



MR Neurography: Current Several Issues for Novice Radiologists

자기공명영상 신경조영술: 경험이 적은 영상학과 의사가 이해해야 할 몇 가지 쟁점들

Dong-ho Ha, MD*

Department of Radiology, Dong-A University, Busan, Korea

Magnetic resonance neurography (MRN) has been increasingly used in recent years for the assessment of peripheral neuropathies. Fat suppression T2-weighted imaging (T2WI) and diffusion-weighted imaging (DWI) have typically been used to provide high contrast MRN. Isotropic 3-dimensional (3D) sequences with fast spin echo, post-processing imaging techniques, and fast imaging methods, among others, allow good visualization of peripheral nerves that have a small diameter, complex anatomy, and oblique course within a reasonable scan time. However, there are still several issues when performing high contrast and high resolution MRN including standard sequence; fat saturation techniques; balance between resolution, field of view, and slice thickness; post-processing techniques; 2D vs. 3D image acquisition; different T2 contrasts between proximal and distal nerves; high T2 signal intensity of adjacent veins or joint fluid; geometric distortion; and appropriate *p*-values on DWI. The proper understanding of these issues will help novice radiologists evaluate peripheral neuropathies using MRN.

Index terms Peripheral Nervous System Diseases; Diagnostic Imaging;
Magnetic Resonance Imaging

서론

말초신경병증(peripheral neuropathy)은 다양한 원인에 의해 여러 말초신경에서 발생하는 흔한 신경학적 질환이다. 병력 청취, 신체검사, 신경전도 검사, 근전도 검사가 기본적인 진단법이나, 이들은 신경 손상과 관련한 구체적인 해부학적 정보를 얻거나 객관적인 손상의 정도를 판단하기에는 한계가 있다. 자기공명영상(이하 MRI)은 비 침습적인 영상의학적 검사 방법 중 하나로, 연조직 대조도(soft tissue contrast)가 높고, 여러 단면을 영상화하는 능력이 있어 해부학적인 정보와 객관적인 정보를 얻을 수 있어 점차 이용이 증가하고 있다(1).

Received September 19, 2019
Revised December 24, 2019
Accepted January 8, 2020

*Corresponding author

Dong-ho Ha, MD
Department of Radiology,
Dong-A University,
32 Daesingongwon-ro, Seo-gu,
Busan 49201, Korea.

Tel 82-51-240-5344

Fax 82-51-253-4931

E-mail hdhdoc@dau.ac.kr

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

ORCID iD

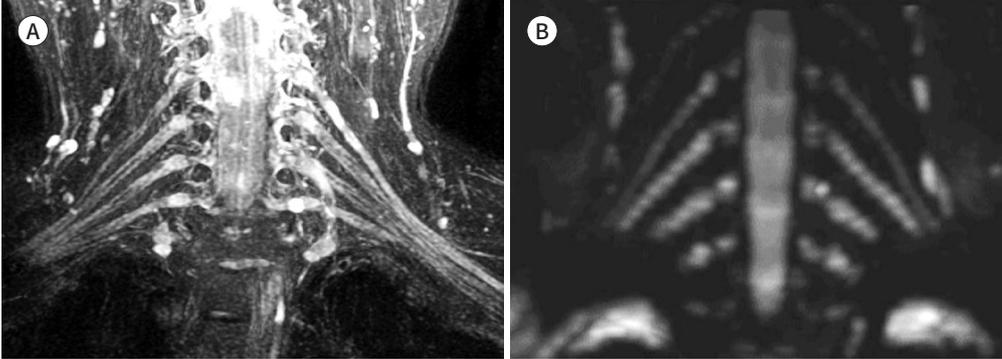
Dong-ho Ha

<https://>

orcid.org/0000-0002-5645-9211

Fig. 1. MR neurography of the normal brachial plexus.

A, B. Recent MR neurography is commonly based on fat suppression T2-weighted (A) and diffusion-weighted imaging (B) because of their high tissue contrast. Fat suppression T2-weighted MR neurography (A) can show detailed anatomy due to its high spatial resolution. Diffusion-weighted MR neurography (B) can suppress the adjacent vascular signal but produces low spatial resolution images.



말초신경병증의 진단 시 MRI의 가장 중요한 역할은 entrapment syndrome (포착 신경증)이나 impingement syndrome (충돌 증후군)을 야기하는 종양, 혈종, fibrotic band (섬유화 밴드), 뼈 구조물과 같이 말초신경을 직접 자극하거나 누르고 있는 공간점유병소(space occupying lesion)를 찾아내는 것이다. 또 다른 중요한 역할은 신경이 지배하는 근육의 국소적인 변화를 관찰하여 신경 손상 유무를 간접적으로 진단하는 것이다(2-4). 이런 신경주위의 공간점유병소를 찾아내고 신경 손상에 의한 근육의 변화를 알아내는 일은 conventional MRI (고식적 자기공명영상)로도 대개 충분하다.

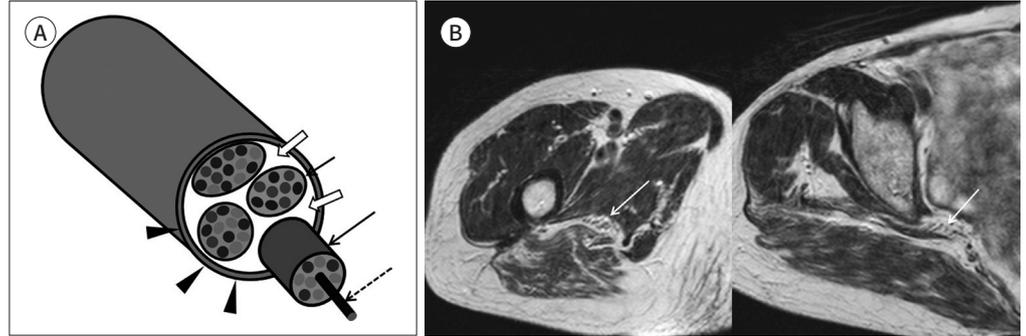
MRI를 이용해 정상 신경과 손상받은 신경을 직접 영상화하여, 말초신경을 침범한 질환을 진단하고 말초신경병증의 침범 범위를 직접적으로 평가할 수 있다(1). 이처럼 말초신경을 직접 영상화하는 MRI 영상을 MR neurography (MRN, 자기공명영상 신경조영술)라고 흔히 정의한다(5-7). 대개는 최신의 기법을 이용해 고대조도와 고해상도로 말초신경을 직접 영상화한 MR 영상을 MR neurography라고 한다.

지방억제 T2 강조영상(fat suppression T2-weighted image)과 확산강조영상(diffusion weighted image)이 고대조도 MR neurography 영상을 위해 가장 흔히 사용하는 시퀀스(sequences)이다(Fig. 1) (8). 최근에는 fast spin echo (이하 FSE, 고속스핀에코) 기법을 기반으로 한 isotropic (등방성) 3차원 기법이 도입되어, 다양한 방향의 multiplanar reconstruction image (이하 MPR, 다면재구성) 영상과 maximum intensity projection (이하 MIP, 최대강도투사) 영상을 얻는데 유용하게 사용하고 있다(7). 그리고, 전용코일(dedicated coil), 고속영상기법(fast imaging method), 재구성영상을 위한 소프트웨어(reconstructive software) 등의 발전이 고대조도와 고해상도의 MR neurography를 얻는 데 많은 도움이 되고 있다. 이런 발전들로 인해 말초신경병증의 진단에 MR neurography의 사용이 점차 증가하지만 말초신경을 직접 영상화하기에는 여전히 많은 어려움이 존재한다.

한정된 스캔 시간에 고대조도와 고해상도의 MR neurography 영상을 얻기 위해서는 적합한 시퀀스나 프로토콜(protocol)이 확립이 필요하다. 하지만 하나의 시퀀스나 프로토콜로 다양한 위치

Fig. 2. Fascicular appearance of peripheral nerve.

A, B. A schematic of features of peripheral nerves (**A**) and axial T1-weighted images of the sciatic nerve (**B**). The axon (dashed arrow on **A**) is a basic building block of peripheral nerves. They aggregate to form a fascicle (arrows on **A**). Several fascicles are grouped together and form a peripheral nerve. Several fascicles are interspersed with variable amounts of adipose tissue within a peripheral nerve (empty arrows on **A**) and surrounded by a dense fibrous connective tissue, the epineurium (arrowheads on **A**). These features and perineural fat give nerves the characteristic fascicular, honeycomb, or reticular appearance (arrows on **B**). This pattern is well shown on axial T1-weighted images.



의 말초신경 영상을 얻거나 다양한 원인의 말초신경병증의 진단을 위한 영상을 얻는 데는 많은 어려움이 있다. 예를 들어 상완 신경총(brachial plexus)을 위한 MR neurography 프로토콜로 신체의 말단에 위치한 말초신경을 영상화하는 것이 쉬운 것이 아니다. 그리고 외상에 의한 신경 손상이 의심되는 환자와 말초신경염(peripheral neuritis)이 의심되는 환자는 각기 다른 프로토콜이 필요하다.

이처럼 적절한 MR neurography 영상을 얻기 위해서는 말초신경 위치와 말초신경병증 원인에 따라 각기 다른 시퀀스나 프로토콜의 선택이 필요하다. 이를 위해 영상의학과 의사가 이해하고 고려해야 할 다음의 몇 가지 쟁점들이 있다. 이에는 표준 프로토콜에서 사용하는 여러 영상 기법들의 장단점, 여러 지방억제 기법들의 장단점, 해상도(resolution)와 field of view (영상범위)와 slice thickness (영상두께) 간의 상호 관계, 여러 post-processing (후처리) 영상 기법들, 2차원(2 dimensional) 영상획득기법과 3차원 영상획득기법의 장단점, 근위부 말초신경과 말단부 말초신경의 T2 대조도의 차이, 말초신경에 인접한 정맥과 관절액에 의한 신호가 MR neurography 영상에 미치는 영향, 확산강조영상에서 기하학적 왜곡의 발생과 적절한 b value의 선택 등이 있다. 이 쟁점들을 중심으로 MR neurography와 관련된 여러 시퀀스나 기법들에 대해 기술하고자 한다.

