

Improvement of High Permittivity Pads for Areas with Generally Low Signal Sensitivity at 7T MRI

Yong-Tae Kim², Hyeon-Man Baek^{1,2,*}

¹Department of Health Science and Technology, GAIST, Gachon University, Yeonsu-gu, Incheon, Korea

²Lee Gil Ya Cancer and Diabetes Institute & Department of Pre-Medicine, Gachon University School of Medicine, Korea

Received: November 04, 2022. Revised: November 24, 2022. Accepted: November 30, 2022.

ABSTRACT

Pads with high dielectric materials have been used in a variety of applications to locally improve the field sensitivity and homogeneity of RF pulses in clinical MRI studies. In this study, we aimed to improve such pads in consideration of the practical problems associated with the application of actual clinical images. A high permittivity pad to increase the attenuated B1 field strength was fabricated and tested in 7T MRI. Sim4Life simulation and experimental results show stronger and relatively uniform B1 near field. In order to improve the image quality in the whole cerebellum, known as a region with low sensitivity, a guide was made to reduce the mechanical change of the pad. In order to improve the wearing comfort, the pad was designed by dividing it into upper and lower parts. The facial pad showed an overall signal increase effect in areas such as the turbinate in the nasal cavity. Signal increase was expected in areas such as the frontal lobe and eyes, but the effect was either insignificant or it was difficult to see the effect in the imaging protocol. In conclusion, this paper showed a cerebellar-optimized pad with an improved nasal signal while maintaining its effectiveness.

Keywords: Sim4Life, Perovskite, Dielectric shimming, 7T MRI System, B1 field

I. INTRODUCTION

임상 MRI에서 송신 필드 (B1+)의 보강 및 상쇄 간섭 영역은 조직의 여기 펄스 (Excitation pulse) 파장의 길이가 RF 펄스가 통과하는 신체 부위의 치수와 비슷할 때 발생하는 것으로 알려져 있다^[1]. 7T MRI의 경우 뇌조직의 여기 펄스 파장의 길이는 보통 성인 뇌의 크기와 비슷하여 송신 필드의 간섭 영역이 발생한다. 3T MRI의 경우 복부 영역이 해당된다.

고 유전율 재료는 임상 MRI 연구에서 RF 펄스의 송수신 필드 (Field) 감도 및 균질성을 국소적으로 개선하는데 점점 더 많은 응용분야에서 사용되고 있다^[2-8]. 주로 페로브스카이트 계열의 재료 분말이 들어간 수성 패드를 이용하며 이를 머리 주변에 놓고 뇌 영상을 촬영한 결과 패드 인근 영역에서 신

호 대 잡음비 (Signal-to-noise ratio, SNR)가 크게 증가한 것으로 나타났다^[4,5]. 또한 고 유전율 재료를 사용하는 유전체 패드는 7T에서 임상 신경 영상 프로토콜에 널리 적용할 수 있다^[5,8]. 뿐만 아니라 측두엽 및 운동피질에서의 기능적 자기 공명 영상 (Functional magnetic resonance imaging, fMRI)과 국소 자기공명분광법(Magnetic resonance spectroscopy, MRS)^[4,9], 내이 (Inner ear) 영상^[10,11], 턱관절 (Temporomandibular Joint, TMJ)의 고해상도 자기 공명 영상^[12], 전뇌 T1가중 영상 및 확산 영상, 관류 영상 등 다양한 응용 분야에 적용되고 있다^[13-15].

이 간단한 접근 방식은 모든 면에서 성공적인 것은 아니다. 유전체 패드의 제작에 있어 현실적인 몇 가지 문제가 존재한다. 일반적으로 페로브스카이트 분말과 수성 기반의 현탁액은 시간이 지남에

* Corresponding Author: Hyeon-Man Baek E-mail: hmbaek98@gachon.ac.kr Address: 155, Gaetbeol-ro, Yeonsu-ku, Incheon City, Korea

따라 수분 함량이 줄어든다는 사실과 헤드 코일 내부에서 패드는 기계적 변형이 수반되고 결과적으로 유전체의 예상 불가능한 불균일한 분포로 이어져 패드의 효과에 영향을 미칠 수 있다. 마지막으로 헤드 코일 내부의 협소한 공간에서 유전패드가 충분히 효과를 내기 위한 부피와 유전율에 도달하기 어려운 문제가 있다. 또한 기존의 고 유전율 패드는 좌반구와 우반구의 패드 유무나 배치가 달라 그 효과가 비대칭인 문제가 있다. 따라서 본 연구의 목표는 실제 임상 영상 적용에 동반되는 현실적인 문제를 고려하여 패드를 개선하는데 있다.

