



# 소아에서 고자장 자기공명영상

구 현 우\* | 울산대학교 의과대학 서울아산병원 영상의학과

## High field strength magnetic resonance imaging in children

Hyun Woo Goo, MD\*

Department of Radiology, Asan Medical Center, University of Ulsan College of Medicine, Seoul, Korea

\* Corresponding author: Hyun Woo Goo, E-mail: [hwgoo@amc.seoul.kr](mailto:hwgoo@amc.seoul.kr)

Received October 30, 2010 Accepted November 13, 2010

### Abstract

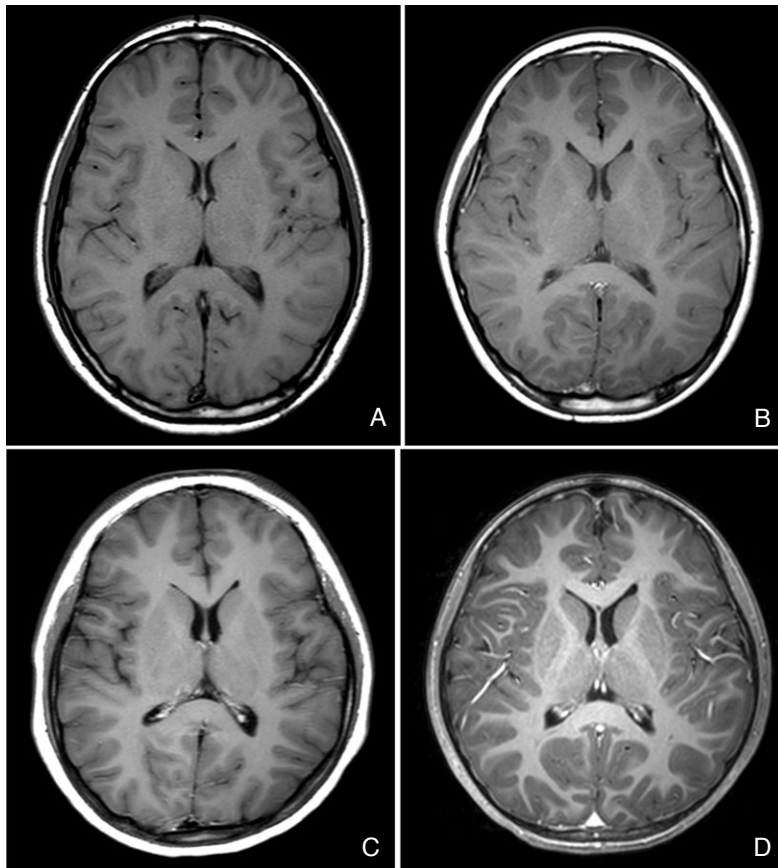
Thanks to the benefits of 3 tesla (T) magnetic resonance imaging (MRI), its clinical use is increasing in pediatric patients. However, technical considerations and clinical applications of 3T MRI have not been comprehensively reviewed. Potential advantages of 3T imaging over 1.5T imaging include a higher signal-to-noise ratio, higher contrast-to-noise ratio, higher spatial resolution, and shorter scan time. These merits are easily achieved in neuroimaging, musculoskeletal imaging, and pelvic imaging, while body imaging is substantially limited by dielectric shading and an increased specific absorption rate (SAR) owing to  $B_1$  inhomogeneity and increased susceptibility artifacts. T1 and T2 relaxation times as well as chemical shifts are influenced by the higher magnetic field strength. SAR issues and dielectric shading of 3T body MRI are less problematic in pediatric patients having a smaller body size. Improved image quality can be achieved by using parallel imaging, the shortest echo time or echo train length, the highest receiver bandwidth, and improved local shimming. Potential reduction of scan time at 3T should be emphasized for pediatric patients. Three-dimensional MRI with post-processing can improve the image quality in a short acquisition time and, therefore, has become a clinical reality at 3T. A dual-source parallel radiofrequency excitation system can reduce dielectric shading, SAR, and scan time by increasing  $B_1$  homogeneity, which eventually improves the image quality of 3T body MRI. The usefulness of 3T MRI in pediatric patients can be maximized by further technical developments and optimization.

**Keywords:** Magnetic resonance imaging; High field strength; Child; 3 tesla

### 서 론

현재 임상적으로 널리 이용되는 자기공명영상 기기의 자장은 두 가지로 1.5 tesla (T)와 3T이다. 기본적인

로 사용되던 1.5T 기기에 비교하여 고자장인 3T 기기를 임상에 적절하게 적용하기 위해서는 고자장의 혜택과 손해를 잘 파악하고 있어야 하며, 환자의 특성, 검사부위, 그리고 검사에 사용하는 영상 기법에 따른 영향을 숙지하고 있어야



**Figure 1.** Axial T1-weighted brain magnetic resonance (MR) images. Compared with a spin-echo image (repetition time msec/echo time msec, 543.8/15.0; flip angle, 90°) at 1.5 tesla (T) (A), the signal-to-noise ratio of spin-echo image (500.0/10.0, 70°) at 3T (B) is higher but T1 contrast at 3T (B) is not sufficiently high. (C) Inversion-recovery turbo spin-echo image (2000.0/20.0; 90°; inversion time msec, 1000.0) shows improved T1 contrast. (D) A three-dimensional gradient-echo image (9.9/4.6, 8°) reveals an excellent signal-to-noise ratio as well as T1 contrast. It should be noted that the effect of the contrast agent is best on a spinecho-image at 3T (not shown) among T1-weighted MR images.

