

Principle and Application of Ultra Short TE MRI in Clinical Settings

Hwunjae Lee^{1,2*}

¹YUHS-KRIBB Medical Convergence Research Institute, Yonsei University College of Medicine, Seoul 03722, Republic of Korea

²Interdisciplinary Program of Biomedical Engineering, Yonsei University College of Medicine, Seoul 03722, Republic of Korea

(Received 10 March 2025, Received in final form 8 April 2025, Accepted 8 April 2025)

Ultra-short echo time (UTE) MRI is a rapidly advancing imaging technique that offers significant advantages in visualizing tissues with extremely short T2 relaxation times. This review focuses on the principles and clinical applications of UTE MRI, particularly in the imaging of joints, bones, lungs, and brain. UTE MRI utilizes specialized sequences that allow for the acquisition of high-quality images from tissues that are traditionally challenging to visualize with conventional MRI, such as cortical bone, tendons, and lung parenchyma. In musculoskeletal imaging, UTE sequences provide detailed images of joint cartilage, menisci, and ligamentous structures, aiding in the assessment of degenerative diseases and traumatic injuries. For bone imaging, UTE MRI enhances the evaluation of bone marrow, cortical bone abnormalities, and osteonecrosis. In pulmonary imaging, UTE techniques facilitate improved visualization of the lung parenchyma and airways, offering valuable insights into diseases such as emphysema, fibrosis, and interstitial lung diseases. Additionally, UTE MRI has shown promise in brain imaging, where it can capture tissue characteristics of white matter, gray matter, and pathological changes associated with neurodegenerative diseases. This review highlights the principles of UTE MRI, the technological advancements that have made it feasible for clinical use, and its evolving role in the diagnosis and monitoring of various pathologies. We also discuss the challenges and future directions of UTE MRI, including its integration with other imaging modalities and the need for further standardization in clinical practice.

Keywords : MR imaging, Ultra short TE, Sequence modification, Clinical application

임상에서 초단시간 에코 자기공명영상 기법의 원리와 적용

이훈재^{1,2*}

¹연세대학교 의과대학 연의-생공연 메디컬융합연구소, 서울특별시 서대문구 연세로, 30722

²연세대학교대학원 생체공학협동과정, 서울특별시 서대문구 연세로, 30722

(2025년 3월 10일 받음, 2025년 4월 8일 최종수정본 받음, 2025년 4월 8일 게재확정)

초단시간 에코(UTE) MRI는 매우 짧은 T2 이완 시간을 가진 조직을 영상화하는 데 있어 상당한 이점을 제공하며 빠르게 발전하는 이미징 기술이다. 본 리뷰는 UTE MRI의 원리와 임상 응용에 중점을 두며, 특히 관절, 뼈, 폐 및 뇌 이미징에 대해 기술하였다. UTE MRI는 기존의 MRI로 시각화하기 어려운 피질 뼈, 힘줄 및 폐 실질과 같은 조직에서 고품질 이미지를 획득할 수 있도록 하는 특수한 시퀀스를 활용한다. 근골격계 이미징에서 UTE 시퀀스는 관절 연골,半月판 및 인대 구조의 세부 이미지를 제공하여 퇴행성 질환 및 외상성 손상의 평가에 도움을 준다. 뼈 이미징의 경우, UTE MRI는 골수, 피질 뼈 이상 및 골괴사 평가를 향상시킨다. 폐 이미징에서는 UTE 기술이 폐 실질 및 기도의 시각화를 개선하여 폐기종, 섬유증 및 간질성 폐질환과 같은 질병에 대한 귀중한 통찰을 제공한다. 또한, UTE MRI는 뇌 이미징에서도 가능성을 보여주며, 백질, 회백질의 조직 특성과 신경 퇴행성 질환과 관련된 병리학적 변화를 포착할 수 있다. 본 리뷰는 UTE MRI의 원리, 임상 사용을 가능하게 한 기술적 발전, 그리고 다양한 병리의 진단 및 모니터링에서의 진화하는 역할을 강조한다. 또한, UTE MRI의 도전 과제와 향후 방향, 다른 이미징 모달리티와의 통합 필요성 및 임상에서의 추가 표준화 필요성에 대해서도 논의하였다.

