



복부질환 고자장 자기공명영상

나 성 은* | 가톨릭대학교 의과대학 서울성모병원 영상의학과

High field strength magnetic resonance imaging of abdominal diseases

Sung Eun Rha, MD*

Department of Radiology, Seoul St. Mary's Hospital, The Catholic University of Korea College of Medicine, Seoul, Korea

* Corresponding author: Sung Eun Rha, E-mail: serha@catholic.ac.kr

Received November 1, 2010 Accepted November 14, 2010

Abstract

Due to the development of dedicated receiver coils for 3 tesla (T) magnetic resonance (MR) imaging and increased gradient performance, 3T MR imaging of the abdomen is rapidly becoming a part of routine clinical practice. The most important advantage of 3T MR imaging is a higher signal-to-noise ratio and contrast-to-noise ratio compared with 1.5T systems, which can be used to improve spatial resolution and shorten image acquisition time. In the abdomen, the improved image quality of non-enhanced and enhanced solid organ imaging, MR angiography, MR cholangiopancreatography, and MR spectroscopy can be obtained at 3T due to the increased signal-to-noise ratio and contrast-to-noise ratio. However, 3T abdominal MR imaging also presents several technical challenges, such as increased energy deposition within the patient's body, standing wave artifacts, and increased susceptibility artifacts. Therefore, abdominal MR imaging at 3T requires adjustments in the sequence parameters of pulse sequences designed for 1.5T to optimize image quality. At present, 3T abdominal MR imaging is feasible with high image quality in an acceptable scan time, but 3T imaging is not significantly superior to 1.5T imaging in terms of cost-effectiveness. Future improvements in coil technology and new sequences suitable for 3T may enable wider clinical use of 3T for abdominal MR imaging.

Keywords: Magnetic resonance imaging; High field strength; Abdominal diseases; 3 tesla

서론

복부영역에서 자기공명영상(magnetic resonance imaging, MRI)은 다양한 질환의 발견, 감별진단 및 치료 결정을 위한 정보를 제공하는 중요한 영상검사로 널리 이용되고 있다. 1980년대 후반부터 1.5 tesla (T) MRI 장비가 임상적으로 이용되면서 현재 양질의 안정된 영상을 제공하고 있으나, 2000년대에 들어오면서 3T MRI의 임상적용

이 허가된 후 주요 기계회사에서 3T MRI 장비와 고주파 코일의 개발을 활발히 함에 따라 현재 전 세계적으로 3T MRI 장비의 설치가 증가하고 있으며, 그에 따라 3T MRI의 임상적 이용도 급증하고 있는 추세이다. 3T MRI의 가장 중요한 장점은 1.5T 기기에 비하여 이론적으로 두 배 높은 신호대 잡음비(signal to noise ratio)를 제공하기 때문에 고해상도 영상을 얻거나 영상획득시간의 단축이 가능하다는 것이다. 그러나 이미 3T의 장점이 잘 알려져 임상에 적용되고 있는

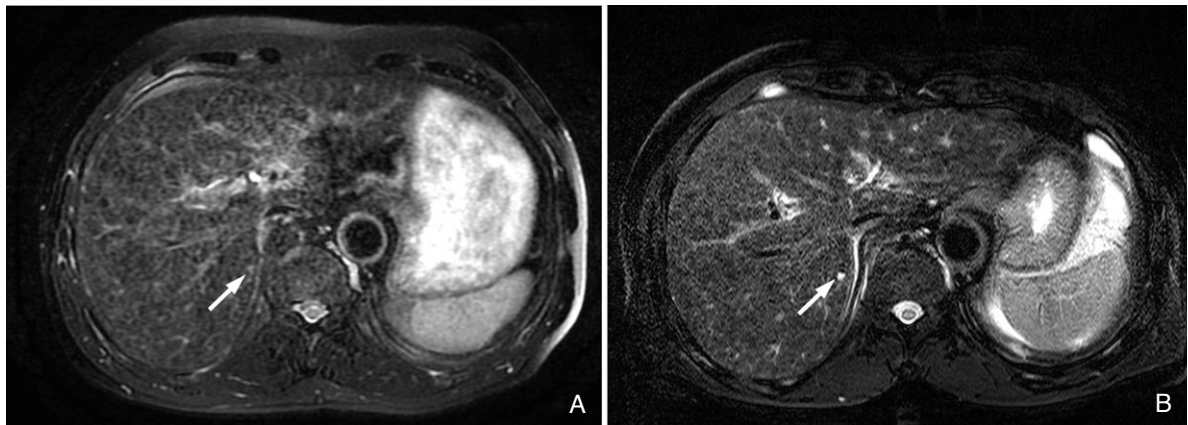


Figure 1. Comparison of T2-weighted fast spin echo images obtained with 1.5 tesla (T) (A) and 3T (B) systems in the same patient. The image obtained at 3T shows an increased signal-to-noise ratio with increased conspicuity of a small hepatic cyst (arrow). Parameters at 1.5T were 5,500/88 (repetition time msec/echo time msec), 6-mm section thickness, 320x224 matrix, and 36-cm field of view. Parameters at 3T were 2,500/99, 6-mm section thickness, 512x255 matrix, and 36-cm field of view.

