

# Receive and Transmit SENSE Technology

고려대학교 전자 및 정보공학부 오 창 현

## 강 의 목 표

1. Receive(RX) SENSE(SENSitivity Encoding) 기술의 개요
2. Transmit(TX) SENSE 기술의 필요성
3. Transmit SENSE의 동작원리의 이해

## 1. Receive SENSE 기술의 개요

진단용 MRI시스템은 지난 1980년대에 상용화를 시작한 이후로 영상의 신호대 잡음비(SNR)와 공간분해능의 증가를 위해 자장의 크기를 계속 증가시키는 방향으로 연구개발이 진행되어 왔다. 특히 2000년 이후는 3.0 T 시스템설치가 급격히 늘어나고 있으며 앞으로 당분간 임상응용이 가능한 한 이와 같은 고자장화 추세는 계속 이어질 것으로 보여 7 T, 9 T로 자장의 증가와 이에 따른 영상기술의 연구개발은 계속될 것으로 여겨진다. 이에 따라 RF, 경사자계코일 등의 hardware도 주자계의 고자장화에 적응하기 위한 연구가 필요한 바 아직 3 T 이상의 MRI에 사용되기에는

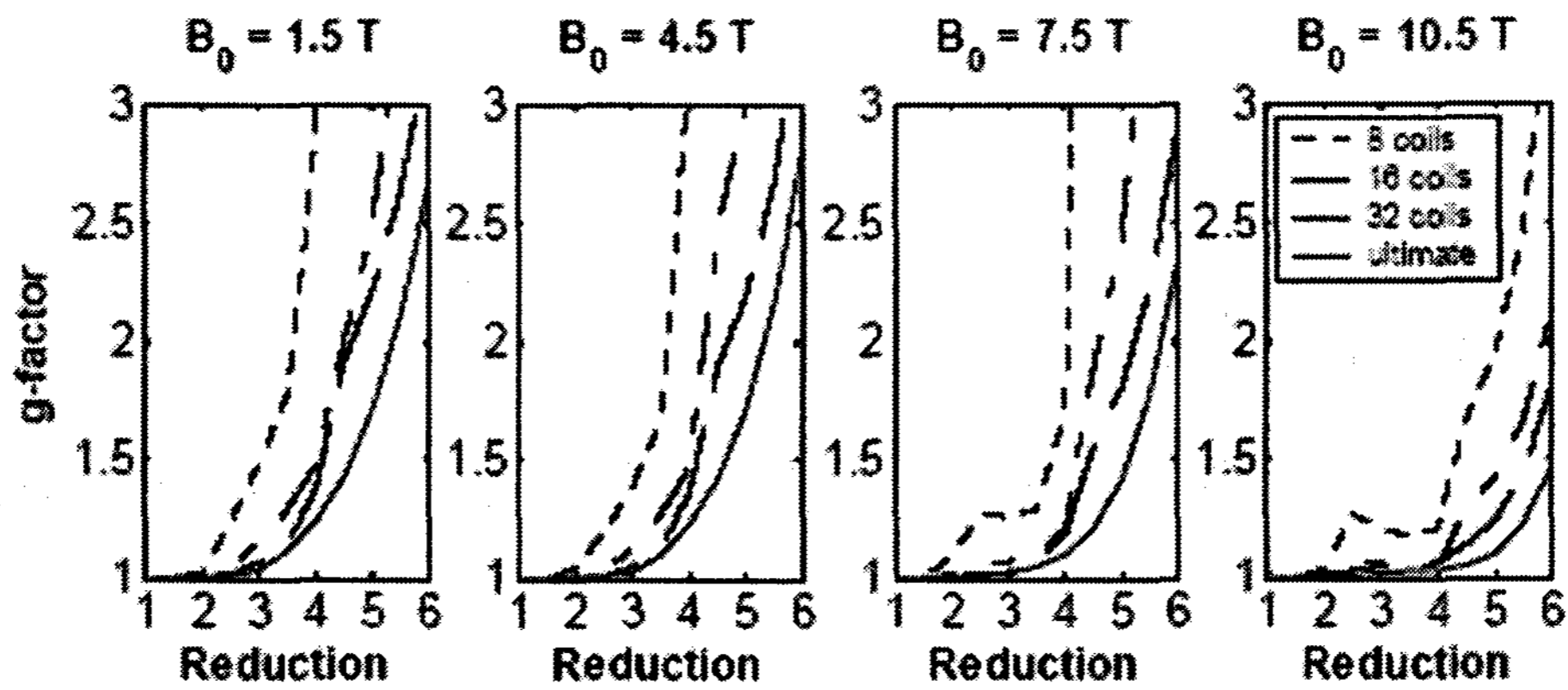


Figure 1. 자장의 크기와 수신 element 개수 및 R-factor에 따른 G-factor의 변화. R-factor를 늘려 영상 시간을 줄일 경우 G-factor가 늘어나며 이에 따라 어느 정도로 SNR이 나빠지는지를 보여 준다. 또한 SENSE 기술은 고자장에서 더욱 효과적임을 보여주고 있다.

보완할 점이 많다.

고자장 MRI에서는 그보다 낮은 자장에 비해 높은 SNR을 얻을 수 있다. 예를 들어 MRI시스템이 1.5 T에서 7.0 T로 자장이 높아질 경우 약 4배의 SNR 향상이 이루어진다. 이는 이론적으로는 1.5 T에 비해 같은 공간분해능과 SNR로는 무려 16배 정도의 영상촬영시간 단축에 해당되며 또한 같은 영상촬영시간의 경우는 공간분해능을 4배로 향상시킬 수 있다고 볼 수 있다. 이를 효과적으로 촬영시간 단축이나 공간분해능의 향상에 이용하기 위해서 개발된 방법이 여러 개의 RF 코일을 사용한 RX SENSE 혹은 Parallel RF 수신방법이며 이를 위해서 보통 8개에서 많게는 128 channel 의 Parallel RX RF coil을 사용한다(1).

