

Ultra-High-Field MRI: Engineering Challenges and Opportunities

Yeunchul Ryu

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

Man-Seok Han*

Department of Radiological Science, Kangwon National University, Samcheok 25949, Korea

(Received 18 March 2026, Received in final form 4 May 2026, Accepted 6 May 2026)

Ultra-high-field magnetic resonance imaging (UHF MRI) refers to MRI systems operating at a static magnetic field of 7 Tesla or higher. Compared to conventional clinical MRI, these systems significantly enhance measurement performance—including improved signal-to-noise ratio (SNR), increased susceptibility-based contrast, and superior spectroscopic resolution—thereby expanding the scope and density of information obtainable through magnetic resonance experiments. Recently, UHF MRI has transitioned from fundamental development to practical system implementation for human imaging, with the full-scale installation of large-scale UHF MRI facilities signaling rapid technological progress. However, as magnetic field strength increases, system components such as superconducting magnets, gradient systems, and radio-frequency (RF) transmit/receive structures are subjected to various engineering constraints. Decisions regarding the selection and operation of these elements determine the ultimate success of the system. In high-field environments, these constraints include reduced RF signal wavelengths resulting in poor transmit homogeneity, increased local power absorption (SAR), and the need for a balance between high switching performance, heat dissipation, and mechanical stability in gradient systems. Furthermore, in superconducting magnet design, factors such as the properties of superconducting materials, cryogenic cooling methods, shielding structures, and operating modes are critical determinants for performance and operational feasibility. Within this context, various research groups have implemented UHF MRI systems through diverse design strategies and technical choices. This paper examines the design approaches observed in UHF MRI systems currently in operation or under construction. By analyzing these approaches, the study investigates the engineering challenges and development potential of UHF MRI systems, providing insights into the future direction of next-generation hardware technology.

Keywords : ultra-high-field magnetic resonance imaging, superconducting magnet system, gradient system, radio-frequency transmit/receive technology

초고자장 MRI의 공학적 과제와 발전 가능성

류연철

가천대학교 방사선학과, 인천광역시 연수구 함박피로 191, 21936

한만석*

강원대학교 방사선학과, 강원 삼척시 황조길 346, 25949

(2026년 3월 18일 받음, 2026년 5월 4일 최종수정본 받음, 2026년 5월 6일 게재확정)

초고자장 자기공명영상장치(Ultra-High-Field Magnetic Resonance Imaging, UHF MRI)는 일반적으로 7 T 이상의 정자장에서 동작하는 MRI 시스템을 의미한다. 이러한 시스템은 기존 임상용 MRI에 비해 신호대잡음비의 향상, 자기회전비 기반 대조도의 증가, 분광 분해능의 향상 등 다양한 측면에서 계측 성능을 크게 향상시키며, 자기공명 실험을 통해 획득할 수 있는 정보의 범위와 밀도를 확장시킨다. 최근 UHF MRI는 기초적 개발 단계를 넘어 인체 영상이 가능한 실질적인 시스템 개발 단계로 진입하고 있으며, 이에 따라 대형 UHF MRI 장치의 설비가 본격화 되는 등 빠른 기술적 진보가 현실화 되고 있다. 그러나 자기장의 세기가 증가할수록 초전도 자석, 경사자장 시스템, Radio-Frequency(RF) 신호 송수신 구조 등 시스템을 구성하는 요소들은 다양한 공

학적 제약조건의 영향을 받게 되고, 각 요소들을 어떻게 선택하고 운용할지에 대한 결정이 MRI 시스템의 성패를 좌우하게 된다. 고자장 환경에서 제약조건들로는 시스템의 운영에서 RF 신호 파장의 단축에 따른 송신 균일도 저하, 국소적 전력 흡수 증가 문제, 경사자장 시스템에서는 높은 스위칭 성능과 발열 및 기계적 안정성 사이의 균형 등이 있으며 초전도 자석의 설계에서도 초전도 재료의 특성, 극저온 냉각 방식, 차폐 구조와 운전 모드의 선택 등 여러 공학적 요소들이 시스템 성능과 운용 가능성을 결정하는 중요한 조건으로 작용한다. 이러한 조건 속에서 각 연구소와 연구 그룹은 서로 다른 설계 전략과 기술적 선택을 통해 초고자장 MRI 시스템을 구현해 왔다. 본 논문에서는 현재 전 세계적으로 운영되거나 구축 중인 주요 UHF MRI 시스템에서 발견되는 핵심 설계 전략과 기술적 선택의 양상을 심도 있게 고찰하였다. 특히, 자석의 형상 및 소재 선택, 다채널 RF 송수신 기술의 최적화, 그리고 경사자장 시스템의 효율적 운용 방안 등을 비교 분석함으로써 UHF MRI 시스템이 직면한 공학적 과제를 체계적으로 정리하였다. 이를 바탕으로 향후 UHF MRI 기술이 임상적 범용성을 확보하기 위해 나아가야 할 발전 가능성과 차세대 하드웨어 기술의 지향점을 제시하고자 한다.

주제어 : 초고자장 자기공명영상, 초전도 자석 시스템, 경사자장 시스템, 무선주파수 송수신기술

I. 서 론

인체를 대상으로 하는 임상 Magnetic Resonance Imaging (MRI) 장치의 시장에서 1.5 T와 3 T는 현재 가장 널리 사용되는 표준 자장으로 자리 잡고 있으며, 7 T 이상은 앞서 언급한 바와 같이 Ultra-High Field(UHF) MRI로 분류된다. 이 구분은 단순히 높은 수치의 자장을 갖는다는 것 이상의 의미를 포함한다. Radio-Frequency(RF) 신호 주파수 증가와 이로 인한 인체로 대변되는 매질 내 파장의 길이가 단축되어 현상적으로 관찰되는 전자기장(Electro-Magnetic field, EM field)의 지배적 현상이 전환되는 경계점이라는 점에서 공학적 의미를 갖는다. 본 장에서는 이러한 UHF MRI의 특징적 성격들을 먼저 고찰하도록 하겠다.