II. MATERIAL AND METHODS

1. 3성분 현탁액 제조 및 유전율 측정

고 유전율 재료로 티탄산 바륨 ($BaTiO_3$) (barium titanium oxide, 99% metals basis, 12348, Alfa Aesar, Averhill, MA)과 티탄산 칼슘 ($CaTiO_3$) (calcium titanium oxide, 99+% metals basis, 11397, Alfa Aesar, Averhill, MA)의 수성 혼합물이 사용되었다. $CaTiO_3$ 분말의 추정밀도는 4.1g/cc 이며 $BaTiO_3$ 분말의 추정밀도는 5.85g/cc 이다^[5,8]. 두 분말 모두 44 μm (-325 mesh powder) 미만의 입자크기를 갖는다. $CaTiO_3$ 는 증류 된 탈 이온수와 40%의 부피비율로 혼합하였다. $BaTiO_3$ 는 증류 된 탈 이온수와 35%의 부피비율로 혼합하였다. 마지막으로 $CaTiO_3$ 40%와 $BaTiO_3$ 35%를 혼합하였다. 유전율과 손실 탄젠트는 유전체 프로브 키트 (DAK-12, SPEAG, Zürich, Switzerland)를 사용하여 50 ~ 300MHz의 주파수대역에서 측정되었으며 네트워크 분석기에서 S11 측정을 수행했다.

2. 전자기 시뮬레이션

EM 시뮬레이션은 각 조직에 적절한 전도도와 유전 특성이 할당 된 IT'IS Foundation의 인간 모델 소프트웨어 (Information Technologies in Society) Virtual Population (ViP 3.0)에서 추출된 Duke 모델이 사용되었다^[16]. 유한 차분 시간 영역 (Finite different time domain, FDTD) 방법은 의료 이미지 데이터 기반 다중 물리 시뮬레이션 플랫폼인 상용 소프트웨어

Sim4life (ZurichMedTech, Zurich, Switzerland)에서 모두 수행되었다^[17]. 이 시뮬레이션에서는 간단한 RF 송신필드의 변화를 보기 위해 8채널 루프 코일이 사용되었다. 모든 루프 코일은 Sim4Life 매칭 툴박스를 사용해 298MHz에 튜닝 (tune) 매칭 (match) 되었다. 모든 전류 소스에서 동일한 진폭 (amplitude)과 45도 위상차가 고려되었다.

3. 자기 공명 영상 시스템 및 측정 프로토콜

모든 영상은 7T 전신 MR scanner (Magnetom Terra, Siemens Healthineers, Erlangen, Germany)에서 32-Rx/1-Tx 헤드 코일 (Nova Medical, Wilmington, MA, USA)을 이용하여 촬영하였다. T1 영상은 Magnetization Prepared with 2 Rapid Gradient Echoes (MP2RAGE) sequence를 이용하여 얻었다. 파라미터는 TR = 3,000 ms, TE = 1.83 ms, $\alpha 1 = 5^\circ$, $\alpha 2 = 6^\circ$, TI1 = 840 ms, TI2 = 2,370 ms, Matrix = 200×200, Resolution = 1 mm isotropic, Acquisition time = 3 min 30 s. T2 영상은 Sampling Perfection with Application optimized Contrasts using different flip angle Evolution (T2-SPACE)을 이용하여 얻었다. 파라미터는 TR = 1,500 ms, TE = 136 ms, Flip angle = 120°, Slice thickness = 1 mm, In-plane resolution = 1 × 1 mm², matrix size = 240 × 240, acquisition time (TA) = 6 min 54 s.

4. 고 유전율 패드의 개선 및 설계

기존 티탄산 칼슘 기반 고 유전율 패드는 티탄산 칼슘 부피분율 = 0.4, 증류된 탈이온수 부피분율 = 0.6, $\epsilon_r = 110$ 이며 보통 사각형의 비닐 패드로 제작되었다^[18]. 기존의 패드는 헤드코일 내부에서 유전체 패드의 기계적 변형을 피할 수 없었다. 특히 귀 양옆에 배치했을 때 헤드폰과 같은 소음차폐 장치와 같이 사용하기에 공간이 충분치 않으며 귀를 압박하여 불편함을 초래한다. 이러한 문제를 해결하고자 유전체 패드를 상부와 하부로 나누어 귀가 더 이상 압박되지 않게 하였다. 하부패드는 귀 뒤쪽 머리 전체를 커버한다. 상부 패드는 얼굴 전체를 커버한다. 또한 코일 내부에서의 패드의 기계적 변형 또는 움직임을 최소화 하고자 남성과 여성의 평균 머리 크기를 고려하여 남성용 여성용 유전체

패드 고정 가이드를 개발하였다.

