

## 치과 임플란트 수술용 고출력 초음파 수술기 설계 및 제작

김나리<sup>1</sup>, 전대우<sup>1</sup>, 김진호<sup>1</sup>, 김선욱<sup>1</sup>, 황종희<sup>1</sup>, 이정배<sup>2</sup>,  
 최성재<sup>2</sup>, 임대진<sup>2</sup>, 이영진<sup>1,a</sup>

<sup>1</sup> 한국세라믹기술원 광·디스플레이소재센터

<sup>2</sup> 주식회사 디메텍

### Design and Fabrication of a High Power Piezoelectric Ultrasonic Surgery Unit for Dental Implantation

Na Ri Kim<sup>1</sup>, Dae Woo Jeon<sup>1</sup>, Jin Ho Kim<sup>1</sup>, Sun Woog Kim<sup>1</sup>, Jong Hee Hwang<sup>1</sup>,  
 Jeong Bae Lee<sup>2</sup>, Sung Jae Choi<sup>2</sup>, Dae Jin Im<sup>2</sup>, and Young Jin Lee<sup>1,a</sup>

<sup>1</sup> Korea Institute of Ceramic Engineering and Technology, Jinju 52851, Korea

<sup>2</sup> DMETEC CO., LTD, Bucheon 14502, Korea

(Received August 30, 2017; Revised September 8, 2017; Accepted September 11, 2017)

**Abstract:** This paper presents the design and fabrication of a high power piezoelectric ultrasonic surgery unit for multi-purpose dental implantation. A conventional piezoelectric ultrasonic surgery units consists of a transducer and a tip. However, the drawback of this simple structure is that the output performance of the transducer considerably changes with the change of the tips. An ultrasonic surgery unit that has an additional booster between the transducer and the tip can solve this problem to some extent; for this, an optimal structural design for the transducer is required. We used the Bolted Langevin Transducer (BLT) as the basic transducer; it consists of piezoelectric ceramics and a metal body. It's structure was optimized using mathematical methods to determine the length and radius of the tail and head masses. Additionally, the booster was also subjected to the same methods. Using these mathematical methods, optimal results in terms of the resonance frequency (24.96 kHz), displacement (14.27  $\mu\text{m}$ ), and pressure (2.8 MPa), could be obtained. The validity of this proposed surgery unit was confirmed experimentally, exhibiting a cutting force of around 7% higher than that of a conventional surgery unit.

**Keywords:** Piezoelectric transducer, Ultrasonic surgery, BLT, FEM

## 1. 서론

최근 임플란트 기술이 널리 확대됨에 따라 피시술자의 안전성을 확보하면서 다양한 기능을 가진 초음파 수술기에 대한 요구가 증가되고 있다 [1]. 초음파 수술기

의 주파수는 가청음파보다 높기 때문에 강한 직진성을 나타낸다. 또한 초음파는 인체에 고통을 주지 않으며, 매질을 전리시키는 등의 부작용을 일으키지 않는다 [2].

초음파 수술기는 초음파를 발생시키는 진동자에 따라 압전형(piezoelectric) 및 기계형(pneumatic)으로 나뉜다. 현재 치과용 수술기에서 많이 사용되는 방식은 기계형이다. 기계형 수술기는 압축공기를 이용하여 에어터빈을 회전시키거나 전기 모터를 이용하여 회전력을 직선운동으로 바꾸어 골 삭제, 골 성형, 골 채취에 이용된다. 기계형 수술기의 팁은 연조직에 닿으면 기계적으로 동

a. Corresponding author; [yjlee@kicet.re.kr](mailto:yjlee@kicet.re.kr)

Copyright ©2017 KIEEME. All rights reserved.  
 This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

작을 멈추는 구조로 되어 있어 구조가 복잡하다. 따라서 고장이나 장시간 사용으로 인한 파손이 생기면 자칫 환자에게 위험할 수 있는 치명적인 문제를 가지고 있다 [3]. 반면, 압전형 수술기는 구조가 간단하고, 진동자의 공진주파수를 연조직에 둔감한 20~40 kHz로 설계하면 수술 시 경조직만 절개되고 연조직은 손상되지 않는다. 따라서 환자의 통증이 경감되고, 연조직의 염증을 막을 수 있어 안전한 시술을 보장할 수 있다 [4-10]. 또한 경제적이고 내구성이 우수하여 기존의 기계형 수술기를 대체하는 기술로 대두되고 있다.

압전형 초음파 수술기로 사용되는 액추에이터는 기본적으로 BLT (bolted langevin transducer)를 응용한 구조로서 그림 1에서 나타내고 있다. 수술기의 가운데에 압전 소자가 배열되어 있고, 전후로 금속 재질의 헤드부(head mass), 테일부(tail mass) 그리고 절삭이 이루어지는 팁(tip)으로 구성되어 있다. 헤드부는 압전소자에서 발생한 진동에너지를 팁까지 원활하게 증폭 전달하는 역할을 하는 것으로, 직경 및 길이에 따라 전달효율이 크게 변화한다. 테일부는 압전소자에서 발생하여 후단으로 전달되는 진동에너지를 최소화할 수 있도록 하며, 진동 출력이 팁 끝단에 모여 시술 팁의 형상과 크기에 따라 전체 공진주파수가 변한다 [11,12].

