

Principles and Clinical Applications of Gradient-Echo Pulse Sequences - Magnetic Resonance Imaging

Youngmin Choi^{1,2}, Kyoungun Cheon², Youngseok Ji³, Donghee Han^{2,4*}, and Manseok Han^{2,4*}

¹Radiation Safety Section, Korea Institute of Radiological and Medical Sciences, Seoul 01812, Republic of Korea

²Department of Health Medical Science, Graduate School, Kangwon National University, Samcheok 25949, Republic of Korea

³Department of Radiology, Seoul National University Bundang Hospital, Seongnam 13620, Republic of Korea

⁴Department of Radiological Science, Kangwon National University, Samcheok 25949, Republic of Korea

(Received 17 March 2026, Received in final form 28 April 2026, Accepted 28 April 2026)

Gradient-echo (GRE) sequences form echoes by reversing gradient-induced dephasing without a 180° refocusing RF pulse, enabling rapid image acquisition with short repetition time (TR) and echo time (TE). Because static field inhomogeneity and susceptibility effects are not refocused, GRE signals are sensitive to T2* decay. This paper first reviews the signal formation mechanism of GRE from a k-space perspective, then proposes a classification framework based on transverse-coherence handling across repeated RF cycles and on the steady-state signal components that contribute to image formation, and finally summarizes the clinical applications of each sequence family in a systematic manner. The proposed classification and summary may serve as a useful reference for selecting and applying GRE imaging techniques.

Keywords : gradient echo (GRE), steady state, spoiling, repetition time (TR), echo time (TE)

경사에코 펄스 시퀀스(Gradient-Echo Pulse Sequence)의 원리 및 임상적용 - 자기공명영상

최영민^{1,2} · 천경은² · 지영석³ · 한동희^{2,4*} · 한만석^{2,4*}

¹한국원자력의학원 방사선안전관리팀, 서울 노원구 노원로75, 01812

²강원대학교 보건의료과학과, 강원 삼척시 도계읍 황조길 346, 25949

³분당서울대학교병원 영상의학과, 경기 성남시 분당구 구미로173번길 82, 13620

⁴강원대학교 방사선학과, 강원 삼척시 도계읍 황조길 346, 25949

(2026년 3월 17일 받음, 2026년 4월 28일 최종수정본 받음, 2026년 4월 28일 게재확정)

경사에코(gradient echo, GRE) 시퀀스는 180° 재집속 RF 펄스 없이 경사자기장 반전을 이용해 에코를 형성하므로 짧은 반복 시간(repetition time, TR)과 에코시간(echo time, TE)에서 신속한 영상 획득이 가능하다. 또한 정적 자장 불균일과 자기감수성 효과가 보정되지 않아 T2* 감쇠에 민감하다. 본 논문은 먼저 경사에코의 신호 형성 과정을 k-space 관점에서 정리하고, 반복 RF 사이클 간 횡자화 코히어런스 처리 방식과 정상상태에서 기여하는 신호 성분을 기준으로 한 분류 체계를 제시한 뒤 각 계열의 임상 적용을 체계적으로 정리하였다. 본 논문에서 제시한 분류와 요약은 경사에코 영상 기법의 선택과 응용을 위한 참고 자료로 활용될 수 있을 것으로 사료된다.

주제어 : 경사에코, 정상상태, 스포일링, 반복시간(TR), 에코시간(TE)

I. 서 론

자기공명영상(magnetic resonance imaging, MRI)은 인체 내부의 연부조직 대비를 비침습적으로 제공하는 대표적인 영상 기법으로 임상에서 해부학적 평가뿐 아니라 혈류, 관류, 기능적 변화까지 폭넓게 활용되고 있다[1-3]. MRI에서 영상 대비는 주로 종축 이완(T1), 횡축 이완(T2), 그리고 자장 불균일 및 자화율 효과가 추가로 반영된 유효 횡축 이완(T2*)에 의해 결정되고 이러한 대비를 다양한 방식으로 강조하기 위해 여러 펄스 시퀀스가 발전해 왔다[4-6].

경사에코는 180° 재집속 RF 펄스 없이 단일 RF 여기 펄스와 경사자기장의 반전을 이용하여 스핀들의 위상을 재정렬시키고 에코 신호를 형성하는 시퀀스이다. 즉, 경사에코는 RF

여기 직후 발생하는 자유유도감쇠(free induction decay, FID)를 경사자기장으로 추가 탈위상화(dephasing)한 뒤, 반대 극성의 경사자기장으로 다시 재위상화(rephasing)하여 얻은 에코 신호이다(Fig. 1)[7-9].

스핀에코에서는 90° RF 여기 펄스 이후 180° 재집속 RF 펄스를 인가하여 B0 불균일 등에 의해 누적된 위상 분산을 다시 보상함으로써 에코 신호를 형성한다. 그러나 경사에코는 경사자기장의 부호를 반전시켜 에코를 형성하므로 외부 자기장(B0) 불균일, 조직의 자화율(susceptibility) 차이, 화학적 이동(chemical shift) 등에 의해 발생한 위상 분산은 스핀에코처럼 완전히 보정되지 않으며, 경사자기장 반전은 경사자기장 자체가 유도한 위상 분산만 되돌릴 수 있으므로 신호는 T2*에 의해 감쇠한다(Fig. 2)[13].

