

&lt;원저&gt;

# 최적의 FOV를 위한 MR신호강도와 신호 대 잡음비 값의 비교분석

이상호

선문대학교 글로벌 산학협력학부

## Analysis and Comparison of MR Signal Strength and SNR Value for Optimal FOV

Lee Sang-Ho

Global industry University cooperation department, Sun Moon University

**Abstract** Despite the continuous development of software, it is continuously pursued to enlarge the examination area of FOV in order to reduce the factors of inconsistency in images that appear in continuous examination during wide area examination using contrast agent such as whole body angiography. In this study, we investigated the optimal FOV by comparing the SNR values according to the changes of FOV. The change of the FOV was gradually changed to  $270 \times 200$ ,  $300 \times 223$ ,  $330 \times 244$ ,  $360 \times 266$  and  $380 \times 281$ . SE images at TR 450 msec and TE 10 msec, FSE images at TR 2,000 msec, TE 80 msec, and GE images were scanned at TR 117 msec, and TE 16 msec. SNR values were calculated from the mean values of signal intensities of five phantom images and the signal intensity values of four background standard deviations. As a result of the study, the signal intensity and the SNR value according to the change of the FOV value gradually increased as the FOV was increased, but it was found that the SNR value decreased at a constant size. In conclusion, the results are different from previous studies that the SNR increases as the FOV increases. The cause of these results could not be confirmed. However methods that can be imaged and included within the effective FOV should be considered.

**Key Words:** Magnetic Resonance Image, FOV, SNR, background, MR signal, Gradient echo pulse sequence

**중심 단어:** 자기공명영상, 시야, 신호 대 잡음비, 잡음, 자기공명영상 신호, 경사자장에코

## 1. 서 론

자기공명영상(magnetic resonance imaging; MRI)은 체내조직에 분포하는 수소의 원자핵에 비전리방사선인 라디오파를 이용하여 자기공명현상을 일으켜 양성자들에서 나오는 신호를 받아 영상을 만들어내는 과정이다[1-3]. 최근의 MRI는 하드웨어와 소프트웨어의 발전으로 병변의 유무는 물론 넓은 영역의 기능적 진단을 하는데 적절한 대조도를 형성하게 되었다. 또한 고자장의 장비 사용이 늘어남에 따라서 빠른 시간에 고대조도 영상 획득이 용이해짐은 물론 MR 신호(signal)의 상승과 신호 대 잡음비(Signal to noise ratio;

SNR)값의 상승으로 호흡, FOV(field of view)에 따른 Wrap around(=Aliasing) artifact등에 의해 그동안 제약이 많았던 심장, Whole body, 조영제를 사용한 전신 혈관조영검사 등의 넓은 영역에 진단검사가 확대되고 있다[4,5].

전산화단층촬영(computed tomography; CT)과 달리 고해상도 MR영상은 연속적인 테이블 이동 중에 영상 획득이 가능하지 않아 큰 신체 부위 검사 시 소프트웨어에 의존하고 있는 실정이다[6,7]. 소프트웨어의 지속적인 발전에도 불구하고 조영제를 이용한 전신 혈관조영술 등의 넓은 부위의 검사 시 연속적인 검사에서 나타나는 영상에 대한 불일치성의 요인을 감소시키고자 FOV의 검사영역 확대를 추구

Corresponding author: Sang Ho Lee, Global industry University cooperation Department, Sun Moon University, 55, Hwasu-ro 14beon-gil, Deogyanggu, Goyang-si, Kyeonggi-do, 10475, Korea / Tel : +82-10-4552-1291 / E-mail: kimkh8606@naver.co.kr

Received 10 April 2018; Revised 25 April 2018; Accepted 26 April 2018

Copyright ©2018 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

하고 있다. 이는 검사의 시간적 감소와 영상에서의 일치성을 나타내고자 하는 이유이다. FOV의 확대에 따른 신호의 균일성은 MRI영상을 구현하는데 중요한 인자이다. 또한 넓은 영역의 검사 시 고자장의 MR 신호가 필요하다. 하지만 MR신호의 상승은 노이즈를 증가시킨다. ROI에서의 MR signal과 ROI 외 부분에서 나오는 signal intensity standard deviation의 비로 계산되는 SNR은 노이즈(noise)의 정도에 따라 확연한 값의 차이를 가진다. 노이즈의 원인은 환자와 수신코일과의 상호작용, thermal noise within RF coil, nonlinearity of signal amplifier 등의 장비 불안정성과, imaging processing 과정, 환자의 움직임 등이 있다[8]. FOV를 확대하는 것은 검사 부위에 맞는 MRI RF Local Coil scan size에 맞추는 한계가 있으며, SNR을 높이기 위한 방법 중의 하나로 FOV를 크게 하는 것으로 알려져 있지만[8,9], FOV에 따른 SNR의 변화를 제시하는 연구는 보고된 바 없다.

