

하악 편측 유리단 가철성 국소의치의 설계에 따른 광탄성 응력 분석

박철우^{1*} · 계기성²

조선대학교 치과대학 치과보철학교실, ¹대학원생, ²교수

연구목적: 하악 우측 제1,2 대구치가 결손된 Kennedy 분류 II 급 증례에서 임상적으로 적용할 수 있는 편측 유리단 가철성 국소의치의 종류에 따른 응력 분포 양상을 비교하는 것이다.

연구 재료 및 방법: Kennedy 분류 II 급 증례의 광탄성 모형에서 클래스프를 이용한 국소의치, 코너스 치관을 이용한 국소의치, 완압형 어태치먼트를 이용한 국소의치, 탄성 레진을 이용한 국소의치를 편측성으로 제작하였다. 응력 동결로에서 응력 주기에 맞춰 각 국소의치의 제1 대구치 중심좌에 6 kg의 수직하중을 가하면서 응력을 동결하였다. 광탄성 모형을 절단하여 만든 시편을 광탄성 실험 장치로 광탄성 등색선의 흑백 무늬를 관찰하고 디지털 카메라로 촬영하였다. 촬영된 사진에서 8개의 측정점을 정하여 육안으로 무늬치수를 측정하고 비교하였다.

결과: 각 절단 시편의 최대 무늬치수와 하중점 직하방의 잔존 치조제에 발생한 무늬치수는 탄성 레진을 이용한 국소의치, 클래스프를 이용한 국소의치, 완압형 어태치먼트를 이용한 국소의치, 코너스 치관을 이용한 국소의치 순으로 높게 관찰되었다. 제2 소구치 치근단에 발생한 무늬치수는 클래스프를 이용한 국소의치, 탄성 레진을 이용한 국소의치, 코너스 치관을 이용한 국소의치, 완압형 어태치먼트를 이용한 국소의치 순으로 높게 관찰되었다.

결론: 코너스 치관을 이용한 국소의치가 수직하중시 지대치 주위 치조골과 잔존 치조제에 대하여 응력을 가장 균형있게 분산시켰고, 탄성 레진을 이용한 국소의치는 지대치보다 잔존 치조제의 상태가 더 양호한 경우에 적용 가능할 것이다. (*대한치과보철학회지 2009;47:206-14*)

주요단어: 편측 가철성 국소의치, 응력 분석, 3차원 광탄성 분석법

서론

편측으로 하악 대구치 모두가 상실된 경우에 보철적으로 수복할 수 있는 방법으로는 캔틸레버 고정성 국소의치, 가철성 국소의치, 임플란트를 이용한 보철 수복이 있다. 이 중에서 임플란트를 이용한 보철 수복이 우선적인 치료방법으로 인정되고 있지만 여전히 가철성 국소의치도 보편적인 치료방법으로 많이 쓰이고 있다.¹ 가철성 국소의치에는 클래스프를 이용한 국소의치, 어태치먼트를 이용한 국소의치, 코너스 치관을 이용한 국소의치가 있으며 이외에 임상적으로 적용 가능한 탄성 국소의치가 있다. 클래스프를 이용한 국소의치와 어태치먼트를 이용한 국소의치는 흔히 양측성으로 설계를 하기 때문에 반대측 치열까지 연결되는 주연결장치의 금속 구조물로 인하여 환자가 불편감을 갖게 된다. 이런 문제를 해결하기 위해서 편측으로 설계한 여러 가지 가철성 국소의치가 임상에서 적용되고 있으며 이에 대한 많은 보고가 있다.^{2,6}

편측으로 유리단 가철성 국소의치를 설계할 때 고려해야 할 점은 국소의치가 서로 다른 조직 변위량을 갖는 치아와 잔존 치조제의 점막에서 지지를 얻는다는 것이다.

국소의치에 가해진 교합력과 저작력이 지대치의 적응한계를 넘게 되면 지대치의 동요를 야기하면서 국소의치가 침하하여 잔존 치조제에 과도한 힘을 집중시키고 잔존 치조제의 흡수를 촉진시킨다.^{7,8} 그러므로 구강 내에 장착된 보철물이 성공적으로 기능하면서 유지되려면 보철물에 가해진 힘에 의해 발생한 응력이 지대치 주위 치조골과 잔존 치조제에 균형있게 분산되어 보철물이나 지대치의 파절을 야기하지 않도록 과도하지 않고 잔존 치조제에 발생한 응력도 생체의 생리적 지지 능력 범위 내에 오도록 설계된 가철성 국소의치로 수복하는 것이 중요하다.^{9,10}

