

Pulse Sequences and Contrast Manipulation

인제대학교 의생명공학부
문치웅

1. 서론

MRI의 특징 중 하나는 다양한 영상 변수(parameter)를 사용할 수 있다는 것이다. 이 변수는 MR 현상 자체에 의한 intrinsic parameters와 MRI 장치 사용자에 의해 변경이 가능한 extrinsic parameters로 나눌 수 있다. intrinsic parameter로는 수소원자 밀도(proton density : PD), T1, T2, T2* 이완 시간(relaxation times), Flow, Chemical shift, Diffusion 등이 있고 extrinsic parameter(또는 imaging sequence의 parameter)로는 TR, TE, Slice thickness, Field of view, 그리고 해상도(resolution)등이 있다. MR 영상에서 각 조직간의 intrinsic 변수들 차이는 contrast로 나타나는데 적절한 pulse sequence와 이에 대응하는 extrinsic 변수들의 설정은 양질의 MR영상을 제공하는데 상당히 중요하다. MR에서 좋은 영상이란 영상에서 나타난 소견들을 분석함으로써 정확한 진단평가를 내릴 수 있어야 한다. 본고에서는 각 intrinsic parameter들 중 주로 각 조직간의 T1, T2에 의한 신호의 차이를 강조하여 영상의 대조도(contrast)를 높이기 위해서는 pulse sequence의 extrinsic parameter들을 어떻게 다루어야 하는지 알아본다.

2. 본론

1) 대조도(contrast)

대조도는 인접한 두 구역의 상대적 신호강도 차이로써 정의할 수 있다. 이는 pixel value간의 상대적인 밝기의 차이로도 설명되며 인접한 두조직의 식별력에 상당히 중요한 역할을 한다. 대조도는 정상조직과 비정상조직의 병리학적 구분이 가능하게 해주는 신체조직의 신호강도 차이를 말한다. 예를 들어 인접한 두 조직에서 신호강도 A와 B를 각각 나타낸다면 이 두 조직간의 대조도를 정량적으로 표시하면 $(A-B)/(A+B)$ 가 된다.

2) 대조도에 영향을 미치는 intrinsic parameters

임상적으로 예상되는 질환에 대해 각 조직간의 대조도를 최적화하기 위해서는 적절한 imaging pulse sequence를 선택하여야 하며 또한 이에 대응하는 영상변수의 값들도 알맞게 결정되어야 한다. 일반적으로 널리 알려진 imaging sequence들에는 spin echo(SE) sequence, gradient echo(GE, 또는

gradient reversal echo: GRE) sequence, inversion recovery(IR) sequence 등이 있다. SE sequence는 proton density(PD), T1, 그리고 T2에 관한 정보를, GE sequence는 T1, T2와 유사한 대조도를, IR sequence는 월등한 T1 contrast를 제공한다.

강한 자장 내에 있는 수소원자핵(Proton 또는 spin)은 자장과 평행한 축(z axis, 종축)을 중심으로 자장에 비례하는 Larmor 주파수로 세차운동을 한다. 외부로부터 RF파에 의해 에너지를 받으면 저에너지에서 고에너지 상태로 되는데 spin들의 합으로 나타나는 거시적 자화(Magnetization, \mathbf{M})은 종축과 수직인 방향(Transverse)으로 숙여진다. 이때 RF파의 주파수가 수소원자핵의 Larmor 주파수와 같을 때 Proton은 에너지를 가장 잘 흡수하는데 이 현상이 자기공명(Magnetic Resonance)의 공명(Resonance)현상이다. 외부로부터의 에너지 공급이 중단되면 spin들은 주위에 있는 분자에 열진동 에너지로 방출하게 되는데 이를 이완(relaxation)이라고 한다.

i) 수소밀도(Proton density)

수소원자핵의 밀도를 의미하며 조직마다 수소 원자수가 다른 것을 대조도로 나타낸 영상을 수소밀도영상이라 한다. 수소원자핵들이 가지고 있는 spin들의 거시적 모임인 자화(Magnetization)은 주자장(main magnetic field) 방향과 평행한 방향이며 이 방향을 종축(longitudinal or z axis)이라 한다. pulse sequence에 의해 excite된 적이 없거나 excite되어도 각 조직의 T1보다 충분히 긴 시간 이후의 자화를 평형자화라 하고 \mathbf{M}_0 로 표시한다. 이때 \mathbf{M}_0 는 각 조직의 수소원자핵의 밀도를 대표하는 값이 된다.

