

자기공명영상장치의 신호대 잡음비와 영상평가

이 윤*, 오창현*, 안창범**, 이흥규***

* 고려대학교 자연과학대학 전자 및 정보공학부

** 광운대학교 공과대학 전기공학과

*** (주) 메디슨 MRI 사업부

Evaluation of Signal to Noise Ratio and Image of Magnetic Resonance Imaging

Y. Yi*, C. H. Oh*, C. B. Ahn**, H. K. Lee***

* Dept. of Electronics and Information Eng. Korea University

** Dept. of Electrical Eng. Kwangwoon University

*** Div. of MRI, Medison Inc.

ABSTRACT

In this paper, we present the evaluation of signal to noise ratio(SNR) and images of Magnetic resonance imaging system which is underdevelopment. For the evaluation of such parameters, we used two different phantoms, one for SNR and image homogeneity, and the other is for the slice thickness measurement. Further, comparison with other leading MR systems may be needed for the better image quality assessment.

서론

자기공명영상장치는 송신부, 수신부 그리고 이들 각 기기들을 제어하고 spectrometer와 수신된 데이터를 처리하는 컴퓨터 부분으로 이루어져 있다. 송신과 수신부의 제어는 sub-micro second 이하에서 이루어져야 하는 정밀성이 요구되며, 송신 시에는 수십 KV의 고전압과 수신시에는 수 mV 이내의 미세전압을 동시에 검출하여야 하며, 송신부와 수신부의 위상이 정확히 제어되어야 대상물의 영상을 재현할 수가 있다. 영상은 영상장치의 각 부분의 기계적, 전기적인 hardware와 제어 software의 상태를 반영한 결과로써, 각 부분이 최적의 상태가 아닐때는 영상에 그 증상이 나타나게 된다. 그 증상들은 공명주파수, 신호대 잡음비, 영상균일도(image uniformity), 공간 선형성(spatial linearity), 공간해상도(spatial resolution), 단면영상의 두께(slice thickness), 단면 위치/간격(slice position/separation), 위상과 관련한 artifact등으로 나타나게 되므로, 영상을 평가함으로써 자기공명영상장치의 상태파악을 할 수가 있다. 본 보고에서는 표준 모형에 신호발생물질은 채운 phantom 영상의 공명주파수, 영상의 신호대 잡음비, 영상균일도 및

단면두께를 평가하여 자기공명영상장치의 상태를 점검하는 기준으로 삼았다.

실험준비

자기공명영상장치는 (주)메디슨에서 개발중인 초전도 자기공명영상장치를 사용하였다. phantom은 범용과 고해상도용 두종류를 사용하였다. 사용한 펄스 시퀀스는 다면(multi-slice) spin echo sequence로 TR/TE 600/20 msec, 9slice, 단면 두께 4.5mm, FOV 25cm의 변수를 사용하였다.

실험 및 분석

영상의 신호대 잡음비 분석 - 신호는 ROI(Region of Interest) 내의 평균 신호값(S_A)에서 신호가 발생하지 않는 바탕부위의 평균값(S_B)을 제한 값으로 정의되며, 잡음(Noise)은 균일신호 발생부위에서의 random variation으로 표준편차(Standard Deviation: σ_A)로 정의하였다. 따라서 신호대 잡음비는

$$SNR = \frac{S_A - S_B}{\sigma_A}$$

로 표현된다.

공명 주파수와 flip angle을 결정짓는 rf 출력, rf 코일의 tuning과 Q factor, coil loading, 그리고 사용 펄스 시퀀스와 그 parameter 등에 의하여 신호의 크기, 잡음의 크기가 결정된다. 제반 환경을 최적상태로 한 후, 다면 spin echo 시퀀스로 영상을 촬영하여 여러면의 phantom 영상을 얻었다. 신호대 잡음비의 측정에는 그림 1과 같이 여러 구조물이 혼재되어 있지 않고 균일한 단면을 보이는 영상을 선택하였으며, 신호는 적어도 100 pixel 이상

