

골내 임프란트를 이용한 고정성 국소의치 하에서 변위 및 응력에 관한 유한요소법적 분석

조선대학교 치과대학 보철학교실

최수호 · 정재현

〈 목 차 〉

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

I. 서 론

최근 보철 수복과 관련된 치과 임프란트에 관한 많은 연구보고와 임상적인 사용^(9,19,30)이 증가되고 있는데 1970년대 후반까지는 골막하 임프란트와 섬유 유착성 골내 임프란트가 주로 사용되어 왔으나 1980년대에 이르러 장기간의 실험 및 임상자료등을 통하여 골유착성 이론에 근거를 둔 치근형 임프란트가 소개되고^(20,21,25) 그 효율성이 인정됨에 따라 최근 변형 설계된 치근형임프란트가 널리 이용되고 있는 실정이다⁽¹⁴⁾.

Branemark⁽⁴⁹⁾는 골유착을 광학현미경 수준에서 골과 임프란트 계면사이에 섬유조직 개재 없이 직접 부착된 기능적, 구조적 연결이라고 설명하여 임상적으로는 동요도가 없고, 방사선상으로 임프란트 주위의 공간(perimplant space)이 없으며 임프란트와 골 결합 사이에 결합조직이 없는 것이라고 하였다. 따라서 골유착은 임프란트에서 골내로 응력이 직접 전달 골과 임프란트 접촉부위에서 움직임이 없는 상태라고

보고하였으며 골유착을 얻기 위한 방법으로는 임프란트 재료는 순수 티타늄, 형태로는 치근형, 외과시술시 저속 골삭제 및 두단계 외과적 시술등을 추천한바있다^(13,26). 그러나 이러한 골유착에 제기 되는 의문점으로서 골유착의 구조 및 기능의 실체, 매식체와 골이 직접 접촉되는 골유착 비율, 골유착의 결합강도, 체내에서의 항복한계, 자연치 보다 단단한 매식체를 자연 지대치와 고정하여 사용시 문제점, 매식체의 매식 위치등이 거론되고 있다⁽²⁷⁾.

치과 임프란트는 주위 생체조직과 친화성이 좋아야 하고 계속되는 교합압을 생리적으로 허용하는 범위내에서 고르게 분산되도록 역학적인 측면에서 설계해야 한다⁽⁹⁾. 보철수복시 장기간의 성공률을 증가시키기 위해 적절한 임프란트 지지 보철물의 개발과 분석, 완압 장치의 사용에 따른 보철물과 지지조직에 발생하는 변위 및 응력에 관한 연구 및 자연치와 임프란트에 의해 지지되는 보철물의 응력분포에 관한 연구등의 필요성을 다수의 학자들이 제시한바 있으므로^(41,47,48,52) 역학적 측면에서 골유착성 임프란트를 이용한 고정성 국소의치의 설계효과를 규명해볼 필요가 있다고 여겨진다.

구조물에 발생하는 응력을 해석하는 방법으로 Electric resistance strain gauges, Brittle lacquer coatings, Moire's fringe analysis, Photoelastic analysis, Holography, 수리적인 역학해석으로 유한요소법등이 있으며^(2,12,17) 이중 유한요소법은 종래의 실험적응력 측정법으로 극복할 수 없는 난제들을 해결할 수 있는 공학적 수치 해석법으로써 구조역학 분야에서는 최근 널리 이용되고 있고 생체공학이나, 치의학 분

야^(3,4,12,15,28)에서도 시도되어 많은 장점을 보여주고 있다. 유한요소법에서는 복잡한 구조물을 물리적 성질이 유사한 여러개의 작은 요소로 나누고 각절점의 좌표, 요소번호 구성성분의 물리적 성질 및 하중조건을 구조물 해석을 위한 프로그램으로 컴퓨터에 입력시켜 계산함으로써 각요소의 응력과 절점의 변위를 산출하고 이것을 연속시켜 전체의 형상을 파악한다. 따라서 종래의 방법과는 달리 보철물과 주위 조직에 관한 정확한 자료를 입력시켜 분석할 수 있기 때문에 발생된 변위완 응력의 크기 및 분포를 정확히 밝힐 수 있다.

이에 저자는 2차원 유한 요소법을 이용, 하악 제1, 2대구치가 결손되어, 전방 제2소구치와 발거된 후방 제2대구치 위치에 매식된 임프란트 상에 장착하는 보철물로서 가공치와 전방지대치 사이를 고정성 연결장치를 사용한 경우 및 비교정성 연결장치를 사용한 경우와 이와 비교코저 임프란트 대신 제2대구치와 자연 지대치를 이용하여 고정성 국소의치로 수복한 경우로 대별하여 지대치, 가공치 및 지지조직에 발생하는 변위 및 응력의 양상을 비교하여 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고 하고자 한다.

II. 연구재료 및 방법

1. 유한요소 모델 설계

유한요소 표준모델로서 제1, 2대구치가 결손된 하악에서 Wheeler⁽⁵⁷⁾에 의한 실측치를 이용, 제1대구치의 근원심 폭경을 11mm로 간주하고 그후방 3mm지

점⁽²¹⁾에 직경 4mm 길이 12mm의 실린더형 골내 임프란트를 매식 전방 제2소구치와 실린더형 골내 임프란트를 고정성으로 연결한 경우(Fig. 1 : Model A), 이를 비교정성 연결장치로 수복한 경우(Fig. 2 : Model B), 이와 비교코저 제1대구치가 결손되어 전방 지대치로 제2소구치와 후방 지대치로 제2대구치를 이용 통상적으로 고정성 보철 수복한 경우(Fig. 3 : Model C)로 구분하였으며 상부 보철물은 Brånemark이 추천한 Type IV 금합금으로 제작하였다.

치근막의 두께는 선현들의 연구 보고를 참고로 0.4mm⁽¹²⁾의 균일한 두께로 처리 하였으며, Atmaram등⁽⁵³⁾의 연구에서 치수(E=2.07Mpa v=0.45)는 매우 약한 하중 하에 있다 하였으므로 치수를 무시하고 치아는 모두 상아질로 처리하였다. 각 재료에 대한 물리적 성질로서 탄성계수(E)와 Poisson를(v)을 선현들의 보고에 의해 설정하였다(Table 1).

외력에 의해 모형내의 발생된 변위와 응력을 해석하기 위한 구속점(Fixed node)으로써 치조골 하연은 X, Y, Z, Tx, Ty, Tz의 모든 방향으로 고정하였으며 하악골의 절단면은 연속체로 가정, 구속조건으로 X, Z, Tx, Ty 방향은 고정하고 Y, Tz 방향으로는 구속하지 않았으며 Model B의 경우 가공치와 전방지대치 사이 비교정성 연결장치는 스프링 상수(X, Z spring stiffness : 100,000kg/mm, Y spring stiffness : no constant)로 제어, 병진 3, 회전 3으로 6자유도를 부여 하였고 임프란트—골계면은 골유착을 가정, 압축과 인장에 동시에 반응하도록 절점을 서로 공유토록 하였다.

Table 1. Mechanical properties of material

Material	Young's modulus (Kg/mm ²)	Poisson's ration	Reference
Alveolar bone	1400	0.30	(44)
Periodontal membrane	5.0	0.45	(45)
Dentin	1900	0.31	(30)
Casting Gold(Type IV)	9800	0.40	(9)
Titanium	1124	0.30	(62)

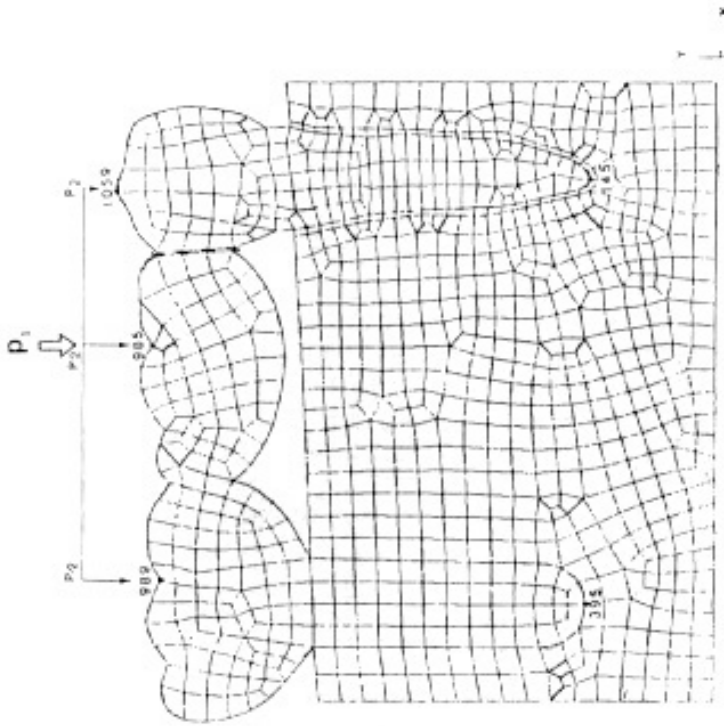


Fig. 2. Mathematical model of a flexible connection fixed partial denture constructed on the second premolar and implants abutments(Model B).

