

MR Cholangiography & Body MR Angiography

전남의대 강형근

I. 자기공명 담관조영술 (MRCP)

A. 기법(Technique)

MRCP 기법은 조영제를 사용하지 않고 heavily T2강조영상에서 담도와 췌관의 분비물은 고신호강도로 보이고, 주변의 장기와 조직은 저신호강도로 대비되어 보이므로 ERCP와 유사한 positive contrast 영상을 얻는 방법이다. MRC는 여러 방법들이 지난 몇 년간에 걸쳐 빠르게 개발되어 크게 다섯가지로 설명될 수 있으며(Table 1), 많은 병원에서 각 병원의 설정에 따라서 이용되고 있다.

Table 1. Technical Evolution of MR Cholangiography

Date	Technique	Authours
1991-1993	Breath-hold T2W GRE	Wallner et al.[1]
		Morimoto et al.[2]
		Ishizaki et al.[3]
		Hall-Craggs et al.[4]
1994	Breath-hold T2W 2D TSE with surface coil	Takehara et al.[5]
1994	Non-breath-hold T2W 2D TSE	Outwater et al.[6]
1995	Non-breath-hold T2W 3D TSE respiratory-triggered	Barish et al.[7] Soto et al.[8]
1996	Half-Fourier acquisition single-shot turbo spin-echo	Miyazaki et al.[10]

1. Breath-hold heavily T2-weighted gradient-echo sequence with steady state of free precession

가장 초기의 방법으로 국소적 자장의 불균질성, 장내 가스와 급속성 클립에 대한 민감한 점등 때문에 제한된 영상을 얻을 수 있을 뿐이었고, 오랫동안 호흡을 참아야 하므로 협조가 잘 되는 환자에서만 사용 가능하였다. 또한 신호대잡음비가 낮아서 thick section thickness와 large FOV를 요하여, 늘어나지 않은 정상 duct의 영상화는 불가능하였다.

2. Breath-hold T2W 2D turbo spin echo (TSE, FSE) with surface coil

Turbo spin echo 기법은 gradient echo 기법에 비해 다음과 같은 장점이 있다.

- 1) Higher signal-to-noise and contrast-to-noise ratios that allow the use of thin section
- 2) Diminished sensitivity to both motion artifact and slow flow
- 3) Decreased magnetic susceptibility effects from signal loss due to surgical clips or air in the duodenum

2D TSE를 사용하면서 다음과 같은 기술적인 진보에 따라 MRCP의 영상의 질을 향상 시켰다.

- 1) Phased array multicoil (surface coil)
↑ SNR → improving visualization of small nondilation ducts
- 2) Fat saturation
 - (i) ↑ conspicuity of the bile duct from surrounding intra-abdominal fat
 - (ii) ↓ motion artifacts associated with hyperintense subcutaneous fat
- 3) Saturation band
↓ signal arising from vessels
- 4) Thin section (3mm or less)
↑ high resolution imaging
- 5) Sequential scanning without intersection spacing
↓ misregistration artifacts
↑ optimizing of postprocessing
- 6) Coronal and axial plane
 - (i) axial plane ; ↑ diagnostic quality due to less degradation by respiration artifacts
 - (ii) multiple imaging planes ; ↑ imaging interpretation due to rotation from one plane to another using 3D MIP or multiplanar reconstruction

호흡을 멈춘 상태에서 실시하므로 호흡운동에 의한 artifact를 줄여 좋은 영상을 얻을 수 있지만, 환자가 45-60초의 긴 호흡정지가 필요하므로 한계가 있었다.

3. Non-breath-hold T2W 2D TSE(FSE)

호흡에 관계된 motion artifact를 줄이기 위하여 signal averaging(up to 6 excitation)과 respiratory gating을 사용한다.

가볍게 호흡하는 동안에 스캔하므로 다음과 같은 장점들이 있다.

