

Design and Implementation of an 8-Channel $^1\text{H}/^{19}\text{F}$ RF Coil for 11.74 T MRI

Yeunchul Ryu*

Department of Radiological Science, Gachon University, Incheon 21936, Korea

(Received 12 February 2026, Received in final form 23 February 2026, Accepted 23 February 2026)

In this study, an 8-channel multinuclear radiofrequency (RF) coil was designed and implemented for proton (^1H) and fluorine (^{19}F) imaging in an ultra-high-field 11.74 T magnetic resonance imaging (MRI) system. The proposed RF coil comprises four ^1H channels and four ^{19}F channels and was developed with a geometry suitable for medium-to-large preclinical animal experiments. The coil design focused on enabling stable signal reception from both nuclei within a single hardware configuration, while maintaining frequency-specific tuning and matching for each channel. Electrical characteristics of the individual coil elements, including resonance behavior and impedance matching, were evaluated through bench measurements at the corresponding operating frequencies. Phantom imaging experiments were subsequently performed to assess channel functionality and multi-channel image reconstruction performance under identical experimental conditions. For both ^1H and ^{19}F acquisitions, images from individual receive channels were successfully obtained, and combined sum images were reconstructed from the four-channel datasets. The measured signal-to-noise ratio (SNR) of the combined images was 22.27 for ^1H and 5.91 for ^{19}F . The observed SNR difference is consistent with the inherent sensitivity disparity between the two nuclei at ultra-high magnetic fields under comparable excitation conditions. These experimental results indicate that the proposed multi-channel RF coil can support multinuclear imaging at 11.74 T and may serve as a technical basis for future preclinical studies involving ^{19}F MRI, including applications related to boron neutron capture therapy (BNCT).

Keywords : ultra-high-field MRI, multinuclear MRI, fluorine-19 imaging, multi-channel RF coil, boron neutron capture therapy (BNCT)

11.74 T 초고자장 자기공명영상 시스템을 위한 8채널 $^1\text{H}/^{19}\text{F}$ RF 코일의 설계 및 구현

류연철*

가천대학교 방사선학과, 인천광역시 연수구 함박피로 191, 21936

(2026년 2월 12일 받음, 2026년 2월 23일 최종수정본 받음, 2026년 2월 23일 게재확정)

본 연구에서는 11.74 T 초고자장 자기공명영상(MRI) 시스템에서 수소(^1H)와 불소(^{19}F) 영상을 획득하기 위한 8채널 다핵종 RF 코일을 설계하고 제작하였다. 제안된 RF 코일은 ^1H 용 4채널과 ^{19}F 용 4채널로 구성되었으며, 중대형 전임상 동물 실험에 적용 가능한 기하학적 구조를 갖도록 설계되었다. 각 코일 요소는 핵종별 동작 주파수에 맞추어 개별적으로 튜닝 및 매칭되었으며, 공진 특성과 임피던스 특성은 벤치 측정을 통해 평가되었다. 이후 동일한 실험 조건에서 팬텀 영상을 획득하여 각 채널의 동작 특성과 다채널 영상 재구성 가능성을 확인하였다. ^1H 및 ^{19}F 영상 모두에서 개별 채널 영상과 4채널 합성 영상이 안정적으로 획득되었다. 합성 영상의 신호대잡음비(SNR)는 ^1H : 22.27, ^{19}F : 5.91로 측정되었다. 본 연구 결과는 11.74 T 환경에서 다핵종 다채널 RF 코일을 이용한 ^{19}F 영상 획득 가능성을 확인하며, 향후 BNCT 관련 전임상 ^{19}F MRI 연구를 위한 기술적 기반으로 활용될 수 있을 것으로 판단된다.

주제어 : 초고자장 자기공명영상, 다핵종 자기공명영상, 불소-19 영상화, 다채널 RF 코일, 불소 중성자 포획 치료

I. 서 론

자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging, MRI)은 비침습적으로 우수한 연부조직 대비를 제공할 뿐 아니라, 다양한 핵종(nucleus)의 자기공명 신호를 영상화하고 정량화할 수 있는 잠재력을 지닌 영상 기법이다. 일반적으로 임상 MRI는 수소 핵종(^1H)의 신호를 기반으로 수행되지만, 연구 및 전임상 분야에서는 수소 이외의 핵종을 이용한 다핵종 MRI가 대사 정보, 약물 분포, 치료 물질의 동적변화(kinetics)를 관찰하기 위한 유용한 도구로 주목받아 왔다. 불소 핵종(Fluorine)은 자연계 배경 신호가 거의 없어 신호가 특정 화합물에 직접적으로 대응된다는 장점으로 인해 정량적 영상화에 매우 유리한 핵종으로 양전자방출단층촬영(Positron Emission Tomography, PET)에서는 ^{18}F -fluorodeoxyglucose(FDG)를 기반으로 종양의 대사 활성 평가를 하는 등 다양한 임상 진단에 널리 활용되고 있으며, 분자영상(molecular imaging)의 대표적인 성공 사례로 평가받고 있다[1]. 반면 MRI에서 ^{19}F 영상화는 ^1H 에 비해 상대적으로 낮은 감도와 하드웨어적 제약으로 인해 여전히 제한적인 연구에 머물러 있다[2-6].

한편, 최근 방사선 치료 분야에서는 붕소 중성자 포획 치료(Boron Neutron Capture Therapy, BNCT)가 차세대 정밀 치료 기술로 주목받고 있다. BNCT는 종양 세포에 선택적으로 축적되는 붕소(^{10}B 를 이용)를 이용하여, 외부에서 조사된 저에너지 중성자와의 핵반응을 통해 고선량의 국소 방사선을 발생시켜 종양 세포를 사멸시키는 치료 기법이다. 이 과정에서 생성되는 알파 입자와 리튬 핵은 5~9 μm 의 짧은 비행거리를 가지므로, 정상 조직에 대한 손상을 최소화하면서 종양에 선택적인 치료 효과를 기대할 수 있다는 점이 기존 방사선 치료와 비교되는 주요 장점이다[7].

