

The Principles of MR Angiography

장 용 민

경북의대 진단방사선과학교실

방사선 영역에서 혈관조영 영상을 얻는 방법으로는 현재 X-선과 조영제를 사용하는 디지털 감산혈관조영술(digital subtraction angiography : DSA) 및 CT 혈관조영술 그리고 자기공명혈관조영술(MR Angiography: MRA) 등이 있다. 자기공명혈관조영술은 몇 가지 면에서 DSA에 비해 우수한 장점이 있는데 첫째, 방사선피폭 없이 비침습적으로 혈관조영이 가능하다는 점과 한번의 영상획득후 영상의 재구성을 통해 다양한 영상단면에서의 혈관분포상태를 볼 수 있다는 점이다. 최근들어 새로운 MRA 기법으로 각광받고 있는 조영증강(contrast-enhanced) MRA기법에서는 물론 조영제를 사용하지만 MR 조영제의 경우 Iodine 계열의 X-선 조영제에 비해 사용하는 조영제의 양이 적고 안전성면에서도 부작용이 거의 없는 매우 우수한 결과를 나타내고 있다.

현재까지 개발되어 사용되고 있는 MRA 기법은 모두 경사자장반향(gradient-echo) 기법에 기초한 것으로 크게 두 가지로 나눌 수 있는데 고식적 MRA 와 조영제를 사용하는 조영증강 기법이다. 고식적 MRA 기법은 다시 TOF(time-of-flight) 기법과 PC(phase-contrast) 기법으로 나눌 수 있다. 고식적 MRA 와 조영증강 MRA 모두 2D 혹은 3D 기법이 가능하다. 본 연수강좌에서는 이러한 자기공명혈관조영 기법들 중 고식적 MRA 기법은 이미 많이 알려져 있으므로 간단히 설명하고 조영증강 MRA 기법에 대한 원리를 중심으로 설명하고자 한다.

[1] Time of Flight (TOF) MRA

가. 기본 원리

TOF 기법은 유체의 in-flow effect 혹은 다른 이름으로 flow-related enhancement effect를 이용하여 혈류에 의해 영상단면에 흘러 들어온 혈액의 양성자 스핀들은 상대적으로 반복적으로 가해진 RF 펄스에 의한 포화(saturation)의 정도가 작아 큰 신호를 만드는 반면 정지해 있는 주변 조직의 양성자 스핀들은 반복적인 RF 펄스에 의한 포화(saturation)의 정도가 심해서 작은 신호를 만듦으로서 결과적으로 혈관조영(angiogram)이 가능하게 된다. 여기서 포화(saturation)란 양성자들이 여기(excite)된 후 반복 시간(TR) 후 다음 펄스에 의해 다시 여기되기 전까지 종축 자화(longitudinal magnetization)성분이 T1 recovery 하는 중 TR 이 T1 보다 짧은 경우 100% recovery 하지 못하고 다시 여기되는 과정을 반복함으로써 점점 종축자화성분의 크기가 작아져서 결과적으로 초기 횡축자화(transverse magnetization) 성분의 크기가 점점 작아지는 즉, MR 신호의 크기가 작아지는 현상을 말한다 (그림 1). 이러한 포화는 반복적인 RF 펄스에 의해 발생하므로 영상단면내에 움직이지 않는 조직의 양성자들은 계속적

으로 RF 펄스를 받음으로서 포화의 정도가 심한 반면 영상단면내에 새로이 유입되는 혈류의 양성자들은 이러한 지속적인 RF 펄스에 노출되지 않았으므로 상대적으로 포화가 덜되어 더 큰 MR 신호를 내게 된다. 하지만 혈류의 속도가 느리고 영상단면의 두께가 두꺼운 경우에는 혈류의 양성자스핀들도 영상단면을 빠져나가기 전까지 여러번의 RF 펄스에 노출되므로 결과적으로 포화되게 된다. 이러한 in-flow 효과는 따라서 T1, RF 펄스의 숙임각(flip angle), TR, 절편두께, 혈류속도등에 영향을 받게 된다.

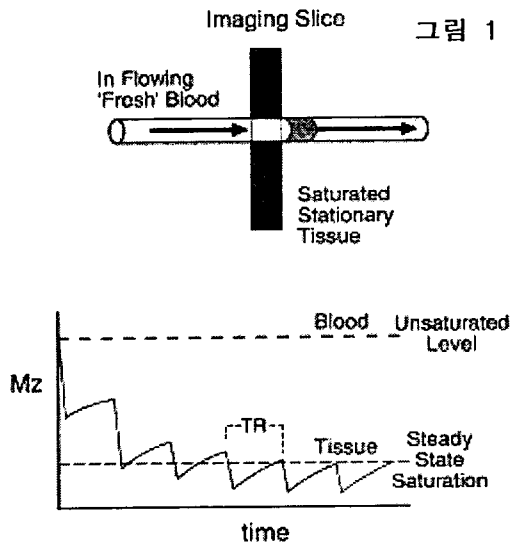


그림 1 나. TOF 기법의 종류

먼저 2D TOF 기법을 설명하면 일반적으로 2D TOF 기법은 얇은 절편두께(2-3 mm), 짧은 TR, 큰 숙임각을 사용한다. 짧은 TR과 큰 숙임각은 주변조직의 신호를 포화에 의해 감소시키고 얇은 절편두께는 혈류의 포화를 적게하여 in-flow 효과를 극대화하게 된다. 2D TOF 기법은 경사자장반향(gradient-echo) 시퀀스에서 TR 이 짧은 경우 multi-slice imaging을 하기 위해 흔히 사용하는 sequential multi-slice mode를 사용하는 경우 모든 절편들이 entry-slice 이므로 상대적으로 venous flow와 같이 혈류의 속도가 느린 경우에도 포화에 의해 혈류신호가 감소함 없이 혈관조영을 할 수 있어 slow flow의 혈관조영시 매우 유용하다. 2D TOF 기법의 단점으로는 첫째 해당 MR 시스템의 경사자장계의 성능에 따라 차이가 있지만 일반적으로 3D TOF 기법에 비해 effective slice thickness 가 두껍고 따라서 공간해상력(spatial resolution)이 떨어지게 된다. 둘째 화적소의 크기가 3D TOF 기법에 비해 크기 때문에 intra-voxel dephasing 효과가 커져서 혈관의 협착부위에서 흔히 나타나는 난류(turbulence or vortex flow)현상에 의한 신호 소실에 매우 민감하다.

