

뇌조직의 자화전이율: 정상치 및 TR/TE의 영향¹

전태주 · 정태섭 · 정은기 · 윤상욱 · 김동익 · 조영국 · 김덕재 · 권혁우²

목 적: 자화전이영상(magnetization transfer imaging: MTI) 기법상 정상 자화전이율을 구하여 제시하고 기법상 TR, TE의 변화에 대한 영향을 알아 보고자 하였다. 본 연구에 사용된 자화전이 파장은 자화전이펄스가 에코의 뒤에 위치하고 이들 사이의 간격이 고정된 특이한 구조를 가지고 있으므로 이러한 펄스를 사용할 경우 정상 두뇌조직의 T1 강조영상에서 다양한 TR과 TE의 변화에 의해 자화전이율이 어떤 영향을 받는지 알아보기 위하여 본 연구를 시행하였다.

대상 및 방법: 20대의 건강한 자원자 7명(남:여=4:3)을 대상으로 TR과 TE를 700/14, 650/14, 750/14, 700/20 및 1500/20로 변화시키면서 영상을 얻은 후 자화전이율을 계산하고 이와 같은 결과의 차이를 통계학적으로 알아보았다. 본 연구에 사용된 자기공명영상 기기의 기종은 1.0T Magnetom 42SP (Siemens, Erlangen, Germany)였으며, 사용된 자화전이 파장은 off-set 1000Hz, bandwidth 250Hz로 기존의 spin echo pulse sequence에 하나의 파장이 추가된 형태이며 그 위치는 echo의 뒤에 7.7msec로 고정되어 있으며, 각각의 자화전이영상에서 부위별로 자화전이율을 측정하였다.

결 과: 정상인의 뇌조직에서 MTR은 백질의 경우 T1 강조영상에서 TR과 TE가 700/14일 경우 34-39%(평균 37%)였고, 650/14에서는 33-36%(평균 35%)였으며, 750/14의 경우 34-38%(평균 35%)로 통계상 의미있는 차이가 없었다. 그러나, 1500/20인 경우에는 24-28%(평균 26%)로 T1 강조영상에서의 자화전이율보다 통계학적으로 의미있게 낮은 값을 나타냈다. 또한, TR/TE가 700/14를 기준으로 하였을 때 백질과 회백질의 평균 자화전이율이 각각 37%와 29%로 나왔으며, 이는 통계학적으로 유의있는 차이를 나타냈다. 그 외에 뇌실내의 뇌척수액은 자화전이파장의 영향을 거의 받지 않았다.

결 론: 본 연구의 결과에 의하면 자화전이펄스가 뒤에 고정된 간격으로 위치한 상기 펄스를 사용할 경우 T1강조영상(TR/TE: 700/14)에서 미세한 TR과 TE의 변화에서는 자화전이율에 큰 영향을 미치지 않으나, 1500/20과 같이 큰 폭의 TR/TE 변화에서는 의미있게 다른 자화전이율을 유도한다. 따라서, 근사한 차이의 TR/TE에서는 자화전이율의 호환 이용이 가능하겠으나 큰 폭으로 TR/TE를 바꾼 자화전이율의 자료는 그 호환이용에 문제가 있을 것으로 생각된다.

서 론

자화전이 영상 기법(magnetization transfer imaging: MTI)은 off-resonance radiofrequency saturation pulse를 이용하여 거대분자에 결합된 수소핵을 선택적으로 포화시킴으로써 신호강도의 변화를 얻는 새로운 영상기법이다(1-2). 이러한 기법으로 자화전이율(magnetization transfer ratio: MTR)을 계산함으로써 병변의 조직학적 변화의 일부를 반영할 수 있다는 점에서 의미가 있다(1).

