

Basic cardiovascular and flow imaging

서울의대 박재형

1. Flow phenomena in MR imaging

가. 인체에서의 혈류

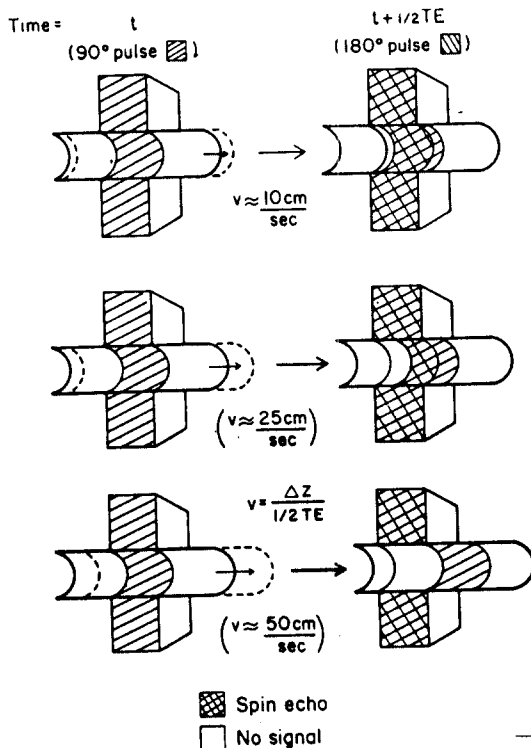
인체에서 관찰할 수 있는 Flow에는 여러 종류가 있다. 동맥혈은 박동성(pulsatile)으로서 수축기에 빠른 혈류를 나타내며 이완기에는 느려진다. 정맥혈은 일정한(constant) 속도로 흐른다. 혈관에서의 흐름은 대체로 층류(laminar flow)를 이룬다. 협착 병변이 있거나 심장내 같이 공간이 넓고 판막이 있는 경우 와류(turbulence)를 형성하기도 한다.

혈관의 내경이 넓어지는 경우 확장(ectasia) 혹은 동맥류(aneurysm)의 병변을 보이며 내경이 좁아지는 협착(stenosis)이나 폐쇄(obstruction)의 병변은 주로 동맥경화증 등의 혈관 질환에 의하여 발생한다.

이러한 혈류에 의한 현상은 주로 심혈관계에서 문제가 되나 인체의 모든 장기가 혈관을 통하여 혈액을 공급받으므로 신경계를 포함하여 간, 신장 등 다른 모든 장기에서도 혈관영상을 얻을 수 있다.

나. 흐름현상과 MR 영상

1) 고속혈류 신호소실(High velocity signal loss)

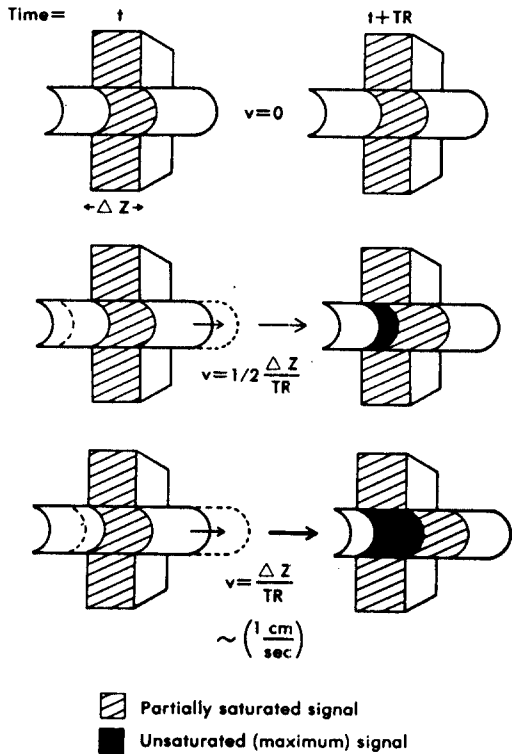


spin-echo로 영상을 얻기 위하여는 영상면에 있는 많은 수소원자핵들이 90도 pulse와 180도 pulse를 받아야 한다. 그러나 영상면에서 움직이는 혈류가 90과 180도 사이에서 영상면을 떠나면 신호를 나타내지 못하게 된다(그림 1).

