

A Study on Optimized MRI Fat-Saturation Technique for Brachial Plexus Patients : Focused on SPAIR and STIR Fat-Saturation

Eunhoe Goo

Department of Radiological Science, Cheongju University

상완신경총 환자에서 최적의 자기공명영상 지방소거 기법에 관한 연구 : SPAIR, STIR 지방소거 중심으로

구은희

청주대학교 방사선학과

Abstract

The purpose of this study is to know optimized fat suppression techniques for brachial plexus compared with STIR and SPAIR T1, T2 techniques. A total of 30 normal volunteers without brachial plexus disease were studied on a 3.0 T MRI scanner. As an analytical method, SNR, CNR, 4-point grading scale were evaluated by using three pulse sequences. As a quantitative analysis, the SNR, CNR for SPAIR T1 technique provided high value in brachial plexus roots (03.07, -2.25), brachial plexus trunks (06.70, 36.31) ($p < 0.05$). As a qualitative Analysis, The visibility for delineation of brachial plexus, fat suppression, artifact was significantly better on SPAIR T1 (3.2, 3.6, 3.4) technique ($p < 0.05$).

Key words : short T1 inversion recovery, spectral adiabatic inversion recovery, signal to noise ratio, contrast to noise ratio, brachial plexus.

요약

상완신경총에서 STIR(short T1 inversion recovery) 지방소거 강조영상과 SPAIR(spectral adiabatic inversion recovery) T2, T1 지방소거 강조영상기법을 비교 평가하여 최적의 지방소거 기법을 알아보려고 하였다. 총 30명 상완신경총에 질환이 없는 정상인 지원자를 대상으로 3.0 T MRI 기기를 이용하여 검사를 하였고, 분석방법으로 세 기법에 대하여 SNR, CNR 및 4단계 점수로 평가를 하였다. 정량적 분석 결과로 SPAIR T1 기법에 대한 SNR, CNR 값은 상완신경총기시부(03.07 ± 0.98, -2.25 ± 0.54), 상완신경총몸체(06.70 ± 1.81, 36.31 ± 2.17)에서 높은 값을 제공하였다 ($p < 0.05$). 정성적 분석결과 상완신경총 모출도와 지방소거 정도, 영상의 인공물은 SPAIR T1(3.2 ± 0.70, 3.6 ± 0.51, 3.4 ± 0.10) 기법이 의미 있게 높게 나타났다($p < 0.05$).

중심단어: STIR, SPAIR, SNR, CNR, 상완신경총

I. INTRODUCTION

자기공명영상(magnetic resonance imaging ; MRI)의 진단적 정확성은 영상장치의 하드웨어(hardware)나 소프트웨어(software) 발전으로 인하여 더욱더 진단적 가치가 높아지고 있다. 이러한 발전은 3차 의료원을 비롯하여 종합병원에 많은 MRI 기기의 보급을 가져왔다. 또한 검사기법에서도 다양해져 환자질환에 대한 정보도 많이 제공하게 되었다. MRI를 이용하여 질환에 대한 정확성을 제공하는 방법으로는 조영제를 사용하여 검사를 하거나, 다양한 MRI pulse sequence 기법을 적용하여 검사를 하게 된다. 조영제를 사용하여 질환에 대한 정보를 제공할 때는 환자상태에 따라 조영제를 사용하지 못하는 경우 진단적 정확성이 낮아질 때는 MRI 기법을 적용하여 병변을 검출하고 있다. 그 중 가장 대표적인 방법은 지방소거기법(fat suppression technique)이다. 인체에 MRI 검사 시 양성(benign), 악성(malignance) 질환에 대한 특이성(characterization)을 구분하고, 질환의 파급정도를 간결하게 파악하는데 있어서 지방소거 기법은 필수적이다^[1]. 현재 국내외 임상병원에서는 악성과 양성질환을 구분하거나, 골염 (osteoarthritis), 연골(cartilage)이상 유무 등을 확인하는데 필수적이며, 수술(operation) 전·후 질환에 대한 평가로서 지방소거 기법을 사용하고 있다^[2-3]. 지방소거기법은 자기장의 세기에 따라 효과가 크게 차이가 있기 때문에 임상에서는 고자기장(high magnetic field) MRI 기기의 도입을 선호하고 있다. 국내 MRI 설치현황을 보았을 때 1990년대 초기 0.35 T를 비롯하여 현재 3.0 T 기기가 1000 대 이상을 국내에 보유하고 있고, 이 중 1.5 T 이상의 고자기장 장비가 절반 이상을 차지하고 있다^[4]. 현재 고자기장을 이용한 지방소거기법은 검사목적에 따라 진보된 방법으로 다양한 원리를 이용하여 환자에게 적용을 하고 있다. 초기에는 질환을 발견하는데 지방소거기법으로 화학적 이동 선택포화((chemical shift selective saturation ; CHESS)) 기법만을 적용하여 검사를 하였으며^[5-6], 최근에는 의료기기 업체에 따라 검사방법을 다양하게 제시하고 있다. CHESS 기법은 화학적 이동(chemical shift)효과를 이용하여 지방이나 물만을 선택적으로 영상화하는 방법으로 물을 억제 시키거나 지방을 억제