이러한 자화전이영상은 현재 임상적으로 다양하게 적용

되는데, 첫째로 자기공명혈관 조영술을 시행하는데 있어서 거대분자에 결합된 수소핵의 포화에 의한 혈관 이외의 주위 연조직의 신호감쇄에 의하여 혈류신호의 대조도(contrast)를 향상 시키는데 이용이 되어왔다(3-5). 자화전이 효과는 뇌실질내 원발성 종양을 Gd-DTPA로 조영증강한 후에 대조도를 더욱 좋게 하는 결과를 나타낸다(6). 이러한 효과는 전이성 뇌종양의 병변에도 나타나는 것으로 알려진 바 있다(7). 이밖에도 이러한 전체적인 정상 뇌조직의 신호감쇄가 병변과의 대조도를 향상시켜 주는 경우도 있다(8). 그외에도 두개강내 혈종의 발견에도 자화전이 파장이 도움을 줄 수 있다고한다(9). 그러나, 이러한 전통적인 방사선학적 영상의 대조도라는 관점외에도 자화전이영상은 새로운 효용성이 있다. 즉, 정상조직의 자화전이율을 알고 특정 병변의 자화전이율과 비교해 봄으로써 병변의

¹연세대학교 의과대학 진단방사선과학교실

²연세의료원 영동세브란스병원 방사선과

이 논문은 1994년 12월 28일 접수하여 1995년 3월 29일에 채택되었음

조직학적 변화를 예상할 수 있다는 것이다. 예를 들면 탈수 초성 병변, 시신경염, 다발성 경화증 또는 Wallerian 변성의 경우에서와 같이 거대분자의 파괴를 일으키는 변화로 기존의 영상기법으로 간혹 뚜렷한 대조력 보이지 않는 병변의 경우 이에 결합된 수소핵의 수도 감소하게 되고 이에 따라 자화전이파장에 의한 신호감쇄 역시 감소하고 결과적으로 자화전이율 또한 정상 조직보다 적어지게 된다(10, 11). 이러한 경우 육안으로 자화전이에 의한 영상의 변화를 감지하지는 못하더라도 자화전이율의 값을 비교해 봄으로써 미세한 변화를 감지할 수 있다. 이와 같은 반정성적(semiquantitative) 가능성은 기존의 영상기법에서는 얻을 수 없는 새로운 측면이다. 하지만, 이와 같은 비정상적인 변화를 알기 위해서는 정상조직의 자화전이율의 정상치를 확보하는 것이 무엇보다도 중요하다. 특히 본 연구에 사용된 자화전이파장은 기존의 자화전이파장과는 달리 off resonance pulse가 신호(echo)의 뒤에 7.7msec의 일정한 간격을 가지고 위치하는 특이한 구조를 가지고 있을 뿐 아니라 국내에서는 아직 이러한 자화전이율의 정상치에 관한 연구가 없었으므로 저자들은 1.0T 자기공명영상기기

하에서 자화전이펄스(Siemens사의 자화전이 software)상 정상조직의 자화전이율을 구하고 TR/TE의 변화에 따른 자화전이율을 계산하여 그 자료에 있어서 상호 호환성의 유용성과 정상 표준치를 설정하고자 본 연구를 진행하였다.

대상 및 방법

본 연구는 건강한 젊은 성인 남녀 7인(남자 4명, 여자 3명)을 대상으로 1.0T 자기공명영상장치(Magnetom 42SP, Siemens, Erlangen, Germany)를 이용하여 정상 뇌조직의 횡단면 영상(axial image)을 얻었다. 사용된 영상기법은 T1강조영상을 이용하였는데 TR/TE는 650/14, 700/14, 700/20, 750/14로 변화를 주었으며, 이 중 700/14가 본원에서 기본적으로 사용되는 제원(parameter)이므로 이를 기준으로 하였다. 양자밀도 강조영상으로는 1500/20을 사용하였다. 이때 사용된 자화전이가 파장은 독일 Siemens사에서 제공받은 software로서 그 제원을 살펴보면 offset이 1000Hz, bandwidth가 250Hz, length 8msec의 특성을

