Journal of RADIATION INDUSTRY
Vol. 19, No. 4, pp. 463-470, 2025
https://doi.org/10.23042/radin.2025.19.4.463

Original article

자기감수성 평가 연구: 문헌 분석과 실험적 접근

구 은 회[1,*]

[1]청주대학교 보건의료과학대학 방사선학과

A Study on Magnetic Susceptibility Assessment: Literature Review and Experimental Approach

Eunhoe Goo[1,*]

[1]Department of Radiological Science, Cheongju University, 298, Daeseong-ro, Cheongwon-gu, Cheongju-si, Chungcheongbuk-do 28503, Republic of Korea

ABSTRACT The purpose of this study is to provide fundamental data on the causes of magnetic susceptibility artifacts and reasonable prevention measures for researchers using MRI equipment through qualitative evaluation and literature review. The study analyzed data from 32 subjects randomly selected from PACS-transmitted datasets and 32 subjects from literature analysis. The equipment used for analysis included data from GE, Siemens, and Philips systems. Pulse sequences examined were 2D TSE, 2D GE, and 3D TSE (GE). Statistical analysis involved qualitative analysis using a 5-point scale, with the Friedman test employed for statistical testing, followed by post-hoc analysis using the Wilcoxon Signed-Rank Test. Qualitative analysis revealed that for 1.5 Tesla and 3.0 Tesla systems, when the quality of images (GE 3D, TSE 2D, GE 2D) was analyzed using the 5-point scale, magnetic susceptibility was found to increase with higher magnetic field strength (p<0.05). Additionally, the magnetic susceptibility of pulse sequences for 1.5T and 3.0T systems increased in the following order: TSE → SE → GE → 3D GE (p<0.05). In conclusion, higher magnetic field strength is associated with increased magnetic susceptibility. Among the pulse sequences, the order of magnetic susceptibility was 3D TSE (GE) → TSE → SE → GE. These findings are expected to serve as fundamental clinical data for future examinations.

Key words: Magnetic Susceptibility, Gradient Echo, Turbo Spin Echo

1. 서 론

자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging, MRI)은 인체 해부학적 및 기능적 정보를 제공하며 동시에 분자 수준에서의 생물학적 정보를 시각화할 수 있는 기술이다. 또한, 높은 조직 대조도를 제공하여 다양한 의료정보를 얻을 수 있다. 세 방향의 위상 부호화, 선택 단면, 주파수 부호화 경사 자장의 기울기를 이용함으로써 환자의 위치 변화를 주지 않고도 관상, 시상, 축상, 그리고 사방향의 이미지를 구현할 수 있다. 이와 같은 경사 자장(Gradient)은 이미지를 형성하는 동안 영상의 대조도(Contrast)와 해상력(Resolution)에 영향을 미친다[1]. 자화 감수성 인공물(Magnetic Susceptibility Artifact)은 균질한 자기장에 서로 다른 자화율을 가지는 물질이 있는 경우, 자화율의 차이로 인한 국소 자기장의 왜곡이 발생 되어 신호를 불균질하게 변화시키는 것이다[2,3]. 더불어 지방 소거 영상에서는 금속이 있는 부분 주변의 지방 소거가 불완전하다[4]. 조직의 자화율이란 자장에 대해 조직이 얼마나 자화되는가에 대한 정도의 차이를 말하며, 이는 MR 영상 대조도에 큰 영향을 끼친다[5]. 자화율은 물질의 특성에 따라서 상자성, 반자성, 강자성으로 분류되는데, 강자성을 나타내는 물질은 스핀들이 외부 자기장에 정렬되며, 대표적인 예로는 철, 코발트, 니켈이 있다. 이러한 강자성 물질은 강력한 신호 소실과 함께 기하학적 변형이 발생한다. 반자성 물질은 자기장과 반대로 작용하여 자화되는 물질로, 인체를 구성하는 대부분의 성분은 약한 반자성 특성을 지닌다. 상자성 물질은 외부 자기장이 가해졌을 때 유도된 자기장에 상대적으로 동일한 방향으로만 자화된다[6]. 자기 감수성(Magnetic Susceptibility)이란 물질이 주자

ISSN 1976-2402 http://www.ksri.kr/

Copyright© 2025 by Korean Society of Radiation Industry

*Corresponding author: Eunhoe Goo
Tel: +82-43-229-7994, Fax: +82-43-229-7947, E-mail: gooeh@cju.ac.kr

