

지속적인 심장질환 모니터링을 위한 인체 삽입형 생체 센서의 무선전력전송 시스템

허진철¹, 이종하^{1*}

¹계명대학교 의과대학 의용공학과

Development and Application of Wireless Power Transmission Systems for Wireless ECG Sensors

Jin-Chul Heo¹, Jong-Ha Lee^{1*}

¹Department of Biomedical Engineering, School of Medicine, Keimyung University

요약 전자기 유도형 무선전력전송에서는 송신 코일과 수신 코일의 상대적 위치에 따른 자기장 분포와 동력 전달 효율이 매우 중요하다. 본 연구는 ECG 센서를 사용한 HFSS 시뮬레이션 결과를 실제 측정 결과와 비교하였다. 시뮬레이션 결과 송신 코일과 수신 코일 간의 정렬이 어느 정도 변경 되더라도 전송효율은 비교적 안정적으로 유지 될 수 있음이 나타났다. 수신 코일의 중심이 송신 코일의 중심과 완벽하게 일치하면 전송효율이 최대가 되며, 수신 코일의 중심이 송신 코일의 중심으로부터 $\pm 10\text{mm}$ 내의 이동은 전송효율의 감소가 크지 않음을 확인 하였으며, 무선 전력 전송 시스템의 성능이 크게 저하되지 않는 것으로 확인 되었다. 본 결과는 이식형 센서를 위한 무선 전력의 활용에서 무선 전송의 표준화 된 적용 방법을 제안한다. 이를 통해 이식형 임플란트의 개발에 있어 무선전력전송에 대한 기준을 제시하고, 관련 디바이스의 개발에 적용 할 수 있을 것으로 판단된다.

• **주제어** : 심전도, 무선전력전송 시스템, 이식형 임플란트, 전자기유도, 시뮬레이션

Abstract We investigated the variations in the magnetic-field distribution and power transmission efficiency, resulting from changes in the relative positions of the transmitting and receiving coils, for electromagnetic-induction-type wireless power transmission using an elliptical receive coil. Results of simulations using a high-frequency structure simulator were compared to actual measurement results. The simulations showed that the transmission efficiency could be maintained relatively stable even if the alignment between the transmitting and receiving coils was changed to some extent. When the centre of the receiving coil was perfectly aligned with the centre of the transmitting coil, the transmission efficiency was the maximum; however, the degree of decrease in the transmission efficiency was small even if the centre of the receiving coil moved by $\pm 10\text{mm}$ from the centre of the transmitting coil. Therefore, it is expected that the performance of the wireless power transmission system will not be degraded significantly even if perfect alignment is not maintained. The results suggested a standardized application method of wireless transmission in the utilization of wireless power for implantable sensors.

• **Key Words** : ECG, Wireless power transmission, Implantable sensors, Electromagnetic induction, Simulation

Received 14 June 2019, Revised 26 June 2019, Accepted 29 June 2019

* **Corresponding Author** Jong-Ha Lee, Department of Biomedical Engineering, School of Medicine, Keimyung University, Daegu, Korea.
E-mail: segeberg@gmail.com

I. 서론

두 코일 간의 전자기 유도를 사용한 유도 결합(inductive coupling) 방식의 무선전력전송(wireless power transmission)은 수십 년 전부터 pacemaker 등의 의료전자장치에 사용되어 왔다[1, 2]. 최근 들어서는 기존의 pacemaker나 cochlear implant보다 크기가 훨씬 작은 전자장치, 예를 들어 micro neural stimulation 또는 장기간에 걸친 뇌신경신호 획득을 위한 보다 소형화, 집적화된 implantable device에의 사용이 필요해지고 있다[3]. Implantable smart device가 소형화될수록 전력 전송을 위한 코일의 크기도 작아져야 하며, 이러한 한정된 면적 및 부피 내에 효율적인 코일 구조를 구현하고자 하는 것은 무선전력전송에 있어 하나의 중요한 과제이다[4].

지금까지 다양한 무선전력전송기술이 개발되었지만 일부 비접촉유도결합방식(non-contact induction coupling methods)을 제외하고 아직 상용화되지 않았다. 과거 일부 연구에서 5.8GHz의 마이크로파를 사용하여 수십 와트 이상의 큰 전력을 전송하였지만, 고효율 안테나를 사용하기 때문에 인체에 미치는 영향과 지향성으로 인해 아직 상용화되지 않았다. 그러나 전자기파의 위험성에도 불구하고 신체에 사용되는 무선전력전송시스템은 의료 분야에서 많은 발전과 연구가 이루어지고 있다[5, 6].

