

자기공명 혈관조영기법의 원리*

이 윤

서 론

질병을 진단하기 위하여 환부를 가시화하는 것은 매우 중요하다. 많은 경우 환부의 형태학적인 변화를 동반하기 때문이다. 혈관장애 관련 질병의 경우에도 혈관이 좁아지거나, 변형이 일어나거나 하는 등의 형태적인 변화에 기인하거나 변화를 초래한다. 혈관의 형태학적 특성을 가시화하는 기법을 혈관 조영기법이라고 한다.

혈관조영을 하는 방법으로는 X-선과 조영제를 사용하는 digital subtraction angiography, CT angiography가 있으며, 초음파의 반사와 Doppler 현상을 이용하여 혈류를 가시화하는 방법, 그리고 자기공명현상을 이용한 혈관 조영법이 있다. 환자에게 시술하고자 하는 혈관 조영방법은 의사의 임상적 판단에 의하여 선택된다. 최근 자기공명 혈관 조영법으로 높은 대조도와 고해상도의 혈관영상을 비교적 짧은 시간에 얻을 수가 있으며, 조작할 수 있는 변수가 많아서 다양한 정보를 얻을 수 있기 때문에 환자 screening의 용도뿐 아니라 진단의 방법으로서 선호도가 매우 높다.

자기공명 영상에서는 스핀의 밀도, 생체조직의 T1, T2 값, 그리고 스핀의 움직임에 의하여 신호세기가 결정된다. 혈류의 자화성분이 정지되어 있는 생체조직과 다르다는 성질을 이용하여 자기공명 혈관조영을 하게 된다. 혈관조영법 중 gold standard로 인정되는 DSA(digital subtraction angiography)는 X-선 혈관조영 영상에 비하여 해상도, 대조도에서 약점이 있으며, 허상(artifact)이 발생하고 stenosis를 over-estimate 하는 경향이 있다. 자기공명 영상법은 X-선 조영기법과 달리 환자에 가하는 위해성이 없으며, 조영제를 사용하더라도 X-선 조영제에 비하여 부작용의 정도가 훨씬 적기 때문에 계속적인 추적 검사(follow up study)가 가능하여 높은 진단적 가치를 갖는다. 또한 혈액의 흐름을 가시화하여, 구조적인 정보를 제공하는 기능면에서는 X-선 DSA 혈관 조영기법과 큰 차이가 없으나 혈류의 속

도등 수치화된 정보를 제공하며, 3차원적 데이터 구조이므로 임의의 각도에서 투사영상을 볼 수 있는 점에서 X-선 혈관 조영기법이 가질 수 없는 장점이 있다. 특히 혈관조영제의 병행 이용으로 촬영시간을 단축할 수 있을 뿐 아니라 혈관 영상의 질도 X-선 혈관영상에 필적하게 되었다. 두개강의 혈관계통, 목의 혈관계통에 주로 적용되어 높은 진단적 가치를 나타내고 있으며 최근 손발과 같은 peripheral 혈관계통, pulmonary 혈관계통, renal 혈관계통 그리고 심혈관계까지도 다양하게 적용하고 있는 것이 최근의 경향이다.

자기공명영상에서 혈류의 신호는 촬영방법에 따라 다양하게 나타난다. 주변조직의 신호에 비하여 신호가 강화되어 밝게 나타나기도 하고, 약화되어서 주변조직에 비하여 어둡게 나타나기도 한다. 이러한 현상을 이해하기 위해서는 혈류의 물리적 현상의 이해와 자기공명 영상기법에 대한 지식이 바탕이 되어야 한다. 본 논문에서는 혈관 조영 기법과 관련된 혈류의 물리적인 현상과 시퀀스에 대하여 소개하고, 촬영하여 얻은 2차원, 3차원 영상을 3차원 적으로 가시화하는 데이터 후처리 과정을 기술하고자 한다. 그리고 인체 부위별로 응용과 혈관조영제를 병용하여 사용한 여러 가지 최근 사례들을 소개하고자 한다.

혈류 현상에 의한 자기공명신호의 물리적인 이해

자기공명 영상 신호의 강도는 voxel(volume element)의 부피, proton의 밀도, 조직의 이완시간 T1, T2와 펄스시퀀스의 TR, TE등의 변수에 의하여 결정된다. 흐름에 의하여 여기(excitation)한 순간과 데이터를 획득하는 순간에 위치변경이 되는 경우, 변경된 위치에서의 세차주파수와 신호에 기여하는 voxel의 자화벡터의 세기와 위상, 세가지 요인에서 정지된 조직과 차이가 있다. 혈류는 혈관의 형태와 혈액의 점도(viscosity)에 의하여 정상상태(steady state)의 흐름과 맥동성(pulstile)의 흐름, 유속에 따라 층류(laminar flow)와 와류(turbulent flow, or plug flow)의 형태로 다양하게 형성된다(1). 앞에서

대한자기공명영상학회지 3:20-27(1999)

고려대학교 전자 및 정보공학부

*이 논문은 1997년 한국 학술진흥 재단의 공모 과제 연구비에 의하여 연구되었음.

접 수 : 1998년 12월 20일, 채 택 : 99년 2월 20일

통신저자 : 이 윤 충남 연기군 조치원읍 서창리 208 고려대학교 전자 및 정보공학부

Tel. 82-415-860-1351 Fax. 82-415-865-8890

언급한 차이점들과 다양한 형태의 혈류가 복합적으로 작용하여 자기공명 영상에는 신호의 증감과 허상의 현상으로 나타나게 된다. 문제를 단순화하기 위하여 정상상태를 유지하고 층류가 형성되는 혈류를 가정하여 혈관 조영 영상과 밀접히 관련된 몇 가지 전형적인 현상들을 살펴보자.

