

<학술논문>

DOI <http://dx.doi.org/10.3795/KSME-B.2016.40.5.305>

ISSN 1226-4881(Print)  
2288-5324(Online)

## 인공치아의 임플란트 탈착을 위한 유도가열장치 연구<sup>§</sup>

이상명\* · 서 영\*\* · 송창우\* · 이승엽\*<sup>†</sup>

\* 서강대학교 기계공학과, \*\* 로도메디컬

### Induction Heating Device for Dental Implant Removal

Sang-Myung Lee<sup>\*</sup>, Young Seo<sup>\*\*</sup>, Chang-Woo Song<sup>\*</sup> and Seung-Yop Lee<sup>\*†</sup>

<sup>\*</sup> Dept. of Mechanical Engineering, Sogang Univ.,

<sup>\*\*</sup> Rodo Medical Inc., San Jose, CA USA

(Received February 2, 2016 ; Revised April 3, 2016 ; Accepted April 6, 2016)

**Key Words:** Induction Heating Device(유도가열), Artificial Tooth(인공치아), Dental Implant(치과임플란트), Resonance Frequency(공진주파수), Inverter(인버터), Eddy Current(유도전류)

**초록:** 유도가열은 유도전류를 이용하여 도체에 열을 가하는 방식이다. 유도가열은 열을 가하고자 하는 물체 내부에서 열이 발생하고, 비접촉이며 안전하기 때문에 산업이나 의료분야에서 광범위하게 사용되고 있다. 최근에 형상기억합금을 사용하여 열에 의해 인공치아가 임플란트에서 쉽게 빠질 수 있게 하는 임플란트 시스템이 개발되었다. 본 논문에서는 새로운 임플란트 시스템에서 인공치아를 쉽게 제거할 수 있는 유도가열 장치를 개발하였다. 먼저 전자장-열 구조 유한요소 해석 해석을 통해 다양한 입력 전류와 코일 형상에 대해 온도를 시뮬레이션 상으로 확인해보았다. 해석 결과를 토대로 유도가열장치 시제품을 제작하여 실험을 통해 86초에 인공 치아가 분리됨을 확인하였다.

**Abstract:** Induction heating is the process in which an electrically conducting object (usually a metal) is heated by electromagnetic induction through heat generated in the object by eddy currents. The main advantage of an induction heating device is the generation of the heat inside the target object itself. Hence, non-contact and safe heating devices are widely used in many industrial and medical fields. Recently, a new dental implant system was developed using a shape-memory alloy, wherein an artificial tooth could be easily removed from the dental implant by heating. This paper discusses the development of an induction-heating device to remove the dental crown in the new implant system. First, the finite element simulation of electromagnetic and thermal coupling analysis was implemented to obtain the temperature distributions of the target object for various frequencies, input currents, and coil shapes. Based on the simulation results, experiments were conducted by using prototypes, and an induction heating device was developed to remove the dental crown from the implant.

- 기호설명 -

$P_e$  : 와전류 손실

$r$  : 원통 금속의 반지름

$f$  : 주파수

$B_m$  : 최대자속밀도

$\rho$  : 저항률

$V$  : 금속의 체적

$\mu_r$  : 비투자율

$L$  : 인덕턴스

$C$  : 캐패시턴스

$\mu$  : 투자율

$N$  : 코일의 감은 수

<sup>§</sup> 이 논문은 대한기계학회 창립 70주년 기념 학술대회(2015. 11. 10-14., ICC제주) 발표논문임.

<sup>†</sup> Corresponding Author, [sylee@sogang.ac.kr](mailto:sylee@sogang.ac.kr)