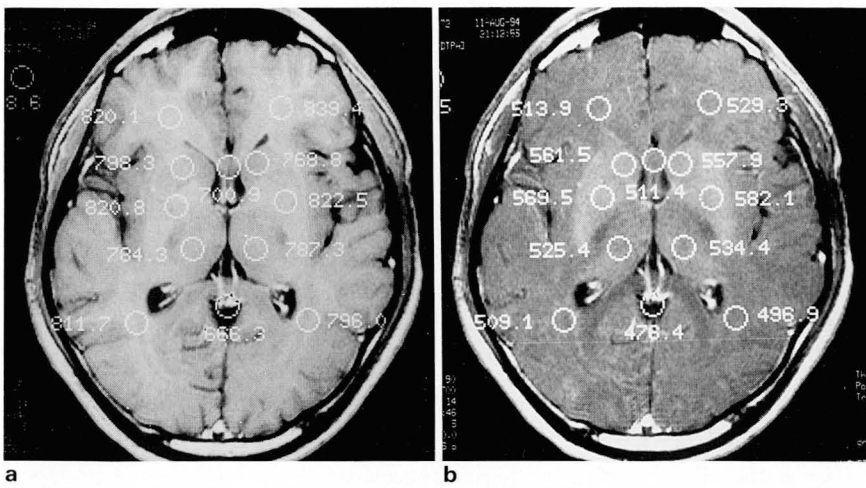


Fig. 1. Axial scans were done at the level of basal ganglia area.

Thalamus and head of caudate nucleus were well visualized.

a. T1WI was taken and signal intensities were measured at head of caudate nucleus, thalamus, and other white matter area.

b. Magnetization Transfer Contrast Image (MTI) showed decreased signal intensity of both white and gray matter. Especially white matter showed more decreased signal intensity and signal inversion of gray and white matter was noted.

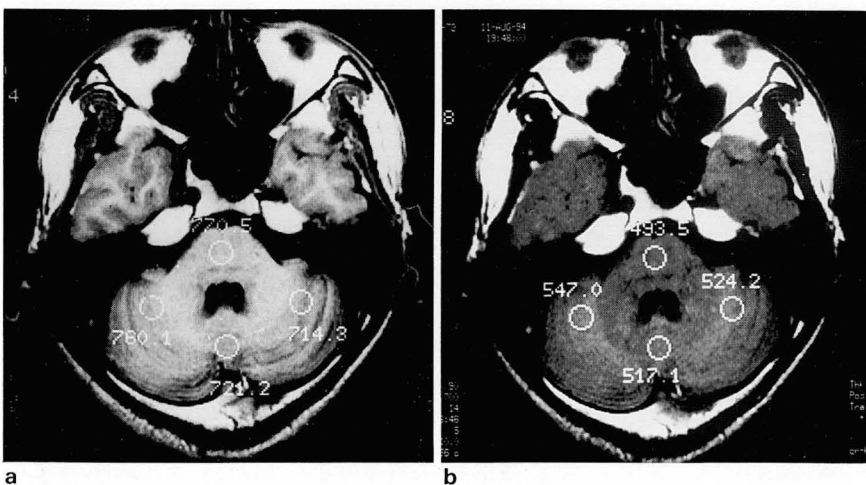


Fig. 2. Axial scans were done at the level of cerebellum.

a. T1WI was taken and signal intensities were measured at cerebellum.

b. Signal changes of cerebellum were similar with other gray matters.

가지고 있다. 각각의 영상의 제원(parameter)은 FOV(field of view)가 210mm, slice thickness가 5mm, Matrix가 192×256, acquisition 3회 였다.

변화된 TR/TE에 해당하는 자화전이영상을 얻은 뒤 각각의 대상에서 같은 레벨을 정해서 백질과 회백질에서 관심영역(region of interest : ROI)을 지정하여 신호강도를 측정하였다. 선택된 부위는 측내실의 상부, 기저핵 및 시상, 안구 및 시신경로 부위, 그리고 소뇌 부위로 총4개의 단면이었다.

이러한 측정치를 바탕으로 자화전이율(magnetization transfer ratio : MTR)을 계산하였다. $MTR(\%) = (SI_o - SI_m) / SI_o \times 100$ 으로 나타내며 여기서 SI_o 는 MT를 적용하지 않았을 경우의 관심영역내 신호강도이고 SI_m 은 MT를 사용하였을 경우의 관심영역내 신호강도이다.

이렇게 하여 얻어진 자료는 평균 및 표준 편차를 구하였고 각각의 TR/TE에 따른 MTR의 값이 집단간에 통계학적으로 의미있는 차이가 있는지 알아보기 위하여 ANOVA test를 이용하였으며 TR/TE가 700/14인 조건에서 백질과 회백질의 자화전이율의 차이가 있는지 알아보기 위하여 Student t-test를 사용하여 검증하였다.

