

# 무선충전방식을 적용한 비침습 전기온구기 개발

이호태\*, 김주만\*\*, 김병철\*\*\*

## Development of Non-Invasive Electric Moxibustion Apparatus by Applying Wireless Charging Method

Ho Tae Lee\*, Joo Man Kim\*\*, and Byoung Chul Kim\*\*\*

이 과제는 부산대학교 기본연구지원사업(2년)에 의하여 연구되었음

### 요 약

본 연구는 무선충전방식으로 내장 전지를 충전하고 반도체 온구 칩을 구비한 전기온구기 시스템을 개발하여 시작품의 효율을 측정하였다. 무선충전식 전기온구기 시작품의 특징은 첫째, 전원유닛과 온구기 메인 유닛으로 구성하여 간단히 충전할 수 있도록 콤팩트한 구조로 만들어졌다는 점이다. 시작품에 대한 측정결과 두 유닛 사이의 최종 전력 전달 효율이 38%에 달하며 전달효율이 감소할 때라도 대체로 일정치를 유지한다는 것을 확인하였다. 둘째, 경혈을 가열하는 발열체와 온도 센서에 반도체를 이용하여 응답속도가 빠르고 오버슈트 없는 고정밀도의 온도제어가 가능하다는 점이다. 시작품에 대한 측정 결과 재래의 쑥뜸시술과 동일한 온도특성의 구현이 용이하고 시술자가 원하는 온도 파형으로 프로그래밍이 가능한 것으로 확인되었다.

### Abstract

This study proposed an electric moxibustion apparatus equipped with a semiconductor chip and charged a built-in battery using a wireless charger, and developed a prototype to measure its efficiency. The features of the moxibustion apparatus prototype with wireless charging are as follows; First, it is made in a compact structure so that it can be easily charged by consisting of a power unit and a main unit. It was revealed that the power transfer efficiency between the two units reached 38%, and that it was generally maintained at a constant value even when the transfer efficiency decreased. Second, a semiconductor is used for the heating element and temperature sensor to heat the acupuncture points. This method has a faster response speed and can control the temperature with high precision without overshooting. As a result of the measurement, it was easy to implement the same temperature characteristics as the conventional moxibustion procedure, and it was possible to program the temperature waveform desired by practitioner.

### Keywords

electric moxibustion, moxibustion, moxa treatment, recharge electric moxibustion

\* 부산대학교 IT응용공학과 박사수료  
- ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-7029-7220>  
\*\* 부산대학교 IT응용공학과 교수  
- ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-5525-3644>  
\*\*\* 부산대학교 IT응용공학과 교수(교신저자)  
- ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-4571-1151>

· Received: Oct. 22, 2020, Revised: Nov. 24, 2020, Accepted: Nov. 27, 2020  
· Corresponding Author: Byoung Chul Kim  
Dept. of Applied IT & Engineering, Pusan National University, Busan 46241, Korea.  
Tel.: +82-55-350-5410, Email: [bkim@pusan.ac.kr](mailto:bkim@pusan.ac.kr)

## 1. 서 론

뜸(溫灸)이란 체내에 막혀있는 혈 자리에 열을 인가함으로써 막혀 있던 해로운 기운을 배출시켜 통증을 경감시키는 전통의학 요법으로 알려져 있다. 이 요법은 병리학적으로는 몸의 자율신경기능을 되살려 체내 오장육부와 각 조직들을 강화시키는 동시에 혈관을 확장시켜 혈액 순환을 촉진시킨다. 또한 체내 적혈구의 수치를 높여 신체조직의 말단까지 영양분과 산소를 공급할 수 있게 함으로써 빈혈이나 어지럼증을 예방하고, 냉한체증에서 오는 요통, 관절염 등의 치료에도 효과가 있다.

그러나 기존의 전통적인 뜸 치료는 재료(쑥)를 연소시켜서 그 연소열을 이용하므로 온도조절이 어렵고 화상의 고통과 소흔(燒痕)을 면할 수가 없다. 뿐만 아니라 사람에 따라 시술 중에 발생하는 연기로 호흡에 장애를 느끼거나 눈의 가려움증을 호소하기도 하고 특히 쑥이 탈 때의 악취는 실내에 장기간 남기 때문에 뜸 요법의 유효성에도 불구하고 기피하는 사람이 많다[1]-[7].

최근 온도조절이 가능하고 통증이 적으며 연기가 없는 전기식 온구기가 개발되어 쑥의 연소열을 이용하지 않고서도 효과적인 온구시술이 가능해지고 있다. 경혈점의 가열에 전열을 사용한다면 디지털 기술을 이용한 온도제어가 가능하고 가열온도와 시간을 최적제어 할 수가 있기 때문에 비전문인이라도 안전하고 효과적인 온구시술이 가능하다.

그러나 현재까지의 전기식 온구기는 전원공급을 위한 전원 코드가 부수되어 있거나, 내부 전지를 충전하기 위한 전원단자가 외부에 노출되어 있어 취급에 불편하고 전기안전성 측면에서 불안하며 사용 전후의 소독처리가 불편하다는 등의 문제점이 지적되고 있다. 특히 복수개의 온구기를 사용하여 복수의 경혈점에 동시 시술하여야 하는 경우 지장을 초래하고 본체의 청결 문제와도 직결될 수 있다. 따라서 전원코드나 충전단자가 필요 없는 간편한 구조를 지니면서도 온구시술온도의 최적제어가 가능한 새로운 형식의 무선충전식 전기온구기의 개발이 필요하다[2][5][8]-[12].

본 연구는 간편한 구조와 최적제어가 가능한 무

선충전식 전기온구기 시스템을 개발하여 시작품의 효율을 측정하였다. 이 연구의 결과는 기존의 전기식온구기의 단점을 해결하고 피 시술자의 체질과 증상에 따른 온구시술 프로그램 연구에 활용될 것으로 기대된다.

## II. 무선충전식 전기온구기 시스템의 개요

### 2.1 기본구성

무선충전식 전기온구기는 다음 그림 1과 같이 인체의 경혈에 온구시술을 하는 온구기 유닛과 거기에 전력을 무선으로 공급하는 전원 유닛(Power unit)으로 구성된다.

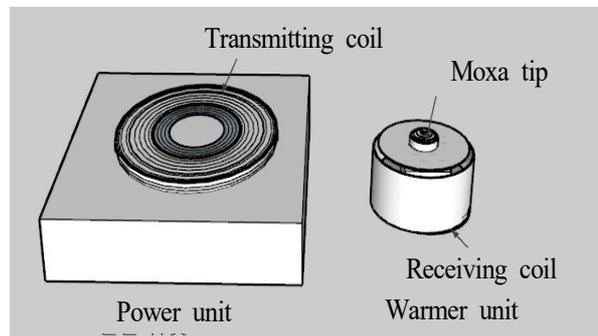


그림 1. 제안한 무선충전식 전기온구기의 구성  
Fig. 1. Composition of proposed wireless rechargeable electric heating moxibustion equipment

온구기 유닛의 단면은 그림 2와 같다. 경혈점에 접촉시켜 온구열을 인가하고 피부의 온도를 측정하는 온구팁(Moxa tip), 최적 시술 온도를 자동 제어하는 MCU(Micro Control Unit), 내부 전원용 Li-Poly 축전지 그리고 무선전력을 수전하는 수전 코일과 정류 및 제어 모듈로 구성이 된다. 온구시술 시에는 온구기 유닛의 온구팁을 경혈에 압착하여 가열하는데 가열온도와 시간은 MCU에 의해 최적제어 되어 보다 효과적인 온구시술이 가능하도록 한다.

