

3 Tesla MR Clinical Application : Advanced Neuroimaging

손 철 호 계명대의대

최근 3-4년간 MR의 hardware와 software의 급격한 발전으로 마침내 작년 말에 3.0 Tesla whole body MR 장비가 미국 FDA의 공인을 받았다. 한국에서도 일찍부터 3T MR장비의 개발이 이루어 졌고 이미 설치되어 연구와 임상 이용되고 있다. 여러 회사에서 개발 및 연구된 전신 3.0T MR 장비가 여러가지 가능성을 보이고 임상 도입 단계에 있지만 아직까지 실제 임상에서는 뇌신경계 분야가 주류를 이루고 있다. 지금 뇌신경계 분야에서 보편적으로 널리 사용되고 있는 1.5T MR 장비는 모든 면에서 상당히 안정적으로 임상 및 연구에 이용되고 있다. 1-2년 전만 해도 3.0 T MR기기는 뇌신경계 영역에서도 임상적으로 널리 사용되기에는 안정적인 면에서는 1.5T 기기에 비해서 떨어지는 것이 사실이었다. 그래서 주로 연구실 영역에서 많이 이용되고 있었다. 그러나 지금 본원에 설치 완료되어 임상에 적용한지 6개월 정도 이용한 예에서 보면 (about 2300 cases/6months) hardware, software적인 면에서 아직 조금의 불편함이 있지만 많은 부분이 충분히 인지되고 개선이 가능한 부분으로 거의 불편함이 사라질 것으로 기대되고 있고, 불편함을 넘을 수 있는 여러 가지 장점이 있다고 본다. 고자장 (>3.0 T) MRI의 매력은 자장에 비례적으로 SNR, spectral resolution이 높아지고, T1, BOLD등에 의한 대조도가 향상한다는 것이다. SNR의 증가는 temporal, spatial 분해능을 증가시키고, spectral resolution이 높아짐에 따라 MR spectroscopy상에서 주요 대사물질 이외의 작은 대사물질에 관한 스펙트럼의 분석을 향상시킨다. 이처럼 고자장 MR은 근본적인 장점을 가지고 있고 이러한 장점이 고자장 MR 시대로 가야 할 이유를 모두 설명하고 있다고 생각된다.

뇌신경계 MR영상에서 일반적인 MR 영상 펄스에 대한 3.0T의 임상 경험에 대한 것은 제외하고 여기에서는 주로 고자장 MR 기기에서 fMRI, Perfusion MR, MR spectroscopy, Diffusion imaging (DWI and DTI)에 대한 장, 단점을 간략히 기술하고 본원의 작은 경험을 주로 영상으로 요약해 보고자 한다.

Functional MRI

fMRI의 영사기법은 BOLD(blood oxygen level dependent) 기법과 spin-tagging의 두 가지 기법이 있고, BOLD 기법이 보편화되어 있다. BOLD기법은 휴식기와 자극기 사이에 정맥과, 소정맥에서 발생하는 deoxyhemoglobin의 농도 차이를 BOLD신호의 근원으로 하기 때문에 실제 뇌기능 위치와는 다소의 차이를 보일 수 있다는 문제점이 있다.

fMRI의 대조도(contrast)는 적어도 주어진 주 자기장의 크기와 비례적으로 증가한다는 것이 이론적, 실험적으로 증명이 되어 있다. 고자장 MR의 주요 장점은 첫째, 혈관 밖 조직의 이완율(relaxation rate)은 고자장에서는 향상된 oxygenation 의존도 가지며, 둘째로, 정맥혈의 T2, T2*가 급격히 짧아진다는 것이다. 따라서 큰 정맥 혈관내의 신호가 줄어들게 되어 BOLD기법의 단점을 줄일 수 있게 된다. 그러나 고자기장은 macroscopic (shim) artifact에 예민한 단점을 가지고 있다. BOLD 기법 fMRI는 gradient echo 기법을 사용하기 때문에 공기과 조직이 면한 부위에서 발생하는 magnetic susceptibility artifact (macroscopic field gradient)에 많은 영향을 받는데, 이러한 field inhomogeneity는 intra-voxel dephasing을 일으키고, 신호감소를 초래한다.

