

치과 치료용 초음파 스케일러의 성능 및 안정성에 대한 실험 평가[§]

사민우* · 고태조** · 전금상*** · 이종민*** · 김종영**†

* 안동대학교 기계공학과, ** 영남대학교 기계공학부, *** 마이크로엔엑스

Experimental Evaluation of the Performance and Stability of an Ultrasonic Scaler for Dental Treatment

Min-Woo Sa*, Tae-Jo Ko**, Geum-sang Jeon***, Jong-Min Lee*** and Jong Young Kim*†

* Dept. of Mechanical Engineering, Andong Nat'l Univ.,

** School of Mechanical Engineering, Yeungnam Univ.,

*** R&D Center, MicroNX, Ltd.

(Received June 27, 2016 ; Revised October 18, 2016 ; Accepted October 22, 2016)

Key Words: Dental Treatment(치과 치료), Ultrasonic Scaler(초음파 스케일러), Scaling(치석 제거), Heat Generation(열 발생)

초록: 치과 분야에서 초음파를 이용한 수술기 및 스케일러의 사용은 꾸준히 증가하고 있다. 이때 개발된 기기의 성능 및 안정성은 시술 받는 환자에게 결정적인 요소로 작용하기 때문에 상업화 전에 반드시 시험 평가되어야 한다. 그래서 골 절단 및 치아 스케일링 평가를 수행할 수 있는 핸드피스 이송 시스템을 자체 개발하여 사용하였다. 본 연구의 목표는 초음파 스케일러 팁을 이용하여 치아 손상 정도를 평가하기 위함이다. 추가적으로 초음파 기기의 열 발생 및 소음에 대한 측정을 수행해보았다. 결과적으로 Ultrasonic NX 기기의 높은 출력은 실험을 통한 치아에 심각한 손상을 입힐 수 있지만 열 화상 카메라를 이용한 열 발생 및 소음 측정을 통해 안정적인 범위에 있었다.

Abstract: The use of ultrasonic surgery units and scalers are steadily increasing in the field of dentistry. Such units and scalers should be evaluated before they are commercialized because the mechanical performance and stability of equipment is crucial for patients. Hence, we created a hand-piece moving system that can test bone cutting and teeth scaling. The purpose of this study was to evaluate the teeth scaling performance of ultrasonic scaler unit. Additionally, we measured the temperature distribution and noise during the test. through an experimental test, we found that a high output of an Ultrasonic NX device can cause serious damage to the teeth surface, and it was not within range in heat generation distribution and noise test.

1. 서 론

최근 치과, 정형외과 그리고 성형외과 등에서는 초음파를 이용한 의료기기가 많이 사용되고 있다. 치과에서는 치아 교정과 관련하여 부적합 치열을 정상교합으로 만들어 사람의 얼굴 이미지에 큰 변

화를 줄 수 있어서 아주 심한 경우에는 상하악골(maxillo-mandibular bone)의 수술을 진행해야 하는 경우도 있다. 이런 경우에 사용되는 수술기는 핸드피스 끝단에 날카로운 톱(saw)을 이용하여 뼈를 잘라내는데 사용된다.⁽¹⁾ 그리고 조직의 손상을 최소화하고 경조직에만 반응하는 압전형 초음파(piezoelectric ultrasound)를 이용한 수술기가 주로 이용되고 있다.^(2,3)

또한 치과에서는 치아의 치태(plaque) 및 치석(tartar)을 제거하기 위해 초음파 스케일러(ultrasonic

§ 이 논문은 대한기계학회 대구·경북지회 2016년도 춘계 학술대회(2016. 5. 13., 영남대학교) 발표논문임.

† Corresponding Author, jykim@anu.ac.kr

© 2017 The Korean Society of Mechanical Engineers

scaler)를 사용하고 있다. 이때 초음파의 특징은 기계적인 불순물의 제거뿐만 아니라 캐비테이션(cavitation) 효과를 일으켜 치주낭(periodontal pocket) 내의 세균의 세포벽을 파괴시켜주는 역할을 한다.⁽⁴⁾

그래서 치과 치료용 초음파 수술기 및 스케일러에 대한 수요가 계속해서 늘고 있어서 국내/외 의료 기기 회사들은 더욱 더 향상된 치과용 기기를 개발하고 상용화시키고자 한다.

