

Overdenture 하에서 하악응력 및 의치의 변위에 관한 유한요소법적 분석

*조선대학교 치과대학 보철학교실
**전남대학교 공과대학 기계공학교실

김정희* · 정재현* · 조규종**

— 목 차 —

- I. 서 론
- II. 연구재료 및 방법
- III. 연구성적
- IV. 총괄 및 고안
- V. 결 론
- 참고문헌
- 영문초록

I. 서 론

치과 보철물 제작시 고려해야 할 중요한 문제 중의 하나는 지지조직의 보존일 것이다. 이 문제의 해결을 위한 여러 사람들의 끊임없는 임상적 노력에도 불구하고 지지조직의 비가역적 퇴행성 변화는 계속되고 있으며^{1,2,31,54,55)}, 이러한 퇴행성 변화의 원인은 전신적 건강, 영양상태 등의 원인도 고려될 수 있지만¹⁶⁾ 보철물의 여러 제반조건에 의한 기능력 분산의 불균형과도 밀접한 관련을 갖는다^{9,37)}.

일반적으로 물체에 외력이 가해지면 가해진 힘의 방향, 지지 받는 물체의 형태 및 재질종류에 따라 분산되는 내부응력의 양상이 달라지며, 이러한 내부응력은 물체내의 변형을 야기시키고, 그 크기가 클때는 영구적인 변형 또는 파괴등을 초래할수 있는데 치아 및 그 주위조직, 치과 보철물 등에서도 이러한 기본 원칙은 그대로 적용된다⁴³⁾.

치과 보철물 중에서도 총의치는 지지골의 퇴행성 변화와 관련되는 잔존 치조제에서 응력을 주로 분산시킨다^{11,17,31)}. 특히 하악은 이러한 응력에 아주 민감하여 퇴행성 변화를 일으키기 쉽다고 보고되고 있으며^{26,31,66)} 그 이유로는 하악지지 면적은 상악 지지 면적에 비해 상당히 감소되어 있으며 무치악 하악은 상악에 비해 형태 및 구조적으로 하중을 잘 견디어 낼 수 없게 되어 있기 때문이다^{16,51)}. 총의치 환자의 오랜 기간의 누년적 연구에서 Atwood¹¹⁾, Tallgren⁶⁶⁾은 총의치 장착 사용시 전방치조제 부위에서 상악에서 보다 하악에서 4배 정도 더 많은 치조골 흡수를 보고한 바 있다.

이러한 하악의 심한 골흡수는 의치 지지 부위를 손상시키며 의치의 안정과 유지를 더욱 어렵게 만드는 요인이 된다. 기저골과 관련하여 기능하는 동안 의치의 움직임은 지지 점막의 탄성과 기능시에 의치의 고유 불안정과도 밀접한 관련을 갖고 있는데 의치 기저 지지조직 위에서 어떠한 방향으로의 의치상의 움직임으로 야기되는 의치의 불안정은 지지조직에 외상을 가할수 있는 잠재력을 가지고 있다. 따라서 총의치 제작시 의치의 안정 및 유지를 최대한 도모하여 저작계의 여러조직에 전달되는 파괴적인 응력을 최소화 하기 위하여 지금까지 총의치의 인공치형태, 인공치재료, 인공치배열방법, 의치상 재료등에 관한 많은 연구가 이루어져 왔다^{1,4,5,40,71)}.

최근 잔존치근을 남겨둔채 그위에 제작하는 총의치의 일종인 overdenture가 임상에 널리 이용

되고 있다^{69,70}). 이러한 overdenture의 장점으로는 잔존 치조골의 보존, 수직지지와 유지, 수평안정, 잔존치근에 의한 고유 수용유도(proprioceptive guidance)의 유지, 환자의 심미성 증진 등이 문헌에서 다수 보고 되고 있으며^{20,24,29,30,42,47,67,69,73}) overdenture가 이러한 많은 장점을 가지므로 치과의사는 일반 총의치의 제작을 고려하기 전에 가능한 이러한 overdenture의 사용을 선호하고 있다. 그런데 이러한 overdenture는 지지를 점막과 잔존치근의 경조직으로부터 얻으므로써 기존의 총의치와는 지지기전이 다소 다르다⁷⁵). 따라서 White등⁷⁴)은 기능시 overdenture에 의한 하중이 어떻게 적절한 점막과 지대치에 의해 분산될수 있는가를 파악하는 것이 임상에서 무엇보다 중요하다 하였고 Warren등⁷³)은 overdenture의 지대치 형태에 따른 치조골에 하중의 분산 양상을 광탄성 응력 분석을 이용하여 이미 연구보고한 바 있다.

한편 Brewer등¹⁶)은 overdenture에서 지대치 주위의 치주질환 및 치아 우식증에 의한 실패 이외에도 의치상의 파절은 임상에서 자주 직면하는 문제이며 이는 잔존치근의 존재로 인한 얽힌 의치상의 두께, 지대치 지지에 의한 상대적으로 증가된 기능력, 지점(fulcrum)현상, 의치의 침강(settling)등이 야기되므로써 유발되는 것으로 간주하였으며 이러한 의치상의 파절을 방지하기 위하여 레진 의치상을 금속상으로 대치하거나 의치상 내면의 적절한 간격부여, 지대치의 형태 수정 등이 고려되어야 한다고 하였다.

하지만 overdenture 제작시 사용하는 의치상 재료, 지대치와의 의치상과의 접촉여부 등에 따른 무치악 하악에 전달되는 응력 및 변위 분석에 관한 연구가 충분히 이루어지지 않은 실정이다. 따라서 저자는 2차원 유한 요소법을 이용하여 임상적으로 상악에 비해 더 많은 문제점을 갖고 있는 하악에서 overdenture 장착시 의치상의 재료 및 설계, 하중 조건에 따른 의치, 점막, 지대치 및 하악골에 발생하는 응력 및 변위를 연구분석한 결과 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하고자 한다.

II. 연구재료 및 방법

총의치가 장착된 하악골의 응력 및 변형을 생체에 대해 직접 해석하기는 불가능한 일이므로 일반적으로 생체의 구조와 운동을 simulation 시킨 가상 모델을 만들어서 간접적으로 그 가상모델의 응력과 변형을 고찰하는 것이 가장 효과적인 방법으로 사료된다. 대표적인 해석방법으로는 광탄성 응력해석법과 유한 요소법을 들 수 있는데 단일 재료로 구성된 구조인 경우에는 광탄성법이 매우 유용하고 확실하게 응력의 분포를 가시화 시킬수 있지만 여러가지 복합된 재질로 구성된 구조인 경우는 각각 다른 재료의 물성치를 묘사시킬수 있는 광탄성재료가 풍부하지 못하여 해석 결과의 정확도 및 신뢰도가 떨어지므로 유한 요소법을 사용하여 해석 하는 것이 바람직하다^{3,44}). 그런데 유한요소법을 사용하는 경우는 서로 다른 물성치를 갖는 재질들을 묘사하는데는 문제가 없지만 해석 대상의 구조를 도형상에서 유한개의 요소로 분할하기 때문에 요소를 분할하는 크기 및 방법에 따라 해석의 오차 값이 달라지고 특히 경계조건을 어떻게 선정하느냐에 따라 해석의 결과가 판이하게 달라지므로 경계조건의 선정에 세심한 배려를 하여야 한다. 그런데 본 연구의 대상인 총의치가 장착된 하악골은 의치 점막, 지대치 및 하악골 등과 같이 물성치가 크게 다른 재질로 구성되어 있기 때문에 본 연구에서는 유한요소법을 이용하여 응력과 변형 해석을 수행코자 하였다.

먼저 치아가 발거된 후 오래되지 않아 잔존치조와의 형태를 가지고 있는 사체의 건조된 무치하악을 Soft X-ray(Softex Type CMBW-2, Softex 주식회사, 일본)사진 촬영하였다(Fig. 1). 이를 기초로 하여 일반적으로 자연치 중에서 견치가 가장 오래 잔존되어 overdenture의 지대치로 가장 많이 이용되고 있다 하였으므로^{41,42,56}) 본 연구에서도 견치가 남아 있는 근원심 절단(cross-sectional) 하악 표준모형을 제작한후, 하악골 및 overdenture의 크기를 고려하여 2차원 유한요소 모형으



Fig. 1. A dried human mandible and a roentgenograph taken by the Softex.

로서 통법에 따라 586개의 사변형 요소 및 636개의 절점으로 분할하였고 이때 현저한 응력집중이 예상되는 부분과 세밀한 관찰을 요하는 부위, 즉 의치상 및 치아주위 조직의 사변형 요소는 가급적 작게 분할하였다^{15,23,72}).

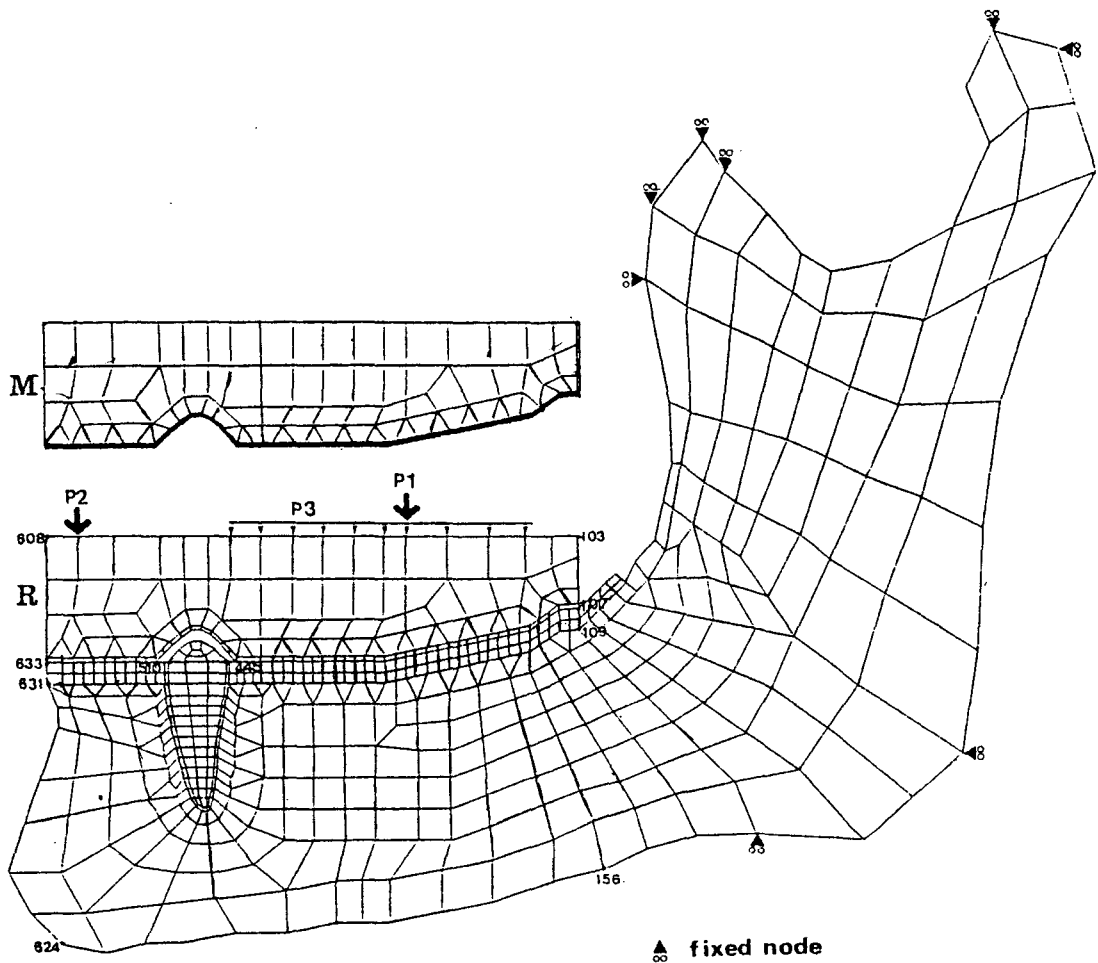
잔존 지대치의 형태는 치은연에서 2mm 높이를 가지며 반구형(dome) 형태로 하였다⁷³ (Fig. 2). 의치상 재료로는 레진상으로만 제작된 경우(R)와 레진상의 하단에 0.5mm 두께를 갖는 금속상이 보강된 경우(M)의 두종류로 구분하였고 잔존 지대치와 의치상과의 견적부여(relief)의 형태로는 1mm 균일한 간격(S)⁶⁷ 부여의 형태(Fig. 3) 및 반구형의 지대치 상부 1/3 부위만 접촉되고 그 하부는 치은부에서 1mm 간격을 부여하여 점차 줄여주며 치아접촉부위에서 완전히 접촉(C)^{16,57}되는 간격부여 형태(Fig. 4)로 구분하였다. 따라서 해석대상의 모델은 크게 4종류이며, 3가지 형태의 작용 하중에 대한 분류기호를 다음과 같이 부여하였다. P1의 하중이 작용한 경우만을 예시하면 P1 하중이 작용하고 금속이 보강된 의치상이 지대치와 접촉하지 않은 경우 ; P1-M-S, 금속이 보강된 의치상이 지대치와 접촉한 경우 ; P1-M-C, 레진만으로 제작된 의치상이 지대치와 접촉하지 않은 경우 ; P1-R-S, 레진만으로 제작된 의치상이 지대치와 접촉한 경우 ; P1-R-C 등이다.

하악 표준 모형은 치밀골(cortical bone)과 해면골(cancellous bone)로 구성된 것으로 하여 buccal shelf 부위와 하악의 하연 부위, 하악지의 상연, 전연 및 후연은 치밀골로 처리하였으며 그외의 나머지 부위는 모두 해면골로 처리하였고^{10,39} 의

치상과 하악골 사이엔 2mm의 균일한 두께를 갖는 치조점막⁷³으로 처리하였으며 치주인대(periodontal ligament)는 0.2mm의 두께로 처리하였다²⁵ 일반적으로 점막은 단순한 탄성체가 아니고 복잡한 점탄성체이다^{35,36}). 그러나 현재로서는 점막의 점탄성 특성을 유한요소 모형에서 재현시키기가 복잡하며 특히 시간적 인자를 포함한 점성 변형의 해석이나 하중량의 변화에 따른 비선형 동요의 해석은 너무 많은 반복계산을 요하므로 비 경제적이기 때문에 유한요소 모형에서는 하중과 변위의 관계가 비례관계로서 선형이다. 따라서 점막의 특성 중 점성요소의 작용을 거의 무시하고 탄성요소의 작용만 있다고 가정하고 점성요소에 관여하는 기간과 빈도를 제외한 하중의 크기와 하중의 방향만 하중 조건으로 하여 하중-변위의 관계를 선형 문제로 해석하였다^{7,8}). 또한 overdenture의 지대치에 있어서는 치관부위의 법랑질은 삭제되고 치수 및 백악질은 치아에서 차지하는 비중이 적으므로 Cook등¹⁷의 실험 방법과 마찬가지로 치아전체를 상아질로 가정 처리하였다. 또한 의치상과 그 하부점막 및 지대치의 경계 부위는 연속되어 있는 것으로 가정하였다.

각 구성성분의 물리적 성질인 탄성률(Modulus of elasticity) 및 포아송비(Poisson's ratio)를 선현들의 보고에 의해 설정하여 대입시켰다(Table 1).

외력에 의해 발생하는 모형에의 응력과 변위를 해석하기 위해 하중시 하악의 고정부위로서 생체와 동일 조건을 재현해 내기 위하여 교근, 내측익돌근, 측두근 등의 하악 폐구근이 부착되는 하악각 부위, 하악 근돌기 부위 및 하악 과두 부위의



· Loading conditions

P1 : 10kg on the 1st molar

P2 : 7kg on the central incisor

P3 : 10kg from the 1st premolar to the 2nd molar

· Kinds of denture base

M : 0.5mm thick metal base overdenture

R : Acrylic resin overdenture

· Fig. 2. mathematical model of a mandible and a overdenture constructed over the canine abutment and nodal points used in measuring the displacement.

8절점을 고정점으로 하였다(Fig. 2)^{4,26,52,59}). 하중 조건으로선 하악 제1대구치의 중앙 일점에 10kg의 수직 집중하중(P1), 하악 중절치의 중앙일점에 7 kg의 수직집중 하중(P2) 및 하악 제1소구치로부터 하악 제2대구치 까지의 교합면에 10kg의 수직 균등

분포하중(P3)을 부여하였다⁴).

이상과 같은 조건하에서 2차원 평면 선형 탄성체의 구조물 분석을 위해 Hintone & Owen²⁷)이 개발한 program에 절점번호, 요소번호, 각 절점의 좌표 및 각 구성재료의 재료 정수 및 하중 조건을

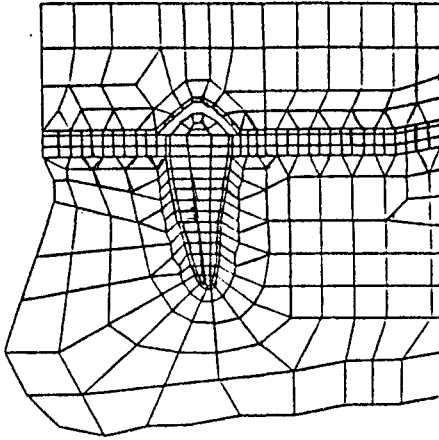


Fig. 3. Mathematical model with 1mm space between the dome abutment and denture(S).