5. 신호 대 잡음비 측정

자기 공명 영상에서 관심 영역 내 이미지 강도 분포를 기반으로 조직에서 신호 대 잡음비를 계산하였다. 공기의 이미지 강도 분포의 표준편차는 고유전율 패드의 영향이 적고 모션 아티팩트 (Motion artifacts) 및 신호강도가 0인 영역을 최대한 피하여 측정하였다. SNR은 다음과 같이 계산되었다^[19].

$$SNR = \frac{Mean_{SI}}{Standard\ Deviation_{AIR}} \quad (1)$$

III. RESULT

1. 고유전율 측정결과

유전율은 복소함수로 Eq. (2)와 같다.

$$\epsilon_{eff} = \epsilon'_{eff} - j\epsilon''_{eff} \quad (2)$$

손실 탄젠트는 Eq. (3)과 같이 정의된다.

$$\tan \delta = \frac{\omega \epsilon''_{eff} + \sigma}{\omega \epsilon'} \quad (3)$$

페로브스카이트 용액의 유전율을 설명하기 위해 다음과 같이 Lichtenecker's logarithmic power law가 사용되었다^[20].

$$\epsilon_{eff} = \prod_i \epsilon_i^{f_i} \quad (4)$$

사용된 유전율 값은 $\epsilon_{CaTiO_3} = 160$ ^[7,21], $\epsilon_{BaTiO_3} = 1200$ ^[22], $\epsilon_{water} = 79$ ^[23], $\epsilon_{air} = 1$ 이다. 3성분 현탁액의 유전율은 Eq. (4)를 이용하여 다음과 같이 계산 가능하다.

$$\epsilon_{eff} = (\epsilon_{CaTiO_3})^{f_{CaTiO_3}} \times (\epsilon_{BaTiO_3})^{f_{BaTiO_3}} \times (\epsilon_{H_2O})^{f_{H_2O}} \quad (5)$$

Fig. 1은 유전체 프로브 키트 (SPEAG dak-12)를 사용하여 50 ~ 300MHz의 주파수대역에서 $CaTiO_3$ 40%, $BaTiO_3$ 35%, 물, 3성분 혼합물에 대해 주파수 함수로 측정된 유전율 및 손실 탄젠트 값을 보여준다.

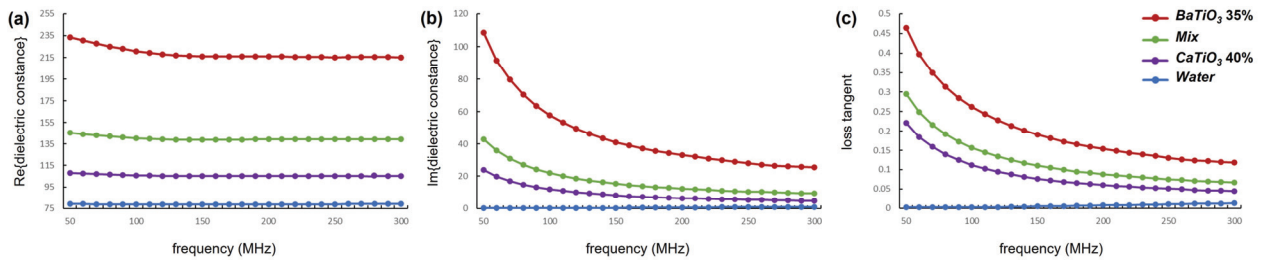


Fig. 1. (a) The relative permittivity, which is the real part of the complex dielectric constant, of a suspension prepared by mixing perovskite material and deionized water in the measurement frequency domain. (b) Shows the imaginary part representing the dielectric loss of the complex dielectric constant.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