- 1) Patients can be imaged regardless of their ability to breath hold
- 2) Segmentation of acquisition and the potential for serious misregistration artifact is avoided
- 3) High resolution images with prolonged imaging times become feasible

4. Non-breath-hold T2W 3D multislab TSE with respiratory triggered

3D 기법에서는 2D 기법보다 thin slice (less than 1mm) 스캔이 가능하므로 spatial resolution이 좋아지고, isotrophic voxel이 얻어지고, misregistration artifact 가 적어지므로 훨씬 좋은 3D 재구성 영상을 얻을 수 있게 되었다.

5. Half-Fourier single-shot Turbo spin-echo(HASTE, Siemens) or single-shot fast spin-echo(SSFSE, GE)

HASTE 기법은 한 echo-train length 동안에 K-space 절반(0.5Nex)에서 영상을 획득하므로 영상을 2-3초 이내에 얻을 수 있다.

두가지 방법으로 이용되는데, 1) large projectional slab(eg.: 5cm thickness to image the major bile ducts in one data set), 2) a thin section single-shot approach that can acquire multiple single section in the breath-hold이다(Table 2). 이 방법은 임상적 유용성은 대단히 기대되나 아직 보고는 많지 않다.

Table 2. Current protocols of MR cholangiopancreatography (CNUH, GE)

	FSE	SSFSE(1)	SSFSE(2)
Plane	Coronal (Axial)	Coronal (Axial)	Coronal (Axial)
Slice No.	20-24	1	8
TR(msec)	10,000	2678	17567
TE	280ef	880ef	643ef
Thickness/Gap(mm)	3/0	80/0	10/0
Matrix	256x192	256x256	256x192
FOV	28-30	28-30	28-30
ETL	½matrix	½matrix	½matrix
Nex	3	0.5	0.5
Dimension	2D	2D	2D
Resp. Frig.	+	-	-
Saturation	+	+	+
Fat. sat.	+	+	+
Torso coil	+	+	+
Scan time	5-6min	3sec	18sec

B. 임상 응용

3D로 재구성된 영상인 MRC는 담도계 해부학적 구조를 잘 나타내주어 치료방법의 결정에 매우 유용하지만, 진단에 있어서 이것에만 의존할 경우 작은 담석을 놓칠 뿐만 아니라 종양 등이 잘 안나타나 보이므로 반드시 source image를 참고하여 진단하여야 한다.

1. 정상 담도

MRC의 영상기술이 발전함에 따라 확장된 담도뿐만 아니라 정상간외 담도는 95%에서 간내담도는 90%에서 볼수 있다고 보고하고 있다. 또한 최근에 담낭염의 치료 방법으로써 복강경 당낭결제술이 시행되면서 수술할 때 cystic duct의 변이를 보는 것이 중요한데 95%, 정도의 정확도를 보여 복강경 당낭결제술 전에 담도의 변이를 보는데 유용하다고 보고하였다.

2. 담도 확장

MRC는 담도 폐쇄에 의한 확장을 발견하는데 95%이상, 폐쇄위치는 85-100까지 보고하고 있다. 담관 확장의 원인을 아는데는 Ishizaki 등은 악성질환과 담석은 100%에서 구별할 수 있다고 하였으나 악성질환 개개의 질환을 감별할수 없다고 하였다. 그러나 MRC의 source image 뿐만아니라 고식적인 T1이나 T2영상을 같이 분석함으로써 감별진단과 과급범위를 평가하는데 도움을 주리라 생각된다.