가철성 국소의치에 가해지는 힘을 지대치 주위 치조골과 잔존 치조제에 효율적으로 분산시키고 지대치를 건강한 상태로 유지하기 위한 많은 연구가 이루어져 왔다. 특히 교합력의 분산에 대해서는 지대치와 의치상의 연결 양식이 크게 영향을 미친다.¹¹ 클래스프를 이용한 국소의치는 응력 완압장치를 이용하거나 유리단 국소의치 설계시 주연결 장치의 변화를 통해 지대치를 보호할 수 있다.¹² 코너스 치관을 이용한 국소의치는 비완압 방식으로 의치상을 지대치에 견고하게 고정함으로써 의치상에 가해진 힘에 대해서 지대치의 치근막에 존재하는 고유

교신저자: 박철우

501-825 광주 동구 서석동 421 조선대학교 치과대학 치과보철학교실 062-220-3820; e-mail, proscwpark@naver.com

원고접수일: 2008년 12월 8일 / 원고최종수정일: 2009년 3월 2일 / 원고채택일: 2009년 4월 13일

감각 수용기가 작용하여 조절하기 때문에 지대치의 부담을 경감시키고 잔존 치조제의 흡수를 방지할 수 있다.^{13,14} 어태치먼트를 이용한 국소의치는 지대치의 상태에 따라 약간의 움직임을 허용하는 완압 방식과 전혀 움직임을 허용하지 않는 비완압 방식으로 의치상을 지대치에 연결함으로써 의치상에 가해진 힘을 지대치와 잔존 치조제에 적절하게 분산시킬 수 있다.^{15,16} 탄성 국소의치는 일반적으로 지대치의 지지를 받지 않고 의치상 레진이 연장된 클라스프에 의해서 단지 지대치를 둘러싸는 방식이기 때문에 의치상에 가해진 힘이 지대치에 거의 전달되지 않고 대부분 잔존 치조제에 분산될 것으로 생각되었다.⁶

또한 편측 구치부 유리단 결손 수복에 대한 다양한 가철성 국소의치의 응력 분석에 관한 많은 연구가 진행되었으나 편측으로만 설계된 가철성 국소의치에 대해서는 응력을 비교 분석한 연구가 많지 않았으며 편측으로 설계할 수 있는 탄성 레진을 이용한 국소의치의 응력 분석에 관한 연구가 적었다. 따라서 본 연구를 통해 편측 구치부 유리단 결손을 수복할 때, 지대치와 잔존 치조제의 상태를 고려하여 가장 이상적인 편측 유리단 가철성 국소의치가 무엇인지를 평가하는 것은 임상적으로도 의미가 있다고 생각된다.

이에 본 연구는 하악 우측 제1, 2 대구치가 결손된 Kennedy 분류 II급 증례에서 임상적으로 적용할 수 있는 편측 유리단 가철성 국소의치(이하 ‘국소의치’라 한다)인 클라스프를 이용한 국소의치, 코너스 치관을 이용한 국소의치, 완압형 어태치먼트를 이용한 국소의치, 탄성 레진을 이용한 국소의치 등의 보철물 설계에 따른 수직 하중시 지대치 주위 치조골 및 의치상 하부의 잔존 치조제에 발생하는 응력 분포 양상을 3차원 광탄성 분석법으로 비교하였다.

연구 재료 및 방법

1. 왁스 모형 및 지대치의 제작

Dental study model (121D-400G, Nissin Dental Products Inc., Kyoto, Japan)의 우측 견치와 제1, 2 소구치를 orthodontic resin (Dentsply International Inc., Philadelphia, USA)으로 복제하고 extra hard wax (Dae-dong Industry, Taegu, Korea)로 Kennedy 분류 II급인 하악 편측 구치부 유리단 결손 모형을 제작하였다 (Fig. 1).

2. 광탄성 모형의 제작

복제한 레진치의 치근면에 Rubber base adhesive (Kerr Co., Orange, USA)를 1 - 2회 도포하여 약 0.2 mm 두께의 치주인대를 재현하였다 (Fig. 2). 실리콘과 경화제 (Dublish 15, Dreve, Unna, Germany)를 1:1로 혼합하여 왁스 모형을 매몰한 상태로 20℃에서 12시간 동안 경화시켜서 음형을 만든 후 에폭시 레진 (CY 230)과 경화제 (HY 956, Nagase Chemtex Co., Tokyo, Japan)를 5:1로 기포가 생기지 않도록 잘 혼합하여 음형에 붓고 20℃에서 24시간을 유지하며 경화시켜서 광탄성 모형을 제작하였다 (Fig. 3).

3. 국소의치의 제작

광탄성 모형에서 우측 견치와 제1, 2 소구치 레진치를 통상적인 방법으로 삭제한 후 Exafine인상재 (GC Co., Tokyo, Japan)로 잔존 치조제 부위를 포함하여 인상 채득하고 경석고를 부어 주모형을 제작하였다. 가철성 국소의치의 금속 구조물을 니켈-크롬 합금인 Talladium™ Vi-Star (Talladium Inc., Valencia, USA)로 제작하고, Livera™



Fig. 1. Wax model with the duplicated resin teeth.



Fig. 2. Duplicated resin teeth with the simulated periodontal ligament.



Fig. 3. Photoelastic model with the duplicated resin teeth.

