

Evaluation of Reproducibility According to Variation of Coil Channel in Quantitative Evaluation Using Synthetic MR

Soon-Yong Kwon, Seong-Ho Kim*

Department of Radiology, Konkuk University Medical Center

Received: September 15, 2017. Revised: October 18, 2017. Accepted: October 31, 2017

ABSTRACT

T1, T2 relaxation time and relaxation rates were measured and analyzed according to the change of RF coil channel number of MAGiC sequence. T1, T2, R1 and R2 maps were obtained by using MAGiC sequence with phantom (1.0, 0.6, 0.2, 0 mM) on the RF coil with channel number of 1, 8, 16 and 32 respectively. T1, T2, R1, R2 values and relaxation rates were measured for each channel number and concentration, and Relaxivity was calculated according to each concentration. T1, T2, R1, and R2 values were measured in each coil. There was no significant difference between T1 and R1 values ($p > 0.05$). However, T2 and R2 values were significantly different ($p < 0.05$). In the post-analysis results, T2 value was significantly different from that measured on 1, 8, 16, and 32 channel coils ($p < 0.05$) and There was no difference between 8, 16, and 32 channel coils ($p > 0.05$). The R2 value was significantly different from that measured on the 8, 16, and 32 channel coils in the 1 channel coil, and the results on the 8 channel coils and the 16 channel coils showed a significant difference ($P < 0.05$). In conclusion, T1 and R1 values were not significantly different according to the number of channels in the coil, but T2 and R2 values were significantly different. Therefore, when quantitative measurement of T2 and R2 values using the MAGiC sequence, the same number of coils should be used for reproducibility.

Keywords: MAGiC sequence, Synthetic MR, Relaxation time measurement, Relaxivity

I. INTRODUCTION

최근 MRI 검사는 여러 가지 정량적 정보를 통해 임상 진단과 치료에 객관적인 근거를 제공하고 있다^[1]. 정량적 지표에는 조직의 고유한 특성을 이용한 T1, T2 이완 시간(relaxation time), 물 분자의 확산 계수(diffusion coefficient), 그리고 관류(perfusion) 현상을 이용한 방법 등이 있으며 그 중에서 T1, T2 이완 시간을 이용하여 조직의 대조도 차이를 분석하는 방법이 대표적이다^[2]. 이러한 T1, T2 이완 시간은 반전 회복(inversion recovery)과 스핀 에코(spin echo)를 이용하여 측정 하는 것이 표준(gold standard)이다. 하지만 반전 회복을 이용한 T1 이완 시간 측정은 180° 여기 펄스(excitation pulse)를 사용하기 때문에 조직의 T1 이완 시간이 짧은 구간에 있어서

비교적 정확한 평가가 가능하지만 TI time이 포함된 TR을 사용하고 여러 TI time 구간을 획득하기 때문에 검사 시간이 길어지는 단점이 있다. 또한 spin echo를 이용한 T2 이완 시간 측정 역시 급격하게 이루어지는 T2 decay를 측정하기 위해 T2 이완 시간이 짧은 구간부터 긴 구간까지 비교적 많은 TE 구간의 표본이 필요하고 그에 비례하여 검사 시간이 오래 걸리는 단점이 있다^[3]. 이와 달리 최근 개발된 Synthetic MRI 기법은 한 번의 검사에서 각 픽셀의 T1, T2 이완 정보를 획득하고 이를 수학적 알고리즘을 통해 재구성한다. 따라서 모든 이완 구간을 영상의 재구성으로 표현 가능하기 때문에 한 번의 검사로 다양한 대조도 영상을 구현할 수 있다^[4]. 하지만 MAGiC은 2개의 TE와 이를 기준으로 자동으로 설정된 4개의 TI로 획득한 data를 가지고 전

