

<원저>

자기공명영상에서 ACR 팬텀을 이용한 해상력 특성 평가

민정환¹⁾·정회원²⁾·한지현³⁾·이시내³⁾·김민지³⁾·김승철⁴⁾¹⁾신구대학교 방사선과·²⁾백석문화대학교 방사선과·³⁾강남세브란스병원 영상의학과·⁴⁾고려대학교 보건과학연구소

Evaluation of the Resolution Characteristics by Using American College of Radiology Phantom for Magnetic Resonance Imaging

Jung-Whan Min¹⁾·Hoi-Woun Jeong²⁾·Ji-Hyun Han³⁾·Si-Nae Lee³⁾·Min-Ji Kim³⁾·Seung-Chul Kim⁴⁾¹⁾Department of Radiological technology, Shingu University²⁾Department of Radiological Science, Baekseok Culture University³⁾Department of Radiology, Yonsei University, Gangnam Severance Hospital⁴⁾Institute of Health Sciences Reserch, Korea University

Abstract This study was purpose to quantitative assessment of the resolution characteristics by using American college of radiology(ACR) phantom for magnetic resonance imaging (MRI). The MRI equipment was used (Achiva 3.0T MRI, Philips system, Netherlands) and the head/neck matrix shim SENSE head coil were 32 channels(elements) receive MR coil. And the MRI equipment was used (Discovery MR 750, 3.0T MRI, GE medical system, America) and the head/neck matrix shim MC 3003G-32R 32-CH head coil were receive MR coil. As for the modulation transfer function(MTF) comparison result by using ACR magnetic resonance imaging phantom, the MTF value of the ACR standard T2 image in GE equipment is 0.199 when the frequency is 1.0 mm^{-1} and the MTF value of the hospital T2 image in Philips equipment is 0.528. It was used efficiently by using a general sequence more than the standard sequence method using the ACR phantom. In addition it is significant that the quantitative quality assurance evaluation method for resolution characteristics was applied mutatis mutandis, and the result values of the physical image characteristics of the 3.0T MRI device were presented.

Key Words: ACR Magnetic resonance imaging Phantom, Modulation transfer function, Edge method, Fujita method, Quality Assurance

중심 단어: ACR 자기공명영상 팬텀, 변조전달함수, 엣지방법, 후지타방법, 품질보증

I. 서론

자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging; MRI)은 병원 환경에서 가장 많은 환자의 정보를 제공해 주는 의료 영상 장비이며, 많은 사람에게 정확한 진단 정보를 제공함은 물론 보다, 편리하게 이용하는 장비로서 끊임없이 발전을 거듭해 오고 있다. 최근 장비의 특징으로는 코일의 경량화로 인한 진동 및 열 발생이 적고 환자의 공간 활용이 넓어

지는 것이 특징이다. 그리고 한 번에 한 단면을 계속 얻는 것이 아니라, 동시에 여러 단면을 얻은 뒤 이미지 손실 없이 영상을 얻는 방법인 멀티밴드 기술로 인해서 영상을 얻는 속도가 개선되었다. 또한, 장비와 콘솔 사이에 데이터 변환 기술 구현으로 인해서 더욱더 영상 속도 및 정보 손실이 적다고 할 수 있다.

MRI 장비의 눈부신 발전의 특징들은 정확한 진단정보제공에 있어서 필수적이며, 품질관리 및 품질보증(Quality

This study was supported by from the Shingu University Industry-Academic Cooperation Foundation Grant 2022.

