

T₁/T₂ maps의 재구성을 위해 잡음의 표준편차를 이용한 수신증폭률 보정

이화여자대학교 물리학과*

연세대학교 진단방사선과학교실[†], 방사선의과학연구소[‡]

가톨릭대학교 의과학연구소[§]

김미나,^{*†} 김성은,[§] 신승애,^{*} 정은기^{†‡}

현재 임상적으로 쓰이고 있는 T₁/T₂ 강조영상 (weighted image)은 각각 다른 조직이나 정상/병변 조직 사이에 정성적인 대조도를 준다. T₁/T₂ 영상화 (mapping)는 영상의 각 화소신호를 T₁/T₂ 시간으로 나타내는 방법으로 병변의 진행정도를 정량적으로 알 수 있다. T₁/T₂ 영상화 (mapping)를 얻기 위해서는 수신신호의 증폭률이 같아야 하는데, 일반적으로 MR 영상화 장비에서는 A/D converter의 동적 구간을 최대 활용하기 위하여 입력신호를 최대 증폭하기 때문에 각각 다른 수신증폭률을 사용할 수 있다. 이 논문에서는 최대 증폭한 경우와 수신증폭률을 보정한 경우의 T₁/T₂ 영상을 각각 얻고 측정된 T₁/T₂ 값을 비교하여, 수신증폭률 보정이 T₁/T₂ 영상화에 어떠한 영향을 미치는지 분석하였다. 그 방법으로서 얻은 영상들이 각각 다른 수신증폭률을 가진 경우에 이를 보정하기 위해 잡음을 표준편차로 이용하는 방법을 사용하였다. 이렇게 얻어진 머리의 T₁/T₂ 영상은 이미 보고된 T₁/T₂의 값과 유사하였다.

중심단어: 수신증폭률, T₁ 영상, T₂ 영상, 잡음

서 론

자기공명영상(Magnetic Resonance Image; MRI)은 병변의 발생으로 인해 양성자 원자핵(¹H)을 포함하고 있는 특정 부위의 물분자의 환경(운동성, 화학적 구조, 양성자 밀도 등)이 원상태의 그것과 달라졌을 때 T₁과 T₂라는 이완 시간을 통해 병변의 유무와 그 정도를 보여준다.¹⁾ 일반적으로 임상에서는 병변의 감별을 위해 T₁ 강조영상(T₁ weighted image)이나 T₂ 강조영상(T₂ weighted image)을 이용하는데, 이것은 적절한 신호의 대조도(contrast)를 통해 물분자의 내적·외적 요인들에 의한 서로 다른 조직간의 경계선과 병변을 정상 조직으로부터 구별할 수 있도록 해 준다.¹⁾ 그러나 강조영상(weighted image)에서는 병변에 의한 정확한 T₁ 값의 변화를 알 수가 없으므로, 병변의 구분이나 진행 정도를 정성적인 시각적 구별에 의존한다. 그런데 만약 조직의 T₁, T₂ 값을 알 수 있으면, 병변의 진행 정도를 정량적인 정

보로서 사용할 수 있을 것이다. T₁/T₂ mapping은 T₁, T₂의 정확한 값을 얻어 이러한 정량적인 정보를 얻을 수 있게 한다.^{2, 9 12)}

T₁ mapping은 영상화 변수 중에서 TR (반복 시간)을 다르게 하여 신호(signal)를 얻고, 그 결과를 non-linear (비선형) curve-fitting을 통해 T₁ 시간이 화소의 신호의 세기가 되는 영상을 재구성하며, T₂ mapping은 영상화 변수 중에서 TE(반향 시간)를 다르게 하여 신호(signal)를 얻고, 그 결과를 자연로그를 취한 linear (선형) curve-fitting을 통해 T₂ 시간이 화소의 신호의 세기가 되는 영상을 재구성한다. 즉, 영상좌표 (x, y)에서 측정되는 MRI 신호의 세기는 TR, TE, 절편두께 등의 영상화 매개 변수의 함수라고 할 수 있는데, 그 중에서 TR의 변화는 T₁(spin-lattice relaxation time)에, TE는 T₂에 대응하는 변수들이다. 현재까지 T₁/T₂ mapping에 대한 연구는 curve-fitting 했을 때 도출된 T₁값의 정확성과 map을 얻는 시간의 문제에 관한 것들이 중심이

