creative commons

COMMONS DEED

저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:

저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.

비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.

변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 이용허락규약(Legal Code)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

Disclaimer

dCollection

치의학석사학위논문

국소의치에 가해지는 하중에 대한 수학적 연구

2015년 2월

서울대학교 치의학대학원

치의학과

김 충 길

국소의치에 가해지는 하중에 대한 수학적 연구

지도교수 곽 재 영

이 논문을 치의학석사학위논문으로 제출함

2014년 11월

서울대학교 치의학대학원

치의학과

김 충 길

김충길의 석사학위논문을 인준함

2014년 12월

위 원 장 허 성 주 (인)

부 위 원 장 곽 재 영 (인)

위 원 김 성 균 (인)

요약(국문초록)

국소의치에 가해지는 하중에 대한 수학적 연구

국소의치의 설계에서 일반적으로는 근심 교합면 레스트의 사용이 추천되나 특별한 이유가 있는 경우 제한적으로 원심 교합면 레스트를 사용하기도 한다. 이 경우에는 교합력이 국소의치에 작용할 때 국소의치가 지대치에 렌치작용을 하게 되므로 생역학적 불리함이 커지게 된다. 지대치에 가해지는 힘의 방향과 형태는 여러 가지로 분석할 수 있는데 회전력도 중요한 힘 중 하나이다. 지대치에 발생되는 회전력은 지대치의 회전, 기울어짐, 변위 등을 야기할 수 있다.

이번 연구에서는 원심 레스트를 사용한 후방연장 국소의치의 일부분을 단순화 시킨 모델을 제시하고, 기존 문헌을 참고해 지대치 모형을 제안하였다. 그리고 저작력이 가해질 때 지대치에서 나타나는 힘의 양상에 대해서 수식적 관계를 도출하고, 도출된 수식을 통해 회전력의 크기에 영향을 주는 요소들을 분석해보았다.

그 결과 원심면 교합면 레스트를 사용한 후방연장국소의치에서 지대치에 가해지는 회전력의 크기는 후방연장부의 길이와 교합력에 비례하고 클래스프의 길이에 반비례하였다. 그리고 회전력의 크기는 치아의 저항중심에서부터 클래스프의 첨단 위치까지의 수평적인 거리에 영향을 받는 것으로 나타났다. 하지만 저항중심이 치근 방향으로 내려가더라도 회전

력의 크기는 변하지 않았다. 한편 충분한 언더컷을 이용해 클래스프의 첨단과 저항중심 간의 수평적 거리를 감소시면 회전력을 줄일 수 있을 것으로 예측되었다.

주요어 : 국소의치, 수학적 모델, 원심 레스트, 회전력
학 번 : 2011-22432

목 차

Ⅰ. Introduction ····· 1

Ⅱ. Materials and Methods ····· 3

Ⅲ. Results ····· 6

Ⅳ. Discussion ····· 7

Ⅴ. Conclusion ····· 10

References ····· 11

Abstract ····· 13

그 림 목 차

그림 1 ····· 3
그림 2 ····· 5

Ⅰ. Introduction

국소의치의 설계는 국소의치 성공의 관건이 되는 중요한 과정이다. 그 설계 과정 중 지대치에 위치하는 유지장치의 설계는 특히 중요한 과정이다. 유지장치 중 레스트는 지대치에 저작력을 전달하기 때문에 레스트 설계에 신중을 기해야 하는데 원심무치악 부위 존재 시 일반적으로 근심 교합면 레스트의 사용을 고려한다. 근심 레스트를 사용하는 경우에 의치의 회전축을 좀 더 전방에 위치시킬 수 있고 간접 유지장치의 요구가 감소하며 지대치상 더 좋은 위치에 지점(fulcrum)을 위치시킬 수 있으며 의치의 후방변위에 대한 저항성을 증가시킬 수 있다는 점 등의 생역학적 장점이 많이 있다.[1]

하지만 특별한 이유가 있는 경우 제한적으로 원심 교합면 레스트를 사용한다. 환자의 구강 환경에서 근심 레스트를 사용 시 적절한 교합면 레스트의 두께를 확보하기 어려운 경우나 식편압입이 심한 경우에는 레스트를 무치악 부위와 가까운 곳에 위치시키는 원심 레스트를 사용할 수도 있다. 원심 레스트를 사용하게 되는 경우에 레스트는 지점이 되고 클래스프의 첨단(tip of clasp)이 작용점(point of load)이 되어 제 1종 지레를 구성하게 된다.

