

# Development and Characteristics of MR-based Hybrid Medical Imaging Systems

Daehong Kim\*

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

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

Magnetic resonance (MR) imaging systems play a pivotal role in modern medical imaging due to their excellent soft-tissue contrast and capability to provide diverse functional and physiological information. However, MR alone has inherent limitations in delivering molecular-level metabolic information and enabling real-time treatment guidance. To overcome these limitations, MR-based hybrid medical imaging systems that integrate different imaging modalities and therapeutic devices have been actively developed in recent years. Among these, positron emission tomography (PET)/MR combines the high molecular sensitivity of PET with the superior anatomical and functional information of MR, offering new possibilities for the evaluation of oncological, neurological, and cardiovascular diseases. In addition, MR-guided linear accelerator systems (MR-Linac) enable soft-tissue-based target localization, real-time monitoring, and online adaptive radiotherapy, thereby transforming the paradigm of precision radiation therapy. Meanwhile, although still limited in clinical implementation, SPECT/MR is emerging as a next-generation hybrid platform with promising potential in neurological and oncological applications. In this review, we systematically discuss the fundamental characteristics of MR and the rationale for its integration, as well as the development, technical features, clinical applications, limitations, and future perspectives of major MR-based hybrid imaging systems, including PET/MR, SPECT/MR, and MR-Linac.

**Keywords :** MR, PET/MR, SPECT/MR, MR-Linac

## MR 융합 의료영상기기의 발전과 특징

김대홍\*

강원대학교 방사선학과, 강원 삼척시 도계읍 황조길 346, 25949

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

자기공명(Magnetic Resonance, MR) 영상화 장치는 우수한 연부조직 대비와 다양한 기능적·생리적 정보 획득 능력을 바탕으로 현대 의료영상에서 핵심적인 역할을 담당하고 있다. 그러나 MR 단독으로는 분자영상 수준의 대사 정보 제공이나 실시간 치료 유도 기능 측면에서 제한이 존재한다. 이러한 한계를 보완하기 위해 최근에는 서로 다른 영상 장치 및 치료 장치를 통합한 MR 기반 융합 의료영상기기가 활발히 개발되고 있다. 대표적으로 양전자방출단층촬영(Positron Emission Tomography, PET)과 결합된 PET/MR은 PET의 높은 분자 민감도와 MR의 우수한 해부학적·기능적 정보를 결합하여 종양, 신경계, 심혈관계 질환 평가에서 새로운 가능성을 제시하고 있다. 또한 선형가속기(Linear accelerator, Linac)와 결합된 MR-Linac은 연부조직 기반 표적 확인, 실시간 모니터링, 온라인 적응 방사선치료를 가능하게 하여 정밀 방사선치료의 패러다임을 변화시키고 있다. 한편, SPECT/MR은 아직 제한적이지만 신경계 및 종양 분야에서 잠재력을 보이는 차세대 융합 플랫폼으로 주목받고 있다. 본 리뷰에서는 MR의 기본 특성과 융합 필요성을 바탕으로, PET/MR, SPECT/MR, MR-Linac 등 주요 MR 융합 의료영상기기의 발전 과정, 기술적 특징, 임상적 활용, 한계점 및 향후 전망을 체계적으로 고찰하고자 한다.

**주제어 :** 자기공명, PET/MR, SPECT/MR, MR-Linac

## I. 서 론

의료영상기술은 질병의 진단, 병변의 위치 파악, 치료계획 수립 및 치료 효과 평가에 이르기까지 현대 의학에서 핵심적인 역할을 수행하고 있다. 특히 영상기술의 발전은 질병을 보다 조기에 발견하고 정밀하게 분석할 수 있는 기반을 제공함으로써 정밀의학(precision medicine)의 실현에 중요한 기여를 하고 있다. 현재 임상에서 사용되는 대표적인 의료영상기술로는 일반 X선 영상, 컴퓨터단층촬영(Computed Tomography, CT), 초음파(Ultrasound), 양전자방출단층촬영(Positron Emission Tomography, PET) 및 단일광자단층촬영(Single Photon Emission Computed Tomography, SPECT), 그리고 자기공명(Magnetic Resonance, MR) 영상화 장치 등이 있으며, 각각의 영상기법은 고유한 물리적 원리와 영상 특성을 기반으로 서로 다른 장점과 한계를 가지고 있다 [1-5].

