

## Study on Artifacts in Magnetic Resonance Imaging (II): Review of Tissue- and Motion-Related Artifacts

Kyoung Eun Cheon<sup>1</sup>, Young-Seok Ji<sup>3</sup>, Youngmin Choi<sup>1,4</sup>, Daehong Kim<sup>1,2\*</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

(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 it provides excellent soft-tissue contrast and diverse diagnostic information. However, MRI is susceptible to a variety of artifacts because of the complexity of signal acquisition and reconstruction and the influence of tissue properties and physiologic motion. This review focuses on tissue- and motion-related artifacts commonly encountered in clinical MRI, including magnetic susceptibility, metal, chemical shift, respiratory motion, cardiac motion, patient motion, and flow artifacts. Each artifact is described in terms of its physical mechanism, typical imaging appearance, sequence dependence, clinical significance, and practical correction strategies. Particular attention is given to the relationship and distinction between susceptibility and metal artifacts, the diagnostic utility of chemical shift artifact, and the fact that motion-related artifacts may either mimic pathology or obscure true lesions. A systematic understanding of these artifacts may contribute to improved image quality, reduced repeat examinations, fewer interpretive errors, and greater diagnostic reliability in clinical MRI.

**Keywords :** MRI, artifacts, magnetic susceptibility, chemical shift, motion artifacts

### 자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging)의 허상(Artifact)에 관한 연구(II): 조직 및 움직임의 관련 허상에 대한 고찰

천경은<sup>1</sup> · 지영석<sup>3</sup> · 최영민<sup>1,4</sup> · 김대홍<sup>1,2\*</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>한국원자력의학원 방사선안전관리팀, 서울 노원구, 01812

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

자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging, MRI)은 우수한 연부조직 대조도와 다양한 영상 정보를 제공하여 임상에서 널리 활용되고 있다. 그러나 MRI는 신호 획득 및 재구성 과정이 복잡하고, 조직의 물리적 특성과 생리적 움직임의 영향을 크게 받기 때문에 다양한 허상(artifact)이 발생할 수 있다. 본 고찰은 조직 및 움직임 관련 허상에 초점을 맞추어, 임상 MRI에서 흔히 관찰되는 자기감수성, 금속, 화학적 이동, 호흡, 심박동, 환자 움직임 및 혈류 허상을 중심으로 정리하였다. 각 허상에 대하여 물리적 발생 기전, 전형적 영상 소견, 시퀀스 의존성, 임상적 문제, 그리고 실제적 보정 전략을 체계적으로 기술하였다. 특히 자기감수성 허상과 금속 허상의 관계와 차이, 화학적 이동 허상의 진단적 활용 가능성, 그리고 움직임 관련 허상이 병변을 모사하거나 실제 병변을 가릴 수 있다는 점을 함께 고찰하였다. 이러한 허상에 대한 체계적 이해는 영상 품질 향상, 재촬영 감소, 판독 오류 예방, 그리고 임상적 진단 신뢰도 향상에 기여할 수 있다.

**주제어 :** 자기공명영상, 허상, 자기 감수성, 화학적 이동, 움직임 허상

## I. 서 론

자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging, MRI)은 인체 내부 구조를 고해상도로 시각화할 수 있는 대표적인 진단 영상 기법으로, 다양한 임상 영역에서 널리 활용되고 있다[1,2]. 특히 연부조직 간 신호 대비가 우수하고 다양한 영상 파라미터를 조절할 수 있다는 장점으로 인해 질환의 구조적 평가 뿐 아니라 기능적 평가에도 중요한 역할을 수행하고 있다[2]. 그러나 MRI는 복잡한 신호 획득 과정을 필요로 하기 때문에 영상 형성 과정에서 다양한 허상(artifact)이 발생할 수 있으며, 이러한 허상은 실제 해부학적 구조와 일치하지 않는 영상의 변화 또는 왜곡을 일으키고 영상 품질을 저하시킬 뿐 아니라 병변의 위치나 형태를 잘못 해석하게 만드는 원인이 될 수 있다[1,3-5]. 따라서 MRI 허상의 발생 원인과 영상 특징을 이해하는 것은 정확한 영상 해석과 적절한 촬영 프로토콜 설정을 위해 필수적이다.

MRI의 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]. Part(I)에서는 이 중 기술 관련 허상을 중심으로 aliasing, truncation(Gibbs ringing), cross-talk, zipper, eddy current artifact를 고찰하였다. 반면 조직 관련 허상은 조직 간 자기감수성 차이, 금속성 물질, 지방과 물의 공명 주파수 차이와 같은 물리적 특성에 의해 발생하며, 움직임 관련 허상은 환자의 자발적 움직임과 호흡, 심박동, 혈류, 뇌척수액 흐름 등 생리적 운동에 의해 발생한다. 이들 허상은 각각 다른 물리적 기전을 갖지만, 실제 임상에서는 영상 왜곡, 신호 소실, 위치 이동, 유령영상(ghosting), 영상 흐림(blurring) 등의 형태로 나타나 병변 평가에 직접적인 영향을 미친다.

본 고찰은 Part II로서 MRI 허상 중 조직 관련 허상과 움직임 관련 허상에 초점을 맞추었다. 구체적으로 magnetic susceptibility, metal, chemical shift, respiratory motion, cardiac motion, patient motion 및 flow artifact를 대상으로 하였으며, 허상의 분류는 Fig. 1에 제시하였다. 또한 각 허상을 (1) 물리적 발생 기전, (2) 전형 적 영상 소견, (3) 시퀀스 의존

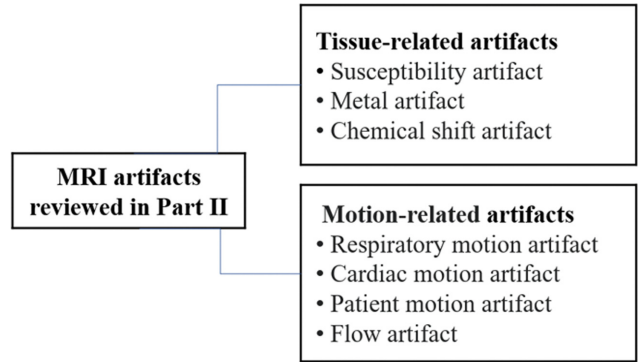


Fig. 1. (Color online) Classification of tissue-related and motion-related MRI artifacts reviewed in Part II.

