

국소의치 유지장치의 설계변화에 따른 지지조직의 3차원적 유한요소법 응력분석

서울대학교 치대학과 치과보철학교실

김기숙, 김광남, 장익태

1. 서론

유리단 부분무치악 환자의 치료 술식으로는 가철성 국소의치, 연장가공의치, 임플란트, 오버덴취등의 방법이 있으며, 이 중 가철성 국소의치로 시술하는 것이 가장 일반적인 방법이다⁽⁵⁾. 유리단 국소의치는 치근막으로 둘러 싸인 지대치와 잔존 치조점막에 의해 지지를 얻는데⁽³³⁾, 이는 생체 일부분으로서 저작시에 교합력을 받게되므로 생역학적인 고려를 해야 한다.

환자가 저작시 후방연장 국소의치에 가해지는 힘은 잔존 치조제와 지대치에 균일하게 전달되는게 아니라 점막과 치근막의 탄성 차이로 인해 지대치의 생리적 적응 한계를 넘지 않도록 하기 위하여 교합력이 지대치와 그 주위조직, 잔존치조제 등에 고르게 분산 전달되게 하여야 한다.

국소의치를 장착한 환자에서 지대치 주위에 치은염, 치주염의 발생과 치주낭 깊이의 증가, 치아 동요도의 증가, 치조골 상실 등의 좋지 않은 치주반응이 나타날 수 있다는 사실이 많은 연구를 통하여 보고되어 왔는데^(1, 6, 54), Fenner 등⁽²²⁾, Rissin 등⁽⁵⁸⁾, Tebrock 등⁽⁶²⁾은 국소의치를 통하여 전달되는 하중이 지대치에 미치는 영향에 대한 연구 보고를 한 바 있다.

유리단 국소의치에 가해진 힘은 교합면 레스트를

중심으로 지렛대 작용이 일어나게 하며 지대치 치근막과 구강점막의 변형을 가져오게 하는데, 이때 발생하는 응력을 가능한 한 지대치 장축방향으로 유도시켜 지대치가 측방압을 받지 않도록 하여야 한다^(7, 56).

유리단 국소의치의 응력 분석에 관한 연구로서 클래스프 설계 변화, 정밀부착형 유장치 설계, 클래스프와 정밀부착형 유지장치의 비교, 지대치 원심면의 유도면 설계 변화, 간접유지장치 설계변화, 근심 및 원심 레스트 설계에 따른 응력분포의 비교 등 많은 보고가 있었다^(14, 40, 63, 79, 84).

일반적으로 외력에 대한 응력과 변위를 분석하는 방법으로는 Brittle lacquer coating⁽⁶⁾, Dial gauge 법⁽⁴⁷⁾, 전기저항 Strain gauge 법^(15, 16, 34), Holography 법^(55, 59, 70), 광탄성 응력분석법^(42, 52, 57, 61, 84, 85, 89, 91), 유한요소법 등이 있다. 이 중 유한요소법은 온도, 압력, 또는 변위와 같은 연속적인 양이 유한개의 부분 영역에서 정의되는 부분 연속함수로 구성된 모델로 근사화되는 것으로⁽³²⁾, 다른 연구방법과 달리 불규칙하고 복잡한 기하학적 형태와 다양한 물성치로 이루어지는 구조물에 대해 그 특성을 모두 수용할 수 있고, 변수와 하중의 크기와 방향을 용이하게 변경시킬 수 있으며, 구조물 전 영역에서의 응력 분포와 변형을 및 변위의 측정이 3차원 x, y, z축 모든 방향으로 가능하며, 분석과 결과의 산출이 빠르다. 이러한 장점을 지닌 유한요소법은 컴퓨터의 발달

과 함께 구저역학에서 많이 실용화 되었으며, 치의학 분야에서도 널리 이용되어 특히 보철학^(17, 18, 35, 75), 교정학^(51, 76, 90, 92), 보존학^(4, 20, 21, 29, 37, 46, 66, 69, 71) 등의 분야에서 활발히 그 연구에 이용되고 있다. 우리나라에서도 그동안 보철분야에서 임플란트^(72, 73, 74, 80, 81, 83, 87, 93, 94), 총의치^(77, 86), 포스트코어⁽⁷⁸⁾, 고정성 의치⁽⁸²⁾, 국소의치^(75, 79)에 관한 유한요소법적 연구가 있었다.

한두가지의 재료로 구성된 구조물인 경우는 광탄성법을 이용하는 것이 손쉽고도 확실하게 응력분포를 분석할 수 있지만, 국소의치처럼 다수의 재료가 관여된 경우는 광탄성 재료가 충분히 다양하지 못하여 해석상의 신뢰도 및 정확도가 떨어지므로 유한요소법을 사용하여 해석하는 것이 바람직하다고 생각된다. 후방연장 국소의치에 가해지는 외력에 대한 지대치 및 구강내 생체조직의 반응을 유한요소법적 분석으로 연구한 것은 Craig와 Farah⁽¹⁸⁾, 김 등⁽⁷⁹⁾, Aydinlik와 Akay⁽³⁾에 의해 보고된 바 있으나, 이는 2차원 유한요소분석으로서 3차원적 구조물을 평면으로 단순화시켜 해석했을 때 지니는 한계점을 갖고 있으며, 가철성 의치와 구강조직이 서로 고정된 구조물이라고 가정한 데서 비롯되는 문제점도 있다고 하겠다. 최근에는 고성능 컴퓨터의 발달과 함께 3차원 유한요소법의 응용이 많이 발전하여 복잡한 구조물에 대해서도 실물과 유사한 3차원 유한요소 모델의 설계가 가능해졌으며, Gap Element를 응용하여 실제 임상에 근접하는 3차원 유한요소 분석이 가능해졌다.

이에 저자는 하악 후방연장 국소의치를 장착한 환자에서, 국소의치에 가해지는 응력이 보철물 및 구강조직에 미치는 영향을 확인하고, 직접유지장치의 레스트 위치, 간접유지장치의 설계 유무, 지대치 연결 고정의 유무에 따른 응력 및 변위를 비교 분석해 보고자 Gap Element를 응용한 3차원유한요소법을 이용하여 연구한 결과, 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

II. 연구재료 및 방법

하악 제1대구치와 제2대구치가 결손된 부분 무치악의 인상을 채득하여, 교정치료를 목적으로 발거한

치아우식증이 없는 하악 제1, 제2소구치를 인상체 내면에 적절한 위치로 고정하고 경석고 모형을 제작하였다. 이 모형상에서 전부주조금관을 위한 지대치 형성을 하고 제4형 금합금으로 지대치 금관을 제작하여 인산아연 시멘트로 자연치에 합착하였다. 통법에 따라 국소의치를 제작하였는데, 주연결장치는 설측바, 최후방 지대치인 제2소구치의 직접유지장치는 근심교합면 레스트를 갖는 RPA 클래스프(Model 1, 2, 3, 4)와 원심교합면 레스트를 갖는 Akers 클래스프(Model 5, 6, 7, 8) 두가지로 하고, 간접유지장치가 있는 경우는 제1소구치의 근심외에 설계하여 직접유지장치가 다른 두가지의 국소의치를 제작하였다. 이렇게 만들어진 보철물을 모형에 장착시킨 채로 투명 자가중합레진에 매몰하여 레진 블록을 만들고, 레진 블록 윗면에 협설방향으로 3줄, 옆면에 각각 1줄씩 홈을 서로 평행되게 형성하여 각 단면을 동일한 위치에 위치시킬 수 있도록 하였다.

국소의치의 3차원 modelling을 위해 레진 블록에 매몰된 구조물들을 협측에서 설측으로 연마하면서, 외형의 변화가 급격한 부분은 0.5mm 간격으로, 외형 변화가 적은 부위는 1mm 간격으로, 그리고 설측바만 있는 부위는 2mm 간격으로 연속단층사진 촬영을 하여 24장의 절단면 슬라이드 사진을 얻었다. 이 슬라이드 필름을 환등기로 비추어 앞에서 설정한 기준 홈의 위치를 일치되게 할 수 있는 기초평면을 만든 후, 차례로 단면 슬라이드의 홈을 그 위에 일치시키고 백지에 tracing하였다.

백지에 tracing된 그림을 다시 모눈종이에 tracing하면서 각 단면에서 4개의 절감을 갖는 4각형의 평면요소를 만들었는데, 4각형으로 만들기 곤란한 부위는 3각형의 요소를 만들었다. 그 다음으로, 한 단면의 요소와 연속되는 다음 단면의 요소를 연결하면 입체요소가 형성되는데, 4각형 요소끼리 연결되는 부위는 8개의 절점으로 구성된 6면체의 입체요소가 형성되나, 모양이 불규칙하게 변하는 부분은 6개의 절점으로 구성된 삼각기둥, 5개의 절점으로 구성된 사각뿔, 4개의 절점으로 구성된 삼각뿔의 요소가 형성되었다.

여기서 좌표계는 직교좌표계를 사용하여, 원심에서 근심으로 x축, 하부에서 교합면쪽으로 y축, 설측에서 협측으로 향하여 z축으로 설정하였다. 그리고 국소의치 의치상과 잔존치조제 사이나, 국소의치 금

속구조물과 지대치금관 사이 등, 긴밀한 접촉을 유지하고 있는 부위는 접촉은 되나 하나의 물체처럼 고정되어 같이 움직이는 것이 아니므로, 국소의치와 구강조직이 긴밀한 접촉되는 계면에는 결점을 두개씩 부여하여 Cap Element를 구성하였다. 이 요소에서는 압축력은 전달되나 인장력은 전달되지 않는다.

응력분석의 초점이 되는 부분은 지대치와 국소의치, 점막 등이므로, 하악 전체를 modelling하지는 않았으며, 설측바는 전치부 정중선 부위까지 modelling하여 대칭조건을 부여하였다. 치근막의 두께는 0.2mm로 설계하였고^(26, 39), 치조골 높이가 백아-법랑 경계에서 3mm 이내를 정상이라고 보고 백아-법랑 경계 하방 2mm를 장상적인 치조골 높이로 잡았다⁽⁸⁸⁾. Modelling이 끝나는 해면골의 가장자리를 고정점으로 설정하였다.

이렇게 하여 3차원 유한요소 모형이 설계되었으며, 여기서 재질은 제4형 금합금, 상아질, 치수, 치주인데, 치밀골, 해면골, 점막, 인공치, 의치상, 코발트-크롬 합금의 10가지로 구성되었다. 금관을 접착한 인산아연 시멘트는 피막 두께가 25 μ m 정도이므로 너무 얇아서 modelling시에 요소를 부여하기 힘들고, 또한 응력분포에 거의 영향을 주지 않으리라 사료되기 때문에 생략하였고, 지대치 치근의 백아질도 생략하였다. 각 재질별로 유한요소 응력분석에 필요한 물성치인 Young 계수(E)와 Poisson 비(ν)를 선현

들의 연구에서 참고하여 Table 1과 같이 부여하였다.

본 연구에서 비교해보고자 하는 국소의치 설계상의 요인으로서, 먼저 직접유지장치의 레스트가 근심에 있는 것과 원심에 있는 것으로 여기에 부합되도록 각각 하악 제2소구치에 RPA 클래스프와 Akers 클래스프를 modelling 하였으며, 두번째로는 간접유지장치가 설계된 경우와 생략된 경우로 하악 제1소구치 교합면 근심외에 레스트가 설계된 것(Model 1, 2, 5, 6)과 설계되지 않은 것(Model 3, 4, 7, 8)을 modelling 하였다. 끝으로 하악 소구치를 유리단 국소의치의 지대치로 쓰는 경우가 임상에서 많은데, 이러한 연결고정의 효과를 알아보기 위해 연결고정을 한 경우(Model 1, 3, 5, 7)와 하지 않고 분리된 경우(Model 2, 4, 6, 8)를 각각 modelling 하였다. 이 연구에 사용된 각 모델의 명칭과 조건을 Table 2에, 그리고 Node와 Element의 수를 Table 3에 정리하였다.

국소의치의 인공치인 제1, 제2대구치의 교합접촉점인 중심와, 근심협측교두, 원심협측교두의 6군데를 하중점으로 잡아 150N의 하중을 분산하여 수직으로 가하고, 유한요소 해석 프로그램인 ANSYS REV 5.0(SWANSON ANALYSIS SYSTEMS, INC.)을 사용하여 응력과 변위를 해석하였다.

