

치과용 골 수술기의 초음파 진동자 설계 및 평가

박기문*, 김정현**, 고태조*^{#,}

*영남대학교 기계공학부, **경일대학교 기계자동차학부

Evaluation and Design of Ultrasonic Vibrator for Dental Surgery

Ki-Moon Park*, Jung-Hyun Kim**, Tae Jo Ko*^{#,}

*School of Mechanical Engineering, Yeungnam University,

**School of Mechanical and Automotive Engineering, Kyungil University

(Received 3 March 2016; received in revised form 21 March 2016; accepted 18 April 2016)

ABSTRACT

A dental ultrasonic surgical instrument, commercially known as a scaler, is a high-value-added advanced technology that is used for tartar removal, implant operations, and gum and jaw bone surgery. In this study, the piezoelectric phenomenon for making linear motion associated with input electrical signals was studied, and the behavior of the ultrasonic vibrator was investigated by using the commercially available finite element program ANSYS® for the purpose of designing dental surgery tools. Modal analysis was carried out, and the optimal frequency range was calculated from the analyzed results. The ultrasonic vibrator was then redesigned based on the calculated optimal frequency range. The performance of the system was tested, and consequently, the proposed methodology was proven useful in vibrator design.

Keywords : Ultrasonic Machining (초음파가공), Piezoelectric Ceramic (압전소자), Dental Bone Surgery(치과 골 수술), Finite Element Analysis (유한요소해석)

1. 서론

치과용 초음파 골 수술기(bone surgical instrument) 및 스케일러는 치석제거, 임플란트 시술, 잇몸수술, 턱뼈 수술 등 다양한 치의료 영역에서 사용되고 있는 고부가가치 첨단기술이다.

단단한 난삭재인 치아와 뼈를 절개하고 가공하기

위해서 여러 가지 방법들이 사용되고 있지만 대표적인 방법으로는 공압형(pneumatic), 자왜형(magnetostrictive), 압전형(piezoelectric) 등이 있다. 기존에 많이 사용되던 방식으로는 공압형으로서 모터의 회전력을 직선 운동으로 바꾸어 골 삭제, 골 성형 등에 이용하는 방법이다. 이 방식의 특징은 팁의 끝부분이 연 조직에 닿으면 기계적으로 동작을 멈추는 구조로 되어 있어 구조가 복잡하여 기계의 고장이나 장시간 사용으로 인한 파손이 생길 경우 환자에게 위험할 수 있는 치명적 문제를 가지고 있다.^[1]

이에 골 수술을 위한 기구의 정밀성과 안전성의 한계를 극복하고자 고안한 것이 압전형 골 수술기이다. 현재 시장에 나와 있는 대부분의 치과용 수술기

Corresponding Author: tjko@yu.ac.kr
Tel: +82-53-810-3836, Fax: +82-53-810-4627

들은 초음파를 이용한 것들이 많은데 그 중 대부분이 고주파수 영역대에서 사용되도록 디자인 되고 있다. 그 이유는 고주파수로 갈수록 사람이 청각적으로 소음을 덜 느끼게 되는데 대략 20~40 kHz 영역대의 빠른 진동을 가지는 고주파수는 사람의 연조직에 대해 둔감해 진동전달이 잘 안되고,^[2] 따라서 스케일링 등의 작업을 가질 때 치아에 대한 손상이나 사람이 느끼는 피해감을 줄일 수가 있기 때문이다. 반면에 연조직이 아닌 뼈나 치아와 같은 단단한 조직에 대해서는 고주파수의 수술기로 아주 효과적인 절개 및 수술이 가능하다.^[5]

또한, 압전형 시스템은 다이아몬드 드릴을 사용할 때보다 수술시간은 훨씬 많이 걸리지만 무엇보다도 안정성이 높다는 장점이 있고 연조직 손상에 대한 위험의 감소는 시술자가 시술에 대한 불안감을 줄일 수 있는 장점도 있다. 시술시 골 삭제는 천천히 되지만 삭제면이 드릴을 사용할 때보다 깨끗하고 날카로운면이 생기지 않아 매우 효과적인 시스템이다. 보다 안전하고 경제적이며 내구성 또한 우수하여 기존의 기계형 수술기를 대체하는 기술로 대두되고 있다.

