

MRI Enhancement using Perovskite Material for B1 Field Control at 7T

Yong-Tae Kim¹, Joo-Yeon Kim², Hyeon-Man Baek^{1,3,*}

¹Lee Gil Ya Cancer and Diabetes Institute & Department of Pre-Medicine, Gachon University School of Medicine

²Department of Research Equipment Operation, Korea Basic Science Institute, Cheong-won, Ochang, Republic of Korea

³Department of Health Science and Technology, GAIST, Gachon University, Yeonsu-gu, Incheon, South Korea

Received: August 24, 2021. Revised: August 30, 2021. Accepted: August 31, 2021.

ABSTRACT

The spatial distribution of electromagnetic fields in the human body can be adjusted by using high dielectric materials. This method has a complementary compared to other methods. However, it can be used as a powerful dielectric shimming tool in certain applications. It can be manufactured in a geometrically free shape and a pad manufactured according to the purpose can be applied without any change of the system. Especially in ultrahigh magnetic field (UHF) MRI, the clinical high dielectric pad used to increase the intensity of the transmit (B1+) and receive (B1-) fields, which has low sensitivity due to the high operating frequency, has great potential. In addition, there are few studies applied to UHF MRI. Therefore, in this study, a high dielectric material pad made of calcium titanate suspension was developed in the laboratory. And the signal increase of clinically useful images was confirmed in various protocols of UHF 7T MRI.

Keywords: Dielectric shimming, Perovskite, Ultrahigh magnetic field, Signal-to-noise ratio

I. INTRODUCTION

초 고자기장 (Ultrahigh magnetic field, UHF) MRI의 경우 공명주파수(Resonance frequency)의 파장이 대상 물체의 크기에 가까워짐에 따라 발생하는 인체와 RF 상호작용으로 인한 간섭현상은 중요한 문제로 잘 알려져 있다^[1-5]. 7T와 같은 UHF MRI에서 백질 및 회색질의 RF 전파의 유효 파장 길이는 약 ~13cm로 사람 뇌의 크기와 유사하여 B1 필드의 불균일한 분포를 야기한다^[6]. UHF MRI 내부의 대상 물체로부터 유도되는 전자기 (Electromagnetic, EM) 필드 (Field)의 불균일한 에너지 분포는 주로 조직의 유전적 특성에 의해 발생하며 인간 조직이 갖는 유전율은 파동의 간섭현상을 설명할 주요 물리적인 매개 변수이며 이때 외부에 놓인 고 유전율 재료로부터 유도 되는 에너지 분포는 신체 내부의 B1 필드 분포를 강화시켜 신체를 통과하는 RF 전

파를 촉진시킬 수 있다. 이처럼 고 유전율 재료를 사용하면 대상 물체 내부의 B1 필드 분포를 비교적 간단하게 조정할 수 있다.

고유전율 재료는 사람 뇌와 신체의 UHF MRI를 적용하기 위한 EM 필드의 공간 분포를 변경하는 역할을 해왔으며 특히 높은 작동 주파수로 인해 낮은 감도 (Low sensitivity)를 갖는 UHF MRI의 송신 (B1+) 및 수신 (B1-) 필드의 강도를 높이는 데 사용되어왔다^[7-12]. 불균일한 EM 분포를 해결하기 위한 방법 중 고 유전율 재료를 이용한 방법은 비교적 보완적인 성질이 강하지만 그 효과가 다양한 연구에서 입증되고 있다.

이전에 수행된 연구에 따르면 7T에서 80 정도의 상대 유전율 값을 갖는 물주머니를 이용한 실험은 코일과 대상 물체 사이의 고 유전율 재료를 적절하게 배치하는 것으로 RF 필드의 수동 시밍 (shimming)이 수행 가능함을 제시하였다. RF 공진

* Corresponding Author: Hyeon-Man Baek E-mail: hmbaek98@gachon.ac.kr

Tel: +82-32-899-6678

기와 대상 물체 사이의 배치된 고 유전율 재료는 RF 필드 균질성을 향상시키지만 RF 전력의 증가를 야기한다^[7,13]. 이는 고 유전율 재료가 2차 필드 소스 (Source)로서 작용하기 때문인 것으로 알려져 있다. Yang et al.에 의해 정의된 외부의 고 유전율 재료의 사용으로 RF 필드의 공간적 분포를 변경할 수 있는 기본 메커니즘은 다음 Eq. (1)과 같은 맥스웰 방정식 중 하나를 따른다^[6].

$$\nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J}_c + \mathbf{J}_d = \sigma \mathbf{E} + i\epsilon_r \epsilon_0 \omega \mathbf{E} \quad (1)$$

