 있다. 척수는 뇌척수액에 의해 둘러싸여 있으며, 뇌척수액은 매우 느린 속도로 순환하면서 심혈관계와 연결되어 있다. 척수와 뇌를 중심으로 한 중추신경계는 뇌척수액의 정상적인 순환에 의하여 본래의 기능을 수행한다.

척수 손상이 발생한다면, 척수 그 자체뿐만 아니라 그 주변의 뇌척수액의 순환에도 영향을 끼친다 (1). 이에 본 연구에서는 경수 척수 손상의 종합적인 평가를 위한 기초연구로서 정상인에 대한 확산텐서영상과 PC 기법을 이용한 뇌척

수액 속도 측정에 대한 연구를 시행하였다.

척수의 단면으로 볼 때 각각의 위치에 따라 독자적인 신경 해부학적 역할을 수행하고 있기 때문에 척수 내부 부위에 따른 손상 유무를 판단하는 것이 중요하다. 확산텐서영상은 물 분자의 확산성을 생체 내에서 정량화함으로써, 경수 척수의 신경에 대한 3차원 방향성에 대한 객관적 정보를 제공해 준다. 이에 확산텐서영상을 분석하여 얻은 FA 값, MD 값 등의 정량적 정보를 이용한 경수 척수 신경에 대한 연구에 활발하게 진행되고 있다. FA 값을 통하여 척수 내부 구조의 방향성에 대한 정보와 확산의 정도로 신경조직의 특성을 간접적으로 알아볼 수 있으며 MD 값으로 조직 확산의 크기를 측정할 수 있다. 이전의 연구에서는 척수 손상에 환자가 있어서 정상인보다 FA 값이 낮게 나오고, MD 값은 높게 나오는 경향이 있으며, 높은 민감도를 나타낸다고 보고되어 있다 (7, 8).

그러나 기존의 연구에서는 대부분 관심영역을 광범위하게 설정하여 분석을 시행하였다. 이런 방법으로는 척수 내부 부위에 대한 자세한 정보를 알아내는 데에는 한계가 있다. 또한 확산텐서영상은 EPI 기법을 이용하여 데이터를 얻기 때문에 공간해상도가 낮아서, 직경 약 13 mm 정도의 미세한 척수 내부의 해부학적인 구조를 구별하여 관심영역을 설정을 하는데 있어 어려움이 있다 (7, 8, 18, 19).

본 연구에서는 이러한 한계점을 극복하고자, 해부학적 구조물을 잘 보기 위하여 Phase 방향의 FOV를 작게하여 해상도를 상승시켰으며, FOV를 작게 함으로서 야기되어지는 SNR의 감소를 slice thickness를 5 mm로 설정하고, NEX를 10번으로 하여 보상하였다. 또한, 영상의 왜곡도가 적은 확산텐서영상을 위하여 TE 값을 최소화하여 적용하

였다.

