

확산영상화의 이론적 배경 (Theoretical Background of Diffusion MR Imaging)

정 은 기

영상에서 병변의 진단에 각기 다른 조직사이거나, 정상조직으로부터 병변조직을 구분하는데 이들 사이의 음영대조(contrast)를 얻는 대표적 방법들로서 T1 강조영상방법, T2 강조영상방법, 그리고 양성자밀도 강조영상방법이 있다(1). 대부분의 병변들이 이들 음영대조법들을 이용하여 상당부분 감별이 되고 있으나, 병변에 따라서는 이들만으로는 부족하여 다른 다양한 방법의 강조영상들이 시도되고 있다. 이들 새로운 방법의 하나로서 확산영상화(diffusion imaging)은 조직내 물분자의 확산운동에 의한 영상 신호의 감쇄 정도를 얻어지는 영상에서 나타나게 하는 방법으로서, 확산강조영상 및 이를 이용한 확산계수영상화(diffusion coefficient map)이 있다(2-5).

확산계수영상은 단순히 새로운 음영대조를 만드는 데 그치지 않고, 오차발생의 근원 중에 하나인 측정시간을 줄이면서 계산되는 각 영상화소들의 확산계수 값의 정확성을 개선시키며, 이를 이용하여 인체의 질병 진단에 적용시 병변에 의해 변화된 조직의 특성을 임상병리 검사처럼 정량적으로 분석할 수 있다. 즉 조직의 특성 분석의 도구로서 이용될 수 있다. 임상병리적인 조직검사와는 다른 정보를 제공하며, 비 침습적으로, 즉 조직을 인체로부터 채취하지 않은 상태로 실행할 수 있다. 이 방법은 좀 더 체계적인 임상적 적용 연구 후에는 임상에 일상적 적용이 가능하며 특히 허혈성 뇌졸중의 정확한 진단을 위하여 침습적인 X선 혈관 조영술 전에 시행하여 환자의 치료 방법의 선택에 큰 도움이 될 수 있다(6-8).

인체 안에 있는 물의 약 70% 정도는 세포사이의 공간(extra-cellular space)에 일종의 물만의 공간을 차지하고, 나머지 30%는 세포내에 있다. 허혈성 뇌졸중이 발생하였을 때, 혈류량이 감소하면서 세포막이 파괴되고, 세포외 공간에 있던 물 분자들이 세포안으로 들어온다. 세포의 부피는 약간씩 팽창하여 세포사이의 공간에 있는 물 분자들에 대한 압력이 증가하여 물 분자들의 운동을 방해하게 되어 확산운동이 작아진다. 이런 물리적 이유를 이용하여 적절한 크기와 폭의 확산자계를 절편선택(SS: slice-selection), 주파수암호화(FE: frequency-encoding), 또는 위상암호화(PE: phase-encoding) 중의 하나 또는

세 방향 모두를 따라 가하여 확산 강조영상화를 한다.

이를 인체 또는 살아있는 물체에 적용할 때, 영상화 중에 발생하는 피 영상체의 움직임 특히 호흡에 의한 움직임이나 뇌안의 척수의 펄스적 운동등에 의한 거시적인 운동으로 인하여 EPI를 사용하지 않을 경우에는 움직임에 의한 영상의 인공물(artefact)이 매우 심하게 나타날 수 있다(1, 5). 그리고 기껏해야 $\sim 0.1\text{mm/sec}$ 정도의 속도에 의한 확산 운동을 영상화에 반영하는 확산영상화의 경우에 생체내의 생리적 운동을 얻어지는 영상에 심각한 장애가 된다. 예를 들어서 $2\sim 3\text{cm/sec}$ 정도의 속도의 척수의 운동도 확산에 비하면 매우 빠른 운동이고, 획득하는 확산강조영상의 질을 쓸모 없을 수 있을 만큼 떨어뜨린다.

확산 강조영상은 허혈성 뇌졸중의 초기 발견에 중요한 영상화방법으로 사용되고있다. 뇌졸중이 발생하였을 때 실제로 영향을 받는 부위를 정확하게 아는 것은 환자의 치료방법의 선택에 매우 중요한 정보가 된다. 그림 1은 급성 뇌졸중환자로부터 얻은 T2 강조영상과 확산강조영상으로서, 손상된 부위가 아직은 거시적 T2 이완시간이 변하지 않아서 T2 강조영상에서 나타나지 않지만, 확산영상에서 현저하게 높은 신호로 보이는 부분은 이미 구조적으로 변하여 정상으로 돌아오지 못하는 경색 부위이다. 만성으로 된 뇌졸중 부위는 수분의 증가로 인하여 상대적으로 긴 T2 이완시간을 가지는데 T2 강조영상에서 정상조직에 비하여 높은 신호를 보인다. 그러나 T2 강조영상에서 나타나기까지는 적어도 48~72 시간이 지난 후이고, 그나마 영향을 받는 전체 부위를 보이기까지는 약 1 주일이 지나서이다. 그러나 뇌졸중 환자에 대한 적절한 치료는 발생직 후 첫 12 시간 내에 이루어져야하며 적절한 치료는 환자의 예후에 큰 영향을 미친다. 아직까지 알려진 방법 중에 중재적 혈관 조영술이 가장 정확한 진단기법이나, 이 방법은 침습적이고, 자기공명 확산 영상화는 비 침습적 방법 중에서 가장 정확한 위치 및 급/만성 정보를 주는 것으로 알려져 있다. 확산 영상화가 임상용 만성 정보를 주는 것으로 알려져 있다. 확산 영상화가 임상용 자기공명영상기에 사용 가능한 것은 지난 1년 전이고, 이유는 고속 촬영법인 EPI 하드웨어가 가능하기 때문이다.