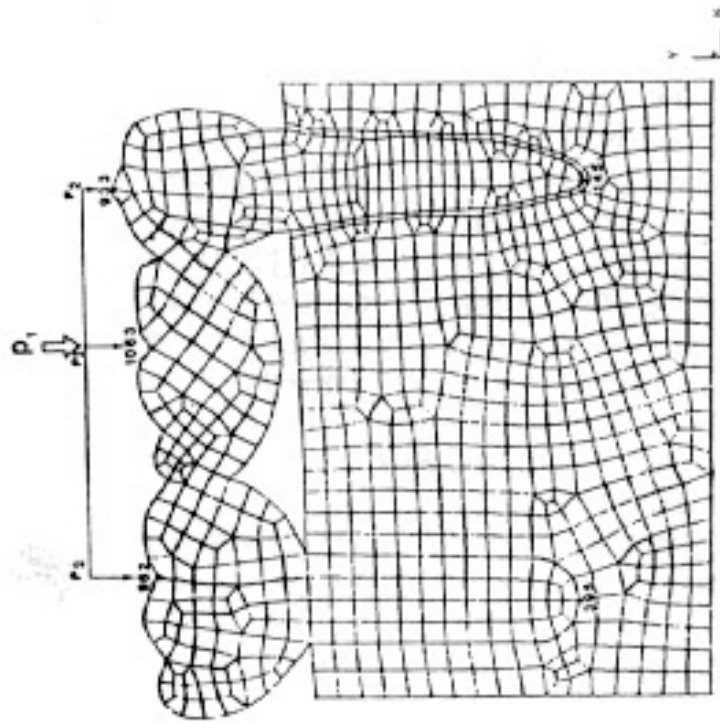


Fig. 1. Mathematical model of a rigid connection fixed partial denture constructed on the second premolar and implants abutments(Model A).

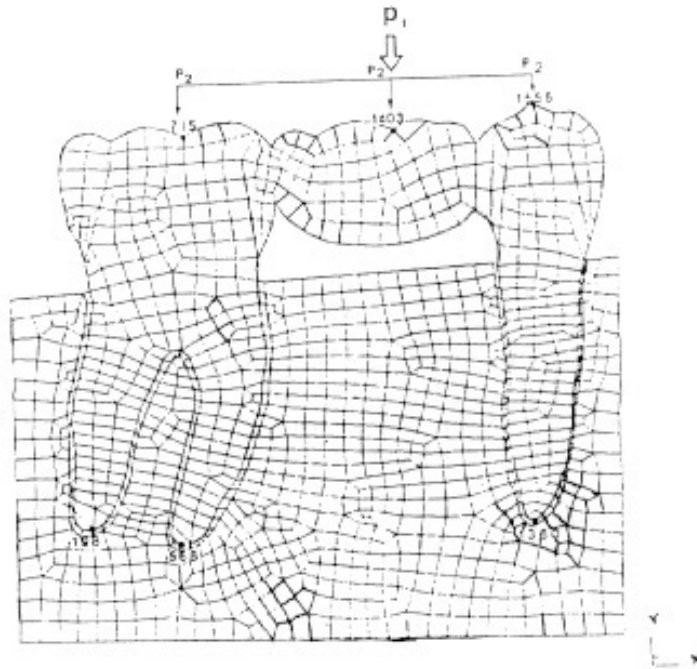


Fig. 3. Mathematical model of a fixed partial denture constructed on the second premolar and second molar abutments(Model C).

하중조건으로는 가공치 중앙에 64.5kg의 집중하중 (Load P1)을 가한 경우와 제2소구치 교두정 및 제1, 2 대구치 중심와에 각각 24kg⁽³⁶⁾씩의 분산 하중(Load P2)를 가한 경우로 대별하였다.

2. 변위 및 응력의 계산

평면 선형 정적 구조물 해석을 위한 Summagraphics Digitizer를 이용 CAD상에서 좌표값을 설정 이를 interface file로 IBM 4381(OS : VM/CMS)에 입력 CATIA program에서 Modeling 후 IGES file로 CAEDS에 전송 변위 및 응력을 관찰하였다. 응력의 종류로선 최대 주응력(최대 인장응력), 최소 주응력(최대 압축응력), 최대 전단응력($\tau_{Max} = [(\sigma_{Max} - \sigma_{Min})/2]$), Von Mises stress($1/2[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2]$)을 구하였다. 그중 본 연구에서 사용한 Von Mises stress는 탄성학 분야에서 사용되는 절대수치 상호비교로써 실제 물체에 있어서 파괴는 일반 주응력보다 전단응력의 조합이라는 가정수식으로 계산하여 실험치와 근사한 해석 결과를 유도하는 방법이다.

각 결점의 변위는 X, Y, Z 방향으로 이동량을 관찰하여 도면화 하였으며(Fig. 4, 5, 6), 이를 수치로 정리하여 상호 비교하였다(Table 3). 변위는 소구치 교두정, 소구치 치근단, 가공치 중심와, 후방 지대치의 중심와 및 치근단부의 결점을 기준점으로 하여 도표화 하였다.

응력 계산시 소구치 근심, 소구치 원심, 소구치 치근단, 후방지대치 근심 후방지대치 원심, 후방 지대치 근단, 부위 지지끝에 발생하는 응력을 관찰하여 수치적으로 비교하였으며(Table 2, 3), 계산된 응력을 가시화하기 위하여 각 경우에서 보철물 및 지지조직 각 부위의 Von Mises stress를 크기에 따라 색상의 차이로 표시하였다(Fig. 8-13).

III. 연구결과

본 연구에서는 유한요소법을 이용하여 고정성 국소 의치, 지대치 및 지지골의 각요소가 받는 변위 및 응력

을 계산하였으나 개개 요소를 모두 관찰하기는 곤란하므로 주요 부분으로 나누어 관찰하였다.

1) 변위

하중조건 Load P1 하에서의 Model A, Model B 및 Model C 각각의 경우의 전체적 변화를 Fig. 4, Fig. 5 및 Fig. 6에서 보여주고 있으며 하중조건 Load P1, Load P2하에서 고정성 국소치 및 지지골 부위의 기준점의 변위량을 수치로 표시하면 Table 2와 같은데, 수직집중하중이 가해진 가공치부위에서 보면 Model B의 경우가 Model A와 Model C의 경우보다 수직 및 수평변위가 더 컸으며 Model C는 Model A보다 수직 및 수평변위가 컸다.

수직변위(Trans-Y)를 살펴보면 Load P1 및 Load P2 모두에서 하방변위로서 소구치의 치관부 및 치근단부에서 Model B, Model C, Model A의 크기순으로 비고정성 연결장치를 사용한 경우가 고정성 연결장치를 사용한 경우보다 변위량이 많았으며 고정성 연결장치를 이용한 경우중에서는 자연대구치를 이용한 경우가 매식체를 이용한 경우보다 변위량이 많았다. 수평변위(Trans-X)를 살펴보면 소구치 치관부의 변

위는 Load P1 하에서 모든 근심측으로 이동되면서 그 크기의 순은 Model B, Model C, Model A의 순이었고 Load P2 하에서는 Model A 및 Model C는 원심변위를 보였으나 Model B의 경우는 근심측으로 이동하였고 그 변위 크기는 Load P1에서와 마찬가지로 Model B, Model C, Model A순으로 Model B의 경우에서 가장 큰 변위를 보였다.

