

자기공명혈관촬영술 (MR Angiography)

연세의대 진단방사선과 김 동 익

자기공명혈관촬영술 (MR angiography, MRA)은 혈관질환을 평가하는데 유용한 방법이나 영상의 질이 디지털감산혈관촬영술 (digital subtraction angiography, DSA)에 비해 떨어지며 영상을 얻는데 시간이 오래 걸린다는 단점때문에 디지털감산혈관촬영술을 대신하지는 못하였다. 그러나 최근 계속 되는 기술의 진보로 영상의 질이 향상되고 있으며 또한 비교적 짧은 시간에 혈관묘사가 가능하게 되어 널리 이용되게 되었다. 특히 뇌혈관에 있어서 자기공명혈관촬영술은 그 해상도가 디지털감산혈관촬영술과 비슷하게 되었다. 자기공명혈관촬영술은 디지털감산혈관촬영술보다 다음과 같은 면에서 우수하다. 첫째, 비침습적이며, 둘째, 혈관을 묘사하기 위해 조영제를 주입하는 대신 혈류 자체의 본질적인 성질을 이용한다. 셋째, 자기공명혈관촬영술은 단순히 혈관 자체만을 묘사하는 것이 아니라 디지털감산혈관촬영술에서 얻을 수 없는 기능적인 면도 제공한다.

유체의 특성

자기공명혈관촬영과 이에 의한 영상소견을 정확히 판독하고 또한 정확히 검사를 하기 위해서는 몇 가지 유체의 기본적인 특성을 이해해야 한다 (1,2). 또한 이러한 유체의 특성을 이해하는 것은 자기공명혈관촬영과 디지털감산혈관촬영의 차이를 이해하는 데 큰 도움을 준다. 이 양자 사이의 가장 큰 차이점은 자기공명혈관촬영은 유체의 생리학적 특징을 그대로 반영하는데 비해 디지털감산혈관촬영은 혈관내를 조영제로 채움으로써 혈관내강의 형태만을 반영한다는 것이다.. 따라서 자기공명혈관촬영이 디지털감산혈관촬영보다 혈액의 흐름을 더 생리적으로 그리고 기능적으로 나타낸다고 볼 수 있다.

유체의 물리적 특징을 설명하는데 몇 가지 용어가 있다. 어떠한 관을 흐르는 액체는 다수의 서로 이웃하는 여러 층으로 나뉘어진다. **Shear strain rate**는 유체에서 이웃하는 층 사이의 속도차로 정의된다. 이러한 이웃하는 층 사이의 속도에 있어서의 차이는 **shear stress**를 유발한다. **Shear stress**는 본질적으로 혈관벽에서, 그리고 이웃하는 층 사이에서 발생하는 마찰력 (**friction**)이다. 이러한 마찰력은 안쪽으로 전달되어 이웃하는 내층의 운동을 느리게한다. 유체의 점도 (**viscosity**)는 **shear strain rate**와 **shear stress** 사이

의 비례상수로 정의된다. 자기공명영상에서는 **shear strain rate**이 크면 클수록 위상분산 (**phase dispersion**)이 커져 결국 더 많은 신호강도의 소실이 일어난다 (3).

유체의 이러한 많은 특성의 결과로 여러 다양한 형태의 흐름이 나타난다. 이러한 여러 형태의 흐름은 이론상으로는 서로 화연히 분리되지만 실제로 생체내에서는 이렇게 단순하지만은 않다. 자기공명혈관촬영에서 나타나는 영상을 이해하려면 세 가지 형태의 유체를 이해하여야 한다. 이 중 가장 단순한 형태는 층류 (**laminar flow**)이다. 이는 느린 속도의 유체로 보통 정맥에서 볼 수 있다. 혈관내에서의 속도는 포물선 형태로 혈관내의 중심에서 가장 빠르고 혈관벽으로 갈수록 속도가 작아져 0에 가깝게 된다.

와류 (**vortex flow**)는 정상혈관내에서 나타나며 특히 혈관이 갈라지는 부위 바로 다음 부위와 혈관협착이 있는 부위의 바로 다음 부위에서 볼 수 있다. 이러한 형태는 느리고 소용돌이치는 형태로 나타나며 때때로 거의 정지해있는 혈액처럼 보이기도 하나 실제 정지해 있는 혈액과 다른 점은 이러한 형태의 흐름의 신호강도는 어느 정도 화적소내 탈위상 (**intravoxel dephasing**)에 의해 감소된다는 점이다.

자기공명혈관촬영에서 보이는 세 번째 형태의 흐름은 난류 (**turbulent flow**)이다. 이 난류는 유체의 어느 한 점에서 일어나며 흐름의 방향이 전체적으로 어느 한 방향으로 일정하여도 그 한 점에서 볼 때는 방향성이 없이 아무렇게나 움직인다. 이러한 형태의 흐름은 정상혈관에서도 볼 수 있고 병적 혈관에서도 볼 수 있다. 난류를 이해하는데 있어 **Reynold number** (N_r)라는 것이 있다. 이는 유체의 밀도, 점도, 속도, 그리고 혈관의 직경과 관련이 있다. N_r 가 2,100 이상이면 난류가 일어날 가능성이 높다. 그러나 이러한 **Reynold number**는 진단방사선 전문의에게는 익숙하지 않아 속도가 어느 정도 이상이 되면 난류가 일어날 가능성이 높다고 이해하는 편이 편하다. 유체의 속도가 가속되거나 매우 빠를 때, 즉, 수축기나 혈관이 휘어지는 부위, 작은 동맥류 또는 혈관협착이 심한 부위의 바로 다음 부위에서 난류가 일어나기 쉽다.