© 2016 The Korean Society of Mechanical Engineers

- A : 코일의 넓이  
l : 코일의 길이

## 1. 서 론

전세계적으로 고령화 사회에 접어들면서 치주 질환과 관련된 문제가 대두하고 있으며, 결손된 치아를 대신하여 인공 치아를 치조골에 이식하는 수술인 치과용 임플란트(Dental Implant)가 다양하게 이용되고 있다. 임플란트를 뼈 속에 이식 한 후 인공 치아를 장착하게 되는데 인공치아가 손상되거나 교체해야 할 경우 임플란트 자체를 제거해야하는 어려움이 있다. 이를 해결하기 위해 인공치아를 임플란트와 별개로 제작하여 인공치아를 손쉽게 탈부착을 하는 기술들이 제안되고 있다. 최근 미국 Rodo Medical 회사는 형상기억합금(SMA)과 특이 형상을 갖는 구조를 사용하여 인공치아가 임플란트에 쉽게 결합되고, 인공치아가 일정 온도에 도달하면 임플란트로부터 간단히 탈착되도록 하는 특허 기술을 개발하여 미국과 한국 등 여러나라에서 상용화를 앞두고 있다.<sup>(1)</sup> 외부 장치를 이용하여 형상기억합금에 직접적으로 열을 가하여 인공치아를 임플란트에서 탈착시키는 기존 방법은 의료기기 특성상 안전성에 문제가 발생할 수도 있으므로 본 연구에서는 외부 전자석 장치를 이용한 이를 유도가열 방식으로 인공치아를 탈착하고자 한다.

유도가열(Induction Heating)분야는 교류자계 중에서 도전성 물체에 유도되는 와전류 손실(Eddy Current Loss)와 히스테리시스 손실(Hysteresis Loss)을 이용하여 물체를 가열하는 방식이다. 방사가열이나 연소가열과는 달리 유도가열은 비접촉이며 신속하고 효율적이다. 유도가열 방식은 가열효율이 높기 때문에 (가스기기 70%, 유도가열 장치 90% 이상) 경제적이며, 빠른 가열을 통하여 낭비되는 전력을 줄일 수 있다. 또한 인버터의 제어 주파수나 통전율(Duty ratio)에 의해 출력 및 동작의 제어가 용이하여 사용이 편리하고, 배출가스 등의 오염물질이 발생하지 않아 위생적이고 청결하다. 이러한 특성으로 인하여 유도가열은 현재 산업, 가정, 그리고 의료 등 다양한 분야에서 선호되고 있다.<sup>(2-5)</sup>

전력소자의 발전과 더불어 전력변환장치 기술은 종래의 스위칭 회로기술을 기반으로 하여 고속화 및 대용량화로 발전해 왔다. 또한 공진회로

를 이용한 전력변환장치의 고주파 스위칭 기법의 도입은 짧은 스위칭 동작으로 회로 내에 큰 진폭의 전류를 발생시킬 수 있게 되었다. 이와 더불어 새로운 고속 대전력 반도체 전력 소자들의 개발에 의해 스위칭 범위가 20 kHz~수백 kHz 이상인 공진형 인버터의 설계가 용이해졌다.<sup>(6-8)</sup> 유도가열은 또한 의료분야에서 수술도구를 제작 및 소독할 때 많이 사용하였었지만, 최근에는 유도가열을 이용하여 정상적인 세포를 파괴하지 않으면서 극소부위의 종양을 제거하는 기술이 개발되면서 외과 분야에도 사용되기 시작하였다.<sup>(4)</sup>

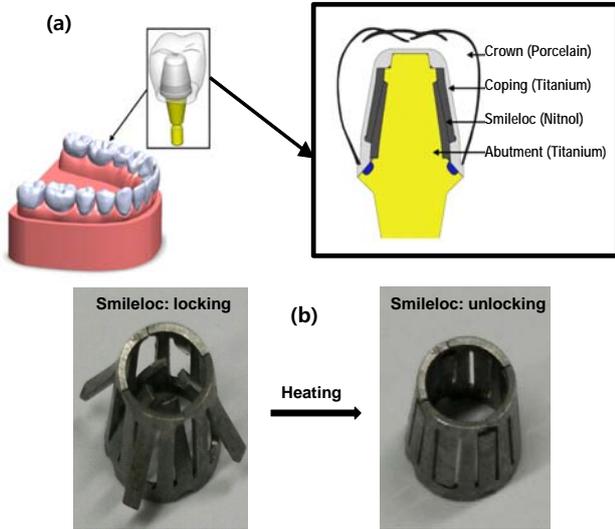
본 논문에서는 위의 인공치아와 임플란트를 탈부착하는 형상기억합금을 가열하기 위한 유도가열장치의 시제품을 제작하고 실험을 수행하고 전자기 및 열해석 복합 시뮬레이션 결과와 비교하고자 한다.

