



Partial Solution for Concomitant Gradient Field in Ultra-low Magnetic Field: Correction of Distortion Artifact

Seong-Joo Lee and Jeong Hyun Shim*

Quantum Magnetic Imaging Team, Korea Research Institute of Standards and Science (KRISS), 267, Gajeong-ro, Yuseong-gu, Daejeon 34113, Republic of Korea

Received Sep 14, 2020; Revised Sep 16, 2020; Accepted Sep 16, 2020

Abstract In ultra-low field magnetic resonance imaging (ULF-MRI), the strength of a static magnetic field can be comparable to that of gradient field. On that occasion, the gradient field is accompanied by concomitant gradient field, which yields distortion and blurring artifacts on MR images. Here, we focused on the distortion artifact and derived the equations capable of correcting it. Its usefulness was confirmed through the corrections in both simulated and experimental images. This solution will be effective for acquiring more accurate images in low and/or ultra-low magnetic fields.

Keywords ULF-NMR, ULF-MRI, Concomitant gradient field

서문

Maxwell 방정식에 따르면, MRI(magnetic resonance imaging)에서 공간정보를 위해 인가해주는 경사자기장 (gradient field)이 존재할 때 수반경사자기장 (concomitant gradient field)도 함께 발생 된다.¹ 자기장이 1.5 T 이상인 고자장 MRI의 경우 정자기장(B_0)의 세기보다 경사자기장의 세기가 매우 작기 때문에 수반경사자기장에 의한 이미지 왜곡을 무시할 수 있다. 그러나,

저자기장 또는 마이크로 테슬라 영역을 사용하는 극저자장 (ultra-low field; ULF) MRI의 경우 정자기장과 경사자기장의 세기가 비견할 만하기 때문에 이전 보고들^{1,2}과 같이 이미지 왜곡이 발생할 수 있다.

극저자장 하에서 발생하는 이미지 왜곡은 크게 좌표가 틀어지는 (distortion) 왜곡과 이미지를 흐리게 (blurring) 만드는 왜곡으로 구분할 수 있다. 이러한 왜곡을 보정할 수 있는 알고리즘들이 몇몇 논문들에 소개가 되어 있다.^{2,3} 하지만 상대적으로 구현이 복잡하고, 보정에 많은 시간을 필요로 한다. 이에 반해 앞으로 기술하겠지만 좌표 왜곡은 2차 연립방정식의 해로부터 이미지 왜곡을 보정할 수 있어 간단하다.

이 연구에서 우리는 좌표 왜곡을 보정할 수 있는 2차 연립방정식의 해를 기술하고, 시뮬레이션과 실제 MRI 영상 보정을 수행하였다.

이론 및 실험방법

이론— 주파수 부호화 및 위상 부호화 경사자기장을 각각 G_x 및 G_z 으로 정의 하고, 정자기장의 방향은 z 축으로 가정한다. 또한 그림 1(B)와 같이 xy -평면의 2차원 이미지를 획득한다고 가정한다. MRI 실험 시 핵스핀이 느끼는 자기장은 식 (1)과 같다.⁴

* Address correspondence to: Jeong Hyun Shim, Quantum Magnetic Imaging Team, Korea Research Institute of Standards and Science (KRISS), 267, Gajeong-ro, Yuseong-gu, Daejeon 34113, Republic of Korea, Tel: 82-42-350-1038; E-mail: jhshim@kriss.re.kr

$$\vec{B} = B_0 \hat{z} + \vec{G} \cdot \vec{r} \quad (1)$$

Maxwell 방정식을 만족해야 하므로 이상적인 위상 부호화 자기장 (\vec{B}_{ph}^{id}) 및 주파수 부호화 자기장 (\vec{B}_{fr}^{id})과 비교하여 식(2)와 같이 실제 인가되는 위상 부호화 자기장 (\vec{B}_{ph}^{re}) 및 주파수 부호화 자기장 (\vec{B}_{fr}^{re})은 수반경사자기장으로 인해 생긴 추가적인 자기장을 포함한다.²

$$\begin{aligned} \vec{B}_{ph}^{id} &= (B_0 + xG_x + zG_z)\hat{z} \\ \vec{B}_{fr}^{id} &= (B_0 + xG_x)\hat{z} \\ \vec{B}_{ph}^{re} &= \vec{B}_{ph}^{id} + zG_x\hat{x} - \frac{xG_z}{2}\hat{x} - \frac{yG_z}{2}\hat{y} \\ \vec{B}_{fr}^{re} &= \vec{B}_{fr}^{id} + zG_x\hat{x} \end{aligned} \quad (2)$$