Received 11 November 2025 Revised 19 November 2025 Accepted 20 November 2025

장(B0)에 있을 때 자성을 띠게 되는 성질을 말하는데, 감수성은 전자와 핵이 외부에서 인가된 자기장과 상호작용하여 발생핵과 전자가 자기장과 같은 방향으로 물질 방향으로 회전할 때, 개별 자기 모멘트는 국부적으로 자기장을 증가시킨다. 이때 자장에 반대쪽이면 반자성, 자장에 같은 방향이면 상자성, 초상자성, 강자성이라 한다. 인체에 내인성 강자성 물질은 존재하지 않지만, 많은 외부 금속이 물질과 수술용 주입물은 강자성이며 MRI 검사 시 이를 많이 발견할 수 있다. 조직의 자화율이 다른 두 조직 간 경계면에서는 자화율 차이로 인해 국소 자기장 왜곡이 발생할 수 있으며, 이는 세차 주파수와 위상의 차이를 발생시킬 수 있다. 이는 자장의 세기가 달라지는 결과를 초래하며, 신호(Echo)를 얻는 동안 신호(Echo)의 중심이 TE에서 벗어나 경계면에서 신호(Echo)의 감소 또는 증가를 초래하게 된다. 인체에서의 작용기전은 혈종(Hematoma)과 금속(Metal)의 철 성분이 주요 원인이 되는데, 이들의 자화율이 인체의 주변 조직보다 훨씬 더 높은 세기를 가지기 때문이다. 또한, 자장의 기하학적 변형은 영상의 형태를 왜곡시키고, 결과적으로 영상의 위치에 오차를 발생시킨다. 자장의 강도가 높을수록 이러한 현상은 Gradient Echo 기법에서 더 자주 나타나게 된다. 이는 Spin Echo 기법이 180도 Refocusing Pulse를 사용하여 자화율 차이로 인한 위상 변화를 보상이 가능한 반면, Gradient Echo 기법은 조직 경계면에서의 위상 변화 보상이 불가능하기 때문이다. 하지만 반대로 Gradient Echo 기법의 자화감수성(Magnetic Susceptibility)을 이용하여 작은 혈종을 진단하기도 한다[2]. 자화 감수성은 물질이나 조직의 자화 특성을 나타낸다. 물질이나 조직이 외부 자기장에 놓였을 때, 얼마나 일시적으로 자석처럼 변하는지를 나타내는 정도와 크기라고 할 수 있다. 몸통이나 뼈는 공기와 유사한 낮은 자화 감수성을 지니고 있다. 대부분의 인체조직은 중간 수준의 자화 감수성을 나타내지만, 철 성분과 결합된 분자들, 예를 들어 헤모글로빈이나 혈액 손상으로 생긴 물질들은 강한 자화 감수성을 보인다. 서로 다른 자화 감수성을 가진 경계면에서는 미세한 자기장 변화가 생기게 된다. 이 경계면에 있는 수소 원자들은 탈위상이 빨라지고, 결과적으로 자화감수성 인공물이 만들어진다. 특히 부비동, 외이도와 같이 해부학적으로 서로 다른 양성자 밀도를 지닌 구조물들이 인접한 면에서 자화 감수성 인공물 발생이 자주 나타나게 된다. 이때, 수소 원자의 탈위상 변화는 아래 Eq. (1)과 같다.

$$\Delta\varphi = \Upsilon \cdot Gi \cdot \Delta r \cdot TE \quad (1)$$

$\Delta\varphi$: phase change
Υ: geomagnetic ratio
Gi: internal magnetic field gradient
Δr: voxel size
TE: echo time

Eq. (1)에 따르면 자화 감수성 인공물은 용적(Voxel) 크기와 에코 시간(Echo Time) 사이에 비례 관계가 성립한다는 것을 알 수 있다[7]. 자기공명영상 검사는(Magnetic Resonance Imaging, MRI) 병리학과 해부학적으로 뛰어난 영상을 제공하고 연부조직을 표현할 정도로 해상도가 매우 높기 때문에 진단 시에 유용하게 쓰인다. 하지만 인공물은 다양한 원인으로 인해 발생하며 이런 인공물은 진단적 가치를 떨어뜨려 부정확한 진단을 초래한다. 그 중 금속으로 인한 자화 감수성 인공물(Magnetic Susceptibility Artifact)은 영상에 영향을 주며 안전사고와도 관련이 있다[8]. 현재 자화 감수성 인공물에 대한 연구는 일부 진행되고 있지만, 여전히 발생 원인과 영향을 정확히 규명하거나 이를 개선하기 위한 표준화된 해결책은 부족하다[9]. 또한, 자화 감수성 인공물이 주로 금속 성분과 관련이 있지만, 그 외의 다양한 요소가 미치는 영향을 충분히 이해하지 못한 상태이다. 이러한 배경 속에서, 본 연구는 자화 감수성 인공물의 발생 메커니즘을 체계적으로 분석하고, 이를 효과적으로 보정할 수 있는 방법을 제시할 필요성이 있다. 또한, MRI 장비를 사용하는 연구자들에게 자화 감수성 인공물에 대한 이해를 높이고, 임상에서 발생할 수 있는 문제를 예방하거나 해결하는 데 기여 할 것이다. 이 연구는 MRI의 진단 정확도를 높이고, 인공물로 인한 안전사고를 예방하는 데 중요한 역활을 한다. 이러한 이론을 배경으로, 정성적 평가와 문헌 고찰을 통해 MRI 장비를 사용하는 연구자들에게 자화 감수성 인공물(Magnetic Susceptibility Artifact)이 발생하는 원인과 합리적인 방지 대책에 대한 기초적인 자료를 제공하고자 한다.

2. 대상 및 방법

2.1. 연구 대상 및 장비

2.1.1. 연구 대상

무작위로 선정한 총 32명의 PACS 전송 데이터로 남자 16명, 여자 16명(평균나이 71.05) 을 대상으로 Pulse Sequence, 2D TSE, 2D GE, 3D TSE (GE) 데이터를 선정하여 분석하였다.

2.1.2. 연구 장비

본 데이터 분석에 적용된 자기공명영상기기는 Ingenia CX 3.0 T, Archieva 3.0T (Philips Healthcare, Best, Netherlands)이었다.

2.2. PACS 데이터 분석

C 대학병원에서 MRI 검사한 데이터를 PACS로 전송한 뒤 무작위로 선정하여 TSE, GE, 3D TSE (GE) 데이터를 분석하였다. PACS 데이터 분석대상은 남자 16명, 여자 16명(평균 나이: 71.05), 총 32명을 대상으로 하여 각각 1.5T, 3.0T로 TSE, GE, 3D TSE (GE) 데이터를 선정하여 분석하였다.

2.3. 문헌 분석

2.3.1. 문헌 데이터 분석

C 대학병원에서 MRI 검사한 데이터를 PACS로 전송한 뒤 무작위로 선정하여 TSE, GE, 3D TSE (GE) 데이터를 분석하였다. 문헌분석 대상은 남자 16명, 여자 16명(평균 나이: 71.05), 총 32명을 대상으로 하여 각각 1.5T, 3.0T로 TSE, GE, 3D TSE (GE) 데이터를 선정하여 분석하였다.