온구기 유닛의 전원은 내장된 Li-Poly 전지를 사용하고 그 충전 전력은 전원유닛에서 발생하는 AC 130KHz를 유도결합방식으로 수전하여 충당하게 된다.

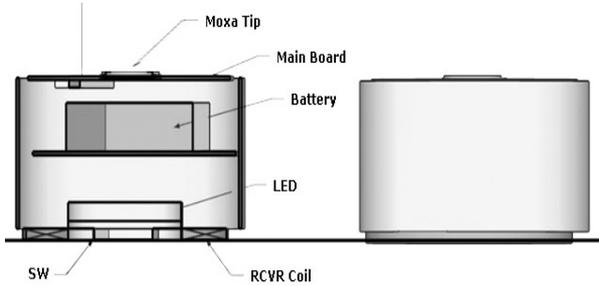


그림 2. 온구기 유닛의 단면  
Fig. 2. Cross section of wireless rechargeable electric heating moxibustion equipment

그림 3과 같이 전원 유닛은 XMTR 보드와 송전 코일로 구성되며 이들을 수용하는 외함은 온구기 유닛을 충전할 때의 거치대 역할도 겸하며, 이 전원 유닛은 상용전원을 수전하여 정류 보드에서 DC로 변환한 후, 인버터 보드에서 130KHz의 교류로 변환되어 송전 코일에 공급한다.

송전 코일은 전원유닛 외함에 부착되어 있어서 충전 시, 메인 유닛을 거치대에 꽂으면 자동적으로 수전 코일 면이 송전코일 면에 정확히 위치하도록 되어 있다. 송·수전에 사용되는 코일은 평면형의 스파이더 코일이 되며 두 코일 간 전자유도결합으로 전자에너지가 전송된다.

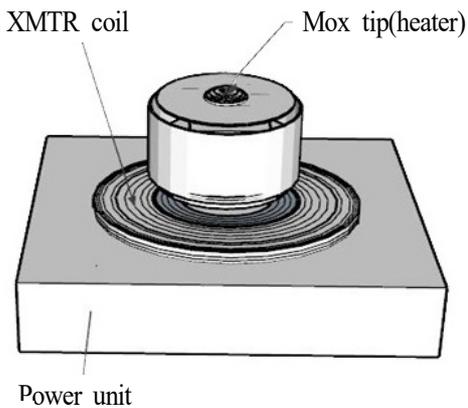


그림 3. 충전시의 전원유닛  
Fig. 3. Power unit in charging time

본 온구기 시스템의 전원유닛과 온구기 유닛의 총체적 구성을 나타내는 전개도는 다음 그림 4와 같다. 통상적으로 병의원에서 사용하는 정격 온구온도는 43°이며 외부로 돌출된 온구팁만 발열하므로 발생하는 열로 인한 내부 시스템의 손상은 없다.

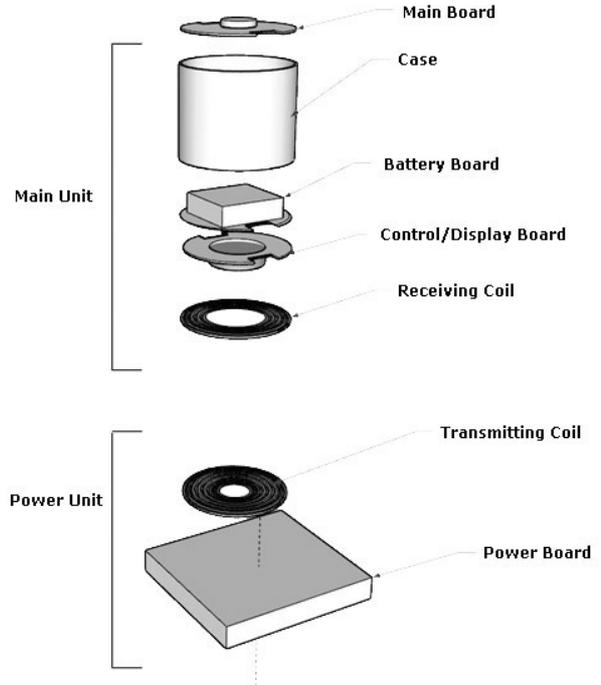


그림 4. 온구기 시스템 구성도  
Fig. 4. Wireless rechargeable electric heating moxibustion equipment system diagram

무선충전 시스템은 전원과 부하 간의 전력전송효율이 가장 큰 문제가 된다. 본 온구기의 경우는 충전 시, 온구기 메인 유닛을 그림 3과 같이 중첩시킨다. 전원유닛의 송전코일과 온구기 메인유닛의 수전 코일의 자속은 서로 밀접히 쇄교하여 전형적인 전자유도결합이 성립하며 그 등가회로는 다음 그림 5와 같다.

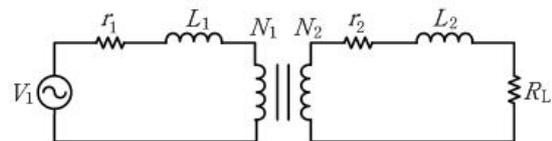


그림 5. 전자기결합 시스템의 등가회로  
Fig. 5. Equivalent circuit of electromagnetic coupling system

여기서  $N_1, N_2$ 는 각각 송·수전 코일의 권선수,  $L_1, L_2$ 는 누설 인덕턴스,  $r_1, r_2$ 는 각각 송전회로와 수신회로의 직렬 등가 저항 그리고  $R_L$ 은 부하이다. 전자유도식 결합방식에서 효율을 좌우하는 것은 주로 송·수전 코일간의 누설자속으로 인한 누설 인덕턴스이다. 이 회로에서 전송전력을 최대로 하기 위해서는 2차 회로에 직렬 또는 병렬로 콘덴서를 삽입하여 누설 인덕턴스 성분을 상쇄시킨 후, 2차

측에 환산된 등가저항을 부하저항과 같아지도록 코일의 권선비 ( $n = N_1/N_2$ )를 정해주면 된다.

