

확산텐서영상을 이용한 확산 주축의 고유치 영상 재구성

김인성¹ · 장용민^{1,2,3} · 김주현¹ · 연 근⁴ · 서경진⁵ · 유돈식⁶ · 강덕식⁴ · 배성진⁷

목적 : 확산텐서자기공명영상(DT-MRI : Diffusion Tensor Image)을 이용하여 확산의 주축을 구성하는 세 성분에 대한 고유치(eigenvalue)의 영상을 구현해 보고자 하였다.

대상 및 방법 : 고유치 영상을 구현하기 위해서 3.0 테슬러 MRI(Magnetic Resonance Imaging)를 이용하여 확산텐서영상을 얻었으며, Moore-Penrose pseudo-inverse 방법과 SVD(single value decomposition) 방법을 이용하여 확산 주축을 계산하였다. 이 과정을 픽셀단위로 반복적으로 계산하여 새로운 확산 주축 영상들을 만들었으며, 이 확산 주축 영상들과 분할 비등방성 영상의 관계를 조사하였다.

결과 : 확산텐서영상 기법으로 얻어진 확산텐서영상을 이용하여, 세 방향의 확산 주축에 대한 고유치 영상을 구성하였으며, 고유치 영상들과 분할 비등방성 영상을 함께 분석함으로써, 뇌의 해부학적 구조물에 따른 분할 비등방성 값의 차이를 확인할 수 있었다. 또한, 확산 주축에 대한 고유치의 변화에 대한 컴퓨터 모의실험에서, 변화하는 고유치에 따른 분할 비등방성 값의 변동 추이를 알아볼 수 있었다. 그리고 확산 주축의 크기가 비등방성을 좌우하는 것이 아니라, 세 확산 주축의 조합으로 비등방성의 정도를 표현한다는 것을 확인할 수 있었다.

결론 : 확산 주축 방향의 고유치들을 분리하여 영상화 함으로써, 뇌의 병변에 의한 비등방성의 변화의 원인이 확산 주축의 어떠한 변화에 의해 발생하는 것인지 확인할 수 있을 것으로 기대된다.

서 론

자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging, MRI)은 비침습적으로 생체를 영상화 할 수 있는 방법으로 특히 뇌백질(Cerebral White Matter)의 분포형태를 잘 알아볼 수 있도록 영상을 얻는 기법으로 확산텐서영상(DTI : Diffusion Tensor Imaging)이 많이 이용되고 있다 (1-4). 확산텐서영상은 인체

내에서 일어나는 물분자내의 양성자의 미세한 삼차원적 확산 현상을 영상화하기 위해 적어도 6개의 방향으로 확산강조 경사자계(Magnetic field gradient)를 가하여 각 방향별 확산 강조 영상을 획득한 후 확산텐서를 결정하기 위해 수학적 모델을 이용하여 영상 후처리(Postprocessing)를 한 후 현성확산계수(Apparent Diffusion Coefficient: ADC) 지도(map), 분할 비등방성(Fractional Anisotropy: FA) 지도 등을 얻을 수 있는데, 이 중 분할 비등방성 지도는 백질신경다발(White

대한자기공명의과학회지 11:110-118(2007)

¹경북대학교 대학원 의용생체공학과

²경북대학교 의과대학 분자의학교실

³경북대학교병원 영상의학과

⁴경북대학교 의과대학 영상의학교실

⁵단국대학교 의과대학 영상의학교실

⁶한국전자통신연구원 IT-BT 연구부

⁷계명대학교 동산의료원 영상의학과

이 논문은 2007년도 경북대학교 신입교수정착연구비에 의하여 연구되었음

접수 : 2007년 10월 20일, 채택 : 2007년 11월 26일

통신저자 : 장용민, (700-721) 대구광역시 중구 삼덕동 50 경북대학교병원 영상의학과

Tel. (053) 420-5471 Fax. (053) 422-2677 E-mail: ychang@knu.ac.kr

Matter Fiber Track)의 비등방성 정도를 표현하는 것으로써, 브라운 운동(Brownian Motion)을 기반으로 한 타원체(3차원 공간에서 확산의 주축이 세 방향으로 축약되고, 각 방향에 따른 확산의 정도로써 표현이 되는 타원체)로써 많이 설명되고 있다 (5, 6). 기존의 확산강조영상(Diffusion-weighted imaging: DWI)에 비해 분할 비등방성 지도는 백질의 기능적 정보를 포함하고 있어 뇌의 백질에 질병이 발생하여 신경다발의 이상을 초래하는 경우 분할 비등방성 지수(FA value)가 떨어지는 현상이 많은 백질 질환에서 보고되고 있다 (3, 4).

본 연구에서는 분할 비등방성 지수의 변화를 초래하는 확산의 각 주축에 대한 고유치(Eigenvalue)들을 이용해 새로이 영상을 구현함으로써, 분할 비등방성 지수의 변화가 각 확산 주축의 어떠한 성분 때문에 발생하는 것인지 쉽게 알아볼 수 있도록 하고자 하였다. 즉, 분할 비등방성 지도에서 분할 비등방성 지수의 구성 요소인 고유치들을 지도화(mapping)하여 분할 비등방성 지수가 저하되는 원인을 좀 더 세밀하게 나타내고자 하였다.

이 론

가. 확산텐서영상의 신호(Signal Intensity)와 방향별 확산 행렬(Directional Diffusion Matrix)의 관계

확산텐서영상의 신호와 방향별 확산 행렬 사이에는 다음과 같은 관계가 있다.

$$SI_i = M_0 e^{-\frac{TE}{T2}} e^{-bD_i} \quad [1]$$

식 [1]에서 첨자 i 는 확산텐서영상을 얻을 때, 지정한 방향수를 의미한다.