주제어 : 자기공명영상, 초단시간 에코, 시퀀스 변형, 임상 적용

I. 서 론

초단시간 에코(UTE, Ultra-short Echo Time) 자기공명영상(MRI)은 기존의 MRI 기술로는 이미지화가 어려운 매우 짧은 T2 이완시간을 가진 조직을 시각화할 수 있는 혁신적인 기술로 주목받고 있다[1]. UTE MRI는 특수한 펄스 시퀀스를 사용하여 매우 짧은 에코시간을 설정, 기존의 MRI 기술로는 불가능했던 조직을 상세하게 촬영할 수 있다[2]. 이러한 기술은 특히 골절, 폐, 뇌와 같은 조직의 진단과 모니터링에서 중요한 역할을 하며, 최근 임상적으로도 점차 널리 활용되고 있다[3,4]. 본 리뷰에서는 UTE MRI의 원리와 이를 관절, 뼈, 폐, 뇌 분야에 적용한 임상적 응용에 대해 논의하고자 한다. 관절계에서는 UTE MRI가 연골, 인대, 힘줄 등의 조직을 고해상도로 촬영할 수 있어, 퇴행성 질환 및 외상성 손상 평가에 유용하다[5]. 특히, 연골의 미세한 변화나 초기 퇴행성 질환의 진단에서 탁월한 성능을 보이며, 기존의 MRI 기법으로는 잘 보이지 않던 뼈와 연골의 경계 부위도 명확히 시각화할 수 있다[6]. 또한, 뼈와 관련된 질환인 골수 이상, 골괴사 및 골절 후 치유 상태를 평가하는 데 있어 중요한 도구로 자리 잡았다. 폐 영상화에서 UTE MRI는 폐실질 및 기도를 상세하게 촬영할 수 있어 폐기종, 섬유화, 간질성 폐 질환 등의 진단에 중요한 역할을 한다[7]. 특히, 폐는 에코시간이 짧고 고유의 공기 성질로 인해 전통적인 MRI 기법으로는 시각화가 어려운 부위였으나, UTE MRI는 이러한 한계를 극복하며 폐의 구조적 및 기능적 변화를 평가할 수 있는 중요한 진단적 도구로 떠오르고 있다[8]. 뇌 영상화에서도 UTE MRI는 중요한 응용을 보인다. UTE 기법을 활용하여 백질과 회백질의 차이를 구분하고, 신경퇴행성 질환에서 나타나는 미세한 조직 변화를 감지할 수 있다[9]. 또한, 뇌의 병리적 변화를 초기 단계에서 탐지하는 데 중요한 역할을 하며, 다른 영상 기법과 결합하여 보다 정확한 진단을 돕는다[10]. UTE MRI는 뇌졸중, 치매, 다발성 경화증 등의 다양한 뇌질환에 대한 연구에서 그 가능성을 보여주고 있다[11]. 본 리뷰에서는 UTE MRI의 기본 원리와 이를 관절, 뼈, 폐, 뇌의 영상화에 어떻게 적용할 수 있는지에 대해 설명하며, 이를 통해 각 분야에서의 임상적 응용 가능성과 한계점, 그리고 향후 발전 방향에 대해 논의할 것이다. UTE MRI의 발전은 앞으로 여러 의료 분야에서 진단과 치료에 큰 변화를 일으킬 것으로 기대한다.

II. 초단시간에코 자기공명영상 기법의 기초 원리

UTE MRI는 매우 빠른 이완 시간을 가진 조직, 특히 T2* 값을 가진 조직을 효과적으로 영상화할 수 있는 기술이다[12,

13]. 이 기술에서 중요한 점은 에코시간(TE), 즉 자극과 수신 사이의 시간을 가능한 한 짧게 설정해야 한다는 것이다. 기존의 MRI 시퀀스는 수 밀리초 수준의 TE를 사용하지만, 초단 시간 또는 제로 에코시간(ZTE) 시퀀스는 0.2 ms 이하의 TE를 달성할 수 있다. UTE와 ZTE는 모두 gradient 에코 시퀀스여야 하며, 이로 인해 분자 상호 작용뿐만 아니라 자기장 불균형에 의한 이완에도 민감하다. 따라서 보통 T2보다 훨씬 짧은 유효 횡방향 자화 이완 시간(T2*)을 고려해야 한다. 기존의 MRI에서 Cartesian(k-space) sampling을 사용할 경우, TE는 슬라이스 선택과 공간 인코딩을 위한 여러 gradient 이벤트에 의해 결정된다[14]. 이때 최소 TE는 하드웨어 성능, 특히 최대 gradient 강도와 슬루율, 말초 신경 자극을 방지에 의해 제한된다. 최신 임상 MRI 기계는 일반적으로 45~80 T/m의 gradient 강도와 200~220 T/m/s의 슬루율을 제공하며, 특수한 코일을 사용하면 슬루율을 500 T/m/s까지 높일 수 있다[15].

UTE 시퀀스는 시간에 의존적인 gradient transitions을 피하기 위해 non-Cartesian sampling 기법인 방사형 또는 나선형 읽기 경로를 사용한다. 각 인코딩 라인을 k-space의 중심에서 시작하여 위상 인코딩을 위한 시간을 절약하고, gradient가 아직 ramp-up 중일 때 샘플링을 시작할 수 있다[16]. 또한 대부분의 UTE 기법은 짧은 하드 펄스를 사용하는 3D k-space 샘플링을 채택한다. 2D 설정에서는 주 펄스 후 시간을 단축시키기 위해 하프 펄스를 사용하기도 하며, VERSE 펄스와 같은 더 정교한 설정은 슬라이스 선택에 관련된 리페이징 gradient를 추가로 단축시킬 수 있다[17]. 대부분의 ZTE 시퀀스는 읽기 gradient가 실제 자극 펄스 전에 시작되어 ramp-up 시간을 절약하는 방법을 사용한다. 이 경우 k-space의 중심에 발생하는 획득 간격이 단점으로 작용하는데, 이를 해결하기 위한 여러 가지 전략이 제시되었다. 모든 경우에서 최소 TE는 RF 증폭기를 자극과 획득 모드 간에 전환하는데 필요한 기술적 데드 타임을 포함한다. 이 시간은 일반적으로 0.04~0.1 ms 사이로, 고급 RF 장비를 사용할 경우 0.008 ms 또는 0.005 ms로 낮출 수 있다. UTE 시퀀스는 non-Cartesian sampling 장점인 운동에 대한 강인성을 얻을 수 있다. 반면 ZTE 시퀀스는 gradient transitions이 작기 때문에 매우 조용하다는 장점이 있다[18]. 그러나 대부분의 UTE 시퀀스는 3D 획득을 요구하여 일부 응용에 편리하지 않을 수 있으며, gradient ramp-up 중 수행되는 획득은 왜곡을 초래할 수 있어 보정이 필요하다. 비-균일 샘플링인 non-Cartesian sampling 경로는 Cartesian sampling 보다 효율성이 떨어져 측정 시간이 길어질 수 있다. 하지만 밀도 보정된 k-space 샘플링과 같은 고급 기법을 통해 이러한 단점을 완화하고 측정 시간을 단축할 수 있다. UTE와 ZTE 시퀀스는

Table I. T2* values in various tissues, including those with rapid relaxation components, obtained using ultra-short echo time (UTE) techniques.

