

# Minor Parameters of MR Imaging

동아대 영상의학과 최 순 섭

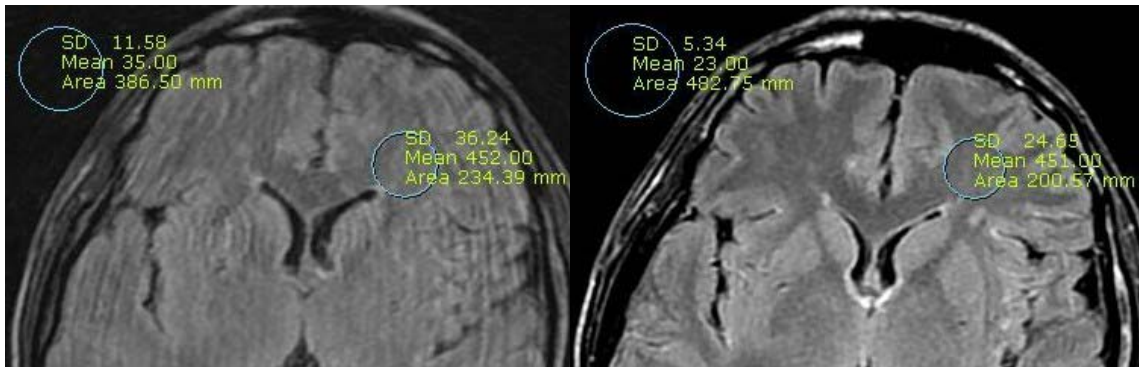
## 강의 목표

1. MR 영상의 중요 minor parameter들의 종류와 물리적 배경을 알아야 한다.
2. Minor parameter들과 MR 영상의 quality와의 관계를 이해한다.
3. MR 영상 개선을 위한 minor parameter들의 적정화 방법에 대해 이해 한다.

질병의 정확한 영상진단을 위해서는 양질의 MR영상을 얻는 것이 필수적이다. MR 영상의 질(quality)을 결정하는 중요 요인으로는 신호와 잡음비(Signal-to-Noise Ratio, SNR), 대조도(contrast), 해상력(resolution), artifact등이 있다.

MR 신호에 영향을 주는 인자는 자장세기, 자장의 균질성(field homogeneity), coil의 type, coil의 감도(sensitivity), 조직의 proton density, T1, T2 이완 특성이거나 susceptibility, diffusion, flow특성, pulse sequence의 TR, TE, bandwidth(BW), flip angle(FA), echo train length(ETL), slice thickness, space, FOV와 matrix 수, acquisition 수, reconstruction 방법(filter 사용, interpolation 유무) 등이 있다. 잡음은 영상에 grainy, irregular pattern으로 보이며, coil size나 sequence의 BW등에 따라 다르다. SNR은 영상의 질의 criteria로 이용하며, 많은 parameter들이 영향을 주는데, Mean value of signal / SD in background= signal/noise로 나타낼 수 있으며, 대개 두 개의 영상에서 Relative SNR로 비교한다.

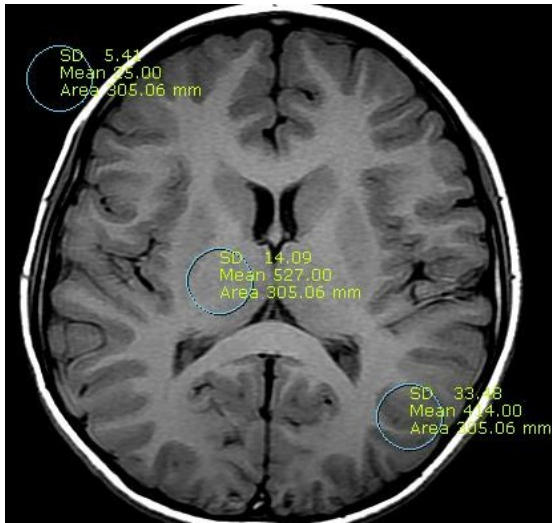
예) SNR :  $452/11.6 = 39$  (좌),  $451/5.3 = 85$  (우), Relative SNR=  $85/39=2.2$



대조도는 조직 고유의 특성을 차별화하는 정도이며, MRI에서는 두 부위 신호차이를 신호가 큰 쪽의 신호크기로 나누어 100%를 곱한 값이며( $(S_A - S_B)/S_A \times 100\%$ ), pulse sequence, TR, TE, TI, FA, contrast media 사용 등에 따라 달라진다. SNR과 대조도를 하나의 criteria로 합하여 Contrast-to-Noise Ratio(CNR)로 표현하며, CNR은 두 조직(A,B)의 Signal의 차이를 잡음의 standard deviation으로 나눈 값

로서  $CNR = (S_{(A)} - S_{(B)}) / SD \text{ of Noise}$ , 혹은  $SNR_A - SNR_B$  이다.

예) Cortical gray matter와 thalamus 사이의  $CNR = (527 - 414) / 5.4 = 21$



해상력은 작은 구조물을 구별할 수 있는 능력을 말하며, 영상의 thickness, pixel size가 영향을 주며, pixel size는 FOV를 matrix 수로 나눈 값이다. Artifact는 해부학적으로 존재하지 않는 구조물로서 다양한 원인에 의해 발생한다.

상기 여러 요인 중에서 MR 영상의 major parameter들은 제외하고, 본 강의는 minor parameter들이 영상의 질에 주는 영향을 이해함으로써, parameter들을 적정화(optimization)하여 영상의 질을 향상 하는데 도움이 되고자 한다.

## 1. 영상의 quality에 영향을 주는 Minor parameters

### 1) Time to Repetition (TR)

90° pulse의 반복 간격으로서, TR이 짧을수록 SNR 감소, T1 contrast 증가, slice 수 감소, scan time 단축되며, T1 강조영상에서 TR 길수록 신호 증가하나 CNR은 400msec가 가장 좋다. TR이 길수록 SNR 증가, proton/T2 contrast 증가, slice 수 증가, scan time 증가하므로, 관심 영역을 포함할 만큼의 slice수를 만들 수 있는 가장 짧은 시간의 TR(3000 - 4000msec)이 적당하다.