이전 연구에서는 골 수술기를 이용하여 골 절삭에 대한 평가를 수행하였고, 작업 하중 및 이송 속도의 증가에 따라 절삭력이 증가하는 것을 확인할 수 있었으며 절삭 시 발생할 수 있는 온도 발생은 안정한 범위인 것을 확인할 수 있었다.⁽⁵⁾

본 연구에서는 동일한 초음파 기기를 이용하여 치아 스케일링에 의한 표면 손상, 온도 분포, 그리고 수술 시 발생하는 소음에 대한 실험적인 연구를 수행하였다. 실험적 연구를 위해 자체 개발된 핸드피스 이송 시스템을 이용하였다. 치아 스케일링에 대한 표면 손상 정도는 주사전자현미경 관찰을 통해 확인되었다. 그리고 열 발생 및 소음 측정에 대한 실험을 통해 초음파 기기의 안정성을 고려하였다.

2. 재료 및 방법

2.1 재료

본 연구에서는 실험적 평가를 위해 치아 시편을 준비하였다. 그리고 실험 평가를 위해 국내 의료 기기 회사인 마이크로엔엑스에서 개발 중인 초음파 스케일러를 이용하였다.

2.1.1 초음파 스케일러 구성

본 연구에서 사용한 초음파 기기는 초음파 수술기 및 스케일러를 2개의 기능으로 혼용하여 사용 가능한 통합형 초음파 기기이다. 사용된 팁은 디메텍 회사에서 판매 중인 스케일링을 위한 가장 보편적인 D1 제품을 사용하였다. Fig. 1(a)는 핸드피스에 결합된 스케일러 팁의 사진을 보여준다. 팁의 결합은 동일한 힘으로 체결되기 위해 토크렌치가 이용되었다.

2.1.2 시편 제작

시편 제작에서 치아의 고정을 위해 에폭시 레진(resin, Allied High Tech Products, Inc., USA)과 경화제(hardener, Allied High Tech Products, Inc., USA)가 이용되었다. 치아는 식용돼지(porker)의 치아를 통해

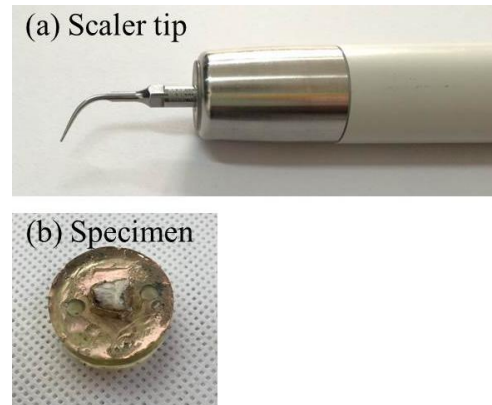


Fig. 1 Tip and specimen images: (a) Tip combined with hand-piece and (b) teeth specimen

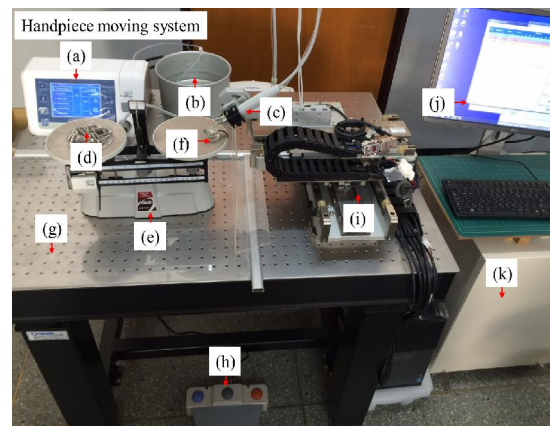


Fig. 2 Actual image of hand-piece moving system (a: Ultrasonic scaler unit, b: D. I water, c: Handpiece, d: Counterweight, e: Double balance, f: Specimen, g: Optical table, h: Foot switch, i: X-Y moving stage, j: PC, k: Controller)

추출되었으며 멸균수에 담겨 냉장 보관되었다. 시편 제작을 위해 준비된 치아를 위치시켜 놓고 에폭시 레진과 경화제를 사용상의 프로토콜에 맞게 각각 100 : 12 (Ratio by weight)로 제조하였다. 2일 동안 충분히 단단해지도록 한 다음 시편이 제작되었고 전동 드릴을 통해 양쪽에 볼트 고정을 위한 구멍을 내었다. 멸균수와 70% 알코올에서 세척 후 사용 전까지 냉장 보관되었다.