\mathbf{H} 는 자기장이며, \mathbf{J}_c : 전도성 전류, \mathbf{J}_d : 변위 전류, σ : 전도도, \mathbf{E} : 전기장, ϵ_r : 물질의 상대 유전율, ϵ_0 :진공에서의 유전율이다. 외부에서 고 유전율 재료로 만들어진 구조물을 사용하면 구조물 내부에서 높은 변위 전류 \mathbf{J}_d 가 발생하며, 이는 새로운 RF 장을 생성한다. RF 필드에 의해 유도된 전도 전류 \mathbf{J}_c (eddy current)는 신체 표면으로부터 깊어질수록 조직 내 RF 필드의 급격한 감소를 초래하는 반면 변위 전류 \mathbf{J}_d 는 신체를 통과하는 RF 전파를 촉진하는 제 2 필드 소스로서 작용한다. \mathbf{J}_d 는 RF 필드 주파수에 비례하기 때문에 \mathbf{J}_c 보다 빠르게 증가한다. 따라서 강한 RF 필드에서 증가된 조직 전도도와 \mathbf{J}_c 에도 불구하고 강한 RF 장이 신체 내부에서 형성될 수 있다^[6].

최근에는 상자성 도핑이 없어 낮은 백그라운드 자기공명 (Magnetic Resonance, MR) 신호를 갖고 인체에 쉽게 적용 가능한 고 유전율 재료로 페로브스카이트 (Perovskite) 계열에 속하는 티탄산 칼슘 또는 바륨을 이용한 세라믹과 현탁액 상태의 혼합물의 제조가 연구되어 왔다^[14,9]. 수성 현탁액으로 제조된 고 유전율 패드는 재료의 침전 및 수분 함량의 저하와 같은 이유로 그 성능이 변하기도 한다. 현탁액의 안정성 높이기 위해 0.5% 히드록시에틸 셀룰로스 (Hydroxyethyl-cellulose, HEC)의 첨가는 효과적인 것으로 보고되었다^[15]. 티탄산 바륨은 더 묽은 현탁액 제조를 가능하게 한다^[16]. 관심 영역 (Region of interest, ROI)에서 B1 감도를 높이기 위한 Darvan의 추가는 티탄산 바륨패드의 비유전율

을 증가시켜 더 얇은 패드제작을 가능케 한다^[17].

특히 7T와 같은 UHF MRI에서 유전체 시밍용 (Dielectric shimming) 패드는 측두엽과 뇌의 기저부와 같은 영역에서 이미지 강도의 증가시키는데 효과적일 것으로 보인다^[6,9]. 뿐만 아니라 7T에서 인간 내이 (Inner ear), 턱관절 (Temporomandibular Joint, TMJ)의 고해상도 자기 공명 영상 향상에도 효과적이다^[18,19]. 이처럼 특정 응용 분야에 대한 패드 형상, 크기, 두께 및 유전 상수의 최적화는 진행 중인 연구 영역을 나타낸다. 하지만, 현재까지 몇몇 선행연구들에서만 연구가 진행되어왔으며, 고 유전율 패드의 제조 및 유전율 측정방법 등 UHF MRI를 활용한 재현성 연구가 더욱 필요하다. 이 연구에서는 티탄산 칼슘의 현탁액으로 제조된 고 유전율 패드를 실험실에서 개발하여 UHF 7T MRI의 다양한 임상 프로토콜에서 유용한 신호증가 현상을 확인하고자 한다.

II. MATERIAL AND METHODS

1. 고 유전율 패드 제조, 측정

티탄산 칼슘 (CaTiO_3) (Alfa Aesar, Ward Hill, MA)은 소결 (Sintering) 시 $\epsilon_r = 156$ 이며 밀도가 4.1g/cc 인 미세 분말을 사용하였다. CaTiO_3 는 증류된 탈 이온수와 40%의 부피비율로 혼합하였다. 유전율과 손실 탄젠트는 유전체 프로브 키트 (DAK-12, SPEAG, Zürich, Switzerland)를 사용하여 50 ~ 300MHz의 주파수대역에서 측정되었으며 네트위크 분석기에서 S11 측정을 수행했다. 현탁액은 $18 \times 18 \times 0.5\text{ cm}^3$ 크기의 비닐 패드로 제작되었다.

2. 자기공명영상 시스템 및 측정 프로토콜

모든 영상은 7T MR system (Philips Healthcare, Cleveland, OH, USA)에서 32채널 phased-array 헤드 코일 (Nova Medical, Wilmington, MA, USA)을 이용하여 촬영하였다. 2D T2 영상은 turbo spin echo (TSE) sequence를 이용하여 획득하였다. repetition time (TR) = 3,000 ms, echo time (TE) = 47.6 ms, flip angle (FA) = 110°, slice thickness = 1.5 mm, in-plane resolution = $0.5 \times 0.5\text{ mm}^2$, matrix size =

460 × 460, number of axial slices = 80, acquisition time (TA) = 2 min 12 s 로 설정하였다. 3D Time of flight (TOF) 영상은 T1-weighted fast field echo (T1-FFE) sequence를 이용하여 획득하였다. Field of view (FOV) = 200 × 200 mm², acquisition voxel size = 0.6 × 0.6 × 0.6 mm³, flip angle = 18°, TR = 41.7 ms, TE = 2.1 ms, TA = 2 min 13 s 로 설정하였다.