2.3.2. 문헌 데이터 장비

대상 장비는 3.0 Tesla Magnetom Trio MR Scanner (Siemens Medical Solutions, Germany), GE사의 1.5 Tesla, 1.5 Tesla의 MRI/MRS system (Vision Plus, Siemens, Erlangen. Germany), Philips Medical System, Achieva, Release를 사용하여 검사하였다.

2.3.3. EPI

에코평면영상(Echo Planar Imaging: EPI)기법이란 한 번의 RF Pulse를 가하고 한 번의 TR 동안에 영상 구성에 필요한 Phase Encoding 단계를 동시에 획득할 수 있는 초고속 영상 획득 기법을 말한다. 해당 기법은 현재 사용되는 Sequence 중에서 가장 빠른 영상 기법이다[10,11]. EPI 기법은 영상화 과정 중 발생하는 인체 내 움직임에 대해 강한 면을 가지고 있어 EPI 기법을 이용한 영상은 검사 시간이 매우 짧아 환자의 불필요한 움직임과 인체 내 불필요한 움직임을 최소화하는 확산 영상에 유용하게 이용되고 있다. 그러나 EPI 기법을 사용한 영상에는 Susceptibility Artifact가 많이 나타나며 왜곡이 발생하여 영상의 품질이 저하된다는 단점이 있다. 이러한 단점을 보완하기 위해서 TSE (Turbo Spin Echo) 영상 기법을 사용하거나 임상에서는 Multi-shot EPI 기법이 가끔 사용되며, 이 방법은 K-space를 반복적으로 채워 K-space의 step 간 시간 간격인 Echo Spacing을 줄임으로써 영상의 왜곡을 감소시킬 수 있다[12]. 반면, Multi-shot EPI 기법은 적용되는 shot 수가 증가함에 따라 검사 시간이 길어지는 단점이 있다. EPI Pulse 파형은 인가하는 RF Pulse에 따라서 Spin Echo, Gradient Echo, Inversion Recovery EPI 등으로 구분되는데, 물과 지방 신호의 화학적 이동인 Chemical Shift에 따른 Artifact가 위상부호화 방향으로 발생되기 때문에 지방 신호 억제(Fat Suppression)가 반드시 필요하다. EPI 영상은 현재 해상도나 대조도 측면에서 다른 Sequence에 비해 상대적으로 낮기 때문에 기본적인 방법으로 사용되지는 않지만, 검사 시간이 매우 짧다는 장점을 이용하여 기능적 영상, 확산(Diffusion), 관류(Perfusion) 영상 등에서 유용하게 활용되고 있다. 앞으로 하드웨어의 발전과 함께 큰 발전이 있을 전망으로 기대된다(Fig. 1)[13].

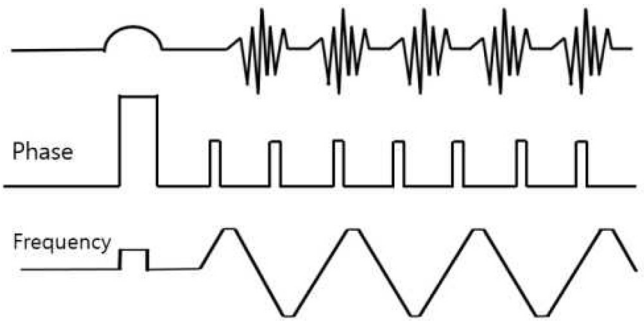


Fig. 1. EPI Pulse Sequence Diagram.

2.3.4. GE (Gradient Echo)

Gradient Echo는 Scan Time이 약 1분으로 Spin Echo보다 검사 시간이 짧아 Fast Scan이라 불리어 왔으나, 최근에는 이보다 속도가 빠른 Sequence가 많이 개발되었기 때문에 MR Angiography나 Cardiac Image 등의 영상 획득을 위해 많이 사용되고 있다.

Gradient Echo는 Spin Echo와 같이 90°와 180° 같은 두 가지의 RF Pulse 파형을 사용하지 않고 작은 RF Pulse 파형이나 90° RF Pulse 파형을 사용하여 영상을 얻는다. 경사 자계를 이용하여 신호를 얻으므로 이를 경사 자계 에코신호(Gradient Echo)라고 한다.

또한, Gradient Echo 방식에서 사용되는 숙임각(Flip Angle)은 90°보다 작기 때문에 TR을 짧게 조절할 수 있으므로 검사 시간을 짧게 조절할 수 있다. 따라서 혈액의 신호가 밝고 강하게 나타나기 때문에 MR Angiography의 Pulse Sequence로도 사용된다. 이에 반해, Gradient Echo는 180° Pulse가 없으므로 T2 Relaxtion에 의한 Dephase 뿐만 아니라 자장의 불균일성으로 인한 Dephase 역시 Refocus 할 수 없기 때문에 주자장의 균일성이 영상의 질을 좌우하는 데에 있어 중요한 역할을 한다. 또한 자장의 불균일성으로 인해 Dephase 된 신호를 다시 모을 수 없기 때문에 동일한 조건에서는 Spin Echo보다 신호 강도가 더 낮게 나타난다[14].

Gradient Echo를 기반으로 하는 자기공명영상(MRI)은 광범위한 영상 기술과 임상 응용 분야에서 사용되고 있다. Gradient EchoSequence는 임상 실무에서 널리 사용되는 필수적인 영상 방법 그룹의 기초를 형성하며, 특히 심장 MRI 또는 대비 증강 MR 혈관조영술과 같이 빠른 영상이 중요시될 때 사용된다[15].