* Corresponding Author: Seong-Ho Kim

E-mail: p79pooh@kuh.ac.kr

Tel: +82-2-2030-5567

체의 대조도를 나타낸다^[5]. 따라서 기존의 고식적인 검사방법에 비해 data의 정확도가 감소하고 이로 인해 정량적 평가에 있어서 측정 결과 값의 재현성이 떨어질 수 있다. 이와 더불어 MRI 검사는 외부 자기장의 균일성, gradient coil의 성능, 자화 감수성(susceptibility) 차이에 의한 자장의 불 균질(magnetic inhomogeneity)등 여러 가지 변수에 따라 재현성이 저하될 수 있다^[6]. T1, T2 이완 시간의 측정은 조직의 고유한 성질을 분석하는 것이기 때문에 측정의 오차를 최소화할 수 있는 재현성이 매우 중요하다. 따라서 이러한 이완 시간을 정확히 평가하기 위해서는 측정에 영향을 줄 수 있는 매개변수를 모두 제거해야 한다. 하지만 최근 개발된 Synthetic MR기법을 이용한 MAGiC의 정량적 측정 방법에 있어서 RF coil의 channel 수에 따른 정량적 평가의 오차에 대한 기준이 확립되어 있지 않다. 따라서 본 연구에서는 Synthetic MR기법을 이용하는 MAGiC sequence에서 RF coil channel 수 변화에 따른 T1, T2 이완 시간 및 이완율을 측정하여 분석하였고 그에 따른 재현성을 평가하고자 하였다.

II. THEORY

1. T1, T2 relaxation time

T1 이완은 스핀-격자 이완으로 불리며 조직에 특정 RF pulse를 인가했을 때 공명 현상에 의해 흡수한 에너지를 방출하며 초기 상태인 종축 자기모멘트(magnetic moment)로 회복하는 과정을 말한다. 이때 종축 자기모멘트가 초기 상태의 63%까지 회복되는 시간을 T1 이완 시간이라고 하며 Eq. (1)은 T1 이완에 따른 종축자화의 크기를 나타낸다.

$$M_z(t) = M_o(1 - e^{-t/T1}) \quad (1)$$

T2 이완은 스핀-스핀 이완으로 불리며 인접한 핵의 자기모멘트로 유발되는 국소 자기장의 차이 때문에 횡축 자기모멘트가 탈 위상되어 붕괴되는 것을 의미한다. 이때 횡축 자기모멘트가 초기상태의 37%까지 붕괴되는 시간을 T2 이완 시간이라고 하며 Eq. (2)는 T2 이완에 따른 횡축 자화의 크기를 나타낸다^[7].

$$M_{xy} = M_o(e^{-t/T2} \cdot e^{-i\omega t}) \quad (2)$$

2. T1, T2 relaxivity

Eq. (3) 은 MRI 신호의 크기를 나타내며 종축 자화의 회복에 의한 T1 이완과 횡축 자화의 붕괴에 의한 T2 이완에 의해 결정 된다.

$$SI = N(H) \cdot (1 - e^{-TR/T1}) \cdot e^{-TE/T2} \quad (3)$$

이러한 신호는 magnetic dipolemoment인 proton이 이완 과정을 거치면서 RF coil 주위에서 전자기력에 의한 유도 전류를 형성하기 때문이다. Eq. (4)는 유도 전류가 발생하는 기전이다.

$$emf = - \frac{d}{dt} \int d^3r \vec{M}(r,t) \cdot \vec{B}^{receive}(r) \quad (4)$$

이렇게 형성된 신호는 각 조직의 T1, T2 relaxation rate(이하 R1, R2)에 의해 relaxation time이 결정되는데 relaxation rate란 relaxation time의 역수를 취한 값으로 이완율을 나타낸다. Eq. (5-8)은 mol농도에 따른 각각의 relaxation rate로 표현한 기울기를 나타내며 이를 relaxivity(이하 r_1, r_2)라 한다^[8].

$$\frac{1}{T_i} = r_i [s^{-1}] (i = 1, 2) \quad (5)$$

$$\frac{1}{T_i} = \frac{1}{T_{i(0)}} + r_i \cdot C \quad (6)$$

$$\left(\frac{1}{T_i} - \frac{1}{T_{i(0)}} \right) = r_i \cdot C \quad (7)$$

$$\frac{R_{i(e)} - R_{i(0)}}{C} = r_i \quad (8)$$

3. MAGiC sequence

Synthetic MR을 기반으로 한 MAGiC기법은 한 번의 검사 내에서 서로 다른 4개의 T1와 2개의 TE

를 적용하여 영상을 획득한다. 이때 각각 8개의 magnitude영상과 phase영상을 획득한 후 이를 바탕으로 각 조직의 고유한 정보에 대한 수학적 알고리즘을 통해 parametric map을 나타내고 이를 기반으로 계산을 통해 모든 픽셀의 relaxation time에 대한 정보를 함유하고 있는 relaxation map을 재구성한다^[9]. 이러한 MAGiC기법은 한 번의 검사를 통해 얻은 parametric map을 기반으로 사용자가 원하는 다양한 대조도 영상을 임의의 TI, TR 그리고 TE를 적용하며 자유롭게 재구성할 수 있는 장점을 가지고 있다. 이 때, 각 voxel의 신호 값은 Eq. (9-11)과 같이 T1, T2 이완 시간 그리고 수소 원자 밀도(proton density)에 의해 결정 된다^[10,11].

