

8 채널 삽입형 3T Body pTx Array 코일 설계

Design of 8 Channel Insertional pTx Array Coil for 3T Body Imaging

김 영 범* · 류 언 철†
(Young Beom Kim · Yeunchul Ryu)

Abstract - In this research, we report all the elements are placed in the space above the patient table as a transmit coil to give optimized B1+ field for the body object. Through the simulations, we compared upper-and-lower parts combined 8 channel Tx array to upper only 8 channel Tx array and showed the utilities of B1+ shimming in multi-channel Tx body imaging at 3T. Half-cylinder shaped upper array shows weak B1+ field area around back of patient without B1+ shimming. After B1+ shimming, highly induced SAR places occurred in the arm region due to the close distance to the both end elements which were driven by very high RF current to enhance B1+ in back area. The proposed upper and lower combined array provides an enhanced homogeneous B1+ field in large ROI imaging as a result of shimming over the body size phantom. Through this research we proved the usefulness of the proposed insertional upper and lower parts combined transmit array for 3T body imaging.

Key Words : Transmission body array, RF coil, Strip line TEM element, Insertional transmit array

1. 서 론

자장의 세기가 클수록 획득할 수 있는 신호의 품질이 개선되는 MRI(Magnetic Resonance Imaging; 자기공명 영상 장치)의 특성에 따라 MRI의 개발은 자장의 세기가 증가되는 방향으로 진행되고 있다. 그러나 인체 내부의 장기는 공기 비해 높은 유전률을 가지고 있어 자유공간에 비해 투과되는 RF 신호의 파장이 짧아지는 특성이 있다. 짧아진 파장은 인체 내의 복잡하고 불균일한 자기장을 야기시켜 MRI의 영상 품질저하를 유발한다. 자장 불균일화 정도는 주파수가 높을수록, 영상의 촬영영역이 크고 복잡한 내부 구조일수록 많은 영향을 받는 것으로 보고되었다[1,2].

고품질 영상을 획득하기 위하여 제시된 방법 중 다채널 송신 코일을 이용하여 RF Field를 원하는 형태로 조절하는 pTx(parallel Transmit; 다채널 동시전송) 방식에 의한 영상 균일도 향상 방법을 많은 연구에서 적용하여 효과를 증명하였다 [3,4,5]. pTx방법을 이용하기 위해서는 독립적으로 RF 신호를 전송할 수 있는 다채널RF(Radio Frequency; 라디오 주파수) 코일이 필요하며 현재 3T(Tesla; 테슬라) 시스템의 경우 2채널 Birdcage형태의 pTx Body 코일을 사용하고 있다. 그러나 Birdcage 코일의 경우 채널수의 제한으로 인한 채널 운용의 자유도 부족으로 자장 불균일의 문제를 완전히 해결하기 힘들다. 3T Body 촬영을 위하여 필요한 자유도에 대한 연구에서 4채널에 4개의 변수가 가능한 자유도로 적절

한 Shimming을 할 수 있다는 보고가 있었고 이는 Amplitude와 Phase를 변수로 가질 수 있는 독립채널을 기준으로 8채널 정도의 자유도를 가져야 3T Body를 위한 Shimming을 충분히 수행할 수 있다[6].

현재 3T Body 촬영을 위한 RF 송신기술 개발은 기 설치되어있는 Body 코일을 pTx 전용 코일로 교체 설치하는 형태로 진행되고 있다. 그러나 이처럼 RF시스템 전체를 교체하는 형태는 시간과 비용 부담으로 인해 pTx 송신코일 적용 활성화를 제한하는 요소로 작용했다.