영상형성 과정에서 공간정보는 frequency encoding과 phase encoding gradient에 의하여 결정된다. 흐르는 proton들은 절편선택(slice selection) 펄스에 의하여 여기(excitation)되고 나서 약간의 시간이 지체된 후에 정지된 조직과 달리 위치가 이동되어서 frequency와 phase encoding이 되므로 혈관에서 나오는 신호는 원래 위치보다 약간 이동되어 나타나게 된다. 이동되는 정도는 유속과 TE에 따라 차이는 있지만 매우 작아서 무시할 수 있다.

일반적인 영상법과 혈관조영법에서 많이 쓰이는 spin echo 시퀀스와 gradient echo 시퀀스, 그리고 혈류의 방향과 관련하여 각각의 영향들을 살펴보면 다음과 같다. Spin echo 시퀀스에서 정지되어 있는 proton과 90도 여기(excitation) 펄스를 받은 proton은 모두 180도 refocus 펄스를 모두 받지만, 절편(slice)의 면과 수직한 방향으로 움직이는 proton은 속도에 따라서 위치 이동이 되어서 180도 refocus 펄스를 받는 proton의 양이 달라진다. 따라서 신호세기의 변화가 초래된다. 그림1과 같이 유속이 빨라짐에 따라서 180도 refocus되는 proton의 양이 줄어들어서 신호의 세기가 감소되어 아주 빠른 유속에서는 signal void 현상이 일어난다. 이때 혈액의 신호는 어둡게 나타나며, 자기공명영상에서는 이를 "Black Blood"라고 한다(2). 이 현상은 주로 Time-of-Flight(TOF) 효과를 이용한 조영기법에 사용되고, "Minimum Intensity Projection" 기법으로 Black Blood의 투사영상을 형성한다. 펄스유속의 방향이 절편

상(in-plane)에서 평행한 경우, 그림2와 같이 정지된 proton은 echo 중심에서 항상 위상 재정렬이 되지만, 움직이는 proton의 위상은 그렇지 않고 유속에 따라 달라짐을 볼 수 있다. 그러나 2번째 echo에서는 속도와 관계없이 다시 같은 위상으로 재정렬(rephase)됨을 보이고 있다. 이는 속도에 따라 다르게 누적되었던 위상이 두번째 180도 펄스에 의하여 반전되어서 재정렬되는 현상으로 even echo rephase 현상이라고 한다(3). 움직이는 proton은 시간에 따라 다른 경사자계를 경험하면서 누적된 위상이 정지된 proton의 위상에 비해 달라진다. 이 현상을 이용하여 위상대조도(Phase Contrast) 혈관조영 영상을 생성할 수 있다.

Gradient echo의 경우는 spin echo의 경우와 달리 위상을 재정렬(refocus)시키는 180도 펄스가 없다. 그대신 경사자계의 반전에 의하여 gradient echo가 형성된다. TR이 정지된 proton의 T1에 비하여 짧은 경우, 정지된 proton은 종축성분의 자화벡터가 충분히 회복되기 전에 90도 펄스를 받게 되어서 포화(saturation) 효과에 의하여 신호의 감소가 초래된다. 한편 흐름이 있는 경우, 시퀀스의 한 주기가 지날 때 마다 선택하는 절편 내에 전혀 포화 되지 않은 새로운 proton이 유입된다. 유속의 증가에 따라 새로 유입되는 proton의 양이 증가하는 데, 이들은 그전에 RF 펄스를 받은 적이 없으므로 전혀 포화 되지 않아서 큰 신호를 낼 수 있는 proton들이다. 따라서 그림3에서 보는 바와 같이 유속이 증가할수록 신호의 증가가 뚜렷해진다. 정지된 proton은 TR이 해당 proton의 T1 보다 짧고, 속입각(flip angle)이 크면 포화효과가 더욱 강하게 작용하여 약한 신호를 냄으로써 배경영상이 어두워져서 흐르는 혈액과 좋은 대조도를 나타낸다. 짧은 TR과 짧은 TE를 사용한 gradient echo 시퀀스가 2D 그리고 3D TOF 혈관 조영기법에 가장 널리 사용되는 펄

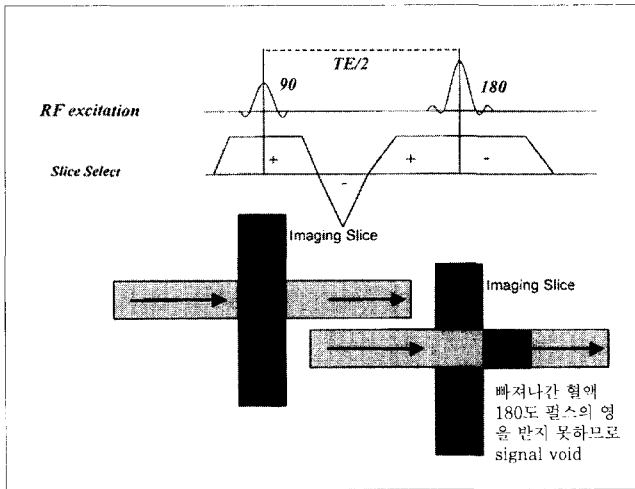


그림 1. Spin Echo Pulse Sequence에서 유속의 변화에 따른 신호감소를 보여준다. 느린 유속에서는 90도와 180도 펄스를 받아 신호형성에 기여하는 proton의 양이 많으나 빨라질수록 1/2TE 동안에 위치 이동이 많아져서 90도, 180도 펄스 모두 받는 proton의 양이 적어져서 신호가 줄어든다.