Tissue	Long T2* component	Short T2 component	Ref
Bone	2~3 ms	< 0.5 ms	[23]
Cartilage	35 ms	0.5 ms	[11,17]
Knee	19 ms	2 ms	[37]
Tendon	8~20 ms	1 < ms	[35]
Skull		1~3 ms	[40]
Lung		0.5~0.85 ms	[25]
White matter		0.42 ms	[22]
Carotid plaque		0.31 to 3.87 ms	[31]
Bound water		< 1 ms	[17]
Free water		> 7 ms	[13]

목표는 유사하지만 하드웨어 측면에서 각각 다른 도전 과제를 제시한다. 두 방법 모두 임상 스캐너에서 구현할 수 있지만, 성능과 최소 TE는 하드웨어 사양에 따라 달라진다. UTE 시퀀스는 고해상도와 우수한 이미지 품질을 보장하기 위해 높은 펄드 강도와 gradient 진폭, 슬루율 등을 필요로 하며, ZTE는 빠른 gradient transitions이 필요 없지만 지속적인 높은 진폭을 요구하고, 이를 위해 무제한 듀티 사이클을 요구한다. UTE 이미지는 양성자 밀도에 의해 주로 가중치가 부여되므로 조직 간 대비가 상대적으로 약하다[20]. 이를 보완하기 위해, 빠르게 이완되는 조직을 강조하는 여러 접근법이 제시되었다. 예를 들어, 차이 영상이나 역위상 펄스를 이용한 자화 준비 기법이 있다. 이 기법은 초단시간과 중간 TE로 획득된 이미지를 차감하여, 근육, 뼈, 심근 등 서서히 이완되는 조직의 신호를 억제할 수 있다[21](Table I). 구조적 영상 외에도, 정량적 UTE는 조직 구성 분석에도 중요한 역할을 한다. 생물학적 조직은 개별적인 이완 특성을 가진 여

러 구획으로 구성되며, 콜라겐이나 마이엘린과 같은 밀접하게 결합된 물분자의 신호는 자유로운 물분자보다 훨씬 더 빠르게 감소한다[22]. 이러한 특성은 특정 병리에서 중요한 정보를 제공한다. 예를 들어, 섬유화, 철 침착, 출혈, 칼슘화과 같은 병리에서는 짧은 T2* 성분의 농도가 증가할 수 있으며, 부종이나 종양에서는 감소할 수 있다. UTE는 이러한 정량적 정보를 얻는 데 매우 중요한 역할을 한다.

III. 임상적용

1. 관절(Joint)

UTE 이미징은 힘줄, 인대 및 연골과 같은 관절 조직의 병리학적 및 증상 변화를 평가하는 데 있어 매우 유망한 응용 분야이다[23]. 초기 UTE 이미징에서의 낮은 대비는 관절 이미징에 반드시 유리하지는 않지만, 정량적 값을 얻을 수 있는 가능성은 중요한 새로운 정보를 제공한다. T2* 맵핑 외에도, 다중 구획 분석이 조직 구성과 다양한 구획의 T2* 값을 정량화하는 데 관심을 끌고 있으며, 이는 UTE 다중 에코 시리즈의 다중 지수 피팅을 통해 도출될 수 있다. 여러 연구에서는 UTE를 적용하여 부상 후 힘줄의 회복이나 수리 수술 후 치유 과정을 조사하였다. 또한, 염증 과정이 T2* 변화와 관련이 있으며, 이는 힘줄병증에서 세포의 수분 함량 증가와 콜라겐 함량 감소를 반영한다는 보고가 있다[24]. 연골에서는 T2*가 퇴행성 과정의 바이오마커로 작용하며, 예를 들어 골관절염에서의 역할이 강조된다. 아킬레스 힘줄에서는 짧은 T2* 성분이 노화 관련 퇴행성 과정뿐만 아니라 힘줄병증의 잠재적 바이오마커로 확인되었으며, 특이도 1, 민감도 0.86을 보였다. 같은 연구에서 힘줄병증 환자에서 결합된 수분의 감소가 특이도 0.43, 민감도 0.95로 감지되었다[25]. 어깨 힘줄에 대한 최근의 종단적 연구에서는 UTE 기반 T2* 값과 관



Fig. 1. UTE imaging of the articular cartilage of the knee in a 24-year-old healthy volunteer. Two echos with varying TE were acquired. a First echo, obtained at a minimum TE ($= 60 \mu s$), and b second echo, obtained at longer TE ($= 3.92 \text{ ms}$). The second echo image was then digitally subtracted (c) from the first one to suppress signal from the long T2 tissue components, improving visualisation of the deep layer of cartilage. UTE subtraction image shows distinct high-intensity linear signal near the osteochondral junction at the patella and trochlea (small arrows). Also note bright signal at the cortical margins (large arrows), extensor apparatus (arrowheads), and posterior cruciate ligament.

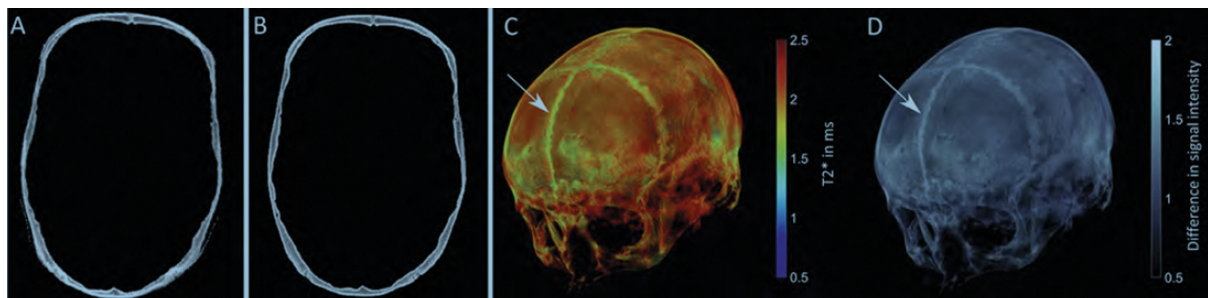


Fig. 2. (Color online) Example of morphological and quantitative UTE imaging of cranial bones. Skull, segmented from UTE (A) and CT (B) acquisition, and 3D rendering of whole skull of an adult subject with remaining frontal suture (sutura frontalis persistens, indicated by white arrows) segmented from T2* map (C) and difference image (D) of double echo UTE acquisition, respectively. [38].