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

	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 dentures

	Direct retainer	Indirect retainer	Splinting
Model 1	RPA	yes	yes
Model 2	RPA	yes	no
Model 3	RPA	no	yes
Model 4	RPA	no	no
Model 5	Akers	yes	yes
Model 6	Akers	yes	no
Model 7	Akers	no	yes
Model 8	Akers	no	no

Table 3. Number of elements and nodes

	Element	Node
Model 1	5847	5165
Model 2	5847	5175
Model 3	5791	5165
Model 4	5791	5175
Model 5	5995	5222
Model 6	5995	5232
Model 7	5939	5222
Model 8	5939	5232

III. 실험 성적

국소의치 및 그 지지조직의 협설 중앙부를 근원심 방향으로 잘라 중요하다고 생각되는 특정 지점을 선택하여(Fig.1) 구체적인 정량적 비료를 하기 위해, Table 4,5에 응력을, 그리고 Table 6, 7, 8, 9에 변위의 실험성적을 정리하였다.

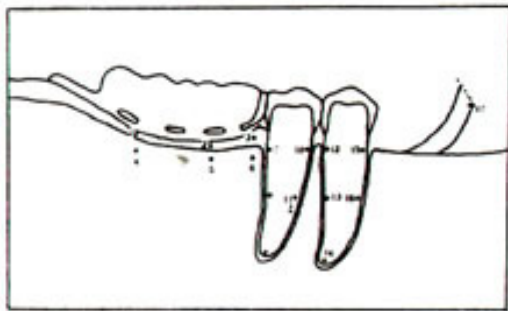


Fig.1. The interface points for measuring of stress.

1. 응력

(가) 개괄적 사항

하중이 가해진 의치부분의 치조점막 및 잔존치조제의 응력분포가 크게 나타났으며 최후방지대치의

원심에 가까운 인접면관 근처에 큰 인장응력이 집중되어 나타났다. 지대치 부분에서는 교합면 레스트를 중심으로 그 주변에 응력이 집중되어 있었으며 여기서부터 치관과 치근에 걸쳐서 전반적인 응력분포 양상을 보였는데 치관부에는 x-축, 즉 수평방향의 응력이 많이 작용하였고, 치근부에는 y-축, 즉 수직방향의 응력이 많이 작용하였다. 최후방지대치 원심면을 따라가며 압축응력의 분포를 보였는데 이는 치경부에서는 큰 값(7.7270 Mpa)을 보였고 치근단 쪽으로 내려가면서 점점 감소되어 치근단 쪽으로 내려가면서 점점 감소되어 치근단 쪽으로 내려가면서 점점 감소되어 치근단에서는 비교적 작은 값(1.0770 Mpa)을 보였다. 치근을 둘러싸고 있는 치조골이 그에 해당되는 치근 부위보다 더 높은 응력을 나타냈는데, 단 최후방지대치의 치경부 부위는 치조골보다 치근에 더 큰 응력이 작용되고 있었다. 전방 지대치에서는 근심치경부에 인장응력이 집중되어 있음이 확인되었다.

잔존치조제 부위에도 응력이 집중되어 나타났다. 제2대구치 부위에서 전방으로 갈수록 더 큰 응력이 더 넓게 분포하였는데, 이런 양상은 점막에서나 골에서나 마찬가지였지만 응력의 크기는 점막에 비해 골에 월등히 큰 힘으로 작용하고 있었다.

국소의치 부분에서는 교합면 레스트 부분과 인접 유도면, 클래스프 끝부분에 큰 응력이 모여있었고, 주연결장치를 따라가며 지속적인 응력분포를 보였다. 직접유지장치의 레스트 주변에 존재하는 응력은

Table 4. Von Mises stress(Model 1-4)(Mpa)

Point \ Model	1	2	3	4
1	0.25357E-03	0.26061E-03	0.23446E-03	0.23758E-03
2	0.20689E-02	0.20994E-02	0.22885E-02	0.23603E-02
3	0.44659E-01	0.45538E-01	0.45434E-01	0.46836E-01
4	0.75716E-01	0.74844E-01	0.81504E-01	0.81367E-01
5	1.6567	1.6504	1.6670	1.6587
6	1.8026	1.8019	1.8007	1.7990
7	7.7270	8.1494	7.9889	8.6617
8	4.9784	5.1019	5.0451	5.2325
9	1.0770	1.0880	1.0779	1.0923
10	3.6525	3.0593	3.6766	3.1929
11	1.0002	1.1043	1.1444	1.3457
12	2.4947	2.6699	3.8901	4.4439
13	0.79258	0.72526	0.69999	0.63896
14	0.99517	0.97294	0.90008	0.85899
15	4.6817	4.3470	3.8612	3.4029
16	3.7969	3.6962	3.4560	3.3136
17	0.73055	0.82452	0.43199E-01	0.45078E-01

Table 5. Von Mises stress(Model 5-8)(Mpa)

Point \ Model	5	6	7	8
1	0.23315E-03	0.24104E-03	0.24256E-03	0.24173E-03
2	0.21190E-02	0.21825E-02	0.23655E-02	0.24312E-02
3	0.45597E-01	0.47369E-01	0.46523E-01	0.48374E-01
4	0.76562E-01	0.75912E-01	0.86117E-01	0.85495E-01
5	1.6525	1.6510	1.6776	1.6744
6	1.8049	1.7997	1.8602	1.8494
7	8.1452	8.8978	8.1282	8.9689
8	4.7238	4.9291	4.7874	5.0061
9	1.1907	1.2102	1.2184	1.2388
10	3.7010	3.1552	4.0662	3.2910
11	0.99516	1.1646	1.0007	1.2111
12	3.0495	3.2065	3.9503	4.2789
13	0.78060	0.66665	0.73550	0.64642
14	0.98454	0.94306	0.88856	0.84001
15	4.2380	3.5413	3.5269	2.9988
16	3.7569	3.6068	3.4477	3.3134
17	0.46708	0.52593	0.38658E-01	0.35328E-01

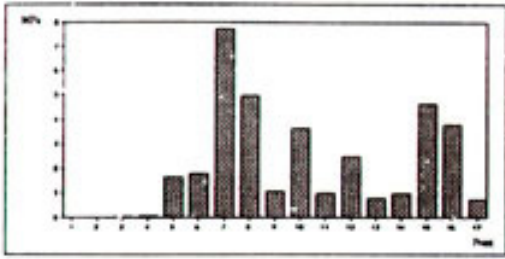


Fig.2. Von Mises stress of Model 1.

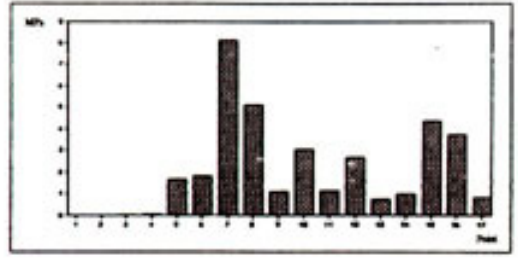


Fig.3. Von Mises Stress of Model 2.

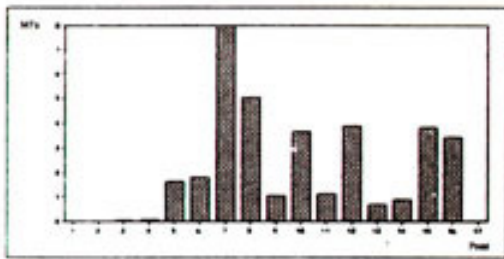


Fig.4. Von Mises stress of Model 3.

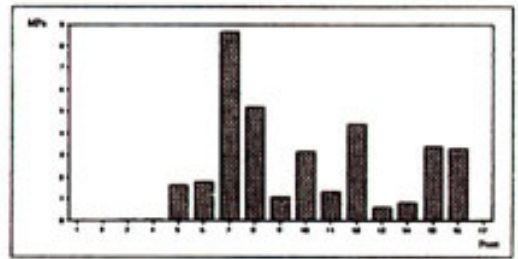


Fig.5. Von Mises stress of Model 4.

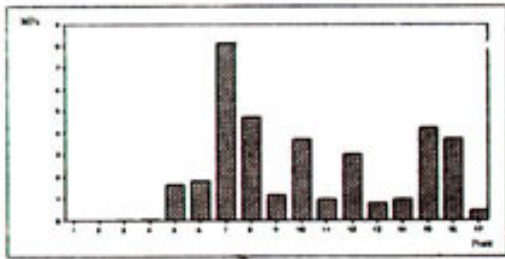


Fig.6. Von Mises stress of Model 5.

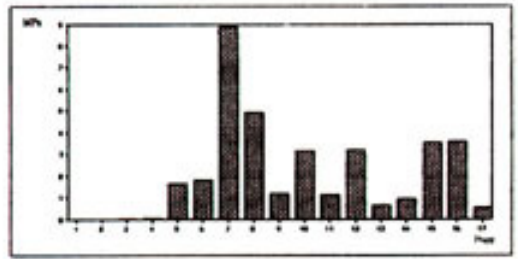


Fig.7. Von Mises stress of Model 6.

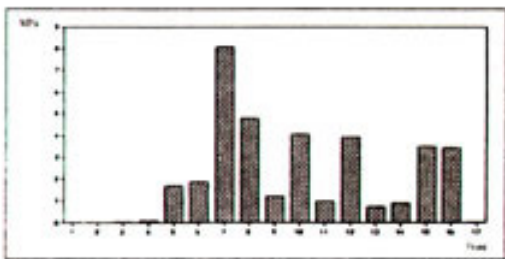


Fig.8. Von Mises stress of Model 7.

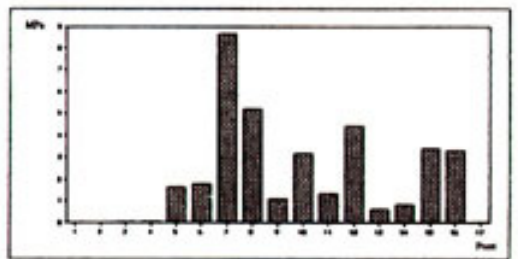


Fig.9. Von Mises stress of Model 8.

Table 6. Displacement to x-axis(Model 1-4)(mm)

Point \ Model	1	2	3	4
1	-0.16865E-02	-0.16731E-02	-0.16077E-02	-0.15789E-02
2	-0.23137E-02	-0.23027E-02	-0.23801E-02	-0.23803E-02
3	-0.21352E-01	-0.21709E-01	-0.21671E-01	-0.22244E-01
4	-0.17311E-02	-0.17144E-02	-0.16842E-02	-0.16556E-02
5	-0.19783E-02	-0.19548E-02	-0.19463E-02	-0.19117E-02
6	-0.16500E-02	-0.16258E-02	-0.15401E-02	-0.14970E-02
7	-0.12933E-01	-0.12917E-01	-0.13062E-01	-0.13061E-01
8	-0.10351E-02	-0.81777E-03	-0.98974E-03	-0.67778E-03
9	0.54134E-02	0.55952E-02	0.54682E-02	0.57320E-02
10	-0.16722E-01	-0.16774E-01	-0.17268E-01	-0.17434E-01
11	-0.63524E-03	-0.42358E-03	-0.62675E-03	-0.33143E-03
12	-0.18871E-01	-0.19075E-01	-0.20691E-01	-0.21446E-01
13	-0.36642E-02	-0.40275E-02	-0.48849E-02	-0.55876E-02
14	0.23596E-02	0.21648E-02	0.18577E-02	0.15344E-02
15	-0.15447E-01	-0.15760E-01	-0.17329E-01	-0.18153E-01
16	-0.35123E-02	-0.38931E-02	-0.47468E-02	-0.54739E-02
17	0.45400E-02	0.33420E-02	0.15291E-01	0.15779E-01

Table 7. Displacement to x-axis(Model 5-8)(mm)

