

## 고정성 보철물을 지지하는 골유착성 임플란트의 위치에 따른 지지조직에서의 유한요소적 응력분석

同慶大學 齒科大學 齒科大學  
兪東柱 · 申相完 · 徐奎源

### Abstract

#### Finite Element Stress Analysis on the Supporting Tissues depending upon the Position of Osseointegrated Implants Supporting Fixed Bridges.

Yoon Dong Joo D.D.S., MSc., Shin Sang Wan, MPH., Ph.D. MSc.

Suh Kyu Won, D.D.S., M.S.D., D.O.S.

*Department of Dentistry, College of Medicine, Korea University*

Many studies have been reported on the successful replacement of missing teeth with osseointegrated dental implants. However, little research has been carried out on the bio-mechanical aspect of the stress on the surrounding bone of the free-standing type of dental implant prostheses.

This experimental study was aimed to analyze the stress distribution pattern on the supporting tissues depending upon the position of osseointegrated implants supporting fixed bridges.

In the cases of unilateral partially edentulous mandible (the 2nd premolar and the 1st and 2nd molars missing), two osseointegrated implants were placed at the 2nd premolar and 2nd molar sites (Model A), the 1st and 2nd molar sites (Model B, Anterior cantilevered type), the 2nd premolar and 1st molar sites (Model C, Posterior cantilevered type). Chewing forces of dentate patients and denture wearer were applied vertically on the 2nd premolar, the 1st molar, and the 2nd molar of each model. A 3-Unit fixed partial denture was constructed at each model and cantilevered extension parts were involved in Model B and Model C.

Two dimensional finite element analysis was undertaken. The commercial software (Super SAP) for IBM 16 bit personal computer was utilized.

The results were as follows :

1. The magnitude of applied load influenced on the total value of stresses, but did not influence on the pattern of stress distribution.
2. The magnitude of stress developed from the supporting tissues were in order of Model C, Model A, Model B.
3. High stresses were concentrated on the cervical and apical portion of the implant/bone

interface.

4. A difference of the stress magnitude on the implant/bone interface between mesial and distal implant was most prominent in Model C and in order of Model A and Model B.
5. The stresses developed in Model A were evenly distributed throughout both implants.
6. The stresses concentrated on the cervical portion of cantilevered side were higher in the posterior cantilevered type than in the anterior cantilevered type.

## I. 서 론

지난 수 십년 동안 치과의사들은 저작력을 직접 악골에 전달하고 의치를 치조골에 고정하여 의치의 안정성을 증진시키려는 가능성을 실현하기위해 많은 노력을 경주해왔다<sup>1)</sup>. 그러나 1913년 Greenfield<sup>2)</sup> 이후 여러 임플란트의 시술방법 및 재료가 사용되어 왔음에도 생체적합성이 결여되어 실패하곤 하였다. 1950년대 재료학의 발전에 의해서 불활성 금속이 개발되면서 새로운 기술의 개발이 촉진됨에 따라 최근 30년동안 우리는 많은 방법들에 대한 평가를 하였으나 적절한 임플란트는 발견되지 않았으며 일반적인 보철치료 방법중의 하나로 여겨지지 못하였다.

그러나 Branemark<sup>3,4)</sup>에 의해 골유착(osseointegration) 개념이 보고 된 이래 골유착성 임플란트를 이용한 각종 보철치료가 시행되어 왔으며 Adell 등<sup>5)</sup>, Albrektsson 등<sup>6)</sup>, van Steenberghe<sup>7)</sup>의 장기간에 걸친 임상 연구결과 높은 성공율을 보임에 따라 최근 임플란트에 대한 관심과 이용이 증가되고 있다. 개발 초기 단계에서의 임플란트는 주로 무치악 환자의 수복에 이용되었으나 구강 위생에 대한 인식의 향상으로 치아 상실이 감소됨에 따라 부분 무치악 환자를 위한 보철 치료의 수요가 증가될 것으로 예견되고 있다<sup>8,9,10)</sup>.

부분 무치악의 경우 골유착성 임플란트 지대치를 자연치와 연결(splinting)하여 보철물을 장착할 것인가 아니면 임플란트만을 지대치로 이용(free-standing)할 것인가에 대한 논란이 있을 수 있다<sup>11)</sup>. 하지만 근래의 연구 결과에 따르면 결체조직의 계