이 중 MR 강한 주자기장과 고주파(Radiofrequency, RF) 신호를 이용하여 인체 조직 내 수소 원자핵의 공명 현상을 영상화하는 기술로, 이온화 방사선을 사용하지 않으면서도 높은 연부조직 대비(soft-tissue contrast)와 우수한 공간 해상도를 제공하는 장점을 가지고 있다. 또한 MR은 단순한 구조적 영상[6]뿐만 아니라 확산강조영상(Diffusion-weighted imaging, DWI)[7], 관류영상(Perfusion-weighted imaging, PWI)[8], 기능적 자기공명영상(functional MRI, fMRI)[9], 자기공명분광(Magnetic Resonance Spectroscopy, MRS)[10] 등 다양한 영상기법을 통해 조직의 생리적 및 기능적 정보를 제공할 수 있다는 특징이 있다. 이러한 특성으로 인해 MR은 신경계, 근골격계, 심혈관계, 종양학 분야 등 다양한 임상 영역에서 중요한 진단 도구로 활용되고 있다.

그러나 MR 영상은 높은 해부학적 정보와 우수한 연부조직 대비를 제공하는 장점을 가지는 반면, 분자 수준의 대사 정보나 특정 생화학적 과정에 대한 직접적인 정보를 제공하는 데에는 제한적인 측면이 존재한다. 예를 들어 PET 영상은 방사성 추적자를 이용하여 세포 수준의 대사 활동이나 분자 수준의 생물학적 과정을 매우 높은 민감도로 관찰할 수 있지만, 공간 해상도가 낮고 해부학적 구조를 명확히 표현하는 데에는 한계가 있다[11]. 이와 같이 각각의 영상 장치는 서로 다른 정보적 특성을 가지기 때문에 단일 영상기법만으로는 질병의 구조적, 기능적, 그리고 분자적 정보를 동시에 충분히 제공하기 어려운 경우가 많다.

이러한 한계를 극복하기 위해 최근 의료영상 분야에서는 서로 다른 영상 장치의 장점을 결합한 융합영상(hybrid imaging) 기술이 활발히 개발되고 있다. 대표적인 예로 PET/CT 시스템은 PET의 높은 분자 영상 민감도와 CT의 우수한 해부학

적 정보를 결합하여 종양 진단 및 병기 결정에 널리 활용되고 있으며[12], PET/MR 시스템이 개발되어 MR의 뛰어난 연부조직 대비와 PET의 분자영상 정보를 동시에 제공할 수 있는 새로운 영상 플랫폼으로 주목받고 있다[13]. PET/MR은 특히 신경계 질환, 종양 영상, 심혈관 질환 등의 영역에서 높은 임상적 잠재력을 가지는 것으로 평가되고 있다.

한편, 최근 의료영상기술의 발전은 단순한 진단 목적을 넘어 치료 과정과 결합되는 방향으로 확대되고 있다. 특히 영상유도방사선치료(Image-guided radiation therapy, IGRT)의 중요성이 증가하면서 영상기술을 이용하여 치료 과정 중 실시간으로 병변의 위치를 확인하고 치료 정확도를 향상시키는 기술이 활발히 연구되고 있다. 이러한 흐름 속에서 MR 영상은 우수한 연부조직 대비와 다중 평면 영상 능력(multiplanar imaging capability)을 바탕으로 방사선치료 장치와 결합된 MR-guided radiotherapy 시스템(MR-Linac)[14]이나 고강도집속초음파(High-Intensity Focused Ultrasound, HIFU)와 결합된 MR-guided focused ultrasound(MRgFUS)[15] 등 다양한 치료 융합시스템으로 발전하고 있다. 특히 MR 기반 영상은 종양과 정상 조직 간의 경계를 보다 명확하게 구분할 수 있어 정밀 방사선치료(precision radiotherapy) 및 적응방사선치료(Adaptive radiation therapy, ART)의 구현에 중요한 역할을 하고 있다.

이처럼 MR 기술은 진단 영상기기로서의 역할을 넘어 다양한 영상 장치 및 치료 장치와 결합되면서 차세대 의료영상 플랫폼으로 발전하고 있으며, 진단과 치료의 통합적 접근을 가능하게 하는 핵심 기술로 평가되고 있다. 또한 MR 기반 융합 영상기술은 향후 정밀의학과 맞춤형 치료 전략을 실현하는 데 중요한 역할을 할 것으로 기대된다.

따라서 본 리뷰 논문에서는 MR의 기본 원리와 영상학적 장점을 바탕으로 MR 기반 융합 의료영상기기의 발전 양상을 체계적으로 정리하고자 한다. 구체적으로는 PET/MR과 SPECT/MR 등 진단용 MR 융합 영상기기, 그리고 MR-Linac과 치료용 MR 융합시스템의 원리, 특징, 임상 적용, 기술적 한계 및 미래 발전 방향을 종합적으로 고찰함으로써, MR 융합 의료영상기기의 현재와 향후 가능성을 조망하는 것을 목적으로 한다.