한다[1-4]. 일반적으로 3T 자기공명영상 기기를 사용하면으로써 얻을 수 있는 가장 큰 장점은 두 배로 증가된 정자장( $B_0$ )으로 인해 신호대잡음비(signal-to-noise ratio)와 대조도대잡음비(contrast-to-noise ratio)가 증가된다는 점이다. 그 외에도 3T 자기공명영상에서는 자화율 인공물(susceptibility artifacts), 화학적 이동, 전자파 흡수율(specific absorption rate, SAR), T1 완화 시간이 증가하는 반면, T2 완화 시간은 감소한다. 특히 3T 몸통 자기공명영상에서 흔하게 발생하는 유전성 그림자 인공물(dielectric shading)

은 영상 질을 저하시키는 주 요인으로 작용한다. 이 종설에서는 3T 자기공명영상이 1.5T 영상과 다른 점을 소아영상의학적 관점에서 고찰해 보고, 소아환자에서 pulse sequences와 검사 부위에 따른 3T 자기공명영상의 장단점을 알아보고, 최근 3T 자기공명영상 기기의 기술개발에 따른 개선점에 대해 알아보려 한다.

## 1.5T와 3T 자기공명영상의 차이점

### 1. 신호대잡음비

신호대잡음비의 증가는 3T 자기공명영상에서 얻을 수 있는 가장 중요한 장점으로, 이론적으로는 두 배로 증가되어야 하나 실제로는 다른 요소의 영향으로 약 1.7배 증가된다(Figure 1). 이 증가된 신호대잡음비는 검사 시간을 줄이거나 공간 분해능을 증가시키는데 사용될 수 있다.

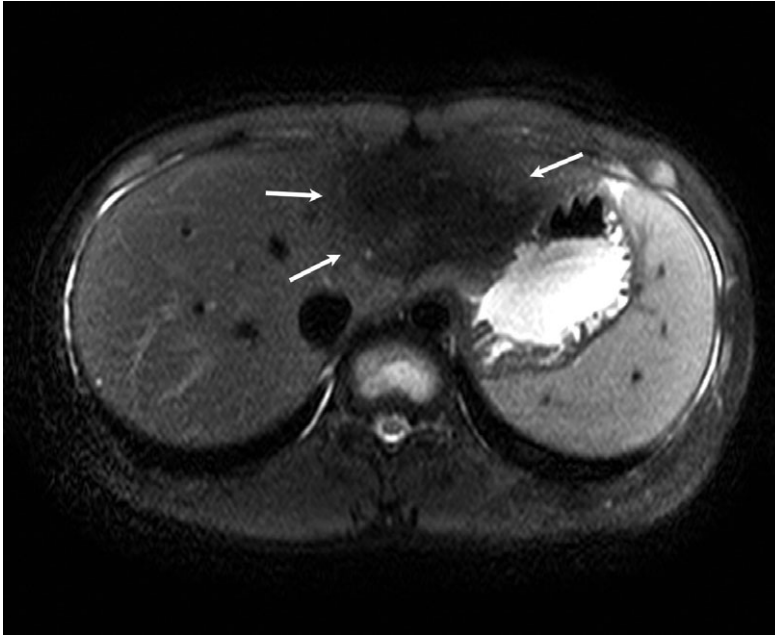
### 2. 대조도대잡음비

3T 자기공명영상에서 대조도대잡음비의 증가는 다음 2가지 효과에 기인한다. 첫째, 증가된 신호대잡음비에

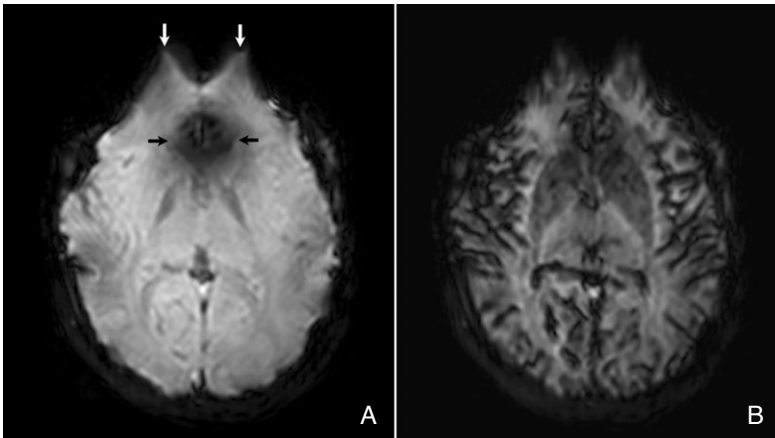
의한 효과, 둘째, 조영증강되지 않는 조직의 T1 완화 시간의 증가로 인한 조영증강된 조직과의 대조도 증가효과이다. 이 증가된 대조도 잡음비로 인해 조영증강 병변의 명확도가 개선되고, 조영제의 양을 줄일 수 있다.

### 3. Larmor 진동수

Larmor 진동수는 자장의 증가에 정비례하여 증가되어, 1.5T에서는 63.9 MHz이고 3T에서는 127.8 MHz이다. 반대로 고주파의 진폭은 3T에서 감소하며, 그로 인해 조직 내 전



**Figure 2.** Axial, fat-saturated, T2-weighted abdominal magnetic resonance image (repetition time msec/echo time msec, 1,495.2/80.0; flip angle, 90°) at 3 tesla demonstrates an area of signal loss (arrows), e.g., dielectric shading, in the left lobe of the liver resulting from  $B_1$  field inhomogeneity.



