

## 후방연장 국소의치에서 지대치의 splinting에 따른 치주조직의 응력 변화에 관한 유한요소법적 연구

서울대학교 치과대학 치과보철학교실

황재웅 · 장익태 · 김광남

### I. 서론

19세기 Karolyi등이 외상성 교합으로 야기된 치아의 동요가 치은염이나 치주염 및 치주낭을 형성한다고 주장한 이후, 이러한 치주질환을 치료하고 치아의 동요를 줄여주기 위해 치아를 splinting하는 치료방법이 사용되었다.

그 후 1931년 Gottlieb와 Orban<sup>(1)</sup>은 치아에 가해진 과도한 힘이 치은염과 치주염 및 치주낭 같은 염증성 질환을 형성하지는 못하며, 반면에 교정력과 같은 작은 힘에 의해서도 치조골의 흡수는 쉽게 일어난다고 하였다. 이처럼 치주조직에 영향을 미칠 수 있는 힘에는 교정력같이 작고 지속적인 힘이나 가철성의치의 지대치에 미치는 힘과 같이 작고 간헐적인 힘외에도 외상성교합과 같이 큰 힘이 있다<sup>(2)</sup>. 외상성교합, 이같이나 clenching과 같이 비정상적인 크기, 방향, 빈도 및 기간의 교합력이 개개인의 저항 능력을 넘어서서 치아가 동요되는 일차성 외상성교합과, 치주염 등의 결과로 인한 전반적인 치조골 상실에 대해서 정상적인 교합력에 의해서도 증가된 동요를 보이는 이차성 외상성 교합으로 나눌 수 있다<sup>(3)</sup>.

일차성 외상성교합이나 교정력 및 가철성의치 장착 시에 동요도가 증가되는 것은 지대치 주위로 치조골의 흡수가 일어나 치주인대 공간이 넓어지기 때문인데 이때 치조골의 두께를 유지시켜 주기 위해 좀 떨어진 곳

에서는 골 생성이 일어나 결국 골조직의 재 모형화(remodelling)가 일어나며, 이는 병적인 소견이 아니라 변화된 조건에 적응하려는 생리적이고 가역적인 골 흡수일 뿐이다. 이차성 외상성교합의 경우에는 치주조직 내에서의 치아의 동요도나 변위량은 정상적이거나 전반적인 수평적 골 높이가 감소하여 치아 정상부위에서 느껴지는 동요도가 증가한 것으로 이것 역시 생리적인 동요도라 할 수 있다<sup>(4)</sup>. 이와는 달리 치주염이나 심한 치은염, 치주농양등에 의한 골 흡수로 인하여 염증성의 병적인 동요도 일어날 수 있다.

과도한 치아의 동요도는 저작기능과 편안함을 저해할 수 있고 치주염을 가속시키거나 치주치료후 치주조직의 재생을 방해할 수 있다. 따라서 이런 치아의 동요도를 감소시켜주기 위해 splinting을 하게 된다. 하악에 양측성으로 대구치가 상실된 환자에게 해줄 수 있는 일반적인 치료방법에는 가철성 후방연장 국소의치가 있다. 이 경우 최후방 지대치인 제2소구치의 splinting여부를 결정해야 한다.

Splinting은 측방력을 수직력으로 유도하고 교합력을 분산시키며 인접치와의 관계를 안정 시키고 과맹출이나 근심경사를 막아주는 장점을 가진 반면에, 치간 청소가 어렵고 치료비가 상승하며 제작 및 시술이 복잡해지고 치아의 삭제가 많아지며 치은에 해로울 수 있다는 단점이 있다<sup>(5)</sup>. 따라서 지대치의 splinting은 항상 신중히 결정되어야 하며 그 효과와 적응증에 대

하여 확실한 기증이 요구되어 진다.

구강내의 후방연장 국소의치는 교합과 조화를 이루면서 지대치와 잔존치조제를 통해 그 힘을 전달시키고 수직력과 수평력의 방향을 조절한다. 이 때 지대치 치주인대와 잔존치조제 치조점막과의 탄성 및 두께 차이로 인하여 국소 의치의 응력전달은 복잡해진다. 가능한 한 지대치와 잔존치조제에 골로루 응력이 전달되는 것이 이상적이며 지대치 splinting시에 응력이 분산된다는 효과에 대해 이미 다양한 연구가 있었다.

응력분석의 방법으로는 Brittle lacquer coating, Moire fringe analysis, Electronical resistance strain gauge, 광탄성 응력분석, 유한 요소법이나 Stereophotogrammetry 및 Laser holography를 이용한 방법 등이 있다. 이 중 유한요소법은 여러 가지 물질로 구성된 물체에 다양한 물성을 부여해줄 수 있고 광탄성 응력분석보다 정확하여 치과분야에서도 보철학, 교정학, 보존학, 악안면구강외과학등에서 점차 많이 응용되는 추세이며 특히 보철학에서는 임플란트<sup>(6, 7)</sup>, 총의치<sup>(8)</sup>, post and core, 금관가 공의치<sup>(9)</sup>등의 연구에 이용되어져 왔다. 가철성 국소의치의 유한요소법적 연구에서도 의치와 치아 및 조직이 서로 연결되었다고 가정하던 과거의 해석법에 비해 이들 사이에 gap element를 부여하여 의치가 치아와 조직 위에서 미끄러지거나 분리되도록 하여 더욱 실제와 근접한 모델을 설정할 수 있게 되었다.

본 연구는 후방연장 국소의치의 지대치 splinting 시 응력분산 효과를 알아보기 위해 다양한 치조골 소실상태를 재현한 모델에 여러 종류의 힘을 가하여 보면서 응력분포 변화와 지대치의 변위를 이차원적 유한요소법으로 연구하였다.

## II. 연구재료 및 방법

교합력이 후방연장 국소의치의 지대치 치주 조직에 미치는 응력의 변화와 지대치의 변위를 알아보기 위해 하악 제1, 2대구치 결손준례에대한 구강조직과 가철성 의치를 모델링하였다. 전부주조 금관이 장착되고 일반적인 치근 형태를 갖는 제1, 2소구치를 모델링하

였고<sup>(10)</sup> 개개 치아 사이에는 gap element를 사용하여 치아가 인접면에서 접촉되면서 서로 분리되거나 미끄러짐이 가능하게 하였으며, 제1, 2소구치를 splinting 한 경우는 두개의 금관을 연결시켜서 두 치아가 같이 움직이도록 하였다. 금관과 치아사이의 시멘트는 두께가 작고 견고하며 치주조직에 미치는 영향이 적을 것으로 생각되어 생략하였다.

제1, 2대구치를 수복하는 후방연장 국소의치에는 간단한 원심레스트를 설계하여 제2소구치의 원심교합면으로 힘이 작용하게 하였고 금관의 원심면에는 유도면을 형성하여 의치와 긴밀하게 접촉하도록 하였다. 의치의 주연결 장치나 유지장치는 협설방향의 의치의 운동에 주로 관여하는데 반해 splinting은 근원심 방향의 변위 및 응력변화에 주로 관계하며 이러한 주연결 장치나 유지장치가 이차원 모델에서는 실제와 같이 설정해주기가 어려웠기 때문에 모델링에서 생략하였다.

치주인대는 두께를 0.25mm로 설정했고<sup>(12)</sup>, 치조점막은 두께를 2mm에서 2.5mm로 설정하였으며<sup>(12)</sup>, 상아질 주위의 백악질은 생략하였으나 치밀골인 치조골과 그 주위의 해면골은 설정하였다. 본 연구에 사용된 재료로는 제3형 금합금, 치조점막, 의치상 레진, 의치용 금속 구조물(코발트 크롬 합금), 치주인대, 해면골, 상아질, 치밀골, 치수의 9가지를 정하였고 각각에 대한 Young's modulus of elasticity와 Poisson's ratio는 Table 1.과 같다<sup>(13, 14, 15, 16, 17)</sup>.

모델은 1444개의 절점(node)으로 이루어졌고 삼각형과 사각형요소(element)로 구성하였으며 지대치부위의 치주조직은 크기를 작게 잘라 급격한 응력의 변화를 잘 볼 수 있게 하였다. 또한 하중에 대하여 모델이 움직이지 않게 하악골에서 근육이 기시하는 부분인 하악 하연부위를 수직방향으로 고정하였으며, 특히 하연의 최전방 점은 수직, 수평방향 모두를 고정하여 모든 변위의 기준점으로 삼았다. 하중조건은 선현들의 연구<sup>(18, 19)</sup>를 참조하여 다음과 같이 150N을 6가지 방법으로 가하여 보았다.

\*힘의 종류

- ① 의치의 제1대구치부에 수직하중(150N)
- ② 의치의 제1대구치부에 후방경사 하중(수직으로 140N, 후방으로 50N)

Table 1. Young's modulus of elasticity and Poisson's ratio of materials

Materials	Young's modulus (E : GN/m <sup>2</sup> )	Poisson's ratio( $\nu$ )
Dentin	18.3	0.33
Compact bone	14.0	0.30
Sponge bone	1.50	0.30
Periodontal ligament	$1.18 \times 10^{-3}$	0.45
Mucoperiosteum	$3.43 \times 10^{-3}$	0.45
Dental pulp	$2.50 \times 10^{-3}$	0.45
Type III gold alloy	99.3	0.30
Metal framework(Co-Cr)	202	0.33
Denture base resin	2.65	0.30

Table 2. Seven models with various alveolar bone heights around the 1st and 2nd premolars

	Alveolar bone height of 1st premolar	Alveolar bone height of 2nd premolar
Model 11	Normal height	Normal
Model 22	1/2 of normal height	1/2 of normal height
Model 33	1/3 of normal height	1/3 of normal height
Model 12	Normal height	1/2 of normal height
Model 13	Normal height	1/3 of normal height
Model 23	1/2 of normal height	1/3 of normal height
Model 21	1/2 of normal height	1/3 of normal height

③ 의치의 제1대구치부에 전방경사 하중(수직으로 140N, 전방으로 50N)

④ 의치의 상부에 15N씩 10개로 고르게 분산된 수직하중

⑤ 의치의 제2대구치부에 수직하중(150N)

⑥ 의치의 교합면 레스트부에 수직하중(150N)

모델은 치조골 흡수양상에 따라 Table 2. 와 같은 7가지로 나누었으며 각각의 모델에 대하여 같은 7가지로 나누었으며 각각의 모델에 대하여 6가지의 힘을 가하였다.

응력은 x와 y방향의 주응력인  $\sigma_{xx}$ 와  $\sigma_{yy}$ , 전단응력인  $\tau_{xx}$ ,  $\tau_{yy}$ 로 나누어 지는데 전단응력이 0일 때의 주응력

을 최대 주응력  $\sigma_{max}$ 와 최소 주응력  $\sigma_{min}$ 이라하며 이때 최대 주응력은 응력의 양의 값인 인장응력을 나타내고 최소 주응력은 응력의 음의 값인 압축응력을 나타낸다. 일반적인 응력의 값을 볼 때는 등가응력  $\sigma_{Eqv}$ 를 보는데 이것은 최대 주응력과 최소 주응력의 절대값의 합으로  $\sigma_{Eqv} = \sqrt{(\sigma_{max})^2 + (\sigma_{min})^2} - 2\sigma_{max}\sigma_{min}$  로 표시되어진다. 의치의 파절을 연구하기 위하여 항복점에서의 압축 및 인장강도와 응력과의 비교를 연구하여 볼 때는 등가응력을 보는 것이 당연하나, 치주조직의 골 흡수는 이와는 달리 주로 압축응력에 의해 발생하므로 본 연구에서는 최소 주응력을 주로 살펴보았다.

응력은 임상에서 관심의 대상이 되는 지대치의 근원심 치조정 부위와 치근단부 및 치근단근원심 부위를 보았으며(Fig. 1), 지대치의 변위는 7가지 모델의 지대치 해부학적 치경부 및 치근단과 임상적 치관의 치경부에서 각각 수직변위와 수평변위를 관찰하였다(Fig. 2, 3).

모델링은 Algor사의 Supersap 프로그램중 Superdraw II를 사용하였고 유한요소 해석은 Swanson Analysis System사의 Ansys Revision 5.0을 사용하였으며 컴퓨터는 Silicongraphics사의 Iris work-station를 사용하였다.

### III. 연구결과

먼저 등가응력과 최대 주응력 및 최소 주응력을 서로 비교해 보고, 다음에 기본 모델인 model 11에 6가지

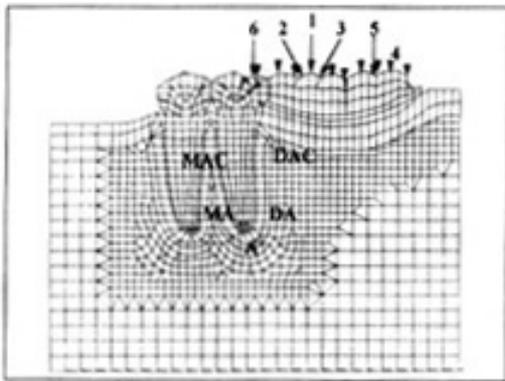


Fig. 1. Six loading schemes on distal extension removable partial denture of finite element analysis models including five interesting points for the change of stress distribution. A : apical portion ; MA : apico-mesial portion ; DA : apico-distal portion ; MAC : mesio-alveolar crestal portion ; DAC : disto-alveolar crestal portion. (A : 치근단부, MA : 치근단 근심부, DA : 치근단 원심부, MAC : 근심 치조정부, DAC : 원심 치조정부)

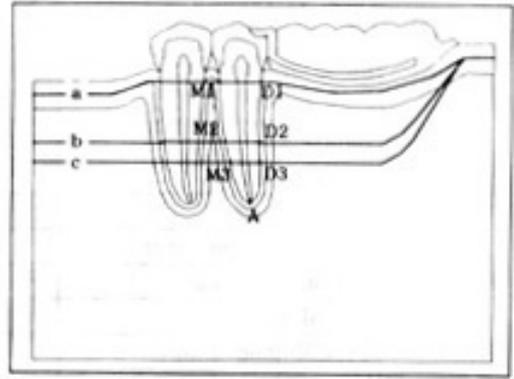


Fig. 2. Three models with horizontal bone loss including measuring points of horizontal and vertical abutment displacements. a : bone level of model 11 ; b : bone level of model 22 ; c : bone level of model 33. A : measuring point of apical displacement ; M1, M2, M3 : measuring points of mesial displacement ; D1, D2, D3 : measuring points of distal displacement. (A : 수직변위의 측정점 ; M1, M2, M3 : 근심변위의 측정점 ; D1, D2, D3 : 원심변위의 측정점).

