

논문 2011-48SC-6-8

원형무코일로 구성된 MRI용 초전도 자석의 설계와 비교

(Design and Comparison of Superconducting Magnets with Circular Coil Elements for Magnetic Resonance Imaging)

김 용 권*, 현 정 호**, 서 증 훈***, 김 혁 기***, 오 창 현****

(Yong-Gwon Kim, Jung-Ho Hyun, Jeung-Hoon Seo, Hyug-Gi Kim, and Chang-Hyun Oh)

요 약

본 논문에서는 초전도 자석의 자장 균일도를 개선하기 위한 방법으로 3가지 형태의 magnet 모델을 제안하고 각각의 자석 형태에 대하여 같은 세기의 자장을 (Magnet field strength) 가질 경우에 최소전력 방식으로 최적화된 전류 분포에 해당하는 coil wire의 길이, 그리고 해당 조건에서의 자장의 불균일도를 시뮬레이션을 통하여 비교, 분석하였다. 구성된 3가지 magnet type을 동일한 조건 (계산 점의 개수 18개, 20cm DSV)에 대해서 wire길기와 main field inhomogeneity를 비교하였으며, 이러한 시뮬레이션 결과를 통하여 얻을 수 있는 결론은 계산점의 수가 적을수록 wire의 길이는 짧아지나 field inhomogeneity는 높아진다는 것이다. 즉, Magnet shim을 수행할 경우 계산점을 줄이는 방법으로는 짧은 wire의 길기와 main field homogeneity를 동시에 만족하도록 최적화 하는 것이 거의 불가능함을 의미하는 것이다. 그러나 DSV를 줄였을 경우에 계산점을 줄였을 때에 비해 우수한 결과 값을 얻을 수 있었다. 결론적으로 공간적으로 개방되어 있는 magnet model의 경우 계산점을 줄여 shimming을 진행할 경우 동일한 imaging region의 크기에 대해 더 많은 전류(또는 wire 길이)가 필요하고 field 균일도도 떨어졌으나 작은 ROI를 대상으로 영상을 얻는 경우 유용하게 사용될 수 있다.

Abstract

This paper proposed a method which is the three types of magnet model for improving field inhomogeneity of superconducting magnet. The length of coil wire was compared for the optimized current pattern using minimum power methods and field inhomogeneity under the specific simulation condition in case of same magnet field strength about each magnet type field inhomogeneity. Length of wire and field inhomogeneity were compared under the same condition(18 target points, 20cm DSV). According to the simulation results, the smaller target points can reduce the wire length but it can not improve the field inhomogeneity. Length of wire and low field inhomogeneity can not improve in same time. However, small DSV and reducing target points can overcome the these problem. And to conclude, if it processes shimming as reducing target points in case of magnet model which is open to space, about the size of same imaging region it needs a lot of current values(or the length of wire) and decreases field homogeneity but it is useful to get small ROI.

Keywords : Magnet design, Magnet shim, Magnetic field homogeneity, Superconducting magnet, Magnetic Resonance Imaging

I. 서 론

* 정회원, 건양대학교

(Konyang University)

** 정회원, *** 학생회원, **** 정회원-교신저자, 고려대학교

(Korea University)

※ 본 연구는 과학기술부의 특정 연구개발과제 “뇌 영상용 초고자장(7.0T) MRI 연구 개발 사업”의 도움으로 수행되었습니다.

접수일자: 2011년8월10일, 수정완료일: 2011년9월21일

질병의 정확한 진단을 위하여 의료영상 기기의 발전은 지속되어져 왔으며 그중 자기공명영상 (MRI - Magnetic Resonance Imaging)은 임상학적 측면에서 많은 역할을 하고 있다. 이러한 자기공명영상장치에 사용되는 구성 요소 중 가장 중요한 요소는 자장을 만들어 내는 자석 (Magnet)이다. 과거에는 초전도 자석에

비하여 자장의 세기가 약한 영구자석 (Permanent magnet)을 주로 사용하였으나 영구자석에 비하여 자장의 세기가 강하며 해상도 (Resolution)와 신호 대 잡음비(SNR-Signal to noise ratio)에 대하여 우수한 성능을 가진 초전도 자석 (Superconducting magnet)의 사용이

보편화 되고 있다. 자장의 세기가 초고자장으로 강해지면서 초전도 자석 개발에 있어서 자석의 자장 균일도가 중요 화제로 대두되고 있다.

