

## 완전 이식형 인공중이를 위한 베개형 비접촉 충전장치의 설계

임형규\* · 김종민\*\* · 김민규\*\* · 윤영호\*\*\* · 박일용\*\*\* · 송병섭\*\*\*\* · 조진호\*\*\*\*†

### Design of pillow type contactless recharging device for totally implantable middle ear systems

Hyung Gyu Lim\*, Jong Min Kim\*\*, Min Kyu Kim\*\*, Young Ho Yoon\*\*\*, Il Yong Park\*\*\*, Byung Seop Song\*\*\*\*, and Jin-Ho Cho\*\*\*\*†

#### Abstract

A contactless recharging device for totally implantable middle ear systems has been designed as a pillow type that the user can recharge the implanted battery with taking a rest. The proposed device uses the electromagnetic coupling between the transmitting coil and the receiving coil. To supply sufficient power for the implanted circuits, each coil uses LC resonance and the implanted device uses voltage doubler. A power MOSFET is used for switching the DC voltage of LC parallel circuit and the switching frequency demands on a programmable frequency generator which is controlled by microcontroller. In order to improve the electromagnetic coupling efficiency at specific positions of coil which may vary with the displacement of head, the optimal location of receiving coil was studied, and the 5 transmitting coils in a pillow for recharging the implant module was designed. From such a recharging experiment, it was found that the proposed device could provide the sufficient operating voltage within the distance of 4 cm between pillow and the implanted device.

**Key Words :** totally implantable middle ear system, contactless charge, electromagnetic coupling, LC resonance

## 1. 서 론

산업화가 이루어지고 의학의 발달로 인하여 인간의 평균 수명은 증가하였지만, 소음과 노화 등으로 인한 난청 인구는 점차 증가하는 추세이며, 난청자들은 부족한 청력을 보조하기 위해 일반적으로 공기전도형 보청기(conventional hearing aid)를 사용하고 있다<sup>[1]</sup>. 이 장치는 음향 캐환(acoustic feedback)으로 인한 음의 왜곡(sound distortion)과 하울링(howling)이 일어난다는 단점이 있기 때문에, 기존의 보청기를 대용할 수 있는 청각 보조기들이 활발히 연구되고 있다<sup>[2]</sup>. 그 중에서도

이식형 인공중이는 공기전도형 보청기의 문제점을 해결할 수 있을 뿐만 아니라, 자연음에 가까운 소리를 명료하게 들을 수 있는 장점 때문에 주목받고 있으며, 더욱이 전자소자의 소형화 및 저전력화와 더불어 성능이 향상된 충전지의 입수가 가능하게 됨에 따라, 모든 소자를 체내에 이식하여 장기간 사용할 수 있는 완전 이식형의 형태로 연구가 진행되고 있다<sup>[3-7]</sup>.

완전 이식형 인공중이는 머리의 측두골 부근에 모든 시스템을 이식하게 되므로, 장기간 동안 사용하기 위해서는 충전지를 이용해야 하기 때문에 충전장치가 반드시 필요하며, 이를 위해 '휴대 가능한 헤드폰형 충전장치'를 구현하기 위한 연구가 이루어지고 있다<sup>[8]</sup>. 앞서 개발한 충전장치는 수신 코일과 송신 코일이 서로 밀착될 수 있다는 장점이 있지만, 착용 시 두부에 구속감을 느낄 수도 있기 때문에, 가정에서 휴식 및 수면 중에 시스템을 충전할 수 있는 베개 형태의 충전장치가 필요하였다. 베개형 충전장치를 사용할 경우 사용자의 움직임으로 인하여 이식된 수신 코일의 위치가 변화할 수 있다. 따라서 특정 위치에서의 자기결합력이 약해질

\*경북대학교 대학원 전자공학과 (School of Electrical Engineering & Computer Science, Kyungpook National University)

\*\*경북대학교 대학원 의용생체공학과 (Department of Medical & Biological Engineering, Graduate School, Kyungpook National University)

\*\*\*경북대학교 첨단 감각기능 회복장치 연구센터 (Advanced Research Center for Recovery of Human Sensibility, Kyungpook National University)

\*\*\*\*대구대학교 재활과학대학 재활공학과 (Department of Rehabilitation Science & Technology, School of Rehabilitation Science, Daegu University)

†Corresponding author: jhcho@ee.knu.ac.kr

(Received : January 13, 2005, Accepted : January 21, 2005)

수 있는 문제점이 발생할 수 있으므로, 이 점을 해결할 수 있는 형태로 설계할 필요가 있다.

