

2007년 2월  
박사학위 논문

디지털 방식의 인접면 접촉 강도  
측정 장치의 개발 및 평가

조선대학교 대학원

치 의 학 과

최 우 진

# 디지털 방식의 인접면 접촉 강도 측정 장치의 개발 및 평가

Evaluation and developmnt of digital device for measuring  
proximal tooth contact tightness

2007년 2월 23일

조선대학교대학원

치 의 학 과

최 우 진

# 디지털 방식의 인접면 접촉 강도 측정 장치의 개발 및 평가

지도교수 오 상 호

이 논문을 치의학 박사학위 신청 논문으로 제출함

2006년 10월

조선대학교대학원

치 의 학 과

최 우 진

# 최우진의 박사학위 논문을 인준함

위원장	조선대학교 교수 정재현 인
위원	조선대학교 교수 강동완 인
위원	부산대학교 교수 임장섭 인
위원	조선대학교 교수 정문진 인
위원	조선대학교 교수 오상호 인

2006년 12월

조선대학교 대학원

# 목 차

ABSTRACT .....	iv
I. 서 론 .....	1
II. 재료 및 방법 .....	3
III. 결과 .....	7
IV. 고찰 및 토의 .....	9
V. 결 론 .....	12
참고문헌 .....	13

# 표 목 차

Table 1. Values of proximal contact tightness .....	8
---	---

# 도 목 차

Fig. 1. Measuring device. ....	3
Fig. 2. Diagram of the measuring system. ....	3
Fig. 3. Measuring device - measuring part. ....	5
Fig. 4. Measurement of proximal contact tightness between the left second molar and first molar in the mandible. ....	6
Fig. 5. Result of calibration. ....	7
Fig. 6. Mean values and standard deviation of proximal tooth contact tightness for circadian. Significant correlation could not be found for any of the values in each subject. ....	8

# ABSTRACT

## *Evaluation and development of digital device for measuring proximal tooth contact tightness*

Woo-Jin Choi

Advisor : Prof. Sang-Ho Oh, D.D.S., Ph.D.

Department of Dentistry

Graduate School of Chosun University

The proper contact relation between adjacent teeth in each arch plays an important role in the stability and maintenance of the integrity of the dental arches. Proximal contact has been defined as the area of a tooth that is in close association, connection, or touch with an adjacent tooth in the same arch. The aim of this study was to develop a digital device for measuring the proximal tooth contact tightness by pulling a thin stainless steel strip (2mm wide, 0.03mm thick) inserted between proximal tooth contact. This device consists of measuring part, sensor part, motor part and body part. The stainless steel strip was connected to a strain gauge. The strain gauge was designed to convert the frictional force into a compressive force. This compressive force was detected as an electrical signal and the electrical signal was digitalized by an A/D converter. The digital signals were displayed by a micro-processor. The measuring part



is moved by pushing a start button. The pulling speed was 8mm/s. For testing reliability of the device *in vivo*, two healthy young adults (A, B) participated in this experiment. The tightness of proximal tooth contact between the second premolar and the first molar of mandible (subject A) and maxilla (subject B) was measured fifteen times for three days at rest. We examined the accuracy of the device with a Universal Testing Machine. Output signals from the Universal Testing Machine and the measuring device were compared. Regression analysis showed high linearity between these two signal. *In vivo* test, no significant differences were found between measurements. This device has shown to be capable of producing reliable and reproducible results in measuring proximal tooth contact. Therefore, it was considered that this device was appropriated to apply clinically.

# I. 서론

인접면 접촉이란 동일 악궁에서 인접 치아와 연결 또는 접촉되는 치아의 한 부분<sup>1)</sup>으로 적절한 인접면 접촉은 악궁의 연속성 유지 및 안정에 기여한다<sup>2,3)</sup>. 그러나 과도한 인접면 접촉은 치아 간에 썩기작용을 일으켜 바람직하지 않은 치아 이동 및 치주조직의 외상을 일으키고, 반대로 너무 약한 인접면 접촉은 음식물 삽입으로 인한 치아 우식, 구취, 치주질환 등을 야기할 수 있다<sup>4-9)</sup>. 따라서 치아의 수복 시, 적절한 치간 관계를 회복하는 것은 매우 중요하다.