최근 7T MRI를 위한 RF 코일 연구로, 기존의 RF 시스템에 다채널 RF 코일을 추가하여 pTx 방식을 구현한 시도가 있었는데, Patient Table과 RF 코일 프레임 사이의 내부 공간에 추가적인 Tx Array코일을 설치하여 기존 Body 코일의 교체 없이 pTx 송신 Array를 운용할 수 있음을 보였다[7]. 그러나 이 방식을 3T pTx Array 코일 설계에 그대로 적용하기에는 다음과 같은 문제점이 있다. 우선적으로 RF 신호의 특성이 7T 자장과 달라 코일 소자의 변경이 필요하고, 인체에 부착된 형태로 높은 SAR를 발생시켜 Turbo Spin Echo등의 고출력 Application 적용에 불리하며, 호흡 등 Body의 움직임에 취약한 형태로 Tx Array코일의 Motion이 발생되어 Artifact가 나타날 가능성이 커 화질 저하가 우려된다.

따라서 본 연구에서는 기 설치된 3T MRI 시스템을 활용하여 pTx 송신 시스템을 구현하는 방안으로, 기존 Body 코일 내부에 설치되는 삽입형 pTx Array 구조를 제안하고 이로부터 생성되는 자기장 특성을 시뮬레이션 하고자 한다. 한편 제안된 Array구조의 B1+ Field에 대한 자장 균일도 분석에 상용 3T 시스템의 실제 규격을 적용함으로써 다채널 pTx Array 코일 제작의 실질적 한 예가 될 수 있도록 하였다.

† Corresponding Author : Dept. of Radiology, Pennsylvania State University, PA, USA

E-mail : yeunchul.ryu@gmail.com

* Max-Planck-Institute for Neurological Research, Cologne, Germany

Received : January 16, 2014; Accepted : March 4, 2014

2. 방법 및 실험

2.1 고정형 실린더 Array 코일과 상부삽입형 Array 코일 구조 설계

고정형 실린더 pTx Array는 Body RF 코일과 같이 원통형의 프레임에 부착되어 내부에 환자를 수용할 수 있는 공간을 갖는 공간코일의 형태로 구성된 Array 구조로 Element는 원통의 표면을 따라 등간격으로 배치되어 가장 균일한 자장을 생성할 수 있는 형태의 Array이다. 상부삽입형 pTx Array 코일은 삽입형 pTx Array 코일 구상 시, 우선적으로 고려할 수 있는 형태의 Array구조로 Array를 구성하는 Element의 배치가 Patient Table과 원통형의 Body RF 코일 프레임이 만드는 공간의 상부에 집중되어 있어 Array코일을 하나의 틀로 구성할 수 있고 설치가 용이하며 환자가 위치하는 Patient Table 상부 공간에 비교적 균일한 자장을 공급할 수 있다. 두 가지 형태의 pTx Array구조에 의하여 발생하는 자장의 특성비교를 시뮬레이션을 위하여 다음과 같이 설계하였다.

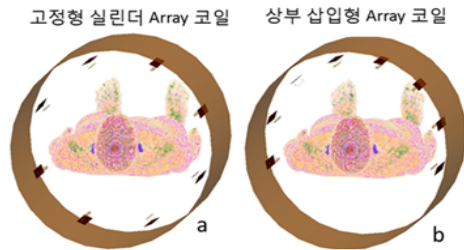


그림 1 균일도 비교에 사용된 두 가지 형태의 pTx Array, Element가 실린더형 RF 코일 프레임에 고정되어 있는 고정형 실린더 pTx Array 코일 (a)과 Element가 Patient Table과 RF 코일 프레임 상부에 고정되어 있는 상부삽입형 pTx Array 코일(b) 외부의 갈색 실린더형 구조는 RF Shield Layer.

Fig. 1 Designed two pTx arrays and human phantom for simulation (a) Fixed cylinder type pTx array (b) insertional upper frame type pTx array, brown cylinder represents RF shield layer of MR system

