

# Trade-offs: SNR, Resolution, and Time

대구가톨릭의대 영상의학과 박영찬

## 강의 목표

1. MR imaging에서 scan parameters의 종류와 개념을 이해한다.
2. MR imaging에서 scan parameters와 SNR, spatial resolution, scan time 사이의 관계를 이해한다.
3. MR scan parameters를 조절하여 SNR, spatial resolution, scan time 사이의 적절한 trade-offs를 통해 최적화된 MR imaging을 얻는 방법을 이해한다.

MR을 촬영하기 위해서는 우선 환자를 테이블에 눕히고 적절한 RF 코일을 설치한다. 그 다음 MR console room에서 컴퓨터를 조작하여 검사 부위, pulse sequence, scan parameters를 설정하고 scan 버튼을 누르게 되면, 주자장, 경사코일, RF 코일, 컴퓨터들이 작동하여 정해진 scan time 후에 원하는 MR 영상을 얻게 된다. 이런 일련의 과정에서 검사자 또는 영상의학과 의사들이 좋은 MR 영상을 얻기 위해서 어떤 작업을 할 수 있을까? 성능이 좋은 RF 코일을 사용하거나, 환자가 검사에 잘 협조하도록 가르치거나, 또는 적절한 MR 조영제를 사용할 수도 있다. 하지만 가장 실질적이면서 중요한 작업은 scan parameters의 특성을 잘 이해하고 적절하게 조절할 줄 아는 것이다.

## 1. MR Scan Parameters

MR 영상을 얻는데 가장 중요한 것은 높은 신호대잡음비(signal-to-noise ratio, SNR), 영상 대 조도(contrast-to-noise ratio, CNR), 공간해상도(spatial resolution)를 가진 영상을 짧은 scan time 내에 얻는 것이다.

MR 영상의 화질을 결정하는 scan parameters는 매우 종류가 많고 복잡한데, 크게 primary & secondary parameters로 나눌 수 있다. Primary parameters는 MR 모니터에서 직접 설정해야 하는 것으로, TR, TE, TI, flip angle(FA), FOV, slice thickness, interslice gap, matrix size, NEX, bandwidth(BW) 등이 속한다. Secondary parameters는 primary parameters의 설정에 따라 변하게 되는 것으로, SNR, spatial resolution, scan time, CNR, scan coverage 등을 포함한다.

### (1) TR, TE, TI, & FA (Parameters related to CNR)

Primary parameters는 모두 MR 영상의 SNR에 영향을 미친다. 이 중 TR, TE, TI, FA는 SNR보다는 CNR(image contrast)를 결정하는 가장 기본적인 parameters이다. 이들은 우리가 흔히 T1 강조영상, T2 강조영상이라고 부르는 기본적인 pulse sequence를 결정하는 parameters이며, 이미 정해진 범위 내에서 제한적으로만 SNR에 영향을 주게 된다.

TR은 repetition time으로, spin echo 영상에서 90도 RF pulse 사이의 시간이다. TR이 길면 종자화가 더욱 많이 회복되어서 MR signal이 점점 커지게 되지만 T1 contrast가 떨어진다. T1 강조영상을 위해서는 짧은 TR이 필요하다.

TE는 echo time으로, 90도 RF pulse를 주고 MR signal을 얻는데 걸리는 시간이다. TE가 길면 dephasing이 증가하여 MR signal은 점점 감소하지만 T2 contrast가 증가한다. T2 강조영상을 얻기 위해서는 긴 TE가 필요하다.

TI는 inversion time으로, inversion recovery 방식의 pulse sequence에 필요한 parameter다. 물이나 지방 조직의 signal suppression을 위해 사용되기 때문에, tissue contrast가 높지만 MR signal은 감소한다.

Flip angle은 RF pulse의 숙임각도이다. Flip angle을 작게 하면 횡자화가 감소해서 조직 사이의 T1 relaxation 차이가 작아지고 T2 contrast가 증가한다. Flip angle을 크게 하면 조직 사이의 T1 relaxation 차이가 증가하여 T1 contrast가 증가한다.

## (2) FOV, Slice Thickness, Interslice Gap, & Matrix Size (Parameters related to Voxel Volume)

FOV, slice thickness, interslice gap, matrix size는 SNR과 spatial resolution에 직접 영향을 주게 되고, 서로 반대 효과를 나타낸다. 이들 parameters는 모두 scan 범위(voxel volume, pixel size)를 결정하는 것들이다.

