

A Study of the Quantitative, Qualitative Analysis on Optimizing Diagnostic Imaging Device Selection in Nasopharynx MRI

Eun-Hoe Goo

Department of Radiological Science, Cheongju University

Received: November 21, 2019. Revised: December 27 2019. Accepted: December 31, 2019

ABSTRACT

The object of this research is to find out the optimal Tesla by evaluating SNR and CNR, after testing 1.5 T and 3.0 T. The randomly selected patients tested by nasopharynx MRI transmitted in PACS were applied to the research. Two MRI units(1.5 T, 3.0 T) was used for analyzing the data. As a method of analysis, in T1W highlighting and T1 fat removal images, we set up a certain area of interest and evaluated the SNR and CNR on tongue, spinal cord, masseter muscle, fat, parotid gland, and tumor tissue. We evaluated the SNR and CNR by quantitative analysis of six tissue, measuring the quality of images for uniform fat removal, magnetic sensitivity artifact on a four-point scale by qualitative analysis. The statistical significance of this data analysis was based on independent sample verification and was accepted when the P value was less than 0.05. As a result of analysis of both devices, 3.0 T was high in the quantitative evaluation, while 1.5 T was high in the qualitative evaluation. Considering the advantages and disadvantages of each device, and if the device is selected complementarily and applied to patients, it is believed that it will provide the optimal information.

Keywords: Fat Suppression, Contrast to Noise Ratio, Signal to Noise Ratio, Magnetic Susceptibility Artifact

I. INTRODUCTION

자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging; MRI)은 병리학적 정보를 바탕으로 병변을 진단할 수 있는 장비로서 현재 여러 분야에서 진단적 영상 장비로 널리 사용되고 있다.^[1] 2000년대부터 현재에 이르기까지 3.0 T 장비는 사람을 대상으로 검사하는 것이 가능해지며 최근에는 전 세계적으로 자리 잡고 있다.^[2] 3.0 T 장비는 1.5 T 장비에 비해 영상의 신호 대 잡음비(Signal to Noise Ratio; SNR)가 상대적으로 높기 때문에 검사소요시간을 단축시킬 수 있으며 1.5 T 장비 보다 영상의 해상도를 높게 조절할 수 있다는 장점을 가지고 있다.^[3] 또한, 3.0 T 장비는 짧은 시간 안에 영상을 획득하고 높은 해상도를 해결 할 수 있다. 하지만 자기장의 차이로 인하여 발생하는 다양한 인공물들이 유발되어 진단

적 정보가 떨어지게 된다.^[4] 인체의 굴곡이 심한 부위는 Bulk Artifact가 발생하여 조직의 정확한 공명 주파수가 인가되지 못하며, 임상적으로 굴곡된 부위는 Motion Artifact가 심하므로 1.5 T 장비를 권고한다.^[5] 이에 본 연구는 비인두 검사 시 조영제 주입 전, 후 최적의 해부학적 정보를 제공하기 위하여 장비 및 펄스시퀀스를 비교하였다. MRI의 고장에서 나타나는 현상 중 하나인 Magnetic Susceptibility Artifact은 조직의 자화율이 다른 두 조직 간의 경계면에서 자화율의 차이가 발생하여 국소자장이 왜곡되고, 세차주파수와 위상의 차이 때문에 자장의 세기가 다르게 된다. 이러한 원인은 신호를 획득할 때 신호의 중심이 TE(Time to Echo)에서 벗어나 조직의 경계면에서 신호의 변화가 초래되어 발생하는 현상이다.^[6] 지방 신호 소거(Fat Suppression; FS) 기법은 MRI를 이용한 진단에 있어서 인체의 조직

중 지방과 물 성분이 함께 존재하면서 발생하는 화학적 이동 현상으로, 해부학적 형태의 소실을 줄이기 위한 기법이다.^[7] 이 기법을 이용함으로써 조직의 특성화를 좀 더 정확하게 알 수 있고 대조도 대 잡음비(Contrast to Noise Ratio; CNR)를 증가시킬 수 있다. 조영 증강 효과 또한 지방 신호와 상자성 영향을 받는 각각의 신호 증가를 구별할 수 있는 특징을 가지고 있다.^[8] 본 연구에서 이용된 지방신호 소거기법은 화학적 이동 선택 포화(The Clinical Usefulness of Fat Suppression by Chemical Shift Selective; CHESS)기법이다.^[9] 여기서, CHESS란 화학적 이동을 통해 어느 특정 주파수만을 가지는 특정 조직을 이용하는 기법^[10]으로 지방의 공명주파수에 맞는 Saturation RF Pulse를 인가하는 방법이다.^[11,12] 임상에서 일반적으로 적용하고 있는 이 기법은 인체에 골목부위나 움직임이 민감한 부위에 대하여 영상구성 기법 및 영상의 질에 크게 영향을 받는다. 이에 본 연구에서는 이러한 특성을 고려하여 1.5 T 장비와 3.0 T 장비를 이용하여 비 인두 MRI 검사 후 정량, 정성적 분석을 하여 최적의 해부학적 정보를 제공하기 위한 진단 장비를 알아보 고자 하였다.