고정형 실린더 pTx Array 코일(그림 1(a))은 직경 60 cm 인 실린더형 RF 코일 프레임의 내부에 설치되는 형태로 8 채널의 TEM Element로 구성하였고 독립적으로 각 채널을 동작하도록 구성 하였다 반면 상부삽입형 pTx Array 코일(그림 1(b))은 환자가 누워 있을 때 환자의 상부공간에 코일이 설치되는 형태로 8채널의 TEM Array로 구성된다. Element의 배치를 Patient Table의 상부공간으로 제한한 이유는 실제 pTx Array의 구현시 Patient Table 아래쪽 공간은 삽입형 코일을 추가하여 설치할 공간이 부족하고 하부의 pTx Element에 의하여 전송되는 자장이 인체에 전달되는 과정에서 Patient Table의 내부구조에 의하여 왜곡되는 현상이 있어 이를 설계에 반영하였기 때문이다. pTx Array 내부에는 인체 모델을 포함하도록 하여 시뮬레이션을 통하여 인체 내부에서 발생하는 자장 불균일 현상을 관찰 할 수

있도록 하였고 MRI 시스템이 가지고 있는 RF Shield Layer도 설계에 공통적으로 포함하였다. TEM Element로는 본 연구 전체에서 같은 규격의 Strip Line 형태의 TEM 소자를 이용하였으며 자세한 사양은 2.3절에서 상세히 설명하였다.

2.2 상하부삽입형 pTx Array 구조 설계

2.1절에서 제안된 상부삽입형 pTx Array 코일의 성능을 개선하기 위한 구조로 상부에만 Element가 배치되는 상부삽입형 pTx Array의 구조를 변형시켜 환자의 상부에 7개의 Element를 배치하고 환자와 하부인 Patient Table상판 사이에 1개의 Element를 배치하는 상하부삽입형 pTx Array 구조를 제안하고자 한다(그림 2).



그림 2 상하부삽입형 8 채널 pTx Array 코일의 구조, 환자의 상부에 7채널의 TEM Element가 존재하고 환자의 아래쪽에 Loop Element가 배치되어 총 8 채널의 pTx Array를 구성한다.

Fig. 2 Upper-and-lower part combined 8 channel pTx array structure, upper part is consists of 7 channel TEM elements, lower part has 1 channel Loop element

상부에 배치되는 Element들은 앞에서 소개한 상부삽입형 pTx Array와 유사하게 60 cm 직경의 RF 코일 프레임 내부에 등간격으로 배치되나 상부삽입형과는 다르게 가장 윗쪽에 위치한 3개 채널의 Element가 2.5 cm 낮게 배치되도록 설계하였다. 이는 Tx Array의 상부의 Element들이 등쪽으로 가깝게 배치되어 인체의 아래쪽에 발생하는 약한 자장부분을 개선할 수 있는 자유도를 갖도록 하는 목적과 실제 코일의 설치에 있어 기존의 Body 코일의 구성요소들에 의해 발생하는 간섭효과를 최소화 하기 위한 목적으로 설계하였다. pTx Array 각 채널에 공급되는 RF Power는 독립된 다채널 Power Amp로부터 제공받게 된다. 상부에 설치되는 7개의 Element는 앞에서 설명한 두 종류의 pTx Array와 같은 TEM Element를 사용하였으나 하부에 설치되는 Element는 직사각형 형태의 Loop Element로 Patient Table에 이미 설치되어있는 Spine용 Rx Array를 사용하기 위하여 최소 두께를 갖도록 하기 위하여 구리판을 재질로 하여 설계하였다. 수신은 Rx Array를 따로 이용하거나 Tx Array를 스위치하여 Rx 코일로 이용하는 경우가 가능하지만 본 연구에서는 전송되는 자장특성만을 고려하므로 수신과 관련된 역할을 하는 코일은 시뮬레이션에서 고려하지 않았다.

pTx Array의 구성에 사용된 TEM Element의 구조와 Loop Element의 구조는 그림 3에서 표시하였다. TEM Element는 두 개의 구리 도판으로 구성된다. 상부는 Conductor 역할을 하는 폭 1 cm 길이 42 cm의 긴 도선의 형태이고 아래판은 폭 3.5 cm 길이 50 cm의 Ground로 구성되었으며 두 도판 사이는 2.5 cm의 간격을 두었다. Loop Element는 폭 1 cm의 구리판으로 만들어진 직사각형 형태의 코일로 폭 10 cm 높이 25 cm인 외경을 가지도록 설계하였다. TEM Element는 모든 Array에서 동일한 규격으로 사용하였으며 Loop Element는 상하부 삽입형 한 가지 구조에서만 사용하였다. 본 연구에서 소개된 pTx 구조의 설계에 사용한 모든 사양은 Siemens의 Tim Trio System의 공개된 구조정보를 이용하여 구성하였으며 이를 통하여 실 적용에서 재설계 등으로 발생하는 문제점을 최소화 하고자 하였다.

