

저 자기장 조골세포 재형성 시스템용 RF 코일 설계

Design of RF Coil for Low Magnetic-Field Osteoblast Reformation System

문 성 혁 · 조 춘 식 · 김 영 진

Sung Hyuk Mun · Choon Sik Cho · Young-Jin Kim

요 약

골다공증을 치료하기 위하여 조골세포의 재형성 증가를 위해 사용되는 장치에서는 뼈의 외부에서 자기장을 인가하게 되면 뼈에 포함된 무기질이 일정한 방향으로 정렬되며, 세차운동을 하게 된다. 이러한 상황에서 RF 코일을 이용하여 90도 RF 펄스를 인가하면 무기질의 양성자가 여기 상태에 이르게 되며, 뼈 속에서의 조골세포의 침착에 촉진하는 인의 활성도가 증가하여 뼈의 재형성이 증가하게 된다. 이 때 세차 운동 주파수의 고조파에 해당하는 신호를 RF 코일에서 90도 RF 펄스로 발생시키는 RF 코일의 크기를 소형화하면 조골세포 재형성 시스템의 전체 크기를 획기적으로 감소시킬 수 있다. 본 연구에서는 조골세포 재형성 시스템에 사용될 수 있는 RF 코일의 소형화를 위한 방법론을 제시하며, 설계 후 측정을 통하여 검증한다. 본 연구에서 구현한 RF 코일의 커패시터는 25 pF, 인덕터는 약 100 nH, 공진주파수는 대략 96 MHz이며, 제작된 RF 코일의 end 링의 반지름은 18 cm, 다리 총 길이는 2×11.6 cm이다.

Abstract

In devices used for re-forming osteoblasts to treat osteoporosis, a magnetic field is applied from the outside of the bone, and the minerals contained in the bone are aligned in a certain direction and undergo precessional motion. When a 90° RF pulse is applied by using an RF coil, protons of minerals are brought to an excited state, and phosphorus activity promoting the deposition of osteoblasts in the bone is increased, thereby reshaping the bone. Miniaturizing the RF coil that generates a signal corresponding to the harmonic of the precessional motional frequency by means of the 90° RF pulse can drastically reduce the overall size of the bone reshaping system. In this study, we propose a methodology for the miniaturization of the RF coil that can be used for osteoblast re-formation using a bone reshaping system. The capacitance of the designed RF coil is 25 pF, the inductance is approximately 100 nH, and the resonance frequency is 96 MHz. The radius of the end ring of the designed RF coil is 18 cm, and the total length of the leg is 2×11.6 cm. The performance of the coil is verified through post-design measurement.

Key words: RF Coil, RF Pulse, Osteoporosis, Larmor Precession, Magnetic Field

I. 서 론

골다공증 치료 방법으로 지금까지 널리 사용되고 있는 약물 치료방법은 암 발생 등의 부작용이 나타나므로 이

를 대신하여 핵자기공명 (Magnetic resonance, MR)의 기술을 사용하는 방법이 독일의 한 회사에서 개발되어 실제 상용화 되고 있다^[1]. MR을 이용하여 골다공증을 개선하는 시스템은 자기장을 발생시켜 이를 골다공증을 치료하

한국항공대학교 항공전자정보공학부 (School of Electronics and Information Engineering, Korea Aerospace University)

· Manuscript received June 8, 2018 ; Revised September 20, 2018 ; Accepted September 28, 2018. (ID No. 20180608-065)

· Corresponding Author: Choon Sik Cho (e-mail: cscho@kau.ac.kr)

고자 하는 부위에 여기시킨다. 이렇게 발생된 자기장에 의하여 뼈에 녹아있는 인, 마그네슘 및 칼슘 등의 무기질에 세차운동(precession) 즉, 회전하는 물체의 회전축 자체가 도는 형태의 운동이 발생하며, 이는 곧 무기질의 양성자를 일정한 방향으로 정렬시킨다. 여기에 외부자기장 방향에 수직인 방향으로 인가시키는 RF 펄스가 있는데, 이를 90도 RF 펄스라 부른다. 90도 RF 펄스를 가함으로써 무기질의 양성자가 여기 상태에 이르도록 한다. 무기질의 양성자가 여기상태에 도달하면 뼈 속의 조골세포가 활성화되어 무기질이 뼈에 침착되는 양이 증가하여 뼈의 재형성이 개선되게 하는 작용을 일으키게 되어 골다공증의 치료를 비침습적으로 할 수 있게 된다.