## 2. 유도가열 시스템 개발

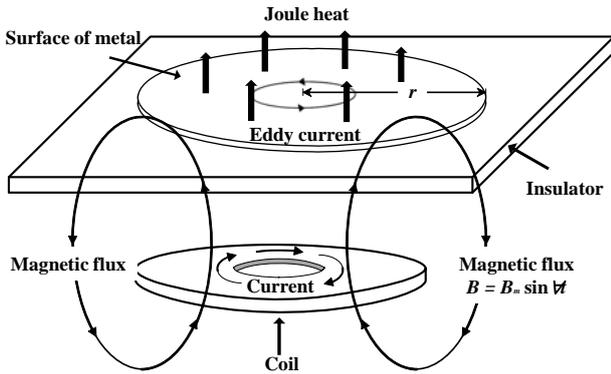
### 2.1 탈착 가능 임플란트 시스템

Rodo Medical 회사에서 제안한 임플란트 및 인공치아의 구조는 Fig. 1(a)와 같다.<sup>(1)</sup> 치조골에 이식되는 고정체와 결합되는 지대주(Abutment)와 치아 형상 부분인 크라운(Crown) 그리고 그 사이에 위치하는 내관(Coping)으로 구성되어 있으며, 기존 임플란트와 가장 큰 차이점은 내관 부분에 특수한 구조로 설계된 니티놀(Nitinol) 형상기억합금으로 만들어진 스마일락(Smileloc)이 삽입되어 있으며, 이 합금이 일정 온도가 60~70℃에 도달하면 스마일락의 형상이 변하게 된다.

Fig. 1(b)를 가열 전과 가열 후의 스마일락의 실제 사진을 보여준다. 가열 전에는 스마일락의 날개가 펼쳐져서 인공 치아가 임플란트에 강하게 체결되어 있으나, 가열한 후 온도가 60~70℃에 도달하면 스마일락의 변형으로 인해 임플란트로부터 잠금 상태가 풀려서 치아를 분리할 수 있게 된다. 인공치아 분리를 위해서 현재는 내관에 구멍을 내서 열선을 주입하여 스마일락을 직접 가열하여 치아를 제거하는 방식을 채택하고 있으나, 이 방식으로는 열선을 직접 사용하기 때문에 안전성과 사용 편의성에 문제가 발생할 수 있으므로 스마일락 부분을 비접촉으로 가열하는 유도 가열 시스템을 개발하고자 한다.



**Fig. 1** (a) Structure of tooth-detachable implant system with a nitinol smileloc, (b) Locking and unlocking shapes of a smileloc by heating

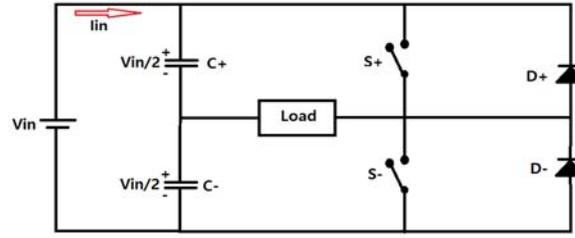


**Fig. 2** Principle of induction heating on the surface of metal

2.2 유도가열의 원리

유도가열은 Faraday-Lenz의 전자 유도현상을 이용한 것으로 Fig. 2에서 보는 바와 같이 코일에 고주파의 전류가 흐를 때 발생하는 자계 내에 위치한 전도성을 갖는 금속에 유도기전력이 발생한다. 이로 인해 금속에 와전류(Eddy current)가 발생하며 표피저항에 의해 줄 열(Joule heat)을 발생시키는 원리이다.

원통 금속의 축방향으로 자속 밀도  $B = B_m \sin \omega t$ 의 자계를 가했을 때 유도전류가 발생하여 와전류가 금속 내를 흐르면서 줄 열이 발생한다고 할 때, 이 와전류에 의한 평균 전력을 와전류 손실이라 하며 식 (1)과 같이 표시된다.<sup>(9)</sup>



