

흉부 및 복부의 자기공명혈관조영법 (Thoracic and abdominal MR Angiography)

인제대학교 의과대학
방사선과 최 석 진

MRI가 조영제를 사용하지 않고 혈관의 영상을 평가할 수 있는 획기적인 검사법으로 대두되면서 여러 가지 다양한 기법들이 MR을 이용한 혈관조영술에 사용되어 왔으며 가장 대표적인 자기공명혈관조영법으로 흐름시간(time of flight, TOF)기법과 위상대조(phase contrast) 기법이 주로 사용되어왔다. 그러나 이러한 고전적인 자기공명혈관조영기법들은 불규칙한 혈류형태를 보이는 구부러지거나 병적인 혈관이나 작은 혈관의 혈류신호 평가에 많은 문제점을 가지고있다. 이러한 혈류인공물에 의한 문제점이나 작은 혈관의 낮은 신호강도에 의한 문제점들은 T1시간을 단축시키는 조영제를 이용하여 극복할 수 있으며 짧은 T1시간에 따른 높은 신호잡음비(signal to noise ratio)는 호흡정지 MR angiography 및 작은 혈관의 영상을 가능하게 하고 선명한 삼차원 영상을 만드는데 도움을 주었으며 특히 최근 발달된 MR기기 들은 조영제를 이용한 호흡정지 혈관영상기법으로 DSA에 버금가는 3D MR angiography를 만들어 낼 수 있게 되었다.

여기서는 흉부 및 복부에서 조영증강 3차원 자기공명혈관영상기법을 중심으로 이야기 하고자 한다.

1. MR 기기의 조건

조영제에 의한 T1 감소효과를 최고로 높여 선택적 혈관영상을 얻어내고 호흡 등 움직임에 의한 인공물을 최소화하기 위하여 초고속의 촬영 기법이 필요하며 빠른 TE를 위한 fast gradient 및 slew rate가 요구되는데 경사자장세기(gradient strength) 15mT/m 정도의 기기를 사용한 3D contrast enhanced MR angiography(CEMRA)에 대한 보고들이 많이 있으나 최근에 발달된 기기는 대개 23-33mT/m의 경사자장세기와 수백 μ sec의 rising time 및 75-125 mT/m/msec의 slew rate를 가지고 있어 빠르고 선명한 3D CEMRA영상을 얻을 수 있다.

Table 1. Sequence Parameters for Conventional and High-Performance MRI

Parameter	Conventional Gradient System	High-Performance Gradient System
Repetition time(msec)	28	2-4
Echo time(msec)	6.8	1-2
Flip angle(°)	40	40
Band width(kHz)	± 16	± 62.5
Field of view(cm)	24-32	24-32
Matrix	256x192(160)	256x192(160)
Section thickness(mm)	1.5-2.5	1.5-2.5
Number of section	16-64	16-64
Total acquisition time(sec)	180-350	15-30

2. Pulse sequence

3D CEMRA를 위하여 사용하는 영상기법은 T1효과를 잘 나타낼 수 있는 고속영상기법인 fast imaging with steady-state precession(FISP), fast low angle shot (FLASH), spoiled gradient echo(SPGR) 등이 사용되는데 SPGR 중 3D fast field echo(FFE)기법은 SNR과 혈관 대조도가 3D turbo field echo 기법에 비하여 높은 반면 심장운동에 대한 인공물에 대한 영향은 3D turbo field echo가 적은 것으로 알려져 있다. Scan parameter는 TR<10msec, TE<3msec로 최대한 빠르게 설정하며 flip angle은 10-60 °로 설정하여 T1WI 영상을 만들게 된다. 3D SPGR 기법에서 scan parameter 중 혈관의 SNR에 영향을 미치는 중요 요소로 TR과 flip angle을 들 수 있는데 TR이 짧아지면 영상획득 시간이 단축되어 호흡정지 영상이나 동맥의 선택적인 영상이 가능하지만 TR의 역자승에 비례하여 SNR은 감소하게 되므로 최대한 SNR에 영향을 주지 않게 TR을 적당히 줄일 필요가 있다. 3D CEMRA를 이용하면 혈류는 조영제에 의하여 충분히 T1이 짧아져 경사자장세기 25mT/m 기기에서 TR=5msec, flip angle=14 °의 조건으로 EKG gating breath hold 3D MRA가 가능하다.