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

Received 23 January 2022; Revised 7 February 2022; Accepted 11 February 2022

Copyright ©2022 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

assurance; QA)에 있어서 많은 발전을 해 오고 있음을 알 수 있는 대목이다. 그럼에도 불구하고 MRI 장비는 자장의 균일도와 인체의 다양한 물리적 영향으로 인한 영상 강도 균질성(Image Intensity Uniformity)의 손상 및 신호가 소실되어 인공물이 나타나 왜곡이 발생하는 경우가 있다[1-5]. 특히, 공간해상력에 대한 부분에 대해서도 품질관리에 대한 정량적인 평가방법이 필요하다고 생각이 된다. 그리고 MRI 장비는 영상 품질관리는 미국방사선의학회(American College of Radiology; ACR) 자기공명영상 팬텀(ACR-PH1, J.M. specialty parts Inc, USA)영상을 획득하여 총 7가지 영역을 평가하고 있다[3, 6]. 하지만, 정량적 평가를 주기적으로 해야 함에도 불구하고 특히나 임상에서 1년에 한 번에서 두 번 시행하는 정도의 품질관리를 하고 있다[3, 6]. 특히 7가지 품질관리 영역 중에서 고대조도 공간 분해능(High Contrast Spatial Resolution)과 저대조도 분해능(Low Contrast Object Detectability)에 대한 평가방법이 정량적·정성적 방법이 혼재하는 방법을 사용하고 있으며, 또 다른 방법으로는 통계적 유의성에 의한 독립 표본 및 ANOVA로 평가하는 방법 등으로 구현하고 있다[3, 6]. 따라서, 이러한 평가 방법들에 대해서 보다 편리하고 주기적으로 평가방법을 시행하는 것이 필요하다고 생각한다. 그러므로 시퀀스별로 정량화하는 품질보증 방법에 대해서 변조전달함수(Modulation Transfer Function; MTF)와 잡음전력스펙트럼(Noise Power Spectrum; NPS) 측정방법 있다[7-14]. 일반적으로 국제전기 기위원회 (International Electrotechnical Commission; IEC) 62220-1-1의 규격을 따르며, 변조전달함수의 측정을 위해서 옛지방법을 이용해서 후지타가 고안한 방법을 사용하였다[15-18]. 기존 연구에서는 의료영상장비에 대한 정량적인 평가방법으로 많은 품질보증 연구가 진행되고 있지만, MRI 장비 또한 품질관리 요구도가 더 많이 필요한 사항이라고 생각한다[3, 6]. 따라서 논문에서는 ACR 자기공명영상

팬텀을 이용하여 3.0T MRI 장비들에 대한 기준에 사용하던 방법의 기준 시퀀스와 병원 환경에서 쓰는 일반적인 시퀀스를 이용하여 물리적인 영상 특성을 평가하였다.

II. 대상 및 방법

1. 실험도구

실험에서는 3.0T MRI(Achiva 3.0T MRI, Philips System, Netherlands)를 사용하였으며, 채널 수는 32 Channel의 SENSE Head 3.0T 32 MR 코일을 사용하였다. 두 장비의 비교를 위해서 또 다른 장비로는 3.0T MRI(Discovery MR 750, 3.0T MRI, GE Medical System, America)를 사용하였으며, 채널 수는 32 Channel의 MC 3003G-32R 32-CH Head 코일을 사용하였다. 실험장비 Setup 후에 Head 코일 내에 ACR Phantom을 넣고 ACR에서 제시하는 기준이 되는 기본적인 T1 영상 및 T2 영상 시퀀스와 병원 환경 내에서 일반적인 T1 영상 및 T2 영상 시퀀스를 이용하여 측정하였다. 그리고 영상분석은 MATLAB R2019a(MathWorks, USA) 프로그램을 사용하였으며, 그리고 ImageJ(Ver. 1.53n, Wayne Rasband National Institutes of Health, USA)를 이용하여 정량적 평가하는 데 사용하였다.

2. 영상획득 및 기법

MTF 측정을 위해서 ACR 자기공명영상 팬텀을 가지고 영상획득을 하였으며, 영상을 얻은 파라미터들은 Table 1과 같다. 그리고 다수의 에코 신호(Spin Echo와 Inhomogeneity Echo)의 간섭 및 인공물 등에 의한 보정(Linear Gradient Component; Shimming)한 후 최초의 영상을 얻으며, 시퀀스별로 반복해서 영상을 얻었다.

