

저자장 자기공명영상시스템에서 선주사확산강조영상기법 개발

홍철표*, 이동훈*, 이도완*, 이만우**, 백문영**, 한봉수*

연세대학교 보건과학대학 방사선학과*, 연세대학교 보건과학연구소**, (주)에이아이랩 연구개발팀**

Development of the Line Scan Diffusion Weighted Imaging at Low Tesla Magnetic Resonance Imaging System

Cheolpyo Hong*, Donghoon Lee*, Dowan Lee*, Manwoo Lee**, Munyoung Paek**, Bongsoo Han*

Department of Radiological Science, Yonsei University*, AllLab Corporate Research and Development Center**

요 약

0.32 T 자기공명영상시스템에서 선주사영상기법(line scan imaging)을 이용한 확산강조영상(diffusion weighted imaging; DWI) 펄스열(pulse sequence)을 개발하였다. 선주사영상은 단면선택 경사자장과 함께 90도 펄스를 가하여 단면을 선택한 후 y 방향으로 경사자장을 가한 후 180도 라디오파 펄스를 가하여 단면영상의 y-방향 픽셀크기와 같은 너비의 x축에 평행한 띠를 따라 에코가 발생하게 한 뒤 x-방향으로 주파수부호화해서 1차원 k-공간 데이터를 획득하며 이를 1차원 푸리에변환하여 영상을 재구성하였다. 또한 선주사확산강조영상(line scan diffusion weighted image)을 위해서 한 쌍의 사다리꼴모양의 경사자장을 선주사영상기법의 180도 펄스 전후에 대칭으로 배치하였으며 사용된 확산경사자장기울기의 최대값은 $G = 15 \text{ mT/m}$ 이었고 최대 b 값은 301.50 s/mm^2 이었다. 본 연구에서 개발된 선주사확산강조펄스열을 이용하여 0.32 T 자기공명영상 장비에서 트리아실글리세롤 팬텀(triacylglycerol, TAG) 및 염화나트륨 수용액 ($\text{NaCl} = 0.1\text{w/v}\%$) 팬텀 영상을 획득하였다. 또한 1.5 T 자기공명영상시스템에서 단일여기에코평면영상화(single shot echo planar imaging)로 동일한 팬텀의 확산강조영상을 구하였다. 선주사확산강조영상은 가장 널리 이용되고 있는 에코평면영상을 이용한 확산강조영상과 비교하여 자화율차이에 의한 영상왜곡이나 화학이동에 의한 허상들이 없음을 확인하였다. 특히 선주사확산강조영상에서 측정된 염화나트륨 수용액 팬텀의 확산계수($963.90 \pm 79.83 \times 10^{-6} \text{ mm}^2/\text{s}$)는 1.5 T에서 계산된 확산계수($956.77 \pm 4.12 \times 10^{-6} \text{ mm}^2/\text{s}$)와 오차범위 내에서 일치하였다.

Abstract

Line scan diffusion weighted imaging (LSDI) pulse sequence for 0.32 T magnetic resonance imaging (MRI) system was developed. In the LSDI pulse sequence, the imaging volume is formed by the intersection of the two perpendicular planes selected by the two slice-selective $\pi/2$ -pulse and π -pulse and two diffusion sensitizing gradients placed on the both side of the refocusing π -pulse and the standard frequency encoding readout was followed. Since the maximum gradient amplitude for the MR system was 15 mT/m the maximum b value was 301.50 s/mm^2 . Using the developed LSDI pulse sequence, the diffusion weighted images for the aqueous NaCl solution phantom and triacylglycerol

phantom were required at 0.32 T MRI system and analyzed. The mean diffusivity of the aqueous NaCl solution phantom calculated from the line scan diffusion weighted images gives the same results within the standard error range (mean diffusivities = $963.90 \pm 79.83 (\times 10^{-6} \text{ mm}^2/\text{s})$ at 0.32 T, $956.77 \pm 4.12 (\times 10^{-6} \text{ mm}^2/\text{s})$ at 1.5 T) and the LSDI images were insensitive to the magnetic susceptibility difference and chemical shift.