성 또는 두드러지는 상황, (4) 임상적 문제, (5) 감소 및 보정 전략의 항목에 따라 일관된 틀로 정리하였다. 이를 통해 조직 특성과 생리적 또는 자발적 움직임에 의해 발생하는 허상을 체계적으로 이해하고, 실제 임상에서의 영상 해석과 protocol 최적화에 도움이 되는 기초 자료를 제공하고자 한다.

## II. 재료 및 방법

본 연구는 MRI에서 발생하는 조직 및 움직임 관련 허상에 대한 문헌고찰(review) 연구이다. 본 고찰은 narrative review의 형식으로 수행되었으며, MRI의 기본 원리를 설명하는 고전적 교과서와 기준 문헌, 2015년 이후의 대표적 리뷰 논문, 그리고 최근 기술 동향을 반영하는 최신 문헌을 균형있게 포함하였다. 문헌 검색은 주로 2015년 1월부터 2026년 3월까지의 기간에 발표된 논문을 대상으로 PubMed와 Google Scholar를 이용하여 수행하였다. 또한 MRI의 기본 물리 원리와 허상의 기초를 다루는 1995년 이후의 고전적 기준 문헌(seminal works)과 교과서도 함께 검토하였다. 검색어로 “MRI artifact”, “susceptibility artifact”, “metal artifact”, “chemical shift artifact”, “respiratory motion artifact”, “cardiac motion artifact”, “patient motion artifact”, “flow artifact”, “artifact reduction”, “metal artifact correction” 등을 사용하였다. 검색된 문헌 중 허상의 발생 기전, 전형적 영상 소견,

Table I. Inclusion and exclusion criteria for literature selection.

Domain	Inclusion Criteria	Exclusion Criteria
Study Type & Content	Original/review papers on (1) Physical mechanisms (2) Imaging findings (3) Sequence dependence (4) Artifact correction methods	Case reports; Disease diagnosis-focused; Safety/contrast-related papers; 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 tissue-related and motion-related MRI artifacts analyzed in this review and their principal mechanisms.

Category	Artifact	Principal Mechanism
Tissue-related	Magnetic susceptibility	Local field inhomogeneity caused by susceptibility differences between adjacent tissues or materials
	Metal	Severe field distortion and frequency shift caused by metallic implants or devices
	Chemical shift	Spatial misregistration caused by resonance frequency differences between fat and water
Motion-related	Respiratory motion	k-space inconsistency caused by cyclic respiratory displacement
	Cardiac motion	Phase error and signal loss caused by periodic cardiac pulsation
	Patient motion	Voluntary or involuntary body motion during image acquisition
	Flow artifact	Phase accumulation, inflow effect, and intravoxel dephasing caused by moving blood or cerebrospinal fluid

시퀀스 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 조직 및 움직임 관련 허상으로 제한하였으며, 최종적으로 magnetic susceptibility artifact, metal artifact, chemical shift artifact, respiratory motion, cardiac motion, patient motion artifact, flow artifact를 선정하였다. 각 허상은 (1) 발생 기전, (2) 영상 특징, (3) 시퀀스 의존성 (4) 임상적 문제, (5) 감소 및 보정 전략의 다섯 항목에 따라 체계적으로 정리하였다. 또한 각 허상의 비교를 위해 분류표와 통합 요약표를 구성 하고, 대표적인 영상 예시를 함께 제시하였다. 임상 MRI에서 흔히 관찰되는 대표적인 조직 및 움직임 관련 허상과 그 주요 발생 기전의 분류 체계는 Table II에 정리하였다.

### III. 결 과

#### 1. Tissue-related artifacts

##### 1.1. Magnetic susceptibility artifact

###### (1) 발생 기전

Magnetic susceptibility artifact은 인접한 조직 또는 물질 사이의 자기감수성 차이에 의해 국소적인 자기장 불균일이 형성되면서 발생한다. 이러한 자기장 불균일은 스핀의 위상 분산과 복셀 내 탈 위상(intravoxel dephasing)을 유발하여 신호 소실과 위치 왜곡을 초래한다. 공기-조직 경계, 물-지방 경계, 석회화, 출혈과 같이 자기적 특성이 급격히 달라지는 부위에서 잘 발생한다[6-9,26]. 허상의 크기는 다음 (1)과 같이 자기감수성 차이, 자기장의 세기( $B_0$ ), TE(time echo)에 비례하고 대역폭에 반비례하는 경향을 보인다[10].

$$\text{Susceptibility Artifact Size} \propto \frac{(\Delta\text{Susceptibility}) \cdot B_0 \cdot TE}{\text{Bandwidth}} \quad (1)$$

###### (2) 영상 특징

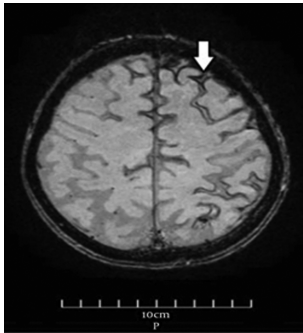
Magnetic susceptibility artifact는 신호 소실, 기하학적 왜곡, 국소적인 신호 불균일, 지방억제 실패 등의 형태로 나타난다. 특히 두개저, 부비동, 측두골, 척추와 같이 공기와 연부 조직, 뼈가 복잡하게 접하는 부위에서 두드러지며, 병변의 실제 경계를 불명확하게 만들 수 있다. 출혈이나 석 회화 주변에서는 저신호 영역이 과장되어 보일 수 있고, echo-planar imaging(EPI)에서는 왜 곡이 더욱 크게 나타날 수 있다.

###### (3) 시퀀스 의존성

이 허상은 gradient-echo sequence 및 echo-planar imaging (EPI)과 같이 위상 변화에 민감한 시퀀스에서 특히 두드러진다. 반면 spin-echo sequence는  $180^\circ$  refocusing pulse를 통해 정적 탈위 상을 부분적으로 보정할 수 있으므로 자기감수성 허상이 상대적으로 감소하는 경향을 보인다. 또한 고자기장 MRI, 긴 TE, 좁은 수신 대역폭 조건일수록 허상이 더 심해진다.