되어 왔다. 빠른 T₁/T₂ map을 얻기 위한 방법으로는 Look and Locker에 의해 처음으로 제안된 TOMROP³⁾ 등의 방법이 있고, 영상의 정확한 대조(contrast)를 얻기 위한 방법으로는 Snapshot FLASH⁴⁾ 등의 방법이 있다. 그러나 T₁/T₂ mapping에서는 map을 얻는 속도를 빠르게 하면 정확성이 떨어지고, 정확성을 우선으로 하면 상당한 시간이 걸리는 이유로 아직까지는 임상에서 쓰이지 못하고 있다.

일반적으로 MRI 장비들은 ADC(analog to digital converter)의 동적 구간(dynamic range)을 최대한 사용하기 위하여 입력 신호에 대하여 ADC가 포화(saturation)되지 않는 범위 내에서 최대 증폭한다.⁵⁾ 그러나 T₁/T₂ map을 위의 경우와 같은 방법으로 얻을 경우, 모든 TR에 대해서 수신 신호의 증폭률(R)이 같아야 하는데, 일반적인 임상용 MRI system에서는 각 TR에 대해 영상화 할 때 최적 증폭률을 사용하므로 T₁/T₂ mapping을 임상적으로 사용하기 위해서는 증폭률에 대한 변화를 보정하는 방법에 대해 연구해야 할 필요가 있다. 이 논문에서는 T₁/T₂ map을 재구성하기 위해서, 얻은 영상들이 각각 다른 수신증폭률(receiver gain ratio)을 가지고 있는 경우에 수신증폭률을 보정하기 위해 잡음(noise)을 표준편차로 이용하는 방법을 사용하였다.

재료 및 방법

사용된 영상 data set는 수신증폭률이 각각 다르게 설정된 T₁ set(TR=100, 200, 400, 800, 1600, 3200 ; TE=15 msec)과 T₂ set(TE=15, 30, 45, 60, 75, 90; TR=3200 msec)이었으며, 정상 자원자의 머리 영상이었다. 사용된 자기공명영상기는 Medison사의 Magnum 3.0T이었고, 스핀 에코 펄스열을 사용하였다. 스핀 에코 영상에서의 각 화소별의 신호의 세기는 다음 식(1)과 같다.^{6, 8)}

$$S(x, y; TR, TE) = \rho(x, y)e^{-TE/T_2(x, y)} \times (1 - 2e^{-(TR - TE)/T_1(x, y)} + e^{-TR/T_1(x, y)}) \quad (1)$$

그런데 만약 TE를 아주 짧게 하면 위 식은 다음과

같다. 이러한 경우 식(2)를 양성자 밀도 영상으로 볼 수 있으므로 영상화 시에 최소 TE를 선택할 필요가 있다.⁶⁾

$$S(x, y) = S_0(TE, T_1, \text{두께}, \text{수신증폭률}, \dots) \times (1 - e^{-TR/T_1(x, y)}) \quad (2)$$

또한 식(1)을 T₂에 관한 식으로 바꿀 수 있는 이유는 다음과 같다. 인체의 정상 조직내의 수분의 T₁이 대개 500~1000 msec인 점을 감안할 때 3200 msec의 TR은 위의 식(1)에서 괄호 안의 회복 항을 거의 1로 여길 수 있다. 그래서 식(1)은 각각의 화소마다 T₁에 의한 영향을 없애고 다음의 식(3)처럼 T₂에 의한 감쇄만 남는다.¹⁾

$$S(x, y) = S_0(TR, \dots)e^{-TE/T_2(x, y)} \quad (3)$$

$$\ln S(x, y) = \ln S_0(x, y) - TE/T_2(x, y) \quad (4)$$

T₁과 T₂ mapping은 각각 식(2)와 식(3)에 의하여 각 화소별로 계산된 값(T₁, T₂)을 msec 단위로 표시하였다. 식(2)에서처럼 T₁ map은 비선형 계산이 필요하였고, 초기 시행치는 이미 계산된 주변 값의 평균화로 시작하였다.⁶⁾ T₂ 시간의 계산은 식(3)의 양변에 자연로그를 취하여 식(4)로 변환한 후, lnS(t)와 독립변수 TE에 대해 선형계산을 하였다. 사용된 프로그램은 영상처리 소프트웨어인 IDL(Interactive Language Research System Inc., Colorado, USA)이었으며 각각 SUN 워크스테이션과 PC(window)상에서 시행하였다.

