

## &lt;원저&gt;

## 1.5T 자기공명영상을 이용한 물리적 영상 특성에 대한 연구

민정환<sup>1)</sup>·정회원<sup>2)</sup>·한지현<sup>3)</sup>·이시내<sup>3)</sup>·박장호<sup>3)</sup>·김기원<sup>4)</sup>·김현수<sup>1)</sup><sup>1)</sup>신구대학교 방사선과·<sup>2)</sup>백석문화대학교 방사선과·<sup>3)</sup>강남세브란스병원 영상의학과·<sup>4)</sup>한일병원 영상의학과

## Study on the Physical Imaging Characteristics by Using Magnetic Resonance Imaging 1.5T

Jung-Whan Min<sup>1)</sup>·Hoi-Woun Jeong<sup>2)</sup>·Ji-Hyun Han<sup>3)</sup>·Si-Nae Lee<sup>3)</sup>·Jang-Ho Park<sup>3)</sup>  
Ki-Won Kim<sup>4)</sup>·Hyun-Soo Kim<sup>1)</sup><sup>1)</sup>Department of Radiological technology, Shingu University<sup>2)</sup>Department of Radiological Science, Baekseok Culture University<sup>3)</sup>Department of Radiology, Yonsei University, Gangnam Severance Hospital<sup>4)</sup>Department of Radiology, Hanil General Hospital

**Abstract** This study was purpose to quantitative evaluation of noise power spectrum(NPS) and studied the quantitative evaluation and characteristics of modulation transfer function(MTF) by obtain the optimal edge image by using Coil in magnetic resonance imaging(MRI) equipment through Fujita theory using edge method. The MRI equipment was used (Tim AVANTO 1.5T, Siemens healthcare system, Germany) and the head matrix coil were 12channels(elements) receive coil. The NPS results of showed the best value of 0.004 based on the T2 Nyquist frequency of 1.0 mm<sup>-1</sup>, and the MTF results of showed that the T1 and T2 values were generally better than the T1 CE and T1 CE FC values. The characteristics of this study were to explain the characteristic method of image quality evaluation in general. To present the quantitative evaluation process and results in the evaluation of MRI image characteristics in radiology.

**Key Words:** Magnetic Resonance Imaging, Modulation Transfer Function, Noise Power Spectrum, Edge Method, Fujita Method

**중심 단어:** 자기공명영상, 변조전달함수, 잡음전력스펙트럼, 엣지방법, 후지타방법

## I. 서 론

자기공명영상(Magnetic resonance imaging; MRI)은 초전도 자석과 라디오파(Radio-frequency)를 이용하여 인체 내 단면을 영상화하는 기법으로, 자기공명혈관조영술(Magnetic resonance angiography; MRA) 및 자기공명분광법(Magnetic resonance spectroscopy; MRS)등 영상의학과 내에서 매우 큰 비중을 차지한다. 기술의 발전함에 따라, MRI 장비의 하드웨어 및 소프트웨어 부분에서도 비약적인 발전이 함께 이루어지고 있으며, 실제 임상에서도 이

를 적용함으로써 영상의학과 내에서 자기공명영상의 저변이 확대되고 있다. MRI장비는 일반적으로 ACR-PH1 팬텀을 이용하여 짧은 시간 내에 자기공명영상의 성능 및 화질 평가가 이루어지고 있으며, 화질평가에는 영상 성능시험 등 13가지 항목에 대한 평가가 있다[1]. 중요한 점은 영상화질 평가를 위해서 여러 가지 성능평가를 표준항목으로 정하고 있다. 영상 화질평가에 있어서 영상의 물리적 해상 특성이 가장 중요한 지표로 나타내어진다. 영상을 얻어내기 위한 펄스 시퀀스에 따르는 시간 단축을 위해서 K-space에서의 역할이 매우 중요한 이유이기도 하다[2,3]. 왜냐하면,

This study was supported by from the Shingu University Industry-Academic Cooperation Foundation Grant 2019.