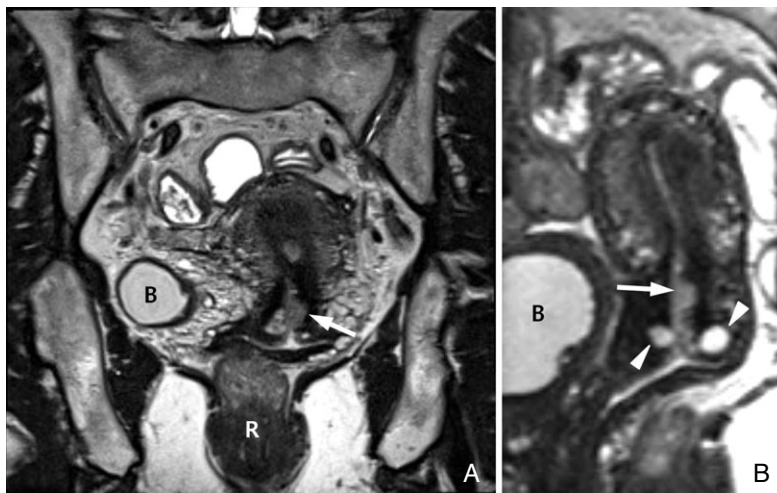


Figure 2. High-resolution isotropic 3D T2-weighted images of the female pelvis at 3 tesla (T). (A) 3D turbo spin echo T2-weighted image in a 58-year-old woman with cervical cancer shows slightly hyperintense endocervical mass (arrow). Sequence parameters were sampling perfection with application of optimized contrasts using different flip angle evolution (SPACE), 2,000/127, 1-mm section thickness, echo train of 89, 256x256 matrix, and 18-cm field of view. (B) Sagittal reconstructed image from 3D data set again shows hyperintense endocervical mass (arrow) and two nabothian cysts (arrowheads). B, bladder; R, rectum.

가 제한적이다[1-10]. 본 특집에서는 복부 영상에서 1.5T에 대한 3T MRI의 장점 및 문제점과 앞으로의 전망에 대해 소개하고자 한다.

복부 영상에서 3T MRI의 장점

3T는 1.5T MRI에 비하여 더 높은 신호대잡음비와 대조도대잡음비(contrast to noise ratio)를 제공하기 때문에 해상도를 높이거나 영상획득시간을 단축할 수 있다(Figure 1). 가돌리늄 조영제를 사용한 조영증강 영상검사는 대조도 증가에 따라 병변이 더욱 뚜렷이 보이게 되고, 자기공명 혈관조영술(MR angiography)의 해상도가 높아지며, 사용하는 혈관 조영제의 양

을 줄일 수도 있다. 신호대잡음비가 증가하면 자기공명 담관조영술(MR cholangiopancreatography)에서 액체를 더 뚜렷이 보여줄 수 있어서 해상도가 높아진다. 또한 화학적 이동효과가 증가하므로 자기공명 분광법(MR spectro-

scopy)의 해상도가 높아지며, 사용하는 혈관 조영제의 양을 줄일 수도 있다. 신호대잡음비가 증가하면 자기공명 담관조영술(MR cholangiopancreatography)에서 액체를 더 뚜렷이 보여줄 수 있어서 해상도가 높아진다. 또한 화학적 이동효과가 증가하므로 자기공명 분광법(MR spectro-

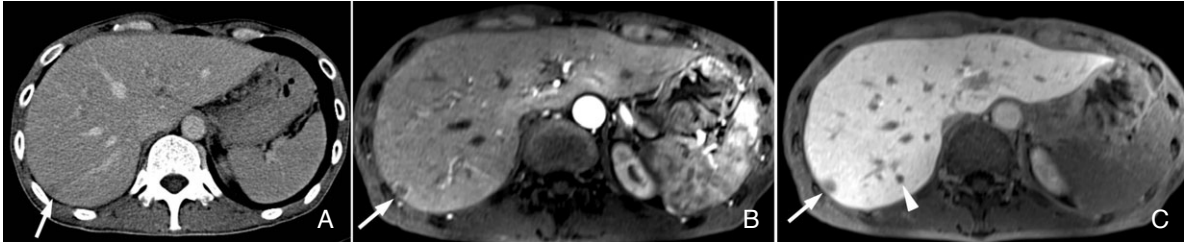


Figure 3. Increased conspicuity of hepatic metastasis at 3 tesla (T) magnetic resonance imaging using liver-specific contrast agent in a patient with rectal cancer. (A) Contrast-enhanced computed tomography shows a subtle low density lesion (arrow) at the periphery of the right hepatic lobe. (B) Axial dynamic contrast-enhanced 3D gradient echo T1-weighted image with fat saturation after injection of gadoxetic acid shows a small low signal intensity lesion with peripheral rim enhancement on hepatic arterial phase. (C) On hepatobiliary phase obtained 20 minutes after contrast injection, the mass shows distinct low signal intensity (arrow) compared with background liver enhancement. Another unexpected small metastatic lesion (arrowhead) is also easily detected the segment 7 of the liver.

scopy)의 분광 해상도가 증가한다. 자화율(magnetic susceptibility)의 증가에 따라 출혈, 복강내 공기 등을 더 쉽게 발견할 수 있는 장점이 있는 반면 이로 인해 국소적으로 영상의 심한 왜곡을 초래할 수도 있다.