T₁과 T₂ map을 영상화하기 위해서 IDL(Interactive Language Research System Inc., Colorado, USA)를 이용하였다. 그리고 Scion Image(Scion Corporation, 82 Worman's Mill Ct., Suite H, USA)를 이용하여 T₁/T₂ map에서 임의의 가로방향으로 특정화소집단을 결정하여 각각의 T₁/T₂ 값을 plot하였다. 이것은 T₁/T₂ 값의 정확성을 알아보기 위한 것이다. 증폭률 보정을 위해서는 정상 지원자의 머리 영상에서 세 개의 ROI(deep white matter, cortical gray matter, noise)를 선택하고 각각의 TR과 TE 값에 따라 신호를 측정하였는데, 측정된 잡

음 값으로 나머지 두 개의 신호 값을 나누어 준 것을 보정한 data로 보았다. 잡음 값으로는 영상 위의 움직임에 의한 artifact가 없는 frequency 방향의 구석에서 30개의 화소를 포함하는 ROI(Region Of Interest)를 선택했다. 각각의 영상에서 이 ROI에 대한 잡음 값의 표준편차를 측정하여, 이 값을 같도록 하는 상대적인 비례상수(계산 감쇄율)를 각각에 대해 구하고 전체 화소들을 곱하여 새로운 data set(보정된 data set)를 만들었다. 수신증폭률이 보정되지 않은 원래 영상과 보정된 영상들을 이용하여 각각 T₁과 T₂ 이완 영상들을 재구성하였다.

재구성된 T₁/T₂ 이완 영상들을 PC 상에서 Scion Image(Scion Corporation, 82 Worman's Mill Ct., Suite H, USA)를 이용하여, 두 개의 ROI(cortical grey matter, deep white matter)를 선택하고 그 평균값과 표준편차를 구하였다.

결 과

근래에 T₁/T₂ 값을 영상화하는 연구의 경향은 크게 두 가지로 나누어 볼 수 있다. 첫 번째는 map용 영상 획득을 빨리 하는 펄스열의 개발에 관한 연구이며, 두 번째는 강조영상(Weighted image)을 이용해 curve fitting을 했을 때 관련된 매개변수 또는 방법에 대한 연관성과 정확도에 관한 연구이다.⁵⁾ 그 중에서도 이 논문에서는 증폭률 보정에 따른 curve fitting의 정확성에 초점을 두었다.

이러한 신호 값으로 curve fitting 한 결과는 아래와 같다. Fig. 1의 그래프 (a), (b)는 T₁ 강조 영상에서 deep white matter와 cortical gray matter의 증폭률을 보정한 data(○)와 보정하지 않은 data(△)로 비선형 curve fitting 한 결과이다. △은 보정하지 않은 data로 급격하게 신호가 증가하고 있는 것을

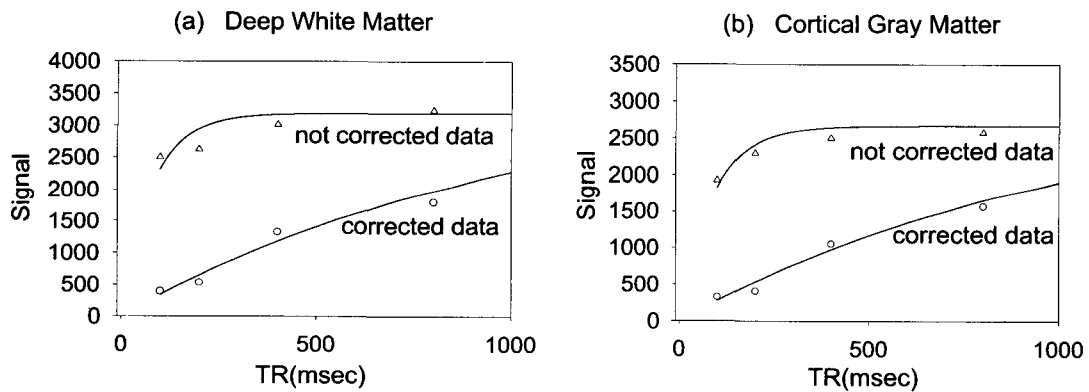


Fig. 1. T₁ curve fitting in deep white matter.