BNCT의 치료 효과를 극대화하기 위해서는 붕소 전달 물질이 종양 조직에 얼마나 선택적으로, 그리고 충분한 농도로 축적되는지를 정확히 파악하는 것이 중요하며 종양 내 붕소 농도와 주변 정상 조직의 붕소 농도 간의 차이는 치료 예후를 결정짓는 핵심적인 인자로 작용한다. 그러나 현재까지 이러한 정보를 환자 개개인에 대해 비침습적으로 정확히 획득하는 방법은 매우 제한적으로 기존 연구에서는 주로 설치류와 같은 전임상 동물을 대상으로 각 장기 및 조직에 축적된 붕소 농도를 사후 분석하여 데이터베이스화한 결과를 치료 계획에 활용해 왔다. 하지만 사람의 경우 종양의 생물학적 특성, 약물 동태, 대사 환경 등이 전임상 동물과 크게 다를 수 있어, 이러한 접근법을 그대로 적용하기에는 명확한 한계가 존재한다[8].

MRI는 원리적으로 다양한 핵종의 신호를 영상화하고 정량화할 수 있는 장점에도 불구하고, BNCT에 실제로 사용되는

핵종인 ^{10}B 를 직접 영상화하는 데에는 기술적 어려움이 따른다. ^{10}B 는 MRI에 적합한 자기공명 특성을 가지지 않으며, 신호 감도가 매우 낮아 현실적인 영상 획득이 어렵기 때문이다. 이러한 한계를 극복하기 위한 대안으로, 붕소 전달 물질인 boronophenylalanine(BPA)에 방사성 동위원소 ^{18}F 대신 안정 동위원소인 ^{19}F 으로 치환하여 합성하고, 이를 통해 BPA의 체내 분포 및 동태를 ^{19}F MRI로 관찰하려는 연구들이 점차 시도되고 있다[9]. 이 접근법은 ^{19}F 신호를 통해 붕소 전달 물질의 농도 변화를 직접적으로 추적할 수 있다는 점에서 BNCT 치료 계획 및 평가에 중요한 정보를 제공할 수 있다.

그러나 이러한 연구를 실현하기 위해서는 ^{19}F 신호를 효율적으로 획득할 수 있는 RF 코일 하드웨어가 필수적이며, 동시에 정확한 해부학적 위치 정보를 제공하기 위한 ^1H 영상 역시 함께 획득되어야 한다. 이를 위해 그동안 다핵종 신호 획득을 목적으로 단일 코일에서 여러 공명 주파수를 지원하는 다중주파수(multi-frequency) 코일 설계나, 여러 개의 채널을 이용한 다채널(multi-channel) 코일 구조가 제안되어 왔다[10]. 특히 다핵종 MRI에서는 일반적으로 신호대잡음비(Signal-to-Noise Ratio, SNR)가 낮아지는 문제가 발생하므로, 코일의 민감도를 향상시키거나 병렬 수신을 통해 신호 효율을 극대화하는 전략이 중요하다.

초고자장 MRI 환경에서는 이러한 문제가 더욱 두드러진다. 본 연구에서 사용된 11.74 T MRI 시스템은 높은 자장 강도로 인해 이론적으로 신호 증가의 이점을 제공하지만, 동시에 주파수 증가에 따른 RF 손실, 코일 결합 문제, 핵종 간 주파수 차이로 인한 설계 복잡성 등 새로운 기술적 도전을 동반한다[12-14]. 특히 11.74 T 환경에서 ^{19}F 신호 획득을 위한 다채널 코일 구현 및 영상화에 대한 선행 연구는 아직 보고된 바가 거의 없다.

이에 본 연구에서는 11.74 T MRI 시스템에서 ^1H 와 ^{19}F 영상 획득이 가능한 8채널 RF 코일을 설계 및 구현하고, 실제 영상 실험을 통해 다핵종 초고자장 MRI 환경에서의 적용 가능성과 기술적 유효성을 제시한다.

II. 대상 및 방법

1. RF 코일 및 프레임

설계된 RF 코일은 ^1H 용 4채널과 ^{19}F 용 4채널로 구성된 다핵종-다채널 RF 코일로, Fig. 1에 나타낸 구조를 기반으로 제작되었다. 각 코일 요소는 가로 45 mm, 세로 75 mm 크기의 직사각형 형태이며 두께 0.2 mm의 PCB로 제작되었다. 각 채널의 공진 주파수 조정은 3개의 고정 커패시터와 2개의 트림머 커패시터를 이용하여 수행하였으며, 임피던스 매칭은 자체 제작한 매칭 회로를 통해 조정하였다.

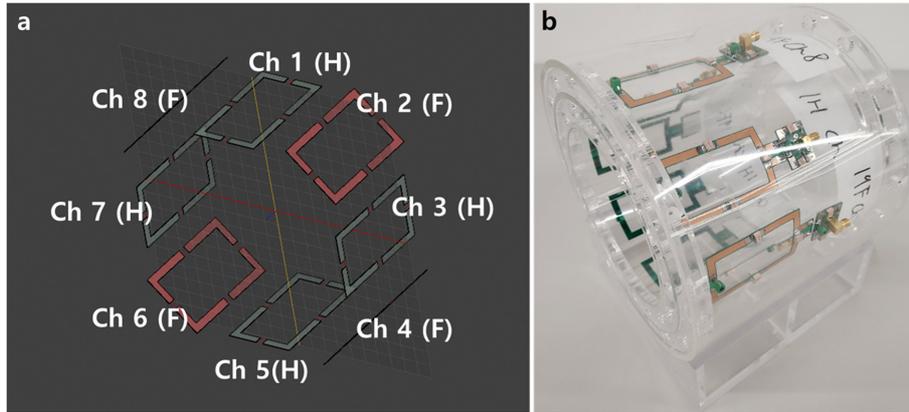


Fig. 1. (Color online) Structure of the proposed 8-channel RF coil: (a) alternating arrangement of the ¹H (green) and ¹⁹F (red) coil elements, (b) implementation of the coil array on an acrylic frame with integrated matching boards.

