

## 임프란트로 지지된 하악 캔티레버 보철물의 3차원 유한요소 분석

고려대학교 의과대학 치과 보철학교실

조 철 · 신상완 · 권종진

### I. 서 론

1969년 스웨덴의 Bränemark에 의해 개발된 골유착성 티타늄 임프란트(Osseointegrated titanium implant)를 주축으로하여 그것의 재료와 형태 등의 발전 과정을 거쳐 오늘날에는 골유착을 이용한 임프란트 치료 술식이 급속도로 보급되기에 이르렀다<sup>1,2)</sup>.

골유착 현상을 이용하는 획기적인 방법으로 임프란트를 식립했어도 구강이라는 특수한 환경에서 임프란트가 치아의 역할을 대신해야 하기 때문에 이와 연관된 여러 문제점이 나타나고 있다. 즉 자연치에서의 저작력은 치주인대의 기능으로 완충작용을 받게되며 따라서 반복되는 기능하중시에 적절한 외력의 분산이 일어날 수 있으나 골유착성 임프란트의 경우 자연치의 치주인대와 같은 조직이 없이 골과 임프란트의 직접적인 결합상태이므로 저작력 등 외부 하중이 가해질 때 응력이 완화 되지 않고 골 내부로 직접 전달되기 때문에 임프란트를 지지하고 있는 골의 흡수 및 파괴, 임프란트와 악골간의 결합 파괴, 임프란트 자체의 파절 및 탈락, 매식체와 상부구조물의 연결부 손상, 상부보철물의 파절 등 생체역학적인 여러 문제점이 나타날 수 있다<sup>3-7)</sup>. 따라서 임프란트와 골은 장기간에 걸쳐 과도한 피로응력(fatigue stress)을 받아서는 안되며, 그 하중을 적당히 흡수 분산시킬 수 있어야 한다<sup>8,9)</sup>. 무치악의 경우, 특히 하악의 경우 구강 기능회복은 주로 악골 양측의 소구치 부위까지, 즉 좌 · 우 이공과 이공 사이에 4개 또는 6개의 임프란트를 식립하고 대구치부위는 자유단

으로 하는 캔티레버(cantilever)형 의치가 주종을 이루며 발전되어져 왔다.

캔티레버형 보철물은 캔티레버로 연장된 부위에 저작력이 작용하면 임프란트와 상부보철물에 압력과 동시에 굽힘현상(bending moment)을 유발한다<sup>10,11)</sup>. 이러한 압력과 굽힘은 골구조로 전달되어 임프란트 주위 치밀골에 과중한 응력집중을 발생시켜 지지골 흡수, 파괴 등 실패의 원인으로 알려져 있다. 그럼에도 불구하고 구치부위 치조골의 해부학적 구조가 임프란트 식립에 부적절하고, 또한 고비용으로 인한 경제적인 부담 등의 이유로 이러한 캔티레버형 보철물이 임상에서 꾸준히 시행되어져 왔다. 그러나 근래 들어서는 1992년 McCartney<sup>12)</sup>가 소개한 "Cantilever-rest implant"라 하여 기존의 캔티레버형 보철물의 후방 연장부위 하악골에 짧은 보조임프란트를 식립하여 내측 전방부임프란트에 가해지는 압력과 굽힘을 분산시키려는 새로운 방법이 시도되었다<sup>12-14)</sup>. 이에 의하면 새로운 보조임프란트와 상부보철물 구조 사이의 연결형태 또는 상부구조물의 재료에 따라 골내부에 나타나는 응력이 변화할 수 있다고 하였다. 그러나 이에 대한 연구도 아직 많이 보고되지 않았기 때문에 임상에서도 보편화 되질 못하고 드물게 행하여지고 있는 실정이다.

저작하중의 흡수, 분산에 영향을 줄 수 있는 요인으로는 임프란트의 종류와 수, 위치, 배열, 간격 등을 들 수있으며 임프란트의 상부 구조물에서는 상부보철물의 종류와 재질, 또는 임프란트와 상부보철물을 연결하는 장치의 종류와 위치 등을 들 수 있다<sup>15-16)</sup>.

21, 55, 56). 이에 관해 Rieger<sup>22,23,48)</sup> 등은 골 유착성 임프란트의 장기적인 생역학적 성공을 위하여 파괴응력이 지지골에 그대로 전달되지 않도록 보철물에 가해진 응력을 넓게 분산시킬 수 있도록 고안된 임프란트와 보철물이 필수적이라 했는데 이와 관련된 복합적이고 명확한 규명은 부족하다고 할 수 있으며, 특히 무치악의 경우 임프란트의 수와 위치, 그것과 상부보철물의 연결부위인 어태치먼트 형태에 따른 생체역학적 양상을 규명한 연구는 미미한 실정이다<sup>24-31)</sup>.

이에 본 연구는 하악 쉐드레버형 보철물의 후방 자유단부위 하악골에 짧은 보조임프란트(이하 Rest 임프란트라 칭함)를 적용하여 그 Rest 임프란트의 유·무와 상부보철물과의 그 연결 형태, 및 전방부 임프란트의 수와 위치에 따라 평균저작하중을 부여하고 골구조 및 임프란트와 상부보철물을 3차원 입체형상으로 모형화시켜 3차원 유한요소법을 이용해 지지골과 임프란트, 상부보철물에 발생하는 응력의 크기와 분포 및 분산양상을 비교 분석하고자 한다.

## II. 연구재료 및 방법

### 1. 유한요소 모델링

하악골에 설치된 보철물중 주로 구치 부분은 수직 방향 하중과 측방으로 하중을 받고, 또한 전치와 견치부의 악궁은 곡률(만곡도)을 가진다. 그러므로 악궁에 발생하는 응력의 정확한 분포를 보기 위해서는

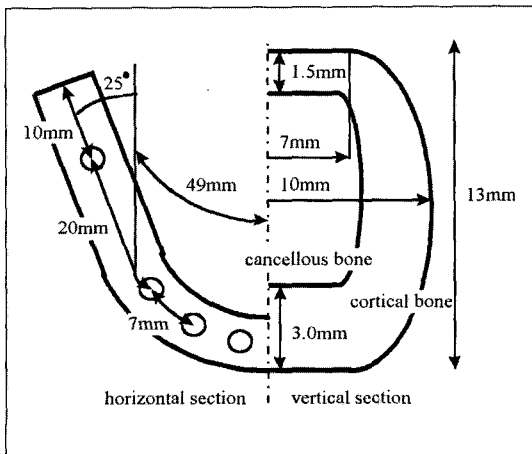


Fig. 1. Geometric configurations of mandible sections

실제 악궁과 보철물의 형상을 3차원 형상 그대로 모형화 할 필요가 있었다.

### 1) 재료의 규격(Fig. 1, 2).

악궁의 기하학적 형상으로 악궁 전방부(곡선부분)의 호(arch)부분은 악궁의 길이(perimeter)를 49mm로 하였으며 후방의 직선 부분은 그 길이를 30mm로 하고 경사각을 25도로 하였다. 또한 하악골의 직경은 아래면과 윗면의 협측과 중간면의 폭경을 각각 7mm, 10mm로 하였다. 피질골의 두께는 상부 1.5mm, 하부 3mm로 하고 하악궁의 전체 높이는 13mm로 하였다. 또한 하악궁 단면은 항아리 형태로 하여 실제 하악골의 단면과 유사하게 하였다.

전방부 임프란트는 7mm의 간격으로 6개를 하악궁 전방부 호 부분에 설치했으며 하악궁 후방 직선부분의 Rest 임프란트는 6개의 전방부 임프란트의 최후방으로부터 20mm되는 거리에 설치하였다. implant fixture의 길이는 10mm로 하고 abutment는 5mm, gold cylinder는 3mm로 하였으며 fixture의 직경은 식립되는 직선부분이 3.75mm, 상부는 4mm로 하고 abutment 직경은 4.5mm로 하였다. 또한 보조 임프란트의 fixture 길이는 6mm이고 직경은 직선부분과 상부를 각각 4.75mm, 5mm로 하고 abutment는 5.5mm로 하였다.

보철물의 형상은 악궁에 분포하는 응력에 큰 영향을 주지 못하므로 그의 단면을 사각형으로 단순화시켰으며 framework의 높이와 폭을 각각 5mm,

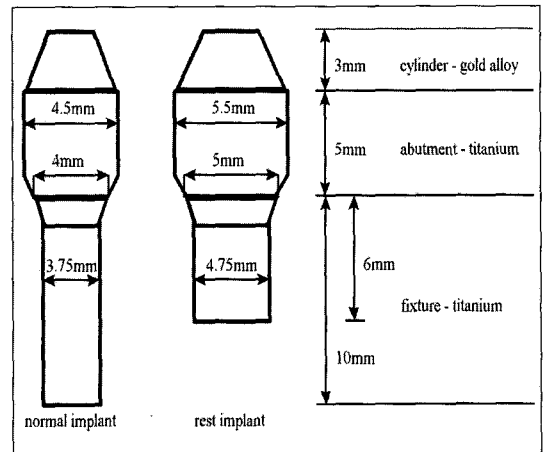


Fig. 2. Geometric configuration of implants

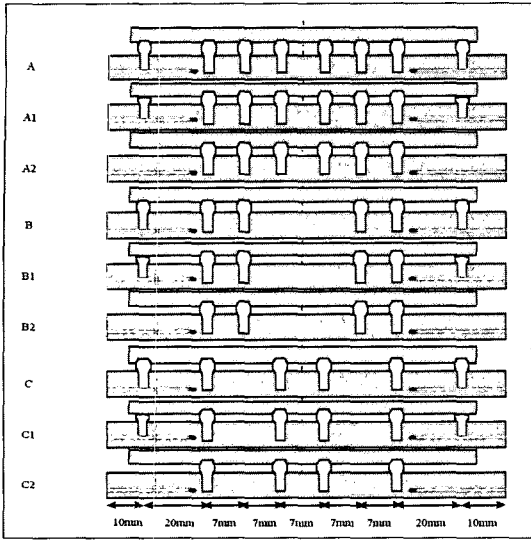


Fig. 3. Schematic configuration of analysis models

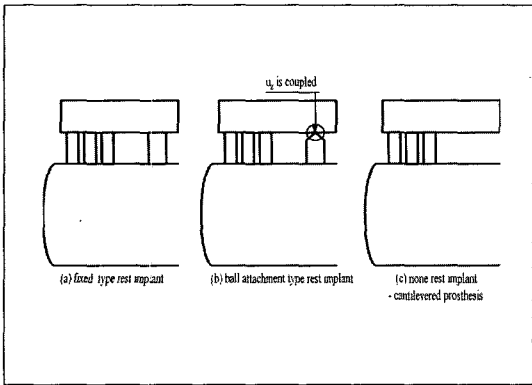


Fig. 4. Supporting type of rest implants

6mm로, 상부보철물의 인공치의 높이와 폭을 각각 2mm, 7mm로 하였다. 또한framework과 인공치 사이의 resin 두께는 0.5mm로 한층을 이루게 하였다.

2) 실험모델의 분류.

