

초고자장 병렬송신 MRI에서의 머리위치에 따른 RF 필드의 불균일도 비교

오중석*, 한정호**, 서증준*, 오창현*^{***}

*고려대학교 바이오마이크로시스템협동과정, **고려대학교 의공학협동과정, ***고려대학교 전자 및 정보공학과

RF Field Inhomogeneity Changes Depending on the Head Position in Parallel-Transmission Ultra-High-Field MRI

J.S. Oh*, J.H. Hyun**, J.H. Seo*, C.H. Oh*^{***}

*Department of Bio-microsystem Technology, Korea University, Seoul, Korea

**Department of Biomedical Engineering, Korea University, Seoul, Korea

***Department of Electronics and Information Engineering, Korea University, Seoul, Korea

Abstract - 300 MHz가 넘는 초고자장 MRI에서는 송신 또는 수신 RF Magnetic Field의 불균일도가 심해져서 이를 개선하기 위한 많은 방법들이 제안되고 있다. 그 중 가장 대표적인 방법은 4 ~ 32 채널의 Transmit Array의 각 채널에 인가되는 전압과 위상을 변화시켜 RF Magnetic Field의 불균일도를 개선하는 방법이다. 본 논문에서는 Transmit Array 내부에서 머리위치의 변화에 따라 RF Magnetic Field (B₁ Field)의 불균일도가 많이 변화하며 이에 따라 RF 송신용 전압과 위상의 Pattern을 새로 최적화해야 함을 확인하였다. 또한 RF field Mapping을 하기 위해서 Composite RF Sequence를 사용한 Rapid Sequence의 사용과 채널 전압과 위상을 최적화하기 위해서 일반적인 Iterative 방식보다 간편하고 빠른 Target Method를 제안하였다. Driving 패턴의 최적화는 Complex 행렬식을 사용했으며 RF Magnetic Field (B₁ Field) 분포는 FDTD 방식으로 계산하였다.

을 때의 최적 Driving Pattern과 회전한 후 새로 최적화한 Driving Pattern을 이용하여 얻은 각각 B₁ Field의 불균일도를 비교하였다. B₁ Field의 불균일도의 확인은 관심영역(Region of Interest: ROI)내에서 Relative SD(STD/Avg)를 계산하여 확인하였다. B₁ Field의 계산은 xFDTD(REMCOM Corp., State College, PA, USA)프로그램을 이용하여 FDTD 방식으로 계산하였으며 Voxel size는 5 mm를 사용하였다.