**Figure 3.** Axial T2\*-weighted brain perfusion magnetic resonance (MR) images (repetition time msec/echo time msec, 1,779.2/40.0; flip angle, 90°) at 3 tesla. (A) Baseline image shows an area of signal loss (black arrows) and image distortion (white arrows) due to increased susceptibility at 3T. However, this increased susceptibility increases the T2\* effect of contrast agent on T2\*-weighted brain perfusion MR image (B).

자파 흡수율이 증가되고 소위 “정상파(standing wave) 효과”로 인해 회전 자장( $B_1$ ) 불균일성이 유발된다. 정상파는

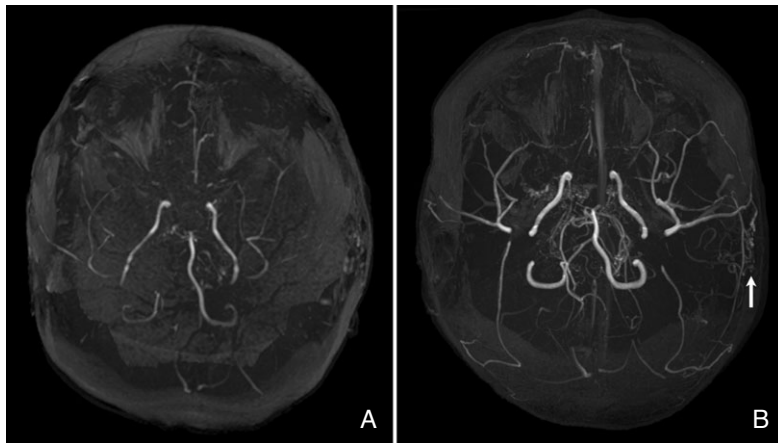
3T에서 감소된 고주파의 진폭(26 cm)이 성인 몸의 직경과 비슷해 지면서 고주파가 전도도 경사(conductivity gradients)가 큰 체벽에서 반사되면서 발생한다. 이렇게 발생한 회전 자장 불균일성은 유전성 그림자 인공물(Figure 2)과 국소 전자파 흡수율의 증가를 초래하여 3T 자기공명영상의 화질을 감소시킨다. 3T 몸통 자기공명영상에서 발생하는 유전성 그림자 인공물은 몸집이 큰 환자와 복수 또는 흉막 삼출액이 있는 환자의 경우에 더 심하게 나타난다. 이 인공물은 회전 자장 균일성을 개선시키거나 유전성 원충물을 대증으로써 감소시킬 수 있다. 또한, 이 회전 자장 불균일성은 지방조직 억제 영상의 균일성도 저하시킨다.

#### 4. 전자파 흡수율

3T에서 SAR은 1.5T와 비교하여 일반적으로 약 4배 정도 증가한다. 이렇게 증가된 SAR은 체내의 에너지 축적으로 인한 체온 증가 효과를 나타낸다. 미국 식품의약국에서는 자기공명영상 시 사용되는 고주파에 의한 중심체온 증가의 허용치를 1°C 이하로 정하고 있다. 3T에서는 이 허용치를 넘기지 않기 위해서 에코 열 길이(echo train length)와 숙임각(flip angle)은 줄이고, 반복 시간을 증가시키고, 병렬영상 기법을 사용하는 등 자기공명영상 획득 기법의 적절한 변경이 필요한 경우가 더욱 흔해진다.

#### 5. 자화율

3T 자기공명영상에서 증가된 자화율은 공기를 포함한



**Figure 4.** Time-of-flight magnetic resonance (MR) angiography. Compared with MR angiography (repetition time msec/echo time msec, 25.0/3.0; flip angle, 20°) at 1.5 tesla (T) (A), MR angiography (25.0/3.5, 20°) at 3T (B) shows a much higher overall image quality. Thus, moyamoya vessels and prominent peripheral vessels (arrow) at the site of the left revascularization procedure are much better delineated on MR angiography at 3T (B).



**Figure 5.** Sagittal, fat-saturated, three-dimensional T2-weighted turbo spin-echo magnetic resonance image (repetition time msec/echo time msec, 3,000.0/155.5; flip angle, 90°) at 3 tesla (T) shows severe cerebrospinal fluid flow artifacts (arrows) in the posterior fossa and the cervical spinal canal.

장기나 조직 주변에서 영상 왜곡과 신호 소실의 증가를 초래한다(Figure 3). 자화율을 감소시키는 방법으로는 에코

완화 시간은 time-of-flight 자기공명 혈관조영술의 대조도를 향상시킴으로써 화질을 개선시키고(Figure 4), 조영제에

시간의 감소, 공간 분해능의 증가, 수신 대역폭의 증가, 그리고 국소적 자장 균질보정 등이 사용될 수 있다. 반면, 3T에서 증가된 자화율로 인해 blood oxygenation level-dependent 효과를 이용하는 기능적 뇌 자기공명영상, 조영제의 T2\* 효과를 보는 뇌 관류 자기공명영상(Figure 3), 그리고 자화율 강조 자기공명영상의 민감도는 1.5T 보다 증가된다.