본 연구에서 실험모델을 크게 전방부 임플란트의 수와 위치에 따라 모델A군은 6개의 전방부 임플란트(좌우 양측으로 전치부위, 견치부위, 소구치부위), 모델B군은 4개의 전방부 임플란트(견치부위, 소구치부위), 모델C군은 4개의 전방부 임플란트(전치부위, 소구치부위)로 크게 세그룹으로 분류하였다. 다시

Table 1. Analysis models

implants	region of one side			
	rest implant	premolar	canine	incisor
A	fix type	exist	exist	exist
A1	ball attachment	exist	exist	exist
A2	none	exist	exist	exist
B	fix type	exist	exist	none
B1	ball attachment	exist	exist	none
B2	none	exist	exist	none
C	fix type	exist	none	exist
C1	ball attachment	exist	none	exist
C2	none	exist	none	exist

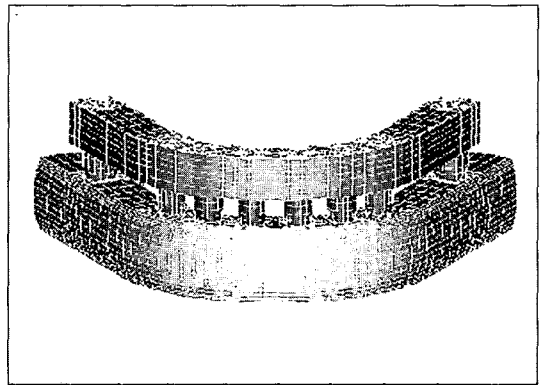


Fig. 5. Finite element model of mandible, implant and prosthesis

각 모델군을 Rest 임플란트의 유무와 그 연결형태에 따라 모델A는 Rest 임플란트를 완전고정형(fixed type), 모델A1은 ball attachment type, 모델A2는 Rest 임플란트가 없는 cantilevered extension type으로 분류하였고, 모델B군과 모델C군도 같은 방법으로 분류하여 Table 1과 같은 유형의 9가지 해석모델을 정하였다(Fig. 3).

3) 유한요소 모델링.

악궁과 보철물, 그리고 임플란트를 유한요소로 모형화하기 위해서 3차원 6면체요소(3-dimensional hexahedral element)를 사용하였다. 이 요소(ele-

ment)는 8절점 등매개변수요소(8-node isoparametric element)라고도 불리며 각면의 꼭지점인 8개의 절점(node)과 각 절점당 x, y, z방향의 변위를 자유도(degree of freedom)로 가진다. 또한 요소의 각 방향 길이의 비(aspect ratio)에 따른 오차와 절점의 회전으로 인한 오차를 줄이기 위해 비적합 모드(incompatible mode)를 고려하였다.

Fig. 4는 Rest 임프란트의 기능에 따른 모델링 기법을 보여준다. fixed type의 경우 임프란트 cylinder와 상부보철물 framework의 접합면은 절점(node)을 공유시켜 완전고정으로 보았다. 점 접촉형(ball attachment)의 경우 임프란트 abutment의 최상부 절점과 보철물 framework이 만나는 지점의 절점은 분리되어 0.2mm의 간격을 가지며 두 절점의 수직방향 변위(vertical displacement)를 서로 같은 값으로 연성구속(coupled constraint)시켜 서로의 수직방향 상대운동(relative motion)이 존재하지 않도록 하였다. 이 경우 두 절점의 수평방향 상대운동은 서로 구속되지 않고 자유롭도록 하여 점 접촉을 구현하였다. Rest 임프란트가 없는 경우는 보철물은 캔틸레버(cantilever) 형태를 가지게 된다.

이상과 같은 조건의 유한요소로 각 실험재료를 분할하여 Fig. 5 같은 유한요소로 모델링을 하였다. 임프란트 fixture는 악궁 상부의 피질골 부분에 임프란트 경사부가 설치되며 하부 피질골 상면까지 식립되는 형태를 가진다. Fig. 6은 하악골과 임프란트와 상부보철물의 전체 유한요소 모델링이며, 임프란트의 단면은 원형으로 하여 전체적으로 실제 악궁과 임프란트의 형상에 가깝게 모델링하였다. 피질골, 해면골, 임프란트와 보철물의 접합면(계면)은 절점

을 공유시켜 완전접착(perfect bonding)으로 가정하였다.

임프란트와 악궁이 만나는 피질골의 상부는 기하학적 형상이 불연속하며, 상부 보철물(superstructure)이 외팔보(cantilevered beam)의 형상으로 하중을 전달하므로 큰 응력의 집중이 예상된다. 또한 임프란트 주변의 피질골과 해면골에서 나타나는 응력 분포가 중요하므로 피질골 상부와 임프란트 주변의 해면골은 다른 부분보다 요소의 밀도를 증가시켜(fine mesh) 보다 정확한 결과를 보이도록 하였다. Table 2은 위와같이 하여 생성된 유한요소 모델을 구성하는 총 element와 node의 수를 보여준다.

#### 4) 실험재료의 물성치 및 하중조건

임프란트에 의해 지지되는 보철물의 framework은 gold alloy, 상부 보철물의 교합면은 resin composite를 사용하고 framework과 교합면 사이에 resin층을 두었다. implant fixture는 titanium으로 하고 abutment와 gold cylinder는 각각 titanium과 gold alloy로 하였다. 유한요소 모형화에 필요한 물성치(material properties)를 선행들의 보고에 의해 Table 3와같이 실험에 대입하였다.

완성된 유한요소 모델에 하중을 가할 때 모형이 고정되어 있지 않으면 구조물이 이동하여 버리거나 응력의 결과가 불안정 해지므로 반드시 고정점을 부여해야 하는데, 본 실험에서는 실제 하악골의 고정점인 교근과 내측익돌근 등 하악 폐구근이 부착되는 부위를 유한요소 모델에서 동일하게 부여하기 위하여 하악골 유한요소 모델의 Rest 임프란트 식립부 하방에서 후방까지의 최하방 절점들을 고정점으로

Table 2. Number of nodes and elements.

model	nodes	elements
A	23860	20544
A1	23926	20544
A2	23662	20352
B	23662	20352
B1	23728	20352
B2	23464	20160
C	23662	30352
C1	23728	30352
C2	23464	20160

Table 3. Mechanical properties of material.

material	young's modulus (GPa)	Poisson's ratio
cortical bone	20.0	0.3
cancellous bone	2.0	0.2
titanium	110.0	0.33
gold alloy	80.0	0.33
resin composite	7.0	0.2
resin	2.7	0.35

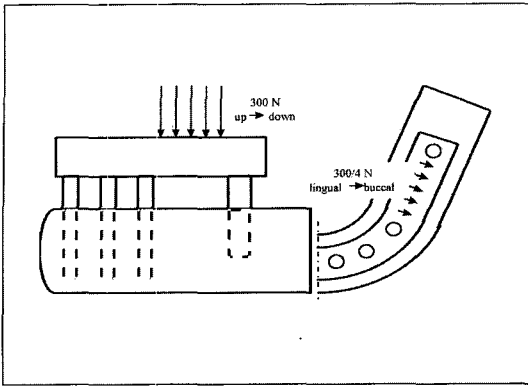


Fig. 6. External loads subjected to prosthesis

정하였다. 가해지는 하중은 구치부분인 우측 Rest 임프란트와 전방부 주 임프란트 사이에 수직 하 방향으로 300N을 가하였으며 측방하중은 보철물에 수직을 중심으로 설측에서 협측방향으로 75N을 가하였다. 이러한 하중은 Rest 임프란트와 전방부 주 임프란트 사이 보철물의 직선부 상면에 균일하게 분포하도록 작용 시켰다(Fig. 6).

## 2) 분석 방법

이상과 같은 조건 하에서 본 실험의 3차원 구조물의 설계 및 응력 분석을 위한 컴퓨터 프로그램으로 Swanson Analysis System사의 ANSYS version 5.3을 이용하였으며, 사용된 컴퓨터는 공학용 workstation인 미국 IBM사의 Indigo 2 이었다.

삼차원 유한요소법적 실험의 결과로 산출되는 응력의 종류는 성분응력(components stress), 방향성 주응력(directional principal stress), 전단응력(shear stress), 등가응력(Von Mises equivalent stress) 등이 있으나 이 중 등가응력을 기준으로 측정하여 각 실험 모델의 역학적 관계를 비교 분석 하였다. 등가응력은 방향성을 가지는 3개의 수직응력 성분(normal stress components)과 3개의 전단응력 성분(shear stress components)을 조합하여 구한다. 이는 다음의 수식으로 표현된다.

$$\sigma_{\text{Equivalent}} = \frac{\{(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)\}^{1/2}}{2}$$

여기서 첨자 x, y, z는 응력의 작용 방향이며,  $\sigma$ 는

수직응력 성분,  $\tau$ 는 전단응력 성분이다. 이러한 등가응력은 모델의 한 지점이 받는 하중을 대표하며 그 지점의 파손 또는 손상의 정도를 표시하는 파라미터로 볼 수 있다.

각 실험 모델의 등가응력 관측부위는 임프란트 자체와 그 임프란트와 피질골 및 해면골과의 계면(interface), 상부 보철물로 하여 그 부위에서의 최대 등가응력을 비교하였다.

## III. 실험 성적

각 실험 모델의 전체적인 응력의 크기와 분포상태를 보기 위하여 등가응력의 크기별로 색도를 달리하여 실험모델 별로 관측부위를 구분하여 각각 입체적으로 도해화하여 상호 비교하였고(Fig. 7-33). 또한 측정된 최고의 등가응력을 기준으로 관측부위 별로 실험모델을 구분해 그래프화하여 상호 비교하였고(Fig. 34~36), 도표화 하였다(Table 4~7).

### 1) 등가응력(Equivalent stress, 측정단위: MPa)

#### ① 모델 A군 (전방부 임프란트 6개)

Fig. 7~9는 Rest 임프란트가 fixed type으로 연결된 모델A의 경우 관측부위별 -하악골, 임프란트, 상부보철물의 각 임프란트 식립부위에 나타나는 등가응력의 분포를 보여주며, Fig. 10~12는 ball attachment type인 모델A1, Fig. 13~15는 cantilever extension type인 모델A2의 등가응력의 분포를 보여준다.

각 관측 부위의 최대 등가응력은 Table 4~7의 표로 작성하였다.

최대 등가응력이 나타난 부위는 측방하중이 설측에서 협측으로 가해지기 때문에 관측부위별로 협측에 발생함을 볼 수 있었다.