시켜 영상을 얻는 방법이다. 이 기법을 이용하여 인체의 모든 지방소거 기법을 적용하여 진단정보를 제공하고, 선택적으로 공명주파수를 적용하기 때문에 T2 효과와 화학적 이용효과를 이용하는 자기공명분광법(magnetic resonance spectroscopy)은 오래전부터 임상진단에 도움이 되고 있다^[7-9]. 그러나 이 기법은 경추질환(cervical spine disease)을 비롯하여 상완신경총 질환(brachial plexus disease)이 있는 환자와 같이 굴곡 및 만곡 부위 검사의 경우 정확한 공명주파수를 적용하기가 어려워 지방소거 기법이 잘 이루어지지 않고 있다^[10]. STIR(short-inversion time inversion recovery) 기법은 균일한 지방소거를 제공해 주지만^[11], 본래에 T1 강조영상(weighted image) 특성이 있으나, 반전시간이 있기 때문에 T1 강조영상을 얻을 수 없는 단점을 가지고 있다. 임상에서는 이러한 단점을 감안하고 진단적 목적을 위하여 T2 지방소거 강조영상을 얻고 있으나 영상에 제한성이 있다. 또한, 신호대 잡음비(signal to noise ratio; SNR)가 낮으며, 반전펄스(inversion pulse)와 상대적으로 긴 반전시간(inversion time)을 인가해야 되는 필요성이 있으므로 검사효율(scan efficiency)이 떨어지고, 검사시간(scan time)이 긴 단점을 가지고 있다. 이에 본 저자는 STIR 지방소거 강조영상기법에 대한 이러한 단점을 보완하고, 인체굴곡부위 질환검사에 최적의 정보를 제공하기 위하여 새로운 기법으로 대체할 필요성이 있다고 생각하였다. 이에 본 연구에서는 3.0 T 고자기장을 이용하여 상완신경총 검사 시 높은 신호대 잡음비를 갖는 지방소거 영상을 획득하기 위하여 현재 임상에서 기본 프로토콜(routine protocol)로 사용하고 있는 STIR(short TI inversion recovery) 지방소거 강조영상과 최근에 의료기기 업체가 제공하는 SPAIR(spectral adiabatic inversion recovery) T2, T1 지방소거 강조영상기법을 비교 평가하여 최적의 지방소거 기법을 알아보려고 하였다.

II. MATERIAL AND METHOD

1. 대상

2013년 08월부터 2014년 2월까지 총 30명(남자:14명, 여자: 16명, 연령분포 30 ~ 43세(평균 35.24 ± 4.2)로

상완신경총에 질환이 없는 정상인 지원자를 대상으로 하였다. 검사에 참여한 피검자는 사전에 추간원판 탈출증(herniations of intervertebral disc) MRI 검사에 대한 경험이 있으며, 이후 완치된 대상이다. 피검자는 경추 부위에 검사를 요구하였으며, MRI 검사를 무상으로 제공받을 수 있는 금전적 이득과 판독결과를 구도로 들 수 있었다. 실험을 하기 전 모든 피검자는 안전성에 관한 설명을 한 후 참가동의서를 작성 후 검사를 하였다. 본 실험에 사용된 장비는 3.0 T 자기공명영상 기기(Siemens, Tro Tim syngo MR B17, Germany)를 사용하여 검사를 하였고, 데이터 획득을 위한 자기공명영상 수신코일로는 32 채널 head and neck 다중 코일을 사용하였다. 모든 영상은 관상면(coronal plane)으로 설정하여 데이터를 획득하였으며, 적용된 매개변수(parameter)는 3차 의료원에서 일반적으로 적용되는 조건으로 하였다[Table 1].

Table 1. Scan parameters for quantitative and qualitative evaluation with three(STIR, SPAIR T2, T1) pulse sequences

PS ^{a)}	TR	TE	TI	Th.	FOV	ST
STIR ^{b)}	3000	65	220	3	269 x 448	4:50
SPAIR T2 ^{c)}	3000	100	-	3	269 x 448	3:40
SPAIR T1	779	10	-	3	269 x 448	3:20

a)PS : pulse sequence, b)STIR : short tau inversion recovery, c)SPAIR T2 : spectral adiabatic inversion recovery T2 weighted image, TR(ms) : repetition time, TE(ms) : echo time, TI : inversion time, Th. : thickness(mm), FOV(mm) : field of view, ST : scan time.