MR Neurography의 해석

MRI 영상에 나타나는 말초신경의 기본단위는 fascicle (신경다발)이다. 하나의 fascicle은 여러 개의 axon (축삭), Schwann cell (슈반세포), connective tissues (결체조직), endoneural fluid (신경 내부의 액체조직)로 구성되어 있다. 여러 개의 fascicles들이 합쳐지고, 바깥은 fibrotic perineurium (섬유성 신경다발막)으로 둘러싸여 하나의 말초신경을 형성한다(2). 이처럼 neural fascicles이 합쳐지는 형태와 신경 주위 지방조직에 의해 말초신경의 특징적인 모양인 fascicular appearance, 벌집모양(honeycombing appearance), 망상 모양(reticular appearance), 반점모양(speckled appearance)이 축상 T1 강조영상, 혹은 축상 T2 강조영상에서 관찰된다(Fig. 2).

Table 1. Imaging Criteria for the Interpretation of MR Neurography

Features	Normal Nerve	Abnormal Nerve
Signal intensity	Iso or slight high signal intensity on T1WI and T2WI, High signal intensity on fat suppression T2WI	High signal intensity on T2WI, can approaching the fluid-like high signal intensity
Size (caliber)	No focal abrupt size change, gradually decreased size distally	Increased size (focal or diffuse enlargement), abrupt change of caliber
Fascicular pattern	May present	Alteration of fascicular pattern or non-uniform fascicular pattern
Enhancement	Absence	Presence
Perineural fat planes	Preserved and clean	Effacement, fibrosis, space occupying lesion

WI = weighted image

정상 신경은 T1 강조영상에서는 주위 근육과 유사한 중등도 신호강도(intermediate signal intensity)를 보인다. T2 강조영상에서는 endoneural fluid의 양과 지방억제 기법의 종류에 따라 중등도 신호강도에서 고신호강도까지 다양하게 관찰된다(7). 확산강조영상에서 말초신경은 고신호강도를 보인다. 확산강조영상에서 확산경사에 의해 브라운 운동을 하는 주위 조직의 물분자 신호는 억제되는 데 비해, 제한적인 확산을 하는 신경 내부의 물분자 신호는 유지된다. 이로 인해 확산강조영상에서 주위 조직의 신호를 억제하고 신경은 고신호강도를 보인다(6).

MR neurography 영상의 해석은 신호강도의 변화, 신경의 크기 변화, fascicle 형태의 변화, 신경주위지방(perineural fat)의 변화, 조영증강 유무 등에 따른다(Table 1) (5, 7). 신경 손상 시 손상 부위에서 부종이 발생하여 T2 강조영상에서 신호강도가 증가하는 데, 이는 신경 손상을 의미하는 가장 중요한 소견의 하나이다. 손상이 심한 경우에는 신호강도가 수액이나 동행하는 정맥과 유사한 고신호강도까지 증가하기도 한다. 손상받은 신경의 크기와 모양의 변화, fascicular appearance의 변화 등은 신경의 주행 방향과 직각인 단면에서 관찰이 용이하다(2, 7).

신경 손상 후 신경의 재생이 일어나거나 섬유화가 일어나면 신호강도는 시간의 경과에 따라 다양하게 변화한다. 재생이 일어나면 T2 강조영상에서 고신호를 보였던 신경은 신호강도가 정상으로 돌아가는 것을 흔히 관찰한다(9). 반면 신경에 손상이 지속적으로 가해져 섬유화가 발생하면 T2 강조영상에서의 신호강도는 정상을 보이거나 저신호강도를 보인다.

말초신경이 지배하는 근육의 변화는 간접적으로 신경 손상을 진단하는 데 유용하고, 이는 운동 신경이 지배하는 골격근에서 나타나는 변화이다(3). 신경 손상 이후 수일에서 수주 사이(급성기 혹은 아급성기), 신경이 지배하는 근육에 국한된 부종의 형태가 MRI에서 나타난다. 이는 탈신경에 의한 부종(denervated edema)으로 지방억제 T2 강조영상에서 비교적 경계가 명확하고, 신경 지배에 일치하며, 균일한 고신호강도의 병변을 보인다. 또한 신경 손상이 지속되어 만성화가 발생하면, 신경의 손상이 일어난 근육은 미만성의 지방침착이나 위축되는 소견을 흔히 보인다(2).

표준 프로토콜에서 사용하는 영상 기법들

MR neurography의 표준 시퀀스에는 T1 강조영상, T2 강조영상, 지방억제 T2 강조영상, 확산강조영상이 흔히 포함된다(1, 2). 필요에 따라 조영증강영상과 확산텐서영상(diffusion tensor image)을 추가하기도 한다. T1 강조영상이나 T2 강조영상은 고해상도의 영상을 제공하여 세부적인

해부학적 평가에 유용하다. 특히 T1 강조영상은 말초신경의 구성의 변화, 신경과 뼈나 혈관과 같은 주위 연부조직과의 관계, 신경주위지방의 변화를 관찰하는 데 유용하다(10). 하지만 T1 강조영상은 주위 연부 조직과의 대조도가 낮아 말초신경을 명확히 구분하기 어려울 수 있다. 이에 비해 지방억제 T2 강조영상은 지방을 포함한 주위 조직의 신호강도를 억제하고, 말초신경 내부의 endoneural fluid의 T2 대조도를 높여 고대조도의 영상을 얻는 장점이 있다. 또한 고해상도 영상을 얻을 수 있고, 모든 부위에 적용하기 쉬워 MR neurography에서 가장 선호되는 시퀀스이다. 이때 magic angle artifact를 회피하고, endoneural fluid의 T2 대조도를 높이기 위해 높은 에코 타임(echo time) (> 60~70 ms)을 사용하기를 권고한다(1, 5). 긴 에코타임을 사용하는 heavily T2 weighted image는 조직 내에 액체의 양이 적은 경우에도 고신호강도를 보이므로 정상 신경의 대조도를 높이는 데 효과적일 수 있다(2).

확산강조영상은 MR neurography에서 지방억제 T2 강조영상을 대체하거나 상호보완적으로 사용된다. 확산강조영상은 고대조도 영상, 3차원 영상의 능력, 생리학적 변화를 제공할 수 있는 장점이 있다(11, 12). 또한 지방억제 T2 강조영상에서는 정맥이나 관혈액이 고신호강도를 보여 주위 말초신경과 겹쳐지는 데 비해, 확산강조영상에서는 이런 구조물들의 신호가 억제된다(1). 하지만 확산강조영상은 지방억제 T2 강조영상에 비해 해상도가 낮은 단점이 있고, 손이나 발과 같은 인체 말단에서는 비균질 자기장에 의한 영상 왜곡이 흔히 일어나는 단점이 있다. 최근에는 이런 단점과 한계를 극복한 다양한 연구가 증가하고 있다(13).

상완 신경총을 위한 MR neurography에서는 대개 MR myelography나 gradient echo 기법의 영상이 추가로 필요하다(10, 11). 이 기법들은 perineural cysts, traumatic nerve root avulsion, pseudomeningocele과 같은 상완 신경총의 roots에 발생하는 병변을 검사하는 데 유리하다(Fig. 3). 또한 다양한 지방억제 기법, 고속 영상획득 기법, steady-state MR imaging sequence, high resolution imaging methods 등의 기법도 상완 신경총 roots의 작은 병변을 영상화하는 데 많은 도움을 준다(Fig. 3).

정상 신경은 조영증강이 되지 않으므로 표준 시퀀스에서는 조영제를 필수적으로 사용하지는 않는다(10). 즉 entrapment syndrome이나 외상에 의한 신경 손상이 의심되는 경우에는 조영제의 사용이 필요하지 않다(1). 하지만 종양, 연부조직감염, 신경염이 의심되는 경우는 조영제가 병변을 명확히 관찰하는 데 도움이 되므로 조영제의 사용이 필수적이다(Fig. 4) (1, 7, 10, 14).

최근에는 말초신경의 해부학적 변화를 평가하고, 생리학적 혹은 병리학적인 변화를 이해하는 데 도움을 주고, 특정 질환의 감별 진단을 위해 확산텐서영상의 이용이 증가하고 있다(5, 7). 확산텐서 영상은 첫째, tractography (신경섬유 추적지도)를 이용해 신경의 해부학적 연결성을 평가할 수 있다. Tractography에서 보이는 fascicle들이 neural fascicle을 직접적으로 표현하지는 않지만, neural fascicle의 형태학적 변화가 있을 때는 tractography에서도 얇아지거나 끊어지는 형태학적 변화가 보일 수 있다(5). 둘째, 확산텐서영상의 여러 parameters (매개변수)를 측정하여 병리학적인 변화를 객관적으로 평가할 수 있다. 흔히 측정하는 parameters로는 fractional anisotropy (이하 FA, 분획 비등방성), apparent diffusion coefficient (이하 ADC, 현성확산계수), mean diffusivity (평균 확산도) 등이 있다(5, 9). 대부분의 병리학적인 변화에선 FA 값이 증가하고 ADC 값이 감

Fig. 3. A 66-year-old women with a cyst along the root of left brachial plexus.

A-C. An axial gradient echo image (A), a coronal FS T2WI with three-point Dixon method (B), and a coronal spine echo T2WI (C). The cyst along the roof is well visualized on the gradient echo image (arrow on A). The cyst is also well demarcated on the FS T2WI with three-point Dixon method (arrow on B). However, the spin echo T2WI does not clearly show the cyst (arrow on C) due to the surrounding high signal intensity of fat. FS = fat suppression, WI = weighted image

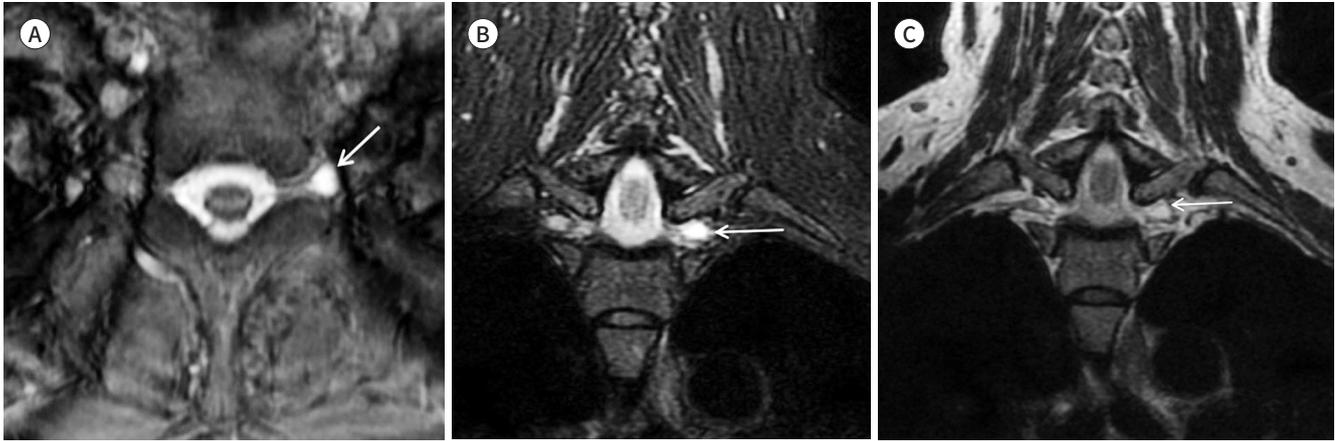


Fig. 4. A 64-year-old women with lymphoma involving right sciatic nerve.