Figure 1은 정자장의 크기를 1.5 T, 4.5 T, 7.5 T, 10.5 T로 가정했을 때 Parallel Receiving Coil을 사용한 영상시간단축효율이다. Reduction factor(R-factor) 는 영상시간 감축비율이며 G-factor 는 이에 따른 잡음의 증가율 혹은 SNR 의 감소율이다. 표에서 보는 바와 같이 이 방법은 SNR이 높은 고자장에서 유리한 것을 알 수 있다. 같은 R-factor로 가정할 때 G-factor가 7.5 T 이상의 경우 1.5 T 또는 4.5 T에 비해서 더 적어 고자장에서 영상시간 감축효율이 높음을 보여주고 있다(2).

RX SENSE 방법은 다음과 같은 목표로 사용하게 된다.

- (i) SENSE encoding을 통한 영상촬영시간단축
- (ii) Temporal resolution 의 향상

예) CINE imaging of moving organs

(iii) 일반 영상촬영에서의 표면은 물론 중앙을 포함한 전체적인 SNR 향상

아래의 기술을 사용하여 RX SENSE RF 코일을 실현하게 된다.

- (i) 여러 코일 element 간의 isolation의 확보: 이를 위해서는 overlap, mutual inductance 사용법, common capacitor 기법이 사용되고 있으며 이를 선택적으로 사용하여 최적으로 isolation된 coil을 만들어야 한다.
- (ii) Low input impedance preamp 제작기술: low input impedance의 RF preamp 를 공진회로를 사용하여 receiving coil을 open 시켜 detuning 시키는 역할을 한다. 코일impedance가 50 Ohm일 경우 가장 낮은 noise figure를 갖는 동시에 낮은 input impedance를 가진 amp를 필요로 한다. 보통 2 Ohm 미만의 input impedance를 가진다.
- (iii) SAR(Specific Absorption Rate) consideration/ cabling/ ground breakers: RX 코일의 도체부분은 TX 코일의 영향을 받으며 이에 의해 고온으로 되어 문제를 발생시킬 소지가 있다. 이를 인체에 영향이 없을 정도로 유지하기 위해 software simulation, local ground breaker 의 사용 등 여러 방법이 사용된다.
- (iv) Multi-channel signal control and acquisition 촬영대상에서 나오는 RF 시그널을 switching 하고 acquisition 하기 위한 8~ 16 channel 이상의 RF hardware를 사용한다.