1. 복부 고형장에서 병소 진단능의 개선

3T MR 기기에서의 증가된 신호대잡음비는 공간해상도를 향상시키고, 한 번의 호흡 정지 동안 3차원 용적 데이터를 얻음으로써 더 많은 영상행렬(imaging matrix)과 더 얇은 절편의 영상정보를 얻을 수 있고, 얻어진 등방성 데이터를 이용하여 원하는 평면을 따라 영상 재구성을 함으로써 수술적 치료 전 중요한 해부학적 구조물이나 혈관과 병변 간의 관계 등 상세한 해부학적 묘사가 가능하게 되었다(Figure 2). 필요한 경우 증가된 신호대잡음비를 영상획득 시간을 단축하는데 이용할 수도 있다. 특히 호흡을 길게 참기 어려운 환자나 장시간 MRI 검사를 하기 어려운 밀실 공포증 환자의 경우는 공간해상도의 향상보다는 영상획득 시간을 짧게 하도록 연쇄 지표를 조정하면 유용하다[1-4].

또한, 3T에서는 가돌리늄 조영제에 대한 민감도가 증가하므로, 고형장기인 간, 췌장, 신장, 자궁 등 고형장기에 있는 종괴를 좀 더 잘 묘사할 수 있다. 3T에서의 증가된 대조도대잡음비 덕분에 사용하는 조영제의 양을 줄여도 뇌 병변을 더 뚜렷이 볼 수 있다는 연구결과가 보고되어 있는데 복부 영상에서도 비슷한 효과를 기대할 수 있다[11].

대부분의 대학병원에서 이용하는 복부 영역의 기본 MRI

펄스기법에는 1) 전반적인 해부구조를 알아보고 다음 펄스연쇄(pulse sequence)를 계획하기 위한 관상면 단발고속스핀에코(single-shot fast spin echo, SSFSE 또는 half-Fourier acquisition single-shot turbo spin-echo), 2) 간 낭종, 혈관종 등의 낭성 병변을 찾고 진단하기 위한 목적의 축상면 SSFSE, 3) 축상면 T1 강조 고속스핀에코(fast spin echo; FSE), 4) 간, 부신 선종, 신장 혈관근육지방종(angiomylipoma) 등 지방이 침착된 장기 또는 병변을 진단하기 위한 축상면 화학이동영상, 5) 고형성 병변의 진단 및 정확한 해부학적 구조를 알아보기 위한 축상면 지방억제 T2 강조 FSE, 6) 조영증강 후 이차원 또는 삼차원 T1 강조영상 등이 포함된다. 1.5T MRI에서 사용하던 기본 펄스연쇄를 3T에서도 모두 이용 가능한데, 1.5T와는 물리적 차이가 있으므로 연쇄 지표의 조정을 통한 최적화가 필요하다. 여러 다양한 펄스연쇄 중에서도 단발고속스핀에코와 조영증강 T1 강조영상의 질이 1.5T에 비해 3T에서 우수한 것으로 알려져 있다[1-3,9].

간 MRI에 주로 이용되는 역동적 조영증강 지방억제 3차원 경사예코 T1 강조영상은 3T MRI의 신호대잡음비와 대조도대잡음비 증가에 따른 혜택을 가장 많이 보는 기법이라 할 수 있겠다[12]. 3차원 경사예코 T1 강조영상은 영상획득 시간이 짧고, 매우 얇은(2 mm 이내) 절편의 연속적인 재구성 영상을 얻음으로써 작은 간암이나 전이암 등을 발견하고 특성화할 수 있게 되었다[13]. 또한 최근에는 간세포 특이 조영제가 새로 개발되어 3T 영상과 함께 각광을 받고 있다.



Figure 4. Maximum-intensity projection image from 3 tesla abdominal magnetic resonance angiographic data obtained from a 52-year-old woman with kidney transplantation demonstrates excellent contrast-to-noise ratio and detailed vascular anatomy.

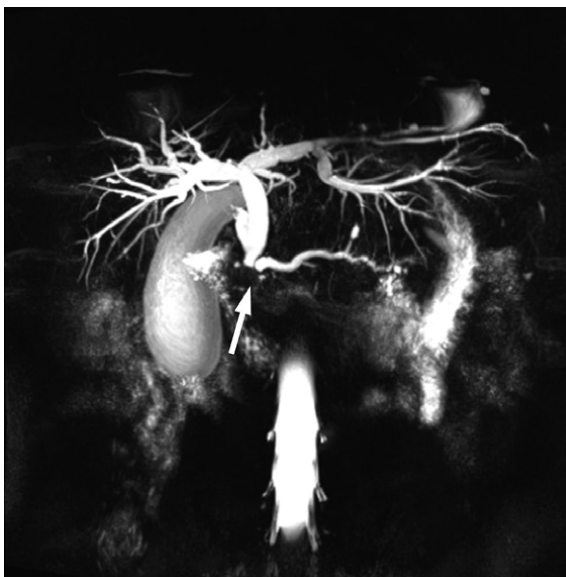


Figure 5. Coronal maximum-intensity projection image from 3D magnetic resonance cholangiopancreatography at 3 tesla shows increased fluid conspicuity due to a high signal-to-noise ratio in a 42-year-old man with pancreas head adenocarcinoma. Abrupt cut-off of the distal common bile duct and pancreatic duct at the head portion (arrow) is well demonstrated.