본 논문에서는 초전도 자석의 자장 균일도를 개선하기 위한 방법으로 3가지 형태의 magnet 모델 (그림 1~3)을 제안하고 각각의 자석 형태에 대하여 같은 세기의 자장을 (Magnet field strength) 가질 경우에 최소 전력 방식으로 최적화된 전류 분포에 해당하는 coil wire의 길이, 그리고 해당 조건에서의 자장의 불균일도를 시뮬레이션을 통하여 비교, 분석하였다. [1]

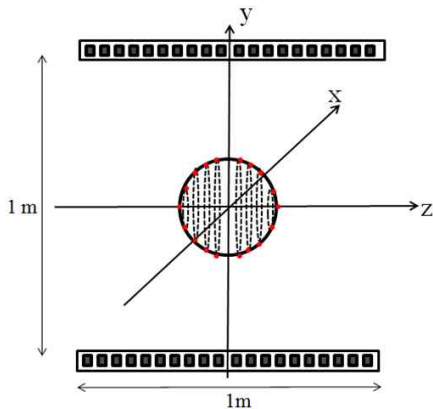


그림 1. A형 자석 : Cylindrical Type Magnet
Fig. 1. Type A : Cylindrical type magnet.

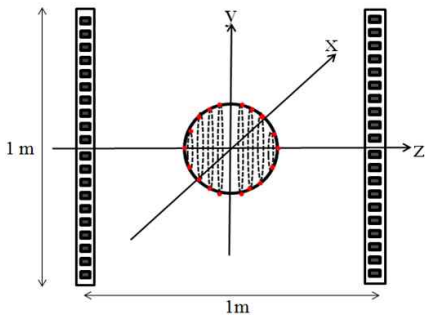


그림 2. B형 자석 : Open Type Magnet
Fig. 2. Type B : Open type magnet.

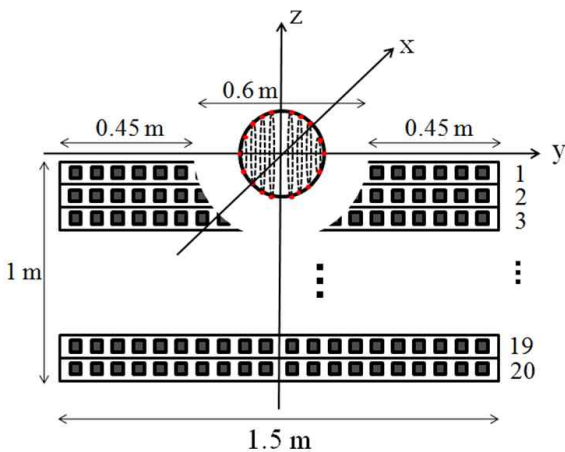


그림 3. C형 자석 : Open-space Type Magnet
Fig. 3. Type C : Open-space type magnet.

II. 실험 및 방법

1. Specification of simulation model

Magnet의 특성 시뮬레이션은 3가지 시뮬레이션 모델을 이용하여 진행하였다.

첫 번째, 일반적으로 널리 사용되는 Cylindrical type magnet, 두 번째, 실시간 수술용 MRI에 사용되는 Open type magnet, 세 번째, 새로운 형태의 Open-space type의 superconducting magnet 세 가지 모델에 대하여 시뮬레이션을 진행 하였다.