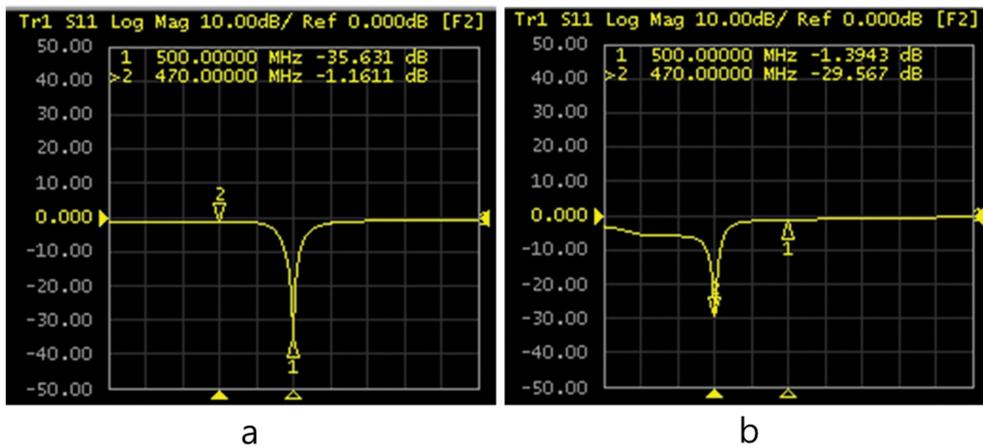


Fig. 2. (Color online) Bench-measured S11 characteristics of the RF coil elements: (a) ¹H coil channel 1 and (b) ¹⁹F coil channel 2, confirming appropriate resonance and impedance matching for each nucleus.

코일 제작 후, 전기적 특성을 검증하기 위해 벤치 테스트를 수행하였다. 각 코일 요소는 네트워크 분석기(E5062A, Agilent Technologies, USA)를 이용하여 공진 주파수, 반사 계수(S11), 및 임피던스 특성을 측정하였다. ¹H 및 ¹⁹F 채널은 각각 11.74 T에서의 공진 주파수에 해당하는 500 MHz와 470 MHz로 튜닝되었으며, 모든 채널에서 S11 값이 -25 dB 이하가 되도록 튜닝커패시터를 이용하여 조정하였다. 이를 통해 각 채널의 공진 특성과 매칭 상태를 확인하였다. 측정 결과는 Fig. 2 및 Table I에 제시하였다.

채널 간 간섭을 최소화하기 위해 동일 핵종 내 인접 요소에는 오버랩 디커플링(overlap decoupling) 기법을 적용하였다. ¹H RF 코일 요소 간 간격은 70 mm, ¹⁹F RF 코일 요소 간 간격은 110 mm로 설정하였으며, 두 핵종 코일 간 수직 분리 거리는 20 mm로 유지하였다. 또한 ¹⁹F 신호의 수신 민감도를 향상시키기 위해 시료와 인접한 위치에 ¹⁹F 코일을 배치하였다.

Table I. Center frequency, reflection coefficient (S11), and impedance values measured for each RF coil element during bench testing, organized by coil number and channel.

Channel Number	Center Frequency [MHz]	S11 [dB]	Impedance [Ω]
1	500.0	-35.631	51.609
2	470.0	-29.567	47.501
3	500.0	-33.548	51.434
4	470.0	-39.094	50.452
5	500.0	-26.836	53.481
6	470.0	-30.923	51.178
7	500.0	-35.911	48.758
8	470.0	-29.438	50.954

제작된 코일 프레임은 내경 140 mm, 외경 230 mm, 길이 200 mm의 아크릴 구조물로 구성되었으며, 내부에는 코일 배열을 위한 중간층(내경 180 mm)을 두었다. 모든 원통형 아크릴은 두께 5 mm로 제작되었으며, 전임상 중대동물 실험



Fig. 3. (Color online) The 11.74 T MRI system installed at GUGMC, configured for multinuclear multi-channel signal acquisition. Independent transmit and receive chains were implemented to support the 8-channel RF coil composed of four ¹H and four ¹⁹F elements.

적용을 고려하여 전체 크기를 설계하였다. 매칭회로를 통과한 신호는 다단 증폭회로를 거치며 1단계의 전단증폭기는 WMM500P(WanTcom, USA)와 WMM470P(WanTcom, USA)를 이용하여 각각의 주파수로 증폭되며 2단계는 동일한 광대역증폭기로 구성하였다.

2. 11.74T MRI 시스템

가천대학교 길병원(Gachon University Gil Medical Center, GUGMC)에 설치된 11.74 T MRI 시스템(Fig. 3)은 다채널 송수신이 가능한 시스템으로 경사자장 코일 HFC26(Tesla, UK), 경사자장코일 구동용 앰프 DA1500-2(Performance Controls, Inc., USA), RF 코일 구동을 위한 주파수 범위 470~500 MHz의 RF 증폭기 LPPA500160W(COMET AG, Switzerland)로 구성되었으며 이 장치들은 가천대학교에서 제작한 스펙트로미터로 구동된다. 11.74T 초전도 자석은 ASG Superconductors(Italy)에서 제작되었다.

