

## <심포지움-1>

### Hardware for Ultrafast Techniques

가톨릭의대 의공학교실, 한예 MRI 연구실

이 흥 규

#### I. 서론

1946년 Bloch와 Purcell 두 그룹에 의해 자기공명 (Nuclear Magnetic Resonance) 현상이 발견된 후 자기공명분광학 (NMR Spectroscopy)은 물리, 화학, 생물학 및 의학분야에서 지속적으로 발전되어 왔다. 1973년 Lauterbur교수에 의해서 제안된 자기공명영상 촬영방법은 1980년대에는 주로 영상촬영 성능개선 방향에서 집중적으로 이루어져왔으나 1988년 이후 두뇌의 Metabolic 상태변화까지 검출할 수 있는 Proton ( $H-1$ ) spectroscopy 및 Phosphorous ( $P-31$ )가 중점적으로 임상연구되고 있으며 그 잠재적 가능성은 무궁하리라 볼 수 있다. 또한 1977년 Mansfield에 의해 제안된 초고속 영상기법 (Echo Planar Imaging: EPI)은 최근 상용화되어 촬영시간이 장당 50-100 msec 이하로 줄일 수 있게 되었다. 초고속 영상촬영기술 발전과 병행해서 기능영상 (functional imaging) 기법이 1990년대 초부터 연구되고 있다. 향후 자기공명진단장치의 응용범위는 더욱 넓어져, 정밀한 해부학적 영상뿐만 아니라 생화학적 변화, 혈류량, 혈중산소량, 신경반응등의 측정이 임상에서 구체적으로 적용될 전망이다. 또한 영상의 질 개선, 고속촬영, Spectroscopy 성능개선, 기능영상 연구 등을 위해 미국 여러 대학에서는 3.0 Tesla에서 4.0 Tesla까지의 자석을 적극적으로 사용하기 시작하였고 1999년에는 FDA 승인을 받아 상용화될 전망이다.

이렇듯 지난 20년간 자기공명영상 분야의 발전은 가히 폭발적이라 할 수 있으며, 그 바탕에는 의학, 의물리학, 의공학의 발전이 있어왔기 때문이다. 대표적인 예가 초고속 영상촬영장치이다. 1977년 Mansfield에 의해 제안된 초고속 촬영기법은 무려 20년이나 지난 최근야야 상용화를 거쳐 임상에 활용되기 시작하였다. 이유는 그만큼 초고속 촬영방법은 새롭고 어려운 공학기술들을 요구하기 때문임을 추론할 수 있다. 즉 고속 대용량 컴퓨터, 고속 디지털 신호처리 기술의 발전 외에도 핵심이 되는 경사자계 코일 및 증폭기 설계기술의 발전으로 고전류 (>300A), 고전압 (>600V), 고효율 및 고속 switching 경사자계 코일과 증폭기가 최근야야 개발되었기 때문이다.

#### 2. 초고속 영상장치 하드웨어

##### (1) 초고속 촬영장치의 원리

EPI의 원리는 그림 1의 (a, b)에서 나타내었다. 일반적인 고속영상기법인 FSE와는 달리 Gradient Echo현상을 이용해서 주어진 단위 TR구간 안에서 256 (128)x128 크기의 영상자료를 한번에 얻어 촬영시간을 50-100ms범위로 줄일 수 있게 하는 방법이다. 이때 read out gradient ( $G_R$ )는 +/-극성의 방향으로 진동하게 되며 phase encoding gradient ( $G_P$ )는 그림 1(b)에서 보듯이  $K_y$ 방향으

로 한 스텝씩 증가시킬 수 있도록  $G_R = G_P / N_y$  크기로 적용시킨다. 이때 K-Space에서는 짝수배 및 홀수배의 echo신호들이 얻어지되 진행방향은 반대로 된다. 효율면에서는 좋으나 echo신호들의 중심선이 흐트러지는 문제 외에도 chemical shift, susceptibility 현상에 의한 Off Resonance Effect 문제가 발생하게 된다. 따라서 초고속 영상촬영 장치의 하드웨어는 그림 1의 원리를 충실하게 재현할 수 있는 성능을 가져야 한다.