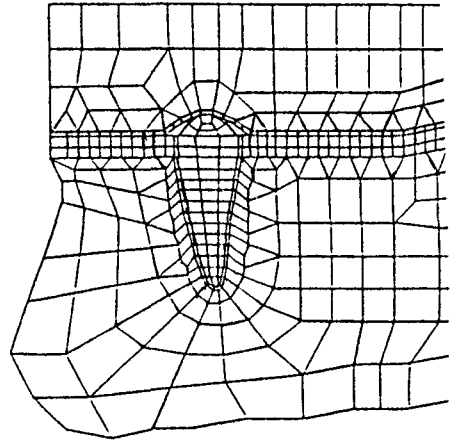


Fig. 4. Mathematical model with the contact between the occlusal third of the abutment and denture(C).

Table 1. Mechanical properties assigned to different material compounds of finite element models

Material	Modulus of elasticity kg/mm ²	Poisson's ratio	Applicable references
Acrylic resin	240	0.29	13)
Metal base(Chrome-Cobalt)	21,100	0.33	19)
Mucous membrane	2	0.30	48,53)
Periodontal ligament	7	0.45	48,53)
Dentin	1,900	0.31	50,53)
Cortical bone	1,400	0.30	17,32)
Cancellous bone	70.41	0.30	17,32)

IBM 9375(IBM Corp., Boca Ranton, Fla.) 컴퓨터에 입력하여 각 절점에 있어서의 변위와 각 요소에 있어서의 응력을 계산하였다. 각 절점의 변위와 요소내의 응력에 관해 컴퓨터로 출력된 자료를 분석하기 위하여 변위는 각 절점에 대하여 X축 및 Y축 방향으로의 이동량을 관찰하였고 의치상과 점막 사이에 위치한 절점의 변위량을 X축 : Y축=1 : 2의 비율로 확대하여 작도하였으며 또한 각 조직과 재료 내부에 발생된 최대 압축응력, 최대 인장응력 및 최대 전단응력을 수치로 정리하여 상호 비교하였으며 한편 각 요소에 작용하는 응력을 전체적인 현상으로 파악하기 위하여 주응력(최대 압축응력, 최대 인장응력) 및 등가응력의 크기에 따라 몇개의 영역으로 분류하여 발생된 주응력 및 등가응력을 그 크기에 해당하는 색상

으로 도면에 표시하였다.

III. 연구성적

본 연구에서는 유한요소법을 이용하여 overdenture 및 하악골의 각 요소가 받는 응력 및 변위를 계산하였으나 개개 요소를 모두 관찰하기는 곤란하므로 주요 부분으로 나누어 관찰하였다.

1) 변 위

여러하중 조건하에서의 의치상 재료와 의치상과 지대치 사이의 간격부여 형태에 따른 overdenture, 점막, 치조골, 지대치 및 하악하연의 기준점 변위량은 Table 2와 같다.

Overdenture, 점막, 치조골, 지대치 및 하악하연

에서 변위를 고려할때, 동일 조건하에서 전방부위의 기준점이 후방부위의 기준점보다 Y축 방향에서 하방으로 더 큰 변위를 보여주고 있는데 이는 하악의 후방부위에 존재하는 고정점을 중심으로 회전 변위가 있음을 보여주고 있다. 하중조건에 따른 비교로선 중절치에 수직 집중하중이 가해지는 P2의 경우가 제1대구치에 수직 집중하중이 가해지는 P1 및 구치부에 수직 균등분포하중이 가해지는 P3의 경우보다 X축 및 Y축 모두에서 더 큰 변위를 보여주고 있으며 P1과 P3의 비교에선 P3의 경우가 P1의 경우보다 약간 더 큰 변위를 보여주고 있다. 따라서 하중조건에 따른 변위의 크기는 P2, P3, P1의 순이었다.

치조골, 지대치 및 하악하연에서 의치상 재료에 따른 비교로선 레진상의 경우(R)가 금속상의 경우(M)에서 보다 더 큰 전체변위를 보여주고 있으며, 의치상과 지대치와 간격부여 형태에 따른 비교에선 의치상과 지대치 사이에 1mm의 균일한 간격을 부여한 경우(S)가 의치상과 지대치 상부 1/3에서 접촉되는 경우(C)보다 치조골의 전방 기준점에서 더 큰 전체 변위를 보여주었으나 후방 기준점은 거의 동일하였다. 그러나 지대치의 전후방 기준점은 의치상과 지대치 상부 1/3에서 접촉된 경우가 1mm의 균일한 간격을 부여한 경우보다 Y축으로 더 큰 하방 변위를 보여 전체적으로도 변위량이 더 크게 나타났다.

Overdenture 및 점막에서의 변위는 조건에 따라 다양한 양상을 보여주고 있는바 치조골 및 지대치는 변위되지 않는 것으로 간주하고 이에 대한 의치 및 점막의 상대적 변위를 구하여 Table 3 및 Fig. 5-16으로 표시하였다.

하중조건에 따른 overdenture 및 점막의 전체 변위의 크기 순서로는 P2, P3, P1의 순이었으며 P2의 경우(Fig. 9-12)에는 후방부위가 뜨는 약간의 회전 운동인 반면 P1, P3의 경우는 하중이 가해진 부위를 중심으로 전반적인 침강의 변위 양태를 보여주었으며 모든 하중 조건하에서 overdenture 및 점막은 X축 방향으로 음(-)의 변위를 보여 주어 전방 전이를 나타내었다.

의치상 재료 및 의치상과 지대치와의 간격부여 형태에 따른 overdenture 및 점막의 변위 비교에선 하중조건에 따라 변위가 다양하였는데 의치상과

지대치 상부 1/3에서 접촉되는 경우가 의치상과 지대치와 사이에 1mm의 균일한 간격을 부여한 경우보다 의치의 전방 기준점은 더 상방에 위치하고 후방 기준점은 더 하방에 위치하므로써 지대치를 지점으로한 회전변위 양상을 보였으며, 의치상과 지대치 사이에 1mm의 균일한 간격을 부여한 경우에는 모든 하중 조건하에서도 지대치와 의치상과의 직접접촉은 관찰되지 않았다.

2) 응 력

본 연구에서는 overdenture, 점막, 지대치 및 하악골에서 측정된 최대 주응력(최대 인장응력) σ_{max} , 최소 주응력(최대 압축응력) σ_{min} , 및 최대 전단응력 $\sigma_{max} \left[= \frac{\sigma_{max} - \sigma_{min}}{2} \right]$ ⁴³⁾와 유사한 양상을 보여주는 등가응력(equivalent stress)을 구하여 각각 그 크기에 따라 색의 차이로 도면화하였다(Fig. 17-54).

Fig. 18-29에서 보는 바와 같이 최대 주응력(최대 인장응력)의 분포상태를 검토해보면, 제반조건에 관계없이 하악의 buccal shelf 부위, 구치부 후방 치조제, 하악지의 전연 부위에 높은 인장응력이 분포되었다. 특히 하중조건에 따른 비교에서 P2의 경우 P1 및 P3의 경우에서 보다 하악에 더 높은 인장응력을 야기시켰다. Overdenture의 경우 하중이 의치상의 후방부에 가해진 경우인 P1과 P3에 있어서는 의치상의 하단부에 굽힘효과에 따른 인장응력이 분포되는데, 금속상의 경우(Fig. 18, 19, 26, 27)에는 강한 금속판이 인장응력을 완전히 흡수하나 레진상의 경우(Fig. 20, 21, 28, 29)는 하단부에 부분적인 인장응력이 집중되어 나타남을 볼수 있다. 또한 하중이 의치상의 전방부에 가해지는 P2 하중의 경우(Fig. 22, 23, 24, 25)에는 의치상의 상단부에 굽힘효과에 의한 인장 응력이 분포하고 있으며, 의치상의 후방 하단부에서도 의치상이 점막으로 부터 분리되지 않게 하는 인장응력이 분포하고 있음을 볼수 있다. 특히 지대치와 의치상의 접촉되어 있는 경우(Fig. 23, 25)에는 지대치를 지점(fulcrum)으로 하여 전방에서 작용하는 하중 P2와 후방 하단부에서 힘의 평형상 작용하는 인장력에 의해 지점(fulcrum)이 된 지대치의 상부 의치상에 굽힘에 의한 큰 인장응력이 발생되고 있음을 알수 있다. 점막에 있어선 금속상

Table 2. Displacement of 10 reference points under each condition

Reference point (Node No.)	Condition Displacement	P1						P2						P3										
		Metal(M)		Resin(R)		Metal(M)		Resin(R)		Metal(M)		Resin(R)		Metal(M)		Resin(R)								
		Space(S)	Contact(C)	Space(S)	Contact(C)	Space(S)	Contact(C)	Space(S)	Contact(C)	Space(S)	Contact(C)	Space(S)	Contact(C)	Space(S)	Contact(C)	Space(S)	Contact(C)							
Upper anterior edge of overdenture (608)	X	-0.28	-0.28	-0.30	-0.29	-0.87	-0.89	-0.90	-0.93	-0.35	-0.34	-0.36	-0.35	-1.04	-0.97	-1.04	-0.99	-2.55	-2.63	-2.42	-1.14	-1.23	-1.16	
	Y	1.08	1.01	1.08	1.03	2.69	2.46	2.69	2.59	1.31	1.19	1.28	1.21	1.08	0.34	0.32	0.38	0.36	0.75	0.76	0.77	0.40	0.42	0.40
	Total	-0.35	-0.37	-0.28	-0.30	0.04	-0.02	0.00	-0.05	-0.33	-0.35	-0.28	-0.31	0.49	0.49	0.47	0.75	0.75	0.76	0.77	0.52	0.51	0.51	0.51
Upper posterior edge of overdenture (103)	X	-0.16	-0.15	-0.19	-0.17	-0.20	-0.27	-0.19	-0.23	-0.18	-0.17	-0.22	-0.19	-1.04	-0.97	-1.04	-0.99	-2.53	-2.27	-2.40	-1.14	-1.23	-1.16	
	Y	1.05	0.98	1.06	1.00	2.54	2.29	2.60	2.41	1.27	1.15	1.25	1.18	0.41	0.43	0.34	0.35	0.43	0.47	0.45	0.48	0.41	0.43	0.37
	Total	-0.22	-0.21	-0.19	-0.18	-0.43	-0.47	-0.45	-0.48	-0.25	-0.25	-0.22	-0.22	-0.13	-0.11	-0.14	-0.13	-0.13	-0.29	-0.36	-0.29	-0.16	-0.14	-0.17
Upper anterior edge of mucous membrane (633)	X	-0.13	-0.11	-0.14	-0.13	-0.35	-0.29	-0.36	-0.23	-0.16	-0.14	-0.17	-0.15	-1.03	-1.01	-1.05	-1.05	-2.08	-1.99	-2.12	-2.06	-1.20	-1.21	-1.20
	Y	1.04	1.02	1.06	1.06	2.11	2.01	2.15	2.08	1.21	1.17	1.22	1.21	0.07	0.07	0.07	0.11	-0.11	-0.12	-0.12	-0.08	-0.07	-0.08	-0.08
	Total	-0.07	-0.07	-0.07	-0.12	-0.12	-0.12	-0.14	-0.13	-0.13	-0.13	-0.13	-0.13	-0.14	0.14	0.14	0.14	0.14	0.17	0.17	0.18	0.18	0.15	0.15
Upper posterior edge of mucous membrane (107)	X	-0.15	-0.14	-0.16	-0.17	-0.38	-0.31	-0.38	-0.31	-0.38	-0.31	-0.38	-0.31	-0.83	-0.85	-0.86	-0.89	-1.56	-1.57	-1.58	-1.60	-0.96	-0.97	-1.01
	Y	0.84	0.86	0.87	0.91	1.61	1.60	1.63	1.63	0.98	0.98	0.99	1.03	-0.15	-0.14	-0.16	-0.16	-0.38	-0.31	-0.31	-0.19	-0.19	-0.19	-0.19
	Total	-0.74	-0.77	-0.76	-0.80	-1.36	-1.39	-1.38	-1.43	-0.86	-0.87	-0.86	-0.90	0.76	0.78	0.78	0.82	1.41	1.42	1.43	1.46	0.88	0.89	0.88
Anterior edge of dome abutment (510)	X	-0.26	-0.26	-0.27	-0.28	0.52	0.51	0.53	0.52	0.31	0.30	0.31	0.31	-1.00	-1.01	-1.03	-1.05	-1.95	-1.91	-1.98	-1.96	-1.12	-1.11	-1.18
	Y	1.03	1.04	1.06	1.09	2.02	1.98	2.05	2.03	1.16	1.15	1.22	1.24	0.12	0.12	0.12	0.12	0.18	0.18	0.18	0.13	0.13	0.13	0.14
	Total	-0.12	-0.12	-0.12	-0.12	-0.12	-0.12	-0.12	-0.12	-0.12	-0.12	-0.12	-0.12	0.17	0.17	0.17	0.17	0.22	0.22	0.22	0.23	0.18	0.18	0.18
Posterior edge of dome abutment (445)	X	-0.17	-0.17	-0.17	-0.17	0.17	0.17	0.22	0.22	0.22	0.22	0.22	0.22	-0.12	-0.12	-0.12	-0.12	-0.12	-0.13	-0.13	-0.13	-0.12	-0.12	-0.13
	Y	0.17	0.17	0.17	0.17	0.17	0.17	0.22	0.22	0.22	0.22	0.22	0.22	0.17	0.17	0.17	0.17	0.22	0.22	0.22	0.23	0.18	0.18	0.19
	Total	0.17	0.17	0.17	0.17	0.17	0.17	0.22	0.22	0.22	0.22	0.22	0.22	0.17	0.17	0.17	0.17	0.22	0.22	0.22	0.23	0.18	0.18	0.19

Loading conditions

P1 : 10 Kg on the 1st molar.

P2 : 7 Kg on the central incisor.

P3 : 10 Kg from the 1st premolar to the 2nd molar.

Design of denture base

S : 1mm uniform space between the dome abutment and the denture.

C : Contact of the occlusal third of abutment to denture.

Kinds of denture base

M : 0.5mm thick metal base denture.

R : Acrylic resin denture.

Table 3. Relative displacement of 4 reference points under each condition

(Unit : mm)

Reference Point(Node No.)	Condition Displacement	P1			P2			P3					
		Metal(M)	Resin(R)	Space(S)	Metal(M)	Resin(R)	Space(S)	Metal(M)	Resin(R)	Space(S)			
		Contact(C)	Contact(C)	Contact(C)	Contact(C)	Contact(C)	Contact(C)	Contact(C)	Contact(C)	Contact(C)			
Upper anterior edge of overdenture (608)	X	-0.15	-0.16	-0.16	-0.52	-0.60	-0.54	-0.63	-0.19	-0.21	-0.19	-0.19	-0.20
	Y	-0.02	0.04	0.01	-0.47	-0.30	-0.50	-0.36	-0.06	0.02	-0.03	-0.03	0.04
	Total	0.15	0.16	0.16	0.70	0.67	0.74	0.73	0.20	0.21	0.19	0.19	0.20
Upper posterior edge of overdenture (103)	X	-0.27	-0.25	-0.31	-0.63	-0.63	-0.64	-0.77	-0.32	-0.29	-0.35	-0.35	-0.32
	Y	-0.23	-0.25	-0.16	0.17	0.11	0.14	0.09	-0.20	-0.22	-0.15	-0.15	-0.17
	Total	0.35	0.35	0.35	0.65	0.64	0.66	0.78	0.38	0.36	0.38	0.38	0.36
Upper anterior edge of mucous membrane (633)	X	-0.03	-0.03	-0.06	0.15	0.02	0.17	0.06	-0.02	-0.03	-0.05	-0.05	-0.05
	Y	-0.02	0.04	0.01	-0.44	-0.28	-0.47	-0.34	-0.05	0.02	-0.02	-0.02	0.04
	Total	0.04	0.05	0.06	0.46	0.28	0.50	0.35	0.05	0.04	0.05	0.05	0.06
Upper posterior edge of mucous membrane (107)	X	-0.15	-0.15	-0.12	-0.32	-0.36	-0.33	-0.36	-0.17	-0.17	-0.15	-0.15	-0.14
	Y	-0.23	-0.24	-0.15	0.17	0.11	0.14	0.09	-0.20	-0.22	-0.14	-0.14	-0.17
	Total	0.27	0.28	0.19	0.36	0.38	0.36	0.38	0.26	0.28	0.21	0.21	0.22

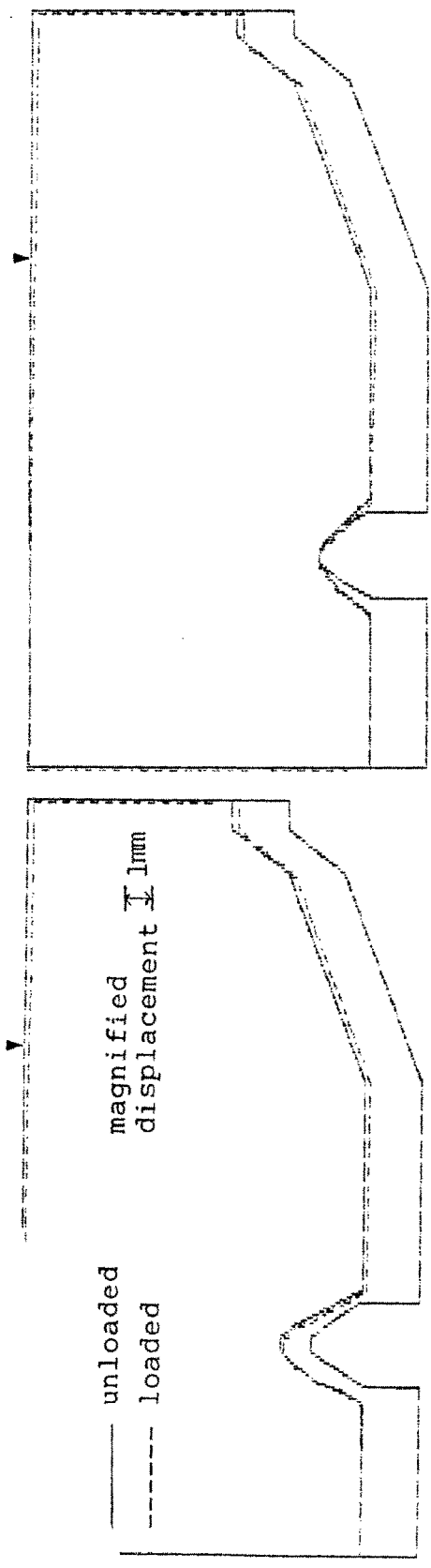


Fig. 5. Displacement of overenture and mucous membrane under P1-M-S.