본 연구에서는 방향수를 25방향으로 지정을 했으므로, 확산 경사자장의 세기(b-value)가 0 sec/mm²일 때와, 그렇지 않을 때를 고려하면, 총 26 종류의 영상을 얻게 된다. 확산경사자장의 세기가 0이 아닐 때, 25방향의 각각 다른 방향성분을 가지는 경사자장을 이용한 확산텐서영상이 만들어지게 된다. 우선적으로 확산경사자장의 세기가 0일 때를 고려해 보면, 다음과 같다.

$$SI_{b=0} = M_0 e^{-\frac{TE}{T2}} = SI_0 \quad [2]$$

식 [2]는 결과적으로 T2 강조영상(T2-weight Image)을 만들어낸다. 다음으로 확산경사자장의 세기가 0이 아닐 때를 고려해 보면 다음과 같다.

$$\begin{aligned} SI_1 &= M_0 e^{-\frac{TE}{T2}} e^{-bD_1} = SI_0 e^{-bD_1} \\ SI_2 &= M_0 e^{-\frac{TE}{T2}} e^{-bD_2} = SI_0 e^{-bD_2} \\ &\vdots \\ SI_{25} &= M_0 e^{-\frac{TE}{T2}} e^{-bD_{25}} = SI_0 e^{-bD_{25}} \end{aligned} \quad [3]$$

식 [3]에서 보듯이 방향수에 따라 각 방향의 영상에서의 신호의 크기는 확산경사자장의 세기가 0일 때의 신호 크기에 각 방향의 경사자장의 성분이 곱해진 형태로 나타나게 된다. 따라서 위의 식을 정리 해 보면 다음과 같다.

$$SI_i = SI_0 e^{-bD_i} \quad [4]$$

식 [4]에서 i 는 확산 자장의 방향을 의미하며, 1에서 25까지 적용이 된다. 이제 식 [4]를 이용해서 각 방향에 따른 방향별 확산 행렬 D_i 를 구해야 하는데, 식 [4]에서 D_i 에 대해서 식을 다시 정리 해 보면 다음과 같다.

$$D_i = -\frac{1}{b} \ln\left(\frac{SI_i}{SI_0}\right) \quad [5]$$

식 [5]는 각 방향에 따른 확산텐서영상의 밝기 값이 방향별 확산 행렬과 어떠한 관계가 있는지를 보여주고 있다.

나. 확산 텐서와 방향별 확산 행렬 사이의 관계

다음으로 각 방향별로 주어지는 확산경사자장과 확산텐서에 따라 방향별 확산 행렬이 어떻게 주어지는가를 알아보아야 하는데, 그 관계는 다음과 같다.

$$D_i = G_i^T D G_i \quad [6]$$

식 [6]에서 G_i 와 G_i^T 는 각 방향별 확산 경사자장의 방향을 의미하는 벡터(vector)이다. 이것들은 각각 다음과 같이 주어진다.

$$G_i = \begin{pmatrix} g_{x_i} \\ g_{y_i} \\ g_{z_i} \end{pmatrix}, G_i^T = (g_{x_i}, g_{y_i}, g_{z_i}) \quad [7]$$

식 [6]에서 D 는 확산 텐서를 의미하며, 그 형태는 다음과 같다.

$$D = \begin{pmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{yx} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{zx} & D_{zy} & D_{zz} \end{pmatrix} \quad [8]$$

식 [8]은 확산텐서를 의미하며, 확산 텐서는 대각성분 D_{xx} , D_{yy} , 그리고 D_{zz} 를 기준으로 아래 위가 대칭인 형태이다. 즉 $D_{xy}=D_{yx}$, $D_{xz}=D_{zx}$, 그리고 $D_{yz}=D_{zy}$ 의 형태를 갖추고 있다. 따라서 확산텐서 D 를 구성하기 위해서는 최소한 6개의 구성요소의 값을 알면, 확산텐서를 구성할 수 있다는 의미이다.

다음으로 식 [6]을 전개 해 보면, 방향별 확산 행렬이 어떠한 형태로 구성되는지 쉽게 알아볼 수 있다.

김인성 외

$$\begin{aligned}
 D_i &= (g_{x_i} \ g_{y_i} \ g_{z_i}) \begin{pmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{yx} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{zx} & D_{zy} & D_{zz} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} g_{x_i} \\ g_{y_i} \\ g_{z_i} \end{pmatrix} \\
 &= g_{x_i}^2 D_{xx} + 2g_{x_i} g_{y_i} D_{xy} + 2g_{x_i} g_{z_i} D_{xz} + g_{y_i}^2 D_{yy} + 2g_{y_i} g_{z_i} D_{yz} + g_{z_i}^2 D_{zz} \\
 &= (g_{x_i}^2 \ 2g_{x_i} g_{y_i} \ 2g_{x_i} g_{z_i} \ g_{y_i}^2 \ 2g_{y_i} g_{z_i} \ g_{z_i}^2) \begin{pmatrix} D_{xx} \\ D_{xy} \\ D_{xz} \\ D_{yy} \\ D_{yz} \\ D_{zz} \end{pmatrix} \quad [9]
 \end{aligned}$$

$$= \begin{pmatrix} g_{x_1}^2 & 2g_{x_1}g_{y_1} & 2g_{x_1}g_{z_1} & g_{y_1}^2 & 2g_{y_1}g_{z_1} & g_{z_1}^2 \\ g_{x_2}^2 & 2g_{x_2}g_{y_2} & 2g_{x_2}g_{z_2} & g_{y_2}^2 & 2g_{y_2}g_{z_2} & g_{z_2}^2 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ g_{x_{25}}^2 & 2g_{x_{25}}g_{y_{25}} & 2g_{x_{25}}g_{z_{25}} & g_{y_{25}}^2 & 2g_{y_{25}}g_{z_{25}} & g_{z_{25}}^2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} D_{xx} \\ D_{xy} \\ D_{xz} \\ D_{yy} \\ D_{yz} \\ D_{zz} \end{pmatrix}$$

즉, 식 [9]를 다시 간단히 쓰면

$$D_i = B_i D_k \quad [10]$$

식 [10]과 같이 쓸 수 있는데, 우변에서 B_i 는 25방향에 대한 확산경사자장에 관계된 행렬을 의미하고, D_k 는 확산텐서의 6개의 성분을 의미한다. 이 두 행렬의 곱으로 표현 되는 것이 바로 좌변의 D_i , 방향별 확산 행렬이 되는 것이다.