2. 이론적 방법

STIR 기법은 TI(inversion time)를 짧게 주어서 지방 신호를 제거하는 방법이다. 지방(fat)과 물(water)의 두 조직은 T1 recovery를 시작하는데 지방조직의 T1 relaxation time이 짧기 때문에 지방조직이 먼저 xy 평면(nulling point; ○)에 도달하게 된다. 이 때 물 성분은 T1 relaxation time이 길기 때문에 아직도 -Z 근처에 있게 된다. 이 시점을 TI로 정해서 90°와 180° RF pulse를 인가하여 영상을 얻게 되면 지방조직의 신호는 Z 방향을 향하고 있어서 xy 평면에서 측정되는 신호가 없게 되어 지방소거(fat suppression)가 이루어지게 된다^[12]. 이렇게 지방의 신호를 억제하기 위해서는 짧은 TI

시간을 적용해야 되는데 1.5 T MRI 기기일 경우 보통 130 ~ 160 ms 정도이고, 자장의 세기에 따라 비례하여 약간씩 증가한다. 본 실험의 TI 시간은 임상에서 3.0 T MRI 기기로 검사를 할 때 일반적으로 적용하고 있는 값으로 220 ms 을 적용하였다. SPAIR 기법은 지방소거를 하는데 강한 기법이다. 먼저, 체적(volume)내에서 지방 신호를 반전시키기 위하여 Adiabatic RF 반전펄스를 사용한다. 이 후 남아있는 횡축자화(transverse magnetization)된 양성자를 제거하기 위하여 강한 Spoiler 경사자계를 인가한다. 지방 신호가 T1 이완에 따라 감약이 되고 이후 특정 TI 시간에 종축자화는 0 으로 될 것이다. 이 때 여기 RF pulse를 인가하게 되면 지방 신호는 종축자화가 0 이 되었기 때문에 지방이 소거된 영상을 얻게 된다^[13-14]. 고식적 지방소거(conventional fat suppression) 기법에 비해 다른 강점이 있다면, RF(radio-frequency) field의 비균일성(inhomogeneities)에 낮은 민감도(low sensitivity)를 주는 특성을 가지고 있다. Adiabatic RF Pulse를 사용하는 기법으로 amplitude modulation 과 frequency modulation을 같이 사용하는 특징을 가지고 있어 높은 B1 균일성(uniformity)과 Low SAR(specific absorption rate)를 구현할 수 있는 장점을 가지고 있다. 이러한 이론적 장점을 가지고 본 실험을 하게 되었다.

3. 정량적 분석

세 가지의 지방소거기법을 분석하기 위해 중간경추 늑골근(middle scalene muscle), 상완신경총기시부(brachial plexus roots), 상완신경총몸체(brachial plexus trunks) 영역과 인접부위에 관심영역(region of interest)을 설정한 후 신호강도를 측정하여 영상평가를 하였다. 모든 영상은 인피니트 의료영상정보 시스템(INFINIT healthcare, PACS system)을 이용하여 전송 후 SNR 과 CNR 값을 측정하였다[Fig. 1].

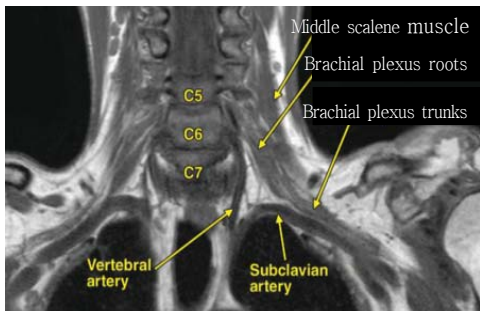


Fig. 1. Coronal T1-weighted MR image obtained in a patient with head and neck cancer shows the anatomy of the brachial plexus, Truong et al. 1097 [15].

1. SNR : 세 가지의 영상기법에서 3 부위에 1mm² 관심영역(region of interest, ROI)을 설정한 후 측정하였고, 배경잡음의 신호강도는 위상부호화 방향(phase encoding direction)에 대하여 목(neck)에서 어깨(shoulder) 부위 중심으로 좌·우 측에 노이즈가 많이 포함되도록 961.57 mm²의 ROI을 설정하여 측정하였다. SNR을 평가하는 방법으로 식 (1)을 적용하였다^[16].

$$SNR = \frac{Signal_{tissues} \times 0.655}{\sigma_{background\ noise} \times \sqrt{scan\ time}} \quad (eq. 1)$$

2. CNR: 3 부위의 관심영역과 인접부위에 대한 평균 신호강도(mean signal intensity)의 차를 배경잡음의 표준편차로 나누었다. CNR을 평가하는 방법으로 식 (2)와 같이 적용하였다^[16].

$$CNR = \frac{Signal_{regions} - Signal_{adjacent\ tissues} \times 0.655}{\sigma_{background\ noise} \times \sqrt{scan\ time}} \quad (eq. 2)$$