모델A의 최대 등가응력은 하중이 가해지는 부분인 우측(이하 작업측)의 Rest 임프란트부위의 피질골, 해면골, 임프란트, 상부보철물(이하 관측부위순)에 각각 28.8MPa, 3.1MPa, 28.6MPa, 36.3MPa의 등가응력이 나타나며, 피질골의 응력은 해면골의 응력에 비해 약 10배 정도 크고 임프란트의 응력은 상부 보철물의 응력과 비슷한 값을 나타낸다. 다음으로 높은 응력은 작업측 소구치 부위에서 발생하였는데

Table 4. Maximum equivalent stress of cortical bone

model	rest implant	premolar	canine	incisor	incisor	canine	premolar	rest implant
A	3.201	3.207	6.408	6.408	6.408	6.408	19.209	28.811
A1	3.525	7.045	7.045	10.564	7.045	10.564	31.681	14.084
A2	0.004	15.779	11.835	19.723	23.667	15.779	35.498	3.948
B	0.005	6.507	6.507	3.256	3.256	6.507	19.512	29.265
B1	0.007	6.956	13.905	0.007	3.482	10.431	31.278	10.431
B2	0.004	22.095	26.513	0.004	4.423	35.35	39.768	4.423
C	0.004	6.514	3.259	6.514	6.514	3.259	22.79	29.3
C1	0.005	11.661	3.891	11.661	7.776	3.891	34.972	11.661
C2	0.004	19.488	3.901	23.384	31.177	7.798	35.074	3.901

Table 5. Maximum equivalent stress of cancellous bone

model	rest implant	premolar	canine	incisor	incisor	canine	premolar	rest implant
A	0.001	0.348	0.348	0.695	0.695	1.042	1.389	3.123
A1	0.262	0.517	0.517	0.773	0.773	1.029	2.308	1.54
A2	0.006	0.846	0.846	1.266	1.686	2.526	3.786	0.426
B	0.002	0.356	0.712	0.356	0.356	1.068	1.423	3.2
B1	0.009	0.795	1.058	0.269	0.532	0.795	2.371	1.32
B2	0.008	1.333	2.216	0.008	0.449	3.099	3.982	0.449
C	0.004	0.351	0.351	0.351	0.356	1.047	1.742	3.133
C1	0.005	0.85	0.287	0.851	0.569	0.569	2.54	1.414
C2	0.007	1.297	0.437	1.727	2.158	0.867	3.878	0.437

Table 6. Maximum equivalent stress of implants

model	rest implant	premolar	canine	incisor	incisor	canine	premolar	rest implant
A	0.028	3.203	3.203	6.378	9.554	9.554	26.55	28.605
A1	0.049	6.181	12.313	12.313	18.444	24.576	49.102	12.313
A2	0	22.846	22.846	34.17	36.3	45.494	102.116	0
B	3.163	6.289	6.289	0	0	12.541	28.172	28.172
B1	0.065	12.619	12.619	0	0	25.178	50.282	12.619
B2	0	37.218	49.35	0	0	61.481	110.006	0
C	3.342	6.652	0	6.652	6.652	0	29.82	29.82
C1	0.059	12.157	0	12.157	18.205	0	48.448	12.157
C2	0	23.652	0	35.205	58.312	0	104.525	0

대구치 부위에 비해 66.7%로 나타났고, 비작업측인 좌측부는 상대적으로 매우 적은 응력이 나타났다. 그리고 임프란트 자체와 상부보철물의 응력을 보면 대구치부위와 소구치부위의 응력이 비슷한 값을 가진다(Fig. 7~9).

Rest임프란트가 ball attachment type 으로 연결

된 모델A.1의 최대 등가응력은 모델A와 다르게 작업측의 소구치부위에서 관측부위순으로 31.7MPa, 2.3MPa, 49.1MPa, 50.6MPa로 나타나 모델A에 비해 각각 10.0%증가, 26.1%감소, 73.4%증가, 40%증가하였다. 피질골의 응력은 해면골에 비해 약 14배 크게 나타나며, 피질골의 두 번째의 최대응력은

Table 7. Maximum equivalent stress on prosthesis

model	rest implant	premolar	canine	incisor	incisor	canine	premolar	rest implant
A	1.705	3.819	6.515	9.053	15.708	22.797	35.233	36.338
A1	3.607	5.028	10.574	16.555	31.323	46.640	50.566	45.714
A2	0.362	11.765	16.590	25.309	31.746	72.747	148.565	87.154
B	2.277	6.015	10.925	11.769	17.076	21.785	34.019	36.405
B1	4.853	7.648	18.635	22.123	35.576	45.605	49.946	46.811
B2	0.663	15.408	34.815	27.359	31.451	69.527	148.397	87.023
C	2.242	5.929	5.642	9.388	14.848	18.933	35.806	36.447
C1	4.045	8.121	8.685	17.221	30.954	45.542	51.103	45.104
C2	0.462	13.586	22.194	35.647	46.272	76.336	147.132	87.217

Rest 임플란트부위에서 대구치부위 최대 응력의 44.5%로 발생하였고, 임플란트와 상부보철물의 두 번째 최대응력은 작업측 견치부위에서 측정되었다. 특히 상부보철물에서는 작업측의 견치, 소구치, Rest 임플란트부위의 응력이 고루 높게 분포되어 나타났다. 즉 ball attachment type-rest 임플란트의 경우 fixed type-rest 임플란트의 경우에 비해 해면골에서 응력의 감소를 보이나, 등가응력이 최대로 일어나는 피질골에서 큰 응력의 증가를 보이고, 그 분포 또한 소구치 부위에 집중되어 나타났으며 Rest 임플란트 자체와 상부보철물의 응력 또한 매우 큰 증가를 보였다(Fig. 10~12).

Rest 임플란트가 없는 cantilever형 보철물인 모델 A2의 최대등가응력은 소구치부위에서 측정되었는데 관측부위순으로 각각 35.5MPa, 3.8MPa, 102.1MPa, 148.3MPa로 나타나 모델A에 비해 각각 23.2%, 21.2%, 257.0%, 309%로 증가하였고, 모델 A.1에 비해 12.0%, 64%, 107.9%, 194%로 증가하였다. 다음으로 등가응력이 높게 나타난 부위는 피질골에서는 견치부위에 23MPa, 임플란트와 상부보철물에서는 견치부위에서 40.9MPa, 72.7MPa로 나타나 피질골과는 응력 분포 양상이 다르게 나타났다. 또한 모델A2의 경우 피질골 양측 견치 부위에 최대응력의 66.7%에 해당하는 응력집중을 보여 다른 모델에 비해 이 부분의 응력분포가 커짐의 결과를 보이고 있다(Fig. 13~15).

② 모델 B군 (전방부 임플란트 4개- 견치부위, 소구치부위)

Fig. 16~18은 Rest 임플란트가 fixed type으로 연결된 모델B의 경우 관측부위별 -하악골, 임플란트, 상부보철물의 각 임플란트 식립부위에 나타나는 등가응력의 분포를 보여주며, Fig. 19~21은 ball attachment type인 모델B1을, Fig. 22~24은 cantilever extension type인 모델B2의 등가응력의 분포를 보여준다.

각 관측 부위의 최대 등가응력은 Table 4~7의 표로 작성하였다.

최대 등가응력이 나타난 부위는 측방하중이 설측에서 협측으로 가해지기 때문에 관측부위별로 협측에 발생함을 볼 수 있었다.

모델B의 최대 등가응력은 관측부위순으로 각 부위의 Rest임플란트 부위에서 각각 29.3MPa, 3.2MPa, 28.2MPa, 36.4MPa로 나타나 모델A와 비교하여 큰 차이를 보이지 않았고 오히려 임플란트에서는 1.5% 감소를 보였다(Fig. 16~18).

모델B1은 최대등가응력이 작업측의 소구치부위에서 나타났는데 관측부위순으로 31.2MPa, 2.4MPa, 50.3MPa, 49.5MPa로 모델B에 비해 6.9% 증가, 25.9% 감소, 78.2%증가, 37%증가를 보이며, 같은 ball attachment type인 모델A1에 비해서는 각각 2% 감소, 4%증가, 2%증가, 3%감소를 보여 모델A1과 B1이 응력 분포에 있어 별 변화가 없음을 나타내고 있다. 피질골에서의 두번째로 높은 등가응력은 비작업측의 견치부위에 13.9MPa로 측정되어 피질골 최대치의 55.6%를 보였다. 또한 Rest 임플란트부위의 응력은 모델A1의 14.0MPa과 비교하여, 10.4MPa로 나타나 오히려 26%감소함을 보였다. 이 경우 정확

을 기하기 위하여 하악골의 응력을 두 번 재측정하였는데 같은 마찬가지로 측정되었다. 상부보철물에서는 모델A1과 마찬가지로 작업측의 모든 부위에서 소구치부위의 응력과 비슷한 응력이 측정되었다(Fig. 19~21).

Cantilevered type인 모델B2에서는 최대 증가응력이 모델B1과 마찬가지로 작업측의 소구치부위에서 측정되었는데 관측부위 순으로 39.7MPa, 4.0MPa, 110.0MPa, 148.4MPa로 나타나 전 모델에서 각각 제일 높은 수치를 보였는데 모델B에 비해 각각 35.9%, 24.4%, 290.5%, 307.7%의 증가를 보였고, 같은 cantilevered type인 모델A2에 비해 각각 12%, 5.3%, 7.7%증가를 보였고 상부보철물에서는 오히려 0.1%감소를 보였다. 그러나 이 경우 비작업측의 견치부위에 34.8MPa의 응력이 나타나 상부보철물의 비작업측 최고의 증가응력을 보였다. 또한 피질골에서도 비작업측의 견치부위 응력이 26.5MPa로 나타나 전모델에서 최고치를 보였다. 이 모델의 두 번째 높은응력을 보이는 부위인 Rest 임프란트의 증가응력은 ball attachment type인 모델A1과 모델B1에 비하여 오히려 약간 감소함을 볼 수있었다. 이를 제외하고는 전체적으로 모든 부위에서 비교적 높은 응력이 분포되어 나타남을 볼 수있었다(Fig.22~24).

③ 모델 C군 (전방부 임프란트 4개- 전치부위, 소구치부위)

Fig. 25~27는 Rest 임프란트가 fixed type으로 연결된 모델C의 경우 관측부위별 -하악골, 임프란트, 상부보철물의 각 임프란트 식립부위에 나타나는 증가응력의 분포를 보여주며, Fig. 28~30는 ball attachment type인 모델C1, Fig. 31~33는 cantilevered extension type인 모델C2의 증가응력의 분포를 보여준다.

각 관측 부위의 최대 증가응력은 Table 4~7의 표로 작성하였다.

최대 증가응력은 다른 모델군과 마찬가지로 하중의 방향으로 인해 모든 관측 부위의 협측에서 발생하였다.

모델C는 최대 증가응력이 Rest 임프란트부위에서 측정되었는데 관측부위순으로 29.3MPa, 3.1MPa, 28.9MPa, 36.4MPa로 모델A에 비해 각각 1.7%,

0.3%, 4.3%, 0.2% 증가하였고, 모델B에비해 피질골과 상부보철물은 변화가없고, 해면골 3%감소, 임프란트 5.7%증가로 나타났다. 그다음 최대 응력치는 소구치 부위에서 나타났는데 그 양은 별 차이가 없었다(Fig.25~27).

모델C1은 최대 증가응력이 소구치부위에서 측정되었는데 측정부위순으로 35.0MPa, 2.5MPa, 48.4MPa, 51.1MPa로 fixed type인 모델C에 비해 각각 19.9% 증가, 18.9% 감소, 62.5%증가, 40.3% 증가하며, 같은 ball attachment type인 모델 A1에 비해 각각 10.4%, 10.0%증가, 1.3%감소, 1.0%증가를 보이며, 모델B1에 비하여는 각각 11.8%, 7.1% 증가, 3.6%감소, 2.4%증가를 보였다. 이 모델의 상부보철물에서의 응력분포를 보면 작업측의 견치부위와 Rest임프란트부위가 거의 같은 45MPa, 전치부위가 31MPa로 측정되어 모델A1이나 B1과 마찬가지로 높은 응력이 작업측 전반에 걸쳐 나타남을 볼 수가 있었다(Fig. 28~30).