2.2 핸드피스 이송 시스템

핸드피스 이송 시스템은 치과용 초음파 기기의 성능을 평가하기 위해 개발되었고^(6,7) 이전 연구를 통해 소개되었다.⁽⁵⁾ Fig. 2는 자체 개발된 핸드피스 이송 시스템의 실제 모습입니다. 간략하게 소개하면, 광학 테이블 위에서 우측에는 핸드피스가 결합된 X-Y 스테이지가 구성되어 있고, 좌측(앞)에는 작

Table 1 Control conditions for surface damage test

Condition	D1*
Working load [N]	0.4, 0.8
Working velocity [mm/min]	200
Contact angle [°]	10
Amplitude [μm]	2, 4, 6
Flow rate [mL/min]	W20 (Low)
Test time [min]	1
Distance [mm]	3

*D1(Dmetec, Korea): for scaling in wide thick proximal surface

Table 2 Flow rate values according to supply of water

Set	20%	40%	60%	80%	100%
Flow rate [mL/min]	16	30	46	57	76

업 하중을 줄 수 있는 양팔 저울(double balance, 1550 SD, Ohaus, USA)이 설치되어 있다. 좌측(뒤)에는 초음파 기기가 놓여져 있고, 제어 모드에서는 파워(power), 부스트(boost), 주수량(water)을 조절할 수 있도록 되어 있다. 그리고 세정 및 냉각이 될 수 있도록 1차 증류수를 이용하였다.

2.3 치아 스케일링 실험

치아 스케일링에 영향을 끼치는 요인은 크게 초음파 기기의 출력, 팁과 시편에 작용하는 하중 그리고 팁의 이송 속도로 나눌 수 있다.⁽⁸⁾ Table 1은 치아 스케일링 시 치아 표면에 손상될 수 있는 실험을 수행하기 위해 설정한 조건을 나타내고 있다. 팁과 시편에 작용하는 하중은 0.4N과 0.8N의 힘을 가해 실험을 수행하였다. 팁의 이송 속도는 200 mm/min으로 고정하였다. 시편의 높이를 맞추기 위해 각도기를 이용하여 양팔저울 위에 평행하게 위치시킨 다음 팁과 치아 시편 표면과의 각도를 10도로 설정하였다.

초음파 스케일러의 출력은 진폭의 값으로 각각 구분하였다. 진폭의 값은 시술 팁 끝단에서 진동하는 진폭에 따른 것이며, 측정을 위해 비접촉식 변위센서인 광섬유 방식 진동 변위계(UNIPULSE PM-E, Japan)를 이용하여 변위 량 측정으로 진폭을 계산하였다. 초음파 기기의 설정환경에서 파워/부스트가 20%/20%일 때 진폭은 2 μm였고, 파워/부스트가 60%/60%일 때 4 μm였으며, 그리고 파워/부스트가 100%/100%일 때 6 μm로 확인되었다.

동일한 주수량을 위해 각 기기의 유량을 확인하였고 약 16 mL/min로 확인된 조건으로 실험을 수행하였다. Fig. 3은 주수량 시험을 위한 실험 준비

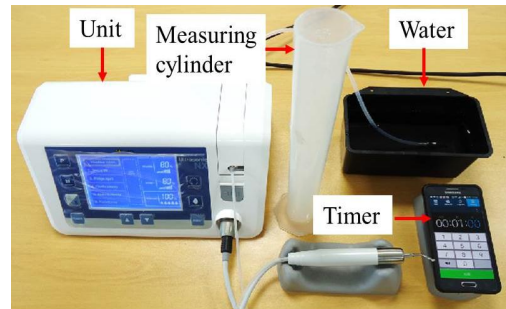


Fig. 3 Composition of test devices

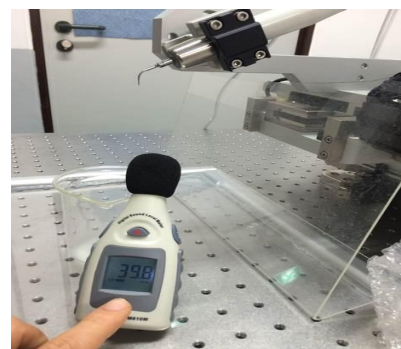


Fig. 4 Composition of noise test

사진을 보여준다. 그리고 주수시스템의 설정에 따른 주수량의 측정 값을 Table 2에서 보여준다.