압전형 초음파 수술기는 시술시 가해지는 부하 압력에 의해 공진 주파수가 이동하는 현상이 발생하고, 전기 신호를 진동에너지로 변환하는 과정에서 초음파의 고유한 특성에 따라 열이 발생하여 초음파를 전달하는 팁의 형상, 재질에 따라 트랜스듀서를 새로 설계해야 한다 [3]. 따라서 팁의 영향 및 부하의 영향을 최소화할 수 있는 압전 트랜스듀서의 설계가 중요하다.

본 연구에서는 팁 변경에 따른 트랜스듀서의 변경 및 부하에 따른 주파수 변동을 최소화하고자, 기존의 2단계 구조 (트랜스듀서/팁)에서 트랜스듀서와 팁 사이에 부스

터를 추가한 3단계 구조(트랜스듀서/부스터/팁)로 설계하였다. 3단계 구조 수술기는 팁의 형상이 바뀌더라도 부스터 변경만으로 팁 호환성을 높일 수 있고, 부하의 영향을 감소시킬 수 있는 장점을 가진다. 임플란트 수술 및 구강외과적인 수술 방법에 따라 요구되는 수술기의 출력 특성은 다르게 요구된다. 따라서 임플란트 수술 및 충치 치료, 치석 제거 등에 사용할 수 있는 압전소자 4개로 구성된 저출력 수술기와 구강외과적인 수술에 사용할 수 있는 압전소자 6개로 구성된 고출력 수술기를 제안하고 최적화 과정을 수행하였다. 최적화된 수술기의 특성을 검증하기 위해 시제품을 제작하여 그 타당성을 검증하였다.

## 2. 실험 방법

### 2.1 압전형 초음파 골수술기 설계 조건 최적화

기존의 2단계 구조의 초음파 수술기에 부스터를 추가한 압전형 초음파 수술기 구조는 그림 2와 같다.

동일한 트랜스듀서로 수술기 팁과 진동모드를 변경해도 안정성을 가진 출력을 유지하려면 트랜스듀서와 부스터의 설계길이를 최적화해야 한다. 실험계획의 수립과 분석은 통계소프트웨어인 MINITAB Ver.14를 사용하여 독립 인자들의 최적 수준을 찾아내는 실험계획법(design of experiment)의 요인 배치법(factorial design)과 반응 표면 배치법(response surface design)을 이용하여 트랜스듀서와 부스터의 요인을 설계한 후, ANSYS 13.0을 이용하여 유한요소해석을 수행하였다. 완전 요인 배치법은 인자의 각 수준에 따른 모든 조합을 설계하는 방법이고, 반응 표면 배치법은 모든 인자의 수준에 대한 설계를 실시하지 않고 최소한의 설계를 통해 유한요소해석을 수행하여 출력 변수를 도출하는 방법이다

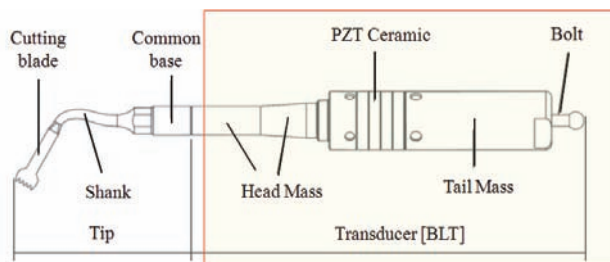


Fig. 1. Design of ultrasonic piezoelectric actuator for surgical dental implants.

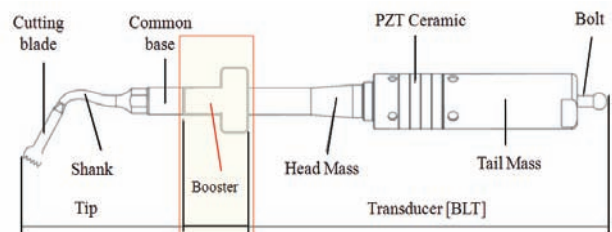


Fig. 2. Design of ultrasonic piezoelectric actuator with booster.

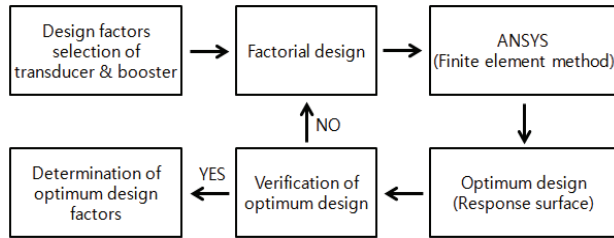


Fig. 3. Flowcharts of optimization process.

다. 출력 변수의 목표 값을 만족시키는 최적의 인자를 찾기 위해 MINITAB의 반응 최적화 도구(response optimize)를 사용하여 설계 인자의 최적화를 수행하였다 [13-19].

그림 3은 설계 조건의 최적화 과정을 나타내고 있다. 실험계획법을 이용하여 공진주파수와 변위, 힘의 변화에 영향을 미치는 트랜스듀서의 직경 및 길이와 부스터의 길이를 설계 인자로 선정하여 요인을 설계하였다. ANSYS를 통해 설계 인자의 요인 변화에 따른 유한요소 해석을 진행한 후, 반응 최적화 도구를 통해 출력 변수의 목표 값을 만족시키는 설계 인자를 도출하였다. 신뢰성 검증을 위해 모델링 후 재해석으로 공진주파수 20~40 kHz 대역에 최대 변위와 힘을 출력하는 압전형 초음파 수술기의 최적 설계조건을 도출하였다.