모델C2는 최대 증가응력이 소구치부위에서 측정되었는데 측정부위순으로 35.1MPa, 3.9MPa, 104.525MPa, 147.1MPa로 모델C에 비해 19.9%, 23.4%, 250.5%, 304.1%의 증가를 보였고, 같은 cantilevered type인 모델A2에 비해 1.2%감소, 2.4%, 2.4%증가, 1.0%감소를 보였고, 모델B2에 비해 11.8%, 2.6%, 5.0%0.9%감소를 보여 모델A2나 모델B2에 비해 최대 증가응력이 전반적으로 감소하는 것을 볼 수 있었다(Fig. 30~32).

즉 전방부 임프란트의 수에 관계없이 fixed type-rest임프란트가 있는 경우가 가장 작은 증가응력을 보이고, Rest임프란트가 없는 경우가 가장 큰 증가응력을 보이며, 이는 특히 소구치부위 임프란트의 응력에 매우 큰 증가를 가져온다. 그 중에도 전치부위 임프란트가 없는 경우 Rest임프란트의 유무는 피질골에 약 36%, 임프란트자체에 약 290%, 상부보철물에 약 308%의 응력 증가를 초래하여 나타났다. 또한 fixed type-rest임프란트가 있는 경우 전방부 임프란트의 수는 최대 증가응력에 큰 영향을 주지않는다. 그러나 ball attachment type-rest임프란트가 있는 경우 전치부위 임프란트의 유무는 최대 증가응력에 큰 영향을 주지 않으나, 견치부 임프란트가 없으면 최대 증가응력의 증가를 초래한다. 또한 Rest 임프란트가 없는 경우 전치부위 임프란트가 없으면(모델



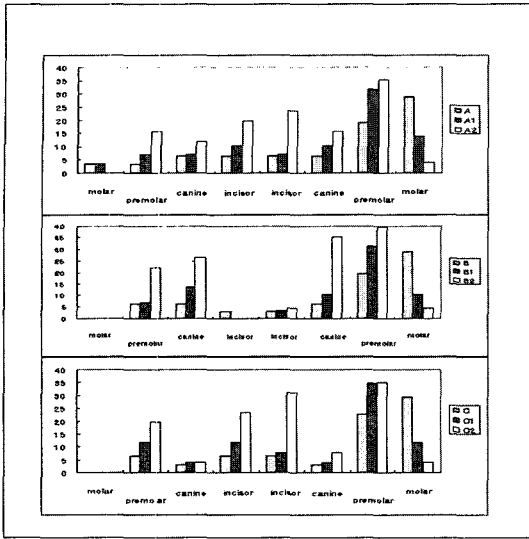


Fig. 34. Maximum equivalent stress on cortical bone (MPa)

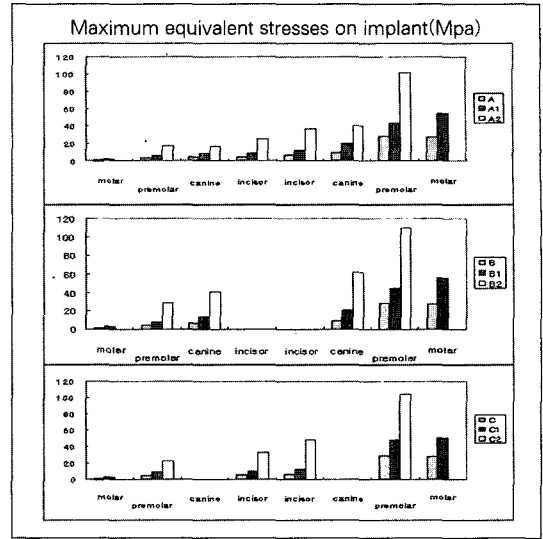


Fig. 35. Maximum equivalent stress on implants (MPa)

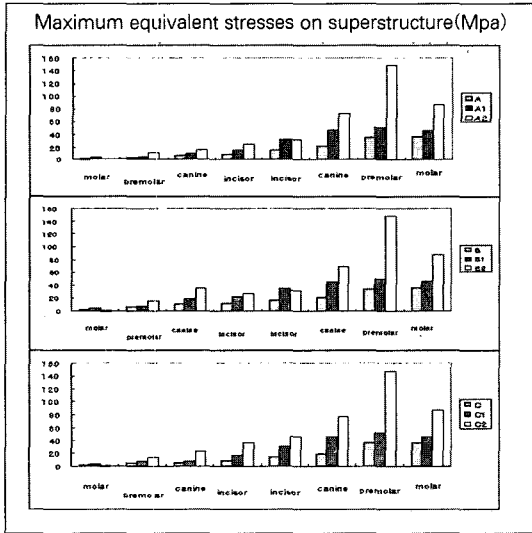


Fig. 36. Maximum equivalent stress on superstructure (MPa)

B2) 응력이 증가되나, 견치부위 임프란트가 없는 모델C2에서는 최대 등가응력에 큰 변화가 없었다. 또한 Rest 임프란트가 없으면 대체적으로 전방부 임프란트 식립부에 응력이 커지는 부위를 형성하였다 (Fig. 34~36).

#### IV. 고 찰

완전 무치악 경우의 구강기능회복으로 지지 조직을 이용한 총의치가 주로 사용되어 왔으나 기존의 총의치로써는 기능회복이 불가능한 경우가 많다. 하악의 경우 상악에 비하여 훨씬 빠르고 많은 치조골 흡수가 일어나는 것을 임상적으로 많이 경험하고 있으며, Tallgren<sup>33)</sup>은 하악 총의치 환자에서 상악보다 평균 4배가 더 많은 치조골 흡수가 일어난다고 보고 하였다.

이러한 경우 임프란트는 획기적인 대안이 될 수가 있다. 1969년 Bränemark<sup>2)</sup>은 티타늄 매식체가 골과 유착하여 어떠한 동요도 없고 염증 및 동통도 없이 장기간 저작하에서 안정되고 건강한 상태로 유지될 수 있다고 보고 하였다. 그후 매식체의 생체 친화성에 관한 연구와 생체 기능성에 관한 보고가 많이 있었다.<sup>1,2,6,23,34,46)</sup> 1979년 Havard-NIH 토론회에서 기존의 임프란트의 성공기준에 대하여, 그리고 1982년 Toronto 토론회에서는 성공적인 골유착성 임프란트 매식체의 방사선 및 임상적 증상을 다음의 기준으로 정한 바 있다. 즉 모든 매식체는 동요가 1mm 미만이어야 하고 1년 경과후 수직적인 골 흡수가 0.2mm 이하여야 하고 감염 및 동통, 지각이상 없어야 하고 5년 경과후 85%의 성공률이어야 한다는 것이다

이상과 같은 기준을 적용하여 성공적인 임프란트 보철물을 제작하기 위하여는 임프란트 식립부와 상부 구조물을 자연치와 흡사하게 또는 그보다 우수한 환경을 부여하여야 한다. 여러 가지 구강내 환경요인 중 임프란트 보철물에 가장 큰 영향을 주며, 기능적 측면에서도 큰 비중을 차지 하는 것이 저작으로 인한 하중 환경이다. 보철물이 외부 하중을 받게 되면 내부 반응으로 응력이 발생되는데 이때 응력은 하중이 가해진 해당 부위에 분산되므로 임프란트에 가해진 하중도 결과적으로 지지조직에 응력으로 나타나게 된다. 자연치에서는 치주인대의 완압효과로 인해 주로 치관부에 응력이 집중되나 임프란트는 결합조직의 개재없이 골과 유착되므로 가해진 하중의 감폭작용없이 임프란트의 장축을 따라 분산되기 때문인 것으로 사료된다. 그러므로 하중과 생체 역학적인 관계가 조화를 이루지 못하면 임프란트와 악골간의 결합의 파괴, 보철물 자체의 손상, 변연지지골의 흡수 등의 문제를 야기하게 되므로 임프란트 보철물이 성공적으로 유지되기 위해서는 생체의 하중 부담 한계를 넘지 않는 범위 내에서 응력이 적절히 분산될 수 있도록 설계해야 한다. 그리고 이러한 하중의 분산요인으로 임프란트 자체의 형태와 재료, 개수, 위치, 각도, 그리고 상부 보철물의 재료와 형태, 또한 임프란트와 상부보철물을 연결하는 어태치먼트의 종류 등에 따라 악골에서의 응력 분산에 영향을 끼치는 것으로 보고 되고 있다<sup>3,11,18,19,38-45,56</sup>).

1985년 Skalak<sup>46,47</sup>)에 의하면 하중의 크기가 증가될수록 응력의 크기가 비례하여 증가하였으나 응력의 분포에는 영향을 주지 않았다고 했고, 상부 구조물이 견고 할수록 효과적인 응력분산을 이룬다고 보고하였다. 또한 응력의 분산효과를 얻기위하여 치주인대와 유사한 점탄성체가 필요한 것으로 주장하였다.

Riger<sup>22,23,48</sup>) 등은 각기 다른 형태를 갖는 임프란트에 대해 이차원 유한요소 모형을 설계한후 탄성계수의 변화가 지지조직내에서 발생시키는 응력의 분산 양상을 평가한 결과 임프란트의 크기와 두께를 증가시키는 것은 응력을 너무 감소시켜서 어떤 시점을 지나면 골 재형성을 유도하지 못하여 역효과를 낸다고 하였으며 경사진 임프란트가 원주형 임프란트보다 좋으며 나선형 임프란트가 응력분산에서 유리한 것으로 보고하여 재료의 탄성율과 임프란트의 형태가

응력 분산에 중요한 영향을 미침을 밝혀 냈으며, Borches와 Reichart<sup>49</sup>)는 3차원 유한요소법을 이용하여 수직 및 측방하중이 임프란트에 미치는 영향을 평가한 결과 본 연구에서와 마찬가지로 주로 치조골 정에서 높은 응력이 발생했으며 특히 측방력이 가해졌을 때 응력집중이 가중됨을 보고했다.

더구나 완전 무치악의 경우 위와 같은 임프란트의 제한요소에도 불구하고 해부학적인 제약으로 말미암아 전체 악궁에 이상적으로 임프란트를 분포시켜 식립하는 것이 어렵기 때문에 캔티레버 연장 형태의 설계가 불가피 하였으며 이 경우 생체 역학적인 면에서 하중에 대한 보다 섬세한 설계가 필요하게 된다<sup>1,45,46,49,50</sup>). 보통은 전방부에 4~6개의 임프란트를 식립하는데 전방부의 최후방 임프란트는 이공보다 약 5mm 전방에 식립하게 되고 그 위의 상부보철물을 캔티레버형으로 제작하게 되는데, 하악골 후방 유리단 위의 캔티레버 부위에 무리한 하중이 작용하게 되면 응력의 집중과 굽힘현상으로 인하여 특히 최후방 임프란트부위의 지지골 파괴와 임프란트 및 상부 보철물의 파절을 초래하게 된다. 본 연구에서도 캔티레버의 경우 소구치부위의 피질골의 응력이 40MPa로 많은 응력집중이 발생함을 볼수 있었고, 임프란트 자체에도 이부위의 응력이 110MPa 이상으로 발생하여 구강내에서 제일 취약한 부위인 것으로 판명이 되었다.