$$S = A \cdot PD \cdot e^{-TE/T_2} \cdot \frac{1 - [1 - \cos(B_1\theta)] \cdot \exp(-TI/T_1) - \cos(B_1\theta) \cdot \exp(-TR/T_1)}{1 - \cos(B_1\alpha) \cdot \cos(B_1\theta) \cdot \exp(-TR/T_1)} \quad (9)$$

$$S = PD \cdot (e^{-TE/T_2}) \cdot (1 - e^{-TR/T_1}) \quad (10)$$

$$S = PD \cdot (e^{-TE/T_2}) \cdot (1 - 2e^{-TI/T_1}) + (e^{-TR/T_1}) \quad (11)$$

II. MATERIAL AND METHODS

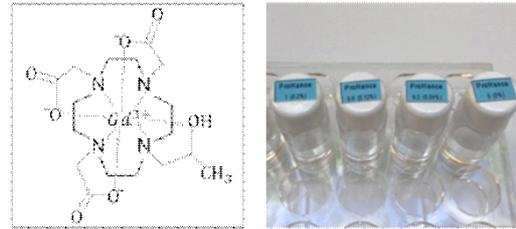
1. Phantom 구성 및 장비

1.1 조영제 phantom

조영제 phantom의 제작을 위해 Gadoteridol을 기반으로 하는 MRI 조영제 Prohance를 사용 하였으며 Prohance는 Table 1과 같은 특성과 Fig. 1과 같은 화학적 구조를 지닌다^[12]. Gadoteridol 원액을 각각 saline과 희석하여 0, 0.2, 0.6, 1.0mM 농도 구간을 표현한 조영제 phantom을 제작 하였으며. phantom의 크기는 길이 670mm, 너비 280mm이다.

Table 1. Characteristic of Gadolinium phantom

Vendor	Braco
Source	Gadolinium
Commercial name	Prohance
Molecular formular	240
Molecular mass(g/mol)	$C_{17}H_{29}GdN_4O_7$
Concentration(mol)	0.5
Osmolality(mOsmol/kg)	630
Viscosity(cP)	1.3

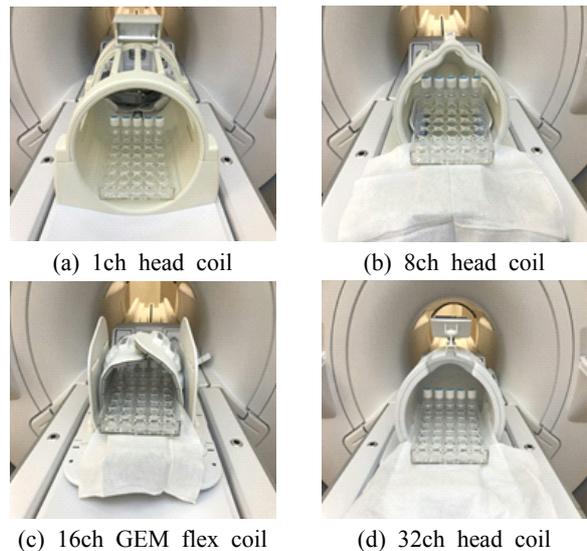


(a) Chemical structure of Gadolinium (b) Arrangement of phantoms

Fig. 1. Chemical structure (a) and arrangement of Gadolinium phantoms (b).

1.2 검사 장비

MRI 장비는 GE Discovery 750 3.0T (GE Medical system Milwaukee, Wisconsin, USA) 장비를 사용하였고, coil은 1, 8, 32 channel head coil과 16 channel GEM flex coil을 사용하였다. 조영제 phantom은 Fig. 2와 같이 조영제 농도가 증가하도록 각각의 coil(1, 8, 16, 32channel)의 중앙에 배치시키고 x, y, z축에 수평이 되도록 고정하였다.



(a) 1ch head coil (b) 8ch head coil (c) 16ch GEM flex coil (d) 32ch head coil
Fig. 2. MR scanner and 1ch head coil (a), 8ch head coil (b), 16ch GEM flex coil © and 32ch head coil (d).

