Assessment Of Image Quality in the Abdominal Magnetic Resonance Imaging: Comparison with 1.5 T and 3.0 T

Eun - Hoe Goo

Department of Radiological Science, Cheongju University

Received: July 21, 2016. Revised: August 25, 2016. Accepted: August 31, 2016.

ABSTRACT

This study conducted an analysis to compare the differences in the properties of the magnetic field and the generation of artifacts because of the difference in the magnetic field between 1.5 T equipment and 3.0 T equipment, centering around four types of pulse sequences, mainly applied to the abdominal Magnetic Resonance Imaging (MRI). With data on 500 persons transmitted to the PACS, this study analyzed the SNR value, quantitatively and carried out a qualitative evaluation, dividing MSA, CSA, and DA into three steps. As a result of the quantitative evaluation, the SNR value was significantly higher in the 1.5 T equipment; however, there was a factor deteriorating the image quality, too, as artifacts were generated in the image. The 1.5 T equipment generated fewer artifacts than the 3.0 T equipment did, so it could compensate the image quality for 3.0 T. In conclusion, based on these findings, this study could understand the differences in the properties of the magnetic field and could provide a measure for them. This study would be guidelines for MRI users who directly examine the patients in abdominal MRI using the two types of equipment in the clinical setting in the future.

Keywords: Signal to noise ratio, Magnetic susceptibility artifact, Chemical shift artifact, Dielectric artifact, Picture archiving communication system

I. INTRODUCTION

자기공명현상을 이용한 복부 자기공명영상(abdomina l magnetic resonance imaging)은 다양한 펄스시퀀스를 이용하여 해부학적, 병리학적 정보를 토대로 병변의 진 단, 질환의 발견을 용이하게 하는 진단적 영상장비로 현재 널리 이용되고 있다.^[1] 1984년 2.0 T 국내 최초 영 구자석 자기공명영상(magnetic resonance imaging) 설치 이후 초전도체 마그넷을 이용한 1.5 T MRI 장치가 널 리 보급되면서 자기공명혈관조영술(magnetic resonance angiography)을 비롯하여 기능적 검사가 일반화되어 임 상적으로 진보된 효과를 얻고 있다.^[2,3] 2000년대에 이 르러 3.0 T MRI 장치가 미국식품의약국(food and drug administration)에 승인을 얻은 후 인체를 대상으로 검 사를 가능하게 되었고 최근에는 전 세계에 고자기장의 MRI 장치가 상품화되고 있다. 1.5 T에 비해 3.0 T는 영상의 신호대 잡음비(signal to noise ratio)가 상대적으 로 높다는 이론적 근거에 의해 검사소요시간을 단축시 키거나 영상의 해상도를 1.5 T 이상으로 조절할 수 있 다는 장점을 가지고 있다.^[4] 인체의 신경계 계통,^[5] 또는 근 골격계 계통^[6]의 검사에서는 영상획득시간에 크게 영향을 받지 않기 때문에 매개변수를 변화시켜 1.5 T의 해상도를 3.0 T에 근접하게 조절할 수 있으나, 복부 검사는 영상을 획득할 때 호흡에 대한 흔들림(blu rring)이 심하기 때문에 영상획득시간과 해상도에 큰 영향을 갖게 된다.^[7] 이러한 점을 고려할 때 3.0 T MRI 장치를 이용함으로서 짧은 영상획득시간과 높은 해상 도를 해결할 수 있으나, 자기장(magnetic field)의 차이로 인하여 발생되는 다양한 속성(property)과 인공물(artifacts)이

367

유발되어 진단적 정보를 떨어지게 된다.^[8] 이러한 이론 적 관점에서 본 데이터 분석은 복부 검사 시 필수적으 로 적용되고 있는 3D TSE(turbo spin echo), EPI(echo planar image), SSh-TSE(single-shot turbo spin echo), FF E(fast field echo) 펄스시퀸스를 중심으로 이론과 접목 시켜 실제 영상을 통하여 자기장 속성(magnetic field pr operty) 및 인공물 유발 정도를 비교하여 대처방안을 위해 실험을 하고자 한다.

I. MATERIAL AND METHODS

1. Material and study methods

본 데이터 분석은 PACS 네트워크로 전송 된 총 500 명(남자 320명, 여자 180명, 연령범위 40-75세, 평균연 령 52세)의 복부검사 환자를 무작위로 선정하여 분석 을 하였다. 분석한 모든 데이터는 1.5 T 와 3.0 T(Philip s, Medical system, Achieva, The Netherlands) 자기공명 영상기기를 이용되었고, 수신코일(received coil)로는 XL - torso coil(32 Channel, SENSE, sensitivity encoding) 이었다. 분석에 적용된 펄스시퀀스로는 3D TSE, EPI, SSh-TSE, FFE 이었으며 Table 1과 같이 매개변수가 적용되었다.