- 1) 담도폐쇄의 가장 많은 원인인 담석은 담즙이 고신호강도인 반면 저신호강도의 원형 또는 타원형의 결손으로 보이므로 쉽게 발견된다. 담석의 진단에서 민감도는 80%, 특이도는 98% 보이며 CBD에 2mm 결석까지 발견된다고 보고 하였다. 담석과 감별을 요하는 질환으로는 담관내 결손으로 보일 수 있는 혈전, 종양, 팽대부협착, 기생충과 공기 등으로 source image를 같이 판독함으로써 진단하는데 도움을 받을 수 있다. 그러나 팽대부에 박힌 찌꺼기나 매우 작은 담석은 팽대부 협착이나 종양과 구분하기가 어렵다.
- 2) 담도암의 담도폐쇄의 형태는 고식적인 담관 조영술과 마찬가지로 불규칙적이며 비대칭적인 협착이나 폐쇄로 나타나며, MRC는 종양의 상부와 하부의 담관을 함께 볼 수 있어 담도암의 위치를 쉽게 알 수 있다.
- 3) 염증성 협착이나 경화성 담도염의 진단하는데 MRC는 불규칙한 담관벽이나 간내 담관의 세밀한 변화를 분석하는데는 아직까지 공간 분해능이 떨어져 제한적이므로 앞으로 연구가 필요하다고 하겠다.

C. MRC versus ERCP

ERC와 비교하였을 때 MRC는 시술에 의한 합병증이 없고, 시술방법면에서 시술자의 영향을 거의 받지 않으며, 조영제를 사용할 필요가 없고, 영상면에서 담도폐쇄 상방과 하방의 담도를 볼 수 있으며, 담면영상 뿐만 아니라 3D 영상도 볼 수 있는 장점이 있다. 그러나 MRC는 총담관에서 MRC는 공간분해능이 고식적인 담도조영술보다 멀어져서 2mm보다 크기가 작은 담석이나, 팽대부 협착, 경화성 담도염 등을 정확히 평가하기 어렵운 한계점이 있고 metalic clip에 의한 artifact가 발생할 수 있으므로 판독 할때 주의를 요한다.

MRC에 비교하여 ERCP는 sphincteroplasty, stone removal, stricture dilatation과 악성종양에 의한 폐쇄의 고식적 치료인 metalic expandable stents의 역행적 대치술등 치료적 시술 까지 할 수 있는 장점이 있고, 담췌관 질환의 진단에 gold standard로 인정되고 있다. 그러나 진단 목적의 ERC는 시술할 때 환자를 진정 시켜야 하고, 주위 폐쇄의 근위부만 영상화시킬 수 있으며 시술에 따른 합병증이 발생 할 수 있다. 또한 시술자 경험에 달렸지만 시술이 실패하거나 불완전할 확률이 10-15%정도 된다.

D. 결론

몇가지 제한점에도 불구하고 MRC는 여러 담도계 확장, 폐쇄위치와 원인을 진단하는데 사용될 수 있고 특히 담도계와 장관의 문합 때문에 해부학적으로 좋지 않은 경우, ERCP가 불가능하거나 불완전한 경우, 일차적 진단방법으로써 이용될 수 있다. 그리고 MRC는 비침습적으로 담관의 질병을 다루는 임상가와 외과의사들이 수공할 수 있는 양질의 영상을 얻을 수 있어 궁극적으로 MRC가 진단 목적의 ERCP의 필요를 감소 시킬 수 있으리라 사료 된다.

II. Body MRA

A. 기법(Technique)

혈관속을 흐르는 혈류는 MRI의 응용기법에 따라 고신호(high signal) 또는 저신호(low signal)로 표현할 수 있으므로 주변조직과 영상 대조도의 차이를 나타낼 수 있다. Spin Echo(SE) 영상에서는 혈류가 선형적으로 변화하는 경사자장계를 통과할 때 신호 가 소실(hight velocity signal loss 또는 wash-out effect) 되므로 혈관이 어둡게 보이는 반면, Gradient Echo(GE) 영상에서는 Spin Echo 영상과는 달리 혈류 신호를 증강 (flow-related enhancement 또는 wash-in effect)시킬 수 있으므로 주변조직의 신호에 비하여 혈관은 상대적으로 밝게 보인다. 이와 같은 현상을 기초로하여 조영제 주입없이

혈류를 주변조직과 구별하여 영상화 할 수 있는 MRI 기법을 자기공명 혈관조영술(MR Angiography: MRA)이라고 한다.

