

telescope형 및 Clasp형 유지장치를 이용한 국소의치 지지조직의 응력분포에 관한 삼차원 유한요소법적 연구

서울대학교 치과대학 치과보철학교실

곽재영 · 김광남 · 장익태 · 허성주

I. 서 론

다수의 치아가 발거된 부분무치악 환자의 치료술식은 가철성 국소의치, 임플란트, 연장가공의치, 오버덴취 등의 방법이 있으며 이중 가철성 국소의치는 가장 일반적 시술방법이다^{5,86)}. 이 중에서 국소의치는 무치악부에서 발생하는 교합압을 잔존치아나 치주조직으로 적절하게 분산하는 것이 중요하며, 이는 국소의치가 치근막으로 둘러싸인 지대치와 잔존치조점막에 의해 지지를 얻기 때문이다³³⁾. 따라서 일정한 반복하중을 받는 국소의치에 의해 지대치와 잔존치조점막에는 좋지 않은 반응이 나타날 수 있으며, 치주조직에는 치은염, 치주염의 발생, 치조골 상실 등의 반응이 나타날 수 있고^{1,6,59)} 지대치 주위에도 국소의치에 의해 치아동요도 증가 등의 유해한 반응이 있을 수 있다^{24,66,73)}. 이러한 해로운 반응을 예방하기 위해서는 저작시 국소의치에 가해지는 힘의 원리를 이해하고 교합압을 지대치나 잔존치조제 부위에 생리적 한계 내에서 적절하게 분산 전달되게 하는 것이 중요하다⁸⁵⁾.

국소의치에서 발생하는 힘은 지대치 장축방향으로 유도시켜 지대치가 해로운 힘을 받지 않도록 설계하여야 한다⁷⁾. 그러나 각 환자 증례마다 잔존치아와 그 주위 조직 그리고 치조제의 상태가 다르기 때문에, 얼마만한 힘이 치아주위조직에 유해한 힘인지 또 국소의치의 각 구성요소의 설계변화에 따라 어떻게 교합압이 지대치 주위조직과 잔존치조제에 분산되는지 정확하게 측정하기는 매우 어려운 문제이다. 이

러한 이유로 그동안 많은 학자들^{17,39,74,89,94)}이 국소의치의 각 구성요소 즉 직접유지장치, 간접유지장치, 교합면레스트, 원심유도면등의 설계변화가 지대치 및 잔존치조제의 응력분포에 어떤 영향을 미치는가에 관한 연구를 시행해 왔다.

이 보고들 중에서도 텔레스코프 금관으로 직접유지장치를 사용한 Rehm⁶¹⁾은 텔레스코프 금관에 의해 견고히 지지되는 후방연장 국소의치가 기능시 지대치의 변위가 생리적 운동범위내에 있다고 주장하면서 이러한 이유로 지대치와 의치상과의 연결에 반드시 가동성을 부여하지 않아도 된다고 보고하였다. Kober도 이러한 견고한 지지의 성립원칙을 언급하면서, 의치의 변위방향이 한 방향이고 변위량이 생리적 치아의 범위 내에 있으면 지대치와 국소의치의 연결에 가동성을 부여하지 않아도 된다고 보고하였다⁴⁰⁾.

치의학 분야에서 응력과 변위를 분석하는 방법으로는 brittle lacquer coating법, dial gauge법, 전기저항 strain gauge법, holography법, 광탄성 응력분석법, 유한요소법 등이 많이 이용되고 있다.

이중 유한요소법은 온도, 압력, 변위와 같은 연속적인 양을 유한개의 부분연속함수로 구성된 모델로 근사화 하는 것으로³²⁾ 컴퓨터의 발달과 함께 치의학 분야에서 널리 이용되고 있다^{20,21,83,84)}.

이러한 장점의 유한요소법은 최근의 국소의치 연구에 유한요소법이 많이 이용되고 있으며, 초기에는 2차원적 분석을 주로 하였으나^{2,21,89)} 입체적인 3차원 구조물을 2차원적 평면으로 단순화시켜 해석하는 한계점을 갖고 있으며, 국소의치와 구강조직을 서로

고정된 구조물로 가정하고 실험하는 한계점을 가지고 있기에 최근의 고성능 컴퓨터의 발달에 따라 실물에 가까운 3차원 유한요소 모델의 설계를 사용하게 되었으며 gap element, spring element 등을 이용한 인접계면의 처리 기술도 사용하게 되었다.

이에 저자는 이러한 3차원 유한요소분석법을 이용하여 편측 후방연장국소의치를 장착한 환자에서 하중을 가할 때 이러한 텔레스코프형 국소의치의 장점이 실제로 적용되는지와 다른 통상의 클래스프 국소의치와 비교할 때 구강조직에 미치는 응력과 변위의 결과가 어떤 차이가 있는지에 관해 의문을 가지게 되어 이를 연구하게 되었다.

II. 실험재료 및 방법

성인 남성 정상교합자의 하악 인상을 채득한후 좌우견치와 우측제2대구치만 잔존하는 하악 부분무치악 상태로 만들었다. 이후 치주질환으로 발거한 치아우식증이 없는 하악 좌우견치와, 하악 우측제2대구치를 모형의 잔존치아 위치에 고정하여 경석고 모형을 제작하였다.

유한요소 분석을 위한 모형은 2가지로 구분하여 에이커스 클래스프를 이용한 국소의치와 6도 경사의 방추형 텔레스코프 금관을 이용한 국소의치 모형으로 계획하였다. 유한요소분석과정에서 지대치부위의 직접유지장치를 제외한 부분을 동일하게 설정하여 두 모형의 비교를 용이하게 하기 위하여 실물모형은 1개를 제작하여 지대치 부위에 내관과 외관의 방추형 텔레스코프 금관을 만들고, 외관에 다시 교합면 레스트와 렛지 등을 형성하여 에이커스 클래스프를 위한 지대치 금관을 제작하였다(Fig. 1).

지대치 형성은 하악모형 상에서 방추형 텔레스코프 금관을 위한 지대치 형성을 하고, 제4형 금합금으로 지대치 내관과 외관 금관을 제작하여 내관을 인산아연 시멘트로 자연치에 접착하였다. 이때 외관의 표면에는 클래스프형 국소의치를 위한 레스트나 렛지가 형성되어 있으므로 에이커스 클래스프 국소의치를 지대치 외관에 맞게 통법에 따라 제작하였다. 텔레스코프 국소의치는 따로 제작하지 않고, 유한요소 모델링 과정에서 클래스프가 지대치 외관과 완전히 결합된 것으로 하고, 지대치 외관과 내관사이에 spring element를 형성하여 유한요소 모형을 제작하

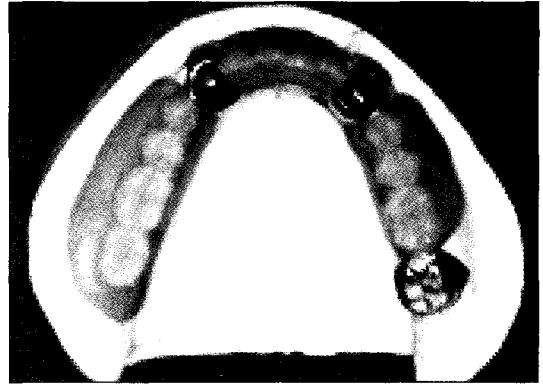


Fig. 1. Study model.

였다. 국소의치 제작은 통법대로 실시하였고, 주연결장치는 설측바를 사용하였으며, 직접유지장치로는 에이커스 클래스프형 국소의치에서는 좌우견치에 설용기(cingulum) 레스트를 갖는 클래스프 유지장치를 설계하였고, 우측제2대구치에는 근심교합면 레스트를 갖는 클래스프 유지장치를 설계하였다.

국소의치 금속구조물의 재료는 크롬-코발트 합금으로 제작하였고 의치상은 아크릴릭 레진을 사용하였으며 인공치아는 레진치아를 사용하였다.

완성된 국소의치는 모형에 장착시킨 상태로 투명자가중합레진에 매몰하여 레진블록을 만들었으며 레진블록의 윗면에 1개, 옆면에 2개의 눈금자를 위치시켜서 각 단면을 동일한 위치에 위치시킬 수 있도록 하였으며 단면 연마과정에서 참고로 하였다.

이어서 국소의치 3차원 모델링을 위해서 레진블록의 단면을 0.5mm간격으로 연마하여 단층촬영을 실시하여 101장의 절단면 슬라이드 사진을 얻었다. 그리고 이 슬라이드 필름을 환등기로 비추어 기준위치를 일치시킨 후 백지에 모사하였다. 이후 백지에 모사된 그림을 다시 모눈종이에 모사한 후 절점을 설정하고 스캐너를 사용해서 컴퓨터에 입력하였다.

컴퓨터에 입력한 후 컴퓨터 상에서 I-DEAS (Structural Research Dynamics Co., Milford, Ohio, USA) 프로그램을 사용하여 먼저 클래스프형 국소의치의 3차원 유한요소 모형을 제작하였으며, 여기에서 내관과 외관이 분리 가능하고 국소의치 금속구조물이 텔레스코프 금관에 접합된 형태의 텔레스코프 국소의치 모형을 모델링 하였다.

유한요소 분석시 좌표계는 직교좌표계를 사용하여 입체를 x축, y축, z축으로 구분하였다. 하악 좌측에

서 우측방향으로 향하는 방향을 x축, 하악 기저부에서 교합면 방향을 y축, 하악 근심에서 원심방향을 z축으로 설정하였다(Fig. 2).

국소의치 의치상과 잔존치조제 사이나, 국소의치 금속구조물과 지대치 금관구조물 사이는 gap element를 구성하여 압축력은 전달되나 인장력은 전달되지 않도록 하였으며 텔레스코프 국소의치의 내관과 외관사이에는 spring element를 설정하여 기계적 유지력을 모방하였다.

응력분석의 초점이 되는 부분은 지대치와 무치악치조제 부위로 설정하였고, 치근막의 두께는 0.2mm^{26,37)}로 설계하였다. 치조골 높이는 백아-범랑 경계 하방 2mm⁹⁷⁾로 잡았으며 고정점은 모델링이 끝나는 해면골의 가장자리에 설정하였다.

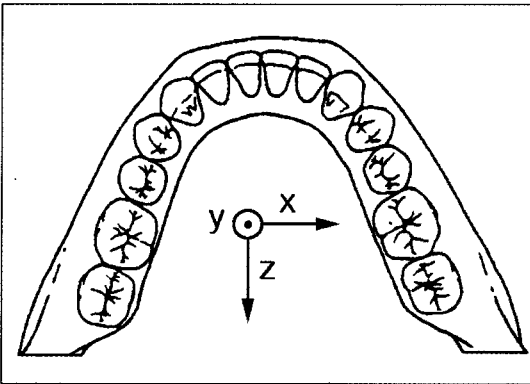


Fig. 2. Axis of model.

본 연구에서 사용한 3차원 유한요소 모형작업 컴퓨터 프로그램은 I-DEAS이며, 분석은 NASA의 NASTRAN 프로그램으로 하였다.

위와 같은 3차원 유한요소 모형의 완성후 각 재질은 제4형 금합금, 상아질, 치수, 치주인대, 치밀골, 해면골, 점막, 인공치, 의치상, 코발트-크롬합금의 10가지로 구성하였다.

금관을 접착한 인상아연 시멘트는 피막두께 25μm가 모델링시 재현에 문제가 있어서 생략하였으며 지대치 치근의 백악질도 생략하였다.

유한요소 분석에 필요한 물성치인 Young 계수(E)와 Poisson 비(ν)는 Table 1^{19,20,38,63,64,75)}과 같다.

이 연구에 사용된 각 모델의 명칭과 조건 그리고 각 실험에 사용된 node와 element수는 Table 2에 정리하였다.

하중은 각종 교합력 분석자료^{11,18,29,49,60)}를 토대로 150N의 분산하중을 기본하중으로 선택하였다. 그 이유는 150N 정도의 하중은 자연치열 성인의 최대 교합력보다 작지만 대합치가 의치인 경우는 교합력이 평균교합력보다 작기 때문에 구강내에서 발생할 수 있는 하중을 충분히 수용할 수 있다고 판단되기 때문이다. 그리고 교합력이 지나치게 높은 환자의 경우도 가상하여 400N의 분산하중이 가해진 경우를 설정하였으며 하중의 방향은 수직력, 30도 경사력, 수평력의 3가지로 하였다. 그리고 힘을 가하는 부위는 국소의치 후방연장 의치상의 인공치인 제1대구치

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

Material	Young's modulus(E)(MPa)	Poisson's ratio (ν)
Type IV gold alloy	99300.0	0.30
Dentin	13000.0	0.30
Pulp	2.1	0.45
Periodontal ligament	5.0	0.45
Compact bone	14000.0	0.30
Spongy bone	1500.0	0.30
Mucosa	3.0	0.45
Resin teeth	2690.0	0.35
Acrylic resin	3800.0	0.35
Co-Cr alloy	206900.0	0.33

Table 2. The design of removable partial denture and number of elements and nodes

Model	Retentive element	Element	Node
I	Akers' Clasp	42909	9833
II	Telescopic Crown	42926	9848

중심와를 하중점으로 잡아 하중을 가하고 유한요소 분석법으로 응력과 변위를 해석하였다.

Ⅲ. 실험성적

국소의치 및 그 지지조직 협설 중앙부를 근원심 방향으로 분리하여 Fig. 3과 같이 중요하다고 생각되는 지점을 선택하여 응력과 변위를 측정하였다.

