

◆ 원 저 ◆

3.0T MRI에서 온도변화가 T1 및 T2 이완시간에 미치는 영향

김호현¹ · 권순용¹ · 임우택¹ · 강충환¹ · 김경수¹ · 김순배¹ · 백문영²

¹건국대학교병원 영상의학팀 · ²지멘스 코리아

Effect of Temperature on T1 and T2 Relaxation Time in 3.0T MRI

Ho-Hyun Kim¹ · Soon-Yong Kwon¹ · Woo-Teak Lim¹ · Chung-Hwan Kang¹ ·
Kyung-Soo Kim¹ · Soon-Bae Kim¹ · Moon-Young Baek²

¹Dept. of Radiology, Konkuk University Medical Center ·

²SIEMENS KOREA

Abstract

Purpose : The relaxation times of tissue in MRI depend on strength of magnetic field, morphology of nuclear, viscosity, size of molecules and temperature. This study intended to analyze quantitatively that materials' temperatures have effects on T1 and T2 relaxation times without changing of other conditions.

Materials and Methods : The equipment was used MAGNETOM SKYRA of 3.0T(SIEMENS, Erlagen, Germany), 32 channel spine coil and Gd-DTPA water concentration phantom. To find out T1 relaxation time, Inversion Recovery Spin Echo sequences were used at 50, 400, 1100, 2500 ms of TI. To find out T2 relaxation time, Multi Echo Spin Echo sequences were used at 30, 60, 90, 120, 150, 180, 210, 240, 270 ms of TE. This experiment was scanned with 5 steps from 25 to 45° C. next, using MRmap(Messroghli, BMC Medical Imaging, 2012) T1 and T2 relaxation times were mapped, on the Piview STAR v5.0(Infinit, Seoul, Korea) 5 steps were measured as the same ROI, and then mean values were calculated. Correlation between the temperatures and relaxation times were analyzed by SPSS(version 17.0, Chicago, IL, USA).

Results : According to increase of temperatures, T1 relaxation times were 214.39 ± 0.25 , 236.02 ± 0.87 , 267.47 ± 0.48 , 299.44 ± 0.64 , 330.19 ± 1.72 ms. T2 relaxation times were 180.17 ± 0.27 , 197.17 ± 0.44 , 217.92 ± 0.39 , 239.89 ± 0.53 , 257.40 ± 1.77 ms. With the correlation analysis, the correlation coefficients of T1 and T2 relaxation times were statistically significant at 0.998 and 0.999 ($p < 0.05$).

Received: Received: September 2, 2013. 1st Revised: September 30, 2013. / Accepted for Publication: October, 21, 2013.

Corresponding Author: 강충환

(143-729) 서울특별시 광진구 능동로 120-1 건국대학교병원 영상의학팀

Tel: 010-5057-5436

E-mail: chkang@kuh.ac.kr

Conclusion : T1 and T2 relaxation times are increased as temperature of tissue goes up. In conclusion, we suggest to recognize errors of relaxation time caused local temperature's differences, and consider external factors as well in the quantitative analysis of relaxation time or clinical tests.

Key word : Temperature, Molecular tumbling, Relaxation time, Mapping, Correlation analysis

I. 서론

MRI에서 이완시간은 T1이완시간과 T2이완시간으로 나눌 수 있다.¹ T1이완시간이란 RF에 의해 XY평면으로 자화된 순자기화 벡터가 RF 차단 후 원래 종축자기화의 63%까지 회복되는 시간을 말한다(Fig. 1 a).¹ 또한 T2이완시간이란 RF에 의해 XY평면상 어느 한 점으로 모인 스핀들이 RF 차단 후 원래 횡축자기화의 37%까지 소멸되는 시간을 말한다(Fig. 1 b).¹

이러한 이완시간은 조직마다 서로 달라 MRI 영상에서 대조도를 형성하며, 이의 영향인자로는 자장의 세기, 핵의 형태, 점도, 분자의 크기, 온도가 있다.¹ 자장의 세기, 핵의 형태, 점도, 분자의 크기는 고유한 성질이며 외부의 영향으로 인해 변하지 않는다. 그러나 온도는 외부의 영향, 특히 MRI 검사 시 사용되는 RF에

의해 변할 수 있다.