그러면 우리는 왜 이러한 난류를 일으키는 여러 인자들을 알아야 하는가? 그 가장 큰 이유는 자기공명혈관촬영에서 난류가 신호강도의 소실을 가져오기 때문이다. 더구나 비록 완전치는 않으나 이러한 인자들을 이해함으로써 난류로부터 발생하는 신호강도의 소실을 될 수 있는 한 감소시킬 수 있도록 검사를 계획하고 시행할 수 있는 것이다.

자기공명혈관촬영술의 기본원리와 그 기법

유체에서 자기공명혈관촬영상 신호강도의 변화는 이미 잘 알려져 있

으며 (4,5) 보통 임상적으로 두 가지 방법에 의해 영상이 얻어진다.

1. Time-of-Flight (TOF) 기법

Time-of-flight (TOF) 기법은 유체의 "유입효과 (in-flow effects)"를 이용한다. RF 펄스에 의해 여기된 (excited) 영상절편내의 모든 조직은 혈관내의 혈액도 포함하여 모두 포화된다. 그러나 영상절편내로 새로 유입되는 혈액은 RF 펄스에 의해 포화되지 않은 새로운 스피너들이다. 따라서 이미 RF 펄스에 의해 포화된 정지해 있는 주위조직과 새로이 유입된 포화되지 않은 혈액사이에 종자화 (longitudinal magnetization)의 차이에 의해 새로 유입된 혈액이 고신호강도로 보이게 되며 이를 "flow-related enhancement"라 한다 (5,6).

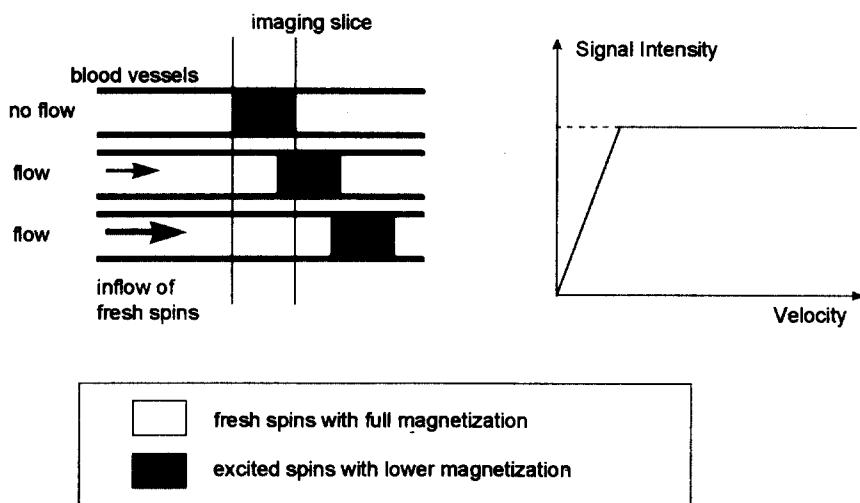


그림 1. 왼편의 그림은 속도가 증가함에 따라 영상절편내로 포화되지 않은 새로운 스피너들의 수가 증가하는 모습을 보여주고 있으며, 오른편 그림은 영상절편이 새로이 유입되는 새로운 스피너들로 다 채워질 때까지 신호강도와 유체의 속도 사이에 서로 비례관계가 있음을 보여주고 있다.

예를 들어 하나의 단면에서 TOF 기법을 이용한 자기공명혈관촬영 (single-section TOF MR angiography)을 할 경우 유입된 혈액이 가장 높은 신

호강도를 내는 속도, 즉, V_{max} 는 $V_{max} = \text{section thickness}/\text{TR}$ 의 공식에 의해 절편두께 (section thickness)와 repetition time (TR)에 관계된다. 그러므로 영상을 얻고자 하는 화적소 전체가 새로 유입되는 혈액으로 채워질 때 가장 강한 신호강도를 얻을 수 있다. 일반적으로 TOF 기법에서 사용되는 gradient-echo sequence에서는 숙임각 (flip angle)을 크게 하고 TR을 짧게 함으로써 정지해있는 주위조직의 신호강도의 억제가 최대로, 즉 유입되는 혈액의 신호강도가 최대로 된다. 고해상 TOF 영상은 삼차원 체적 여기기법 (3D volume excitation technique)을 이용하는데 이는 빠른 영상획득과 얇은 절편두께를 이용한다. 이러한 삼차원 체적 여기기법에서 중요한 점은 여기된 절편이나 slab 안에 혈액이 오래 머무를수록, 즉 속도가 느리거나 slab이 두꺼울 경우 신호강도가 약해진다는 점이다.

이차원 TOF 와 삼차원 TOF 의 비교

2D TOF는 느린 속도를 가진 유체에 민감하며 이에 비해 3D TOF는 정맥이나 말초동맥과 같이 느린 유속을 가진 혈관의 영상에는 적합하지 않다. 이는 혈액이 유입되는 영상절편의 두께의 차이가 원인이며 2D의 경우 얇은 절편을 사용하고 3D의 경우 두꺼운 slab을 사용하기 때문이다.

3D TOF는 2D 보다 공간해상력이 우수하다. 이는 3D 영상획득시 partition이 보통 1 mm 이하인데 비하여 2D 영상획득시에는 2 mm 이상의 두꺼운 절편을 사용하기 때문이다. 3D TOF는 2D TOF 보다 혈관의 협착부위에서 난류에 의해 생기는 신호강도의 소실에 덜 민감하다. 이는 화적소의 크기가 작기 때문이며 따라서 내경동맥의 협착정도를 평가하는데는 3D TOF를 사용해야 한다. 그러나 협착 바로 다음 부위의 느린 혈류를 보는데는 2D TOF 기법이 좋다.