## II. MR 기본 원리 및 영상 특성

MR은 외부 자기장 내에서 수소 원자핵의 정렬과 RF 펄스에 의한 여기 및 이완 현상을 이용하여 영상을 형성한다. 인체는 대부분 물과 지방으로 구성되어 있으므로 수소 핵의 밀도가 높고, 이를 이용하여 조직 간 신호 차이를 구현할 수 있다. MR에서 얻어지는 영상 대비는 proton density뿐 아니

라 T1 이완시간, T2 이완시간, T2\* 효과, 확산 특성, 혈류 및 관류 차이 등에 의해 결정되며, 다양한 pulse sequence 조합을 통해 특정 조직 특성을 강조할 수 있다[16]. 이와 같은 다중 대비 능력은 MR을 단순한 해부학 영상 장치가 아니라 조직 특성화(tissue characterization) 장치로 확장시킨 핵심 요소이다.

MR의 가장 큰 장점은 우수한 연부조직 대비이다. CT가 주로 전자밀도 및 선감쇠 차이를 반영하는 반면, MR은 조직 내 물 분포, 결합 상태, 분자 환경, 이완 특성 등을 반영하므로 뇌, 간, 전립선, 자궁, 근육, 인대 등 연부조직의 구분에서 매우 강력한 성능을 보인다. 또한 MR은 다면 영상 획득이 용이하여 축상면, 시상면, 관상면 및 임의 평면에서 높은 품질의 영상을 제공할 수 있고, 조영제를 사용하지 않더라도 특정 병변의 특성을 상세히 평가할 수 있다.

기능적 측면에서 MR은 DWI와 확산텐서영상(diffusion tensor imaging, DTI)을 통해 조직 미세구조와 백질 연결성을 평가할 수 있으며, PWI는 중앙 혈류나 허혈성 병변의 혈류 역학을 분석하는 데 활용된다. fMRI는 혈류역학 반응을 바탕으로 뇌 기능 국소화를 가능하게 하고, MRS는 특정 대사산물의 농도를 비침습적으로 측정할 수 있게 한다.

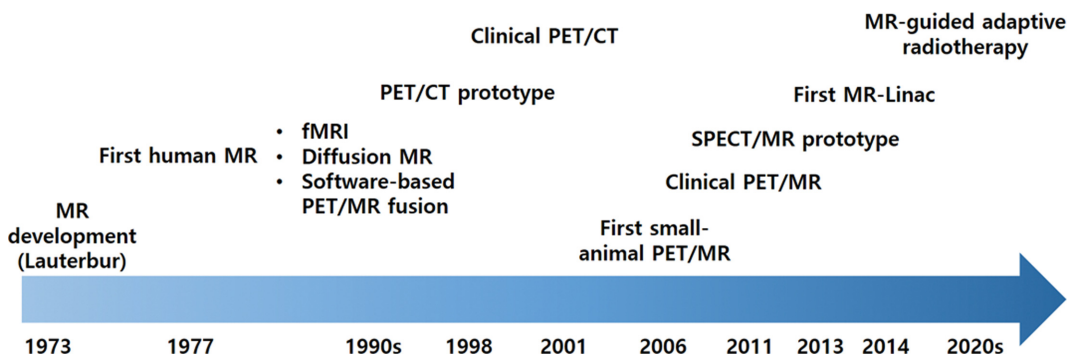
그러나 MR은 몇 가지 분명한 한계를 가진다. 첫째, 촬영 시간이 비교적 길고 움직임에 민감하여 호흡, 심장박동, 연하, 장운동 등의 영향을 크게 받을 수 있다. 둘째, 금속 삽입물이나 자기장 불균일성에 의한 artifact가 발생할 수 있다. 셋째, 영상 획득 및 재구성 과정이 복잡하고 장치 비용과 운영비가 높다. 넷째, PET이나 SPECT처럼 특정 분자 표적의 대사 활성도를 직접 시각화하는 데에는 한계가 있어, 분자 수준의 진단에는 핵의학 영상과의 결합이 유리하다. 이러한 장단점은 MR이 다른 장치와 융합될 때 어떤 역할을 맡아야 하는지를 결정하는 중요한 배경이 된다[17].