재없이 골과 직접 결합된 골유착성 임플란트와 치주인대를 통해 응력완충작용이 가능한 자연치간의 동요도의 차이에서 오는 여러가지 임상적 문제의 발생을 방지 시킬 수 있으므로<sup>12,13)</sup>, 치아를 임플란트와 연결하는 이론적 근거가 명확치 않은 경우 가능하면 free-standing으로 수복 하는편이 유리한 것으로 보고 되고 있다<sup>14)</sup>. 그런데 김동<sup>15)</sup>과 김동<sup>16)</sup>은 보철물이 성공적으로 기능을 수행하려면 생체의 하중 지지능력 한계내에서 기능 하도록 설계되어야 한다고 하였으며, 임플란트의 식립위치와 배열의 형태가 하중분산의 중요한 요소로 작용한다는 보고<sup>17,18)</sup>에도 불구하고, 임플란트에 의해서만 지지되는 보철물이 지지조직에 발생시키는 응력의 분포양상에 대한 연구 보고는 거의 없는 실정이다. 특히 임상적 경험으로부터 Kennedy I 급 및 II 급 부분 무치악 증례를 많이 접하게 되는데 이때 가장 흔한 임상적 상황은 3개의 결손 치아를 2개의 임플란트를 이용하여 수복하는 것이다<sup>19)</sup>. 이 경우 임플란트의 식립 위치는 최종 보철물의 결정에 의해서 정해지나 해부학적 제한요소 때문에 보철치료시 cantilever연장을 고려해야되는 경우가 많다.

이에 저자는 하악 제2소구치와 제1·2대구치가 결손된 부위에 2개의 임플란트를 이용한 free-standing상태의 보철치료시 임플란트 지대치의 위치변화에 따라서 주위 지지조직에서 발생하는 응력의 분포양상을 상호 비교하여 임플란트 식립 위치 설정의 참고로 하고자 응력을 해석하는 여러가지 방법중 생체와 근사한 조건을 갖는 모형의 제작이 가능하며 보철물과 주위조직에서 발생하는 응력의 양상과 변위해석이 용이한 유한요소법<sup>20-23)</sup>을 이용하여 연구한 결과 다소의 지견을 얻었으므로 보고

하고자 한다.

## II. 연구재료 및 방법

본 연구에서의 유한 요소 표준 모델은 하악 제2 소구치와 제1·2대구치가 상실된 부분 무치악 부위에 2개의 임플란트를 식립한 것으로(이하 제2소구치는 5, 제1대구치는 6, 제2대구치는 7로 표시한다.) 5와 7 부위에 식립한 임플란트를 지대치로 하여 고정성 국소의치를 장착한 경우(Fig.1)와 6, 7에 식립한 임플란트를 지대치로 하고 5부위를 cantilever로 연장한 경우(Fig.2), 5와 6부위의 임플란트를 지대치로 하여 7부위를 cantilever로 연장한 경우(Fig.3)로 구분하여 총 3개의 표준 모델을 제작하였다. 각 모델의 구성물은 모두 사각형 요소(element)로 분할하였으며 각각 505개, 519개, 513개의 요소들로 구성되었다.

임플란트는 직경 4mm, 길이 10mm의 실린더형으로 청색으로 설계하였고, 티타늄 재질로서 골과의 계면은 골유착을 가정하여 절점을 서로 공유하도록 하였으며 인접 임플란트 사이의 거리는 5mm로 하였다. 또한 임플란트에 고정되는 상부 구조물과, 보철물, 그리고 고정 스크류는 모두 임플란트에 고정된 상태의 동일한 구조물로 간주하였다. 골조직은 치밀골과 해면골로 구분하여 치밀골은 적색, 해면골은 녹색으로 하였으며, 치밀골의 두께는 임플란트 식립시 치밀골 부위를 정지(flattening)하는 과정을 고려하여 방사선 사진상에서 실측하여 1mm로 하였으며 임플란트 주위의 골흡수는 없는 것으로 가정하였다.

상부 보철물의 재질은 Type III 금합금으로 가정하여 황색으로 설계하였으며, 그 형태와 크기는 Wheeler<sup>24)</sup>와 신<sup>25)</sup>의 자료를 이용하여 결정하였고, 대합치 맹출을 방지하는 범위내에서 하중부담 부위를 줄이기 위해 7의 근원심 폭경은 7mm로 5와 7의 폭경과 동일하게 축소하여 설계하였다. 또한 보철물은 치은 두께 3mm와 1mm의 여유공간을 고려하여 치밀골의 4mm 상방에 해당하는 transmucosal abutment 위에 위치하도록 하였는데 그 결과 치관/치근비는 1:1이 되었으며, 가공치부위와 cantilever 연장부위에서는 보철물의 하연이 가상의 치은에 근접하도록 설계하였다. 이상 총 4가지의 재료들로 구성된 유한요소모델에 각 재질마다 그에 상응하는 물성치가 대입되도록 하였고, 이때 응력계산을 위한 물성치로 탄성계수와 Poisson's ratio를 이용하였으며(Table 1), 김등<sup>16)</sup>의 연구에서 이용된 값을 참고로 하였다.