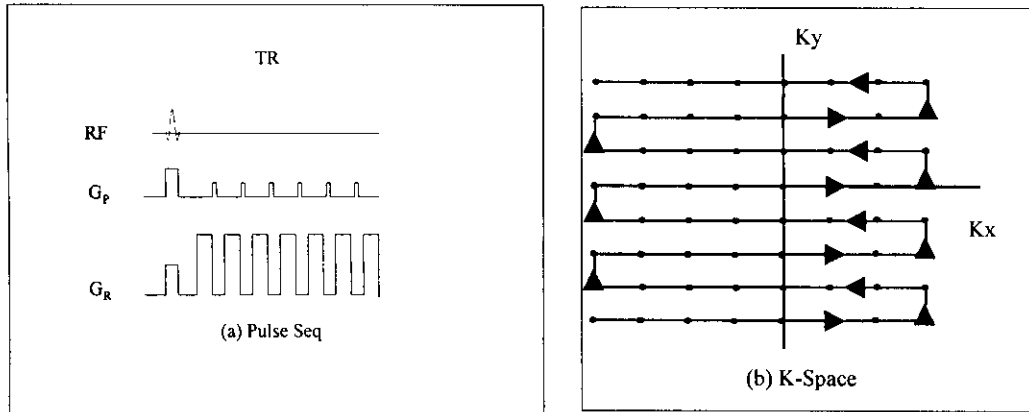


그림 1. 초고속 영상 기법 (EPI) 원리도

## (2) 경사자계 코일

Lauterbur에 의해 제안된 자기공명영상진단장치 방법이 상용화되고 임상적으로 유용하게 될 수 있었던 것은 경사자계코일의 개념과 설계가 가능하였기 때문이다. 초기의 코일형태는 Gz 경사자계를 만들기 위해 간단한 Maxwell pair형태를 사용하였고, Gx, Gy 경사자계에는 Goal 코일을 사용하였다.

### 경사자계코일 설계기술

1980년 초기의 경사자계코일은 비교적 설계가 간단하고 제작하기도 쉬우며 또한 임상적으로 성능이 우수한 영상을 만들어 내는데 큰 어려움이 없었다. 그러나 자기공명영상진단장치 기술의 발전으로 경사자계코일의 성능향상이 심각하게 요구되었다. 예를 들면 초고속 echo planar imaging외에도, 고해상도 촬영, diffusion/perfusion imaging, spectroscopy등의 기술은 더 높은 경사자계 크기와, 고속 switching, 낮은 와류전류를 갖는 경사자계코일을 요구하게 되었고 기존의 경사자계코일 기술로는 한계점을 갖게 되었다. 1986년 영국의 R. Turner에 의해 제안된 Fourier Bessel 수학기법에 의거한 target field method는 기존기술의 한계점을 해결하는 기초가 되었다. 특히 Mansfield와 함께 제안한 능동차폐 경사자계코일의 개념은 와류전류를 해결하는데 큰 기여를 하게 된 셈이다. 문제는 R. Turner의 Target field method가 원통형 경사자계코일 형태를 가정하였으나, 실제로 응용범위에 따라 평면형, 사각형, tapered flange형 등 설계 모양이 바뀌게 될 경우 직접적인 적용이 되지 않는다는 것이다. 이를 해결하기 위해 target field method의 개념은 적용되 경사자계코일의 기하학적 형태에 관계없이 설계할 수 있도록 유한요소 방법 (finite element method)을 사용하며, bilateral breast 경사자계코일, tapered flange head 경사자계코일 설계 등을 그 예로 들 수 있다.

### 경사자계코일의 성능

경사자계코일의 성능은 최대자장의 세기, 얼마나 빨리 최대경사 자장까지 높일 수 있는냐의 척도인 상승시간 (rise time), 및 최대경사자장의 세기를 상승시간으로 나눈 slew rate, 최대의 경사자장 세기를 얼마나 오랫동안 안정적으로 공급할 수 있는냐 하는 척도로 사용되는 Duty cycle로 평가할 수 있다. 일반적으로 자기공명영상장치의 경우 경사자계코일의 인덕턴스는 1 mH 이하이고 경사자계 크기는 10 mTesla/m 정도이며 rise time은 0.6-1.0 msec 이하이다. 이러한 경사자계 크기를 가능토록 하기 위해 적합한 gradient current를 가할 수 있는 amplifier가 필요하며 그러한 gradient amplifier는 300 V 공급전압과 수백 amperes의 전류펄스를 공급하고 있다. 그러나 초고속 영상촬영기법을 적용하기 위해서는 표 2 에서 예시하듯 경사자계 크기는 25 mTesla/m 정도이며 Rise Time은 0.1-0.2 msec 정도이고 Slew rate는 120 mT/m/sec 정도가 되어야 하며, gradient amplifier는 600V 공급전압과 500-600 A의 전류펄스를 공급할 수 있어야한다.

