Journal of RADIATION INDUSTRY
Vol. 18, No. 4, pp. 447-452, 2024
https://doi.org/10.23042/radin.2024.18.4.447

Technical article

MRI 검사시 자화전이 효과에 관한 이해: 문헌고찰 중심으로

구 은 회[1,*]

[1]청주대학교 보건의료과학대학 방사선학과

Understanding the Effects of Magnetization Transfer during MRI: Focusing on Literature Discussion

Eun Hoe Goo[1,*]

[1]Department of Radiological Science, Cheongju University, 298, Daeseong-ro, Cheongwon-gu, Cheongju-si, Chungcheongbuk-do 28503, Republic of Korea

ABSTRACT The purpose of this study was to summarize information on the principle of magnetization transfer and its effects on four different areas based on a literature review to provide a basis for future researchers. Based on the existing literature, a total of 42 patients were tested in the lumbar spine, 17 in the knee, 10 in the brain, and finally 20 in the head and neck. The equipment used was from Simens, Philips, and GE. The values of the magnetization transition ratio based on the magnetization transition effect varied depending on the macromolecular content in the tissues such as the lumbar spine, knee, brain, and head and neck, resulting in differences in magnetization transition ratio not only between normal tissues and lesions, but also between different regions within the lesion. In conclusion, the differences in magnetization transition ratio using features that vary depending on the macromolecular content in the tissues can be used to distinguish between malignant and benign tumors. This is an important technique that can improve the accuracy of diagnosis and better identify various lesions in MRI, and more research is needed in the future.

Key words: MT, MTR, MTI, MC

1. 서 론

자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging: MRI)은 고자장(High Magnetic Field)과 고주파 라디오파(Radio-Frequency: RF)를 이용해 인체 내의 수소 원자를 비롯한 원자들을 공명시킨 후 방출되는 에너지를 검출하여 인체 내 단면을 영상화하는 기법이다. 자기공명영상은 비전리방사선을 사용하기 때문에 인체에 무해하다는 장점이 있으며 인체 내 조직의 대조도와 형태적, 기능적 정보를 모두 획득할 수 있다. 또한, 환자 체위의 변화 없이 사상면(Sagittal)과 관상면(Coronal), 횡단면(Transverse) 그리고 사위(Oblique)의 영상을 획득할 수 있어 영상의학적 진단검사의 필수적인 요소 중 하나이다[1]. 자기공명영상은 다평면 영상과 다양한 기법의 영상들을 이용함으로써 조직 간의 대조도를 높히는 등의 많은 장점이 있어서 종전의 CT(Computed Tomography) 검사와 대치하고 있다. 그러나, 아직 종양과 주위 부종과의 감별, 양성과 악성종양의 감별, 또는 염증성 병변과 악성종양의 감별에 고식적 MR로써 감별하기가 용이하지 않을 경우가 있어서 많은 보조적 기법이 시도되고 있다. 그중 하나가 조직 내의 거대분자 함유량의 차이 때문에 발생되는 자화전이 현상을 이용한 자화전이 영상이다.

자기공명영상에서의 자화전이 현상은 자기공명영상에서 사용되는 기법으로 특정 공명주파수에 의해 포화된 거대분자에 결합된 수소핵으로부터 주위의 자유 물 분자 내 수소핵 사이로 포화된 자화가 전이되는 현상을 이용한다[2]. 이를 활용하여 거대분자에 결합된 수소핵을 선택적으로 포화시킴으로써 영상의 신호강도 변화를 얻는 것이 자화전이 영상 기법(Magnetization Transfer Imaging: MTI)이다. 여러 연구를 통하여 조영증강을 하지 않은 자기공명영상에서 기존의 Spin Echo 기법과는 다른 새로운 영상대조를 얻을 수 있고 임상적으로 이러한 자화전이 현상을 이용한 영상기법은 자기공명혈관조영술(Magnetic Resonance Angiography: MRA)에서 혈관 주위의 움직이지 않는 연부조직의 신호 감쇄를 일으켜서 혈류신호의 대조도를 증가