**Fig. 3** Circuit of half-bridge resonance inverter

$$P_e = \frac{(\pi r f B_m)^2 V}{4\rho} \tag{1}$$

여기서  $r$ 은 원통 금속의 반지름이고  $f = \omega / (2\pi)$ 는 주파수,  $B_m$ 은 최대자속밀도,  $\rho$ 는 저항률 그리고  $V$ 는 원통 금속의 체적이다. 금속 내부를 흐르는 와전류는 금속 표면에서 가장 크게 나타나고 금속 내부로 들어갈수록 지수 함수적으로 감소하는 것이 특징으로, 이러한 경향은 주파수가 높을수록 크게 나타난다. 발생하는 열의 대부분은 식 (2)로 표현되는 침투깊이(Skin depth)  $\delta$ 에 분포하게 되며,  $\delta$ 는 유도가열 인버터의 동작주파수를 결정하는 중요한 요소가 된다.<sup>(8-11)</sup>

$$\delta = \sqrt{\frac{1}{4\pi^2 \times 10^{-7}}} \cdot \sqrt{\frac{\rho}{\mu_r f}} \tag{2}$$

여기서  $\mu_r$ 은 비투자율이다.

2.3 유도가열 시스템 제작

2.3.1 공진형 인버터

본 유도가열 시스템에는 Half-bridge 방식의 공진형 인버터를 사용하였다. 공진형 인버터는 ZVS (Zero Voltage Switching)가 가능하고 다양한 회로 방식으로 확장된다.

Fig. 3은 Half-bridge 인버터의 회로를 나타낸 것이다. 직류 전원전압이 캐패시터에 의해 두 부분으로 분리되며 스위치의 수가 2개로 된다. 각 캐패시터는 용량이 동일하며 양단에  $V_{dc}/2$ 의 전압이 걸리게 된다. 그리고 유도성 부하의 전류를 연속적으로 흐르게 하기 위한 케환다이오드가 필요하다.<sup>(12,13)</sup>

2.3.2 코일

유도가열의 고주파 코일 제작에는 최대 효율을

위한 시스템의 공진주파수에 대한 설계가 중요한데 공진주파수는 식 (3)으로 나타낼 수 있다.

$$f = \frac{1}{2\pi} \cdot \frac{1}{\sqrt{LC}} \quad (3)$$

여기서  $L$ 은 코일의 인덕턴스,  $C$ 는 캐패시턴스이다. 코일의 인덕턴스는 다음의 식 (4)를 통해 구할 수 있다.

$$L = \frac{\mu N^2 A}{l} \quad (4)$$

여기서  $\mu$ 는 투자율,  $N$ 은 코일을 감은 횟수,  $A$ 는 코일의 넓이,  $l$ 은 코일의 길이이다. 코일을 제작한 후 식 (4)를 통해 인덕턴스 값을 구하고 식 (3)에 따라 캐패시터를 조절하여 최대 효율을 낼 수 있는 공진주파수를 갖는 유도 가열 시스템을 만들 수 있다.<sup>(10)</sup>

### 3. FEM 해석 및 실험

#### 3.1 FEM 기초 해석

실험을 진행하기에 앞서 최적의 유도 가열 효율을 낼 수 있는 코일의 형상을 확인하기 위해 유한요소해석(FEM) 시뮬레이션을 진행하였다. 코일에 의한 유도 가열 해석을 위해서는 전자기장 해석과 열 해석을 동시에 진행해야 하기 때문에 이 해석 기능을 제공하는 상용 FEM 프로그램인 ANSYS를 사용하여 연동해석을 수행하였다. 먼저 전자기장 해석을 통하여 물체에 발생하는 손실을 확인하였다. 그 후 전자기장 해석을 통해 얻은 결과를 열 해석과 연동하여 최종적으로 시간에 대한 물체의 온도를 확인하였다. Fig. 4는 FEM 연동해석의 플로우차트를 나타낸 것이다.