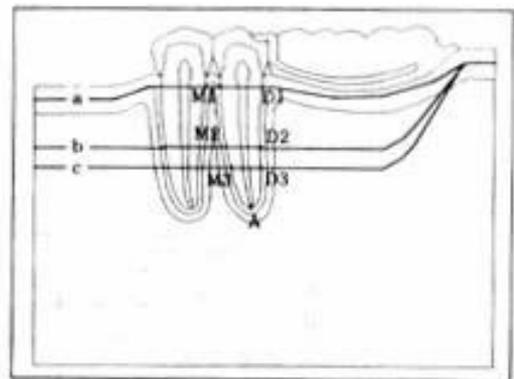


Fig. 3. Four models with distally or mesially inclined bone loss. a : bone level of model 12 ; b : bone level of model 13 ; c : bone level of model 23 ; d : bone level of model 21.

의 힘을 가하여 이 중에서 splinting의 효과와 관계가 있는 힘을 선택한뒤, 이러한 하중조건을 다른 모델에 대해서도 적용시켜 보았다.

### (1) 응력의 종류에 따른 모델 전체의 응력비교

Model 11의 제1대구치부위에 150N을 가해보면 최대 주응력은 주로 지대치 치근의 근심부, 교합면 레스트와 의치의 금속 구조물과 같이 인장력을 받는 부위에 집중되었다. 최소 주응력은 지대치 치근의 원심부, 유도면 부위, 하중점 직하방같이 압축력을 받는 부위에 주로 집중되었고 의치상 레진 치아, 치근단부, 원심 치근단부에도 응력이 집중하였으며 전체적으로 그 크기는 최대 주응력보다 10%정도 감소된 절대값을 나타냈다. 등가응력은 위의 두 가지 응력의 합으로서 지대치 치근의 근원심부, 하중점 직하방, 유도면 부위, 교합면 레스트의 연결부와 금속 구조물에 응력이 집중되었다.

### (2) 힘의 종류에 따른 최소주응력의 변화 비교

① Model 11의 제1대구치에 150N의 힘을 수직으로 가한 경우 응력이 주로 지대치를 통해 전달되어 치근단부와 치근단 원심부를 따라 넓게 분포하였으며 약간의 응력만이 의치상 하부의 잔존치조제를 통해서 전달되었다. 제1, 2소구치를 splinting하면 전반적으로 제2소구치 치근단 원심부의 응력이 감소한 반면 치근단 근심부에 응력이 집중되어 치근단 원심부와 치근단부의 응력이 치근단 근심부로 이동함을 알 수 있었다(Fig. 4, 5).

· 제1대구치부위에 후방으로 경사지게 하중(수직으로 140N, 후방으로 50N)을 가한 경우 많은 응력이 잔존치조제를 통해 전달되었고 치근단 근심부와 원심 치경부에도 응력의 집중현상을 보였다. Splinting을 하면 제2소구치 원심 치경부의 응력이 치근단위부로 근심방향의 이동을 하게 되어 지대치에 불리한 측방응력을 지대치에 유리한 수직응력으로 바꾸어 줌을 알 수 있었다(Fig. 6, 7).

③ 제1대구치부위에 전방으로 경사지게 하중(수직으로 140N, 전방으로 50N)을 가한 경우 잔존치조제에는 거의 응력이 전달되지 않았고 치근단 원심부와

치근단부위에 큰 응력이 집중되었다. 이 때 제2소구치가 전방으로 경사지면서 제1소구치를 전방으로 밀어 내어 제1소구치의 치근단 원심부에도 많은 응력이 집중되었다. Splinting을 해주면 전반적인 응력의 분포는 비슷했으나 제1, 2소구치 모두에서 전반적인 응력의 감소를 보여 splinting의 효과가 가장 크게 나타났다(Fig. 8, 9.).

④ 15N씩 10개로 나누어진 분산된 수직하중을 골고루 의치상부에 가한 경우 지대치의 치주조직과 잔존치조제에 골고루 하중이 분산되어 가장 안정된 응력의 분포를 보였으며 splinting.시에도 큰 차이는 없었으나 응력이 근심부로 약간 이동되며 분산되었다(Fig. 10, 11.).

⑤ 제2대구치부위에 수직하중을 가한 경우는 모든 응력이 잔존치조제에 집중되었고 지대치로는 거의 응력이 전달되지 않았으며, 유도면을 받침점으로 하여 교합면 레스트가 레스트시이트에서 약간 떠오르는 현상도 보였다. 이 경우도 splinting시에 큰 차이를 보이지 않았다(Fig. 12, 13).

⑥ 교합면 레스트에 수직하중을 가한 경우 모든 응력이 지대치의 치주조직에 국한되어 집중된 양상을 보였는데 특히 치근단 원심부와 치근단부에 응력이 집중되었다. Splinting시에 치근단 원심부에서 치근단 근심부로 응력의 근심방향의 이동이 있었으며 제2소구치의 치근단부에 집중되었던 응력도 제1, 2소구치에 골고루 분산되었다(Fig. 14, 15).

이상에서 살펴보면 제1대구치에 수직하중과 후방 경사하중을 가한 경우는 splinting을 해주면 응력이 원심에서 근심으로 이동되고 측방력이 수직력으로 바뀌는 효과를 보였으며 전방 경사하중시는 이러한 응력의 이동보다는 전반적인 응력의 감소를 보여 크게 효과적이었다. 그러나 분산하중이나 제2대구치에 수직하중을 가한 경우는 지대치로 전달되는 응력의 양이 적었기 때문에 splinting의 전후에도 효과가 별로 없었다. 또한 교합면 레스트에 수직하중을 가한 경우는 고정성 금관가공의치의 splinting 효과와 비슷한 결과를 보였다.

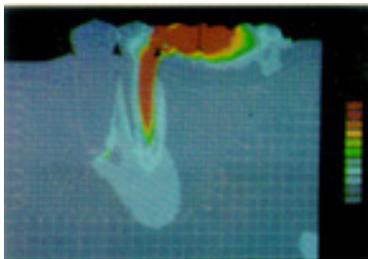


Fig. 4 Model 11

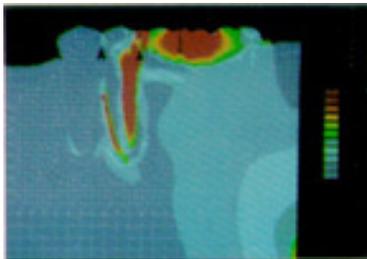


Fig. 6 Model 11

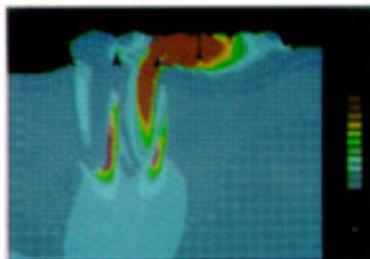


Fig. 8 Model 11

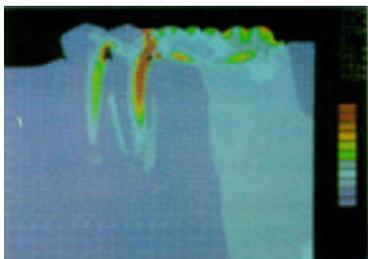


Fig. 5 Model 11

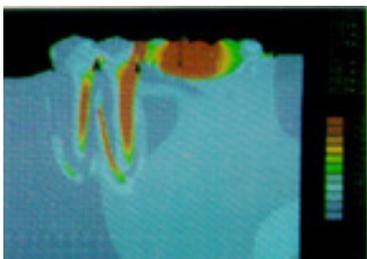


Fig. 7 Model 11

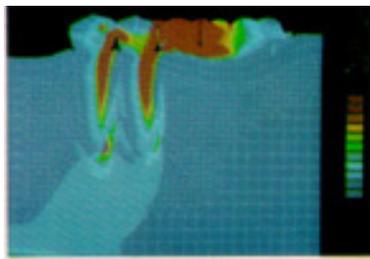


Fig. 9 Model 11

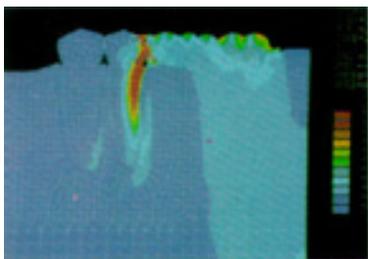


Fig. 10 Model 11

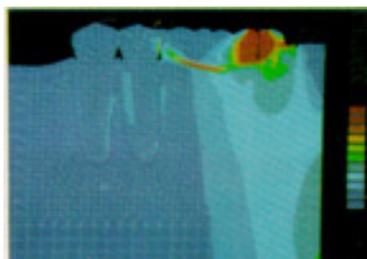


Fig. 12 Model 11



Fig. 14 Model 11

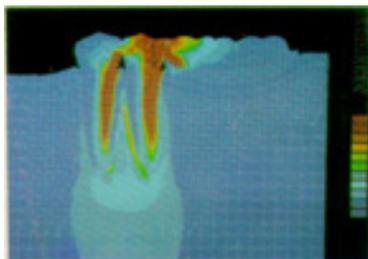


Fig. 11 Model 11

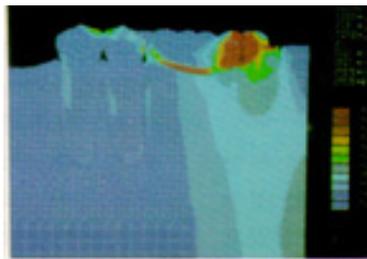


Fig. 13 Model 11

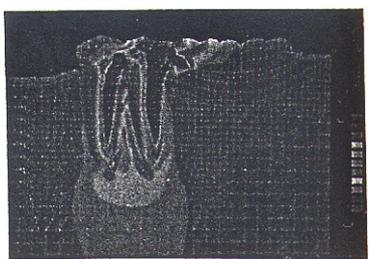


Fig. 15 Model 11

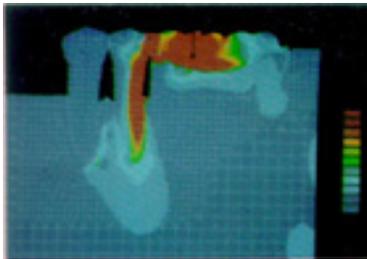
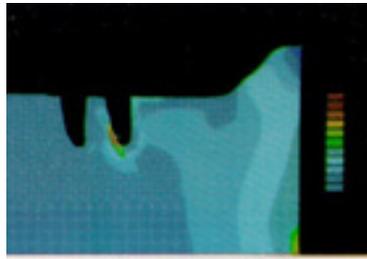