핵스핀이 느끼는 실제 자기장 크기를 $\sqrt{1+u}$ ($= 1 + u/2 - u^2/8 + \dots$) 형태의 Taylor 전개를 통해 2차항까지 표시하면 아래와 같다.

$$\begin{aligned} |B_{fr}^{re}| &= \sqrt{(B_0 + xG_x)^2 + (zG_x)^2} \\ &\approx B_0 + xG_x + \frac{G_x^2}{2B_0} z^2 \\ |B_{ph}^{re}| &= \sqrt{(B_0 + xG_x + zG_z)^2 + \left(zG_x - \frac{xG_z}{2}\right)^2} \\ &\approx B_0 + xG_x + zG_z + \frac{G_x^2}{2B_0} z^2 - \frac{G_x G_z}{2B_0} xz + \frac{G_z^2}{8B_0} x^2 \end{aligned} \quad (3)$$

참고문헌 [2]에 따르면, 이미지가 왜곡된 MRI 영상 좌표 (x_{mri}, z_{mri})와 실제 영상 좌표 (x_r, z_r) 사이에는 식(4)와 같은 차이가 존재한다.

$$\begin{aligned} x_{mri} &= x_r + \frac{G_x}{2B_0} z_r^2 \\ z_{mri} &= \left(1 - \frac{G_x}{2B_0} x_r\right) z_r + \frac{G_z}{8B_0} x_r^2 \end{aligned} \quad (4)$$

z_{mri} 의 마지막 항은 blurring 왜곡에 해당하는 항이며, 신호 획득과정에서 위상 부호화 경사자기장이 계속 바뀌기 때문에 이를 고려한 보정이 필요하다. 이에 반해 나머지 항들은 좌표 왜곡에 해당하는 항들이며, 정자기장 및 주파수 부호화 경사자기장의 세기는 신호 획득과정에서 항상 일정하기 때문에 2차 연립방정식의 해로부터 좌표 왜곡을 보정할 수 있다. z_{mri} (식(4))의 마지막 항을 제외하고

2차 연립방정식의 해를 구하면 아래 식(5)와 같다.

$$\begin{aligned} x_r &= \frac{2}{3\alpha} + \frac{x_{mri}}{3} - \frac{2^{2/3}\alpha(\alpha x_{mri}-1)^2}{\beta^2} - \frac{\beta^2}{2^{2/3}9\alpha^3} \\ z_r &= -\frac{2^{1/3}(1-\alpha x_{mri})}{\beta} + \frac{\beta}{2^{1/3}3\alpha^2} \end{aligned} \quad (5)$$

여기서 α 와 β 는 식(6)으로 주어진다.

$$\begin{aligned} \beta &= (27\alpha^4 z_{mri} + \sqrt{108\alpha^6(1-\alpha x_{mri})^3 + 729\alpha^8 z_{mri}^2})^{1/3} \\ \alpha &= G_x/2B_0 \end{aligned} \quad (6)$$

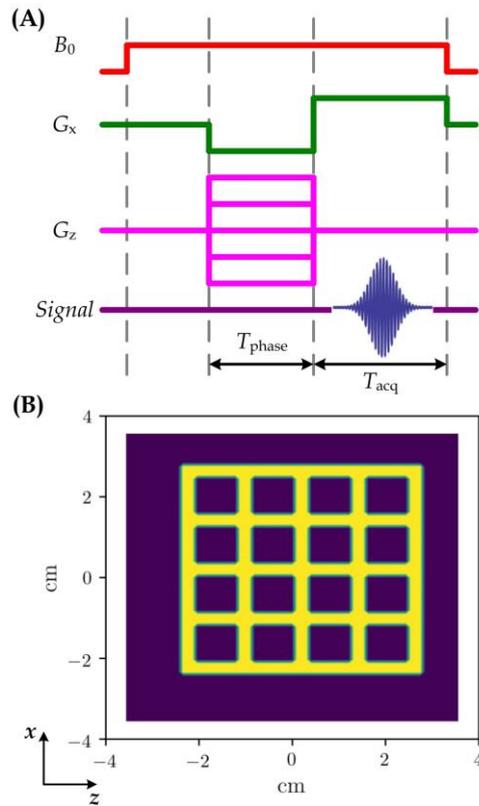


Figure 1. Simulation conditions. (A) Gradient echo pulse sequence. (B) Spin density or phantom used for the simulation.

