

## 치과용 초음파 골수술기 설계 및 평가

이주희<sup>1</sup>, 오정민<sup>1</sup>, 홍연우<sup>1</sup>, 김세기<sup>1</sup>, 백종후<sup>1</sup>, 이영진<sup>1,a</sup>, 이정배<sup>2</sup>, 이승대<sup>2</sup>

<sup>1</sup> 한국세라믹기술원

<sup>2</sup> (주)디메텍

### Design and Evaluation of Ultrasonic Bone Surgical Instruments for Dental Application

Joo-Hee Lee<sup>1</sup>, Jung-Min Oh<sup>1</sup>, Younwoo Hong<sup>1</sup>, Seiki Kim<sup>1</sup>, Jonghoo Paik<sup>1</sup>, Young-Jin Lee<sup>1,a</sup>, Jeong-Bae Lee<sup>2</sup>, and Seung-Dae Lee<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Korea Institute of Ceramic Engineering and Technology, Seoul 153-801, Korea

<sup>2</sup> DMETEC Co. Ltd., Bucheon 420-734, Korea

(Received October 22, 2012; Revised November 24, 2012; Accepted November 24, 2012)

**Abstract:** A piezoelectric ultrasonic bone surgical instrument, usually used to remove the tartar out of teeth or to cut the dentine of the tooth, is a recently popular instrument for dental treatment due to its several merits such as small size, low-electric power and precision control of surgical operation. It has typically two parts of a tip and vibration system which is also composed of head, piezoelectric elements and tail-mass. In order to improve the performance of the instrument, it is important to standardize the size of the vibration system without tip for high performance. In this study, a Finite Element Analysis (FEA) was utilized to optimize the structure of ultrasonic instrument in vibration system. Consequently, this study revealed that influence of several tips on property were minimized and it showed good property at the frequency range of 22~32 kHz.

**Keywords:** Ultrasonic, Bone surgery, Piezoelectric, Dental, Actuator

#### 1. 서 론

의료용 초음파 골 수술기 (bone surgical instrument)는 초음파를 발생시키는 음원에 따라서

자왜형 (magnetostrictive), 압전형 (piezoelectric) 및 기계형 (pneumatic) 진동자 등이 있으며, 현재 가장 많이 사용되는 방식은 기계형으로서 압축공기를 이용한 에어터빈 또는 전기를 이용한 모터의 회전력을 직선 운동으로 바꾸어 골 삭제, 골성형이나 골채취에 이용하고 있다. 이 방식의 특징은 팁의 끝부분이 연조직에 닿으면 기계적으로 동작을 멈추는 구조로 되어 있어 구조가 복잡하여 기계의 고장이나 장시간 사용으로 인한 파손이 생기면 자칫 환자에게 위험할 수 있는 치명적 문제를 가지고 있다 [1-3].

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

Copyright ©2012 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.

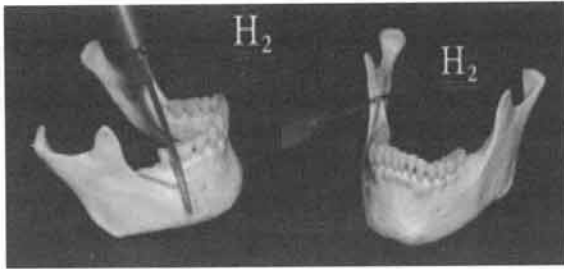


Fig. 1. Temporomandibular surgery using ultrasonic bone surgical instruments.

이에 비해 압전형 골 수술기는 골 정형과, 골 성형술을 위해 기구의 정밀성과 안전성의 한계를 극복을 위해 고안되어, 압전 진동자의 공진주파수를 연조직에 둔감한 20~40 kHz의 대역폭을 가지게 하면 수술시 치조골의 경조직만 절개되고 연조직은 손상되지 않아 수술시 환자의 통증이 경감되고 수술 후 회복이 신속하며 연조직 (sinus)에 염증을 막을 수 있어 안전한 시술을 보장할 수 있어 기존의 제품보다 훨씬 안전한 시술을 보장할 수 있다. 또한 기존의 기계식 구조에 비해 간단하여 경제적이며 내구성 또한 우수하여 기존의 기계형 수술기를 대체하는 기술도 대두되고 있다 [4-7].

압전형 초음파 골 수술기는 시술자가 용이하게 의료 시술을 할 수 있어야 하며, 부하의 조건변화에 따라 초음파 진동자의 진동 주파수를 능동적으로 가변할 수 있어야 한다 [8]. 특히 치과용으로 사용되는 초음파 골 수술기는 일반적으로 높은 출력을 얻기 위하여 낮은 주파수 대역을 가져야 하지만 가청영역인 20 kHz 이하로 떨어지게 되면 소음으로 인하여 실제 사용하는데 큰 어려움이 있기 때문에 주로 30~40 kHz 대역에서 사용된다 [9].