영상의 객관성을 높이기 위하여, 데이터 분석 시 척수내부의 해부학적 구조물을 잘 나타내어 주는 MEDIC 영상을 참고하여 관심영역을 그렸으며, C2-3, C4-5, C5-6의 레벨별 관심영역을 설정하여 데이터를 분석하였다. 관심영역은 백질을 내부 부위별로 측삭, 후삭으로 나누고, 회백질과 백질의 FA 값, MD 값을 구함으로써 경수 척수에 대한 세분화된 정보를 제공하려고 하였다. 분석결과, FA 값과 MD 값에서 회백질과 백질의 측삭, 후삭사이에서는 통계적 유의한 차이를 보였으며, 회백질이 백질의 측삭, 후삭에 비하여, FA 값과 MD 값에서 전반적으로 낮게 나왔다. 이는, 복잡한 해부학적 구조에 의한 등방성 확산을 하는 회백질과 수초신경 섬유와 같은 방향성이 있는 조직에 의한 비등방성확산을 하는 백질 간 확산성의 차이 때문인 것으로 생각된다. 그리고 백질의 내부 구조에 따른 FA 값과 MD 값에는 통계적으로 유의한 차이가 없었다. 또한, 경수 레벨별로는 백질의 FA 값과 MD 값, 회백질의 MD 값에서 통계적으로 유의한 차이가 없었다. 하지만, 회백질의 FA 값에서는 통계적 유의한 차이가 있었다. 회백질의 FA 값이 경수 레벨에 따라 다른 경향성을 보이는 것은 상지로 신경 지배를 이루는 신경핵의 레벨별 밀집도의 차이에 의한 결과로 생각된다 (2). 그러나 경수 레벨별로 회백질에서 FA 값의 변화에 대해서는 기존에 연구에서 없었던 결과이기 때문에 향후 이에 대한 연구가 더 진행된다면 정상인의 경수에 대한 확산텐서영상 분석에 있어서 아주 많은 도움을 줄 것으로 예상된다. 백질의 내부 구조별 FA 값, MD 값과 회백질의 FA 값이 통계학적으로 유의한 차이가 없다는 결과는 백질의 해부학적 구조 및 경수 레벨에 상관없이 비슷하다고 볼 수가 있다. 따라서 본 연구에서 얻은 백질의 평균 FA 값, MD 값과 회백질의 평균 MD 값은 경수 레벨과 백질의 내부구조에 관계없이 향후 확산텐서영상에 대한 연구에 정상인 경수의 기준치를 적용하는데 있어 참고자료로 사용될 수 있을 것으로 기대된다. 기존의 다른 연구에서는 정상인의 경수에 대한 평균 FA 값은 $0.52 - 0.745 \times 10^{-3}$ 의 범위였으며, MD 값은 $0.96 - 1.14 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ 의 범위로 보고되어있다 (4, 8, 15, 16). 하지만 본 연구에서는 백질에서 평균 FA 값이 $0.707 \pm 0.079 \times 10^{-3}$ 이었고, 평균 MD 값은 $2.18 \pm 0.278 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ 이었다. 또한 회백질에서는 평균 FA 값이 $0.47 \pm 0.07 \times 10^{-3}$ 이었고, 평균 MD 값은 $2.02 \pm 0.187 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ 이었다. 본 연구에서 측정된 FA 값과 MD 값이 기존의 연구에서 얻은 수치와 차이가 나는 것은 FA와 MD 값을 구할 때 기존의 연구는 백질과 회백질 구분 없이 광범위하게 관심영역을 그려서 데이터를 분석한 결과였고, 본 연구는 백질과 회백질로 세분화하여 데이터를 얻었기 때문이다. 하지만, 연구대상자의 수가 너무 적었으며, 연구대상자의 성별 및 연령대를 고려하지 않았다는 점은 본 연구의 제한점이라고 볼 수 있겠다. 향후 연구에서 연구대상자에

대한 제한점을 보완한다면, 정상인 경수 확산텐서영상의 더 정확한 정량적 수치를 기대 할 수 있을 것으로 여겨진다.

PC 기법은 여러 쌍의 경사에코를 이용하여 속도부호화 영상 (Velocity encoded image)을 만드는 기법으로 혈류나 뇌척수액의 유량이나 속도를 정량적인 정보를 얻을 수 있다. PC 기법을 이용한 뇌척수액 검사는 주로 뇌척수액에 관련된 연구에 유용하게 사용되어 왔다. 기존의 연구에서는 뇌척수액에 관련된 질환이나 종양에 의하여 경막을 좁게함으로써 뇌척수액의 속도를 변화시키며, 특히 수축기 속도에서 정상인 보다 뇌척수액 속도가 증가한다고 보고되어 있다 (13, 17).

그러나, 기존의 연구에서는 경수 척수의 레벨별 뇌척수액의 속도에 대한 정상인에 대한 기준치를 제시한 보고는 없었다. 또한, 뇌척수액의 속도 측정에 있어서도, 병변 부위의 제한된 영역에서만 뇌척수액의 속도를 측정된 연구가 대부분이었다.

본 연구는 경수 C2-3, C4-5, C5-6 레벨 별로 through-plane 방향 영상을 획득하였으며, 척수의 레벨 별로 관심영역을 설정하여, 최대 수축기 속도와 최대 이완기 속도를 측정하여 경수 레벨별 뇌척수액 속도를 분석하였다. 분석 결과, 경수레벨별 최대 수축기 속도와 최대 이완기 속도는 통계적인 유의한 차이를 볼 수 없었다. 통계적인 유의성이 없다는 것은 정상인의 경수 레벨별 뇌척수액 속도가 비슷하다고 생각할 수 있다.