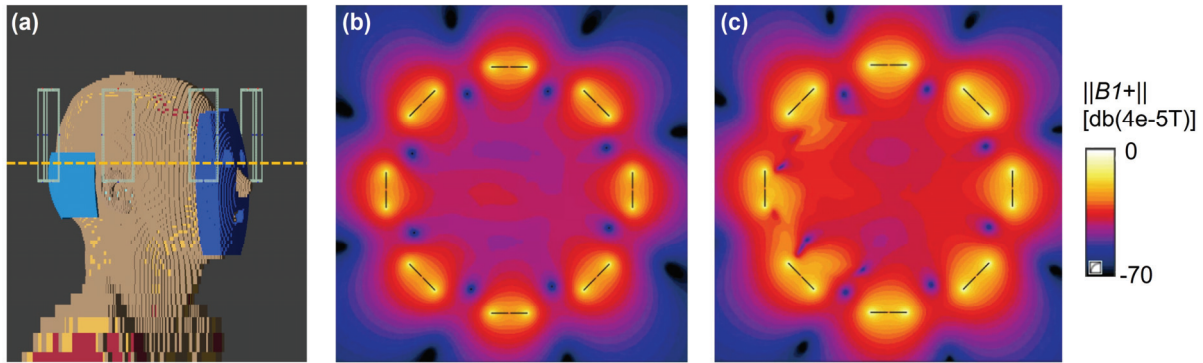


Fig. 2. (a) Simulation modeling, (b) B1+ distribution in the head without pad, (c) with pad.

2. 전자기 시뮬레이션 결과

이 연구에서 전자기 필드 시뮬레이션은 실험 결과를 확인하고 유전체 재료의 일반적인 영향을 조사하는 데 사용된다^[5,8,24,25]. 시뮬레이션은 Fig. 2-(a)와 같이 상부패드와 하부패드가 별도로 설계되었다. 상부패드와 하부패드는 $BaTiO_3$ 35% 유전율 값 $\epsilon_r = 210$ 으로 설정되었다. Fig. 2-(a)의 주황색 점선은 (b)와 (c) 평면의 위치를 나타낸다. Fig. 2-(b)는 패드가 없을 때 B1+ 맵의 변화를 나타낸다. Fig. 2-(c)는 상하부패드를 적용한 B1+ 맵의 변화를 나타낸다. 시뮬레이션 결과는 유전율을 포함한 모든 유전체 패드 제작의 변수를 변경하여 실험에서 초래될 유전체 패드 효과를 미리 추정할 수 있게 해준다. Fig. 2-(c)는 유전체 패드 인근에서 B1+ 필드 강도의 증가를 시각적으로 잘 보여준다.

3. 자기공명영상 측정결과

Fig. 3은 $BaTiO_3$ 35% 패드를 사용한 7T MRI에서 팬텀 (Phantom) 자기 공명 영상 실험의 결과를 보여준다. 패드는 Fig. 3-(b)와 (d)에서 원통형 팬텀 옆면 전체에 배치되었다. Fig. 3-(a)와 (b)는 MP2RAGE INV1 영상을 나타낸다.

Fig. 3-(a) MP2RAGE INV1 영상에서 패드가 없는 경우 관심영역 (Region of interest, ROI)에서의 평균 신호 강도 (Signal intensity, SI)와 공기에서 신호 강도 분포의 표준편차는 각각 $Mean_{SI} = 1848.959$, $SD_{air} = 0.748$ 이다. Fig. 3-(b) 패드가 있는 경우 $Mean_{SI} = 2414.679$, $SD_{air} = 0.717$ 이다.

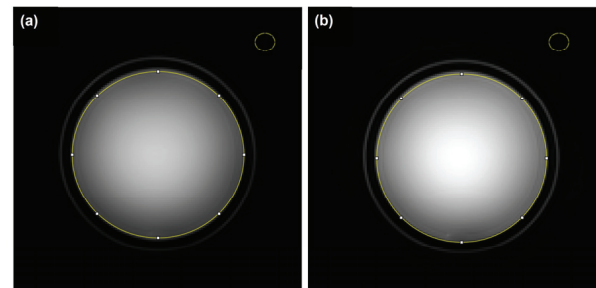


Fig. 3. Phantom experiment to measure signal intensity (a) without pad, (b) with pad.

MP2RAGE INV1 영상에서 신호 강도 분포를 기반으로 분석한 결과 $BaTiO_3$ 35% 패드 사용 팬텀의 SNR은 36% 증가하였다.

