

## 뇌의 T2강조 자기공명영상에서의 자화전이 : 정상 및 병적 뇌조직에서의 자화전이율<sup>1</sup>

임명관 · 노홍기 · 조영국 · 김형진 · 김진희 · 김성태 · 최성규 · 서창해

**목 적 :** 뇌의 자기공명영상에서 T2 강조 자화전이영상에서 여러 오프셋 공명펄스를 이용하여 정상 뇌조직과 여러 뇌병변의 자화전이율을 알아보고자 하였다.

**대상 및 방법 :** 건강한 10명(남자 6, 여자 4) 자원자를 대상으로 뇌의 T2 강조영상을 얻은 뒤, 여러 off-set pulse(400, 600, 1000, 1500, 2000 Hz)의 T2 강조 자화전이영상을 얻은 후 정상 뇌조직의 자화 전이율을 구하였으며, 가장 적절하였다고 생각되었던 600 Hz의 오프셋 펄스를 이용하여 60명의 환자(뇌경색:10명, 뇌종괴:5명, 외상성 뇌출혈:5명, 기타 출혈:3명, 뇌동정맥기형:2명, 백질질환:2명, 정상:31명, 기타:2명)에서 정상 뇌조직의 자화전이율과 각 병변 부위에 대한 자화전이율을 계산하였다.

**결 과 :** 정상인의 T2 강조자화전이영상에서 여러 주파수의 오프셋 펄스를 주었을 때 400 Hz에서는 정상 뇌조직의 자화전이율이 평균 45% 이상을 보였으나(백질 48%, 회백질 45%) 뇌척수액의 자화전이율이 43%로 영상의 대조도가 현저히 떨어졌다. 1000 Hz 이상의 오프셋 펄스에서는 평균 자화전이율이 12% 이하였으며 주파수가 증가할수록 자화전이율은 감소하였다. 600 Hz의 오프셋 펄스를 주었을 때 백질의 평균자화율은 26%, 회백질은 22%로 백질의 자화전이율이 회백질보다 조금 더 높았고 뇌척수액의 자화전이율은 7%로 영상의 대조도가 우수하여 최적 오프셋 공명펄스로 생각되었다.

60명의 환자에서 600 Hz의 오프셋 펄스를 사용하였을 때 정상대뇌 백질의 자화전이율은 28%, 미상핵은 25%, 기저핵은 26%였다. 뇌경색 등 여러 병변부위에서는 자화전이율이 매우 다양하였지만 정상 뇌실질과 비슷하거나 낮았다.

**결 론 :** 뇌의 T2강조 자화전이 자기공명영상에서의 오프셋 공명펄스는 600 Hz 부근에서 적당한 뇌실질의 신호감쇄, 뇌척수액의 낮은 자화전이율을 보여 가장 적절한 자화전이가 효과를 볼 수 있으며, 이 때 정상 백질의 자화전이율은 25-28%, 회백질은 22-26%였다. 여러 병변 부위에서의 자화전이율은 다양하며 이에 대한 더 많은 연구가 필요할 것으로 생각된다.

자화전이영상기법(magnetization transfer imaging technique)은 이타공명 고주파 포화펄스(off-resonance radiofrequency saturation pulse)를 이용하여 거대분자에 결합된 수소핵을 선택적으로 포화시킨 후 자유수소핵으로의 확산에 의한 자화전이를 일으켜 영상의 신호강도의 변화를 얻는 새로운 영상 기법이다(1, 2). 이러한 자화전이영상은 자기공명혈관조영술에서 혈관 주위의 움직이지 않는 수소핵을 가진 연부조직의 신호 감쇄를 일으켜 혈류신호의 대조도를 증가시키고(3-5) 또한 조영증강시에는 조영증강이 되지 않는 주변 뇌조직의 신호를 감소시켜 조영증강된 병변의 상대적 대조도를 높여 주는 것으로

알려져 있다(6-10). 그러나 이러한 영상의 대조도라는 측면 이외에도 자화전이율(magnetization transfer ratio: MTR)을 계산함으로써 여러 병변에서 해부학적 변화가 오기 전의 조직학적 변화를 예측할 수 있는 점에서 큰 의미가 있다. 즉, 일반적인 자기공명영상이나 자화전이영상에서 육안적으로는 병변을 발견하지 못하더라도 자화전이율 값의 차이를 봄으로써 병변의 초기 변화나 미세한 변화를 발견할 수가 있다(3-17). 이러한 방법은 현재 활발히 연구가 진행중인 자기공명분광술(MR spectroscopy)이나 확산 강조 영상(diffusion weighted image), 기능적 자기공명영상(functional MR image)등과 같이 반정량적 방법(semiquantitative method)으로 많은 발전이 기대된다.

