

## Study on Artifacts in Magnetic Resonance Imaging (I): Review of Technique-Related Artifacts

Kyoung Eun Cheon<sup>1</sup>, Young-Seok Ji<sup>3</sup>, Youngmin Choi<sup>1,4</sup>, Seung-Youl Lee<sup>5\*</sup>, and Man-Seok Han<sup>1,2\*</sup>

<sup>1</sup>Department of Health Medical Science, Kangwon National University, Samcheok 25949, Republic of Korea

<sup>2</sup>Department of Radiological Science, Kangwon National University, Samcheok 25949, Republic of Korea

<sup>3</sup>Department of Radiology, Seoul National University Bundang Hospital, Bundang 13620, Republic of Korea

<sup>4</sup>Radiation Safety Section, Korea Institute of Radiological and Medical Sciences, Seoul 01812, Republic of Korea

<sup>5</sup>Safety Management Center, Agency for Defence Development, Daejeon 34060, Republic of Korea

(Received 18 March 2026, Received in final form 5 May 2026, Accepted 6 May 2026)

Magnetic resonance imaging (MRI) is widely used in clinical practice because of its excellent soft-tissue contrast and noninvasive nature. However, MRI is susceptible to various artifacts arising from signal acquisition and image reconstruction, which may degrade image quality and reduce diagnostic accuracy. This review focuses on common technique-related artifacts encountered in clinical MRI, including aliasing, truncation (Gibbs ringing), cross-talk and related RF profile artifacts, zipper, and eddy current artifacts. Each artifact is discussed in terms of its physical mechanism, typical imaging appearance, sequence dependence, clinical pitfall, and practical correction strategy. A systematic understanding of these artifacts may contribute to improved image quality, fewer repeat examinations, and enhanced diagnostic reliability.

**Keywords** : MRI artifacts, aliasing, Gibbs ringing, cross-talk artifact, eddy current artifact

## 자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging)의 허상(Artifact)에 관한 연구(I): 기술 관련 허상(Technique-related Artifacts)에 대한 고찰

천경은<sup>1</sup> · 지영석<sup>3</sup> · 최영민<sup>1,4</sup> · 이승열<sup>5\*</sup> · 한만석<sup>1,2\*</sup>

<sup>1</sup>강원대학교 보건의료과학과, 강원 삼척시 황조길 346, 25949

<sup>2</sup>강원대학교 방사선학과, 강원 삼척시 황조길 346, 25949

<sup>3</sup>분당서울대학교 병원, 성남시 분당구, 13620

<sup>4</sup>한국원자력학원 방사선안전관리팀, 서울 노원구, 01812

<sup>5</sup>국방과학 연구소 안전센터, 대전 북유성대로 488번길, 34060

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

자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging, MRI)은 연부조직 대조도가 우수하여 임상에서 널리 활용된다. 그러나 신호 획득 과정에서 다양한 허상(artifact)이 발생하며 영상 품질을 저하시켜 진단에 영향을 미친다. 본 고찰은 발생 원인에 따라 software-related artifact와 hardware-related artifact로 구분하였으며 임상 MRI에서 흔히 접하는 기술 관련 허상인 aliasing, truncation (Gibbs ringing), cross-talk and related RF profile artifacts, zipper 그리고 eddy current artifact를 초점에 두었다. 각 허상은 물리적 발생 기전, 전형적 영상 소견, 시퀀스 의존성, 임상적 함정, 그리고 실제적 보정 전략의 측면에서 정리하였다. 이러한 허상에 대한 체계적 이해는 영상 품질 향상, 재검사 감소, 그리고 진단 신뢰도 향상에 기여할 수 있다.

**주제어** : 자기공명영상 허상, 엘리어싱, 깁스 허상, 크로스 토크, 와전류

## I. 서 론

자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging, MRI)은 강한 자기장과 RF 펄스를 이용하여 인체 내부의 신호를 비침습적으로 획득하는 영상 기법으로, 신경계, 근골격계, 복부 및 심혈관 영상 등 다양한 임상 분야에서 중요한 진단 도구로 활용되고 있다[1,2]. MRI는 전리 방사선을 사용하지 않으며 연부 조직에 대한 우수한 대조도를 제공하는 장점이 있으나, 상대적으로 긴 영상 획득 시간과 복잡한 신호 생성 및 재구성 과정을 거치므로 다양한 허상이 발생할 수 있다[1,3]. MRI에서 허상은 실제 해부학적 구조와 다르게 표현되는 영상 소견을 의미하며, 병변으로 오인되거나 영상의 품질을 저하시켜 진단의 정확성과 신뢰성에 영향을 미칠 수 있다[3-5]. MRI 허상은 일반적으로 발생 원인에 따라 기술 관련 허상(technique-related artifacts), 조직 관련 허상(tissue-related artifacts), 그리고 움직임 관련 허상(motion-related artifacts)으로 분류할 수 있다[4,5]. 그러나 실제 임상에서는 개별 허상이 단일 원인에 의해 발생하기보다 조직 특성, 시퀀스 설계, 자기장 세기, 환자 움직임 등이 복합적으로 작용하는 경우가 많다. 따라서 허상을 이해하고 분류할 때에는 단순한 현상적 구분보다 주된 발생 기전(dominant source)을 기준으로 접근하는 것이 바람직하다.

