

최대교합 및 기능교합시 하악구치부 연장가공의치에 발생하는 응력에 대한 삼차원 유한요소법적 연구

서울대학교 치과대학 치과보철학교실

박창근 · 이선형 · 정현영 · 양재호

I. 서론

고정성가공의치는 치아결손 상태에 따라 그 설계상의 변화가 다양한데, 그 중 치료계획수립과 보철 후 관리가 비교적 어려운 것이 최후방 치아로서의 제2대구치 결손의 경우일 것이다. 특히 하악 제2대구치 상실은 상악 동명치 상실의 경우보다 불리한데, 치근의 표면적이 하악구치가 상악구치보다 작고, 하악의 경우 상악 대합치의 정출을 방지하면서 전체적인 교합관계를 양호하게 유지하려면 가공치 최소한의 크기는 대합치 근심교두의 원심 경사면과 교합되는 정도가 되어야 하므로 상악의 경우보다 길어야 하기 때문이다. 이런 최후방 치아 결손시의 회복 방법에는 가철성의치와 고정성의치에 의한 회복이 있고, 고정성의치에도 임플란트보철과 연장가공의치(cantilever bridge)에 의한 회복방법이 있는데, 저작력과 교합력을 치주조직에 양호하게 분산시키는 고정성의치가 가철성의치보다 더 효과적인 것으로 보고되었다⁵⁴⁾. 그리고 대개의 경우 고정성의치 중에서도 환자의 경제적, 심적, 시간적 부담이 적으며 환자의 심리적 만족도도 비교적 높은 연장가공의치가 많이 시술되고 또한 임상적으

로 높은 성공률을 보이는 것이 사실이다^{1,2)}. 그러나 연장가공의치의 경우 역학적으로 가장 불리한 class I lever system³⁾이 적용되어 저작시 지대치에 무리한 힘이 가해질 수 있기 때문에, 지대치에 발생하는 응력의 분포와 치주조직의 부담능력 등을 면밀히 평가하여야 한다. 또한 가공치의 길이와 잔존 치조골의 양이 연장가공의치의 응력분포에 많은 영향을 주기 때문에 이런 점들을 충분히 고려하여 시술하여야 한다. 그외에도 지대치로서의 실활치 포함여부, 구강청결도, 저작습관, 이상기능의 존재여부, 대합치의 보철 여부 및 종류, 지대치의 경사도 등 환자 악구강계의 생리적, 역학적 환경을 방사선 사진이나 진단모형검사, 구강검사 등으로 잘 파악하여야 한다.

일반적으로 외력에 대한 치아의 응력을 측정하는 방법은 strain-gauge법^{23-25, 52)}, macroperiodontometer¹²⁾, holography법^{26, 27, 51)}, 광탄성법²⁸⁻³¹⁾, 유한요소법(finite element method)⁴⁻¹⁶⁾ 등이 있는데, 그 중 유한요소법은 컴퓨터의 발달과 함께 구조역학에서 많이 실용화되어 온 것으로 생체역학 특히 치과영역에서는 교합력에 대한 치아나 보철물, 충전물의 응력 및 변위 연구에 응용되고 있다. 또한 한 가지 재료로 구

성된 구조물인 경우에는 광탄성법이 손쉽고 확실하게 응력의 분포를 가시화할 수 있지만, 여러가지 재료로 구성된 경우에는 각각 다른 재료의 물성치를 묘사할 수 있는 광탄성재료가 풍부하지 못하여 해석상의 정확도 및 신뢰도가 떨어지므로 유한요소법을 사용하여 해석하는 것이 바람직하겠다.

연장가공의치의 외력에 대한 지대치와 치주조직의 반응에 대한 유한요소법적 연구에는 Wright 등¹⁷⁾이 하악 제1, 제2소구치를 지대치로 하는 연장가공의치를 대상으로 한 것과 河 등¹⁸⁾이 하악 제2소구치, 제1대구치를 지대치로 하는 연장가공의치를 연구한 바가 있으나 2차원 유한요소법이 가지는 평면응력상태의 한계를 안고 있다고 하겠다. 최근에는 고성능 컴퓨터의 발달과 함께 삼차원 유한요소법의 응용술도 많이 발전하여, 실물에 가까운 3차원 모델을 이용하므로써, 2차원적 연구가 가지는 측정치의 한계를 넘어 응력의 분포 상태를 정확히 알 수 있게 되었다. 이에 저자는 임상적 빈도가 비교적 높으면서도 역학적으로 불리한 조건에 있는 하악 제2대구치 결손회복을 위한 연장가공의치에 가해지는 응력이 보철물 및 지대치와 치주조직에 미치는 영향을 연구하기 위하여 삼차원 유한요소법을 이용하여 실험, 분석하고 그 결과를 이에 보고하는 바이다.

II. 연구재료 및 방법

상실된 하악 제2대구치 회복을 위하여 하악 제2소구치와 제1대구치를 지대치로 하고 제2대구치를 가공치로 하는 연장가공의치의 모형을 제작하였다. 이를 위하여 발거된 치아 중 전형적인 해부학적 형태를 가진 하악 우측 제2소구치와 제1대구치를 골라 자가중합레진에 고정시키고 통법⁷⁹⁾에 따른 지대치 형성과 인상채득, 기공과정을 거쳐 제4형 금합금의 연장가공의치를 제작하고 접착에는 인산아연시멘트를 사용하였다. 응력의 집중이 예상되는 유지장치와 가공치의 연결부중 가장 두꺼운 부위는 상하

4mm의 두께로 하였고 가공치인 제2대구치의 근원심 길이는 평균치에 근사한 10mm로 하였다. 이렇게 만들어진 연장가공의치를 투명자가중합레진에 매몰하여 직육면체의 레진 블록을 만들었다. 연장가공의치의 3차원 modelling을 위해 레진 블록에 매몰된 연장가공의치를 외형변화가 많은 부위에서는 0.5mm 간격으로, 변화가 적은 부위는 1.0 mm 간격으로 절단연마하여 16단면의 사진을 얻었다. 현상된 사진을 규격화하여 모눈종이에 환등기로 비춰 확대된 영상을 tracing하였다. 이렇게 얻어진 연장가공의치의 16단면 그림에 재질 별로 4각형의 mesh를 만들었는데 그 교차점을 절점(node)이라 하며 4개의 절점이 1개의 요소(element)를 형성하게 된다. 한 단면의 요소와 연속되는 단면의 요소를 연결했을 때 8개의 절점으로 구성된 6면체의 입체 요소가 형성된다. 이런 식으로 총 4121개의 절점과 총 3098개의 요소로 구성된 연장가공의치의 삼차원 modelling을 완성했다(그림 20-23). 그리고 재질별로 Young률(Young's modulus of elasticity; E)과 포아송비(Poisson's ratio; ν)를 표 1과 같이 부여하였다. 여기서 재질은 제4형 금합금, 상아질, 치수, 치주인대, 치밀골, 해면골의 6가지로 나누었고, 인산아연시멘트의 경우 피막두께가 25 μ 이하이므로 modelling시 거의 한 선으로 나타나서 요소를 부여하기 힘들고, 또한 그렇게 얇은 시멘트가 응력분포에 거의 영향을 주지 않으리라 사료되기 때문에 생략하였다. 그래서 금합금과 상아질 사이는 완전결합으로 가정하였다. 그리고 고정점은 modelling이 끝나는 해면골의 가장자리에 두었다.

본 실험에서 최대교합력은 550N으로 하였고 하중점은 연장가공의치의 가공치 원심단, 그리고 가공치 원심 1/3, 원심 1/2되는 지점의 협설중간으로 교합면에 수직으로 주었다. 그리고 중심교합위에서의 응력분포도 보기위해 중심교합위에서 하중을 받는 교두와 외에 힘을 분산시켜 관찰하였다⁶⁸⁾. 이 경우 俞⁴¹⁾의 보고에 따라 힘의 분산을 소구치에 550N×45/155, 대구치에 550×55/155의 비율로 하중을 주었고

Table 1. Young's modulus of elasticity & Poisson's ratio of the gold alloy, tooth, and periodontium

	Young률 (E:MPa)	Poisson비 (ν)
제4형 금합금	99,300	0.30
상아질	13,000	0.30
치수	2.1	0.45
치주인대	5.0	0.45
치밀골	14,000	0.30
해면골	1,500	0.30

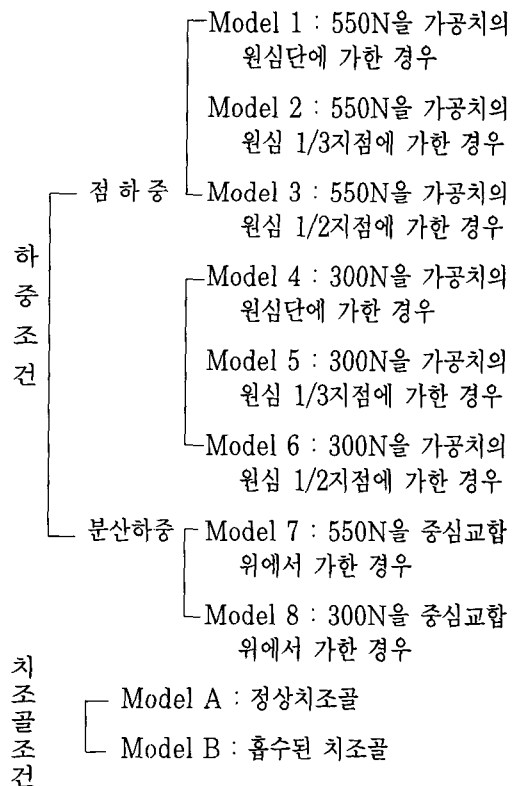
각 치아별로 분산된 하중을 다시 접촉점 수로 나누어, 제2소구치의 세 접촉점에는 각각 53N, 두 대구치의 5개 접촉점에는 각각 39N씩의 하중을 가하였다. Gibbs등²²⁾은 저작시 교합력은 262N, 연하시는 296N으로, 연하시의 교합력이 저작시보다 약간 높은 수치를 보이고 있다고 하였다. 그래서 본 연구에서는 기능시 최대 교합력을 300N으로 설정하여 최대교합력 분석시와 동일 조건으로 하중을 가하여 최대교합력을 가했을 때와 비교 검토하였다.

연장가공의치의 응력분포에서 또한가지 중요한 것은 지대치를 지지해 주는 치조골의 양인데, 본 연구에서는 치조골이 치근전장의 1/3정도 흡수된 경우를 설정하여, 치조골이 백아법랑경계에 근접한 정상상태의 경우와 같은 방법으로 조사하였다.

각각의 경우를 알기 쉽게 정리해 보면 다음과 같다.

예를 들면 Model A-1은 정상치조골의 경우에 550N을 가공치 원심단에 가한 경우가 되겠고, Model B-8은 치조골이 흡수된 경우에 대하여 300N을 중심교합위에서 가한 경우이다. 그리고 연장가공의치의 근원심 방향으로 협설측의 중앙부를 잘라 중요하다고 여겨지는 특정 지점을 선택하여 구체적인 응력을 정량적으로 비교해 보았다.(그림.1.) 본 실험에서는 Algor Interactive System의 Super SAP이라는 프로그

램으로 모든 응력분포와 변위를 분석했다.



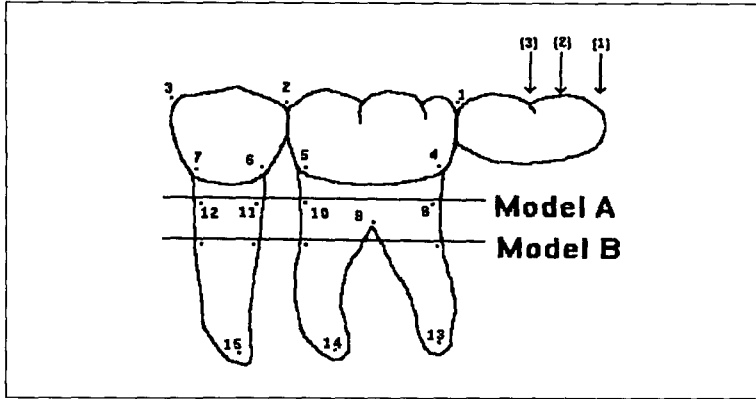


Fig.1. The loading points & main stress checking points

* loading points	* condition of alveolar bone	* main checking points
(1) 가공치의 원심단	Model A: 정상 치조골	1 - 15
(2) 가공치의 원심 1/3	Model B: 흡수된 치조골	
(3) 가공치의 원심 1/2		

Ⅲ. 실험성적

1. 응력(Stress)

1) 치조골이 정상인 경우 (Model A)

(가) 550N의 하중을 가공치에 가한 경우

Model A-1은 하중을 가공치의 원심단에 가한 경우인데, 500MPa 전후의 응력이 가공치 연결부에, 300MPa 전후의 응력이 제1대구치 원심 치관변연부위에 분포되었다. 그리고 200MPa 미만의 응력이 제1대구치와 제2소구치의 교합면 대부분, 제1대구치의 구(groove)를 따라 퍼져있는 양상이 나타나고 있었다. 제1대구치 원심 치근단의 응력분포가 다른 치근단보다 비교적 높은 것을 알 수 있었고, 특히 치근단과 치조정 하방에서 200MPa 전후의 타 부위보다 높은 응력이 나타나는 것을 볼 수 있었다(그림 24, 25).

Model A-2는 하중을 가공치 원심 1/3지점에 가한 경우인데, 가공치 연결부는 험, 설측

으로 약 500MPa 전후의 큰 응력이 나타났지만 그 부위가 Model A-1보다 아주 작았고, 제1대구치 원심치관변연부는 여전히 다른 부위보다 높은 응력이 나타나고 있으나 그 정도는 Model A-1보다는 훨씬 줄어든 것을 볼 수 있었다(그림 26, 27).

Model A-3은 하중을 가공치 원심 1/2지점에 가한 경우인데, 가공치 연결부 설측의 아주 작은 부위에 나타나는 500MPa 정도의 응력을 제외하고는 대부분 250MPa 미만의 응력이 가공치 연결부 주위에 퍼져 있었다. 그리고 제2소구치와 제1대구치 연결부와 제1대구치 교합면의 구를 따라 주위보다 조금 높은 응력이 분포되어 있었다(그림 28, 29).