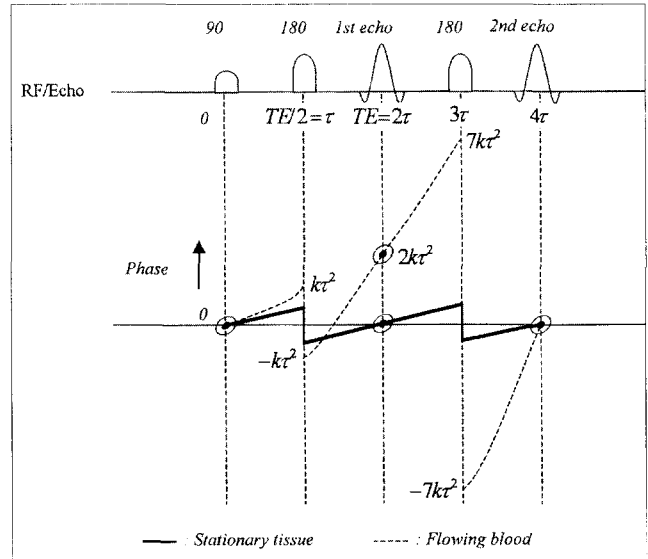


그림 2. Spin Echo Pulse Sequence에서 유속의 변화에 따라서 데이터 획득시 서로 다른 위상을 가지며, 2번째 echo 중심에서는 유속과 관계없이 위상이 재정렬됨을 보인다.

스시퀀스이다(4). 그림4는 Gradient Echo 시퀀스에서의 유속의 변화에 따른 위상 변화과정을 보이고 있다. 신호를 읽는 동안에 흘러진 위상들은 영상에 신호감소와 ghost artifact로 나타나게 된다. 흘러진 위상들을 재정렬하기 위해서는 flow compensation 기법이 필요하다(5).

이론

Time Of Flight 자기공명 혈관 조영기법

그림3에서 보는 바와 같이 혈류는 영상면에 수직한 방향으로 흐르는 것을 가정하자. 정지된 proton의 T1에 비하여 짧은 TR을 사용하면 포화(saturation) 효과에 의하여 정지된 spin은

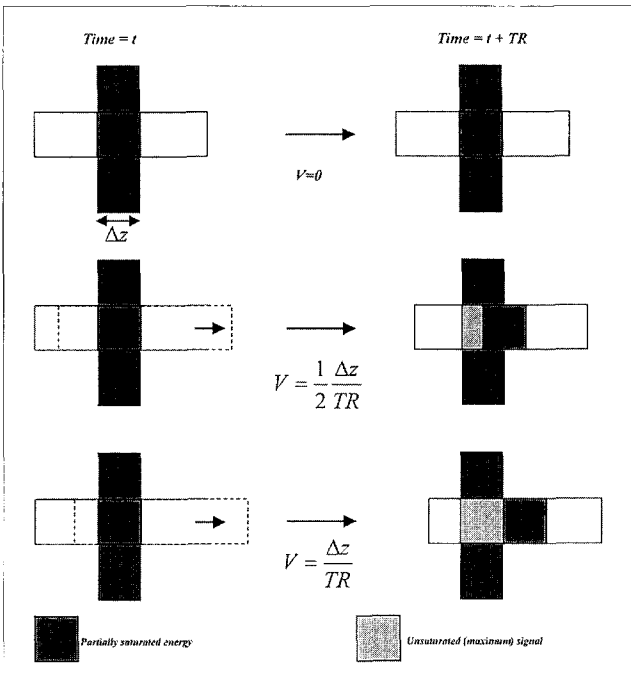


그림 3. Gradient Echo Sequence에서 속도에 따른 in-flow 효과. 속도가 빨라 질수록 in-flow 효과가 많아져서 신호강도가 커진다.

감소된 신호를 발생하는 반면에 흐름에 의하여 새로 유입되는 spin은 RF 펄스에 전혀 노출되지 않았던 새로운 자화벡터이기 때문에 정지된 spin에 비하여 강한 신호를 발생 시킬 수 있다. Spin echo 시퀀스에서의 "Wash Out" 효과를 피하기 위하여 gradient echo 시퀀스를 사용하면, "In-Flow" 효과에 의하여 흐름의 신호는 강하게, 정지된 spin은 약한 신호를 가진 영상을 얻을 수 있다. 이것이 Time-Of-Flight(TOF) 자기공명 혈관 조영기법의 기본 원리이다.

In-Flow 효과는 T1, 속임각(flip angle) α , TR, 절편의 두께, 혈류의 속도등에 의하여 결정된다. 상관성에 대하여 다음과 같이 간단한 model을 세워 살펴보자. 시퀀스 중에서 n번째의 RF 펄스 때의 종축 자화벡터를 $M_z(n)$ 라고 하자. 이때의 속임각, α 값으로 새로 여기(excite) 시킨 직후의 종축 자화 성분을 $M'_z(n)$, 횡축 자화성분을 $M'_x(n)$ 이라 하면,

$$M'_z(n) = M_z(n) * \cos(\alpha)$$

$$M'_x(n) = M_z(n) * \sin(\alpha)$$

이 $M'_z(n)$ 은 남은 TR 시간동안 완화되어서 다음 α 도의 RF 펄스를 받기 직전의 상태의 종축 자화 성분, $M_z(n+1)$ 으로 된다.

$$M_z(n+1) = M_z(n) + \Delta M_z * [1 - \exp(-TR/T1)]$$

여기서

$$\Delta M_z = M_z(0) - M_z(n)$$

이다. 이 식에서 자화성분이 여기 RF 펄스를 받음에 따라 얼마나 빨리 정상상태(Steady State)에 도달하는가를 알 수 있다. 그림5에는 서로 다른 속임각 α 에 대하여 새로운 RF 펄스가 가해질 때의 횡축 자화 성분을 표시한 것이다. TR은 40msec, T1 값은 1200msec 로 가정하였다. 낮은 속임각에서는 종축 자화 성분의 포화됨이 적으나, 속임각이 커질수록 포화정도가 많아짐을 볼 수 있다.