이에 본 연구는 고자장인 3.0T MRI를 사용하여 가장 일반적인 Head Coil을 이용한 SE(spin echo), FSE(fast spin echo), GE(gradient echo) pulse sequence에서의 신호강도와 노이즈를 측정하여 SNR값을 비교분석하여 최적의 FOV값을 알아보하고자 하였다.

## II. 대상 및 방법

### 1. 장비 및 실험방법

본 연구에서 사용되어진 ACR 팬텀은 지름이 15 cm, 길이

19 cm의 원통형 구조로 MRI 장비의 정도관리에 사용되는 표준 팬텀이다. MRI장비는 3.0 T(MR system Ingenia CX, Philips)를 사용하였으며, 가장 일반적인 Head coil을 사용하였다. SE영상은 TR 450 msec, TE 10 msec, FSE영상은 TR 2,000 msec, TE 80 msec, GE영상은 TR 117 msec, TE 16 msec로 스캔하였다(Table 1). FOV의 변화는 270 × 200, 300 × 223, 330 × 244, 360 × 266, 380 × 281로 점점 크기를 변화시켜 스캔하였다. 자기공명신호의 크기는 체적소 (voxel)에 있는 핵스핀 수에 비례하기 때문에 체적소 부피가 감소하면 자기공명신호의 SNR이 낮아지는 주요 요인이 된다. 이에 pixel 수/mm<sup>2</sup>에 따른 양성자 수의 변화 차이를 없애기 위해 FOV의 변화에 따른 Matrix를 Table 1과 같이 변화시켰으며, 나머지 매개변수는 모두 같은 값으로 스캔하였다.

### 2. 영상측정 및 분석

FOV의 변화에 따른 SNR 값을 분석하기 위해 신호강도 (signal intensity)와 background신호 강도값을 측정하여 분석하였다

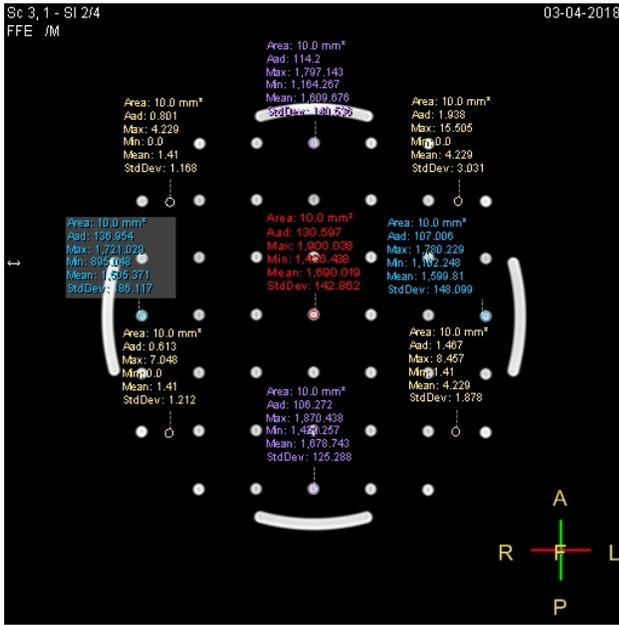
팬텀영상에 대한 신호측정은 FOV를 270 × 200을 시작으로 300 × 223, 330 × 244, 360 × 266, 380 × 281의 5개 영역에 대하여 동일 크기의 ROI(10 mm)를 각각 5 부분의 신호강도와 4 부분의 background 신호값을 측정하였다(Fig. 1).