이러한 2D TOF 와 3D TOF의 장점을 모아 만든 것이 3D multislab approach (multiple overlapping thi-slab acquisition, MOTSA)이다 (7). 혈액이 포화되는 정도를 감소시키고 느린 유속에 대한 민감도를 향상시키기 위해 얇은 slab을 선택하고 slab의 끝부분에 있는 절편은 신호강도가 감소하기 때문에 slab과 slab을 어느 정도 서로 겹치게 하여 영상을 얻는다. 이렇게 해서 남는 slice는 버린다. 그렇지 않으면 venetian blind artifact가 발생한다. 이 기법은 넓은 범위의 혈관촬영을 요하면서 고해상영상이 필요할 때, 즉, 대동맥궁, 경동맥, 또는 뇌혈관촬영에 이용된다.

주위조직의 신호억제

정지해 있는 조직은 자화전이펄스 (magnetization transfer pulse)를 이

용해 선택적으로 신호강도를 줄일 수 있다 (8). 임상에서 **MR** 영상은 인체내의 물과 지방분자에 속해있는 양성자에 의한 자성을 이용하여 영상화한다. 그러나 단백질과 뼈의 각질등에서처럼 분자의 운동이 활발하지 못한 조직에도 많은 양성자가 있고 이들도 영상을 할 때 가해지는 **RF** 및 경사 자기장 필스의 영향을 받는다. 다만 **T2**가 너무 짧아서 영상에 나타나지 않을 뿐이다. 이들에 속해있는 양성자들은 얻어지는 영상에 나타나지는 않지만 물과 지방분자에 속해 있는 양성자들과 상호작용을 하여 영상에 영향을 줄 수 있다.

양성자 핵들이 어떤 분자에 속해 있든지 이들은 서로 자성을 공간을 통하여 교환한다. **MR** 영상을 할 때 거대분자들에 속한 양성자의 일부에 해당하는 세차 주파수의 **RF**를 가하고 일정 시간을 기다리면 이 시간 동안 영상화될 주위의 물분자들은 자성의 일부를 이들에게 전달 (**magnetization transfer**)하고 측정되는 **NMR** 신호강도가 감소한다. 이러한 자화전이의 차이는 조직과 병변 유무에 따라 다르다. 이 상호작용의 상대적 세기를 이용하는 음영방법을 자화전이음영 (**magnetization transfer contrast, MTC**)이라 한다. 정지조직들과는 달리 혈액내의 양성자들은 물분자 주위에 **MT**를 할 수 있는 거대분자들이 없어서 **MT**에 의한 **MR** 신호강도의 감소가 거의 없어서 **MRA**에서 혈관을 정지조직들에 대해 상대적으로 더 잘 보이게 한다.

두 번째 기법은 **slice-selective inversion recovery**를 이용하여 **TOF**를 시행하는 방법이다 (9). 이러한 필스를 쓰면 지방조직이나 주위조직의 자화가 0이 될 때 **data**를 얻음으로써 이러한 조직으로부터 나오는 신호강도를 억제할 수 있다. 좀 더 완벽하게 주위조직의 신호강도를 억제하는 방법으로 **signal targeting with alternating RF (STAR)** 기법이 있다. 이 기법은 움직이는 스피의 횡자화가 교대로 반전되게 하여 두 종류의 **TOF** 영상을 얻은 다음 서로 감산하는 방법으로 거의 완벽하게 주위조직의 신호강도를 억제할 수 있다 (10). 이 기법의 기본적인 생각은 영양혈관 (**feeding vessel**)의 혈액을 표지하여 이 혈액이 영상을 얻고자 하는 혈관을 지나갈 때 영상을 얻는 것이다. 예를 들어 신동맥을 영상화하려면 신동맥보다 근위부, 즉, 신동맥 상부의 복부대동맥이나 흉부대동맥에 있는 혈액을 **adiabatic inversion pulse**를 이용하여 표지한 후 동시에 신동맥을 포함하는 촬영하고자 하는 부위를 사전 포화 (**presaturation**)시킨다. 이러한 **tagging pulse**를 교대로 가하여 두 종류의 영상을 얻어 서로 감산한다. 이 방법으로 영상을 얻으면 혈관내의 신호강도는 높게 얻으면서 주위조직의 신호강도는 거의 없앨 수 있다. 절편이 두겹기 때문에 구불구불한 혈관도 영상이 가능하며 한 번 호흡을 참는 동안에 신동맥을 두 번째 분지까지 촬영할 수 있다. 이 방법에 대해서는 뒤에 다시 자세히 설명하겠다.

사전포화 (Presaturation)

인체에서 동맥과 정맥은 서로 바로 옆에 존재하는 경우가 대부분이다. 따라서 동맥을 영상화하려면 정맥의 신호강도를 제거해야 되고 마찬가지로 정맥을 영상화하려면 반대로 동맥의 신호강도를 없애야 한다. 이러한 원하지 않는 혈관의 신호강도는 촬영부위로 유입되는 혈액을 촬영부위 바깥에서 사전포화대 (**presaturation band**)를 사용하여 사전포화시킴으로써 없앨 수 있다. 이를 영상에 이용할 경우 사전포화대는 촬영부위와 가깝게 또는 일부를 겹치게 한다. **Sequential 2D TOF**에서 촬영부위와 나란히 **sequential**하게 움직이는 사전포화대를 **walking** 또는 **travelling saturation band**라고 한다.

사전포화대는 호흡 또는 심장운동으로부터 나오는 **artifacts**나 흐름에 의한 **artifacts**를 감소시키기 때도 사용된다 (11). 예를 들어 호흡운동과 관련된 **ghost artifact**를 감소시키기 위해 사전포화대를 전흉부에 두고 촬영을 한다. 또한 사전포화대를 적절히 활용하면 동정맥기형에서 영양혈관들을 알 수 있다.