간세포 특이 조영제인 gadoxetic acid는 조영제 주입 후 10-20분 후 간세포에 특이적으로 섭취되기 때문에 역동적 영상에서 병변의 혈역학적인 특징을 알 수 있을 뿐 아니라 지연 간싯질기에서 병변의 검출률이 높아지는 장점을 동시에 제공할 수 있어서 3T MRI의 장점에 더불어 효과적인 조영제로 유용하게 사용되고 있다(Figure 3)[8].

2. 자기공명 혈관조영술

3T MR 기기에서 증가된 신호대잡음비와 향상된 배경 신호 억제 및 향상된 조영제의 효과로 인해서 자기공명 혈관 조영술의 전망이 더욱 밝게 되었다[14-16]. 3T에서 가돌리늄 조영제의 T1 이완시간 단축 효과가 커지므로 더 높은 공간해상도와 빠른 영상획득이 가능하여 더 좋은 혈관영상을 얻을 수 있다(Figure 4). 3T에서 역위상(out-of-phase) 에코시간(1.15 msec)이 1.5T에 비해 짧기 때문에 조영증강 자기공명 혈관조영술과 유체 속도 강조 자기공명 혈관 조영술(time-of-flight MR angiography) 모두에서 운동 인공물에 영향을 덜 받을 수 있는 빠른 영상 획득이 가능하다[3]. 높은 대조도를 이용하여 조영제 용량을 줄일 수 있는 장점은 최근 신장기능이 떨어진 환자에서 보고되고 있는 신원성 전신성섬유화(nephrogenic systemic fibrosis)에 대한 우려가 증가되고 있는 시점에서 더욱 중요하게 되었다[17,18].

3. 자기공명 담췌관조영술

자기공명 담췌관조영술은 강한 T2 강조영상을 통하여 정지상태의 액체만을 강조하고, 연부조직이나 흐르는 혈액 등의 신호강도는 억제하여 담도의 담즙이 대비적으로 잘 보이게 하는 영상기법이다. 현재 자기공명 담췌관조영술은 단발 고속스핀에코기법을 주로 이용하는데, 일 회 호흡 정지로 영상을 획득하는 기법으로 얇은 절편과 두꺼운 절편의 기법을 적절히 조합하여 사용함으로써 담췌관 질환의 진단에 많은 정보를 줄 수 있다. 최근에는 3차원 고속스핀에코 T2강조영상을 통하여 등방성의 3차원 화소(isotropic voxel) 데이터를 1 mm의 고해상도로 얻은 후 영상 재구성능을 함으로써 2차원 영상에 비하여 보다 향상된 해상도, 높은 신호대

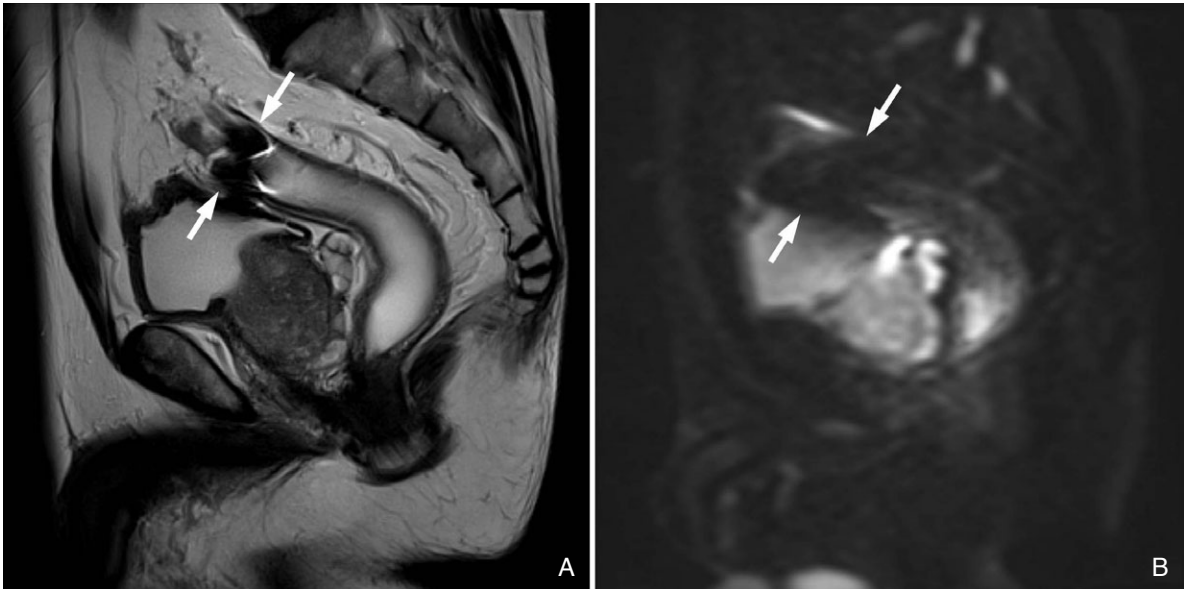


Figure 6. Increased susceptibility artifacts at 3 tesla in a 64-year-old man with proximal rectal cancer. Pelvic magnetic resonance images were obtained after endoscopic biopsy and metallic clipping. Sagittal T2-weighted image (A) and diffusion-weighted image (B) ($b=500 \text{ sec/mm}^2$) show prominent susceptibility artifacts around the metallic clip (arrows). It is difficult to know the exact extent of the rectal cancer due to the severe artifacts.