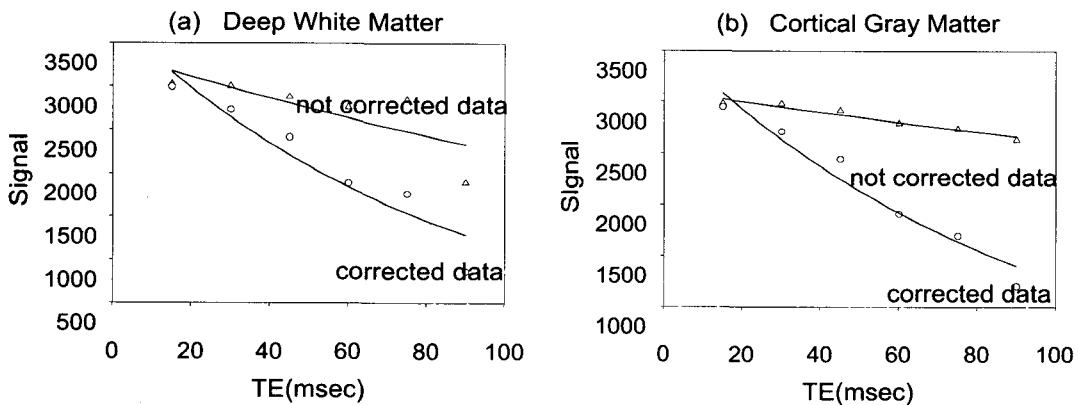


Fig. 2. T₂ curve fitting in deep white matter and cortical gray matter.

Table 1. Measurement of T₁/T₂ value in brain tissue

	T ₁ ± Std.error(msec)			T ₂ ± Std.error(msec)		
	비보정	보정	참고값 ⁷⁾	비보정	보정	참고값 ⁷⁾
white matter	84.44 ± 51.11	886.3 ± 75.80	832 ± 10	396.38 ± 347.64	68.54 ± 12.54	82.07 ± 0.78
gray matter	98.16 ± 71.93	938.2 ± 52.99	1331 ± 13	268.7 ± 386.04	61.55 ± 32.47	113.9 ± 2.3

볼 수 있다. 그리고 ○은 신호를 잡음 값으로 나누어준 증폭률을 보정한 data인데 신호가 서서히 증가하고 있는 것을 알 수 있다. 실제 측정된 영상 자료의 TR은 1600, 3200 msec의 두 값이 더 있으나, 보정한 결과와 보정하지 않은 결과의 초기 시간의 차이를 보이기 위하여 두 TR(1600, 3200 msec)에 대한 결과는 그래프에 나타내지 않았다.

Fig. 2의 그래프 (a), (b)는 T₂ 강조 영상에서 deep white matter와 cortical gray matter의 증폭률

을 보정한 data(○)와 보정하지 않은 data(△)로 선형 curve fitting 한 결과이다. △은 보정하지 않은 data로 신호가 서서히 감소하고 있음을 알 수 있다. 또한 ○은 신호를 잡음 값으로 나누어준 증폭률을 보정한 data인데 신호가 빠르게 감소하고 있음을 알 수 있다. 이것은 TR이 짧고 신호가 낮은 영상화 과정에서, 자기 공명 영상화 장비가 증폭률을 자동으로 높임으로써 ADC의 역동적 범위를 최대한 활용하기 때문이다.