Fig. 6. Displacement of overenture and mucous membrane under P1-M-C.

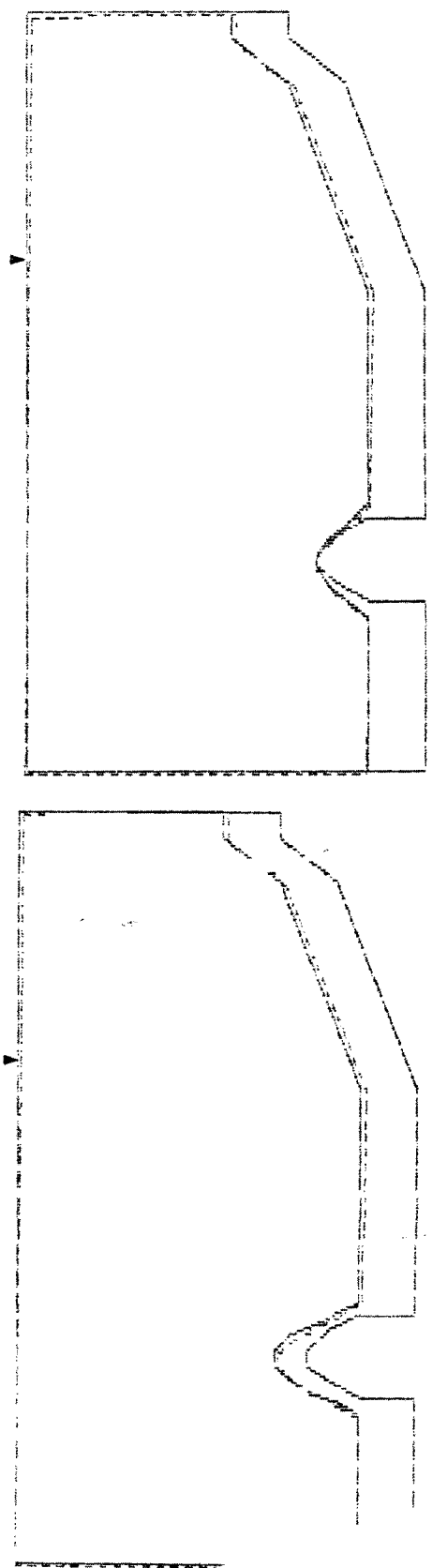


Fig. 7. Displacement of overenture and mucous membrane under P1-R-S.

Fig. 8. Displacement of overenture and mucous membrane under P1-R-C.

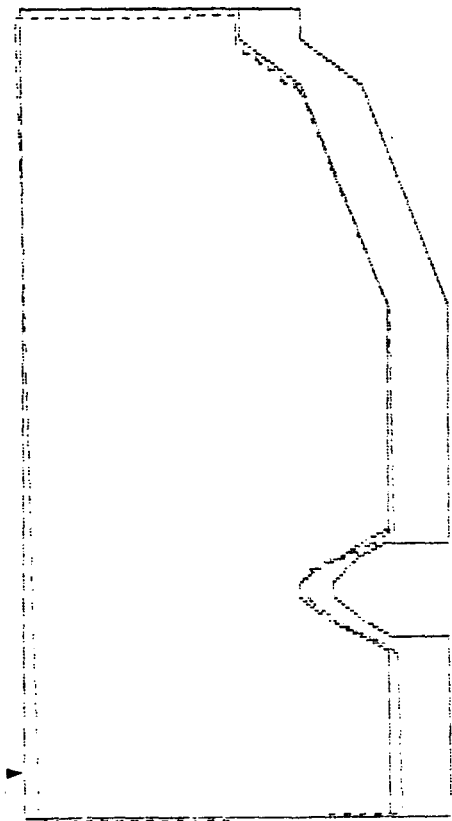


Fig. 9. Displacement of overventure and mucous membrane under P2-M-S.

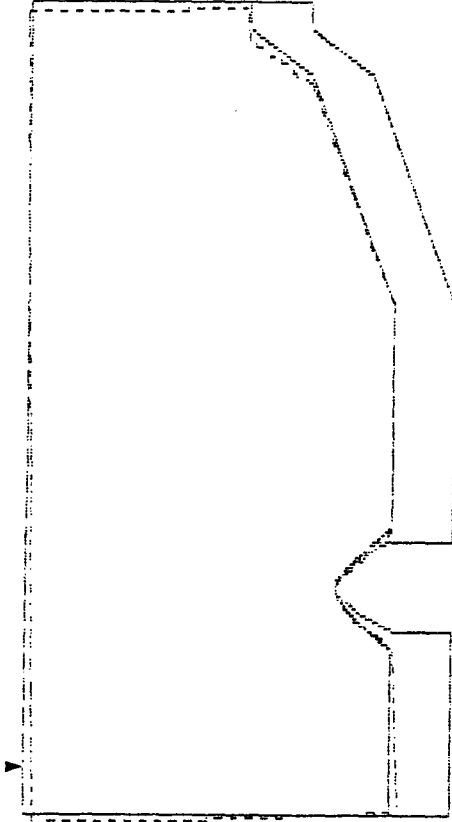


Fig. 10. Displacement of overventure and mucous membrane under P2-M-C.

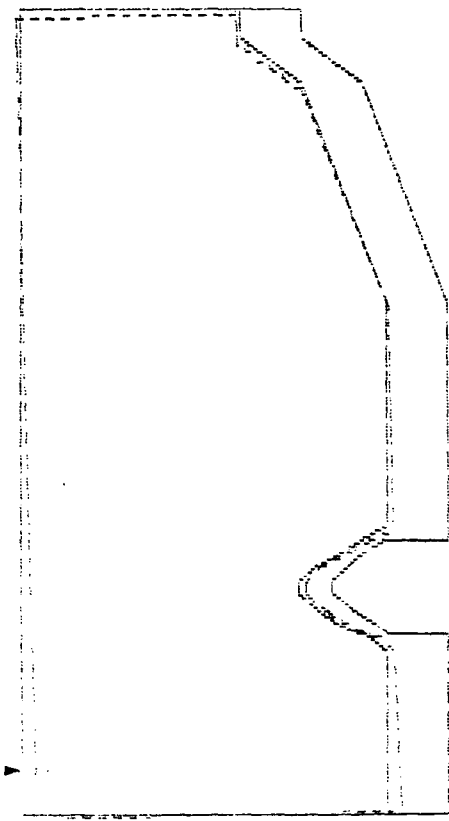


Fig. 11. Displacement of overventure and mucous membrane under P2-R-S.

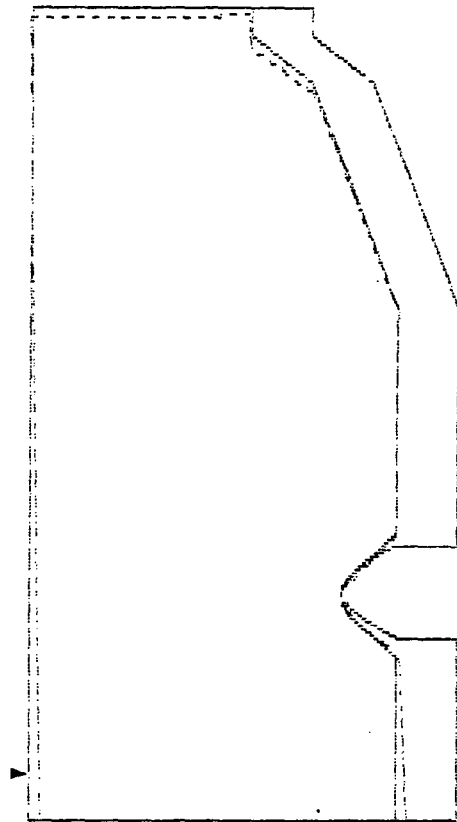


Fig. 12. Displacement of overventure and mucous membrane under P2-R-C.

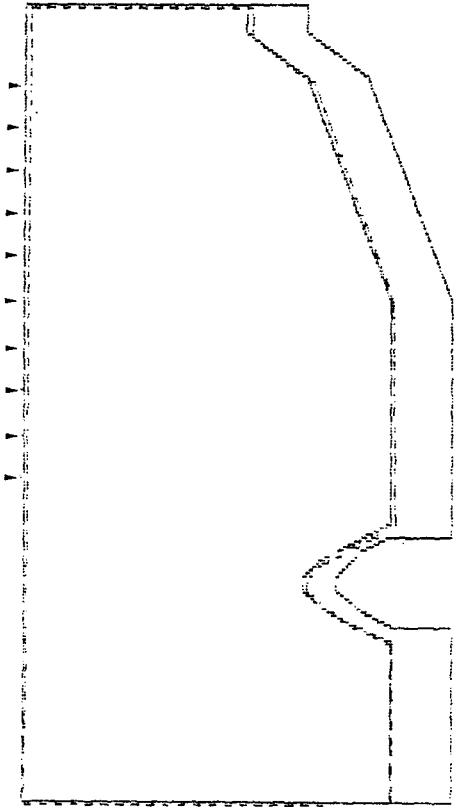


Fig. 13. Displacement of overture and mucous membrane under P3-M-S.

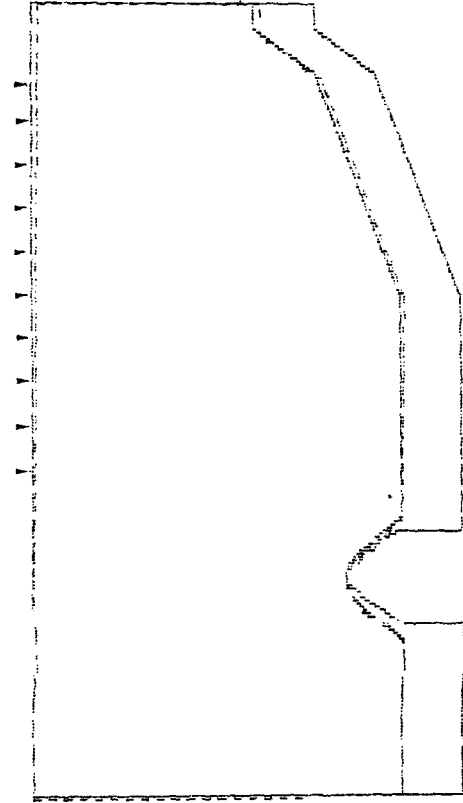


Fig. 14. Displacement of overture and mucous membrane under P3-M-C.

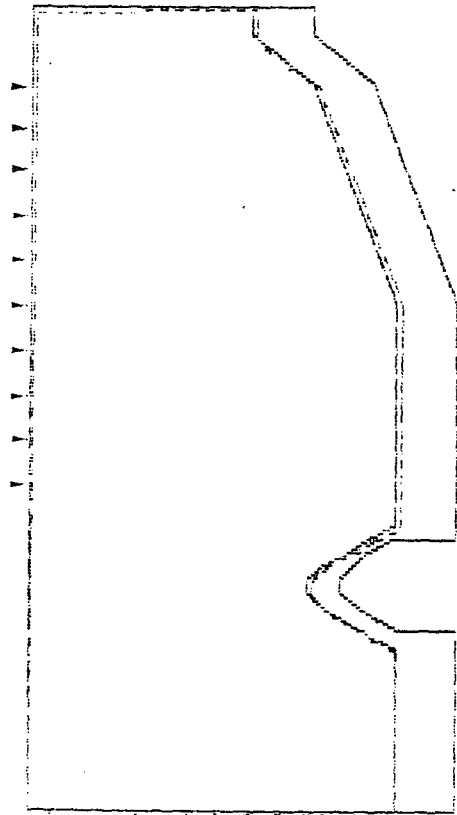


Fig. 15. Displacement of overture and mucous membrane under P3-R-S.

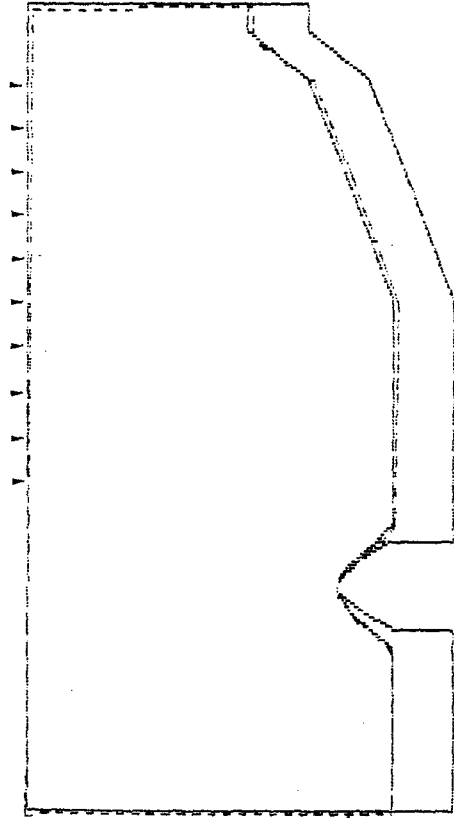


Fig. 16. Displacement of overture and mucous membrane under P3-R-C.

overdenture와 레진상 overdenture 모두에 있어서 P1, P3의 경우 인장응력은 별로 관찰할 수 없고 P2의 경우에만 의치의 후방부위와 접촉을 이루는 점막에 국소적으로 적은 인장응력이 분포되었다. 이런 현상은 의치상과 점막이 연속체인 것처럼 가정하여 해석되었기 때문이며, 실제로는 의치상과 점막사이의 표면장력 보다 더 큰 인장응력이 걸리는 경우에는 의치상이 점막으로 부터 분리된 것으로 간주해야 할 것이다. 특히 지대치와 의치상이 접촉하고 있는 경우에는 더 큰 인장응력이 의치상 후방점막 부위에 걸리고 있음을 볼 수 있는데, 이는 지점(fulcrum) 위치가 전방 지대치의 위치로 이동했기 때문에 후방에 더 큰 인장응력이 발생하게 된 것이다. 지대치에 걸리는 인장응력은 P1, P3의 경우엔 별로 관찰되지 않으나 P2의 경우엔 지대치의 치근 원심부에 다소 인장응력이 분포되었다.

Fig. 30-41에서 보는 바와 같이 최소 주응력(최대 압축응력)을 고려할때 제반조건에 관계없이 하악 하연 후방, 하악각 및 하악지의 후방 부위 등에 높은 압축응력이 분포되었다. 하중조건에 따른 비교에서 최대 주응력(최대 인장응력)에서와 마찬가지로 P2의 경우가 P1 및 P3의 경우에서 보다 하악에 높은 압축응력을 야기하였으며 특히 P2의 경우는 P1 및 P3의 경우와는 달리 전방 하악골 부위에 압축응력을 발생시켰다. 금속상 및 레진상의 비교에선 금속상 overdenture의 경우, 최대 주응력(최대 인장응력)에서 고려된 바와 마찬가지로 높은 압축응력이 금속을 따라서 넓게 분산되는 것을 관찰할 수 있는 반면 레진상 overdenture의 경우엔 하중이 가해진 의치 하부에 국소적으로 압축응력이 분포되고 있음을 보여 주었다.