1.3 Scan parameter

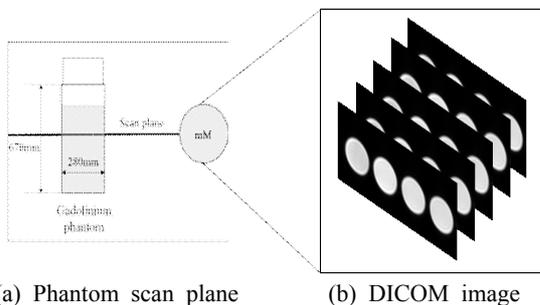
Synthetic MRI 검사는 GE사의 MAGiC sequence를 이용하여 검사하였고 scan parameter는 Table 2와 같다. 3-plane(axial, sagittal, coronal) scout 영상을 통해 위치를 확인하고 phantom의 mid-level에서 Fig. 3과

같이 axial 영상을 각각 20번씩 획득하였다. 이때, 온도에 의한 오차율을 최소화하기 위해 검사실 내의 온도를 20~22°범위로 유지한 상태에서 영상을 획득하였다.

Table 2. Parameter of MAGiC sequence

Parameters	Value
Sequence	2D IR MDME
TR(ms)	10000
TE(ms)	20 / 90
FOV(mm)	240
Matrix Size	320×256
NEX	1
Bandwidth(kHz)	22.73
ETL	12
Slice thickness(mm)	4
Gap(mm)	0.4

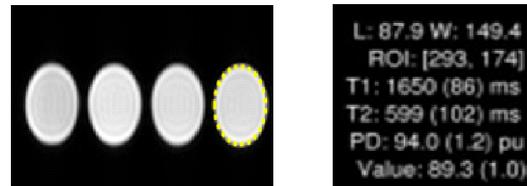
T1, T2, R1, R2 value를 측정하였다. 각각의 coil에서 획득한 T1, T2, R1, R2 value를 조영제 농도 별로 평균과 표준편차를 구하였으며 각각의 조영제 농도에 따른 R1, R2 value를 기반으로 r_1, r_2 를 구하여 비교하였다. 또한 각각의 coil에 따른 T1, T2, R1, R2 value가 차이가 나는지 확인하기 위해 유의성 검증(statistical significance test)을 시행하였다. 검증을 위해 SPSS program(ver.23)을 이용하였고 유의수준(significance level)은 0.05 미만으로 정하였다.



(a) Phantom scan plane (b) DICOM image
Fig. 3. Phantom scan plane (a) and DICOM image of MAGiC (b).

2. 분석 방법

획득한 MAGiC data는 MAGiC Software (version 100.1.1)를 통해 T1, T2, R1, R2 map으로 재구성하였다. 각각의 coil에서 획득한 T1, T2, R1, R2 map에 Fig. 4와 같이 동일한 크기의 ROI를 설정하였고



(a) ROI (b) Result
Fig. 4. ROI(Region of interest) (a) and T1, T2 value result of MAGiC (b).

IV. RESULT

1. T1, T2 relaxation

MAGIC sequence를 이용하여 조영제 phantom을 scan하고 각각의 T1, T2, R1, R2 map을 통해 T1, T2, R1, R2 value의 평균과 표준편차를 구하였고 결과는 Table 3, 4와 같다. 또한 R1, R2 value를 기반으로 조영제 농도에 따른 T1, T2 relaxivities(r_1, r_2)를 구하였으며 결과는 Table 5와 같다. 1, 8, 16, 32 channel coil에서 측정된 0.2mM 조영제의 r_1 에 대한 표준편차는 ± 0.31 , 0.6mM 조영제는 ± 0.12 , 1.0mM 조영제는 ± 0.03 으로 나타났다. 그리고 0.2mM 조영제의 r_2 에 대한 표준편차는 ± 2.25 , 0.6mM 조영제는 ± 1.22 , 1.0mM 조영제는 ± 1.00 으로 나타났다.

Table 3. T1, T2 relaxation time of phantom using the 1, 8, 16, 32 channel coils

mM	T1 (msec)				T2 (msec)			
	1ch	8ch	16ch	32ch	1ch	8ch	16ch	32ch
0	2310.15±84.6	2536.30±25.03	2532.80±39.58	2465.45±22.57	453.40±52.59	536.70±24.54	708.15±65.26	549.05±30.46
0.2	1006.45±31.38	965.60±11.58	906.15±191.07	940.0±5.72	301.95±20.61	409.65±9.38	482.20±27.23	427.95±16.74
0.6	442.25±14.12	424.55±8.61	419.80±3.55	417.95±4.05	171.30±7.43	238.50±3.14	248.60±4.41	236.35±3.05
1.0	308.25±3.94	311.30±5.60	307.20±4.40	308.90±2.69	123.60±6.74	167.30±2.66	173.55±2.11	176.65±44.41