시뮬레이션은 Magnet Type A, B, C의 wire 길이와 active shimming을 통한 field distribution을 구하기 위해서 Table 1과 같이 20 cm DSV (Diameter of Spherical Volume)의 표면에 18개의 계산점을 설정하였다. 단위전류(1A)를 흘렸을 경우에 대해 Biot-Savart's law를 이용하여 각각의 coil이 만드는 각 계산지점의 magnetic field strength를 계산하였다. [2]

Active shimming을 한 후 각 계산 점에서 magnetic field의 세기를 바탕으로 ROI 내부의 magnetic field의 세기가 1.0 T (Tesla)로 균일해지도록 하기위한 전류

표 1. Magnet Type A, B, C의 사양
(계산점: 18개, 20 cm DSV ROI)

Table 1. Simulation parameters for the magnet type A, B, and C.

Magnet design	Type A	Type B	Type C
Magnet 길이 (m)	1.0	1.0	1.5
Coil 지름 (m)	1.0	0.1, 0.2, ..., 0.9, 1.0	0.1, 0.2, ..., 0.9, 1.0
Coil element의 개수	20	20	186

분포를 구하고 wire 전류를 500 A로 가정하여 이 경우 필요한 wire의 길이와 field의 균일도를 계산하였다.^[3]

2. Calculation method of current distribution and wire length

세 종류의 Magnet type A, B, C의 경우 각각의 coil loop에서 생성되는 계산점에서의 magnetic field 값과 1.0 T로 균일한 Field (f) 이용하여 최소의 RMS error를 갖는 shim coil 전류의 값(\hat{i})를 구할 수 있다.^[4]

Magnet type B, C의 경우 coil loop마다 반지름이 다르기 때문에 구성된 Diagonal matrix(D)를 weighting하여 전류 분포를 구할 수 있다.

즉, 식(2)를 이용하여 구하여진 shim coil의 전류 값과 coil loop의 반지름(l)을 이용하여 coil의 wire 길이를 구할 수 있다.

$$f = Ai \tag{1}$$

$$\hat{i} = DA^T(ADA^T)^{-1}f \tag{2}$$

$$D = \begin{bmatrix} 1/r_1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1/r_2 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \dots & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1/r_{n-1} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1/r_n \end{bmatrix} \tag{3}$$

$$Wire\ length = \frac{\sum_{k=1}^n |i_k \times l_k|}{500(A)} \tag{4}$$

- i : 각 coil에 흐르는 전류의 세기
- A : 각 계산점에서의 field의 세기
- f : 각 계산점에서 필요한 field의 세기
- D : 각 coil의 거리에 따른 weighting factor
- l : 각 coil의 wire의 길이

식 (1), (2), (3)을 통해서 coil element 당 전류를 구한 후, 구하여진 전류 값을 바탕으로 식(4)을 통해서 wire의 길이를 구하였다.^[5]

III. 결 과

1. Magnet design type A, B, C의 Wire길이 및 inhomogeneity 의 비교

Type A, B, C의 wire 길이와 field inhomogeneity 값은 Table 2와 같이 확인 할 수 있었다. Type C의 경우 type A, B와 비교하여 볼 때 field inhomogeneity 값이

표 2. Magnet design Type A, B, C의 Wire 길이와 field inhomogeneity (ppm)

Table 2. Simulation results: The length of wires and the field inhomogeneities of the magnet type A, B, and C.

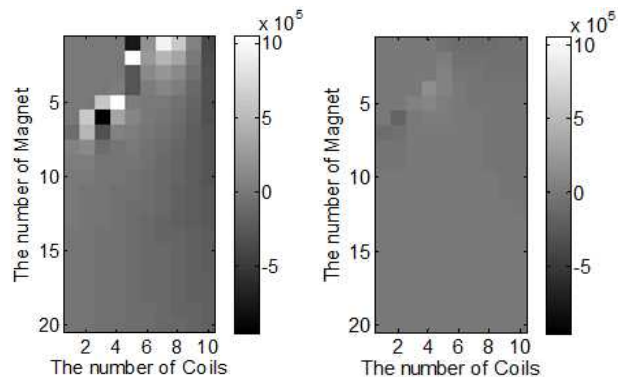
	Type A	Type B	Type C
Wire 길이 (km)	7.12	21.6	195
불균일도 (RMS ppm)	0.61	10.34	27

현저하게 높음은 확인 할 수 있었다. 이는 field의 homogeneity가 떨어지는 것을 의미한다.

