



### 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](#)

2008년 2월  
석사학위 논문

후방 유리단 국소의치에서 최후방  
임프란트 식립에 따른  
광탄성학적 응력 분석

조선대학교 대학원

치 의 학 과

박 성 훈

후방 유리단 국소의치에서 최후방  
임프란트 식립에 따른  
광탄성학적 응력 분석

Photoelastic stress analysis of terminal implant  
anchored at the free-end removable partial denture

2008 년 2 월 일

조선대학교 대학원

치 의 학 과

박 성 훈

후방 유리단 국소의치에서 최후방  
임프란트 식립에 따른  
광탄성학적 응력 분석

지도교수 계 기 성

이 논문을 치의학 석사학위신청 논문으로 제출함

2007 년 10 월 일

조선대학교 대학원

치 의 학 과

박 성 훈

# 박성훈의 석사학위 논문을 인준함

위원장    조선대학교    교수    고영무    인

위    원    조선대학교    교수    김희중    인

위    원    조선대학교    교수    계기성    인

2007 년    11월    일

조선대학교 대학원

# 목 차

ABSTRACT .....	V
I. 서 론 .....	1
II. 연구재료 및 방법 .....	3
III. 연구성적 .....	10
IV. 총괄 및 고안 .....	14
V. 결 론 .....	17
참고문헌 .....	18

# 표 목 차

Table I . Fringe order number at each measuring point in the three photoelastic sliced specimens .....	11
-----------------------------------------------------------------------------------------------------------	----

## 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 .....	4
Fig. 6. Duplicated teeth simulated periodontal ligament .....	5
Fig. 7. Photoelastic epoxy resin model with resin teeth and dummy fixture .....	5
Fig. 8. Bilateral free-end removable partial denture using clasp on the photoelastic epoxy resin model .....	6
Fig. 9. Bilateral implant supported removable partial denture using clasp on the photoelastic epoxy resin model .....	7
Fig. 10. Bilateral implant supported removable partial denture using Konus crown on the epoxy resin model .....	7
Fig. 11. Photoelastic experiment device .....	8
Fig. 12. Stress freezing furnace .....	8
Fig. 13. Loading device located in the stress freezing furnace .....	8
Fig. 14. Stress freezing cycle for the photoelastic epoxy resin model in the stress freezing furnace .....	8
Fig. 15. Measuring points of the fringe order number in the sliced specimen .....	9
Fig. 16. Stress fringe pattern of the photoelastic sliced specimens under the vertical loading .....	10

Fig. 17. Isochromatic fringe pattern of the photoelastic sliced specimens produced by the bilateral removable partial dentures under the vertical loading ..... 12

Fig. 18. Line diagram of the fringe order number at each measuring point in the three photoelastic sliced specimens ..... 13

# ABSTRACT

## **Photoelastic stress analysis of terminal implant anchored at the free-end removable partial denture**

Park, Sung-Hun, D.D.S.

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 compare and evaluate the magnitude and distribution of stress around the abutment teeth and on the residual ridge and on implant produced by three kinds of the mandibular bilateral free-end removable partial denture and tooth-implant supported removable partial dentures.

For this study, a three-dimensional photoelastic stress analysis method was used. Mandibular photoelastic epoxy models remaining mandibular anterior teeth and bilateral free-end removable partial denture and tooth-implant supported removable partial dentures were fabricated using clasp with implant(C-IRPD), Konus crown with implant(K-IRPD). Bilateral removable partial dentures were positioned on the photoelastic epoxy resin models, and the vertical load of 60Ncm was applied on the central fossa of mandibular right the 1st molar artificial tooth of the every removable partial dentures. After photoelastic epoxy resin models with applied stress were frozen in a stress freezing furnace according to the stress freezing cycle, these models were sliced mesio-distally with a thickness of 6mm. The sliced

specimens were examined with the polariscope and transmission photoelastic device to observe the distribution of stress.

The results were as follows :

1. The isochromatic maximum fringe order number from C to M point was in the decreasing order of CRPD, C-IRPD, K-IRPD
2. On the root apex of the canine, the fringe order number was in the decreasing order of CRPD, C-IRPD, K-IRPD
3. Under premolar area of artificial tooth and on the residual ridge just below the loading point, the fringe order number was in the decreasing order of CRPD, C-IRPD, K-IRPD.
4. On the apex of the posterior implant, the fringe order number of K-IRPD was more higher than C-IRPD.
5. On the apex of the posterior implant, the fringe order number was more higher at the mesial side than at the distal side because of implant placement inclination and torque from occlusal force.

In conclusion, comparing control group with experimental group in view of stress distribution, occlusal force distribution effect was very considerable from implant placement at posterior area. in addition, K-IRPD using konus crown that used non-resilient connection type between implant and denture base was more favorable than C-IRPD because less stress concentration was showed on the canine and residual ridge, but it was unfavorable about implant itself at the stress distribution aspect because it showed very high stress concentration on implant.

# I. 서 론

하악의 대구치는 저작의 중추적인 역할을 하는 부위로 맹출 이후 가장 많은 교합력을 받는 부위이다. 이로 인해, 구강내에서 가장 먼저 상실되는 치아이기도 하다<sup>1,2)</sup>.