초음파 골 수술기는 진동부와 시술 팁으로 구성되며 시술 팁의 형상과 크기에 따라 전체 공진주파수가 변하며 시술시 가해지는 압력에 의해 중심주파수가 이동하는 현상이 발생한다.^[1] 따라서 팁의 영향 및 부하의 영향을 최소화할 수 있는 압전소자의 설계가 중요하다.

본 연구에서는 피에조 세라믹의 압전현상을 이용한 골 수술기의 진동부를 설계하고 유한요소 해석 프로그램인 ANSYS를 이용하여 30~40 kHz의 초음파 대역을 이용하는 치과용 초음파 골 수술기의 진동자를 설계 및 제작하고 상용 제품으로서의 성능을 알아보았다.



Fig. 1 Vibrator for bone surgery

2. 압전형 진동자의 설계

2.1 압전형 진동자의 기본구조

피에조 세라믹(PZT)의 종진동 변위는 아주 작은편이다. 이러한 작은 변위를 증폭시키기 위해서는 PZT를 적층한 구조를 적용했고, 볼트로 고정된 BLT(bolted langevin type transducer)를 응용한 구조이다. Fig. 1과 같이 PZT는 중앙에 적층되어 있고, 전후로 금속 재질의 Front와 Body로 구성되어 있는 모델을 디자인 하였다. PZT를 적층한 구조는 전기-기계변환효율이 커서 강력진동자로의 작용이 가능하다.^[4-5]

초음파 골 수술기의 진동자를 설계함에 있어서 가장 중요한 것은 최적주파수의 결정이고, 초음파 발전앰프의 가진 주파수와 진동자의 공진 주파수가 일치하여야 초음파 진동에너지가 가장 효율적으로 혼의 출력단에 전달된다. 진동자에서 발생한 초음파가 종진동모드를 가져야 수술기의 시술팁 끝단에서 최대의 진폭효과를 낼 수가 있다.^[3]

진동부의 길이를 L이라 할 때 이 값이 진동자 파장의 1/2값의 정수배와 같으면 공진한다. 이 경우 PZT에 전기신호를 주어 길이방향으로 진동이 발생할 때 공진주파수와 거의 같은 주파수로 자유진동을 하게 된다. 진동자 내부에서의 음속과 n번째 공진 주파수 f_n 은 다음과 같다. ^[1-5]

$$c = \sqrt{\frac{E}{\rho}} \quad (1)$$

$$f_n = \frac{n}{2L} \sqrt{\frac{E}{\rho}} \quad (2)$$

$$\lambda = \frac{c}{\rho} \quad (3)$$

여기서 c , ρ , E 는 각각 매질 내에서의 진동 전파 속도, 밀도, 탄성계수(영률)를 나타낸다.

식 (3)은 파장 λ 를 밀도와 속도로 표현한 식이다. $n=1$ 인 종진동 진행파에서 공진 주파수 f_n 은 다음과 같이 표현 가능하다.

$$f = \frac{1}{2l} \sqrt{\frac{E}{\rho}} \quad (4)$$

$$l = \frac{1}{2f} \sqrt{\frac{E}{\rho}} = \frac{1}{2} \frac{c}{f} = \frac{1}{2} \lambda$$

$$l = \frac{\lambda}{2} \quad (5)$$

식(4)에 식(3)을 대입시켜 전개하면 식(5)를 얻을 수 있고 진동부의 끝부분에서 최대의 변위가 나타나도록 하기 위해 전체길이 L은 n=1인 종진동 진행파의 1/2이 되는 지점으로 정할 수 있다.^[7]

단일 재료로 이루어진 초음파 혼을 설계할 때 전체길이를 $\lambda/2$ 로 결정할 수 있지만 피에조-세라믹 (PZT)과 티타늄의 밀도와 진동전파속도는 다르고, 진동부의 Body와 Front의 직경 또한 설계시에 적용이 힘들다.

진동이 발생하는 PZT부분을 기준으로 최대변위가 발생하도록 Front 끝단까지 $\lambda/2$ 로 설정하고 전체 길이를 λ 로 설정하여 진동부 각 파트의 사이즈를 결정할 수 있도록 하였다.