Posterior 인공치 (Shofu Inc., Kyoto, Japan)를 배열하여 매몰한 후 의치상 레진인 ISO resin Q® (High-dental Japan Co. Ltd., Osaka, Japan)을 주입식 방식으로 중합하였다. 치조 점막을 재현하기 위해서 매몰재 모형을 제작하기 전에 주모형의 잔존 치조제 부위에 1.9 mm의 왁스로 균일하게 완압한 후 완성된 가철성 국소의치의 레진 의치상에 Fit-checker (GC Co., Tokyo, Japan)를 이장하였다.

(1)클라스프를 이용한 국소의치 (C-URPD)

제2 소구치의 교합면 근심 부위에 레스트 시트를 형성하였다. 직접 유지장치로써 back-action clasp가 근심 협측 치경부의 0.25 mm 언더컷 부위에 놓이고, 간접 유지장치로써 embrasure hook이 견치와 제1 소구치 사이에 놓이도록 각각 설계하였다 (Fig. 4A).

(2)코너스 치관을 이용한 국소의치 (K-URPD)

제1, 2 소구치를 deep chamfer margin으로 삭제하였다. 다이 위에서 측면이 6°가 되도록 납형을 조각하고 48% 금합금 (AD-48, Alphadent Co., Goyang-si, Korea)으로 주조하여 내관을 각각 제작하였다. 외관은 제1, 2 소구치를 연결고정하여 제작하고 제2 소구치 외관의 원심축에서 의치상 금속 구조물과 연결하였다 (Fig. 4B).

(3)완압형 어태치먼트를 이용한 국소의치 (ReA-URPD)

연결고정된 금관을 제작하기 위해서 제1, 2 소구치를 chamfer margin으로 삭제한 후, 다이 위에서 납형을 조각하고 제2 소구치 원심 부위에 Dalbo®-S 어태치먼트 (CM

SA, Biel/Bienne, Switzerland)의 양형을 부착시켜 주조하였다. 음형은 양형과 정확한 위치로 유지시킨 후 견고하게 의치상에 고정하였다. 어태치먼트의 수직 운동과 회전 운동을 방해하지 않고 교합압에 의한 측방 운동에 최소한으로 저항하도록 제1, 2 소구치 납형 조각시 설측에 약간의 경사를 부여한 파지 및 지지 형태를 형성하여 의치상 금속 구조물이 장착되도록 하였다. 제1 대구치의 교합면을 금속으로 제작하므로써 어태치먼트에 의한 부피 감소로 발생할 수 있는 레진치의 파절을 방지하였다 (Fig. 4C).

(4)탄성 레진을 이용한 국소의치 (F-URPD)

제1, 2 소구치를 삭제하지 않은 상태에서 인상을 채득하고 주모형을 제작하였다. 매몰재 모형 위에서 협측은 제2 소구치의 협측 치경부 언더컷 부위에 wrap-around 클라스프를 위치시키고 설측은 제1, 2 소구치의 설면을 모두 피개하도록 설계하여 조각한 후 매몰하였다. 나일론 성분의 열가소성 레진인 Valplast® (Valplast International Co., Long island, USA)로 제작하였다 (Fig. 4D).

4. 하중 조건 및 응력 동결

완성된 네 가지의 편측 가철성 국소의치를 각각의 광탄성 모형에 장착하고 하중장치에 위치시킨 후 응력 동결로 (PA-2S, Riken Keiki Fine Instrument Co., Japan)에 넣었다 (Fig. 5). 응력 동결로 내의 온도를 서서히 상승시켜 55℃가 되면 하중점인 하악 우측 제1 대구치의 중심와에 6kg의 수

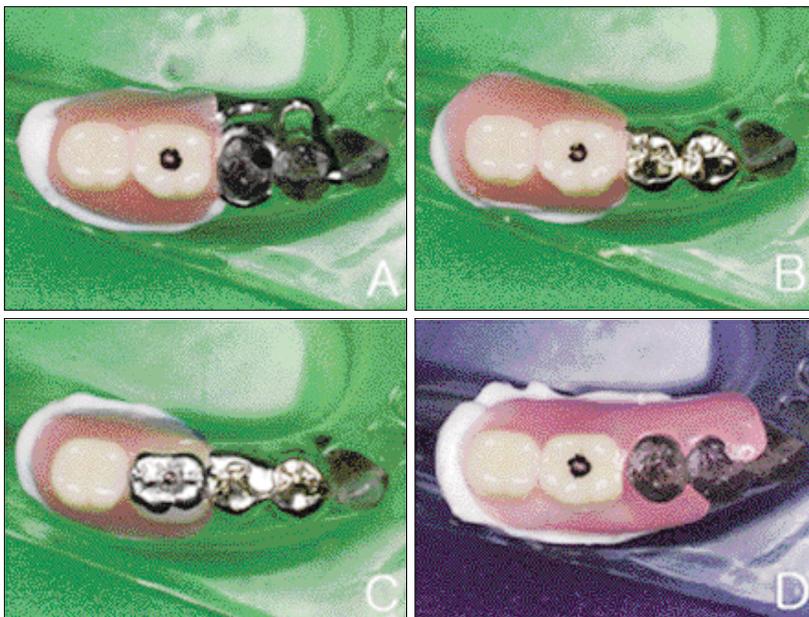


Fig. 4. Unilateral free-end removable partial dentures on the photoelastic model.
 A: Partial denture using the clasp (C-URPD),
 B: Partial denture using the Konus crown (K-URPD),
 C: Partial denture using the resilient attachment (ReA-URPD),
 D: Partial denture using the flexible resin (F-URPD)