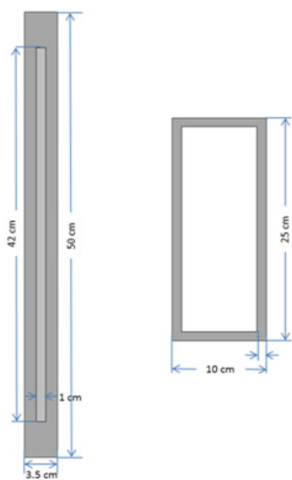


그림 3 Array 구성에 사용된 Element 의 구조 (a) Strip Line 형태의 TEM Element (b) 직사각형 Loop Element

Fig. 3 Used two different element structures for pTx array, (a) Strip line type TEM element (b) Rectangular loop element

2.3 B1+ Field Simulation

pTx Array코일의 특성을 파악하기 위한 시뮬레이션은 REMCOM사의 xFDTD 소프트웨어를 이용하여 수행하였다. RF 전류원은 3T MRI의 동작 주파수인 123 MHz의 특성을 갖도록 설정하였으며 다채널 송신코일의 B1+ Field를 확인하기 위하여 각 Element가 발생하는 B1+ Field를 구하고 이를 제작한 Matlab 프로그램을 통하여 재연산하였다.

B1+ Field는 Z축을 중심으로 123 MHz의 속도로 회전하는 Rotating Frame에서의 Transverse Magnetization의 값으로 벡터수치를 갖는다. Mesh는 x, y, z 각 방향으로 180 × 180 × 448 의 크기를 갖도록 설계하였으며 단위 cell의 크기는 5 × 5 × 5 mm³로 설정하였다. 인체 내부에 형성되는 전자적 특성을 파악하기 위하여 적용한 피사체는 단위 cell과 같은 5 × 5 × 5 mm³해상도를 갖는 남성 인체 모델을 사용하였다. 다채널 송신코일의 중심은 인체 모델의 심장과 일치하도록 배치하고 이 점을 포함하는 Axial 2D 평면

을 대상으로 균일도와 SAR 값을 계산하였다. 구리도판을 이용하여 설계된 부분에는 구리도판의 전기적 특성을 실제로 나타내기 위하여 Conductivity 5.96×10^7 , Resistivity 1.68×10^{-8} 의 특성값을 적용하였다. 모든 Element에는 두 개의 전류원을 포함하도록 구성하였다. 전압원(Voltage Source)방식을 이용할 때에는 다르게 Tune과 Matching을 위한 Feeding Board를 고려하지 않았고 구조의 단순화를 위하여 인접 Element간의 간섭을 상쇄하기 위한 추가적인 Decoupling 회로 또한 고려하지 않았다. 각 Element의 전류원은 소자의 위치가 갖는 페이즈(Geometric Phase)를 추가하였으며 이를 통하여 B1+ Field의 연산 시 추가적인 고려 없이 벡터가 합하여 질 수 있도록 하였다. Loop형 Element에는 Conductor 의 양 쪽에 전류원이 위치하고 TEM형 Element에서는 Conductor의 양 끝이 Shield Layer와 만나는 곳에 설치되었다.