1. UHF MRI 정의와 범위

일반적 MRI 시스템은 강한 자기장 하에서 원자핵과의 에너지 교환 현상을 이용하며 이때 사용되는 수소의 핵자기 공명주파수(Larmor Frequency)는 다음의 Eq. (1)과 같이 자장 세기에 선형적으로 비례하는 관계를 보여준다.

$$\omega_0 = \gamma B_0 \tag{1}$$

여기서 γ 는 자기회전비(Gyromagnetic Ratio, ^1H : 42.58 MHz/T), B_0 는 정자장 세기를 의미한다. 3 T의 경우 ^1H 은 약 128 MHz, 7 T에서는 약 298 MHz에 해당하는 공명주파수를 갖게 된다. 공명주파수의 증가는 영상의 대상이 되는 인체의 전자자기적 특징들의 변화를 의미하며 이는 전자기파의 분석을 위해 이용하는 맥스웰 방정식 해를 구하기 위한 경계조건을 변화시키는 요인이 된다. 공명주파수가 증가함에 따라 인체라는 매질 내에서 RF 신호의 파장(λ)은 Eq. (2)의 관계에 의해 감소한다.

$$\lambda \approx \frac{c}{f\sqrt{\epsilon_r}} \tag{2}$$

자장 세기에 따른 인체 조직의 상대 유전율(ϵ_r)을 고려할 때 3 T에서 약 25~30 cm인 파장은 7 T에서 약 12~15 cm 크기로 감소하며 이는 UHF 영역에서 RF 파장이 인체를 구성하는 장기의 크기와 유사해짐을 뜻한다. 그 결과 RF 신호는 더 이상 Quasi-Static 영역에서의 근사로 타나내지기 어렵고 B_1 값의 지역적 변위 증가, 국소 Specific Absorption Ratio(SAR) 증가, 전자기적 공진효과 등 3 T 이하에서는 부각 되지 않던 현상들이 관찰되기 시작한다. 따라서 7 T 이상의 영역은 전자기학적 고려사항이 전환되는 지점이며 이는 기존의 방식이 아닌 새로운 고려가 필요한 영역으로서 UHF MRI 기술이 새롭게 개발되어야 함을 뜻한다[1-7].

2. UHF MRI의 필요성

MRI의 SNR은 이상화된 조건에서 $\text{SNR} \propto B_0^\alpha$ ($\alpha = 1 \sim 1.7$)의 크기를 갖는다. 3 T 환경에서도 다채널 수신 배열 코일의 보편화, 병렬영상재구성기법의 확산 그리고 전신촬영에서 다채널 송신기법(Parallel Transmission, pTx) 도입을 통해 영상획득 시간, SNR 및 자장균일도는 크게 개선되어왔다. 그러나 UHF MRI가 줄 수 있는 장점들은 여전히 매력적인 도전적 영역으로 받아들여지고 있다. UHF MRI의 가치는 SNR의 증가와 함께하는 정보의 분리능력향상이며 이를 이용하여 고해상도 영상에서 발생하는 복셀(Voxel) 크기감소에 따른 신호 저하를 극복할 수 있다. 특히 피질층(Cortical Layer) 및 미세혈관(Microvasculature) 등의 Mesoscopic 구조 가시화에서 B_0 의 증가가 근본적으로 유리한 것으로 알려져 있으며 자화율(Susceptibility) 차이에 의한 위상변화가 중요한 Quantitative Susceptibility Mapping, 미세출혈(Microbleed) 검출, 철분매핑(iron Mapping) 등에서도 자장의 증가로 인한 이득을 크게 활용하고 있다. 또한 ppm 단위로 발행하는 화학적이동(Chemical Shift)은 Hz 단위의 스펙트럼 분리도 ($\Delta f = \delta \cdot B_0$)를 증가시켜 분광분석(Magnetic Resonance Spectroscopy, MRS) 및 다핵종 영상에서 중첩완화와 분해능 향상이라는 이점을 활용할 수 있다[8-13]. 이러한 장점들로

인하여 UHF MRI는 단순한 영상에서의 해상도증가 외에도 정량분석, 분광분석 영역에서 정보의 밀도(Information Density)를 확장하여 성능요구를 만족시키는 경쟁력 높은 측정플랫폼으로 가능성을 보여준다.

3. Human-scale UHF

전임상(Preclinical) UHF MRI는 대상의 크기가 작은 동물을 대상으로 영상을 획득하므로 RF 과장 문제 및 SAR 제약수준이 상대적으로 낮고, 높은 경사자장 성능을 사용할 수 있어 극단적 해상도 추구가 용이하다. 반면 인체대상(Human-Scale, Human) UHF MRI는 대상의 크기와 사용하는 RF신호에 대한 고려사항들이 시스템의 설계와 운용에 영향을 미친다. 전임상에서의 자장 증가는 비교적 선형적인 성능 향상으로 이어지는 반면, 인체 UHF MRI에서는 성능 향상과 안전성 확보 모두를 확보하기 위한 통합 최적화를 해결해야 하는 문제로 재정의된다. 인체대상 UHF MRI에서의 안전성은 여러 가지 항목의 제약을 받게 되는데 Standing Wave 및 유전체 공진 발생, 국소 전력밀도 증가 및 비균일 전자기장으로 발생하는 국소적 SAR 문제, 고성능 경사자장에서 발생하는 Peripheral Nerve Stimulation(PNS) 및 음향 소음(Acoustic Noise)의 문제가 대표적인 제한요소들이다[4]. 특히 SAR은 전기장 세기의 공간적인 집중이 중요한 요소가 된다. 전기장의 에너지 흡수를 뜻하는 SAR는 다음의 Eq. (3)과 같이 표현될 수 있다.

$$SAR = \frac{dE^2}{2\rho} \tag{3}$$

여기서 SAR은 UHF 영역에서 B_0 와 단순한 선형비례관계를 가지지 않는다. 자장이 증가하면 RF 주파수가 증가하고 그에 따라 조직 내부의 전기장 분포가 조직의 주파수 특징 변화에 따라 새롭게 형성된다. 따라서 SAR의 국소적 변화는 구조적, 기하학적 요인에 의해 형성되며 전자기장 에너지 밀도가 지역적으로 매우 높은 구간이 발생할 여지가 있어 인체의 사용에서 안전성을 확보하기 위해 다양한 연구가 진행

되고 있다[14-18].