대한자기공명의과학회지 1: 36-41(1997)

연세대학교 의과대학 진단방사선과학교실

통신저자: 정은기 서울 서대문구 신촌동 134 연세대학교 의과대학 방사선과학교실

Tel. 82-2-361-5837 Fax. 82-2-393-3035

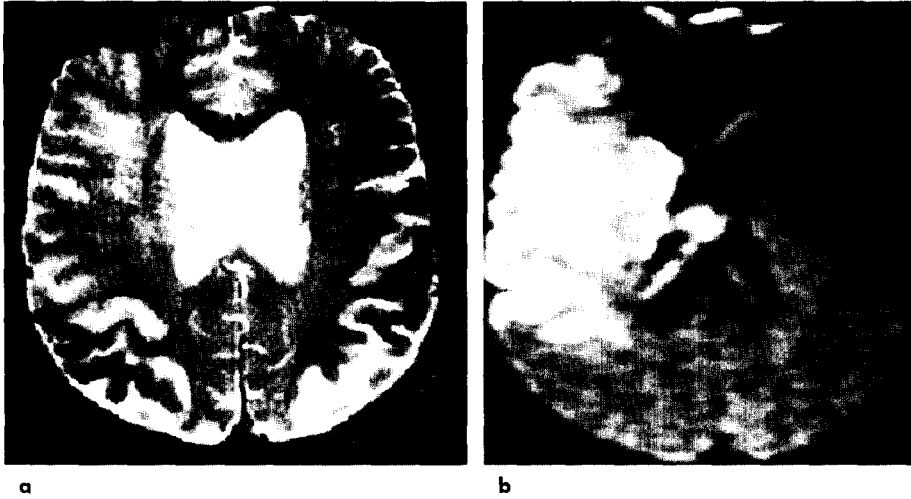


그림 1. 급성 허혈성 뇌중증 환자의 T2 강조영상 (a)과 확산강조영상 (b). 확산영상의 높은 신호는 물분자의 확산 장애에 의하여 확산자계에 의한 감쇄가 반대편의 정상조직보다 훨씬 적기 때문이다.

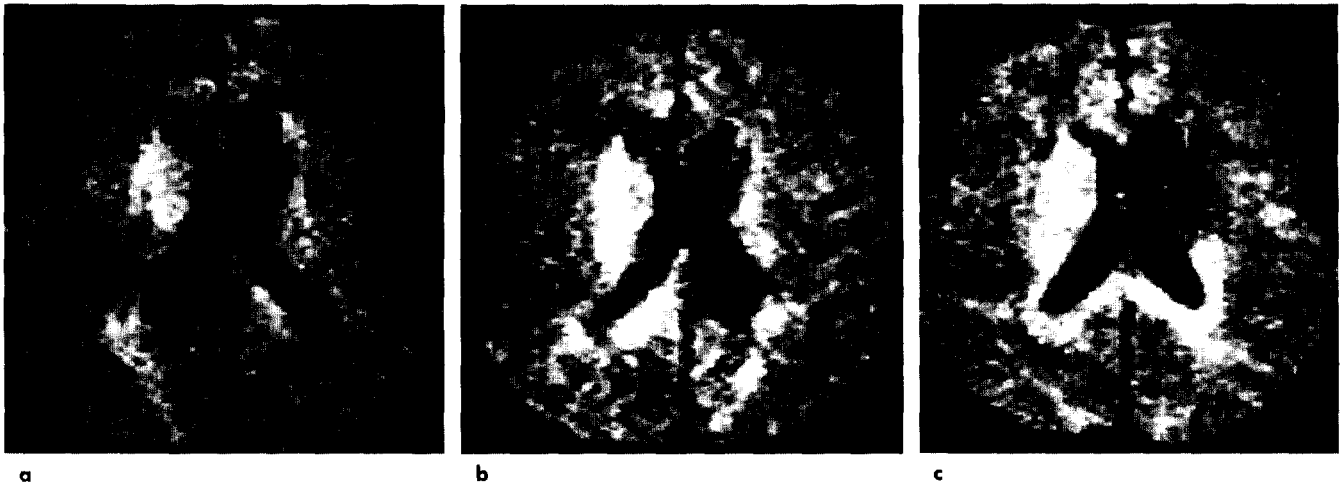


그림 2. 확산자계를 FE 방향 (a), PE 방향 (b), SS 방향 (c)으로 가한 확산영상들. 백질내 섬유질 방향에 따른 확산운동의 큰 차이에 의한 영향이 뚜렷하다.