지대치와 의치상의 간격부여 형태에 따른 비교에선 의치상과 지대치 상부 1/3에서 접촉되는 경우가 1mm의 균일한 간격을 부여한 경우보다 치아와 직접 접촉된 의치상 부위에서 높은 압축응력이 야기되었고 지대치에도 높은 압축응력을 야기함을 볼 수 있다. 특히 전방부에 수직하중이 가해진 P2의 경우(Fig. 34-37) 의치상과 치아의 접촉여부에 따라 하악골에 다른 압축응력 분산 양상을 보여 주었는데 의치상과 지대치 사이에 1mm의 균일한 간격을 부여한 경우엔 주로 압축응력이 지대치 전방부위

의 점막, 잔존치조제 및 하악골에 분포되는 반면 의치상과 지대치의 상부 1/3부위가 접촉을 이루는 경우는 지대치에 보다 높은 압축응력이 치아 장축을 따라 분포되었으며 지대치의 후방부위의 하악골에 압축응력을 분산시키는 양상을 보였다. 또한 의치상과 지대치 사이에 1mm의 균일한 간격을 부여한 경우가 지대치 상부 1/3에서 접촉되는 경우보다 하중조건에 관계없이 하중이 가해진 의치 하부의 점막에 넓게 압축응력이 분포되었다.

Davis등²¹⁾은 구조물 내의 총체적인 응력의 분포를 검토하는데 등가응력이 매우 유용하다 하였으므로 본 연구에서도 등가응력을 구하였는데 Fig. 42-54는 등가응력의 강도를 보여주고 있다.

모든 제반조건에서 하악의 buccal shelf 부위, 구치부 후방 치조제, 하악지 전연과 후연, 하악하연 후방 및 하악각 등에 높은 등가 응력이 분포되고 있다. 특히 하중조건에 따른 비교에선 P2의 경우가 P1 및 P3의 경우에서 보다 하악골 전체에 높은 등가응력을 야기하였다. 금속상 및 레진상의 비교에선 P1, P2, P3의 경우 모두 금속상 overdenture의 경우엔 금속을 따라서 높은 등가응력이 분포되고 있으나 레진상 overdenture의 경우엔 하중이 가해진 의치 부위에 높은 등가응력이 야기되었다. 지대치와 의치상의 간격 부여 형태에 따른 비교에서 의치상과 지대치 상부 1/3에서 접촉되는 경우가 1mm의 균일한 간격을 부여한 경우보다 지대치 및 지대치와 접촉되는 의치 부위에 높은 등가응력을 야기하였으며 또한 지대치 상부 1/3부위만 접촉을 이루도록한 경우 등가응력을 지대치의 장축을 따라 분산되는 양상을 보였다. 특히 P2의 경우에는 지대치와 의치상이 접촉된 경우가 지대치 및 지대치 원심부위 하악골을 통하여 등가응력이 넓게 분산됨을 볼 수 있었다. 반면 지대치와 의치상에 1mm 균일하게 간격을 부여한 경우엔 지대치의 근심 및 지대치 전방부의 하악골을 통해 등가응력의 일부가 분포됨을 볼 수 있었다. 점막에서는 제반조건에 다른 등가응력의 차이가 별로 나타나지 않았다.

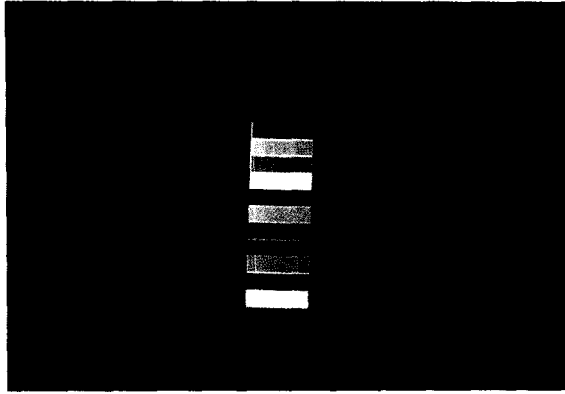


Fig.17. Range of principal stress magnitudes depicted in Fig. 18-41.

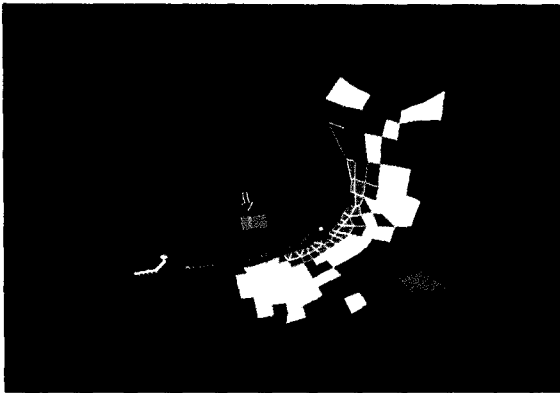


Fig.18. Maximum principal stress under P1-M-S.

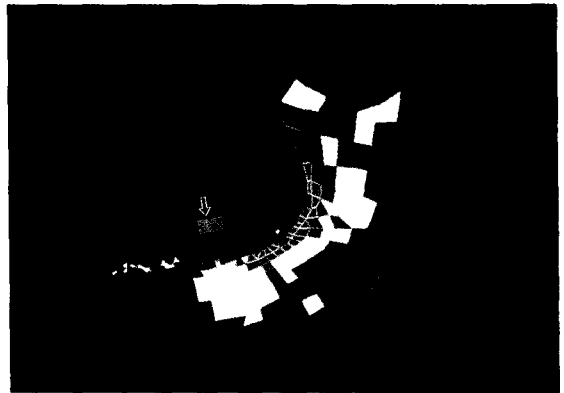


Fig.19. Maximum principal stress under P1-M-C.

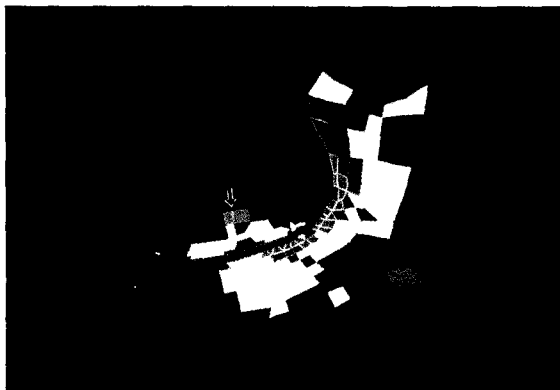


Fig.20. Maximum principal stress under P1-R-S.

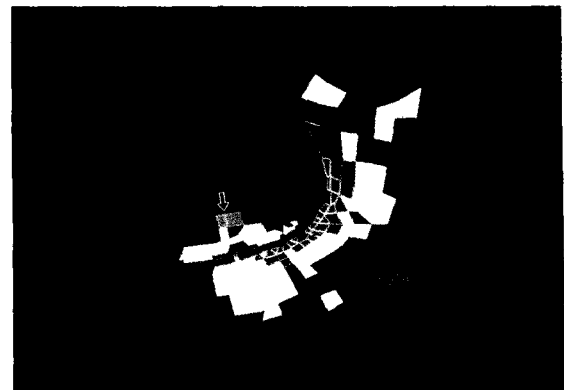


Fig.21. Maximum principal stress under P1-R-C.

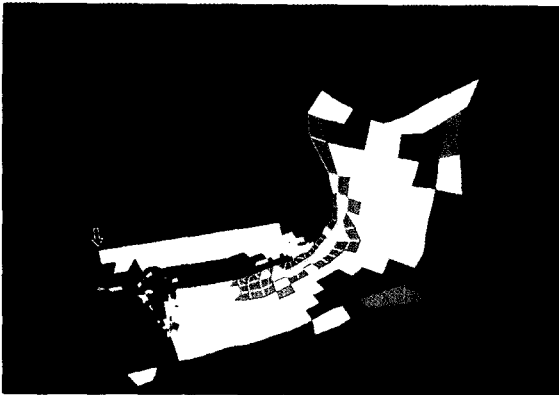


Fig. 22. Maximum principal stress under P2-M-S.



Fig. 23. Maximum principal stress under P2-M-C.

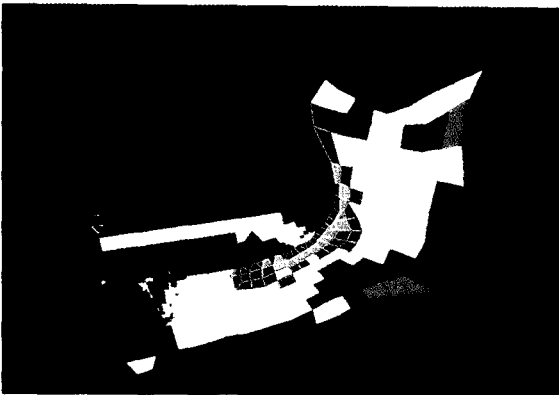


Fig. 24. Maximum principal stress under P2-R-S.

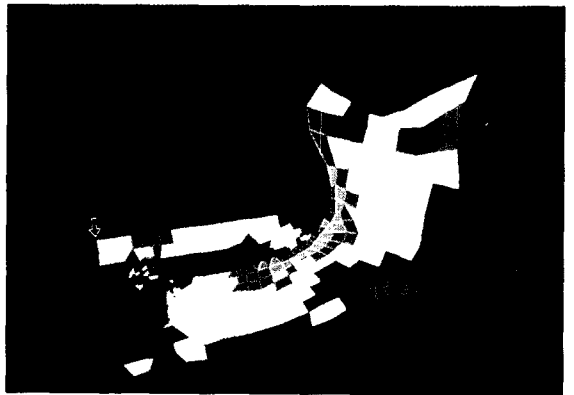


Fig. 25. Maximum principal stress under P2-R-C.

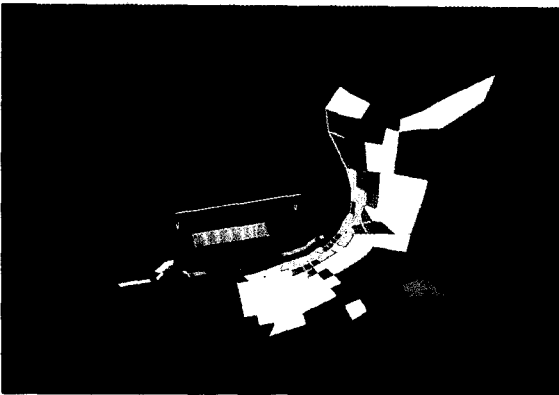


Fig. 26. Maximum principal stress under P3-M-S.

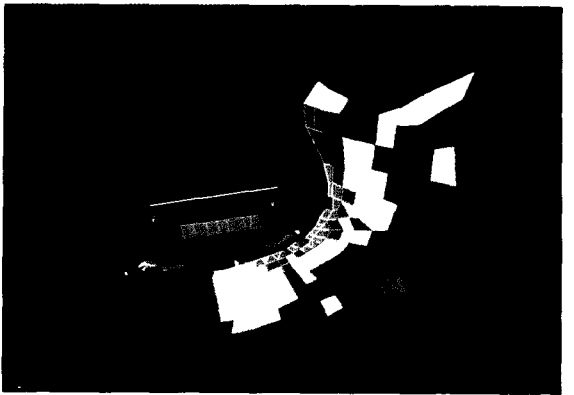


Fig. 27. Maximum principal stress under P3-M-C.

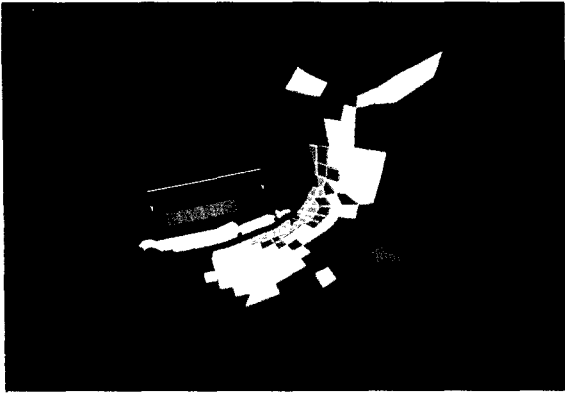


Fig. 28. Maximum principal stress under P3-R-S.

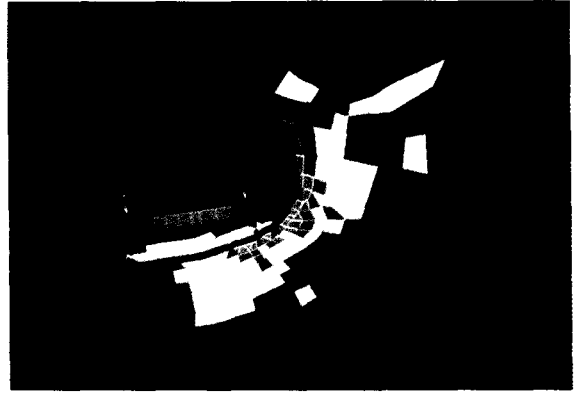


Fig. 29. Maximum principal stress under P3-R-C.

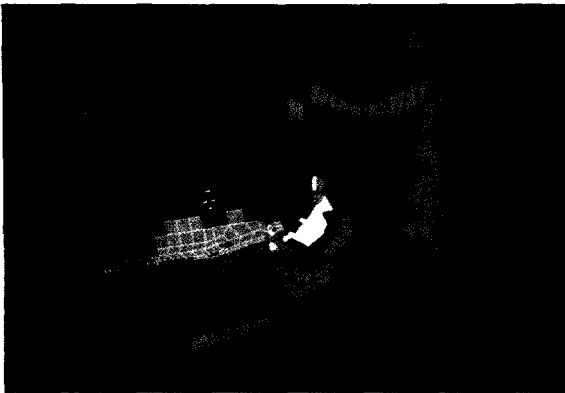


Fig. 30. Minimum principal stress under P1-M-S.

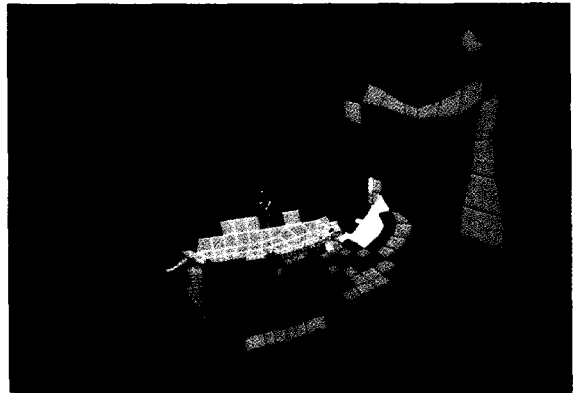


Fig. 31. Minimum principal stress under P1-M-C.

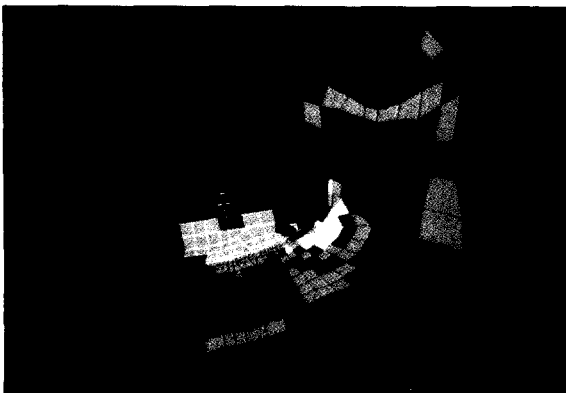


Fig. 32. Minimum principal stress under P1-R-S.

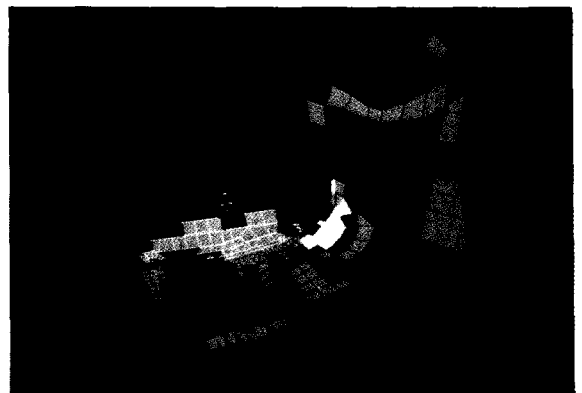


Fig. 33. Minimum principal stress under P1-R-C.



Fig. 34. Minimum principal stress under P2-M-S.

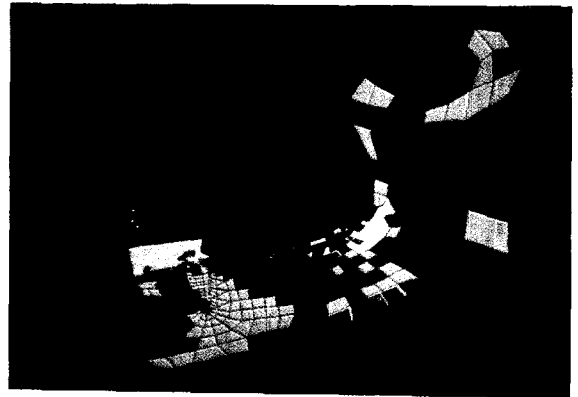


Fig. 35. Minimum principal stress under P2-M-C.



Fig. 36. Minimum principal stress under P2-R-S.



Fig. 37. Minimum principal stress under P2-R-C.