3. 신호 및 대조도 대 잡음비 측정

모든 영상에서 좌우 관심 영역 내에서 이미지 강도 분포를 기반으로 백질과 회색질의 평균 신호 강도를 측정하였다. 공기의 이미지 강도 분포의 표준편차는 고 유전율 패드의 영향이 적은 우측 머리 밖에서 모션 아티팩트 (Motion artifacts) 및 신호강도가 0인 영역을 최대한 피하여 측정하였다. 신호 대 잡음비 (Signal-to-noise ratio, SNR) 및 대조도 대 잡음비 (Contrast-to-noise ratio, CNR)를 계산하였다. SNR은 다음과 같이 계산되었다. CNR은 다음과 같이 계산되었다^[20].

$$SNR = \frac{Mean_{GM}}{Standard\ Deviation_{AIR}} \quad (2)$$

$$CNR = \frac{Mean_{GM} - Mean_{WM}}{Standard\ Deviation_{AIR}} \quad (3)$$

III. RESULT

1. 고 유전율 측정결과

Fig. 1 은 CaTiO₃ 40% 부피분율에 대해 주파수 함수로 측정된 비유전율 및 손실 탄젠트 값을 보여 준다. 유전율은 단순한 상수가 아니라 외부 장의 주파수 ω 에 대한 복소함수로 Eq. (4)와 같이 나타나 게 된다. 손실 탄젠트는 Eq. (5)과 같이 정의된다.

$$\epsilon_{eff} = \epsilon'_{eff} - j\epsilon''_{eff} \quad (4)$$

$$\tan\delta = \frac{\omega\epsilon''_{eff} + \sigma}{\omega\epsilon'} \quad (5)$$

Table 1은 유전체 프로브 키트 (SPEAG dak-12)를 사용하여 50 ~ 300MHz의 주파수대역에서 유전율 과 손실 탄젠트를 측정된 결과를 Table로 나타낸다. Table 1과 Fig. 1에서 볼 수 있듯이 순수한 물의 경우 유전 상수의 실수부는 주파수에 따라 변하지 않으며 허수부는 실수부에 비해 훨씬 작다. 손실 탄젠트도 주파수에 따라 증가하며 CaTiO₃ 40% 현탁액의 실수 및 허수부는 물에 비해 훨씬 큰 값을 갖는다. 하지만 측정대역에서 실수부가 기본적으로 주파수에 독립적인 반면 허수부는 주파수에 따라 감소한다. Haines et al.에 의하면 CaTiO₃ 함유량이 증가할수록 비유전율은 증가하며 손실탄젠트는 주파수대역이 높아질수록 감소한다^[9].

Table 1. Permittivity and loss tangent values of a suspension mixed with water at 40% volume fraction

f (MHz)	Water			Calcium titanate 40%		
	ε'	ε''	tan(δ)	ε'	ε''	tan(δ)
50	78.955	0.150	0.002	107.854	23.826	0.221
60	78.868	0.132	0.002	107.398	19.835	0.185
70	78.783	0.126	0.002	106.959	16.991	0.159
80	78.704	0.125	0.002	106.552	14.864	0.139
90	78.634	0.137	0.002	106.190	13.215	0.124
100	78.578	0.154	0.002	105.883	11.904	0.112
110	78.536	0.179	0.002	105.638	10.840	0.103
120	78.506	0.210	0.003	105.458	9.963	0.094
130	78.493	0.247	0.003	105.340	9.231	0.088
140	78.494	0.290	0.004	105.283	8.613	0.082
150	78.507	0.334	0.004	105.272	8.084	0.077
160	78.531	0.378	0.005	105.299	7.627	0.072
170	78.561	0.423	0.005	105.341	7.233	0.069
180	78.599	0.467	0.006	105.384	6.891	0.065
190	78.639	0.510	0.006	105.409	6.592	0.063
200	78.677	0.553	0.007	105.417	6.329	0.060
210	78.716	0.596	0.008	105.416	6.094	0.058
220	78.755	0.640	0.008	105.414	5.880	0.056
230	78.790	0.683	0.009	105.415	5.683	0.054
240	78.821	0.727	0.009	105.415	5.501	0.052
250	78.850	0.771	0.010	105.413	5.332	0.051
260	78.875	0.815	0.010	105.406	5.174	0.049
270	78.898	0.858	0.011	105.399	5.028	0.048
280	78.916	0.900	0.011	105.391	4.890	0.046
290	78.932	0.942	0.012	105.387	4.762	0.045
300	78.949	0.982	0.012	105.380	4.642	0.044