초음파 수술기는 진동 발생부와 시술팁으로 구성되며, 시술팁의 형상과 크기에 따라 전체 공진주파수가 변하며, 또한 시술시 가해지는 압력에 의해 중심주파수가 이동하는 현상이 발생하게 된다. 따라서 팁의 영향 및 부하의 영향을 최소화할 수 있는 압전 트랜스듀서의 설계가 중요하다.

본 연구에서는 유한 요소 해석 (finite element method, FEM)을 통하여 25~35 kHz 대역 초음파를 이용하는 치과용 압전형 초음파 골 수술기의 구조를 설계하고, 시제품을 제작하여 상용 제품으로서의 성능을 확인하였다.

## 2. 실험 방법

### 2.1 압전 초음파 액츄에이터 기본 구조

압전형 골수술기에 적용되는 액츄에이터는 기본적으로 BLT (bolted langevin transducer) 트랜스듀서를 응용한 구조로서 그림 2와 같이 중앙에 압전소자가 배열되어 있고 전후로 금속 재질의 헤드부 (head mass), 테일부 (tail mass) 그리고 절삭이 이루어지는 팁 (tip)으로 구성되어 있다.

일반적으로 압전소자를 적층 방식으로 사용할 경우 전기적 임피던스의 감소로 인해 저전압, 고전류구동이 가능하여 발생력이 증가하게 되며, 식 (1), (2)와 같은 변위 및 발생력에 대한 출력을 얻을 수 있다.

$$x = N d_{33} V \quad (1)$$

변위  $x$ 는 압전판의 적층수  $N$ , 인가전압  $V$  및 압전 전하상수  $d_{33}$ 로 구할 수 있으며, 발생력  $F$ 는,

$$F = N \left( \frac{S}{L} \right) Y_{33}^E d_{33} V \quad (2)$$

와 같이 된다 [10]. 여기서  $L$ 은 액츄에이터의 길이,  $S$ 는 횡방향 단면적,  $Y_{33}^E$ 는 영율을 나타낸다.

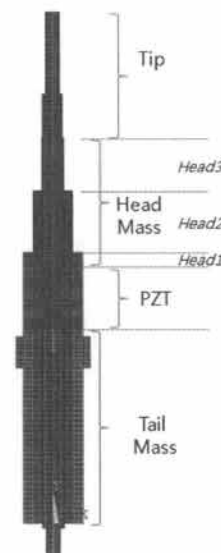


Fig. 2. FEM model of piezoelectric actuator.

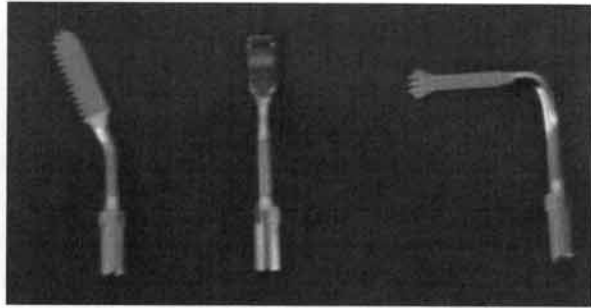


Fig. 3. Ultrasonic tips for plastic surgery.

헤드부는 압전소자에서 발생한 진동에너지가 팁까지 원활하게 증폭 전달하는 역할을 하는 것으로, 직경 및 길이에 따라 전달효율이 크게 변화하며 본 연구에서는 단계적으로 3구간으로 직경을 줄이는 구조를 채택하였다. 테일부는 압전소자에서 발생하여 후단으로 전달되는 진동 에너지를 최소화할 수 있도록 하며 외장 케이스에 연결되어 수술자의 손을 통해 지지되는 구조를 갖는다. 따라서 대부분의 모든 진동 출력이 팁 끝단에 모이게 되며, 이 때 팁의 변위운동을 이용하여 치골 절삭 등의 수술을 행하게 된다. 그러나 수술자의 사용용도에 따라 그림 3과 같이 다양한 종류의 팁이 있으며, 팁 교체로 인한 진동 출력의 변화를 최소화하기 위해서는 팁에 무관하게 특성을 구현하는 것이 매우 중요하다.

본 연구에서는 유한요소 상용 해석 소프트웨어인 ANSYS 10.0을 이용하여 모드 해석 (modal analysis) 및 조화 해석 (harmonic analysis)을 통해 각 구성품의 크기 변화에 대한 특성을 조사하여 효율적인 구조를 설계하였다.

