

인체 삽입형 자기 공진 무선전력전송 수신기 설계 및 성능 분석

Design and Performance Analysis of Magnetic Resonant Wireless Power Transfer Receiver for Implant Medical Device

김 성 재 · 구 현 철

Sungjae Kim · Hyunchul Ku

요 약

본 논문에서는 소형의 인체 삽입형 의료기기에 자기 공진기법 무선전력전송을 적용하는 경우, 적합한 시스템 구성을 제안하고 성능을 검증하였다. 제안하는 수정된 직렬-병렬 구성은 전력 수신부의 전력 수신 코일과 커패시터를 병렬로 연결한 공진기에 직렬로 연결되는 인덕터를 추가하여 구현하며, 낮은 인덕턴스를 가진 전력 수신 코일을 이용하는 경우 직렬 공진기를 이용하는 경우에 비해 높은 효율을 달성할 수 있다. 회로분석을 통해 해당 구성의 유효성 및 동작조건을 이론적으로 검증하고, 돼지 지방 및 근육 생체 블록에 무선전력전송 수신코일을 삽입한 환경에서 무선전력전송을 진행하여 전력 전송 효율 및 생체 블록의 온도 변화를 측정 비교하였다. 생체 블록에 2.5~10 mm 깊이로 삽입 시 제안한 구성이 일반적인 직렬-직렬 구성보다 평균 17.79 % 개선된 효율을 보이며, 공기 중에서 32 dBm 전력 송신 시 직렬-직렬 수신 코일은 평균 0.75°C/s, 제안한 구성의 수신 코일은 평균 0.18°C/s의 온도 변화를 보여 제안한 구성이 인체 삽입형 무선전력전송 시스템 구성에 보다 적합함을 확인하였다.

Abstract

In this study, we propose a suitable magnetic resonant wireless power transfer(WPT) system topology for size-limited implant medical devices(IMDs). The proposed modified series - parallel topology(mSPT) can be implemented by adding an inductor in series to the parallel-connected Rx coil and a capacitor. The topology achieves high efficiency when the Rx coil has a small inductance. The validity and operating conditions of the system are verified theoretically through circuit analysis. Experiments were conducted with bio-blocks, which are made of pork fat and muscle. When the Rx coils were inserted into the blocks at a depth of 2.5~10 mm, mSPT showed 17.79 % improved efficiency on average compared with the conventional series - series topology(SST). In the case of 32 dBm WPT in air, the Rx coil's heating rate for the mSPT was 0.18°C/s, whereas the SST was 0.75°C/s. It was confirmed that the mSPT is more suitable for an IMD-targeted WPT system.

Key words: Wireless Power Transfer, Magnetic Resonance, Implant Medical Device

I. 서 론

자기 공진형 무선전력전송(wireless power transfer: WPT)

「이 연구는 2018년도 한국연구재단의 이공학개인지초지원사업(NRF-2017R1D1A1B03032927), 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구(선도연구센터)사업(NRF-2017R1A5A1015596)의 지원으로 연구되었음.」

건국대학교 전자정보통신공학과(Department of Electronics, Information and Communication Engineering, Konkuk University)

· Manuscript received October 12, 2018, 2018 ; Revised November 20, 2018 ; Accepted December 6, 2018. (ID No. 20181012-107)

· Corresponding Author: Hyunchul Ku (e-mail: hcku@konkuk.ac.kr)

기술은 2008년 처음 시연된 이후^[1], 종래 기술인 자기 유도형 기술보다 더 먼 거리에서 높은 전력 전송 효율(power transfer efficiency: PTE)으로 WPT가 가능하다는 점에서 최근 활발히 연구되고 있으며, WPT 기술의 적용 가능한 분야를 확장하고 있다. 특히 인체 유해성이 RF형 WPT 기술에 비해 낮은 인체 삽입형 의료기기에 가장 적합한 WPT 기술로 주목받고 있다^[2].