다. 확산텐서영상의 밝기 값과 확산경사자장간의 조합

이제, 확산텐서영상의 밝기 값과 방향별 확산 행렬과의 관계 (식 [5]), 그리고 확산경사자장과 방향별 확산 행렬과의 관계 (식 [10])를 알았으므로, 이 둘을 서로 조합한다.

$$B_i D_k = D_i = -\frac{1}{b} \ln \left(\frac{S_i}{S_0} \right) \quad [11]$$

식 [11]에서 확산텐서영상의 밝기와 관계되는 식을 간략하게 M_{S_i} 라고 쓰기로 하고 위의 식을 다시 정리해 보면,

$$B_i D_k = M_{S_i} \quad [12]$$

로 쓸 수 있다. 식 [12]에서 i 는 방향 수를 의미한다. 이제 식 [12]를 확산텐서의 구성성분 행렬인 D_k 를 기준으로 정리를 하게 되면, 다음과 같은 식으로 주어진다.

$$D_k = (B_i^T B_i)^{-1} B_i^T M_{S_i} \quad [13]$$

식 [13]에서 $(B_i^T B_i)^{-1} B_i^T$ 는 행렬 B_i 의 모조 역행렬(pseudo-inverse matrix : provided by the Moore-Penrose)이라 한다. 이제 D_k 가 구해졌으므로, D_k 의 각각의 구성성분들은 일정한 값을 가진다.

$$D_k = \begin{pmatrix} D_{xx} \\ D_{xy} \\ D_{xz} \\ D_{yy} \\ D_{yz} \\ D_{zz} \end{pmatrix} \quad [14]$$

식 [14]와 같이 D_k 의 각각의 구성성분들은 일정한 값을 갖게 되며, 이 값들을 이용하여 확산텐서 D 를 다음과 같이 구성할 수 있다. 확산텐서 D 는 대각성분 D_{xx} , D_{yy} , D_{zz} 를 중심으로 대칭의 형태를 이룬다.

$$D = \begin{pmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{xy} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{xz} & D_{yz} & D_{zz} \end{pmatrix} \quad [15]$$

라. 확산텐서의 대각화

식 [15]의 D 를 이용하여 행렬 대각화를 통해서 확산의 주축에 대한 고유치(eigenvalue)를 구할 수 있으며, 확산의 고유치를 구하기 위해서 고유치 분해(SVD : single value decomposition) 방법을 이용했다. 그 형태는 다음과 같다.

$$\begin{pmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{xy} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{xz} & D_{yz} & D_{zz} \end{pmatrix} \rightarrow \begin{pmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{pmatrix} \quad [16]$$

대각화 된 행렬의 대각 성분들은 각각 확산방향의 주축의 벡터의 크기를 의미하고, $\lambda_1 > \lambda_2 > \lambda_3$ 의 순서로 정렬이 된다. 여기서 λ_1 , λ_2 , λ_3 는 확산 주축 세 방향의 고유치를 나타낸다.

자료 및 방법

가. 확산텐서영상의 획득

본 연구에 사용된 확산텐서영상은 GE MRI(GE SIGNA EXCITE HD 3.0T (GE, USA) SYSTEM ver.12)를 이용하여 얻었다.

영상을 얻기 위해 8채널 헤드 코일(8HRBRAIN)을 이용했으며, 확산 경사 자장의 방향 수는 25방향으로 지정했고, 확산 경사 자장의 세기(b-value)는 1000 sec/mm²으로 지정했다. TR은 7500 msec, TE는 70.9 msec로 지정했으며, Flip Angle은 90°, Slice Thickness는 4 mm Gap은 0 mm로 지정했고, FOV는 260 mm로 지정했다.

나. 확산주축영상의 구현

확산주축영상을 구현하기 위해서 이론을 바탕으로 영상의 화소(pixel)단위로 계산을 하게 되며, 화소단위로 계산된 값들은 새로운 영상의 화소를 차지하게 되어, 결과적으로 확산의 주축인 λ_1 , λ_2 , 그리고 λ_3 의 세 종류의 영상을 구현하게 된다. 확산주축영상의 구현 과정은 그림 1에서 보듯이 영상처리를 하기 위한 자기공명영상을 얻는 데이터 획득(Data Acquisition)이 필요하고, 다음으로 얻어진 데이터들을 영상처리 하기위해 다시 정렬(Data Re-Aligning)하는 과정이 필요하다. 다음 단계에서는 비등방성 영상을 만들기 위한 계산 과정(Calculation of Matrix about Tensor)이 필요한데, 이 과정에서는 확산텐서 영상의 밝기 값과 방향별 확산 행렬의 관계, 그리고 확산경사자장과 방향별 확산 행렬의 관계를 분석한 뒤 서로 조합하여, 확산 텐서의 구성성분 중 6개를 구하고난 후, 확산텐서를 구성하여 확산의 주축이 되는 세 성분을 구하는 과정이 모두 포함된다. 화소 단위로 이 과정을 거침으로써 새로운 세 가지의 확산주축의 정보를 담고 있는 영상(Creating Eigenvalue Images)과, 분할 비등방성 영상을 만들게 되는 것(Creating Fractional Anisotropy Images)이 그 다음 단계이며, 마지막으로 만들어진 영상들을 출력하여 분석(Display Images & Measure)하게 된다. 확산주축영상의 구현은 매트랩(MATLAB 7.1.0 (R14) Service Pack 3 : The MathWorks, Inc.) 프로그램을 통해 이루어졌다.