Table 1. Parameters of imaging sequence of ACR standard and Hospital

Parameters	ACR Standard T1	ACR Standard T2	Hospital T1	Hospital T2
No. slice	11	11	11	11
S,T(mm)	5	5	5	5
FOV(mm)	250 × 250	250 × 250	250 × 250	250 × 250
Matrix	384 × 384	384 × 384	384 × 384	384 × 384
TR(ms)	500	2,000	500	4,000
TE(ms)	20	20/80	20	84
G사 BW(Hz/px)	15.63	15.63	15.63	15.63
P사 BW(Hz/px)	144.8	82.1	81.9	164.8
G사 Acq. time	02:16	08:56	06:28	07:36
P사 Acq. time	02:10	08:34	06:26	05:08

3. 실험배치 및 영상분석 방법

원통형의 모양의 아크릴 제품인 ACR 자기공명영상 팬텀 (ACR-PH1, J.M. specialty parts Inc., USA)은 팬텀의 내부 지름은 190 mm이며, 내부 길이는 148 mm이다. MTF 측정 평가를 하기 위해서 DICOM(Digital Image Communications of Medicine)영상을 얻는 과정에서 Head 코일의 중앙부에 위치하도록 하였다. 그리고 수평 유지를 위해 수평계를 사용하여 수평을 맞추었다. 그리고 실험에서 얻은 384 × 384, 2D DICOM 영상을 사용하였다. 또한, MTF 평가를 하기 위해서 엷지 영상을 얻었으며, ACR에서 기준이 되는 2가지 기준 시퀀스와 병원에서 사용 중인 일반적인 T1 및 T2 시퀀스를 사용하였다. 그리고 측정의 정확성을 위해서 팬텀 영상의 위치에 따라서 달라질 수 있는 부분을 확인하면서, 팬텀의 여러 슬라이스 중 데이터가 일부분 소실된 영상들에 대해서 Fig.1의 Selection image of magnification 부분의 소실된 부분에 대해 영상분석을 반복하였다. 또 다른 측정으로는 측정에서 가장 최적의 영상 위치를 확인하여 Fig.1과 같이 실험 순서에 맞게 해상력 특성을 측정하였다. 특히 영상을 선택해서 확대를 해보면 엷지 모양의 간선형태가 빗금으로 표현이 된다. 이러한 슬라이스 영상들을 분석하는 작업을 반복하였다. 그

과정에서 데이터가 손실되는 측정을 반복하였다[Fig. 1].

III. 결과

1. 시퀀스별 G사 3.0T MRI 영상 MTF 비교

ACR 자기공명영상 팬텀을 이용한 G사 3.0T MRI MTF 비교 결과값은 시퀀스별 T1, T2 영상에서 Head Coil 내의 중앙에 근접한 영상을 선택해서 가장 최적의 영상을 기준으로 해서 측정 비교하였다. 주파수 1.0 mm⁻¹에서 병원 T1 영상의 MTF값은 0.154이며, 병원 T2 영상의 MTF값은 0.029이다. 그리고 주파수 1.0 mm⁻¹에서 ACR 표준 T1 영상의 MTF값은 0.019이며, ACR 표준 T2 영상의 MTF값은 0.199이다[Table 1, Fig. 2].