###### (4) 임상적 문제

Magnetic susceptibility artifact는 병변을 가리거나 왜곡하여 실제 병변의 위치와 범위를 잘못 판단하게 만들 수 있다. 특히 뇌, 척추, 두경부와 같이 해부학적으로 복잡한 부위에서는 저신호 영역 이 병변처럼 보이거나, 반대로 병변이 허상에 의해 가려질 수 있어 진단적 혼란을 초래할 수 있다. 반면 Fig. 2와 같이 뇌출혈 등 병변을 찾는 방법으로 사용되기도 한다. Fig. 2에서는 자기 감수성 강조 영상 기법으로 오히려 magnetic susceptibility artifact가 더 강조되게 유도함으로써 지주막하 공간 내 출혈을 찾아내는데 유용한 방법으로 이용되었다. 허상을 단순한 오류가 아니라 물리적 특성을 반영하는 영상 현상으로 이해하는 것이 중요하다.



M. Hashemilar et al., Arch Neurosci. 2021; CC BY-NC 4.0

**Fig. 2.** Lesion enhancement using magnetic susceptibility artifact. Susceptibility-weighted imaging reveals a linear blooming artifact (white arrow) along the high left frontal convexity, indicative of blood products within the subarachnoid spaces.

(5) 보정 방법

허상을 줄이기 위해서는 TE를 짧게 설정하고, 수신 대역폭을 증가시키며, 복셀 크기와 단면 두께를 줄이는 방법이 사용될 수 있다. 또한 gradient-echo sequence보다 spin-echo 또는 Fig. 2와 같이 fast spin-echo sequence를 사용하는 것이 도움이 된다. EPI 기반 영상에서는 가능한 범위 내에서 왜곡 보정 알고리즘을 적용하거나, 자기장 불균일이 적은 조건으로 protocol을 조정하는 것이 바람직하다.

1.2. Metal artifact

(1) 발생 기전

Metal artifact는 금속성 임플란트, 의치, 수술용 클립, 관절 치환물 등으로 인해 발생하는 심한 형태의 자기감수성 관련 허상이다. 금속은 주변 자기장을 현저하게 왜곡시키므로 자기 감수성 차이에 의해 국소적인 자기장 불균일이 크게 증가하며, 이에 따라 신호 공백, 위치 왜곡, 신호 중첩(signal pile-up) 등이 일어나고 지방 억제가 잘 되지 않는 현상이 발생한다[5,10,11,27]. 금속 허상은 자기감수성 허상과 발생 원리상 연속선상에 있지만, 임상적 영향이 훨씬 크고 전용 감소 기법이 요구된다는 점에서 구별하여 이해할 필요가 있다.

(2) 영상 특징

Metal artifact는 금속 주변에 광범위한 signal void, 심한 기하학적 왜곡, 밝거나 어두운 비정상 신호, 지방억제 실패 등의 형태로 나타난다. 허상은 금속의 실제 크기보다 넓은 범위로 확장 되어 보일 수 있으며, 주변 골조직, 연부조직, 골수 및 수술 후 병변의 평가를 어렵게 만든다. 특히 관절 치환술 후 MRI에서는 감염, 이완, 연부조직 반응, 액체 저류와 같은 병변의 판독을 직접적으로 방해할 수 있다.

(3) 시퀀스 의존성

이 허상은 gradient-echo sequence에서 더욱 뚜렷이 나타나

며, spin-echo 또는 fast spin-echo sequence에서 상대적으로 감소한다. 또한 TE가 길고, 수신 대역폭이 좁거나 복셀 크기가 큰 경우 허상이 더 두드러진다. 반대로 짧은 TE, 넓은 수신 대역폭, 작은 복셀, spin-echo 계열의 sequence는 금속 허상을 줄이는 데 유리하다.

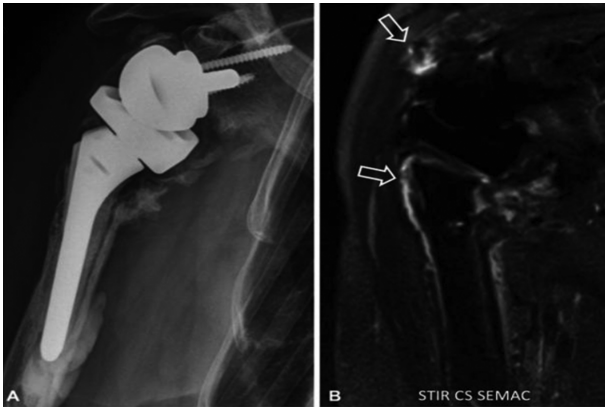
(4) 임상적 문제

수술 후 평가에서 가장 문제되는 허상 중 하나로, 실제 병변을 가리거나 왜곡하여 재수술 여부, 감염, 이완, 연부조직 병변의 존재를 정확히 판단하기 어렵게 만든다. 또한 금속 주변의 비정상 신호가 실제 병변처럼 보이거나, 반대로 병변이 허상 내부에 포함되어 보이지 않을 수 있으므로, 영상 판독 시 세심한 주의가 필요하다.

(5) 보정 방법

허상을 줄이기 위해서는 spin-echo 또는 fast spin-echo sequence를 우선적으로 사용하고, TE를 단축하며, 수신 대역폭을 증가시키고, 복셀 크기와 단면 두께를 줄이는 방법이 기본적으로 권장된다. 특히 대역폭 증가는 주파수 부호화 방향의 신호 이동을 현저히 감소시켜 in-plane 왜곡을 효과적으로 줄일 수 있다.