본 논문에서는 수면 중에도 이식형 인공중이를 간단히 충전할 수 있는 베개형 비접촉 충전기를 구현하였다. 제안한 베개형 충전장치는 기본적으로 송·수신 코일 간의 자기 결합을 이용하며<sup>9)</sup>, 각 코일에서는 LC 공진(LC resonance)을 이용하였다. 그리고 5개의 송신 코일이 머리를 둘러싸는 구조로 설계하여 수신 코일의 위치 변화에 관계없이 충전할 수 있게 설계하였다. 또한, 기생 용량 및 내부 저항 등의 영향으로 계산된 공진주파수(resonance frequency)와 실제 공진주파수가 일치하지 않기 때문에, 마이크로컨트롤러를 이용하여 회로의 스위칭 주파수를 조절할 수 있게 해주었다. 구현된 장치를 이용하여 수신 코일의 위치와 송·수신 코일 간의 거리를 변화시키면서 충전 실험을 행하였으며, 실험 결과를 바탕으로 이 장치의 효용성을 확인하였다.

## 2. 완전 이식형 인공중이 시스템

기존의 이식형 인공중이는 이식 크기의 문제 및 전력 공급의 어려움 때문에, 대부분 부분 이식형으로 개발되었다. 그러나 최근에 들어 저전력을 소비하는 집적 회로, 표면실장부품(surface mounted device) 등과 같은 소형 부품의 성능이 향상되었고, 에너지 밀도가 더욱 높아진 2차 전지(rechargeable battery)의 개발로 인하여 완전 이식형 인공중이의 연구가 활발하게 진행되고 있다<sup>10)</sup>. 본 연구팀에서 개발 중인 완전 이식형 인공중이는 그림 1과 같은 구조를 가진다. 그림에서와 같이 외이도(ear canal)에 마이크로폰을 설치하고, 내이 입구 부근의 이소골에는 전자기방식의 진동 트랜스듀서

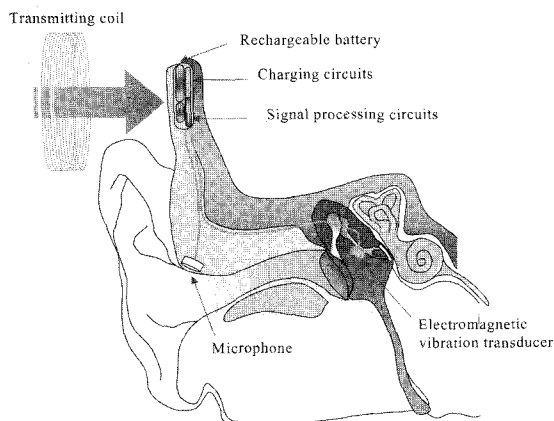


그림 1. 완전 이식형 인공중이의 구조  
Fig. 1. Structure of the totally implantable middle ear.

(electromagnetic vibration transducer)를 이식한다. 그리고 2차 전지, 제어 회로, 신호처리 회로, 충전 회로, 수신 코일 등을 제작한 후에 생체적합물질로 만들어진 케이스 속에 넣고 밀봉 처리(hermetic sealing)를 한 다음 머리의 측두부에 이식한다.

이 시스템은 체외의 충전장치를 이용하여 이식된 전지를 충전하고, 전지는 시스템의 전체 전력을 공급하며 적외선 무선 제어기(infrared remote controller)를 이용하여 체외에서 시스템을 제어할 수 있다. 소리 신호는 마이크로폰을 통과시켜 전기 신호로 바꾼 다음, 신호처리 회로를 통과한 후에 트랜스듀서에 인가함으로써 진동의 형태로 소리를 전달할 수 있다.

## 3. 베개형 비접촉 충전장치

기존에 제안된 헤드폰형 충전장치는 송·수신 코일 간의 거리를 일정하게 유지시켜 줌으로써 시스템을 안정적으로 동작시킬 수 있는 반면에, 사용자가 시스템을 충전하기 위해 항상 착용해야 하므로 구속감을 느낄 경우가 있다. 그러므로 가정에서 일상적으로 사용하는 물품 등에 충전장치를 탑재하여 편안하게 시스템을 충전할 수 있는 방법 역시 필요하게 되었으며, 제안한 충전장치는 베개 모양으로 고안하여 사용자가 휴식 및 수면을 취하면서 시스템을 충전할 수 있게 설계한다.