하악에서 양측성으로 구치부가 탈락하여 후방연장 국소의치를 제작하는 경우 많은 임상적인 문제점이 발생한다. 유리단 부위 치조제의 지속적인 흡수, 구치부의 불안정으로 인한 교합의 부조화, 연조직의 통증 등이 발생하게 된다<sup>3-6)</sup>. 이는 후방연장 국소의치의 역학적인 불리함에서 기인한다고 할 수 있다<sup>7)</sup>. 유리단 부위가 길어질수록 mechanical advantage는 감소하게 됨으로써, fulcrum line을 축으로 한 의치의 회전운동이 증가하게 된다. 양측성 하악 후방 유리단 형태의 보철적 수복 방법으로서, conventional RPD, bilateral implant supported FPD, precision attachment RPD, implant supported RPD 등의 방법이 있다<sup>8,9)</sup>. 이 중에서 후방부위에 임플란트를 식립하여 국소의치를 제작하는 방법은 역학적인 이점과 비용효과의 측면에서 현재 관심의 대상이 되고 있고<sup>10-12)</sup>, 부분 무치악의 재건을 위한 좋은 치료법으로서 이용되고 있다<sup>13-15)</sup>. Kennedy class I의 형태에서 class III형태로 변경됨으로써, 의치와 유지와 지지가 개선되고, fulcrum line의 위치가 개선됨으로써, 조직방향으로의 회전운동이 감소하며, 이에 따른 전방 지대치와 무치악 치조제 부위에 전달되는 교합압도 감소하게 된다. 최후방 임플란트 부위의 치조골은 remodeling stimulus의 결과로 보존되고, 의치상의 반복적인 침상과 개상의 필요성이 줄어든다. 또한, 후방구치부의 교합이 안정되는 효과를 가질 수 있다<sup>16,17)</sup>.

잔존치의 수가 현저히 적고, 큰 무치악 부위를 갖는 경우, 바람직하지 못한 치아 배열을 갖는 경우 등에서 국소의치 디자인의 개선을 위해 적절한 위치에 임플란트 식립을 고려해 볼 수 있다. 적절한 위치의 임플란트는 탈락력에 대한 직접유지장치로서 역할을 하고, 수평력에 대해서 의치를 안정시키는 간접유지장치의 역할을 한다<sup>16)</sup>. 안정요소로서의 임플란트의 목적은 과부하 없이 교합력을 균등하게 분산시키기 위함이다.

가철성 국소의치에 가해지는 힘을 잔존 지대치와 치조제에 효율적으로 분산시키기 위한 연구가 많이 있었는데, 지대치와 국소의치 구성 요소와의 연결 방식이 큰

영향을 준다는 보고가 있다<sup>18)</sup>. 클래스프를 이용한 국소의치는 응력 완압장치를 이용하거나 유리단 국소의치 설계시 주연결 장치의 변화를 통해 지대치를 보호할 수 있다<sup>19-21)</sup>. 코너스 치관을 이용한 국소의치는 비완압 방식으로 지대치에 견고하게 고정하여 연결되므로써 지대치의 부담을 줄이고 잔존 치조제의 흡수를 방지할 수 있다<sup>22-25)</sup>. 임플란트와 자연치의 연결은 직접적인 견고한 연결은 피할 것을 권하고 있지만, 국소의치의 전후방 지대치로서 자연치와 임플란트의 연결에 관한 연구는 아직 보고된 바가 거의 없다.

일반적으로 응력을 분석하는 방법으로는 brittle lacquer-coating법<sup>26)</sup>, dial gauge 법<sup>27,28)</sup>, strain gauge법<sup>29-32)</sup>, Holography법<sup>33,34)</sup>, stereophotogrammatic technique<sup>35)</sup>, 유한요소법<sup>36-39)</sup>, 및 광탄성 분석법<sup>40-45)</sup> 등이 있다. 이 중에서 광탄성 분석법은 생체와 유사하게 재현한 광탄성 모형에서 굴절지수의 변화와 모형에 입사한 편광의 주변형률의 차이에 의해 비례적으로 빛이 굴절하여 위상지연이 일어나므로써 가시적으로 측정할 수 있는 응력 분석법이다. 1935년 Zak<sup>46)</sup>에 의해 처음으로 광탄성 분석법이 치의학 분야에 응용된 이후 많은 연구에서 응력 분석을 위해 이용되고 있다. 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 있다<sup>47-51)</sup>.

하악 양측성 후방연장 국소의치에서 최후방 부위의 전략적인 위치에 임플란트를 식립해 implant supported RPD를 제작하는 것은 불리한 임상적인 한계를 극복하는데 좋은 치료 방법이 될 것이다. 그러나, 이러한 치료 방법의 임상적인 증례는 많이 보고되고 있으나, 응력 분석에 관한 실험적인 자료들이 많지 않은 상태이다.

이에 본 연구에서는 하악 6전치만 존재하는 Kennedy class I 증례에서 제2대구치 부위에 임플란트를 식립하고 클래스프 유지형 implant supported RPD와 konus 유지 형태의 implant supported RPD를 제작해 임플란트의 식립과 임플란트 보철물 설계의 변경에 따른 수직 하중시 지대치와 임플란트, 잔존 치조제에 발생하는 응력 분포 양상을 3차원 광탄성 분석법으로 비교하여, 그 임상적인 의미를 보고하고자 한다.

## II. 연구재료 및 방법

### 1. 실험군 및 대조군 왁스모형과 지대치의 제작

건전한 치은과 해부학적 형태의 치근을 가진 치아로 구성된 dental study model(121D-400G, Nissin Dental Products Inc., Japan)을 선택하고, 하악 좌우측 견치를 실리콘 인상재인 Exafine putty(GC Co., Japan)와 Aquasil LV Ultra(Dentsply International Inc., U.S.A.)로 음형을 만든 후 교정용 레진(Orthodontic resin, Dentsply International Inc., U.S.A.)으로 복제하여 cingulum rest를 형성한 후 다시 복제하여 3 set를 만들었다(Figs. 1,2). 또한, 제2대구치 부위에 식립할 임플란트로서 Dummy fixture(US II 4.0 x 10mm, OSSTEM., Korea) 2 set를 준비하였다(Fig. 3).



Fig. 1. Dental study model.



Fig. 2. Duplicated orthodontic resin teeth.



Fig. 3. Implant dummy fixture.