이러한 기본 전략 외에도 view-angle tilting(VAT)은 in-plane 왜곡을 감소시키는 데 강력한 효과를 보인다. 그러나 VAT는 through-plane 방향의 신호 소실과 신호 pile-up 허상을 완전히 제거하지는 못하며, 이는 slice-selection 방향의 자기장 불균일을 보정하지 못하기 때문이다[27]. Through-plane 왜곡을 비롯한 금속 허상을 보정하기 위해 slice encoding for metal artifact correction(SEMAC)과 compressed sensing(CS)을 결합한 방법이 사용되기도 한다. SEMAC-CS 기법은 슬라이스 선택 방향에서 추가 위상 인코딩 단계를 적용하여 through-plane 왜곡을 보정하며, CS를 통해 스캔 시간을 획기적으로 단축할 수 있다. Fig. 3에서 어깨 관절 성형술 환자에서 티타늄 합금 임플란트 주변의 금속 허상을 SEMAC-CS 기법으로 처리한 결과, 약 6분 30초의 임상적으로 허용 가능한 스캔 시간 내에 금속 허상을 최소화하면서 임플란트 주변의 액체 저류와 염증 신호를 명확하게 평가할 수 있었다[11]. 이는 in-plane과 through-plane 양방향의 허상을 동시에 효과적으로 보정하는 기법의 임상적 가치를 보여준다. 최근에는 수술 후 척추 MRI와 관절 치환술 후 MRI를 중심으로 금속 허상 감소 전략의 임상 적용성이 확대되고 있으며, 저자장 MRI, Dixon/STIR 기반 지방억제, multispectral imaging, CS-SEMAC 기반 금속 허상 감소 MRI 등이 새로운 방향으로 제시되고 있다[12,13]. 또한 다중 공명 주파수 획득을 이용하는 multiacquisition variable-resonance image combination(MAVRIC)과 같은 기법이 사용될 수 있으며, 이들 기법은 in-plane과 through-plane 양방향의 허상을 모두 보정한다



G.C.Feuerriegel et al., *Skeletal Radiol*, 2024; CC BY-NC 4.0

**Fig. 3.** Shoulder arthroplasty with SEMAC-CS technique showing minimal metal artifacts (6:31 min acquisition time) and clear visualization of periosteal inflammation (arrows).

[5,10,11,27]. 이러한 접근은 금속 주변 조직의 시인성을 향상시키고, 수술 후 합병증 평가의 정확도를 높이는 데 기여할 수 있다.

### 1.3. Chemical shift artifact

#### (1) 발생 기전

Chemical shift artifact는 지방과 물의 수소핵이 서로 다른 공명 주파수를 갖기 때문에 발생한다. 지방과 물은 약 3.5 ppm의 공명 주파수 차이를 가지며, MRI는 주파수 정보를 이용하여 공간 위치를 결정하므로 이 차이는 주파수 부호화(frequency encoding) 방향에서 신호의 위치 이동을 초래한다[14,15]. 결과적으로 동일한 복셀 또는 인접 경계에 존재하는 지방과 물 신호가 서로 다른 위치에 배치되면서 특징적인 band 형태의 허상이 발생한다.

#### (2) 영상 특징

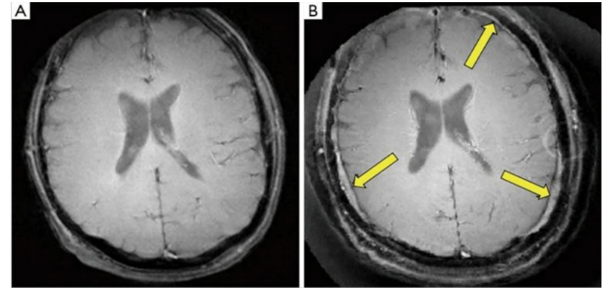
Chemical shift artifact는 지방-물 경계에서 밝고 어두운 띠가 인접하여 나타나는 것이 특징이다. 주로 안와, 신장, 부신, 척추 종판, 지방으로 둘러싸인 연부조직 병변 주변에서 흔히 관찰되며, 경계면을 따라 선형의 신호 변화로 나타난다. 경우에 따라서는 병변의 실제 경계와 다른 인공적인 테두리를 형성하여 병변처럼 보일 수 있다.

#### (3) 시퀀스 의존성

이 허상은 주로 주파수 부호화 방향에서 나타나며, 고자장 MRI를 사용할수록, 그리고 수신 대역폭이 좁을수록 더 두드러진다. 또한 지방과 물의 경계가 뚜렷한 부위에서 잘 관찰되며, 영상의 방향 설정에 따라 허상의 위치와 양상이 달라질 수 있다.

#### (4) 임상적 문제

Chemical shift artifact는 병변 경계의 과장 또는 왜곡을



M. Bydder et al., *Quant Imaging Med Surg*, 2011; CC BY-NC 4.0

**Fig. 4.** (Color online) Chemical shift artifacts in head imaging with different receiver bandwidths. (A) 62.5 kHz bandwidth shows minimal artifact. (B) 4 kHz bandwidth demonstrates prominent bidirectional signal displacement (arrows) simulating subdural hematoma.

유발하여 실제 병변의 외곽을 잘못 해석하게 만들 수 있다. 그러나 이러한 허상은 단순한 영상 왜곡에 그치지 않고, 지방과 물이 동일 복셀 내에 공존하는지 여부를 반영한다는 점에서 진단적으로 활용될 수 있다. In-phase 및 out-of-phase imaging에서 나타나는 신호 감소는 microscopic fat 또는 intracellular fat의 존재를 시사하며, 이는 adrenal adenoma의 감별, 골수 병변의 성상 평가, 지방 침윤 및 일부 연부조직 병변의 조직 특성 분석에 유용하다. 따라서 화학적 이동은 artifact이면서 동시에 진단적 도구라는 이중적 의미를 가진다.