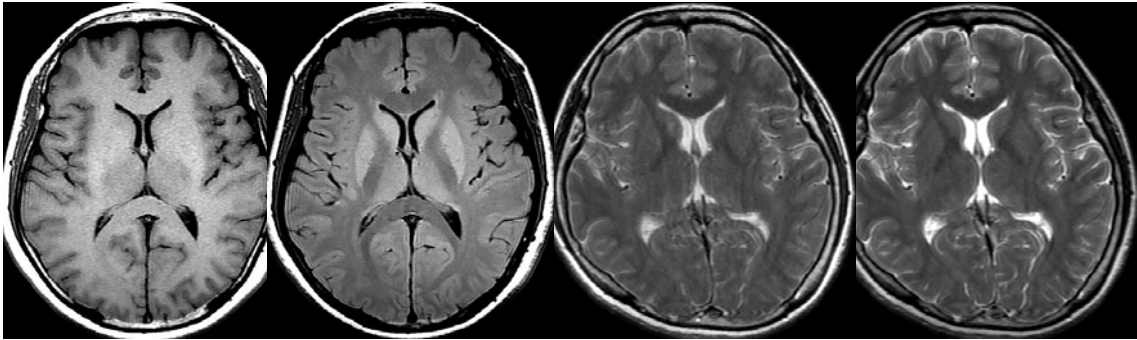
### 2) Time to Echo (TE)

90° pulse 부여 후 echo를 얻을 때까지의 시간으로서, TE가 짧을수록 SNR 증가, T1/PD/flow contrast 증가, slice 수 증가하므로, T1 강조영상에서 10 msec가 적당하고, TE 길수록 SNR 감소, T2 contrast 증가, slice 수 감소, motion, flow artifact 증가하며, T2 강조영상에서 TE 100-120 msec일 때 CNR이 가장 좋다.

Frequency encoding(FE) 수와 ETL, BW 값에 따라 minimum TR, TE 시간은 변한다.

예) 여러 TR/TE 에서의 gray-white matter의 contrast 비교

(TR/TE, 400/10, 2000/20, 2000/120, 4000/120)



### 3) Bandwidth (BW)

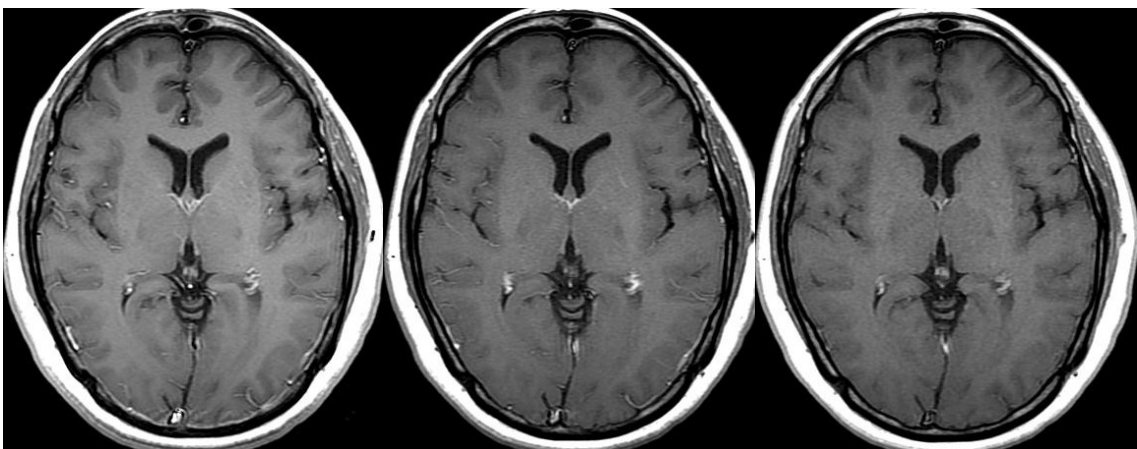
Receiver에서 echo를 digitize하는 frequency range로서 pixel bandwidth(BW)라고도 하며, sampling되는 noise의 양과 관계가 있다.

High BW 사용하면 echo space를 짧게 할 수 있어서 sampling time 단축이 가능하여, TR, TE를 minimum으로 하여 fast sequence 가능하고, image blurring 감소, geometric distortion 감소한다. large frequency range를 부여하므로 noise가 많이 sampling되어 SNR은 감소한다.

Low BW를 부여하면 high frequency noise를 차단하여 noise 감소, SNR 증가, sampling time 증가, TR 증가, TE 증가, slice수 감소, motion artifact 증가, chemical shift artifact 증가한다. 대개 16 KHz(65Hz/pixel)을 사용하며, fast scan은 32 KHz (130Hz/pixel)가 적당하다.

예) BW와 noise의 관계: 좌측; BW 8KHz, 중간;16 KHz, 우측; BW 32KHz

우측 영상이 noise가 현저해 보인다.



Sampling interval(sample 사이의 간격)이 길면 BW는 작아지므로, interval이 4배이면 BW는 1/4로 되고, Noise는 BW의  $\sqrt{\quad}$  값에 비례하므로 BW를 4배로 하면 noise는 2배로 되며, SNR은  $\sqrt{\quad}$  값에 역으로 비례하므로 1/2 배가 된다. BW를 반으로 하면 SNR은 NEX를 두 배로 할 때와 비슷한 정도로 증가하며, BW와 sampling time(sample들 전체의 수집시간), noise 등의 관계는 다음과 같다.

BW(KHz)	sampling interval	sampling time	noise	SNR
12.5	80 $\mu$ s	20.48 ms	1	1
25	40 $\mu$ s	10.24 ms	1.4 배	0.7배
50	20 $\mu$ s	5.12 ms	2배	0.5배

#### 4) Encoding과 Matrix 수

Encoding은 MR 영상의 한쪽 방향을 따라서 공간적인 정보를 해석하는 과정이며, 이 중 Frequency encoding(FE)은 scan한 echo를 sampling하므로 readout이라고도 하는데, Frequency encoding수(대개 256 에서 512 까지)를 증가 시키면, SNR 감소, spatial resolution 증가, TE 증가, slice수가 감소한다.

Phase encoding(PE, scan이라 함) 수를 증가시키면, spatial resolution 증가, scan time 증가하고, Phase encoding 수를 줄이면(대개 frequency의 75% 수준을 사용하며, Matrix % = columns/lines  $\times$  100), SNR 증가, PE 방향 해상력 감소, pixel size 증가, scan time 단축되나, aliasing artifact 가능하므로 검사부위가 FOV의 iso-center에 오도록 조정하고, flow artifact를 피하기 위해서 swap을 선택한다.