3. Contrast agent, injection dose, and injection rate

3D CEMRA에 사용하는 조영제는 현재 주로 사용되는 ECF 조영제인 Gd-DTPA (Magnevist), Gd-DOTA(Dotarem), Gd-DTPA-BMA(Omniscan), Gd-HP-DO3A (Gadoteridol, ProHance) 등을 사용하게 되는데 혈관 내 혈액의 T1이 짧아지는 효과는 대개 5분 정도 유지되는 것으로 알려져 있으며 혈관 내 T1 감소효과가 오래 유지되는 blood pool agent로 albumin-(Gd-DTPA), polylysine-(Gd-DTPA), FeO-PBA, WIN 22181, SPIO, MS-325 등이 개발되어 있다. Gadolinium 조영제의 용량은 혈액의 T1을 수십 msec(정상 800msec)로 줄여 초고속 촬영에도 높은 대조도를 보일 수 있는 용량을 사용해야하는데 CEMRA에 적당한 용량은 0.2-0.3 mmol/Kg 이며 0.5mmol/Kg 이상의 용량에서는 T1의 단축효과는 둔화되고 T2 단축효과가 증가되어 신호강도가 감소되는 것으로 알려져 있다. 3D CEMRA에서는 조영제의 주입속도가 영상의 질을 결정하는 중요한 요소 중 하나로써 특히 3D SPGR 기법을 사용할 때는 신호강도가 조영제의농도에 비례하여 올라가는 것으로 되어 있고 이를 위하여 2-5mL/sec 속도의 bolus injection이 필요하다. 3D CEMRA에서는 조영제 주입 후 20cc정도의 생리식염수 신속주입(flushing)이 필요한데 이는 조영제의 초기 발현시간을 빠르게 하고 최대신호강도가 나타나는 시간을 연장시키는 역할을 하기 때문이다.

4. Timing examination

조영제 주입 후 영상을 얻기 시작하는 시간을 결정하는 것은 3D CEMRA에 있어 적절한 동맥 영상과 동맥과 정맥영상을 분리하는데 중요한 역할을 하게된다. Scan 시작시간을 결정하는 방법은 4종류가 알려져 있는데 첫째 방법은 1cc정도의 contrast를 bolus injection 하여 연속으로 2D GRE영상을 획득 후 대상 혈관에 가장 높은 신호강도가 나타나는 시간을 측정해서 scan시작 시간을 결정하는 test bolus injection 방법이며 둘째 방법은 조영제를 모두 주입 후 2D GRE 영상을 초당 1 frame으로 연속적으로 관찰하여 대상혈관에 조영제가 나타나기 시작할 때 호흡을 정지시키고 scan을 시작하는 fluoroscopic or real time triggering 방법이며 세 번째는 대상 혈관의 신호강도가 일정 threshold에 도달하는 시기를 2D 연속 scan으로 자동인식해서 scan을 시작하는 상용화된 automatic triggering software[Bolus Track (Philips), Smart Prep(GE)]를 이용하는 방법이고 마지막 방법은 조영제 주입이 끝난

후 조영제가 처음 순환하는 시간동안 연속적으로 초고속 scan을 실시하는 repeating fast sequences 방법이다. 전자의 세 방법은 객관적인 검사시작 시기를 결정 할 수 있는 방법들이나 마지막 방법의 경우 scan의 시작을 결정하는데 혈류 순환 시간에 대한 기본적인 지식이 있어야 하는데 환자의 상태나 질환에 따라 순환시간이 차이가 있으나 건강한 성인에 있어 조영제의 폐동맥 도달시간은 3.7초 동맥시기 지속시간은 4.7초로 보고되어 있고 대동맥은 12.8/19.8초, 하지동맥은 15.2/12.6초로 각각 보고되어 있다.