3. 영상 시퀀스

영상 획득을 통하여 코일의 동작을 검증하기 위한 스펙트로미터에 다핵종 시퀀스를 설치하였다. 영상획득은 TR 200 ms, TE 4 ms, 평균 횟수 4회, 플립각(Flip Angle, FA) 90°, 시야(Field of View, FOV) 128 mm × 128 mm, 복셀 크기 1.0 mm × 1.0 mm × 3.0 mm, 슬라이스 두께 3 mm로 설정한 그라디언트 에코(Gradient Echo, GRE) 시퀀스를 사용하였다. 핵종별로 각각 500 MHz와 470 MHz의 중심주파수를 갖도록 설비된 RF 신호생성기와 연동시켜 영상을 획득하였으며 총 스캔타임은 각각 1분 44초가 되도록 구성하였다.



Fig. 4. (Color online) ¹⁹F phantom used in this study, consisting of four sealed ampoules filled with nonafluoro-tert-butyl alcohol. The ampoules were symmetrically arranged around the central region to evaluate signal reception from each ¹⁹F RF coil element under identical experimental conditions.

4. 팬텀

본 연구에서는 ¹H용 오일 팬텀은 식용유로 채워진 외경 80 mm, 높이 150 mm의 원통형 아크릴 프레임구조이며 ¹⁹F 팬텀은 perfluoro-tert-butyl alcohol(Merck, USA and Canada)의 시약을 별도의 변형이나 희석 없이 사용하였다. 팬텀은 각각 5 g의 ¹⁹F 시약이 담긴 4개의 앰플(Fig. 4)을 중앙의 원통형 오일 팬텀을 기준으로 동일 반경상에 각도대칭 위치에 배치하였다.

5. SNR 계산 및 ROI 설정

다채널 영상의 SNR은 채널별 수신 데이터로부터 생성한

합성 영상(^1H SUM, ^{19}F SUM)에서 계산하였다. SNR 산출은 phased array 코일 특성 평가에 사용되는 NEMA 절차를 참고하여, 신호 ROI의 평균값과 배경 영역(noise ROI)의 표준편차를 이용하는 방식으로 수행하였다[11].

^1H 영상의 경우, 균질한 오일 팬텀 내부에 신호 ROI를 설정하여 평균 신호를 계산하였다. ^{19}F 영상의 경우 신호 발생 부피가 제한적이므로, 각 ^{19}F 애플 위치에 동일 크기의 원형 ROI를 4개 적용하고, 각 ROI의 평균 신호를 산출한 뒤 이들의 평균값을 ^{19}F 신호의 대표값으로 정의하였다. 노이즈 ROI는 팬텀 외부의 신호가 없는 배경 영역에 설정하였으며, 해당 ROI의 표준편차를 노이즈로 정의하였다. 최종적으로 SNR

은 Eq. (1)과 같이 계산하였다.

$$SNR = \frac{\text{Mean Signal in ROI}}{C \times \text{SD of Background ROI}} \quad (1)$$

여기서 C 는 합성영상에서의 보정계수로 0.655를 적용하였다.

III. 결 과

동일한 실험 조건에서 제안된 다핵종·다채널 RF 코일을 이용하여 ^1H 및 ^{19}F 팬텀에 대한 영상 실험을 수행하였다. 개별 채널의 동작 특성과 전체 코일의 성능을 검증하기 위해