Table 1은 본 실험실에서 simulation으로 얻은 결과로서 여러 가지 구조의 3.0 T head RX SENSE RF coil에서 x-y 방향의 R-factor 에 따른 영상의 G-factor의 변화를 보여주고 있다.

**Table 1. SENSE RF 코일의 구조와 R-factor에 따른 G-factor의 변화.** 여기서는 8 by 1 의 구조가 x-y 방향 encoding 횟수 감소에 제일 유리한 것을 보여주고 있다.

Coil type (φ방향 by z 방향)	2 fold SENSE reduction (axial, R=2)		3 fold SENSE reduction (axial, R=3)	
	Mean g value	Maximum g value	Mean g value	Maximum g value
4 by 1 loop array	1.2	2.2	5.5	18.4
6 by 1 loop array	1.2	1.5	2.4	5.5
8 by 1 loop array	1.1	1.2	1.7	2.5
3 by 3 loop array	1.5	1.8	4.5	9.4
4 by 4 loop array	1.3	2.8	3.1	12.8

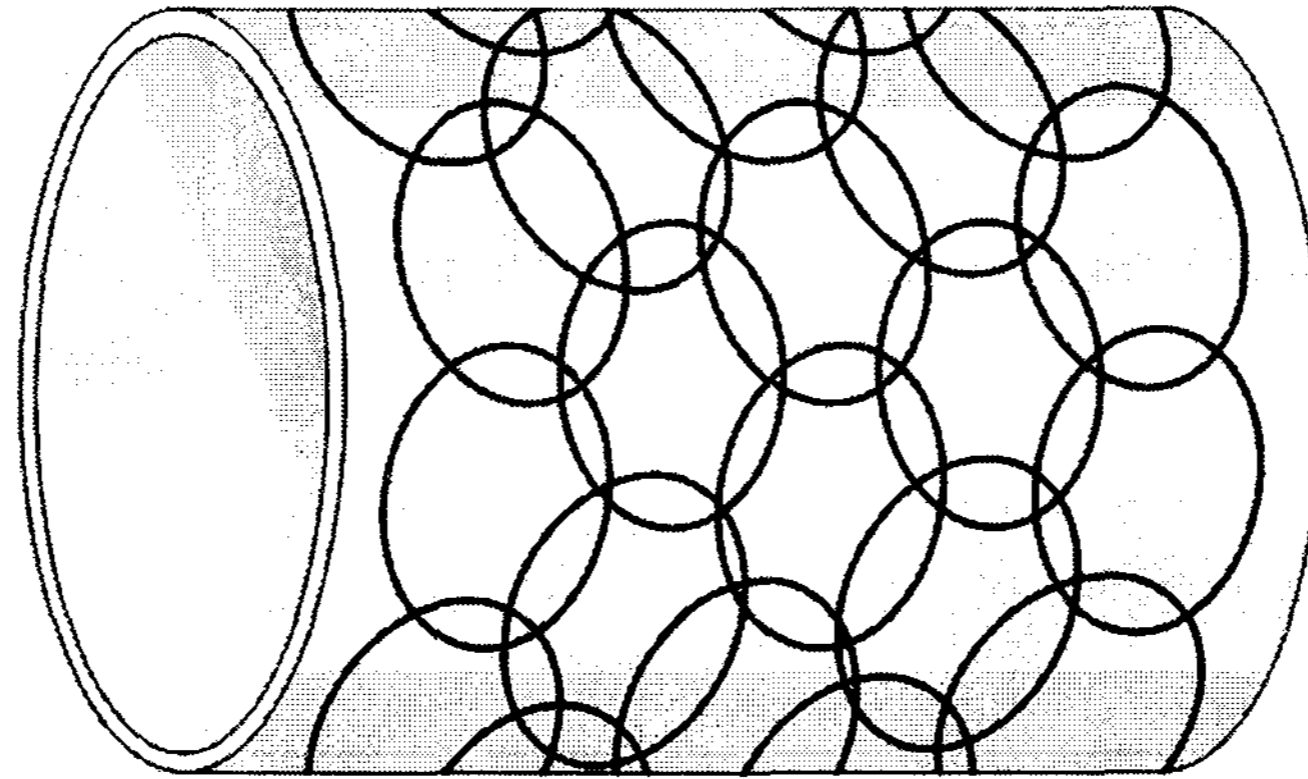


Figure 2. 다채널 수신용 RF coil의 구조 실례.