### 3. 결과 및 고찰

#### 3.1 압전형 초음파 수술기의 1차 모델 최적화

부스터와 결합할 트랜스듀서는 그림 4와 같이 테일부와 헤드부 그리고 압전 세라믹 4개로 구성된 BLT 구조이다. 유한요소해석에 사용된 압전 세라믹은 PZT5, 두께 3.5 mm이고, tail mass와 head mass의 재질은 SUS, 길이는 19 mm, 33 mm로 트랜스듀서의 전체 길이는 66 mm이고, 공진주파수 28.10 kHz, 변위 5.15  $\mu\text{m}$ 인 모델을 선정하였다. 부스터를 결합한 압전형 초음파 수술기 구조는 그림 5와 같으며 부스터 결합 후 공진주파수가 20~40 kHz 대역에 범주하면서 최대 출력력을 출력하는 부스터 최적 설계조건을 도출하고자 부스터의 길이를 설계 인자로 선정하였다. 부스터는 트랜스듀서와 상용 팁 사이에 존재하기 때문에 직경을 변화시킬 수 있는 범위가 한정적이어서 길이에 비해 출력 특성

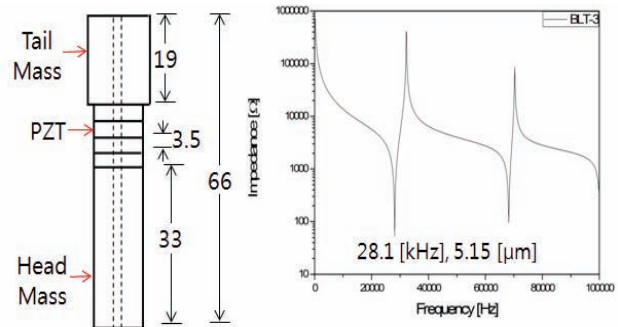


Fig. 4. Design parameters and output characteristics of 1<sup>st</sup> transducer.

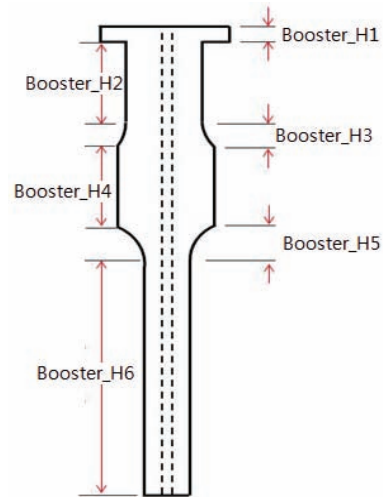


Fig. 5. Design parameters of 1<sup>st</sup> booster.

에 영향을 작게 미치므로 고정 변수로 선정하였다. 설계 길이 인자 변화에 따른 유한요소해석을 진행하여 공진주파수 및 변위를 확인하였다. 해석 결과 Booster\_H1, Booster\_H2, Booster\_H3은 설계 길이가 변하더라도 공진주파수와 변위에 큰 영향을 미치지 않는 반면, Booster\_H4는 변위에 영향을 미치고, Booster\_H5와 Booster\_H6은 공진주파수에 큰 영향을 미치는 것을 그림 6에 나타내었다.

유한요소해석 결과를 바탕으로 공진주파수 및 변위에 비교적 큰 영향을 미치는 Booster\_H4, Booster\_H5, Booster\_H6을 설계 인자로 선정하여, 설계 인자 변화에 따른 최적 설계조건을 얻고자 완전요인 배치법을 통해 3인자 3수준으로 설정하여 27회의 유한요소해석을 진행하였고, 설계 인자의 변수는 표 1에 기술하였다.

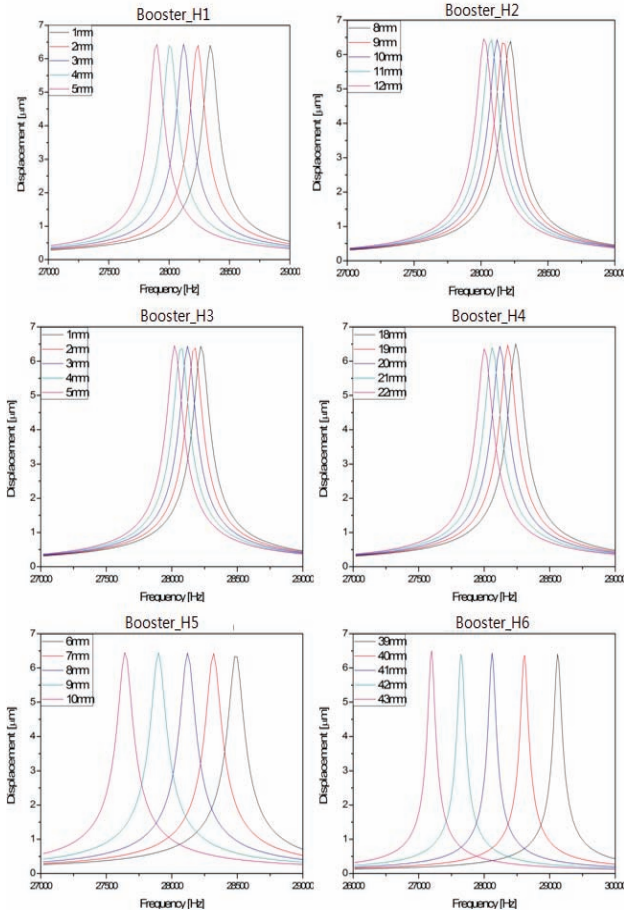


Fig. 6. Finite element analysis results of 1<sup>st</sup> booster length.