소치구 근단부에서의 변위는 미세하지만 모두 원심 변위로서 Load P1, P2하에서 Model C, Model A, Model B순이었다. 가공치 치관부에서의 변위도 모두 원심변위를 보이며 Model B의 경우와 Model A, Model C 경우 보다 컸다.

후방 지대치관부에서는 모두 근심변위를 보였는데, Model B의 경우가 Model A, Model C 경우보다 컸으며, Load P1 하에서는 Model C의 경우가 Model A의 경우보다 근사한 값을 보이거나 약간 컸다. 후방 지대치 근단부에서는 Model B 및 Model C의 경우는 원심 변위, Model A는 근심변위를 보였으나 그 크기는 미약하였지만, Load P1 하에서는 Model A, Model B, Model C 순이었다.

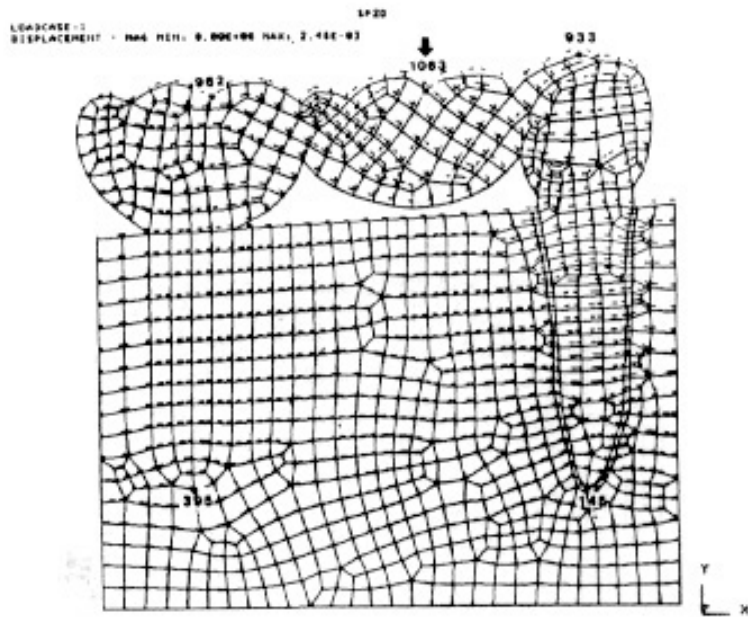


Fig. 4. Deflection field an implant fixed partial denture with rigid connection(Model A) under Load P1.

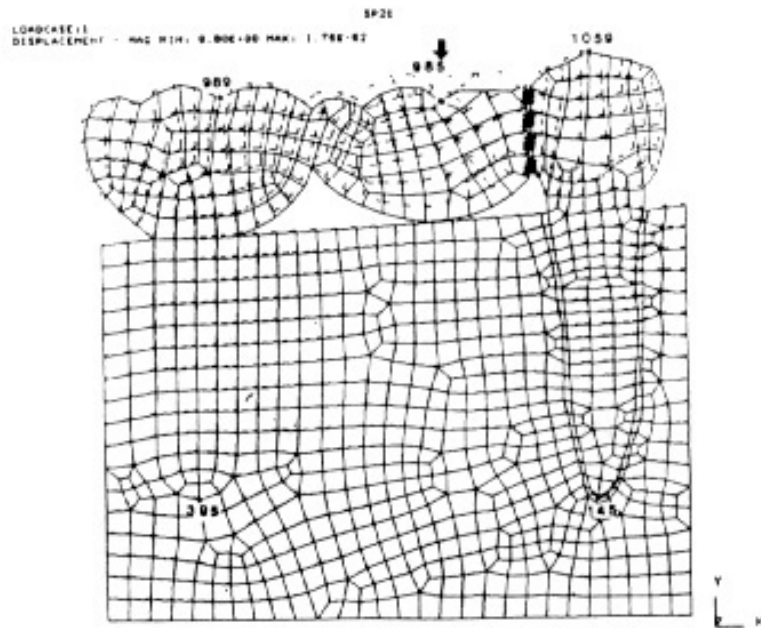


Fig. 5. Deflection field an implant fixed partial denture with flexible connection(Model B) under Load P1.

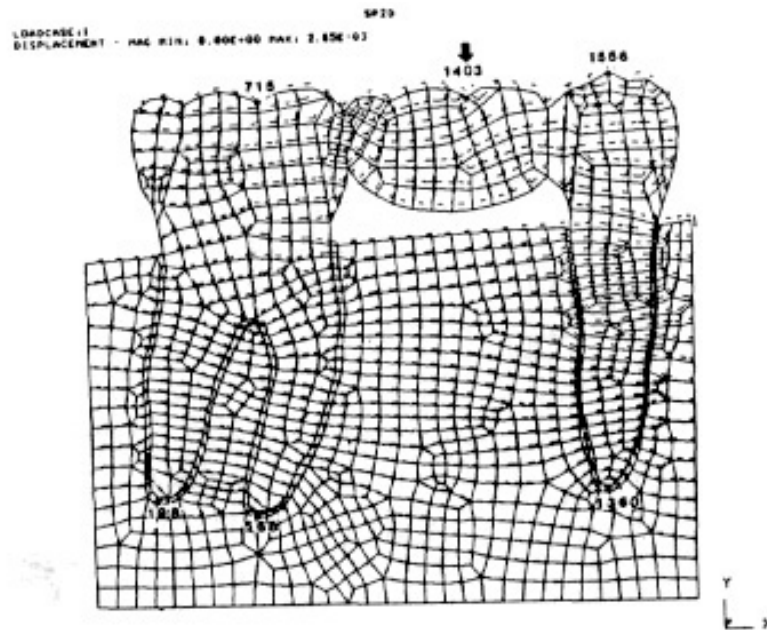


Fig. 6. Deflection field an natural tooth fixed partial denture(Model C) under Load P1.

Table 2. Quantities of deflection at the reference points

(Unit : mm)

Model	Load	Load P1		Load P2	
	Location	Trans-X	Trans-Y	Trans-X	Trans-Y
A	소구치치관부 (933)	2.368E-04	-2.450E-03	-1.142E-04	-2.207E-03
	소구치근단 (145)	-8.964E-05	-5.010E-04	-1.003E-04	-5.881E-04
	가공치관부 (1063)	3.950E-04	-2.040E-03	5.431E-04	-3.250E-03
	후방지대치관부 (962)	4.906E-04	-1.294E-03	9.602E-04	-1.089E-03
	임프란트근단부 (395)	2.812E-05	-7.139E-04	1.598E-05	-5.810E-04
B	소구치치관부 (1059)	6.824E-03	-1.391E-03	1.917E-02	7.483E-04
	소구치근단 (145)	-8.232E-05	-4.833E-04	-8.477E-05	-2.705E-04
	가공치관부 (965)	6.008E-03	-1.221E-02	1.677E-02	-3.315E-03
	후방지대치관부 (969)	4.870E-03	-2.081E-03	1.352E-02	-3.315E-03
	임프란트근단부 (395)	-3.473E-05	-8.533E-04	-1.748E-02	-9.517E-04
C	소구치치고나부 (1556)	2.670E-04	-2.622E-04	-3.310E-04	-2.356E-03
	소구치근단 (1350)	-9.305E-05	-6.480E-04	-1.017E-04	-6.147E-04
	가공치관부 (1403)	4.242E-04	-2.595E-03	2.992E-04	-3.343E-03
	후방지대치관부 (715)	5.195E-04	-1.633E-03	7.018E-04	-1.122E-03
	후방지대치근심근원부 (568)	-4.280E-05	-3.642E-04	-6.523E-05	-3.027E-04
	후방지대치원심근원부 (198)	-3.373E-05	-3.724E-04	-4.285E-05	-3.006E-04

2) 응력

본 연구에서는 각 조건에 따라 소구치근심, 소구치 원심, 소구치 근단, 후방지대치 근심, 후방 지대치 원심, 후방 지대치근단 부위 지지골에 발생하는 응력을 관찰 최대주응력(최대인장응력), 최소 주응력(최대 압축응력), 최대 전단응력을 구하여 주요부위(Fig. 7)의 응력의 크기를 수치로 표시 도면화하였다(Table 3).