### 3.1. 베개형 비접촉 충전장치의 설계

송·수신 코일 간의 자기결합을 이용하는 비접촉 충전방식은 각 코일이 서로 정확하게 마주 보고 있어야 좋은 효율을 가질 수 있다. 따라서 송·수신 코일을 각각 하나씩 사용하여 베개형 충전장치를 제작할 경우, 수면 시 사용자의 움직임으로 인한 수신 코일의 위치

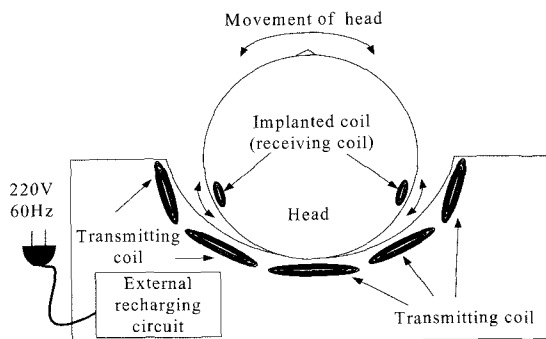


그림 2. 제안한 베개형 비접촉 충전장치의 구조  
Fig. 2. Structure of the proposed pillow type contactless recharging device.

변화는 효율성 측면에서 좋지 않은 영향을 줄 수 있다. 이러한 문제를 해결하기 위해 사용자의 움직임에 의한 수신 코일의 위치를 예측하여 그림 2와 같이 사용자가 배가에 누우면 5개의 송신 코일이 머리를 둘러싸는 구조로 충전장치를 설계하였으며, 수면 시 불편을 느끼지 않고 효과적인 충전이 일어날 수 있도록 성인의 두부 직경을 고려하여 배개의 크기는 40 cm(가로)×24 cm(세로)×24 cm(너비), 머리가 닿는 부분까지의 높이는 8 cm로 결정하였다. 사용한 송신 코일은 5개의 코일을 이용하여 빈틈없이 머리를 둘러쌀 수 있고 정해진 크기의 배개 속에 들어갈 수 있으며 코일 간의 결합을 향상시킬 수 있는 지름 8 cm, 20턴의 솔레노이드(solenoid)로 결정하였다. 수신 코일은 이식되는 모듈의 크기를 고려하는 동시에 많은 자속을 받아들일 수 있는 지름 2.4 cm, 30턴의 나선형 코일(spiral coil)로 결정하였다.

그림 3은 제안한 배개형 충전장치의 블록도이다. 이 장치는 220 V 상용 전원을 정류하여 직류를 만든 다음, 이것을 스위칭하여 교류로 송신 코일에 공급해 주면 수신 코일에 전압을 유도할 수 있다. 수신 코일에 유도된 전력은 배전압 정류 회로(voltage doubler)를 지나 충전용 집적 회로의 입력으로 들어가며, 이식된 전지는 정전압과 정전류 방식을 병행하여 충전하게 된다<sup>[11]</sup>. 스위칭 주파수는 마이크로컨트롤러를 이용하여 조절할 수 있으며, 이를 LC 공진주파수에 맞추어 주면 공진단에서의 임피던스가 최대가 되므로 전체 소비 전력을 줄일 수 있다.

3.2. 송 · 수신 코일의 전력전달 해석

제안한 장치는 수신 코일에 유기된 전압을 이용하여

충전용 집적 회로에 전압을 인가해주므로, 송신 코일에서 수신 코일로 전력이 전달되는 과정이 중요하다. 이를 확인하기 위하여 송 · 수신 코일 간의 전력전달을 전자학적으로 해석하였으며<sup>[12]</sup>, 해석의 용이성을 위하여 아래와 같은 가정을 한다.

1. 한 가닥으로 된 원형의 송신 코일과 수신 코일이 서로 평행하고 코일의 중심은 같은 축에 있다(그림 4).
2. 솔레노이드는 그 길이가 직경에 비해 매우 짧기 때문에, 같은 직경과 중심을 가지는 여러 개의 원형 코일이 하나의 평면에 겹쳐있는 것으로 생각한다.
3. 나선형 코일은 직경이 다르지만 같은 중심을 가지는 원형 코일들의 합으로 표현할 수 있다.