II. Historical Evolution

1. Clinical Field Strength Progression

1.5 T MRI 시스템이 임상적 안정성과 비용 효율성 사이의 균형점을 찾으며 표준 시스템으로 자리 잡았다면, 3 T MRI 시스템은 높은 SNR을 바탕으로 고해상도·고속 영상의 대중화를 이끌었다. 특히 3 T MRI 장치 확산의 기술적 핵심은 다채널 수신 배열 코일과 병렬 영상 기법, 그리고 전신 크기의 다채널 송신 기술 도입을 통해 RF 비균일성을 능동적으로 제어할 수 있게 된 점이다. 이러한 기술적 자산은 7 T 환경에서 필수적인 모드 제어 기반 RF 설계로 자연스럽게 계승되어 2017년 7 T 시스템의 FDA 승인 이후, 7 T MRI 시스템은 순수 연구용 인프라를 넘어 실질적인 임상 진단 플랫폼으로 그 위상이 높아지고 있다[19-22].

2. Beyond Clinical 7 T

7 T 이후의 자장 증가는 지금까지의 시스템을 동일하게 유지하며 자장을 높이는 형태의 개발 보다는 새로운 패러다임의 적용이 이루어지는 형태로 개발이 진행되었다. 특히 주자장이 10.5 T 및 11.7 T 영역에 도달함에 따라 인체가 유전체 공진 구조(Dielectric Resonant Structure)로 동작하는 경향이 심화되었고, RF 신호전송에서 효율 저하와 국소 전기장 집중이라는 복합적인 문제를 발생시켰다. 이를 해결하기 위해 전자기 수치해석, 고도화된 pTx 기반 구동 최적화, 그리고 정밀 안전 검증이 시스템 개발의 필수 요소가 되었다. 하드웨어 측면에서는 NbTi 기반 저온초전도(Low-Temperature Superconductor, LTS) 자석이 물리적 자장 한계에 도달하면서 11.7 T급 시스템에서는 2 K급 극저온 운전을 포함한 온도 엔지니어링과 차폐구조 및 운전 모드의 통합 설계가 핵심 변수로 부상하였다. Table I에서 1999년 최초의 인체대상 7 T 시스템 개발 이후 설치된 10.5 T 시스템까지 주요 UHF 시스템 사양을 요약하였다[27].

Table I. History of UHF MRI system (7~10.5 T Human-scale MRI).

Year	Magnet, warm bore	Location	Feature
1999	7 T, 900 mm	CMRR, University of Minnesota	900 mm bore
2003	9.4 T, 650 mm	CMRR, University of Minnesota	First 9.4 T system
2003	9.4 T, 800 mm	University of Illinois, Chicago	Larger bore 9.4 T system
2006	7 T, 680 mm	CIBM, EPFL, Lausanne	First actively shielded 7 T system
2006	9.4 T, 820 mm	MPI, Hochfeld Magnetresonanz Zentrum, Tubingen	Larger bore 9.4 T system
2008	9.4 T, 900 mm	Institute of Neuroscience and Medicine, Julich	Larger bore 9.4 T system
2010	7 T, 830 mm	NIH Bethesda	Actively shielded larger bore 7 T system
2011	7 T, 900 mm	CMRR, University of Minnesota	Actively shielded larger bore 7 T system
2014	10.5 T, 880 mm	CMRR, University of Minnesota	First 10.5 T system

III. Engineering Foundations(Human UHF MRI)

인체용 UHF MRI의 성능은 주자장(B_0)을 생성하는 초전도 자석, 경사자장 형성을 위한 코일 및 고출력 앰프, RF 송수신 시스템, 그리고 이를 뒷받침하는 극저온 냉각 설비와 차폐 및 환자 안전 보호체계가 정교하게 맞물린 다중 시스템의 총합으로 결정된다. 본 논문에서는 이 중 핵심 요소인 초전도 자석 설계의 변수(선재, 동작온도, 차폐 및 운전 모드), 고성능 경사자장의 공학적 이점과 제약(PNS, 로렌츠힘, 자석 간 상호작용), 그리고 RF 송수신 기술(pTx, 다채널 수신, EM 시뮬레이션 기반 안전 제어)을 중심으로 UHF MRI의 공학적 기술을 고찰하고자 한다.

1. Magnet Technology

1.1. LTS Characteristics & Cryogenic Engineering

주자장의 세기가 11.7 T에 도달함에 따라, 기존 Niobium-Titanium(NbTi) 기반 LTS 자석 기술은 물리적 임계점의 정점에 위치하게 되었다. 일반적으로 MRI에 널리 쓰이는 NbTi 선재는 4.2 K 운전 시 대략 9~10 T 영역에서 임계 특성 여유를 상실한다. 따라서 11.7 T를 달성하기 위해서는 선재의 물리적 변경 뿐 아니라 운전온도를 2 K 대 까지 낮추어 온도여유(Temperature Margin)를 확보하는 고도의 냉각 엔지니어링이 필수적이다. 실제로 프랑스의 Iseult(NeuroSpin) 시스템은 초유체 헬륨(He II)을 이용한 1.8 K 운전을 통해 11.72 T를 구현하였으며 한국의 가천대 길병원(Gachon University Gil Medical Center, GUGMC)은 헬륨조의 압력을 약 60 mbar 까지 감압하여 2.5 K 수준에서 11.74 T 운전을 수행하였다[23-27]. 이는 인체용 UHF MRI 설계에 있어 Cryogen-free의 편의성보다 초전도 선재의 임계 특성을 고려하여 자장을 현실화 하는 것이 최우선 설계 요건을 시사한다.

1.2. Shielding Strategies & Operational Modes

자석의 차폐 방식과 운전 모드의 선택은 전체 시스템의 물리적 운용 효율을 결정짓는 핵심 변수이다. NeuroSpin의 Iseult는 능동 차폐(Active Shielding)와 1,470 A 전류를 사용하는 전원 연결형 모드(Driven Mode)를 채택하였다. 전원 연결형 모드는 일정 수준의 자장에 도달한 뒤에도 지속적으로 연결된 전원을 이용하여 전류를 능동적으로 유지하는 방식을 뜻한다. 이는 90 cm의 대구경 Warm Bore를 확보하면서도 누설자장(Fringe Field)을 능동적으로 제어하기 위한 전략이다. 반면 GUGMC는 수동 차폐(Passive Shielding)와 영구 전류 모드(Persistent Mode)를 조합하여 시스템을 상대적으로 컴팩트하게 구성하였으며 116개의 초전도 접합 저항을

$10^{-13} \Omega$ 이하로 관리함으로써 극히 낮은 자장 변동(Field Drift, 0.04 ppm/h)와 장기적 안정성을 실증하였다[23-26]. 영구 전류 모드는 자장을 목표값 까지 올린 뒤 초전도 스위치로 초전도 코일을 폐회로로 만들어 전원을 분리시키는 방식을 뜻한다.