지금까지 국내외의 여러 연구들에서 이타공명 고주파 포화펄

<sup>1</sup> 인하대학교 의과대학 방사선과학교실

이 논문은 1996년 인하대학교 학술보조 연구비로 이루어 졌음.

이 논문은 1998년 1월 22일 접수하여 1998년 4월 27일에 채택되었음.

스의 오프셋 공명펄스(off-set pulse)가 1000Hz-2000Hz까지로 다양하였고(1-18), 또한 정상 백질이나 회백질의 자화전이율 또한 8-43%로 매우 다양하였다. 자화 전이효과를 일으키는 방법은 여러가지가 있고 기종마다 적정 파장이 다르기 때문에 각 기종마다 적정 파장과 정상 뇌조직의 자화전이율의 정상치를 알아보는 것은 자화전이영상의 기본적인 단계이고 특히 병변의 초기변화나 미세한 변화를 보기 위해서는 자화전이율의 정상치가 병변부위의 신속하고 정확한 진단에 필수적인 기본 자료가 된다.

본 연구의 목적은 T2 강조 자화전이영상에서 여러 가지 오프셋 공명펄스를 이용하여 영상을 얻은 후 적절하다고 생각되는 오프셋 공명펄스를 찾고 각 정상 뇌조직과 병변에서의 자화전이율을 알아보고자 하였다.

## 방 법

건강한 10명(남자 6, 여자 4)의 자원자와 60명의 뇌병변환자를 대상으로 1.5T 자기공명영상 장치(Signa, GE Medical System, Milwaukee, Wisconsin, USA)로 자화전이 영상을 얻었다. 정상 자원자에서는 뇌의 급속 T2 강조 측정 영상(TR/TE : 3800/98 msec, Thickness/gap : 7 mm/0, mat-rix size : 256×256, FOV : 20×20 cm, ETL : 15, NEX : 2)을 얻은 뒤, 모든 지표(parameter)는 똑 같게 한 후 오프셋 펄스를 400, 600, 1000, 1500, 2000 Hz로 변화 시켜 T2 강조 자화전이영상을

얻어 각각의 대상에서 정상 백질과 회백질의 관심영역(region of interest : ROI)을 지정하여 신호강도를 측정하였다. 선택된 부위는 전정부 백질 및 회백질, 두정부 백질 및 회백질, 기저핵, 그리고 미상핵 등 총 6개의 단면이었다. 또한 뇌척수액과 피하 지방 그리고 공기 등에서 신호 강도를 측정하였다. 이러한 측정치를 바탕으로 자화전이율(MTR)을 계산하였다. MTR(%)은  $(SI_0 - SI_{MT}) / SI_0 \times 100$ 의 공식으로 구하였으며 이 때  $SI_0$ 는 MT를 적용하지 않았을 때의 관심영역내의 신호강도이고  $SI_{MT}$ 는 MT를 적용하였을 때의 관심영역의 신호강도이다.