최근 고 자장 MRI 시스템이 급격히 성장하고 있는 추세다. 이로 인해 환자는 고 자장 MRI 장비를 접할 기회가 많아질 것이며, 그 환자에게 부여되는 RF의 양 또한 증가하게 될 것이다. 더 많은 양의 RF에 노출된 환자는 국소적인 체온 상승이 나타날 것이다.

따라서 본 연구에서는 MRI 검사에서 국소적으로 발생할 수 있는 온도변화가 T1 및 T2 이완시간에 미치는 영향에 대하여 알아보하고자 하였다.

2. 대상 및 방법

장비는 3.0T MR scanner(MAGNETOM Skyra, SIEMENS, Erlangen, Germany)와 32channel spine coil을 사용하였으며, Gd-DTPA water concentration

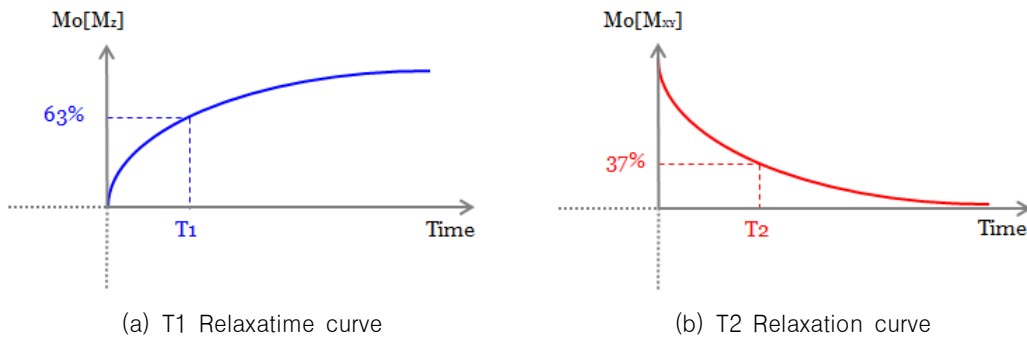


Fig. 1. Relaxation curve

Table 1. Scan parameter

	FOV(mm)	ST(mm)	TR(ms)	TE (ms)	TI (ms)
IR Spin Echo sequence	128x128	5	2550	10	50, 440, 1100, 2500
ME Spin Echo sequence	128x128	5	3000	30, 60 ... 240, 270	-

(ST : Slice Thickness)