그러나 인체 삽입형 의료기기는 시스템의 크기가 제한되며, 전력 수신 코일의 크기 또한 제한된다. 일반적인 WPT 시스템에서 사용하는 직렬-직렬 구성(series-series topology: SST)^[3]은 전력 수신 코일의 인덕턴스가 작은 경우 PTE가 감소하므로, 해당 시스템에서도 높은 PTE를 보이는 시스템 구성에 관한 연구가 필요하다. 본 논문에서는 전력 수신 코일의 크기가 제한되는 해당 WPT 시스템에 적합한 구성으로 수정된 직렬-병렬 구성(modified series-parallel topology: mSPT)을 제안하고, 그 유효성을 회로분석과 실험을 통해 검증하였다.

논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 SST가 인체 삽입형 의료기기 대상의 WPT 시스템 구성으로 효용성이 떨어지는 이유를 분석하였고, 3장에서는 제안하는 mSPT가 해당 시스템 구성으로 적합한 이유를 분석하였다. 4장에서는 실험을 통해 분석 결과의 유효성을 검증하였으며, 이후 결론으로 맺었다.

II. 직렬-직렬 공진 기반 WPT 시스템

일반적인 WPT 시스템에서는 SST를 이용하며^[3], 해당 구성은 그림 1과 같이 구성된다.

V_S 은 AC 전압원, R_S 는 소스 저항, R_L 은 로드 저항, L_S 는 전력 전송코일, L_L 은 전력 수신 코일, C_S 과 C_L 은 각각 L_S , L_L 에 대응하는 공진 커패시터로 $C_S = 1/\omega_0^2 L_S$,

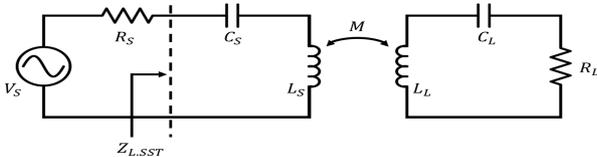


그림 1. 직렬-직렬 구성의 WPT 시스템 회로도
Fig. 1. The schematic of WPT system using SST.

$C_L = 1/\omega_0^2 L_L$ 이며, $\omega_0 = 2\pi f_0$ 로 f_0 는 시스템의 공진주파수이다. M 은 코일 간의 상호 인덕턴스이며, $M = k\sqrt{L_S L_L}$ 의 관계를 만족한다. k 는 커플링 계수로 $0 < |k| < 1$ 의 조건을 만족하며, 송신 코일에서 발생한 자속이 수신 코일을 많이 통과할수록 절댓값이 1에 가까워진다. $Z_{L,SST}$ 는 소스 쪽에서 본 임피던스이며, 식 (1)과 같이 표현된다.

$$Z_{L,SST} = \frac{\omega_0^2 k^2 L_S L_L}{R_L} \quad (1)$$

최대 전력 전송 조건인 $R_S = Z_{L,SST}^*$ 을 만족하는 k 의 값 k_{SST} 를 유도하면 식 (2)와 같이 나타낼 수 있다.

$$k_{SST} = \frac{1}{\omega_0} \sqrt{\frac{R_S R_L}{L_S L_L}} \quad (2)$$

코일 간의 거리가 멀거나 오정렬 상태일 때 k 의 값이 작아지므로 최대 전력 전송이 일어나는 k_{SST} 를 낮게 설정하면 먼 거리 또는 오정렬 상태에서의 PTE가 향상된다.

식 (2)를 참고하면 수신 코일의 인덕턴스와 k_{SST} 가 반비례 관계인 것을 확인할 수 있다. 인체 삽입형 의료기기 대상의 무선 전력 수신부는 이 점에서 문제가 발생한다. Wheeler's formula와 참고문헌 [4]를 참고하면, 코일을 구성하는 도선의 길이가 코일의 지름보다 월등히 긴 경우 헬리컬 코일의 인덕턴스 L_H 와 기생 인덕턴스 C_P 를 식 (3)과 같이 구할 수 있다. N 은 코일의 턴 수, r 은 코일의 반지름, h 은 헬리컬 코일의 높이이며, ϵ_0 는 진공의 유전율, l 은 코일을 구성하는 도선의 전체 길이이다.

