

Changes in occlusal force depending on the movement of the adjacent and opposing teeth after loss of lower first molar: comparative study by using a strain gauge

Myoung-Ja Song[†], Ji-Man Park^{2†}, Youn-Sic Chun^{1*}

¹Department of Orthodontics, Graduate School of Clinical Dentistry, Ewha Womans University, Seoul, Republic of Korea

²Department of Prosthodontics and Dental Research Institute, Seoul National University Gwanak Dental Hospital, Seoul, Republic of Korea

Purpose: The aim of this study was to investigate the changes in occlusal force after loss of the lower first molar depending on the inclination and extrusion of the adjacent and opposing teeth by using a strain gauge. **Materials and Methods:** Anatomic teeth were used to reconstruct the normal dental arch with loss of the lower right first molar. A uniformly thick layer of silicone was applied to the root to mimic the periodontal ligament. Four stages of dies with varying degrees of inclination and extrusion of the adjacent and opposing teeth were constructed and attached to master model interchangeably by using a CAD/CAM fabricated customized die system. The strain gauges were attached to teeth and a universal testing machine was used to determine the changes in occlusal force. An independent t-test and one-way ANOVA were performed ($\alpha = .05$). **Results:** While simulating chewing food, the upper first, second premolar and lower second molar showed greater occlusal force than before extraction. When the change of adjacent teeth's occlusal force with their progressive movement after molar loss was evaluated, the difference among four die models was significant and was in the decreasing aspect ($P < 0.05$). **Conclusion:** When the lower first molar was lost and the adjacent teeth did not move yet, the occlusal force in adjacent teeth was higher than that when the lower first molar still existed. In addition, the occlusal force in the upper premolars and lower second molar decreased significantly with the progressive movement of adjacent teeth. (*J Dent Rehabil Appl Sci* 2016;32(1):47-59)

Key words: loss of lower molar; tilted adjacent tooth; occlusal force; strain gauge

서론

정상적인 상하악 구치부의 위치는 약간의 근심경사를 보이기 때문에 치축을 따라 수직력을 가할 때 근심방향으로의 힘이 존재하게 된다.¹ 하악 제1대구치의 상실은 가장 일반적인 구치부 상실의 형태이고 치아의 상실로 인한 치아간 접촉 상실은 교합력의 근심요소가 인접 치아로 작용하는 것을 허용하지 않음으로 제2대구치가 근

심으로 기울어진다.² 치축경사를 유도하는 주요 힘은 대합되는 교합에 의해 발생하므로 긴밀한 교합은 치아의 이동을 예방하지만, 일단 경사가 시작되면 힘의 벡터는 경사를 심화시키는 방향으로 진행된다. 치주와 관련된 보철적인 문제는 경사된 양과 직접적인 연관이 있어, 인접 치아가 이동할 때 치료는 더 복잡해질 수 있다.³

하악 제1대구치가 상실되었을 때 제2대구치의 근심경사와 함께 인접 치아들에 나타나는 변화는 다양하다.

*Correspondence to: Youn-Sic Chun
Professor, Department of Orthodontics, Graduate School of Clinical Dentistry, Ewha Womans University, 1071, Anyangcheon-ro, Yangcheon-gu, Seoul, 07985, Republic of Korea
Tel: +82-2650-5763, Fax: +82-2-2650-5764, E-mail: yschun1000@gmail.com
Received: February 17, 2016/Last Revision: February 28, 2016/Accepted: February 29, 2016

[†]These authors contributed equally to this work.

Copyright© 2016 The Korean Academy of Stomatognathic Function and Occlusion.
© It is identical to Creative Commons Non-Commercial License.

상악 견치의 원심경사 축이 하악 제1소구치의 근심경사 축과 교합을 이룰 때 하악 치아에 원심력이 가해져 하악 소구치가 원심으로 기울어진다. 구치경사와 소구치의 이동으로 인해 발치 부위 공간은 점차 줄어들어 상실 부위를 정상적으로 수복하는 것을 어렵게 한다. Stern 등²은 상실된 구치의 대합 치아는 과맹출이 일어나 원래의 치아간 접촉을 상실하고 보다 하방으로 치아간 접촉을 재위치시켜 조기 치아 접촉 및 교합평면과 각간 관계의 변화가 나타난다고 하였다. 또한 치주인대의 2/3는 사선으로 배열되어 수직 교합력이 치아의 장축으로 전달되지 않아 치주적으로 불리해진다고 하였으며,⁴ 정상 구치에 비해 경사된 구치는 치은연상 치석과 치은연하 치석의 양이 많고 통계적으로 유의하게 경계상피에 인접한 결합조직의 염증세포 수와 혈관 수가 증가했다고 보고하였다.⁵

Yang과 Thompson⁶은 하악 제1대구치를 고정성 보철물로 대체했을 때 지지조직의 역학 변화를 2차원 유한요소로 분석한 결과 수복되지 않은 상태에서 골 흡수 정도는 치주조직에 가해지는 응력 정도에 상응한다고 하였고, 경사된 구치는 치근의 근심면에 추가적인 응력을 유도하였다고 하였으며, 고정성 보철물로 대체했을 때 치주조직에 가해지는 응력은 현저히 감소한다고 하였다. Gibbs 등⁷은 구치를 상실한 44명의 환자에서 평균 교합력은 462 N 인데 비해 치아 상실이 없는 환자는 720 N 으로 두 군간의 차이인 258 N은 통계적으로 유의적 차가 있다고 하였고, Argenberg와 Carlsson⁸은 저작기능은 잔존치아 갯수와 밀접한 연관이 하였으며 Ostenberg와 Steen⁹은 저작 능력은 상실된 치아 갯수가 많아질수록 감소한다고 하였다.

20세기 초반에서부터 저작기능의 중요성에 대한 많은 연구가 진행되어 왔다. 저작기능을 객관적으로 평가하는 방법에는 음식의 분쇄율을 측정하는 저작효율 검사,¹⁰ 저작근의 세기와 활성도 검사,¹¹ 음식의 저작횟수를 평가하는 연하경계점 검사,¹² 최대 씹는 힘을 검사하는 교합력 검사¹³ 등이 있다. 저작효율검사는 음식물의 특성이 실험결과에 미치는 영향이 크므로 다양한 재료가 선택, 사용되어 왔으나, 이 방법은 음식을 삼키거나 침에 의해 녹거나 음식물의 강도 등이 다르므로 인해 발생되는 부정확함과 검사단계가 번거롭다는 단점이 제기되어 왔다.¹⁰ 최대 저작력을 측정하는 교합력 검사는 비교적 간편하면서도 객관적으로 개인의 저작 기능을 평가할 수 있어 다양한 방법들이 사용되어 왔다.¹⁴ 17세

기경 Borelli가 최초의 교합력 측정기를 고안하여 교합력을 측정하기 시작하였으며,¹⁵ 스트레인 게이지의 발달로 1950년대에는 금속 막대와 스트레인게이지로 구성된 장치를 이용하여 교합력을 측정하거나,¹⁶ Floystrand 등¹⁷에 의해 개발된 3, 4 mm 두께의 작은 교합력 기록계 (occlusal force recorder)를 사용하여 교합력을 측정하였으며, 그 후에도 다양한 방법들이 사용되어져 왔다. Seo 등¹⁸은 악교정 수술 후 환자에서 수술 전후의 교합력 변화를 조사하였고, Cho와 Kim¹⁹과 Jung 등²⁰도 인공치아 매식술 후의 교합력 변화를 측정하였는데, 이 연구들은 편측 교합력 측정기를 사용하였다. 편측 교합력 측정기는 개개별 치아 1쌍의 교합력만을 측정할 수밖에 없어 다수 치아나 전악 치아의 교합력을 측정하기 위해서는 구강 내에 스플린트와 같은 장치를 장착해야만 측정이 가능하고, 또한 복잡한 장치로 인한 번거로움과 실험 오차 가능성이 높아질 수 있어 교합력의 크기를 측정하는데 좀 더 간편하고 보다 정확한 측정 방법이 필요하게 되었다.