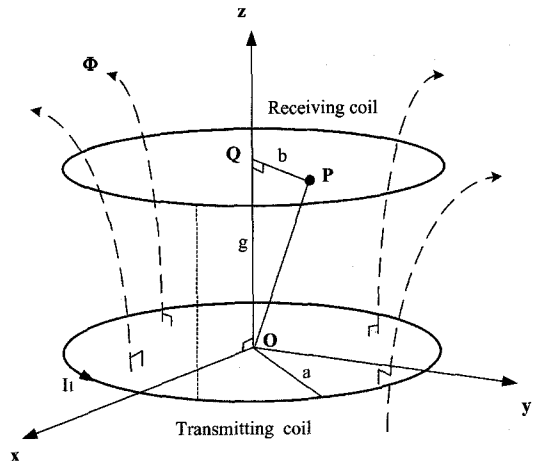


그림 4. 전력전달 해석에 사용한 송 · 수신 코일 형태  
Fig. 4. Formation of both transmitting coil and receiving coil.

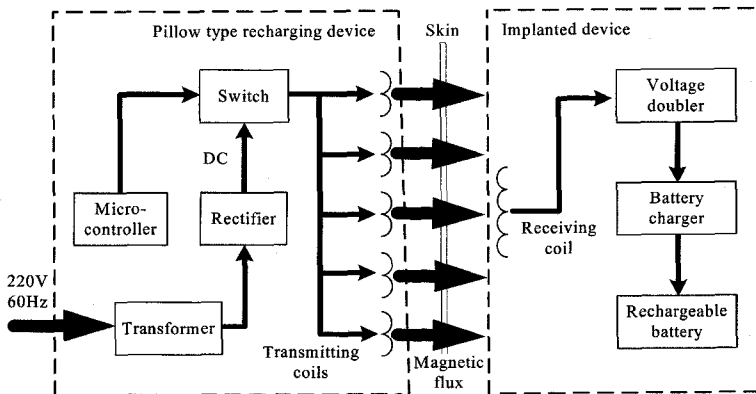


그림 3. 제안한 배개형 비접촉 충전장치의 블록도

Fig. 3. Block diagram of the proposed pillow type contactless recharging device.

4. 베개형 충전장치에 사용된 5개의 송신 코일은 서로 독립이다.

5. 코일의 투자율은 진공의 투자율과 일치한다.

송신 코일에 전류가 흐르면 자속이 발생하고, 이 자속이 수신 코일에 쇄교해서 유도기전력이 발생한다. 원통좌표계(cylindrical coordinate)의 임의의 점  $P$ 에 대하여, 단일 코일에 흐르는 전류  $I_1$ 에 의해 발생하는 자속 밀도  $\vec{B}$ 를 계산하면 식 (1)과 같으며,  $\mu_0$ 는 진공의 투자율,  $a$ 는 원형 송신 코일의 반경,  $b$ 는 원형 수신 코일의 반경,  $g$ 는 송·수신 코일 간의 거리,  $\hat{r}$ 과  $\hat{z}$ 는 원통좌표계의 단위 벡터이다.

$$\vec{B} = \frac{\mu_0 I_1 a^2}{4(b^2 + g^2)^{5/2}} \{3bgr\hat{r} + (2g^2 - b^2)\hat{z}\} \quad (1)$$

여기서  $r$ 축 방향의 성분은  $z$ 축에 대하여 대칭이므로 서로 상쇄되어,  $z$ 축 방향의 성분만 기전력을 유도한다. 식 (1)을 수신 코일의 면을 따라 적분하면 송신 코일에서 나와 수신 코일을 통과하는 쇄교 자속을 구할 수 있으며, 가정 2번을 적용하여 송신 코일의 감은 횟수  $M$ 만큼 곱하면 식 (2)와 같이 수신 코일을 통과하는 자속을 얻을 수 있다.

$$\Phi_{12} = \frac{\pi\mu_0 I_1 a^2 b^2 M}{2(b^2 + g^2)^{3/2}} \quad (3)$$

가정 3을 이용하면 나선형 코일은 전체 외경에서 코일 굵기  $\phi$ 만큼 반경이 줄어드는 원형 코일의 집합이라 생각할 수 있다. 따라서 송·수신 코일을 쇄교하는 총자속  $\Lambda_{12}$ 를 구하면 식 (3)의 결과를 얻을 수 있다. 송신 코일에 식 (4)와 같은 정현파 전류를 공급하고 식 (5)의 패러데이 법칙(Faraday's law)을 적용하면 수신 코일에 유도되는 전압  $V_2$ 를 식 (6)와 같이 구할 수 있으며, 이 때의  $I$ 는 송신 코일에 공급하는 전류의 진폭,  $f$ 는 주파수,  $t$ 는 시간이다.