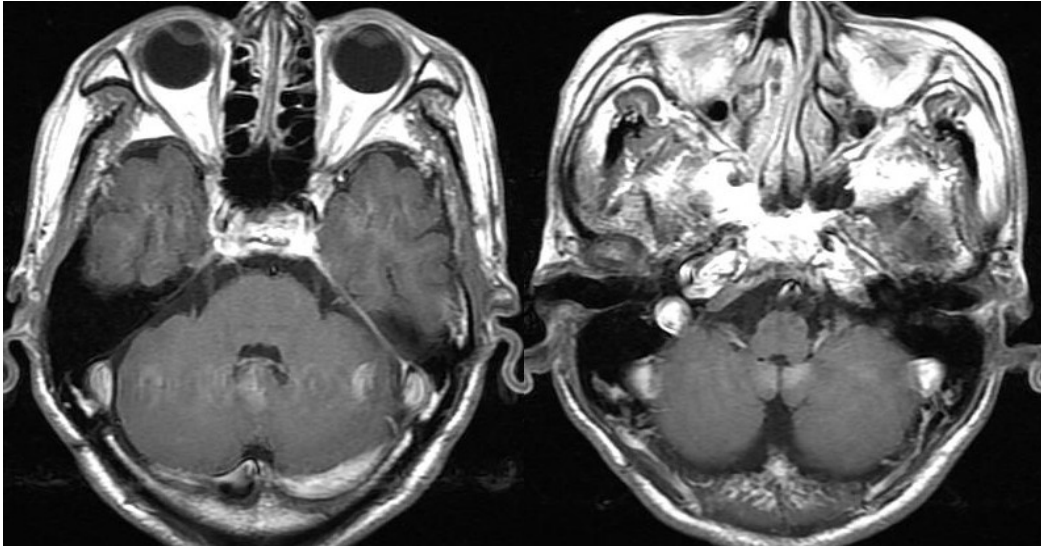
Scan time(acquisition time)은 No. of scans(PE 수)  $\times$  TR  $\times$  acquisitions / ETL이며, FOV가 25.6 cm일 때 Matrix%와 matrix size, SNR의 관계는 다음과 같다.

Matrix %	matrix size	pixel size	measurement time	Rel. SNR
100%	512 $\times$ 512	0.5mm $\times$ 0.5mm	200%	0.35
100%	256 $\times$ 256	1mm $\times$ 1mm	100%	1.0
75%	256 $\times$ 192	1mm $\times$ 1.34 mm	75%	1.15
50%	256 $\times$ 128	1 mm $\times$ 2 mm	50%	1.41
*100%	128 $\times$ 128	2 mm $\times$ 2 mm	50%	2.82

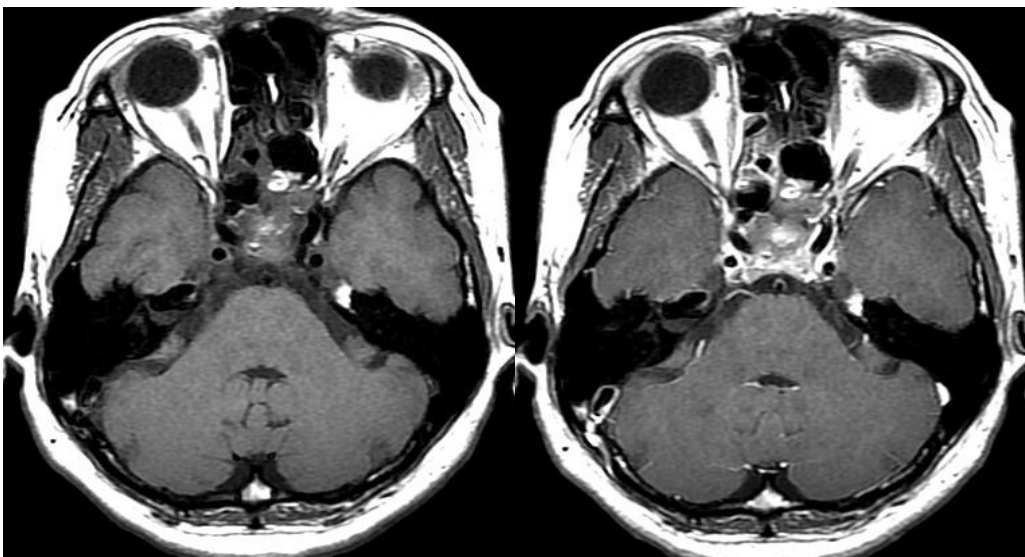
Motion artifact(ghost)는 phase encoding 방향으로 생기며, 간격은 motion의 period와 TR에 따라 다르다. Motion artifact를 억제하는 방법으로는 gradient motion rephasing 경사를 부여하여 moving spin의 위상분산을 억제하는 flow compensation이 있으며, 이외에도 frequency와 phase encoding 방향을 바꾸어 주는 swap이나, presaturation slice 적용, fat saturation, physiological synchronization, TR을 heart rate의 배수로 하는 pseudogating과 acquisition수를

증가하는 방법 등이 있다.

예) No Flow compensation; 조영후 영상에서 cerebellum에 현저한 ghost들이 관찰된다.



예) Flow compensation; ghost가 관찰되지 않는다.



#### 5) Echo Train Length (ETL)

FSE에서 multiple  $180^\circ$  refocusing pulse를 이용하여 한번의 TR 동안에 여러 번 echo를 얻게 되는데, 이때 얻은 echo의 횟수를 의미한다. ETL을 증가 시키면 T1 contrast는 감소, T2 contrast는 증가하고, edge blurring, fat과 CSF의 신호가 증가하며, ETL수에 역비례하여 scan time은 감소하게 된다. T2 강조 영상은 ETL이 24, T1 강조영상은 3 정도가 적당하다. 이에 부가하여 Multi-channel coil을 사용할 경우는 Asset 혹은 Sense factor를 높이면 scan time이 추가로 단축되며, 이때 역시 SNR은 감소, aliasing artifact는 증가한다.