다. 분할 비등방성 영상 구현

분할 비등방성 영상은 확산의 세 주축인 λ_1 , λ_2 그리고 λ_3 의 값을 이용해 다음과 같이 계산하여 구성하였다. 이 과정 또한 매트랩(MATLAB 7.1.0 (R14) Service Pack 3 : The MathWorks, Inc.) 프로그램을 이용하였다.

$$FA = \sqrt{\frac{3[(\lambda_1 - D_{av})^2 + (\lambda_2 - D_{av})^2 + (\lambda_3 - D_{av})^2]}{2(\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2)}} \quad [17]$$

식 [17]에서 D_{av} 는 다음과 같이 주어진다.

$$D_{av} = \frac{\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3}{3} \quad [18]$$

라. 컴퓨터 모의 실험(Simulation)

확산 주축의 세 성분의 변화에 따른 분할 비등방성 지수가 어떻게 변화하는가를 알아보기 위해서 메이플(Maple 11.00 : Maplesoft, a division of Waterloo Maple Inc.) 프로그램을 이용하였으며, 세 방향의 확산 주축 중, 두 방향의 확산 주축의 크기를 고정한 상태에서 나머지 한 방향의 확산 주축의 크기를 변화하며 분할 비등방성 지수의 변화 추이를 조사하였다. λ_1 , λ_2 , 그리고 λ_3 의 각 초기 값은 $1752.93 \times 10^{-6} \text{sec/mm}^2$, $515.43 \times 10^{-6} \text{sec/mm}^2$, 그리고 $381.74 \times 10^{-6} \text{sec/mm}^2$ 로 설정하였다.

결과 및 토의

그림 2는 확산 경사 자장이 걸리지 않은 하나의 영상과 확산 경사 자장을 25개의 각기 다른 방향으로 걸어 획득한 확산텐서 영상을 보여주고 있다. 확산 경사 자장이 걸린 영상들은 확산 경사 자장의 방향에 따라 해부학적 구조물의 신호의 세기가 조금씩 다르다는 것을 확인할 수 있다.

그림 3은 확산텐서영상을 이용하여 확산 주축 세 방향의 고유치(eigenvalue)에 대한 영상을 만들고, 세 방향의 고유치를 이용하여 분할 비등방성 영상을 구성한 결과이다. 고유치의 크기는 $\lambda_1 > \lambda_2 > \lambda_3$ 의 순서로 그 크기가 정렬되어 있으며, 그림 3의 세 개의 고유치 영상에서, 분할 비등방성 지수가 작은 뇌하수체(CSF : ROI 2)나 회백질(Gray Matter : ROI 4, 6)은 확산 주축에 따른 고유치에 큰 차이 없이 비슷한 신호 세기를 보여주고 있는 반면에, 분할 비등방성 지수가 큰 백질 신경 다발(White Matter Track : ROI 1, 3, 5)은 확산 주축에 따라 고유치의 차이를 나타내고 있다. 해부학적 구조물에 따른 고유

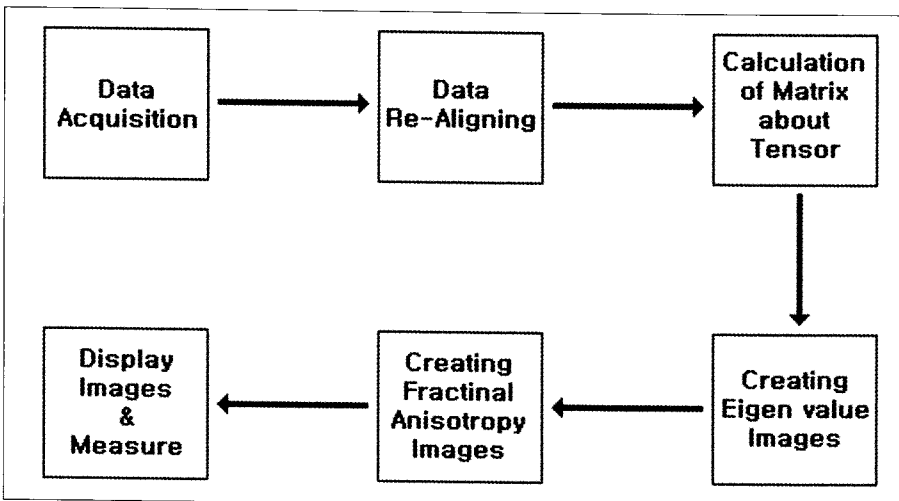


Fig. 1. This shows steps about eigenvalue map construction.

Table 1. Comparison of Eigenvalues between CSF, White Matter, and Gray Matter

unit of λ_1, λ_2 and $\lambda_3 : \times 10^{-6} \text{ sec/mm}^2$

ROI	λ_1 value	λ_2 value	λ_3 value	FA value
1 : genu of corpus callosum	1739.43 ± 228.86	385.00 ± 88.56	286.44 ± 86.14	0.772 ± 0.073
2 : right lateral ventricle	2083.32 ± 265.08	1922.35 ± 231.58	1786.57 ± 204.21	0.077 ± 0.035
3 : internal capsule	1228.83 ± 105.68	457.63 ± 65.76	278.00 ± 44.50	0.651 ± 0.059
4 : thalamus	841.26 ± 49.78	692.09 ± 45.81	547.34 ± 58.04	0.215 ± 0.047
5 : splenium of corpus callosum	1688.76 ± 162.45	254.62 ± 55.69	92.85 ± 57.37	0.888 ± 0.037
6 : occipital lobe	1089.13 ± 327.65	1000.13 ± 300.21	926.42 ± 294.80	0.086 ± 0.034