Point \ Model	5	6	7	8
1	-0.16642E-02	-0.16452E-02	-0.16508E-02	-0.15284E-02
2	-0.23339E-02	-0.23398E-02	-0.24984E-02	-0.25064E-02
3	-0.21669E-01	-0.22441E-01	-0.22230E-01	-0.23037E-01
4	-0.17169E-02	-0.16929E-02	-0.17412E-02	-0.17151E-02
5	-0.19655E-02	-0.19353E-02	-0.20338E-02	-0.20025E-02
6	-0.16034E-02	-0.15867E-02	-0.16146E-02	-0.15983E-02
7	-0.12963E-01	-0.13034E-01	-0.13516E-01	-0.13564E-01
8	-0.97049E-03	-0.57878E-03	-0.11504E-02	-0.72912E-03
9	0.67822E-02	0.72484E-02	0.67833E-02	0.72795E-02
10	-0.17077E-01	-0.17336E-01	-0.17883E-01	-0.18126E-01
11	-0.68627E-03	-0.32335E-03	-0.89516E-03	-0.50643E-03
12	-0.19645E-01	-0.20006E-01	-0.21133E-01	-0.21734E-01
13	-0.40712E-02	-0.48077E-02	-0.50818E-02	-0.59042E-02
14	0.22247E-02	0.18147E-02	0.18037E-02	0.13855E-02
15	-0.16137E-01	-0.16746E-01	-0.17645E-01	-0.18459E-01
16	-0.39291E-02	-0.47018E-02	-0.49518E-02	-0.58088E-02
17	0.12771E-01	0.12965E-01	0.82790E-02	0.86678E-02

Table 8. Displacement to Y-axis(Model 1-4)(mm)

Point \ Model	1	2	3	4
1	-0.31865E-03	-0.31800E-03	-0.30360E-03	-0.30015E-03
2	-0.21372E-02	-0.21501E-02	-0.17905E-02	-0.17495E-02
3	-0.98085E-02	-0.98744E-02	-0.96454E-02	-0.97080E-02
4	-0.34156E-03	-0.34078E-03	-0.34795E-03	-0.34807E-03
5	-0.23747E-02	-0.23774E-02	-0.23089E-02	-0.22982E-02
6	-0.64133E-02	-0.64129E-02	-0.61622E-02	-0.61095E-02
7	-0.25086E-01	-0.25430E-01	-0.24940E-01	-0.25397E-01
8	-0.14753E-01	-0.14707E-01	-0.14417E-01	-0.14276E-01
9	-0.11864E-01	-0.11771E-01	-0.11538E-01	-0.11331E-01
10	-0.86714E-02	-0.81396E-02	-0.78909E-02	-0.69290E-02
11	-0.98583E-02	-0.97254E-02	-0.94599E-02	-0.91816E-02
12	-0.86188E-03	-0.65668E-03	-0.52311E-03	-0.36696E-03
13	0.10271E-02	0.10318E-02	0.74909E-03	0.64886E-03
14	0.27291E-02	0.27320E-02	0.25445E-02	0.24854E-02
15	0.10805E-01	0.10632E-01	0.10409E-01	0.10099E-01
16	0.55461E-02	0.55846E-02	0.55341E-02	0.55607E-02
17	0.27688E-01	0.26419E-01	0.58678E-01	0.63296E-01

Table 9. Displacement to Y-axis(Model 5-8)(mm)

Point \ Model	5	6	7	8
1	-0.30997E-03	-0.30858E-03	-0.30947E-03	-0.30863E-03
2	-0.20155E-02	-0.20109E-02	-0.17338E-02	-0.17235E-02
3	-0.98224E-02	-0.99274E-02	-0.97346E-02	-0.98316E-02
4	-0.33856E-03	-0.33950E-03	-0.35504E-03	-0.35615E-03
5	-0.23399E-02	-0.23530E-02	-0.22738E-02	-0.22717E-02
6	-0.63765E-02	-0.63507E-02	-0.60661E-02	-0.60183E-02
7	-0.25377E-01	-0.25963E-01	-0.25260E-01	-0.25855E-01
8	-0.14768E-01	-0.14598E-01	-0.14504E-01	-0.14288E-01
9	-0.11885E-01	-0.11624E-01	-0.11604E-01	-0.11292E-01
10	-0.82915E-02	-0.70802E-02	-0.78652E-02	-0.64856E-02
11	-0.97630E-02	-0.94062E-02	-0.94001E-02	-0.89824E-02
12	-0.94212E-03	-0.62893E-03	-0.10904E-02	-0.90318E-03
13	0.91248E-03	0.88962E-03	0.53256E-03	0.43609E-03
14	0.26812E-02	0.26650E-02	0.24149E-02	0.23530E-02
15	0.10682E-01	0.10268E-01	0.10183E-01	0.97424E-02
16	0.55652E-02	0.56084E-02	0.54251E-02	0.54442E-02
17	0.28417E-01	0.26855E-01	0.11388	0.11685

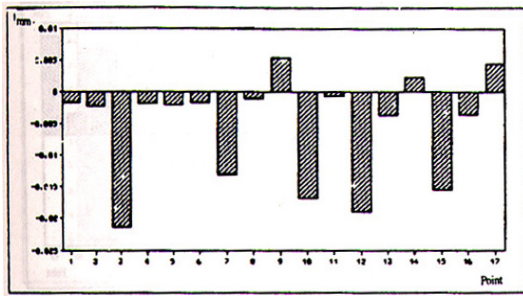


Fig.10. Displacement to X-axis, Model 1.

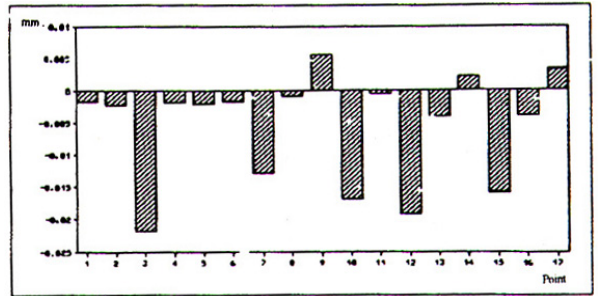


Fig.11. Displacement to X-axis, Model 2.

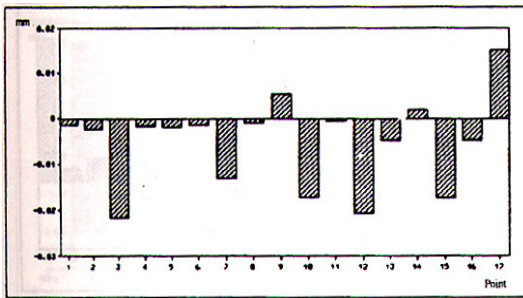


Fig.12. Displacement to X-axis, Model 3.

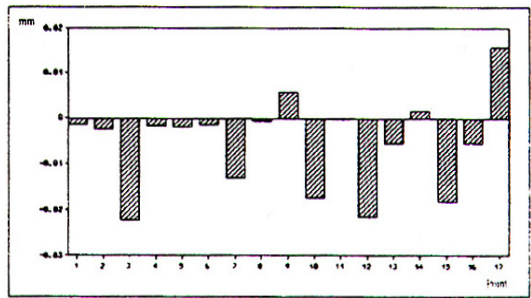


Fig.13. Displacement to X-axis, Model 4.

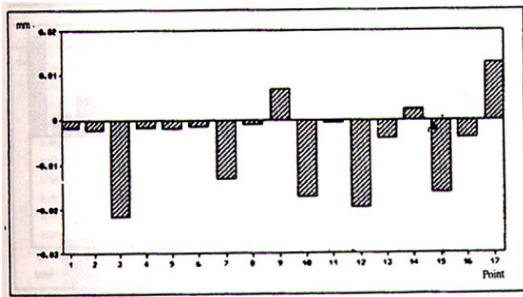


Fig.14. Displacement to X-axis, Model 5.

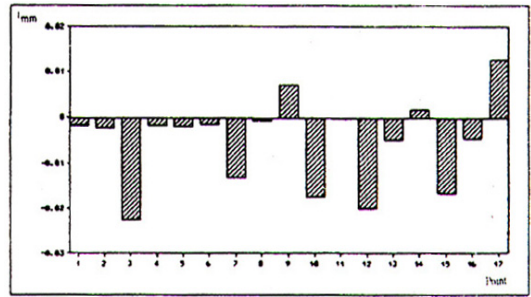


Fig.15. Displacement to X-axis, Model 6.

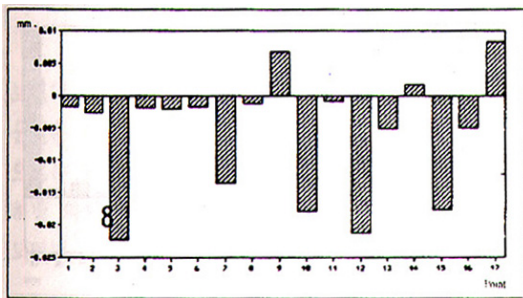


Fig.16. Displacement to X-axis, Model 7.

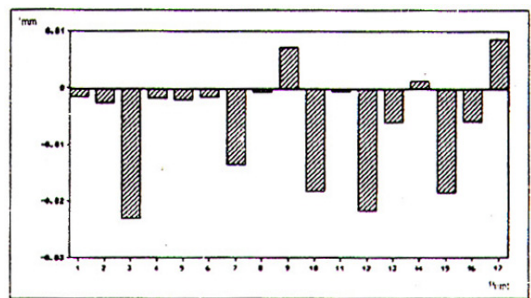


Fig.17. Displacement to X-axis, Model 8

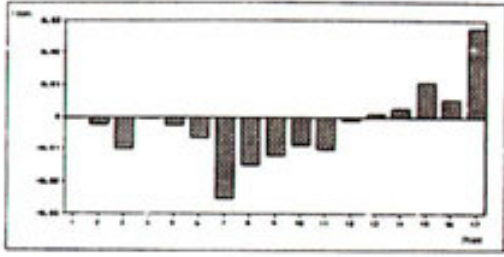


Fig.18. Displacement to Y-axis, Model 1.

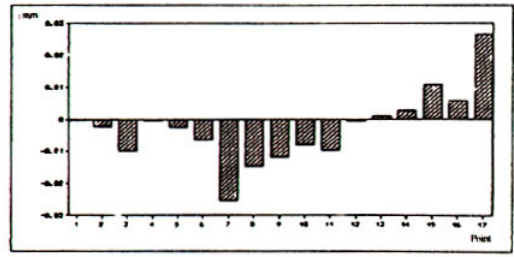


Fig.19. Displacement to Y-axis, Model 2.

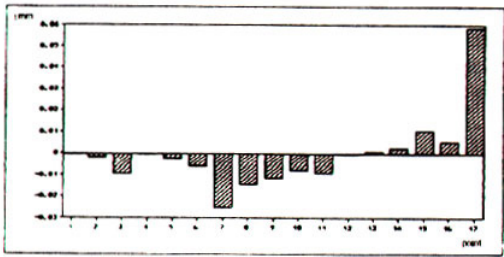


Fig.20. Displacement to Y-axis, Model 3.

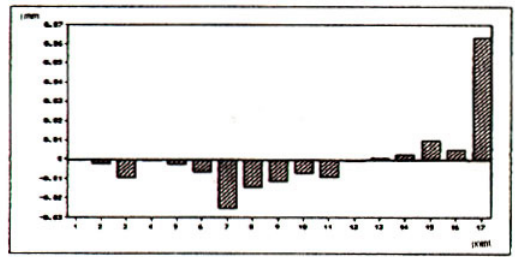


Fig.21. Displacement to Y-axis, Model 4.

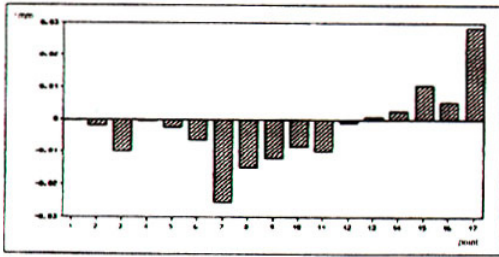


Fig.22. Displacement to Y-axis, Model 5.

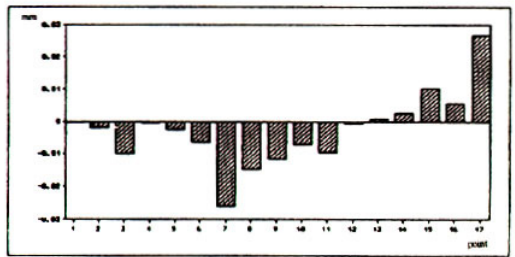


Fig.23. Displacement to Y-axis, Model 6.