FOV는 field-of-view이고 x-y 평면의 scan 범위를 나타낸다. 검사 부위에 따라 7cm~48cm까지 다양하게 적용하게 된다.

Slice thickness와 interslice gap은 z-축 방향의 scan 범위를 결정하고, scan coverage와 비례한다. Interslice gap은 한 slice의 RF pulse 때문에 옆 slice의 proton이 포화되는 cross-talk 현상을 방지하기 위해 scan slice 사이의 간격을 적당하게 띄우는 것이다.

Matrix size는 FOV를 x축과 y축으로 나눈 pixel 갯수를 의미하며, 보통  $512 \times 256$ , 또는  $256 \times 192$ 로 표현하는 것이다.

## (3) NEX, & BW

NEX는 number of excitation으로, 전체 scan을 반복한 횟수를 말한다. Scan을 반복할수록 MR signal은 증가하므로, SNR을 증가시키기 위한 가장 직접적인 parameter이다.

Bandwidth(BW)에는 RF pulse를 줄 때 slice selection gradient에 설정하는 transmitter bandwidth와 MR signal을 얻을 때 frequency-encoding gradient에 설정하는 receiver bandwidth가 있는데, 여기서 말하는 bandwidth는 바로 receiver bandwidth를 의미한다. Receiver bandwidth(RBW)는 x-축 방향의 위치 정보를 얻기 위해 걸어주는 frequency-encoding gradient의 설정값이며, MR signal을 sampling 하는데 사용되는 주파수의 범위이다.

이러한 MR scan parameters는 고유의 특성을 가지면서 영상 화질과 검사 시간에 영향을 미치게 되는데, MR 영상을 최적화하기 위해서는 primary parameters를 잘 조절할 수 있어야 한다.

## 2. SNR (Signal-to-Noise Ratio)

SNR은 MR signal과 noise의 비를 의미하며, 영상 화질을 결정하는 가장 중요한 parameter이

다. 즉, SNR이 높은 영상은 선명하고, SNR이 낮은 영상은 거칠다. Signal은 ROI(region of interest) 내에서 특정 조직의 평균 signal intensity를, noise는 ROI 내에서 background noise의 표준편차를 의미하며,  $SNR = (\text{average of Signal}) / (\text{standard deviation of noise})$ 의 공식으로 계산할 수 있다. Signal은 선택된 slice의 excitation된 proton spin에서 나오는데 반해, noise는 다양한 source에서 발생하게 된다. Noise는 1) MR system 자체의 결함, 2) image processing 과정, 그리고 3) 환자로부터 나온다. 그 중 가장 중요한 source는 환자이고, 주로 환자의 motion과 thermal process에 의한다. 고성능의 MR 기기는 높은 SNR을 가진 영상을 만들어 주는데 이것은 강한 main magnetic field strength와 surface coil을 사용하기 때문이다.

MR 영상에서 SNR은 primary parameters와 다음과 같은 관계를 가진다.

$$SNR \propto (\text{Voxel Volume}) \sqrt{\frac{(Ny) \cdot (NEX)}{BW}}$$

SNR은 voxel volume에 비례하고, phase-encoding steps(Ny)와 NEX의 제곱근에 비례하며, BW의 제곱근에 반비례한다.

### (1) Voxel Volume

Voxel volume은 FOV, slice thickness, matrix size에 따라 결정되고, voxel volume이 커지면 voxel 내의 proton의 수가 많아지므로 voxel에서 나오는 signal이 증가하게 된다.

$$\text{Voxel Volume} = \Delta x \cdot \Delta y \cdot \Delta z$$

Voxel volume은 위 공식처럼 pixel size( $\Delta x \times \Delta y$ )와 slice thickness( $\Delta z$ )를 곱한 값이다. Pixel size는 FOV와 matrix size에 의해 결정되는데 x- 또는 y-축 방향의 FOV에 각각의 matrix size를 나눈 값이 된다. 여기에 slice thickness를 곱하면 voxel volume이 된다. (예를 들어, FOV 30cm, matrix size 256 × 192, slice thickness 5mm 라면,  $\Delta x$ 는  $30\text{cm} \div 256 \approx 1.2\text{mm}$ ,  $\Delta y$ 는  $30\text{cm} \div 192 \approx 1.6\text{mm}$ 가 되고, pixel size는  $1.2\text{mm} \times 1.6\text{mm} \approx 1.9\text{mm}^2$ , voxel size는  $1.9\text{mm}^2 \times 5\text{mm} \approx 9.5\text{mm}^3$ 가 된다) Matrix size가 일정하면 FOV가 커질수록 pixel size가 커지므로 SNR이 증가하고, slice thickness가 커질수록 SNR이 증가한다. 반대로 FOV가 일정하면 matrix size가

커질수록 pixel size가 감소하여 SNR은 떨어진다. 앞서 공식에서 phase-encoding steps( $N_y$ )가 SNR과 일정한 비례 관계를 가진다고 했는데 이것은 pixel size가 일정할 때(FOV가 같이 커질 때)에 해당된다.