ii) T1(Longitudinal 또는 spin-lattice) relaxation time

T1 회복은 excite된 원자핵(excited nuclei)들이 주위환경 또는 Lattice격자에게 에너지를 전달하고 자신은 고에너지 상태에서 저에너지 상태가 되는 것을 말한다. 이때 자화(\mathbf{M})는 원래의 종축방향으로 회복한다. T1 relaxation time은 종축자화의 성분이 원래 크기(\mathbf{M}_0 : 평형자화)의 63%로 되는데 걸리는 시간을 의미한다. 이때 회복속도는 다음과 같이 지수함수로 표현된다.

$$M_z(t) = M_0(1 - e^{-t/T1}) \quad (1)$$

자화 M 은 약 5T1 시간 후에는 원래상태의 99.9%까지 거의 회복하게 된다. T1 이완은 원자핵의 운동(rotation과 translation 혹은 tumbling rate)이 Larmor frequency와 일치할 때 가장 빠르게 일어난다. 결과적으로 T1 이완

은 공명주파수를 결정하는 주자장의 세기에 달려 있고 자장의 강도가 크면 클수록 T1 시간은 길어진다.

iii) T2(spin-spin) relaxation time

T2 이완은 여기된 원자핵(excited nuclei)들이 주변의 원자핵들과 에너지를 주고받음으로써 일어난다. 에너지 교환은 각 원자핵의 자장과 인접한 핵들과의 상호작용에 의해 일어나며 이것을 spin-spin relaxation이라 하고 결과적으로 main magnetic field와 수직 방향인 횡축자화(\mathbf{M}_{xy} ; transverse component)의 붕괴 또는 감소를 초래한다[그림 1(b) 참조]. \mathbf{M}_{xy} 의 초기 값을 $\mathbf{M}_{xy}(0)$ 라 하면 T2 이완에 의한 횡축자화의 크기 변화 $\mathbf{M}_{xy}(t)$ 는 다음과 같이 지수 함수로 표현된다.

$$\mathbf{M}_{xy}(t) = \mathbf{M}_{xy}(0) \cdot e^{-t/T2} \quad (2)$$

위의 횡축자기 자화가 처음 크기 $\mathbf{M}_{xy}(0)$ 로부터 e^{-1} 크기에 해당하는 37%까지 감소하는데 걸리는 시간을 T2 이완 시간이라 한다.

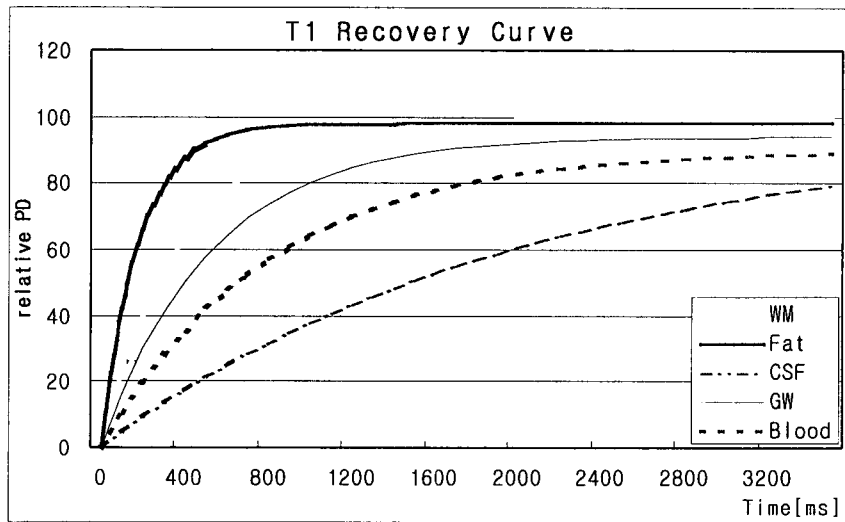
인체 조직에서의 상대적인 Proton density, T1, T2 값들을 표 1.에 표시하고 이들의 T1, T2 이완에 의한 자화의 시간에 대한 변화를 각각 그림 1에 나타내었다. 그림 1.에서 보면 상대적인 수소원자핵의 밀도(relative PD)보다는 T1[그림 1(a)], T2[그림 1(b)]이완에 의해 신호의 크기가 결정된다는 것을 알 수 있다.