뇌병변 환자(뇌경색 : 10명, 뇌종괴 : 5명, 외상성 뇌출혈 : 5

**Table 1.** MTR(magnetization transfer ratio) of 10 Normal Volunteers

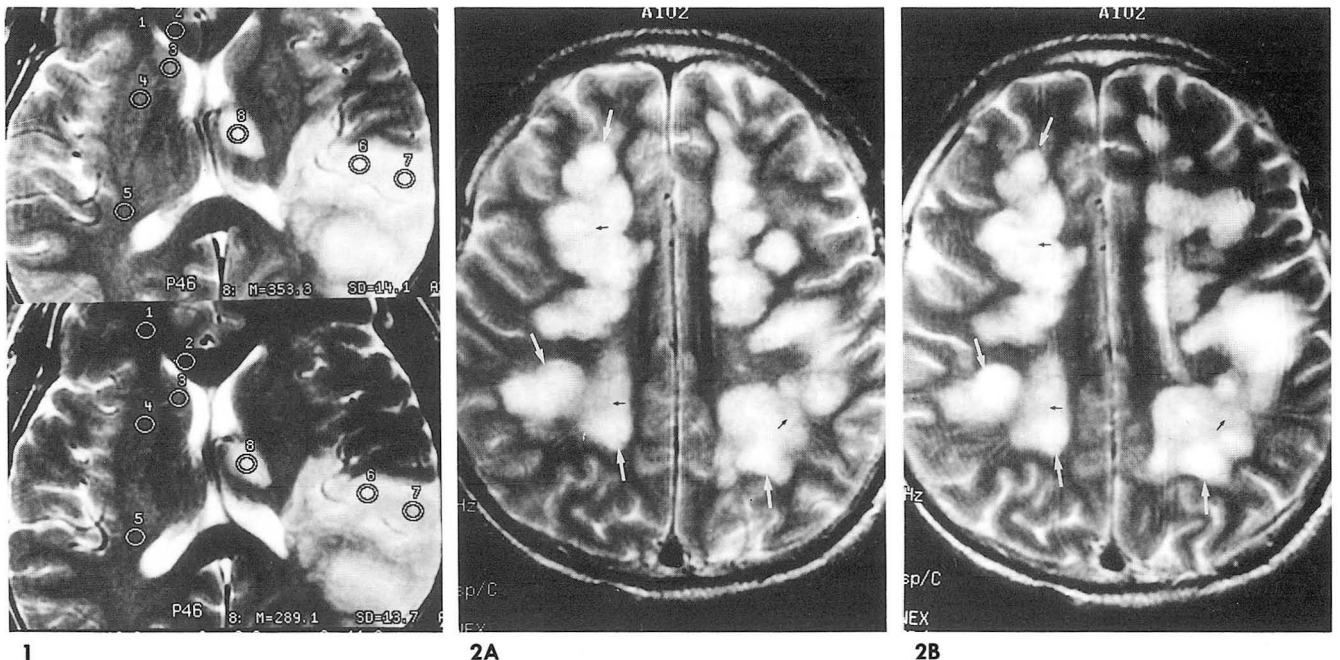
Off-set RF	WM	GM	CSF	Fat
400 Hz	48 ± 4	45 ± 4	43 ± 8	8 ± 3
600 Hz	26 ± 4	22 ± 4	7 ± 2	7 ± 4
1000 Hz	12 ± 11	11 ± 5	2 ± 2	3 ± 2
1500 Hz	10 ± 5	9 ± 3	3 ± 2	3 ± 2
2000 Hz	9 ± 4	8 ± 4	2 ± 1	2 ± 2

$$MTR(\%) = (SI_0 - SI_{MT}) / SI_0 \times 100$$

$SI_0$  : magnitude of signal without saturation

$SI_{MT}$  : magnitude of signal of tissues with the saturation pulse on

WM : white matter, GM : gray matter



**Fig. 1.** Measurement of the MTR in the acute infarction of the left middle cerebral artery territory. MTR in infarction site of temporal lobe was 20% and 18% in thalamus. The extent of infarction area is more conspicuous with MT(+) image (lower) than that of MT(-) image(upper).

**Fig. 2.** MTR of the pathologically proven multiple sclerosis.

**A** ; MT(-) image, **B** ; MT(+) image. MTR of the MS plaque site was 8% and that of the peripheral edema area was 18%. MS plaque sites (white arrows) are more clearly seen with edematous portions (black arrows) with MT(+) than MT(-) image.

명, 기타 출혈:3명, 뇌동정맥기형:2명, 뇌백질 질환:2명, 정상:31명, 기타:2명)에서는 600 Hz의 오프셋 공명펄스를 이용하여 정상 자원자에서와 똑같은 방법으로 정상 뇌조직의 자화전이율과 각 병변 부위에 대한 자화전이율을 계산하였다.