물분자의 인체의 조직안에서 확산에 의한 자기공명영상에서의 영향은 일반적으로 감쇄의 정도로 나타난다. 이 감쇄의 정도를 식 [7]에 정의된 b 값 (b -factor)의 크기에 따라 영상화한 확산강조 영상화는 일반적으로 약 1000정도의 b 값을 걸면 그 정도가 충분히 가시화 될 수 있다. 그러나 확산계수를 이용한 정량적인 진단을 위하여, 뇌의 백질내의 섬유질의 방향에 따른 확산의 방향성에 의한 대조도 감쇄를 줄여야 하며, 이는 x, y, z 세 방향 모두에 대한 확산강조 영상화를 하고, 이들을 이용하여 각 방향에 대한 확산계수 영상을 계산한 뒤에 trace 영상을 만들어야 한다. 그림 2은 허혈성 환자에게 거의 같은 시간에 같은 양의 확산자계를 각각 FE, PE, SS 방향으로 가했을 때 얻어지는 확산영상들이다. 방향에 따라 다른 부위가 확산이 잘 되는 정도가 달리 보인다.

정확한 확산계수영상화는 지금까지의 각 방향, 각 b 마다 따로 영상화하는 방법의 지양하고, 자동으로 여러 개의 b 값과 세 방향 모두를 확산영상화 하도록 펄스열을 개발하여야 한다. 이 방법만이 긴 영상화시간에 항상 생길 수 있는 환자의 움직임에 의하여 각각의 영상간에 화소별 이동 (misregistration)에 의

한 확산계수 계산 오차를 줄이고, 확산 trace 영상, 확산 비등방도 영상을 진정한 정량적 진단 도구로 사용할 수 있다. 그러나 확산계수 및 비등방도 영상은 펄스열이 있다해도 얻어지는 영상들을 후처리해야하는 단점이 있다. 일반적으로 이들 알고리즘을 MR 영상기 자체의 컴퓨터에 의하여 계산하게 하기는 너무 시간을 많이 걸리기 때문에 몇 년 후에 컴퓨터의 속도가 빨라지면서 가능하게 될 것으로 예상된다.

1. 확산영상화용 펄스열

그림 3은 확산자기공명영상화 펄스열의 나타내는데 첫째 선은 rf 펄스와 NMR 신호를 나타낸다. 다음 선들은 각각 단면선택 (slice selection), 위상 암호화(phase encoding), 주파수 암호화 (frequency encoding)를 나타내고, 맨 아래 선은 SS, PE, FE를 따라 하나 또는 두 방향 동시에 확산자계를 180° rf 펄스 양쪽에 같은 시간 δ 와 크기 G 로 거는 확산 자계를 나타낸다. 최근 1~2 년 사이에 설치되는 MRI 장비들은 선형자계의 크기가 약 2 G/cm 정도 또는 그 이상까지 가능한 하드웨어를 가지고 있다. 확산 자계에 의하여 반향시간 TE동안에 위치의 변

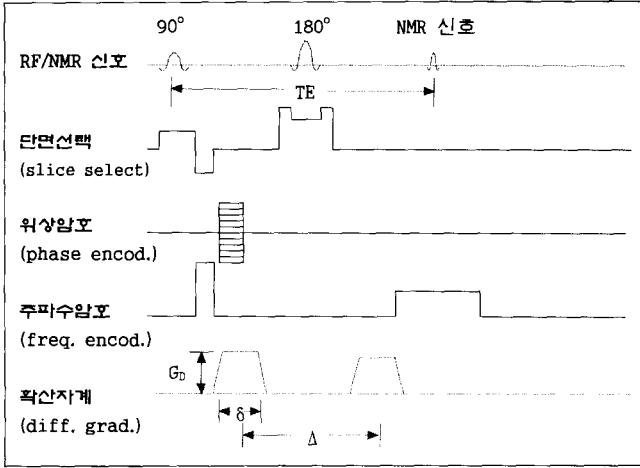


그림 3. 확산영상화 펄스열 그림. 확산자계는 그 자체가 다른 자계코일을 사용하는 것이 아니고 2, 3, 4째 선의 SS, PE, FE중에 한 방향 또는 두 방향으로 동시에 걸어준다.

동이 없는, 즉 병진운동적으로 정지한 분자 안의 핵스핀들은 위상이 초기위상으로 되돌아와서 NMR 신호에 측정되나, 분자의 미시적 확산운동 또는 생리적 운동과 같은 거시적 병진운동 (translational motion)에 의한 스핀의 위치가 달라져서 그 위치에 따라 가지는 세차주파수가 달라지고, 스핀은 영상화 과정에서 위상기어를 잃어서 NMR 신호에 측정되지 않고 신호의 감쇄를 가져온다.

단면 선택 펄스로부터 반향시간 TE에 측정되는 신호는 다음 식에서처럼 스핀-스핀 상호작용에 의하여 스핀확산 (spin diffusion)에 의한 소위 T2 감쇄 ($e^{-TE/T2}$ 항)와 확산에 의한 감쇄가 동시에 작용돼 있다. 확산자계를 가하는 시간 δ 가 현재 사용되는 임상용 자기공명 영상기에서는 약 30 msec 이상을 사용하므로 반향시간 TE가 적어도 80 msec 이상이어서 상당한 T2 감쇄가 이미 일어난다. 그러나 확산자계가 걸린 정도의 크기를 나타내는 식 [7]에 정의된 b 값이 500~1000 또는 그 이상일 때 쉘 만큼의 확산도 큰 신호의 감쇄를 유발한다(4, 5).