절경 회전근개 수술 후 3, 6, 12, 24개월의 치유 과정 간의 상관관계를 입증하였다[26](Fig. 1) T2* 이완 시간은 복잡한 무릎 외상 후 깊은 연골 층의 손상된 무결성을 반영하는 데에도 사용된다. 예를 들어, 전방 십자인대(ACL) 재건 수술 2년 후 내측 대퇴골 과립의 연골 층에서 T2* 값이 최대 28% 증가한 사례가 보고되었다[27]. 또 다른 임상 연구에서는 급성 ACL 부상 환자에서 같은 연골 영역의 T2* 증가가 더 강하게 나타났으며, ACL 재건 수술 2년 후에도 유사한 결과가 관찰되었다[28]. T2* 이완 시간은半月판 손상을 특성화하는 데에도 사용된다. 세 개의 집단을 대상으로 한 연구에서는 건강한 피험자와 비교했을 때 ACL 부상 환자에서半月판의 T2* 값이 최대 27% 증가하였고, 추가적인 형태학적으로 감지 가능한半月판 손상이 있는 ACL 외상 환자에서는 90% 이상 증가하였다[29]. 같은 연구에서는 ACL 재건 수술 2년 후 검사된 그룹 간의 초기 T2* 차이가 유의미하게 회복되었음을 보여주었다[30]. 또한 UTE MRI는 힘줄의 미세한 구조적 변화를 감지하고 정량화하는데 효과적이며 조기 진단의 가능성과 치료 모니터링에 효과적이라는 것을 증명하였습니다[31]. 이와 같이 UTE 이미징은 관절 조직의 병리학 적 및 증상 변화를 평가하는 데 있어 중요한 도구로 자리 잡고 있으며, 향후 연구와 임상 적용에서 더욱 발전할 것으로 기대된다.

2. 뼈(Bone)

뼈는 매우 밀도가 높은 조직으로, T2* 이완 시간이 매우 짧으며, 일반적인 MRI에서는 공백으로 나타난다. 동시에 뼈는 여러 구획으로 구성된 복잡한 구조를 가지고 있어 UTE 신호에 기여한다. 따라서 뼈 이미징에서 일반적인 UTE 기술에는 형태학적, CT와 유사한 부상 평가를 위한 감산 또는 이중 역전 준비 접근법이 포함되며, 뼈 미세구조와 강성 및 탄성 같은 기계적 뼈 특성을 특성화하는 데 사용할 수 있는 정량적 지표의 평가도 포함된다[32]. 이러한 특성은 나이에

따라 다르거나 골다공증과 같은 퇴행성 구조 변화의 결과로 변동하며, 이는 뼈 골절의 위험을 결정한다.

다중 구획 UTE 신호 감쇠의 평가는 자유 및 결합된 수분 분율의 선택적 정량화를 가능하게 하여, 골다공증에서 특징적으로 나타나는 뼈 기질의 얇아진 상태에 대한 정보를 제공한다[33](Fig. 2). 특히 중요한 매개변수 중 하나는 신호 강도의 비율로 정의되는 소위 다공성 지수로, 이는 중간 및 초단 TE에서의 뼈 신호 강도 비율로 정의되며, μ CT에서의 다공성 지표 및 뼈 강성과 상관관계가 있음을 보여주었다[34]. 또한, 자화 전이 준비된 UTE 이미징을 통해 평가할 수 있는 고분자 프로톤 분율은 뼈 콜라겐의 양에 대한 정보를 독특하게 제공하며, 이를 통해 뼈의 탄성을 특성화할 수 있다[35]. 이러한 배경에서 UTE는 노화 환자나 골다공증 환자에서 뼈 상태 평가 및 골절 위험 예측을 위한 매우 유망한 도구이다. 이는 정량적 CT나 이중 에너지 X선 흡수 측정(DEXA)과 같은 기존 진단 도구의 중간 감도와 관련하여 특히 중요하다. UTE 기술은 또한 두개골 이미징에 성공적으로 적용되어 진단 품질의 CT와 유사한 대비를 달성할 수 있다. 비록 UTE 이미징에서 얻은 공간 해상도가 CT만큼 높지는 않지만, 두 가지 모달리티에서 보이는 구조적 특징(예: lambdoid 봉합 및 두개골 층)에 대한 전반적인 일치가 존재한다. 따라서 UTE 이미징은 두개골 골절을 이미징할 수 있으며, 기존 MRI와 결합할 경우 골절 특성화에 있어 CT보다 우수하다[36,37]. 또한, T2*의 공간적 매핑은 두개골의 하층에 대한 정보를 제공하며, 이는 골절 후 뼈 회복 또는 청소년 발달 평가를 가능하게 할 수 있다.