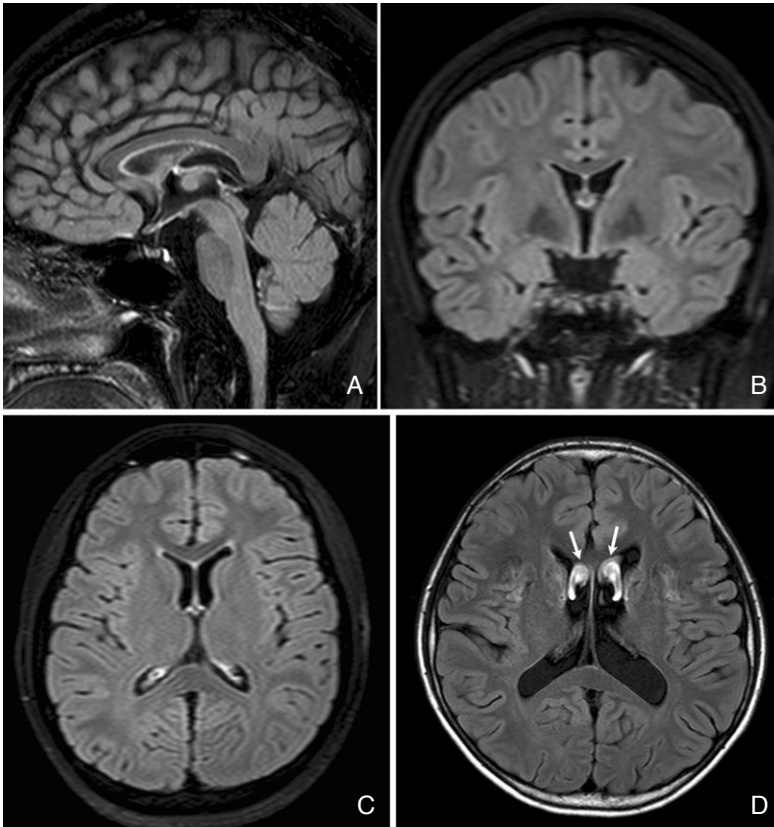
## 6. 화학적 변위

물과 지방의 양자 사이의 화학적 변위는 1.5T에서 220 Hz, 3T에서 440 Hz로 두 배 증가한다. 따라서 화학적 변위 인공물은 3T에서 증가하며, 수신 대역폭을 증가시켜 이 인공물을 감소시킬 수 있다. 3T에서 화학적 변위가 증가함으로써 정위상(in-phase)과 탈위상(out-of-phase) T1강조 경사자장 반사(gradiant echo) 자기공명영상의 반사 시간이 변화하게 된다. 예를 들면 1.5T에서 가장 짧은 정위상 반사 시간인 4.5 msec는 3T에서 2.3 msec로 감소되고, 1.5T에서 가장 짧은 탈위상 반사 시간인 2.5 msec는 3T에서 1.1 msec로 감소된다. 반면 3T에서 증가된 화학적 변위는 자기공명분광의 스펙트럼 분리를 증가시켜 자기공명분광법의 진단적 가치를 증가시킨다.

## 7. T1 완화 시간

3T에서 T1 완화 시간은 조직에 따라 25-30%까지 증가한다. 이 증가된 T1





**Figure 6.** Fluid-attenuated inversion recovery (FLAIR) brain magnetic resonance (MR) images. Contrast-enhanced three-dimensional FLAIR 3 tesla (T) images (repetition time msec/echo time msec, 8,000.0/258.6; flip angle, 90°; 2,400.0) are acquired in the sagittal plane (A). Thanks to the almost isotropic feature of MR data, coronal (B) and axial (C) reformatted FLAIR images show comparable spatial resolution. Cerebrospinal fluid flow artifacts are entirely absent on three dimensional FLAIR images at 3T (A-C). In contrast, prominent cerebrospinal fluid flow artifacts (arrows) are often seen on two-dimensional FLAIR images (11,000.0/125.0; 90°; 2,800.0) at 3T (D).

의한 T1 조영 효과를 증가시킨다. 따라서, 1.5T에서 사용되는 조영제 양의 반으로 3T에서 같은 효과를 얻을 수 있다. 반면 일정한 반복 시간에서 조직 간의 T1 대비는 감소하게 되고, 이를 완화시키기 위해 반복 시간을 증가시킬 수 있으나 T1강조 영상의 검사 시간이 길어지게 된다. 이에 대한 해결책의 하나로 스핀 에코 기법대신 경사자장 에코 기법을 이용하여 T1강조 영상을 획득하는 방법이 있다.

## 8. T2와 T2\* 완화 시간

3T에서 T2 완화 시간은 조직에 따라 15%까지 감소하고,

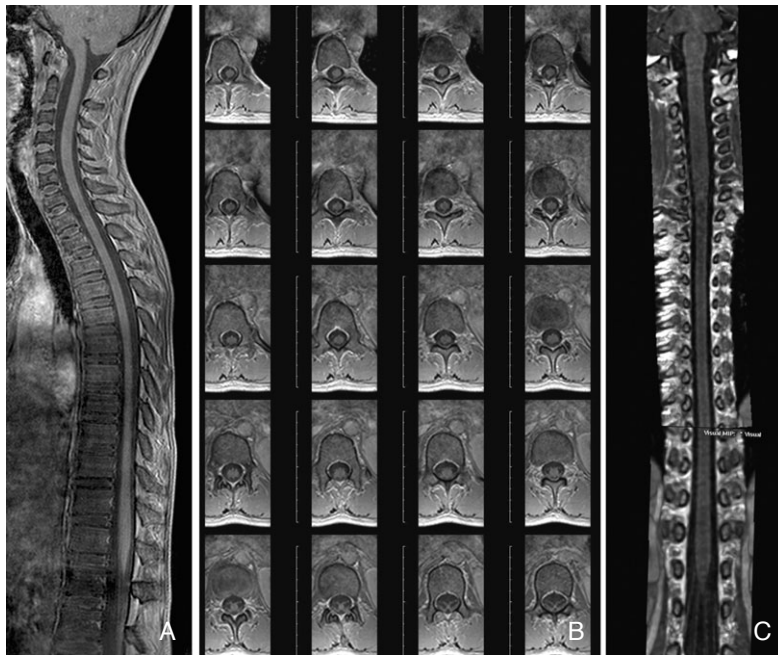
T2\* 완화 시간은 더 많이 감소한다. 이로 인해 고속 스핀 에코 T2강조 영상에서 흐려짐 현상이 3T에서 증가된다. 이를 극복하는 방법으로 짧은 에코 시간, 짧은 에코 열 길이, 그리고 병렬영상 기법 등이 있다. Short tau inversion recovery (STIR) 영상에서 지방 조직 억제에 위해 사용되는 역전 시간이 1.5T에서는 150-160 msec, 3T에서는 210-230 msec로 차이가 난다.