자기유도를 이용한 무선 충전은 수 밀리미터의 짧은 거리에서 성공적으로 수행되었다. 상대적으로 낮은 에너지를 사용하기 때문에 소형 장치(3W 이하)를 인체에 안전하게 적용할 수 있다. 그러나 수신 거리가 짧고 열량이 많기 때문에 충전 효율이 매우 낮다[7, 8]. 본 무선심전도 센서 개발 과제에서도 센서의 구동을 위한 전원 공급 방법으로 한 쌍의 코일 간 전자기유도를 통한 무선전력전송기술을 활용하고 있다. 송신 코일과 수신 코일이 쌍을 이루어 송신 코일에 전류를 흘려줄 때 발생하는 자기장에 의해 수신 코일에 유도되는 기전력이 수신 코일에 연결된 회로에 DC 전원을 공급하는 원리이다. 자기유도방식은 코일의 중심이 서로 정렬되어 있지 않으면 전송효율이 낮고, 사용되는 주파수는 125kHz, 13.56MHz이다.

본 연구는 전력 전송 과정에서 이루어지는 무선전력전송시스템에 대한 이론적 고찰과 시뮬레이션을 통한 전력 전송의 특성을 평가하고자 한다. 논문의 구성

은 무선전력전송을 확인하기 위해 II장에서는 시스템 구성, 모델링을 통한 시스템 검증과 III장에서는 이를 활용한 응용 범위에 대한 내용으로 구성이 되었다.

II. 방법 및 연구 결과

2.1. 시스템 개요

송·수신 코일의 크기 및 형태, 감은 횟수, 송·수신 코일 간의 간격에 따른 자기장을 분석하고, 수신 코일에 발생하는 유도 전류 및 전압을 평가해 보고자 한다. 이를 위해 유한요소해석법(finite element method or FEM)을 사용하여 컴퓨터 시뮬레이션을 수행하였다.

일반적으로 무선전력전송을 위해 전자기유도 현상을 이용할 때, 송신 코일(L_1) 및 수신 코일(L_2)은 L-C 공진을 구현하기 위해 커패시턴스(capacitance)를 함께 사용한다. 일반적으로 송신 코일에는 커패시턴스(C_1)를 직렬연결하고, 수신 코일에는 커패시턴스(C_2)를 병렬연결한다. R_1, R_2 는 송수신 코일 및 송수신 회로 내에 존재하는 전체 저항을 나타낸다. 두 회로는 자기적으로 결합되어 있고, 그 정도는 상호 인덕턴스(mutual inductance, L_{12}) 또는 상호 인덕턴스를 코일 각각의 인덕턴스로 표준화(normalize)한 결합지수(coupling coefficient)로 나타낸다(Fig. 1A).

$$k = \frac{L_{12}}{\sqrt{L_1 L_2}} \quad (1)$$

일반적으로 전력전송 성능을 표현할 때 널리 사용하는 전송효율(power transfer efficiency, η)은 아래와 같이 정의된다.

$$\eta = \frac{P_L}{P_S} \quad (2)$$

이때, 수신회로의 로드(load)로 전달된 전력(P_L)은 다음과 같이 구할 수 있다.

$$P_L = \frac{V_{pk}^2}{2R_L} \quad (3)$$

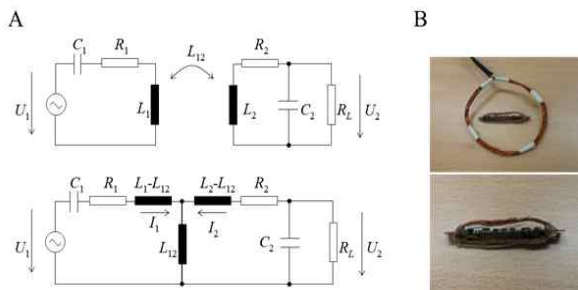


Fig. 1. Wireless power transmission system. A Circuit in which the transmit coil (L1) and the receive coil (L2) are combined (top), an equivalent circuit of the transmit / receive coil (L1 - L2) (bottom). B. A circular transmit coil (Tx coil, top) and an elliptical receive coil (Rx coil, bottom)