$$L_H = \frac{N^2 r^2}{9r + 10h}, \quad C_P = \frac{4\epsilon_0 l}{\pi} \quad (3)$$

즉, 한정된 지름에서 얇은 도선을 이용하여 권선 수를 증가시켜 높은 밀도의 코일을 제작하는 경우에는 코일의 L_H 와 C_P 가 함께 증가하게 된다. 코일의 자기 공진 주파수(Self Resonance Frequency, SRF)는 $1/(2\pi\sqrt{L_H C_P})$ 로 결정되므로, L_H 와 C_P 가 모두 증가하면 SRF는 감소한다. 동작 주파수가 SRF에 가까워질수록 코일의 임피던스가 급격히 증가하여 PTE가 감소하게 되고, SRF 이후에서는 코일이 커패시터로 동작하므로 이는 바람직한 코일

설계 방향이 아니다. 이 현상을 해소하기 위해 코일의 인덕턴스를 낮게 설계하는 경우, 식 (2)에 따라 k_{SST} 가 제한되어 원거리, 오정렬 상태에서의 PTE가 저하된다.

또한, 코일에 페라이트 시트를 장착하는 경우, 누설 자속이 줄어드는 원리^[5]로 코일의 인덕턴스를 향상할 수 있으며, 부가적으로 전자파 차폐 효과^[6]를 실현할 수 있다. 그러나 상기한 문제점으로부터 부적절한 인덕턴스의 증가는 SRF 특성을 악화시킨다는 점을 파악할 수 있으며, 인체 이식을 상징하는 경우 페라이트에서의 발열도 문제가 될 수 있다.

코일 크기의 제한은 실현 가능한 최대 k 값도 제한하는데, 송수신 코일 간의 반지름 크기 차이로 인해 실현될 수 있는 k 의 범위가 극도로 제한되어 k_{SST} 를 실현하지 못하는 WPT 시스템이 될 수 있다.

III. 인체 삽입형 의료기기용 수신기 설계 기법

앞장의 분석으로부터, 인체 삽입형 의료 기기용 대상의 무선전력전송 시스템은 L_L 이 작을수록 더 높은 효율을 보이는 특성이 필요함을 파악할 수 있다. 본 논문에서는 이러한 특성을 보이는 시스템 구성으로 mSPT를 제시하며, 이는 수신부의 공진기를 전력 수신 코일과 커패시터의 병렬 구조로 이용하며, 해당 공진기에 직렬 연결된 컴포넌트를 가지는 방식으로 구현 가능할 수 있다. 해당 시스템 구성은 그림 2와 같이 나타낼 수 있다.

각 컴포넌트의 내용은 SST와 같으며, 로드 저항에 직렬로 연결된 컴포넌트 Z_C 가 추가되었다. 이때 분석한 $Z_{L.mSPT}$ 와 $R_S = Z_{L.mSPT}^*$ 를 만족할 때의 k 인 k_{mSPT} 를 각각 식 (4)와 (5)로 나타내었다.

식 (4)를 참고하면, Z_C 가 존재하지 않는 경우 $Z_{L.mSPT}$

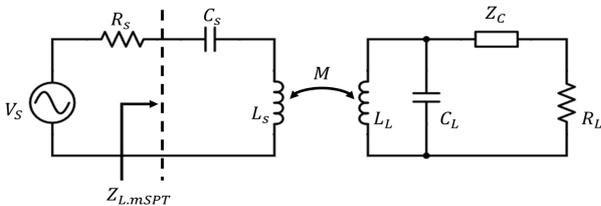


그림 2. 수정된 직렬-병렬 구성의 WPT 시스템 회로도
Fig. 2. The schematic of WPT system using mSPT.