2D TOF 혈관조영기법에서는 속임각이 크고, TR이 짧아야 주변조직의 신호가 낮아져서 높은 혈관대조도를 얻을 수 있다는 것을 알 수 있다. 그리고 혈류의 신호를 주변 조직에 비하여 높이기 위하여서는 "In-Flow" 효과를 극대화하여야 한다. 따라서

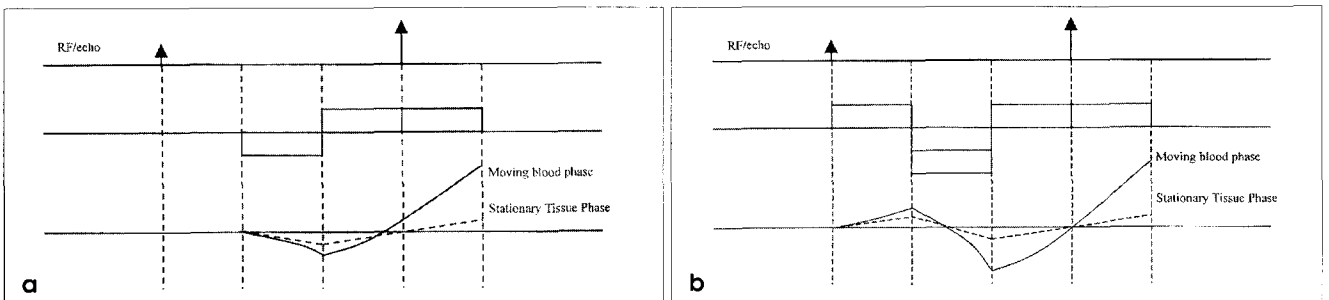


그림 4. a. Gradient Echo 시퀀스의 일반적인 readout 경사자계에서 정지 조직과 혈류의 시간에 따른 위상의 변화 b. Gradient Echo 시퀀스의 유속 보상 readout 경사자계에서 정지 조직과 혈류의 시간에 따른 위상의 변화, 유속에 관련없이 readout의 중심에 위상이 정렬됨을 볼 수 있다.

가능한 얇은 두께의 절편을 선택하여야 하는데 이는 시스템의 gradient coil과 gradient amplifier의 성능과 관련이 있으며, 보통의 상용 시스템에서는 2-3mm 두께의 절편을 사용한다. 경동맥의 경우 유속이 빠르기 때문에 "In-Flow" 효과를 극대화할 수 있고 구조가 비교적 단순하기 때문에 2D TOF 기법을 적용하기 적당하다.

한편 3D TOF 혈관조영기법에서는 2차원의 경우와 달리 두꺼운 slab을 선택하여 사용한다. 이때 slab으로 유입된 혈액은 여러 번의 RF 펄스를 받고나서 slab 바깥으로 빠져나가게 된다.

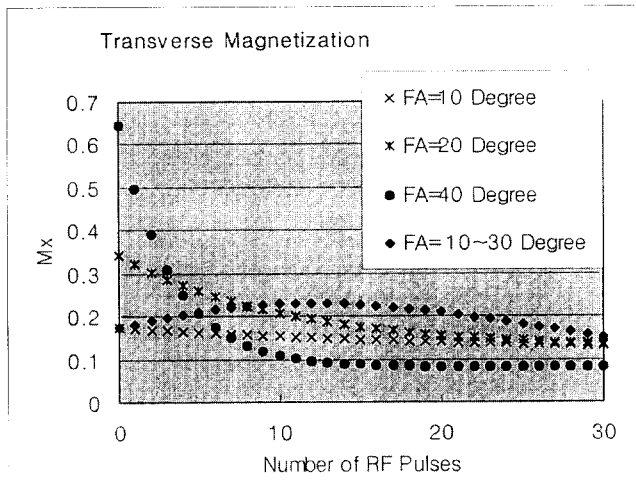


그림 5. 숙임각, α 인 n개 RF pulse에 대한 횡축 자기모멘트의 변화. 숙임각 α 가 작아질수록 RF pulse의 갯수에 따른 변화는 작으나 신호의 크기 또한 작다. 숙임각을 10-30도로 변화를 주면서 RF pulse를 주었을 때 비교적 신호의 크기가 커지면서 편평한 반응을 보이고 있다.

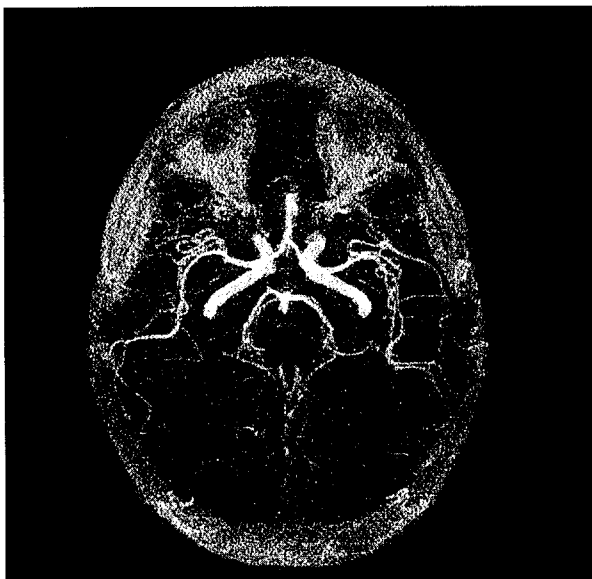


그림 7. 3D TOF 뇌혈관 자기공명 현관 조영 영상. TR/TE=40/10msec, 숙임각 30도.