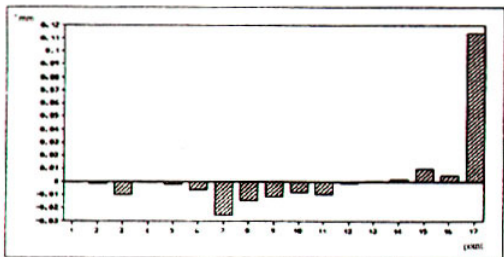


Fig.24. Displacement to Y-axis, Model 7.

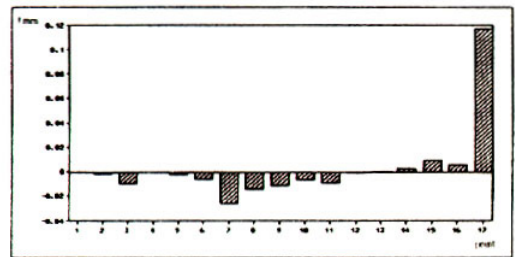


Fig.25. Displacement to Y-axis, Model 8.

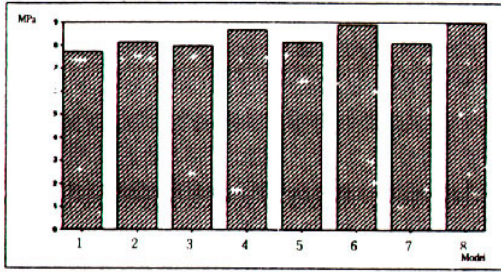


Fig.26. Von Mises stress of Point 7.

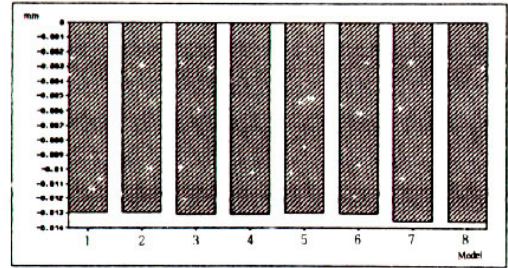


Fig.27. Displacement to X-axis, Point 7.

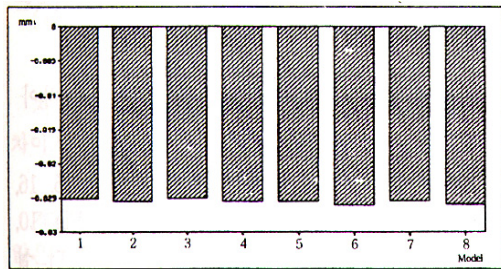


Fig.28. Displacement to Y-axis, Point 7.

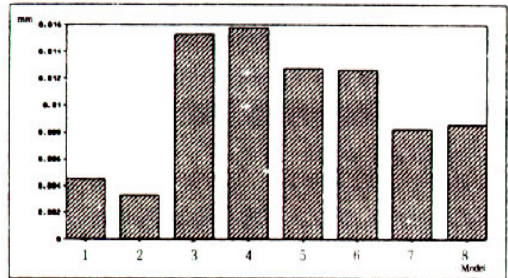


Fig.29. Displacement to X-axis, Point 17

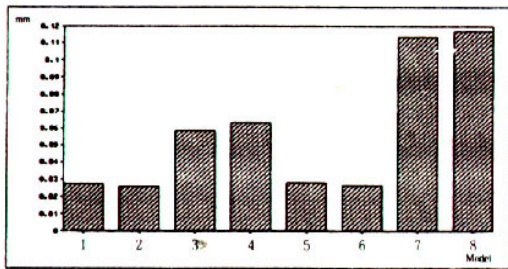


Fig.30. Displacement to Y-axis, Point 17.

수직방향으로는 압축응력이었고 수평방향으로는 인장응력이었다. 인공치의 하중점에서부터 하방 의치 상쪽으로 내려가면서 점차 응력이 상쇄 되었다.

(나) 직접유지장치의 레스트 위치에 따른 차이

원심교합면 레스트를 갖는 Akers클래스프(Fig. 6, 7, 8, 9)는 근심교합면 레스트를 갖는 RPA 클래스프

(Fig. 2, 3, 4, 5)에 비해서 최후방지대치의 원심 치경부에 더 많은 응력증가를 가져 왔다(Fig. 26). 지대치 연결고정이 된 모델(Fig. 2, 4, 6, 8)에서는 제1, 2 소구치 원심치경부에 응력이 커졌고, 지대치의 연결고정이 되지 않은 모델(Fig. 3, 5, 7, 9)에서는 제2소구치의 근심과 원심치경부에 응력 증가를 가져왔다. 그러나 치근 길이의 1/2되는 지점에서는 Akers 클래스프를 갖는 모델이 RPA 클래스프를 갖는 모델보다 작은 응력을 보였다.

(다) 간접유지장치의 유무에 따른 차이

제1소구치의 근심교합면에 레스트가 설계되지 않은 모델(Fig. 4, 5, 8, 9)에서는 다른 조건이 동일하며 간접유지장치가 있는 모델(Fig. 2, 3, 6, 7)에 비해 최후방지대치인 제2소구치에 더 많은 응력이 분포함을 볼 수 있었는데, 이는 근심과 원심치근면에서 뚜렷하고 치근단 부위에서는 그 차이가 작았다. 반면에 제1소구치 부위에 분포하는 응력은 감소되었는데,

특히 근심치경부의 인장응력은 거의 없어졌다. 그리고 이러한 경향은 지대치 연결고정이 되지 않은 모델에서 좀 더 뚜렷이 나타났고 지대치가 연결고정된 경우는 제1소구치의 레스트가 생략되어도 응력분포에 있어서 큰 변화는 없었다. 제1소구치에 설계된 레스트 및 그 직하방 치관부에 집중되어 있던 응력이 레스트 생략시 없어지면서 제2소구치 레스트 주변에 더욱 편중되어 나타났는데, 압축응력만을 보이던 직접유지장치의 레스트 부분에 압축과 인장응력이 부분적으로 나타나면서 복잡한 양상을 띠고 있었다. 간접유지장치 생략시, 전존치조제 부위에 좀 더 큰 응력이 작용되는 양상을 보였는데, 그 차이는 매우 작았고, 주연결장치를 통해 전달되는 응력도 감소함이 확인되었다.

(라) 지대치 연결고정 유무에 따른 차이

연결고정이 된 모델과 비교해 볼 때 지대치 연결고정을 하지 않은 모델에서는, 제1소구치의 응력은 모든 부위에서 다 감소되었고 제2소구치의 응력 크기는 증가하였다. 그 중에서도 지대치 원심면을 따라 집중되는 응력이 더욱 편중되어 나타났으며(Fig. 26), 근심면에서는 치근단에 가까운 치근 부위는 응력 크기의 증가를, 치정부에 가까운 치근부위는 응력 크기의 감소를 보였다.

잔존치조제 부위에 작용하는 응력도 연결고정을 하지 않은 경우가 좀 더 크게 나타나기는 했으나 그 차이는 매우 작아서 점막부분에서는 확인이 되지 않지만 치조골 부분에서는 거의 차이가 없었다.

2. 변위

(가) 개괄적 사항

a) x-축 방향의 변위

국소의치는 전체적으로 후방으로 변위되었는데 그 정도는 인공치 교합면 쪽이 컸으며 의치상 쪽으로 내려갈수록 작아졌다. 또한 후방에 위치한 부분일수록 변위량이 컸으며 주연결장치의 정중선 부위는 약간 전방으로 변위되는 경향을 보였다. 이러한 국소의치의 변위에 따라 잔존치조제의 점막과 골도 후방변위를 보였는데 점막 부분은 최후방이 가장 많은 변위를

보이며 전방으로 갈수록 감소하였다. 골에서는 제1대구치 직하방부에서 가장 큰 변위를 보였다.

지대치도 모두 원심변위를 보였으며, 그 정도는 치관부에서 크고 치근 쪽으로 내려가면서 점차 감소되어 치근단 부위는 약간의 전방변위를 보였다.

b) y-축 방향의 변위

국소의치와 지대치 모두 대부분은 하방변위를 보이는데 후방 부분일수록 하방변위가 더 심하고 전방으로 갈수록 변위량이 점차 감소되어, 제1소구치 치근단 및 근심측에서부터는 상방변위를 보였고 주연결장치의 중앙부는 상방으로 변위되는 경향이 확실하였다.

(나) 직접유지장치의 레스트 위치에 따른 차이

a) x-축 방향의 변위

Akers 클래스프가 설계된 모델(Fig. 14, 15, 16, 17)에서는 RPA 클래스프가 설계된 모델(Fig. 10, 11, 12, 13)에 비해서 지대치의 후방변위가 더 심했는데(Fig. 27), 제2소구치의 치정부는 원심, 치근단은 근심으로 더 변위되었고, 제1소구치는 모두 원심변위가 더 커졌다.

Akers 클래스프의 모델에서 잔존치조제 부분의 변위가 더 크게 나타났는데, 그 효과는 간접유지장치가 없는 경우 더욱 두드러졌으며 잔존치조제의 골보다는 점막에서 더 잘 확인되었다.

b) y-축 방향의 변위

Akers 클래스프 모델(Fig. 22, 23, 24, 25)은 RPA 모델(Fig. 18, 19, 20, 21)에 비해 제2소구치원심의 하방 변위는 더욱 가중되었고(Fig. 28) 근심의 하방변위는 작아졌다. 전방 주연결장치 중앙부 상방 변위도 증가하였는데 간접유지장치가 있는 모델에서는 그 차이가 작았지만 간접유지장치가 없는 모델에서는 확연히 큰 차이를 보였다(Fig. 30).

(다) 간접유지장치의 유무에 따른 차이

a) x-축 방향의 변위

제1, 2 소구치 모두 후방변위량이 간접유지장치의

생략으로 더욱 커졌으며 약간의 전방변위를 보이던 제1소구치 치근단은 전방변위의 감소 또는 후방변위를 보였다. 가장 두드러진 부분은 전방의 주연결장치 부위로서, 제1소구치의 레스트가 생략된 모델에서는 이 부분의 전방 이동이 눈에 띄게 나타났다.(Fig. 29). 이러한 차이들은 RPA 클래스프를 갖는 모델보다 Akers 클래스프를 갖는 모델에서 더 컸다.

b) y-축 방향의 변위

제1소구치의 교합면 레스트가 생략되면 지대치의 하방변위는 덜 되면서 주연결장치부위가 현저한 상방변위를 보였는데, 이 역시 PRA 모델보다는 Akers 모델에서 더 두드러지게 나타났다(Fig. 30).

(라) 지대치 연결고정 유무에 따른 차이

a) x-축 방향의 변위

지대치 연결고정에 의한 전후방향의 변위에는 차이가 없었다.

b) y-축 방향의 변위

제2소구치 원심치경부의 변위가 연결고정되지 않은 경우 더욱 심화되었으며(Fig. 28), 이때 제1소구치의 변위는 전체적으로 감소하였다.

IV. 총괄 및 고안

후방연장 국소의치에 가해진 교합력은 잔존치조제에 응력을 전달할 뿐만 아니라 최후방 지대치의 교합면 레스트를 연결하는 가상의 축을 중심으로 하여 회전운동을 일으키며 발생하는 측방압에 의해 지대치 치근막의 변형을 초래할 수 있다. 그러므로 국소의치를 설계, 제작할 때는 레스트, 인접 유도면, 직접유지장치 등을 통해 지대치와 그 주의조직에로의 적절한 힘이 분산이 가능하게 해야 하며, 잔존치조점막에도 효율적으로 응력을 분산시켜 지대치를 보호할 수 있어야 한다.

Craig와 Farah⁽¹⁸⁾, 김 등⁽⁷⁹⁾에 의해 앞서 행해졌던 국소의치에 대한 2차원 유한요소분석은 복잡한 입체 구강구조를 평면으로 단순화시키므로써, 레스트와

클래스프가 동일 평면에서 작용하게 되는 문제점이 있고, 치근을 둘러싸는 치주인대나 치아와 잔존치조제의 입체구조를 제대로 묘사하기 어렵다는 실험방법상의 문제점을 안고 있었다. 본 연구에서는 5100여개의 절점과 5800여개의 요소를 갖는, 실물과 거의 유사한 해부학적 형태와 물리적 특성이 부여된 3차원 유한요소 모형을 설계하였고, 모형 상호간에 있어서 비교의 객관성을 유지하기 위해 치아와 잔존치조제 및 극속의치 설계에 변화가 없는 부분은 동일하게 하였다.