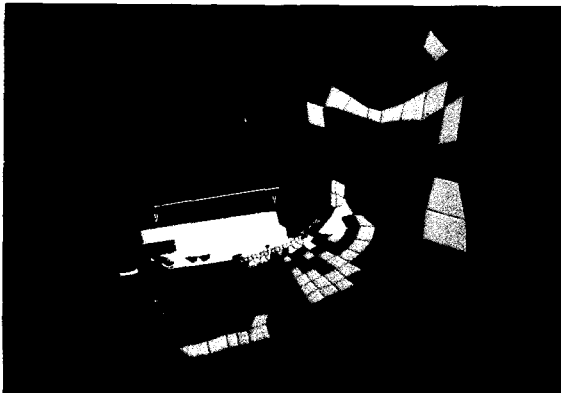


Fig. 38. Minimum principal stress under P3-M-S.

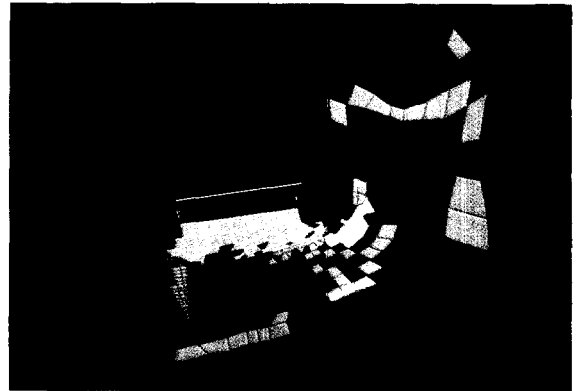


Fig. 39. Minimum principal stress under P3-M-S.

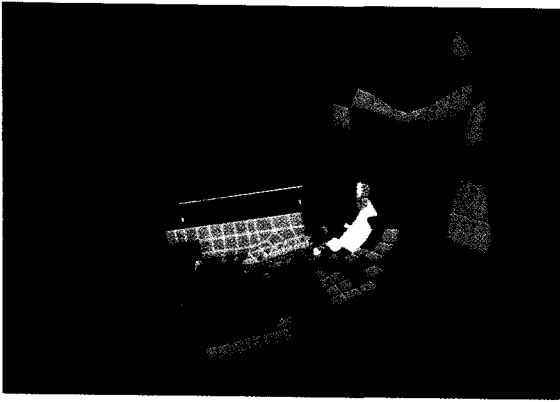


Fig.40. Minimum principal stress under P3-R-S.

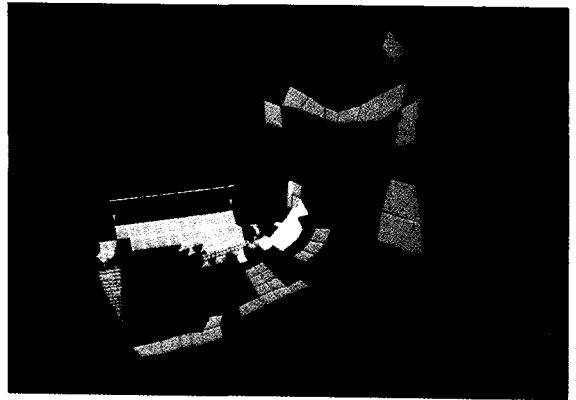


Fig.41. Minimum principal stress under P3-R-C.

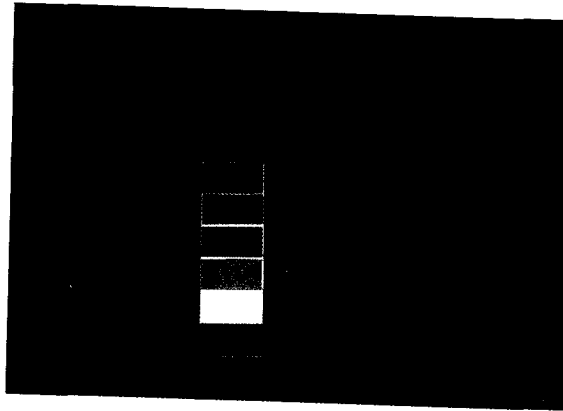


Fig.42. Range of equivalent stress magnitudes depicted in Fig. 43-54.

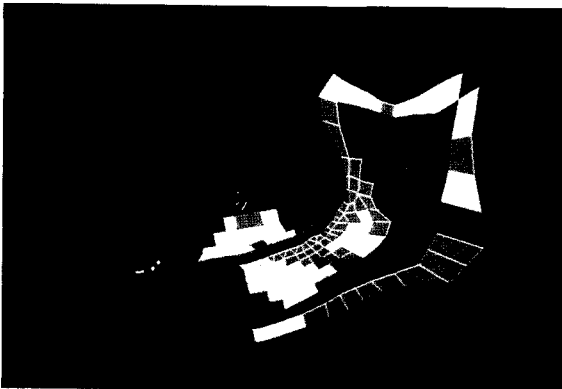


Fig.43. Equivalent stress under P1-M-S.

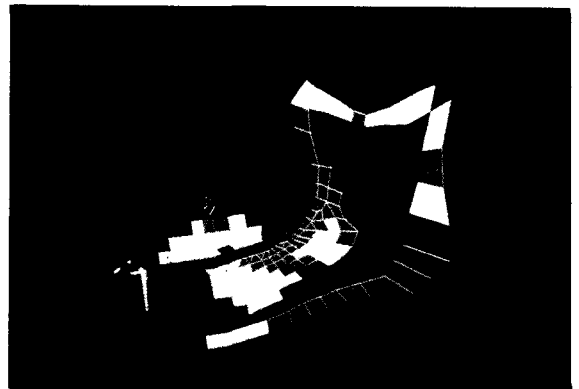


Fig.44. Equivalent stress under P1-M-C.

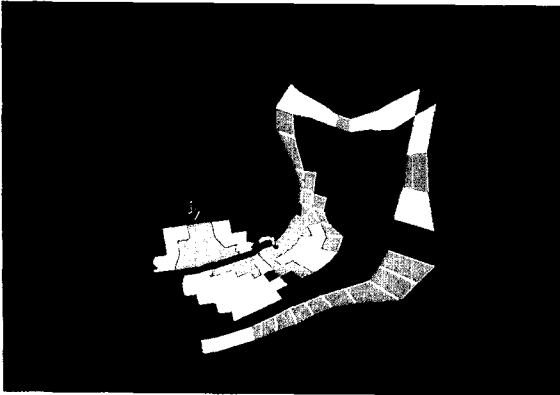


Fig.45. Equivalent stress under P1-R-S.

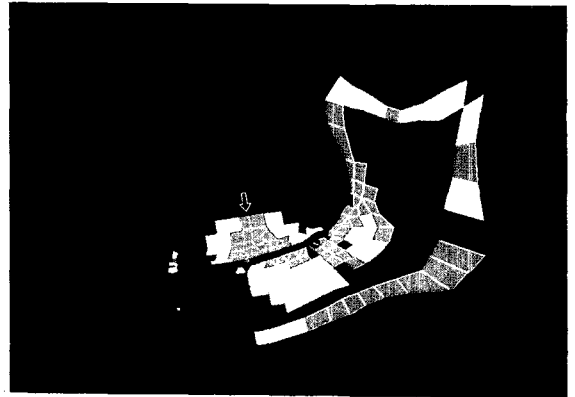


Fig.46. Equivalent stress under P1-R-C.

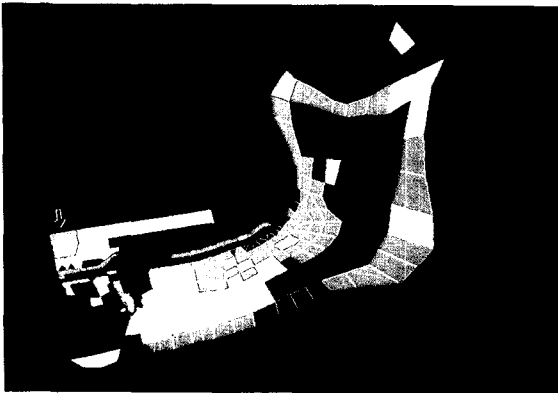


Fig.47. Equivalent stress under P2-M-S.

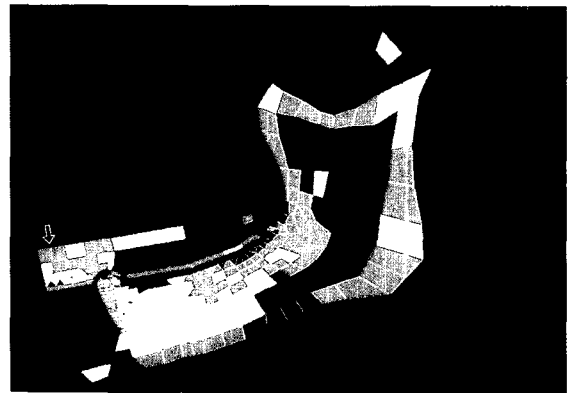


Fig.48. Equivalent stress under P2-M-C.

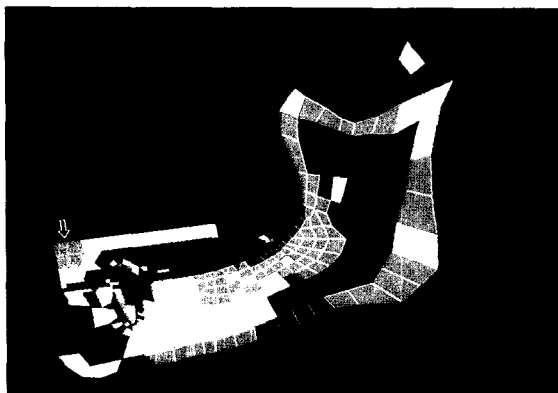


Fig.49. Equivalent stress under P2-R-S.

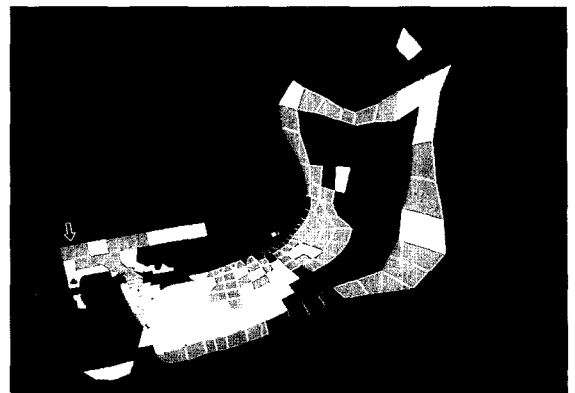


Fig.50. Equivalent stress under P2-R-C.

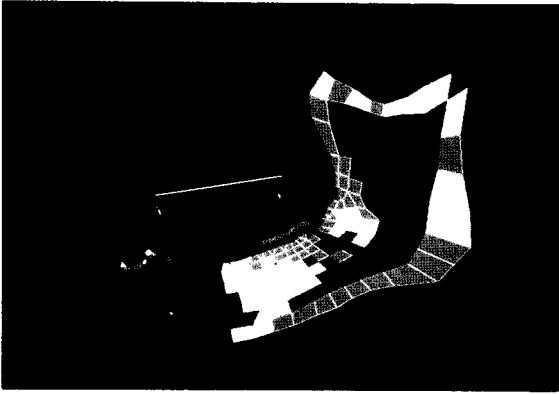


Fig.51. Equivalent stress under P3-M-S.

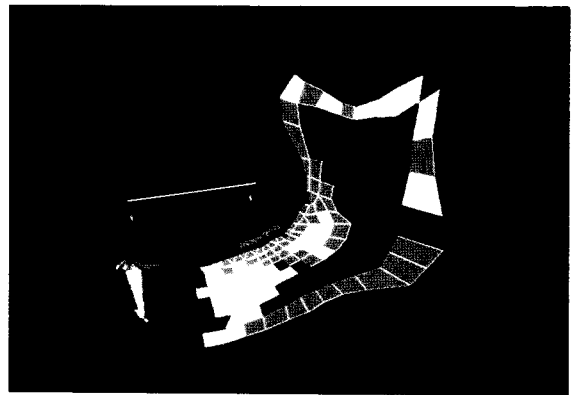


Fig.52. Equivalent stress under P3-M-C.

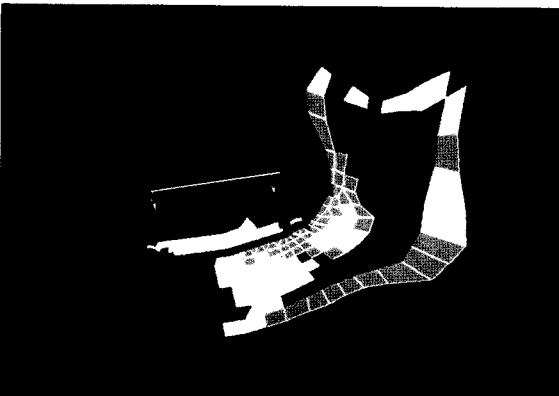


Fig.53. Equivalent stress under P3-R-S.

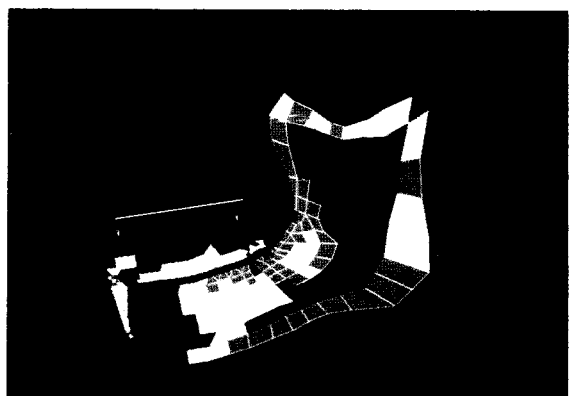


Fig.54. Equivalent stress under P3-R-C.

IV. 총괄 및 고안

치과의학 영역에서 치아의 변위나 또는 조직내의 응력은 직접 구강내에서 측정이 불가능한 것으로 대부분 모형에서 계측 또는 조사되어 왔으며 모형 실험에서 나온 결과가 실제의 현상과 일치하려면 모형을 실물에 근사하게 제작하여야 하나 치아 및 치아주위 조직은 특성이 다른 여러가지 소재의 복합물이기 때문에 실물에 일치되는 모형을 제작하려는 시도에는 많은 어려움이 있다^{7,28)}.

종래 치의학 분야에서는 응력 및 변위에 관한 실험적 분석법으로 strain gauge법, 팽탄성법, holography법 및 응력 도포법등을 이용한 역학적 연구가 활발히 수행되어 왔다¹⁸⁾. 이와 같은 실험적 방법은 모형을 이용한 간접적 측정법으로 기하학적 형상 및 물리적 성질이 구강내와 유사한 모형 제작이 어렵고 표면의 변형률(strain)이나 변위를 측정하는 것에 한정되어 내부의 응력 및 변형상태의 파악이 어려우며 연속 계측이나 전체적인 현상의 파악이 난해할 뿐 아니라 장치조작이 복잡하였다. 그러나 유한 요소법은 computer의 발달과 함께 구조 역학의 분야에서 널리 실용화되어 온 것으로 연속체를 유한개의 요소의 집합체로 생각하고 개개 요소의 현상을 계산하고 이것을 연속시켜 전체의 현상을 구하는 수치적 해석 방법³⁾으로서 내부 응력의 정확한 계측과 변위계측이 가능하며 타방법에 비하여 생체와 가장 근사한 조건의 모형을 만들수 있으며 복합체를 구성하는 각 요소의 재료 정수를 실물과 일치시킬수 있는 장점²⁷⁾을 가지고 있어 치과영역에서도 이 유한요소법을 사용하여 보철물과 주위 조직의 응력과 변위, 열전도에 관한 연구가 최근 다수 진행되어 보고 된바 있다^{2,6,7,8,17,58,65)}.

따라서 본 연구에서는 이러한 장점이 있는 유한요소법을 이용하여 overdenture 장착에 따른 응력 및 변위를 분석코저 overdenture하에서의 하악의 2차원 유한 요소모형을 제작하였고 필요한 각 구성재료의 역학적 성질인 재료 정수로서 탄성률과 포와송비에 관해서는 이미 보고되어 현재 널리 사용되고 있는 수치를 문헌을 참조하여 Table 1과 같이 설정하였다.

1) 변 위

의치의 일반적인 변위를 결정하는데 있어서 회전과 전이를 동시에 관찰하여야 한다. Smith등⁶³⁾은 잔존 치조제의 조건이 바람직하지 못할때 더 많은 의치의 이동이 야기된다 하였으며 Parker⁴⁹⁾는 의치의 회전 운동에 대한 경향은 점막 지지조직과 긴밀한 적합에 의한 의치상의 유지에 의해 저지된다고 보고하였는데 본 연구는 하중이 가해지기 전에 지대치와 의치상과의 접촉여부 조건에 따른 간격만 부여하였을 뿐 의치와 잔존 치조제 사이에 완전한 접촉을 이루고 있다는 조건하에서 시행되었다. 이러한 가정에서의 결과는 여러 의치상 재료에 따른 응력 및 변위의 결과를 비교할수 있다고 사료된다.