Table 1 Material Characteristics

	PZT (S-42)	Titanium alloy
Density ρ [kg/m^3]	7.6×10^3	2.7×10^3
Young's modulus E [N/m^2]	8.7×10^{10}	9.6×10^{10}
Velocity c [m/s]	3.382×10^3	5.1×10^3
Poisson's ratio μ	0.33	0.32

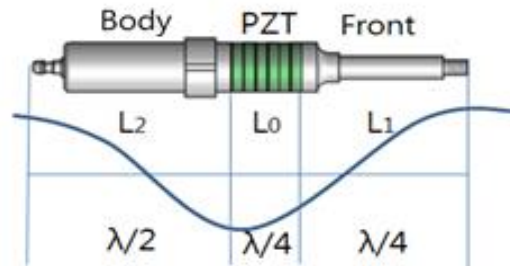


Fig. 2 n=1, longitudinal wave of vibrator

2.2 압전형 진동자의 설계식

$$\tan \frac{\pi}{2} \alpha \tan \frac{\pi}{2} \beta = k \quad (6)$$

$$k = \frac{c_1 \rho_1 s_1}{c_2 \rho_2 s_2} \quad (7)$$

$$\lambda_1 = \frac{c_1}{f_n} \quad (8)$$

$$\lambda_2 = \frac{c_2}{f_n} \quad (9)$$

$$\alpha = \frac{4a}{\lambda_2} \quad (10)$$

$$\beta = \frac{4a}{\lambda_2} \quad (11)$$

$$\tan \frac{2\pi fa}{c_2} \tan \frac{2\pi fb}{c_1} = \frac{c_1 \rho_1 s_1}{c_2 \rho_2 s_2} \quad (12)$$

식 (6)은 란쥬반형 진동자의 설계식이다. PZT와 직경이 같은 Fig. 2의 Body부분은 식(6)으로부터 길이를 결정할 수가 있고, 여기서 c, ρ, s 는 각각 진동 전파속도, 밀도, 단면적이 된다. ^[4]

식 (8)-(11)을 식(7)에 대입하면 식 (12)와 같은 값을 얻을 수 있고, 목표로 하는 최적주파수 값과 PZT의 직경을 결정하면 각 파트의 사이즈를 결정할 수 있다. PZT와 Front를 합친 파장이 $\lambda/2$ 이기 때문에 진동부 Front 부분의 길이는 $\lambda/4$ 로 결정 할 수가 있다.

2.3 진동부의 재질 및 크기 결정

PZT는 전기적-기계적으로 높은 응력을 가지는 Hard타입이 적합하며 중국 SUNNYTEC사의 S-42(직경 12 mm)를 진동부에 6개 적층하여 사용하였다. Body와 Front부분은 티타늄 합금으로 이루어져 있다.

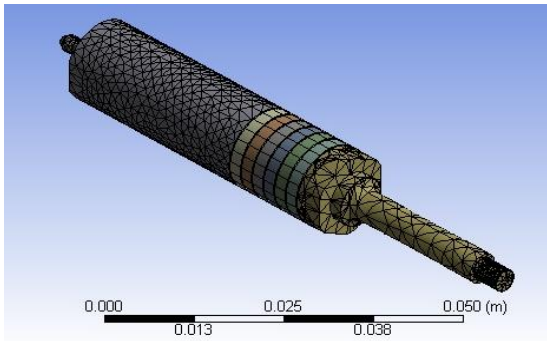


Fig. 3 FEM mesh model

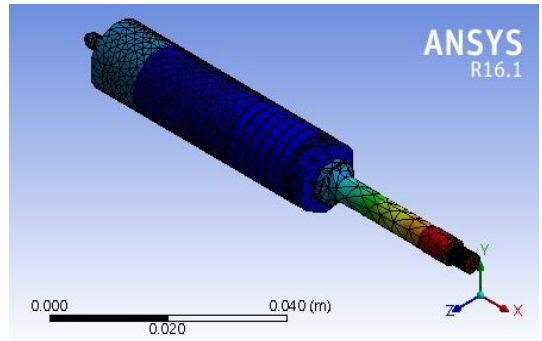


Fig. 5 Mode 15 : 38428 (Longitudinal mode)

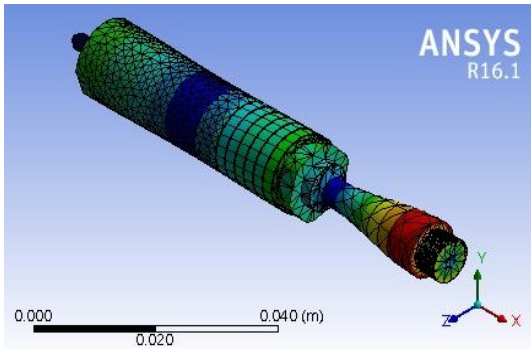


Fig. 4 Mode 14: 33073kHz (Transverse mode)