2.4 열 발생 실험

시험 중 발생하는 핸드피스 부분의 온도와 시편에서 발생하는 온도에 대한 분포를 확인하기 위해 열화상 카메라(thermo-graphic camera, IRI 4010, IRIS, Ltd., UK)가 사용되었다. 그리고 열화상 이미지를 분석하기 위한 이미지분석 프로그램(IRISYS 4000 Series Imager's PC software, IRIS, Ltd., UK)이 이용되었다.

2.5 소음 발생 실험

실험실 조건에서 초음파 스케일러의 소음 발생을 측정하기 위해 소음기(digital sound level meter, TM810M, TECMAN, China)가 사용되었다. 소음기는 측정 범위가 30~130 dB, 정확도가 ±1.5 dB인 제품이 사용되었다. 측정을 위한 조건은 최대 출력 조건에서 1 m 거리로 좌, 우, 앞, 뒤, 위로 수행하였다. (Fig. 4)

3. 결과 및 논의

3.1 치아 스케일링 평가

치아 스케일링에 대한 평가 기준은 기존 문헌을

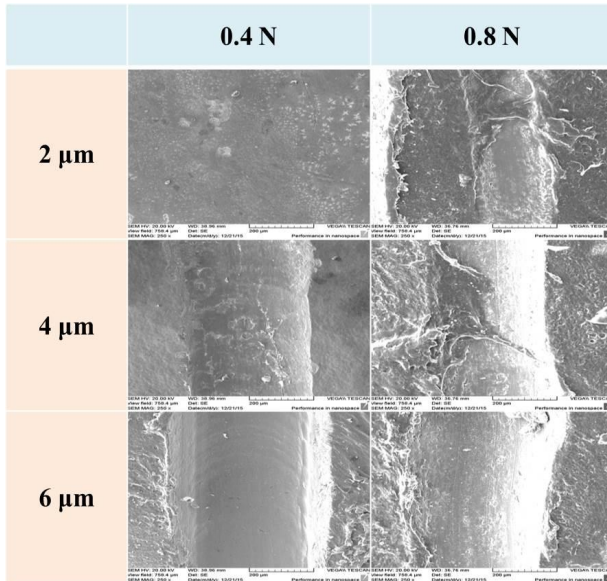


Fig. 5 SEM images on teeth damage amplitude (2, 3, and 6 μm) and working load (0.4 and 0.8 N) by ultrasonic scaler unit (scale bar : 200 μm)

참고하여 실험을 수행하였다.⁽⁴⁾ 시술자가 스케일러 팁을 치아 표면에 측면으로 접촉시켜 사용한다면 초음파의 특성 상 아무런 문제가 없겠지만 잘못된 접촉각을 이용하여 시술을 한다면 치아 표면에 악영향을 미칠 수 있어 다음과 같은 연구가 수행되었다. 그 중에서도 팁과 치아 표면의 각도를 10도로 설정하여 치아 스케일링 시 발생될 수 있는 치아 표면 손상 정도를 관찰하였다. 표면 손상 정도는 주사전자현미경을 통해서도 충분히 육안으로 관찰할 수 있었고 기존 타 연구자들도 주사전자현미경을 통해 표면 손상을 관찰해왔었다. 주사전자현미경을 통해 얻어진 사진은 Fig. 5에서 확인할 수 있었다. 주사전자현미경을 통해 0.4N과 0.8N의 작업 하중을 가했을 경우 스케일러 기기의 출력, 즉 진폭이 증가할수록 치아 표면에 손상을 입힐 수 있다는 것으로 관찰되었다. 이때 0.4N보다 0.8N일 때 표면 손상이 더욱 심해지는 것을 관찰할 수 있었다. Hong의 연구 결과⁽⁴⁾에 따르면, 스테인리스 스틸로 만들어진 통상의 스케일러 팁은 작용한 모든 치아 표면에 손상을 준다는 연구 결과를 보고하였다. 그래서 본 연구와 유사하게 0.8N의 작업하중과 최대로 높은 출력으로 실험한 경우는 치아 손상을 유발시킬 수 있는 것으로 판단되었다. 또한 그들의 연구 문헌을 보면 치아의 백악질과 상아질 층이 손상되면 노출된 치근 상아질의 상아질 세관을 통하여 구강 내에 존재하는 박테리아와 부산물이 치수로 직접 침입할 수 있을 뿐 아