4. 정성적 분석

세 가지의 MRI 기법으로 얻은 영상들은 MRI 임상 경력 15년 이상인 국제 전문방사선사에 의하여 평가되었다. 각각의 영상에 대하여 상완신경총의 묘출도(delineation), 지방소거(fat suppression)정도, 인공물(artifact)을 4 단계로 점수를 주었다. 구분의 단계는 불량(poor, 1), 보통(fair, 2), 양호(good, 3), 우수(excellent, 4) 이었고, 각 영상에 대하여 얻어진 점수를 평균화하여 비교하였다. 묘출도는 신경(nerve) 구조가 보이지 않을 때 1점, nerve 구조가 희미하게 보이지만 분석할 수 없

을 때 2, nerve 구조가 보이고 우수하게 보일 때 3점, nerve 구조가 우수하게 보이고 경계부위가 뚜렷하게 보일 때 4점으로 평가하였다. 지방소거정도는 지방소거가 전체적으로 되지 않았을 때 1점, 지방소거가 부분적으로 되었을 때 2점, 지방소거가 전반적으로 되었지만, 신호강도 분포가 균일하지 않을 때 3점, 지방소거가 전반적으로 되었으며, 신호강도분포도 균일하게 되었을 때 4점으로 평가를 하였다. 인공물에 대한 평가는 흔들림(blurring)이 발생하여 3 부위의 상완신경총을 구분할 수가 없을 때 1점, blurring 이 발생하였지만, 1 부위만 상완신경총을 구분할 수 있을 때 2점, blurring 이 발생하였지만, 2 부위만 상완신경총을 구분할 수 있을 때 3점, blurring 이 발생하였지만, 3 부위 모두 상완신경총을 구분할 수 있을 때 4 점으로 평가를 하였다.

5. 통계분석

세 가지 영상기법에서 정량적 분석으로 신호대 잡음비와 대조도대 잡음비에 대한 통계적 유의성 평가는 one-way ANOVA 검증을 하였으며, 각각의 영상기법에 대한 상관관계를 확인하기 위하여 Bonferroni 기법으로 사후 검증을 하였다. 영상의 질에 대한 평가는 Wilcoxon Rank test를 적용하여 평가하였고, p 값이 0.05 이하일 때 유의성을 두었다. 본 실험에 대한 데이터 분석을 위해 사용된 프로그램은 SPSS software(SPSS 15.0 for Windows, SPSS, Chicago, IL USA)로 통계학적 분석을 실행하였다

III. RESULT

총 30명을 지원자를 대상으로 상완신경총 평가에서 3 부위 중 정량적 분석 결과 신호대 잡음비는 SPAIR T1 기법에서 상완신경총기시부: 03.07 ± 0.98, 상완신경총몸체: 06.70 ± 1.81로 가장 높게 나타났으며, SPAIR T2 기법에서는 중간경추늑골근: 37.62 ± 2.97 로 가장 높게 나타났다(Table 2, p<0.05). 주변조직과 차이를 나타내는 대조도대 잡음비 또한 SPAIR T1 기법에서 상완신경총기시부: -2.25 ± 0.54, 상완신경총몸체: 36.31 ± 2.17, SPAIR T2 기법에서는 중간경추늑골근: -30.62 ± 3.73 로 같은 결과를 보여 주었다. 본 결과에

사용된 기법은 모두 지방소거 기법이 적용되어 있기 때문에 상완신경총기시부와 상완신경총몸체는 높게 나타났지만, 중간경추늑골근은 지방성분이 아닌 근육 성분이기 때문에 기법을 적용했을 때 값이 낮게 나타난 측정치이다.

Table 2. Quantitative analysis: SNR and CNR of brachial plexus roots, middle scalene muscle and brachial plexus trunks of various sequences(n=30).

	STIR	T2	T1	p**	p***
a)SNR ₁	01.77 ±0.18	02.97 ±0.35	03.07 ±0.98	0.000 24	0.0000 0
b)SNR ₂	31.20 ±4.30	37.62 ±2.97	30.77 ±3.84	0.000 14	0.0000 6
c)SNR ₃	05.02 ±1.22	03.76 ±0.95	06.70 ±1.81	0.000 08	0.0000 1
d)CNR ₁	-1.88 ±0.21	-01.58 ±0.19	-2.25 ±0.54	0.000 01	0.0000 1
e)CNR ₂	29.77 ±3.08	36.31 ±2.17	28.72 ±2.45	0.000 00	0.0000 5
f)CNR ₃	-19.54 ±2.97	-17.26 ±1.83	-30.62 ±3.73	0.000 05	0.0000 1

Note - Data are given as mean ± standard deviation.