2.3.5. TSE (Turbo Spin Echo)

Turbo Spin Echo (TSE) 기법은 SE를 사용하여 K-space에 Raw Data를 채우는 방식을 변환시킨 방법을 의미하며 짧은 시간에 비해 상대적으로 많은 위상이 다른 신호를 얻을 수 있도록

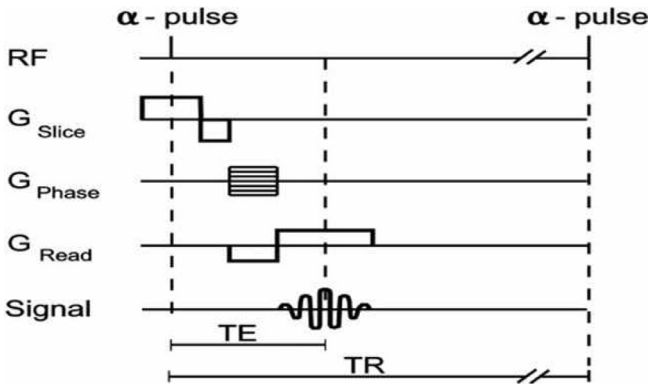


Fig. 2. Gradient Echo Pulse Sequence Diagram.

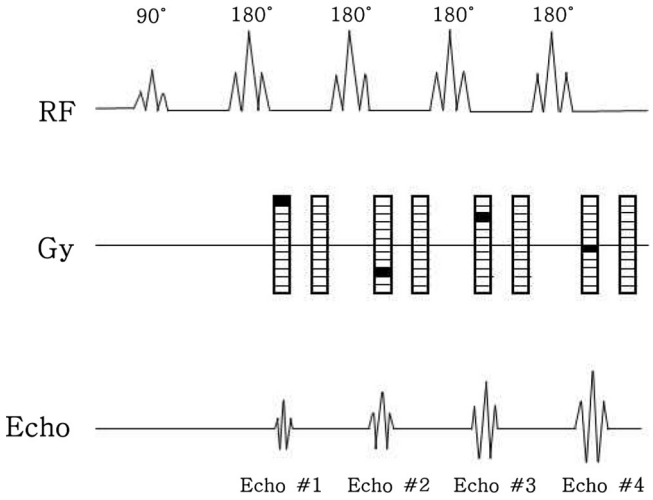


Fig. 3. Turbo Spin Echo Pulse Sequence Diagram.

고안되었다. SE 영상에서는 매 TR마다 90°-180° RF Pulse를 적용한 후, 위상 부호화 경사 자장을 단계별로 증가시켜 신호를 얻으며, 총 128개에서 256개의 위상 부호화 경사 자장을 변화시켜 Scan을 진행한다.

즉 128에서 256개의 TR이 요구되는 것이지만, TSE 영상에서는 Fig. 2와 같이 매 TR마다 한 번의 90° RF Pulse를 적용한 후, 3회에서 16회의 180° RF Pulse를 주며, 동시에 위상 부호화 경사 자장을 3회에서 16회 변경하여 하나의 TR 내에서 3회에서 16개까지의 신호를 획득한다. 이로 인해 TSE는 SE 기법 영상과 같은 효과를 내지만 영상 획득 시간은 1/4에서 1/8로 감소하는 것을 알 수 있다.

TSE 영상은 Spin Echo 영상과 유사한 대조도를 유지하면서도 빠른 시간 내에 이미지를 획득할 수 있어, NEX나 Matrix를 증가시켜 높은 화질(Quality)의 영상을 생성할 수 있다. 이로 인해 최근에는 Spin Echo T2 강조 영상을 거의 대체하고 있다.

2.3.6. 3D Fast Spin Echo (Turbo Spin Echo)

3D TSE (Turbo Spin Echo) Sequence는 비교적 큰 조직 부피를 높은 해상도로 신속하게 촬영할 수 있는 MRI Pulse Sequence이다. 이 Sequence는 전통적인 2D Sequence와 같은 Imaging 특성(T1, T2, 양성자 밀도, FLAIR 등)을 유지하면서 1 mm 미만으로 매우 정밀한 해상도를 나타낸다(Fig. 2)[16,17].

또한, 3D TSE 기법은 3차원 등방성 복셀(3D Isotropic Voxel)을 활용하여 영상 구성을 할 수 있으며 이를 통해 임의의 단면에서 얇은 두께로 영상을 재구성할 수 있다. 공간분해능을 잃지 않고 MPR을 수행하는 기능을 가지고 있기 때문에 병변을 진단하는 데에 매우 유용하며 2D FSE 영상에 비해 손상감별에 수월하다[18].

2.4. Scan Parameters

Table 1

2.5. 통계 분석

전체적인 통계를 도출하기 위해 PASW Statistics (Release 18.0) 프로그램을 사용하였다. 이때, 통계학적 유의수준은 *p*-val-

Table 1. Scan Parameters

Parameters	Pulse sequences		
	Turbo Spin Echo	Gradient Echo	3D Gradeint Echo
TR,ms	3000	524	2000
TE,ms	100	16	240
FOV,mm × mm	240 × 240	240 × 240	240 × 240
Matrix	250 × 368		300 × 300
Slice thickness,mm	5	5	1.2
FA	90	18	90
ETL (Echo Train Length)	15	2	70
Averages and SAR (W/kg)	2(0.163)	2(0.003)	2(0.081)

ue가 0.05보다 작을 때를 조건으로 설정하였고 정성적 평가의 유의성 검정(비모수 검정)을 하기 위해 Friedman Test를 실시하였다. 또한, Willcoxon Signed Rank Test를 실시하여 사후 검정을 하였다.

2.6. 정성적 분석

정량적 분석방법으로는 The Vessel Sharpness, Overall Image Quality, Background Suppression을 분석하여 각각 Very poor, Poor, Fair, Good delineation, Very Good Delineation에 대하여 자기감수성 효과에 관하여 5단계로 평가하였다.