6) Field of View (FOV)

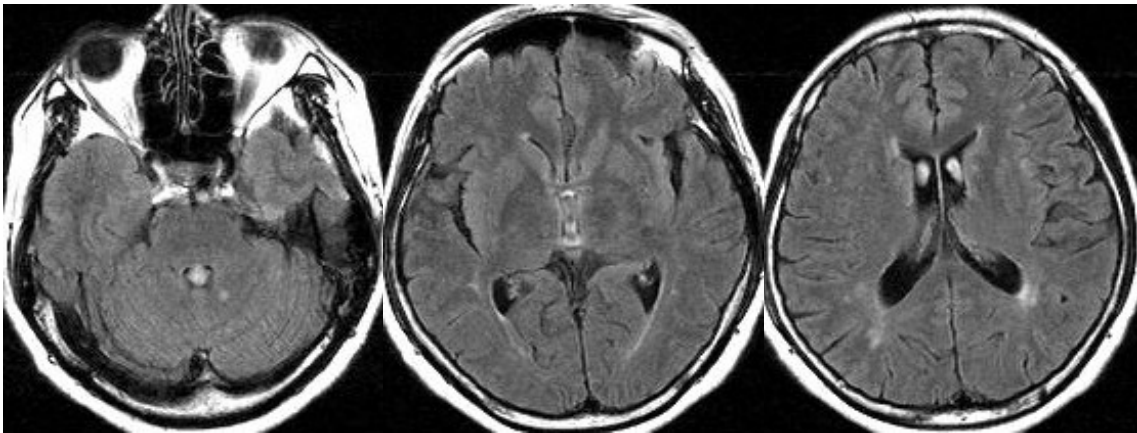
Scan 영역으로서, 크게 하면 SNR은 증가하고 spatial resolution은 감소하며, 작게 하면 SNR은 감소하고 spatial resolution과 minimum TE가 증가한다. brain의 경우 20-22 cm가 적당하다. Rectangular FOV 사용시 SNR은 감소, 해상력은 동일하고, scan time은 감소 하며, FOV와 SNR은 다음과 같다.

Rectangular FOV	Matrix size	pixel size	scan time	Rel. SNR
8/8	256 × 256	1mm × 1mm	100%	1.0
6/8	256 × 192	1mm × 1 mm	75%	0.87
4/8	256 × 128	1 mm × 1 mm	50%	0.71

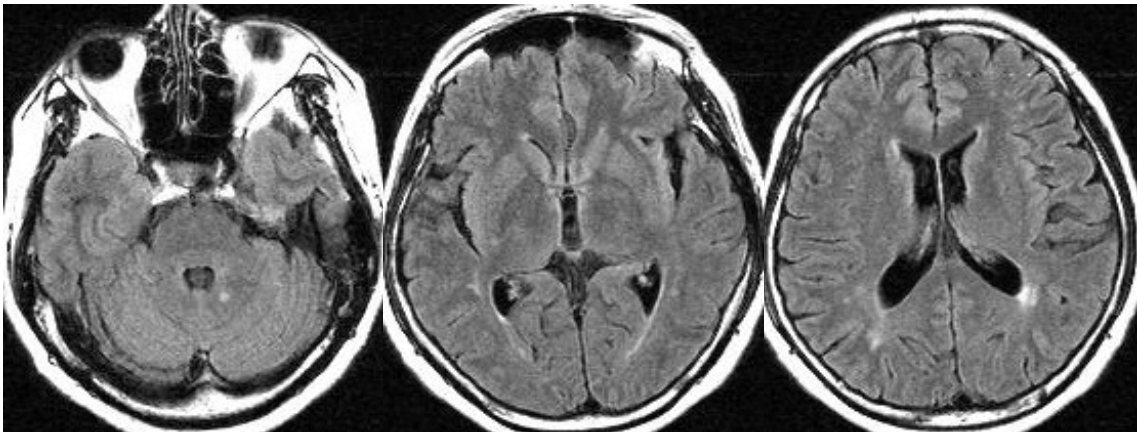
7) Acquisition methods; Sequential or Interleaved

영상의 획득 순서로서, Sequential 방법은 순차적으로 영상을 획득하는 방법으로 SNR 감소, contrast 감소, scan time 증가한다. Interleaved 방법은 영상 획득 순서를 1,3,5,7,9 후에 2,4,6,8,10 scan하는 방식으로, distance factor를 0.5 이상으로 해야 인접 slice의 cross talk을 방지하는 효과가 있으나, ventricle내에 inflow 효과를 초래할 수 있다.

예) Interleaved acquisition; 뇌실 내부에 flow artifact들이 관찰된다.



예) Sequential acquisition; flow artifact가 현저히 감소하였다.



### 8) Zero-fill Interpolation Processing (ZIP)

Scan을 일부 생략하고 이 부위를 zero 신호로 채워 넣는 방법으로서, Zip factor 2는 scan data로부터 slice 두께를 반으로 분할하여 새로운 영상을 만들어 (interpolation) through-plane resolution을 향상하는 것으로, slice 수와 spatial resolution이 증가하며, scan time은 단축되고 reconstruction time은 증가한다.

Zip 512는 frequency encoding 방향으로 256을 512 matrix로 재구성한 것으로 SNR은 감소(직접 512 matrix로 scan한 것 보다는 SNR이 높다), resolution은 증가, reconstruction time과 storage space가 더 필요하며, truncation artifact 초래 가능하다.

### 9) Image enhancement filter

20 ㎖ 이상은 noise가 많으므로 low pass filter를 사용하며, high pass filter 사용시 SNR 감소, 공간 분해능 저하, 흑백 contrast의 강조, 혹은 edge의 smoothing 혹은 enhancement 효과가 있고, ringing artifact는 감소한다.

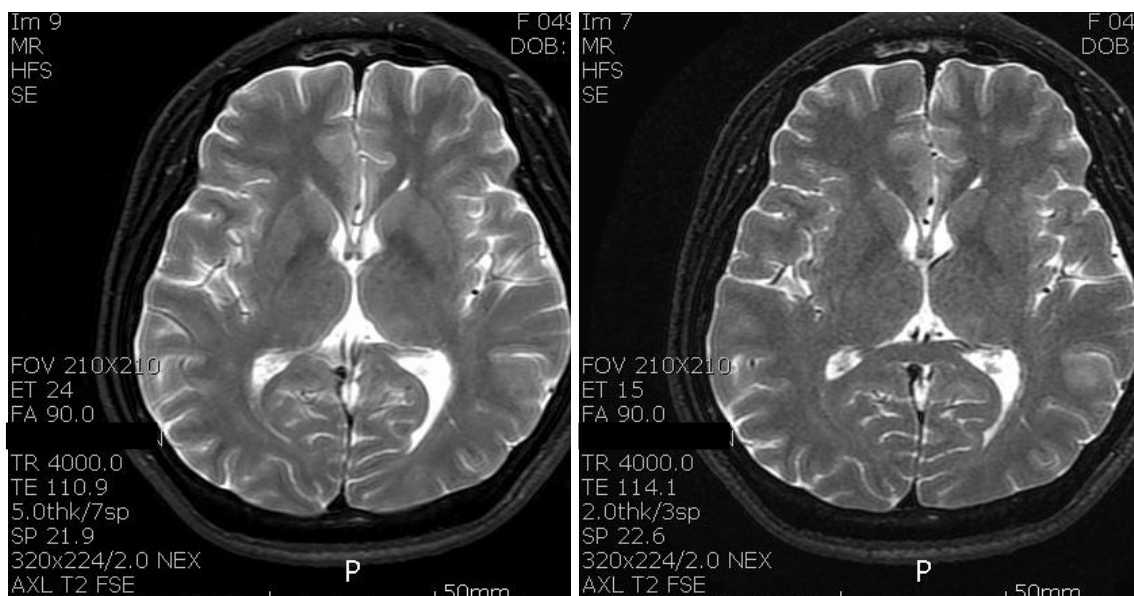
### 10) NEX (Number of EXcitation)

NEX를 N회 부여한 경우  $\sqrt{N}$  배 만큼 SNR은 증가하고, scan time은 N 배 증가한다.