결 과

T1강조영상(TR/TE : 700/14)에서 7명의 정상 표준군의 백질과 회백질의 평균 MTR은 각각 37% 및 29%로 나타났다. 이결과는 Student t-test를 이용하여 통계학적 검증을 하였으며, p-value가 0.05이하로 백질과 회백질에 있어서 자화전이율의 값은 의미있는 차이를 보였다.

전체적으로 회백질 보다는 백질에 있어서 자화전이과장에 의한 신호강도의 감쇄가 컸으며 이에 따라 자화전이 영상에서는 기저핵과 백질에서 신호강도의 역전이 일어나 7명의 정상 표준군에서 기저핵이 더욱 밝게 보였다(Fig. 1a, b).

이밖에 뇌실과 같이 뇌척수액으로만 차있는 부분은 자화전이과장을 가한 후에 신호강도의 변화가 거의 없었으며 자화전이율 또한 0에 가까운 결과를 나타냈다(Fig. 2a, b). 또한, 두피의 지방조직도 자화전이율이 -0.1에서 1%로 자화전이과장의 영향을 받지 않았다. 이와같이 실제 데이터상에서 계산된 자화전이율을 보면 미세한 정도의 음수로 나타나는 경우가 있었으나, 이는 관심영역(ROI)의 크기 또는 미세한 위치 이동 때문에 생기는 오차로 생각된다. 따라서, 자화전이과장에 의한 신호강도의 변화는 조직에 따라 많은 차이를 나타내었다.

그 다음으로 TR/TE를 650/14, 700/14, 700/20, 750/14등으로 변화시키면서 자화전이영상을 얻어 자화전이율을 계산했을때, 백질의 경우 각각 35%, 37%, 37%, 그리고 35%로 거의 차이가 없었고, 회백질 또한 자화전이율이 23%, 29%, 28%, 그리고 28%로 역시 유사한 결과를 나타

내어 ANOVA test상 통계학적으로 의미 있는 차이를 보이지 않았다. 그러나, TR/TE가 1500/20일 경우는 백질과 회백질의 자화전이율이 각각 26%와 21%로 나타났으며, 이들은 ANOVA test로 검증한 바 의미있는 차이를 나타냈다. 이와 같이 T1강조영상과 양자밀도강조영상에서의 자화전이율은 의미있는 차이를 보였다(Table 1, 2).

고 찰

기존의 영상이 자유수분양자(free water proton)를 공명시킨후 여기에서 나타나는 신호강도의 차이에 의해서 영상의 대조도를 얻는데 반하여, 자화전이영상(magnetization transfer image : MTI)은 거대분자에 결합되어 있는 수소핵을 공명시켜서 이에 따른 자유 수소핵으로의 자화의 전이를 일으켜서 신호강도의 변화를 일으키는 새로운 영상대조기법이다(1). 보통 자유 수소핵의 T2 이완시간은 200msec 이하이므로 보통의 RF 펄스에 의해서는 신호를 감지하기 전에 감쇄를 일으킨다(12). 뿐만아니라 일반적으로 자유수소핵은 주자장(main magnetic field) 1.0T에서 42MHz, 1.5T에서 64MHz의 주파수에 의해 공명을 일으키는데(13), 거대분자와 결합한 수소핵들은 1000 내지 2000Hz의 낮은 주파수로 세차 운동을 하므로 라모의 등식(Larmor equation)을 만족시키기 위해서는

Table 1. MTR of Normal Brain(White Matter) : Mean Value in 7 Normal Volunteers.

TR/TE(msec)	pre MT(SI)	post MT(SI)	MRT(%)
650/14	906.83	592.98	35
700/14	871.25	552.87	37
700/20	860.80	555.10	37
750/14	995.83	648.65	35
1500/20	1123.33	828.11	26

MRT : magnetization transfer ratio

MT : magnetization transfer

SI : signal intensity

TR : repetition time, TE : echo time

Table 2. MTR of Normal Brain(Gray Matter) : Mean Value in 7 Normal Volunteers.