2.2. FEM 모델링

본 연구에서는 전자기장의 유한요소해석에 특화된 소프트웨어인 ANSYS 사의 HFSS(High Frequency Structure Simulator)를 사용하였다. HFSS는 전자기장 해석에 특화된 프로그램으로, 모든 주파수 영역의 전자기장 분석 및 전자회로와 연동하여 시뮬레이션이 가능하므로 실제로 무선전력전송을 위한 코일이 L-C 공진회로(resonance circuit)에 연결되어 있는 상황에서도 코일에서 발생하는 전자기장의 시뮬레이션이 가능하다. 본 시뮬레이션에서는 송신부 및 수신부 코일이 13.56 MHz에서 공진하는 현상을 만들어주고, 송신 코일과 수신 코일의 내부에 형성되는 자기장의 분포를 알아보았다. 또한, 특정 전류값을 송신 코일에 입력으로 주었을 때, 송수신 코일 간 거리에 따라, 송수신 코일 간의 정렬에 따라 수신 코일에 유도된 전압과 전력의 크기를 알아보았다. 이 때 시뮬레이션에 사용된 조건은 아래와 같다.

1) 직경이 0.5mm 인 원형 단면을 갖는 도선의 경우 FEM을 위한 메쉬 생성과 시뮬레이션 시간이 많이 걸리므로, 원형인 단면적을 동일한 면적을 갖는 사각 단면적으로 변환한 결과 한 변의 길이가 0.44mm인 사각형으로 도선을 모델링 하였다.

2) 송신 코일(Tx coil)의 경우, 직경 5cm의 원형 코일로 5번 감긴 형상으로 모델링하고, 수신 코일(Rx coil)의 경우는 장축이 3cm, 단축이 0.7cm인 타원형 코일로 5번 감긴 형상으로 모델링 하였다. 아래 그림에서 주황색이 송신 코일, 노란색이 수신 코일이다(Fig. 2A).

3) 시뮬레이션을 위한 공간의 크기를 결정하는 데 있어서 boundary를 점점 증가시켜 가며 특정 위치에서

의 자기장 세기와 인덕턴스의 값을 관찰하여 boundary를 증가하여도 더 이상의 자기장 세기 및 인덕턴스의 값에 변화가 없는, 수렴(convergence)을 보이는 지점을 계산 효율(eficiency)과 정확성(accuracy) 둘 다를 만족시키는 최적의 boundary로 설정하였다. 아래의 그림과 같이 500mm의 크기를 갖는 지점을 시뮬레이션 하고자 하는 전체 시스템의 크기로 결정하였다(Fig. 2B).

송신 코일 및 수신 코일 각각에 13.56MHz에서 공진하기 위한 커패시터를 달아주기 위해 HFSS 내 선택 가능한 옵션 중 two-port model을 채택하였다. 일차적으로 공진 커패시턴스를 $f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$ 로부터 $C = \frac{1}{(2\pi f)^2 L}$ 을 이용하여 계산한 후, 계산값을 기준으로 커패시턴스 값을 조금씩 바꾸어 가면서 원하는 공진주파수에서 공진이 일어나는 정확한 커패시턴스 값을 확인하였다.

특정 전류 값이 송신 코일에 입력되면, 송신 코일과 수신 코일 사이의 거리 및 송신 코일과 수신 코일 사이의 정렬을 이용하여 수신 코일의 전압 및 전력을 평가한다(Fig. 2C).

