

에코의 개수와 임의 잡음이 T2 이완영상의 구성에 미치는 영향 연구 : 8에코 CPMG 영상화 펄스열의 개발

정은기¹, 서진석¹, 김동익¹, 이삼현², 원진임³

자기공명 영상의 의학적 이용에서 T2 이완시간의 화소별 영상화(T2 이완 영상)는 병변의 정량적 진단도구로서 제안된 바 있다. NMR의 물리/화학적 이용에서 T2 이완시간의 측정으로서 CPMG(Carr-Pucell-Meiboom-Gill) 펄스열이 가장 효과적으로 인정되고, 쓰이고 있으나, 선형자계를 가하는 MR 영상화 장비에서는 측정된 다른 TE의 영상들을 이용한 T2 이완시간의 영상화 자체에 대한 복잡한 계산을 영상기기에서 수행에 문제가 있고, 일반적으로 최대 4개의 CPMG 에코를 영상화하는 펄스열이 제공되어 있다. 좀더 정확한 T2 이완영상화를 위하여 적어도 8개의 다른 반향시간 TE를 가진 영상들을 필요로 하므로, MR 영상화 장비사에서 제공된 펄스열을 이용하면, 적어도 두번 이상의 영상화를 하여야 한다. 이는 TR을 2500 msec로 할 때 적어도 15분 정도의 시간이 걸리며, 이 동안 환자의 약간의 움직임, 특히 각 4개 단위의 영상화 사이에 움직임에 의한 임의적 잡음이 계산될 T2 영상에 큰 영향을 미친다. 이 연구에서는 시뮬레이션에 의하여 1, 5, 10%의 이론적인 임의의 잡음을 포함한 영상들을 이용하여 잡음이 T2 영상의 작성에 미치는 영향을 연구하였다. 그리고 4개 에코 펄스열을 이용하여 세 번의 영상화로 12개의 영상을 얻고, 이들로부터 4개, 8개의 다른 TE를 가진 영상들을 선택하여 T2 영상을 계산하였다. 그리고 이 연구에서 개발된 8에코 CPMG 펄스열로 한 번에 얻은 8개의 영상을 이용한 T2 이완 영상과 결과를 비교하였다. 잡음이 클수록 실제치보다 T2가 길었고, 8-에코 펄스열은 영상화하는 동안에 환자의 움직임을 줄여서 더 정확한 T2 이완 영상을 만들 수 있었다.

서 론

자기공명영상은 이미 사용되고 있는 X-선 단층촬영이나 초음파 영상과 달리 연조직에 대한 높은 대조도와 비파괴성 때문에 병변을 감별하는 진단도구로서 중요한 역할을 하고 있다. 얻어진 이차원 영상위의 신호의 크기는 반복시간(TR), 반향시간(TE), 수신주파수폭, 온도, 그리고 절편의 두께등의 영상화 변수들에 따라서 달라진다. 특히 TR과 TE는 각각의 다른 위치의 신호를 비 선형적으로 변화시킨다. 조직의 상태가 변하지 않아도 영상화 변수, 특히 TR과 TE의 변화는 측정되는 전체 영상이 달라진다. 정상으로부터 병변조직의 감별에 사용되는

방법으로서 이들 영상화 변수에 따라 달리 측정되어 구성된 영상으로부터 각각의 조직의 T1과 T2 이완시간의 차에 의하여 나타나는 상대적인 신호의 차이, 또는 대조에 의한 것이다(1). 어느 특정의 병변이 진행되고 있을 때, 그 부위의 양성자의 수와 이들을 둘러싸고 있는 물리/화학적 환경이 변화한다. 즉, 이 변화는 주변의 국소 자성과 분자의 운동성에 변화를 가져와서 T1과 T2를 변화시킨다. 이들 이완시간의 변화정도를 적절한 TE와 TR를 이용하여 각기 다른 신호의 크기를 가지게 하는 T2 및 T1 강조영상을 만든다. 강조영상을 얻어 신호의 상대적 또는 정성적인 비교를 하는 통상적인 방법대신에 T1과 T2를 직접 측정하면 정량성을 가진다.

현재 임상에서 사용되는 MR 영상기는 특정 관심부위(ROI)의

대한자기공명과학회지 2: 67-72(1998)

¹ 연세대학교 의과대학 진단방사선학과, 방사선의과학연구소

² 연세대학교 의과대학 물리학과

³ 한국전기연구소 초전도부, 정보통신팀

* 이 연구는 97년도 학술진흥재단 자유공모과제-신진교수 연구비와 한국전기연구소에서 제공한 위탁연구과제(97-98 선도 의용공학 기술연구과제)의 부분적인 지원에 의하여 이루어졌음.