Table 1. Design parameters of 1<sup>st</sup> booster.

H4 (mm)	H5 (mm)	H6 (mm)
19	7	40
20	8	41
21	9	42

해석 결과를 바탕으로 공진주파수 28 kHz에서 최대 변위를 나타낼 수 있는 최적 설계 조건 인자를 반응최적화도구를 통해 도출하였다. 그림 7은 반응 최적 설계 결과를 나타내는 것으로서, 기울기 절대값으로 Booster\_H6가 공진주파수에 가장 큰 영향을 주었고, Booster\_H4가 변위에 가장 큰 영향을 주었다는 것을 확인하였다. 부스터 최적 설계 인자의 변수는 Booster\_H4 19 mm, Booster\_H5 7.04 mm, Booster\_H6 40.11 mm에서 공진주파수 28.81 kHz, 변위 6.44 μm로 산출되었다. 반응최적화를 통

해 산출된 부스터 설계 조건의 신뢰성을 검증하기 위해 최적 설계 인자의 변수를 이용하여 그림 8과 같이 ANSYS를 이용하여 모델링 한 후 유한요소해석을 진행하였다. 그 결과 공진주파수는 28.80 kHz, 6.22 μm로 나타나는 것을 확인하였다. 최적 설계 검증 결과를 표 2에서 나타내고 있으며, 공진주파수는 100% 일치, 변위는 96% 일치하는 것을 확인하였다.

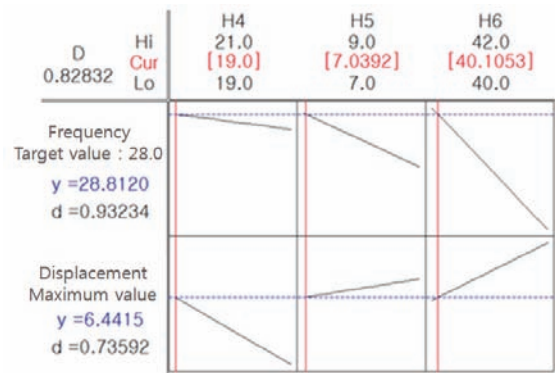


Fig. 7. Response surface optimization of 1<sup>st</sup> booster.

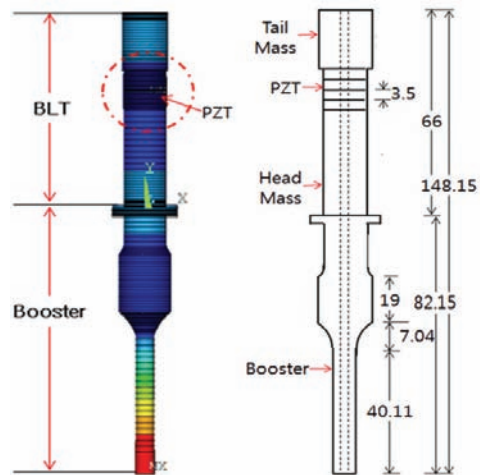


Fig. 8. Optimum design parameters of 1<sup>st</sup> ultrasonic surgery unit.

Table 2. Response optimum verification result of 1<sup>st</sup> booster.

	Resonance frequency (kHz)	Displacement (μm)
Response surface	28.81	6.44
Optimum design	28.80	6.22
Verification of optimum design	100%	96%

### 3.2 압전형 초음파 수술기의 2차 모델 최적화

그림 9는 2차 설계 트랜스듀서의 구조와 변수를 나타내고 있는 것으로, 압전 세라믹 6개의 물성은 PZT5, 직경 6.5 mm, 두께 2 mm이며, 테일부와 헤드부의 재질은 SUS로 선정하였다. 트랜스듀서의 설계 변수는 압전 세라믹에서 발생하는 진동에너지가 후단으로 전달되는 것을 최소화하기 위해 Tail\_H1 선정, 압전 세라믹에서 발생된 진동에너지가 팁까지 효율적으로 전달될 수 있도록 Head\_H1, Head\_R1, Head\_R2로 선정하였다. 표 2는 설계 인자의 변수를 나타낸 것으로서, Tail\_H1은 33, 34, 35 mm, Head\_H1은 34, 35, 36 mm, Head\_R1은 4, 4.5, 5 mm, Head\_R2는 7.5, 8, 8.5 mm로 4개 인자별 3개의 수준을 선정하여 3<sup>4</sup>형 요인배치법을 이용하여 81회의 유한요소해석을 진행하였다.

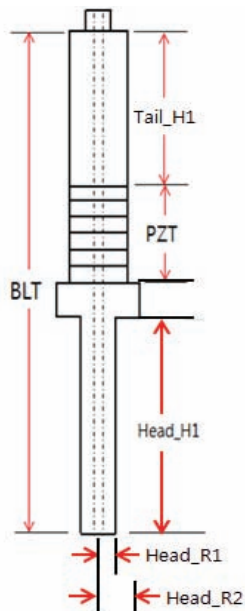


Fig. 9. Structure & parameters of 2<sup>nd</sup> transducer.