2. 시퀀스별 P사 3.0T MRI 영상 MTF 비교

ACR 자기공명영상 팬텀을 이용한 P사 3.0T MRI MTF 비교 결과값은 시퀀스별 T1, T2 영상에서 Head Coil 내의 중앙에 근접한 영상을 선택해서 가장 최적의 영상을 기준으로

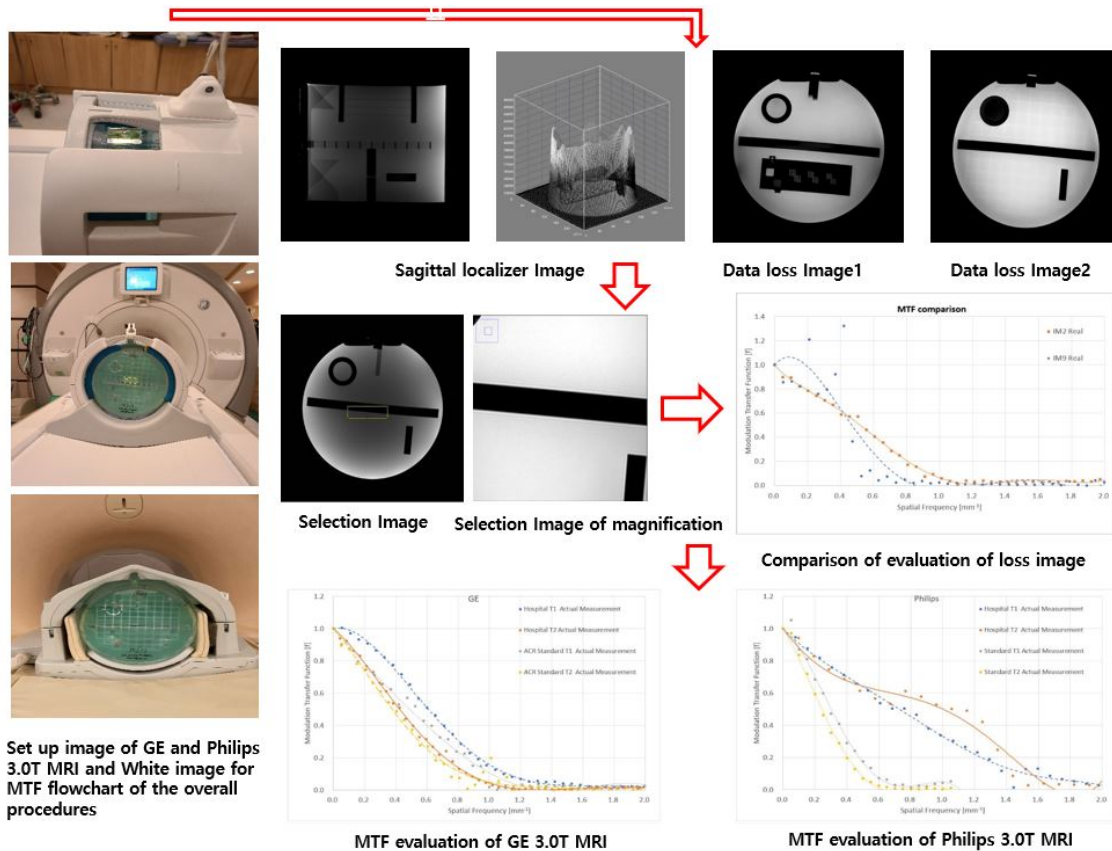


Fig. 1. Signal should be obtained the edge image and white image for MTF flowchart of the overall procedures