2. 위상대조기법 (Phase-Contrast MR Angiography)

두 번째의 자기공명혈관촬영기법은 위상대조 (**phase contrast, PC**) 기법이다. 이 기법은 유체의 흐름을 영상화하기 위해 특수한 자기경사를 걸어주며 이를 이용해서 유속을 정량화할 수 있다. 그러나 이 기법을 이용하기 위해서는 다음과 같은 사항들을 이해해야 한다. 첫째, 이 기법은 자기경사를 걸어준 방향으로 흐르는 유체에 대해 민감하며, 둘째, 이 기법이 민감하게 작용되는 유속의 범위가 있어 이 범위를 벗어난 속도를 가진 유체는 **aliasing artifact**가 일어난다. 그러나, 이는 사용자가 임의로 조정할 수 있으므로 촬영전에 적절한 매개변수들을 정함으로써 원하는 영상을 얻을 수 있다.

위상대조기법의 기본원리

이 기법은 움직이는 스플은 한 쌍의 서로 반대되는 자기경사장안을 이동할 때 위상의 변화가 생긴다는 점을 이용한 것이다. 이러한 위상변화로 유체의 흐름을 알 수도 있고 그 속도를 계산할 수도 있으며 혈관촬영상으로 만들 수도 있다 (그림 2).

한 쌍의 **bipolar gradient lobe**이 있을 때 정지스핀들은 **net phase shift**를 일으키지 않는 반면에 자기경사 방향으로 움직이는 스플들은 순위상 이동 (**net phase shift**)을 가진다. 이 순위상이동 f 는 다음과 같이 표시된다.

$$f = gVGT$$

여기에서 V 는 자기경사 방향으로의 속도이고, G 는 자기경사의 세기, t 는 자기경사의 지속시간, 그리고 T 는 **gradient lobes** 사이의 시간간격이다. 이 공식에서 볼 수 있듯이 위상이동은 속도, 자기경사의 세기, 그리고 지속시간에 비례한다. 유체의 속도도 속도와 위상이동간의 비례관계에 의해 구할 수 있다.

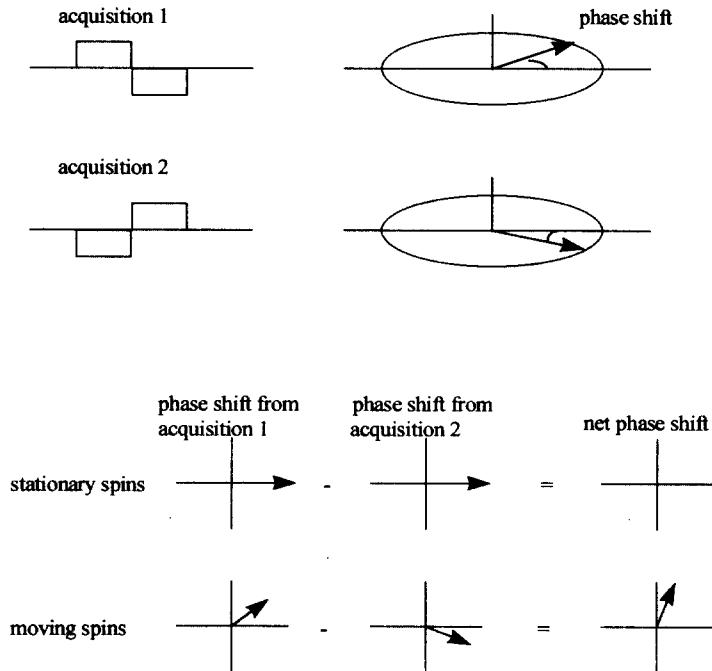


그림 2. **bipolar gradient lobes**를 이용하여 정지스핀은 순위상이동이 0이 되고 움직이는 스픈은 크기와 방향을 가지는 순위상이동을 가지게 된다.

위상대조기법의 장점과 단점 (Advantages and Limitations of Phase-Contrast Angiography)

PCA는 다음과 같은 점에서 TOF와는 다르다. 첫째, 영상에서 나타나는 수치는 크기 (**magnitude**)가 아니라 위상이동이다. 둘째, PCA는 절편내로의 혈액의 유입이 아닌 혈액의 자기경사방향에 따른 운동을 반영한다. 셋째, TOF에서는 혈관벽과 주위조직이 희미하게 나타나는 반면 PCA에서는 주위조직의 거의 완전한 신호강도의 억제가 일어난다.

PCA는 다음과 같은 장점이 있다. 첫째, 우수한 주위조직의 신호강도

의 억제로 작은 혈관들의 묘사가 가능하다. 거의 모든 주위조직, 지방조직이나 methemoglobin과 같이 T1이 짧아도 거의 제거된다. 둘째, 정맥구조나 동맥류와 같이 느린 속도를 가진 혈관의 영상이 우수하다. 자기경사의 세기와 지속시간을 적당히 조정함으로써 뇌척수액과 같이 느린 유체도 영상화가 가능하다. 셋째, cine PC를 이용하여 유속을 정량화 할 수 있고 박동류(pulsatile flow)에 있어서 속도-시간곡선 (time-velocity curve)을 구할 수 있다.

유속측정과 cine 위상대조법 (Flow Velocity Quantification and Cine Phase Contrast)

유속을 측정할 수 있다는 것은 PC MRA의 커다란 장점이다. PC 기법에서 전술한 바와 같이 흐름부호화경사 (flow-encoding gradients)를 걸어준 경우와 그렇지 않은 경우의 한 쌍의 위상영상 (phase images)을 얻는다. 정지자장 (static field)의 비균일성을 없애기 위해 flow compensated phase images로부터 flow sensitive phase images를 감산하여 순위상이동 을 얻는다. 유속과 순위상이동 사이에는 비례관계가 있기 때문에 유속을 측정할 수 있다.