T2 영상에서 패드가 없는 경우 소뇌에서 Fig. 4-(a): $Mean_{SI} = 19.4$, $SD_{air} = 0.6561$, (b): $Mean_{SI} = 23.5$, $SD_{air} = 0.7953$, (c): $Mean_{SI} = 23.3$, $SD_{air} = 0.9392$ 이며 비강에서 (d): $Mean_{SI} = 86.5$, $SD_{air} = 0.4263$ 이다. 패드 적용 후 소뇌에서 Fig. 4-(e): $Mean_{SI} = 77.8$, $SD_{air} = 0.4674$, (f): $Mean_{SI} = 91.9$, $SD_{air} = 0.804$, (g): $Mean_{SI} = 102$, $SD_{air} = 0.7384$ 이며 비강에서 (h): $Mean_{SI} = 140.2$, $SD_{air} = 0.5428$ 이다. T2 영상에서 신호 강도 분포를 기반으로 분석한 결과 $BaTiO_3$ 35% 패드 적용한 경우 소뇌에서 SNR은 Fig. 4- (e) ~ (g)에서 각각 463%, 287%, 457% 증가하였다. 비강에서 Fig. 4-(h) 비갑개의 SNR은 27% 증가 하였다.

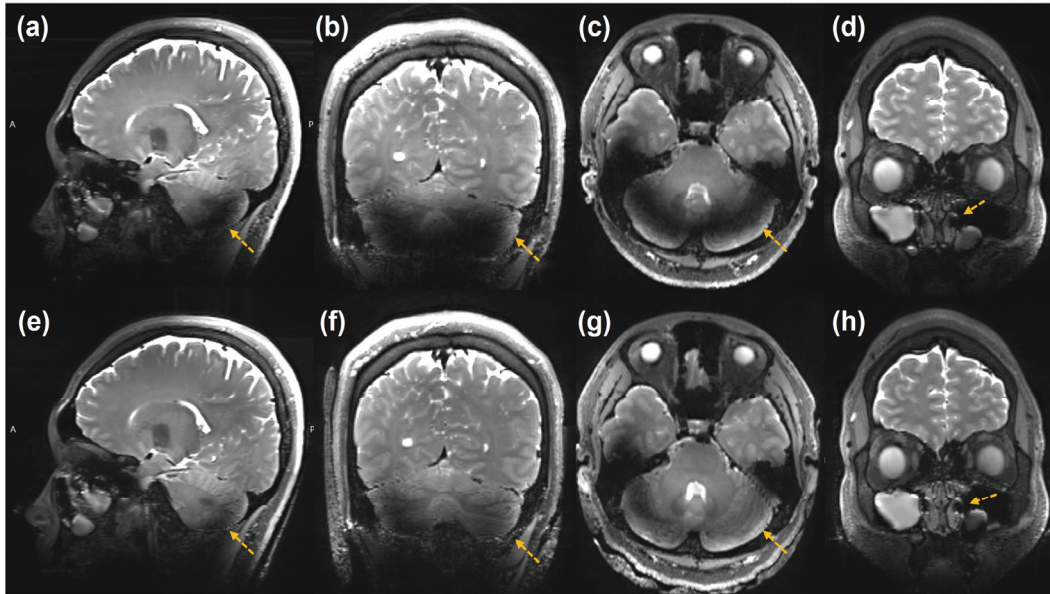


Fig. 4. T2 images at cerebellum and nasal cavity. (a) ~ (d) without pad, (e) ~ (h) with pad.

4. 고 유전율 패드의 개선 및 설계

티탄산 칼슘의 보고된 최대 비유전율은 150~160이다. 반면 티탄산 바륨은 더 큰 값을 얻을 수 있다. 입자 크기 및 소결 (Sintering) 공정에 따라 비유전율이 10,000까지 보고되었다^[7]. 따라서 7T MRI의 경우 티탄산 바륨의 사용이 더 선호된다. 따라서 상부 패드와 하부 패드는 티탄산바륨으로 제작되었다. 관심영역 전체에서의 영상 향상을 고려하여 좌우 대칭의 패드가 Fig. 5-(a)와 같이 제작되었다. Fig. 5-(b)는 패드와 머리를 밀착시켜 헤드코일내부에서 패드의 기계적 변화를 방지하고자 고려되었다.

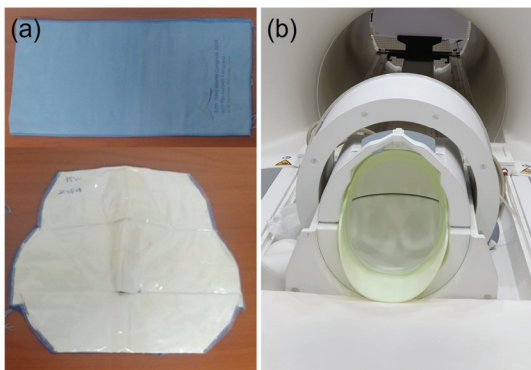


Fig. 5. (a) Photograph of the dielectric pads ($\epsilon_r = 210$), (b) Guide considering the close contact between the pad and the head.