Fig. 16 Model 22



18Fig. Model 22

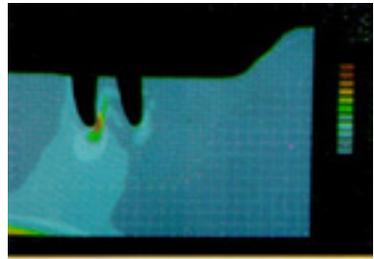


Fig. 20 Model 22

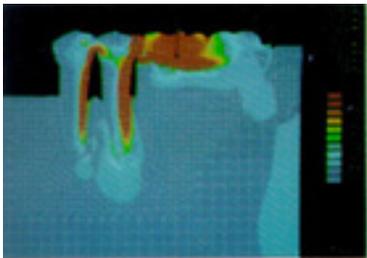


Fig. 17 Model 22

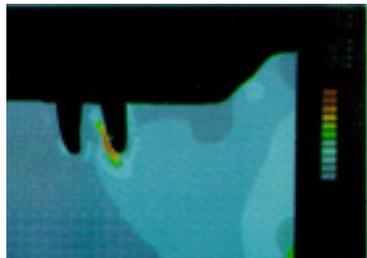


Fig. 18 Model 22

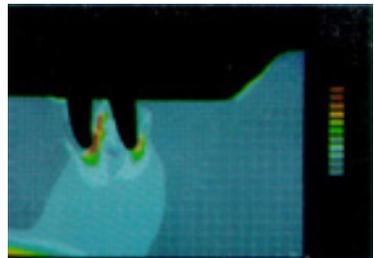


Fig. 21 Model 22

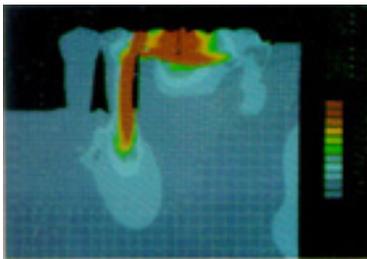


Fig. 22 Model 33

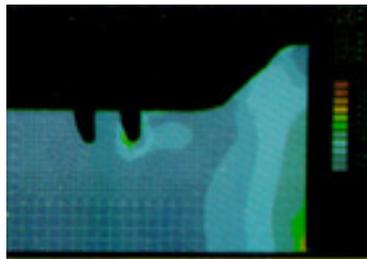


Fig. 24 Model 33

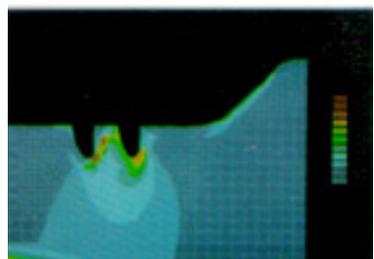


Fig. 26 Model 33

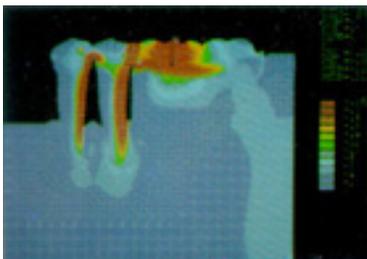


Fig. 23 Model 33



Fig. 25 Model 33



Fig. 27 Model 33

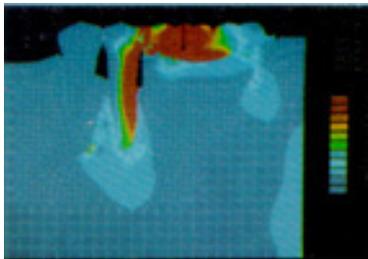


Fig. 28 Model 12

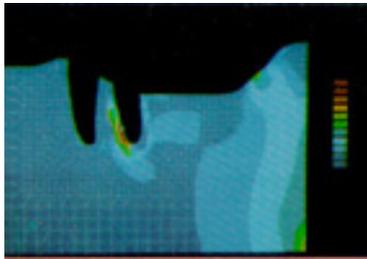


Fig. 30 Model 12

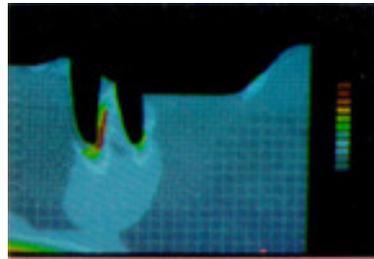


Fig. 32 Model 12

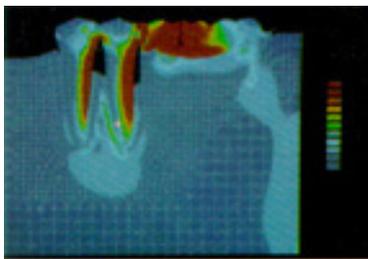


Fig. 29 Model 12

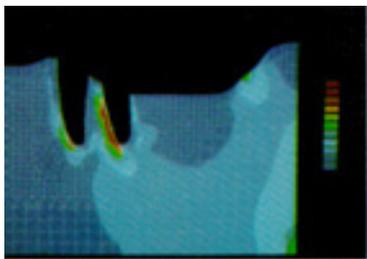


Fig. 31 Model 12

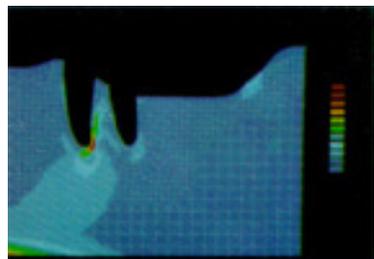


Fig. 33 Model 12

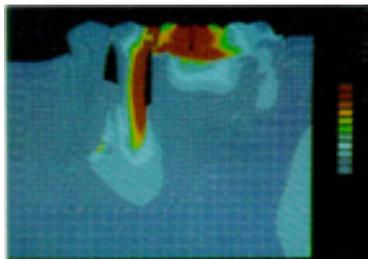


Fig. 34 Model 13

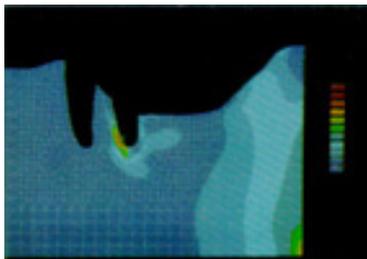


Fig. 36 Model 13

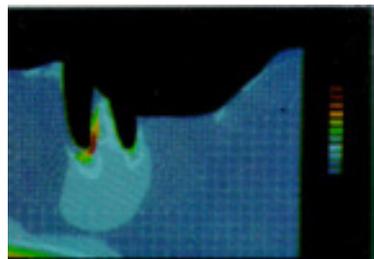


Fig. 38 Model 13

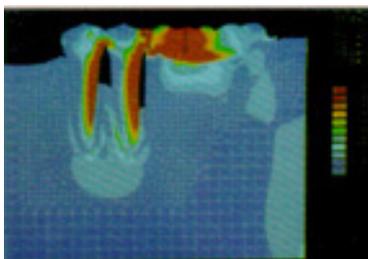


Fig. 35 Model 13

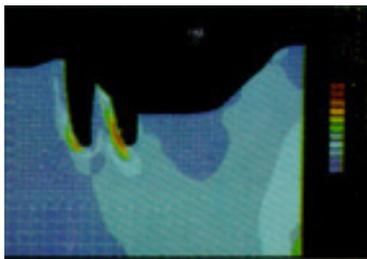


Fig. 37 Model 13

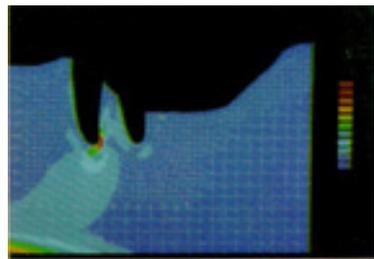


Fig. 39 Model 13

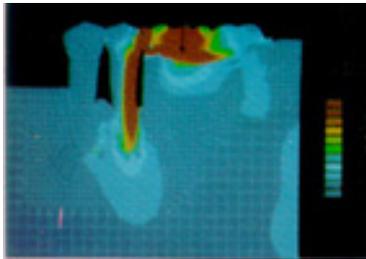


Fig. 40 Model 23

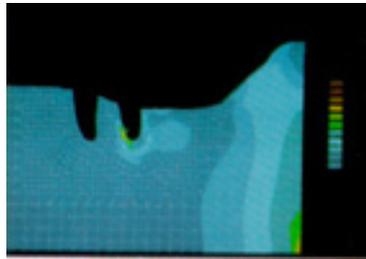


Fig. 42 Model 23

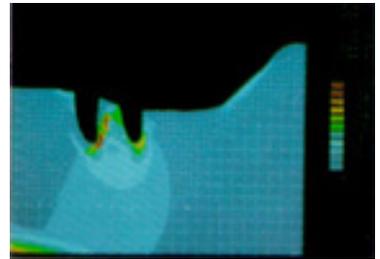


Fig. 44 Model 23

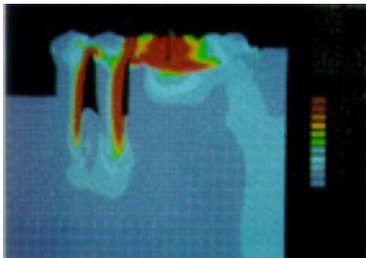
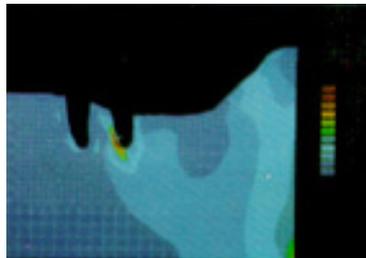


Fig. 41 Model 23



43Fig. Model 23

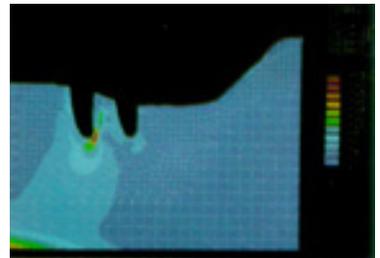


Fig. 45 Model 23

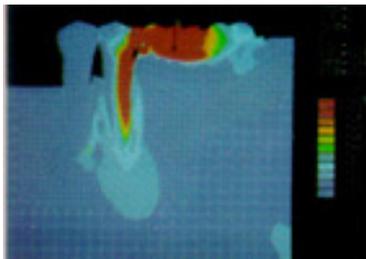


Fig. 46 Model 21

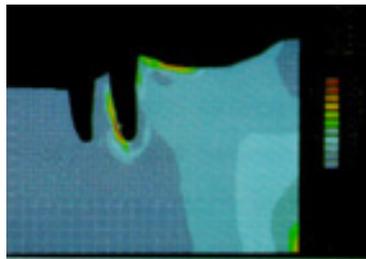


Fig. 48 Model 21

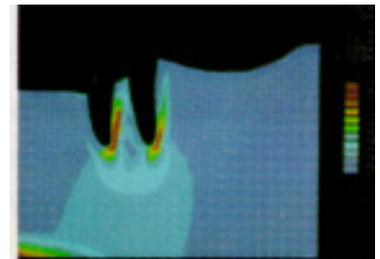


Fig. 50 Model 21

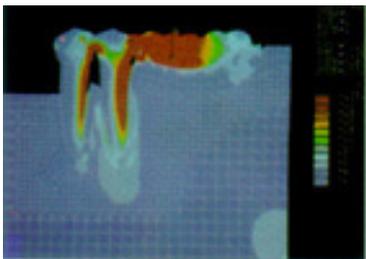


Fig. 47 Model 21



Fig. 49 Model 21

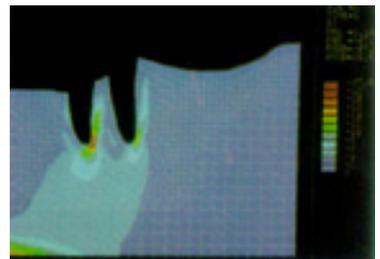


Fig. 51 Model 21

## Explanation for photograph

- Fig. 4. Model 11 : Vertical load on 1st molar.
- Fig. 5. Model 11 : Vertical load on 1st molar(abutment splinting).
- Fig. 6. Model 11 : Distally directed load on 1st molar.
- Fig. 7. Model 11 : Distally directed load on 1st molar(abutment splinting).
- Fig. 8. Model 11 : Mesially directed load on 1st molar.
- Fig. 9. Model 11 : Mesially directed load on 1st molar(abutment splinting).
- Fig. 10. Model 11 : Broadly distributed load.
- Fig. 11. Model 11 : Broadly distributed load(abutment splinting).
- Fig. 12. Model 11 : Vertical load on 2nd molar.
- Fig. 13. Model 11 : Vertical load on 2nd molar(abutment splinting).
- Fig. 14. Model 11 : Vertical load on occlusal rest.
- Fig. 15. Model 11 : Vertical load on occlusal rest(abutment splinting).
- Fig. 16. Model 22 : Vertical load on 1st molar.
- Fig. 17. Model 22 : Vertical load on 1st molar(abutment splinting).
- Fig. 18. Model 22 : Distally directed load on 1st molar.
- Fig. 19. Model 22 : Distally directed load on 1st molar(abutment splinting).
- Fig. 20. Model 22 : Mesially directed load on 1st molar.
- Fig. 21. Model 22 : Mesially directed load on 1st molar(abutment splinting).
- Fig. 22. Model 33 : Vertical load on 1st molar.
- Fig. 23. Model 33 : Vertical load on 1st molar(abutment splinting).
- Fig. 24. Model 33 : Distally directed load on 1st molar
- Fig. 25. Model 33 : Distally directed load on 1st molar(abutment splinting).
- Fig. 26. Model 33 : Mesially directed load on 1st molar.
- Fig. 27. Model 33 : Mesially directed load on 1st molar(abutment splinting).
- Fig. 28. Model 12 : Vertical load on 1st molar.
- Fig. 29. Model 12 : Vertical load on 1st molar(abutment splinting).
- Fig. 30. Model 12 : Distally directed load on 1st molar.
- Fig. 31. Model 12 : Distally directed load on 1st molar(abutment splinting).
- Fig. 32. Model 12 : Mesially directed load on 1st molar.

- Fig. 33. Model 12 : Mesially directed load on 1st molar(abutment splinting).
- Fig. 34. Model 13 : Vertical load on 1st molar.
- Fig. 35. Model 13 : Vertical load on 1st molar.(abutment splinting).
- Fig. 36. Model 13 : Distally directed load on 1st molar.
- Fig. 37. Model 13 : Distally directed load on 1st molar.(abutment splinting).
- Fig. 38. Model 13 : Mesially directed load on 1st molar.
- Fig. 39. Model 13 : Mesially directed load on 1st molar(abutment splinting).
- Fig. 40. Model 23 : Vertical load on 1st molar.
- Fig. 41. Model 23 : Vertical load on 1st molar(abutment splinting).
- Fig. 42. Model 23 : Distally directed load on 1st molar
- Fig. 43. Model 23 : Distally directed load on 1st molar(abutment splinting).
- Fig. 44. Model 23 : Mesially directed load on 1st molar
- Fig. 45. Model 23 : Mesially directed load on 1st molar(abutment splinting).
- Fig. 46. Model 21 : Vertical load on on 1st molar.
- Fig. 47. Model 21 : Vertical load 1st molar(abutment splinting).
- Fig. 48. Model 21 : Distally directed load on 1st molar.
- Fig. 49. Model 21 : Distally directed load on 1st molar(abutment splinting).
- Fig. 50. Model 21 : Mesially directed load on 1st molar
- Fig. 51. Model 21 : Mesially directed load on 1st molar(abutment splinting).

### (3) 골 소실 상태에 따른 최소주응력의 변화 비교

① Model 22 : 제1, 2소구치에 각각 1/2정도 수평적으로 골 소실이 있는 경우에 수직하중을 가한 경우, 골 높이가 정상일 때보다 잔존치 조제에 응력이 상당히 증가되었으나 제2소구치 치근단부위에는 응력이 약간만 증가되어 골 소실이 일어나서 생기는 지대치 지지의 감소를 잔존치조제가 보상해주는 것을 알 수 있었다. 지대치 치근단의 근원심부에는 별로 응력이 증가되지 않았는데 이는 골 소실이 진행되면서 지대치의 회전중심이 아래로 이동하여 교합면 레스트를 통한 교합력이 지대치를 회전시키는 방향보다는 지대치 장축에 수직방향에 더 가깝게 작용하기 때문인 것 같다. 골 높이가 정상일 때 splinting을 하면 응력이 근심으로 이동만 했던 것에 비해, 골 소실이 있는 경우 splinting을 하면 제2소구치 치근단부위에 전반적인 응력의 감소를 보여 더욱 효과적이었다(Fig. 16, 17).

후방 경사하중을 가한 경우 잔존치조제가 대부분의 후방 경사력을 지지해 주어서 지대치의 원심 치조정부와 치근단 근심부에 응력집중이 골 높이가 정상적인 경우와 비슷한 수준에 그쳤다. Splinting을 하면 잔존치조제를 통하여 전달되던 응력의 일부가 지대치를 통하여 전달되면서 지대치 치근단 근심부에 응력이 증가되었으며 원심 치조정부의 응력은 치근단부로 이동되어 감소하였다.(Fig. 18, 19).

전방 경사하중을 가한 경우는 대부분의 응력이 지대치를 통하여 전달되면서 제1, 2소구치의 치근단 원심부에 응력이 집중되었으며 특히 제2소구치 근심에 집중된 응력이 제1소구치의 원심에서 겹쳐지면서 큰 응력이 제1소구치의 원심에서 겹쳐지면서 큰 응력이 집중되었다. 그러나 splinting을 하면 제1, 2소구치 모두에서 전반적인 응력감소가 두드러졌다(Fig. 20, 21).