### III. MR 융합영상기기의 발전 역사

Fig. 1은 MR의 발전 및 MR 융합영상기기의 발전 역사를 보여준다. 의료영상 융합의 개념은 해부학적 정보와 기능적 정보를 한 번에 얻고자 하는 임상적 필요에서 출발하였다. 초기에는 서로 다른 시간에 획득한 두 영상 데이터를 소프트웨어적으로 registration하여 해석하였으나, 환자 자세 변화와 시간 차이로 인해 정합 오차가 발생하였다. 이후 하드웨어 수준에서 두 장치를 통합한 PET/CT와 SPECT/CT가 성공적으로 상용화되면서 hybrid imaging은 영상의학과 핵의학의 주요 흐름으로 자리잡게 되었다. 이러한 성공은 MR 기반 융합 장치 개발의 직접적인 동기가 되었다.

PET/MR 개발은 PET 검출기가 강한 자기장 안에서도 안정적으로 작동해야 한다는 기술적 난제 때문에 PET/CT보다 훨씬 복잡했다. 초기 광전자증배관(photomultiplier tube)은 자기장에 민감하여 MR bore 안에서 사용할 수 없었으나, avalanche photodiode 및 silicon photomultiplier 같은 고체형 광검출기 기술의 발전으로 PET/MR 통합이 가능해졌다. 이에 따라 2000년대 후반부터 전임상 PET/MR 프로토타입이 등장하였고[13], 이후 임상용 동시획득 PET/MR 시스템이 개발되면서 본격적인 임상 연구가 시작되었다[17].

SPECT/MR 역시 비슷한 이유로 기술적 도전이 컸다. SPECT 검출기는 자기장 환경과 전자기 간섭 문제를 해결해야 했으며, 공간 제약과 차폐 설계 또한 중요한 과제였다. 그 결과 SPECT/MR은 PET/MR에 비해 상용화 속도가 느렸고, 현재까지는 주로 전임상 또는 제한적 임상 프로토타입 수준에서 발전해 왔다. 그럼에도 불구하고 뇌종양, 신경질환, 치료 반응평가와 같이 MR의 해부학적 강점과 SPECT의 표적 분자영상이 결합될 수 있는 영역에서 높은 잠재력을 인정받고 있다[18].



**Fig. 1.** (Color online) MR was first introduced in the 1970s and rapidly evolved into a major clinical imaging modality during the 1980s. In the 1990s, advances in functional and diffusion MR expanded its capability beyond structural imaging. The concept of hybrid imaging emerged with software-based image fusion, followed by hardware-integrated systems such as PET/CT in the early 2000s. Advances in detector technologies enabled the development of PET/MR systems in the late 2000s and early 2010s. More recently, MR has been integrated with radiation therapy systems such as MR-Linac, extending MR-based hybrid technology from diagnostic imaging to therapeutic applications.

한편 MR 융합 기술의 발전은 진단 장치에만 머물지 않았다. 영상유도 방사선치료의 필요성이 커지면서 MR과 선형가속기를 결합한 MR-Linac이 개발되었고[19], 이는 Cone beam CT(CBCT) 기반의 기존 영상유도치료가 가진 연부조직 시인성 한계를 극복하는 대안으로 부상했다. 이처럼 MR 기반 융합 기술은 진단용 융합영상에서 치료용 융합시스템으로 확장되면서 그 범위와 영향력이 크게 넓어졌다.

#### IV. 진단용 MR 융합 영상기기

##### 1. PET/MR

PET/MR은 PET의 높은 분자 민감도와 MR의 탁월한 연부조직 대비 및 기능영상 능력을 결합한 대표적 MR 기반 융합영상기기이다. PET는 FDG와 같은 방사성 추적자를 이용하여 포도당 대사, 수용체 발현, 염증, 아밀로이드 또는 tau 축적과 같은 분자적 현상을 평가할 수 있으며, MR은 정밀한 해부학적 영상과 함께 확산, 관류, fMRI, MRS 등 다양한 생리학적 정보를 제공한다. 이 둘의 통합은 단순한 영상 병합을 넘어, 동일 시점에서 획득한 구조·기능·분자 정보를 하나의 진단 프레임 안에서 해석할 수 있게 한다.

PET/MR의 임상적 장점은 특히 연부조직 평가가 중요한 영역에서 두드러진다. 뇌 영상에서는 PET의 대사 또는 아밀로이드 정보를 MR의 고해상도 구조영상 및 fMRI, DWI와 결합하여 신경퇴행성 질환과 간질, 뇌종양 평가에 유용하다[20]. 종양 영상에서는 두경부, 간, 골반, 전립선, 부인과 종양 등에서 PET/CT 대비 우수한 연부조직 대비와 감소된 방사선 피폭의 이점이 보고되었다[21]. 소아 영상에서도 MR 기반 구조평가와 PET의 병리 대사 정보를 동시에 얻으면서 CT 검사를 줄일 수 있다는 점이 중요한 장점으로 평가된다[22].