$$Z_{L.mSPT} = \frac{k^2 L_S (R_L - j\omega_0 L_L + Z_C)}{L_L} = \frac{k^2 L_S R_L}{L_L} \Bigg|_{Z_C = j\omega_0 L_L} \quad (4)$$

$$k_{mSPT} = \sqrt{\frac{R_S L_L}{R_L L_S}} \quad (5)$$

가 필연적으로 리액턴스 성분을 가지게 되어 최대 전력 전송 조건인 $R_S = Z_{L.mSPT}^*$ 를 만족하지 못함을 알 수 있다. 해당 리액턴스 성분은 컴포넌트 Z_C 를 통해 상쇄시킬 수 있으며, 본 논문에서는 직렬 연결되는 인덕터를 사용하였다. 추가되는 인덕터의 인덕턴스 크기는 전력 수신 코일의 인덕턴스 크기와 같다.

식 (2)와 식 (5)을 바탕으로, 두 구성에서 L_L 크기만 변화하는 경우 k_{SST} 와 k_{mSPT} 의 변화 양상은 다음과 같다.

$$\begin{aligned} \lim_{L_L \rightarrow \infty} k_{SST} &= 0 & \lim_{L_L \rightarrow 0} k_{SST} &= \infty \\ \lim_{L_L \rightarrow \infty} k_{mSPT} &= \infty & \lim_{L_L \rightarrow 0} k_{mSPT} &= 0 \end{aligned} \quad (6)$$

k_{SST} , k_{mSPT} 값이 1 이상이 되는 경우는 해당 시스템에서 최대 전력 전송 조건을 만족시키는 거리 구간이 없음을 의미한다. 한편, k_{SST} 는 L_L 값이 커질수록 더 먼 거리에서 PTE가 증가하나, k_{mSPT} 는 L_L 값이 작아질수록 더 먼 거리에서의 PTE가 증가하므로 L_L 값이 제한되는 WPT 시스템에 적합한 구성임을 알 수 있다. 다만 제안한 구성을 효과적으로 이용하기 위해서는 제안한 구성이 SST보다 효과적으로 동작하는 조건에 대해 분석할 필요가 있다.

첫 번째로, mSPT가 SST에 비해 더 낮은 k 에서 임계 결합되어야 한다. 해당 조건은 $k_{mSPT} < k_{SST}$ 로 나타낼 수 있으며, L_L 에 대하여 정리하면 식 (7)과 같이 나타난다.

$$L_L < \frac{R_L}{\omega_0} \equiv L_C \quad (7)$$

즉, 전력 수신 코일의 인덕턴스가 임계 인덕턴스 값 L_C 보다 작아질수록 수정된 mSPT가 더 효과적인 구성으로 동작하게 되며, 해당 임계 인덕턴스 값은 로드 저항의 크

기와 공진 주파수에 의해 결정된다.

두 번째로, 실현 가능한 k 범위인 $0 < k < k_{max}$ 의 범위에서 mSPT의 로드가 더 많은 전력을 수신해야 한다. 각 구성의 수신 전력을 $P_{L,SST}$, $P_{L,mSPT}$ 로 나타내면 해당 조건은 $P_{L,SST} < P_{L,mSPT}$ 이며, 해당 조건을 만족하는 k 의 값의 범위 k_{eff} 는 식 (8)과 같이 나타낼 수 있다.

$$k < \sqrt{\frac{R_S}{\omega_0 L_S}} \equiv k_{eff} \quad (8)$$

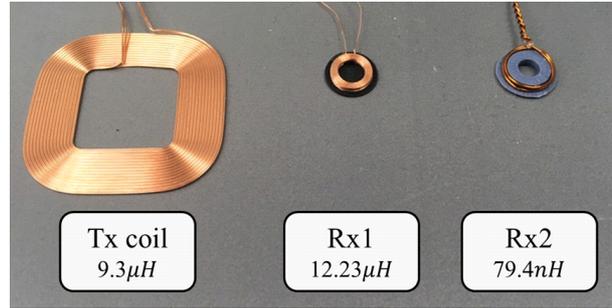
$k_{eff} < k_{max}$ 인 경우 mSPT가 과결합(overcouple) 되어 SST보다 낮은 전력을 수신하는 범위가 생길 수 있는데, 식 (8)에 따르면 k_{eff} 의 범위를 전력 송신 코일의 인덕턴스 L_S 를 통해 조절할 수 있음을 알 수 있다. $k_{max} \leq k_{eff}$ 가 되도록 L_S 를 조절하면 mSPT가 SST보다 항상 더 높은 전력을 수신하는 시스템을 설계할 수 있다.