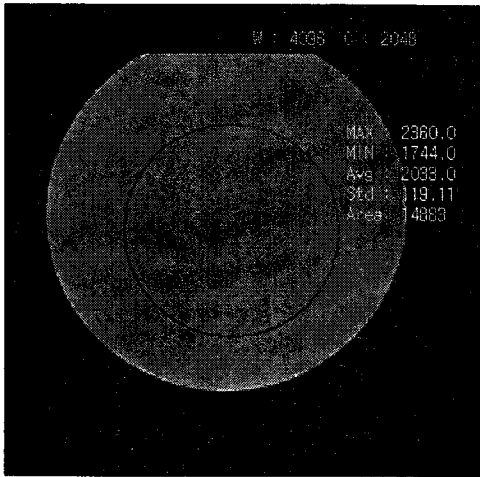


그림 1. 영상의 신호대 잡음비 측정 및 영상 균일도 측정. ROI 내의 평균값, 최대치, 최소치, 표준편차값을 함께 표시하고 있다.

또는 신호형성부위의 10% 이상의 부위를 ROI로 잡았다. ROI는 영상의 중심에서 잡되 확연한 artifact는 제외하였다. 신호대 잡음비의 측정값을 표 1에 정리하였다.

영상균일도 분석 - 자기공명 영상장치에서 영상화되는 체적으로 부터 발생하는 신호의 불균일성을 ROI 내의 최대신호값과 최소신호값의 차이와 그 평균값의 비로 정의한다면, 균일도는 다음과 같은 식으로 정의할 수 있다.

$$U_s = \left[1 - \frac{S_{\max} - S_{\min}}{S_{\max} + S_{\min}} \right] \times 100\%$$

완전히 균일한 경우 균일도는 100%가 된다. 영상 균일성은 정자기장 불균일성, rf field 불균일성, 와류(eddy current), 경사자계 펄스(gradient pulse)의 불균일성 등의 요인들에 영향을 받는다. actively shielded 초전도 자석을 사용하는 본 시스템은 40cm의 dsv(diameter-spherical-volume)에서 1ppm 이하의 균질성을 가지고 있고, actively shielded 경사자계코일을 사용하여 와류효과가 극소화 되어 있으며, 경사자계의 불균질성도 최소화되어 있다. rf field의 균질성을 높이기 위하여 quadrature 두부코일을 사용하였다.

영상균일도 측정에는 신호대 잡음비 측정에 사용된 것과 동일한 구조물을 사용하였으며, rf 침투(penetration)효과를 방지하기위해서 비전도성 물질로 채워져 있다. 사용 펄스시퀀스도 신호대 잡음비의 측정에서와 같은 multi-slice spin echo sequence를 사용하였으며, 측정에 사용한 영상도 그림 1과 동일 하다. 측정 결과를 표1에 신호대 잡음비와 함께 표시하였다.

영상단면 두께 측정 - 단면 두께는 단면 profile의 해당 봉우리에서 최대치의 반이 되는 곳의 폭(FWHM: Full Width Half Maximum)으로 정의된다. 단면profile은 선택부위를 따라 신호의 크기를 그림 2와 같이 영상의 한쪽면에 표시하였다.

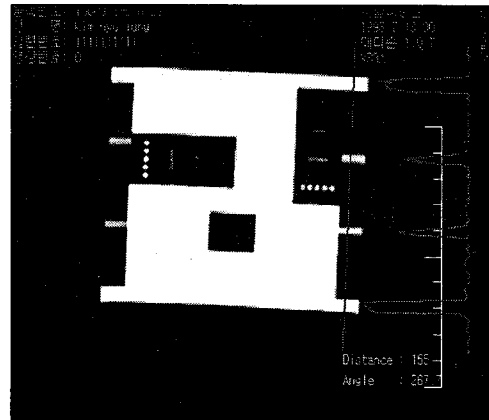


그림 2. 단면두께 측정에 사용한 고해상도 phantom의 한 단면 영상.