Dental study model의 좌우측 견치를 교정용 레진으로 복제한 치아(이하 레진치)로 교체하고 좌우측 제1,2소구치와 제1,2 대구치를 제거한 후 그 부위를 왁스로 채워서 Kennedy 분류 I급인 하악 양측성 유리단 결손 모형을 준비하였다. 이 모형을 가역성 수성콜로이드(Agar) 인상재로 인상을 채득하여 음형을 만들고 두 개의 레진치를 모형에서 제거하여 가역성 수성콜로이드 음형의 제자리에 잘 끼워 고정된 후 왁스(Extra hard wax, Dae-dong Industry, Korea)를 녹여 부어서 왁스 모형을 제작하였다. 대조군으로서 위와 같이 하악 6전치만 잔존하는 왁스 모형을 두 개를 제작한 다음, 한 모형에는 양측 제2대구치 부위를 녹여서 hole을 형성하여 dummy fixture를 식립하고 impression coping을 연결하였다. 그리고, 제작될 광

탄성 모형의 응력 분석을 위하여 모형의 기저부에 약 5cm 정도의 높이로 왁스를 첨가하여 왁스 모형을 완성하였다(Fig. 4).

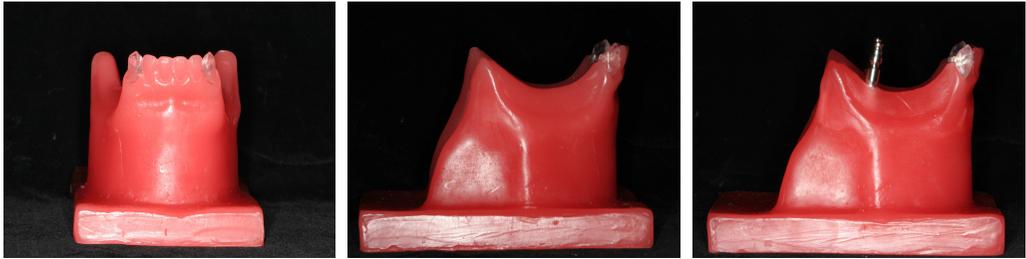


Fig. 4. Wax model with duplicated resin teeth and implant.

## 2. 광탄성 연구모형의 제작

Kennedy 분류 I급으로 제작된 대조군 하악 왁스 모형을 실리콘(Dublich 15, Dreve, Germany)과 경화제(Dublich 15, Dreve, Germany)를 1:1로 혼합하여 인상을 채득한 상태로 20℃에서 12시간 동안 경화시켜서 음형을 만들었다. 또한, 후방 부위에 임플란트가 식립된 실험군의 음형도 제작하였다(Fig. 5). 레진치 견치의 치근면에 Rubber base adhesive(Kerr Co., U.S.A.)를 1-2회 도포하여 약 0.2mm 두께의 치주인대를 재현한 후(Fig. 6) 실리콘 음형의 제자리에 잘 끼워 고정하였다.

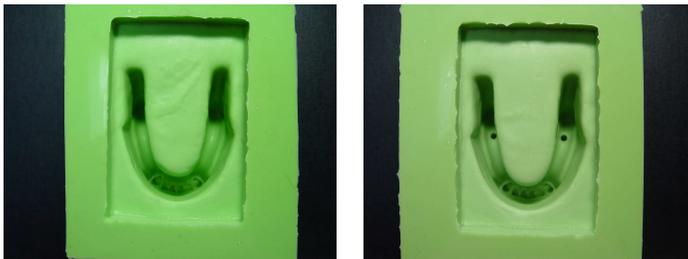


Fig. 5. Silicone mold.

실험군의 경우, 레진치를 끼워 고정하고 implant impression coping을 음형에 고정한 다음 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℃에서 24시간을 유지하며 경화시킨 다음 실리콘 음형과 에폭시 레진을 분리하였다. 대조군과 실험군 1,2 모델의 3개의 에폭시 레진 모형을 제작하였다(Fig. 7).



Fig. 6. Duplicated teeth with simulated periodontal ligament.



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

### 3. 실험군 및 대조군 보철물의 제작

광탄성 응력 분석을 위해 대조군인 양측성 후방연장 국소의치와 실험군인 IRPD(implant-supported removable partial denture)를 각각의 설계에 맞도록 다음과 같이 제작하였다.

대조군의 경우, 완성된 에폭시 레진 모형을 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. 또한, 실험군의 경우는 fixture 상부에 impression coping을 연결한 후 위와 같이 인상채득하고 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(Ticonium™ Investic investment, Ticonium Co., U.S.A.)를 부어 매몰재 모형을 제작하였다. 금속 구조물은 Ni-Cr 합금(Talladium™ Vi-Star, Talladium Inc., U.S.A.)을 사용하여 제작하였다. 인공치(Livera™ 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 의

치상에 실리콘 이장재인 Fit-checker(GC Co., Japan)를 도포하고 국소의치를 광탄성 모형에 장착하여 레진 의치상과 광탄성 모형 사이에 미리 만들어 둔 1.9mm의 빈 공간을 실리콘 이장재로 채우고, 경화된 후 과도한 실리콘 이장재는 삭제하였다.

**(1) 대조군 - 양측성 후방연장 국소의치(C-RPD) 제작**

주연결장치로서 lingual bar를 설계하고, 양쪽 견치의 설면에는 cingulum rest를 위치시켰다. 견치의 근심 협측의 언더컷을 이용하여 RPA clasp을 설계하였고 간접 유지장치로서 측절치의 설면에 finger extension rest를 위치시켰다(Fig. 8).



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

**(2) 실험군1 - 클라스프를 이용한 임플란트 지지 국소의치(C-IRPD) 제작**

후방 임플란트에 UCLA plastic abutment(OSSTEM, Korea)를 연결하여 wax up 및 casting을 통하여 상부 보철물을 제작하였다. 전방부의 설계는 대조군과 동일하게 하고 후방 임플란트에서는 0.25mm undercut을 이용하여 mesial rest 및 Akers clasp을 위치시켰다(Fig. 9).



Fig. 9. Bilateral implant supported removable partial denture using clasp on the photoelastic epoxy resin model. A: prepared model, B: completed IRPD(Akers clasp), C: loading point(arrow).