A-C. A coronal FS T2WI (A), a coronal T1WI (B), and a coronal FS T1WI with contrast enhancement (C). The FS T2WI is not sufficient to visualize the normal sciatic nerve. A mass is suspected (arrow on A) because of the heterogeneous high signal intensity of the lesion. The T1WI clearly demonstrates the fascicular appearance of the normal sciatic nerve (arrows on B). The normal sciatic nerve is not enhanced but the mass is clearly seen on the contrast-enhanced FS T1WI (arrows on C). FS = fat suppression, WI = weighted image



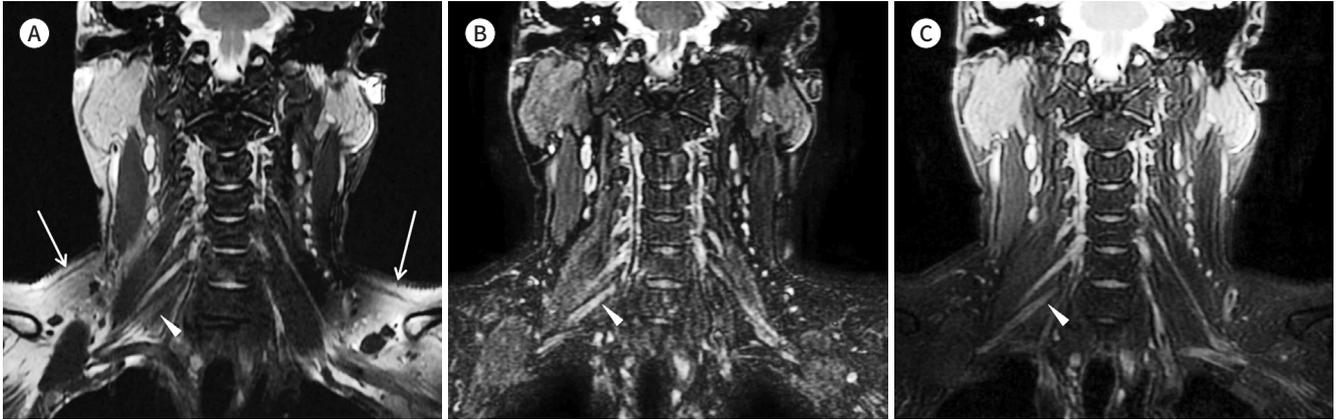
소한다. 이런 장점들에도 불구하고 확산텐서영상은 낮은 공간 해상력, 인체 말단에서 흔히 발생하는 기하학적 왜곡 현상으로 인해 표준 시퀀스로 사용하기에는 많은 제한이 있다.

지방억제 기법들

지방은 T2 값이 낮지만, 고속스핀에코 영상에서는 J coupling (J 결합)에 의해 T2 강조영상에서 고신호를 보인다. 그러므로 지방에 의한 고신호가 정상신경이나 손상받은 신경의 신호를 가릴 수 있으므로 고속스핀에코 T2 강조영상에서 지방억제 기법은 필수적이다(6). 또한 확산강조영상에서도 주위 조직의 신호를 억제하여 말초신경의 신호를 강조하기 위해 지방억제 기법이 흔히 함께 사용된다.

Fig. 5. Various fat suppression techniques.

A-C. Fat saturation images using the **(A)** chemical shift-selective fat suppression method, **(B)** short T1 inversion recovery method, and **(C)** Dixon (water-selective fat saturation) method. On MR neurography with a large field of view, peripheral far off-center areas frequently produce incomplete fat saturation (arrows on **A**) and high signal intensity artifacts. This can obscure the normal anatomy (arrowhead on **A**) or pathology of the peripheral nerve on fat suppression image with chemical shift-selective fat suppression method. Fat suppression images with short T1 inversion recovery method or Dixon method can show the intact signal intensity of peripheral nerve (arrowheads on **B** and **C**).



즉 T2 강조영상이나 확산강조영상에서 지방억제 기법을 적용하면 신경과 주위 조직 간의 contrast to noise ratio (이하 CNR, 대조대잡음비)를 높이고, 말초신경을 명료하게 보이게 하며, 불필요한 주위 조직의 신호를 억제할 수 있다. 또한 이때 얻은 고대조도의 영상이 MIP 영상과 같은 post-processing 영상을 얻는 데 유용하다.

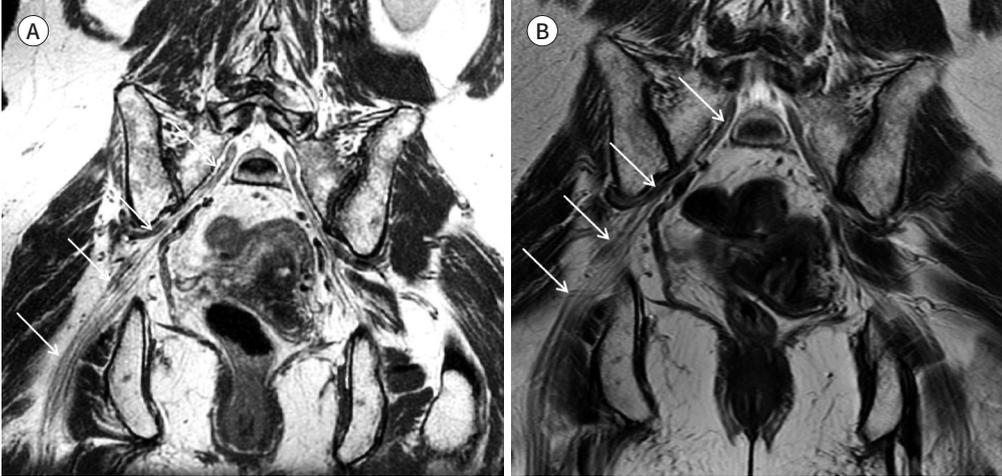
흔히 사용하는 지방억제 기법에는 chemical shift selective fat suppression method (화학변위 선택적 지방억제기법), short-T1 inversion recovery method 기법(이하 STIR), Dixon 기법(water-selective fat saturation method) 등이 있다(1, 6). Chemical shift selective fat suppression method는 가장 흔히 사용하는 지방억제 기법으로, 지방과 물과의 frequency의 차이를 이용한다. 이는 다양한 영상 기법에 쉽게 적용할 수 있고, 높은 signal to noise ratio (이하 SNR, 신호대 잡음비)의 영상을 얻는 장점이 있으나 불균질 자장에 의해 불완전한 지방억제를 흔히 야기하는 단점이 있다. 불균질 자장이 발생하는 경우는 magnet bore의 중심에서 멀리 떨어진 위치이거나, 뒷목 부위나 부비동 주위처럼 공기 조직 경계면의 변화가 심한 곳, 금속 삽입물과 같은 강자성체 근처이다(6).

Large field of view (큰 관심영역)를 사용한 자기 공명 신경 조영술에서는 magnet bore의 중심에서 떨어진 영상의 바깥쪽 영역은 불균질 자기장이 흔히 발생하고, 이는 불완전한 지방 신호 억제를 야기한다(1, 7). 불완전한 지방 신호 억제에 의한 고신호 인공물(artifact)이 손상받은 신경의 이상신호를 가릴 수 있다. 그러므로 large field of view가 필요한 MR neurography에서는 STIR 기법이나 Dixon 기법처럼 불균질 자기장에 덜 민감한 지방억제 기법들이 흔히 사용된다(Fig. 5). (1, 7).

Resolution, Field of View (FOV), Slice Thickness 간의 상호 관계

MR neurography도 다른 MRI 영상과 마찬가지로 해상도, field of view, slice thickness 간의 이해득실의 평가가 중요하다(9, 14). 말초신경은 길고 작은 직경을 가진 관 모양의 구조물이다. 긴 구조물이므로 넓은 범위를 영상화해야 하고, large field of view가 필요하다. 작은 직경을 가지므

Fig. 6. Comparing the images between with thin slice thickness and with thick slice thickness.
A, B. A coronal T2WI of 2-mm thickness (**A**) and a coronal T2WI of 5-mm thickness (**B**). The image using a thinner slice thickness (**A**) shows the sciatic nerve (arrows on **A** and **B**) more clearly than the image using the thicker slice thickness (**B**).
 WI = weighted image



로 높은 해상도가 필요하다. 긴 말초신경의 영상화를 위해 large field of view를 사용하면 픽셀의 크기가 커지고, 단위 면적당 픽셀 숫자가 작아져서, 해상도는 낮아진다. 이에 비해 상세한 해부학적 영상을 위해 small field of view를 사용하면 작은 픽셀과 단위면적당 픽셀 숫자가 많아져서 영상의 해상도가 높아지지만 전체 말초신경을 영상화하지 못한다. Thin slice thickness (얇은 영상 두께)를 이용해 영상을 얻으면 고해상도, 높은 병변 대조도, 높은 선명도를 가진 영상을 얻을 수 있지만, 스캔 시간이 길어지거나 낮은 SNR로 인해 영상의 질이 나빠질 수 있다(Fig. 6). 영상의학과 의사는 전체 신경을 영상화할 것인지 높은 해상도로 일부의 신경을 상세하게 평가할지를 판단하고 결정해야 한다(10).

고해상도 영상을 얻기 위해 small field of view로 스캔하기 위해서는 예상되는 병변의 범위를 가능한 줄여야 한다. 먼저, 영상의학과 의사는 말초신경병증에 대한 해부학적, 병태생리학적 이해에 기반하여 예상되는 병변의 범위를 줄일 수 있다. 그리고 신경학적 검사, 초음파 검사와 같은 선행 검사를 이용해 예상 병변의 범위를 줄일 수 있다(14, 15). 이렇게 예상 병변의 범위를 줄여 field of view를 적절히 하는 것도 영상의학과 의사의 중요한 역할이다.