본 고찰에서는 개념적 명확성을 위해 MRI 허상을 기술 관련, 조직 관련 그리고 움직임 관련 허상으로 구분하였다. 일부 허상은 시퀀스 파라미터나 자기장 세기 등 여러 요인의 영향을 동시에 받을 수 있으나, 본 고찰에서는 각 허상을 가장 주된 발생 기전을 기준으로 해당 범주에 배정하였다. 이러한 원칙에 따른 MRI 허상의 분류는 Fig. 1에 제시하였다. 또한 최근 고자기장 시스템, 병렬 영상(parallel imaging), 압축 센싱(compressed sensing), 고속 echo-planar imaging(EPI)의 발전과 함께 허상의 양상과 임상적 중요성 또한 다양해지고 있다는 점을 고려하였다[3,5,6]. 본 연구는 모든 acquisition 및 reconstruction-related artifact를 포괄적으로 다루기보다, 임상 실무에서 비교적 자주 접하는 대표적인 기술 관련 허상인 aliasing, truncation(Gibbs ringing), cross-talk, zipper, eddy

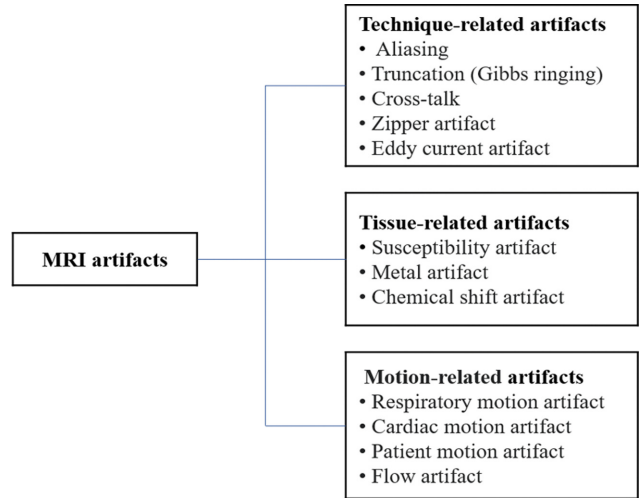


Fig. 1. (Color online) Conceptual classification of MRI artifacts according to their dominant source.

current artifact에 초점을 맞추었다. 각 허상은 물리적 발생 기전, 전형적 영상 소견, 시퀀스 의존성, 임상적 문제, 감소 및 보정 전략의 항목에 따라 일관된 틀로 정리하였다. 이를 통해 교육적 이해를 높이고 실제 임상 적용 가능성을 제고하고자 하였다.

## II. 재료 및 방법

본 연구는 MRI에서 발생하는 기술 관련 허상에 대한 문헌 고찰(review) 연구이다. 문헌 검색은 주로 2015년 1월부터 2026년 3월까지의 기간에 발표된 논문을 대상으로 PubMed와 Google Scholar를 이용하여 수행하였다. 또한 MRI의 기본 물리 원리와 기술 관련 허상의 기초를 다루는 1995년 이후의 고전적 기준 문헌(seminal works)과 교과서도 함께 검토하였다. 검색어로는 “MRI artifact”, “aliasing”, “wrap-around artifact”, “truncation artifact”, “Gibbs ringing”, “cross-talk artifact”, “zipper artifact”, “eddy current artifact”, “artifact reduction”, “parallel imaging” 등을 사용하였다. 검색된 문헌 중 허상의 발생 기전, 전형적 영상 소견, 시퀀스

Table I. Inclusion and exclusion criteria for literature selection.

Domain	Inclusion criteria	Exclusion criteria
Study type & content	Original/review papers on: (1) Physical mechanisms of technique-related artifacts; (2) Imaging findings and characteristics; (3) Sequence dependence and clinical implications; (4) Artifact reduction and correction methods	Case reports (1) Disease diagnosis-focused (2) Safety or biological effects-related papers (3) Abstract-only publications
Language & period	English; Published after 2015 or seminal works on MRI principles	Non-English; Gray literature; Unpublished data

**Table II.** Classification of technique-related MRI artifacts analyzed in this review and their principal mechanisms.

Category	Artifact	Principal mechanism
Software-related artifact	Aliasing (Wrap-around)	Undersampling caused by an insufficient field of view, primarily in the phase-encoding direction
	Truncation (Gibbs ringing)	Insufficient sampling of high-spatial-frequency components in k-space
	Cross-talk and related RF profile artifacts	Interslice radiofrequency interference and partial saturation between adjacent slices
Hardware-related artifact	Zipper artifact	External radiofrequency interference due to inadequate RF shielding or environmental leakage
	Eddy current	Induced currents in conductive structures during rapid gradient switching, resulting in distortion of the intended gradient field and spatial encoding errors

의존성, 임상적 문제 및 보정 방법을 기술한 연구와 종설을 중심으로 선별하였다. 포함 및 제외 기준은 Table I에 제시하였다. 특히 2015년 이후의 종합 리뷰 논문과 2022~2026년 최신 기술 동향 논문, 그리고 각 허상 유형별 기준 문헌 (seminal work)을 우선적으로 포함하였다.

분석 대상은 임상 MRI에서 대표적으로 관찰되는 기술 관련 허상으로 제한하였으며, 최종적으로 aliasing, truncation(Gibbs ringing), cross-talk, zipper, eddy current artifact를 선정하였다. 각 허상은 (1) 물리적 발생 기전, (2) 전형적 영상 소견, (3) 시퀀스 의존성 또는 두드러지는 상황, (4) 임상적 문제, (5) 감소 및 보정 전략의 다섯 항목에 따라 체계적으로 정리하였다. 또한 각 허상의 공통점과 차이점을 비교하기 위해 분류표와 통합 요약표를 구성하고, 대표적인 영상 예시를 함께 제시하였다. 임상 MRI에서 흔히 관찰되는 대표적인 기술 관련 허상과 그 주요 발생 기전의 분류 체계는 Table II에 정리하였다.