TR/TE(msec)	pre MT(SI)	post MT(SI)	MRT(%)
650/14	786.57	609.60	23
700/14	801.75	566.96	29
700/20	810.49	582.63	23
750/14	867.20	624.53	28
1500/20	1160.16	917.25	21

MRT : magnetization transfer ratio

SI : signal intensity

MT : magnetization transfer

TR : repetition time, TE : echo time

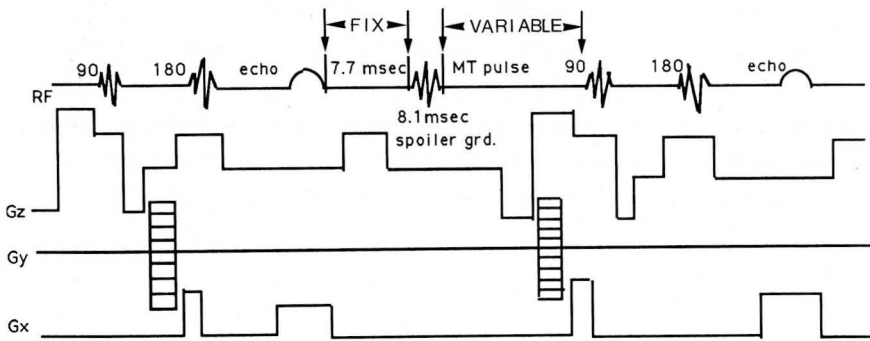


Fig. 3. Pulse diagram of Magnetization Transfer Imaging technique. Interval between echo and MT pulse was fixed as 7.7 msec and duration of MT pulse itself was 8.1 msec. Due to this structure, offset was variable according to change of TR interval.

역시 1000 내지 2000Hz 정도 낮은 주파수대역의 고주파 펄스가 필요하다. 따라서, 거대분자에 결합된 수소핵을 공명시키기 위해서는 기존의 주파수와는 다른 RF 펄스가 필요하다. 이와 같은 pulse를 기존의 pulse sequence 앞에 추가해 주어야 하고, 이때의 시간간격은 보통 수십 msec 정도이다(14). 이와같이 자화전이파장에 의하여 선택적으로 공명을 일으킨 거대분자에 결합한 수소핵들은 점차로 그 자화를 주변의 수소핵(hydration layer)으로 일단 확산시키고 이러한 확산은 결국 자유 수소핵에 까지 전달된다(1, 15). 이렇게 하여 주변의 자유수소핵의 일부가 포화가 되면 결과적으로 기존의 스핀에코펄스에 의해 영향을 받아 신호강도를 나타내는 자유수소핵으로 부터의 신호 또한 감소하고 영상에서는 신호강도가 떨어진 양상을 나타낸다. 이러한 자화전이를 일으키기 위한 펄스를 가하는 데는 여러가지 기법이 있는데 그 중 하나는 연속형 파장을 이용한 기법과 나머지 하나는 펄스 테크닉이다(3). 그러나, 연속형 파장의 경우는 SAR(specific absorption rate)때문에 저자장형 시스템에서 그 이용이 국한되어 있으므로, 대부분의 고자장형 시스템에서는 펄스 테크닉이 쓰인다(3). 자화전이영상에서의 문제점은 이와같이 추가된 RF 펄스를 사용하므로 피검자가 과도한 RF 펄스에 노출될 위험성이 있다는 것과 이와같이 추가된 파장때문에 검사시간이 길어 진다는 점이 있다(3). 자기공명영상에 사용되는 RF 펄스에 의한 인체 유해성 여부에 관한 연구는 FDA에서 이루어진 바 있으며 그 한계 즉 SAR의 상한치는 8W/kg로 발표되었다(16). SAR는 보통 주자장(main magnetic field)의 세기에 비례하는 것으로 알려졌다(16), 고자장에서 자화전이영상을 사용할 경우 스핀 에코기법 보다는 gradient 에코 기법을 쓰는 것이 좋을 것으로 생각된다. 본 연구에서 사용된 off-resonance pulse sequence는 offset이 1000Hz, bandwidth는 250Hz, pulse의 length는 8msec로 구성되어 있다. 자화전이 파장은 이러한 조건들이 기관들마다 약간씩 차이가 있고 이에 따라 자화전이에 의한 신호강도의 감쇄 정도가 다르고 주자장의 강도에 따라라도 차이를 나타낸다(1, 17). 그러므로 각각의 기관마다 자화전이율의 정상치를 확보하는 것이 조직학적 변화나 병적인 변화를 판단하는데 필수적이다. 본 연구에서는 정상조직에서 백질과 회백질의