제안된 고정형 실린더와 상부삽입형 pTx Array 특성을 파악하기 위하여 먼저 각 Element의 Geometric Phase만 보정하여 B1+ Field를 구하고 생성된 자장의 균일도를 비교하였다. 균일도는 인체 중심에서의 Transverse Magnetization이 90도의 Flip Angle을 형성하도록 Element의 값들을 스케일링 한 상태에서 M_{T90} (90도의 Flip Angle을 형성하도록 하는 Transverse Magnetization)과의 비율인 M_T 를 구하고 그 값의 평균값과 표준편차를 통하여 비교하였다(M_T 값 1은 90도의 Flip Angle을 갖는 Transverse Magnetization을 의미함). 또한 Mask를 이용하여 인체 내부의 자기장만을 고려하여 통계작업을 수행하였다. 자장 균일도를 1에 가깝도록 하는 Shimming 작업은 Matlab을 이용하여 수행하였으며 SAR는 Shimming에서 얻어진 각 채널의 동작 정보(Amplitude와 Phase)를 xFDTD 모델에 입력하여 구하였다. 한편 상하부 삽입형 pTx Array에서는 자장의 균일도 개선을 위하여 실행한 시뮬레이션에서 M_{T90} 을 Shimming의 목표로 하지 않고 90도가 아닌 30도의 Transverse Magnetization을 0.5에 가깝도록 하는 Shimming 작업을 목표로 연산을 수행하였다. 또한 Shimming에서 아래쪽 Loop Element의 전류원이 다른 7 채널의 TEM Element를 위한 전류원이 갖는 Amplitude의 10% 이내에서 최적화 되도록 설정하였다. 이는 이후 영상의 획득을 위하여 30도의 Flip Angle을 갖는 영상 Sequence를 사용하는 것을 가정하고 인체와 가까운 Loop Element가 자장의 균일도 향상에만 기여하고 높은 SAR를 유발하지 않도록 하기 위한 설정이다.

3. 결 과

고정형 실린더 Array 코일과 상부삽입형 pTx Array 코일의 자장 성능의 비교를 위한 자장 시뮬레이션의 결과를 그림 5에 나타내었다. Shimming의 결과 자장의 크기와 표준편차에서 실린더형의 경우 0.9386, 0.07294에서 0.9862, 0.02162로, 상부삽입형의 경우 0.9174, 0.1225에서 0.9745, 0.035로 개선되는 등 Shimming과 pTx 구동의 장점으로 자장의 개선효과를 볼 수 있었다. 고정형 실린더 pTx Array 코일의 경우 전체적으로 고른 분포를 보이는 반면 상부삽입형 pTx Array코일은 인체모델의 뒷면에서 목표값의 70 - 80 % 수준의 자장값을 갖는 영역이 발생하였다. (그림 4(f))

의 파란색 원) 국부적으로 발생하는 저자장 지역은 상부삽입형 pTx Array코일의 Element의 배치가 고정형 실린더 pTx Array코일에 비하여 환자의 전면부에 집중되어 있기 때문에 발생하는 신호 불균질 현상으로 일반적으로 pTx Array코일이 환자를 감싸며 배치되는 경우 이러한 자장불균일도는 B1+ Shimming으로 상당부분 개선되나 상부삽입형 구조는 인체모델의 등쪽으로 구성된 Element가 없기 때문에 그 문제를 해결하기 힘들고 특히 Shimming의 결과 자장의 균일도는 개선되었지만 발생하는 SAR특성에서 peak SAR값이 shimming 이전의 84.5 W/kg에서 162.9 W/kg로 매우 급격하게 증가하였다. 이러한 현상은 일반적으로 Shimming에 의하여 자장의 균일성이 개선되면서 SAR또한 줄어드는 성격과는 다른 것으로 상부삽입형 pTx Array코일이 다른 코일에 비하여 코일 Element의 배치가 인체와 가깝고 Element의 구성이 없는 등쪽의 신호를 보상하기 위하여 인접한 다른 Element의 구동전류가 증가하여 발생하는 현상이었다. Shimming에 의해 변화되는 SAR 분포 그림 5에서 보였다.

가 발견되었다. 이는 삽입형 Array pTx 구조를 설계할 때 Array Element가 모두 효과적으로 균일한 자장의 형성에 이용되도록 하는 구조의 보완이 필요함을 보이는 결과이다.