3. 폐(Lung)

오랫동안 폐 질환의 MRI는 낮은 양성자 밀도와 매우 짧은 T2* 시간으로 인해 폐 실질에서 신호를 얻기 어려워 임상적인 관심을 끌지 못했다. 그러나 UTE 시퀀스의 지속적인 도입으로 이러한 상황은 급격히 변화하고 있으며, 다양한 연구

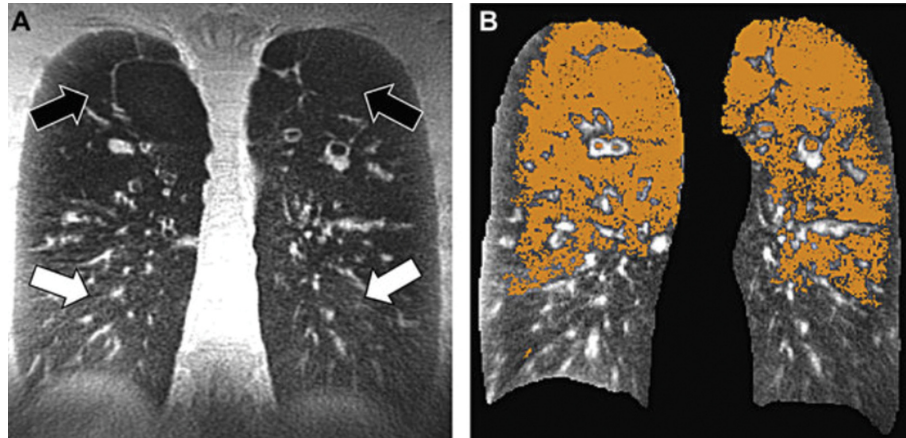


Fig. 3. (Color online) 3D-UTE MRI using a coronal reformation in a 32-year-old man with CF. A, Solid arrows show areas of advanced emphysema, and open arrows show normal lung parenchyma areas. B, The volume of hyposignal intensities can be automatically quantified by a curve-fitting method.

결과에서 UTE MRI가 다양한 폐 질환의 탐지에 효과적임을 입증했다. UTE 영상을 사용하면 폐 실질의 형태학적 묘사를 통해 고강도 및 저강도 영역을 식별할 수 있으며, 이는 각각 “플러스” 및 “마이너스” 병리학을 나타낸다[38]. UTE 시퀀스의 특징은 다른 MRI 시퀀스와 비교해 “마이너스” 병리학, 예를 들어 폐기종, 선천성 폐엽 과팽창, 선천성 폐 기도 기형, 공기 함몰 등을 감지하는 데 뛰어난 능력을 가진다는 것이다 [39]. 반면, 다른 MRI 시퀀스는 수분이 많은 “플러스” 병리학(예: 무기폐, 염증성 응집, 폐 해머토마)에 적합하지만, UTE 영상은 이러한 경우에도 효과적으로 시각화할 수 있다 [40]. 현재 폐 MRI의 주요 임상 적응증으로는 낭포성 섬유증, 폐암, 폐 결절 특성화, 폐 고혈압 등이 있다. 그 외에도 폐색전증, 폐 실질 이상, 만성 폐쇄성 폐질환, 천식, 간질성 폐질환, 신생아 폐질환, 폐쇄성 기도 질환 등도 곧 추가될 것으로 예상된다(Fig. 3). 낭포성 섬유증에 대해 UTE MRI의 유효성은 CT 및 폐 기능 검사와 비교해 구조적 변화의 정도를 평가하는 데 입증되었으며, 이를 통해 얻은 기능적 정보는 환기, 과팽창의 정량적 분석뿐만 아니라 다양한 염증의 특성화와 경미한 섬유증 변화 감지에도 활용될 수 있다. 또한, UTE 시퀀스를 사용한 폐 얇은 절편 MRI는 폐 결절을 잘 탐지할 수 있으며, 결절의 유형을 구별하는 데 유용하다. 특히 4-8 mm 크기의 작은 폐 결절에 대해 높은 민감도가 나타났다으며, 폐암 검진에서도 UTE MRI는 기존의 표준 CT나 저선량 CT와 유사한 성과를 보였다[41]. 최근 COVID-19 팬데믹 동안, 흉부 영상은 환자 선별, 진단 및 추적 관찰의 중요한 도구로 고려되었다. 방사선 촬영과 CT가 사용되었지만, 반복적인 이온화 방사선 노출에 대한 우려로 UTE MRI의 사용이 제안되었으며, UTE MRI는 급성 질환과 COVID 후 환자에게 CT를 대체할 수 있는 유망한 대안으로 평가되고

있다[42].

4. 뇌(Brain)

회색질과 백색질은 짧거나 긴 T2* 이완 시간을 가진 여러 구성 요소로 이루어져 있다. 초기 연구에서는 짧은 T2* 구성 요소에서 기존 MRI에서는 명확하지 않았던 여러 병리학적 신호 변화를 확인할 수 있었으며, 그 예로는 흑색종 전이, 수막 질환, 만성 간성 뇌병증, 칼슘화 의심 및 방사선 손상 의심 등이 있다. 현재 뇌에서 UTE의 주요 목적은 탈수초화 상

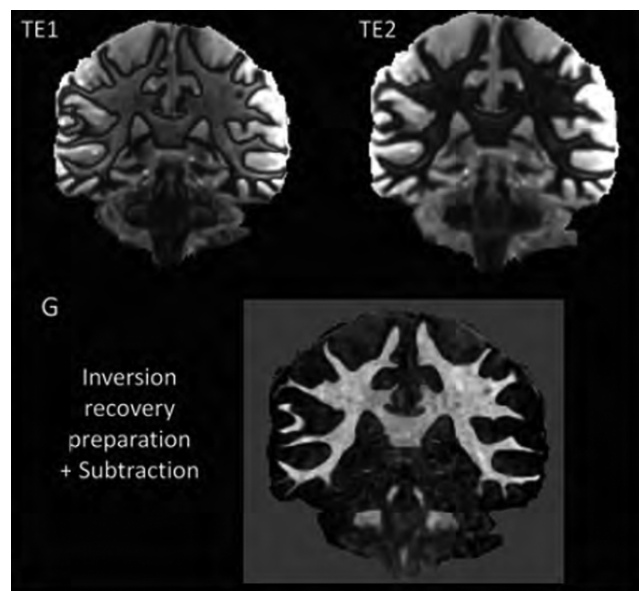


Fig. 4. In the brain (coronal view), subtraction of two inversion prepared acquisitions at ultrashort and moderate echo times suppresses the signal not only from slowly relaxing components in white matter but also in gray matter, substantially enhancing the contrast of myelin's fast-relaxing components.