잡음비, 절편 사이 간격이 없는 더 얇은 절편의 영상을 얻게 되었다(Figure 5). 자기공명 담췌관조영술에 주로 사용되는 단발고속스핀에코 기법에서 3T의 향상된 신호대잡음비가 뚜렷하기 때문에 총담관과 관련된 질환을 좀더 뚜렷이 볼 수 있고, 담관 주변부 분지와 췌관의 분지까지 잘 볼 수 있다[19-21].

4. 확산강조 자기공명영상(Diffusion-weighted MRI)

확산강조영상은 조직에 존재하는 물 분자의 움직임이 제한되는 정도를 정량화하여 영상에 반영함으로써 생체조직의 생리학적 특성과 이상 유무를 판단하는 MR 기법으로, 대부분의 고형 악성 종양은 세포밀도가 높아 물 분자의 운동이 제한되므로 확산강조영상에서 고신호강도를 보인다. 따라서 간, 신장, 전립선, 자궁, 직장 및 림프절 등에 생기는 다양한 복부 질환에서 악성종양의 발견, 특성화 및 병변의 범위 결정 등에 확산강조영상이 적용되고 있다. 특히 치료 후 종양의 반응 평가에 확산강조영상이 이용될 수 있다는 최근의 여러 연구결과들로 인하여 더욱 기대되고 있는 MR

기법이다[22-29]. 3T 기기에서 증가된 신호대잡음비로 인하여 확산 제약 병변에 대한 민감도가 증가하는 장점이 있지만 반대로 증가된 자화율(magnetic susceptibility)의 변이에 따른 자장의 불균일성 때문에 영상의 질이 심하게 떨어질 수도 있다(Figure 6)[7]. 해결책으로 병렬영상을 이용하면 자화효과에 따른 인공물을 어느 정도 줄일 수 있다. 병렬영상을 이용하게 되면 신호대잡음비가 떨어지게 되지만 3T를 사용하면 어느 정도 만회가 가능하고, 또한 3T에서 영상획득시간을 줄임으로써 특이흡수율에 대한 우려를 줄일 수 있고 영상왜곡을 줄일 수 있으므로 고자기장에서는 병렬영상이 더욱 중요하게 되었다[30,31].

복부 영상에서 3T MRI의 문제점

고자기장에서 공간, 시간, 분광해상도의 증가가 아무런 손실 없이 얻어지지는 않는다. 고자기장의 몇몇 특징들은 단점으로 작용하여 기술적인 난제를 만들기도 하는데 대표적으로 고주파 에너지 축적에 따른 체온상승 때문에 연쇄지

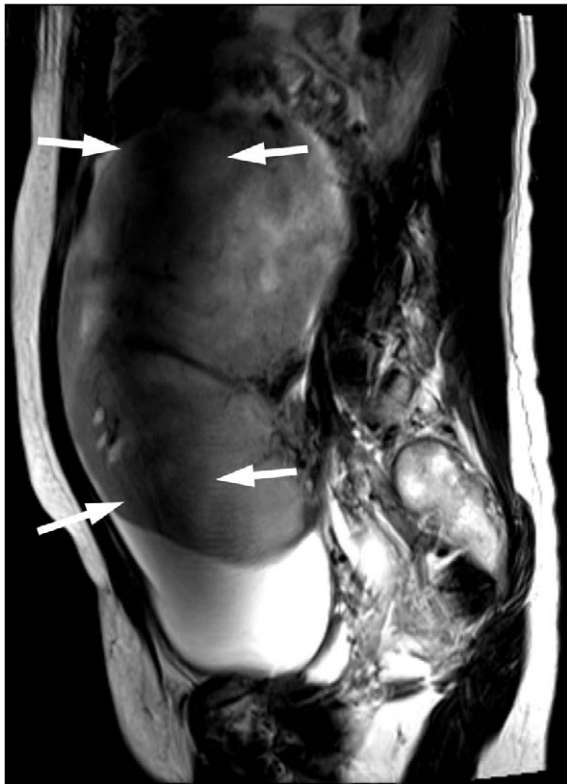


Figure 7. Standing wave artifact at 3 tesla in a 35-year-old woman with a huge pelvic mass. Sagittal T2-weighted fast spin echo magnetic resonance image of the pelvis shows a band-like loss of signal intensity (arrows) due to magnetic inhomogeneity.

표와 숙임각(flip angle)의 조절을 요하므로 결국 영상획득 시간이 길어지고, 영상 대조도에 변화를 초래한다. 자화율과 화학적 이동에 의한 인공물이 심해지므로 이를 줄이기 위하여 연쇄지표를 조정하게 되면 영상의 질에 영향을 미치게 된다. 복부처럼 넓은 영역의 영상을 얻는 경우 B1 불균일화에 의해 특정 부분의 신호강도가 심하게 소실되거나 변화되는 문제가 있다. 게다가 3T 자기공명장치의 설치 및 유지 비용이 비싸다는 문제도 있다.