Table 1에서 보는 바와 같이 8 by 1 구조의 경우 x-y plane 영상 (axial 영상)에서 최소의 잡음증가율로 영상획득속도를 최대로 할 수 있다. 즉, x-y 평면에서의 SENSE 기법 사용을 위해서는 그 평면(x-y평면)주위에 최대개수의 코일 element를 놓아야 한다는 것을 알 수 있다. Figure 2는 실린더 표면에 극단적으로 많은 코일 element를 배열한 예를 보였다.

## 2. Transmit SENSE 기술의 필요성

고자장MRI의 경우 Body 영상에서는 3T부터, 두부영상의 경우는 4~7T부터 RF Transmission의 불균일정도가 심해져 균일한 RF 펄스를 보낼 수 없게 되거나 국부적으로 SAR가 안전기준 이상으로 커지는 문제가 생기기 시작한다. 이런 불균일성은 불균일한 인체 내 전자파의 penetration 또는 constructive effect를 초래한다.

Figure 3은 4T와 7T에서 quadrature RF coil을 사용할 경우의 영상과 FDTD시뮬레이션에 의한 자장의 불균일정도를 보여주고 있으며 이는 임상적용을 위해 무시할 수 없는 정도인 것을 알 수 있다(3).

Figure 4의 가장 일반적인 high-pass bird-cage head RF 코일에 대한 주자장의 세기에 따른 gradient echo imaging simulation 결과가 이의 영향을 잘 보여 주고 있다시피 초고자장화가 되면서 결국은 자장의 불균일화가 획득한 영상의 불균일화를 초래하게 된다(4).

이를 극복하기 위해 고안된 방법이 TX SENSE 혹은Parallel TX RF Coil이라 불리는 여러 코일을 사용한 RF Excitation 방법이다.