반면 PET/MR의 가장 큰 기술적 난제 중 하나는 감쇠보정이다. PET/CT에서는 CT의 선형감쇠계수를 이용해 비교적 직접적으로 감쇠보정을 수행할 수 있지만, MR은 전자밀도나 감쇠 정보를 직접 제공하지 않기 때문에 MR 기반 감쇠보정은

본질적으로 간접적 추정에 의존한다. 현재는 segmentation-based, atlas-based, emission-based, machine learning/deep learning 기반 기법들이 제안되어 왔으며[23], 특히 골조직과 공기 강외 구분, 금속 주변 artifact, whole-body 영상에서의 정확도 확보가 중요한 과제로 남아 있다. 최근 리뷰는 PET/MR 감쇠보정 분야에서 deep learning 기반 synthetic CT 생성 접근이 빠르게 확산되고 있음을 보여준다[24].

또한 PET/MR은 장치 가격, 긴 검사 시간, 복잡한 워크플로우 문제 등으로 인해 PET/CT만큼 광범위하게 보급되지는 못했다. 그럼에도 불구하고 PET/MR은 특정 질환군에서 명확한 임상적 우위를 보일 수 있으며, 향후 AI 기반 재구성, 고속 MR, motion correction, 정량화 기술의 발전에 따라 활용 범위가 더 넓어질 가능성이 높다. 따라서 PET/MR은 모든 환자에 대한 대체 장치라기보다, 특정 임상 시나리오에서 높은 부가가치를 제공하는 정밀 융합 영상 플랫폼으로 이해하는 것이 적절하다.

##### 2. SPECT/MR

SPECT/MR은 SPECT의 분자·기능 영상 능력과 MR의 고해상도 연부조직 정보를 결합하려는 융합 플랫폼이다. PET에 비해 SPECT는 널리 사용되는 방사성핵종과 다양한 표적 검사법을 보유하고 있으며 상대적으로 접근성이 높다는 장점이 있다. 따라서 SPECT/MR이 실현될 경우 신경계, 심혈관계, 종양 분야에서 MR과 상호보완적 정보를 제공할 가능성이 있다[25]. 특히 뇌 영역에서는 SPECT 기반 관류 또는 수용체 영상과 MR의 구조·기능 영상을 통합하여 진단 정확도를 높일 수 있다는 기대가 크다.

하지만 SPECT/MR은 PET/MR보다 상용화가 더욱 제한적이다. 이는 검출기와 자기장의 상호 간섭, 차폐, 콜리메이터 설계, 공간 배치, 영상 재구성의 복잡성 등이 복합적으로 작용하기 때문이다. 2017년의 임상 동시획득 SPECT/MR 개발 리뷰는 아직 제한된 단계이지만 뇌종양과 방사선화학요법 반응평가 등에서 SPECT/MR의 임상적 매력을 제시하였고[18],

**Table 1.** Comparison of structural characteristics, advantages, limitations, and clinical applications of PET/MR, SPECT/MR, and MR-Linac.

Category	PET/MR	SPECT/MR	MR-Linac
System type	Diagnostic hybrid imaging	Diagnostic hybrid imaging	Therapeutic hybrid system
Core integration	PET (molecular) + MR (anatomical/functional)	SPECT (functional) + MR (anatomical)	MR imaging + linear accelerator
Advantage	High molecular sensitivity + excellent soft-tissue contrast	Diverse radiotracers + potential functional-anatomical integration	Real-time imaging + adaptive radiotherapy
Limitation	High cost, long scan time, attenuation correction issues	Limited clinical maturity and technical complexity	High cost, complex workflow, dose modeling challenges
Main application	Oncology, neuroimaging, pediatric imaging	Neuroimaging, selected oncology/cardiac imaging	Image-guided and adaptive radiotherapy (prostate, liver, pancreas, etc.)

2023년 리뷰 역시 신경영상 분야에서 SPECT/MR이 “myth or reality”의 경계에서 점차 현실화되고 있음을 보여주었다 [26].

현시점에서 SPECT/MR은 PET/MR처럼 성숙한 상용 플랫폼이라기보다 연구개발 및 제한적 적용 단계의 기술로 보는 것이 타당하다. 그러나 방사성핵종 선택의 다양성, 비용 측면의 장점, 뇌 기능 평가에서의 잠재성 등을 고려하면 장기적으로는 특정 분야에서 독자적 위치를 차지할 가능성이 있다. 특히 MR 기반 정밀 구조평가와 SPECT 기반 기능 평가가 동시에 요구되는 신경계 질환에서 향후 발전성이 크다.