3. 결 과

3.1. 정성적 분석

Fig. 4, 5에서 1.5 Tesla와 3.0 Tesla의 GE 3D, TSE 2D, GE 2D의 영상을 보았을 때 자기장 강도가 높을수록 자기 감수성(Magnetic Susceptibility)이 높으며 1.5 T와 3.0 T의 영상 모두 TSE→SE→GE→3D GE 순으로 갈수록 자기 감수성(Magnetic Susceptibility)이 높다는 것을 알 수 있다.

3.2. 문헌 분석

3.2.1. 2D GE(Gradient Echo)와 3D GE 비교

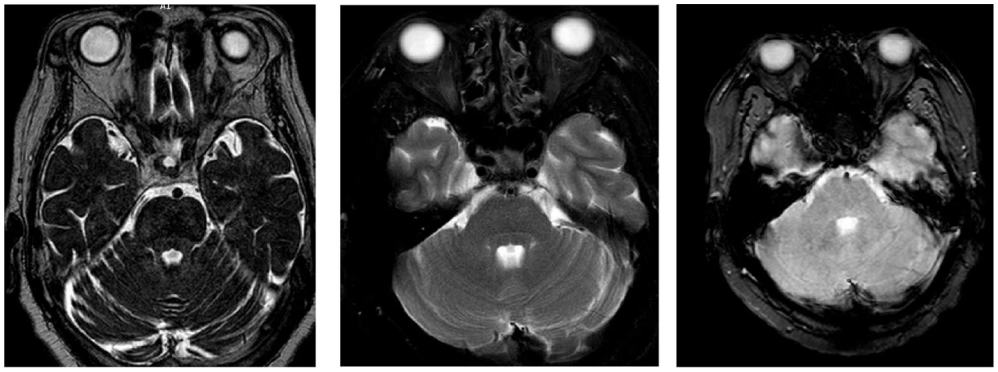
3D Gradient Echo Sequence가 2D Gradient Echo Sequence에 비해 더 높은 SNR을 가지며, 2D GE (Gradient Echo) 영상은 일반적으로 1.5T, 3.0T에서 3D GE(Gradient Echo) 영상보다 열등하다[19,20].

1.5T MRI 스캐너를 사용하여 이미지를 촬영하고 2D와 3D Gradient Echo Sequence를 비교하였을 때, 3D GE Sequence는 2D Sequence에 비해 이미지 품질이 현저히 높았으며, 3D GE Sequence는 짧은 촬영 시간으로 더 좋은 품질의 영상을 제공할 수 있었다[21].

3.2.2. 통계분석

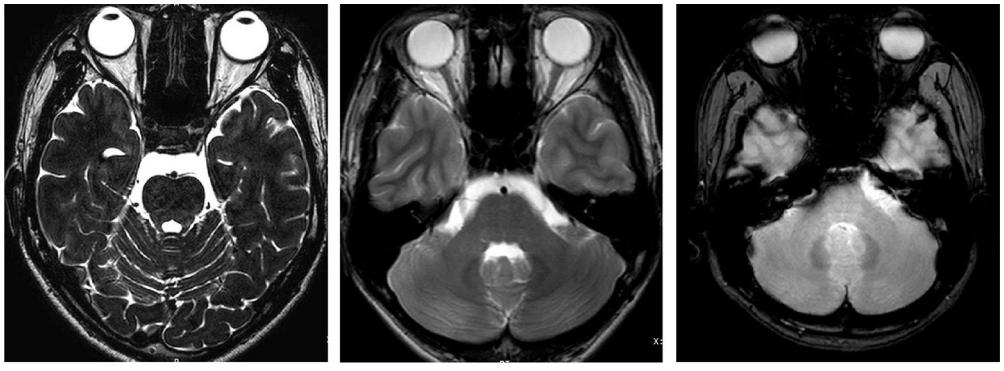
1.5T와 3.0T 사이에 인공물 크기의 차이는 미비하지만, 강자장일수록 인공물이 더 많이 생기며 인공물의 크기가 크다. 3.0T일 때 인가되는 자기장이 1.5T때의 자기장보다 크기 때문에 자기장이 클수록 자화 감수성 인공물이 더 커진다는 것을 알 수 있다.

TSE (Turbo Spin Echo) 기법과 GE (Gradient Echo) 기법을



(a) GE 3D (b) TSE 2D (c) GE 2D

Fig. 4. Comparison of Magnetic Susceptibility Artifacts Across Three Pulse Sequences at 1.5 T.



(a) GE 3D (b) TSE 2D (c) GE 2D

Fig. 5. Comparison of Magnetic Susceptibility Artifacts Across Three Pulse Sequences at 3.0 T.

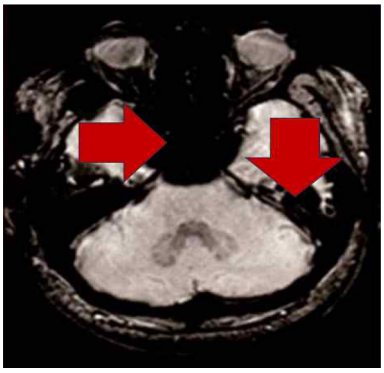


Fig. 6. Gradient Echo.

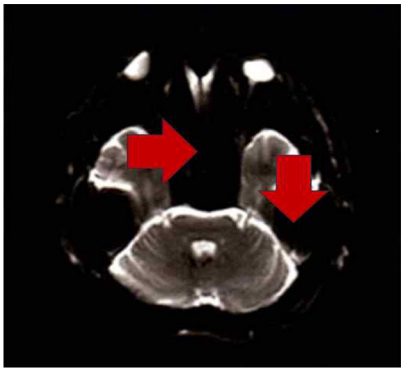


Fig. 7. EPI.