## 결 과

정상인에서 각 오프셋 공명펄스에서의 뇌조직의 자화전이율은 Table 1에 정리되어 있다. 정상인의 T2 강조 자화전이 영상에서 400 Hz의 오프셋 공명펄스를 주었을 때 백질의 평균 자화전이율은 48%, 회백질의 경우는 45%로 높게 나타났으나 뇌척수액의 자화전이율도 43%로 매우 높게 나타났으며 또한 영상의 대조도가 현저히 떨어졌다. 1000 Hz 이상의 오프셋 공명펄스에서는 뇌백질의 평균 자화전이율이 12% 이하였으며 주파수가 증가할수록 자화전이율은 감소하였다(1000 Hz:12%, 1500:10%, 2000Hz:9%). 600 Hz의 오프셋 공명펄스를 주었을 때 백질의 평균 자화전이율은 26%, 회백질은 22%로 백질의 자화전이율이 회백질보다 조금 더 높았고, 이 때 뇌척수액의 자화전이율은 7%로 영상의 대조도가 우수하였다.

60명의 환자에서 600 Hz의 off-set 펄스를 사용하였을 때 정상대뇌 백질의 자화전이율은 28%, 기저핵은 26%, 미상핵은 25%였다. 뇌경색 등 여러 병변부위에서는 자화전이율이 매우 다양하였으나 정상 뇌실질보다 비슷하거나 낮게 나타났고(Fig. 1) 병변부위의 자화전이율이 뇌백질보다 높게 나타나는 예는 한 예도 없었다. 같은 병변부위에서도 부분에 따라 자화전이율이 다르게 나타나는 부분이 많았으며(Fig. 2) 병변내의 출혈부위나 병변주위의 부종(Fig. 3) 등 모두에서 자화전이율은 다양하였다(Table 2).

## 고 찰

거대분자에 결합된 수소핵은 T2값이 200 $\mu$ sec 이하로 T2값이 10 msec 이상인 자유수소핵보다 현저히 짧아 고식적인 자기공명영상에서는 영상에 거의 기여를 하지 않고 주로 자유수소핵의 공명에 의한 신호강도의 차이에 의한 영상을 얻는데 반해 자화전이영상에서는 거대 분자에 결합된 수소핵을 선택적으로 공명시키고 이에 따른 자유수소핵으로의 자화의 전이를 일으켜 신호강도의 감소를 얻는 영상기법이다. 거대분자와의 수소 결합은 단단하고 이러한 결합력이 자화전이를 일으킬 수 있는 적당한 시간을 가능하게 해서 이타공명 고주파 포화펄스에 의한 선택적인 포화가 일어나게 되는 것이다.

자유수소핵은 1.5T 자기공명영상에서 64 MHz 정도의 주파수에 의해 공명을 일으키는데 반해 거대분자와 결합된 수소핵들은 1000-2000 Hz 정도의 낮은 주파수로 세차 운동을 하므로 거대분자에 결합된 수소핵들을 공명시키기 위해서는 기존의 주파수는 다른 라디오파 펄스가 필요하며, 이와 같은 펄스를 기존의 펄스 앞에다 추가해 주어야 한다. 이같은 자화전이펄스에 의해 선택적으로 공명을 일으킨 거대 분자의 수소핵들은 점차로 그 자화를 주변의 수소핵으로 확산시키고 결국 자유수소핵

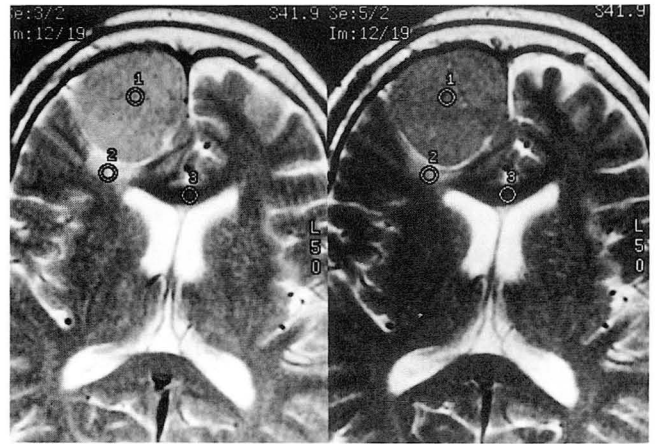


Fig. 3. MTR of the meningioma was 18% and that of the surrounding vasogenic edema area was 21%.