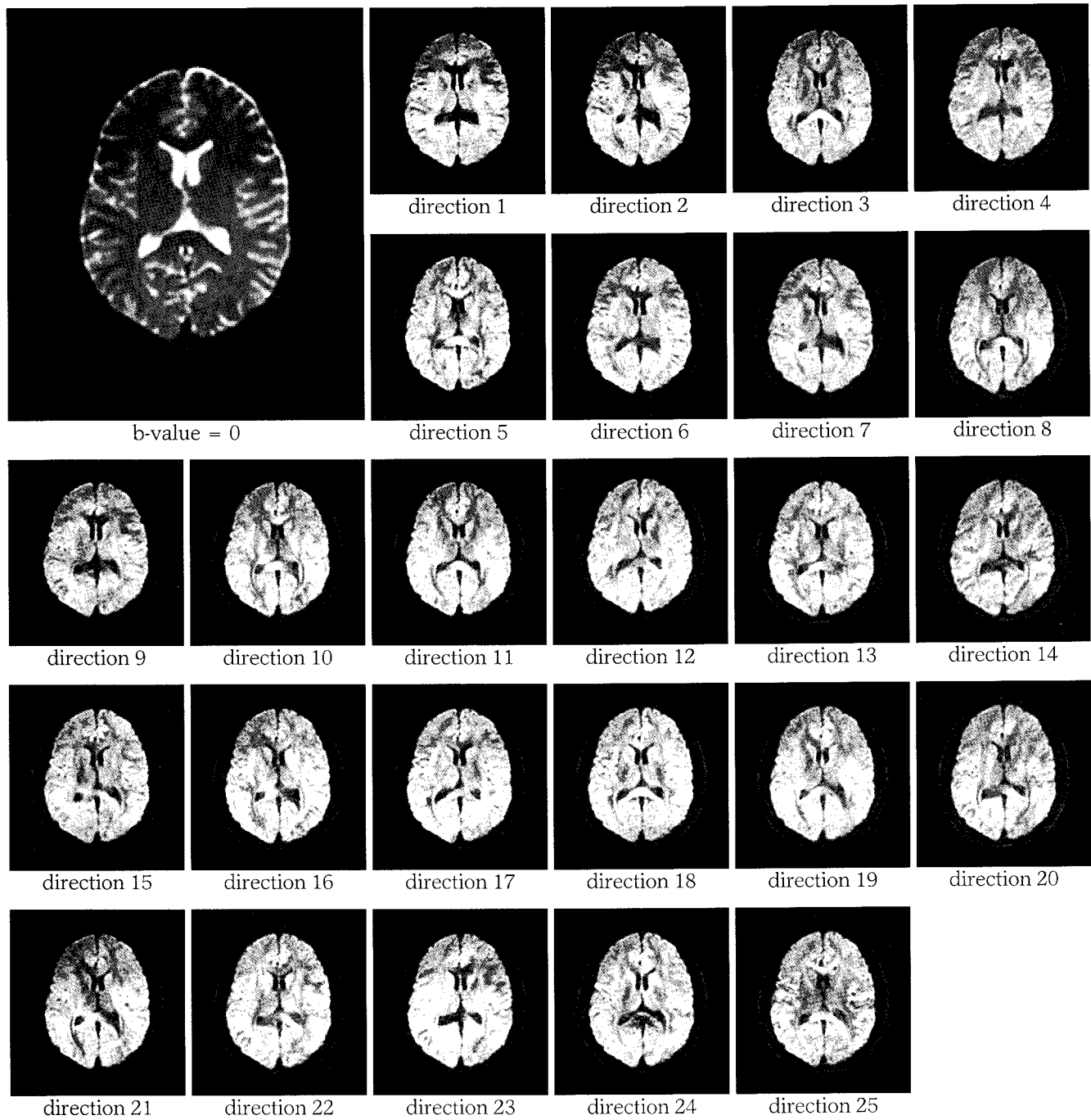


Fig. 2. Diffusion weighted images. These images are used for construction of eigenvalue map.

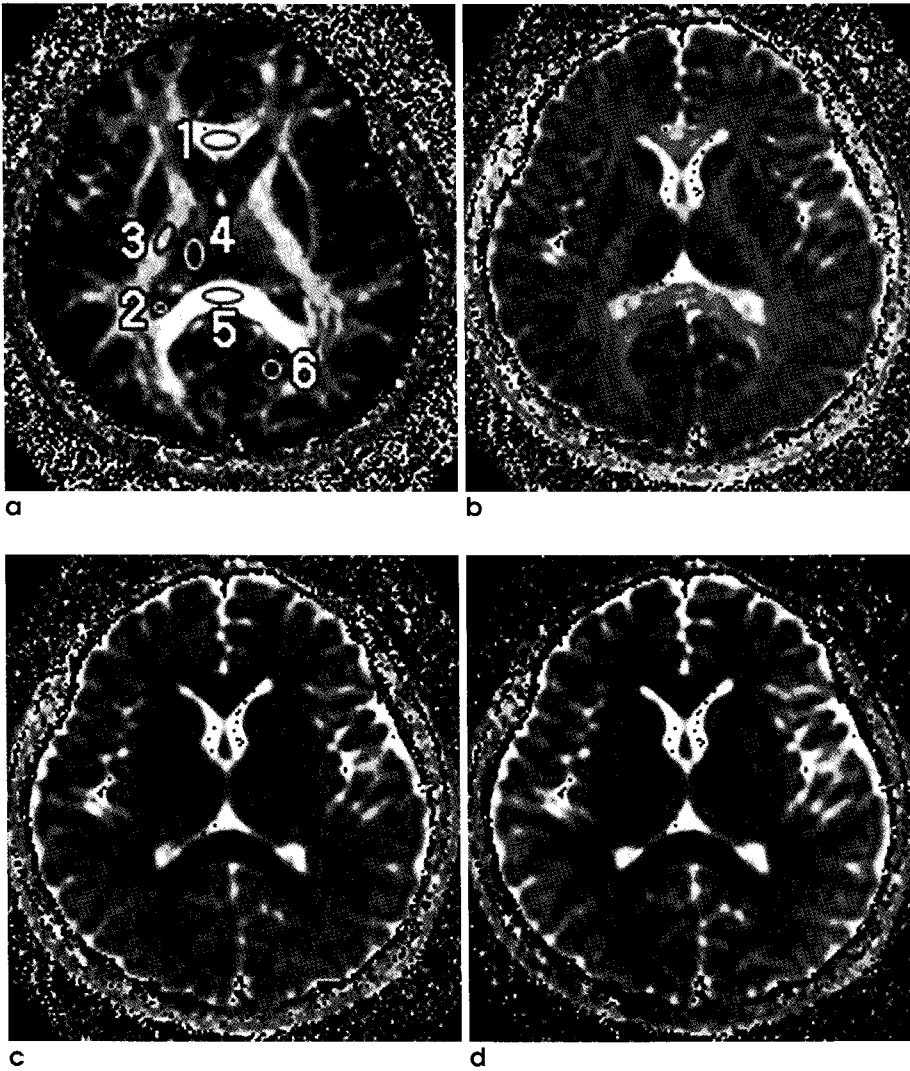


Fig. 3. These are post-processed images. there are fractional anisotropy map (a), λ_1 map (b), λ_2 map (c), and λ_3 map (d). λ maps (b-d) have eigenvalue informations.