먼저 Fig. 5(a)와 같이 인공치아를 감싸는 사각형 모양의 가장 간단한 코일에 대한 유도 가열의 FEM 연동해석을 수행하였다. Ampere-Turn과 주파수를 변경하였을 때 형상기억합금 부분인 스마일락 온도의 해석 결과를 Fig. 5(b)에 나타내었다. 100 Ampere-Turn과 44 kHz에서 온도가 높게 증가한 것을 볼 때 유도 가열 주파수와 Ampere-Turn을 증가시키는 경우 스마일락의 온도가 더 빨리 증가함을 FEM 해석을 통하여 확인할 수 있다. 다만 고주파에서는 식 (2)와 같이 침투깊이가 작아지고 공진주파수가 매우 민감하게 변하게 됨

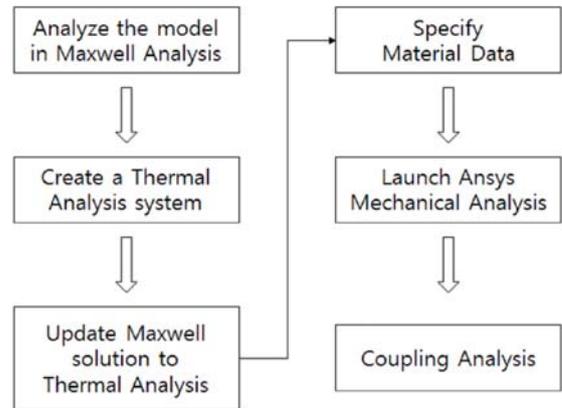


Fig. 4 Flow chart for coupling analysis

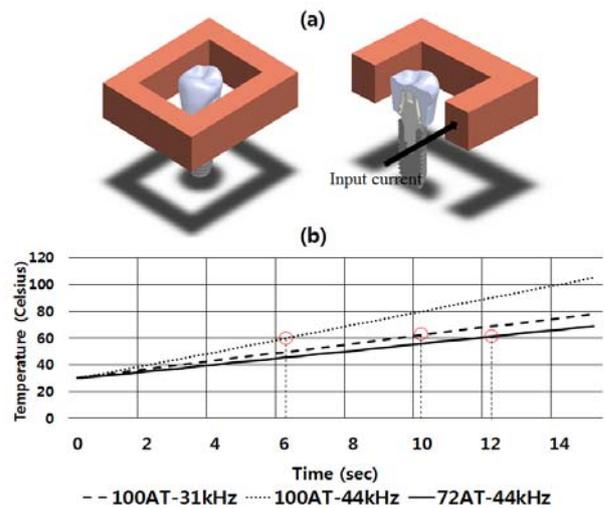


Fig. 5 FEM simulation of induction heating, (a) coil modeling, (b) temperatures at the smileloc part for various ampere-turns and frequencies

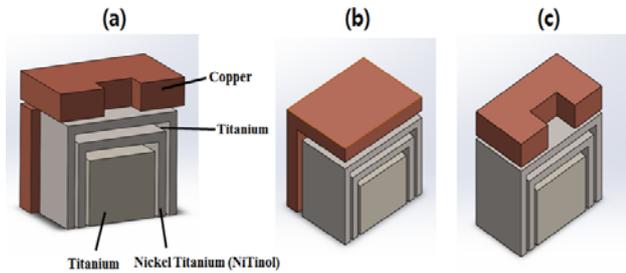
으로 분리형 임플란트 시스템에 적합한 주파수 선정이 필요하다.

Fig. 6(a)의 간단한 코일 구조는 실제 일렬로 배열된 치아들 속에서 사용할 수 없다. 따라서 인공치아에 사용할 수 있는 코일 형상 중에서 유도 가열 효율이 높은 코일 형태를 확인하기 위해 FEM 해석을 진행하였다. FEM 해석에 사용한 3가지 형상은 Fig. 6(a)-(c)와 같다.

Fig. 6(a) 모델은 각각의 코일 세 개가 인공치아를 감싸고 각 코일에 대해 전류를 인가하여 인공치아를 뚫고 자계가 형성되도록 한 것이다. Fig. 6(b)는 “ㄷ”자 모양의 코일을 제작하고 전류를 한 방향에서 인가할 수 있도록 한 것이다. Fig. 6(c)는 인공치아의 윗부분에 코일을 두어 자계를 인공치아 쪽으로 형성시킬 수 있도록 한 것

**Table 1** FEM simulation results of temperature at the smileloc part

Model	1 <sup>st</sup> model	2 <sup>nd</sup> model	3 <sup>rd</sup> model
Time(s)			
5	47.46 °C	43.64 °C	33.269 °C
10	55.6 °C	53.177 °C	34.436 °C
15	61.435 °C	60.507 °C	35.22 °C