Table 2에서 보는 바와 같이 하중조건에 따른 overdenture, 점막, 치조골, 지대치 및 하악하연의 전체변위 비교로서 P2의 경우가 P1 및 P3의 경우보다 X축 및 Y축 모두에서 더큰 변위를 보여주었는데 이는 하악의 후방부에 설정된 고정점의 위치관계로 P2의 경우가 가장 긴 lever arm을 가지므로써 모멘트(거리×하중)의 증가로 인한 더 큰 변위를 유발하기 때문이라고 사료되며 Haskell등²⁶⁾은 하악은 lever system으로서 작용한다고 보고한 바 있다.

의치상 재료에 따른 비교로선 치조골, 지대치 및 하악 하연에선 금속상의 경우가 레진상의 경우보다 더 적은 전체 변위를 보였는데 이는 Koran등³⁴⁾, Sauer등⁶⁰⁾이 보고한 바와같이 금속상의 치의 경우가 레진상의치에 비해 보다 넓게 응력을 분산시켜주는 이유등에 의해 기인된다고 생각되며 금속상과 레진상 overdenture의 자체 변위 비교에선 일정한 관계를 얻어낼수 없이 다양한 변위를 보였는데 이는 하중조건, 의치상재료, 잔존지대치의 접촉여부등이 고려된 의치상의 변형과 응력 분포를 종합적으로 검토 함으로써 파악될수 있다고 사료된다.

의치상과 지대치의 간격부여 형태에 따른 비교에선 지대치의 전후방 기준점은 의치상과 지대치상부 1/3에서 접촉되는 경우가 mm의 균일한 간격을 부여한 경우보다 Y축으로 더 큰 하방 변위를 보여 더 큰 전체 변위를 보였는데 이는 의치상과 지대치가 접촉된 경우는 overdenture에 하중이 가해

지면 지대치의 하방 변위를 동반하면서 일부지지를 받고 있음을 나타내준다. Table 3 및 Fig. 5-16에서 보는 바와 같이 치조골 및 지대치는 변위되지 않는 것으로 간주하고 이에대한 overdenture 및 점막의 상대적 변위를 측정할 경우에 있어서는 제반 하중 조건하에서의 overdenture의 변위는 다양하였는데 P2의 경우 overdenture는 회전양상의 변위를 보여준 반면 P1 및 P3의 경우는 overdenture가 침강 양상의 변위를 보였는데 이는 하악의 후방쪽에 위치한 고정점의 위치관계로 인한 lever arm의 차이 때문이며 또한 제반조건에서 overdenture는 X축 방향에 있어선 음(-)의 변위를 나타내 전방 전이를 보였는데 이는 하악치조계의 경사 및 하악 후방부위의 고정점 등에 의한 이유라고 사료된다.

의치상과 지대치 상부 1/3에서 접촉된 경우엔 Y축을 고려할때 의치의 전방 기준점은 더 상방, 후방 기준점은 더 하방으로 변위되어 지대치를 지점으로 한 회전 변위양상을 보였으며 의치상과 지대치사이에 1mm의 균일한 간격을 부여한 경우 (Fig. 5,7,9,11,13,15)에는 모든 하중조건 하에서 잔존 지대치와 의치상과의 직접 접촉은 보여주지 않았는데 실제 overdenture 제작시 하중조건등을 고려하여 간격 부여량을 본 연구에서 부여한 1mm 보다 더 적게 고려해 볼수도 있다고 생각된다.

2) 응 력

응력은 압축응력, 인장응력 및 전단응력으로 분석될수 있으며 구조물 속의 최대응력은 언제나 비례한도 이하가 되어야만 가해진 하중이 제거된 후에 영구변형을 초래하지 않기 때문에 구조역학에서 일반적인 과정은 구조내에 존재하는 최대응력(maximum stress)을 구하여 이것을 구조를 형성하고 있는 재료의 고유 강성과 연관시키는 것이다⁴³⁾. 따라서 본 연구에서도 구조내에 존재하는 최대 주응력(최대 인장응력), 최소 주응력(최대 압축응력)을 구한 후, 등가응력을 고려하였다^{3,18,19,26)}.

주응력(Fig. 17-41)을 고려할때 제반조건에 관계없이 overdenture가 장착된 하악골에서 최대 인장응력은 하악의 buccal shelf 부위, 구치부 후방 치조계, 하악지의 전연 부위 등에 높게 분포하였으며 최대 압축응력은 하악하연 후방, 하악각 및 하악지의 후방 부위 등에 높게 분포되었다. 이

부위들은 치밀골로 처리되어 있으며 또한 저작근의 일부인 교근 및 내측익돌근이 하악하연 후방, 하악각 및 하악지의 후방 부위에 부착하여 주로 상방향으로 작용되기 때문에 본 유한요소법 분석에서도 이 부위를 고정점으로 하였으며 이로 인한 반력에 의해 하악하연 후방, 하악각 및 하악지의 후방부위에 높은 압축응력이 걸리며 또한 이 고정점을 중심으로 전방에 위치하는 overdenture 상에 수직하중이 가해진 관계로 buccal shelf 부위, 구치부 후방, 하악지의 전연 부위 등에 높은 인장응력이 발생되었다고 사료된다. 정 등⁴⁾, Ralph 등⁵²⁾은 하악응력 분석시에 하악에서의 생리적 고정부위를 고려하지 않는 하악응력과 변위의 실험적 결과는 하중시의 고정부위가 생체조건과 다르기 때문에 크게 달라질수 있다고 하였으며 임 등³⁾은 유한요소법에 있어서 고정점의 선정은 대단히 중요하다고 보고하였다. 따라서 본실험에서는 정 등⁴⁾, Ralph 등⁵²⁾이 선정한 하중시에 하악의 고정부위로서 생체와 동일조건을 재현해 내기 위하여 교근, 내측익돌근, 측두근 등의 폐구근이 부착되는 하악각 부위 및 근돌기 부위 이외에도 Santos 등⁵⁹⁾이 고려한 바와 같이 하악 과두 부위도 하중이 가해질때 고정점으로 선정되는 것이 바람직하다고 사료되어 Fig. 2에서 보는 바와 같이 하악과두 부위를 포함하여 저작시의 근작용 방향을 고려한 총 8개의 절점을 고정점으로 하였다. 하악각 부위의 X방향과 Y방향의 변형을 구속한 경계조건은 교근 및 내측 익돌근의 작용방향을 묘사한 구속조건이고 상부근돌기 구속조건은 측두근의 힘 작용방향을 묘사 할수 있도록 구속한 것이며 과두상부 지점은 X, Y 두 방향으로의 변형을 모두 구속한 점인데 실제 이 점을 지점(fulcrum)으로 하여 하악골에 힘이 가해지게 된다. 본 유한 요소 분석에서 각 하중에 따른 구속점의 반력들을 합성해 본 결과, 합성력의 합들은 근육들의 힘의 작용방향과 아주 흡사함을 볼수 있었는데 이는 경계조건이 아주 적절하게 선정되었음을 나타내 준다고 사료된다.

금속상의 overdenture의 경우엔 높은 인장응력 및 압축응력이 금속상을 따라 넓게 분포된 반면 레진상 overdenture의 경우엔 하중이 가해진 의치부에 국소적으로 인장응력 및 압축응력이 걸리는 양상을 보여주었는데 이는 금속상의 높은 탄

성물에 기인된다고 사료된다. 또한 의치상과 지대치 상부 1/3이 접촉되는 경우는 Fig. 31, 33, 35, 37, 39, 41에서 보는 바와 같이 지대치 장축을 통해 압축 응력이 분산되는 양상을 관찰할수 있는데 이는 치아의 지지조직은 측방력에 약하나 치아 장축 방향의 힘에는 잘 견딜수 있다는 Brewer 등¹⁶⁾, Thayer 등⁶⁷⁾의 보고를 고려할때 바람직한 응력 분산의 양상이라고 사료된다.

등가응력(equivalent stress, ES)은 일명 상당응력이라고도 하는데 단위면적당 저장된 전단 왜력을 말하며^{7,50,72)} 이는 각 요소내에 발생한 응력의 총합으로서 주어진 지점에서 응력 상황의 심각성의 정도를 나타내주며⁷²⁾ 등가응력은 다음과 같은 공식에 의해서 계산되어진다.

$$ES = \sqrt{\sigma_{max}^2 - \sigma_{max} \cdot \sigma_{min} + \sigma_{min}^2} \quad 65)$$

그러므로 응력의 크기를 전체적으로 이해하기 위해서는 이러한 등가응력을 제반조건에 따라 상호 비교함으로써 쉽게 이해할 수 있다. 또한 Sharry 등⁶²⁾은 대부분 구조물의 손상이나 파괴는 이러한 전단 응력치의 크기에 따라 발생하므로 아주 유효한 값이라 하였다. 따라서 본 논문에서는 최대 전단응력(= $\frac{\sigma_{max} - \sigma_{min}}{2}$)⁴³⁾은 등가응력과 그 크기는 다를지라도 동일한 성향을 보여주는바 최대 전단응력은 도면화 하지 않고, 각요소내에 발생한 응력의 총합으로써 주어진 지점에서 응력의 심각성 크기를 상대적으로 나타내주는 등가응력을 제반조건에 따라 비교키 위해 Fig. 42-54에서와 같이 크기에 따라 도면화 하였다.

의치상 재료, 의치상과 지대치 사이의 간격 부여 형태, 하중조건에 관계없이 하악의 buccal shelf 부위, 구치부 후방, 하악지 전연과 후연, 하악하연 및 하악각 등에 높은 등가응력이 분포되는 양상을 볼수 있었는데 이는 Koivumaa³³⁾가 힘이 물체에 작용될때 힘의 분포는 균일하지 않으며, 분포는 1) 힘과 면적의 비, 2) 힘의 작용점과 고정부위 사이의 거리, 3) 재료의 탄성에 좌우된다고 보고 한바와 같이 그 부위의 두꺼운 치밀골 처리와 저작근이 주로 부착하여 작용되는 하악하연 후방, 하악근돌기등을 고정부위로 하였으며 하중 작용 부위와 고정부위 사이의 거리등에 의한 결과라고 사료된다. Ralph 등⁵²⁾은 하악에 기능력이 작용할때

인장응력과 압축응력이 나타나는데 이는 골 trabeculae와 밀접한 관련을 가지고 있으며 더우기 하악이 이러한 저작력을 흡수하며 잘 지탱할 수 있도록 되어 있다고 하였고 광탄성 하악모형에서의 기능을 작용시켰을 때의 응력분석 결과 하악하연, 하악각, 하악지의 후방연 및 과두를 연결하는 부위, 하악체로 부터 하악지로 사선으로 통하는 부위, 구치후방으로 부터 하악지 전연 및 근돌기를 연결하는 부위, 과두와 근돌기를 연결하는 하악 절흔의 상연을 따르는 부위등에 높은 등가응력이 걸리는 응력선도(trajecory)를 보고 하였는데; 이는 Fig. 47-54에서 보는 바와 같이 본 연구의 등가응력 분석 결과와 거의 유사하였으며 Saipel⁶¹⁾, Sutter 등⁶⁴⁾이 하악에 나타낸 응력선도(trajecory)와도 거의 일치하였다.

P1, P2, P3의 비교에선, P2의 경우 P1 및 P3에 비해 더 높은 등가응력을 하악골에 분포시켰는데 이는 비록 가해진 수직 하중량은 P2가 P1, P3보다 적다하더라도 Koivumaa³³⁾가 보고한 바와 같이 힘의 작용점과 고정부위 사이의 거리가 가장 길기 때문에 가장 큰 굽힘 모멘트가 걸리게 되어 등가응력선도를 검토해 볼때 가장 큰 응력이 분포됨을 볼수 있었다.

금속상 및 레진상의 비교에선, 본연구의 결과 Fig. 43, 44, 47, 48, 51, 52에서 보는 바와 같이 높은 등가응력이 금속상을 따라 나타났는데 그 이유로는 Table 1에서 보는 바와 같이 금속의 탄성률이 레진의 탄성률보다 훨씬 크기 때문에 응력은 금속상내에 전이되는 경향을 가지며 따라서 의치상 하부에 있는 치조골내에도 금속상의 경우에 더 적은 응력을 야기시키리라고 사료되며 이러한 결과는 정 등⁴⁾, Koivumaa³³⁾, Sauer⁶⁰⁾, Koran 등³⁴⁾, Doezema²²⁾ 등이 하악에서 금속상 총의치가 레진상 총의치 보다 하악에 보다 균일하게 응력을 분산시킨다는 보고와 유사하였다. 따라서 변위 및 응력 분석의 양상을 볼때 금속상 overdenture의 경우가 레진상 overdenture의 경우보다 임상적으로 유리하다고 사료된다. Koivumaa³³⁾는 이론적 및 실험적 분석을 통해 의치상의 변형은 저작시 하중 작용점에 가까운 치조제의 제한된 국부변형을 야기하므로, 의치에 의해 피개되는 전조조직위에 균일하게 압력이 분산되지 않는다고 보고하였으며,

Sauer⁶⁰⁾는 의치상 재료에 있어선 금속상 의치의 경우가 변형에 대한 저항이 보다 강하며, 의치의 견고성(rigidity)을 증가시키므로서 파괴적인 전단력을 감소시킬수 있다 하였다.

의치상과 지대치가 접촉된 경우엔 Fig. 44, 46, 48, 50, 52, 54에서 보는바와 같이 지대치가 직접 접촉된 의치상 부위에 하중조건 및 의치상 재료 등에 따라 응력의 양상은 다양하지만 대체로 높은 등가응력이 집중됨을 볼수 있는데 이러한 집중응력에 의치상 재료가 견디어 내지 못할때 그 부위에서의 의치상 파절등이 야기될수 있다. 따라서 overdenture를 제작할때 금속판을 의치의 하단부에 보강하면 레진만을 사용한 의치에 비해 훨씬 굽힘 변형에 강하며, 특히 대부분의 굽힘 인장응력을 금속판이 지지하므로 인장응력에 약한 레진만을 사용한 경우에 비해 영구 변형량이 감소되고 수명이 연장 될 것으로 판단되며^{46,47)}, 레진상을 사용할 경우는 강화레진(high impact resin)등을 사용하는 것이 임상적으로 유용하리라 사료된다¹⁶⁾. 의치상과 지대치 사이의 1mm 균일한 간격 부여는 지대치에 과도한 응력이 작용되는 일 없이 무치악 부위의 점막의 변위를 가지면서 보철물을 지지하도록한 반면 의치상과 지대치의 상부 1/3 부위에서만 접촉된 경우는 Brewer 등¹⁶⁾이 보고한 바와 같이 ball and socket 접촉으로서 의치의 기능 동안 측방력을 감소시킨다 하였는데 본 연구에서도 접촉된 부위를 통해서 비교적 치아 장축으로 응력이 분산되는 양상을 보였다.

Ledley³⁸⁾는 잔존지대치가 overdenture를 지지하므로써 잔존치조제 흡수를 억제하며 연조직의 외상등을 줄여 줄수 있다 하였고, 잔존지대치의 분포 및 숫자에 관해서 Brewer 등¹⁶⁾은 한 악궁에 2개의 견치와 2개의 제2소구치가 잔존하므로써 총 4개의 지대치를 갖는 경우에 이상적인 응력분산을 야기하여 overdenture에 대한 최대 안정과 지지를 제공할 수 있다 하였다. 그러나 임상적 경험을 통해서 볼때 이러한 지대치의 숫자와 분포는 임상적인 양상이 아니며 가장 빈번한 분포는 2개의 견치가 잔존되어 있는 경우라 하였다. 따라서 본 연구에서도 견치가 잔존되어 있는 경우를 연구대상으로 하였다. Brewer 등^{13,14)}은 overdenture의 선택에 있어서 유지 및 안정이 주요목적이 아니라

오히려 지대치 및 주변조직을 통해서 응력의 바람직한 분산이 더욱 주요한 목적으로 임상에서 고려되어야 한다고 하였고, Warren 등⁷³⁾은 광탄성 실험을 통해서 overdenture의 지대치 coping이 짧고 반 구형(dome) 형태일때 응력이 적게 걸리며 치아 장축으로 응력이 전달된다고 보고 하였으므로 본 연구에서는 지대치의 치관부를 치은연으로부터 2mm의 높이를 갖는 반구형 형태로 하였다. 또한 잔존지대치가 남아 있는 경우 대구치 부위 보다는 견치 또는 소구치부위가 유리하다 하였는데 그 이유로는 견치의 전방 위치로 인하여 전방 악궁에 하중을 최소화시킬 수 있기 때문이라 하였다. 본 연구에서도 P1, P3의 경우(Fig. 43-46 및 Fig. 51-54) 잔존된 견치의 전방 부위에는 응력이 걸리지 않고 있으며 전방부에 수직하중이 가해지는 P2의 경우(Fig. 47-50) 의치상과 지대치 상부의 1/3부위에서 접촉된 경우에는 지대치를 통해 응력이 분산되는 양상을 보이나 지대치 전방 부위에는 응력이 나타나지 않고 있다. 반면 1mm의 간격을 부여한 경우에는 지대치엔 별다른 응력이 걸리지 않고 지대치 전방부에 약한 응력이 분포됨을 볼수 있다. 일상 총의치의 응력을 분석 실험한 결과 전방부위에 높은 응력이 걸리는 정 등⁴⁾의 연구 결과와 비교해 볼때 잔존 지대치와 의치상과의 간격부여에 관계없이 견치의 잔존은 전방 악궁에 응력을 최소화 시킬수 있다는 결과를 보여주었다. 따라서 견치를 잔존 지대치로 하는 overdenture의 경우가 일상 총의치보다 전방 치조제에 하중을 적게 가할수 있다고 사료되며 잔존 지대치와 잔존 치조제의 건강도를 고려하여 지대치와 의치상과의 간격 부여 형태를 조절하므로써 치아 또는 잔존 치조제 어느 부위에 하중이 더 가해지도록 할것인가 결정하므로써 임상에서 유리한 응력 분산 양상을 얻어 낼수 있다고 생각된다^{14,45,68)}.