2. 확산 영상화의 이론적 배경 (17-22)

물질의 어떤 물리적 특성을 한 계수로 나타낼 수 있다. 예를 들어서 온도, 질량, 길이등의 스칼라 양과, 속도와 같은 3개의 요소를 가지는 벡터적 성질은 널리 이해된다. 그러나 분자의 확산운동은 식 [5]에서처럼 9개의 행렬요소를 가지고있는 2차 대칭 텐서량 (second rank symmetric tensor) 이다. 인체내의 물분자의 확산운동을 정확하게 기술하기 위하여서는 9개의 요소 값을 다 알아야 된다. 이 확산계수 텐서는 대칭적이므로 6개의 계수가 전체를 나타낸다. ($D_{xx}, D_{yy}, D_{zz}, D_{xy}, D_{yx}, D_{yz}, D_{zy}, D_{zx}, D_{xz}$)

위의 확산 펄스열에 의한 측정되는 영상에서의 감쇄는 다음의 식과 같이 분자의 미시적 임의운동성 (random motion)을 나타내는 확산계수텐서 D 와, 확산영상화 펄스열 그림 3에 표시된 것처럼 확산 자계의 세기 (G/cm), 걸어주는 시간 δ , 그리고 180° rf 펄스 양쪽에 걸린 두 개의 확산자계 사이의 간격 Δ ,

또는 이들의 대표 값으로서 소위 b-factor에 의하여 표시된다. 그리고 다음 식은 영상화 반복시간 TR, 반향시간 TE에 의한 T1 영향을 반영한다.

$$S(TE, G_D, \Delta, \delta) = S_0 e^{-TE/T2} e^{-\gamma^2 G D G^* \delta^2 (\Delta - \delta/3)} (1 - e^{-(TR-TE/2)/T1}) \quad [1]$$

또는 $\overline{GDG^*}$ 를 요소별로 풀어쓰면 다음의 식처럼 나타낼 수 있다.

$$S(TE, G, \Delta, \delta) = S_0 e^{-TE/T2} e^{-\gamma^2 \delta^2 (\Delta - \delta/3) \sum_{ij} G_i D_{ij} G_j} (1 - e^{-(TR-TE/2)/T1}) \quad [2]$$

$$\overline{GDG^*} = \begin{pmatrix} G_x & G_y & G_z \end{pmatrix} \begin{pmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{yx} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{zx} & D_{zy} & D_{zz} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} G_x \\ G_y \\ G_z \end{pmatrix} = \sum_{ij} G_i D_{ij} G_j \quad [3]$$

윗 식들에서 사용된 확산자계 벡터와 확산계수 텐서는 다음과 같이 요소들로 (벡터 $\overline{G^*}$ 는 확산자계 벡터 \overline{G} 의 대응) 이루어져 있는데, 확산자계는 얻고자하는 정보에 따라서 한 번 영상화에 한 방향 (x, y, 또는 z) 또는 두 방향 (xy, yz, 또는 zx)으로 동시에 걸어준다.

$$D = \begin{pmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{yx} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{zx} & D_{zy} & D_{zz} \end{pmatrix}, \quad \overline{G} = (G_x \ G_y \ G_z), \quad \overline{G^*} = \begin{pmatrix} G_x \\ G_y \\ G_z \end{pmatrix} \quad [4]$$

위의 식 [2]에서 TR을 적어도 각 화소의 T1 보다 3 배정도 또는 그 이상으로 충분히 길게 할 경우에는 T1에 의한 화소간의 영상신호 차이를 무시할 수 있어서 다음의 식 [5]로 다시 쓸 수 있다.

$$S(TE, G, \Delta, \delta) = S_0 e^{-TE/T2} e^{-\gamma^2 \delta^2 (\Delta - \delta/3) \sum_{ij} G_i D_{ij} G_j} \quad [5]$$

간단한 예로 절편선택방향으로만 확산 자계를 가했을 때, 확산영상은 확산운동 중에 z 방향 성분인 확산계수 D_{zz} 에 의하여 표시되는 다음 식 [6]과 같고, 소위 b 값은 (b-factor) 식 [7]과 같이 정의된다.

$$S(TE, G_z, \Delta, \delta) = S_0 e^{-TE/T2} e^{-\gamma^2 \delta^2 (\Delta - \delta/3) G_z^2 D_{zz}} = S_0 e^{-TE/T2} e^{-b D_{zz}} \quad [6]$$

$$b = (\gamma \delta G)^2 (\Delta - \delta/3) \quad [7]$$

확산 강조영상 및 계수 map은 공간적 실제 좌표에 대하여 가해지는 확산자계의 방향에 따라서 달라지지만, 2차 텐서의 소위 trace는 방향성을 극복하는 계수로서, 어느 좌표에서 다음의 식으로 계산된다.