Table 3. Design parameters of 2<sup>nd</sup> transducer.

Tail_H1 (mm)	Head_H1 (mm)	Head_R1 (mm)	Head_R2 (mm)
33	34	4	7.5
34	35	4.5	8
35	36	5	8.5

그림 10은 반응 최적 설계 결과를 나타내고 있는 것으로서, 기울기 절댓값으로 Head\_R1은 다른 인자들에 비해 공진주파수, 변위, 힘 모드에서 영향이 가장 컸고, Tail\_H1과 Head\_H1은 공진주파수, Head\_R2는 변위와 힘에 영향을 주었다는 것을 확인하였다. 최적 설계 인자의 변수는 Tail\_H1의 길이 35 mm, Head\_H1의 길이 36 mm, Head\_R1의 반경 4.15 mm, Head\_R2의 반경 7.50 mm에서 공진주파수 24.78 kHz, 변위 15.09  $\mu$ m, 힘 2.63 MPa로 산출되었다. 최적 설계 검증에 대해 최적 설계 인자의 변수를 이용하여 유한요소해석의 하모닉 해석을 진행하였다. 그 결과 공진주파수는 24.80 kHz, 변위 13.49  $\mu$ m, 힘 2.32 MPa로 나타나는 것을 확인하였다. 최적 설계 검증 결과를 표 4에서 나타내고 있으며, 공진주파수는 95% 일치, 변위 및 힘은 74% 일치하는 것을 확인하였다.

트랜스듀서에서 발생된 변위와 힘을 팁까지 효율적으로 전달하기 위해 부스터를 설계하였다. 그림 11은 설계된 부스터를 나타내는 것으로서 부스터의 길이를 설계 인자로 선정하였다. 부스터의 설계 인자 변수는 표 5에서 나타내고 있으며, Booster\_H1 1~5 mm, Booster\_

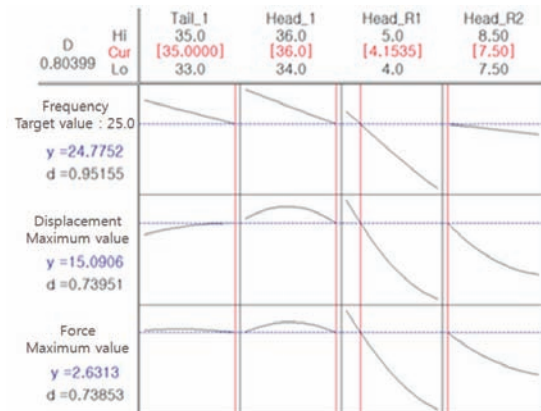


Fig. 10. Response optimum design of 2<sup>nd</sup> transducer parameters.

Table 4. Response optimum verification result of 2<sup>nd</sup> transducer.

	Fr (kHz)	Disp. ( $\mu$ m)	Pressure (MPa)
Response surface	24.78	15.09	2.63
Optimum design	24.80	13.49	2.32
Verification of optimum design	95%	74%	74%

H2 5~10 mm, Booster\_H는 5~10 mm, Booster\_H4 60~65 mm로 선정 한 후, 인자들의 최적 조건 설정을 위해 반응표면설계를 통해 24회 유한요소해석을 진행하였다. 반응표면 설계 중 대표적인 실험 설계 방법으로 중심 합성 계획법과 box-behnken 계획법이 있는데, 변수가 연속적인 경우에는 중심 합성 계획법을 사용하고, 연속적이지 않은 경우 box-behnken 계획법을 사용한다 [20-22].

부스터 최적 설계는 변수가 연속적이므로 중심 합성 계획법을 이용하여 최적화를 진행하였다. 인자의 설계 변수에 따른 유한요소해석을 진행하여 설계 변수에 따른 공진주파수, 변위, 힘의 변화를 확인하였다.

유한요소해석 결과를 바탕으로 공진주파수 25 kHz에서 최대 변위와 힘을 나타낼 수 있는 최적 설계 조건 인자를 반응최적화도구를 통해 도출하였다. 그림 12는 반응 최적 설계 결과를 나타내고 있는 것으로서, 기울기 절대값으로 Booster\_H1은 다른 인자들에 비해 공진주파수, 변위, 힘 모두에서 영향이 가장 컸고, Booster\_H2, Booster\_H3, Booster\_H4는 공진주파수에 영향을 주었다는 것을 확인하였다. 최적 설계 인자의 변수는 Booster\_H1의 길이 1.42 mm, Booster\_H2의 길이 5.00 mm, Booster\_H3의 길이 5.72 mm, Booster\_H4의 길이 60.79 mm에서 공진주파수 25.00 kHz, 변위 14.53  $\mu\text{m}$ , 힘 2.89 MPa로 산출되었다. 최적 설계 검증 을 위해 최적 설계 인자의 변수를 이용하여 유한요소해

석의 하모닉 해석을 진행하였다. 그 결과 공진주파수는 24.96 kHz, 변위 14.27  $\mu\text{m}$ , 힘 2.81 MPa로 나타나는 것을 확인하였다. 최적 설계 검증 결과를 표 6에서 나타내고 있으며, 공진주파수는 99% 일치, 변위는 91% 일치, 힘은 96% 일치하는 것을 확인하였다.