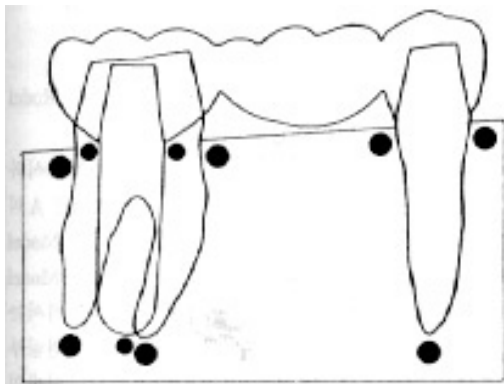


Fig. 7. Supporting bone area for excomparison of stresses under each condition.

계산된 응력을 가시화하기 위해 각 경우에서 보철물 및 지지조직 각 부위의 Von Mises stress를 크기에 따라 색상의 차이로 표시하였다(Fig. 8-13).

최대 주응력은 소구치 근심부에서 집중하중시 Model A에서만 인장응력이 발생되었고 Model B, Model C, 및 분산하중시는 모든 경우 압축응력이 발생되었으며 소구치 원심부에서는 집중하중시 응력의 크기는 Model B, Model C, Model A 분산 하중시는 Model B, Model A, Model C 순이었으며 소구치 근단부에서는 집중 및 분산하중시 Model A에서만 인장 응력이 발생되었으며 후방지대치 근심부에서는 집중 및 분산하중시 Model C에서만 인장응력이 발생되었고 후방지대치 원심부에서는 집중 및 분산하중시 Model B에서 인장응력이 발생되었고 후방지대치 근단부에서는 모든 경우 압축응력이 발생되었다.

최소 주응력은 소구치 근심에서 모든 경우 인장응력이 발생되었고 소구치 원심부에서는 집중 및 분산하중시 Model B에서만 압축응력이 발생되었으며 소구치 근단부에서는 분산하중시 Model A에서는 압축응력

Table 3. Maximum tension, Maximum compression & Maximum shear stresses in bone under each load condition.

(unit : Kg/mm²)

Location		Load p1			Load p2		
		Model A	Model B	Model C	Model A	Model B	Model C
최 대 주 압 응 력	소구치 근심부	2.575E-03	-4.846E-03	-1.486E-02	-8.573E-04	-2.263E-02	-1.588E-02
	소구치 원심부	7.233E-03	7.926E-03	9.299E-03	1.793E-02	2.872E-01	1.532E-02
	소구치 근단부	2.053E-02	1.783E-03	-5.270E-03	2.411E-01	-7.096E-04	-3.934E-03
	후방지대치 근심부	-1.446E-01	-1.602E-01	1.256E-03	-2.193E-01	-3.995E-01	2.588E-02
	후방지대치 원심부	-1.584E-03	1.634E-01	-4.072E-03	-6.948E-04	5.253E-01	-2.295E-03
	후방지대치 근단부	-3.632E-03	-2.286E-02	-9.326E-03	5.172E-03	-2.895E-02	-7.973E-03
최 소 주 압 응 력	소구치 근심부	-4.965E-02	1.599E-01	-8.541E-02	-5.582E-02	-4.091E-01	-1.144E-01
	소구치 원심부	-2.457E-02	3.904E-03	-2.165E-02	-1.268E-02	5.581E-03	-1.584E-02
	소구치 근단부	-8.054E-03	-3.979E-02	-5.785E-02	5.813E-02	-2.344E-03	-5.498E-02
	후방지대치 근심부	-3.947E-01	-3.180E-02	-1.188E-02	-5.829E-01	-7.784E-01	-4.779E-03
	후방지대치 원심부	2.376E-02	8.860E-02	-2.205E-02	-4.314E-02	2.803E-01	-2.338E-02
	후방지대치 근단부	16.797E-02	-8.252E-02	-3.536E-02	-5.528E-02	-9.542E-02	-3.008E-02
최 대 전 단 응 력	소구치 근심부	2.811E-02	7.751E-02	3.527E-02	4.748E-02	1.927E-01	4.927E-02
	소구치 원심부	1.608E-02	3.168E-02	1.548E-02	1.543E-02	1.406E-01	1.556E-02
	소구치 근단부	1.428E-02	1.900E-02	2.619E-02	9.250E-02	1.1378E-01	2.553E-02
	후방지대치 근심부	1.248E-01	7.890E-02	1.222E-02	1.818E-01	1.885E-01	1.533E-02
	후방지대치 원심부	2.376E-02	3.128E-02	8.968E-03	2.372E-02	1.224E-01	1.056E-02
	후방지대치 근단부	3.214E-02	2.482E-02	1.302E-02	2.505E-02	3.339E-02	1.106E-02

이 발생되었고 후방지대치 근심부에서는 모든경우 인장응력을 보였으며 후방 지대치 원심부는 집중하중시 최소주응력의 크기는 Model B, Model A 순이었으며 분산하중시는 Model B에서만 압축응력이 발생되었고 후방 지대치 근단부는 집중 및 분산하중시 인장응력이 발생되었다.

최대 전단응력의 크기는 집중하중시 소구치 근심부에서는 Model B, Model C, Model A 순이었었고 소구치 원심부에서는 Model B, Model A, Model C, 소구치 근단부에서는 Model C, Model B, Model A, 후방지대치 근심부에서는 Model A, Model B, Model C,

후방지대치 원심부에서는 Model C, Model B, Model A, 후방지대치 근단부에서는 Model A, Model B, Model C 순이었다.

분산하중시는 소구치 근심부에서 집중하중시와 크기의 순서가 Model B, Model C, Model A의 순으로 일치하였으나 소구치 원심부에서는 Model B, Model C, Model A, 소구치 근단부에서는 Model A, Model C, Model B, 후방지대치 근심부에서는 Model B, Model A, Model C, 구방지대치 원심부에서는 Model B, Model A, Model C, 후방지대치 근단부에서는 Model B, Model A, Model C 순으로 나타났다.

Von Mises stress는 집중하중시 소구치 근심부에서는 Model B, Model C, Model A, 소구치 원심에서는 Model B, Model A, Model C, 소구치 근단부에서는 Model C, Model B, Model A, 후방 지대치 근심부에서는 Model A, Model B, Model C, 후방지대치 원심부에서는 Model B, Model A, Model C, 후방지대치 근단부에서는 Model B, Model A, Model C 순이었으며 분산하중시는 소구치 원심부 및 후방지대치의 근심부에서는 집중하중시와 응력의 크기순서가 일치하였으나 소구치 원심부에서는 Model B, Model C, Model A, 소구치 근단부에서는 Model C, Model B, Model A, 후방지대치 원심부에서는 Model B, Model A, Model C 후방지대치 근단부에서는 Model B, Model A, Model C 순으로 나타났다. Model B의 경우 전후방 지대치의 근원심에 응력 집중이 현저하였다. Model C의 경우 접방지대치 근단부의 응력집중이 가장 높게 나타났다.

Table 4에서 Von Mises stress를 살펴보면 Load P1 및 Load P2 시 소구치 근원심 부위에서 Model B의 경우 Model A 및 Model C의 경우 보다 높은 응력을 나타냈으며, 소구치 근단부의 응력은 오히려 Model C의 경우 더 높게 나타났고 후방 지대치의 근원심 부위에서 응력의 크기는 Model B, Model A, Model C순이었고 후방지대치 근단부에서도 Model B, Model A, Model C의 순이었다.