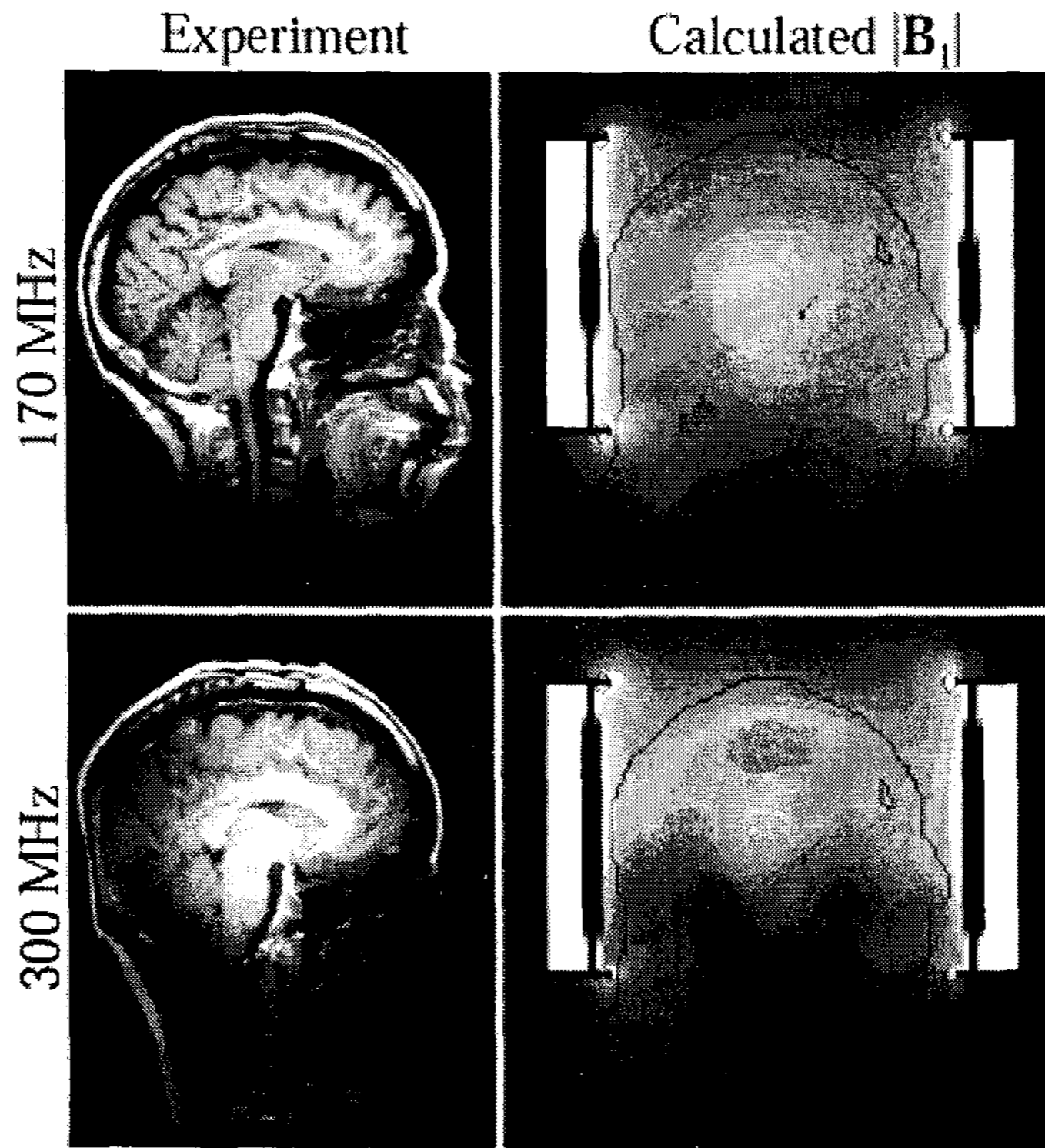


Figure 3. 4 T와 7 T MRI로 얻은 multislice MDEFT 영상(좌측)과 FDTD로 시뮬레이션으로 구한  $|B_1|$  의 영상(우측) (3)

### 3. Transmit SENSE의 동작원리

TX SENSE란 여러 개의 RF 코일을 사용하여 각기 다른 최적화된 RF 펄스를 동시에 인가하여 촬영대상 내에서 RF 펄스의 균일도를 향상시키고 국부적 SAR를 낮추어 임상적용이 가능하도록 RF 펄스를 인가하는 기술이다.

TX SENSE RF coil 의 사용에 따른 효과를 아래에 요약했다.