- (a) FA map
- (b) λ_1 map
- (c) λ_2 map
- (d) λ_3 map

치의 크기는 표 1에 요약하였다. 표 1의 결과에서 보면, 확산의 세 주축에 대한 고유치가 백질보다 뇌하수체가 큰 값을 나타내고 있는데 이는 백질보다 뇌하수체에서 확산이 수월함을 의미하는 것으로 해석할 수 있다. 또한 뇌하수체의 경우는 세 주축의 고유치의 크기가 큰 차이가 나지 않아 확산이 등방적으로 일어남을 알 수 있다. 백질의 경우는 λ_1 값과 그 외 두 개의 값의 차이가 상당히 크다. 따라서 확산이 비등방적으로 일어남을 알 수 있고 두 가지 결과로써, 뇌하수체는 비등방성이 작고, 백질의 경우는 비등방성이 크므로, 분할 비등방성 지도(FA map)에서는 뇌하수체는 어둡게, 백질은 밝게 나타나게 된다.

분할 비등방성(FA)의 파라미터인 확산 주축 세방향의 고유치와 분할 비등방성 지수와와의 상관관계를 좀 더 자세히 알아보기 위해 시행한 컴퓨터 모의 실험 결과는 그림 4에 나타내었다. 그림 4에서 점선 그래프(경우 1)는 λ_2 와 λ_3 의 값을 고정된 상태에서 λ_1 의 값을 변화시켜 가며 비등방성 값의 변화 추이를 조사한 것이며, 가는실선 그래프(경우 2)는 λ_1 과 λ_3 의 값을 고정하고 λ_2 의 값을 변화시킨 것이다. 마지막으로 굵은실선 그래프(경

우 3)는 λ_1 과 λ_2 의 값을 고정하고 λ_3 의 값을 변화시켜 가며 비등방성 값의 변화 추이를 조사한 것이다. 이 조사를 위한 λ_1 , λ_2 그리고 λ_3 의 각 초기값은 $1752.93 \times 10^{-6} \text{ sec/mm}^2$, $515.43 \times 10^{-6} \text{ sec/mm}^2$ 그리고 $381.74 \times 10^{-6} \text{ sec/mm}^2$ 로 설정되었다.

경우 1에서 λ_1 의 변화에 따른 분할 비등방성 지수의 변화 추이를 보면, λ_1 이 초기 값으로부터 증가함에 따라 분할 비등방성 지수가 점점 더 증가함을 보이고 있다. 반면, 초기 값보다 작아지게 되면 일정 영역까지는 분할 비등방성 지수가 점점 감소하지만 어느 한 순간이 지나면, 다시 분할 비등방성 지수가 증가하게 된다. λ_1 값이 초기 값으로부터 점점 감소하면서 분할 비등방성 지수가 감소에서 증가로 바뀌는 어느 한 지점은 바로 λ_2 와 λ_3 사이의 값이 된다. 즉, λ_1 의 값이 점점 작아짐에 따라서 확산 타원체의 형태는 초기의 모양보다 점점 구형에 가까워지게 되고, λ_1 의 값이 λ_2 와 λ_3 사이에 놓이게 되는 지점에서 확산 타원체는 가장 구형에 가까운 모양을 하게 된다. 즉, 분할 비등방성 지수가 최소가 되어 확산은 등방성을 나타내게 된다. 이 지점을 지나 계속해서 λ_1 의 값이 감소하게 되는 경우, 확산 타원체의

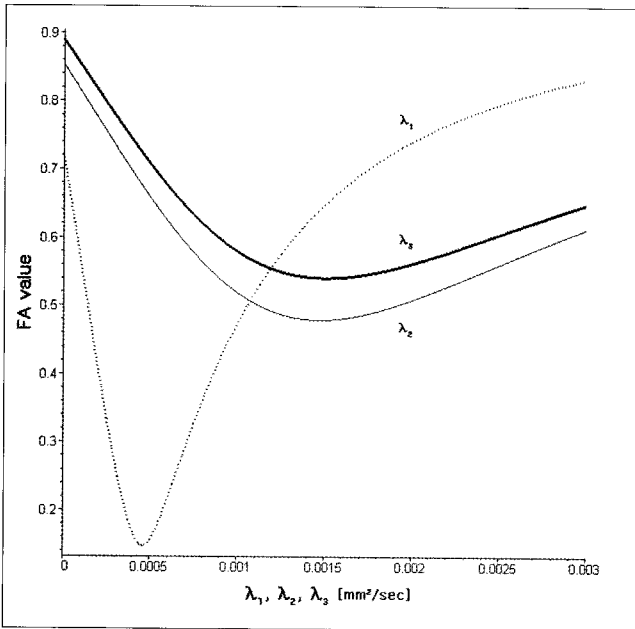


Fig. 4. This graph shows expected FA values about changing eigenvalue.

모양은 구형에서 원판의 형태로 변화하여 다시 분할 비등방성 지수가 점점 커지게 된다.

경우 2에서 λ_2 의 변화에 따른 분할 비등방성 지수의 변화 추이는 λ_2 가 초기 값으로부터 감소하는 경우 확산 타원체의 모양이 점점 얇고 길쭉한 판 모양으로 변화하게 되므로 분할 비등방성 지수가 점점 커지는 양상을 보인다. 반면, λ_2 의 값이 초기 값보다 점점 커지는 경우, 어느 한 지점까지는 분할 비등방성 지수가 작아지다가 그 이후로는 점점 커지는 것을 확인할 수 있다. 분할 비등방성 지수가 감소하다가 증가하는 지점을 지나게 되면 확산 타원체는 그 모양이 점점 둥근 타원형태의 판 같은 모양을 하게 된다. 점차적으로 λ_2 가 커짐에 따라 λ_1 의 값보다 훨씬 커지게 되면, 다시 길쭉한 타원체의 모양으로 변모해 간다. 경우 3에서도 경우 2와 같은 추이를 보이고 있다.