정리하면, SNR은 voxel volume과 비례하여 커지는데, FOV, slice thickness에 정비례하고 matrix size에 반비례한다.

## (2) NEX

NEX는 전체 scan을 반복한 횟수를 나타낸다. Scan을 반복하면 signal은 계속 더해져서 비례 증가하지만, noise는 random Brownian motion theory에 따라 서로 상쇄되는 경우도 있어서 제곱근에 비례하여 증가된다. 즉 noise 증가 정도보다 signal 증가 정도가 우세하므로 NEX를 증가시키면 SNR이 증가한다.

한 slice에 대한 scan을 2번 반복하여 2개의 signal( $S_1, S_2$ )을 얻었다면 signal의 합은  $2S$ 가 된다. 그러나 noise는 표준편차로 표시되기 때문에 noise의 합은

$$N_1 + N_2 = \sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2} = \sqrt{2\sigma^2} = \sqrt{2}\sigma = \sqrt{2}N$$

이 된다.

즉 scan을 2번 반복하면, signal은 2배 증가하지만, noise는  $\sqrt{2}$ 배 증가하므로, SNR은  $2/\sqrt{2}$ 배 증가하여 결국  $\sqrt{2}$ 배 증가하게 된다. 따라서 NEX가 1일 때 SNR과 비교하면, NEX가 2인 경우 1.4배, NEX가 3인 경우 1.7배, NEX가 4인 경우 2배 증가하게 된다. 그러나 NEX가 증가하면 scan time이 비례하여 증가하게 되므로, NEX를 너무 많이 높이면 SNR 증가 효과에 비해 scan time이 너무 많이 길어지게 된다. 따라서 적절한 SNR과 scan time의 선택이 필요하게 된다.

## (3) Phase-encoding Steps ( $N_y$ )

Phase-encoding steps( $N_y$ )는 그 수만큼 MR signal을 반복해서 얻기 때문에 pixel size가 일정하다면 NEX와 같은 효과를 가진다. 따라서  $N_y$ 가 2배로 증가하면 SNR은 1.4배, scan time은 2배 증가하게 된다.

3D imaging의 경우 z축 방향의 phase-encoding을 추가해야 되기 때문에 그만큼 signal 획득 횟수가 늘어나서 SNR이 증가하게 된다. 3D imaging의 SNR은 다음 식으로 주어지며, 2D

imaging보다 3D imaging의 SNR이 높다. 물론 scan time은 비례하여 길어진다.

$$SNR \propto (\text{Voxel Volume}) \sqrt{\frac{(Ny) \cdot (Nz) \cdot (NEX)}{BW}}$$

$$SNR (3D) = \sqrt{Nz} \cdot SNR (2D)$$

#### (4) Bandwidth (BW)

Receiver bandwidth(BW)는 frequency-encoding gradient를 걸어 주고 MR signal을 sampling 할 때 사용하는 주파수 범위이다. BW는 frequency-encoding steps(Nx)에 비례하고 sampling time(Ts)에 반비례한다.

$$BW = \frac{1}{\Delta T} = \frac{Nx}{Ts}$$

이 주파수 범위를 변화시키면 여러 가지 현상이 나타난다. 첫째, 주파수 범위(BW)가 증가하면 noise가 더 많이 포함되어 SNR이 BW의 제곱근에 비례하여 감소한다. 예를 들어 BW를 32 kHz에서 16 kHz로 줄이면 SNR은  $\sqrt{2}$  배 증가한다. 둘째, 주파수 범위(BW)를 증가시키면 더 짧은 시간에 MR signal을 sampling할 수 있다. 예를 들어 Nx가 256 matrix일 경우, BW가 16kHz이면 sampling time은 16msec, BW가 32kHz이면 8msec가 된다. 이것은 TE(echo time)를 줄이고 T2 dephasing을 감소시켜 오히려 SNR을 약간 증가시킬 수 있다. 하지만, noise 증가에 의한 SNR 감소에 비해 T2 dephasing에 의한 SNR 증가 효과는 적기 때문에 결국 SNR은 감소하게 된다. 셋째, 주파수 범위를 증가시켜 sampling time이 짧아지면 여분의 TR(repetition time) 시간이 증가하여 더 많은 slice를 얻을 수 있고, scan time에 긍정적으로 작용한다. 넷째, 주파수 범위가 증가되면, chemical shift artifact가 감소되기도 한다.