1.3. Energy Density & Mechanical Stability

자장 세기가 증가함에 따라 자석 내부에 저장되는 자기 에너지(U)는 Eq. (4)와 같이 급격히 상승한다.

$$U = \frac{1}{2}LI^2 = (1/2\mu_0) \int_V B^2 dV \tag{4}$$

이러한 고에너지 상태는 퀘칭(Quench) 발생 시 시스템 파손 위험을 증폭시키며 경사자장 코일과의 상호작용에 의한 로렌츠힘(Lorentz force, $F = I \times B$) 및 기계적 응력 관리를 더욱 까다롭게 만든다. 일례로 미국 국립보건원(National Institutes of Health, NIH)의 11.7 T MRI 시스템은 퀘칭으로 인한 손상 후 수리과정을 거쳐 2019년 재설치된 바 있으며 이는 고자장 구현 못지않게 자장의 지속적인 유지와 안전 프로토콜 확보가 공학적으로 매우 높은 난이도임을 보여주는 사례이다[23].

1.4. Design Paradigms for 14T and Beyond

11.7 T의 NbTi 기반 UHF MRI의 자석은 인체 대상의 warm bore를 확보할 수 있는 기술적 최종단계에 가깝기 때문에 12 T 이상의 차세대 시스템으로의 확장은 선재의 전환(Nb₃Sn)뿐 아니라 운전온도, 기계적취성, 제작공정, 퀘칭보호, 자장균일도를 위한 shim 전략을 포함하는 설계 패러다임의 근본적 변화를 요구한다. 독일의 Neoscan Solutions의 14 T 개념 설계는 전 권선에 DI-BSCCO(Bi2223) 고온초전도체(High-Temperature Superconductor, HTS) 테이프를 도입하여 4 K 운전 시에도 압도적인 온도여유와 전류 밀도를 확보하여 필요한 선재 길이와 총 질량을 크게 줄이고 경사자장-초전도자석 사이의 상호작용에 의한 에너지 유입이 발생할 때에도 퀘칭 발생 확률을 획기적으로 낮춰 안전성을 제공할 수 있었다[27]. 또한 NeuroSpin의 더블 팬케이크 스택(Double-pancake stack) 구조를 계승하여 제작 편의성을 높이고 GUGMC의 수동 Shim 방식과 NeuroSpin의 전원 연결형 모드를 결합한 자장 관리 전략을 제안함으로써, 14 T 시스템임에도 초기 3 T 자석 수준의 컴팩트한 외형 구현을 목표로 하고 있다[23,27]. Table II는 현재 설치되었거나 설치가 계획되어있는 주요 UHF MRI 시스템에 대한 특징을 정리한 표이다.

Table II. Comparison of current 11.7 T systems and future UHF projects (Nottingham & Neoscan).

Site	B ₀ (T)	Target	Warm bore	Shield	Wire	Bore temp. (K)	Magnet weight (t)	Remarks
NeuroSpin (FR) Iseult	11.7	Whole-body	90 cm	Active	NbTi 170 double pancakes	1.8	132	Driven mode (~1,500 A)
GUGMC (KR) Gachon U	11.74	Head-only	70 cm	Passive	NbTi Solenoidal ~600 km	2.5	58	Persistent Mode
Nottingham (UK) (proposed)	11.7	Whole-body	83 cm	Passive	NbTi	≈ 2.2	TBD	TBD
Neoscan (DE) (concept)	14	Whole-body	80 cm	Passive	HTS DI-BSCCO (Bi2223) 177 double pancakes	4	TBD	Driven mode

Table III. Gradient coil specifications and models at primary UHF sites.

Site	Gradient Model	Bore Size	Amplitude	Slew rate
NeuroSpin (FR) Iseult 11.7 T	Siemens SC72 (whole-body)	ID/OD: 64/81 cm (length 1.59 m)	70 mT/m	200 T/m/s
CMRR (US) Minnesota 10.5 T	Siemens SC72 (whole-body)	inner bore 60 cm	70 mT/m	200 T/m/s
GUGMC (KR) Gachon 11.74 T	Tesla Engineering HFC26 (whole-body)	ID/OD: 56/68 cm	100 mT/m	> 239 T/m/s
Nottingham (UK) 11.7 T (proposed)	Whole-body gradient + head insert gradient	Whole-body gradient ID: 610 mm	≥ 80 mT/m	≥ 200 T/m/s
Neoscan (DE) 14 T (concept)	TBD	TBD	≥ 80 mT/m	≥ 200 T/m/s

2. Gradient System

2.1. Engineering Constraints in UHF

고해상도 및 고속 영상 구현을 위해서는 높은 강도의 경사자장을 형성하고 빠른 변화율을 갖도록 하는 것이 필수적이다. 하지만 인체 적용 시에는 말초신경자극, 음향소음, 열부하 및 구조적 진동이 실질적인 설계 제한 요소로 작용한다. 특히 UHF 환경에서는 강한 B₀ 내에서 경사자장 코일에 가해지는 로렌츠 힘이 자장 세기에 비례하여 증폭되며 이는 저온유지장치 (Cryostat), 열 차폐체(Thermal Shield), 자석 구조물과의 진동-공진 결합(Gradient-Magnet Interaction) 문제를 야기한다. 실제로 Iseult 시스템의 시운전 과정에서도 이러한 상호작용을 제어하고 시스템 안정성을 검증하기 위한 장기 시험이 핵심공정으로 보고된 바 있다[24]. 현재 주요 UHF MRI 시스템에 적용된 경사자장 코일의 주요 성능지표는 Table III에 정리하였다.

2.2. Whole-Body vs. Dedicated Insert Coils

노팅엄 대학의 11.7 T 프로젝트는 전신 촬영까지 고려한 설계 전략을 보여준다. 83 cm의 광동체(Wide-Bore) 자석 내

부에 직경 61 cm의 경사자장 코일을 탑재하여 최소 80 mT/m의 강도와 200 T/m/s의 변화율을 확보하는 동시에 뇌 영상 전용 헤드 인서트 경사자장 코일을 별도로 개발하고 있다[27]. 이러한 전신기반 플랫폼 + 뇌 전용 고성능 인서트 코일이라는 이중화 전략은 UHF 환경에서 경사자장 스펙을 단일화 하지 않고 임상적 응용 부위와 PNS와 같은 생리학적 안전 제약에 따라 기능을 분화하여 최적의 성능을 끌어내는 설계방식으로 판단된다[23,27].

