



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](#)

2009년 2월
박사학위 논문

치아-임플란트 지지 가철성
국소의치에서 하악골의
광탄성학적 응력분석

조선대학교 대학원

치 의 학 과

이 남 훈

치아-임플란트 지지 가철성
국소의치에서 하악골의
광탄성학적 응력분석

Photoelastic stress analysis of mandible from the
tooth-implant supported removable partial denture

2009 년 2 월 일

조선대학교 대학원

치 의 학 과

이 남 훈

치아-임플란트 지지 가철성
국소의치에서 하악골의
광탄성학적 응력분석

지도교수 계 기 성

이 논문을 치의학 박사학위신청 논문으로 제출함

2008 년 10 월 일

조선대학교 대학원

치 의 학 과

이 남 훈

이남훈의 박사학위 논문을 인준함

위원장 원광대학교 교수 동진근 인

위 원 조선대학교 교수 김재덕 인

위 원 조선대학교 교수 정재현 인

위 원 조선대학교 교수 강동완 인

위 원 조선대학교 교수 계기성 인

2008 년 11월 일

조선대학교 대학원

목 차

ABSTRACT	V
I. 서 론	1
II. 연구재료 및 방법	4
III. 연구성적	14
IV. 총괄 및 고안	21
V. 결 론	26
참고문헌	28

표 목 차

Table 1. Fringe order number at each measuring point in the five photoelastic sliced specimens under the vertical loading.....	15
Table 2. Fringe order number at each measuring point in the five photoelastic sliced specimens under the oblique loading	16
Table 3. Fringe order number at five portion of C and I measuring point under the vertical loading	18
Table 4. Fringe order number at five portion of C and I measuring point under the oblique loading	18

도 목 차

Fig. 1. Dental study model	3
Fig. 2. Duplicated orthodontic resin teeth	3
Fig. 3. Implant dummy fixture	3
Fig. 4. Wax model with duplicated resin teeth and implant	4
Fig. 5. Silicone mold	5
Fig. 6. Duplicated teeth simulated periodontal ligament	5
Fig. 7. Photoelastic epoxy resin model with resin teeth and dummy fixture	5
Fig. 8. Bilateral implant supported removable partial denture using Akers clasp on the implant.	6
Fig. 9. Bilateral implant supported removable partial denture using konus crown on the implant.	7
Fig. 10. Bilateral implant supported removable partial denture using long rest on the implant.	8
Fig. 11. Bilateral implant supported removable partial denture using Dalbo set on the implant.	8
Fig. 12. Bilateral implant supported removable partial denture using O-ring set on the implant.	9
Fig. 13. Photoelastic experiment device	10
Fig. 14. Stress freezing furnace	10
Fig. 15. Loading device located in the stress freezing furnace	10
Fig. 16. Stress freezing cycle for the photoelastic epoxy resin model in the stress freezing furnace.	11
Fig. 17. Grinding of sliced specimen with rotating sand paper.....	11
Fig. 18. Completed sliced specimen.....	11
Fig. 19. Measuring points of the fringe order number in the specimen.....	12

Fig. 20. Schematic of transparent photoelastic experiment.....	13
Fig. 21. Isochromatic fringe pattern of the photoelastic sliced specimens produced by the bilateral removable partial dentures under the vertical loading.	14
Fig. 22. Isochromatic fringe pattern of the photoelastic sliced specimens produced by the bilateral removable partial dentures under oblique loading.	15
Fig. 23. Comparison of fringe order at each measuring point in the 5 photoelastic sliced specimens under the vertical loading.	16
Fig. 24. Comparison of fringe order at each measuring point in the 5 photoelastic sliced specimens under the oblique loading.	17
Fig. 25. 5 measuring point of canine and imlant	17

ABSTRACT

Photoelastic stress analysis of mandible from the tooth-implant supported removable partial denture

Lee, Nam-Hun, D.D.S., M.S.D.

Advisor : Prof. Kay, Kee-Sung, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Dentistry,

Graduate School of Chosun University.

The purpose of this study was to suggest the proper guideline for selection of retainer for posterior implant in tooth-implant supported removable partial denture by comparing and evaluating the stress distribution of mandible according to five different designs of tooth-implant supported removable partial denture. For this study, a three-dimensional photoelastic stress analysis method was used.

In the model which only six anterior teeth are remained, two implants were installed at both 2nd molar area. In all five cases, lingual bars were designed as a major connector and Akers clasps were designed for direct retainer of canine which were composed of cingulum rest and casting circumferential clasp using mesio-buccal undercut of canine. At the posterior implant, Akers clasp(Akers type), konus crown(Konus type), rotational path with long rest(Long rest type), Dalbo abutment(Dalbo type) and O-ring abutment(O-ring type) were designed.

These five bilateral removable partial dentures were positioned on the photoelastic epoxy resin models, and then in the stress freezing furnace, the vertical and oblique load(15°) of 60 Ncm was applied on the central fossa and mesio-buccal cusp of mandibular left 1st molar of the every removable partial dentures. After the stress freezing cycle of 15 hours

was done, these models were sliced mesio-distally with a thickness of 6 mm. The sliced specimens were examined with the polariscope and transmission photoelastic device to observe the distribution of stress, and the results were as follows.

1. In the vertical loading, stress of alveolar bone around implant was in the decreasing order as follows :

Konus type > Long rest type > Akers type, Dalbo type > O-ring type

In the oblique loading, stress of the alveolar bone around implant was in the decreasing order as follows :

Konus type > Akers type, Long rest type, > Dalbo type > O-ring type

Mesio-distal distribution of stress is more uniform in Long rest type, Dalbo type and O-ring type than in Akers type and Konus type.

2. In the vertical loading, stress of alveolar bone around the canine in Konus type, Long rest type and Akers type was slightly higher than in Dalbo type and O-ring type.

In the oblique loading, there were no considerable differences among these models.

3. when the distance from loading point was increased, the stress of alveolar residual ridge was decreased in the vertical loading, but In the oblique loading, there were no considerable differences in these models.

Therefore, when the length of implant is short, supporting bone around implant is weak, periodontal support of anterior tooth is poor or occlusal force is heavy because of opposing natural dentition, the design of Dalbo or O-ring attachment is more recommendable on implant than that of Konus.

If the occlusal force is light when opposing dentition is removable partial denture and periodontal support is sufficient around implant and canine, the design of Akers clasp or long rest can be used on implant. Long rest design is much better for more uniform stress distribution.

I. 서 론

치과 임상에서 하악 소구치와 대구치가 모두 상실되어 하악 6전치만 잔존하는 경우 신속한 보철수복이 시행되지 않으면 대합치의 정출, 전치의 마모, 교합수직고경의 소실, 악관절 및 근신경계의 이상 등을 초래할 수 있으므로 신속한 보철 수복이 필요하다¹⁻³⁾.

하악 6전치만 잔존하는 양측성 하악 후방 유리단 형태의 보철적 수복 방법으로서, 통상적인 국소의치, 정밀 부착형 어태치먼트 국소의치, 양측성 임플란트 지지 고정성 국소의치, 임플란트 지지 국소의치 등의 방법이 있다^{4,5)}. 이 중에서 지금까지는 가철성 국소의치가 주로 이용되어 왔으나 임상적으로 많은 문제점들이 발생하게 된다. 유리단 부위가 길어 의치 주변으로 여러 회전축이 발생하여 회전축을 중심으로 의치의 움직임이 발생하게 되고⁶⁾, 측방력에 취약하여 의치의 유지와 안정이 떨어지게 된다. 또한, 잔존 치조제 및 지대치에 응력이 집중되어 유리단 부위 치조제의 계속적인 흡수가 발생할 수 있고 의치와 조직간의 적합도가 불량해지면 연조직의 통증 등이 발생하게 된다⁷⁻¹⁰⁾. 이러한 유리단 가철성 국소의치의 여러 가지 문제점들을 해결하기 위해서 임플란트를 이용한 다양한 시도가 이루어지고 있다¹¹⁻¹³⁾.

후방 유리단 증례의 임플란트를 이용한 보철 수복으로는 무치악 부위에 여러 개의 임플란트를 식립하여 제작하는 고정성 국소의치, 최후방 부위에 임플란트를 식립해서 최후방 지대치로 이용하는 임플란트 지지 국소의치, 최후방에 임플란트를 식립 후 피개의치 형태로 제작하는 방법 등이 있다. 또한, 최후방의 임플란트 상부 보철물과 의치와 연결하는 방법에 변화를 줄 수도 있다. 환자의 경제적 여건이나 구강내 해부학적 조건 등과 관련하여 최후방에 임플란트를 식립해 국소의치를 제작하는 방법은 비용 효과뿐 만 아니라, 해부학적 제한 요소에 영향을 덜 받는다는 점, 역학적인 이점 등을 이유로 현재 관심의 대상이 되고 있다¹⁴⁻¹⁶⁾.