본 연구에서 얻은 정상인의 경수에서의 최대 수축기 속도와 최대 이완기 속도의 평균값은 레벨에 상관없이 정상인 경수의 기준치를 정할 때 참고로 이용될 수 있을 것으로 여겨진다. 하지만, 연구 대상자에 따라서 최대 수축기 속도와 최대 이완기 속도의 편차가 많이 발생하는 경우가 있었다. 이것은 정상인 대상자의 체형, 신장, 나이, 성별에 대한 차이에 의해서 발생한 것으로 여겨진다. 앞으로 뇌척수액 속도의 연구를 하는데 있어서 연구 대상자의 체형, 신장, 나이, 성별을 충분히 고려하여 연구를 진행하게 된다면, 정상인의 뇌척수액 속도를 표준화하는 데 많은 도움을 줄 것으로 생각된다.

본 연구에서는 확산텐서영상과 PC 뇌척수액 검사를 이용한 경수 척수 손상 환자 평가를 하기 전 기초연구로 수행하였다. 이를 위하여 정상인 경수 척수에 대한 내부 부위 별, 경수 레벨 별 확산텐서영상과 PC 기법을 이용한 뇌척수액 검사를 하여 확산텐서영상과 뇌척수액 흐름에 대한 정보를 분석하였다. 그 결과, 정상인에 대한 경수 확산텐서영상의 정량적 수치와 뇌척수액 속도를 측정하여 레벨에 영향을 받지 않는 평균치를 얻을 수 있었다. 이는 확산텐서영상과 PC 기법을 이용한 뇌척수액 검사를 이용한 경수 손상 및 회복에 대한 평가에 있어서, 환자 데이터와 비교하는데 중요한 기초자료로 이용될 수 있을 것이라 생각된다. 그러나 이 연구를 진행하면서, 대상인원의 수가 적어서 대상인의 성별,

나이 등을 충분히 고려하지 않은 점과 확산텐서영상과 PC 기법을 이용한 뇌척수액 검사의 정상인군이 동일하지 않았다는 것은 본 연구의 제한점이다.

향후, 환자를 대상으로 경수 확산텐서영상과 PC 기법을 이용한 뇌척수액 검사를 이용하게 된다면, 경수 손상 및 회복에 대한 평가에 더 유용한 정보를 제공해 줄 것으로 기대된다.

References

1. Ham KS, Shin MK, Choi HS. Neurophysiology. Hyunmoon, 1997:13-24
2. Frank H, Netter MD. The CIBA Collection of medical illustrations: volume 1 Nervous system anatomy and physiology. Novartis 2000:23-39
3. Levitt MA, Flanders AE. Diagnostic capabilities of magnetic resonance imaging and computed tomography in acute cervical spinal column injury. Am J Emerg Med 1991;9:131-135
4. Renoux J, Facon D, Fillard P, Huynh I, Lasjaunias P, Ducreux D. MR diffusion tensor imaging and fiber tracking in inflammatory diseases of the spinal cord. AJNR Am J Neuroradiol 2006;27:1947-1951
5. Ducreux D, Fillard P, Facon D, et al. Diffusion tensor magnetic resonance imaging and fiber tracking in spinal cord lesions: current and future indications. Neuroimaging Clin N Am 2007;17:137-147
6. Thurnher MM, Law M. Diffusion-weighted imaging, diffusion tensor imaging and fiber tractography of the spinal cord. Magn Reson Imaging Clin N Am 2009;17:255-244
7. Xiangshui M, Xiangjun C, Xiaoming Z, et al. 3T magnetic resonance diffusion tensor imaging and fibre tracking in cervical myelopathy. Clinical Radiology 2010;65:465-473
8. Facon D, Ozanne A, Fillard P, Lepeintre JF, Tournoux-Facon C, Ducreux D. MR diffusion tensor imaging and fiber tracking in