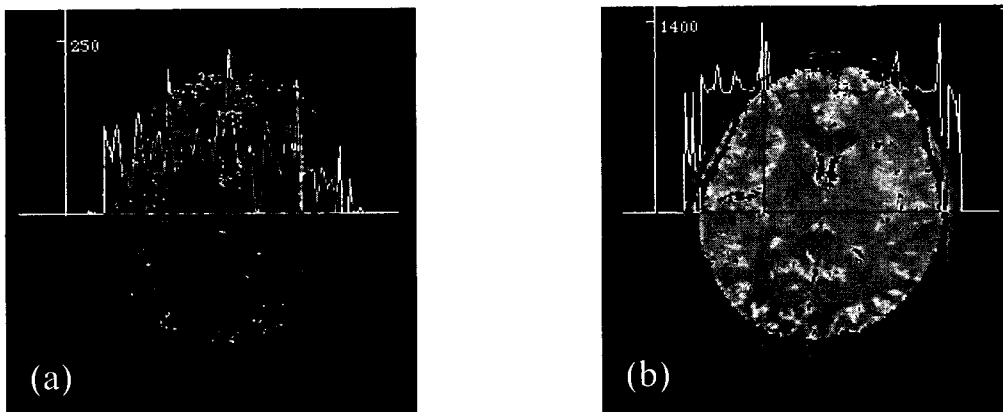


Fig. 3. T₁ map: (a) not corrected map, (b) corrected map.

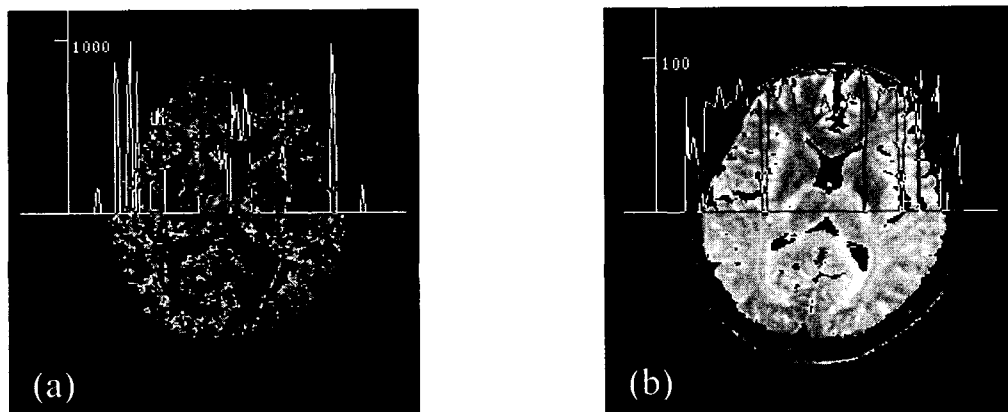


Fig. 4. T₂ map: (a) not corrected map, (b) corrected map.

IDL로 보정한 것과 하지 않은 것에 대하여 mapping을 하였다. 보정하지 않은 image와 보정한 그것의 map의 T₁값은 많은 차이가 있었다. Fig. 3의 (a)는 보정하지 않은 T₁ map으로 plot 결과 250msec이하의 낮은 값이 측정되었고, (b)는 보정한 T₁ map으로 1400msec 이하의 900~1100msec의 값이 주로 측정되었다. Fig. 3과 4는 구성된 T₁/T₂ map위에 임의의 화소의 무리를 지정하여 그 영역의 T₁/T₂ 값들을 나타낸 결과를 겹쳐놓은 것이다.

Fig. 4 역시 IDL로 mapping한 T₂ map으로, 보정하지 않은 image의 map과 보정한 것의 map의 T₂ 값은 많은 차이가 있었다. Fig. 4의 (a)는 보정하지 않은 T₂ map으로 plot 결과 1000msec이하의 높은 값이 측정되었고, (b)는 보정한 T₂ map으로 100 msec 이하의 낮은 값이 측정되었다. Fig. 4의 (a)에서는 image가 어두운 부분이 있는데, 그 부분은 T₂ 값이 너무 길어서 측정하고자 하는 다른 영역의 값을 어둡게 만든다. 그래서 값이 높은 영역을 cut off로 잘라버린 결과, 그 부분은 어둡게 보이는 것이다.