② Model 33 : 제1, 2소구치에 1/3까지 더욱 더 골 소실이 진행된 경우 수직하중을 가해보면, 1/2정도로 골 소실된 경우보다 치근단부위에 응력이 더 집중되었으나 splinting시에는 더욱더 효과적으로 이러한 응력집중을 해소하여 정상적 골수준시에 보였던 정도로

개선된 응력수준을 나타냈다(Fig. 22, 23).

후방 경사하중시는 잔존치조제에 좀 더 많은 응력이 집중되었고 치주조직에는 1/2 골흡수시 보다 오히려 적은 양의 응력을 보여 후방 경사력은 골 흡수가 진행될 수록 잔존치조제를 통해 더 많이 전달됨을 알 수 있다. Splinting시는 잔존치조제에 응력이 조금 감소하면서 전반적으로 지대치주위의 치주조직에 응력이 약간 증가하였다(Fig. 24, 25).

전방 경사하중시는 제2소구치에 전반적으로 증가된 응력의 집중현상을 보였으나 splinting시에 응력이 현격히 감소되었다(Fig. 26, 27).

이상에서 정리해보면 수평적 골 흡수가 진행될 수록 수직하중에 대해 치근단부위에 응력증가가 있었고 전방 경사하중에 대해 치근단 원심부에 응력의 집중이 있었으나 splinting시에 응력이 현저히 감소하여 정상화되었으며, 후방 경사하중시는 골흡수가 진행될 수록 근심으로 경사진 잔존치조제가 지대치 대신에 측방력을 막아주어서 치주조직에는 큰 응력이 집중되지 않았으나 splinting시 지대치의 원심경사를 수직적 변위로 바꾸어 주면서 오히려 잔존치조제로 전달되던 응력이 지대치쪽으로 분산되어 지대치 치주조직에 약간 응력이 증가하였다.

③ Model 12 : 제2소구치에만 1/2정도의 골소실이 있어 골 높이가 원심으로 경사지는 경우 수직하중을 가해보면 1/2수준의 수평적 골 소실이 있는 경우(model 22)와 비슷한 응력을 보였다. 마찬가지로 splinting을 한 경우도 비슷하게 개선된 응력감소를 보였으나 수평적 골소실 때보다 치근단 근심부에 응력이 좀더 집중되었다(Fig. 28, 29).

후방 경사하중시도 수평적 골 소실 때와 비슷한 분포를 보여 잔존치조제에의한 측방력의 지지효과가 좋았으나 splinting시에는 원심치조 정의 응력이 치근단으로 이동되면서 치근단 근심부와 치근단에 많은 응력이 집중되어 오히려 불리한 상황을 보였다(Fig. 30, 31).

전방 경사하중시는 제1소구치의 치근단 원심부에 특히 큰 응력이 집중되었으나 splinting시 크게 개선되었다(Fig. 32, 33).

④ Model 13 : 제2소구치의 골 소실이 1/3수준까지 진행된 경우에도 마찬가지로 수직하중시와 전방경사하중시의 splinting은 효과적이었으나 후방경사하중시는 splinting시 1/2골수 준때보다 치근단 근심부에 더욱 더 응력이 증가되어 오히려 불리한 상황을 보였다(Fig. 34, 35, 36, 37, 38, 39).

⑤ Model 23 : 제1소구치에도 1/2정도의 골 소실이 있고 제2소구치에도 1/3높이까지 골 소실이 진행된 경우 수직하중시(Fig. 40, 41)와 전방 경사하중시(Fig. 42, 43.)는 1/3높이의 수평골 소실시와 비슷한 응력을 보였으며 splinting을 했을 때도 마찬가지로 개선된 응력을 보였다. 후방 경사하중시(Fig. 44, 45)에 splinting을 하면 치근단 근심부에 응력이 집중하던 현상은 조금 감소되는 것으로 보아 후방 경사 하중시에 나타나는 splinting의 역효과는 골 높이의 후방 경사가 클수록 심해지는 것 같다.

이상에서 종합해보면 후방으로 경사지게 골 흡수가 진행된 경우 수직방향의 하중과 전방 경사하중에 대해서는 수평 골 흡수시와 마찬가지로 splinting이 효과적으로 응력을 감소시켰으나 후방 경사하중시는 splinting시 오히려 잔존치조제로 전달될 응력을 지대치가 과잉으로 분담하면서 지대치주의 특히 치근단 근심부에 응력이 크게 집중되는 역효과를 보였으며 이것은 골 높이의 후방 경사가 클수록 심해졌다.

⑥ Model 21 : 제1소구치에서만 1/2정도의 골 흡수를 보이는 경우 골 높이는 전방으로 경사지게 된다. 이때 수직하중을 가하면 정상적 골 높이 때와 비슷한 분포를 보이며 마찬가지로 splinting시도 응력의 근심 이동 효과를 보였다(Fig. 46, 47).

후방 경사하중시는 제2소구치 원심 치조정과 잔존치조제의 응력이 모여서 커다란 응력의 집중 현상을 보여 이러한 전방으로 경사진 골 소실 형태는 후방 경사력에 불리하며 특히 원심 치조정부위에 골 흡수가 일어날 것을 예견할 수 있었다. Splinting을 해주면 이러한 원심 치조정부위의 응력집중이 해소되었으나 그래도 정상적 응력수준과는 차이가 있어 효과가 부족한 감을 보였다(Fig. 48, 49).

전방 경사하중시는 제1소구치의 치근단 원심부에

이어서 제2소구치의 원심부에도 많은 응력이 집중되었으나 splinting을 해주면 전반적인 응력의 감소를 보였다(Fig. 50, 51).

따라서 전방으로 경사지게 골 흡수가 진행된 경우 splinting이 수직방향의 하중과 후방 및 전방 경사하중시에 응력의 감소와 분산에 모두 도움을 주었으나 그래도 후방 경사하중이 의치에 작용되지 않도록 설계해주는 것이 안전할 것 같다.

#### (4) 최후방지대치의 변위

변위는 하중의 방향과 밀접한 관계를 가진다. 먼저 수직하중시에 살펴보면 정상적 골 높이에서 주로 수직적 변위(0.047mm)를 보이면서 약간의 원심경사(0.014mm)가 있었으나 splinting을 해주면 치근단부위에서의 수직변위가 0.022mm로 감소하였으며 지대치의 원심경사는 거의 비슷하였다. 골 소실이 진행되어도 수직 변위는 더 증가하지 않았고 원심경사양도 거의 비슷하거나 약간 증가하는데 그쳤으며 splinting을 해주면 수직적 변위는 어느 정도 감소(0.008-0.014mm 감소)를 보인 반면 지대치의 해부학적 치관의 치경부에서 측정된 원심경사의 양은 splinting시 오히려 증가(0.004-0.016mm증가)하였다. 그러나 골 흡수된 치조정부위 즉 임상적 치관의 치경부에서 측정된 원심경사의 양은 splinting전후에 별 차이가 없어서, 원심치조정부위의 골 흡수에 중요한 영향을 끼치는 실제 치주조직 내에서의 치아의 원심 경사양은 splinting 전후에 큰 차이를 보이지 않았다(Fig. 52, 53, 54).

후방 경사하중시에는 수직적 변위(0.041mm)는 수직하중시와 비슷했으나 원심경사(0.070mm)는 상당히 증가되었는데 splinting을 해주면 수직적 변위는 0.031mm로 어느 정도 감소하였고 원심경사는 0.011mm로 크게 감소하였다. 골 흡수가 진행되면서 수직변위는 비슷하게 유지되거나 오히려 약간 감소하였으며 해부학적 치경부에서의 원심경사는 골 높이가 줄어들면서 조금씩 증가하였으나 실제 치조정 부위에서의 원심경사는 작은 변위량(0.027mm이하)을 보였다. 골 흡수 시에 splinting을 해주면 수직적 변위는 비슷하거나 조금 증가(0.001-0.007mm증가)하였고 해부학적 치경부에

서 측정된 원심경사의 양은 감소(0.018-0.025mm감소) 하였으며 실제 치조정부위의 임상적 치경부에서 측정된 원심경사의 양도 splinting후에 거의 비슷하거나 약간 감소(0.001-0.005mm감소)하였다(Fig. 55, 56, 57).

전방 경사하중시는 수직하중시와 비슷한 수직변위(0.053mm)와 약간 증가된 근심경사(0.032mm)를 보이는데 splinting을 해주면 모든 골 높이에서 수직적 변위의 큰 감소(0.014-0.035mm)와 근심경사의 감소를 보였다(Fig. 58, 59, 60).

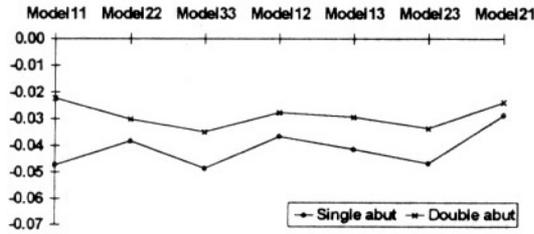


Fig. 52. Vertical displacement of root apex on vertical load.

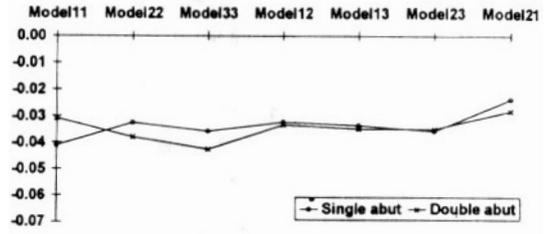


Fig. 55. Vertical displacement of root apex on distally directed load.

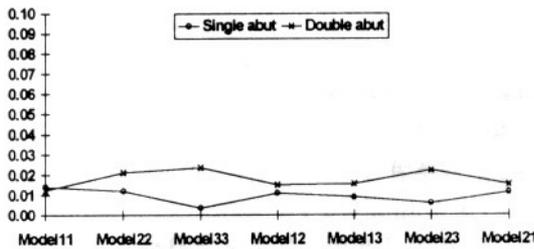


Fig. 53. Horizontal displacement of distal cervix on vertical load.

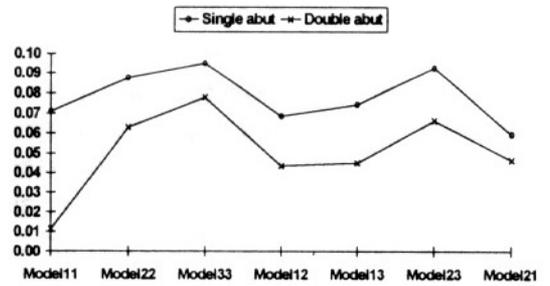


Fig. 56. Horizontal displacement of distal cervix on distally directed load.

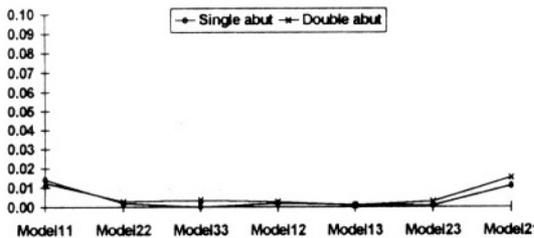


Fig. 54. Horizontal displacement of clinical distal cervix on vertical load.

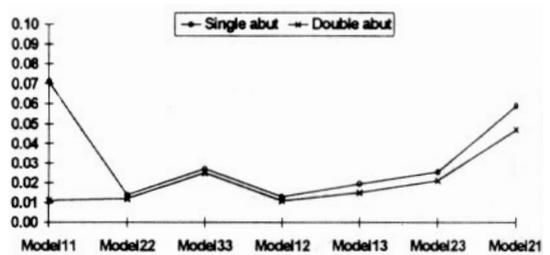


Fig. 57. Horizontal displacement of clinical distal cervix on distally directed load.

각 하중조건에서 부위별로 계측된 최후방 지대치의 자세한 수직변위와 수평변위는 표 3, 4, 5에서 보여주고 있다.

이상에서 정리해 보면 골 높이가 정상인 경우에는 splinting을 해주면 수직하중시는 수직변위를 감소시

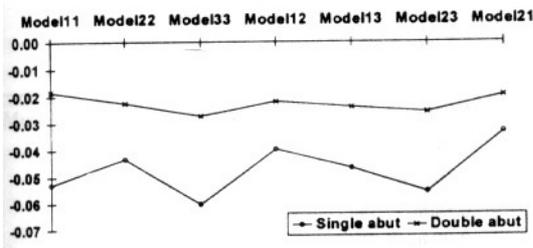


Fig. 58. Vertical displacement of root apex on mesially directed load.

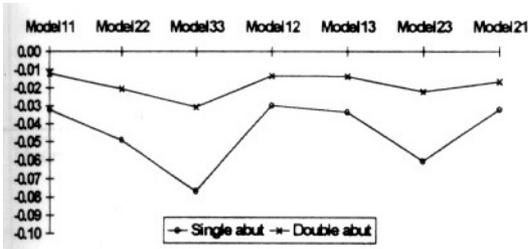


Fig. 59. Horizontal displacement of distal cervix on mesially directed load.

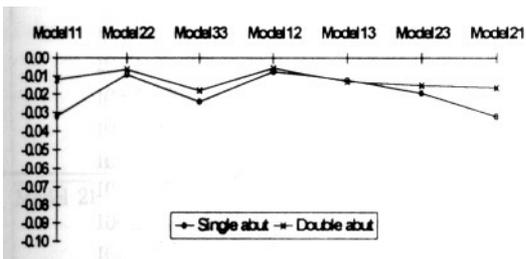


Fig. 60. Horizontal displacement of clinical distal cervix on mesially directed load.

키고 후방이나 전방으로 경사진 힘이 가해질 때는 원심이나 근심경사를 막아준다. 그러나 골 소실이 진행되면서 splinting을 해주면 전방경사 하중을 가한 경우는 수직변위와 수평변위를 모두 감소시켰으나, 수직하중을 가한 경우는 수직변위의 감소와 함께 원심경사가 증가되었고, 후방경사하중을 가한 경우는 원심경사의 감소와 함께 수직변위가 조금 증가하였다. 그러나 골의 높이가 감소하면서 낮아진 실제 치조골부위에서의 지대치 원심변위량은 이미 줄어들어 있기 때문에 splinting을 해주어도 원심변위량의 실제적인 변화는 적었다.