2) 짝수에코 재위상(Even echo rephasing)

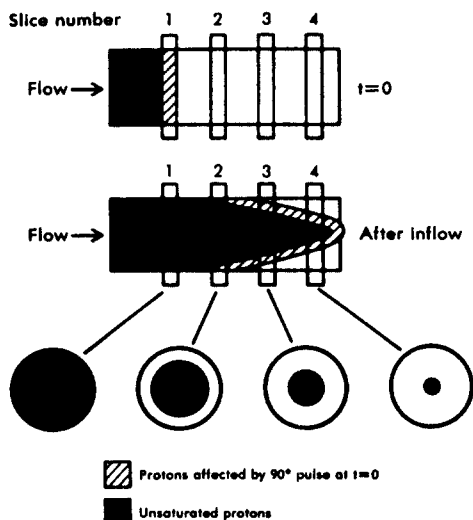
자장경사내에서 층류는 홀수에코에서 탈위상(dephasing)을 일으켜 신호가 소실된다. 그러나 짝수에코에서는 다시 재위상(rephasing)되므로 신호가 나타난다. 층류의 모양에서 포물선이 깊을수록 gradient가 클수록 이런 현상이 커진다.

3) 유동관련 증강(Flow-related enhancement)



자장내에서 충분히 자화된 스핀들이 영상면으로 흐름을 타고 들어와서 그 영상면의 정지된 조직보다 더 큰 영상신호를 발생하는 경우를 말한다. 정지된 조직은 이미 진행된 영상면에서의 pulse sequence로 인하여 partially saturated 되어 있어 신호가 크지않기 때문이다(그림 2).

4) 다절편 영상에서의 현상(Multislice flow-related enhancement)



이상의 여러 현상들이 다절편 영상에서 나타날 때 층류의 포물선에서 중심부가 영상용적 깊이 들어오고 그 속의 불포화된 spin들에 의하여 강한 신호를 나타낸다(그림 3).

2. MR 혈관조영술

가. MR 혈관조영술의 원리

1) Time-of-flight(TOF) 기법

흐름시간 현상으로 부르는 이 현상은 MR혈관조영술의 기본 원리이기도 하다. 정지되어 있는 수소원자를 공명시켜 신호를 얻는 원리를 생각한다면 움직임이 있을 경우 어떤 현상이 발생하는가 추론할 수 있을 것이다. 위의 그림 1과 2는 TOF현상을 설명한 것이다.

그림 1에서와 같이 흐름으로 인하여 정지되어 있는 spin보다 신호가 작게 나타나거나 완전 소실되는 경우(signal void)가 있고 그림 2처럼 오히려 신호가 증가되는 경우(flow-related enhancement or paradoxical enhancement)가 있다. MR혈관 조영술에서 이용하는 TOF현상은 혈류로 인하여 신호가 증가되는 경우를 이용하는 것이다.

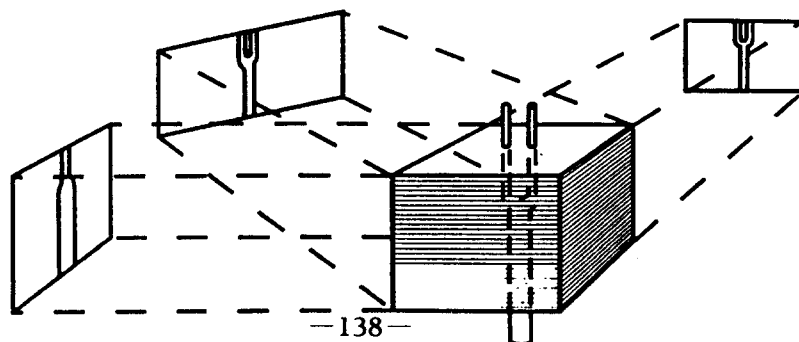
TOF기법으로 얻는 MRA의 실제 방법은 다양하다. 영상면 밖에서 움직이는 spin에 선택적인 표식을 하는 방법, 영상면에 selective 180도 pulse를 주고 일정시간 후 non-selective pulse를 주는 법, 영상면의 전후에서 pre-saturation을 하거나 하지않는 법, 정지조직에 종축자력을 포화시키는 방법 등이다.