본 연구에서는 하중을 가한 부위 하부점막에 응력이 집중되지 않으며 점막에 나타나는 응력의 양상은 하중 조건에 따라 유사함을 보였다. 이는 Craig 등¹⁹⁾이 점막은 응력에 대해 완충작용을 한다고 하였으며 그 이유로는 의치상이 점막과 아주 긴밀하게 접촉하고 있고 점막의 탄력과 변형으로 인해 응력을 분산시키기 때문이라고 하였다. 따라서 임상에서 실제적으로 이러한 요소들을 고려

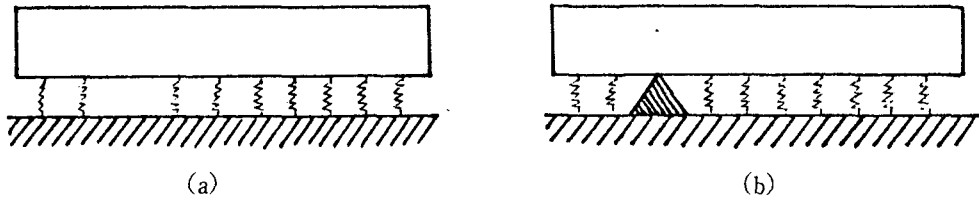


Fig. 55. Simulated model of overdenture and mucous membrane.

하여 넓은 부위에 응력을 분산시킬 수 있도록 고려하여야 한다.

3) 의치상의 변형과 응력 분포의 종합적 분석

유한 요소 해석결과를 중심으로 의치상에 작용하는 하중의 종류에 따라, 의치상의 변형과 응력 분포 상태를 종합적으로 검토 고찰하기 위하여, 의치상과 점막과 치조골로 구성된 하악 구조를 알기 쉽게 단순 모델화 하기 위해 상대적으로 연약한 점막을 스프링으로 가정하여 도식화하여 보면 Fig. 55에 보인바와 같다. Fig. 55-(a)는 잔존하는 지대치가 의치상과 접촉하지 않은 경우이고, Fig. 55-(b)는 지대치가 의치상에 접촉하는 경우의 모델이다.

P1과 같은 수직하중이 의치상의 후방부에 작용한 경우를 고찰해보면 수직하중에 의해 의치상 후방부가 아래로 처지게 되며, 처져 내려간 양만큼 스프링 하중이 의치상을 떠밀게 되므로 의치상의 변형상태와 작용하중을 개략적으로 가시화시켜보면 Fig. 56 및 57과 같다. 따라서 의치상의 후방부는 아래로 블록해지려는 굽힘 모멘트를 받게 되므로 의치상의 상부에는 압축응력(Fig. 30, 31, 32, 33)이 그리고 의치상의 하부에는 인장응력(Fig. 18, 19, 20, 21)이 걸리게 된다. 이때 의치상의 하단부가 금속으로 보강된 경우(Fig. 18, 19)엔 훨씬 강한 금속판이 레진의 굽힘변형을 억제하면서 인장응력을 다 받게 되므로, 레진만으로 의치상을 제작한 경우(Fig. 20, 21)처럼 의치상 하단부에 굽힘에

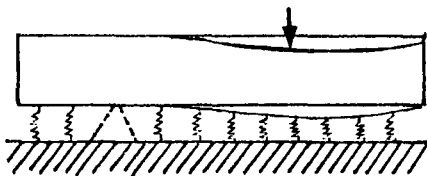


Fig. 56. Diagram of denture deformation under P1.

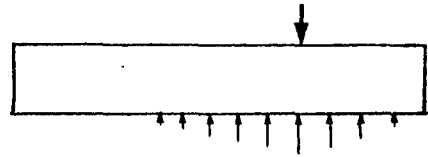


Fig. 57. Diagram of P1 force versus supporting force.

의한 큰 인장응력이 레진상에 발생하지 않고, 금속판을 따라서 분포되고 있음을 알 수 있다. 한편 P1 하중처럼 잔존 지대치로부터 멀리 떨어진 위치에서 수직하중이 작용하는 경우에는 의치상의 처짐 변형이 후방부에서만 발생하므로 의치상의 전방부에서 잔존하는 지대치와 의치상간의 접촉 유무와는 거의 무관함을 알 수 있다. 따라서 의치상 후방부에 P1과 같은 하중이 가해지는 경우의 하향처짐은, 의치상의 재료나 지대치의 잔존유무와는 상관없이 점막의 강도에 따라 결정된다는 것을 알 수 있다. 응력 분포 형태에 있어서도 지대치의 유무와는 상관없이 다만 금속판이 보강된 의치상의 경우엔 굽힘에 의한 인장응력을 강도가 큰 금속판에서 지지하고 있으나, 레진만으로 만들어진 경우에는 가장 큰 굽힘변형이 발생하는 하중점 하단부의 레진상에 큰 인장응력이 발생되기 때문에 인장에 취약한 레진상에 결합이 존재하는 경우에는 파절의 위험이 존재한다고 볼 수 있다.

P2와 같이 수직하중이 의치상의 전방부에 작용하는 경우에 대한 의치상과 거동을 개략적으로 도식화하면 Fig. 58-61에 보인바와 같다. Fig. 58은 잔존지대치와 의치상이 접촉되지 않도록 제작한 경우의 변형 거동으로, 유한요소 해석결과 Fig. 9와 11의 경우에 의하면 의치상 후방으로부터 약 1/4 되는 위치(Fig. 58과 59의 F점의 위치)를 중심으로 왼쪽편은 아래로 처지고 오른쪽 편위는 위로 치켜 올라가는 상태의 변형을 하고 있다. 따라서 의치상의 변형에 따른 스프링 반력(점막층)의 크기를

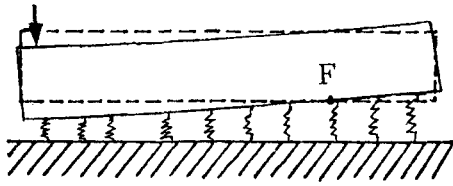


Fig. 58. Diagram of denture deformation under P2-S.

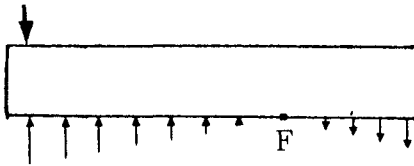


Fig. 59. Diagram of P2 force versus supporting force.

더 도식화하여 보면 Fig. 59에 보는바와 같이 F점을 기준으로 왼쪽편은 의치상을 밀어올리고 오른쪽편은 의치상을 끌어내리는 반력들이 작용하게 되어 의치상이 위로 블록해지려는 굽힘 모멘트를 받게 된다. 따라서 최대 응력 선도를 보면 의치상의 상변을 따라서 인장응력이 길게 분포되고(Fig. 22, 24) 하변을 따라서는 압축응력이 길게 분포됨을 볼수 있다(Fig. 34, 36). 그런데 이때에도 금속으로 보강된 의치인 경우는 압축응력을 금속판이 대부분 지지하게 되므로 금속판을 따라 압축응력이 전달되고 있는 양상을 볼수가 있다. 한편 잔존지대치와 의치상이 접촉한 경우에는 Fig. 60에서 보는바와 같이 지대치를 지점(fulcrum)으로 하여 왼쪽은 아래로 처지고 오른쪽은 위로 들려지는 변형을 함을 알수 있다. 따라서 점막의 반력을 고찰해 보면 Fig. 61과 같이 지점(fulcrum)인 지대치를 중심으로 왼쪽은 의치상을 밀어올리는 반력이 오른쪽은 의치상을 끌어내리려는 반력이 작

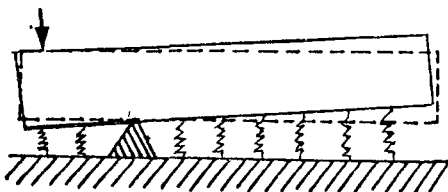


Fig. 60. Diagram of denture deformation under P2-C.

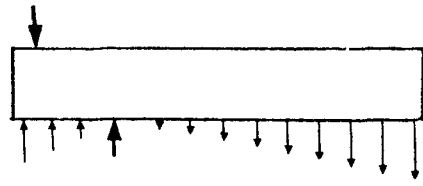


Fig. 61. Diagram of P2 force versus supporting force.

용함을 알수 있다. 따라서 지대치 위에 있는 의치상단부엔 인장응력 및 하단부엔 압축응력의 집중을 볼수 있다(Fig. 23, 25 및 Fig. 35, 37).

그런데 실제 의치는 점막과 완전한 연속체가 아니기 때문에 의치상과 점막사이에 존재하는 타액의 표면장력의 크기 만큼의 인장력 밖에 작용하지 않을것이므로, 유한요소 해석에 의한 의치상과 점막사이에 걸리는 인장응력이 타액의 표면장력보다 더 큰값을 갖게 되면 의치상은 점막으로부터 떨어져서 의치상의 후방부가 들리게 될 것이다. 반면에 앞서 고찰한 지대치가 의치상과 접촉되어 있지 않는 경우에는 접촉된 경우 보다 지점(fulcrum)이 후방으로 이동되어 넓은 부위에서 지지를 받으므로 점막과 의치상이 분리되지 않도록 유리하게 작용한다. 따라서 의치상의 전방부에 수직하중이 작용하는 경우에는 지대치와 의치상의 접촉여부에 따라 의치상의 변형거동과 응력분포가 큰 차이를 보이고 있으며, 의치상을 지대치에 접촉시켰을때, 의치상의 후방부가 더 쉽게 들리게 될것이며, 응력이 지대치 부근에 집중되는 결과를 초래하여 파절의 우려가 있다.

수직 균등 분포하중인 P3 하중이 제1소구치로부터 제2대구치 부위 까지에 작용하는 경우를 검토해보면 의치상의 변형거동은 지대치와 의치상이 접촉되지 않는 경우(Fig. 62) 중앙부가 완만하게 아래로 처질것이나, 지대치가 의치상과 접촉한

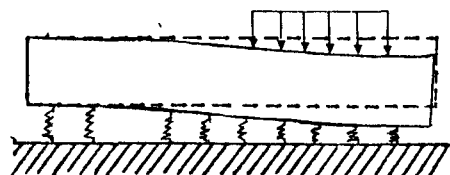


Fig. 62. Diagram of denture deformation under P3-S.

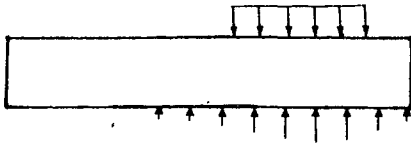


Fig. 63. Diagram of P3 force versus supporting force.

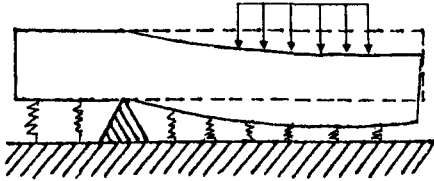


Fig. 64. Diagram of denture deformation under P3-C.

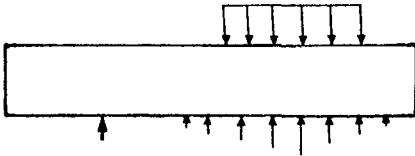


Fig. 65. Diagram of P3 force versus supporting force.

경우(Fig. 65)는 지대치의 영향으로 지대치와 접촉한 부위의 처짐이 둔화되는 양상을 보일것이다. 따라서 점막에서 발생하는 반력의 양상은 Fig. 63과 Fig. 64에 보인바와 같이 그 분포양상이 약간 달라질것이다. 따라서 P3의 하중이 작용하는 변형 거동은 P1의 경우와 유사하게 의치상 하부의 중앙부위가 아래로 볼록하는 굽힘모멘트를 지지하게 되므로 금속판이 보강된 경우에는 하부의 금속판이 굽힘에 의한 인장응력을 모두 지지하게 되며(Fig. 26, 27) 레진만으로 제작된 의치상의 경우는 하부 레진층에 인장응력이 넓게 분포하게 된다(Fig. 28, 29). 이경우 특히할만한 사항은 지대치가 의치상과 접촉한 경우에는 의치상 전방부의 처짐이 접촉하고 있는 지대치 때문에 거의 발생하지 않고 있어서 응력이 걸리지 않는 상태를 보이고 있으나(Fig. 27, 29, 39, 41, 52, 54) 지대치와 의치상이 접촉하지 않은 경우에는 의치상의 전방부까지도 미소하나마 처짐이 발생하기 때문에 의치상의 하부에 굽힘인장 응력이 전방부에 까지도 분

포하고 있다(Fig. 26, 28, 38, 40, 51, 53). 특히 금속판이 보강된 경우에는 지대치 때문에 만곡된 부위의 전방 가장자리에 상당한 인장응력이 발생하고 있는데, 이 만곡부위는 의치상의 두께가 얇아진 경우이기 때문에 쉽게 파절이 발생할수도 있으며 금속과 의치상의 레진이 떨어질 가능성도 있으며, 반복적인 P3 하중에 의해 피로파절이 가장 쉽게 발생할수 있는 곳이다.

이상의 검토 및 고찰을 종합하여 보면 지대치를 잔존시킨 상태에서 총의치를 제작하는 경우에 지대치와 의치상을 접촉시키면 잔존 지대치 및 이에 접하는 의치상에 높은 응력이 걸리게 되며 특히 전방하중(P2)의 경우에는 의치상의 후방부가 점막으로 부터 쉽게 들리는 단점이 있으나, 제반하중조건(P1, P2, P3)에서 지대치 장축 및 원심부를 통해 응력이 분산되는 양상을 보이며 잔존 지대치 전방에 있는 하악골 부위에는 응력이 잘 나타나지 않음으로써 전방 치조제에 유리한 응력분포를 보여 주게 된다. 반면 1mm의 균일한 간격을 부여한 경우에는 의치상 및 지대치에 별다른 응력이 걸리지 않고 지대치 전방부 치조제에 약한 응력이 분포되나 잔존 지대치가 없는 일상 총의치보다 전방 치조제에 응력을 최소화 시킬 수 있다고 생각된다. 또한 총의치를 제작할때 금속판을 의치의 하단부에 보강하면 레진만을 사용한 의치에 비해 훨씬 굽힘변형에 강하며, 특히 대부분의 굽힘 인장응력을 금속판이 지지하므로 인장응력에 약한 레진만을 사용한 경우에 비해 영구변형량이 감소되고 수명이 연장될 것으로 판단된다.

본 유한요소법은 비례한계 내에서 분석되어지기 때문에 하중의 크기에 따라 변위와 응력을 비례적으로 계산하는 것이므로 얻어진 결과는 양적으로 분석은 피하고 질적으로 분석되어야 하며⁶⁵⁾ 2차원 모형은 실제 하악조직의 3차원적 구조를 재현해내지 못하며 너무 단순화 시키게되므로⁵⁸⁾ 앞으로 3차원 유한요소분석 또는 3차원 광탄성 실험등을 통해서 재 분석해 볼 필요가 있다고 사료된다.

V. 결 론

Overdenture 장착시의 의치상 재료 및 설계,

하중조건에 따라 의치, 지대치 및 하악골에 발생되는 응력 및 변위를 연구하기 위하여 컴퓨터를 이용한 수치적 해석인 2차원 유한 요소법을 이용하였다. 2차원 유한 요소 모형으로선 견치가 지대치로 잔존되어 있는 표준 크기의 하악골 및 overdenture를 고려하여 586개의 사변형 요소 및 636개의 절점으로 분할한 후 각 구성성분의 물리적 성질인 탄성률 및 포와송비를 대입시켰다.

사용된 overdenture의 의치상 재료에 따른 구분으로선 레진상 및 0.5mm 후경의 금속상의 2종류였으며, 의치상 설계로선 의치상과 지대치와의 1mm 균일한 간격 부여 경우와 지대치 상부 1/3 부위만 접촉되는 경우로 구분하였다. 하중시에 하악의 고정부위로선 생체와 동일한 조건을 재현해 내기 위하여 교근, 내측익돌근, 측두근 등의 하악 폐구근이 부착되는 하악각 부위, 하악근돌기 부위 및 하악 과두 부위의 8절점을 고정점으로 하였다. 하중조건으로선 하악 제1대구치의 일점에 10kg의 수직집중하중(P1), 하악 중절치의 일점에 7kg의 수직 집중하중(P2) 및 하악 제1소구치로부터 하악 제2대구치까지의 교합면에 10kg의 수직 균등분포 하중(P3)을 부여하여 분석한 결과는 다음과 같았다.