니라, 거칠어진 치아의 표면에 초기 박테리아 부착을 용이하게 하며, 환자 스스로 칫솔질을 통한 바이오 필름 제거율을 감소시켜 구강위생관리를 어렵게 한다고 하였다.⁽⁹⁻¹¹⁾

Back 외⁽¹²⁾ 연구자들에 따르면, 티타늄 재료 표면에서 4가지 다른 종류의 팁들을 가지고 스케일링 표면 손상 정도를 평가하는 연구를 수행하였다. 각각의 팁은 Novel metallic tip, Plastic-headed tip, Plastic tip, 그리고 Conventional stainless-steel tip으로 구성되었다. 직접적인 치아 시편이 아닌 티타늄 재료 표면에서 90도의 각도와 0.4N의 일정한 하중 그리고 3 mm의 이송거리에 대한 3 Hz 주기로 실험하였다. 이때 주사전자현미경 사진 결과와 표면 거칠기(Ra(arithmetic mean) & Ry(maximum height)) 값을 통해 Conventional stainless-steel tip이 다른 팁들에 비해 티타늄 재료 표면에 조금 더 높은 손상을 입혔다는 것을 보고하였다.

그러므로 스테인리스 팁을 이용한 스케일링을 하게 된다면 낮은 작업 하중과 초음파 스케일러의 낮은 출력으로 시술하는 것이 환자에게 더욱 피해를 덜 입힐 것으로 판단되었다. 그렇지 않다면 스테인리스 팁이 아닌 다른 구리 혹은 은을 이용한 팁을 이용하는 방안을 모색하는 것도 다방면에 있어서 고려해야 될 부분으로 사료되었다.

3.2 열 발생에 대한 평가

치아 스케일링 실험 동안 핸드피스와 시편 부분에서 발생하는 온도 변화를 열화상 카메라를 이용하여 관찰하였다. 초음파 스케일러 기기의 설정 조건을 6 μm 의 진폭, 0.8N의 작업 하중 그리고 200 mm/min의 이송 속도로 수행하였다. 이송 속도는 통상적으로 스케일링하는 속도를 적용하였고, 다른 조건들은 최댓값으로 평가하였다. 카메라의 설정 온도를 19~35°C 범위에서 온도 분포를 확인하였고, 실내 방 온도는 25°C였다.

Fig. 6(a)는 스케일링 실험 전에 측정된 카메라 사진이다. 핸드피스와 시편에 온도 발생이 거의 나타나지 않았다. Fig. 6(b-f)의 사진을 보면 2분의 간격으로 사진을 찍었고 핸드피스를 잡는 지그 부분과 시편에서 온도가 상당히 높은 것을 확인할 수 있었다. 핸드피스와 시편에서 발생하는 온도는 35°C를 넘지 않는 범위 내로 측정되었다. 10분의 실험 동안 온도가 증가하는 현상은 없었다. Fig. 7은 2분마다 10분 동안 측정된 온도에 대해 핸드피스와 시편에서 발생된 온도의 값을 그래프로 보여 준다. 그 결과 30°C 초반의 온도 범위 내로 발생된 것을 확인할 수 있었다. 골과 온도에 관한 기