(나) 300N의 하중을 가공치에 가한 경우

Model A-4는 기능시 최대교합력을 가공치 원심단에 가한 경우인데 양상은 550N을 가한 Model A-1, 2, 3의 경우와 비슷했고, 그 응력의 정도는 Model A-2보다는 낮았고, Model A-3보다는 약간 높았다(그림 30, 31). 그리고

Model A-5, 6으로 가면서 전체적으로 응력의 정도는 점점 줄어들었다(그림 32-35).

(다) 하중을 중심교합시의 접촉점으로 분산시킨 경우

550N의 하중을 중심교합시의 접촉점으로 분산시킨 Model A-7의 경우 150MPa미만의 응력이 가공치 연결부에 협설로 길게 나타났고, 각 중심교합시의 접촉점에 하중을 가한 흔적이 나타났다. 그리고 제1대구치 원심치근단부와 원심치관변연부에 다른 부위보다 약간 높은 응력의 분포가 나타났다(그림 36, 37). 300N의 경우인 Model A-8은 Model A-7과 그 양상은 같으나 응력의 정도는 훨씬 미약해졌다.(그림 38, 39).

2) 치조골이 흡수된 경우 (Model B)

교합면에서의 응력분포상황은 Model A와 Model B가 거의 유사한 양상을 나타냈다. 그러나 치조정 부위의 응력은 Model A가 Model B보다 전체적으로 높고, 치근단에서는 반대로 Model B가 Model A보다 높은 양상이 나타났다. 특히 Model 1, 2, 3의 경우 제1대구치 원심 치근단에서는 300MPa이상의 높은 응력이 나타났다.(그림 7). 그리고 제1대구치 원심치관변연부의 응력도 Model B가 Model A보다 높았다(그림 40-55).

3) 특정 부위에서의 응력의 정량적 비교

최대교합력 550N을 가공치 원심단에 가한 Model 1에서 Model A와 B를 비교해 보았다(그림 2). 지점1에서 거의 500MPa에 달하는 높은 응력이 나타나고, 제1대구치 원심치관변연부인 지점4, 치조정 직하방인 지점8, 제1대구치 원심 치근단부인 지점13에서 높은 응력이 나타났다.

중심교합위에서 분산하중을 가한 경우도 Model A와 B의 각 지점에서의 응력을 비교해 보았다(그림 3). 응력이 높게 나타나는 부위는 가공치에 점하중을 가한 경우와 비슷했으나 응력의 양이 작아졌다.

그리고 제1대구치 원심면의 1, 4, 8, 13 네 지점에서의 각 하중조건과 치조골조건에 따른 응력분포를 비교하여 보았다. 지점1은 가공치 연결부인데 Model 1, 2, 3으로 갈수록 응력이 감소했고, Model 4는 Model 2와 3사이의 응력 정도를 나타냈으며, Model 4, 5, 6으로 갈수록 감소했다.(그림4). Model A와 B는 거의 비슷한 응력분포를 나타냈다. 지점4는 제1대구치 금관의 원심변연부인데, Model 1에서 Model 8까지 거의 순차적으로 응력이 감소하는 것을 볼 수 있었고, Model B에서 Model A에서보다 응력이 컸다(그림5). 지점8은 제1대구치 원심근 치조정 직하방 부위인데 하중조

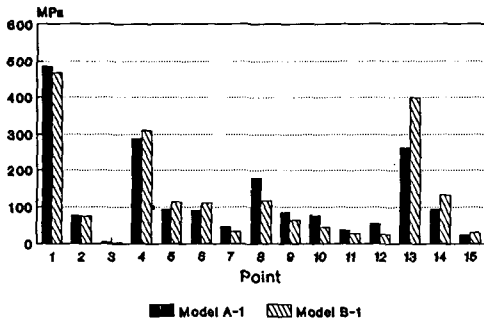


Fig.2. von Mises stress at various points of cantilever bridge (Model 1)

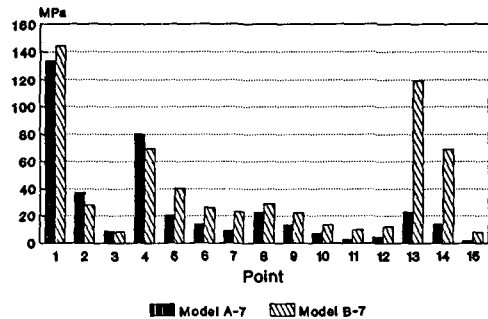


Fig.3. von Mises stress at various points of cantilever bridge (Model 7)

건에 따라 응력이 감소하는 양상은 지점4와 비슷하나 Model B에서 Model A에서보다 응력이 컸다(그림6). 지점13은 제1대구치 원심근단 부인데, 역시 하중조건에 따라 응력이 감소하는 양상과 Model B에서 Model A에서보다 응력이 더 큰 것이 지점4와 비슷했다(그림 7).

은 방향으로 내려가며 변위가 감소하면서 치조정 약간 아래 부분에서 변위가 거의 없는 부분이 생겼다가 치근단으로 가며 -X 방향의 변위가 커졌다. 치근단 중에서도 제2소구치 치근단 부위의 변위가 제일 컸다(그림 57,59,61,63, 65,67,73,75,77,79,81,83). Model B에서 Model A에서보다 변위가 더 컸으며, Model 1에서 Model 8로 가면서 차츰 변위량이 감소하였다(그림 10-13).

2. 변위 (Displacement)

1) X축 방향의 변위

Model 1에서의 X축 방향의 변위는 교합면, 특히 가공치 원심단 부위가 제일 컸고 차츰 치

2) Y축 방향의 변위

가공치 원심단 부위가 -Y 방향에서 변위가

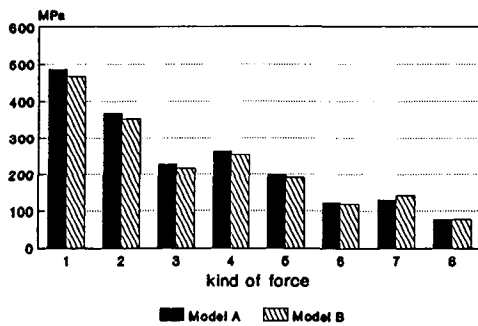


Fig.4. von Mises stress at the point 1, comparing all the loading cases

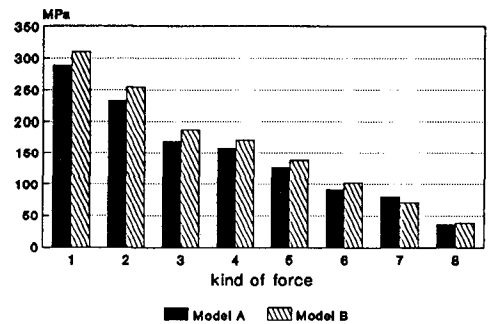


Fig.5. von Mises stress at the point 4, comparing all the loading cases

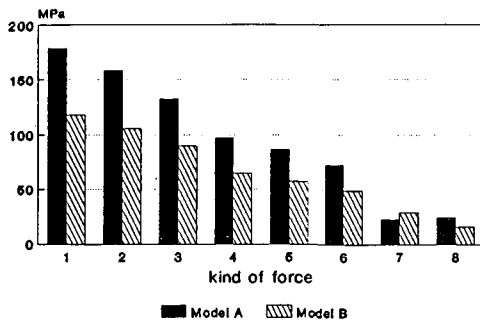


Fig.6. von Mises stress at the point 8, comparing all the loading cases

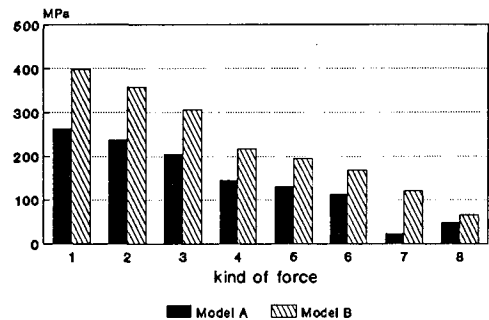


Fig.7. von Mises stress at the point 13, comparing all the loading cases

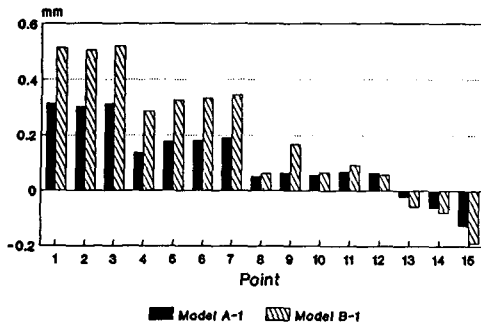


Fig.8. Displacement to the X-axis at various points of cantilever bridge (Model 1)

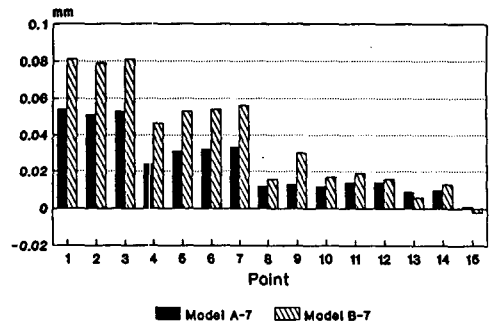


Fig.9. Displacement to the X-axis at various points of cantilever bridge (Model 7)

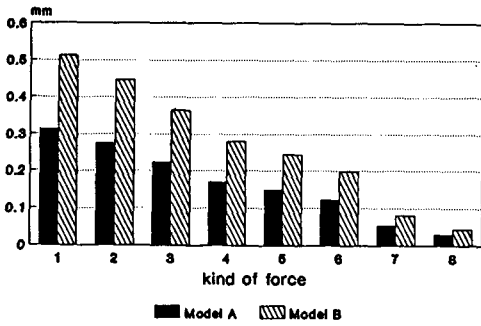


Fig.10. Displacement to the X-axis at the point 1, comparing all the loading cases

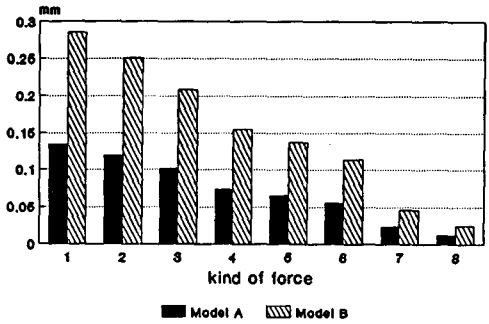


Fig.11. Displacement to the X-axis at the point 4, comparing all the loading cases

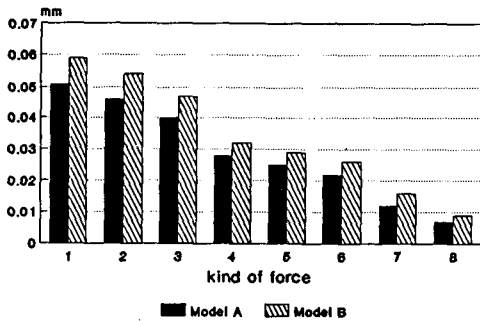


Fig.12. Displacement to the X-axis at the point 8, comparing all the loading cases

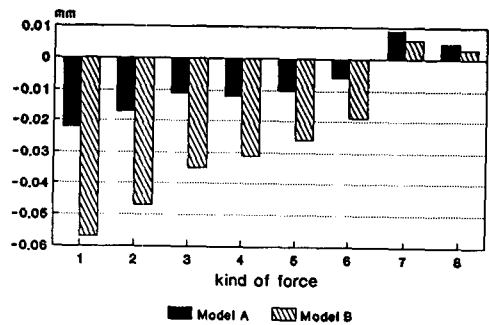


Fig.13. Displacement to the X-axis at the point 13, comparing all the loading cases

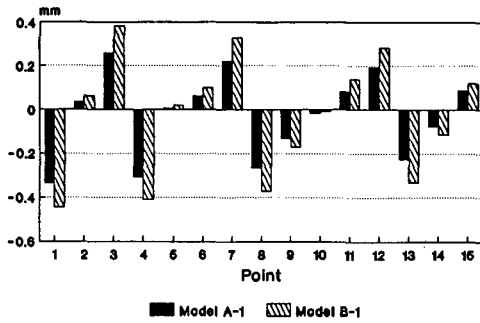


Fig.14. Displacement to the Y-axis at various points of cantilever bridge (Model 1)

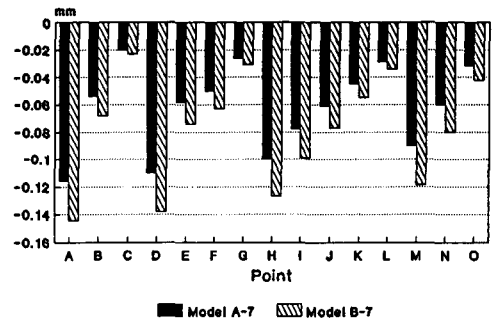


Fig.15. Displacement to the Y-axis at various points of cantilever bridge (Model 7)

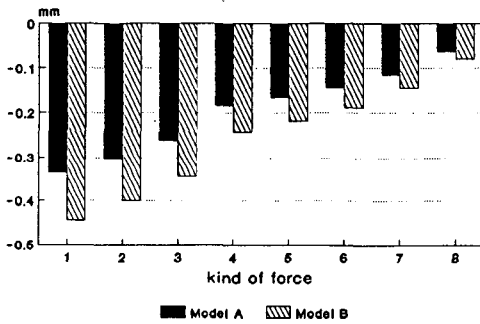


Fig.16. Displacement to the Y-axis at the point 1, comparing all the loading cases

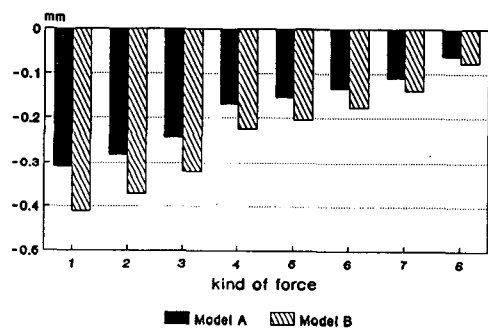


Fig.17. Displacement to the Y-axis at the point 4, comparing all the loading cases

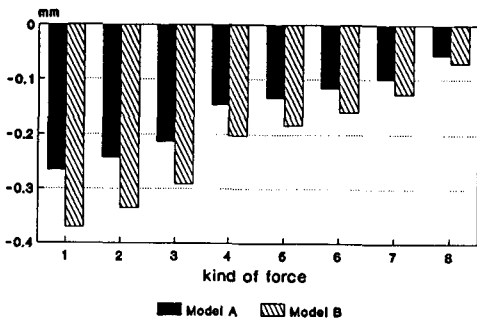


Fig.18. Displacement to the Y-axis at the point 8, comparing all the loading cases

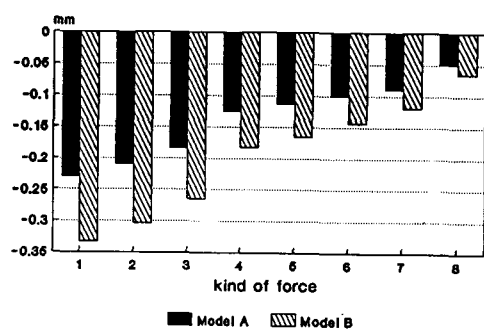


Fig.19. Displacement to the Y-axis at the point 13, comparing all the loading cases

가장 컸고 근심축으로 가면서 -Y 방향의 변위가 점차 감소하였으며, 제2소구치와 제1대구치 사이에서 변위가 거의 없는 부분이 생겼고 근심축으로 가면서 +Y 방향의 변위가 생겼다(그림 88-119). 역시 Model B에서 Model A에서보다 변위량이 조금씩 컸으며 Model 1에서 Model 8로 가며 변위량이 점차 감소했다(그림 14-19).