이 결과는 분할 비등방성 지수의 변화가 확산의 세 주축 중에서 가장 긴 축의 증감에 의해서만 감소하고 증가하는 것이 아니라, 나머지 두 단축의 길이 증감에 의해서도 감소와 증가가 일어날 수 있다는 것을 말 해주고 있다. 분할 비등방성 영상에서는 이러한 확산의 세 주축의 변화에 의해 발생한 분할 비등방성 지수의 변화에 대한 결과 값만을 볼 수 있으므로, 분할 비등방성 지수의 변화의 원인이 무엇인지는 알 수 없다. 하지만, 고유치 영상에서의 각 확산 주축의 길이에 대한 정보와 함께 본다면, 분할 비등방성 지수의 변화의 원인이 확산의 세 주축의 어떠한 변화에 의해 발생한 것인지 확인이 가능하다.

확산 주축 세 방향의 고유치 영상 및 고유치와 분할 비등방성과의 상관관계는 병태생리학(pathophysiology)적으로 매우 중요한 의미를 가진다. 정상인에서 뇌백질의 신경다발은 축삭(Axon)과 이를 둘러싸고 있는 수초층(myelin sheath)으로 구

성되는데 축삭(Axon)을 구성하는 신경 필라멘트(neural filament) 방향으로는 물분자의 확산이 잘 일어날 것이지만, 그에 수직인 방향 즉, 축삭에서 수초를 감싸고 있는 방향으로의 확산은 수초층(myelin sheath)의 방해로 인해 물분자의 확산이 방해를 받을 것이며, 이로 인해 비등방적 확산이 이루어지게 될 것이라는 모델이 제안된 바 있다(15). 그러나 또 다른 연구에서는 수초가 비등방성의 원인이 되지 않는다는 근거를 제시하고 있다(15). 이 연구에서는 갈치(garfish)의 수초가 없는 후각신경(olfactory nerve)을 이용하여 비등방성을 측정하게 되었고, 그 결과로, 수초가 없어도 비등방적인 확산이 일어난다는 것을 확인했다. 그러나 이 결과만으로 수초가 비등방적 확산에 아무런 작용을 하지 않는다고 말할 수는 없었다. 그 이유는 갈치의 수초가 감싸고 있는 시신경(optic nerve)에서의 비등방적 확산의 정도가 수초가 없는 후각신경에서보다 더 낮게 나타났기 때문이다(15, 16). 그래서 또 다른 제안을 하게 되었는데, 그것은 축삭의 표면의 밀도도 마찬가지로 수초와 같이 확산의 비등방성을 초래하는 원인이 되지 않을까 하는 것이다. 더 나아가서는 축삭의 크기(axon dimension), 수초의 두께(thickness of myelin), 축삭들 사이의 세포외 공간(extracellular spacing between axons), 다양한 막의 투과성(variable membrane permeabilities) 등이 모두 확산의 비등방성을 만드는 원인이 되지 않을까 하고 제안하고 있다. 인체의 경우 뇌백질의 신경다발이 축삭과 이를 둘러싸고 있는 수초층(myelin sheath)으로 구성되어 있으므로, 앞서 언급한 모델과 컴퓨터 모의 실험 결과를 적용하는 경우 분할 비등방성 지수의 감소는 축삭이나 이를 구성하는 신경 필라멘트(neural filament)의 이상 혹은 축삭을 둘러싸고 있는 수초층의 이상에 의해 발생할 수 있지만, 두 가지 원인 중 어느 것에 의해 발생하는 지 여부는 알 수 없다. 임상적으로 분할 비등방성 지수의 감소가 이러한 두 가지 원인 중 어느 것에 의해 발생하는 지를 규명하는 것은 매우 의의가 크다. 즉, 탈수초성(demyelinating) 질환의 경우에는 분할 비등방성 지수의 감소 원인이 수초층의 이상에 의해 수초층 방향으로의 확산이 증가함으로써 발생할 것으로 예견된다. 따라서, 분할 비등방성 영상만으로는 백질 구조물의 기능적 이상 유무는 감별할 수 있지만, 보다 근원적인 원인에 대해서는 알 수 없는 반면, 확산 주축에 대한 고유치 영상을 이용하는 경우 분할 비등방성 지수의 감소 원인을 확인할 수 있어 백질 질환의 병태생리를 연구하는데 매우 유용하게 활용 될 수 있을 것으로 기대된다.

본 연구에서 수행되었던 확산의 세 주축에 대한 고유치 영상을 통해 관심영역에서의 확산 주축의 고유치들을 측정하고, 분할 비등방성 영상에서의 분할 비등방성 지수와 비교가 가능해졌다. 그러나 확산의 세 주축에 대한 고유치 영상에서는 확산 주축의 고유치는 확인을 할 수가 있었으나, 확산 주축의 방향이 어디로 향하고 있는지는 여전히 알 수가 없다. 따라서 추후에 확산 주축의 방향까지 고려한 백터영상의 구현이 필요할 것으로 예상된다.

결 론

기존의 확산텐서영상기법에서는 뇌 조직의 비등방성의 정도를 알 수 있는 분할 비등방성 영상을 이용하여, 분할 비등방성 지수를 측정함으로써 조직의 정상 여부를 감별할 수 있었으나, 어떠한 원인으로 비등방성이 변화하게 되는지는 알 수가 없었다. 또한, 정상인의 경우라도 노화에 의해 뇌의 백질에서의 분할 비등방성 지수가 변화한다는 보고가 있었다(1). 본 연구에서는 이러한 비등방성을 결정하는 확산텐서의 확산 주축 고유치를 분리하여 영상화 함으로써, 뇌의 각 부분에서의 확산 주축의 고유치 간의 차이를 확인할 수 있었으며, 향후 임상적으로 백질 질환에서 비등방성 변화의 원인이 확산 주축의 어떠한 변화에 의해 일어난 것인지 확인이 가능할 것으로 기대된다. 또한 노화에 따른 뇌백질의 퇴행성 변화에 대한 병태생리학적 연구에도 널리 활용 될 수 있을 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