### III. 결 과

#### 1. Aliasing artifact

##### (1) 발생 기전

Aliasing artifact는 촬영 범위(field of view, FOV)가 실제 해부학적 대상보다 작게 설정되어 k-space가 충분히 샘플링 되지 않을 때 발생한다. 특히 위상 부호화 방향에서 Nyquist sampling 조건이 충족되지 않으면, FOV 외부의 신호가 영상 재구성 과정에서 반대편으로 접혀 들어오는 wrap-around 형태로 나타난다. 이는 MRI 재구성 과정에서 undersampling에 의해 발생하는 대표적인 허상이다[7,8].

##### (2) 영상 특징

영상 외부의 해부학적 구조가 영상의 반대편 경계로 접혀 들어와 나타나는 wrap-around 형태가 특징적이다. 이로 인해 실제 존재하지 않는 구조가 영상 내부에 중첩되어 보이며, 특히 신체의 양측 구조나 반복적인 패턴을 가진 부위에서 더욱

혼동을 유발할 수 있다.

##### (3) 시퀀스 의존성

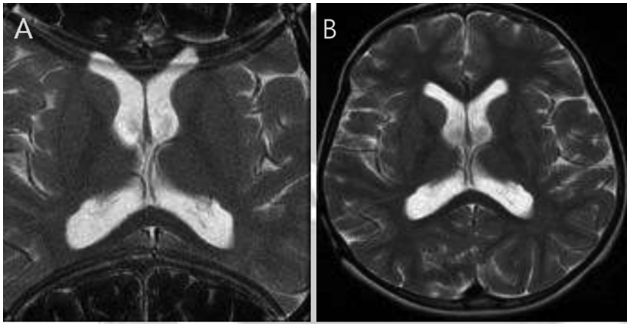
이 허상은 주로 위상 부호화 방향에서 두드러지며, FOV가 작게 설정되거나 위상 인코딩 step 수가 제한된 경우 더욱 잘 발생한다. 복부 MRI, 척추 MRI와 같이 촬영 부위 일부가 FOV를 벗어날 수 있는 검사에서 흔히 관찰되며, 병렬 영상이나 고속 영상 기법에서 undersampling 정도가 증가할 경우 발생 가능성이 높아진다.

##### (4) 임상적 문제

Aliasing artifact는 해부학적 구조의 위치를 왜곡하여 병변의 실제 위치를 잘못 판단하게 하거나, 존재하지 않는 구조를 병변으로 오인하게 만들 수 있다. 특히 복부 및 척추 영상에서는 해부학적 중첩이 진단 오류로 이어질 수 있으므로 주의가 필요하다.

##### (5) 보정 방법

가장 기본적인 해결 방법은 FOV를 확대하여 검사 대상이 모두 포함되도록 하는 것이다. 또한 phase oversampling을 적용하면 wrap-around 현상을 직접적으로 제거할 수 있다. 실무적인 보정 방법으로 위상 부호화 방향을 변경함으로써 접힘 현상이 임상적으로 덜 중요한 영역으로 이동하도록 할 수 있다. Fig. 2와 같이 위상 방향과 주파수 방향을 조절하면 artifact의 위치와 정도를 조정할 수 있다. 보조적 방법으로 surface coil을 이용한 수신 감도의 활용과 parallel imaging 기법(SMASH, SENSE, GRAPPA 등)을 적용하면 undersampling의 영향을 줄이면서도 촬영 시간을 단축할 수 있다[8-11]. 최근에는 artificial intelligence-assisted compressed sensing 기법이 brain MRI 및 prostate MRI 등 다양한 임상 영역에 적용되어 검사 시간 단축과 영상 품질 향상 가능성이 보고되고 있으며, 향후 기술 관련 허상의 양상과 보정 전략에도 중요한 영향을 미칠 것으로 예상된다[12,13]. 임상 상황에서는 촬영 시간, 영상 품질, 진단 정확도 간의 균형을 고려하여 최적의 보정 전략을 선택해야 한다[14-16].



U. Bashir. Radiopaedia.org, rID: 16491 (2012)

**Fig. 2.** Representative example of aliasing artifact. (A) Axial T2-weighted brain MR image demonstrating aliasing caused by an insufficient field of view, resulting in wrap-around of structures outside the image boundary. (B) Reduced aliasing after adjustment of the phase- and frequency-encoding directions.

## 2. Truncation (Gibbs ringing) artifact

### (1) 발생기전

Truncation artifact K-space에서 고주파(high-frequency) 성분 샘플링이 충분하지 않을 때 발생하며, 이는 Fourier transform 과정에서 나타나는 Gibbs phenomenon에 기인한다. 즉, 급격한 신호 변화가 존재하는 경계에서 제한된 Fourier 계수로 신호를 재구성할 경우, 실제 신호와의 차이로 인해 진동 형태의 오차가 발생하게 된다.

### (2) 영상 특징

이 허상은 Gibbs ringing 또는 ringing artifact라고도 하며, 고대비 경계 부위에서 Fourier 변환 파열로 인해 밝고 어두운 선이 교대로 반복되는 rining pattern이 나타난다. 특히 뇌실과 뇌실질 사이, 척수와 cerebrospinal fluid(CSF) 경계, 지방과 연부조직의 경계 등 신호 차이가 큰 부위에서 뚜렷하게 관찰된다.

### (3) 시퀀스 의존성

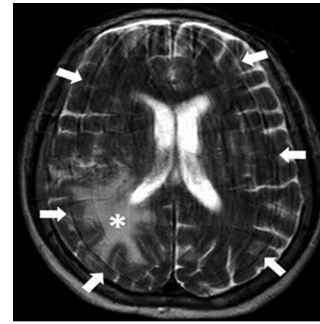
Truncation artifact는 주파수 부호화 방향과 위상 부호화 방향 모두에서 발생할 수 있으나, 일반적으로 위상 부호화 방향의 샘플 수가 상대적으로 적기 때문에 해당 방향에서 더 흔하게 나타난다. 또한 고해상도 설정이 충분하지 않거나, 빠른 촬영을 위해 행렬 크기(matrix size)를 줄인 경우 발생 가능성이 증가한다[5,17,18].