다. 유입되는 부위의 혈액은 RF 펄스를 적게 경험하지만 빠져나가는 부위의 혈액은 여러 번 RF 펄스를 받아 포화현상이 두드러진다. 그림5에서 경험하는 RF 펄스 수에 따라서 신호가 감소함을 보이는 바와 같이 slab의 측면 혈관 투사영상을 보면 유입부의 혈액 신호는 강한데 반하여 출구부위의 신호는 포화효과로 인하여 신호가 약해진다. 이것은 "Venetian Blind Artifact"의 원인이 된다(6). Slab의 두께가 두꺼울수록 포화 효과가 강해지므로 이를 극복하기 위해서는 얇은 slab를 여러 개 서로 인접하게 선택하여 촬영하여 slab내의 포화효과를 어느 정도 극복할 수 있다. 숙임 각이 커질수록 포화효과가 강해지므로 이를 줄이기 위하여서는 작은 숙임 각을 사용한다. 그러나 역시 그림5에서 보는 바와 같이 정지된 spin도 포화정도가 낮아져서 혈관 주변 조직의 신호도 강해지므로 좋은 대조도의 혈관 영상을 얻기가 어려워진다. 따라서 최적의 대조도와 포화현상을 줄이기 위하여 펄스시퀀스의 변수들을 선택하는 데는 많은 주의가 필요하다.

Venetian Blind현상과 같이 slab내의 혈액의 신호가 경사진 profile을 가지는 현상을 최소화 하기 위하여 TONE 또는 RAMP 펄스를 도입하여 사용한다(7). 통상 10도에서 40도까지 점차적으로 변화 시키면서 RF 펄스를 가하면 그림5의 simulation에서와 같이 10도에서 30도까지의 TONE을 사용하면

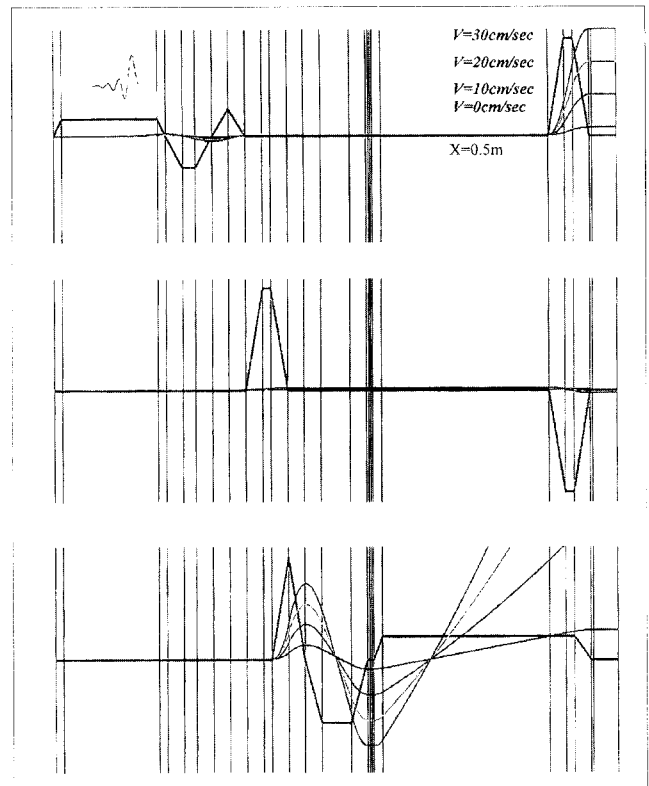


그림 6. 유속 보상을 Gradient Echo 시퀀스와 정지 spin, 움직이는 spin의 위상 변화. 위에서 부터 selection gradient, phase encoding gradient, readout gradient 파형이다. 정지 spin, 움직이는 spin 모두 readout의 중심에서 위상 영으로 정렬됨을 볼 수 있다.

이윤

10도 숙임 각을 사용하였을 때보다 전반적으로 높은 신호대의 균일한 profile을 얻을 수 있다.

TONE을 사용하더라도 평균적으로 작은 숙임 각이 되어 혈관 주변의 정지 spin들의 포화도가 낮아 대조도가 낮아지는 현상을 방지하기 위하여 자화전이(Magnetization Transfer)현상을 이용하여 주변조직의 신호를 더욱 약해지도록 하는 방법이 있다(8),(9). 생체조직을 형성하고 있는 조직의 proton은 두개의 pool로 나눌 수가 있다. 하나는 macro-molecule에 붙어있는 bound water pool과 다른 하나는 free water pool이다. Bound water를 포화시키고, 이들 물분자가 free water와 상호 교환이 일어나서 신호에 기여할 수 있는 proton의 양을 제한하는 방법이다. Bound pool의 proton들을 포화시키는 방법으로는 On-resonance 방법과 Off-resonance 방법이 있다. On-resonance 방법에서는 binomial pulse를 사용하며, Off-resonance 방법으로는 공명주파수로부터 수 kHz 떨어진 주파수에서 CHESS 펄스로 bound water pool을 포화시키는 방법이다. On-resonance 방법은 RF 파워의 능률면에서는 뛰어나지만 실제 혈관의 직경보다 작게 나오는 면이 있으며,

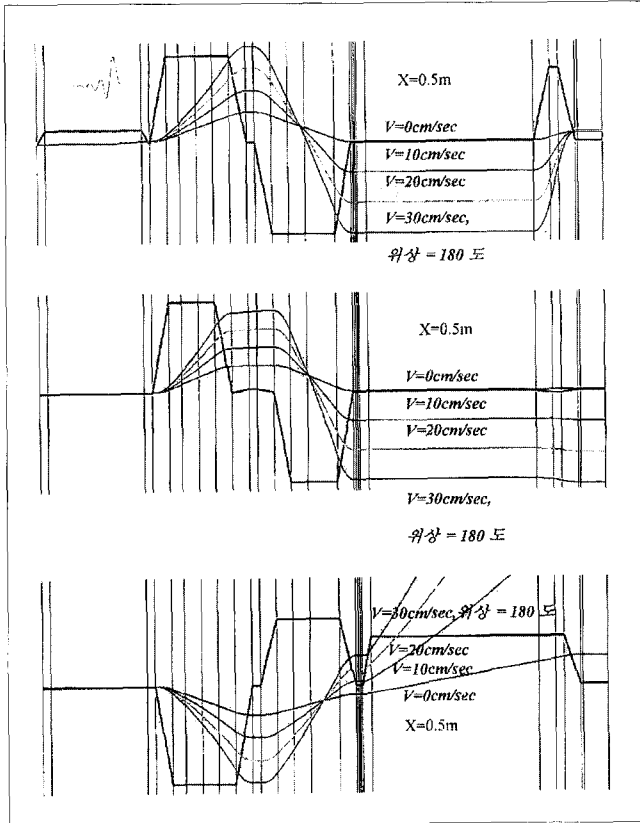


그림 8. 유속 보상 및 유속 민감(flow sensitized)bipolar gradient를 넣은 Gradient Echo 시퀀스와 정지 spin, 움직이는 spin의 위상변화. Selection gradient, phase encoding gradient, readout gradient 파형과 정지 spin, 움직이는 spin 공히 readout의 중심에서 VENC 30cm/sec의 위상이 180도로 됨을 확인 할 수 있다.