본 논문에서는 90도의 RF 펄스 신호를 가할 때 필요한 RF 코일의 소형화 설계를 제안한다. 외부 자기장으로 1.06572 mT를 가할 때 뼈 속에 녹아있는 무기질 중의 하나인 인의 세차주파수는 12 kHz가 된다. 그러므로 공진기의 크기를 보다 현실화하기 위하여 이 세차주파수의 8,000배에 해당하는 고조파를 발생시키면 96 MHz의 RF 펄스를 발생시킬 저 자기장용 RF 코일 소형화 설계를 할 수 있다.

II. RF 코일의 설계

뼈의 조골세포 재형성 시스템은 뼈에 포함된 무기질에 외부 자기장(B_0)을 가하여 세차운동이 발생하고, 무기질의 양성자가 외부 자기장의 인가에 대응하여 정렬한다. 무기질의 양성자가 여기 상태에 이르도록 RF 코일을 이용하여 90도 RF 펄스(B_1)를 가하는 경우, 무기질의 세차운동 주파수는 다음과 같은 식 (1)을 따른다.

$$\omega = \gamma B_0 \quad (1)$$

여기서 ω 는 무기질의 세차 운동 주파수 [MHz]이고 γ 는 무기질의 자기 회전비 [MHz/T]이다. 외부 자기장의 크기에 비례하여 세차운동 주파수가 수 십 kHz에 불과하므로 세차 운동 주파수에 해당하는 RF 신호를 만들기 위해서는 수 십 m 이상의 RF 코일이 필요하게 될 수 있어 RF 코일의 제작이 비현실적이게 된다. 따라서 RF 코일에서 90도 RF 펄스를 무기질의 세차운동 주파수의 고조파를

이용하면 이러한 문제는 해결할 수 있다. 세차 운동의 주파수의 n 배 고조파에 대응하는 신호를 발생시킴으로써 RF 코일의 크기를 줄이면서 인의 양성자를 활성화시킬 수 있다. 인의 자기회전비가 11.26 MHz/T이고, 외부 자기장의 세기가 1.06572 mT일 때 인의 세차주파수가 12 kHz이다. 인의 세차운동 주파수의 8,000배 고조파를 이용하여 RF 펄스를 만들어 인을 활성화시킨다고 하면 96 MHz의 신호를 RF 코일에서 발생시키면 되므로 소형화 설계가 가능하다.

Magnetic resonance imaging(MRI) 시스템이나 골다공증 치료를 위한 자기장 발생 원리를 이용하는 의료기기에서는 주로 RF 코일을 birdcage 형태로 된 것을 사용하고 있으며, birdcage 형태로 이루어진 코일의 안쪽에는 그림 1과 같이 아크릴 소재를 이용하여 지지대로 만들어 구성할 수 있다. CST로 설계한 도면을 그림 1에 나타내었다. ER은 end-ring을 뜻하며, 아크릴 원통에 감긴 도체 링으로써 그림 1에는 전통적으로 RF 코일 설계시에 주로 사용하는 2개의 ER 즉 double end ring(DER)을 적용하여 구현한 RF 코일이다. 그림 1에서 나타낸 것과 같이 ER과 ER 사이에는 커패시터를 설치하였으며, ER은 자체적으로 인덕터가 되어 특정한 주파수에서 공진이 가능하도록 구성하였으며, 이를 간략화한 구성도는 그림 2에 나타내어 RF 코일은 ER과 커패시터로 이루어진 형태로 된다. 이를 보

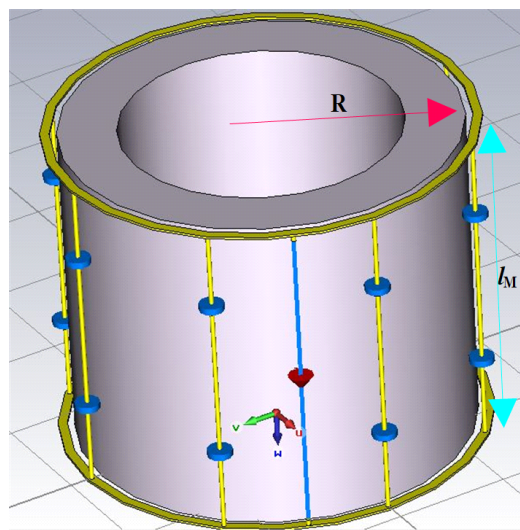


그림 1. 3D birdcage 형태의 RF 코일(2개의 ER)
Fig. 1. The 3D birdcage coil(DER).