Table 1. Scan parameters for analysis of 3D TSE, EPI, SSh-TSE and FFE pulse sequences on 1.5 T and 3.0 T

a) _D	3D ^{b)} TSE		c) _{EPI}		d) _{SSh-TSE}		e) _{FFE}	
г. •	1.5T	3.0T	1.5T	3.0T	1.5T	3.0T	1.5T	3.0T
TR (msec)	1574	1777	2275	2377	500	1232	220	224
TE (msec)	600	80	60	47	160	80	2.3	1.2
Th./G	2.8/	2/1	6/1	6/1	5/1	5/1	5/	5/
(mm)	1.4	2/1	0/1	0/1	5/1	3/1	1.5	1.5
Matrix	172/	200/	136/	180/	240/	252/	162/	208/
MP	172	200	136	180	219	220	162	172
ST (sec)	4:33	3:26	7:42	3:18	15	12	18	13

^{a)}P.: parameters, ^{b)TSE}: turbo spin echo, ^{c)EPI}: echo planar image,
^{d)}SSh-TSE: single-shot turbo spin echo, ^{e)}FFE: fast field echo, TR(ms): repetition time, Th/G(mm): slice thickness/gap, Matrix MP: frequency and phase encoding matrix, ST: scan time

2. Evaluation method

모든 영상들은 DICOM(digital imaging and communi cations in medicine) 파일로 PACS(INFINIT Healthcare,

Co., Ltd, Korea) 시스템에 전송된 데이터를 분석하였 다. 전송된 DICOM 파일은 Zoom configuration을 96.0 9%와 12 Bits로 저장된 데이터 이었다. 데이터 분석 범 위로는 Image Viewer 프로그램을 이용하여 일정한 크 기의 관심영역(region of interest)을 설정한 후 복부 조 직(tissues)에 대하여 Eq. (1)과 같이 SNR(signal to noise ratio)를 적용하여 정량적 수치로서 확인하였다. 정성적 분석으로는 복부영역에서 주로 발생되는 자기감수성 인공물(magnetic susceptibility artifacts), 화학적 이동 인 공물(chemical shift artifacts), 인디아 인크 인공물 (india ink artifacts), 정전기 인공물(dielectric artifacts)을 중심 으로 두 기종에 대하여 영상의 질을 분석 하였다.

$$SNR = \frac{Signal_{tissue}}{\sigma_{background}} \tag{1}$$

정성적 분석방법으로는 두 기종에 대하여 객관적인 관점으로 3 단계로 구분하여 평가를 하였다. 인공물이 존재하지 않은 경우 (excellent 3), 인공물이 존재하나 영상구분이 가능한 경우 (good 2), 인공물이 존재하여 영상구분을 할 수 없는 경우 (poor 1)로 평가하였다. 두 기종에 대한 분석 값은 3차 의료기관에서 18년 이상 M RI 임상경험을 갖고 있는 국제 전문방사선사가 평가를 하였다.

3. Statistical analysis

두 기종에 대한 정량적 분석으로 SNR에 대한 통계 적 유의성은 독립표본 t 검정(independent sample t-test) 로 계산되었으며, 인공물의 발생에 따른 영상의 질적 차이는 Wilcoxon signed rank test를 적용하여 유의성을 알아보았다(p<0.05). 본 데이터 분석에 적용된 프로그 램은 PASW Statistics(release 18.0) 프로그램을 이용하여 p값이 0.05 이하 일 때 유의성을 두었다.

II. RESULT

본 데이터 분석에 적용된 500명에 대하여 3D TSE, SSh-TSE, EPI, FFE 펄스시퀀스로 획득된 데이터를 분 석 하였다. Table 2에서 볼 수 있듯이 CBD에서는 3D TSE 평균 SNRs이 75.79 ± 09.65, 80.83 ± 10.94로 3.0 T가 높게 나타났지만, LBD에서는 49.44 ± 06.25, 43.66 ± 05.20로 1.5 T가 높은 값을 나타났다(p<0.05). 그 외

에 SSh-TSE, EPI, FFE는 Liver, Kidney, Pancreatic bod v에서 3.0 T가 높은 결과를 나타냈다(p<0.05). 이와 같 이 정량적 데이터 분석에서는 전반적으로 3.0 T가 높 게 나타났지만, 실제 영상을 정성적으로 분석하였을 때 는 인공물의 영향으로 조직의 명확성(conspicuity)에서 영상의 질이 떨어지는 것을 알 수가 있다.