직하중을 가한 채로 30분 유지시킨 후 시간당 4℃로 30℃까지 서냉시켜 응력을 동결하였다.

5. 무늬차수 계측 및 비교

응력 동결이 끝난 광탄성 모형을 치조정을 중심으로 약 6 mm 정도의 두께가 되고 근원심 방향으로 우측 견치, 제1, 2 소구치와 후방 잔존 치조제가 포함되도록 금속 절단용 톱으로 절단하였다. 네 개의 절단시편을 α -bromonaphthalene과 유동파라핀을 1 : 0.585로 섞은 혼합액에 침전시킨 후 광탄성 무늬차수를 보다 정확하게 측정하기 위해서 투과형 광탄성 실험장치인 Photoelastic Division 060 Series (Measurements group, Shellton, USA)를 사용하여 광탄성 등색선 (isochromatic line)의 흑백 무늬를 관찰하였다 (Fig. 6). 절단시편의 제1, 2 소구치와 잔존 치조제에 생긴

광탄성 무늬를 180 mm macro 렌즈가 장착된 디지털 카메라 (EOS 20D, Canon, Tokyo, Japan)로 협측 방향에서 촬영하였다.

광탄성 흑백 무늬로 촬영된 사진에서 제1 소구치의 근심측, 치근단, 원심측, 제2 소구치의 근심측, 치근단, 원심측, 제1 대구치의 중심와 하방, 제2 대구치의 중심와 하방 등 8 개의 측정점을 정하여 육안으로 무늬차수를 계측하였다 (Fig. 7).

결과

네 가지의 편측 유리단 가철성 국소의치에 의해 지대치 주위 치조골 및 의치상 하부의 잔존 치조제에 발생한 응력 분포를 비교할 수 있도록 정해진 측정점의 무늬차수를 계측하여 표와 그래프로 나타내었다 (Table I, Fig. 8).



Fig. 5. Loading device located in the stress freezing furnace.

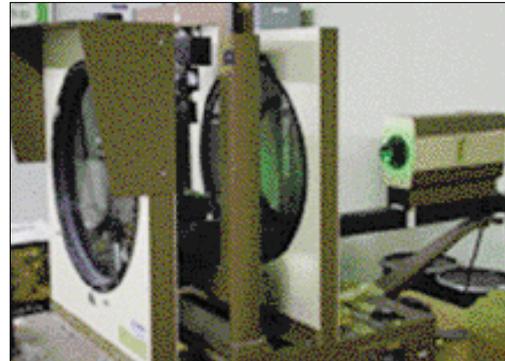


Fig. 6. Transparent photoelastic experiment device.

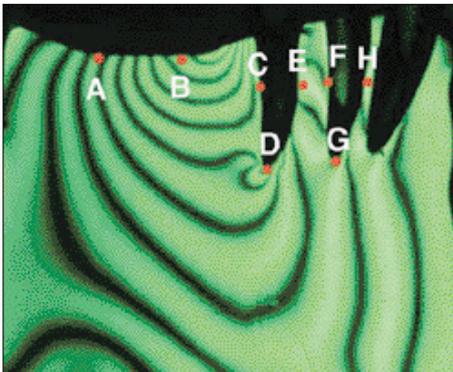


Fig. 7. Measuring points of the fringe order number in the sliced specimen.

A: Central fossa just below the 2nd molar artificial tooth, B: Central fossa just below the 1st molar artificial tooth (loading point), C: Distal side (middle) of the root of the 2nd premolar, D: Root apex of the 2nd premolar, E: Mesial side (middle) of the root of the 2nd premolar, F: Distal side (middle) of the root of the 1st premolar, G: Root apex of the 1st premolar, H: Mesial side (middle) of the root of the 1st premolar

Table I. Fringe order number at each measuring point in the 4 sliced specimens

	Measuring point							
	A	B	C	D	E	F	G	H
URPD								
C-URPD ¹	3.5	8.5	5.5	6.5	1.5	1.0	3.0	0.5
K-URPD ²	3.5	6.0	3.5	4.0	0.5	0.5	2.5	0.5
ReA-URPD ³	3.5	6.5	0.5	3.0	1.5	0.5	3.5	1.0
F-URPD ⁴	4.0	11.0	7.5	6.0	0.5	0.5	2.5	1.5