### 11) Slice thickness

Thickness를 크게 하면 SNR 증가, spatial resolution 저하하고, 작으면 SNR 감소, spatial resolution 증가한다. Routine brain의 경우 5mm로 한다.

예) Thickness 5mm(좌)에 비해 thickness 2mm(우) 영상의 noise가 현저하다.



12) Space

Slice 사이의 gap으로서 cross talk을 방지하기 위해 두께의 20% 정도를 부여하는데, 최대 2.5mm 이하로 하며, 증가시키면 SNR이 감소한다. Space와 slice thickness의 합은 interval이라 한다.

실제 protocol tailoring에서는 검사 목적에 맞게 scan의 범위와 slice thickness를 고려하여 slice 수를 결정하는데, scan 가능한 최대 slice 수는 TR, TE, BW, ETL, FA, SAR 등에 의해 결정되므로, 상기 여러 parameter들을 적절하게 조합하여야 하며, 이들과 영상의 질의 관계를 요약하면 다음의 표와 같다.

	SNR	Contrast	Resolution	Artifact	Slice	Scan time
Short TR	↓	T1 ↑			↓	↓
Long TR	↑	T2 ↑			↑	↑
Short TE	↑	T1 ↑			↑	
Long TE	↓	T2 ↑		motion, flow	↓	
BW ↓	↑			chemical shift	↓	↑
FE Matrix ↑	↓		↑		↓	
PE Matrix ↓	↑		↓	aliasing		↓
ETL ↑	↓	T1 ↓, T2 ↑		edge blurring, ↑ fat, CSF 신호		↓
FOV ↓	↓		↑			
ZIP 512	↓		↑	truncation		
High filter	↓	↑	↓	↓		
NEX ↑	↑					↑
Thickness ↑	↑		↓			
Flip angle ↓	↓	T1 ↓, T2 ↑				

2. 중요 pulse sequence에서의 각종 parameters

1) Spin echo (SE)와 Fast Spin Echo (FSE)

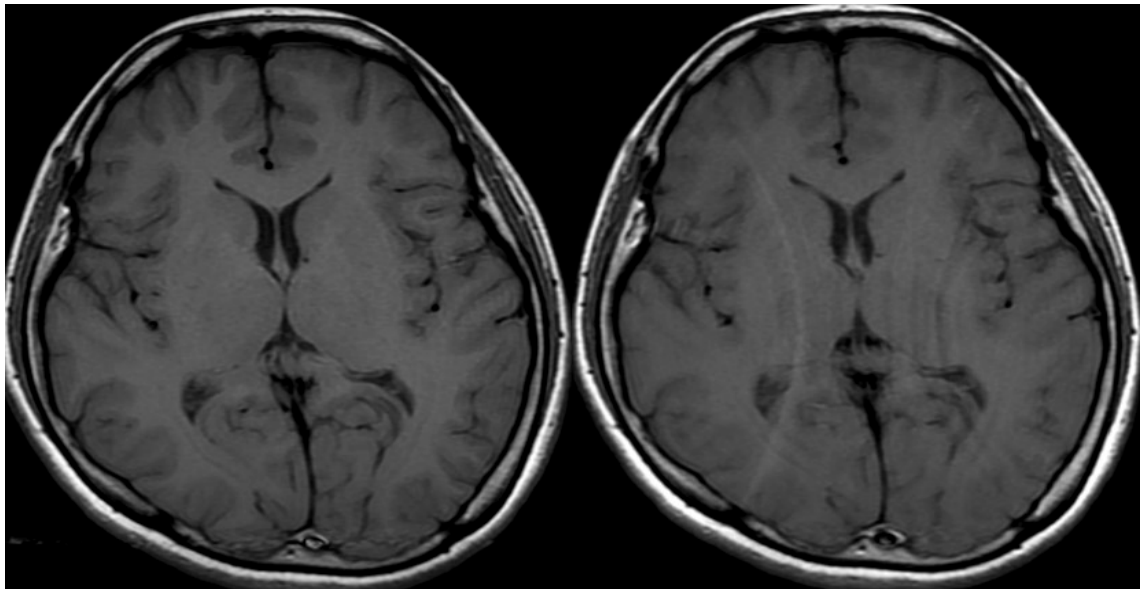
Spin echo에 비해 fast spin echo는 SNR이 약간 감소하고, resolution은 향상되며, contrast 와 image quality는 유사하고, scan 시간은 단축된다. Anatomy는 양호하나 영상에 약간의 blurring이 있고, susceptibility artifact가 적어서 작은 출혈은 보기 곤란하다. Spin echo와 비교하여 FSE에서는 지방조직의 refocusing이 잘되므로 피하지방의 신호가 높고, CSF의 신호가 밝게 보이며, flow compensation을 해도 pulsatile flow를 compensation 하지 못한다. Multiple 180° pulse 부여하므로 체온의 상승이 가능하므로, SAR limit 피하기 위해 flip angle을 120° 이하로 하거나



(SNR 감소), slice 수를 줄이거나 TR을 높여서 해결할 수 있다. FSE 에서 ETL을 증가시키면 T1 강조효과는 감소하고, T2 강조효과는 증가하며, slice수 저하, scan time 감소, edge blurring 증가, SAR는 증가한다. 180도 pulse의 반복으로 인해 magnetization transfer 효과가 발생하여 gray, white matter의 대조도가 증가 된다.

T1 강조영상은 Short TR을 사용하므로 SNR 감소, T1 대조도(CNR) 증가, scan time, slice수 감소하고, Short TE를 사용하므로 SNR, CNR, slice수 증가한다. T2 효과를 억제하고 T1 효과를 강조하기 위해서는 BW를 크게, ETL은 적게, frequency encoding은 적게 부여 한다. SE의 경우 TR 400, TE 10, FSE의 경우 TR 600이하, TE 15 이하, ETL 3, BW 16-32로 한다.