5. Other factors and techniques influencing data acquisition

호흡이나 장운동 등에 의한 인공물을 줄이기 위한 호흡정지 영상은 협조가 잘되지 않는 쇠약한 환자에게 적용시키기 위하여 가능한 짧은 시간 내에 scan을 실시할 필요가 있으며 half-Fourier acquisition 이나 partial echo acquisition을 실시하거나 section 수의 조절과 rectangular FOV를 이용하여 영상 획득 시간을 줄일 수 있으며 elliptical phase encoding이나 zero-filled interpolation등으로 대조도를 높일 수 있다. 3D CEMRA에서 작은 혈관을 관찰하는데 중요한 영향을 미치는 요인 중 하나가 영상절편의 두께이다. 대동맥이나 두경부의 큰 분지 혈관들, iliac artery 등은 절편두께가 8-10mm로도 영상의 평가가 가능하나 main renal artery의 평가를 위해서는 3-6mm 절편두께(1.5-3mm의 spatial resolution)의 영상획득이 필요하다. Scan 시 사용하는 coil의 종류는 SNR, imaging time, spatial resolution 및 검사영역 등을 고려하여 선택해야하는데 흉부와 복부의 3D CEMRA 시에는 일반적으로 body coil을 사용하게 되며 1cm-1mm 정도의 크기가 작은 혈관의 검사에는 specialized phased-array coil이 필요하다. 3D CEMRA시 영상의 질에 영향을 주는 또 다른 요소로 환자의 자세와 조영제 주입 위치를 들 수 있는데 환자의 팔의 위치에 따라 상지정맥을 통과하는 혈류가 장애나(팔을 위로 올릴 경우) aliasing artifact(팔을 몸 측면에 붙일 경우)에 의한 영상의 저하가 나타날 수 있으며 왼쪽 팔에 정맥주사를 실시할 경우 aorta를 가로질러 가는 좌측 쇄골하정맥의 위치 때문에 aortic arch평가에 장애가 생길 수 있다.

6. Subtraction, addition and postprocessing

현재 상용화되어 있는 MR기기의 3D CEMRA는 조영제 주입 전의 영상을 mask image로 하여 조영제 주입 후의 영상을 subtraction 후 최대신호투사법(maximum intensity projection, MIP)을 이용하여 영상을 처리하고 다양한 각도에서 영상을 투사시키는 ray tracing 기법으로 삼차원적 투사영상을 만들어 낸다. 3D CEMRA 에서 subtraction을 잘 이용하면 동맥 조영증강시기와 정맥 조영증강시기를 분리하여 영상을 만들 수 있으며 비슷한 시기의 영상인 경우 두개의 정보를 합하여 강조된 새로운 영상을 만들어 낼 수 있으며 주위 조직과 구조물의 신호를 없앴으로써 혈관의 신호들만 시기별로 선택적으로 영상화 한 MRDSA를 만들 수 있다. 이 외에도 volume data를 이용하여 3차원 영상을 만드는 부피연출(volume rendering)기법과 일정 신호강도 이상을 threshold로 지정하여 삼차원 영상을 만드는 표면연출(surface rendering)기법들이 이용되어 진다.

7. 3D CEMRA의 임상적 적용

1) Aorta and major branches

MRA가 임상적으로 이용되면서 brain의 MRA와 함께 가장 많이 이용되는 부위로 aortic

aneurysm과 aortic dissection의 경우 현재 MRI가 있는 대부분의 병원에서 시행되고 있다. 일반적으로 이용되고 있는 TOF 기법의 MRA와 비교하여 3D CEMRA는 aortic aneurysm 내의 불규칙한 혈류에 의한 영향이 거의 없는 장점을 가지고 있으며 aorta에서 분지하는 혈관의 침범여부를 평가하고 혈류가 느려져 있는 aortic dissection의 가성내강(pseudolumen) 내의 혈전 형성 여부를 평가하는데 더 우수한 영상을 보여준다. 그 외 aorta와 그 분지를 광범위하게 침범하는 Takayasu 동맥염이나 동맥경화성병변의 평가에도 뛰어난 영상을 보여 질병의 범위를 정확하게 평가할 수 있다.

