

Clinical Experience of 3.0T MRI

정 태 섭
연세의대 진단방사선과

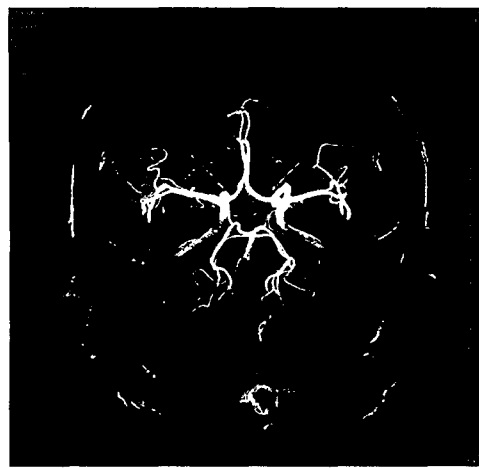
1.5T와 3.0T MRI 특성 비교 - 영상을 중심으로.

MRI는 CT에 비해 연조직에 대한 영상화 능력이 탁월하여 임상진단에 폭넓게 이용되고 있다. 그러나 MR 기기는 단순한 진단도구에서 더 나아가 인체에 대한 연구 도구로서도 활발히 이용되고 있으며, 연구에의 이용도는 3.0T MR 기기의 보편화로 더욱 증대되고 있다.

3.0T MR 기기의 국내 현황은, 실험용으로 가톨릭의대 강남성모병원과 대전 KAIST에 2대가 가동중이고, 임상병원으로는 대구 계명대 동산병원과 연세의대 영동세브란스에 2대가 설치 가동중이다 (아래 사진은 최근에 영동세브란스에 도입된 GE 3.0T로 얻은 영상으로 향상된 SNR과 분해능을 볼 수 있다). 이를 계기로 기존에 폭넓게 이용되고 있는 1.5T 와 3.0T의 MR 특성을 영상을 중심으로 간단히 고찰해 보고자 한다.



GE 3T 기기로 얻은 T2 영상



3T 자기공명혈관촬영 영상 (3DTOF)

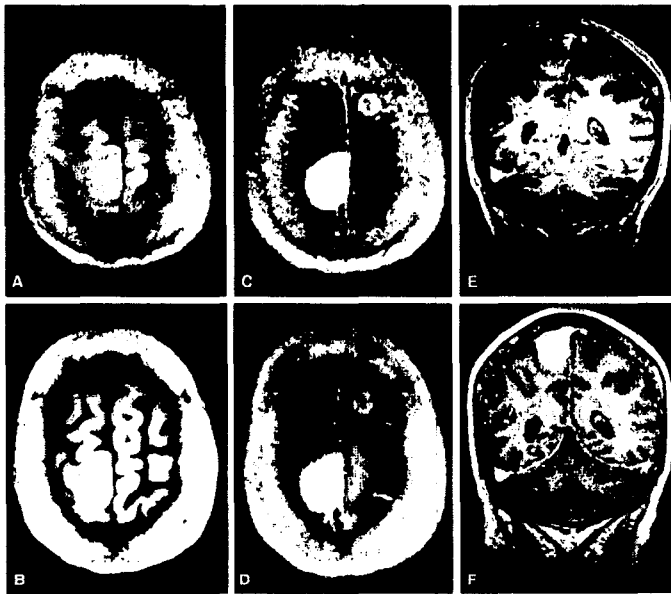
1. 조영증강에 의한 영상 대조도

조영제는 서로 다른 조직간에 T1 이나 T2 완화 시간을 달리하여 대조도의 차이를 증가시키는 물질로서, Gd-DTPA와 같은 조영제에 의한 대조도 증가는 초기 종양 및 전이 판별에 매우 중요한 역할을 한다. 따라서 1.5T와 3T에서 조영제 투여에 따른 종양에 대한 임상 진단의 효율성을 비교해 볼 필요가 있다. 조영제의 양은 주자기장의 세기에 따라 달라서 대체로 1.5T에서는 0.1 mmol/kg 정도이고 0.2T로 내려감에 따라 양은 증가시켜야 적절한 대조도를 얻을 수 있는 것으로 알려져 있으며, 조영제의 효과는 자장의 증가에 따라 우수해지는 것으로 알려져 있다.