임상에서는 흔히 치실을 이용하여 인접면의 접촉 강도를 평가하는데, 치실이 인접 치아 사이를 약간 저항감 있게 통과할 경우 적절하다고 판단하고 있다<sup>10,11)</sup>. 이 방법은 간단하며 쉽게 측정할 수 있지만, 치실은 접촉강도의 미세한 변화를 인지하기 어렵기 때문에 정확한 인접면 접촉 강도를 평가하기에는 부적절하다는 보고도 있다<sup>12)</sup>. 인접면의 접촉강도를 평가하는 또다른 방법은 shim stock을 이용하는 것이다. Campagni<sup>13)</sup>는 수복물의 인접면 접촉 평가 시 0.0127mm 두께의 shim stock을 이용하였는데 이 shim stock이 약간의 저항감이 있게 통과할 경우 적절하다고 하였다. Boice 등<sup>14)</sup>도 shim stock을 이용하여 인접면 접촉 강도를 평가하였는데, 특히 수복되지 않은 범랑질면에서는 90%, 수복된 면에서는 80% 정도에서 shim stock이 통과하였다고 보고하면서, 이는 수복된 면이 수복되지 않은 면보다 접촉 강도가 더 강하다는 것을 보여주는 것이며 따라서 임상가들은 의도적으로 인접면 접촉을 과도하게 형성해서는 안 된다고 하였다. 그러나 shim stock은 날카로운 치아 면에 닿으면 쉽게 찢어질 수 있으며 치아배열이 불규칙한 경우 인접면에 삽입하기 어렵다. 다양한 두께의 고무 밴드나 금속판을 인접면 삽입한 후 제거 시 발생하는 마찰력을 이용하여 인접면 접촉 강도를 측정하는 방법은 다른 방법보다 더 신뢰할 만한 정보를 준다. Osborn<sup>15)</sup>은 최초로 마찰력의 개념을 도입하여 인접면 접촉 강도를 정량화하였다. 마찰력은 접촉면에 관계없이 그 접촉면에 전달된 힘에 비례한다<sup>16)</sup>. Osborn<sup>15)</sup>은 교정용 밴드를 치아 사이에 삽입하여 인접면 접촉 강도를 측정하였는데 밴드를 삽입하면 치아는 변위되며 밴드의 양쪽 면에 반동력이 발생한다. 이 때 용수철저울을 이용하여 밴드를 수평방향으로 잡아당기면 잡아당기는 힘에 반대방

향으로 마찰력이 발생한다. 잡아당기는 힘이 커질수록 마찰력은 점점 증가하다가 밴드가 움직이기 시작할 때 최대가 되며 이때의 최대 마찰력을 인접면 접촉 강도로 측정하였다. 이 후 많은 논문에서 인접면 접촉 강도의 측정에 마찰력을 이용하게 되었다. Southard 등<sup>17)</sup>은 digital tension transducer를 이용하여 0.038mm 두께의 금속판을 잡아당길 때 발생하는 마찰력을 측정하여 인접면 접촉 강도를 평가하였다. Dörfer 등<sup>18)</sup>은 금속판을 제거하는데 필요한 힘과 치아에 대한 금속판의 상대적인 운동량을 측정할 수 있는 strain gauge가 부착된 special holder에 0.05mm 금속판을 고정된 후 이를 제거함으로써 인접면 접촉 강도를 측정하였다.

한편, 치아는 기능 시에 변위되고<sup>19-21)</sup> 이러한 일시적인 치아의 변위는 인접접촉 상태에 영향을 줄 수 있으며, 그 변위 방향은 교합접촉상태에 따라 달라진다<sup>22,23)</sup>. 또한, Newell 등<sup>24)</sup>은 인접치간의 접촉이 치밀한 경우에 있어서도 식편압입이 일어날 수 있다고 보고 하였다. 따라서, 교합접촉이 없는 개구상태의 안정 시 뿐만 아니라 이악물기 등의 교합시에도 인접치간의 접촉 상태에 대해 알아둘 필요가 있다. Oh 등<sup>25)</sup>은 금속판이 인접면에 수평하게 제거되는 장치를 개발하였다. 이 장치는 치간부에 삽입된 0.03mm 두께의 금속판을 제거할 때 발생하는 마찰력을 hinge를 통하여 압축력으로 전환하여 인접면 접촉 강도를 측정할 수 있게 고안되어 교합시에도 인접치간 접촉강도를 측정할 수 있도록 하였다. 하지만 이 장치는 구강 내에서 약간 부피가 크고, 금속판을 제거하는 속도를 일정하게 유지시키는 데 다소 어려움이 있는 등 몇 가지 한계점을 가지고 있다. 본 논문의 목적은 이러한 장치의 한계점을 고려하여, 인접면에 삽입한 금속판(stainless steel strip-폭 2mm, 두께 0.03mm)을 전기모터를 이용하여 일정한 속도로 제거하고, 그 때 발생하는 마찰력을 측정하여 인접면 접촉강도를 평가하는, 디지털 방식의 인접면 접촉강도 측정장치를 개발하여 그 실험적 유용성을 구강 내에서 평가하는 것이다.

## II. 재료 및 방법

### A. 측정 장치

본 측정 장치는 감지부, 구동부, 몸체부 및 측정부로 구성되어 있다(그림 1,2).



Fig. 1. Measuring device.