다시 말해서, BW를 감소시키면, SNR이 증가하고 sampling time과 TE가 길어지고 얻을 수 있는 slice 수가 감소하며 chemical shift artifact가 증가한다.

#### (5) CNR (Contrast-to-Noise Ratio)

SNR과 비슷한 개념으로 생각할 수 있는 것이 CNR(contrast-to-noise ratio)이다. CNR은 인접

한 두 부위의 SNR 차이로 정의할 수 있고, image contrast 또는 tissue contrast를 의미하는 parameter이다. CNR은 TR, TE, TI, FA, proton density들에 의해 결정되는 pulse sequence와 직접 연관이 있다. 실제 영상 진단에서는 SNR이 뛰어난 선명한 영상을 얻는 것도 중요하지만, SNR이 낮더라도 정상 조직과 비정상 조직이 잘 구분되는 것이 더 중요하다. 예를 들어, acute cerebral infarction의 경우 SNR이 좋은 T2 강조영상보다도, SNR은 낮지만 CNR이 매우 뛰어난 확산강조영상(DWI)에서 더 높은 진단적 가치를 보이게 된다.

### 3. Spatial Resolution

Spatial resolution은 2개의 점을 구분할 수 있는 최소 거리를 의미한다. Spatial resolution이 높으면 영상이 세밀해지고, 낮으면 영상이 둔하고 불명확해진다. Spatial resolution은 전적으로 voxel volume에 의해 결정되고, voxel volume이 작을수록 spatial resolution은 증가한다. SNR과 반대로 작용하므로, FOV, slice thickness가 감소할수록, matrix size가 증가할수록 spatial resolution은 증가한다.

$$\text{Voxel Volume} = \Delta x \cdot \Delta y \cdot \Delta z$$

#### (1) Frequency-encoding Steps (Nx)

주어진 FOV에서 x-축 방향으로 resolution을 증가시키기 위해 frequency-encoding steps(Nx)를 증가시켜야 하고, 이것은 receiver bandwidth(RBW)와 연관이 있다. Nx를 증가시키는 방법은 다음 2가지가 있다. 첫째, sampling interval( $\Delta T$ )을 고정시키고(RBW를 바꾸지 않고) total sampling time( $T_s$ )을 길게 하여 Nx를 증가시키면 SNR은 변화가 없으나 TE가 증가하고 T1 강조효과가 감소한다. 반면 total scan time( $T_s$ )을 고정시키고 sampling interval( $\Delta T$ )를 짧게 하면 (RBW가 증가하면) noise가 많아져서 SNR이 감소하지만, TE는 증가하지 않는다.

#### (2) Phase-encoding Steps (Ny)

주어진 FOV에서 y-축 방향으로 resolution을 증가시키기 위해 phase-encoding steps(Ny)를



증가시켜야 한다. FOV를 일정하게 유지하고, phase-encoding steps( $N_y$ )를 2배로 증가시키면 spatial resolution이 2배 증가하지만 SNR은  $\sqrt{2}$ 배 감소한다. 이것은 signal 획득은 2배가 되지만 voxel volume이 1/2로 감소하므로 SNR은  $\sqrt{2}/2$ 로 감소하게 되기 때문이다. 결국 SNR 감소를 보상하려면 NEX를 2배로 해야 하므로 total scan time이 많이 늘어나게 된다. 반면 pixel size를 일정하게 유지하고,  $N_y$ 를 증가시키면, FOV가 같이 증가하면서 SNR은 향상되지만 spatial resolution의 변화는 없고 scan time은 증가한다.

### (3) Slice Thickness

z-축 방향으로 resolution을 증가시키기 위해 slice thickness를 줄여야 한다. 이 경우 voxel volume이 감소하여 SNR도 감소한다. 반대로 slice thickness를 증가시키면 SNR이 증가하지만 partial volume effect가 생기고 spatial resolution이 감소한다.