1. 응력의 분석

(가) 포괄적 사항

하중이 가해진 후방연장무치악부 제1대구치 중심와 하방 치조점막과 잔존치조제에 응력분포가 가장 크게 나타났으며 하중이 가해진 부위와 먼 우측견치와 대구치 사이에는 응력이 상대적으로 적게 나타났다. 하중이 가해지는 방향에 따른 응력의 차이는 수

직력에서 잔존치조제와 치아에 발생하는 응력이 가장 적게 나타났으며, 그 다음이 30도 경사력, 그리고 수평력에서 가장 큰 응력의 분포를 나타내었다. 치아에서 응력의 방향은 y축 방향으로 주로 측정되었다.

후방연장무치악부의 최후방 치아인 좌측견치에 150N의 하중을 가했을 때에는 치아의 근원심보다 협설측치경부 부위에서 약간 더 큰 응력을 나타냈으며 설측보다는 협측 치경부에 더 큰 압축응력을 보였다. 근원심간의 차이에서는 두 군의 국소의치에서 모두 치아의 근심부위가 원심부위보다 큰 응력을 나타내었으나 텔레스코프형의 경우에서 그 값이 작았다(Fig. 4-No. 16). 400N에서 좌측견치는 전체적으로 150N보다 응력이 크게 나타났으며, 150N에 비해서 근심치경부에서보다 큰 응력분포를 보였다. 마찬가지로 텔레스코프형의 경우에서 그 값이 작았다(Fig. 5-No. 16).

우측견치의 경우는, 150N의 하중에서는 우측견치

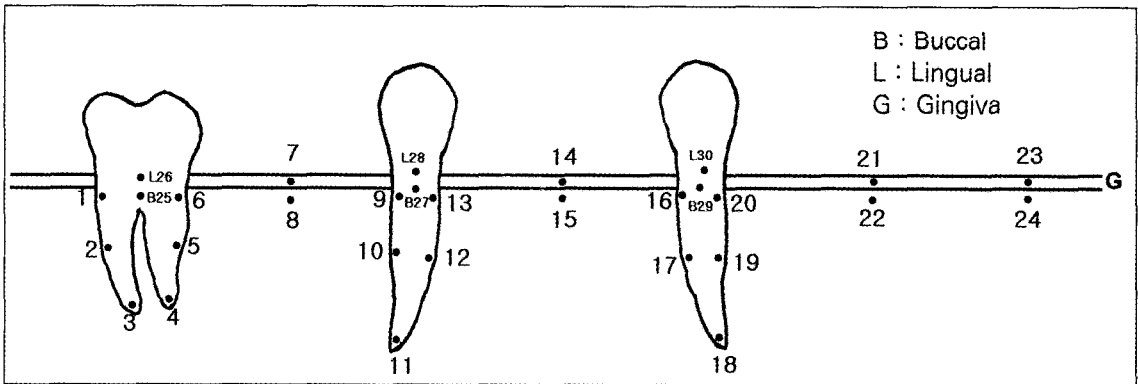


Fig. 3. The measuring point of stress and displacement.

- | | |
|--|--|
| 1. 2nd molar root distal cervical surface. | 16. Left canine root mesial cervical surface. |
| 2. 2nd molar root distal middle surface. | 17. Left canine root mesial middle surface. |
| 3. 2nd molar distal root apex. | 18. Left canine root apex. |
| 4. 2nd molar mesial root apex. | 19. Left canine root distal middle surface. |
| 5. 2nd molar root mesial middle surface. | 20. Left canine root distal cervical surface. |
| 6. 2nd molar root mesial cervical surface. | 21. Left 2nd premolar area gingiva. |
| 7. 2nd premolar area gingiva. | 22. Left 2nd premolar area cortical bone area. |
| 8. 2nd premolar area cortical bone area. | 23. Left 1st molar central fossa area gingiva. |
| 9. Right canine root distal cervical surface. | 24. Left 1st molar central fossa cortical bone area. |
| 10. Right canine root distal middle surface. | 25. 2nd molar root buccal cervical surface. |
| 11. Right canine root apex. | 26. 2nd molar root lingual cervical surface. |
| 12. Right canine root mesial middle surface. | 27. Right canine buccal cervical surface. |
| 13. Right canine root mesial cervical surface. | 28. Right canine lingual cervical surface. |
| 14. Cental gingival area. | 29. Left canine buccal cervical surface. |
| 15. Cental cortical bone area. | 30. Left canine lingual cervical surface. |

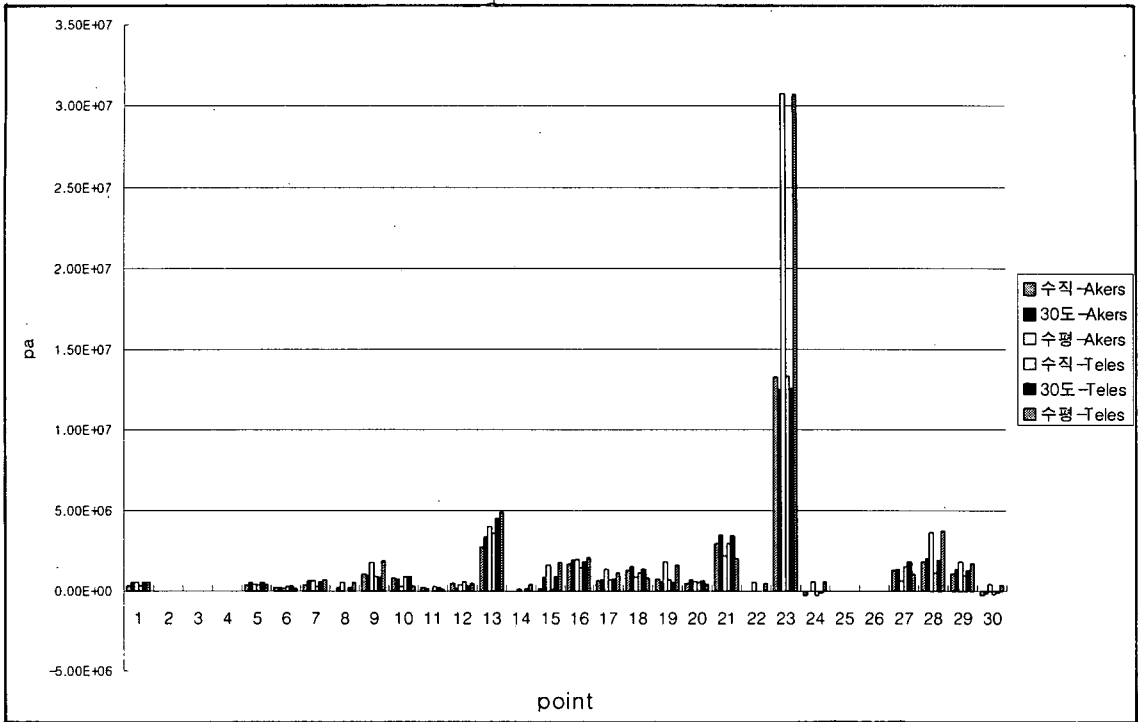


Fig. 4. Principal stress (pa), 150N.

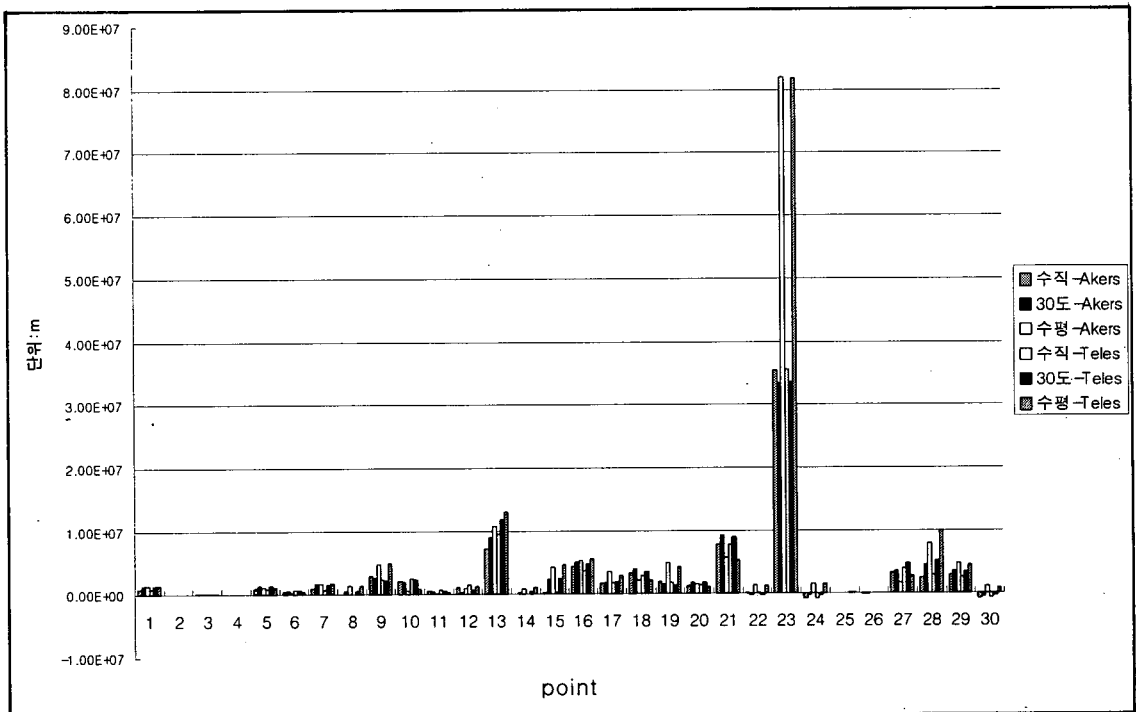


Fig. 5. Principal stress (pa), 400N.

근심치경부가 좌측견치의 근원심치경부보다 더 큰 압축 응력을 나타내었다(Fig. 4-No. 13). 400N의 힘에서도 우측견치의 근심치경부 부위가 원심치경부나 협설측치경부보다 더 큰 응력을 나타내었다(Fig. 5-No. 13).

우측제2대구치에서는 치아의 치경부와 치근단 부위가 치근 중앙부보다 더 큰 응력분포를 보였으며 치경부에서는 근원심의 응력이 협설측보다 컸다. 150N의 하중을 가했을 때 우측제2대구치에서는 원심치경부가 최대의 압축응력을 보였다. 400N에서도 그 경향은 동일하였으며 전체적인 응력값은 좌우 견치보다 상당히 작았다.(Fig. 4,5-No. 9,20).

잔존치조제 부위의 경우에는, 우측견치와 우측제2대구치 사이 치조제는 응력의 양이 우측견치부위 응력보다는 작고, 우측제2대구치 보다는 큰 경향을 보이고 있었다. 좌측의 후방연장무치악부 치조제에서는 하중이 가해지는 부위가 응력의 양이 가장 컸다. 점막과 치조골의 응력의 양은, 150N에서는 우측제2대구치와 우측견치사이의 무치악부에서 점막이 치조골부위보다 응력이 컸다. 그리고 좌우견치사이의 무치악부는 점막보다 치조골부위의 응력이 컸으며, 좌측견치 이후의 무치악부는 점막의 응력이 치조골 보다는 컸다. 400N에서도 이와 비슷한 양상이 관찰되었으며 좌우 견치사이 무치악 부위를 빼고는, 전체적인 점막부의 응력이 치조골보다 컸으며 이때의 치조골의 응력값은 치아부위 보다는 작았다.

국소의치 부분에서는 교합면 레스트 부위와 인접 유도면 클래스프 끝부분에 응력의 집중이 관찰되었다. 텔레스코프형의 경우는 국소의치 금속구조물과 지대치 금관의 이행부에 응력의 집중이 관찰되었으며, 수직력에서는 좌측 후방연장 치조제 부위만 클래스프형보다 응력이 큰것으로 보이다가 하중의 양과 각도가 증가함에 따라 정중부와 우측부위의 무치악 치조제부위에서도 클래스프형보다 응력이 커지게 되었다.

(나) 에이커스 클래스프형과 텔레스코프형과의 차이
두 가지 종류의 국소의치 모두에서 전체적인 응력은 압축응력이 우세하였으며 인장응력은 작은 값을 보여주었다.

150N, 30도 경사력에서는 우측제2대구치에서 우측견치 원심까지의 치조제부위는 클래스프형과 텔

레스코프형의 응력 분포 차이가 작았다(Fig. 4). 그러나 우측견치의 치근부위에 다다르면 두개의 국소의치 사이에는 차이가 발생하였다(Fig. 4-No.9). 즉 우측견치의 원심치경부와 협설치경부에서는 클래스프형의 응력이 다소 크다가 원심치근부 중앙부 이후부터는 텔레스코프형의 응력이 커졌다. 이후 우측견치의 근심치경부에서 텔레스코프형의 경우가 클래스프형보다 상당히 큰 응력값을 보여주었으며 하중각도가 증가함에 따라 원심치경부와 협설치경부도 텔레스코프형이 더 큰 응력값을 보여주었다.

좌우견치사이의 무치악부에서는 텔레스코프형의 응력이 클래스프형보다 수직력하에서 약간 작은 상태였다가, 하중각도가 증가함에 따라 다시 역전이 되어서 클래스프형보다 응력이 크게 분포되었다. 좌측견치의 경우에는 수직력 조건에서는 원심치경부의 응력이 텔레스코프형에서 높다가 하중각도가 증가함에 따라 근심치경부쪽도 더 커졌다. 그러나 대체적으로 두 국소의치는 비슷한 양상의 하중분포를 보여주었다.