ISSN 1976-2402 **http://www.ksri.kr/**

Copyright© 2024 by Korean Society of Radiation Industry

***Corresponding author:** Eun Hoe Goo
Tel: +82-43-229-7994, Fax: +82-43-229-7947, E-mail: gooeh@cju.ac.kr

Received 5 November 2024 **Revised** 27 November 2024 **Accepted** 27 November 2024

시킨다. 그리고 조영증강 시 조영증강이 되지 않는 주변 조직의 신호를 감소시키고 조영증강된 병변의 상대적 대조도를 높혀 주는데 조영증강 T1 가중 이미지와 함께 사용하면 가돌리늄(Gd) 증강은 물-Gd 이온 상호 작용에 의해 발생하고 자화전이 현상은 배경 조직의 신호를 억제하기에 Gd 증강 영역을 더 두드러지게 만들어준다[3]. 따라서 자화전이 현상을 이용하여 TOF MRA를 크게 개선할 수 있다. 이따금 자화전이 상태의 데이터를 습득하는 과정에서 환자의 움직임으로 인하여 인공물로 발생되는 경우가 있어 이를 유의하여야 한다. 또한, 자화전이 영상의 신호대잡음비(Signal to Noise Ratio: SNR)는 기존 자기공명영상보다도 종종 질이 떨어지기도 하는데 이는 신호들이 제거되면서 소음이 증가하기 때문이다[4].

병변의 거대분자 분포도가 인접한 연골과 상이하다면 자화전이의 변화를 살펴봄으로써 영상화할 수 있다. 이것은 자화전이율(Magnetization Transfer Ratio: MTR) 영상 방법을 사용하는 것으로 자화전이율을 계산함으로써 여러 병변에서의 해부학적인 변화가 오기 전의 조직학적 변화를 예견할 수 있다[5]. 조직학적 변화의 반정성적 분석도 가능하여 Spectroscopy와 유사하게 조직의 구성성분 변화를 예측 가능하게 할 것으로 예상된다[6]. 일반적으로 자기공명영상이나 자화전이 영상에서는 육안으로 병변을 발견하지 못하는 경우 자화전이율 값의 차이를 통하여 병변의 초기 변화나 미세 변화를 발견할 수가 있으므로 자화전이율을 아는 것은 자화전이 영상의 기본적인 단계라고 할 수 있다. 자화전이율은 조직 내 거대분자 함유량에 따라 달라진다는 특징을 이용하여 정상조직의 자화전이율과 특정 병변의 자화전이율과 비교한다면 병변의 유무를 알 수 있다[7]. 병변부에서 자화전이율이 정상 뇌조직보다 적은 이유는 대부분 병변부위에는 거대분자의 파괴가 드러나고 이에 결합된 수소 핵의 수가 감소하게 된다. 이러한 자화전이를 일으킬 수 있는 수소핵의 감소는 자화전이 펄스의 신호 감소로 이어지게 된다. 결과적으로 자화전이율이 감소하게 되는 것이다. 현재 자화전이 기법은 임상적으로 근육, 연골 부위, 심장근육, 두뇌, 간, 혈종, 요추간판, 슬관절, 두경부 등에 다양하게 이용되고 있다. 또한, 이를 이용한 조직 특성화에 대한 연구가 다발성 경화증과 뇌수막종 등에서 보고되고 있다. 이에 본 논문은 문헌 고찰을 통해 요추간판, 슬관절, 뇌와 두경부의 자화전이 영상을 이용한 자화전이 효과를 정리하여 자화전이 효과의 유용성을 높이고 앞으로 향후 연구자들을 위해 기초자료를 제공하려한다.