off-resonance 방법은 RF 파워가 많아져서 SAR(specific absorption rate)의 한계를 초과할 수 있는 우려가 있다. 자화 전이의 방법으로 뇌의 경우 주변조직의 신호를 억제 시켜 혈관의 대조도를 약 50% 정도 높일 수 있다. 자화전이 현상을 이용하여 Multiple Sclerosis등의 질환을 검출하는데도 유용하게 이용되고 있다(8).

TOF 기법에서 혈류는 속도에 따라서 경험하는 gradient field의 양이 다르므로 데이터 획득시의 위상이 달라진다. 혈류에 의한 위상의 변이(Phase Shift)는 영상에 신호감소와 ghosting 현상을 유발한다. 이를 극소화하기 위하여서 두 가지 방법이 있다. 하나는 TE를 가능한 짧게 하여 위상변이를 최소화하는 방법이 있고, 두 번째는 flow compensation gradient 넣어서 일정한 속도에 의하여 유발되는 위상변이를 영으로 만드는 방법이 있다. 이것을 Gradient Moment Nulling(GMN)이라고 한다(5). 그림6은 GMN 방법을 사용하여 유속보상을 한

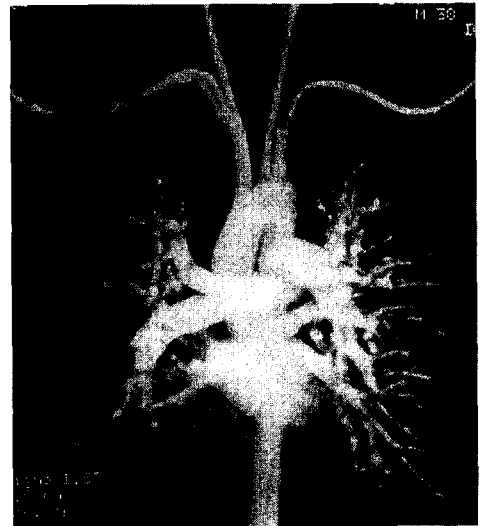


그림 9. 조영제 증강 자기 공명 폐혈관 조영 영상.

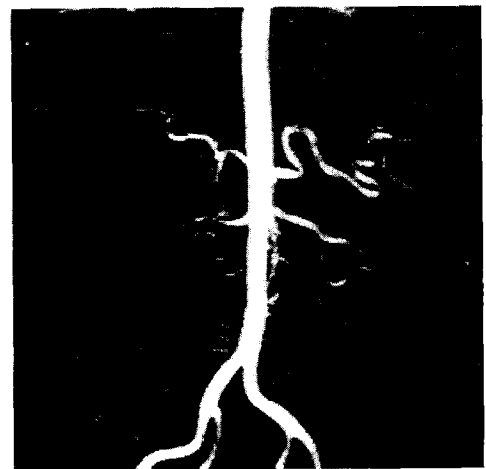


그림 10. 조영제 증강 자기공명 신장 혈관 영상.

gradient echo 시퀀스를 보여주고 있다. 데이터 획득시 서로 다른 속도의 proton 위상들이 재정렬됨을 주목할 수 있다. 그러나 유속 보상 gradient 펄스를 넣어서 TE가 늘어나는 단점이 있다. TE가 늘어나면 T2*효과에 의하여 신호가 줄어들기 때문이다. TE를 줄이기 위해서 비대칭적 selection RF 펄스를 사용하거나 fractional echo 방법을 사용할 수 있다. 여기(excitation) 펄스로부터 데이터 획득까지 많은 시간을 차지하는 것이 gradient 펄스의 rising time과 falling time이다. 보통의 상용 시스템은 경사자계를 10mT/m까지 상승시키는 데 약 1msec가 소요되지만 개량된 경사자계코일과 gradient amplifier에 Booster를 사용하여 상승시간을 약 100usec까지 단축시킬 수 있다. 대부분의 TOF 시퀀스에서는 GMN 방법을 쓰고 있으며, 특히 T2*가 짧은 조직에 대한 응용의 경우에는 TE의 효과가 지배적이므로 GMN을 사용을 않고 ultra short TE를 사용하기도 한다. 그림7은 3D TOF기법을 적용한 뇌혈관 영상을 보이고 있다. 2D TOF기법에 비하여 신호 대 잡음비가 높기 때문에 더 높은 해상도의 혈관조영영상을 얻을 수 있다. 숙임 각30도, TR/TE는 40/10msec을 사용하였다.