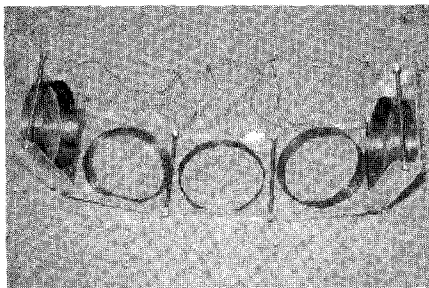
$$\Lambda_{12} = \pi\mu_0 I_1 M \sum_{n=0}^N \frac{a^2(b - \phi n)^2}{2[(b - \phi n)^2 + g^2]^{3/2}} \quad (3)$$

$$I_1 = I \sin(2\pi ft) \quad (4)$$

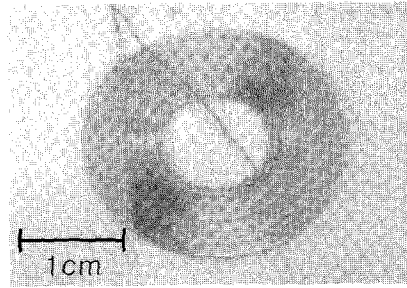
$$V_2 = \frac{d\Phi}{dt} \quad (5)$$

$$V_2 = -\mu_0 \pi^2 f I M \sum_{n=0}^N \frac{a^2(b - \phi n)^2}{[(b - \phi n)^2 + g^2]^{3/2}} \cos(2\pi ft) \quad (6)$$

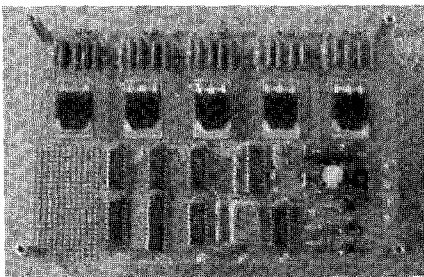
제안한 충전장치에 사용된 코일을 사용할 경우 식



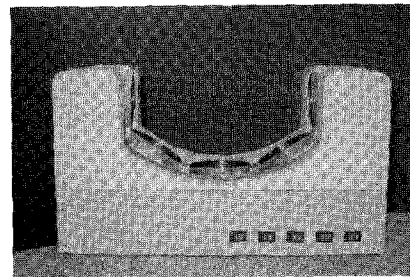
(a)



(b)



(c)



(d)

그림 5. 구현한 베개형 비접촉 충전장치: (a) 송신 코일, (b) 수신 코일, (c) 체외 송신부 회로, (d) 완성된 송신부 장치  
Fig. 5. Implemented the pillow type contactless recharging device: (a) transmitting coil, (b) receiving coil, (c) transmitting circuit of the external device, (d) implemented the transmitting device.

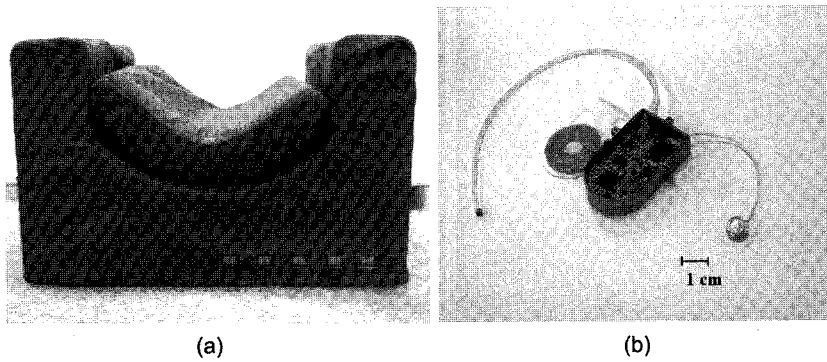


그림 6. 베개형 비접촉 충전장치의 시제작품: (a) 마감한 송신 장치, (b) 수신 장치를 포함하는 완전 이식형 인공중이 시스템  
 Fig. 6. Prototype of the pillow type contactless recharging device: (a) covered the transmitting device, (b) totally implanted middle ear system with receiving device.