T1-SE 영상의 경우, 잘 알려져 있다시피 조영제를 투여하기 전의 3T 영상은 1.5T에 비해 좋지 않으며, 조영제 투여 전/후의 백질/회백질의 대조도 차이 역시 1.5T가 더 우수한 것으로 보고되어 있다. 또한 자기 감수율(magnetic susceptibility) 및 맥박 등에 의한 인공영상은 3T에서 더 심하다.

그러나 조영제를 투여한 후에 얻은 종양의 대조도는 T1-SE의 경우, 3T가 약 1.4배 높고, 3D GRE (MP-RAGE) 시퀀스에서는 1.5T에 비해 약 2배 높다. 따라서 전반적으로 조영제에 의한 종양의 대조도 증가는 언급한 두 시퀀스(SE, 3D GRE)의 경우, 1.5T에 비해 3T에서 더 높다. 이것은 조영제에 의해 강조되지 않은 조직의 relaxivity와 조영제의 relaxivity가 자장의 증가에 따라 비례관계로 감소하는 것은 아니기 때문이라고 말할 수 있다.

결론적으로 자장의 증가에 따른 조직의 T1, T2 같은 인자의 변화를 잘 고려하면 3T MRI의 잇점을 충분히 살릴 수 있을 것으로 예상된다.



두 군데의 fibroblastic meningioma가 있는 환자에 대한 T1-SE의 조영제 투여전 (A, B)과 후 (C, D)의 영상 (윗줄이 3T이고 아랫줄이 1.5T이다). E, F는 MP-RAGE 영상이다. 조영제 투여전의 3T T1-SE에서 종양은 백질과 거의 비슷한 신호세기를 보이고 1.5T에서는 좀 더 높은 신호를 보이나, 조영제 투여후에는 3T에서 더 높은 대조도를 보인다.

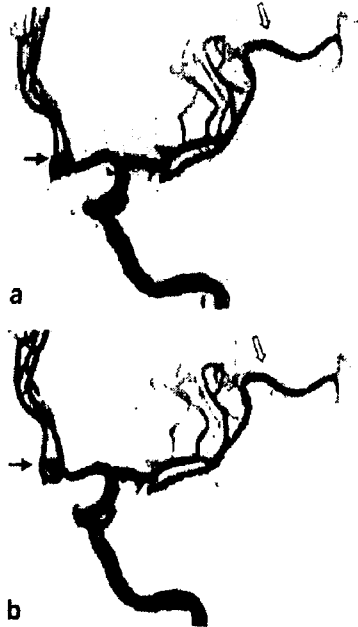
2. 두경부 MR Angiography

3.0T로 자장이 증가함에 따라 SNR이 증가하고, 자기 감수율 및 화학적 이동량도 선형으로 증가하므로 기능자기공명영상(fMRI)과 자기공명 분광학(MRS)에서 이 같은 장점이 먼저 이용되는 것은 당연한 일이다. 그러나 이의 영향은 자기공명 혈관 촬영에서도 그대로 나타난다.