*Every mean SNR and CNR of SPAIR T1 technique excepting middle scalene muscle was increased(p<0.05) than those of STIR and SPAIR T2 technique.

a)SNR1 : SNR in brachial plexus roots. b)SNR2 : SNR in middle scalene muscle. c)SNR3 : SNR in brachial plexus trunks. d)CNR1 : CNR in brachial plexus roots and adjacent tissues. e)CNR2 : CNR in middle scalene muscle and adjacent tissues f)CNR3 : CNR in brachial plexus trunks and adjacent tissues. T2, T1: SPAIR.

p: one-way ANOVA, *p: Bonferroni, Significant :p<0.05.

Figure 2는 본 실험에 지원자를 대상으로 영상을 획득한 관상면 SPAIR T1, STIR, SPAIR T2 영상이다. Figure 2의 a 와 b 는 지방소거 기법을 적용하여 SPAIR T1와 STIR 기법을 비교한 영상이다. 두 영상을 비교해 보았을 때 지방소거효과는 영상에서 전반적으로 균일한 지방소거 효과를 보였지만, 신호대 잡음비와 영상의 질적 측면에서는 a 영상에 비해 b 영상이 감소된 것을 영상으로 확인할 수가 있었고, 지방소거에 대한 정보가 미약하였다. SPAIR T2 기법을 이용한 c 영상은 외부자장(B₀)에 대한 비균질성(inhomogeneities) 때문에 뜻하지 않는 물 소거(water suppression, arrow head)와 균일하지 않는 지방소거(fat suppression)를 발생하게 되었다. 이러한 발생은 병리학적으로 잠재적인 오진을 발생 시킬 수가 있다.

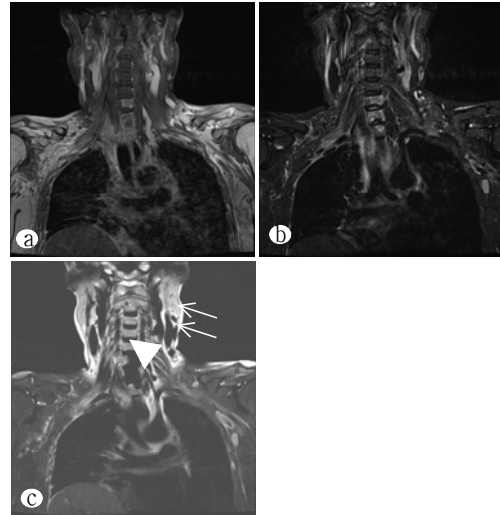


Fig. 2. coronal SPAIR T1(a), STIR(b), SPAIR T2(c) images of the brachial plexus and neck. The corresponding fat saturated SPAIR T1(a) and STIR(b)images are also shown for comparison. Failed fat suppression creates at the neck surface(arrow) in the SPAIR T2 image. The STIR image shows uniform fat suppression, but with reduced SNR and image quality.

정성적 분석결과 상완신경총 묘출도(delineation)와 지방소거(fat suppression) 정도는 SPAIR T1(3.2 ± 0.70), STIR(3.0 ± 0.59), SPAIR T2(2.7 ± 0.44) 기법 순으로 높게 나타났으며, 영상의 인공물(imaging artifact)는 SPAIR T1(3.4 ± 0.10), SPAIR T2(2.9 ± 0.18), STIR(2.9 ± 0.08) 순으로 높게 나타났다[Table 3, p<0.05]. SPAIR T1 기법은 TR, TE 기법이 짧은 T1 성질을 가진 기법으로 상완신경총 묘출도와 지방소거 정도에 있어서 높은 값을 얻었지만, 이완시간이 짧기 때문에 T1 성분에 대한 영향을 미쳐 혈류에 대한 인공물을 많이 발생하게 되었다. STIR 기법은 T1 성분에 균일성을 보였지만, T1 값으로 지방소거 영상을 획득하기 때문에 지방소거영상은 균일하였지만, 영상의 질과 신호대 잡음비가 낮게 나타났다. SPAIR T2 기법은 지방소거는 되었지만, 균일하지 않은 지방소거로 인한 진단적 정보는 불충분하였다.

Table 3. Qualitative analysis: brachial plexus delineation(BPD), fat suppression(FS) and imaging artifact(IA) of various sequences

	^{a)} STIR	^{b)} SPAIR T2	SPAIR T1	<i>z</i>	<i>p</i>
BPD	3.0 ± 0.5	2.7 ± 0.4	3.2 ± 0.7	-3.4 58	0.000 24*
FS	3.3 ± 0.6	3.0 ± 0.8	3.6 ± 0.5	-3.5 79	0.000 01*
IA	2.4 ± 0.5	3.0 ± 0.6	3.4 ± 0.5	-3.7 80	0.000 05*
MSD	2.9 ± 0.0	2.9 ± 0.1	3.4 ± 0.1	^{c)} N/A	N/A

Note - Data are given as mean ± standard deviation.

a)STIR : short tau inversion recovery, b)T2, T1 : spectral adiabatic inversion recovery(SPAIR) T2 and T1 weighted image. c)N/A : not applicable, *p-value ($p < 0.05$) : Significant.