양측성 후방 유리단 국소의치는 역학적인 불리함으로 인해 의치의 많은 움직임이 발생한다. 그러나 최후방에 임플란트를 식립하고 이를 고정원으로 이용하는 임플란트 지지 국소의치는 후방 유리단 형태에서 치아지지 형태로의

변경을 도모해 역학적인 유리함을 취할 수 있다. 여러 방향의 회전축을 중심으로 의치가 조직 방향으로 변위되는 움직임, 탈락하려고 하는 움직임, 수평력 및 측방력에 의한 움직임 등이 발생하게 되는데 지점선(fulcrum line)의 위치가 개선됨으로써, 여러 방향으로의 의치의 움직임이 감소하게 된다. 따라서 의치의 유지, 지지, 안정성 등이 개선되고, 전방 지대치와 잔존 치조체에 집중되는 응력이 감소하여 잔존 치조체의 흡수 속도도 줄어들게 되며 의치의 움직임의 감소로 후방 구치부의 교합이 안정되는 효과가 있다^{17,18)}.

일반적으로 응력을 분석하는 방법으로는 brittle lacquer-coating법¹⁹⁾, dial gauge법^{20,21)}, strain gauge법²²⁻²⁵⁾, holography법^{26,27)}, stereophotogrammatic technique²⁸⁾, 유한요소법²⁹⁻³²⁾, 및 광탄성 분석법³³⁻³⁸⁾ 등이 있다. 이 중에서 1935년 Zak³⁹⁾에 의해 처음으로 치의학에 소개된 광탄성 분석법은 생체와 유사하게 재현한 광탄성 모형에서 굴절지수의 변화와 모형에 입사한 편광의 주변형율의 차이에 의해 비례적으로 빛이 굴절하여 위상지연이 일어남으로써 가시적으로 측정할 수 있는 응력 분석법이다. 3차원 광탄성 분석법은 치근막의 재현이 어렵고 치조골과 동일한 응력분포를 볼 수 없는 한계가 있지만 구강 구조물과 같은 복잡한 구조물의 응력 분석이 가능하고, 복잡한 하중 조건에 따라 보철물에 의해 실제 내부에 발생한 전체적인 응력 분포를 잘 볼 수 있으며 주어진 어떤 지점에서든 응력의 차이를 쉽게 비교 관찰하고 해석할 수 있는 장점이 있다⁴⁰⁻⁴⁴⁾.

역학적으로 불리한 하악 양측성 후방연장 국소의치에서 최후방에 임플란트를 식립하여 최후방 고정원으로 이용하는 임플란트 지지 국소의치는 기존 가철성 국소의치의 불리함을 많이 보완해 줄 수 있을 것이다. 그러나 이러한 치료 방법의 임상적 증례는 많이 보고되고 있으나 임상적 적용에 대한 근거가 될 만한 실험적 연구는 많지 않은 상태이다.

이에 본 연구에서는 치아 임플란트 지지 국소의치에서 최후방 임플란트 유지장치의 적절한 선택을 위한 지침을 제시하기 위하여 Akers 클래스프, konus, 회전 삽입로의 원리를 이용하는 long rest, 피개의치의 유지장치로 이용하는 O-ring과 Dalbo 어태치먼트를 이용한 5개의 의치를 제작하고 수직하중과 경사하중을 적용해 각각의 응력 분포를 3차원 광탄성 분석법을 이용해서 비교 분석하였다.

II. 연구재료 및 방법

1. 지대치 및 하악 왁스모형의 제작

견치모형을 제작하기 위하여 건강한 치주 조직의 형태와 해부학적인 치근 형태를 가진 치아로 만들어진 dental study model(121D-4G, Nissin Products Inc., Japan)의 하악 좌우측 견치에 Akers 클래스프를 위한 cingulum rest를 형성한 후 좌우 견치를 제거하여 각각 Exafine putty(GC Co., Japan)와 Aquasil LV Ultra(Densply International Inc., U.S.A.) 인상재로 복제하여 2개의 음형을 제작하였다. 제작된 음형에 교정용 레진(orthodontic resin, Densply International Inc., U.S.A.)을 전입하여 각각 5개의 하악 좌우측 견치 지대치 모형을 제작하였다(Fig 1, 2).



Fig. 1. Dental study model.



Fig. 2. Duplicated orthodontic resin teeth.



Fig. 3. Implant dummy fixture.

제 2대구치 부위에 식립할 임플란트는 external hex 형태의 Dummy fixture(US II 4.0mmD×10mmL, Ossetem., Korea) 10개를 준비하였다(Fig. 3).

Dental study model의 좌우측 견치를 교정용 레진으로 복제한 견치모형으로 교체하고 좌우측 제 1, 2 소구치 및 제 1, 2 대구치를 제거한 후 빈 공간은 왁스로 채워서 Kennedy 분류 I 급인 하악 양측성 유리단 결손 모형을 준비하였다. 이모형을 가역성 하이드로콜로이드(agar) 인상재로 인상을 채득하여 음형을 만들고 양측 견치모형을 제거하여 가역성 하이드로 콜로이드 음형의 제자리에 잘 고정시킨 후 왁스(extra hard wax, Dae-dong Industry, Korea)를 녹여 부어서 왁스모형을 제작하였다. 제작된 왁스 모형의 양측 제2대구치 부위를 녹여서 Dummy fixture를 식립하고 복제인상을 위해 transfer

impression coping을 연결하였다. 제작될 광탄성 모형의 응력분석을 위하여 모형의 기저부에 약 5cm정도의 높이로 왁스를 첨가하여 왁스 모형을 완성하였다(Fig. 4).

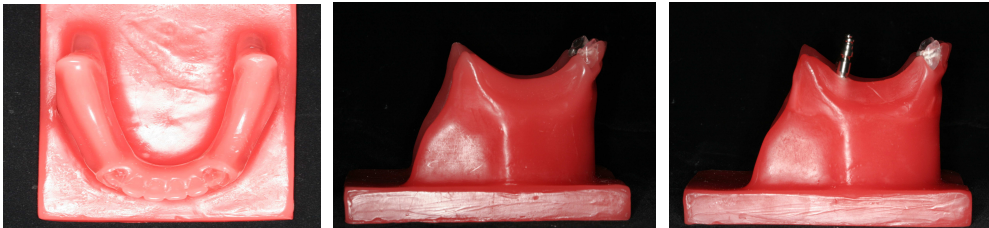


Fig. 4. Wax model with duplicated resin teeth and implant.

2. 광탄성 연구 모형의 제작

제작된 하악 왁스모형을 실리콘과 경화제((Dublisch 13, Dreve, Germany)를 1:1로 혼합하여 인상을 채득한 상태로 20°C에서 12시간 동안 경화시켜서 음형을 제작하였다(Fig. 5).

복제 견치모형을 왁스모형으로부터 분리시킨 후 치근면을 왁스세척하고 약 0.2mm두께의 치주인대를 재현하기 위하여 치근면에 rubber base adhesive(Kerr Co., U.S.A.)를 2회 정도 도포하였다(Fig. 6). transfer impression coping을 lab. analog에 연결하고 치근면 처리된 복제 견치모형과 함께 실리콘 음형에 잘 고정된 후 에폭시 레진(CY 230, Nagase Chemtex Co., Japan)과 경화제(HY 956, Nagase Chemtex Co., Japan)를 5:1로 기포가 생기지 않도록 잘 혼합하여 실리콘 음형에 붓고 20°C에서 24시간을 유지하며 경화시킨 다음 실리콘 음형과 에폭시 레진모형을 분리하였다. 동일한 방법으로 총 5개의 에폭시 레진 모형을 제작하였다(Fig. 7).



Fig. 5. Silicone mold. Fig. 6. Duplicated teeth with simulated periodontal ligament.

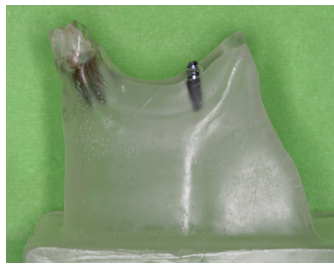


Fig. 7. Photoelastic epoxy resin model with resin teeth and dummy fixture.

3. 가철성 의치의 제작

전방 견치에는 Akers 클래스프를 설계하고 후방 임플란트 지대치의 국소의 치를 위한 유지장치로 각각 Akers 클래스프, konus, long rest가 있는 회전삽입로, O-ring 어태치먼트, Dalbo 어태치먼트를 이용하는 5가지 형태로 제작하였다.

완성된 에폭시 레진 모형을 최후방 임플란트 매식체 상부에 impression coping을 연결한 후 실리콘 인상재인 Exafine light body(GC Co., Japan)와 Exafine putty(GC Co., Japan)로 잔존 치조제 부위를 포함하여 인상 채득하고 경석고를 부어 주모형을 제작하였다. 광탄성 모형에 치조점막을 재현하기 위한 공간을 부여하기 위해서 주모형의 잔존 치조제 부위에 1.9mm의 왁스로 균일하게 relief한 후, 주모형을 아가 인상재로 복제해서 매몰재(TiconiumTM Investic investment, Ticonium Co., U.S.A.)를 부어 매몰재 모형을 제작하였다.