2) Phase contrast 기법

MR의 신호에는 T1, T2등 신호강도에 영향을 미치는 요소들이 있으며 신호의 방향에 해당하는 phase 값이 있다. 그것만 분리하여 측정이 가능하다. 흐름현상에서 일정한 자장기울기가 있는 곳을 spin이 통과할 때 그 속도에 비례하여 그 spin의 MR신호에 있어서 phase값이 달라진다. 따라서 phase값을 통하여 속도를 역산할 수 있고 이를 다시 영상화 할 때 혈류의 영상 즉 혈관조영술이 된다.

실제는 flow encoding gradient로서 반대되는 극성을 가진 positive와 negative phase shift를 일으키는 두 영상을 얻고 그것을 감산함으로써 phase information이 있도록하는 것이다. 그와 직각이되는 영상면에서 같은 조작을 반복함으로써 영상획득시간이 배가 된다.

1989년에 Dumoulin등은 3D phase contrast MRA를 보고하였다. 용적 GRE sequence를 양극성 velocity encoding gradient를 셋방향에서 적용하여 여섯 영상을 얻는다. 각각을 감산하여 셋방향의 영상을 얻고 다시 한 pixel씩 합산하여 한 용적으로 만들고 이를 Maximum intensity projection(MIP) 기법으로 처리하면 된다(그림 4).



나. TOF 와 PC MRA의 비교 (표 1)

Table 1. Summary of basic advantages and disadvantages associated with 2D and 3D time-of-flight (TOF) and phase contrast (PC) techniques

Technique	Advantages	Disadvantages
2d TOF	Excellent stationary tissue/flow contrast. Sensitive to slow flow. Minimal saturation effects. Short acquisition times.	Poor signal-to-noise ratio (SNR). Poor in-plane flow sensitivity. Thick slices. Long echo times (TEs). Sensitive to short T_1 species.
3D TOF	High SNR. Thin slices. Short TEs.	Saturation of slow flow. Poor background suppression. Sensitive to short T_1 species.
2D PC	Short acquisition times. Variable velocity sensitivity. Good background suppression. Minimal saturation effects. Insensitive to short T_1 species.	Single thick section projection. Vessel overlap artefact. Requires good system stability.
3D PC	Thin slices. Quantitative flow velocity and direction. Excellent background suppression. Variable velocity sensitivity. Insensitive to short T_1 species.	Long acquisition times. Long TEs. Inherently not fully velocity compensated.

다. 배경조직 suppression 기법

1) Magnetization transfer

3D TOF 기법의 제한점은 flip angle을 작게하여 영상면으로 들어오는 spin의 포화를 최소화해야 한다는 것이다. 이로 인해 배경조직의 suppression에는 한계가 있게 된다. Magnetization transfer라 함은 proton중 free water에 있는 것과 단백질 같은 macromolecule에 붙어 있는 것 사이에서 magnetization의 교환이 일어나는 것을 말한다. free water는 T2가 길고 bound form은 T2가 짧다. 이완시에 이러한 차이가 상호 영향을 주는 것이다. MT 효과는 free water resonance 에서 1-2KHz 떨어진 RF pulse를 주어 bound proton을 선택적으로 자화시켜 배경영상을 억제하게 된다.

2) Fat saturation

3D TOF 기법에서 pulse sequence를 적절히 선택하여 fat signal은 전반적으로 감소 시키고 혈류는 잘 나타나도록 한다.

3) Magnetization preparation

배경의 신호를 감소시키기 위하여 180도 inversion pulse 같은 적절한 Magnetization preparation pulse 를 2D 혹은 3D angiographic readout 전에 주어 영상을 얻는 방법이다.