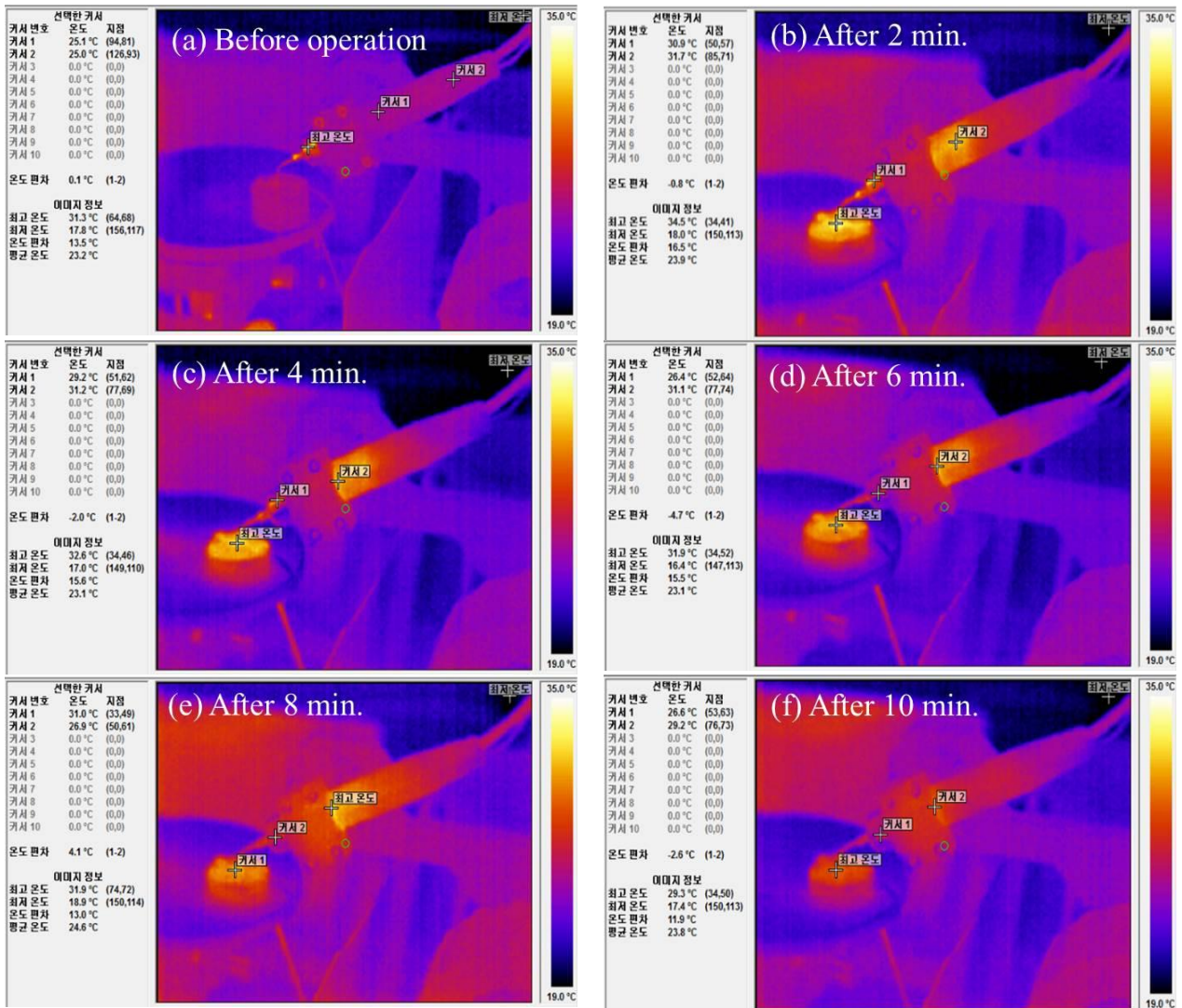


Fig. 6 Temperature distribution occurred on handpiece and specimen for teeth scaling of ultrasonic scaler unit