접수: 1998년 4월 4일, 채택: 1998년 5월 11일

통신저자: 정은기 서울시 서대문구 신촌동 134 연세대학교 의과대학 진단방사선과

Tel. 82-2-361-5841 Fax. 82-2-393-3035

이완시간을 한 개의 대표값으로 계산하는 분석도구를 제공하고 있다. 이들 이완시간을 각화소별 신호의 세기로 하는 T1 및 T2 이완영상화(T1/T2 mapping)은 영상 자체로부터 조직의 정량적 NMR 특성정보를 얻을 수 있다(2-5). Grunewald은 hippocampal epilepsy 환자의 seizure focus를 결정하는데 T2 mapping 연구에서 T2가 정상치보다 증가함을 보고하였다(6).

Liney는 인체의 전립선 암의 감별에 T2 영상화가 유용함을 보고하였다(7). 그러나 정량성의 정확도는 영상 데이터의 측정 과정과 화소별 T2 이완시간의 계산과정에서 발생하는 오차의 크기 정도는 T2 이완영상화의 임상적 이용에서 신빙성에 결정적인 역할을 한다.

가장 큰 오차의 원인은 영상을 얻는 과정에서 생기는 백색잡음(white noise)인 임의잡음(random noise)과 긴 영상화시간에 환자의 움직임에 의한 잡음이다. 잡음의 신호에 대한 상대적인 증가는 비선형 curve-fitting을 하는 T1 map 계산과정에서 계산치를 길게 하는 경향이 있다(8).

한 번에 각기 다른 반향시간 TE에 의한 수십~수백 개의 스핀에코를 얻는 CPMG(Carr-Purcell-Meiboom-Gill) 펄스열은 핵자기공명의 물리/화학적응용에서 스핀-스핀 이완시간을 측정하는 표준 기법으로 널리 쓰이고 있다(9, 14). 그러나 임상용 영상기기에서는 많은 에코를 얻는 방법이 적절하게 이용되지 못하고 있다. 현실적으로 사용되는 MR 영상기들에서 사용되는 CPMG형 영상화 펄스열은 공간적 압축화를 위한 선형자계를 걸기 위하여 각 스핀에코 사이의 시간이 적어도 10 msec. 이상이고 약 10개 정도 후에는 이미 신호의 감쇄가 많아서 많은 에코를 동시에 얻을 수 없다. 반면에 T2 영상화를 위하여서는 에코의 개수가 많을수록 계산치에서의 정확성이 증가한다.

믿을 만한 T2 이완영상을 만들기 위하여 긴 TR과 적어도 8개 이상의 다른 TE를 가진 영상들이 필요하다. 장비 제조사에서 제공한 펄스열을 이용할 경우에 두 번 이상의 영상화를 하여야 하는데, 영상화시간을 줄여 환자가 참을 수 있도록 하기 위하여 128개의 위상압축화(PE)를 하여도 약 15분이 걸린다. 그러나 각 영상화사이에 환자는 경직을 풀기 위하여 움직이는 경향이 있고 이는 다음 영상화에서 화소간의 이동으로 이어진다. 예를 들어서 24 cm의 FOV(field-of-view)와 256 영상 행렬의 영상에서 공간분해능은 0.94 mm/pixel 이므로 약간의 움직임은 쉽게 수개의 화소를 이동시켜서 다른 영상들사이에 화소간의 비일관성으로 계산오차를 가져온다.

이 논문은 기존 4-에코 CPMG 스핀에코 펄스열과 이를 이용하여 만든 8-에코 CPMG 펄스열을 이용하여 얻은 T2 이완 영상화에 대한 연구에 관한 보고이다. 한 개의 영상을 절대적인 양성자 밀도영상으로 정하고 각각 1, 5, 10%의 임의 잡음과 50, 100 msec.의 T2를 가진 이론적인 영상들을 만들고 이들로부터 거꾸로 T2 이완시간을 계산하여 T2 이완 영상을 재구성하고, 잡음의 크기와 계산치의 결과를 비교함으로써 잡음의 크기가 미치는 영향을 연구하였다.