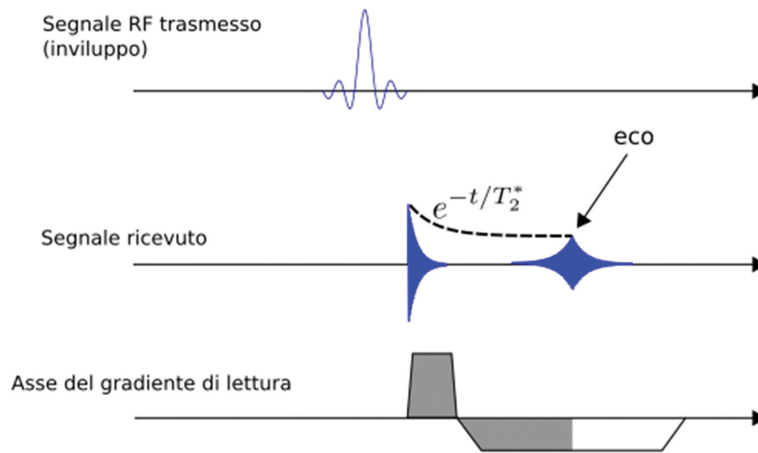


Fig. 1. (Color online) Basic mechanism of GRE formation. Following a single RF excitation, the FID is dephased by an applied gradient and then rephased by an opposite-polarity gradient, resulting in the formation of a gradient echo [10].

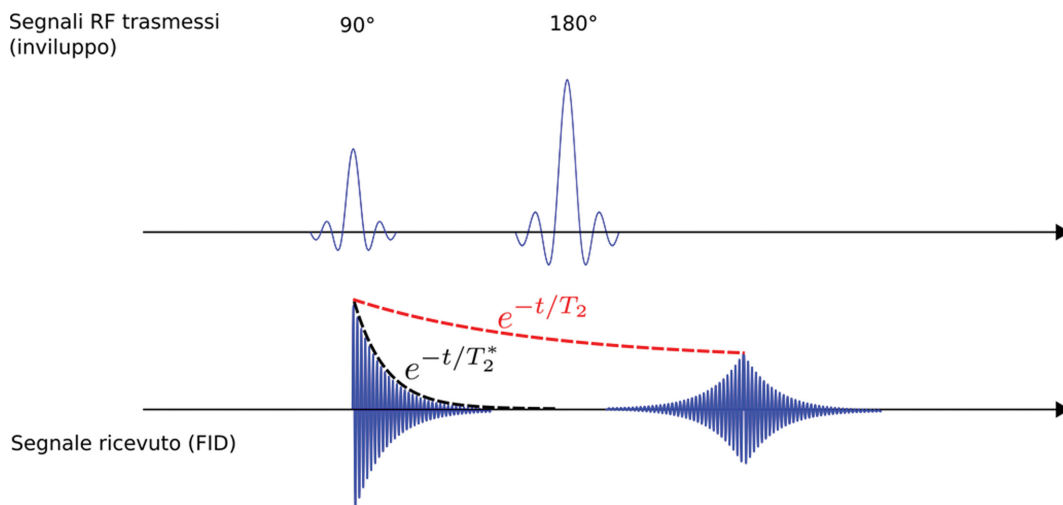


Fig. 2. (Color online) Comparison of refocusing mechanisms between SE and GRE. SE uses a 180° RF refocusing pulse to refocus phase dispersion accumulated from static field (B0) inhomogeneity, whereas GRE forms an echo without a 180° RF pulse by using gradient reversal to rephase only the gradient-induced dephasing [12].

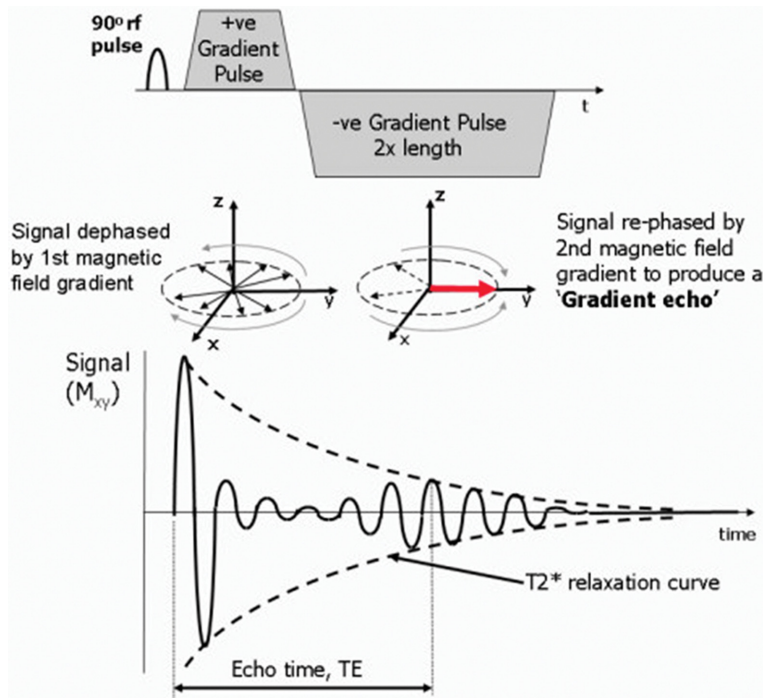


Fig. 3. (Color online) Pulse-sequence timing diagram illustrating GRE formation [15].