따라서 정상적 골 높이 때에는 splinting이 수직력과 수평력에 대한 지대치의 모든 운동을 감소시켜주는데 효과적이거나, 골 소실이 진행되면 지대치의 원심경사는 경사진 잔존치조제가 막아주므로 splinting은 지대치 수직변위의 감소에 주로 효과적이며 원심변위를 줄여주는 효과는 상대적으로 작다.

#### IV. 총괄 및 고안

구치부 결손시의 일반적인 치료방법인 후방연장 국소의치는 저작기능을 회복해 주는 것이 가장 중요한 목표이다. 국소의치는 치아와 잔존치조제에 의해 지지되는데 이때 지대치에 여러 가지 영향을 끼치게 된다. 그 중 몇가지 예를 살펴보면, Fenner<sup>(20)</sup>는 환자가 국소의치를 장착한 뒤 7개월 동안 관찰한 결과 점자 지대치의 동요도가 유발되었다고 하였으며 Goodkind<sup>(22)</sup>도 국소의치의 유도면과 파지부에 의해 지대치의 동요도가 증가되었다고 주장하였고 Bergman<sup>(22)</sup>은 국소의치의 치태침착과 치은 변연부위의 피개유무 및 교합력과 이에 따른 치주조직의 변화에 대해 언급하면서 splinting의 유용성을 강조하였다.

이러한 국소의치의 여러 가지 문제점을 극복하기 위한 이상적인 국소의치 제작법에 대해 많은 주장이 있었는데 Steffel<sup>(23)</sup>은 보철물에 가해지는 외력을 가능한 많은 조직에 분산시켜야 하며 이를 위하여 기능인상의 채득과 완압장치의 사용을 권장하였다.

Table 3. Vertical and horizontal displacements of single and double RPD abutments on vertical load

	Single abut(x direction)	Single abut(y direction)	Double abut(x direction)	Double abut(y direction)
Model 11 A	-0.38092E-02	-0.47351E-01	-0.23159E-02	-0.22240E-01
M3	-0.52091E-03	-0.48694E-01	0.63842E-03	-0.20709E-01
D3	-0.36851E-03	-0.48853E-01	0.74086E-03	-0.23424E-01
M2	0.24263E-02	-0.44349E-01	0.31566E-02	-0.19600E-01
D2	0.20222E-02	-0.58663E-02	0.25349E-02	-0.48555E-02
M1	0.14023E-01	-0.41433E-01	0.12374E-01	-0.17310E-01
D1	0.14156E-01	-0.54434E-01	0.12447E-01	-0.27383E-01
Model 22 A	0.29779E-03	-0.38282E-01	-0.32699E-02	-0.30145E-01
M3	0.19682E-02	-0.37690E-01	0.27189E-02	-0.27211E-01
D3	0.21179E-02	-0.39536E-01	0.28585E-02	-0.32161E-01
M2	0.38023E-02	-0.36866E-01	0.72018E-02	-0.25563E-01
D2	0.19087E-02	-0.54943E-02	0.29147E-02	-0.45159E-02
M1	0.11886E-01	-0.34864E-01	0.21034E-01	-0.22904E-01
D1	0.12040E-01	-0.44173E-01	0.21169E-01	-0.36772E-01
Model 33 A	0.24979E-02	-0.48992E-01	-0.34082E-02	-0.34922E-01
M3	0.27728E-04	-0.50054E-01	0.34265E-02	-0.31628E-01
D3	0.18178E-03	-0.49175E-01	0.36644E-02	-0.37236E-01
M2	-0.36170E-03	-0.49767E-01	0.84927E-02	-0.29882E-01
D2	-0.56895E-01	-0.63226E-01	-0.37468E-01	-0.52254E-01
M1	0.24780E-02	-0.48018E-01	0.23445E-01	-0.27067E-01
D1	0.26088E-02	-0.52893E-01	0.22687E-01	-0.41817E-01
Model 12 A	-0.82204E-04	-0.26547E-01	-0.25190E-02	-0.27561E-01
M3	0.14892E-02	-0.26899E-01	0.11445E-02	-0.25712E-01
D3	0.16296E-02	-0.37663E-01	0.12747E-02	-0.29027E-01
M2	0.23647E-02	-0.36014E-01	0.42220E-02	-0.24415E-01
D2	0.20963E-02	-0.51419E-02	0.26662E-02	-0.43171E-02
M1	0.11218E-01	-0.33060E-01	0.15025E-01	-0.21927E-01
D1	0.11268E-01	-0.42345E-01	0.15152E-01	-0.33485E-01
Model 13 A	0.55502E-03	-0.41275E-01	-0.31235E-02	-0.29346E-01
M3	0.11577E-02	-0.41096E-01	0.88024E-03	-0.27303E-01
D3	0.13003E-02	-0.42287E-01	0.99664E-03	-0.30667E-01
M2	0.24483E-02	-0.40465E-01	0.42708E-02	-0.25941E-01
D2	-0.40116E-01	-0.54694E-01	-0.26720E-01	-0.44196E-01
M1	0.88952E-02	-0.38786E-01	0.15581E-01	-0.22404E-01
D1	0.90327E-02	-0.46564E-01	0.15701E-01	-0.35331E-01
Model 23 A	0.19742E-02	-0.46714E-01	-0.29069E-02	-0.33499E-01
M3	0.74703E-03	-0.47473E-01	0.28004E-02	-0.30069E-01
D3	0.89281E-03	-0.47415E-01	0.29280E-02	-0.26092E-01
M2	0.98259E-03	-0.47102E-01	0.76021E-02	-0.28681E-01
D2	-0.54293E-01	-0.61462E-01	-0.39419E-01	-0.50888E-01
M1	0.58882E-02	-0.45234E-01	0.22080E-01	-0.25857E-01
D1	0.60035E-02	-0.52009E-01	0.22220E-01	-0.40312E-01
Model 21 A	-0.11546E-02	-0.28662E-01	-0.26238E-02	-0.23732E-01
M3	0.72729E-03	-0.27725E-01	0.12602E-02	-0.21767E-01
D3	0.85253E-03	-0.29718E-01	0.13707E-02	-0.25156E-01
M2	0.26490E-02	-0.26795E-01	0.43657E-02	-0.20499E-01
D2	0.21034E-02	-0.57182E-02	0.20614E-02	-0.48652E-02
M1	0.10860E-01	-0.24635E-01	0.14986E-01	-0.18100E-01
D1	0.10969E-01	-0.34105E-01	0.15070E-01	-0.29303E-01

Table 4. Vertical and horizontal displacements of single and double RPD abutments on distally directed load

	Single abut(x direction)	Single abut(y direction)	Double abut(x direction)	Double abut(y direction)
Model 11 A	-0.14937E-01	-0.41126E-01	-0.99998E-03	-0.30877E-01
M3	0.10167E-01	-0.28625E-01	0.13494E-02	-0.29821E-01
D3	0.10354E-01	-0.47547E-01	0.13719E-02	-0.31906E-01
M2	0.26662E-01	-0.23304E-01	0.33256E-02	-0.28944E-01
D2	0.15036E-01	-0.34983E-02	0.10173E-02	-0.59944E-02
M1	0.70399E-01	-0.16068E-01	0.11283E-01	-0.27291E-01
D1	0.70714E-01	-0.56403E-01	0.11469E-01	-0.35890E-01
Model 22 A	-0.10775E-01	-0.32481E-01	-0.17037E-02	-0.37910E-01
M3	0.19668E-01	-0.17543E-01	0.18328E-01	-0.28068E-01
D3	0.19756E-01	-0.40095E-01	0.18496E-01	-0.43100E-01
M2	0.39170E-01	-0.11600E-01	0.31196E-01	-0.24570E-01
D2	0.14319E-01	-0.34401E-02	0.12139E-01	-0.50720E-02
M1	0.87174E-01	-0.55994E-02	0.63995E-01	-0.20961E-01
D1	0.87530E-01	-0.47299E-01	0.62968E-01	-0.48285E-01
Model 33 A	-0.70742E-02	-0.35966E-01	-0.13291E-02	-0.42615E-01
M3	0.26709E-01	-0.19665E-01	0.24919E-01	-0.30319E-01
D3	0.26850E-01	-0.43799E-01	0.25054E-01	-0.49110E-01
M2	0.47436E-01	-0.13969E-01	0.40993E-01	-0.26138E-01
D2	0.37930E-01	-0.60767E-01	0.17193E-01	-0.63966E-01
M1	0.94708E-01	-0.89351E-02	0.77596E-01	-0.22454E-01
D1	0.95040E-01	-0.49231E-01	0.77877E-01	-0.52673E-01
Model 12 A	-0.65378E-02	-0.32163E-01	0.15163E-02	-0.32259E-01
M3	0.15846E-01	-0.21105E-01	0.13837E-01	-0.27303E-01
D3	0.16022E-01	-0.37990E-01	0.13974E-01	-0.39633E-01
M2	0.30668E-01	-0.16453E-01	0.22017E-01	-0.24761E-01
D2	0.13370E-01	-0.36367E-02	0.10963E-01	-0.50680E-02
M1	0.68259E-01	-0.11380E-01	0.43435E-01	-0.21851E-01
D1	0.68664E-01	-0.44671E-01	0.43549E-01	-0.41293E-01
Model 13 A	-0.58342E-02	-0.33518E-01	0.16624E-02	-0.34822E-01
M3	0.19361E-01	-0.21292E-01	0.14845E-01	-0.28546E-01
D3	0.19518E-01	-0.39888E-01	0.14963E-01	-0.38427E-01
M2	0.35415E-01	-0.16621E-01	0.23434E-01	-0.26036E-01
D2	0.26099E-01	-0.55295E-01	-0.12931E-01	-0.60896E-01
M1	0.74048E-01	-0.11957E-01	0.44996E-01	-0.23232E-01
D1	0.74334E-01	-0.45504E-01	0.45150E-01	-0.43544E-01
Model 23 A	-0.75833E-02	-0.35481E-01	-0.65788E-03	-0.41292E-01
M3	0.25205E-01	-0.19757E-01	0.20952E-01	-0.31111E-01
D3	0.25372E-01	-0.43456E-01	0.21098E-01	-0.46811E-01
M2	0.45565E-01	-0.14200E-01	0.34466E-01	-0.27473E-01
D2	0.35832E-01	-0.60528E-01	0.31163E-02	-0.61600E-01
M1	0.92346E-01	-0.90328E-02	0.66174E-01	-0.23951E-01
D1	0.92579E-01	-0.49039E-01	0.66438E-01	-0.51430E-01
Model 21 A	-0.76292E-02	-0.23571E-01	-0.19096E-03	-0.27932E-01
M3	0.11003E-01	-0.14069E-01	0.13393E-01	-0.21293E-01
D3	0.11171E-01	-0.28863E-01	0.13525E-01	-0.31578E-01
M2	0.23710E-01	-0.96141E-02	0.22374E-01	-0.18405E-01
D2	0.15884E-01	-0.28304E-02	0.14300E-01	-0.43120E-02
M1	0.59063E-01	-0.35447E-02	0.46443E-01	-0.14912E-01
D1	0.59351E-01	-0.36301E-01	0.46589E-01	-0.39663E-01

Table 5. Vertical and horizontal displacements of single and double RPD abutments on mesially directed load

	Single abut(x direction)	Single abut(y direction)	Double abut(x direction)	Double abut(y direction)
Model 11 A	0.22773E-02	-0.53023E-01	-0.63806E-02	-0.18314E-01
M3	-0.11661E-01	-0.56867E-01	-0.10305E-01	-0.30090E-01
D3	-0.11523E-01	-0.50710E-01	-0.10305E-01	-0.17919E-01
M2	-0.19164E-01	-0.61600E-01	-0.12045E-01	-0.30089E-01
D2	-0.97305E-02	-0.74960E-02	-0.73815E-02	-0.49870E-02
M1	-0.33075E-01	-0.61659E-01	-0.12084E-01	-0.18403E-01
D1	-0.33067E-01	-0.54162E-01	-0.12067E-01	-0.21387E-01
Model 22 A	0.70016E-02	-0.43362E-01	-0.46297E-02	-0.22379E-01
M3	-0.14065E-01	-0.53804E-01	-0.12861E-01	-0.26113E-01
D3	-0.12803E-01	-0.39357E-01	-0.12770E-01	-0.21221E-01
M2	-0.26140E-01	-0.56947E-01	-0.16793E-01	-0.26593E-01
D2	-0.91414E-02	-0.67006E-02	-0.63091E-02	-0.36695E-02
M1	-0.49067E-01	-0.57953E-01	-0.30649E-01	-0.34846E-01
D1	-0.49071E-01	-0.42348E-01	-0.30632E-01	-0.25257E-01
Model 33 A	0.97461E-02	-0.60169E-01	-0.54574E-02	-0.27236E-01
M3	-0.24306E-01	-0.76741E-01	-0.18048E-01	-0.32935E-01
D3	-0.24133E-01	-0.54013E-01	-0.17936E-01	-0.25369E-01
M2	-0.43045E-01	-0.81042E-01	-0.34008E-01	-0.33624E-01
D2	-0.13843	-0.69637E-01	-0.92146E-01	-0.40743E-01
M1	-0.76834E-01	-0.62300E-01	-0.30703E-01	-0.31707E-01
D1	-0.76877E-01	-0.58211E-01	-0.30704E-01	-0.30057E-01
Model 12 A	0.14448E-02	-0.39609E-01	-0.65550E-02	-0.21896E-01
M3	-0.11288E-01	-0.46095E-01	-0.11548E-01	-0.24122E-01
D3	-0.11128E-01	-0.37661E-01	-0.11434E-01	-0.21425E-01
M2	-0.18222E-01	-0.47716E-01	-0.13572E-01	-0.24071E-01
D2	-0.75375E-02	-0.56683E-02	-0.56295E-02	-0.35664E-02
M1	-0.29860E-01	-0.47709E-01	-0.13375E-01	-0.22905E-01
D1	-0.29802E-01	-0.41163E-01	-0.13340E-01	-0.25981E-01
Model 13 A	0.90947E-03	-0.46747E-01	-0.79306E-02	-0.23873E-01
M3	-0.13628E-01	-0.53918E-01	-0.13085E-01	-0.26063E-01
D3	-0.13475E-01	-0.44555E-01	-0.12972E-01	-0.23510E-01
M2	-0.21236E-01	-0.56621E-01	-0.14892E-01	-0.25848E-01
D2	-0.76701E-01	-0.56221E-01	-0.60497E-01	-0.37499E-01
M1	-0.33552E-01	-0.56443E-01	-0.13792E-01	-0.23576E-01
D1	-0.33504E-01	-0.48537E-01	-0.13756E-01	-0.28021E-01
Model 23 A	0.69106E-02	-0.55536E-01	-0.65237E-02	-0.25685E-01
M3	-0.19632E-01	-0.68544E-01	-0.15352E-01	-0.29625E-01
D3	-0.19608E-01	-0.50875E-01	-0.15342E-01	-0.24572E-01
M2	-0.34293E-01	-0.71958E-01	-0.19352E-01	-0.29888E-01
D2	-0.11844	-0.63199E-01	-0.81300E-01	-0.40173E-01
M1	-0.60047E-01	-0.72574E-01	-0.23014E-01	-0.27762E-01
D1	-0.60066E-01	-0.56000E-01	-0.21908E-01	-0.29173E-01
Model 21 A	0.28525E-02	-0.33341E-01	-0.50545E-02	-0.19533E-01
M3	-0.98982E-02	-0.39726E-01	-0.10875E-01	-0.22342E-01
D3	-0.97981E-02	-0.30925E-01	-0.10786E-01	-0.18730E-01
M2	-0.17365E-01	-0.41760E-01	-0.13668E-01	-0.22500E-01
D2	-0.10853E-01	-0.80445E-02	-0.81951E-02	-0.54160E-02
M1	-0.31987E-01	-0.42780E-01	-0.16482E-01	-0.21290E-01
D1	-0.31952E-01	-0.32725E-01	-0.16459E-01	-0.21940E-01