### (4) 임상적 문제

Ringing pattern은 작은 병변, 미세 출혈, 또는 조직 경계의 이상 신호와 유사하게 보일 수 있어 진단에 혼란을 줄 수 있다. 특히 신경계 영상에서는 실제 병변과 허상을 구분하는 것이 중요하며, 이러한 혼동은 병변의 존재 여부를 판단하는데 영향을 미칠 수 있다.

### (5) 보정 방법

Fig. 3과 같은 Truncation artifact의 근본 원인은 고공간주



C.H. Ho et al, Hong Kong J Radiol, 2023; CC BY-NC 4.0.

**Fig. 3.** Example of truncation (Gibbs ringing) artifact. Axial T2-weighted image showing repetitive linear ringing at a high-contrast interface, illustrating a reconstruction artifact caused by insufficient sampling of high-spatial-frequency information.

파수 정보의 불충분한 샘플링에 있으므로, 행렬 수를 증가시켜 보다 많은 고주파 정보를 획득하는 것이 가장 직접적이고 효과적인 보정 방법이다. 반면 필터링이나 smoothing은 ringing을 완화하는 데 도움이 될 수 있으나, 영상의 선예도를 저하시킬 수 있으므로 보조적 방법으로 이해하는 것이 적절하다[5,7,19]. 최근에는 Gibbs ringing suppression을 위한 필터 선택의 최적화나 딥러닝 기반 허상 제거 기법도 제안되고 있으나, 이러한 방법들은 보조적 전략으로 이해해야 하며, 근본적으로는 충분한 고공간주파수 정보의 확보가 가장 중요하다[20,21]

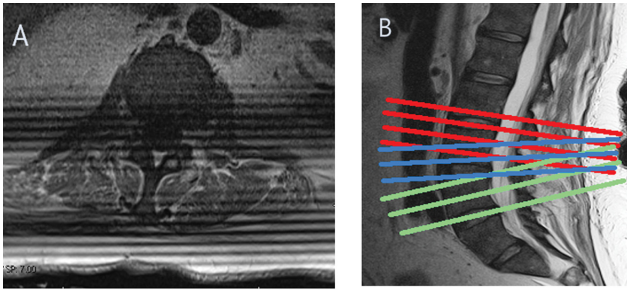
## 3. Cross-talk and related RF profile artifacts

### (1) 발생 기전

Cross-talk artifact는 다중 슬라이스(multi-slice) MRI에서 인접한 슬라이스 간의 RF excitation이 서로 간섭하여 발생한다. 이상적으로는 slice-select RF pulse가 특정 슬라이스만 선택적으로 여기해야 하지만, 실제 RF pulse의 slice profile은 완벽한 직사각형 형태가 아니기 때문에 인접 슬라이스의 일부 영역이 중첩될 수 있다. 이로 인해 한 슬라이스를 여기할 때 인접 슬라이스의 스핀이 부분적으로 포화(saturation)되며 신호 강도가 감소하게 된다[22].

### (2) 영상 특징

Cross-talk artifact는 인접 슬라이스 간 신호 강도의 감소 또는 불균일로 나타나며, 특정 슬라이스에서 반복적인 저신호 영역으로 관찰될 수 있다. 이러한 신호 감소 영역은 실제 병변과 구별되어야 하며, 특히 간, 뇌, 척수와 같이 미세한 신호 변화의 해석이 중요한 부위에서 위양성 해석을 초래할 수 있다. 고자기장 MRI에서는 RF transmit field의 공간적 비균일성(RF nonuniformity)과 dielectric effect로 인한 불균일한 신호 강도, shading 양상, 또는 국소적 고신호 또는 저신호가



Reproduced from MRIquestions.com

**Fig. 4.** (Color online) Example of cross-talk artifact. (A) The dark bands are due to multiple overlapping oblique slices. (B) Multiple RF-excitation saturates the protons in these areas and reduces their signals.

나타날 수 있다[5,23,24]. 이러한 관련 현상들은 cross-talk의 인접 슬라이스 포화 간섭과는 별개의 메커니즘이지만, 고자기장에서는 함께 나타나 영상 해석을 복잡하게 만들 수 있다.

(3) 시퀀스 의존성

Cross-talk artifact는 Fig. 4와 같이 slice gap이 작거나 슬라이스를 연속적으로 획득하는 경우 발생 빈도가 증가한다. 특히 multi-slice TSE 시퀀스에서 더 두드러질 수 있으며, 고자기장 환경에서는 RF 불균일성과 flip angle 분포의 불균일이 현상을 악화시킬 수 있다.

(4) 임상적 문제

간, 뇌, 척수 등 비교적 미세한 신호 변화의 해석이 중요한 부위에서는 신호 감소 영역이 병변이나 조직 이상으로 오인될 수 있다. 이로 인해 위양성 해석이 발생하거나 실제 병변의 평가가 왜곡될 가능성이 있다.

(5) 보정 방법

Cross-talk artifact를 줄이기 위해서는 슬라이스 간격(slice gap)을 적절히 확보하고, interleaved acquisition을 적용하여 인접 슬라이스 간 직접적 간섭을 최소화하는 것이 가장 근본

적인 방법이다. 또한 제조사에서 제공하는 PROPELLER, BLADE 등의 sequence를 보정 기법을 사용하는 방법도 있다. 실무적으로는 검사 범위, 슬라이스 수, 촬영 시간 사이의 균형을 고려하여 최적의 획득 조건을 설정하는 것이 중요하다[25].