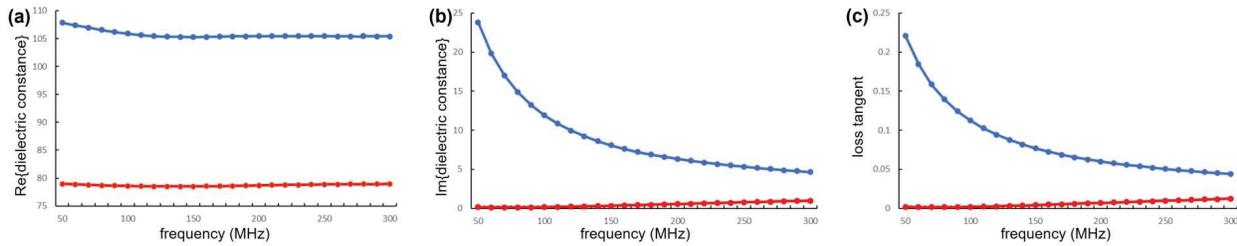


Fig. 1. (a) The relative permittivity, which is the real part of the complex dielectric constant, of a suspension prepared by mixing calcium titanate and deionized water in the measurement frequency domain. (b) Shows the imaginary part representing the dielectric loss of the complex dielectric constant. (c) the value of the loss tangent

물과 매우 작은 $CaTiO_3$ 입자로 구성된 현탁액은 $CaTiO_3$ 의 부피분을 함수로서 간단한 혼합 규칙을 사용하여 유전 상수의 이론적 값을 근사할 수 있다.

Lichtenecker's logarithmic power law

$$\epsilon_{eff} = \epsilon_{CaTiO_3}^{f(CaTiO_3)} * \epsilon_{H_2O}^{(1-f(CaTiO_3))} \quad (6)$$

Fig. 2는 Eq. (6)에 의해 그려진 H_2O 와 $CaTiO_3$ 의 부피분율별 유전율 그래프를 보여준다.

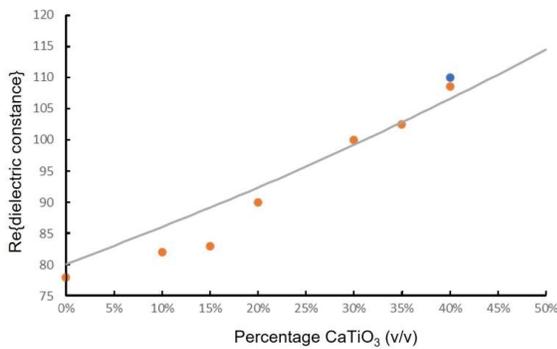


Fig. 2. The line shows a graph of the permittivity for each volume fraction of and using Lichtenecker's logarithmic power law. The blue points are the data points where the dielectric constant of the 40% suspension was measured. Orange points represent reference data points measured in previous studies^[9].

이전 연구에서 또한 마찬가지로 안정적인 현탁

액 제조에는 물리적인 어려움이 존재함을 알 수 있다. 실선에서 벗어난 데이터 포인트는 프로브 측정이 현탁액 표면에서 이루어지기 때문에 비균질 현탁액에서 측정된 값이 과소평가 또는 과대평가되었음을 의미한다.

$CaTiO_3$ 40%로 제작된 패드는 300MHz에서 110의 유전율이 측정되었으며 이전연구와 일치하는 결과로 $CaTiO_3$ 와 물과의 혼합물은 Eq. (6)에 의해 충분히 예측 가능한 유전율을 갖는 패드 제작이 가능하다^[9].

2. 자기공명영상 측정결과

Fig. 3은 고 유전율 패드를 사용한 뇌 자기공명 이미징 실험의 결과를 보여준다. 패드는 Healthy volunteer 머리 우측에 놓았고, 전체 뇌 이미지를 획득했다. Fig. 3-(a)는 T1 가중 영상을 나타낸다. 에코 시간이 매우 짧더라도 고 유전율 패드의 신호는 뇌 조직의 신호보다 낮다. 고 유전 패드에 근접한 영역과 뇌의 반대쪽 영역 사이에 상당한 차이가 보인다. T1 가중 영상 ROI 내에서 백질의 평균 신호 강도는 (좌 = 630.91, 우 = 870.11), 회색질의 평균 신호 강도는 (좌 = 256.15, 우 = 228.24)로 측정되었다. 공기의 이미지 강도 분포의 표준편차는 (12.1)로 측정되었다. B1 필드가 높을수록 T1 값이 다르기 때문에 고 유전율 패드와 가까운 오른쪽 ROI에서 SNR의 증가보다는 백질과 회색질의 조직 대조도가 왼쪽 ROI에 비하여 CNR이 71% 증가하였다. 반면 SNR은 11% 감소하였다. Fig. 3-(b), (c)는 각각