경사에코의 형성 과정은 일반적으로 사전 꼬임(탈위상화) 로브(rewind)와 플립(재위상화) 로브로 설명된다. 신호의 샘플링을 시작하기 전에 먼저 한 방향의 경사자기장 로브를 짧게 인가하면 스핀들의 위치에 따른 라머 주파수 차이로 인해 횡자화의 위상이 공간적으로 벌어져 자화 벡터가 일종의 나선 형태로 꼬인 상태가 된다. 이후 경사자기장의 방향을 반대 극성으로 반전시키고 샘플링을 시작하면, 반대 극성 로브가 지속되는 동안 앞서 형성된 위상 꼬임이 점차 상쇄되며 재위상화가 진행된다[8,14]. 특히 반대 극성 로브의 면적이 사전 꼬임 로브의 면적과 같아지는 시점에서 위상 분산이 최소화되어 신호가 최대가 되고 이 시점이 에코시간이다 (Fig. 3).

이때 형성되는 최대 신호를 경사에코라 한다. k-space 관점에서는 이 순간이 공간 주파수(spatial frequency) 성분이 0, 즉 $k = 0$ 을 통과하는 시점에 해당한다. 한편 경사에코는 단일 RF 펄스를 사용하므로 스펙트럼에 비해 에코를 더 빠르게 기록할 수 있어 일반적으로 에코시간을 짧게 설정할 수 있으며, 저플립각 여기(low-flip-angle excitation)를 적용할 경우 반복시간 또한 짧게 구성할 수 있다[16,17].

한편 경사에코는 스포일링(spiling) 여부, 정상상태(steady state) 코히어런스 처리 방식, 그리고 샘플링되는 신호 성분(FID-like/Echo-like)에 따라 다양한 변형이 존재하며, 동일 또는 유사 기법이 제조사별로 상이한 명칭으로 운용되기도 한다[18,19].

따라서 경사에코 기반 기법을 일관된 물리학적 관점에서 분류하고, 각 계열의 영상 특성과 임상 적용을 체계적으로 정리하는 작업은 프로토콜 선택 및 영상 해석의 정확성을 높이는 데 중요하다. 본 논문에서는 경사에코의 기본 원리와 신호 형성 과정을 개괄한 후 횡자화 코히어런스(transverse coherence) 처리 방식과 재집속·샘플링되는 신호 성분의 기원에 따른 분류 체계와 각 계열의 임상 적용에 관해 정리하고자 한다.

II. 실험 및 방법

경사에코 기반 시퀀스는 크게 반복 RF 사이클 간 횡자화 코히어런스의 처리 방식에 따른 분류와 재집속 및 샘플링되는 신호 성분의 물리적 기원에 따른 분류로 나눌 수 있다.

1. 횡자화 코히어런스 처리 방식 기준 분류

이 분류 방식은 횡자화 성분을 보존할 것인지 또는 의도적으로 제거할 것인지에 따라 분류할 수 있다.

1.1. 코히어런트 경사에코(Coherent GRE)

코히어런트 경사에코는 반복 RF 펄스 후 잔존하는 횡자화 성분을 완전히 제거하지 않고 이를 다음 사이클의 신호 형성에 활용하는 계열이다. 이 경우 횡자화는 반복 RF와 경사자기장 작용 시 정상상태에 도달하며, RF 사이클 간 위상관계

가 비교적 안정적으로 유지된다. 이러한 시퀀스는 짧은 반복 시간 조건에서 높은 신호 효율을 얻을 수 있고, 유체 또는 혈액과 같이 T2/T1 비가 큰 조직에서 높은 신호를 제공한다 [20,21]. 반면 구조적 특성상 자기장 불균일, 자화율 차이, 유동 및 움직임에 민감하며 그 결과 밴딩(banding) 아티팩트가 발생할 수 있다[22,23].

1.2. 스포일드 경사예코(Spoiled GRE)

스포일드 경사예코는 반복 사이클 간 유지될 수 있는 횡자화 코히어런스를 의도적으로 교란하여 각 RF 여기 직전에 횡자화 성분이 실질적으로 남지 않도록 설계된 계열이다. 이 경우 종자화는 반복 RF 조건에서 정상상태에 도달할 수 있으나 횡자화는 각 사이클 끝에 소거되어 횡자화 정상상태가 형성되지 않도록 한다[24,25]. 이러한 접근은 잔류 자극 에코(stimulated echo) 및 장거리 코히어런스 경로(coherence pathway)의 기여를 감소시켜 신호 형성을 단순화하고 반복 RF에 따른 종자화 회복의 영향이 안정적으로 반영되도록 한다[26,27].