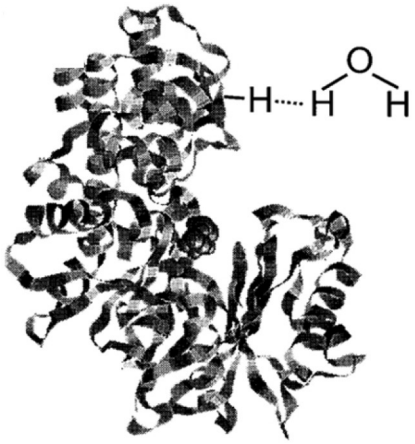
2. 대상 및 방법

2.1. 문헌분석 대상

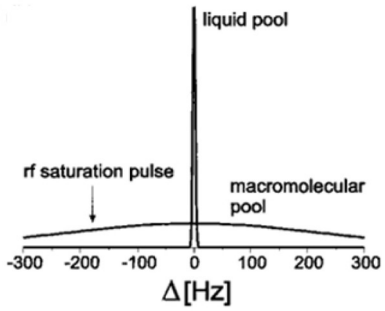
첫번째로 요추는 39명의 환자와 3명의 정상 지원자로 210개의 요추간판을 대상으로 검사한 것을 확인하였고. 두번째, 슬관절의 경우 슬관절 환자 총 17명 중 7명에게는 스핀에코(SE) T2 강조 영상을, 다른 7명에게는 FSE T2 강조 영상을, 나머지 3명에게는 Gradient Echo (GE) T2 강조 영상을 얻은 것을 확인하였으며. 다음으로 뇌는 건강한 10명(남 : 여 = 6 : 4)의 성인 지원자를 대상으로 뇌의 T2 강조영상을 얻은 것을 확인하였다. 마지막으로 두경부는 건강한 20대 자원자 20명의 정상 두경부 근육즉, 흉쇄유돌근(Sternocleidomastoid), 날개근(Pterygoid), 교근(Masseter)과 지방, 그리고 뇌척수액의 MT 영상을 통해 얻은 결과를 문헌분석에 적용하였다.

2.2. 문헌분석 장비

첫째 대상 장비로 1.0T 자기공명영상장치(Magnetom 428P, Siemens, Erlangen, Germany)를 사용된 것을 확인하였고, 둘째 대상 장비는 1.5T (Intera, Philips) 자장의 MR 시스템을 사용된 것을 확인하였다. 셋째 대상 장비로 1.5T 자기공명영상 장치(Signa, GE Medical System, Milwaukee, Wisconsin, USA)를 사용된 것을 확인하였고, 마지막 넷째 대상 장비는 1.5T 자기공명영상장치(Magnetom Vision, Siemens, Erlangen, Germany)로 경부 코일(Cp Array Neck Coil, Siemens, Erlangen, Germany)를 사용된 것을 확인하였다.



(a) Magnetization Transfer Exchange



(b) MT Concept

Fig. 1. Magnetization Transfer Exchange between Macromoleculer and Water Protons (a) The Concept of Magnetziation Transfer (b).

2.3. 자화전이 현상

자화전이 현상의 원리는 인체를 구성하고 있는 프로톤들은 두 가지 형태로 존재한다. 매우 제한된 움직임을 하는 거대단백분자(Macromolecule) 등과 결합되어 있는 프로톤과 그 주위를 자유롭게 움직이는 프로톤(Free Water Proton, 자유수양자)으로 나눌 수 있다. MRI 스펙트럼 상에서 전자의 경우 진폭은 낮고 주파수의 범위는 넓게 분포하고 있으며 후자의 경우 반대로 진폭은 높고 공명할 수 있는 주파수의 범위가 매우 좁게 나타난다. 거대단백분자와 결합한 프로톤에 중심주파수를 맞춰 비교적 넓은 범위의 RF 펄스를 가하게 된다. 이를 Off-Resonance 펄스라고 한다. Off-Resonance RF 펄스를 가하면 거대단백분자와 결합된 물 분자와 자유수 양자의 상호 간 자화교환이 일어나 자유수 양자의 진폭이 낮아지게 된다. 그리고 거대단백분자와 그 주위에 분포되었던 물 분자들은 신호가 포화하게 된다. 그러므로 자유 수 양자의 신호감쇠보다 거대단백분자 및 주변에 분포된 물 분자들의 신호감쇠가 훨씬 크게 되고 따라서 이 두 가지 프로톤 간의 신호 차이는 극명하게 나타나게 된다. 결국, 혈류와 거대단백분자와의 신호 차이를 극대화함으로써 혈류의 신호가 더 강하게 나타나는 MRA를 얻을 수 있다[8,9].