Table 2. SNR values obtained at 1.5 T and 3.0 T(n=500)

Locations	1.5 T	3.0 T	t	p-values
3D TSE(CBD)	75.79 ±09.65	$\begin{array}{c} 80.83 \\ \pm 10.94 \end{array}$	-8.265	0.0004*
3D TSE(LBD)	49.44 ±06.25	43.66 ±05.20	-3.450	0.0001*
EPI(liver)	45.91 ±05.97	92.03 ±12.09	-4.240	0.0002*
EPI(kidney)	90.92 ±13.45	130.51 ±014.25	7.063	0.0000*
SSh-TSE(liver)	19.32 ±03.58	28.47 ±04.95	5.206	0.0005*
FFE(PB)	57.22 ±06.28	72.45 ±08.24	-3.685	0.0001*

Numbers: average values \pm standard deviation CBD: common bile duct, LBD: left bile ductules(segment 2, 3), *significant differences, p<0.05

데이터 분석에 적용된 4 종류의 펄스시퀀스에 대하 여 3 등급을 기준으로 평가했을 때 정성적 분석결과 T able 3과 같은 등급을 얻었다. 영상의 인공물이 IIA만 3.0 T가 높게 나타났고 전반적으로 낮은 결과를 얻었 다. 정량적 분석에서 SNR이 3.0 T가 높지만, 일정 영역 에 있어서 영상의 질이 떨어진다는 것을 단적으로 보 여주고 있다.

Table 3. Qualitative analysis for scoring on 1.5 T and 3.0 T in abdominal structures(n=500). Three - point grades with score of 1=poor. 2=good. 3=excellent

<u>Braaco</u>		peer, 2 800	a, 5 eneer	
	1.5 T	3.0 T	Z	p-values
⁺ MSA	$2.6~\pm~0.15$	$2.2~\pm~0.19$	-3.508	0.005*
[‡] CSA	$2.5~\pm~0.10$	$2.3~\pm~0.21$	-3.654	0.008*
† _{IIA}	$2.1~\pm~0.03$	$2.3~\pm~0.02$	-4.207	0.006*
[#] DA	$2.7~\pm~0.32$	$2.45~\pm~0.20$	-5.514	0.001*

Numbers: Average values ± standard deviation. magnetic susceptibility artifact(MSA⁺), chemical shift artifact(CSA⁺), india ink artifact(IIA⁺), dielectric artifact(DA[#]), *significant differences, p<0.05

3D TSE, EPI 기법을 이용하여 biliary tree와 kidneys 영상을 획득하였을 때 Fig. 1에서 알 수 있듯이 3.0 T에 비해 1.5 T가 간엽(liver segment)의 2, 3 5, 6, 8 부위(a) 의 duct가 잘 관찰되는 것을 알 수가 있었고 kidneys를 비롯하여 주변에 흔들림(blurring)이 심하게 나타나는 것을 알 수가 있다(d). 이러한 원인은 magnetic suscepti bility가 높기 때문에 작은 duct에서 신호감소 효과가 발생하기 때문이다.

SSh-TSE, FFE 기법으로 검사했을 때 Fig. 2와 같은 영상을 얻었다. 정성적 분석결과와 동일하게 (b)의 영 상에서 3.0 T SSh-TSE 기법이 CSA가 높게 나타나 1.5 T SSh-TSE에 비해 낮은 등급을 얻었다. (c)의 영상에서 는 1.5 T FFE 기법이 IIA가 낮게 나타나 3.0 T FFE에 비해 높은 등급을 얻었다.

SSh-TSE 기법을 이용하여 Fig. 3을 획득한 영상이다. 이 영상에서는 1.5 T 보다 3.0 T에서 DA효과가 크게 나타난 것을 알 수가 있다. (b) 영상의 중앙 부분이 (a) 영상에 비해 정전기 효과로 신호감소현상이 발생되어 검게 나타난 것을 알 수가 있다.



(c) 1.5 T EPI

(d) 3.0 T EPI

Fig. 1. Coronal 3D TSE MRCP MIP images(a, b) and axial DWI EPI images(c, d) on 1.5 T(a, c) and 3.0 T(b, d). In(b, d), note the increased susceptibility artifact related to a abdominal gas.