IV. 총괄 및 고안

연장가공의치는 가공치에 힘을 가할 경우 class I의 lever system으로 전환되며 따라서 가공치에 가한 힘보다 더 큰 힘이 지대치에 유발될 수 있는 역학적으로 매우 불리한 보철물이다. 고로 연장가공의치에서는 발생하는 응력이 생리학적, 재료학적 한계 내에서 적절히 지지조직으로 분산되는 것이 중요하다고 하겠다. Henderson³⁾은 연장가공의치의 가공치에 가해지는 힘의 50% 이상이 가공치와 제일 가까운 지대치에 전달된다고 하였다. 특히 연장가공의치에서는 가공치의 길이가 길수록 lever arm이 길어져 지대치의 부담이 훨씬 증가하게 된다. 그러나 지대치의 수를 증가시키면 이런 지대치의 부담이 많이 줄어들게 되며 따라서 연장가공의치에서는 가공치의 길이가 응력분포에 중요한 역할을 한다.

이런 구강 내에서의 역학적 문제를 조사하기 위하여 brittle lacquer coating technique^{32,49)}, strain-gauge법^{23-25,52)}, holography법^{26,27,51)}, 그리고 2, 3차원 광탄성법²⁸⁻³¹⁾, 2, 3 차원 유한요소법 등의 방법이 이용되어 왔다. strain-gauge법은 장치를 치아에 직접 부착하여 간단히 응력을 측정할 수 있으나 경계부위에서의 측정과 내부 응력의 측정이 불가능하며 조작이 복잡한 단점이 있고^{69,70)}, 광탄성법은 한가지 재료로 구성된 구조인 경우에는 유용하지만 여러가지 복잡한 재료로 구성된 경우에는 각각 다른 재료의 물성치를 묘사할 수 있는 광탄성 재료가 풍부하지 못하여 해석상의 정확도 및 신뢰도가 떨어지고 또한 인접부와의 응력차만이 관찰되고 변위와

응력을 동시에 측정할 수 없는 단점이 있다⁷¹⁻⁷³⁾. holography법은 레이저 광선을 이용한 방법으로 대상의 미세한 움직임도 측정가능한 반면 실험조건이 까다롭고 내부응력의 파악이 곤란한 점이 있다⁷⁴⁻⁷⁶⁾. 유한요소법은 다른 방법의 단점들을 보완할 수 있기 때문에 연장가공의치의 응력분포나 변위 등을 살펴보기 위해서는 이 방법을 이용하여 해석하는 것이 바람직하다고 하겠다.

유한요소법은 1950년대 공학분야에서 항공기 구조물을 컴퓨터로 분석한 것이 시발이었고 1960년 Clough⁵⁰⁾가 유한요소법이라고 정의했다. 처음에는 간단한 평면 2차원 분석을 하였으나 고성능 컴퓨터의 발달로 복잡한 삼차원 분석도 처리할 수 있게 되었다. 치의학 분야에서도 유한요소법을 응용하여 응력분포와 변위, 열전도도 등에 관한 연구가 이루어지고 있다^{18, 44-48)}.

연장가공의치에 관해서도 2차원 유한요소법에 의한 응력 분석을 많이 해왔는데, 실제 치아의 모양은 평면구조나 대칭적인 구조가 아니라 대단히 불규칙한 구조물이며, 하중을 평면 응력이나 대칭상태로 가하는 것은 오류를 범할 가능성도 많다. 치아 또한 한 가지의 재질로 되어 있는 것이 아니라 법랑질, 상아질, 치수 등 복잡한 재질이 비대칭적으로 구성되어 있고 그외에도 치주인대, 치밀골, 해면골이 치근 주위를 둘러싸고 있어 2차원 유한요소법으로 표현하기는 너무 복잡한 양상을 띠고 있다. 그래서 3차원 유한요소법이 2차원 유한요소법에 의한 것보다 치아의 복잡한 응력상태를 더 사실에 가깝게 나타내리라고 생각할 수 있다. 또한 유한요소법을 사용할 때 조사 대상을 더 많은 요소로 나눠 수를 늘릴수록 더 자세한 자료와 분석이 나올 것이다.

유한요소법을 요약하면, 일반적인 형태의 구조물에 외력이 가해졌을 때 구조물 내에서의 변형은 복잡한 수학적인 모델로 나타난다. 특히 구조물이 복잡한 경우, 이 수학적인 미분방정식은 풀기가 거의 불가능할 정도이므로 근사적인 방법이 많이 사용된다. 그 중 가장 널리 사용되는 방법이 유한요소법이다. 이 방법에서

는 연속적인 구조물을 각각의 유한개의 요소로 나누어서 근사적인 함수를 도입하여 원래 복잡한 미분방정식을 간단한 대수방정식으로 나타낸다. 이 대수방정식은 디지털 컴퓨터를 이용하여 간단하게 풀 수 있다. 구조물이 2차원 평면으로 형성되어 있는 경우, 사각형 혹은 삼각형의 요소를 많이 사용하며, 삼차원의 입체인 경우는 6면체의 요소를 많이 사용한다. 본 연구에 사용된 6면체 요소는 하나의 요소에 8개의 절점이 존재한다. 이 요소는 표현하기가 간단하면서도, 복잡한 해(解)를 제시한다⁷⁷⁾. 본 연구는 응력이 급격하게 변하는 부분은 요소의 크기를 작게하여 응력의 변화를 잘 추정할 수 있게 하였으며, 상대적으로 변화가 적은 부분은 요소의 크기를 크게하여 계산량을 줄이는 시도를 하였다.

본 연구에서는 연속단층촬영법(serial photography technique)^{40,41)}에 의한 3차원 modelling을 하기 위해, 제2대구치의 상실을 가상해, 제2소구치, 제1대구치를 지대치로 하는 연장가공의치의 레진 블록을 만들어, 그것을 16면으로 자르고 그 각각의 면을 각 재질에 따라 작은 요소로 나누어 총 4121 절점과 총 3098 요소로 구성되는 3차원 Model을 만들어 응력과 변위를 분석했다. 각 재질마다 주어진 Young률과 포아송비는 표 1과 같고 연장가공의치는 제4형 금합금을 사용하여 제작하였다.

치주적인 문제로 치아가 상실되는 경우도 상당히 많으므로 본 연구에서는 치조골이 정상인 경우와 치근전장의 1/3이 감소된 2가지 경우의 연장가공의치에 적용해 각각의 응력분포상황, 변위 등을 비교했다. 부가할 하중을 선택하기 위하여 최대교합력과 기능시의 교합력을 비교해 보았는데, 최대교합력은 연구자에 따라 다양성을 보이고 있으나 평균 565N^{19,20)} 정도이고, 金²¹⁾은 한국인의 최대교합력은 530N 정도로 미국인과 비슷한 수치를 보인다고 했다. 그래서 본 연구에서는 550N을 대구치의 최대교합력으로 설정하였다. Gibbs등²²⁾은 저작시 교합력은 262N, 연하시 296N이어서 각각 최대교합력의 36.2%와 41%를 보이고, 연하시의 교합력이 저작시보다 약간 높은 수치를 보

이고 있다고 하였다. 그래서 본 연구에서는 기능시 최대교합력을 300N으로 설정하여 각각의 경우를 비교 검토하였고 그 하중들을 이용하여 중심교합위에서의 분산하중의 경우도 조사하여 보았다.

Lundgrèn등³⁴⁾은 연장가공의치를 장착한 경우, 저작은 주로 반대쪽 자연치나 가공의치를 사용하게 되고, 연장가공의치쪽으로 저작을 한다고 하더라도 무의식적으로 지대치가 있는 앞부분을 많이 사용한다고 하였다. 그리고 연장가공의치로 저작할 때는 평균 저작력이 약 50N 정도이고 저작근육용량의 약 26% 정도밖에 사용하지 못한다고 하였다. 연장가공의치가 교합력을 받으면 지렛대 같은 방식으로 휘는 힘을 받아 연장가공의치에 힘이 불균등하게 분포됨으로서 비대칭적인 sensory input이 발생하며 이것은 periodontal mechanoreceptor에 다른 종류의 자극보다 더 큰 자극으로 근신경계를 자극하게 되고 따라서 이것을 피하려는 무의식적인 조건반사운동이 일어나게 된다^{36,66)}. 이것은 파괴적인 힘을 피하려는 우리 신체의 자연적인 방어기전으로 볼 수 있다⁶⁵⁾. 그래서 자연적으로 저작력과 교합력이 작아지게 되어 연장가공의치의 불리한 역학적인 조건에도 불구하고 낮은 파절률(3%)³⁷⁾이 보고되고 있고 좋은 예후를 보인다는 임상적 연구가 나오고 있다.^{53-55,65)} 이런 periodontal mechanoreceptor의 기능은 상아질의 hydrodynamic한 기능으로 생활 상아질의 액체상을 통해 생긴다고 생각되고, 연장가공의치에 교합력을 가해서 휘는 힘을 받을 때 이런 식으로 고체와 액체의 탄성률 차이에 의해 periodontal mechanoreceptor를 자극한다고 생각할 수 있다⁶¹⁾. 또한 이런 periodontal mechanoreceptor에 의해 치조골이 흡수될수록 연장가공의치에 적은 하중을 가해도 정상인 경우보다 쉽게 감각이 되어 반사작용이 유발된다. 이런 mechanoreceptor의 기능은 치아의 실활 여부에 따라 달라지기 때문에 생활치와 근관충전이 되어 있는 치아는 하중에 대한 반응이 서로 달라, 견딜 수 있는 하중은 생활치가 생활치의 약 2배가 된다고 하였다⁶⁷⁾. 그외에도 실활치를 최후방 지대치로 했을 경우

의 실패요인으로서 실활치아의 상아질과 생활치아의 상아질의 역학적 성질의 차이, 근관 치료시 상아질 삭제와 지대치 형성으로 인한 상아질 두께의 감소, 부식과 같은 침식과정 그리고 치수나 상아질의 응력을 감지하는 역할의 상실 등이 있겠다³⁷⁻⁵⁹⁾. 고로 실활치가 지대치에 포함되어 있는 경우는 연장가공의치의 응력분포에 대한 충분한 검토가 필요하며, 연장가공의치에서 이상기능 등 예기치 못한 교합력에 의한 충격이 연장가공의치의 균열의 원인이 된다고 보고, 하중조건은 구치부 최대교합력을 550N, 기능시 최대교합력을 300N으로 하여 점하중으로 가공치의 각 지점에 가하였고, 또한 중심교합위에서의 각 하중을 각 중심교합점으로 분산시켜 가하였다.

먼저 von Mises 응력을 보았는데, 탄성재료는 일정한계 이상의 응력에서는 영구변형, 더 나아가 파절이 일어나는데 응력이 파괴응력보다 더 커지면 파절이 일어난다. 3차원 구조물에 힘을 가하여 복합응력이 생길 때 어느 응력 성분에 의해 파절이 생기는지 알 수 없으므로, 복합응력 상태에서 실제로 이 응력을 대변하는 값으로 상당응력(equivalent stress)을 정의하여 상당응력이 파괴응력에 이르면 파절이 일어난다고 하였다. 어떤 응력상태에서 항복이 발생하는가를 알기 위해서는 삼차원 응력상태에서의 응력성분과 일차원 인장시험에서 얻어진 항복응력 사이의 관계를 나타내는 기준이 필요하게 된다. 그중 일반적으로 널리 이용되는 방법이 von Mises 상당응력방법이다. 가장 대표적 좌표계인 직교 좌표계로 응력성분을 표현하면 임의의 점에서 응력성분은 X, Y 및 Z 방향의 수직성분과 X, Y 및 Z 방향의 전단응력의 6가지 응력으로 표현할 수 있다. 또한 직교 좌표계에서의 응력성분은 적절한 좌표변환에 의해 전단응력성분을 가지지 않는 좌표계의 성분으로 표현이 가능하다. 이 때의 세 방향의 수직 응력성분을 주응력이라고 하는데 각 주응력 차이의 자승평균이 일차원 인장시험의 항복응력과 같아지면 항복이 일어난다는 가정을 한 것이 von Mises 상당응력이다. 식으로 나타내면 다음과 같다.

$$\sqrt{1/2 \{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2\}} = Y$$

여기서 $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ 는 각각의 주응력이고 Y는 일차원 인장시험에서의 항복응력이다⁷⁸⁾.