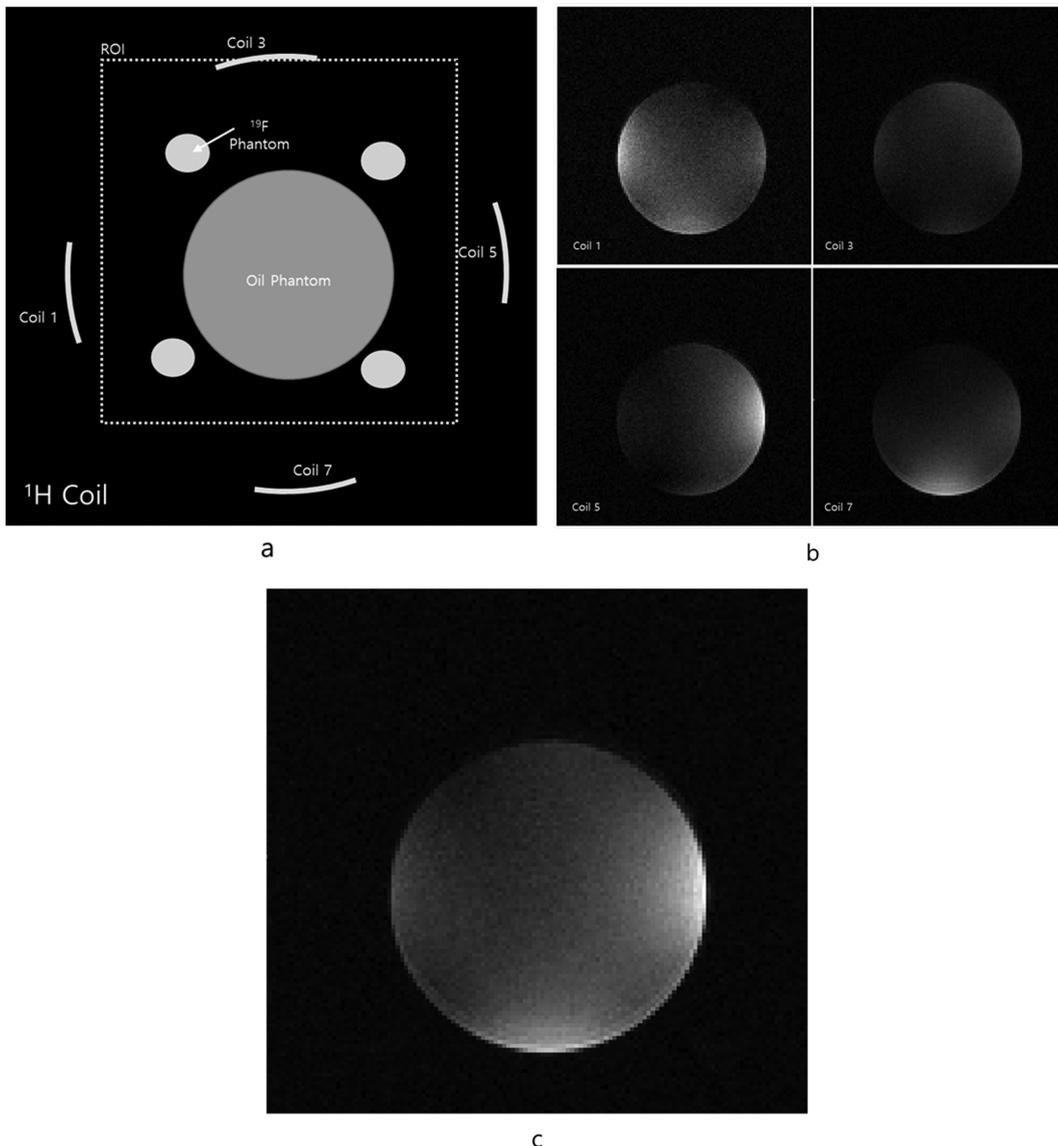


Fig. 5. (a) Geometric arrangement of the four-channel ^1H RF coil elements. (b) Individual ^1H images acquired from each receive channel (channels 1, 3, 5, and 7), demonstrating the spatial sensitivity profile of each coil element. (c) Combined ^1H image reconstructed from the four-channel data (^1H SUM), confirming proper operation of the proton coil array and effective signal combination.

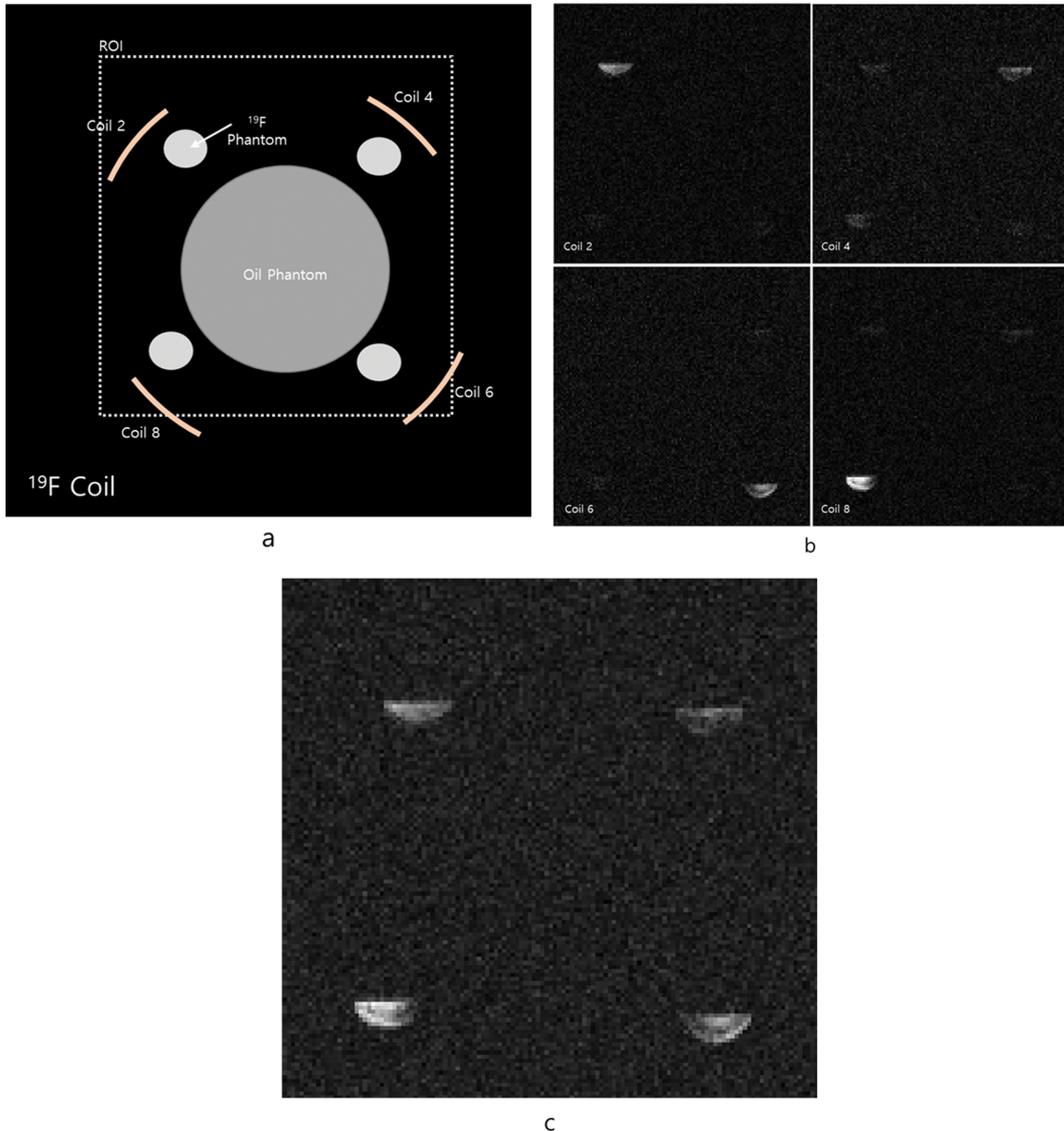


Fig. 6. (Color online) (a) Geometric arrangement of the four-channel ^{19}F RF coil elements. (b) Individual ^{19}F images acquired from each receive channel (channels 2, 4, 6, and 8), demonstrating the spatial sensitivity profile of each coil element. (c) Combined ^{19}F image reconstructed from the four-channel data (^{19}F SUM), confirming proper operation of the proton coil array and effective signal combination.