UHF 경사자장 시스템의 설계는 영상 성능(해상도 및 영상 속도), 생리학적 한계, 그리고 구조-열-자기적 상호작용(진동, 와전류, 켈치리스크) 사이의 정교한 다목적 최적화의 산물이다. 인체를 대상으로 하는 UHF MRI 시스템의 성공적인 운용을 위해 목적하는 임상 응용 분야에 맞춰 성능 지표와 안전성 한계를 명확히 설정하고 하드웨어간의 전자기적 간섭을 최소화하는 통합적 설계 접근이 필요함을 보여주고 있다.

3. RF Transmission and Reception

UHF MRI에서 RF 송수신 시스템은 영상 품질과 환자 안전

을 결정짓는 핵심 요소이다. B_0 의 증가에 따른 RF 파장의 단축은 생체 조직 내에서 B_1 비균일성과 유전체 공진 현상을 심화시키며 특히 국소 전기장의 집중은 위험한 SAR Hotspot의 형성으로 이어진다. 따라서 UHF 환경에서는 이러한 물리적 한계를 극복하고 B_1 분포의 자유도를 확보하기 위해 다채널 송신 기술이 선택이 아닌 필수적인 제어 수단으로 간주된다.

최신 UHF 프로젝트들은 단순한 양성자 영상을 넘어 분광 연구 및 다핵종 연구까지 포괄하는 통합 플랫폼을 구현하려고 하는 시도를 하고 있다. 노팅엄 프로젝트는 500 MHz 대역에서 균일한 여기(Excitation)를 달성하기 위해 최소 16채널의 ¹H 송신(채널당 2 kW)과 pTx 구동 방식을 도입 하는 것을 명시하였으며 수신측에서는 최소 128채널 이상의 고밀도 배열과 주파수 가변 구성을 채택하였다[26]. 현재 이와 유사한 개념으로 가장 앞서가고 있는 GUGMC 시스템은 다핵종 대응이 가능한 32 채널 pTx(채널당 2 kW, Narrow Band 16 채널, Broad Band 16 채널)의 운용을 준비중이며 수신계통 또한 64 채널까지 확장이 가능한 구조를 확보하고 있는 중이다. 이러한 초고채널 수신 배열은 국소영역에서의 감도를 극대화하고 고속화 영상시 성능을 개선함으로써 UHF 고유의 SNR 이득을 고해상도·고속촬영 성능으로 변환하는 핵심 기술이다.

pTx 펄스시퀀스 설계와 SAR 관리의 신뢰성을 확보하기 위해 전자기 수치해석과 실측기반 검증기법은 이제 UHF에서 필수적인 공학적 도구로 사용되고 있다. 이러한 기술은 개별 환자의 해부학적 특징을 반영한 모델과 결합되어 설계 단계의 가상 프로토타이핑(Virtual Prototyping)부터 운용 단계의 실시간 모니터링까지 동시에 지원하는 형태로 진화할 것으로 전망된다. 이는 UHF MRI 시스템이 하드웨어적 한계를 소프트웨어적 지능화로 극복해 나가는 중요한 발전 방향을 시사하며 향후 환자맞춤형 진단 기술로의 발전 가능성을 보여준다.

IV. Safety and Human Translation at Ultra-High Field

UHF MRI의 성공적인 임상 확장은 단순히 하드웨어의 출력 향상만으로 달성되기 어렵다. 인체는 계측 대상인 동시에 전자기 에너지를 직접 흡수하는 수용체이기에, 고자장 환경에서의 안전성은 시스템 성능의 부수적 조건이 아닌 설계의 최우선 목표로 다루어져야 하며 이를 뒷받침하기 위한 공학적 제도적 기반이 필요하다.

1. Static Magnetic Field Effects

7 T 이상의 정자장 내에서 피험자가 이동할 때 발생하는 유

도 전기장과 내이(Vestibular System)에 작용하는 로렌츠힘은 어지럼(Vertigo), 안진(Nystagmus), 자기 복시(Magnetophosphenes) 등의 일시적 증상을 유발할 수 있다. 이러한 현상은 대부분 가역적이거나 개인차가 크므로, 운용 시 피험자의 이동 속도 제어, 철저한 스크리닝, 증상 모니터링 및 즉시 중단 프로토콜이 필수적이다. 현재 UHF 운용 표준은 IEC 60601-2-33 및 ICNIRP 가이드라인에 의해 규정되며, 통상적으로 ‘Controlled operating mode’에서의 운용과 강화된 위험 고지(Informed Consent) 절차가 요구된다[28,29].

2. Regulatory Landscape

2017년 7 T 임상용 시스템의 FDA 허가는 UHF 기술이 규제 기반의 의료기기 시장으로 진입했음을 알리는 전환점이었다[30]. 다만 여전히 10.5 T 및 11.7 T 시스템은 연구용 장비에 머무르고 있다. 임상에서의 사용을 가속화하기 위해서는 시스템별 안전성 데이터 축적, RF 노출 및 SAR 검증의 표준화, 환자군 포함에 대한 윤리적 가이드라인 확립이 선행되어야 한다. 특히 고자장 환경은 기존 안전성 데이터에 기반한 추정이 불가능하므로, 설계-검증-운영 전 주기에 걸친 규제 과학(Regulatory Science)의 동반 성장이 중요하다.

3. Human Experience and Tolerability

UHF MRI의 실사용성은 피험자의 순응도(Tolerability)에 의해 결정된다. 보어 직경, 소음, 긴 촬영 시간 및 진동은 순응도에 직접적인 영향을 미친다. 특히 11.7 T급 대형 자석에서 고성능 스캔을 수행할수록 진동 및 음향 문제가 증폭되므로, 이를 억제하기 위한 능동적 소음 제어와 모션 보정 전략이 필수적이다. 따라서 UHF 워크플로우 최적화는 물리, 공학, 임상, 데이터 과학이 결합된 다학제적 협업 구조의 통합 과제로 다루어져야 한다.