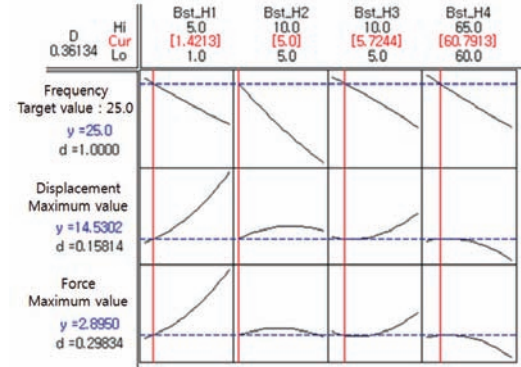


Fig. 12. Response optimum design of 2<sup>nd</sup> booster parameters.

Table 6. Response optimum verification result of 2<sup>nd</sup> booster.

	Fr (kHz)	Disp. ( $\mu\text{m}$ )	Pressure (MPa)
Response surface	25.00	14.53	2.89
Optimum design	24.96	14.27	2.81
Verification of optimum design	99%	91%	96%

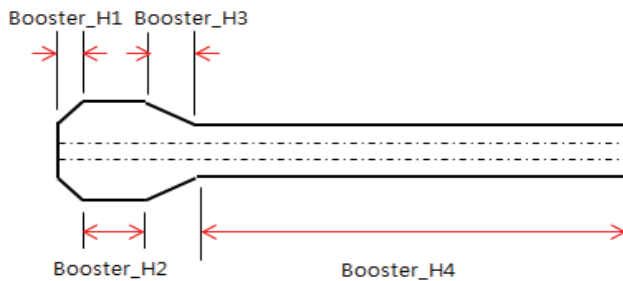


Fig. 11. Structure & parameters of 2<sup>nd</sup> booster.

Table 5. Design parameters of 2<sup>nd</sup> booster.

Booster_H1 (mm)	Booster_H2 (mm)	Booster_H3 (mm)	Booster_H4 (mm)
1~5	5~10	5~10	60~65

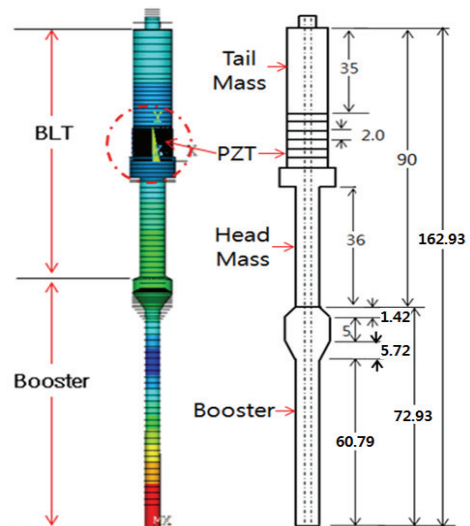


Fig. 13. Optimum design parameters of 2<sup>st</sup> ultrasonic surgery unit.

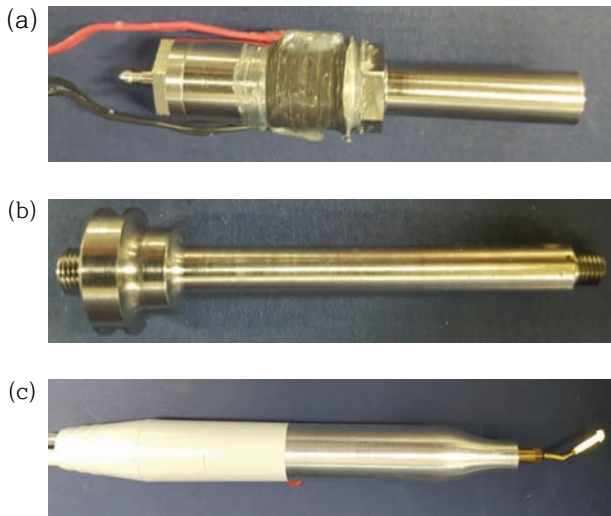
### 3.3 초음파 수술기 제작 및 성능 평가

2차 초음파 수술기의 최적화 결과를 바탕으로 그림 14와 같이 압전 세라믹 6개로 구성된 트랜스듀서와 부스터를 제작하여 결합하였다. 제작 완료된 초음파 수술기의 주파수 특성 분석 결과를 그림 15에 나타내었고, 공진 주파수는 25.12 kHz로 최적화 결과와 비교하였을 때 미소한 차이가 나타나는 것을 확인하였다.

그림 16은 변위 측정 시스템을 나타내고 있다. 광학 현미경을 이용하여 제작 완료된 초음파 수술기의 변위를 측정하였다. 1 kV의 전압을 인가하여 초음파 수술기를 구동시켰을 때 발생된 변위를 광학 현미경으로 측정한 결과 215.57  $\mu\text{m}$ 로 측정되었다.