Table 4. T1, T2 relaxation rates (R1, R2) of phantom using the 1, 8, 16, 32 channel coils

Concentration mM	R1 (s^{-1})				R2 (s^{-1})			
	1ch	8ch	16ch	32ch	1ch	8ch	16ch	32ch
0	0.43±0.03	0.40±0.01	0.39±0.01	0.4±0.0	2.23±0.24	1.94±0.09	1.41±0.13	1.83±0.10
0.2	0.99±0.03	1.04±0.01	1.10±1.12	1.06±0.01	3.33±0.23	2.46±0.05	2.08±0.11	2.34±0.09
0.6	2.26±0.07	2.36±0.05	2.38±0.02	2.39±0.02	5.85±0.26	4.23±0.03	4.02±0.07	4.23±0.05
1.0	3.24±0.04	3.21±0.05	3.26±0.46	3.24±0.03	8.11±0.43	5.98±0.09	5.76±0.07	5.84±0.74

Table 5. T1, T2 relaxivity (r_1, r_2) of phantom using the 1, 8, 16, 32 channel coils

Concentration mM	$r_1 (s^{-1}mM^{-1})$					$r_2 (s^{-1}mM^{-1})$				
	1ch	8ch	16ch	32ch	SD	1ch	8ch	16ch	32ch	SD
0.2	2.8	3.2	3.55	3.3	0.31	5.5	2.6	3.35	2.55	2.25
0.6	3.05	3.26	3.31	3.31	0.12	6.03	3.81	3.23	4.0	1.22
1.0	2.81	2.81	2.87	2.81	0.03	5.88	4.04	3.68	4.01	1.00

SD : standard deviation

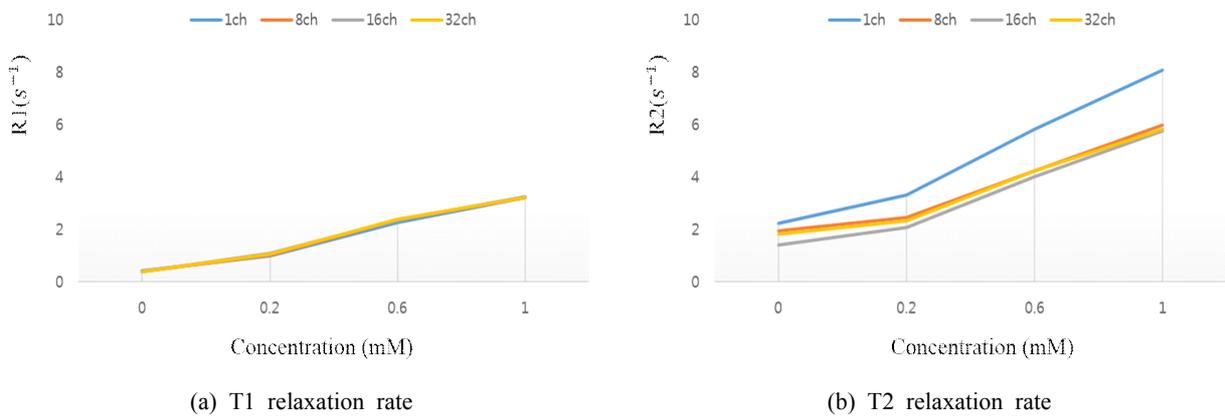


Fig. 5. T1 relaxation rate (a) and T2 relaxation rate (b) according to the concentration of contrast agent and channel.