Dental prescale system (Fuji Film Corp., Tokyo, Japan)은 악궁 형태의 일회용 압력감지 필름과 이것을 판독하는 컴퓨터 스캔 장비로 이루어져 있으며, 자연스러운 교합상태와 최대한 유사한 환경에서 치열 전체 교합력의 분포와 강도를 직접 측정할 수 있다.²¹ Maness²²가 소개한 T-scan (Tekscan Inc., Boston, USA)은 50 μ m 정도로 센서의 두께가 얇아 최대 교두 감합위에 가장 근접한 상태에서 치열 전체 교합력의 측정이 가능하고 실시간으로 변화하는 교합력의 크기와 교합 접촉점을 측정할 수 있으며, 교합상태에서 동적인 평가가 가능하며 교합 접촉의 분포와 교합력의 세기를 실시간으로 관찰할 수 있는 장점이 있다.²³ 스트레인게이지는 생체나 모형에서 부착된 표면에 대한 응력과 변위를 동시에 정확히 측정할 수 있고 응력의 방향성과 수치화가 가능하여 치과분야에서 수복물의 생체역학적인 분석을 위해 사용되어 왔다.²⁴ 치아 표면에 스트레인게이지를 부착하고 저작력을 가하면 치아에 가해지는 변형률에 따라 스트레인게이지의 저항값이 변하므로 해당 치아에 가해지는 교합력을 예측할 수가 있다.^{23,25,26} 이 방법은 T-scan 이나 Dental prescale[®]과는 달리 상하악 치아 사이에 측정을 위한 매개체 없이 음식을 저작하면서 교합력 측정이 가능하고 개개 치아에서 독립적으로 교합력 측정이 가능하며, 교합력 측정양상도 다양한 연속적 기록이 가능하며, 최대 교합력 뿐만 아니라 모든 교합력을 측정할

수 있는 장점이 있다.

지금까지 경사된 구치에 대한 보철적 치주적 교정적인 측면에서의 연구는 있어왔지만 구치가 경사됨으로 인해 교합력의 변화가 어떻게 진행되는지에 대한 연구나 실제 음식물을 저작하는 것을 측정하는 동적인 교합력에 대한 연구는 거의 부재하였다. 따라서 본 연구에서는 스트레인지지를 이용하여 하악 우측 제1대구치 상실 후 하악 제2대구치의 근심경사를 포함한 인접 및 대합 치아들의 이동에 따른 저작 시 교합력의 변화양상을 관찰 분석하였다.

연구 재료 및 방법

1. 연구 재료

해부학적 형태의 인공치아(Dental model B2-306, Nissin Dental Products Inc., Kyoto, Japan)를 정상적인 치축과 Roth의 정상 치열궁 형태에 맞게 레벨링하여 왁스 상에 1급 교합상태를 형성하였다. 하악 우측 제1대구치가 상실된 상태로 배열한 후 전체 약궁의 치관 부위를 석고로 고정하였고, 치주인대를 재현하기 위하여 실리콘 인상재(Examixfine injection type, Tokyo, Japan)를 균일한 두께 0.3 - 0.5 mm로 치근에 도포하였다.²⁷ 치조골 재현을 하기 위해 치조골과 탄성율이 유사한 자가중합형 폴리우레탄 레진(POLYUROK, Metalor technologies Neuchatel, Switzerland)을 이용하여 모형을 제작하였다(Fig. 1).²⁸ 인접 및 대합 치아들의 경사 및 정출이 심화되는 정도를 점진적으로 네 개의 다이에 표현

후, CAD/CAM 제작 맞춤형 다이 시스템을 통하여 주 모형에 부착 및 교체 가능하도록 하였다. 다이 모형 1은 I급 교합상태를 기준으로 하악 우측 제1대구치가 상실된 직후 인접 및 대합 치아의 변화가 없는 형태로 제작되었으며, 모형 2부터 모형 4까지는 하악 우측 제1대구치 상실에 따른 인접 치아의 치축경사와 대합 치아의 정출정도가 심화되도록 제작하였다(Fig. 2). 상하악 우측 구치부에 주모형 바닥부에 들어가는 맞춤형 다이 시스템은 기저부가 넓고 나사로 고정되는 내외관의 형태로 제작하였다. 외관은 주모형의 상하악 우측 구치부에 고정하였고, 내관에는 다이 모형 1 - 4를 상하악 치아 교합 상태에서 고정하였다(Fig. 3). 모형별 실험부위의 이동

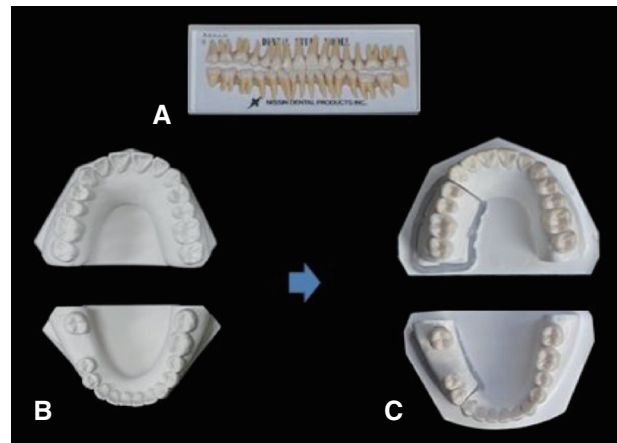


Fig. 1. Working and experimental model fabrication. (A) Anatomy of artificial teeth (Nissin Dental Products Inc., Japan), (B) Working model with loss of lower first molar, (C) Experimental model.

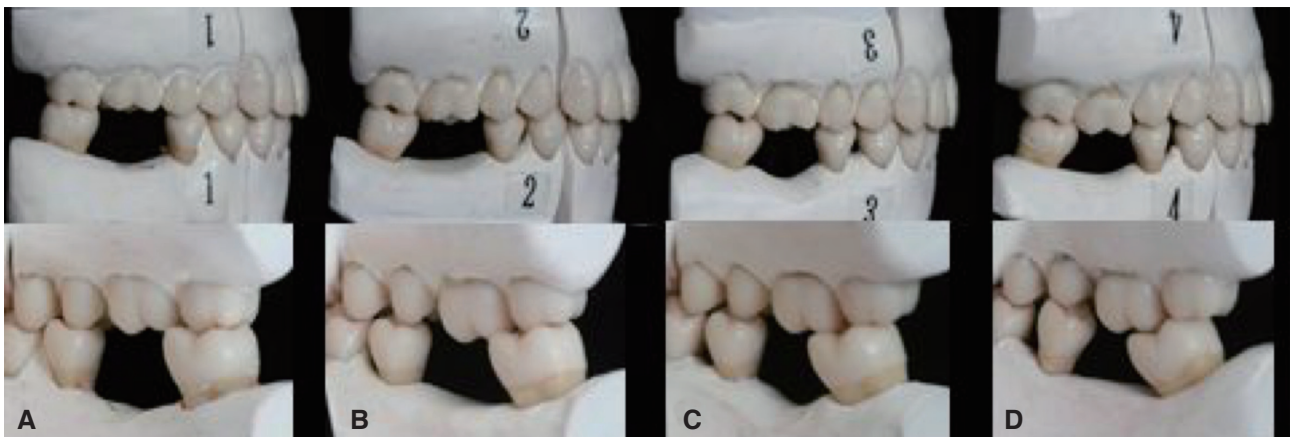


Fig. 2. Buccal and lingual views of experimental models. (A) Model 1, (B) Model 2, (C) Model 3, (D) Model 4.