2.4 자화전이율

자화전이 효과의 크기는 두 개의 이미지(MT 펄스가 있는 이미지와 없는 이미지)를 얻은 다음 디지털 방식으로 빼서 정량화할 수 있다. 이 자화전이율은 주어진 Voxel에 대해 식 (1)과 같이 정의되고 계산될 수 있다.

$$MTR = (M_0 - Ms)/M_0 \quad (1)$$

MTR: 자화전이율
Ms: 자화전이의 포화된 상태
Mo: 포화되지 않은 상태

여기서 Mo는 MT 펄스 이전의 조직 신호의 크기이고 Ms는 MT 펄스가 적용된 후의 신호이다. MTR 측정은 절대적이지 않고, 모션 관련 오류에 취약하며, MT 펄스의 모양, 대역폭 및 주파수 오프셋의 함수로 크게 달라진다는 점에 유의해야 한다[10].

3. 결 과

3.1. 요추간판의 퇴행성 변화를 나타내는 자화전이율 결과

기존 문헌 분석을 통해 T1 강조영상을 기준으로 진행한 것을 확인하였다. TR/TE는 600 msec/14 msec로 모든 환자 동일하게 적용하였고, 시상면 자화전이 영상을 획득한 것을 기존 문헌을 통해 확인하였다. 자화전이율과 요추간판의 초기 퇴행성의 상호연관성을 알기 위해 퇴행성 단계에 따라 분류한 grade I-IV의 자화전이율과 정상요추간판의 자화전이율을 비교하였다. 정상추간판의 수핵에서 평균 17.6%로 나타났고 퇴행이 진행된 Grade I- IV에서 각각 26.7, 28.4, 29.1, 29.7%로 의미있게 증가한 것을 기존 문헌을 통해 확인했다[11].

3.2. 슬관절 부위에 정확한 진단을 위한 자화전이율 이용 영상평가

기존 문헌 분석을 통해 환자 7명으로부터 스핀 에코 T2 강조영상, 7명의 슬관절 환자로부터 FSE T2 강조영상, 3명의 슬관절 환자로부터 Gradient Echo T2 강조 영상을 획득하였고, 슬관절 환자 6명에게 지방 억제 가능 T2 강조 STIR 펄스시퀀스를 적용한 것을 확인하였다. 환자 무릎 관절의 반월판 파열에 양성자 밀도 영상, T2 강조영상과 자화전이 영상은 각각 다른 대조도를 보였으며, 자화전이 기법을 사용한 영상은 신호에 대한 소음비가 높아 자화전이 효과의 명확한 차이를 기존 문헌에서 확인하였다.

3.3. 뇌의 T2강조 자화전이 영상에서 뇌조직과 병변의 자화전이율 비교 결과

기존 문헌 분석을 바탕으로 뇌는 급속 T2 강조 영상을 사용하였고 이 제원(Parameter)은 TR/TE는 3800 msec/98 msec, 절편간격은 7 mm, Matrix 크기 256×256, FOV 20×20 cm, NEX 2로 설정한 것을 확인하였다. 모든 Parameter는 동일하게 하였고 Offset Resonance Pulse를 400-2000 Hz로 변화시켜 영상을 획득한 것을 확인하였다. 그리고 ROI (Region Of Interest)로 신호강도를 측정하였고 그 부위는 두정부 핵질 및 회백질, 전정부 백질 및 회백질, 미상핵 그리고 기저핵 등 총 6개의 단면이었다. 또한 뇌척수액과 피하지방 그리고 공기 등에서 신호강도를 측정

Table 1. Mean Magnetization Transfer Ratio (mMTR) in 210 Disks of 90 Normal Disks and 120 Degenerative Disks