T2 가중 영상과 FLAIR 영상을 나타낸다. T2 가중 영상 ROI 내에서 백질의 평균 신호 강도는 (좌 = 480.47, 우 = 687.01), 회색질의 평균 신호 강도는 (좌 = 710.28, 우 = 805.04)로 측정되었다. 공기의 이미지 강도 분포의 표준편차는 (13.97)로 측정되었다. 신호 강도가 증가한 영역의 차이는 강해진 B1 필드의 효과에서 비롯되며 T2가중 영상에서 SNR은 13% 증가, CNR은 49% 감소하였다. FLAIR 영상 ROI 내에서 백질의 평균 신호 강도는 (좌 = 684.81, 우 = 984.02), 회색질의 평균 신호 강도는 (좌 = 992.91, 우 = 1407.39)로 측정되었다. 공기의 이미지 강도 분포의 표준편차는 (11.74)로 측정되었다. SNR은 42% 증가, CNR은 37% 증가 하였다.

IV. DISCUSSION

UHF에서 MRI에서 Brain 영상 촬영에 있어 RF 공간 분포를 조정할 수 있는 칼슘 티타늄 산화물을 사용하는 고 유전율 재료는 높은 유전 상수 외에도 상자성 도핑 없이도 매우 낮은 배경 신호 강도를 생성한다. 뿐만 아니라 Webb et al.에서 언급된 것처럼 전체 주파수 범위에서 유전 상수가 실질적으로 변하지 않음을 알 수 있었다. 이처럼 머리에서 높은 유전 상수를 갖는 패드를 사용하는 것은 일반적으로 낮은 신호 강도를 갖는 영역인 측두엽 및 소뇌와 같은 영역에서 이미지 품질을 향상시키는 데 특히 효과적인 것으로 보인다^[21].

$CaTiO_3$ 의 40 % 부피분율은 안정적인 서스펜션을 생성하며 상용 헤드 코일 내에서 환자의 머리 주위에 맞게 쉽게 제작 가능하다. 하지만 이전 연구에서 밝혀진 바와 같이 $CaTiO_3$ 와 탈 이온수의 2 가지 혼합물은 Lichteneker의 Logarithmic power law에 유전율 예측치와 오차가 일정 부분 존재한다. 특히 $CaTiO_3$ 25% 미만 혼합물에선 유전율 분포가 안정적인 현탁액 제조가 물리적으로 어렵다는 것을 나타낸다^[9].

이러한 문제는 침전과 같은 물리적인 제조과정에서의 어려움을 포함한다. 균질한 패드 제조는 유

전율이 최대가 되는 $CaTiO_3$ 57% 까지 균질한 현탁액 또는 반죽상태로 제조가 가능하다.

현탁액 또는 반죽상태라 함은 공기를 제외한 페로브스카이트와 물 두 종류로 구성된 상태를 의미한다.

포화상태에서 균질한 반죽의 제조는 쉽지 않다. 이 문제는 압력을 가해 재료로부터 공기분리를 최저치로 낮춰 해결할 수 있다. 이때 가한 압력은 유전율에 영향을 미치지 않는다^[22].

균질한 현탁액 제조를 위해 3번째 물질을 고려하는 것도 하나의 해결책이 될 수 있다. 0.5 % HEC의 첨가는 전기 전도도의 최소 증가로 현탁액의 안정성을 향상시키는 것으로 나타났다.

낮은 전기 전도도의 증가는 B1+ 및 전자과 흡수율 (Specific absorption ration, SAR)에 영향을 미치지 않는다^[15]. 하지만 현재까지 몇몇 선행연구들에서만 위에서 열거한 방법이 사용되어 왔기 때문에 고 유전율 패드의 제조 및 유전율 측정 방법 등 UHF MRI를 활용한 재현성 연구가 더욱 필요하다.

Fig. 3에서 직육면체의 패드는 환자 머리에 맞게끔 쉽게 변형되어 배치된다. 이때 페로브스카이트와 물의 혼합물을 이용한 유전체 시밍 패드는 수신 코일간의 커플링 (Coupling)을 증가시키지 않으며 B0 필드 균질성에 또한 크게 영향을 미치지 않는 것으로 알려져 있다^[23].

Fig. 3-(a)는 T1 가중 영상으로 낮은 숙임 각으로 인해 SNR 증가 효과가 미미할 수 있지만 백질과 회백질의 조직 대조도는 T2나 FLAIR 영상과 마찬가지로 B1 필드 강도의 증가를 보이는 영역에서 상당한 조직 대조도의 증가를 나타낸다.