4. Zipper artifact

(1) 발생 기전

Zipper artifact는 MRI 시스템 외부에서 유입되는 radiofrequency(RF) 신호가 수신계에 간섭하여 발생하는 허상으로, 영상 전반에 선형의 고신호 또는 저신호 띠 형태로 나타날 수 있다. 이러한 허상은 차폐 불량, 도어 밀폐 이상, 주변 전자장비 등에 의해 유발될 수 있으므로, 원인 확인을 위해 검사실의 RF shield 상태와 주변 전자기 환경을 함께 점검하는 것이 중요하다[26,27].

(2) 영상 특징

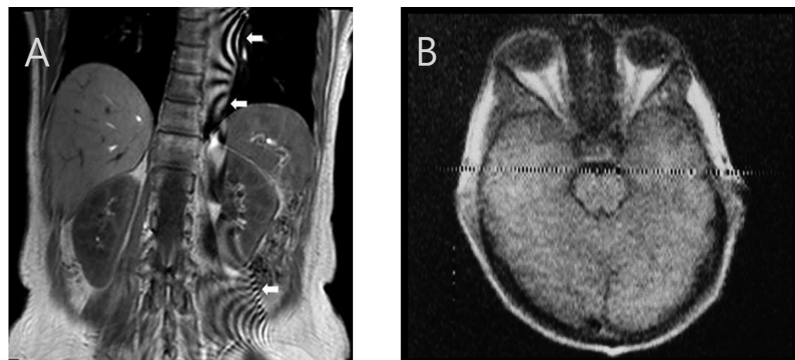
Zipper artifact는 영상 전체를 가로지르는 직선 형태의 고신호 또는 저신호 band로 나타나며, 일반적으로 위상 부호화 방향을 따라 일정한 위치에 반복적으로 관찰된다. 외부 신호는 특정 주파수에서 지속적으로 존재하며, k-space에 직선 형태의 간섭 신호를 생성하고 결과적으로 Fourier 재구성 후 영상에서 선형 허상으로 나타난다. 이러한 선형 허상은 영상의 일부 또는 전체 판독을 직접적으로 방해한다.

(3) 시퀀스 의존성

이 허상은 특정 펄스 시퀀스의 특성보다 하드웨어 상태와 검사 환경에 더 크게 의존한다. 검사실 문이 완전히 닫히지 않았거나, RF 차폐 이상, 케이블 연결 문제, 검사실 내부 전자장비(산소측정기 등)의 간섭 등이 있을 때 발생할 수 있다.

(4) 임상적 문제

Zipper artifact는 관심 영역을 직접 가릴 수 있어 영상의 진단적 유용성을 현저히 저하시킨다. 경우에 따라서는 영상 판독이 불가능하여 재촬영이 필요할 수 있으므로, 임상적 손



C.H. Ho et al, Hong Kong J Radiol, 2023; CC BY-NC-ND 4.0. Reproduced from MRIquestions.com

**Fig. 5.** Example of zipper artifact. (A) Coronal T1-weighted abdominal MR image showing a linear high-signal band. (B) Typical zipper artifact extending across the image along the phase-encoding direction, consistent with radiofrequency interference.

실이 큰 허상 중 하나이다.

(5) 보정 방법

Fig. 5는 zipper artifact의 전형적인 영상 소견이며, 외부 RF 간섭이 영상 내 선형 신호 이상으로 반영될 수 있음을 보여준다. 이를 해결하기 위해 검사실 문의 밀폐 상태, RF 차폐 상태, 케이블 연결, 외부 전자장비 간섭 여부 등을 확인하고, 필요 시 장비 점검과 환경 개선을 수행해야 한다. 따라서 이 허상은 촬영 전 예방적 점검이 특히 중요하다[5,7]. 최근에는 RF interference artifact의 원인 식별과 rectification 과정을 체계적으로 정리한 보고도 제시되어, zipper artifact에 대한 환경 점검과 신속한 대응의 중요성이 다시 강조되고 있다[27].

5. Eddy Current artifact

(1) 발생 기전

Eddy current artifact는 gradient 자장이 빠르게 변화할 때 MRI 장비 주변의 도전성 금속 구조물에 와전류가 유도되면

서 발생한다. 이러한 와전류는 원래 의도된 gradient field와 반대 방향 또는 왜곡된 형태의 자기장을 형성하여 공간 인코딩에 오차를 유발한다.