		Annulus Fibrosus		Nucleus Pulposus	
		Mean MTR (%)	p Values	Mean MTR (%)	p Values
Normal disks (n=90)		30.2		17.6	
Degenerative disks	Grade I (n=40)	31.5	.345	26.7	<.0001
	Grade II (n=39)	33.2	.062	28.4	<.0001
	Grade III (n=33)	32.1	.282	29.1	<.0001
	Grade IV (n=8)	35.6	.02	29.7	.041

Fig. 2. The Map of Magnetization Transfer Ratio

하였다. 정상인의 T2 강조 자화전이 영상에서 400 Hz에 Offset Resonance Pulse를 주었을 때 백질의 자화전이율은 48%, 회백질 45%로 높게 나타났고, 뇌척수액의 자화전이율 또한 43%로 매우 높은 지표를 나타냈고 영상의 대조도가 떨어지는 것을 확인하였다. 1000 Hz 이상의 Offset Resonance Pulse를 주었을 때 뇌백질의 평균 자화전이율은 12% 이하로 Frequency가 증가할수록 자화전이율도 감소하였고. 60명의 뇌병변 환자에서 600 Hz Offset Pulse를 주었을 때 정상 대뇌 백질의 자화전이율은 28%, 기저핵 26%임을 확인하였다. 뇌경색 등 여러 병변부에서는 자화전이율이 매우 다양하게 나타나는 것으로 확인되었고 정상 뇌실질보다 자화전이율이 높게 나타나는 경우는 한 예도 확인되지 않았다. 하지만 같은 병변 부위라 할지라도 위치에 따라 자화전이율이 다르게 나타나는 경우도 많이 존재하는 것을 확인하였다.

Table 2. 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

Table 3. 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

3.4. 두경부 병변 감별에 이용되는 자화전이율 비교 결과

기존 문헌 분석에 따르면 병리적으로 확진된 두경부 악성종양, 두경부 염증성 병변과 양성종양을 대상으로 하였다. 병변부위를 중심으로 하여 2D FLASH 영상과 자화전이 영상을 얻은 것을 확인하였다. 2D FLASH 영상에서 Parameter은 TR/TE = 500 msec/12 msec, Flip angle 20°를 주었고 자화전이 영상은 2000 Hz Offset Pulse를 사용하였다. 정상인의 두경부에

Table 4. MTRs (Magnetization Transfer Ratios) of Benign Lesions in the Head and Neck

Case	Age/sex	Histology	MTR
1	30/female	pleomorphic adenoma	0.248
2	48/male	pleomorphic adenoma	0.226
3	24/female	pleomorphic adenoma	0.234
4	19/female	hemangioma	0.155
5	18/male	hemangioma	0.123
6	15/male	angiofibroma	0.236
7	60/male	inclusion cyst	0.239
8	65/male	hypopharyngeal acanthosis	0.265
9	53/female	inflammatory pseudotumor	0.347
10	37/male	lymphoid hyperplasia	0.296
11	60/male	chronic inflammation	0.184
12	63/male	deep neck infection	0.269
13	67/male	necrotizing cellulitis	0.262
14	51/male	rhinocerebral mucormycosis	0.108
mean±standard deviation			0.228±0.049

서 측정한 자화전이율은 두경부 근육 0453±0.058, 지방조직 0.051±0.022, 뇌척수액 0.036±0.0018이고, 환자의 두경부 악성종양부 자화전이율은 0.343±0.0024, 양성종양부 자화전이율은 0.228±0.049으로 악성종양의 자화전이율이 높게 나타난 것을 확인하였다. 이를 바탕으로 두경부 자기공명영상에서 양성병변과 악성종양을 감별하고자 하였을 때 자화전이율 0.3 이상일 경우 검사의 민감도와 특이도 모두 90% 이상을 보였고 정확도는 93%로 높게 나타난 것을 확인하였다.