여기서 사용된 phantom은 해상도와 여러 다른 기능들을 복합적으로 측정 할 수 있도록 되어서 비교적 복잡한 구조로 되어있으나 영상단면의 두께 측정과 관련된 구조물과 그 profile만을 도해하면 그림 3에서 보는 바와 같다. 90도로 교차되는 틈새 부위에만 신호 발생 물질로 채워져 있어 profile의 높은 봉우리로 나타나고, 그의 부위는 아크릴 등의 구조물로 채워져 있으므로 신호가 없어 profile에는 낮게 나타난다. 그림 3에서와 같이 틈새의 교차각도가 θ 일 때, 단면의 두께는 다음의 관계에서 얻어진다.

$$FWHM = \frac{(a + b)\cos\theta}{2\sin\theta} + \frac{\sqrt{(a + b)^2 + 4ab\sin^2\theta}}{2\sin\theta}$$

a, b는 각각의 틈새의 profile로 부터 측정하여 얻어진 길이이다. 이 phantom에서는 $\theta = 90^\circ$ 이므로 방정식은 $FWHM = \sqrt{ab}$ 로 간단해진다. 본실험에서 얻은 결과는 각각 4.5 mm이었다.

단면의 두께선택에 영향을 주는 요소로는 경사자계의 불균일성(nonuniformity), rf field의 불균일성, 주자기장의 불균일성 등의 하드웨어에 의한 요소가 있으며, rf 펄스의 형태와 같은 사용자의 선택적으로 사용할 수 있는 요소등이 있다. 특히 선택 단면의 profile은 sinc 함수 혹은 gaussian 함수

자기공명 영상장치의 신호대 잡음비와 영상평가

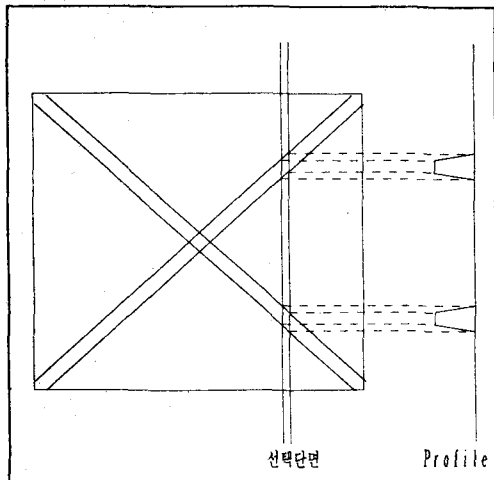


그림 3. 고해상도 phantom의 측면 구조물의 단면의 도해. 선택 단면과 교차되는 부분의 profile을 우측에 보이고 있다.

등 π 펄스의 형태에 따라서 결정이된다. 본 실험에서는 최적화된 90도 펄스와 180도 펄스를 사용하였다.

결과 및 고찰

표 1. 신호대 잡음비, 영상균일도, 단면두께의 측정 결과

신호대 잡음비	영상균일도 [%]	단면두께 [mm]
40+/-5	90+/-5	4.5+/-0.2

신호대 잡음비의 수치는 영상 parameter와 영상조건의 총체적 결과이므로 영상장치의 수행능력 정도를 표시하는 척도가 된다. 다른 영상시스템과의 비교를 위해서는 동일한 phantom과 동일한 영상 parameter를 사용여서 voxel 크기에 대하여 normalize 하여야 한다. 실제 사용에 있어 비교는 1 mm 당의 신호대 잡음비를 이용하는 것이 오히려 편리 할 것으로 사료된다. 신호대 잡음비의 값은 오히려 매일매일의 영상장치의 수행정도의 척도로 사용되어서, 그 값이 정상시의 값과 현격한 차이가 생기면 그 원인을 찾아서 제거하여야 한다. 그 원인은 송신부와 수신부등 여러 곳이 그 원인이 될 수 있으므로 시스템의 각 단을 50 Ω 으로 termination하여 각단의 noise figure를 미리 점검해 놓아야 한다.