II. MATERIAL AND METHODS

1. 연구대상

2018년 10월부터 2019년 5월까지 충북소재 대학병원에서 무작위로 선택한 MRI 검사 환자 30명(남 15명, 여 15명, 평균나이 35 ± 3.12)을 대상으로 데이터를 분석하였다. 데이터 분석은 무작위로 후향적 분석을 하였으며 모든 영상은 인적사항에 대하여 제거하였다. 이 후 기관생명윤리위원회의 환자동위서에 대한 심의면제 자문을 받았다.

2. 자료수집

검사에 이용된 영상획득 장비로 Achieva 1.5 T, 3.0 T(Philips Medical System, The Netherlands)를 사용하였고, Data 획득은 16 Channel Head & Neck Coil을 사용하였고 검사에 적용된 Scan Parameter는 Table 1과 같았다. 데이터 분석 영상은 조영제 주입 전 T1 WI 축상면, T1 WI 시상면과 조영제 주입 후

T1 WI FS(Fat Suppression) 축상면, 시상면 영상으로 하였다. 조영제 주입은 수동주입이었으며 가돌리늄(Gadobutrol, Bayer, 0.1 mmmol/Kg) 15mL를 주입하였다.

Table 1. Scanning Parameters using T1 WI and T1 WI FS

Parameters	Pulse Sequences			
	1.5 T		3.0 T	
	T1WI	T1WI(FS)	T1WI	T1WI(FS)
TR(ms)	480	494	452	519
TE(ms)	13	15	10	10
Slice Thickness(mm)	4.00	4.00	5.00	5.00
gap(mm)	1.00	1.00	0.50	0.50
NEX	2	2	2	2
Voxel MPS	284x284	284x284	312x312	312x312
FOV(mm)	200	200	200	200

TR: Repetition Time, TE: Echo Time.

3. 분석방법

본 연구는 MRI 영상을 얻는데 사용되는 가장 기본적인 Pulse Sequence인 Spin Echo 방식을 선택하였다. INFINITT PACS(Picture Achieving Communication System) Data를 사용하여 Fig. 1과 같이 혀(Tongue), 척수(Spinal Cord), 교근(Masseter Muscle), 지방(Fat), 귀밑샘(Parotid Gland), 종양(Mass)의 중앙부위에 3mm²의 관심질환영역(Region Of Interest; ROI)과 인접부위에 최적의 크기로 정하였고 모든 ROI 크기는 1.5 T와 3.0 T가 같은 위치로 설정하여 크기를 측정하였다.

$$SNR = \frac{Signal_{tissue} \times 0.655}{\sigma_{backgroundnoise} \times \sqrt{scantime}} \quad (1)$$

$$CNR = \frac{Signal_{regions} - Signal_{adjtissues} \times 0.655}{\sigma_{backgroundnoise} \times \sqrt{scantime}} \quad (2)$$

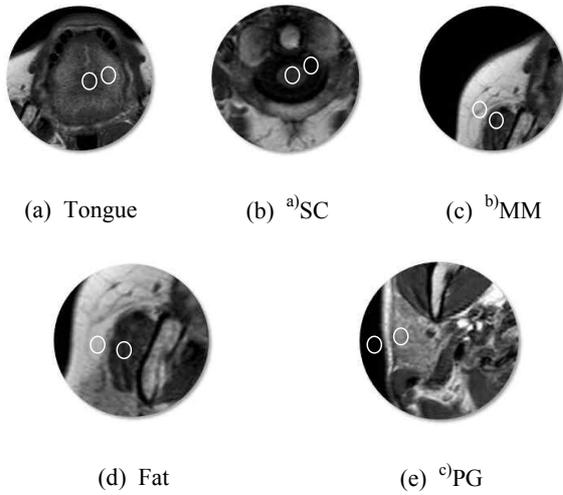


Fig. 1. Location of measurement of ROI for SNRs and CNRs. ^{a)}SC :Spinal Cord, ^{b)}MM: Masseter Muscle, ^{c)}PG: Parotid Glad.

정성적 평가는 5점 척도로 영상의 질을 평가하였고, T1 WI, T1 WI(FS) 영상으로 얻은 영상들을 각각 독립적으로 국제 MRI 전문방사선사와 학생 3명이 1에서 5단계로 점수를 주어 실시하였다. 평가의 단계는 영상의 왜곡(Image Distortion), 자기감수성 인공물(Magnetic Susceptibility Artifact), 유체인공물(Flow Artifact)에 따라 매우불량(Very Poor, 1점), 불량(Poor, 2점), 보통(Fair, 3점), 양호(Good Delineation, 4점), 매우양호(Very Good Delineation, 5점)로 구분하였고 각 영상에 대하여 얻어진 점수를 평균화 하여 비교하였다.

