

## 자기공명분광법에서 TE와 Voxel 내의 대사물질 양에 따른 스펙트럼 변화 평가에 관한 연구

가톨릭대학교 의과대학 \*의공학교실, †분자생명의학과,  
‡경희대학교 동서신의학병원 진단방사선과

우동철\* · 김상수† · 임향숙‡ · 장건호† · 최보영\*

본 연구는 자기공명분광법(Magnetic Resonance Spectroscopy: MRS)에 있어서 기존 개발된 Multi-Voxel Spectroscopy (MVS)을 위한 MR 원뿔형 팬텀을 Single voxel spectroscopy (SVS)용으로 개선하여 선정된 Voxel내의 대사물질의 양과 TE 변화에 따른 스펙트럼의 변화를 관찰하였다. 원뿔형 팬텀은 Voxel를 선정하는 위치에 따라서 그 안에 포함되는 대사물질의 양을 변화시킬 수 있다는 점에 착안하여 Voxel안에 포함되는 뇌대사물질의 양과 TE시간에 따른 각 대사물질 (NAA, Cr, Cho, Lac 등)의 Peak에 대한 정량적인 분석을 시도하였다. 실험은 3T MRI/MRS 장비에서 이루어졌고, 데이터를 분석하는데 jMRUI<sup>®</sup>라는 프로그램이 사용되었다. 실험 및 분석 결과 대체로 Echo Time (TE)가 커질수록 잡음이 감소하는 경향을 확인할 수 있었고 또한 TE가 커질수록, Voxel 안의 뇌대사물질의 양이 적을수록 각 대사물질의 peak intensity가 감소하는 것을 관찰할 수 있었다. 특히 Lactate의 경우, 정위선정된 Voxel안에 가장 많은 양의 대사물질이 포함되었을 때만 스펙트럼 분석이 가능한 정도의 Peak intensity를 얻을 수 있었고 대부분의 TE에서 분석 가능한 것으로 보아 각 대사물질의 intensity는 TE보다는 Voxel내의 대사물질의 양에 더욱 민감하다는 결론을 도출 할 수 있었고, 이러한 Lac에 대한 in vitro 데이터는 정량분석 시에 있어서 in vivo상에서 대사물질의 정량화를 하는 데 있어서 중요한 가이드라인을 제시할 것으로 예상된다. 그러나, 원뿔의 모서리 부분에 표면장력에 의하여 수많은 공기방울이 MR image상에서 관찰되고 또한 MRS상에서 그 스펙트럼을 얻을 수 없었는데 이는 앞으로 원뿔형 MRS 팬텀을 구조적, 기술적으로 더욱 개선해야 할 여지를 남겨두고 있다.

**Key Words:** 자기공명분광법(MRS), Voxel, Echo time (TE), 원뿔형 팬텀

### 서 론

자기공명분광법(MRS)는 자기공명영상(MRI)과는 달리 생체의 대사정보를 알 수 있는 방법으로서 뇌종양, 전립선 질환, 간질환 등 다양한 질환의 악성도 진단 뿐만 아니라,<sup>1-3)</sup> 해부학적 이미지로는 판독하기 힘든 정신분열증, 우울증, 파킨슨씨 병, 알츠하이머 병 등 신경-정신계 질환을 진단하는 데에도 쓰이고 있다.<sup>4-7)</sup>

This study was supported by a grant of the Seoul R&BD Program (10550), the Korea Health 21 R&D Project, Ministry of Health & Welfare, Republic of Korea (02-PJ3-PG6-EV07-0002) and a grant of the Korea Food and Drug Administration (KFDA) (07122-New Technology 480).

이 논문은 2007년 7월 9일 접수하여 2007년 9월 28일 채택되었음.  
책임저자 : 최보영, (137-701) 서울시 서초구 반포동 505번지

가톨릭대학교 의과대학 의공학교실

Tel: 02)590-2427, Fax: 02)590-2425

E-mail: bychoe@catholic.ac.kro

MRI/MRS에 있어서 장비의 정도관리를 위한 팬텀 및 프로토콜의 개발은 인식하고 있었으나 그 동안의 팬텀 사용은 장비의 성능을 파악하거나 생체 내(in vivo) 실험 전에 생체 외 실험(in vitro)을 시행함으로써 미리 결과를 예측하는 용도로서 만들어져 왔으나<sup>8-11)</sup> 특히 MRS에 대한 정도관리를 위한 팬텀은 국내외적으로 개발된 사례가 드물었다. 예전에는 MRS를 임상 진단에 사용함에 있어서 그것을 정도 관리할 수 있는 방법으로 기존 구형 형태의 용기에 인체 뇌 대사물질을 넣은 단일 팬텀이 사용되었는데, 최근 여러 가지 뇌대사물질을 넣은 용기를 배열한 팬텀을 개발하였고, 더 나아가 용기의 형태를 원뿔형으로 만들어 그 안에 뇌대사물질을 넣음으로써 정위 선정되는 Voxel안에 대사물질의 양을 달리 하여 Voxel 내의 대사물질의 양에 따른 스펙트럼의 변화를 관찰하여 MRS에 대한 정량적인 평가를 할 수 있는 팬텀이 제작되었다.<sup>12)</sup> 그러나, 기존의 원뿔형 팬텀은 Multi-Voxel Spectroscopy (MVS)에 맞추어 제작되어 그 구조가 복잡하고 그로 인하여 Shimming을 하는