	1980s	1990s	EPI
Gradient Amplitude	10mT/m	22 mT/m	22 mT/m
Rise time	600 $\mu$ s	284 $\mu$ s	184 $\mu$ s
Slew rate	17 mT/m/sec	17 mT/m/sec	120mT/m/sec

표 1. 경사자계코일의 성능 (A회사 경우)

### 와류전류 보정

경사자계코일은 주변에 전기적 도체에 유도되는 와류전류의 영향을 없애기 위한 보정 장치도 필요하다. 일반적으로 자석의 thermal radiation shield 부분이 이런 와류전류 영향을 주는 데 수백 msec의 시정수를 갖는다. Copper eddy current shield를 가지는 자석들은 수초 이상의 시정수를 가지는 경우도 있다. 와류전류 제거는 두 가지 방법을 사용한다. 즉 (1) 경사자계코일에 인가되는 파형의 overshoot나 pre-emphasis를 하여 상쇄하는 방법과 (2) 경사자계코일과 자석용기 사이에 차폐용 보조코일을 추가로 설계해서 사용하는 능동차폐 경사자계코일 방법이 있으며 통상 두가지 방법을 병행해서 사용하고 있다.

### (3) 초전도자석

1940 년대에 자기공명 spectroscopy 기술이 발전하고 물리 및 화학 연구 분야에 소개된 후 연구분야 및 적용범위에 따라 자석의 기술도 함께 발전해 왔다. 자석의 quality를 측정하는데 자석의 세기, bore size, field homogeneity (자장세기의 균일성), temporal stability, 자석의 무게, 크기 및 유지비용도 중요한 변수가 된다.

초고속 영상촬영장치에서는 고가의 초전도 자석을 택하는 데 몇가지 기술적인 강점이 있기 때문이다. 첫째, 양질의 thermal stability를 얻을 수 있다. 둘째, 50cm 구형 안에서 20ppm이하의 자석의 균질성을 얻을 수 있으며, 10cm 구형안에서 0.1ppm정도까지 균질성을 얻을 수 있기 때문이다. 셋째, 일반적으로 고자장의 자석을 쓰면 영상의 신호 대 잡음비가 정비례하여 선명한 영

상을 얻게 되어 고속촬영, 정밀촬영 등 신호 대 잡음비가 중요한 응용분야에서 널리 사용될 수 있다. 최근에는 active shield 자석설계를 3.0 T까지 시도하고 있으며, Eddy current 등을 줄이기 위해 자석 Enclosure를 FRP로 대체하는 방법도 시도되고 있다. 그 외에 경제적인 운용을 위해 고가의 Helium 가스 사용 비용을 절감키 위한 다단계 냉동기 사용 (0.1 liter/hr). 자석 fringe field를 줄이기 위한 능동차폐 자석의 설계가 가능해져 좁은 공간에서도 고자장의 자석을 설치할 수 있게 되었다. 따라서 초고속 영상촬영장치의 경우 최신의 기술이 적용된 전자석을 사용하되 자장의 균질성과 temporal stability를 중점적으로 확인해야한다.

#### (4) Computer

MRI에 사용되는 컴퓨터는 성능과 경제성에 의해 지속적으로 발전하여 왔다. 즉, 1980년대에는 중형컴퓨터가 사용되어 가격, 유지보수 및 향후 성능개선시 고비용이 요구되었으나 1990년대에는 저렴하며, S/W의 성능개선이 용이하고 자료호환성이 높은 고성능의 소형컴퓨터 (PC급)로 바뀌어 가고 있는 추세이다. 이러한 지난 20년간의 컴퓨터 관련기술의 비약적인 발전과 가격절감으로 초고속 영상촬영장치를 위한 컴퓨터 관련 하드웨어는 향후 상대적으로 용이하게 또한 저렴하게 해결되어 질 전망이다.

구체적인 사양을 요약하면, 초고속 영상촬영장치가 가능하기 위해서는 최소 1MSPS 정도의 16 bits 고속 A/D converter가 필요하며, 2 Mbyte/sec정도의 고속 저장장치와, 기능영상 촬영기법의 임상응용을 위해 10 Gbyte 이상의 저장장치의 크기가 필요하다. 또한 실시간 영상 재구성을 위해서는 250 msec 이내에 256 complex FFT를 계산할 수 있는 고속 신호처리 장치가 필요하다.

### 3. 결론

초고속 영상촬영장치의 필요한 하드웨어 성능을 표2에 요약하였다. 최근의 고성능 자기공명영상 진단장치는 초고속 EPI 촬영장치가 기본기능으로 채택되는 추세이고, 필수적인 고성능의 하드웨어들이 장착되어 초고속 영상촬영 기법의 임상적용 외에도 신뢰성과 정밀도를 더욱 향상시킬 수 있다. 향후에도 의공학적인 관점에서는 지속적인 성능향상이 가능하나, 인체 안전성 관점에서는 한계가 있을 것으로 예측되어 BURST같은 새로운 초고속 영상기법 출현이 기대된다.