IV. DISCUSSION

본 실험을 통하여 세 종류의 지방소거 기법을 적용했을 때 상완신경총 영역에 대하여 정량적, 정성적 분석을 통하여 각각의 기법에 대한 차이를 평가 할 수가 있었다. SPAIR T1 지방소거 기법이 높은 신호대잡음비와 대조도 잡음비, 영상의 질적 면에서 우수한 값을 보여 주었다. 본 실험에서는 적용을 하지 않았지만, 현재 3 차 의료기관을 포함하여 대학병원에서는 근골격계 MRI 검사 시 조영제 주입 전 후 지방소거법으로 높은 진단적 정보를 제공하고 있으며, 그 외에도 3차 원 영상으로 등방성 복셀을 필요로 하는 근골격계 및 유방질환(breast cancer) MRI 에도 적용을 하고 있다^[17-19]. 본 실험에서 SPAIR T2 기법은 낮은 신호대 잡음비와 영상의 질을 떨어지는 영상을 획득하였지만, 기존 보고에 의하면 복부 검사 시 지방소거 기법으로 우수한 영상정보를 제공하기도 하였다^[20-21]. 이는 본 실험에서는 인체 골곡 부위에 대하여 SPAIR T2 기법을 적용하였지만, 기존 보고는 인체 골곡 부위가 아닌 복부 부위에 대하여 검사를 했기 때문에 우수한 결과를 얻은 것이다. 자기공명영상에 있어서 지방소거는 검사하고자 하는 부위에 대한 공명주파수와 조직이 가지고 있는 주파수가 일치했을 때 영상을 획득하기 때문에 인체 골곡 부위에 대한 지방소거 정도는 조직과 조직 사이에 주파수가 차이가 발생하므로 다양한

펄스시퀀스(pulse sequence), 여러 종류의 지방소거기법, 매개변수(parameter) 등 여러 인자 (factor)에 영향을 받는다. STIR 기법은 스핀에코 펄스시퀀스에 TI 을 적용하여 검사하기 때문에 지방소거를 하고자 하는 위치에 금속성분이 포함된 경우 지방소거가 잘 이루어지고 있으며^[22], 현재 임상에서는 기본프로토콜(routine protocol)로 주로 사용하여 환자에 대한 정보를 제공하고 있다. 이 기법은 T1, T2와 같은 다양한 대조도 영상을 묘출 할 수 있지만 다소 한계를 가지고 있다^[23]. 상완신경총은 넓은 범위에 여러 방향으로 존재하기 때문에 얇은 단면 두께와 많은 단면수를 요구하게 된다. 그러나 STIR 기법은 TI 값이 적용되기 때문에 얇은 단면 두께는 가능하지만 많은 수의 단면을 적용할 경우 검사 소요시간이 아주 긴 단점을 가지고 있고, 혈액에 관련한 인공물에 아주 민감한 펄스시퀀스이다^[24]. 최근에 3D STIR 기법을 적용하여 상완신경총을 묘출한 보고가 있다. 이 보고에서 2D STIR 기법에 단점을 보완하는 많은 단면수를 비롯하여 DTI(diffusion tensor image)와 같은 기능적 영상을 묘출할 수 있는 장점을 가지고 있으나, 긴 검사시간과 더불어 신호대 잡음비가 낮은 결과를 얻었다^[25]. 반면에 SPAIR T1 기법은 펄스시퀀스 특성상 단면수를 증가 시킬 수 있으며, 검사소요시간을 줄일 수 있는 장점을 가지고 있다. 특히 B1 에 대한 민감도가 적어 외부자장(B0)에 큰 영향을 받지 않고 소거(suppression)하고자 하는 조직만 여기(exciting) 시키는 장점을 가지고 있다. 여기서, B1 은 고주파영역의 세기(radio frequency field strength)를 말하며, 고주파코일(radio frequency coil)에 의해 발생되고, B0 는 주자장의 세기(main magnetic field strength)를 말하며, 초전도체 자장(superconductive magnets)의 형태에서 자기장의 세기를 말한다. 이러한 점에서 환자에 대한 진단적 정보를 위해 2D STIR 기법을 제외하고 3D STIR 기법을 적용하더라도 해부학적 영상이 필요하기 때문에 SPAIR T1 영상은 꼭 필요한 부분 이었다. 본 실험에 사용된 3 종류의 기법은 영상의 해상도를 높이고, 검사시간 단축을 위해 SENSE(sensitive encoding)^[26] 기법을 추가로 적용하여 실험하였다. 본 연구에 적용된 3 종류의 펄스시퀀스(pulse sequence)는 임상에서 주로 사용되는 펄스시퀀스 이지만, 영상의 질을 높이기 위하여 몇 가지 옵션을 포함 시켰다. 첫째, SPAIR T1,