오늘날 MRA는 복부의 동·정맥 질환을 진단하는데 매우 유용하게 이용되고 있으며, 새로운 MRA기법의 개발에 따라 그 활용범위는 팽창일로에 있다. 비록 고식적인 동맥 X-선 촬영법(arteriography)에 비하여 MRA의 분해능이 낮은 것은 사실이나, 대동맥(aorta)이나 IVC 등의 큰 혈관을 병리학적으로 평가를 하는데는 아무런 어려움이 없다. 특히, MRA는 serum creatinine의 수치가 2ml/dl 이상이거나, 요오드 계통 조영제 또는 카테터 삽입을 할 수 없는 환자들에게 매우 유용하게 사용할 수 있다는 큰 장점을 가지고 있다. 해마다 수 많은 새로운 MRA 기법이 소개되고 있으나, 본 강의에서는 가장 기본적이고 유용하게 응용할 수 있는 4가지의 MRA 기법을 복부 MRA의 임상응용과 연관지어 설명하고자 한다.

1. Black Blood Imaging

일반적으로 큰 혈관을 영상화 할 때에는 주로 T1 강조 spin echo 펄스 패형을 사용한다. 이때, 90° 와 180° 펄스 사이의 echo time(TE)을 충분히 길게 조정하여 혈관내의 spin들을 충분히 탈위상(dephasing) 시키면 혈류의 신호를 저하시킬 수 있기 때문에 혈류의 신호를 어둡게 나타낼 수 있는데(black blood effect), 이러한 기법을 Black Blood Imaging이라고 한다. 그렇다면 black blood effect를 극대화 시키려면 TE값은 어느정도가 되어야 할까? 일반적으로 정상적인 혈류속도를 갖는 정·동맥류의 경우 20-30ms 범위의 TE값이면 충분하다. 이때 얻은 T1 강조 영상에서는 black blood effect에 의하여 혈류와 주변 조직간의 대조도가 증가되는데, 혈류가 어둡게 보이는 반면 지방은 밝게 보이고, 근육 등의 주변 조직들은 중간 정도의 밝기를 보인다. Black blood effect가 충분할 때는 혈관의 내강(vessel lumen)과 대동맥벽(aortic wall)을 식별할 수 있을 정도의 대조도를 갖기 때문에, 대동맥 벽이 두꺼워지는 맥관염(vasculitis)이 있는 환자에게 매우 유용하게 사용할 수 있다. 그러나 heart failure나 aneurysmal disease를 갖는 환자의 혈류의 속도는 매우 느리므로 TE값을 매우 길게 조절하더라도 black blood effect를 기대하기가 어렵다. Black blood imaging 기법에서는 혈류의 신호가 낮기 때문에 매우 작은 혈관의 식별이 어려우므로 혈류의 강도를 높일 수 있는 bright blood imaging 기법을 사용하는 것이 바람직하다.

혈류의 신호강도를 높여 주는 MRA 영상기법은 gradient-echo pulse를 이용하는 시간 흐름 연관법(Time of Flight: TOF)과 위상변조 효과를 이용하는 위상 대조법(Phase Contrast: PC)으로 크게 나눌 수 있으며, breath-hold 3D gadolinium enhanced MRA 역시 조형제를 사용하여 혈류의 신호강도를 증강시킬 수 있는 방법이다.

2. Time of Flight(TOF)

시간흐름 연관법(Time of Flight: TOF)이란 앞에서 언급한 “flow-related enhancement” 현상을 이용하여 혈류의 신호강도를 높혀주는 MRA의 기법이다. TOF 기법에서는 gradient echo(GE) 펄스파형을 사용하며, 신호강도가 증가되는 메커니즘은 다음과 같다. GE 펄스의 특성상 한번의 반복시간(TR) 동안 단 한 차례의 RF 펄스를 가해주므로 spin-echo(SE)의 90° 와 180° 펄스의 시간 차이에서 유발되던 신호소실 효과가 없어지고, 매번의 위상부호화단계(phase encoding step)마다 다수의 RF 펄스가 매우 짧은 TR 간격으로 가해지므로 정체조직의 신호강도는 심하게 포화(saturation) 되어 저 신호를 나타내는 반면, 혈류는 완전히 자화된 스피드 상태로 영상절편(imaging slice) 내로 유입되므로 강한 신호를 나타내기 때문에(flow-related enhancement, wash-in effect) 결과적으로 혈류와 정지조직간의 신호대비가 커지게 된다. 만일 영상절편의 앞 쪽이나 뒷편에 saturation pulse를 걸어주면 동일 방향에서 들어오는 혈류의 신호를 모두 제거할 수 있으므로 선택된 방향의 혈류만 관찰할 수 있다.