팬텀영상 5곳의 신호강도에 대한 평균값과 4곳의 백그라운드 표준편차(background standard deviation) 신호강도값으로 SNR을 산출하였다. SNR을 구하는 방법은 미국의학 물리학자협회(American Association of Physicists in

**Table 1** Scan parameters of pulse sequence at MRI

pulse sequence	FOV	Matrix	Slice	TR	TE	NEX
GE	270 × 200	300 × 180	5 mm	117 msec	16 msec	2
	300 × 223	336 × 200				
	330 × 244	360 × 217				
	360 × 266	400 × 237				
	380 × 281	424 × 248				
SE	270 × 200	376 × 218	5 mm	450 msec	10 msec	1
	300 × 223	416 × 240				
	330 × 244	460 × 265				
	360 × 266	500 × 290				
	380 × 281	528 × 306				
FSE	270 × 200	492 × 336	5 mm	2,000 msec	80 msec	1
	300 × 223	544 × 368				
	330 × 244	600 × 400				
	360 × 266	656 × 448				
	380 × 281	692 × 464				

### III. 결 과



**Fig. 1** Gradient echo using head coil Phantom image of pulse sequence(Upper, lower, left, right, middle 5 parts MR signal value, upper, lower, left, right 5 parts background signal value)

Medicine; AAPM)의 권고법[10]을 이용하여 팬텀 내 중심에 관심영역(region of interest; ROI)을 설정하여 신호강도를 측정하였으며, 일정조직에서 측정된 신호강도와 조직을 벗어난 배경에서 측정된 잡음의 비로 SNR값을 산출하였다

Fig. 1은 Head coil을 사용한 GE pulse sequence의 팬텀 영상으로 5 부분의 신호강도와 4 부분의 background 신호강도를 표시한 영상이다.

#### 1. GE에서 FOV의 변화에 따른 SNR

FOV의 변화에 따른 GE pulse sequence의 SNR 값을 측정한 결과, 270 × 200에서의 평균값이 1,616, 300 × 223에서는 1,633, 330 × 244에서 1,651, 360 × 265에서 1,663, 380 × 281에서 1,646값을 나타냈다. FOV가 증가함에 따라 SNR값도 일정하게 높아가는 양상을 보였다. 그러나 최대 FOV 영역인 380 × 281에서 측정한 SNR값은 360 × 265보다 감소하는 양상을 보였다. 신호 강도값 역시 FOV가 높아짐에 따라 일정하게 높아가는 양상이 나타났으나 최대 FOV 영역인 380 × 281에서 측정한 신호강도 값이 감소하는 양상을 나타냈다. 한편, 측정한 background 신호값은 FOV의 변화와 관계없이 3.76의 일정한 평균값을 나타냈다(Table 2), (Fig. 2)

#### 2. SE에서 FOV의 변화에 따른 SNR

SE pulse sequence에서 SNR 값을 측정한 결과, 270 × 200에서의 평균값이 450.80, 300 × 223에서는 454.55, 330 × 244에서 460.74, 360 × 265에서 462.58, 380 × 281에서 454.98값을 나타냈다. FOV가 증가함에 따라 SNR값이 높아가는 양상을 보였다. 그러나 380 × 281에서는 감소하는 양상을 보였다. Background 신호는 같은 값이 측정되었으며, 신호 강도 값에서는 높아지는 경향을 보이다가 380 × 281의 FOV 영역에서 측정값이 감소하는 결과가 나타났다(Table 3).

**Table 2** Signal intensity and SNR of GE pulse sequence with change of FOV

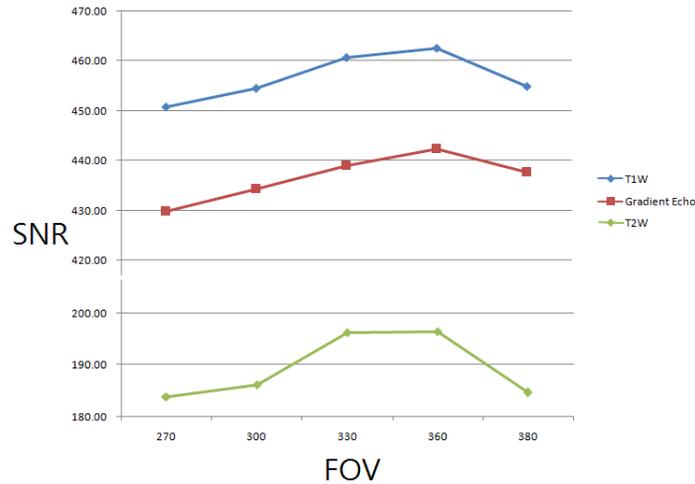
FOV	Signal intensity	Background	SNR
270 × 200	1,616	3.76	429.84
300 × 223	1,633	3.76	434.36
330 × 244	1,651	3.76	439.04
360 × 266	1,663	3.76	442.34
380 × 281	1,646	3.76	437.77