4. 통계분석

본 연구에 사용된 장비에 대한 정량적 평가는 독립표본T검증(Independent t-test)을 실시하였으며, SNR과 CNR를 측정하여 지방소거 유무, 자장의 세기에 따라 나누어 실시하였다. 정성적인 분석으로는 Wilcoxon Signed Rank Test를 실시하여 통계적 유의성을 검증하였다. 모든 실험 데이터는 p 값이 통계적 유의성을 가지려면 0.05이하일 경우만 인정하였다. 데이터를 분석하기 위해 사용된 프로그램은 SPSS ver. 24.0 로 통계학적 분석을 실행하였다.

III. RESULT

1. 정량적 분석결과

실험에 측정된 총 30명의 SNR, CNR 값의 평균과 표준편차를 구하여 Table 2, 3과 같이 나타났다. 정량적 분석으로 두 기법(T1WI, T1WI FS)에서 Tongue, Spinal Cord, Masseter Muscle, Fat, Parotid Gland 모두 조직에서 SNR, CNR 값은 자장의 세기에 따라 비교하였을 때 3.0 T 장비가 더 높게 나타났다(1.5T: 79.81 ± 21.70, 124.75 ± 33.58, 74.14 ± 23.02, 106.94 ± 20.49, p=0.000*, 3.0T: 80.89 ± 16.86, 118.91 ± 27.90, 60.87 ± 16.45, 87.41 ± 26.22, p=0.0000*). 그러나 조영제 주입 후 지방소거영상은 Mass 부분에서는 SNR, CNR 값이 떨어지는 결과를 얻었다.

Table 2. Quantitative Analysis Value of Measured SNR(n=30)

	T1WI	T1WI	T1WI (FS)	T1WI (FS)	
Tesla (T)	1.5T	3.0T	1.5T	3.0T	p values
Tongue	84.21 ±16.55	102.96 ±20.99	75.95 ±15.02	99.54 ±19.19	0.003* 0.0004*
SC	42.80 ±09.11	81.30 ±15.08	43.09 ±09.19	101.81 ±20.20	0.002 0.0005
MM	45.70 ±09.25	51.85 ±11.11	61.40 ±12.69	70.60 ±14.81	0.008 0.0001
Fat	143.87 ±29.02	206.58 ±41.22	50.26 ±10.07	101.81 ±20.88	0.0002 0.00004
PG	83.45 ±15.95	140.80 ±28.12	60.57 ±12.66	141.65 ±28.82	0.0021 0.0003
Mass	78.87 ±08.06	165.04 ±33.01	153.60 ±35.69	126.24 ±18.95	0.0002 0.00001

Note: Data are means ± standard deviations. FS: Fat Suppression, SC: Spinal Cord, MM: Masseter Muscle, PG: Parotid Gland, Independent t test, p=0.00*, p=0.000*.

Table 3. Quantitative Analysis Value of Measured CNR(n=30)

Tesla (T)	T1WI		T1WI (FS)		p values
	1.5T	3.0T	1.5T	3.0T	
Tongue	62.98 ±12.65	79.60 ±15.93	29.52 ±06.19	82.12 ±16.55	0.002* 0.0001*
	SC	44.10 ±09.05	48.39 ±09.41	32.04 ±06.92	66.63 ±12.65
MM		06.83 ±01.50	14.77 ±02.56	45.40 ±0.89	68.87 ±00.98
	Fat	182.91 ±37.51	248.33 ±49.13	26.93 ±01.57	51.11 ±10.25
PG		84.48 ±16.29	151.22 ±30.43	67.63 ±13.71	127.14 ±14.50
	Mass	104.07 ±01.61	200.69 ±40.41	163.70 ±43.10	128.61 ±19.35

Note: Data are means ± standard deviations. FS: Fat Suppression, SC: Spinal Cord, MM: Masseter Muscle, PG: Parotid Gland, Independent t test, p=0.00*, p=0.000*.

이는 지방소거가 정상적으로 소거되지 않았기 때문이다. 이는 인체의 굴곡부위나 움직임이 심한 조직에 대해서는 영상구성 기법에 비해 신호강도 세기가 더 큰 영향을 받는 것으로 확인할 수가 있었고 조영제를 주입했을 때는 그 효과가 더 크게 된다. 전반적으로 T1 WI와 조영제 주입 후 T1 WI(FS) 모두 3.0 T 장비에서 평균값이 높다는 결과를 얻었다.