상부 보철물, 지대치 및 지지골에 발생하는 Von Mises stress의 크기를 색상의 차이로 가시화한 Fig. 8-13을 전체적으로 살펴보면 Load P1 및 Load P2의 비교에서 Model A, Model B, Model C 각 조건에 따라 응력의 크기에는 차이가 있으나 응력분포의 양상은 유사함을 보였다. Model A의 경우 Load P1시 가공치 관부 외면에 높은 응력이 걸리면 전후방 지대치에서 교합력을 지지하는 응력분포 양상을 보이나 후방지대치의 근심 치경부가 전방소구치의 원심치경부보다 더 많은 응력집중현상을 볼수 있었으며 전방 소구치 근심 및 후방지대치의 원심부위에도 응력이 집중되는 양상을 보였다.

Load P2 시엔 Load P1에 비해 분산하중으로 인하여 가공치 및 전후방 지대치에 응력이 넓게 분산되는 양상을 보이며 더 낮은 응력이 발생되었으나 Load P1과 마찬가지로 후방지대치 근심 치경부에서 전방소구치의 원심치경부에서보다 더 낮은 위치로 높게 응력이 집중되었다.

Model B의 경우 Load P1하에서 가공치 부위에서는 응력이 분산된 양상을 보이나, 후방지대치와 연결되는 부위에서 높은 응력이 집중되는 양상을 보였으며 전방 소구치에서 보다 후방지대치에 높은 응력이 집중되는 양상을 보였고 후방지대치의 근원심 치경부 및 전방지대치의 근심 치경부에 높은 응력 집중을 보였다.

Table 4. Von Mises stresses in bone under each load condition.

(unit : Kgf/mm²)

Location \ Model	Load P1			Load P2		
	Model A	Model B	Model C	Model A	Model B	Model C
소구치 근심부	5.099E-02	1.575E-01	7.903E-02	9.540E-02	3.972E-01	1.073E-01
소구치 원심부	2.820E-02	7.736E-02	2.751E-02	2.695E-02	2.845E-01	2.596E-02
소구치 근단부	2.552E-02	3.883E-02	5.529E-02	2.186E-01	2.309E-01	5.313E-02
후방지대치 근심부	3.458E-01	2.754E-01	2.117E-02	5.099E-01	6.725E-01	2.856E-02
후방지대치 원심부	4.633E-02	1.416E-01	2.032E-02	4.779E-02	4.556E-01	2.233E-02
후방지대치 근단부	6.620E-02	7.379E-02	3.174E-04	5.288E-02	8.481E-02	2.700E-02

Load P2하에선 분산하중으로 인하여 상부보철물 및 전후방지대치의 근원심부위에 높은 응력이 집중되었으며 Load P1과 마찬가지로 가공치가 후방지대치와 연결되는 부위에서 더 높은 응력 집중 양상을 보였다.

Model C의 경우, Load P1하에서 Model A의 경우와 마찬가지로 가공치관부 외면에 높은 응력 집중이 발생되었으며, 전후방지대치에서 교합력을 균일하게 지지하는 응력분포 양상으로서 전방소구 치관의 원심부와 후방지대치관의 근심부에 응력이 집중되며 대체로 가공치를 중심으로 서로 대칭된 응력분포 양상을 보이며 소구치 치근부로 응력이 더 넓게 분산되는 양상을 보였다. Load P2 하에선 분산하중으로 인하여 가공치 및 전후방지대치에 응력이 넓게 분산되는 양상을 보이며, Load P1과 마찬가지로 전방소구치관의 원심부와 후방지대치관의 근심부에 응력이 집중되며 또한 소구치 치근단부로 응력이 넓게 분산되는 양상을 보였다.

IV. 총괄 및 고안

치의학 영역에서 생역학적 연구를 위해 실험 모델을 제작, 이용한 많은 연구들이^(2,3,5,13) 진행되어 왔는데, 이러한 연구에서 대상이 되는 모델의 상태가 실제와 같을 때 생체와 동일한 결과가 나오게되나 생체 조직을 인공 실험모델로 제작하는데는 많은 문제점이 있다.

유한 요소법은 본래 항공역학에서 개발된 것으로 분석방법이 Argyris 등⁽³⁰⁾에 의해 일반화 된 이후 이를 토대로 Clough가 유한 요소법이라 정의했는데 이는 복잡한 구조 해석법이지만 생체역학에서도 응용할 수 있는 방법으로 내부 응력의 정확한 계측과 변위 계측이 가능하며 타 방법에 비하여 생체와 가장 근사한 조건의 모형을 만들 수 있으며 복합체를 구성하는 각 요소의 재료 정수를 실물과 일치 시킬수 있는 장점이 있어 치과 영역에서도 유한 요소법이 이용되어 왔다^(3,4,10,15). 따라서 본 연구에서도 이러한 장점이 있는 유한 요소법을 이용하여 고정성 및 비고정성 연결장치의 완압효과 및 임프란트 보철수복시 변위 및 응력의 양

상을 파악코저, 자연소구치 및 후방 임프란트 지대치를 이용한 고정성(Model A) 및 비고정성(Model B) 연결장치를 이용한 고정성 국소의치의 경우 및 이와 비교코저 자연 지대치를 이용한 고정성 국소의치의 경우(Model C)로 대별하여 2차원 유한요소 모형을 제작, 각 구성재료의 역학적 성질의 재료정수로서 탄성률과 포아슨비를 문헌을 참조하여 Table 1과 같이 설정하였다.

하중조건 Load P1, Load P2 하에서 고정성 국소의치 및 지지골 부위의 기준점의 변위량을 수치로 표시한 Table 2를 보면 집중하중시 소구치관부의 수직변위는 Model A, Model C, Model B순으로 비고정성 연결장치를 사용한 경우 집중하중이 전방소구치로의 전달이 감소되어 가장 적은 수직변위를 보였으나 분산하중시 소구치관부 수직변위는 Model C, Model A, Model B 순으로 전후방 지대 치근에 치근막이 있는 Model C에서 가장 높은 수직변위를 보였다. 소구치관부의 근원심 변위는 집중하중시 Model B, Model C, Model A 순으로 Model B의 경우 후방 임프란트 지대치를 축으로 가공치의 회전력이 전방 소구치관을 근심으로 압박하였다. 후방 지대치관부의 수직 및 수평 변위량은 Model B, Model C, Model A순으로 비고정성 연결장치를 사용한 Model B에서 후방 지대치의 움직임이 많았으며 고정성 연결장치를 사용한 후방 임프란트 지대치 경우 가장 낮은 동요도를 보였으며 이는 Takahashi등⁽¹⁴⁾의 후방지대치로 임프란트와 자연치아를 각각 사용한 가공의치를 비교한 결과 후방 지대치로 임프란트 지대치를 사용시 동요가 감소된다는 견해와 일치하였다.

각조건에 따른 상부 보철물, 지대치, 지지골에 나타나는 최대 주응력(최대 인장응력), 최소 주응력(최대 압축응력), 최대 전단응력을 구하여 응력의 크기를 수치로 표시한 Table 3을 살펴보면 대부분의 부위에서는 압축과 인장응력이 동시에 발생되었으나 집중하중시 Model A의 소구치 근심부, Model A 및 Model C의 소구치 원심부, Model A의 소구치 근단부, Model C의 후방 지대치 근심부에서는 인장응력이 주로 발생되었고 Model A의 후방지대치 원심부에서는 주로 압축응력이 발생되었으며 전방지대치 근원심

부의 전단응력 집중현상은 Model B에서 두드러졌으며 분산하중시에는 Model A의 후방지대치 원심부에서는 압축응력이 발생되었으며 Model A, Model C의 소구치 원심부, Model C의 후방지대치 근심부에서는 인장응력이 발생되었으며 Model B의 경우 전후방 지대치의 근원심부에 전단응력의 집중이 높았다.