## 9. 기타 인공물과 안전문제

위에서 기술된 인공물 외에도 혈류 및 뇌척수액 인공물(Figure 5)과 운동 인공물이 3T에서 더욱 현저하게 나타난다. 전자파 흡수를 외에 3T 자기공명영상과 연관된 안전문제로 금속물체, 금속성 삼입물, 그리고 영상획득시 발생하는 소음이 있다. 소음에 의한 유해를 최소화하기 위해 검사실 내에 있는 소아 환자와 부모에게 헤드폰과 귀마개를 같이 사용하도록 하는 것이 좋겠다. 다른 방법으로 자기공명영상 bore 내에 방음 후드(acoustic hood)를 장착하여 소음을 감소시킬 수도 있다.

## 10. 소아와 성인의 차이점

소아 환자의 크기는 신생아에서부터 성인 크기의 청소년에 이르기까지 매우 다양하다. 3T 자기공명영상에서 화질을 감소시키는 유전성 그림자 인공물은 크기가 작은 소아 환자에서는 성인에 비해 문제가 덜 된다[1,2]. 다른 사항은 성인의 경우와 크게 다르지 않다. 소아 환자에서 3T 자기공명영상의 혜택을 최대화하기 위해서는 검사시간을 줄이는 것이 가장 중요하고, 필요에 따라 공간분해능을 증가시킴으로써 화질을 개선시킬 수 있다. 이런 관점에서 최근에는 3T에서 고화질의 3차원 영상을 합리적인 시간 내에 획득하는



**Figure 7.** Three-dimensional spine magnetic resonance images (repetition time msec/echo time msec, 7.0/4.6; flip angle, 10°) at 3 tesla. The sagittal imaging plane is usually used to minimize the scan time. (A) A sagittal image of the whole spinal cord shows a high signal-to-noise ratio and high spatial resolution. In addition, the imaging technique not only provides seamless axial coverage of the whole spinal cord with reduced cerebrospinal fluid flow artifacts (B), but also facilitates various image reformations (C). In contrast, three-dimensional acquisition is susceptible to motion artifacts, particularly in the thoracic and abdominal regions (A), and may not be optimal to demonstrate marrow abnormalities.

것이 가능해졌기 때문에 이 영상기법을 소아 환자에서 검사 시간을 줄이면서 고화질의 영상을 얻을 수 있는 두 마리 토끼를 한 번에 잡는 묘책으로 사용할 수 있게 되었다. 검사 부위에 있어서는 성인과 마찬가지로 신경계 및 몸통을 제외한 근골격계 자기공명영상은 3T에서 1.5T에 비해 상당히 개선된 화질을 얻을 수 있다. 반면, 몸통 부위에서는 3T에서 화질을 저하시키는 요인이 발생하지만, 성인에 비해서 덜 하기 때문에 선택적으로 시도해 볼 수 있겠다.

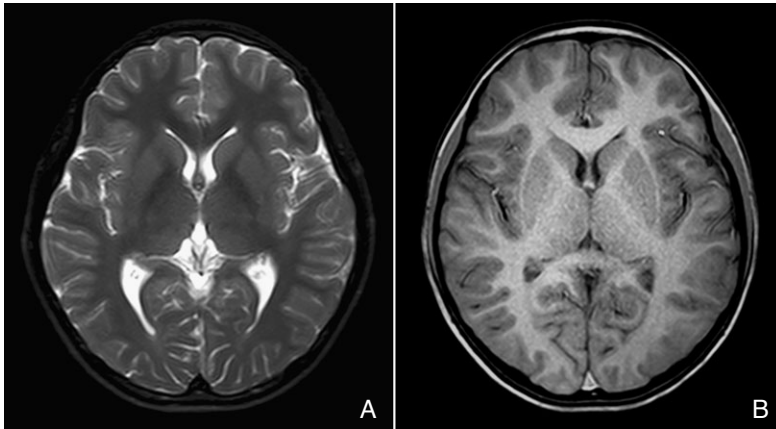
## 검사 부위에 따른 3T 자기공명영상의 장단점

### 1. 신경계 영상

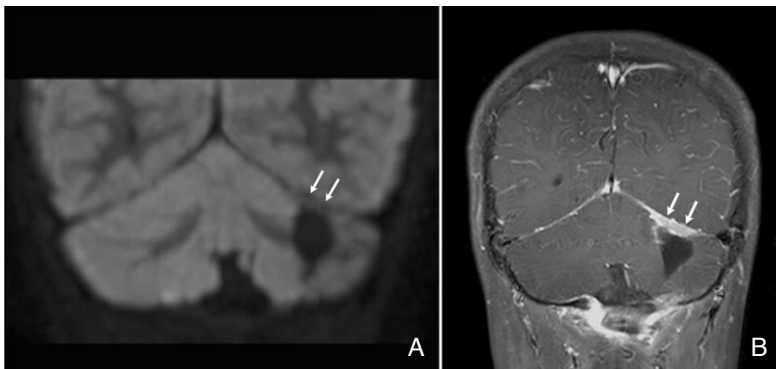
신경계 영상의 대부분은 3T에서 화질이 개선된다[1,2,5]. 가장 뚜렷한 예외가 T1강조 스핀 반사 영상이다. T1강조 스핀 반사 영