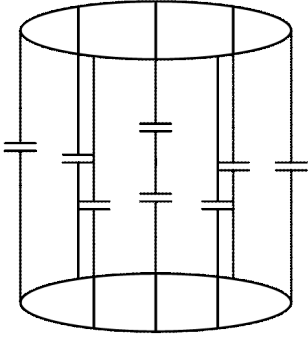


그림 2. 3D birdcage 형태의 RF 코일(2개의 ER)의 간략도
Fig. 2. The simplified 3D birdcage coil(DER).

다 해석 가능한 모델로 변환한 등가회로는 그림 3에 나타내었으며, 커패시터를 연결하는 선로는 인덕터로 모델링한 1-포트 입력을 사용하는 등가회로로 나타낼 수 있다. ER과 ER 사이에 연결된 다리(leg)의 수는 직접적으로 자기장의 세기에 영향을 미친다. 다리의 수가 많을수록 자기장의 세기는 증가한다. 그러나 다리의 수가 많아질수록 비용이 상승하고 설계과정이 복잡해지므로 다리의 수와 자기장의 세기 사이에서 절충점이 모색되어야 한다^{[2]~[4]}.

그림 3에 나타난 등가회로를 보면 birdcage 형태의 RF 코일은 low-pass 주파수 응답을 보이고, ER에 커패시터가 설치된 high-pass birdcage RF 코일보다 제작의 용이성으로 인하여 많이 이용되고 있다. 문제를 단순화하기 위하여 $C_1 = C_2 = \dots = C$, $L_{1,1} = L_{2,2} = \dots = L$, $M_{1,1} = M_{2,2} = \dots = M$, N =다리의 개수라 가정하면, 가운데 루프에서 KVL을 적용하면 식 (2)와 같이 전류에 대한 식으로 유도할 수 있고, 이는 다시 식 (3)을 거쳐 식 (4)와 같이

된다^[4].

$$\left(\frac{1}{j\omega C} + j\omega M\right)(I_j - I_{j-1}) + j\omega L I_j + \left(\frac{1}{j\omega C} + j\omega M\right)(I_j - I_{j+1}) + j\omega L I_j = 0 \quad (2)$$

$$-\left(\frac{1}{j\omega C} + j\omega M\right)(I_{j-1} + I_{j+1}) + 2\left(\frac{1}{j\omega C} + j\omega M + j\omega L\right)I_j = 0 \quad (3)$$

$$\left(\frac{1}{\omega^2 C} - M\right)(I_{j+1} + I_{j-1}) - 2\left(\frac{1}{\omega^2 C} - L - M\right)I_j = 0 \quad (4)$$

여기서 $j = 1, 2, \dots, N$ 이다. 식 (4)를 만족하는 공진주파수는 식 (5)와 같다.

$$\omega_m = \left[C \left(M + \frac{L}{2 \sin^2 \frac{m\pi}{N}} \right) \right]^{-1/2} \quad m = 0, 1, 2, \dots, N/2 \quad (5)$$

식 (5)로부터, 목표로 하는 공진주파수를 얻기 위하여 C , L , M , N 값을 최적화하여야 한다. $m = N/2$ 로 가정하면 공진주파수는 식 (6)과 같이 나타낼 수 있다.

$$\omega_m = \frac{1}{\sqrt{C \left(M + \frac{L}{2} \right)}} \quad (6)$$

여기서 C 를 25 pF로 선택하여 대략 96 MHz에서 공진이 일어나도록 하는 경우 $M+L/2$ 는 약 100 nH의 인덕턴스를 보여야 한다. L 은 ER의 길이를 다리의 개수 N 으로 나눈 단위 길이($l = 2\pi R/N$)가 나타내는 인덕턴스이며, M 은 그림 1에서 나타낸 길이 l_M 이 나타내는 인덕턴스로 볼 수 있다.