* 1: Unilateral free-end removable partial denture using the clasp * 2: Unilateral free-end removable partial denture using the Konus crown

* 3: Unilateral free-end removable partial denture using the resilient attachment * 4: Unilateral free-end removable partial denture using the flexible resin

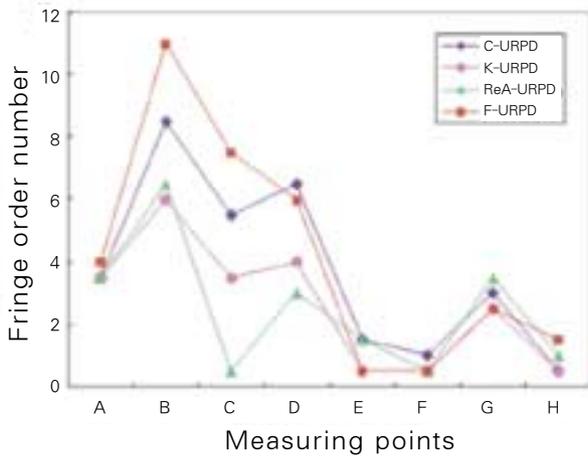


Fig. 8. Line diagram of the fringe order number at each measuring point in the 4 sliced specimens.

1. C-URPD의 경우

절단 시편에 나타난 최대 무늬차수는 9차이며 최대 응력은 하중점 근처에서 하중점 보다 전방에 집중된 것으로 나타났다. 측정점에 따른 무늬차수는 잔존 치조제의 제1 대구치 직하방에서 8.5, 제2 소구치 치근의 원심면 중앙부위에서 5.5차, 제2 소구치의 치근단 부위에서 6.5차, 제1 소구치 치근단 부위에서 3.0차로 나타났다 (Fig. 9A).

2. K-URPD의 경우

절단 시편에 나타난 최대 무늬차수는 6차이며 최대 응력은 하중점 직하방에서 다소 넓게 나타났다. 측정점에 따른 무늬차수는 잔존 치조제의 제1 대구치 직하방에서 6.0, 제2 소구치 치근의 원심면 중앙부위에서 3.5차, 제2 소구치의 치근단 부위에서 4.0차, 제1 소구치 치근단 부위에서 2.5차로 나타났다 (Fig. 9B).

3. ReA-URPD의 경우

절단 시편에 나타난 최대 무늬차수는 7차이며 최대 응력은 하중점 근처에서 하중점 보다 후방에 집중된 것으로 나타났다. 측정점에 따른 무늬차수는 잔존 치조제의 제1 대구치 직하방에서 6.5, 제2 소구치 치근의 원심면 중앙부위에서 0.5차, 제2 소구치의 치근단 부위에서 3.0차, 제1 소구치 치근단 부위에서 3.5차로 나타났다. 또한 하중에 의해 제2 소구치 주위에 나타난 응력과 비슷한 정도의 응력이 제1 소구치 주위에서도 나타났다 (Fig. 9C).

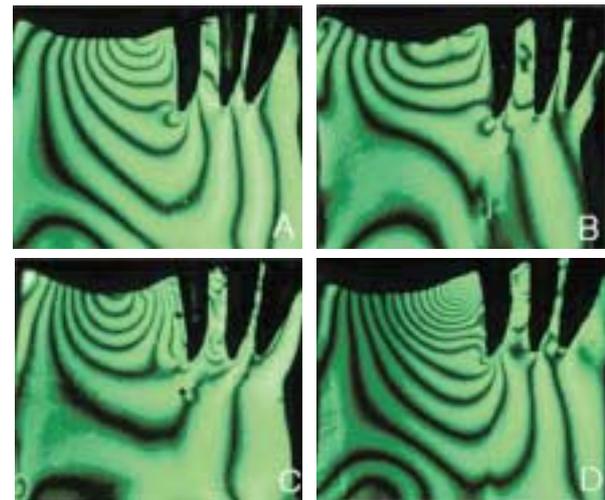


Fig. 9. Photoelastic isochromatic white & black fringe pattern of the sliced specimens produced by the unilateral free-end removable partial dentures under the vertical loading.

A: C-URPD, B: K-URPD, C: ReA-URPD, D: F-URPD.

4. F-URPD의 경우

절단 시편에 나타난 최대 무늬차수는 16차이며 최대 응력은 하중점 전방에서 제2 소구치에 더 근접하여 집중된 것으로 나타났다. 측정점에 따른 무늬차수는 잔존 치조제의 제1 대구치 직하방에서 11.0, 제2 소구치 치근의 원심면 중앙부위에서 7.5차, 제2 소구치의 치근단 부위에서 6.0차, 제1 소구치 치근단 부위에서 2.5차로 나타났다 (Fig. 9D).