자화전이율이 각각 37% 및 29%로 백질이 더욱 높게 나타났는데, 이는 Grossman등(1)의 연구에서도 42%와 39%로 유사한 결과를 보인 바 있다. 여기에서 자화전이율의 절대치가 차이나는 것은 영상기법 및 자화전이파장의 특성 차이 때문인 것으로 생각된다. 즉 Grossman등(1)의 자화전이파장은 length가 19msec인 단파형(single cycle)의 공조주파형(sync pulse)이며 영상기법 또한 TR/TE가 100/6이고 flip angle이 12° 인 3-D gradient echo를 사용했으므로 이에 따른 차이 때문일 것으로 사료된다. 이밖에 Elster등에 의하면 TR/TE가 600/15인 T1강조영상에서 1200Hz offset에 bandwidth 220Hz, length 16msec의 자화전이파장을 사용하였을 경우 백질과 회백질의 자화전이율은 각각 15% 및 8%로 보고된 바 있다(18). 이와같이 정상 조직의 자화전이율은 영상기법 및 자화전이파장의 특성에 따라 각각 다른 값을 나타낸다. 이상에서 본 바와 같이 자화전이율은 각각의 조건에 따라 모두 다른 값을 나타내므로 자화전이율에 관한 자료를 유용하게 사용하기 위해서는 같은 조건에서 측정된 정상 대조군의 자화전이율을 확보하는 것이 반드시 필요하다.

본 연구에서 알아보려했던 또 하나의 사실은 TR/TE를 변화 시켰을 때 자화전이율의 변화여부를 알아 보기 위한 것이었는데 그 목적은 다음과 같다. 실제로 자기공명영상을 얻을때 경우에 따라 같은 T1강조영상을 얻더라도 TR/TE가 약간씩 변화할 수 있는데, 이러한 미세한 변화에도 자화전이율이 민감하게 변하는지 알아보기 위한 것이었다. 대개의 경우 T1강조영상에 해당하는 정도의 범위 내에서의 TR/TE 변화는 신호강도의 변화에 거의 차이를 나타내지 않는 것이 이미 알려진 사실이나, 본 연구에 사용된 자화전이 파장은 off resonance 파장이 echo뒤에 일정한 시간간격(7.7 msec)을 가지고 따라오는 특이한 구조를 갖고 있으며 이에 따라 TR의변화에 따라 offset이 변하는 특성이 있으므로 기존의 off resonance가 앞에 위치하는 자화전이파장과 같은 결과를 확신할 수 없으며 만약 좁은 범위의 TR/TE변화에도 민감하게 자화전이율이 변화한다면 같은 T1강조영상이라도 자료의 호환은 불가능하기 때문에 이러한 사실의 통계학적 확인이 필요할 것이라고 생각된다. 결과에서 본 바와 같이 T1강조영상 범주에서

TR/TE를 변화시키는 것은 자화전이율 역시 통계학적으로 의미있는 차이를 보이지 않았으며 각각의 신호강도의 절대치 역시 어떤 상관성을 보이지 않았다. 반면에 양자밀도강조영상 (TR/TE=1500/20)에서는 백질과 회백질의 자화전이율이 각각 26%와 21%로 T1강조영상과 통계학적으로 의미있는 차이를 보였다(P<0.05). 이와같은 T1 및 양자밀도강조영상에 있어서의 자화전이율의 차이에 대한 연구는 Elster등(5)에 의해서도 연구된 바 있는데 이들의 연구에서는 양자밀도강조영상이 T1강조영상 보다 높은 자화전이율을 나타냈으며, 이는 T1강조영상과장이 자화전이 펄스에 의해 생기는 영상의 대조도에 대해 일반적으로 상반된 작용을 할 것으로 생각된다고 하였을 뿐 자세한 기전에 대하여는 알 수 없다고 하였다. 그러나, 본 연구에서는 양자밀도 강조영상이 T1강조 영상보다 자화전이율이 오히려 낮게 나타나는 결과를 보였다. 이에 대한 설명은 사용된 자화전이파장의 특성을 분석함으로써 가능하리라 생각된다.