(6)을 이용하여 계산하면, 150 kHz 주파수와 2 A 진폭을 가지는 전류를 송신 코일에 흘려줄 때, 약 4 cm의 거리까지 진폭 5 V 이상의 전압이 수신 코일에 유도됨을 알 수 있다.

3.3. 충전장치의 구현

제안한 충전장치의 유효성을 검증하기 위하여 사용한 회로와 코일은 그림 5와 같이 구현하였으며 완성된 장치는 그림 6과 같다. 송신부는 정류해서 얻은 60 V 직류를 전력용 MOSFET 스위치(FQA24N50, Fairchild)로 단속하여 교류 신호를 만들고 이를 LC 탱크회로에 인가한다. 공진주파수는 회로의 기생용량을 포함하여 결정되어지므로 그에 맞게 스위칭 주파수를 조절할 수 있는 PIC 마이크로컨트롤러 기반의 스위칭 주파수 제어부를 제작하였으며, 송신 코일 각각을 ON/OFF 할 수 있는 기능도 추가하였다. 수신부는 스위칭 주파수에 맞게 인덕터와 캐패시터를 달아주고 배전압 회로를 이용하여 충전용 집적 회로(LTC1734L, Linear Technology)에 충분한 전압을 공급하여 100 mAh 리튬이온 2차전지(PD2430, Powercell Korea Inc.)를 충전한다.

3.4. 충전실험 및 결과 고찰

구현한 충전장치를 이용하여 체외부 회로에 60 V를 인가하고 151.514 kHz로 스위칭 하면 그림 7과 같은 파형을 얻을 수 있으며, 송·수신 코일 간의 간격을 변화시키면서 충전용 집적 회로에 입력되는 전압을 측정하면 그림 8과 같은 데이터를 얻을 수 있다. 송신 코일과 수신 코일의 중심을 일치시킨 상태로 실험하여 실선과 같은 결과를 얻을 수 있고, 송신 코일 간의 경계면과 수신 코일을 평행하게 놓고 실험하여 점선의 걸

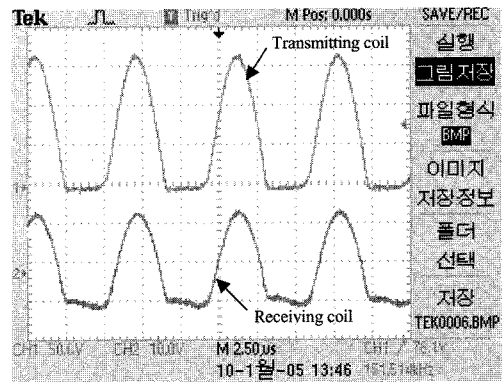


그림 7. 송·수신 코일에서의 신호  
 Fig. 7. Signals of transmitting coil and receiving coil.

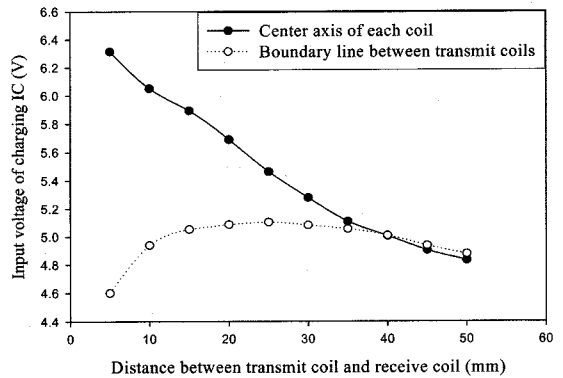


그림 8. 송·수신 코일의 거리에 따른 충전용 집적 회로의 입력 전압  
 Fig. 8. Input voltage of charging IC according to the distance between transmitting coil and receiving coil.

과를 얻을 수 있다. 후자의 결과는 1 cm 이내의 코일 간격에서 전압이 5 V 미만이므로 충전용 집적 회로를 동작시킬 수 없으며, 그 이유는 코일 경계 부위에서 발생하는 자속은 매우 적기 때문이다. 그렇지만 사용자가 배개형 충전기에 누웠을 경우, 송신 코일과 수신 코일의 간격은 적어도 1 cm 이상을 유지하기 때문에 이 현상은 문제가 되지 않는다. 전체적으로 4 cm의 거리까지 충전용 집적 회로가 안정적으로 동작할 수 있는 전압 5 V를 유지할 수 있었으며, 현재 이용중인 리튬이온 전지를 약 2시간 만에 완전 충전할 수 있음을 확인하였다. 그림 6의 (b)에서 보인 충전지가 내장된 완전 이식형 인공중이는 평균 1.2 mA의 전류로 구동되므로 약 80시간 정도의 연속 사용이 가능하다. 하루 15시간 정도 인공중이를 작동한다고 할 때, 6일마다 2시간씩 충전하면 된다. 2시간 동안 충전기를 동작시킬 경우, 인체가 받을 수 있는 영향은 앞으로 별도의 평가 및 연구 대상이 된다.