한편 3D TOF 기법은 얇은 절편대신 두꺼운 slab (2-3 cm)을 선택하고 3D volume imaging 하는 기법으로 partition 숫자에 따라 차이가 있지만 일반적으로 1 mm 이하의 effective slice thickness 가 가능하다. 대신에 두꺼운 slab을 선택하므로 slab에 유입되는 부위의 혈액은 포화가 심하지 않지만 slab을 빠져나가는 부위의 혈액은 포화가 심하게 되어 혈관조영 영상을 보면 유입부의 신호는 강하고 출구쪽의 신호는 약한 영상을 얻게 된다. 따라서 이러한 두꺼운 slab을 선택하기 때문에 발생하는 입구와 출구사이의 포화의 차이는 slow flow에서 더 심하므로 상대적으로 빨리 slab을 빠져나갈 수 있는 빠른 flow에 유용하다.

다. 새로운 TOF 기법

3D TOF 기법이 2D TOF 기법에 비해 위에서 설명한 장점들이 있지만 3D TOF 기법의 최대 문제점 즉, 두꺼운 slab을 선택함으로써 발생하는 포화의 문제를 줄이기 위해 개발된 기법들로는 MOTSA(Multiple Overlapping Thin Slab Angiography) 와 TONE(Tilted Optimized

Non-saturating Excitation) 등이 있다. MOTSA 기법의 기본 원리는 두꺼운 하나의 slab을 선택하는 대신 얇은 여러개의 slab으로 나누어 각각의 slab에 대해 3D TOF 기법을 적용하여 포화를 줄인 다음 그레도 남게되는 유입구와 출구쪽의 신호의 차이를 각각의 slab들을 약간씩 겹치게 하여 신호의 차이에 의해 발생하는 slab들간의 경계면상의 Venetian blind artifact를 줄이게 된다(그림 2). 따라서 MOSTA 기법은 넓은 범위를 포함해야하고 또한 고해상도를 유지해야하는 경우 매우 유용하다. 한편 TONE 기법의 기본 원리는 두꺼운 slab에서 slab의 출구쪽으로 갈수록 포화가 심해지는 것을 보상하기 위해 가해지는 RF 펄스의 숙임각을 처음에는 10도정도에서 시작하여 40도까지 점차적으로 증가하도록하는 소위 ramped RF 펄스를 사용 한다(그림 3). 이러한 ramped RF 펄스를 사용하면 두꺼운 slab의 출구쪽 혈액들은 유입구쪽의 혈액에 비해 포화에 의해 작아질 신호들을 큰 숙임각의 RF 펄스를 받게 함으로서 MR 신호의 크기를 크게 하여 보상 한다. TONE의 단점으로는 숙임각을 점차적으로 증가시키는 ramped RF 펄스를 사용하기 때문에 혈관은 비교적 균일한 신호 profile을 얻는 반면 주변 조직의 포화 정도가 매우 불균일한 문제가 있어 주변조직의 신호 감소가 불균일하다. 따라서 추가적인 주변 조직의 신호 감소(background tissue suppression) 기법을 동시에 사용하는 것이 유리하다.

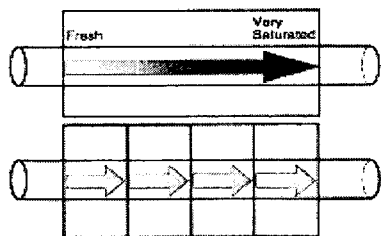
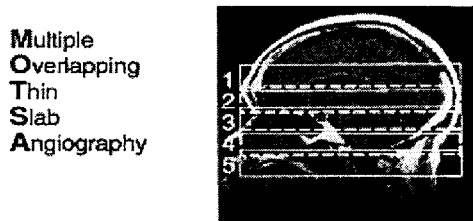


그림 2

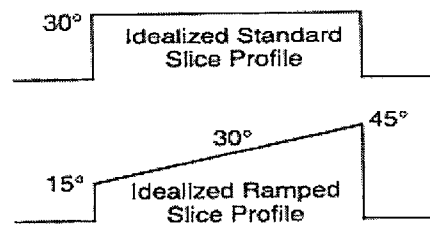
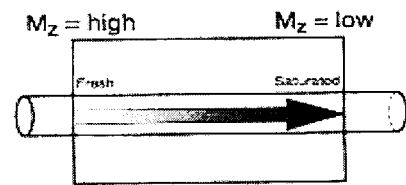


그림 3

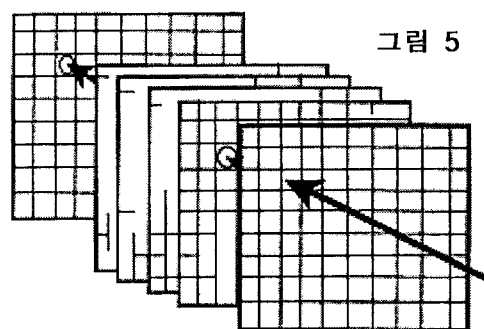
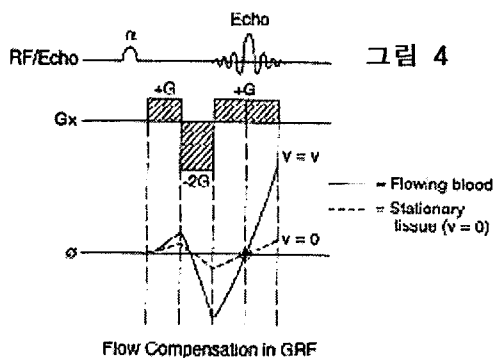
라. 기타 고화질의 MRA 영상을 얻기 위한 추가적인 기법들