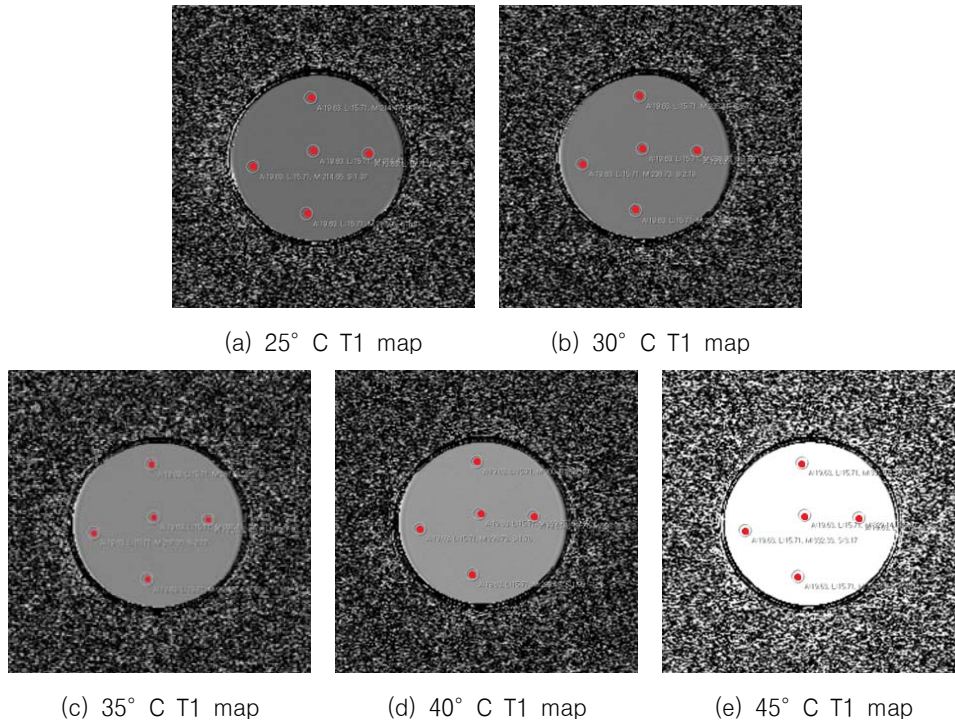


Fig. 2. T1 Maps and ROIs

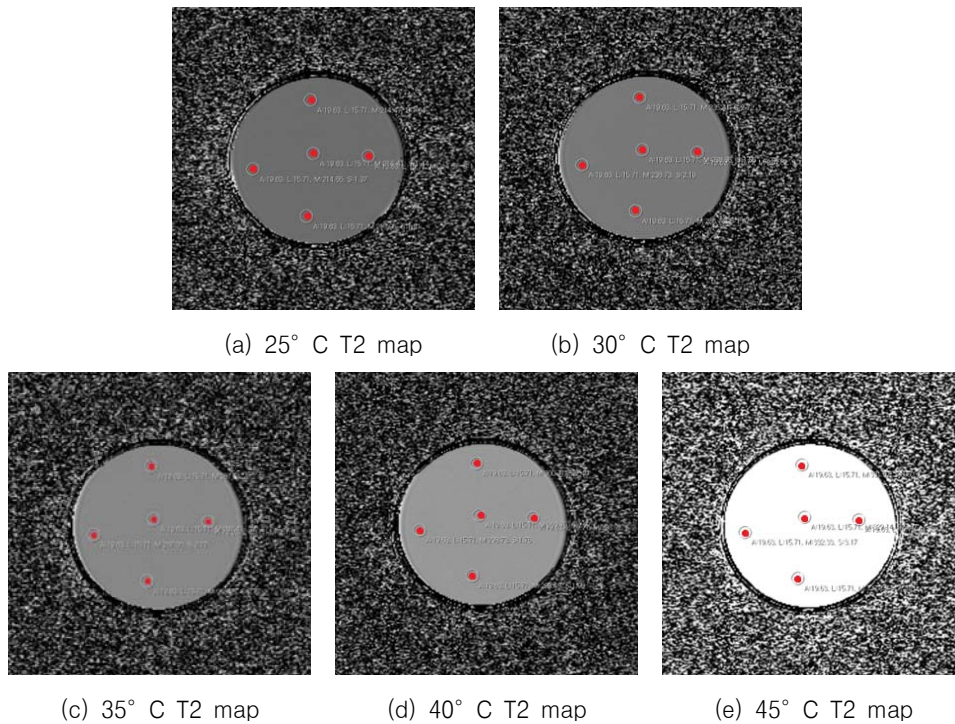


Fig. 3. T2 Maps and ROIs

(1mmol/L) phantom을 제작하여 스캔하였다. Phantom은 검사 중 온도의 변화를 최소화하기 위해 스티로폼

컵과 에어 캡 등 단열재를 이용하였다.

T1 및 T2 Mapping에 필요한 이미지를 얻기 위하여 각

각 Inversion Recovery Spin Echo sequence와 Multi Echo Spin Echo sequence를 이용하였다(Table 1).

Phantom의 온도를 5단계(25, 30, 35, 40, 45° C)로 나누어 스캔한 후 MRmap(Messroghli, BMC Medical Imaging, 2012)을 이용하여 T1 이완시간 및 T2 이완시간을 mapping하였다.

정량적 분석을 위해 획득한 T1, T2 map은 Piview STAR v5.0(Infinitt, Seoul, Korea)에서 표면 4곳, 심부 1곳의 동일한 위치에 같은 크기의 ROI를 설정하고 이완시간을 분석 하였다(Fig. 2, 3).

통계는 SPSS(version 17.0, Chicago, IL, USA)를 이용하여 상관관계 분석을 시행하였으며 온도에 따른 이완시간의 관계를 정량적으로 분석하였다. 통계적 유의수준은 0.05미만으로 정하였다.

3. 결과

온도가 상승함에 따라 각 T1 이완시간은 214.39 ± 0.25, 236.02 ± 0.87, 267.47 ± 0.48, 299.44 ±

0.64, 330.19 ± 1.72 ms로 나타났으며, T2 이완시간은 180.17 ± 0.27, 197.17 ± 0.44, 217.92 ± 0.39, 239.89 ± 0.53, 257.40 ± 1.77 ms로 나타났다(Table 2, Figure 4).