비교했을 때, GE 기법은 TSE 기법에 비해 인공물의 크기가 크고, 배경 소거 효과(Background Suppression)도 TSE 기법이 GE 기법보다 더 우수하며, TSE 기법은 GE 기법보다 더 낮은 잡음과 더 높은 해상도를 가진 이미지를 제공한다.

2D GE (Gradient Echo) 영상과 3D GE 영상을 비교했을 때, 3D GE의 SNR 효율이 훨씬 높다[22].

3.2.3. EPI

EPI 영상에서는 자화율 인공 음영이나 왜곡이 다른 영상들에 비해 비교적 심하게 나타난다는 단점이 있다. 그렇기 때문에 EPI 영상은 일반적으로 다른 영상들에 비해 낮은 영상의 질을 보이며, 그 이유로는 EPI 기법의 상대적으로 낮은 SNR를 들 수 있다. 이 낮은 SNR은 CNR에 반영되어 영향을 미치며 해부학적 및 병리학적 구조물들에 대한 육안적 분별도에도 영향을 주는 것으로 생각된다.

SNR이 낮은 이유로는, 기존의 SE 영상기법에 비해 EPI 기법에서는 90° RF Pulse와 180° Refocusing Pulse의 수가 훨씬 적기 때문에 상대적으로 T2* 감쇠 효과가 보다 현저히 낮으며 EPI 기법에서의 상대적으로 높은 Sampling 주파수 대역 때문이다. EPI는 기존의 통상적인 영상기법에 비해 영상의 왜곡이 심하고 자화율 인공음영이 많이 나타나는데 이는 고속영상을 위한 기계적 이유로 인해 위상부호화경사가 FSE 기법에 비해 상대적으로 낮기 때문이고 이로 인해 정적 자기장의 불균질성의 영향에 매우 민감해지기 때문이다[23].

Fig. 6과 Fig. 7 영상을 비교했을 때도 이 같은 결과를 볼 수 있다. Fig. 7은 EPI 영상으로 Fig. 6 Gradient Echo 영상과 동일 부위 검사 시 자화율 효과가 더 크게 작용하여 영상의 왜곡이 더 크게 발생한다.

3.3. 통계분석

Table 3과 Table 4은 1.5 Tesla와 3.0 Tesla의 자기장으로 2D TSE, 2D GE, 3D TSE 기법을 이용해 검사한 결과를 나타낸다. 혈관의 선명도(Vessel Sharpness)에서 TSE 기법은 GE 기법보다 높은 평균 점수를 보였다(TSE: 4.45±0.41 vs GE: 3.94±0.43,

Table 3. Subjective Grading of Image TSE, GE and 3D GE in Qualitative Assessment at 1.5 Tesla (Subjective Grading, n=32)

	TSE	GE	3D GE
The Vessel Sharpness	4.45±0.41	3.94±0.43	0.000*
OverallImage Quality	4.77±0.29	4.03±0.90	0.000*
Background Suppression	4.57±0.18	3.98±0.59	0.000*

Note: Numbers are mean±Standard Deviation
Mann-Whitney U □□

Table 4. Subjective Grading of Image TSE, GE and 3D GE in Qualitative Assessment at 3.0 Tesla (Subjective Grading, n=32)

	TSE	GE	3D GE
The Vessel Sharpness	4.45±0.41	3.94±0.43	0.000*
Overall Image Quality	4.77±0.29	4.03±0.90	0.000*
Background Suppression	4.57±0.18	3.98±0.59	0.000*

Note: Numbers are mean±Standard Deviation
Mann-Whitney U □□

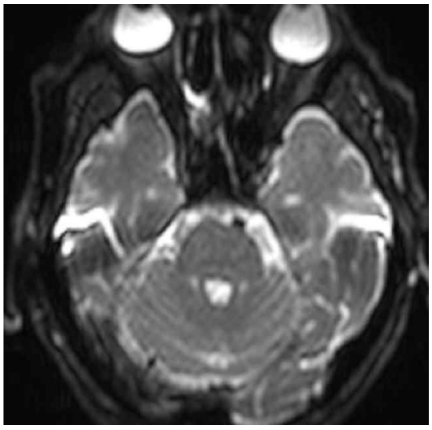


Fig. 8. 1.5 Tesla EPI.

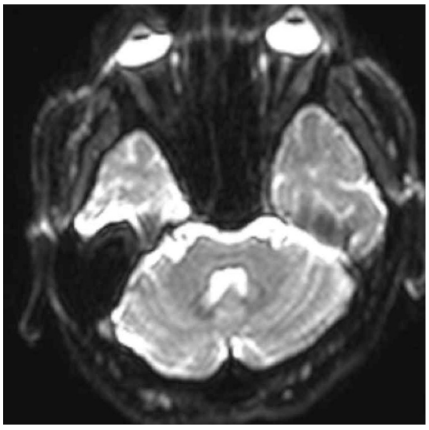


Fig. 9. 3.0 Tesla EPI.

p<0.05). 이는 TSE 기법이 혈관을 더 선명하게 보여주고 있는 것을 의미한다. 영상의 전반적인 질(Overall Image Quality)에서도 GE 기법보다 높은 점수를 기록했다(TSE: 4.77±0.29 vs GE: 4.03±0.90, p<0.001). 이는 TSE 기법이 더 낮은 잡음과 더 높은 해상도를 가진 이미지를 제공한다는 것을 나타낸다. 또한, 배경 소거 효과 (Background Suppression)에서도 TSE 기법이 GE 기법보다 유의미하게 높은 점수를 기록했다(TSE: 4.57±0.18 vs GE: 3.98±0.59, p<0.05). 이를 TSE 기법이 배경 잡음을 더 효과적으로 제거했음을 알 수 있다.