(3) 실험군2 - 코너스 치관을 이용한 임플란트 지지 국소의치(K-IRPD) 제작 후방 임플란트에 UCLA plastic abutment(OSSTEM, Korea)를 연결하여 wax up 및 casting을 통하여 내관을 제작하였다. milling을 통하여 모든 면이 6도가 되도록 조각하고 Ni-Cr 합금(Talladium™ Vi-Star, Talladium Inc., U.S.A.)을 사용하여 내외관을 제작하였다. 의치상의 금속구조물과 외관을 레진으로 연결하여 의치를 완성하였다(Fig. 10).



Fig. 10. Bilateral implant supported removable partial denture using Korus crown on the epoxy resin model. A: inner crown set, B: completed IRPD (Korus crown), C: loading point(arrow).

#### 4. 하중 조건 및 응력 동결

광탄성 연구모형을 투과형 광탄성 실험장치(Photoelastic Division 060 Series, Measurements group, U.S.A.)에 위치시켜서 잔류응력의 발생유무를 조사하였다 (Fig. 11). 완성된 세 종류의 가철성 국소의치를 각각의 광탄성 연구모형에 장착하

여 안정적으로 지속적인 하중을 가할 수 있는 하중장치에 위치시킨 후 응력 동결로(PA-2S, Riken Keiki Fine Instrument Co., Japan)에 넣었다(Fig. 12,13).



Fig. 11. Photoelastic experiment device.



Fig. 12. Stress freezing furnace.

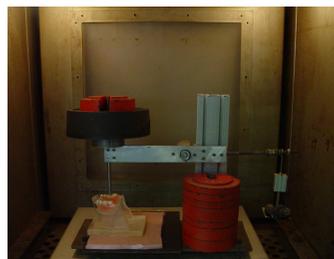


Fig. 13. Loading device located in the stress freezing furnace.

응력 동결로 내의 온도를 처음 1시간 동안 시간당 60℃로 상승시키면서 하중점인 제1대구치의 중심좌에 60N의 수직하중을 가하였다. 발생된 응력의 spring back 현상을 피하기 위하여 2시간이 지난 시점에서 시간당 4℃로 30℃까지 7시간 동안 서냉시킨 다음 추가로 7시간 동안 온도를 유지하다 총 15시간의 동결주기를 거쳐 응력을 동결시켰다(Fig. 14).

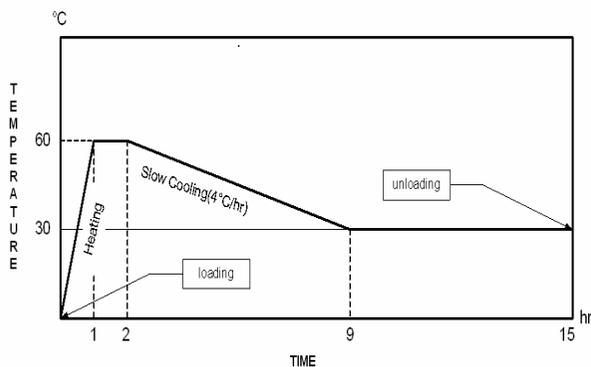
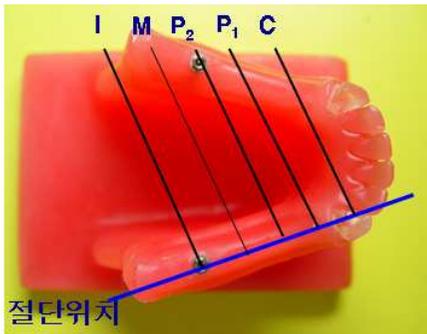


Fig. 14. Stress freezing cycle for the photoelastic epoxy resin model in the stress freezing furnace.

## 5. 무늬차수 계측 및 비교

응력 동결이 끝난 광탄성 에폭시 레진 모형에서 금관 또는 가철성 국소의치를 제거한 후, 금속 절단용 톱을 이용하여 치조정을 중심으로 약 6mm 정도의 두께가 되고 근원심 방향으로 견치에서 후방 임플란트가 포함되도록 절단하였다. 세 개의 광탄성 모형에서 얻어진 절단시편을 절단면이 활택하게 되도록 연마기를 이용하여 연마한 후  $\alpha$ -bromonaphthalene과 유동파라핀을 1: 0.585로 섞은 혼합액에 침전시키고 투과형 광탄성 실험장치에 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, 제1소구치 중심와 하방, 제 2소구치 중심와 하방, 제 1대구치의 중심와 하방, 후방 임플란트 등 5개 부위를 정하고 근원심중 최고차수의 무늬차수를 측정하였다(Fig. 15).



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

P<sub>1</sub>: Central fossa just below the 1st premolar artificial tooth

P<sub>2</sub>: 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. 15. Measuring points of the fringe order number in the sliced specimen.

### Ⅲ. 연구 성적

세 개의 절단시편을  $\alpha$ -bromonaphthalene과 유동파라핀을 1: 0.585로 섞은 혼합액에 침전시키고 편광기를 사용하여 관찰하면 등색선(isochromatic line)과 등경선(isoclinic line)이 함께 나타난 무늬를 볼 수 있다(Fig. 16). 그리고 동일한 절단시편을 투과형 광탄성 실험장치에 장착한 후 관찰하면 등경선은 나타나지 않고 광탄성 무늬차수를 보다 정확하게 측정할 수 있는 검은색의 등색선만 볼 수 있다(Fig. 17).