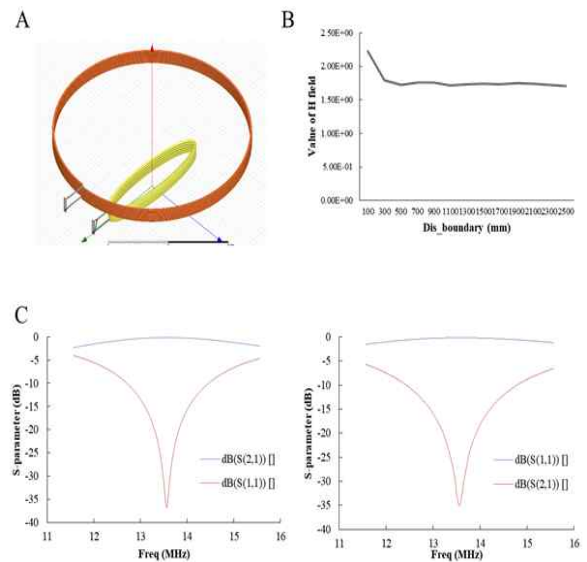


Fig. 2. A. Modelling transmit coil (orange) and receive coil (yellow). B. Convergence test for the magnetic field strength when the size of the system simulation is increased. C. Resonance confirmation at 13.56 MHz for transmit (orange) coil (left) and receive (yellow) coil (right)

2.3. 심전도 센서 시뮬레이션 및 검증

13.56MHz의 AC 전류가 송신 코일에 인가되고 Z축 상으로 일정 거리만큼 떨어진 곳에 수신 코일이 위치

할 때 자기장(H-field)의 분포와 형성된 자기장뿐 아니라 송/수신 코일의 상대적인 위치에 따른 전력 전송효율을 구한 결과를 확인하였다(Fig. 3A).

시뮬레이션을 통해 각 거리에서의 전력 전송효율을 구한 결과는 코일 간 거리가 5mm인 경우(그래프에서 최소 거리) 전송효율은 2.74% 정도이다. 또한, 그림은 13.56MHz 부근의 주파수 변화에 따른 전력 전송효율을 보여주고 있는데, 송/수신 코일의 공진주파수에서 최대 전송효율을 가지며 공진주파수가 아닌 주파수에서 전력 전송을 하게 된다면 전송효율이 떨어짐을 알 수 있다(Fig. 3B).

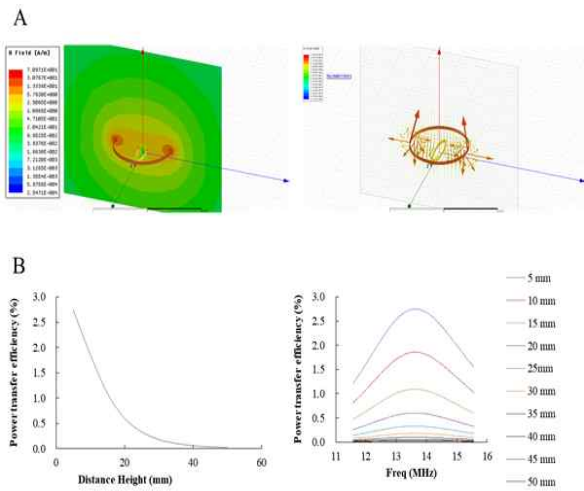


Fig. 3. A. Distribution of magnetic field formed when 13.56 MHz alternating current flows through the transmitting coil: (left) contour plot, (right) vector plot. B. Changes in power transmission efficiency with increase in distance between transmit and receive coils (left) and frequency (right)

수신 코일과 송신 코일의 중심이 서로 완벽하게 정렬되어 있는 상황(misalignment가 0인 상황)에서부터 송신 코일을 타원의 장축 방향으로 5mm씩 이동시켜 25mm가 될 때까지 정렬이 틀어진 경우의 자기장의 크기 변화를 확인하였으며, 수신 코일을 장축 방향으로 움직여 정렬이 틀어진 경우의 전력 전송효율의 변화를 확인하였다. 송/수신 코일 간의 Z축 방향으로의 거리는 5mm로 고정되어 있으며, 완벽하게 정렬되어 있는 상황에서는 전송효율이 1.85% 정도이고 정렬이 틀어진 정도가 커짐에 따라 전송효율이 떨어짐을 나타낸다. 그러나 10mm 정도 정렬이 틀어질 때까지는 전송효율에 큰 차이가 없음 또한 알 수 있다.

또한 송신 코일을 타원의 단축 방향으로 0mm에서 25mm만큼 이동하여 정렬이 틀어진 경우의 자기장의 변화에서는 수신 코일을 단축 방향으로 움직여 정렬이 틀어진 경우의 전력 전송효율의 변화를 나타낸다. 이때 송/수신 코일 간의 Z축 방향으로의 거리는 5mm로 고정되어 있으며, 완벽하게 정렬되어 있는 상황에서의 전송효율이 가장 높고 정렬이 틀어진 정도가 커짐에 따라 전송효율이 떨어지나, 15mm 정도 정렬이 틀어질 때까지는 전송효율에 큰 차이가 나지 않음을 알 수 있다(Fig. 4A).