금속 구조물은 Ni-Cr 합금(TalladiumTM Vi-Star, Talladium Inc., U.S.A.)을

사용하여 제작하였다. 인공치(LiveraTM Posterior, Shofu Inc., Japan)를 배열하고 매몰한 후 의치상 레진(ISO resin Q[®], High-dental Japan Co. Ltd., Japan)을 주입식 방식으로 중합하였고 연마하여 가철성 국소의치를 완성하였다.

치조점막을 재현하기 위해서 레진 의치상에 실리콘 인상재인 Exafine light body(GC Co., Japan)를 도포하고 국소의치를 광탄성 모형에 장착하여 레진 의치상과 광탄성 모형 사이에 미리 만들어 둔 1.9mm의 빈 공간을 실리콘 인상재로 채우고, 경화된 후 과도한 실리콘 인상재는 삭제하였다.

(1) Akers 클래스프를 이용한 치아-임플란트 지지 국소의치의 제작 (Akers type)

후방 제2대구치 부위의 임플란트에 UCLA plastic abutment(Ossetem, Korea)와 Ni-Cr 합금(TalladiumTM Vi-Star, Talladium Inc., U.S.A.)을 이용하여 근심교합면에 레스트가 있으며 원심협측에 Akers 클래스프를 위한 0.25mm undercut을 부여한 surveyed crown를 제작하였다.

주연결 장치로 lingual bar를 설계하고 전방의 유지장치로는 견치의 설면에 cingulum rest와 근심협측 언더컷을 이용하는 Akers 클래스프를 사용한 양측성 치아-임플란트 지지 국소의치를 제작하였다(Fig. 8).



Fig. 8. Bilateral implant supported removable partial denture using clasp on the photoelastic epoxy resin model. A: prepared model, B: completed Akers type RPD, C: loading point(arrow).

(2) *Konus* 금관을 이용한 치아-임플란트 지지 국소의치의 제작 (*Konus type*)

전방부의 설계는 제 1 보철물과 동일하며 후방 제 2대구치 부위의 임플란트에 UCLA plastic abutment(Ossetem, Korea)와 Ni-Cr 합금(TalladiumTM Vi-Star, Talladium Inc., U.S.A.)을 이용하여 모든 면에서 6°의 경사를 가지는 konus 내관 및 무치악부를 향하는 metal extension을 가지는 외관을 제작하였다. 외관의 metal extension과 의치상 유지부 금속구조물은 의치상 레진으로 연결하여 의치를 완성하였다(Fig. 9).

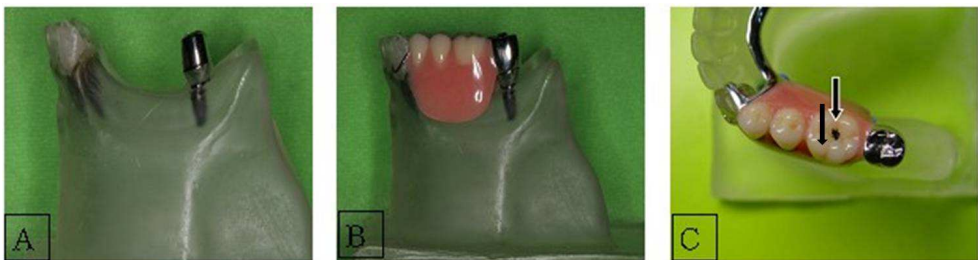


Fig. 9. Bilateral implant supported removable partial denture using Konus crown on the epoxy resin model. A: inner crown, B: completed Konus type RPD, C: loading point (arrow).

(3) *Long rest*를 가지는 회전삽입로를 이용한 치아-임플란트 지지 국소의치의 제작 (*Long rest type*)

전방부의 설계는 제 1 보철물과 동일하며 후방 제 2대구치 부위의 임플란트에 UCLA plastic abutment(Ossetem, Korea)와 Ni-Cr 합금(TalladiumTM Vi-Star, Talladium Inc., U.S.A.)을 이용하여 근심교합면에서 원심교합면 측으로 1/2 이상 피개하는 long rest seat가 있는 금관을 제작하였다. 임플란트 지지대치에는 long rest만 위치시키고 유지장치로는 근심측 유도면 하방의 언더컷을 이용하는 회전삽입로를 설계하였다.(Fig. 10).

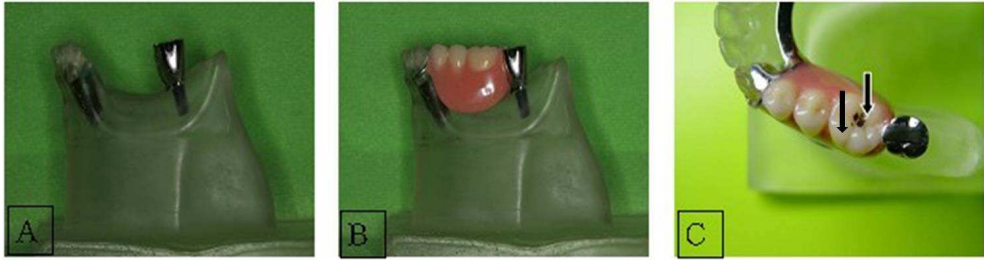


Fig. 10. Bilateral implant supported removable partial denture using long rest on the epoxy resin model. A: Surveyed crown, B: completed Long rest type RPD, C: loading point(arrow).

(4)피개의치용 Dalbo set를 이용한 양측성 치아-임플란트 지지 국소 의치의 제작(Dalbo type)

전방부의 설계는 제 1 보철물과 동일하며 후방 제2대구치 부위의 임플란트에 직접 유지장치로서 피개의치용 비완압성 어태치먼트인 Dalbo set(Ossetem., Korea)를 이용하였다(Fig. 11).

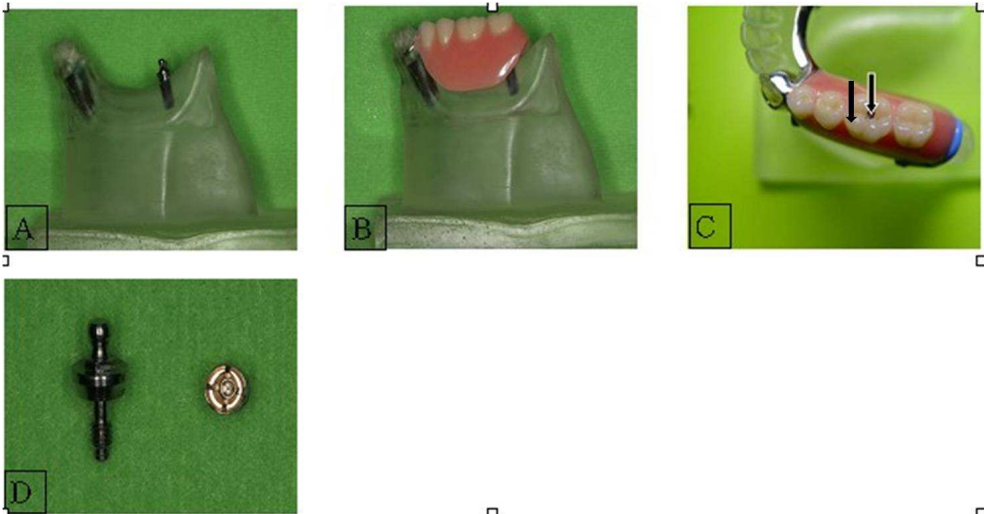


Fig. 11. Bilateral implant supported removable partial denture using Dalbo set on the epoxy resin model. A: male part of Dalbo set , B: completed Dalbo type, C: loading point(arrow). D: Component of Dalbo set.

(5) 피개의치용 O-ring set를 이용한 양측성 치아-임플란트 지지 국소의치의 제작(O-ring type)

전방부의 설계는 제 1 보철물과 동일하며 후방 제2대구치 부위의 임플란트에 직접 유지장치로서 피개의치용 완압성 어테치먼트인 O-ring set(Ossetem,, Korea)를 이용하였다(Fig. 12).

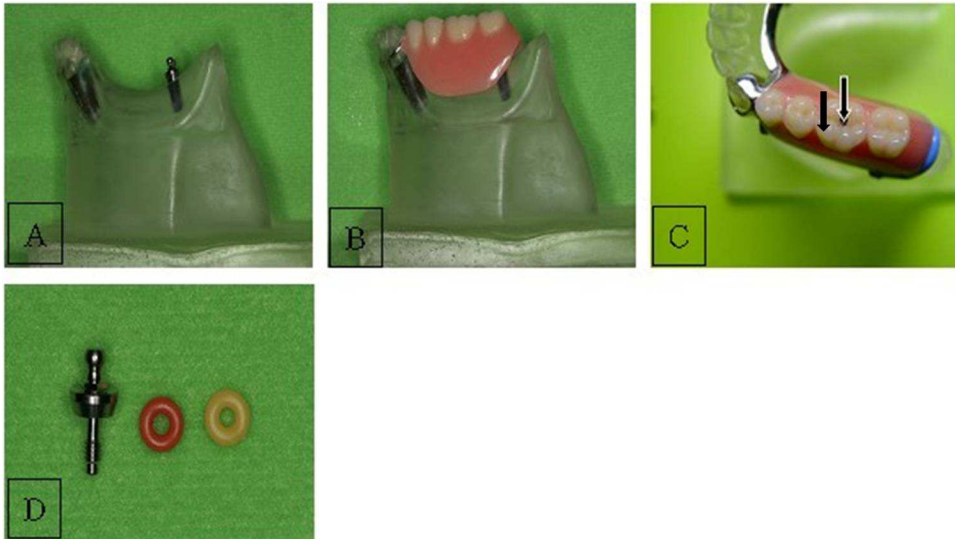


Fig. 12. Bilateral implant supported removable partial denture using O-ring set on the epoxy resin model. A: male part of Dalbo set , B: completed O-ring type RPD, C: loading point(arrow). D. component of O-ring set.