(2) 영상 특징

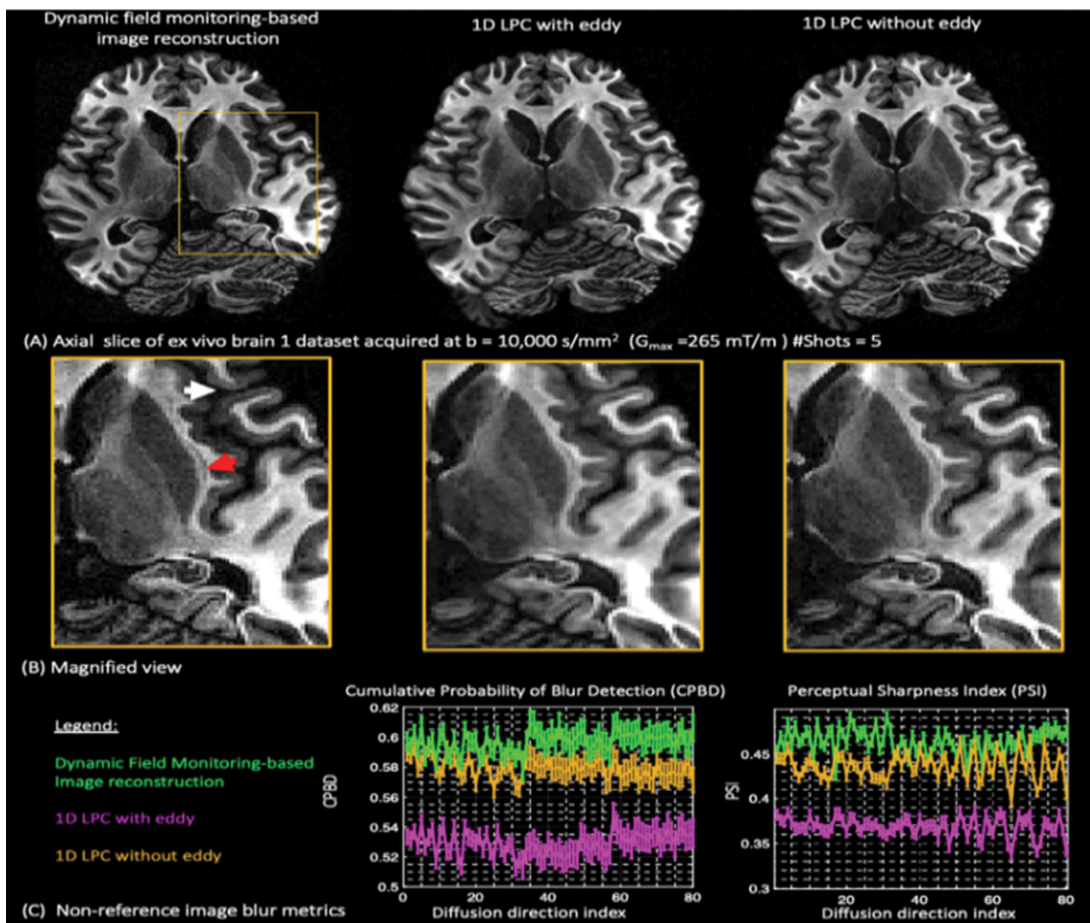
이 허상은 영상에서 기하학적 왜곡, 영상 가장자리의 늘어짐 또는 압축, 위치불일치, 국소적인 신호 변형 등의 형태로 나타난다. 특히 diffusion-weighted imaging(DWI)와 같이 gradient switching이 강한 시퀀스에서 두드러지게 관찰된다 [17,19].

(3) 시퀀스 의존성

Eddy current artifact는 강한 gradient를 빠르게 반복적으로 사용하는 시퀀스에서 발생 가능성이 높다. 대표적으로 DWI, EPI, functional MRI 등에서 중요하며, 고속 촬영 환경일수록 허상의 영향이 커질 수 있다.

(4) 임상적 문제

기하학적 왜곡으로 인해 병변의 위치, 크기나 형태가 왜곡



Gabriel Ramos-Llordén et al., Magnetic Resonance in Medicine, 2023

Fig. 6. (Color online) Example of eddy current-induced distortion and its correction. (A, B) Diffusion-weighted images demonstrating geometric distortion caused by eddy currents. (C) Corresponding corrected image, highlighting the importance of system- and postprocessing-based compensation.

**Table III.** Integrated summary of technique-related MRI artifacts discussed in this review.

Artifact	Main mechanism	Typical imaging appearance	Sequence dependence	Clinical pitfall	Reduction / correction strategy
Aliasing	Insufficient FOV and undersampling, mainly in the phase-encoding direction	Wrap-around appearance with structures outside the FOV folded into the image	Small FOV, limited phase encoding, parallel imaging, and accelerated acquisition	Mislocalization of Anatomy or false appearance of lesions	Increase FOV, use phase oversampling, change phase-encoding direction, or use surface coils
Truncation (Gibbs ringing)	Insufficient sampling of high-spatial-frequency information in k-space	Alternating bright and dark lines at sharp interfaces	Small matrix, limited encoding, low resolution or accelerated acquisition	May mimic subtle lesions or blur lesion margins	Increase matrix size, improve resolution, use reconstruction filters cautiously, and limit smoothing
Cross-talk and related RF profile artifacts	Overlap of adjacent slice Profiles, partial saturation caused by interslice radiofrequency interference	Repetitive or localized signal loss between adjacent slices	Multislice imaging, small interslice gap, sequential acquisition, and high-field MRI	May be mistaken for focal pathology	Increase interslice gap, use interleaved acquisition, optimize slice profiles, and apply RF shimming
Zipper artifact	External RF contamination caused by inadequate shielding or environmental interference	Linear high- or low-signal band traversing the image	More dependent on hardware integrity and environment than on sequence type	May obscure the ROI And make the image nondiagnostic	Check RF shielding, close the scanner room door properly, and inspect cables and nearby devices
Eddy current	Residual magnetic Fields from rapid gradient switching causing phase and spatial errors	Geometric distortion, Spatial shift, blurring, Or Signal displacement, especially in EPI/DWI	Prominent in EPI, DWI, and other rapid gradient-encoding sequences	May mimic lesion displacement or distort anatomical relationships	Use gradient pre-emphasis, optimize sequence design, and apply post-processing correction including field map-based correction

되어 정확한 판단을 하기 어려워질 수 있으며, 다른 시퀀스와의 비교 시 위치 불일치가 발생할 수 있다. 정량적 분석이 필요한 경우 큰 오류를 초래할 수 있으며 특히 확산강조영상에서는 진단적 해석에 직접적인 영향을 줄 수 있으므로 주의가 필요하다.