(1) 자화전이(MT: Magnetization Transfer) 기법 : 자화전이 현상은 인체를 구성하고 있는 양성자(proton)들이 크게 두가지 다른 pool로 존재한다는 사실에서 출발한다. 즉, 단백질과같은 거대분자(macromolecule)들에 존재하는 비유동성(immobile) 양성자 pool과 유동성(mobile) 양성자 pool로 나눌수 있는데 실제로 MR 영상을 만드는데 기여하는 것은 유동성 양성자들이다. 거대분자에 존재하는 비유동성 양성자들은 매우 짧은 T2값을 가지는데 이는 MR 스펙트럼상에서 매우 넓은 주파수(frequency)범위에 걸쳐 공명(resonance)이 일어남을 뜻하고 따라서 좁은 주파수대의 펄스를 사용하는 MR 영상의 형성에는 기여하지 않는다. 하지만 거대분자의 표면에 붙어있는 물분자(bound water)를 통하여 자유 물분자(free water)의 양성자는 비유동성 양성자와 서로간의 자화(magnetization)을 교환할 수 있는데 이러한 현상을 자화전이

혹은 cross-relaxation 이라고 부른다. 자화전이의 효과는 일반적으로 물분자 양성자의 magnetization이 일부 거대분자의 비유동성 양성자로 전이되어 물분자의 MR 신호가 감소하게 된다. 이러한 자화전이 현상을 일으키기 위해서는 비유동성 양성자들을 포화(saturation)시켜야 하는데 비유동성 양성자들을 포화시키는 방법으로는 Off-resonance 기법을 많이 사용한다. Off-resonance 기법은 물분자의 공명주파수로부터 수 kHz 떨어진 주파수를 center frequency로 하는 CHESS 펄스를 사용하여 물분자의 신호는 포화시키지 않으면서 거대분자의 비유동성 양성자들만을 포화시키는 방법이다. MRA에서의 MT 현상의 효과는 주변조직의 경우 다량의 거대분자를 함유하고 있으므로 MT에 의한 신호감소가 많은 반면 혈액의 경우 상대적으로 거대분자의 수가 적으므로 MT에 의한 신호 감소가 적어서 추가적인 주변신호 억제 효과의 효과를 가져온다.

(2) Gradient Moment Nulling : 흔히 flow compensation 이라고도 부르는 방법으로 혈류의 경우 위치에 따라 경험하는 경사자장의 세기가 다르므로 위상(phase)의 변화가 생기게 되고 이러한 혈류에 의한 phase shift는 MR 신호의 감소 또는 ghost artifact의 원인이 된다. 따라서 GMN은 혈류에 의한 위상변화를 보정하는 flow compensation gradient를 사용하여 일정한 속도에 의한 위상변화를 zero로 만드는 방법이다(그림 4). 현재 2D와 3D TOF 모두에서 많이 사용되고 있다.

(3) MIP (Maximum Intensity Projection) : 최대신호투시(MIP)법은 밝은 혈관의 신호를 강조하여 보여주는 기법으로 현재 모든 MRA 기법에서 이용되고 있다. MIP 기법의 원리는 그림 5에서와 같이 3차원적 영상 데이터(2D 기법의 경우 slice 방향으로 각 slice를 쌓아놓는 방법)를 2차원적 투사 평면(projection plane)상에 표현하기 위해서 임의의 원하는 각도에서 tracing ray를 쏘아 ray가 지나가는 체적소(voxel) 들중 가장 밝은 신호만을 골라 투사평면에 표시한다. MIP 기법을 사용하는 경우 tracing ray가 지나가는 경로상의 가장 밝은 신호들이 projection 되므로 혈관이외에도 고신호강도로 보이는 지질(fat)등도 고신호로 투사되므로 이러한 단점을 보완하기위해 영상상에서 MIP가 되는 범위를 제한하여 혈관주변만을 선택적으로 MIP 하는 방법 및 tacing ray가 항상 체적소의 중앙을 관통하는 것은 아니므로 tacing ray가 투과하는 체적소내의 위치로부터 주변 체적소의 영향을 고려하여 interpolation 기법을 사용하기도 한다.



[2] Phase Contrast (PC) MRA

가. 기본 원리

위상대조(phase contrast) MRA 기법은 움직이는 스핀들은 한쌍의 서로 반대방향의 경사자장안을 이동할 때 위상의 변화가 생긴다는 원리를 이용한다. 이를 좀 더 상세히 설명하면 먼저 정지해 있는 스핀들에 bipolar gradient가 걸리면 어떤 일이 일어나는지 살펴보자(그림 6). bipolar gradient의 처음 반 동안 위치 A에 있는 스핀은 정자기장보다 $-G$ 만큼 낮은 총자기장을 경험하게 되고 이때 스핀들은 시계방향으로 위상변화가 일어났다고 하자. 위치 B에 있는 스핀은 정자기장과 같은 총자기장을 경험하므로 위상변화는 0이다. 위치 C에 있는 스핀은 정자기장보다 $+G$ 만큼 높은 총자기장을 경험하게 되고 이때 스핀들은 반시계방향으로 위상변화가 일어났다고 하자. 다음으로 bipolar gradient의 나중 반이 처음 반의 반대방향으로 걸리게 되면 위치 A에 있는 스핀은 정자기장보다 $+G$ 만큼 높은 총자기장을 경험하게 되고 이때 스핀들은 반시계방향으로 위상변화가 일어났다고 하자. 위치 B에 있는 스핀은 정자기장과 같은 총자기장을 경험하므로 위상변화는 0이다. 위치 C에 있는 스핀은 정자기장보다 $-G$ 만큼 낮은 총자기장을 경험하게 되고 이때 스핀들은 시계방향으로 위상변화가 일어나게 된다. 따라서 정지해 있는 스핀들의 경우 제위치에서 한번은 높은 그리고 한번은 낮은 경사자장을 경험하게 되므로 bipolar gradient가 가해진 후 net 위상 변화는 0이다.