다. 이러한 효과는 고자장으로 갈수록 더욱 예민하기 때문에 뇌 부위중 전두동과 인접한 전두엽, 측두골과 인접한 측두엽의 뇌기능화 영상에 오류를 일으키게 된다. 이러한 문제를 부분적으로 개선하기 위한 방법으로 관상면으로 영상을 구성하거나, 국소적 shimming, tailored hybrid radiofrequency pulse 등을 사용한다.

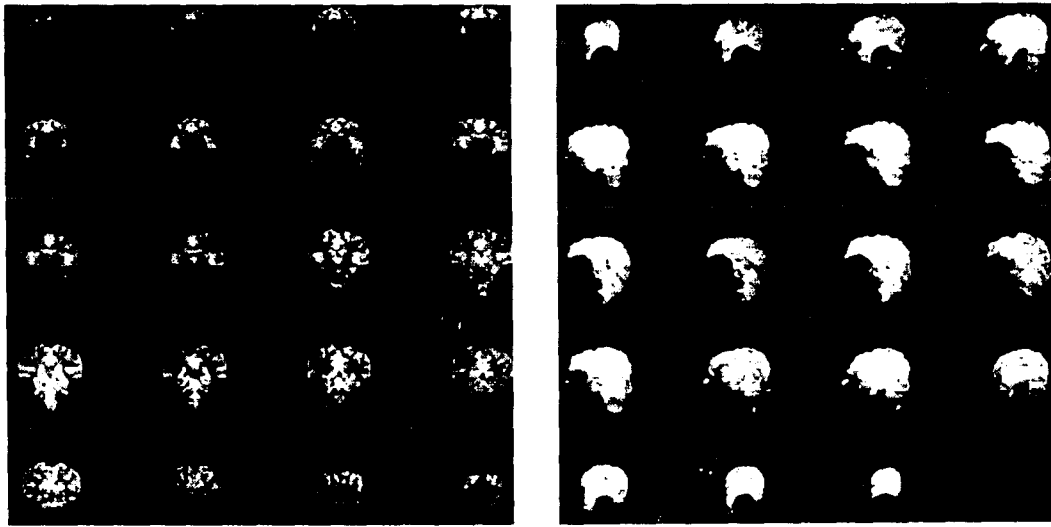
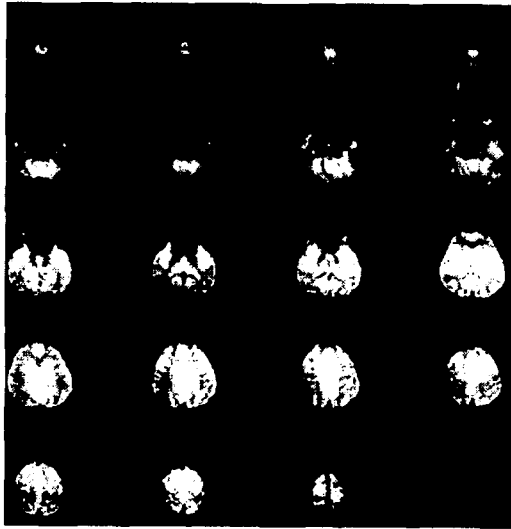


Figure. Gradient EPI axial, sagittal, coronal images.



Perfusion MR

관류 MR 영상 기법은 외부 조영제를 사용한 first-pass 기법과 180도 반전 펄스를 사용해서 혈액 내의 양전자를 endogenous tracer로 사용하는 spin-tagging (labeling) 기법의 두 가지가 있는데 임상에서는 현재 first-pass 기법을 많이 이용하고 있다. T2, T2*에 대한 susceptibility 효과는 자기장의 세기와 비교적 직선적으로 비례한다. 따라서 first-pass 기법을 이용한 관류 영상에서는 고자장(>3.0T)에서 높은 SNR을 얻을 수 있고, 이것은 상대적으로 낮은 자기장에서 얻는 정도의 SNR을 얻기 원한다면, 조영제의 양을 줄일 수 있게 된다. 그리고 spin-tagging 기법에서는 동맥혈의 T1이 길어짐에 따라 spin-tagging과 readout 사이에 신호감소를 줄일 수 있는 영상질의 향상을 가져온다. 이와 같은 효과는 TOF MR angiography상에서도 적용되어 정지된 조직과 혈류사이의 대조도를 증가시킨다.