V. Clinical Applications and Computational Integration

7 T 이상의 고자장 MRI는 영상의 선명도를 높이는 차원을 넘어, 구조·기능·대사 영역에서 기존에 분리 불가능했던 정보를 정량화하는 방향으로 진화하고 있다. 특히 하드웨어의 제약을 극복하기 위해 계산적 방법론(Computational Methods)이 하드웨어와 공동 설계되는 경향이 있다.

1. Structural and Mesoscopic Imaging

UHF는 피질 층 및 미세 혈관 구조를 메소스코픽 스케일로 가시화한다. 도화 등에서 탁월한 진단적 이점을 제공한다. 다만 이러한 고해상도 영상은 미세해진 복셀 크기로 인해 SNR

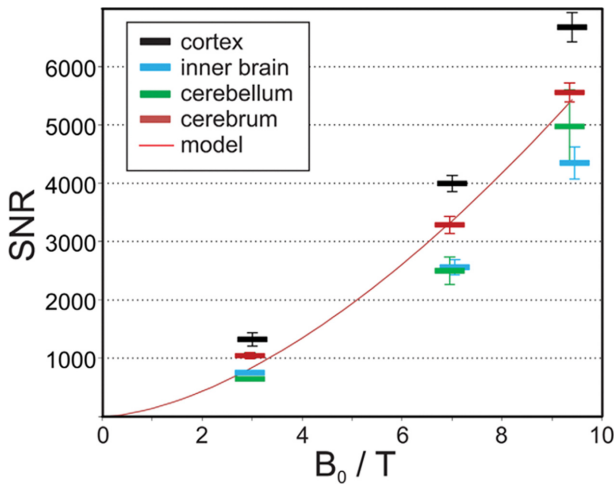


Fig. 1. (Color online) SNR values in four different brain compartments. The red line represents fitting results on the SNR over the entire cerebrum as $SNR = B_0^{1.65}$ [8].

확보와 B_1 비균일성 보정이 동시에 뒷받침되어야 한다. 이러한 연구를 위한 RF코일 설계에 대한 연구가 동시에 진행되고 있다. Fig. 1은 자기장의 증가에 따른 SNR의 증가를 보여주는 연구로 대뇌영역은 자장 강도의 1.65배의 증가를 보였다[8].

2. Functional MRI(fMRI) at Mesoscopic Scale

자장 강도에 비례하여 강화되는 BOLD 대비는 Laminar fMRI를 가능하게 함으로써, 뇌 정보 처리의 방향성(Inflow/

Outflow)을 연구할 수 있는 새로운 지평을 열었다. 다만 생리학적인 노이즈와 왜곡 또한 증가하므로, 고성능 경사자장과 정밀 재구성 알고리즘의 개발이 함께 요구된다. 최근 10.5 T 및 11.7 T 시스템에서의 fMRI 연구결과가 발표되기 시작하였다[31]. Fig. 2는 10.5 T로 진행된 Resting State fMRI 결과를 보여준다.

3. Quantitative and Metabolic Imaging

QSM 및 T1/T2 매핑 등 정량 MRI는 UHF의 높은 SNR을 바탕으로 재현성이 향상되었다. 특히 분광(MRS)과 다핵종(예: 2H , ^{23}Na , ^{31}P , ^{13}C) 영상은 자장에 비례하는 스펙트럼 분해능 이득($\Delta f = \delta \cdot B_0$)을 통해 대사 경로와 이온 대사 연구에 독보적인 계측 기회를 제공한다. 이 영역은 하드웨어뿐만 아니라 고급 스펙트럼 피팅(Spectral fitting) 모델의 개발 필요성을 보여주는 분야로 인식되고 있다[23].

4. Body and Cardiac Imaging

전신 및 심장 UHF MRI는 RF 균일도 확보와 SAR 관리의 난도가 매우 높지만, 10.5 T 및 11.7 T 전신용 시스템의 등장으로 그 가능성이 현실화 되고 있다. 향후 pTx 기반의 여기 균일화와 환자 맞춤형 SAR 예측 기술이 결합되면서 적용 범위가 급격히 확장될 것으로 예상된다. UHF에서 SAR의 예측은 주로 시뮬레이션 기반의 연구로 진행되었으며 Fig. 3은 초창기 Collins 그룹에서 진행된 시뮬레이션의 결과를 보여준다[32].