이러한 캔티레버의 약점을 보완하기 위하여 1992년 McCartney<sup>22</sup>)는 캔티레버 후방부위에 'Cantilever-Rest'라하는 보조적인 임프란트를 매식하여 상부보철물과 점상으로 접촉되도록하고 그위에 상부보철물을 설계하여 응력분산 및 상부보철물의 굽힘 현상을 최소화하는 방법을 소개 하였다. 이어 1995년 Israel과 Leslie<sup>14</sup>)는 그들의 첫글자를 딴 'IL system'이라하는 기존의 임프란트보다 짧고 굵은 6mm 길이, 3.75mm직경의 보조 임프란트를 하악 캔티레버 후방 구치부위에 식립하고 상부 보철물과의 연결은 ball attachment type으로 하여 이차원 유한요소법을 이용한 연구를 한 결과 보조 임프란트로 인한 전방부 임프란트로의 유리한 응력 분산을 보고하였고, 또한 같은 해 Uirick<sup>13</sup>) 등은 상악 결절부위에 'Spread out'이라고 하는 보조 임프란트를 식립하여 전방부 임프란트로의 응력 분산현상을 보고 한 바 있어 본 삼차원 유한요소 연구와 결과와 마찬가지로

보조 임프란트의 응력분산 효과에 대하여 일치함을 보였다.

본 연구는 위의 보조 임프란트를 Rest 임프란트라 명명 하고 그 Rest 임프란트의 유·무와 전방부 임프란트의 수와 위치, Rest 임프란트와 상부 보철물의 연결 형태에 따른 응력의 분포와 변화 현상을 비교 연구한 것으로 구강내에서 직접 시행하기가 어려워 유사한 모형을 제작하는 간접적인 방법으로 삼차원 유한요소 분석법을 이용하였는데, 유한요소법은 1960년대 중반 Clough에 의해 그 개념이 출현한 이래 많은 역학적인 해석 분야를 담당하여 발전하여 왔고, 최근 치과학, 정형외과학 등 의료 분야에서도 널리 사용되고 있다<sup>32,51)</sup>.

근래까지는 보철물이 설치된 악궁의 유한요소 해석에 있어, 그 형상의 복잡성으로 인하여 이를 악궁의 중심면을 따라 2차원 문제로 근사화하여 많이 해석하였다. 그러나 2차원 해석은 유한요소 모델링(finite element modeling)에 소요되는 시간과 노력은 줄일 수 있으나, 이는 평면 문제를 해석하는 방법으로 두께방향의 형상변화와 하중은 고려할 수 없다. 즉 임프란트 단면 형상, 악궁의 곡률 등 실제 모델의 기하학적 특징에 따른 결과는 예측할 수 없으며, 또한 하중이 협측으로 작용하는 경우는 그에 따른 결과를 전혀 예측할 수 없다. 이에 본 연구에서는 악궁과 임프란트, 보철물을 본래의 3차원 형상에 가깝게 모델링하여, 실제 임프란트 식립부 주변의 골내부와 상부보철물에 분포하는 응력을 예측하고자 하였다.

하악골에 유착된 임프란트 매식체와 이에 연결된 상부 구조물 및 하악골의 유한요소 모형 설계시, 임프란트는 최근까지 여러 회사에서 여러 가지 규격으로 다양하게 제품화하여 판매하고 있으나 그 근본 개념은 골유착을 이용한 것으로 서로 크게 상이하지 않아 Fig. 2과 같이 실험재료에서 언급한 규격으로 임프란트 매식체를 단순화 하였다. 또한 하악골은 Fig. 1에서 보는 바와 같이 하악골의 모양을 실제와 근접하도록 항아리 형태로 하여 만곡 부위와 직선 부위의 각도를 25°로 하였고, 해면골과 치밀골로 구분하여 약 10배의 탄성 계수 차이를 갖도록 설계하였다(Table 3). 상부 보철물은 구조물 내부의 응력 관찰 및 하중 전달 기능 수행만을 위해 Fig. 6에서 보는 바와 같이 이미 언급한 재질과 규격으로 단순

화 하였으며, 티타늄 임프란트는 악골에 완전히 유착된 것으로 가정하였다.

캔티레버의 길이는 보통 7mm에서 15mm가 안정된 보철물을 제작할 수 있다고 하고 있는데 Bergman등<sup>52)</sup>은 5~6개의 지대치 사용할시 캔티레버는 20mm를 초과해서는 안된다고 했고 지대치가 4개인 경우는 15mm를 넘어서는 안된다고 하였다. Rangert<sup>49)</sup> 등에 의하면 하악은 15mm~20mm, 상악은 골조직이 하악보다 부드럽고 다공성이기 때문에 10mm이내가 적당하다고 하였다. 또한 Bränemark<sup>1)</sup>에 의하면 후방 캔티레버 길이는 임상적으로 하악은 최대 20mm까지, 상악은 10mm까지 연장하는 것이 가능하다고 하였다. 실제로 임상에서 캔티레버의 길이를 정할 때, 최전방 fixture에서 최후방 fixture 간의 길이의 3/2을 캔티레버의 길이로 정하는 것이 보통이다. 이것을 근거로 본 연구에서의 캔티레버 길이는 전치부위 임프란트와 소구치부위 임프란트의 간격 14mm의 3/2에 해당하는 20mm로 설정하였다<sup>50)</sup>.

치아나 보철물에 가해지는 저작력은 수직하중과 수평하중으로 구분할 수 있는데 Craig<sup>53)</sup>에 의하면 자연치에서의 최대 교합력이 소구치부위에서 453N, 대구치부위에서 390~880N이고 측방력은 약 20N이라 하였다. 임프란트 보철물에서는 Carsson과 Haraldson<sup>54)</sup>에 의하면 최대 교합력이 412N으로 보고 되었다. 또한 Siegele과 Soltesz<sup>55)</sup>는 임프란트의 모양에 대한 유한요소 분석에서 임프란트에 가한 하중을 수직력 100N, 수평력은 수직력의 25%인 25N으로 설정하였고, 그의 많은 선행<sup>1,2-9,12-19,22,23,41,44,46,47)</sup>들의 연구를 보면 수직력을 100-300N, 수평력을 수직력의 1/4 수준으로 설정하여 연구 하였다. 이에 본 연구도 Fig. 6에서 보는 바와 같이 수직력을 300N, 설측에서 협측으로의 수평력은 300/4N으로 설정하여 Rest 임프란트와 전방부 주 임프란트사이 보철물의 직선부 상면에 균일하게 분포하도록 작용 시켰다.

저작력 등 하중이 구강내에 작용하면 그 하중이 지지골, 임프란트 및 상부 구조물에 응력으로 나타나게 되는데 지지골에 나타난 응력은 골재생 및 흡수 파괴, 임프란트에 나타난 응력은 임프란트 자체의 파절이나 나사의 풀림현상 및 파절, 상부 구조물에 나타난 응력은 보철물의 파절 등을 예견하는 지침이 될 수 있을 것이다.

이에 본 실험에서는 실험방법에서 언급한 각 조건

하에서 지지골 및 임프란트에 나타난 응력을 측정하여 비교분석 하였다. 여러 연구에서와 마찬가지로 본 실험에서도 해면골에 나타난 응력은 피질골에 비하면 상대적으로 십분의 일 정도로 낮게 나타나 그 응력치는 물리적으로나 임상적으로도 별로 중요한 의미를 가지지 않는 것으로 사료된다. 피질골에 나타난 응력은 모든 모델에서 치경부 쪽의 응력이 치근부 쪽보다 크게 나타났고 측방하중이 가해지는 반대편(본 실험에서는 협측)에서 최대응력이 나타나 Riger<sup>22,23)</sup> 등 선학들의 연구와 일치함을 볼 수 있었다. 한편 앞서 거론 했듯이 하중의 크기가 응력의 분포양상에는 큰 영향을 미치지 않는 것으로 Skalak<sup>46,47)</sup> 등 선학들은 보고하고 있지만 응력의 절대값은 골재생이나 골파괴 등 생체역학적인 면에서는 매우 중요한 의미가 될 것으로 사료된다. 1989년 Martin과 Burr의 보고에 의하면 Microstrain단위로 200~2500은 골의 재 형성, 2500~4000은 과부하영역이라 하였고, Currey에 의하면 11000 이상은 피질골의 항복 변위라고 하였다<sup>56)</sup>. 과부하영역 2500을 피질골의 탄성계수를 적용하여 다음의 공식에 의해 응력으로 환산하면 약 50MPa이 된다.

$$\sigma = \epsilon \times E$$

( $\sigma$  = stress,  $\epsilon$  = strain, E = elastic modulus)

이 수치에 비하여 보면 본 실험의 응력 측정치는 비교적 안정된 것이라 할 수 있으나, 각 실험마다 하중의 크기를 달리하여 부여하기 때문에 실험군끼리의 비교 분석은 합리성이 있으나 측정된 응력치를 이것에 비교하여 절대성을 논하기는 어려울 것이라 사료된다. 본 실험에서도 과부하영역에 근접하는 응력치가 모델B2에서 측정 되었으나 위와 같은 논리로 보면 피로영역이라 단정지을 수 없고, 또한 적절한 하중에 의한 골의 재형성 면에서 본다면 응력이 아주 적게 측정되었다고 반드시 좋은 것 만은 아니란 것을 불용성 퇴축(disuse atrophy) 이라는 개념으로 설명 할 수 있을 것으로 사료된다. 다만 응력치가 높게 집중된 부위는 상대적으로 지지골 파괴나 임프란트 파절등 임상적 실패의 가능성이 높은 부위로 추정할 수는 있을 것이다. 그러므로 일관된 하중조건 하에서 피질골 및 임프란트의 흡수 및 파절을 가름할 수 있는 한계응력치(threshold)에 관하여 임상과 연계된 생체 역학적인 실험적 연구가 꾸준히 이어져야 할 것으로 사료된다.

이상과 같은 관점으로 본 실험에서의 각 실험군에 나타난 하악골의 응력 분포 및 분산 양상을 비교해 고찰하여 보면, 선학들의 연구와 마찬가지로 모든 실험 모델에서 소구치부위의 응력이 상대적으로 높게 나타났는데 이중에서도 전치부위 임프란트가 제외된 4개의 전방부 임프란트의 cantilevered type(모델B2)에서 제일 높게 40MPa로 측정되어 있었고, 비작업측의 제일 높은 응력치도 이 모델에서 측정되어 응력의 집중 및 분산면에서 가장 불리한 결과를 보였다. 또한 이 모델의 임프란트 자체 응력도 110MPa로 임프란트 파손의 가능성이 제일 높은 것으로 나타났다. Rest 임프란트가 있는 경우에는 cantilevered type에 비해 전체적으로 고루 분포된 낮은 응력을 보여서 Rest 임프란트가 전치부위로의 응력 분산에 영향을 미치는 것으로 나타났다. 그러나 Rest 임프란트부위의 응력은 ball attachment type이 fixed type보다 전체적으로 낮게 발생하였으며, 반면에 소구치부위의 응력은 ball attachment type이 fixed type보다 상대적으로 높게 나타나 이 부위의 취약점을 보였는데, 특히 전치부위 임프란트가 없는 모델C1에서는 캔티레버형과 비슷한 35MPa로 응력이 측정되었다. 상부 보철물에서의 응력 분포를 보면 하악골의 경우와 마찬가지로 Rest 임프란트가 있는 모델에서는 소구치부위에서 최대 응력이 측정되었고, cantilevered type에서는 소구치부위와 Rest 임프란트부위에서 최대 응력이 측정되었는데 특히 이 경우 소구치부위의 최대 등가응력이 다른부위의 세배에 가까운 148.6MPa로 측정되어 이 부위의 상부보철물 파절등 취약점을 볼 수있었다.