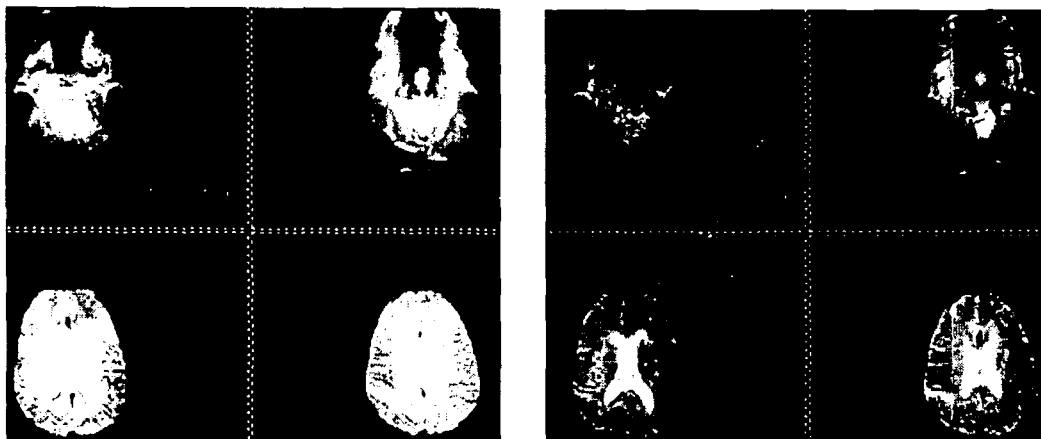


Figure. Sample raw data and parameter maps from a patient suffering from acute stroke symptoms.

A 56-year-old woman was imaged 4.5 hours after the onset of left-side weakness

MR Spectroscopy

고자장 MR은 한정된 소량의 SNR을 다루는 분야, 즉 MR spectroscopy에서 더욱 중요하다. 고자장에 의한 높은 SNR은 적어도 1-10 millimole 정도는 되어야 찾아 낼 수 있는 뇌 대물질의 연구에 매우 중요하며 voxel 크기를 proton spectroscopy상에서는 170-500 μ l, phosphorus spectroscopy에서는 12cc까지 할 수 있게 된다. 그리고 spectral dispersion은 spectral overlap을 최소화 할 수 있다. 즉, 1.5 T MR기기에서의 Chemical shift는 220Hz (3.5ppm \times 64MHz = 220Hz), 3.0T에서는 440Hz 이기 때문이다. 그러나 이러한 장점은 일반적인 MR 영상에서 chemical shift artifact를 더욱 조장하게 된다.

고자장 MR에서 MR spectroscopy에 영향을 주는 또 다른 변화는 증가된 susceptibility와 이완율(relaxation)의 변화이다. 증가된 susceptibility 때문에 더욱 적절한 shim currents와 coil이 필요하게 된다. 물과 대물질의 T2 value는 자기장이 증가함에 따라 짧아지는데, 예를 들어, 백질의 NAA T2는 약 360msec에서 약 230msec로 줄어들게 되고 이것은 1.5T에서 사용하는 long echo spectroscopy를 시행시 많은 신호 소실을 가져 올 수 있다. 고자장의 장점에도 불구하고 단점으로 인해 spectroscopy Short TE에서 1.5T와 3.0T와의 비교시, 이론적으로 100% SNR의 증가가 있지만 실지로는 23%의 증가만을 보였다는 보고가 있다.