IV. 실험 결과 및 분석

분석한 내용을 검증하기 위해 실험을 진행하였으며, 실험 환경을 그림 3으로 나타내었다. 또한 실험에 사용한 Rx 코일 별 특성을 표 1로 도시하였다.

Rx1은 WE社의 상용 제품으로 인덕턴스를 극대화한 코일이며, Rx2는 직접 제작한 코일로 Rx1과 같은 반지름에서 인덕턴스가 최소화되도록 제작하였다. 측정 장치의 각 포트는 50 Ω이므로, 식 (7)에 따라 시스템의 공진 주파수 6.78 MHz에서 $L_C \approx 1.174 \mu H$ 임을 확인할 수 있다.

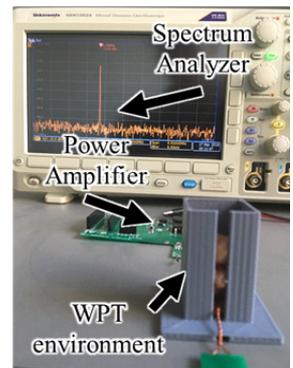
생체 삽입 환경을 모사하기 위해 돼지고기의 부위 중 근육층과 지방층이 잘 구별된 뒷다리살을 이용, 두 조직을 20×20×2.5 mm의 블록 형태로 준비하였으며, WPT에는 50 Ω 매칭 시 32 dBm의 전력을 출력하는 전력 증폭기를 이용하였다. 블록 구성은 총 7개의 블록을 사용하되 피하지방 두께 변화에 따른 전력 전송 효율 변화를 관찰하기 위해 전력 송신 코일과 맞닿는 최하단에 지방을 1블록, 2블록으로 두고, 이후 나머지 블록을 근육 블록으로 이용하였다. 또한 매 실험 간 송수신 코일의 중심이 정렬되도록 하였다. 공기 중에서, 해당 블록 사이에서 전력 수신 코일을 2.5 mm씩 움직이며 수신한 전력을 스펙트럼 분석기로 측정하였으며, 결과를 그림 4로 도시하였다.



(a) 사용한 무선 전력 송수신 코일
(a) Picture of Tx coil and Rx coil



(b) 제작한 생체 블록
(b) Fabricated bio blocks



(c) 측정 환경
(c) Measurement environment

그림 3. 실험 환경

Fig. 3. Experimental environment.

표 1. Rx 코일 별 특성

Table 1. Characteristics of each Rx coil.

	Rx1	Rx2
Wire diameter (mm)	0.2	0.5
Inner diameter of coil (mm)	5	8.1
Outer diameter of coil (mm)	8.6	8.6
Number of turns	45	2
Thickness of ferrite (mm)	0.45	N/A
Inductance (H)	12.23 μ	79.4 n
Parastic resistance (Ω)	20	0.2
Q-factor	26.0	33.8

그림 4에서 Rx2를 사용한 시스템 구성 및 매질 변화에 따른 PTE 차이를 관찰할 수 있으며, 모든 구간에서 mSPT가 더 좋은 PTE를 보이는 것이 확인되었다. 코일의 인덕