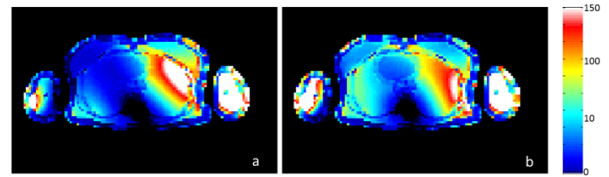


그림 5 상부삽입형 Array 코일의 B1 Shimming에 의한 SAR 변화 (a) Shimming 이전의 SAR, (b) Shimming 이후의 SAR

Fig. 5 SAR map of insertional upper frame pTx array, before B1 shimming (a) and after B1 shimming (b)

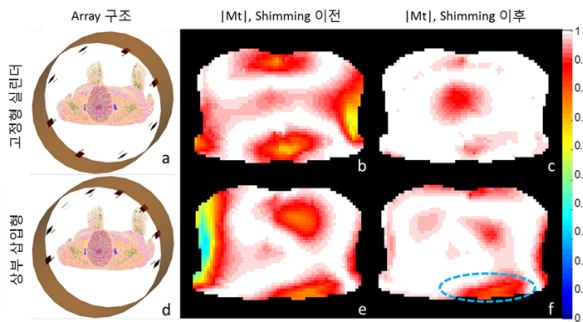


그림 4 균일도 비교에 사용된 Body Array 구조와 자장 분포: 8채널 고정형 실린더 Array 구조 (a), 8채널 상부삽입형 pTx Array 구조 (d), 자장균일화를 위한 B1 Shimming 이전 Quadrature Driving에 의해 형성된 자장 (b,e), Shimming에 의해 균일화된 자장 (c,f) (몸통 부분만 표시)

Fig. 4 The resultant B1 Field distributions of proposed two pTx array: fixed cylinder type pTx array(a) and insertional upper frame type pTx array(d): transmitted B1 field without B1 shimming from fixed cylinder type (b) and insertional upper frame type(e), B1 field with B1 shimming from fixed cylinder type (c) and insertional upper frame type (f)

자장의 불균일도와 안전도 문제를 동시에 해결하기 위하여 B1 Shimming 시 채널별 Amplitude의 최대값을 제한하거나 SAR를 매번 계산하여 일정 값 이상이 되는 것을 막도록 하는 SAR Weighted B1 Shimming 방법[4]을 사용하는 경우가 있으나 이 방법을 상부삽입형 구조에서 적용한 결과 인체와 가장 가까운 양끝단 Element의 효율이 극단적으로 낮아져 결국 최적화된 채널 전류원의 Amplitude값이 0에 가깝게 결정되는 결과를 보였다. 상부삽입형 pTx Array 구조에서는 B1 Shimming 방법만을 이용하면 SAR가 증가하는 문제가 있고 SAR 요소를 고려한 B1 Shimming 방법을 이용해도 Array Element의 효율이 매우 떨어지는 등 그 한계

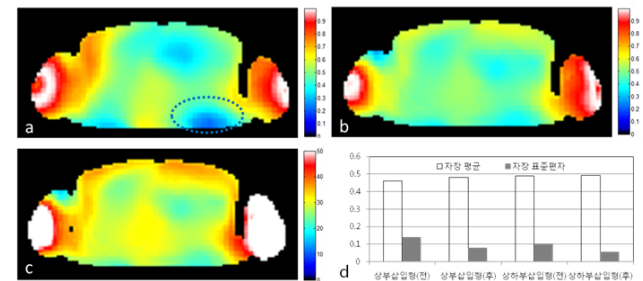


그림 6 상하부 삽입형 Array코일의 자장분포와 Flip Angle 30도를 목표로 한 최적화 프로세스를 통하여 생성된 Flip Angle 분포 (a) Shimming 이전, (b) Shimming 이후, (c) Flip Angle, (d) 상부삽입형과 상하부삽입형 코일의 자장특성 비교

Fig. 6 Field distribution and flip angle map which was B1 optimized to generate 30 degree over the human patient model, (a) B1 field map before B1 shimming, (b) B1 field distribution after B1 shimming, (c) Flip angle map targeted to 30 degree, and (d) B1 property of upper frame type and upper-and-lower part combined pTx array.