즉 본 연구에 사용된 자화전이파장은 기존의 자화전이파장이 고식적인 90° 및 180° RF 펄스 보다 앞쪽에 위치하는데 반하여 에코 뒤에 위치하는 특이한 형태를 취하고 있다(Fig. 3). 따라서 각각의 자화전이파장의 영하이 실제로 작용하는 것은 후속으로 다음에 오는 RF 펄스이며 Echo 후에 자화전이 파장까지의 시간간격이 고정되어 있는 sequence이므로 기존의 GE사 등의 펄스에 의한 자료와는 차이가 난다. 결과적으로 기존의 자화전이파장과 같은 효과를 얻을 수 있다. 하지만 본파장의 경우 TR이 길어질 경우 off-resonance 파장과 90° RF 펄스와의 간격 역시 커지게 된다. 이러한 점은 앞서 언급한 간격이 고정된 일반적인 자화전이파장과는 다른 점이다. 이와 같은 특성은 TR이 길어질 수록 자화전이 효과를 떨어지게 하고 따라서 자화전이율 역시 떨어지게 된다. 이때문에 양자 밀도강조영상에서 T1강조영상보다 낮은 자화전이율을 보이게 된다. 또한 이러한 구조는 본 자화전이파장의 TR을 1500 msec 이상으로 구동할 수 없게하는 제한점을 갖게 한다. 하지만 이러한 제한점이 있는 반면 자화전이 펄스의 추가에 따르는 pulse sequence의 연장으로 인한 영상 숫자의 감소를 방지할 수 있다는 장점이 있다. 그 밖에 신호강도를 살펴보면 전체적으로 양자밀도강조영상이 T1 강조영상보다 높은 값을 보이는데 이는 TR이 양자밀도강조영상에서 월등히 길고, 이에 따라 충분한 중축이완을 일으키고 이러한 상태에서 180°RF를 받게되므로 이때 나타나는 신호 역시 크게 나타나기때문인 것으로 생각된다. 이러한 결과를 감안하여 볼 때 T1강조영상과 양자밀도강조영상은 각각의 정상 자화전이율치를 확보하여야 이들 자료를 유용하게 사용할 수 있다.

자화전이파장과 지방조직과의 관계에 관한 이해 또한 중요한 부분으로, 이는 결과에서 보인 바와 같이 지방조직은 자화전이파장의 영향을 전혀 받지 않는다. 이는 지방조직의 경우 수소핵보다 세차 주파수가 3.5ppm 정도 적고 이

것은 주파수 대역으로는 200Hz 정도의 차이를 나타내기 때문이다. 따라서 1000Hz의 offse 을 갖는 자화전이파장은 지방조직에는 영향을 미치지 않는다. 그러므로, 자화전이율이 0에 가까우면서 T1에서 고신호강도, T2에서 중등도 내지 저신호강도를 보이는 조직이 관찰될 경우 지방조직임을 강력히 의심할 수 있다. 또한 뇌실내의 뇌척수액의 경우 거대분자가 거의 없으므로 자화전이펄스의 영향을 거의 받지 않았다.

본 연구에서와 같이 에코 뒤에 고정된 간격으로 off resonance pulse가 위치한 새로운 자화전이파장을 1.0T 자기 공명영상장치에서 구동한 결과, 백질과 회백질의 자화전이율이 통계학적으로 유의한 차이를 나타냄을 알 수 있었고 T1강조영상내에서의 TR/TE변화하에서는 의미있는 차이가 없었으며 이와 같은 정상치를 임상에 응용 할 수 있으리라 생각된다.

참 고 문 헌

- Grossman RI, Gomori JM, Ramer KN, Lexa FJ, Schnall MD. Magnetization Transfer: Theory and Clinical Application in Neuroradiology. *RadioGraphics* 1994;14: 279-290
- Yeung HN, Aisen AM. Magnetization Transfer Contrast with Periodic Pulsed Saturation. *Radiology* 1992;183:209-214
- 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, Masaryk 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. Synergistic Enhancement of MRI with Gd-DTPA & Magnetization Transfer. *J Comput Assist Tomogr* 1992;16:19-24
- Boorstein JM, Wong KT, Grossman RI, Bolinger L, McGowan JC. Metastatic Lesions of the Brain: Imaging with Magnetization Transfer. *Radiology* 1994;191:799-803
- Finelli DA, Hurst GC, Gullapali RP, Bellon EM. Improved Contrast of Enhancing Brain Lesions on Postgadolinium, T1-weighted Spin-Echo Images with Use of Magnetization Transfer. *Radiology* 1994;190:553-559
- Gomori JM, Grossman RI, Asakura T et al. An in Vitro Study of Magnetization Transfer and Relaxation Rate of Hematoma. *AJNR* 1993;14:871-880
- Dousset V, Grossman RI, Ramer KN et al. Experimental Allergic Encephalomyelitis and Multiple Sclerosis: Lesion Characterization with Magnetization Transfer Imaging. *Radiology* 1992;182:483-491
- Lexa FJ, Grossman RI, Rosenquist AC. MR of Wallerian Degeneration in the Feline Visual System: Characterization by Magnetization Transfer Rate with Histopathologic Correlation. *AJNR* 1994;15:201-212
- Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Boone JM. *The Essential Physics of Medical Imaging*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1994:307-308