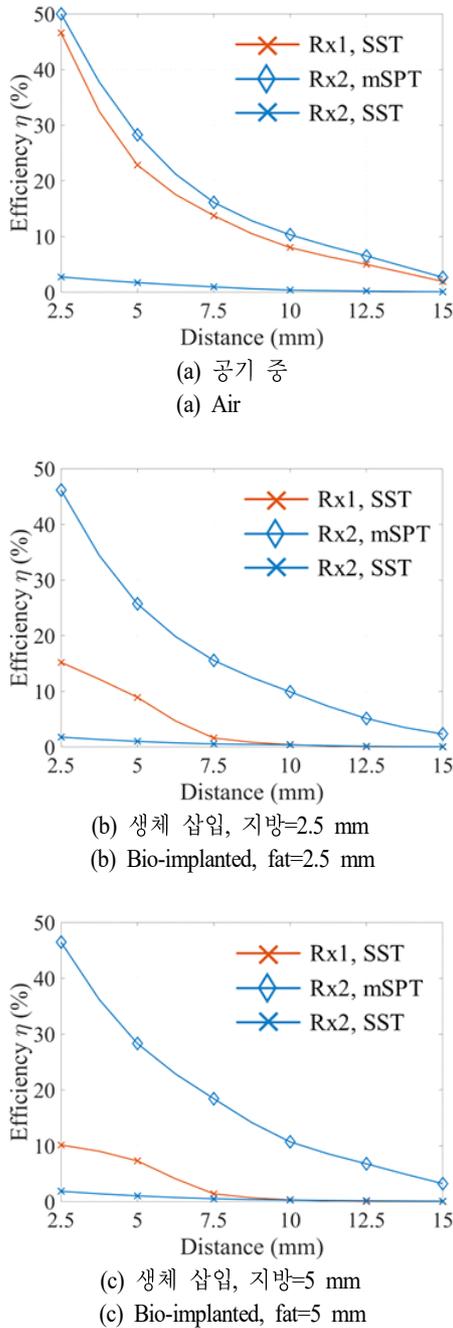


그림 4. 매질에 따른 PTE 측정 결과
Fig. 4. Measured PTE in each medium.

턴스가 임계값 이하이므로, mSPT가 더 많은 전력을 수신할 것이라는 분석 결과와 일치한다. 그림 4(b)는 지방 블록을 한 개 사용한 생체 블록 구성에 전력 수신 코일 삽

입 시의 PTE 측정 결과이며, 두 구성 모두 공기 중에 비해 PTE가 감소되지만 특히 Rx1에서 급격한 감소를 보였다. 이는 생체 조직이 손실 매질 및 유전체이기 때문으로 파악된다^[7]. 1블록을 사용한 생체 삽입 시 2.5~10 mm의 구간에서, mSPT와 SST의 생체 삽입 시 평균 PTE 차이는 17.79 %p로 확인되었으며, 2.5 mm에서의 효율 차이는 공기 중 3.44 %p에서 생체 삽입 시 30.92 %p로 증가하였다.

Rx1에서 PTE가 더욱 감소하는 원인은 SRF 특성 악화 때문이다. 이를 확인하기 위해 공기 중에서도 생체 삽입 상태에서의 Rx1의 저항 변화를 주파수 범위 2~30 MHz에서 네트워크 분석기를 이용하여 측정하여 그 결과를 그림 5로 나타내었다.

코일이 생체 조직 사이에 삽입되는 경우 SRF가 더욱 낮아지는 현상을 확인할 수 있으며, 참고문헌 [7]을 참고하면 생체 조직이 병렬 커패시턴스로 작용한 것이라는 사실을 예상할 수 있다. Rx2의 경우 유의미한 변화가 관찰되지 않았으므로, 해당 코일을 사용하는 mSPT가 인체 삽입형 의료기기의 WPT 시스템에 더욱 적합한 것으로 파악된다.