표 1은 T₁/T₂ map에서 특정 화소의 T₁/T₂ 값을 측정하여 기록한 것으로 참고 값과 비교한 것이다.⁷⁾ 증폭률을 보정한 값은 보정하지 않은 값에 비해 훨씬 참고값에 가까웠다. 표준편차 역시 보정하지 않은 쪽이 크게 측정되었다. 이렇게 T₁/T₂ mapping을 함으로써 T₁/T₂ 값을 정량화하여 비교해 볼 수 있었다.

고 찰

T₁/T₂ mapping은 앞에서 언급된 식 (2), (3)에서 알 수 있듯이 TR, TE 그리고 T₁, T₂ 등을 함수로 하여 얻어진다. 따라서 T₁/T₂ map은 각각 다른 TR과 TE 값에서 얻어진 강조영상들을 위 식 (2), (3)을 이용하여 얻은 것이다. 이러한 과정은 IDL로 만든 프로그램에서 시행되었으며, 약 4~5분이 소요되었다. 계산상의 시간지연은 C언어나 알고리즘이 개선된다면 해결될 수 있다.¹⁾

이 논문에서는 주로 증폭률을 보정한 결과와 보정하지 않은 결과를 중점적으로 비교하였다. Fig. 1의 경우, (a)와 (b)에서 볼 수 있듯이 보정한 것과 보정하지 않은 data의 신호는 서로 다른 양상을 보인다. 보정하지 않은 data는 TR이 증가함에 따라 보

정한 data에 비해 신호 값이 급격히 증가하고 있는데, 이것은 TR값이 작은 경우 ADC의 범위를 최대한 활용하기 위해 증폭률이 자동적으로 높아지기 때문이다. 이런 경우 T₁ 값은 정상적인 그 값에 비해 매우 짧아진다. 그러므로 증폭률을 일정한 값으로 유지하도록 보정을 해주면 TR 값이 증가함에 따라 신호 값도 서서히 증가하고 T₁ 값도 정상 값과 거의 일치하게 된다.

조직 내부의 T₁/T₂ 값을 정량적으로 얻는 것은, 정상 조직과 병변 조직을 확실하게 구분할 수 있도록 하는 정확한 자료가 된다.^{2, 9 12)} 그러므로 임상적으로 환자의 질병을 진단하는데 T₂ map이 유용할 수 있으며 그 대표적인 예는 종양에 대한 항암제 치료전·후의 변화를 관찰하는 일이다.¹⁾ Fig. 2의 경우, (a)와 (b)에서는 TE가 길수록 신호의 감쇄가 e^{-TE/T_2} 로 커지고 있는 것을 볼 수 있다. 이 경우에서도 위의 경우와 마찬가지로 증폭률을 보정하지 않았을 때는 신호 값을 최대로 얻기 위해, 영상화 장비는 포화되지 않는 범위에서 증폭률을 자동으로 높인다. 그러나 증폭률을 보정해 주면 신호 값은 TE가 증가함에 따라 급격히 감쇄한다. 보정한 결과의 우위성은 Fig. 3과 4의 T₁/T₂ map에서도 확인할 수 있다. 또한 표 1을 보면 보정하지 않은 쪽의 오차가 상당히 큰 것을 알 수 있는데, mapping과정에서 각각의 TR, TE에 대한 신호 값을 동일하지 않은 비율로 증폭해 계산했기 때문이다. 보정한 data의 T₂ 값이 참고값보다 작은 이유는 적용된 180도 펄스가 하드펄스가 아닌 완벽하지 못한 sinc 펄스이기 때문이다.¹⁾

결 론

현재 임상에서 가장 보편적으로 사용되고 있는 T₁/T₂ 강조영상(weighted image)은 정성적인 정보만을 주기 때문에 정량적인 정보를 알고자 할 때에는 T₁/T₂ mapping을 이용하는 것이 좋다. 이러한 map을 얻기 위해서는 T₁/T₂ mapping 과정에서 모든 TR, TE에 대해서 수신 신호의 증폭률(R)이 같아야 한다. 그러나 일반적인 임상용 MRI system에서는 ADC(analog to digital converter)의 동적 구간(dynamic range)을 최대한 사용하기 위하여 입력 신호에 대하여 ADC가 포화(saturation)되지 않는 범위