2) Congenital abnormalities of heart and great vessels

현재 heart의 형태학적 이상을 평가하는 MRI는 대부분 조영제를 사용하지 않는 EKG gated SE나 fast GRE기법으로 이루어지고 있으나 aortic arch anomaly나 interrupted aortic arch, coarctation 등의 진단에 3D CEMRA가 유용하게 사용되고 있으며 향후 congenital heart disease의 evaluation에 3D CEMRA를 적용한 연구가 필요할 것으로 생각된다.

3) Pulmonary artery

Pulmonary angiography는 pulmonary thromboembolism이 의심되는 환자에서 확진을 위해 실시하는 검사법으로 신속한 진단이 환자의 예후에 많은 영향을 미친다. 최근 spiral CT와 CEMRA를 이용한 pulmonary artery thromboembolism의 진단이 pulmonary angiography에 버금가는 결과를 보여주고 있는데 호흡정지 3D CEMRA를 사용할 경우 1mm 내외의 small branch까지 영상화가 가능하며 lung의 perfusion 정도를 평가 할 수 있고 다양한 방향에서 영상을 분석 할 수 있어 병변의 위치와 정도를 검사하는데 아주 유용한 검사법이다. 최근 volunteer를 대상으로 3D CEMRA 이용한 pulmonary artery의 검사 보고에 의하면 segmental branch는 100%, subsegmental branch는 85%까지 평가가 가능한 것으로 되어 있어 pulmonary artery를 검사하는데 있어 아주 유용한 검사법이라 할 수 있다.

4) Arteries in thorax

Thorax에는 aorta로부터 나오는 큰 혈관 외에도 lung 및 chest wall, spine 등으로 가는 bronchial, intercostal, spinal, internal mammary, thyrocervical artery들이 존재하는데 정상적으로 이런 혈관들은 MRA에서 관찰하기 곤란하지만 비정상적으로 커질 경우 3D CEMRA에서 그 변화를 관찰할 수 있다. 예를 들면 spine의 AVM이나 hemothysis가 있는 환자에서 bronchial artery와 chest wall로부터의 collateral 들은 3D CEMRA에서 비침습적으로 평가가 가능하며 치료계획의 수립에 도움을 준다.

5) Renal artery

CEMRA를 이용한 renal artery의 평가는 aorta 다음으로 많이 연구된 검사로 다양한 분야에서 적용되는데 renovascular hypertension, renal transplantation donor kidney의 평가, transplantation 후 kidney의 vascular complication 등에 대한 많은 보고들이 있으며 특히 만성신장질환이 있는 환자에서는 gadolinium contrast의 낮은 신장독성을 고려할 때 매우 유용한 검사라 하겠다. 현재까지 알려진 CEMRA를 이용한 renal artery의 평가는 평균적인 정확도가 conventional angiography의 90% 정도로 비교적 높게 보고되고 있으나 conventional angiography를 완전히 대체하지는 못하고 있는 실정이다. 그러나 3D CEMRA

는 더욱 발전되고 보편화되어 시행될 경우 가까운 장래에 conventional angiography를 대체할 수 있는 검사법이라고 생각된다.

6) Visceral branches of abdominal aorta

Celiac axis와 그 branch는 pancreas, liver, biliary tree에서 발생하는 악성종양에 의한 침범이 잘 발생하며 악성종양의 혈관 침범 유무를 결정해 주는 것은 치료 방향을 결정하는데 중요한 역할을 하게되는데 conventional angiography는 단순히 혈관의 변화만을 관찰하는 침습적인 검사법이나 CEMRA의 경우 혈관의 침범여부를 평가할 수 있을 뿐 아니라 source image로부터 주위 병변의 상태를 다양한 평면으로 평가할 수 있는 비침습적인 검사법으로 conventional angiography를 대체할 수 있는 검사라 하겠다. 그 외 평가 가능한 복부 혈관들로 mesenteric artery의 병변, iliac artery와 관계된 pelvis 내의 vascular lesion들이 3D CEMRA로 검사할 수 있는 부분들이며 복부내 종양의 vascularity를 평가하는데도 이용될 수 있다.