Table 1. Mechanical properties of materials

Material(color)	Young's modulus of elasticity(kg/mm <sup>2</sup> )	Poisson's ratio
Cancellous bone (green)	1.4e+02	0.30
Compact bone(red)	1.4e+03	0.32
ADA type III gold (yellow)	6.6e+04	0.33
Titanium(blue)	1.05e+04	0.30

모델에 가해지는 하중에 의해 구조물이 이동되거나 불안정한 변위 및 응력 결과치가 발생하는 현상을 방지하기 위해 골조직 하연의 절점들을 고정점으

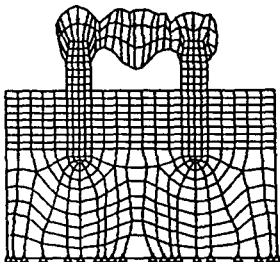


Fig.1. Finite element model : Model A(a)

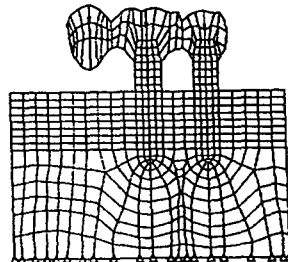


Fig.2. Finite element model : Model B(b)  
(Ant. cantilevered type)

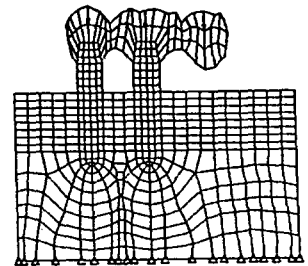


Fig.3. Finite element model : Model C(c)  
(Post. cantilevered type)

로 설정하여 수평(근원심) 및 수직(치축)방향으로 모두 고정하였으며, 각 임플란트의 하연첨부에서 고정점까지의 거리는 임플란트와 하악관 사이의 안전역(safety margin) 2mm를 고려하여 방사선 사진 상에서 실측한 값의 평균치인 12mm로 하였다.

모델에 부과된 하중은 수직방향의 정하중(static force)으로 임플란트와 가공치 및 cantilever 연장부의 근원심 수직 이동분선상의 보철물 최상단에 가하였으며, 대합치가 자연치인 경우(Model A,B,C)와 의치인 경우(Model a,b,c)로 나누어 각기 평균교합력에 해당되는 크기를 부여하였다. 대합치가 자연치인 경우 Haraldson<sup>26,27)</sup>과 Anderson<sup>28,29)</sup> 등의 보고를 참고하여 5에 10kg, 6에 20kg의 하중을 가하였고 7에는 근원심폭경을 5mm 동일하게 축소 한 것을 고려하여 하중의 크기도 비례적으로 감소시켜 15kg의 수직하중을 가하였다. 대합치를 의치로 가정한 경우 모델의 형태는 Model A, B, C에서와 동일하며 하중의 크기는 Schnitman<sup>11)</sup>의 보고를 참고하여 5에 0kg, 6에 14.5kg, 7에 9kg의 하중을 가하였다.

상기의 조건 및 자료를 유한 요소 분석 program 인 SuperSAP(Algor Inc.)에 입력한 후 IBM PC 386/AT로 계산을 실행시켜 응력의 분포를 관찰하였으며 계산된 수치의 결과를 VGA color monitor 상에 칼라 그래픽으로 변환시켜 육안적 분석을 용이하게 하였다.(사진부도 참조)

### III. 연구결과

본연구에서 관찰한 응력은 하중에 의해 지지조직에 발생하는 응력을 상호 비교하는데 용이한 전단 응력의 조합인 유효응력(von Mises stress)이었으며 그 크기에 따라 13개의 영역으로 나누어 각기 다른 색상으로 표시하였고 임플란트 지지조직 내에서의 응력분포를 좀더 명확히 확인하기 위하여 상부구조물과 보철물을 모델에서 제외한 상태에서의 유효응력을 관찰하였다.(사진 4-6, 10-12)

발생되는 응력의 수치적 표현을 위해 각각의 임플란트가 치밀골 상연 및 하연과 접하는 근원심부의 절점과, 임플란트 근단부의 만곡시작부와 첨부

Table 2. von Mises stress along implant - bone interface at the reference points

(Unit : kg/mm<sup>2</sup>)

Model R.point	A	a	B	b	C	c
A	0.1907	0.1163	0.3255	0.1993	0.1196	0.07307
B	0.1588	0.09688	0.2484	0.1521	0.1222	0.07469
C	0.1194	0.07308	0.1314	0.08037	0.1267	0.07744
D	0.1323	0.08094	0.1189	0.07278	0.1259	0.07700
E	0.1395	0.08534	0.1107	0.06778	0.09331	0.05705
F	0.1642	0.1005	0.09129	0.05596	0.09536	0.05585
G	0.1697	0.1038	0.1264	0.07742	0.1412	0.08709
H	0.1669	0.1025	0.1312	0.08085	0.1365	0.08277
I	0.1371	0.08414	0.08776	0.05396	0.06332	0.03845
J	0.1652	0.1010	0.1492	0.09125	0.1798	0.1099
K	0.1763	0.1078	0.1840	0.1125	0.2381	0.1455
L	0.1627	0.09950	0.1710	0.1046	0.2209	0.1350
M	0.1545	0.09426	0.1501	0.09162	0.3228	0.1971
N	0.1898	0.1159	0.1854	0.1133	0.3779	0.2307

\* Model A,B,C : Chewing forces of natural dentate patients were applied.