데 많은 제약이 있는 단점이 있다.

일반적으로, MRS시에 TE시간을 변화시키는 것은 관찰하고자 하는 대사 물질의 Peak를 가장 분석하는데 용이하고 정확하게 하기 위함이다. TE가 짧을수록 Peak들의 크기는 커지지만 또한 Noise 역시 커지게 되는 단점이 있고 반대로 TE가 길게 되면 Noise의 정도는 감소하지만 전체적인 대사 물질의 Peak의 크기 역시 감소하게 된다.<sup>13)</sup> 본 연구에서는 장비가 가지는 MRS에 대한 민감도나 대상되는 대사 물질에 따라서 TE와 대사 물질의 양이 스펙트럼에 얼마나 영향을 끼치는지 명확히 정량화 할 필요가 있다는데 주안점을 두었다. 그래서 기존의 원뿔형 팬텀을 개선하여 Single Voxel Spectroscopy에 적합하게 하여 보다 양질의 스펙트럼을 얻을 수 있도록 제작하고 MRI/MRS장비에서 Echo Time (TE)과 Voxel내에 선정된 뇌대사물질의 양에 따른 스펙트럼을 관찰하였으며 또한 스펙트럼 변화를 평가할 수 있는 파라미터를 제공하려 하였다.

## 대상 및 방법

### 1. 팬텀 제작

팬텀은 반경 10 cm의 구형 아크릴 용기 안에 폴리에틸렌 재질의 8 cm 길이의 원뿔형 용기가 중앙에 위치하도록 제작하였다. 원뿔형 용기의 지름이 가장 큰 곳의 외경은 2 cm이고, 용기의 두께는 2 mm 이며, 원뿔형 용기 둘레에는

자기공명영상에서 Voxel의 위치를 일정하게 선정할 수 있도록 링 3개를 2 cm 간격으로 배치하였다(Fig. 1a). 아크릴과 폴리에틸렌은 비자성체로서 MRI/MRS에 큰 영향을 끼치지 않기 때문에 MRI/MRS 팬텀 재료로서 많이 사용되고 있는 재질이다.<sup>14)</sup> 원뿔형 용기 안에는 MRS상에서 뇌 대사 물질과 유사하도록 만든 희석액을 주입하였고 (Table 1), 구형 아크릴 용기 안에는 CuSO<sub>4</sub>를 0.7 (g/L) 넣었다. CuSO<sub>4</sub>는 용매의 스핀-격자 완화 시간 (T<sub>1</sub> time)을 짧게 하는 성질을 가지고 있기 때문에 자기공명영상에 있어서 팬텀의 밝기를

Table 1. Phantom ingredients of the various metabolites in the brain mimicking solution.

Chemical name	Abbreviation	*CAS no.	Concentration
Potassium phosphate monobasic	KH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub>	[7779-77-0]	50.0 mM
Sodium hydroxide	NaOH	[1310-73-2]	56.0 mM
Sodium azide		[26628-22-8]	0.01%
L-Glutamic acid	Glu	[6020-87-7]	12.5 mM
Creatine hydrate	Cr	[67-48-1]	10.0 mM
Choline chloride	Cho	[997-55-7]	3.0 mM
N-Acetyl-L-aspartatic acid	NAA	[87-89-8]	12.5 mM
Myo-inositol	ml	[16891-53-5]	7.5 mM
DL-Lactic acid	Lac		5.0 mM
Magnevist	Gd-DPTA		1 ml/l

\*CAS no.: Chemical Abstracts Service number.