4. 고 찰

문헌 분석 결과, 2D GE (Gradient Echo)와 3D GE를 비교했을 때, 1.5T와 3.0T에서 모두 일반적으로 2D GE 영상은 3D GE 영상보다 열등하다. 3D GE는 2D GE에 비해 짧은 촬영 시간으로 더 좋은 품질의 영상을 제공할 수 있었고, SNR 효율이 훨씬 높다는 것을 알게 되었다.

강자장일수록 인공물의 크기가 크며, 통계 분석 결과, GE 기법이 TSE 기법보다 인공물의 크기가 크다는 그것을 알 수 있었다[24]. 또한, TSE 기법이 GE 기법보다 혈관의 선명도(Vessel Sharpness)에서 높은 평균 점수를 보였다. TSE 기법이 GE 기법보다 영상의 전반적인 질(Overall Image Quality)과 배경 소거 효과(Background Suppression)도 우수하며, 영상의 해상도가 더 높다는 것을 알 수 있었다.

Fig. 8과 Fig. 9은 각각 1.5 Tesla와 3.0 Tesla에서의 EPI 영상이다. 마찬가지로 자기장의 강도가 높은 3.0 Tesla EPI 영상에서 영상의 왜곡이 더 많이 발생한 것을 알 수 있다.

본 연구의 아쉬운 점으로는 첫째, 다양한 환자의 Case를 확보하지 못하였다. 다양한 환자의 Case를 확보해 추가 실험을 통해 연구의 질(Quality)을 더 높일 계획에 있다. 둘째, 자기장의 강도가 높을수록 자화 감수성 인공물이 더 많이 발생할 수 있다는 그것을 알아내었지만, 1.5T와 3.0T의 영상을 비교하지 못한 것이다. 셋째, 후향적 분석에 대한 환자의 상태를 고려하지 못했다는 것이다. 이러한 점은 후에 정량적 분석을 추가하여 부가적인 실험을 진행할 예정이다. 넷째, 1.5 T 장비와 3.0 T 장비에 있어 SNR, CNR에 대해 비교하지 못한 점이 있다는 것이다. 향후 이러한 제한점들을 고려하여 부가적인 연구를 통해 본 연구의 질을 높일 계획에 있다. 결론적으로, 인공물(Artifact)은 자기장의 세기가 높을수록, TSE→SE→GE→3D GE 순으로 많이 발생하였고 따라서 영상의 질이 감소했다. 2D GE (Gradient Echo)와 3D GE (Gradient Echo)를 비교해 보았을 때 3D GE (Gradient Echo) 장비를 사용하여 얻은 영상의 질이 더 우수했다. 이러한 결과는 향후 임상적 기초 평가 및 MRI 검사에서 교육적 자료가 될 것이다.

5. 결 론

자화 감수성 인공물(Magnetic Susceptibility Artifact)은 자화율의 차이로 인한 국소 자기장의 왜곡을 발생시켜 불균질한 신호를 초래한다. 이러한 인공물의 발생은 진단적 가치를 떨어뜨리고 부정확한 진단을 초래하며, 금속으로 인한 자화 감수성 인공물은 안전사고를 일으키기도 한다. 또한, 자장의 기하학적 변형은 영상의 형태를 왜곡시키거나 영상의 위치에 오차가 발생하게 할 수 있다. 이런 현상은 자기장 강도가 높을수록, 1.5T와 3.0T의 영상 모두 TSE→SE→GE→3D GE 순으로 갈수록 많이 발생한다는 것을 알 수 있었다.

사 사

이 논문은 2024.09.01.-2026.08.31.학년도에 청주대학교 보건의료과학 연구소가 지원한 학술연구조성비(특별연구과제)에 의해 연구되었음.