4) Subtraction technique

Spin labelling을 한 것과 하지 않은 것을 subtraction함으로 배경을 없애는 방법

으로 여러 가지가 있다.

Selective Inversion Recovery (SIR)

Signal Targeting with Alternating Radiofrequency (STAR)

라) Spin Saturation 방법

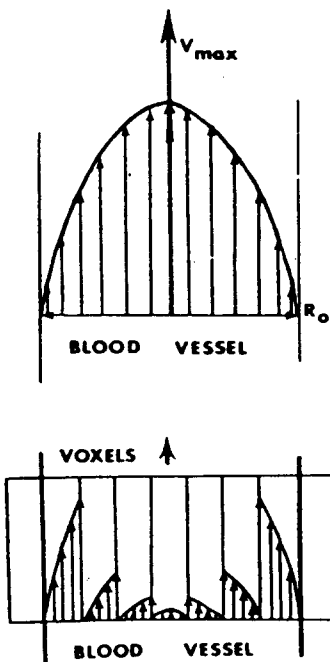
3D TOF 방법에서는 영상 용적의 원위부로 갈수록 혈관영상 신호가 점차로 감소하는 것이 문제이다. multiple RF excitation에 의한 포화를 TR 과 Flip angle을 작게함으로 감소시킬 수 있다. 이를 위하여 다음과 같은 Pulse sequence가 사용된다.

Tilted optimised non-saturating excitation (TONE) - spatially variable RF pulses

Multiple overlapping thin slab acquisition (MOSTA) - 2D/3D hybrid techniques

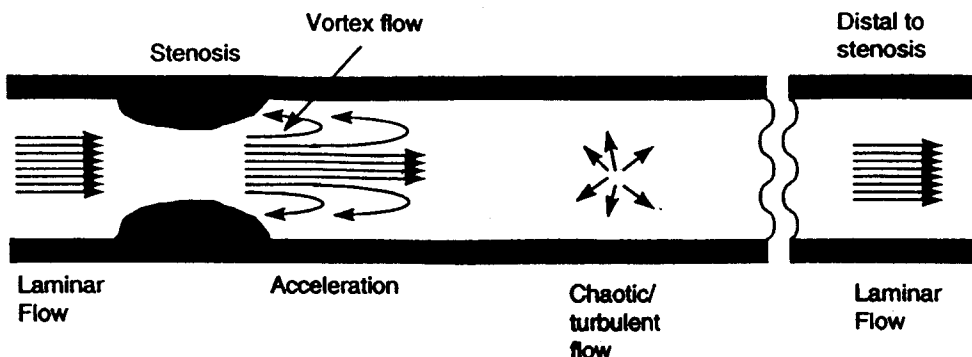
마) 복잡혈류영상

(1) Intravoxel phase dispersion



혈류의 단면을 보면 층류의 경우 각각의 voxel중에서도 변두리에서 속도차이가 커 Phase 값의 변동이 많아 신호가 소실된다(그림 5).

협착의 원위부에서처럼 와류가 일어나는 부위에서 phase dispersion으로 인하여 신호가 소실된다. Echo time을 줄여 phase accumulation시간을 감소시키면 보다 균질성의 영상을 얻게 된다(그림 6).



(2) Pulsatile flow

심장의 박동에 따라 동일부위 혈관내의 영상이 달라지므로 심장주기에 맞추지 않은 경우 Ghosting artifact를 내게된다.

(3) Black blood

3D Fast spin eche(FSE) 기법과 mIP(minimal intensity projection)기법을 이용하여 black blood angiography를 할 수 있다. 다른 방법으로는 black blood magnetization preparation pulse를 주는 것으로서 이와 관련된 pulse sequence로는 turboFISP나 turboFLASH, preinversion segmented turboFLASH(PRESTO) 등이 있다.

바) 최근 Hardware의 발전

(1) High performance gradients

Short TE로서 신호소실을 줄일 수 있으며 Echoplanar imaging(EPI)로서 Ultrafast MRA가 가능하게 될 것이다.