Model a,b,c : Chewing forces of denture wearer were applied.

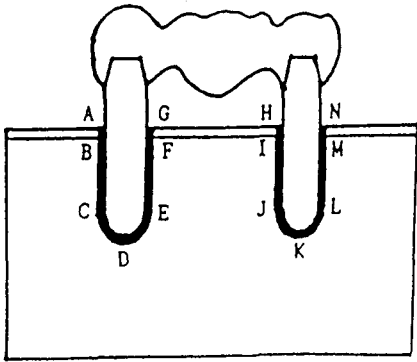


Fig.4. Reference points for comparison of stress : Model A(a)

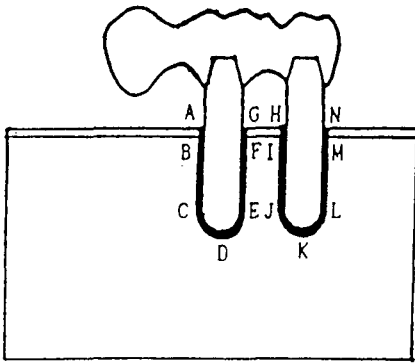


Fig.5. Reference points for comparison of stress : Model B(b)

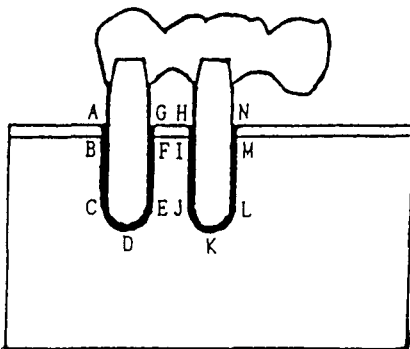


Fig.6. Reference points for comparison of stress : Model C(c)

의 절점을 참고점(reference point)으로하여 해당 부위의 절점들에 각기 고유문자를 부여한 후(Fig. 4,5,6)도표화 하였으며(Table. 2) 임플란트 주위에서의 전체적인 응력양상을 표현하기 위해 근심축

및 원심축 임플란트로 나누어 그림표를 작도하였다.(Fig. 7,8,9) 해당모델의 참고점과 그림표 및 컴퓨터 그래픽상에서 보이는 유효응력의 분포양상은 다음과 같다.

가) 5와 7 부위에 임플란트를 식립한 경우 (Model A와 a, Fig.7)

Model A와 Model a의 비교시 임플란트 주위 조직에서 발생하는 응력의 크기는 Model A에서 더 높았으나 전체적인 응력 분포양상은 유사하였다. 두 모델 모두에서 임플란트의 치밀골 접촉부 상연에서의 응력의 크기는 양측 임플란트의 근원심 모두에서 큰 차이를 보이지 않았으며, 임플란트 근단부의 만곡부와 첨부에서는 7 부위의 응력이 더 높았다.

근원과 원심 임플란트 주위에서 발생하는 응력은 5의 경우 치경부가 근단부보다 높은 양상을 보였으나 7에서는 큰차이를 보이지 않았다. 임플란트 주위조직에서의 전체적인 응력분포 양상은 7에서 더 큰 응력이 발생되었으나 5와 비교시 큰 차이를 보이지 않아 근원심 임플란트 지대치 주위로 비교적 유사한 응력분포 양상을 보였다.

전체 참고점에서의 최대 응력집중 부위는 5의 근심축 치밀골 접촉부 상연이었으며 최소 응력부위는 5임플란트 근단부의 근심축 만곡 시작부위였다.

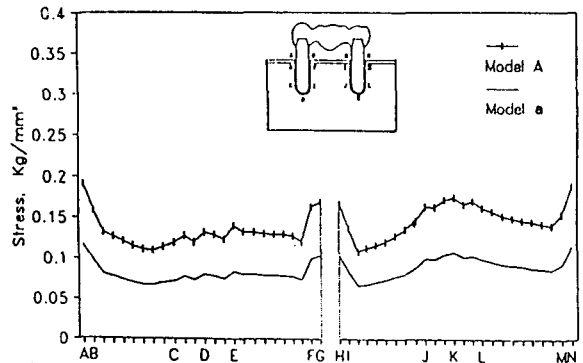


Fig.7. Calculated von Mises stress along implant-bone interface at Model A and Model a

나) 6와 7 부위에 임플란트를 식립한 경우 (Model B와 b, Fig.8)

Model B와 Model b의 전체적인 응력분포양상은 비슷하였으나 두 모델간의 응력차이는 5의 경우 임

플란트의 근심측 치경부에서 큰 양상을 보였으며 원심측으로 가면서 점차 낮아지는 양상을 보였고, 7의 경우는 임플란트 근단부에서 큰 차이를 보였다. 치경부에서 발생하는 응력을 6 근심면에 현저히 집중되었다.