(5) 보정 방법

하드웨어 측면에서는 gradient switching에 따른 왜곡을 미리 상쇄하는 pre-emphasis 기법이 사용된다. 소프트웨어 측면에서는 Fig. 6과 같이 영상 재구성 단계에서 왜곡 패턴을 계산하여 후처리 보정 알고리즘을 통해 오차를 교정할 수 있다 [28]. 한편, EPI는 매우 빠른 영상 획득이 가능하지만 자기장 불균일성과 off-resonance effect에 민감하여 기하학적 왜곡이 발생하기 쉽다. 이러한 EPI distortion은 확산강조영상이나 기능적 MRI에서 중요하며, field map 기반 보정이나 후처리 왜곡 보정을 통해 완화할 수 있다[29-31]. 최근 MRI 시스템에서는 장비 설계와 보정 기술의 발전으로 영향이 감소하였으나, 고속 확산영상과 EPI 기반 영상에서는 여전히 고려해야 할 중요한 허상으로 인식된다. 최근에는 diffusion-weighted

EPI에서 susceptibility-induced geometric distortion에 대한 field map 기반 보정의 임상적 유용성도 보고되고 있다[32].

이상에서 기술한 각 기술 관련 MRI 허상의 발생 기전, 영상 특징, 시퀀스 의존성, 임상적 문제 및 보정 전략은 Table III에 통합하여 제시하였다.

**IV. 고찰 및 결론**

MRI에서 발생하는 허상은 실제 해부학적 구조를 왜곡하거나 병변을 모사함으로써 영상 관독의 정확성과 신뢰성을 저하시킬 수 있다. 따라서 허상의 물리적 발생 원리와 전형적 영상 양상을 이해하는 것은 단순한 이론적 지식을 넘어, 실제 임상 영상의 질 관리와 진단 오류 예방에 필수적이다.

본 고찰에서는 대표적인 기술 관련 MRI 허상인 aliasing, truncation(Gibbs ringing), cross-talk and related RF profile artifacts, zipper, eddy current artifact를 선정하여, 각각을 동일한 분석 틀에 따라 비교·정리하였다. 이러한 접근은 허상을 단순히 나열하는 방식에서 벗어나, 각 artifact가 어떤 상

황에서 발생하고 어떤 양상으로 나타나며 어떤 방식으로 완 화될 수 있는지를 체계적으로 이해하는 데 유용하다.

Aliasing artifact는 FOV 부족과 undersampling의 문제로, truncation artifact는 고공간주파수 정보의 불충분한 샘플링으 로, cross-talk artifact는 인접 슬라이스 간 RF 간섭으로, zipper artifact는 외부 RF 유입 및 차폐 이상으로, eddy current artifact는 gradient switching에 의한 유도 전류로 설 명될 수 있다. 즉, 각 허상은 서로 다른 물리적 기전을 갖지 만 실제 임상에서는 시퀀스 설정, 장비 상태, 자기장 세기, 채구성 방식 등이 복합적으로 작용하여 그 정도와 양상이 달 라진다. 특히 technique-related artifact를 임상적으로 유용하 게 정리하기 위해서는 시퀀스 의존성(sequence dependence) 을 함께 제시하는 것이 중요하다. Aliasing은 위상 부호화 방 향과 FOV 설정에 밀접하게 연관되고, cross-talk는 multislice acquisition 및 slice gap과 직접적으로 관련되며, eddy current는 DWI와 EPI에서 특히 중요하다. 반면 zipper artifact는 특정 시퀀스 자체보다 시스템 환경과 RF 차폐 상 태에 더 크게 좌우된다. 이와 같은 차이를 명확히 인식할 때, 허상에 대한 보다 실질적인 예방과 대응이 가능하다. 고자기 장 MRI 환경에서는 RF transmit field의 공간적 비균일성 (RF nonuniformity)과 dielectric effect가 cross-talk와 함께 나타날 수 있으며, 이들은 서로 다른 메커니즘을 갖는다. RF 비균일성은 RF coil의 설계 한계로 인한 주파수 분포의 불균 일이며, dielectric effect는 조직 내 RF 파장 단축으로 인한 국소적 전자기장 변화이다. 이러한 관련 현상들을 구분하여 이해함으로써 고자기장에서의 영상 품질 관리를 보다 효과적 으로 수행할 수 있다. 또한 허상 감소 전략은 단일한 해법이 아니라 상황에 따라 선택되는 도구들의 조합으로 이해하는 것 이 적절하다. 일부 허상은 촬영 파라미터 조정만으로 완화할 수 있으나, 다른 허상은 하드웨어 보정이나 환경 점검이 우 선되어야 한다. 최근에는 고자기장 MRI, 고속 영상, 병렬 영 상, 인공지능 기반 보정 기술의 발전에 따라 허상 관리 방식 또한 점차 확장되고 있다. 그러나 새로운 보정 기술의 임상 적 유용성을 평가하기 위해서도, 각 허상의 물리적 기반에 대 한 이해는 여전히 선행되어야 한다.

결론적으로 기술 관련 MRI 허상에 대한 체계적 이해는 영 상 품질 향상, 재촬영 감소, 판독 오류 예방에 직접적으로 기 여한다. 향후에는 전통적 물리 기반 보정 전략과 함께 고자 기장 환경, 고속 시퀀스, 인공지능 기반 후처리 기법을 포함 하는 보다 확장된 통합적 고찰이 필요할 것으로 생각된다.

## References

[1] R. W. Brown, Y. C. N. Cheng, E. M. Haacke, M. R. Thomp-

son, and R. Venkatesan, *Magn Reson Imaging: Physical Principles and Sequence Design*, 2nd ed. Wiley, Hoboken. (2014), pp. 1~16.

[2] M. A. Bernstein, K. F. King, and X. J. Zhou, Elsevier Academic Press, Burlington. (2004), pp. 17~20.

[3] C. Noda, B. A. Venkatesh, J. D. Wagner, Y. Kato, J. M. Ortman, and J. A. C. Lima, *Radiographics* **42**, E102 (2022).