3. 정성적 평가에 대한 결과

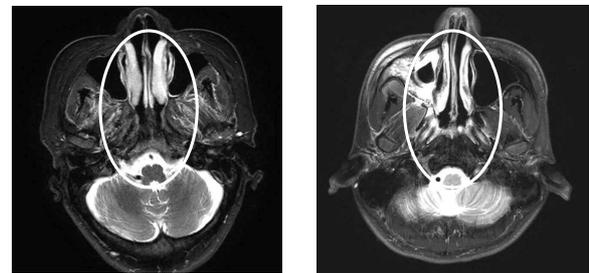
본 연구에서 측정된 총 20명의 정성적 평가에 대한 결과는 5점 척도로 영상의 질을 평가한 후 평균과 표준편차를 구하여 Table 4에 나타내었다. Image Distortion, Susceptibility Artifact, Flow Artifact 평가 모두 지방소거의 유무와는 관계없이 1.5 T 장비가 높은 점수를 획득하였다. Fig. 2의 Image Distortion(White Circle)영상에서 1.5 T 장비 영상과 비교했을 때 3.0 T 장비 영상에서 Paranasal Sinus, Nasal Septum, Longus Capitis Muscle, Nasopharynx(Signal Loss)와 같이 Neck 부위에 왜곡

이 심하게 발생하여 영상의 품질이 저하되었음을 확인할 수 있다.

Table 4. Subjective Grading of Image Distortion and Artifacts in Qualitative Assessment

		ID	SA	FA	Mean
		1.5T	T1WI	2.6±0.1	3.4±0.5
1.5T	T1FS(C)	2.5±0.0	3.1±0.2	2.9±0.7	2.8±0.3
	3.0T	T1WI	2.3±0.3	2.4±0.4	2.8±0.0
3.0T	T1FS(C)	2.0±0.2	2.2±0.3	2.7±0.5	2.3±0.2
	z	T1FS(C)	-2.564	-2.449	-3.587
p	T1FS(C)	0.0023	0.0043	0.0003	-

ID: Image Distortion, SA: Susceptibility Artifact, FA: Flow Artifact, p: p value.

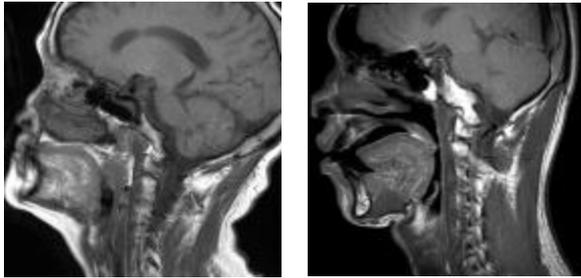


(a) 1.5T FS Image Distortion

(b) 3.0T FS Image Distortion

Fig. 2. Image Distortion. When the fat suppression technique was applied, high image distortion occurred at 3.0 T.

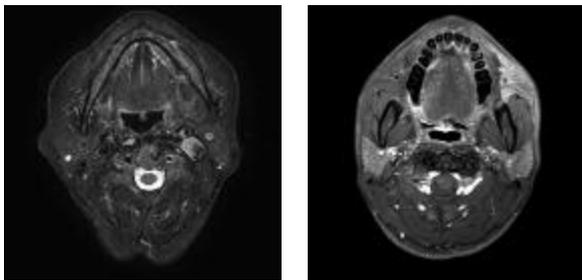
Magnetic Susceptibility Artifact를 보여주는 Fig. 3의 영상은 조직의 자화율이 다른 두 조직 간의 경계면에서 자화율의 차이로 인하여 국소자장이 왜곡되고 위상의 차이와 세차 주파수를 유발시켜 자장의 세기가 다르게 되고 신호를 얻는 동안 신호의 중심이 TE에서 벗어나 경계면에서 신호의 변화가 발생하여 3.0 T 장비와 1.5 T 장비를 비교했을 때 3.0 T 장비에서 Pons와 Sphenoid Sinus 주변에 왜곡된 현상을 더욱더 보여주고 있다. 그 외에 임상적으로 Pituitary Gland를 확인할 수가 없었고 공기와 접촉되는 부위에 심한 흔들림(Blurring)이 발생한 것을 알 수가 있었다. 1.5 T 장비가 정성적 분석에서 높은 결과이다.



(a) 1.5T T1 SAG Susceptibility Artifact (b) 3.0T T1 SAG Susceptibility Artifact

Fig. 3. Susceptibility Artifact. Blurring in areas in contact with air components.