1. Michael Moseley, "Diffusion tensor imaging and aging - a review", *NMR Biomed.* 15: 553-560 (2002)
2. Elias R. Melhem, Ryuta Itoh, Lisa Jones, and Peter B. Barker, "Diffusion Tensor MR Imaging of the Brain: Effect of Diffusion Weighting on Trace and Anisotropy Measurements", *AJNR Am J Neuroradiol* 21: 1813-1820 (2000)
3. Alexander C. Guo, Jeffrey R. Petrella, Joanne Kurtzberg, and James M. Provenzale, "Evaluation of White Matter Anisotropy in Krabbe Disease with Diffusion Tensor MR Imaging: Initial Experience¹", *Radiology* 218: 809-815 (2001)
4. Shuichi Higano, Jianhui Zhong, David A. Shrier, Dean K. Shibata, Yukinori Takase, Henry Wang, and Yuji Numaguchi, "Diffusion Anisotropy of the Internal Capsule and the Corona Radiata in Association with Stroke and Tumors as Measured by Diffusion-weighted MR Imaging", *AJNR Am J Neuroradiol* 22:256-263 (2001)
5. Christian Beaulieu, "The basis of anisotropic water diffusion in the nervous system - a technical review", *NMR Biomed.* 15: 435-455 (2002)
6. Tsutomu Nakada, and Hitoshi Matsuzawa, "Three-dimensional anisotropy contrast magnetic resonance imaging of the rat nervous system: MR axonography", *Neuroscience Research* 22:

- 389-398 (1995)
7. Masaya Takahashi, Jiro Ono, Koushi Harada, Mitsuyo Maedda, and David B. Hackney, "Diffusional Anisotropy in Cranial Nerves with Maturation: Quantitative Evaluation with Diffusion MR Imaging in Rats¹", *Radiology* 216: 881-885 (2000)
8. Daniela Prayer, A. James Barkovich, Daniel A. Kirschner, Lukas M. Prayer, Timothy P.L. Roberts, John Kucharczyk, and Michael E. Moseley, "Visualization of Nonstructural Changes in Early White Matter Development on Diffusion-Weighted MR Images: Evidence Supporting Premyelination Anisotropy", *AJNR Am J Neuroradiol* 22:1572-1576 (2001)
9. Erik M. Akkerman, "Efficient Measurement and Calculation of MR Diffusion Anisotropy Images Using the Platonic Variance Method", *Magnetic Resonance in Medicine* 49: 599-604 (2003)
10. Anette Virta, Alan Barnett, and Carlo Pierpaoli, "Visualizing and Characterizing White Matter Fiber Structure and Architecture in the Human Pyramidal Tract using Diffusion Tensor MRI", *Magnetic Resonance Imaging Vol. 17, No.8*, pp. 1121-1133 (1999)
11. Udo C. Wiesmann, Chris A. Clark, Mark R. Symms, Florence Franconi Gareth J. Barker, and Simon D. Shorvon, "Reduced Anisotropy of Water Diffusion in Structural Cerebral Abnormalities Demonstrated with Diffusion Tensor Imaging", *Magnetic Resonance Imaging Vol. 17, No. 9*, pp. 1269-1274 (1999)
12. A. Leemans, J. Sijbers, M. Verhoye, A. Van der Linden, and D. Van Dyck, "Mathematical Framework for Simulating Diffusion Tensor MR Neural Fiber Bundles", *Magnetic Resonance in Medicine* 53: 944-953 (2005)
13. Wu Li, Jie Tian, Enzhong Li, and Jianping Dai, "Robust unsupervised segmentation of infarct lesion from diffusion tensor MR images using multiscale statistical classification and partial volume voxel reclassification", *NeuroImage* 23:1507-1518 (2004)
14. Thomsen C, Henriksen O, Ring P, "In vivo measurement of water self diffusion in the human brain by magnetic resonance imaging", *Acta Radiol.* 28: 353-361 (1987)
15. Beaulieu C, Allen PS, "Determinants of anisotropic water diffusion in nerves", *Magn. Reson. Med.* 31:394-400 (1994)
16. Beaulieu C, Allen PS, "An in vitro evaluation of the effects of local magnetic-susceptibility-induced gradients on anisotropic water diffusion in nerve" *Magn. Reson. Med.* 36: 39-44 (1996)

Image Reconstruction of Eigenvalue of Diffusion Principal Axis Using Diffusion Tensor Imaging

In-seong Kim¹, Yongmin Chang^{1,2,3}, Joo-Hyun Kim¹, Gun Yeon⁴, Kyung-Jin Suh⁵,
Don-Sik Yoo⁶, Duk-Sik Kang⁴, Sung-Jin Bae⁷

¹Department of Biomedical Engineering, Kyungpook National University

²Department of Molecular Medicine, ³Diagnostic Radiology, ⁴Diagnostic Radiology,
College of Medicine, Kyungpook National University and Hospital

⁵Department of Diagnostic Radiology, College of Medicine, DanKook University

⁶IT-BT Team, ETRI

⁷Department of Radiology, Keimyung University Dongsan Medical Center

Purpose : The objective of this work to construct eigenvalue maps that have information of magnitude of three primary diffusion directions using diffusion tensor images.

Materials and Methods : To construct eigenvalue maps, we used a 3.0T MRI scanner. We also compared the Moore-Penrose pseudo-inverse matrix method and the SVD (single value decomposition) method to calculate magnitude of three primary diffusion directions. Eigenvalue maps were constructed by calculating of magnitude of three primary diffusion directions. We did investigate the relationship between eigenvalue maps and fractional anisotropy map.

Results : Using Diffusion Tensor Images by diffusion tensor imaging sequence, we did construct eigenvalue maps of three primary diffusion directions. Comparison between eigenvalue maps and Fractional Anisotropy map shows what is difference of Fractional Anisotropy value in brain anatomy. Furthermore, through the simulation of variable eigenvalues, we confirmed changes of Fractional Anisotropy values by variable eigenvalues. And Fractional anisotropy was not determined by magnitude of each primary diffusion direction, but it was determined by combination of each primary diffusion direction.

Conclusion : By construction of eigenvalue maps, we can confirm what is the reason of fractional anisotropy variation by measurement the magnitude of three primary diffusion directions on lesion of brain white matter, using eigenvalue maps and fractional anisotropy map.

Index words : Diffusion tensor imaging
Eigenvalue map
Magnetic resonance imaging

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