#### (5) 보정 방법

허상을 줄이기 위해서는 수신 대역폭(receiver bandwidth)을 증가시켜 주파수 차이에 따른 위치 이동을 감소시킬 수 있다. 또한 지방 포화(fat suppression) 또는 inversion recovery와 같은 특수 시퀀스를 적용하여 지방 신호를 억제하는 방법이 사용될 수 있다. 이러한 허상의 감소 및 보정 효과는 Fig. 4에서 잘 나타나 있다. 두개골 내 적색골수에 함유된 지방(약 50%)은 두개골 내외판 사이에 위치하고 있으며, 주파수 인코딩 방향에 따라 신호가 변위된다. 저대역폭 조건(62.5 kHz)에서 획득한 축상 영상(A)에서는 두개골 내 적색골수의 지방 신호가 두개골 내측으로는 뇌 주변에, 두개골 외측으로는 두피 영역으로 변위되어 나타난다(화살표). 이러한 신호 변위는 경막하혈종(subdural hematoma)과 유사한 고신호 강도의 띠 모양 허상을 만들며, 동시에 두피에서도 층상 구조의 증가가 관찰된다. 대역폭을 4 kHz로 감소시킨 경우(B), 주파수 차이에 따른 신호 변위가 더욱 증가하여 허상이 더욱 심해진다. 이는 직교 좌표계(Cartesian) 수열에서 관찰되는 일방향 변위와 달리, 방사상 중심-외향(radial center-out) 샘플링에서는 신호가 중심과 주변 모두로 다중 방향 변위되는 특성을 보여준다[15]. 임상적으로는 수신 대역폭을 높이고, 주파수 부호화 매트릭스를 증가시키며, 지방 억제 펄스를 추가하는 등의 과

라미터 조정을 통해 chemical shift artifact를 효과적으로 감소시킬 수 있다. 한편, in-phase 및 out-of-phase imaging, water-fat separation 기법을 적극 활용하면 화학적 이동의 특성을 병변 감별에 이용할 수 있으며, 이는 허상을 단순히 제거 대상으로만 보지 않고 진단에 활용 가능한 정보로 해석하는 접근이라고 할 수 있다[14-16,28].

**2. Motion-related artifacts**

**2.1. Respiratory, cardiac and patient motion artifact**

(1) 발생 기전

호흡, 심박동 및 환자 움직임 허상은 MRI 데이터가 시간에 따라 순차적으로 k-space에 채워지는 동안 환자의 자발적 또는 생리적 움직임이 발생함으로써 나타난다. 움직임은 서로 다른 시점에 획득된 k-space 데이터 사이의 불일치를 유발하며, 그 결과 위상 오차와 신호 위치 이동이 발생한다[17-19]. 이러한 기전은 호흡에 따른 횡격막 및 복부 장기의 이동, 심장의 수축과 이완에 따른 반복적 변위, 머리 움직임, 삼킴, 기침, 불편감에 의한 체위 변화뿐 아니라, 주기적인 생리 운동에 따른 반복적 위상 교란에서도 관찰된다[20].

(2) 영상 특징

이 허상은 주로 위상 부호화 방향을 따라 반복되는 ghosting 또는 전반적인 blurring 형태로 관찰된다. 복부 영상에서는 장기 경계가 흐려지고, 심장 주변에서는 반복적 유령 영상이 나타날 수 있으며, 환자 움직임이 클 경우 영상 전체의 해상도가 저하된다. 심 한 경우 병변의 경계가 불명확해 지거나 병변과 유사한 가성 병변이 형성될 수 있다.

(3) 시퀀스 의존성

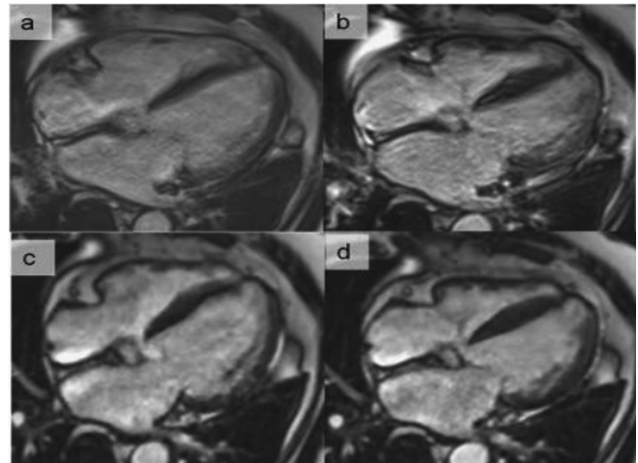
움직임 허상은 상대적으로 획득 시간이 길거나 움직임에 민감한 sequence에서 더욱 두드러진다. 특히 위상 부호화 방향의 설정에 따라 ghosting의 위치가 달라질 수 있으며, 복부 MRI, 심장 MRI, DWI(diffusion-weighted imaging)등에서 중요하다. 또한 획득 시간이 길고, 반복적인 생리적 움직임이 포함되는 검사일수록 동일한 움직임이라도 영상 파라미터와 동기화 여부에 따라 허상의 정도가 달라질 수 있다[20].

(4) 임상적 문제

호흡, 심박동 및 환자 움직임 허상은 병변의 경계를 흐리게 하거나 실제 병변처럼 보이는 가 성 소견을 만들 수 있어 진단적 혼란을 초래한다. 특히 복부와 흉부 영상에서는 작은 병변의 발견을 어렵게 하며, 신경계 영상에서는 미세한 구조 평가의 정확성을 저하시킬 수 있다. 또 한 움직임에 의해 영상의 일부가 반복적으로 중첩되면 병변의 위치나 크기를 잘못 판단하게 만들 수 있다.

(5) 보정 방법

허상을 줄이기 위해서는 breath-hold 촬영, respiratory



K. Alfidhili et al., Br J Radiol. 2016; CC BY 4.0

**Fig. 5.** Cardiac cine imaging in a patient with frequent ectopic ventricular beats. Retrospective ECG gating (a, b) shows significant motion artifacts, whereas compressed sensing reconstruction (c, d) markedly improves image quality at end-diastole and end-systole in a single breath-hold acquisition.