본 실험에서 매우 의외의 현상을 몇 가지 볼 수가 있었는데, 첫 번째는 cantilevered type의 경우 하악골과 상부보철물에서의 최대 등가응력 발생 부위인 소구치부위의 응력을 보면 전치부위 임프란트가 없는 경우(모델C2)의 응력이 6개의 전방부 임프란트가 존재하는 경우(모델A1) 보다 오히려 낮게 발생 한 것이다. 이는 유한요소 모델링때 하중에 대한 고정점을 실제 같이 하악골의 우각부에 설정 함으로써 하중이 가해질 때 하악골의 생리적 굽힘 현상으로 인해 그 응력이 전방부로 분산하여 생기는 현상으로 사료된다. 그러므로 전방부의 많은 임프란트는 이러한 하악골의 생리적 굽힘 현상을 방해하여 응력의 전달 및 분산에 오히려 지장을 초래하는 것으로 사

료된다. 두 번째로는 ball attachment type의 경우 전방부 임프란트의 수와 위치에 따라 실험모델을 비교하여 보면, 악궁 전체에 분포하는 응력을 보면 6개의 전방부 임프란트가 존재하는 경우(모델A1)가 전치부 임프란트가 제외된 4개의 전방부 임프란트 경우(모델B1)보다 오히려 응력이 높게 나타남을 볼 수가 있었다. 더욱 특이한 것은 ball attachment가 위치하게 되는 Rest 임프란트 부위의 응력을 보면 전방부 임프란트가 6개인 경우(모델A1) 보다 4개인 경우(모델B1, C1)에서 오히려 적게 측정된 것이다. 특히 모델B1의 경우가 가장 낮게 나타났다. 결과의 정확성을 기하기 위해 같은 실험을 두 번이나 시행하였으나 결과는 마찬가지로였다. 이는 cantilevered type에서 기술한 바와 같이 전방부의 많은 임프란트가 하악골의 생리적 굽힘 현상을 방해하여 오히려 후방부위의 응력집중을 가져온 것으로 사료되어 Meijer<sup>18)</sup>나 attachment 설계에 관한 Spiekermann<sup>57,58)</sup>의 보고와 유사하였다. 위의 경우 비작업측에서의 응력은 모델B1 이 C1이나 A1 보다 약간 높게 측정이 되었으나 그 차이는 다른 모델간의 차이에 비하면 아주 미미하여 물리적으로나 임상적으로도 문제가 되지 않을 것으로 사료된다. 즉 모델B1은 비작업측 견치부위의 응력이 작업측 소구치부위 최대응력의 44.5%인 14MPa로 발생하여 모델C1이나 A1보다는 약간 높았지만 견치부위의 응력은 오히려 상대적으로 낮아 모델C1이나 모델A1보다도 응력의 분산면에서 볼 때 유리하다고 할 수 있다. 이를 임상적으로 해석하면 ball attachment를 이용하여 보철물을 제작할 때 전방부 임프란트 6개 보다는 4개(특히 모델B1 유형)가 응력분산 면에서 유리하다는 것을 의미하여 이를 환자에게 적용할 경우 외과적 수술과 경제적 부담을 많이 줄여 줄 수 있다고 사료된다.

이는 하악 무치악 경우의 임프란트와 상부 보철물의 연결형태에 대한 연구가 부진한 가운데, 본 저자로서는 예기치 못했던 결과로 fixed type-rest 임프란트 모델에서는 볼 수 없고 ball attachment type 에서는 관찰할 수 있는 현상이므로 앞으로 임상에 응용하여 계속 연구해 볼 만한 것으로 사료된다.

## V. 결 론

하악 무치악에 치근형 골유착성 임프란트를 식립

하고 상부보철물을 cantilever형으로 제작하여 장착하는 전형적인 보철물에, 다음과 같이 식립되는 전방부 임프란트의 수와 위치, 견치부위 보조 임프란트(Rest 임프란트)의 유·무에 따라 그 연결형태를 fixed type과 ball attachment type 으로 분류하여 하중조건에 따른 응력의 분포, 분산현상을 비교 연구하였다. 하중조건은 보철물의 우측 견치부위 직선부 상면에 균일하게 분포하도록하여 수직하중 300 N, 측방하중 75 N을 가하였다.

위와같은 조건으로 3차원 유한요소 모델링을 시행한 후 유한요소 분석에 의해 지지조직 및 임프란트 자체와 상부보철물에 발생하는 응력의 분포를 비교하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. Rest 임프란트는 하악골과 상부보철물의 응력분산에 크게 영향을 미치는 것으로 나타났다.
2. Fixed type이 ball attachment type보다 응력분산 면에서 유리하게 나타났다.
3. Ball attachment type 경우, 4-전방부임프란트(견치와 소구치부위) 모델이 가장 유리한 응력분산을 보였고 그 다음 6-전방부임프란트 모델, 4-전방부임프란트(견치와 소구치부위) 모델의 순이었다.
4. Cantilevered extention의 경우, 4-전방부임프란트(견치와 소구치부위) 모델과 6-전방부임프란트 모델이 4-전방부임프란트(견치와 소구치부위) 모델보다 응력분산 면에서 유리하게 나타났다.
5. 모든 모델 중에서 6-전방부임프란트 fixed type이 제일 유리한 응력분산을 보였고 4-전방부 임프란트(견치와 소구치부위) cantilevered extention type이 제일 많은 응력집중을 보여 가장 불리하게 나타났다.

## 참 고 문 헌

1. Bränemark PI. Osseointegration and its experimental background. J. prosthet. Dent., 1983;50:399.
2. Bränemark PI, Breine U, Adell RH, Anssen BO, Lindstrom J, Hallen O, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. Int. Experimental stud-

- ies, *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.*, 1969;3:81-93.
3. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. Osseointegration and occlusal rehabilitation. Chicago, Quintessence Publ. Co., 1989:265.
  4. Williams KR, Wataon CJ, Murphy WM, Scott J, Gregory M, Sinobad D. Finite element analysis of fixed prosthesis attached to osseointegrated implant. *Quintessence*, 1990;21:563-570.
  5. Haraldson T, Bränemark PI. Muscle function during chewing and swallowing in patients with osseointegrated oral implant bridge. An electromyographic study. *Acta Odontol. Scand.*, 1979;37:207.
  6. Haraldson T, Bränemark PI. The silent period and jaw jerk reflex in patients with osseointegrated oral implant bridge. *Scand. J. Dent. Res.*, 1979;87.
  7. Steenberghe DV. A retrospective multicenter evaluation of the survival rate of osseointegrated fixtures supporting fixed partial prostheses in the treatment of partial edentulism. *J. Prosthet. Dent.*, 1989;61:217.
  8. Zarb GA. *Proceedings Toronto conference on osseointegration in clinical dentistry*. C.V. Mosby G., St. Louis, 1983:1-165.
  9. Albreksson T, Zarb G, Worthington p, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants : A review and proposed criteria of success. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 1986;1:11-25.
  10. Albreksson T, Zarb GA. *The Bränemark osseointegrated implant*. Quintessence Publishing Co. Chicago., 1989.
  11. Paul PZ, Niel L, Con HJ. Three Dimensional finite element method of a Human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prosthesis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 1995;10:51-57.
  12. McCartney JW. Cantilever rest-An alternative to the unsupported distal cantilever of osseointegrated implant supported prosthesis for the edentulous mandible. *J. Prosthet. Dent.*, 1992;68:817-819.
  13. Urike RB, Hugo G, Heiner W. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int. J. Oral Maxillofacial Implants*, 1995;10:188-198.
  14. Israel L, Leslie BS, Rami E. Finite element analysis of a new system for supporting an implant-retained cantilever prosthesis. *Int. J. Oral Maxillofacial Implants*, 1995;10:355-366.
  15. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int. J. Oral Maxillofacial Implants*, 1989;4:333.
  16. Rossen IP, Braak LH, Putter C, Groot K. Stress absorbing elements in dental elements in dental implants. *J. Prosthet. Dent.*, 1990;64:198-205.
  17. Richter Ej. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *J. Prosthet. Dent.*, 1989;61(5):602-608.
  18. Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans FJM, Bosman F. Stress distribution around dental implants : Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J. Prosthet. Dent.*, 1992;68:96.
  19. Atilla S. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int. J. Prosthodont*, 1997;10:19-27.
  20. Matsushita Y, Kitoh M, Mizuta K. Two dimensional FEA of Hydroapatite Implant: Diameter effects on stress distribution. *Journal of Oral Implantology*, 1990;16(1):6-10.

21. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: Basic concepts and principles. *Journal of Oral Implantology*, 1992;18(3) 264-274.
22. Rieger MR, Adam WK, Knzel GL. A finite element survey of eleven edosseous implants. *J. Prosthet. Dent.*, 1990;63:457-465.
23. Rieger MR, Fareed K, Adam WK, Kinzel, GL. Bone stress distribution patterns for three endosseous implants. *J. Dent. Res.*, Special Issue, 1985;64:299.
24. Shin SW, Suh KW. Overdenture and osseointegrated implant. *J korean Acad Prosthodont* 1991;29(3):197-202.
25. SW Shin, Harold WP, Martin S. Force transfer by implant supported bar retained overdentures using three dimensional photoelastic stress analysis. *대한치과의사 협회지*, 1995;33:47-58.
26. 한동후, 이호용. 지대치 유지장치 설계에 따른 가철성 의치 하부 조직 에 가해지는 응력에 관한 광탄성학적 연구. *대한치과의사협회지*, 1987;25(2):155-170.
27. Kim YH, Kim YS. A study of the connection modality between implant and tooth in osseointegrated prosthetic treatment using finite element analysis. *J korean Acad prosthodont* 1991;29(3):1-32.
28. Bidez MW, Chen Y, McLoughlin SW, English CE. Finite element analysis of Two-abutments hader bar designs. *Implant Dentistry*, 1993;2:107-114.
29. Bidez MW, Chen Y, McLoughlin SW, English CE. Finite element analysis of four-abutments hader bar designs. *Implant Dentistry*, 1993;3:171-176.
30. Hemmins KW, Schmitt A, Zarb GA. complication and maintenance requirements for fixed prostheses and overdenture in the edntulous mandible : A 5-years Report. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 1994;9 :191.
31. Naert I, Quirynen M, Steenberghe DV, Darius P. A six year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. *J. Prosthet.. Dent.*, 1992;67:236.
32. 임장근. 유한요소해의 정확도 평가와 조절법. *대한기계학회지*, 1994;34:502.
33. Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers : A mixed longitudinal study covering 25 years. *J. Prosthet. Dent.*, 1972;27:120.
34. Klawitter JJ, Weinstein AA, Peterson LJ. Fabrication and characterization of Co-Cr-Mo alloy dental implants. *J. Dent. Res.*, 1980;59:99-108.
35. Schnitman PA, Shulmam LB. Dental implant-Benifits and risk, and NIH-Havard Consensus development conferance. U.S. Dept. of Heath and Human services, 1979;1-351.
36. Schnitman PA, Shulmam LB. Recommendation of the consensus development conferance on dental implants. *J. Am. Dent. Assoc.*, 1979;98:373-377.
37. University of Toronto and University of Goteberg. Osseointegration in clinical dentistry, Four season hotel Toronto Canada, 1982;9-11.
38. Ko HJ, Chung CH. Finite element analysis of stresses induced by osseointegrated prostheses with or without connection between natural tooth and osseointegrated abutments. *J korean Acad Prosthodont* 1991;29:147-159.
39. Kim DW, Kim YS. A study of the osseointegrated prosthesis using three dimensional finite element method, *J korean Acad Prosthodont* 1991;29(1):167-213.
40. Borchers L, Reichart P. Three dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J. Dent. Res.*, 1983;62:155.

