

저작압 측정장치의 개발과 치근단 질환 진단에의 응용

이건희, 이인복*

서울대학교 치의학대학원 치학연구소,
치과보존학교실 치과용 복합재료 및 생역학 연구실

Development of a new bite force measurement device and its application in the diagnosis of periapical disease

*Keon-Hee Lee, In-Bog Lee**

*Department of Conservative Dentistry and Dental Research Institute
School of Dentistry, Seoul National University, Seoul, Republic of Korea*

The purpose of this study was to develop a new bite force measurement device with a force sensing resistor (FSR), and to evaluate its usefulness in the diagnosis of periapical disease. The principle of this device is based on a decrease in resistance when force is applied to the sensor. The resistance is changed into voltage, processed and displayed on an LCD monitor. The relationship between the force applied to the device and the output value was analyzed using the U-Mechanics Analyser (IB Systems, Seoul, Korea). The bite forces of teeth with apical periodontitis and those without periodontitis on the opposite side were measured and compared. The output value was expressed as a logarithmic function of force, or the force was represented as an exponential function of output value. Teeth with apical periodontitis showed relatively lower bite force, and the reduction rate ranged from 18.5% to 40.7%. Based on these results, it is suggested that the newly developed bite force measurement device can quantitatively measure the bite force of individual teeth, and can be useful in the diagnosis of periapical disease.

Keywords : Bite force measurement device, Force sensing resistor, Periapical disease, Diagnosis

Keon-Hee Lee (ORCID: 0009-0005-0376-9290)

*Correspondence: In-Bog Lee (ORCID: 0000-0001-0002-0003)
101, Daehak-ro, Jongro-gu, Seoul, 03080, Korea
Affiliation: Department of Conservative Dentistry and Dental Research Institute, School of Dentistry, Seoul National University
Tel.: +82-2-2072-3953, Fax: +82-2-2072-3859, Email: inboglee@snu.ac.kr

Received : Mar, 01, 2024; Revised : Mar, 15, 2024; Accepted : Mar, 18, 2024

서론

치아의 상태를 진단하는 검사에는 시진, 타진, 촉진, 동요도 검사, 저작 검사뿐만 아니라 전기 치수 검사, 온도 검사, 치주 탐침과 같은 다양한 종류가 있다. 이 중 저작 검사는 파절이나 균열 치아를 찾는 데 유용하며, 환자의 자발적인 저작으로 인한 반응을 평가하는 것이기에 술자의 검사 능력이 결과에 거의 영향을 미치지 않는 장점이 있다. 하지만 현재 진료실에서 시행되는 저작 검사는 저작 시 환자의 주관적인 통증 유무만을 평가하는 정성적인 방법이며, 저작 능력을 객관적으로 평가하기에는 어려움이 있다. 이를 위해서는 환자의 저작압을 정량적으로 평가하는 추가 장비가 필요하다.

저작압은 저작 시에 상하악 치아와 저작근, 골격의 상호작용으로 인해 발생하는 힘으로 정의된다(1). 저작압에 영향을 미치는 요소에는 연령, 성별, 근육의 활성화도, 턱관절의 기능, 치아의 위치, 치주 및 치근단 질환, 미세 치아 파절 등이 있다. 저작압의 평가는 중요한 의의를 가지는데, 치아의 교모, 보철물의 수명, 치주 및 치근단조직의 건강, 턱관절 장애 등과 연관되어 있어 그 진단에 도움을 줄 수 있다(2-5). 증가된 치주낭의 깊이 및 치주염의 발병이 저작력의 감소와 관련이 있으며, 비가역적 치수염 상태인 치아에서 저작 강도가 상대적으로 낮다고 보고되었다(4, 6, 7). 한편 균열치로 진단된 환자에서 상대적으로 높은 교합 강도를 보여 강한 교합력과 치아균열증후군 간의 양의 상관관계가 밝혀졌다(8). 이와 같이 저작압의 측정은 치아 상태의 진단에 활용될 수 있을 뿐만 아니라, 더 나아가 치료 후 치아의 기능 회복 정도를 객관적으로 수치화하여 치료의 결과를 평가하고 그 예후의 분석에도 활용할 수 있다.

이에 따라 저작압을 측정하기 위한 다양한 방법들이 개발되고 있다. 1681년 Borelli가 악력 측정계(gnathodynamometer)를 이용해 특정 무게가 부착된 줄을 하악에 올려놓고 턱을 다물도록 하는 방법으로 저작압을 측정한 것이 그 시초이다(9). 이후 기존의 장치를 수정하거나, 새로운 장치를 개발하는 시도들이 있었는데, 지레-스프링, 마노미터 스프링과 지레, 마이크로

미터 장치 등이 그 중 하나이다(10). 최근에는 전자 장비를 이용해 저작압을 측정하는 장치들이 개발되고 있으며, 주로 트랜스듀서(transducer)를 사용하여 물리적인 힘을 전기적 에너지로 변환하는 원리가 이용된다. 그 종류에는 변형-게이지(strain-gauge), 압전(piezoelectric), 압력(pressure), 압저항(piezoresistive: FSR, force sensitive resistor) 트랜스듀서 등이 있다(11).