Fig. 2. Axial SSh-TSE images(a, b) and FFE images(c, d) on 1.5 T(a, c) and 3.0 T(b, d). In(b, c), note the increased chemical shift artifact(b) and india ink artifact(c).



(a) 1.5 T SSh-TSE (b) 3.0 T SSh-TSE Fig. 3. Images were obtained with(a) a SSh-TSE sequence at 1.5 T, (b) a SSh-TSE sequence at 3.0 T

IV. DISCUSSION

본 데이터 분석을 통하여 자기장의 차이에 따라 복 부검사에 주로 나타나는 특성 및 장·단점을 펼스시퀀 스(pulse sequence) 별로 알 수가 있었다. 분석한 데이터 를 통해서 자기장의 차이에서 발생되는 현상을 몇 가 지 구분 할 수가 있었다. 첫째, SNR의 차이가 이었다. S NR은 외부지기장(B0)에 직접적으로 비례하게 된다.

고주파 영역(radio-frequence field)에서의 비균질성(in homogeneities)과 높은 자기감수성 효과는 실제 측정된 SNR 값을 감소하게 되지만, 높은 SNR 값은 공간분해 능을 비롯하여 해상도를 증가시키게 된다.^[9] Pulse sequ ence 종류에 따라 분석된 데이터에서도 1.5 T 비해 3.0 T가 높은 SNR 값으로 나타났다. 둘째, T1 이완시간(rel axation times)의 차이가 발생한다. 기존 보고에 의하면 조직의 T1 이완시간이 1.5 T에 비해 3.0 T가 약 20~4 0% 길어진다고 보고 하였다.^[10] 이러한 요인은 1.5 T 보다 3.0 T가 낮은 조직의 대조도를 발생 시킬 수도 있 다. 이에 유사한 T1 대조도를 발생시키기 위해서는 긴 RF 반복주기(repetition time, TR)가 3.0 T에서 필요하 다. 복부검사에 적용된 매개변수(parameter)는 Table 1 에서 알 수 있듯이 모두 1.5 T에 비해 3.0 T가 긴 TR 로 설정된 것을 확인하였다. 셋째, 자기감수성효과로서 고자기장일수록 신호감소효과가 크게 발생하게 된다.[1 ^{1]} 특히 액체성분을 많이 포함한 T2 이완시간이 긴 조 직에서 발생하게 되는데 이를 방지하기 위해서는 짧은 신호수집시간(echo time, TE)을 적용하여 방지 할 수 있다. Susceptibility artifact는 주자기장(main magnetic field, B0)과 TE에 비례하지만, Bandwidth는 반비례 관계를 가지고 있다(Eq. 2). 이러한 매개변수요인 있기 때문에 복부 검사 시 매개변수 변화가 필요할 것이다.

Susceptibility artifact size

$$=\frac{(\Delta Susceptibility) \times B_0 \times TE}{Band width}$$
⁽²⁾

넷째, 화학적 이동 인공물(chemical shift artifact)은 고자기장 일수록 많이 발생하게 되는 인공물이다. 화학 적 이동효과를 이용하여 인체의 자기공명분광법(magne tic resonance spectroscopy, MRS)^{[12]와} 같은 기능적 검사 에 많은 진단적 정보를 제공하기도 하지만, 해부학적 진단에서는 영상의 질을 떨어지기도 한다. 화학적 이동 인공물은 Fig. 2(a, b)에서 주파수 방향(frequence directi on)으로 발생하지만, chemical shift artifact of the secon d kind(or India ink artifact)는 Fig. 2(c, d)와 같이 위상 (phase) 또는 주파수 방향으로 나타나며 유일하게 gradi ent echo에서 발생되는 인공물이다. Chemical shift artif act는 Fig. 2 영상에서 나타났듯이 3.0 T에서 잘 발생하 지만, chemical shift artifact of the second kind는 1.5 T 에서 더욱더 발생되었다. Chemical shift artifact 방지 방법으로는 지방(fat)과 물(water)이 다른 세차주파수로 인하여 발생하기 때문에 지방소거(fat suppression) 기법 을 적용하거나 낮은 자기장을 사용해야 할 것이다. Che mical shift artifact of the second kind는 지방과 물이