41. Clelland NL, Ismail YH, Zakai DP. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the screw-vent implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 1991;6:391-398.
42. Cook SD, Weinstein AM, Klavitter JJ. A Three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant. *J. Dent. Res.*, 1982;61:25.
43. David MD. The role of implants in the treatment of edentulous patients. *Int. J. Prosthodont*. 1990;3:42-49.
44. Davis DM, Rimrott R, Zarb GA. Studies on frameworks for osseointegrated prostheses. Part 2. The effect of adding acrylic resin or porcelain to form the occlusal superstructure. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 1988;3:275-280.
45. OW RKK, Ho KH. Retrieval of the residual element in an osseointegrated implant system. *J. Prosthet. Dent.*, 1992;68:83-95.
46. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J. Prosthet. Dent.*, 1983;49:843.
47. Skalak R. Aspect of biomechanical consideration, In Br nemark, P.I., Zarb, G.A., & Albrektsson, T. : *Tissue-integrated prostheses*. Chicago, Quintessence Publ Co., 1985;117-128.
48. Rieger MR, Fareed K, Adams WK, Tanquist RA. Bone stress distribution for three endosseous implants. *J. Prosthet. Dent.*, 1989;61:223.
49. Rangert B, Jemt T, Lars J. Forces moments on Bränemark implant. *Int. J. Oral Implants*, 1989;4:241-247.
50. Yang SI, Chung CH. The three dimensional finite element analysis of the bone anchored fixed prosthesis according to the load condition, *J korean Acad Prosthodont*, 1995;33(4):780-806.
51. 이봉훈. *유한요소법 핸드북*, 도서출판 동화 기술, 서울, 1991.
52. Bergman B. Evaluation of results of treatment with osseointegrated implants by the Swedish National Board of Health and Welfare. *J. Prosthet. Dent.*, 1983;50:114-120.
53. Craig MM, Ismail YH. Finite element stress analysis of tooth-to implant fixed partial denture design. *J. Prosthet. Dent.*, 1993;2:83-92.
54. Carlsson GF, Haraldson T. Functional response in Br nemark/ Zarb/ Albrektsson (eds) : *Tissue-integrated prostheses*. Quintessence Publ. Co., Chicago, 1986.
55. Moon BH, Yang JH. A study on the stress analysis of the three root-form implants with finite element analysis, *J korean Acad Prosthodont* 1993;31(1):129-148.
56. Hyun YK, Kwon JJ. Three dimensional finite element analysis of the endosseous implant designs, *J korean Acad Prosthodont* 1997;35(1):181-210.
57. Spiekermann H. *Implantology*. Thieme Medical Publisher Inc., New York, 1995:81-141.
58. Spiekermann H, Jensen VK, Richter EJ. A 10 years follow up study of IMZ and implants in the edentulous mandible using bar retained overdenture. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 1995;10-231.

---

**Reprint request to:**

Chul Cho  
 Eden Dental Clinic  
 14-1, Daejo-Dong, Eunpung-Gu, Seoul, 122-030, Korea  
 echo2908@hitel.net