변형-게이지 트랜스듀서는 일반적으로 금속 플레이트 혹은 bite fork에 부착되어 있으며, 대상 물체의 변형이 일어나면 저항값의 변화가 생기고 이에 따른 전압의 변화를 무게로 환산하는 원리이다. 이것은 크기가 작고 정확성이 높으나, bite fork의 위치에 따른 결과값의 차이가 크고, 딱딱한 센서 표면으로 인해 환자가 저작하기 불편하다는 단점이 있다. 해당 원리의 장치 중 하나인 IDDK (Kratos, Cotia, Sao Paulo, Brazil)는 저작압을 측정하는 다양한 연구에 활용되고 있다. 구개열과 구순열이 있는 어린이를 대상으로 저작압을 측정하거나, 하악과두 골절 수술 전, 후 저작압을 측정하여 환자의 저작 기능 회복 정도를 평가하는데도 이용되었다(12, 13).

압전 트랜스듀서의 원리는, 석영과 같은 결정체 물질이 외부 힘을 받았을 때 그에 비례하는 표면의 변화가 일어나 전하가 생성되고, 회로에 의해 증폭되어 외부 힘에 비례하는 전기 출력이 생성되는 것이다(14). 대표적인 예로, 임상에서 흔히 사용되는 T-Scan (Tekscan, Inc., South Boston, MA, United States) 시스템은 그리드-기반 센서를 이용해 1초당 100회의 속도로 교합점의 강도, 넓이, 형태 등을 분석하는 장치이다. 인접 접촉점 간의 상대적인 압력 크기는 측정이 가능하나, 저작압의 전체 크기를 측정함에 있어서는 정확성의 보완이 필요하다고 보고되었다(15, 16).

압력 트랜스듀서는 액체나 기체의 압력을 전기적 신호로 바꾸는 장치이다. 액체 혹은 유체로 채워진 공간이 외부의 압력을 받으면, 내부 압력이 증가해 압력 게이지로 전달된다. GM10 (Nagano Keiki, Japan)은 유압 게이지와 비닐 소재의 교합 부분으로 구성되어 있는 장치로, 최대 1000 N의 저작압까지 측정이 가능하고(17), 정확성과 재현성이 높은 것으로 보고되었다(18-20).

압저항 트랜스듀서의 원리는, 단결정 실리콘 소재가 힘을 받으면 저항이 변화하고, 힘에 비례하는 전기 신호가 출력되는 것이다(11). 이를 이용한 장치인 Flexiforce (Tekscan, South Boston, MA, United States)는 압저항 로드셀과 저항 변화를 감지하는 부분으로 구성되어 있으며, 최대 4500 N까지 측정이 가능하다(21). 센서의 민감도와 안정성이 높고 크기가 작아 대량 생산이 가능해 널리 사용되나(22, 23), 다른 종류의 로드셀에 비해 정확도가 떨어진다고 보고되었다(24).

1981년 개발된 Prescale system(GC Co. Ltd, Japan)은 압력 감지 필름(Prescale)과 분석 장비(Occluzer)로 구성되어 있다. 필름을 저작하면 압력을 받은 부위에 붉은색 점이 생기며, 저작압의 총합이 객관적인 수치로 나타난다(25). 압력 감지 필름의 두께가 얇아 교합고경의 변위가 거의 없이 최대감합위(intercuspal position) 상

태의 교합력을 측정 가능하며 결과의 재현성이 높다는 장점이 있다고 보고되었다(26).

이렇듯 다양한 저작압 장치의 개발에도 불구하고 현재 진단 과정에서 저작압의 측정을 사용하는 것은 보철 및 교정 분야에 한정되어 있을 뿐, 치주 및 치근단 질환의 진단에는 거의 활용되고 있지 않다. 또한 국내에는 현재까지 상용화된 소형의 저작압 측정 장치가 개발되지 않아 진료실에서 저작압의 객관적인 측정이 어려운 실정이다. 이에 본 연구에서는 압저항 감지 센서를 이용해 새롭게 개발한 저작압 측정 장치를 이용해 가해진 힘에 따라 출력되는 전압을 수치화하여 저작압을 측정하였다. 이를 통해 저작압을 객관적인 수치로 비교하여 치근단 질환을 진단하고, 치료 결과의 평가 시에 참고할 수 있는 장비로서의 유용성을 평가하고 개선할 점을 발견하고자 하였다.