Corresponding author: Jung-Whan Min, Dept. of Radiological Technology, The Shingu University, 377 Gwangmyeong-ro, Seongnam, 13174, Republic of Korea / Tel: +82-31-740-1361 / E-mail: pmpmpm@daum.net

Received 16 September 2019; Revised 11 October 2019; Accepted 21 October 2019

Copyright ©2019 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

K-space에서의 역할에 의해서 영상에 대한 평가가 이루어질 수 있다[2]. 그래서 MRI 장비가 급속도로 발전함에도 불구하고, MRI 장치의 영상평가는 해당 장비회사에 의존하고 있는 실정이다. 특히 정량적인 평가에 있어서, 팬텀의 재현성 및 신호 대 잡음비(Signal to noise ratio; SNR)에 대한 영상평가 항목 등이며, 변조전달함수(Modulation transfer function; MTF) 및 잡음전력스펙트럼(Noise power spectrum; NPS)에 대한 연구는 미비한 실정이다[1]. 이전 연구에서는 MRI장비에 대한 불균일성 영향에 의한 주파수의 변화가 있을 수 있으며, 여러 가지 인공물에 의해서 측정치가 과소평가 될 수 있다고 주장하였다[2,3]. 그러므로 영상의학과 및 병원내의 여러 의료장비에는 피사체를 디지털영상으로 변환하기 위해서는 시스템이 필요하며, 의료영상의 품질평가가 필수라고 할 수 있다[4-7]. 이 시스템이 입력 신호(Input image)를 디지털영상(Output image)으로 얼마만큼 잘 복원시키는지를 정량적으로 평가하기 위해서는 공간해상도(Spatial resolution), 대조도(Contrast), SNR 등의 측면에서 분석이 필요한데, 그 중 MTF는 얻어진 이미지의 선예도와 공간해상도 특성을 평가하는 지표로 사용되며, 시스템의 주파수 응답 특성을 나타낸다[8-11]. 따라서 SNR과 공간해상도는 자기공명영상의 영상 품질평가에 있어서 중요한 지표인데, SNR에 있어서도 여러 가지 인공물에 의해서 영향을 받으며, 측정치가 과소평가됨과 동시에 정량적 평가에 대해서 분명히 한계점이 존재한다[1,2,12,13]. 본 연구에서는 이러한 한계점을 확인하고, 시퀀스별로 장비의 특성을 확인하기 위해서 NPS에 대한 정량적인 평가를 확인해 보았으며, 엣지 방법을 이용한 후지타 이론을 통해서 MRI장비 안에 있는 Coil을 이용하여 최적의 엣지 영상을 얻음으로써 MTF를 측정할 수 있었다[14-16]. 결론적으로 본 연구에서는 MRI장치의 물리적 영상 특성을 연구하였다[2,14].

## II. 대상 및 방법

### 1. 실험도구

본 연구에서는 1.5T MRI장치(Tim AVANTO 1.5T, Siemens healthcare system, Germany)를 사용하였으며, 코일은 Head Matrix Coil 12channels(Elements)인 receive coil을 사용하였다. 팬텀은 직경 200 mm 반구에 Normal saline(NS) 1,000 cc를 채운상태로 실험하였으며, 팬텀 내에 120 × 120 mm의 조직등가물질을 사용하였다. 그리고 영상분석을 위해서 Image J(Wayne Rasband National Institutes of

Health, USA), MATLAB(MathWorks, USA)프로그램을 사용하였다.

### 2. 실험배치 및 영상 분석 방법

NPS 측정을 위한 영상을 얻기 위해서 팬텀 Normal saline(NS) 1,000 cc 채운 직경 200 mm 아크릴 반구를 사용하여 12채널 Head Matrix Head Coil에 고정시키고, 위치 재현성을 구현하기 위해 코일의 상단부로부터 80 mm 떨어진 곳에 위치시켰다. 수평 유지를 위해 코일의 양 옆과 아크릴 반구를 흰 테이프를 이용하여 고정시켰다. 아크릴 반구 안에는 1,000cc NS 오토 인젝터를 이용하여 채움으로써 실험의 재현성을 높이도록 하였다. 그리고 NS의 물결 방지를 위해서 10분 정도의 시간이 흐른 후 영상을 얻기 시작하였다[Fig. 1].