Left: MT(-) image, Right: MT(+) image

Table 2. MTR of the Patients with Various Diseases Using 600 Hz Off-Set Pulse

Diseases(n=29)	MT range	Mean MTR
Acute infarction(10)	14-26	22
Tumor(5)	12-33	20
Traumatic bleeding(5)	9-23	16
Hemorrhage(3)	12-20	15
AVM(2)	14-22	18
White matter ds(2)	7-22	15
Etc(2)	17-34	22

으로까지 전달되게 된다. 이러한 자유수소핵의 부분적인 포화는 기존의 스핀에코펄스에 영향을 받아 주어 결과적으로 자기공명영상의 신호강도의 감소를 초래하게 되는 것이다.

자화전이에 관한 기존의 많은 연구들에서 정상 백질과 회백질의 자화전이율은 매우 많은 차이를 보이고 있는데 이렇게 자화전이율의 절대치가 차이가 나는 것은 영상기법과 자화전이펄스의 특성 차이 때문인 것으로 생각된다. 예를 들면 Grossman 등(1)의 자화전이펄스는 파장이 19 msec인 단파형(single cycle)의 공조주파형(sync pulse)이고 2000 Hz의 오프셋 공명펄스를 이용하였고 영상기법 또한 TR/TE가 100/6 msec이고 숙임각(flip angle)이 12°인 3-D 경사에코(gradiant echo)를 사용하였으며 이때 백질과 회백질의 자화전이율은 43%와 39%였다. 또한 Elaster 등(7)에 의하면 TR/TE가 600/15 msec인 T1 강조영상에서 1200 Hz의 오프셋 공명펄스에 220 Hz의 대역폭(bandwidth), 16 msec 길이의 자화전이 펄스를 사용하였을 때 백질과 회백질의 자화전이율이 각각 15% 및 8%이다. 한편 전 등(18)의 연구에 의하면 1000 Hz의 오프셋 공명펄스와 250 Hz의 대역폭, 펄스의 길이는 8 msec였고 이때 백질과 회백질의 자화전이율은 37%와 29%였다. 본 연구에서 600 Hz의 오프셋 펄스를 사용하여 측정한 자화전이율은 백질과 회백질의 경우 각각 26%와 22%로 나타났는데 이와 같은 결과는 향후 여러 질병의 자화전이율과의 비교연구에서 기초 자료가 될 것이

다. 또한 자화전이율에 영향을 미칠 수 있는 요소는 오프셋 펄스 뿐 아니라 대역폭이나 펄스 길이(pulse length) 등이 있으며, 본 연구에서는 대역폭이나 펄스 길이는 고정시켜 놓고 오프셋 펄스만 변화시켜 자화전이율을 알아 보았으나 향후 다른 지표들까지 같이 변화시켜 다양한 결과를 도출한다면 유익한 연구가 될 것으로 생각된다.

자화전이영상에서 자화전이율의 크기는 거대분자의 몇가지 특징과 관계가 있는 것으로 생각되는데 그것은 거대분자의 농도, 거대분자 표면의 화학적 구조, 그리고 거대분자의 생물 물리적인 역학 등이다(11). 또한 수초(myelin)와 결합된 콜레스테롤은 그 표면 구조가 자유 수소핵과 콜레스테롤에 결합된 수소와의 상호 이완(cross relaxation) 즉, 자화전이에 가장 적합한 것으로 알려져 있다(11). 그러므로 수초가 풍부한 백질의 자화전이율이 회백질 보다 더 높은 것이다.