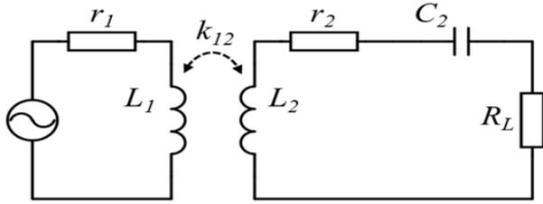


그림 6. 직렬공진형 전자기결합  
Fig. 6. Series resonant electromagnetic coupling

콘덴서를 직렬로 삽입한 그림 6의 경우, 식 (1)의  $C_2$  값에 의해 누설 인덕턴스는 상쇄되어 최대 전송효율( $\eta_{max}$ )을 얻을 수가 있고 그 때의 부하저항 즉, 정부하( $R_{Lm}$ )는 식 (3)과 같이 된다.

$$C_2 = \frac{1}{\omega^2 L_2} \tag{1}$$

$$\eta_{max} = \frac{1}{1 + \frac{2}{\alpha}(1 + \sqrt{1 + \alpha})} \tag{2}$$

$$R_{Lm} = r_2 \sqrt{1 + \alpha} \tag{3}$$

단,  $\alpha = k_{12}^2 Q_1 Q_2 = \frac{(\omega M)^2}{r_1 r_2}$ ,  $Q_1 = \frac{\omega L_1}{r_1}$ ,  $Q_2 = \frac{\omega L_2}{r_2}$

이다.

식 (2)에 의하면  $\alpha$ 가 클수록 전송효율이 커지는데  $\alpha$ 는 결합계수  $k$ 의 제곱에 비례하므로 이 값을 크게 할 수 있는 코일 조합을 도출하면 된다. 이 밖에도  $\omega$ 를 증가시켜  $Q$ 를 높이는 방법도 있으나  $\omega$ 는 주위 환경에 대한 EMC 규제와 회로구현의 난이도에서 제한을 받기 때문에 본 기에서는 130~140 KHz 범위를 선택한다.

### 3.1 수전코일 설계

본 온구기는 충전 시 메인유닛을 전원유닛 위에 올려놓아 충전하는 형식으로 되어있다. 따라서 두

코일 간의 전자결합을 최대화하기 위해서는 두 코일을 스파이럴 형으로 하여 코일 평면을 서로 밀착할 수 있도록 할 필요가 있다.

스파이럴 형 코일의 인덕턴스는 Neumann의 식으로부터 이론적으로 식 (4)와 같이 구해진다.

$$L = \frac{43rN^2}{1 + 1.36(d/r)} \text{ (nH)} \tag{4}$$

$N$  : 권선수,  $d$  : 권선부분의 폭(cm),  $r$  : 권선부분의 평균반경(cm)

일반적으로 대면한 한 쌍의 스파이럴 코일의 결합계수  $k$ 는 코일1의 내·외경  $D_{i1}, D_{o1}$ 과 코일2의 내·외경  $D_{i2}, D_{o2}$ , 그리고 두 코일간의 간격  $g$ 에 의해 정해진다. 그런데 본 기의 경우는 수전 코일이 온구기 메인유닛의 하부에 부착하도록 되어 있기 때문에 코일의 내·외경  $D_{i2}$ 와  $D_{o2}$ 는 온구기 메인유닛 외함의 크기와 형상에 의해 일방적으로 정해진다. 따라서 권선부의 폭  $d$ , 권선반경  $r$ 도 자동으로 정해지니 식 (4)에 이 값을 대입하면 권선수  $N_2$ 를 구할 수가 있다. 또 권선의 굵기는  $\phi = N_2/d$ 의 관계로 부터 구할 수가 있다.

그림 7은 이렇게 하여 구해진 수전 코일의 데이터이며 그림 8은 시작품의 외관이다.

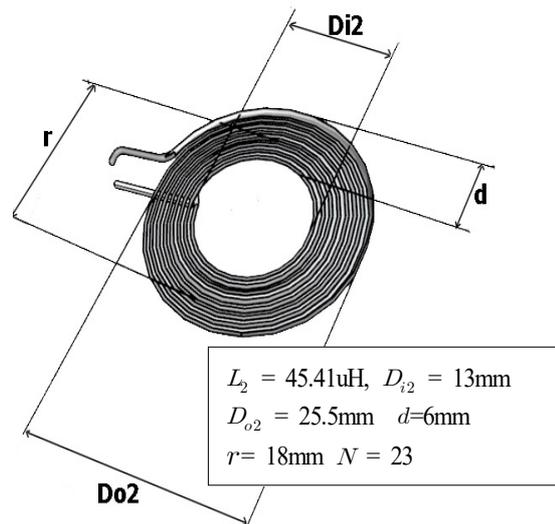


그림 7. 수전 코일의 사양그림  
Fig. 7. Specifications of receiving coil



그림 8. 시제품 수전 코일  
Fig. 8. Prototype receiving coil

설계한 수전 코일을 적용하여 수전부를 설계 제작하였는데 그림 9는 그 회로도이다.

수전 코일  $L_2$ 는 C2S와 함께 직렬 공진회로를 형성하여 최대전력을  $D_8$ ,  $D_9$ 으로 구성된 정류회로에

공급하고 그 출력은 10uF의 평활 콘덴서를 거쳐서 DC 화 된 후, 칩의 IN 단자에 입력된다. 입력된 DC 전력은 칩 내부에서 정전압 제어되어 BAT 단자에서 8.2V가 출력되어 최종부하인 Li-Poly 전지를 충전한다.

이 칩은 자동충전제어회로가 부하 인 Li-Poly 전지의 단자전압과 온도 등을 항시 감지하여 항상 안정적으로 충전이 진행될 수 있도록 하는 기능을 내장하고 있다.

이 칩의 또 하나의 특징은 수전코일에 입력하는 전력이 IN 단자의 문턱전압을 초과할 정도로 강력한 경우 DHC기능이 작동하여 자동으로 6.5nF의 콘덴서를 공진회로에 병렬로 삽입함으로써 입력공진회로의 공진특성을 변조하여 입력전압을 조정함으로써 파손을 방지하는 기능도 있다. 그림 10은 시작한 수전부 PCB 보드의 외관도 이다.