근심과 원심 임플란트 주위에서 발생하는 응력은 6의 경우 치경부에서 현저하였으며 임플란트 근단부 및 원심측에서의 응력크기는 비슷한 양상을 보였다. 7에서는 원심측 치경부와 임플란트 근단부에서 유사한 응력 크기를 보였으며 근심측 치경부는 상대적으로 낮은 양상을 보였다. 임플란트 주위에서 발생하는 전체적인 응력의 크기론 6와 7의 비교시 큰 차이를 보이지 않았다.

전체 참고점에서의 최대 응력집중 부위는 6 근심측의 치밀골 접촉부 상연이었으며, 최소 부위는 7 근심측의 치밀골 접촉부 하연이었다.

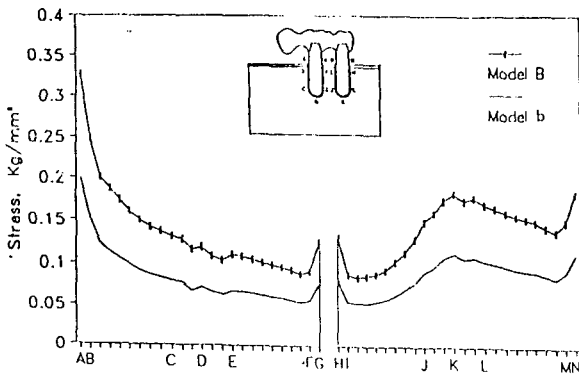


Fig.8. Calculated von Mises stress along implant-bone interface at Model B and Model b

다) 5와 6 부위에 임플란트를 식립한 경우 (Model C와 c, Fig. 9)

Model C와 Model c의 응력분포양상은 비슷하였으나 5의 경우 근심측 치경부에서 임플란트 근단부로 가면서 두 모델간의 응력차가 점차 커졌으며 원심측 치경부와 근단부 사이의 응력차이는 유사하였다.

치경부에서의 응력은 6 원심면에 현저히 집중되었으며 5의 근원심부 및 6 근심부에서는 비슷하였다. 임플란트의 근단부에서는 6에서 유발되는 응력이 5보다 약 2배정도 크게 나타났다.

근심과 원심 임플란트 주위에서 발생하는 응력은

5의 경우 전체적으로 임플란트 근단부와 원심측에 응력이 집중되는 양상을 보였다. 임플란트 주위에서 발생하는 전체적인 응력은 5와 비교해 6에 주로 집중되는 양상을 보였다.

이상과 같은 각 모델에서의 응력분포 양상을 서로 비교해 보면 임플란트 주위 조직에서 발생하는 전체적인 응력 크기는 Model C(Post.cantilevered type), Model A, Model B(Ant. cantilevered type)의 순서였으며 Model C의 경우 전체 모델중 최대 응력 집중부위와 최소 집중부위를 모두 보여 근원심 지대치간의 응력 분포 양상에 큰 차이를 보였다.

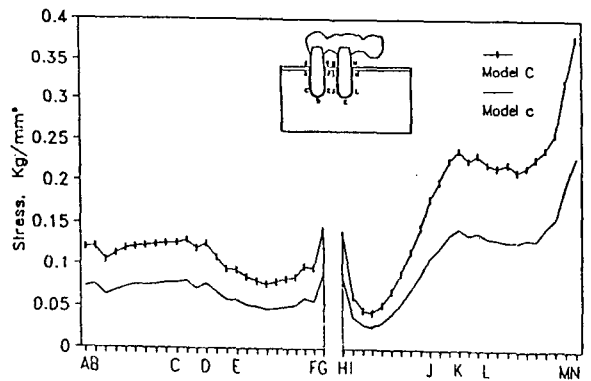


Fig.9. Calculated von Mises stress along implant-bone interface at Model C and Model c

지지조직 계면에서의 근심과 원심 임플란트 지대치간 응력의 차이는 Model C에서 가장 현저하였으며 Model A, Model B의 순서였다. 특히 Model B의 경우 양 지대치간 응력의 크기가 유사하였다.

치경부에서의 응력 분포 양상은 Model B와 Model C의 경우 cantilever 인근면에 집중되는 양상을 보였으나 Model A에서는 전체적으로 균등한 분포를 보였다. 임플란트 근단부에서의 근원심 임플란트 지대치간 응력의 차이는 Model C에서 가장 현저하였으며 Model B, Model A의 순서였다.