방법 및 재료

1) MR 영상화 펄스열: 8-에코 CPMG 펄스열

MR 영상화는 영상 소프트웨어 5.6판의 1.5T 자기장의 GE사의 Signa Horizon(General Electric Inc., Milwaukee, Wisconsin, USA)을 이용하였다. 펄스열은 장비사에서 제공된 같은 에코시간 간격으로 최대 4개의 CPMG형 에코를 얻을 수 있는 스핀에코 펄스열이다. 장비사에서 제공된 영상화 펄스열 개발소프트웨어를 이용하여 C 언어로 쓰여진 펄스열의 C 코드를 변형하여 8-에코 CPMG 펄스열을 개발하였다. 사용목적이 T2 이완영상화이므로 TR은 최소 2000 msec.로 하였다. 각각의 180° refocusing rf 펄스들은 sinc rf 펄스들은 1.5개의 주기와 3.2msec. 길이의 slice-selective 펄스들이다. 변형 개발된 펄스열은 소프트웨어내에서 영상화 과정에서 설정되는 변수들과 얻어지는 영상신호와의 관계, Bloch 시뮬레이션, 그리고 기타 기기 및 피 영상체의 안전등을 테스트 한 후에, MR 영상기 자체에서 영상화 모형을 이용하여 최종 시험 운용하였다.

2) MR 영상화

반향시간간격이 T2 이완영상에 미치는 영향을 연구하기 위하여 20과 40 msec.의 에코 시간간격을 가진 각각 8개의 영상들을 개발된 8-에코 CPMG 펄스열로 얻었다. 그리고 8-에코 CPMG 펄스열과 4-에코 CPMG 펄스열을 비교하기 위하여, 4-에코 펄스열로 세 번의 영상화로 12의 영상을 얻었다.

각각 영상화사이에 피 영상체의 움직임을 최소화하기 위하여 자원의 머리와 머리카일 사이에 스펀지를 채웠다. 이들 8 영상들의 에코시간은 에코시간간격 20 msec.에 의한 8개의 TE와 거의 비슷하다(20, 40, 60, 80, 100, 120, 140, 160 msec.). 기타의 영상화 변수들은 TR 2500 ms, 절편두께 4mm, 수신주파수폭 16 kHz, FOV 20 cm, 그리고 GE사의 새장형 머리카일(quadrature polarized coil)이었다. 이들 두 세트의 영상들은 에코 간격만 각각 20 msec와 40 msec로 다르고 나머지는 모두 같은 영상화 변수들을 사용하였다.

T2 map은 8-에코 CPMG 펄스열로 얻은 20 msec. 에코 시간 간격의 8개의 영상들과, 40 msec. 에코 시간간격의 영상들 중에서 5개(TE=40, 80, 120, 160, 200 msec.)와 8개 전체에 의한 영상들을 이용하여 각각 T2 이완영상을 재구성하였다. 그리고 12개의 4-에코 CPMG 영상들 중에서 17, 39, 68, 78, 92, 117, 138, 156의 TE를 가진 8개의 영상들을 이용하여 T2 map을 재구성하였다.

3) Simulation

하나의 MR 영상을 절대적 양성자 밀도영상으로 여기고 이 영상들로부터 T2가 50과 100 msec. 인 영상들을 만들었다. 각각의 T2에 대하여 1, 5, 10%의 잡음(random noise)를 가미한 영상들을 다음의 식을 이용하여 만들었다.

$$S(TE, R; T_2) = S_0 e^{-TE/T_2} |1 + R^2| \quad [식 1]$$

윗 식(1)에서 R은 0.01, 0.05, 0.10중의 한 값이고, δ 는 가우스 분포를 가진 -1과 1사이의 임의수(random number)를 만드는 함수이다. 각각의 T2와 잡음에 대하여 11개의 TE를 가진 영상들이 구성되었다(TE=10, 20, 40, 60, 80, 100, 120, 140, 160, 200, 240 msec). 모의 제작된 영상들은 각 영상화소마다 선형 최소제곱법(linear-least-square) fitting을 시행하여 T2 값을 계산하였다. 그리고 재구성된 T2 이완영상에서 적정부위의 ROI를 선택하여 평균치와 표준편차를 측정하였다. T2 계산과정의 알고리즘과 threshold 값은 모든 T2와 잡음에 대해 같은 값을 이용하였다.