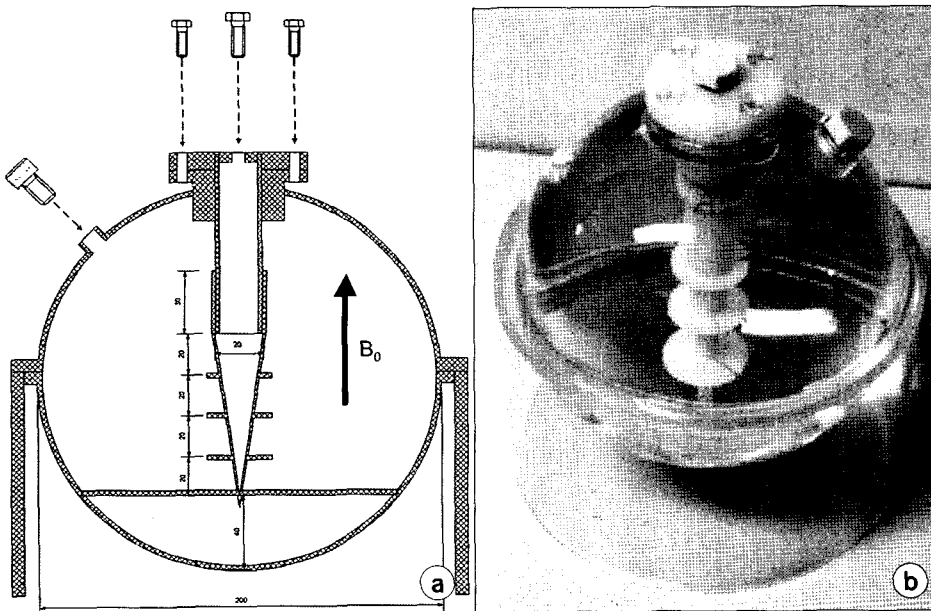


Fig. 1. (a) The scheme and (b) the finished manufacture of cone-shape SVS QA phantom.

자기장과 나란한 방향으로 원뿔이 위치하도록 설계되었으며, Head용 코일에서 영상작업이 수월하게끔 인체 머리 모양의 구형을 선택하였다. 또한 주위에 원통형 보조 형틀을 부착함으로써 촬영 시에 Spectrometer Pulse에 의한 움직임을 최소화하고, 보관 시에도 안전하고 편리하게끔 설계하였다. 또한, 뇌대사물질 희석액과 CuSO<sub>4</sub> 용액을 투입구를 완전히 분리시키므로써 두 물질이 서로 희석되는 것을 방지하였다.

2. 팬텀 MRS 실험 및 데이터 분석

팬텀 실험은 Philips 3T MRI/MRS 장비(Model: ACHIVA)에서 Head용 RF coil를 가지고 촬영하였다. Voxel의 위치 선정은 원뿔 용기의 위쪽 링에서부터 시작하여 차례로 내려오면서 4군데의 Voxel 위치에서 촬영하였으며, Fig. 2(a)와 같이 각각의 Voxel에 차례로 Volume I, II, III 그리고 IV로 번호를 붙였다. 그리고, 선정된 각 Voxel 위치에서 TE를 30, 60, 90, 120 ms로 변화시켜 스펙트럼의 변화를 관찰하였다. 각 Voxel에서의 MRS 촬영시의 각 파라미터 모두 동일하게 하였고 그것은 다음과 같다. - 펄스시퀀스= STEAM; TR/TM/TE = 2000/12/30, 60, 90, 120 ms; average= 128; Voxel size= 2\*2\*2 cm; data points= 1024.

얻어진 MRS 데이터는 jMRUI<sup>®</sup> version 3.0을 가지고 분석 작업하였으며, Gaussian shape fitting, AMARES (Advanced method for accurate, robust and efficient spectral fitting)를 통

하여 Metabolite quantification을 실행하였다. 분석 대상 대사물질은 NAA, Cr, Cho, Lac를 가지고 각각의 Voxel에서 각 대사물질 피크 크기를 TE의 변화에 따라 분석하였다.

기존에는 MRS의 정도 관리를 위한 파라미터가 전혀 없었기 때문에 본 연구에서 개발한 팬텀을 통하여 다음과 파라미터를 도입할 필요가 있었다.

$$VS_{12}^A = S_1^A - S_2^A \dots\dots\dots (1)$$

$$DSVR_{12}^A = \frac{S_1^A}{V_1^A \times M_1^A} - \frac{S_2^A}{V_2^A \times M_2^A} \dots\dots\dots (2)$$

이때, S<sub>1</sub><sup>A</sup>와 S<sub>2</sub><sup>A</sup>는 각각 Voxel 1과 Voxel 2에서 얻은 A라는 대사물질의 신호의 크기를 의미하고, 따라서 ΔS<sub>12</sub><sup>A</sup>는 A라는 대사물질에 대한 Voxel1과 Voxel2에서의 두 신호 크기의 차이를 의미한다. 그러나 이러한 선형적인 비교는 두 Voxel안에 포함된 대사물질의 양이 다르기 때문에, 이것을 보정할 수 있도록 Voxel안에 포함된 대사물질의 양까지 감안하여 Difference of Signal to Metabolite Volume Ratio (DSVR)이라는 파라미터를 제안하였다. 대사물질의 농도와 양은 Metabolite quantification에 있어서 NMR 피크와 선형적인 비례관계에 있는 것에 착안하여 위와 같은 DSVR이라는 파라미터를 도출하였다.<sup>15,16</sup> 본 연구에서 개발한 팬텀을 이용한 MRS 데이터 상에서 대사물질의 피크의 크기와 관계된 것은 Voxel내의 그 대사물질의 농도와 그 대사물질이