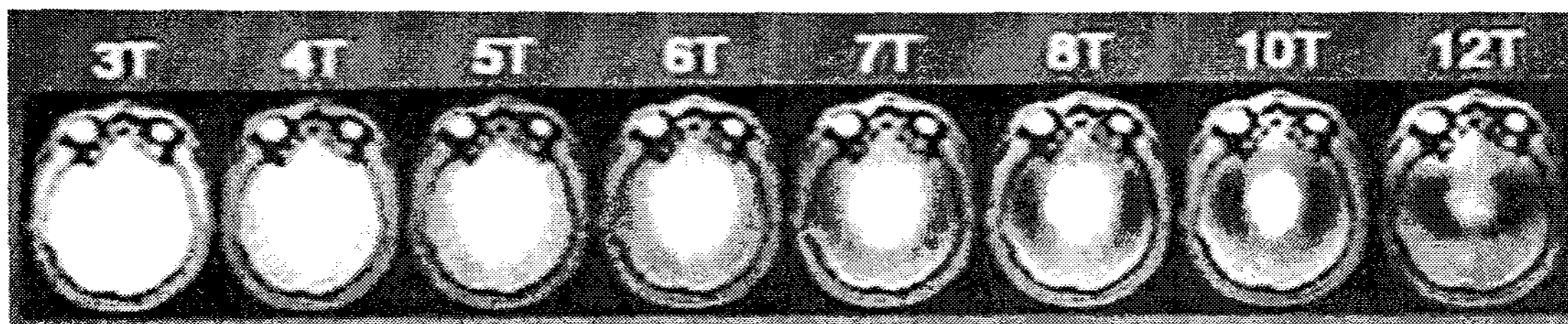


Figure 4. 주자계의 크기 변화에 따른 gradient echo 영상(4)

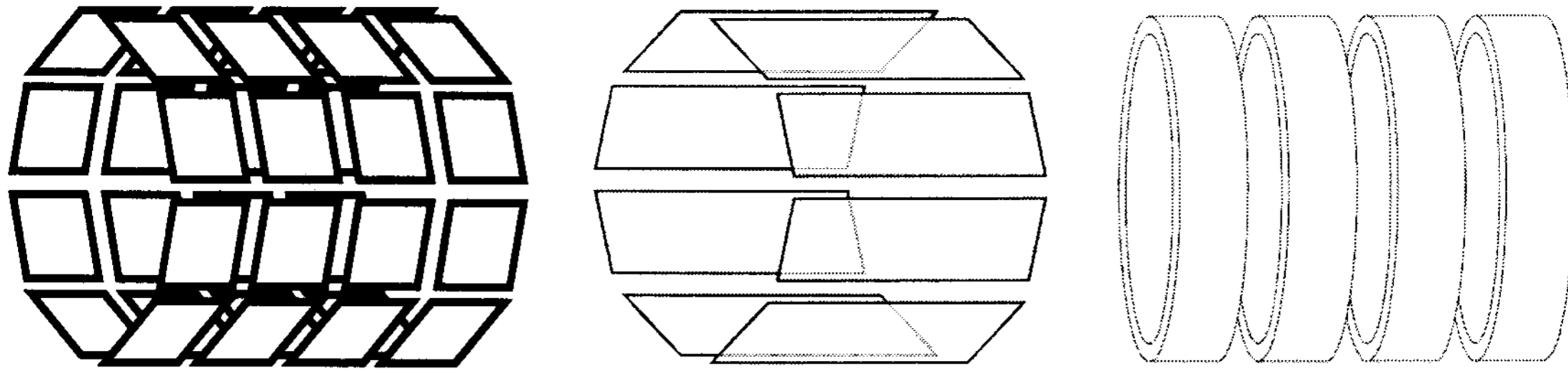


Figure 5. TX SENSE용 코일 element의 사례

- (i) 균일한 RF excitation: 고자장 MRI의 경우 quadrature RF코일로 excitation할 경우 저자장에 비해 자장의 균일도가 나빠지므로 이를 개선하기 위한 방법으로서 보통 여러 개의 코일을 사용하여 각각 다른 input을 가해 전체 RF field를 보정하는 방법을 사용한다.
- (ii) SAR 감소 / 전장 혹은 발열의 감소: (초)고자장으로 갈수록 강한 RF 펄스가 사용되며 특히 body 영상의 경우 최소 20-30 kW 의 RF Amp 가 사용되는 바 이에 따른 high electrical field 및 발열, 인체영향, 각종 코일에서의 발열이 문제가 될 수 있는데 TX SENSE를 사용하여 이를 줄일 수 있다.
- (iii) RF 길이 축소: 다차원 선택 RF pulse의 길이를 줄일 수 있다.