영상의 균일도는 20cm FOV 혹은 그 이하에서 integral uniformity 값은 80% 이상 나와야 한

다. 본 실험의 결과에서는 약 90%의 균일도가 나왔으며, body coil을 이용하는 경우에는 더욱 나아질 것으로 예상된다. FOV가 커질수록 영상균일도는 감소되며, 표면코일을 사용하는 경우는 영상 균일도 지수를 적용할 수 없다.

영상 단면 두께 측정에서 측정 정확도의 적정성을 확인하기 위해서는 측정된 slice 두께와 Console에서 지정한 slice 두께가 5mm 이상에서 오차 ± 1 mm 이내(혹은 20% 이내)에서 일치해야 한다. 본 연구에서는 5% 이내에서 일치 함을 얻었다. 계단식 구조물로 단면의 두께를 대체적으로 확인할 수 있는 방법이 있으나, 이 계단의 해상도가 1 mm 이므로 그 이하의 정확도를 구할 수 없는 단점이 있다. 그림 4에서 계단식 구조물의 profile을 보이고 있다.

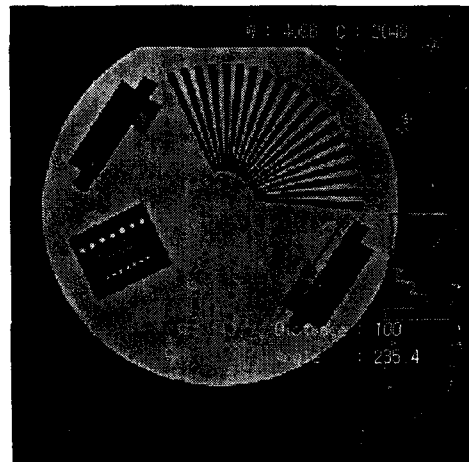


그림 4. 범용 phantom. 해상도와 단면 두께를 측정 할 수 있는 구조물을 포함.

결론

본 실험에서 단면 두께 1mm 당의 신호대 잡음비는 약 9 정도가 나왔으며, 향후 다른 시스템과의 비교가 흥미로울 것으로 예상된다. 또한 1 Tesla 초전도 자석에서의 근본적인 신호대 잡음비의 한계치와의 비교가 추후 이루어 져야하며, 이로써 장치의 신호대 잡음비 개선에 대한 이정표를 제시해 줄 수 있다.

영상의 균일도는 사용 코일의 종류에 따라 다르지만, 본 실험에서 사용한 quadrature birdcage 형태의 두부코일이 90% 이상의 영상균일도를 보임을 확인하였으며, 추후 다른 코일의 영상균일도 및 신호대 잡음비를 비교할 수 있는 기준선을 마련한 것에 의미가 있다.

영상단면의 두께는 조작자 지정변수와 실측치가 5% 이내에서 일치하였다. 단면두께는 90도 펄

스, 180도 펄스의 형태와 밀접한 관련이 있으며, sinc 또는 gaussian, 그리고 다양한 형태의 최적화된 rf 형태에 따른 두께 profile, 그리고 단면의 두께와 간격에 따른 단면들 사이에 미치는 영향등은 대단히 흥미 있는 추후 과제로 연구과제라 할 수 있다.

참고문헌

1. Ronald R. Price, Lenon Axel, Tommie Morgan, Robert Newman, William Perman, Nicholas Schneiders, Mark Selikson, Michael Wood, and Stephen R. Thomas : *Quality assurance methods and phantoms for magnetic resonance imaging : Report of AAPM nuclear magnetic resonance Task Group No.1.* Med. Phys. 17(2), 1990
2. W. A. Edelstein, G. H. Glover, C. J. Hardy, and R. W. Redington : *The Intrinsic Signal-to-Noise Ratio in NMR Imaging.* Magnetic Resonance in Medison 3, 604-618, 1986

*본 과제는 한국 과학재단
(과제번호: 94-0100-09-01-3)와 G7 의료공학기술
연구개발 사업의 일부로 수행되었음.