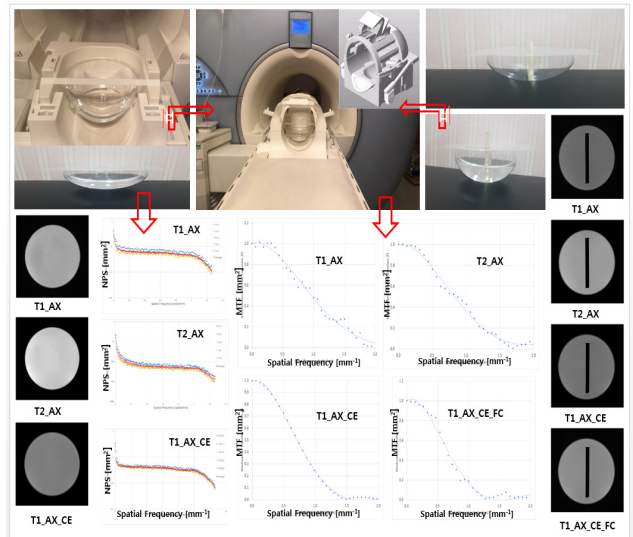


Fig. 1. Signal should be obtained the edge image and white image for MTF and NPS flowchart of the overall procedures.

MTF 측정을 위한 영상을 얻기 위해서 엣지 영상을 얻기로 하였다. NPS 측정과 마찬가지로 NS 1,000 cc를 채운 아크릴 반구에 플라스틱 수지로 고정된 조직 등가 물질 직경 200 mm 반구에 자체 제작한 플라스틱 수지를 이용해 조직 등가 물질을 고정된 후 200 mm 아크릴 반구 정 중앙에 120 × 120 mm의 조직 등가 물질을 위치하였다. 위치 재현성을 구현하기 위해 플라스틱 수지를 조직 등가 물질 규격에 맞추어 자체 제작하여 아크릴 반구에 고정하였다. 또한, 조영제 자동 주입기를 이용하여 정확한 NS 1,000 cc를 채움으로써 실험의 재현성을 높였다. 그리고 NS의 물결 방지를 위

해서 10분 정도의 시간이 흐른 후 영상을 얻기 시작하였다 [Fig. 1].

실험에서 NPS를 평가하기 위한 White 영상들은 피사체 없이 획득된 영상으로서, 시퀀스별로 얻은 영상을 바탕으로 NPS 영역의 ROI를 설정하였다.  $512 \times 512$ 의 2D images를 사용하였고, 공간주파수 잡음의 진폭에 대한 변화를 측정하였다. MTF평가를 실시하기 위해서 엷지 영상을 얻은 것을 바탕으로 해서 영상 시퀀스별 간선평확함수(Edge spread function; ESF)를 획득하여 얻었다. 그리고 인접차분(Different)에 대해서도 확인 및 정량평가를 할 수 있었다. 자세한 측정을 위해서 선확산함수(Line spread function; LSF)를 확인 후에 Fourier transform(FT)해서 MTF를 확인할 수 있었다 [Fig. 1].

### 3. 영상획득 및 기법

NPS 및 MTF 측정을 위해서 자체 제작한 팬텀들을 가지고 영상획득을 하였다. 촬영한 파라미터들은 Table 1과 같다. T1강조영상 및 T2강조영상 그리고 조영제 15 cc(Gadovist, 1.0 mmol/ml)를 추가한 T1강조영상 마지막으로 flow compensation filter(FC) 적용한 T1강조영상이다[Table 1]. 그리고 복수의 에코 신호(Spin echo와 Inhomogeneity echo)의 간섭에 의한 인공물을 막기 위해서, 보정(Linear gradient component; Shimming)을 실행한 후 최초의 이미지를 얻었다.

## III. 결 과

### 1. T1 영상의 NPS

T1강조영상영상 10개를 얻은 NPS영상 중에서 Coil내의 중앙에 근접한 영상 5개를 선택해서 잡음 분포도를 확인하였으며, 평균값을 구하였다. 나이키스트 주파수  $1.0 \text{ mm}^{-1}$ 을 기준으로 해서 T1강조영상의 NPS값들은 0.056, 0.046, 0.046, 0.045, 0.044이며, 대부분의 주파수별로 균일한 잡음 분포를 보이고 있으며 평균값은 0.046이다[Fig. 2].

### 2. T2 영상의 NPS

T2강조영상 10개를 얻은 NPS영상 중에서 Coil내의 중앙에 근접한 영상 5개를 선택해서 잡음 분포도를 확인하였으며, 평균값을 구하였다. 나이키스트 주파수  $1.0 \text{ mm}^{-1}$ 을 기준으로 해서 T2강조영상의 NPS값들은 0.005, 0.005, 0.004, 0.004, 0.003이며, 대부분의 주파수별로 균일한 잡음 분포를 보이고 있으며 평균값은 0.004이다[Fig. 3].