두 종류의 팬텀 영상을 각각 획득하였다.

^1H 코일 요소(채널 1, 3, 5, 7)는 Fig. 5(a)에 도시된 바와 같이 배치되었다. 각 ^1H 코일 요소로부터 획득된 개별 채널 영상은 Fig. 5(b)에 제시하였으며, 4채널의 신호를 결합하여 재구성한 영상은 Fig. 5(c)에 나타내었다. 이를 통해 수소 코일 어레이가 정상적으로 동작함을 확인하였다.

^{19}F 영상 실험에서는 먼저 11.74 T MRI 시스템에서 ^{19}F 팬텀의 공진 주파수를 확인하였다. 각 ^{19}F 수신 채널(채널 2, 4, 6, 8)로부터 획득된 개별 영상은 Fig. 6(b)에 제시하였으며, ^{19}F 코일 요소의 공간적 배치는 Fig. 6(a)에 도시하였다. 또한 4개의 ^{19}F 채널 영상을 결합하여 재구성한 결과는 Fig. 6(c)에 나타내었으며, 이를 통해 모든 채널에서 신호 수신 및 결

합이 정상적으로 이루어짐을 확인하였다.

재구성된 모든 영상 데이터는 자체 개발한 MATLAB (MathWorks, USA) 프로그램을 이용하여 후처리하였다. 영상 품질을 정량적으로 평가하기 위해 결합된 ^1H 영상(^1H SUM) 과 ^{19}F 영상(^{19}F SUM)에 대해 신호대잡음비(Signal-to-Noise Ratio, SNR)를 계산하였다. 측정된 SNR 값은 ^1H SUM 영상에서 22.27, ^{19}F SUM 영상에서 5.91로 나타났다.

^1H SUM 영상에서 관찰된 높은 SNR은 수소 핵종의 높은 자연 존재비와 스핀 밀도, 그리고 상대적으로 큰 gyromagnetic ratio에 따른 높은 MR 감도에 기인한 결과이다. 반면, ^{19}F SUM 영상의 상대적으로 낮은 SNR은 제한된 팬텀 부피(5 g 앰플 사용)에 따른 신호 감소뿐만 아니라, 동일한 RF 전력

조건에서 ^1H 에 비해 ^{19}F 핵종이 갖는 유효 신호 생성 효율의 한계가 복합적으로 작용한 결과로 해석된다. 그럼에도 불구하고, 모든 ^{19}F 채널에서 일관된 신호 수신과 안정적인 다채널 신호 결합이 확인되었으며, 이는 제안된 다핵종-다채널 RF 코일 시스템이 초고자장 환경에서 ^1H - ^{19}F 영상 획득을 효과적으로 지원할 수 있음을 보여준다.

IV. 고 찰

본 연구에서 제시된 영상 결과는 11.74 T 초고자장 MRI 시스템의 특정 운용 조건 하에서 획득되었으며, 이러한 시스템 환경은 결과 해석 시 함께 고려될 필요가 있다. 초고자장 MRI 환경에서는 그라디언트 성능, RF 증폭 특성, 자기장 균질화(shimming) 상태가 GRE 기반 영상의 신호 균일성 및 T_2^* 감쇠 특성에 직접적인 영향을 미친다. 이러한 물리적 요인을 고려하여, 본 연구에서는 다핵종 다채널 RF 코일의 기본적인 동작 검증과 신호 수신 특성 평가에 연구의 초점을 두고 gradient echo(GRE) 시퀀스를 사용하였다.

또한 11.74 T 환경에서 핵종 및 물질에 따른 T_1 및 T_2 (또는 T_2^*) 이완 시간은 영상 시퀀스 최적화에 중요한 요소이지만, 본 연구의 목적은 핵종 간 영상 품질을 정량적으로 비교하거나 최적화된 영상 조건을 도출하는 데 있지 않다. 대신 동일한 시퀀스 구조와 파라미터를 적용함으로써, 실험 조건을 일관되게 유지한 상태에서 각 채널의 신호 수신 특성과 다채널 결합 가능성을 평가하고자 하였다. 이러한 접근은 코일 하드웨어 성능 검증이라는 본 연구의 범위 내에서 합리적인 선택으로 판단되며, 향후 시스템 안정화 및 핵종별 이완 특성에 대한 정밀 분석이 가능해질 경우, 보다 향상된 영상 품질과 정량적 활용으로 확장될 수 있을 것이다.

초고자장 환경에서 다채널 RF 코일 설계 시 채널 간 상호 결합과 B1 필드 분포 특성은 중요한 성능 결정 요소이다. 본 연구에서는 채널 간 간섭을 최소화하기 위해 기하학적 디커플링과 주파수 분리 전략을 병행하였다. 동일 핵종 내 인접 코일 요소에는 오버랩 디커플링 구조를 적용하여 상호 유도 결합을 감소시키도록 설계하였으며, ^1H (500 MHz)와 ^{19}F (470 MHz) 코일 요소를 교차 배열함으로써 인접 요소 간 공진 주파수를 분리하여 직접적인 전자기적 상호작용을 완화하였다. 벤치 테스트에서는 각 채널의 공진 특성과 임피던스 매칭 상태를 확인하였고, 모든 요소에서 S11 값이 -25 dB 이하가 되도록 조정하였다. 다만 인접한 ^1H 및 ^{19}F 요소는 서로 다른 주파수에서 동작하도록 설계되어 직접적인 S21 측정에는 기술적 제약이 있었다. 영상 실험에서 일부 채널에서 공간적으로 떨어진 영역의 신호가 함께 관찰된 점은 잔여 결합 성분의 영향을 반영하는 것으로 해석될 수 있으나, 개별 채널

영상의 국소적 감도 분포는 기본적인 채널 독립성이 유지되고 있음을 보여준다.