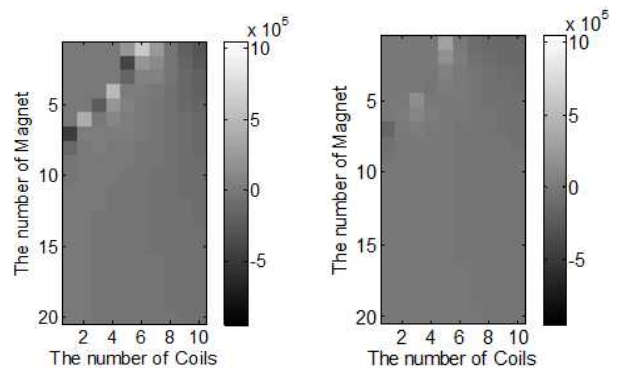
2. Magnet type C의 계산점의 개수에 따른 current pattern, field pattern 및 field inhomogeneity

Type C의 현저하게 높은 field inhomogeneity 값을 개선하기 위해서 계산점의 개수를 줄여 재확인해 보았다.

Type C의 wire 길이와 field inhomogeneity 값은 계



a) 18 points, DSV 20×20 b) 4 points, DSV 20×20



c) 12 points, DSV 10×10 d) 8 points, DSV 10×10

그림 4. C형 자석의 Current Pattern
Fig. 4. The current pattern of the magnet type C.

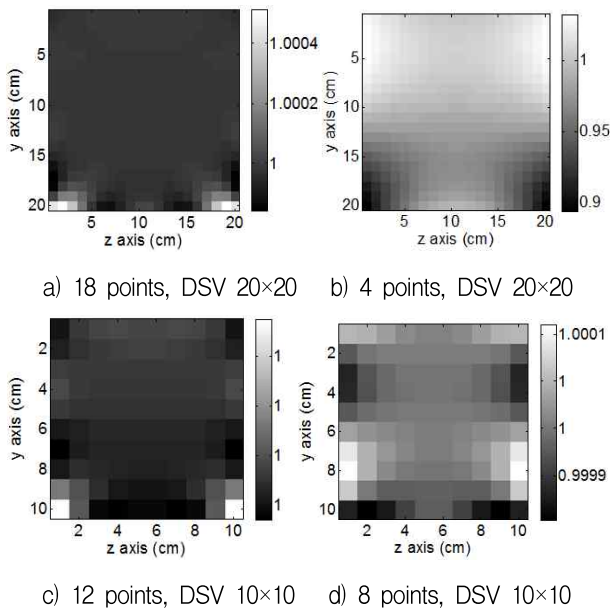


그림 5. Magnet Type C의 Field Pattern
Fig. 5. The field pattern of the magnet type C.

산점의 개수가 18, 4개일 경우 20 cm DSV에 대한 경우와 계산점의 개수가 12, 8개일 경우 10 cm DSV에 대한 경우에 대하여 시뮬레이션 결과 분석을 진행하였다. 그림 4와 Table 3-5에서 확인 할 수 있듯이 Magnet type C의 current pattern을 확인한 결과, magnet 중심에서 전류의 세기가 크게 변화하는 것을 알 수 있었다.

Table 4, 5와 같이 계산 점의 개수를 줄일수록 전류의 세기는 작아지나 type A와 B보다 C가 여전히 높음을 확인 할 수 있었다.

그림 5와 Table 3-5에서 확인 할 수 있듯이 계산점의 개수에 따른 field pattern을 확인한 결과, 계산점의 개수가 많아질수록 field의 inhomogeneity가 개선됨을 알 수가 있었다.

Table 3에서는 계산점의 개수와 DSV에 따른 current map (A)과 field map (Tesla)을 나타낸 것이다. Table 3에서 확인 할 수 있듯이 계산점의 개수와 DSV가 적을수록 적은양의 current를 이용하여 1 Tesla에 가까운 자장을 만들어 내는 것을 확인 할 수 있다.