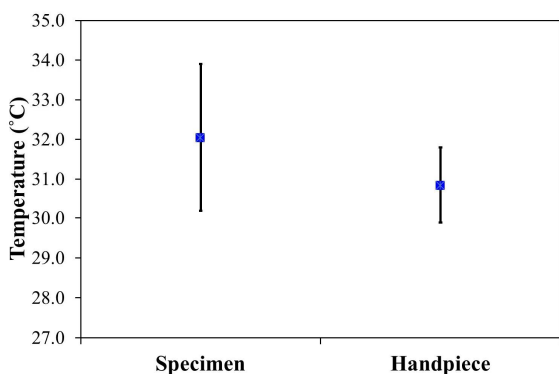


Fig. 7 Temperature result occurred on specimen and handpiece for teeth scaling of ultrasonic scaler unit for 10 min

존 연구 결과를 보면,⁽³⁾ 40~41°C의 범위까지 온도가 올라가면 골 내의 충혈(hyperemia)을 발생시킨

다고 하였다. 또한 47°C를 넘어가면 뼈를 생성하는 조골 세포와 뼈를 파괴시키는 파골 세포와의 상관관계¹³로 인해 골 흡수(bone resorption) 과정이 시작되며 지방 세포(adipocyte)의 괴사(necrosis)를 유발할 수 있다고 하였다.^(14,15)

본 연구를 통해 초음파 스케일러의 치아 스케일링 실험을 통해 환자에게 문제를 유발시킬만한 온도를 발생시키진 않은 것으로 판단되었다. 즉, 본 초음파 수술기를 이용하는 것은 온도에 의한 안정성에는 문제가 없다는 것을 보여주었다.

3.3 소음 발생에 대한 측정 결과

초음파 기기의 성능 지표에서 소음 측정 결과도 요구될 수 있는 조건 중의 하나이다. 소음 측정 실험에 대한 기준은 공동 주택의 소음 측정 기준 KS C 1502에서 정한 것을 토대로 창호 등의 개구

로부터 1 m 떨어진 거실 안에서 측정하는 방법을 택하여 수행하였다. 그래서 실험실 단위의 공간에서 실험 장치를 기준으로 좌, 우, 앞, 뒤, 위의 1 m 거리에서 초음파 스케일러의 이동이 없이 구동 소음에 대해 측정해보았다. 구동 조건은 최대 출력 조건에서 수행되었다. 초기 구동 전 초음파 스케일러의 위치에서 소음 측정 결과, 39.8 dB로 측정되었다. 구동 후 초음파 스케일러의 소음 측정에 대한 평균값은 대략 59.7 dB로 확인되었다. 소음진동관리법 시행규칙 별표 8에 규정된 생활소음, 진동의 규제기준에는 주간에는 65 dB이하라고 되어 있다. 구동 시 초음파 스케일러의 소음 측정 결과와 비교해보면 안정적인 수준이라고 볼 수 있었다. 즉, 초음파 스케일러 기기의 사용상의 소음에 대한 성능은 문제가 되지 않는 것을 확인할 수 있었다. 높은 출력과 장시간으로 시술을 하는 것은 환자에게 소음으로 체감할 수 있기 때문에 낮은 출력이나 짧은 시간 동안 시술을 진행하는 것이 필요하다고 사료된다.

4. 결 론

본 연구에서는 치과 치료용 초음파 스케일러의 개발에 의한 성능 평가를 위해 핸드피스 이송 시스템을 이용하여 환경 설정에 따른 치아 손상 정도를 관찰하였다. 그리고 치아 시편 및 핸드피스에서 발생할 수 있는 온도 분포를 확인하였고 스케일러를 구동하여 발생할 수 있는 소음에 대해 측정해보았다. 그 결과, 작업 하중 및 초음파 기기의 파워/부스트 출력을 최대로 높게 하면 치아 표면의 손상을 높일 우려가 있다고 판단되었다. 시술 시 온도 분포는 핸드피스와 팁 그리고 치아에 공급되는 주수 시스템에 의해 뼈 및 주변 조직에 손상을 입히지는 않는 것으로 확인되었다. 그리고 소음 측정을 통해 구동 시 초음파 기기의 소음 정도는 생활 소음 측정 기준보다 낮아 큰 문제가 없는 것으로 사료되었다. 하지만 높은 출력과 장시간대의 사용은 환자에게 불편함을 초래할 수 있을 것이라고 여겨지기 때문에 사용상의 각별한 주의는 항상 필요하다고 판단된다.