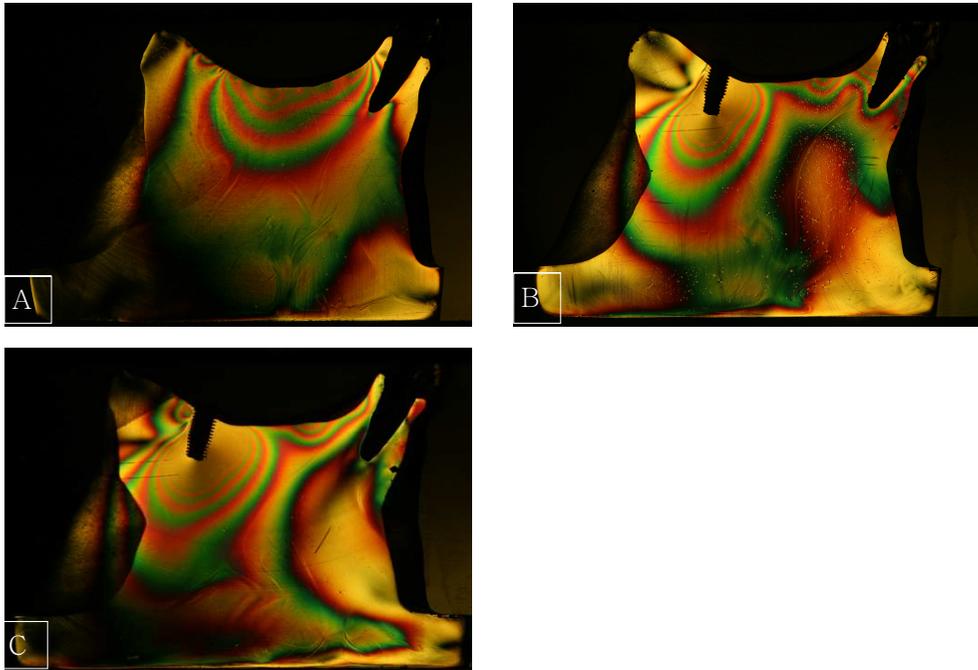


Fig. 16. Stress fringe pattern of the photoelastic sliced specimens under the vertical loading. A: CRPD, B: C-IRPD, C: K-IRPD.

세 모델의 보철물에 의해 견치 치근 및 의치상 하부의 치조제, 후방 임플란트 주위에 발생한 응력 분포를 쉽게 비교할 수 있도록 정해진 측정점의 광탄성 등색선 무늬차수를 측정하여 표와 그래프로 나타내었다(Table I, Fig. 19).

Table I. Fringe order number at each measuring point in the 3 photoelastic sliced specimens.

RPD	Measuring point				
	I	M	P <sub>2</sub>	P <sub>1</sub>	C
CRPD	5	6	4.5	4	7
C-IRPD	19	2.5	4	4	5
K-IRPD	25	1.5	3	1	3.5

CRPD : Bilateral free-end removable partial denture using clasp

C-IRPD : Bilateral implant-supported removable partial denture using clasp

K-IRPD : Bilateral implant-supported removable partial denture using Konus crown

### 1. 대조군 - 양측성 후방 유리단 국소의치(CRPD)

시편에 나타난 최대 무늬차수는 7차였고, 견치와 하중점 하방에서 응력이 집중된 것으로 나타났다. 측정점에 따른 무늬차수는 견치에서 7차, 제 1소구치 부위에서 4차, 제2 소구치 부위에서 4.5차, 하중점 하방에서 6차로 나타났고, 하중점 원심에서는 5차로 나타났다. 견치에서는 치근단 부위보다 치경부 부위에서 응력이 높게 나타났고, 근심보다는 원심측의 cingulum rest와 유도면 부위에서 높은 응력이 나타났다. 이는 후방 유리단 형태의 설계에 따른 의치의 회전 운동 증가로 나타나는 견치의 응력 집중현상에서 기인한 것으로 사료된다. 또한, 하중점 직하방에도 높은 응력 집중이 나타나는 것으로 관찰되었다.

### 2. 실험군 1 - 클라스프를 이용한 임플란트 지지 국소의치(C-IRPD)

시편에 나타난 최대 무늬차수는 19차였고, 이는 임플란트 주위로 응력이 집중된 것으로 나타났다. 측정점에 따른 무늬차수는 견치에서 5차, 제 1소구치 부위에서 4차, 제 2소구치 부위에서 4차, 하중점 하방에서 2.5차로 나타났고, 임플란트 주위에서는 19차의 무늬차수가 관찰되었다. 또한, 임플란트 주위로는 근심과 apex부위에 높은 차수가 나타났다. 후방 임플란트 식립에 따른 교합력의 분산이 이루어져 견치와 잔존치조제 부위 및 하중점 직하방의 무늬차수가 어느 정도 감소하였으나, 후방 임플란트에 응력이 집중되는 양상을 보였다.

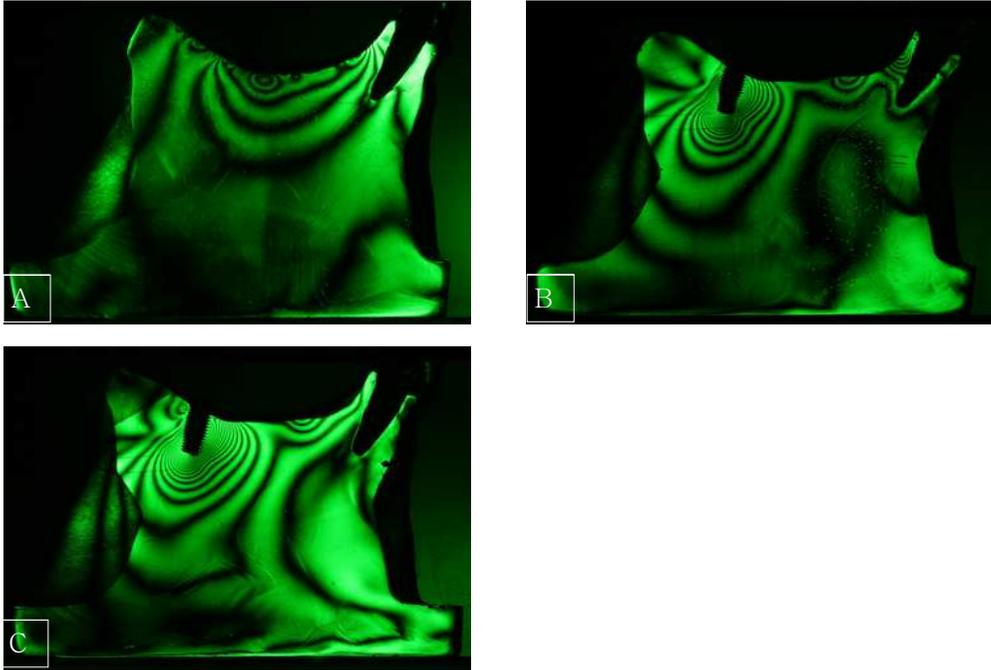


Fig. 17. Isochromatic fringe pattern of the photoelastic sliced specimens produced by the bilateral removable partial dentures under the vertical loading. A: CRPD, B: C-IRPD, C: K-IRPD.