(2) Radiofrequency coils

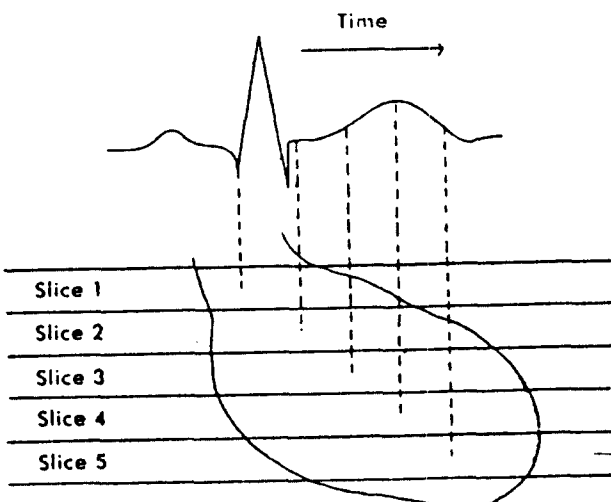
영상부위에 적합한 coil을 제작하여 transmitter와 receiver의 역할을 동시에 수행할 수 있게 한다. 신경계혈관과 사지의 혈관 영상에 적합한 모양을 제작하여 signal to noise를 극대화 한다.

바) 조영제의 사용

Gadolinium계통의 조영제를 사용함으로 T1 relaxation time을 감소시킨다. 3D TOF 영상에서 느린 혈류가 spin saturation이 감소하므로 아주짧은 TR에서도 혈관이 잘 보이게되어 원위부 작은 혈관이나 느린 혈류도 잘 볼수 있게 한다. 혈관내에 머무는 시간이 짧은 것과 동정맥을 가리지 않는 Non-specificity, background의 enhancement등이 단점이 되나 다른 기법으로 보완이 가능하다.

3. Cardiovascular imaging

1) Spin echo imaging



주로 심전도 유도 영상법을 이용하여 심장주기에 따라 다른 영상면에서 영상을 얻는다. 심장의 해부학적인 구조를 주로 본다(그림 7).

2) Cine-MRI

심장의 기능을 평가하기 위하여 심장구조가 시간에 따라 변하는 모양을 관찰한다. Ejection fraction, myocardial mass, regional wall motion 등을 평가한다.

3) Fast imaging

Gradient echo를 이용하게 됨에 따라 단시간에 영상을 얻을 수 있으며 ischemic heart disease와 coronary artery disease의 진단에 사용하게 될 것이다.

References

1. Singer JR. Blood flow rates by nuclear magnetic resonance measurements. *Science* 1959;130:1652-3.
2. Moran P. A flow velocity zeugmatographic interlace for NMR imaging in humans. *Magn Reson Imaging* 1982;1:197-203.
3. Axel L. Blood flow effects in magnetic resonance. *AJR* 1984;143:1157-66.
4. Von Schulthess GK, Waluch V. Blood flow imaging with MR: spin phase phenomena. *Radiology* 1985;157:687-95.
5. Dumoulin CL, Yucel EK, Vock P, et al. Two-and three-dimensional phase contrast MR angiography of the abdomen. *JCAT* 1990;14:779-84.
6. Nishimura DG, Macovski A, Pauly JM. Considerations of magnetic resonance angiography by selective inversion recovery. *Magn Reson Med* 1988;7:472-84.
7. Edelman RR, Siewert B, Adamis M. et al. Signal targeting with alternating radiofrequency (STAR) sequences: application to MR angiography. *Magn Reson Med* 1994;31:233-8.
8. Edelman RR, Mattle HP, Wallner B, et al. Extracranial carotid arteries: evaluation with "black-blood" MR angiography. *Radiology* 1990;177:45-50.
9. Tu R, Kennel T, Turski P, et al. Preliminary assessment of gadodiamide-enhanced, complex-difference phase-contrast magnetic resonance angiography. *Acad Radiol* 1994;1:S47-S55.
10. Graves MJ. Magnetic resonance angiography. *Br J Radiol* 1997;70:6-28