

자화전이영상 (Magnetization Transfer Imaging)

서울의대 장 기 현

1. 기본원리

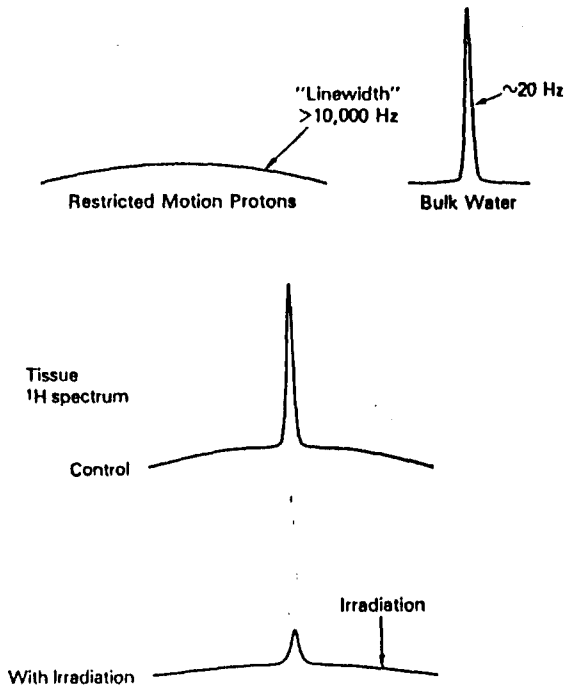
생체조직에 있는 물(H₂O)의 proton은 비교적 자유스럽게 움직이는 free water proton과 거대분자(macromolecule) (예: 세포막, 다른 세포성분, 단백질 등)의 표면에 붙어서 잘 움직이지 못하는 restricted water proton(hydration layer proton)으로 크게 나눌 수 있다. 생체 proton의 Fourier spectrum을 보면 free water proton은 large amplitude와 narrow linewidth(20 Hz 내외)를 가지며 restricted water proton은 small amplitude와 broad linewidth(>10,000 Hz)를 가진다(그림 1). mobile free water proton을 excite 시키는 narrow peak의 RF pulse를 주기 전에 restricted water proton과 immobile macromolecular proton만을 excite 시키는 broad band의 low power RF(water proton의 frequency peak로부터 5-20 kHz 떨어진 off-center RF, 이것을 MT pulse 라고 한다)를 주면 macromolecular proton이 saturation 된다. 이 saturated macromolecular proton과 restricted water proton 사이에, 또한 restricted water proton과 free water proton 사이에 chemical exchange와 dipolar cross relaxation이 생기고 이로 인해 magnetization의 교환(exchange)이 이들 사이에서 일어나며(그림 2), 결과적으로 free water proton의 magnetization이 감소하게 된다 (그림 1). 이러한 상태에서 free water peak의 RF pulse를 주어 영상을 얻으면 off-center RF를 주지 않은 conventional image에서 보다 신호가 감소되어 나타난다. 이러한 신호감소는 magnetization transfer(MT) effect 때문이며, 각조직마다 MT effect의 정도가 다른데 이것을 magnetization transfer ratio (MTR) 라고 한다. 신호감소의 정도가 클수록 MTR 이 큰 것이다.

MTR은 다음과 같이 구한다.

$$\text{즉 } MTR = (M_o - M_s)/M_o \times 100$$

M_o: MT pulse를 준 후에 얻은 영상에서 측정한 조직의 신호강도

M_s: MT pulse를 주지 않고 얻은 영상에서 측정한 조직의 신호강도



I 21)

FIG. 1 Schematic of the saturation transfer experiment conducted between protons with restricted motion (H_r) and bulk water (H_f). The top panel presents the individual line shapes of H_r and H_f . The middle panel presents both of the populations together as observed in biological tissues. The bottom panel shows the predicted result if H_r and H_f are exchanging magnetization: a decrease in the H_r signal.