초고자장 환경에서의 벤치 테스트는 단순히 공진 주파수와 반사 계수를 확인하는 절차를 넘어, 마그넷 내부에서의 실제 동작을 예측하기 위한 간접적 검증 과정의 성격을 가진다. 일반적으로 중저자장 환경에서는 축적된 설계 경험을 바탕으로 외부 벤치 측정 결과와 마그넷 내부 동작 간의 상관관계를 비교적 안정적으로 예측할 수 있어 코일을 의도적으로 소폭 오프셋 튜닝하여 내부 환경에서의 공진 이동을 보장하는 등의 경험적 접근이 활용된다. 그러나 11.74 T의 초고자장 환경에서는 유사 설계에 대한 사전 데이터가 아직 존재하지 않으며, 시스템 차원에서 내부 튜닝 상태를 직접적으로 확인하거나 반복 조정할 수 있는 절차 또한 제한적이다. 이러한 조건에서는 외부 벤치 측정과 실제 영상 환경 사이의 상관관계를 체계적으로 축적하는 과정이 필수적이다. 본 연구는 이러한 경험 축적의 초기 단계에 해당하며, 향후 시스템 운용 경험과 정량적 분석 도구가 확보될 경우 벤치 테스트 결과의 예측 정확도와 설계 최적화 효율은 더욱 향상될 것으로 판단된다.

한편, 초고자장 MRI에서 B1 필드 균일성은 영상 대비 및 정량성에 직접적인 영향을 미친다. 본 연구가 수행된 시점은 11.74 T 시스템의 커미셔닝 단계에 해당하였으며, B1 mapping을 통한 정량적 flip angle 추정이나 송수신 필드의 공간 분포를 수치적으로 평가할 수 있는 환경은 아직 구축되지 않은 상태였다. 따라서 본 연구에서는 정량적 B1 균일성 분석보다는 코일의 기본 동작 검증과 다핵종 신호 수신 가능성 평가에 연구의 초점을 두었다. 그럼에도 불구하고, 개별 채널 영상 및 다채널 합성 영상에서 확인된 신호 안정성은 제안된 코일 구조가 초고자장 환경에서 기능적으로 동작함을 간접적으로 보여준다. 향후 시스템 안정화와 멀티채널 RF 증폭기 및 분광기 개선이 완료되면, B1 mapping과 전자기 시뮬레이션을 병행하여 필드 균일성 및 채널 간 상호작용을 보다 정량적으로 분석할 계획이다.

영상 신호 품질에 영향을 미친 또 다른 요인은 RF 수신 신호가 코일에서 Analog-to-Digital Converter(ADC)에 이르기까지의 신호 경로 전반에서 발생한 누적 손실이다. 본 실험에서는 비교적 긴 RF 케이블 경로와 광대역 특성을 우선시한 증폭 구조가 사용되었으며, 이로 인해 전체 수신 체인의 잡음 성능이 최적화되지 않은 상태였다. 이는 당시 스펙트로미터 시스템이 완전한 임상 또는 연구 운용을 위한 구성에 앞서, 시스템 통합 및 기능 검증을 목적으로 한 제한적인 설정이었기 때문이다. 현재는 RF 케이블 손실 최소화, 튜닝 및 매칭 회로 개선, 저잡음 증폭기, 광통신 신호케이블 전환 및 ADC 모듈 교체를 포함한 단계적 개선이 진행 중이며,

이러한 하드웨어적 보완을 통해 향후 신호 수신 성능의 향상이 가능할 것으로 기대된다.

또한 본 연구에서 ¹H용 4채널과 ¹⁹F용 4채널로 분리된 구조를 채택한 것은 RF 송신시스템의 최대 채널 수 8개를 이용하여 실험을 설계하였고 코일의 구조를 송수신 형태로 진행하여 주파수별 4채널 독립 송수신 가능 코일로 설계하여 진행하였기 때문이다. 채널별 독립 송수신형태는 동시 송수신 및 듀얼 튠 구조로 확장하기 위한 단계적 구현 전략의 일환이다.

이와 같은 기술적 제약에도 불구하고, 본 연구는 11.74 T 초고자장 MRI 환경에서 최초로 다핵종 다채널 RF 코일을 이용하여 ¹H 및 ¹⁹F 신호를 안정적으로 수신하고 영상화할 수 있음을 실험적으로 확인하였다는 점에서 의미를 갖는다. 본 결과는 향후 시스템 안정화 및 하드웨어 최적화가 이루어진 조건에서, 초고자장 다핵종 MRI의 신호 효율 및 정량적 영상화 가능성을 평가하기 위한 기초 자료로 활용될 수 있을 것으로 판단된다.

또한 본 연구에서 제안된 ¹H/¹⁹F 다채널 RF 코일 구조는 BNCT 관련 전달 물질의 분포 및 동태 분석을 위한 ¹⁹F MRI 연구에 적용 가능한 기술적 기반을 제공한다. BNCT는 종양 내 붕소 농도의 공간적 분포와 국소 농도 차이에 크게 의존하며, 현재 임상 적용은 피부 또는 표면 인접 병변을 중심으로 활발히 진행되고 있다. 이러한 영역에서는 표면 근접 신호의 정밀한 검출과 국소 감도 확보가 중요하며, 다채널 RF 코일 구조는 단일 채널 대비 향상된 수신 감도와 공간적 감도 분포를 제공함으로써 정량 신호 확보에 구조적으로 유리한 특성을 갖는다.