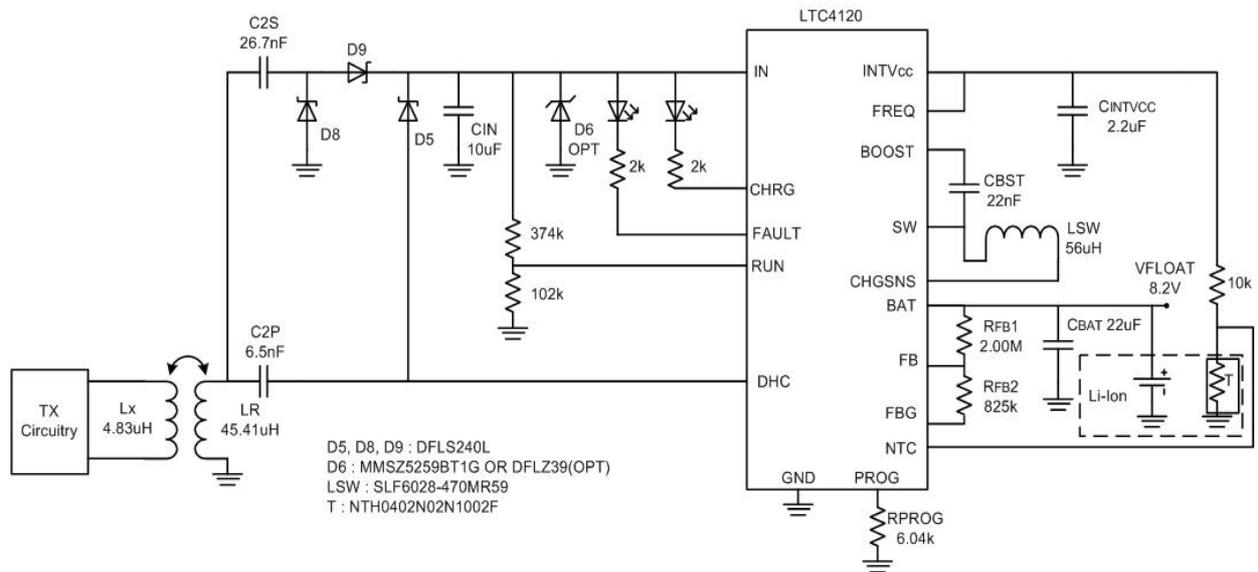


그림 9. 수전부 회로도  
Fig. 9. Circuit diagram of power receiver

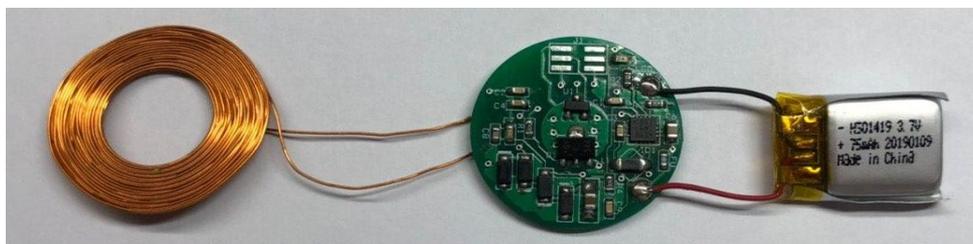


그림 10. 수전부 유닛 외관  
Fig. 10. Appearance of power receiver unit

### 3.2 송전코일 설계

송전코일은 전원 유닛의 거치대가 충전 시 온구 메인유닛을 고정시키는 구조로 되어야 하기 때문에  $D_{o1}$ 의 크기는 메인유닛의 외함 직경 크기에 약간의 구조적 여유  $h$ 를 두면 된다. 따라서  $D_{o1} = D_{o2} + h$ 가 되어 일의적으로 구해진다.  $D_{i1}$ 은 이 조건 하에서  $k$ 가 최대가 될 수 있는 크기를 선택하면 되는데 실험결과에 의하면 두 코일의 간격지수  $g/D_{o1}$ 이 0.5 이하에서는 주어진 외경 하에서 내경의 크기는  $k$ 에 큰 영향을 미치지 않는다는 것이 밝혀져 있다. 따라서 송전코일의  $D_{i1}$ 은 기계적 여건이 허락하는 내에서 적게 할 수 있다.

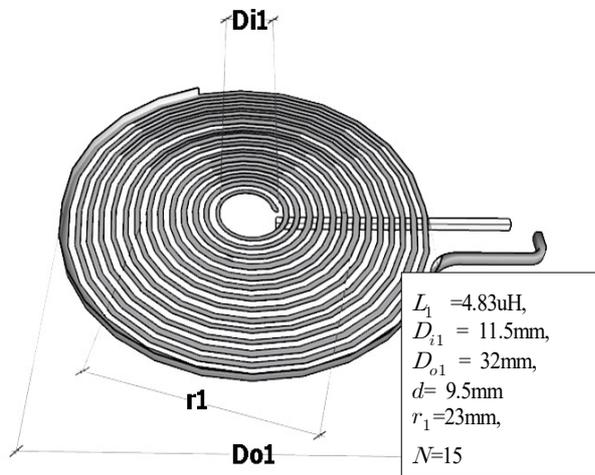


그림 11. 송전 코일의 사양  
Fig. 11. Specifications of transmission coil



그림 12. 시제품 송전 코일  
Fig. 12. Prototype of transmission coil

$D_{i1}$ 과  $D_{o1}$ 이 정해지면 권선부의 폭  $d$ 와 평균반경  $r$ 은 자동적으로 정해지기 때문에 역시 식 (4)에 의해 권선수  $N_1$ 을 구할 수가 있다. 그림 11은 이렇게 하여 결정된 송전코일의 사양이고 송전코일의 외관은 그림 12와 같다.

### 3.3 송전부 설계, 시작

3.2에서 설계한 송전코일을 사용하여 그림 13과 같은 LC 발진회로를 구성하였으며 그림 14와 같이 시작품을 제작하였다.

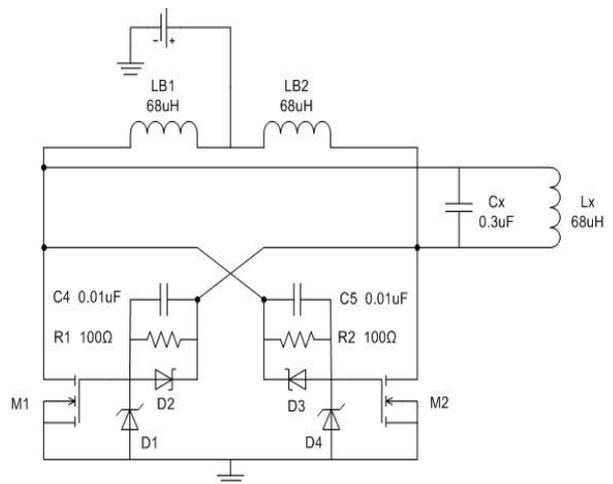


그림 13. 송전 유닛 회로도  
Fig. 13. Circuit diagram of transmission unit

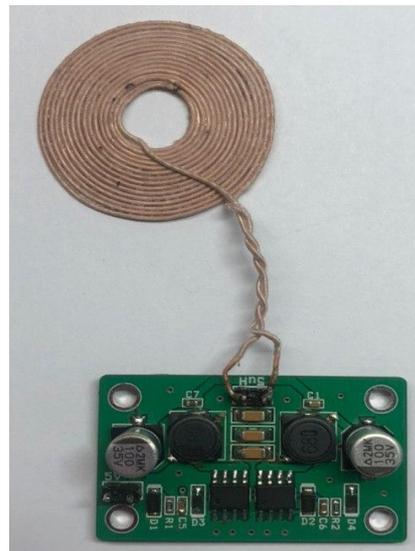


그림 14. 시제품 송전부의 외관(송전코일과 발진보드)  
Fig. 14. Appearance of prototype transmission part (transmission coil and oscillation board)

#### IV. 온구부

##### 4.1 반도체형 전기온구 팁(Electric moxibustion tip)개발

본 온구기는 경혈을 가열하는 히터로서 반도체의 접합부 발열현상을 이용하는 것이 특징이다. 반도체 칩의 접합부 온도는 접합부 전류를 제어함으로써 세밀하게 제어할 수가 있을 뿐 아니라 열용량이 적기 때문에 귀환 제어의 응답 시정수가 매우 짧다는 장점이 있다.

본 기에서 선정한 반도체칩은 접합부 온도가 150℃ 까지도 허용됨으로 최고시술온도가 42~46℃ 범위를 넘지 않는 온구시술에는 충분한 여유를 두고 사용할 수가 있다.