본 연구에서 최악의 조건인 Model 1의 경우, 가공치 연결부의 상당응력은 거의 480 MPa 전후를 나타내고 있는데, 제4형 금합금의 항복점은 480-540N⁴³⁾인 것으로 보아 이 경우 연결부에서의 파절의 위험성이 상당히 높을 것으로 사료된다. 그러므로 이 연결부위는 파절을 방지하기 위하여 조금 두껍게 만들어 주는 것이 바람직하겠다. 가공치에 점하중을 가한 Model 1에서 Model 6까지는 모두 정도의 차이는 있으나 응력분포의 양상은 비슷했다. 즉 최후방 지대치인 제1대구치의 원심면을 따라 치관에서 치근까지 다른 부위보다 상대적으로 높은 응력분포를 보이고 있다. 그림 1에서 보면 1, 4, 8, 13 지점들이 되겠다. 지점1은 가공치 연결부인데 Model A와 Model B가 상당응력의 차이는 없었다. 하지만 Model 4의 경우는 Model 2와 Model 3의 중간 정도의 응력치를 보였다. 즉 기능시 최대교합력(300N)을 가공치의 원심단에 점하중으로 가한 경우는 최대교합력(550N)을 가공치의 중간에 가한 경우보다 가공치 연결부에서의 상당응력이 250MPa 전후로 230MPa 정도의 Model 3보다 약간 높게 나타났다. 즉 기능시 최대교합력(300N) 하에서는 어떤 조건 하에서도 금합금의 항복점에 훨씬 못미치는 상당응력 분포상황을 보인다. 제1대구치 원심치관변연부위(그림1의 지점4)도 상당히 높은 상당응력을 보이는 부위인데 모든 하중조건 하에서 순차적으로 응력이 감소하는 것을 보이고 있다. 제1대구치 원심면 치조정 직하방 부위도 다른 부위보다 높은 응력을 나타내고, Model A에서 Model B에서보다 더 큰 응력이 발생하였음을 볼 수 있었다. 제1대구치 원심 치근부위는 Model A에서보다 Model B에서 훨씬 더 큰 응력을 나타냈는데 Model B-1, 2, 3의 경우는 상아질의 압축응력인 297MPa⁴³⁾을 상회하는 응력치를 보여주고 있다(그림7). 즉 치조골이 흡수될수록 최후방지대치 원심 치조정 부위의 응력은

감소하나 치근단 부위의 응력은 증가하는 것을 알 수 있었다. 후술하겠지만 이것은 가공치에 하중을 가하면 연장가공의치의 회전중심은 제1대구치와 제2소구치 사이의 치조골 어딘가에 형성되므로 나타나는 현상으로 사료된다. 그래서 연장가공의치의 경우 치조골 흡수로 나타나는 결과는 응력집중으로 인한 최후방 지대치 치근단 부위의 치주조직 파괴일 것으로 사료된다. 그리고 Model 1,2,3과 Model 4,5,6의 경향을 보면, 하중점을 근심쪽으로 옮길수록 지대치에 발생하는 응력의 양은 줄어드는 것을 볼 수 있다. 그러므로 가공치의 길이를 줄이면 지대치에 가해지는 응력을 줄이는 효과를 얻을 수 있겠다. 그러나 가공치는 대합치의 정출을 방지할 수 있을 정도의 충분한 길이를 가지고 있어야 하므로 너무 짧지않은 적절한 길이를 선택하여야겠다. 본 연구에서 가공치를 하악 제2대구치 원래의 길이로 회복해 준 경우, 최대교합력(550N)을 원심단에 가한 경우 외에는 금합금의 파절 위험성은 없었으며 이런 파괴적 힘의 작용은 periodontal mechanoreceptor의 기능에 의해 미리 방지되므로 더욱 드문 경우라고 하겠다. 그러나 근관치료가 되어있는 지대치의 경우는 이런 방어기전이 감소되므로 주의가 필요하다고 하겠다. Model 7,8은 중심교합위에서 중심교합점으로 하중을 분산시킨 경우인데 역시 전체적인 상당응력의 분포가 훨씬 작은 것을 알 수 있고 대체적인 양상이 가공치에 하중을 가한 경우와 유사하고 특히 Model B의 경우 제1대구치 치근단에서의 상당응력이 Model A에서보다 훨씬 큰 것을 보여주고 있다. 하지만 응력의 양은 150MPa 미만으로 제4형 금합금의 항복점에 훨씬 미달되는 것을 볼 수 있었다. 교합면에서의 응력분포상황은 연결부 등 날카롭게 움푹 패인 구를 따라 다른 부위보다 높은 응력이 발생하고 있음을 알 수 있었다. 그래서 Kamal 등⁵⁶⁾이 언급했듯이 연결부와 교합면 구는 V형보다는 부드러운 U형으로 형성해 주는 것이 좋겠다.

X축 방향의 변위를 보면, 치조정 상방은 모두 +X 방향 즉 원심측으로 변위가 일어나고 치근단 부근에서는 -X 방향 즉 근심측으로 변위

가 일어나고 있음을 알 수 있었다. 치조골이 흡수된 경우(Model B)가 치조골이 정상인 경우(Model A)보다 더 변위가 컸다. 그리고 변위가 거의 없는 부위가 제1대구치, 제2소구치를 통해 치조정 약간 하방에 형성되어 있는 것으로 보아 X 방향 변위의 회전축이 여기에 형성된다고 추정할 수 있었다. 그래서 이 회전축에서 멀리 떨어진 교합면과 치근단의 변위가 각각 다른 방향으로 가장 많았음을 알 수 있었고, 치근단 부위의 변위는 제2소구치 치근단의 -X 방향 변위가 가장 컸으며 교합면 부위는 전체적으로 큰 차이 없이 일정하게 +X 방향의 변위가 일어났다. Model 7,8의 경우도 가공치에 하중을 가한 경우와 비슷한 양상이나 치근단 부위에서 +X 방향으로 미세한 변위가 일어났고 전체적으로 변위량이 작았다.

Y 방향의 변위는, 가공치에 하중을 가한 Model 1에서 Model 6까지를 보면 가공치 원심단에서 -Y 방향 즉 치은 방향으로의 변위가 가장 컸고 근심측으로 가며 -Y 방향의 변위가 감소되다가 제2소구치와 제1대구치의 경계부에서 변위가 거의 없어졌으며 다시 제2소구치 부위로 가며 +Y 방향 즉 교합면 방향으로의 변위가 생겼다. 즉 가공치에 힘을 가하면 제1대구치를 지렛대로 삼아 제2소구치를 교합면 방향으로 밀어내려는 경향이 있어 제2소구치의 시멘트는 인장력을 받게되어 파절의 위험성이 높다고 보겠다. 그림 14를 보면 지점1은 -Y 방향, 지점2,3은 +Y 방향의 변위가 생기는 것으로 보아 Y 방향의 회전축은 지점2에 근접한 지점1과 지점2 사이를 지나고, 치관변연부위인 지점4,5,6,7에는 지점5에 가까운 지점4와 지점5 사이, 치조정 부위인 지점8,9,10,11,12는 지점10에 가까운 지점10과 지점11 사이, 치근단 부위인 지점13,14,15에서는 지점14와 지점15 사이를 Y 방향의 회전축이 지나가는 것을 알 수 있었다. 그래서 전체적인 회전중심은 X 방향 회전축과 Y 방향 회전축이 만나는 제1대구치와 제2대구치 사이의 치조정 약간 아랫부분에 있는 것을 알 수 있었다. 분산하중인 Model 7,8의 경우는 모든 지점에서 모두 -Y 방향의 변위가 있는 것을 볼 수 있었다. 그러

고 변위량은 Model B에서가 Model A에서보다 컸다. 그래서 치조골이 흡수되면 변위량이 증가하고, 치근단 부위의 응력에 대한 부담이 많아지는 것을 알 수 있었다.

이상의 연구에서 살펴본 것 외에도 더 나아가 연장가공의치의 파절은 역학적 조사에 의해 밝혀질 수 있으므로⁶⁾ 피로도 또한 상당히 중요한 요소라고 생각되어 이런 방향의 연구도 필요하다고 사료된다.

V. 결론

저자는 가공치의 근원심 길이와 지대치의 치조골 상태에 따른 연장가공의치의 역학적 문제들을 밝히기 위하여 하악 제2대구치 상실시 제2소구치와 제1대구치를 지대치로 하는 연장가공의치를 상정하여 최대교합력(550N)과 기능시 최대교합력(300N)을 가공치 원심단, 원심 1/3, 원심 1/2지점에 가하고, 중심교합위에서는 분산하중을 가하여 치조골이 정상상태인 경우와 흡수된 두 경우에 있어서의 각 하중조건에 대한 응력과 변위를 3차원 유한요소법으로 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 응력은 가공치의 연결부와 후방 유지장치의 원심 치경측 변연 및 구에 집중적으로 높게 나타났다.
2. 최대교합력을 가공치의 원심단에 가한 경우에는 연장가공의치의 가공치와 유지장치 사이의 연결부에서의 파절 가능성이 매우 높았다.
3. 중심교합위에서의 분산하중의 경우와 기능시 최대교합력하에서는 어떤 하중조건하에서도 연장가공의치에 무리한 응력은 없었다.
4. 가공치에 교합력이 가해지면 치조골 상태가 정상인 경우에 비하여 치조골이 흡수된 경우는 지대치 원심근 원심면 치조정 부위의 응력은 감소하나 원심근 치근단 부위의 응력은 증가하였다.
5. 치조골이 흡수된 경우에는 모든 하중조건에서 정상적인 경우보다 변위가 컸다.

REFERENCES

1. Ewing, J.E. : Reevaluation of the Cantilever principle, J. Prosthet. Dent. 7: 78-92, 1957.
2. Aydinlik, E., Dayangas, B. and Celik, E. : Effect of splinting on abutment tooth movement, J.Prosthet.Dent., 49:477-480, 1983.
3. Henderson D., Blevins W.R., Seward T. : The Cantilever type of posterior fixed partial denture : A laboratory study, J. Prosthet. Dent. 24:47-67, 1970.
4. Morin, D.L., Douglas, W.H., Cross, M. and DeLong, R. : Biophysical stress analysis of restored teeth : Experimental strain measurement, Dent. Mater. 4:41, 1988.
5. de Vree, J.H.P., Peters, M.C.R.B., and Plasschaert, A.J.M. : A comparison of photoelastic and finite element stress analysis in restored tooth structures, J. Oral. Rehabil. 10:505, 1983.
6. El-Ebrashi, M.K., Craig, R.G., and Peyton, F.A. : Experimental stress analysis of dental restorations. Part III. The concept of the geometry of proximal margins, 22: 333, 1981.
7. 김준연 : 구치부 inlay 수복물에 작용하는 stress에 관한 광탄성 분석. 대한치과협회지. 1981.
8. Standlee, J.P., Caputo, A.A., Holcomb, J., and Trabert, K.C.: The retentive and stress-distributing properties of a threaded endodontic dowel, J.prosthet. Dent. 44:398, 1980.
9. Kratochvil, F.J., Thompson, W.D. and Caputo, A.A. : Photoelastic analysis of stress patterns on teeth and bone with attachment retainers for removable partial dentures, J.Prosthet. Dent. 46:21-28, 1981.

10. Yettram, A.L., Wright, K.W.J, and Pickard, H.M. : Finite element stress analysis of the crowns of normal and restored teeth. *J.Dent.Res.* 1976.
11. Anydinlink, E. and Akay, H.U. : Effect of resilient layer in a removable partial denture base on stress distribution to the mandible, *J.Prosthet.Dent.*, 44:17-20, 1980.
12. Muhleman, H.R. : Periodontometry, A method for measuring tooth mobility, *Oral surg.Oral med.Oral path.*, 4:1220-1233, 1951.
13. Sulik, W.D. and White, T.T.: Modification of stresses surrounding abutment teeth for fixed partial dentures induced by various levels of periodontal support (A photoelastic study), *J.Prosthet. Dent.*, 46: 320-35, 1981.
14. Shohet, H. : Relative magnitude of stress on abutment teeth with different retainers, *J.Prosthet.Dent.*, 21:267-282, 1969.
15. Craig, R.G. and Farah, J.W. : Stresses from loading distal-extension removable partial dentures, *J.Prosthet.Dent.*, 36:243-253, 1976.
16. Knoell, A.C. : A mathematical model of an in vitro human mandible, *J.Bio-mechanics*, 10:159-166, 1977.
17. Wright, K.W.T., Mech, M.I. and Yettram, A.L. : Relative force distributions for teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture abutments, *J. Prosthet. Dent.* 42: 411-416, 1979.
18. 하주태 : 유한요소법에 의한 Cantilever Bridge의 지대치 및 지지조직의 역학적 반응에 관한 연구. 대한치과보철학회지. 1983.
19. Howell A.H., Manly R.S. : An electronic strain gauge for measuring oral forces, *J. Dent. Res.* 27:705-12, 1948.
20. Helkimo E., Carlsson G.E., Helkimo M. : Bite force and state of detetion, *Acta Odontol Scand*, 35:297-303, 1977.
21. 김인철 : 교합변위에 따른 한국인의 교합력에 관한 연구. 대한치과보철학회지 1985.
22. Gibbs, C.H., Mahan, P.E., Lundeen, .C. : Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *J.Prosthet. Dent.* 1981.
23. Weijs, W.A., and Dejongh, H.T. : Strain in mandibular alveolar bone during mastication in the rabbit, *Arch.Oral. Biol.* 22:667-675, 1977.
24. Behrend, D.A. : A method of studying patterns of tooth displacement in simulated chewing cycles in man, *Arch. Oral.Biol.* 19:23-27, 1974.
25. Derand, T. : The principal stress distribution in a root with a loaded post in model experiments, *J.Dent.Res.* 56:1463, 1977.
26. Ralph, W.J. and Williams, J.F. : Analysis of stresses in alveolar bone (A two-dimensional photoelastic model), *Arch. Oral.Biol.* 20:411-414, 1975.
27. Pryputnicwicz, R.J., Brustone, C.J. and Bowley, W.W. : Determination of arbitrary tooth displacement, *J.Dent.Res.*, 57:663-674, 1978.
28. Standlee, J.P., Caputo, A.A. and Ralph, J.P. : Stress trajectories within the mandible under occlusal loads, *J.Dent.Res.* 56:1297-1302, 1977.
29. Farah, J.W. and Craig, R.G. : Reflection photoelastic stress analysis of a dental bridge, *J.Dent. Res.* 50:1253-1259, 1971.
30. Mattison, G.D. : Photoelastic stress analysis of cast-gold endodontic posts, *J. Prosthet.Dent.* 48:407, 1982.
31. Mattison, G.D. and Fraunhofer, J.A. : Angulation loading effects on cast-gold endodontic posts ; A photoelastic stress analysis, *J.Prosthet.Dent.* 49:636, 1983.