고찰

3차원 광탄성 응력분석법은 비록 치근막의 재현이 어렵고 치조골과 동일한 응력분포를 볼 수 없는 한계가 있다. 하지만 이 방법은 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.¹⁷ 김과 유¹⁸와 이 등¹⁹은 광탄성 등색선의 칼라 무늬를 관찰하여 응력 분포와 무늬차수를 계측하였는데 본 연구에서는 광탄성 등색선을 흑백 무늬로 관찰하였다. 왜냐하면 최대 무늬차수가 높게 나타나는 경우에는 0.5차 단위로 구분되는 흑백 무늬를 계측하는 것이 0.1차 단위로 구분되는 칼라 무늬를 계측하는 것보다 계측자에 의한 오차 발생도 적고 명확한 결과를 얻을 수 있기 때문이다.

본 연구에서 클라스프를 이용한 국소의치는 제2 소구치 교합면에 근심 레스트를 갖는 back-action 클라스프를 직접유지장치로, 견치와 제1 소구치 사이에 embrasure hook을 간접유지장치로 설계되었다. 고 등²⁰은 원심 레스트에 비해 근심 레스트가 더 양호한 응력분포 양상을 나타내며 잔존 치조제에 보다 더 균형적으로 응력을 분산시킨다고 보고하였다. 국소의치에 의해서 제2 소구치에 torque가 걸려 있는 것으로 생각되며 최대 응력집중이 하중점 보다 약간 전방에 나타나고 제2 소구치 치근단 부위에 높은 응력이 나타나는 것은 근심 레스트에 의해 하중이 제2 소구치에서 치아의 장축을 따라 치조골에 전달되는 것으로 사료된다. Shohet²¹는 back-action 클라스프가 Akers 클라스프보다 응력분산에 더 유리하다고 보고하였다. 김과 유¹⁸는 back-action 클라스프에 의해 응력이 지대치에서 유리단 끝쪽으로 점점 증가하며 이로 인해 유리단 끝 부위의 골이 흡수될 가능성이 있다고 보고하였으나, 본 연구에서는 유리단 끝 부위의 응력이 제2 소구치 근처보다 더 낮게 관찰되었고 최대 응력이 제2 소구치 후방 근처에 나타났다.

Körber²²에 의해 개발된 코너스 치관을 이용한 국소의치는 지대치와 국소의치가 일체화되어 유지, 파괴, 안정의 측면에서 클라스프를 이용한 국소의치에 비해 우수한 것으로 알려져 있다. Igarashi 등¹⁴은 생체내 실험을 통해, 코너스 치관을 이용한 국소의치를 장착한 환자에서 지대치의 원심축 이동량이 레스트가 없는 가공선 클라스프와 원심 레스트를 갖는 Akers 클라스프 보다 더 적게 나타났으며 점막 부담능력도 20%로 가장 적었다고 보고하였다. 본 연구에서 6°의 코너스 치관을 이용한 국소의치는 클라스프를 이용한 국소의치보다 제2 소구치 주위에 더 적은 응력이 나타났고 최대 응력이 하중점 직하방에 나타났다. 이는 코너스 치관을 이용한 국소의치에 가해진 하중이 외관을 통해 제1 소구치까지 분산되었고 의치상도 수직적 침하가 발생하면서 응력이 지대치 주위 치조골과 잔존 치조제에 균형있게 나타난 것으로 사료된다.

1906년 Chayes가 최초로 정밀부착형 유지장치를 고안한 이래, 후방연장 가철성 국소의치를 설계할 때 어태치먼트가 심미적이고 기능적으로 유리하다는 점에서 클라스프 대신에 국소의치의 유지장치로 많이 사용되고 있다²³. Kratochvil 등¹⁵은 Dalbo 어태치먼트가 잔존 치조제에 가장 큰 응력을 전달하지만 지대치에는 가장 적은 응력을 나타내므로 완압효과가 우수하다고 보고했다. 본 연구에서 완압형 어태치먼트인 Dalbo[®]-S 어태치먼트를 이용한 국소의치에 의해 응력은 지대치의 주위 치조골과

잔존 치조제에 다소 고르게 분포되었다. 또한 잔존 치조제에 발생한 응력 분포 양상을 보면 최대 응력집중이 하중점 보다 후방에 나타나고 응력이 잔존 치조제에 수직적으로 일정하게 분산되는 양상과 제2 소구치 치근의 근. 원심 부위에 발생한 응력이 적은 것으로 보아 완압형 어태치먼트의 연결부에서 응력 완압이 되어 클라스프를 이용한 국소의치와 탄성 레진을 이용한 국소의치에 비해 지대치에 가해지는 torque가 적은 것으로 사료된다.