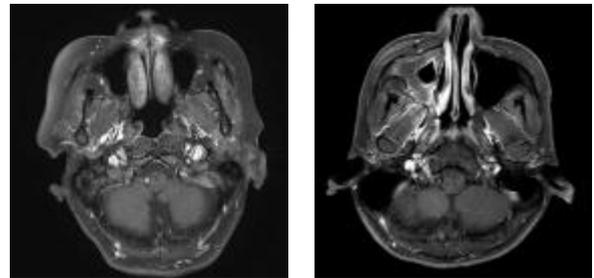
인체골곡부위에 특히 잘 발생하는 인공물로 Figure 4과 같이 Bulk Artifact를 보여주고 있다. 이러한 현상은 골곡부위가 심한수록, 본 연구에서 3.0 T 장비가 높게 나타났듯이 고자기장일수록 더욱더 높게 발생한다. 본 데이터 분석 영상에서도 3.0 T 장비는 Suppression Frequency Range(220 Hz)가 H₂O에 인가되었고 1.5 T 장비에서는 Fat Range에 정확하게 인가되었기 때문이다. 결과적으로 1.5 T 장비에서는 균일하게 지방소거가 이루어졌지만 3.0 T 장비에서는 지방소거가 일어나지 않은 경우이다. a 영상은 전반적으로 균일한 지방소거를 이루어 졌지만 b 영상에서는 Internal Auditory Meatus 기준으로 위쪽(Water Frequency Range)은 소거되지 않고 아래쪽(Fat Frequency Range) 부위는 소거 불균일한 상태의 영상을 보여주고 있다.



(a) 1.5 T Bulk Artifact (b) 3.0 T Bulk Artifact

Fig. 4. Bulk Artifact. Axial T1 WI (1.5T;494/15,3.0T; 519/10) FS MRI demonstrates fat suppression posteriorly and water saturation anteriorly. When imaging extends over areas of changing volume, such as from the head and neck, a minor shift in the frequency of the water and fat peaks may occur.

고자기장에서 CHESSE 효과가 Fig. 5와 같이 지방 소거 차이를 확인할 수가 있다. 인체 조직 중 지방 성분 과 물성분이 함께 존재하여 발생하는 화학적 이동현상^[13]으로 인하여 지방으로 둘러싸인 구조물 중 변연부의 자세한 해부학적 형태가 소실되고, 고신호 강도의 지방조직이 심장 및 호흡에 따른 위상 인공물을 발생시켜 영상진단 시 어려움이 있고 특히 Head and Neck 검사 시 침삼킴과 더불어 목 및 턱의 움직임이 발생하여 지방소거가 균일하게 발생 되지 않는 경우가 발생하게 된다. 본 영상에서도 3.0 T 장비에 비해 1.5 T 장비가 Bulk Susceptibility Artifacts 발생이 적고 전반적으로 지방이 균일하게 소거되어 근육과 지방부위를 구분하는 층이 일관성 있게 발생된 것을 확인할 수가 있다.



(a) 1.5 T Fat Suppression (b) 3.0 T Fat Suppression

Fig. 5. T1 Transverse Fat Suppression. A uniform fat suppression is shown on the head edge areas.

그 외에 Flow Artifact 또한 고자기장에서 많이 발생하는 분석결과를 얻게 되었다. 특히 비인두강 부위에서는 CSF Flow 인공물이 발생하였으며 Transverse Sinus에 대한 인공물이 발생하는 현상이 보였다. 기본적으로 자기공명영상에서 혈류에 관한 인공물은 자화율에 차이로 발생하는 기본적인 현상이 본 데이터 분석에서도 나타나게 되었던 것이다.

Head and Neck 부위의 데이터 분석에서 정량적 수치분석에서는 3.0 T에서 다소 높은 SNR, CNR 값을 보여주었지만 1.5 T 영상에서도 아주 낮은 정량적 수치를 보여주지는 않았다. 또한 정성적 분석에서는 전반적으로 1.5 T가 유의성 있는 높은 평가를 얻었다. 이러한 두 기기의 특성을 고려할 때 프로토콜의 적용, 질환의 위치에 따라 적절한 기기선택

에서 높은 진단적 정보를 제공하는 결과이다.

IV. DISCUSSION

본 연구에서는 비인두에서의 Tongue, Spinal Cord, Masseter Muscle, Fat, Parotid Gland, Mass를 검사하여 영상의 화질 적 평가 중 SNR과 CNR에 대해 분석하였다. 화질 평가에서 SNR과 CNR은 중요한 결정적인 요소이다.^[14] 정량적 평가의 지방소거 영상에서 측정된 Mass의 SNR값은 1.5 T 장비에서 153.60으로 3.0 T 장비에서의 측정 결과 값인 126.24보다 1.21배정도 높은 값을 나타냈고 CNR값은 1.5 T 장비에서 163.70으로 3.0 T 장비에서의 결과 값인 128.61보다 1.27배 높은 값을 나타내었다. 이를 제외한 Tongue, Spinal Cord, Masseter Muscle, Fat, Parotid Gland에서는 지방소거의 유무에 상관없이 3.0 T에서 더욱 높게 나타났지만 1.5 T 장비 영상 또한 질 평가에 크게 영향을 받지 않는 수치이었다.^[15,16] 이러한 분석은 3.0 T에서 SNR과 CNR값이 정량적 평가 부분에서 우수하다고 할 수 있지만 3.0 T에서 1.5 T일 때보다 인공물이 더 발생하는 있는 이유가 될 수 있다.^[17] 하지만 Mass에서 1.5 T의 SNR, CNR 값이 높았던 이유는 비 인두 부위의 Mass는 굴곡된 부위이기 때문에 공명주파수가 Shift 되어 최적의 지방소거가 되지 않아 SNR과 CNR값이 더 낮게 나타나게 되었다.^[18]