이 연구에서는 티탄산 칼슘의 현탁액으로 제조된 고 유전율 패드를 실험실에서 개발하였으며 UHF 7T 자기공명영상 MRI의 다양한 프로토콜을 사용하여 T2와 FLAIR 영상에서 임상적으로 유용한 신호증가 현상을 기존 임상 연구결과들과 유사하게 보였다^[18,23].

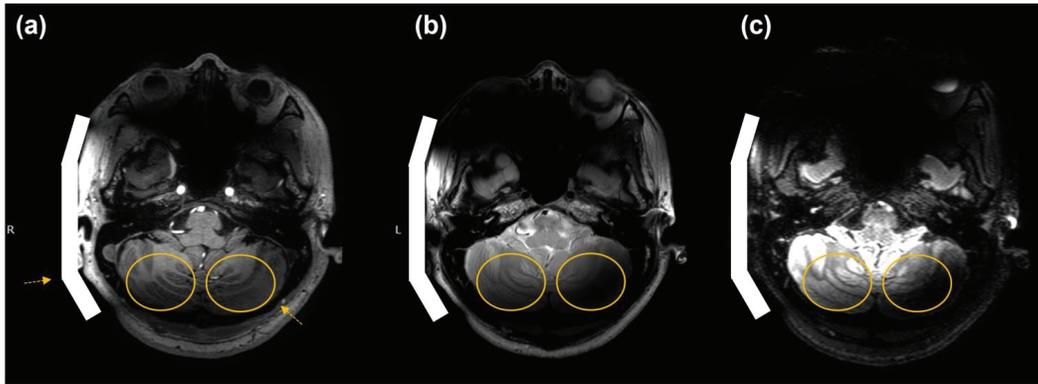


Fig. 3. (V/V) Image taken on a Philips Achieva 7.0T TX with a 40% suspension high permittivity pad placed on the right side of the head. (a) shows a T1-weighted image. In the left and right ROIs, an increase in tissue contrast is clearly seen rather than an increase in SNR. (b) shows a T2-weighted image. SNR increased in the left ROI. (c) shows a FLAIR image. In the region where the magnetic resonance signal is greatly increased, the signal increase rate is 100% or more.

V. CONCLUSION

본 연구에서는 측두엽 또는 소뇌에서의 SNR을 증가시키기 위해 티탄산 칼슘을 이용해 고 유전율 패드를 제작하였고 피험자 머리 우측에 배치하였다. 뇌의 다른 영역에 B1 필드강도의 증가를 원한다면 다른 형상을 한 유전체패드를 적용할 수 있다. UHF에서 B1 필드를 국부적으로 강화시켜 최대한 활용하려면 유전체 패드의 올바른 위치 지정이 중요하며 유전체 패드의 제작 방법과 형상 등이 연구 목적에 따라 특이하기 때문에 유전체 패드의 일반적인 효과를 단순 비교하기는 어렵다. 하지만 전송 어레이 설계와 같은 방법에 비해 비교적 바로 적용 가능하며 어떤 추가 하드웨어나 소프트웨어 변경이 필요하지 않아 임상목적 연구에서 그 실용성이 입증되었다. 또한 주로 사용되는 재료는 여러 방면에서 널리 사용되는 페로브스카이트 (Perovskite) 계열에 티탄산 칼슘 또는 바륨으로 비교적 저렴하며 접근성 또한 높다. 결론적으로, 기하학적으로 맞춤형 유전체 패드의 사용은 신호감도를 개선시키고 합리적으로 향상된 영상을 얻을 수 있음을 나타낸다. 또한 이러한 패드의 개발 및 적용은 해부학 및 환자 맞춤형 진단 연구 개발에 큰 아이디어가 될 수 있다.

Acknowledgement

This study was supported by Research Program through the National Research Foundation of Korea (NRF) funded by the Ministry of Science and ICT (NRF-2017M3C7A1044367).

Reference

- [1] P. A. Bottomley, E. R. Andrew, "RF magnetic field penetration, phase shift and power dissipation in biological tissue: implications for NMR imaging", *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 23, No. 4, pp. 630-643, 1978.
<http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/23/4/006>
- [2] J. R. Keltner, J. W. Carlson, M. S. Roos, S. T. Wong, T. L. Wong, T. F. Budinger, "Electromagnetic fields of surface coil in vivo NMR at high frequencies", *Magnetic resonance in medicine: official journal of the Society of Magnetic Resonance in Medicine*, Vol. 22, No. 2, pp. 460-480, 1991.
<http://dx.doi.org/10.1002/mrm.1910220254>
- [3] H. Barfuss, H. Fischer, D. Hentschel, R. Ladebeck, A. Oppelt, R. Wittig, W. Duerr, R. Oppelt, "In vivo magnetic resonance imaging and spectroscopy of humans with a 4 Tesla whole body magnet", *NMR in Biomedicine*, Vol. 3, No. 1, pp. 31-45, 1990.