Table 4에서는 20 cm DSV에 대한 경우, Table 5에서는 10 cm DSV에 대한 경우의 계산점의 개수에 따른 wire 길이와 field inhomogeneity를 확인 한 결과 나타내었으며, Table 4-5.에서 확인 할 수 있듯이 계산 점의 개수가 많아질수록 field inhomogeneity가 개선이 되나 wire 길이가 길어졌고 계산 점의 개수가 적어질수록 wire 길이는 적어지나 field의 inhomogeneity가 매우 떨

표 3. 계산점의 개수와 DSV에 따른 500 [A]에 대한 전류비의 current map (A)과 field map (Tesla) 결과의 최대, 최소값

Table 3. The number of target points vs. the current and field map for the magnet type .C

구분	Current map		Field map (Tesla)	
	min	max	min	max
18 points DSV 20×20	-0.9528	1.0529	0.99984	0.99998
4 points DSV 20×20	-0.1418	0.1620	0.89378	0.97064
12 points DSV 10×10	-0.4569	0.6919	0.99998	0.99998
8 points DSV 10×10	-0.1518	0.0316	0.99990	0.99998

표 4. 계산점의 개수에 따른 Magnet type C의 Wire 길이와 inhomogeneity (20 cm DSV)

Table 4. The number of target points vs. the length of wire and the field inhomogeneity for the magnet type C (20 cm DSV).

계산점: 18		계산점: 4	
Wire 길이 (km)	불균일도 (RMS ppm)	Wire 길이 (km)	불균일도 (RMS ppm)
97.5	27.47	10.9	12367

표 5. 계산점의 개수에 따른 Magnet type C의 Wire 길이와 inhomogeneity (10 cm DSV)

Table 5. The number of target points vs. the length of wire and the inhomogeneity for the magnet type C (10 cm DSV).

계산점: 12		계산점: 8	
Wire 길이 (km)	불균일도 (RMS ppm)	Wire 길이 (km)	불균일도 (RMS ppm)
42.8	1.74	16.7	26.84

어짐을 확인 할 수 있었다.

또한 Table 5와 같이 DSV를 작게 설정하였을 경우의 wire의 길이와 field inhomogeneity가 계산 점을 줄였을 때의 결과보다 우수함을 확인 할 수 있었다.

IV. 결 론

본 논문에서는 3개의 magnet type을 동일한 조건

(계산 점의 개수 18개, DSV 20cm x 20cm)에 대해서 wire 길이와 field inhomogeneity 비교하였다.

첫 번째 type A의 경우 500 A당 wire 길이 7.12 km, field의 inhomogeneity 는 0.61 ppm, type B의 경우 wire 길이 20.6 km, 10.34 ppm, 세 번째 magnet type C의 경우 195 km, 27.47 ppm의 시뮬레이션 결과를 얻을 수 있었다.

Wire 길이의 경우, type A에 비해 type B는 약 3배, type C는 약 27배 길었고 field inhomogeneity의 경우, type A에 비해 type B는 약 17배, type C는 약 44배 높았다. 동일한 조건하에서 magnet의 wire 길이, inhomogeneity를 비교한 결과 기존의 Type A, B 2개의 방법에 비해 현저하게 큰 wire 길이와 field의 inhomogeneity 값을 가지는 것을 확인 하였다. 이를 개선하기 위한 방법으로 동일한 ROI (20 cm DSV)에서 계산점을 줄여가며 wire 길이와 field inhomogeneity를 계산하였으며, 그 결과 wire 길이는, 최초 18개의 계산 점에 비해 4개의 계산 점은 약 9배 짧아 졌고 field inhomogeneity는 18개의 계산 점에 비해 4개의 계산 점은 약 450배가 높음을 확인 하였다. 이러한 시뮬레이션 결과를 통하여 얻을 수 있는 결론은 계산점의 수가 적을수록 wire의 길이는 짧아지나 field inhomogeneity는 높아진다는 것이다. 즉, Magnet type C의 경우 계산점을 줄이는 방법으로는 짧은 wire의 길이와 낮은 field inhomogeneity를 동시에 만족도록 최적화 하는 것이 거의 불가능함을 의미하는 것이다.