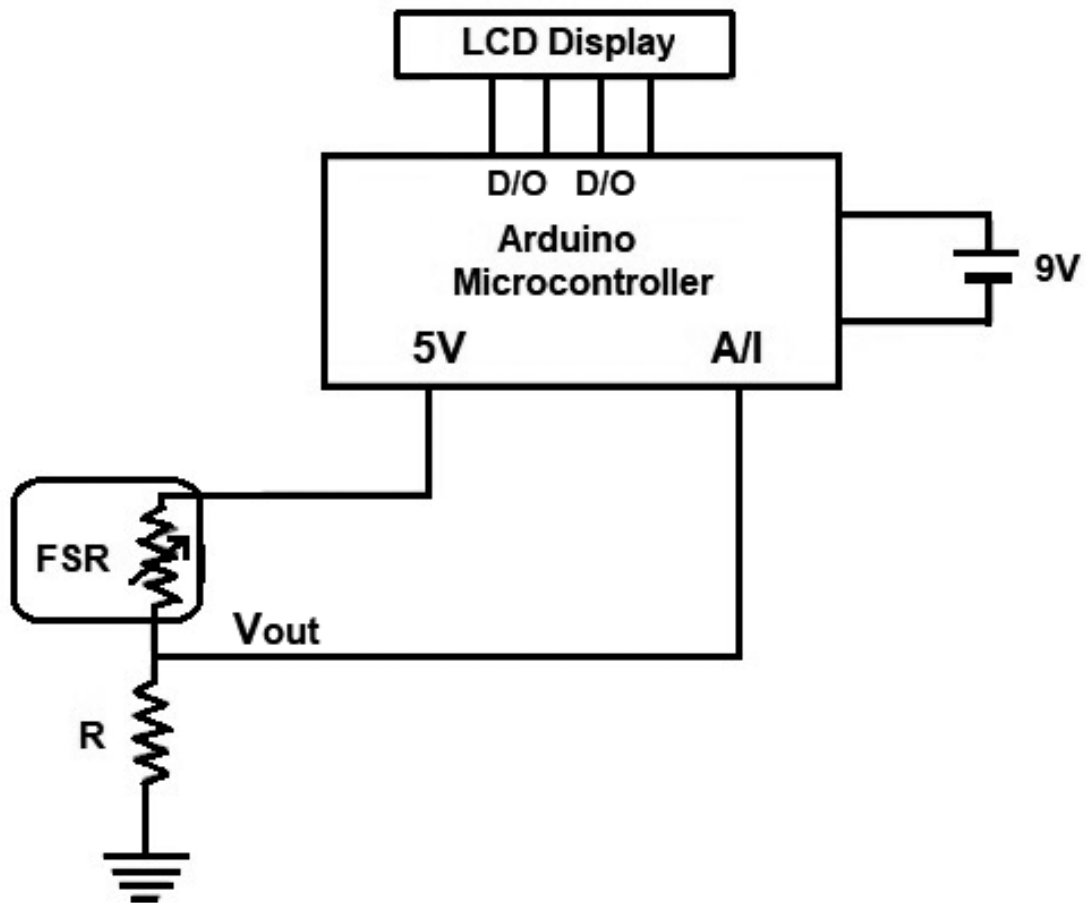


Figure 1. Schematic diagram of the bite force measurement device.

재료 및 방법

1. 저작압(bite force) 측정 장치의 구조

저작압 측정 장치의 구조는 Figure 1과 같다. 압저항 감지 센서인 FSR (force sensing resistor, QA6P, Marveldex, Gyeonggi, Korea)에 저작에 의한 압력이 가해지면, 5V 전원과 저항 R로 구성된 전압분배기를 거친다. 전압분배기의 원리에 따라, 출력 전압(V_{out})은 전체 전압에 대한 각 저항의 비율을 고려하여 전압을 나눈 값이다. 즉, Figure 1에서 $V_{out} = V \cdot R / (R + R_{FSR})$ 으로 계산할 수 있다. FSR에 가해지는 압력이 증가해 저항이 감소하면 출력 전압은 증가하게 된다. 이 신호는 Arduino 마이크로컨트롤러(Arduino, Turin, Italy)의 analog input (A/I) 단자로 입력된다. 이후 10 bit A/D 변환기를 거쳐 수치화된 후 적절한 처리과정(곱셈 및 선형화, multiplication and linearization)을 거쳐 LCD Display에 가시화된다.

2. 힘(load) – 측정값(measured value) 관계의 측정

압저항 감지 센서 FSR에 가해진 힘과 출력값 사이의 관계를 알아보기 위해 제작된 저작압 측정장비의 힘-출력값 관계를 구하였다.

U-Mechanics Analyser (IB Systems, Seoul, Korea)의 로드셀 위에 저작압 측정 장치의 압저항 감지 센서를 놓은 후, 0.3-15 kg의 load를 순차적으로 가한 후 LCD 화면에 나타나는 값을 기록하였다(Figure 2).

3. 치근단 치주염(apical periodontitis)을 가진 치아에 대한 저작압 측정

서울대학교 치과병원 치과보존과에 내원한 환자들 중 30~60대 환자 5명(남자 3명, 여자 2명)을 대상으로 환자 동의 하에 측정을 시행하였다. 본 연구에서 사용한 장비는 신체적 변화가 따르지 않는 단순 접촉 측정 장비이며, 연구대상자 동의 하에 개인식별정보를 모으지 않는 최소위험 연구인 바 IRB 심의를 거치지 않았다. 방사선 사진 상 치근단 부위의 방사선 투과상이 관찰되어 치근단 치주염으로 진단된 치아를 대상으로 저작압 측정 장치

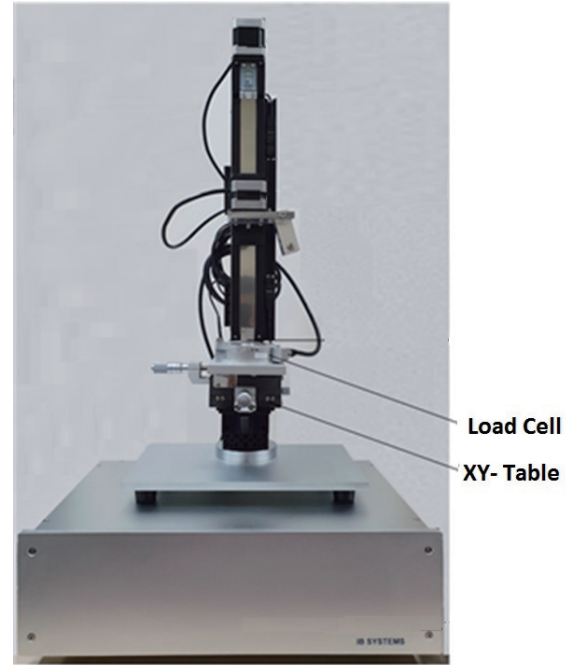


Figure 2. The U-Mechanics Analyser for obtaining a load-output relationship.