I. 서론

확산(diffusion)은 분자가 열운동을 통해 임의의 방향으로 퍼지는 것을 말한다^{1,2}. 조직 내의 물분자의 확산은 조직의 기하학적 미세구조에 영향을 받는다. 조직에 병변이 발생했을 때 조직의 기하학적 구조가 변하게 되고 이러한 변화는 물분자의 확산성에 영향을 미치게 된다. 확산강조영상(diffusion weighted image; DWI)은 조직내 물분자의 확산성(diffusivity)을 반영하는 영상으로 임상적으로 급성 뇌경색환자, 간질환자에서 간질 유발 병소의 국소화 및 디스크의 퇴행 진단 등에 매우 유용하게 사용되고 있다^{1,3}. 조직내 물분자의 미시적 확산운동으로 스핀의 위상이 분산되고 이에 따라 수평 자화의 이완이 촉진되어 자기공명신호감소가 발생된다. 이러한 신호의 감소는 확산효과를 강조할 수 있는 경사자장의 추가적 도입으로 측정이 가능하다^{3,4}. 하지만 인체의 확산강조영상에서 물질의 자화율 차이에 의한 자장불균일은 확산이외의 신호의 감소를 초래하며 수의적 또는 불수의적 움직임에 의한 영상왜곡이 많이 발생한다. 특히 척수의 자기공명영상의 경우 확산강조영상을 이용할 경우 척수경색의 진단에 유용하지만 척추체(vertebral body)의 고지질(high lipid)구성물의 자화율 차이로 인해 기하학적 찌그러짐과 화학적 이동을 유발하여 영상의 왜곡을 초래한다. 또한 확산효과를 반영하는 미시적 물분자의 움직임을 대조도로 가지는 확산강조영상에서 거시적 움직임에 의한 영상 왜곡은 반드시 감소시켜야 한다⁴.

현재 확산강조영상화에 일반적으로 사용되는 펄스열(pulse sequence)은 단일여기에코평면영상화(single shot echo planar imaging)와 단일여기고속스

핀에코(single shot fast spin echo)가 있다⁵. 단일여기에코평면영상화는 가장 빠른 고속 영상법이지만 주자장의 불균일과 화학적 이동 및 뼈와 뇌 조직 간 경계의 자화율 차이가 큰 곳에서 영상왜곡이 일어난다. 또한 이에 반해 단일여기고속스핀에코는 주자장의 불균일과 자화율 차이에 의한 왜곡에는 덜 민감하지만 짧은 에코스간격(echo spacing)으로 에코평면영상화에 비해 확산효과가 감소되는 단점이 있다. 한편 1996년 Gudbjartsson 등이 제안한 스핀에코(spin echo)기반의 선주사확산강조영상기법(line scan diffusion weighted imaging)은 일련의 1차원 열(column)을 여기시켜 에코신호를 발생시켜 1차원 영상을 획득하고 이렇게 얻어진 일련의 1차원 영상을 조합하여 2차원 단면영상을 구성하는 방법이다.

선주사확산강조영상은 1차원 영상획득 시간이 짧아 인체의 움직임과 관련된 ghosting artifacts에 덜 민감하다⁶⁻⁸. 따라서 뇌 영상을 획득할 때 두부 고정 불필요 하며 심장동기화(cardiac gating)가 불필요하다. 또한 스핀에코기법을 사용하기 때문에 주자장의 불균일과 조직의 자화율(susceptibility)차이에 의한 영상왜곡에 덜 민감하다. 또한 일반적인 2차원 푸리에변환에 의한 영상 방법과 달리 공간 위상부호화(phase-encoding)를 하지 않기 때문에 단일여기에코평면영상에서 발생하는 심각한 화학적 이동(chemical shift)과 자화율 차이에 의한 영상 왜곡이 발생하지 않고 자화율이나 덩어리움직임(bulk motion)에 의한 영상왜곡현상도 없다⁹⁻¹².