32. De Forest, A.V., and Ellis, G. : Brittle lacquer as an aid to stress analysis, *J. Aeronaut. Sc.* 7:205-8, 1940.
33. Takahashi, N. : Thermal conductivity analysis of restored teeth by finite element method, *J.Oral.Rehabil.*, 9:83-88, 1982.
34. Lundgren, D. and Laurell, L. : Occlusal force pattern during chewing and biting in dentitions restored with fixed bridges of cross-arch extension. I. Bilateral end abutment bridges, *J.Oral.Rehabil.* 1985.
35. van Steenberghe D., de Vries J.H. : The development of a maximal clenching force between two antagonistic teeth, *J. Period. Res.* 13:91-7, 1978.
36. Riise, C. and Sheikholeslam, A. : Influence of experimental interfering occlusal contacts on the activity of the anterior temporal and masseter muscles during mastication, *J. Oral.Rehabil.* 11; 325-334, 1984.
37. Nyman, S. and Lindhe, J. : A longitudinal study of combined periodontal and prosthetic treatment of patients with advanced periodontal diseases, *J.Clin. Periodon.* 1979.
38. 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.
39. 임상진, 광병만, 이주성 : 유한요소법입문. 서울, 동명사, 1987.
40. Khera, S.C., Goal, V.K., Chen, R.C.S.and Gurusami, S.A. : Parameters of MOD cavity preparations : A 3-D FEM study, Part II, *Operative Dentistry* 16:42, 1991.
41. Goel, V.K., Khera, S.C., Gurusami, S.A., and Chen, R.C. : Effect of cavity depth on stress in a restored tooth, *J.Prosthet. Dent.* 67:174, 1992.
42. Khera, S.C., Goel, V.K., Chen, R.C.S. and Gurusami, S.A. : A three-dimensional finite element model, *Operative Dentistry*, 13:128, 1988.
43. Craig, R.G.: Restorative dental materials, 8th ed: St. Louis, Missouri, 1989, C.V. Mosby Co.
44. 양홍서: 전치부 계속치의 지대치 및 지지조직의 역학반응에 관한 유한요소법적 연구. 대한치과의사협회지, 24 : 617-635, 1986.
45. 조호구, 이기수 : 정형력에 대한 하악골내의 응력분산과 변위에 대한 유한요소법적 분석. 경희치대논문집, 5: 135-152, 1983.
46. 한무현, 최부병 : 유한요소법에 의한 Telescope crown과 지대치 및 지지조직의 역학적 반응에 관한 연구, 경희치대 논문집, 4 : 241-256, 1982.
47. 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.* : 25-29, 1982.
48. 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.
49. Huelke, D.F. : Mechanics in the production of mandibular fracture. : A study with the 'StressCoat' Technique. I. Symphyseal impacts, : *J. D. Res.*, Vol 40 (5) : 1042-1056, 1961.
50. Clough, R.W. : The finite element method in plane stress analysis, *J. Struct. Div. Asce. Proc.* 2nd Conf. Electronic Computation, 345, 1960.
51. Ryden, H. : The laser beams for measuring tooth mobility and tooth movement, *J. Periodontol.*, Vol 45 : 283-287, 1979.
52. Huelke, D.F. and Patrick, L.M. : Mechanics in the production of

- mandibular fractures ; strain gauge measurements of impacts to the chin, J. Dent. Res., Vol.43 : 437-446, 1964.
53. Nyman, S., Lindhe, J. and Lundgren, D. : The role of occlusion for the stability of fixed bridges in patients with reduced periodontal tissue support., Journal of Clinical Periodontology, 9, 409 : 1975.
 54. Nyman, S. and Lindhe, J. : A longitudinal study of combined periodontal and prosthetic treatment of patients with advanced periodontal disease. Journal of Periodontology, 50, 1963 : 1979.
 55. Nyman, S. and Ericsson, I. : The capacity of reduced periodontal tissues to support fixed bridgework. Journal of Clinical Periodontology, 9, 409 : 1982.
 56. M.Kamal El-Ebrash, Robert G.Craig, and Floyd, A. Peyton : Experimental stress analysis of dental restorations. Part VII. Structural design and stress analysis of fixed partial denture. J.Prosth. Dent., Vol. 23, pp177-186, 1970.
 57. Rud J., Omnell K.A. : Root fractures due to corrosion. Diagnostics aspects. Scand. J. Dent. Res. 78, 397-403 : 1970.
 58. Granath L., Edlund J. : The role of the pulpoaxial line angle in the origin of isthmus fracture. Odontol. Rev., 19, 315-34 : 1968.
 59. Angmar-Mansson B., Omnell K.A., Rud J. : Root fractures due to corrosion, I. Metallurgical aspects. Odontol Rev. 20, 245-65 : 1969.
 60. Brannstrom M. : Dentin and pulp in restorative dentistry. Nacka, Sweden : Dental Thrapeutics AB, 9-44 : 1986.
 61. Randow K., Glantz P.O., Zoger B. : Technical failures and some related clinical complications in extensive prosthodontics. An epidemiological study of long-term clinical quality. Acta. Odontol. Scand. 44, 241-55 : 1986.
 62. Landgren S., Olsson K.A. : Low threshold afferent projections from the oral cavity and the face to the cerebral cortex of the cat. Exp. Brain Res., 39, 133-47 : 1980.
 63. Olsson K.A., Landgren S. : Facilitation and inhibition of jaw reflexes evoked by electrical stimulation of the cat's cerebral cortex. Exp. Brain Res., 39, 149-64 : 1980.
 64. van Steenberghe D., de Vries J.H. : The development of a maximal clenching force between two antagonistic teeth. J. Periodontol. Res. 13, 91-7 : 1978.
 65. Lundgren, D., Nyman, s., Heijl, L. and Carlsson, G. : Funtional analysis of fixed bridges on abutment teeth with reduced periodontal support. J.Oral Rehabil., 2, 105 : 1975.
 66. Laurell, L. and Lundgren, D. : A stadardized programme for studying the occlusal force pattern during chewing and biting in prosthetically restored dentitions. J. Oral Rehabil. , 11, 39-44 : 1984.
 67. Kjell, R. and Per-Olof, G. : On cantilever loading of vital and non-vital teeth. ; An experimental clinical study. Acta. Odontol. Scand. 44, 271-77 : 1986.
 68. Ramfjord, and Ash : Occlusion, 3rd ed. Saunders Co. 1983.
 69. Huelke, D.F. and Patrick, L.M. : Mechanics in the production of mandibular fractures : strain-gauge measurements of impacts to the chin. J. Dent. Res., Vol.43(3) ; 437-446 : 1964.
 70. 김현순, 남동석 : 경부고정 headgear 사용시 안면 두개골의 변위에 관한 장력계측법 및 유한요소법적 연구. 대한치과교정학회지, Vol.17; 185-198 : 1987.
 71. 조인호 김영수 : 총의치 교합형태에 따른 3차원적 광탄성 응력분석. 대한치과의사협회지, Vol.20 ; 945-967 : 1982.

72. Kinne, M.E., Caputo, A.A., et al. : Stresses developed during typical impacted maxillary 3rd molar extractions. *Quint. International*, Vol.17 ; 5-8 : 1986.
73. Caputo, A.A., Gonidis, D., and Matyas, J. : Analysis of resin bonded fixed partial dentures. *Quint. International*, Vol.17;89-93 : 1986.
74. 김충배, 양원식 : Laser holography를 이용한 상악 headgear 견인에 따른 안면 두개골의 초기 반응에 관한 연구. *대한치과교정학회지*, Vol.16; 31-42 : 1986.
75. 박준상, 양원식 : 상악골 확장이 안면골에 미치는 영향에 관한 laser holography적 연구. *대한치과교정학회지*, Vol.16; 43-51 : 1986.
76. Ryden , H. : The laser beams for measuring tooth mobility and tooth movement. *J.Peridontol.*, Vol.45; 283-287 : 1979.
77. Klaus-Jurgen Bathe : Finite element procedures in engineering analysis. Prentice Hall, Inc., Englewood Cliffs, New Jersey. 1982.
78. Stephen H. Crandal, Norman C. Dahl, and Thomas J. Lardner : An introduction to the mechanics of solids. 2nd ed. McGraw-Hill. 1978.
79. Roland W.Dykema, Charlse J.Goodacre, and Ralph W.Phillips : *Johnston's Modern practice in fixed prosthodontics*. 4th ed., W.B.Saunders Co. 1986.

Explanation of figures

- Fig. 20. 3-D Cantilever Bridge Model A (disto-buccal view)
- Fig. 21. 3-D Cantilever Bridge Model B (disto-lingual view)
- Fig. 22. Cantilever Bridge Model A (different colors for each material)
- Fig. 23. Cantilever Bridge Model A (different colors for each material, 1/2 section)
- Fig. 24. Model A-1. von Mises Stress
- Fig. 25. Model A-1. von Mises Stress (1/2 section)
- Fig. 26. Model A-2. von Mises Stress
- Fig. 27. Model A-2. von Mises Stress (1/2 section)
- Fig. 28. Model A-3. von Mises Stress
- Fig. 29. Model A-3. von Mises Stress (1/2 section)
- Fig. 30. Model A-4. von Mises Stress
- Fig. 31. Model A-4. von Mises Stress (1/2 section)
- Fig. 32. Model A-5. von Mises Stress
- Fig. 33. Model A-5. von Mises Stress (1/2 section)
- Fig. 34. Model A-6. von Mises Stress
- Fig. 35. Model A-6. von Mises Stress (1/2 section)
- Fig. 36. Model A-7. von Mises Stress
- Fig. 37. Model A-7. von Mises Stress (1/2 section)
- Fig. 38. Model A-8. von Mises Stress
- Fig. 39. Model A-8. von Mises Stress (1/2 section)
- Fig. 40. Model B-1. von Mises Stress
- Fig. 41. Model B-1. von Mises Stress (1/2 section)
- Fig. 42. Model B-2. von Mises Stress
- Fig. 43. Model B-2. von Mises Stress (1/2 section)
- Fig. 44. Model B-3. von Mises Stress
- Fig. 45. Model B-3. von Mises Stress (1/2 section)
- Fig. 46. Model B-4. von Mises Stress
- Fig. 47. Model B-4. von Mises Stress (1/2 section)
- Fig. 48. Model B-5. von Mises Stress
- Fig. 49. Model B-5. von Mises Stress (1/2 section)
- Fig. 50. Model B-6. von Mises Stress
- Fig. 51. Model B-6. von Mises Stress (1/2 section)

- Fig. 52. Model B-7. von Mises Stress
- Fig. 53. Model B-7. von Mises Stress (1/2 section)
- Fig. 54. Model B-8. von Mises Stress
- Fig. 55. Model B-8. von Mises Stress (1/2 section)
- Fig. 56. Model A-1. Displacement, X-Direction
- Fig. 57. Model A-1. Displacement, X-Direction (1/2 section)
- Fig. 58. Model A-2. Displacement, X-Direction
- Fig. 59. Model A-2. Displacement, X-Direction (1/2 section)
- Fig. 60. Model A-3. Displacement, X-Direction
- Fig. 61. Model A-3. Displacement, X-Direction (1/2 section)
- Fig. 62. Model A-4. Displacement, X-Direction
- Fig. 63. Model A-4. Displacement, X-Direction (1/2 section)
- Fig. 64. Model A-5. Displacement, X-Direction
- Fig. 65. Model A-5. Displacement, X-Direction (1/2 section)
- Fig. 66. Model A-6. Displacement, X-Direction
- Fig. 67. Model A-6. Displacement, X-Direction (1/2 section)
- Fig. 68. Model A-7. Displacement, X-Direction
- Fig. 69. Model A-7. Displacement, X-Direction (1/2 section)
- Fig. 70. Model A-8. Displacement, X-Direction
- Fig. 71. Model A-8. Displacement, X-Direction (1/2 section)
- Fig. 72. Model B-1. Displacement, X-Direction
- Fig. 73. Model B-1. Displacement, X-Direction (1/2 section)
- Fig. 74. Model B-2. Displacement, X-Direction
- Fig. 75. Model B-2. Displacement, X-Direction (1/2 section)
- Fig. 76. Model B-3. Displacement, X-Direction
- Fig. 77. Model B-3. Displacement, X-Direction (1/2 section)
- Fig. 78. Model B-4. Displacement, X-Direction
- Fig. 79. Model B-4. Displacement, X-Direction (1/2 section)
- Fig. 80. Model B-5. Displacement, X-Direction
- Fig. 81. Model B-5. Displacement, X-Direction (1/2 section)
- Fig. 82. Model B-6. Displacement, X-Direction
- Fig. 83. Model B-6. Displacement, X-Direction (1/2 section)
- Fig. 84. Model B-7. Displacement, X-Direction
- Fig. 85. Model B-7. Displacement, X-Direction (1/2 section)
- Fig. 86. Model B-8. Displacement, X-Direction
- Fig. 87. Model B-8. Displacement, X-Direction (1/2 section)

- Fig. 88. Model A-1. Displacement, Y-Direction
- Fig. 89. Model A-1. Displacement, Y-Direction (1/2 section)
- Fig. 90. Model A-2. Displacement, Y-Direction
- Fig. 91. Model A-2. Displacement, Y-Direction (1/2 section)
- Fig. 92. Model A-3. Displacement, Y-Direction
- Fig. 93. Model A-3. Displacement, Y-Direction (1/2 section)
- Fig. 94. Model A-4. Displacement, Y-Direction
- Fig. 95. Model A-4. Displacement, Y-Direction (1/2 section)
- Fig. 96. Model A-5. Displacement, Y-Direction
- Fig. 97. Model A-5. Displacement, Y-Direction (1/2 section)
- Fig. 98. Model A-6. Displacement, Y-Direction
- Fig. 99. Model A-6. Displacement, Y-Direction (1/2 section)
- Fig.100. Model A-7. Displacement, Y-Direction
- Fig.101. Model A-7. Displacement, Y-Direction (1/2 section)
- Fig.102. Model A-8. Displacement, Y-Direction
- Fig.103. Model A-8. Displacement, Y-Direction (1/2 section)
- Fig.104. Model B-1. Displacement, Y-Direction
- Fig.105. Model B-1. Displacement, Y-Direction (1/2 section)
- Fig.106. Model B-2. Displacement, Y-Direction
- Fig.107. Model B-2. Displacement, Y-Direction (1/2 section)
- Fig.108. Model B-3. Displacement, Y-Direction
- Fig.109. Model B-3. Displacement, Y-Direction (1/2 section)
- Fig.110. Model B-4. Displacement, Y-Direction
- Fig.111. Model B-4. Displacement, Y-Direction (1/2 section)
- Fig.112. Model B-5. Displacement, Y-Direction
- Fig.113. Model B-5. Displacement, Y-Direction (1/2 section)
- Fig.114. Model B-6. Displacement, Y-Direction
- Fig.115. Model B-6. Displacement, Y-Direction (1/2 section)
- Fig.116. Model B-7. Displacement, Y-Direction
- Fig.117. Model B-7. Displacement, Y-Direction (1/2 section)
- Fig.118. Model B-8. Displacement, Y-Direction
- Fig.119. Model B-8. Displacement, Y-Direction (1/2 section)

논문사진부도 ①



Fig.20.