유한요소법을 이용한 컴퓨터 분석에서는 재료의 원자배열이 3차원 좌표계 내에서 방향과 무관하게 동일한 물리적 성질을 갖는 것으로 가정되나 실제로는 그렇지 않다. 그래서 재료의 등방성에 관한 Poisson 비가 계산 과정에 포함되어 이 문제점을 보완시키고 있다. 어떤 물체에 하중이 가해졌을 때 항복점에 도달하기 전까지는 탄성변형을 하게 되고 항복점 이상에서는 소성변형을 하게 된다. 그러나 본 연구는 소성변형을 관찰하고자 하는 것이 아니고 발생된 응력의 크기와 분포를 비교하고자 하는 목적을 갖고 있으며 구강내 조직에 절달되는 하중의 범위는 비례한계 내의 값들로 주어지기 때문에 해석의 간편성을 위해 탄성변형을 한다고 가정하였다⁽⁸⁶⁾. 또한 점막은 단순한 선형탄성체가 아니라 복잡한 점탄성체의 성질을 갖는데^(38, 53), 이를 유한요소 모형에 재현시키려면 시간요인을 포함한 점성 변형체 해석과 비선형 동요해석으로 실험해야 하나 얻어지는 결과에 비해 비경제적이고 복잡하므로 선형탄성 재료로 가정하게 된다. 그리고 Gobind와 Hohammed⁽²⁸⁾의 연구에서 보면 실제의 치근막은 개개의 섬유속 간에 직접적인 접촉이 없어 응력이 균등 분배되지 않는 섬유성 치주인대로서, 치주인대의 modelling 유형이 치조골 응력의 성질과 크기에 영향을 미친다고 하였다. 그러나 그 차이가 본 실험의 결과를 좌우할 만한 영향을 미치지 않는다고 판단되어 modelling의 편의상 치근막은 응력을 균등하게 공유하는 이론적 연조직인 연속성 치주인대로 가정하여 설계하였다.

국소의치에 있어서 움직임의 정도와 방향은 지지 조직의 성질과 보철물의 설계에 의해 영향을 받게 된다. 후방연장 국소의치의 지대치에 가해지는 응력은 방향에 따라 수직, 수평, 사선, 방향의 힘으로 나누어

지는데, Shohet(31)은 수직력은 후방부 치아 지지의 결손에서 비롯되는 것이고 수평력은 의치의 측방운동에 의해 야기되는 것이라고 하였다. 김 등(79)에 의해 행해진 후방연장 국소의치에 관한 2차원 유한요소분석에서 보면, 제1소구치는 후방으로 변위되고 제2소구치는 후하방의 변위를 보였으며, 치근의 원심에는 압축응력, 근심에는 인장응력을 보였고 레스트 부분에 응력이 집중되는 양상이 나타났었는데, 본 연구에서도 약간의 차이는 있지만 전반적인 양상은 유사하게 나타났다. 레스트와 인접유도면, 그리고 클래스프 끝부분에 응력이 집중되는 것을 볼 수 있었고, 이로 미루어 국소의치 구성요소들 중 이런 부분을 통해 치아로 힘이 전달되어 짐을 확인할 수 있었다. Kratochvil과 Caputo(42)는 후방연장 국소의치 주조체에서 치아와 접촉되는 금속 부분에 대한 생리적인 적합이 tipping과 torquing 운동을 최소화하는데 필요하다고 하였다. Cecconi 등(11)도 국소의치에 있어서 지대치로 전달되는 힘은 주로 교합면 레스트로부터 전달된다고 보고한 바 있다.

1978년에 Craig와 Farah(18)에 의해 행해진 후방연장 국소의치에 관한 2차원 유한요소분석에서는 응력이 치근단 부위와 치근단에서 약간 근심 쪽에 집중되었고 후구치삼각부에는 거의 응력을 보이지 않았다. 또한 허중점 바로 아래에 응력이 집중되지는 않았는데, 이는 잔존치조제와 국소의치 사이의 긴밀한 적합, 점막의 탄성과 응력 분산 능력등에 의한 영향이라고 설명하고 있다. 응력을 하악에 적절히 분산시키는 가장 중요한 요소는 건강하고 견고하며 균일한 점막과 여기에 잘 맞는 의치상이다. 하악골의 응력은 인장력이며 대체적으로 압축보다는 인장력이 크다. 그런데 골흡수는 압축력이 존재하는 부위에서 발생되지 인장력이 작용하는 부위에서는 안 일어난다는 사실에 비추어 볼 때 매우 흥미를 끌게 되는데, 아마도 이는 치근막이 존재함으로 인해 치아에 가해진 압축력을 골에 인장력으로 전환시켜 절달하는데 도움을 주는 것 같다고 Craig와 Farah(18)는 해석하고 있었다.

후방연장 국소의치에 어떠한 직접유지장치를 설계할 것인가는 클래스프의 탄력성과 지대치에 가해지는 외력에 근거하여 주로 결정되어져 왔다. Kratochvil과 Caputo(42)와 Krol(43)도 후방연장 국소

의치 하에서 근심교합면 레스트를 갖는 직접유지장치는 지대치를 근심으로 미는 외력을 발생시킨다고 보고하였으나, Cecconi(12)는 직접유지장치 설계에 따른 지대치 운동방향에는 차이가 없다고 하였으며, Browning 등(8, 9)도 RPI 클래스프와 가공선 클래스프 간에 운동방향의 차이는 없다고 하였다. 이러한 상반된 견해들 가운데 유리단축 최후방 지대치에 설계되는 교합면 레스트의 근원심 위치에 따른 지대치의 응력 및 운동에 관한 연구가 관심의 초점이 되어왔다. McCartney(45)는 레스트 위치와 클래스프 설계의 다양성은 힘 전달의 크기와 방향에 영향을 미치고, 결과적으로 지대치 움직임에 영향을 미친다고 하였다. 1977년 Thompson 등(63)의 연구에서 근심교합면 레스트가 있는 직접유지장치가 더 좋은 결과를 보였는데, 원심교합면 레스트가 있는 직접유지장치는 치관을 원심쪽으로 치근은 근심쪽으로 움직이게 하는 수평력을 발휘하며 후방연장 국소의치의 레스트를 전방에 설계해야 가해지는 외력을 더욱 수직으로 전달할 수 있는 회전축이 제공된다고 하였다. Kratochvil(41)과 Krol(43)은 최후방 치아의 근심 또는 전방부에 위치한 교합면 레스트가 원심교합면 레스트에 비해 의치상 하부 점막 표면에서 좀 더 수직에 가깝게 연조직의 지지를 증가시켜 주고 최후방 치아에 인접한 치은 점막을 덜 압박하게 된다고 하였으며, 최후방 지대치를 근심으로 경사지게 하는 힘이 발생하여 인접치아로부터 지지와 안정을 기대할 수 있다고 주장하였다. Pezzoli 등(52)도 직접유지장치에 대한 광탄성 실험에서 근심교합면 레스트가 원심교합면 레스트보다 응력분포 양상이 양호하다고 보고하였고 Ko 등(40)도 근심 또는 원심교합면 레스트를 설계한 하악 국소의치에 대한 실험에서 근심교합면 레스트의 경우가 잔존치조제에 더욱 균등하게 응력을 분산시킨다는 보고를 하였다.

원심교합면 레스트의 경우 지대치가 후방으로 경사되는 양상을 띠며, 지대치 동요도 증가와 치조골의 상실로 인한 의치의 동요를 초래하여 결과적으로는 교합의 부조화를 야기한다는 이론에 반해 Stewart 등(60)은 원심교합면 레스트를 권장하였고, Goodkind(30)는 근심교합면 레스트인 경우가 더 큰 지대치 운동을 보인다는 임상실험 결과를 발표한바 있다. 또한 Cecconi(13)는 4가지 서로 다른 클래스프

설계를 통한 실험에서 RPI가 다른 클래스프에 비해 지대치의 운동방향에는 차이가 없지만 운동량은 유의하게 컸다는 보고를 하였다. Kratochvil과 Caputo⁽⁴²⁾는 그 이유로 인접면판의 생리적 relief가 없기 때문인 것으로 설명하였고, 한편 Cecconi 등⁽¹¹⁾은 국소의치에 하중이 가해질 때 생기는 힘은 주로 교합면 레스트를 통해 지대치에 전달되며 레스트의 위치에 무관하게 지대치 운동의 차이는 없었다고 하였다.

본 실험에서는 Akers 클래스프와 RPA 클래스프는 Eliason⁽¹⁹⁾에 의해 소개된 것으로 RPI 클래스프의 근심교합면 레스트와 인접면판은 동일하고 I-bar 대신 인접면판의 상부에서 시작되는 환상형 클래스프를 사용하므로, 연조직의 언더컷 양이 과다할 때 사용이 곤란하고 의치의 철거시 직접유지장치를 이탈시키기 어렵다는 RPI 클래스프의 문제점을 보완할 수 있는 직접유지장치이다.

본 연구에서는, 직접유지장치의 레스트 위치가 달라짐에 따라 그 부분에 응력이 집중되는 결과로 보아 교합면 레스트를 통해 지대치로 응력이 전달 된다는 앞에서의 문헌들과 일치되는 결과를 얻었다. 원심교합면 레스트를 갖는 직접유지장치를 후방연장 국소의치에 설계할 경우 지대치를 더욱 후방경사지게 만든다는 사실이 유한요소 분석을 통해 확인되었으며, 또 간접유지장치가 생략된 경우 의치의 운동이 근심교합면 레스트가 설계된 국소의치에서보다 더욱 심함을 알 수 있었다.

후방연장 국소의치에서는 직접유지장치의 레스트를 연결한 가상선을 축으로 하는 국소의치의 회전운동이 일어나며, 이로 인해 의치상이 잔존치조제에서 탈락하려는 회전운동과 측방운동에 저항하게 되는 간접유지장치의 설계가 필요하다⁽³³⁾. 이러한 간접유지장치는 여러가지 형태로 설계할 수 있겠으나 그 위치는 fulcrum line에서 가능한한 멀리 있게 해야 하고 뚜렷한 레스트 시트에 놓이도록 설계해야 한다. 1975년 Fisher와 Jaslow⁽²⁴⁾의 연구에서도 간접유지장치의 효과는 전치의 경사진 설면에 위치했을 때보다 뚜렷한 레스트가 사용되었을 때 더 효과가 크다고 했으며, 치조제에서 탈락하려는 수직력이 한쪽의 후방연장 의치상에 가해졌을 때 반대측의 간접유지장치 부위가 지렛대가 된다고 하였다. 그러나 한편, 사

용된 힘과 치아운동량이 적은 점을 고려할 때, 간접유지장치의 주기능은 단지 의치 침상시의 기준점이 되는 것이 아닌가 하는 제안도 하였다. 반면 Pezzoli 등⁽⁵²⁾은 후방연장 국소의치에 가해진 하중이 연결고정되지 않은 지대치의 간접유지장치에 의해 전방치아에 까지 전달된다는 실험 결과를 발표한 바 있다.

본 연구에서도 간접유지장치로 설계되었던 제1소구치의 근심교합면 레스트가 생략된 경우 주연결장치 부위의 전상방변위가 두드러지게 나타났는데, 이는 앞에서 기술한 fulcrum line을 중심으로 하는 의치의 회전운동으로 설명이 된다. 간접유지 장치는 fulcrum line에서 멀리 위치할수록 유리하나, 임상적으로 절단면 레스트나 cingulum 레스트 보다는 교합면 레스트가 많이 사용됨을 감안하여 이와 같은 설계를 하였고 그 효과는 만족할 만 하다고 사료된다.