원심 교합면 레스트를 사용하게 되는 경우에는 국소의치가 지대치에서 렌치 작용(wrenching action)을 하게 되며 이는 유지암(retentive arm)의 상방운동을 야기하게 된다.[2] 유지암의 상방운동이 일어나는 경우 저작

시에 의치가 수동적으로(passive) 위치하지 못하고 지대치에 계속해서 유해한 힘을 가하게 된다. 따라서 원심 레스트를 이용한 국소의치를 설계하는 경우 근심 레스트를 사용하여 설계할 때 보다 지대치에 가해지는 힘의 크기를 세심히 고려하는 것이 더 중요하다고 할 수 있다.

국소의치가 기능할 때 지대치에 가해지는 힘에는 여러 가지 형태가 있다. 여러 힘들 중에서 회전력(torque, moment of force)도 중요한 힘의 한 형태이다. 지대치에 발생되는 회전력은 지대치의 회전, 기울어짐, 변위 등을 야기할 수 있고 이런 회전력은 특히 후방연장국소의치, 원심 교합면 레스트, 주조 환상 클래스프를 사용하였을 때 지대치에 더 큰 영향을 미치게 된다.[3]

본 논문에서는 원심 레스트를 사용한 후방연장국소의치에서 지대치에 나타나는 생역학적 양상을 묘사할 수 있는 모델을 제시하고, 그 모델을 바탕으로 하여 지대치에 가해지는 회전력의 양상에 대해서 살펴보았다.

Ⅱ. Materials and Methods

원심 레스트를 사용한 후방연장국소의치의 일부분은 제 1종 지레로 파악할 수 있고, 그림 1 과 같이 나타낼 수 있다.

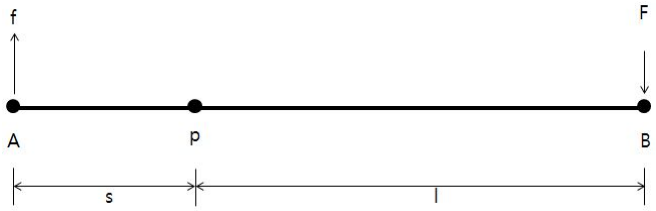

그림 1. 제 1종 지레 모델
A : 클래스프의 첨단
p : 지대치의 지점
B : 의치상에 교합력이 가해지는 위치
s : A와 p간의 거리
l : p와 B간의 거리
F : 후방연장의치상에 가해지는 힘의 크기
f : 클래스프의 첨단에 가해지는 힘의 크기

지레의 원리에 의해 다음의 식 1 과 같은 비례식이 성립하며 간단히 식 2 를 도출 할 수 있다.

$$F : s = f : l \qquad \text{식 1.}$$

$$f = Fl/s \qquad \text{식 2.}$$

이제 지대치 모델을 살펴보도록 하자. 실제 상황에서 지대치로 사용되는 치아는 다양하지만 본 논의에서는 하악 소구치가 지대치로 사용된 경우로 제한하고, 하악 소구치를 단순화한 지대치 모델을 살펴보기로 하였다. 기존에 알려진 치아형태학적 자료[4]를 참고하여 지대치 모델로 그림

2 와 같은 소구치 모델을 제시하였다.

이 모델에 사용된 몇 가지 가정을 설명하면 다음과 같다. 지대치를 지지하고 있는 치주인대, 치조골과 같은 치주조직의 상태는 모두 건전하다고 가정하였고, 치조골의 최상부는 치아의 해부학적 백악법랑질 경계에 위치하는 것으로 가정하였다. 지대치의 저항중심(Cr)은 치근단에서 치근의 장축을 지나는 가상의 선상에 위치하며, 치조골에서부터 치근단 방향으로 치근길이의 1/3 지점에 위치한다고 가정하였다.