### 3. T1 CE 영상의 NPS

T1 contrast enhancement(CE)영상 10개를 얻은 NPS영상 중에서 Coil내의 중앙에 근접한 영상 5개를 선택해서 잡음 분포도를 확인하였으며, 평균값을 구하였다. 나이키스트 주파수  $1.0 \text{ mm}^{-1}$ 을 기준으로 해서 T1 CE강조영상의 NPS 값들은 0.033, 0.032, 0.031, 0.030, 0.029이며, 대부분의 주파수별로 균일한 잡음 분포를 보이고 있으며 평균값은 0.030이다[Fig. 4].

Table 1. Parameters of imaging sequence

Parameters	TSE T1	TSE T2	TSE T1 CE	TSE T1 CE FC
No. slice	10	10	10	10
S,T(mm)	4	4	4	4
FOV(mm)	200 × 200	200 × 200	200 × 200	200 × 200
Matrix	512 × 512	512 × 512	512 × 512	512 × 512
Flip angle	150	150	150	150
TR(ms)	500	3,000	500	500
TE(ms)	12	99	12	12
BW(Hz/px)	121	121	121	121
Acq. time	05:44	07:05	05:44	05:44
ETL_Turbo factor	3	15	3	3
Other				Flow compensation filter(FC)

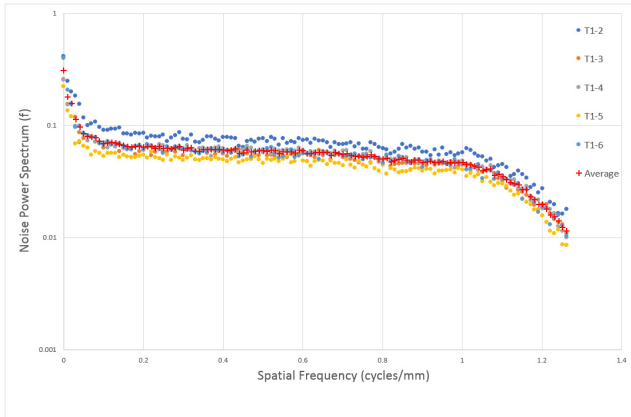


Fig. 2. NPS spectrum of the T1 images by using MRI.

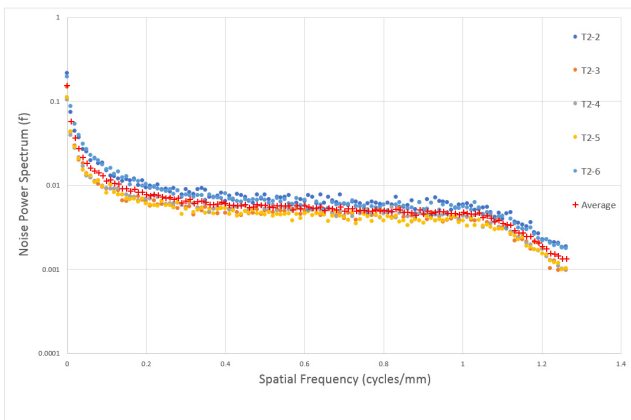


Fig. 3. NPS spectrum of the T2 images by using MRI.

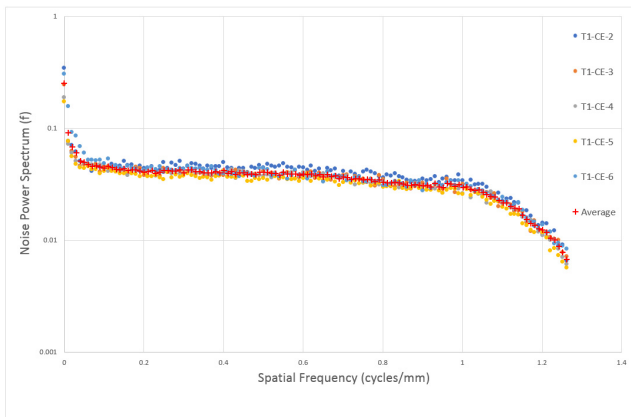


Fig. 4. NPS spectrum of the T1 CE images by using MRI.