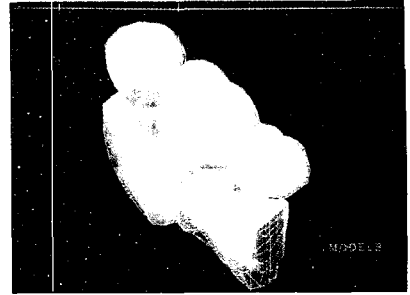


Fig.21.

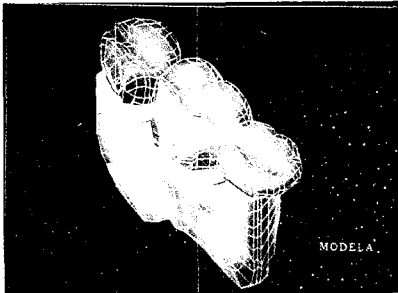


Fig.22.

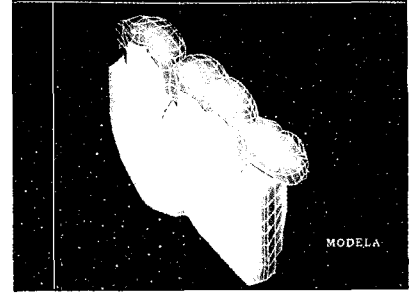


Fig.23.

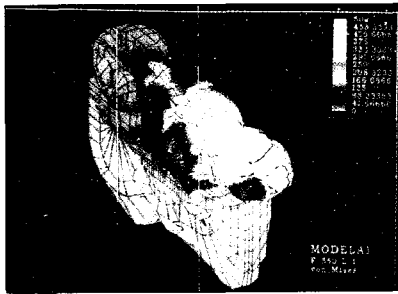


Fig.24.

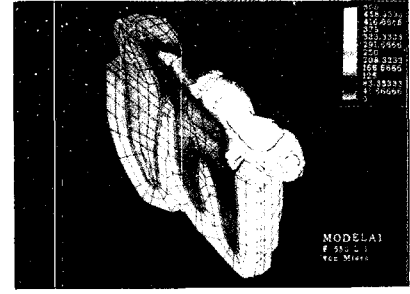


Fig.25.

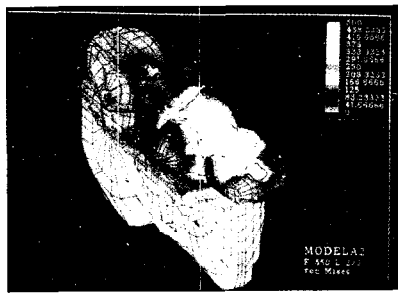


Fig.26.

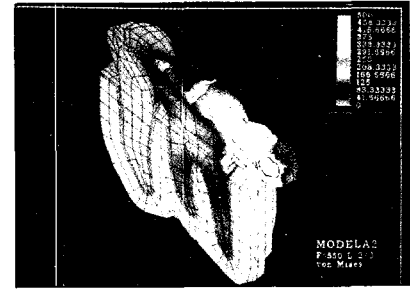


Fig.27.

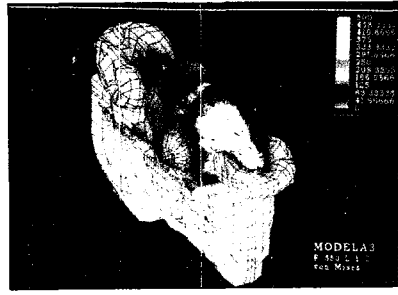


Fig.28.

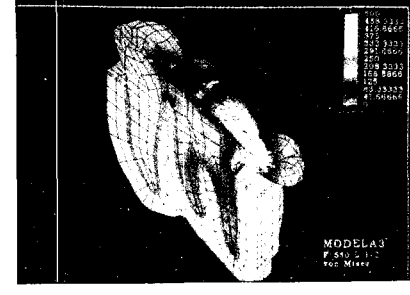


Fig.29.

논문사진부도 ②

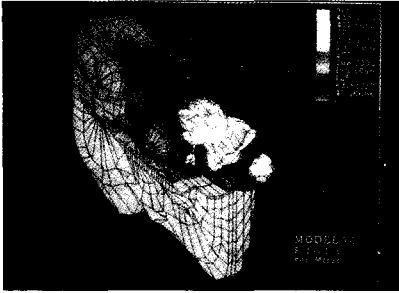


Fig.30.

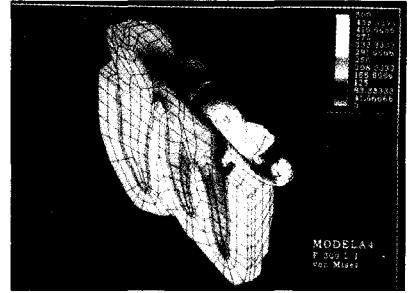


Fig.31.



Fig.32.

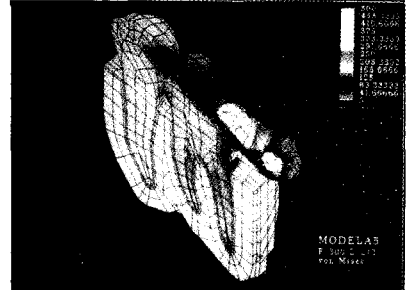


Fig.33.

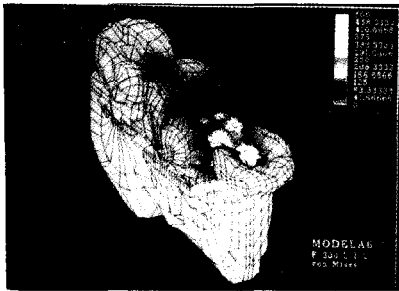


Fig.34.

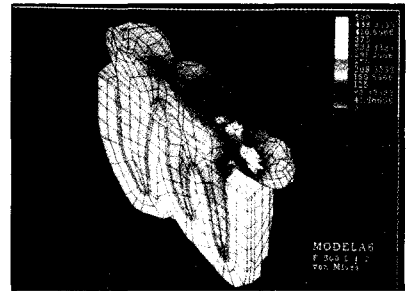


Fig.35.

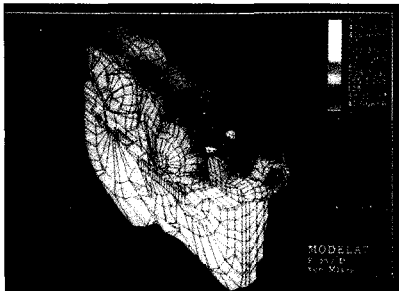


Fig.36.

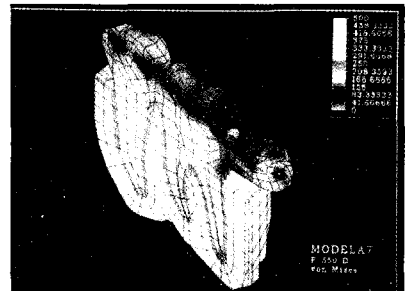


Fig.37.

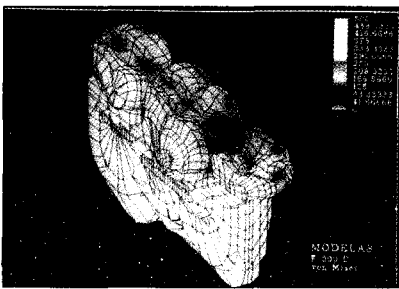


Fig.38.

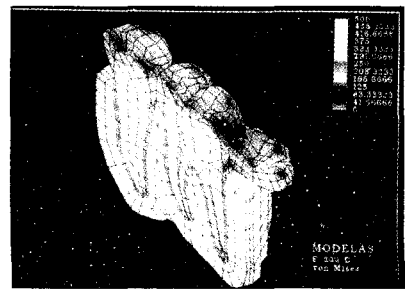


Fig.39.

논문사진부도 ③

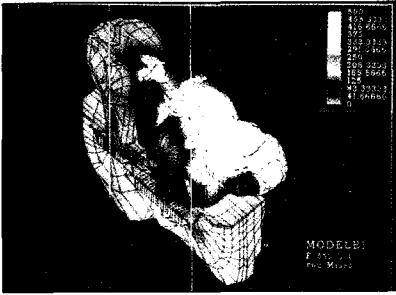


Fig.40.

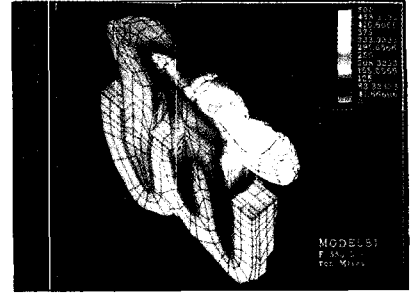


Fig.41.

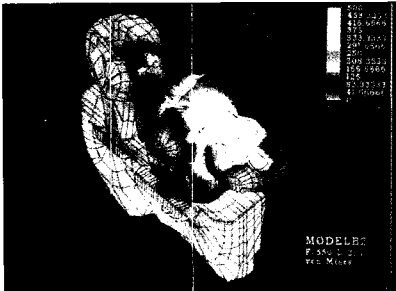


Fig.42.

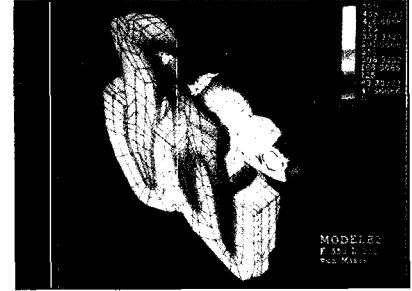


Fig.43.

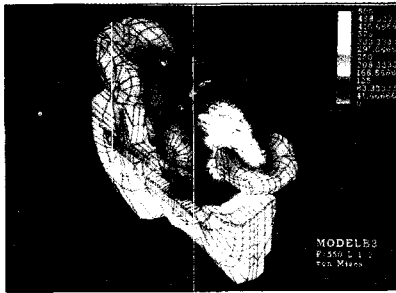


Fig.44.

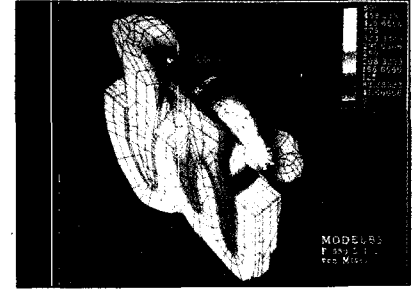


Fig.45.

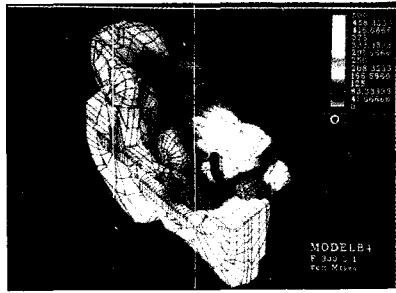


Fig.46.

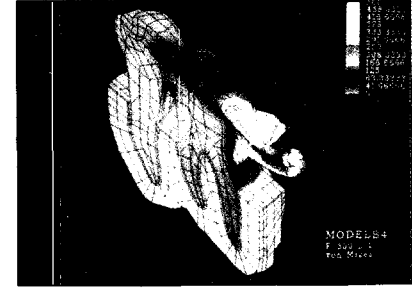


Fig.47.

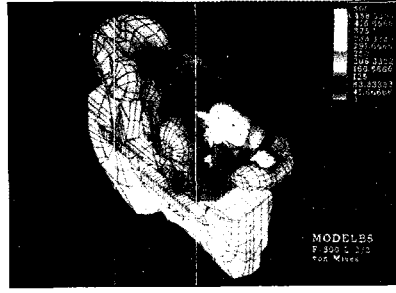


Fig.48.

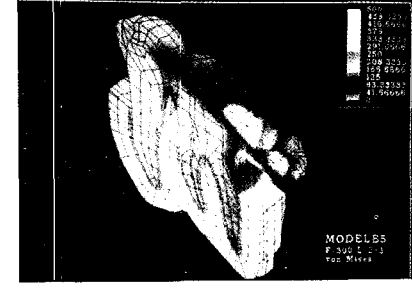


Fig.49.

논문사진부도 ④

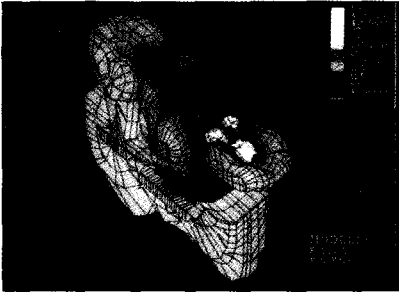


Fig.50.

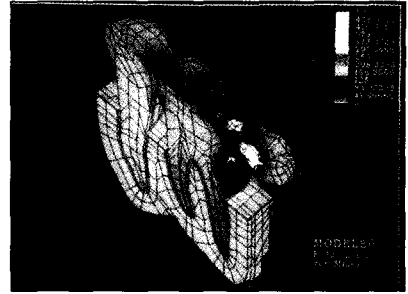


Fig.51.

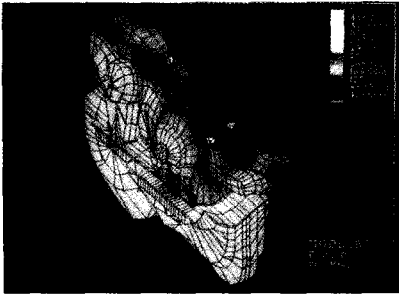


Fig.52.