응력에 관한 절대수치의 상호비교시 사용되는 Von Mises stress를 구하여 도표화된 Table 4를 살펴보면 집중하중 및 분산하중시 Model A, Model C는 전후방 지대치의 대칭성 지지를 받고 있는 Truss 양상을 보였다. 그러나 Model C의 경우 후방지대치보다 상대적으로 지지면적이 적고 단근치인 전방소구치로의 응력이 집중되는 양상을 보이나 Model A의 경우 치근막이 존재하지 않은 후방임프란트 지대치로 응력집중 양상을 보이고 있다. 비고정성 연결장치를 사용한 Model B의 경우 전후방 지대치의 균등한 지지를 받지 못하며 후방 임프란트지대치를 축으로 가공치와 후방 지대치의 Bending Moment가 증가되어 가공치와 후방 지대치 연결부위 및 후방 지대치 원심부에 응력 집중이 두드러지며 전방 지대치의 근심에도 응력이 집중되고 있다. 가공치 부위에서는 상면에서는 압축, 하면에서는 인장응력이 발생되어 중앙부에서는 상쇄된 중립대를 보이나 Model B의 경우 전방지대치와 가공치 연결부위의 수직이동으로 인하여 전방지지를 받지 못하고 응력의 흐트러짐이 나타나고 있다. 전후방 지대치의 응력분포를 양상에 있어 Model B가 Model A, Model C와 상이한 점은 전방 지대치 근심부 응력 집중 및 후방 지대치 원심부 응력 집중으로 이는 Model C와 비교 전후방 지대치의 응력선도가 Model A의 경우와는 달리 생리적이지 못함을 보여주고 있다. 결국 Model C의 후방 자연지대치에서보다 높게 나타났으며 특히 후방 임프란트지대치의 치정부 부위에 응력이 집중되었으며 이는 비고정성 연결장치를 이용한 Model B의 경우 후방 임프란트지대치의 응력집중이 Model A, Model C보다 증가하였으며 이는 비고정성 연결장치를 중심으로 전방지대치로의 응력전달이 감소되어 완압효과를 기대할 수 없었다.

이는 Sone⁽⁴²⁾의 연구에서 자연치와 임프란트를 연결하는 고정성 국소치 하에서 비고정성 연결장치의

사용은 임상적으로 유의적인 차이가 없었으며 이는 단지 고정성 임프란트와 가동성 자연치⁽⁴²⁾의 생역학적 결과 생기는 일부 기능력만 제거한다는 주장과 일치하고 있으며 보철물 자체의 Koch 등⁽²⁸⁾의 고정성 연결장치 사용시 불용성 퇴화가 생긴다는 주장을 반박하는 견해와 일치하고 있다. 따라서 이러한 비고정성 연결장치는 단지 악궁의 안정 및 구조변형을 방지하는 생역학적 도구로 사용될 수 있으며⁽³⁸⁾ 완압효과는 기대하기 어려웠다.

골유착성 임프란트가 조직학적 정의에서 출발한 만큼 임프란트에 가해진 하중에 대한 조직학적반응, 골유착 임프란트의 실패를 초래할 수 있는 하중에 대한 지속적인 연구가 필요하며, 골유착성 임프란트의 활용한 보철 수복시 장기간에 성공률을 증가시키기 위해 적절한 임프란트 지지 상부구조의 개발과 분석이 필요하고 충격완화장치의 완압효과에 대한 연구도 계속되어야 하리라고 사료된다. 또한 본 연구에서 사용하나 유한 요소법의 제한점으로 마찰저항의 재현, 치아, 치근막, 치조골의 탄성체로서의 재현, 비고정성 연결장치의 스프링 상수도 재현등의 문제점이 거론될 수 있으며 따라서 앞으로 임프란트—골계면의 결합기전 및 완압장치의 특성을 이해할 필요가 있으며 앞으로 3차원 유한요소 분석 또는 3차원 광탄성실험등을 통해서 재분석해 볼 필요가 있다고 사료된다.

V. 결론

2차원 유한요소법을 이용, 하악 제1, 2대구치가 결손되어, 전방소구치와 발거된 후방 제2대구치 위치에 매식된 임프란트 상에 장착하는 보철물로서 가공치와 전방 지대치 사이를 고정성 연결장치를 사용한 경우 (Model A) 및 비고정성 연결장치를 사용한 경우 (Model B)와 이와 비교코져 임프란트 대신 자연 제2대구치와 제2소구치를 지대치로 이용하여 고정성 국소의치를 수복한 경우(Model C)로 대별하여 집중하중 (Load P1), 분산하중(Load P2)시 지대치, 상부보철물, 지지조직에 발생하는 변위 및 응력의 양상을 비교하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 집중하중 및 분산하중시 소구치관부, 가공치관부, 후방지대치치관부에서 하방변위를 그 크기는 Model B, Model C, Model A의 순이었다.
2. 소구치 치관부에선, 집중하중시 Model A, Model B, Model C 모두에서 근심변위를 보이거나 분산하중시에 Model B는 근심변위, Model A, Model C는 원심변위를 보였으며 그 크기는 Model B, Model C, Model A 순이었다.
3. 집중하중 및 분산하중시 Model A, Model B, Model C 모두에서 가공치 치관부는 근심변위를 보였고, Model B의 경우가 Model A 및 Model C의 경우 보다 컸다.
4. 집중하중 및 분산하중시 Model A의 경우, 후방지대치의 근심 치경부에서 전방 소구치의 원심 치경부에서 보다 근단에 가깝게 더 높은 응력이 집중되었다.
5. 집중하중 및 분산하중시 Model B의 경우, 전방 소구치에서 보다 후방 지대치에 더 높은 응력 집중현상을 보였으며 가공치가 후방지대치와 연결되는 부위에서 높은 응력집중을 보였다.
6. 집중하중 및 분산하중시 Model C의 경우, 전방 소구치관의 원심부와 후방 지대치관의 근심부에 응력이 집중되며 대체로 가공치를 중심으로 전후방으로 서로 대칭된 응력 분포양상을 보였다.
7. 집중하중 및 분산하중의 비교에선 Model A, Model B 및 Model C각 조건의 응력의 크기는 차이가 있으나 응력분포의 양상은 유사함을 보였다.
8. 집중하중 및 분산하중시 후방지대치의 근원심부 및 근단부에서 나타난 응력은 Model B, Model A, Model C 순이었다.

Reference

1. 김동원, 김영수 : “각종형태의 골내 임플란트와 해부학적 치형에 관한 광탄성 응력 분석”, 「대한치과 교합학회지」, 제3권 : 25-36, 1984.
2. 김정희, 정재현, 조규중 : “Overdenture 하에서 변위 및 응력에 관한 유한 요소법적 분석”, 「대한치과 교합학회지」, 제28권 : 63-94, 1990.
3. 김주형, 손병화 : “Reverse Head Gear가 상악골체에 미치는 영향에 관한 유한 요소법적 분석”, 「연세치대논문집」, 제3권 : 563-577, 1985.
4. 김영원, 손병화 : “견치원심이동시의 초기변화에 관한 유한 요소법적 연구”, 「대한치과교정학회지」, 제18권 : 25-53, 1988.
5. 김현길, 김중환, 배태성, 박찬운 : “유한 요소법에 의한 유리단 국소지지 지지조직의 응력분석”, 「전북치대논문집」, 제6권 : 67-86.
6. 「경희 치대 논문집」, 제5권 : 153-169, 1983.
7. 류선열, 양홍서, 조규중 : “Post 형태에 따른 치근내부와 지지조직의 응력 분산에 관한 2 차원적 연구”, 「대한치과의사협회지」, 제26권 : 1988.
8. 이능수 : “수중 골내 임플란트의 보철수복에 가해진 응력 분석에 관한 광탄성학적 연구”, 「대한치과임플란트학회지」, 제8권 : 14-26, 1988.
9. 이재신, 강홍구, 김홍기 : “국산 K-L Blade를 이용한 골내임플란트의 증례보고 및 임상적 고찰”, 「대한치과임플란트학회지」, 제8권 : 27-31, 1988.
10. 이인수 : “HEAD GEAR가 상악골에 미치는 영향에 관한 유한 요소법적 분석”, 「연세치대논문집」, 제4권 : 43-59, 1987.
11. 이철원, 박금수, 배창, 최목균 : “수중의 Blade - Vent 인공치아들의 병리조직학적 연구”, 「대한치과임플란트학회지」, 제8권 : 33-42, 1988.
12. 양홍서 : “전치부 계속치의 지대치 및 지지조직의 역학 반응에 관한 유한 요소법적 연구”, 「대한치과의사협회지」, 제24권 : 617-631, 1986.
13. 유윤재, 정현곤, 조광현 : “경사진 지대치를 가진 고정 가공의치의 지대치 치근주위조직에 발생하는 응력”, 「전북치대 논문집」, 제9권 : 49-60, 1988.
14. 전진영, 김영수 : “골유착성 치근형 임플란트에 관한 광탄성 응력분석”, 「대한치과교합학회지」, 제5권 : 7-17, 1988.
15. 조봉제, 손병화 : “상악골 급속확장시 상악골의 응력분산과 변위에 대한 유한 요소법적 분석”, 「연세치대논문집」, 제3권 : 459-470, 1985.
16. 조호구 : “정형력에 대한 하악골내의 응력분산과 변위