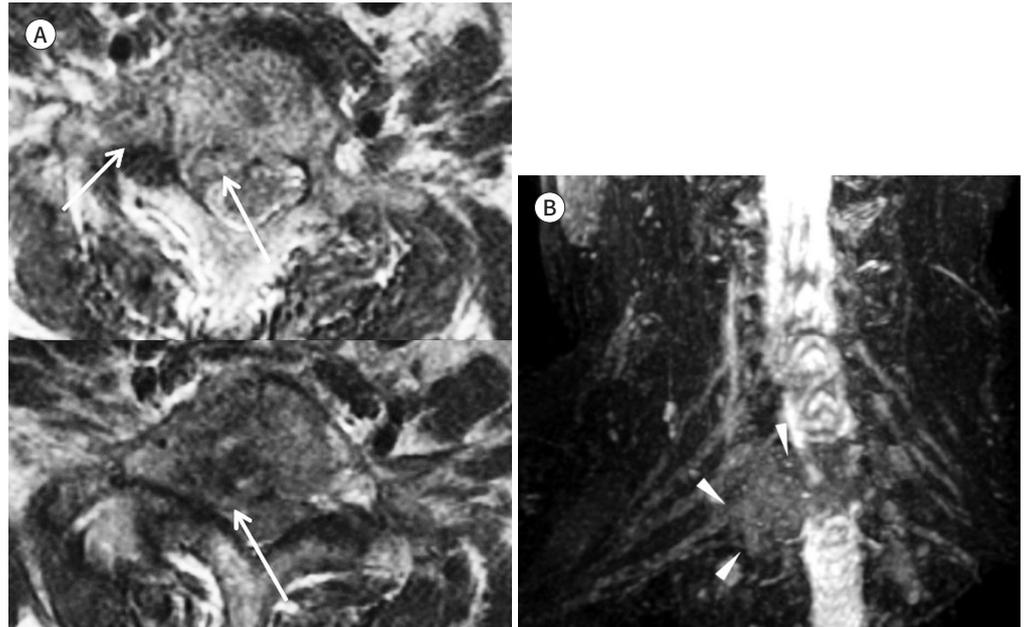
Post-Processing 영상 기법들

추가적인 정보를 얻기 위한 다양한 post-processing 영상 기법이 MRI나 MR neurography에서 사용되고 있다. MR neurography에서 필요한 것은 첫째, 말초신경의 모양, 직경, fascicular appearance의 정확한 평가를 위해 신경의 주행과 평행한 영상과 직각 방향의 영상이다. 둘째, 말초신경과 주변 조직과의 관계를 쉽게 이해하기 위해 말초신경의 시작부위에서부터 말단까지를 하나의 영상에서 보여주는 것이 필요하다. 이는 특히 경험이 적은 임상 의사나 영상의학과 의사에게 유용하다(Fig. 7). 이런 필요성들을 충족시키기 위해 여러 post-processing 영상 기법 중 MPR

Fig. 7. A 62-year-old woman with right arm pain and a tingling sensation, clinically suspected of having brachial plexus radiculopathy.

A, B. Serial axial T2WIs of the cervical spine (**A**) and a coronal MIP image of the brachial plexus (**B**). On serial axial T2WIs, right intervertebral foramina are suspected of having intermediate signal intensity due to a mass and obliteration of the intervertebral foramen (arrows on **A**). However, clinicians could not fully understand the brachial plexus involvement. The MIP image clearly shows obliteration of the roots of the right lower brachial plexus (arrowheads on **B**).

MIP = maximum intensity projection, WI = weighted image



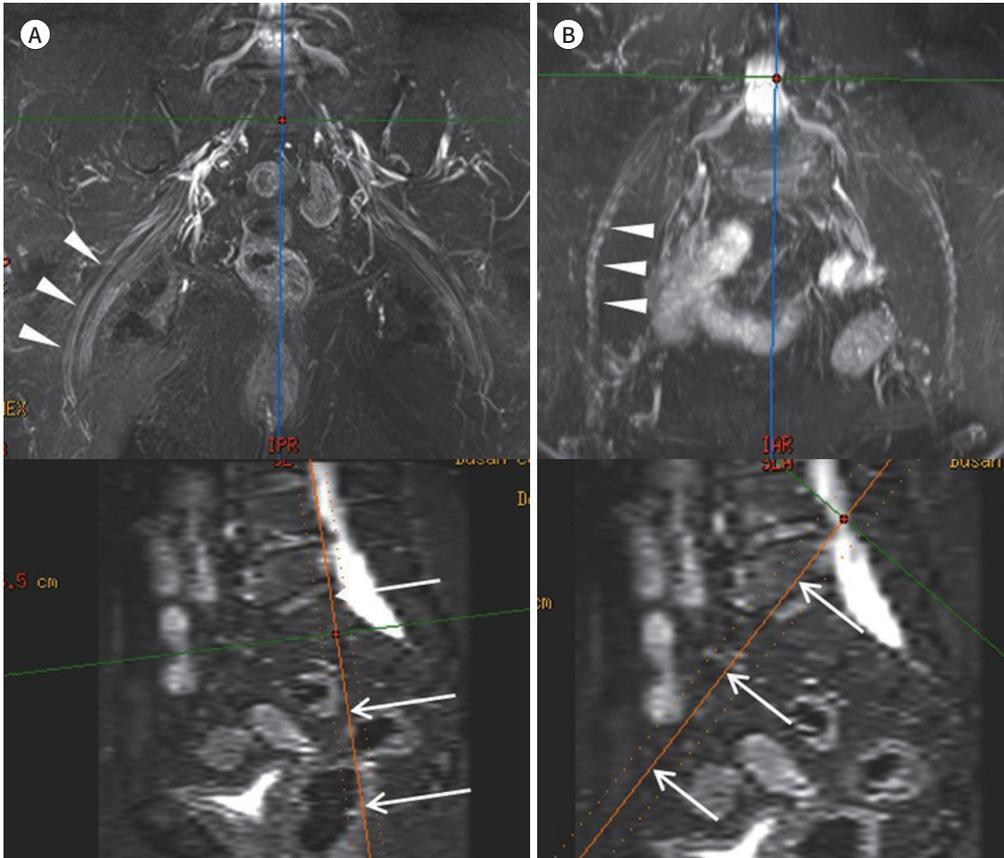
기법과 MIP 기법이 MR neurography에서 흔히 이용된다.

Conventional sequence로 얻은 정방향의 축상, 시상, 관상영상은 복잡한 해부학적 구성과 다양한 주행 방향을 가진 말초신경을 정확히 평가하는 데는 부족하다(16). MPR 기법은 원본 MRI 데이터를 이용해 임의의 방향으로 새로운 평면의 영상을 만드는 기법으로, 말초신경에 평행하거나 수직인 재구성 단면영상을 제공한다(11, 16). 이때 원본 MRI data가 모든 방향에서 크기가 같은 isotropic data이면 재구성영상은 partial volume averaging effect (부분용적효과)가 미세하여, post-processing을 거친 MPR 영상은 원본 MRI 영상과 거의 동일한 공간분해능을 가진다(17). 즉 isotropic MRI data를 이용한 MPR 영상은 partial volume averaging effect가 거의 없이 말초신경에 평행하거나 수직인 재구성영상을 제공하므로, 정량적으로 말초신경의 변화를 측정하고 분석하는 데 사용할 수 있다. 이에 비해 anisotropic MRI data를 이용한 MPR 영상은 원본 MRI 영상과 다른 평면의 영상에서는 현저히 낮은 공간분해능을 보이거나, 계단 모양 인공물(stair-step artifacts)을 흔히 보인다(Fig. 8).

Curved MPR 영상은 MPR 영상 기법 중의 하나로 임의로 정한 곡선을 따라 전체 구조물을 하나의 2차원 평면에 표현하는 방법이다(Fig. 9) (18). 이는 말초신경과같이 구불구불한 구조물을 표현하는 데 유용하다. 관심 말초신경의 시작 부위부터 말단까지 하나의 2차원 평면에서 보여줌으로써 단층 영상(tomographic image) 평가에 익숙하지 않은 임상 의사나 영상의학과 의사가 신경과 주위 구조물과의 관계를 쉽게 이해하는 데 도움을 준다. 하지만 이는 경험 많은 영상의학과 의사가 많은

Fig. 8. Reconstructed images using anisotropic coronal 2-dimensional images.

A, B. A coronal MIP image along the sciatic nerve (arrowheads on upper image of A) and a coronal MIP image along the femoral nerve (arrowheads on upper image of A). Both lower row images are sagittal multiplanar reconstruction images for identifying the reconstructive angle. The sagittal angle of the sciatic nerve (arrows on lower image of A) is less than 10° (A), but the sagittal angle of the femoral nerve (arrows on lower image of B) is approximately 45° (B). The sciatic nerve travels in a coronal orientation, but the femoral nerve travels with a more axial orientation. The MIP image of the sciatic nerve (upper image of A) has a high resolution with smooth continuity. However, the MIP image of the more axially oriented femoral nerve (upper image of B) shows relatively low spatial resolution with prominent stair-step artifacts (arrowheads on upper image of B). MIP = maximum intensity projection