L 과 M 을 정하기 위하여 그림 1의 반지름 R 과 다리의 길이 l_M 을 적절히 설계하여야 하는데, 도선의 단위길이 l 이 나타내는 인덕턴스 값을 계산하기 위하여 식 (7)을 사용하였다^{[5][6]}.

$$L = 2l \times \left\{ \left[\left(\frac{2l}{D} \right) \left(1 + \sqrt{1 + \left(\frac{D}{2l} \right)^2} \right) \right] - \sqrt{1 + \left(\frac{D}{2l} \right)^2} + \frac{\mu}{4} + \left(\frac{D}{2l} \right) \right\} \quad (7)$$

그림 3. 3D birdcage 형태의 RF 코일의 등가회로
Fig. 3. The equivalent circuit model for 3D birdcage RF coil.

여기서 D 는 도선의 지름이며, l 은 도선의 단위 길이, μ 는 투자율을 나타낸다.

인체의 팔과 다리 등의 길이를 고려하여 예를 들어 $R=18$ cm로 하는 경우 ($N=8$ 적용), $l=14.14$ cm가 되어 지름 8 mm의 도선에서는 $L/2=50$ nH가 되며, 지름 4 mm의 도선으로 다리에 적용하면 길이 $l_M=11.6$ cm일 때 $M=110$ nH가 되어 $M+L/2=160$ nH를 적용하여 약 80 MHz에서 공진주파수가 형성된다.

본 연구에서는 RF 코일의 크기를 줄이기 위하여 양 끝의 ER 사이에 ER을 하나 추가하여 그림 4와 같이 구성하였다. ER을 두 개 사용한 RF 코일은 198 MHz에서 공진이 되도록 설계하였고, ER을 세 개 사용한 RF 코일은 96 MHz에서 공진이 되도록 표 1과 같은 설계 값으로 최적화하였다. 다리에 사용한 도선의 길이 l_M 은 triple end ring (TER)의 경우에는 양 끝에서 가운데 Ring까지만 계산하면 되므로 다리 전체 길이는 $2l_M$ 으로 하여 실제 제작시 커패시터를 부착하여야 하므로 인덕턴스의 오차를 고려

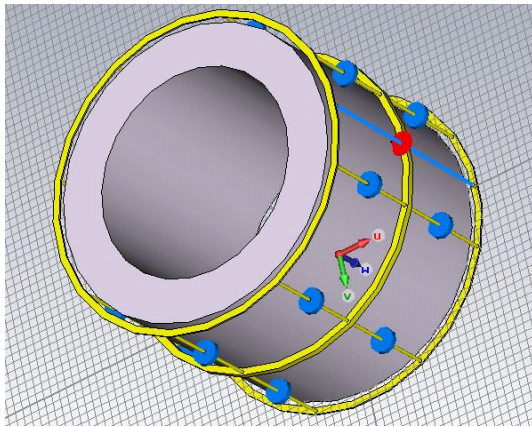


그림 4. ER을 3개 사용한 3D birdcage RF 코일
Fig. 4. 3D birdcage coil(TER).

표 1. 설계된 TER RF 코일의 파라미터 값
Table 1. Parameter value of designed TER RF coil.

| Parameter | Designed value |
|------------|----------------|
| R [cm] | 18 |
| l_M [cm] | 11.6 |
| C [pF] | 25 |

하여 2×11.6 cm로 정하였다. 그리고 다리의 총 개수 $N=8$ 로 하였다.

III. 모사 및 측정 결과

96 MHz에서 공진하는 TER RF 코일을 이론적으로 설계한 결과, 파라미터는 표 1에 정리하였으며, 이를 바탕으로 그림 4에 CAD 프로그램인 CST를 사용하여 설계한 TER RF 코일을 나타내었다. ER의 반지름이 18 cm이고, 다리의 총 길이는 2×11.6 cm를 사용하였으며, 각 선로에 설치할 커패시터는 25 pF를 최종적으로 사용하였다. 이를 위하여 우선 반지름 R 과 l_M 을 표 1의 값으로 최적화한 후 커패시터의 값을 변경하면서 모사한 반사손실 결과를 그림 5에 나타내었으며, 커패시터 값을 지속적으로 증가시키면 당연히 공진주파수 또한 감소되므로 적절하게 25 pF로 결정하였다. 한편, 다리의 길이를 변경하여 모사한 결과를 그림 6에 나타내었으며, 길이가 길어지면 인덕턴스 값도 증가하므로 공진주파수의 감소를 얻을 수 있으므로 모사 결과 다리의 총 길이 $2l_M$ 이 27.8 cm에서 96 MHz의 공진 주파수를 얻을 수 있었다. 그러나 실제 제작시 커패시터를 부착하여야 하고, fringing field의 영향도 존재하므로 이보다 짧게 2×11.6 cm로 결정하였다.