그림 4(b)와 4(c)를 비교하면 피하지방 두께 변화에 따른 전력 전송 효율 변화를 예상할 수 있다. 지방층이 두꺼워지는 경우 제안한 구성으로는 큰 효율 변화가 일어나지 않지만, SST를 이용하는 경우 2.5 mm에서 약 5 %p 정도의 추가적인 효율 저하가 일어나는 것이 관찰되었다. 다음으로, 코일의 발열 정도와 생체 조직 삽입 시 온도

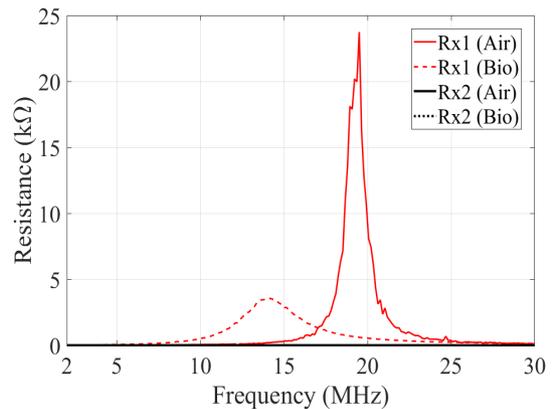
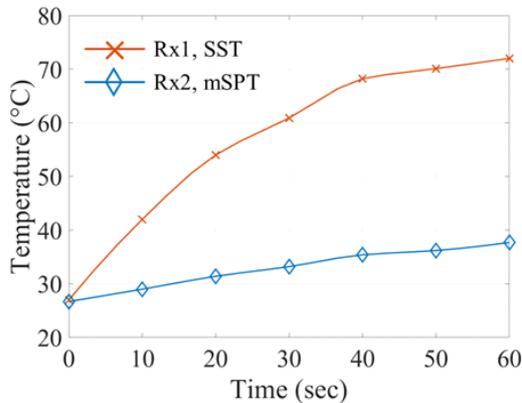
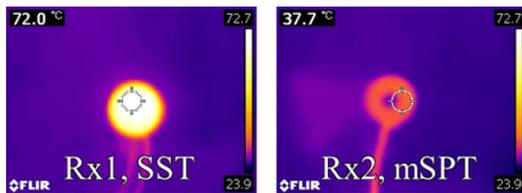


그림 5. 각 매질에서 Rx 코일들의 SRF 특성
Fig. 5. SRF characteristic of Rx coils in each medium.

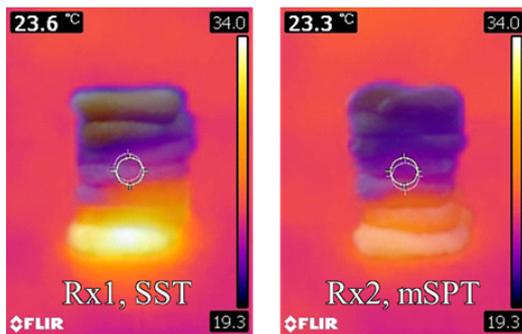
변화를 확인하기 위한 실험을 진행하였다. 먼저 공기 중에서 송수신 코일을 2.5 mm 떨어뜨린 상태로 10초마다 코일 온도를 측정한 결과를 그림 6(a)로, 최종 시점에서 코일 온도를 열화상 카메라로 측정한 사진을 그림 6(b)로 나타내었다. 이후 다시 그림 3(b)와 같은 실험 환경을 구성하고, 10분간 연속으로 무선전력전송을 진행한 뒤 생체



(a) 10초마다 측정된 Rx 코일의 온도
(a) Temperature of Rx coil measured every 10s



(b) 60초 이후 Rx 코일의 온도
(b) Temperature of the Rx coil after 60s



(c) 10분 후 측정된 생체 블록의 표면 온도
(c) Surface temperature of the bio-blocks after 10 min.

그림 6. 온도 측정 결과

Fig. 6. Temperature measurement results.

조직의 온도 변화를 열화상 카메라로 측정하였다. 생체 블록은 지방 1블록-코일-근육 6블록으로 구성하였으며, 실험 결과를 그림 6(c)로 나타내었다.

