

MR angiography

전남의대 윤웅

현재 임상에서 사용하는 자기공명혈관조영술(Magnetic resonance angiography, MRA)에는 TOF (time-of-flight), phase contrast (PC), contrast enhanced (CE) MRA의 3가지 종류가 있다. TOF와 PC 기법은 혈관 내에서 spin (flowing blood)이 이동하는 특성을 이용하는 것이고, CE MRA는 혈관 내에 주입된 contrast agent에 의한 혈액의 T1 shortening 효과를 이용하는 것이다.

1. Time-of-Flight MRA

TOF MRA 기법의 원리는 움직임이 없는 조직 (stationary tissue or back ground tissue)에서 나오는 신호는 억제하고 혈관 내의 신호만을 나타내어 영상화하는 것이다. TOF 기법의 기본 sequence는 T1강조 경사에코 기법 (gradient recalled echo technique)을 이용한다. 영상을 얻고자 하는 일정 조직에 짧은 TR과 작은 속임각 (flip angle)을 사용한 경사에코를 걸어주면 지속적인 RF pulse들 동안 조직에서 나오는 신호강도는 급속히 감소하여 미약한 신호강도만이 지속되는 steady state에 이르게 된다. 예를 들어 256x192 matrix를 선택한 2D sequence에서는 256번의 RF pulse가 동일 단면에 가해지게 된다. 이때 조직의 T1값보다 작은 TR을 선택하면 T1 이완이 충분히 일어나기 전에 즉, 종축 자기화 (longitudinal magnetization)가 충분히 회복되기 전에 다음 번 RF pulse가 가해져서 종축자기화가 감소되게 되고 이러한 현상이 256번 반복되면서 종축자기화는 거의 남아있지 않는 상태에 이르게 된다. 이러한 상태에 이른 spin을 포화 (saturation)되었다고 하며 이러한 상태를 steady state라고 한다. 움직임이 없는 조직은 이러한 현상을 온전히 경험하게 되어 낮은 신호강도를 보이게 된다. 혈관 내에는 혈류를 따라 새로운 spin들이 지속적으로 유입된다. 새로

유입되는 spin들은 아주 적은 횟수의 RF pulse들에 노출되어 영상단면을 지나갈 때 종축자기화를 계속 유지하게 된다. 즉 flowing spin들은 steady state에 도달하지 않게 되며, 주위 stationary tissue에 비해 강한 신호강도를 내게 된다. 위와 같은 현상을 inflow effect 또는 entry slice phenomenon 또는 flow related enhancement라고 하며, 이 현상을 이용한 것이 TOF MRA이다.

TOF MRA에는 2D-TOF와 3D-TOF의 두 가지가 있다. 2D-TOF MRA는 영상화하고자 하는 부위를 thin slice (2-3mm)로 sequential multi-slice imaging을 시행한다. Sequential multi-slice imaging은 한 slice의 영상을 완전히 획득한 후 다음 slice로 넘어가는 기법이다. 그러므로 모든 slice가 entry slice가 되어 혈류의 inflow effect를 극대화시킬 수 있어, 반복적인 RF pulse에 의한 혈액의 포화 효과를 최소화할 수 있다. 즉 혈류 속도가 느린 경우에도 포화 효과로 인한 혈류 신호강도의 감소가 없어 정맥 조영술에 적합하다. 요즘에는 2D-TOF는 이용도가 감소하였다.

3D-TOF는 2D-TOF의 thin slice가 아닌 2-5cm의 두꺼운 영상단면 (slab)을 선택하여 한꺼번에 3-dimensional volume imaging을 하는 기법이다. 삼차원 영상을 얻으므로 1mm 이하의 effective slice thickness의 영상을 얻을 수 있어 높은 해상도와 높은 신호대잡음비(SNR)의 영상을 획득할 수 있다는 장점이 있다. 그러나 두꺼운 slab 때문에 slab의 distal part에서 혈류의 포화가 일어나 혈관의 신호강도가 약해지는 단점이 있다. 또한 혈류가 느린 경우 포화 효과가 더욱 심해지므로 정맥 조영에는 적합하지 않다. 3D-TOF에서 포화 효과를 줄이기 위해 TONE (tilted optimized non-saturation excitation)과 MOTSA (multiple overlapping thin-slab acquisition)기법을 사용한다.