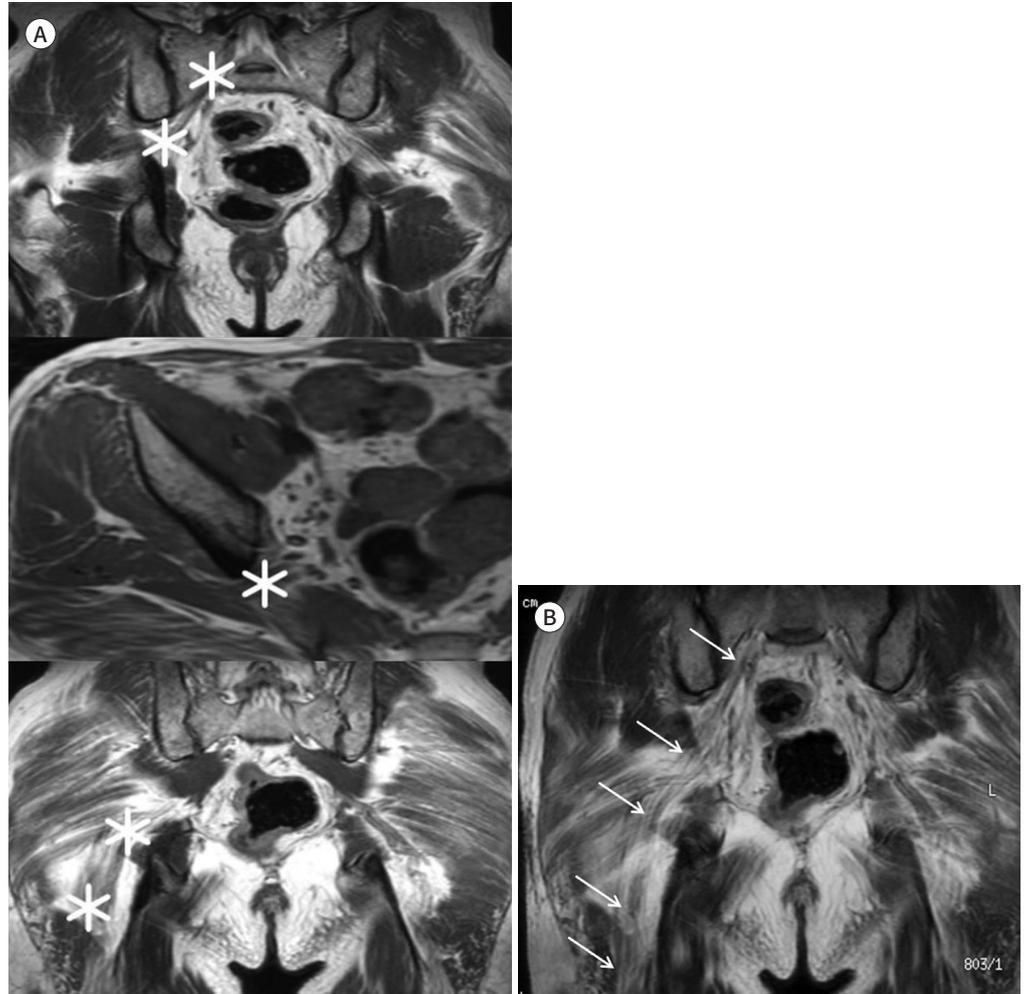
시간을 걸려서 시행해야 하고, 오류 발생이 높아 정량 분석을 위한 측정에는 부적합하다.

MIP 기법도 MR neurography에서 흔히 사용하는 post-processing 영상 기법 중 하나이다. 이는 대개 조직 대조도가 높은 영상, 예를 들면 지방억제 T2 강조영상이나 확산강조영상을 기반으로 한다. 이는 3차원 관심 용적 내의 고신호강도의 데이터들을 하나의 2차원의 평면에 최대강도로 투사하는 기법이다(Fig. 10) (18). 이는 curved MPR 영상처럼 관심 말초신경의 시작 부위부터 말단 부위까지 하나의 2차원 평면에서 보여준다. 이 기법은 신호강도의 역치를 따르지 않아 관심 구조물들의 신호강도들이 보존되어 있다. 즉 병변의 병리학적 변화에 따른 신호강도의 변화가 유지되어 병변의 변화를 평가하는 데 유용하게 사용할 수 있다(Fig. 11).

MIP 기법의 단점은 원하지 않는 다른 조직의 고신호강도에 의해 병변이 가려지고, 평가에 어려움이 생길 수 있다는 것이다(19). MIP 기법도 단순 촬영과 같은 투사 영상(projection image)이어서 앞뒤의 구조물들이 하나의 영상에 중복되어 나타난다. 즉 평가하고자 하는 영역의 앞과 뒤에

Fig. 9. Curved MPR technique method.

A, B. Serial T1-weighted images (A) and a curved MPR image of the sciatic nerve (arrows on B). The pre-defined curved planes (asterisks on A) are determined manually along the sciatic nerve. The curved MPR image (B) can show the whole length of the sciatic nerve (arrows on B) on a single image. MPR = multiplanar reconstruction



있는 불필요한 고신호강도 데이터가 영상에 투사되어 병변을 가리는 현상이 발생한다. 이를 극복하기 위해 흔히 thin slab (얇은 판)이나 curved slab (곡면 판) 기법을 이용한다(Fig. 10) (20). 이를 이용하면 “slab” 내의 고신호강도들만 최대강도투사 기법 영상에 이용되고, “slab”에 포함되지 않는 조직의 신호들은 제거된다. 이를 이용해 slab의 앞과 뒤에 존재하여 신경을 가리는 불필요한 조직의 신호는 제거되고, 신경이 지나가는 영역의 신호만으로 영상을 만들게 된다.

2차원 영상획득 기법과 3차원 영상획득 기법

표준 프로토콜에 사용되는 conventional MRI 영상들은 고해상도와 높은 SNR을 위해 대개 해당 평면의 x축과 y축의 길이는 짧고 z축은 길이가 긴 anisotropic 2차원 영상획득 기법을 이용한다. 이에는 다음의 몇 가지 단점들이 있다. 첫째, anisotropic 2차원 영상을 이용해 재구성영상을 얻으면 원본 데이터 평면과 다른 평면의 재구성영상에서는 공간분해능이 낮고, stair-steps artifact가

Fig. 10. MIP technique with whole slab and thin slab.

A-C. Serial coronal FS T2WI (**A**), a MIP image with whole slab (**B**), and an MIP image with a thin slab (**C**). The high signal intensity data within serial coronal images (**A**) are projected along parallel projections (arrows on **A**) and displayed with maximum intensity in a single 2-dimensional image. An MIP image with a whole slab (**B**) shows an overlapping appearance of high signal intensity vessels (arrows on **B**), anterior or posterior to the brachial plexus. An MIP image with a thin slab (**C**) can exclude overlapping high signal intensity lesions and shows the brachial plexus more clearly.

FS = fat suppression, MIP = maximum intensity projection, WI = weighted image

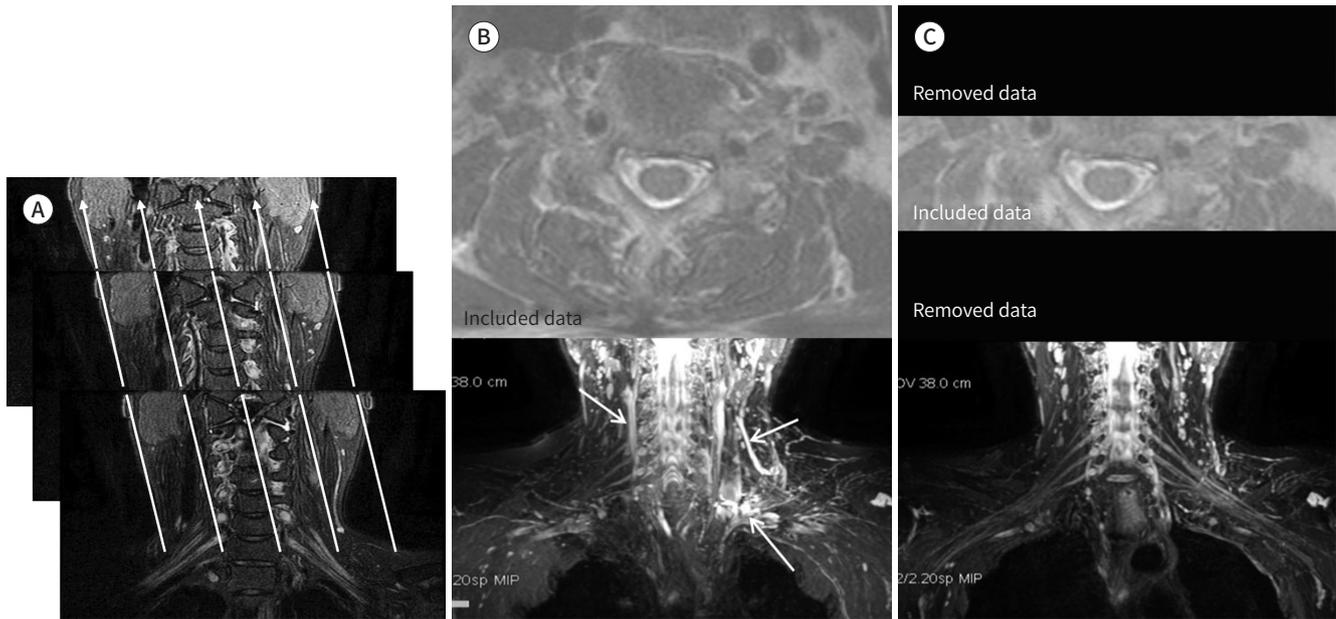
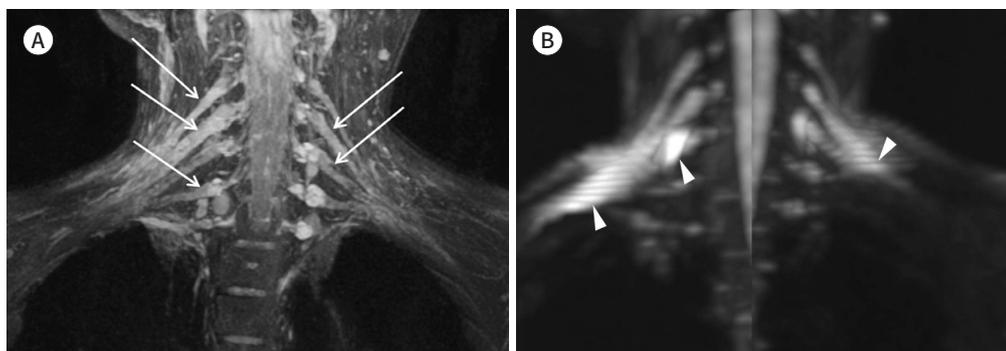


Fig. 11. A 63-year-old female patient with brachial plexus neuritis.

A, B. A MIP image based on a fat suppression T2-weighted image (**A**) and two oblique MIP images based on a diffusion-weighted image (**B**). The MIP images show bilateral diffuse enlargement (arrows on **A**) of the brachial plexus with increased signal intensity, relative to MIP images of the normal brachial plexus (Fig. 1). MIP images preserve the signal intensity change of pathology. Diffusion-weighted images can have marked artifacts in distant peripheral areas (arrowheads on **B**).