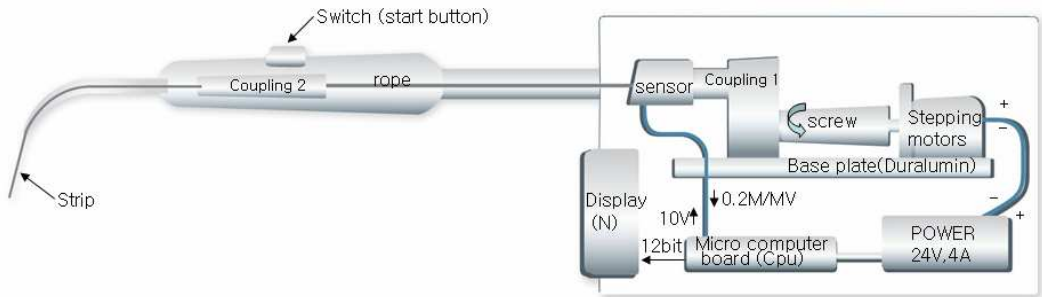


Fig. 2. Diagram of the measuring system.

### I. 감지부(센서 및 신호처리장치)

본 장치의 핵심부분인 감지부는 strain gauge(LC-4102, A&D Technology Inc., Ann Arbor, Michigan, USA) 센서에서 나오는 출력전압을 아날로그 처리 회로를 통하여 증폭 및 필터링 한 후 디지털로 변환하여 처리할 수 있도록 해주는 부분이다. 즉, 이 센서는 하중으로 인해 발생하는 압력을 전기적신호로 출력할 수 있도록 한다. 센서의 출력전압은 디지털 신호처리를 통하여 뉴톤(N; newton)으로 환산되며

최대 98N까지 측정 가능하다. 뉴턴으로 환산된 디지털 신호는 micro-processor를 통해 표시된다. 감지부는 센서에서 출력된 아날로그 신호를 처리하는 부분과 센서에 일정한 전압과 주파수의 구동신호를 공급하는 부분 그리고 아날로그 신호를 디지털로 변환시켜주는 부분으로 구성되어 있다.

### **i. 아날로그신호처리 회로**

아날로그 신호처리 회로는 센서에서 오는 아날로그 신호를 증폭하고 필터링해주는 회로로써 HPF(high pass filter)를 사용하여 직류 성분을 제거한 다음 차동증폭기를 통해 증폭을 하게 한다. 차동증폭기는 센서에서 아날로그 신호처리 회로까지의 과정에서 발생하는 공통잡음을 제거하기 위해 사용되었다. 차동증폭기의 출력은 필터 회로를 거쳐 AC-DC 변환회로에서 직류로 변환되어 A/D보드로 들어가게 된다.

### **ii. 디지털신호변환회로**

디지털신호변환회로는 아날로그 신호를 디지털로 변환하여 micro-processor에서 처리할 수 있는 데이터로 만들어 주는 보드이다. 12비트의 분해능을 가지고 있으며, 최고 100 kHz로 샘플링 할 수 있다. A/D변환 회로는 A/D변환 기능 외에 디지털 입출력기능과 표시를 담당하게 된다.

## **II. 구동부**

Driving motor로서 stepping motor(Saehan Electronics Co. Ltd, Chungju, Korea)를 사용하였으며 이는 장치의 크기를 최소화하기 위해 사용되었다.

## **III. 몸체부**

장치의 각 부분은 두랄루민(duralumin) 합금 본체에 고정되어 있다. Stepping motor와 연결되어 있는 screw는 황동 봉 재료를 가공하여 제작하였다. 황동 봉 재료 위에 센서를 고정할 수 있는 이동기구를 설치하였고 측정부와 연결되어 이송되는 강철선(rope)도 고정했다.

#### IV. 측정부

21mm 직경의 두랄루민 파이프를 가공하여 손잡이를 만들고 내부에 15mm 직경의 알루미늄합금 봉 재료를 가공하여 몸체에서 연결된 강철선과 인접면에 삽입되는 금속판을 screw로 고정하였다(그림 3). 시작 버튼을 누르면 금속판이 8mm/s의 속도로 일정하게 제거되며 편의성을 위해 측정 후 자동으로 원위치로 이동하는 리미트 스위치(Limit switch : LS)를 장착하였다.

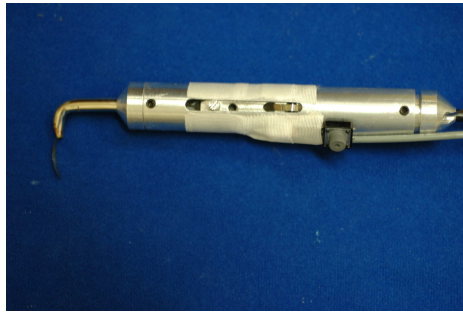


Fig. 3. Measuring device - measuring part.