150N 수평하중시에는 텔레스코프형이 클래스프형보다 우측견치 전체에서 약간씩 더 큰 응력을 보여주었고 좌우견치사이의 응력분포는 30도 경사력과 거의 유사하였다. 다만 다른 점은 좌측 견치 근심치경부에서 텔레스코프형의 응력이 클래스프형보다 약간 큰 것이었다.

400N 수직력의 하중시 우측제2대구치 치경부와 우측견치 치근전체에서 텔레스코프형의 경우가 약간 더 큰 압축 응력을 보여주고 있으나 다른 부위에서는 비슷하거나 약간의 차이를 보여주었다(Fig. 5).

2. 변위의 분석

(가) X 축 방향의 변위

본 유한요소 분석에서 x축은 하악 좌측에서 우측 방향의 축으로 설정하였다(Fig. 2). 이때 150N하중을 좌측무치악부 제1대구치 인공치 중심과 부분에 가했을 때, 클래스프 국소의치의 경우는 수직, 30도 경사력, 수평력 모두에서, 무치악 치조골과 점막 부위의 x축 변위가 치아부위보다 많았으며(Fig. 6-No. 7,14,23) 치아부위의 x축 변위정도는 무치악 부위에서 가까울수록 커졌다. 치아부위 변위의 경우는 전체적으로 치경부의 변위가 치근단이나 치아중앙부

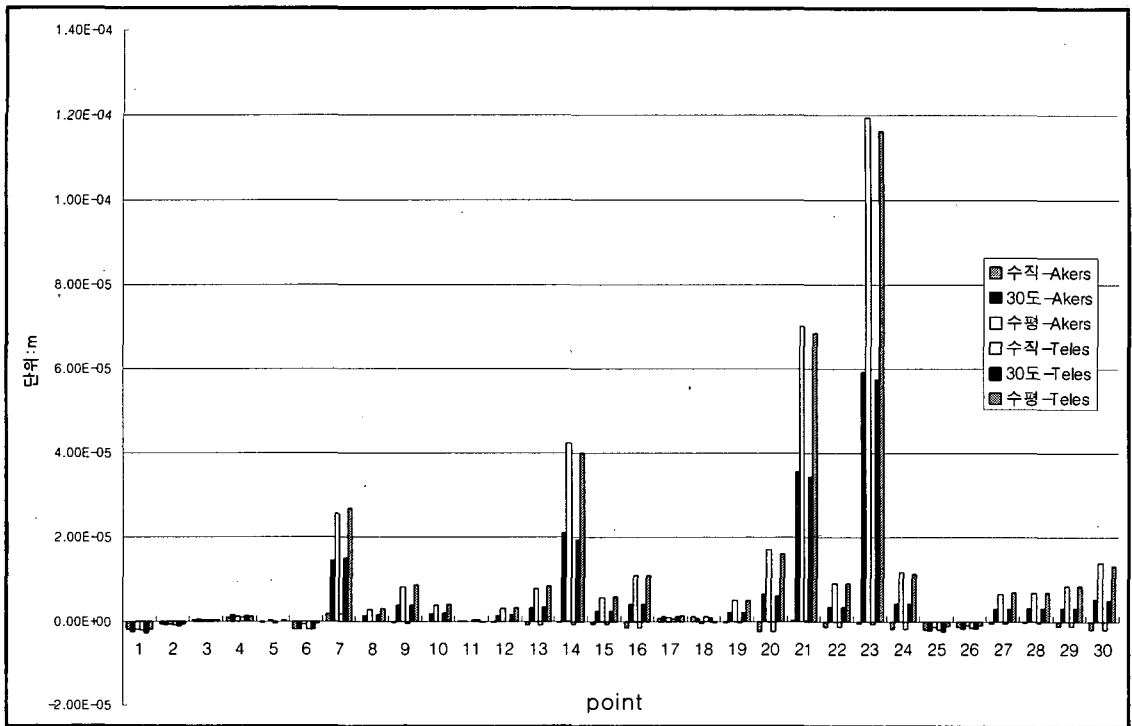


Fig. 6. X-axis displacement of 150N.

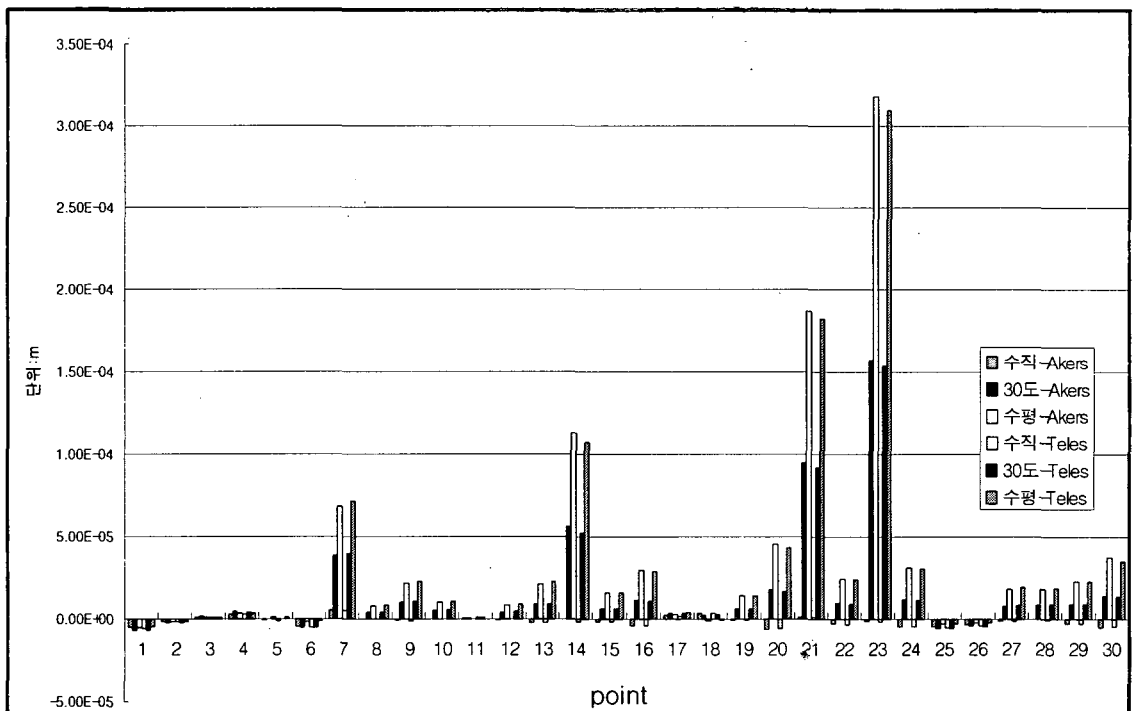


Fig. 7. X-axis displacement of 400N.

보다 많았으며, 무치악에서 먼 치아일수록 변위가 적었다. 변위의 양도 수직력의 경우가 가장 작았으며 30도 경사력, 수평력의 순으로 그 정도가 심했다.

150N하중에서 텔레스코프형의 경우에도 치아부위의 변위보다 잔존치조제 부위의 변위가 많았으며, 하중을 가하는 무치악 부위에서 먼 경우일수록 치아나 잔존치조제의 변위가 적었다. 클래스프형의 경우와 비교해본 변위의 양은 거의 대동소이한 양과 추세를 보였으나 수직력에서 하중을 가하는 부위의 치조제 부위는 약간 많은 변위를 보였으며, 하중의 각도가 증가함에 따라 클래스프형의 변위가 더 커졌다. 치아부위의 변위는 텔레스코프형이 전체적으로 약간 많은 변위를 보였는데 이것은 국소의치 자체가 지대치에 의해 더 견고히 고정되어서 무치악부위 잔존치조제에는 각도가 큰 하중이 영향을 적게 미치나 치아부위는 영향을 크게 미친다는 것을 의미한다.

400N 하중에서 클래스프형의 경우에는 하악 우측 제2대구치에서 150N의 경우와 마찬가지로 가장 적은 변위를 보였다(Fig. 7-No.1-6). 이때 제2대구치에서 가장 많은 변위를 보이는 곳은 치경부 부위이고 근원심과 협설측치경부 모두 무치악부를 향한 변위를 보였다. 반면 대구치 치근단은 x축 방향의 변위를 보여서 약하게나마 치아가 좌측무치악부로 경사 이동하는 것을 관찰할 수 있었다. 또한 좌우견치의 경우에는 양측 모두에서 수직의 하중에서는 치경부는 좌측무치악부로 이동하는 변위를 보였고, 치근단으로 갈수록 x축 방향 즉 하악 우측 방향으로 변위가 관찰되었는데, 이는 수직력에서 좌우견치도 우측 제2대구치의 경우와 마찬가지로 좌측무치악부로 경사 이동하는 경향을 보여주고 있는 것이다. 반면 30도 경사력과 수평력에서는 힘을 가하는 방향이 x축 방향성분이 있어서 좌우견치는 x축 즉 하악 우측 방향으로 변위 하는 양상이 관찰되었으며 그 정도는 치경부가 치근단부위보다 약간 더 컸다.

위에서 살펴보면 150N과 400N의 경우는 x축 변위 양상이 비슷하였으며 400N의 경우에서 약간 많은 변위를 보이고 있었고 점막과 치아상실부위의 변위가 치아주위조직의 변위보다 더 많았다.

(나) Y 축 방향의 변위

본 유한요소 분석에서 y축은 하악 기저부에서 교합면 방향이다(Fig. 2). 150N 하중조건에서 대부분

의 치아와 주위조직들은 하악 기저부 방향으로 변위를 하였으나, 우측견치는 약간 상방으로 변위하였고 텔레스코프형에서 그 값이 컸다(Fig. 8-No. 9-13). 이는 지점선(fulcrum line)에서 먼 치아인 우측견치가 전체적으로 상방변위하는 것을 나타내며 이러한 상방변위의 양상은 가해지는 하중의 경사가 증가할수록 적어지는 경향을 보였고 수직 하중에서 가장 큰 상방변위양상을 보였다. 우측제2대구치의 치경부는 하방으로 변위하고, 원심치근부는 상방으로 변위하는 경향을 보였고 근심치근부의 중앙부는 하방변위하고 치근단은 상방변위 하였으며 텔레스코프형에서 150N의 하중조건일때 치경부의 하방변위가 더 큰 경향을 보였다. 좌측견치의 경우는 전체적으로 하방변위하는 경향을 보였으며 치경부가 치근단부위보다 더 큰 하방변위 양상을 보였다.

클래스프형과 텔레스코프형의 비교시 무치악 치조제에서 발생하는 변위는 텔레스코프형은 좌우측이 비슷한 반면 클래스프형은 하중이 가해지는 부위와 가까운 부위의 잔존치조제는 하악 기저부 방향으로 변위하고, 반면 먼 부위는 상대적으로 적은 변위를 보였다. 그리고 텔레스코프형의 경우가 클래스프형보다 우측견치에서 약간 더 심한 y축 변위를 보였으며, 좌측견치 원심부에서는 더 적은 변위를 보였다. 이는 점막부위와 마찬가지로 치아부위의 y축에서 변위를 텔레스코프형이 클래스프형보다 고르게 분산하고 클래스프형 치아의 y축 변위의 정도는 하중을 가하는 무치악부쪽 치아일수록 커짐을 보여주는 것이다.

400N에서는 y축 변위의 양이 150N보다 전체적으로 많았으며 변위의 전체적 양상은 150N의 경우와 유사하였다(Fig. 9). 우측무치악부에서는 텔레스코프형이 클래스프형보다 하방변위가 컸으나 좌측무치악부에서는 클래스프형이 텔레스코프형보다 하방변위가 심했다(Fig. 9-No. 7, 8, 21, 22, 23, 24).

좌측견치의 경우는 수직의 하중에서는 하방변위하다가 힘의 경사도가 증가할수록 하방변위 정도가 약해졌다(Fig. 9-No.16-20). 반면 우측견치는 수직 하중과 30도 하중에서 클래스프형과 텔레스코프형 모두에서 상방변위를 보였으며, 수평하중으로 갈수록 상방변위의 정도가 약해졌다(Fig. 9-No.9-13). 이때 상방변위의 정도는 텔레스코프형이 약간 더 컸다. 우측제2대구치의 경우는 텔레스코프형과 클래스

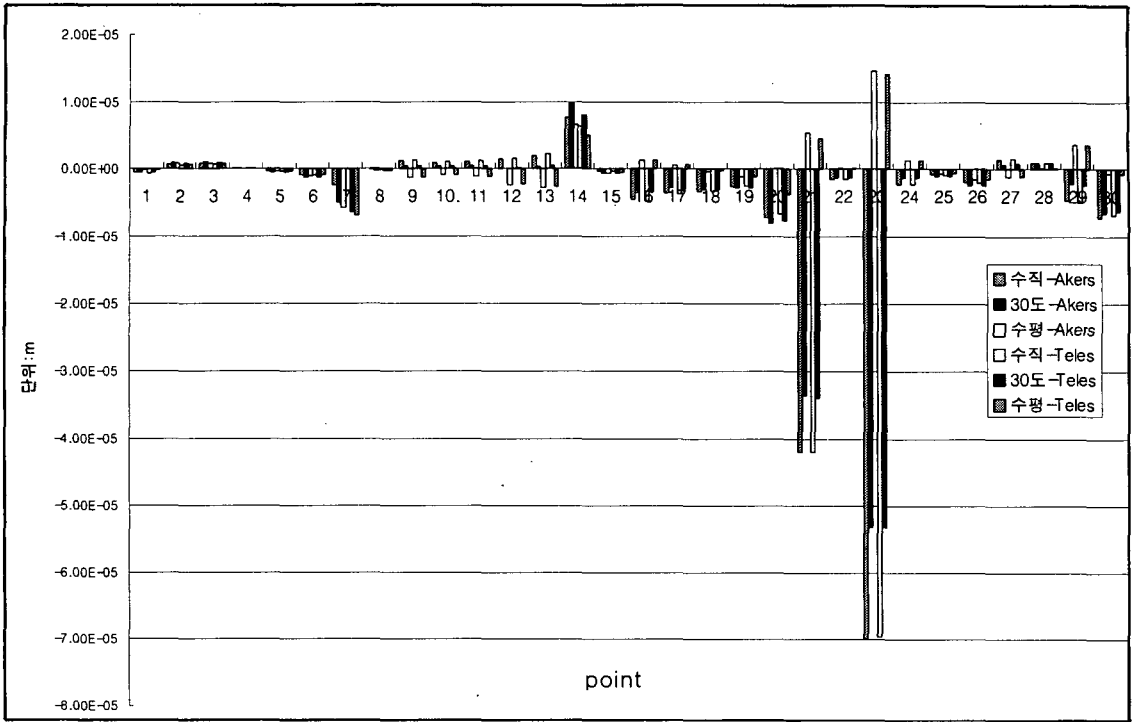


Fig. 8. Y-axis displacement of 150N.