iv) T2* relaxation

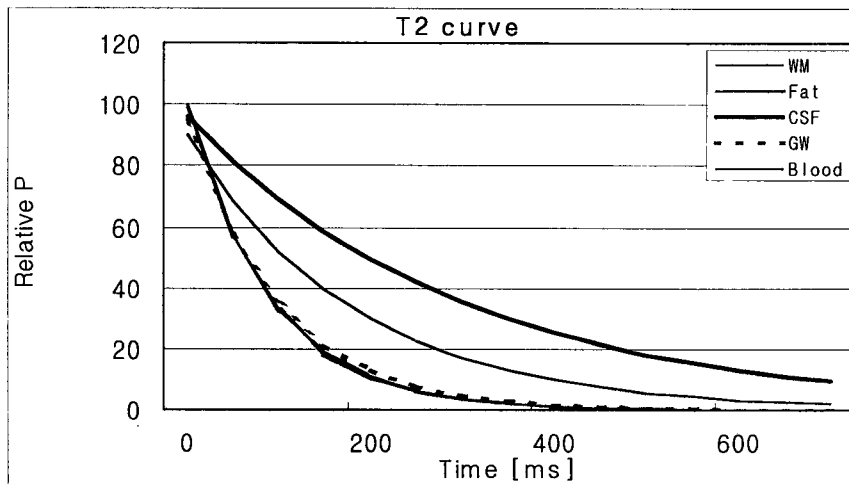
T2* 이완은 개개 spin의 위상들이 서로 달라지는 현상(dephase)으로 발생하는 신호의 감소이다. 국소적으로 불균일한 자장(Local magnetic field inhomogeneity)은 다른 위치에 있는 spin간의 Loarmor 주파수가 달라지게 하여 spin들간의 위상이 시간이 지날수록 흩어지게 된다. spin-spin간의 상호 interaction에 의해 생기는 신호 감소를 T2라 하고 이것과 주자장의 주자자의 국소적 비균일성에 의한 spin dephasing영향을 동시에 받을 때를 T2*라고 한다. 이것은 거시적으로 볼 때 항상 T2보다 훨씬 빠른 속도로 횡축자화 성분(Transverse magnetization)을 잃게 된다[그림 2 참조].

Tissue	Relative PD	T1 (msec)	T2 (msec)
뇌백질	100	396	90
지방	98	180	90
뇌척수액	96	2000	300
뇌회질	94	520	100
혈액	90	800	180

표 1.



(a)



(b)

그림 1.

3) Pulse sequences

Pulse sequence는 RF pulse 및 Gradient pulse의 조합으로 여러 가지의 MR image를 만드는 것을 말한다. 지금까지 수없이 많은 pulse sequence가 알려져 있지만 이들은 spin echo sequence(SE), gradient sequence(GE)를 기본으로하여 확장 또는 응용한 것들이 대부분이다.

i) Spin Echo(SE) sequence

그림 2에 보인 것처럼 SE sequence에서는 90° RF pulse에 의해 형성된 transverse magnetization(M_{xy} ; 횡자화)이 점차 dephasing 하다가 180° RF pulse에 의해 재초점화(rephasing)되어 echo를 만든다. 180° RF pulse는 주자장의 비균일성에 의해 흩어지는 spin들을 다시 모아 재초점화 함으로써 자화 M_{xy} 를 다시 모으는 역할을 하므로, 주자장이 비교적 균일하지 않은 상황에서 비교적 양질의 영상을 얻을 수 있게 한다. 이때 90° RF pulse와 180° RF pulse간격을 TE/2기간, 90° RF pulse와 echo 신호 중앙까지의 시간을 echo time이라고 하고 TE로 표시한다. 신호의 크기 $S(t)$ 는 90° RF pulse를 가해주자마자 나온 신호의 크기(S_0)에서 TE시간 동안 T2 감소한 크기가 된다.

$$S(TE) = S_0 e^{-TE/T_2} \quad (3)$$

윗 식에서 TE를 T2보다 훨씬 적게하면 $S(TE) \cong S_0$ 가 되어 T2의 영향이 적은 영상을 얻을 수 있다.