#### B. 구강 내에서 측정 장치의 신뢰성 평가

실제 구강 내에서 측정 장치의 신뢰성을 평가하기 위해 건강한 성인 남자 두 명(A : 26세, B : 29세)이 선정되었다. 두 피험자는 Class I 정상교합자로 제2대구치까지 모든 치아가 존재하였으며 제3대구치는 육안 상 존재하지 않았다. 측정부위의 인접면 치료 및 교정치료를 받은 경험이 없었으며 음식물 삽입, 치주질환, 그리고 턱관절 장애의 증상 및 징후도 없었다. 금속판을 사용하여 인접치간 접촉상태의 적절성 여부를 결정하였다. 만약 안정상태에서 0.05mm의 금속판이 약간의 저항을 갖고 삽입가능하고, 0.11mm는 삽입되지 않는다면 적절한 인접접촉상태로 간주하였다<sup>26)</sup>. A 피험자에서는 하악 좌측 제 2소구치와 제 1대구치의 사이의 인접면 접촉상태가, B 피험자에서는 상악 좌측 제 2소구치와 제 1대구치의 인접면 상태가 적절한 인접접촉 상태로 여겨져 이 부위를 측정부위로 결정하였다.

먼저 피험자를 두부 지지대가 있는 치과용 의자에 직립위로 앉힌 후 피험자의 모든 근육을 이완 시켜 안정 상태를 유지 시켜 치아의 접촉이 없게 하였다. 장치의

전원을 켜고 영점을 조절하고, 상하악의 제2소구치와 제1대구치의 인접 접촉면을 공기 압축기로 건조시킨 후 두께 0.03mm의 금속판을 인접면에 삽입하여 위치시켰다(그림 4).



Fig. 4. Measurement of proximal contact tightness between the left second molar and first molar in the mandible.

측정부의 시작 버튼을 누르면 강철판이 일정한 속도로 제거되는데, 제거 시 micro-processor에 나타나는 최대값을 기록하였다. 1회 측정 시 15번 측정하였으며 매 측정 시 마다 2분 이상의 휴식간격을 부여하였다<sup>27)</sup>. 실험은 식사 후 충분한 휴식이 이루어진 오후 4시경에, 3일에 걸쳐 시행하였고, 얻어진 측정값을 One-way ANOVA에 의해 통계적 유의성을 평가하였다.

### III. 결과

제작된 장치의 정확도를 평가하기 위해 Universal Testing Machine(OTT-002, Korea Instrument Co., Incheon, Korea)을 이용하였다. Universal Testing Machine의 출력 신호와 본 장치의 출력 신호를 회귀분석으로 비교한 결과, Universal Testing Machine의 출력 신호와 본 장치의 출력 신호 간에 높은 선형관계를 보였다(그림 5). 장치의 측정오차는 98N의 범위 내에서  $\pm 0.02N$  이었다.

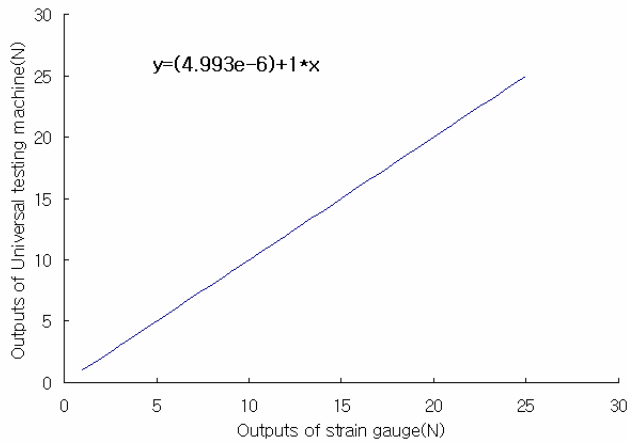


Fig. 5. Result of calibration.

표 1은 각 피험자의 3일에 걸친 측정값을 보여주고 있다. 실제 구강 내에서 일주기에 따른 측정값을 평가한 결과, A 피험자의 첫째 날 평균값은 0.98N(s.d. 0.1), 둘째 날은 0.97N(s.d. 0.1) 그리고 셋째 날은 1.03N(s.d. 0.1)이었으며, B 피험자의 첫째 날 평균값은 1.33N(s.d. 0.1), 둘째 날은 1.33N(s.d. 0.1) 그리고 셋째 날은 1.29N(s.d. 0.1)이었다. 그림 6은 이 값을 도식화한 것이다. 통계 분석결과 각 피험자에 있어서의 측정값 간에는 통계적 유의성이 나타나지 않았다( $p > 0.05$ ).