탄성 레진인 Valplast[®]는 1950년대에 Nagy에 의해 심미적인 가철성 국소의치를 제작하기 위한 노력의 결과로 발명되었는데 투명하고 얇기 때문에 치은의 자연스런 색조가 비취 보이고 쉽게 구별되지 않아 심미적으로 우수하다고 알려져 있다.²⁴ 또한 부분적으로 결손된 부위에 대하여 인접 치아를 거의 삭제하지 않고 가철성 국소의치를 제작할 수 있다. 탄성 레진을 이용한 국소의치는 점막에 의해 지지되기 때문에 하중이 대부분 잔존 치조제에 전달될 것으로 생각되나 아직까지 이에 대한 연구보고가 적었다. 본 연구에서 탄성 레진을 이용한 국소의치는 하중을 다른 국소의치에 비해 지대치 주위 치조골 보다는 잔존 치조제에 더 많이 전달되는 것으로 나타났다. 또한 최대 응력이 하중점 보다 전방으로 제2 소구치에 가깝게 집중되고 제2 소구치 치근단 부위에 높은 응력이 나타난 것으로 보아 클라스프를 이용한 국소의치에 비해 제2 소구치에 더 큰 torque가 발생된 것으로 사료된다.

Glickman 등²⁵은 지대치를 연결고정하면 지대치에 가해진 힘이 더욱 치아장축으로 전달된다고 보고하였다. 탄성 레진을 이용한 국소의치가 잔존 치조제에 훨씬 많은 응력을 발생시킨 것은 지대치와 연결되는 방식은 다르지만 다른 국소의치에서 지대치의 지지를 얻은 것과는 달리 교합면 레스트의 부재로 지대치의 지지를 충분히 얻지 못했기 때문으로 생각되며 교합면 레스트를 설계한 경우에 대한 응력 분석 연구가 더 이루어져야 할 것이다.

또한 탄성 레진을 이용한 국소의치를 치과 임상에 적용할 때 지대치가 약하여 국소의치에 가해진 힘을 지대치 보다는 잔존 치조제에 더 많이 분산시킬 필요가 있는 경우나 교합력이 적은 의치와 대합되는 경우에 기능적으로 양호한 결과를 얻을 수 있는지에 관하여는 탄성 레진을 이용한 국소의치를 통해 잔존 치조제에 나타난 응력이 임상적으로 잔존 구강 조직의 악화를 촉진하지 않는 생리적인 범위에 해당되는지에 대한 보다 깊은 연구가 필요할 것이다.

결론

하악 우측 제1, 2 대구치가 결손된 Kennedy 분류 II급 증례에서 임상적으로 적용할 수 있는 편측 유리단 가철성 국소의치인 클라스프를 이용한 국소의치, 코너스 치관을 이용한 국소의치, 완압형 어태치먼트를 이용한 국소의치, 탄성 레진을 이용한 국소의치 등의 보철물 종류에 따른 제1 대구치 중심와 부위에 6 kg의 수직하중시 지대치 주위 치조골 및 의치상 하부의 잔존 치조제에 발생하는 응력 분포 양상을 3차원 광탄성 분석법으로 비교하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 각 절단 시편의 등색선 최대 무늬차수는 탄성 레진을 이용한 국소의치, 클라스프를 이용한 국소의치, 완압형 어태치먼트를 이용한 국소의치, 코너스 치관을 이용한 국소의치 순으로 높게 관찰되었다.
2. 하중점 직하방의 잔존 치조제에 발생한 무늬차수는 탄성 레진을 이용한 국소의치, 클라스프를 이용한 국소의치, 완압형 어태치먼트를 이용한 국소의치, 코너스 치관을 이용한 국소의치 순으로 높게 관찰되었다.
3. 제2 소구치 치근단에 발생한 무늬차수는 클라스프를 이용한 국소의치, 탄성 레진을 이용한 국소의치, 코너스 치관을 이용한 국소의치, 완압형 어태치먼트를 이용한 국소의치 순으로 높게 관찰되었다.

이상의 결과를 볼 때, 코너스 치관을 이용한 국소의치가 수직하중시 지대치 주위 치조골과 잔존 치조제에 대하여 응력을 가장 균형있게 분산시켰으며, 탄성 레진을 이용한 국소의치는 지대치보다 잔존 치조제의 상태가 더 양호한 경우에 적용 가능할 것이다.