- 에 관한 유한 요소법적 분석”, 「대한치과교정학회지」, 제14권 : 1984.
17. 하주태, 최부병 : “유한 요소법에 의한 cantilever bridge의 지대치 및 지지조직의 역학적 반응에 관한 연구”, 「경희치대논문집」, 제5권 : 153-169, 1983.
 18. Adell, R., Lekholm, V., Rockler, B. and Branemark, P.L. : “A 15-Year edentulous jaw”, *Int J. Oral Surg.*, 6 : 387-416, 1981.
 19. Akagawa, Y., Hideaki, O., Kondo, N., Tsuga, K. and Tsuru, H. : “Comparative evaluation of chewing function with RPD and fixed prostheses supported by the single crystal sapphire implant in the Kennedy class II partially edentulous mandible”, *Int. J. Oral & Maxillfacial Implants.*, 205-210, 1989.
 20. Albrektsson, T., Branemark, P.L., Hansson, H.A. and Lindstrom, J. : “Osseointegrated titanium implants”, *Acta Orthop. Scan.*, 52 : 155-170, 1981.
 21. Albrektsson, T., Jansson, T. and Lekholm, U. : “Osseointegrated dental implants”, *Dent. Clin. North.*, 30 : 151-174, 1986.
 22. Block, M.S., Inger, I.M., Fontenot, M.G. and Kent, J.N. : “Loaded Hydroxylapatite coated and Grit - Blasted Titanium Implants in Dogs”, *Int. J. Oral & maxillofacial Implants*, 4 : 219-225, 1989.
 23. Branemark, P.I., Hanssn, B.O., Adell, R., Breine, U. : “Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw - Experience from a ten year period”, Stockholm, Almquist and Wiskell, 1977.
 24. Branemark, P.I. : “Osseointegration and its experimental background”, *J. Prosth. Dent.*, 6 : 387-416, 1983.
 25. Branemark, P.I., Zarb, G. and Albrektsson, T. : “Tissue-integrated prosthese osseointegration in clinical dentistry”, chicago, quintessence publ. Co., Inc., 19-85.
 26. Brunski, J.B. : “Biomaterials and biomechanics in dental implant design”, *Int. J. Oral & Maxillofacial Implant*, 3 : 85-97, 1988.
 27. Cook, S.D. and Kawitter, J.J. : “Model for the implant-bone interface characteristics of porous dental implants”, *J. Dent. Res.*, 61 : 1006-1009, 1982.
 28. Cook, S.D., Weintein, A.M. and Klawittre, J.J. : “A three-dimensional finite element analysis of a porous Co-Cr-Mo alloy dental implants”, *J. Dent. Res.*, 25-29, 1982.
 29. Craig, R.G. and Farah, J.W. : *J. Prosth. Dent.*, 39 : 274, 1978.
 30. Dale, E.S. “A review of endosseous implants for partially edentulous patients”, *Int. J. Prosth.*, 3 : 12-19, 1990.
 31. David, M. and Zarb, G.A. : “Studies on frameworks for osseointegrated prostheses : Part 2, The effect of adding acrylic resin or porcelain to form the occlusal superstructure”, *Int. J. Oral and Maxillofacial Implants.*, 3 : 275-280, 1988.
 32. David, M. et al. : “Dies on frameworks for osseointegrated prostheses : Part 1. The effect of varying the number of supporting abutments, *Int. J. Oral & maxillofacial Implants.*, 3 : 197-210, 1988.
 33. Davis, D.D., Rimrott, R. and Zarb, G.A. : “Studies on frameworks for osseointegrated prostheses : part 2. The effect of adding acrylic resin or porcelain to from the occlusal superstructure”, *Int. J. Oral Maxillofacial Implants.*, 3 : 275-280, 1988.
 34. Ericsson, I., Leklom, U., Branemark, P.I., Lindhe, J., Glantz, P.O. and Nyman, s.A. : “Clinical evaluation of fixed bridge restorations supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implant”, *J. Clin. Perio.*, 13 : 307-312, 1986.
 35. French, A.A. and Bowels, C.Q. et al. : “ Comparison of peri-implant stresses transmitted by four commercially available osseointegrated implants, *Int. J. Perio & Rest Dent.*, 9 : 221-230, 1989.
 36. Fowlerk, J and Ingervall, B. : “Functional state, bite force and postural muscle activity in patients

- with osseointegrated oral implant bridge”,
Received for publication., 12 : 198-206, 1979.
37. Fowlerk, J. and Tamura, K. : “Essential of Dental Technology”, Quintessence.
 38. Jemt, T. and Jorneus, L. : “Forces and moments on Branemark implant”, The Int. J. Oral & Maxillofacial Implants, 4 : 241-247, 1989.
 39. John, P. and Angelo, A. : “Load transfer by fixed partial dentures with three abutments”, Quintessence International., 19 : 403-410, 1988.
 40. Kapur, K.K. : “Veterans administration cooperative dental implant study comparison between fixed partial dentures supported by blade-vent implants and removable partial dentures. Part II : Comparison of success rates and periodontal health between two treatment modalities”, J. Prosth. Dent., 62 : 685-702, 1989.
 41. Knowlton, J.P. : “Masticatory pressure exerted with implant dentures as compared with soft tissue-borne dentures”, J. Prosth. Dent., 3 : 721, 1953.
 42. Langer, B. and Sullivan, D.Y. : “Osseointegration : Its Impact on the interrelationship of periodontics and restorative dentistry : Part II”, Int. J. perio. & Rest Dent., 9 : 165-184, 1989.
 43. Lukas, D., Ney, T., Shulte, W. : “Zur Lastaufnahme des Knochens bei Tubinger Sofortimplanten”, Dutch Zahnartzk Z, 35 : 330, 1980.
 44. Peters, M.C.R.B. et al. : “Stress analysis of a tooth restored with a post and core”, J. Dent. Res., 62 : 760, 1983.
 45. Peyton, P.A. et al. : J. Dent. Res., 31 : 366, 1952.
 46. Reiger, M.R., Adams, W.K. and Kinzel, G.L. : “A finite element survey of eleven endosseous implants”, J. Prosth. Dent., 63 : 457-465, 1990.
 47. Reiger, M.R., Fareed, K., Adams, W.K. and Tanquist, R.A. : “Bone stress distribution for three endosseous implants”, J. Prosth. Dent., 61 : 223-228, 1989.
 48. Richter, E.J. : “Belastung von implanten”, Z Zahnarztz implantol, II : 181, 1986.
 49. Roland, M., Michael, S. and Kent, J. : “What is Osseointegration”, Int. J. Peri. & Rest Dentistry., 4 : 19-31, 1987.
 50. Schulte, W. : “The intraosseous Al₂O₃(Frialit) Tübingen implant. Developmental status after eight years(I-III)”, Quintessence International, 15 : 1-26, 1984.
 51. Shillingburg, H.T., and Fisher, D.W. : “Nonrigid connectors for fixed partial dentures”, J.A.D.A., 87 : 1195-1199, 1973.
 52. Skalak, R. : “Biomechanical considerations in Osseointegration prostheses”, J. Prosth. Dent., 49 : 843-848, 1983.
 53. “Stress Analysis of Human tooth Using a Three-dimensional Finite element Model”, J. Dent Res, 62 : 82-86, 1983.
 54. Sutter, F., Schroeder, A. and Buser, D.A. : “The New Concept of ITI Hollow-cylinder & Hollow-screw Implants part 1. Engineering & Design”, Int. J. Oral & Maxillofacial Implants, 3 : 161-172, 1988.
 55. Takahashi, N., Kitagami, T. and Komori, T. : “Analysis of stress on a fixed partial denture with a blade-vent implant abutment”, J. Prosth. Dent, 40 : 186-191, 1978.
 56. Werner, L., et al. : “The ability of currently available stress-breaking elements for osseointegrated implants to imitate natural tooth mobility”, Int. J. Oral & Maxillofacial Implants, 3 : 281-286, 1988.
 57. Wheeler, R.C. : “Dental Anatomy, Physiology and Occlusion”, Fifth ed. Saunders Co., 1974.
 58. 宮川修, 監川延洋 : “有限要素法 について”, 歯界展望, 44 : 903-911, 1974.
 59. 梶定美 : “有限要素法 基礎”, 국제치과학회지, 5 : 231-241, 1977.
 60. 鬼頭政勝 : “交合力の 齒槽窩壁への分布にする 三次 齒根膜 モラ による研究”, 日本補綴齒科學會雜誌, 19 : 419-425, 1975.