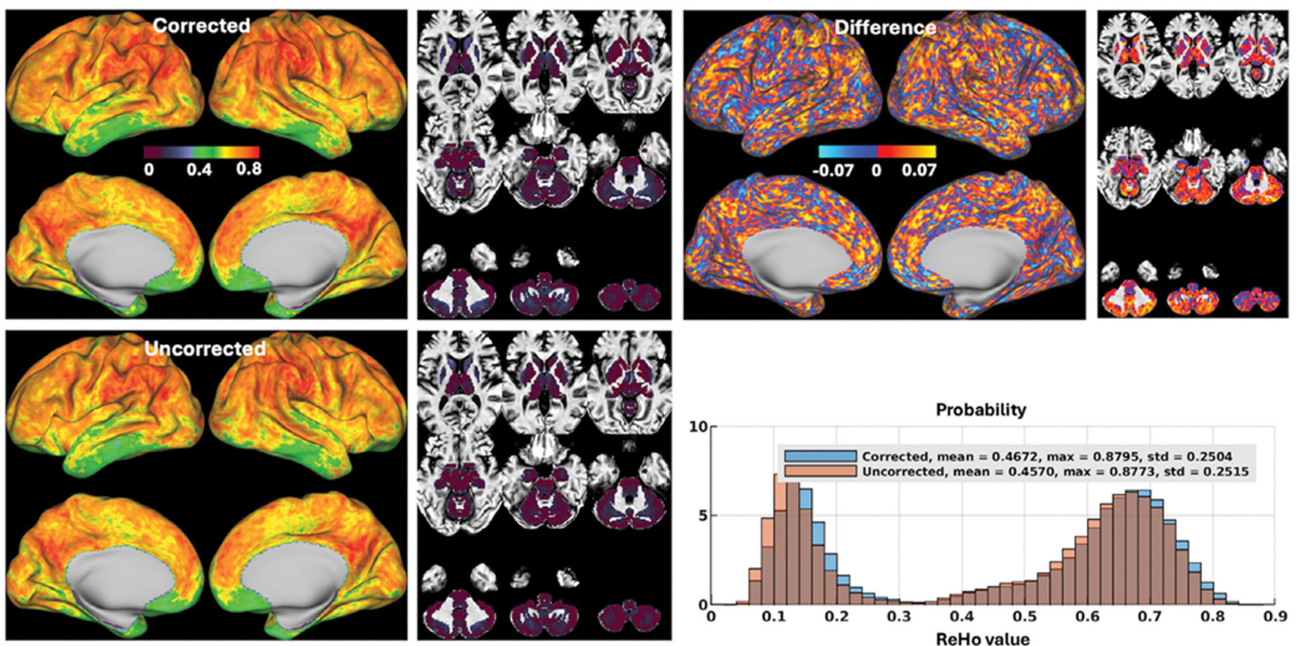


Fig. 2. (Color online) Group-level ReHo maps from 10 resting-state fMRI runs at 10.5 T MRI demonstrate that motion and field correction increase ReHo compared with uncorrected reconstruction [31].

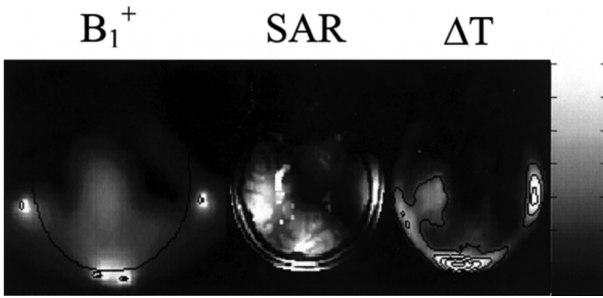


Fig. 3. Distributions of B_1^+ (left), SAR (center), and resulting temperature increase (right) for quadrature surface coil at 300 MHz. Linear grayscale is from 0 (black) to 15 mT (white) for B_1^+ , 0 to 20 W/kg for SAR, and 0 to 1.5 °C for temperature increase. Contours for temperature increase at 0.5, 1, 1.5, 2.0, and 2.5 °C [32].

5. Computation as an Enabler: Reconstruction, AI, and Digital Twin

UHF의 실질적 성능은 하드웨어와 소프트웨어의 융합으로 완성된다. AI 기반 재구성은 데이터 샘플링 효율을 극대화하여 고해상도 영상을 실용적인 품질로 복원하며, pTx 펄스 설계는 SAR 제약을 포함한 최적화 알고리즘을 통해 안전성을 보장한다. 더 나아가 시스템 로그와 전자기/열 모델을 통합한 디지털 트윈(Digital Twin) 등의 접근은 가상 프로토타이핑을 통한 설계 위험 감소와 실시간 안전 모니터링을 실현할 것이다. 결과적으로 UHF MRI는 물리학, 전자기학, 계산 과학이 결합된 융합 플랫폼으로 진화하고 있다.

VI. Future Directions

UHF MRI의 향후 발전은 단순한 자장 강도(B_0) 높이기 경쟁을 넘어, 시스템 설계 철학의 근본적인 변화를 요구하고 있다. 현재 11.7 T는 NbTi 기반 저온 초전도(LTS) 자석 기술이 도달할 수 있는 공학적 임계치로 해석되며, 그 이상의 고자장(14 T 및 20 T 등)으로 나아가기 위해서는 다음과 같은 네 가지 핵심 기술의 확보가 필수적이다.

1. 초전도 기술의 전이: 차세대 시스템은 더 높은 임계 자장과 4.2 K 운전 가능성을 제공하는 Nb₃Sn 또는 고온 초전도(HTS) 선재로의 전환이 불가피하다. 이는 제작 공정의 복잡성, 소재의 기계적 취성, 그리고 고에너지 밀도 상태에서의 쿨링 보호 난이도를 극복해야 함을 의미 한다.
2. RF 제어의 고차원화: 자장이 높아질수록 전자기파의 파동 및 공진 문제가 심화 되므로, B1 자유도를 극대화할 수 있는 고차원 pTx 기술과 실시간 수치해석 기반의 환자 맞춤형 안전 검증 모델이 시스템의 핵심 지능이 될 것이다.
3. 경사자장 시스템의 통합 설계: 고성능 출력 요구와 PNS/소음/진동 제약 사이의 상충 관계를 해결하기 위해, 특

정 부위에 특화된 헤드 인서트(Head-insert) 코일 도입 및 자석과의 상호작용을 고려한 구조-열-자기 통합 설계가 가속될 것으로 보인다.

4. 규제 과학 및 인프라의 성숙: 임상 장비로의 전환 속도는 시스템 성능뿐 아니라 시설 인프라, 운영 비용, 표준화된 안전 데이터 축적과 같은 비기술적 요소에 의해 결정된다. 따라서 향후 UHF MRI의 미래는 공학적 성취와 규제 과학의 긴밀한 조율 속에 정의될 것이다.

VII. 결 론

7 T 이상의 초고자장 MRI는 비약적인 SNR 향상과 더불어 대조도 및 스펙트럼 분해능을 극대화함으로써 의료 영상의 정보 밀도를 새로운 차원으로 끌어올렸다. 그러나 RF 과장 단축으로 인한 B_1 비균일성과 SAR 핫스팟 문제는 구조적인 제약으로 작용하며, 이는 안전성과 성능의 동시 최적화라는 공학적 과제를 던져주었다. 10.5 T를 넘어 등장한 11.7 T 시스템은 NbTi 기반 LTS 자석 기술의 한계점에서 정교한 온도 엔지니어링을 통해 달성된 중요한 이정표이다. Iseult, GUGMC, 노팅엄 등의 프로젝트는 각기 다른 보어 크기, 차폐 방식, 운전 모드를 선택함으로써 UHF MRI 시스템의 다양성과 기술적 도달 가능성을 입증하였다. 향후 14 T 이상의 초임계 자장으로의 확장은 초전도 선재의 세대교체와 다중 물리적 기반의 통합 설계, 그리고 계산 과학 기반의 디지털 트윈 체계 성숙을 통해 실현될 것으로 기대된다. 결론적으로 UHF MRI는 단순한 영상 장치를 넘어 물리학, 공학, 임상이 결합된 최첨단 융합 진단 플랫폼으로서 정밀 의료의 핵심적 역할을 수행할 것이다.