4. 하중전달 및 응력동결

광탄성 연구모형을 투과형 광탄성 실험장치(Photoelastic Division 060 Series, Measurements group, U.S.A.)에 위치시켜서 잔류응력의 발생유무를 조사하였다(Fig. 13).

완성된 5가지의 가철성 국소의치를 광탄성 연구모형에 장착하고 안정적으로 60 Ncm의 수직하중 및 15° 경사하중을 제1대구치의 중심와 및 근심 협측교두에 지속적으로 가할 수 있는 하중장치에 위치시킨 후 응력동결로(PA-@S, RiKen Keiki Fine Instrument Co., Japan)에 넣었다(Fig 14, 15).



Fig. 13. Photoelastic experiment device.



Fig. 14. Stress freezing furnace.

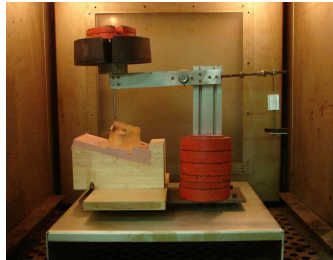
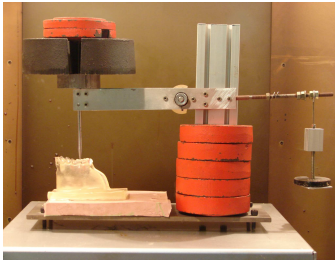


Fig. 15. Loading device located in the stress freezing furnace.

A: vertical loading, 60 Ncm B: oblique loading 60 Ncm, 15° angle of loading inclination.

응력 동결로 내의 온도를 처음 1시간 동안 서서히 60℃로 상승시킨 후 다시 1시간 동안 온도를 유지하고 발생된 응력의 spring back현상을 피하기 위하여 2시간이 지난 시점에서 시간당 4℃로 7시간동안 서냉시킨 다음 추가로 다시 7시간동안 온도를 유지하다 총 15시간의 동결 주기를 거쳐서 응력을 동결시켰다(Fig. 16).

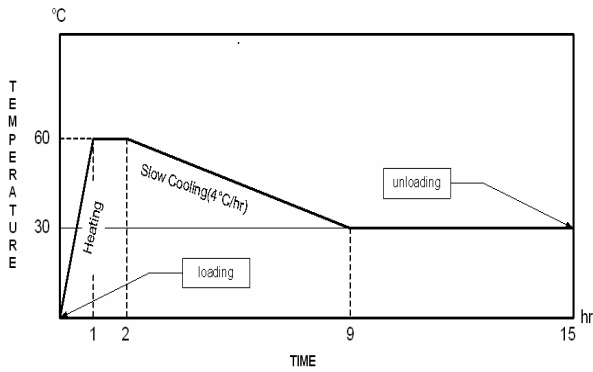


Fig. 16. Stress freezing cycle for the photoelastic epoxy resin model in the stress freezing furnace.

5. 광탄성 모형 절단시편의 제작 및 무늬차수 계측

15시간의 응력 동결과정을 마친 5개의 광탄성 에폭시 레진 모형으로부터 가철성 국소의치 및 임플란트 부위의 보철물을 제거한 후 금속 절단용 톱을 이용하여 하악 좌측 치조정을 중심으로 협설측으로 약 6mm정도의 두께가 되도록 근원심 방향으로 견치에서 후방 임플란트가 포함되도록 절단하고 얻어진 절단시편을 절단면이 활택하게 되도록 연마기를 이용하여 연마하였다(Fig. 17, 18).



Fig. 17. Grinding of sliced specimen with rotating sand paper.

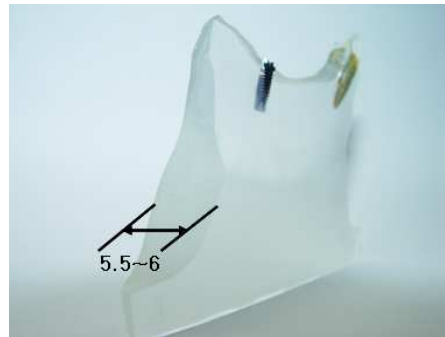


Fig. 18. Completed sliced specimen with 5.5~6mm thickness.

연마된 시편은 α -bromonaphthalene과 유동파라핀을 1: 0.585로 섞은 혼합액이 담긴 수조에 침전시키고 투과형 광탄성 실험 장치에 장착하였다. 절단시편의 견치와 치조제 부위, 후방 임플란트 부위에 근원심 방향으로 생긴 무늬차수를 측정하기 위하여 협측에서 관찰한 후 180mm macro 렌즈가 장착된 디지털 카메라(EOS 20D, Canon, Japan)로 사진 촬영하였다. 촬영된 사진은 육안 및 광학확대기로 분석하였고 절단시편에서 견치(C), 제1소구치 중심와 하방(P1), 제 2소구치 중심와 하방(P2), 제 1대구치의 중심와 하방(M), 후방 임플란트(I)의 5개 부위를 정하고 근원심중 최고차수의 무늬차수를 측정하였다 (Fig. 19, 20).

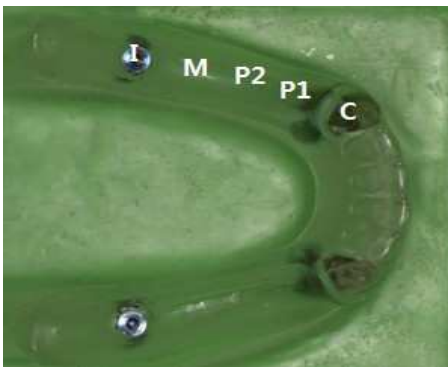


Fig. 19. Measuring points of the fringe order number in the specimen.

C : Canine tooth(mesial, apex, distal side of root).

P₁: Central fossa just below the 1st premolar artificial tooth.

P₂: Central fossa just below the 2nd premolar artificial tooth.

M: Central fossa just below the 1st molar artificial tooth(loading point).

I : Implant fixture(mesial, apex, distal side of fixture).

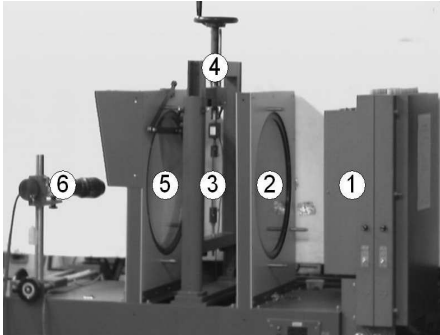


Fig. 20. Schematic of transparent photoelastic experiment device.

- ① - Light source
- ② - Polarizer and quarter wave plate
- ③ - specimen
- ④ - Loading device
- ⑤ - Analyzer and quarter wave plate
- ⑥ - CCD Camera

III. 연구 성적

치아-임플란트 지지 국소의치의 기능시 치조골에 가해지는 응력분포를 연구하기 위해서 하악 전치부에 6전치만 잔존하며 제 2대구치 부위에는 임플란트가 식립된 광탄성 모델상에 유지장치 종류에 따라 다섯 가지의 형태의 치아-임플란트 지지 국소의치를 제작하여 하중조건으로 하악 제1 대구치에 60 Ncm의 수직하중과 경사하중을 가한 후 잔존 치조제와 전후방 지대치의 치조골에 발생하는 응력분포양상을 3차원 광탄성 실험장치로 관찰한 결과 다음과 같이 임플란트, 무치악부, 견치부 치조골에 가해지는 응력을 측정할 수 있는 등색선을 볼 수 있었다(Fig. 21, 22).

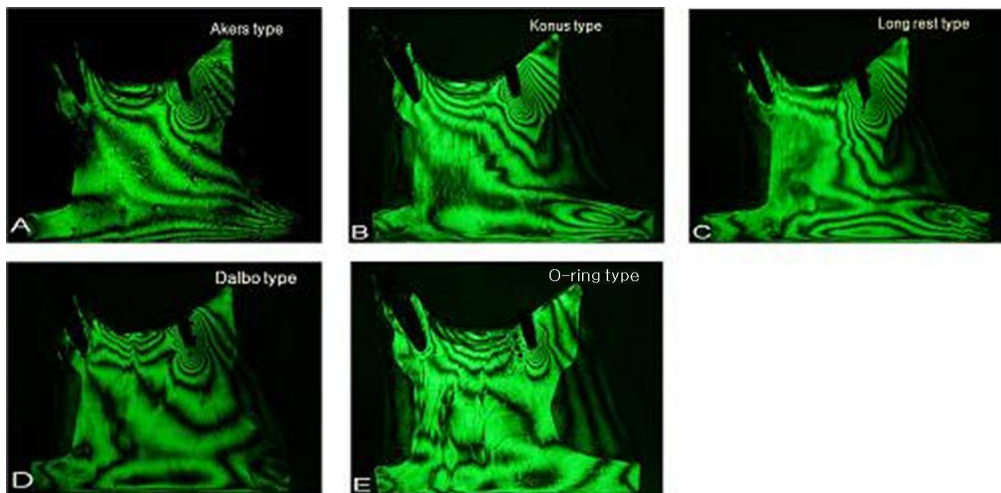


Fig. 21. Isochromatic fringe pattern of the photoelastic sliced specimens produced by the bilateral removable partial dentures under the vertical loading.