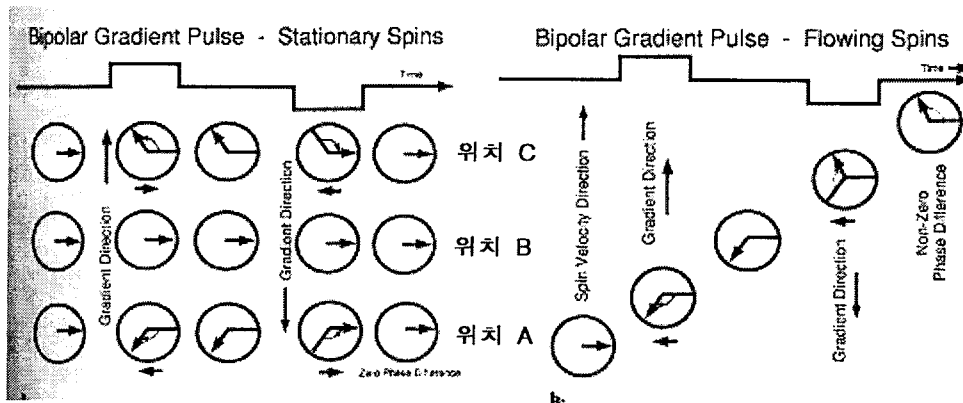


그림 6

그림 7

다음으로 움직이는 스핀들에 bipolar gradient가 걸리면 어떤 일이 일어나는지 살펴보자(그림 7). bipolar gradient의 처음 반 동안 움직이는 스핀의 위치를 위치 A라 하면 이때 스핀들은 정자기장보다 $-G$ 만큼 낮은 총자기장을 경험하게 되고 따라서 스핀들은 시계방향으로 위상변화가 일어난다. 그리고 bipolar gradient의 나중 반이 처음 반의 반대방향으로 걸리게 될 때 스핀들은 위치 C에 와 있게 된다(왜냐하면 flowing 스핀들이므로). 따라서 스핀들은 또 한 번 정자기장보다 $-G$ 만큼 낮은 총자기장을 경험하게 되고 따라서 스핀들은 시계방향으로 위상변화가 일어난다. 결과적으로 움직이는 스핀들은 bipolar gradient가 가해진 후 net 위상 변화가 있게 된다.

이러한 flow에 민감한 flow-sensitized bipolar gradient는 세방향(X,Y,Z) 모두 걸어주어야 하기 때문에 data acquisition을 세 번 해야 하고 또한 기준이 되는 bipolar gradient를 걸지 않은

reference 영상을 획득해야 하므로 PC MRA 영상을 얻기 위해서는 총 4번의 acquisition 이 필요하다. 결과적인 PC MRA 영상은 따라서 reference 영상에서의 위상과 다른 위상(즉, 움직이는 스핀들에 의한)을 갖는 구조물만 높은 신호로 나타나게 함으로서 혈관조영 영상을 나타낼 수 있다. PC MRA의 경우 reference 영상과 flow-sensitized bipolar gradient에 의한 영상 모두에서 주변 조직의 위상은 동일하므로 자연스럽게 background tissue의 신호는 subtraction되는 효과를 가져와 TOF MRA에 비해 background tissue의 suppression은 매우 우수하다. 특히 지방조직과 같이 조직의 T1 이 짧아 고신호 강도로 보이기 쉬운 주변조직들도 subtraction에 의해 거의 제거된다. TOF MRA와의 또다른 차이점은 PC MRA의 경우 VENC(Velocity Encoding: 혈류속도부호화)라는 해당 target vessel의 추정 최대 혈류속도를 사전에 정해주어야 한다는 점이다. PC MRA에서 이렇게 VENC가 필요한 이유는 위상은 0도에서 360도까지이고 이것도 0도부터 +180도 까지 그리고 0도에서 -180도까지 두 구간으로 나누어 혈류가 flow-sensitized bipolar gradient와 같은 방향 혹은 반대방향으로 흐르는지 구분하도록 하는데 사용하고 추정 최대 혈류속도가 위상차 180도가 되도록 하여 영상에서 가장 고신호 강도로 보이도록 한다. 따라서 VENC는 예상되는 혈류 속도보다 약간 더 큰 값을 주는 것이 일반적인데 왜냐하면 예상했던 혈류 속도보다 실제 혈류속도가 더 큰 경우 PC MRA상에서 이러한 혈류는 마치 혈류속도가 (실제 혈류속도 - VENC)인 혈류가 반대 방향으로 흐르는 것으로 인식하기 때문이다. 실제로 임상용 MR 장비들에서는 두가지 방식으로 VENC를 선택하는데 GE 장비에서는 PC MRA 시퀀스를 선택한 후 VENC를 선택하도록 되어 있고 Siemens 장비에서는 각각의 PC MRA 시퀀스에 이미 VENC 가 미리 설정되어 있어 VENC 에 따라 적합한 PC MRA 시퀀스를 선택하도록 되어 있다.

나. PC MRA의 종류

위상대조 MRA 기법 역시 2D 그리고 3D 기법이 모두 가능하다. 일반적으로 2D PC 기법은 3D 기법에 비해 영상획득시간이 짧기 때문에 3D PC 기법을 적용하기 앞서서 해당 vessel의 VENC를 찾기 위해 많이 사용하며 임상적으로는 3D PC 기법이 비록 영상획득시간은 많이 걸리지만 혈류속도의 정량적 평가가 가능하고 3D TOF 기법에 비해 포화에 의한 신호 소실이 적어서 많이 사용된다. 하지만 위상의 변화를 이용하기 때문에 2D 그리고 3D PC 기법 모두 TOF 기법에 비해 위상의 변화를 쉽게 일으키는 와류(turbulent flow)에 의한 신호 소실이 큰 단점이 있다. PC 기법의 또다른 중요한 응용으로는 ECG gating을 이용하여 cardiac cycle 내의 여러순간들에 PC MRA를 측정하는 Cine-PC 기법을 도입하는 경우 박동류(pulsatile flow)의 속도를 정량적으로 측정 할 수 있다.