후방연장 국소의치의 설계를 할 때 약한 지대치의 보호를 목적으로 치아를 연결고정하게 되는 경우가 임상에서 흔히 있게 되며 특히 하악에서는 더욱 그러하다. 저작력에 대해서 지대치를 보하고 안정화시키는 가장 좋은 방법은 인접치와 연결 고정하는 것이라는 주장이 오래전부터 있어왔다^(2, 30, 33, 48, 64, 67). Aydinlik 등⁽²⁾은 Macroperiodontometer로 지대치 움직임을 측정하여 연결고정을 하므로써 지대치 움직임이 6-78% 감소되었다는 보고를 하였으며, 이는 단근치 2개가 다근치로 바뀌므로 연결고정된 치아의 회전중심이 치근중경에 있게되어 회전 모멘트의 크기가 작아지기 때문이라고 설명하였다. Wright 등⁽⁶⁷⁾도 유한요소분석을 통해 치아에 가해진 힘은 치근막과 치조골 내에 생긴 응력에 의해 균형을 이루게 되는데, 기계공학적으로 볼 때 치아의 연결고정은 바람직한 기술이라고 하였고, Ferencz⁽²³⁾도 연결고정을 한 경우 측방력의 방향을 바꾸게 하여 좀 더 수직방향으로 힘이 전달되게 한다고 하였다. 또한 White⁽⁶⁵⁾의 국소의치에 대한 광탄성 연구에서는 이중지대치인 경우가 단일지대치인 경우보다 잔존치조제의 응력은 감소되었지만 후방지대치 치근단에 더 큰 응력 집중이 뚜렷하게 나타났다고 보고하였다. Glickman 등⁽²⁷⁾은 광탄성 실험을 통해 연결고정장치를 부여한 지대치에 가해지는 힘이 더욱 치아장축으로 전달된다는 것을 보여주었고, 생체조직 실험에서

는 연결고정장치를 하지 않은 경우는 괴사상, 흡수성 변화가 심했으나 연결고정장치를 부여한 경우는 한 개의 치아에 전달된 힘이 연결고정된 다른 부위로 전달되어 괴사상, 흡수성 변화가 적게 일어난다고 하였다. 또한 치주학적 측면에서, Nyman과 Lindhe^(49, 50)는 지지조직이 심하게 감소된 치아에서, 염증이 없는 경우는 지대치의 동요가 있고 지지조직이 적음에도 불구하고 연결고정장치로 안정될 수 있으며, 이때는 균형교합이 될 수 있게 의치를 설계해야 한다고 하였다.

본 연구에서도 제2소구치만을 지대치로 사용한 경우와, 제1, 2소구치를 연결고정한 경우를 비교하였는데, 연결고정을 하지 않은 경우는 제2소구치에만 응력이 편중되고, 제1, 2 소구치가 연결고정된 경우는 두 치아에 나누어 분포되면서 치근단 부위로 응력이 모이는 것으로 미루어 더욱 치아장축으로 힘이 전달된다는 사실을 확인할 수 있었다. 그러나 그 차이가 매우 뚜렷해가 나타나지는 않았는데, 이는 아마도 본 연구에서 치조골 높이가 정상인 지대치를 가정하였기 때문인 것으로 생각된다. 실제 임상에서 후방연장 국소의치의 지대치로 사용되는 치아 중 치조골 흡수가 전혀 없는 경우는 찾아보기 힘들 정도로 드물며, 치아의 연결고정은 원래 치주적으로 약한 지대치의 보호라는 측면에서 도입된 것이므로 치조골이 흡수된 경우에 대한 연구가 더 필요하다고 생각된다.

본 연구에서는 정중선을 중심으로 하여 대칭조건을 부여하였다. 그러나 실제 저작시는 어느 한쪽에만 주된 하중이 가해지게 되고 반대측은 균형 교합을 이루게 되므로, 저작측인 경우와 비저작측인 경우의 응력분포 및 변위는 달라질 것으로 추측된다. 또한 국소의치 지대치의 부하와 운동에 영향을 주는 요소로는 그밖에도 연결장치의 모양과 견고성, 의치상의 연장정도, 기능적 의치상, 완압장치 등 여러 요인들이 있으므로⁽²⁵⁾ 다각적인 연구가 계속되어야 한다고 생각된다.

유한요소법에서는 기계공학적 측면의 응력에 관한 분석은 가능하지만, 인체 구강조직의 생물학적 고려는 불가능하다. Kro⁽⁴⁴⁾은 염증이 있을 때는 응력에 의해 치조골 소실이 더욱 악화되지만, 염증이 없으면 응력이 작용한다해도 심각한 수직적 골소실을 일으키지는 않는다는 보고를 한 바 있다. 그러므로 응력

분석의 결과만으로 지대치 및 구강조직과 보철물에 대한 예후를 판단하는 것은 곤란하며 항상 생물학적 고려를 잊지 말아야 하겠다.

V. 결론

저자는 하악 후방연장 국소의치에서 그 구성요소의 설계변화에 따른 지지조직의 응력을 비교 분석하기 위해 제1, 2 대구치가 결손된 부분무치악 모형에 국소의치를 설계하고 인공치 교합접촉점들에 150N의 분산하중을 수직으로 가하여, 직접유지장치의 레스트 위치, 간접유지장치의 유무, 지대치 연결고정의 유무에 따른 응력 및 변위를 3차원 유한요소법으로 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 수직하중은 주로 교합면 레스트를 통해 지대치로 전달되었다.
2. 수직하중 적용시 지대치는 원심으로 변위되었으며, 지대치 치근의 원심면에는 압축응력, 근심면에는 인장응력을 보였다.
3. 수직하중 적용시 의치는 전반적으로 후하방 변위를 보였는데, 의치상의 후방쪽으로 갈수록 변위량이 컸으며 전방의 주연결장치는 상방으로 변위되는 경향이 있었다.
4. 원심교합면 레스트를 갖는 직접유지장치는 근심교합면 레스트를 갖는 직접 유지장치에 비해 지대치를 후방경사시키는 경향이 있었다.
5. 간접유지장치가 설계되지 않은 경우, 전방에 위치한 주연결장치 부위는 심한 상방변위를 보였다.
6. 연결고정한 지대치는 양쪽 지대치에 응력이 분산되었고, 연결고정하지 않 지대치는 최후 방지대치의 원심치근부로 응력이 집중되었다.

Reference

1. Anderson, J. and Lammie, G. : A clinical survey of partial denture. *Br. Dent. J.*, 92 : 59, 1952.
2. Aydinlik, E., Bülent Dayangac and Emine çelik. : Effect of splinting on abutment tooth movement. *J. Prosthet. Dent.* 49 : 477-480, 1983.
3. Aydinlik, E. and 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. Bell, J.G., Smith, M.C., and de pont, J.J. : Cuspal failures of MOD restored teeth. *Aust. Dent. J.*, 27 : 283-287, 1982.
5. Berg, T. and Capto, A.A. : Maxillary distal extension removable partial denture abutments with reduced periodontal support. *J. Prosthet. Dent.*, 70 : 245-250, 1993.
6. Bergman, B. : Periodotal 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. Browning, J.D., Meador, L.W., and Eick, J.D. : Movement of three removable partial denture clasp assemblies under occlusal loading. *J. Prosthet. Dent.*, 55 : 69, 1986.
9. Browning, J.D. and McGarran, H.E. : Abutment tooth movement measured in vivo by using stereophotogrammetry. *J. Prosthet. Dent.*, 57 : 323-328, 1987.
10. Caputo, A.A., Gonidis, D., and Matyas, J. : Analysis of resin bonded fixed partial dentures. *Quint. International*, 17 : 89-93, 1986.
11. Cecconi, B., Asgar, K., and Dootz, E. : Clasp assembly modifications and their effect on abutment tooth movement. *J. Prosthet. Dent.*, 27 : 160, 1972.
12. Cecconi, B.T. : Effect of rest design on transmission of forces to abutment teeth. *J. Prosthet. Dent.*, 32 : 141-151, 1974.
13. Cecconi, B.T., Asgar, K., and Edward, D. : The effect of partial denture clasp design on abutment tooth movement. *J. Prosthet. Dent.*, 25 : 44-55, 1971.
14. Chou, T.M., Caputo, A.A., and Moore, D.J. : Photoelastic analysis and comparison of force transmission characteristics of intracoronal attachments with clasp distal-extension removable partial denture. *J. Prosthet. Dent.*, 62 : 313, 1989.
15. Christidon, L., Osborne, J., and Charberlain, J. : The effects of partial denture design on the mobility of abutment teeth. *Br. Dent. J.*, 135 : 9, 1973.
16. Clayton, J.A. and Jaslow, C. : A measurement of clast forces on teeth with different clasp design on abutment tooth movement. *J. Prosthet. Dent.*, 25 : 21, 1971.
17. Cook, S.D., Weinstein, A.M., and Klawitter, J.J. : A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant. : *J. Dent. Res.*, 61 : 25-29, 1982.
18. Craig, R.G. and Farah, J.W. : Stress from loading distal-extension removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.* 39 : 274-277, 1978.
19. Eliason, C.M. : RPA clasp design for distal extension removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.*, 49 : 25, 1983.
20. Farah, J.W., Powers, J.M., Dennison, J.B., and Craig, R.G. : Effects of cement bases on the stresses and deflections in composite restorations. *J. Dent. Res.* 55 : 115-120, 1975.
21. Farah, J.W., Hood, J.A.A., and Craig, R.G. : Effects of cement bases on the stresses in amalgam restorations. *J. Dent. Res.*, 54 : 10-15, 1975.
22. Fenner, W., Gerber, A., and Mühlemann, H.R. : Tooth mobility changes during treatment with partial denture prosthesis. *J. Prosthet. Dent.*, 6 :

- 520-525, 1956.
23. Ferencz, J.L. : Splinting. Dent. Clin. North Am., 30 : 383-393.
 24. Fisher, R.L and Jaslow, C. : The efficiency of an indirect retainer. J. Prosthet. Dent., 34 : 24-30, 1975.
 25. Frechette, A.R. : The influence of partial denture design on distribution of force to abutment teeth. J. Prosthet. Dent., 6 : 195-212, 1956.
 26. Glickman, I. : Clinical periodontology, Philadelphia, 1962, W.B. Saunders Company, pp.29, 329.
 27. Glickman, I. : Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces. J.Periodontol., 41 : 30-35, 1970.
 28. Gobind, A.H, and Hohammed H. : Natural tooth considering fibrous PDL structure. J. Dent. Res., 60 : 873-877, 1981.
 29. Goel, V.K., Khera, S.C., Senthil Gurusami, and Robert, C.S.C. : Effect of cavity depth on stresses in a restored tooth. J. Prosthet, Dent. 67 : 174-83, 1992.
 30. Goodkind, R.J. : The effect of removable partial denture on abutment mobility; A clinical study. J. Prosthet. Dent., 30 : 139, 1973.
 31. Harmon s. : Relative magnitudes of stress on abutment teeth with different retainers. J. Prosthet. Dent., 21 : 267-282, 1969.
 32. Hayrettin, K. and Douglas, H.H. : Finite element handbook, R.P. Donnelly and Sons Company, pp.275-2108, 1987.
 33. Henderson, D., McGivney, G.P., and Castleberry, D.J. : McCracken' s removable partial prosthodontics. Ed.7. St. Louis, 1985, The CV Mosby Co.
 34. Huelke, D.F. and Patrick, L.M. : Mechanics in the production of mandibular ractures; stain gauge measurements of impacts to the chin, J. Dent, Res., 43 : 437-446, 1964.
 35. James, A.A., Jean, A.F., and Robert G. C. : Modification of stresses in alveolar bone induced by a tilted molar. J. Prosthet. Dent., 34 : 415-421, 1975.
 36. Kevser Aydin, A. and Eman Tekkaya, A. : Stress induced by different loadings around weak abutments. : J. Prosthet. Dent., 68 : 879-884, 1992.
 37. Khera, S.C., Goel, V.K., chen, R.C.S., and Gurusami, S.A. : Parameters of MOD avity preparations : A 3-D FEM study, Part II., Operative denstistry, 16 : 42-54, 1991.
 38. Kidd, W.L and Daly, C.H. : The bilogic and mechanical effects of stress on orl mucosa. J. Prosthet. Dent, 47 : 317-329, 1982.
 39. Kinnie, M,E and Caputo, A.A. : Stresses developed during typical impacted maxillary 3rd molar extractions. Quint. International, 17 : 5-8, 1986.
 40. Ko, S.H., Mcdowell, G.C., and Kotowicz, W.E. : Photoelastic stress analysis of mandibular removalbe partial denture with mesial and distal occlusal rests. J. Prosthet. Dent., 56 : 454, 1986.
 41. Kratochvil, F.J. : Influence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth. J. Prosthet. Dent., 13 : 114-124, 1963.
 42. Kratochvil, F.J. and Caputo, A.A. : Photoelastic analysis of pressure on teeth and bone supporting removable partial dentures. J. Prosthet. Dent., 32 : 52-61, 1974.
 43. Krol, A.J. : Clasp design for extension base removable partial denture. J. Prosthet. Dent., 29 : 408, 1973.
 44. Krol, A.J. : RPI clasp retainer and its modifications. Dent. Clin. North Am., 17 : 631-649. 1973.
 45. 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.
 46. Morin, D.L., Cross, M., Voller V.R., Douglas, W.H., and Delong, R. : Biophysical stress