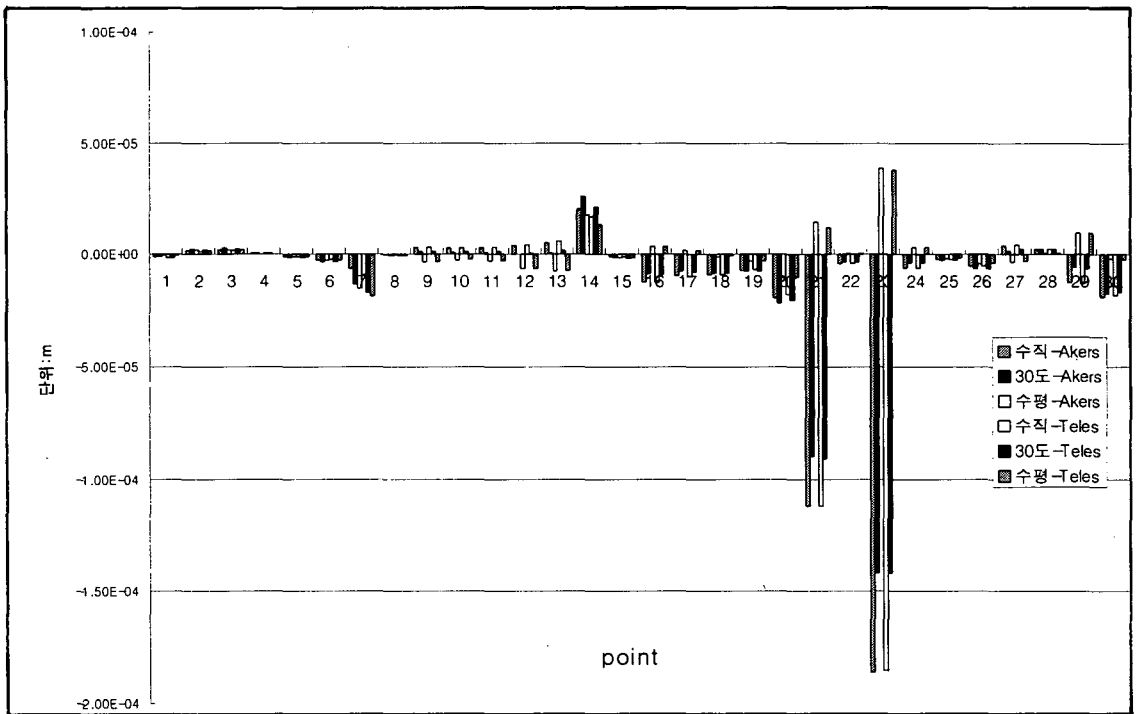


Fig. 9. Y-axis displacement of 400N.

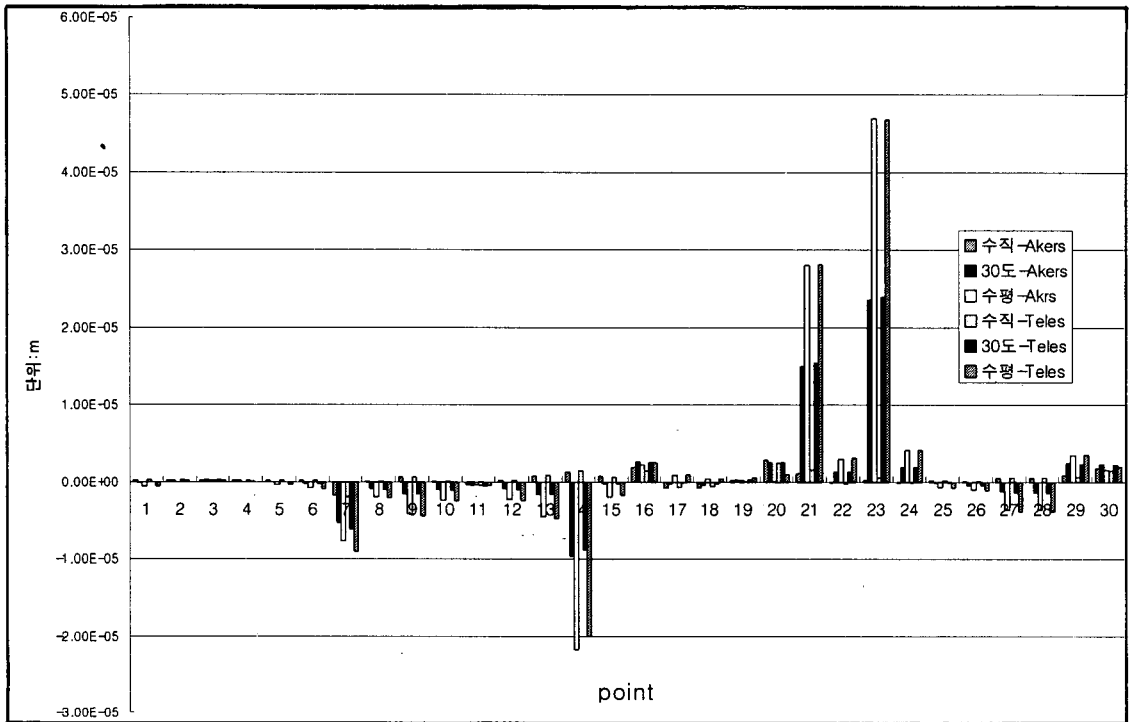


Fig. 10. Z-axis displacement of 150N.

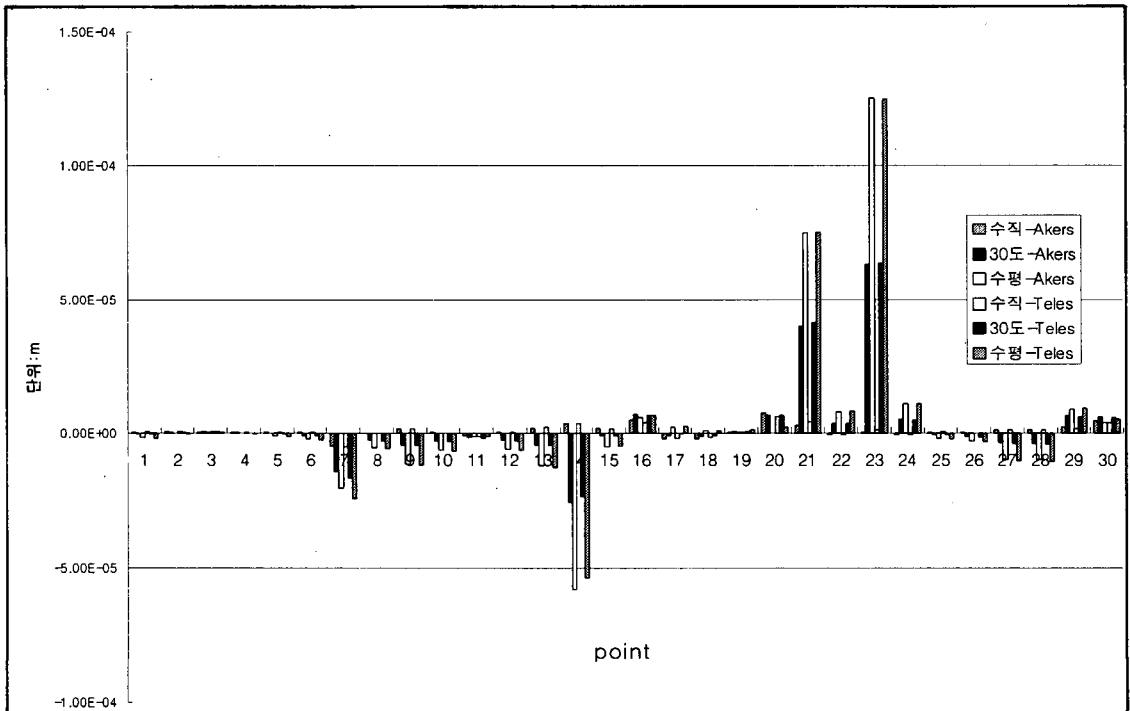


Fig. 11. Z-axis displacement of 400N.

프형의 모두에서 y축 변위의 차이가 없었으며 전체적인 변위 방향은 치경부는 약간 하방변위하고 치근부는 약간 상방변위하는 경향을 보였다.

(다) Z축 방향의 변위

본 유한요소 분석에서 z축은 하악 전치부에서 구치부 방향으로 설정하였다(Fig. 2). 150N의 하중조건에서 하악 우측제2대구치에서는 z축 방향 변위가 다른 치아에 비해서 작았다. 그리고 가해지는 힘의 방향에 따른 변위의 정도를 살펴보면, 수직하중에서는 z축 방향 즉 하악 원심으로 치아가 미세하게 변위했으며 하중의 각도가 깊어질수록 점차 근심으로 치아가 변위하는 양상을 보여주었다. 그리고 텔레스코프형과 클래스프형과의 사이에는 변위의 차이가 작았다(Fig. 10).

우측견치에서는 수직력의 작용시 치아의 치경부는 후방으로 변위하는 경향을 보였으며 치근단은 전방이동하는 경향을 보였고 텔레스코프형에서 그 값이 컸다. 하악 원심으로의 변위는 치경부가 큰 양상을 보이고 치근단으로 갈수록 그 정도가 약해졌다(Fig. 10-No.9-13). 그러나 하중을 가하는 각도가 깊어질수록 치근에서 발생하는 변위는 전체적으로 근심방향으로 관찰되었다. 각 국소의치에 따른 변위의 정도는 텔레스코프형이 클래스프형보다 약간씩 크게 차지했다.

좌측견치에서는 다양한 형태의 변위가 관찰되었다. 치경부의 변위가 치근단보다 심한 것은 다른 치아의 경우와 같았으나 근심치경부와 원심치경부는 원심방향으로 변위하였으며 치근단부는 하중의 각도가 깊어짐에 따라 근심에서 원심으로 변위방향이 바뀌었다(Fig. 10-No.16-20). 이때 텔레스코프형이 클래스프형보다 수직력과 30도 경사력에서 치아의 원심경사변위가 적었다. 이는 수직의 하중에서는 치아가 원심경사변위를 보이다가 수평력으로 갈수록 치아 자체가 원심수평변위하는 경향이 있음을 보여주는 것이다.

하악 우측제2대구치 전방무치악부에서는 전방으로 향하는 변위를 점막과 치조제에서 보여주었으나 하중이 가해지는 좌측무치악부에서는 후방으로 향하는 변위를 나타내었다(Fig. 10-No.7,23). 그리고 정중무치악부에서는 변위결과가 하중의 조건에 따라 달라졌는데, 수직력에서는 후방을 향하는 변위를

보이다가 하중의 각도가 깊어질수록 변위가 전방으로 향하였다(Fig. 10-No.14,15). 텔레스코프형과 클래스프형의 변위를 무치악 치조제에서 살펴보면, 우측부의 무치악 치조제에서는, 수직력에서는 텔레스코프형이 클래스프형과 변위의 양상이 차이 없이 전방을 향하고 있었으나 점막부에서 텔레스코프형의 전방변위가 약간 큰 경향을 보였다. 그러나 하중의 각도가 증가할수록 텔레스코프형이 클래스프형보다 점막과 치조골에서 큰 전방변위를 보여주었다.

하악 중앙부의 무치악부는 수직력에서는 텔레스코프형이 클래스프형보다 점막부 후방변위의 정도가 컸으나 하중의 각도가 깊어질수록 텔레스코프형이 클래스프형보다 후방변위의 정도가 작았다. 하악 좌측부의 연조직과 치조골에서는 텔레스코프형과 클래스프형의 변위 차이가 작았으나 그 변위의 값은 하중의 가해지는 부위인 만큼 상당히 컸고 텔레스코프형이 더 많았다.

400N에서는 변위의 양이 150N보다 많았으나 전체적 분포양상은 비슷하였다(Fig. 11).