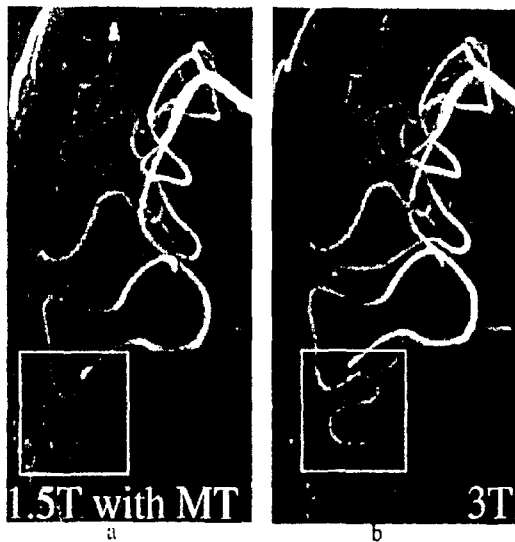
3D-TOF(Time-Of-Flight) MRA 경우, 1.5T에 비해 3T에서 T1이 길어져서 배경 신호를 억제하기가 쉬워지며, SNR의 향상으로 distal intracranial vessel 및 carotid arteries 신호의 향상을 볼 수 있다. 이것은 1.5T에서 MT(Magnetization Transfer)를 동반한 TOF의 영상보다도 우수한 것으로 보고되었다. 3T에서 이러한 blood-to-background의 대조도 향상은 distal intracranial vessel을 영상화하는데 특히 도움이 될 것으로 보이며, 3T에 MT까지 가하면 더 큰 대조도 향상을 기대할 수 있다. 또한 동맥류(aneurysm)에 대한 소견에서도 3.0T의 영상이 진단에 훨씬 유리하다.

가끔 3.0T 3D-TOF MR 영상이 맥동성 인공영상(pulsatile flow artifacts)이 가능한 영역에서

1.5T 의 경우보다 안 좋은 것으로 알려지기도 하는데, 이에 대한 이유로는 SNR의 증가가 noise에 대한 artifact의 비율도 증가시킨 것이거나 자기감수율이 증가해서 pulsatile flow artifacts가 증가한 것이 아닌가 추측해 볼 수 있다. CE-MRA에서의 RF power 축적으로 인한 영향은 1.5T에는 큰 문제가 아니었는데 3.0T에서는 심해지므로 TR 및 숙임각(flip angle) 과 같은 영상 파라미터의 조정으로 해결이 가능하다.



3D TOF의 1.5T (a) 및 3.0T (b) 비교. 3.0T 에서 anterior communication artery aneurysm (검은 화살표)이 더 잘 구분된다. 큰 화살표는 middle cerebral branch vessels 이다.



MT가 가해진 1.5T 와 MT가 없는 3.0T의 3D TOF 비교. 1.5T에서는 SNR이 낮고 배경신호가 커서 주변부의 혈관이 잘 보이지 않는다.

3. Arterial Spin-Labeling (ASL)을 이용한 관류영상

관류영상은 Cerebral Blood Flow (CBF)나 Cerebral Blood Volume (CBV) 등 비침습적으로 생리학적 변수 및 진단을 위한 정량평가가 가능하다. 이중 ASL 방식의 관류영상은 자기 감수율의 변화에 관계하는 것이 아니어서 orbital frontal cortex나 inferior temporal lobe 같이 자장의 불균일성이 심한 영역에도 적용이 가능하다. 이를 이용하여, 최근에는 기능자기공명영상(fMRI)에서도 BOLD 신호와 ASL 관류영상을 동시에 얻어 서로 보완적인 역할을 할 수 있도록 하고 있으나 SNR이 낮고 표식된 스핀이 영상영역까지 오는데 걸리는 arterial transit time이 T1 정도로 짧다는 문제점이 있다. 3T와 같은 고자장에서는 이런 문제가 자연스럽게 해결된다. 고자장으로 감에 따라 T1이 길어져서 표식스핀의 손실이 줄고 이와 관련된 인공물도 감소하기 때문이다. 또한 SNR도 증가하므로 공간 및 시간 분해능의 증가를 기대할 수 있다. 보고된 바에 의하면, 3.0T에서 얻은 ASL 관류영상은 SNR 면에서 1.5T의 것보다 우수해서, 백질, 회백질 모두 3.0T에서 1.5T 신호의 3배정도인 것으로 알려져 있다.