4. 고 찰

거대분자에 결합된 수소핵의 T2값은 200 msec 이하이다. 이러한 T2값이 10 msec 이상인 자유수소핵보다 매우 짧으므로 고식적 자기공명영상에서는 영상에 거의 기여하지 않고 주로 자유수소핵의 공명에 의한 신호강도의 차이를 바탕으로 한 영상이 나오게 된다. 반면 자화전이 영상은 거대 분자에 결합된 수소핵을 선택적 공명시켜 이에 따른 자유수소핵의 자화의 전이를 일으켜 신호강도의 감소를 얻게 되는 영상기법이다. 거대분자와의 수소 결합은 단단하기 때문에 이러한 결합력이 자화전이 현상을 일으킬 수 있는 적당한 시간을 만들어서 Offset Resonance 펄스에 의한 선택적인 포화가 일어날 수 있게 된다. 정상 추간판의 경우 수핵이 T1 강조영상에서 검게 보이고 T2강조영상에서 밝아 보인다. 이는 수핵이 수분이 많은 Gel형태의 물질로 이루어졌다는 것을 말한다. 자화전이영상 기법에서 두뇌의 수초(Myelin)는 거대분자를 고정시키는 역할을 하여 백질의 자화전이율이 회백질보다 높게 나타나게 한다. 수분성분이 많거나 액체 성분의 유동성이 많은 조직에서는 상대적으로 자화전이율이 낮게 나타난다. 따라서 정상 추간판의 섬유륜의 경우 약 70개 정도의 섬유연골판 조직이 둘러싸고 있어 앞서 언급한 두뇌의 수초와 같이 거대분자를 고정시킬 수 있다. 수핵은 Gel 형태의 물질로 섬유륜보다 50-100% 정도로 수분함유량이 많으므로 다른 조직에 비해 상대적으로 자화전이율의 감소를 예상하였다. 정상추간판의 수핵에서 17.6%, 섬유륜에서 30.2%의 평균 자화전이율을 계산하였고 이는 실제 해부 구조적 그리고 화학성분 내용과 일치한다는 것을 알 수 있었다. 섬유륜에서의 퇴행성 변화는 주로 점액성변성(Myxoid Degeneration)이 생기지만 기본적인 동원성섬유연골(Fibrocartilage)의 손실은 일어나지 않기 때문에 자화전이율의 많은 변화는 없을 것으로 예상되었다. 실제 섬유륜의 경우 정상에 비해서 퇴행성 추간판에서 자화전이율의 추이는 의미가 없는 것으로 나타났다($p > .05$). Grade N의 퇴행성추간판에서 섬유륜의 자화전이율이 35.6% ($p = 0.02$)로 증가되는 추세를 보였으나 실제로는 적은 숫자의 ($n = 8$) 대상에서 심한 퇴행성 변화로 영역이 줄어들어 정확한 설정하기가 어려워 그 신뢰성이 낮다는 아쉬움이 있다. 수핵의 퇴행성 변화 시 탈수화현상과 섬유화현상도 생기지만 신생혈관증식과 변연의 섬유연골의 증식이 생기게 되므로 상대적으로 반유동성의 Gel 성질이 소실되어 거대분자가 고정될 수 있는 고형질로 바뀐다는 것을 생각해 볼 수 있다. 이러한 현상이 자화전이율의 증가와 연관된다면 이제까지 추간판 퇴행성 변화의 기준이 된 T2 강조영상에서의 신호소실에 기초한 소견 및 분류보다도 수핵의 퇴행성 변화를 확인하는데 더 민감한 지표로 이용될 수 있다. 정상 수핵에서는 평균 자화전이율 이 17.6%가 나왔고 반면에 초기 퇴행성 변화가 생긴 Grade 1부터 N까지는 26.7, 28.4, 29.1, 29.7%로 증가하여 ($p < .05$) 자화전이율의 상승 변화가 추간판 퇴행성에 대해 아주 민감한 지수인 것을 알 수 있다. 또한 자화전이율이 수학적 공식으로 표현되는 것처럼 슬관절의 반월판이나 전방 십자형 인대의 파열부분을 신호강도에 따라 영상 프로파일로 측정하여 백분율로 표현한다면 시각적인 관찰을 수학 통계학적으로 정량화할 수 있다[11]. 뇌의 경우 600 Hz의 Off-Set-Resonance 펄스를 사용하여 측정한 자화전이율은 백질은 26%이고 회백질은 22%로 나타났다. 앞서 언급한 것처럼 수초는 거대분자를 고정시킬 수 있다. 이러한 수초와 결합된 콜레스테롤의 그 표면은 그 구조가 콜레스테롤에 결합된 수소와 자유 수소핵과의 상호 이완(Cross Relaxation)은 자화전이에 가장 적합하다. 그러므로 수초가 풍부한 백질의 자화전이율은 회백질의 자화전이율보다 더 높게 나타난다. 또한 뇌경색 등 여러 병변 부위에서의 자화전이율은 매우 다양하게 나타났지만 정상 뇌실질보다 비슷하거나 낮게 나타났다. 병변 부위의 자화전이율이 뇌백질보다 높게 나타나는 예는 단 하나의 예도 나오지 않았다. 또한 같은 병변 부위에서도 부위에 따라 자화전이율이 다르게 나타나는 부분이 많았으며 병변 내의 출혈 부위나 병변 주위의 부종 등 모든 부분에서 자화전이율은 다양하였기에 이에 대한 더 많은 연구를 실시해야 할 것으로 사료된다[12]. 앞서 설명한 것처럼 거대분자 함유량이 자화전이 영상에서의 신호강도를 좌우한다. 그러므로 거대분자 함유량이 다양한 두경부에서는 대조도 분해능이 좋은 자화전이 영상을 얻을 수 있다는 장점이 있다. 이러한 조직 특성화를 이용하여 두경부의 양성병변과 악성종양을 감별하고자 하였다. 먼저 정상적인 두경부 구조물 중 거대분자가 많은 근육에서의 자화전이율이 가장 높았고, 거대분자의 유량이 거의 없는 지방 및 뇌척수액에서 자화전이율이 가장 낮음을 알 수 있었다. 두경부 악성종양부 자화전이율은 0.343±0.024이고 양성종양부의 자화전이율은 0.228±0.04로 악성종양부 자화전이율이 높게 나타났다. 두경부 자기공명영상에서 양성병변과 악성종양을 감별하면서 자화전이율 0.30 이상일 경우에 악성 종양이라고 했을 때 검사의 정확도는 92%, 민감도는 91% 그리고 특이도는 93%이었다. 해당 연구의 제한점은 주자장의 비균질성과 측정 시 관찰자 간의 또는 관찰자 내에서의 오차, 그리고 적은 대상 수를 들 수 있다[13]. 따라서 향후 다양한 연구가 필요할 것이다. 본 논문은 총 요추간판 1개 문헌, 슬관절 1개 문헌, 뇌 1개 문헌, 마지막으로 두경부 1개 문헌을 바탕으로 하였기에 그 수가 적어 폭넓은 고찰을 하지 못한 아쉬움이 있다.