*청주대학교 보건의료대학 교수

참고문헌

1. Lee JH, Jang JH, Kim TG, Choi SG, Kim JY and Kang NG. 2018. Image Evaluation of Magnetization Susceptibility Artifact with the Application of SEMAC by Phase Encoding Step in Magnetic Resonance Imaging: Focus on Phantom Study. *J. Korean Soc. Magn. Reson. Technol*. **28**(1):1-8. https://doi.org/10.31159/ksmrt.2018.28.1.1.
2. Park JH, Kang CH and Kim SB. 2021. The Effect of Cosmetics on Magnetic Resonance Imaging: Focusing on Eye Cosmetics. *J. Korean Soc. Magn. Reson. Technol*. **31**(1):41-49. https://doi.org/10.31159/ksmrt.2021.31.1.41.
3. Goo EH. 2016. The Evaluation of Image Quality in Gradient Echo MRI of the Pancreas: Comparison with 2D T1 FFE and 3D T1 THRIVE Imaging. *J. Korean Soc. Radiol*. **10**(2):73-79. https://doi.org/10.7742/jksr.2016.10.2.73.
4. Choo HJ, Lee SJ and Lee YH. 2020. Metallic Artifacts on MR Imaging and Methods for Their Reduction. *J. Korean Soc. Radiol*. **81**(1):41-57. https://doi.org/10.3348/jksr.2020.81.1.41.
5. Kim YH, Jeong MT and Choi NG. 2018. The Evaluation of Imaging Quality Depending the Shift of the Central Axis in FOCUS DWI Investigation. *J. Korean Soc. Radiol*. **12**(5):631-636. https://doi.org/10.7742/jksr.2018.12.5.631.
6. Choi WJ and Kim DH. 2019. Reduction of Artifacts in Magnetic Resonance Imaging with Diamagnetic Substance. *J. Korean Soc. Radiol*. **13**(4):581-588. https://doi.org/10.7742/jksr.2019.13.4.581.
7. Park JB. 2023. A Study of the Use of the Sensitivity Encoding Factor to Reduce Magnetic Susceptibility Artifacts in Brain Stem Diffusion-Weighted Imaging. *J. Korean Soc. Magn. Reson. Technol*. **33**(1):9-26. https://doi.org/10.31159/ksmrt.2023.33.1.9.
8. Budrys T, Veikutis V, Lukosevicius S, Gleizniene R, Monastyreckiene E and Kulakiene I. 2018. Artifacts in Magnetic Resonance Imaging: How it Can Really Affect Diagnostic Image Quality and Confuse Clinical Diagnosis?. *J. Vibroeng*. **20**(2):1202-1213. https://doi.org/10.21595/jve.2018.19756.
9. Farahani K, Sinha U, Sinha S, Chiu LC and Lufkin RB. 1990. Effect of Field Strength on Susceptibility Artifacts in Magnetic Resonance Imaging. *Comput. Med. Imaging Graph*. **14**(6):409-413. https://doi.org/10.1016/0895-6111(90)90040-i.
10. Goo EH. 2022. Understanding Protocols for Diffusion-Weighted Imaging Testing: Focused on Literature Article. *J. Korean Soc. Radiol. Imaging* **16**(4):529-535. https://doi.org/10.23042/radin.2022.16.4.52.
11. Widmann G, Henninger B, Kremser C and Jaschke W. 2017. MRI Sequences in Head & Neck Radiology – State of the Art. *Fortschr. Röntgenstr.* **189**(5):413-422. https://doi.org/10.1055/s-0043-103280.
12. Goo EH. 2021. Evaluation of Image Quality Using SE-EPI and SSH-TSE Techniques in MRDWI. *J. Korean Soc. Radiol*. **15**(7):991-998. https://doi.org/10.7742/jksr.2021.15.7.991.
13. Cho YG, Chang KH, Choi GM, Won HJ, Kim HD, Han MH and Yu IK. 1997. Comparison of FSE and EPI with Brain MR Imaging. *J. Korean Radiol. Soc*. **37**(5):789-795. https://doi.org/10.3348/jkrs.1997.37.5.789.
14. Lee SH. 2019. Optimal Flip Angle for T2-Weighted Effect in Micro 4.7T MRI SE Sequence. *J. Radiol. Sci. Technol*. **42**(2):113-117. https://doi.org/10.17946/JRST.2019.42.2.113.
15. Markl M and Leupold J. 2012. Gradient Echo Imaging. *J. Magn. Reson. Imaging* **35**(6):1274-1289. https://doi.org/10.1002/jmri.23638
16. Mugler JP. 2014. Optimized Three-Dimensional Fast-Spin-Echo MRI. *J. Magn. Res. on Imaging* **39**(4):745-767. https://doi.org/10.1002/jmri.24542.
17. Kitajima M, Hirai T, Shigematsu Y, Uetani H, Iwashita K, Morita K, Komi M and Yamashita Y. 2012. Comparison of 3D FLAIR, 2D FLAIR, and 2D T2-Weighted MR Imaging of Brain Stem Anatomy. *Am. J. Neuroradiol*. **33**(5):922-927. https://doi.org/10.3174/ajnr.A2874.
18. Yi JS, Lee YH, Hahn S, Salman S. Albakheet, Song HT and Suh JS. 2019. Fast Isotropic Volumetric Magnetic Resonance Imaging of the Ankle: Acceleration of the Three-Dimensional Fast Spin Echo Sequence Using Compressed Sensing Combined with Parallel Imaging. *Eur. J. Radiol*. **112**:52-58. https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2019.01.009.
19. Wild JM, Woodhouse N, Paley MNJ, Fichele S, Said Z, Kasuboski L and van Beek EJR. 2004. Comparison Between 2D and 3D Gradient-Echo Sequences for MRI of Human Lung Ventilation with Hyperpolarized 3He. *Magn. Reson. Med*. **52**(3):673-678. https://doi.org/10.1002/mrm.20164.
20. Fischbach F, Bruhn H, Unterhauser F, Ricke J, Wieners G, Felix R, Weiler A and Schröder RJ. 2005. Magnetic Resonance Imaging of Hyaline Cartilage Defects at 1.5T and 3.0T: Comparison of Medium T2-Weighted Fast Spin Echo, T1-Weighted Two-Dimensional and Three-Dimensional Gradient Echo Pulse Sequences. *Acta. Radiol*. **46**(1):43-50. https://doi.org/10.1080/02841850510012625.
21. Park SS, Kim YS and Gahm JK. 2021. MRI Image Super Resolution Through Filter Learning Based on Surrounding Gradient Information in 3D Space. *J. Korea Multimed. Soc*. **24**(2):178-187. https://doi.org/10.9717/kmms.2020.24.2.178.
22. Goo EH. 2013. Quantitative Evaluation of Optimized Fat-Suppression Techniques for T2-Weighted Abdominal MR Imaging: Comparison of TSE-SPIR and GE-PROSET. *J. Korean Acad. Ind. Coop. Soc*. **14**(10):4962-4972. https://doi.org/10.5762/KAIS.2013.14.10.4962.
23. Choi KW, Lee HB, Na SR, Yoo BG and Son SY. 2016. The Study on Reduction of Image Distortion by Using Single-Shot Turbo Spin Echo in Brain Stem Diffusion MRI. *J. Korean Soc. Radiol*. **10**(4):279-284. https://doi.org/10.7742/jksr.2016.10.4.279.
24. Goo EH and Dong KR. 2016. Quantitative and Qualitative Evaluation of Brain Diffusion Weighted Magnetic Resonance Imaging: Comparision with 1.5 T and 3.0 T Units. *J. Radiat. Ind*. **10**(4):227-230.