시뮬레이션— 그림1(A)와 같이 gradient echo 신호열을 사용하고, 그림1(B)와 같은 팬텀을

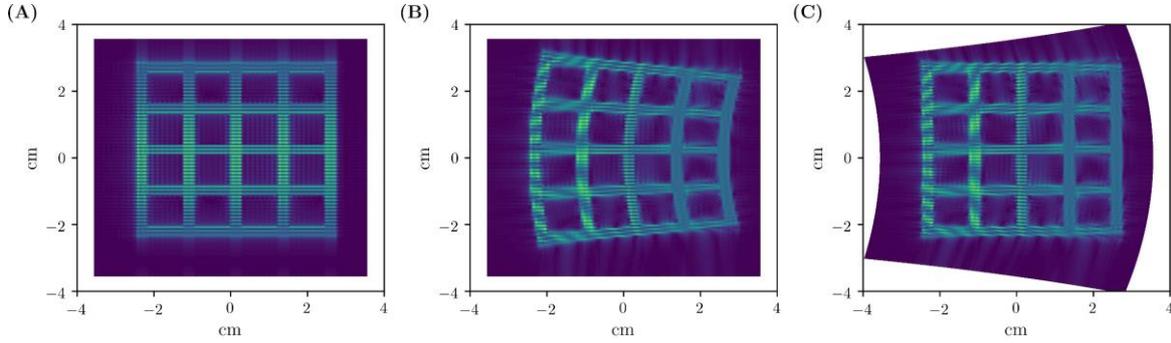


Figure 2. MRI simulation results using the pulse sequence of Fig. 1(A). (A) MRI image without concomitant gradient fields. (B) MRI image with concomitant gradient fields. (C) Corrected MRI image using Eq. (5). The simulation parameters are as follows: $B_0 = 20.69 \mu T$, $G_x = 1.86 \mu T/cm$, $G_{z,max} = 2.31 \mu T/cm$, 141 phase encoding steps, and $T_{phase} = 0.1 s$.

이미징 한다고 가정하여 시뮬레이션을 실시하였다. 이 때 시간에 따른 핵자기공명 신호는 아래와 같이 주어진다.

$$S_n(t) = \iint \rho(x, z) \cos \left[2\pi\gamma \left[(B_0 + xG_x + zG_z)T_{phase} + (B_0 - xG_x)t \right] \right] dx dz \quad (7)$$

여기서 $S_n(t)$ 는 각 위상 부호화 경사자기장 값에서의 신호에 해당하며, $\rho(x, z)$ 는 그림1(B)에 해당하는 밀도함수 (density function)이다. 그리고 γ 는 대상 핵스핀이 가지는 자기회전비율 (gyromagnetic ratio)을 나타낸다. 수집된 $S_n(t)$ 로부터 일반적인 MRI 이미지 복원과정⁴을 거치면 MR 이미지를 획득할 수 있다. 수반경사자기장을 고려한 핵자기공명 신호는 아래와 같이 주어진다.

$$S_n(t) = \iint \rho(x, z) \cos \left[2\pi\gamma \left[(B_0 + xG_x + zG_z + \frac{G_x^2}{2B_0}z^2 + \frac{G_z^2}{8B_0}x^2 - \frac{G_xG_z}{2B_0}xz)T_{phase} + (B_0 - xG_x - \frac{G_x^2}{2B_0}z^2)t \right] \right] dx dz \quad (8)$$

각각 $B_0 = 20.69 \mu T$, $G_x = 1.86 \mu T/cm$, $G_{z,max} = 2.31 \mu T/cm$, 141 위상 인코딩 단계 및 $T_{phase} = 0.1 s$ 의 매개변수를 사용하여 시뮬레이션을 수행하였다.

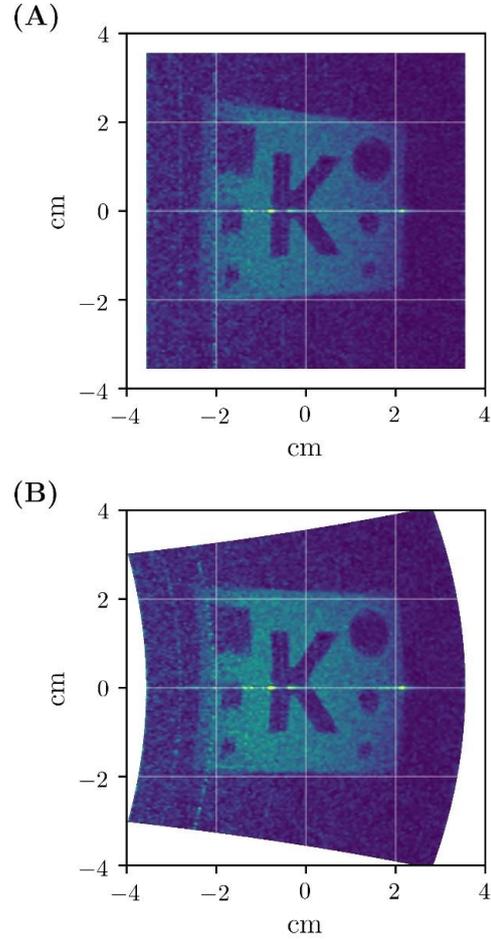


Figure 3. (A) MRI image obtained at ultra-low field. (B) Corrected MRI image using Eq. (5).