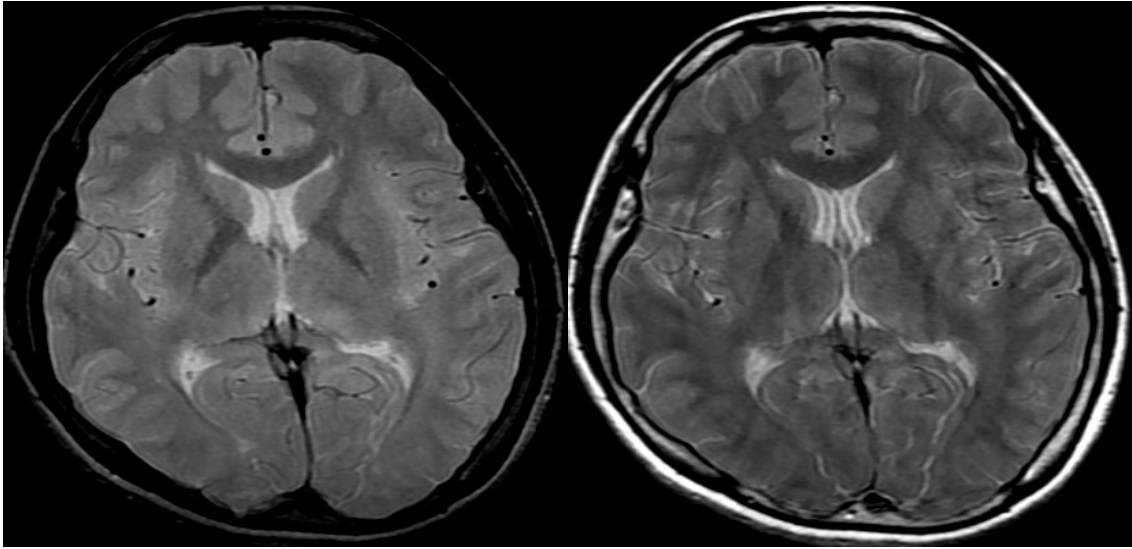
예) TR/TE 600/15, SE(좌), FSE(우, ETL 3); FSE에서 blurring이 현저하다.



Proton density 영상은 contrast는 좋지 않으나 해부학적 구조를 보는데 유용한데, SNR 과 resolution이 좋아서 척추나 근골격계 영상에 적합하다. double echo sequence에서 first echo로부터 얻을 수 있으므로 시간 추가 없이 획득 가능하다. Proton density 강조를 위해서는 TR은 길게, TE는 짧게, BW는 넓게, ETL은 적게 부여한다. 2000/minimum, BW 16-32, ETL 6이 적당하다.

T2 강조영상은 Long TR을 사용하므로 T1 효과를 억제하며, SNR, CNR, Slice수, Scan time은 증가하고, Long TE로 인해 SNR 감소, CNR 증가, Slice수가 감소하며, motion, flow artifact는 증가한다. TR 3000-4000, TE 100-120, ETL 24, BW는 16이 적당하다.

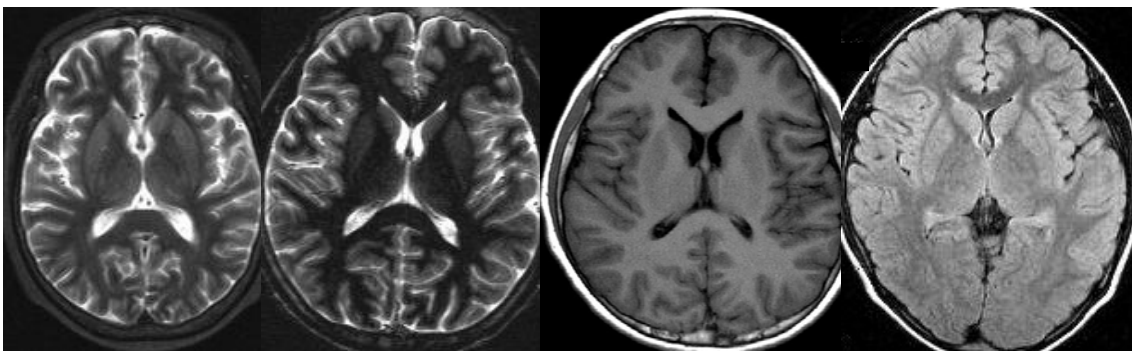
예) TR/TE 2000/80, SE(좌), FSE(우, ETL16); FSE에서 blurring이 현저하다.



## 2) Inversion Recovery

TI(inversion time=null point)가 영상의 대조도를 결정하며, Short TI 영상은 SNR이 낮다. Short TI inversion recovery(STIR)를 이용하여 fat 신호를 nulling할 경우는 1.5T에서는 TI를 150 msec로, 3 T에서는 190 msec로 하고, white matter nulling을 위해서는 TI를 350 msec로 한다. T1 contrast를 원하면 TI를 800msec(2000이상/minimum/800)로, T2 contrast(FLAIR)를 위해서는 TR을 8000msec 이상으로(TI의 4배) 하여 T1 효과를 최소화하고, TI를 2000-2500msec로 하며(8000/120/2000), BW는 32가 적당하다. TR이 6000 이하로 짧으면 CSF nulling이 잘 되지 않으며, CSF가 nulling되지 않아서 밝게 보이면 slice thickness를 증가시키고 gap을 줄이며, 영상 획득 순서를 sequential의 ascending으로 하여 CSF의 motion artifact를 억제한다.

예) TI, 순서대로 150, 360, 750, 2300; TI에 따라 다양한 대조도와 noise를 보인다.