gating, cardiac gating, navigator technique, 촬영 시간 단축을 위한 빠른 시퀀스의 사용 등이 효과적이다. 또한 위상 부호화 방향을 적절히 변경하고, 환자 고정, 검사 전 충분한 설명, 자세 조정, 필요한 경우 진정(sedation)을 적용함으로써 자발적 움직임을 감소시킬 수 있다. 더 나아가 PROPELLER와 같은 motion-robust sequence나 prospective motion correction 기법은 반복적 또는 예기치 못한 환자 움직임의 영향을 줄이는데 도움을 줄 수 있다[18,19]. 특히 Fig. 5와 같이 부정맥이 있는 환자에서는 심박 리듬이 불규칙하여 conventional retrospective ECG gating만으로는 충분하지 않을 수 있다. 이 경우 compressed sensing(압축 센싱) 기술과 같은 고급 재구성 기법을 적용하면, 단일 breath-hold 내에서도 significant motion artifact를 제거하면서 심장영상의 품질을 현저히 개선할 수 있다[18]. 최근에는 인공지능 및 딥러닝 기반 motion detection 및 correction 기술이 활발히 연구되고 있으며, 2026년 체계적 문헌고찰에서는 이러한 방법이 영상 품질 개선에 유망하다고 평가되었으나[21] 데이터셋의 표준화 부족, paired data 의존성, 시각적 왜곡 가능성이 주요 한계로 지적되었다. 또한 실제 임상 뇌 MRI 연구에서는 motion artifact가 AI와 영상의학과 의사 모두의 출혈성 병변 진단 정확도를 저하시킬 수 있음이 보고되어, artifact 감소의 중요성이 다시 강조되었다[22].

**2.2. Flow Artifact**

(1) 발생 기전

혈류 허상은 혈액, CSF 및 기타 지속적으로 이동하는 유체

내의 스핀이 정지된 조직과는 다른 방식으로 RF 펄스와 자기장 gradient의 영향을 받기 때문에 발생한다. 움직이는 스핀은 위상 변화를 축적하거나 탈위상(intravoxel dephasing)을 일으켜 정지 조직과 다른 신호 특성을 나타내며, 이로 인해 신호 소실, 위치 이동, 유령영상이 발생한다[23,24]. 이러한 현상은 혈관 내 혈류뿐 아니라 뇌실계와 척수강 주변 CSF pulsation 환경에서도 중요하게 나타난다[25].

### (2) 영상 특징

혈류 허상은 위상 부호화 방향을 따라 반복되는 ghosting, signal void, intravoxel dephasing, 비 정상적인 신호 이동 등의 형태로 나타난다. 주로 대혈관 주변, 심장 인접 부위, 중뇌수도관, 뇌실계 등에서 흔히 관찰되며, 혈관이나 CSF 공간 주변에 비정상적인 선형 또는 덩어리형 신호로 보일 수 있다[24,25]. 혈류 허상은 역사적으로 CMR의 중요한 문제였으며, 재래식 시퀀스에서 혈액의 움직임은 혈류 속도와 관련된 신호 위상 이동을 초래한다. 만약 혈류가 각 심장 사이클마다 정확히 동일하다면 문제가 되지 않겠지만, 실제로는 변하는 속도 관련 위상 이동이 공간 위상 부호화에 추가되어 푸리에 변환이 혈액 신호를 위상 인코딩 방향을 따라 이미지의 여러 위치에서 나오는 것으로 해석하게 한다. CMR 초기에 spin-echo 시퀀스에서 이 문제를 피하기 위해 영상을 수축기(systole)에서 획득했으며, 이때 두 가지 요인이 혈액 신호 손실을 초래했다. 첫째, 고속 혈류로 인해 위상 이동이 증가하여 복셀 단위에서 광범위한 위상 분포(intravoxel phase dispersion)가 발생했고, 둘째, time-of-flight 효과로 인해 같은 혈액이 슬라이스 선택적 90° 및 180° 펄스 모두에 의해 여기되지 않았다(Fig. 6). 반면 Fig. 6에서 보듯이 확장기(diastole)에 획득한 영상에서는 혈류 속도가 낮아 위상 변화가 상대적으로 적어 허상이 감소한다[20]. 이러한 혈류 허상은 실제 병변을 모방할 수 있으므로, 다평면 영상 간 소견의 불일치, mass effect의 부재, 그리고 다양한 시퀀스 간 비교를 통해 감별이 필수적이다.

### (3) 시퀀스 의존성

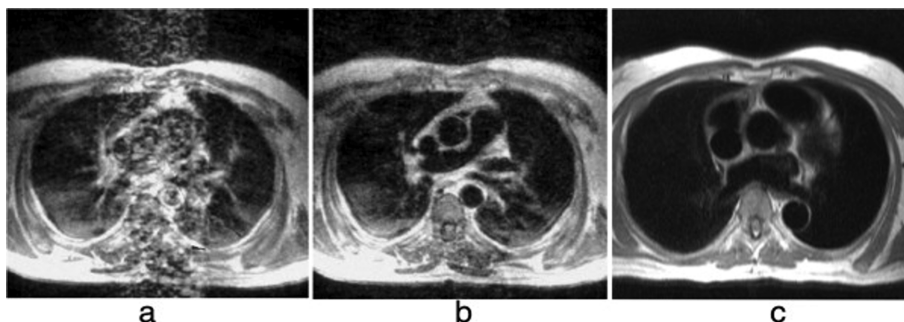
이 허상은 혈류나 CSF의 움직임에 민감한 시퀀스에서 두드러지며, 위상 부호화 방향의 설정에 따라 ghosting의 양상이 달라질 수 있다. 또한 TR, TE, gradient 설정, gating 유무 등에 따라 허상의 강도가 달라질 수 있으므로, 심혈관 구조나 척수 및 CSF 주변 구조를 평가하는 검사에서 특히 중요하다[23,25].

### (4) 임상적 문제

혈류 허상은 혈관성 병변, extra-axial lesion, pseudomass, 비정상적인 내강 신호처럼 해석될 수 있어 실제 병변과의 감별이 필요하다. 특히 CSF pulsation artifact는 뇌실 주변이나 척수강에서 병변처럼 보일 수 있으며, 실제 mass effect 없이 비정상 신호만 보이는 경우 허상을 먼저 고려해야 한다. 따라서 혈관이나 CSF 공간과의 해부학적 관계, 주변 조직의 변위 여부, 시퀀스에 따른 변화 양상을 함께 평가하는 것이 중요하다[24,25].