실험결과 및 고찰

시뮬레이션 결과는 그림 2 와 같다. 수반경사자기장을 고려하지 않았을 때의 결과는 그림 2(A)와 같다. 수반경사자기장에 의해 왜곡된 이미지는 그림 2(B)와 같다. 식(5)를 이용하여 그림 2(B)의 좌표를 보정, 실제 영상 좌표로 바꿔 이미지를 표시하면 그림 2(C)와 같은 결과를 얻을 수 있다. 오른쪽으로 휘어졌던 이미지가 상당히 평평해짐을 확인할 수 있다. 하지만 앞서 언급했듯이 이 연구에서는 좌표 보정만을 다루고 있기 때문에 blurring 왜곡은 남아있게 된다. 다음으로는 실제 극저자장 MRI 영상에 대해 적용해 보았다. 그림 3(A)의 영상은 FOV (field of view)가 크지는 않지만 해상도가 1 mm 정도인 고해상도 영상을 얻기 위해 앞서 시뮬레이션에서 사용한 매개변수와 같은 조건으로 획득한 영상이다. 구체적인 실험방법 및 결과는 참고문헌 [5]에 기술되어 있다. 식(5)를 사용하여 영상(그림 3(B))을 보정하면, 위/아래 경계선이 퍼지며 팬텀 안의 글자와 모양들이 조금 더 실제에 가까워 지는 것을 확인할 수 있다.

감사의 글

이 논문은 2020년도 한국표준과학연구원의 첨단측정장비 핵심기술 개발 재원으로 지원을 받아 수행되었다(한국표준과학연구원 - 2020 - GP2020-0009).

References

1. D. G. Norris and J. M. S. Hutchison, *Magn. Reson. Imaging* **8**, 33 (1990)
2. W. R. Myers, M. Mößle, and J. Clarke, *J. Magn. Reson.* **177**, 274 (2005)
3. J. O. Nieminen and R. J. Ilmoniemi, *J. Magn. Reson.* **207**, 213 (2010)
4. E. M. Haacke, R. W. Brown, M. R. Thompson, and R. Venkatesan. *Magnetic resonance imaging: physical principles and sequence design*. John Wiley & Sons, Inc., New York, (1999)
5. I. Hilschenz, S. Oh, S. J. Lee, K. K. Yu, S. M. Hwang, K. Kim, and J. H. Shim, *J. Magn. Reson.* **305**, 138 (2019)
6. S. J. Lee, J. H. Shim, K. K. Yu, S. M. Hwang, S. Oh, I. Hilschenz, and K. Kim, *Appl. Phys. Lett.* **112**, 153703 (2018)
7. S. J. Lee, K. Jeong, J. H. Shim, H. J. Lee, S. Min, H. Chae, S. K. Namgoong, and K. Kim, *Sci. Rep.* **9**, 12422 (2019)

기존 극저자장 MRI 영상들^{6, 7} 과 비교하면, 수반경사자기장에 의한 MR 영상 왜곡은 고해상도를 얻기 위해 더 강한 경사자기장을 인가할 경우⁵ 또는 FOV가 큰 영상을 얻을 경우²에 더 심해진다. 이러한 환경에서 왜곡된 채로 얻어진 그림 3 과 같은 실제 영상을, 간단한 좌표 보정을 통하여 더 정확한 영상으로 보정할 수 있음을 보였다.

결론

본 연구에서 우리는 저자장 또는 극저자장 MRI 실험에서 발생할 수 있는 좌표 왜곡을 보정할 수 있는 방법을 기술하였으며, 시뮬레이션과 실제 MRI 영상 보정을 통하여 그 유용성을 확인하였다. 왜곡을 완벽히 제거하기 위해서는 blurring을 발생시키는 수반경사자기장 항에 대한 보정 알고리즘 역시 추후 구현할 필요가 있다. 그러나, 고해상도 또는 약 100 cm² 이상의 FOV가 필요한 환경이 아니라면, 본문에 기술된 기법만으로도 저자장 또는 극저자장 MR 영상의 정확도를 유의미하게 향상시킬 수 있을 것이다.