7) Portomesenteric venous system

Portal venous system과 관련된 질환들은 portal hypertension이나 obstruction과 관련된 varix나 thrombosis, tumor invasion 등을 들 수 있는데 이러한 병변들을 검사하기 위한 portography는 매우 침습적인 검사법으로 중재적시술의 목적이 아닌 경우 거의 사용되지 않는다. 그러나 3D CEMRA를 이용할 경우 portal vein obstruction, portal venous collateral pathway, esophagogastric varix 등의 병변을 손쉽게 평가할 수 있어 환자의 치료계획을 세우는데 많은 도움을 줄 수 있다. MRA는 liver transplantation을 실시하는 환자의 술전 혈관 구조평가나 수술 후 평가에도 사용되는데 3D CEMRA를 이용한 portomesenteric venous system의 검사법이 좀 더 나은 영상을 제공할 수 있을 것으로 기대된다.

8. 3D CEMRA 영상 평가 시 주의점

3D CEMRA는 그 영상을 평가할 때 conventional angiography에서 나타나지 않는 다음과 같은 몇 가지 문제점이 있을 수 있다. 부적절한 대상영역의 선정으로 인하여 불규칙한 혈관의 일부가 부분적으로 scan 영역에 포함되지 않아 마치 occlusion이 있는 것처럼 나타나는 경우로 tortuous course를 취하는 iliac vessel이나 subclavian artery 등에서 나타날 수 있다. Subtraction시 registration의 이상으로 이상영상이 나타나는 경우 subtraction misregistration artifact가 생기며, phase의 차이로 인하여 혈관이 존재하지 않는 부위에 혈관과 같은 높은 신호강도가 나타나는 phase artifact인 ghost artifact가 생길 수 있고 조영제의 처음 순환 시 조영시간의 설정이 제대로 맞지 않아 불충분한 조영제 농도가 혈관 중심부에서와 주변부에서 k-space data sampling에 차이를 보여 혈관 내강에 dissection처럼 보이는 검은 줄이 나타나는 psedodissection artifact 등이 나타날 수 있다. 이러한 pitfall 들을 고려할 때 3D CEMRA의 평가 시 항상 postprocessing을 거치지 않은 source image를 확인하고 필요할 경우 black blood image를 얻어 비교하는 것이 올바른 진단을 내릴 수 있는 방법이다.

결론적으로 3D CEMRA는 거의 대부분의 혈관에서 정상 구조를 포함하는 다양한 질환을

검사할 수 있게 MRI의 진단적 영역을 넓힌 비침습적이며 효율적인 검사법으로 가까운 시일 내에 진단적 목적의 conventional angiography를 대체할 수 있는 유용한 검사로 생각된다.

참고문헌

1. 유체 MR 영상법 및 혈관 촬영법. 이성우, 은충기, 문치웅, 박수성. 최신 자기 공명 영상학. 서울: 여문각, 1998: 152-168.
2. Aorta, arch vessels, and great veins. In Naidich DP, Webb WR, Muller NL, Krinsky GA, Zerhouni EA, Siegelman SS. Computed tomography and magnetic resonance of the thorax. 3rd ed. Philadelphia : Lippincott-Raven Publishers, 1999: 505-602
3. 이 윤. 자기공명 혈관조영기법의 원리. 대한자기공명학회지 1999;3:20-27
4. Saloner D. The AAPM/RSNA physics tutorial for residents. RadioGraphics 1995;15:453-463
5. Shetty AN, Shirkhoda A, Bis KG, Alcantara A. Contrast-enhanced three-dimensional MR angiography in a single breath-hold: a novel technique. AJR 1995; 165:1290-1292
6. Alley MT, Shifrin RY, Pelc NJ, Herfkens RJ. Ultrafast contrast-enhanced tree-dimensional MR angiography: State of the art. RadioGraphics 1998; 18:273-285
7. Ho VB, Prince MR. Thoracic MR aortography: imaging techniques and Strategies. RadioGraphics 1998; 18:287-309
8. Hany TF, McKinnon GC, Leung DA, Pfammatter T, Debatin JF. Optimization of contrast timing for breath-hold tree-dimensional MR angiography. J Magn Reson Imaging 1997; 7:551-556
9. Fenlon HM, Yucel EK. Advances in abdominal aortic and peripheral contrast enhanced MR angiography. Magn Reson Imaging Clin N Am 1999; 7:319-336
10. Frayne R, Grist TM, Korosec FR, Willing DS, Swan JS, Turski PA, Mistretta CA. MR angiography with tree-dimensional MR digital subtraction angiography. Top Magn Reson Imaging 1996; 8:366-88
11. Lentschig MG, Reimer P, Rausch-Lentschig UL, Allkemper T, Oelerich M, Laub G. Breath-hold gadolinium-enhanced MR angiography of Major vessels at 1.0T: dose-response findings and angiographic correlation. Radiology 1998; 208:353-357
12. Prince MR, Chenevert TL, Foo TKF, Londy FJ, Ward JS, Maki JH. Contrast-enhanced abdominal MR angiography: optimization of imaging delay time by automating the detection of contrast material arrival in the aorta. Radiology 1997; 203:109-114
13. Holland GA, Dougherty L, Carpenter JP, Golden MA, Gilfeather M, Slossman F, Schnall MD, Axel L. Breath-hold ultrafast tree dimensional gadolinium-enhanced MR angiography of the aorta and the renal and other visceral abdominal arteries. AJR 1996; 166:971-981
14. Gilfeather M, Holland GA, Siegelman ES, Schnall MD, Axel L, Carpenter, JP, Golden MA. Gadolinium-enhanced ultrafast three-dimensional spoiled gradient-echo MR imaging of the abdominal aorta and visceral and iliac vessels. RadioGraphics 1997; 17:423-432