복부의 대동맥 및 분지(신동맥, 간동맥, 상하간장막동맥)등을 평가하기 위하여 TOF 영상을 얻고자 할 때 TR값을 어느 정도 짧게 조절해야 혈류와 주변 조직간의 영상 대조도를 크게할 수 있을까? 혈류 주변조직의 신호들을 지속적으로 포화시킬 수 있을 만큼 짧아야 하며, 새로 유입된 혈류가 영상단면에 도달할 수 있을 만큼 충분히 긴 시간이 소요 되어야 한다. 혈류속도가 10cm/sec 이고 imaging slice 두께가 3mm라고 가정할 경우, 포화되지 않은 혈류를 유입시키기 위해서는 TR값은 약 30msec 정도면 될 것이다. 복부 혈관 촬영시에는 일반적으로 10~50ms 범위의 짧은 TR과 10msec 이하의 TE값을 사용하면 된다.

MRA의 영상에 미치는 요인은 혈류속도와 혈류방향, 그리고 혈관의 모양 등이 있다.

첫째, 혈류의 속도가 느린 경우, 포화되지 않은 새로운 혈류를 영상단면 내에 재빨리 공급할 수 없으므로 혈류의 신호강도가 낮아진다. 이런 경우 조영제를 주입하여 혈액의 T1을 감소시켜서 혈류의 신호를 증가시킬 수 있다. 이 방법은 breath-hold 3D gadolinium enhanced MRA 기법에서 설명하기로 하겠다. 둘째, MRA의 신호강도의 크기가 영상 단면 내에서의 혈관의 방향에 따라 달라질 수 있다. 혈관이 영상단면에 대해서 직각이 아니고 비스듬히 달릴 경우, 직각인 경우와 비교하여 혈류는 상대적으로 많은 pulse를 받게 되므로 영상단면 내에서 포화될 수 있기 때문에 신호강도가 떨어지게 되고, 만일 영상단면과 평행하게 달리는 혈관이 있을 경우 주변조직과의 대조도가 현격하게 낮아져서 잘 보이지 않게 되는 현상이 일어날 수 있다(in-plane signal loss). 이때 slice thickness를 얇게 한다면 이러한 현상을 방지할 수는 있으나 SNR이 감소하는 단점을 감수해야 한다. 만일 혈류의 방향이 영상단면에 직각이 아니고, 혈류의 속도가 매우 느리며 slice thickness가 두꺼울 경우, TR 과 flip angle을 어떻게 변화시켜야 할까?

TOF 영상법은 two-dimensional(2D)과 three-dimensional(3D) 영상법으로 분류할 수 있으며, 각각의 영상기법을 2D TOF, 3D TOF라고 부른다. 여기서 말하는 2D, 3D는 이 차원 또는 삼차원 영상 자체를 가르키는 것이 아니고, 영상획득 방법(signal acquisition method)을 뜻한다.