#### IV. 총괄 및 고안

임플란트를 이용한 보철 치료시 구강내 환경 요인으로 인해 보철물은 하중을 받는 위치에 있게되며 이러한 외부하중에 대한 내부반응으로 응력

(stress)이 발생하는데 이때 응력은 하중이 가해진 해당부위에 분산되므로 임플란트에 가해진 하중은 결과적으로 지지조직에서의 응력으로 나타나게 된다<sup>1)</sup>. 따라서 하중과의 생체역학적인 관계가 조화를 이루지 못하게 되면 임플란트와 악골간의 결합의 파괴, 보철물 자체의 손상, 변연골 흡수등의 문제를 야기하게 되므로<sup>30,31)</sup>, 보철물이 성공적으로 유지되기 위해서는 생체의 하중부담 한계를 넘지않는 범위 내에서 응력이 적절히 분산될 수 있도록 설계해야 한다<sup>15,16)</sup>. 그리고 이러한 하중의 분산과 관련하여 임플란트의 형태와 재료의 특성, 골과의 결합상태, 임플란트의 식립 위치와 배열상태등이 악골에서의 응력분산에 상관된 의미를 갖는 것으로 보고되고 있다<sup>17,18)</sup>.

특히 부분 무치악의 경우 전통적인 보철 술식에 비해 임플란트를 이용한 보철 치료가 여러가지 잇점이 있음에도 불구하고, 자연치아의 존재로인해 임플란트의 식립위치 및 배열의 문제와 상부보철물의 설계등 임상적 진단의 어려움이 있다. 그중에서도 상부 보철물 제작과 관련하여 자연치와 연결(splinting)할 것인가 아니면 임플란트만을 이용(free-standing)하여 지지를 얻을 것인가에 대한 논란이 있는데<sup>11)</sup>, 자연치와 연결할 경우 치주인대를 통해 응력완충 작용이 가능한 자연치와 골과 직접 결합되어 저작력이 직접 골조직으로 전달되는 임플란트간의 견고성의 차이로 인해 보철물의 파괴등 여러가지 문제가 발생되고 있으며<sup>30,31)</sup>, 이러한 지지기전의 차이를 보상하기위해 임플란트내에 가동성을 부여하는 응력완압장치<sup>32-34)</sup>나, attachment의 사용<sup>35)</sup>, telescopic crown<sup>19)</sup>등의 사용이 권장되고 있으나 치아자체가 갖는 운동을 정밀하게 재현시키지는 못하며 아직 어떤 장치를 사용하는것이 이로운가에 대한 정립된 이론이 없는 실정이다.

이러한 문제를 해결하기 위해 가능하면 free-standing으로 제작하는 경향이 있는데 Naert 등<sup>14)</sup>은 임플란트를 자연치와 연결하는 이론적 근거가 명확치 않은 경우 가능하면 임플란트만을 지대치로 이용하여 고정식 보철물을 장착하는 것이 동요도의 차이에서 발생하는 문제를 해결하는 방법으로 제시했으며, Sullivan<sup>19)</sup>은 유리단 무치악의 경우 자연치가 수복될 필요가 없다며 최소 2개의 임플란트를

이용하여 고정성 국소의치를 장착해 주는 것이 최선의 치료이며 자연치가 수복되어야 될 경우 비고정성 연결(non-rigid connection)이 갖는 잇점에 대해서 보고했다. 하지만 free-standing 상태의 보철물이 하중하에서 생체에 미치는 영향에 대한 연구 보고는 많지 않으며 임플란트 지대치의 위치변화가 주위 지지조직에 발생시키는 응력의 분포양상에 대한 역학적인 지침도 부족한 실정이다.

일반적으로 보철물에 대한 생체역학적인 연구는 여러가지 제한 요소로 인해 구강내에서 직접 시행하기가 곤란하기 때문에 공학적인 개념을 이용한 다양한 방법들이 시도되고 있으며 이와 관련된 실험적 방법으로는 Electric resistance strain gauges, Brittle lacquer coatings, Holography, 광탄성 응력 분석법 및 유한요소 분석법등이 있는데<sup>14)</sup>, 그중 유한요소법은 다양한 물성치로 이루어지는 구조물을 절점에서 서로 연결되는 유한개의 작은 요소로 나누어 연속체 문제를 유한 차원 문제로 수식화하여 근사적 값을 구하는 수치적 방법으로 불규칙하고 복잡한 구조물에 대해 응력의 방향과 크기까지 분석할 수 있으며 각 요소의 기계적 양상을 절점들의 변위 기능에 의해 확인 할 수 있는 장점이 있다<sup>32)</sup>. 또한 컴퓨터를 이용하여 생체와 가장 근사한 조건을 갖는 모형의 제작이 가능하므로 근래 이 방법을 이용한 치의학 분야의 논문들이 다수 보고되고 있는데<sup>36-41)</sup>, Riger 등<sup>42)</sup>은 각기 다른 형태를 갖는 임플란트에 대해 이차원 축대칭 유한요소 모형을 설계한 후 탄성계수의 변화가 지지조직내에서 발생시키는 응력의 분산 양상을 평가한 결과 재료의 탄성율과 임플란트의 형태가 응력 분산에 중요한 영향을 미침을 밝혀 냈으며 Borches와 Reichart<sup>43)</sup>는 3차원 유한요소법을 이용하여 수직 및 측방하중이 임플란트에 미치는 영향을 평가한 결과 주로 치조골정에 높은 응력이 발생했으며 특히 측방력이 가해졌을 때 응력집중이 가중됨을 보고했다. Siegele 등<sup>44)</sup>은 악골내에서의 응력분산에 임플란트의 형태가 미치는 영향에 대한 조사에서 임플란트의 기하학적 형태와 골과의 부착방법의 차이가 골내에서의 응력분산에 영향을 주는 요인으로 작용함을 주장했다.