T2 영상을 얻기 위한 펄스시퀀스는 Tse2drr4, Tse2drr12 이다. 여기서 Tse: turbo spin echo, 영상을 획득하는데 있어서 검사시간을 단축 시키기 위한 방법이다. 2d: 2-dimension, 이차원 영상을 말하며, rr : readout gradient, 영상을 획득할 때 가능한 혈류(flow) 및 움직임(motion)에 대한 민감성을 줄이기 위해 적용된 것이다. 4, 12는 turbo factor(TF), 영상의 대조도를 좌우하는 숫자이다. 숫자가 높으면 높을수록 검사 소요시간은 감소하나 여러 번의 180° 인가로 인하여 영상의 흔들림(blurring)이 발생 할 수가 있기 때문이다. 여기서, 4는 SPAIR T1 영상을 얻는데 있어서 최소 TF 값을 적용하였고, 12는 SPAIR T2 영상을 얻는데 있어서 최소 TF 값을 적용하여 실험을 하였다. 이러한 여러 인자의 변화와 새로운 기법의 추가는 더욱더 많은 임상적 정보를 제공하게 될 것이며, 다양한 기법이 적용되고 있는 MRI 기기의 우수성을 부각시키게 될 것이다. 본 실험에서 제한점이 있다면 첫째, 여러 종류의 질환을 대상으로 평가를 하지 못한 점, 지방소거에만 중점을 갖는다면 큰 차이가 없을 것 라고 생각한다. 둘째, 정확한 지방소거를 위해 여기(exciting) RF 펄스를 인가하기 전에 체적교정(volume shimming)을 하지 못한 점, 두 기법 모두 수동교정(manual shimming)을 했기 때문에 정량적으로 지방소거를 평가하는데 큰 차이가 없을 것이라고 생각한다. 셋째, 1.5 T MRI 기기와 비교하지 못한 점, 저자가 알기에 현재까지 비교된 논문이 없기 때문에 본 연구를 토대로 향후 상완신경총 질환을 대상으로 1.5 T와 3.0 T MRI 기기를 이용한 비교 실험을 통하여 공동연구를 하는 저자들에게 최적의 정보를 제공하고자 한다.

V. CONCLUSION

결론적으로, 세 종류의 기법을 이용한 상완신경총 지방소거 MRI 영상에서 SPAIR T1, STIR, SPAIR T2 순으로 신호대 잡음비, 대조도대 잡음비가 높은 순으로 평가를 받았고, 영상의 질 평가에서도 다른 두 기법에 비해 SPAIR T1 기법이 가장 높은 점수를 얻었다. 이러한 점으로 볼 때 현재 임상에서 기본 프로토콜로 사용하고 있는 STIR 기법과 본 실험의 결과에서 높은 평가를 받은 SPAIR T1 기법을 병용하여 검사에 적용한다

면, 상완신경총 진단에 추가적인 진단적 정보를 제공할 것이라고 사료된다.

Acknowledgements

본 논문은 2012-2014 년도에 청주대학교 보건의료과 학연구소가 지원한 학술연구조성비(특별연구과제)에 의해 연구되었음

This work was supported by the research grant of Cheongju University in 2012-2014

Reference

- [1] The Korean Society of MR Technology. magnetic resonance imaging. Daihaks publishing company, pp. 271-279, 2003.
- [2] Roemer FW, Crema MD, Trattinig S, and Guermazi A. "Advances in Imaging of Osteoarthritis and Cartilage", Radiology, Vol. 260, No. 2, pp. 332-354, 2011.
- [3] Beddy P, Rangarajan RD, Kataoka M, Moyle P, Graves MJ, and Sala E. "T1- weighted Fat-suppressed Imaging of the Pelvis with a Dual-Echo Dixon Technique: Initial Clinical Experience", Radiology, Vol. 258, No. 2, pp. 583-589, 2011.
- [4] The Korean Society of MR Technology. <http://www.ksmrt.or.kr/>
- [5] Chan TW, Listerud J and Kressel HY, "Combined chemical-shift and phase-selective imaging for fat suppression: theory and initial clinical experience", Radiology, Vol. 181, No. 1, pp. 41-47, 1991.
- [6] KonigH, Sauter R, Deimling M, Vogt M. "Cartilage disorders: comparison of spin echo, CHESS, and FLASH sequence MR images", Radiology, Vol. 164, No. 3, pp. 753-758, 1987.
- [7] Haase A, Frahm J, Hancicke W, Matthaei D, "1H NMR chemical shift selective (CHESS) imaging", Phys Med Biol., Vol. 30, No. 4, pp. 341-344, 1985.
- [8] Abe T, "Fat Suppression Radiofrequency Pulse Train to Remove Olefinic Fats", Appl Magn Reson, Vol. 44, pp. 1213-1221, 2013.
- [9] Eun sj, Kim jj, Yoo sc, "A study on the metabolite changes in brain diseases: 3 Teslar ¹H magnetic resonance spectroscopy", J. Korean. Soc. Radiol., Vol. 8, No. 1, pp. 35-42, 2014.
- [10] Barakos JA, Dillon WP, Chew WM, "Orbit, skull base, and pharynx: contrast enhanced fat suppression MR imaging", Radiology, Vol. 179, No. 1, pp. 191-198, 1991.
- [11] Bydder GM, Pennock JM, Steiner RE, Khenia S, Payne JA,