1. 고주파에너지 축적

MRI에서 인체에 고주파 에너지를 전달하는 목적은 스핀들을 활성화시키기 위함이다. 그러나 이 과정에서 에너지의 상당 부분은 스핀들에게 전달되지 않고 우리 몸에 그대로

흡수된다. 조직이 에너지를 흡수하면 결과적으로 온도가 상승하게 된다. 이 때 조직 내 고주파 에너지 침착 정도를 특이흡수율(specific absorption rate, SAR)이라고 한다. 특이흡수율을 조절하지 않으면 인체에 지각 기능, 심장박출 등 생리적 기능에 해로운 영향을 미칠 수도 있다[32,33]. SAR은 자장 세기의 제곱에 비례하므로, 1.5T에 비해 3T에서 고주파 에너지 침착은 4배가 되는데, SAR은 영상에 포함되는 체부의 체적과 직접적으로 비례하기 때문에 특히 복부 및 골반 영상에서 문제시 될 수 있다. 결과적으로 3T에서는 SAR 한계를 넘지 않는 범위 내에서 영상을 얻을 수 있도록 이 문제에 대해 각별히 신경을 써서 연쇄 지표를 조정해야 한다. 해결책으로는 반복시간을 늘려서 시간당 에너지 흡수량을 줄이거나, 숙임각 자체를 줄여서 고주파 에너지 축적을 감소시키거나, 절편의 숫자를 줄이는 방법 등이 흔히 쓰이고 있는데 이런 방법들은 결국 영상획득시간을 길게 하거나 신호대잡음비를 떨어뜨려서 3T의 장점을 일부 상쇄하게 된다[3].

2. 국소 자장의 불균일성

3T에서 자장의 균일화를 유지하는 것은 좀더 어려운 일이다. 1.5T에 비하여 3T에서 자화율이 두 배이므로, 연부조직과 가스의 경계면에 생기는 영상 왜곡과 신호 감소 소견이 더욱 현저하게 나타나 복강내의 장관 가스나 폐 기저부 등에 심한 인공물이 나타날 수 있다. 반대로 3T에서는 유리가스를 더 잘 찾을 수 있고, 간 내 헤모시테린의 침착 등을 예민하게 알아낼 수 있다는 점이 장점으로 이용될 수도 있다[2].

유전 인공물(dielectric artifact)이 복부 영역의 3T MRI에서 심각한 문제가 될 수 있다. 1.5T에서는 고주파 파장이 52 cm로 대부분의 복부 축 방향의 크기보다 크기 때문에 별로 문제를 일으키지 않지만, 3T에서는 고주파 파장이 26 cm로 감소하게 되므로 복부의 영상 범위와 일치하게 되어, 정상과 효과(standing wave effect)를 초래하여 국소적으로 심한 영상신호강도의 변화를 일으킨다(Figure 7). 특히 많은 양의 양수를 갖고 있는 임신중인 환자나, 많은 양의 복수가 있는 환자에서 이런 인공물이 생길 확률이 높다. 유전 인공물을 보정하기 위한 방법으로 환자와 코일 사이에 전도성 젤이나 액체를 포함하고 있는 패드(radiofrequency cu-

shion 또는 dielectric pad)를 사용할 수 있고[34], 그 외에도 다양한 해결 방법들이 현재 계속 연구 개발 중에 있다.

3. 조직 이완시간의 변화

조직 이완시간의 변화도 중요한 문제이다. 특히 3T에서 T1 이완시간이 길어지므로, T1 대조도가 감소하게 되는데, 특히 2차원 경사예코 펄스열에서 심하게 나타난다. 그러나, 2차원 경사예코 펄스열에 역전펄스(inversion pulse)를 추가하거나, 3차원 경사예코 펄스열을 쓰면 어느 정도 보완이 가능하다[3]. 상대적으로 T2 이완시간은 자장의 세기에 큰 영향을 받지 않는다.

결론

3T MRI의 가장 중요한 장점인 높은 신호대잡음비 덕분에 복부 영상에서도 영상획득시간을 짧게 하거나, 고해상도 영상을 얻거나, 또는 두 가지를 함께 얻음으로써 영상의 질을 높이고 임상진단에 도움을 줄 수 있다. 그러나, 고자기장의 특징으로 인한 몇 가지 기술적인 문제점들, 예를 들어 체내 고주파 에너지 축적에 따른 체온상승, B1 불균일화에 의한 부분적인 신호감소, 증가된 자화율에 따른 인공물 등이 복부 영상에서 문제시 될 수 있다. 결론적으로 3T 복부 영상은 많은 장점이 있긴 하지만, 또한 제한점이 있으므로 양쪽 간의 절충이 필요하다. 현재까지 경험에 의하면 복부영역에서 3T MRI는 1.5T MRI에 비교하여 비슷하거나 약간 나은 영상을 제공할 수 있는 것으로 보이나, 월등히 나은 가격 효율성을 제공한다고 할 수는 없다. 그러나, 아직은 3T 복부 MRI의 임상 적용이 초기 단계이므로 계속 진행되고 있는 펄스연쇄 및 코일의 개발과 검사 프로토콜의 최적화 등을 통하여 향후에는 좀더 좋은 질의 영상 획득과 기능적 정보 획득이 가능하고 복부 MR 검사에서 3T의 역할이 더욱 커질 것으로 기대한다.