$$\text{trace} = \sum_{i=1}^3 D_{ii} = D_{xx} + D_{yy} + D_{zz} \quad [8]$$

각 화소에 대한 확산텐서는 다음의 식 [9]를 이용하여 화소별로 각각 (e_x, e_y, e_z) 방향을 가진 eigen 벡터 e_1, e_2, e_3 와 이에 대한 대응 eigen 값 $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ 를 구하고, 이들 중에 가장 큰 값을 영상신호로하는 eigen 값 영상 (eigen-value map)을 그림 5의 (a)처럼 구성한다.

$$\begin{pmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{yx} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{zx} & D_{zy} & D_{zz} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} e_x \\ e_y \\ e_z \end{pmatrix} = \lambda \begin{pmatrix} e_x \\ e_y \\ e_z \end{pmatrix} \quad [9]$$

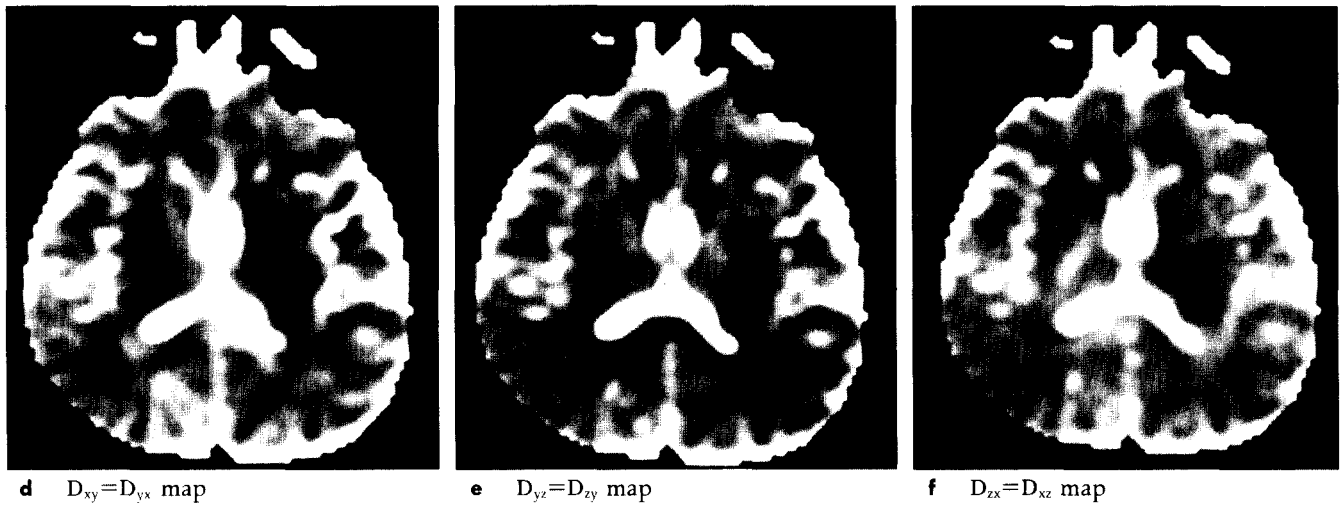
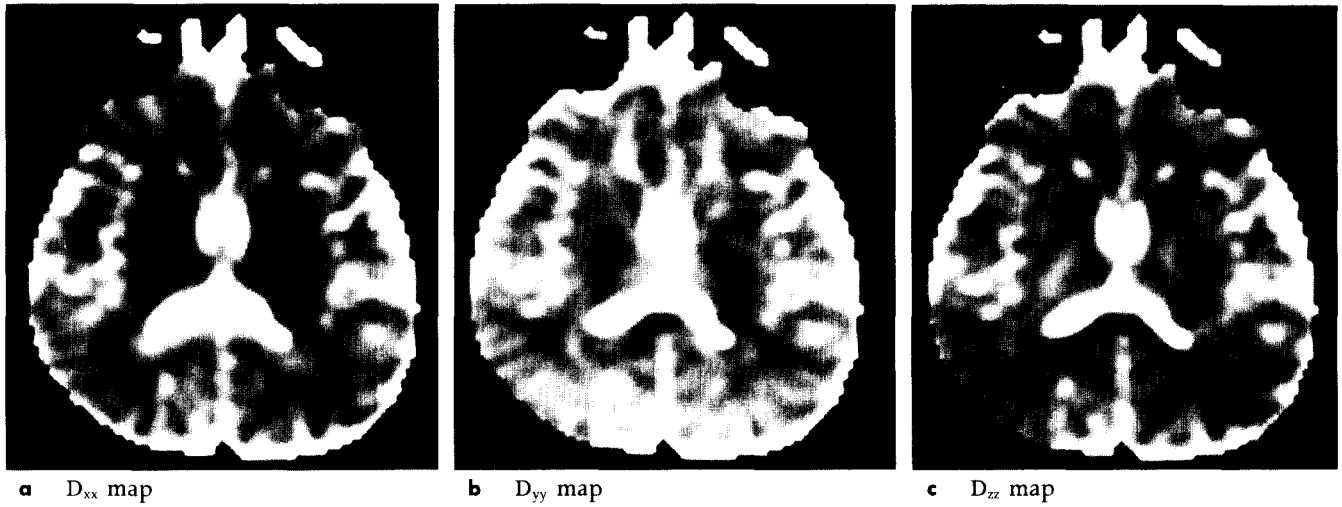


그림 4. 급성 허혈성 뇌중증 환자의 확산텐서계수 영상들, **a.** D_{xx} , **b.** D_{yy} , **c.** D_{zz} , **d.** D_{xy} , **e.** D_{yz} , **f.** D_{zx} maps. 확산텐서가 2차 대칭 텐서이므로 D_{yx} , D_{zy} , D_{xz} 는 각각 D_{xy} , D_{yz} , D_{zx} 와 같은 값을 가진다.