4) Fitting program

다음의 식 [2]은 이 연구에 사용된 CPMG 스핀에코 영상에서 T1, T2를 가진 한 화소에서의 측정된 신호가 주어진 영상화 변수 TE와 TR에 대한 신호의 함수관계를 나타낸다.

$$S(TE, TR; T_1, T_2) = S_0 e^{-TE/T_2} (1 - 2e^{-(TR-TE)/T_1} + e^{-TR/T_1}) \quad [식 2]$$

인체의 정상 조직내의 수분의 T1이 대개 500~1000 msec인 점을 감안할 때 2500 msec의 TR은 위의 식 2에서 괄호 안의 T1 회복항을 거의 1로 여길 수 있다. 그래서 식 2는 각각의 화소마다 T1에 의한 영향을 없애고 다음의 식 3처럼 T2에 의한 감쇄만 남는다.

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

$$\ln S(TE) = \ln S_0 - \frac{TE}{T_2} \quad [식 4]$$

식 3의 양변을 자연로그 ln를 취하면 4로서 lnS(TE)와 변수 TE가 선형 함수관계를 가진다. 통상적으로 얻는 MR 영상이 256x256의 행렬이므로 전체 65,536개의 화소에 대하여 각각 8 개 이상의 측정된 다른(TE, S(TE)) 쌍들을 윗 식 4에 의하여

선형 curve-fitting을 하여 가장 적절한 매개변수를 찾는다. 프로그램이 실행할 때 영상 위에서 사각형의 관심부위(ROI)에 대한 좌표를 입력하게 함으로서 원하는 부위에 대해서만 T2 이완 영상을 만들도록 하였다.

Curve-fitting 실행 중에 특히 서로 다른 장기 조직들 사이 또는 병변/정상 조직 사이에 어떤 화소의 영상 신호가 움직임 등에 의하여 주변의 다른 화소의 영상 신호와 섞여 있을 수 있고 이는 프로그램 내부에서 계산 오류를 발생시킨다. 이런 경우에는 프로그램 실행 과정에서 즉시 해당 화소에 대한 T2 계산을 중단하고 값 0을 갖게 한 후에, 다음 좌표로 진행토록 함으로서 원하는 부위에 대한 전체 T2 이완영상을 가질 수 있었다.

Curve-fitting 과정에서 각각 화소마다 S_0 , T2, 그리고 x^2 값들이 얻어지고, 이들이 모든 화소에 대한 합성으로 계산에 의한 S_0 , T2, x^2 값들로서 이론적인 양성자 밀도 영상, T2 이완영상, x^2 영상이 재구성된다. 프로그램은 잡음이 0인 한 T2 영상화용 data 세트에 적용하여 simulation시의 T2 값과 같고 표준편차

Table 1. 이론적으로 만들어진 영상들로부터 재구성된 T2 이완영상에서 얻은 T2 이완시간의 평균값과 표준편차. (단위는 msec)

T2 (msec)	noise 1 %	5 %	10 %
50	52.3 ± 1.10	58.8 ± 4.46	65.7 ± 8.38
100	102.3 ± 1.38	111.7 ± 6.52	121.5 ± 12.7

Table 2. 그림 1에 표시된 2개의 ROI에 대하여 측정된 T2 이완시간의 평균값과 표준편차. (단위는 msec)

ROI #	image		
	a	b	c
50	54.2 ± 3.70	66.6 ± 6.90	72.4 ± 11.4
100	56.8 ± 5.60	69.4 ± 8.31	72.3 ± 15.7