### 3. 실험군2 - 코너스 치관을 이용한 임플란트 지지 국소의치(K-IRPD)

시편에 나타난 최대 무늬차수는 25차였고, 임플란트 주위에서 최대 무늬차수가 나타났다. 측정점에 따른 무늬차수는 견치에서 3.5차, 제1 소구치 부위에서 1차, 제2 소구치 부위에서 3차, 하중점 하방에서 1.5차로 나타났고, 임플란트 주위에서 25차의 최대 무늬차수가 관찰되었다. 이는 임플란트와 국소의치의 friction type의 직접연결에 따른 임플란트 주위로 응력이 집중되는 결과라 할 수 있다. 대조군과 비교하여 견치와 소구치 부위 치조제, 하중점 직하방에 나타난 응력은 현저히 감소함을 알 수 있었지만, 실험군 1과 비교시 임플란트 주위에 집중되는 응력이 다소 증가함을 알 수 있었다. 임플란트 주위로는 원심보다는 근심에서, 최대는 apex부위에 높은 차수가 나타났다.

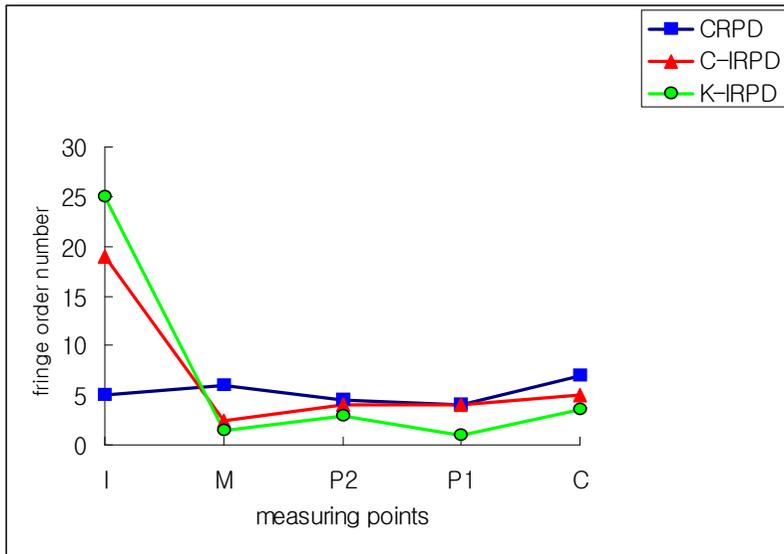


Fig. 18. Line diagram of the fringe order number at each measuring point in the 3 photoelastic sliced specimens.

## IV. 총괄 및 고안

임상에서 하악 6전치만 남고 양측성으로 후방 구치부가 상실된 경우, 적절한 보철 수복이 필요한데 여러 가지 임상적인 문제점이 발생한다. Maeda 등<sup>17)</sup>은 하악 6전치만 잔존하여 악궁이 매우 짧아진 경우, temporal bone의 관절와에 집중되는 stress의 크기는 정상적인 치열에 비해 9-10배나 증가한다고 보고하였다. 매우 짧아진 악궁의 보철적 수복을 위한 방법으로서, free-end cantilever fixed partial denture(CFPD), conventional removable partial denture(CRPD), implant supported fixed partial denture(IFPD), precision attachment removable partial denture, implant supported removable partial denture(IRPD) 등의 다양한 방법을 고려해 볼 수 있다<sup>8)</sup>. 그러나, 환자의 전신적인 상태, 경제적 조건, 대합치의 상태 등에 기준하여 적절한 방법을 택하는 것은 쉽지 않다. Sogo 등<sup>17)</sup>에 따르면 IFPD는 IRPD에 비해 현저한 교합 안정 효과와 TMJ stress 감소의 효과가 있다고 하였지만, 치조제가 심하게 위축되고, 근육의 활성이 감소된 환자에서 IFPD는 발음과 심미성의 면에서 많은 문제가 발생하게 된다.

하악 후방 유리단 형태에서 conventional RPD가 임상에서 가장 예측할 만한 치료법으로 이용되고 있다. 그러나, 역학적인 불리함으로 인하여 많은 문제점이 발생하는 것이 사실이다<sup>7)</sup>. 긴 lever arm과 후방 고정원의 부족으로 의치의 회전운동이 발생하게 됨에 따라 안정된 교합 지지를 얻기 힘들고, 후방 치조골의 지속적인 흡수로 시간이 지남에 따라 의치의 적합도는 현저히 떨어지게 되고, occlusal plane의 변형을 유발하게 된다. 또한, 의치의 구성 요소들의 적합도도 떨어지고 연조직 통증 등의 심각한 문제들이 발생하게 된다. RPD가 환자를 위한 실용적인 방법일지라도, 매우 적은 잔존치를 갖는 경우, 무치악 span이 긴 경우 적절한 유지와 지지를 제공하기 힘들다.