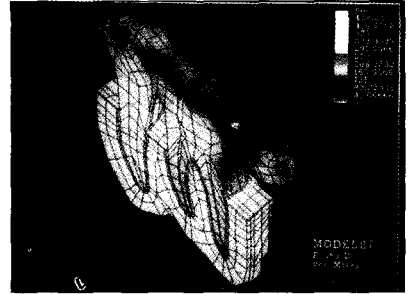


Fig.53.

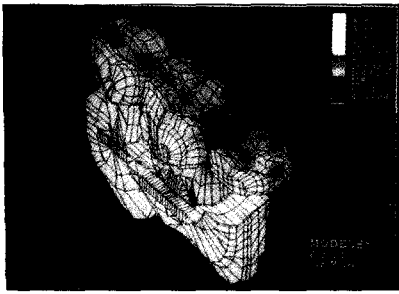


Fig.54.

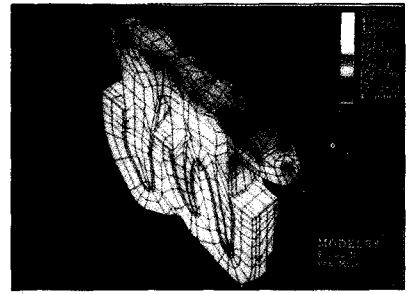


Fig.55.

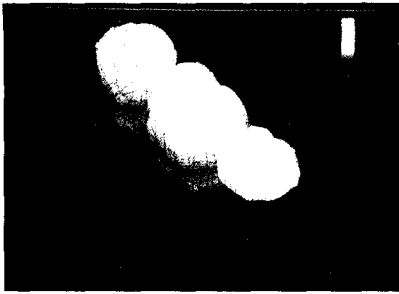


Fig.56.

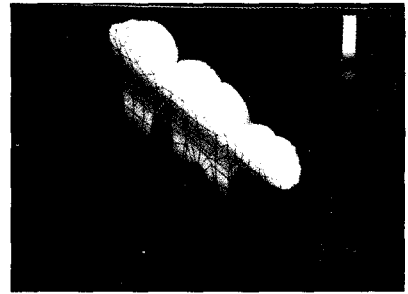


Fig.57.

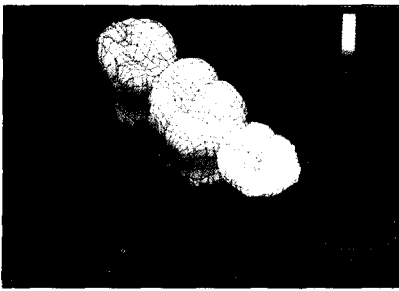


Fig.58.

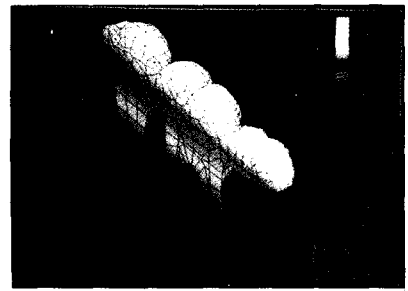


Fig.59.

논문사진부도 ⑤

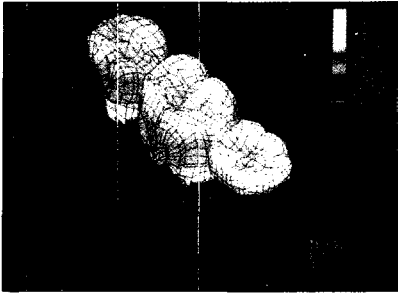


Fig.60.

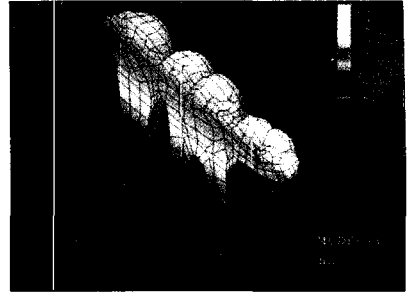


Fig.61.



Fig.62.



Fig.63.

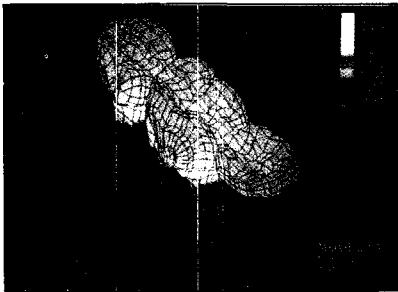


Fig.64.

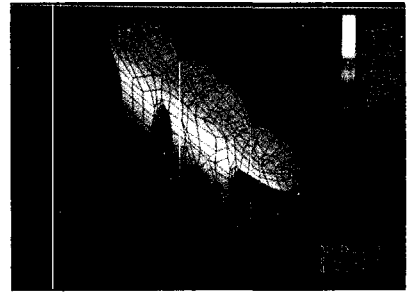


Fig.65.

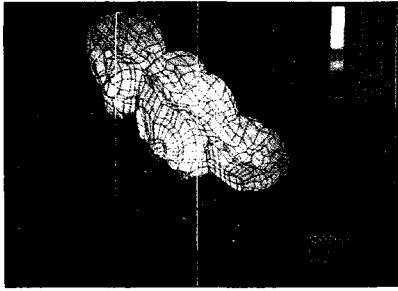


Fig.66.

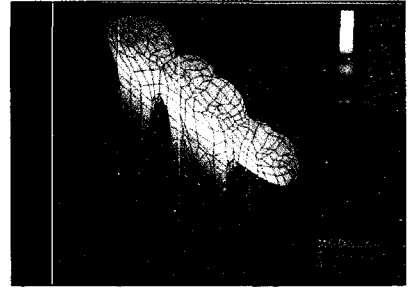


Fig.67.

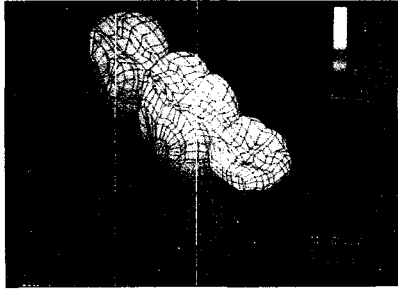


Fig.68.

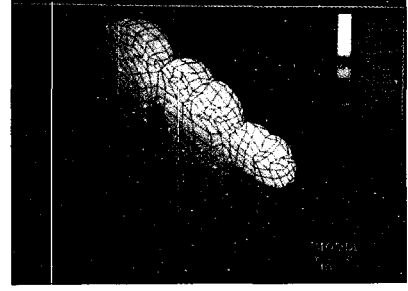


Fig.69.

논문사진부도 ⑥

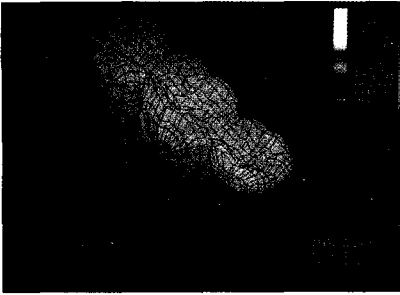


Fig.70.

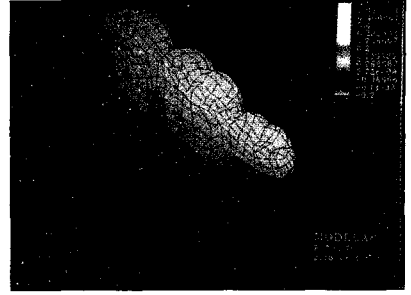


Fig.71.

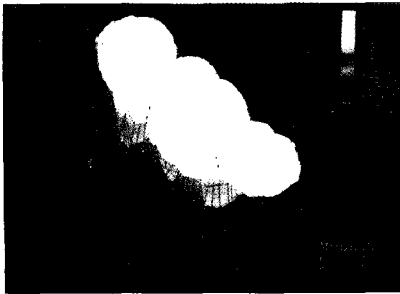


Fig.72.

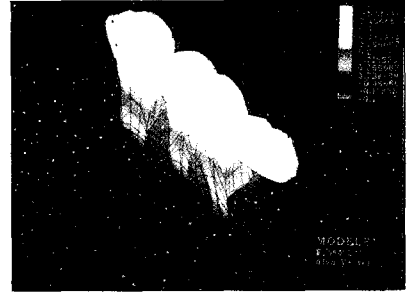


Fig.73.

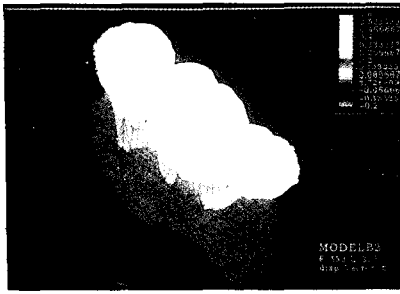


Fig.74.

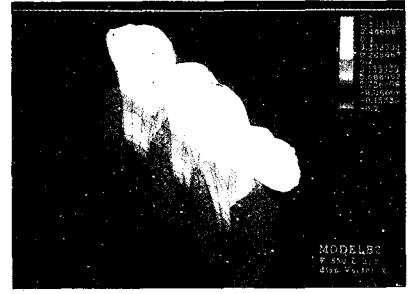


Fig.75.

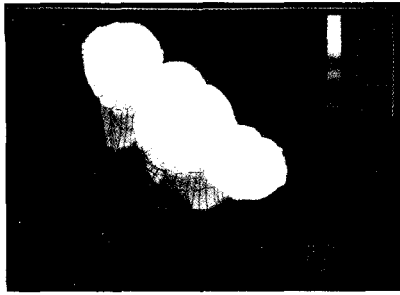


Fig.76.

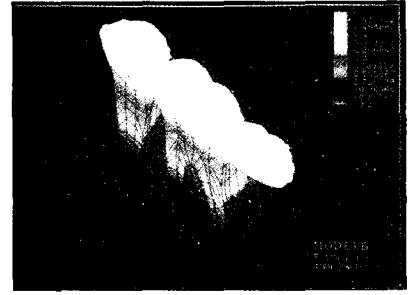


Fig.77.

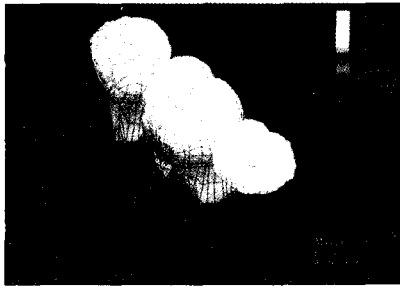


Fig.78.

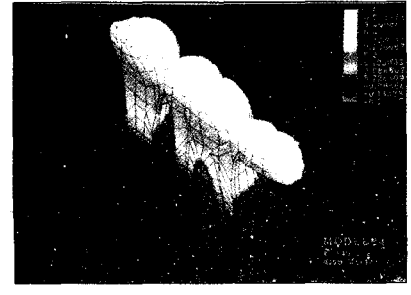


Fig.79.

논문사진부도 ⑦

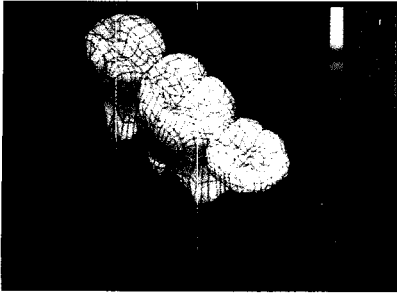


Fig.80.

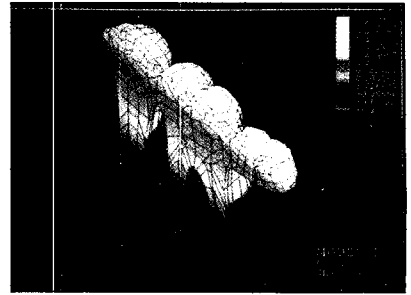


Fig.81.



Fig.82.



Fig.83.

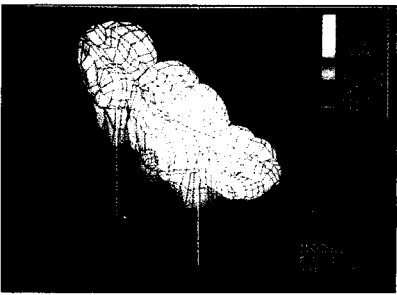


Fig.84.

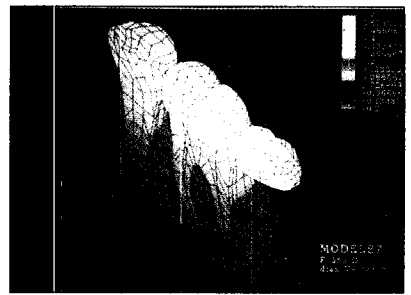


Fig.85.

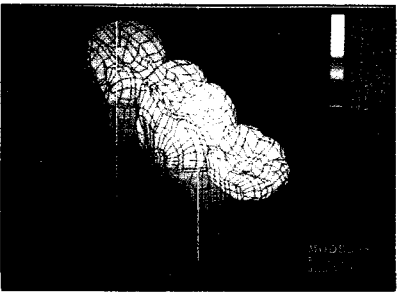


Fig.86.

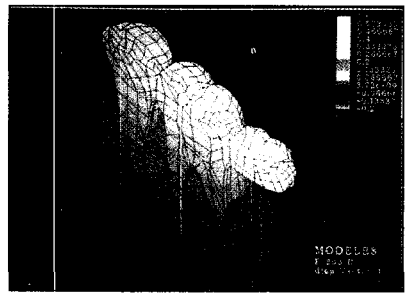


Fig.87.

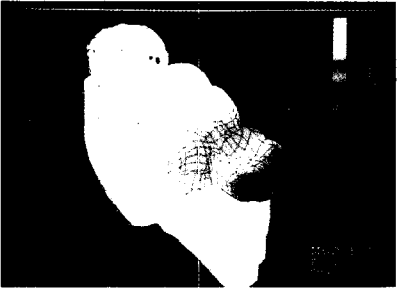


Fig.88.

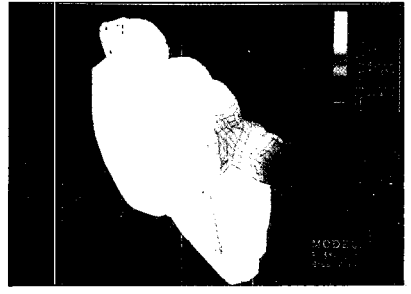


Fig.89.