Table 1. Values of proximal contact tightness

No.	Subject A			Subject B		
	1st	2nd	3rd	1st	2nd	3rd
1	1.06	0.87	1.04	1.45	1.30	1.28
2	0.92	1.05	0.93	1.22	1.27	1.26
3	1.11	0.87	0.98	1.32	1.28	1.30
4	0.88	1.05	1.00	1.30	1.28	1.22
5	0.91	0.91	0.95	1.30	1.32	1.20
6	1.17	0.85	1.13	1.28	1.30	1.32
7	0.92	0.88	1.02	1.20	1.19	1.29
8	0.94	0.97	1.11	1.26	1.33	1.24
9	1.02	1.06	0.92	1.41	1.35	1.35
10	0.91	1.01	1.07	1.25	1.40	1.35
11	0.95	1.04	0.99	1.40	1.25	1.28
12	0.99	0.90	1.09	1.40	1.41	1.22
13	0.99	1.04	0.98	1.39	1.41	1.35
14	0.99	1.02	1.05	1.35	1.42	1.29
15	0.88	0.98	1.17	1.35	1.37	1.39
Mean (s.d.)	0.98 ( $\pm 0.1$ )	0.97 ( $\pm 0.1$ )	1.03 ( $\pm 0.1$ )	1.33 ( $\pm 0.1$ )	1.33 ( $\pm 0.1$ )	1.29 ( $\pm 0.1$ )

(Unit : N)

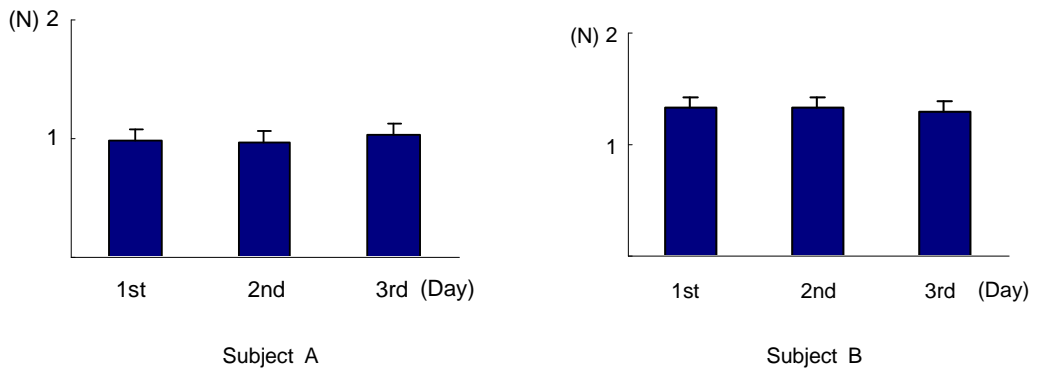


Fig. 6. Mean values(N) and standard deviation of proximal tooth contact tightness for circadian. Significant correlation could not be found for any of the values in each subject.

## IV. 고찰 및 토의

인접면 접촉은 잠재적인 기계적 외상으로부터 치간부 조직을 보호하는데 중요한 역할을 한다. 과도한 인접면 접촉은 치아 간에 췌기작용을 일으켜 바람직하지 않은 치아 이동 및 치주조직의 외상을 일으킬 수 있고, 인접 접촉점이 상실되면 치아의 이동, 경사, 정출 등이 일어날 수 있고, 치열궁의 형태가 흐트러질 뿐만 아니라, 식편압입을 일으키므로, 치간유두의 퇴축, 치은염 치조골 흡수, 인접면 우식 등의 원인이 될 수 있다. 일반적으로 치과의사들은 교합접촉이 없는 안정상태의 소개구 시, 치아는 인접치아와 접촉하고 있다고 믿어왔고 따라서 주조 수복물을 제작할 때, 인접치아와 접촉을 갖도록 하였다<sup>28-30)</sup>. 그러나, 인간의 치아는 안정 시, 치근막내에 흘러들어간 혈류에 의해 치아는 심박수와 같은 주기로  $1\mu\text{m}$  전후로 맥동을 하고 있다<sup>31)</sup>. Kasahara 등<sup>26)</sup>은 CCD microscope를 사용하여 안정 시, 인접치아 사이에서  $3-21\mu\text{m}$  공간을 관찰하였다. 한편, 치아는 기능 시에 변위되고<sup>19-21)</sup> 이러한 치아의 일시적인 변위는 인접치간의 접촉상태에 영향을 줄 것이다. Hasegawa<sup>32)</sup>는 교합 시의 인접치간 거리는 안정 시 보다 감소된다고 보고하였다. 따라서 기능 시의 인접치간 접촉상태도 파악해 둘 필요가 있다.

