

<Basic Principle of DTI>

Diffusion tensor imaging 기법의 이론적 배경과 데이터 해석

송 인 찬

서울대학교병원 진단방사선과

물 분자의 자유로운 불규칙한 운동 현상을 설명하는 개념으로서 확산현상은 자기공명영상 신호 크기에 영향을 미치는 요소로서 그 변화된 신호 크기로부터 물 분자의 확산 정도와 물분자가 처한 물리적 환경에 대한 정보를 제공 받을수가 있다. 자기공명영상신호는 보통 영상신호의 최소 단위인 한 pixel에 존재하는 수 많은 물 분자의 수소 magnetization 들의 벡터 합으로 표현되는 데, 이 때 각 magnetization 들이 갖고 있는 상대적 위상 정보는 결국 자기공명영상 신호 크기에 영향을 미칠 수 있다. 확산 운동은 한 pixel 내에 존재하는 magnetization들의 위상 들을 교란시킴으로써 신호 크기의 감소를 일으키고 확산경사자계가 가한 상태에서 이러한 효과가 증폭되어 관찰된다. 이러한 자기공명영상 신호크기의 감소를 일으키는 확산 운동의 양상은 확산경사자계의 방향, 입자의 물리적 특성과 입자가 존재하는 그 주변 환경의 특성과 매우 밀접한 관계를 가지고 있다. 특히, 특정한 방향으로 물리적 공간이 조직된 주변 환경에서는 그 곳에 처해진 입자의 확산 운동 방향은 물리적 공간의 방향성에 따라 제한을 받게 된다. 즉, 물 분자의 확산 운동은 그 주된 방향이 이미 조직화된 그 방향에 따라 결정되고, 이에 따라 확산강조자계가 가한 상태에서 자기공명영상 신호 크기는 조직화된 방향에서 가장 크게 감소하게 된다. 그러므로, 만약 확산경사자계의 방향에 따른 자기공명영상신호 크기의 감소 양상을 통하여 확산 현상에 대한 방향성 정보가 측정될 수 있다면 간접적으로 이를 통해 그 조직의구조에 대한 정보를 얻을 수 있다.

확산 현상을 측정할 수 있는 자기공명영상 측정기법들로서 다양한 방법이 시도되었지만 Stejskal과 Tanner 등이 개발한 spin echo 신호를 사용한 single-shot 기법인 초고속영상기법이 가장 넓게 임상적으로 사용되고 있다 (1). 미시적인 움직임에 반영하는 확산현상은 측정대상의 움직임에 매우 민감하여 측정시간이 상대적으로 긴 기존의 고식적인 자기공명영상기법으로는 측정대상의 사소한 움직임 가능성으로 인하여 확산현상을 정확히 측정할 수가 없기 때문이다. 방향에 관련된 확산 현상을 표현하기 위해 보통 확산텐서를 사용하는 데 일반적으로 3차원 영역에서의 확산텐서는 대각선 기준으로 symmetry한 행렬이기 때문에 독립적인 6개의 변수를 가지고 있다. 그러므로 6개의 확산계수들을 구하기 위해서는 최소한 6개의 식이 필요로 하기때문에 서로 다른 방향성을 가진 확산경사자계 하에 얻는 총 7개의 영상이 필요하다. 영상신호크기의 변화로부터, 확산텐서 요소는 영상의 모든 pixel 단위로 계산되고 이로부터 확산운동에 관한 정보를 얻을 수가 있다.

실제 각 영상 pixel 들로부터 한정된 확산경사자계의 방향으로 영상을 얻기 때문에 임의의 방향으로 존재하는 뇌 신경다발의 방향을 알아내기 위해서는 확산운동 관점에서의 확산 주좌표계의 변환과정인 확산텐서의 대각선화 (diagonalization) 과정을 필요로 한다. 그러므로, 이에 따라 구해지는 확산텐서의 고유벡터 (eigenvector)와 고유치(eigenvalue)는 확산 주좌표계에서의 확산운동의 방향과 크기에 대한 값을 나타낸다. 확산텐서를 해석하는 방법 중 대표적인 방법으로 타원체 개념을 사용하는 것이다 (2): 타원체는 주어진 시간동안에 일정한 공간에서 물 분자가 확산되는 거리를 3차원적으로 표현한 것이다. 물 분자의 주된 확산움직임을 보여주는 세 개의 고유치로부터 타원체의 모양은 쉽게 구현될 수 있다. 고유치 중 가장 큰 값을 가진 타원체의 방향이 조직 구조의 주된 방향을 나타내고 타원체의 이심률 (eccentricity)은 조직의 이방성 정도를 나타낸다. Diffusion tensor imaging(DTI) 기법은 위에서