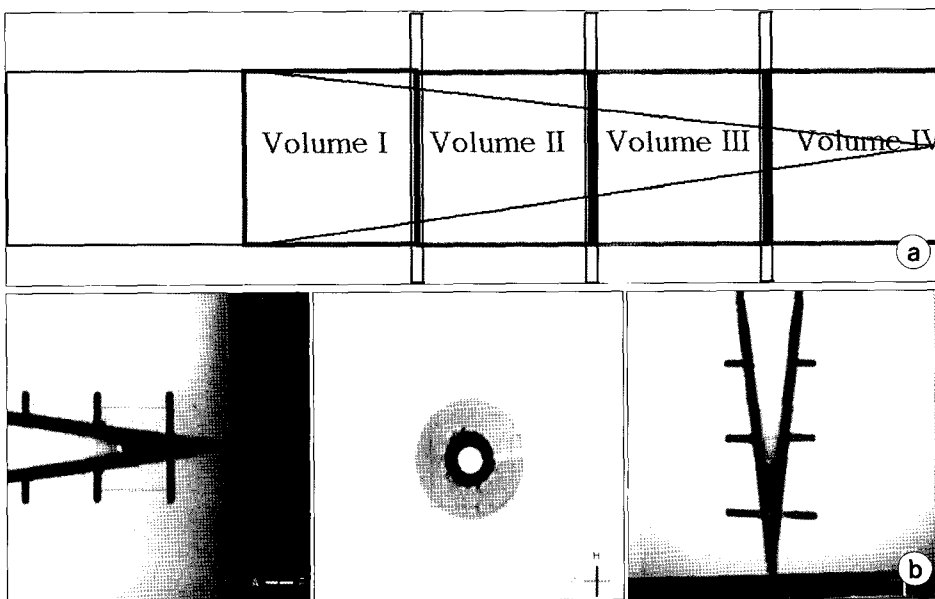


Fig. 2. (a) shows the position of Volume I, Volume II, Volume III and Volume IV on a cone-shape vial. (b) the localization of Volume III on a MR T1-weighted image. Air bubbles were seen at the vertex part (Volume III and IV) of the vial.

차지하고 있는 부피가 될 것이다. 그래서 DSVR은 각 Voxel에서의 대사물질의 신호 크기와 Voxel안의 대사물질의 부피( $V_1^A$ ,  $V_2^A$ ) 및 대사물질의 농도( $M_1^A$ ,  $M_2^A$ )에 대한 비율의 차로서 표현하였다.

### 결 과

팬텀의 MR T1-weight 영상들에서 Voxel 선정을 위한 링을 쉽게 찾을 수 있었고, 원뿔형 용기의 끝부분에서 약간의 기포가 용기 벽면에 붙어 있는 것을 관찰할 수 있었다(Fig. 2). DSVR을 구하기 위해 기하학적인 계산을 통해 구해진 각 Voxel 안의 대사물질의 부피는 Voxel I = 3.10 (cc),

Voxel II = 1.592 (cc), Voxel III = 0.586 (cc), Voxel IV = 0.084 (cc)임을 알 수 있었다.

MRS 실험결과 NAA (2.02 ppm), Cr (3.03 ppm), Cho (3.22 ppm), Lac (1.28 ppm), tCr (3.93 ppm) 등 주요 대사물질들의 피크를 일부 Voxel 위치에서만 확연하게 관찰할 수 있었다. 각 위치별 Voxel들과 TE에 따른 스펙트럼을 얻었는데, Voxel I과 Voxel II에서만 각 대사물질들의 피크를 관찰할 수 있었고, 상대적으로 대사물질의 양이 적은 원뿔의 꼭지점 부근의 Voxel III과 Voxel IV 두 부분에서는 대사물질들의 스펙트럼을 얻지 못하였다(Fig. 3). 그러나, 얻어진 두 군데의 Voxel 위치로부터 얻은 스펙트럼을 가지고 TE에 따른 그리고 Voxel내에 포함된 대사물질의 양의 변화에 따른 분