### 2.2 인버터형 초음파 구동 회로

압전 초음파 수술기의 효율적인 구동을 위해서는 공진주파수에 정확하게 맞는 주파수를 연속적으로 추적하는 기술이 필요하다. 이를 위해 가변주파수 구동 방식을 채택하였으며, 이는 온도 변화, 팁의 변경 및 시술시 가해지는 조건 변화에 의해 초음파 수술기의 공진주파수가 이동하는 것을 보완할 수 있다.

이를 위해 인버터 회로에 주로 적용되는 VVVF (variable voltage variable frequency)제어를 이용하였으며, FPGA (field programmable gate array)를 이용한 고속 스위칭 기법을 적용하였다. 또한 정현파와

최대한 근접한 파형을 얻기 위해 스위칭 파형의 듀티 사이클을 가변하여 진동자를 구동하였으며 파장 당 20분할을 하기 위하여 200 MHz의 내부 클럭을 이용하였다.

### 2.3 절삭력 평가

팁에서의 절삭력을 측정하기 위해서 팁 끝에서 부딪치는 힘을 측정할 수 있는 장치를 그림 4와 같이 제작하였다. 출력 측정 시 선형 베어링 (linear bearing)과 분동 (weight)을 제거하고 팁 끝의 위치를 표시한다. 진동자를 구동시키면서 분동의 무게를 가하면 일정 무게가 되면 진동자 끝의 팁이 선형 베어링과 분동을 더 이상 밀어내지 못하게 된다. 이때의 linear bearing과 분동의 무게에 중력 가속도를 곱하면 진동자에서 출력되는 힘이 된다.

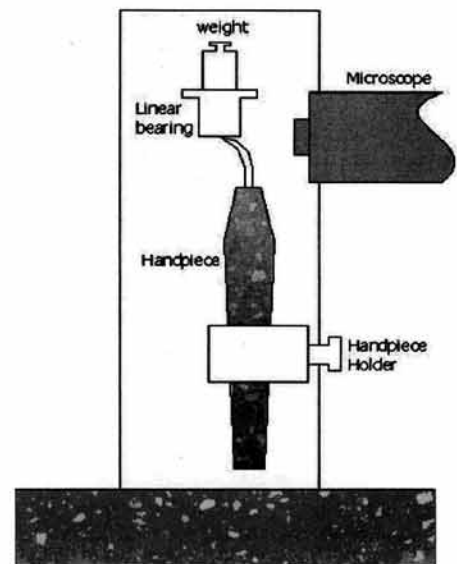


Fig. 4. Experimental setup to measure the ultrasonic force.

## 3. 결과 및 고찰

### 3.1 골 수술기 구조 설계

압전 액츄에이터의 기본 구조는 앞서 언급한 BLT 구조를 응용한 것으로 절삭에 필요한 5 N 정도의 강한 출력을 위해 6개의 링형 PZT를 사용하였으며,  $d_{33}$