[3] Contrast Enhanced(CE) MRA

가. 기본 원리

조영증강(Contrast Enhanced) 자기공명 혈관조영술의 기본 원리는 상자성 조영제(예: Gd-DTPA)를 정맥주사하여 혈액의 T1을 매우 짧게 만들고 매우 짧은 TE/TR 을 갖는 heavily T1 강조영상을 획득하게 되면 주변조직들은 포화가 심하게 일어나서 아주 작은 신호를 만드는 반면 혈액은 조영제에 의해 T1이 수십 msec 정도로 짧아져 있으므로 상대적으로 포화가

적게되어 아주 우수한 대조도의 영상 및 짧은 TR을 사용함으로 3D 기법을 적용하더라도 고 해상도의 3D 영상을 짧은 시간에 획득 할 수 있다(그림 8). 이러한 CE-MRA 기법은 TOF 나 PC 기법과 같은 고식적 MRA 기법에 비해서 여러 가지의 장점이 있다. 첫째, 고식적 MRA 기법들은 혈관저항이 낮은 혈관들에서는 비교적 우수한 혈관조영 영상을 만들지만 혈관저항이 높은 말초동맥등에서는 우수한 영상을 만들기가 어렵다. 즉, 경동맥이나 뇌동맥과 같이 혈관저항이 낮은 경우 정상적인 혈관은 지속적이고 강한 혈류를 유지하므로 TOF 기법을 적용하더라도 혈관이 잘 묘사된다. 하지만 말초동맥과 같이 혈관저항이 큰 경우에는 혈류가 박동류로 나타나고 일부의 경우에는 역방향으로의 흐름을 보이는 경우도 있어서 pulsatile artifact를 유발시킨다. 둘째, 혈관저항이 낮은 경동맥이나 intracranial vessel들에 있어서도 혈관협착이나 동맥류등의 경우에는 난류(turbulence flow)에 의한 dephasing에 의해 신호 소실을 유발하고 구불구불한 모양의 혈관의 경우 혈관이 영상절편에 수직하게 놓이지 않게 되면 in-plane saturation에 의한 신호 소실을 유발한다. 셋째, 복부나 말초 혈관의 경우 포함하는 혈관의 길이가 길고 복부의 경우 특히 장이나 호흡에 의한 motion artifact에 의해 영상의 질이 매우 떨어지게 된다. 따라서 넓은 범위를 포함하면서 motion artifact 없이 깨끗한 혈관조영 영상을 얻기 위해서는 매우 빠른 data acquisition이 필수적이다. CE-MRA의 경우 매우 짧은 TR/TE를 사용함으로 난류나 기타 혈액의 운동에 의한 dephasing에 훨씬 덜 민감하여 신호 소실이 적고 혈액의 T1이 조영제에 의해 매우 짧아져 있으므로 주변 조직에 비해 saturation 정도가 작아 고신호 강도로 보임으로서 high CNR을 가진다. 또한 짧은 TR은 3D volume imaging을 호흡정지 상태에서 가능하게 하여 복부 혈관에 매우 유용하게 사용될 수 있다.

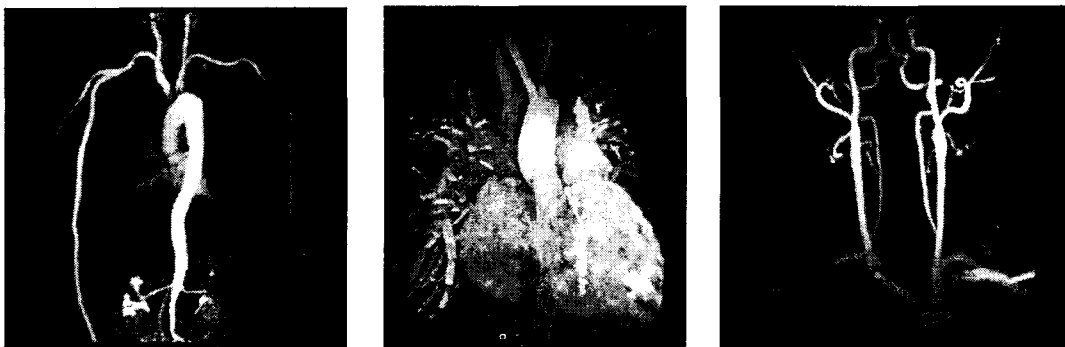


그림 8. CE-MRA의 예

CE-MRA를 효과적으로 적용하기 위해서는 여러 가지 고려 해야할 사항들이 있는데 이러한 고려 사항들을 적절히 사용하여야만 고화질의 혈관조영 영상을 획득 할 수 있다. 성공적인 CE-MRA의 시행을 위한 고려사항들로는 (1) imaging parameter (2) 조영제 dose 및 injection 방법 (3) timing parameter (4) post-processing (5) 기타 사항등이다.

(1) 영상획득변수(imaging parameter)

CE-MRA에서는 조영제를 사용하여 혈액의 T1을 수 십 msec 정도로 짧아지게 하고 조영제가 주변조직의 세포외 공간(extracellular space)으로 스며들기 이전의 first pass 동안 data acquisition을 끝마친다. 따라서 first pass동안 data acquisition을 마치기 위해서는

짧은 TR을 선택하여야 한다. T1, TR, flip angle(θ) 사이의 관계는 아래의 Ernst relation에 의해 주어진다.