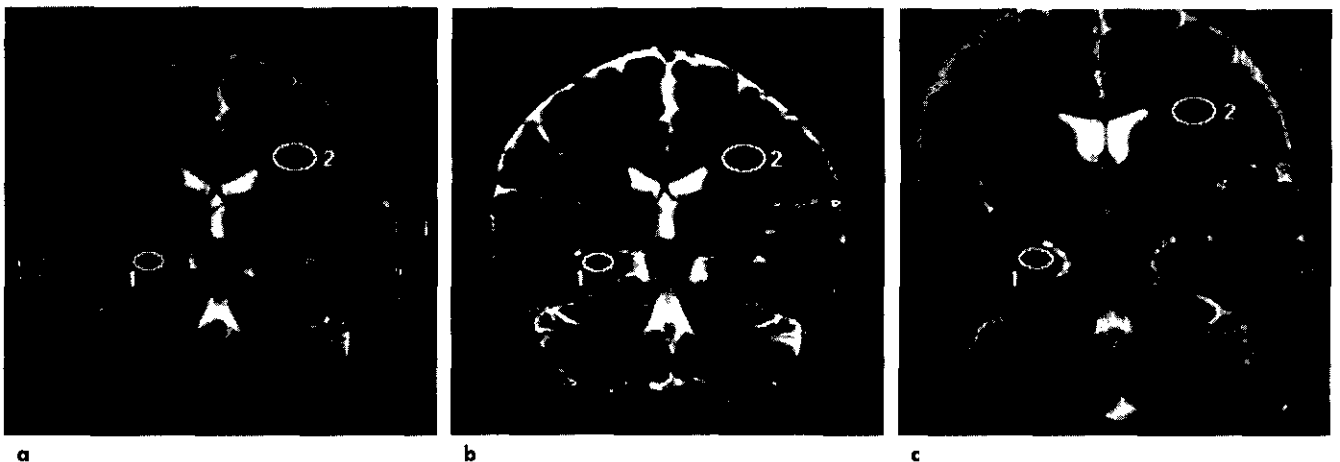


그림 1. 각각 (a) 20 msec, (b, c) 40 msec의 에코시간간격을 이용한 T2 영상들로부터 재구성한 정상자원자의 T2 이완영상. 영상 (b)는 40~200 msec의 5개의 TE를 이용하였고, (c)는 40~320 msec의 8개를 모두 이용하여 계산하였다. ROI 1과 ROI 2에 대하여 측정된 평균 T2 값 및 표준편차를 표 2에 열거하였다.

정은기 외

가 0.1% 미만이어서 신빙성을 입증하였다. 프로그램에 사용된 언어는 IDL(Interactive Data Language, Research System Inc., Boulder, Colorado, USA)이었다(11).

결 과

시뮬레이션에 의하여 만들어진 영상들을 이용하여 이론적인 T2 이완시간과 잡음의 크기에 따라서 재구성된 T2 이완영상에서 선택된 ROI에 대한 T2의 평균값과 표준편차를 표 1에 나타내었다. 각각의 T2 이완영상에 대하여 TE 값들은 10~240 msec로 같았다. ROI의 크기는 약 100개의 화소를 포함하였다.

그림 1의 영상들은 에코간격이 각각 (a) 20 msec, (b, c) 40 msec로 얻어진 영상들로 재구성된 T2 이완영상들이다. 그림 1(b)는 에코시간이 40~320 msec의 8개의 영상들을 모두 사용하였고, 1(c)는 TE가 40, 80, 120, 160, 200 msec인 5개를 이용하였다.

그림 1(a)에서 표시된 ROI 1과 ROI 2에 대하여 각각 측정된 T2의 평균값과 표준편차를 표 2에 나타내었다. 표 2에서의

a, b, c는 각각 그림 1의 영상위의 그것들과 대응된다.

그림 2는 이 연구에서 만들어진 8-에코 CPMG 펄스열과 장비사에서 제공된 4-에코 CPMG 스피네코를 이용한 영상들로 구성된 T2 이완영상들이고, 표 3는 이들 이완영상들로부터 측정된 T2의 값들이다. 그림 2(a)는 에코 간격 20 msec의 20~160 msec 범위의 8개의 TE를 가진 영상들로 재구성되었고, (b)는 4-에코 CPMG 스피네코 펄스열을 이용하여 세 번의 연속적인 영상획득으로 얻은 12개 중에서 TE 값이 (a)의 것들과 비슷한 17, 39, 68, 78, 92, 117, 138, 156 msec의 영상들로 계산되었다. 128개의 위상암호화에 전체 영상화시간은 각각 약 5분

Table 3. 그림 2에 표시된 2개의 ROI에 대하여 측정된 T2 이완시간의 평균값과 표준편차. (단위는 msec)