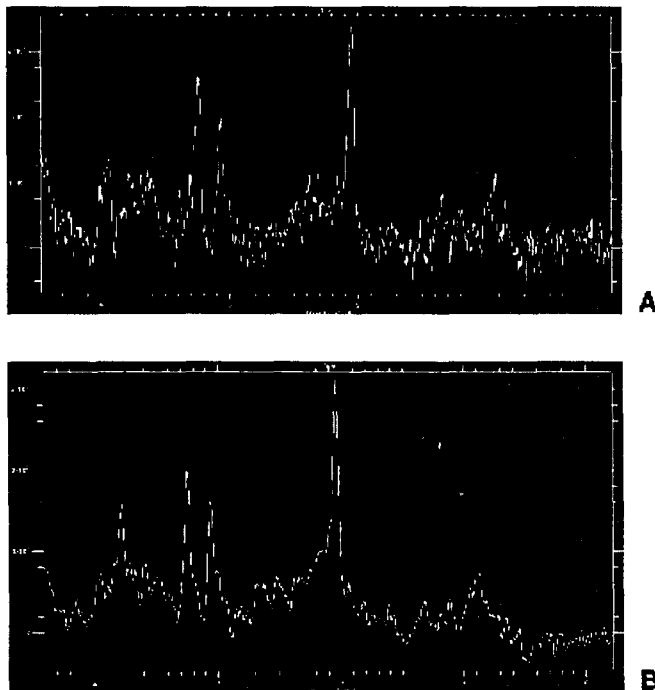


Figure. Proton spectroscopy of a normal adult brain in 3.0T.
(A) STEAM, TE 25 msec,
(B) PRESS, TE 25msec

Diffusion-Weighted and Diffusion Tensor Images

확산 (diffusion)은 자기장의 영향과 관계없는 내부의 물리적인 과정이며 이러한 현상을 비침습적인 방법으로 생체내에서 측정할 수 있는 유일한 방법을 제공하는 것이 MRI이다. 물 분자의 확산 운동은 3차원적인 현상으로 모든 방향으로 자유로이 움직이는 등방성 확산과 제한된 일정한 방향을 가지고 움직이는 비등방성 확산으로 나눌 수 있다. 인체 내에서 등방성 확산과 비등방성 확산을 뚜렷이 보여 주는 조직이 뇌척수액과 뇌백질이다.

일반적인 확산강조영상 (DWI)은 diffusion coefficient (D)라는 하나의 변수를 가진 수식으로 표현할 수 있고 MRI 신호에 미치는 diffusion의 효과는 신호를 감쇄시키는 것이다. 즉 주어진 b factor에서 D의 변화에 따라 신호 감쇄의 정도가 달라진다. 이 기법은 지금은 hyperacute infarction의 진단에 가장 중요한 영상기법으로 자리를 차지하고 있고, 뇌농양과 뇌종양의 감별등 많은 질환에 적용되고 있다.

비등방성 확산 (anisotropy)의 존재하에서 확산은 더 이상 하나의 변수를 가진 식으로 표현할 수 없고, 각각의 확산 경사자계를 따른 분자의 운동을 충분히 표현해 주는 tensor가 필요하게 된다. 확산 텐스 영상 (DTI) 을 이용하여 뇌백질의 비등방성 확산 정도를 생체내에서 측정할 수 있게 됨에 따라 뇌백질 구조의 완전도를 평가하여 여러 가지 질환에 응용하고자 노력이 계속되고 있고, 실 예로 외상성 뇌손상, 다발성 경화증, 그리고 정신분열증 등의 진단에 도움이 된다는 보고가 있다. 이러한 DWI, DTI영상에서 고자장의 효과는 위에서 언급한 것과 같이 특이한 것이 없고 다만 일반적인 MR 영상에 미치는 효과와 같이 SNR를 높이는 것이다.