$$\theta = \cos^{-1}(e^{-TR/T1})$$

물론 위의 관계식은 spoiled gradient echo 시퀀스에서 최대 신호대 잡음비(SNR)를 주는 T1, TR, flip angle(θ) 사이의 관계식이고 CE-MRA에서 중요한 것은 최대 대조도(CNR)이므로 SNR과 CNR 사이의 차이가 있을 수 있으나 매우 짧은 TR을 사용하는 CE-MRA의 경우 주변조직의 MR 신호가 미미하므로 최대 SNR이 결과적으로 최대 CNR을 주게 된다. 따라서 위의 식으로부터 알 수 있는 사실은 대조도를 최고로 하기 위해서는 주어진 T1, TR에 따라 속임각을 적절히 조정해야 한다는 점이다. CE-MRA 시퀀스의 특성인 짧은 TR의 영향을 살펴보면 짧은 TR은 여러 가지 면에서 장점이 있다. 첫째, 조영제의 first pass 동안 영상획득을 끝마치는 것이 가능하다. CE-MRA에서 first pass 동안 영상획득을 끝마치는 중요한 이유로 첫째, 조영제가 재순환에 의해 희석되기 전 영상을 획득함으로써 혈관이 매우 고신호로 나타나게 함으로서 효과적인 혈관조영이 가능하고 둘째, 조영제가 정맥순환계를 통과하기 이전이므로 정맥의 신호를 최소화 할 수 있기 때문이다. 둘째, 짧은 TR을 사용하는 경우 짧은 영상획득 시간이 가능하므로 호흡정지하에서 전체 영상획득이 가능하다. 이러한 호흡정지 기법은 호흡에 의한 영향을 많이 받는 복부에서 특히 유리하다. 셋째, 짧은 TR을 사용하는 또다른 장점은 혈관조영영상의 범위나 해상도를 높일 수 있다는 점이다. 즉, 3D MR 영상을 획득하기 위해 필요한 영상획득시간은

$$\text{Acquisition time (3D)} = TR \times N_y \times N_s$$

여기서 NEX = 1로 고정 하였다. 해상도를 높이기 위해서는 위상부호화(phase-encoding) 숫자(N_y)를 늘려야 하고 포함하는 범위를 넓히기 위해서는 절편선택방향의 partition 숫자(N_s)를 늘려야 한다. 따라서 범위나 해상도를 높이면 영상획득 시간이 증가하게 되나 TR을 짧게 함으로서 이를 상쇄 할 수 있다. 일반적으로 TR을 짧게 하게 되면 receiver bandwidth가 증가하게 된다. receiver bandwidth의 증가는 영상의 SNR을 떨어뜨리게 되고 결과적으로 CNR이 감소하는 결과를 가져오는데 Reeder등의 연구결과에 따르면 CNR은 TR의 감소에 따라 선형적(linearly)으로 감소하는 것으로 알려져 있다. 따라서 영상의 질을 높이기 위해서는 가능한한 긴 TR을 사용하는 것이 유리하다. 여기서 긴 TR이란 앞서 설명한 짧은 TR의 장점을 유지하는 한도내에서 가능한 가장 긴 TR을 사용하는 것을 의미한다. 마지막으로 영상획득 변수중 TE는 가능한 짧은 값을 사용하는 것이 유리하다. 짧은 TE는 난류나 박동류 그리고 기타 혈액의 운동에 의해 발생하는 dephasing에 기인한 신호소실이 최소인 상태에서 영상획득이 가능하게 함으로서 혈류의 상태에 관계없이 혈관을 고신호 강도로 보이게 한다.

(2) 조영제 dose 및 injection 방법

CE-MRA 기법을 사용하여 성공적으로 고화질의 혈관조영 영상을 얻기 위해 고려 해야하는

사항으로는 사용하는 조영제의 양(dose)과 조영제 주입시간이 있다. 일반적으로 조영제의 양을 증가할수록 혈액의 T1이 더 짧아져서 혈액이 더 고신호 강도로 보이게 된다. 하지만 지나치게 많은 양의 조영제를 사용하는 경우 상자성 조영제의 T2 효과가 증가하여 오히려 혈액의 신호 강도가 감소하게 된다. 아직까지 많은 연구가 진행중에 있고 또 서로 상반되는 결과들이 발표되고 있지만 대체로 영상의 질의 향상 정도 및 경제적인 면을 고려하는 경우 double dose 이상의 사용은 불필요한 것으로 받아들여지고 있다. 다음으로는 결정된 조영제의 양을 어떻게 주입할 것인가 하는 injection rate가 문제가 된다. 실제로 혈액의 T1을 효과적으로 짧게하기 위해서는 해당 혈관에 조영제가 고농도를 유지한 상태로 전달되어야 하고 이렇게 하기 위해서는 일반적으로 bolus 형태로 조영제를 주입하고 bolus injection의 injection rate는 high injection rate가 유리하다.

(3) timing parameter

CE-MRA의 성공적 시행을 위해서 무엇보다도 중요한 것은 bolus로 주입된 고농도의 조영제가 해당 혈관에 도착했을 때 영상획득을 시작하는 timing 변수의 결정이다. 즉, 아직 조영제가 도달하지 않은 시점이나 이미 조영제가 빠져 나간 시점에서 data acquisition을 하게 되면 고화질의 혈관조영 영상의 획득이 불가능하다. 또한 고농도의 조영제가 해당 혈관에 도착했을 때 data acquisition을 시작하더라도 소위 k-space의 어디를 먼저 채우느냐하는 하는 data filling scheme이 매우 중요하다. k-space의 낮은 공간주파수 영역대(low spatial frequencies)는 작은 phase encoding gradient가 걸린 상태에서 얻어진 상대적으로 큰 MR 신호들을 포함하고 있으며 영상의 대조도를 결정한다. 한편 k-space의 높은 공간주파수 영역대(high spatial frequencies)는 영상의 small detail이나 경계면을 뚜렷이 높이는데 기여한다. 만약 조영제가 고농도가 아닌 상태에서 k-space의 낮은 공간주파수 영역을 채우는 경우 혈액의 신호가 작아 우수한 혈관조영 영상을 획득하기 어렵고 조영제가 고농도가 아닌 상태에서 k-space의 높은 공간주파수 영역을 채우는 경우에는 혈관조영 영상의 blurring 효과가 증가한다. 일반적으로 우수한 혈관조영 영상을 획득하기 위해서는 고농도 상태에서 k-space의 낮은 공간주파수 영역을 채우는 것이 높은 공간주파수 영역을 채우는 것보다 더 중요하다 (그림 9). 이렇게 고농도의 조영제가 해당 혈관에 도달했을 때 data acquisition을 시작하기 위한 동기화(synchronization) 방법에는 크게 세가지 방식이 있다. 첫째 방식은 2-4 ml의 test bolus를 주입하고 2차원 gradient echo 시퀀스를 빠르게 연속적으로 시행하여 해당 혈관이 조영증강되는 시점을 알아낸 후 이를 이용하여 3차원 CE-MRA 시퀀스를 시행하는 방식이 있다. 이러한 “test bolus” 방식은 현재 가장 보편적으로 사용되는 방식이다. 두 번째 방식은 소위 “bolus tracking” 방식이라고 부르는데 이 방식은 main bolus를 주입후 해당 혈관의 관심 영역(ROI)을 설정하고 연속적으로 ROI내에 bolus의 도달시점을 monitoring 하여 사용자가 설정한 임계치(threshold) 이상으로 신호 강도가 증가하는 경우 자동적으로 3차원 CE-MRA 시퀀스가 시작하도록 하는 방식이다. 이러한 bolus tracking 방식은 소프트웨어적으로 조절되므로 모든 MRI 장비에서 가능한 것은 아니다. 마지막으로 “time-resolved” 방식이 있는데 이 방식은 조영제 주입전 혹은 주입시점부터 연속적으로 2D 혹은 3D MRA 시퀀스를 연속적으로 시행하여 해당 혈관에 조영제가 도달하기 전 영상부터 도달했을 때의 영상 그리고 이후 나중에 조영제가 채워지는 혈관들 및 정맥계통의 혈관들까지를 여러 프레임으로 나누어 연속적으로 촬영하는 기법이다(그림 10). time-resolved 방식은 앞서의 test bolus 방식