A: Akers type B: Konus type C: Long rest type
D: Dalbo type E: O-ring type

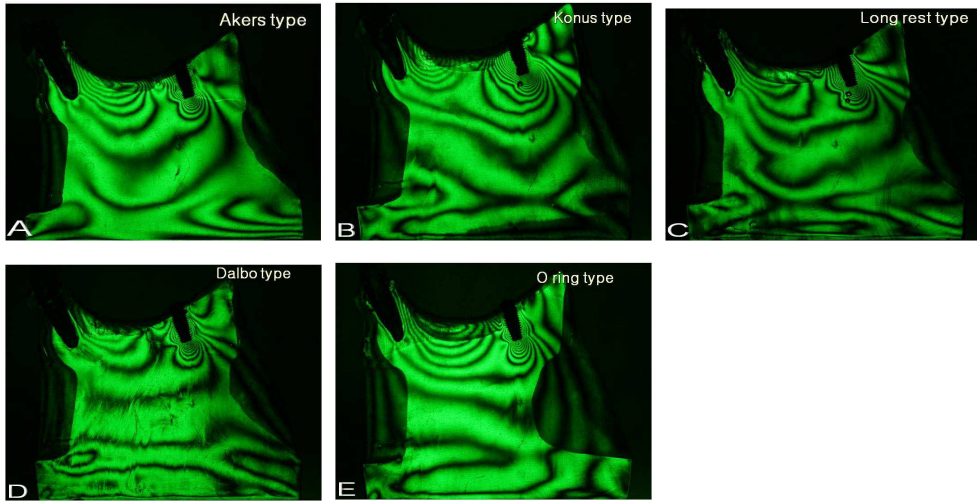


Fig. 22. Isochromatic fringe pattern of the photoelastic sliced specimens produced by the bilateral removable partial dentures under the oblique loading.

A: Akers type B: Konus type C: Long rest type

D: Dalbo type E: O-ring type

각각의 모델에서 발생한 응력분포를 쉽게 비교할 수 있도록 정해진 측정점에서의 광탄성 등색선 무늬차수를 측정하여 다음과 같이 표와 그래프로 나타내었다.(Table 1, 2, 3, 4, Fig 23, 24)

Table 1. Fringe order number at each measuring point in the 5 photoelastic sliced specimens under the vertical loading

Type of specimen	Measuring point				
	I	M1	P2	P1	C
Akers type	14	6	5	5	4
Konus type	18	6	6	5	3.5
Long rest type	16	5	4	3	3.5
Dalbo type	14	4.5	4.5	3	2.5
O-ring type	10	5	5	4	1.5

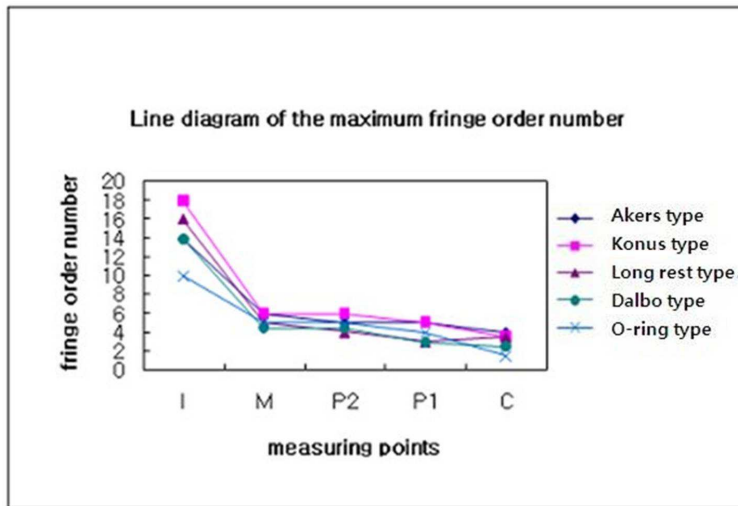


Fig. 23. Comparison of Fringe order at each measuring point in the 5 photoelastic sliced specimens under the vertical loading.

Table 2. Fringe order number at each measuring point in the 5 photoelastic sliced specimens under the oblique loading

Type of specimen	Measuring point				
	I	M1	P2	P1	C
Akers type	13	5	4	6	4
Konus type	16	5	6	6	4.5
Long rest type	14	6	5	5	3.5
Dalbo type	12	4	4	5	3.5
O-ring type	10	4	6	6	3.5

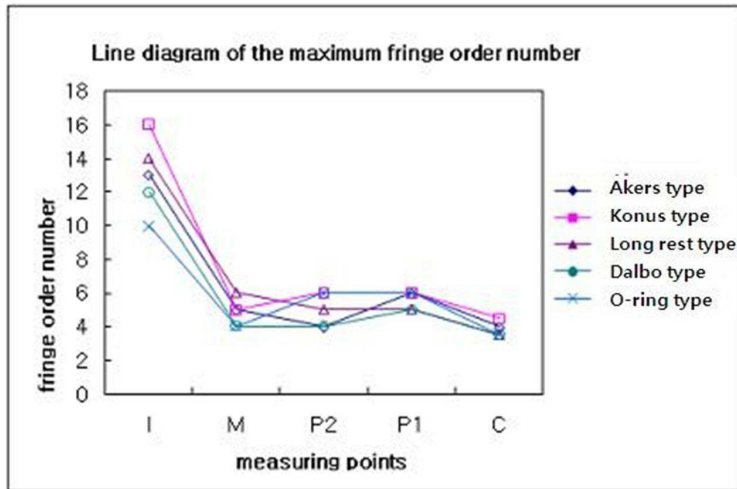


Fig. 24. Comparison of Fringe order at each measuring point in the 5 photoelastic sliced specimens under the oblique loading.

전방 견치와 최후방 임플란트에서 부위별 하중의 분산을 평가하기 위해서 각각 근원심의 치경부와 중간, 근첨부 다섯 곳으로 나누어 광탄성 등색선 무늬차수를 측정하여 표로 나타내었다(Fig. 25, Table 3, Table 4).

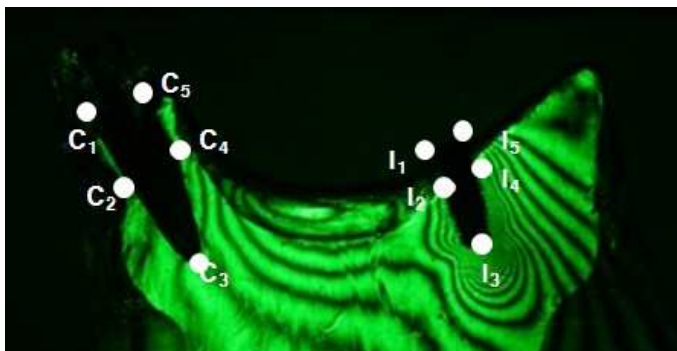


Fig. 25. 5 measuring point. of canine and implant.

Table 3. Fringe order number at five portion of C and I measuring point under the vertical loading

Type of specimen	Measuring point									
	C ₁	C ₂	C ₃	C ₄	C ₅	I ₁	I ₂	I ₃	I ₄	I ₅
Akers type	1	2	3.5	3.5	4	7	11	14	9	6
Konus type	0.5	1	2.5	3	3.5	6	9	18	8	6
Long rest type	0.5	1	2	2.5	2.5	6	7	14	3	5
Dalbo type	0.5	0.5	1	2	2.5	5	3	14	6	2
O-ring type	0.5	0.5	1.5	1.5	1.5	1.5	2	10	5	3

Table 4. Fringe order number at each portion of C and I measuring point under the oblique loading

Type of specimen	Measuring point									
	C ₁	C ₂	C ₃	C ₄	C ₅	I ₁	I ₂	I ₃	I ₄	I ₅
Akers type	2.5	3	4	4	3.5	7	8	13	5	3
Konus type	1	1	4	4.5	4.5	12	15	16	1	0.5
Long rest type	0.5	1	2	2.5	3.5	6	7	14	3	5
Dalbo type	0.5	1	3	3.5	3.5	3	5	12	3	4
O-ring type	1	2.5	3	3.5	3.5	5	5	10	3	1

1. Akers type

하중점에서 가까운 최후방 임플란트 근침에서 수직하중시 최대 무늬차수가 14차, 경사하중시 13차로 측정되었고 근심1/2 지점에서 11차로 측정되어 근침 및 근심치근면에 응력이 집중됨을 알 수 있었다. 견치에서는 수직 및 경사하중시 치경부에서 최대 무늬차수가 4차로 관찰되며 응력이 원심 치근면에 더 높은 응력이 집중되는 것으로 측정 되었다. 무치악 치조제에서는 4-6 정도의 응력분포를 보였다.