전통적으로 많이 이용되어온 DER의 성능을 확인하고, 이를 활용하여 TER를 설계한 후 성능 개선의 정도를 판별하기 위하여 DER 및 TER을 단계적으로 설계하였다.

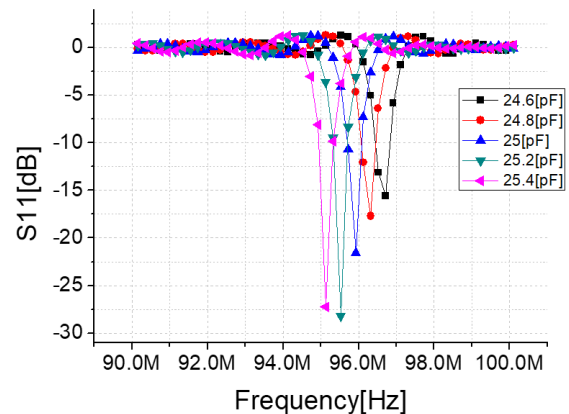


그림 5. C 값에 따른 TER RF 코일의 반사손실
Fig. 5. Return loss of TER RF coil by varying C value.

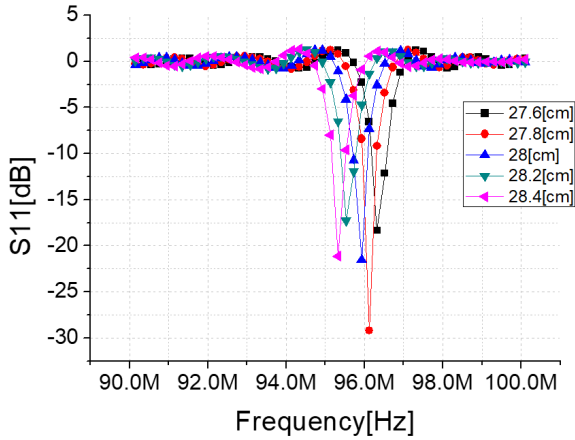


그림 6. l_M 값에 따른 TER RF 코일의 반사손실
Fig. 6. Return loss of TER RF coil by varying l_M .

우선 DER로 구성된 RF 코일을 설계하고자 동일한 설계 파라미터를 사용하여 그림 1에 나타난 RF 코일을 CST로 모사한 결과, 그림 7에 나타난 것과 같이 198 MHz 근처에서 공진주파수가 형성됨을 볼 수 있다.

RF 코일의 특성 중에서 매우 중요한 자기장의 분포를 나타내면 그림 8 및 그림 9와 같이 되며, 각각 TER 코일과 DER 코일의 자기장의 분포를 모사한 결과이다. 그림 10에서는 RF 코일의 윗면에서 밑면까지 (z-방향) 자기장의 세기가 어떻게 분포하는지를 DER 코일 및 TER 코일의 두 경우를 한꺼번에 표시하였으며, DER 및 TER 코일 공

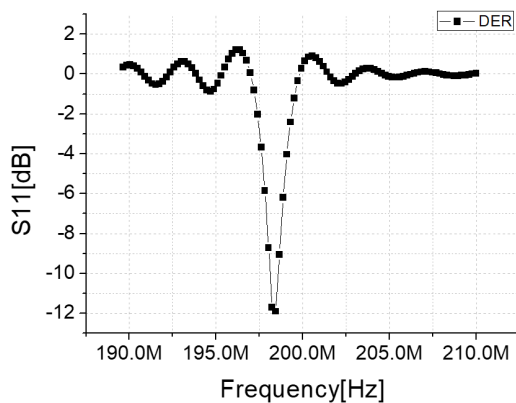


그림 7. DER RF 코일의 반사손실
Fig. 7. Return loss of DER RF coil(Compared with TER RF coil).