2. 재집속 및 샘플링 신호 성분 기준 분류

이 분류는 경사자기장의 탈위상화-재위상화 조절에 의해 형성되는 경사예코 신호 중 주된 기여를 하는 신호 성분을 기준으로 한다. 반복 RF 펄스열 환경에서는 RF 직후 형성되는 자유유도감쇠 계열 성분과, 이전 사이클의 자화 기여를 포함하는 에코 계열 성분이 공존할 수 있으며, 경사자기장의 타이밍과 위상 설계에 따라 특정 성분이 선택적으로 강조되어 샘플링된다.

2.1. 자유유도감쇠 재집속형 경사예코(FID-refocused GRE)

자유유도감쇠 재집속형 경사예코는 RF 여기 직후 형성되는 FID-like 성분을 주로 재집속하여 샘플링하는 방식이다. 이 계열은 반복 RF 펄스열에서 형성되는 정상상태 신호 중 상대적으로 자유유도감쇠 성분의 기여를 강조하도록 설계되고 짧은 반복시간과 저플립각 조건에서 빠른 신호 획득이 가능하다는 장점을 가진다[28,29]. 물리적으로는 RF 여기 직후 발생한 횡자화가 경사자기장에 의해 탈위상화된 후, 반대 극성 또는 적절히 설계된 재위상화 경사자기장에 의해 다시 정렬되면서 신호가 형성된다[30].

2.2. 에코 재집속형 경사예코(Echo-refocused GRE)

에코 재집속형 경사예코는 반복 RF 펄스열에서 형성되는 echo-like 성분을 중심으로 재집속-샘플링하는 방식이다. 이 계열은 자유유도감쇠 중심 시퀀스와 비교하여 신호의 유효 진화 시간이 상대적으로 길게 작용할 수 있고 이에 따라 T2

또는 T2-유사 대비 성향이 상대적으로 두드러질 수 있다. 특히 정상상태 환경에서는 단일 RF 펄스에 의해 생성된 독립적인 에코만을 측정하는 것이 아닌 이전 여러 사이클에서 형성된 자화 성분이 중첩되어 현재 읽기구간(readout)에 기여하므로, 표기된 에코시간과 실제 대비 형성 간 차이가 발생할 수 있다[31,32].

2.3. 자유유도감쇠-에코 복합 재집속형 경사예코(Combined FID/Echo-refocused GRE)

복합 재집속형 경사예코는 정상상태에서 FID-like 성분과 Echo-like 성분을 모두 이용하여 하나의 신호로 샘플링하는 방식이다. 이 계열은 반복 RF 사이클에서 유지되는 횡자화 코히어런스를 적극적으로 활용하고 경사자기장 설계를 통해서 다른 위상 경로를 갖는 성분들이 특정 시점에서 동시에 재집속되도록 구성한다[33,34].

III. 결 과

다음으로 각 분류별 임상 적용에 대해 설명하고자 한다.

1. 코히어런트 경사예코

코히어런트 경사예코 영상은 반복 RF 사이클 간 횡자화 코히어런스를 보존하여 신호 형성에 활용하는 시퀀스로 높은 신호 효율과 짧은 반복시간 및 에코시간 설정이 가능하다는 장점을 가진다[20]. 대표적인 기법인 balanced steady-state free precession(bSSFP) 계열은 정상상태에서 FID-like 및 echo-like 성분 모두 신호에 기여하는 코히어런트 경사예코로 높은 신호 효율과 T2/T1 비 기반 대비를 제공한다(Fig. 4).

또한 등방성의 고해상도 3차원 영상 획득이 가능하여 심장

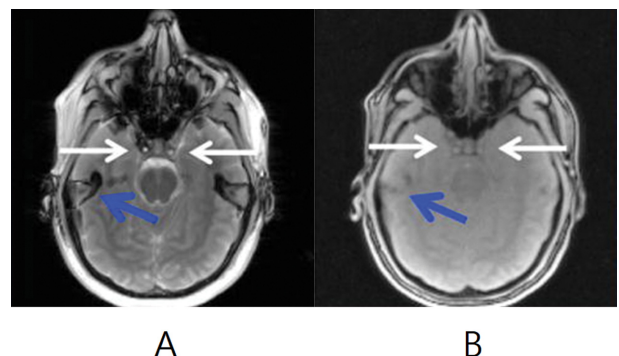


Fig. 4. (Color online) Comparison of bSSFP and spoiled GRE (SPGR) in the brain. (A) bSSFP and (B) SPGR images. White arrows indicate bright blood signal visible on bSSFP but not on SPGR; blue arrows indicate banding artifacts on bSSFP. bSSFP shows relatively brighter cerebrospinal fluid (CSF) and intravascular flow signals than SPGR [35].