ROI #	Image #	(a)	(b)
	1		62.3 ± 2.74
2		65.2 ± 5.21	84.0 ± 6.89

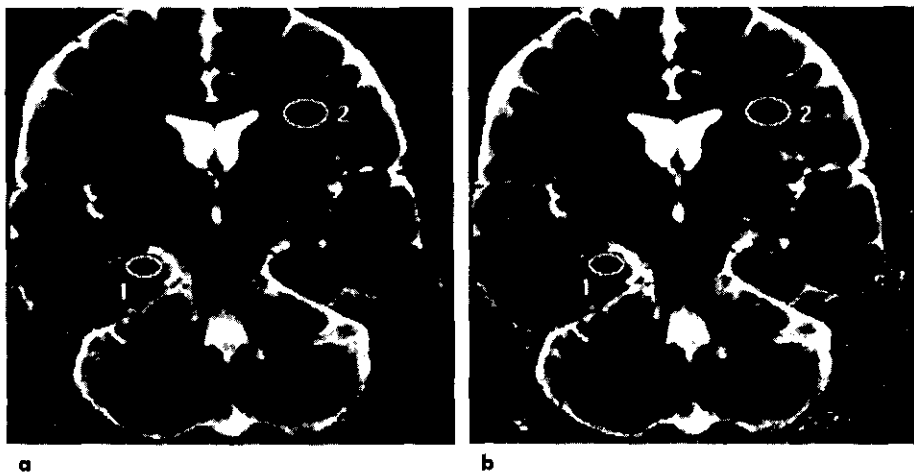


그림 2. 8-에코 CPMG 펄스열을 이용하여 얻은 8개의 TE 영상들로부터 재구성된 T2 이완영상 (a)와, 3번의 연속적인 4-에코 CPMG를 이용하여 얻은 12개 중에서 (a)와 비슷한 값의 TE를 가진 8개의 영상들로 만들어진 T2 이완영상(b).



그림 3. 골육종 환자에서 얻은 (a) 스피네코 T1 강조영상 (TR/TE=500/13 msec), (b) 스피네코 T2 강조영상 (TR/TE = 2500/80 msec)과, (c) 같은 절편에 대한 T2 이완영상.

분과 17분이었다.

표 3의 ROI 1과 ROI 2는 각각 그림 2(a)에 표시된 ROI 1과 ROI 2를 나타낸다. ROI의 위치는 특별한 이유 없이 임의로 선정되었다.

그림 3은 영상들은 항암제 치료를 받은 후의 골육종환자로부터 얻은 (a) T1 강조영상(TR/TE=500/13 msec), (b) T2 강조영상(TR/TE=2500/80 msec), 그리고 (c) 8-에코 CPMG 펄스열로 만든 8개의 영상들로 만든 T2 이완영상이다. T2 이완영상에서는 T2 강조영상에서 보이는 조직간의 신호 대조도와 다른 신호대조도를 보이고, 조양의 신호의 세기, 즉 T2 이완시간을 부위별로 정량화 할 수 있었다.

고 찰

스핀에코 영상은 다음 식 5와 같이 영상화변수 TE, TR등과 T1, T2의 함수이다(1, 9, 13). TEmax는 T2 이완 영상 구성에 사용된 영상중의 최대 TE 값이다.

$$S(TR, TE) = S_0 e^{-TE/T_2} [1 - e^{-TR - TE_{max}/T_1}] \quad [식 5]$$

TR은 2500 msec로서 생체조직 T1의 약 3배 이상 정도이므로 식 5의 괄호안의 T1 이완에 의한 신호의 차이에 관한 의존성을 나타내는 항(괄호안)을 무시할 수 있다. T2 이완영상화의 목적이 정상/병변 조직의 핵자기공명적 특성에 관한 정보를 정량적으로 얻는데 있으므로 계산되는 T2 이완영상에서 T1 이완에 의한 차이는 없어야하므로 괄호안의 항이 0.99 정도되도록 TR이 5xT1이어야하나, 영상화시간이 길어지는 문제와 긴 영상화 과정에서 환자의 약간의 움직임에 의하여 얻어지는 영상들에 움직임 인공물이 생기는 등의 이유로 2500 msec의 TR이 적절하다. 참고로 정상조직의 T1이 500~1000 msec이다. 이때 식 5는 T1 이완항이 제거된 다음의 식 6으로 약산할 수 있다.

$$S(TR, TE) \approx S_0 e^{-TE/T_2} \quad [식 6]$$

얻어진 T2 이완영상화용 T2 강조영상들의 각 화소의 신호를 자연로그를 취한 후에 식 6에 맞추어 선형최소제곱 계산을 하여 S₀과 T2를 구하였다. 계산은 하나의 70 MHz SuperSPARC CPU과 64 MB RAM을 장착한 SUN Sparc20 워크스테이션(SUN Microsystem, Mountain View, California, USA)에서 IDL로 만든 프로그램으로 약 2분이 걸렸다. 이 계산시간은 C언어와 좀더 개선된 알고리즘으로 줄여질 수 있다.