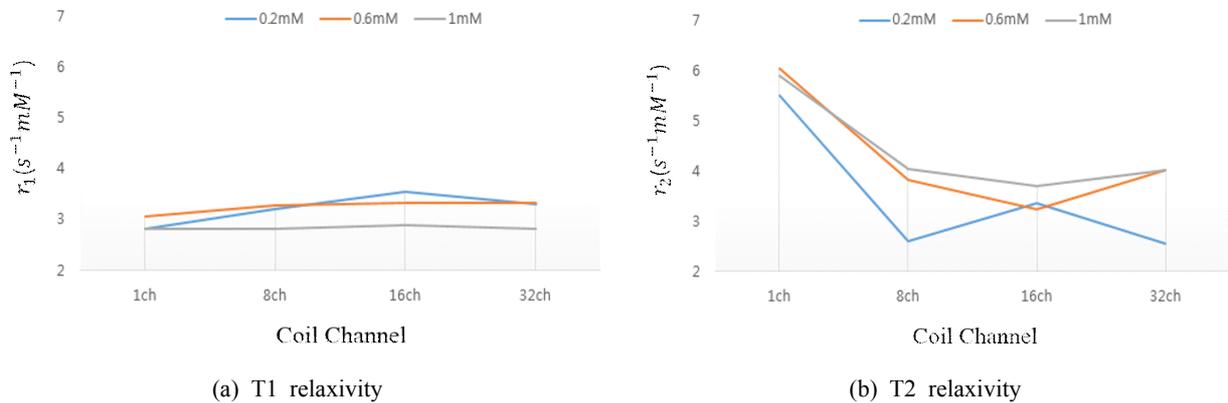


Fig. 6. T1 relaxivity (a) and T2 relaxivity (b) according to the concentration of contrast agent and channel.

2. 통계 분석

각각의 coil에서 획득한 T1, T2, R1, R2 value의 유의성 검증을 위해 정규성 검증과 분산의 동질성 검증을 시행하였고 모두 만족하지 못하여(p<0.05) 비모수 검증 방법인 Kruskal-Walis 검증 방법을 채택하였다. MAGiC sequence를 이용하여 1, 8, 16, 32 channel coil에서 T1, T2, R1, R2 value를 측정된 결과 T1, R1 value는 각 coil간의 유의한 차이가 없었다(p>0.05). 하지만 T2, R2 value는 coil에 따라 유의한 차이가 있는 것으로 나타났으며(p<0.05) 분석 결

과는 Table .6과 같다. 사후분석 결과에서는 T2 value의 경우 1 channel coil에서 측정된 결과가 8, 16, 32 channel coil에서 측정된 결과와 유의한 차이가 나타났고(p<0.05) 8, 16, 32 channel coil간의 차이는 나타나지 않았다(p>0.05). R2 value의 경우도 마찬가지로 1 channel coil에서 측정된 결과가 8, 16, 32 channel coil에서 측정된 결과와 유의한 차이가 나타났으며(p<0.05) 또한 8 channel coil에서 측정된 결과와 16 channel coil에서 측정된 결과가 유의한 차이가 나타났으며(p<0.05) 분석 결과는 Table. 7과 같다.

Table 6. Statistical significance test of T1, T2, R1, R2 value by the Kruskal-Walish test

	T1 relaxation time	T2 relaxation time	R1(relaxation rates)	R2(relaxation rates)
p value	0.392	0.000	0.394	0.000

Table 7. Post-hoc analysis of T2 and R2 value according to channel of coils

	T2 relaxation time			R2 value		
	TS	STS	p value	TS	STS	p value
1-8 channel	-42.619	-2.914	0.021	39.512	2.701	0.041
1-16 channel	-78-238	-5.349	0.000	78.281	5.351	0.000
1-32 channel	-47.369	-3.238	0.007	48.656	3.326	0.005
8-16 channel	-35.619	-2.435	0.089	38.769	2.650	0.048
8-32 channel	-4.750	-0.325	1.000	9.144	0.625	1.000
16-32 channel	30.869	2.110	0.209	-29.625	-2.025	0.257

TS : test statistic STS : standard test statistic

V. DISCUSSION

임상에 MRI 검사의 정량적 지표가 활용된 것은 1971년 Raymond Damadian가 뇌종양과 정상 뇌조직의 T1, T2 이완 시간을 측정함으로써 시작되었고 현재는 다발성 경화증과 뇌혈관 기형 등 뇌질환 뿐만 아니라 여러 부위의 질병 진단에 활용되고 있다^[13,14]. 조직의 고유한 성질을 이용한 정량적 지표의 활용은 정확도뿐만 아니라 재현성이 매우 중요하다. 특히 MRI 검사는 외부 자장, gradient coil의 성능, 자화 감수성 차이에 의한 자장 불균질에 따

라 신호 강도가 달라질 수 있어 장비에 따라 혹은 피사체의 상태에 따라 재현성이 저하될 수 있다.

MRI 검사에서 T1, T2 이완 시간의 재현성에 관한 선행 연구는 다양한 방법으로 검증되어 왔다^[15]. 외부 자장의 세기, 검사 sequence의 종류 그 외에 검사 대상의 성별 및 나이 등에 따라 재현성에 대한 다양한 결과들이 나타났다. Gregory Chang은 7 Tesla MRI 장비에서 28 channel receive array coil과 quadrature volume coil을 이용해 무릎 cartilage의 T2 이완 시간을 비교하였다. 분석 결과 28 channel coil에서 측정된 T2 이완 시간이 quadrature volume coil

에서 측정된 결과보다 짧게 나타났고 이는 coil 종류에 따라 전송 효율(transmit performance)이 다르기 때문이라고 설명했다. 따라서 T2 이완 시간은 coil의 종류에 따라 달라질 수 있으며 재현성이 요구되는 연구에서는 동일한 coil을 사용해야 한다고 주장했다^[16].