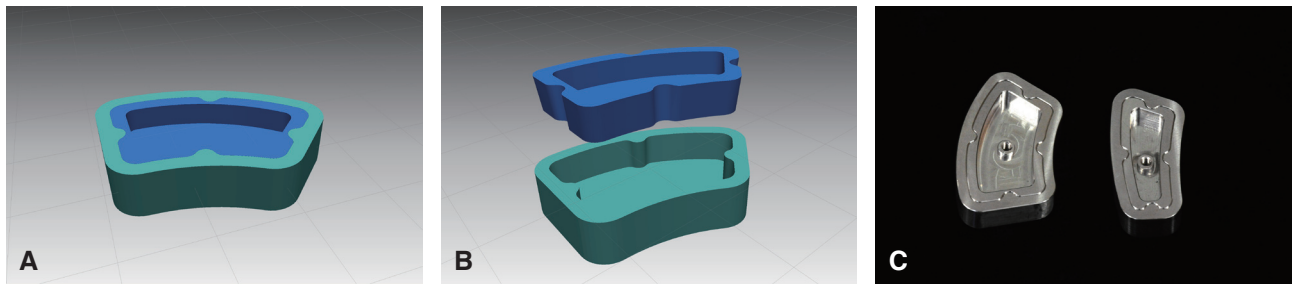


Fig. 3. Schematic diagram of customized die system. The housing in green color was fixed on the master model and four experimental models were mounted on dies in blue color. The experimental models were interchangeable by this system. (A) View of assembled die system, (B) Disassembled system viewed, (C) Completed assembly by CNC milling process.

정도를 평가하기 위해 각 모형을 콘빔 CT (Dinnova 3, WILLMED Inc., Seoul, Korea)로 스캔 후 CT 전용 뷰어 (OnDemand 3D™, Cybermed Inc., Tustin, USA)에서 모형별 치축 및 수직적 위치의 변위량을 측정하였다. 모형별 치아 이동량은 Table 1과 같았다. 교합기 상의 수평 선을 Frankfort horizontal (FH) 선으로 가정하고 교합 평면과 이루는 표준각도인 13°를 적용하여 반조절성 교합기(PROTA® Revo7, KaVo Dental GmbH, Biberach, Germany)에 상악, 하악 순서로 마운팅하였다.

스트레인게이지(KFG-02-120-C1-11L1M2R, Kyowa, Tokyo, Japan)를 각 모형의 상하악 구치부 치아 협설측 교두 하방에 부착하되 상하악 소구치의 협측면과 설측면은 임상 치관의 중앙부위에 부착하고, 상하악 대구치의 협측면과 설측면은 근원심 교두 하방의 임상치관의 중앙에 부착하였다. 부착 시 교합평면 최대한 수직으로 위치시켰다. 사용한 스트레인게이지의 길이는 0.2 mm,

저항은 $199.6 \pm 0.4 \Omega$, 단위 저항당 저항의 변화량과 게이지 계수는 $2.22 \pm 1.0\%$ 이었다. 음식물 시편으로서 육포, 당근, 빵을 각각 $2 \times 4.5 \times 0.5$ cm의 크기로 규격화하여 상하악 구치부 교합면 모두 포함할 수 있도록 제작하였다.

2. 교합력의 측정

다이 모형 1, 2, 3, 4의 실험치아에 스트레인게이지를 부착하고, 교합력 측정기(T-Scan III system®, Tekscan Inc.)의 T-Scan Sensor®를 상, 하악 치열 교합면 상에 위치시킨 후 만능물성시험기로 300 N의 압축력을 주어 좌우 대칭적인 교합력의 분포와 균일한 교합면적을 갖도록 교합 조절을 시행하였다. 또한 측방력의 영향을 최소화하기 위해 스트레인게이지를 통해 교합조절을 시행하였다.

Table 1. Amount of tilting and vertical movement of right upper and lower posterior teeth (Unit: ° left column, mm right column)

| | Model 1 | | Model 2 | | Model 3 | | Model 4 | |
|-----|---------|-------------------|---------|-------------------|---------|-------------------|---------|-------------------|
| | Tilting | Vertical movement | Tilting | Vertical movement | Tilting | Vertical movement | Tilting | Vertical movement |
| UP1 | 90.0 | 25.5 | 86.7 | 25.5 | 83.2 | 25.8 | 80.2 | 26.0 |
| UP2 | 92.7 | 24.7 | 87.6 | 24.8 | 85.4 | 25.0 | 80.0 | 25.2 |
| UM1 | 92.5 | 22.6 | 88.3 | 23.5 | 86.3 | 24.7 | 84.6 | 25.5 |
| UM2 | 91.2 | 21.7 | 89.2 | 22.3 | 87.6 | 23.0 | 82.7 | 23.2 |
| LP2 | 84.2 | 0.0 | 84.7 | 0.0 | 92.5 | 0.0 | 97.8 | 0.0 |
| LM2 | 81.7 | 0.0 | 74.8 | 0.0 | 68.9 | 0.0 | 62.7 | 0.0 |

UP1, upper right first premolar; UP2, upper right second premolar; UM1, upper right first molar; UM2, upper right second molar; LP2, lower right second premolar; LM2, lower right second molar.

1) 치아상실 여부에 따른 교합력 양상 비교

하악 제1대구치 상실 여부에 따른 교합력 차이를 확인하기 위해 모형 1의 치아 상실이 있는 우측 구치부를 실험군으로, 치아 상실이 없는 좌측 구치부를 대조군으로 하였다. 음식물 없이 저작 시 교합력 양상 음식물 없이 최대감합위로 교합시킨 뒤 만능물성시험 기를 이용하여 300 N의 저작력을 가하여 실험군과 대조군의 각 치아별 교합력을 비교 하였다. 음식물 저작 시 교합력 양상 음식물(육포, 당근, 식빵)에 만능물성시험기(3345 Machine, Instron®, Norwood, USA)로 저작력(300 N, 120 N, 50 N)을 가하였을 때 실험군과 대조군의 각 치아별 교합력을 비교하였다.

2) 치아 상실 후 인접 및 대합 치아의 이동에 따른 교합력 양상 비교

하악 제1대구치 상실로 인한 인접 및 대합 치아들의 경사와 정출정도에 따른 교합 양상을 비교하기 위하여 다이 모형 1, 2, 3, 4에서 각 모형별 치아의 교합력을 비교하였다. 음식물 없이 저작 시 교합력 양상 음식물 없이 최대감합위로 교합시킨 뒤 만능물성시험기로 300 N의 저작력을 가한 후 각 모형별 치아의 교합력을 비교하였다. 음식물 저작 시 교합력 양상 음식물(육포, 당근, 식빵) 저작 시 만능물성시험기로 저작력(300 N, 120 N, 50 N)을 가하였을 때 각 모형별 치아의 교합력을 비교하였다. 동일한 조건의 실험을 각각 10회씩 반복 실시하였다.

교합력은 만능물성시험기를 이용하여 압축력을 가한 즉시 계측부위에 부착된 스트레인게이지에서 측정된 전기 저항값을 Ewha dynamic occlusal analyzer (국내 특허출원번호 10-2011-0069463, 10-2009-124375)로 측정하였다. 입력된 값은 bridge box (NI 9235 120 ohm, 8-Ch, 24-Bit, 2.5 Vex, 10 kS/s, 1/4 Bridge Input Module: National Instruments™ Inc., Austin, USA)로 연결되어 증폭기(CompactDAQ-9178, National Instruments™ Inc.)로 증폭되어, 전용 Ewha dynamic occlusal analyzer 프로그램을 통해 측정, 저장 및 분석되었다(Fig. 4).