1) 2D TOF

2D TOF 영상에 영향을 미치는 요인으로는 혈류속도와 방향, 혈액 및 주변 조직의 T1값, GE 펄스의 parameter 등이 있다. 2D TOF 기법은 획득시간(acquisition time)이 짧고, 느린 혈류에 민감하며, 정상적인 혈류속도에 대한 saturation 효과가 적기 때문에 대조도를 증가시킬 수 있다는 장점을 가지고 있다. 이러한 장점 때문에 2D TOF는 정맥 혈전증이나 말초부위의 혈관검사에 유용하게 사용할 수 있다. 반면, 2D TOF의 단점으로는 급경사의 gradient와 함께 큰 혈류보상 gradient가 필요하기 때문에 TE값을 증가시켜야 하고, 기침이나 호흡등으로 인한 환자의 움직임에 의해서 artifact(slice misregistration)가 생기기 쉬우며, TE와 MIP기법의 제한 때문에 협착부위를 과대 평가할 수 있다는 점 등을 들 수 있다.

2) 3D TOF

3D TOF 영상에 영향을 미치는 요소로서는 혈류속도, imaging slab에 대한 혈관의 방향, voxel size 등이다. 2D TOF 영상 기법에 비하여 3D TOF는 공간분해능(spatial resolution)과 SNR가 좋고, 매우 얇은 slice의 영상이 가능하기 때문에 voxel size를 감소시켜 intravoxel dephase를 줄일 수 있으며, 환자의 움직임에 의한 slice misregistration artifact도 예방할 수 있다는 장점을 가지고 있다. 이러한 이유로 두개강 내의 혈관성 병변이나 신장 동맥, 경동맥 분기의 진단에 많이 이용된다. 3D TOF의 단점으로는 폐쇄성 혈관 질환이나 정맥혈전증 등의 요인으로 혈류속도가 느린 경우, imaging slab을 지나는 동안 saturation이 일어나 혈류의 신호강도가 감소하게 되고, 따라서 조영제를 사용하지 않고 정맥계를 영상화하는데에는 한계가 있다는 점이다.

3. Phase Contrast(PC)

TOF 방법이 움직이는 spin을 영상화하는 방법으로 신호증강효과(flow-related enhancement)를 이용하는 반면, 위상대조법(Phase Contrast: PC)은 정지된 조직의 spin으로부터 움직이는 혈류의 spin을 구별해내는 방법으로 경사자장과 혈류속도에 의한 스플 위상의 변화를 영상화하는 MRA의 기법이다. PC 영상법에서는 양극성(positive polarity)과 음극성(negative polarity)을 갖는 서로 다른 경사계를 영상단면에 적용하여 두 개의 영상을 획득한 다음, 양성위상이동(positive phase shift) 혈류 영상으로부터 음성위상이동(negative phase shift) 영상을 감산하여 영상을 재형성하므로 혈류

신호는 증폭되는 반면, 정지조직의 신호는 감소되는 PC 영상을 얻게된다. PC 기법에서는 신호강도가 혈류의 saturation과는 무관하므로 느린혈류를 수월하게 영상화 시킬 수 있는 반면, 양성위상이동(positive phase shift)과 음성위상이동(negative phase shift) 혈류영상을 차례로 얻어야 하므로 두배의 영상획득 시간이 걸리게 된다. 특히 주지해야 할 PC기법의 특징은 혈류의 방향과 속도가 영상에 encoding되어 있으므로, 관심 대상 혈류의 양을 정량하거나 혈류방향을 결정할 수 있다는 점이다.

PC 기법 역시 2D PC와 3D PC로 구분할 수 있으며, 원리는 동일하되 acquisition 방법만 다를 뿐이다.

1) 2D PC

영상획득시간이 짧으므로 3D PC영상을 얻기 전에 적절한 velocity encoding을 알기 위한 예비시험으로 사용된다. 다양한 재투사영상이 불가능하고 voxel 크기에 비례하여 intravoxel dephasing이 증가한다는 단점이 있다.