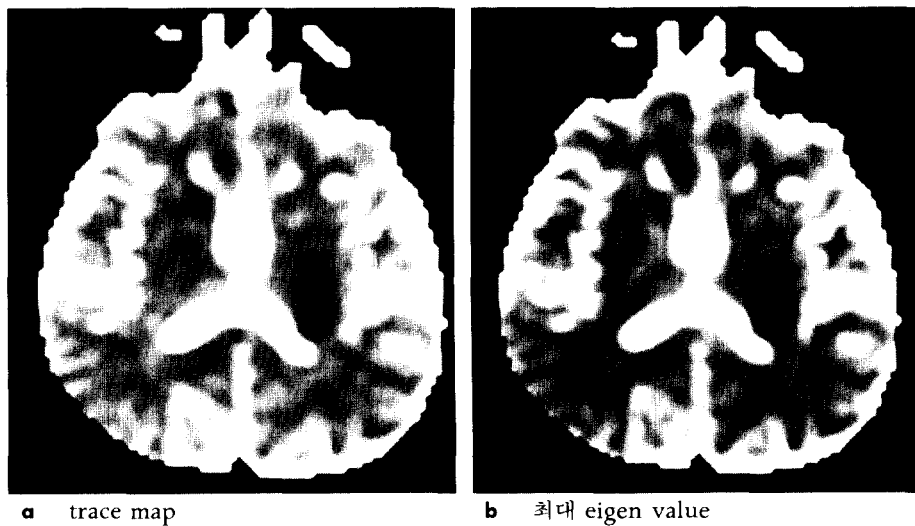


그림 5. 그림 4의 확산텐서계수 영상들로 재구성한 **a.** trace map과 **b.** 최대 eigen value map. Eigen 값 영상 **b**는 **a**의 trace map과 유사한 대조도를 보인다.

3. 확산계수영상화 계산

위의 식 [4]와 [5]에서 T1 효과를 무시하고, 예를 들어 확산 자체를 한 방향으로 5 개의 b (b_1, b_2, b_3, b_4, b_5) 만큼을 걸었을 때 스펀에코 EPI를 이용한 확산 강조영상 신호의 b와 TE에 대한 식은 다음 식 [10]과 같다(5).

$$S(b, TE) = \rho(x, y) e^{-TE/T_2} e^{-bD} \quad [10]$$

확산용 선형자계는 대략 30msec동안 180° RF 펄스 앞뒤로 가하므로 근본적으로 TE가 길고, 항상 상당한 정도의 T2 감쇄가 이미 되어 있어서, 각 화소는 이 T2 감쇄와 확산에 의한 감쇄가 중복되어 있다. 그러므로 인체 어느 조직이든 T2가 웬만할지 않을 경우에는 TE를 짧게 하기 위하여 δ 를 줄여야한다. 이 경우에 최대 선형자계의 크기가 대략 2 G/cm인 임상용 MRI 장비에서는 b 값을 200~300 sec/mm² 정도밖에 되지 않아서 확산이 작은 경우에는 구분하기 쉽지 않다.

각각 다른 b 값들에 대하여 같은 TE를 사용하므로 확산계수화 프로그램에서는 이를 염려할 필요가 없고, b 값에 대하여 D_{xx}, D_{yy}, D_{zz} 를 계산한다. 즉 각각의 화소에 대하여 반향 시간 TE가 같으므로 확산계수 영상화에서 그 영향을 제거할 수 있다. 이 때 수학적으로 각각의 화소는 [$(S_1, b_1), (S_2, b_2), (S_3, b_3), (S_4, b_4), (S_5, b_5)$]의 5개의 쌍의 확산 강조신호가 다음 식 [11]를 만족한다.

$$S_{ij}(b_k) = S_{ij}^0 e^{-b_k D_{ij}} \quad [11]$$

윗 식 [7]에서 S_{ij} 와 D_{ij} 는 각각 공간좌표 (i, j)의 영상 신호 및 확산계수를 나타내는데, 이 식을 이용하여 모든 화소에 대한 D_{ij} 를 계산하여 그 값이 영상의 신호가 되는 확산계수영상을 재구성하여야한다. 그 다음은 다른 모든 방향에 대하여 얻어진 영상들을 이용하여 같은 작업을 반복한다.