포함되는 화소(pixels)로부터 발생하기 때문에 지방소거 기법을 적용하거나 TE 값을 탈위상(out-of phase) 값으 로 선정해야 할 것이다. 다섯째, 3.0 T 고자기장에서 잘 발생되는 dielectric artifact^[13]가 Fig. 3(b)에서 보여주고 있다. Dielectric artifact는 숙임각(flip angle)에 민감하지 않는 영상프로토콜(imaging protocol)을 선택하거나, 다 중채널(multi-channel) 수신코일을 선택하여 감소시킬 수가 있다. 또한, multiple transmit channel을 이용하는 SENSE 기법^[14]을 적용하여 영상의 질을 높일 수가 있 다. 본 데이터 분석에 적용된 모든 영상은 SENSE 기 법과 32 channel를 사용하여 검사한 영상이었다. 영상 에 대한 데이터 분석에서 제한점이 있다면 펄스시퀻스 에 따라 종류별 질환 분석이 이루어지지 않았기 때문 에 향후 분석이 필요하였다. 따라서 저자는 제한점을 토대로 후속연구를 진행 할 것이다.

V. CONCLUSION

결론적으로, 복부검사에 필수적으로 이용되고 있는 4 종류의 펄스시퀀스는 자기장의 차이에 따라 속성 및 인공물 유발정도가 다르게 나타났다. 3.0 T에서 신호대 잡음비가 높은 반면에 고자기장의 속성에 의하여 다양 한 인공물이 발생하여 영상의 질을 저하시키는 요인이 되었다. 1.5 T는 신호대 잡음비가 낮은 반면에 인공물 이 유발정도가 3.0 T보다 적어 영상의 질을 보상할 수 가 있었다. 따라서, 본 데이터 분석은 실제 자기공명영 상을 통하여 복부부위에서 발생되는 인공물을 파악하 게 되었고 이에 따른 대처방안에 사용자에게 진단적 가치가 우수한 MRI 영상을 구현하는데 도움을 줄 수 있을 것이다.

ACKNOWLEDGMENTS

"이 논문은 2014.09.01-2016.08.31학년도에 청주대학 교 보건의료과학연구소가 지원한 학술연구조성비(특별 연구과제)에 의해 연구되었음"

Reference

[1] C. Zhu, H. Haraldsson, F. Faraji, C. Owens, W. Gas per, S. Ahn, J. Liu, G. Laub, M. D. Hope, D. Salon er, "Isotropic 3D black blood MRI of abdominal aort ic aneurysm wall and intraluminal thrombus," Magn Reson Imaging, Vol. 34, No. 1, pp. 18-25, 2016.

- [2] J. D. Collins, "Unsuspected Herniated Lung Obstructi ng the Right Internal Jugular Vein and Internal Caro tid Artery in a Patient with Thoracic Outlet Syndrom e: MRI/MRA and MRV," J Natl Med Association, V ol. 108, No. 2, pp. 106-112, 2016.
- [3] J. Guo, N. Chen, R. Li, Q. Wu, H. Chen, Q. Gong, L. He, "Regional homogeneity abnormalities in patien ts with transient ischaemic attack: a resting-state fM RI study,"Clin Neurophysiol, Vol. 125, No. 3, pp. 5 20-525, 2014.
- [4] J. A. Goncalves Neto, E. Altun, M. Elazzazi, G. D. Vaidean, M. Chaney, R. C. Semelka, "Enhancement of abdominal organs on hepatic arterial phase: quanti tative comparison between 1.5- and 3.0-T magnetic r esonance imaging," Magn Reson Imaging, Vol. 28, No. 1, pp. 47-55, 2010.
- [5] H. Kataoka, T. Kiriyama, T. Taoka, N. Oba, M. Tak ewa, N Eura, R. Syobatake, Y. Kobayashi, M. Kuma zawa, T. Izumi, Y. Furiya, N. Aoyama, N. Kichikaw a, "Comparison of brain3.0-T with 1.5-TMRI in patie nts with multiple sclerosis: a 6-month follow-up stud y," Clin Neurol Neurosurg, Vol. 121, doi: 10.1016/j. clineuro.2014.03.018, pp. 55-58, 2014.
- [6] G. B Joseph, C. E. McCulloch, M. C. Nevitt, U. He ilmeier, L. Nardo, J. A Lynch, F. Liu, T. Baum, T. M. Link, "A reference database of cartilage 3T MRI T2 values in knees without diagnostic evidence of ca rtilage degeneration: data from the osteoarthritis initia tive," Osteoarthritis Cartilage, Vol. 23, No. 6., pp. 8 97-905, 2015.
- [7] M. Ramalho, I. Hithaya, M. AlObaidy, J. Kalubowil a, Y. H. Jeon, S. Manikkavasakar, R. C. Semelka, " MRI Evaluation of cooperative and non-cooperative p atients with non-traumatic acute abdominal pain - pre liminary observations," Clin Imaging, Vol. 40, No. 4, pp. 707-713, 2016.
- [8] J. Y. Choi, M. J. Kim, Y. E. Chung, J. Y. Kim, A. C. Jones, J. de Becker, M. van Cauteren, "Abdomin al applications of 3.0-T MR imaging: comparative re view versus a 1.5-Tsystem," Radiographics, Vol. 28, No. 4, pp. 1-29, 2008.
- [9] J. Y. Jung, Y. C. Yoon, H. R. Kim, B. K. Choe, J. H. Wang, J. Y. Jung, "Knee derangements: comparis on of isotropic 3D fast spin-echo, isotropic 3D balan