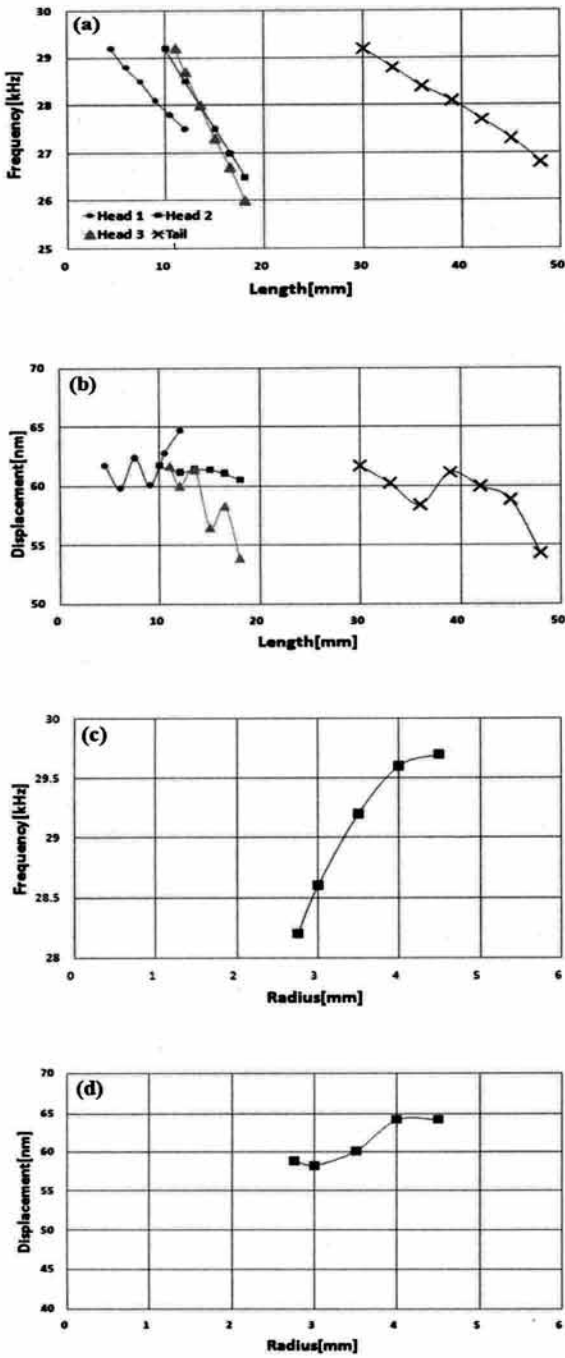


Fig. 5. ANSYS simulation results; (a) resonant frequency versus length, (b) displacement versus length, (c) resonant frequency versus radius, (d) displacement versus radius.

이 380 pC/N, 전기 기계결합계수  $K_p$ 가 68%인 세라믹을 사용하였다.

Table 1. Design result of ultrasonic actuator.

[mm]	Length	Radius
Head1	6.5	5.0
Head2	9.0	3.0
Head3	7.0	2.5
Tail	28.0	5.0

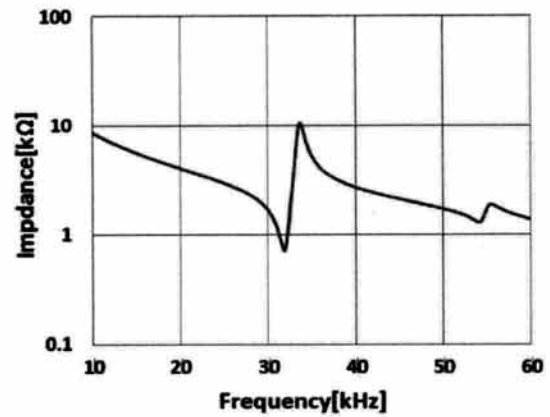


Fig. 6. Experimental result of the ultrasonic actuator (impedance).



Fig. 7. Proto-sample of the ultrasonic actuator.

헤드부와 팁이 연결되는 Head3의 직경은 5 mm로, 압전 세라믹과 연결되는 Head1의 직경은 10 mm로 고정한 후, 나머지 설계 변수의 변화에 대한 공진주파수 및 팁 끝단에서의 변위를 시뮬레이션을 통해 계산하여 가장 영향이 큰 설계 인자를 도출하여 최적 구조 설계에 데이터로 활용하였다.

그림 5는 1.5 mm 두께의 압전 소자를 6개 적층한 경우 Head1~3, 테일부의 길이 및 직경 변화에 따른 공진주파수 및 변위에 대한 시뮬레이션 결과로서, 그래프의 기울기가 클수록 특성 변화에 민감함을 나타낸다. 길이 변화에 따른 공진주파수는 Head3에서 가장 민감하게 나타나며, 출력 변위 역시 Head3에 가장 큰 영향을 받는 것을 알 수 있다. 따라서 큰 출력을

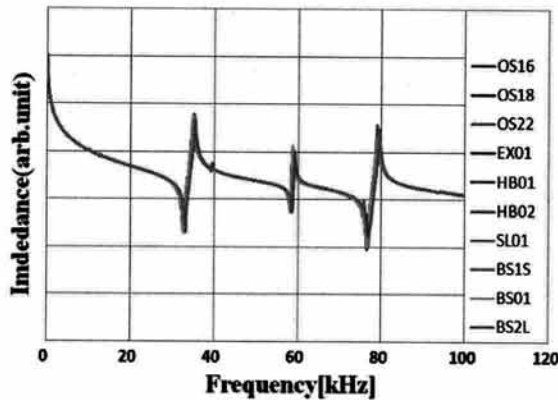


Fig. 8. Impedance measuring results of the 10 kinds of different tips.

위해서는 Head3의 길이를 짧게 가져가는 것이 유리하지만 공진주파수의 상승을 유발하며, 이는 Head1 및 테일부의 길이 조절을 통해 보상이 가능하다. Head2 직경의 경우, 출력에는 큰 영향이 없으며 단 공진주파수에 큰 영향을 미치는 것을 알 수 있다.