일반적으로 병변부위에서 자화전이율이 정상 뇌조직보다 적은 것은 대부분 병변부위는 거대분자의 파괴가 나타나고 이에 결합된 수소핵의 수가 감소하고 자화전이를 일으킬 수 있는 수소핵의 감소는 자화전이펄스에 의한 신호감소로 이어지며 결과적으로 자화전이율이 감소하게 된다. Grossman 등(1, 12)은 다발성 경화증의 자화전이에 관한 연구에서 T2강조영상으로는 구분할 수 없는 경화증의 플라크와 그 주변의 부종 부위를 자화전이율을 계산하여 구별해 내었다. 즉, 중심의 플라크 부위는 탈수초화에 의해 자화전이를 일으킬 수 있는 거대분자가 모두 파괴되어 자화전이율이 매우 낮고 수초의 파괴가 없는 부종부위에서는 자화전이가 일어나 자화전이율이 상대적으로 높아진다는 것이다. 이와 같이 기존의 자기공명영상이나 자화전이영상에서 육안적인 검사로는 변화를 알아 낼 수 없다 해도 자화전이율의 값을 비교함으로써 병변의 미세한 변화나 초기 변화를 알아 낼 수 있고 이러한 반정량적인(semiquantitative) 진단의 가능성은 기존의 다른 영상에서는 얻을 수 없는 새로운 측면이며 자기공명분광법(MR spectroscopy)등과 같이 해부학적 구조의 변화가 나타나기 전의 세포학적 변화까지 진단할 수 있는 가능성을 제시하고 있다.

이탈공명 고주파 포화펄스의 오프셋 공명펄스의 의미는 자유 수소핵의 공명자장의 중심에서 떨어진 정도를 나타내며, 오프셋 펄스가 적을 수록 거대 분자에 결합된 수소핵을 더 포화시킬 수 있으므로 자화전이율이 더 많이 떨어지게 되고(8, 19) 이는 본 연구에서도 같은 결과를 보였다. 400 Hz의 오프셋 펄스에 자화전이율이 가장 높았으나 뇌척수액의 자화전이율도 매우 커졌는데 이는 자장의 불균질성(B0 heterogeneity)에 의해 제한받기 때문인데, 말하자면, 이 때의 이탈공명 고주파 포화펄스가 자유수소핵이 너무 근접해 거대분자에 결합된 수소핵 뿐 아니라 자유수소핵까지 일부 포화시키기 때문이다. 이 경우 그 영상은 자유수소핵은 변화를 주지 않고 거대분자에만 영향을 준다는 엄밀한 의미의 자화전이영상은 아니라고 말할 수 있다. 따라서 자화전이율은 비교적 크면서 뇌척수액의 자화전이율은 적은 600 Hz 정도가 T2강조 자화전이영상의 적정 오프셋 공명 펄스로 사료된다.

결론적으로 뇌의 자기공명영상에서의 T2 강조 자화전이영상

의 이탈공명 고주파 포화펄스는 600 Hz 정도의 오프셋 공명펄스에서 적당한 뇌실질의 신호감쇄, 뇌척수액의 낮은 자화전이율을 보여 가장 적절한 자화전이의 효과를 볼 수 있을 것으로 생각되며, 이 때 정상 백질의 자화전이율은 25-28%, 회백질은 22-26%였다. 여러 병변 부위에서의 자화전이율은 다양하며 이에 대한 더 많은 연구가 필요할 것으로 생각된다.