그러나 여전히 임상에서의 관류영상은 조영제를 이용하는 방법을 사용하고 있는 것이 현실인데, 이의 주원인은 SNR 때문으로, 적절치 못한 SNR은 ASL 방식의 관류영상에서 가장 큰 단점 중의 하나이다. 앞으로 ASL 방식의 관류영상의 감도 향상을 위해 더 노력해야 할 필요가 있으며 여기에 3T 자장은 하나의 디딤돌이 될 것이다.

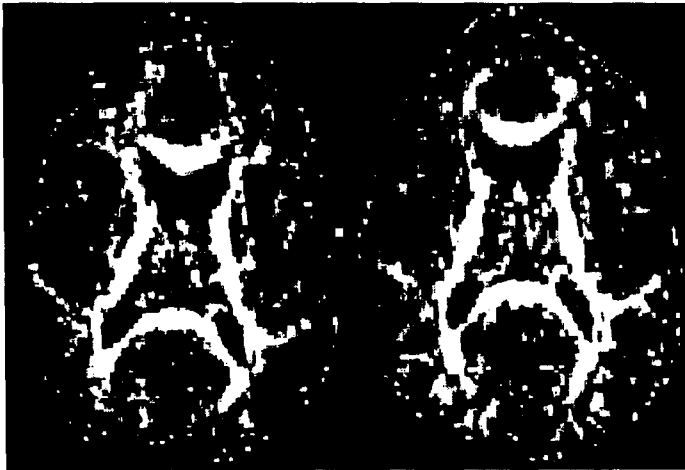
4. 확산 강조 영상 (Diffusion Weighted Imaging)

확산강조영상은 ADC(Apparent Diffusion Coefficient)를 측정하는 것으로, 급성 뇌경색인 경우, T1 이나 T2 이미지보다는 확산강조영상에서 세포의 비정상적인 관찰이 가능하며, multiple sclerosis, dyslexia, schizophrenia, alcoholism 등에도 적용된다. 또한 백질의 경우, 물분자의 확산은 신경섬유(fiber)의 방향으로 일어나고 그에 수직인 방향으로 확산이 억제되어 비등방적인 확산을 유발한다는 사실을 기초로 해서 신경로(track)를 영상화 할 수 있다.

DWI를 위해 보통은 single-shot SE-EPI를 이용하는데, 팬텀의 경우, 3T가 1.5T에 비해서 2.2 정도의 SNR 향상이 있으며, in vivo에서는 1.4 정도의 이득이 있는 것으로 보고되어 있다. 이러한 차이 중의 하나는 생리학적인 noise 가 한 원인인 것으로 여겨진다.

그러나 SNR을 20 이상으로 유지하는 경우에는 1.5T와 3T에서 평균 확산도 (mean diffusivity)와 FA(Fractional Anisotropy)값에 차이가 없는 것으로 보고되었다. 따라서 현재까지는 SNR이 충분히 큰 조건에서 측정이 가능하다면, 1.5T에 비해 3T의 잇점은 DWI에 관한 한 크지 않다고 말할 수 있겠지만, 확산의 탐지를 위해 경사자장을 가해야하고, 이로 인해 SNR이 저하되기 때문에 3T의 잇점은 크다고 말할 수 있겠다.

3.0T는 40% 정도의 SNR 향상이 있어서 1.5T에 비해 더 좋은 분해능을 제공하고 짧은 측정 시간을 보증한다. 그러나 고자장으로 옮겨감에 따라 발생하는 여러 문제점이 있는데, 가장 큰 문제는 EPI를 사용하는 경우 나타나는 영상의 왜곡이다. 1.5T에 비해 3T의 T2*가 짧아져서 EPI 영상을 왜곡시키고 공간 분해능도 저하시키며, 자장 증가에 따라 자장의 불균일성도 역시 증가해서 영상의 왜곡 뿐 아니라 영역에 따른 신호 손실에도 영향을 미친다. 이러한 영상 왜곡과 관련해서는 다른 시퀀스를 이용하거나 지속적인 개선이 이루어져야만 한다.