MIP = maximum intensity projection



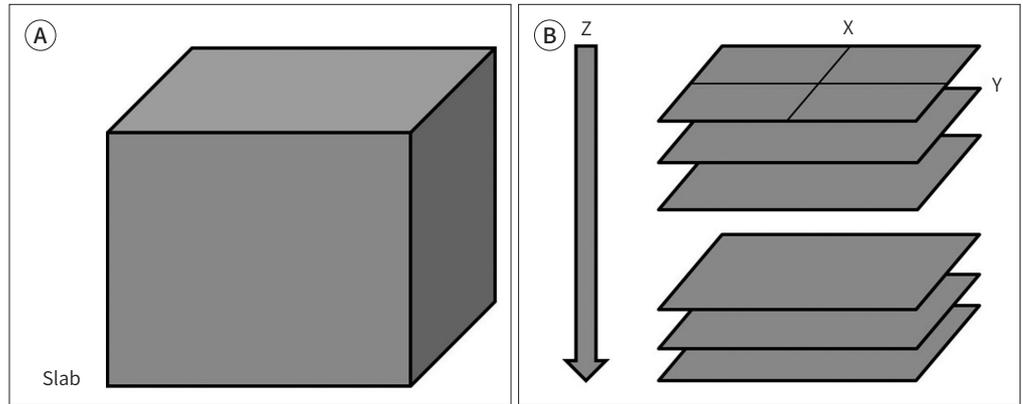
흔히 보인다(Fig. 8). 둘째, 높은 SNR을 위해 흔히 thick slice thickness와 일정한 gap을 이용하므로 partial volume averaging effect를 야기하여, 미묘한 병변의 변화는 감춰질 수 있다(14).

이런 단점들도 불구하고 다음의 장점으로 인해 2차원 고속스핀에코 영상이 MR neurography에서 여전히 유용하게 사용된다. 첫째, 대부분의 MRI 기기에서 conventional 2차원 영상 획득

Fig. 12. 3D k-space sampling.

A, B. A slab for excitation of a 3D volume (A) and 3D k-space sampling needs an additional phase encoding along the slice direction (z-axis) and leads to long scan times (B). To obtain 3D volume data within a reasonable scan time, long echo train length, high spin echo factors, and parallel imaging techniques need to be implemented. These techniques might result in signal decay and image blurring.

D = dimensional



기법을 이용한 단면영상은 3차원 영상획득 기법을 이용한 단면영상에 비해 해상도가 높고, SNR이 높으며, 영상에서 흐려짐(blurring)이 없다(1, 5). 둘째, anisotropic 2차원 영상을 얻은 후 재구성영상을 얻을 때 동일 평면의 재구성영상에서는 해상도가 유지되고, stair-step artifact가 거의 없다. 대부분의 말초신경은 관상으로 주행하므로, coronal anisotropic MRI 영상을 얻은 후, 이를 이용해 얻은 coronal MIP 영상이나 coronal MPR 영상은 해상도가 높고 인공물이 거의 없어 말초신경을 평가하기에 부족함이 없다(Figs. 8, 10).

최근에는 고속스핀에코 영상을 기반으로 한 다양한 3차원 영상 기법들(3D FSE; SPACE[®], CUBE[®], VISTA[®], etc)이 여러 제조사들에 의해 개발되었다(11, 17, 21). 이들은 다음의 공통적인 장점들을 가지고 있다. 첫째, 고해상도의 영상을 얻을 수 있다. 둘째, MPR 영상이나 MIP 영상에서 partial volume averaging effects나 인공물이 없는 매끄러운 영상을 얻을 수 있다(11, 21). 셋째, 고속스핀에코 기반의 영상이므로, 고속스핀에코의 장점을 가진다. 즉 영상의 대조도가 높고, 인공물 발생에 덜 민감하다. 또한 2차원 영상에 비해 anisotropic artifacts가 약하게 발생한다(22).

3차원 영상 기법의 피할 수 없는 치명적인 단점은 영상의 흐려짐(blurring)이다(22). 3차원 영상은 한 번의 여기(excitation)로 “slab”이라 부르는 3차원 용적 전체 k 공간의 신호를 추출하는 기법이다. 3차원 k 공간의 신호를 얻기 위해서는 축 방향(z-axis 방향)을 따라 추가적인 위상 부호화(phase encoding)가 필요하다(Fig. 12). 이 추가적인 위상 부호화에 많은 스캔 시간이 소모되므로, 합리적 시간에 스캔을 하기 위해서는 long echo train length (긴 에코열 길이), high spin echo factor (높은 스핀에코 계수), parallel imaging techniques 등의 기법이 필요하다. 이 기법들이 흔히 신호 감소와 영상의 흐려짐을 야기한다. 하지만 이 단점들은 새로운 영상획득 기법, 소프트웨어 등의 발전으로 현저히 개선되고 있다.

근위부 말초신경과 말단부 말초신경의 T2 대조도의 차이

말초신경의 T2 대조도가 지방억제 T2 강조영상 MR neurography나 확산강조영상 MR neurography에서 말초신경과 주위 조직과의 대조도를 이루는 가장 중요한 요소이다. 말초신경의 T2 대조도는 endoneural fluid의 양과 지방억제 정도에 따라 결정된다(7, 14).

말초신경의 endoneural fluid의 양은 신경의 종류와 위치에 따라 다르다. 대체적으로 상완 신경총이나 요천추 신경총(lumbosacral plexus)과 같이 몸의 중심부에 위치한 신경들은 비교적 많은 양의 endoneural fluid를 가진다. 그러므로 지방억제 T2 강조영상 MR neurography에서 이들은 고신호강도를 보여 주위 조직과의 구분이 쉽다(Figs. 5, 8, 10). 이에 비해 인체 말단의 말초신경은 신경 내부의 액체가 적어 T2 대조도가 낮다. 이로 인해 지방억제 T2 강조영상에서 인체 말단의 말초신경은 주위 조직과 유사한 신호강도를 보여 구별이 쉽지 않다(23). 더욱이 인체 말단에서는 신경과 함께 주행하는 정맥들이 지방억제 T2 강조영상에서 말초신경보다 현저히 높은 고신호강도를 보여 말초신경의 구별을 더욱 어렵게 만든다(Fig. 13) (5, 7). 이런 이유들로 인해 말단부의 정상 신경을 지방억제 T2 강조영상에서 구분하는 것은 쉽지 않다.

그러므로 신체 말단에서는 지방억제 T2 강조영상보다는 fascicular appearance가 비교적 명확히 관찰되는 T1 강조영상이나 T2 강조영상이 말초신경을 구분하고 평가하는 데 유용하다(14). 즉 신체 말단에서는 말초신경의 T2 대조도보다는 말초신경의 특징적인 fascicular appearance가 신경을 영상화하는 데 중요한 요소이다.

또한 환자의 나이가 많아지면 endoneural fluid의 양이 줄어들어 지방억제 T2 강조영상에서 정상 신경의 신호강도가 낮아진다. 이 또한 적절한 시퀀스를 선택하고 영상을 해석할 때 주의해야 할 요소이다. 다시 한번 기억해야 할 것은 endoneural fluid의 양이 많은 몸의 중심부 말초신경은 T2 대조도를 이용하는 지방억제 T2 강조영상이 유용하지만, 신경 내 액체의 양이 적은 신체 말단의 신경은 T1 강조영상이나 T2 강조영상이 먼저 고려해야 할 시퀀스이다. 그리고, 전체 신경을 한 단면에 영상화하기 위한 post-processing 영상 기법도 신체 중심부 말초신경에서는 T2 대조도가 극대화되는 MIP 기법이 유용하지만 신체의 말단에서는 신경의 fascicular appearance를 기반으로 재구성영상을 만드는 MPR 기법이 유용하다(Fig. 13).

신경과 인접한 정맥과 관절액에 의한 고신호

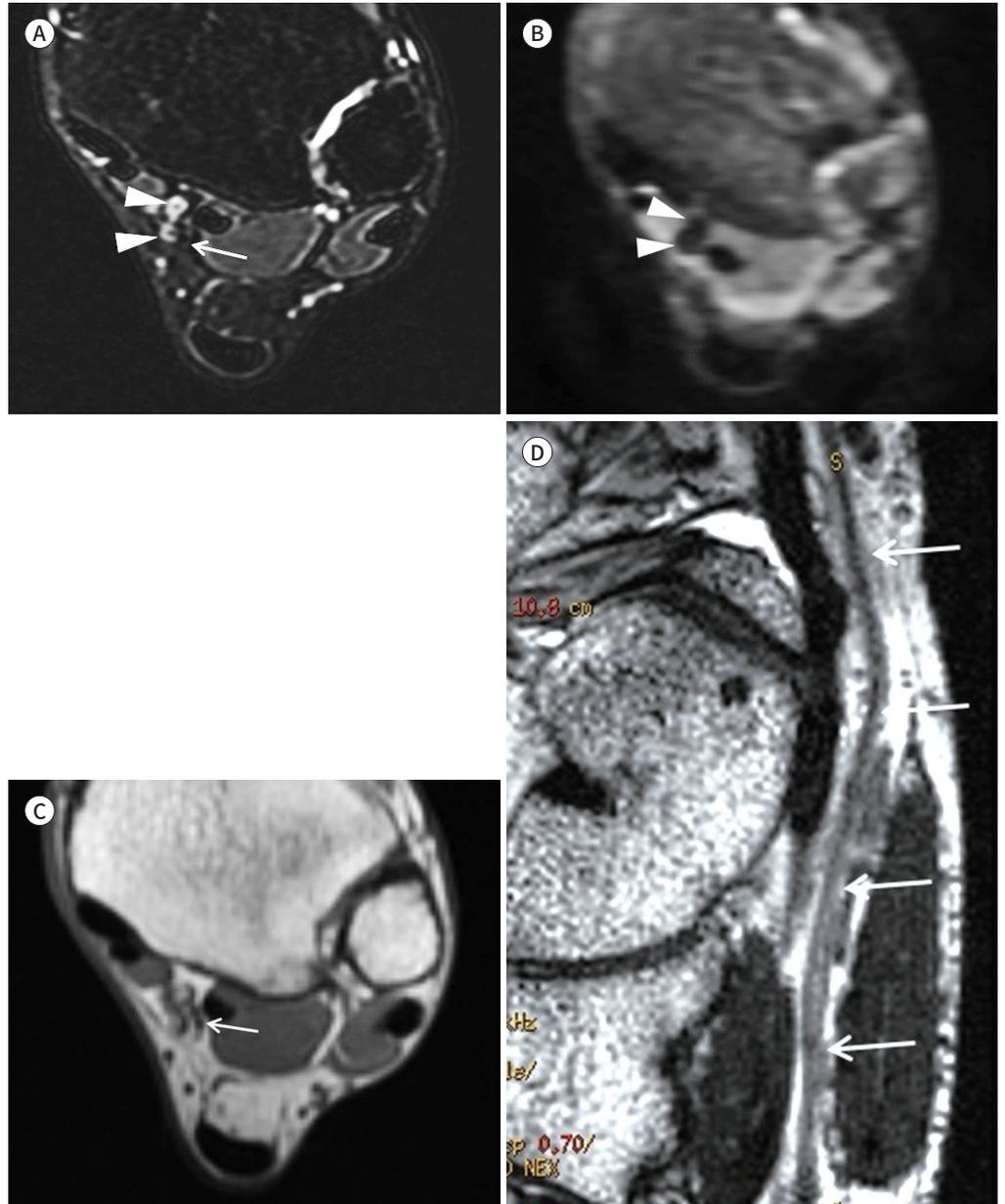
지방억제 T2 강조영상을 기반으로 한 MR neurography에서 가장 중요한 한계점 중의 하나는 함께 주행하는 정맥에 의한 고신호이다(24, 25). 지방억제 T2 강조영상에서 빨리 움직이는 동맥은 무신호를 보이는 데 비해 천천히 움직이는 정맥은 고신호를 보인다. 이는 특히 인체 말단에 있는 신경혈관다발 내의 작은 정맥에서 더욱 현저하다(Fig. 13). 확산강조영상은 신경주위의 혈관의 신호를 억제하여 고대조도의 MR neurography 영상을 얻을 수 있는 장점이 있으나 해상도가 낮고, 인공물이 혼해 해부학적 평가에는 한계를 보인다(Figs. 1, 11).