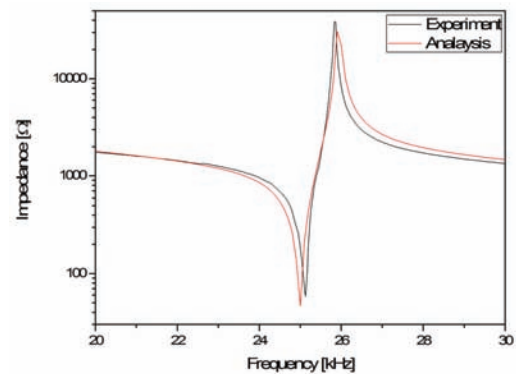
$$D = P - T \quad (1)$$

식 (1)은 변위 산출 계산식을 나타내는 것으로서 D는 팁의 진동거리, P는 팁에 선정된 포인트, T는 팁 포인트의 총 이동거리를 나타낸다. 유한요소해석에서 초음파 수술기에 1 kV의 전압을 인가하였을 때 279.50  $\mu\text{m}$ 의 변위가 나타나는 것을 확인하였다. 측정 결과는 유한요소해석 결과에 비해 23% 가량 낮게 측정되었지만, 기존 상용 제품 성능 수준인 172.20  $\mu\text{m}$  대비 25% 향상된 것을 확인하였다.

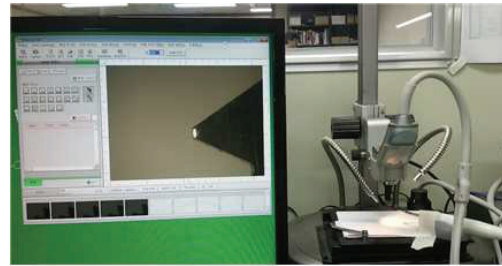


**Fig. 14.** Manufactured the ultrasonic surgery. (a) Transducer, (b) booster, and (c) ultrasonic surgery.

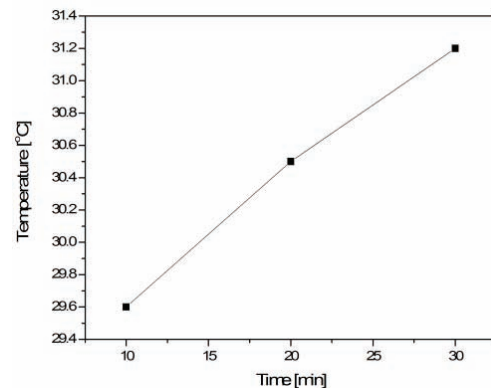
초음파 수술기를 구동시킨 후 시간 변화에 따른 초음파 수술기의 온도를 열화상 카메라로 측정하였다. 초음파 수술기를 30분 동안 구동시킨 후 10분 간격으로 초음파 수술기의 온도를 측정한 결과, 그림 17과 같이 10분 후에 29.60°C, 20분 후 30.50°C, 30분 후에는 31.20°C로 측정되어 상용 제품의 최대 허용 온도인 41°C 보다 10°C 가량 낮게 측정되어 초음파 수술기로서 사용이 가능할 것으로 판단된다.



**Fig. 15.** Resonance frequency of the ultrasonic surgery.



**Fig. 16.** Displacement measurement system.



**Fig. 17.** Temperature measurement result of ultrasonic surgery.

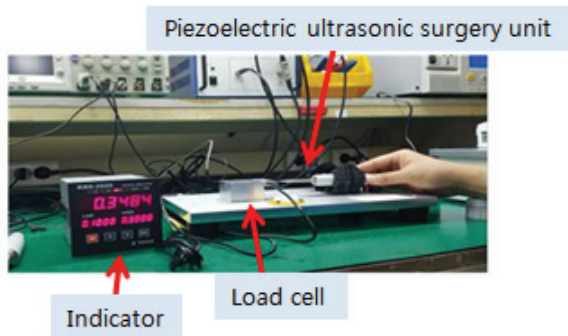


Fig. 18. Cutting force measurement results of ultrasonic surgery.

그림 18은 초음파 수술기의 절삭력을 테스트하기 위한 측정 시스템을 나타내고 있다. 초음파 수술기는 인디케이터와 연결하고, 시스템의 바닥면에 고정시켰다. 그리고 500 g의 로드셀은 고정된 수술기의 팁과 맞닿도록 고정한 후, 수술기의 절삭력을 측정하였다. 수술기를 구동시켜 발생된 부하의 중량은 인디케이터에서 0.35 kg으로 측정되었다.

$$F = ma \quad (2)$$

식 (2)는 수술기의 절삭력을 계산하는 식으로 m은 인디케이터에서 측정된 부하의 중량, a는 중력가속도를 나타낸다. 계산 결과 수술기에서 발생된 절삭력은 3.41 N으로 산출되었다. 기존 상용 제품 성능 수준인 3.26 N 대비 4.4% 성능이 향상된 것을 확인할 수 있었다.

#### 4. 결론

본 연구에서는 압전형 초음파 수술기의 구조를 트랜스듀서/팁으로 구성된 2단계 구조에서 트랜스듀서/부스터/팁으로 구성된 3단계 구조로 재설계하였다. 부스터의 추가로 트랜스듀서에서 발생하는 변위 및 힘을 향상시키고, 팁의 형상이 바뀌더라도 부스터만 변경하여 팁 호환성을 높일 수 있는 압전형 초음파 수술기를 최적 설계 하고 제작을 통해 출력 특성을 검증하였다. 1차 초음파 수술기는 압전 세라믹 4개를 이용하여 트랜스듀서를 설계한 후 부스터를 추가하여 최적화를 수행한 결과 트랜스듀서 길이 66 mm, 부스터 길이 82.15 mm일 때 공진주파수가 28.80 kHz, 변위가 6.22  $\mu\text{m}$ 로 분석되었다. 출력 특성을 향상시키기 위해 2차 모델의 압전 세라