### (5) 보정 방법

혈류 허상을 줄이기 위해서는 여러 가지 기법이 사용될 수 있다. Gradient moment nulling 또는 flow compensation 기법을 사용하여 움직이는 스핀에서 발생하는 위상 변화를 보정할 수 있으며, saturation band(spatial presaturation)를 이용하여 촬영 영역으로 유입되는 혈류 신호를 억제할 수 있다[23]. 가장 획기적인 개선은 빠른 segmented acquisition과 black blood preparation의 도입으로 이루어졌다. Fig. 6과 같이 black blood preparation은 double inversion pulse를 이용하여 첫 번째 비선택적 inversion pulse로 전체 이미징 영역의 자기화를 반전시킨 후, 두 번째 선택적 inversion pulse로 슬라이스 내 자기화만 선택적으로 다시 반전시킨다. HASTE(Half-Fourier Acquisition Single-shot Turbo Spin-echo) 시퀀스와 같은 빠른 시퀀스의 도입으로 이 방법은 더욱 효과적이 되었으며, 기존의 systole/diastole 타이밍에 의존한 방법보다 더 안정적이고 신뢰할 수 있는 혈류 허상 감소



**Fig. 6.** Spin-echo blood flow artefacts. (a) Image acquired in diastole showing minimal flow artefacts. (b) Image acquired in systole showing severe signal loss due to increased intravoxel dephasing and time-of-flight effects. (c) With faster segmented acquisition and black blood preparation using HASTE sequence, flow artefacts are effectively eliminated.

**Table III.** Integrated summary of tissue-related and motion-related MRI artifacts discussed in this review.

Artifact	Main mechanism	Typical imaging appearance	Sequence dependence	Clinical pitfall	Reduction / correction strategy
Magnetic susceptibility artifact	Susceptibility differences causing local field inhomogeneity and intravoxel dephasing	Signal loss, low signal, and geometric distortion	Prominent on gradient-echo sequences, EPI, high field, long TE, and narrow bandwidth	May obscure lesions or exaggerate hemorrhage and calcification	Shorter TE, wider bandwidth, smaller voxels, spin-echo or fast spin-echo sequences, and distortion correction
Metal artifact	Severe field distortion and frequency shift induced by metallic implants	Signal void, signal pile-up, severe distortion, and failed fat suppression	Metallic implants, gradient-echo sequences, long TE, narrow bandwidth, larger voxels	May obscure postoperative complications or mimic periprosthetic lesions	Spin-echo or fast spin-echo sequences, shorter TE, wider bandwidth, smaller voxels, VAT, SEMAC, MAVRIC, and advanced reconstruction
Chemical shift artifact	Fat-water frequency difference causing spatial misregistration	Bright-dark banding at fat-water interfaces and boundary displacement	More evident at high field strength, narrow bandwidth, and along the frequency-encoding axis	May mimic lesion margins, but may also aid tissue characterization	Increased bandwidth, fat suppression, inversion recovery, and in-phase/out-of-phase or water-fat separation techniques
Respiratory, cardiac, and patient motion artifact	k-space inconsistency caused by physiologic or voluntary motion	Ghosting, blurring, and duplicated structures	More pronounced in long acquisitions, abdominal MRI, cardiac MRI, DWI, and periodic motion	May obscure small lesions or create pseudolesions	Breath-hold imaging, respiratory or cardiac gating, navigator techniques, faster sequences, patient immobilization, motion-robust sequences, and motion correction
Flow artifact	Phase accumulation, inflow effect, and intravoxel dephasing caused by moving blood or cerebrospinal fluid	Ghosting, signal void, abnormal signal displacement, and intravoxel dephasing	Common near large vessels, the ventricular system, the spinal canal, and flow-sensitive sequences	May mimic vascular lesions, pseudomass, or abnormal intraluminal signal	Flow compensation, gradient moment nulling, saturation bands, gating, and optimization of TR, TE, and phase-encoding direction

를 제공한다[20]. 그 외에도 TR 및 TE 조정, 위상 부호화 방향 변경, cardiac gating과 같은 촬영 파라미터의 최적화도 도움이 된다. 이러한 방법들은 혈류나 CSF의 움직임으로 인한 신호 왜곡을 줄여 MRI 영상의 품질과 해석 정확도를 향상시킨다[23,24].

이상에서 기술한 각 조직 및 움직임 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 모사하여 영상 판독의 정확성과 신뢰성을 저하시킬 수 있다. 따라서 허상의 물리적 발생 원리와 전형적 영상 양상을 이해하는 것은 임상 영상의 질 관리와 진단 오류 예방에 필수적이다[26,28]. 본 고찰에서는 magnetic susceptibility, metal, chemical shift, respiratory motion, cardiac motion, patient motion 및 flow artifact을 비교·정리하였다. 조직 관련 허상은 주로 자기감수성 차이, 금속성 물질, 지방과 물의 공

명주파수 차이와 같은 물리적 특성에 의해 발생하는 반면, 움직임 관련 허상은 영상 획득 과정에서 시간에 따라 변화하는 위치 정보의 불일치로 인해 발생한다. 그러나 두 범주는 모두 신호 소실, 기하학적 왜곡, 위치 이동, ghosting, blurring 등을 유발하여 실제 병변을 가리거나 병변처럼 보이게 할 수 있다는 공통점을 가진다.

Magnetic susceptibility artifact와 metal artifact는 발생 원리상 밀접하게 연관되어 있으나, metal artifact는 보다 심한 자기장 왜곡과 넓은 범위의 영상 손상을 초래하며 VAT, SEMAC, MAVRIC과 같은 전용 감소 기법이 필요하다. 최근에는 수술 후 척추 MRI와 관절 치환술 후 MRI에서 metal artifact 감소 기법의 임상 활용이 확대되고 있으며, 저자장 MRI, multispectral imaging, CS-SEMAC, AI 기반 재구성 등이 중요한 연구 방향으로 제시되고 있다[12,13]. 또한 chemical shift artifact는 병변 경계를 왜곡할 수 있지만, in-phase 및 out-of-phase imaging을 통해 intracellular fat을 평가하는 진단적 도구로도 활용될 수 있다[14-16].