하지만 DSV를 줄였을 때는 계산점을 줄였을 때에 비해 우수한 결과 값을 얻을 수 있었다. 18개의 계산점, 20 cm DSV의 ROI에 비해, 12개의 계산점, 10 cm DSV의 경우 wire 길이는 약 2배 짧아졌고 field inhomogeneity는 약 16배 작아진 것을 알 수가 있다. 8개의 계산 점, 10 cm DSV의 경우도 wire 길이는 약 6배 짧아졌으며 field inhomogeneity는 0.63 ppm 으로 개선됨을 확인 하였다.

결론적으로 Type C의 경우 Type A 또는 B에 비해 공간적으로 개방되어 있는 경우 계산점을 줄여 shimming을 진행할 경우 같은 imaging region의 크기에 대해 더 많은 전류(또는 wire)가 필요하고 field 균일도도 떨어졌으나 작은 ROI를 대상으로 영상을 얻는 경우 유용하게 사용될 수 있다고 사료된다.

감사의 글

본 연구는 과학기술부의 특정 연구개발과제 “뇌 영상용 초고자장(7.0T) MRI 연구 개발 사업”의 도움으로 수행되었습니다.

참고 문헌

- [1] Anderson, W. A., “Electrical current shims for correcting magnetic field,” Rev. Sci. Instru., Vol. 32, No. 3, pp. 241-250, 1961.
- [2] L. Hong, D. Zu, “Shimming permanent magnet of MRI scanner,” presented at the PIERS China, vol. 3, no. 6, pp.859-864, Beijing, China, March 2007.
- [3] C. H. Oh, D. R. Lee, Y. J. Yang, H. J. Choi, Y. C. Ryu, J. H. Hyun, K. K. Park, “Complete Design Equation for Gradient Coil Design Using Loop-Current Elements”, Proc. ISMRM VIII, p. 330, Denver, USA, April 2000.
- [4] C. H. Oh, D. R. Lee, C. B. Ahn, H. K. Lee, “Minimum-power and/or minimum-inductance gradient coil design scheme of arbitrarily-selected shapes using loop-current elements,” Proc. ISMRM V, pp. 1469, Vancouver, Canada, April 1997.
- [5] Matthew N. O. Sadiku, “elements of electromagnetics”. Pearson Education, pp. 127-138. 2005.

— 저 자 소 개 —



김 용 권(정회원)
1993년 한국과학기술원
전기전자공학 학사 졸업.
1995년 한국과학기술원
정보통신공학 석사 졸업.
2008년 고려대학교
의공학 박사 졸업.
건양대학교 방사선학과 교수

<주관심분야 : MRI System, Medical Imaging System, Medical device>



현 정 호(정회원)
1998년 한국항공대학교
항공전자공학 학사 졸업.
2000년 고려대학교 의공학과 석사
졸업.
2010년 고려대학교 의공학과 박사
졸업.

<주관심분야 : MRI, Image processing, RF pulse sequence>



서 증 훈(학생회원)
2006년 건국대학교 의용생체공학
학사 졸업.
2008년 경희대학교 동서의료공학
석사 졸업.
2011년 고려대학교 전자·정보공학
박사 수료.

<주관심분야 : MRI, RF & gradient coil>



김 혁 기(학생회원)
2009년 동양대학교 정보통신공학
학사 졸업.
2011년 고려대학교 전자·정보공학
석사 졸업.

<주관심분야 : MRI, Magnet design>



오 창 현(정회원)-교신저자
1979년 서울대학교 전자공학 학사
졸업.
1982년 한국과학기술원
전기전자공학 석사 졸업.
1987년 한국과학기술원
전기전자공학 박사 졸업.

현재 고려대학교 전자·정보공학과 교수
<주관심분야 : MRI system, Image processing,
RF & gradient coil>