최근 저자장 자기공명영상장치에서 단일여기에코평면영상기법을 이용한 확산강조영상에 대한 연구가 보고되었는데 저자장에서 단일여기에코평면영상을 사용하는 확산강조영상은 고자장에 비해 상대적으로 낮은 신호대잡음비와 주자장 불균일에

매우 민감하여 영상왜곡을 야기 시킨다. 결국 저자장에서 단일여기에코평면영상을 사용하는 확산강조영상은 뇌신경계 장애 진단의 유용성이 떨어지는 것으로 보고되었다¹³⁾.

한편 2005년 0.2T저자장 자기공명영상시스템에서 선주사확산영상기법을 확산텐서기법의 유용성이 보고 되었다¹⁴⁾. 이 연구에 따르면 앞서 언급된 단일여기에코평면영상기법에 의한 확산강조영상의 단점들이 선주사확산영상기법에서는 많이 극복됨을 보여주고 있다.

따라서 본 연구에서는 0.2T에 비하여 신호대잡음비가 큰 0.32T 자기공명시스템에서 선주사펄스열과 선주사확산강조영상펄스열을 개발하고 획득한 선주사 영상 및 확산영상의 신호대잡음비와 겔보기확산계수(apparent diffusion coefficient; ADC)지도, 그리고 지수겔보기확산계수(exponential apparent diffusion coefficient; eADC)지도를 통해 개발된 펄스열의 실용가능성을 평가해 보고자 한다.

본 논문은 II장에서는 영상획득장비와 영상화 파라미터 및 선주사펄스열의 개발 방법 등을 기술하고 III장에서 자화율 아티팩트의 영향, 겔보기확산계수 (apparent diffusion coefficient, ADC), 지수적 겔보기확산계수 (exponential ADC)영상 등의 결과를 기술하고 IV장에서는 결론을 기술하는 것으로 구성되어 있다.

II. 재료 및 방법

1. 실험 장비

실험에 사용된 자기공명 영상장비는 개방형 영구자석(0.32T) 자기공명영상장비(Magfinder II, AILab, Korea)를 사용하였으며 개방형 수직 자계를 사용하여 수소 원자핵의 세차주파수는 13.6MHz, 자장의 균일도는 40cm DSV, $\leq 3\text{ppm}(V_{rms})$ 이다. 장비의 구경비는 42cm이며 경사자장이 도달하는 최대 길이는 X축으로 2.15m, Y축으로 2.3m, Z축으로 1.85m이다. 라디오 송신기의 증폭정격은 6kW이며 라디오 펄스 코일은 두부코일을 사용하였다. 두부코일의 크기는 $230 \times 310 \times 260 \text{ mm}^3$ (너비 × 반

경 × 높이)이다. 최대 경사자장의 크기는 15mT/m이며 최대 슬루율은 30mT/m/msec, 도달시간은 500 μs 이다.

2. 선주사펄스열 및 선주사확산강조 펄스열

펄스열 개발환경은 윈도우 XP(Microsoft, USA)하에서 Visual C++ 6.0(Microsoft, USA)을 사용하였다.

본 연구에서 개발한 선주사확산기법 펄스열은 그림 1과 같이 주어진다.

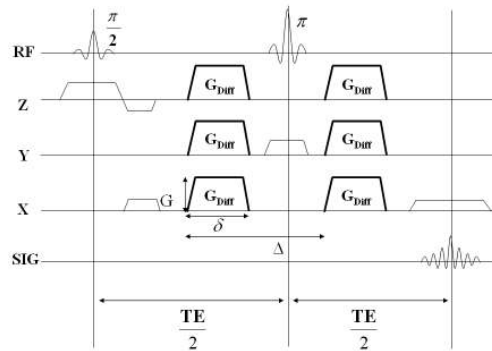


그림 1. 선주사확산강조영상 펄스열

우선 영상단면선택(slice selection)방향으로 단면 선택경사자장(GS1)을 가한 상태에서 선택할 단면의 위치와 단면의 두께에 적합한 중심주파수와 송신대역폭을 갖는 90도 펄스를 인가하여 단면을 선택한다. 단면방향을 z-방향이고 하면 단면의 위치에 따른 라디오파의 중심주파수와 송신대역폭은 다음과 같이 주어진다.