- spinal cord compression. AJNR Am J Neuroradiol 2005;26:1587-1594
9. Demir A, Ries M, Moonen CT, et al. Diffusion-weighted MR imaging with apparent diffusion coefficient and apparent diffusion tensor maps in cervical spondylotic myelopathy. Radiology 2003;229:37-43
10. Mamata H, Jolesz FA, Maier SE. Apparent diffusion coefficient and fractional anisotropy in spinal cord: age and cervical spondylosis-related changes. J Magn Reson Imaging 2005;22:38-43
11. Korean Society of Magnetic Resonance in Medicine. Magnetic resonance imaging. Ilchokak, 2008:173-179
12. Bhadelia RA, Frederick E, Patz S, et al. Cough-associated headache in patients with Chiari I malformation: CSF flow analysis by means of cine phase-contrast MR imaging. AJNR Am J Neuroradiol 2011;32:739-742
13. Hofmann E, Warmuth-Metz M, Bendszus M, Solymosi L. Phase-contrast MR imaging of the cervical CSF and spinal cord: volumetric motion analysis in patients with Chiari I malformation. AJNR Am J Neuroradiol 2000;21:151-158
14. Song KY, Ha YI, Kang DS et al. Clinical applications of cine MR. J Korean Neurosurg Soc 1998;27:808-814
15. Wheeler-Kingshott CA, Hickman SJ, Parker GJ, et al. Investigating cervical spinal cord structure using axial diffusion tensor imaging. Neuroimage 2002;16:93-102
16. Cercignani M, Horsfield M, Agosta F, Filippi M. Sensitivity-encoded diffusion tensor MR imaging of the cervical cord. AJNR Am J Neuroradiol 2003;24:1254-1256
17. Struck AF, Haughton VM. Idiopathic syringomyelia: phase contrast MR of cerebrospinal fluid flow dynamics at level of foramen magnum. Radiology 2009;253:184-190
18. Vargas MI, Delavelle J, Jlassi H, et al. Clinical applications of diffusion tensor tractography of the spinal cord. Neuroradiology 2008;50:25-29
19. Lee JW, Kim JH, Park JB, et al. Diffusion tensor imaging and fiber tractography in cervical compressive myelopathy: preliminary results. Skeletal Radiol 2011;40:1543-1551

Diffusion Tensor Imaging and Cerebrospinal Fluid Flow Study of Cine Phase Contrast in Normal Cervical Spinal Cords

B.K. Son^{1,2}, S.Y. Kwak³, Y.H. Han³, J.S. Yoo², O.H. Kim⁴, H.Y. Ko⁵, C.W. Mun^{1,3}

¹Department of Medical Imaging Science, Graduate School Inje University

²Division of MRI, Department of Diagnostic Radiology, Pusan National University Yangsan Hospital

³Department of Biomedical Engineering, and U-Health care Research Center, Inje University

⁴Department of Radiology, Inje University Haeundae Paik Hospital

⁵Department of Rehabilitation Medicine, Pusan National University School of Medicine

Purpose : We report the results of the various parameters of diffusion tensor imaging (DTI) and CSF flow study of the cervical spinal cord using magnetic resonance (MR) imaging techniques.

Materials and Methods: Intramedullary FA and MD were measured in the gray matter and posterior cord of the white matter and both lateral cords of the white matter at the C2-3, C4-5, C5-6 spinal levels. For the CSF flow study, velocity encoding was obtained at the C2-3, C4-5, C5-6 spinal levels.

Results: There was a significant difference of the FA and MD between the white matter and gray matter ($p < 0.05$). The FA of the gray matter was significantly different according to the cervical spinal cord levels ($p < 0.05$). Otherwise, the FA and MD parameters were not significantly different ($p > 0.05$). The mean peak systolic velocity and mean peak diastolic velocity were 5.18 ± 2.00 cm/sec and -7.32 ± 3.18 cm/sec, respectively from C2 to C6 spinal cords. There was no significant difference in these velocities among the cervical spinal cord ($p > 0.05$).

Conclusion: This basic information about DTI and CSF dynamics of the cervical spinal cord may be useful for assessing cervical spinal cord abnormalities using MR imaging.

Index words : Cervical spinal cords · Magnetic resonance imaging · Diffusion tensor imaging
Phase contrast imaging · Cerebrospinal fluid flow

Address reprint requests to: C.W. Mun, Ph.D., Department of Biomedical Engineering and UHRC, Inje University,
197, Inje-ro, Gimhae-si, Gyeongnam 621-749, Korea.
Tel. 82-55-320-3297 Fax. 82-55-327-3292 E-mail: mcw@inje.ac.kr