## 참 고 문 헌

- Grossman RI, Gomori JM, Ramer KN, Lexa FJ, Schnall MD. Magnetization transfer: Theory and clinical applications in neuroradiology. *RadioGraphics* 1994; 14: 279-290
- Wolff SD, Balaban RS. Magnetization transfer imaging: Practical aspects and clinical applications. *Radiology* 1994; 192: 593-599
- Edelman RR, Ahn SS, Chien D, et al. Improved time of flight MR angiography of the brain with magnetization transfer contrast. *Radiology* 1992; 184: 395-399
- Wolff SD, Eng J, Balaban RS. Magnetization transfer contrast: Method for improving contrast in gradient-recalled-echo images. *Radiology* 1991; 179: 133-137
- Lin W, Tkach JA, Haacke EM, Maasaryk TJ. Intracranial MR angiography: Application of magnetization transfer contrast and fat saturation to short gradient-echo, velocity-compensated sequences. *Radiology* 1993; 186: 753-761
- Tanttu JI, Sepponen RE, Lipton MJ, Kuusela T. Synergistic enhancement of MRI with Gd-DTPA and magnetization transfer. *J Comput Assist Tomogr* 1992; 16: 19-24
- Elaster AD, King JC, Mathews VP, Hamilton CA. Cranial tissue: Gadolinium-enhanced and nonenhanced MR imaging with magnetization transfer contrast. *Radiology* 1994; 190: 541-546
- Finelli DA, Hurst GC, Gullapali RP, Bellon EM. Improved contrast of enhancing lesions on postgadolinium, T1-weighted sin-echo images with use of magnetization transfer. *Radiology* 1994; 190: 553-559
- Boorstein JM., Wong KT, Grossman RI, Bolinger L, McGowan JC. Metastatic lesions of the brain: Imaging with magnetization transfer. *Radiology* 1994; 191: 799-803
- 윤상옥, 정태섭, 정은기, 등. 두개강내 종양의 자화전이영상 소견. *대한방사선의학회지* 1995; 32: 527-533
- Petrella JR, Grossman RI, McGowan JC, Campbell G, Cohen JA. Multiple sclerosis lesions: Relationship between enhancement pattern and magnetization transfer effect. *AJNR* 1996; 17: 1041-1049
- Grossman RI. Magnetization transfer in multiple sclerosis. *Ann Neurol* 1994; 36: S97-S99
- Mehta RC, Pike GB, Enzmann DR. Measure of magnetization transfer in multiple sclerosis: demyelinating plaques, white matter ischemic lesions, and edema. *AJNR* 1996; 17: 1051-1055
- Dousset V, Grossmann RI, Ramer KN, et al. Experimental allergic encephalomyelitis and multiple sclerosis: lesion characterization with magnetization transfer imaging. *Radiology* 1992; 182: 483-491
- Finelli DA, Hurst GC, Karaman BA, Simon JE, Duerk JL, Bellon EM. Use of magnetization transfer for improved contrast on gradient-echo MR images of the cervical spine. *Radiology* 1994; 193: 165-171
- 정태섭, 정은기, 김영수, 김태훈, 권혁우. 자화전이조영을 이용한 요추간판의 초기 퇴행성 변화에 대한 자기공명영상의 연구. *대한방사선의학회지* 1995; 32: 865-870



17. Mittl RL, Gomori JM, Schnall MD, Holland GA, Grossman RI, Atlas SW. Magnetization transfer effects in MR Imaging of in vivo intracranial hemorrhage. *AJNR* 1993;14:881-891
18. 전태주, 정태섭, 정은기, 등. 뇌조직의 자화전이율: 정상치 및

- TR/TE의 영향. *대한방사선의학회지* 1995; 32:535-540
19. Harrison R, Bronskill MJ, Henkelman RM. Magnetization transfer and T2 relaxation components in tissue. *Magn Reson Med* 1995; 33:490-496

J Korean Radiol Soc 1998; 39: 15-19

## Magnetization Transfer on T2-weighted Image : Magnetization Transfer Ratios in Normal Brain and Cerebral Lesions<sup>1</sup>

Myung Kwan Lim, M.D., Hong Gee Roh, M.D., Chang Hae Suh, M.D.  
Young Kook Cho, M.D., Hyung Jin Kim, M.D., Jin Hee Kim, M.D.  
Sung Tae Kim, M.D., Sung Kyu Choi, M.D.

<sup>1</sup>Department of Radiology, Inha University College of Medicine

**Purpose:** To evaluate the magnetization transfer ratio (MTR) of various normal structures and pathologic lesions, as seen on magnetization transfer T2-weighted images (MT+T2WI).

**Materials and Methods:** In ten normal volunteers, T2-weighted images without MT (MT-T2WI) and with MT (MT+T2WI) were obtained. Off-set pulses used in MT+T2WI were 400, 600, 1000, 1500, and 2000Hz. In 60 clinical cases infarction (n=10), brain tumors (n=5), traumatic hematomas (n=5), other hematomas (n=3), vascular malformation (n=2), white matter disease (n=2), normal (n=31) and others (n=2), both MT-T2WI and MT+T2WI images were obtained using an off-set pulse of 600 Hz. In all volunteers and patients, MTR in various normal brain parenchyma and abnormal areas was measured.