5. 결 론

결론적으로 요추간판 중 수핵의 퇴행성 변화에 따른 T2 강조 영상에서 신호강도의 영향을 줄 수 있는 시기나 그 이전에 Gel 형질의 소설 및 거대분자의 고정화가 생길 가능성이 매우 높은 것을 예상할 수 있었고 따라서 수핵에서 자화 전이율의 상승은 수핵의 퇴행성 변화를 시사할 수 있는 매우 민감한 지표라는 것을 알 수 있었다. 뇌의 경우 자기공명영상에서의 T2 강조 자화 전이 영상에서 600 Hz 정도의 Off-Set-Resonance 펄스에서 적당한 뇌실질의 신호 감쇄가 나타나고 뇌척수액의 낮은 자화 전이율을 보이므로 가장 적절한 자화 전이의 효과를 나타낸다는 점을 확인할 수 있었다. 특히 자화 전이 영상을 이용한 자화 전이율은 두경부에서의 악성 종양과 양성 종양의 판별에 유용한 자기공명영상기법임을 알 수 있었다. 또한 자화 전이 영상기법을 통해 인체의 전신 관절에 대해 퇴행성관절염과 같이 보편적 퇴행성 질환의 영상정보를 제공할 수 있을 것으로 생각된다. 이러한 자화 전이 영상을 이용한 자화 전이율은 양성 병변과 악성 종양의 판별에 도움을 줄 수 있는 보조적 자기공명영상 기법으로 향후 지속해서 추가적인 연구가 더 행해져야 한다고 사료된다.