태를 직접적으로 관찰하는 것이다[43,44]. 미엘린에 있는 양성자는 매우 짧은 $T2^*$ 이완 시간을 가지며(< 1 ms), 이를 직접적으로 평가하기 위해서는 UTE가 필요하다. 미엘린의 양성자를 선택적으로 영상화하기 위한 일반적인 방법은 역위상 준비(inversion preparation)와 차이 영상(difference imaging)을 결합하는 것이다. 적절한 역위상 시간(400~500 ms)을 선택하면 긴 $T1$ 시간을 가진 긴 $T2^*$ 백색질 구성 요소를 무효화할 수 있다. 또한, “차이 영상” 방법을 사용하면 준비 단계에서 역위상 과정 동안 회색질 신호를 억제할 수 있다. 미엘린의 상태를 직접적으로 평가하는 것은 다발성 경화증(MS), 알츠하이머병, 파킨슨병, 간질, 외상성 뇌손상 등 여러 신경학적 질환에서 진단, 치료 모니터링 및 예후 평가에 중요하다(Fig. 4). MS 환자들을 대상으로 한 초기 연구에서는 역위상 펄스로 준비된 UTE 영상이 병변과 정상 백색질 간의 차이를 보여주었으며, T2-FLAIR 영상에서는 확인되지 않았던 정상 백색질에서의 미엘린 손실을 드러냈다. MS의 임상 증상에 대한 연구에서, 미엘린에 대한 직접적인 UTE 영상과 환자의 장애 정도 사이에 중요한 상관관계가 발견되었다.

IV. 결 론

UTE MRI는 기존 MRI 기술의 한계를 극복하고, 짧은 $T2^*$ 이완 시간을 가진 조직을 고해상도로 영상화할 수 있는 혁신적인 기술로, 다양한 임상 분야에서 중요한 역할을 하고 있다. 특히, UTE MRI는 관절, 뼈, 폐, 뇌 등 여러 조직의 진단 및 모니터링에 유용한 도구로 자리잡았다. 관절계에서는 연골, 인대, 힘줄 등의 미세한 병리적 변화를 감지하고, 뼈에서는 골다공증 및 골절 위험을 평가하는 데 기여한다. 폐에서는 기존 MRI의 한계를 극복하며, 폐기종, 폐결핵, 간질성 폐질환 등의 진단에 유용하다. 뇌에서는 탈수조화 상태와 같은 미세한 조직 변화를 탐지하며, 다발성 경화증(MS), 알츠하이머병, 파킨슨병 등 신경 퇴행성 질환의 진단 및 치료 모니터링에 중요한 역할을 한다. UTE MRI는 짧은 에코시간을 활용하여 기존 MRI에서 포착할 수 없었던 빠르게 이완되는 조직들을 정확하게 시각화할 수 있다. 이를 통해 생물학적 조직의 특성을 정량적으로 분석하고, 병리학적 변화를 더욱 정확히 평가할 수 있다. 또한, 다양한 non-Cartesian sampling 기법과 차이 영상, 역위상 준비 등의 기술이 결합되어 UTE MRI의 정확성과 효용성을 더욱 강화하고 있다.

하지만 현재 UTE MRI 기술에는 해결해야 할 기술적인 한계가 존재한다. 가장 중요한 문제 중 하나는 신호대잡음비(SNR)의 저하이다. UTE MRI는 짧은 에코 시간을 사용함에 따라 신호가 상대적으로 약하고 잡음이 많이 발생할 수 있다. 이로 인해 영상의 질이 저하되며, 세밀한 조직 구조를 명확