ced fast field-echo, and conventional 2D fast spin-ec ho MR imaging," Radiology, Vol. 268, No. 3, pp. 8 02-813, 2013.

- [10] M. M Barth, M. P. Smith, I. Pedrosa, R. E. Lenkins ki, N. M. Rofsky, "Body MR imaging at 3.0T: unde rstanding the opportunities and challenges," Radiogra phics, Vol. 27, No. 5, pp. 1445-1462, 2007.
- [11] K. J. Chang, I. R. Kamel, K. J. Macura, D. A. Blue mke, "3.0-T MR imaging of the abdomen: compariso n with 1.5T," Radiographics, Vol. 28, No. 7, pp. 19 83-1998, 2008.
- [12] Y. Ishimori, M. Monma, Y. Kohno, "Artifact reducti on of susceptibility-weighted imaging using a short-e cho phase mask," Acta Radiology, Vol. 50, No. 9, p p. 1027-1034, 2009.
- [13] S. J. Bawden, M. C. Stephenson, E. Ciampi, K. Hun ter, L. Marciani, I. A. Macdonald, G. P. Aithal, P. G. Morris, P. A. Gowland, "Investigating the effects of an oral fructose challenge on hepatic ATP reserve s in healthy volunteers: A (31)P MRS study," Clin Nutr., Vol. 35, No. 3, pp. 645-649, 2015.
- [14] N. A. Husni, M. T. Islam, Mohammad R. I. Faruqu e, and N. Misran, "Effects of Electromagnetic Absor ption to-Wards human Head due to Variation of Its Dielectric properties at 900, 1800MHz with Different Antenna Substrates," Progress In Electromagnetics Re search, Vol. 138, No. 1, 367-388, 2013.
- [15] A. Stadlbauer, W. van der Riet, G. Crelier, E. Salo monowitz, "Accelerated time-resolved three-dimension al MR velocity mapping of blood flow patterns in th e aorta using SENSE and k-tBLAST," Eur J Radiol., Vol. 75, No. 1, pp. e15-21, 2010.

복부 자기공명영상에서 영상의 질 평가: 1.5 T 와 3.0 T 비교

구은회

청주대학교 방사선학과

요 약

본 연구의 목적은 복부 자기공명영상에서 주로 적용되고 있는 4 종류의 펄스시퀀스를 중심으로 1.5 T 와 3.0 T 기기의 자기장의 차이로 나타나는 자기장의 속성 및 인공물 발생 차이를 비교하기 위해 분석을 하였다. PACS network로 전송된 총 500 명의 데이터를 정량적으로 SNR 값을 분석하였고, MSA, CSA, DA을 3 단계로 구분하여 정성적 평가를 하였다. 정량적 평가에서 SNR 값은 1.5 T 값 보다 의미 있는 결과로 높은 값을 얻었지만(p<0.05), 영상의 인공물이 발생하여 영상의 질을 저하시키는 요인도 있었다(p<0.05). 1.5 T는 3.0 T 보다 인공물 발생이 적어 3.0 T 만큼에 영상의 질을 보상 할 수가 있었다(0.05). 결론적으로, 이러한 결과를 토대로 자기장의 차이에 따라 발생되는 자기장의 속성 및 인공물 발생 차이를 파악 할 수 있었으며 이에 따른 대처방안을 제공할 수 있었다. 향후 임상현장에서 두 기기를 이용하여 복부 자기공명영상을 검 사 할 때 환자를 직접 검사하는 MRI 사용자에게 가이드라인이 될 것이다.

중심단어: 신호대 잡음비, 자기감수성 인공물, 화학적이동 인공물, 정전기 인공물, 의료영상 저장 전송시스템