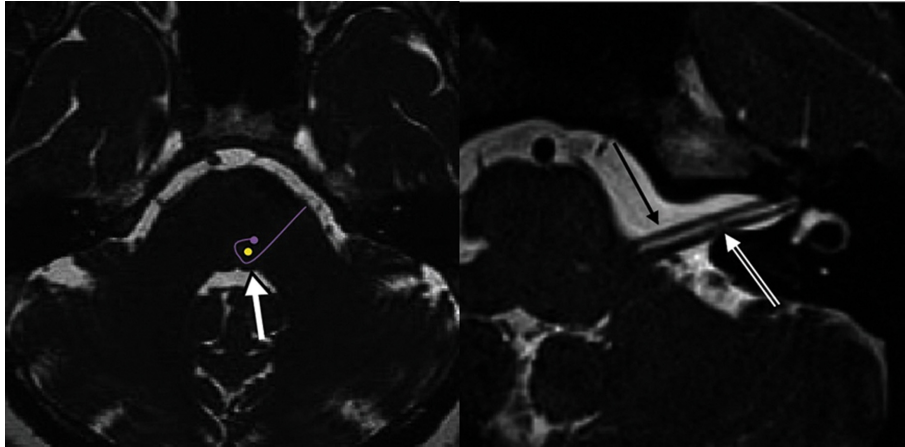


Fig. 5. (Color online) Normal facial nerve anatomy on 3D imaging. Axial images demonstrate the cisternal and intracanalicular segments of the facial nerve as a hypointense linear structure anterior to the vestibulocochlear nerve, surrounded by hyperintense cerebrospinal fluid [36].

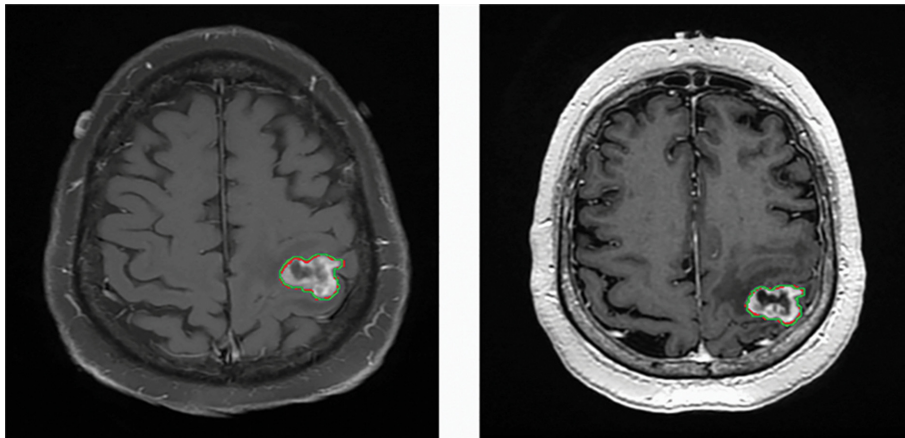


Fig. 6. (Color online) T1-weighted post-contrast images acquired by 2-D spin echo (left) and 3-D spoiled gradient echo (right) with the two lesion segmentations shown in red and green [38].

cine, 뇌신경, 척추 지주막하강 영상에 유용하다(Fig. 5).

2. 스포일드 경사예코

스포일드 경사예코는 반복 RF 사이클 간 잔류 횡자화 코히어런스를 의도적으로 제거하여 신호가 주로 종자화 회복에 의해 결정된다. 이로 인해 짧은 반복시간과 에코시간 및 저플립각 설정이 가능하며 2D 및 3D 방식의 고속 T1 가중 영상 획득에 유리하다(Fig. 6). 특히 임상에서는 지방억제(fat suppression), 물-선택 여기(water excitation), 또는 반전회복(inversion recovery) 준비 펄스와 결합하여 병변의 조영증강 대비를 향상시키는 형태로 많이 활용된다[37].

3. 자유유도감쇠 재집속형 경사예코

자유유도감쇠 재집속형 경사예코는 반복 RF 사이클에서 자유유도감쇠 유사 신호 성분을 주로 재집속하는 경사예코 계열이다. 이러한 특징 때문에 짧은 반복시간에서 신호 효율이

높고 영상 갱신이 빠르며 실시간 영상 가이드나 3D 체적 획득이 필요한 상황에 적용될 수 있다(Fig. 7).