$$f(z) = \frac{\gamma}{2\pi}(B_0 + G_z z) \quad (1)$$

$$\Delta f = \frac{\gamma}{2\pi} G_z dz \quad (2)$$

위에서 B_0 는 주자장이고, G_z 는 단면선택 경사자장의 기울기이다. 이번 실험에서는 영상화 단면의 두께는 6 mm, 중심주파수는 13.6 MHz+ 13 Hz, 13.6 MHz+ 154 Hz, 13.6 MHz +140 Hz를 사용하였다. 특히경사자장의 경사가 일정한 크기로 도달하는 시간을 고려해주어야 하는데 펄스열 프로그

램에서 올라가는 시간(R)과 다시 영의 크기로 떨어지는 시간(F)은 500 μs로 적용하여 구현하였다. 단면선택의 재위상경사자장(rephasing gradient field)과 동시에 주파수부호화 wo 재위상경사자장(GR1)을 사용한다. 이 후 적용되는 시간(D1)은 에코 시간(TE)에 따라 다른데 특히 스핀에코의 경우 90도 라디오 펄스가 적용된 이후부터 180도 펄스의 절반까지의 시간이 에코시간의 절반이 되게 하여 에코 시간에 신호가 최대가 될 수 있도록 적용하였다. 이번 실험에서는 촬영이 시작된 이 후 1,040 μs에 90도 라디오 펄스가 적용되었고 90도 펄스 적용 뒤 49,820 μs뒤에 위상재정렬180도 펄스도 적용되었다.

그림 2에 나타난 바와 같이 다음과 같은 위상재정렬 180도 펄스를 가해준다. 영상단면의 y-방향의 픽셀크기에 해당하는 두께를 갖는 xy-평면에 나란하면서 위치는 y를 갖는 단면내의 스핀들을 180도 기울이기 위해 y-방향의 크기가 고정된 경사자장(GP1)을 걸어준 상태에서 다음의 중심주파수와 송신역폭을 갖는 180도 라디오파를 인가해준다.

$$f(y) = \frac{\gamma}{2\pi} (B_0 + G_y y) \quad (3)$$

$$\Delta f_y = \frac{\gamma}{2\pi} G_y dy \quad (4)$$

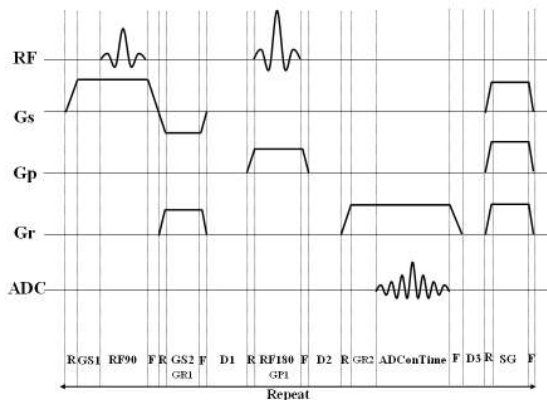


그림 2. 선주사영상 펄스열 시간도식

이렇게 하면 그림 3과 같이 90도펄스에 의해 선택된 단면과 180도펄스에 의해 선택된 단면이 교

차하는 y에 위치해 있으면서 두께가 dz이고 너비 dy인 x-방향에 평행한 막대모양의 체거에 있는 스핀들에서 에코신호가 발생하게 된다. 이때 발생하는 에코신호를 x-방향으로 주파수부호화를 하여 1차원 k-공간 데이터를 획득한 후 1차원 푸리에변화하여 선영상을 재구성한다. 이러한 과정을 y-값을 dy 만큼 증가시키면서 순차적 y-방향 픽셀수 만큼 되풀이 하여 단면영상을 재구성하게 된다. 그림 2에서 지연시간(D2)는 위상재정렬180도 펄스 이후부터 에코시간까지 최대의 신호를 갖게 하기 위해 시간을 보정하기 위해 적용하였다.