Cine PC로 박동류의 속도를 측정할 수 있다 (12). 이는 ECG gating이나 peripheral gating을 이용하여 한 cardiac cycle 내에 여러 점에서 영상을 얻음으로써 가능하다. 시간해상도는 TR에 의해 결정되는데 보통 30 내지 40 msec를 사용한다. 여러 쌍의 flow-sensitive image와 flow-compensated images를 얻어 서로 감산함으로써 각 시점마다 순위상이동을 계산하여 시간-속도 곡선을 얻을 수 있다 (13). 또한, 이러한 방법에 의해 시간당 흐르는 혈류의 양 (속도 × 혈관의 단면적)도 얻을 수 있다 (14).

v_{enc} 는 phase acquisition과 유속측정에 있어서 매우 중요한 매개변수로 이 수치를 정하는데 주의를 기울여야 한다. 그렇지 않으면 aliasing이 일어나 유속이 잘못 측정된다. 예를 들어 v_{enc} 를 20 cm/sec로 한 경우 흐름부호화경사방향과 일치하는 유체가 있을 경우 속도가 20 cm/sec라면 이는 180 도 위상이동에 해당되며 이 반대방향의 20cm/sec의 속도는 -180 도의 위상이동에 해당된다. 만약 이 v_{enc} 를 초과하는 경우, 즉 예를 들어 60 cm/sec라면 이는 540 도의 위상이동에 해당된다. 그러나 이는 v_{enc} 를 초과하기 때문에 180 도의 순위상이동으로 계산되어 실제 속도는 20 cm/sec로 측정된다. 이러한 aliasing의 문제는 v_{enc} 를 최대속도보다 더 높게 정함으로써 없앨 수 있다.

새로운 자기공명혈관촬영술

1. 조영제를 이용한 자기공명혈관촬영술

자기공명혈관촬영은 경동맥이나 뇌동맥과 같이 저항이 낮은 혈관 (**low resistance vessel**)들의 평가에 적합하다. 정상적인 사람에게 있어서는 정상직경을 가진 혈관은 강하고 계속되는 충류를 보이기 때문에 TOF 기법에서 혈관이 잘 묘사된다. 그러나 정상적인 충류를 보이지 않는 혈관, 즉 혈관질환이 있는 경우 이 TOF에 의한 영상은 훼손된다. 또한 커져 있는 혈관에서 유입량이 줄어든 경우나 낮은 심박출량을 가진 환자들에 있어서는 신호강도의 소실이 일어난다. 구불구불한 혈관을 가진 환자들에 있어서도 혈관의 어느 한 부분이 영상질편에 수직으로 있게 되지 않을 경우 동일평면포화 (**in-plane saturation**)에 의해 신호강도의 소실이 나타난다. 또한 혈관협착이나 동맥류의 경우도 난류에 의한 탈위상에 의한 신호강도의 소실이 일어난다.

이러한 문제점은 큰 **body coil**을 사용하는 복부나 골반강에서 더 심하게 나타난다. 말초동맥도 혈관저항이 커 박동류로 나타나며 어떤 경우에는 역방향의 흐름을 보임으로써 혈액의 신호강도를 감소시키고 **pulsatility artifact**를 가져온다. 게다가 말초혈관은 그 길이가 길어 TOF 기법을 사용하여 혈관촬영을 할 경우 시간이 많이 걸린다는 단점이 있다.

조영제를 사용한 자기공명혈관촬영은 혈액의 유입이나 혈액의 운동에 영향을 받지 않기 때문에 TOF 기법을 이용한 혈관촬영에서 나타나는 문제점들과 부딪치지 않게 된다. 상자성을 띤 조영제를 정맥으로 주입하면 혈액의 T1은 지방조직 ($T1 = 270 \text{ msec}$), 근육조직 ($T1 = 600 \text{ msec}$), 그리고 주위조직의 T1 보다 짧아지게 된다. 그럼으로써 혈액의 짧아진 T1에 맞추어 **three dimensional Fourier-transform acquisition**을 하여 우수한 대조도와 높은 해상도로 동맥을 영상화할 수 있다. 이러한 조영제를 이용한 자기공명혈관촬영은 뇌혈관, 대동맥, 간문맥, 그리고 **popliteal-tibial vessel** 등에서 이용되었다 (15-18).

이 기법이 유용하게 사용되는 곳은 동맥류이다. 동맥류는 동맥류내에서는 느리게 소용돌이치는 흐름때문에 TOF나 PC 모두 영상이 어렵다. 더더욱 커다란 동맥류에 있어서는 디지털감산혈관촬영으로 촬영하는 경우 동맥류 전체를 채우려면 많은 양의 요오드 조영제가 필요하고 혈관의 구불구불한 정도가 심할 경우 동맥류와 혈관이 겹치게 되어 영상이 어려운 경우가 있다. 그러나 조영증강 자기공명혈관촬영의 경우 **3 dimensional algorithm**을 이용하여 **data**를 재구성한 다음 가장 적당한 촬영방향을 선택함으로써 혈관과 동맥류가 겹치지 않게 할 수 있다.