최근에는 flow-sensitized preparation (혈류민감 전처치) 기법이나 diffusion moment (확산 모멘트) 기법을 고속스핀에코 영상에 추가하여 신경과 함께 주행하는 정맥 혈관의 신호를 억제하면서 고해상도 MR neurography 영상을 얻는 방법들이 여러 회사들에 의해 개발되고 있다(5, 6,

Fig. 13. MR images of the tibial nerve within the tarsal tunnel.

A-D. An axial FS T2WI (**A**), an axial diffusion-weighted image (**B**), an axial T1WI (**C**), and a curved MPR image based on a T2WI of the tibial nerve (**D**). The FS T2WI cannot clearly define the tibial nerve (arrow on **A**) because of its intermediate signal intensity. In addition, adjacent veins with slow flow (arrowheads on **A**) show high signal intensity on FS T2WI. The signal intensities of adjacent veins can be suppressed on diffusion-weighted images (arrowheads on **B**). The T1WI and T2WI can define the tibial nerve by visualization of its fascicular appearance (arrow on **C**). The curved MPR image based on a T1WI or T2WI (**D**) is more suitable for visualization of distal peripheral nerves (arrows on **D**) on a single image than maximum intensity projection images based on FS T2WI.

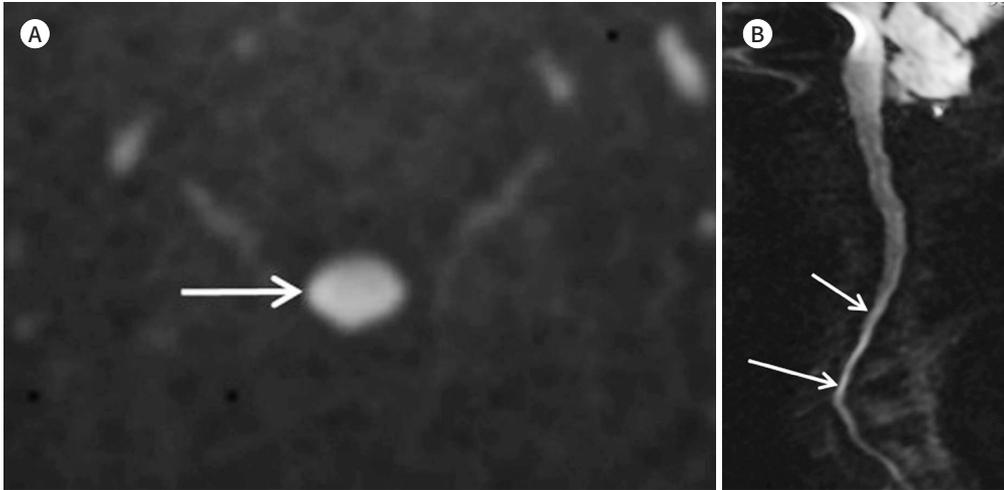
FS = fat suppression, MPR = multiplanar reconstruction, WI = weighted image



25, 26). 상용화된 시퀀스에는 3D diffusion weighted reversed fast imaging with steady state precession (3D DW-PSIF)이나 3D nerve-sheath signal increased with inked rest-tissue rapid acquisition of relaxation enhancement imaging (SHINKET[®]) 등이 있다. 예를 들어 SHINKET[®]

Fig. 14. Geometric image distortion of diffusion-weighted images depends on acquisition plans.

A, B. An axial acquisition image of the cervical spine (A). A sagittal acquisition image of the cervical spine (B). The image distortion may be absent or minimal (arrow on A) on axial diffusion-weighted images (A). Sagittal or coronal diffusion-weighted images might show geometric image distortion (arrows on B) due to inhomogeneous magnetization.



는 SPectral Attenuated Inversion Recovery (SPAIR) 기법을 이용해 주위 지방 신호를 억제하고, motion sensitized driven equilibrium을 통해 정맥의 신호를 억제하며, 3차원 기법으로 신호를 획득하여 말초신경을 영상화하는 기법이다. 이를 통해 높은 SNR, CNR 영상을 획득하고, 다양한 방향의 작은 직경의 말초신경을 영상화할 수 있으며, 말초신경염을 진단하는 데 유용하다고 보고하고 있다(25, 27).

그리고, 조영증강된 혈관, 관절액, 여러 인공조영물도 지방억제 T2 강조영상에서 고신호를 보여 말초신경을 구분하는 데 어렵게 만든다. 그러므로, 지방억제 T2 강조영상 MR neurography를 시행하기 전에는 조영제를 투입하지 않기를 일반적으로 권고한다.

확산강조영상에서 기하학적 왜곡과 적절한 b value

확산강조영상 MR neurography에서 고화질의 영상을 얻기 위해서 기하학적 영상 왜곡의 극복이 필요하다. 확산강조영상은 불균질 자장에 의한 기하학적 영상 왜곡에 민감하므로, 좋은 영상을 획득하기 위해서는 불균질 자장을 야기하는 원인들을 제거하는 것이 필요하다. 영상획득 방향도 이런 기하학적 영상 왜곡에 영향을 준다. 축상(axial scan)으로 영상획득을 하는 경우 영상 왜곡이 최소화되지만, 시상이나 관상으로 영상획득을 하는 경우 영상 왜곡이 심할 수 있다(Fig. 14). 대부분의 말초신경은 관상으로 주행하므로 관상방향으로 영상획득을 하는 것이 스캔 시간을 줄일 수 있지만 영상 왜곡을 야기할 수 있다. 그러므로 과거 확산강조영상 MR neurography 연구에서는 안정된 영상을 얻기 위해 긴 스캔 시간에도 불구하고 축상으로 영상을 획득하고, 이 축상영상으로 isotropic diffusion weighted image를 얻은 후 재구성 관상영상 혹은 재구성 시상영상을 얻는 방법들이 흔히 사용되었다(20, 28, 29). 최근에는 시상영상 혹은 관상영상획득시에도 고해상도를 유지하면서 영상 왜곡을 극복하는 다양한 방법들이 개발되고 있다(30, 31).

적절한 b value를 선택하는 것도 확산강조영상 MR neurography에서 중요한 고려 요소 중의 하나이다. 높은 b value를 이용하면 대조도가 높은 영상을 얻게 되지만 공간 분해능이 낮고, 불균질 자기장에 민감한 영상을 얻게 된다. 반대로 낮은 b value를 이용하면 공간 분해능이 높고 불균질 자기장에 덜 민감한 영상을 얻게 되지만 대조도가 낮다. 연구에 사용된 b value는 500~1200 s/mm²까지 다양하다(12, 20, 28, 29). 대체로 과거 연구에서는 여러 제한점으로 인해 500~800 s/mm² 정도의 b value를 주로 사용하였지만, 최근 연구에는 기기의 발달로 더욱 높은 b value의 사용이 증가하고 있다.

Experimental or Future Imaging Techniques

MR neurography 영상의 발전을 위해 과거 실험적으로 시도하였거나 향후 발전시켜야 할 기법들에는 1) 말초신경의 해부학적 구조 변화를 명확히 영상화하거나 세밀화하는 방법, 2) 기능적 변화를 관찰할 수 있는 functional imaging methods, 3) 실현 가능한 시간 내에 인체 전체의 말초신경을 영상화하는 방법, 4) 말초신경에 특화된 조영제 등이 있다.

말초신경을 높은 대조도로 영상화하는 방법은 앞서도 기술하였듯이, 말초신경 주위의 혈관과 지방의 신호를 억제하여 말초신경과 주위 조직 간의 MR 조직 대조도를 높이는 방법(3D DW PSIF, SHINKEI[®], etc)이 흔히 사용되고 있다. 그리고 magnetization transfer imaging과 같이 말초신경의 collagen, myelin, 세포막 등의 macromolecule의 신호를 영상화하여 MR 조직 대조도를 높이는 방법들도 과거 보고되었다(32).

말초신경의 해부학적 구조를 세밀히 관찰하기 위해 공간 해상도를 높이는 여러 방법들도 연구되어 왔다. 이에 아주 강한 자장을 가진 MR 기기를 이용하는 방법, 작은 전용 코일을 이용하는 방법, 다양한 super-resolution image 기법 등이 있다.

말초신경의 기능적 변화를 관찰하기 위한 방법으로는 MR spectroscopy 기법이나 확산텐서영상 기법 등이 있고, 확산텐서영상 기법이 흔히 사용된다(5, 9, 21).

말초신경 질환이 정확한 해부학적 위치를 예측하기 힘든 경우, 병변이 신경의 주행을 따라 여러 곳에 위치한 경우, 병변이 신체의 양측에 위치한 경우 등에는 넓은 범위의 MR neurography 영상이 필요하다. 이를 해결하기 위해 적절한 시간 내에 인체 전체의 MR neurography 영상을 얻기 위한 다양한 연구가 지속되고 있다.

그리고, 현재 주로 사용되는 MR 조영제는 비특이적 조영제로 신경염이나 종양 등의 진단에는 유용하게 사용된다. 하지만 신경 손상이나 재생과 같이 말초신경의 고유의 변화와 관련된 진단에는 민감도와 특이도가 떨어져 말초신경에 특화된 MR 조영제의 필요성이 있다. 이를 위해 superparamagnetic MR contrast agents (SPIO)나 ultrasmall superparamagnetic iron oxide (USPIO)와 같은 nanoparticles이 실험적으로 연구되었고(33), Godofluorine M을 이용해 탈수초 손상을 받은 말초신경을 조영증강하는 실험 연구들도 발표되었다(34, 35). 하지만 이들이 현재 임상적으로 널리 사용되고 있지는 않다.