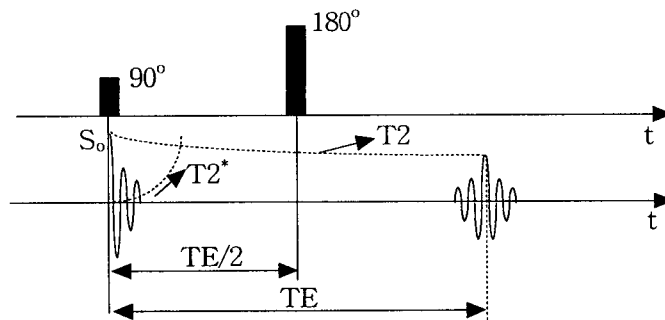


그림 2.

ii) Gradient Echo(GE) sequence

GE sequence는 그림 3에 보인 것처럼 하나의 RF pulse로 echo 신호를 얻는다. RF pulse를 가해준 후 gradient pulse를 가하면 RF pulse로 생성된 횡자화 M_{xy} 는 dephasing하게되는데 이 후 반전 gradient pulse를 사용하면

spin들의 회전 방향이 바뀌므로 횡자화의 재초점화(refocusing)에 의해서 echo 신호를 얻을 수 있다. GE sequence는 주자장의 비균일도에 영향을 받아 RF pulse를 가한 직후 나온 신호에서 $T2^*$ 만큼 감소한 크기의 신호가 나온다.

$$S(TE) = S_0 e^{-TE/T2^*} \quad (4)$$

$T2^*$ 는 주자장의 비균일성에 영향을 주는 susceptibility(자화율)에 의해서도 영향을 받는다. 예를 들어 자화율이 서로 다른 nasal cavity의 조직과 공기층 간의 경계면에서 주자장의 비균일성을 초래하여 $T2^*$ 에 영향을 준다. 또 다른 예를 들면 혈액의 oxy-hemoglobin과 deoxy-hemoglobin 함유량에 따라 자화율이 달라져서 $T2^*$ contrast가 달라지는데 이 원리에 의해 뇌기능영상(brain functional MRI)을 얻을 수 있다.

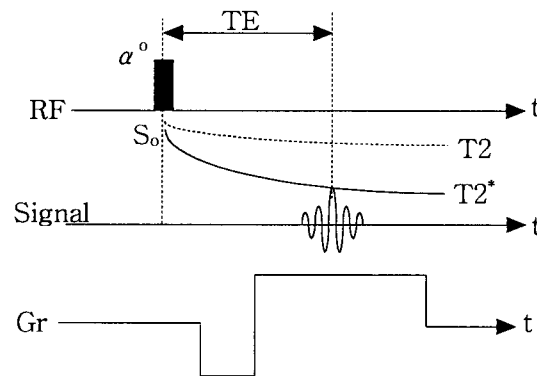


그림 3.

4) Extrinsic Parameters

i) Repetition Time(TR)

MR 영상을 얻기 위해서는 앞에서 언급한 pulse sequence들을 한번만 가하는 것이 아니고 여러번(N번) 반복하여 pulse sequence를 가하게 된다. 이때 그림 4에 보인 것처럼 반복되는 pulse sequence들의 시간 간격을 repetition time(TR)이라고 하며 이때의 scan time은 $TR \times N$ 이 된다. Pulse sequence에 의해 여기(excite)된 자화는 TR동안 그림 1(a)에 보인 것처럼 $T1$ 회복을 한다. TR이 $T1$ 에 비해 충분히 길면 $T1$ 회복도 충분하여 다음 excite될 때 같은 크기의 신호를 발생한다. 만약 TR이 $T1$ 보다 짧은 800msec이면 그림 1(a)에서 보는 것처럼 $T1$ 이 가장 짧은 Fat이 가장 많이 회복하여 종축자화 M_z 이 가장 크고 $T1$ 이 가장 긴 CSF의 종축자화 M_z 가 가장 작다. 이때 발생하는 신호차에 의해서 MR 영상에서는 각 조직간의 $T1$ 대조도로 나타난

다. TR을 적당히 줄이면 조직들간의 T1 차이에 의해 결정된 신호강도 차이가 생겨 조직대비가 증가되며 그 결과 얻은 영상을 T1 강조영상이라 한다. 그림 1(a)에서 TR이 800 msec일 때보다 2800 msec일 때 T1이 긴 조직들의 신호는 크지만 각 조직간의 신호차이가 적어 대조도는 떨어짐을 알 수 있다.