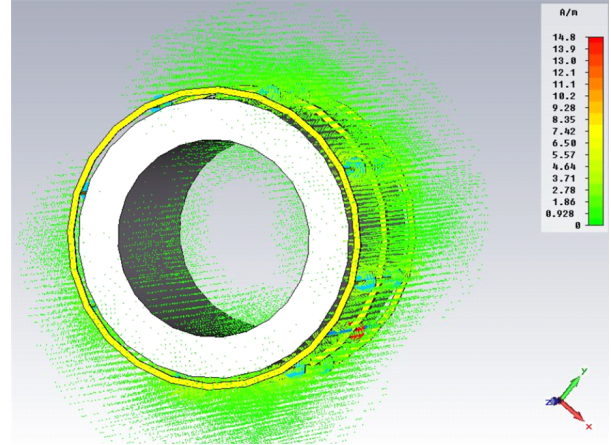


그림 8. TER RF 코일의 자기장 분포
Fig. 8. Magnetic field distribution of TER RF coil.

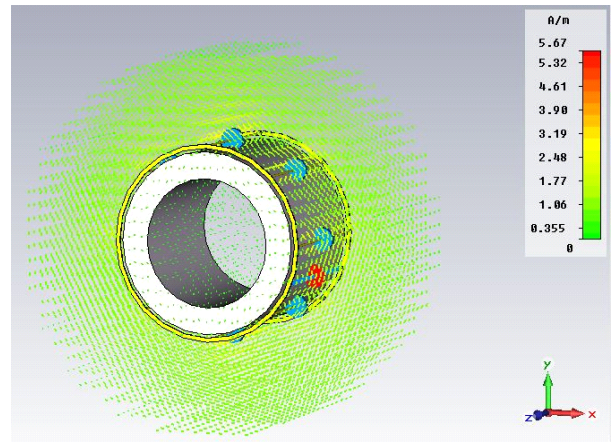


그림 9. DER RF 코일의 자기장 분포
Fig. 9. Magnetic field distribution of DER RF coil.

히 링이 설치되어 있지 않은 공간에서 자기장의 세기가 거의 균일함을 알 수 있으며, TER 코일의 자기장의 세기가 상대적으로 큼을 알 수 있다. TER 코일의 중간 링을 사이에 두고 자기장 세기의 분포가 차이가 나는 것은 중간 링의 기준으로 양쪽의 구조가 완전히 동일하지 않음에 기인한다. TER RF 코일의 공진주파수 96 MHz에서 자기장의 세기는 최대 14.85 A/m임을 나타내고, DER RF 코일의 공진주파수 198.4 MHz에서는 자기장의 세기가 최대 5.67 A/m임을 나타낸다.

설계한 파라미터를 바탕으로 직접 제작한 TER RF 코

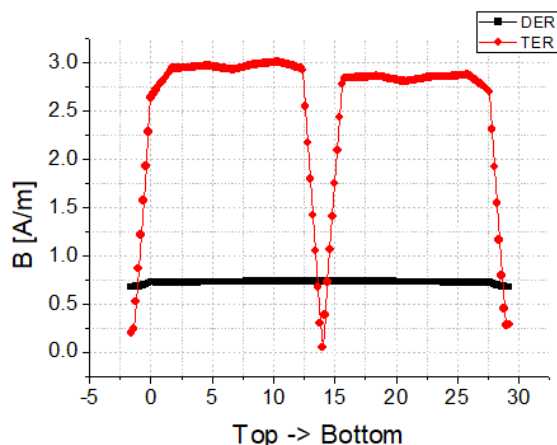


그림 10. RF 코일의 자기장 분포 모사 결과
Fig. 10. Simulated magnetic field distribution of RF coils.

일의 사진을 그림 11에 나타내었으며, 아크릴판에 선로와 커패시터를 고정시켰으며, 공진주파수를 측정한 결과 그림 12와 같은 반사손실을 얻을 수 있었다. 설계한 RF 코일의 반사손실의 모사 및 측정결과는 그림 12에서 나타난 것과 같이 공진주파수 96 MHz에서 모사 결과, -21.54 dB, 측정결과 -16.98 dB를 얻었고, 이는 그림 7에서 ER이 2개인 RF 코일의 반사손실이 198.4 MHz에서 모사 결과 -11.9 dB 임과 비교가 된다. 그러므로 ER을 하나 추가하여 같은 부피에서 공진주파수의 감소를 확인할 수 있었다.