Keyword : RF-Shimming, High-Field MRI, Optimization

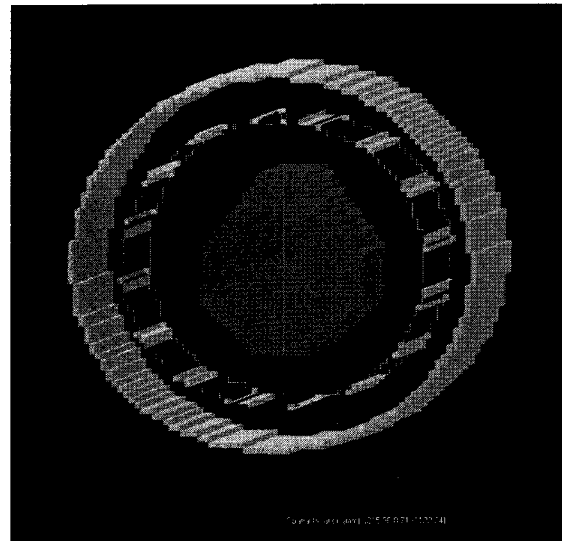
1. 서 론

MRI신호가 300 MHz가 넘는 초고자장 MRI에서는 전자기파 특성상 RF Magnetic Field (B₁ Field)의 불균일도가 심해지며, 부분적으로 SAR(Specific Absorption Rate)도 인체의 허용치보다 높아 질 수가 있다. 이러한 B₁ Field의 불균일도는 관심영역 안에서의 불균일한 이미지 획득으로 이어지고, 나아가서는 의사가 환자의 질병을 진단하는데 많은 어려움을 주게 된다^[1]. 불균일도를 개선하기 위한 많은 방법들이 현재 연구되어지고 있으며 그중 가장 대표적인 방법으로는 Transmit Array 구조를 변화시키거나, 여러 채널로 이루어진 Transmit Array 각 채널에 인가되는 전압과 위상을 변화시켜 B₁ Field의 불균일도를 개선시킬 수 있는 최적화된 Driving Pattern을 찾는 방법 등이 있다.^{[1][2]} 본 논문에서는 B₁ Field의 불균일도를 개선하기 위해 다채널 RF 코일을 사용하는 방식을 사용했으며, Transmit Array 내부에서 영상대상물의 위치에 따라 B₁ Field의 불균일도가 변화함을 확인하였다. 또한 이에 따라 Driving Pattern은 영상대상에 따라 새로 계산해야 함을 확인하였다. Driving Pattern을 찾는 방식으로는 일반적인 Iterative 방식보다는 Target Method를 사용하여 보다 간편하고 빠르게 최적화된 Driving Pattern을 찾을 수 있었다. Transmit Array에서 발생된 B₁ field의 정확한 측정을 위하여 Composite RF Sequence를 사용한 Rapid RF Field Map Sequence^[3]를 이용하였으며 실험에 앞서 300 MHz 대역에서 16 채널 Head Transmit Array를 이용, FDTD 방식으로 B₁ Field의 분포를 계산했다.

2. 본 론

2.1 Octagonal Phatom을 사용한 Simulation

3-D Digital Human Head Model을 사용하여 300 MHz 대역에서 발생하는 B₁ Field의 분포를 계산하기에 앞서 기초 데이터를 얻기 위해 사람 머리와 흡사한 크기의 Octagonal Phantom (Conductivity: 0.553 S/m, Relative Permittivity: 51.898, Thermal Conductivity: 0.026 W/(m·K))을 제작하여 B₁ Field의 분포를 확인하였다. Transmit Array는 Rectangular Loop array(16-elements)로 구성하였고 300 MHz 대역에서 동작하도록 설계하였으며, 각 Array는 너비가 7 cm 길이가 20 cm를 갖는 구조로 설계하였다. 실제와 비슷한 결과를 얻기 위해 Copper (Conductivity: 5.8x10⁷ S/m, Relative Permittivity: 1, Density: 8960 Kg/m³, Thermal Conductivity: 0.026 W/(m·K))로 구성된 Shield Layer (D: 35 cm, L: 25 cm)를 이용하여 외부에서 받을 수 있는 영향으로부터 Transmit Array를 보호하였다. 영상대상물의 위치 변화에 따른 B₁ Field의 불균일도를 확인하기 위해서 Octagonal Phantom을 0°, 1°, 2°, 5°, 10° 회전하여(1° 회전은 약 2.5 mm 움직임에 해당함) 영상대상의 내부 관심영역(Region of Interest: ROI)에서의 B₁ Field의 불균일도를 확인하였고 Phantom이 회전하지 않았



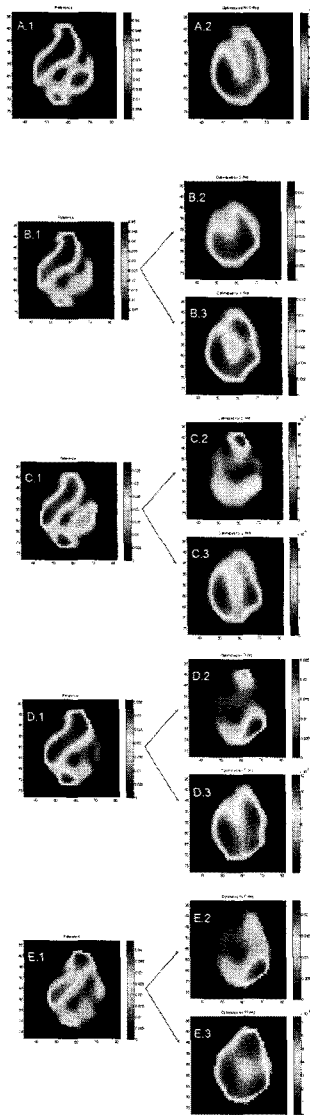
<그림 1> 3-D Digital Head Phantom Model의 모양

본 논문에서 사용한 Target Method의 유용성을 확인하고자 Phantom이 회전하지 않았을 때(0°)의 Iterative Method (1000 Iteration) 결과와 Target Method를 사용한 결과를 Transmit Array 관심영역에서의 불균일도와 소요 시간에 대하여 비교하여 보았다.