2) 3D PC

3D PC 기법의 장점을 살펴보면, 첫째 혈류속도의 정량적평가가 가능하기 때문에 검사대상 부위와 혈관질환의 종류에 따라 velocity encoding을 조절하여 검사할 수 있으며, 둘째, intravoxel dephasing이 적고, 배후잡상억제가 뛰어나므로 SNR이 높고, 셋째, 3D TOF에 비해 voxel size가 커도 saturation효과가 극히 적으며, 다섯째, 조영제를 주입하여 동맥과 정맥구조물들을 잘 관찰할 수 있다는 점이다. 3D PC 기법의 단점으로는 첫째, 2D PC기법에 비하여 영상의 획득시간이 길며, 둘째, 적절한 velocity encoding을 알기 위하여 2D PC를 먼저 시행하여야 하고, 셋째, 와류(turbulent flow)가 있을 때는 TOF 기법 보다 민감하게 신호소실을 초래한다는 점이다.

4. Gadolinium-Enhanced MRA

이상에서 설명한 TOF 또는 PC는 움직이는 혈류와 정지하고 있는 주변조직을 구별하는데 유용하게 사용할 수 있는 기본적인 MRA 영상기법들로서, 그들의 기본 원리는 각각 조직의 움직임(motion)과 위상(phase)의 차이를 영상화 시킨 것이다. 그러나 혈액의 흐름이 순조롭지 못한 혈관질환, 즉 심박출량(cardiac output)이 적거나, 또는 사행성 혈관(tortuous vessel), 동맥류(aneurysm) 등을 앓고 있는 환자의 경우, 고식적인 TOF 또는 PC MRA 만으로는 진단이 거의 불가능하므로 혈류의 영상을 강제적으로 증강시키는 방법을 사용한다. 즉 혈액내에 상자성 물질인 gadolinium(Gd) 복합체 등과 같은 조영제를 주입하면서 우선 혈액의 T1값을 단축시키고, 따라서 매우 빨리 반복되는 RF 펄스와 매우 작은 flip angle의 조건 속에서도 종축자화의 상당부분이 회복할 수 있기 때문에 혈류영상의 신호를 증강되어 나타난다. 즉, gadolinium(Gd)과 같은 상

자성 물질을 혈관에 주입하여 혈류와 주변조직과의 대조도를 향상시킬 수 있는 혈관조영술을 Gadolinium-enhanced MRA라고 일컫는다. 약 0.2mMol/kg 정도의 Gd 복합체이면 혈액의 T1값은 단축되고, 결국 지방의 T1값(70msec 내외) 보다 짧아지므로, 혈액의 영상은 T1 강조영상에서 신체조직 중 가장 밝게 보인다. 일반적으로 유효 주입량의 범위(0.5-1.0mMol/kg)내에서는 Gd의 양이 증가할 수록 혈관의 영상은 더욱 강조되고, 따라서 주변조직과의 대조도는 향상하게 된다.

Gd-enhanced MRA에서 pulsability와 misregistration artifact를 최소화하고 고해상도의 영상을 얻기 위해서 3D spoiled GE 펠스 패형을 사용한다. 이때, T1강조의 정도는 flip angle의 크기에 따라 달라진다. 예를들면, Gadolinium 조영제를 2-3분에 걸쳐 0.2-0.3mMol/kg 정도 혈관에 주입 시킬 때에는, TR이 25msec 일 경우 약 40°의 flip angle이 적당하다. 동일 조건하에서 TR이 감소할 경우에는 역시 flip angle도 감소해야 한다. 예를들면, TR이 15msec 일 때 flip angle은 30°정도가 적당하다. 조영제의 주입량이 증가할 경우에는, flip angle을 증가시켜야 signal-to-noise(SNR)와 contrast-to-noise (CNR)가 향상된다. 여기에서 주의할 점은 지방과 물이 탈위상 하도록 TE값을 적당히 조절해야 하는데, 1.5 Tesla MR scanner의 경우 TE값이 2.3-6.9msec 범위이면 적당하다.