- analysis of restored teeth : modelling and analysis. *Dent. Master.*, 4 : 77-84, 1988.
47. Mühlemann H.R. : Tooth mobility I. The measuring method, initial and secondary tooth mobility. *J. Periodontol.*, 25 : 22, 1954.
 48. Nairn, R.I. : The problem of free-end denture bases. *J. Prosthet. Dent.*, 16 : 522, 1966.
 49. Nyman, S. and Lindhe, J. : Prosthetic rehabilitation of patients with advanced periodontal disease. *J. Clin. Periodontol.*, 3 : 135-147, 1976.
 50. Nyman, S. and 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.
 51. Osamu Miyakawa, Nobuhiro Shiokawa, Teruo Matsuura, and Kouji Hanada : A new method for finite element simulation of orthodontic appliance-teeth-periodontium-alveolus system. *J. Biomechanics.*, 18 : 277-284, 1985.
 52. Pezzoli, M., Rossetto, M., and Calderale, P.M. : Evaluation of load transmission by distal extension removable partial dentures by using reflection photoelasticity. *J. Prosthet. Dent.* 56 : 329-337, 1986.
 53. Picton, D.C.A. and Wills, D.J. : Viscoelastic properties of the periodontal ligament and mucous membrane. *J. Prosthet. Dent.*, 40 : 263-272, 1978.
 54. 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 dentitions. *J. Prosthet. Dent.*, 33 : 529, 1975.
 55. Pryputnicwicz, R.J., Brustone, C.J., and Bowley, W.W. : Determination of arbitrary tooth displacement. *J. Dent. Res.*, 57 : 663-674, 1978.
 56. Ramfjord, S. and Ash, M. : Occlusion, ed.1 Philadelphia and London, 1996, W.B. Saunders Company. Pp.84-92, 125.
 57. Reitz, P.V. and Caputo, A.A. : A photoelastic study of stress distribution by a mandibular split major connector. *J. Prosthet. Dent.* 54 : 220, 1985.
 58. Rissin, L., House, J.E., Conway, C., Loftus, E.R., and Channcey, H.H. : Effect of age and removable partial dentures on gingivitis and periodontal disease. *J. Prosthet. Dent.*, 42 : 217-223, 1979.
 59. Ryden, H. : The laser beams for measuring tooth mobility and tooth movement. *J. Periodontol.*, 45 : 283-287, 1979.
 60. Stewart, K.L., Rudd, K.D., and Kuebker, W.A. : Clinical removable prosthodontics. P.370, St. Louis, C.V. Mosby Co., 1983.
 61. Sutherland, J.K., Holland, G.A., Sluder, T.B., and White, J.J. : A photoelastic analysis of the stress distribution in bone supporting fixed partial dentures of rigid and nonrigid design. *J. Prosthet. Dent.*, 44 : 616, 1980.
 62. Tebrock, O.G., Rohen, R.M., Fenster, R.K., and 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.
 63. Thompson, W.D., Kratochvil, F.J., and 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.
 64. Vig, R.G. : Splinting bars and maxillary indirect retainers for removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.*, 13 : 125, 1963.
 65. White, J.T. : Visualization of stress and strain related to removable partial denture abutments. *J. Prosthet. Dent.*, 40 : 143-151, 1978.
 66. Williams, K.R., Edmundson, J.T., and Rees, J.S. : Finite element stress analysis of restored teeth. *Dent. Mater.*, 3 : 200-206, 1987.
 67. Wright, K.W.J., Mech, M.J., and 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.
68. Wright, K.W.J. and Yettram, A.L. : Finite element stress analysis of a Class I amalgam restoration subjected to setting and thermal expansion. J. Dent. Res., 57 : 715-723, 1978.
 69. Yettram, A.L., Wright, K.W., and pickard, H.M. : Finite element stress analysis of the crowns of normal and restored teeth. J. Dent. Res., 55 : 1004-1001, 1976.
 70. Young, T.M and Altschuler, B.R. : Laser holography in dentistry. J. Proshet. Dent., 38 : 216, 1977.
 71. De Vree, J.H., Peters, M.C.R.B., and Plasschaert, A.J.M. : The influence of dification of cavity design on distribution of stresses in a restored molar. J. Dent. Res., 63 : 1217-1220, 1984.
 72. 고현주, 정재현 : 골유착성 임플란트 보철 수복시 자연 지대치와의 고정 유무에 따른 유한요소법적 응력분석, 대한치과보철학회지, 29 : 147-160, 1991.
 73. 고현, 우이형, 박남수 : 고정성 보철치료에서 골유착성 임프란트의 경사도 변화에 따른 변위와 응력에 관한 유한요소적 연구, 대한치과보철학회지, 31 : 580-610, 1993.
 74. 김동원, 김영수 : 골유착성 보철물에 관한 삼차원 유한요소분석적 연구, 대한치과보철학회지, 29 : 167-214, 1991.
 75. 김문기, 최부병 : 유한요소법에 의한 Telescope Denture의 지대치 및 지지조직의 역학적 반응에 관한 연구, 대한치과보철학회지, 22 : 109, 1984.
 76. 김영원, 손병화 : 견치 원심이동시의 초기변화에 관한 유한요소법적 연구. 대한치과교정학회지, 18 : 25-53, 1988.
 77. 김정희, 정재현, 조규종 : Overdenture 하에서 하악응력 및 의치의 변위에 관한 유한요소법적 분석, 대한치과보철학회지, 28 : 63-90, 1990.
 78. 김진, 방몽숙 : 지대치 형태에 따른 Post core의 치근 내부 및 지지조직의 응력분석. 대한 치과보철학회지, 31 : 468-481, 1993.
 79. 김현길, 김종환, 배태성, 박찬운 : 유한요소법에 의한 유리단 국소의치 지지조직의 응력 분석, 전북치대 논문집, 6 : 67-86, 1988.
 80. 문병화, 양재호 : 유한요소분석법을 이용한 치근형 임플란트의 응력분포에 관한 연구. 대한치과보철학회지, 31 : 129-150, 1993.
 81. 박상수, 방몽숙 : 골유착성 임플란트를 중간 지대치로 사용한 고정성 보철물의 응력분석. 대한치과보철학회지, 31 : 611-624, 1993.
 82. 양홍서, 장완식 : 전치부 계속치의 지대치 및 지지조직의 역학 반응에 관한 유한요소법적 연구, 대한치과보철학회지, 24 : 617-635, 1986.
 83. 윤동주, 신상완, 서규원 : 고정성 보철물을 지지하는 골유착성 임플란트의 위치에 따른 지지조직에서의 유한요소적 응력분석. 대한치과보철학회지, 31 : 87-100, 1993.
 84. 윤성일, 장익태 : 양측성 유리단 국소의치의 설계 변화에 따른 광탄성 응력 분석에 관한 연구. 대한치과의사협회지, 23 : 45-57, 1985.
 85. 이규칠, 계기성 : 주연결장치의 설계변화에 따른 하악 유리단 국소의치의 광탄성 응력분석에 관한 연구. 대한치과보철학회지, 29 : 177-194, 1991.
 86. 이철규, 김창희, 김영수 : 총의치 교합면 형태가 하악골 응력분포에 미치는 영향에 관한 삼차원 유한요소분석적 연구, 대한치과보철학회지, 31 : 351-384, 1993.
 87. 정창모, 이호용 : 골유착성 임플란트와 자연치를 이용한 고정성 국소의치에서 응력분산 및 충격흡수에 관한 유한요소법적 응력분석. 대한치과보철학회지, 30 : 582-610, 1992.
 88. 제갈경섭, 홍순호, 조광현 : 치조골이 흡수된 연결고정 장치의 치근단 주위에 발생하는 응력의 분석, 경북치대 논문집, 6 : 285-303, 1989.
 89. 조광현, 최부병, 박남수 : 중간지대치가 포함된 고정가공의치의 지대치 주위조직에서 발생하는 응력에 관한 광탄성학적 연구. 대한치과보철학회지, 22 : 55-69, 1987.
 90. 조봉제, 손병화 : 상악골 급속 확장시 상악골의 응력 분산과 변위에 대한 유한요소법적 분석. 연세치대 논문집, 3 : 459-470, 1985.
 91. 조인호, 김영수 : 총의치 교합형태에 따른 3차원적 광탄성 응력분석. 대한치과의사협회지, 20 : 945-966, 1982.
 92. 조호구, 이기수 : 정형력에 대한 하악골내의 응력분산과 변위에 관한 유한 요소법적 분석. 대한치과교정학회지,

- 14 : 75-92, 1984.
93. 최수호, 정재현 : 골내 임플란트를 이용한 고정성 국소 의치 하에서 변위 및 응력에 관한 유한요소법적 연구, 대한치과보철학회지, 29 : 233-248, 1991.
94. 하치양, 최부병, 우이형 : 유한요소법을 이용한 IMZ 임플란트의 플라스틱 및 티타늄 IME의 응력분포에 관한 연구, 대한치과보철학회지, 31 : 625-642, 1993.

EXPLANATION OF FIGURES

- Fig. 31. Buccal view of model 1.
- Fig. 32. Lingual view of model 1.
- Fig. 33. Buccal view of model 3.
- Fig. 34. Lingual view of model 3.
- Fig. 35. Buccal view of model 5.
- Fig. 36. Lingual view of model 5.
- Fig. 37. Stress at X-direction of model 1.
- Fig. 38. Stress at Y-direction of model 1.
- Fig. 39. Von Mises stress of model 1.
- Fig. 40. Von Mises stress of model 2, F
- Fig. 41. Von Mises stress of model 3.
- Fig. 42. Von Mises stress of model 4.
- Fig. 43. Von Mises stress of model 5.
- Fig. 44. Von Mises stress of model 6.
- Fig. 45. Von Mises stress of model 7.
- Fig. 46. Von Mises stress of model 8.
- Fig. 47. Displacement to X-axis of model 1.
- Fig. 48. Displacement to X-axis of model 2.
- Fig. 49. Displacement to X-axis of model 3.
- Fig. 50. Displacement to X-axis of model 4.
- Fig. 51. Displacement to X-axis of model 5.
- Fig. 52. Displacement to X-axis of model 6.
- Fig. 53. Displacement to X-axis of model 7.
- Fig. 54. Displacement to X-axis of model 8.
- Fig. 55. Displacement to Y-axis of model 1.
- Fig. 56. Displacement to Y-axis of model 2.
- Fig. 57. Displacement to Y-axis of model 3.
- Fig. 58. Displacement to Y-axis of model 4.
- Fig. 59. Displacement to Y-axis of model 5.
- Fig. 60. Displacement to Y-axis of model 6.
- Fig. 61. Displacement to Y-axis of model 7.
- Fig. 62. Displacement to Y-axis of model 8.

논문사진부도 ②

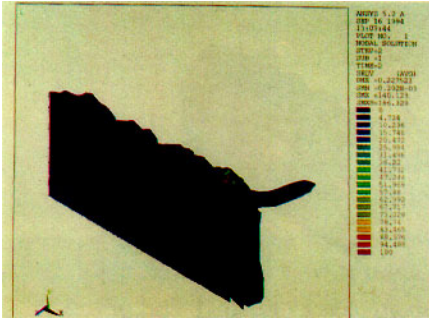


Fig. 39.

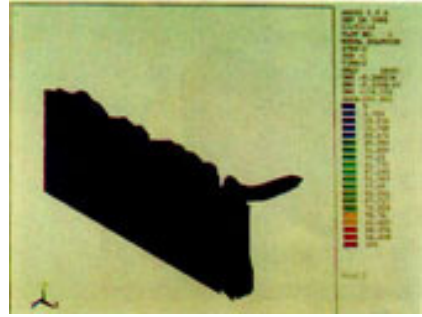


Fig. 40.

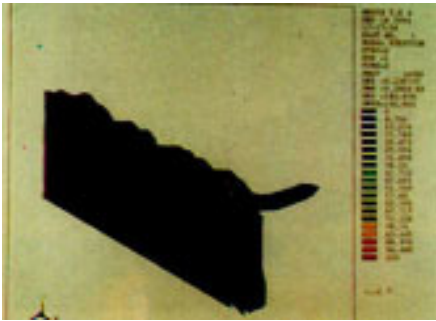


Fig. 41.