- <http://dx.doi.org/10.1002/nbm.1940030106>
- [4] H. Bomsdorf, T. Helzel, D. Kunz, P. Röschmann, O. Tschendel, J. Wieland, "Spectroscopy and imaging with a 4 Tesla whole-body MR system", *NMR in Biomedicine*, Vol. 1, No. 3, pp. 151-158, 1988. <http://dx.doi.org/10.1002/nbm.1940010308>
- [5] G. H. Glover, C. E. Hayes, N. J. Pelc, W. A. Edelstein, O. M. Mueller, H. R. Hart, C. J. Hardy, M. O'Donnel, W. D. Barber, "Comparison of linear and circular polarization for magnetic resonance imaging", *Journal of Magnetic Resonance*, Vol. 64, No. 2, pp. 64255-64270, 1985. [http://dx.doi.org/10.1016/0022-2364\(85\)90349-X](http://dx.doi.org/10.1016/0022-2364(85)90349-X)
- [6] Qing X. Yang, Weihua Mao, Jinghua Wang, Michael B. Smith, Hao Lei, Xiaoliang Zhang, Kamil Ugurbil, Wei Chen, "Manipulation of image intensity distribution at 7.0 T: Passive RF shimming and focusing with dielectric materials", *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, Vol. 24, No. 2, pp. 197-202, 2006. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.20603>
- [7] T. K. Foo, C. E. Hayes, Y. W. Kang, "Reduction of RF penetration effects in high field imaging", *Magnetic resonance in medicine: official journal of the Society of Magnetic Resonance in Medicine*, Vol. 23, No. 2, pp. 287-301, 1992. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.1910230209>
- [8] Qing X. Yang, Jianli Wang, Jinghua Wang, Christopher M. Collins, Chunsheng Wang, Michael B. Smith, "Reducing SAR and enhancing cerebral signal-to-noise ratio with high permittivity padding at 3T", *Magnetic resonance in medicine: official journal of the Society of Magnetic Resonance in Medicine*, Vol. 65, No. 2, pp. 358-362, 2011. <https://doi.org/10.1002/mrm.22695>
- [9] K. Haines, N. B. Smith, A. G. Webb, "New high dielectric constant materials for tailoring the B-1(+) distribution at high magnetic fields", *Journal of Magnetic Resonance*, Vol. 203, No. 2, pp. 323-327, 2010. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmr.2010.01.003>
- [10] J. E. M. Snaar, W. M. Teeuwisse, M. J. Versluis, M. A. van Buchem, H. E. Kan, N. B. Smith, A. G. Webb "Improvements in high-field localized MRS of the medial temporal lobe in humans using new deformable high-dielectric materials", *NMR in Biomedicine*, Vol. 24, No. 7, pp. 873-882, 2011.
- [11] M. Sreenivas, M. Lowry, P. Gibbs, M. Pickles, L. W. Turnbull, "A simple solution for reducing artefacts due to conductive and dielectric effects in clinical magnetic resonance imaging at 3T", *European Journal of Radiology*, Vol. 62, No. 1, pp. 143-146, 2007. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejrad.2006.11.014>
- [12] Yukihisa Takayama, Hiroi Nonaka, Manabu Nakajima, Takayuki Obata, Hiroo Ikehira, "Reduction of a High-field Dielectric Artifact with Homemade Gel", *Magnetic Resonance in Medical Sciences*, Vol. 7, No. 1, pp. 37-41 2008. <http://dx.doi.org/10.2463/mrms.7.37>
- [13] D. C. Alsop, T. J. Connick, G. Mizsei, "A spiral volume coil for improved RF field homogeneity at high static magnetic field strength", *Magnetic resonance in medicine: official journal of the Society of Magnetic Resonance in Medicine*, Vol. 40, pp. 49-54, 1998. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.1910400107>
- [14] Irena Zivkovic, Wouter Teeuwisse, Alexey Slobozhanyuk, Elizaveta Nenasheva, Andrew Webb, "High permittivity ceramics improve the transmit field and receive efficiency of a commercial extremity coil at 1.5 Tesla", *Journal of Magnetic Resonance*, Vol. 299, pp. 59-65, 2019. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmr.2018.12.013>
- [15] T. P. A O'Reilly, A. G. Webb, W. M. Brink, "Practical improvements in the design of high permittivity pads for dielectric shimming in neuroimaging at 7T", *Journal of Magnetic Resonance*, Vol. 270, pp. 108-114, 2016. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmr.2016.07.003>
- [16] J. G. Sled, G. B. Pike, "Standing-wave and RF penetration artifacts caused by elliptic geometry: an electrodynamic analysis of MRI", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 17, No. 4, pp. 653-662, 1998. <http://dx.doi.org/10.1109/42.730409>
- [17] W. M. Teeuwisse, W. M. Brink, K. N. Haines, A. G. Webb, "Simulations of high permittivity materials for 7 T neuroimaging and evaluation of a new barium titanate-based dielectric", *Magnetic resonance in medicine: official journal of the Society of Magnetic Resonance in Medicine*, Vol. 67, No. 4, pp. 912-918, 2012. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.24176>