한편, 온도 센서도 종래 방식이 PTC와 같은 감온소자를 사용하는데 비해서 본 기에서는 가열 칩과 동일 패키지에 봉입되어 있는 반도체 칩을 이용한다. PN 접합의 역포화 전류는 매우 민감한 온도

특성을 지니고 있고 열용량도 극히 적기 때문에 칩내의 온도를 실시간으로 검출할 수가 있다.

본 온구기는 반도체를 온구기 팁으로 사용하여 보다 정교하고 간편한 온도제어시스템을 구현하였다. 블록도는 그림 15와 같다.

##### 4.2 온도제어 알고리즘

전기식 온구기의 가장 큰 장점은 온구시술온도와 시간을 환자에 따라 최적 제어할 수가 있다는 점이다. 본기에 내장된 MCU는 위의 두 반도체 칩을 이용하여 그림 16과 같은 온도제어 시스템을 구성함으로써 가열칩의 온도가 항상 설정치를 유지하도록 제어한다. 그림 17은 이것을 위한 제어 알고리즘이다.

설정온도는 온구시술의 경우, 대체로 42℃~46℃ 범위에서 기준치가 정해지는데, 이 값은 환자의 체질과 상태 등에 따라 최적 권장치를 산출하여 미리 입력해 둘 수가 있다[12].

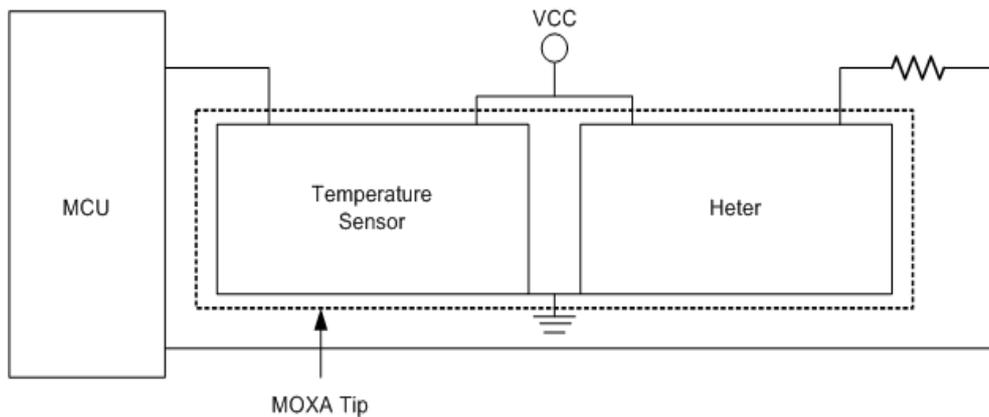


그림 15. 복합 반도체를 사용한 온구시술 시스템 블록도

Fig. 15. A block diagram of a wireless rechargeable electric heating moxibustion equipment using a composite semiconductor

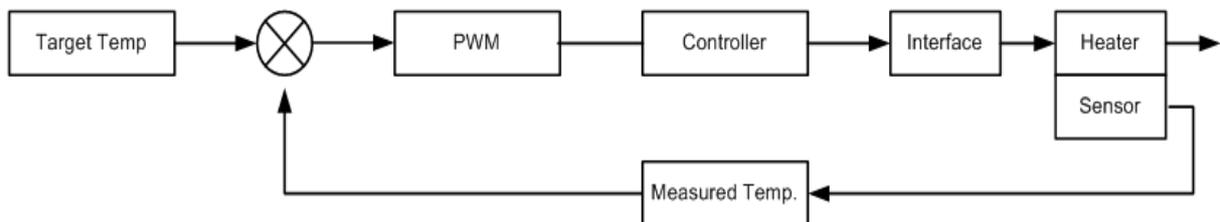


그림 16. 본기의 온도제어 시스템 구성

Fig. 16. Temperature control system configuration of the wireless rechargeable electric heating moxibustion equipment

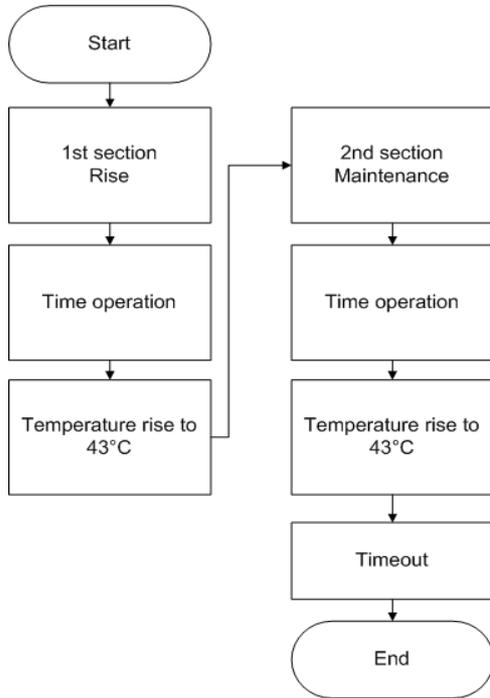


그림 17. 본 기의 온도제어 알고리즘  
 Fig. 17. Temperature control algorithm of the wireless rechargeable electric heating moxibustion equipment

### 4.3 온구부의 설계, 시작

위의 온구부를 메인 조작, 표시부와 함께 온구기의 메인 PCB 상에 그림 18, 19와 같이 구성하였다.

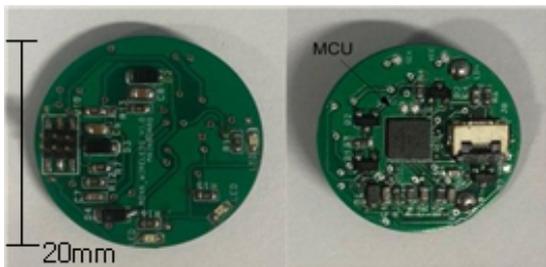


그림 18. 메인 PCB (상면, 하면)  
 Fig. 18. Main PCB (Top, Bottom)

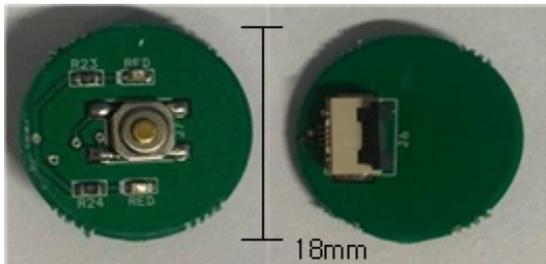


그림 19. 제어 및 표시 보드  
 Fig. 19. Control and display board

### 4.4 온구기 메인 유닛 조립

위의 3.1, 3.3, 4.3항에서 시작한 세 부품을 조립하여 그림 20, 21과 같이 온구기 메인 유닛을 구현하였다.