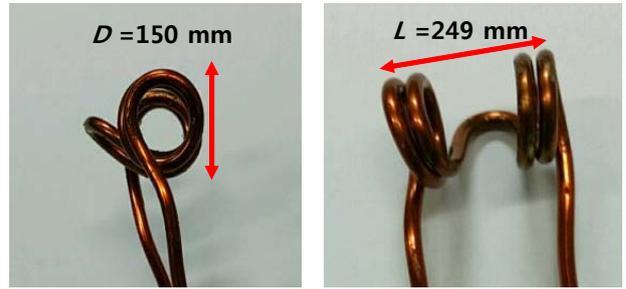
**Fig. 6** Modeling of coil for the induction heating; (a) 1<sup>st</sup> model, (b) 2<sup>nd</sup> model, (c) 3<sup>rd</sup> model

이다. 코일의 형상에 따른 유도 가열 성능을 비교하기 위해서 복잡한 임플란트 시스템의 형상을 직육면체로 간소화하여 해석을 진행하였다. 코일의 Ampere Turn을 4000AT, 주파수를 100 Hz, 초기온도를 30°C로 한 조건에서 시간에 따른 스마일락의 온도에 대한 FEM 해석결과는 Table 1과 같다. 해석 결과를 통해 인공치아 윗면과 옆면을 동시에 감싸는 코일인 1번 모델의 유도 가열 효율이 높다는 것을 확인할 수 있다. 이를 바탕으로 실험에 사용할 코일을 제작하였다.

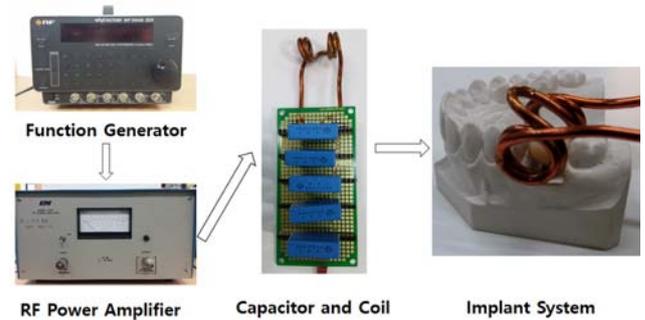
3.2 실험

앞에서 FEM 해석을 통해 사용할 코일의 형상을 결정하였고, 이를 통해 제작한 코일의 형상과 크기가 Fig. 7에 나타나 있다. 사람의 구강 내에 삽입 할 수 있는 크기로 제작하였다. 식 (4)를 통해  $\mu=4\pi\times 10^{-7}$  Wb/A·m,  $N=4$ ,  $A=2.27\times 10^{-4}$  m<sup>2</sup>,  $l=0.026$  m에 대하여 인덕턴스의 값을 구하면  $L=0.176$   $\mu$ H의 값이 나오게 된다.

$L$ 의 값이 정해진 뒤에는 캐패시터의 값을 조절하여 원하는 주파수에서 공진 효과를 낼 수 있도록 하였다. 33  $\mu$ F의 캐패시터 5개를 병렬 연결하여 165  $\mu$ F의 캐패시턴스를 갖게 하였다. 식 (3)에  $L$ 과  $C$ 의 값을 대입하여 계산을 하면 최종적으로 933 kHz의 공진주파수를 갖는 것으로 계산



**Fig. 7** Shape and dimensions of coil model



**Fig. 8** Experimental set-up

이 된다.

Fig. 8은 실험 시스템 개요를 나타낸 것이다. 먼저 함수발생기에 인가하고자 하는 주파수와 전류값을 입력하고 이를 RF Amplifier를 통해 증폭시켰다. 그리고 이를 캐패시터와 코일이 달려 있는 장치에 연결하여 파워를 주었고 마지막으로 코일을 임플란트 시스템에 인가하였다.