임상에 있어 안정 시의 인접 접촉부 접촉강도를 객관적으로 나타내는 것으로 치간이개도가 있다<sup>33)</sup>. 이것은 두께가 다른 스틸판을 지압에 의해 교합면부에서 수직으로 치간부에 삽입하여 삽입가능한 최대의 스틸판의 두께를 가지고 표시하였고, 견치부터 제3대구치까지의 치간이개도의 각 평균치는 상악  $92.5\mu\text{m}$ , 하악  $70.3\mu\text{m}$ 이었다. Oh<sup>25)</sup> 등이 개발한 인접치간 접촉강도 측정장치는 hinge를 통해 손의 힘으로 금속판을 빼내는 장치였지만, 본 장치는 치간부에 얇은 금속판을 삽입한 후 전기모터의 힘에 의해 금속판을 빼낼 때 발생하는 마찰력을 이용하여 인접면의 접촉강도를 측정할 수 있도록 고안되었다. 금속판을 치아 사이에 삽입하면 치아는 미세하게 변위되며 치면에 접한 각 금속판에 반동력이 발생한다. 이 금속판을 인접면에 평행하게 잡아당기면 이 당기는 힘에 반대방향으로 반동력에 상응하는 마찰력이 발생한다. 기구의 strain gauge는 마찰력을 압축력으로 전환시키는데 이 마찰력은 금속판이 움직일 때까지 점차 증가하다 움직이기 시작한 점에서 최대 마찰력을 나

타낸다. 이때의 최대 마찰력이 인접 접촉 강도이다. 이 힘은 전기적 신호로 인식되어 디지털 방식으로 나타난다. 특히 금속판의 제거 속도를 기계적으로 일정하게 조절함으로써 마찰력에 대한 제거 속도의 영향을 배제하였다. 그리고 금속판을 교합면 방향이 아닌 수평방향으로 제거함으로써 안정 시 뿐만 아니라 교합 시에도 인접면 접촉 강도를 측정할 수 있게 하였다. 또한 구치부에서도 측정이 용이하도록 기구의 끝을 90°로 구부렸다.

본 장치의 최대측정범위는 98N으로 이 범위 내에서의 측정오차는  $\pm 0.02N$  이었다. 안정 시와 교근의 50% MVC(maximum voluntary contraction) clenching에서의 인접치간 접촉강도는 0.1-23N 이라는 보고<sup>25)</sup>를 기준으로 했을 때, 인접치간 접촉강도의 측정에 있어 본 장치의 정확성은 만족할 만한 것으로 생각된다. 치간부에 금속판을 삽입하면 치아는 미세하게 변위된다. 따라서 금속판이 얇을수록 더 정확한 측정이 가능하나 너무 얇으면 쉽게 찢어질 수 있으며 구강 내에서 조작하기 어렵다. 따라서 이 기구는 0.03mm 두께의 금속판을 사용하였다. 0.03mm 두께의 금속판은 내구성이 있으며 임상적으로 사용하기 편리하다<sup>25)</sup>.

본 장치에서는 금속판이 8mm/s의 일정한 속도로 제거되도록 하였다. Fuhrmann 등<sup>34)</sup>은 0.83-8.33mm/s의 범위에서는 접촉강도가 속도에 영향을 주지 않는다고 보고하였기 때문에 본 장치에서는 너무 느리지 않은 속도인 8mm/s로 고정을 하였다. 또한 편의성을 위해 측정 후 자동으로 원위치로 이동하는 리미트 스위치를 장착하여 별도의 작업 없이 금속판이 본래의 위치로 되돌아가게 하였다.

측정장치의 일주기성 신뢰성을 확인하기 위해 두 명의 피험자를 선정하여 3일에 걸쳐, 하루 중 같은 시간대에 측정을 하였다. Dörfer 등<sup>18)</sup>은 안정 시 인접면 접촉강도가 오전에서 정오까지 증가하다가 오후에는 다시 감소하였고, 이것은 치주인대의 피로와 점탄성 성질의 변화에 의한 것이라고 보고하였다. 하지만 그 변화량은 극히 적었다. 또한 하루 중 저작근의 활성이 가장 높은 때는 대부분 식사 시에 나타난다<sup>35)</sup>. 본 실험에서의 측정은 점심 식사 후 충분한 휴식 시간을 부여한 오후 4시에 측정하였다. 또한 치아는 기능 시에 힘의 방향에 따라 각기 다른 방향으로 이동하는데 힘의 수직적 요소는 치조골 내로 치아를 함입시키며 수평적 요소는 치아를 근심축으로 변위시킨다. 이 근심 성분은 여러 치아의 인접 접촉에 전달되어 인접 접촉 강도에 영향을 미친다<sup>36)</sup>. 치아뿐만 아니라 치조골도 변위되는데 특히 하악

에서 더욱 그러하다<sup>37)</sup>. Koriotoh 등<sup>38)</sup>은 하악의 변형에 따른 인접 접촉 강도의 변화를 분석하였는데 작업측보다 균형측에서 더 높은 접촉 강도를 보임을 발견하였다. 따라서 기능 시 치아의 변위 및 하악의 변형에 의해 인접 접촉 강도가 영향을 받는 것을 배제하기 위해 측정 1시간 전에는 음식 섭취를 제한하였다. 그러나 연하나 이 악물기 시 등과 같은 기능 시에 발생하는 교합 접촉이나 교합력은 제한하지 않았다.