그림 6(a)를 참고하면, Rx1의 온도가 10초 근처에서 세포가 손상될 수 있는 온도인 섭씨 40도를 넘는 것이 확인되었다. Rx1의 발열 정도는 평균 0.75°C/s, Rx2의 발열 정도는 평균 0.18°C/s로 확인되었다. 그림 6(c)에서 확인되는 결과도 비슷한 양상을 보인다. 생체 블록으로 열전도가 일어나기 때문에 측정된 온도는 다소 낮으나, Rx1을 이용할 때 더 높은 열이 발생하고, 더 깊이 위치한 조직까지 가열되는 것이 확인되었다. 단열재를 이용하여 열전도를 최소화할 수 있겠으나, 이는 시스템의 비용 상승과 추가적인 PTE 저하를 야기할 수 있다.

이에 비해 낮은 인덕턴스의 코일을 mSPT로 이용하는 경우 관련 패키징을 최소화할 수 있으므로 더욱 효과적인 구성이라고 할 수 있다.

V. 결 론

본 논문에서는 인체 삽입형 의료기기의 WPT 시스템 구성으로 mSPT를 제안하였다. 해당 구성은 전력 수신 코일의 인덕턴스가 낮은 경우 더 높은 PTE를 보이므로 전력 수신부의 크기가 제한되는 인체 삽입형 의료기기 대상의 WPT 시스템 구성에 적합하다. 특히 높은 밀도의 코일을 이용하는 SST와 비교하였을 때, PTE뿐 아니라 생체 접촉으로 인한 코일의 SRF 문제, 발열 문제에서 이점을 가지는 것으로 확인되었다. 본 연구는 초소형 디바이스를 위한 WPT 시스템, 특히 생체 및 인체 삽입을 위한 WPT 시스템 구현 시 효과적으로 활용될 수 있다.

References

- [1] A. Kurs, A. Karalis, R. Moffatt, J. D. Joannopoulos, P. Fisher, and M. Soljačić, "Wireless power transfer via strongly coupled magnetic resonances," *Science*, vol. 317, no. 5834, pp. 83-86, Jul. 2007.
- [2] K. Agarwal, R. Jegadeesan, Y. Guo, and N. V. Thakor, "Wireless power transfer strategies for implantable bioelectronics," *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*,

vol. 10, pp. 136-161, 2017.

- [3] C. Jiang, K. T. Chau, C. Liu, and C. H. Lee, "An overview of resonant circuits for wireless power transfer," *Energies*, vol. 10, no. 7, p. 894, Jun. 2017.
- [4] R. G. Medhurst, "HF resistance and self-capacitance of single-layer solenoids," *Wireless Engineer*, vol. 24, pp. 35-43, Feb. 1947.
- [5] 고낙영, 이본영, 송성규, 박우진, 서석태, 변영재, "페라이트를 이용한 자기장 무선전력전송 안테나," 전자

공학회논문지, 54(7), pp. 1037-1041, 2017년 7월.

- [6] 김종찬, 이승우, 강병남, 홍익표, 조인귀, 김남, "WPT 시스템의 누설자계 감소를 위한 전자파 차폐구조 개선," 한국전자과학회논문지, 28(1), pp. 61-68, 2017년 1월.
- [7] R. Pethig, D. B. Kell, "The passive electrical properties of biological systems: Their significance in physiology, biophysics and biotechnology," *Physics in Medicine & Biology*, vol. 32, no. 8, pp. 933-970, 1987.

김 성 재 [건국대학교/석사과정]



2017년 2월: 건국대학교 전자공학부 (공학사)
 2017년 3월~현재: 건국대학교 일반대학원 전자정보통신공학과 석사과정
 [주 관심분야] 자기장 분석, 무선전력전송

구 현 철 [건국대학교/교수]



1995년 2월: 서울대학교 전기공학과 (공학사)
 1997년 2월: 서울대학교 전기공학과 (공학석사)
 2003년 12월: 미국 Georgia Institute of Technology 전기전자및컴퓨터공학부 (공학박사)
 2005년 3월~현재: 건국대학교 전기전자공학부 교수
 [주 관심분야] RF Power Amplifier, Digital RF, RF Front-End Design, Wireless Power Transfer System 등