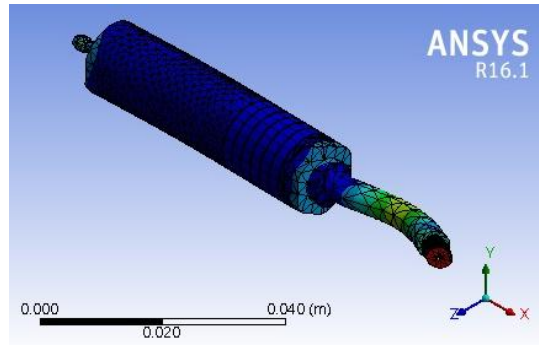


Fig. 6 Mode 16 : 42851 (Lateral mode)

Table 2 Decision of size [mm]

	Length (mm)
L_0 (PZT)	13.4
L_1 (Front)	28
L_2 (Body)	32
L (Total)	73.4

티타늄은 열전도도와 열팽창률이 작아서 구조물 제작시 변형이 적고 고도의 내식재료로서 사용가능하다. 따라서 고열이 발생하는 골 수술기에 적용하기가 매우 적합한 소재이기 때문에 선정하였다.

공진주파수가 40 kHz이 되도록 각 재료의 물성치 값을 위의 설계식에 적용시켜 Table 2 와 같이 골 수술용 진동자의 사이즈를 결정할 수 있다.

3.진동자의 유한요소 해석

3.1 고유주파수 해석

Fig. 3은 진동자 3D 모델을 유한요소 해석 프로그램인 ANSYS에 적용시킨 mesh model이다. 총 20개의 모드해석을 진행하였으며 설계 목표로 정한 40 kHz 근처 영역 내에서 종진동 모드가 있는지를 확인하였다.^[6] 14~17 번째 모드해석에서 확인할 수 있으며 Fig. 4의 14번째 모드해석에서는 진동부가 팽창하는 Transverse mode를 보이고, Fig. 6의 16번째 모드는 좌우 비틀리는 Lateral mode를 보인다. 반면 Fig. 5의 15번째 모드에서 축 방향으로 늘어나는 Longitudinal mode, 즉 종진동을 보이며 실제로 진동자를 제작했을 때에 약 38 kHz에서 공진이 일어날 것으로 예상할 수 있다. Fig. 5에서 파란색

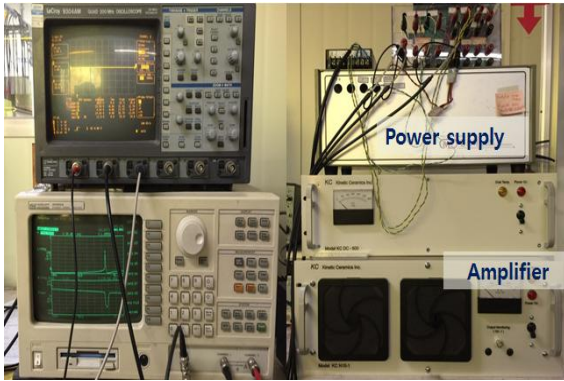


Fig. 7 Swept sine mode task setup

부분들이 초음파 진동이 없는 노드점이라 할 수 있는데 골 수술기용 핸드피스를 조립할 때에 노드점이 아닌 부분을 고정하여 결합하게 되면 초음파 진동이 온전하게 전달되지 못해 제품의 성능이 떨어질 우려가 있다. 실제 제품 제작 시 이를 고려해야 압전형 수술기의 성능을 최적으로 끌어올릴 수 있다.

4. 진동부의 성능 평가

4.1 고유주파수 측정 실험

수술기의 입력신호는 Swept sine mode를 이용하여 진동부를 가진함으로써 공진점을 찾을 수 있다. Swept sine mode란 조금씩 증가시킨 주파수 값을 입력하여 그에 따른 출력 값의 변화를 보는 것이다.^[10]

$$V_{\infty} = G \times V_s \quad (13)$$

식 (13)에서 G는 증폭계수이고 V_{∞} 는 출력된 전압이고, V_s 는 입력된 전압이다. $V_s=0.8V$, $G=50$ 이며, 식 (13)을 이용하면 진동부에 40V만큼의 전압이 인가되는 것을 확인할 수 있다. 10 Hz에서 51.2 kHz 까지 주파수를 점점 증가시킨 것을 입력하여 그에 따른 출력 변화를 관찰하였다.