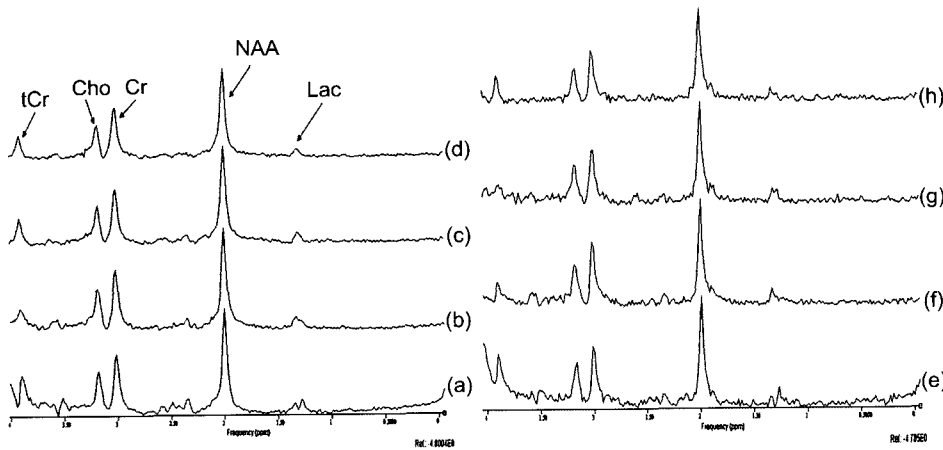


Fig. 3. Post-processed MR spectra. (a, e): TE = 30 ms; (b, f) TE = 60 ms; (c, g) TE = 90 ms; (d, h): TE = 120 ms. (a, b, c, d) are spectra of Voxel I and (e, f, g, h) are spectra of Voxel II.

Table 2. The amplitudes of metabolites and noises in Volume I and Volume II in accordance with TE.

			TE (ms)			
			30	60	90	120
Volume I	Metabolite	Lac	1.435E-5	9.713E-6	1.014E-5	1.047E-5
		NAA	1.114E-4	9.791E-5	9.870E-5	8.875E-5
		Cr	6.084E-5	6.558E-5	5.765E-5	5.728E-5
		Cho	4.309E-5	5.105E-5	3.996E-5	3.575E-5
		tCr	4.276E-5	2.207E-5	2.531E-5	2.178E-5
	Noise	1.84E-5	7.32E-6	7.08E-6	5.08E-6	
Volume II	Metabolite	Lac	5.803E-6	1.154E-5	8.846E-6	8.807E-7
		NAA	5.226E-5	3.47E-5	3.601E-5	3.997E-5
		Cr	2.455E-5	2.642E-5	2.771E-5	2.667E-5
		Cho	1.939E-5	2.124E-5	1.742E-5	1.713E-5
		tCr	1.166E-5	1.907E-5	8.150E-6	1.253E-5
	Noise	9.71E-6	3.16E-6	3.33E-6	5.49E-6	