MR 기반 융합 의료영상기기는 결합 대상 장치에 따라 진단용 융합영상기기와 치료용 융합시스템으로 구분될 수 있다. PET/MR과 SPECT/MR은 핵의학 영상의 분자·기능 정보와 MR의 우수한 연부조직 대비를 결합하는 반면, MR-Linac은 MR 영상을 방사선치료 과정에 직접 통합하여 실시간 표적 확인과 적응치료를 가능하게 한다. Table I은 세 시스템의 구조적 차이, 장단점 및 주요 임상 적용 분야를 요약한 것이다.

### V. 치료용 MR 융합 시스템

#### 1. MR-guided radiotherapy(MRgRT)와 MR-Linac

방사선치료는 높은 선량을 종양에 집중시키고 주변 정상조직의 피폭을 최소화하는 것이 핵심이다. 이를 위해 정확한 표적 위치 확인과 움직임 관리가 필수적이며, 기존에는 주로 CT 또는 cone-beam CT(CBCT)가 사용되어 왔다. 그러나 CT 기반 영상은 연부조직 대비가 제한적이어서 복부, 골반, 간, 췌장, 전립선과 같이 정상조직과 종양의 경계가 불명확한 부위에서는 표적 설정과 margin 설정에 제약이 있었다. MR은 이러한 한계를 보완할 수 있는 가장 유력한 영상기술로 인식되었고, 그 결과 MR과 선형가속기를 결합한 MR-Linac이 개발되었다[14].

MR-Linac의 핵심 장점은 치료 직전 및 치료 중 MR을 이용하여 표적과 정상 조직을 직접 확인할 수 있다는 점이다. 이는 치료 전 계획 영상에 의존하던 기존 접근과 달리, 매분 확대다 해부학적 변화를 반영한 online ART를 가능하게 한다. 특히 장기 충만도, 호흡, 장운동 등으로 인한 표적 이동이 큰 복부·골반 종양에서 큰 장점이 있으며, gating이나 실시간 추적과 결합하면 planning target volume margin을 줄일 가능성도 있다. 최근 리뷰와 임상 보고들은 MRgRT가 전립선암, 췌장암, 간종양, 직장암 등에서 독성 감소와 정밀도 향상 가능성을 보여주고 있다고 보고한다[27,28].

특히 최근 문헌은 MR-guided stereotactic body radiotherapy가 독성 저감과 적응 치료의 실질적 임상 이득을 보여주고 있다고 평가한다. 2024년[14]과 2025년[29]의 리뷰들은

MRgRT가 아직 완전한 잠재력을 다 발휘하지는 못했지만, 연부조직 가시화, 적응 치료, 기능 영상 통합, AI 자동화의 측면에서 방사선치료의 미래 핵심 플랫폼이 될 가능성이 높다고 분석했다. 또한 AI와 자동화 기술은 장기·표적 윤곽화, 치료계획 수정, 워크플로우 단축에 중요한 역할을 할 것으로 기대된다.

그러나 MR-Linac 역시 해결해야 할 과제가 많다. 첫째, 자기장 환경에서의 선량분포 변화와 전자 궤적 왜곡에 대한 정확한 물리학적 모델링이 필요하다. 둘째, online ART는 인력과 시간이 많이 소요되어 임상 워크플로우 부담이 크다. 셋째, 장치 도입 및 유지 비용이 매우 높고, 적응증 확대를 위한 근거 축적이 아직 진행 중이다. 넷째, MR 기반 synthetic CT 생성과 선량계산 정확도, 기능 MR을 치료반응 예측에 통합하는 전략 등도 추가 연구가 필요하다. 그럼에도 불구하고 MR-Linac은 “보는 치료”에서 “적응하는 치료”로의 전환을 상징하는 기술로 평가된다[14,19].

### VI. 기술적 과제와 미래 전망

MR 기반 융합 의료영상기기의 발전을 가로막는 가장 중요한 공동 과제는 장치 간 물리적 호환성과 정량화 정확도이다. PET/MR과 SPECT/MR에서는 자기장 환경에서 동작 가능한 검출기 설계, 전자기 간섭 최소화, 공간적 통합, attenuation correction과 motion correction이 핵심 문제로 남아 있다. 특히 PET/MR attenuation correction은 아직도 정확도 향상을 위한 활발한 연구가 진행 중이며, deep learning 기반 synthetic CT 생성이 가장 유망한 방향 중 하나로 제시되고 있다[23,24].