유한요소법을 이용한 계산을 시행하고나면 최대

및 최소 주응력, 전단응력, 유효응력등의 다양한 응력 결과치가 나오는데 그중 유효응력은 요소내 전단응력 차이의 제곱합으로 표현되는 가정 수식값으로 발생하는 응력의 심각도를 상호 비교하는데 용이 하므로 단지 동일 조건으로 표준화된 모형간의 응력의 상대적 수치비교라는 한계에도 불구하고 유효응력을 평가의 대상으로 하였다<sup>16)</sup>.

본 연구에서는 부분 무치악부에 임플란트만을 이용한 free-standing상태의 보철 치료시 임플란트의 식립 위치에 따른 지지조직 계면에서의 응력분포를 비교 평가하고자 하였으며 Kennedy I 급 및 II 급 부분 무치악 증례에서 가장 흔한 임상적 상황은 3개의 수복될 치아를 2개의 임플란트를 이용하여 지지하는 것이며 이때 임플란트의 식립 위치는 보철적, 외과적 결정이 함께 고려되어 정해져야 한다고 주장한 Sullivan<sup>19)</sup>의 보고를 참고하여 해부학적 구조의 재현이 비교적 용이하다고 판단되는 하악에서의 제2소구치와, 제1·2대구치의 상실례를 유한요소 모형으로 선택하였다. 악골내의 임플란트는 실제 임상에서는 상부구조물과 고정스크류에 의해 연결되나 van Rossen<sup>32)</sup>이 임플란트 주위로 응력을 균일하게 분산시키기 위해서는 가능한한 견고하게 제작해야한다고 보고한 바에 의하여 완전히 고정된 동일한 구조물로 간주하였고, 골과의 계면은 골유착 상태를 가정하여 절점을 서로 공유하도록 하였으며 식립부위의 해부학적 위치와 임상적 사용빈도 및 분석의 표준화를 고려하여 모두 직경 4mm, 길이 10mm 의 실린더형 티타늄 임플란트를 이용하였다.

골조직은 이차원 유한요소법을 이용한 연구에서 임플란트에 가해지는 교합력이 대부분 치밀골에 의해 지지되며 해면골은 큰 역할을 하지 않는다고한 Kitoh<sup>45)</sup>과 Knoell<sup>46)</sup>의 보고와 Borches와 Reichart<sup>43)</sup>가 3차원 유한요소법을 이용하여 연구한 결과 임플란트를 둘러싸는 치밀골의 존재로인해 응력집중이 감소될 수 있다고 주장한 바에 의거하여 해면골과 치밀골로 구분하여 약 10배의 탄성계수 차이를 갖도록 설계하였으며 임플란트 주위의 골상실율에 대한 나양한 보고<sup>14, 47)</sup>가 있으나, 임상적 상황에 의존하는 바가 크다고 사료되어 골흡수는 없는 것으로 가정하였다.

상부보철물의 재질은 Bränemark<sup>3, 13)</sup>이 추천한 바와같은 ADA type III 금합금으로 하였으며 그 형태와 크기는 자연치의 해부학적 평균치에 의거하여 설계하였으나 7의 경우 교합면의 축소가 하중부담을 줄일 수 있으며 Jemt<sup>48)</sup>의 이론에 의하면 cantilever의 길이가 짧아질 수록 임플란트 및 하악골에 발생하는 응력이 비례적으로 감소되므로 대합치의 맹출을 방지할 수 있는 범위내에서 축소하여 5의 근원심 폭경과 동일하게 설계하였다.

그리고 보철물은 응력분산에 큰 영향을 미치지 않을 것으로 사료되는 가상의 치은두께 3mm와 1mm의 여유공간을 고려하여 치밀골의 4mm상방에 해당하는 transmucosal abutment위에 위치하도록 하였으며, 하악 유리단 무치악 부위의 경우 치아 상실로인한 치조골 흡수와 하악관의 존재로인한 해부학적 제한요소 때문에 충분한 길이의 임플란트를 식립하는데 어려움이 있으므로 치은두께를 고려하여 상부구조물을 설계한 결과 치관/치근비는 1:1이 되어 치경부 골면에서부터의 치관의 치근에 대한 길이가 자연치아에서보다 길어지므로 회전에 대한 저항면에서 상대적으로 불리하기 때문에 cantilever형태의 보철물 장착시는 지렛대 작용이 크게 나타날 것으로 사료되었다.