<표 1> Iterative 방식과 Target 방식의 결과와 소요시간 비교

	Iterative Method		Target Method	
	RSD	Time	RSD	RSD
Non	1.558	35 min	1.558	3 sec
Opt.	0.474		0.3601	

<표 1>에서 확인 할 수 있듯이 Iterative 한 방식보다는 Target 방식이 소요시간도 적게 걸릴 뿐만 아니라 ROI에서의 불균일도 개선에 좀 더 효과적임을 확인 할 수 있었다. 또한 Phantom을 이용한 Simulation 결과는 <그림 2>에 보였으며 그에 해당하는 B₁ Field의 불균일도를 <표 2>에 정리하였다. Octagonal Phantom을 사용한 Simulation에서 Phantom이 2° 이상 회전 혹은 움직이게 되면 B₁ Field의 불균일도가 심해졌으며 최적화된 Driving Pattern을 새로 계산해야 함을 확인 할 수 있었다.<표 2>의 밑줄 친 내용)

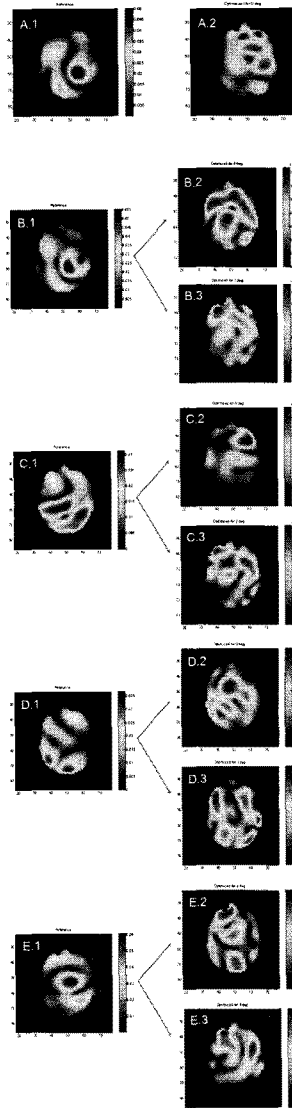


<그림 2> Octagonal Phantom을 사용했을 때의 B₁ Field의 분포

<표 2> Octagonal Phantom을 사용했을 때의 B₁ Field의 불균일도

		Avg.		STD	RSD
		Mag	Phase		
0°	Ref.	0.0079	-118.6093	0.0123	1.5583
	0°opt	0.0056	1.0605	0.0020	0.3601
1°	Ref.	0.0096	-135.0380	0.0118	1.2230
	0°opt	0.0070	-0.5894	0.0034	0.4844
	1°opt	0.0075	-0.0721	0.0024	0.3173
2°	Ref.	0.0043	-126.3913	0.0084	1.9615
	0°opt	0.0027	-7.2796	0.0033	1.2218
	2°opt	0.0034	1.7893	0.0012	0.3534
5°	Ref.	0.0090	-130.4581	0.0096	1.0636
	0°opt	0.0051	-36.7377	0.0055	1.0870
	5°opt	0.0079	-2.3977	0.0024	0.2978
10°	Ref.	0.0061	-92.8762	0.0094	1.5300
	0°opt	0.0034	-49.5320	0.0049	1.4544
	10°opt	0.0052	1.4390	0.0012	0.2294

<그림 2>에서 A.1은 Phantom의 회전이 0°일 때(원위치) Optimize 되지 않은 B₁ Field의 분포이며, A.2는 Target Method를 통해서 계산되어진 Driving Pattern을 이용하여 불균일도를 개선했을 때의 B₁ Field의 분포이다.