계산에 사용된 영상내의 잡음의 크기가 클수록 계산된 T2 값과 표준편차가 커졌다. 특히 표 1에서처럼 모든 화소에 같은 T2 이완시간의 시뮬레이션 된 인공 영상들로 재구성한 T2 이완영상에서 측정된 값에서의 T2 값의 변화는 순수히 잡음에서 오는 것이다(8). 결과에 의하면 data의 S/N이 떨어질수록 계산된 T2가 길었다.

영상들에서 잡음의 크기는 거의 일정하나 TE가 길수록 T2에 의한 신호의 감쇄가 e^{-TE/T2}로 커져서 상대적으로 S/N이

작아진다.

그림 1의 T2 이완영상(a, b, c)들은 상당히 다른 양상을 보인다. 각각 20 msec와 40 msec의 에코간격시간을 가진 8개의 영상들로 구성된 그림 1의 (a)와 (c)를 비교하면, 40 msec의 에코간격시간에 의해 만들어진 (c)가 더 많은 잡음을 가지고 있음을 알 수 있다. 표 2에서 보이듯이 관심 부위 1과 2에 대한 평균 값이 대략 40% 정도 커졌고, 표준편차도 3배 정도이다. 그 이유로 40 msec의 에코간격시간에 의하여 얻은 영상들은 20 msec에 의한 영상들보다 TE가 긴 200, 240, 280, 320 msec의 영상들이 포함되어있고, 이들은 현저하게 낮은 S/N 값을 가지고 있기 때문이다. T2 이완영상 (b)는 (c)를 구성하는데 사용된 영상들 중에서 TE가 200 msec 이내의 것들만을 이용하여 만들어졌다. ROI 1과 2에 대한 측정값들이 (a)와 (c)의 중간치를 나타낸다.

표 1에서 보이듯이 그림 1(a)의 T2 이완영상들을 구성하기 위한 영상들이 실제 T2 시간에 비하여 상대적으로 짧은 TE(20, 40, 60, 80 msec)를 포함하고 이들은 S/N이 좋기 때문에 영상 (b)와 (c)보다 실제치에 더 가깝다고 할 수 있다. 결과적으로 정확한 T2 이완영상을 얻기위하여 되도록 짧은 TE를 가진 영상이 많이 얻을 필요가 있다.

그림 2의 (a)와 (b)는 각각 이 연구에서 개발된 8-에코 CPMG 펄스열을 이용하여 얻은 8개의 TE 영상들로부터 재구성한 T2 이완영상 (a)와, 3번의 연속적인 4-에코 CPMG를 이용하여 얻은 12개중에서 (a)와 비슷한 값의 TE를 가진 8개의 영상들로 만들어진 T2 이완영상 (b)이다. 시각적으로는 약간의 잡음의 차이가 보이는 정도이지만 정량분석에 의한 수치는 표 3에서 ROI 1과 2에 대한 측정값에서 약 20%의 차이가 있을 뿐 아니라 훨씬 큰 편차를 보인다. 즉 8-에코 CPMG 펄스열을 이용하는 방법이 영상화 시간이 줄어서 불편을 줄이고, 더 정확한 T2 이완영상을 얻게 한다.

조직내부의 각 화소마다 T2 이완시간을 얻는 것은 조직의 성질을 정량화 할 수 있는 중요한 방법이다. 정상조직과 병변조직을 구분하고 병변조직을 초기에 발견하는 방법으로 사용할 수 있다. 또한 환자의 병을 경과를 관측하는 방법으로서 조직의 T2 시간값을 사용할 수 있으며 그 대표적인 예가 종양에 대한 항암제 치료전, 후의 변화를 관찰하는 방법이다.

결 론

여러 가지 이론적인 T2 이완시간과, 가우스분포의 임의 잡음이 더해진 영상들을 시뮬레이션에 의하여 만들고, 이들로부터 T2 이완영상을 재구성하여 영상에 포함된 잡음의 세기가 계산되는 T2 값에 미치는 영향을 연구하였다. 잡음이 클수록 계산되는 T2 이완영상에서의 값이 실제 값보다 커졌고, 편차도 증가했다. 인체에 대한 영상화에서 환자의 움직임이 각각 다른 TE 영상에서 mis-registration에 의하여 잡음으로 작용할 수 있으므로 되도록 영상화시간을 짧게 하여야한다. 그리고 실제 인체에 대한 T2 이완영상화 과정에서 에코시간간격이 작을수록 재구성되는 T2 이완영상에서 작은 T2 값을 얻었고, 시뮬레