4. 에코 재집속형 경사예코

에코 재집속형 경사예코는 정상상태에서 형성되는 신호 성분 중 스핀에코 계열의 echo-like 성분을 주로 재집속하는 경사예코 계열이다. 이 계열은 일반적으로 자유유도감쇠 성분을 억제하고 echo-like 성분을 이용하여 영상화하므로 강한 T2 강조 대비를 나타내며 뇌척수액과 같은 유체 신호가 현저히 밝게 표현되는 특징이 있다. 또한 유동(flow)에 민감하여 혈관 신호가 상대적으로 어둡게 나타날 수 있고, 뇌척수액 박동 등 흐름 움직임에 의한 인공물이 증가할 수 있다[8]. 이러한 특징 때문에 에코 재집속형 정상상태 경사예코는 혈관 신호 억제를 이용한 MR neurography에서 신경의 식별성을 향상시키는 데 활용될 수 있으며(Fig. 8), 또한 CSF와 같은 장 T2 유체 성분의 고신호를 바탕으로 MR cisternography 또는

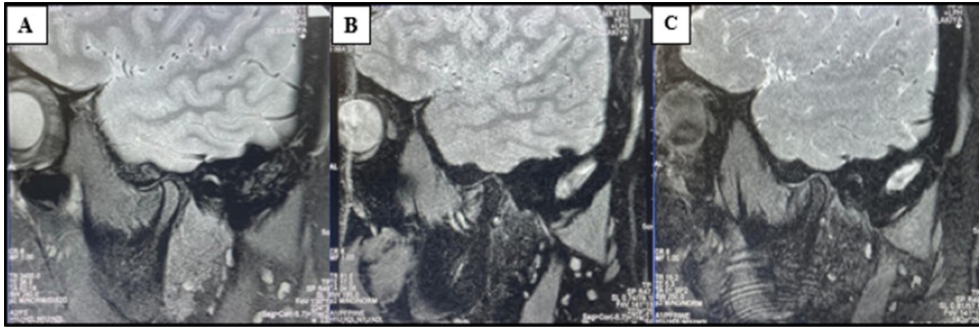


Fig. 7. (Color online) Representative oblique-sagittal temporomandibular joint (TMJ) MR images acquired in the closed-mouth position using three different sequences: (A) PD-FSE, (B) MEDIC (multi-echo GRE with echo combination), and (C) 3D DESS (dual-echo steady-state GRE/SSFP variant) [39].

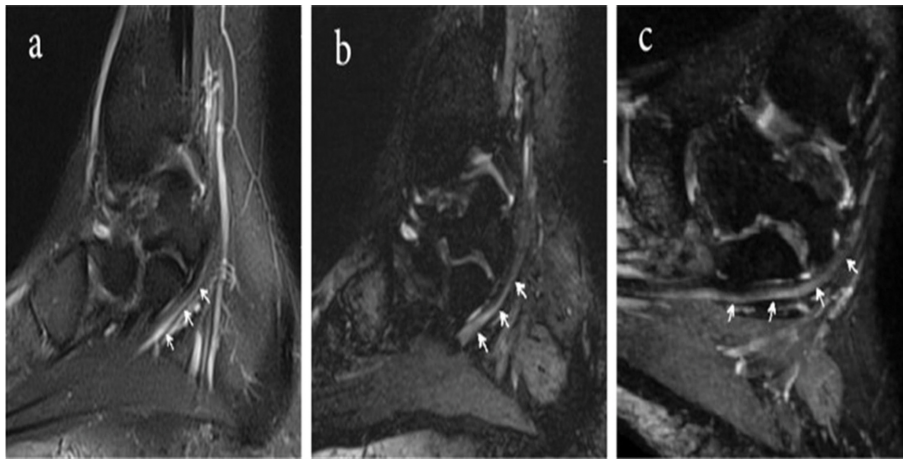


Fig. 8. Comparison of a routine fat-suppressed T2-weighted image and 3D diffusion-weighted PSIF (echo-refocused steady-state GRE) MR neurography in the distal lower extremity. (a) The sagittal fat-suppressed T2-weighted image shows poor identification of the medial plantar nerve (arrows) because of adjacent T2-hyperintense vessels (conspicuity score, 1). (b) The 3D DW-PSIF image demonstrates definite identification of the medial plantar nerve (arrows) with improved conspicuity (score, 2). (c) The isotropic reconstructed oblique sagittal image allows clear depiction of the medial plantar nerve (arrows). Overall, 3D DW-PSIF improves nerve conspicuity by suppressing adjacent vascular signal and enables isotropic multiplanar reformation [40].

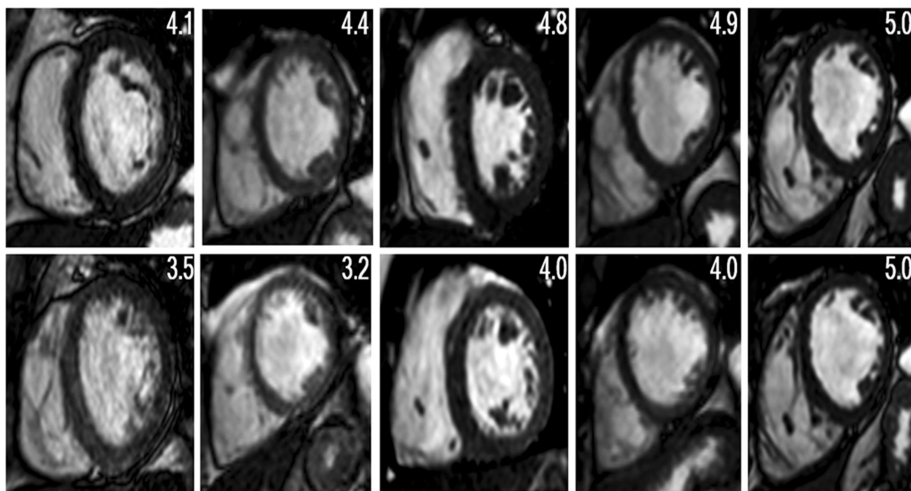


Fig. 9. Representative cine bSSFP images acquired with breath-hold (BH, upper row) and respiratory-triggered (RT, lower row) techniques [42]. The bright ventricular blood-pool signal reflects the high T2/T1 ratio contrast characteristic of bSSFP imaging.