히 구분하는 데 어려움이 있다. 이를 해결하기 위한 기술로는 향상된 수치 해석 알고리즘, 고성능 자기장 장치 및 향상된 수신 코일의 개발이 필요하다. 또한 **표준화 부족**이 문제로 지적된다. 현재 UTE MRI의 적용은 임상에서 매우 다양하게 이루어지고 있으나, 각기 다른 병원과 연구 기관에서의 시스템 간 차이로 인해 영상의 일관성에 문제가 발생할 수 있다. 이는 진단 결과의 신뢰성에 영향을 미칠 수 있기 때문에, UTE MRI 기술에 대한 표준화된 프로토콜 개발이 필요하다. 표준화가 이루어질 경우, 더 많은 의료 기관에서 신뢰할 수 있는 결과를 도출할 수 있게 될 것이다. **비용 문제** 역시 큰 장애물로 남아 있다. UTE MRI 기술은 기존 MRI보다 고도의 하드웨어와 소프트웨어 요구 사항을 충족해야 하므로, 초기 설치와 유지 비용이 상대적으로 비쌀 수 있다. 이로 인해 일부 병원에서는 고급 MRI 기술을 채택하기 어려운 상황이 발생할 수 있다. 이러한 문제를 해결하기 위해서는 UTE MRI 기술의 효율적인 경제성 분석과 더불어, 저비용으로 효율적인 MRI 시스템의 개발이 필요하다. 향후 연구에서는 이러한 기술적 제약을 극복하기 위한 다양한 접근이 필요하다. 예를 들어, **고급 딥러닝 알고리즘**을 이용한 신호 복원 기술은 SNR 문제를 개선하는 데 큰 역할을 할 수 있다. 딥러닝 기반의 영상 처리 기술은 잡음을 효과적으로 제거하고, 신호를 향상시켜 고해상도의 이미지를 제공할 수 있다. 또한, **다른 영상 기법과의 융합** 가능성도 중요한 연구 주제이다. 예를 들어, UTE MRI와 **펄스 체계나 CT 영상 기법**을 결합함으로써, 서로 보완적인 정보를 제공할 수 있다. UTE MRI가 시각화할 수 없는 고밀도 구조물에 대해 CT가 우수한 성능을 발휘할 수 있으며, 이를 통해 각 조직의 특성을 더 정밀하게 파악할 수 있다. 추가적으로, **기술적 표준화**를 이루기 위한 노력도 중요하다. 연구자들과 의료기기 제조업체들이 협력하여 공통의 진단 기준과 프로토콜을 개발하면, UTE MRI 기술의 임상적 활용도가 더욱 높아질 것이다. 또한, 이러한 표준화는 다국적 연구나 데이터 공유에 있어서도 중요한 역할을 할 수 있다. 끝으로, **보다 효율적인 비용 모델**을 개발하여, UTE MRI 기술이 의료 시장에서 더 널리 확산될 수 있도록 해야 한다. 비용 효율적인 시스템을 구축하면, 더 많은 병원과 의료 기관이 UTE MRI 기술을 채택할 수 있게 되어, 전 세계적으로 진단의 질 향상에 기여할 수 있을 것이다.

감사의 글

This research was supported by Basic Science Research Program through the National Research Foundation of Korea (NRF) funded by the Ministry of Education (RS-2023-00248763).