3. 스트레인게이지 측정치의 변환

스트레인게이지 값을 하중치로 변환 및 보정을 위해 힘(force)이나 하중(load) 등의 물리량을 전기적 신호로 변환시켜 힘이나 하중을 측정하는 하중감지 센서인 로드셀(CSML-50L, Curiotech Inc., Paju, Korea)을 사용하

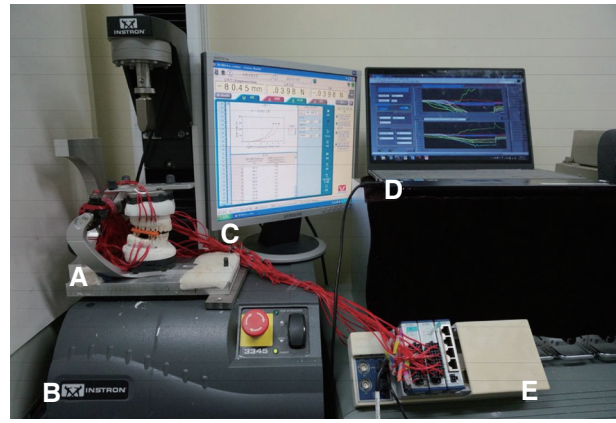


Fig. 4. Equipment used for measurement of occlusal force. (A) Experimental model mounted on a semi-adjustable articulator, (B) Universal testing machine, (C) Control software for universal testing machine, (D) Ewha dynamic occlusal analyzer software, (E) Built-in bridge box and Amplifier of Ewha dynamic occlusal analyzer.

였다. 로드셀 상에 100 N이 가해졌을 때 로드셀에서 읽힌 값(V)을 구하였다. 해당치아 교두와 로드셀이 수직이 되도록 위치시킨 후 치아를 자연스럽게 맞물려 100 N 힘을 가했을 때 로드셀에서 읽힌 값(L)과 해당치아의 스트레인 게이지에서 읽힌 값(S)을 동시에 구하였다. 해당치아의 보정 계수를 구하는 공식은 다음과 같다.

$$R = k \times \frac{L}{S}$$

$k = 100 \text{ N} / 0.00002 \text{ V}$ (100 N의 레퍼런스 하중이 가해졌을 때 교합력 측정기를 로드셀의 전압으로 도출된 값)

L = 레퍼런스 하중으로 저작 시 로드셀에서 관측된 전압값(단위: V)

S = 레퍼런스 하중으로 저작 시 로드셀 직하방의 스트레인게이지에서 관측된 전압값(단위: V)

예측 교합력($OF_{estimated}$) = $k \times V$ (단위: N)

V = 음식물 저작 시 스트레인게이지에서 관측된 전압(단위: V)

4. 통계 분석

수집된 자료는 통계 소프트웨어(SPSS Ver. 20.0, SPSS Inc., Chicago, USA)를 사용하여 평균과 표준편차를 구하였고, 실험군과 대조군에서의 교합력의 차이를 검정

하기 위해 독립표본 t검정을, 각 실험 모형간의 교합력의 차이를 검정하기 위해 일원배치 분산분석을 시행하였으며, Duncan 사후검정을 수행하였다($\alpha = .05$).

결과

1. 치아상실 여부에 따른 교합력 양상 비교

실험 조건에 따른 측정된 교합력 양상은 Table 2와 같았다. 음식물 없이 300 N의 저작압을 가하였을 때 상악 제1, 2소구치, 하악 제2대구치는 치아를 상실한 경우에 교합력이 더 높아졌으며, 통계적으로 유의하였다 ($P < 0.05$) 육포, 당근 및 식빵을 저작 시 상악 제1, 2소구치와 하악 제2대구치에서는 치아를 상실한 경우에 더 높은 교합력이 측정되었다($P < 0.05$). 음식물의 경도가 낮아 질수록 치아에 가해지는 교합력은 감소하였다.

2. 치아 상실 후 인접치 및 대합 치아들의 이동에 따른 교합력 양상 비교

실험 조건에 따른 측정된 교합력 양상은 Table 3과 같았다. 음식물 없이 300 N으로 저작 시 네 단계의 모형에 대한 교합력의 차이가 통계적으로 유의하였다($P < 0.05$). 특히 하악 우측 제2대구치에서 교합력이 모든 치아 중에서 가장 높게 나타났다. 육포를 300 N으로 저작 시 네 단계의 모형에서 교합력 차이가 유의하게 나타났다($P < 0.05$, Fig. 5). 대합 치아들의 교합력 양상은 모형 4로 가면서 감소하는 추세였고, 인접 치아인 하악 우측 제2대구치와 하악 우측 제2소구치는 감소추세이나 모형 3에서 증가하는 양상을 보였다. 하악 제2대구치의 교합력이 다른 치아들에 비해 높게 나타났다. 당근 저작 시 모형 별로 치아마다 교합력이 다양하게 나타났으며, 상악 제1, 2소구치와 하악 제2대구치에서만 모형 1에서

Table 2. Comparison of occlusal force before and after the lower first molar extraction (Mean \pm SD, Unit: N)

| | | Premolars | | | | Molars | |
|--------------|----------------|----------------------|----------------------|---------------------|-----------------------|-----------------------|------------------------|
| | | UP1 | LP2 | UP2 | UM1 | LM2 | UM2 |
| Without Food | Control | 1.06 \pm 1.39 | 20.59 \pm 12.43 | 1.92 \pm 1.22 | 53.72 \pm 6.60 | 62.42 \pm 4.48 | 5.97 \pm 2.46 |
| | Experimental | 6.70 \pm 1.58 | 26.08 \pm 0.60 | 12.21 \pm 0.77 | 6.50 \pm 0.12 | 67.94 \pm 0.99 | 3.00 \pm 0.21 |
| | <i>P</i> value | < 0.001* | 0.196* | < 0.001* | < 0.001* | 0.004* | 0.004* |
| Jerky | Control | 20.95 \pm 3.32 | 86.22 \pm 18.49 | 20.09 \pm 4.81 | 127.51 \pm 18.21 | 52.70 \pm 7.38 | 369.35 \pm 165.97 |
| | Experimental | 94.42 \pm 27.09 | 42.59 \pm 7.00 | 61.23 \pm 5.61 | 10.67 \pm 2.91 | 171.39 \pm 54.61 | 45.14 \pm 10.02 |
| | <i>P</i> value | < 0.001* | < 0.001* | < 0.001* | < 0.001* | < 0.001* | < 0.001* |
| Carrot | Control | 4.43 \pm 2.76 | 34.02 \pm 15.38 | 4.25 \pm 2.15 | 43.48 \pm 7.86 | 23.14 \pm 9.34 | 91.81 \pm 65.99 |
| | Experimental | 38.55 \pm 13.33 | 21.23 \pm 4.16 | 24.84 \pm 4.65 | 11.88 \pm 3.55 | 53.19 \pm 26.39 | 19.45 \pm 3.35 |
| | <i>P</i> value | < 0.001* | 0.029* | < 0.001* | < 0.001* | 0.003* | 0.007* |
| Bread | Control | 3.39 \pm 1.81 | 50.31 \pm 16.11 | 4.65 \pm 2.24 | 26.14 \pm 7.20 | 19.22 \pm 3.76 | 30.78 \pm 28.43 |
| | Experimental | 28.26 \pm 3.76 | 25.35 \pm 4.48 | 10.70 \pm 1.85 | 3.81 \pm 2.63 | 46.52 \pm 9.10 | 11.48 \pm 1.54 |
| | <i>P</i> value | < 0.001* | 0.001* | < 0.001* | < 0.001* | < 0.001* | 0.060 |

* Statistically significant if $P < 0.05$.

UP1, upper right first premolar; UP2, upper right second premolar; UM1, upper right first molar; UM2, upper right second molar; LP2, lower right second premolar; LM2, lower right second molar.