온도와 이완시간의 상관관계 분석 결과, 상관계수 r 값이 각각 0.998, 0.999로 높은 상관관계를 보였다. 또한, 유의확률 p값이 각각 0.00으로 T1 및 T2 이완시간은 온도변화에 따라 매우 유의한 차이가 있음을 알 수 있었다(Table 3).

Table 3. Correlation Analysis : Temperature-Relaxation time

		T1 이완시간	T2 이완시간
온도	Pearson 상관계수(r)	.998	.999
	유의확률(p)	.000	.000

Table 2. ROI measurements

	T1 relaxation time (ms)	T2 relaxation time (ms)
25° C	214.39 ±0.25	180.17 ±0.27
30° C	236.02 ±0.87	197.17 ±0.44
35° C	267.47 ±0.48	217.92 ±0.39
40° C	299.44 ±0.64	239.89 ±0.53
45° C	330.19 ±1.72	257.40 ±1.77

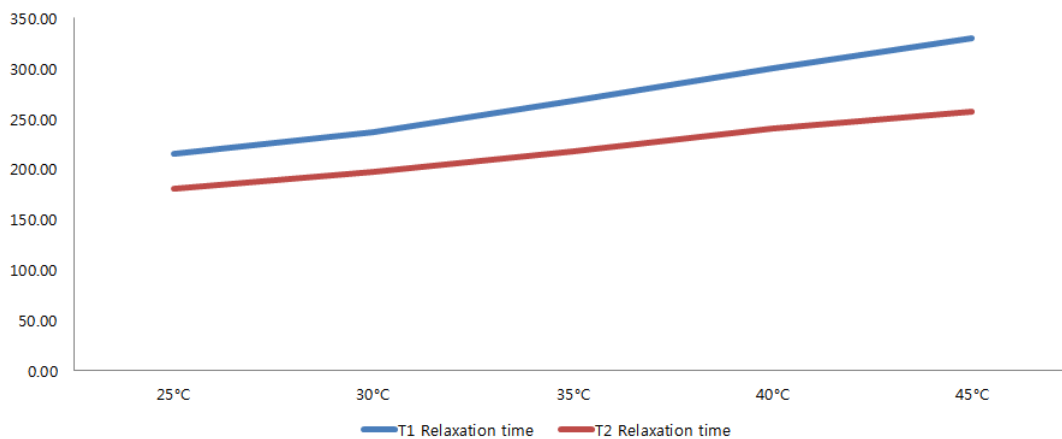


Fig. 4. Analysis : Relaxation time - Temperature

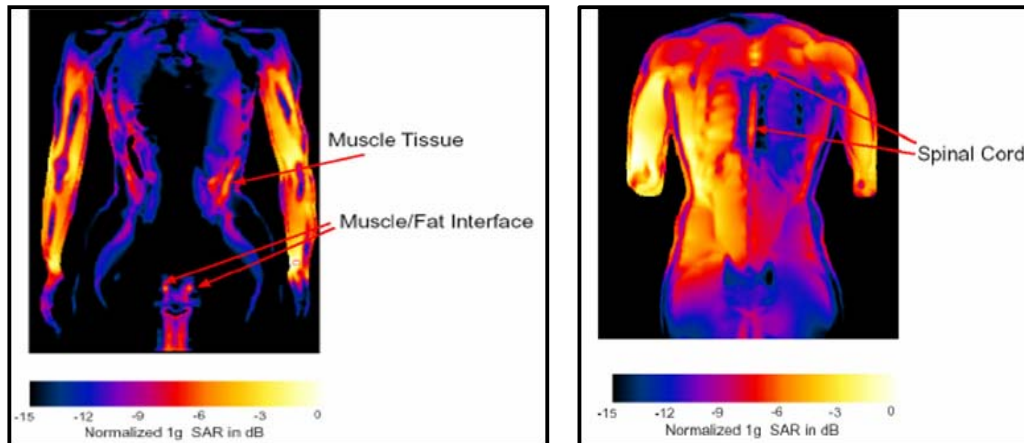


Figure 5. SAR 1g extracted in two coronal slices.