- Young IR, "The short TI inversion recovery sequence. an approach to MR imaging of the abdomen", *Magn Reson Imaging*, Vol. 3, No. 3, 251-254, 1985.
- [12] Delfaut EM, Beltran J, Johnson G, "Fat suppression in MR imaging: Techniques and pitfalls", *Radiographics*, Vol. 19, No. 2, pp. 373-382, 1999.
- [13] Lee YS, Low CK, Rumpel H, "STIR versus SPAIR in breast imaging: A case based discussion", *Clinical Woman's Health*, 2011.
- [14] Hirokazu K, Masahiro K, Koichi Y, Atsushi Y, Katsumi H, Shoji K, Koichi S and Susumu K, "Composition of MRI phantom equivalent to human tissues", *The American Association of Physicists in Medicine*, Vol. 32, No. 10, 3199-3208, 2005.
- [15] Truong MT, Nadgir RN, Hirsch AE, Subramaniam RM, Wang JW, Khandekar M, Nawaz A O, Sakai O, "Brachial plexus contouring with CT and MR imaging in radiation therapy planning for head and neck cancer", *Radiographics*, Vol. 30, No. 4, 1095-103, 2010.
- [16] Ogura A, "Quantitative Evaluation of Magnetic Resonance Image: SNR, CNR, Signal Detectability", *Japanese Journal of Radiological Technology*, Vol. 68, No. 4, pp. 491-497, 2012.
- [17] Ribeiro MM, Rumor L, Oliveira M, O' Neill J G, Mauricio JC, "STIR, SPIR and SPAIR techniques in magnetic resonance of the breast: A comparative study", *JBiSE*, Vol.6 No. 3, pp. 395-402, 2013.
- [18] Khoo MY, Tyler PA, Saifuddin A, Padhani A R, "Diffusion-weighted imaging (DWI) in musculoskeletal MRI: a critical review", *Skeletal Radology*, Vol. 40, No. 6, pp. 665-681, 2011.
- [19] Cho jh, Kim hj, Lee hk, " The quantitative analysis of diffusion weighted imaging in breast MRI", *J. Korean. Soc. Radiol.*, Vol. 5, No. 3, pp. 149-154, 2011.
- [20] Lauenstein TC, Sharma P, Hughes T, Heberlein K, Tudorascu D and Martin DR, "Evaluation of Optimized Inversion-Recovery Fat-Suppression Techniques for T2-Weighted Abdominal MR Imaging", *JMRI*, Vol. 27, No. 6, pp. 1448-1454, 2008.
- [21] Udayasankar UK, Martin D, Lauenstein T, Rutherford R, Galloway J, Tudorascu D and Sitaraman SV, "Role of Spectral Presaturation Attenuated Inversion-Recovery Fat-Suppressed T2-Weighted MR Imaging in Active Inflammatory Bowel Disease", *JMRI*, Vol. 28, No. 5, pp. 1133-1140, 2008.
- [22] Sutter R, Ulbrich EJ, Jellus V, Nittka M, Pfirrmann CW, "Reduction of Metal Artifacts in Patients with Total Hip Arthroplasty with Slice-encoding Metal Artifact Correction and View-Angle Tilting MR Imaging", *Radiology*, Volume 265, No. 1, pp. 204-214, 2012.
- [23] Todd M, Shah GV, Mukherji SK, "MR imaging of brachial plexus", *Top Magn Reson Imaging*, Vol. 15, No. 2, pp. 113-25, 2004.
- [24] Bowen BC, Pattany PM, Saraf-Lavi E, Maravilla KR, "The brachial plexus: normal anatomy, pathology, and MR imaging", *Neuroimage Clin NAM.*, Vol. 14, No. 1, pp. 59-85, 2004.
- [25] Viallon M, Vargas MI, Jlassi H, Lvblad K O, Delavelle J, "High-resolution and functional magnetic resonance imaging of the brachial plexus using an isotropic 3D T2 STIR (Short Term Inversion Recovery) SPACE sequence and diffusion tensor imaging", *Eur Radiol*, Vol. 18, No. 5, pp. 1018-1023, 2008.
- [26] Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P, "SENSE: sensitivity encoding for fast MRI", *Magn Reson Med*, Vol. 42, No. 5, pp. 952-962, 1999.