2. Konus type

하중점에서 가까운 최후방 임플란트 근침에서 수직하중시 최대 무늬차수가 18차, 경사하중시 16차로 관찰되었고 수직하중에서는 근원심측으로 비슷한 정도의 응력분포를 보였으나 경사하중시에는 임플란트 근심측 1/2 지점에 15차로 응력이 집중되는 양상을 보였다. 견치에서는 원심측 치경부에서 수직하중시 최대 무늬차수가 3.5, 경사하중시 4.5차로 관찰되며 응력이 원심 치근면에 더 높은 응력이 집중되는 것으로 관찰 되었다. 무치악 치조제에서는 무

니차수 5-7차 정도의 응력분포를 보였다.

3. Long rest type

하중점에서 가까운 최후방 임플란트 근침에서 최대 무늬차수가 수직하중시 16차 경사하중시 14차로 관찰되었고 근침 및 근심면에 응력이 집중되었지만 Akers type나 Konus type에 비해 비교적 근원심간 균등한 분포를 보였다. 견치에서는 수직 및 경사하중시 치경부에서 최대 무늬차수가 2.5차로 관찰되며 응력이 원심 치근면에 더 높은 응력이 집중되는 것으로 관찰 되었다. 무치악 치조제에서는 무늬차수 3-6차 정도의 응력분포를 보였다.

4. Dalbo type

하중점에서 가까운 최후방 임플란트 근침에서 최대 무늬차수가 수직하중시 14차 경사하중시 10차로 관찰되었고 근원심 응력분포는 3-5차로 비교적 균등한 분포를 보였다. 견치에서는 수직 및 경사하중시 치경부에서 최대 무늬차수가 3.5차로 관찰되며 응력이 원심 치근면에 더 높은 응력이 집중되는 것으로 관찰 되었다. 무치악 치조제에서는 무늬차수 3-5차 정도의 비교적 균일한 응력분포를 보였다.

5. O-ring type

하중점에서 가까운 최후방 임플란트 근침에서 수직하중시 최대 무늬차수가 10차 경사하중시 10차로 관찰되었고 비교적 균등한 근원심 응력분포를 보였다. 견치에서는 수직하중시 무늬차수 1.5차의 비교적 적은 응력분포를 보였고 경사하중시 원심 치경부에서 최대 무늬차수가 3.5차로 관찰되며 응력이 원심 치근면에 더 높은 응력이 집중되는 것으로 관찰 되었다. 무치악 치조제에서는 수직하중에서는 최대 무늬차수 5차정도의 응력을 보였으며 경사하중시 소구치부에 최대 무늬차수 6차의 응력분포를 보였다.

IV. 총괄 및 고안

하악 6전치만 잔존하고 양측성으로 후방 구치부가 상실된 경우 보철 수복에 따른 여러 가지 임상적인 문제점이 발생한다. Maeda 등¹⁸⁾은 하악 6전치만 잔존하여 악궁이 매우 짧아진 경우, temporal bone의 관절와에 집중되는 stress의 크기는 정상적인 치열에 비해 9-10배나 증가한다고 보고한 바 있다.

이렇게 매우 짧아진 악궁의 보철적 수복을 위한 방법으로서, 유리단 cantilever fixed partial denture(CFPD), conventional removable partial denture(CRPD), implant supported fixed partial denture(IFPD), precision attachment removable partial denture(PARPD), implant supported removable partial denture(IRPD) 등의 다양한 방법을 고려해 볼 수 있다⁴⁾. 그러나 환자의 전신적인 상태, 경제적 조건, 대합치의 상태 등에 기준하여 적절한 방법을 택하는 것은 쉽지 않다. Sogo 등¹⁸⁾에 따르면 implant supported fixed partial denture는 implant supported removable partial denture에 비해 현저한 교합 안정 효과와 TMJ stress 감소의 효과가 있다고 하였지만, 치조제가 심하게 위축되고, 근육의 활성이 감소된 환자에서 implant supported fixed partial denture는 발음과 심미성의 면에서 많은 문제가 발생하게 된다.

하악 후방 유리단 형태에서 conventional removable partial denture가 임상에서 가장 예측할 만한 치료법으로 이용되고 있으나 역학적인 불리함으로 인하여 많은 문제점이 발생하게 된다⁶⁾. 긴 lever arm과 후방 고정원의 부족으로 의치의 회전운동이 발생하게 됨에 따라 안정된 교합 지지를 얻기 힘들고, 후방 치조골의 계속적인 흡수로 시간이 지남에 따라 의치의 적합도는 현저히 떨어지게 되며, 교합평면의 변형을 유발하게 된다. 또한, 의치의 구성 요소들의 적합도도 떨어지고 연조직 통증 등의 심각한 문제들이 발생하게 된다. 국소의치가 환자를 위한 실용적인 방법일지라도, 매우 적은 잔존치를 갖는 경우, 무치악 span이 긴 경우 적절한 유지와 지지를 제공하기 힘들다.

Kydd 등²⁸⁾은 유리단 국소의치가 기능하는 동안에 측방으로 움직이는 경향이 있으며 가벼운 측방력의 경우에도 수직력보다 지지조직의 파괴를 더 많이 유발하기 때문에 간과해서는 안 된다고 주장하였다.

Keltjens 등⁵⁾은 금속 가철성 국소의치상의 하방에 임플란트를 식립한 임상 증례들을 보고하였다. Brudvick⁴⁵⁾ 과 Mitrani⁴⁶⁾ 등은 후방연장 국소의치의 의치상 하방에 식립된 임플란트의 유지와 지지의 효과에 대해서 보고하였다.

하악의 긴 유리단 형태의 수복을 위해 후방 부위에 임플란트를 식립하고 후방 지대치로서 이용하는 방법은 많은 임상적인 효용성이 있다.

첫째, 잔존 전방 지대치와 관련하여 후방에 전략적으로 놓인 임플란트는 lever arm을 감소시키고 fulcrum axis의 위치를 개선함으로써 의치의 회전운동을 감소시킨다. 또한, 후방부위 식립된 임플란트는 bone remodeling을 위한 자극요소로서 작용하여 치조골의 지속적인 흡수를 막을 수 있어 의치상의 반복된 침상과 개상을 줄일 수 있다. 둘째, 후방부위의 임플란트는 Kennedy class I의 형태에서 III 으로의 변경을 도모하여 수직적인 안정을 가질 수 있고, 그에 따른 환자의 편안감이 증가하게 된다. 셋째, 교합력의 분산에 따라 전방 지대치와 잔존 치조제에 집중되는 응력 집중을 분산시킬 수 있다. 하악이 6전치만 잔존하고 상악이 무치악인 경우 combination syndrome이 발생하게 된다. 이 때, 하악 후방부위에 임플란트를 식립하고 IRPD를 제작하는 경우 occlusal stability를 얻을 수 있어 상악 전방부 치조제의 지속적인 흡수를 막을 수 있다⁴⁷⁾. 넷째, 비용을 절감하는 효과로서 의미를 갖는다. Etian 등³⁾은 고정성 치료와 비교하여 IRPD는 50%이상 비용을 절약할 수 있다고 보고하였다.

국소의치를 지지하기 위해 후방 부위에 임플란트가 사용될 때, 임플란트와 의치와의 연결 방식은 중요하다. 임플란트와 국소의치의 구성 요소들은 부가적인 지대치의 개념으로서 받아들여져야 하고, 기본적인 국소의치 지렛대의 생역학적인 원칙을 따라야 하며, 잔존치에 rest를 두는 것이나 유지를 얻는 기본적인 원칙을 준수해야 한다¹⁷⁾. IRPD의 측방 안정은 견고한 주연결장치와 보상암에 의해서 가능한데, 이는 임플란트에 지렛대의 형태로 가해질 수 있는 굽힘과 회전력을 막는다. 이러한 원리로 골융합 임플란트와 점막간의 움직임의 차이를 극복하고 과도한 측방력과 굽힘 모멘트를 피할 수 있다.

본 연구에서는 다섯 가지 형태의 IRPD를 연구 모델로 제작하였는데 세 가지는 임플란트에 상부 보철물을 연결하고 유지장치를 이용하여 국소의치와 연결하였고, 두 가지는 removable implant overdenture의 형태로 rigid type과 resilient type으로 제작하였다.

Akers 클래스프는 치아지지 형태의 국소의치에서 전, 후방 지대치의 직접 유지장치로 많이 쓰이는 형태로 본 실험에서는 최후방의 임플란트가 치주적으로 견고한 것으로 간주하고 이용하였다.

konus 치관을 이용한 국소의치는 Körber⁴⁸⁾에 의해 개발 및 고안되었으며, 지대치와 의치상이 비완압 방식으로 연결되므로 견고한 지지를 얻을 수 있어

점막에 의해 지지되는 양이 적으며 지대치와 의치가 일체화되어 기존 가철성 국소의치에 비해 유지, 파지, 안정의 측면에서 뛰어난 것으로 알려져 있다^{49,50}. 본 연구에서는 후방 임플란트의 상부 보철물을 6° 경사의 내관과 의치상과 연결된 외관으로 제작하였다.