본 실험에서 1회 측정 시, 15번 측정하였고 측정 시 마다 2분 이상의 휴식간격을 부여 하였다. 이 휴식간격은 측정 시마다 변위되는 치아가 다시 정상위치로 회복되도록 하기 위함이다<sup>27)</sup>. 측정은 안정 상태에서 치아 접촉이 없이 약간 개구된 상태에서 측정하였으며 개구량은 통제하지 않았다. 그러나 개구 시 외측익돌근의 활성화에 의한 하악의 휨 현상으로 구치부간 거리가 좁아지며 이것은 인접 접촉 강도에 영향을 미친다<sup>15)</sup>. 따라서 측정 시 치아 접촉이 없는 상태에서 개구량을 최소로 하였으며 모든 근육을 이완시켜 편안한 상태에서 측정하였다. 특히 이 기구는 강철판을 수평방향으로 제거하므로 과도한 개구를 요하지 않는다.

한편, 인접 접촉 강도는 자세의 변화에 따라서도 영향을 받는다. Southard 등<sup>17)</sup>은 중력의 작용 방향에 의해 직립위에서 수평위로 자세를 변화시키면 인접 접촉 강도가 약해지고 다시 수평위에서 직립위로 변화시키면 강도가 다시 강해진다고 보고하였다. 따라서 대상자의 자세를 직립위 상태에서 변화시키지 않고 측정하였다. 마찰력은 접촉 면적에는 무관하나 접촉면의 상태에 따라 달라질 수 있기 때문에<sup>16)</sup> 측정부위의 인접면은 압축 공기를 사용하여 가능한 건조시킨 상태에서 측정하였다.

구강 내에서의 3일간에 걸친 신뢰성 평가에서 각 측정값 간에 통계적 유의차가 없었다. 이 결과는 본 측정 장치가 구강 내에서 안정적으로 인접치간 접촉강도를 측정할 수 있음을 보여준다. 본 장치는 금속판을 인접면에서 평행하게 제거하기 때문에 안정 시 뿐만 아니라 이 악물기 등의 교합 시나, 교합 접촉에 따른 인접면 접촉 강도의 영향 등 다양한 연구에 유용하게 사용되리라 사료된다.

## V. 결론

인접면에 삽입한 금속판(stainless steel strip-폭 2mm, 두께 0.03mm)을 전기모터를 이용하여 일정한 속도로 제거하고, 그 때 발생하는 마찰력을 측정하여 인접면 접촉 강도를 평가하는 디지털 방식의 실험적 인접면 접촉강도 측정장치를 개발하였다. 동일 피험자에 있어 일주기성에 따른 신뢰성을 평가한 결과, 구강 내에서 안정적으로 인접치간 접촉강도를 측정, 정량화 할 수 있음이 시사되었다.

## 참고문헌

- 1) The Academy of Prosthodontics. Glossary of prosthodontic terms, 7th edn. J Prosthet Dent. 1999;81:41.
- 2) Wheeler RC. An atlas of tooth form, 4th edn. Philadelphia, W.B. Saunders Co; 1969:12.
- 3) Sluder TB. Clinical dental anatomy, histology, physiology and occlusion. In: Studevant CM, ed. The art and science of operative dentistry, 2nd edn. New York: McGraw-Hill; 1985:21.
- 4) Hirschfeld I. Food impaction. J Am Dent Assoc. 1930;17:1504-1528.
- 5) Gould MSE, Picton DCA. The relation between irregularities of the teeth and periodontal disease. Br Dent J. 1966;121:20-23.
- 6) Hancock EB, Mayo CV, Schwab RR, Wirthlin MR. Influence of interdental contacts on periodontal status. J Periodontol. 1980;51:445-449.
- 7) Nielson IM, Glavand L, Karring T. Interdental periodontal intrabony defects. J Clin Periodontol. 1980;7:187-191.
- 8) Jernberg GR, Bakdash MB, Keenan KM. Relationship between proximal tooth open contacts and periodontal disease. J Periodontol. 1983;54:529-533.
- 9) Plicher ES, Gellin RG. Open proximal contact associated with a cast restoration-progressive bone loss: a case report. Gen Dent. 1998;46:294-297.
- 10) Barnes DM, Blank LW, Thompson VP, Hoston AM, Gingell JC. A 5- and 8-year clinical evaluation of a posterior composite resin. Quint Int. 1991;22:143-151.
- 11) Prakki A, Cilli R, Saad JOC, Rodrigues JR. Clinical evaluation of proximal contacts of Class II esthetic direct restoration. Quint Int. 2004;35:785-789.
- 12) Lindquist JT. Thesis: A study of the intra-arch relationships in normal human dentitions, Indiana University School of Dentistry; 1951.
- 13) Campagni WV. The final touch in the delivery of a fixed prosthesis. J Cali Dent Associ. 1984;12:21-29.