참고문헌

1. Berg T, Caputo AA. Maxillary distal-extension removable partial denture abutments with reduced periodontal support. *J Prosthet Dent* 1993;70:245-50.
2. Park I, Eto M, Wakabayashi N, Hideshima M, Ohyama T. Dynamic retentive force of a mandibular unilateral removable partial denture framework with a back-action clasp. *J Med Dent Sci* 2001;48:105-11.
3. Jin X, Sato M, Nishiyama A, Ohyama T. Influence of loading positions of mandibular unilateral distal extension removable partial dentures on movements of abutment tooth and denture base. *J Med Dent Sci* 2004;51:155-63.
4. Vang MS. Case reports on the removable partial dentures with Konus telescope. *J Korean Acad Prosthodont* 1997;35:67-77.
5. Kay KS, Shin HD, Song HN. Clinical cases & treatment conception for the distal extension removable partial denture using the attachment. *Oral Biology Research* 2005;29:113-34.
6. Park CW, Hwang YP, Kay KS. Prosthetic restoration of partially edentulous patients using the Valplast® flexible partial denture system. *Oral Biology Research* 2006;30:55-73.
7. Monteith BD. Management of loading forces on mandibular distal-extension prostheses. Part II: Classification for matching modalities to clinical situations. *J Prosthet Dent* 1984;52:832-6.
8. Browning JD, Meadors LW, Eick JD. Movement of three removable partial denture clasp assemblies under occlusal loading. *J Prosthet Dent* 1986;55:69-74.
9. Frechette AR. The influence of partial denture design on distribution of force to abutment teeth. 1956. *J Prosthet Dent* 2001;85:527-39.
10. Kydd WL, Daly CH. The biologic and mechanical effects of stress on oral mucosa. *J Prosthet Dent* 1982;47:317-29.
11. 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;62:313-9.
12. Reitz PV, Caputo AA. A photoelastic study of stress distribution by a mandibular split major connector. *J Prosthet Dent* 1985;54:220-5.
13. Langer A. Telescope retainers for removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1981;45:37-43.
14. 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;26:111-6.
15. Kratochvil FJ, Thompson WD, Caputo AA. Photoelastic analysis of stress patterns on teeth and bone with attachment retainers for removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1981;46:21-8.
16. Saito M, Miura Y, Notani K, Kawasaki T. Stress distribution of abutments and base displacement with precision attachment- and telescopic crown-retained removable partial dentures. *J Oral Rehabil* 2003;30:482-7.
17. Stewart BL, Edwards RO. Removable partial denture design: a photoelastic study. *J Biomed Mater Res* 1984;18:979-89.
18. Kim BM, Yoo KH. Three-dimensional photoelastic stress analysis of clasp retainers influenced by various designs on unilateral freeend removable partial dentures. *J Korean Acad Prosthodont* 1994;32:526-52.
19. 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;36:150-65.

20. Ko SH, McDowell GC, Kotowicz WE. Photoelastic stress analysis of mandibular removable partial dentures with mesial and distal occlusal rests. *J Prosthet Dent* 1986;56:454-60.
21. Shohet H. Relative magnitudes of stress on abutment teeth with different retainers. *J Prosthet Dent* 1969;21:267-82.
22. Körber KH. Cone crowns-a physically defined telescopic system. *Dtsch Zahnarztl Z* 1968;23:619-30.
23. Carr BA, McGivney GP, Brown DT. *McCracken's Removable Partial Prosthodontics*. 11th ed. St. Louis: Mosby Co. 1995.
24. Stern MN. Esthetic retention for modern dental prosthesis. *N Y State Dent J* 1964;30:53-6.
25. Glickman I, Roeber FW, Brion M, Pameijer JH. Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces. *J Periodontol* 1970;41:30-5.

Photoelastic stress analysis of the mandibular unilateral free-end removable partial dentures according to the design

Cheol-Woo Park^{1*}, DDS, MSD, Kee-Sung Kay², DDS, MSD, PhD

¹Graduate student, ²Professor, Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chosun University

Statement of problem: There are common clinical cases in which the mandibular first and second molars are missing unilaterally. **Purpose:** This study was designed to compare and evaluate the magnitude and distribution of stress produced by four kinds of mandibular unilateral free-end removable partial dentures that could be applied clinically in Kennedy class II cases. **Material and methods:** Four unilateral free-end removable partial dentures using clasp, Konus crown, resilient attachment, and flexible resin were fabricated on the photoelastic models of the Kennedy class II cases. The vertical load of 6kg was applied on the central fossa of the first molar of every removable partial denture in the stress freezing furnace and the photoelastic models were frozen according to the stress freezing cycle. After these models were sliced mesio-distally to a thickness of 6mm, the photoelastic isochromatic white and black lines of the sliced specimens were examined with the transparent photoelastic experiment device and photographs were taken with a digital camera. The fringe order numbers at eight measuring points in the photograph were measured with the naked eye. **Results:** The maximum fringe order number of each sliced specimen and the fringe order number at the residual ridge just below the loading point were in the decreasing order of the unilateral removable partial dentures using flexible resin followed by clasp, resilient attachment, and Konus crown. The fringe order number at the root apex of the second premolar was in the decreasing order of the unilateral removable partial dentures using clasp followed by flexible resin, Konus crown, and resilient attachment. **Conclusion:** The removable partial denture using Konus crown showed the most equalized stress distribution to the supporting alveolar bone of abutment teeth and residual ridge under the vertical loads. The removable partial denture using flexible resin can be applied to the case that has a better state of residual ridge than abutment teeth.

Key words: unilateral removable partial denture, stress distribution, three-dimensional photoelastic analysis

Corresponding Author: **Cheol-Woo Park**

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chosun University, 421, Seosuk-dong, Dong-Gu, Gwangju, 501-825, Korea

+82 62 220 3820: e-mail, proscwpark@naver.com

Article history

Revised December 8, 2008 / Last Revision March 2, 2009 / Accepted April 13, 2009