Table 3. Change of occlusal force with progressive movement of adjacent teeth (Mean ± SD, Unit: N)

| | | Premolars | | | Molars | | |
|--------------|----------------|-------------------------------|-------------------------------|------------------------------|-------------------------------|--------------------------------|-------------------------------|
| | | UP1 | LP2 | UP2 | UM1 | LM2 | UM2 |
| Without Food | Model 1 | 6.70 ± 1.58 ^b | 26.08 ± 0.60 ^c | 12.21 ± 0.77 ^b | 6.50 ± 0.12 ^c | 67.94 ± 0.99 ^d | 3.00 ± 0.21 ^c |
| | Model 2 | 16.17 ± 0.24 ^c | 4.43 ± 0.16 ^a | 26.90 ± 0.53 ^d | 0.71 ± 0.70 ^{ab} | 19.34 ± 0.81 ^c | 19.34 ± 0.81 ^a |
| | Model 3 | 57.80 ± 0.37 ^d | 20.36 ± 0.56 ^b | 0.85 ± 0.06 ^a | 1.34 ± 0.46 ^b | 1.34 ± 0.46 ^a | 19.43 ± 0.36 ^d |
| | Model 4 | 4.69 ± 0.67 ^a | 4.35 ± 0.34 ^a | 13.83 ± 1.93 ^c | 0.44 ± 0.06 ^a | 15.54 ± 1.45 ^b | 1.91 ± 0.49 ^b |
| | <i>P</i> value | < 0.001* | < 0.001* | < 0.001* | < 0.001* | < 0.001* | < 0.001* |
| Jerky | Model 1 | 94.42 ± 27.09 ^c | 42.59 ± 7.00 ^c | 61.23 ± 5.61 ^c | 10.67 ± 2.91 ^a | 171.39 ± 54.61 ^b | 45.14 ± 10.02 ^b |
| | Model 2 | 59.08 ± 5.16 ^b | 38.20 ± 5.04 ^{bc} | 55.50 ± 6.11 ^b | 27.39 ± 14.58 ^b | 68.20 ± 5.45 ^a | 99.38 ± 7.26 ^c |
| | Model 3 | 64.18 ± 5.21 ^b | 7.33 ± 4.57 ^a | 28.43 ± 4.70 ^a | 8.39 ± 2.51 ^a | 226.67 ± 41.3 ^c | 45.89 ± 4.61 ^b |
| | Model 4 | 42.41 ± 10.38 ^a | 34.11 ± 7.13 ^b | 32.34 ± 6.25 ^a | 5.15 ± 2.63 ^a | 57.87 ± 30.26 ^a | 25.16 ± 2.97 ^a |
| | <i>P</i> value | < 0.001* | < 0.001* | < 0.001* | < 0.001* | < 0.001* | < 0.001* |
| Carrot | Model 1 | 38.55 ± 13.33 ^b | 21.23 ± 4.16 ^{bc} | 24.84 ± 4.65 ^c | 11.88 ± 3.55 ^a | 53.19 ± 26.39 ^b | 19.45 ± 3.35 ^c |
| | Model 2 | 14.97 ± 8.16 ^a | 15.18 ± 5.43 ^{ab} | 11.03 ± 3.55 ^b | 62.37 ± 25.48 ^b | 23.93 ± 5.25 ^a | 43.07 ± 6.43 ^d |
| | Model 3 | 10.36 ± 2.23 ^a | 9.87 ± 3.91 ^a | 4.77 ± 1.11 ^a | 17.62 ± 2.91 ^a | 19.20 ± 7.88 ^a | 13.79 ± 3.57 ^b |
| | Model 4 | 10.02 ± 7.68 ^a | 26.51 ± 11.74 ^c | 1.97 ± 1.34 ^a | 7.22 ± 3.06 ^a | 29.24 ± 20.71 ^a | 4.66 ± 3.95 ^a |
| | <i>P</i> value | < 0.001* | < 0.001* | < 0.001* | < 0.001* | 0.001* | < 0.001* |
| Bread | Model 1 | 28.26 ± 3.76 ^c | 25.35 ± 4.48 ^c | 10.70 ± 1.85 ^b | 3.81 ± 2.63 ^a | 46.52 ± 9.10 ^b | 11.48 ± 1.54 ^b |
| | Model 2 | 13.42 ± 2.49 ^b | 8.98 ± 1.90 ^b | 4.11 ± 2.15 ^a | 12.37 ± 6.20 ^b | 17.24 ± 5.46 ^a | 17.85 ± 3.54 ^c |
| | Model 3 | 14.29 ± 3.30 ^b | 5.44 ± 1.86 ^a | 4.66 ± 0.98 ^a | 2.85 ± 1.38 ^a | 18.36 ± 4.69 ^a | 11.47 ± 2.13 ^b |
| | Model 4 | 4.97 ± 2.49 ^a | 10.52 ± 4.74 ^b | 4.73 ± 2.04 ^a | 2.04 ± 1.67 ^a | 13.24 ± 6.41 ^a | 2.84 ± 2.78 ^a |
| | <i>P</i> value | < 0.001* | < 0.001* | < 0.001* | < 0.001* | < 0.001* | < 0.001* |

* Statistically significant if *P* < 0.05.

^{a, b, c, d} Letters indicate a homogenous subset of groups.

UP1, upper right first premolar; UP2, upper right second premolar; UM1, upper right first molar; UM2, upper right second molar; LP2, lower right second premolar; LM2, lower right second molar.

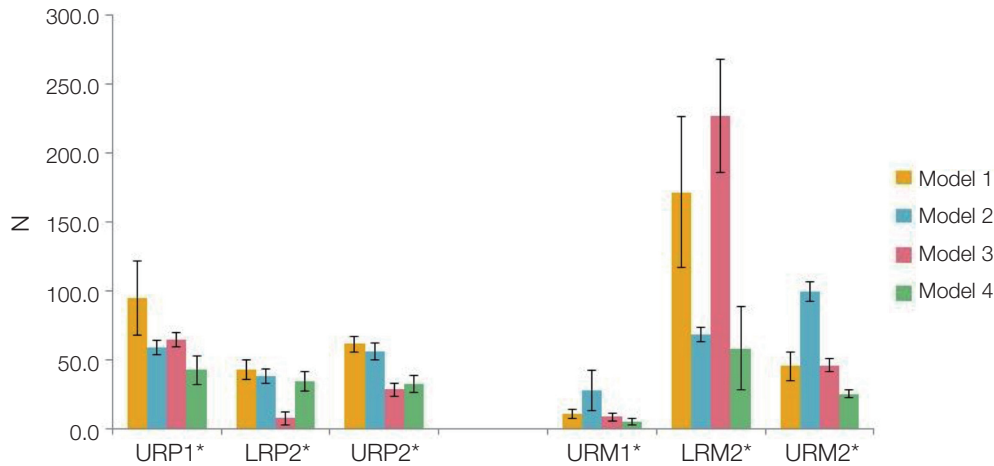


Fig. 5. Change of occlusal force with progressive movement of adjacent teeth when chewing beef jerky.

* Significant at $P < 0.05$.

URP1, upper right 1st premolar; LRP2, lower right 2nd premolar; URP2, upper right 2nd premolar; URM1, upper right 1st molar; LRM2, lower right 2nd molar; URM2, upper right 2nd molar.

교합력이 가장 높았다($P < 0.05$). 식빵 저작 시 측정된 교합력은 인접치의 경사에 따라 통계적으로 유의한 차이를 보였고, 하악 제2대구치의 교합력이 가장 높게 나타났다($P < 0.05$).