를 이용해 저작압을 측정하였다. 대합치가 존재해 해당 치아의 저작이 가능하며, 치근단 치주염으로 진단되지 않은 좌우 반대편 치아가 존재하는 경우에 한해 대상을 선정하였다. 장치의 Tooth Slooth (Professional Results Inc, Tennessee, US) 부위에 감염 방지를 위해 플라스틱 필름을 장착한 후, 검사하고자 하는 치아의 중심구 (central groove)에 측정 장치의 Tooth Slooth의 돌출된 부위를 위치시켰다. 환자가 저작할 수 있는 최대한의 힘으로 저작하도록 하여 LCD 모니터 상에 표시된 Max_Force 값을 기록하였다. 이 때, 술자가 장치를 잡고 고정하여 측정 중 장치의 위치가 변동되지 않게 하였다. 치근단 치주염이 있는 치아와 그렇지 않은 좌우 반대편 치아를 각각 3회씩 측정하여 각 최대값을 기록하였다. 치근단 치주염이 없는 치아에 대한 치근단 치주염을 가진 치아의 저작압 감소율(reduction rate)은 다음과 같이 계산하였다.

$$\text{Reduction rate (\%)} = 100 \times (\text{Value}_{\text{Control}} - \text{Value}_{\text{Apical periodontitis}}) / \text{Value}_{\text{Control}}$$

결과

1. 저작압 측정 장치와 힘-측정값 사이의 관계

제작된 저작압 측정 장치의 외형은 Figure 3와 같다. 두께 3 mm, 폭 14 mm, 길이 75 mm인 두 장의 아크릴 판의 끝단 사이에 FSR 센서를 부착하였다. 치아의 교합면에 잘 위치시킬 수 있도록 Tooth Slooth 돌기 부분을 부착하였다. 교합압에 따른 저항변화를 읽어 내기 위해 Figure 1과 같이 회로를 구성하고 FSR 센서에 연결하였다(Figure 3).

힘(force) - 출력값(output value) 사이의 관계는 Figure 4와 같다.

회귀분석 결과, 출력값은 힘의 로그함수 $y=3.1813 \ln(x)+1.1099$ 로, 또는 힘은 출력값의 지수함수 $y=\text{Exp}(0.2865x)$ 로 표현되고, 상관계수(R^2)는 각각 0.9884, 0.9806로 잘 적합되었다.

Figure 4-(a), (b)와 같이 힘과 출력값의 관계가 비선형적이므로 비례 관계가 성립하지 않아 출력값으로부터 저작압을 추정하기가 직관적이지 않다. 따라서 센서로부터 출력 전압을 받아들인 다음, 위에서 얻어진 회귀식 지수함수 $y = \text{Exp}(0.2865x)$ 를 이용하여 선형화 한 다음 LCD로 출력하였다. 다음은 선형화를 거친 결과이다(Figure 5).

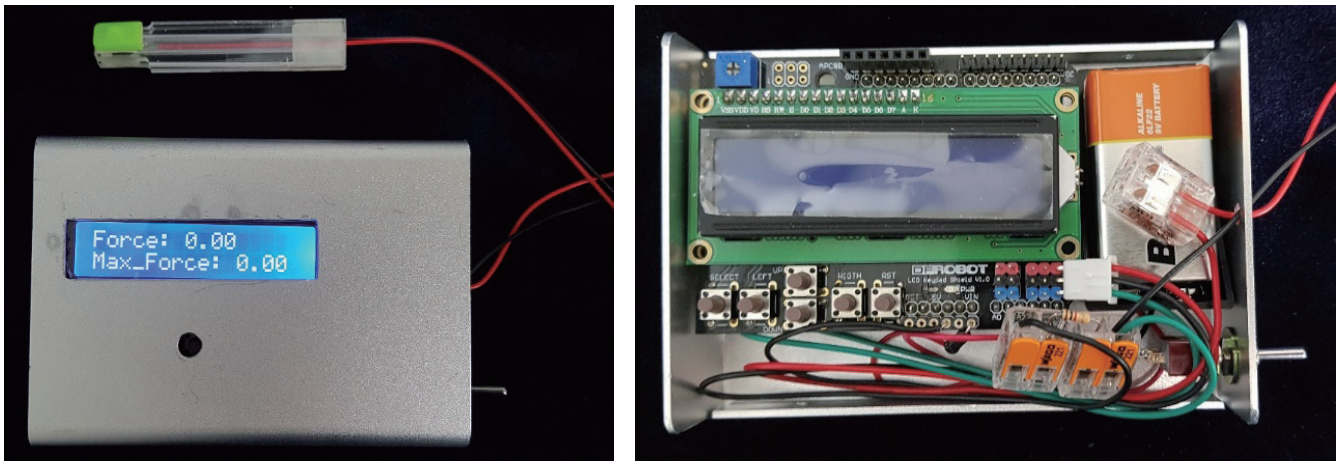


Figure 3. External and internal photos of the newly developed bite force measurement device.