#### 4. NPS 평균 비교

나이퀴스트 주파수  $1.0 \text{ mm}^{-1}$ 을 기준으로 해서 강조영상의 T1, T1 CE, T2 NPS값들은 0.046, 0.030, 0.004이며 대부분의 주파수별로 평균값들은 균일한 잡음 분포를 보이고 있다[Fig. 5]. 강조영상별로 잡음 분포에 대해서 시퀀스별로 평균값들의 차이가 나는 것을 볼 수 있다.

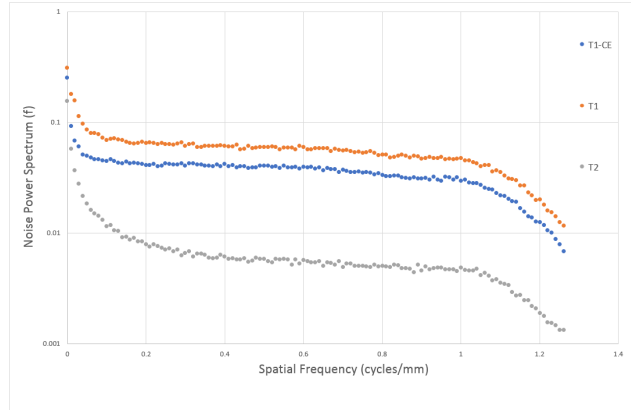


Fig. 5. NPS spectrum of the T1, T1 CE, T2 images by using MRI.

#### 5. MTF 비교

MTF 값이 0.1의 경우에 공간주파수 T1 CE flow compensation filter(FC)영상에서  $1.13 \text{ mm}^{-1}$ , T1 CE영상에서  $1.22 \text{ mm}^{-1}$ , T2영상에서  $1.50 \text{ mm}^{-1}$ , T1영상에서  $1.70 \text{ mm}^{-1}$  이었다. MTF 값이 0.5의 경우에 공간주파수 T1 CE FC영상에서  $0.67 \text{ mm}^{-1}$ , T1 CE영상에서  $0.74 \text{ mm}^{-1}$ , T2영상에서  $0.87 \text{ mm}^{-1}$ , T1영상에서  $0.98 \text{ mm}^{-1}$ 이었다[Fig. 6].

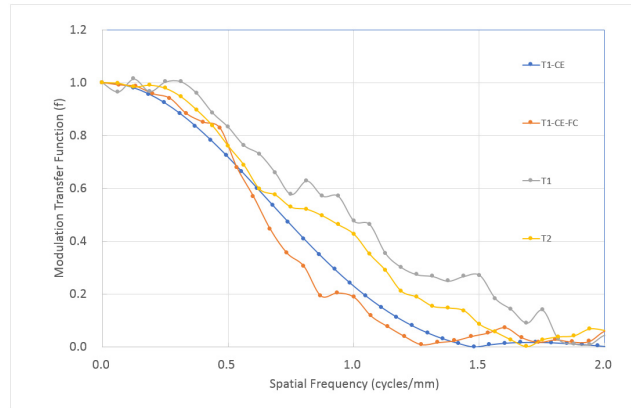


Fig. 6. Measured MTFs for the T1, T1 CE, T2, T1 CE FC, MRI images using Fujita method.

## IV. 고 찰

SNR은 일반적으로 공간해상도와 연관이 있으며, MRI의 영상 품질평가에 있어서 중요한 지표라고 할 수 있다. 영상 의학과 내에 있는 디지털 의료장비의 경우에는 양자검출효율(Detective quantum efficiency; DQE)로 비슷하게 표현하는 중요한 의미를 갖는다. 현재 영상의학과 내의 MRI품

질평가는 ACR-PH1 팬텀을 이용하여 여러 가지 활용하고 있다. 특히 인공물에 의해서 영향을 받으며, 중요한 점은 왜곡에 대해서 측정치가 과소평가될 수 있으며, 동시에 정량적 평가에 대해서 분명히 한계점이 존재하는 것으로 보고되고 있다[2,3]. 그리고 일반적인 환자들에 대한 모수를 확보하여 특정 ROI내에서 정량 평가함과 동시에 측정치의 평균의 표준편차를 이용한 통계에 의존하고 있는 것이 사실이다 [17]. 따라서 본 저자들은 MRI의 물리적 영상 특성평가의 방법으로 NPS에 대해서 주파수대별로 잡음에 대한 정량적인 평가를 확인해 보았으며, 옛지 방법을 이용한 후지타 이론을 통해서 MRI장비 안에 있는 Coil을 이용하여 최적의 공간상에 있는 2D 옛지 영상을 얻어서 MTF를 평가하였다.