1. 하중이 overdenture 교합면 위의 가해진 부위 및 하중조건에 따라 overdenture는 다양한 회전 및 침강현상을 보였으며 치조골, 지대치 및 하악 하연에서 전체변위를 고려할 때 레진상의 overdenture의 경우가 금속상의 overdenture의 경우보다 더 컸다.

2. 최대 주응력(최대 인장응력)을 고려할때, 하악의 buccal shelf 부위, 구치부 후방 치조제, 하악지의 전연 부위에 높은 인장응력이 분포하였다.

3. 최소주응력(최대압축응력)을 고려할때, 하악 하연, 후방, 하악각 및 하악지의 후방 부위에 높은 압축응력이 분포하였다.

4. 하악 중절치의 일점에 수직 하중을 가한 경우(P2)가 다른 하중 조건(P1, P3)에 비하여 하악골에 가장 높은 등가 응력을 유발하였다.

5. 동일 하중 조건하에서 레진상 overdenture에 비해 금속상 overdenture의 경우 높은 등가응력이 금속을 따라 넓게 분포되었다.

6. 의치상과 지대치의 상부 1/3 부위가 접촉된

경우가 균일하게 1mm 간격을 부여한 경우보다 지대치, 지대치 주위 및 overdenture에 높은 등가응력을 발생시켰다.

7. 의치상 재료 및 설계에 관계없이 동일 하중 조건하에서 점막에 나타나는 등가응력의 크기 및 분산 양태는 유사하였다.

REFERENCES

1. 김상수, 정재현: "Lingualized occlusion에 의한 하악 응력의 광탄성학적 분석", 「대한치과보철학회지」, 26 : 153-170, 1988.
2. 양홍서: "전치부 계속치의 지대치 및 지지조직의 역학반응에 관한 유한요소법적 연구", 「대한치과사협회지」, 24 : 617-635, 1986.
3. 임상전, 광병만, 이주성: 유한요소법 입문, 서울, 동명사, 1985.
4. 정재현, 윤창근: "의치상 재료에 따른 하악 응력 및 의치의 변위에 관한 유한요소 법적 분석", 「대한치과보철학회지」, 25 : 281-302, 1987.
5. 조인호: "총의치 교합형태에 따른 3차원적 광탄성 응력 분석", 「대한치과사협회지」, 20 : 945-966, 1982.
6. 조호구, 이기수: "정형력에 대한 하악골내의 응력 분산과 변위에 관한 유한요소법적 분석", 「경희치대 논문집」, 5 : 135-152, 1983.
7. 하주태, 최부병: "유한요소법에 의한 Cantilever bridge의 지대치 및 지지조직의 역학적 반응에 관한 연구", 「경희치대 논문집」, 5 : 153-169, 1983.
8. 한무현, 최부병: "유한요소법에 의한 Telescope crown과 지대치 및 지지조직의 역학적 반응에 관한 연구", 「경희치대 논문집」, 4 : 241-256, 1982.
9. Alvi, A.R.: "Photoelastic analysis of mandibular stresses induced by complete dentures with varying occlusions and base materials in a lateral position", Thesis, Univ. of Michigan, 1979.
10. Ashman, R.B. et al.: "The bone tissue of the canine mandible is elastically isotropic", J. Biomechanics, 18 : 717-721, 1985.

11. Atwood, D.A. : "Clinical, cephalometric, and densitometric study of the reduction of residual ridges", *J. Prosthet. Dent.*, 26 : 280-293, 1971.
12. Atwood, D.A. : "Reduction of residual ridge : A major oral disease entity", *J. Prosthet. Dent.*, 26 : 266-272, 1971.
13. 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.
14. Becker, C.M. and Kaldahl, W.B. : "An overdenture technique designed to protect the remaining periodontium", *Int. J. Periodont. Res. Dent.*, 4 : 63-71, 1985.
15. Brewer, A.A. : "The tooth-supported denture", *J. Prosthet. Dent.* 30 : 703-706, 1973.
16. Brewer, A.A. and Morrow, R.M. : "Overdentures", St. Louis, 1980. 2th. ed, The C. V. Mosby Co.
17. Cook, S.D., Weinstein, A.M. and Klawitter, J.J. : "A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Moalloy dental implant", *J. Dent. Res.*, : 25-29, 1982.
18. Craig, R.G. : "Restorative dental materials", St. Louis, 1985, ed., The C.V. Mosby Co.
19. Craig, R.G. and Farah, J.W. : "Stresses from loading distal extension removable partial dentures", *J. Prosthet. Dent.*, 39 : 274-277, 1987.
20. Crum, R.J. and Rooney, G.E. : "Alveolar bone loss in overdentures: A 5-year study", *J. Prosthet. Dent.*, 40 : 610-613, 1978.
21. Davis, D.M., Rimrott, R. and Zarb, G.A. : "Studies on frameworks for osseointegrated prosthesis : Part 2. The effect of adding acrylic resin or porcelain to form the occlusal superstructure", *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 3 : 275-280, 1988.
22. Doezema, S.T. : "Photoelastic analysis of mandibular stress induced by metal and acrylic resin denture bases", Thesis, Univ. of Michigan, 1974.
23. Farah, J.W. and Craig, R.G. : "Distribution of stresses in porcelain fused-to metal and porcelain jacket crowns", *J. Dent. Res.*, 53 : 859-866, 1974.
24. Frantz, W.R. : "The use of natural teeth in overlay dentures", *J. Prosthet. Dent.*, 34 : 135-140, 1975.
25. Glickman, I. : "Clinical periodontology", Philadelphia, 1990, 7th. ed. W.B. Saunders Company.
26. Haskell, B., Day, M. and Tetz, J. : "Computer-aided modelling in the assessment of the biomechanical determinants of diverse skeletal patterns", *Am. J. Orthod.*, 89 : 363-382, 1986.
27. Hinton, E. and Owen, D.R.J. : "An introduction to finite element computations", Swansea, U.K. : Pineridge Press, 1979.
28. Hood, J.A., Farah, J.W. and Craig, R.G. : "Modification of stresses in alveolar bone induced by a tilted molar", *J. Prosthet. Dent.*, 34 : 415-421, 1975.
29. Kabcenell, J.L. : "Tooth-supported complete dentures", *J. Prosthet. Dent.*, 26 : 251-257, 1971.
30. Kay, W.D. and Abes, M.S. : "Sensory perception in overdenture patients", *J. Prosthet. Dent.*, 35 : 615-619, 1976
31. Kelsey, C.C. : "Alveolar bone resorption under complete dentures", *J. Prosthet. Dent.*, 25 : 152-157, 1971.
32. Knoell, A.C. : "A mathematical model of in vitro human mandible", *J. Biomech.*, 10 : 159-166, 1977.
33. Koivumaa, K.K. : "On the properties of flexible dentures : A theoretical and experimental survey", *Acta Odont. Scand.*, 16 : 159-175, 1958.
34. Koran, A. and Craig, R.G. : "Three-dimensional photoelastic stress analysis of maxillary and mandibular complete dentures", *J. Oral Rehab.*, 1 : 361-369, 1975.
35. Kydd, W.L. and Kaly. C.H. : "The biologic and mechanical effects of stress on oral mucosa", *J. Prosthet. Dent.*, 47 : 317-329, 1982.
36. Kydd, W.L., Daly. C.H. and Nansen, D. : "Variation in the response to mechanical stress of

- human soft tissue at related to age", *J. Prosthet. Dent.*, 32 : 493-500, 1974.
37. Lambrecht, J.R. and Kydd, W.L. : "A Functional stress analysis of the maxillary complete denture base", *J. Prosthet. Dent.*, 12 : 865-872, 1962.
 38. Ledley, R.S. : "Theoretical analysis of displacement and force distribution for the tissue-bearing surface of dentures", *J. Dent. Res.*, 47 : 318-322, 1968.
 39. Lestrel, P.E., Kapur, K.K. and Chauncey, H.H. : "A Cephalometric study of mandibular cortical bone thickness in dentulous persons and denture wearers", *J. Prosthet. Dent.*, 43 : 89-94, 1980.
 40. Lopuck, S., Smith, J. and Caputo, A. : "Photoelastic comparison of posterior denture occlusion", *J. Prosthet. Dent.*, 40 : 18-22, 1978.
 41. Lord, J.L. and Teel, S. : "The overdenture", *Dent. Clin. North Am.*, 13 : 871-881, 1969.
 42. Lord, J.L. and Teel, S. : "The overdenture : Patient selection, use of copings, and follow-up evaluation", *J. Prosthet. Dent.*, 32 : 41-51, 1974.
 43. Lord, J.L. and Teel, S. : "Photoelasticity as a research technique for analyzing stress in dental structures", *J. Dent. Res.*, 34 : 831-838, 1955.
 44. Miyakawa, O. and Shiokawa, N. : "A new method for finite element simulation of orthodontic appliance-teeth-periodontium-alveolus system", *J. Biomechanics*, 18 : 277-284, 1985.
 45. Mensor, M.C. : "Attachment fixation for overdenture. Part 1", *J. Prosthet. Dent.*, 37 : 366-373, 1977.
 46. Morrow, R.M. : "Immediate interim tooth-supported complete dentures", *J. Prosthet. Dent.*, 30 : 695-703, 1973.
 47. Morrow, R.M. et al. : "Tooth-Supported complete dentures : An approach to preventive prosthodontics". *J. Prosthet. Dent.*, 21 : 513-522, 1969.
 48. Pao, Y.C., Reinhardt, R.A. and Krejci, R.F. : "Root stresses with tapered-and post design in periodontally compromised teeth", *J. Prosthet. Dent.*, 57 : 281-286, 1987.
 49. Parker, H.M. : "Impact reduction in complete and partial dentures : A pilot study", *J. Prosthet. Dent.*, 16 : 227-245, 1960.
 50. Peters, M.C.R.B., Pcott, H.W., Farah, J.W. and Craig, R.G. : "Stress analysis of tooth restored with a post and core", *J. Dent. Res.*, 62 : 760-763, 1983.
 51. Quinlivan, J.T. : "An attachment for overlay dentures", *J. Prosthet. Dent.*, 32 : 256-261, 1974.
 52. Ralph, J.P. and Caputo, A.A. : "Analysis of stress patterns in the human mandible", *J. Dent. Res.*, 4 : 814-821, 1975.
 53. Reinhardt, R.A., Krejci, R.F., Pao, Y.C. and Stannard, J.G. : "Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. *J. Dent. Res.*, 62 : 1002-1008, 1983.
 54. Reitz, P.V., Weiner, M.G. and Levin, B. : "An overdenture survey : Preliminary report", *J. Prosthet. Dent.*, 37 : 246-258, 1977.
 55. Reitz, P.V., Weiner, M.G. and Levin, B. : "An overdenture survey : Second report", *J. Prosthet. Dent.*, 43 : 457-462, 1980.
 56. Richard, G.E. et al. : "Hemisected molars for additional overdenture support", *J. Prosthet. Dent.*, 38 : 16-21, 1977.
 57. Robbins, J.W. : "Success of overdentures and prevention of failure", *J.A.D.A.*, 100 : 858-862, 1980.
 58. Ruin, C., Krishnamurthy, E., Capilouto, E. and Yi, H. : "Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model", *J. Dent. Res.*, 62 : 82-86, 1983.
 59. Santos, J.D. : "Occlusion : Principles and concept", St. Louis, 1985. 1st. ed. Ishiyaku EroAmerica, Inc.
 60. Seipel, C.M. : "A Clinical evaluation of silastic 390 as a lining material for dentures", *J. Prosthet. Dent.*, 66 : 650-660, 1966.
 61. Seipel, C.M. : "Trajectories of the jaws", *Acta Odont. Scand.*, 8 : 181-191, 1948.

62. Sharry, J.J., Askew, H.C. and Hoyer, H. : "Influence of artificial tooth forms on bone deformation beneath complete dentures", *J. Dent. Res.*, 39 : 253-266, 1960.
63. Smith, D.E., Kydd, W.L., Wykhuis, W.A. and Phillips, L.A. : "The mobility of artificial dentures during comminution", *J. Prosthet. Dent.*, 13 : 839-856, 1963.
64. Sutter, F., Schroeder, A. and Buser, D.A. : "The new concept of ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants : Part 1. Engineering and design", *Int. J. Oral Maxillfac. Implants*, 3 : 161-172, 1988.
65. Takahashi, N., Kitagami, T. and Komori, T. : "Effects of pin hole position on stress distributions and interpulpal temperatures in horizontal nonparallel pin restorations", *J. Dent. Res.*, 58 : 2085-2090, 1979.
66. Tallgren, A. : "The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers : A mixed longitudinal study covering 25 years", *J. Prosthet. Dent.*, 27 : 120-127, 1972.
67. Thayer, H.H. and Caputo, A.A. : "Effects of overdentures upon remaining oral structures", *J. Prosthet. Dent.*, 37 : 374-381, 1977.
68. Thayer, H.H. and Caputo, A.A. : "Occlusal force transmission by overdenture attachments", *J. Prosthet. Dent.*, 41 : 266-271, 1979.
69. Thayer, H.H. and Caputo, A.A. : "Photoelastic stress analysis of overdenture attachments", *J. Prosthet. Dent.*, 43 : 611-617, 1980.
70. Toolson, L.B. and Smith, D.E. : "A five-year longitudinal study of patients treated with overdentures", *J. Prosthet. Dent.*, 49 : 749-756, 1983.
71. Trapezanno, V.R. : "Tests of balanced and non-balanced occlusion", *J. Prosthet. Dent.*, 10 : 476-487, 1960.
72. Vree, J.H.P., Peters, C.R.B. and Plasschaert, A.J.M. : "A comparison of Photoelastic and finite element stress analysis in restored tooth structures", *J. Oral Rehab.*, 10 : 505-517, 1983.
73. Warren, A.B. and Caputo, A.A. : "Load transfer to alveolar bone as influenced by abutment designs for tooth-Supported dentures", *J. Prosthet. Dent.*, 33 : 137-148, 1975.
74. White, K.C. and Ramus, D.L. : "Two-stage impression technique for overdentures", *J. Prosthet. Dent.*, 61 : 452-457, 1989.
75. Zamikoff, I.I. : "Overdentures-theory and technique", *J.A.D.A.*, 86 : 853-857, 1973.

— Abstract —

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF MANDIBULAR STRESSES AND DENTURE MOVEMENTS INDUCED BY OVERDENTURES

Kim, Joung-Hee*, D.D., M.S.D., Chung, Chae-Heon*, D.D.S., M.S.D., Ph.D.,
Cho, Kyu-Zong**, Ph.D.

**Dept. of Prosthodontics, School of Dentistry, Chosun University*

***Dept. of Mechanical Engineering, Chonnam National University*

The purpose of this study was to analyze the displacement and the magnitude and the mode of distribution of the stresses in the lower overdenture, the mucous membrane, the abutment tooth and the mandibular supporting bone when various denture base materials, such as acrylic resin and 0.5mm metal base, and various denture base designs were subjected to different loading schemes.

For this study, the two-dimensional finite element method was used. Mandibular arch models, with only canine remaining, were fabricated. In the first denture base design, a space, approximately 1mm thick, was prepared between the denture and the dome abutment. In the second denture base design, contact between the denture and the dome abutment was eliminated except the contact of the occlusal third of the abutment. In order to represent the same physiological condition as the fixed areas of the mandible under loading schemes, the eight nodes which lie at the mandibular angle region, the coronoid process and the mandibular condyle were assumed to be fixed. Each model was loaded with a magnitude of 10 kgs on the first molar region(P1) and 7 kgs on the central incisal region(P2) in a vertical direction. Then the force of 10 kgs was applied distributively from the first premolar to the second molar of each model in a vertical direction(P3).

The results were as follows. :

1. When the testing vertical loads were given to the selected points of the overdenture, the overdenture showed the rotatory phenomenon, as well as sinking and the displacements of alveolar ridge, abutment and lower border of mandible under the metal base overdenture were less than those under the acrylic resin overdenture.

2. The maximum principal stresses(the maximum tensile stresses) being considered, high tensile stresses occurred at the buccal shelf area, the posterior region of the ridge crest and the anterior border region of the mandibular ramus.

3. The minimum principal stresses(the maximum compressive stresses) being considered, high compressive stresses occurred at the inferior and posterior border region of the mandible, the mandibular angle and the posterior border region of the mandibular ramus.

4. The vertical load on the central incisal region(P2) produced higher equivalent stress in the mandible than that on any other region(P1, P3) because of the long lever arm distance from the fixed points to the loading point.

5. Higher equivalent stresses were distributed throughout the metal base overdenture than the

resin base overdenture under the same loading condition.

6. The case of occlusal third contact of the abutment to the denture produced higher equivalent stresses in the abutment, the mandibular area around the abutment and the overdenture than the case of a 1mm space between the denture and the abutment.

7. Without regard to overdenture base materials and designs, the amounts and distribution patterns of equivalent stresses under the same loading condition were similar in the mucous membrane.