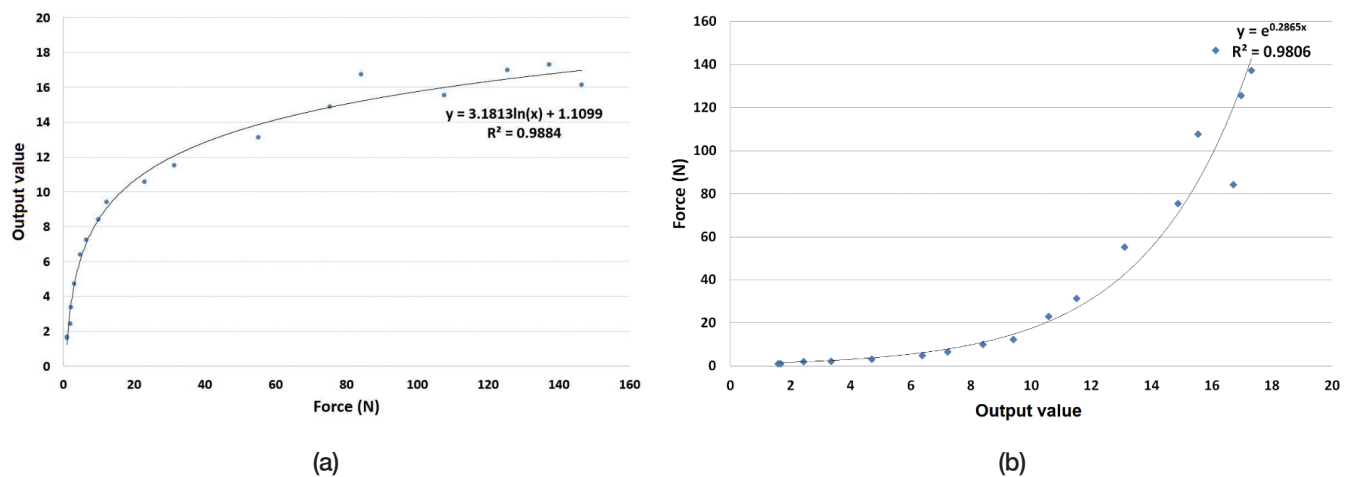


Figure 4. Force - output value characteristic of the bite force measurement device.

(a) Force (N) vs Output value, (b) Output value vs Force (N).

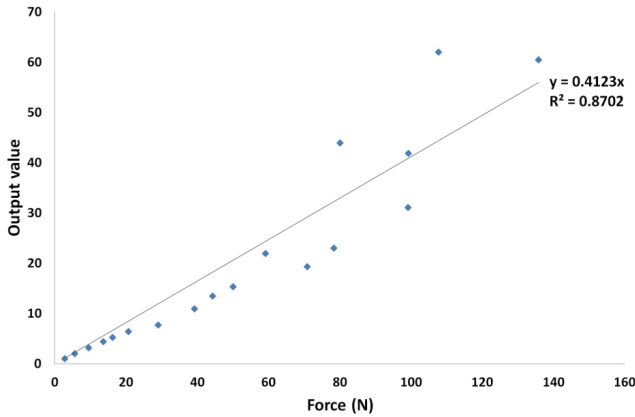


Figure 5. Force - Output value characteristic of the bite force measurement device after linearization.

2. 치근단 치주염을 가진 치아의 저작압

치근단 치주염을 가진 치아와 그렇지 않은 좌우 반대편 치아의 저작압을 측정된 결과는 Table 1과 같다. 모든 경우에서 치근단 치주염을 가진 치아의 저작압이 상대적으로 낮게 나타났고, 저작압 감소율의 평균은 28.7%이다.

고 찰

현재 진료실에서 시행되는 저작 검사는 환자의 주관적인 통증 유무만을 판단할 수 있으며, 객관적인 저작압을 평가할 수 없다는 한계가 있다. 환자의 저작압은 치아의 치주 및 치근단 상태, 교모, 턱관절 질환 등과 관계가 있

어 그 측정 및 평가는 임상적으로 중요한 의미를 가진다. 이에 본 연구에서 개발한 새로운 저작압 측정 장치를 이용해 저작압을 객관적으로 측정하고, 치근단 질환의 진단과 치료 결과의 평가에 활용할 수 있다.

새로운 저작압 측정 장치는 기존의 상용화된 장치와의 차별점 및 여러 장점을 가진다. 첫째로, 새로운 장치는 크기가 작고 휴대가 가능해 진료실에서 여러 환자들에게 간편하게 사용할 수 있다. 둘째, 장치에 부착된 Tooth Slooth의 돌출 부위를 이용해 치아의 중심구에 정확하게 위치시킬 수 있다. 좁은 면적의 교합 부분을 이용해 치아 전체의 저작압 뿐만 아니라 각 교두의 저작압도 측정이 가능하다. 장치의 Tooth Slooth에 해당하는 부위는 쉽게 탈부착이 가능하게 제작되어, 필요한 경우 다른 형태로 자유롭게 교체가 가능하다. 셋째, 장치의 LCD 화면을 통해 저작압을 실시간으로 측정 및 확인할 수 있다. 결과값에 대한 실시간 피드백이 가능해 만약 Tooth Slooth의 위치가 잘못되어 환자가 제대로 저작하지 못했을 경우 이에 대해 술자가 바로 인지할 수 있어 실험 과정에서 빠른 수정이 가능하다.