인체 뒷면의 신호 저하를 개선하기 위하여 설계된 상하부삽입형 Tx Array코일에 의하여 발생하는 자장을 그림 6에 표시하였다. Geometric Phase 만을 갖도록 전류원을 설정한 경우 (Birdcage코일의 Quadrature Driving에 해당) Array코일에 의하여 형성되는 자장은 상부삽입형에 비하여 하부쪽의 신호가 강화되는 형태의 패턴을 보였으나 여전히 약한 자장 영역이 발생하였다. (그림 6(a) 파란색 원). 0.5 Target의 B1 Shimming에 의하여 최종적으로 인체 내부에 발생하는 자장의 평균값은 0.4893 에서 0.4926으로, 표준편차는 0.1037 에서 0.0557로 나타나, 표준편차를 기준으로 균일도가 44% 가량 개선됨을 확인하였다. 한편, 비교를 위해 상하부삽입형의 시뮬레이션 조건을 동일하게 적용한 상부삽입형의 B1 Shimming 결과는 자장 평균값이 0.4623 에서 0.4801로, 표준편차는 0.1386 에서 0.0783 으로 개선됨을 확인하였고, Shimming 전과 후의 자장 특성값을 각각 그래프에 도시하

였다 (그림 6(d)). 또한 B1 Shimming 이후 상부삽입형에서 발생하였던 등쪽에서 발생하는 약자장 부분은 상하부 삽입형에서는 발견되지 않았으며 이 결과로 상하부 삽입형 Tx Array가 균일자장 생성 측면에서 상부삽입형에 비하여 우수함을 알 수 있다.

4. 결 론

본 연구에서는 기존 3T MRI시스템에 설치 가능한 삽입형 다채널 pTx Array코일의 형태에 대한 고찰로 RF 코일 프레임과 Patient Table 사이의 공간에 넣어 배치할 수 있는 상하부삽입형 구조의 pTx Array코일을 제안하였고 xFDTD 시뮬레이션을 통해 자장 균일도와 안전도를 비교하여 그 활용 가능성을 제시하였다. 제안된 상하부삽입형 pTx Array 코일은 B1 Shimming에 의해 고정형 실린더 pTx Array코일과 유사한 수준의 균일도를 보였으며 상부삽입형보다 자장균일도 면에서 더 균일한 패턴을 보였다. 삽입형 pTx Array코일은 기존에 설치된 Body 코일의 교체 없이 pTx 방식의 RF 신호전송을 가능하게 하는 장점을 가지고 있어 복부 및 유방촬영 등에서 문제가 되는 자장 불균일로 인한 영상품질 저하를 극복할 수 있는 대안이 될 것으로 기대한다. 상 하부의 채널배치에 있어 상부6- 하부2- 혹은 그 외의 다양한 조합이 가능하겠으나 Patient Table위에 놓이는 채널은 인체와의 거리가 가까워 상대적으로 SAR 증폭에 미치는 영향이 크기 때문에 낮은 전력으로 구동되어야 하는 제한이 발생하게 되므로 Patient Table위의 Element수가 적은 것이 pTx Array 전체의 구동 자유도를 높이는 면에서 유리하다고 판단된다. 또한 기존의 Body 코일의 내부에 설치되어 코일과 환자와의 거리가 가깝기 때문에 B1 Shimming등에서 자장의 균일도 뿐만 아닌 낮은 peak SAR에 대한 고려가 매우 중요한데, 이를 위하여 SAR를 낮추는 것도 함께 고려하는 B1 Shimming방법을 적용하고 실제 임상적용에서의 불편함을 줄이기 위해 B1 Shimming에 소요되는 시간을 줄이는 노력이 필요하다.