또한, 조영제 주입 시간에 따른 MRA영상(dynamic MRA)을 얻고자 할 때에는, 조영제의 주입속도(infusion rate)와 raw data의 획득시간(acquisition time)에 따라 MRA 영상의 질이 달라진다. 영상획득시 관심 부위의 혈관에는 조영제가 충분히 유입되어야 하며, 이때 시시각각 변화하는 조영제의 최대농도를 포착할 수 있도록 획득시간이 짧아야 한다. Gd화합물을 약 0.2-0.3mMol/kg 주입했을 때 3-4분 정도의 영상획득시간이면 적당하나, 복부촬영의 경우에는 motion artifact를 줄이기 위하여 호흡을 중지해야 하므로 획득시간을 1분 이내로 조정한다. 이와 같은 혈관조영술을 Breath-hold Gadolinium-enhanced MRA라고 부르며, 오늘날 복부대동맥 및 그분지(상·하장간막동맥, 신동맥, 간동맥), 그리고 신정맥, 간문맥 등의 혈관질환의 유무와 정도를 평가하는데 아주 유용하게 사용되고 있다.

REFERENCES

- MRC -

1. Wallner BK, Schumacher KA, Weidenmaier W, Friedrich JM. Dilated biliary tract: evaluation with MR holangiography with a heavily T2-weighted contrast-enhanced fast-sequence. Radiology 1991; 181: 805-808
2. Morimoto K, Shimo M, Shirakawa T, et al. Biliary obstruction: evaluation with three-dimensional MR holangiography. Radiology 1992; 183: 578-580

3. Ishizaki Y, Wakayama T, Okada Y, Kobayashi T. Magnetic resonance cholangiography for evaluation of bstructive jaundice. Am J Gastroenterol 1993; 12: 2072-2077
4. Hall-Craggs M, Allen C, Owens C, et al. MR cholangiography: clinical evaluation in 40 cases. Radiology 1993; 189: 423-427
5. Takehara Y, Ichijo K, Tooyama N, et al. Breath-hold MR cholangiopancreatography with a long-echo-sequence and a surface coil in chronic pancreatitis. Radiology 1994; 192: 73-78
6. Outwater EK, Gordon SJ. Imaging the pancreatic and biliary ducts with MR. Radiology 1994; 192:19-21
7. Barish MA, Yucel EK, Soto JA, Chuttani R, Ferrucci JT. MR cholangiopancreatography: efficacy of three-dimensional turbo spin-echo technique. AJR 1995; 165: 295-300
9. Soto JA, Barish MA, Yucel EK, Siegenberg D, Chuttani R, Ferrucci JT. Pancreatic duct: MR cholangiopancreatography with a three-dimensional fast spin-echo technique. Radiology 1995; 11. Macaulay SE, Schulte SJ, Sekijima JH, et al. Evaluation of a non-breath-hold MR cholangiography technique. Radiology 1995; 196: 227-232
10. Miyazaki T, Yamashita Y, Tsuchigame T, Yamamoto H, Urata J, Yakahashi M. MR cholangiopancreatography using HASTE(Half-Fourier acquisition single-shot turbo spine-echo) sequences. AJR 1996;166: 1297-1303

- MRA -

1. Sheppard S. Basic concepts in magnetic resonance angiography. Radiol Clin North Am 1995;33:91-113
2. Bradley WG. Flow phenomenon. In : Stark DD, Bradley WG eds. Magnetic resonance imaging. St. Louis: Mosby 1988:108-137
3. Lim TH, Saloner D, Anderson CM. Current applications of magnetic resonance vascular imaging. Cardiology Clinics 1989;7:661-683
4. Saloner D. An introduction to MR angiography. RadioGraphics 1995;15:453-465
5. von Schulthess GK, Higgins CB. Blood flow imaging with MR : spin-phase phenomena. Radiology 1985;157:687-695
6. Huston III J, Ebman RL. Comparison of time-of-flight and phase-contrast MR neuro- angiographic techniques. Radiographics 1993;13:5-19
7. Edelman RR. MR angiography : present and future. AJR 1993;161:1-11
8. Bass JC, prince MR, Lonyd FJ, Chenevert TL. Effect of gadolinium on phase-contrast MR angiography of the renal arteries. AJR 1997;168:261-266
9. Anderson CM, Edelman RR, Tuski PA. Clinical magnetic resonance angiography. 1st ed. New York:Raven press, 1993:1-122