본 압저항 감지 센서를 이용하여 제작한 저작압 측정장치를 이용한 연구에서 힘과 출력값 사이의 관계를 분석한 결과 출력값은 힘의 로그함수, 힘은 출력값의 지수함수로 그 상관관계가 입증되었다. 힘에 따른 출력값을 나타낸 Figure 4-(a) 그래프를 보면, 초반에는 그래프의 경사가 급격하지만 후반으로 갈수록 점점 완만해진다. 이는 적은 힘이 가해졌을 때는 힘의 변화에 따라 출력값이 매우 민

Table 1. Measured values using the bite force measurement device for tooth with or without apical periodontitis

Patient	Control Tooth Tooth Number (Value)	Apical Periodontitis Tooth Number (Value)	Reduction Rate (%)
1	#24 (8,31)	#14 (5,13)	38,3
2	#44 (13,62)	#34 (11,10)	18,5
3	#37 (17,23)	#47 (12,69)	26,3
4	#17 (11,35)	#27 (6,73)	40,7
5	#16 (12,23)	#26 (9,85)	19,5

감하게 반응하지만, 어느 정도 이상의 큰 힘이 가해졌을 때는 그 민감도가 떨어진다는 것을 의미한다. 즉, 적은 힘에서는 작은 차이도 세밀하게 값으로 구분이 가능하지만, 큰 힘이 가해졌을 때는 실제로 힘 간의 차이가 크더라도 출력값의 차이는 적어, 출력값을 통한 힘의 추정이 정확하지 않을 수 있다. 이러한 한계를 극복하기 위해 소프트웨어로 선형화를 구현한 결과 Figure 5 와 같이 힘과 출력값이 비례하는 결과값을 LCD 모니터에 표시되도록 하여 저작압의 직관적인 추정을 가능하게 하였다.

치근단 치주염을 가진 치아와 그렇지 않은 좌우 반대편 치아의 저작압을 측정해 비교한 결과, 모든 환자에서 치근단 치주염을 가진 치아의 저작압이 상대적으로 낮은 값을 나타냈다. 저작압의 감소율은 18.5~40.7% 범위였으며, 이는 치근단 질환의 심도와 환자의 주관적 통증 역치 등에 영향을 받을 수 있다. 치근단 치주염에서 저작압이 낮게 나타난 것은, 저작 시 치근단에 분포한 통증수용체가 자극되어 통증을 전달하고, 이는 저작 중 손상 관련 자극을 신속하게 감지해 저작 억제 반응을 유발할 수 있기 때문이다(27). 이처럼 저작압의 측정은 치근단 치주염의 진단에 유용하게 활용될 수 있다.

본 연구 과정에서 느낀 한계점은, 저작압의 크기가 치아의 위치에 크게 영향을 받으며, 저작하는 각도에 따라서도 값이 크게 달라질 수 있다는 것이다. Tooth Slooth 부분을 치아의 중심구에 정확히 위치시키는 것이 정확한 결과 도출에 매우 중요하며, 이를 위해서는 숙련된 검사자가 필요하다. 또한 실험 과정에서 Tooth Slooth의 돌출된 부분을 중심구에 위치시키는 것이 대구치에서는 비교적 용이하였으나, 소구치와 같이 교합면의 면적이 좁은 치아에서는 상대적으로 어려웠다. 이를 개선하기 위해서는 소구치의 교합면에 더 잘 적합되는 모양이거나 혹은 부드러운 소재의 교합 부분으로 교체하는 방법도 고려할 수 있다. 본 장치에서 환자가 저작하는 부위의 두께는 약 13.5 mm로, 기존의 T-Scan 혹은 Prescale system 등과 비교했을 때 상대적으로 두꺼운 편이다. 따라서 최대감합위 상태의 저작압을 측정하기에는 어려움이 있다. 이 두께는 아크릴판 위에 Tooth Slooth의 돌기 부분까지 합한 것으로, 부착된 돌기 부분의 바닥을 얇게 잘라 두께

를 감소시키는 등의 해결책을 고려해볼 수 있다. 또한 실험 과정에서 한 치아의 저작압을 여러 번 측정하였을 때 결과의 재현성이 좋지 않고 각 측정값 사이에 편차가 있었다. 이는 장치에 사용된 압저항 감지 센서가 다른 로드 셀보다 상대적으로 낮은 정확성과 재현성을 가진 것과 관련이 있다. 압저항 감지 센서의 드리프트(drift)와 이력(hysteresis) 현상이 센서의 정확성과 재현성에 부정적인 영향을 일으킨다고 보고된 바 있다(28).

Takaki 등 (2014)의 연구에 따르면 성인의 평균 저작압은, 남성은 약 285.01 N, 여성은 약 253.99 N으로, 남성이 여성에 비해 31.01 N 높은 것으로 보고되었다(29). 구강 질환의 존재에 따라 저작압이 영향을 받을 수 있는데, 치주 질환, 치근단 질환, 턱관절 질환 등을 가진 치아에서 상대적으로 저작압이 낮다고 보고된 바 있다. 이를 통해 반대로 치료 후 저작압을 측정하여 구강 기능의 회복 정도를 평가할 수도 있다. 그 예로, Subramaniam (2016), Rodrigues (2020) 등의 연구에서 우식 치아의 치료 전후 저작압을 비교한 결과 치료 후 저작압이 증가하였다(30, 31). 또한 Pepato (2014) 등은 하악과두 골절 수술 전과 2개월 후 저작압을 측정한 결과 수술 전에 비해 저작압이 증가함을 관찰하였다(13).