Hindel<sup>(24)</sup>은 국소 의치에 의한 저작압은 환자의 개개인의 근육의 힘과 인공치의 수 및 크기 등에 의해 결정되어지는데 이러한 힘은 기능인상을 통해 치조제와 지대치에 골고루 분산되어야 하며 치조제 혼자서 담당해서는 안된다고 하였다. Bickley<sup>(25)</sup>는 응력의 분산을 위해서 견고한 주연결장치와 국소의치의 낮은 회전중심 및 의치상의 연장과 splinting을 제시하였으며, Shoget<sup>(26)</sup>는 응력을 치아와 치조점막으로 적절히 분배하기 위해서는 치아와 점막의 상태, 인상채득법, 의치의 디자인, 점막과 많은 치아를 통한 응력분산을 고려해야 한다고 주장하였다. 따라서 종합해 보면 교합력은 치아와 치조점막 지지정도에 따라 적절히 나누어 분산되어야 한다.

Lytle<sup>(27)</sup>은 치조점막이 적게 변형될 수록 유리하기 때문에 교합면 레스트를 사용하여 지대치로 응력이 분산되게 할 것과 의치상을 최대한 연장할 것을 강조하였으며, Leupold<sup>(28)</sup>는 이를 위하여 altered cast방법을 제시하였다. Applegate<sup>(29)</sup>는 후방연장 국소의치가 치아지지 국소의치와는 달리 치주인대를 통한 치조골 뿐만 아니라 치조점막을 통한 잔존치조제의 골 소직도 지지되는데, 특히 이 중에서 치주인대에는 고유수용체(proprioception)가 있어 이를 통한 응력의 전달이 더 자연스럽고 유리하며 추가된 하중에 대해서는 index area로 반응을 보여 이것을 지대치의 splinting과 교합면의 크기를 줄여주어서 조절할 수 있다고 하였다. 그러나 이러한 지대치 치주인대에 미치는 압축응력과 변위가 너무 커지면 치주인대의 혈액공급이 감소하고 치주인대가 초자질화(hyalinization)되어 인접한 골의 흡수가 일어난다(30). 따라서 치주인대의 공간이 커지게 되고 치아의 동요도가 증가하게 되어 저작기능에 장애가 오거나 불편함을 느끼게 된다.

Frechette<sup>(31)</sup>는 이와 같은 지대치 동요를 일으키는 데 중요한 치주조직의 응력에 영향을 줄 수 있는 요소로서 유지장치의 모양과 견고성, 의치상의 연장정도, 교합면레스트의 수와 위치등을 제작하였는데, 이 중에서 유지장치와 레스트에 대해서는 많은 의견이 있었다.

Kotowicz<sup>(32)</sup>는 후방연장 국소의치의 최후방지대치 협측에 wrought wire를 이용한 combination clasp를 사용하면 응력이 분산된다고 하였으며 Applegate<sup>(33)</sup>도 bar clasp는 치아에 곱힘력을 주므로 combination clasp를 사용할 것을 권장하였으나, 이에 대하여 Clayton과 Jaslow<sup>(34)</sup>는 치아에서 clasp의 힘을 측정한 결과 wrought wire가 보통 때에도 지대치에 힘을 가하고 있어 좋지 않다고 하였다. Kratochvil<sup>(35)</sup>은 근심에 레스트를 가지는 RPI clasp의 장점을 설명하였고 John<sup>(36)</sup>도 구강 내에서 지대치의 운동을 비교한 결과 근심레스트와 I bar에서 원심레스트나 환상형 clasp보다 작은 운동량을 보였다고 하였다. 이외에도 여러 의견들<sup>(37)</sup>이 있었으며 특히 Browning<sup>(38)</sup>은 clasp 사용시 지대치의 운동은 증가하였으나 그 종류에 따른 차이는 없었고 운동방향이나 수직적 운동량은 비슷하였다고 하였고 Cecconi<sup>(39)</sup>는 유지장치의 종류나 유지장치의 유무에 관계없이 지대치의 운동방향과 양은 비슷하였고 레스트도 그 형태보다는 깊이가 지대치의 운동과 응력분포에 중요하다고 하였다.

레스트의 위치에 있어서도 많은 논란이 있는데 Kratochvil<sup>(40)</sup>은 근심레스트가 치조점막에 수직방향으로 힘을 전달하며 유도면을 받침점으로 하는 병따개 효과를 줄여줄 수 있어서 유리했다고 하였고 Thompson<sup>(41)</sup>은 원심레스트에서 치아의 원심경사와 치근의 근심경사를 보여 측방력으로 유도됨을 보여주었으며 McArthur<sup>(42)</sup>도 근심레스트에서 지대치의 운동량이 줄어들었다고 하였고 Pezzoli<sup>(43)</sup>는 광탄성 분석 실험에서도 근심레스트가 유리했다고 하였다. 그러나 이에 반하여 Ko<sup>(44)</sup>는 원심레스트시 지대치에 응력이 집중되었으나 근심레스트시는 잔존치조제에 더 응력이 집중되었다고 하였고 Cecconi<sup>(45)</sup>는 국소의치에 가해지는 힘이 주로 교합면 레스트를 통하여 전달되나 그 위치와 지대치 운동과는 관계가 없다고 하였으며 Stewart<sup>(46)</sup>는 오히려 원심레스트를 권장하기도 하였고 Maxfield<sup>(47)</sup>는 실제 환자에서 원심레스트시에 지대치에 전달되는 힘이 더 적었다고 하였다. 이처럼 유

지장치와 레스트의 위치에 대하여 논란이 많은 가운데 Donahue<sup>(48)</sup>는 하악 후방연장 국소의치의 지대치 응력에 영향을 미치는 요인을 재정리하였는데 첫째로 금속구조물과 치아의 적합도, 둘째로 의치상과 잔존치조제의 적합도, 셋째로 의치상에 가해지는 하중, 넷째로 유지장치 관련부 및 유사한 기능을 하는 부위, 다섯째로 지대치의 splinting을 들었다.

첫째요인인 금속구조물과 치아간의 적합도의 중요성에 대해서는 Kratochvil<sup>(49)</sup>의 광탄성실험에서도 입증된 것처럼 조절하지 않은 의치에서 더 많은 지대치의 tipping과 torque를 보였으며 Eick<sup>(50)</sup>도 금속구조물을 잘 맞게 조절한 경우 지대치의 운동량이 감소하고 방향도 바뀌었다고 하여 서로의견의 일치성을 보였다.

둘째 요인에 대해 Taylor<sup>(51)</sup>는 잘 적합된 의치상에서는 유지장치의 설계차이에 대한 지대치의 운동의 변화는 거의 없었으나 잔존치조제가 흡수되어 의치상이 잘 적합되지 않는 경우 유지장치의 디자인도 응력분포에 이차적인 요인으로 작용할 수 있다고 하였다. 따라서 유한요소법과 같이 의치상과 금속구조물이 정확히 적합됨을 가정하는 경우는 유지장치종류에 따른 응력 변화나 지대치변위의 차이가 거의 없을 것으로 생각되어 본 연구에서는 유지장치를 생략하였다.

셋째요인인 의치상에 가해지는 하중에 대해서 Hayashi<sup>(52)</sup>는 응력분포가 힘의 크기와는 무관하고 힘의 방향이나 치근형태 및 면적 등과 관계한다고 하였으며 이 중에서 특히 힘의 방향이 지지조직의 응력분포에 큰 영향을 끼친다고 하였다. Browning<sup>(53)</sup>도 의치상의 중심부에 하중을 가할 때보다 협측이나 설측에서 가할 때 더 큰 지대치의 운동을 야기했다고 했으며 의치상의 최후방에 힘을 가할수록 지대치를 통한 응력의 분산효과가 떨어지므로 인공치를 반드시 협설측의 중립위치(neutral zone)에 위치하고 또한 너무 후방까지 식립하지 말도록 충고하였다.

넷째로 유지장치 관련부외에 이와 유사한 기능을 하는 부위로는 지지를 담당하는 의치상과 간접유지장치, 안정에 기여하는 유도면과 부연결장치 및 의치상, 유

지에 관여하는 유도면과 부연결장치 및 의치상들로서 이들 모두 지대치의 응력분포에 영향을 줄 수 있다.

마지막으로 지대치를 splinting했을 때의 응력의 변화나 변위 및 운동량에 관한 연구는 상당히 많다. 광탄성을 이용한 연구로서 Kratochvil<sup>(54)</sup>은 여퍼 가지 정밀부착형 유지장치를 사용한 후방연장 국소의치를 장착시에 지대치를 splinting할 경우 큰 응력의 감소를 보였다고 하였으며 제2대구치에 하중을 가한 것보다 제1대구치에 하중을 가한 경우에 더 치아에 응력이 집중되었다고 하였고, Glickman<sup>(55)</sup>은 splinting시 응력이 더욱 치아 장축으로 전달된다고 하였으며, Ferencz<sup>(56)</sup>도 수직력에 대해서는 치주인대 전체가 저항할수 있으나 측방력에 대해서는 치출인대중 일부만이 저항하므로 지대치에 불리하게 작용하지만 splinting을 해주면 치아의 회전중심이 각 치아의 장축위에서 두치아 사이의 골 중격으로 이동하게 되어 이러한 측방력이 수직력으로 바뀐다고 하였다. 본 연구에서도 후방 경사력을 가했을 때 splinting을 해줌으로서 원심 치경부의 응력이 치근단으로 이동하여 힘의 방향이 수직하중으로 바뀔을 알 수 있었다.

Strain gauge를 이용하여 지대치의 변위와 운동을 측정할 연구로는 Henderson<sup>(57)</sup>이 cantilever식의 가공의치에서 splinting의 효과를 살펴본 결과 지대치가 장축을 따라 수직적으로 지지되기보다는 오히려 회전과 경사를 야기했다고 하였는데 이는 지대치의 회전 중심에서 힘의 작용점이 멀리 떨어져 있기 때문에 최후방치아에 가해지는 힘이 지대치에 회전력으로 작용했을 것으로 해석하고 있다. 그러나 Aydimlik<sup>(58)</sup>은 splinting시 6%에서 78%정도의 지대치 운동이 감소하여 splinting이 치아의 안정성과 영속성에 기여할 것 같다고 하였으며, 김등<sup>(59)</sup>은 후방연장국소의치의 지대치에서 수직압과 측방압을 측정할 결과 splinting시에 33%의 수직압이 감소되었으며 하중이 제2대구치로 옮겨감에 따라 지대치의 원심경사가 현저하게 감소하였다고 하였다.

유한요소법은 분석하고자하는 물체를 유한개의 요소로 나눈 뒤 개개 요소의 물리적 특성의 합이 물체 전

체의 물리적 현상을 지배하게 된다는 개념으로<sup>(60, 61)</sup> 다양한 물성치를 부여해 줄 수 있고 복잡하고 불규칙한 형상을 재현할 수 있으며 정확하게 모든 응력의 요소를 각각 구할 수 있어 이번 연구와 같이 골 흡수에 관계하는 압축응력만을 선택적으로 보거나 변위를 같이 보기에는 가장 적합한 방법이다. 가철성의치의 연구에서도 이미 유한요소를 사용한 몇몇의 연구가 있었는데 Craig<sup>(62)</sup>는 후방연장 국소의치 지지조직의 응력을 연구한 결과 지대치의 치근단부위와 치근단 근심쪽에 응력이 집중되었으며 구치후방부(retromolar pad)에서는 거의 응력이 없었고 하중점 바로 아래에도 응력이 집중되지는 않았는데 이는 의치상과 치조점막이 잘 결합되어 점막이 응력을 분산시키는데 도움을 주는 것 같다고 언급하였다. Wright<sup>(63)</sup>는 cantilever의 연구에서 저작력이나 교정력같이 치아에 가해진 힘은 치근막내에서의 응력과 균형을 이루게 되며 기계 역학적으로 볼 때 splinting을 해주면 지대치의 회전중심이 개개치아의 장축상에서 두 치아간의 골중격으로 이동하게 되어, 연결된 두 치아는 후방치아의 교합면에 가해지는 수직력에 대해서 회전력으로 작용하거나 이러한 회전 중심의 이동량은 크지 않아 회전력은 상대적으로 작으며 따라서 splinting은 바람직하다고 하였다. 김등<sup>(64)</sup>의 연구에서도 splinting한 후방연장 국소의치 지대치의 원심에는 압축응력이, 근심에는 인장응력이 가해짐을 보였으며 제1소구치는 후방변위가 일어나고 제2소구치는 후방변위가 일어나고 제2소구치는 후방변위가 일어난다고 하여 본 연구와 일치된 결과를 얻었다.