References

- [1] C. H. Goss, S. L. Heltshe, N. E. West, M. Skalland, D. B. Sanders, R. Jain, T. L. Barto, B. Fogarty, B. C. Marshall, D. R. Van. Devanter, and P. A. Flume, *Am. J. Respir. Crit. Care. Med.* **204**, 1295 (2021).
- [2] H. A W M Tiddens, W. Kuo, M. V. Straten, and P. Ciet, *Eur. Respir. Rev.* **27**, 170097 (2018).
- [3] H. U. Kauczor, J. L. Zaporazhan, and S. Ley, *Proc. Am. Thorac. Soc.* **6**, 458 (2009).
- [4] J. C. Woods, J. M. Wild, M. O. Wielputz, J. P. Clancy, H. Hatabu, H. U. Kauczor, E. J. R. Van. Beek, and T. A. Altes, *J. Magn. Reson. Imaging.* **52**, 1306 (2020).
- [5] P. G. Middleton, M. A. Mall, P. Drevine, L. C. Lands, E. F. McKone, D. Polineni, B. W. Ramsey, J. L. T. Cousar, E. Tullis, F. Vermeulen, G. Marigowda, C. M. McKee, S. M. Moskowitz, N. Nair, J. Savage, C. Simard, S. Tian, D. Waltz, F. Xuan, S. M. Rowe, R. Jain, and P. G. Middleton, *N Engl. J. Med.* **19**, 1809 (2019).
- [6] P. R. Burgel, G. Bellis, H. V. Olesen, L. Viviani, A. Zolin, F. Blasi, and J. S. Elborn, *Eur. Respir. J.* **46**, 133 (2015).
- [7] D. Joshi, A. Ehrhardt, J. S. Hong, and E. J. Sorscher, *Pediatr. Pulmonol.* **54**, S13 (2019).
- [8] G. Dourmes, R. Marthan, P. Berger, and F. Laurent, *Am. J. Respir. Crit. Care. Med.* **192**, 1396 (2015).
- [9] K. Leuraud, D. B. Richardson, E. Cardis, R. D. Daniels, M. Gillies, J. A. O'Hagan, G. B. Hamra, D. Laurier, M. Moissonnier, M. K. Schubauer-Berigan, I. Thierry-Chef, and A. Kesminiene, *Lancet Haematol.* **2**, 276 (2015).
- [10] N. J. Ronan, G. G. Einarsson, M. Twomey, D. Mooney, D. Mullane, M. NiChroinin, G. O'Callaghan, F. Shanahan, D. M. Murphy, O. J. O'Connor, C. A. Shortt, M. M. Tunney, J. A. Eustace, M. M. Mater, J. S. Elborn, and B. J. Plant, *Chest.* **2**, 395 (2018).
- [11] M. C. Liszewski, P. Ciet, and E. Y. Lee, *Magn. Reson. Imaging. Clin. N Am.* **27**, 201 (2019).
- [12] Y. Meir, Y. Tzach, S. Hodassman, O. Tevet, and I. Kanter, *Sci. Rep.* **14**, 1 (2024).
- [13] H. Hatabu, Y. Ohno, W. B. Geftter, G. Parraga, B. Madore, K. S. Lee, T. A. Altes, D. A. Lynch, H. U. Kauczor, and F. Society, *Radiology.* **292**, 286 (2020).
- [14] M. L. Schiebler, G. Parraga, W. B. Geftter, B. Madore, K. S. Lee, H. U. Kauczor, and H. Hatabu, *Chest.* **159**, 492 (2021).
- [15] D. Wu, L. Kang, H. Li, R. Ba, Z. Cao, Q. Liu, Y. Tan, Q. Zhang, B. Li, and J. Yuan, *Neuroimage* **290**, 120553 (2024).
- [16] H. J. Fuchs, D. S. Borowitz, D. H. Christiansen, E. M. Morris, M. L. Nash, B. W. Ramsey, B. J. Rosenstein, A. L. Smith, and M. E. Wohl, *N Engl. J. Med.* **331**, 637 (1994).
- [17] M. Brittberg, L. Peterson, E. Sjömlgren-Jansson, T. Tallheden, and A. Lindahl, *Bone Joint Surg Am.* **85**, 58 (2003).
- [18] A. Guermazi, D. Hayashi, F. Eckstein, D. J. Hunter, FRACP, J. Duryea, and F. W. Roemer, *Rheum. Dis. Clin. N Am.* **39**, 67 (2013).
- [19] T. J. Mosher, E. A. Walker, J. Petsavage-Thomas, and A. Guermazi, *Osteoarthr. Cartil.* **21**, 1425 (2013).
- [20] R. Kijowski and G. E. Gold, *J. Magn. Reson. Imaging.* **33**, 758 (2011).
- [21] M. D. Crema, F. W. Roemer, M. D. Marra, D. Burstein, G. E. Gold, F. Eckstein, T. Baum, T. J. Mosher, J. A. Carrino, and A. Guermazi, *Radiographics* **31**, 37 (2011).
- [22] G. E. Gold, B. A. Hargreaves, K. J. Stevens, and C. F. Beaulieu, *Orthop. Clin. N Am.* **37**, 331 (2006).
- [23] H. Lee, H. O. Kim, and Y. M. Huh, *J. Magn.* **25**, 567 (2020).
- [24] M. P. Recht, D. W. Goodwin, C. S. Winalski, and L. M. White, *AJR Am. J. Roentgenol.* **185**, 899 (2005).
- [25] C. G. Peterfy, E. Schneider, and M. Nevitt, *Osteoarthr. Cartil.* **16**, 1433 (2008).
- [26] S. R. Duc, C. W. A. Pfirrmann, P. P. Koch, and M. Zanetti, *J. Hodler. Radiology* **246**, 526 (2008).
- [27] F. W. Roemer, M. C. Crema, S. Trattnig, and A. Guermzi, *Radiology* **260**, 332 (2011).
- [28] W. C. Bae, R. Biswas, K. Chen, E. Y. Chang, and C. B. Chung, *Curr. Radiol. Rep.* **2**, 35 (2014).
- [29] P. D. Gatehouse and G. M. Bydder, *Clin. Radiol.* **58**, 1 (2003).
- [30] C. A. Chen, R. Kijowski, L. M. Shapiro, M. J. Tuite, K. W. Davis, J. L. Klaers, W. F. Block, S. B. Reeder, and G. E. Gold, *J. Magn. Reson. Imaging.* **32**, 173 (2010).
- [31] B. S. Malhi, H. Jang, M. S. Malhi, D. B. Berry, and S. Jerban, *Frontiers in Musculoskeletal Disorders* **2**, 1 (2024).
- [32] H. Lee, *J. Korean Soc. Radiol.* **18**, 691 (2024).
- [33] C. Schwarz, B. Schulte-Hubbert, J. Bend, M. Abele-Horn, I. Baumann, W. Bremer, F. Brunsmann, D. Deninghoff, O. Eickmeier, H. Ellemunter, R. Fischer, J. Grosse-Onnebrink, J. Hammermann, H. Hebestreit, M. Hogardt, C. Hügel, M. Hug, S. Illing, A. Jung, B. Kahl, A. Koitschev, R. Mahlberg, J. G. Mainz, F. Mattner, A. Mehl, A. Moller, C. Muche-Borowski, T. NuBlein, M. Puderbach, S. Renner, E. Rietschel, F. C. Ringshausen, S. Schmidt, L. Sedlacek, H. Sitter, C. Smaczny, B. Tümmeler, R. Vonberg, M. O. Wielputz, H. Wilkens, B. Wollschlager, J. Zerlik, U. Duesberg, S. van Koningsbruggen-Rietschel, and C. Schwarz, *Pneumologie.* **72**, 347 (2018).
- [34] D. M. Hansell, A. A. Bankier, H. MacMahon, T. C. McLoud, N. L. Muller, and J. Remy, *Radiology.* **246**, 697 (2008).
- [35] P. Cooper and J. MacLean, *Paediatr. Respir. Rev.* **7**, 197 (2006).
- [36] H. Tiddens, *Paediatr. Respir. Rev.* **7**, 202 (2006).
- [37] H. Lee, *J. Magn.* **30**, 6 (2025).
- [38] H. Lee, *J. Magn.* **30**, 74 (2025).
- [39] C. F. Bortoluzzi, E. Pontello, E. Pintani, K. M. de Winter-de Groot, C. D'Orazio, B. M. Assael, M. G. M. Hunink, H. A. W. M. Tiddens, and D. Caudri, *J. Cyst. Fibros.* **19**, 641 (2019).
- [40] T. A. Altes, M. Eichinger, and M. Puderbach, *Proc. Am. Thorac. Soc.* **4**, 321 (2007).
- [41] M. Eichinger, D. E. Opatzait, A. K. Schneider, C. Hintze, J. Biederer, A. Niemann, M. A. Mall, M. O. Wielputz, H. U.

- Kauczor, and M. Puderbach, Eur. J. Radiol. **81**, 1321 (2012).
- [42] P. Ciet, G. Serra, S. Bertolo, S. Spronk, M. Ros, F. Fraioli, S. Quattrucci, M. B. Assael, C. Catalano, F. Pomerri, H. A. Tid-dens, and G. Morana, Eur. Radiol. **26**, 780 (2016).
- [43] M. M. Willmering, R. K. Robison, H. Wang, J. G. Pipe, and J. C. Woods, Magn. Reson. Med. **82**, 1091 (2019).
- [44] F. Wang, X. Li, C. Lin, and L. Zhu, Medicine. **103**, 40386 (2024).