논문사진부도

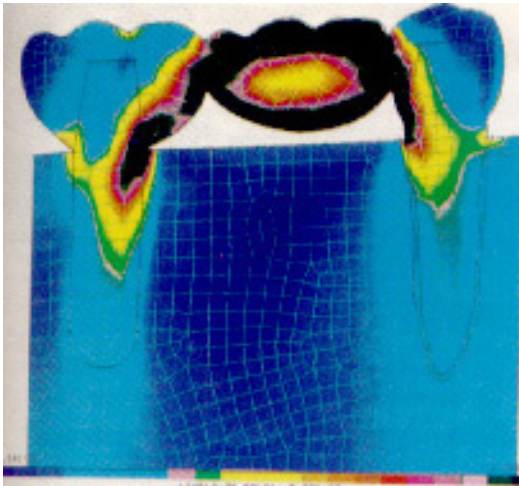


Fig. 8. Von Mises stress of Model A under P1.

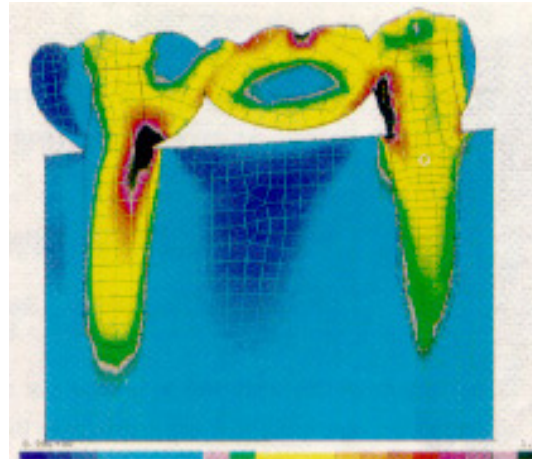


Fig. 11. Von Mises stress of Model A under P2.

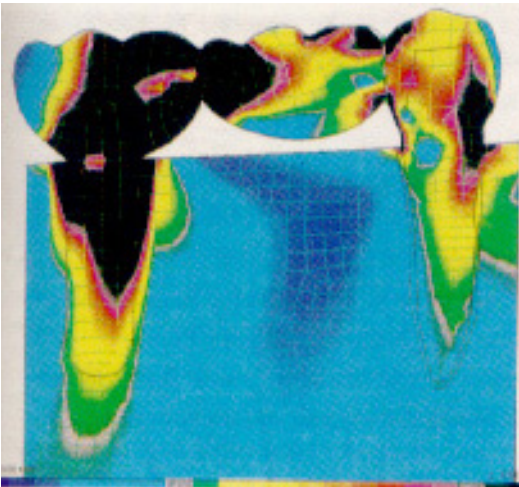


Fig. 9. Von Mises stress of Model B under P1.

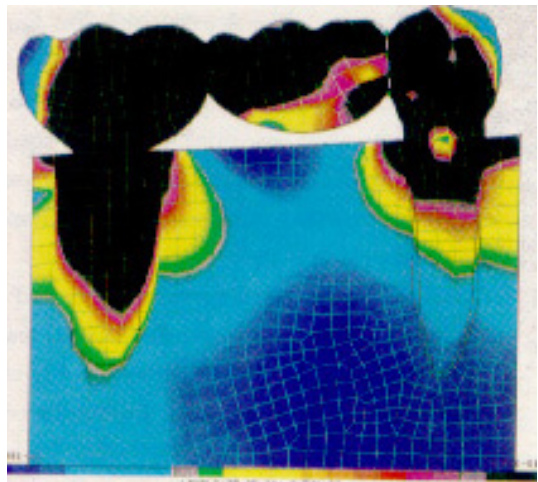


Fig. 12. Von Mises stress of Model B under P2.



Fig. 10. Von Mises stress of Model C under P1.

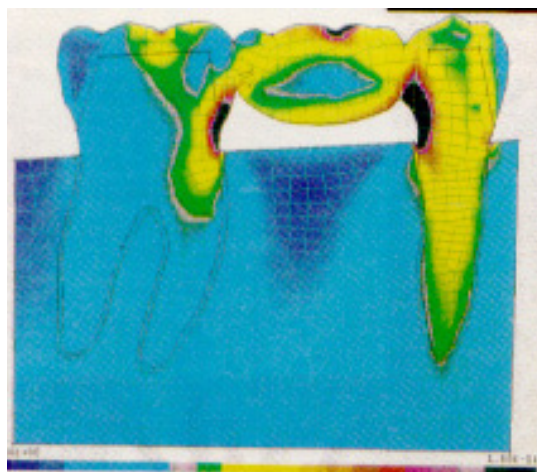


Fig. 13. Von Mises stress of Model C under P2.

= Abstract =

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF STRESSES AND DEFLECTIONS INDUCED BY FIXED PARTIAL DENTURE USING ENDOSTEAL IMPLANT

Su-Ho, Choi, D.D.S., Chae-Heon Chung, D.D.S. M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Chosun University.

The purpose of this study was to quantitatively analyze the stress patterns induced in the abutment, superstructure, supporting bone and to determine the deflection of abutment and superstructure by applying occlusal force to natural teeth supported fixed prostheses and implant-supported fixed prostheses.

The analysis has been conducted by using the two dimensional finite element method.

The implant and natural tooth-supported bridge has a first molar pontic supported by mandibular second bicuspid and implant posterior retainer, which were rigidly(Model A) or flexible(Model B). The natural teeth-supported bridge has a first molar pontic supported by mandibular second bicuspid and second molar, which were rigidly splinted together(Model C).

63.5kg(Load P1) of localized load on central fossa of first molar pontic and 24kg(Load P2) of distributed load on each occlusal surface were applied respectively.

1. The coronal portion of premolar pontic and posterior abutment in fixed partial denture deflected inferiorly in order of Model B, Model C and Model A under Load P1 and Load P2.
2. Mesial displacement of the coronal portion of premolar showed in Model A, Model B and Model C under Load P1, but mesial displacement of that in Model B and distal displacement of that in Model A and Model C showed under Load P2.
3. Mesial displacement of the coronal portion of the pontic and distal displacement of the coronal portion of posterior abutment showed in Model A, Model B and Model C under Load P1 and Load P2. Displacement in the case of Model B was greater than that of Model A and Model C.
4. In the case Model A under Load P1 and Load P2, high stress apically was concentrated in the mesio-cervical portion of the posterior abutment than in the disto-cervical portion of the premolar.
5. In the case of Model B under Load P1 and Load P2 high stress was concentrated in the case of the premolar than in that of posterior abutment and high stress especially was concentrated in the connected portion of pontic and posterior abutment.
6. In the case of Model C under Load P1 and Load P2, high stress was concentrated in the distal area of the coronal portion of premolar and the mesial area of the coronal portion of posterior abutment, and stress pattern was anteroposteriorly symmetric around the pontic.
7. Load P1 and Load P2 compared, stress magnitude was different but stress pattern was similar in Model A, Model B and Model C.
8. Under Load P1 and P2, stress magnitude in the mesial distal portion and the portion of root apex of the posterior abutment was in order of Model B, Model A and Model C.