이전에 의한 결과를 이용하면, 실제 값에 가깝다고 할 수 있다. 임상용 자기공명영상장치에서 사용될 수 있는 8-에코 CPMG 스피너코 펄스열이 개발하여, T2 이완영상화를 위한 영상의 획득에 이용되었다. 장비 제작사에서 제공된 스피너코 펄스열은 최대 4개밖에 얻을 수 없어서 T2 이완영상을 만들 적어도 8개의 다른 TE의 영상들을 얻기 위하여 두 번의 영상화와 두 배의 시간이 걸린다. 그러나 이 연구에 의하여 개발된 8-에코 CPMG 펄스열은 영상획득시간을 반으로 단축하여, 피영상체인 환자가 가지는 불편함을 줄였다. T2 이완영상이 어느 병변의 감별에 도움을 줄 수 있는지는 임상적용연구가 더 필요하다.

참 고 문 헌

1. Morris PJ. Nuclear Magnetic Resonance in Medicine and Biology. Clarendon Press. London, 1984
2. Poon CS, Henkelman RM. J Magn Reson Imaging 1992;2: 541
3. Crawley AP, Henkelman RM. Magn Reson Med 1988;7:23
4. Herfkens R, Davis P, Crooks L, et. al. Radiology 1981;14:

- 211
5. Bottomley PA, Hardy CJ, Argersinger RE, et. al. Med Phys 1987;14:1
6. Grunewald RA, Jackson GD, Connelly A, and Duncan SJ. AJNR 1994;15:1149
7. Liney GP, Knowles AJ, Manton DJ, et. al. J Magn Reson Imaging 1996;6:603
8. 정은기, 서진석, 이종태외, 한국의학물리학회지 1995;6:83
9. Slichter CP. Principles of Magnetic Resonance. Springer-Verlag. Berlin:1990
10. Bevington PR. Data reduction and error analysis for the physical science. McGraw-Hill. New-York:1969
11. Press WH, Teukolsky SA, Vetterling WT, and Flannery BP. Numerical Recipes in C, Cambridge University Press. Cambridge. England:1992
12. Liu J, Nieminen AOK, and Koenig JL. J Magn Reson 1989; 85:95
13. Callaghan, PT. Principle of Nuclear Magnetic Resonance Microscopy. Oxford Press. London. England:1991
14. Fukushima E and Roeder SBW. Experimental Pulsed NMR :A Nuts and Bolts Approach. Addison-Wesley:Reading 1981

J. Korean Soc. Magn. Reson. Med. 2: 67-72(1998)

The Effect of Number of Echoes and Random Noise on
T2 Relaxography : Development of 8-Echo CPMG

E.K. Jeong¹, J.S. Suh¹, D.I. Kim¹, S.H. Lee²

¹Department of Diagnostic Radiology, Radiological Research Center, Yonsei University, Seoul, Korea

²Department of Physics, Yonsei University, Seoul, Korea

The mapping of the spin-spin relaxation time T2 in pixel-by-pixel was suggested as a quantitative diagnostic tool in medicine. Although the CPMG pulse sequence has been known to be the best pulse sequence for T2 measurement in physics NMR, the supplied pulse sequence by the manufacture of MRI system was able to obtain the maximum of 4 CPMG images. Eight or more images with different echo time TE's are required to construct a reliable T2 map, so that two or more acquisitions were required, which easily took more than 10 minutes. 4-echo CPMG imaging pulse sequence was modified to generate the maximum of 8 MR images with evenly spaced echo time TE's. In human MR imaging, since patients tend to move at least several pixels between the different acquisitions, 8-echo CPMG imaging sequence reduces the acquisition time and may remove any mis-registration of each pixels signal for the fitting of T2. The resultant T2 maps using the theoretically simulated images and using the MR images of the human brain suggested that 8 echo CPMG sequence with short echo spacing such as 17~20 msec can give the reliable T2 map.

Index words : T2 map ; T2 relaxometry ; CPMG

Address reprint requests to : E.K. Jeong, Ph.D., Department of Diagnostic Radiology, Radiological Research Center, Yonsei University College of Medicine, # 134 Shinchon-dong, Seodaemun-ku, Seoul, 120-752, Korea. Tel. 82-2-361-5843 Fax. 82-2-393-3035