인체 뇌 안의 확산계수는 순수한 물에 가장 가까운 CSF는 대략 2.6×10^{-3} mm²/sec, 회질 0.8×10^{-3} mm²/sec, 백질 $0.3 \sim 1.2 \times 10^{-3}$ mm²/sec 정도로 보고되었다. 백질의 확산계수의 큰 분포를 가지는 것은 섬유질 성분의 방향에 대하여 걸린 확산 자체의 방향이 평행에 가까울수록 D가 크고, 수직 평면에 가까울 때 작은 값을 가진다.

1) Curve-fitting 알고리즘

측정되는 확산 영상에서 각 화소 별로 T1 회복과 T2에 의한 영향을 제거한 식 [9]를 양변에 자연로그를 취하면 다음의 식 [12]로 변환되는데 이는 $\ln S_{ij}(b_k)$ 과 변수 b_{ij} 가 선형적인 관계를 보인다. 즉 측정되는 신호와 비선형 관계를 가진 T1에 의한 효과를 제거함으로써 계산을 훨씬 간단하게 할 수 있다.

$$\ln S_{ij}(b_k) = \ln S_{ij}^0 - b_k D_{ij} \quad [12]$$

즉 측정된 신호 $S_{ij}(b_k)$ 와 주어진 b_k 값의 조합을 최소제곱법 선형 계산을 하여 확산영향이 없는 초기신호 S_{ij}^0 와 기울기 (확산계수) D_{ij} 를 구한다. 최소제곱법 선형 계산 알고리즘은 Numerical Recipes C 라이브러리 함수들을 사용하여 ANSI C,

또는 영상 후처리 프로그램용 전문 소프트웨어인 IDL이나 MatLab과 같은 소프트웨어를 이용한다(23-25).

확산 계수영상화는 측정되는 영상이 128×128의 영상 행렬을 가지고 있을 때 16384개의 화소에 대하여 각각 curve-fitting을 하여야하는 컴퓨터의 중앙연산처리장치 (CPU)의 계산 시간을 많이 소요하는 과정이므로 계산 알고리즘의 효율성은 중요하다.

2) 확산 trace 영상 (Diffusion trace map)

뇌의 백질의 섬유질의 방향성 때문에 나타나는 단방향 확산 계수영상화의 한계를 확산 trace 영상화를 통하여 극복할 수 있다고 보고하였다(12). 이 논문은 뇌의 백질과 회백질사이의 섬유질 분포 차이에 의하여 생기는 단방향 걸보기확산계수 (ADC: Apparent diffusion Coefficient) 영상에서의 신호차이가 확산 trace 영상화 (그림 4 (a))는 거의 제거시키고 실제 stroke에 의한 확산계수의 변화를 감별하기가 훨씬 용이하다고 했다.

그림 4는 허혈성 뇌중증 환자의 확산자계를 각각 (a) FE, (b) PE, (c) SS 방향으로 가하고 얻은 확산영상들을 이용하여 재구성한 확산계수 영상들로서 같은 환자에게서 거의 같은 시간에 얻은 영상들이 같지 않음을 보여준다. 이들의 ADC map을 각 화소별 합으로 trace map은 만든다. 그림 5의 영상 (a)는 그림 4의 (a) D_{xx} , (b) D_{yy} , (c) D_{zz} map들을 화소별로 더하여 재구성한 trace 영상이다.

3) 확산 비등방도 영상화 (Diffusion anisotropy map)

인체 조직들내의 물분자들의 확산운동은 심장(13), 근육과 신장의 일부(14), 그리고 뇌의 백질에서(15-17) 방향에 따라 다른 비등방성인것으로 보고되었다. 그러므로 확산 비등방도영상화에서의 정량적 분석은 정상조직과 병변 조직들사이의 병리적 변화에 대한 미시 구조적 (microstructural)인 정보를 비 침습적으로 제공함으로써 생물학적, 임상적 응용으로 매우 중요한 도구가 될 수 있다. 이는 다른 비침습적인 방법으로는 전혀 불가능한 방법으로서, 분자확산텐서 영상화만이 유일하게 이런 정보를 비 침습적으로 줄 수 있다. 그림 4의 (d), (e), (f)는 FE, PE, SS 외의 나머지 6 방향에 대한 걸보기 확산계수영상들이고, 그림 5(b)는 이들 9개 확산텐서 요소들에 대한 eigen 값 map중에 가장 큰 값으로 구성된 영상으로서, 백질의 경우에 각 화소에서 섬유질 방향으로의 확산계수를 나타낸다.

분자의 확산 운동은 그 분자가 속해 있는 주변의 미시적인 물리적 환경에 따라 다르고, 일반적으로 인체내의 물분자들은 비 등방성인 구조를 가지는 조직들 내에 위치하고 있으므로 확산은 비등방성이다. 예를 들어서 확산영상화에서 확산 자체를 가해주는 방향이 실제 공간에서 달라지면 얻어지는 영상도 다른 확산 방향성 때문에 다른 신호대조를 (contrast) 보인다. 이는 서로 다른 방향으로의 구조적 환경이 다르기 때문에 확산성의 차이가 있고, 이에 따라 확산 영상화에서 다른 정도의 확산감쇄를 만들기 때문이다.