고찰

교합력을 측정하기 위해 다양한 방법들이 시도되어 왔는데 본 연구에서는 Ewha dynamic occlusal analyzer를 이용하여 치아의 교합력을 측정하였다. 실제 임상에 적용 시 상, 하악 교합 공간 내에 음식물을 자연스럽게 씹으면서 치아에 가해지는 압력을 측정할 수 있으며, 측정하는 동안의 모든 움직임을 자료로 모아서 다양한 구강 내 저작 운동에 따른 양상을 분석할 수 있고, 스트레인지게이지가 부착된 치아에 로드셀을 이용하여 스트레인지게이지의 신호 증폭비를 보정한 후, 저작할 때 스트레인지게이지에서 측정되는 변형률을 하중값으로 변환함으로써 해당 치아에 전달되는 교합력을 실시간으로 측정할 수 있다.²⁹

저작기능과 잔존치아와의 연관성에 대한 연구들에서 Gunne와 Wall³⁰은 자연치열 환자와 상악 총의치, 하악 부분의치, 상하악 모두 총의치인 환자의 저작효율을 비교한 바, 자연치열 환자에서 저작효율이 유의하게 높았다고 하였다. Yurkstas 등³¹은 상실된 제1대구치를 고정성 보철물이나 가철성 보철물로 수복했을 때 저작효율

이 26% 정도 상승한다고 보고하였고, Yurkstas³²는 제1대구치 상실이 저작효율의 33%의 감소를 가져왔다고 보고하였다.

교합의 형태와 저작 수행과의 관계에 대한 여러 연구에서 Lambrecht³³는 구치 접촉부위의 크기의 감소는 저작효율의 상실을 야기한다고 하였고, Iwase 등³⁴도 교합 접촉면적은 모두 저작력과 강하게 연관이 있다고 보고하였다. Yoon 등³⁵은 부정교합자의 교합력 크기의 평균은 439.0 N으로 정상교합자의 744.5 N에 비해 59.0%에 불과하다고 하였는데, 그 이유를 접촉면적의 차이에서 오는 것이라 하였으며, 정상교합자의 접촉면적 24.2 mm에 비해 부정교합자에서는 12.4 mm로 정상교합자의 51.2%라고 하였다.² 본 연구에서는 스트레인지게이지를 사용하기 전, T-scan으로 접촉면적을 조사하고 스트레인지게이지를 이용하여 교합력을 비교한 결과, 접촉면적이 감소된 부위에서 교합력도 감소되는 것을 알 수 있었다. Koriath³⁶는 대부분의 실험자에서 구치의 양쪽에서 거의 7개의 접촉이 존재하였고 상악과 하악의 제1대구치와 제2대구치에서 가장 빈도수가 높았다고 보고하였다.

Picton³⁷는 교합력이 치아에 가해지면 수직적인 힘과 함께 수평적인 힘이 나타나게 되며 이로 인한 치아의 전방이동은 일반적으로 받아 들이는 현상이라고 하였으며, Southard 등³⁸은 이것이 치아의 전방 이동의 원인이 된다고 하였다. 치아에 힘이 적용되었을 때 60개 중 55

개에서 원심 스트레인게이지 보다 근심 스트레인게이지에서 더 큰 왜곡이 나타났고, 이것은 이들 치아의 근심 추진력을 잘 증명해주고 있다고 보고했다.³⁷ 저작하는 동안 인접치 치근막은 근심면에 압축력과 원심면에 인장력을 일으키는데, Strange³⁹에 의하여 이들 압력은 치아의 근심이동과 함께 조직학적 변화를 일으킨다고 보고하였다. 이로 인해 하악 제1대구치가 상실되면 인접치아가 없는 제2대구치는 근심 경사가 일어난다. 이때 소구치는 일반적으로 원심으로 기울어지는데 Begg⁴⁰는 이에 대해 발치창에서 흉터조직의 수축때문이라고 하였으며, 대합 치아가 없는 상악 제1대구치는 발치된 하악 제1대구치 부위로 과맹출이 일어난다. 이것은 원래의 치아 간 접촉의 상실을 일으키고, 인접 및 대합 치아들의 근심이동에 의해 치아 간 접촉을 재위치시켜 조기 교합접촉의 가능성을 포함한 교합평면의 변화와 약간 관계의 변화가 생긴다. 치아 간 접촉을 원래 위치로 재형성해주지 않으면 음식물의 침착이나 치주질환이 생길 수 있다.

Behrend 등⁴¹은 하악 제1대구치가 상실되면서 나타나는 상악 제1대구치의 과맹출을 치아의 길이를 삭제함 없이 고정성 보철물을 제작한다면 교합평면에 변형이 생겨 일반적으로 하악의 전방운동과 측방운동의 비작업측에서 교합간섭을 일으킬 수 있다고 보고하였다. Hood 등⁴²은 고정성 국소소의치의 장착 후에 30° 각도, 60 lb의 하중을 주어 구치 근심부에 응력을 유도했을 때, 근심치근의 첨단부위에 인접한 골의 수축력이 481 p.s.i에서 174 p.s.i로 감소한다고 하였다. 본 연구에서도 음식물 저작 시 하악 제2대구치에서 경사이동이 진행될수록 모든 음식물에서 교합력이 감소되는 것을 관찰할 수 있었다. Sawicka 등⁴³은 경사된 치아를 직립시키는 것은 환자에게 기능적 및 치주적으로 유리한 보철적 수복을 할 수 있게 한다고 하였고, Kraal 등⁴⁴은 근심으로 경사된 구치의 직립의 치주적인 장점은 이들 치아의 근심면에 형성되어 있는 위치주낭을 제거하여 환자로 하여금 치태침착을 조절하는 능력을 상승시켜준다고 하였다.

이제까지 경사된 구치에 대한 보철적, 치주적, 교정적인 측면에서의 연구는 많은데 비해 구치가 경사됨으로 인해 교합력의 변화가 어떻게 진행되는 것에 대한 연구나 스트레인게이지를 이용하여 실제 음식물을 저작하면서 측정하는 동적인 교합력에 대한 연구는 거의 없었다. 다이 모형 1에서 하악 제1대구치의 상실이 없는 좌측 구치부를 대조군으로, 하악 제1대구치의 상실이 있는 우

측 구치부를 실험군으로 하고 음식물과 가해지는 힘을 달리하여 치아에 가해지는 교합력을 비교한 결과, 치아마다 교합력에 유의한 차이가 있었다. 상악 제1, 2대구치를 제외하면 하악 제1대구치가 상실된 쪽의 인접치아에 교합력이 더 높게 나타났는데, 이는 Yurkstas³²의 제1대구치 상실은 저작효율이 33%의 감소한다는 보고와는 다른 결과이다. 한편 실험군과 대조군 모두에서 육포에서 당근, 빵으로 갈수록 치아의 변형률이 낮아졌다. 이는 질긴 음식물을 씹기 위한 강한 저작력이 치아에도 강한 교합력을 발생시키기 때문이다. Shiao 등⁴⁵의 음식물의 경도가 증가될수록 교근의 근활성도가 증가한다는 연구 결과 및 Kohyama 등⁴⁶의 단단한 시편을 저작 시 더 높은 교합력이 발생한다는 보고와 유사하였다.

인접치아의 이동량이 다른 다이 모형에 따른 교합력의 차이를 비교해 본 결과, 하악 제2대구치에서 가장 높게 나타났다. 음식물 없이 300 N의 저작력만 가한 경우에는 경사이동이 진행됨에 따른 교합력의 감소가 나타나지 않았지만, 음식을 저작했을 때에는 상악 제1, 2소구치와 하악 제2대구치에서 치아의 변위량이 증가하는 모형 1, 모형 2, 모형 4로 갈수록 교합력이 감소되었다. 모형 1, 모형 3, 모형 4에서 상악 제1대구치를 제외하고 육포 저작 시의 교합력이 가장 높았고, 치아 중에서는 하악 제2대구치에서 가장 큰 교합력이 측정되었다. 하악 제2대구치의 변형률은 다이 모형 1이 근심경사가 진행된 다른 모형에서보다 모든 경우에 유의성 있게 높게 나왔다. 즉 경사가 진행될수록 치아에 가해지는 교합력이 낮아졌다. 이는 하악 제2대구치의 근심 경사가 심해짐에 따라 근심협측에 부착된 스트레인게이지에 가해지는 힘의 수직분력의 감소가 일어나 교합력이 감소되는 것으로 예측된다.