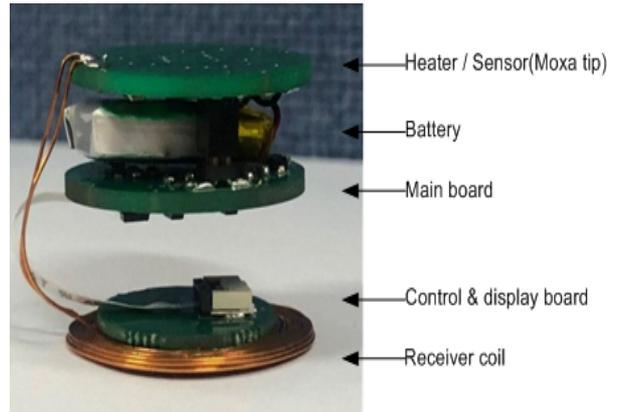


그림 20. 온구기 메인 유닛의 조립도  
 Fig. 20. Schematic of the warmer main unit

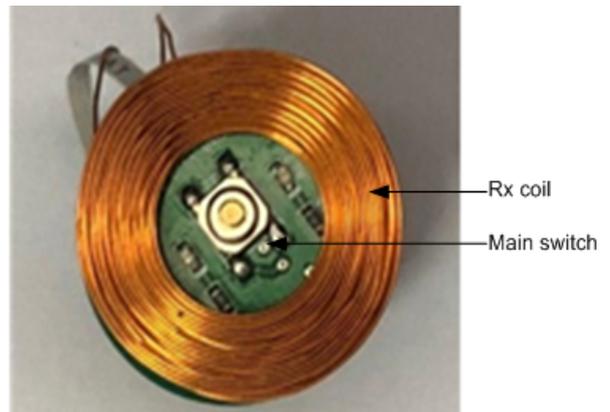


그림 21. 온구기 메인유닛  
 Fig. 21. Main unit of warmer main unit

## V. 측정 및 고찰

### 5.1 무선전력전달 특성 시험

위 III항에서 시작한 전원유닛과 온구기유닛에 관하여 그림 22와 같은 측정 시스템을 구성하고 이 전원유닛과 온구기 메인 유닛 사이의 무선전력 전송특성을 측정하였다.

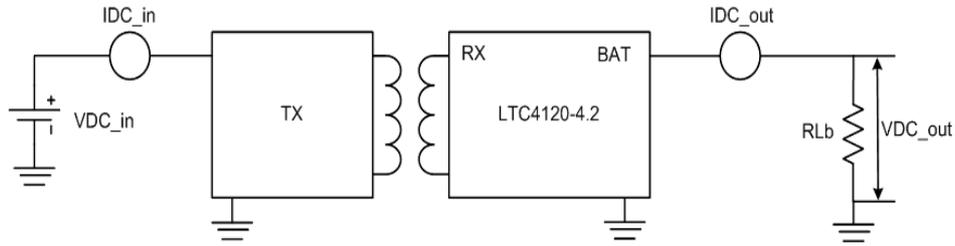


그림 22. 전력 전달특성측정 시스템  
Fig. 22. Measurement system of power transmission characteristic

### 5.1.1 최종 전력 전송 효율 특성

온구기유닛의 전지충전단자에 정합등가저항  $R_L$  을 접속하여 그 단자전압  $V_{DCout}$  와  $I_{DCout}$  을 측정하고 그 때의 송전 유닛의 DC 전원입력전력, 즉,  $I_{DCin}, V_{DCin}$  을 측정하여 식 (5)로부터 구하였다.

$$\eta_T = \frac{V_{DCout} \cdot I_{DCout}}{V_{DCin} \cdot I_{DCin}} \quad (5)$$

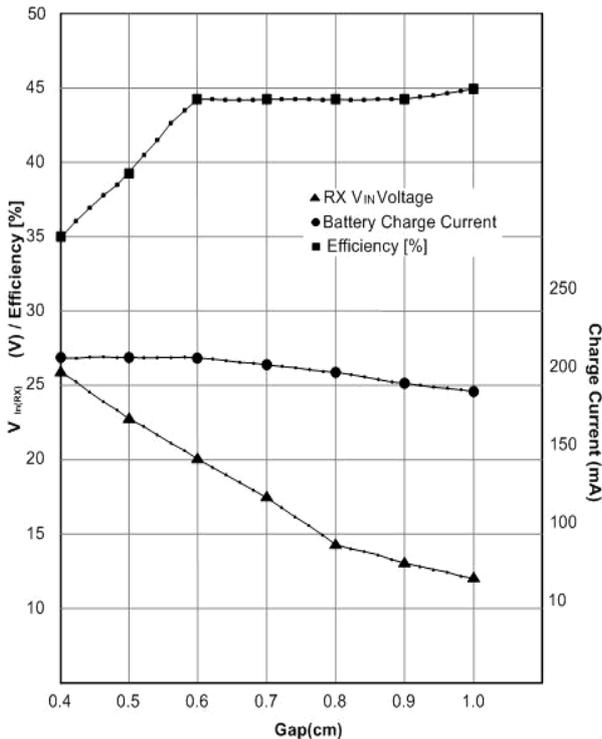


그림 23. 코일간 간격  $g$ 에 따른 수신코일 전압  $V_{iRX}$ 의 변화와 최대전달효율  $\eta_T$  및 충전전류  $I_{DCout}$ 의 변화  
Fig. 23. Changes  $I_{DCout}$  in receiving coil voltage  $V_{iRX}$  and maximum transfer efficiency  $\eta_T$  and charging current according to the gap  $g$  between coils

그림 23은 이 값을 두 코일간의 간격  $g$ 를 변수로 하여 그 때의 수신코일의 단자전압  $V_{iRX}$ 와 최대 효율  $\eta_T$  간의 관계를 도시한 것이다.

여기서 간격  $g$ 가 0.6mm에서 최대효율 45%에 도달하는 것을 확인할 수 있었다. 이 효율은 메인 유닛내의 모든 손실을 포함한 것임으로 이 수준의 소형 시스템에서는 극히 우수한 효율이라 할 수가 있다. 간격이 0.6 mm 이하에서 효율이 낮은 것은 입력전압이 LTC4120의 문턱치를 초과하였기 때문에 DHC가 작동하여 공진회로를 detuning 시킨 결과이다.

### 5.1.2 부하전류 특성

같은 그래프에 간격  $g$ 의 변화에 따른 수신 코일의 수신전압( $V_{iRX}$ )과 출력전류  $I_{DCout}$ 를 측정된 결과를 표시하였다. 간격  $g$ 가 커짐에 따라  $V_{iRX}$ 는 급격히 감소하지만  $I_{DCout}$ 는 간격  $g = 10mm$ 가 되어도 -5% 이하에 그쳐 이 시스템의 레귤레이션 특성이 우수함을 나타내고 있었다.

### 5.1.3 중심축 편차의 특성

대면하고 있는 송전코일과 수신코일의 중심축이 서로 벗어나면  $k$ 의 저하로 당연히 수신전력이 저하한다. 그림 24와 그림 25는 두 코일의 중심축의 상대편이율  $l/l_0$ 을 각각 0.5와 0.8이 되도록 편이시킨 상태에서  $\eta_T$ 와  $I_{DCout}$  특성을 측정된 것이다. 여기서  $l$ 는 그림 26에서와 같이 편이된 수신코일의 중심점의 위치이고  $l_0$ 는 수신코일의 외경이 송전코일의 외경에 닿을 정도로 편이한 경우의 중심점의 위치이다.