IV. 총괄 및 고안

후방연장국소의치의 경우, 지대치와 잔존치조제에 교합압을 고르게 분산시키는 것은 지대치 보호를 위하여 매우 중요하며 이러한 힘의 분산을 적절히 하려면 국소의치의 구성성분들이 힘의 분산을 돕도록 적절히 설계해야 한다⁸⁵⁾.

또한 지대치와 국소의치를 연결하는데 있어서의 가동성 여부와 그 정도에 대해서 많은 논쟁이 있었고 지대치와 치주조직의 기능부담력의 차이로 인한 부하에 대한 지대치 치주조직의 반응에 대해서 많은 보고가 있었다^{45,51,57,82,86,87,89)}.

본 연구에서도 이러한 관점의 차이를 비교하고자 하는 목적에서 지대치와 국소의치의 연결에 있어서 가동성을 부여하지 않는 방법 중에서 텔레스코프 금관을 이용한 국소의치와 어느 정도 가동성이 예상되는 클래스프를 사용한 편측 후방연장 국소의치를 선택하여, 국소의치 구성성분중 직접유지장치가 텔레스코프 금관인 경우와 클래스프형 유지장치인 경우에 따른 국소의치의 힘의 분산에 관한 비교 실험을 함으로써 보다 효율적인 국소의치 설계원칙을 살펴보고자 하였다.

본 실험의 두 모델에서 힘의 분산을 비교하는데 사용한 방법은 유한요소법이었다.

역사적으로 보면 유한요소 분석은 컴퓨터의 발달과 더불어 발달하였는데 과거에는 주로 2차원적인 유한요소분석법을 많이 사용하였으며 컴퓨터의 발달과 함께 3차원적 유한요소분석이 최근 주로 행해지고 있으나 이 방법 모두는 실물을 컴퓨터 상에 입력하는 과정에서 적지 않은 오차가 발생한다.

과거 2차원 유한요소 분석^{21, 23, 81, 89, 90)}에 있어서의 문제점은 여러 가지가 있지만 가장 큰 문제는 입체를 평면화한 것이다. 즉 복잡한 입체인 구강구조물을 2차원 평면으로 단순화함으로써, 레스트와 클래스프 같은 국소의치 구성성분이 동일평면상에 존재하지 않는 삼차원적 구조물임에도, 동일 평면상에 작용하는 것처럼 분석을 시도하는 문제점이 있었다. 그러나 이러한 2차원 유한요소분석은 나름대로 응력분포 관찰에 유용한 점을 나타내는데, Wright와 Yettram⁸¹⁾의 보고와 Ergun과 Hasan²³⁾의 보고서처럼 root형상물체의 힘의 분포양상이나 물체의 단순계면관찰에는 유용한 도구로 이용되기도 했다.

3차원 유한요소분석은 이러한 입체의 평면화를 방지하기 위해서 등장했다. 그러나 2차원 유한요소분석의 단점을 보완하기 위한 3차원 유한요소 모델구현과정에서도 여러 가지 한계가 존재하고 있으며 그 중 하나는 재료의 물성을 구현하는 어려움이다. 3차원 유한요소분석은 분석시 3차원 좌표계 내에서 방향에 관계없이 재료가 동일한 물성을 가지고 있다고 가정하고 있다. 그러나 실제 피질골의 예에서 보면 방향이라는 것은 상당히 중요하게 작용하며 피질골은 하중의 방향에 대해 골조직의 미세 배열이 영향을 받는 이방성의 구조이기 때문이다. 3차원 유한요소 분석에서는 또한 재료의 물성을 입력하는데 있어서 탄성변형 또는 소성변형성질을 선택해서 입력하고 있다. 그러나 국소의치 재료 자체가 하중에 의해 변형될 때 실제 항복점에 도달하기 전까지는 탄성변형을 하게되고 항복점 이상에서는 소성변형을 하게되기 때문에 두가지 물성중 한가지를 택하는 것은 큰 하중조건에서는 분석시 문제가 된다. 그러나 임상적으로 가해지는 힘의 한계 내에서는 국소의치는 탄성변형을 주로 하게되기 때문에 유한요소 분석에서는 주로 탄성변형의 성질을 입력하게 되고⁸⁶⁾ 본 실험에서도 이를 사용하였다.

3차원 유한요소 모델에서 물성재현에 있어서 고려해야 할 다른 사항으로는 점막 재현의 문제인데 가상의 점막은 실제 구강내 상태와 차이가 있기 때문에 이를 보완할 필요가 있다. 실제 구강내 점막은 단순한 선형탄성체가 아니라 점탄성체의 성질을 갖기 때문이다^{36, 58)}.

그 외에 유한요소 모델링과정에서 고려할만한 문제점으로는 치근막의 형태를 유한요소법에서 재현하는 데 따른 문제이다. 이러한 재현의 어려움은 실제 치근막의 성질이 독특하기 때문인데, 이 치근막은 개개의 섬유속간에 직접적인 접촉이 없고 응력이 균등 분배되지 않는 섬유성 인대의 특성이 있다²⁷⁾.

앞에서 살펴본 유한요소분석에서 적용하기 어려운 문제점들을 해결하기 위하여 본 연구에서는 국소의치 재료자체의 물성은 탄성변형을 입력하는 방식을 채택하였다. 이는 임상적 저자력 한계내에서 국소의치의 구성성분은 탄성변형의 성질을 가지고 있기 때문이다. 또한 골조직의 이방성 배열특성의 재현에 있어서는, 재료의 등방성에 관한 Poisson비를 계산에 포함시켜서 3차원 좌표계 내에서의 방향과 무관하게 설정한 가상재료의 물성을 보완하였다⁹⁵⁾. 그리고 국소의치의 유한요소 모형의 해석에 있어서 유한요소분석의 경제성과 복잡성을 고려하여 유한요소 모형을 다른 연구에서와 같이 선형탄성체로 인식시켰으며⁸⁶⁾, 과거 유한요소 모델링 과정에서는 편의상 치근막을 취급하는데 있어서 응력을 균등하게 공유하는 연속성 연조직으로 간주하는 경향이 있었는데 본 연구에서도 이의 모형을 채택하였다⁸⁶⁾.

사람은 문자를 발음하는 데에도 입술과 턱등에 긴장을 증가시켜서 결국은 응력변화를 지속적으로 발생시키고, 결과적으로 축적된 응력에 의해 골의 개조까지도 가능하다고 한다⁹²⁾. 또한 이 경우 국소의치를 장착하고 있다고 가정하면 무수히 많은 응력의 변화와 골의 변화를 추가적으로 추정할 수 있을 것이다. Cecconi등¹³⁾은 국소의치에서 지대치로 전달되는 힘은 주로 교합면 레스트로부터 전달된다고 보고함으로써 지대치에 장착되는 직접유지장치 구성성분이 응력분산의 중요매개체라고 하였다. 국소의치는 그 사용에 있어서 치주조직의 성질과 국소의치의 설계방식에 의해 움직임의 정도와 방향이 결정된다. 그리고 그 움직임과 이에 따라 발생하는 힘은 수직, 사선, 수평으로 세분할 수 있는데 그 중에서 수직력

은 치아지지 상실에서 비롯되고 수평력은 측방운동에 의해 발생한다³⁰⁾. 여기에서 국소의치에 의해 발생하는 응력은 직접유지장치의 종류에 따라 그 분포가 달라지는데, 클래스프형 유지장치의 경우에는 지대치의 레스트와 인접유도면 그리고 클래스프 끝부분에 응력이 집중되고⁸⁶⁾ 무치악부에 인접한 지대치 치근면에는 압축응력을, 근심에는 인장응력을 보이며, 최후방 지대치 자체는 후하방변위를 보인다고 한다⁸⁹⁾. 따라서 이러한 지대치의 변위를 감소시키기 위해서는 후방연장 국소의치 구조체에서 치아와 접촉되는 부분의 생리적 적합을 좋게 해야하며, 적합이 좋을수록 응력분산의 양상은 좋아지고 지대치의 경사운동이 최소화된다는 주장을 Kratochvil과 Caputo⁴³⁾가 하였다. 본 연구에서는 하악국소의치의 모델링이 실물에 근거한 컴퓨터 상의 모델링이므로 구성성분의 적합도는 연구자가 조절할 수 있었으며, 결과적으로 최상의 적합도를 갖는 국소의치 모형을 형성하였다고 볼 수 있었다. 그러므로 클래스프형의 경우 적절한 적합에 의한 응력분산의 양상이 이론적으로는 최상으로 볼 수 있겠다. 본 실험의 결과를 살펴보면 텔레스코프형과 클래스프형이 응력분산에 큰 차이를 보이지 않는 것도 이러한 적합도에 의한 결과로 보여진다.

과거에도 많은 학자들^{43,57,77,82,86)}이 국소의치의 유지장치에 따른 응력분산의 차이를 규명하고자 노력하였다. 그 중에서 Pezzoli 등은⁵⁷⁾ 다양한 국소의치의 하중분산에 대해 보고하였는데, 그의 연구에 의하면 완압형 국소의치는 변형전달선(strain flow lines)에 장애요인을 일으키기에 응력분산에 오히려 불리하고 클래스프형과 정밀접착형 유지장치를 장착한 국소의치는 중간정도의 하중분산 특성을 보이며, 텔레스코프 국소의치는 잔존치조제에 교합력의 균일한 전달을 유발하는 효과가 있다고 하였다. Yalisove는⁸²⁾ 텔레스코프 금관을 사용한 국소의치 제작의 역학적 이론 근거와 술식을 최초로 기술하였는데, 그는 금관 슬리브-코핑 유지장치(crown & sleeve-coping retainer)라는 용어로 텔레스코프 금관을 문헌적으로 표현하였으며 이러한 유지장치는 수직지지와 의치 안정성, 기능에 도움을 주고, 지대치 주위 치주조직의 지지가 적은 경우에도 사용 가능하므로 치아 발치시기를 늦추기가 가능하다고 하였다.

이러한 텔레스코프 금관중에서도 제작의 편의성,

유지력, 안정성 관점에서 현재는 방추형 텔레스코프 금관을 많이 사용하는 추세인데 이 경우는 클래스프형 유지장치에 비해 여러 가지 다른 점⁷⁷⁾이 존재한다. 이 다른 점 중 장점은 이들이 심미적이며⁸⁵⁾, 구강내로부터 철거 시에 지대치 상에 적은 스트레스가 가해지고 지대치 자체를 2차 연결고정 시키는 효과가 있는 것과, 이에 따라 잔존치조제의 흡수가 적으며 주위치주조직의 위생상태유지가 클래스프형 유지장치보다 유리하다는 것이다^{45,51,87)}.

반면 방추형 텔레스코프 금관의 단점은 보통 텔레스코프 금관 주위는 위생적으로 관리하기 쉬우나 치경부 주위에 언더컷이 존재시 이 부위에 치태가 잔존해서 치주조직에 염증이 생길 수 있고⁵⁰⁾, 치아부레진비니어 사용시의 변색문제⁷⁰⁾ 그리고 의치가 탈락시 심미성과 발음, 저작 등에 문제가 있을 수 있는 점을 들고 있다⁹³⁾.

따라서 텔레스코프 금관 국소의치를 사용할 때는 이와 같은 장단점을 고려해야 하는데 실제로 텔레스코프 금관은 그 형태나 기능에 있어서 조직의 지지가 적절하지 못할 때는 연장가공의치처럼 기능할 가능성이 많고 실제 연장가공의치를 장착한 임플란트의 경우 무치악부에 가까운 임플란트는 수직 하방전위하고 먼 임플란트는 수직 상방전위하는 결과가 보인다⁹⁶⁾. 이는 본 실험에서도 확인된 사항으로 실험결과 우측견치가 상방으로 변위하는 힘을 텔레스코프형이 클래스프형보다 많이 보여주었다. 그러나 이와 다르게 텔레스코프 금관 국소의치의 장점을 언급한 문헌도 많은데, Warren과 Caputo⁷⁶⁾ 김등⁸⁸⁾의 광탄성분석 연구에서는 피개의치에서 정밀부착형 유지장치를 사용한 경우보다 텔레스코프 금관을 사용한 경우가 잔존치에 가해지는 응력을 보다 장축에 가깝게 유도한다고 하였고, 김⁸⁷⁾의 2차원유한요소 연구에서도 저작력을 치아장축으로 유도한다고 하였으며, Margareta 등⁴⁷⁾도 평균 의치 장착기간이 30.1개월인 환자 57명에서 실험한 결과 3.2%의 지대치 상실율을 보였다고 하면서 하중 분산에 의한 효과를 암시하였다. 본 실험에서도 이와 유사한 결과를 보였는데 후방연장 무치악 인접부위인 좌측견치에서는 텔레스코프형이 수직력과 수평력에서는 미약하나마 클래스프형보다 치아 장축으로 힘을 전달하는 양상을 보여주었다.

Ogata 와 Okunishi⁵⁵⁾는 텔레스코프 금관을 이용한

후방연장국소의치에서 하중측정장치(force detecting unit)을 설치하여서 지대치에 가해지는 하중을 직접 측정하였는데, 3달후 저작시 지대치에 가해지는 최대수직력과 최대수평력을 조사한 결과 최대수직력은 평균 20N정도이고 최대수평력은 15N정도 가해진다고 하였다. 본 실험에서 측정된 힘은 이보다 큰 값을 보였지만 치아상실부위에 따른 차이가 있기 때문에 결과가 달라진다고 보여진다. 하지만 반드시 텔레스코프 의치가 지대치에 측방압을 적게 가하는 것은 아니라는 발표를 찾아볼 수도 있는데, 지대치 코핑형태에 따른 피개의치 하에서, 여러 유지장치중 지대치가 후방의치상의 상방 회전력과 전방의치상의 수직하방운동 영향을 가장 많이 받는 것은 텔레스코프 의치라는 박등⁹⁰⁾의 보고가 그것이다.