회전 삽입로의 원리를 이용하는 long rest는 금관의 근원심폭의 반 이상 연장되는 형태로 레스트 시트의 협설측벽은 평행한 형태로 하였다. Humphrey⁵¹)에 의해 처음 보고된 회전삽입로의 원리는 치아지지 국소의치에 국한되지만 심미적이고 기능적인 장점이 있다. 클래스프가 없고 견고한 유지장치에 의해서 가해지는 주된 힘은 수직적인 힘이기 때문에 측방력에 취약한 임플란트의 유지장치로 의미를 갖는다. 그러나 스크류 홀과 중첩되는 레스트 시트의 위치 등 기공과정이 까다롭다는 단점이 있다. 본 연구에서 사용한 모델은 최후방 임플란트에 견고하게 위치되는 long rest를 회전중심으로 해서 후전방으로 삽입되는 국소의치이다.

피개의치용 Dalbo attachment set(Ossetem., Korea)는 비완압성 어태치먼트이며 O-ring attachment set(Ossetem., Korea)는 완압성 어태치먼트로서 점막조직의 피압축도와 임플란트의 피압축도의 차이를 보상하고자 하는 의미가 반영된 형태이다.

본 연구에서는 잔존 치조제의 형태를 흡수가 중등도로 진행된 형태로 재현하였고, 인공치를 치조제의 중간에 배열하였다. 하중량은 기존에 행해진 연구 논문들을 참고하여 광탄성 에폭시 레진 모형에 관찰할 만한 무늬차수가 나타날 수 있는 60 N으로 결정하였다^{23,24}. 다양한 저작 조건을 고려하여 수직하중은 제1 대구치의 중심와에, 경사하중은 제1 대구치의 협측 교두정에서 15° 경사를 주어 발생한 응력을 근원심으로 비교하였다.

후방연장 국소의치의 최후방에 1개의 임플란트를 식립하여 치아-임플란트 지지 의치를 설계하는 경우 전방 지대치와 잔존 치조골, 후방 임플란트에 적절하게 응력을 분산 시키며 후방연장국소의치의 여러 축을 중심으로 하는 회전운동을 방지하는 목적을 달성 하는 것이 바람직한 설계라고 하겠다.

최후방 임플란트 및 잔존 치조제, 전방 견치에 발생하는 응력은 앞의 피개의치 형태의 Dalbo type과 O-ring type 보다 나머지 모델에서 전반적으로 더 높은 차수의 응력 분포를 나타내었다. 다시 말해, 임플란트 상부 보철물이 fixture 상부로 올라오는 경우 더 많은 응력을 받는다는 것을 알 수 있다. 또한 이와 더불어 측방압에 취약한 임플란트의 단점을 고려할 때 피개의치 형태로 설계함이 역학적으로 유리함을 유추해 볼 수 있다.

대합치아가 가철성 의치인 경우와 같이 교합력이 작거나 임플란트 주위 및 견치의 치주조직 지지가 충분한 경우에는 의치의 움직임은 최소화하기 위해 Akers 클래스프나 회전삽입로를 이용한 long rest 등의 설계가 고려 될 만하다. 회전삽입로를 이용한 long rest가 근원심 응력분산이 좀 더 균일 하였는데 이는 근심에만 rest가 있는 Akers 클래스프에 비해 교합면 1/2 이상을 가로지르는 rest가 좀 더 치축 방향에 가깝게 힘을 전달하였기 때문이다.

임플란트와 국소의치가 friction type으로 연결되는 konus 형태에서 임플란트에 집중되는 응력이 최고로 나타났고, 전방 견치에서도 유의할 만한 차이는 아니지만, 다소 높은 차수를 보였다. 이는 하악골 내에서 매식된 임플란트의 피압축도가 거의 없는 상태에서 상부의 보철물을 이중관 형태의 견고한 연결 시 의치에 적용되는 교합력의 하중이 임플란트로 직접 전달되는 것으로 보여 진다. 따라서 임플란트 길이가 짧거나 골질이 약한 증례 및 잔존 전치의 치주 지지가 약한 증례나 대합치아가 자연치열이어서 교합압이 크게 작용하는 경우에 konus의 설계가 이루어진다면 임플란트의 예후가 불량할 것으로 예측된다.

본 연구에서는 전방부 유지장치를 Akers 클래스프로 모두 동일하게 설계하였고 후방 무치악 부위의 치조제 높이를 모두 동일하게 하여 실험을 진행하였다. 전방부의 유지장치의 종류에 따라 응력 분산은 다른 양상을 보일 수 있으며 Ohkubo 등¹⁴⁾에 따르면 치조제의 상태에 따라서도 임플란트 식립의 효과는 달라진다고 보고하였다. 그러므로 전방부 유지장치로서 어테치먼트나 konus 등의 여러 가지 유지장치의 변화를 주고 응력분산을 연구하는 것도 필요하리라 사료되며 치조제 높이나 연조직의 두께 등의 차이에 따른 응력 분포의 양상에 관한 연구도 더 필요할 것으로 사료된다.

V. 결론

본 연구에서는 하악 전치부에 6전치만 잔존하는 양측성 후방연장 국소의치의 증례에서 제 2대구치 부위에 임플란트를 식립하고 임플란트 부위의 유지장치 종류에 따라 다섯 가지의 형태의 치아-임플란트 지지 국소의치를 제작하여 하중조건으로 하악 제1 대구치에 60 Ncm의 수직하중과 경사하중을 가한 후 잔존 치조제와 전후방 지대치의 치조골에 발생하는 응력분포양상을 3차원 광탄성 분석법을 이용하여 비교 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 최후방 지대치인 제2대구치 임플란트 식립부에 발생한 응력분포는 수직하중 조건에서 Konus type > Long rest type > Akers type, Dalbo type > O-ring type 순으로 나타났으며 경사하중 조건에서는 Konus type > Akers type, Long rest type, > Dalbo type > O-ring type 순으로 나타났다.

응력의 근원심 분포는 Akers type 와 Konus type에 비해 Long rest type, Dalbo type, O-ring type가 비교적 균등하게 나타났다,

2. 최전방 지대치인 하악견치에 발생한 응력분포는 수직하중에서 Konus type, Long rest type, Akers type이 Dalbo type, O-ring type보다 약간 높게 나타났으며 경사하중시에는 큰 차이를 보이지 않았다.

3. 잔존 치조제 치조골에 발생한 응력분포는 수직하중시는 모든 보철물에서 하중점에서 멀어질수록 응력은 약간 감소하였지만 경사하중시에는 큰 차이를 보이지 않았다.

이러한 결과로 볼 때 임플란트 길이가 짧거나 골질이 약한 증례 및 잔존 전치의 치주 지지가 약한 증례나 대합치아가 자연치열이어서 교합압이 크게 작용하는 경우에는 konus 보다 피개의치 형태의 O-ring이나 Dalbo 어태치먼트를 이용하는 것이 추천된다. 대합치아가 가철성 국소의치인 경우와 같이 교합력이 작거나 임플란트 주위 및 견치의 치주조직 지지가 충분한 경우에는 Akers, long rest 등의 설계가 사용될 수 있으며 응력분산이 좀 더 균일한 long rest가 유리 할 것으로 보인다.

참고문헌

1. Park KJ. Survey on the cause of tooth loss in the Koreans. J Korean Acad Dent Health. 1981;5(1):52-54.
2. Berg T, Caputo AA. Maxillary distal-extension removable partial denture abutments with reduced periodontal support. J Prosthet Dent. 1993;70:245-250
3. Kim SK, Park HK. Permanent tooth mortality and cause of tooth loss: A clinical and statistical study. J Kor Oral Maxillofac Surg. 1991;17(2):63-82.
4. Dusan V, Alan G. Distal implant to modify the Kennedy classification of a removable partial denture: A clinical report. J Prosthodont Dent. 2004;92:8-11.
5. Keltjens HM, Kayser AF. Distal extension removable partial dentures supported by implants and residual teeth: considerations and case reports. Int J Oral Maxillofac Implants. 1993;8:208-13.
6. Kay KS, Kwon HS. Removable partial denture. 3rd edn. Seoul; Narae publisher;. 2000;89-94.
7. Ohkubo C, Kurtz KS, Hosoi T. Joint strengths of metal framework structures for removable partial dentures. J Prosthodont Res Pract. 2002;1:50-58.
8. Preiskel HW. Precision attachments in dentistry. 2nd edn. London; Henry Kimpton; 1973:1-36.
9. Wenz HJ, Hertrampf K, Lehmann KM. A telescopic crown concept for the restoration of the partially edentulous arch: the Marburg double crown system. Int J Prosthodont. 1998;11:541-550.
10. Obana J, ed. Prosthodontic treatment for maxillary and mandibular teeth across from each other 'Eichner classification CI'. 1st edn. Tokyo; Ishiyaku publishers; 1994:37-52.
11. van Steenberghe D, Lekholm U. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. Int J Oral Maxillofac Implants.