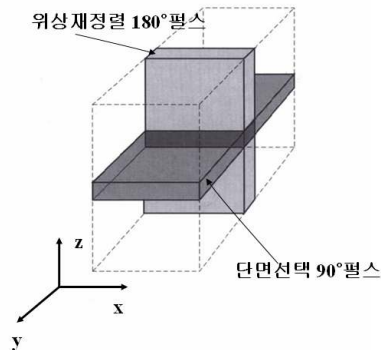


그림 3. 선주사펄스열로 선택한 2개의 교차영역

한편 신호 수신시 아날로그디지털변환 시작 시간(ADCConTime)의 대역폭은 최대 신호가 검출될 수 있도록 하기 위해 변환시간(analog digital sampling period)을 통해 조절하였다. 이번 실험에서는 펄스열이 시작된 이후부터 97,440 μs에 아날로그디지털변환시간이 시작되도록 하였다. 일반적으로 수신대역폭 (rBW)과 신호획득시간간격 (ΔT)의 관계는 아래와 같다.

$$rBW = \frac{1}{\Delta T} \quad (5)$$

본 실험에서는 ΔT는 50 μs를 사용하여 rBW는 50 kHz가 된다. 이 후 가해지는 경사자장(SG)은 수평자화를 소거를 위한 경사자장이다.

또한 선주사펄스열에 물 분자의 확산효과를 강

조하는 한 쌍의 경사자장을 위상재정렬180도 펄스 양쪽에 대칭으로 추가하여 확산강조영상 획득을 위한 펄스열을 구현하였다. 특히 확산경사자장의 크기(G)와 가해진 시간(δ) 및 두 확산경사자장의 시간간격(Δ)은 확산효과가 반영된 신호와 관련되어 있다. 본 실험에서는 최대 확산경사자장의 기울기는 $G = 15 \text{ mT/m}$, $\delta = 18 \text{ ms}$, $\Delta = 64 \text{ ms}$ 를 사용하였으며 본 연구에서 사용된 b값의 최대값은 301.50 s/mm^2 이었다.

3. 영상획득

준비된 두 개의 팬텀을 인접하게 배치한 후 선주사영상을 위한 1차원 k-공간 데이터를 획득하였다. 0.32 T에서는 반복시간(repetition time; TR)은 100 ms와 350 ms에 대해 영상을 획득하였고 에코시간(echo time: TE)은 20 ms와 80 ms, 숙임각 90도, 매트릭스 128×64 , 조사야 $240 \times 128 \text{ mm}$, 단면두께 6 mm, 단면 열의 너비 3 mm, 수신대역폭 50 kHz, 2 NEX(number of excitation)로 영상을 획득하였으며 1.5 T에서는 스핀에코와 고속스핀에코 펄스열을 사용하여 반복시간 = 127 ms와 1028 ms, 에코시간 = 14 ms와 100 ms, 숙임각 90로 각각 T_1 강조영상과 T_2 강조영상을 획득하였다. 또한 선주사확산영상을 위한 1차원 k-공간 데이터를 획득하였다. 이때 사용한 영상화 파라미터는 다음과 같다. 반복시간 350 ms, 에코시간 97 ms, 숙임각 90도, 매트릭스 128×64 , 조사야 $240 \times 128 \text{ mm}$, 단면두께 6 mm, 단면 열의 너비 3 mm, 수신대역폭 50 kHz, 6 NEX의 파라미터를 적용하여 획득하였으며 확산계수 계산하기 위하여 b 값은 0, 48.24, 147.74, 301.50 s/mm^2 에 대해 x-, y-, z-방향에 대한 경사자장을 걸어 각각에 대한 확산영상을 획득하였다. 1.5 T에서는 단일여기에코평면 펄스열을 사용하여 반복시간 = 1023 ms, 에코시간 = 120 ms, 숙임각 = 90도, $b = 0, 400 \text{ s/mm}^2$ 로 확산강조영상을 획득하였다.