앞서의 시뮬레이션을 통한 무선전력전송을 검증하기 위해 실제 실험을 수행하였다. 실험을 위해 지름이 5cm인 원형인 송신 코일과 장축/단축이 각각 30mm/7mm의 타원 형상을 갖는 수신 코일을 제작하였다. 송/수신 코일 모두 0.5mm 직경을 갖는 피복된 구리 도선을 사용하였으며, 코일의 감긴 횟수는 동일하게 5번으로 하였다. 제작된 코일의 인덕턴스를 측정한 결과 송신 코일은 2.8μH, 수신 코일은 0.6μH를 나타내었으며, 송신 및 수신 코일을 13.56MHz에서 공진시키기 위해 사용된 공진 커패시턴스의 크기는 각각 37pF, 228pF이었다.

제작한 송/수신 코일을 사용하여, 송신 코일에의 입력이 일정한 상태에서 코일 간 거리를 변화시키면서 수신 코일에서 얻어진 전압 값을 측정한 결과이다. 코일 간 거리에 따라 수신 코일에서 얻어진 전압과 전력을 측정한 결과 및 전력전송효율을 확인하였다(Table 1). 전력전송효율은 아래의 식으로 계산하였다.

Table 1. Power transmission efficiency

Distance (mm)	Vp (V)	VR_Tx (V)	Is (A)	Ps (W)	PL (W)	Power efficiency (%)
5	7.3	1.46	0.146	0.73	0.026645	3.65
10	6.7	1.48	0.148	0.74	0.022445	3.033108108
15	5.9	1.52	0.152	0.76	0.017405	2.290131579
20	4.8	1.56	0.156	0.78	0.01152	1.476923077
25	3.28	1.6	0.16	0.8	0.005379	0.6724
30	2.8	1.62	0.162	0.81	0.00392	0.483950617
35	2.3	1.62	0.162	0.81	0.002645	0.32654321
40	1.84	1.6	0.16	0.8	0.001693	0.2116
45	0.82	1.62	0.162	0.81	0.000336	0.041506173
50	0.85	1.62	0.162	0.81	0.000361	0.044598765

전송효율: (%) = $\eta(P_L/P_S) \times 100$

수신코일의 로드에서의 전력: $P_L = (V_{pk})^2 / 2R_L$

송신코일에서의 전력: $P_S = V_S \cdot I_S$

측정 결과 송/수신 코일 간 거리가 5mm 떨어져 있는 경우 수신 코일의 로드(1kW를 사용하였음)에서의 전압은 7.3V, 전력은 26.6mW, 전력 전송효율은 3.6%였다. 코일 간 거리가 20mm인 경우 수신 코일의 로드에서의 전압, 전력, 전송효율은 각각 4.8V, 11.5mW, 1.5%였다. 수신 코일이 파워를 전달할 실제 로드(amplifier 등의 IC 칩)가 3.3Vdc의 동작 전원을 필요로 한다면, 수신 코일에 유도된 AC 전압을 DC 전압으로 변환하기 위해 full-wave rectifier를 사용하는 경우 rectifier input으로 4.8V 이상이 들어오면 충분히 3.3V 직류전압을 생성해 낼 수 있다. 즉, 본 측정에 사용된 것과 같은 코일을 사용한다면 송/수신 코일이 2cm 정도까지 떨어져 있는 경우에도 충분한 전압 및 전력을 공급할 수 있다는 결론을 얻을 수 있다(Fig. 4B).