- 1990;5(3):272-281.
12. Lindquist LW, Carlsson GE. A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. *Clin Oral Implant Res.* 1996;7:329-336.
 13. Romeo E, Chiapasco M. Long-term clinical effectiveness of oral implants in the treatment of partial edentulism seven-year life table analysis of a prospective study with ITI dental implant system for single tooth restorations. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13:133-143.
 14. Ohkubo C, Kurihara D. Effect of implant support on distal extension removable partial dentures: in vitro assessment. *J Oral Rehabil.* 2007;34:52-56.
 15. Jang Y, Emitiaz S, Tarnow DP. Single implant-supported crown used as an abutment for a removable cast partial denture: a case report. *Implant Dent.* 1998;7:199-204.
 16. Kihara M, Matsushita Y. The effect of implant support for extended removable partial dentures-experimental studies in a model missing mandibular posterior teeth. *J Jpn Soc Oral Implant.* 2003;16:214-225.
 17. Mijiritsky E, Ormianer Z. Use of dental implants to improve unfavorable removable partial denture design. *Compendium* 2005(26);10:744-752.
 18. Maeda Y, Sogo M, Tsutsumi S. Efficacy of a posterior implant support for extra shortened dental arches: a biomechanical model analysis. *J Oral Rehabil.* 2005;32(9):656-660.
 19. Craig RG, Peyton FA. Measurement of stresses in fixed-bridge restorations using a brittle coating technique. *J Dent Res.* 1965;44(4):756-762.
 20. Cecconi BT, Asgar K, Dootz E. The effect of partial denture clasp design on abutment tooth movement. *J Prosthet Dent.* 1971;25(1):44-56.
 21. Cecconi BT, Asgar K, Dootz E. Removable partial denture abutment tooth movement as affected by inclination of residual ridges and type of loading. *J Prosthet Dent.* 1971;25(4):375-381.
 22. Ogata K, Shimizu K. Longitudinal study on forces transmitted from denture base to retainers of lower free-end saddle dentures with Akers

- clasps. *J Oral Rehabil.* 1991;18:471-478.
23. Charkawi HG, Wakad MT. Effect of splinting on load distribution of extracoronar attachment with distal extension prosthesis in vitro. *J Prosthet Dent.* 1996;76(3):315-320.
 24. Ahn HY, Kim KJ, Cho HW, Jin TH. Stress analysis of abutment for distal extension removable partial denture by clasp design and impression method. *J Korean Acad Prosthodont.* 2001;39(5):547-555.
 25. Ahn HY, Jin TH. Effects of abutment splinting on stress distribution in unilateral distal extension RPD. *J Korean Acad Prosthodont.* 2004;42(2):154-166.
 26. Ryden H, Bjelkhagen H, Soder P. The use of laser beams for measuring tooth mobility and tooth movement: An in vitro study. *J Periodontol.* 1974;45(5):283-287.
 27. Young JM, Altschuler BR. Laser holography in dentistry. *J Prosthet Dent.* 1977;38(2):216-225.
 28. Browning JD, Eick JD, McGarrah HE. Abutment tooth movement measured in vivo by using stereophotogrammetry. *J Prosthet Dent.* 1987;57(3):323-328.
 29. Craig RG, Farah JW. Stresses from loading distal-extension removable partial denture. *J Prosthet Dent.* 1978;39(3):274-277.
 30. Takahashi N, Kitagami T, Komori T. Analysis of stress on a fixed partial denture with a blade-vent implant abutment. *J Prosthet Dent.* 1978;40(2):186-191.
 31. Wright KWJ, Yettram AL. Reactive force distributions for teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture abutments. *J Prosthet Dent.* 1979;42(4):411-416.
 32. Kim KS, Kim KN, Chang IT. A 3-dimensional finite element stress analysis on the supporting tissues of removable partial dentures with various retainer designs. *J Korean Acad Prosthodont.* 1995;33(3):413-439.
 33. White JT. Visualization of stress and strain related to removable partial denture abutments. *J Prosthet Dent.* 1978;40(2):143-151.
 34. MacGregor AR, Farah JW. Stress analysis of mandibular partial

- dentures with bounded and free-end saddles. *J Dent.* 1980;8(1):27-34.
35. Ko SH, McDowell GC, Kotowicz WE. Photoelastic stress analysis of mandibular removable partial dentures with mesial and distal occlusal rests. *J Prosthet Dent.* 1986;56(4)
 36. Chou TM, Caputo AA, Moore DJ, Xiao B. Photoelastic analysis and comparison of force-transmission characteristics of intracoronal attachments with clasp distal-extension removable partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1989;62(3):313-319.
 37. Itoh H, Caputo AA, Wylie R, Berg T. Effects of periodontal support and fixed splinting on load transfer by removable partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1998;79(4):465-471.
 38. Thompson WD, Kratochvil FJ, Caputo AA. Evaluation of photoelastic stress patterns produced by various designs of bilateral distal-extension removable partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2004;91(2):105-113.
 39. Zak B. Photoelastische analyse in der orthodontischenmechanick. *A Stomatol.* 1935;33:22-37.
 40. Stewart BL, Edwards RO. Removable partial denture design: A photoelastic study. *J Biomedical Materials Research* 1984;18:979-990.
 41. Cho HW, Chang IT. A photoelastic stress analysis of bilateral distal extension removable partial denture with attachment retainers. *J Korean Acad Prosthodont.* 1985;23(1):97-112.
 42. Kim BM, Yoo KH. Three-dimensional photoelastic stress analysis of clasp retainers influenced by various designs on unilateral free-end removable partial dentures. *J Korean Acad Prosthodont.* 1994;32(4):526-552.
 43. Son JY, Lee CH, Jo KH. A photoelastic stress analysis in the surrounding tissues of teeth seated by indirect retainers when applied dislodging forces on unilateral distal extension partial dentures. *J Korean Acad Prosthodont.* 1996;34(3):415-430.
 44. Lee SH, Lee CH, Jo KH. Analysis of stress developed within the supporting tissue of abutment tooth with indirect retainer according to various designs of direct retainer and degree of bone resorption. *J*

- Korean Acad Prosthodont. 1998;36(1):150-165.
45. Brudvik JS. Advanced removable partial denture, 1st edn. Chicago: Quintessence Pub.;1999:153-159.
 46. Mitrani R, Brudvik JS, Phillips KM. Posterior implants for distal extension removable prostheses: a retrospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2003;23:353-359.
 47. Cabianca M. Combination syndrome: Treatments with dental implants. *Implant Dent.* 2003(12);4:300-304.
 48. Körber KH. Konuskronen-ein physikalisch definiertes telescope system. *Dtsch Zahnärztl Z* 1968;23; 619.
 49. Langer A. Telescopic retainers for removable partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1981;45(1):37-43.
 50. Igarashi Y, Ogata A, Kuroiwa A, Wang CH. Stress distribution and abutment tooth mobility of distal-extension removable partial dentures with different retainers: an in vivo study. *J Oral Rehabil.* 1999;26:111-116.
 51. King. GE. Dual path design for removable partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1978;39(4):392-5

저작물 이용 허락서

학 과	치의학과	학 번	20067382	과 정	박 사
성 명	한글: 이 남 훈 한문: 李 南 勳 영문: :Lee, Nam Hun				
주 소	전남 광양시 중동 1676-3번지				
연락처	E-MAIL : goodoctor@hanmail.net				
논문제목	한글 : 치아-임플란트 지지 가철성 국소의치에서 하악골의 광탄성학적 응력분석 영문 : Photoelastic stress analysis of mandible from the tooth-implant supported removable partial denture				

본인이 저작한 위의 저작물에 대하여 다음과 같은 조건아래 조선대학교가 저작물을 이용할 수 있도록 허락하고 동의합니다.

- 다 음 -

1. 저작물의 DB구축 및 인터넷을 포함한 정보통신망에의 공개를 위한 저작물의 복제, 기억장치에의 저장, 전송 등을 허락함
2. 위의 목적을 위하여 필요한 범위 내에서의 편집·형식상의 변경을 허락함. 다만, 저작물의 내용변경은 금지함.
3. 배포·전송된 저작물의 영리적 목적을 위한 복제, 저장, 전송 등은 금지함.
4. 저작물에 대한 이용기간은 5년으로 하고, 기간종료 3개월 이내에 별도의 의사 표시가 없을 경우에는 저작물의 이용기간을 계속 연장함.
5. 해당 저작물의 저작권을 타인에게 양도하거나 또는 출판을 허락을 하였을 경우에는 1개월 이내에 대학에 이를 통보함.
6. 조선대학교는 저작물의 이용허락 이후 해당 저작물로 인하여 발생하는 타인에 의한 권리 침해에 대하여 일체의 법적 책임을 지지 않음
7. 소속대학의 협정기관에 저작물의 제공 및 인터넷 등 정보통신망을 이용한 저작물의 전송·출력을 허락함.

동의여부 : 동의(0) 반대()

2009년 2월 일

저작자: 이 남 훈 (서명 또는 인)

조선대학교 총장 귀하