**위상대조도 혈관조영기법
(Phase Contrast MR Angiography)**

자기공명 영상신호는 근본적으로 실수항과 허수항의 복소수로 이루어져 있다. 이 신호를 극좌표로 표시하면 크기와 위상으로 표현할 수 있다. 그리고 혈관을 포함하는 생체 조직의 신호는 정지 spin과 운동하는 spin에 의한 신호로 나누어 생각 할 수 있다. 유속 보상(flow compensated) gradient echo 시퀀스, 그림6에서의 신호는

$$S_1 = S_s + S_m$$

이다. 그리고 유속에 민감한(flow sensitized) bipolar gradient를 추가한 시퀀스, 그림8의 경우, 유속 감응 Bipolar

경사자계 하에서 정지한 spin의 경우 아래 식에서와 같이 위상의 변화는 없으나, 움직이는 spin의 경우는 시간에 따라서 다른 크기의 경사자계를 경험하게 되어서 발생 신호에 위상차이를 초래한다. 일반적인 위상의 표현식은 다음과 같다.

$$\phi = \gamma \int x(t)g(t)dt = \gamma \int (x_0 + vt)g(t)dt = \phi_s + \phi_m$$

여기서 ϕ_s 는 정지 spin의 위상, ϕ_m 은 움직이는 spin의 위상을 나타낸다. Bipolar 경사자계 ν 가 서로 다른 극성으로 대칭성이 있으면 정지 spin의 위상은 영이 되고, 움직이는 spin의 위상은

$$\phi_m = \gamma \int \nu Gt dt$$

으로 표현된다. 그리고 이때의 신호 S_2 는

$$S_2 = S_s + S_m e^{i\phi_m}$$

이다. 이 두 관계식으로부터 움직이는 spin의 위상 S_m 에 관한 정보를

$$\phi_m = \arg(S_2) - \arg(S_2/S_1) = \arg(S_2/S_1^*) = \gamma \int \nu Gt dt$$

와 같이 얻을 수 있다. 각 data set으로부터 phase sensitive 재구성을 한 후, 그 차이로부터 위상 영상을 얻을 수 있다. 이러한 방법을 Phase Difference(PD) 기법이라고 하며, 위상차이에 대하여 경사자계의 1차 moment로 나누어 줌으로써 flow velocity를 정량화 할 수 있는 장점이 있다(10). 위상차이의 범위는 -180에서 +180도 사이로 한정이 되며, 따라서 최대 혈류속도가 180도를 넘지 않도록 bipolar gradient를 조정되어야 한다. 추정 최대 혈류속도를 VENC(Velocity encoding)이라고 표현한다. 혈류의 방향에 따라 위상 차이가 +/-가 되므로 밝고 어두움으로 방향을 알 수 있다.

각각의 raw data set(k-space domain)의 complex difference(CD)로부터 혈관조영영상을 얻을 수 있다. CD 기법의 과정을 수식적으로 풀어 보면 신호는

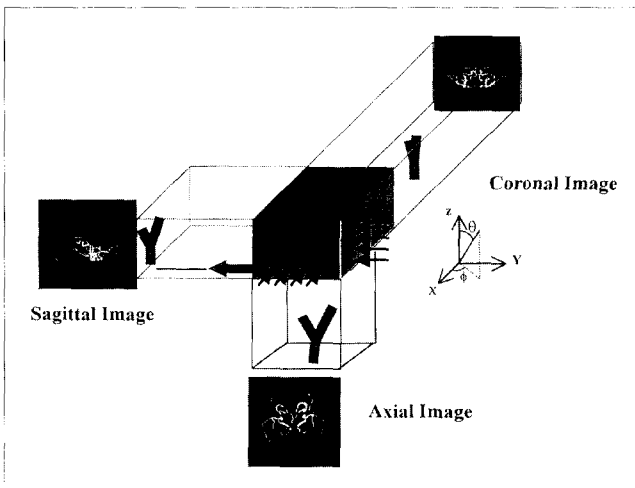


그림 11. 최대신호 투사법(MIP) 원리

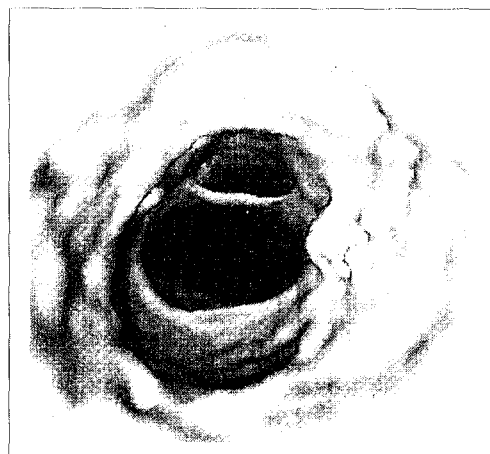


그림 12. 내강(Lumen)의 가상 내시경적 관찰(virtual endoscopic view)

$$S = S_2 - S_1 = S_m \exp(j\varphi_{m/z}) \sin(\varphi_{m/z})$$

표현된다. 신호는 움직이는 spin의 신호만을 재구성하지만 정량적인 혈류의 속도만을 추출하기는 어렵다(11).

유속 감응 Bipolar 경사자계를 x, y, z 각각의 방향으로 걸어 주어야 하므로 reference scan, x 방향 flow sensitized scan, y 방향 flow sensitized scan, 그리고 z 방향 flow sensitized scan, 전체 4번의 scan을 하여야 하므로 긴 scan time이 요구된다. 환자의 움직임에 매우 민감하므로 scan 시 움직이지 않도록 주의가 필요하다. 그리고 carotid siphon과 같이 혈관이 굽어진 곳에서는 와류에 의하여 신호감소가 크게 나고, scan을 시작하기 전 최대 유속을 추측하여 적절한 VENC를 정하여야 하는 단점이 있다. 반면에 신호의 subtraction 과정에 의하여 background suppression이 잘되어 fat과 같이 강한 신호에 대하여는 우려할 필요가 없다.

조영제 증강 혈관조영기법

(Contrast Agent Enhanced MR Angiography)

기존의 자기공명 혈관조영법은 Time of Flight, Phase Contrast 기법을 사용하여 주로 뇌동맥과 경동맥에 제한적으로 사용되었으나, 혈관 조영제를 사용하면 혈액의 T1을 800msec 으로부터 수십 msec으로 대폭 감소하게 되어 초고속의 짧은 촬영시간으로 좋은 대조도의 영상을 얻을 수 있다. 초고속의 짧은 촬영을 위하여서 매우 작은 inductance의 경사자계 코일, 고성능의 경사자계 amplifier를 사용하여 20mT/m~40mT/m의 경사자계까지 rising time이 수 100μsec정도로 줄여야 할 것이 요구된다.