<그림 3> Digital Human Head Model을 사용했을 때의 B₁ Field의 분포

<표 3> Digital Human Head Model을 사용했을 때의 B₁ Field의 불균일도

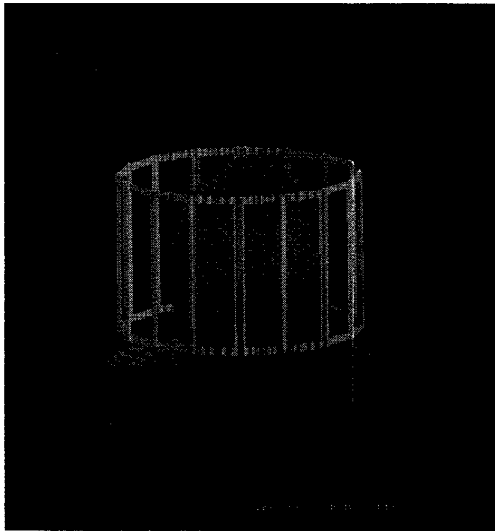
		Avg.		STD	RSD
		Mag	Phase		
0°	Ref.	0.0016	-124.5832	0.0099	6.1821
	0°opt	0.0001	0.00573	0.0003	2.1391
1°	Ref.	0.0012	157.7821	0.0109	9.0910
	0°opt	0.0002	33.5286	0.0004	1.6818
	1°opt	0.0003	8.9809	0.0004	1.0915
2°	Ref.	0.0003	128.9366	0.0069	22.1703
	0°opt	0.0002	-8.2613	0.0006	3.6726
	2°opt	0.0001	7.9365	0.0001	1.2763
3°	Ref.	0.0005	-85.7606	0.0072	15.6060
	0°opt	0.0011	-4.8791	0.0079	7.3733
	3°opt	0.0001	4.5355	0.0001	0.9838
4°	Ref.	0.0033	11.1117	0.0127	3.8665
	0°opt	0.0014	170.7418	0.0045	3.1576
	4°opt	0.0008	-5.1805	0.0009	1.1766

다. B.1-E.1은 각각 이 Phantom이 1°, 2°, 5°, 10° 회전했을 때 Optimize 되지 않은 B₁ Field의 분포고 B.2-E.2는 A.2를 Optimization 하기위해 사용되어진 Driving Pattern을 이용하여 계산한 B₁ Field 분포이다. B.3-E.3은

재계산된 Driving Pattern을 이용하여 개선된 B₁ Field의 분포를 나타낸다.

2.2 3-D Digital Human Head 패턴을 사용한 Simulation

본 논문에서 사용되어진 3-D Digital Human Head Model은 23개의 파라미터로 구성이 되어있고 voxel size는 앞선 Phantom 실험과 같게 5 mm로 설정하였다. 3-D Digital Human Head Simulation 역시 앞선 Phantom 실험과 동일하게 Rectangular Loop Array(16-elements)로 구성된 Transmit Array를 이용하였으며 실제와 비슷한 결과를 얻기 위해 Shield Layer를 이용하여 외부로부터 신호로부터 Transmit Array를 보호하였다. 앞선 Phantom 실험결과에서 Phantom이 2° 이상 회전하게 되면 새로운 Driving Pattern을 계산해야 함을 확인하였기에 Human Head Model에서는 좀더 자세한 B₁ Field의 변화를 살펴보기 위해 0°, 1°, 2°, 3°, 4°에 대하여 Simulation을 수행하였다.



〈그림 4〉 3D Digital Human Head Model

Human Model을 이용한 실험에서는 Phantom 실험과는 달리 23개의 서로 다른 Conductivity를 갖고 있는 조직들이 Head Model에 존재하기 때문에 B₁ Field의 불균일도가 Phantom 실험때보다 더욱 더 불균일함을 확인할 수 있었다. Head Model에 대한 결과는 <그림 3>과 <표 3>에 정리하였다. <그림 3>에서 A.1은 0°회전했을 때(원위치)의 B₁ Field의 분포를 나타내고 있고 A.2는 Target Method를 이용하여 계산되어진 Driving Pattern을 이용하여 Optimize된 B₁ Field의 분포를 나타낸다. B.1-E.1은 각각 1°, 2°, 3°, 4° 회전했을 때의 B₁ Field의 분포를 나타내며, B.2-E.2는 A.1의 B₁ Field의 불균일도를 개선하기 위해 Target Method를 이용하여 계산되어진 Driving Pattern을 이용하여 B₁ Field의 분포를 계산한 것이다. B.3-E.3는 새롭게 계산되어진 Driving Pattern을 이용하여 계산한 B₁ Field의 분포이다. Head Model에서도 역시 Phantom 결과와 비슷하게 Human Head가 2° 이상 회전했을 때의 B₁ Field 불균일도가 바뀔을 확인할 수 있었고 역시 새로운 Driving Pattern을 계산해야 함을 확인할 수 있었다.(<표 3>의 밑줄친 부분) Simulation에서 사용되어진 Head Model은 <그림 4>에서 보는 것과 같은 REMCOM사에서 제공한 data를 사용하였다. <그림 4>에서는 Transmit Array의 구조를 보여주기 위하여 Shield Layer를 제거 하였다.