13. Kaut C. *MRI Workbook for Technologist*. New York: Raven Press, 1992:29-30
14. Hajnal JV, Baudouin CJ, Oatridge A, Young IR, Bydder GM. Design and Implementation of Magnetization Transfer Pulse Sequence for Clinical Use. *J Comp Assist Tomogr* 1992; 16: 7-18
15. Eng J, Ceckler TL, Balaban RS. Quantitative ¹H Magnetization Transfer Imaging in Vivo. *Magn. Res. Med.* 1991; 17:304-314
16. Center for Device & Radiological Health, Food & Drug Administration. Guidance for Content and Review of a Magnetic Resonance Diagnostic Device 510(k) Application. 2. Silver spring. *Maryland Aug.* 1988; publication No. HFZ-401
17. Dixon WT, Engels H, Castillo M, Sardashti M. Incidental Magnetization Transfer Contrast in Standard Multislice Imaging. *Magn Reson Imaging* 1990; 8:417-422
18. Elster AD, King J, Mathews VP, Hamilton CA. Cranial tissues : Appearance at Gadolinium-enhanced and Non-enhanced MR Imaging with Magnetization Transfer Contrast. *Radiology* 1994; 190:541-546

Magnetization Transfer Ratio of Brain Tissue: Normal Value and Effect of TR/TE¹

Tae-Joo Jeon, M.D., Tae-Sub Chung, M.D., Eun-Kee Jeong, Ph. D.,
Duk-Jae Kim, M.D., Hyuk-Woo Kwon, R.T.²

¹ Department of Diagnostic Radiology, Yonsei University College of Medicine

² Department of Diagnostic Radiology, Yongdong Severance Hospital

Purpose: Magnetization transfer imaging(MTI) is a new imaging contrast technique. Our MT pulse sequence is designed as fixed time interval between echo and MT pulse. This study was performed to evaluate the influence of variations in TR/TE on MTR in T1 weighted image of normal brain tissue on this kind of MT pulse sequence.

Materials and Methods: Seven healthy volunteers in twenties of age as the objectives, MRI was taken under various TR/TE(TR/TE; 700/14, 650/14, 750/14, 700/20 and 1500/20 msec). MTR was calculated from signal intensities measured at the same point in both pre and post MT images and statistically analyzed. The MR imager used in this study was 1.0T Magnetom 42SP(Siemens, Erlangen, Germany) and the parameters of additional MT pulse sequence were offset 1000Hz and bandwidth 250Hz, and posteriorly located to echo with 7.7 msec fixed interval. Offset of this MT pulse was variable.

Result: In white matter of brain tissue from a normal person, MTR was 34-39%(average 37%) for TR and TE of 700/14 in T1WI and 33-36%(average 35%) for TR/TE of 650/14, and 34-38%(average 35%) for TR/TE of 750/14 which showed no statistical difference. However, in case of 1500/20 of TR/TE, MTR was 26-28%(average 26%) which is statistically significant. With TR/TE of 700/14 as the standard value, the MTR of gray and white matter were 37% and 29% respectively, showing a definite difference of statistical means. Signal from CSF in ventricles is rarely influenced by MT pulse.

Conclusion: Conclusively, a subtle variation in TR/TE in T1WI has little influence on MTR but wide range of variation in TR/TE as in proton density image induces significant difference in MTR on this kind of MT pulse sequence. Therefore, the exchangeable usage of MTR data would be possible in narrow range of TR/TE change but difficult in wide range of variation.

Index Words: Brain, MR

Magnetic resonance(MR), magnetization transfer contrast

Magnetic resonance(MR), technology