## 4. Scan Time

Scan time은 MR data를 얻는데 걸리는 총 시간을 말하며, motion artifact나 검사 효율성을 결정하는 중요한 parameter이다. SNR이나 resolution에 문제가 없다면 최대한 짧은 시간 내에 검사를 끝내는 것이 필요하다. 특히 호흡정지 복부영상이나, 협조가 잘 되지 않는 소아, 치매 환자 들에서는 몇 초의 scan time 차이도 MR 검사에서 매우 중요한 부분을 차지할 수 있다.

Parallel imaging은 최근에 개발된 새로운 technique으로, scan time을 줄이는데 매우 효과적이다. 이것은 multi-channel phased array coil을 이용하여, MDCT와 비슷한 효과를 가진다. 이 기법을 이용하면, scan time을 줄일 수 있을 뿐더러 적절한 scan time을 유지하면서 SNR이나 resolution이 높은 영상을 얻을 수 있다. 특히 호흡정지가 필요한 복부영상처럼 고속촬영이 필요한 검사에 매우 유용한 기법이라 할 수 있다.

기본적인 MR pulse sequence의 scan time은 TR, phase-encoding steps( $N_y$ ), NEX를 곱하면 구할 수 있다.

$$\text{Scan Time} = TR \cdot N_y \cdot NEX$$



만약 TR 600msec, TE 30msec, 256 × 192 matrix size, 2 NEX의 조건으로 1장의 T1 강조영상을 얻는다면, 0.6sec × 192 × 2 = 230.4sec (약 3분 50초)의 scan time이 걸리게 된다.

Fast spin echo imaging은 echo train length(ETL)에 의해 scan time이 더 짧아진다.

$$FSE \text{ Scan Time} = \frac{TR \cdot Ny \cdot NEX}{ETL}$$

만약 TR 3000msec, TE 85msec, 256 × 192 matrix size, 2 NEX, ETL 16의 조건으로 1장의 FSE T2 강조영상을 얻는다면 (3sec × 192 × 2)/16 = 72sec (1분 12초)의 scan time이 걸리게 된다.

이러한 scan time은 single slice imaging에서 걸리는 시간을 말하며, 실제 MR 검사에서 시행하는 multislice imaging에서는 slice 수가 scan time에 영향을 준다. Single slice imaging에서는 한 cycle의 TR 시간 중 MR signal을 얻고 나서 다음 RF pulse를 받을 때까지 남는 시간은 버려지게 된다. Multislice imaging에서는 이 남는 시간에 다른 slice를 검사하게 된다. 이 때 얻을 수 있는 slice의 수는

$$Numbers \ of \ Slices = TR / (TE + Ts/2 + To)$$

로 나타낼 수 있고, 위 공식에서 sampling time(Ts)과 overhead time(To)는 TE에 비해 매우 짧으므로 TR을 TE로 나눈 값으로 slice 수를 계산할 수 있다. TR 1500msec, TE 100msec, 256 × 192 matrix, 1 NEX의 T2 강조영상을 얻는다고 했을 때, 약 15 slices 미만의 영상을 4분 48초의 scan time에 얻을 수 있게 된다(실제로는 이보다 더 적은 slice를 얻게 된다). 하지만 같은 조건으로 20 slices가 필요하다면, 5 slices를 위해 같은 acquisition을 반복해야 하므로 2배에 해당하는 9분 6초의 scan time이 필요하게 된다. 이를 방지하기 위해 TR값을 길게 하여 한 번의 acquisition에 얻을 수 있는 slice 수를 증가시키면 scan time을 줄일 수 있다. 즉 TR을 2000msec로 바꾼다면 6분 24초에 20 slices를 모두 얻을 수 있게 된다.

위 공식에서 sampling time(Ts)은 BW와 연관이 있으며, BW가 증가되면 Ts가 감소되어, 얻을 수 있는 slice 수를 증가시켜서 scan time을 줄일 수 있게 된다.

정리하면, scan time은 TR, Ny, NEX, ETL과 직접 연관이 있고, 실제 MR 검사에서는 slice 수, BW와도 밀접한 연관이 있다.

## 5. Trade-offs & Optimization of Scan Parameters

### (1) Trade-offs (Table 1)

MR 영상의 화질을 결정하는 중요한 parameters는 SNR, spatial resolution이며, primary parameters의 조절에 따라 두 parameters 사이에 trade-offs가 필요하다. 즉 Voxel volume과 관련된 FOV, matrix size, slice thickness는 증감에 따라 SNR과 resolution이 정반대의 결과를 나타내므로, spatial resolution을 증가시키기 위하여 주어진 FOV 하에서 phase-encoding step을 늘이거나 slice thickness를 줄이면, SNR의 감소는 감수해야 한다. 또 spatial resolution과 SNR을 모두 증가시키기 위해 parameter를 조절한다면 scan time의 증가를 감수해야 된다.