내에서 최대 증폭한다.⁵⁾ 그러므로 T₁/T₂ mapping을 임상적으로 사용하기 위해서는 반드시 증폭률을 보정해야 한다. 각각의 TR과 TE에 대해 신호를 얻은 weighted image로 mapping을 하여 map을 얻고 정량적인 T₁/T₂ 값을 측정한 결과 증폭률을 보정한 결과가 참값과 비슷하며, 이것이 보정하지 않은 결과와 많은 차이를 보이는 것을 확인할 수 있었다. 그러므로 T₁/T₂ map의 임상적 활용을 위해서 증폭률 보정의 문제는 필수적이라 할 수 있다. 그러나 mapping 과정에서 시간이 많이 걸리는 단점을 가지고 있으므로 임상에서는 아직 사용되지 못하고 있다. 따라서 이러한 정량적인 정보를 임상에서 사용하기 위해서는 워크스테이션의 처리 속도가 좀더 빨라져야 할 것이다. 또한 T₁/T₂ map이 어느 병변의 감별에 도움을 줄 수 있는지에 대한 연구가 계속되어야 할 것이다.

참고 문헌

1. 정은기, 서진석, 김동익 외: 에코의 개수와 임의 잡음이 T2 이완영상의 구성에 미치는 영향 연구. 대한자기공명학회지 2:67 (1998)
2. Morris P.J.: *Nuclear Magnetic Resonance in Medicine and Biology*. Clarendon Press. London, (1984)
3. Franconi F.: T1 mapping from spin echo and stimulated echoes. Med. Phys. 22: Pt.1, (1995)
4. Deichmann R.: Fast T2 mapping with snapshot flash imaging, Magnetic Resonance Imaging 13:633-639(1995)
5. Dwight G. Nishimura: *Principles of Magnetic Resonance Imaging*. Department of Electrical Engineering Stanford University, 1996
6. 정은기, 서진석, 이종태 외: T1 이완시간의 영상화. 의학물리 6:83 (1995)
7. Wansapura J.P.: 3.0 Tesla Study of NMR Relaxation Times in the Human Brain. International Society for Magnetic Resonance in Medicine, Vol. 1, p. 685(1997)
8. Callaghan P.T.: *Principle of Nuclear Magnetic Resonance Microscopy*. Oxford Press, London, England (1991)
9. Crawley A.P., Henkelman R.M.: A comparison of one shot and recovery methods in T1 mapping. Magn. Reson. Med. 7:23 (1988)
10. Martin P.A., Kohli R., Edwards R.H.T.: 1993 SMRM Book of Abstract, 740 (1993)
11. Herfkens R., Davis P., Crooks L., et al.: Nuclear magnetic imaging of the abnormal live rat and correlations with tissue characteristics. Radiology 14:211 (1981)
12. Bottomley. P.A., Hardy C.J., Argersinger R.E., et.al: A review of 1H NMR relaxation in pathology. Med. Phys. 14:1 (1987)

Correction of Receiver Gain using Noise's Standard Deviation for Reconstruction of T₁/T₂ Maps

M. N. Kim,^{*,†} K. S. Choi,[§] S. A. Shin,^{*} E.-K. Jeong^{†,‡}

**Department of Physics, Ewha Woman's University*

*†Department of Diagnostic Radiology and †Research Institute of Radiological
Science, Yonsei University College of Medicine*

§Catholic Medical Center

T₁/T₂ weighted images are being used to give the characteristic contrast among the various tissues and the normal/abnormal tissues. Abnormalities in tissues, in general, accompany the biochemical changes and eventually structural ones in which results in the change in T₁ and T₂ relaxation times of water protons. It has been suggested that the mapping of T₁/T₂ values may serve as a possible tool for the quantitative evaluation of the degree of abnormality. On reconstructing T₁/T₂ maps(or any other MR parametric map), only corresponding variables are to be varied, such as TE for T₂, TI or TR for T₁ and b-factor for diffusion images. But often the receiver gain is taken for the optimal usage of A/D converter, so that the set of the image data has different receiver gain. It must be corrected before any attempt to reconstruct the maps. Here we developed method of correcting receiver gain variation effect, using the standard deviation of noise on individual image. The resultant T₁ and T₂ values were very comparable to the other reported values.

Key words: receiver gain, T₁ map, T₂ map, noise