NPS에 대한 내용을 보면 3가지의 시퀀스 중 시퀀스별로 10개의 영상에서 그중 제일 균일성을 갖고 있는 위치의 5개의 영상을 확인해서 영상 하나 하나별로 NPS를 측정하게 되었으며, 결과값에서는 고른 분포의 NPS 값을 확인할 수 있었다[Fig. 2-4]. 또한 NPS 값들의 경향성을 보면 시퀀스별로는 차이가 있음을 알 수 있으며, 균일한 영상에 대한 평균값들이 시퀀스별로 차이점을 보았을 때 T2영상에서의 NPS값이 가장 좋은 부분으로 잡음이 적을수록 좋은 결과값이라는 것을 확인할 수 있었다[Fig. 5]. 뚜렷한 점은 기존 CT, Mammo, CR, DR장비의 측정 NPS 값들보다도 MRI영상의 NPS는 낮은값으로 좋은 결과값으로 나타났다[4,6,7,9]. NPS 값이 MRI장비 측정에 대한 값에 대한 상대적인 값으로 낮다는 것이다.

MTF에 대한 특성평가에서의 과정을 설명하면, FOV의 설정은 인공물이 생기지 않게 영상 단면에 있어서의 팬텀 지름과 같게 설정하였으며, 에코피크가 로우데이터의 중심에 위치하도록 설정하였다. 복수의 에코 신호의 간섭에 의한 인공물을 막기 위해서, 보정을 실행한 후 최초의 이미지를 얻었다. 그리고 NS의 물결 방지를 위해서 10분 정도의 시간이 흐른 후 영상을 얻기 시작하였다. 원래 MRI는 영상 균일성이 낮고 비교적 높은 균일성을 가지는 Head coil이다 [2]. 옛지영상의 모습은 선명하지 않는다는 점을 확인할 수 있었다[2]. 4가지의 시퀀스 중 시퀀스별로 10개의 영상에서 그중 제일 중심에 있는 영상을 선택해서 옛지 영상의 모습을 확인하고, ESF을 획득하여 얻었으며, Different의 확인 및 LSF를 확인 후에 FT해서 MTF를 평가하였다. 결과적으로 T1, T2값이 T1 CE, T1 CE FC값들 보다는 전반적으로 우수함을 볼 수 있다[Fig. 6]. 정량적인 결과값은 좋을 수 있지만, 비연속적인 그래프 형태에 대해서 확인할 수 있었다. 따라서 마지막으로 T1시퀀스에서 위상 Encode 방향의 MTF가 연속적으로 저하하지 않는 경향성을 갖는 것은, K-space

트라젝토리(trajecctory) 자체가 비연속적이었던 것이며, Echo train length(ETL)에 대해서 MTF와 관련성이 있다고 설명할 수 있다고 본다[2]. 일반적으로 에코 Space는 신호간 간격을 의미하며, T1은 ETL는 일반적으로 8개 이하로 사용할 수 있다. ETL은 사용함에 따라 시간을 많이 줄이는 효과가 있기 때문이다. 그래서 T1에서 ETL은 조금 제한을 두는 것이 좋다. 따라서 T2, PD는 조금 더 많이 사용할 수 있다. 하지만 ETL을 너무 많이 쓰면 영상이 마치 흔들린 것처럼 나올 수 있으므로 너무 많은 사용은 자제하는 것이 좋다. 그러므로 K-space를 반만 채워서 이미지를 만든다고 하면, 영상을 얻는 시간은 빠를 수 있다. 영상이 많이 거칠고 이상한 인공물이 생길 수 있다. 본 실험에서는 결과적으로 T1시퀀스에서의 ETL사용에 있어서 적게(3개) 사용함에도 불구하고 T1시퀀스에서 MTF가 비연속적으로 나왔다면 장비의 균일성이라든가 Coil내에서의 균일성을 확인할 필요가 있다 [2]. T2에서도 적당량(15개)의 ETL사용함에도 불구하고 완만하면서도 비연속적인 그래프로 보아 균일성 등을 확인할 필요가 있다. 따라서 일반적인 MRI장비의 화질평가 시 NPS는 균일성에 대한 검사를 확인할 수 있었으며, MTF의 경우 시퀀스별로 MTF가 비연속적으로 저하된다면, ETL의 사용에 대한 참고사항으로 확인할 수 있다는 것이다[Fig. 6]. 향후 ETL에 따르는 시퀀스별로 확인하는 방법은 필요할 것으로 생각이 되며, 자체 제작한 팬텀을 이용한 팬텀 안쪽 위치에 따르는 MTF비교가 추가적으로 필요할 것으로 사료된다.