TONE 기법은 “ramped RF pulse”를 사용한다. Ramped RF pulse는 경사진 RF pulse라는 뜻이며 slab의 z축을 따라 숙임각이 달라지는 RF pulse를 가하는 것으로 slab의 proximal part에는 작은 숙임각(예: 10도)을 주고 점차 숙임각을 늘려 slab의 distal part에는 큰 숙임각(예: 40도)를 주는 방식이다. 작은 숙임각을 받는 slab의 proximal part

에서는 횡축 자기화가 작게 되어 결과적으로 flowing blood의 신호강도는 감소하나, 큰 숙임각을 받는 slab의 distal part에서는 혈액의 횡축 자기화가 크게 되어 신호강도를 증가시키는 효과가 나타나게 된다. 그 결과 혈류가 slab을 통과하는 동안 나타나는 포화 효과 (through-plane saturation)를 보상하여 slab내에서 혈류의 신호강도의 균질도를 유지시키는 방법이다.

MOTSA 기법은 영상화 하고자 하는 부위를 여러 개의 slab으로 나누고 이 slab들을 30% 정도씩 overlapping시켜 각각을 3D-TOF 기법으로 영상을 획득하는 방법이다. Slab의 크기가 작을수록 through-plane saturation이 감소하고 inflow effect가 커지는 점을 이용한 것이다. 이 기법에 의한 artifact로 각 slab의 연결부위에 신호강도 차이에 의한 “Venetian blind artifact”가 나타날 수 있는데 TONE기법과 MOTSA기법을 함께 사용하면 없앨 수 있다.

TOF MRA에서는 flow compensation (gradient moment nulling)을 사용한다. 움직이는 spin은 voxel내에서 위상 변화에 따라 intravoxel phase dispersion을 일으킨다. 이는 단위 voxel의 신호강도 소실을 유발하고 또한 ‘ghost artifact’의 원인이 된다. 이를 보정하기 위해 TOF MRA에서는 기존의 2파형이 아닌 3파형으로 구성된 변형된 frequency encoding (read-out) gradient를 사용한다. 이 방법은 laminar flow처럼 constant velocity를 가진 혈류의 위상변화를 보정하는 데는 효과가 있으나 turbulent flow를 가진 혈류의 보정에는 효과가 없다. 또한 TOF MRA에서는 back ground signal을 감소시키기 위해 자화전이 (magnetization transfer)기법과 지방억제 (fat suppression) 기법을 사용하기도 한다.

2. Phase contrast MRA

PC MRA는 경사자장 내를 움직이는 spin들이 위상 변이(phase shift)가 생기는 것을 이용하여 이를 영상화한 것이다. PC MRA에서는 flowing spin들의 위상 변이를 일으

키고 이를 감지하기 위해 flow-encoding (flow-sensitizing) gradient를 추가로 걸어준다. 이 flow-encoding gradient는 크기나 지속시간은 같으나 극성이 서로 다른 bipolar gradient로 구성된다. Stationary tissue의 spin들은 bipolar gradient의 전반부 (+)극성의 자장에 의해 생겼던 위상변이가 후반부 (-)극성의 자장에 의해 위상변이가 원래 위치로 회복되면서 net phase shift는 제로가 된다. 즉 정지 spin들에서는 bipolar gradient에 의한 위상변이는 일어나지 않게 된다. 이와 반하여 moving spin들은 후반부 (-)극성의 자장이 켜질 때 원래와 다른 세기의 자장에 노출되므로 (이동하였으므로) 원래의 위상을 회복하지 못하게 된다. 즉 bipolar gradient에 의해 위상변이를 일으키게 된다. Flow-encoding gradient의 극성 순서를 바꾼 경사자장, 즉 (-)극성, (+)극성의 순서를 가진 gradient를 반복한 후 두 data를 감산하면 $SI = 2k \sin \phi$ (ϕ =phase shift, k =비례 변수)의 수식에 의해 위상변이가 일어난 정도를 신호강도로 영상화하여 나타낼 수 있다. 이러한 과정을 각각 x,y,z 축의 3방향에서 반복하여 얻은 영상을 합하여 angiographic image를 얻게 된다.

PC MRA에서는 flow-induced phase shift가 극대화되었을 때 즉 180도인 경우에 영상의 신호강도가 가장 강하게 된다. Flow-encoding gradient의 자장세기와 시간간격 (interval between bipolar gradients)을 변화시켜 특정 혈류의 최대 phase shift를 유발할 수 있다. 이 flow-encoding gradient의 변화 (크기, 시간차)는 VENC (velocity encoding level) 값을 설정하여 조절하게 된다. VENC의 단위는 cm/sec이며 뇌의 정맥조영술에서는 15cm/sec를, 동맥조영술에서는 50cm/sec 정도의 VENC값을 사용한다. 예를 들면 15cm/sec의 VENC값을 설정하면 15cm/sec의 유속을 갖는 spin들이 최대의 위상변이가 일어나도록 flow-encoding gradient의 세기나 시간간격이 정해지게 된다.