#### 4. 결 론

본 논문에서는 가정에서 휴식 및 취침 시간에 편리하게 사용할 수 있는 배개형 비접촉 충전장치를 설계했으며, 사용자의 움직임으로 인한 수신 코일의 위치 변화까지 고려하여 5개의 송신 코일을 통해 모든 방향에서의 충전이 가능하게 해주었다. 동시에 마이크로컨트롤러를 이용하여 스위칭 주파수를 조절해줌으로써 LC 공진이 정확히 일어나게 해주었으며, 이를 이용하여 시스템 전체의 소모 전력을 줄일 수 있었다. 충전장치를 구현한 다음 송·수신 코일 간의 거리를 변화시켜가면서 충전용 집적 회로에 인가되는 전압을 측정하였다. 그 결과 4 cm 이내의 충전 거리에서 약 2시간 만에 100 mAh 용량의 리튬이온 전지를 완전 충전할 수 있었으므로, 이 전지를 사용하는 완전 이식형 인공중이 시스템에 유용하게 사용될 수 있음을 확인하였다.

#### 감사의 글

본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원(고유번호: 02-PJ3-PG6-EV10-0001)에 의하여 이루어진 것임.

#### 참고 문헌

[1] J. Suzuki, H. Shono, K. Koga, and T. Akiyama, "Early Studies and the History of Development of

the Middle Ear Implant in Japan", *Advanced in Audiology*, vol. 4, pp. 1-14, 1988.

[2] R. L. Goode, M. L. Rosenbaum, and A. J. Maniglia, "The History and Development of the Implantable Hearing Aid", *The Otolaryngologic Clinics of North America*, vol. 28, no. 1, pp. 1-16, February 1995.

[3] B. S. Song, J. H. Park, Y. H. Yoon, M. N. Kim, S. K. Park, S. H. Lee, and J. H. Cho, "Differential Floating Mass Type Vibration Transducer for MEI System", *Proceedings of the 22th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biological Society*, vol. 4, pp. 2575-2578, July 2000.

[4] H. Tsukamoto, "Hermetically Sealed Lithium Rechargeable Batteries for High Reliability Applications: Medical, Aerospace and Other Specialties", *Proceedings of the 17th Annual Battery Conference on Application and Advances*, pp. 129-134, 2002.

[5] W. H. Ko, W. Zhu, and A. J. Maniglia, "Engineering Principles of Mechanical Stimulation of the Middle Ear", *The Otolaryngologic Clinics of North America*, vol. 28, no. 1, pp. 29-41, February 1995.

[6] 조진호, 송병섭, 김명남, 원철호, 박세광, 이상훈, "전자 트랜스듀서 방식에 의한 청각보조용 이식형 인공중이 시스템 설계", *센서학회지*, 제6권, 제6호, pp. 466-475, 1997년 11월.

[7] 임형규, 강호경, 정의성, 김민규, 윤영호, 송병섭, 조진호, "완전 이식형 인공중이용 헤드폰형 휴대용 무선 충전기의 설계", *한국센서학회 종합학술대회 논문집*, 제14권, 제1호, 2003.

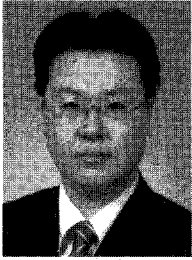
[8] W. S. Lim, J. H. Nho, B. C. Choi, and T. Y. Ahn, "Low Profile Contactless Battery Charger using Planner Printed Circuit Board Windings as Energy Transfer Device", *IEEE 33rd Annual Power Electronics Specialists Conference*, vol. 2, pp. 23-27, June 2002.

[9] 송병섭, 노철균, 김명남, 조진호, "이식형 인공중이 시스템을 위한 고효율 차동 전자 트랜스듀서의 설계", *센서학회지*, 제11권, 제3호, pp. 171-182, 2002년 5월.