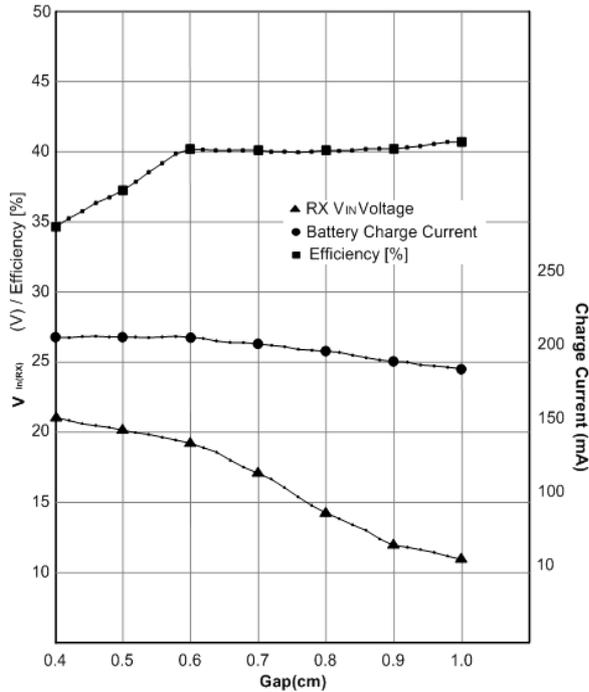


그림 24.  $l/l_0=0.5$  일 때의 특성  
Fig. 24. Characteristics in  $l/l_0 = 0.5$

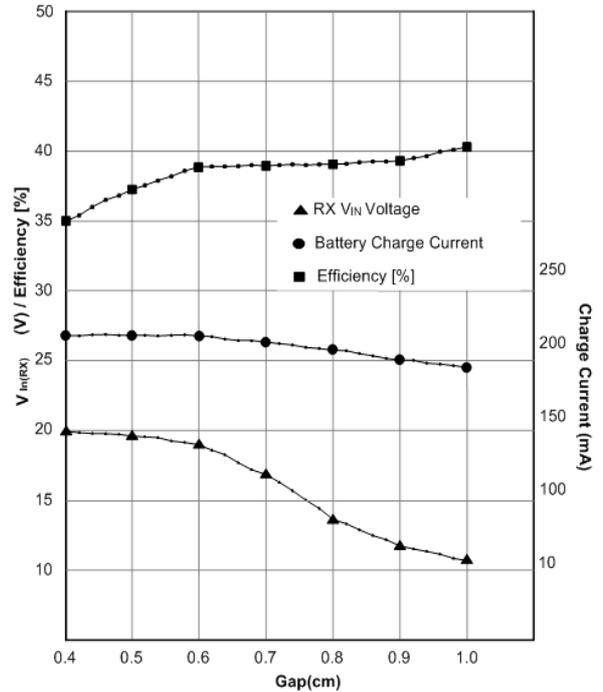


그림 25.  $l/l_0 = 0.8$  일 때의 특성  
Fig. 25. Characteristics = 0.8

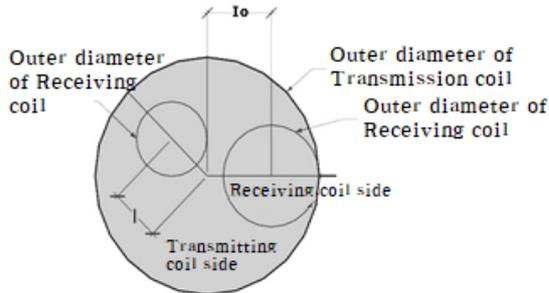


그림 26. 상대편이도  $l/l_0$  의 설명도  
Fig. 26. Explanatory diagram of  $l/l_0$

### 5.2 온구시스템의 온도제어 특성

두 코일의 상대적 수평위치 편차가 커지면 효율은 떨어지지만  $I_{DCout}$ 는 200mA에서 5% 내외의 변화에 그치고 있어서 충전기능에는 이상이 없다는 것을 알 수가 있다. 이것은 LTC4120의 DHC기능과 출력 레귤레이터 기능이 작동하고 있는 것으로 보인다.

시작한 온구부의 온도제어특성을 측정하기 위하여 먼저 온구팁 끝에 디지털 온도계(DM6804A+)의 센서를 부착한 후, 전원 스위치를  $t_0$  에서 on 하여 경과시간  $t$  에 대한 온구팁 표면의 온도변화  $T$  를 측정하였다. 그림 27은 그 결과를 도시한 것이다.

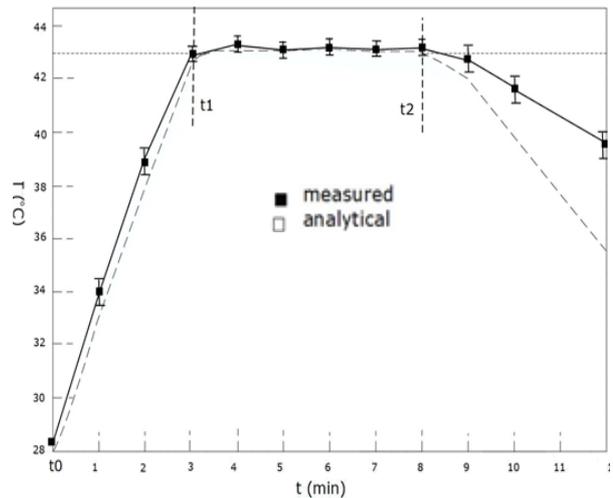


그림 27. 온구부의 온도특성  
Fig. 27. Temperature characteristics of the wireless rechargeable electric heating moxibustion equipment

이 그래프에서 보면  $t_0$  에 on 되어 28°C로부터 정격온구온도인 43°C 까지 도달하는데 소요되는 시간은 약 180sec로서 재래의 전기온구기에 비해서 월등히 빠르다. 이것은 본 기의 온구 팁이 반도체 칩으로 되어 있어서 열용량이 대단히 적은데 기인한다. 그 후에는 off 되는  $t_2$ 까지 MCU의 귀환제어 루틴

에 의해  $43^{\circ}\text{C}(\pm 0.5^{\circ}\text{C})$ 를 유지한다.  $t_2$ 에서 off 된 후 체온까지 하강하는데 소요되는 냉각시간은 약 180sec가 된다. 이 냉각시간은 재래의 쑥뜸시술에 있어서 소진한 쑥이 자연 냉각하여 경혈점의 온도가 체온으로 돌아오는 시간에 비하면 훨씬 짧다. 그러나 임상에 있어서 이 냉각시간이 보다 길어야 할 필요가 생기면 MCU의 제어 알고리즘을 조정함으로써 필요량만큼 연장시킬 수가 있다.

## VI. 결 론

본 연구는 무선충전방식으로 내장 전지를 충전하고 반도체 온구 칩을 구비한 새로운 형태의 전기식 온구기를 제안했다. 이 온구기는 전원유닛과 온구기 메인 유닛으로 구성되며 두 유닛간의 전력전송은 한 쌍의 평면형 코일간의 전자유도결합을 통해서 이루어진다. 본 무선충전식 온구기의 특징은 첫째, 온구 유닛을 전원 유닛 위에 거치하여 간단히 충전할 수 있도록 컴팩트한 구조로 만들어졌다는 점이다. 시작품에 대한 측정결과는 두 유닛 사이의 최종 전력 전달 효율이 38%에 달한다는 사실을 확인하였다. 시스템의 레귤레이션도 내장 전지에 대한 충전은 두 코일간의 결합도의 변화 등으로 전달효율이 감소할 때라도 대체로 일정치를 유지한다는 것을 확인하였다.