하지만 이러한 지대치와 국소의치의 연결에 있어서 가동성을 부여하지 않을 때 지대치가 국소의치의치상의 변위를 수용할 수 있을 것인가에 대한 의문은 여전히 존재하게 된다. 실제로 이 부분을 연구한 Rehm⁶¹⁾은 지대치와 국소의치의 연결에 있어서 가동성을 부여하지 않을 때 점막이 동통을 느끼는 변위량은 0.3mm정도이고, 치아의 변위량은 수직으로 12Kg중의 하중이 가해질 때 0.07mm라고 하였다. 따라서 그는 지대치와 의치상과의 연결에 가동성을 부여하지 않는 견고한 지지에 의한 후방연장 의치가 기능시 지대치에 유해한 힘을 가하지 않을 수 있는데, 이의 조건으로 의치상의 길이가 적당하고 치조제 점막의 변위정도가 크지 않을 때라고 하였다. 이때의 지대치의 변위가 생리적 기능 범위인 150 μ m 이내인 100 μ m 정도이므로 지대치가 생리적 기능범위내에서 충분히 기능할 수 있다고 하였다. 김⁸⁷⁾도 텔레스코프 금관을 사용한 의치의 경우 지대치는 수평변위보다는 수직변위를 주로 하며 이때의 지대치의 변위량은 생리적 범위 내라고 하였다. Köber도 지대치와 국소의치와의 연결에 가동성을 부여하지 않는 경우 의 성립원칙으로 치아의 변위량이 생리적 변위 내에 있어야 하며 변위방향이 안정상태에서 하나의 방향으로 규제되어야 하는 것을 들었다⁴⁰⁾. 여기에서 텔레스코프 크라운을 유지장치로 하는 국소의치는 지대치들을 연결하고 고정하는 효과가 있고 이때 지대치들은 고정성 가공의치처럼 어떤 외부적 힘에 한 방향으로 움직이는 경향을 보이므로 실제로 문제가 되는 것은 치아의 변위량이 생리적

범위 내에 있느냐 하는 것이다. 본 실험에서 하중의 크기를 150N과 400N으로 각도를 달리해서 하악 좌측제1대구치부에 가해본 결과 치아나 점막의 변위가 위에서 언급한 값보다 상당히 작았다. 이는 국소의치 자체가 변위가 적어서 그렇다고 볼 수도 있지만, 모든 조건을 이상적으로 설정하고 유한요소 분석을 실시한데에 더 큰 원인이 있다고 볼 수 있겠다.

응력은 단위 면적당 작용된 하중의 크기이기 때문에^{91,92)} 응력을 하악에 적절히 분산시키는 것은 국소의치 성공의 가장 중요한 요소이다. 하악골에서 작용하는 응력을 살펴보면 응력은 압축력보다는 인장력이 크게 작용한다. 이는 압축력 자체를 치근막 자체가 인장력으로 전환 전달하는데 그 원인이 있을 것이라고 Craig와 Farah²³⁾는 해석하고 있다. 본 실험에서는 이와는 달리 압축력이 인장력보다 크게 나왔는데 이는 이러한 치근막의 재현에 있어서 다른 점이 존재했기 때문으로 사료된다. Chamay와 Tschantz¹⁶⁾는 일반적으로 피질골은 대개 인장력보다 압축력에 훨씬 더 강한 성질을 갖으며 대개 인장력은 혈류를 변화시켜 골조직의 재형성을 촉진시키나 압축력은 골조직의 흡수를 야기한다는 보고를 하였는데, 이번 실험에서도 국소의치에서 치아 치경부 압축 주응력이 다른 부위보다 크게 존재해서 피질골의 성상이 국소의치의 성공에 중요함을 암시하고 있었다. 결국 골조직의 성장과 성숙은 골조직의 형태 및 작용된 부하에 따라 변화하고 최종적으로 기능부담을 해야할 정도와 영양학적 상태에 따라 구조가 변화한다^{34,69)}함으로 생리적 범위내의 하중이 국소의치 성공의 관건이라 하겠다.

피질골과 해면골은 많은 차이점이 있다. 피질골 강도 및 강성은 연령에 따라 변화하는데, 20-39세에 가장 높고 증령에 따라 강도와 강성이 감소하고 충격에 대한 완충능력도 역시 감소한다¹²⁾. 또한 골조직 표면은 무기질 성분 소실의 정도가 약한 결과를 보인다⁷¹⁾. 그 외에도 연령변화와 하중조건에 따른 해면골의 치밀도는 유한요소 분석시 고려되어야 하며 골주의 존재도 유한요소 분석에 영향을 미친다⁴⁶⁾는 보고와 과도한 응력이 해로운 것과는 마찬가지로 지나치게 낮은 응력은 발치후의 치조골처럼 퇴행성 골흡수가 발생하기 쉽다는 보고도 있었다^{63,65)}. 그 외에도 피질골은 하중의 방향에 대해 골조직의 미세구조 배열이 영향을 받는 이방성의 특성을 가지고 있고, 저작

과 같은 반복적 하중은 골조직에 부하를 주고, 이에 의해 골조직의 미세한 균열이 생기며 이 부위에 지속적인 골조직 재형성이 진행된다고 한다. 이때 피질골에서 재형성율은 연간 약 2-10%이며 하악골은 재형성율이 20%에 달한다고 하며⁶⁸⁾ 골조직 형성을 자극할 수 있는 지속적 응력의 양은 토끼의 경우 3-4 N/mm² 정도이고 사람의 경우도 이와 유사할 것으로 추정된다고 한다³¹⁾. 본 연구에서는 수직하중시와 30도 하중시 지대치에 가해지는 응력의 양은 이 범위 내에 있었으나 수평하중에서는 이보다 큰 응력값을 나타내었다. 따라서 이상적으로 설계된 국소의치는 지대치에 가하는 하중이 생리적 범위 내에 있을 가능성이 크다고 할 수 있으며 적당한 정도의 자극이 치조골의 유지에 있어서 관건이라 할 수 있겠다.

저작력은 동적으로 작용하는 힘이지만 저작시 하악은 정적 평형상태에 있기 때문에 유한요소 분석을 위한 모형설계와 정하중 부여시 단순화가 가능하다⁶⁷⁾. 힘의 크기와 분포는 힘과 면적의 비, 힘의 작용점과 고정부위간 거리, 재료의 탄성 등에 의해 좌우된다고 한다⁴¹⁾. 국소의치 설계에서도 사용하는 직접유지장치와 클래스프의 탄력성과 지대치에 가해지는 외력에 근거하여, 지대치를 근심으로 미는 외력을 발생하는 근심교합면 레스트를 주장하는 Kratochvil과 Caputo⁴³⁾ Krol⁴²⁾이 있었고, McCartney⁴⁸⁾는 레스트 위치보다 클래스프의 설계가 지대치에 가해지는 힘의 크기와 방향에 영향을 끼친다는 주장을 하였다. 그 외에 Thompsom등⁷⁴⁾은 원심교합면 레스트가 치관을 원심 쪽으로 이동시키는데 반해 근심교합면 레스트가 외력을 치아장축으로 전달할 수 있게 한다고 하였으며, Krol⁴²⁾은 최후방치아의 근심교합면 레스트가 원심교합면 레스트에 비해 의치상 하부 점막 표면에서 좀더 수직에 가깝게 의치상이 연조직에 하중을 가하는 효과가 있고 최후방치아의 인접치은을 압박하는 현상이 적다고 보고하였다. 또한 Robert⁶⁷⁾ 등의 RPI 클래스프를 사용한 후방연장국소의치 유한요소 연구에서는 최후방 지대치가 가장 큰 힘을 받으며 그 힘은 치근단부위에 집중된다고 하였고 Pezzoli등⁵⁶⁾과 Ko등³⁹⁾도 근원심 교합면 레스트를 비교한 광탄성 실험에서 근심교합면 레스트가 원심교합면 레스트보다 응력분포 양상이 양호하다고 보고하였다. 이에 반하여 Stewart등⁷²⁾, Goodkind²⁸⁾, Cecconi¹⁵⁾는 RPI가 다른 클래스프와 비교해 지대치

의 운동방향에는 차이가 없지만 운동량은 유의하게 크다고 하였으며, Kratochvil과 Caputo⁴³⁾는 RPI 클래스프가 인접면판의 생리적 릴리프가 없는 것이 운동량이 큰 원인이라고 해석하였다. 그외 Cecconi등¹³⁾도 교합면 레스트를 통해 하중이 전달된다고 하였고 레스트 위치에 무관하게 지대치 운동은 차이가 없다고 하였고 직접유지장치 설계에 따른 지대치 운동방향의 무관관성을 보고한 이도 있었다^{9,10,14)}. Fisher와 Jaslow²⁵⁾는 간접유지장치가 전치의 경사진 설면에 위치했을 때보다 뚜렷한 레스트가 사용되었을 때 그 효과가 더 크며, 편측성 후방연장국소의치에서 간접유지장치가 지렛대로 작용하고 그 기능이 실제 미약하다고 보고하였다. 그러나 Pezzoli등⁵⁶⁾은 후방연장국소의치에 가해진 하중은 연결 고정되지 않은 지대치의 간접유지장치에 의해 전방치아에 까지 전달된다고 보고하였다.

이와 같이 많은 연구자들이 유지장치의 설계에 따른 응력분포의 차이를 보고하였으며, 본 실험에서는 클래스프가 후방연장 무치아 쪽에서 보면 견치에 설치되었기 때문에 정확한 근원심 레스트라고는 보기 어렵고, 따라서 근원심 레스트간의 차이를 판별하는 데에는 어려움이 있었다. 그러나 간접유지장치라고 볼 수 있는 우측견치의 경우는 응력이 근심면에서 크게 전달됨을 볼 수 있었다. 따라서 Pezzoli등⁵⁶⁾의 주장이 어느 정도 타당함을 확인할 수 있었다.

실제 임상에서는 본 실험과 다르게 약한 지대치를 보호할 목적으로 치아를 연결 고정하는 경우가 있을 수 있으며, 실제로 이의 장점을 강조한 이도 있었다^{4,53,54,62,80)}. 이들은 치아연결고정의 장점이 지대치 움직임을 감소시키고 단근치를 다근치로 변화시켜 회전 중심을 치근중격에 위치시켜서 회전 모멘트 크기를 작게 하고, 따라서 가해진 힘을 좀더 수직으로 고르게 분산시킬 수 있으며 결과적으로 괴사성 흡수성 병변을 적게 일으킨다고 강조하고 있다. 그러나 치조골 높이가 정상인 치아의 경우는 연결 고정된 지대치와 그렇지 않은 경우가 하중의 분포가 비슷하고⁸⁶⁾, 연결 고정시킨 경우 잔존치조제에서 발생하는 응력은 감소시키지만 후방지대치 치근에는 더 큰 응력 집중을 보여준다⁷⁸⁾는 보고도 있는 만큼 지대치의 연결고정은 신중히 고려해야 할 문제가 되었다. 그러나 김등⁸⁶⁾의 보고에서는 연결 고정된 소구치의 유한요소 분석결과가 그렇지 않은 결과보다 양호한 결과

를 보여주었으므로 지대치 연결고정이 무리한 치료라고 할 수는 없다. 본 유한요소 분석결과에서 텔레스코프 금관 국소의치가 약간의 지대치 연결고정의 효과가 있다고 가정하면 하악 좌우견치에서 응력과 변위가 더 작아야 하지만 실제로는 약간씩 그 값이 컸다. 이는 국소의치 자체가 의치상과 국소의치 자체의 탈락, 그리고 치은과 치주인대의 역할 등에 의해서 복합적으로 응력과 변위가 분산되기 때문이라고 생각된다.

저작력은 주로 수직방향의 힘이지만 하악의 수평운동이나 치아교두의 경사면에 의하여 수평요소를 갖는 힘도 발생한다. 이러한 수평력은 가하는 힘의 경사도에 비례하여 응력의 크기가 커지며 수평력에서 결과적으로 가장 나쁜 응력분포를 보이고^{2,79,96)} 특히 수평하중시 최대응력은 치조정 부근에서 집중된다⁸⁾는 보고를 토대로 설정한 것이다. 실제로 본 결과에서도 수평하중시 응력분산의 결과가 좋지 않은 형태를 보였으며 그 값도 다른 각도의 하중에 비해서 컸다.

유한요소분석법에서는 생물학적 고려가 생략되기 쉽고 또한 원칙적으로 근사치를 구하는 것이기 때문에 응력의 완전한 정량적 분석에는 다소 무리가 있다. 실제 구강은 염증유무에 따라 같은 하중조건이라도 치조골 소실이 발생하지 않을 수도 있으므로⁴⁾ 응력분석은 보철물의 예후의 예측에 있어 한 단면만을 나타내는 것이라고 생각된다. 향후 더욱 정확한 모형의 개발과 분석이 가능할 때 보다 정확한 응력 분석이 가능하리라고 생각된다.