일부 MR myelography와 같이 유체 대비가 중요한 검사에도 응용될 수 있다.

5. 자유유도감쇠-에코 복합 재집속형 경사에코

자유유도감쇠-에코 복합 재집속형 경사에코는 정상상태에서 자유유도감쇠-유사 성분과 에코-유사 성분이 동시에 신호에 기여하도록 설계된 계열이다. 이러한 특성으로 인해 신호 효율이 높고 영상 대비가 주로 T2/T1 비에 의해 결정되는 경향을 보인다. 따라서 혈액 및 뇌척수액과 같이 T2/T1 비가 큰 구조가 밝게 표현되며, 짧은 반복시간 설정을 통해 높은 시간 분해능을 확보할 수 있다[41]. 이러한 특징 때문에 복합 재집속형 경사에코의 대표적 구현인 bSSFP(예: TrueFISP/FIESTA/bFFE)는 임상에서 심장 cine 기능평가에 널리 적용된다(Fig. 9).

IV. 고찰 및 결론

본 논문에서는 경사에코 펄스 시퀀스의 기본 원리와 신호 형성 과정을 정리하고 경사에코 기반 기법을 반복 RF 사이클 간 횡자화 코히어런스 처리 방식과 재집속 및 샘플링되는 신호 성분에 따라 체계적으로 분류하였다. 코히어런트 경사에코는 높은 신호 효율을 가지며 반복시간과 에코시간을 짧게 설정할 수 있고 특히 bSSFP 계열은 T2/T1 비 기반 대비로 혈액과 뇌척수액 등 유체 구조를 밝게 표현하여 심장 cine 및 뇌신경·지주막하강 평가에 유용하다. 반면 스포일드 경사에코는 잔류 횡자화 코히어런스를 제거하여 신호가 주로 종자화 회복에 의해 결정되므로 2D/3D 고속 T1-가중 영상과 조영증강 영상에서 활용된다. 또한 자유유도감쇠 재집속형 및 에코 재집속형 경사에코는 정상상태 신호 성분의 선택적 활용을 통해 특정 대비를 구현할 수 있어 다양한 임상 상황에 적용이 가능하다. 다만 경사에코 계열은 자장 불균일과 자화율 차이, 유동 및 움직임에 민감하여 밴딩 및 흐름 관련 인공물이 발생할 수 있으므로, 임상 적용 시 촬영 부위와 목적에 따라 적절한 시퀀스의 선택 및 파라미터 최적화가 필요하다. 본 논문은 경사에코 영상 기법의 선택과 응용을 위한 참고 자료로 활용될 수 있을 것으로 사료된다.

References

[1] S. Mastrogiacomo, W. Dou, J. A. Jansen, and X. F. Walboomers, *Mol. Imaging Biol.* **21**, 1003 (2019).
 [2] G. H. Jahng, K. L. Li, L. Ostergaard, and F. Calamante, *Korean J. Radiol.* **15**, 554 (2014).
 [3] J. A. Detre and J. Wang, *Clin. Neurophysiol.* **113**, 621 (2002).
 [4] R. Bitar, G. Leung, R. Perng, S. Tadros, A. R. Moody, J. Sar-