2.3 Driving Pattern의 최적화

본 논문에서는 B₁ Field의 불균일도를 개선하기 위한 Multi Coil의 Driving Pattern(D)의 계산을 위해 일반적인 Iterative한 방식을 사용하지 않고 Target RF field를 형성시키는 동시에 Target Position의 개수에 따라

Driving Voltage가 최소의 RMS(Root-Mean-Square)값을 갖게 또는 RF Field가 최소의 RMS Error를 갖게^[4] Lagrange Multiplier를 사용하여 최적화를 수행하였다. Optimization은 Complex 행렬식으로 계산을 수행하였고 Target 조건은 (1)과 같다.

$$\begin{bmatrix} T_1 \\ T_2 \\ \vdots \\ T_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} B_{1,1} & \dots & B_{1,k} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \vdots & & \vdots \\ B_{n,1} & \dots & B_{n,k} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} D_1 \\ \vdots \\ D_k \end{bmatrix} \quad (1)$$

여기서 n과 k는 각각 Target의 개수와 Transmit Array의 채널의 개수다. T_n은 개선하고자 하는 Target Field의 크기이며, B_{n,k}는 k번째 코일 Element에 의한 n번째 관심영역에서의 평균 Complex B₁ Field이다. 개선하고자 하는 B₁ Field는 Rotating Frame을 고려하여 한 주기를 적분한 값을 사용하였다. Target Field를 만족하는 최적화된 Driving Pattern은 n>k일 경우 다음과 같이 계산된다.

$$D = (B^T B)^{-1} B^T T \quad (2)$$

(2)식을 이용하여 최적화된 Driving Pattern을 구하고 이를 이용하여 B₁ Field를 계산한 후 그 불균일도를 계산하였다.

3. 결 론

본 논문에서는 초고자장 MRI에서 영상화하고자 하는 대상물의 위치와 모양에 따라 B₁ Field의 불균일도가 변화하기 때문에 이에 따라 RF Field를 Mapping하여 Driving Pattern을 새로 계산해야 함을 확인하였다. B₁ Field의 균일도는 영상의 품질에 큰 영향을 줄 수 있고 이는 곧 의사들이 환자의 질병을 진단함에 있어서 중요한 역할을 한다. 사전연구로 진행되어진 Composite RF Pulse를 이용한 Rapid B₁ Field Mapping 기법^{[3],[5]}을 응용하여 환자의 위치에 따른 B₁ Field의 불균일도를 측정하고 본 논문에서 제안한 Target Method를 이용하여 빠른 시간 안에 관심영역에 따른 새로운 Driving Pattern을 계산한다면 보다 좋은 품질의 영상을 획득할 수 있으리라 생각한다.

[참 고 문 헌]

- [1] Weihua Mao, Michael B. Smith, Christopher M. Collins, "Exploring the Limits of RF Shimming for High-Field MRI of the Human Head", Magnetic Resonance in Medicine, Vol, 56, pp. 918-922, 2006
- [2] 한정호, 류연철, 오중석, 오창현, "Optimization of Parallel-Transmission RF Coil for 7.0T Head MRI", 대한자기공명의과학회 제 12차 학술대회 논문집, pp. 104, 2007
- [3] 류연철, 한정호, 오중석, 오창현, "RF Field Mapping for Parallel Transmission MRI with Subject-Dependent Optimization", 대한자기공명의과학회 제 12차 학술대회 논문집, pp. 110, 2007
- [4] D.R. Lee, Y.J. Yang, K.K. Park, J.H. Hyun, and C.H. Oh, "New Gradient Coil Design Method Using Loop-Current Elements", Proc. KSM RM 4th Fall Conference, p. 112, 1999
- [5] C.H. Oh et al., "Radio Frequency Field Intensity Mapping Using a Composite Spin Echo Sequence", Magnetic Resonance Imaging, Vol, 8, p. 21-25, 1990

[감사의 글]

본 논문은 한국보건산업진흥원(H0445805)와 한국과학재단(R0705272)의 지원으로 수행되었다.