V. 결 론

저자는 텔레스코프 금관과 에이커스 클래스프 유지장치를 이용한 국소의치에서 하중의 변화에 따른 지지조직의 응력분포를 비교분석하기 위하여 하악 좌우견치와 우측제2대구치가 잔존하는 부분무치악 모형에 국소의치를 설계하였다. 그리고 이 모형의 하악 좌측제1대구치 인공치 중심와 부위에 150N과 400N의 하중을 수직, 30도 경사, 수평으로 가하여 각 유지장치와 하중에 따른 치아 및 잔존치조제의 응력 및 변위를 3차원 유한요소법으로 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 하중의 크기와 각도가 증가할수록 텔레스코프형이 클래스프형보다 우측무치악부, 우측견치, 정

중무치악부에서 응력이 커졌다.

2. 하중의 크기와 각도가 증가할수록 텔레스코프형이 클래스프형보다 좌측 후방연장무치악부, 좌측견치에서 응력이 작아졌다.
3. 하중의 크기와 각도가 증가할수록 텔레스코프형이 클래스프형보다 우측무치악부와 우측견치, 우측제2대구치 변위는 근심을 향하고, 좌측 후방연장무치악부와 좌측견치의 변위는 원심을 향했다.
4. 수직력에서 텔레스코프형이 클래스프형보다 우측견치와 우측제2대구치는 치경부 원심변위의 양이 많았고, 좌측견치는 원심변위의 양이 적었으며, 우측견치는 상방 변위의 양이 많았다.
5. 30도 경사력에서 텔레스코프형이 클래스프형보다 우측견치와 우측제2대구치는 치경부 근심변위의 양이 많고, 좌측견치는 원심변위의 양이 적었으며, 우측견치는 상방변위의 양이 많았고, 수평력에서는 우측견치와 우측제2대구치의 결과는 30도 경사력과 같았으나 좌측견치에서는 원심변위의 양이 많았다.
6. 양 국소의치 모두 하중의 크기와 각도가 증가할수록 치아와 무치악부의 응력이 증가했으며 압축 응력이 인장응력보다 크게 나타났다.
7. 양 국소의치 모두 후방 무치악 부위는 응력크기가 치조점막, 치조골 순이었으며 전방 무치악 부위는 치조골, 치조점막 순으로 나타났고 변위는 치조점막이 항상 컸다.

참 고 문 헌

1. Anderson, J., Lammie, G. : A clinical survey of partial denture. Br. Dent. J., 92:59,1952.
2. Aydin, A.K., Tekkaya, A.E. : Stresses induced by different loadings around weak abutments. J Prosthet. Dent., 68:879-884, 1992.
3. Aydinlik, E., Akay, H.U. : Effect of a resilient layer in a removable partial denture base on stress distribution to the mandible. J. Prosthet. Dent., 44:17-20,1980.
4. Aydinlik, E., Dayangac, B., Celik, E. : Effect of splinting on abutment tooth movement. J. Prosthet. Dent. 49:477-480, 1983.

5. Berg, T., Caputo, A.A. : Maxillary distal extension removable partial denture abutments with reduced periodontal support. *J. Prosthet. Dent.*, 70:245-250, 1993.
6. Bergman, B. : Periodontal reactions related to removable partial dentures : A literature review. *J. Prosthet. Dent.*, 58:454-458, 1987.
7. Beyron, H. : Characteristics of functionally optimal occlusion and principles of occlusal rehabilitation. *JADA*, 48:648,1954.
8. Borchers, L., Reichart, P. : Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J. Dent. Res.*, 62:155-159, 1983.
9. Browning, J.D., McGarrah, H.E. : Abutment tooth movement measured in vivo by using stereophotogrammetry. *J. Prosthet. Dent.* 57:323-328, 1987.
10. Browning, J.D., Meador, L.W., Eick, J.D. : Movement of three removable partial denture clasp assemblies under occlusal loading. *J Prosthet. Dent.*, 55:69-74,1986.
11. Brunski, J.B. : Biomaterials and biomechanics in the design of dental implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 3:85-87, 1988.
12. Carter, D.R., Spengler, D.M. : Mechanical properties and composition of cortical bone. *Clin. Orthop.*, 135:192-217, 1978.
13. Cecconi, B., Asgar, K., Dootz, E. : Clasp assembly modifications and their effect on abutment tooth movement. *J Prosthet. Dent.*, 27:160-167, 1972.
14. Cecconi, B.T. : Effect of rest design on transmission of forces to abutment teeth. *J. Prosthet. Dent.*, 32:141-151, 1974.
15. Cecconi, B.T., Asgar, K., Edward, D. : The effect of partial denture clasp design on abutment tooth movement. *J. Prosthet. Dent.*, 25:44-56, 1971.
16. Chamay, A., Tschantz, P. : Mechanical influences in bone remodeling. Experimental research on Wolff's law. *J. Biomech.*, 5:173-180, 1972.
17. Chou, T.M. Caputo, A.A., Moore, D.J. : Photoelastic analysis and comparison of forcetransmission characteristics of intracoronal attachments with clasp distal-extension removable partial denture. *J. Prosthet. Dent.*, 62:313, 1989.
18. Colaizzi, F.A., et al. : Biting force, EMG, and jaw movements in denture wearers. *J. Dent. Res.*, 63:329, 1984.
19. Cook, S.D., Klawitter J.J., Weinstein, A.M. : A model for the implant-bone interface characteristics of porous rooted dental implants. *J. Dent. Res.*, 61:1006-9, 1982.
20. Cook, S.D., Weinstein A.M., Klawitter, J.J. : A three-dimensional finite element analysis of a porous coated Co-Cr-Mo alloy dental implant. *J. Dent. Res.*, 61:25-29, 1982.
21. Craig, R.G., Farah, J.W. : Stress from loading distal-extension removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.*, 39:274-277, 1978.
22. Craig, R.G., Farah, J.W. : Stresses from loading distal-extension removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.*, 39:274-277, 1978.
23. Ergun, A., Hasan, U.A. : Effect of a resilient layer in a removable partial denture base on stress distribution to the mandible. *J. Prothet. Dent.*, 44:17-20, 1980.
24. Fenner, W., Gerber, A., M hlemann, H.R. : Tooth mobility changes during treatment with partial denture prosthesis. *J. Prosthet. Dent.*, 6:520-525, 1956.
25. Fisher, R.L., Jaslow, C. : The efficiency of an indirect retainer. *J. Prosthet. Dent.*, 34:24-30, 1975.
26. Glickman, I. : *Clinical periodontology*, Philadelphia, 1972, W.B. Saunders Company, pp.29, 329.
27. Gobind, A.H., Hohammed, H. : Natural tooth considering fibrous PDL structure. *J. Dent. Res.*, 60:873-877, 1981.

28. Goodkind, R.J. : The effect of removable partial denture on abutment mobility ; A clinical study. *J. Prosthet. Dent.*, 30:139, 1973.
29. Haraldsson, T., Karlsson, U., Carlsson, G.E. : Bite force and oral function in complete denture wearers. *J. Oral. Rehabil.*, 6:41-48, 1979.
30. Harmon, S. : Relative magnitudes of stress on abutment teeth with different retainers. *J. Prosthet. Dent.*, 21: 267-282, 1969.
31. Hassler, C.R. : Quantification of bone stresses during remodeling. *J. Biomech.*, 13:185-190, 1980.
32. Hayrettin, K., Douglas, H.N. : Finite element handbook. R.R. Donnelley and Sons Company, pp.275-2108, 1987.
33. Henderson, D., McGivney, G.P., Castleberry, D.J. : McCracken's removable partial prosthodontics. ed.7. St. Louis, 1985, The CV Mosby Co.
34. Hollinster, S.J., Kikuchi, N., Goldstein, S.A. : Do bone ingrowth processes produce a globally optimized structures? *J. Biomech.*, 26:391-407, 1993.
35. Isaacson, G.O. : Telescopic crown retainers for removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.*, 22:436-448, 1969.
36. Kidd, W.L., Daly, C.H. : The biologic and mechanical effects of stress on oral mucosa. *J. Prosthet. Dent.*, 47:317-329, 1982.
37. Kinnie, M.E., Caputo, A.A. : Stresses developed during typical impacted maxillary 3rd molar extractions. *Quint. International.*, 17:5-8, 1986.
38. Knoell, A.C. : A mathematical model of an in vitro human mandible. *J. Biomech.*, 10:159-166, 1977.
39. Ko, S.H., McDowell, G.C., Kotowicz, W.E. : Photoelastic stress analysis of mandibular removable partial denture with mesial and distal occlusal rests. *J. Prosthet. Dent.*, 56:454-460, 1986.
40. Körber, K.H. : Konuskronen-ein physikalisch definiertes Teleskope system. *Dtsch. Zahn rztl. Z.*, 23: 619, 1968.
41. Koivumaa, K.K. : On the properties of flexible dentures : A theoretical and experimental survey. *Acta. Odont. Scand.*, 16:159-175, 1958.
42. Korl, A.J. : Clasp design for extension base removable partial denture. *J. Prosthet. Dent.*, 29:408-415, 1973.
43. Kratochvil, F.J., Caputo, A.A. : Photoelastic analysis of pressure on teeth and bone supporting removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.*, 32:52-61, 1974.
44. Krol, A.J. : RPI clasp retainer and its modifications. *Dent. Clin. North Am.*, 17:631-649, 1973.
45. Langer, A. : Telescopic retainers for removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.*, 45:37-43, 1981.
46. Lavernia, D.J. : An analysis of stress in dental implant system. *J. Biomed.*, 14:555-560, 1981.
47. Margareta, M. : A clinical evaluation of conical crown retained dentures. *J. Prosthet. Dent.*, 70:251-256, 1993.
48. McCartney, J.W. : Motion vector analysis of an abutment for a distal-extension removable partial denture ; A pilot study. *J. Prosthet. Dent.*, 43:15-21, 1980.
49. Meng, T.R., Rugh, J.D. : Biting force on over-denture and conventional denture patients. *J. Dent. Res.*, 62:249, 1983.
50. Molin, M., Bergman, B., Ericson, A. : A clinical evaluation of conical crown retained dentures. *J. Prosthet. Dent.*, 70:251-256, 1993.
51. Morton, L. : Telescopic dentures. *J. Prosthet. Dent.*, 29:151-156, 1973.
52. Motoyoshi, M., Hama, Y., Sugi, E., Takahashi, K. : A Finite element model of the Human face stress distribution around the chin due to articulation of the five vowels in Japanese. *J. Nihon*

- Univ. Sch. Dent., 38:11-20, 1996.
53. Nyman, S., Lindhe, J. : Prosthetic rehabilitation of patients with advanced periodontal disease. *J. Clin. Periodontol.*, 3:135-147, 1976.
 54. Nyman, S., Lindhe, J. : The role of occlusion for the stability of fixed bridges in patients with reduced periodontal tissue support. *J. Clin. Periodontol.*, 2:53-66, 1975.
 55. Ogata, K., Okunishi, M. : Longitudinal study on forces transmitted from denture base to retainers of lower distal-extension removable partial dentures with conus crown telescopic system. *J. Oral. Rehabil.*, 20:69-77, 1993.
 56. Pezzoli, M., Rossetto, M., Calderale, P.M. : Evaluation of load transmission by distal extension removable partial dentures by using reflection photoelasticity. *J. Prosthet. Dent.*, 56:329-337, 1986.
 57. Pezzoli, M., Rossetto, M., Calderale, P.M. : Evaluation of load transmission by distal-extension removable partial dentures by using reflection photoelasticity. *J. Prosthet. Dent.*, 56:329-337, 1986.
 58. Picton, D.C.A., Wills, D.J. : Viscoelastic properties of the periodontal ligament and mucous membrane. *J. Prosthet. Dent.*, 40:263-272, 1978.
 59. Plotrick, I. : The effect of variations in the opposing dentition on changes in the partially edentulous mandible. Part III : Tooth mobility and chewing efficiency with various maxillary dentition. *J. Prosthet. Dent.*, 33:529-534, 1975.
 60. Ralph, W.J. : The effects of dental treatment on biting force. *J. Prosthet. Dent.*, 41:143-145, 1979.
 61. Rehm, H. : Biophysikalischer Beitrag zur Problematik starr abgesttzter Freundprothesen. *Dtsch. Zahn rztl. Z.*, 17:963, 1962.
 62. Rerencz, J.L. : Splinting. *Dent. Clin. North Am.*, 30:383-393, 1986.
 63. Rieger, M.R., Adams, W.K., Kinzel, G.L. : A finite element survey of eleven endosseous implants. *J. Prosthet. Dent.*, 63:457-465, 1990.
 64. Rieger, M.R., et al. : Bone stress distribution for three endosseous implant. *J. Prosthet. Dent.* 61:223-228, 1989.
 65. Rieger, M.R., Mayberry, M., Brose, M.O. : Finite element analysis of six endosseous implants. *J. Prosthet. Dent.*, 63:671, 1990.
 66. Rissin, L., House, J.E., Conway, C., Loftus, E.R., Channcey, H.H. : Effect of age and removable partial dentures on gingivitis and periodontal disease. *J. Prosthet. Dent.*, 42:217-223, 1979.
 67. Roberts, W.E., Marshall, K.J., Mozsay, P.G. : Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site. *Angle. Orthod.*, 60:135-152, 1990.
 68. Roberts, W.E. : Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am. J. Orthod.*, 86:95-111, 1984.
 69. Sadegh, A.M., Luo, G.M., Cowin, S.C. : Bone ingrowth : an application of the boundary element method to bone remodeling at the implant interface. *J. Biomech.*, 26:167-182, 1993.
 70. Setz, J., Engel, E. : In vivo color stability of resin-veneered telescopic dentures : A double blind pilot study. *J. Prosthet. Dent.*, 77:486-491, 1997.
 71. Smith, J.W., Walmsley, R. : Elastic after-effect, plasticity and fatigue in bone. *J. Anat.*, 91:603, 1957.
 72. Stewart, K.L., Rudd, K.D., Kuebker, W.A. : *Clinical removable prosthodontics.* p.370, St. Louis, C.V. Mosby Co., 1983.
 73. Tebrock, O.G., Rohen, R.M., Fenster, R.K., Pelleu, Jr.B.G. : The effect of various clasping systems on the mobility of abutment teeth for distal-extension removable partial