IV. DISCUSSION

고 유전율 패드는 인체 내의 전자기 에너지 분포를 부분적으로 조정하는 가장 쉬운 방법이다. 어떠한 시스템 변경 없이 독립적으로 신경영상 또는 신체 영상에서 B1+ 필드의 강도와 균질성을 개선하는데 사용되고 있다. 기존의 고전적인 패드는 단순한 사각형모양으로 주로 좌우반구에서 패드의 유무 효과를 확인하고자 귀 양옆에 배치되는 것에 비해 본 연구에서는 임상 프로토콜적용을 목적으로 좌우반구 대칭적인 영상품질의 향상을 위해 좌우 대칭의 상부패드와 하부패드가 새롭게 고안되었다. 결과는 소뇌와 비강과 관심영역 전체에서 신호 증가가 확인되었다.

기존의 패드제작은 물과 페로브스카이트의 2성분 혼합물 티탄산 칼슘 ($\epsilon_r \sim 110$)^[5], 티탄산 바륨 ($\epsilon_r \sim 300$)이 주로 제작되고 있다^[8]. 3성분 혼합물 또한 Eq. (4)를 이용하여 110~300의 비유전율을 갖는 수성 현탁액 제작이 가능하다^[21]. 본 연구에서는 패드 두께를 줄이고자 높은 비유전율을 갖는 티탄산 바륨 2성분 수성 현탁액을 사용하였다. EM 시뮬레이션과 실험 결과는 낮은 감도를 갖는 송신필드 영역에서 패드의 사용으로 전송 효율이 크게 증가할 수

있음을 보여준다. 낮은 감도를 갖는 영역으로 알려진 소뇌의 전체에서 영상 품질을 향상시키고자 하부 패드를 설계 및 제작하여 실험에 적용하였다. 패드의 기계적 변화를 줄이고자 가이드를 제작하여 최대한 머리에 밀착시켰다. 기존의 패드와 같이 귀 양옆에 패드를 배치하는 것은 소음과 착용감에 있어서 많은 문제가 있어 제외되었다. 때문에 추가로 안면부 패드가 고려되었다. 안면부 패드는 비강에서 비갑개와 같은 부위에서 전체적인 신호증가 효과를 보였다. 전두엽과 눈과 같은 부위에서의 신호 증가가 기대 되었으나 그 효과가 미미하거나 해당 영상 프로토콜에서는 그 효과를 보기 어려운 것으로 생각된다.

마지막으로 이 논문은 소뇌에 최적화된 패드와 그 효과를 유지하면서 비강쪽 신호 향상을 보여주었다. 또한 관심영역에 따라서 측두엽의 신호증가를 포기하고 소음 억제 장치의 적용 또는 패드의 착용감 향상이 가능함을 보여주었다. 하지만 측두엽의 신호증가는 패드에 구멍을 뚫는 것으로 해결될 수 있다^[21]. 이처럼 관심영역에 따라 사용되는 프로토콜에 최적화된 패드가 다양하게 제작될 수 있다.

V. CONCLUSION

패드의 임상 프로토콜 적용에 있어 가장 먼저 해결해야 하는 문제는 헤드코일 내부에서 잉여 공간으로 인한 패드의 기계적 변화이다. 시간이 지남에 따라 패드를 구성하는 현탁액의 비유전율 변화나 불안전성은 몇 개월에 걸쳐 나타나는 것으로 본 실험에서는 고려되지 않았다. 잉여공간으로 인한 기계적 변화는 패드의 가이드 제작으로 머리와 패드를 밀착시키는 것으로 개선이 가능하다. 패드의 소형화로 기계적 변화를 감소시킬 수도 있다. 다만 소형화된 패드의 평가가 같이 진행 되어야한다. 고유전율 패드의 효과는 사용하는 시퀀스의 숙임각에 특이적이다. 때문에 관심영역에서 주로 사용하는 프로토콜에 따라서 300을 넘는 비유전율 패드의 제작 또한 필요할 것이다.

Acknowledgement

This research was supported by Basic Science Research Capacity Enhancement Project through Korea Basic Science Institute (National research Facilities and Equipment Center) grant funded by the Ministry of Education(grant No.2021R1A6C101A432). Thanks to ZMT for providing free license of Sim4Life used in this study^[17].