이나 bolus tracking 방식이 해당 혈관만을 보여주는 대신에 나중에 채워지는 distal 혹은 contralateral 혈관까지도 보여준다는 점에서 장점이 있으나 우수한 time-resolved 영상들을 획득하기 위해서는 앞서의 두 방식을 사용하는 CE-MRA 시퀀스보다 더 빠른 data acquisition 즉, 더 짧은 TR이 요구되어진다. 앞으로 MR 하드웨어(특히 gradient system)의 발전에 따라 time-resolved 방식은 더욱 보편화 될 것으로 여겨진다.

(4) Post Processing

고식적 MRA 기법과 마찬가지로 CE-MRA 기법은 후처리 과정에 의해 혈관조영 영상의 질을 향상시킬 수 있다. 현재 임상적으로 가장 흔하게 사용하는 두가지 방식은 MIP와 subtraction 방법이 있다. CE-MRA는 조영제를 주입후 MRA 영상을 획득하므로 조영제 주입 전 동일한 3D 시퀀스를 사용하여 pre-contrast 영상을 획득하면 조영제 주입후 영상으로부터 digital subtraction이 가능하다(그림 11). 이러한 기법을 흔히 MR-DSA라 부르기도 한다. 이러한 MR-DSA 기법은 단지 MIP 기법만을 적용하는 경우에 비해 주변조직의 신호를 거의 완전히 제거할 수 있는 장점이 있다. 즉 MR-DSA 기법은 먼저 digital subtraction을 한 후 MIP 기법을 적용하여 주변조직의 신호를 거의 완벽히 제거한 후 MIP를 통해 혈관의 신호를 증대 시키는 경우 매우 우수한 혈관조영영상이 가능하다. MR-DSA의 또다른 장점으로는 이렇게 얻어진 영상들은 reprojection시 projection과 관련된 artifact의 영향이 적다는 점인데 일례로 혈관이 좁아져 보인다고 주변조직이 밝아서 놓치기 쉬운 작은 혈관들을 보는데도 매우 우수한 결과를 보이고 있다.

(5) 기타 사항

CE-MRA와 관련된 기타 사항으로는 (1) blood pool agent 와 (2) power injector의 사용 유무가 있다. blood pool agent의 사용은 현재 CE-MRA가 extracellular agent를 사용함에 따라 앞서 지적한 first-pass 동안 data acquisition을 끝내야함으로서 발생하는 injection 시점과 data acquisition 사이의 timing 문제를 줄일 수 있다. 즉 intravascular agent의 경우 혈류내에 머무르는 시간이 상대적으로 길고 extravascular space 즉 주변조직으로 스며들지 않기 때문에 recirculation시에도 주변조직의 신호강도를 높이지 않는다. 하지만 정맥신호의 증가를 피하기 원하는 경우에는 timing parameter를 고려해야하는데 이 역시 time-resolved 기법을 도입하는 경우 해결이 가능하다. blood pool agent의 또다른 장점으로는 굳이 first-pass 동안 data acquisition을 끝내지 않아도 되기 때문에 data acquisition time을 증가시킬수 있고 따라서 포함하는 영상영역(coverage)을 증가시키거나 영상의 해상도(resolution)을 증가시킬수 있다. 현재 개발되어 임상실험중인 blood pool agent로는 기존의 Gd-DTPA에 고분자 물질을 부착시켜 조영제 전체의 molecular-weight를 증가시킴으로서 blood pool 효과를 가져오게 하는 조영제군과 ultrasmall SPIO(SuperParamagnetic Iron Oxide) 군으로 나눌 수 있는데 ultrasmall SPIO의 경우 Gd-DTPA와 같은 extracellular agent에 비해 훨씬 낮은 dose로 동일한 T1 감소 효과를 가져오는 것으로 보고되고 있다.

power injector의 유용성 여부는 아직까지 논란의 대상이 되고 있으나 결론적으로 이야기하면 사용하는 것이 사용하지 않는 것보다는 유리하다는 것이다. 특히 power injector를 사용하는 경우 injection rate나 duration과 같은 injection parameter의 미세한 조정이 가능하므로

hand injection에 비해 보다 정확한 control이 가능하다. power injector의 사용과 관련된 또다른 내용으로는 saline flushing 이 있다. 조영제 주입직후 saline flush는 첫째 syringe로부터 환자의 정맥까지 연결된 catheter에 남아있는 조영제 양을 모두 주입하는데 유용하고 둘째, 조영제가 정맥으로부터 심장까지 좀 더 고농도를 유지하며 전달되도록 하는 것을 돕는다는 점에서 유용한 것으로 보고되고 있다.