물분자 확산 비등방도영상화를 위하여서는 MR 장비에서의

확산텐서 영상화와 다른 워크스테이션에서 적절한 프로그램을 제작하여 영상후처리과정을 거쳐야한다. EPI 하드웨어를 가진 기존의 MR 장비에서는 기본적으로 한 방향으로의 확산강조영상 또는 x, y, z 세 방향으로의 확산영상화가 가능하나 이는 매우 제한적이고 각 방향으로 기껏해야 두 개의 b 값을 줄 수 있어서 얻어지는 확산강조영상 두 개를 이용한 정확한 확산계수 영상은 그 정확성의 정량적으로 쓸 수 없다. 이는 확산계수는 다음의 방법에서 기술된 바와 같이 비선형 계산을 하여야 하는데 두 점에 의한 계산은 쉽게 100%의 오차를 만들기 때문이다. 기존의 장비에 제공된 펄스열은 적어도 4개의 b 값과 여러 방향으로 확산자계를 가하기 위하여서는 거의 수동적인 변수 변화를 시켜야 되고 이를 위하여 적어도 25분의 확산영상화시간이 걸리므로 환자에게 큰 불편을 준다. 그러므로 자동화된 b 값 변화를 6개의 방향에 차례로 가하면서 확산텐서 영상화를 하는 것은 확산 trace와 비등방도 영상화가 실제 뇌졸중 및 기타 환자에 적용되는데 필수이다.

확산영상화의 물리적 기본이론 및 NMR 영상화 기법 자체는 이미 거의 완성된 듯하나 아직도 많은 MR 전문가들이 매달려서 밝혀지지 않은 것을 찾으려고 한다. 아직까지는 뇌졸중에 신호감쇄의 차이에 의한 강조영상으로서 적용되는 정도로 실제 임상에서 사용되고 있지만, 다른 부위 및 병변의 진단에 얼마나 더 가치가 있을지는 아직도 더 연구가 필요하고, 현재 진행되고 있다. 그러나 확산영상이 인간의 뇌졸중의 판단에 국한되어서라도, 지금까지 밝혀진 기법들이 환자에 제대로 적용되어도 충분한 가치가 있다.

참 고 문 헌

1. Morris PG. Nuclear Magnetic Resonance Imaging in Medicine and Biology, Oxford Science, Oxford 1984
2. Fukushima E and Roeder SBW. Experimental Pulse NMR: A Nuts and Bolts Approach, Addison-Wesley, London 1981
3. Abragam A. Principles of Nuclear Magnetism, Oxford Science, Oxford 1986
4. Slichter CP. Principles of Magnetic Resonance, Springer-Verlag, Berlin 1990
5. Callaghan PT. Principles of Nuclear Magnetic Resonance Microscopy, Oxford Science, Oxford 1991

6. Warach S, Chien D, Li W, Edelman RR, et.al. Neurology 1992;42:1717-1723
7. Warach S, Gaa D, Siewert B, Edelman RR, et.al. Ann Neurol 1995;37:231-241
8. Warach S, Benfield A, Edelman RR. ISMRM Book of Abstract, 1995; p82
9. Sorensen AG, Buananno FS, Gonzalez RG, et.al. Radiology 1996;199:391-401
10. Marks MP, Lentz A, de Crespiguy D, Enzmann DR, et.al. Radiology 1996;199:403-408
11. Welch KMA, Windham J, Nagesh V, et.al. Stroke 1995;26:1983-1989
12. Ulug A, Beauchamp Jr. N, Bryan RN, van Zijl PCM. Stroke 1997;28:483-490
13. Reese TG, Weisskoff RM, Smith RN, et.al. Magn Reson Med 1995;34:786-791
14. Muller MF, Prasad PV, Bimmler D, Edelman RR. Radiology 1994;193:711-715
15. Doran M, Hajnal JV, Van Bruggen N, et.al. J Comput Assist Tomogr 1990;14:865-873
16. Hajnal JV, Doran M, Hall AS, et.al. J Comput Assist Tomogr 1991;15:1-18
17. Moseley ME, Cohen Y, Kucharczyk J, Mintorovitch J, et.al. Radiology 1990;176:439-445
18. Basser PJ, Mattiello J, and Le Bihan D, Biophys J 1994;66:259
19. Hankelman RM, Stanisz GJ, Kim JK, and Bronskill MJ. Magn Reson Med 1994;32:592
20. Crank J. The Mathematics of Diffusion, 2nd ed., p414, Oxford Univ. Press, Oxford, 1975
21. Basser PJ, Pierpoali C. J Magn Reson B 111, 1996;209
22. Pierpoali C, and Basser PJ. Magn Reson Med 1996;36:893
23. Kernighan BW, Ritchie DM. The C Programming Language, DTP Prentice-Hall Press, New Jersey, 1992
24. Press WH, Teukolsky SA, Vetterling WT, Flannery BP: Numerical Recipes in C, Cambridge University Press, Cambridge, England, 1992
25. Kuo S. Computer Applications of Numerical Methods, Addison-Wesley Pub. Co., New York, 1972
26. Jeong EK. Yonsei Med. J. 1995;36:77
27. 임병일, 정은기, 서진석 등. 대한방사선의학회지 1996;35:425
28. Rasband W. NIH Image User Manual, NIH, 1997