믹을 6개로 증가시켜 트랜스듀서를 설계한 후 부스터를 추가하여 최적화를 수행한 결과 공진주파수 24.96 kHz, 변위 14.27  $\mu\text{m}$ , 힘 2.81 MPa로 분석되었다. 2차 초음파 수술기의 최적화 결과를 바탕으로 시제품을 제작하여 성능을 평가한 결과 1 kV의 전압을 인가하였을 때 수술기의 변위는 215.60  $\mu\text{m}$ 로 상용 제품 대비 54% 성능이 향상되었고, 절삭력은 3.48 N으로 6% 개선되었다. 이와 같은 결과를 통해 부스터를 추가한 압전형 초음파 수술기를 사용할 경우 출력 변위와 절삭력이 향상될 뿐만 아니라 부스터의 변경만으로 임플란트 시술뿐만 아니라 정형외과 분야 등 다양한 수술에 적용할 수 있을 것으로 기대된다.

#### REFERENCES

- [1] K. M. Park, J. H. Kim, and T. J. Ko, *J. Korean Soc. Manuf. Process Eng.*, **15**, 102 (2016). [DOI: <http://dx.doi.org/10.14775/ksmpe.2016.15.3.102>]
- [2] T. Vercellotti, *Minerva Stomatol.*, **53**, 207 (2004).
- [3] J. H. Lee, J. M. Oh, Y. Hong, S. Kim, J. Paik, Y. J. Lee, and S. D. Lee, *J. Korean Inst. Electr. Electron. Mater. Eng.*, **25**, 990 (2012). [DOI: <http://dx.doi.org/10.4313/JKEM.2012.25.12.990>]
- [4] M. W. Sa, H. R. Shim, T. J. Ko, J. M. Lee, and J. Y. Kim, *J. Korean Soc. Manuf. Process Eng.*, **33**, 377 (2016). [DOI: <http://dx.doi.org/10.7736/KSPE.2016.33.5.377>]
- [5] T. Arabaci, Y. Çiçek, and C. F. Çanakçı, *Int. J. Dent. Hyg.*, **5**, 2 (2007). [DOI: <http://dx.doi.org/10.1111/j.1601-5037.2007.00217.x>]
- [6] C. H. Drisko, *Dent. Clin. North Am.*, **42**, 229 (1998).
- [7] G. W. Stende and E. M. Schaffer, *J. Periodontol.*, **32**, 312 (1961).
- [8] D. R. Breining, T. J. O'Leary, and R.V.H. Blumenshine, *J. Periodontol.*, **58**, 9 (1987). [DOI: <http://dx.doi.org/10.1902/jop.1987.58.1.9>]
- [9] C. M. Kim, Y. J. Lee, J. H. Park, Y. H. Jeong, K. J. Kang, J. B. Lee, and S. D. Lee, *J. Korean Inst. Electr. Electron. Mater. Eng.*, **22**, 832 (2009). [DOI: <http://10.4313/JKEM.2009.22.10.832>]
- [10] A. D. Walmsley, W.R.E. Laird, and A. R. Williams, *Dent. Mater.*, **2**, 97 (1986). [DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0109-5641\(86\)80002-1](http://dx.doi.org/10.1016/S0109-5641(86)80002-1)]
- [11] J. K. Kim and E. S. Jeon, *Journal of the Korea Academia-Industrial Cooperation Society*, **13**, 1002 (2012). [DOI: <http://dx.doi.org/10.5762/KAIS.2012.13.3.1002>]
- [12] G. T. Bae, G. N. Kim, B. Y. Choi, H. M. Moon, J. P. Noh,

- and S. C. Huh, *J. Ocean Eng. Techno.*, **29**, 56 (2015). [DOI: <http://dx.doi.org/10.5574/KSOE.2015.29.1.056>]
- [13] M. H. Park, T. Y. Kim, and M. H. Kim, *Proc. KSMTE Conference* (KSMTE, Korea, 2000) p. 525.
- [14] K. M. Park and T. J. Ko, *Proc. 6th International Conference on Manufacturing, Machine Design and Tribology* (JSME, Okinawa, Japan, 2015) p. 86.
- [15] A. J. Hayter, *Ann. Stat.*, **12**, 61 (1984).
- [16] C. K. Kim and J. T. Hwang, *J. Korean Soc. Tribol. Lubr. Eng.*, **15**, 199 (1999).
- [17] J. S. Park, S. J. Lee, and S. U. Jang, *Proc. KSSE Conference* (KSSE, Korea, 2007) p. 1477.
- [18] I. H. Joe, S. U. Jang, and S. J. Lee, *J. Korean Soc. Environ. Eng.*, **30**, 642 (2008).
- [19] G. Box and K. Wilson, *J. Royal Stat. Soc.*, **13**, 1 (1951).
- [20] J. S. Park, J. H. Yoon, and J. B. Im, *J. of The Korean Society for Aeronautical and Space Sciences*, **32**, 22 (2004).
- [21] P. Lim and G. E. Yang, *J. of The Korean Society for Aeronautical and Space Sciences*, **31**, 924 (2007). [DOI: <http://dx.doi.org/10.3795/KSME-A.2007.31.9.924>]
- [22] H. S. Hong, H. C. Jung, G. H. Kim, L. S. Kang, and H. G. Suk, *J. Korean Powder Metall. Inst.*, **20**, 191 (2013). [DOI: <http://dx.doi.org/10.4150/KPMI.2013.20.3.191>]