Reference

- [1] T. S. Ibrahim, R. Lee, A. M. Abduljalil, B. A. Baertlein, P. M. Robitaille, "Dielectric resonances and B1 field inhomogeneity in UHFMRI: computational analysis and experimental findings", *Magnetic resonance imaging*, Vol. 19, No. 2, pp. 219-226, 2001. [http://dx.doi.org/10.1016/S0730-725X\(01\)00300-9](http://dx.doi.org/10.1016/S0730-725X(01)00300-9)
- [2] Y. Takayama, H. Nonaka, M. Nakajima, T. Obata, H. 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>
- [3] 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>
- [4] 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. 873-879, 2011. <https://doi.org/10.1002/nbm.1638>
- [5] K. Haines, N. B. Smith, A. G. Webb, "New high dielectric constant materials for tailoring the B1+ 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>
- [6] A. Neufeld, N. Landsberg, A. Boag, "Dielectric inserts for sensitivity and RF magnetic field enhancement in NMR volume coils", *Journal of*

- Magnetic Resonance, Vol. 200, No. 1, pp. 49-55, 2009. <https://doi.org/10.1016/j.jmr.2009.06.001>
- [7] A. G. Webb, "Dielectric materials in magnetic resonance", *Concepts in magnetic resonance part A*, Vol. 38, No. 4, pp. 148-184, 2011. <http://dx.doi.org/10.1002/cmr.a.20219>
- [8] 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*, Vol. 67, No. 4, pp. 912-928, 2012. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.24176>
- [9] C. Lemke, A. Hess, S. Clare, V. Bachtiar, C. Stagg, P. Jezzard, U. Emir, "Two-voxel spectroscopy with dynamic B₀ shimming and flip angle adjustment at 7 T in the human motor cortex", *NMR in Biomedicine*, Vol. 28, No. 7, pp. 852-860, 2015. <http://dx.doi.org/10.1002/nbm.3328>
- [10] W. M. Brink, A. M. A. van der Jagt, M. J. Versluis, B. M. Verbist, A. G. Webb, "High Permittivity Dielectric Pads Improve High Spatial Resolution Magnetic Resonance Imaging of the Inner Ear at 7 T", *Investigative radiology*, Vol. 49, No. 5, pp. 271-277, 2014. <https://doi.org/10.1097/RLI.0000000000000026>
- [11] M. A. van der Jagt, W. M. Brink, M. J. Versluis, S. C. A. Steens, J. J. Briaire, A. G. Webb, J. H. M. Frijns, B. M. Verbist, "Visualization of human inner ear anatomy with high-resolution MR imaging at 7T: initial clinical assessment", *American Journal of Neuroradiology*, Vol. 36, No. 2, pp. 378-383, 2015. <http://dx.doi.org/10.3174/ajnr.A4084>
- [12] A. Manoliu, G. Spinner, M. Wyss, D. A. Ettl, D. Nanz, F. P. Kuhn, L. M. Gallo, G. 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. 843-849, 2015. <https://doi.org/10.1097/rli.0000000000000196>
- [13] K. R. O'Brien, A. W. Magill, J. Delacoste, J. P. Marques, T. Kober, H. P. Fautz, F. Lazeyras, G. Krueger, "Dielectric pads and low- B₁₊ adiabatic pulses: Complementary techniques to optimize structural T_{1w} whole-brain MP2RAGE scans at 7 tesla", *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, Vol. 40, No. 4, pp. 804-812, 2014. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.24435>
- [14] V. T. Vu, E. Auerbach, C. Lenglet, S. Moeller, S. N. Sotiropoulos, S. Jbabdi, J. Andersson, E. Yacoub, K. Ugurbil, "High resolution whole brain diffusion imaging at 7 T for the Human Connectome Project", *Neuroimage*, Vol. 122, pp. 318-331, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2015.08.004>
- [15] Y. Wang, S. Moeller, X. Li, A. T. Vu, K. Krasileva, K. Ugurbil, E. Yacoub, D. J. J. Wang, "Simultaneous multi-slice Turbo-FLASH imaging with CAIPIRINHA for whole brain distortion-free pseudo-continuous arterial spin labeling at 3 and 7T", *Neuroimage*, Vol. 113, pp. 279-288, 2015. <http://dx.doi.org/10.1016/j.neuroimage.2015.03.060>
- [16] M. C. Gosselin, E. Neufeld, H. Moser, E. Huber, S. Farcito, L. Gerber, M. Jedensjö, I. Hilber, F. Di Gennaro, B. Lloyd, E. Cherubini, "Development of a new generation of high-resolution anatomical models for medical device evaluation: the Virtual Population 3.0", *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 59, No. 18, pp. 5287-5590, 2014. <https://doi.org/10.13099/ViP-Duke-V3.0>
- [17] Sim4Life by ZMT, <https://www.zmt.swiss>
- [18] W. M. Teeuwisse, W. M. Brink, A. G. Webb, "Quantitative assessment of the effects of high-permittivity pads in 7 Tesla MRI of the brain", *Magnetic resonance in medicine*, Vol. 67, No. 5, pp. 1285-1293, 2012. <https://doi.org/10.1002/mrm.23108>
- [19] V. A. Magnotta, L. Friedman, "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. <http://dx.doi.org/10.1007/s10278-006-0264-x>
- [20] R. Simpkin, "Derivation of Lichtenecker's logarithmic mixture formula from Maxwell's equations", *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, Vol. 58, No. 3, pp. 545-550, 2010. <https://doi.org/10.1109/TMTT.2010.2040406>
- [21] 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 7 T", *Journal of magnetic resonance*, Vol. 270, pp. 108-114, 2016.