References

- [1] A. G. Webb and C. M. Collins, *Int. J. Imaging Syst. Technol.* **20**, 202 (2010).
- [2] C. M. Collins and M. B. Smith, *Magn. Reson. Med.* **45**, 684 (2001).
- [3] S. N. Williams, P. McElhinney, and S. Gunamony, *Phys. Med. Biol.* **68**, 02TR02 (2023).
- [4] K. Uğurbil, *NeuroImage* **168**, 7 (2018).
- [5] C. Gabriel, *Compilation of the Dielectric Properties of Body Tissues at RF and Microwave Frequencies*, Brooks Air Force Base, Texas (1996).
- [6] S. Gabriel, R. W. Lau, and C. Gabriel, *Phys. Med. Biol.* **41**, 2251 (1996).
- [7] P. A. Hagsall, F. Di Gennaro, C. Baumgartner, E. Neufeld, B. Lloyd, M. C. Gosselin, D. Payne, A. Klingensböck, and N. Kuster, *IT'IS Database for Thermal and Electromagnetic Parameters of Biological Tissues*, IT'IS Foundation, Zurich

- (2022). [Online] <https://itis.swiss/virtual-population/tissue-properties/downloads/database-v4-0/>
- [8] R. Pohmann, O. Speck, and K. Scheffler, *Magn. Reson. Med.* **75**, 801 (2016).
- [9] Z. Cao, J. Park, Z.-H. Cho, and C. M. Collins, *J. Magn. Reson. Imaging* **41**, 1432 (2015).
- [10] O. Kraff, A. Fischer, A. M. Nagel, C. Moenninghoff, and M. E. Ladd, *J. Magn. Reson. Imaging* **41**, 13 (2015).
- [11] M. E. Ladd, P. Bachert, M. Meyerspeer, E. Moser, A. M. Nagel, D. G. Norris, S. Schmitter, O. Speck, S. Straub, and M. Zaiss, *Prog. Nucl. Magn. Reson. Spectrosc.* **109**, 1 (2018).
- [12] S. Trattnig, E. Springer, W. Bogner, G. Hangel, B. Strasser, B. Dymerska, P. Lima Cardoso, and S. D. Robinson, *NeuroImage* **168**, 477 (2018).
- [13] T. Platt, M. E. Ladd, and D. Paech, *Invest. Radiol.* **56**, 705 (2021).
- [14] C. M. Collins and Z. Wang, *Magn. Reson. Med.* **65**, 1470 (2011).
- [15] Z. Wang, J. Park, C. M. Collins, and Z.-H. Cho, *J. Magn. Reson. Imaging* **26**, 437 (2007).
- [16] G. Eichfelder and M. Gebhardt, *Magn. Reson. Med.* **66**, 1468 (2011).
- [17] I. Graesslin, H. Homann, S. Biederer, P. Börnert, H. Nehrke, and O. Dössel, *Magn. Reson. Med.* **68**, 1664 (2012).
- [18] J. Lee, M. Gebhardt, L. L. Wald, and E. Adalsteinsson, *Magn. Reson. Med.* **67**, 1566 (2012).
- [19] K. Setsompop, L. L. Wald, V. Alagappan, F. Bangerter, and E. Adalsteinsson, *Magn. Reson. Med.* **59**, 908 (2008).
- [20] W. M. Brink, V. Gulani, and A. G. Webb, *J. Magn. Reson. Imaging* **42**, 855 (2015).
- [21] N. Boulant, F. Mauconduit, V. Gras, A. Amadon, C. Le Ster, M. Luong, A. Massire, C. Pallier, L. Sabatier, M. Bottlaender, A. Vignaud, and D. Le Bihan, *Nat. Methods* **21**, 2013 (2024).
- [22] C. M. Deniz, *Top. Magn. Reson. Imaging* **28**, 159 (2019).
- [23] M. E. Ladd, H. H. Quick, O. Speck, M. Bock, A. Doerfler, M. Forsting, J. Hennig, B. Ittermann, H. E. Möller, A. M. Nagel, T. Niendorf, S. Remy, T. Schaeffter, K. Scheffler, H.-P. Schlemmer, S. Schmitter, L. Schreiber, N. J. Shah, T. Stöcker, M. Uder, A. Villringer, N. Weiskopf, M. Zaiss, and M. Zaitsev, *Magn. Reson. Mater. Phys. Biol. Med.* **36**, 191 (2023).
- [24] N. Boulant, L. Quettier, and Iseult Consortium, *Magn. Reson. Mater. Phys. Biol. Med.* **36**, 175 (2023).
- [25] X. He, A. Ertürk, A. Grant, X. Wu, R. L. Lagore, L. Delabarre, Y. Eryaman, G. Adriany, E. Auerbach, P.-F. van de Moortele, K. Ugurbil, and G. J. Metzger, *Magn. Reson. Med.* **84**, 289 (2020).
- [26] R. Bowtell, UHF MRI Scanner National Research Facility: Community Statement of Need (2019). [Online] <https://www.nottingham.ac.uk/research/groups/spmic/documents/uhf/uhf-mri-scanner-nrf-statement-of-need-updated.pdf>
- [27] Y. Li and S. Roell, *Supercond. Sci. Technol.* **34**, 125005 (2021).
- [28] International Electrotechnical Commission, IEC 60601-2-33, Medical Electrical Equipment—Particular Requirements for Magnetic Resonance Equipment (2015). [Online] https://mriquestions.com/uploads/3/4/5/7/34572113/safety_iec_60601-2-33previews_1897819_pre.pdf
- [29] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP), *Health Phys.* **106**, 418 (2014).
- [30] U.S. Food and Drug Administration, FDA clears first 7T magnetic resonance imaging device (2017). [Online] <https://www.fda.gov/news-events/press-announcements/fda-clears-first-7t-magnetic-resonance-imaging-device>
- [31] S. Qu, J. Liu, P. van Gelderen, J. A. de Zwart, J. H. Duyn, M. Waks, R. Lagore, A. Bratch, A. Grant, E. Auerbach, L. Delabarre, A. Sadeghi-Tarakameh, Y. Eryaman, G. Adriany, K. Ugurbil, and X. Wu, *Magn. Reson. Med.* **95**, 1068 (2025).
- [32] C. M. Collins, W. Liu, J. Wang, R. Gruetter, J. T. Vaughan, K. Ugurbil, and M. B. Smith, *J. Magn. Reson. Imaging* **19**, 650 (2004).