아래의 기술을 사용하여 TX SENSE를 실현하게 된다.

- (i) Multiple RF 코일: 8개 이상의 여러 개의 코일에 알맞은 크기와 위상을 가진 신호를 송신하고 코일간의 상호영향을 줄여야 한다
- (ii) Multi-channel TX 신호의 generation: multiple RF 코일에 보낼 다채널 waveform을 generation 할 hardware를 사용한다.
- (iii) RF pulse design: multi-dimensional selection 의 경우 multiple coil 은 RF pulse 의 길이 단축을 위해 사용될 수 있다. 이를 위해서는 특수 RF pulse 설계기술을 사용한다.

Figure 5에 TX SENSE에 사용될 수 있는 coil element 의 예를 들었다.

Figure 6은 300, 400, 500, 600 MHz 에서 16 개의 line element 코일을 사용한 TX SENSE를 simulation한 결과로서 한 개의 quadrature 코일을 사용할 경우 2배 (100%) 이상으로 불균일한 자장을 가졌던 것을 16개의 element에 각기 다른 크기와 위상을 가진 신호를 인가하여 RF 균일도를 5 ~ 10 % 이내로 개선한 예를 보여 준다(5).

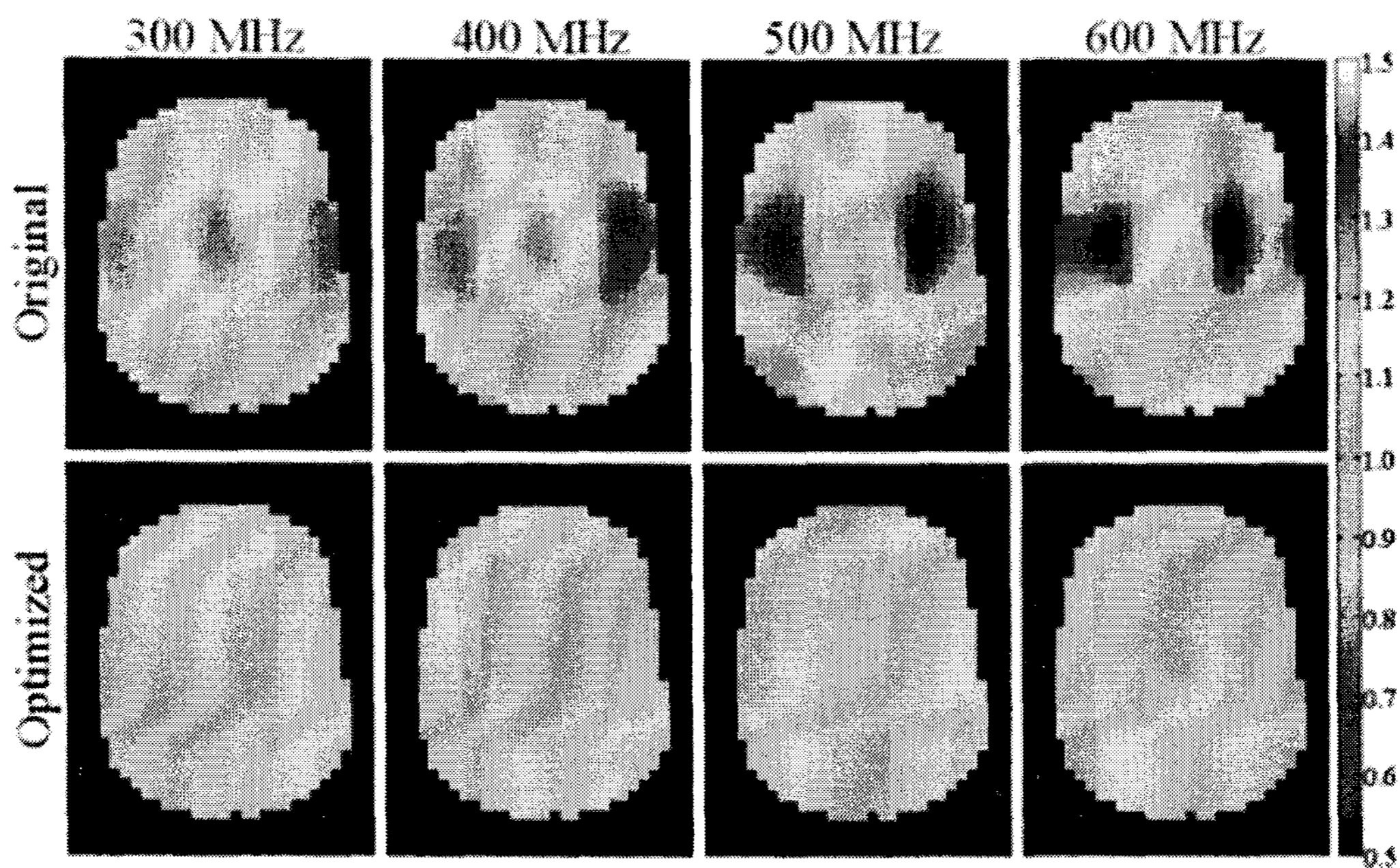


Figure 6. 300, 400, 500, 600 MHz 에서의 parallel TX optimization 결과(5)

Table 2는 2006년도 ISMRM 학회에서 발표된 TX SENSE (Parallel TX) 용 RF coil 에 관한 논문으로부터 연구기관별로 연구내용을 요약한 것으로서 많은 기관에서 고자장 MRI를 위해 TX SENSE를 연구 중임을 보여주고 있다.

Table 2. TX SENSE (Parallel TX) RF coil 연구현황 요약 (2006년도 ISMRM 학회발표논문참조)

Main magnetic field (B0)	7T	4T	3T	3T	3T	9.4T
Number of channels	16	4	8	4	8	16
Isolation method	Capacitive decoupling /TEM elements					Decoupled strip line 32cm ID
Coil shape (or type)	Transmission line array	Current Sheet Antenna (CSA)	Square loop coil		Tx/Rx SENSE	Transmission line Transceiver