- 14) Boice PA, Niles SM, Dubois LM. Evaluation of proximal contacts with shim stock. *J Oral Rehabil.* 1987;14:91-94.
- 15) Osborn JW. An investigation into the interdental forces occurring between the teeth of the same arch during clenching the jaws. *Arch Oral Biol.* 1961;5:202-211.
- 16) Shames IH. *Engineering Mechanics, Vol.1*, Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, 1966:170-174.
- 17) Southard TE, Southard KA, Tolley EA. Variation of approximal tooth contact tightness with postural change. *J Dent Res.* 1990;69:1776-1779.
- 18) Dörfer CE, von Bethlenfalvy ER, Staehle HJ, Pioch T. Factors influencing proximal dental contact strength. *Eur J Oral Sci.* 2000;108:368-377.
- 19) Siebert G. Recent results concerning physiological tooth movement and anterior guidance. *J Oral Rehabil.* 1981;8:479-493.
- 20) Kato H. The function of the tooth supporting structures. Part II. The dynamics of molars in function and at rest. *J Jpn Prosthodont Soc.* 1982;26:133-147.
- 21) Miura H. A measurement of the physiological tooth displacement in horizontal plane in function. *J Jpn Prosthodont Soc.* 1985;29:735-754.
- 22) Behrend DA. Patterns of tooth displacement in simulated chewing cycles in man. *Arch Oral Biol.* 1978;23:1089-1093.
- 23) Tokuda A. Influence of occlusal contacts on tooth displacement for mesio-distal direction. *J Stomatological Soc Japan.* 2004;71:18-26.
- 24) Newell DH, John V, Kim S-J. A technique of occlusal adjustment for food impaction in the presence of tight proximal contacts. *Oper Dent.* 2002;27:95-100.
- 25) Oh SH, Nakano M, Bando E, Shigemoto S, Kori M. Evaluation of proximal tooth contact tightness at rest and during clenching. *J Oral Rehabil.* 2004;31:538-545.
- 26) Kasahara K, Miura H, Kuriyama M, Kato H, Hasegawa S. Observations of interproximal contact relations during clenching. *Int J Prosthodontics.*

2000;13:289-294.

27) Picton DCA. Some implications of normal tooth mobility during mastication. *Arch Oral Biol.* 1964;9:565-573.

28) Eissmann HF. Wax pattern fabrication. In: Eissmann HF, Rudd KD, Morrow RM, eds. *Dental Laboratory Procedures - fixed partial denture.* St. Louis, MO, USA: C.V. Mosby Co.; 1980:144-146.

29) Sturdevant JR, Sturdevant CM. Gold inlay and gold onlay restoration for Class II cavity preparations. In: Sturdevant C, Barton R, Sockwell C, Strickland W, eds. *The Art and Science of Operative Dentistry.* St. Louis, MO, USA: C.V. Mosby Co.; 1985:490.

30) Malone WFP, Koth DL, Cavazos E Jr., Kaiser DA, Morgano SM. Laboratory support for fixed prosthodontics. In: Gregore H, ed. *Theory and Practice of Fixed Prosthodontics, 8th edn,* St. Louis, MO, USA: Ishiyaku EuroAmerica; 1993:288-289.

31) Parfitt GJ. Measurement of the physiological mobility of individual teeth in an axial direction. *J Dent Res.* 1960;39:608-318. Körber KH. Periodontal Pulsation. *J Periodontol.* 1970;41:382-390.

32) Hasegawa S. Teeth displacements under occlusal force in view of dental arches. *J Stomatological Soc Jpn.* 1999;66:235-242.

33) Kusakari H. Study on the contact point with special reference to interdental separation. *J Jpn Prosthodontic Soc.* 1965;9:161-182.

34) Fuhrmann R, Grave C, Diedrich P. In vitro evaluation of a measurement method to analyze the interdental, mesial directed force. *J Orofac Orthoped.* 1998;59:362-370.

35) Miyamoto K, Yamada K, Ishizuka Y, Morimoto N, Tanne K. Masseter muscle activity during the whole day in young adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;110:394-398.

36) Southard TE, Behrents RG, Tolley EA. The anterior component of occlusal force: Part I. Measurement and distribution. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*



1989;96:493-500.

37) Omar R, Wise MD. Mandibular flexure associated with muscle force applied in the retruded axis position. J Oral Rehabil. 1981;8:209-221.

38) Koriotoh TWP, Versluis A, Beyer JP. Numerical simulation of approximal dental contact forces during clenching. J Dent Res. 1997;76:245-250.