이처럼 여러 응력분석방법과 연구결과들간에 차이가 있는 것은 대부분의 연구가 하중의 크기만을 명시하고 그 방향에 대해서는 언급이 없으며 판탄성 같이 실제로 모델을 제작하는 경우에 잔존치조제의 경사나 모양에 대한 기준이 없었던 것이 지적된다.

위의 연구들에서와 같이 정상적인 골 높이를 갖는 모델에서도 splinting의 효과는 가해지는 힘의 종류와 방향에 따라 큰 차이를 보이며 본 연구에서 6가지의 힘을 가해본 결과 교합면 레스트에 점하중을 가한

경우는 거의 모든 응력이 지대치로만 전달됐고 제2대구치에 점하중을 가한 경우는 대부분의 응력이 잔존치조제로만 전달이 됐다. 제 1대구치에 수직하중을 가한 경우는 잔존치조제보다 지대치에 좀더 집중된 응력을 보였으나 분산 하중을 가한 경우는 가장 유리하게 지대치와 잔존치조제에 골고루 응력이 분산되어 국소의치 환자의 구강건강에는 부드러운 음식의 섭취가 추천된다. 점하중은 주로 단단한 음식을 저작할 때 초기에 발생하는데 이때 치주조직에 응력의 집중을 보이며 하중이 가해지는 방향에 대해서 민감하여 치주조직의 응력이 집중되는 부위에 차이가 있다. 대체적으로 경사력을 가했을 때 불리했으며 특히 후방 경사력시에 원심 치조정부위에서 지대치주위의 응력과 의치상을 통한 잔존치조제의 응력이 중첩되어 길게 응력이 집중된 형태를 보였으나 splinting시 이러한 측방력을 수직력으로 바꾸어 주면서 이러한 응력이 치근단부위로 이동하여 상태가 호전되었다. 수직하중시에 splinting을 해주면 응력이 원심에서 근심으로 이동하면서 오히려 약간 치근단 근심쪽에 집중되는 양상을 보이는데 이는 치아장축위에 존재하는 회전중심을 향하여 작용되던 수직력이 지대치의 회전중심이 치아 장축위에서 두 치아 사이의 골중격쪽으로 근심이동하면서 회전중심을 향하던 힘의 방향이 어긋나게 되어 오히려 치아에 회전력으로 작용하기 때문이다. 이러한 응력의 집중정도가 크지 않아 큰 영향은 없으나 위에서처럼 다수의 사람들에 의해 상반된 연구결과가 나오는 것은 이와 같이 힘의 방향에 따라 달라지는 응력집중을 서로 다르게 해석했기 때문인 것으로 추측된다.

치주염 등의 결과로 골 흡수가 진행되어 지지조직이 전반적으로 감소한 경우 splinting의 효과가 달라지게 된다. Waerhaug<sup>(65)</sup>는 splinting이 치주치료에 보조적 역할을 한다는 것을 부정하고 치태의 조절만으로 치아의 동요도가 없어질 수 있으며 염증이 없어지면 교합간섭도 없어지므로 splinting은 단지 저작기능이나 보철적인 목적으로만 행해져야 한다고 하였다. 그러나 염증이 사라지고 치주조직 내에서 치아의 동요도가 감소해도 골 높이가 낮아지면 지대치의 치관부에서

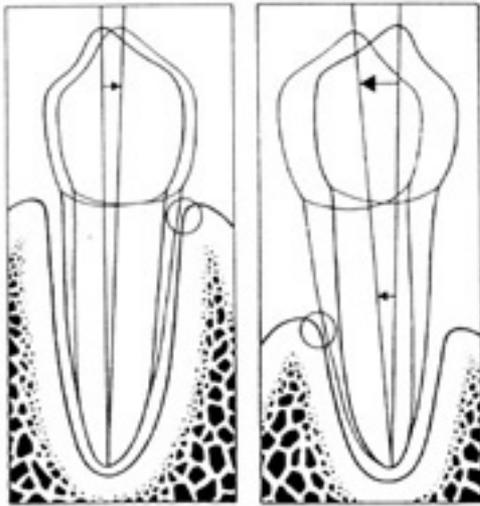


Fig. 61. An applied force (arrow) will result in a greater amplitude of crown displacement if the bone height is reduced. However, within the periodontal ligament, the amplitude of the root displacement remains the same.

느껴지는 동요도는 크기 때문에(Fig. 61.) 저작시에 불편함을 느낄 수 있는데, Nyman<sup>(66, 67)</sup>은 염증이 없고 지지조직의 감소로 지대치의 동요가 있는 경우 splinting으로 안정화 될 수 있다고 하였고 이 때 균형 교합이 필요하다고 하였다.

수평적 골 흡수가 있는 경우의 응력에 대해서도 이미 연구가 있었는데 Sulik<sup>(68)</sup>는 고정성 가공의치에서 20%, 40%의 골 흡수를 가상하여 광탄성으로 실험한 결과 20%의 골 흡수가 일어날 때 응력이 급격히 증가 하였으나 40%로 골 흡수가 더 진행되도 20%보다 조금 더 응력이 증가하는데 그쳤으며 이 때 splinting된 보철물을 장착해주면 응력의 분산을 볼 수 있어 효과적이었다고 하였다. 제갈등<sup>(69)</sup>에 의한 하악 대구치의 연구에서는 0%, 10%, 30%의 골 흡수시에는 비슷한 응력을 보인 반면 50%로 골 흡수가 진행되면 응력이 집중되었는데 이때도 역시 splinting을 해주면 응력

이 균일하게 분산됨을 알 수 있다고 하였다. 이상에서 보면 골 흡수가 진행된 경우 splinting이 효과적이라는 데는 의견이 일치되나 응력이 증가되는 골 높이에 약간씩 차이가 있음은 잔존치조제의 경사와 모양에 의한 차이라고 생각된다. 지대치의 골 흡수가 진행될 수록 잔존치조제는 근심으로 경사지게 되며 따라서 그면적은 넓어지게 된다. Ceccomi<sup>(70)</sup>는 원심레스트를 사용한 모델에서 편평한 치조제 때보다 잔존치조제의 경사가 심해질수록 지대치의 근심운동이 증가하여 잔존치조제의 경사가 지대치 운동방향과 운동량에 영향을 준다고 하였다. Christidou<sup>(71)</sup>도 가철성 의치에 힘을 가하면 의치상이 잔존치조제의 경사를 따라 아래로 미끄러져 근심으로 운동한다고 보고하였다. 본 연구에서도 골 높이가 낮아지면서 응력이 주로 잔존치조제를 통하여 전달되었기 때문에 우려했던 만큼의 골소실양에 비례하는 치주조직의 응력의 증가는 없었고 잔존치조제의 근심경사가 의치의 후방운동을 효과적으로 막아주어 지대치에는 수직적인 응력의 증가만이 보였다. 이 때 splinting을 해주면 이러한 수직응력도 감소하여 거의 정상적 치주조직 정도로 개선된 응력을 보였으며 골 소실이 진행될 수록 이러한 효과는 더 좋았다. 후방 경사력을 가한 경우는 잔존치조제가 대부분의 후방경사력을 지지했기 때문에 splinting시 지대치에 가해지는 측방력을 수직력으로 바꾸어 주는 splinting의 효과는 적었으며 오히려 잔존치조제의 응력이 지대치 치주조직 쪽으로 이동되어 분산되면서 지대치의 치주조직에는 응력이 약간씩 증가하였다. 이처럼 골 소실의 splinting은 수직 하중시 수직 응력의 감소뿐만 아니라 측방력에 대해서는 잔존치조제에 집중된 응력을 지대치가 분담시키는 역할을 하여 매우 효과적이었다.

실제로 임상에서 보면 최후방지대치에만 골 소실이 심하여 골 높이가 원심으로 경사져 있는 경우가 종종 관찰되는데 많은 치과의사들이 이 경우 전방지대치와 최후방지대치를 splinting하여 왔다. White<sup>(72)</sup>는 Dalbo 정밀 부착형 유지장치를 사용한 후방연장 국소 의치를 후방으로 경사진 골 흡수 모델 위에서 제작하

고 제1대구치부위에 하중을 가한 결과 splinting시 잔존치조제의 응력은 감소하였지만 후방 지대치의 치근단에 응력이 증가하였다고 하였는데 이는 본 연구에서 원심으로 경사진 골 높이에서 후방경사하중을 가한 경우와 유사하였다. 이처럼 후방으로 경사지게 골 흡수가 진행되는 경우에 지대치를 splinting을 해주면 수직하중시에는 수직응력을 감소시켜주게되나 후방 경사력과 같은 힘에 대해서는 지대치의 근심에 너무 많은 응력이 집중되어 오히려 불리한 상황이 되었다. 이러한 현상은 골높이의 경사가 심할 수록 더 불리해지기 때문에 만일 어쩔 수 없이 splinting을 해야할 경우는 의치에 후방경사력이 가해지지 않도록 인공치의 교두경사를 편평하게 해주거나 부드러운 음식을 섭취하도록 권유해야겠다.

이와 같이 유한요소법은 여러 하중 조건을 다양한 모델에 적용시켜보는 데는 효과적이다. 그러나 구강내의 조직은 살아있는 조직이며 유한요소 모델에 개개의 저항능력이나 치태와 같은 생물학적인 면을 반영할 수는 없다. 실제로 국소의치의 실패의 다수가 기계역학적이라기 보다는 치주염과 같은 생물학적인데 있다는 사실에서도 본 연구의 결과만으로 splinting의 가부를 단정지을 수는 없겠다. 또한 유한요소법은 실제에 적용시키는데 한계가 있어서 예를 들면 유한요소모델에서는 모든 방향으로 같은 물성을 보이는 등방성의 물질로 가상하였으나 치주인대는 이러한 연속적인 탄성체라기 보다는 50%정도가 체액으로 채워진 공간을 가지는 섬유성 인대로서 이렇게 모델링을 한 경우 치조정부위에서 더 응력이 집중되었다고 한 연구<sup>(73)</sup>도 있어 본 연구의 결과보다 실제로는 더 지대치의 치조정부위가 응력에 취약할 수 있겠다. 그 밖에도 치주인대를 하중에 대해 변위가 비례적인 관계를 갖는 선형탄성체로 가상하였으나 실제의 치주인대는 하중에 대해 비선형적 변위를 갖으며 점성과 탄성을 같이 갖는 점탄성체로서 여기에는 시간 요인이 포함되어 하중의 속도와 기간이 치주인대의 회복과 밀접한 관계를 갖는다<sup>(74)</sup>. Lindhe<sup>(75)</sup>는 치근막내의 지지력이 collagen과 oxytalan섬유의 저항 외에도 혈액과 림프액 등 체액의

저항에 의해 발생한다고 하였으며 초기의 동요도는 이러한 체액성분에 의해 주로 영향을 받고 후기의 지연된 동요도는 시간이 지나면서 치아와 치조골의 변형이 발생하여 나타나게 된다고 하여 이러한 시간요인과 지연된 동요도가 중요함을 알 수 있다. 특히 점막의 경우는 치주인대보다 더 변형도 크고 회복도 느려 Kydd<sup>(76)</sup>의 치조점막에 대한 연구에서도 나이가 들수록 변형에 대한 회복이 느려지며 두께가 두꺼울 수록 더 많이 변형되고 하중의 지속시간에 따라 초기변형과 지연된 후기변형이 있다고 하여 가철성 의치의 연구에서는 이러한 부분이 앞으로 반드시 고려되어야 할 것 같다.

유한요소와 광탄성을 비교한 실험에서 치조점막의 두께를 증가시킬 때에 광탄성에서는 큰 차이가 없었으나 유한요소법적 연구에서는 응력의 감소를 보여주는 데<sup>(77)</sup> 이런 것도 위에서 말한 유한요소법이 가지는 문제점이라 하겠다. 그러나 유한요소법이 가지는 문제점이라 하겠다. 그러나 유한요소적 연구 결과의 많은 부분이 광탄성실험의 결과와 일치하고 있으며 광탄성실험의 결과와 일치하고 있으며 광탄성 실험의 결과와 실제 조직학적인 변화는 밀접한 관련이 있어 압축응력을 받는 부위에서 실제 조직의 초자질화(hyalinization)를 관측할 수 있었다<sup>(78)</sup>.

응력은 탄성계수가 높은 차이나 골 조직에 집중되는 반면 탄성계수가 작은 치조점막이나 치주인대에 의해 흡수된다. 이치의 파절같은 것을 살펴보면 항복응력 즉 의치가 압축이나 인장력에 의해 파괴되는 응력과 실제 의치에 가해지는 응력을 비교하여야 한다. 그러나 골 조직의 흡수는 압축력에 의해 치주인대가 혈액공급이 차단되어 초자질화(hyalinization)된 후 파골세포에 의해 일어나기 때문에 실제로 골의 파괴가 일어나지 않는 작은 응력에 대해서도 골의 흡수는 일어나게 된다. 따라서 지금까지 살펴본 응력의 절대값보다는 상대적인 분포를 중시하여 골 흡수가 어느 부위에서 더 진행될지를 예측하고 지대치의 동요도가 심해지지 않도록 치료계획을 잘 세워 splinting의 여부를 결정해야 할 것이다.