둘째, 경혈을 가열하는 발열체에 반도체의 발열 현상을 이용하고 자동온도제어를 위한 온도 센서도 동일 칩에 봉입되어 있는 반도체를 이용함으로써 기존 재래의 가열식 뜸기에 비해 가열 시간을 단축하여 고정도의 온도제어가 가능하다는 점이다. 측정 결과 초기온도  $28^{\circ}\text{C}$ 로부터 정격온구온도인  $43^{\circ}\text{C}$ 까지 도달하는데 소요되는 시간은 약 180sec로 측정되었다.

본기를 사용하는 경우, 재래의 쑥뜸시술의 경우와 동일한 온도특성을 부여할 수가 있을 뿐 아니라, 피 시술자의 체질에 최적화된 온구시술 프로그램도 구성할 수가 있을 것으로 확인하였다.

이 시작품 개발의 결과에 기초하여 후속 연구를 위한 제언은 다음과 같다. 우선, 본 시작품과 기존 기술 및 제품과의 성능비교 측정을 통해 시작품의 효율성과 우수성을 검증할 수 있는 객관적이고 정

량화된 데이터를 확보할 필요가 있다. 다음으로, 복수 개의 온구기 유닛을 일괄 충전할 수 있는 다중 충전시스템의 구현이나 환자의 개인별 체질과 증상에 최적화된 맞춤형 온구시술기의 개발 등 보다 세분화된 연구가 이루어져야 할 것이다.

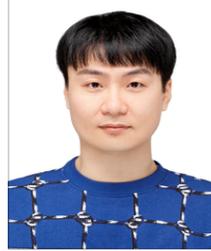
## References

- [1] M. J. Ji, M. H. Hwang, S. C. Lim, J. S. Kim, H. J. Lee, B. H. Lee, T. Y. Jung, J. C. Seo, and Y. K. Lee, "The Comparative Study on Preference of Combustible Moxibustion and Electronic Moxibustion", The Journal of Korean Acupuncture & Moxibustion Medicine Society, Vol. 31, No. 4, pp. 133-141, Dec. 2014. dx.doi.org/10.13045/acupunct.2014060
- [2] H. Chae, S. H. Noh, Y. R. Kim, H. R. Jung, H. Y. Ha, K. H. Kim, G. Y. Yang, J. K. Kim, and B. R. Lee, "Preliminary Study for the Comparison of the Skin Temperature Changes by the Combustible Moxibustion and the Electronic Moxibustion Device", The Journal of Korean Acupuncture & Moxibustion Medicine Society, Vol. 29, No. 3, pp. 1-8. Jun. 2012.
- [3] B. K. Jo and Y. S. He, "Implementation of the Electric Cauterizer with the Hole for Acupuncture", The Journal of the Korea Institute of Oriental Medical Diagnostics, Vol. 18, No. 3, pp. 217-223. Dec. 2014.
- [4] S. Y. Park, J. Y. Hwang, B. W. Lee, and B. H. Lee, "A Study on the Proper Treatment Time of Electronic Moxibustion - Focusing on the Skin Safety-", Korean Journal of Acupuncture, Vol. 35, No. 1, pp. 36-40, Mar. 2018. Doi.org/10.14406/acu.2018.002
- [5] T. J. K, Y. J. Lee, Y. I. Kim, I. K. Eom, H. Chae, M. Hwangbo, G. Y. Yang, B. R. Lee, and B. C. Kim, "Development of Proframable and Rechargeable Moxibustion Device", The Journal of Korean Acupuncture & Moxibustion Medicine

- Society, Vol. 28, No. 2, pp. 49-55, Apr. 2011.
- [6] S. Y. Park, S. J. Park, J. S. Park, S. G. Ko, K. W. Kong, M. R. Shin, C. Y. Jun, H. Jung, M. S. Lee, H. H. Kim, and H. Y. Go, "Present Status and Clinical Study Trend of Moxibustion in Korea Medicine", The Society of Pathology in Korean Medicine, Vol. 25. No. 6, pp. 1061-1068. Nov. 2011.
- [7] H. S. Myoung, T. Y. Son, S. B. Kim, B. J. ung, Y. H. Lee, and K. J. Lee, "Development of stimulating system for mimicking of acupuncture and moxibustion", The Institute of Electronics and Information Engineers, Vol. 34. No. 1, pp. 1720-1723, Jun. 2011.
- [8] T. G. Kim, "JA stud on the Development of Electronic Moxibustion System on th Quantitative Treatment to the Moxa Cautery", Doctoral dissertation. DongShin University, 2016.
- [9] J. S. Kim, "Stusy on Electronic Moxa Device", Paper of masters degree. Gyeongsung National University, 2012.
- [10] J. Y. Fan, "A Study on the Variations of Body Heat and BMI by Electric Moxibustion Stimulation", Pukyong National University, 2016.
- [11] C. Y. Jung, M. J. Cho, H. R. Kang, S. U. Hong, W. S. Sung, and E. J. Kim, "Efficacy and safety of electric heating moxibustion for perennial allergic rhinitis: protocol for a randomized controlled trial", Trials, Vol. 20, pp. 1-9, Jul. 2019. doi.org/10.1186/s13063-019-3550-x.
- [12] T. G. Kim, Y. M. Lee, Y. P. Kim, and & M. W. Cheon, "Development of the Electronic Moxibustion Device for Realizing the Heating Effect of the Moxa Cautery", Transactions on Electrical and Electronic Materials, Vol. 15, No. 1, pp. 28-31, Feb. 2014. DOI: <http://dx.doi.org/10.4313 /TEEM.2014.15.1.28>.

## 저자소개

### 이 호 태 (Ho-Tae Lee)



2009년 2월 : 밀양대학교  
정보통신공학부(공학사)  
2012년 8월 : 부산대학교  
바이오메디컬공학과(공학석사)  
2018년 8월 ~ 현재 : 부산대학교  
IT응용공학과(박사수료)  
관심분야 : 무선통신, 임베디드

### 김 주 만 (Joo Man Kim)



1985년 1월 ~ 2000년 2월 :  
한국전자통신 연구원 운영체제  
연구팀장(책임연구원)  
2000년 3월 ~ 2006년 2월:  
밀양대학교 정보통신공학부 교수  
2006년 3월 ~ 현재 : 부산대학교  
IT응용공학과 교수

관심분야 : 실시간시스템제어, 임베디드시스템,  
헬스케어시스템

### 김 병 철 (Byoung-Chul Kim)



2000년 4월 ~ 2006년 2월 :  
밀양대학교 정보통신공학부 교수  
2006년 3월 ~ 현재 : 부산대학교  
IT응용공학과 교수  
관심분야 : 무선통신시스템,  
의료기기