그림 2 에서 점 A는 클래스프의 첨단의 위치를 의미한다. 이때 클래스프는 지대치의 최대풍융부 하방의 언더컷에서 수동적으로 위치하고 있는 상태이다. 클래스프의 첨단은 최대풍융부의 하방에서 0.010 inch(0.25mm) 의 깊이에 위치하고 cast circumferential 클래스프나 wrought wire 클래스프가 사용된 것으로 가정하였다.

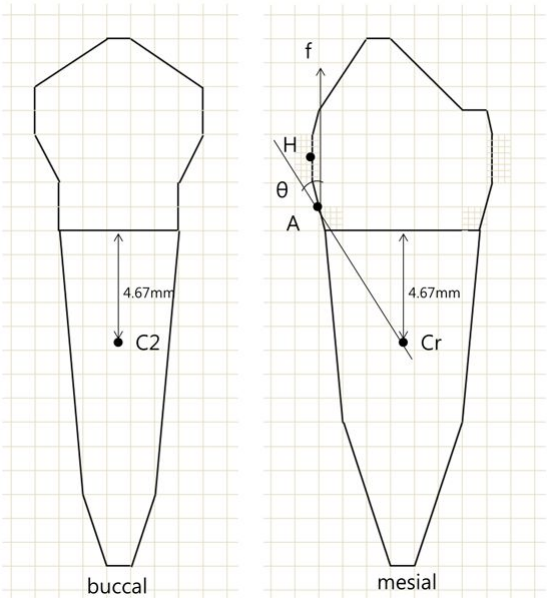

그림 2. 하악소구치 모형.

Cr : 저항중심

A : 클래스프의 첨단

θ : 저항중심과 클래스프 첨단을 지나는 직선이 치근의 장축방향과 이루는 예각

H : 최대풍융부

f : 교합력이 가해질 때 클래스프의 첨단에 발생하는 힘의 크기

큰 격자의 가로, 세로는 각각 1mm, 작은 격자의 가로, 세로는 각각 0.25mm 이다.

Ⅲ. Results

의치상 부위에 교합력이 작용할 때 지대치에 발생하는 회전력을 살펴보자. 국소의치의 의치상의 임의의 한 부위에 교합력 F가 가해질 때 클래스프의 첨단에서 나타나는 힘의 크기는 f가 된다. 이 때 지대치에 위치하는 클래스프 첨단에 발생하는 회전력의 크기 τ 는

$$\tau = \mathrm{f} \times \sin\theta \times |\mathrm{Cr} - \mathrm{A}|$$

와 같다. 이제 저항중심 Cr과 치아의 장축을 포함하는 평면을 평면 P라고 하자. 또, 평면 P와 점 A간의 거리를 d라고 하자.

이제 점 A에서 평면 P에 내린 수선의 발을 A'라고 하면 삼각형 AA'Cr을 생각할 수 있다. 이 삼각형 AA'Cr에 사인법칙을 적용하면 회전력의 크기는

$$\begin{aligned}\tau &= \mathrm{f} \times \sin\theta \times |\mathrm{Cr} - \mathrm{A}| \\ &= f \times d\end{aligned}$$

와 같다. 그러면 식 2 에 의해서

$$\tau = \mathrm{F}\frac{\mathrm{l}}{\mathrm{s}}\mathrm{d} = \frac{\mathrm{Fld}}{\mathrm{s}} \qquad \text{식 3.}$$

이 된다.

한편 앞서 제시한 지대치의 모델상의 수치를 식 3 에 대입하면

$$\tau = 3.5 \times 10^{-3}\mathrm{m} \times \mathrm{F}\frac{\mathrm{l}}{\mathrm{s}} \qquad \text{식 4.}$$

와 같다.

Ⅳ. Discussion

먼저 식 4 를 살펴보도록 하자. 제시한 모델 상에서 국소의치의 후방연장부에 교합력이 가해질 때 지대치에 위치한 클래스프의 첨단에서 발생하는 회전력의 크기는, 국소의치의 후방연장부에 가해지는 교합력 F와, 교합력이 가해지는 위치와 지대치의 지점간의 거리 l에 비례하고, 클래스프의 첨단과 지대치의 지점간의 거리 s에는 반비례하는 것을 볼 수 있다.