확산강조영상에서 통상적으로 b value를 1000s/mm² 로 이용하고 있고, 이러한 경우는 뇌회질이 뇌백질보다 고신호강도로 보이는데, 이는 확산강조영상에 일부 잔여 T2 영향이 남아있기 때문이다. 그러나 b value를 증가시키면 이런 내재된 T2를 감소시키고 확산이 더욱 강조된 영상을 얻을 수 있으며, 이로써 확산강조영상에서 관찰되는 고신호강도가 내재된 T2의 영향인지 아니면 경색과 같은 확산이 감소된 부위인지 감별하는데 도움이 될 수 있다. DeLano 등에 의하면 b value를 2000 s/mm² 이상으로 했을 때 상대적인 현성확산계수를 좀 더 정확히 반영한다고 하며, 따라서 비교적 확산이 제한되어 있는 백질이 회질보다 b value가 증가함에 따른 신호감소가 적어 상대적으로 고신호강도를 보인다. 이런 경향은 b value를 증가시킬수록 더욱 뚜렷해지며, 백질 중에서도 난형중심, 내포의 후변연, 시방사, 상소뇌각교차 등은 촘촘한 백질 다발로 구성되어 상대적으로 더욱 고신호강도를 보이게 된다. 따라서 높은 b value 영상에서 보이는 이러한 고신호강도를 경색과 같은 병변으로 오인하지 말아야 한다. 높은 b value의 DWI는 급격히 SNR이 감소하는데, b 1000 s/mm²에서 3000s/mm²으로 증가하면, SNR은 1/2 정도로 낮아지며, 이것을 보완하려면, 촬영 시간을 늘여야 하는 단점이 있다. Sevicke등은 b 1500s/mm² 정도에서 정상 뇌조직과 경색부위의 대조도가 b 1000 s/mm² 에서 보다 증가한다고 보고하였다.

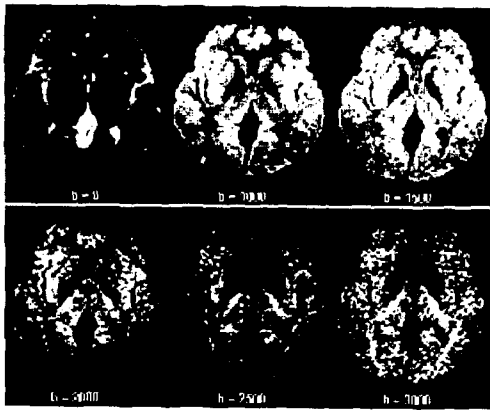


Figure. Diffusion weighted images at varyin b values.

As gradient strength increased, both gray an white matter structures diminished in signa intensity, and white matter becam relativelyhyperintense.

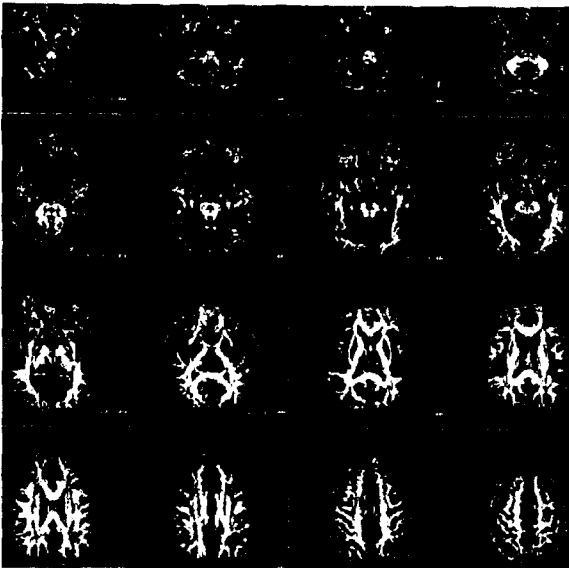


Figure. DTI of normal adult brain. Fractional anisotropy (25 directions)

References

1. Bihan DL et al. Diffusion tensor imaging: concepts and application *JMIR* 2001;13:534-546
2. Arfanakis et al. Indepenent component analysis applied to diffusion tensor MRI. *MR in Medicin* 2002;47:354-363
3. Pan JW. Clinical and physiological studies with high field human spectroscopy and spe ctroscopic imaging. *ISMRM*, 2002
4. Barker PB et al. Single-voxel proton MRS of the human brain at 1.5T and 3.0T. *MR in Medicine* 2001;45:765-769
5. Mildner T et al. A qualitative test of the balloon medel for BOLD-base MR signal changes at 3T. *MR in Medicine* 2001;46:891-899

6. Sevick RJ et al. Effect of b-value on contrast during diffusion-weighted magnetic resonance imaging assessment of acute ischemic stroke. *J Magn Reson Imaging*. 2002 15(5):591-596
7. Delano MC et al. High-b-value diffusion-weighted MR imaging of adult brain: image contrast and apparent diffusion coefficient map features