Hot spots are observed in high conductive tissues, like muscle and the spinal cord, and also in tissue interfaces.

4. 고찰 및 결론

이완과정에서 보면 수소 원자핵은 주변에 인접한 다른 분자나 원자들에게로 에너지를 전달하며 그 에너지를 소실한다. 이러한 에너지 방출은 분자의 진동수가 일치할 때 효과적이다. 분자의 진동수 즉, 분자 텀블링률의 영향인자로는 분자의 크기, 질량, 모양 그리고 온도가 있다.² 물질의 온도는 그 물질의 운동에너지로 해석할 수 있다. 즉 물질의 온도가 높다는 것은 더 큰 운동에너지를 갖는다는 것을 의미 한다.³ 다시 말해, 온도 변화가 분자 텀블링률의 변화를 유발해 이완시간이 달라지게 되는 것이다.

FDA에서는 SAR에 의한 체온의 상승을 제한하고 있다. 이는 RF에 의해 국소적인 온도의 상승이 충분히 유발될 수 있다는 점을 말해주고 있다.⁴ 이와 관련된 앞선 연구에서도 검사부위에 따라 흡수하는 RF의 양은 달라질 수 있고, 국소적인 온도의 변화가 유발될 수 있음을 말해주고 있다(Fig. 5).⁵ 또한 본 연구결과 작은 온도차이로도 충분히 이완시간의 변화가 생기는 것을 알 수 있었다.

결론적으로 고 자장 MR 장비 일수록 RF에 의한 체온상승이 더욱 크며, 검사실내 온도, 코일 종류, 이불이나 핫 팩 등의 사용에 따라서도 국소적으로 체온이 상승할 수 있다. 체온의 상승은 곧 이완시간의 변화를 말하며, 이는 정량적인 이완시간의 측정이 필요한 mapping 혹은 영상의 대조도 등에 영향을 주게 된다.

따라서 정량적인 측정이 필요한 검사이거나 혹은 임

상적 검사를 할 때에도 온도상승으로 인한 영향을 고려하여 진행하는 것이 좋을 것으로 사료된다. 아울러 앞으로 고 자장 장비의 개발 및 사용이 증가 할수록 온도의 변화가 영상에 미치는 영향은 더욱더 연구되어야 할 것이다.

참고문헌

1. Ray Hashman Hashemi, M.D., Ph.d. MRI The Basic Second Edition, 2004 by LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS, Part I: Basic Concept.
2. Weiguo Li. Physics of Relaxation, 81Bones.net's MRI Resources.
3. <http://www.coursehero.com/file/2645069/reading10/TEMPERATURE AND MOLECULAR MOTION>.
4. Loren A. Zaremba, Ph.D. FDA Guidelines for Magnetic Resonance Equipment Safety, Center for Devices and Radiological Health, Food and Drug Administration
5. Eugenia Cabot, Andreas Christ, Niels Kuster. Whole Body and Local SAR in Anatomical Phantoms Exposed to RF Fields from Birdcage Coils. Foundation for Research on Information Technologies in Society, Zeughausstr. 43, 8004 Zurich, Switzerland.
6. Marianne Petren-Mallmin, Anders Ericsson, Wolfgang Rauschnig and Anders Hemming-

- sson. The effect of temperature on MR relaxation times and signal intensities for human tissues; *MAGMA* (1993) 1, 176-184.
7. Joelle K. Barral, Erik Gudmundson, Maryam Etezadi-Amoli, Petre Stoica, Nikola Stikov and Dwight G. Nishimura. A Robust Methodology for In Vivo T1 Mapping. *Magnetic Resonance in Medicine* 64:1057-1067 (2010).
 8. LAURA FANEA, SILVIU A. SFRANGEU. RELAXATION TIMES MAPPING USING MAGNETIC RESONANCE IMAGING. *Romanian Reports in Physics*, Vol. 63, No. 2, P. 456-464, 2011.
 9. F. Koren, A. Schwarcz, J. Pal, P. Bogner, T. Vajna, G. Vadon, and T. Doczi. Fast method for longitudinal relaxation time and water content mapping of the human brain on a clinical MR scanner. *Acta Neurochir (Wien)* (2004) 146: 1341-1346.