상에서는 스캔 시간에서 불리할 뿐만 아니라 뇌회백질-뇌백색질 구분(gray-white matter differentiation)이 감소된다. 이런 점에서 T1강조 스핀 반사 영상보다 나은 화질을 제공하는 T1강조 역전회복 영상이나 3차원 T1강조 경사자장 반사 영상[6]의 사용이 강력히 추천된다(Figure 1). 3차원 T1강조 경사자장 반사 영상과 마찬가지로, 3차원 액체감쇠역전회복(fluid-attenuated inversion recovery, FLAIR) 영상도 고화질의 등방성(isotropic) 공간분해능을 제공하기 때문에, 시상면으로 영상획득 후 축상면, 관상면 영상을 같은 고화질로 얻을 수 있는 장점이 있어 소아 환자를 위해 검사 시간을 줄인 3T 신경계 자기공명영상 프로토콜을 수립할 때 매우 유용하게 사용될 수 있다(Figure 6)[7]. 게다가 2차원 FLAIR 영상에서 흔히 경험하는 뇌척수액 인공물이 3차원 영상에서는 완전히 사라지는 장점이 있다(Figure 6)

[7]. 척수를 3차원 T1강조 및 FLAIR 영상으로 얻는 경우 간격 없이 척수 전체를 스캔 범위에 포함시킬 수 있고, 뇌 영상에서와 같이 뇌척수액 인공물이 거의 사라지고, 영상획득 후 다양한 후처리를 시행할 수 있다는 장점이 있다(Figure 7). 반면, 3차원 T2강조 영상은 1.5T에서는 거의 발생하지 않는 뇌척수액 인공물이 3T에서는 발생한다는 단점이 있다(Figure 5). 소아 환자에서 검사시간을 줄이고 운동 인공물을 감소시키는 목적으로 한 번의 흥분 고주파 펄스로 한 장의 영상이 획득되는 단발포 영상(T1강조 고속 경사자장 반사 영상, T2강조 고속 스핀 반사 영상)을 사용할 수 있으며, 뇌 영상의 경우 약 30초 만에 진단적 화질을 제공한다(Figure 8). 뇌 병변이 자화를 인공물이 심한 부위에 근접해서 위치할 때 일반적으로 사용되는 확산강조 영상은 영상 왜곡과 신호 소실로 화질의 심한 저하를 초래할 수 있다. 이



**Figure 8.** Axial single-shot T1-weighted (repetition time msec/echo time msec, 15.0/4.6; flip angle, 15°) (A) and T2-weighted (15,000.0/90.0, 90°) (B) brain magnetic resonance images offer a faster scan time (approximately 30 seconds for the whole brain) and fewer motion artifacts.



**Figure 9.** Diffusion-weighted imaging with background body signal suppression (DWBS) (repetition time msec/echo time msec, 4,441.5/69.0; flip angle, 90°; b values s/mm<sup>2</sup>, 0 and 800) as an alternative to the usual diffusion-weighted imaging to reduce susceptibility artifacts. Coronal reformatted DWBS brain magnetic resonance (MR) image (A) reveals the lack of restricted water diffusion in the plaque-like enhancing lesion (arrows) along the upper resection margin of medulloblastoma on coronal, fat-saturated, contrast-enhanced T1-weighted MR image (B), without susceptibility artifacts and image distortion.

때는 몸통 영상에서 주로 사용하는 diffusion-weighted imaging with background body signal suppression을 적용하면 영상 왜곡과 신호 소실을 최소화함으로써 진단 정확도를 증가시킬 수 있다(Figure 9).