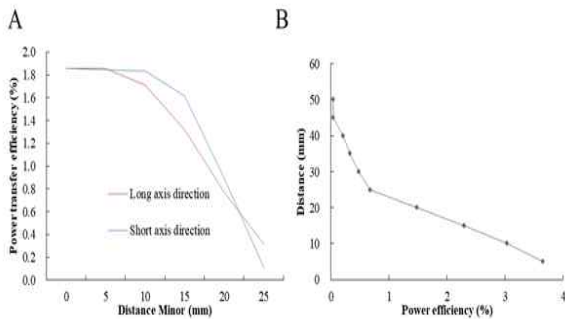


Fig. 4. A. When the alignment between the transmit coil and receive coil is different in the long-axis / short-axis direction of the receive coil. B. The power transmission efficiency

III. 고찰

인구 고령화와 복지 증진에 따라 이식형 의료 기기에 대한 연구가 활발히 진행되고 있으며 보다 다양한 기능을 제공하는 제품이 출시되고 있다. 한편, 사람에 적용 가능한 이식형 의료 기기의 소비 전력은 다양한 기능으로 인해 증가하고 있으며, 따라서 일차 전지만으로는 충분한 전력을 공급할 수 없다. 본 연구에서는 자기 유도 방식을 이용한 무선 송전 시스템의 효율을 조사하였다. 컴퓨터 모델링을 통해 심전도 센서의 동력 전달 효율을 확인한 후 자기유도 무선전력전송시스템을 검증하였다. 임플란트 장치에 요구되는 기능이 다양화됨에 따라 전력 사용 시간이 감소되고, 전원 교체를 위한 제작동 사이클이 단축되어 추가적인 비용

부담 및 신체적, 정신적 부담이 증가하게 된다. 이러한 추가 수술의 비용과 심리적 부담을 줄이는 지속 가능한 전력 모듈의 개발은 인체 이식을 위한 의료 기기의 보다 기능적인 구현을 가능하게 하는 필수 불가결한 요소 기술이다.

최근, 인구 고령화 및 복지 정책으로 인하여 이식형 의료기기 시장이 빠르게 성장하고 있다. 사람에게 손상된 조직의 기능을 돕기 위해 이식 가능한 의료기기가 다양한 질병 치료 분야에 점점 응용되고 있으며, 전력 모듈이 점점 더 능동 치료에 필요하게 되고 있다. 무선전력전송 기술에 대한 연구가 활발히 진행됨에 따라 인체 삽입 장치가 증가할 것으로 보이며, 상용화된 전자기유도기술이나 자기공명방법과 같은 전자기파를 이용한 방법이 많이 시도되고 있다. 그러나 저주파 전자기파는 인체에서 흡수율이 낮고, 전송 거리가 짧으며, 고주파의 전자기파는 인체의 흡수율이 커서 피부 조직의 온도 상승을 일으켜 사용이 제한되고 있다 [9, 10].

인체 삽입용 무선전력전송에서 고려사항에서 가장 중요한 부분은 인체 유해성 문제가 없어야 한다. 전력 전송 과정 중에 매질의 에너지 흡수율 및 온도 상승, EMI(Electro Magnetic Interference)와 인체 적합 패키징 등이 중요한 문제로 제시되고 있다. 본 연구에서 사용된 자기 유도형 무선전송시스템은 무선전력전송 방식인 자기유도, 자기공명, 전자기파 중 인체유해성에 있어 거의 무해하다. 하지만, 자기유도 방식은 송신기 코일과 수신 코일 사이에 전기 유도를 이용한 방식으로, 자기장이 송신기 코일에 생성되면, 수신 코일은 자기장을 수신하여 전력을 유도한다. 이 방법은 전송효율이 90% 이상으로 높지만 전송 거리가 수 밀리미터 정도로 매우 짧고 코일의 중심이 정렬되지 않으면 전송효율이 크게 떨어진다. 그러나 지금까지 의료 분야에 적용하기에는 자기공명방식 및 전자파방식에 비해 안전성 및 효율성이 가장 적합한 것으로 알려져 있다. 본 연구의 결과는 자기 유도 기법을 이용한 생체 이식 센서와 같은 동력 전달 시스템의 모델로 사용될 수 있다. 본 연구의 결과를 효율적으로 적용하기 위해서는 센서 이동을 위한 무선 동력 전달 효율을 검증할 필요가 있다.

IV. 결론

전자기 유도형 무선전력전송을 ECG 센서를 사용한 HFSS 시뮬레이션 결과를 실제 측정 결과와 비교하였다. 코일 사이의 거리가 2cm 미만으로 유지되면 수신 코일이 전달할 수 있는 전압은 4.8V 이상이며 전송효율은 약 1.5%로 나타났다. 시뮬레이션을 통해 전송코일과 수신코일 간의 정렬 정도에 관계없이 전송효율이 비교적 안정적으로 유지될 수 있음이 확인되었다.