**Table 3** Signal intensity and SNR of SE pulse sequence with change of FOV

FOV	Signal intensity	Background	SNR
270 × 200	1587	3.52	450.80
300 × 223	1608	3.54	454.55
330 × 244	1617	3.51	460.74
360 × 266	1641	3.55	462.58
380 × 281	1626	3.57	454.98

**Table 4** Signal intensity and SNR of FSE pulse sequence with change of FOV

FOV	Signal intensity	Background	SNR
270 × 200	1657	9.01	183.84
300 × 223	1686	9.06	186.16
330 × 244	1691	8.61	196.30
360 × 266	1710	8.71	196.42
380 × 281	1708	9.25	184.67



**Fig. 2** Signal intensity and SNR of GE, SE, FSE with change of FOV

### 3. FSE에서 FOV의 변화에 따른 SNR

FSE pulse sequence에서 SNR 값을 측정한 결과, 270 × 200에서의 평균값이 183.84, 300 × 223에서는 186.16, 330 × 244에서 196.30, 360 × 265에서 196.42, 380 × 281에서 184.67값을 나타냈다. FOV가 증가함에 따라 SNR값이 높아가는 양상을 보였다. 그러나 380 × 281에서는 감소하는 양상을 보였다. Background 값은 GE, SE영상의 측정값보다 높게 측정되었으며, 신호강도 값은 FOV가 증가함에 따라 높아지는 경향을 보이다가 380 × 281의 FOV 영역에서 측정값이 감소하는 결과가 나타났다(Table 4).

## IV. 고 찰

이상적인 MR 영상의 조건은 높은 SNR, 고해상도, 짧은 scan time 등이 있지만 이들은 서로 상충하는 효과가 있어 적절한 범위에서 조절이 필요하다. 또한 TR/TE, NEX, FOV, matrix size, pixel 또는 voxel size, coil, field strength, K-space filling technique, slice thickness, bandwidth 등의 여러 가지 parameter에 의해 영향을 받는다. 영상의

미세구조 정보를 제공하는데 있어서 가장 중요한 매개변수 중 하나가 SNR이다. 자기공명영상의 질을 좌우하는 SNR은 MR신호의 크기와 밀접한 관계가 있다. MR신호의 크기는 자장의 균일성으로 체적소(voxel)안의 조직이 얼마나 분포되었는가에 의해 결정된다[11]. 이는 FOV의 크기변화에 따른 SNR값의 크기도 좌우된다고 할 수 있다. 최근의 MRI장비는 대부분 기존의 1.5T 장비에 비하여 고자장의 3.0 T로 늘려가는 추세에 따라 시간 단축은 물론 주자장의 세기가 증가함으로써 SNR값이 현저히 높아가고 있지만 유효 FOV값은 변함이 없다.

일반적으로 MR스캐너의 유효 영상 FOV내에 포함될 수 있는 제한적 공간부위만을 검사하였으나, 컴퓨터 그래픽의 발전과 함께 조영 증강된 MRA 및 전신검사를 비롯하여 비교적 FOV가 넓은 영역의 진단을 요구하는 경우가 증가하는 추세이다. 최근 이미지 볼륨 크기보다 훨씬 큰 시야의 FOV를 커버하기 위한 다양한 방법의 컴퓨터 그래픽과 소프트웨어가 개발되었으며[12] 유효 영상 FOV내에서 보다 긴 세로의 FOV영역을 표시해주는 2D 및 3D영상을 얻고 있다. 그러나 상대적으로 유효 FOV내에 포함시켜 영상화 할 수 있는 연구는 하지 않고 있는 실정이다. 본 논문에서는 유효 FOV의 변화에 따른 조직 내 신호강도와 SNR을 측정함으로써

써 최적의 FOV값을 알아보았다.