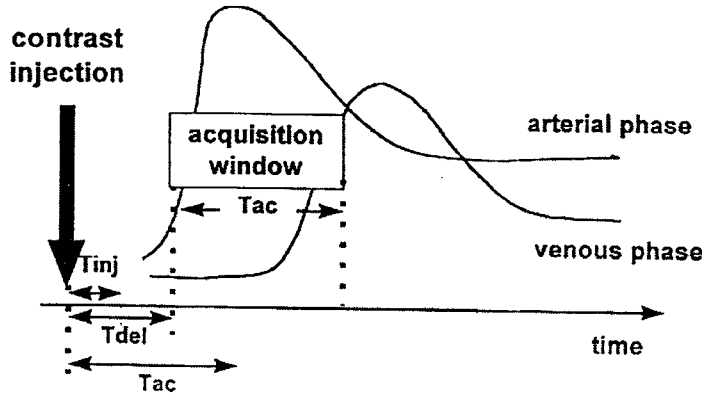


그림 9. Tac 는 실제 data acquisition을 하는 시간이고 Tdel은 injection 후 delay time 을 의미한다.

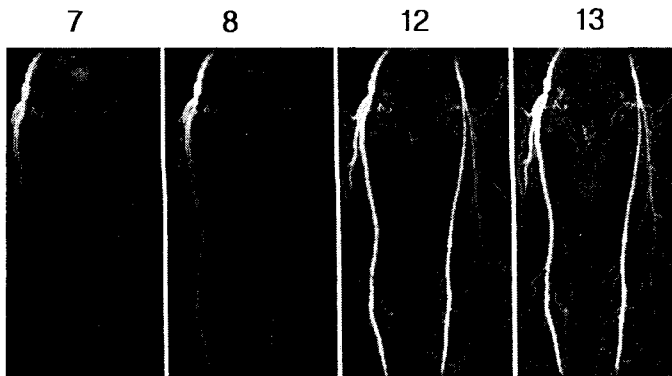
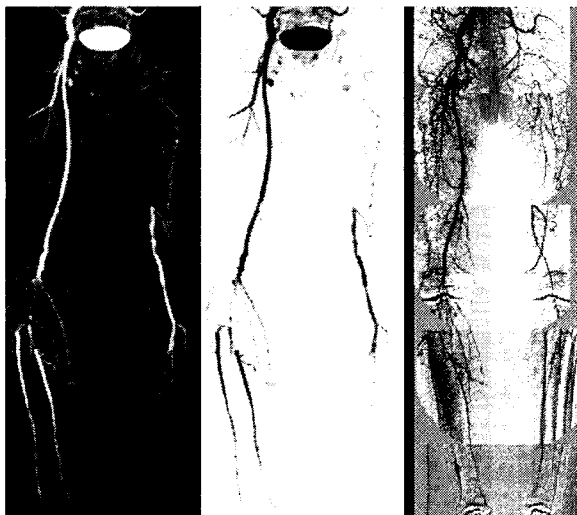


그림 10. 32 time-resolved CE-MRA frame들 중 7,8,12,13 frame 사진



MR-DSA

DSA

그림 11. Digital subtraction한 CE-MRA와 영상 대조도 (contrast)를 역전(inversion) 시킨 MR-DSA 사진. 오른쪽 사진은 conventional DSA 사진.

[4] 참고 문헌

1. Hashemi RH, Bradley WG. MRI The Basics, Williams & Wilkins (1997)
2. Laub GA. Time of Flight Method of MR Angiography. MRI Clinics of North America 1995; 3: 391-398
3. Bradley WG. Basic Flow Phenomena. MRI Clinics of North America 1995; 3: 375-390
4. Parker DL, Yuan C, Blatter DD. MR Angiography by multiple thin slab 3D acquisition. MRM 1991; 17: 434
5. Wolff SD, Balaban RS. Magnetization transfer contrast: method for improving contrast in gradient-recalled echo images. Radiology 1991; 179: 133-137
6. Parker DL, Buswell HR, Goodrich KC et al. The Application of magnetization Transfer to MR Angiography with Reduced Total Power. MRM 1995; 34: 283-286
7. Dumoulin CL. Phase Contrast MR Angiography Techniques. MRI Clinics of North America 1995; 3: 399-411
8. Leung D, McKinnon G, Davis C, Pfammatter T, Krestin G, Debatin J. Breath-hold, contrast-enhanced, three-dimensional MR angiography. Radiology 1996; 200: 569-571.
9. Prince MR. Body MR angiography with gadolinium contrast agents. Magn Reson Imaging Clin North Am 1996; 4: 11-24.
10. Adamis MK, Li W, Wielopolski PA, et al. Dynamic contrast-enhanced subtraction MR angiography of the lower extremities: initial evaluation with a multisection two-dimensional time-of-flight sequence. Radiology 1995; 196: 689-695.
11. Snidow JJ, Aisen AM, Harris VJ, et al. Iliac MR angiography: comparison of three-dimensional gadolinium-enhanced and two-dimensional time-of-flight techniques. Radiology 1995; 196: 371-378.
12. Parker DL, Goodrich KC, Alexander AL, et al. Optimized visualization of vessels in contrast enhanced intracranial MR angiography. Magn Reson Med 1998; 40: 873-882.
13. Earls J, Rofsky NM, Decoroto D, Krinsky GF, Weinreb JC. Breathhold single dose gadolinium enhanced 3D MR aortography: utility of a test bolus and MR power injector. Radiology 1996; 201: 705-710.
14. Foo TKF, Marojkumar S, Prince MR, Chenevert TL. An automated method for detecting the bolus arrival time and initiating data acquisition in fast 3D gadolinium enhanced MRA. Radiology 1997; 203: 275-280.
15. Korosec FR, Frayne R, Grist TM, Mistretta CA. Time-resolved contrast enhanced 3D MR angiography. Magn Reson Med 1996; 36: 345-351.
16. Prince MR, Chenevert TL, Foo TKF, Londy FJ, Ward JS, Maki JH. Optimizing intravenous bolus timing for abdominal MR angiography by detecting gadolinium arrival in the aorta: initial clinical experience. Radiology 1997; 203: 109-114.