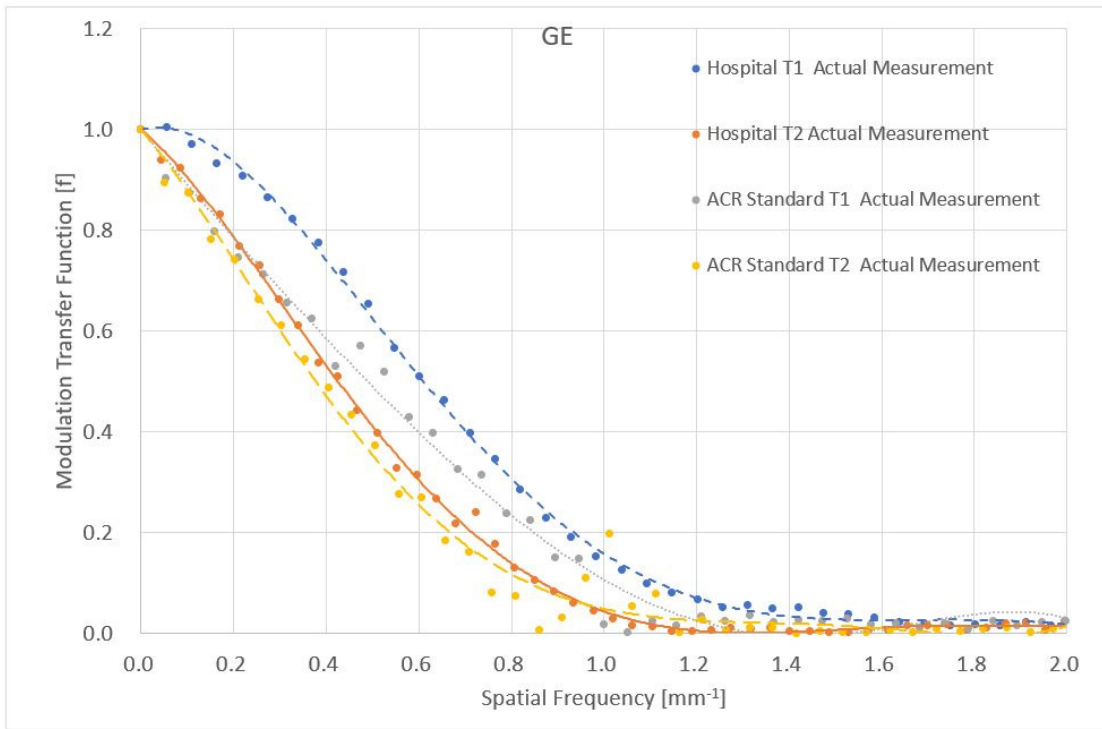


Fig. 2. Comparison of MTF graphs of the T1 images and T2 by using GE 3.0T MRI

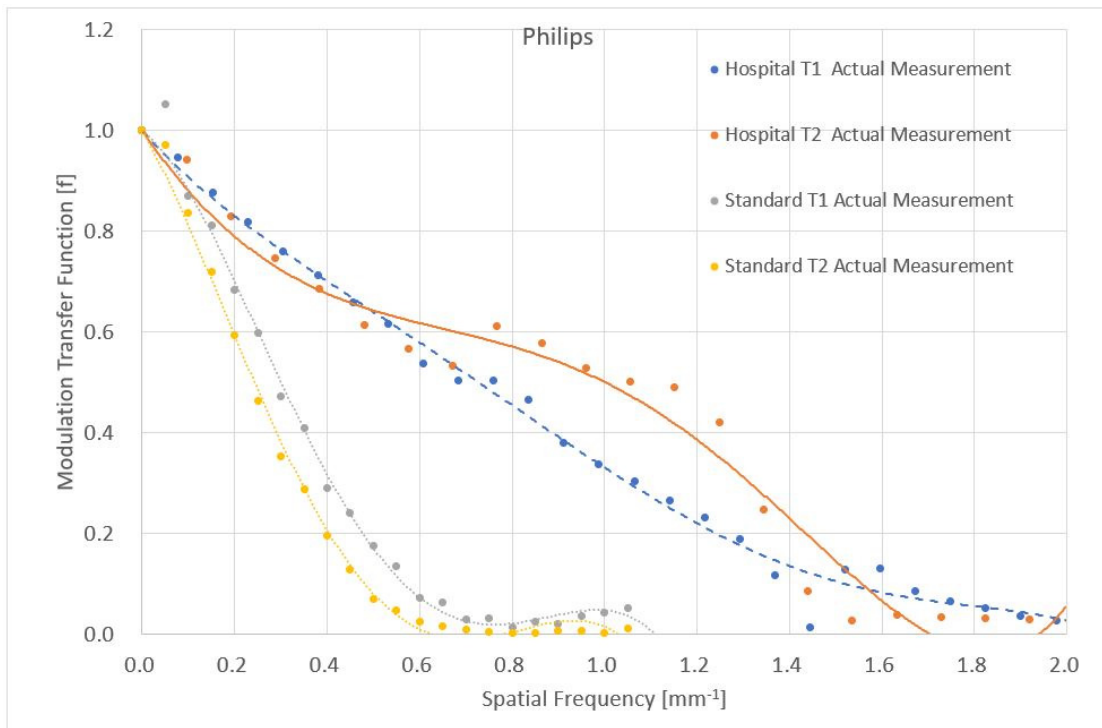


Fig. 3. Comparison of MTF graphs of the T1 images and T2 by using Philips 3.0T MRI

로 해서 측정 비교하였다. 주파수 1.0 mm^{-1} 에서 병원 T1 영상의 MTF값은 0.336이며, 병원 T2 영상의 MTF값은 0.528이다. 그리고 주파수 1.0 mm^{-1} 에서 ACR 표준 T1 영상의

MTF값은 0.042이며, ACR 표준 T2 영상의 MTF값은 0.004이다[Table 1, Fig. 3].

IV. 고 찰

연구에서는 두 장비에 대해서 MTF 측정을 위해서 ACR 자기공명영상 팬텀을 가지고 영상획득을 하였다. 그 이유는 기존의 1990년대에는 AAPM 팬텀을 사용해서 MRI 신호에 대한 영상의 평가방법을 팬텀에 의해서 표현되는 정성적 또는 정량적 평가로 해왔다[19]. 하지만, 미국의학물리학회(American Association of Physicists in Medicine; AAPM) 팬텀으로 사용하였을 시 수치 측정이 다소 어렵고, 일반적으로 하기 어렵고, 복잡하다는 이유로 선호하지 못하였다[3, 19]. 이후부터는 ACR 자기공명영상 팬텀을 가지고 측정하게 되었는데, 지금까지도 정성적 및 정량평가를 해오고 있다[3, 6, 20, 21]. 