영상화 되는 체적을 효율적으로 이용하기 위하여 coronal 단면 영상을 Turbo-Flash 시퀀스로 짧은 TR과 TE와 비교적 큰 속임각의 RF를 이용하여 Breath hold 시간동안 촬영한다. 조영제 투입시기와 조영제가 목표지점에 도달하는 시간이 있기 때문에 영상 시점을 결정하는 것이 중요하다. 시간적인 조영제의 확산과정을 보기 위하여 연속적인 촬영을 하기도 하며, real time으로 on time CE MRA를 하기 위하여 Bolus tracking 기법을 사용하기도 한다. 조영제 증강 방법으로 두개강의 혈관, 경동맥에 적용하여 고화질의 혈관 조영영상 뿐 아니라 종래에는 불가능하였던 호흡기 계통(그림9), renal 동맥계통(그림10), 사지 혈관계통의 혈관 영상, 그리고 심혈관 계통의 혈류 및 심근 영상을 뚜렷이 얻을 수 있어 임상적용의 범위를 획기적으로 넓혔다.

데이터 후처리 기법

기본적으로 2차원 자기 공명 영상 기법이나 3차원 자기 공명 영상법의 데이터는 3차원적 데이터구조를 가지고 있다. 2차원 영상은 펄스시퀀스 변수에 따라 달라지지만 통상 평면 pixel은 1mm×1mm 가량으로 isotropic 하지만 slice 방향으로는 2-

3mm 정도의 해상도를 가지므로 anisotropic하다. 3차원의 경우도 펄스시퀀스의 변수에 따라 다를 수 있지만 높은 신호대 잡음비로 1mm×1mm×1mm의 해상도로 isotropic 한 voxel을 얻을 수 있는 장점이 있다. 삼차원적 데이터를 2차원적인 평면상에서 표현하기 위해서는 어떠한 각도이던 원하는 각도에서 데이터를 표시할 수 있어야 한다. 그리고 밝은 혈관 신호를 강조하여 보여주기 위하여 최대신호투시법(Maximum Intensity Projection) 기법을 가장 많이 사용하고 있다(12). 임의의 각도에서의 투사영상을 위하여 Ray Tracing 기법을 사용하게 되는데, ray가 지나가는 voxel의 신호 중 가장 강한 신호만을 선택하여 투사영상에 표시하게 된다. 이 과정을 그림으로 보면 그림11과 같다. 투사선이 항상 voxel의 중앙을 지나는 것이 아니므로 투사선이 투과하는 voxel내의 위치로부터 주변 voxel의 영향을 고려하여 보간법(interpolation)을 사용하여 더 부드러운 영상을 얻는다.

MIP 기법 이외에도 volume rendering 기법을 사용할 수 있으며, surface rendering 기법과 관측점(view point)을 영상 체적 내로 옮겨서 혈관 벽을 살펴볼 수 있는 "Virtual Endoscopy" 기법(그림12)들이 최근 다양하게 소개되고 있다.

결론

자기공명 혈관 조영술은 기본적으로 non-invasive 하며, 인체의 거의 모든 부위의 혈관을 가시화할 수 있으며, 촬영시간도 대폭적으로 단축되면서 영상의 화질 또한 X-선 혈관 조영 영상에 필적하게 되었다. 또한 혈관 영상으로부터 flow velocity등 다양한 정보를 얻을 수 있다. Computer 기술의 발전과 함께 영상 재구성방법, 영상 display 방법의 발전으로 자기 공명 혈관 영상을 다양한 방법으로 진단을 할 수 있게 되었다. 앞으로 자기 공명 혈관 조영술은 혈관 질환 진단의 가장 중요한 도구로 사용되고 보편화 될 것으로 예상된다.

참고 문헌

1. WG Bradley, V Waluch, KS Lai, EJ Fernandez, C Spalter. The Appearance of Rapidly Flowing Blood on Magnetic Resonance Images. AJR 1984;143:1167-1174
2. AL Alexander, HR Buswell, S Yi, E Brian, JS Tsuruda, DL Parker. Intracranial Black-Blood MR Angiography with High-Resolution 3D Fast Spin Echo. MRM 1988;40:298-310
3. WG Bradley. Basic Flow Phenomena. MRI Clinics of North America. 1995;3:3:375-390
4. GA Laub, Time of Flight Method of MR Angiography. MRI Clinics of North America 1995;3:3:391-398
5. DG Nishimura, A Macovski, TM. Pauly. Magnetic Resonance Angiography. IEEE Transactions on Medical Imaging, 1986; M1-5:3:140-151
6. DL Parker, C Yuan, DD Blatter. MR angiography by multiple thin slab 3D acquisition. MRM 1991;17:434

7. D Atkinson, L Teresi. Magnetic Resonance Angiography. *Magnetic Resonance Quarterly* 1994;10:3:149-172
8. SD Wolff, J Eng, RS Balaban, Magnetization transfer contrast: method for improving contrast in gradient-recalled-echo images. *Radiology* 1991;179:133-137
9. DL. Parker, HR Buswell, KC Goodrich, AL Alexander, N Keck, JS Tsuruda. The Application of Magnetization Transfer to MR Angiography with Reduced Total Power. *MRM* 1995; 34:283-286
10. CL Dumoulin, Phase Contrast MR Angiography Techniques. *MRI Clinics of North America* 1995;3:3:399-411
11. DM Weber, Y Wang, FR Korosec, CA Mistretta. Quantitative Velocity Images from Thick Slab 2D Phase Contrast. *MRM* 1993;29:216-225
12. S Schreiner, RL Galloway Jr, A Fast Maximum-Intensity Projection Algorithm for Generating Magnetic Resonance Angiograms. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1993; 12:50-57