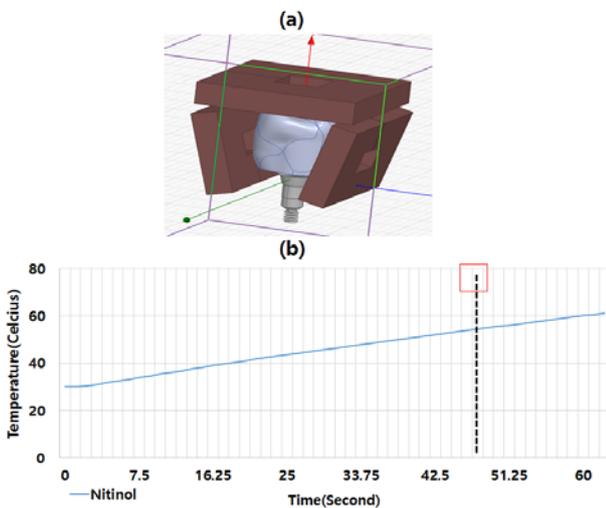
실험은 두 단계로 나누어 진행하였다. 첫 단계에서는 이론적으로 구한 유도 가열의 공진주파수와 실제 제작된 시스템에서의 공진주파수를 비교하였다. 이론적으로 구한 공진주파수 값은 코일의 두께와 내부저항 등이 고려되지 않아 실험값과 어느 정도의 오차가 존재한다. 이러한 요소들을 고려하면 코일의 두께와 내부저항에 의해 인덕턴스의 값이 증가하게 되고, 최종적으로 공진주파수의 값이 이론값에 비해 작아진다. 이러한 차이를 확인하고 실제 공진 주파수를 구하기 위해 실험을 수행하였고 실험 결과는 Table 2와 같다. 먼저 933 kHz에서 테스트하여 주파수를 높이거나 낮추면서 코일과 임플란트 시스템의 반응을 살펴보면서 실험을 진행하였다. 이를 통해 최적의 효율이 나타나는 주파수가 대략 983 kHz 부근임을 확인할 수 있었고 조금 더 세밀하게 실험을 진행한 결과 981 kHz에서 최대의 효율을 갖는 것

**Table 2** Experimental results of induction heating for various frequencies

Freq. (kHz)	Success / Fail
983	Success
963	Fail
943	
933	
923	
903	
883	

**Table 3** Experimental results at the frequency of 981kHz

Freq. (kHz)	Time (sec)	Success / Fail
981	120	Success
	110	
	100	
	90	
	88	
	86	
	84	Fail
82		



**Fig. 9** (a) FEM Simulation model, (b) Simulation results of temperature variation at the smileloc part

을 알 수 있었다.

다음 단계 실험을 진행하기 위해서 먼저 실제 모델과 최대한 비슷한 형상과 값들을 사용하여 유도가열에 의한 온도 변화에 대한 FEM 해석을 진행하였다. FEM에 사용한 형상은 Fig. 9(a)와 같고 형상기억합금으로 제작된 스마일락 부분의 시간에 따른 온도 변화 결과는 Fig. 9(b)와 같다. 목표로 삼고 있는 60도까지 온도가 상승하는데 필요한 시간은 약 60초로 나타났다.

두 번째 실험에서는 FEM 해석 결과와 비교하기 위해 인공치아와 임플란트의 분리가 되는 임계시간을 측정하였다. 981 kHz의 주파수에서 분리가 일어나는 시간의 결과는 Table 3과 같다. 반복실험을 통해 약 86초가 최소 시간임을 확인할 수 있었다.

이 실험 결과는 60도로 가열되기 위해 60초 정도가 소요되는 FEM 해석과는 대략 25% 정도로 오차를 갖는다. 오차의 원인은 FEM 모델에서의 코일과 실험에서 사용한 실제 코일과는 두께와 면적 등에서 차이가 있고 이로 인해 전체 저항에서 차이가 발생하였으며 또한 실험 조건에 따른 설정 주파수의 차이, 인공치아를 분리시키는 형상기억합금(스마일락)의 공차로 인해 변형이 일어나는 온도의 차이 등 다양한 원인에 의해서 발생한다. 유도가열의 전자기 및 열 FEM 연동 해석과 실험적 변수들을 종합적으로 고려하였을 때 본 FEM 해석 방법이 분리형 임플란트 시스템에 적용 가능하다고 판단되며, 유도가열 장치 제작을 위한 기초적인 설계 가이드라인을 제시할 수 있다.

#### 4. 결 론

본 연구는 일정 온도에서 형상기억합금이 변형되어 인공치아가 탈락되는 임플란트 시스템에 적용하기 위한 소형 유도가열장치를 개발하는 것이며, FEM 해석과 제작된 유도가열장치를 이용하여 실험을 수행하였다.