본 연구에서는 Synthetic MRI 기법을 이용하는 MAGiC sequence에서 coil의 channel 수에 따른 재현성을 평가를 하고자 하였다. 연구 결과 T1, R1 value의 경우 coil의 channel 수 변화에 따른 차이가 발생하지 않았지만 T2, R2 value의 경우는 차이가 발생하는 것으로 나타났다. 특히 1 channel coil에서 측정된 T2, R2 value는 8, 16, 32 channel coil에서 측정된 결과와 차이가 발생하여 T2, R2 value에 오차가 발생할 수 있는 것으로 나타났다. 또한 조영제의 농도에 따른 T1, T2 relaxivity의 결과에서 r_1 은 표준편차가 비교적 낮고 coil의 channel 수에 따른 차이가 크지 않은 반면 r_2 는 상대적으로 표준편차가 높고 coil의 channel 수에 따른 재현성이 떨어지는 것으로 나타났다.

본 연구의 제한점으로는 더 다양한 T1, T2 이완 시간의 구간을 가진 조영제 phantom을 적용하지 못한 점과 정확도 평가를 통한 더 나은 방법에 대해 제시를 하지 못한 점이다.

VI. CONCLUSION

T2 이완 시간은 서로 다른 TE를 최소 2개 이상 적용한 영상을 획득하고 이를 통해 T2 곡선을 재구성하여 분석할 수 있다. 스핀 에코를 이용하는 기존의 방법은 TE의 간격을 더 좁게 그리고 더 많은 구간의 data를 취득하여 정확한 T2 곡선을 재구성할 수 있다. 하지만 MAGiC sequence는 고정된 2개의 TE (20, 90msec)를 적용하기 때문에 재현성과 정확도의 검증이 필요하다. 본 연구의 결과 T1, R1 value는 coil의 channel 수에 따른 변화가 크지 않지만 T2, R2 value는 달라질 수 있는 것으로 나타났다. 따라서 MAGiC sequence를 이용하여 T2, R2 value를 정량적으로 측정할 경우 재현성을 위해 동일한 channel 수의 coil을 사용해야 하며 MAGiC sequence를 이용하여 T1, T2 value를 정확히 측정하

기 위해서는 앞으로 더 많은 검증이 필요할 것으로 사료된다.

Reference

- [1] Kevin J. Chang, Hernan Jara, "Application of quantitative T1, T2 and proton density to diagnosis," APPLIED RADIOLOGY, January 19, 2005.
- [2] Y. Wang, L. de Rochefort, T. Liu, Bryan Kressler, "Magnetic source MRI: A new quantitative imaging of magnetic biomarkers," 2009 Annual International Conference of the Institute of Electrical and Electronics Engineers in Medicine and Biology Society, pp. 53-56, 2009.
- [3] aTräber F, Block W, Lamerichs R, Gieseke J, Schild HH, "1H Metabolite Relaxation Times at 3.0 Tesla: Measurements of T1 and T2 Values in Normal Brain and Determination of Regional Differences in Transverse Relaxation," JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING, Vol. 19, Issue 5, pp. 537-545, 2004
- [4] R. Maitra, J. J. Riddles, "Synthetic Magnetic Resonance Imaging Revisited," the Institute of Electrical and Electronics Engineers Transactions on Medical Imaging, Vol. 29, Issue 3, pp. 895-902, 2010.
- [5] Marcel Warntjes, "New Technology Allows Multiple Image Contrasts in a Single Scan," SIGNA pulse of MR, Spring Issue, pp. 6-10, 2015
- [6] W. B. Jung, M. J. Kang, D. B. Son, Y. J. Kim, Y. M. Lee, Y. H. Kim, C. K. Eun, C. W. Mun, "Reproducibility Analysis of Brain Volumetry Measured from Inter MR Scanner of Multi-Institute," Journal of the Korean Society of Magnetic Resonance in Medicine, Vol.16, No.3, pp. 243-252, 2012.
- [7] Ray H. Hashemi, William G. Bradley, Jr., Christopher J. Lisanti, *MRI The Basic 2nd Edition. Part I: Basic Concept*, LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS, 2004.
- [8] E. L. Barbier, L. Lamalle, M. Decorps., "Methodology of brain perfusion imaging," Journal of Magnetic Resonance Imaging, Vol. 13, Issue 4, pp. 496-520, 2001.
- [9] Magnetic Resonance Fingerprinting - a promising new approach to obtain standardized imaging biomarker