후 기

이 논문은 미래창조과학부/연구개발특구진흥재단에서 시행한 2013 년 대구연구개발특구 특구기술사업화사업의 지원을 받아 수행된 연구임.

참고문헌

(Reference)

- (1) Brusati, R. and Gianni, A. B., 2005, "Anterior Mandibular Apical Base Augmentation in the Surgical Orthodontic Treatment of Mandibular Tetrusion," *International Journal of Oral Maxillofacial Surgery*, Vol. 34, pp. 846~850.
- (2) Lee, J. -H., Oh, J. -M. Hong, Y. W., Kim, S. K., Paik, J. H., Lee, Y. -J., Lee, J. -B. and Lee, S. -D., 2012, "Design and Evaluation of Ultrasonic Bone Surgical Instruments for Dental Application," *Journal of the Korean Institute Electrical Electronic Material Engineers*, Vol. 25, No. 12, pp. 990~995.
- (3) Harder, S., Wolfart, S., Mehl, C. and Kern, M., 2009, "Performance of Ultrasonic Devices for Bone Surgery and Associated Intraosseous Temperature Development," *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, Vol. 24, No. 3, pp. 484~490.
- (4) Hong, J. W., 2013, "Effect of Wear on Tooth Surface and Efficiency of New Ultrasonic Scaler Tip," *School of Dentistry, Master's Degree, Seoul National University*.
- (5) Sa, M. -W., Shim, H. -R., Ko, T. -J., Lee, J. M. and Kim, J. Y., 2016, "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.
- (6) Dentkos, T. R. and Berzins, D. W., 2008, "Evaluation of Cutting Efficiency of Orthograde Ultrasonic Tips by Using a Nonstatic Model," *Journal of Endodontics*, Vol. 34, pp. 403~405.
- (7) Lea, S. C., Felver, V., Landini, G. and Walmsley, A. D., 2009, "Ultrasonic Scaler Oscillations and Tooth-surface Defects," *Journal of Dental Research*, Vol. 88, No. 3, pp. 229~234.
- (8) Sa, M. -W., Ko, T. -J., Jeon, G. S., Lee, J. M. and Kim, J. Y., 2016, "A Study on Evaluation of Bone Cutting and Teeth Scaling using Dental Ultrasonic Surgery Unit," *Proceedings of KSME*, pp. 126~126.
- (9) Bergenholtz, G. and Lindhe, J., 1978, "Effect of Experimentally Induced Marginal Periodontitis and Periodontal Scaling on the Dental Pulp," *Journal of Clinical Periodontology*, Vol. 5, pp. 59~73.
- (10) Teughels, W., Van, Assche N., Sliepen, I. and Quirynen, M., 2006, "Effect of Material Characteristics and/or Surface Topography on Biofilm Development," *Clinical Oral Implants Research*, Vol. 7, Suppl 2, pp. 68~81.
- (11) Stambaugh, R. V., Dragoo, M., Smith, D. M. and Carasali, L., 1981, "The Limits of Subgingival

- Scaling," *The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, Vol. 1, No. 5, pp. 30~41.
- (12) Baek, S. H., Shon, W. J., Bae, K. S., Kum, K. Y., Lee, W. C. and Park, Y. Se., 2012, "Evaluation of the Safety and Efficiency of Novel Metallic Ultrasonic Scaler Tip on Titanium Surfaces," *Clinical Oral Implants Research*, Vol. 23, pp. 1269~1274.
- (13) Kwon, Y. D., Jang, S. H., Park, S. H. and Lee, S. W., 2009 "Stress Analysis of Hybrid Implant Using Finite Element Method," *Trans. Korean Soc. Mech. Eng. A*, Vol. 32, No. 3, pp. 290~296.
- (14) Grunder, U. and Strub., J. R., 1986, "Die Problematik der Temperaturehöhung Beim Bearbeiten des Knochens Mit Rotierenden Instrumenten/eine Literaturübersicht," *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, Vol. 96, No. 8, pp. 956~959.
- (15) Eriksson A. R., Albrektsson, T. and Albrektsson, B., 1984, "Heat Caused by Drilling Cortical Bone: Temperature Measured in Vivo in Patients and Animals," *Acta Orthopaedica Scandinavica*, Vol. 55, No. 6, pp. 629~631.