하지만, 저대조도와 고대조도 및 균질성에 대한 평가는 정량적인 평가방법인 MTF 및 잡음전력스펙트럼(Noise Power Spectrum; NPS) 측정방법은 모색하고 있지만, 이마저도 실용적으로 이용되지 않고 있다[1, 2, 4, 10]. 따라서 논문에서는 이를 바탕으로 좀 더 일반적이면서, 실용적으로 접근할 방법을 모색하였으며, 그에 따르는 장비별로 MTF를 측정하게 되었다[1, 4, 10].

ACR 자기공명영상 팬텀을 이용한 MTF 비교 결과값은 주파수 1.0 mm^{-1} 일 때 G사 3.0T에서 ACR 기준 T2 영상의 MTF값은 0.199이며, P사 3.0T에서 병원 기준 T2 영상의 MTF값은 0.528이다. 위 결과값들이 정량적으로는 우수하다고 할 수 있으나, 특히나, Fig.2를 보면 G사 3.0T 주파수 1.0 mm^{-1} 에서 병원 기준 T1의 MTF값은 0.154이다. 그 이유는 고주파 영역에서의 바운더리 형상이 나타나게 되는데 측정 시 각도의 준수에 의해서 샘플링과 관련이 있으며, 그 결과 영상 평가에 노이즈가 형성된 영상이 포함될 수 있는 단점이 있다는 것이다[1, 2, 4, 10]. 그리고 Fig.3을 살펴보면 P사 3.0T 주파수 1.0 mm^{-1} 에서 병원 기준 T2값이 가장 좋은 이유는 ACR 기준보다 더 병원 환경에 맞는 설정에 의한 것으로 기인한다. 따라서, 병원 임상 실무자들에 의한 병원 기준 시퀀스는 임상에서 사용하는 여러 가지 질환들에 대한 기본적인 정보제공을 하고 있으며, 일반적으로 질환별로 많이 사용하고 있는 시퀀스이기도 하다. 또한, 임상적으로 질환에 대한 추가적인 유용성에 대해서는 더 많은 연구가 필요할 것으로 보인다.