## V. 결 론

본 연구의 특징으로는 불 균일성화 될 수 있는 공간에 재현성을 확보한 최적의 상태의 MRI장치 공간이 최적의 상태를 만들지 못한 단점이 있기는 하지만, MTF 및 NPS에 대한 정량적인 화질평가에 대한 물리적 특성 방법을 전반적으로 설명하였다. 특히 영상의학과 내에서 MRI영상 특성평가 시 정량적인 평가과정과 물리적 영상 특성 결과값을 제시하였다는데 의의가 있다.

## REFERENCES

- [1] Hahm HK. The study on the subject development of MRI image quality evaluation Department of Radiology [master's thesis]. Perth: Eulji University; 2008.

- [2] Miyati T, Fujita H, Kasuga T, et al. Measurements of MTF and SNR(f) using a subtraction method in MRI. *Physics in Medicine and Biology*. 2002;47:2961-72.
- [3] Steckner MC, Drost DJ, Prato FS. Computing the modulation transfer function of a magnetic resonance imager. *Med. Phys.* 1994;21:483-9.
- [4] Kim KW, Jeong HW, Min JW, et al. Evaluation of the Modulation Transfer Function for Computed Tomography by Using American Association Physics Medicine Phantom. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2016;39(2):193-8.
- [5] Min JW, Jeong HW, Kim KW, et al. Evaluation of Image Quality for Various Electronic Portal Imaging Devices in Radiation Therapy. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2015;38(4):451-61.
- [6] Kim KW, Jeong HW, Min JW, et al. Evaluation of the Performance Characteristic for Mammography by Using Edge device. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2016;39(3):415-20.
- [7] Kim KW, Jeong HW, Min JW, et al. Measurement of Image Quality According to the Time of Computed Radiography System. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2015;38(4):365-74.
- [8] Jeong HW, Min JW, Kim JM, et al. Performance Characteristic of a CsI(Tl) Flat Panel Detector Radiography System. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2012;35(2):109-17.
- [9] Jeong HW, Min JW, Kim JM, et al. Investigation of Physical Imaging Properties in Various Digital Radiography System. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2017;40(3):363-70.
- [10] Min JW, Jeong HW. Comparison of Modulation Transfer Function in Measurements by Using Edge Device angle in Indirect Digital Radiography. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2019;42(4):259-63.
- [11] Min JW, Jeong HW, Kim KW, et al. Comparison of Noise Power Spectrum in Measurements by Using International Electro-technical Commission Standard Devices in Indirect Digital Radiography. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2018;41(5):457-62.
- [12] Mohapatra SM, Turley JD, Prince JR, et al. Transfer function measurement and analysis for magnetic resonance imager. *Med. Phys.* 1991;18(6):1141-44.
- [13] EEC Concerted Research Project. Identification and characterization of biological tissues by NMR. Concerted Research Project of the European Economic Community: IV. Protocols and test objects for the assessment of MRI equipment. *Magn. Reson. Imaging* 1988;6:195-9.
- [14] Fujita H, Tasai DY, Itoh T, et al., A simple method for determining the modulation transfer function in digital radiography. *IEEE Trans Med Imaging*. 1992;11(1):34-9.
- [15] Samei E, Flynn MJ, Reimann DA, et al. A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device. *Medical Physics*. 1998;25:102.
- [16] Greer PB, van Doorn T. Evaluation of an algorithm for the assessment of the MTF using an edge method. *Medical Physics*. 2000;27:2048.
- [17] Choi KW, Kim YS, Son SY, et al. The usefulness of the contrast agent high in gadolinium for the contrast-enhanced magnetic resonance hip arthrography. *Journal of the Korea Academia Industrial*. 2013;14(11):5682-8.