III. 결과

1. 확산강조영상

1.1 자화율차이와 화학이동의 영향

구현된 선주사확산강조펄스열을 팬텀에 적용하여 확산강조영상을 획득하였다. 그림 4-(a)는 양성자강조영상이고 4-(b)는 $b = 147.74 \text{ s/mm}^2$ 일 때의 확산강조영상이다. 확산강조영상의 경우 양성자강조영상에서와 같이 염화나트륨수용액팬텀의 상층부의 공기층에서의 자화율에 의한 영상의 왜곡이 없으며 지방성분인 트리아실글리세롤 팬텀의 위치도 양성자강조영상에서의 위치와 같은 위치에서 획득함을 알 수 있다.

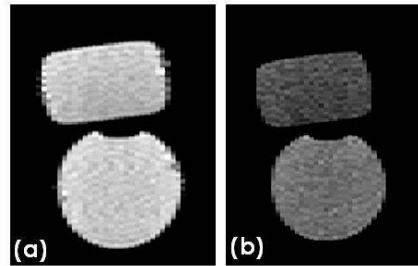


그림 4. 선주사영상 및 선주사확산강조영상.
(a) 선주사영상(TE = 20 ms)
(b) 선주사확산강조영상 (TE = 97 ms, $b = 147.74 \text{ s/mm}^2$)

한편 그림 5-(a)와 (b)는 각각 1.5 T 자기공명영상 장치에서 스핀에코펄스열로 획득한 T_1 강조영상과 단일여기에코평면기법을 이용하여 얻은 확산강조영상 ($b = 400 \text{ s/mm}^2$)이다. 그림 5-(b)에서 알 수 있듯이 단일여기에코평면기법을 이용한 확산강조영상에서는 트리아실글리세롤팬텀의 위치가 위상부호화 방향으로 많이 이동하여 나타남을 알 수 있다(흰색화살표). 이것은 단일여기에코평면기법을 이용하는 영상에서 흔히 나타나는 화학이동에 의한 결과이다.

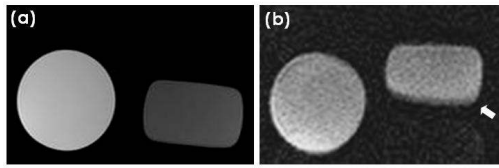


그림 5. 단일여기에코평면기법에 의한 확산강조영상. 트리아실글리세롤 팬텀(우)의 화학적 이동에 의한 위치정보의 왜곡 발생(흰색 화살표). (a) 강조영상 (스핀에코) (b) 확산강조영상 ($b = 400 \text{ s/mm}^2$)

1.2 확산계수

그림 6-(a), 6-(b), 6-(c), 6-(d)는 각각 $b = 0 \text{ s/mm}^2$, $b = 48.24 \text{ s/mm}^2$, $b = 147.74 \text{ s/mm}^2$, $b = 301.50 \text{ s/mm}^2$ 일 때 획득한 확산강조영상이다. 그림 7은 그림 6의 영상에서 각 팬텀의 75%를 포함한 관심영역의 평균 신호크기의 값을 측정하여 $b = 0$ 인 영상의 신호 값으로 나누어 준 결과를 b 값에 대해 로그스케일로 그린 그래프이다. 트리아실글리세롤 팬텀의 신호크기는 b 값이 증가 할수록 100.56 ± 7.40 에서 93.94 ± 7.31 까지 약 7% 감소하였고, 염화나트륨 수용액 팬텀의 신호크기는 171.85 ± 9.27 에서 85.76 ± 6.56 까지 약 50% 감소하였다. 이 그래프에서 기울기의 절대값이 각 팬텀의 평균확산계수 D 가 된다. 표 1은 염화나트륨수용액의 확산계수를 0.32 T와 1.5 T에서 측정하여 나타낸 것이다. 두 값이 오차범위에서 일치하였다.