논문사진부도 ⑧

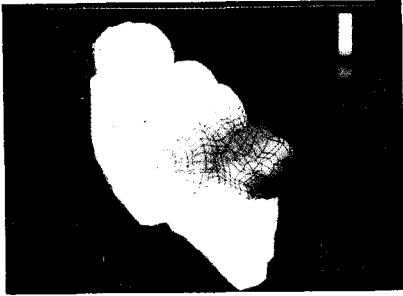


Fig.90.

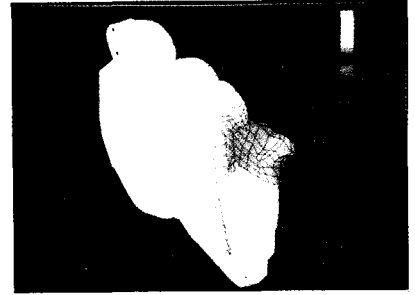


Fig.91.

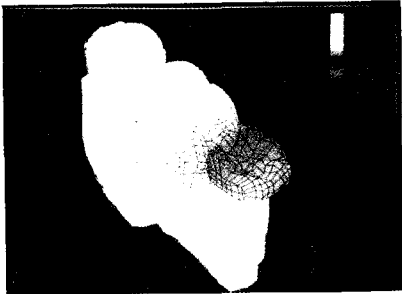


Fig.92.

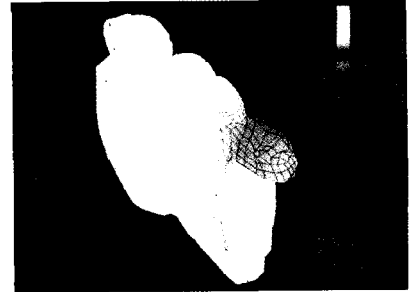


Fig.93.

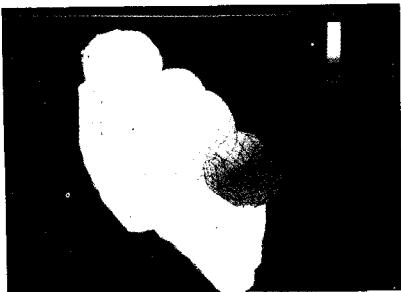


Fig.94.

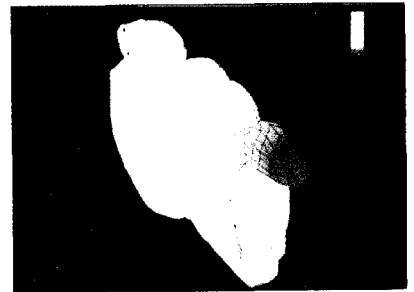


Fig.95.

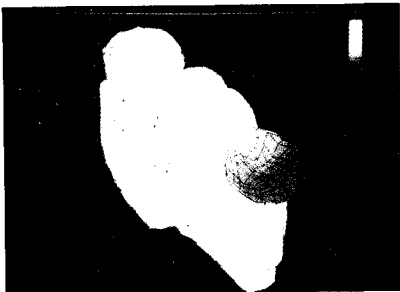


Fig.96.

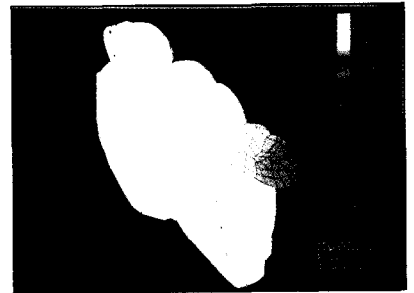


Fig.97.

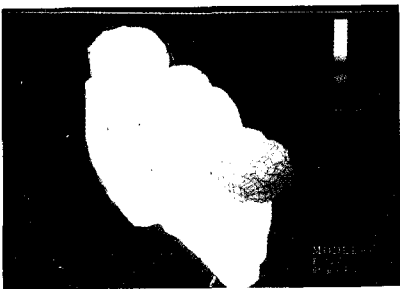


Fig.98.

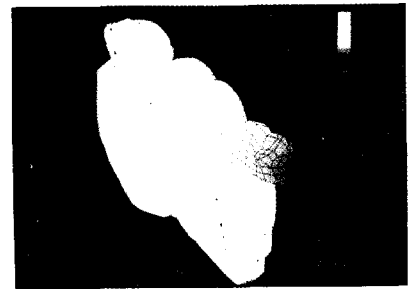


Fig.99.

논문사진부도 ⑨

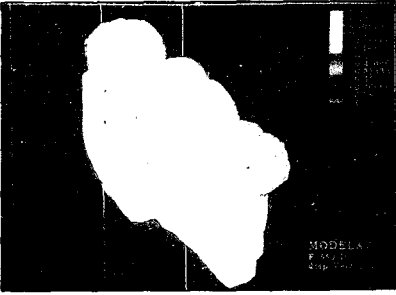


Fig.100.

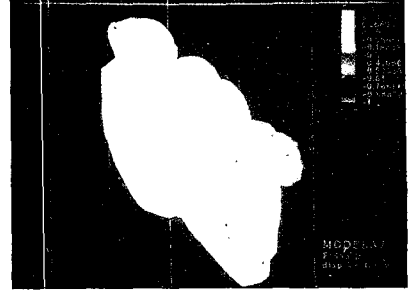


Fig.101.

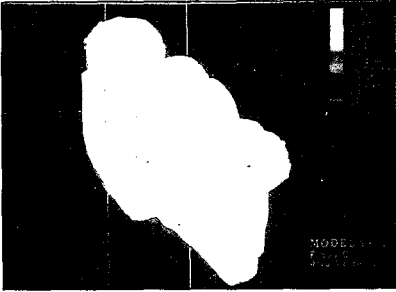


Fig.102.

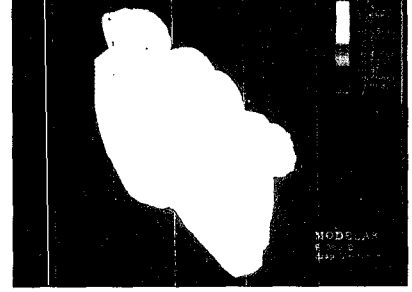


Fig.103.

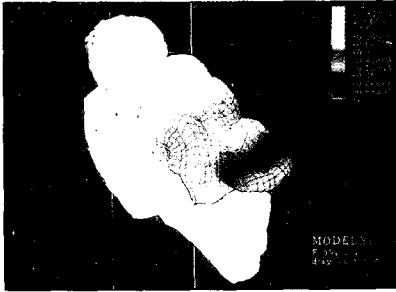


Fig.104.

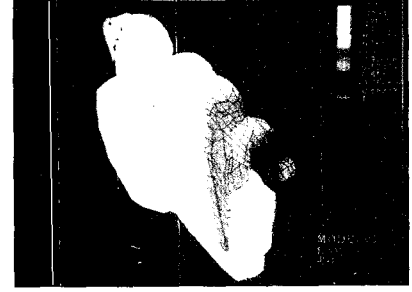


Fig.105.

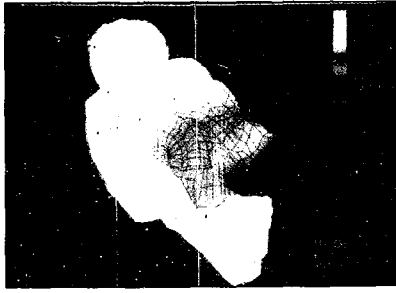


Fig.106.

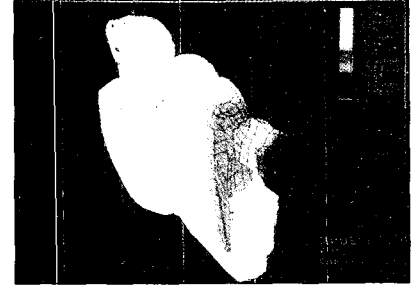


Fig.107.



Fig.108.

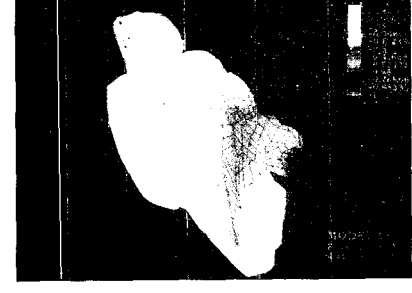


Fig.109.

논문사진부도 ⑩

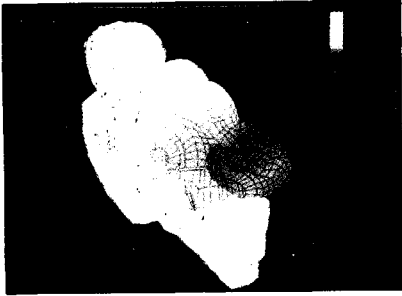


Fig.110.

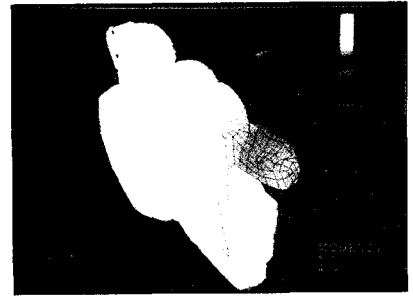


Fig.111.

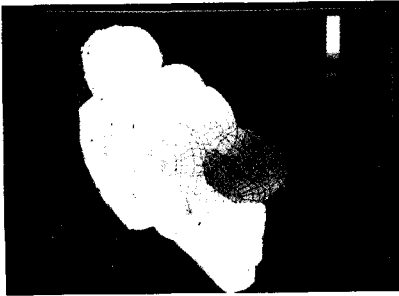


Fig.112.

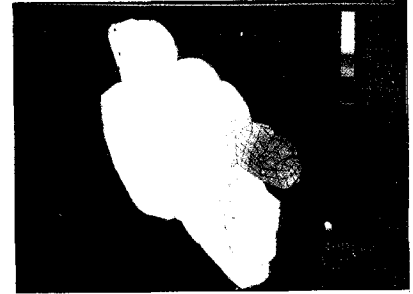


Fig.113.

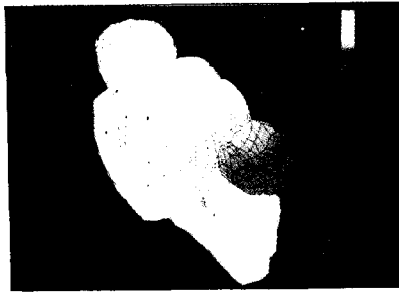


Fig.114.

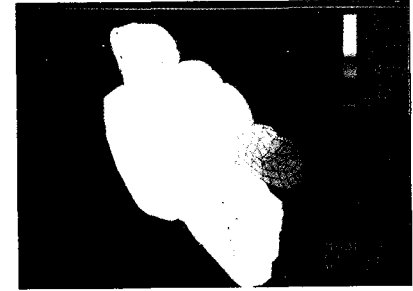


Fig.115.

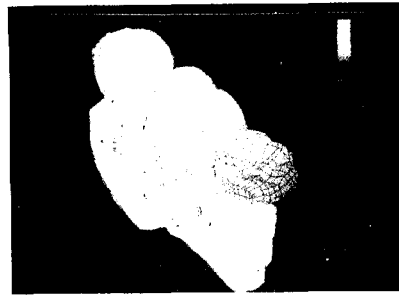


Fig.116.

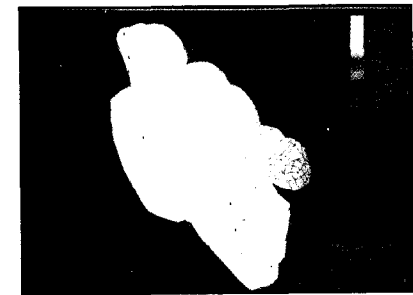


Fig.117.

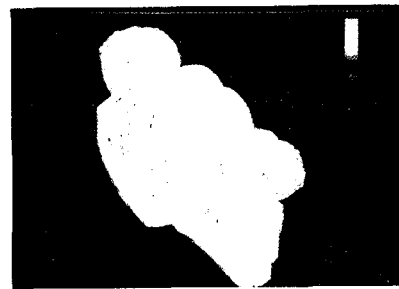


Fig.118.

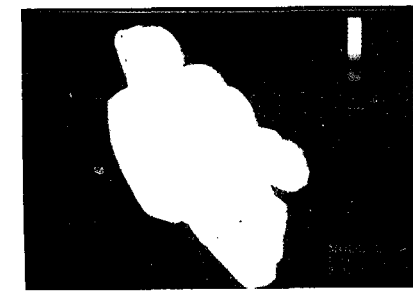


Fig.119.

A STUDY ON THE STRESS DISTRIBUTION OF CANTILEVER BRIDGE UNDER MAXIMUM BITE FORCE AND FUNCTIONAL BITE FORCE USING THREE DIMENSIONAL FINITE ELEMENT METHOD

Chang-Keun Park, Sun-Hyung Lee, Hun-Young Chung, Jae-Ho Jang
Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University

Cantilever bridge is widely used by many clinicians, but its worst mechanical character, so called Class I lever system, makes dentists hesitate to restore the missing tooth with it. Therefore it is important to study stress of the cantilever bridge. In this study, two models of cantilever bridges that restores the missing mandibular second molar with two abutment teeth were constructed. One model was a type of cantilever bridge supported by a normal alveolar bone, the other one was supported by an alveolar bone resorbed to its 1/3 of root length. Maximum bite force(550N) and functional maximum bite force(300N) were vertically applied to the distal end of the pontic, distal 1/3, and distal half of the pontic. And each force was also applied to centric occlusal contacts as a distributed force. Total 16 loading cases were compared and analyzed with 3-dimensional finite element method. The results were as follows:

1. The stress was concentrated on the joint of the pontic and the retainer, grooves, and distal cervical margin of the posterior retainer.
2. In case of maximum bite force(550N) at the end of the pontic, the risk of fracture at the joint of the pontic and the retainer was high.
3. In case of distributed force in centric occlusion and functional maximum bite force(300N), the stresses were less than the yield strength of the type VI gold for any loading cases.
4. In case of alveolar bone resorption, the occlusal force to the cantilever pontic caused more stress on the root apex and less stress on the alveolar crest region of the distal surface of the posterior abutment.
5. In case of alveolar bone resorption, the displacement was larger than that of normal alveolar bone in all loading cases.

Keywords; Three dimensional finite element method, Cantilever bridge, Stress, Displacement, Maximum bite force, Functional maximum bite force