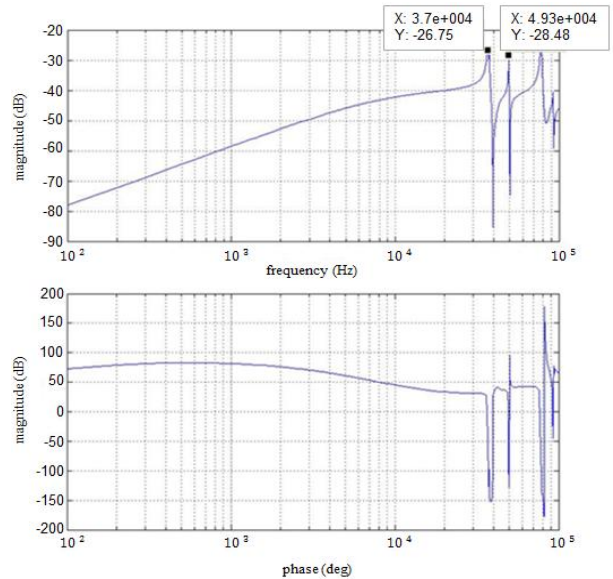


Fig. 8 The frequency response graph

Fig. 8은 입력 주파수에 따른 출력값의 주파수응답곡선을 나타낸 것으로서, 위상변화를 고려하여 공진점 탐색이 가능하다.

1차 공진점은 37 kHz, 2차 공진점은 49.3 kHz로 1차 공진점을 최적주파수라 볼 수 있으며 이는 ANSYS 해석결과인 38.4 kHz에 근접한 값이다.

실제 골 수술기엔 시술 팁이 장착되어, 시술 팁의 형상과 크기에 따라 전체 공진주파수가 달라지게 되는데 팁의 영향을 최소화할 수 있는 설계가 중요하다고 할 수 있다.^[1]

4.2 변위량 측정 실험

압전형 골 수술기의 진동자를 평가함에 있어서 중요한 기준중의 하나는 변위량의 변화, 즉 진폭이다. 이것은 시술 팁 끝단에서 실제 진동하는 진폭에 따라 골 절삭에 영향을 주는데 이는 골 수술기의 성능평가에 중요한 요소이다.

이를 확인하기 위하여 비접촉식변위센서인 광섬유 방식 진동 변위계 (UNIPULSE PM-E, Japan)를 이용하여 압전형 진동자의 끝단에서 변위량을 측정하였다.

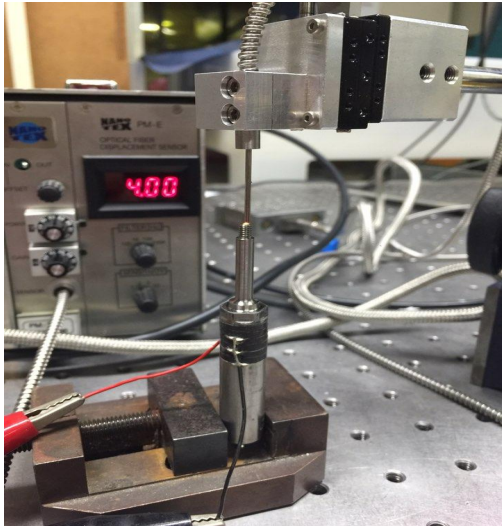


Fig. 9 Setup for the displacement measurement

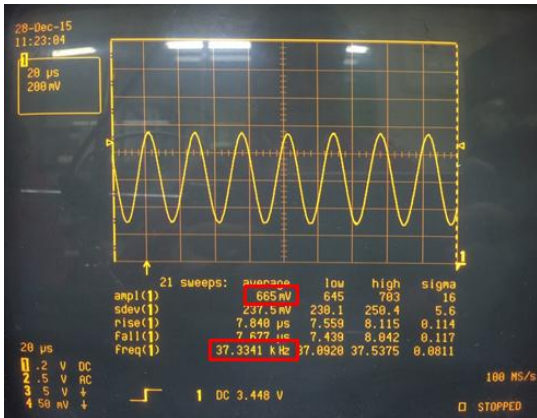


Fig. 10 Displacement and frequency displayed on the oscilloscope

측정하는 방법은 Fig. 9와 같이 진동자 끝단에서 센서를 위치시켜서 변화량을 측정한다. 초음파 발생기에서 1차 공진점인 37 kHz에서 30V의 전압을 입력하여 관찰하였다. 변위 표시는 Fig. 10의 oscilloscope에 나타난다. 변위발생이 mV단위로 표현되는데 이를 μm 로 바꾸어야 한다. 비접촉센서의 전압에서 길이의 단위변환률은 12.7이고 이를 계산하면 $(665\text{mV} \times 12.7) / 1000 = 8.4455 \mu\text{m}$ 가 된다.