측정 결과에서 보듯이 ACR 자기공명영상 팬텀을 이용하여 표준으로 사용하는 시퀀스에서 결과 값은 병원 임상에서 쓰이는 일반적인 시퀀스와 차별화를 두고 있다. 하지만 두 방법의 시퀀스의 정성적 평가방법과 달리 MTF로는 해상력 그리고 NPS로는 균질성(Image Intensity Uniformity)을 평가할 수 있다고 저자들은 생각하였다[1, 2, 4, 10]. 그러

므로 팬텀의 위치에 따라서 달라질 수 있는 부분들에 대해서 생각하였으며, 일정 부분의 위치에 따라서, 평가방법은 달라질 수 있다는 결론을 얻게 되었다.

임상에서의 일반적으로 나타나는 현상으로는 검사시간이 길어짐으로 인해 나타나는 환자들의 불편함을 들 수 있다. 이때 좀 더 짧은 시간 안에 좋은 해상력으로 표현되는 영상을 만들어 낸다면 환자에게는 충분한 정보를 제공하였다고 할 수 있다. 이때 중요한 부분이 해상력이라 생각한다[1, 4, 10]. 그렇다면, 환자에게 제공되는 정보의 신속성과 정확성을 위해서 장비의 질적 평가는 필수적이라고 할 수 있다. 예를 들면, 환자의 비자발적 움직임(Involuntary Motion)으로 인한 움직임 인공물(Motion Artifact)을 감소시키기 위해 검사 기법 중 하나인 절반 스캔(Half Scan)을 사용하여 검사시간을 단축할 수 있다. 완전 스캔(Non Half Scan)을 사용했을 때와 절반 스캔을 사용했을 때 정량적 비교분석을 보면 절반 스캔은 취득한 데이터 안에서 대칭이기 때문에 가능하다[22]. 또한, 부호화된 위상 측정값들이 양의 값이거나, 음의 값이 같이 대응하는 것과 동일하기 때문에 전체 스캔 시간에서 재구성을 하기 위해서 약 절반 이상이 습득되어야 한다[1, 2, 4, 22]. 이 결과는 K-Space의 대칭성으로 표현이 되며, 검사시간은 단축으로 인해서 신호 대 잡음비(Signal to Noise Ratio; SNR)가 감소시킬 수 있는 장점이 있다[1, 2, 4, 22]. 검사시간은 단축될 수 있다는 것은 전체 해상도가 유지될 수 있다는 가능성을 시사한다[10]. 그러므로 절반 스캔은 SNR이 결정적으로 중요하지 않을 때이거나, 스캔 시간이 길어지며, 전체적으로 공간분해능이 필요할 때 주로 사용할 수 있다[1, 2, 4, 22]. 절반 스캔은 큰 범위로 스캔하기 때문에 비교적 두꺼운 부분에 적합하며 3D에서 많은 부위를 스캔할 수 있다. 일부 고속 스캔 기술에서 절반 스캔은 짧은 TE를 이용해 대조도를 높이는 데에 사용된다. 이런 이유로 절반 스캔의 매개변수는 대조도와 연관성이 있음을 알 수 있다[[1, 2, 4, 10, 22]. 위 내용의 여러 가지 경우들의 이유에 따라서, 정량적인 평가방법으로의 필요성이 대두되는 것이다.