결론적으로 MR neurography는 신경 주위 지방조직이나 동행하는 혈관의 신호를 억제하고, 말초신경의 대조도를 높인 영상 기법이 흔히 사용된다. 하지만 신체의 다양한 부위에서 적절한 MR

neurography 영상을 얻기 위해서는 말초신경의 위치, 말초신경병증의 원인, MR 기기의 성능에 따라 적합한 시퀀스나 프로토콜을 선택하여야 한다. 영상의학과 의사는 이와 관련한 여러 쟁점들을 잘 이해하는 것이 적절한 MR neurography 영상을 얻고, 말초신경병증을 정확히 진단하기 위해 필요하다.

Conflicts of Interest

The author has no potential conflicts of interest to disclose.

Acknowledgments

This work was supported by the research funds from Dong-A University.

REFERENCES

1. Chhabra A, Lee PP, Bizzell C, Soldatos T. 3 Tesla MR neurography--technique, interpretation, and pitfalls. *Skeletal Radiol* 2011;40:1249-1260
2. Ohana M, Moser T, Moussaoui A, Kremer S, Carlier RY, Liverneaux P, et al. Current and future imaging of the peripheral nervous system. *Diagn Interv Imaging* 2014;95:17-26
3. Donovan A, Rosenberg ZS, Cavalcanti CF. MR imaging of entrapment neuropathies of the lower extremity. Part 2. The knee, leg, ankle, and foot. *Radiographics* 2010;30:1001-1019
4. Andreisek G, Crook DW, Burg D, Marincek B, Weishaupt D. Peripheral neuropathies of the median, radial, and ulnar nerves: MR imaging features. *Radiographics* 2006;26:1267-1287
5. Chhabra A, Madhuranthakam AJ, Andreisek G. Magnetic resonance neurography: current perspectives and literature review. *Eur Radiol* 2018;28:698-707
6. Madhuranthakam AJ, Lenkinski RE. Technical advancements in MR neurography. *Semin Musculoskelet Radiol* 2015;19:86-93
7. Chhabra A, Andreisek G, Soldatos T, Wang KC, Flammang AJ, Belzberg AJ, et al. MR neurography: past, present, and future. *AJR Am J Roentgenol* 2011;197:583-591
8. Thawait SK, Chaudhry V, Thawait GK, Wang KC, Belzberg A, Carrino JA, et al. High-resolution MR neurography of diffuse peripheral nerve lesions. *AJNR Am J Neuroradiol* 2011;32:1365-1372
9. Rangavajla G, Mokarram N, Masoodzadehgan N, Pai SB, Bellamkonda RV. Noninvasive imaging of peripheral nerves. *Cells Tissues Organs* 2014;200:69-77
10. Mikityansky I, Zager EL, Yousem DM, Loevner LA. MR Imaging of the brachial plexus. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 2012;20:791-826
11. Vargas MI, Gariani J, Delattre BA, Dietemann JL, Lovblad K, Becker M. Three-dimensional MR imaging of the brachial plexus. *Semin Musculoskelet Radiol* 2015;19:137-148
12. Takahara T, Hendrikse J, Yamashita T, Mali WP, Kwee TC, Imai Y, et al. Diffusion-weighted MR neurography of the brachial plexus: feasibility study. *Radiology* 2008;249:653-660
13. Bao H, Wang S, Wang G, Yang L, Hasan MU, Yao B, et al. Diffusion-weighted MR neurography of median and ulnar nerves in the wrist and palm. *Eur Radiol* 2017;27:2359-2366
14. Lacour-Petit MC, Lozeron P, Ducreux D. MRI of peripheral nerve lesions of the lower limbs. *Neuroradiology* 2003;45:166-170
15. Amrami KK, Felmlee JP, Spinner RJ. MRI of peripheral nerves. *Neurosurg Clin N Am* 2008;19:559-572
16. Cho Sims G, Boothe E, Joodi R, Chhabra A. 3D MR neurography of the lumbosacral plexus: obtaining optimal images for selective longitudinal nerve depiction. *AJNR Am J Neuroradiol* 2016;37:2158-2162
17. Naraghi A, White LM. Three-dimensional MRI of the musculoskeletal system. *AJR Am J Roentgenol* 2012;199:W283-W293
18. Lell MM, Anders K, Uder M, Klotz E, Ditt H, Vega-Higuera F, et al. New techniques in CT angiography. *Radiographics* 2006;26 Suppl 1:S45-S62
19. Fishman EK, Ney DR, Heath DG, Corl FM, Horton KM, Johnson PT. Volume rendering versus maximum intensity projection in CT angiography: what works best, when, and why. *Radiographics* 2006;26:905-922
20. Mürtz P, Kaschner M, Lakghomi A, Gieseke J, Willinek WA, Schild HH, et al. Diffusion-weighted MR neurogra-

- phy of the brachial and lumbosacral plexus: 3.0 T versus 1.5 T imaging. *Eur J Radiol* 2015;84:696-702
21. Chhabra A, Zhao L, Carrino JA, Trueblood E, Koceski S, Shteriev F, et al. MR neurography: advances. *Radiol Res Pract* 2013;2013:809568
 22. Glaser C, D'Anastasi M, Theisen D, Notohamiprodjo M, Horger W, Paul D, et al. Understanding 3D TSE sequences: advantages, disadvantages, and application in MSK imaging. *Semin Musculoskelet Radiol* 2015;19:321-327
 23. Chhabra A, Soldatos T, Subhawong TK, Machado AJ, Thawait SK, Wang KC, et al. The application of three-dimensional diffusion-weighted PSIF technique in peripheral nerve imaging of the distal extremities. *J Magn Reson Imaging* 2011;34:962-967
 24. Wang X, Harrison C, Mariappan YK, Gopalakrishnan K, Chhabra A, Lenkinski RE, et al. MR neurography of brachial plexus at 3.0 T with robust fat and blood suppression. *Radiology* 2017;283:538-546
 25. Kasper JM, Wadhwa V, Scott KM, Rozen S, Xi Y, Chhabra A. SHINKEI—a novel 3D isotropic MR neurography technique: technical advantages over 3DIRTSE-based imaging. *Eur Radiol* 2015;25:1672-1677
 26. Chhabra A, Subhawong TK, Bizzell C, Flammang A, Soldatos T. 3T MR neurography using three-dimensional diffusion-weighted PSIF: technical issues and advantages. *Skeletal Radiol* 2011;40:1355-1360
 27. Hiwatashi A, Togao O, Yamashita K, Kikuchi K, Ogata H, Yamasaki R, et al. Evaluation of chronic inflammatory demyelinating polyneuropathy: 3D nerve-sheath signal increased with inked rest-tissue rapid acquisition of relaxation enhancement imaging (3D SHINKEI). *Eur Radiol* 2017;27:447-453
 28. Bäumer P, Pham M, Ruetters M, Heiland S, Heckel A, Radbruch A, et al. Peripheral neuropathy: detection with diffusion-tensor imaging. *Radiology* 2014;273:185-193
 29. Tsuchiya K, Fujikawa A, Tateishi H, Nitatori T. Visualization of cervical nerve roots and their distal nerve fibers by diffusion-weighted scanning using parallel imaging. *Acta Radiol* 2006;47:599-602
 30. Zaharchuk G, Saritas EU, Andre JB, Chin CT, Rosenberg J, Brosnan TJ, et al. Reduced field-of-view diffusion imaging of the human spinal cord: comparison with conventional single-shot echo-planar imaging. *AJNR Am J Neuroradiol* 2011;32:813-820
 31. Hu J, Li M, Dai Y, Geng C, Tong B, Zhou Z, et al. Combining SENSE and reduced field-of-view for high-resolution diffusion weighted magnetic resonance imaging. *Biomed Eng Online* 2018;17:77
 32. Mekle R, Mortamet B, Granziera C, Krueger G, Chevrey N, Theumann N, et al. Magnetization transfer-based 3D visualization of foot peripheral nerves. *J Magn Reson Imaging* 2013;37:1234-1237
 33. Bendszus M, Stoll G. Caught in the act: in vivo mapping of macrophage infiltration in nerve injury by magnetic resonance imaging. *J Neurosci* 2003;23:10892-10896
 34. Wessig C, Jestaedt L, Sereda MW, Bendszus M, Stoll G. Gadofluorine M-enhanced magnetic resonance nerve imaging: comparison between acute inflammatory and chronic degenerative demyelination in rats. *Exp Neurol* 2008;210:137-143
 35. Stoll G, Wessig C, Gold R, Bendszus M. Assessment of lesion evolution in experimental autoimmune neuritis by gadofluorine M-enhanced MR neurography. *Exp Neurol* 2006;197:150-156

자기공명영상 신경조영술: 경험이 적은 영상학과 의사가 이해해야 할 몇 가지 쟁점들

하동호*

말초신경병증의 진단을 위해 MR neurography의 사용이 점차 증가하고 있다. 고대조도와 고해상도로 말초신경을 직접 영상화한 MR 영상을 MR neurography라고 하고, 지방억제 T2 강조영상과 확산강조영상이 흔히 사용되는 시퀀스이다. 작은 직경, 복잡한 해부학적 구조를 가진 말초신경을 합리적 시간 안에 영상화하기 위해서 최신의 isotropic 3차원 기법, 다양한 고속영상기법, post-processing 영상 기법 등이 사용된다. 이런 발전들로 인해 MR neurography가 유용하게 사용되지만 항상 적절한 MR neurography 영상을 얻을 수 있는 것은 아니다. 적절한 MR neurography 영상을 얻기 위해 영상학과 의사가 고려해야 할 다음의 몇 가지 쟁점들이 있다. 이에 적절한 표준 프로토콜의 선택, 지방억제 기법의 선택, 해상도와 field of view와 slice thickness 간의 상호 관계의 이해, 적절한 post-processing 영상 기법의 적용, 2차원 영상획득 기법과 3차원 영상획득 기법의 장단점, 근위부 말초신경과 말단부 말초신경의 T2 대조도의 차이, 말초신경에 인접한 정맥이 MR neurography에 미치는 영향, 확산강조영상에서 기하학적 왜곡의 발생과 적절한 b value의 선택 등이다. 이런 쟁점들을 잘 이해하는 것이 경험이 적은 영상학과 의사가 적절한 MR neurography 영상을 얻고, 말초신경병증을 정확히 평가하는 데 많은 도움이 될 것이다.

동아대학교 영상의학교실