- s from MRI, European Society of Radiology (ESR) , Vol. 6, No. 2, pp. 163-165, Apr 2015.
- [10] A. Hagiwara, M. Hori, K. Yokoyama, M.Y. Takemura, C. Andica, T. Tabata, K. Kamagata, M. Suzuki, "Synthetic MRI in the Detection of Multiple Sclerosis Plaques," December 8, 2016.
- [11] T. Helmersson, "Evaluation of Synthetic MRI for Clinical Use," Linköpings universitet, Institutionen för medicin och hälsa, pp. 1-4, 2010.
- [12] H. K. Jeong, S. H. Kim, C. H. Kang, S. H. Lee, M. K. Kim, Y. Lee, H. C. Kim, "Signal Change of Iodinated Contrast Agents in MR Imaging," Journal of the Institute of Electronics and Information Engineers, Vol. 53, No. 12, December 2016.
- [13] Giada Zoccatelli, Franco Alessandrini, Alberto Beltramello "Advanced magnetic resonance imaging technique in brain tumor surgical planning," J. Biomedical Science and Engineering, January 14, pp. 403-417, 2013.
- [14] Garry E. Gold, Brian Suh, Anne Sawyer-Glover, Christopher Beaulieu, "Musculoskeletal MRI at 3.0 T: initial clinical experience," American Journal of Roentgenology, Vol.183, pp. 1479-1486, 2004.
- [15] Bent O. Kjos, Richard L. Ehman, Michael Brant-Zawadzki, "Reproducibility of T1 and T2 Relaxation Times Calculated from Routine MR Imaging Sequence: Phantom Study," American Journal of Neuroradiology Vol. 6, pp. 277-283, March/April 1985.
- [16] Gregory Chang, Graham C. Wiggins, Ding Xia " Comparison of a 28-Channel Receive Array Coil and Quadrature Volume Coil for Morphologic Imaging and T2 Mapping of Knee Cartilage at 7T," Journal of Magnetic Resonance Imaging, Vol. 35, pp. 441-448, 2012.

Synthetic MR을 이용한 정량적 평가에서 Coil channel 수 변화에 따른 재현성 평가

권순용, 김성호*

건국대학교병원 영상의학과

요 약

최신 영상 기법인 MAGiC sequence의 RF coil channel 수 변화에 따른 T1, T2 이완 시간 및 T1, T2 이완율을 측정하여 분석하였고 그에 따른 재현성을 평가하였다. Channel 수가 각각 (1, 8, 16, 32)channel 인 RF coil에 조영제 phantom(1.0, 0.6, 0.2, 0mM)을 위치시키고 MAGiC sequence를 이용하여 T1, T2, R1, R2 map을 획득하였다. 그리고 각각의 channel 수와 농도별로 T1, T2, R1, R2 value 그리고 relaxation rate를 측정하였고 이를 기반으로 각 농도에 따른 Relaxivity를 구하였다. 각각의 coil에서 T1, T2, R1, R2 value를 측정한 결과 T1, R1 value는 coil간의 유의한 차이가 없었다($p>0.05$). 하지만 T2, R2 value는 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다($p<0.05$). 사후분석 결과에서는 T2 value의 경우 1 channel coil에서 측정한 결과가 8, 16, 32 channel coil에서 측정한 결과와 유의한 차이가 나타났고($p<0.05$) 8, 16, 32 channel coil간의 차이는 나타나지 않았다($p>0.05$). R2 value의 경우도 마찬가지로 1 channel coil에서 측정한 결과가 8, 16, 32 channel coil에서 측정한 결과와 유의한 차이가 나타났으며 또한 8 channel coil에서 측정한 결과와 16 channel coil에서 측정한 결과가 유의한 차이가 나타났다($p<0.05$). 결론적으로 T1, R1 value는 coil의 channel 수 변화에 따른 차이가 크지 않지만 T2, R2 value는 큰 차이를 나타냈다. 따라서 MAGiC sequence를 이용하여 T2, R2 value를 정량적으로 측정할 경우 재현성을 위해 동일한 channel 수의 coil을 사용해야 할 것으로 사료된다.

중심단어: MAGiC sequence, Synthetic 자기공명영상, 이완 시간 측정, 이완율