## 2. 근골격계 영상

근골격계는 3T 자기공명영상으로부터 가장 큰 혜택을 받을 수 있는 검사 부위이다. 다시 말해 3T에서 근골격계를

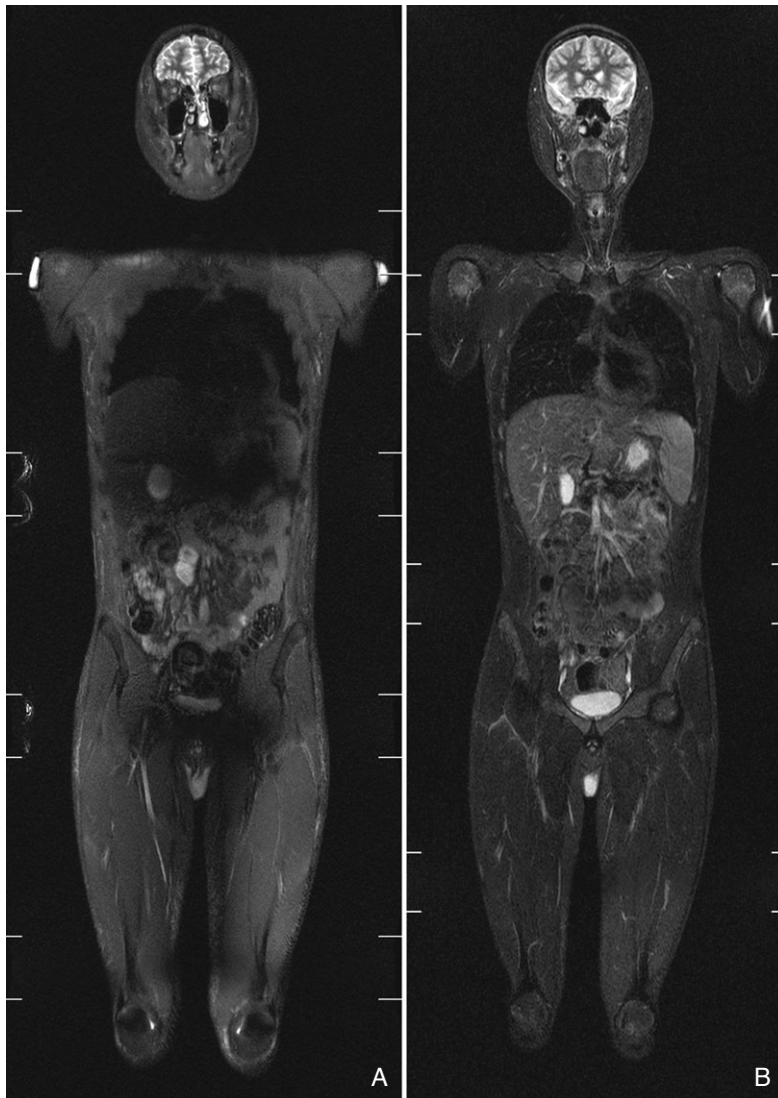
검사함으로써 검사시간을 줄일 수 있고, 공간 분해능을 개선시킬 수 있다. 이와 같은 3T의 혜택은 검사 시간의 단축으로 환자의 편리성을 높일 뿐만 아니라, 근골격계 병변을 보다 잘 탐지하고, 근골격계 병변의 진단적 확실도와 정확도를 개선시킴으로써 궁극적으로 근골격계 자기공명영상의 임상적 유용성을 증진시킨다. 다만 큰 영상 영역(field of view, FOV)이 요구되는 경우에는 화질의 저하가 있거나 검사 자체가 불가능할 수 있고, 이런 경우에는 1.5T에서 검사하는 것이 유리하다.

## 3. 몸통 영상

3T에서 대부분의 몸통 영상은 여러 인공물에 의한 화질 저하에 대한 해결책이 있어야 비로소 1.5T와 비교하여 증가된 신호대잡음비에 의한 혜택을 얻을 수 있다[8]. 심장과 다른 몸통 영상에 흔하게 사용되는 균형된 항정상 태자유세차(balanced steady-state free precession) sequence의 경우에도 3T에서 banding artifacts의 증가와 숙임각의 제한으로 인해 화질이 저하된다[9]. 반면, 조영증강 자기공명 혈관조영술, 자기공명췌담도조영술

(magnetic resonance cholangiopancreatography), 확장조 영상, 그리고 비교적 움직임이 적은 골반 영상의 경우에는 3T에서 얻는 혜택이 잠재적으로 더 크다고 할 수 있다. 전신자기공명영상의 경우 저자의 경험에 의하면 FOV의 가로 직경이 45 cm보다 큰 경우에는 인공물에 의한 화질 저하가 크기 때문에 FOV는 45 cm 이하로 하는 것이 유리하겠다. 또한 되도록 영상 판(slab 또는 station)의 수를 증가시켜 한 판의 세로 길이를 줄이는 것이 좋은 화질은 얻는





**Figure 10.** Whole-body magnetic resonance imaging. A coronal whole-body short tau inversion recovery (STIR) 3 tesla (T) image (A) (repetition time msec/echo time msec, 5,190.3/60.0; flip angle, 90°; 220,0) shows dielectric shading artifacts in the central portion of the upper abdomen and the groin. In contrast, a coronal whole-body STIR 1.5T image (B) (2,500.0/71.0; 90°; 160.0) demonstrates better image quality without dielectric shading.

데 도움이 된다. 앞서서도 언급했듯이 전신자기공명영상에 가장 흔하게 사용되는 sequence가 STIR 영상이므로 최적의 지방조직 억제제를 위해서는 역전 시간을 1.5T 150-160 msec에서 3T에서는 210-230 msec로 조정해야 한다. 그러나, 이와 같은 제한점이 없는 1.5T 기기가 현재까지는 보다 나은 화

질의 전신자기공명영상을 얻는 데 유리한 것으로 보인다(Figure 10)[10,11].

## 최근 3T 자기공명영상 기기의 기술개발에 따른 개선점

최근 두 개의 독립적인 고주파 흥분 시스템이 개발되어 3T 자기공명영상에 사용되기 시작했다[12]. 이 시스템은 3T 몸통 자기공명영상에서 문제가 되는 회전 자장 불균일성을 극복할 수 있는 매우 유망한 해결책으로 환자마다 특이한 몸의 크기, 형태, 구성에 따라 다양하게 발생하는 회전 자장 불균일성을 감소시킨다. 이렇게 3T에서 회전 자장 균일성을 성취함으로써 유의하게 유전성 그림자 인공물을 감소시키고, 전자파 흡수율을 낮춘다. 또한 검사 부위에 따라 18-50% 정도의 검사 시간을 단축시킬 수 있고, 영상 대조도를 개선시켜 1.5T 자기공명영상과 동등한 영상 대조도를 얻을 수 있다.