움직임 관련 허상은 임상 MRI에서 매우 흔하며, 호흡, 심박동, 환자 움직임, 혈류에 의한 ghosting과 blurring은 병변

을 은폐하거나 가상 병변을 만들 수 있다. 이 경우 다평면 영상 간 소견의 불일치, mass effect의 부재, 시퀀스 및 위상 부호화 방향에 따른 변화가 중요한 감별 단서가 된다. 최근 AI 기반 보정 기술은 새로운 가능성을 제시하고 있으나, 임상 적용을 위해서는 데이터 표준화, 일반화 가능성, 영상 왜곡 위험에 대한 충분한 검증이 필요하다[21,22]. 혈류 및 CSF 관련 허상 역시 유동에 따른 위상 변화와 탈위상에 기 반하며, 척수 및 CSF 인접 부위에서는 자기감수성 영향과 유 동 영향이 중첩될 수 있으므로 통합적인 해석이 요구된다[23-25]. 종합하면, 허상 감소 전략은 단일한 방법보다는 촬영 파 라미터 조정, 시퀀스 선택, gating, hardware 보정, 후처리 기 법 등을 상황에 따라 조합하는 접근이 적절하다.

결론적으로 조직 및 움직임 관련 MRI 허상에 대한 체계적 이해는 영상 품질 향상, 재촬영 감소, 판독 오류 예방에 기여 하며, 보다 정교한 영상 프로토콜의 설계와 임상 진단 신뢰 도 향상의 기반이 된다.

## References

- [1] R. W. Brown, Y. C. N. Cheng, E. M. Haacke, M. R. Thompson, and R. Venkatesan, *Magn. Reson. Imaging: Physical Principles and Sequence Design*, 2nd ed. Wiley, Hoboken, (2014), pp. 1~16.
- [2] D. L. Bihan, C. Poupon, A. Amadon, and F. Lethimonnier, *J. Magn. Reson. Imaging*, **24**, 478 (2006).
- [3] M. A. Bernstein, K. F. King, and X. J. Zhou, Elsevier Academic Press, Burlington. (2004), pp. 17~20.
- [4] K. Krupa and M. Bekiesińska-Figatowska, *Pol. J. Radiol.* **23**, 93 (2015).
- [5] K. M. Koch, B. A. Hargreaves, K. B. Pauly, W. Chen, G. E. Gold, and K. F. King, *J. Magn. Reson. Imaging*, **32**, 773 (2010).
- [6] M. Hashemilar and N. Forghani, *Arch Neurosci.* **8**, e111362 (2021).
- [7] J. F. Barrett and N. Keat, *Radiographics*, **24**, 1679 (2004).
- [8] P. Jezard and R. S. Balaban, *Magn. Reson. Med.* **34**, 65 (1995).
- [9] R. Pohmann, O. Speck, and K. Scheffler, *Magn. Reson. Med.* **75**, 801 (2016).
- [10] W. Lu, K. B. Pauly, G. E. Gold, J. M. Pauly, and B. A. Hargreaves, *Magn. Reson. Med.* **62**, 66 (2009).
- [11] G. C. Feuerriegel and R. Sutter, *Skeletal Radiol.* **53**, 1737 (2024).
- [12] K. Ziegeler, D. Yoon, M. Hoff, and A. A. Theologis, *J. Am. Acad. Orthop Surg.* **33**, 510 (2025).
- [13] P. M. Jungmann, M. Jaeger, F. C. Wagner, R. Strecker, I. Gottlieb, and M. Jung, *Skeletal Radiol.* **55**, 1087 (2026).
- [14] M. N. Hood, B. S., V. B. Ho, J. G. Smirniotopoulos, and J. Szumowski, *RadioGraphics*, **19**, 357 (1999).
- [15] M. Bydder, M. Carl, G. M. Bydder, and J. Du, *Quant. Imaging. Med. Surg.* **11**, 3677 (2011).
- [16] 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).
- [17] M. Zaitsev, J. Maclaren, and M. Herbst, *J. Magn. Reson. Imaging*, **42**, 887 (2015).
- [18] K. Alfudhili, P. G. Masci, J. Delacoste, J. B. Ledoux, G. Berchier, V. Dunet, S. D. Qanadli, J. Schwitter, and C. Beigelman-Aubry, *Br. J. Radiol.* **89**, 20150987 (2016).
- [19] M. Herbst, J. Maclaren, C. Lovell-Smith, R. Sostheim, K. Egger, A. Harloff, J. Korvink, J. Hennig, and M. Zaitsev, *Magn. Reson. Med.* **71**, 182 (2013).
- [20] P. F. Ferreira, P. D. Gatehouse, R. H. Mohiaddin, and D. N. Firmin, *J. Cardiovasc. Magn. Reson.* **15**, 41 (2013).
- [21] M. Safari, Z. Eidex, R. L. J. Qiu, M. Goette, and X. Yang, *Phys. Med.* **141**, 105704 (2026).
- [22] C. H. Krag, K. L. Gandrup, M. B. Andersen, J. M. Møller, M. L. Liu, A. Rud, S. Krabbe, L. Al-Farra, M. Nielsen, C. Kruuse, and M. P. Boesen, *Eur. Radiol.* **36**, 265 (2026).
- [23] K. Butts, J. M. Pauly, and G. E. Gold, *Magn. Reson. Med.* **53**, 418 (2005).
- [24] M. Poustchi-Amin, S. A. Mirowitz, J. J. Brown, R. C. McKinstry, and T. Li, *Radiographics*, **21**, 767 (2001).
- [25] E. U. Saritas, S. J. Holdsworth, and R. Bammer, *Quantitative MRI of the Spinal Cord*. (2014), pp. 91~105.
- [26] A. Stadler, W. Schima, A. Ba-Ssalamah, J. Kettenbach, and E. Eisenhuber, *Eur. Radiol.* **17**, 1242 (2007).
- [27] B. A. Hargreaves, P. W. Worters, K. B. Pauly, J. M. Pauly, K. M. Koch, and G. E. Gold, *AJR Am. J. Roentgenol.* **197**, 547 (2011).
- [28] C. Noda, B. Ambale Venkatesh, J. D. Wagner, Y. Kato, J. M. Ortman, and J. A. C. Lima, *Radiographics*, **42**, e102 (2022).