사진부도 ①

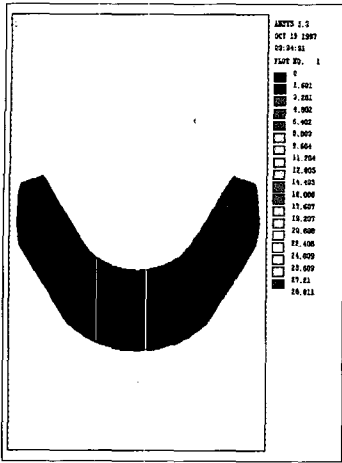


Fig. 7. bone of model A

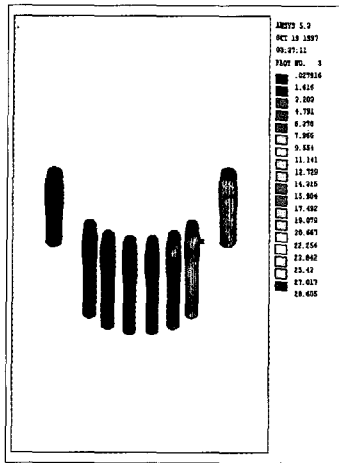


Fig. 8. implants of model A

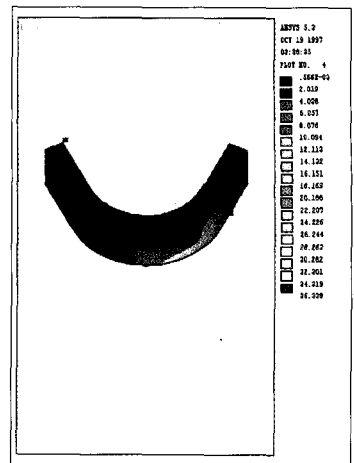


Fig. 9. superstructure of model A

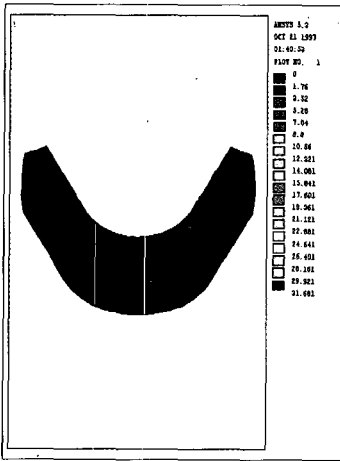


Fig. 10. bone of model A1

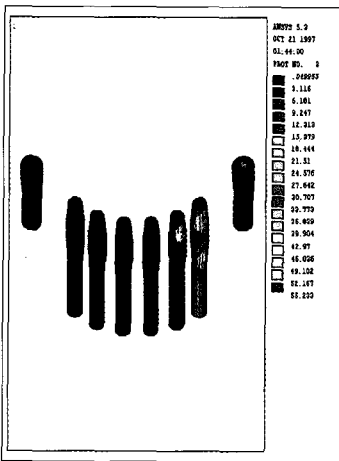


Fig. 11. implants of model A1

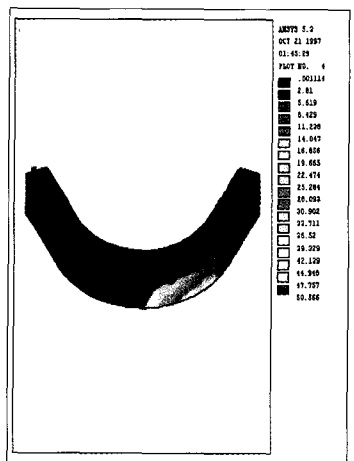


Fig. 12. superstructure of model A1

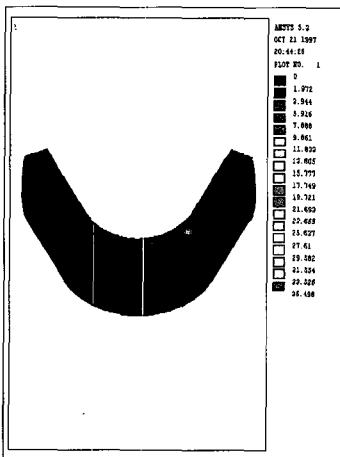


Fig. 13. bone of model A2

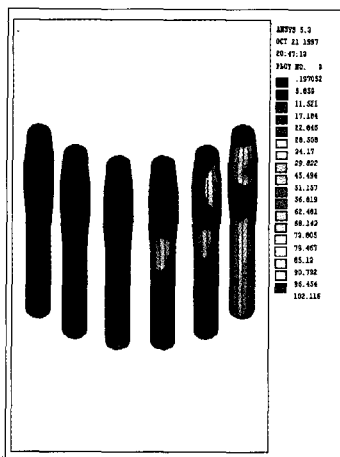


Fig. 14. implants of model A2

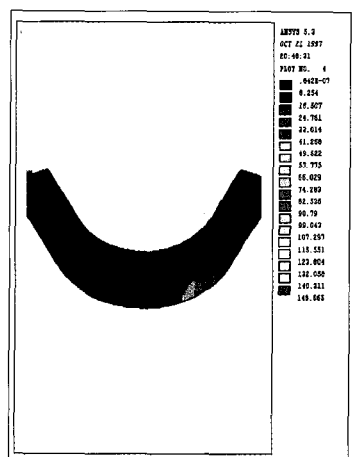


Fig. 15. superstructure of model A2

사진부도 ②

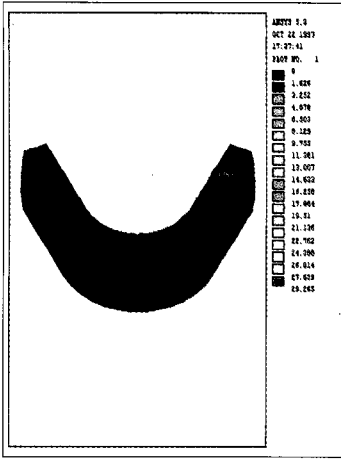


Fig. 16. bone of model B

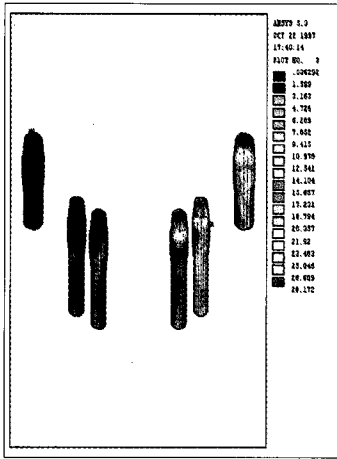


Fig. 17. implants of model B

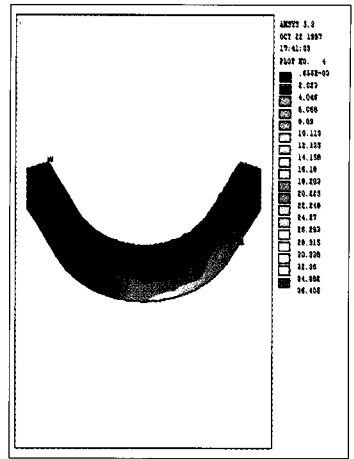


Fig. 18. superstructure of model B

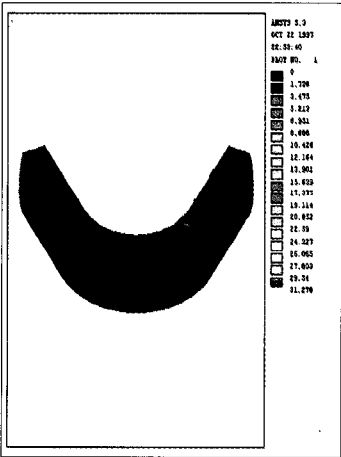


Fig. 19. bone of model B1

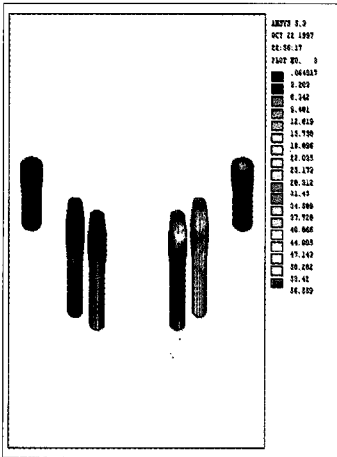


Fig. 20. implants of model B1

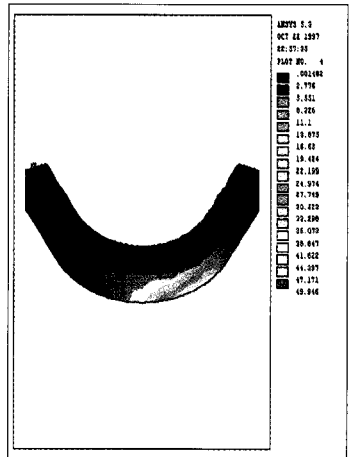


Fig. 21. superstructure of model B1

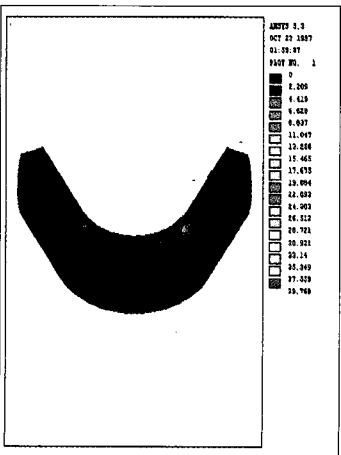


Fig. 22. bone of model B2

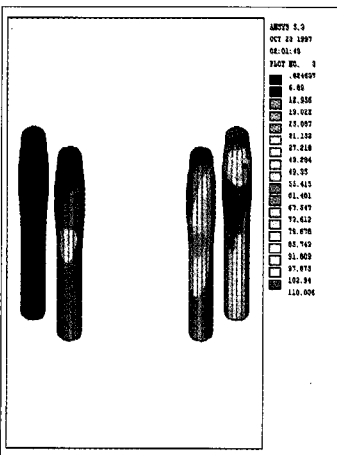


Fig. 23. implants of model B2

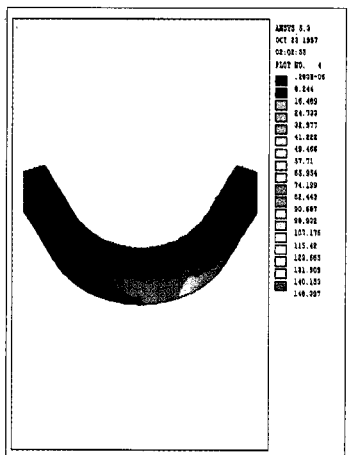


Fig. 24. superstructure of model B2

사진부도 ③

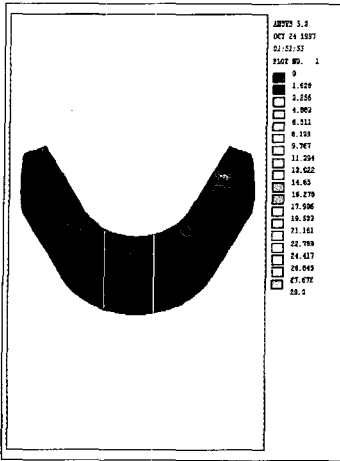


Fig. 25. bone of model C

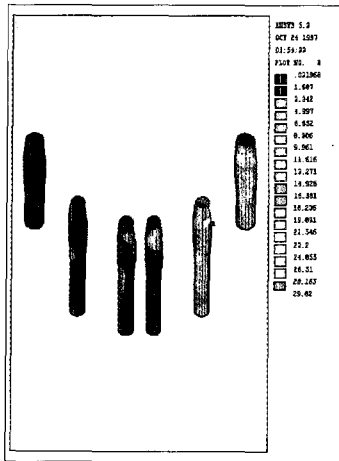


Fig. 26. implants of model C

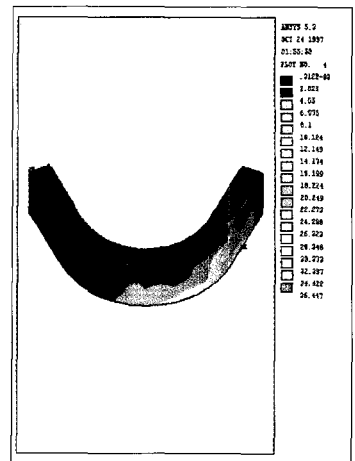


Fig. 27. superstructure of model C

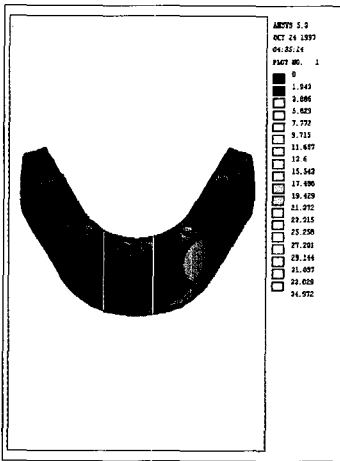


Fig. 28. bone of model C1

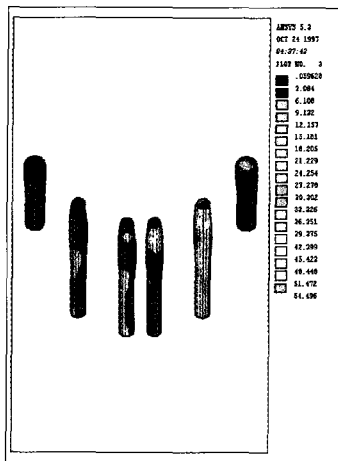


Fig. 29. implants of model C1

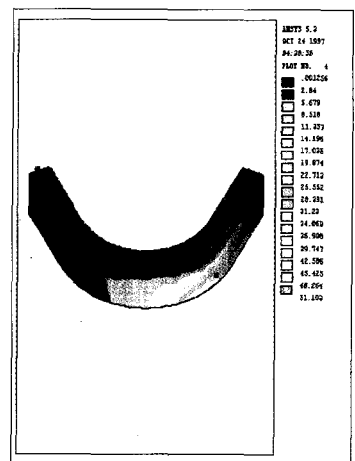


Fig. 30. superstructure of model C1

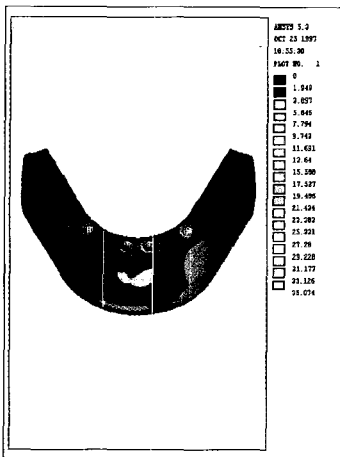


Fig. 31. bone of model C2

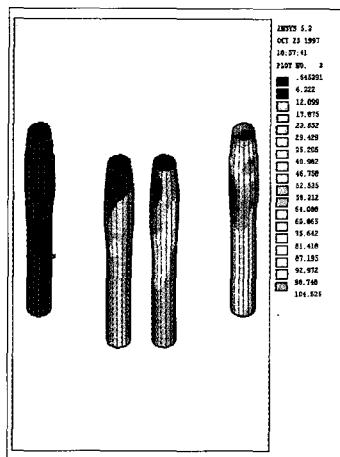


Fig. 32. implants of model C2

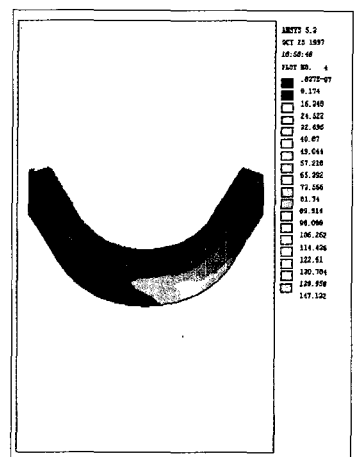


Fig. 33. superstructure of model C2

## ABSTRACT

# THREE DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS ON THE MANDIBULAR CANTILEVERED PROSTHESIS SUPPORTED BY IMPLANTS

Chul Cho, Sang-Wan Shin, Jong-Jin Kwon

*Major in Dentistry, Department of Medical Science, Graduate School, Korea University.*

One of the biggest clinical problems of osseointegrated implant prosthesis is the excessive stress caused by bite forces which are transferred directly into the bone through the osseointegrated implant fixtures. So several biodynamic problems occur when there is an excessive fatigue stress.

The factors of stress distribution are the number, kind, position, arrangement of the implants, and the distance between the implants, and the kind, quality of superstructure prosthesis and connection type between the rest implant and the superstructure. Recently, a distal short additional implant, so-called rest implant, is employed to reduced the stresses in conventional cantilevered prostheses.

This study was undertaken to analyze the stresses transferred by osseointegrated implant cantilevered prostheses depending upon the number and the position of implants, the presence of rest implant, and the type of their connection.

Three dimensional finite element analysis was attempted using ANSYS ver. 5.3 program under IBM INDIGO computer.

The results were as follows :

1. The rest implant influenced on the pattern of stress distribution on the anterior area of the mandible and the superstructure.
2. In the group employing the rest implants, the fixed type of connection between the rest implant and the superstructure was more stable than the ball attachment type on the stress distribution.
3. In the group employing the ball attachment between the rest implant and the superstructure, the case with 4-implants(on canine, premolar) was little more stable than the case with 6-implants and the case with 4-implants(on incisor, premolar) on the stress distribution.
4. In the cantilevered group, the case with 4-implants(on incisor, premolar) and the case with 6-implants were more stable than the case with 4-implants(on canine, premolar) on the stress distribution.
5. In all of the group, the case with 6-implants and the fixed type of connection was the most stable and the case with 4-implants(on canine, premolar) was the most unstable on the stress distribution.

---

**Key words** : Osseointegrated implant, Stress distribution, Rest implant, Cantilevered prostheses, Ball attachment, Fixed type of connection.