<http://dx.doi.org/10.1016/j.jmr.2016.07.003>

- [22] W. R. Buessem, L. E. Cross, A. K. Goswami, "Phenomenological Theory of High Permittivity in Fine-Grained Barium Titanate", *Journal of the American Ceramic Society*, Vol. 49, No. 1, pp. 33-36, 1966.
<http://dx.doi.org/10.1111/j.1151-2916.1966.tb13144.x>
- [23] W. J. Ellison, "Permittivity of Pure Water, at Standard Atmospheric Pressure, over the Frequency Range 0-25THz and the Temperature Range 0-100°C", *Journal of Physical and Chemical Reference Data*, Vol. 36, No. 1, pp. 1-8, 2007.
<http://dx.doi.org/10.1063/1.2360986>
- [24] Q. X. Yang, J. Wang, J. Wang, C. M. Collins, C. Wang, M. B. Smith, "Reducing SAR and enhancing cerebral signal-to-noise ratio with high permittivity padding at 3T", *Magnetic resonance in medicine*, Vol. 65, No. 2, pp. 358-362, 2011.
<https://doi.org/10.1002/mrm.22695>
- [25] Q. X. Yang, W. Mao, J. Wang, M. B. Smith, H. Lei, X. Zhang, K. Ugurbil, W. Chen, "Manipulation of image intensity distribution at 7.0 T: Passive RF shimming and focusing with dielectric materials", *Journal of Magnetic Resonance Imaging: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Vol. 24, No. 1, pp. 197-202, 2006. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.20603>

7T MRI에서 일반적으로 신호 감도가 낮은 영역에 대한 고유전율 패드 개선

김용태², 백현만^{1,2,*}

¹가천대학교 융합의과학과

²가천대학교 이길여암당뇨연구원

요약

고유전 재료를 사용한 패드는 임상 MRI 연구에서 RF 펄스의 필드 감도와 균질성을 국부적으로 개선하기 위해 다양한 응용 분야에서 사용되었다. 본 연구에서는 실제 임상 영상의 적용과 관련된 실질적인 문제를 고려하여 패드를 개선하는 것을 목표로 하였다. 감쇠된 B1 필드 강도를 증가시키기 위한 고유전율 패드를 제작하고 7T MRI에서 테스트했다. Sim4Life 시뮬레이션 및 실험 결과는 B1 근거리장에서 더 강하고 상대적으로 균일함을 보여준다. 민감도가 낮은 영역으로 알려진 전체 소뇌의 영상 품질을 향상시키기 위해 패드의 기계적 변화를 줄이는 가이드를 만들었다. 또한 착용감을 향상시키기 위해 패드를 상하로 나누어 디자인하였다. 안면 패드는 비강 내 비갑개와 같은 부위에서 전반적인 신호 증가 효과를 보였다. 전두엽, 눈 등의 영역에서 신호 증가가 예상됐지만 효과가 미미하거나 영상 프로토콜에서 효과를 보기 어려웠다. 결론적으로, 본 논문은 그 효과를 유지하면서 개선된 비강 신호를 갖는 소뇌 최적화 패드를 보여주었다.

중심단어: Sim4Life, Perovskite, Dielectric shimming, 7T MRI System, B1 field

연구자 정보 이력

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