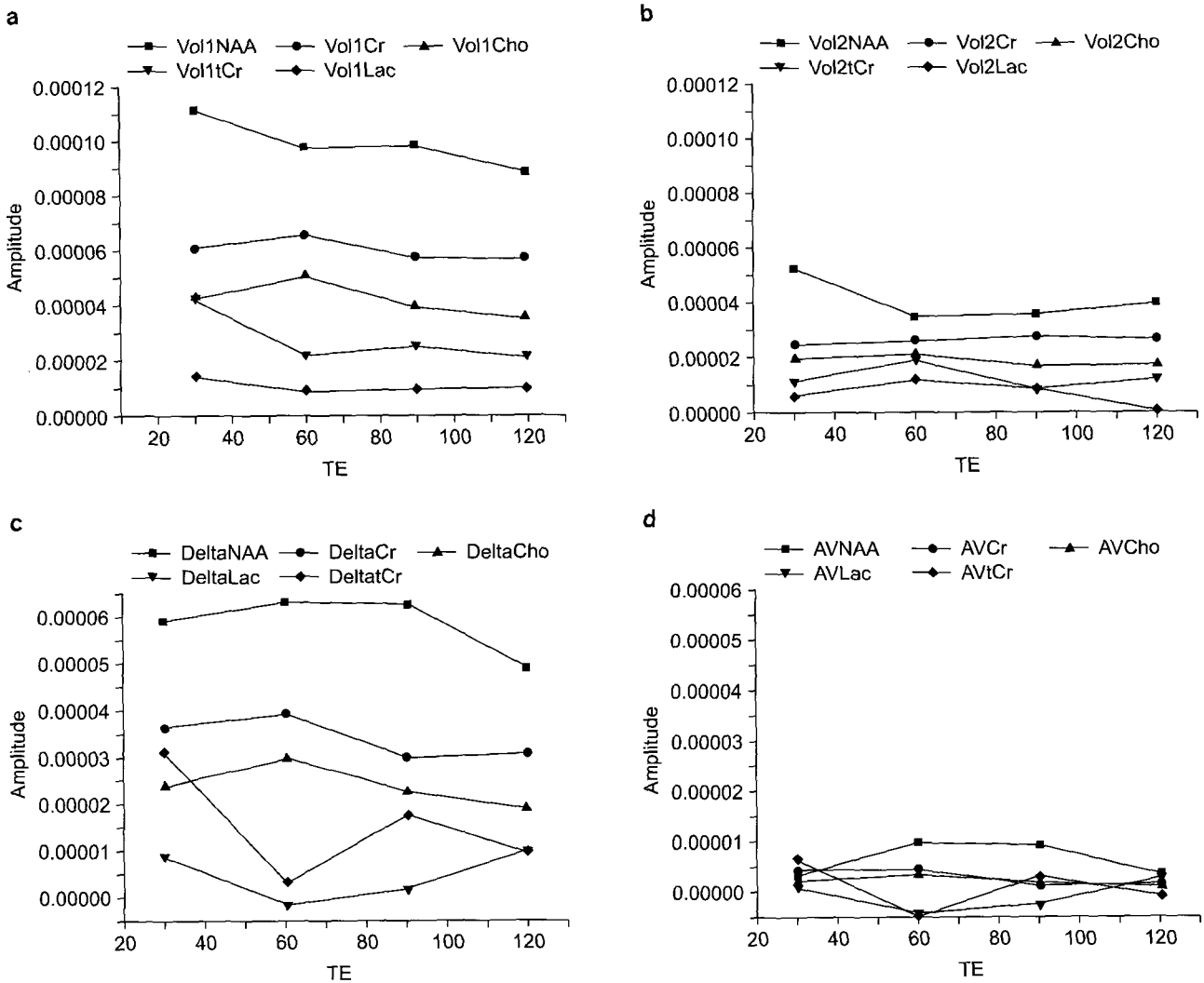


Fig. 4. The variations of amplitudes of each metabolite peak in Voxel I (a), Voxel II (b); the relationship of  $\Delta S$  and TE between Voxel I and Voxel II (c); the relationship of DSVR and TE between Voxel I and Voxel II (d).

석을 할 수 있었다(Table 2).

MRS 결과 분석은 Voxel I과 Voxel II에서 TE시간에 따른 각 대사물질 - Lac, NAA, Cr, Cho, tCr - 의 크기의 변화를 측정하였다. 대체로 Voxel I에서의 대사물질의 피크가 Voxel II보다 크고 뚜렷이 나왔으며(Fig. 3), 또한, Voxel I과 Voxel II에서의 대사물질간의 피크의 크기 차( $\Delta S$ )와 DSVR을 분석하였다(Fig. 4).

### 고 찰

기존의 MVS용 원뿔형 MR 팬텀을 개선한 SVS용 MR팬

텀은 그 내부 구조를 간단히 하여 Shimming을 보다 쉽게 하여 신호를 더욱 좋게 하는데 주안점을 두었고 또한 사용자가 이해하고 사용하는데 편리하도록 제작되었다. 그러나 본 연구를 통하여 원뿔형 MR 팬텀의 한계를 볼 수 있었다. 그것은 원뿔형 용기의 꼭지점 부근의 용기 표면에 많은 기포들이 모여있는 것을 MR 영상에서 관찰 할 수 있는데, 이것은 그 부근에서 Susceptibility Effect를 유발시키는 요인이 된다.<sup>17,18)</sup> 따라서 꼭지점 부근의 Voxel III과 Voxel IV에서 MRS 신호가 전혀 나오지 않은 이유는 그 위치에서 대사물질의 양이 적은 데다가, 이러한 Susceptibility Effect가 강하게 나타나기 때문으로 풀이된다.

실험 결과 TE시간이 늘어남에 따라 각 대사물질의 피크의 크기가 점차 감소하는 것을 확인할 수 있었고, 또한 Voxel I과 Voxel II의 MRS의 TE에 따른 분석 결과로서 MRS에서의 대사물질의 피크와 TE에 따른 변화량, 그리고 Voxel내의 대사물질의 양이나 농도에 대한 민감도를 예측할 수 있다. 본 연구에서 개발된 원뿔형 팬텀에서는 Voxel 위치를 선정하는 데 있어서의 스펙트럼 변화는 TE를 달리 하였을 때 나타나는 스펙트럼 변화보다 훨씬 큰 것을 알 수 있었다. 따라서, MRS 데이터 분석을 하는 경우 확인한 대사물질의 차이는 TE의 차이로 인하여 발생하는 것보다 Voxel내에 대사물질의 양이나 그 농도의 차이에서 기인하는 효과로 인식해야 할 것이다.