이상의 결과를 토대로 우선순위를 가지는 변수를 먼저 조정하는 방법을 통해 표 1과 같은 골 수술기용 압전 액추에이터를 설계하였으며, 그림 6, 7, 8에 특성 및 시제품 결과를 나타내었으며, 그림 8의 결과에서 보듯 10가지의 다른 팁에 의한 주파수 변화 특성이 거의 없는 것을 확인할 수 있다.

### 3.2 골 수술기 구동 및 출력 평가

VVVF 제어를 위해 FPGA를 사용한 고속 스위칭 방법을 적용하였으며, 또한 정현파와 최대한 근접한 파형을 얻기 위해 스위칭 파형의 사이클을 파장 당 20분할을 하였다. 가변 전원은 주파수와는 별개로 진동자에 흐르는 전류량을 감지하여 사용자가 정의한 출력이 일정 하게 유지될 수 있도록 정전류 회로를 구성하였다. 이를 위해 스위칭 전원 컨트롤러 IC인 TL494의 내부 에러 앰프를 이용하여 반전 차등 증폭기로 정전류 회로로 구성하였으며, 이는 부하에 반응하여 진동자에 일정한 전류를 흘릴 수 있도록 출력되는 PWM신호의 듀티 폭을 변화시켜 가변 전원회로의 전압을 가변하도록 하였다. 즉 스위칭 부에 흐르는 전류가 사용자가 설정한 레벨보다 낮을 경우 (무부하  $\Rightarrow$  부하) 차등 반전 증폭기에 의해 귀환 신호의 레벨

을 낮추게 됨으로 출력 신호의 듀티를 넓히게 된다. 이와 반대로 설정된 레벨 신호보다 스위칭부의 신호가 높아질 경우 (부하  $\Rightarrow$  무부하), TL494의 듀티 폭을 좁게하고, 이는 buck 회로의 전압을 낮추게 된다. 따라서 부하에 따라 압전 트랜스듀서의 임피던스가 변하더라도 항상 일정한 전류를 흐르게 하여 안정된 출력을 얻을 수 있다.

그림 4의 팁 끝에서 부딪치는 힘을 측정할 수 있는 장치를 이용하여 진동자의 최대 출력을 실측하였다. 선형 베어링의 무게 13 g, 분동의 무게 500 g에서 분동을 더 이상 밀어내지 못하였으며, 따라서 출력은,

$$\begin{aligned} F &= m a \\ &= (0.013 + 0.5) \times 9.8 \\ &= 5.02 \text{ N} \end{aligned} \quad (3)$$

5.02 N 출력을 나타냄을 확인할 수 있다.

## 4. 결론

본 연구에서는 유한요소해석을 통하여 25~35 kHz 대역 초음파를 이용하는 치과용 압전형 초음파 골 수술기의 구조를 설계하고, 시제품을 제작하여 상용 제품으로서의 성능을 확인하였다. 이를 위해 팁의 종류에 영향을 거의 받지 않는 압전 초음파 액추에이터를 설계, 제작하였으며, VVVF 제어를 이용하여 공진주파수 추적 구동 및 압전소자에 흐르는 전류량을 감지하여 사용자가 정의한 출력이 일정 하게 유지될 수 있도록 정전류 회로를 구성하였다. 이상의 결과를 통해 제작된 치과용 초음파 골 수술기는 약 5 N의 출력을 나타내었다.

## REFERENCES

- [1] H. Kawashima, S. Sato, M. Kishida, and K. Ito, *Periodont Res.*, 42, 90 (2007).
- [2] G. J. Kerry, *J. Periodontol.*, 38, 340 (1967).
- [3] J. H. Kim, G. Y. Yun, K. S. Choi, H. K. You, and H. S. Shin, *J Kor. Acad Periodontol.*, 30, 443 (2000).
- [4] T. Arabaci, Y. Çiçek, and C. F. Çanakçı, *Int. J. Dent. Hyg.*, 5, 2 (2007).
- [5] C. H. Drisko, *Dent. Clin. North Am.*, 42, 229 (1998).
- [6] G. W. Stende and E. M. Schaffer. *J. Periodontol.*, 32, 312 (1961).

- [7] D. R. Breininger, T. J. O' Leary, and R. V. Blumenshine, *J. Periodontol.*, 58, 9 (1987).
- [8] C. M. Kim, Y. J. Lee, J. H. Park, Y. H. Jeong, K. J. Kang, J. B. Lee, and S. D. Lee, *J. KIEEME*, 22, 832 (2009).
- [9] A. D. Walmsley, W. R. E. Laird, and A. R. Williams, *Dental Materials*, 2, 97 (1986).
- [10] S. C. Lea, G. Landini, and A. D. Walmsley, *J. Sound and Vibration*, 271, 1113 (2004).