### 3) Gradient Echo (GRE), Spoiled GRE (SPGR)

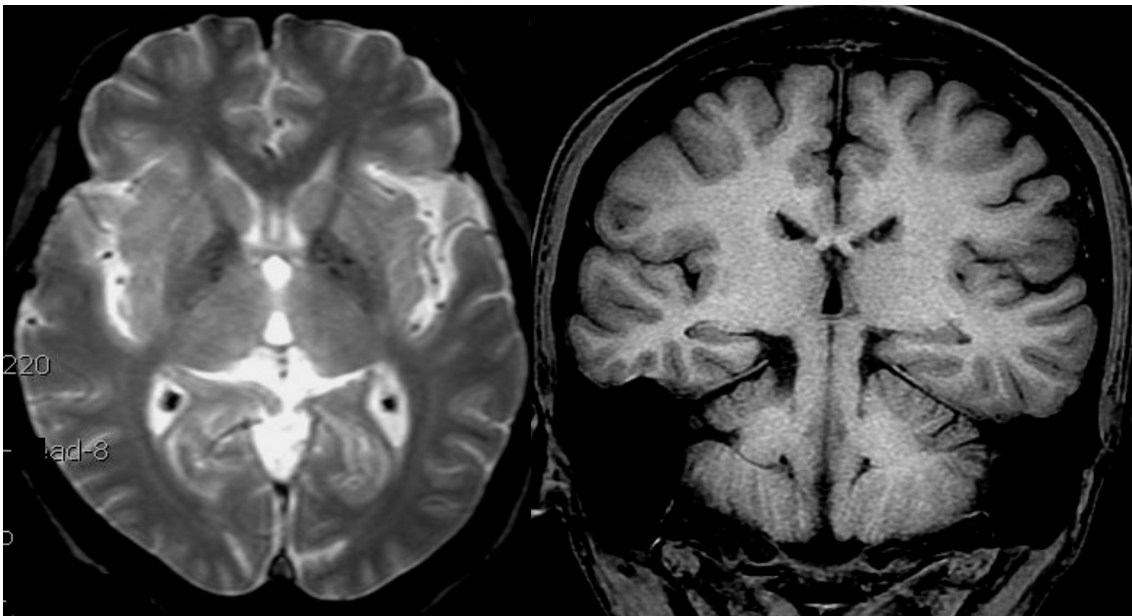
Gradient Echo 방법은  $90^\circ$  pulse 부여 후 diphasic 중인 spin에 대하여 frequency encoding gradient를 반대로 부여하여 spin들의 rephase를 유도하여 echo를 만드는 방법이다.

2D GRE는 short TR(400 msec)을 이용하므로 saturation 효과가 증가하고, SNR, CNR은 감소한다. TE는 최소로 하는데, 증가하면 susceptibility 효과가 증가하여 공기 인접 부위의 신호소실이 현저하다. TE는 2.3msec마다 spin 들이 out/in phase가 되므로 out phase 선택으로 지방신호를 억제 할 수 있으나, scan time이 증가한다. FA를 감소( $20^\circ$ )시키면 SNR은 감소하고,  $T2^*$  contrast는 증가하므로, 400/15/20, BW 16으로  $T2^*$  강조 영상을 얻을 수 있다. Strong  $T2$  대조의 영상을 얻기 위해서는 short TR, short TE, small FA, lower BW를 사용한다. 전반적으로 SE에 비해서 signal이 낮아서 surface coil을 사용하거나, NEX를 증가하는 것이 필요하다

SPGR 방법은 residual transverse magnetization을 spoil하기 위해서 excitation RF pulse로 지속적으로 phase shifting을 시행하면서  $T1$  weighted contrast 영상을 획득할 수 있다. FA를 증가( $40^\circ$ )시키면 saturation 증가, SNR은 증가,  $T1$  contrast도 증가하므로, 600/15/40, BW 12로  $T1$  강조영상을 얻을 수 있다.

3D GRE는  $T2^*$  강조 형태이며, 40-60/min/5-10, BW 9가 적당하며, 3D SPGR은  $T1$  강조형태이며, 40-60/min/30-50, BW 12가 적당하다.

예) 2D GRE( $T2^*$  contrast image, 좌)와 3D SPGR( $T1$  contrast image, 우)

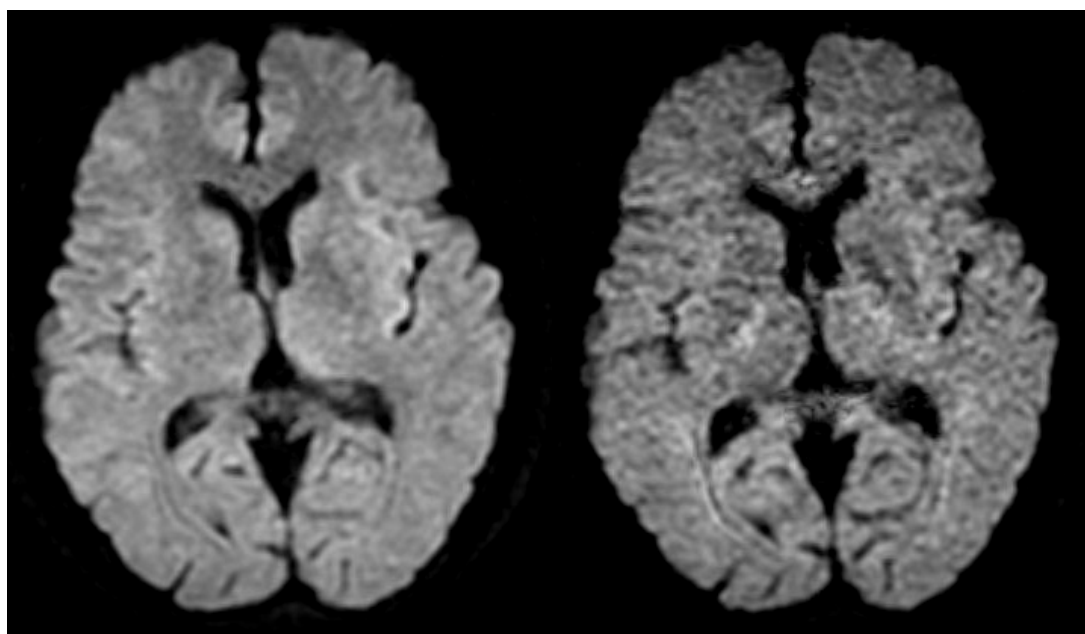


#### 4) Diffusion Weighted Image

EPI dephasing이 영상의 parameter이며, diffusion gradient를 여러 방향으로 부여하며, 방향의 수만큼 scan time은 증가한다. Diffusion gradient의 강도는 b-value(대개 1000)로 표시하고, b-value가 높으면 SNR은 저하, scan time은 증가하고, T2 shine-through 효과는 억제된다.

8000/minimum, BW 64, FOV 24, thickness 5, 128x128로 하며, BW 작게 하거나 field inhomogeneity가 크면 distortion artifact가 현저하고, PE 방향의 chemical shift artifact가 현저하다.