## V. 결론

저자는 후방연장 국소의치 지대치 splinting시의 응력 분산효과를 알아보기 위해 여러 가지 종류의 힘을 다양한 치조골 소실 상태에서 가해보면서 응력분포의 변화와 최후방지대치의 변위를 유한요소법을 이용하여 연구한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. Splinting을 하면 수직하중시에 응력이 근심으로 이동되었고, 후방 경사하중시에는 응력이 원심치조정에서 치근단 부위로 이동하였으며, 전방 경사하중시는 전반적인 응력의 감소가 있었다.
2. 수평적 골 소실이 심해질 수록 주로 잔존 치조제를 통해 많은 응력이 전달되었으며 지대치 치주조직에도 수직적인 응력의 증가를 보였으나 splinting을 할 경우 이러한 수직응력이 감소되어 효과적이었다.
3. 근심으로 경사지게 골이 소실된 경우 후방 경사하중시 최후방지대치 원심 치조정에 응력이 크게 집중되어 매우 불리했으며 splinting시 상태가 개선되었으나 완전하지는 않았다.
4. 원심으로 경사지게 골이 소실된 경우는 splinting시 수직응력은 감소되었으나 골 높이의 경사가 심할 수록 후방 경사력이 오히려 치근단 금심 부위에 집중되어 불리하였다.
5. Splinting을 하면 지대치의 수직변위나 수평변위가 방향이 바뀌어지거나 그 크기가 감소하였다.

## 참고문헌

1. Gottlieb B, Orban B. Die Veränderungen der Gewebe bei übermassiger Beanspruchung der zahne. Leipzig : Georg Thieme Verlage, 1931.
2. Bergman B. Periodontal reactions related to removable partial dentures : A literature review. J Prosthet Dent 1987 ; 58 : 454

3. Carranza, Gickman's Clinical Periodontology. 6th ed. : WB Saunders Co, 1984 : 266.
4. Nyman SR, Lang NP. Tooth mobility and the biological rationale for splinting teeth. Periodontology 2000 1993 ; 4 : 15.
5. Zinner ID, Panno FV. The Dental Clinics of North America : WB Saunders Co, 1987 ; 31 : 383.
6. 김동원, 김영수. 골유착성 보철물에 관한 삼차원 유한요소분석적 연구. 대한치과보철학회지 1984 ; 22 : 109.
7. 문병화, 양재호. 유한요소분석법을 이용한 치근형 임플란트의 응력분포에 관한 연구. 대한치과 보철학회지 1993 ; 31 : 129
8. 이철규, 김창희, 김영수. 총의치 교합면 형태가 하악골 응력분포에 미치는 영향에 관한 삼차원 유한요소분석적 연구. 대한 치과보철학회지 1991 ; 31 : 351.
9. 양홍서, 장완식. 전치부 계속치의 지대치 및 지지조직의 역학반응에 관한 유한요소법적 연구. 대한치과의사협회지 1986 ; 24 : 617.
10. Ash Jr, Wheeler's Dental Anatomy, Physiology, and Occlusion. 6th ed. : WB Saunders Co, 1984 : 196.
11. Coolidge ED. The thickness of human periodontal membrane. J Am Dent Assoc 1965 ; 10 : 1260.
12. Kydd WL, Daly CH, Wheeler JBIII. The thickness measurement of masticatory mucosa in vivo. Int Dent J 1971 ; 21 : 430.
13. O'brien WJ, Ryge G. An outline of dental materials and their selection. 1st ed. Philadelphia : WB Saunders Co, 1978 : 385.
14. Craig RG, Peyton FA. Elastic and mechanical properties of human dentin. J Dent Res 1958 ; 37 : 710.
15. Farah JW, Craig RG. Finite element stress analysis of restored axisymmetric first molar. J Dent Res 1974 ; 53 : 859.
16. Reinhardt RA, Krejci RF, Pao YC, Stannard JG. Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. J Dent Res 1983 ; 62 : 1002.

17. Farah JW, Craig Rg, Meroueh KA. Finite element analysis of three and four unit bridges. *J Oral Rehabil* 1989 ; 16 : 603.
18. Picton DCA. *Biology of Periodontium*. New York : Academic Press Inc, 1969 : 363.
19. Watt DM, Macgregor AS, Geddes M, Cockburn A, Boyd JL. Preliminary investigation of the support of partial denture and its relationship to vertical load. *Dent pract* 1958 ; 9 : 2.
20. Fenner W, Gerber A, Muhlemann HR. Tooth mobility changes during treatment with partial denture prosthesis. *J Prosthet Dent* 1956 ; 6 : 520.
21. Goodkind RJ. The effects of removable partial dentures on abutment tooth mobility : A clinical study. *J Prosthet Dent* 1973 ; 30 : 139.
22. Bergman B. Periodontal reactions related to removable partial dentures : A literature review. *J Prosthet Dent* 1987 ; 58 : 454.
23. Steffel VL. Fundermental principles involved in partial denture design. *J Am Dent Assoc* 1951 : 42 : 534.
24. Hindel GW. Stress analysis in distal extension partial dentures. *J Prosthet Dent* 1957 ; 7 : 197.
25. Bickley RW. Combined splint-stress breaker removable partial denture. *J Prosthet Dent* 1969 ; 21 : 509.
26. Shohet H. Relative magnitudes of stress on abutment teeth with different retainer. *J Prosthet Dent* 1969 ; 21 : 267.
27. Lytle RB. Soft tissue displacement beneath removable partial and complete dentures. *J Prosthet Dent* 1962 ; 12 : 34.
28. Leupold RJ, Kratochvil FJ. An altered cast procedure to improve tissue support for removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1965 ; 15 : 672.
29. Applegate OC. An evaluation of the support for the removable partial denture. *J Prosthet Dent* 1960 ; 10 : 112.
30. Reitan K. Clinical and Histological observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. *Am J Orthod* 1967 ; 53 : 721.
31. Frechette AR. The influence of partial denture design on distribution of force to abutment teeth. *J Prosthet Dent* 1956 ; 6 : 195.
32. Kotowicz WE, Fisher RL, Reed RY, Jaslow C. The combination clasp and the distal extension removable partial denture. *Dent Clin North Am* 1973 ; 17 : 651.
33. Applegate OC. *Essentials of removable partial denture prosthesis*. 3rd ed. Philadelphia and london, WB Sanunders Co, 1965.
34. Clayton JA, Jaslow C. A measurement of clasp forces on teeth with different clasp design on abutment tooth movement. *J Prosthet Dent* 1971 ; 25 : 21.
35. Kratochvil FJ. Influence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth. *J Prosthet Dent* 1974 ; 32 : 52.
36. McCartney JW. Motion vector analysis of an abutment for a distal-extension removable partial denture : A pilot study *J Prosthet Dent* 1980 ; 43 : 15.
37. Henderson D. *McCracken's Removable partial prosthodontics*. 7th ed. St. Louis : CV Mosby, 1985.
38. Browning JD, Meadors LW, Eick JD. Movement of three removable partial denture clasp assemblies under occlusal loading. *J Prosthet Dent* 1986 ; 55 : 69.
39. Cecconi BT. Effect of rest design on transmission of forces to abutment teeth. *J Prosthet Dent* 1974 ; 32 : 141.
40. Kratochvil FJ. Influence of occlusal reposition and clasp design on movement of abutment teeth. *J Prosthet Dent* 1963 ; 13 : 114.
41. 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* 1977 ; 38 : 261.
42. McArthur DR. Canines as Removable Partial denture abutments. Part II : Rest and undercut location for retainers. *J Prosthet Dent* 1986 ; 56 : 445.
  43. Pezzoli M, Rossetto M, Calderale PM. Evaluation of load transmission by distal-extension removable partial dentures by using reflection photoelasticity. *J Prosthet Dent* 1986 ; 56 : 329.
  44. 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.
  45. Cecconi BT, Asgar K, Dootz E. The effect of partial denture clasp design on abutment tooth movement. *J Prosthet Dent* 1971 ; 25 : 44.
  46. Stewart KL, Rudd KD, Kuebker WA. Clinical removable prosthodontics. St. Louis : CV Mosby Co, 1983.
  47. Maxfield JB, Nicholls JI, Smith DE. The measurement of forces transmitted to abutment teeth of partial dentures. *J Prosthet Dent* 1979 ; 41 : 134.
  48. Donahue TJ. Factors that augment the role of direct retainers in mandibular distal-extension removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1988 ; 60 : 696.
  49. Kratochvil FJ, Caputo AA. Photoelastic analysis of pressure on teeth and bone supporting removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1974 ; 32 : 52.
  50. Eick JD, Browning JD, Stewart CD, McGarrah HE. Abutment tooth movement related to fit of a removable partial denture. *J Prosthet Dent* 1987 ; 57 : 66.
  51. Taylor DT, Pflughoeft FA, McGivney GP. Effect of two clasping assemblies on arch integrity as modified by base adaptation. *J Prosthet Dent* 1982 ; 47 : 120.
  52. Hayashi RK, Chaconas SJ, Caputo AA. Effects of force direction on supporting bone during tooth movement. *J Am Dent Assoc* 1975 ; 90 : 1012.
  53. Browning JD, Meadors LW, Eick JD. Movement of three removable partial denture clasp assemblies under occlusal loading. *J Prosthet Dent* 1986 ; 55 : 69.
  54. 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.
  55. Glickman I, Stien RS, Smulow JB. The effects of increased functional upon the periodontium of splinted and nonsplinted teeth. *J Periodontol* 1970 ; 41 : 30.
  56. Ferencz JL. Splinting. *Dent Clin North Am* 1987 ; 30 : 383.
  57. Henderson D, Blevins WR, Wesley RC, Seward T. The cantilever type of posterior fixed partial dentures : A laboratory study. *J Prosthet Dent* 1970 ; 24 : 47.
  58. Aydinlik E, Dayangac B, Celik E. Effect *J Prosthet Dent* 1983 ; 49 : 477.
  59. 김명동. 유리단 국소의치에서 지대치에 미치는 수직압력에 관한 실험적 연구. *대한치과의사협회지* 1976 ; 14 : 129.
  60. 최창근. 유한요소분석 : 집문당, 1989.
  61. Bater KJ. Finite element analysis procedures in engineering analysis. : Perntice-hall, 1982.
  62. Craig RG, Farah JW. Stresses from loading distal-extension removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1978 ; 39 : 274.
  63. Wright KWJ, Mech MI, Yettram AI. Reactive force distributions for teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture

- abutments. *J Prosthet Dent* 1979 ; 42 : 411.
64. 김현길, 김존환, 배태성, 박찬운. 유한요소법에 의한 유리단국소의치 지지조직의 응력분석. *전북치대 논문집* 1988 ; 6 : 67.
65. Waerhaug J. Justification for splinting inperiodontal therapy. *J Prosthet Dent* 1969 : 22 : 201.
66. Nyman S, Lindhe J. Prosthetic rehabilitation of patients with advanced periodontal disease. *J Clin Periodontol* 1976 ; 3 : 135.
67. Nyman S, Lindhe J. The role of occlusion for the stability of fixed bridges in patient with reduced periodontal tissue support. *J Clin Periodontol* 1975 ; 2 : 530.
68. Sulik WD, White JT. Modification of stresses surrounding abutment teeth for fixed partial dentures induced by various levels of periodontal support : A photoelastic study. *J Prosthet Dent* 1981 ; 46 : 32.
69. 제갈경섭, 홍순호, 조광현. 치조골이 흡수된 연골고정장치의 치근단주위에 발생하는 응력의 분석. *경북치대논문집* 1989 ; 6 : 285.
70. Cecconi BT, Asgar K, Doots E. Removable partial denture abutment tooth movement as affected by inclination of residual ridges and type of loading. *J Prosthet Dent* 1971 ; 25 : 375.
71. Christidou L, Osborne J, Chamberlain J. The effect of partial denture design on the mobility of abutment teeth. *Br Dent J* 1973 ; 9 : 135.
72. White JT. Visualization of stress and strain related to removable partial denture abutments. *J Prosthet Dent* 1978 ; 40 : 143.
73. Atmaram GH, Mohammed H. Estimation of physiologic stress with a natural denture abutments. *J Prosthet Dent* 1978 ; 40 : 143.
74. Picton DCA, Wills DJ. Viscoelastic properties of the periodontal ligament and mucous membrane. *J Prosthet Dent* 1878 ; 40 : 263.
75. Lindhe J. *Textbook of clinical periodontology*. Copenhagen : Munksgaard, 1983.
76. Kydd WL, Daly CH. The biologic and mechanical effects of stress on mucosa. *J Prosthet Dent* 1982 ; 47 : 317.
77. 정형곤, 정문규, 이호용. 인공치와 의치상의 재질에 따른 의치상 하부 지지조직에의 응력전달에 관한 연구. *대한치과보철학회지* 1989 ; 27 : 79.
78. Brodsky JF, Caputo AA, Furstmean LL. Root tipping : A photoelastic-histopathologic correlation. *Am J Orthod* 1975 ; 67 : 1

=Abstract=

## **FINITE ELEMENT ANALYSIS OF STRESS PATTERNS ON PERIODONTIUM OF SPLINTED ABUTMENTS FOR DISTAL EXTENSION REMOVABLE PARTIAL DENTURE**

**Jae-Woong Hwang, Ik-Tae Chang, Kwang-Nam Kim**

*Dept. of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University*

Splint therapy, the immobilization of teeth, has been done for patient's masticatory comforts and an adjunctive aid in periodontal therapy. Mandibular premolars are frequently splinted in many distal extension removable partial denture cases. But splinting is an extensive restoration that may not be conservative of tooth structure and may prove to be quite costly to the patient.

The two dimensional finite element analysis method was used to determine the magnitude and mode of distribution of the stresses of the periodontal ligament and supporting alveolar bone when abutments with different periodontal supports were splinted and distal-extension removable partial denture was subjected to different loading schemes.

The results were as follows :

1. When abutments were splinted, stresses moved from apico-distal to apico-mesial of terminal abutment on a vertical force and from disto-alveolar crest to apex on a distally directed force. But stresses were generally diminished on a mesially directed force.
2. As vertical bone loss was proceeding, most of stresses were transmitted to residual ridge and the rest of stresses were concentrated on apex of distal abutment. But these apical stresses were minimized when abutments were splinted.
3. As mesially inclined bone loss was proceeding, it seemed to be dangerous that many stresses were concentrated on the distal alveolar crest, especially in the distally directed load case. Abutments splinting decreased the alveolar crestal stresses but not enough.
4. For all vertical stresses were effectively decreased on splinting, stresses were concentrated as highly on apico-mesial area of distal abutment in distally directed load cases as the distal inclination of bone level was severe.
5. The directions and magnitudes of abutment movements were decreased with teeth splinting.

---

**Key words** : Splinting, Finite elements analysis, Distal extension removable partial denture, and Bone loss