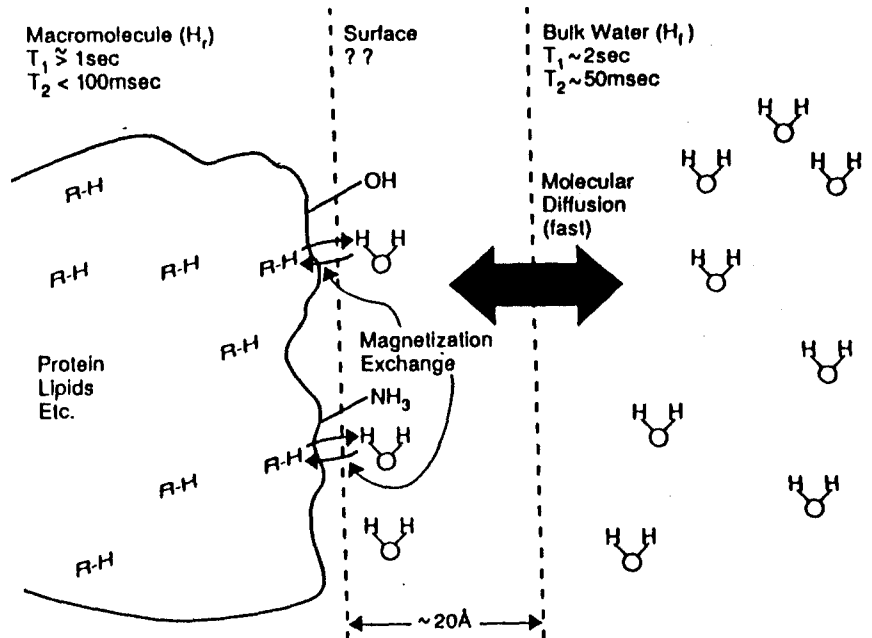


FIG. 2 Schematic of magnetic interactions of water and macromolecular protons.

I 21 2

이러한 MT effect 는 hydrophilic surface를 가진 거대분자물질(예: 단백질, 근육, myelin 등)에서 가장 크게 일어난다. 뇌에서는 백질의 MTR이 48-50% 정도로 가장 크고 회백질의 MTR은 42-44%이다. 백질에 myelin이 더 많기 때문이다. 따라서 MT T1강조영상에서 뇌의 cortical gray matter, putamen, globus pallidus, caudate nucleus, periaqueductal gray matter, pulvinar, substantia nigra 등은 상대적으로 백질보다 더 고신호강도로 나타난다. 순수한 물(예: 뇌척수액, 낭종 등)에서는 거대분자물질이 없으므로 MT현상이 일어나지 않는다. 지방조직은 주로 medium- 또는 long-chain triglycerides로서 친수성이 아니며 분자의 크기와 mobility가 중간 정도이고 T2도 단백질 같은 거대분자보다는 길기 때문에 MT effect가 큰 “거대분자물질”에 해당되지 않고 MTR은 5%이하로 미미하다. 따라서 CSF와 지방조직은 고신호 T2강조영상에서보다 MT T2강조영상에서 더 고신호강도로 나타난다.

2. 임상응용

1). MR 혈관조영술

3-D TOF MR 혈관조영술에 이용하면 MT effect는 background stationary tissue에만 일어나서 background의 signal이 감소하므로 flowing blood와 stationary tissue 사이의 contrast가 좋아져 small vessel이 더 잘 보이게 된다. 최근의 MR 혈관조영술에는 routine으로 MT pulse가 사용된다.

2). gadolinium-enhanced T1강조영상

gadolinium-enhanced T1강조영상에서 MT를 이용하면, 조영증강이 되지 않는 주변조직은 MT effect에 의해 신호강도가 낮아지는 반면에, 조영증강 부위는 거대분자의 상호작용에 의한 영향을 받지 않아 그 신호강도가 거의 낮아지지 않게 되므로 조영증강되는 구조와 조영증강되지 않은 주변조직 사이의 신호강도의 차이를 증가시켜서 상대적인 대조도를 높히게 된다. 즉 자화전이에 의하여 맥락총(chroid plexus), 경막동(dural sinus), 정맥(veins), 송과선(pineal gland), 뇌하수체(pituitary gland) 등의 정상 조영구조물들과 병적인 부위의

조영증강이 보다 명확해진다.