부분 무치악의 재건을 위한 임플란트의 사용은 현재 좋은 치료법으로 받아들여지고 있다. Keltjens 등<sup>9)</sup>은 금속 가철성 국소의치상의 하방에 임플란트를 식립한 임상 증례들을 보고하였다. Brudvick<sup>52)</sup> 과 Mitrani<sup>53)</sup> 등은 후방연장 국소의치에 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 연관하여 후방에 전략적으로 놓인 임플란트는 lever arm을 감소시키고 fulcrum axis의 위치를 개선함으로써 의치의 회전 운동을 감소시킨다. 이는 결과적으로, 조직에서의 지지를 위한 넓은 면적의 필요성을 낮춘다. 또한, 후방부위 식립된 임플란트는 bone remodeling을 위한 자극요소로서 작용하여 치조골의 지속적인 흡수를 막을 수 있어 의치상의 반복된 침,개상을 줄일 수 있다. 둘째, 후방부위의 임플란트는 Kennedy class I의 형태에서 III으로의 변경을 도모하여 수직적인 안정을 갖을 수 있고, 그에 따른 환자의 편암감과 교합력의 분산을 피할 수 있다. 셋째, 교합력의 분산에 따라 취약한 전방 지대치와 잔존 치조제에 집중되는 응력 집중을 분산시킬 수 있다. 넷째, cost-effective 치료로서 의미를 갖는다. Etian 등<sup>2)</sup>은 고정성 치료와 비교하여 IRPD는 50%이상 비용을 절약할 수 있다고 보고하였다. 또한, IRPD를 통한 치료는 환자의 해부학적 제한 요소, 경제적 여건 등의 요소와 관련하여 좀 더 받아들여질 만한 치료법이다. 하악이 6전치만 잔존하고 상악이 무치악인 경우 combination syndrome이 발생하게 된다. 이때, 하악 후방부위에 임플란트를 식립하고 IRPD를 제작하는 경우 occlusal stability를 얻을 수 있어 상악 전방부 치조제의 지속적인 흡수를 막을 수 있다<sup>54)</sup>.

RPD를 지지하기 위해 후방 부위에 임플란트가 사용될 때, 임플란트와 의치와의 연결 방식은 중요하다. 임플란트와 국소의치의 구성 요소들은 부가적인 지대치의 개념으로서 받아들여져야 하고, 기본적인 RPD 지렛대의 생역학적인 원칙을 따라야 하며, 잔존치에 rest를 두는 것이나 유지를 얻는 기본적인 원칙을 준수해야 한다<sup>16)</sup>. IRPD의 측방 안정은 견고한 주연결장치와 보상암에 의해서 가능한데, 이는 임플란트에 지렛대의 형태로 가해질 수 있는 굽힘과 회전력을 막는다. 이러한 원리로 골유합 임플란트와 점막간의 움직임의 차이를 극복하고 과도한 측방력과 굽힘 모멘트를 피할 수 있다.

본 연구에서 대조군과 두 실험군의 국소의치에 따른 전방 견치에 발생한 응력을 비교 분석한 결과 CRPD, C-IRPD, K-IRPD 순으로 높게 나타났다. 이는 대조군에 비해 후방에 임플란트를 식립한 실험군에서 교합력의 분산으로 인해 전방 지대치에 원심으로 향하는 torque가 감소한 것으로 사료된다. C-IRPD에 비해 K-IRPD에

서 전방 지대치에 집중된 응력이 감소하는 것은 임플란트와 의치상이 비완압 방식으로 견고하게 연결되므로 후방에서 더 견고한 지지를 얻어 전방 지대치로의 응력이 감소한 것으로 사료된다. 코너스 치관을 이용한 국소의치는 Körber<sup>55)</sup>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<sup>24,25)</sup>. 본 연구에서는 후방 임플란트의 상부 보철물을 6° taper의 내관과 의치상과 연결된 외관으로 제작하였다.

본 연구에서 제1, 2 소구치 부위의 치조제와 하중점 직하방에 발생한 응력을 비교 분석한 결과 전방 견치에서의 결과와 같이 CRPD, C-IRPD, K-IRPD 순으로 응력이 높게 나타남을 볼 수 있었다. 이는 후방의 임플란트에 의한 교합력 분산의 효과와 임플란트와 의치상의 견고한 연결 방식에 따른 효과에서 기인한 것으로 사료된다.

본 연구에서 후방 임플란트 부위에 발생한 응력을 실험군 1과 2를 비교 분석한 결과 K-IRPD에서 현저히 높은 응력이 임플란트 근심면을 따라 발생한 것으로 나타났다. 이는 클라스프에 의한 완충적인 연결이 아닌 friction type의 견고한 연결로 인해 의치상에 걸리는 하중이 임플란트로 직접 전달되는 것으로 예상된다. 전방 지대치와 치조제 부위에 분산되는 응력 분포의 측면에서는 임플란트와 의치상의 견고한 연결 방식이 유리하지만, 임플란트에 집중되는 응력 분포의 측면에서는 클라스프 형태가 유리한 것으로 사료된다.

본 연구에서는 하중의 방향이 수직으로만 가해진다는 한계가 있었다. Kydd 등<sup>56)</sup>은 국소의치가 기능하는 동안 측방으로 움직이는 현상이 있으며 가벼운 측방력의 경우에도 수직력보다 더 큰 지지조직 파괴를 유발한다고 하였다. 따라서, 의치의 측방 운동시의 응력 분포를 확인하기 위한 경사하중에 관한 실험도 필요할 것으로 사료된다. 또한, 본 연구에서는 후방 무치악 부위의 치조제 높이를 동일하게 하여 실험을 진행하였다. 그러나, Ohkubo 등<sup>10)</sup>에 따르면 연조직의 두께의 차이에 따라서도 임플란트 식립의 효과는 달라진다고 하였고, 연조직의 두께가 두꺼워질수록 임플란트 식립효과는 증가한다고 하였다. 이에 본 실험에서는 치조제 높이에 따른 응력 분산의 효과에 관한 연구도 더 필요할 것으로 사료된다.