5. 결론

본 연구에서는 30~40 kHz 대역을 가지는 치과수술용 압전형 골 수술기의 진동자를 BLT 설계방법과 유한요소해석을 통해 설계하는 방법을 제안하였다. 설계 및 해석기법을 이용하여 제작된 수술기에 대해서 진동실험을 통하여 이론의 타당성을 입증하여 다음의 결론을 도출하였다.

1. 란주반형 진동자의 설계식은 초음파수술기의 설계에 유효한 식으로 사용할 수 있으며, 유한요소해석을 통한 공진점 탐색과 주파수응답 실험을 통하여 이를 증명할 수 있었다.
2. 설계할 때 고려한 최적주파수보다 실제 제품의 공진점은 낮아지기 때문에 원하는 주파수대역을 맞추기 위해서는 목표하는 값보다 조금 더 높은 주파수로 계산하는 것이 좀 더 정확하고, 유한요소해석을 통해 공진점을 예측할 수 있다.

후기

이 논문은 2014 년 교육부와 한국연구재단의 지역혁신창의인력양성사업의 지원을 받아 수행된 연구임 (NRF-2014H1C1A1066502).

REFERENCES

1. Lee, J. H., Oh, J. M., Hong, Y., Kim, S., Paik, J., Lee, Y. J., and Lee, S. D., "Design and Evaluation of Ultrasonic Bone Surgical Instruments for Dental Application," Journal of the Korean Institute of Electrical and Electronic Material Engineers, Vol. 25, No. 12, pp. 990-995, 2012.
2. Sa, M. W., Shim, H. R., Ko, T. J., Lee, J. M., Kim, J. Y., "A Study about Experimental Evaluation of an Ultrasonic Surgery Unit for Bone-cutting," Journal of the Korean Society of Manufacturing Process Engineers, Vol. 15, No. 1,

- pp. 1-7, 2016.
3. Lee, B. G., Kim, K. L., and Kim, K. E., "Design of Ultrasonic Vibration Tool Horn for Micromachining using FEM," Transactions of the Korean Society of Machine Tool Engineers, Vol. 17, No. 6, pp. 63-70, 2008.
 4. Park, M. H., Kim, T. Y. and Kim, M. H., "Design and FEM Analysis of Langevin Type Ultrasonic Vibrator," KSMTE Conference, pp. 525-528, 2000.
 5. Park, K. M. and Ko, T. J., "Design of Ultrasonic Vibrator for Dental Surgery using FEA," Proc. of the 6th International conference on Manufacturing, Machine Design and Tribology, No. 15-204, pp. 86-87, 2015.
 6. Moreno, E., Acevedo, P., Fuentes, M., Sotomayor, A., Borrto, L., Villafuerte, M. E., and Leija, L., "Design and Construction of a Bolt-Clamped Langevin Transducer," International Conference on Electrical and Electronics Engineering, pp. 393-395, 2005.
 7. Li, C. P. and Ko, T. J., "The Effects of Ultrasonic Vibration on Surface Finish and Tool Wear in End-milling Machining," 2012 International Conference on Manipulation, Manufacturing and Measurement on the Nanoscale (3M-NANO), pp. 330-334, 2012.
 8. Zeng, W. M., Li, Z. C., Pei, Z. J., and Treadwell, C., "Experimental observation of tool wear in rotary ultrasonic machining of advanced ceramics," International Journal of Machine Tools and Manufacture, Vol. 45, pp. 1468-1473, 2005.
 9. Kadivar, M. A., Akbari, J., Yousefi, R., Rahi, A., and Nick, M. G., "Investigating the effects of vibration method on ultrasonic-assisted drilling of Al/SiCp metal matrix composites," Robotics and Computer-Integrated Manufacturing, Vol. 30, pp. 344-350, 2014.
 10. Kurniawan, R. and Ko, T. J., "A New Tool Holder Design with two-Dimensional Motion for Fabricating Micro-Dimple and Groove Patterns," International Journal of Precision Engineering and Manufacturing, Vol. 15, No. 6, pp. 1165-1171, 2014.