현재 진단 영역에서 저작압의 측정을 활용한 사례는 다음과 같다. Kitafusa (2004) 등은 Prescale 장치를 이용해 부정교합의 종류별 저작력과 교합 면적을 측정해 교합 패턴을 분석, 부정교합의 진단에 활용하였으며, T-Scan을 이용한 교합점과 저작력의 측정이 교정치료 전 환자 분석에 사용될 수 있다고 역시 보고되었다(32, 33). Flanagan (2017)의 연구에서는 저작압 측정을 통해 임플란트 식립과 보철치료 전 환자의 저작력을 평가해 치료계획 수립에 활용할 수 있음을 보여주었다(34). 이처럼 진단 영역에서 저작압 측정의 활용은 현재까지 대다수가 보철 및 교정 분야에 한정되어 있다. 하지만 다수의 연구에서 치주 및 치근단 질환과 저작압의 관련성이 보고되고 있으며, 다양한 저작압 측정 장치의 개발과 더불어 그 활용 분야가 넓어짐에 따라 추후 보존, 치주 분야에서도 저작압의 측정을 진단에 널리 활용할 수 있을 것이라 사료된다.

본 연구에서 새로 개발한 저작압 측정 장치는 치근단 질환의 진단에 많은 도움을 줄 수 있을 것이라 여겨지며, 향후 본 장치를 균열치나 치주 질환 등 다양한 질환의 진단에도 활용할 수 있을 것이다. 이를 위해서는 장치에 사용된 센서의 정확성을 개선하고, 장치의 교합 부분 형태 수정 등의 추가 연구가 필요할 것으로 사료된다.

결론

본 연구에서는 압저항 감지 센서를 사용한 새로운 저작압 측정 장치를 개발하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 출력값은 힘의 로그함수, 또는 힘은 출력값의 지수함수로 표현되었다.
2. 치근단 치주염을 가진 치아의 저작압이 상대적으로 낮았으며, 저작압 감소율은 18.5~40.7% 범위였다.
3. 새롭게 개발한 저작압 측정 장치를 이용하여 개개 치아의 저작압을 정량적으로 측정할 수 있으며, 이를 치근단 질환의 진단에 유용하게 사용할 수 있을 것으로 사료된다.

참고문헌

1. Bakke M. Bite force and occlusion. *Semin Orthod.* 2006;12(2):120–6.
2. Jain V, Vijay Prakash Mathur, Kumar A. A preliminary study to find a possible association between occlusal wear and maximum bite force in humans. *Acta Odontol Scand.* 2012;71(1):96–101.
3. Flanagan D. Bite force and dental implant treatment: a short review. *Med Device.* 2017; Volume10:141–8.
4. Okada T, K. Ikebe, C. Inomata, Takeshita H, M. Uota, Mihara Y, et al. Association of periodontal status with occlusal force and food acceptability in 70-year-old adults: from SONIC Study. *J Oral Rehabil.* 2014;41(12):912–9.
5. Todic J, Martinovic B, Pavlovic J, Tabakovic S, Staletovic M. Assessment of the impact of temporomandibular disorders on maximum bite force. *Biomed Pap.* 2019; 163(3):274–8.
6. Kosaka T, Ono T, Yoshimuta Y, Kida M, Kikui M, Nokubi T, et al. The effect of periodontal status and occlusal support on masticatory performance: the Suita study. *J Clin Periodontol.* 2014;41(5):497–503.
7. Shoji Y, Yusof MYPM, Idris RIB, Mitirattanakul S. Bite force of patients with tooth pain. *Clin Exp Dent Res.* 2022;8(5):1213–7.
8. Ahn DG, Choi JW, Kim YS, Pyo SW, Kim HK. Analysis of relationship between cracked tooth syndrome and occlusion using Q-ray and T-scan. *J Korean Adv Prosthodont.* 2021;59(3):271–1.
9. Koc D, Dogan A, Bek B. Bite Force and Influential Factors on Bite Force Measurements: A Literature Review. *Eur J Dent.* 2010;04(02):223–32.
10. Ortuğ G. A new device for measuring mastication force (Gnathodynamometer). *Ann Anat.* 2002;184(4):393–6.
11. Gu Y, Bai Y, Xie X. Bite Force Transducers and Measurement Devices. *Front Bioeng Biotechnol.* 2021; 9:665081.
12. Garcia MA, Rios D, Honório HM, Trindade-Suedam IK. Bite force of children with repaired unilateral and bilateral cleft lip and palate. *Arch Oral Biol.* 2016;68:83–7.
13. Pepato AO, Palinkas M, Regalo SCH, de Medeiros EHP, de Vasconcelos PB, Sverzut CE, et al. Effect of Surgical Treatment of Mandibular Fracture. *J Craniofac Surg.* 2014;25(5):1714–20.
14. Verma TP. Bite Force Recording Devices - A Review. *J Clin Diagn Res.* 2017
15. Throckmorton GS, Rasmussen J, Caloss R. Calibration of T-Scan® sensors for recording bite forces in denture patients. *J Oral Rehabil.* 2009;36(9):636–43.
16. Cerna M, Ferreira R, Zaror C, Navarro P, Sandoval P. Validity and reliability of the T-Scan® III for measuring force under laboratory conditions. *J Oral Rehabil.* 2015;