Coil type	Head		Body		Body	Head
Site			MIT	Stanford		
RX coil type	32 ch. Rx Lattice array (head size)	Loop coil	Body coil(Test)		Tx/Rx SENSE	2x8 7-cm-transmission line
TX power	CPC 8kW+splitter				8 Solid-state Analogic power amps.	500 W each channel
Company	Siemens	Bruker	Siemens		Philips	
Reference		ISMRM 2006 p. 124			ISMRM 2006 p. 123	US patent 6,633,161(2003 )



## 참 고 문 헌

1. Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, et al., SENSE: Sensitivity encoding for fast MRI, *Magn Reson Med* 1999; 42:952-962
2. Wiesinger F, De Zanche N, Pruessmann KP, Approaching ultimate SNR with finite coil arrays, *ISMRM* 2005, 672.
3. Vaughan JT, Garwood M, Collins CM, et al., 7T vs. 4T: RF power, homogeneity, and signal-to-noise comparison in head images, *Magn Reson Med* 2001; 46: 24-30.
4. Michael B. Smith, Ph. D., High field MRI and its application : from 3T to 7T, NRI International Symposium, Gachon University of Medicine & Science, 2006. 7. 14
5. Collins CM, Liu W, Swift BJ, et al. Combination of optimized transmit arrays and some receive array reconstruction methods can yield homogeneous images at very high frequencies, *Magn Reson Med* 2005; 54: 1327 - 1332.