이와 함께 3T에서 사용할 수 있는 다채널 코일이 계속적으로 개발됨으로써 획기적으로 자기공명영상의 신호대잡음비와 공간 분해능을 증가시키거나 검사 시간을 단축시킬 수 있을 것으로 예상된다. 이 다채널 코일은 고자장에서 얻을 수 있는 여러 혜택에 적지않은 시너지 효과를 나타낼 것으로 보인다.

## 결론

소아 환자에서의 3T 자기공명영상은 증가된 신호대잡음비, 대조도대잡음비 등의 혜택으로 현재 신경계와 근골격계 영상에서는 1.5T와 비교해서 월등하게 개선된 화질을 제공



하여 임상적으로 유용하게 사용되고 있다. 반면 조영증강 자기공명혈관조영술, 자기공명채담도조영술, 확산강조 영상, 그리고 골반 영상을 제외한 대부분의 3T 몸통 자기공명 영상에서는 비록 성인보다는 덜 하더라도 화질의 저하가 우려할 수 있으므로 주의를 기울여 검사를 시행해야 할 것이다. 최근에 개발된 두 개의 독립적인 고주파 흥분 시스템을 이용한 3T 기기에서는 몸통 자기공명영상의 화질이 상당히 개선되기 때문에 소아 환자의 3T 몸통 자기공명영상에서도 좋은 초기 결과가 기대된다.

**핵심용어:** 자기공명영상; 고자장; 소아; 3 테슬라

## REFERENCES

1. Chavhan GB, Babyn PS, Singh M, Vidarsson L, Shroff M. MR imaging at 3.0 T in children: technical differences, safety issues, and initial experience. *Radiographics* 2009; 29: 1451-1466.
2. Dagia C, Ditchfield M. 3T MRI in paediatrics: challenges and clinical applications. *Eur J Radiol* 2008; 68: 309-319.
3. Kuhl CK, Träber F, Schild HH. Whole-body high-field-strength (3.0-T) MR Imaging in clinical practice. Part I. Technical considerations and clinical applications. *Radiology* 2008; 246: 675-696.
4. Kuhl CK, Träber F, Gieseke J, Drahanowsky W, Morakkabati-Spitz N, Willinek W, von Falkenhausen M, Manka C, Schild HH. Whole-body high-field-strength (3.0-T) MR imaging in clinical practice. Part II. Technical considerations and clinical applications. *Radiology* 2008; 247: 16-35.
5. Zimmerman RA, Bilaniuk LT, Pollock AN, Feygin T, Zarnow D, Schwartz ES, Harris C. 3.0 T versus 1.5 T pediatric brain imaging. *Neuroimaging Clin N Am* 2006; 16: 229-239.
6. Edelman RR, Dunkle E, Koktzoglou I, Griffin A, Russell EJ, Ankenbrandt W, Ragin A, Carrillo A. Rapid whole-brain magnetic resonance imaging with isotropic resolution at 3 Tesla. *Invest Radiol* 2009; 44: 54-59.
7. Chagla GH, Busse RF, Sydnor R, Rowley HA, Turski PA. Three-dimensional fluid attenuated inversion recovery imaging with isotropic resolution and nonselective adiabatic inversion provides improved three-dimensional visualization and cerebrospinal fluid suppression compared to two-dimensional flair at 3 tesla. *Invest Radiol* 2008; 43: 547-551.
8. 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.
9. Wieben O, Francois C, Reeder SB. Cardiac MRI of ischemic heart disease at 3 T: potential and challenges. *Eur J Radiol* 2008; 65: 15-28.
10. Schmidt GP, Wintersperger B, Graser A, Baur-Melnyk A, Reiser MF, Schoenberg SO. High-resolution whole-body magnetic resonance imaging applications at 1.5 and 3 Tesla: a comparative study. *Invest Radiol* 2007; 42: 449-459.
11. Goo HW. Whole-body MRI of neuroblastoma. *Eur J Radiol* 2010; 75: 306-314.
12. Willinek WA, Gieseke J, Kukuk GM, Nelles M, König R, Morakkabati-Spitz N, Träber F, Thomas D, Kuhl CK, Schild HH. Dual-source parallel radiofrequency excitation body MR imaging compared with standard MR imaging at 3.0 T: initial clinical experience. *Radiology* 2010; 256: 966-975.



### Peer Reviewers' Commentary

소아의 자기공명영상은 일반적으로 1.5T 자기공명영상기기가 많이 이용된다. 최근 3T 자기공명영상기기가 증가하면서 소아에서도 적용이 많아지고 있는 추세이다. 특히 소아의 뇌신경계 질환 및 근골격계 질환의 진단에 3T 자기공명영상기기 이용이 많아지면서 그 우수성이 입증되고 있다. 그러나 소아 흉부(심장) 및 복부 질환의 진단을 위해서는 기술적인 개선이 필요하여 3T 자기공명영상기기의 사용은 상대적으로 적은 편이다. 필자가 기술한 바와 같이 자장의 세기가 커지면서 여러 가지 장점이 있는 반면 단점도 있다. 필자가 경험한 예를 통하여 3T 자기공명영상기기의 특성, 장점과 단점을 기술하고, 단점을 극복하기 위한 방법을 제시하고 있다. 따라서 소아에서 3T 자기공명영상기기를 사용할 경우 그 특성의 이해와 더불어 영상취득 방법의 적절한 선택이 매우 중요함을 알 수 있다.

[정리: 편집위원회]