Volume I과 Volume II의 스펙트럼을 분석한 결과 Fig. 4 (a, b)에서 보는 바와 같이 대체로 Volume I에서 TE의 증가에 따른 각 대사물질의 피크의 감소 폭이 Volume II일 때보다 더 크게 관찰되었다. 즉, 이것은 Voxel 내의 대사물질의 양이 많으면 많을수록 TE에 의해서 영향을 받는 스핀의 양이 많아지기 때문으로 풀이된다. 따라서, 본 연구에서 제작된 팬텀은 Voxel내의 대사물질의 양을 조절할 수 있게끔 함으로서 Voxel 위치의 조정만으로 MRS 신호의 양을 조절할 수 있게끔 하는데 성공하였고, Voxel내의 스핀의 개수와 TE간의 상관관계를 확인할 수 있었다.

본 연구에서 제안한 두 파라미터 -  $\Delta S$ 와 DSVR - 는 원뿔형 MR 팬텀을 개발하고 그에 맞는 파라미터로써 사용하기 위하여 도입되었다. 기존의 구형 MR 단일 팬텀은 정위 선정된 Voxel안에 포함되는 대사물질의 양을 변화시킬 수 없으나 원뿔형 MR 팬텀은 그것을 가능하도록 한 팬텀으로서 그에 맞는 특성화된 파라미터가 요구되었다. 따라서, 제안된 파라미터는 서로 다른 두 Voxel에서의 신호를 비교하는 단위로서 Voxel내 대사물질의 양에 따른 MRS의 분해능을 나타내는 수치이다. DSVR은 두 Voxel에서의 신호를 단순히 비교한  $\Delta S$ 와는 달리 Voxel 안에 포함된 대사물질의 양까지 감안하여 비교한 것으로서 더 많은 정보를 담고 있다. 실제로 Fig. 4. (c, d)에서 보는 것처럼 각 대사물질(NAA, Cr, Cho)간  $\Delta S$ 의 차이는 신호의 크기가 클수록 그 차이도 큰 것으로 나타나지만, Voxel안의 대사물질 양을 하나의 factor로서 사용할 경우 각 대사물질들 간의 DSVR 차이는 거의 없다는 것을 확인할 수 있다. 따라서, 만약 원뿔형 팬텀과 같이 Voxel내의 대사물질의 양을 변화시킨 스펙트럼 분석 시 각 대사물질간의 DSVR을 서로 비교하여 서로간의 편차 - 본 연구결과에서는 약  $\pm 1.2 \times 10^{-5}$  정도 - 를 이용하여 스펙트럼의 유효성을 평가할 수 있을 것으로 예상할 수 있

었다.

본 연구에서는 자기공명분광법 성능 평가를 목적으로 제작된 SVS용 원뿔형 MR 팬텀에 대한 가능성 여부를 알아보고 이것을 위하여 TE 및 Voxel내 대사물질의 양에 따른 신호의 변화를 조사하였다. 또한, 개발된 팬텀에 적합하게끔 도입된 파라미터는 SVS용 원뿔형 MR 팬텀에만 해당하는 것이 아니라 MRI/MRS장비의 성능 평가를 하는 더욱 개선된 팬텀에서도 사용될 수 있는 선행 자료로 사용될 수 있을 것이다. 그러나, 원뿔형 용기의 꼭지점 부근에서 발생하는 Susceptibility Effect와 Voxel에 포함되는 너무 적은 대사물질은 앞으로 개선해야 할 숙제로 남아있다. 이 팬텀의 중요 결점을 보완하여 본 연구와 같은 실험과 같은 데이터들을 모아 그 데이터베이스를 구축하게 된다면 그것은 각 의료기관 및 병원에서 사용되고 있는 MRI/MRS장비의 MRS 정도 관리에 있어서 중요한 지침서가 될 것으로 전망된다.<sup>11)</sup>

## 참 고 문 헌

1. Liu H, Hall WA, Martin AJ, Truwit CL: An efficient chemical shift imaging scheme for magnetic resonance guided neurosurgery. *J Magn Reson Imaging* 14:1-7 (2001)
2. Aversa TA, Kline EE, Smith AY, Sillerud LO: A decrease 1H nuclear magnetic resonance spectroscopically determined citrate in human seminal fluid accompanies the development of prostate adenocarcinoma. *J Urol* 173:433-438 (2005)
3. Roser W, Stock KW: 1H MRS of liver and brain in a patient with AL amyloidosis. *Magn Reson Imaging* 12:993-996 (1997)
4. Ohrmann P, Siegund A, Suslow T, et al: Evidence for glutamatergic neuronal dysfunction in the prefrontal cortex in chronic but not in first episode patients with schizophrenia: a proton magnetic resonance spectroscopy study. *Schizophr Res* 73:153-157 (2005)
5. Glodzik-Sobanska L, Slowik A, McHugh P, et al: Single voxel proton magnetic resonance spectroscopy in post-stroke depression. *Psychiatry Res* 148:111-120 (2006)
6. Baik HM, Choe BY, Son BC, et al: Proton MR spectroscopic changes in Parkinson's diseases after thalamotomy. *Eur J Radiol* 47:179-187 (2003)
7. Haley AP, Knight-Scott J, Simnad VI, Manning CA: Increased glucose concentration in the hippocampus in early Alzheimer's disease following oral glucose ingestion. *Magn Reson Imaging* 24:715-720 (2006)
8. Podo F, Bovee WMMJ, De Certaines J, Leibfritz D, Orr JS: Quality assessment in in vivo NMR spectroscopy: I. Introduction, objectives, and activities. *Magn Reson Imaging* 13:117-121 (1995)
9. Goodenough DJ, Weaver KE.: Phantoms for specifications and quality assurance of MR imaging scanners. *Comput Med*