본 연구에서는 음식물의 경도가 낮아짐에 따라 치아에 전달되는 교합력도 약하게 관찰되었고, 치아 이동이 진행됨에 따라 구치부 기능교두 부위에서 교합력이 감소하는 경향이 나타났다. 동일한 음식 저작 시 모형별로 치아에 가해지는 교합력을 비교해 본 결과 치아의 경사가 심해질수록 교합력의 크기가 감소되었고, 동일한 모형에서 음식물을 저작할 때와 저작하지 않은 상태에서 치아에 가해지는 교합력의 패턴이 다를 수 있었다. 한편 상악 제1대구치에 가해지는 교합력 또한 모형 1에 비해 모형 2, 모형 3, 모형 4로 갈수록 감소되었는데, 이는 하악 제2대구치가 기울어짐에 따라 교합접촉면적이 감소되어 나타나는 것으로 보이고 이는 상악 제1대구치

의 과맹출과 연관이 있을 것으로 사료된다. 또한 모형 2에서 보다 모형 3에서 하악 제2대구치 교합력이 증가되는데, 이는 모형 3에서의 원심교두가 교합평면보다 상방으로 돌출되는 정도가 가장 커짐에 따라 음식물 저작 시에 하악 제2대구치에 힘이 집중되는 현상이 생기게 되며, 이 힘이 근심경사로 인한 교합력 감소보다 크게 작용하기 때문으로 보인다.

본 연구에서는 실리콘 인상재를 이용하여 치주인대를 재현하였는데 치주인대에 있는 기계적 자극이나 방향성에 예민하게 반응하는 고유수용기를 재현하지 못하였으므로 하중의 충격에 반응하고 스트레스를 흡수하고 주위골에 분산시키는 기능은 재현하지 못했다는 한계점을 가지고 있어, 같은 실험을 실제 치아에 적용한다면 실험값은 차이가 있을 것으로 예상된다. Proffit 등⁴⁷에 의하면 구치부가 소구치부나 전치부에 비해 저작근이 유리한 위치에 있고 또한 지지부위가 크기 때문에 구치부에서의 저작력은 전치부의 3 - 4배라고 보고하였으나, 본 실험에서는 저작근의 역할을 만능물성시험기의 조절된 힘만으로 저작력을 재현하였으므로 실제 치아에서와는 차이가 있을 것으로 생각된다. 또한 하악 제2대구치의 근심경사각이 심해질수록 근심협측 중앙부위에 가해지는 스트레인의 값이 원심협측에 비해 낮을 것으로 예측되는데, 스트레인게이지가 근심협측에 부착되어 있으므로 실제값과 차이가 있을 수 있을 것이다. 구강악안면 저작계는 동적인 구조물로서 교합에 영향을 주는 요소가 다양하게 연관되어 있고, 그 중 치아의 마모는 동적인 교합의 변화과정에서 자연스러운 하나의 적응의 단계를 거치는 반면, 이러한 과정을 교합조정만으로 재현하는 것은 한계가 있다. 치아는 근원심 및 협설측 경사를 가지고 있는 비정형임에도 한축으로만 인장과 수축이 일어나는 스트레인게이지를 사용하였으므로 실제 힘의 방향과 값을 재현하지 못했다는 한계가 있으며, 음식물 자체에서의 저작력의 흡수 정도가 다름에 따른 변수는 고려하지 못하였다. 한편 치아의 교합력은 치주인대의 고유수용기에서 감지하는데 반해 본 실험에서의 스트레인게이지의 부착위치는 근심치관의 중앙부이므로 치아를 지지하는 치조골에 가해지는 압력과는 차이가 있을 수 있으며, 향후 유한요소 분석법을 이용하여 치주인대에 가해지는 응력분포를 분석해서 본 연구에서 나타나는 교합력과의 차이를 비교연구 하는 것이 필요하다고 사료된다.

결론

본 연구는 하악 제1대구치 상실 후 인접 및 대합 치아들의 이동 정도에 따른 저작력의 변화가 상하악 치아에 미치는 영향을 알아보기 위하여 스트레인게이지를 상하악 구치부에 부착한 후 치아들의 변형률을 이용하여 교합력을 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다. 하악 제1대구치가 상실된 경우, 음식편 없이 저작 시, 상악 제1, 2소구치, 하악 제2대구치의 교합력이 더 높아졌으며, 음식물이 있을 때에도 같은 양상이었다. 하악 제1대구치 상실여부와 관계없이 음식물의 경도가 낮아질수록 치아에 가해진 교합력은 감소하였다. 하악 제1대구치 상실 시 가장 큰 교합력을 받는 경우는 근심경사 이동이 아직 일어나지 않은 모형 1의 하악 제2대구치였다. 인접치 경사가 점차 심해질수록 상악 제1, 2소구치, 하악 제2대구치에서 음식물 저작에 따른 교합력이 감소되었다.

References

1. Yalisove I, Deitz J. Telescopic prosthesis therapy. 1st ed. Philadelphia; George F. Strickly Co.; 1977. p. 104-7.
2. Stern N, Revah A, Becker A. The tilted posterior tooth. Part I: etiology, syndrome, and prevention. J Prosthet Dent 1981;46:404-7.
3. Craddock HL. Occlusal changes following posterior tooth loss in adults. Part 3. A study of clinical parameters associated with the presence of occlusal interferences following posterior tooth loss. J Prosthodont 2008;17:25-30.
4. Goldman HM, Cohen DW. Periodontal therapy, 5th ed. St. Louis; The C. V. Mosby Co.; 1973. p. 40.
5. Wehrbein H, Diedrich P. Mesio-marginal findings at tilted molars: a histological-histomorphometric study. Eur J Orthod 2001;23:663-70.
6. Yang HS, Thompson VP. A two-dimensional stress analysis comparing fixed prosthodontic approaches to the tilted molar abutment. Int J Prosthodont 1991;4:416-24.
7. Gibbs CH, Anusavice KJ, Young HM, Jones JS, Esquivel-Upshaw JF. Maximum clenching force of patients with moderate loss of posterior tooth support: a pilot study. J Prosthet Dent 2002;88:498-502.