15. Ernsting CN, Adam G, Bucker A, Berges S, Bjornerud A, Gunter RW. Abdominal MR angiography performed using blood pool contrast agents: comparison of a new supermagnetic iron oxide nanoparticle and a linear gadolinium polymer. *AJR* 1998; 171:107-113
16. Hany TF, Schimdt M, Davis CP, Gohde SC, Debatin JF. Diagnostic impact of four postprocessing technique in evaluating contrast-enhanced tree-dimensional MR angiography. *AJR* 1998; 170:907-912
17. Meaney JFM, Ridgway JP, Chakraverty S, Kessel D, Radjenovic A., Kouwenhoven M, Kassner A, Smith MA. Stepping-table gadolinium-enhanced digital subtraction MR angiography of the aorta and lower extremity arteries: preliminary experience. 1999; 211:59-67
18. Krinsky GA, Rofsky NM, DeCorato DR, Weinreb JC, Earls JP, Flyer MA, Galloway AC, Colvin SB. Thoracic aorta: comparison of gadolinium-enhanced tree dimensional MR angiography with conventional MR imaging. *Radiology*, 1997; 202:183-193
19. Davis CP, Hany TF, Wildermuth S, Schimdt M, Debatin J. Postprocessing techniques for gadolinium-enhanced three-dimensional MR angiography. *RadioGraphics* 1997; 17:1061-1077
20. Mascalchi M, Cosottini M, Ferrito G, Quilici N, Bartolozzi C, Villari N. Contrast-enhanced time resolved MR angiography of spinal vascular malformations. *J Comput Assit Tomogr* 1999; 23:341-345
21. Kauczor HU. Contrast-enhanced magnetic resonance angiography of the pulmonary vasculature. A review. *Invest Radiol* 1998; 33:606-617
22. Roche KJ, Krinsky G, Lee VS, Rofsky N, Genieser NB. Interrupted aortic arch: diagnosis with gadolinium-enhanced 3DMRA. *J Comput Assit Tomogr* 1999; 23:197-202
23. Kopka L, Rodenwaldt J, Vosshenrich R, Fischer U, Renner B, Lorf T, Graessner J, Ringe B, Grabbe E. Hepatic Blood supply: comparison of optimized dual phase contrast-enhanced three dimensional MR angiography and digital subtraction angiography. *Radiology* 1999; 211:51-58
24. Ito K, Kato J, Okada S, Kumazaki T. K-space filter effect in three- dimensional contrast MR angiography *Acta Radiol* 1997; 38:173-175
25. Watanabe Y, Dohke M, Okumura A, Amoh Y, Ishmura T, Oda K, Hayashi T, Hiyama A, Dodo Y. Dynamic subtraction contrast enhanced MR Angiography: technique, clinical applications, and pitfalls. *RadioGraphics* 2000; 20:135-152