GE pulse sequence, SE, FSE 전체의 신호강도 값은 270 × 200에서 360 × 265까지 계속적으로 상승하였으나 최대 380 × 281에서 감소하는 결과를 보였으며, background 신호 값으로 계산된 SNR 값도 신호강도 값과 같이 최대의 380 × 281에서 감소하는 양상을 보였다(Fig. 2). 이는 FOV가 크면 증가할수록 SNR값이 상승한다는 이전 연구 결과와는 다른 결과 값을 확인할 수 있었다[8,9].

본 연구의 제한점으로는 ROI의 측정지점을 수동으로 할 수밖에 없었다는 것과 인체가 아닌 팬텀의 scan영상을 가지고 분석하였다는 것이다. 추후 임상영상 평가를 통하여 더욱 정확한 측정과 분석이 필요할 것으로 사료된다.

## V. 결 론

본 연구에서 일반적인 GE pulse sequence, SE pulse sequence, FSE pulse sequence에서의 신호 강도와 background 신호 값을 측정하여 각각의 FOV 변화에 따른 SNR 값을 구하였다. FOV값의 변화에 따른 신호강도와 SNR값은 일반적으로 FOV가 커질수록 점차 증가하였으나 어느 일정한 크기에서 감소하는 결과를 확인할 수 있었다. 결론적으로 지금까지 인지하고 있었던 FOV가 확대 될수록 SNR값이 상승한다는 이론과 다른 결과를 확인하였다. 이러한 결과 값에 대한 원인을 확인할 수 없지만 추후 유효 FOV 내에 포함시켜 영상화 할 수 있는 방법들이 고려되어야 할 것이다.

## REFERENCES

[1] HY Carr. Steady-state free precession in nuclear magnetic resonance. The American Physical Society, Physical Review. 1958;112(5): 1693-1701.  
 [2] KP Pruessmann, M Weiger, MB Scheidegger, P Boesiger. SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. Magnetic resonance in medicine; 1999;42(5):952-62  
 [3] K Setsompop, BA Gagoski, JR Polimeni, T Witzel, VJ Wedeen, LL Wald. Blipped-controlled aliasing in

parallel imaging for simultaneous multislice echo planar imaging with reduced g-factor penalty. Magnetic Resonance in Medicine. 2012; 67(5):1210-24.  
 [4] Jae-Bok Han, Nam-Gil Choi. Flip Angle of the Optimal T1 Effect Using FLASH. : Journal of radiological science and technology; 2009;32(1):101-6.  
 [5] C Zhu, H Haraldsson, F Faraji, C Owens, W Gasper, S Ahn, J Liu, G Laub, MD Hope, D Saloner. Isotropic 3D black blood MRI of abdominal aortic aneurysm wall and intraluminal thrombus. Magnetic Resonance Imaging. 2016;34(1):18-25.  
 [6] Schmidt GP, Reiser MF, Baur-Melny A. Whole-body imaging of the musculoskeletal system: the value of MR imaging. Skeletal Radiology. 2007 Dec.;36(12): 1109-1119.  
 [7] Christian Wachinger, Ben Glocker, Jochen Zeltner, Nikos Paragios, et al.. Deformable Mosaicing for Whole-body MRI. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention. 2008;11(2):113-21.  
 [8] C. Westbrook, C.K. Roth, John Talbot. MRI in Practice. Wiley-Blackwell, 2011.  
 [9] Callaghan PT. Principles of nuclear magnetic resonance microscopy. : Clarendon Press, Oxford, 1991.  
 [10] Panych LP, Chiou JG, Qin L, Kimbrell VL, Bussolari L, Mulkern RV. On replacing the manual measurement of ACR phantom images performed by MRI technologists with an automated measurement approach, Journal of Magnetic Resonance Imaging. 2016 Apr.;43(4):843-52.  
 [11] JS Lee, EH Goo, CS Park, SY Lee, HJ 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 Journal of Medical Physics. 2009: 20(4):244-52.  
 [12] DavidG. Kruger, StephenJ. Riederer, RogerC. Grimm, and PhillipJ. Rossma :Continuously moving table data acquisition method for long FOV contrast-enhanced MRA and whole body MRI. Magnetic Resonance in Medicine. 2002 Feb.;47(2):224-31.