- Imaging Graph 12:193-209 (1988)
10. Hunjan S, Adalsteinsson E, Kim DH, et al: Quality assurance of magnetic resonance spectroscopic imaging-derived metabolic data. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 57: 1159-1173 (2003)
  11. Doyle VL, Howe FA, Griffiths JR: The effect of respiratory motion on CSI localized MRS. *Phys Med Biol* 45:2093-2104 (2000)
  12. Woo DC, Kim BS, Jung SL, et al: Development of a cone-shape phantom for multi-voxel MR spectroscopy. *J Neurosci Methods* 162:101-107 (2007)
  13. Meiboom S, Gill D: Modified spin-echo method for measuring nuclear relaxation times. *Rev Sci Instrum* 29:688-691 (1958)
  14. Mizowaki T, Nagata Y, Okajima K, et al: Reproducibility of geometric distortion in magnetic resonance imaging based on phantom studies. *Radiother Oncol* 57:237-242 (2000)
  15. Simmons A, Smail M, Moore E, Williams SCR: Serial precision of metabolite peak area ratios and water referenced metabolite peak areas in proton MR spectroscopy of the human brain. *Magn Reson Imaging* 16:319-330 (1998)
  16. Danielsen ER, Michaelis T, Ross BD: Three methods of calibration in quantitative proton MR spectroscopy. *J Magn Reson B* 106:287-291 (1995)
  17. Farahani K, Sinha U, Sinha S, Chiu LCL, Lufkin RB: Effect of field strength on susceptibility artifacts in magnetic resonance imaging. *Comput Med Imaging Graph* 14:409-413 (1990)
  18. Starckab G, Ljungberg M, Vikhoff-Baaz B, Alpsten M, Ekholm S, Forssell-Aronsson E: Point-wise measurements of MRS volume selection performance are insensitive to magnetic susceptibility effects of phantom materials. *Magn Reson Imaging* 18:867-874 (2000)

## Investigation of Varied MR Spectra by TE and Metabolite Amount in the Localized Voxel using the MR Cone-shape Phantom

Dong-Cheol Woo\*, Sang-Soo Kim<sup>†</sup>, Hyang-Shuk Rhim<sup>†</sup>, Geon-Ho Jahng<sup>‡</sup>, Bo-Young Choe\*

Departments of \*Biomedical Engineering and

<sup>†</sup>Molecular Biology, The Catholic University of Korea College of Medicine,

<sup>‡</sup>Department of Radiology, East-West Neo Medical Center, Kyung-Hee University

The purpose of this study is to investigate the spectra of a magnetic resonance spectroscopy (MRS) in accordance with the variance of TE and the volumes of metabolites in a localized voxel for the quality assurance using a designed single voxel spectroscopy QA phantom. Because a cone-shape phantom is designed as the volume of metabolite in a localized voxel is changeable, we try to analyze the peaks of each metabolite (NAA, Cr, Cho, Lac, etc.) in accordance with metabolite volume in a localized voxel as well as echo time (TE). All data were obtained using a 3T MRI/MRS machine and analyzed using jMRUI<sup>®</sup>. The results of this study show that TE is in inverse proportion to the noise of MRS and the longer TE and the less metabolite volume in the localized voxel, the peak intensities of each metabolite decrease. In case of the lactate, its peak was observed on the all TE only if the greatest metabolite is included in the localized voxel. Then, the intensity of a metabolite is more sensitive to the metabolite volume in the localized voxel than the TE. These obtained in vitro MRS data provide the guideline that is important for in vivo metabolite quantification. But, in the edge of cone-shape vial air bubbles were observed and spectrum could not be obtained. Therefore our cone-shape MRS phantom needs to be modified in order to solve these problems.

**Key Words:** Magnetic resonance spectroscopy (MRS), Voxel, Echo time (TE), Cone-shape MRS phantom