**Results:** The MTRs of white and gray matter were 48% and 45% respectively at 400 Hz, 26% and 22% at 600%, 12% and 11% of 1000Hz, 10% and 9% 1500%, and 9% and 8% at 2000Hz of RF. The MTR of CSF was 43% at 400Hz of off-resonance RF, while the contrast resolution of T2WI was poor. An off-resonance of 600Hz appeared to be the optimal frequency. In diseased areas, MTRs varied but were usually similar to or lower than those of brain parenchyma.

**Conclusion:** The optimal off-resonance RF on MT+T2WI appears to be 600Hz for relatively high MTR of brain parenchyma and low MTR of CSF, in which MTRs of white and gray matter were 26% and 22%, respectively, of 600Hz off-set pulse. The MTRs of cerebral lesions varied and further studies of various cerebral lesions are needed.

**Index words:** Brain, MR

Magnetic resonance (MR), magnetization transfer contrast

Magnetic resonance (MR), pulse sequences

Address reprint requests to: Myung Kwan Lim, M.D., Department of Radiology, Inha University Hospital,  
# 7-206, 3rd st, Shinheung-Dong, Choong-Gu, Incheon, 400-103, Korea.  
Tel. 82-32-890-2767 FAX. 82-32-890-2743

## 1998년도 대한방사선의학회 중요행사 일정 안내 (Ⅱ)

대 회 명	일 정		제출처/개최장소
	내 용	마감일 / 일정	
복부방사선과학 연구회	정기 월례모임	98. 1. 8(목), 3. 12(목) 4. 9(목), 5. 14(목) 7. 9(목), 8. 13(목) 9. 10(목), 10. 8(목)	1~ 5월 서울대 7~10월 서울중앙
	Subspecialty Conference	98. 2. 18(수)	삼성의료원
	춘계 Symposium	98. 5. 30(토)	전북의대
	Subspecialty Conference	98. 11. 18(수)	삼성의료원
	송년 Symposium	98. 12. 12(토)	서울대학병원
신경·두경부 방사선과학 연구회	학술월례모임	98. 1. 19(월) 18:30 -	서울대학병원
		2. 16(월) "	강남성모병원
		4. 20(월) "	서울중앙병원
		5. 18(월) "	신촌세브란스
		7. 20(월) "	삼성의료원
		9. 21(월) "	강남성모병원
		10. 19(월) "	서울대학병원
		11. 16(월) "	서울중앙병원
	Subspecialty Imaging Conference	98. 3. 18(수) 18:00 -	삼성의료원
	제 12 회 학술대회(예정)	98. 6. 27(토) 09:00 -	고려대학병원
	Subspecialty Imaging Conference	98. 12. 16(수) 18:00	삼성의료원
근골격방사선과학 연구회	Symposium	98. 5. 6(수)	삼성의료원
유방방사선과학 연구회	매월 정기모임	매월 넷째 목요일	영동세브란스
	제 2 회 연수교육	98. 3. 29(일)	신촌세브란스
	Subspecialty meeting	98. 9 16(수)	삼성의료원
	제 7 회 symposium	98. 9. 26(토)	부산대학
소아방사선과학연구회	학술월례모임	98. 2. 9(월), 3. 9(월) 4. 13(월), 5. 11(월) 7. 13(월), 9. 14(월) 10. 12(월), 11. 9(월) 12. 14(월)	삼성의료원
		98. 6. 17(수) 18:00 -	삼성의료원
		98. 10. 24(토)	삼성의료원 대강당
	Symposium	98. 10. 24(토)	삼성의료원 대강당
비뇨생식기계 방사선과학연구회	학술월례모임	98. 1. 20(화), 2. 24(화) 3. 24(화), 4. 28(화) 5. 26(화), 6. 23(화) 10. 27(화), 11. 24(화) 12. 15(화)	서울의대
		98. 7. 8(수) 18:00 -	삼성의료원
		98. 9. 12(토) 14:00 -	부산대학병원
	Symposium	98. 9. 12(토) 14:00 -	부산대학병원