치료용 융합시스템에서는 실시간성, 적응성, 워크플로우 효율화가 핵심이다. MR-Linac은 고품질 MR 기반 표적 확인과 적응치료라는 강점을 가지고 있지만, 실제 임상 현장에서 time burden과 인력 부담이 여전히 크다. 이에 따라 자동 윤곽화, 자동 계획 최적화, synthetic CT, AI 기반 decision support가 향후 MRgRT의 임상 확산을 좌우할 중요한 요소가 될 가능성이 높다. 최근 문헌은 MR-Linac에 AI와 자동화가 결합될 경우 적응치료의 실용성이 크게 향상될 수 있다고 평가한다[29,30].

또한 향후 MR 융합 기술은 단순히 두 장치를 결합하는 것을 넘어, 다중 파라미터의 통합 분석과 치료 의사결정을 지원하는 지능형 플랫폼으로 발전할 것으로 전망된다. 예를 들어 PET/MR에서는 PET의 대사 정보와 MR의 확산·관류·분광 정보를 통합한 multiparametric biomarker 개발이 가능하며, MRgRT에서는 치료 중 반복 획득되는 MR 영상과 radiomics, AI 예측모델을 이용한 response-adaptive therapy가 중요한 연구 방향이 될 수 있다[14,21].

궁극적으로 MR 기반 융합 의료영상기기는 진단과 치료를 분리된 과정으로 보지 않고 하나의 연속적 환자 관리 체계 안에서 통합하려는 현대 의학의 흐름과 잘 맞는다[31]. 향후 기술 발전과 임상 근거 축적, 비용효율성 개선, 표준화가 이루어진다면 MR 융합시스템은 정밀진단, 표적치료, 치료반응 예측, 개인맞춤형 의료를 실현하는 핵심 인프라로 자리잡을 가능성이 크다.

## VII. 결 론

MR은 높은 연부조직 대비와 다양한 기능영상 능력을 바탕으로 현대 의료영상에서 독보적인 위치를 차지해 왔다. 최근에는 이러한 MR의 장점이 PET, SPECT, 선형가속기와 결합되면서 MR 기반 융합 의료영상기기는 새로운 발전 축을 형성하고 있다. PET/MR은 구조·기능·분자 정보를 통합하는 정밀 진단 플랫폼으로, SPECT/MR은 아직 제한적이지만 특정 분야에서 유망한 차세대 융합기기로, MR-Linac은 적응 방사선치료를 실현하는 혁신적 기술로 평가된다.

물론 이러한 장치들은 기술적 복잡성, 비용, 워크플로우, 정량 정확도, 표준화 문제라는 공통 과제를 안고 있다. 그러나 최근 검출기 기술, AI 기반 재구성 및 자동화, synthetic CT, 실시간 영상 분석, multiparametric biomarker 연구의 발전은 이러한 장벽을 점차 낮추고 있다. 따라서 MR 융합 의료영상기기는 향후 진단과 치료의 통합, 정밀의학의 구현, 환자 맞춤형 의료의 실현에 중요한 역할을 수행할 것으로 기대된다.

## References

[1] X. Li, T. A. Marschall, K. Yang, and B. Liu, *Med. Phys.* **51**, 8768 (2024).  
 [2] M. Yu, J. Ahn, and J. Baek, *Med. Phys.* **52**, e17849 (2025).  
 [3] C. M. I. Quarato, D. Lacedonia, M. Salvemini, G. Tuccari, G. Mastrodonato, R. Villani, L. A. Fiore, G. Scioscia, A. Mirijello, A. Saponara, and M. Sperandio, *Diagnostics* **13**, 855 (2023).  
 [4] T. Kaneta, *Jpn J. Radiol.* **38**, 343 (2020).  
 [5] M. Safari, Z. Eidex, C. W. Chang, R. L. J. Qiu, and X. Yang, *Biomed. Signal Proces.* **111**, 108291 (2025).  
 [6] W. S. Tae, B. J. Ham, S. B. Pyun, and B. J. Kim, *J. Clin. Neurol.* **21**, 277 (2025).  
 [7] D. M. Koh and D. J. Collins, *Am. J. Roentgenol.* **188**, 1622 (2012).  
 [8] G. H. Jahng, K. L. Li, L. Ostergaard, and F. Calamante, *Korean J. Radiol.* **15**, 554 (2014).  
 [9] S. Leskinen, S. Singha, N. H. Mehta, M. Quelle, H. A. Shah, and R. S. D'Amico, *World Neurosurg.* **189**, 185 (2024).  
 [10] D. P. Soares and M. Law, *Clin. Radiol.* **64**, 12 (2009).  
 [11] T. Nolte, N. Gross-Weege, and V. Schulz, *Recent Results Cancer Res.* **216**, 111 (2020).