항목	이름	Hardware 요구사항
수신부 주파수 대역	$t = Ts/Ts$ $BW = 1/ t$ $t = \text{minimum}$ Data Acq. Time $Ts = \text{Total Data Acq. Time}$ $Ns = \text{No. of Samples}$ $BW = \text{Receiver bandwidth}$	고속 A/D 변환기 대용량 고속 저장기 고속 계산 처리기
경사자계코일	$G = BW/(rD)$ $G = \text{Gradient intensity}$ $= \text{Gyratic ratio}$ $D = \text{Field of view}$	고자장, 고효율, 수냉식 경사자계 코일 경사자계 증폭기, 대전류
과도기 특성	$Vs = L di/dt + Ir$ $Vs = \text{공급전압}$ $i = \text{공급전류}$ $L = \text{Coil inductance}$ $R = \text{Coil resistance}$	min. Inductance Gradient coil Active Shield Gradient Coil 고전압, 경사자계 증폭기 Eddy current compensator
위상부호 경사자계 (Phase Encoding Gradient)	$Gp = GR/ Np$ $Gp : \text{Phase Encoding Gradient coil}$ $GR : \text{Readout Gradient Coil}$ $Np : \text{Phase Encoding Steps}$ $1/T2^* = 1/T2 + DH/2$ $DH = \text{Magnetic field inhomogeneity}$	Magnet homogeneity Passive Shim 장치
Off Resonance	Chemical Shift 및 Susceptibility	Phase Correction FAT Saturation Active Shim 장치
소음 및 기계적 진동	$F = I \times B$ $F : \text{Force}$ $I : \text{Gradient Current}$ $B : \text{자장의 세기}$	방음처리 기계진동 완화장치 냉각장치
인체 안정성		Safety monitoring (SAR) 장치

표 2. 초고속 영상 장치의 기술 요소 및 필요한 하드웨어

## 참고 문헌

1. F. Bloch, W.W. Hansen, and M. Packard, "Nuclear Induction," *Phys.Rev.*, **69**, 127 (1946).
2. E.L. Hahn, "Spin echoes," *Phys. Rev.*, **80**, 580 (1950).
3. P.C. Lauterbur, "Image formation by induced local interactions: examples employing nuclear magnetic resonance," *Nature*, **242**, 190 (1973).
4. Mansfield P. Multi-planar image formation using NMR spin echoes. *J. Phys. C.* 1997; 10: L55-L58.
5. Golay MJE. Magnetic field control apparatus. 1957:US Patent 3,515,979.
6. Mansfield P, Chapman B, Turner R and Bowley R. Magnetic field screens. 1985:UK Patent 2 180 943 B, US Patent 4978920.
7. Roemer P, Edelstein W. A. and Hickey J. Self shielded gradient coils. *Proceedings of the 5<sup>th</sup> Annual Meeting of the SMRM, 1986, Montreal*, p 1067.
8. Mansfield et al.: Active magnetic screening of gradient coils in NMR imaging. *J. Magn. Reson.* **66** (1986).
9. H.K. Lee, R. Raman, R. Slates, A. Ersahin, and O. Nalcioğlu, "An Optimized Gradient Coil for Breast Imaging" *Proc. 14h Annual Meeting, Soc. of Mag. Res. In Med., 1995, Nice in France.*
10. S. Cohen, R.M. Weisskoff, "Ultra fast imaging," *Magn. Reson. Imag.* **9**,1 (1991).
11. Bandettini PA, Wong EC, Jesmanowicz A, Hinks RS, Hyde JS. Spin-echo and gradient echo EPI of human brain activation using BOLD contrast: S comparative study at 1.5 Tesla. *NMR Biomed* 1995; 7:12-19
12. Budinger TF, Fischer H, Hentschel D, Reinfelder H-E and Schmitt F. physiological effects of fast oscillating magnetic flux gradients. *J Comp Ass Tomag* 1991;15: 909-914
13. F. Schmitt, P. Wielopolski, H. Fischer, R.R. Edelmann. Peripheral Stimulation and their elation to Gradient Pulse. *Proceedings of the Society of Magnetic Resonance, 1994*.pg 102.
14. NEMA Standards Publication No. MS 4-1989: Acoustical Noise Measurement Procedure for Diagnostic Magnetic Resonance Imaging devices. National Electrical Manufacturers Association 2101 L Street, N.W. Washington, D.C. 20037