- [18] Wyger M. Brink, Annerie M. A van der Jagt, Maarten J. Versluis, Berit M. Verbist, Andrew G. Webb, "High permittivity dielectric pads improve high spatial resolution magnetic resonance imaging of the inner ear at 7T", *Investigative Radiology*, Vol. 49, No. 5, pp. 271-277, 2014.
<http://dx.doi.org/10.1097/RLI.0000000000000026>
- [19] Andrei Manoliu, Georg Spinner, Michael Wyss, Dominik A Ettlin, Daniel Nanz, Felix P Kuhn, Luigi M Gallo, Gustav Andreisek, "Magnetic Resonance Imaging of the Temporomandibular Joint at 7.0 T Using High-Permittivity Dielectric Pads: A Feasibility Study", *Investigative Radiology*, Vol. 50, No. 12, pp. 843-852, 2015.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/>
- [20] Magnotta, V.A., Friedman, L. & FIRST BIRN. "Measurement of Signal-to-Noise and Contrast-to-Noise in the fBIRN Multicenter Imaging Study", *Journal of Digital Imaging*, Vol. 19, No. 2, pp. 140-147. 2006.
<https://doi.org/10.1007/s10278-006-0264-x>
- [21] A. G. Webb, "Dielectric materials in magnetic resonance", *Concepts in Magnetic Resonance Part A*, Vol. 38, No. 4, pp. 148-184, 2011.
- [22] Ana L. Neves, Lisa Leroi, Zo Raolison, et. al., "Compressed perovskite aqueous mixtures near their phase transitions show very high permittivities: New prospects for high-field MRI dielectric shimming", *Magnetic resonance in medicine: official journal of the Society of Magnetic Resonance in Medicine* Vol. 79, No. 3, pp. 1753-1765 2018.
<http://dx.doi.org/10.1002/mrm.26771>
- [23] Wouter M. Teeuwisse, Wyger M. Brink, Andrew G. Webb, "Quantitative assessment of the effects of high-permittivity pads in 7 Tesla MRI of the brain", *Magnetic resonance in medicine: official journal of the Society of Magnetic Resonance in Medicine*, Vol. 67, No. 5, pp. 1285-1293. 2012.
<http://dx.doi.org/10.1002/mrm.23108>

7T MRI에서 B1 필드 조절을 위해 페로브스카이트 재료를 이용한 자기공명영상 향상

김용태¹, 김주연², 백현만^{1,3,*}

¹가천대학교 이길여암당뇨연구원

²한국기초과학지원연구원 연구장비운영부

³가천대학교 융합의과학과

요약

인체 내 전자기장의 공간 분포는 고 유전율 재료를 사용하여 비교적 간단하게 조정할 수 있다. 이 방법은 다른 방법에 비해 보완적인 성격이 강하지만 특정 응용 분야에서 강력한 유전체 시밍용 도구로 활용될 수 있다. 기하학적으로 자유로운 형상으로 제조 가능하며 시스템의 어떠한 변경 없이 목적에 따라 제작된 패드를 적용할 수 있다. 특히 초 고자장(**ultrahigh magnetic field UHF**) MRI에서 높은 작동 주파수로 인해 낮은 감도 (**low sensitivity**)를 갖는 송신 (B1+) 및 수신 (B1-) 필드의 강도를 높이는 데 사용되는 임상목적의 고 유전율 패드는 잠재적 가치가 상당히 클 뿐만 아니라 그 효과가 클 것으로 예상되는 UHF MRI에 적용된 연구가 적기 때문에 이 연구에서는 티탄산 칼슘의 현탁액으로 제조된 고 유전율 패드를 실험실에서 직접 개발하였으며 UHF 7T 자기공명영상 MRI의 다양한 프로토콜에서 임상적으로 유용한 영상의 신호증가를 확인하였다.

중심단어: 유전체 시밍, 페로브스카이트, 초고자장, 신호 대 잡음비

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	김용태	가천대 이길여암당뇨연구원	연구원
(공동저자)	김주연	한국기초과학지원연구원	연구원
(교신저자)	백현만	가천대학교 융합의과학과	교수