[10] C. Kishiyama, W. Fong, H. Tsukamoto, M. A. Hendrickson, and E. J. Plichta, "Development of a Mechanically Study Lithium-ion Battery with Deep Discharge Storage Capability", *Proceedings of the 40th Power Sources Conference*, pp. 442-444, June 2002.

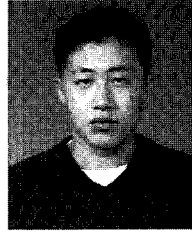
[11] Lithium-Ion Linear Battery Charger: LTC1734L Datasheet, *Linear Technology*.

[12] F. T. Ulaby, *Fundamental of Applied Electromagnetics*, Prentice-Hall, New Jersey, 1999.



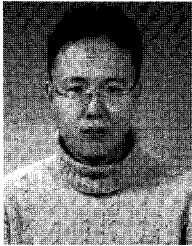
**임 형 규**

- 2002년 경북대학교 전자전기공학부 졸업 (공학사)
- 2004년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
- 2004년 ~ 현재 경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정
- 주관심분야 : 통신, 무선 전력전달 시스템, 완전이식형 인공중이



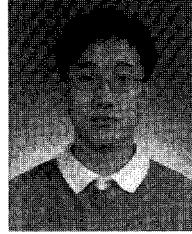
**김 종 민**

- 2004년 경북대학교 전자전기공학부 졸업 (공학사)
- 2004년 ~ 현재 경북대학교 대학원 의용생체공학과 석사과정
- 주관심분야 : 마이크로컨트롤러, 완전이식형 인공중이



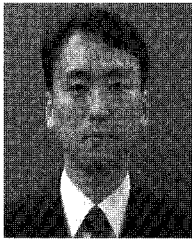
**김 민 규**

- 2000년 영남대학교 기계공학과 졸업 (공학사)
- 2002년 경북대학교 대학원 의용생체공학과 졸업(공학석사)
- 2005년 경북대학교 대학원 의용생체공학과 박사 수료
- 주관심분야 : MEMS, 완전이식형 인공중이, 재활공학, 유한요소해석



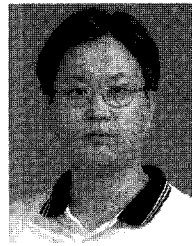
**윤 영 호**

- 1996년 경북대학교 전자공학과 졸업(공학사)
- 1999년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
- 2001년 경북대학교 대학원 전자공학과 박사 수료
- 2004년 ~ 현재 첨단 감각기능 회복장치 연구소 전임연구원
- 주관심분야 : 통신, 신호처리, FPGA, 완전이식형 인공중이



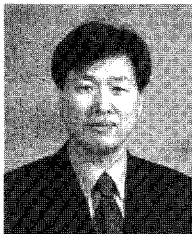
**박 일 용**

- 1998년 경북대학교 전자공학과 졸업 (공학사)
- 2000년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
- 2004년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학박사)
- 2004년 ~ 현재 경북대학교 첨단 감각기능 회복장치 연구소 연구교수
- 주관심분야 : 인공청각 시스템, 의용전자, DSP 하드웨어, 생체신호처리 및 계측



**송 병 섭**

- 1994년 경북대학교 전자공학과 졸업 (공학사)
- 1994 ~ 1995년 (주)에스원 기획팀
- 1997년 ~ 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
- 2002년 ~ 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학박사)
- 2001 ~ 2002년 센서기술연구소 선임연구원
- 2003 ~ 2004년 첨단감각기능회복장치연구소 연구교수
- 2004년 9월 ~ 현재 대구대학교 재활과 학대학 재활공학과 전임강사
- 주관심분야 : 재활시스템, 인공청각시스템, 의용전자



**조 진 호**

- 1977년 경북대학교 공업교육학과 전기공학전공 졸업(공학사)
- 1979년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
- 1988년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학박사)
- 1991 ~ 1992년 University of Iowa, 교환교수
- 1984년 ~ 현재 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 교수 및 병원 의공학 과장(겸무)
- 2000년 ~ 현재 경북대학교 의과대학 의공학교실 주임교수
- 2002년 12월 ~ 현재 보건복지부지정 첨단감각기능회복장치연구소 연구소장
- 주관심분야 : 생체전자, 생체신호처리, 의용 센서시스템, 완전이식형 인공중이, 초소형 텔레메트리 시스템 등