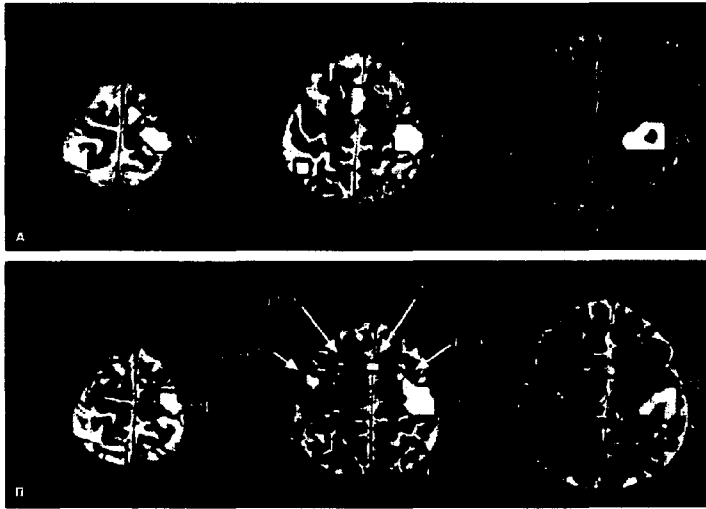
1.5T (좌), 3.0T (우)에서의 확산강조영상법에 의한 FA 영상. 1.5T의 회백질 및 CSF에서는 noise의 증가로 백질구조가 명확하지 않다.

5. 기능자기공명영상 (fMRI) - 운동영역 검출에 국한하여.

BOLD(Blood Oxygenation level-dependent) 효과는 regional cerebral deoxyhemoglobin의 농도, regional blood flow, regional cerebral blood volume 등에 관계한다. 고자장에서의 fMRI의 잇점은 SNR이 상대적으로 커지고 BOLD 대조도의 원인이 되는 감수율 효과에 대한 감도가 커진다는 것을 들 수 있다. BOLD 효과는 1.5T의 경우, 거의 대부분이 어느 정도 큰 혈관에 의해 검출되는 반면, 3T에서는 국소적인 신경의 활동을 더 잘 나타내는 것으로 생각되는 미세혈관에 의한 신호를 더 잘 볼 수 있다.

Sequential finger tapping 방식으로 1.5T와 3T에서 운동피질의 활성화를 알아본 경우, premotor area, supplementary motor area(SMA) 및 ipsilateral sensorimotor area(SM1) 영역에서 3T 신호가 상당히 증가되는 것으로 보고되었다. 그러나 운동계를 직접 관장하는 SM1의 경우에는 1.5T와 3.0T 사이에 큰 차이가 없다. RF 숙임각(FA)과의 연관성 경우, 1.5T에서는 contralateral SM1 과 SMA에서 FA에 따라 활성화되는 pixel의 수가 증가하였으나 3T에서는 FA에 따른 차이가 거의 없는 것으로 보고되었다.

대체로 1.5T에 비해 3T에서 신호의 검출력이 증가하는데, 이는 BOLD 신호 변화가 2배정도 커지고 SNR도 증가한 때문으로 보인다. 그러나, 자장에 따라 영역별로 신호세기가 다른 것을 고려할 때, 임상 활용 시에는 task demand와 더불어 자장의 세기를 고려해야 타당한 해석이 될 것으로 보인다.