일부의 연구자들에 의하면, 조영증강 병변에서 표준 용량(0.1mmol/kg)의 조영제를 사용한 MT 영상은 3배 용량의 조영제를 주입한 재래식영상과 같은 정도의 대조도를 나타낸다고 하였고, 많은 병원에서 실제 routine으로 gadolinium-enhanced T1강조영상에서 MT를 사용한다. 그러나 필자의 경험으로는 다른 연구자들의 결과와 같이 MT 영상에서 훨씬 좋은 대조도를 나타내지는 못하였다.

3). 탈수초질환

multiple sclerosis, optic neuritis, wallerian degeneration 등에서 demyelination 의 정도를 파악하거나, demyelination과 edema를 구별하는데에 이용가치가 있다. 즉 다발성경화증에서 myelin(거대분자) loss에 의한 부위나 부종만이 있는 부위가 T2강조영상에서 모두 고신호강도로 나타나서 서로 구별되지 않으나, MT pulse를 가하지 않은 영상과 MT pulse를 가한 후에 얻은 영상을 이용하여 관심영역에서 MTR을 측정하면 탈수초부위와 부종부위가 구별된다. 가장 myelin loss가 심한 부위는 MTR이 가장 낮고 부종부위는 demyelination이 적어 상대적으로 MTR이 약간만 감소한다. 또한 다발성경화증 환자의 MR영상에서 정상처럼 보이는 백질도 건강한 정상인에 비해 낮은 MTR을 보인다는 보고가 있다. 이것은 표준MR영상에서 발견되지 않는 조기병변도 MT영상에서 나타내 줄 수 있다는 것을 시사한다.

아직은 임상실제에서 광범위하게 이용되지 않고 임상연구에 많이 이용된다.

4). 기타

종양, 경색 등에서도 MT image를 얻어 병변과 정상조직의 contrast를 높이거나 병변과 정상조직의 MTR을 구하여 진단율을 향상시키는 임상연구에 이용된다. broad band off-center low power RF를 준 후 얻는 MT image는 환자에게 주는 power deposition이 많아 고자장에서는 문제가 될 수 있으므로 저자장에서 더 이용가치가 크다.

참고문헌

1. Grossman RI, Gomori JM, Ramer KN, Lexa FJ, Schnal MD. Magnetization transfer: Theory and clinical applications in neuroradiology. *RadioGraphics* 1994;14:279-290
2. Wolff SD, Balaban RS. Magnetization transfer imaging : Practical aspects and clinical applications. *Radiology* 1994;192:593-599
3. Elderman 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
4. Lin W, Tkach JA, Haacke EM, Maasarryk TJ. Intracranial MR angiography : Application of magnetization transfer contrast and fat saturation to short gradient-echo, velocity-compensated sequences. *Radiology* 1993;186:753-761
5. Elster AD, King JC, Mathews VP, Hamilton CA. Cranial tissue : Gadolinium-enhanced and nonenhanced MR imaging with magnetization transfer contrast. *Radiology* 1994; 190:541-546
6. 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
7. Mathews VP, King JC, Elster AD, Hamilton CA. Cerebral infarction: Effects of dose and magnetization transfer saturation at gadolinium-enhanced MR imaging. *Radiology* 1994;190:547-552
8. Mathews VP, Elster AD, King JC, Ulmer JL, Hamilton CA, Strottmann JM. Combined effects of magnetization transfer and gadolinium in cranial MR imaging and MR angiography. *AJR* 1995;164:169-172
9. 조정연, 장기현, 이재영, 이한경, 유인규, 한문희. Gadolinium 조영증강 뇌자기공명영상에서 자화전이효과. *대한방사선의학회지* 1996;35:19-25