본 연구에서 제안된 상하부 분리형 Array구성은 현재 8채널의 3T 다채널 RF Power Amp가 판매되고 있고 상용 시스템의 Spec을 고려하여 설계하였기 때문에 삽입형 코일의 제작 시 비교 자료로 참고 할 수 있는 실질적인 예로 사료된다. 본 연구의 분석을 기반으로 삽입형 Array의 설계와 실현에서의 성능을 평가하는 연구를 진행 중이다.

삽입형 pTx Array 코일은 기 설치된 MRI 시스템 구성을 그대로 유지한 상태에서 설치되는 형태로 기존 송신 시스템과의 기능적 융합을 통해 고성능 Multi-Nuclei 시스템을 구성할 수 있을 것으로 기대된다. 지금까지의 상용 시스템에서는 Multi-Nuclei를 위한 송수신 RF 코일이 분리되지 않은 상태로 구성되어 있고 단채널만을 지원하는 경우가 많아 신호 감도가 떨어지거나 신호 획득 시간이 오래 걸리는 등의 문제점이 있었다. 삽입형 Array코일에서 Multi-Nuclei를 지원하는 시스템이 가능해진다면 송신코일은 수신코일과 독립적으로 사용되어 인체에 더욱 가깝게 위치하도록 설계 가능하고 구조 또한 Multi-Channel 구성을 가질 수 있기 때문에 Multi-Nuclei 신호를 이용하는 연구에서 더 발전된 연구가 가능할 것으로 기대된다.

감사의 글

본 연구는 2012년도 미 국립보건원(NIH)의 지원에 의하여 이루어진 연구로서, 관계부처에 감사드립니다.

References

- [1] PA Bottomley *et al.*, "RF magnetic field penetration, phase shift and power dissipation in biological tissue: implications for NMR imaging", *Phys Med Biol*, vol. 23, pp. 630-643, 1978.
- [2] JT. Vaughan *et al.*, "7T vs. 4T: RF power, homogeneity, and signal-to-noise comparison in head images", *Magn Reson Med*, vol. 46, issue 1, pp. 24-30, July 2001.
- [3] TS Ibrahim *et al.*, "Effect of RF coil excitation on field inhomogeneity at ultra high fields: a field optimized TEM resonator", *Magn Reson Imaging*, vol. 19, pp. 1339-1347, 2001.
- [4] CM Collins *et al.*, "Combination of optimized transmit arrays and some receive array reconstruction methods can yield homogeneous images at very high frequencies", *Magn Reson Med*, vol. 54, issue 6, pp. 1321-1580, December 2005.
- [5] PF. Van de Moortele *et al.*, "b(1) destructive interferences and spatial phase patterns at 7 T with a head transceiver array coil", *Magn Reson Med*, vol. 54, issue 6, pp. 1503-1518, December 2005.
- [6] Chang KJ *et al.*, "Abdominal imaging at 3T: Challenges and solutions", *Applied Radiology*, Vol. 39, no. 10, October 2010.
- [7] G Adriany *et al.*, "A geometrically adjustable 16-channel transmit/receive transmission line array for improved RF efficiency and parallel imaging performance at 7 Tesla", *Magn Reson Med*, vol. 59, issue 3, pp. 590-597.

저 자 소 개



김 영 범 (金永鉞)

고려대학교 전기전자공학부 (B.S.), 한국과학기술원 전자전산학부 전기 및 전자공학 전공 (M.S.), 동 대학원 전기 및 전자공학 전공 (Ph.D.), Max Planck Institute for Neurological Research, In-vivo-NMR Lab. (Post-Doc.)



류 연 철 (柳延澈)

고려대학교 응용전자공학과 (B.S.), 동 대학원 전자 및 정보공학과 의공학 전공 (M.S.), 동 대학원 전자 및 정보공학과 의용전자공학 전공 (Ph.D.), Pennsylvania State University, CNMRR 연구소 (Post-Doc.)