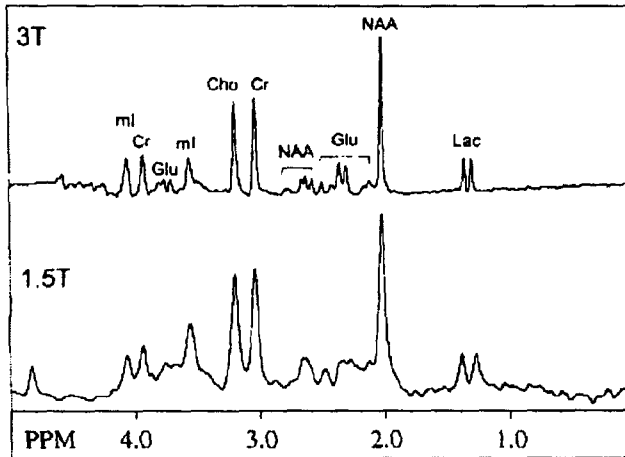
GRE EPI 방식으로 얻은 sequential finger tapping의 1.5T 및 3.0T의 비교. 3T에서는 premotor와 ipsilateral SM1의 활성화를 볼 수 있다.

6. 자기공명 분광학 (MR Spectroscopy)

자기공명분광학(MRS)은 비침습적으로 인체에 대해 일종의 화학분석을 시행하는 것으로서 ^1H MRS의 경우, 두뇌의 대사물질(NAA, Cr, Cho, Lac 등)의 양을 알아내어 그 상대적인 비율을 통해 종양의 양성/악성 여부를 진단하기도 하며, ^{31}P MRS를 시행하여 에너지 대사물질에 대한 연구를 수행하기도 한다. 현재까지 in vivo MRS에서는 민감도 및 화학적 이동량의 증가를 이유로 고자장을 선호해 왔는데, 고자장에서 예상되는 이러한 잇점은 완화시간의 변화 및 자기 감수율에 따른 선평의 증가, RF coil의 효율성 등으로 인해 상쇄될 가능성이 있다. T1, T2 등 다른 변수들이 동일하다면 SNR은 자장에 선형으로 증가한다고 알려져 있다. 그런데, 스펙트럼의 분해능은 자장에 선형으로 관계하나 또한 선평에도 관계하고 이 선평은 T2 완화시간 및 자장 균일도의 함수이어서, 자장에 따라 선형으로 증가하는 것으로 예상된 SNR은 이러한 변수들이 자장세기에 따라 크게 변하지 않을 경우에만 가능한 양임을 알 수 있다.

STEAM(Stimulated Echo Acquisition Mode)을 이용하여 centrum semiovale의 회백질에 대해 1.5T 와 3T를 비교해 본 결과, short echo time이라고 할 수 있는 TE=20ms 의 경우, 3T의 스펙트럼 신호가 20% 정도 향상되며, long echo time (TE=270ms)에서는 비슷한 SNR이 보고되었다. 팬텀의 경우는 3T 신호가 굉장히 향상되었으나, in vivo spectra에서의 분해능은 3T에서의 선평이 증가하는 관계로 거의 상쇄되어 1.5T와 비슷한 양상을 보이며, Glu/Gln (2.1-2.4 ppm) 영역은 명확하게 분리가 되지 않는다고 하더라도 3T에서 약간은 더 분리되어 보인다. 한편, T2 완화시간은 1.5T에서 물, Cho, Cr, NAA 가 각각 0.10 ± 0.01 , 0.40 ± 0.08 , 0.27 ± 0.05 , 0.48 ± 0.08 sec 이고, 3T에서는 0.09 ± 0.02 , 0.18 ± 0.04 , 0.15 ± 0.04 , 0.21 ± 0.02 sec이다. 선평은 물, Cho, Cr, NAA 가 각각 2.9 ± 0.7 , 1.6 ± 0.7 , 1.7 ± 0.8 , 2.2 ± 0.7 Hz 이고, 3T에서는 4.3 ± 1.1 , 4.6 ± 1.9 , 4.0 ± 1.8 , 4.8 ± 1.9 Hz 이어서, 3T에서 T2 완화시간은 확실히 짧고 선평은 더 넓음을 알 수 있다.