반면에 1.5 T 장비와 3.0 T 장비를 비교한 비 인두 영상을 정성적으로 평가하였을 때 1.5 T T1 WI에서 Image Distortion, Susceptibility Artifact, Flow Artifact는 각각 2.6, 3.4, 3.1로 평균 3.0의 값이 나왔으며 3.0T T1 WI에서는 각각 2.3, 2.4, 2.8로 평균 2.5의 값이 나와 1.5 T 장비와 비교 하였을 때 평균 0.5의 차가 나는 것을 볼 수 있다. 또한 지방소거 영상에서는 1.5 T의 Image Distortion, Susceptibility Artifact, Flow Artifact는 각각 2.5, 3.1, 2.9로 평균 2.8이며 3.0 T에서는 각각 2.0, 2.2, 2.7로 평균 2.3의 값이 나와 마찬가지로 1.5 T 장비와 비교 하였을 때 평균 0.5의 차이가 나는 것을 볼 수 있다. 이것으로 보아 결론적으로 정성적 평가 부분에서는 1.5 T 장비가 더 우수하다고 할 수 있다. 이는 고자장일수록 영상에 Artifact와 왜곡현상이 생겨 영상의

품질이 낮게 나타나는 것을 알 수 있다.^[19] 정성적 평가 결과의 Flow Artifact를 줄일 수 있는 방법으로 주파수와 위상의 방향을 바꾸어 주는 것으로 관심 영역에서의 인공물을 피할 수 있다. 또한 Gradient Moment Nulling 기법을 이용한 Flow Compensation Option을 사용하는 방법도 있다. 특히 임상적으로 적용할 때는 Peripheral Gating을 하여 환자에게 무리를 주지 않고 검사를 하는 경우가 있다. Susceptibility Artifact의 해결방안으로는 Scan 시작 전에 반드시 환자에게서 금속물질을 제거하는 방법과 GE(Gradient Echo) 기법보다는 SE(Spin Echo) 기법을 사용하는 방법도 있다. 어쩔 수 없이 GE기법을 사용해야한다면 2D GE보다는 3D GE 기법을 사용하는 방안이 있다. 본 데이터 분석에서 적용되는 TE 값은 1.5 T는 15 ms, 3.0 T; 10을 사용된 것을 분석하였다. 결과로 자화율 인공물은 Dephasing이 길수록 발생되기 때문에 프로토콜 적용은 적절하였다. Short TE를 사용함에도 불구하고 3.0 T가 영상의 질이 좋지 않은결과 이기 때문에 1.5 T 사용을 권장할 것이다. Fat Suppression의 임상적 특징으로 첫째, 조직의 특성화를 좀 더 정확하게 할 수 있고 둘째, 질환의 파급 정도를 좀 더 간결하게 알 수 있으며 셋째, 화학적 이동, 부호화 방향 신호 제거, 운동성 인공물을 감소시키고 마지막으로 대조도 대 잡음비를 증가시킬 수 있다. 이러한 장점이 있으나 현재 3차 의료기관에서 가장 많이 보유하고 있는 3.0 T 장비에서 인공물 발생은 고려해야한다. 본 연구에 굴곡된 부위에 대한 지방소거를 최대한 높이기 위해서는 임상적으로 기술적 보완이 필요하다. 기술적 보완으로는 중심주파수 조정과 검사 전 환자의 몸무게(Kg)를 정확히 입력하여 공명주파수(RF)에너지 양을 부여하는 것이다. 그럼에도 불구하고 부여되지 않을 경우 수동으로 송 신호강도 값(Transmission Gain Values)을 정하여 변환 후 입력하면 좀 더 균일한 Fat Suppression 영상을 획득할 수가 있다. 본 연구의 제한점으로는 첫째, 후향적 분석으로 환자상태를 확인하지 못하여 침 삼킴으로 인한 Artifact 등을 적용하지 못함.^[20] 그러나 표본분석으로 어느 정도 보완할 수 있다고 생각함 둘째, 질환 별로 평가하지 못하였지만 데이터가 양호한 영상을 선택했기 때문에 표준편차 범위 안에 보

완되었다고 판단됨. 저자는 이후에 후향적 분석에 대한 단점을 보완하기 위해 추가적인 실험논문을 계획할 것이다.

V. CONCLUSION

본 연구 결과 두 기기에 대한 데이터 분석 결과 정량적 평가 부분에서는 3.0 T 장비일 때 다소 높게 나타났지만 정성적 평가(5점 척도)부분에서는 1.5 T 장비가 높게 나타났다. 결론적으로 3.0 T 장비에 비해 1.5 T 장비가 정량적 수치로 낮은 값을 얻었지만 영상평가에서 높은 점수를 얻었기 때문에 장비의 장단점을 고려할 때 비 인두 검사 시 1.5 T 장비 사용을 권장한다. 이에 본 저자는 데이터 분석을 통해 후속연구자들에게 상호보완적 기초자료가 되었으면 한다.