참고문헌

1. Min JW, Jeong HW, Han JH, Lee SN, Park JH, Kim KW and Kim HS. 2019. Study on the Physical Imaging Characteristics by Using Magnetic Resonance Imaging 1.5T. J. *Radiol. Sci. Technol.* **42**(5):329-334. https://doi.org/10.17946/JRST.2019.42.5.329.
2. Henkelman RM, Stanisz GJ and Graham SJ. 2001. Magnetization transfer in MRI: a review. *NMR Biomed.* **14**:57-64. https://doi.org/10.1002/nmb.683.
3. Cho JY, Chang KH, Lee JY, Lee HK, Yu IK and Han MH. 1996. Effects of Magnetization Transfer in Gadolinium-Enhanced Brain MR Imaging. *Radiol. Sci. Technol*. **35**(1):19-25.
4. Yoon MH, Seung MS and Choe BY. 2008. Evaluation of Magnetization Transfer Ratio Imaging by Phase Sensitive Method in Knee Joint. *PMP* **19**(4):269-275.
5. Lee CK, Lim MK, Ha CK and Cho YK. 1999. Comparison of Magnetization Transfer Ratios of Various Cerebral Edemas. *Radiol. Sci. Technol*. **41**(4):665-668. http://dx.doi.org/10.3348/jkrs.1999.41.4.665.
6. Yoon SW, Chung TS, Jeong EK, Jeon TJ, Kim DI, Cho YK, Kim DJ and Kwon HW. 1995. Imaging with Magnetization Transfer Technique on the Intracranial Tumors. *Radiol. Sci. Technol*. **32**(4):527-533. https://doi.org/10.3348/jkrs.1995.32.4.527.
7. Jean TJ, Chung TS, Jeong EK, Kim DJ, Kwon HW. 1995. Magnetization Transfer Ratio of Brain Tissue: Normal Value and Effect of TR/TE. *Radiol. Sci. Technol*. **32**(4):535-540.
8. Cho SB, Lee NJ, Kim MG and Suh SG. 1999. Magnetization Transfer Ratio in Head and Neck Lymphadenopathy. *JKSR.* **41**(4):669-676. http://dx.doi.org/10.3348/jkrs.1999.41.4.669.
9. Hwang MJ. 2004. Magnetization Transfer Effect in Magnetic Resonance Imaging at 3.0T. *KNU Graduate School*.
10. Yoon MH, Sung MS, Yin CS, Lee HK and Choe BY. 2006. Quantitative Analysis of Magnetization Transfer by Phase Sensitive Method in Knee Disorder. *J Korean Soc Magn Reson Med.* **10**(2):98-107.
11. Chung TS, Jeong EK, Kim YS, Kim TH and Kwon HW. 1995. MRI Study about the Early Changes of Lumbar Disk Degeneration using Magnetization Transfer Contrast (MTC). *JKSR* **32**(6):865-870. https://doi.org/10.3348/jkrs.1995.32.6.865.
12. Lim MK, Roh HG, Suh CH, Cho YK, Kim HJ, Kim JH, Kim ST and Choi SK. 1998. Magnetization Transfer on T2-weighted Image: Magnetization Transfer Ratios in Normal Brain and CerebralLesions. *J Korean Radiol Soc* **39**(1):15. https://doi.org/10.3348/jkrs.1998.39.1.15.
13. Suh SI, Lee NJ, Kim MG, Choi JW, Cho SB, Kim JH and Choi Jo. 1999. Malignant Ve rsus Benign Lesions in the Head and Neck: The Usefulness of Magnetization Transfer Imaging. *J Korean Radiol Soc* **40**(3):451-457. https://doi.org/10.3348/jkrs.1999.40.3.4.