설명을 드린 고유벡터와 고유치에 의해 물 분자의평균확산크기, 조직 구조의 이방성과 방향에 대한 정보를 제공한다. 대표적인 것으로 RA (relative anisotropy), FA (fractional anisotropy), VR (volume ratio)를 들 수 있다 (3,4). RA는 규격화된 고유치들의 표준편차로서 등방성 요소에 대한 이방성 요소의 비율을 나타낸다. FA는 고유치 요소들의 크기에 대한 비율을 나타낸다. RA와 FA는 완전 등방성인 경우인 0부터 완전 이방성인 경우인 1의 값의 사이에 존재한다. 이에 반해 VR는 고유치들의 평균값을 반지름으로 하는 구의 체적에 대한 세 축의 길이가 고유치 들인 타원체의 체적의 비율로서 정의되는 데 FA와 정반대의 의미를 가진다. 현재 FA가 뇌 조직의 구조의 이방성을 보여주기 위한 대표적 개념으로 사용되고 있다. 조직 구조가 가지고 있는 방향성 정보는 조직 구조의 방향이 확산텐서의 가장 큰 고유치를 가진 주 고유벡터의 방향과 일치한다는 가정 하에 얻을 수 있다. 실제 뇌조직의 경우, 신경 조직의 물리적 크기가 영상 단위인 한 pixel 크기보다 매우 작기 때문에 여러 방향의 신경조직이 겹치는 일부 영역에서는 실제 위의 가정 하에 얻은조직 정보가 맞지 않을 수가 있다. 그러므로, 고유벡터와 고유치에 의한 신경조직 방향성에 대한 정보를 해석하는 데, 이러한 면을 고려해야 한다. 그러나, 이러한 접근 방식을 통하여 기존의 알려진 큰 줄기의 신경조직망에 대한 좋은 결과를 얻을 수가 있었다. 신경조직다발의 방향을 추적 할 수 있는 방법은 pixel-by-pixel 관점에서 수행되고 color map 방법, 타원체 등 입체적인 모양이나 벡터방식으로 조직 구조의 방향을 나타내는 방법 그리고 조직 구조의 방향을 직접적으로 따라가고자 하는 방법인 fiber-tractography 방법 등 여러 가지 방식으로 구현되었다 (5-7). 이 중 fiber-tractography 방법은 다른 방법에 비교하여 실제 신경조직에 대한 방향성 정보를 직관적으로 3차원 영역에서 보여주고 있어 그 임상적 활용이 기대되고 있지만, 아직 결과에 대한 정확성 검증문제가 해결되지 않은 상태이다. 인공신경조직에 대한 팬텀 영상 실험을 통한 검증을 통하여 방법의 정확성과 재현성을 평가할 수 있으나 아직 뇌신경조직망에 대한 알려진 gold standard가 없기 때문에 실제 생물학적 검증 방법을 통한 평가는 가능하지 않다. 그러나, 현재 뇌신경조직망에 대한 정보를 생체 조건하 비관혈적으로 제공해줄 수 있는 측정 도구로서 DTI 기법만이 가능하기 때문에 비록 그 결과 해석에 있어 조심스러울 필요가 있지만 이 기법이 가지고 있는 임상적용에 대한 잠재 능력은 크다고 볼 수 있다. 한편, DTI 기법의 영상결과의 해석에 있어 정량적인 측면에서 다양하고 새로운 방법이 제시되고 있는 데, 이 중 fiber-tractography 방법에 의해 얻어진 뇌신경조직망을 기초로한 정량적 분석 방법은 기존의 단순히 신경조직망을 가시화시키는 정성적인 방법보다 뇌 신경조직의 구조에 대한 좀더 직관적이고 명확한 정보 제공이 가능할 것이다 (8).

참고문헌

- 1) Stejskal EO, Tanner JE. Spin diffusion measurements: spin echoes in the presence of time-dependent field gradient. J of Chemical Physics 1965;42:288-292
- 2) Bassler PJ, Mattiello J, Le Bihan D. Estimation of the effective self-diffusion tensor from the NMR spin echo. J Magn Reson 1994;103:247-254
- 3) Bassler PJ, Pierpaoli C. Microstructural and physiological features of tissues elucidated by quantitative-diffusion-tensor MRI. J Magn Reson 1996;B111:209219.
- 4) Pierpaoli C, Bassler PJ. Toward a quantitative assessment of diffusion anisotropy. Magn Reson Med 1996;36:893906.
- 5) Pajevic S, Pierpaoli C. Color schemes to represent the orientation of anisotropic tissues from diffusion tensor data: application to white matter fiber tract mapping in the human brain. Magn Reson Med 2000 ;43(6):921
- 6) Westin CF, Maier SE, Mamata H, Nabavi A, Jolesz FA, Kikinis R. Processing and visualization for diffusion tensor MRI. Med Image Anal 2002 ;6(2):93-108

- 7) Mori S, Crain BJ, Chacko VP, van Zijl PCM. Three dimensional tracking of axonal projection in the brain by magnetic resonance imaging. *Ann Neurol* 1999;45:265-269
- 8) B. Stieltjes et al. *NeuroImage* 2001;14:723-735