Scan time이 길어지면 motion artifact가 생길 가능성이 높아지기 때문에 scan time을 증가한다고 해서 반드시 좋은 영상을 얻는 것은 아니며, 적절한 검사시간 내에 최적화된 영상을 얻는 것이 중요하다. 또, scan time이 늘어나면 검사 효율이 낮고, 의료기관의 환자 처리 능력이 떨어지게 된다.

SNR, spatial resolution, scan time 중 어느 parameter를 가장 중요하게 다룰지에 대한 것은 환자 상태나, 검사 부위에 따라 매우 달라진다. 1.5T 이상의 고성능 MR 기기와 surface coil을 이용해 촬영한 MR 영상은 보통 영상진단에 영향을 주지 않을 정도의 좋은 SNR을 제공한다. pituitary gland나 cranial nerve와 같이 미세한 부위를 검사할 경우는 무엇보다 spatial resolution을 높여야 하므로, SNR 또는 scan time을 희생시키는 parameter 설정이 이루어지게 된다. 또, 협

Table 1. Trade-offs of Scan Parameters. Primary parameters를 증가시켰을 때 나타나는 secondary parameters의 변화

1° Parameters ↑	SNR	Resolution	Scan time
TR	↑		↑
TE	↓		↑
FOV	↑	↓	
Slice thickness	↑	↓	
Interslice gap	↑	↓	
Matrix size	↓	↑	↑
NEX	↑		↑
RBW	↓		↓

조가 잘 되지 않는 소아나 뇌경색, 치매 환자의 경우는 짧은 scan time으로 검사를 해야 하므로 SNR과 resolution을 희생시켜야 한다.

## (2) Practical Optimization of Scan Parameters

Primary parameters를 다시 분류, 정리하면, 1) Image contrast를 결정하는, TR, TE, TI, FA, 2) Voxel volume을 결정하는 FOV, slice thickness, interslice gap, matrix size, 3) 그 외 SNR과 연관된 NEX, BW들로 나눌 수 있다. 영상화질을 증가시키기 위해 이러한 primary parameters를 설정하는 과정은 다음과 같다.

- 1) 정해진 pulse sequence에 맞는 TR, TE, TI, FA, ETL을 설정한다.
- 2) 특정 검사 부위에 대한 범위(FOV, slice thickness, interslice gap, slice 수)와, 이에 맞는 적절한 matrix size를 설정한다. 이중 Matrix size는 spatial resolution을 가장 쉽게 조절할 수 있는 parameter이다. 예를 들어 resolution을 높여야 되는 검사라면 matrix size를 올린 후 희생되는 SNR, scan time을 보상하기 위해 몇 가지 다른 parameters를 조절하게 된다.
- 3) NEX는 보통 1~4 사이에서 결정되지만, scan time과 SNR 증가의 효율성을 고려하여 2 NEX를 사용하는 경우가 많다. 호흡정지영상이 필요한 복부 검사에서는 1 NEX 또는 0.5NEX를 사용하게 된다.
- 4) 주어진 조건에서 가장 짧은 scan time으로 검사할 수 있도록 scan parameters를 미세하게 조절하며, 이 때 주로 이용되는 parameters는 TR, ETL, BW 들이다.

이러한 설정 과정 전체를 매번 MR 검사 때마다 반복하는 것은 매우 비효율적이므로, 실제 MR 검사에서는 대부분의 parameters를 검사 protocols에 저장한 뒤 사용하며, scan time과 연관된 parameters만 약간 조정하여 검사하게 된다.

## 참 고 문 헌

1. Mitchell DG, Cohen MS. MRI Principles. 2nd ed. Saunders. 2004:99-137
2. Hashemi RH, Bradley WG, Lisanti CJ. MRI: The Basics. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. 2004:178-186
3. Edelman RR, Hesselink JR, Zlatkin MB, Crues III JV. Clinical Magnetic Resonance Imaging. 3rd ed. Saunders. 2006:90-97
4. Pooley RA. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Fundamental Physics of MR Imaging. Radiographics 2005;25:1087-1099
5. 이영환. 자기공명영상학. 연수강좌, Imaging Optimization and Scan Parameters, 대구경북자기공명영상연구회. 2003.
6. 이상권. 자기공명영상학. 연수강좌, Imaging Optimization and Scan Parameters, 대구경북자기공명영상연구회. 1998.