연구의 결과값들은 MRI영상에서 나타나는 여러 가지 장 단점들을 표현하고 있다. 이를 정량적으로 결과값을 확보하려 했고, 영상에 표현되는 진단에 도움을 주는 방법에 관해서 설명하고 있다. 따라서, 주기적으로 ACR 자기공명영상 팬텀을 이용하여, 일반적인 방법을 통해서 영상에 대한 품질 보증한다면 장비의 효율성을 높이고, 진단에 유용하게 도움을 줄 수 있다고 생각한다.

V. 결론

연구는 MRI 장치의 품질보증에 대해서 정량적 평가방법을 제시하였으며, 물리적 방법인 해상력에 대한 특성을 연구하였다. ACR 자기공명영상 팬텀을 이용하여 기준이 되는 시퀀스 방법과 병원에서 사용하는 일반적인 시퀀스를 사용하여 보다 효율적으로 사용하며, 해상특성에 대한 정량적 품질보증 평가방법을 준용하고, 3.0T MRI 장치의 물리적 영상 특성 결과값을 제시하였다는 데 의의가 있다.

REFERENCES

- [1] Min JW, Jeong HW, Kim KW, et al. Study on the Resolution Characteristics by Using Magnetic Resonance Imaging 3.0T. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2020;43(4):251-7.
- [2] Min JW, Jeong HW, Kim SC. Evaluation of Noise Power Spectrum Characteristics by Using Magnetic Resonance Imaging 3.0T. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2021;44(1):279-88.
- [3] Lee JW, Ahn KJ, Lee SK, Na DG, Oh CH, Chang YM, et al. Usefulness of ACR MRI phantom for quality assurance of MRI instruments. *Journal Korean Society Radiology*. 2006;54(1):47-55.
- [4] 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;47:961-72.
- [5] Steckner MC, Drost DJ, Prato FS. Computing the modulation transfer function of a magnetic resonance imager. *Med Phys*. 1994;21:483-9.
- [6] Hahm HK. The study on the subject development of MRI image quality evaluation Department of Radiology. Graduate school of Public Health Eulji University; 2008.
- [7] Min JW, Jeong HW, Kim KW, et al. Comparison of Noise Power Spectrum in Measurements by Using International Electrotechnical Commission Standard Devices in Indirect Digital Radiography. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2018;41(5):57-62.
- [8] 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.
- [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] 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.
- [11] 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.
- [12] 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.
- [13] 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.
- [14] Mohapatra SM, Turley JD, Prince JR, et al. Transfer function measurement and analysis for magnetic resonance imager. *Med Phys*. 1991;18(6):1141-4.
- [15] 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.
- [16] 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;25:102-13.
- [17] Greer PB, Van Doorn T. Evaluation of an algorithm for the assessment of the MTF using an edge method. *Medical Physics*. 2000;27:2048-59.
- [18] IEC(International Electrotechnical Commission) 62220-1. Medical electrical equipment Characteristics of digital X-ray imaging devices Part 1: Determination of the detective quantum efficiency. Geneva; 2003.

- [19] Och JG, Clarke GD, Sobol WT, Rosen CW, Mun SK. Acceptance testing of magnetic resonance imaging systems: Report of AAPM Nuclear Magnetic Resonance Task Group No. 6. Med Phys. 1992;19:217-29.
- [20] American College of Radiology. Phantom test guidance for the ACR MRI accreditation program. Reston: American College of Radiology; 2000.
- [21] American College of Radiology. MRI quality control manual. American College of Radiology, Reston; 2004.
- [22] Choi YJ, Kweon DC. Evaluation of TOF MR Anangiography and Imaging for the Half Scan Factor of Cerebral Artery. Journal of the Korean Magnetics Society. 2016;26(3):92-8.

구분	성명	소속	직위
제1저자/교신저자	민정환	신구대학교	부교수
공동저자	정희원	백석문화대학교	부교수
공동저자	한지현	강남세브란스병원	방사선사/연구원
공동저자	이시내	강남세브란스병원	방사선사/연구원
공동저자	김민지	강남세브란스병원	방사선사/연구원
공동저자	김승철	고려대학교	연구교수