흥미로운 사실은 회전력의 크기는 치아의 저항중심 Cr 과 클래스프의 첨단의 위치 A 간의 수평적인 거리에는 비례하지만, 수직적인 거리에는 영향을 받지 않는다는 사실이다.

한편 자유체(free body) 같은 물체의 움직임은 물체에 가해지는 힘과 물체의 무게중심 사이의 관계에 영향을 받게 된다. 그런데 치아의 경우는 치주조직에 의해서 고정되어 있어서 자유로운 움직임에 제약이 있게 된다. 이와 같은 경우에는 저항중심이 무게중심의 역할을 하게 된다. 용어의 정의에 따라 저항중심을 지나는 벡터를 가지는 힘은 치아의 병진운동을 야기 한다.[5]

저항중심에는 치아 자체의 형태나 물질 조성과 분포뿐만 아니라 치아를 지지하고 있는 치주조직들이 영향을 미친다. 다시 말해 치주인대의 분포 특성, 치조골의 높이 및 상태 등이 저항중심의 위치에 영향을 주게 된다. 따라서 한 개인의 각각의 치아의 저항중심을 정확하게 아는 것은

힘들지만 단근치의 경우에는 치조골에서 치근단 방향으로 대략 치근길이의 1/3~2/5 정도의 거리에 치아의 저항중심이 위치하는 것으로 알려지고 있다.[6]

이에 근거하여 이번 논의에서는 치근길이의 1/3 정도 되는 부위에 저항중심이 위치한다고 가정하였다. 만약 치조골의 흡수 등으로 인해서 저항중심의 위치가 변하게 된다면 식 4 에서 우변의 상수항이 변하게 될 수도 있다. 그런데 치조골의 일반적인 흡수양상을 고려해볼 때 다음과 같은 한 가지 흥미로운 사실을 발견할 수 있다. 보통, 치조골이 흡수됨에 따라서 치관-치근 비율에서 치관의 상대적 비가 커지게 되면 저항중심은 치아 장축을 따라서 치근단 방향으로 이동하는 경향을 보이게 된다. 이 상황에서는 식 3 의 d 값이 거의 변화하지 않게 되어서 회전력의 크기는 거의 변화하지 않는다는 사실을 알 수 있다.

한편 설계에 있어서 클래스프의 첨단의 위치를 변화시키는 것은 비교적 용이한 부분이다. 만약 언더컷을 충분히 활용한다면 d의 값을 줄여서 회전력을 줄일 수 있다는 이점이 있겠지만, 의치 삽입과 철거 시에 치아에 가해지는 측방력이 과도해질 우려가 있다. 따라서 회전력과 측방력 두 힘 사이에서 적절한 균형을 찾는 것이 필요할 것이다.

본 논문에서는 지대치를 하악 소구치로 한정하였다. 하지만 다른 치아가 지대치로 사용된 경우에도 전체적인 경향은 비슷할 것이라고 예상된다. 전치의 저항중심은 소구치와 비슷한 부위에 위치하게 되고, 대구치

같은 다근치의 경우에 저항중심은 일반적으로 치근이개부에 가깝게 위치하기 때문이다.

모델을 제안 할 때 논의를 간단하게 하기위해서 클래스프나 의치상 부분이 한 직선상에 위치한다고 가정하였다. 또 의치의 여러 가지 구성요소들이 이상적인 강체(rigid body)로 이루어졌다고 보았다. 따라서 논의의 결과와 실제 상황을 비교할 때 힘의 크기 등에서 다소 차이가 있을 것이다. 하지만 전반적 경향에 있어서는 유사성을 보일 것이라 예상된다.