핵심용어: 자기공명영상; 고자장; 복부질환; 3 테슬라

REFERENCES

- Merkle EM, Dale BM, Paulson EK. Abdominal MR imaging at 3T. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 2006; 14: 17-26.
- Barth MM, Smith MP, Pedrosa I, Lenkinski RE, Rofsky NM. Body MR imaging at 3.0 T: understanding the opportunities and challenges. *Radiographics* 2007; 27: 1445-1462.
- Chang KJ, Kamel IR, Macura KJ, Bluemke DA. 3.0-T MR imaging of the abdomen: comparison with 1.5 T. *Radiographics* 2008; 28: 1983-1998.
- Merkle EM, Dale BM. Abdominal MRI at 3.0 T: the basics revisited. *AJR Am J Roentgenol* 2006; 186: 1524-1532.
- Katz-Brull R, Rofsky NM, Lenkinski RE. Breathhold abdominal and thoracic proton MR spectroscopy at 3T. *Magn Reson Med* 2003; 50: 461-467.
- Soher BJ, Dale BM, Merkle EM. A review of MR physics: 3T versus 1.5T. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 2007; 15: 277-290.
- Akisik FM, Sandrasegaran K, Aisen AM, Lin C, Lall C. Abdominal MR imaging at 3.0 T. *Radiographics* 2007; 27: 1433-1444.
- Erturk SM, Alberich-Bayarri A, Herrmann KA, Marti-Bonmati L, Ros PR. Use of 3.0-T MR imaging for evaluation of the abdomen. *Radiographics* 2009; 29: 1547-1563.
- Hussain SM, Wielopolski PA, Martin DR. Abdominal magnetic resonance imaging at 3.0 T: problem or a promise for the future? *Top Magn Reson Imaging* 2005; 16: 325-335.
- Martin DR, Friel HT, Danrad R, De Becker J, Hussain SM. Approach to abdominal imaging at 1.5 Tesla and optimization at 3 Tesla. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 2005; 13: 241-254.
- Krautmacher C, Willinek WA, Tschampa HJ, Born M, Träber F, Gieseke J, Textor HJ, Schild HH, Kuhl CK. Brain tumors: full- and half-dose contrast-enhanced MR imaging at 3.0 T compared with 1.5 T. Initial Experience. *Radiology* 2005; 237: 1014-1019.
- Tsurusaki M, Semelka RC, Zapparo M, Elias J Jr, Altun E, Pamuklar E, Sugimura K. Quantitative and qualitative comparison of 3.0T and 1.5T MR imaging of the liver in patients with diffuse parenchymal liver disease. *Eur J Radiol* 2009; 72: 314-320.
- Ramalho M, Altun E, Herédia V, Zapparo M, Semelka R. Liver MR imaging: 1.5T versus 3T. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 2007; 15: 321-347.
- Campeau NG, Huston J 3rd, Bernstein MA, Lin C, Gibbs GF. Magnetic resonance angiography at 3.0 Tesla: initial clinical experience. *Top Magn Reson Imaging* 2001; 12: 183-204.
- Rohrer M, Bauer H, Mintorovitch J, Requardt M, Weinmann HJ. Comparison of magnetic properties of MRI contrast media solutions at different magnetic field strengths. *Invest Radiol* 2005; 40: 715-724.
- Michael HJ, Nael K, Schoenberg SO, Finn JP, Laub G, Reiser