2. Signal Targeting with Alternating Radiofrequency (STAR)

STAR 기법은 cine segmented turboFLASH acquisition 을 이용하며 그 기법은 다음과 같다 (10). 먼저 영상부위를 사전포화시킨다. 넓은 부위의 유입되는 혈액에 R-wave 후 selected trigger delay 에 교대로 broad inversion RF pulse 로 표지를 한다 (한 번은 inversion pulse 를 가하고 한 번은 inversion pulse 를 가하지 않는다). inflow time (TI) 이 지난 후 data 를 cine segmented turboFLASH sequence 를 사용하여 얻는다. RF pulse 의 위상은 홀수번째와 짝수번째가 서로 다르게 되며 홀수번째는 홀수번대로 짝수번째는 짝수번대로 data 를 더한다. 영상부위의 정지스핀들은 교대로 영상을 얻는 동안 동일한 RF 펄스와 동일한 gradient events 를 받게 되므로 두 종류의 영상을 감산하게 되면 그 신호강도를 완전히 없앨 수 있다. 그러나 유입되는 혈액의 종자화는 교대로 가해지는 sequence 마다 반전되므로 감산하게 되면 large net signal intensity 로 나타난다 (그림 3). 표지된 혈액의 이러한 net signal intensity 는 초기에 최대가 되며 tagging 과 readout 간의 시간이 길어질수록 T1 relaxation 때문에 감소하게 된다.

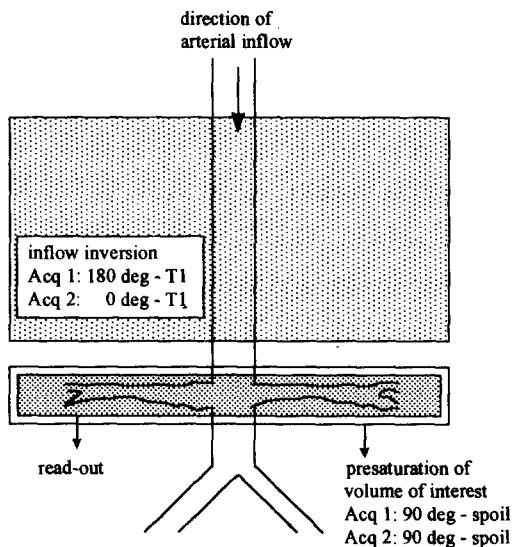


그림 3. STAR 기법의 모식도

STAR 기법은 다음과 같은 면에서 TOF 보다 우수하다. 첫째, 주위조직의 신호강도의 억제가 완전하게 이루어진다. 이 기법에서는 홀수번째와 짝

수번째의 영상이 표지 RF 펄스의 숙임각을 제외하고는 동일하기 때문에 **gradient-induced eddy currents**가 같게 되어 주위조직의 신호강도의 억제가 완전히 이루어진다.. 둘째, 기존의 이차원 또는 삼차원 자기공명혈관촬영술은 혈관의 벽에서 유속이 느려 혈관의 직경이 작게 나타난데 비해 STAR 기법에서는 주위조직의 신호억제가 완전하기 때문에 이러한 점이 큰 문제가 되지 않는다. 셋째, 영상부위에 사전포화펄스를 가하므로 영상부위에서 **ghosting artifact**를 일으키는 소장이나 대장과 같은 움직이는 장기에 의한 신호도 억제할 수 있다.

이러한 STAR 기법을 EPI에 응용한 것이 **echo-planar imaging and signal targeting with alternating radiofrequency (EPISTAR)**이다 (19). **single-shot EPI**에서는 흐름보상 (**flow compensation**)이 없어도 비교적 흐름과 연관된 탈위상이 적게 일어난다. 이러한 탈위상은 **sequential echo** 사이가 매우 짧기 때문에 극히 작다. 또한 매우 짧은 시간내에 모든 **data**를 얻기 때문에 **ghost artifact**도 없다. 그러나 비록 **ghost artifact**가 일어나지 않는다 하여도 **readout period**가 길기 때문에 **rapid systolic flow** 동안에 **data**가 얻어진다면 **flow displacement artifact**가 커질 수 있다. 그럼에도 불구하고 EPI는 MRA와 **flow quantification**의 **ultrafast method**로 가치가 있다. EPISTAR는 EPI의 **long inflow times** 때문에 혈관의 상당히 긴 부분이 표시된 양자들로 채워지게 되고 주위조직의 신호억제가 완전히 이루어지며 두꺼운 **slab**을 사용하게 됨으로써 한 단면에서 혈관 전체의 영상이 가능하다. 또한 **single-shot readout** 덕분에 복부 혈관촬영에 있어서 소장이나 대장의 연동운동에 영향을 덜 받는다는 장점이 있다.

뇌질환에 있어서 자기공명혈관촬영술의 이용

뇌경색

뇌경색에서 자기공명혈관촬영술은 주로 커다란 동맥에 촛점이 맞춰지며 혈류의 감소의 정도와 원인을 밝히는데 목적이 있다.

내경동맥의 근위부에 대한 **MRA**는 보통 **2D TOF**로 하여 얻는다. 이 **2D TOF** 영상은 경동맥 분지부위나 혈관이 막히거나 좁아진 부위를 찾는데 도움이 된다 (20). 그러나 이 부위를 더욱 더 자세히 보려면 여러 개의 **slab**을 사용한 **3D TOF** 영상을 얻는 편이 도움이 된다 (21). 그러나, **MRA**는 **maximum intensity projection (MIP)** 영상으로 재구성을 할 경우 혈관협착의 정도를 과대계산하는 경향이 있다. 이는 협착부위의 탈위상에 의한 신호소실 때문이며, 이러한 협착부위의 탈위상에 의한 신호소실은 **TE**를 짧게 하고 화

적소의 크기를 작게 하면 어느 정도 감소시킬 수는 있으나 완전히 없앨 수는 없다. 일반적으로 혈관협착의 정도를 계산하는데는 North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial (NASCET) index [1 - (협착부위의 혈관직경 /원위부의 혈관직경) × 100 = 협착정도 (%)]를 사용하는데 이는 측정이 MIP 영상이 아닌 삼차원재구성에 의한 것이여만 인정된다. 이 이유는 삼차원재구성에 의하면 혈관벽을 나타내는 저신호강도의 화소들이 더욱 잘 나타나기 때문이다 (22).