Ⅴ. Conclusion

1. 원심면 교합면 레스트를 사용한 후방연장국소의치에서 지대치에 가해지는 회전력의 크기는 후방연장부의 길이, 교합력에 비례한다.
2. 원심면 교합면 레스트를 사용한 후방연장국소의치에서 지대치에 가해지는 회전력의 크기는 클래스프의 길이에 반비례한다.
3. 회전력의 크기는 치아의 저항중심과 클래스프의 첨단의 위치에 영향을 받는다. 이때 회전력의 크기의 변화는 수평적인 거리 변화와 비례관계가 있지만 수직적인 거리 변화에는 영향을 받지 않는다.
4. 치조골의 흡수 등으로 저항중심이 치근 방향으로 이동하더라도 회전력의 크기는 거의 변하지 않게 된다. 즉 수직적인 위치 변화만 있으면 회전력의 크기는 변하지 않는다.
5. 충분한 언더컷을 이용해서 클래스프의 첨단을 저항중심에 수평적으로 가깝게 위치시키면 회전력을 줄일 수 있지만 의치의 삽입과 철거 시 지대치에 가해지는 측방력이 과도해질 우려가 있기 때문에 조심스러운 접근이 필요하다.

References

1. ZACH, Gene A. Advantages of mesial rests for removable partial dentures. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1975, 33.1: 32-35.
2. DEMER, Walter J. An analysis of mesial rest-I-bar clasp designs. The Journal of prosthetic dentistry, 1976, 36.3: 243-253.
3. OGATA, K.; ISHII, A.; NAGARE, I. Longitudinal study on torque transmitted from a denture base to abutment tooth of a distal extension removable partial denture with circumferential clasps. Journal of oral rehabilitation, 1992, 19.3: 245-252.
4. NELSON, Stanley J. Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion(9th ed.). Saunders/Elsevier, 2010.
5. SMITH, Richard J.; BURSTONE, Charles J. Mechanics of tooth movement. American journal of orthodontics, 1984, 85.4: 294-307.
6. BURSTONE, Charles J.; PRYPUTNIEWICZ, Ryszard J. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. American journal of orthodontics, 1980, 77.4: 396-409.
7. CECCONI, Bert T.; ASGAR, Kamal; DOOTZ, Edward. The effect of partial denture clasp design on abutment tooth movement. The Journal of prosthetic dentistry, 1971, 25.1: 44-56.

8. DEBOER, James. The effects on function of distal-extension removable partial dentures as determined by occlusal rest position. The Journal of prosthetic dentistry, 1988, 60.6: 693-696.
9. LINDAUER, Steven J. The basics of orthodontic mechanics. In: Seminars in Orthodontics. WB Saunders, 2001. p. 2-15.
10. Saito, M., et al. "Stress distribution of abutments and base displacement with precision attachment and telescopic crown retained removable partial dentures." Journal of oral rehabilitation 30.5 (2003): 482-487.
11. TANNE, Kazuo; KOENIG, Herbert A.; BURSTONE, Charles J. Moment to force ratios and the center of rotation. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 1988, 94.5: 426-431.

Abstract

A mathematical study on the loads applied to a removable partial denture

Kim Choongkil
Department of dentistry
School of dentistry
Seoul National university

In the design of a removable partial denture, it is usually recommended to use mesial occlusal rests. If there is a specific reason, distal occlusal rest could be considered. In this case, when occlusal forces applied to the denture, the wrench effect may occur on the abutment tooth. Thus a distal occlusal rest is unfavorable biomechanically.

Torque is one of the important forces applied to a removable partial denture. Torque applied to a abutment tooth can rotate, incline and displace the abutment tooth.

In this study, a mathematical model which describe a biomechanical

aspect of the abutment tooth was proposed. By using the proposed model, the torque applied to the abutment tooth was considered.

The results were as follows.

First, the scalar component of the torque applied to the abutment tooth of a removable partial denture with distal occlusal rest was proportional to the length of the distal extension part and occlusal force, was inversely proportional to the length of the clasp.

Interestingly, the scalar component of the torque was proportional to the horizontal distance between the center of resistance of the abutment tooth and the tip of the clasp. However the scalar component of the torque was not affected by the vertical displacement of the center of resistance of the abutment tooth.

Finally, when there is enough undercut, it was predicted to be able to reduce the scalar component of the torque applied to the abutment tooth by reducing the horizontal distance between the center of resistance of the abutment tooth and the tip of the clasp.

keywords : removable partial denture, mathematical model, distal rest, torque

Student Number : 2011-22432