- MF, Ruehm SG. The feasibility of spatial high-resolution magnetic resonance angiography (MRA) of the renal arteries at 3.0 T. *Rofo* 2005; 177: 800-804.
17. Prince MR, Zhang HL, Prowda JC, Grossman ME, Silvers DN. Nephrogenic systemic fibrosis and its impact on abdominal imaging. *Radiographics* 2009; 29: 1565-1574.
18. Perez-Rodriguez J, Lai S, Ehst BD, Fine DM, Bluemke DA. Nephrogenic systemic fibrosis: incidence, associations, and effect of risk factor assessment: report of 33 cases. *Radiology* 2009; 250: 371-377.
19. Schindera ST, Miller CM, Ho LM, DeLong DM, Merkle EM. Magnetic resonance (MR) cholangiography: quantitative and qualitative comparison of 3.0 Tesla with 1.5 Tesla. *Invest Radiol* 2007; 42: 399-405.
20. Isoda H, Kataoka M, Maetani Y, Kido A, Umeoka S, Tamai K, Koyama T, Nakamoto Y, Miki Y, Saga T, Togashi K. MRCP imaging at 3.0 T vs. 1.5 T: preliminary experience in healthy volunteers. *J Magn Reson Imaging* 2007; 25: 1000-1006.
21. Choi JY, Kim MJ, Chung YE, Kim JY, Jones AC, de Becker J, van Cauteren M. Abdominal applications of 3.0-T MR imaging: comparative review versus a 1.5-T system. *Radiographics* 2008; 28: e30.
22. Koh DM, Collins DJ. Diffusion-weighted MRI in the body: applications and challenges in oncology. *AJR Am J Roentgenol* 2007; 188: 1622-1635.
23. Naganawa S, Kawai H, Fukatsu H, Sakurai Y, Aoki I, Miura S, Mimura T, Kanazawa H, Ishigaki T. Diffusion-weighted imaging of the liver: technical challenges and prospects for the future. *Magn Reson Med Sci* 2005; 4: 175-186.
24. Notohamiprodjo M, Dietrich O, Horger W, Horng A, Helck AD, Herrmann KA, Reiser MF, Glaser C. Diffusion tensor imaging (DTI) of the kidney at 3 tesla-feasibility, protocol evaluation and comparison to 1.5 Tesla. *Invest Radiol* 2010; 45: 245-254.
25. Jacobs MA, Ouwerkerk R, Petrowski K, Macura KJ. Diffusion-weighted imaging with apparent diffusion coefficient mapping and spectroscopy in prostate cancer. *Top Magn Reson Imaging* 2008; 19: 261-272.
26. Wang J, Yu T, Bai R, Sun H, Zhao X, Li Y. The value of the apparent diffusion coefficient in differentiating stage IA endometrial carcinoma from normal endometrium and benign diseases of the endometrium: initial study at 3-T magnetic resonance scanner. *J Comput Assist Tomogr* 2010; 34: 332-337.
27. Namimoto T, Awai K, Nakaura T, Yanaga Y, Hirai T, Yamashita Y. Role of diffusion-weighted imaging in the diagnosis of gynecological diseases. *Eur Radiol* 2009; 19: 745-760.
28. Lin G, Ng KK, Chang CJ, Wang JJ, Ho KC, Yen TC, Wu TI, Wang CC, Chen YR, Huang YT, Ng SH, Jung SM, Chang TC, Lai CH. Myometrial invasion in endometrial cancer. Diagnostic accuracy of diffusion-weighted 3.0-T MR imaging: initial experience. *Radiology* 2009; 250: 784-792.
29. Kim SH, Lee JM, Hong SH, Kim GH, Lee JY, Han JK, Choi BI. Locally advanced rectal cancer: added value of diffusion-weighted MR imaging in the evaluation of tumor response to neoadjuvant chemo- and radiation therapy. *Radiology* 2009; 253: 116-125.
30. Goshima S, Kanematsu M, Kondo H, Yokoyama R, Kajita K, Tsuge Y, Watanabe H, Shiratori Y, Onozuka M, Moriyama N. Diffusion-weighted imaging of the liver: optimizing b value for the detection and characterization of benign and malignant hepatic lesions. *J Magn Reson Imaging* 2008; 28: 691-697.
31. Zech CJ, Herrmann KA, Dietrich O, Horger W, Reiser MF, Schoenberg SO. Black-blood diffusion-weighted EPI acquisition of the liver with parallel imaging: comparison with a standard T2-weighted sequence for detection of focal liver lesions. *Invest Radiol* 2008; 43: 261-266.
32. Shellock FG, Cruess JV. MR procedures: biologic effects, safety, and patient care. *Radiology* 2004; 232: 635-652.
33. Shellock FG. Radiofrequency energy-induced heating during MR procedures: a review. *J Magn Reson Imaging* 2000; 12: 30-36.
34. Franklin KM, Dale BM, Merkle EM. Improvement in B1-inhomogeneity artifacts in the abdomen at 3T MR imaging using a radiofrequency cushion. *J Magn Reson Imaging* 2008; 27: 1443-1447.



Peer Reviewers' Commentary

본 논문은 최근 그 사용이 급속하게 증가되고 있는 3T 자기공명영상의 복부 질환에의 적용에 관하여 기술하고 있다. 2000년대 초반까지 주로 사용되어 왔던 1.5T 기기에 비하여, 3T MRI의 가장 중요한 장점은 이론적으로 두 배 높은 신호대잡음비를 제공하기 때문에 고해상도 영상을 얻거나 영상획득시간의 단축이 가능하다는 것이다. 영상 범위가 넓고, 양질의 영상을 얻기 위하여 호흡정지를 요하는 복부질환에서는 영상 획득 시간의 단축은 가장 중요한 장점이 될 수 있으며, 이로 인하여, 병소 진단능이 개선되고, 혈관 조영술 등의 질을 향상시켜 복부 영역에서의 활용도를 높여준다. 하지만 3T 자기공명영상은 고주파 에너지의 축적, 국소 자장의 불균일성 등 해결해야 할 몇 가지 기술적인 문제를 안고 있다. 본 논문은 이러한 3T 영상의 장점과 단점, 그리고 복부 임상 적용에의 유의점 등에 관하여 유용한 최신 지견을 잘 정리한 논문이다.

[정리: 편집위원회]

자율학습 2010년 11월호 (하지정맥류의 치료) 정답

- | | |
|------|-------|
| 1. ② | 6. ③ |
| 2. ① | 7. ① |
| 3. ② | 8. ④ |
| 4. ④ | 9. ③ |
| 5. ② | 10. ③ |