8. Agerberg G, Carlsson GE. Chewing ability in relation to dental and general health: analysis of data obtained from a questionnaire. *Acta Odontol Scand* 1981;39:147-53.
9. Osterberg T, Steen B. Relationship between dental state and dietary intake in 70-year-old males and females in Göteborg, Sweden: a population study. *J Oral Rehabil* 1982;9:509-21.
10. Manly RS, Braley LC. Masticatory performance and efficiency. *J Dent Res* 1950;29:448-62.
11. Devlin H, Wastell DG. Bite force and masseter muscle electromyographic activity during onset of an isometric clench in man. *Arch Oral Biol* 1985;30:213-5.
12. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van der Bilt A, Van't Hof MA, Kalk W, Jansen JA. Swallowing thresholds of mandibular implant-retained overdentures with variable portion sizes. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:375-80.
13. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand* 1977;35:297-303.
14. Tsuga K, Carlsson GE, Osterberg T, Karlsson S. Self-assessed masticatory ability in relation to maximal bite force and dental state in 80-year-old subjects. *J Oral Rehabil* 1998;25:117-24.
15. Hemley S. *Fundamentals of occlusion*. 15th ed. Philadelphia; W.B. Saunders; 1944.
16. Anderson DJ. Measurement of stress in mastication. II. *J Dent Res* 1956;35:671-3.
17. Fløystrand F, Kleven E, Oilo G. A novel miniature bite force recorder and its clinical application. *Acta Odontol Scand* 1982;40:209-14.
18. Seo JC, Kim JR, Yang DK. Study on changes in the maximum bite force after orthognathic surgery. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg* 1996;22:121-9.
19. Cho YC, Kim TK. A study on maximum bite force after dental implantation. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg* 1997;23:541-7.
20. Jung BY, Jeon YS, Han DH. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with Brånemark implants and natural teeth: a clinical study. *J Korean Acad Prosthodont* 1999;37:23-41.
21. Kwon HK, Yoo JH, Kwon YS, Kim BI. Comparison of bite force with dental prescale and unilateral bite force recorder in healthy subjects. *J Korean Acad Prosthodont* 2006;44:103-11.
22. Maness W. Comparison of the duration of occlusal contacts during habitual closure using the digital occlusal senser [abstract]. *J Dent Res* 1986;65:141.
23. Throckmorton GS, Rasmussen J, Caloss R. Calibration of T-scan sensors for recording bite forces in denture patients. *J Oral Rehabil* 2009;36:636-43.
24. Oyen OJ, Melugin MB, Indresano AT. Strain gauge analysis of the frontozygomatic region of the zygomatic complex. *J Oral Maxillofac Surg* 1996;54:1092-5.
25. Kim SC, Park KC. An analytical study on strain distribution using strain gauge attached on root surface. *Korean J Orthod* 2001;31:325-33.
26. Duyck J, Van Oosterwyck H, De Cooman M, Puerers R, Vander Sloten J, Naert I. Three-dimensional force measurements on oral implants: a methodological study. *J Oral Rehabil* 2000;27:744-53.
27. Heo W, Baek SH. Friction properties according to vertical and horizontal tooth displacement and bracket type during initial leveling and alignment. *Angle Orthod* 2011;81:653-61.
28. Sohn BS, Heo SJ, Chang IT, Koak JY, Kim SK. A strain gauge analysis of implant supported cantilevered fixed prosthesis under distal static load. *J Korean Acad Prosthodont* 2007;45:717-23.
29. Pedersen E, Andersen K, Melse B. Tooth displacement analysed on human autopsy material by means of a strain gauge technique. *Eur J Orthod* 1991;13:65-74.
30. Gunne HS, Wall AK. The effect of new complete dentures on mastication and dietary intake. *Acta Odontol Scand* 1985;43:257-68.
31. Yurkstas A, Fridley HH, Manly RS. A functional evaluation of fixed and removable bridgework. *J Prosthet Dent* 1951;1:570-7.
32. Yurkstas AA. The effect of missing teeth on masticatory performance and efficiency. *J Prosthet Dent* 1954;4:120-3.
33. Lambrecht JR. The influence of occlusal contact area on chewing performance. *J Prosthet Dent* 1965;15:444-50.
34. Iwase M, Ohashi M, Tachibana H, Toyoshima T,

- Nagumo M. Bite force, occlusal contact area and masticatory efficiency before and after orthognathic surgical correction of mandibular prognathism. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2006;35:1102-7.
35. Yoon HR, Choi YJ, Kim KH, Chung C. Comparisons of occlusal force according to occlusal relationship, skeletal pattern, age and gender in Koreans. *Korean J Orthod* 2010;40:304-313.
 36. Koriath TW. Number and location of occlusal contacts in intercuspal position. *J Prosthet Dent* 1990; 64:206-10.
 37. Picton DC. Tilting movements of teeth during biting. *Arch Oral Biol* 1962;7:151-9.
 38. Southard TE, Behrents RG, Tolley EA. The anterior component of occlusal force. Part 1. measurement and distribution. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;96:493-500.
 39. Strange HE. A three-dimensional consideration of occlusion. *Am J Orthod Oral Surg* 1940;26:787-92.
 40. Begg PR. *Begg orthodontic theory and technique*. Philadelphia; W.B. Saunders Co.; 1965. p. 60.
 41. Behrend DA. The mandibular posterior fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1977;37:622-38.
 42. Hood JA, Farah JW, Craig RG. Modification of stresses in alveolar bone induced by a tilted molar. *J Prosthet Dent* 1975;34:415-21.
 43. Sawicka M, Racka-Pilszak B, Rosnowska-Mazurkiewicz A. Uprighting partially impacted permanent second molars. *Angle Orthod* 2007;77:148-154.
 44. Kraal JH, Digiancinto JJ, Dail RA, Lemmerman K, Peden JW. Periodontal conditions in patients after molar uprighting. *J Prosthet Dent* 1980;43:156-62.
 45. Shiau YY, Peng CC, Hsu CW. Evaluation of biting performance with standardized test foods. *J Oral Rehabil* 1999;26:447-52.
 46. Kohyama K, Hatakeyama E, Sasaki T, Dan H, Azuma T, Karita K. Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber. *Arch Oral Biol* 2004;49:805-16.
 47. Proffit WR, Fields HW, Nixon WL. Occlusal forces in normal- and long-faced adults. *J Dent Res* 1983; 62:566-70.

하악 제1대구치 상실 시 인접 및 대합 치아들의 이동양상에 따른 교합력 변화: 스트레인게이지를 이용한 비교 연구

송명자^{1†}, 박지만^{2†}, 전윤식^{1*}

¹이화여자대학교 임상치의학대학원 교정학교실

²관악서울대학교치과병원 치과보철과

목적: 하악 제1대구치 상실 시 인접 및 대합 치아들의 경사 및 정출 정도에 따른 교합력의 변화를 스트레인게이지를 이용하여 측정 및 비교하는 것이다.

연구 재료 및 방법: 인접 및 대합 치아들의 경사 및 정출이 심화되는 정도를 점진적으로 네 개의 다이에 표현 후, CAD/CAM 제작 맞춤형 다이 시스템을 통하여 주모형에 부착 및 교체 가능하도록 하였다. 치아에 스트레인게이지를 부착 후, 만능물성시험기로 저작력을 가하면서 상하악 치아의 교합력을 측정하였다. 통계처리는 독립표본 t검증과 일원배치 분산분석을 시행하였다($\alpha = .05$).

결과: 대구치 상실 후 치아이동에 따른 교합력의 양상은, 네 단계의 모형에 대한 교합력의 차이가 통계적으로 유의하였고, 감소 추세였다. 음식물 저작 시 인접 치아들의 이동에 따라 상악 제1, 2소구치, 하악 제2대구치에서 점차 교합력이 감소되었다. 음식물의 경도가 감소함에 따라 치아의 교합력이 점차적으로 감소하였다. 육포 저작 시 하악 제2대구치의 교합력이 가장 높게 측정되었다($P < 0.05$).

결론: 하악 제1대구치가 상실되고 치아 이동이 일어나기 전에는 저작 시 치아가 상실되지 않았을 때에 비해 인접 및 대합 치아들의 교합력이 높은 반면, 치아 이동이 진행됨에 따라 교합력은 정량적으로 감소하였다.

(구강회복응용과학지 2016;32(1):47-59)

주요어: 대구치 상실; 인접치 경사; 교합력; 스트레인게이지

*교신저자: 전윤식

(07985)서울특별시 양천구 안양천로 1071 이화여자대학교 임상치의학대학원 교정과

Tel: 02-2650-5763 | Fax: 02-2650-5764 | E-mail: yschun1000@gmail.com

접수일: 2016년 2월 17일 | 수정일: 2016년 2월 28일 | 채택일: 2016년 2월 29일

[†]이 저자들은 본 연구에 동일한 공여를 하였음.