자기장과 열 연성 FEM 해석을 통하여 유도가열에 적합한 코일 형상을 결정하였고, 이론적으로 933 kHz의 공진주파수를 갖는 유도가열장치에 대한 FEM 해석을 수행하여 1분 이내로 형상기억합금(스마일락) 온도가 60도로 증가됨을 예측하였다. 실제 제작된 유도가열 장치를 이용한 실험에서 86초에 인공치아가 분리되었으므로, 본 유도가열장치는 탈착 가능한 임플란트 시스템에 적용이 가능함을 확인하였다.

또한 유도가열 주파수가 고주파일수록 목표온도에 빠르게 도달하며, 직접 열을 가하는 것보다 원하는 부분을 안정적이면서도 빠르게 가열할 수 있으므로 실험적으로 확인하였다.

본 기초 연구 결과가 실제 의료장비로 적용되기 위해서 코일의 소형화와 코일자체의 발열관리 그리고 의료 장비로서 요구되는 높은 안정성과 관련된 추가 연구가 향후 진행될 예정이다.

## 후 기

본 논문은 2015년 미래창조과학부 재원의 한국연구재단 연구사업(과제번호 2015M2B2A9031556)과 2013년 서강대학교 교내연구비(201310060)의 지원에 의한 연구이며 이에 감사드립니다.

## 참고문헌 (References)

- (1) Seo, Y., 2011, "Dental Retention Systems," US Patent 8,047,844 B2, Rodo Medical INC., Sunnyvale, CA (US).
- (2) Lozinskii, M. G., 1969, "Industrial Applications of Induction Heating," 1st English ed. New York, NY, USA: Pergamon.
- (3) Moreland W. C., 1973, "The Induction Range: Its Performance and its Development Problems," *IEEE Transactions on Industry Applications*, Vol. 9, No. 1, pp. 81~85.
- (4) Stauffer, P. R., Cetas, T. C. and Jones R. C., 1984, "Magnetic Induction Heating of Ferromagnetic Implants for Inducing Localized Hyperthermia in Deepseated Tumors," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. BME-31, No. 2, pp. 235~251.
- (5) Jung, Y. C., Park, B. W. Park, and Jo, K. Y., 2001, "Trend Technology for Induction Heat of Home Appliances," *Proceedings of Korean Institute of Electrical Engineers*, Vol. 50, pp. 15~20.
- (6) Shin W. S. and Park H. C., 2011, "Inverter for Induction Heating using Simultaneous Dual-Frequency Method," *The Transactions of Korean Institute of Power Electronics*, Vol. 16, No. 6, pp. 554~560.
- (7) Ogiwar, H. and Nakaoka, M., 2003, "ZCS High Frequency Inverter Using SIT for Induction Heating Applications," *IEE Proceedings-Electric Power Applications*, Vol. 150, p. 185.
- (8) Kang, B. K., Lee, S. M. and Park, J. W., 2009, "A Study on the Parameter Optimization of Inverter for Induction Heating Cooking Appliance," *Transactions of the Korean Institute of Electrical Engineers*, Vol. 58, No. 1, p. 77.
- (9) Woo, H. G. and Shin, D. C., 2013, "A study on the Distance and Frequency Variable Characteristics of Flat Plate Induction Heating Element," *Journal of KIEE*, Vol. 27, pp. 68~74.
- (10) Zinn, S. and Semiatin, S. L., 1988, "Elements of Induction Heating Design, Control, and Applications," Second edition, *ASM International*, Ohio, pp. 9~42.
- (11) Kwon O. K., Jeong H. T., Yun J. H. and Park K., 2007, "A Study on Rapid Mold Heating System using High-Frequency Induction Heating," *Transactions of the Korean Society of Mechanical Engineers A*, Vol. 31, pp. 594~600.
- (12) Douglas W. Dietrich, 1990, "ASM Handbook, Vol. 2, Properties and Selection: Nonferrous Alloys and Special-Purpose Materials," *ASM International*, Ohio, Vol. 2, pp. 2207~2213.
- (13) Hong, S. C., Jeon, H. J., Baek, H. R. and Won C. Y., 2002, "Power Electronics used PSpice," *Intervision*, pp. 431~433.