- 42(7):544–51.
17. Mostafa Ahmed Ibraheem E, Mostafa Esmat El-sisy A. Comparing maximum bite force for diabetic patients wearing two different types of removable partial dentures: a randomized cross-over study. *Int J Adv Res.* 2020;08(04):198–204.
 18. AL-Omiri MK, Sghaireen MG, Alhijawi MM, Alzoubi IA, Lynch CD, Lynch E. Maximum bite force following unilateral implant-supported prosthetic treatment: within-subject comparison to opposite dentate side. *J Oral Rehabil.* 2014;41(8):624–9.
 19. Iwasaki M, Yoshihara A, Sato N, Sato M, Minagawa K, Shimada M, et al. A 5-year longitudinal study of association of maximum bite force with development of frailty in community-dwelling older adults. *J Oral Rehabil.* 2018;45(1):17–24.
 20. Serra CM, Manns AE. Bite force measurements with hard and soft bite surfaces. *J Oral Rehabil.* 2013;40(8): 563–8.
 21. Pais Clemente M, Mendes J, Cerqueira J, Moreira A, Vasconcelos M, Pinhão Ferreira A, et al. Integrating piezoresistive sensors on the embouchure analysis of the lower lip in single reed instrumentalists: implementation of the lip pressure appliance (LPA). *Clin Exp Dent Res.* 2019;5(5):491–6.
 22. Freeman PW, Lemen CA. Measuring Bite Force in Small Mammals with a Piezo-resistive Sensor. *J Mammal.* 2008;89(2):513–7.
 23. Valentim AF, Furlan RMMM, Perilo TV de C, Berbert MCB, Motta AR, Casas EB de L, et al. Evaluation of the force applied by the tongue and lip on the maxillary central incisor tooth. *Codas.* 2014;26(3):235–40.
 24. Athavale ON, Niranchan Paskaranandavadivel, Angeli TR, Recep Avci, Cheng LK. Design of Pressure Sensor Arrays to Assess Electrode Contact Pressure During In Vivo Recordings in the Gut. *Proceedings of the 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC); 2020 Jul 20-24;Montreal, QC, Canada*
 25. Ho Keun Kwon, Ja Hea Yoo, Young Sook Kwon, Baek Il Kim. Comparison of bite force with dental prescale and unilateral bite force recorder in healthy subjects. *J Korean Adv Prosthodont.* 2006;44(1):103–11.
 26. Adachi K, Yamamoto H, Watanabe R, Masatoshi Iwahori, Miyao M, Yamauchi M. Reproducibility of the Newly Developed Dental Prescale II System and Bite Force Analyzer for Occlusal Measurements. *Gifu Shika Gakkai Zasshi.* 2020;46(3):123–6.
 27. McGrath PA, Sharav Y, Dubner R, Gracely RH. Masseter inhibitory periods and sensations evoked by electrical tooth pulp stimulation. *Pain.* 1981;10(1):1–17.
 28. Velásquez EIG, Gómez V, Paredes-Madrid L, Colorado HA. Error compensation in force sensing resistors. *Sens Biosensing Res.* 2019;26:100300.
 29. Vieira M, Bommarito S, Takaki P. Maximum Bite Force Analysis in Different Age Groups. *Int Arch Otorhinolaryngol.* 2014;18(03):272–6.
 30. Subramaniam P, Babu KG, Ifzah. Effect of Restoring Carious Teeth on Occlusal Bite Force in Children. *J Clin Pediatr Dent.* 2016;40(4):297–300.
 31. Rodrigues M de P, Soares PBF, Gomes MAB, Pereira RA, Tantbirojn D, Versluis A, et al. Direct resin composite restoration of endodontically-treated permanent molars in adolescents: bite force and patient-specific finite element analysis. *J Appl Oral Sci.* 2020;28.
 32. Yukio Kitafusa. Application of “Prescale” as an aid to clinical diagnosis in orthodontics. *Bull Tokyo Dent Coll.* 2004;45(2):99–108.
 33. Trpevska V, Kovacevska G, Benedeti A, Jordanov B. T-Scan III System Diagnostic Tool for Digital Occlusal Analysis in Orthodontics – a Modern Approach. *Prilozi.* 2014;35(2):155–60.
 34. Flanagan D. Bite force and dental implant treatment: a short review. *Med Device.* 2017;Volume 10:141–8.

저작압 측정장치의 개발과 치근단 질환 진단에의 응용

이건희, 이인복*

서울대학교 치의학대학원 치학연구소,
치과보존학교실 치과용 복합재료 및 생역학 연구실

본 연구의 목적은 압저항 감지 센서를 이용해 새롭게 개발한 저작압 측정 장치를 이용한 저작압의 객관적인 측정과, 이를 통한 치근단 질환의 진단에의 유용성을 평가하는 것이다. 본 장치의 원리는, 압저항 감지 센서에 힘이 가해지면 저항이 감소하고 이를 출력 전압의 형태로 적절한 처리 과정을 거쳐 LCD 모니터에 출력하는 것이다. 장치에 가해지는 힘과 출력값의 관계를 U-Mechanics Analyser (IB Systems, Seoul, Korea)를 이용하여 분석하였다. 치근단 치주염을 가진 치아와 그렇지 않은 반대편 치아의 저작압을 측정하여 비교하였다. 출력값은 힘의 로그함수, 또는 힘은 출력값의 지수함수로 표현되었다. 치근단 치주염을 가진 치아의 저작압이 상대적으로 낮았으며, 저작압 감소율은 18.5 ~ 40.7% 범위였다. 이상의 결과로 미루어 볼 때, 새롭게 개발한 저작압 측정 장치를 이용하여 개개 치아의 저작압을 정량적으로 측정할 수 있으며, 이를 치근단 질환의 진단에 유용하게 사용할 수 있을 것으로 사료된다.

색인단어: 저작압 측정장치, 압저항 감지 센서, 치근단 질환, 진단