PC MRA는 VENC값을 적절히 설정하여 정맥이나 작은 동맥처럼 느린 혈류를 평가하는데 유용하다. PC MRA에서는 두 data를 감산하는 과정에서 위상변이가 없는 stationary tissue의 신호강도가 자연히 제거되므로, TOF MRA와 비교하여 back ground

signal에 의한 혈관 영상의 저해가 없다. 그러므로 fat-suppression이나 MT (magnetization transfer)등 back ground suppression을 위한 기법들이 필요하지 않다. TOF와 비교하여 단점으로는 영상획득을 여러 번 해야 하기 때문에 검사시간이 길어져서 환자의 움직임에 의한 영상 저해가 일어나기 쉽다는 단점이 있으나 parallel imaging 기법을 이용하여 이를 극복할 수 있다.

3. Contrast enhanced MRA

CE MRA는 정맥 내로 상자성 조영제를 급속히 주입하면서 경사에코기법으로 영상을 얻는다. CE MRA는 TOF MRA보다 더욱 짧은 TR(5msec 이하)과 TE(2msec 이하), 상대적으로 큰 숙임각 (40도 이상)의 경사에코기법을 사용한다. 매우 짧은 TR 때문에 stationary tissue들은 심한 포화가 일어나게 된다. 반면에 혈액은 조영제에 의한 상자성 효과로 인하여 T1 이완시간이 수십 msec로 단축되어 매우 짧은 TR의 반복적인 RF pulse하에서도 포화되지 않고 강한 신호를 낼 수 있게 된다.

정맥 내에 주입된 조영제가 폐순환과 심장을 거쳐 경동맥 내에 처음 도달하는 (first-pass) 시간은 10초 내외로 동맥기 영상획득을 위한 time window가 매우 짧다. 영상획득 시간이 길어지면 동맥과 정맥이 혼합된 영상을 얻게 된다. 동맥기만의 영상을 얻기 위해서는 조영제가 동맥에 도달하는 시간에 맞추어 영상 data를 얻는 것이 가장 중요하며, 또한 elliptic concentric k-space sampling 기법을 사용하여 영상의 대조도가 동맥기 영상에 의해 결정되도록 한다. 이 기법은 k-space의 central data가 영상의 contrast를 결정하고, peripheral data가 영상의 resolution을 결정하는 원리를 이용한 것이다. 동맥기에 수집된 신호들을 k-space의 중심부에 위치시켜 영상의 대조도를 높이고, 동맥기 이전이나 이후에 수집한 신호들을 k-space의 주변부에 위치시켜 영상의 해상도를 높이는 방법이다. Scan timing을 맞추기 위해서는 test bolus, automatic triggering, MR fluoroscopy의 3가지 방법이 이용된다.

CE MRA는 매우 짧은 시간 (1분 미만)에 높은 대조도의 혈관 영상을 얻을 수 있다는 장점이 있다. 또한 혈류가 느리거나 와류(turbulent flow)가 있는 혈관에서도 신호강도의 소실이 없다는 장점이 있다. CE MRA에서는 아주 짧은 TR을 사용하므로 지방이나 아급성 출혈 등 T1 이완시간이 짧아 TOF MRA에서 고신호 강도로 보이는 조직들이 고신호 강도로 보이지 않게 된다. 또한 TE가 아주 짧아 보철 등에 의한 susceptibility artifact도 감소한다. 그러나 해상도는 3D-TOF MRA에 미치지 못해 large vessel의 평가에 이용된다. 신경계에서는 대동맥궁과 그 분지혈관, 경동맥 분지부의 평가에 주로 이용된다.

참고문헌

1. Atlas SW. Magnetic resonance imaging of the brain and spine. 3rd. ed., 2002, Lippincott-Williams & Wilkins
2. Dumoulin CL, Hart HR. Magnetic resonance angiography. Radiology 1986;161:717-720.
3. 김재형. 자기공명혈관조영술. 2007 전공의 연수교육(II). pp78-81.
4. 최충곤. 자기공명혈관조영술의 이해. 2006 MR in medicine, update. pp46-56.
5. Laub GA. Time of flight method of MR angiography. MRI Clinics of North America 1995;3:391-398.
6. Dumoulin CL. Phase contrast MR angiography techniques. MRI Clinics of North America 1995;3:399-411.