Reference

- [1] C. Tempel-Brami, Y.S Schiffenbauer, A. Nyska, N. Ezov, I. Spector, R. Abramovitch, R. R. Maronpot, " Practical Applications of in Vivo and ex Vivo MRI in Toxicologic Pathology Using a Novel High-performance Compact MRI System," *Journal of Toxicologic Pathology*, Vol. 43. No. 5. pp. 633-650, 2015.
- [2] L. Lu, K. Xu, C. Han, C. Xu, H. Xu, Y. Dai, Y. Rong, S. Li, L. Xie, "Comparison of 3.0T MRI with 3D LAVA sequence and digital subtraction angiography for the assessment of accessory hepatic veins in Budd-Chiari syndrome," *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, Vol. 45. No. 2. pp. 401-409, 2017.
- [3] T. Masakatsu, C. S. Richard, Z. Mauricio, E J. Jorge, A. Ersan, P. Ertan, S. Kazuro, "Quantitative and qualitative comparison of 3.0 T and 1.5 T MR imaging of the liver in patients with diffuse parenchymal liver disease," *European journal of Raiology*, Vol. 72. No. 2. pp. 314-320, 2009.
- [4] X. Q. Xu, H. Hu, H. Liu, J. F. Wu, P. Cao, H. B. Shi, F. Y. Wu, "Benign and malignant orbital lymphoproliferative disorders: Differentiating using multiparametric MRI at 3.0T," *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, Vol. 45. No. 1. pp. 167-176, 2017.
- [5] M. Zaitsev, J. Maclaren, M. Herbst, "Motion artifacts in MRI: A complex problem with many partial solutions," *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, Vol. 42. No. 4. pp. 887-901, 2015.
- [6] H. Sant'Ovaia, G. Marques, A. Santos, C. Gomes, A. Rocha, "Magnetic susceptibility and isothermal remanent magnetization in human tissues: a study case," *Journal of Biometals*, Vol. 28. No. 6. pp. 951-958, 2015.
- [7] H. Guerini, P. Omoumi, F. Guichoux, V. Vuillemin, G. Morvan, M. Zins, F. Thevenin, J. L. Drape, "Fat Suppression with Dixon Techniques in Musculoskeletal Magnetic Resonance Imaging: A Pictorial Review," *Journal of Seminars Musculoskeletal Radiology*, Vol. 19. No. 4. pp. 335-347, 2015.
- [8] M. H. Lev, S. F. Kulke, A. G. Sorensen, J. L. Boxerman, T. J. Brady, B. R. Rosen, B. R. Buchbinder, R. M. Weisskoff, "Contrast-to-noise ratio in functional MRI of relative cerebral blood volume with sprodiamide injection," *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, Vol. 7. No. 3. pp. 523-527, 1997.
- [9] E. Kaldoudi, S. C. Williams, G. J. Barker, P. S. Tofts, "A chemical shift selective inversion recovery sequence for fat-suppressed MRI: theory and experimental validation," *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, Vol. 11. No. 3. pp. 341-355, 1993.
- [10] J. Frahm, A. Haase, W. Hänicke, D. Matthaei, H. Bomsdorf, T. Helzel, "Chemical shift selective MR imaging using a whole-body magnet," *Journal of Radiology*, Vol. 156. No. 2. pp. 441-444, 1985.
- [11] T. Wada, O. Togao, C. Tokunaga, R. Funatsu, K. Kobayashi, Y. Nakamura, "Effect of the saturation pulse duration on chemical exchange saturation transfer in amide proton transfer MR imaging: a phantom study," *Journal of Radiological Physics and Technology*, Vol. 9. No. 1. pp. 15-21, 2015.
- [12] J. S. Lee, E. H. Goo, C. S. Park, S. Y. Lee, H. J. Lee, "A Study on Compensation for Imaging Qualities Having Artifact with the Change of the Center Frequency Adjustment and Transmission Gain Values at 1.5 Tesla MRI," *Korean Society of Medical Physics* Vol. 20, No. 4, pp. 244-252, 2009.
- [13] Y. J. Kim, N. Lee, J. Yu, H. Lee, G. An, S. Bang,