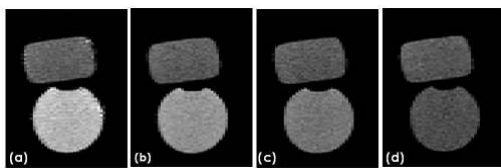


그림 6. 서로 다른 b 값에 의한 신호 감소영상. (a) $b = 0 \text{ s/mm}^2$ (b) $b = 48.24 \text{ s/mm}^2$ (c) $b = 147.74 \text{ s/mm}^2$ (d) $b = 301.50 \text{ s/mm}^2$

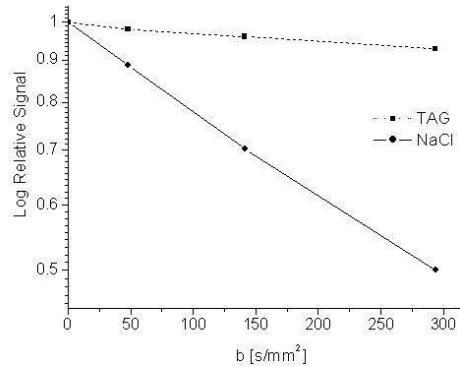


그림 7. b 값에 대한 상대적인 신호 크기의 지수함수 그래프

표 1. 0.32 T와 1.5 T에서 확산계수의 비교(평균 신호크기 \pm 표준편차)

	0.32 T	1.5 T
염화나트륨 수용액 팬텀	963.90 ± 79.83 ($\times 10^{-6} \text{ mm}^2/\text{s}$)	966.77 ± 4.12 ($\times 10^{-6} \text{ mm}^2/\text{s}$)

1.3 확산강조영상, 지수적결보기영상, 결보기확산계수지도

그림 8은 $b = 301.50 \text{ s/mm}^2$ 에 대해 획득한 선주사확산강조영상 데이터를 분석하여 얻어진 확산강조영상 (a), 지수적결보기확산영상 (b) 및 결보기확산계수지도 (c)이다. 확산강조영상의 결과는 두 팬텀의 확산계수의 차이에 비해 영상사이의 대조도 차이가 크지 않게 나타나는데 이는 염화나트륨수용액이 트리아실글리세롤보다 T2강조영상에서 밝기 때문에 확산에 의한 신호감소를 어느 정도 상쇄하기 때문이다.

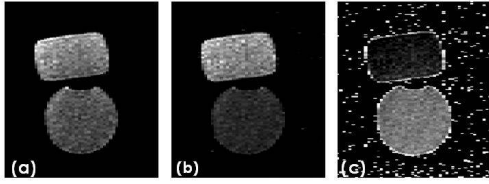


그림 8. 확산강조영상 및 확산계수지도.
(a) 확산강조영상 (b) 지수적결보기확산영상
(c) 결보기확산계수지도.

한편 그림 8-(b)의 지수적결보기확산영상은 순수한 확산효과만을 영상에 반영하기 때문에 확산성이 큰 조직에서는 저신호로 확산성이 작은 조직에서는 고신호로 나타난다. 그림 8-(b)에서 확산 계수가 작은 트리아실글리세롤 펜텀(위)은 고신호로 확산계수가 큰 염화나트륨 수용액 펜텀(아래)은 저신호로 나타났다.

또한 결보기확산계수지도는 각 픽셀별로 결보기확산계수값을 나타낸 영상으로 확산이 잘 되는 조직은 고신호로, 확산이 잘 되지 않는 조직은 저신호로 나타내어 조직별로 확산정도를 명확하게 구분하게 하여준다. 그림 8-(c)에서 지수적결보기확산영상과는 달리 확산 계수가 작은 트리아실글리세롤 펜텀(위)은 저신호로 확산계수가 큰 염화나트륨 수용액 펜텀(아래)은 고신호로 나타났다.