[12] M. K. Singh, *Radiography* **30**, 13 (2024).  
 [13] B. J. Pichler, M. S. Judenhofer, and H. F. Wehrl, *Eur. Radiol.* **18**, 1077 (2008).  
 [14] M. Guckenberger, N. Andratschke, C. Chung, D. Fuller, S. Tanadini-Lang, and D. A. Jaffray, *Semin. Radiat. Oncol.* **34**, 135 (2024).  
 [15] Y. Meng, L. V. Kalia, S. K. Kalia, C. Hamani, Y. Huang, K. Hynynen, N. Lipsman, and B. Davidson, *Pharmaceutics* **16**, 719 (2024).  
 [16] W. R. Nitz and P. Reimer, *Eur. Radiol.* **9**, 1032 (1999).  
 [17] J. G. Mannheim, A. M. Schmid, J. Schwenck, P. Katiyar, K. Herfert, B. J. Pichler, and J. A. Disselhorst, *Semin. Nucl. Med.* **48**, 332 (2018).  
 [18] B. F. Hutton, M. Occhipinti, A. Kuehne, D. Máthé, N. Kovács, H. Waiczies, K. Erlandsson, D. Salvado, M. Carminati, G. L. Montagnani, S. C. Short, L. Ottobri, P. van Mullekom, C. Piemonte, T. Bukki, Z. Nyitrai, Z. Papp, K. Nagy, T. Niendorf, I. de Francesco, and C. Fiorini, *Br. J. Radiol.* **91**, 20160690 (2017).  
 [19] N. Takahashi, S. Tanaka, R. Umezawa, T. Yamamoto, Y. Suzuki, K. Kishida, S. Omata, K. Arai, Y. Katsuta, N. Kadoya, and K. Jingu, *Transl. Cancer Res.* **13**, 1131 (2024).  
 [20] V. Garibotto, S. Heinzer, S. Vulliamoz, R. Guignard, M. Wissmeyer, M. Seeck, K. O. Lovblad, H. Zaidi, O. Ratib, and M. I. Vargas, *Clin. Nucl. Med.* **38**, e13 (2013).  
 [21] A. Kohan, K. Hanneman, S. A. Mirshahvalad, A. Afaq, N. Mallak, U. Metser, and P. Veit-Haibach, *Can. Assoc. Radiol. J.* **75**, 826 (2024).  
 [22] S. D. Voss, *Pediatr. Radiol.* **53**, 1443 (2023).  
 [23] G. Krokos, J. MacKewn, J. Dunn, and P. Marsden, *EJNMMI Phys.* **10**, 52 (2023).  
 [24] J. J. Wyatt, S. Kaushik, C. Cozzini, R. A. Pearson, G. Petrides, F. Wiesinger, H. M. McCallum, and R. J. Maxwell, *EJNMMI Phys.* **11**, 10 (2024).  
 [25] T. Nolte, N. Gross-Weege, and V. Schulz, *Recent Results Cancer Res.* **216**, 111 (2020).  
 [26] A. S. P. M. Arachchige, *AIMS Neurosci.* **10**, 52 (2023).  
 [27] J. M. Westerhoff, T. A. Lalmahomed, L. T. C. Meijers, L. Henke, F. R. Teunissen, A. M. E. Bruynzeel, F. Alongi, W. A. Hall, A. U. Kishan, M. P. W. Intven, H. M. Verkooijen, J. R. N. van der Voort van Zyp, and L. A. Daamen, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **120**, 38 (2024).  
 [28] H. Dong, J. Pham, M. V. Lauria, C. Atienza, B. Sloman, P. Barry, J. Davis, M. Saracen, A. Kishan, A. Raldow, X. S. Qi, D. Hyer, and J. Lamb, *Cancer* **17**, 2708 (2025).  
 [29] S. Psoroulas, A. Paunoiu, S. Corradini, J. Hörner-Rieber, and S. Tanadini-Lang, *Strahlenther. Onkol.* **201**, 298 (2025).  
 [30] Z. Eidex, Y. Ding, J. Wang, E. Abouei, R. L. J. Qiu, T. Liu, T. Wang, and X. Yang, *J. Appl. Clin. Med. Phys.* **25**, e14155 (2024).  
 [31] J. Lee, J. Renslo, K. Wong, T. G. Clifford, B. D. Beutler, P. E. Kim, and A. Gholamrezanezhad, *Diagnostics* **14**, 585 (2024).