전반적으로 short TE에서 3T가 1.5T에 비해 약간 개선된 민감도를 보이지만, 이러한 개선점도 선평의 증가와 T2 완화시간의 감소로 일부분 상쇄되는 면이 있으므로, 3T에서의 잇점을 충분히 살리려면 합리적인 측정시간 내에서 shimming을 충분히 실행해야 한다.



1.5T와 3.0T에서 팬텀에 대해 STEAM으로 얻은 single voxel MR 스펙트럼.

7. 결론

3.0T MR 기기는 아직 개발이 진행중인 것으로서 현재는 두부촬영에 집중되어있으며, 앞으로 여러 종류의 코일이 개발, 장착될 예정이다.

이상에서 언급한 바와 같이, 3T로 감에 따라 신호대 잡음비인 SNR의 향상이 기대되어 미소신호의 검출이 용이하게되고, 화학적 이동이 커서 스펙트럼의 갈라짐이 크게되며, 이로 인해 고분해능의 영상이 가능해지는 등, 여러 장점이 있지만, 자장이 증가함에 따라 발생하는 문제점도 아직은 만만치 않다. 가장 큰 문제 중의 하나는 증가한 자기감수율의 효과로 인한 인공영상 문제이다. 이것은 특히 전두엽과 측두엽에서 공기와 접한 부위와 같이 자기 감수율이 급격히 변하는 곳에서 심하게 나타나는데, 일반 영상에서는 거의 문제가 되지 않지만, fMRI를 얻는데 이용되는 EPI 영상에서는 아직도 상당한 문제이어서 집중적인 해결이 요구된다. 또한 화학적 이동이 커지는 것으로 인한 인공영상을 줄이려면 더 강한 경사자장과 더 큰 대역폭을 써야하는데, 이로 인해 인체에 RF 에너지가 더 많이 흡수되는 SAR 문제가 발생하고, 따라서 최적의 RF power를 가하면서 좋은 영상을 얻을 수 있는 프로토콜을 확립해야한다.

그러나 이러한 문제에 비해 3T가 주는 잇점은 훨씬 더 강력한 것으로 앞으로 지속적인 연구 개발에 힘입어 훌륭한 영상은 물론 인체에 대한 연구 활동이 더욱 활발해질 수 있을 것으로 기대한다.

8. 참고문헌

1. Stefan H, Michael E.M, Peter S, Maj H. Diffusion-tensor MR imaging at 1.5 and 3.0 T: initial observations. *Radiology* 2001;221:550-556.
2. Gunnar K, Andreas K, Gary H.G. Neuroimaging at 1.5T and 3.0T: Comparison of oxygen-sensitive magnetic resonance imaging. *Magn Reson Med* 2001;49:595-604.
3. Bartha R, Drost D.J, Menon R.S, Williamson P.C. Comparison of the quantification precision of human short echo time 1H spectroscopy at 1.5 and 4.0 tesla. *Magn Reson Med* 2000;44:185-192.
4. Bernstein M.A, Ill J.H, Lin C, Gibbs G.F, Felmlee J.P. High-resolution intracranial and cervical MRA at 3.0T: technical considerations and initial experience. *Magn Reson Med* 2001;46:955-962.
5. Osame A-K, Derek J.E, Alan H.W. Vessel contrast at three tesla in time-of-flight magnetic resonance angiography of the intracranial and carotid arteries. *Magn Reson Img* 2002;20:181-187.
6. Yongbi M.N, Fera F, Yang Y, Frank J.A, Duyn J.H. Pulsed arterial spin labeling: comparison of multisection baseline and functional MR imaging perfusion signal at 1.5 and 3.0 T: initial results in six subjects. *Radiology* 2002; 222:569-575.
7. Barker P.B, Hearshen D.O, Boska M.D. Single-voxel proton MRS of the human brain at 1.5T and 3.0T. *Magn Reson Med* 2001;45:765-769.