[4] M. Zaitsev, J. Maclaren, and M. Herbst, *J. Magn. Reson. Imaging* **42**, 887 (2015).

[5] C. H. Ho, L. Xiao, K. Y. Kwok, S. Yang, B. W. H. Fung, K. C. H. Yu, W. H. Chong, T. W. Yeung, and A. Li, *Hong Kong J. Radiol.* **26**, 58 (2023).

[6] J. B. Andre, B. W. Bresnahan, M. Mossa-Basha, M. N. Hoff, C. P. Smith, Y. Anzai, and W. A. Cohen, *J. Am. Coll. Radiol.* **12**, 689 (2015).

[7] Y. Tian, Y. Lim, Z. Zhao, D. Byrd, S. Narayanan, and K. S. Nayak, *Magn. Reson. Med.* **86**, 916 (2021).

[8] U. Bashir, *Radiopaedia.org*, rID: 16491 (2012).

[9] D. K. Sodickson and W. J. Manning, *Magn. Reson. Med.* **38**, 591 (1997).

[10] M. A. Griswold, P. M. Jakob, R. M. Heidemann, M. Nittka, V. Jellus, J. Wang, B. Kiefer, and A. Haase, *Magn. Reson. Med.* **47**, 1202 (2002).

[11] K. P. Pruessmann, M. Weiger, M. B. Scheidegger, and P. Boesiger, *Magn. Reson. Med.* **42**, 952 (1999).

[12] W. Gu, C. Yang, Y. Wang, W. Hu, D. Wu, S. Cai, G. Hong, P. Hu, Q. Zhang, and Y. Dai, *Int. J. Gen. Med.* **18**, 379 (2025).

[13] L. Shen, H. Xu, Q. Liao, Y. Yuan, Z. Yao, D. Yang, J. Wang, and L. Wang, *Acad Radiol.* **31**, 5022 (2024).

[14] M. Lustig, D. L. Donoho, and J. M. Pauly, *Magn. Reson. Med.* **58**, 1182 (2007).

[15] L. Feng, T. Benkert, K. T. Block, D. K. Sodickson, R. Otazo, and H. Chandarana, *J. Magn. Reson. Imaging* **45**, 966 (2017).

[16] S. Han, C. P. Ugonna, and N. K. Chen, *Magn. Reson. Imaging* **125**, 110556 (2026).

[17] J. W. Gibbs, *Fourier's Series. Nature.* **59**, 606 (1899).

[18] G. Prathibha and H. S. Mohana, *IJARIIIE-ISSN(O)* **8**, 431 (2022).

[19] T. Budrys, V. Veikutis, S. Lukosevicius, R. Gleizniene, E. Monastyreckiene, and I. Kulakiene, *J. Vibroeng.* **20**, 1202 (2018).

[20] Y. Wang and J. J. Healy, *Magn. Reson. Imaging* **93**, 3 (2022).

[21] L. Dai, D. Wang, X. Mao, Z. Miao, L. Lu, Y. Ling, H. Tan, Z. Li, H. Guo, X. Liang, Q. Xu, and Y. Li, *Quant. Imaging. Med. Surg.* **15**, 1160 (2025).

[22] E. Lavdas, P. Mavroidis, S. Kostopoulos, D. Glotsos, V. Roka, A. G. Koutsiaris, G. Batsikas, G. K. Sakkas, A. Tsagkalis, I. Notaras, S. Stathakis, N. Papanikolaou, and K. Vassiou, *Magn. Reson. Imaging* **31**, 882 (2013).

[23] C. M. Collins and M. B. Smith, *Magn. Reson. Med.* **45**, 684 (2001).

[24] M. Sreenivas, M. Lowry, P. Gibbs, P. de Heer, B. J. Kooij, and A. G. Webb, *Eur. J. Radiol.* **62**, 143 (2007).

- [25] E. Brui, S. Rapacchi, D. Bendahan, and A. Andreychenko, *J. Phys. Conf. Ser.* **2015**, 012023 (2021).
- [26] A. Stadler, W. Schima, A. Ba-Ssalamah, J. Kettenbach, and E. Eisenhuber, *Eur. Radiol.* **17**, 1242 (2007).
- [27] W. E. Kwok, *J. Clin. Imaging. Sci.* **14**, 33 (2024).
- [28] R. L. Gabriel, D. J. Park, J. E. Kirsch, A. Scholz, B. Keil, C. Maffei, H. H. Lee, B. Bilgiç, B. L. Edlow, C. Mekkaoui, A. Yendiki, T. Witzel, and S. Y. Huang, *Magn. Reson. Med.* **91**, 541 (2023).
- [29] S. B. Reeder, A. R. Pineda, Z. Wen, A. Shimakawa, H. Yu, J. H. Brittain, G. E. Gold, C. H. Beaulieu, and N. J. Pelc, *Magn. Reson. Med.* **54**, 636 (2005).
- [30] G. Ramos-Llordén, D. J. Park, J. E. Kirsch, A. Scholz, B. Keil, C. Maffei, H. H. Lee, B. Bilgiç, B. L. Edlow, C. Mekkaoui, A. Yendiki, T. Witzel, and S. Y. Huang, *Magn. Reson. Med.* **91**, 541 (2024).
- [31] M. Poustchi-Amin, S. A. Mirowitz, J. J. Brown, R. C. McKinstry, and T. Li, *Radiographics.* **21**, 767 (2001).
- [32] N. F. Grauhan, N. Grünebach, L. Brockstedt, A. Sanner, V. Schöffling, T. Feiweier, M. A. Brockmann, and A. E. Othman, *BMC Med. Imaging.* **34**, 85 (2024).