예) Diffusion 강조영상, b-value 1000(좌), 2000(우)



#### 5) MR angiography (TOF MRA)

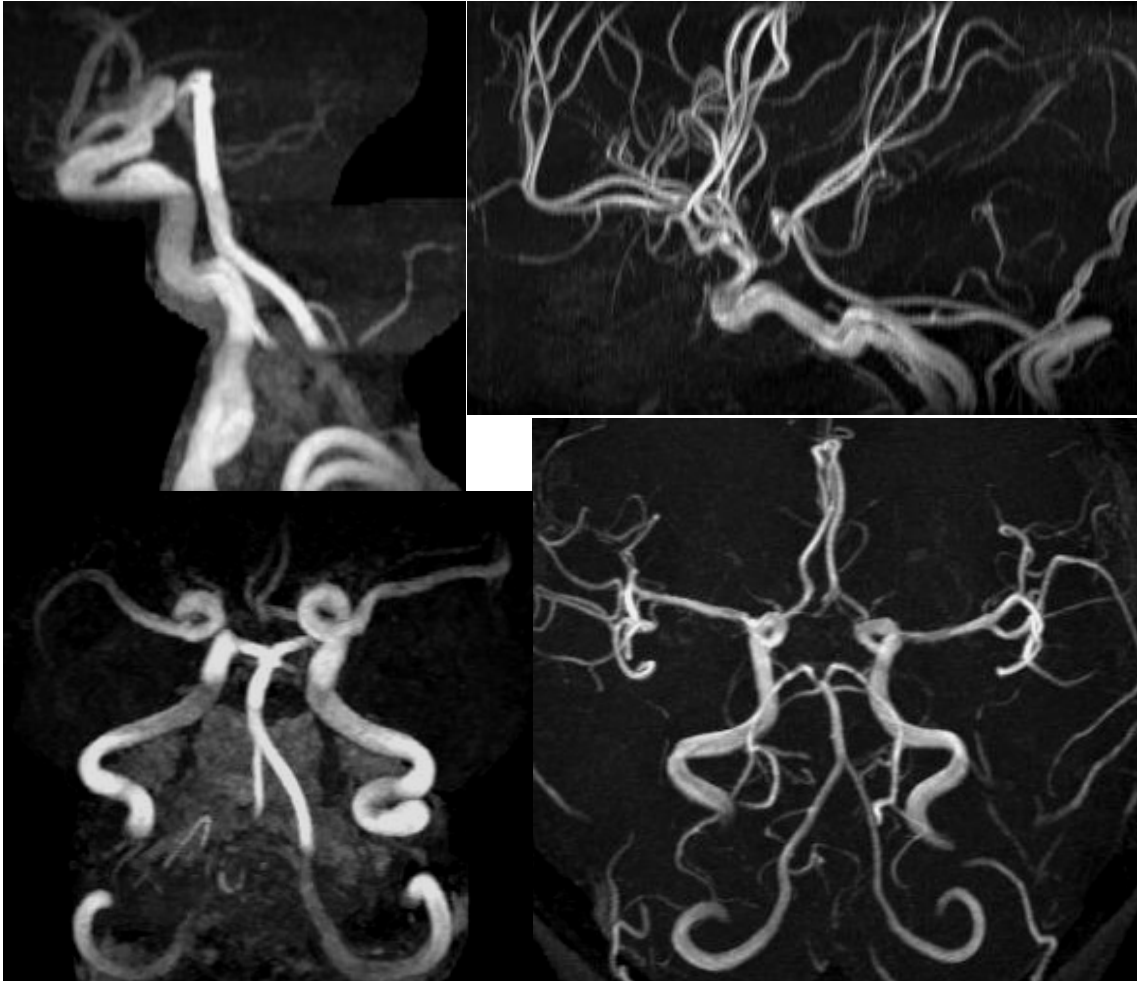
2D TOF의 경우, TR이 짧으면 stationary tissue의 신호 억제와 vessel의 contrast를 극대화 할 수 있다. TE가 짧으면 flow sensitivity는 증가하고, signal loss는 감소하며, artifact도 감소하고, TE가 길면 stenosis가 과장되게 보인다.

TR/TE/FA은 40-50/minimum/30 (SPGR의 경우 50도), BW 16, 256 x 192, PFOV 0.75, slice thickness 1 mm가 적당하다.

3D TOF의 경우, SNR, CNR, spatial resolution이 증가하고, scan time이 짧다. Very short TE로 spin dephasing이 적고, 2D TOF 보다 stenosis의 over estimation이 적으며, fast, intermediate flow에 민감하다. Scan planning 시 혈관의 진행방향에 수직이 되게 scan angle을 부여하며, slow flow나 in-plane blood의 saturation 효과를 감소시키기 위해 multiple small slab acquisition을 사용하고,

Ramped RF pulse(위치에 따라 다른 variable flip angle 이용)를 이용하여 단면을 통과하는 혈류의 saturation을 방지하여 small vessel의 conspicuity를 향상시킬 수 있다.

예) Slab이 겹치는 부위의 saturation 효과와 dephasing으로 인한 신호 소실(좌)과 Ramped RF pulse 적용에 의한 정상 혈관 영상 소견(우)



TR이 짧을 수록 배경 조직의 포화가 증가하여 혈관의 신호도 감소하므로 작은 혈관의 신호가 억제될 수 있다. TE를 6.9(out phase)로 하여 fat signal을 최소화하고, stationary tissue를 suppression하기 위해서 낮은 flip angle을 쓰며, 20-30/minimum/15-20, BW 16-32가 적당하다.

## 참고문헌

1. Magnetom Vision / Vision Plus Application Guide VB33A Operating instructions. Erlangen : Siemens Medical Systems, Inc., 1996
2. MR Signa ® Excite™ HD Operator Manual, Milwaukee: General Electric Company, Inc., 2004
3. Basic Principles of MR Imaging. Philips Medical Systems.
4. Nitz W. Principles of Magnetic Resonance Imaging and Magnetic Resonance Angiography. In: Reimer P, Parizel PM, Stichnoth FA. Clinical MR Imaging. A Practical Approach. 2nd ed. Heidelberg: Springer, 2003; 1-52
5. Wood ML. Fourier Imaging. In: Stark DD, Bradley, JR. WG. Magnetic Resonance Imaging, 2nd ed. St. Louis: Mosby Year Book, 1992;21-66
6. Hendrick RE, Raff U. Image Contrast and Noise. In: Stark DD, Bradley, JR. WG. Magnetic Resonance Imaging, 2nd ed. St. Louis: Mosby Year Book, 1992;109-144
7. Wehrli FW. The Basis of MR Contrast. In: Atlas SW. Magnetic Resonance Imaging of the Brain and Spine. New York: Raven Press, 1991; 23-38
8. Joseph PM. Principles of Image Formation. In: Atlas SW. Magnetic Resonance Imaging of the Brain and Spine. New York: Raven Press, 1991;39-47
9. Matwyoff NA, Brooks WM. Instrumentation. In: Stark DD, Bradley, Jr. WG. Magnetic Resonance Imaging. 3rd ed. St.Louis: Mosby, Inc., 1999;15-32