IV. 결론

본 연구에서는 선주사영상 및 선주사확산강조영상 펄스열을 개발하여 저자장(0.32 T) 자기공명영상시스템에서의 확산영상을 획득하였다. 개발된 펄스열은 요즘 가장 널리 사용되는 단일여기에코 평면기법기반 확산펄스열보다 자화율차이나 화학이동에 훨씬 덜 민감함을 확인할 수 있었다. 또한 작은 b값을 사용하였음에도 불구하고 확산계수를 1.5 T에서 측정한 값과 일치하는 결과를 얻을 수 있었다. 또한 지수적결보기확산계수지도나 결보기확산계수지도를 통해 확산효과를 충분히 영상으로 나타낼 수 있음을 확인하였다.

그러나 본 연구에서 개발한 펄스열을 임상적으로 적용하기 위해서는 신호대잡음비를 증가시키고

영상화 시간을 보다 단축해야할 필요가 있다. 이러한 부분은 영상시스템의 하드웨어적인 성능과 관련이 있기 때문에 시스템의 하드웨어 성능이 향상된다면 보다 향상된 확산강조영상이 가능하여 임상적으로 유용하게 사용될 것으로 기대되어진다.

감사의 글

본 연구는 2008년도 지식경제부 산업단지 혁신 클러스터사업 현장맞춤형 기술개발 지원계획에 의하여 이루어진 것임 (원주 08-101-005)

참 고 문 헌

- [1] Le Bihan D. Diffusion and Perfusion Magnetic Resonance Imaging: Applications to Functional MRI: Raven Press, 1995.
- [2] Mori S, Barker PB. Diffusion magnetic resonance imaging: its principle and applications. *Anat Rec.* 1999;257:102-109.
- [3] Denis Le Bihan MD, Mangin JF, Poupon C et al. Diffusion Tensor Imaging: Concepts and Applications. *JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING.* 2001;13:534-546.
- [4] Bammer R. Basic principles of diffusion-weighted imaging. *Eur J Radiol.* 2003;45:169-184.
- [5] Kubicki M, Maier SE, Westin CF et al. Comparison of single-shot echo-planar and line scan protocols for diffusion tensor imaging. *Acad Radiol.* 2004;11:224-232.
- [6] Gudbjartsson H, Maier SE, Mulkern RV et al. Line scan diffusion imaging. *Magn Reson Med.* 1996;36:509-519.
- [7] Gudbjartsson H, Maier SE, Jolesz FA. Double line scan diffusion imaging. *Magn Reson Med.* 1997;38:101-109.
- [8] Maier SE, Gudbjartsson H, Patz S et al. Line scan diffusion imaging: characterization in healthy subjects and stroke patients. *AJR Am J Roentgenol.* 1998;171:85-93.
- [9] Robertson RL, Maier SE, Robson CD et al. MR line scan diffusion imaging of the brain in children. *AJNR Am J Neuroradiol.* 1999;20:419-425.
- [10] Robertson RL, Maier SE, Mulkern RV et al. MR line-scan diffusion imaging of the spinal cord in children. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2000;21:1344-1348.
- [11] Maier SE. Slab scan diffusion imaging. *Magn Reson Med.*

2001;46:1136-1143.

- [12] Bammer R, Herneth AM, Maier SE et al. Line scan diffusion imaging of the spine. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2003;24:5-12.
- [13] Mansfield P, Maudsley AA. Line scan proton spin imaging in biological structures by NMR. *Physics in Medicine and Biology.* 1976;21:847-852.
- [14] Hori M, Aoki S, Okubo T et al. Line-scan diffusion tensor MR imaging at 0.2 T: feasibility study. *J Magn Reson Imaging.* 2005;22:794-798.