뇌혈관기형

3D TOF 와 위상대조기법 모두 동정맥기형의 동맥공급, 동정맥기형의 핵 (nidus)의 크기와 위치, 정맥유출의 위치와 형태, 빠른 속도를 가진 뇌동맥류의 존재, 동정맥기형내의 동정맥루 (fistula)의 존재 등을 영상화할 수 있다. 대략 V_{enc} 를 80 cm/sec 와 20 cm/sec 두 종류로 하여 시상면 이차원 위상 대조혈관촬영을 시행한다. 이렇게 두 종류로 하는 이유는 동맥혈은 높은 V_{enc} 에서 잘 나타나고 정맥혈은 낮은 V_{enc} 에서 잘 나타나기 때문이다. 3D TOF 기법을 사용하면 공간해상도가 높아지기 때문에 핵의 크기나 형태에 대해서 더 많은 정보를 얻을 수 있다.

또한 위상대조기법에 의한 혈류분석을 이용하여 동정맥기형에 대한 혈관치료후의 효과를 알아볼 수 있다 (23). Marks 등에 의하면 16 명의 동정맥기형 환자에 있어서 동정맥기형이 있는 쪽이나 반대쪽 모두 내경동맥의 혈류가 증가한 것으로 되어 있다. 같은 쪽의 내경동맥의 혈류량은 563 ± 48 mL/min, 평균속도는 90.0 ± 7.8 cm/sec, 그리고 최대수축속도는 117.2 ± 9.2 cm/sec였으며 이들 환자에 있어서 반대편의 내경동맥 (422 ± 29 ml/min)과 기저동맥 (385 ± 42 ml/min)로 증가되어 있었다. 색전술후 다시 시행한 혈류분석에서는 혈류량의 감소를 나타내었다.

커다란 동정맥루를 가지고 있는 동정맥기형에 있어서 위상대조혈관촬영술에 의한 혈류분석을 하면 혈류량이 많아지고 수축기와 이완기에 속도 차이가 크지 않은, 즉 낮은 pulsatility index를 나타낸다. 큰 동정맥기형에 있어서 영양동맥은 낮은 저항을 나타내고 주위 뇌실질조직으로부터의 혈류가 동정맥기형으로 방향이 바뀌게 된다 (24).

뇌동맥류

비침습적인 검사로서의 유용성에도 불구하고 공간해상력에 제한이 있어 이들 환자들에 있어서 MRA에 의한 뇌동맥류의 발견에는 주의를 기울여야 한다. 특히 뇌동맥류로 인한 뇌출혈이 일어난 환자의 상당히 많은 수가

동맥류 파열후 30일 이내에 사망하는 경우가 많으므로 뇌출혈이 일어나기 전에 뇌동맥류를 진단하는 것이 중요하다. MRA로 이를 조기발견하는 것은 쉽지 않은데 공간해상도가 높아야 하며 필름판독에 많은 주의를 기울여야 한다. Targeted MIP subvolume과 다평면재구성 (multi-planar reformation)을 하게 되면 혈관이 서로 겹치는 것을 막아 주고 뇌동맥류와 모동맥 (parent artery)과의 관계를 좀 더 잘 알 수 있다. 대부분의 경우 3D TOF 기법을 사용하면 circle of Willis 부위의 약 3-5 mm 이상의 뇌동맥류는 발견할 수 있다 (25). 게다가 multiple thin overlapping slabs, 또는 ramped RF와 자화전이펄스를 사용하면 느린 혈류를 잘 볼 수 있어 뇌동맥류의 발견율이 더 높아진다 (26).

3D TOF 기법에서 뇌동맥류를 발견하는데 가장 중요한 요소는 TE이다. 뇌동맥류에서 나타나는 복잡한 흐름양상이나 shear stress로 인하여 화적소내 탈위상이 일어나 결국 신호소실이 일어나게 된다. 따라서 이러한 화적소내 탈위상에 의한 신호소실의 정도는 TE를 짧게 하고 화적소의 크기를 작게 함으로써 줄일 수 있다.

위상대조기법을 사용하면 혈액의 흐름에 대한 추가정보를 얻을 수 있다 (27). 유용한 방법은 2D PCA를 사용하는 것이고 V_{enc} 는 inflow jet, impact zone, slow vortex flow를 볼 수 있도록 적당히 선택해야 한다. 또 하나의 장점은 고신호강도의 혈전이 이 기법에서는 나타나지 않아 혈전을 제외한 나머지 내강을 더 잘 볼 수 있다는 것이다. 게다가 time-resolved cine phase-contrast 기법을 사용하게 되면 한 cardiac cycle 동안 뇌동맥류의 크기나 모양에 있어서의 변화를 볼 수 있어 때때로 뇌동맥류벽의 일부분이 심장 수축기때 밖으로 돌출되는 모양을 보일 수가 있는데 이 부분이 파열될 가능성이 높다는 보고도 있다.

정맥혈전증

정맥혈전은 증상 자체가 뚜렷이 특별하지 않고 환자가 증상을 호소하는 정도가 환자마다 달라 임상적으로 진단하기가 쉽지 않다. 뇌정맥계의 급성 혈전은 뇌내압의 급격한 증가를 가져오고 이로 인하여 두통, 경련, 마비, 그리고 심하면 사망에 이르게 된다. 그러나 서서히 진행하는 그리고 부분적으로 막힌 정맥혈전은 단지 지속적인 두통만을 나타내는 경우가 많다. 이러한 정맥혈전증에서 MR 정맥촬영기법이 유용한 경우가 많다 (28).