ACKNOWLEDGMENTS

This research is supported by “The Foundation Assist Project of Future Advanced User Convenience Service“ through the Ministry of Trade, Industry and Energy (MOTIE) (R0004840, 2018) and Basic Science Research Program through the National Research Foundation of Korea(NRF) funded by the Ministry of Education (NRF-2017RID1A1B04031182) the Ministry of Trade, Industry and Energy(MOTIE) and Korea Institute for Advancement of Technology(KIAT) through the Research and Development for Regional Industry (R0006452) Korea Health Technology R&D Project through the Korea Health Industry Development Institute (KHIDI), funded by the Ministry of Health & Welfare, Republic of Korea (grant number : HI17C2594).

REFERENCES

[1] B. Lee, M. Kiani, M. Ghovanloo, “A Triple-Loop Inductive Power Transmission System for Biomedical Applications,”*IEEE transactions on biomedical circuits and systems*, 10(1), 138-48, 2016.

[2] H. G. Lim, J. H. Kim, D. H. Shin, S. T. Woo, K. W. Seong, J. H. Lee, “Wireless charging pillow for a fully implantable hearing aid: Design of a circular array coil based on finite element analysis for reducing magnetic weak zones,”*Bio-medical materials and engineering*, 26 Suppl 1: S1741-7, 2015.

[3] M. D. Ker, C. Y. Lin, W. L. Chen, “Stimulus driver for epilepsy seizure suppression with adaptive loading

impedance,”*Journal of neural engineering*, 8(6), 066008, 2011.

[4] S. E. Jo, S. Joung, J. K. Suh, Y. J. Kim, “Improvement of wireless power transmission efficiency of implantable subcutaneous devices by closed magnetic circuit mechanism,”*Medical & biological engineering & computing*. 50(9), 973-80, 2012.

[5] K. M. Thotahewa, J. M. Redoute, M. R. Yuce, “Electromagnetic and thermal effects of IR-UWB wireless implant systems on the human head. Conference proceedings.”*Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Annual Conference*. 5179-82., 2013

[6] N. Carranza, V. Febles, J. A. Hernandez, J. L. Bardasano, J. L. Monteagudo, J. C. Fernandez de Aldecoa, “Patient safety and electromagnetic protection: a review,”*Health physics*, 100(5), 530-41, 2011.

[7] B. Swain, P. P. Nayak, D. P. Kar, S. Bhuyan, L. P. Mishra, “Wireless energizing system for an automated implantable sensor,” *The Review of scientific instruments*, 87(7), 074708, 2016.

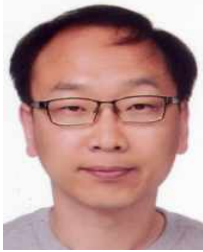
[8] M. Kiani, I. M. Jow, M. Ghovanloo, “Design and Optimization of a 3-Coil Inductive Link for Efficient Wireless Power Transmission,”*IEEE transactions on biomedical circuits and systems*, 99, 1, 2011.

[9] K. R. Foster, R. Glaser, “Thermal mechanisms of interaction of radiofrequency energy with biological systems with relevance to exposure guidelines,” *Health physics*, 92(6), 609-20, 2007.

[10] H. P. Schwan, G. M. Piersol, “The Absorption Of Electromagnetic Energy In Body Tissues. A Review And Critical Analysis,” *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 33(6), 371-404, 1954.

저자 소개

허진철 (Jin-Chul Heo)



2001년 2월 : 경남대학교

생물학과(이학석사)

2009년 2월 : 충남대학교

미생물학과(이학박사)

2016년 3월 ~ 현재 : 계명대학교

의과대학 연구교수

관심분야 : 생체신호 분석, 광학

기반 진단 및 치료 디바이스 개발

이종하 (Jong-Ha Lee)



2006년 8월 : New York University

전자공학과(공학석사)

2011년 8월 : Temple

University(공학박사)

2012년 9월 ~ 현재 : 계명대학교

의과대학 의용공학과 교수

관심분야 : 광학 기반 압 영상

진단 연구, 머신러닝 기반 인공지능 컴퓨터 진단 연구,

다채널 바이오신호 기반 웰니스 플랫폼 연구