최근 ¹⁹F로 표지된 BPA를 이용하여 붕소 전달 물질의 분포를 추적하려는 실험적 연구들이 보고되고 있으며, 이는 ¹⁹F MRI 기반의 간접적 붕소 정량 접근이 현실적인 대안이 될 수 있음을 보여준다. 본 연구는 이러한 응용을 직접적으로 수행한 것은 아니나, 초고자장 환경에서 다핵종 다채널 코일을 이용하여 ¹⁹F 신호 수신에 가능성을 실험적으로 확인함으로써, 향후 ¹⁹F-BPA 기반 정량 영상 연구를 수행하기 위한 하드웨어 플랫폼을 구축한 사례로 볼 수 있다. 인접한 BNCT 연구 시설과의 협력 환경을 고려할 때, 본 연구는 전임상 및 응용 연구로 확장될 수 있는 초기 단계의 하드웨어 검증 사례로서 의의를 갖는다.

V. 결 론

본 연구에서는 11.74 T 초고자장 MRI 시스템에서 ¹H와 ¹⁹F 신호를 획득할 수 있는 8채널 다핵종 RF 코일을 설계하고 제작하였다. 제안된 코일은 ¹H용 4채널과 ¹⁹F용 4채널로

구성된 결합 구조를 가지며, 중대형 전임상 동물 연구에 적용 가능한 물리적 크기와 기하학적 구성을 구현하였다. 벤치 테스트를 통해 각 채널의 공진 특성 및 기본적인 채널 분리도를 평가하였으며, 영상 실험을 통해 개별 채널 및 다채널 결합 영상에서 안정적인 신호 수신에 가능성을 확인하였다.

다채널 수신 구조를 적용함으로써, 다핵종 MRI에서 일반적으로 문제로 지적되는 낮은 신호대잡음비를 보완하고자 하였으며, 본 결과는 초고자장 환경에서 ¹⁹F MRI 구현 가능성을 실험적으로 검증한 사례로 볼 수 있다. 특히 11.74 T 시스템에서 다핵종 다채널 RF 코일을 기반으로 한 ¹⁹F 영상 획득은 향후 시스템 최적화 및 하드웨어 개선을 통해 정량적 영상화로 확장될 수 있는 기술적 잠재력을 지닌다.

본 연구에서 제안된 ¹H/¹⁹F 다채널 RF 코일은 향후 11.74 T MRI를 활용한 ¹⁹F 기반 전임상 연구, 특히 BNCT 관련 전달 물질의 체내 분포 및 동태 분석을 위한 영상 연구에서 기초적인 하드웨어 플랫폼으로 활용될 수 있을 것으로 기대된다.

감사의 글

본 연구는 보건복지부의 재원으로 한국보건산업진흥원의 보건 의료기술 연구개발사업 지원에 의하여 이루어진 것임(과제 고유번호: RS-2025-24536397). 또한 본 연구는 보건복지부의 재원으로 한국보건산업진흥원의 보건 의료기술연구개발사업 지원에 의하여 이루어진 것임(과제고유번호: HR14C0002).

References

- [1] D. Petroni, L. Menichetti, and M. Poli, *J. Radioanal. Nucl. Chem.* **323**, 1017 (2020).
- [2] J. J. Chen, G. M. Lanza, and S. A. Wickline, *Wiley Interdiscip. Rev. Nanomed. Nanobiotechnol.* **2**, 431 (2010).
- [3] J. Ruiz-Cabello, B. P. Barnett, P. A. Bottomley, and J. W. M. Bulte, *NMR Biomed.* **24**, 114 (2011).
- [4] Y. Y. Ji, H. Waiczies, L. Winter, P. Neumanova, D. Hofmann, J. Rieger, R. Mekte, S. Waiczies, and T. Niendorf, *NMR Biomed.* **28**, 726 (2015).
- [5] A. H. Schmieder, S. D. Caruthers, J. Keupp, S. A. Wickline, and G. M. Lanza, *Engineering* **1**, 475 (2015).
- [6] M. D. Wilcox, S. Wright, and M. McDougall, *IEEE Open J. Eng. Med. Biol.* **1**, 290 (2020).
- [7] W. H. Jin, C. Seldon, M. Butkus, W. Sauerwein, and H. B. Giap, *Int. J. Part. Ther.* **9**, 71 (2022).
- [8] T. Zhang, P. Zhang, H. Zhantg, Z. Zhang, X. Jin, T. Zhang, and J. Ran, *Sci. Rep.* **15**, 29212 (2025).
- [9] P. Porcari, S. Capuani, E. D'Amore, M. Lecce, A. La Bella, L. M. Migneco, R. Campanella, B. Maraviglia, and F. S. Pastore, *Appl. Radiat. Isot.* **67**, S365 (2009).
- [10] S. Capuani, P. Porcari, F. Fasano, R. Campanella, and B. Mar-

- aviglia, *Magn. Reson. Imaging* **26**, 987 (2008).
- [11] National Electrical Manufacturers Association (NEMA), Characterization of Phased Array Coils for Diagnostic Magnetic Resonance Images, NEMA Standards Publication MS 9-2008 (R2014), Rosslyn, VA (2014).
- [12] J. Dai, M. Gosselink, T. A. van der Velden, E. F. Meliadó, A. J. E. Raaijmakers, and D. W. J. Klomp, *Magn. Reson. Med.* **89**, 2131 (2023).
- [13] S. M. Hong, C. H. Choi, J. Felder, and N. J. Shah, *Med. Phys.* **52**, e17890 (2025).
- [14] M. Terekhov, I. A. Elabyad, M. A. Hamid, F. Jabbarigargari, R. Grampp, M. Keshtkar, A. Stadtmüller, G. Ulm, S. Dembski, A. Frey, U. Hofmann, W. R. Bauer, and L. M. Schreiber, *Magn. Reson. Med.* **95**, 51 (2026).