- J. Chang, D. Chang, "Three-dimensional volumetric magnetic resonance imaging (MRI) analysis of the soft palate and nasopharynx in brachycephalic and non-brachycephalic dog breeds," *Journal of Veterinary Medicine and Science*, Vol. 81. No. 1. pp. 113-119, 2019.
- [14] W. J. Lee, B. S. An, Y. S. Park, "Radiation Dose and Image Quality of Low-dose Protocol in Chest CT: Comparison of Standard-dose Protocol," *Journal of Korean Association for Radiation Protection*, Vol. 37. No. 2. pp. 84-89, 2012.
- [15] M. J. Sormaala, J. P. Ruohola, V. M. Mattila, S. K. Koskinen, H. K. Pihlajamaki "Comparison of 1.5T and 3T MRI scanners in evaluation of acute bone stress in the foot," *BMC Musculoskelet Disord*, Vol. 12. No. 128, 2011.
- [16] M. A. Bernstein, J. 3rd. Huston, H. A. Ward, "Imaging artifacts at 3.0T," *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, Vol. 24. No. 4. pp. 735-746, 2006.
- [17] Y. Zhao, X. Yan, Z. Zhang, W. Zhao, Z. Liu, J. Li, "Self-adapting multi-peak water-fat reconstruction for the removal of lipid artifacts in chemical exchange saturation transfer (CEST) imaging," *Journal of Magnetic Resonance in Medicine* Vol. 82. No. 5. pp. 1700-1712, 2019.
- [18] M. Klauss, A. Lemke, K. Grünberg, D. Simon, T. J. Re, M. N. Wente, F. B. Laun, H. U. Kauczor, S. Delorme, L. Grenacher, B. Stieltjes, "Intravoxel incoherent motion MRI for the differentiation between mass forming chronic pancreatitis and pancreatic carcinoma," *Journal of Investigative Radiology*, Vol. 46. No. 1. pp. 57-63, 2011.
- [19] J. O. Neumann, H. Giese, A. Biller, A. M. Nagel, K. Kiening, "Spatial Distortion in MRI-Guided Stereotactic Procedures: Evaluation in 1.5-, 3- and 7-Tesla MRI Scanners," *Journal of Stereotactic and Functopma; Neurosurgery*, Vol. 93. No. 6. pp. 380-386, 2015.
- [20] J. H. Lee, Y. S. YU, J. S. Lee, I. C. Im, "Application of the Orally Inserted Guiding Device for the Improved Motion Artifacts of the Cervical Spine MRI," *Journal of Korean Society Radiology*, Vol. 8. No. 6, 2014.

비 인두 자기공명 검사 시 최적의 진단영상 장치 선택에 관한 정량, 정성적 평가에 관한 연구

구은희

청주대학교 방사선학과

요약

본 연구의 목적은 1.5 T와 3.0 T 비 인두 MRI 검사 후 SNR과 CNR을 평가하여 최적의 Tesla를 알아보고자 하였다. 총 30명의 PACS로 전송된 Nasopharynx MRI검사 환자를 무작위로 선택하여 본 연구에 적용하였다. 데이터 분석에 사용된 장비로는 1.5 T, 3.0 T MRI 장비를 이용하였다. 분석 방법으로 T1 WI와 T1 지방소거 영상에서 각 Tongue, Spinal Cord, Masseter Muscle, Fat, Parotid Gland, Tumor의 조직에 대하여 일정한 관심영역을 설정하고 SNR와 CNR을 평가하였다. 6가지의 조직에 대하여 정량적 분석으로 SNR과 CNR을 평가하였고, 정성적 분석으로 균일한 지방소거, 자화 감수성 인공물에 대한 영상의 질을 4점 척도로 측정하였다. 본 데이터 분석의 통계적 유의성은 독립표본 T검증과 Wilcoxon Signed Ranks사용하였으며, p 값이 0.05이하일 때 유의성을 두었다. 본 실험에 대한 정량적 평가 결과 T1 WI 과 T1 지방소거를 1.5 T와 3.0 T를 비교했을 때 T1 WI에 대한 3.0 T가 평균 SNR(124.75±), CNR(118.91±)로 정량적 분석에서 SNR과 CNR값이 1.5 T평균 SNR(73.15±), CNR(60.59±)에 비해 높게 나타났다. 또한 T1 지방소거에서 3.0 T가 평균 SNR(101.10±), CNR(81.24±)로 1.5 T의 평균 SNR(78.47±), CNR(65.70±)에 비해 높게 나타났다. 정성적 분석으로 균일한 지방소거, 자화 감수성 인공물에 대하여 4등급으로 평가했을 때 1.5 T 장비가 높은 점수를 얻었다(p < 0.05). 결론적으로 두 기기에 대한 데이터 분석 결과 정량적 평가부분에서는 3.0 T 장비가 높게 나타났고 정성적 평가 부분에서는 1.5 T가 높게 나타났다. 따라서 각 장비에 대한 장단점을 고려할 때 상호보완적으로 장비를 선택하여 환자에게 적용한다면 최적의 정보를 제공할 것이라고 사료된다.

중심단어: 지방소거, 자화감수성 인공물, 신호 대 잡음비, 대조도 대 잡음비

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(단독저자)	구은희	청주대학교 방사선학과	교수