razin, C. McGregor, M. Christakis, S. Symons, A. Nelson, and T. P. Roberts, *Radiographics.* **26**, 513 (2006).
 [5] G. J. Stanisz, E. E. Odobina, J. Pun, M. Escaravage, S. J. Graham, M. J. Bronskill, and R. M. Henkelman, *Magn. Reson. Med.* **54**, 507 (2005).
 [6] G. B. Chavhan, P. S. Babyn, B. Thomas, M. M. Shroff, and E. M. Haacke, *Radiographics.* **29**, 1433 (2009).
 [7] A. Haase, J. Frahm, D. Matthaei, W. Hanicke, and K.-D. Merboldt, *J. Magn. Reson.* **67**, 258 (1986).
 [8] L. Wald, *MR Image Encoding (HST.583 lecture notes)*, MIT (2001). pp. nn-
 [9] M. Markl and J. Leupold, *J. Magn. Reson. Imaging.* **35**, 1274 (2012).
 [10] IngFrancesco, *MRI gradient echo.svg*, Wikimedia Commons (2007). (https://commons.wikimedia.org/wiki/File:MRI_gradient_echo.svg) Accessed 3 Mar 2026.
 [11] A. D. Halai, S. R. Welbourne, K. Embleton, and L. M. Parkes, *Hum. Brain Mapp.* **35**, 4118 (2014).
 [12] IngFrancesco, *MRI spin echo.svg*, Wikimedia Commons (2007). Accessed 3 Mar 2026. https://commons.wikimedia.org/wiki/File:MRI_spin_echo.svg
 [13] A. Stadler, W. Schima, A. Ba-Ssalamah, J. Kettenbach, and E. Eisenhuber, *Eur. Radiol.* **17**, 1242 (2007).
 [14] N. Tawara, H. Sugimori, and K. Yamaguchi, *Investig Magn Reson Imaging.* **29**, 225 (2025).
 [15] J. P. Ridgway, *J. Cardiovasc. Magn. Reson.* **12**, 71 (2010).
 [16] K. L. Miller, R. H. N. Tijssen, N. Stikov, and T. W. Okell, *Imaging Med.* **3**, 93 (2011).
 [17] C.-C. Topriceanu, I. Pierce, J. C. Moon, and G. Captur, *Magn Reson Imaging.* **93**, 15 (2022).
 [18] B. A. Hargreaves, *J. Magn. Reson. Imaging.* **36**, 1300 (2012).
 [19] G. B. Chavhan, P. S. Babyn, B. G. Jankharia, H.-L. M. Cheng, and M. M. Shroff, *Radiographics.* **28**, 1147 (2008).
 [20] K. Scheffler and S. Lehnhardt, *Eur. Radiol.* **13**, 2409 (2003).
 [21] O. Bieri and K. Scheffler, *J. Magn. Reson. Imaging.* **38**, 2 (2013).
 [22] S.-H. Park, P. K. Han, and S. H. Choi, *Korean J. Radiol.* **16**, 550 (2015).
 [23] K. Scheffler and J. Hennig, *Magn. Reson. Med.* **49**, 395 (2003).
 [24] Y. Zur, M. L. Wood, and L. J. Neuringer, *Magn. Reson. Med.* **21**, 251 (1991).
 [25] A. D. Elster, *Radiology.* **186**, 1 (1993).
 [26] V. Denolin, C. Azizieh, and T. Metens, *Magn. Reson. Med.* **54**, 937 (2005).
 [27] M. Weigel, *J. Magn. Reson. Imaging.* **41**, 266 (2015).
 [28] Y. Zur, S. Stokar, and P. Bendel, *Magn. Reson. Med.* **6**, 175 (1988).
 [29] A. Oppelt, R. Graumann, H. Barfuß, H. Fischer, W. Hartl, and W. Schajor, *Electromedica.* **54**, 15 (1986).
 [30] E. M. Haacke, P. A. Wielopolski, J. A. Tkach, and M. T. Modic, *Radiology.* **175**, 545 (1990).
 [31] M. A. Brown and R. C. Semelka, *Radiology.* **213**, 647 (1999).
 [32] M.-L. Wu, H.-C. Chang, T.-C. Chao, and N.-K. Chen, *Med.*

- Phys. **42**, 4367 (2015).
- [33] B. Sveinsson, G. E. Gold, B. A. Hargreaves, and D. Yoon, *Magn Reson Med.* **81**, 711 (2019).
- [34] G. H. Welsch, K. Scheffler, T. C. Mamisch, T. Hughes, S. Millington, M. Deimling, and S. Trattnig, *Magn Reson Med.* **62**, 544 (2009).
- [35] T. Martin, Y. Wang, S. Rashid, X. Shao, S. Moeller, P. Hu, K. Sung, and D. J. J. Wang, *Investig Magn Reson Imaging.* **21**, 210 (2017).
- [36] S. Gupta, F. Mends, M. Hagiwara, G. Fatterpekar, and P. C. Roehm, *Radiol Res Pract.* **2013**, 248039 (2013).
- [37] Y. C. Kim, *Investig Magn Reson Imaging.* **23**, 1 (2019).
- [38] D. Mitchell, S. Buszek, B. Tran, M. Farhat, J. Goldman, L. Erickson, B. Curl, D. Suki, S. D. Ferguson, H.-L. Liu, S. Kundu, and C. Chung, *F1000Research.* **11**, 892 (2022).
- [39] E. Ramesh, A. Ganesan, J. Gauthaman, K. C. Lakshmi, and S. Kannan, *Sci Rep.* **15**, 33468 (2025).
- [40] M. Zare, F. Faeghi, A. Hosseini, M. S. Ardekani, M. H. Heidari, and E. Zarei, *Basic Clin Neurosci.* **9**, 65 (2018).
- [41] D. Hingwala, S. Chatterjee, C. Kesavadas, B. Thomas, and T. R. Kapilamoorthy, *Indian J. Radiol. Imaging.* **21**, 91 (2011).
- [42] A. S. Pednekar, H. Wang, S. Flamm, B. Y. Cheong, and R. Muthupillai, *J. Cardiovasc. Magn. Reson.* **20**, 44 (2018).