가장 흔히 쓰이는 방법은 oblique coronal plane으로 1.5 내지 2.0 mm의 두께를 가진 절편으로 2D TOF 정맥촬영을 시행하는 것이다. 뇌정맥계 전체를 나타내는데 대략 110 개의 절편이 필요하다. 동맥으로부터의 신호강도를 줄이기 위해 사전포화펄스를 영상부위보다 아래에 둔다. V_{enc} 를 20

cm/sec로 하고 4 cm 두께의 정중앙의 시상면으로 혈관촬영을 얻으면 상시
상정맥동과 **straight sinus**를 볼 수 있다.

참고문헌

1. McDonald DA. Blood flow in arteries. 2nd ed. Baltimore, Md: Williams & Wilkins, 1974.
2. Listerud J, Cohen IM. Magnetic resonance angiography: overview of flow hemodynamics. Radiol Clin North Am 1992; 2:719-742.
3. Kuethe DO, Herfkens RJ. Fluid shear and spin echo images. Magn Reson Med 1989; 10:57-70.
4. Axel L. Blood flow effects in magnetic resonance imaging. AJR 1984; 143:1157-1166.
5. Bradley WG, Waluch V. Blood flow: magnetic resonance imaging. Radiology 1985; 154:443-450.
6. Bradley WG, Waluch V, Lai K, et al. Appearance of rapidly flowing blood on magnetic resonance imaging. AJR 1984; 143:1167-1174.
7. Parker DL, Yuan C, Blatter DD. MR angiography by multiple thin slab 3D acquisition. Magn Reson Med 1991; 17:434-451.
8. Edelman RR, Ahn SS, Chien D, et al. Improved time-of-flight MR angiography of the brain with magnetization transfer contrast. Radiology 1992; 184:395-399.
9. Dixon WT, Sardashti M, Castillo M, Stomp GP. Multiple inversion recovery reduces static tissue signal in angiograms. Magn Reson Med 1991; 18:257-268.
10. Edelman RR, Siewert B, Adamis M, et al. Signal targeting with alternating radiofrequency (STAR) sequences: application to MR angiography. Magn Reson Med 1994; 31:233-238.
11. Ehman RL, Felmlee JP. Flow artifact reduction in MRI: a review of the roles of gradient moment nulling and spatial presaturation. Magn Reson Med 1990; 14:293-307.

12. Enzmann DR, Ross MR, Marks MP, Pelc NJ. Blood flow in major cerebral arteries measured by phase-contrast cine MR. AJNR 1994; 15:123-129.
13. Meier D, Maier S, Bosiger P. Quantitative flow measurements on phantoms and on blood vessels with MR. Magn Reson Med 1988; 8:25-34.
14. Bogren HG, Klipstein RH, Firmin DN, et al. Quantification of antegrade and retrograde blood flow in the human aorta by magnetic resonance velocity mapping. Am Heart J 1989; 117:1214-1222.
15. Lin W, Kaacke EM, Smith AS, Clampitt ME. Gadolinium-enhanced high-resolution MR angiography with adaptive vessel tracking: preliminary results in the intracranial circulation. JMRI 1992; 2:277-284.
16. Prince MR, Yucel EK, Kaufman JA, Harrison DC, Geller SC. Dynamic gadolinium-enhanced 3DFT abdominal MR arteriography. JMRI 1993; 3:877-881.
17. Pavone P, Giuliani S, Cardone G, et al. Intraarterial portography with gadopentetate dimeglumine: improved liver-to-lesion contrast in MR imaging. Radiology 1991; 179:693-697.
18. Losef SV, Rajan SS, Patt RH, et al. Gadolinium-enhanced magnitude contrast MR angiography of popliteal and tibial arteries. Radiology 1992; 184:349-355.
19. Adamis MK, Gaa J, Edelman RR. STAR (signal targeting with alternating radio-frequency) renal artery imaging. J Magn Reson Imaging 1994; 4:S22.
20. Heiserman J, Drayer B, Fram E, et al. Carotid artery stenosis: clinical efficacy of two dimensional time-of-flight angiography. Radiology 1992; 182:761-768.
21. Masaryk T, Obuchowski N. Noninvasive carotid imaging: caveat emptor. Radiology 1993; 186:325-331.

22. Anderson C, Saloner D, Lee R, et al. Assessment of carotid artery stenosis by MR angiography: comparison with x-ray angiography and color-coded Doppler ultrasound. *AJNR* 1992;13:989-1003.
23. Wasserman BA, Lin W, Tarr RW, et al. Cerebral arteriovenous malformations: flow quantitation by means of two-dimensional cardiac-gated phase-contrast MR imaging. *Radiology* 1995;194:681-688.
24. Kesava P, Baker E, Mehta M, Turski P. Preradiosurgery classification of AVM's using MRI, 3D-TOF MRA, anatomic surface rendering and phase-contrast flow analysis. In: Book of Abstracts. Annual Meeting of the American Roentgen Ray Society, Washington, DC, 1995.
25. Ronkeinen A, Puranen MI, Hernesniemi JA, et al. Intracranial aneurysms: MR angiographic screening in 400 asymptomatic individuals with increased familial risk. *Radiology* 1995;195:35-40.
26. Ross JS, Masaryk TJ, Modic MT, et al. Intracranial aneurysms: evaluation by MR angiography. *AJNR* 1990;11:449-456.
27. Huston J, Rufenacht DA, Ehman RL, Wiebers DD. Intracranial aneurysms and vascular malformations: comparison of time-of-flight and phase-contrast MR angiography. *Radiology* 1991;181:721-730.
28. Vogl TJ, Berman C, Villringer A, et al. Dural sinus thrombosis: value of venous MR angiography for diagnosis and follow-up. *AJR* 1994;162:1991-1998.