- dentures. *J. Prosthet. Dent.*, 41:511-516, 1979.
74. Thompson, W.D., Kratochvil, F.J., Caputo, A.A. : Evaluation of photoelastic stress patterns produced by various designs of bilateral distal-extension removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.*, 38:261-273, 1977.
 75. Van Rossen, I.P. : Stress-absorbing element in dental implants. *J. Prosthet. Dent.* 64:198-205, 1990.
 76. Warren, A.B., Caputo, A.A. : Load transfer to alveolar bone as influenced by abutment designs for tooth-supported dentures. *J. Prosthet. Dent.*, 33:137-148, 1975.
 77. Weaver, J.D. : Telescopic copings in restorative dentistry. *J. Prosthet. Dent.*, 61:429-433, 1989.
 78. White, J.T. : Visualization of stress and strain related to removable partial denture abutment. *J. Prosthet. Dent.*, 40:143-151, 1978.
 79. Wright, K.W., Yettram, A.L. : Reactive force distribution for teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture abutments. *J. Prosthet. Dent.*, 42:411-416, 1979.
 80. Wright, K.W.J., Mech, M.J., Yettram, A.L. : Reactive force distribution for teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture abutment. *J. Prosthet. Dent.*, 42:411-416, 1979.
 81. Wright, K.W.J., Yettram, B.A.I. : Reactive force distributions for teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture abutments. *J. Prosthet. Dent.*, 42:411-416, 1979.
 82. Yalisove, I.L. : Crown and sleeve-coping retainers for removable partial prostheses. *J. Prosthet. Dent.*, 16:1069-1084, 1966.
 83. 고훈주, 정재현 : 골 유착성 임플란트 보철 수복 시 자연 지대치와의 고정 유무에 따른 유한요소법적 응력분석. *대한치과보철학회지*, 29:147-160, 1991.
 84. 고훈, 우이형, 박남수 : 고정성 보철치료에서 골 유착성 임플란트의 경사도 변화에 따른 변위와 응력에 관한 유한요소적 연구. *대한치과보철학회지*, 31:580-610, 1993.
 85. 김광남 : *국소의치학*. ed.8. 1990, 명성인쇄사.
 86. 김기숙, 김광남 : 국소의치 유치장치의 설계변화에 따른 지지조직의 3차원적 유한요소법 응력 분석. *대한치과보철학회지*, 33:413-439, 1995.
 87. 김문기, 최부병 : 유한요소법에 의한 Telescopic Denture의 지대치 및 지지조직의 역학적 반응에 관한 연구. *대한치과보철학회지*, 22:109-122, 1984.
 88. 김일평, 고준원, 진태호 : 하악 견치 잔존시의 치 설계에 따른 치아지지조직 및 잔존치조제의 광탄성 응력분석. *J. Wonkwang Dent. Res. Institute*, 7:23-41, 1997.
 89. 김현길, 김종환, 배대성, 박찬운 : 유한요소법에 의한 유리단 국소의치 지지조직의 응력분석. *전북치대 논문집*, 6:67-86, 1988.
 90. 박해균, 정재현, 조규중 : 지대치 coping형태에 따른 overdenture하에서 하악 응력에 관한 유한요소법적 분석. *대한치과보철학회지*, 29:141-168, 1991.
 91. 양창현, 이억섭 : *공업역학*. 서울, 정문각, 1992.
 92. 오세욱 : *재료역학*. 서울, 동명사, 1990.
 93. 우이형, Akihiko : *이중판을 이용한 가철성 보철*. 서울, 지성출판사, 1996.
 94. 윤동주, 신상완, 서규원 : 고정성 보철물을 지지하는 골유착성 임플란트의 위치에 따른 지지조직에서의 유한요소적 응력분석. *대한치과보철학회지*, 31:87-100, 1993.
 95. 이철규, 김창희, 김영수 : 총의치 교합면 형태가 하악골 응력분포에 미치는 영향에 관한 삼차원 유한요소분석적 연구. *대한치과보철학회지*, 31:351-384, 1993.
 96. 장복숙, 김창희, 김영수 : 골유착성 임플란트 보철물의 캔틸레버 위치와 길이변화에 따른 삼차원 유한요소법적 응력분석. *대한치과보철학회지*, 34:501-532, 1996.
 97. 제갈경섭, 홍순호, 조광현 : 치조골이 흡수된 연결고정장치의 치근단 주위에 발생하는 응력의 분석. *경북치대논문집*, 6:285-303, 1989.

논문사진부도

- Fig. 12. 150N Akers Horizontal force displacement
- Fig. 13. 150N Akers Horizontal force left area principal stress
- Fig. 14. 400N Akers Horizontal force displacement
- Fig. 15. 400N Akers Horizontal force left area principal stress
- Fig. 16. 150N Telescopic Horizontal force displacement
- Fig. 17. 150N Telescopic Horizontal force left area principal stress
- Fig. 18. 400N Telescopic Horizontal force displacement
- Fig. 19. 400N Telescopic Horizontal force left area principal stress

사진부도

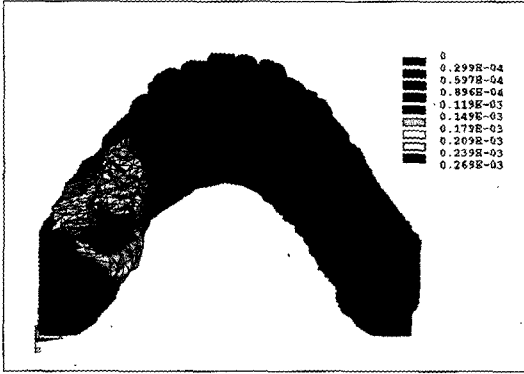


Fig. 12

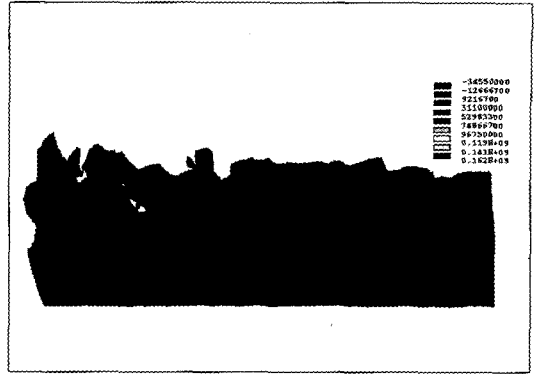


Fig. 13

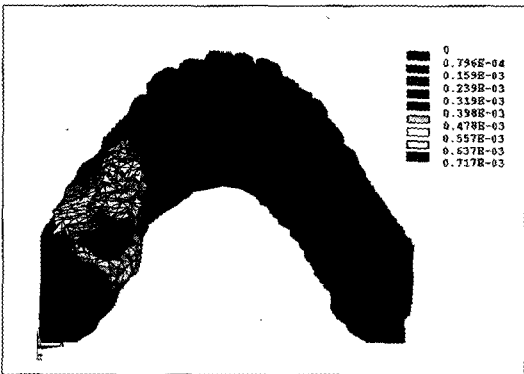


Fig. 14

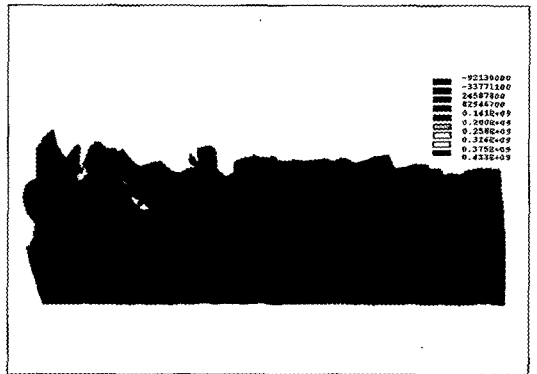


Fig. 15

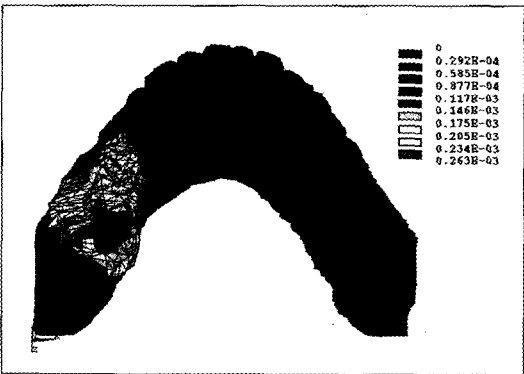


Fig. 16

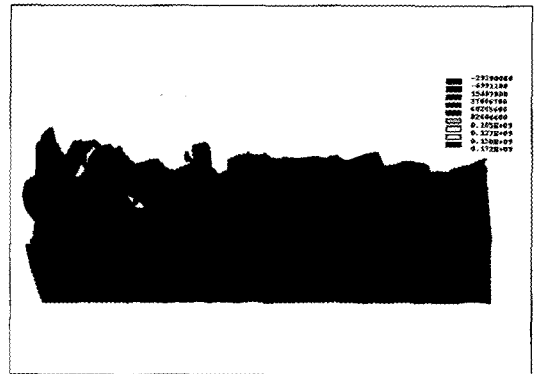


Fig. 17

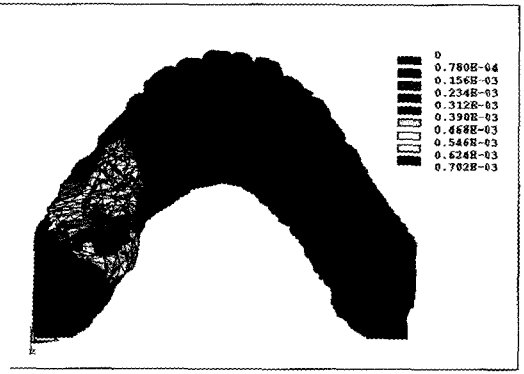


Fig. 18

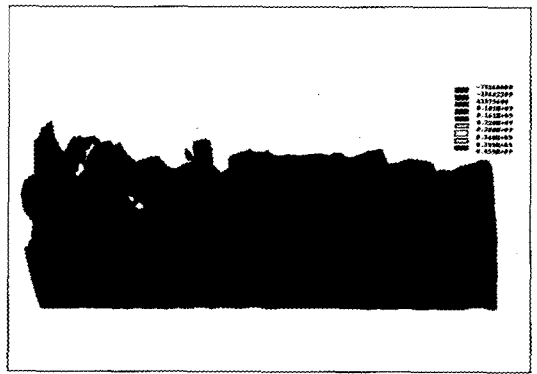


Fig. 19

ABSTRACT

A STUDY ON THE STRESS DISTRIBUTION OF ABUTMENT TEETH AND RESIDUAL RIDGE AREA BETWEEN TELESCOPIC AND CLASP TYPE RPD BY FEM METHOD

Jai-Young Koak, D.D.S.,M.S.D., Kwang-Nam Kim, D.D.S.,M.S.D.,Ph.D.,
IK-Tae Chang, D.D.S.,M.S.D.,Ph.D., Seong-Joo Heo, D.D.S.,M.S.D.,Ph.D.

Department of Prosthodontics, Graduate School, Seoul National University

The purpose of this study was to compare and evaluate the stress distribution and displacement developed in the abutment teeth and residual ridge area by mandibular unilateral distal extension removable partial denture with 2 different retainer designs. The retainers on right and left canine and right 2nd molar were Akers clasp in one model and telescopic crown in the other model. The stress distribution of abutment teeth and residual ridge area on two model were compared and analyzed with 3-dimensional finite element method. 150N and 400N forces were applied vertically, 30 degree and horizontally on the central fossa area of left 1st molar of the removable partial denture, and then stress distribution patterns were analyzed and compared.

The results were as follows

1. As the magnitude and angulation of applied force were increased, the magnitude of stress on the right and central residual ridge area and the right canine of the telescopic type increased and comparing to those of the Akers clasp type.
2. As the magnitude and angulation of applied force were increased, the mesial direction of displacement on the right residual ridge area and the right tooth of the telescopic type increased and the distal direction of displacement on left residual ridge area and the left canine increased comparing to those of Akers clasp type.
3. As the vertical force was applied, the distal direction of the displacement of the right tooth were greater and that of the left canine was smaller and the upward displacement of the right canine was greater in telescopic partial denture than those of Akers clasp type.
4. As the 30 degree force was applied, the mesial direction of the displacement of the right tooth were greater and the distal direction of the displacement of the left canine was smaller and the upward displacement of the right canine was greater in telescopic partial denture than those of Akers clasp type. In the horizontal force the results were same in right area tooth but the distal direction of displacement was greater in left canine.
5. In both removable partial dentures, as the magnitude and degree of force were increased, the stress and displacement were increased. The compressive force was dominative than the tensile force.
6. In both removable partial dentures, the magnitude of stress was greater on mucosal tissue area than that of the alveolar bone area on distal extension residual ridge area but the result was reversed on anterior residual ridge area. The displacement was always greater on mucosal tissue area than that of alveolar bone area.

Key words : Removable partial denture, 3-Dimensional finite element method, Retainer, Telescopic crown, Akers clasp, Force, Displacement