그림 11. TER RF 코일 제작 사진
Fig. 11. Photograph of the TER RF coil.

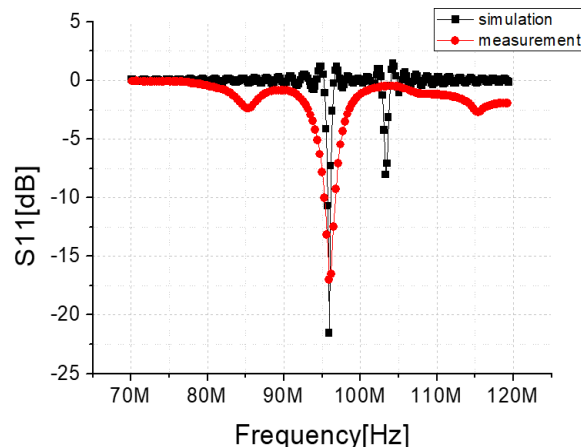


그림 12. TER RF 코일의 반사손실
Fig. 12. Return loss of TER RF coil.

IV. 결 론

본 연구에서 제안하는 RF 코일은 약물 치료에 의하지 않고 핵자기공명을 이용해 골다공증을 개선하기 위한 기술의 일부분으로서, 직접 인체에 가하여 생기는 부작용을 방지하고, 신체에 아무런 접촉을 가하지 않고 치료를 할 수 있는 조골세포 형성의 기술이 될 수 있다. 이를 위하여 RF 코일을 사용하여야 하고, 이 코일에서 발생하는 주파수를 낮추게 할 수 있어야 전체 시스템의 소형화 및 자유로운 RF 펄스 제어를 달성할 수 있다. End 링을 추가하여 공진주파수를 낮추었으며, 또한 자기장의 분포 또한 비록 모사결과이지만 근사적으로 균일하게 만들 수 있었으므로, 본 연구가 무접촉 조골세포 재형성 시스템의 연구에 일조를 할 수 있을 것으로 보인다.

References

- [1] MBST, Magnetic Resonance Therapy. Available: <http://www.mbst.de>.
- [2] 김홍준, 유형식, "7 T MRI에서의 다양한 RF 코일에 대한 B_1^+ 비교," 한국전자과학회논문지, 23(8), pp. 1010-1013, 2012년 8월.
- [3] 김경남, 정성택, 박부식, 신윤미, 박준식, 조종운, "FDTD 방법을 이용한 MRI birdcage RF coil의 endcap 효과 분석," 대한자기공명의과학회지, 7(2), pp. 137-143, 2003.

- [4] S. M. Sohn, L. DelaBarre, A. Gopinath, and J. T. Vaughan, "Design of an electrically automated RF transceiver head coil in MRI," *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 9, no. 5, pp. 725-732, Oct. 2015.

- [5] J. T. Vaughan, J. R. Griffiths, *RF Coils for MRI*, John Wiley & Sons, 2012.

- [6] F. W. Grover, *Inductance Calculations*, Minola, NY, Dover Publications, 2013.

문 성 혁 [한국항공대학교/석사과정]



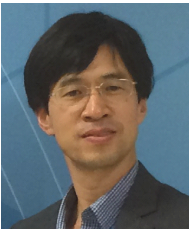
2011년 3월: 한국항공대학교 항공전자정보공학과 (공학사)
2017년 3월~현재: 한국항공대학교 항공전자정보공학과 석사과정

김 영 진 [한국항공대학교/교수]



1991년 3월: 경북대학교 전자공학과 (공학사)
1995년 3월: 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 (공학석사)
1997년 3월: 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 (공학박사)
2006년 8월~현재: 한국항공대학교 항공전자정보공학과 교수

조 춘 식 [한국항공대학교/교수]



1887년 2월: 서울대학교 제어계측공학과 (공학사)
1998년 12월: 미국 Colorado 대학교 전기 및 컴퓨터공학과 (공학박사)
1987년~1993년: LG 정보통신
1999년~2003년: 팬택앤큐리텔
2004년 3월~현재: 한국항공대학교 항공전자정보공학부 교수

[주 관심분야] RFIC 및 Millimeter-Wave IC 설계, Analog IC 설계, 바이오 센서 및 시스템 설계, 레이더 시스템