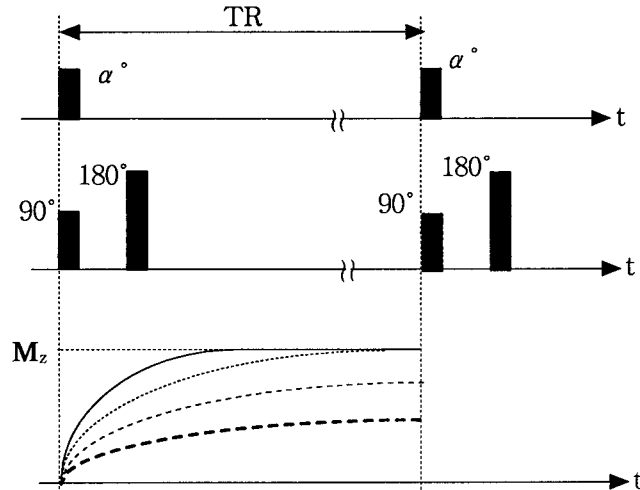


그림 4.

ii) Inversion Time(TI)

Inversion recovery pulse sequence는 그림 5에 보인 것처럼 SE pulse sequence의 앞에 TI 시간 만큼의 여유를두고 180° RF pulse(또는 inversion pulse라고도 한다.)를 추가로 가해 주는 것이다. 평형상태의 자화 M_0 는 180 RF pulse에 의해 $-M_0$ 가 되고 시간이 지나면서 다시 평형상태의 M_0 로 T1 회복하게 된다. 이는 Spin Echo의 신호차가 M_0 인 것보다 2배 큰 $2M_0(=M_0 - (-M_0))$ 로 대조도를 2배 만큼 크게할 수 있다는 것을 의미한다. 따라서 IR pulse sequence는 SE pulse sequence보다 조직간의 증가된 T1 contrast 영상을 제공한다.

상기에서 설명한 inversion pulse는 IR sequence외에 fast GE sequence등에서 T1 contrast를 얻기 위해서 sequence의 앞에 한번만 사용되기도 한다.

ii) Echo time(TE)

SE, GE pulse sequence에 의해서 excite된 spin들은 echo가 형성되는 시간(TE) 동안 T2 이완에 의해 신호가 감소된다. TE를 길게하면 T2감소는 그만큼 많아져서 신호는 감소하지만 T2 contrast는 증가하게 된다. 그림 1(b)에서 TE가 0 msec에 가까울 수록 각 조직들은 100 근처의 값을 갖지만

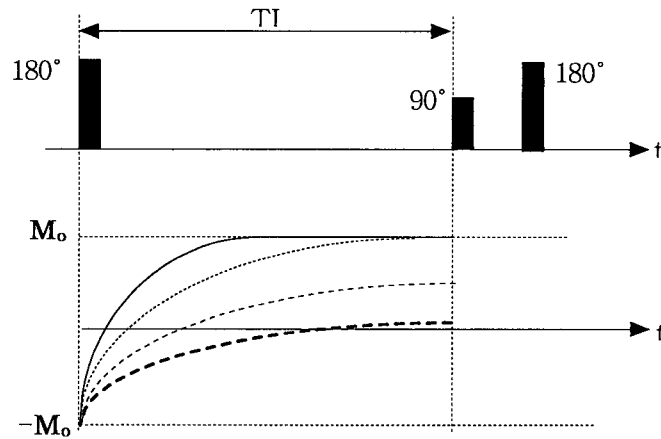


그림 5.

신호의 차가 거의 없다. TE를 200 msec로 하면 각 조직들은 60이하의 값을 갖지만 신호 차는 커서 contrast가 커짐을 알 수 있다. ventricular system, urinary bladder, simple cyst등은 긴 T2값을 가지기 때문에 T2 강조영상에서 밝게 나타난다. brain, liver, spleen, ligaments, tendon등은 T2가 짧기 때문에 T2 강조영상에서 검게 나타난다.

3. 결론

MR 영상으로 정확한 진단결과를 얻기 위해서는 pulse sequence와 이에 대응하는 image parameter(TR, TE, TI) 등의 값들을 적절히 설정하는 것이 매우 중요하다. 이들 parameter와 신호크기(SI)간의 관계를 수식으로 표현하면 다음 식과 같다.

$$SI = S_0 \cdot (1 - e^{-TR/T1}) \cdot e^{-TE/T2} \quad (5)$$

TR을 T1에 비해 짧게 하면 T1을 강조할 수 있고 TE를 길게 하면 T2를 강조할 수 있다. 그리고 Inversion recovery sequence를 사용하면 보다 강한 T1 강조영상을 얻을 수 있다. 예를 들어 T1강조 영상을 얻기 위해서는 TE를 짧게하여 T2의 영향을 적게해야 하며 T2 강조영상을 얻기 위해서는 TR을 길게하여 T1 영향을 적게해야 한다. 또한 수소원자밀도 영상을 얻기 위해서는 T1, T2 모두의 영향을 받지 않게 하기 위해 TR은 길게, TE는 짧게하여야 한다. 그렇지 않으면 T1, T2 영향이 혼합된 영상을 얻게된다.