## V. 결 론

하악 6전치만 잔존하는 심하게 짧아진 악궁의 Kennedy class I 증례에서 양측성 후방연장 가철성 국소의치, 클라스프를 이용한 치아-임플란트 지지 국소의치, 코너스 치관을 이용한 치아-임플란트 지지 국소의치를 제작하고, 제 1대구치 중심와 부위에 60N의 수직하중을 가하여 전방 견치, 잔존 치조제 및 하중점 하방 부위, 후방 임플란트 부위에 발생하는 응력 분포 양상을 3차원 광탄성 분석법을 이용하여 비교 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 각 절단 시편의 C, P<sub>1</sub>, P<sub>2</sub>, M 부위까지의 등색선의 최대 무늬차수는 CRPD, C-IRPD, K-IRPD 순으로 높게 나타났다.
2. 전방 견치부분에 발생한 무늬차수는 CRPD, C-IRPD, K-IRPD 순으로 높게 나타났다.
3. P<sub>1</sub>, P<sub>2</sub>, M 의 잔존 치조제 및 하중점 하방에서 발생한 무늬차수는 CRPD, C-IRPD, K-IRPD 순으로 높게 나타났다.
4. 후방 임플란트 부위에서 발생한 무늬차수는 K-IRPD가 C-IRPD보다 높게 나타났다.
5. 후방 임플란트내에서는 임플란트 식립경사와 교합력에 따른 torque의 영향으로 근심측에서 높은 무늬차수가 나타났다.

결론적으로, 대조군과 실험군의 응력 분포를 비교 분석시, 후방 임플란트 식립에 따른 교합력의 분산 효과가 현저하게 나타남을 알 수 있었다. 또한, C-IRPD와 K-IRPD의 비교 분석시 코너스 치관을 이용한 임플란트와 의치상의 비완압식 견고한 연결이 전방 견치와 치조제 부위에 훨씬 적은 응력을 전달하여 유리하지만, 코너스 치관을 이용한 방식이 임플란트 자체에는 현저한 응력 집중을 발생시켰다.

## 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. 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.
3. Ohkubo C, Kurtz KS, Hosoi T. Joint strengths of metal framework structures for removable partial dentures. J Prosthodont Res Pract. 2002;1:50-58.
4. Preiskel HW. Precision attachments in dentistry. 2nd edn. London; Henry Kimpton; 1973:1-36.
5. 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.
6. 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.
7. 계기성, 권혁신. 가철성 국소의치학 제3판 나래출판사. 2000;89-94.
8. 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)
9. 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.
10. C. Ohkubo, D. Kurihara. Effect of implant support on distal extension removable partial dentures: in vitro assessment. J of Oral Reh 2007;34: 52-56.
11. 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.
12. 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.
13. van Steenberghe D, Lekholm U. The application of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:272-281.
  14. 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.
  15. 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;13:133-144.
  16. Eitan Mijiritsky, Zeev Ormianer. Use of dental implants to improve unfavorable removable partial denture design. *Compendium* 2005(26);10:744-752.
  17. Y. Maeda, M. Sogo, S. Tsutsumi. Efficacy of a posterior implant support for extra shortened dental arches: a biomechanical model analysis. *J of Oral Reh* 2005;32:656-660.
  18. Briede UA. Untersuchungen zur Prothesendynamik an totalen und partiellen Prothesen. *Deutsch zahnärztl Z* 1970;25:793.
  19. Hirschtritt E. Removable partial dentures with stress-broken extension bases. *J Prosthet Dent* 1957;7(3):318-324.
  20. Levin B. Stressbreakers: A practical approach. *Dent Clin N Am* 1979;23(1):77-86.
  21. Reitz PV, Caputo AA. A Photoelastic study of stress distribution by a mandibular split major connector. *J Prosthet Dent* 1985;54(2):220-225.
  22. Isaacson GO. Telescopic crown retainers for removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1969;22(4):436-448.
  23. Crum RJ, Loiselle RJ. Oral perception and proprioception: A review of

- the literature and its significance to prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1972;28(2):215-230.
24. Langer A. Telescopic retainers for removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1981;45(1):37-43.
  25. 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.
  26. Craig RG, Peyton FA. Measurement of stresses in fixed-bridge restorations using a brittle coating technique. *J Dent Res* 1965;44(4):756-762.
  27. 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.
  28. 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.
  29. 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.
  30. Charkawi HG, Wakad MT. Effect of splinting on load distribution of extracoronal attachment with distal extension prosthesis in vitro. *J Prosthet Dent* 1996;76(3):315-320.
  31. 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.
  32. 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.
  33. 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.
34. Young JM, Altschuler BR. Laser holography in dentistry. *J Prosthet Dent* 1977;38(2):216-225.
  35. Browning JD, Eick JD, McGarrah HE. Abutment tooth movement measured in vivo by using stereophotogrammetry. *J Prosthet Dent* 1987;57(3):323-328.
  36. Craig RG, Farah JW. Stresses from loading distal-extension removable partial denture. *J Prosthet Dent* 1978;39(3):274-277.
  37. 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.
  38. 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.
  39. 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.
  40. White JT. Visualization of stress and strain related to removable partial denture abutments. *J Prosthet Dent* 1978;40(2):143-151.
  41. MacGregor AR, Farah JW. Stress analysis of mandibular partial dentures with bounded and free-end saddles. *J Dent* 1980;8(1):27-34.
  42. 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):454-460.
  43. 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.
44. 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.
  45. 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.
  46. Zak B. Photoelastische analyse in der orthodontischenmechanik. *A Stomatol* 1935;33:22-37.
  47. Stewart BL, Edwards RO. Removable partial denture design: A photoelastic study. *J Biomedical Materials Research* 1984;18:979-990.
  48. 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.
  49. 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.
  50. 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.
  51. 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.
  52. Brudvik JS. *Advanced removable partial denture*, 1st edn. Chicago: Quintessence Pub; 1999:153-159.
  53. 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.
54. Mario Cabianna. Combination syndrome: Treatments with dental implants. *Implant dentistry* 2003(12);4:300-304.
55. Körber KH. Konuskronen-ein physikalisch definiertes telescope system. *Dtsch Zahnärztl Z* 23; 619, 1968.
56. Kydd WL, Dutton DA, Smith DW. Lateral forces exerted on abutment teeth by partial dentures. *J Am Dent Assoc* 1964;68:859.