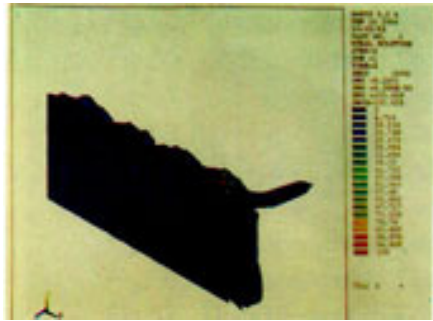


Fig. 42.

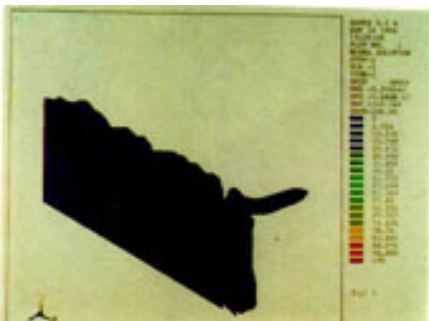


Fig. 43.

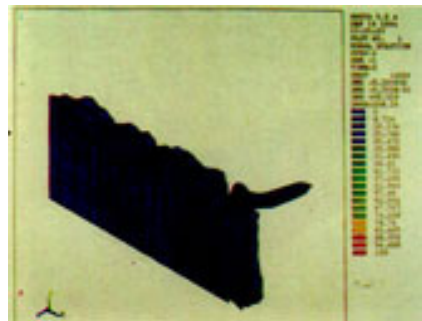


Fig. 44.

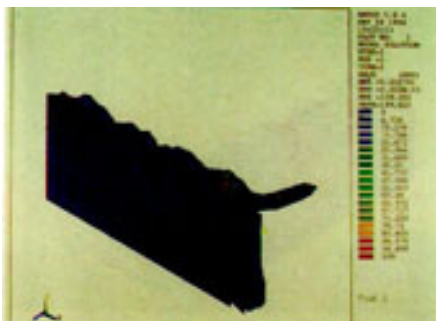


Fig. 45.

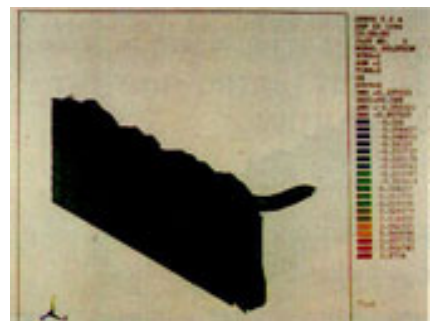


Fig. 46.

논문사진부도 ③

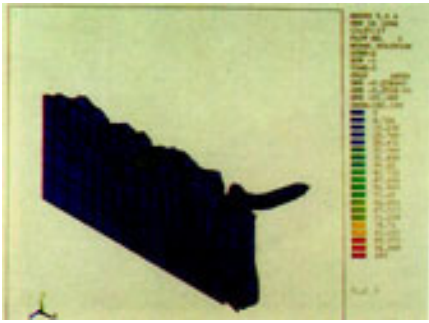


Fig. 47.

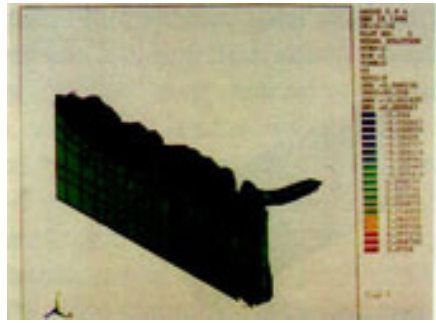


Fig. 48.

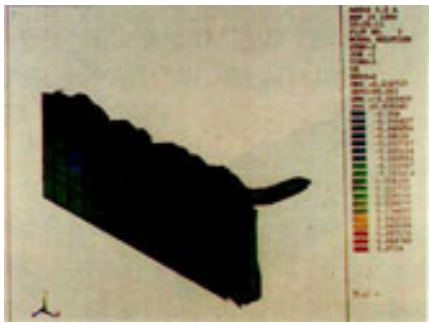


Fig. 49.

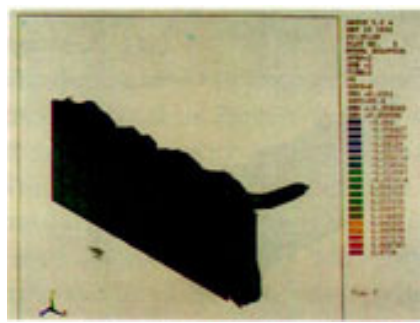


Fig. 50.

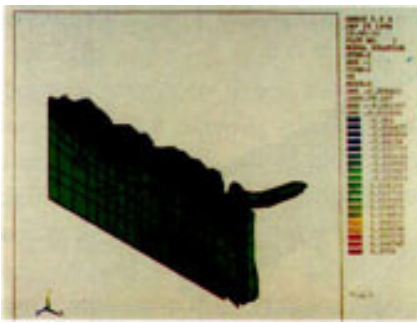


Fig. 51.

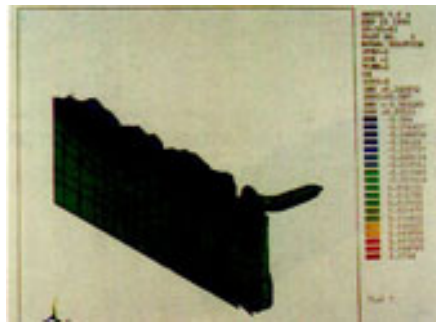


Fig. 52.

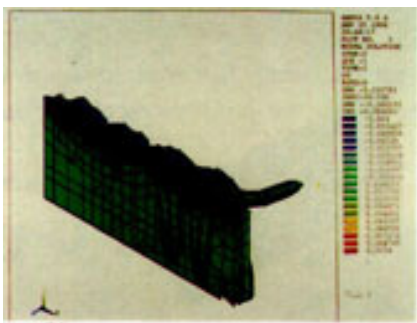


Fig. 53.

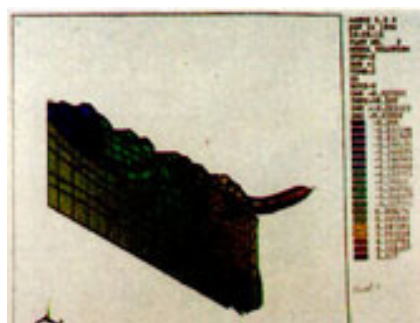


Fig. 54.

논문사진부도 ④

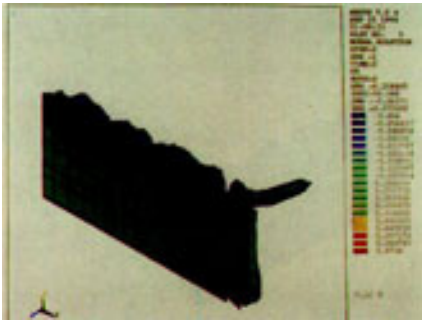


Fig. 55.

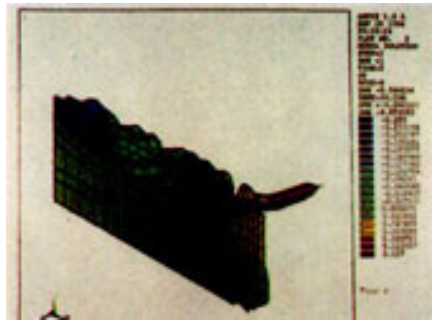


Fig. 56.

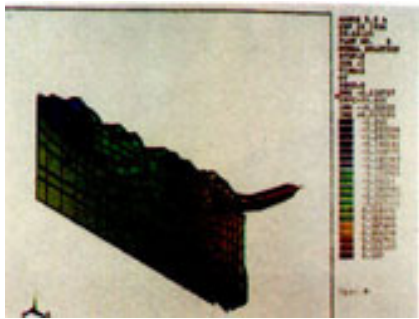


Fig. 57.

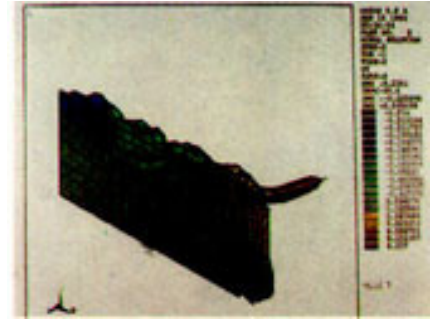


Fig. 58.

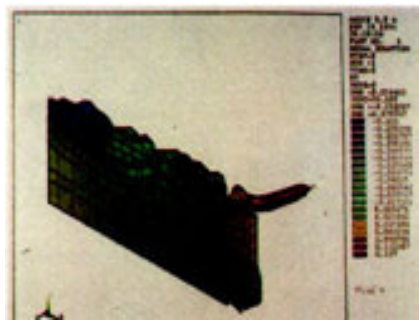


Fig. 59.

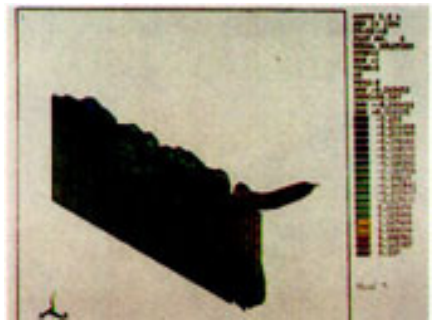


Fig. 60.

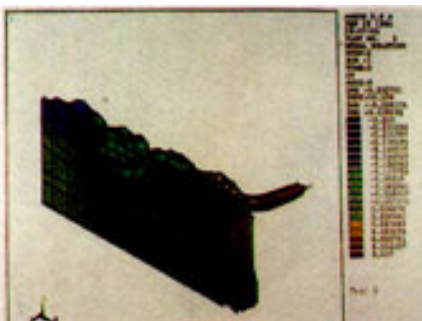


Fig. 61.

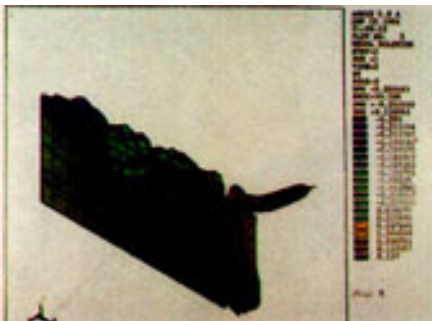


Fig. 62.

=Abstract=

A 3-DIMENSIONAL FINITE ELEMENT STRESS ANALYSIS ON THE SUPPORTING TISSUES OF REMOVABLE PARTIAL DENTURES WITH VARIOUS RETAINER DESIGNS

Ki-Sook Kim, Kwang-Nam Kim, Ik-Tae Chang

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University

The purpose of this study was to evaluate the stress distribution developed in the supporting structures by mandibular distal extension removable partial dentures with 2 different direct retainer designs and with or without indirect retainer and abutment splinting.

The examined direct retainers on the second bicuspid abutment tooth were Akers clasp and RPA clasp, the indirect retainer was located on the mesial fossa of the first bicuspid, and the first and second bicuspid were splinted in case of tooth splinting. Total 8 cases were compared and analyzed with 3-dimensional finite element method. 150N were applied vertically on the artificial teeth of the removable partial denture, and then stress distribution patterns were analyzed and compared.

The results were as follows :

1. The forces transmitted to the abutment tooth were primarily from the occlusal rests.
2. The abutment tooth was displaced distally when the force was applied. The compressive stress was observed at the distal root surface of the abutment tooth and the tensile stress, at the mesial root surface.
3. The denture base was displaced posteriorly and inferiorly when the force was applied. At the more distal portion of the denture base, the greater displacement was observed. And the anterior portion of the major connector was displaced superiorly.
4. The occlusal rest placed on the distal part of the abutment tooth tended to tip the tooth more posteriorly than did one on the mesial part of that tooth.
5. Severe superior displacement was observed at the anterior portion of the major connector in case of removable partial dentures without indirect retainer.
6. In case of tooth-splinting, the stress was distributed through all the root surface of both abutments. In case of no tooth-splinting, the stress was concentrated on the distal root surface of the primary abutment.

Key words : Removable partial denture, 3-Dimensional finite element method, Direct retainer, Indirect retainer, Splinting