유한요소법을 시행시 불안정한 변위 및 응력 결과치가 발생하는 현상을 방지하기위해 고정 부위가 있어야 하는데 본 실험에서는 하악골 하연의 절점들을 고정점으로 정하였으며 Klinge<sup>49)</sup>이 임플란트와 하악관 사이의 안전역은 최소한 1~2mm가 되어야 한다고 주장한 바를 참고하여 임플란트 근단부의 첨부와 고정점 까지의 거리는 확대율을 고려하여 방사선 사진상에서 실측한 값의 평균치인 12mm로 하였다.

모델에 부과된 하중은 대합치가 자연치인 경우와 의치인 경우로 나누어 각기 평균교합력에 해당하는 크기를 가하였으며 임플란트와 가공치 및 cantilever 연장부의 근원심 수직 이동분선상의 보철물 상단부를 하중이 가해지는 위치로 선정하였는데 이때 편측으로 치우쳐 하중이 가해질 경우 상부 보철물 및 임플란트에 회전력이 발생하여 지지조직에 유해한 응력을 유발시킬 가능성이 있으며 치축 방향으로의 하중이 측방력에 비해 유리한 것으로 보고되



고 있는 사실을 인용하였다<sup>13)</sup>. 응력 계산을 위한 물성치로는 Poisson's ratio와 탄성계수를 이용하였는데 Poisson's ratio는 구조내의 원자배열이 어느방향에서나 동일하다는 등방성(isotropicity)과 관련된 변수로 실제 구조물은 약간의 비등방성을 내포하고 있으나 해당 구조물의 Poisson's ratio를 계산 과정에 포함시킴으로써 실제와의 차이를 보완하였으며 비례한계를 넘는 하중을 가할시 발생될 수 있는 탄성계수 적용상의 문제를 해결하기 위해 하중의 크기는 각 구조물의 비례한계를 넘지않는 값들로 설정하였다<sup>15, 16, 32)</sup>.

이상과 같은 조건하에서 설계된 본연구 모델에서의 유효응력의 결과를 살펴보면 임플란트 식립위치의 변화가 응력분포의 변화를 초래한다는 김등<sup>15)</sup>의 연구와 일치했으며, 지지조직에서의 응력은 각 임플란트주위의 치경부와 근단부에 집중되는 양상을 보였는데 치경부의 경우 견고한 치밀골의 존재로 인해 가해진 하중에 대한 감폭효과가 해면골과 비교시 상대적으로 적었기 때문으로 사료되며 자연치에서는 치주인대의 완압효과로 인해 주로 치관부에 응력이 집중되나 임플란트는 결체조직의 개재없이 악골과 유착되므로 수직방향으로 가해진 하중이 감폭작용없이 임플란트의 장축을 따라 분산되었기 때문으로 사료된다.

하중의 변화에 따른 응력의 변화를 보면 김등<sup>16)</sup>과 Skalak<sup>17)</sup>의 보고에서와 같이 하중의 크기가 증가될수록 비례하여 응력의 크기가 증가하였으나 응력분포 양상에는 영향을 주지 않았다. 임플란트 주위조직에서 발생하는 전체적 응력의 크기는 Model C에서 가장 높았으며 Model B에서 가장 낮은 양상을 보였다. 각 모델의 치경부에서의 응력분포 양상은 Model A의 경우 근, 원심 임플란트 모두에서 비슷한 크기를 보였으나 Model B와 Model C의 경우 cantilever인근면에 높은 응력집중을 보였다. 이는 cantilever에 인접한 임플란트의 근단부를 회전축으로 하는 지렛대 효과로 인해 모멘트 현상이 작용되었기 때문으로 7의 치관의 근원심 폭경을 5와 동일하게 축소한 것을 고려하면 7부위에 약 1.5배의 더 큰 하중이 가해진 결과로 사료된다. 그리고 임플란트 하단부 계면에서의 근심과 원심 임플란트 지대치간 응력의 차이는 Model C에서 가장 현저하

였으며 Model B, Model A와 Mode B의 경우 하중의 크기와는 무관하게 근심 및 원심 임플란트의 계면에서 발생하는 총응력의 크기가 비슷하였으며 특히, Model B의 경우는 두 임플란트간 거의 동일한 크기의 응력 발생을 보였다.

이상의 연구 결과로 보아 5, 6, 7 부위의 치아 상실례에서 2개의 임플란트를 가해진 고정식 국소의치 계획시 Model A가 가장 양호하고 그 다음이 Model B(anterior cantilevered type)이었고 Model C(posterior cantilevered type)의 경우가 응력분산 면에서 가장 불리할 것으로 사료되었다. Sullivan<sup>19)</sup>은 부분부치와 환자의 임플란트 보철치료시 후방에 위치하는 2개의 임플란트를 지대치로 하여 전방부로 연장되는 cantilever부위를 갖는 보철물 형태가 가장 빈번히 사용된다고 보고 하였는데 이 경우에도 cantilever인접 치밀골 부위에 응력이 집중되는 경향을 보여 Model A와 비교시 임플란트 인접 치조골 유지에 상대적으로 불리할 것으로 사료되어 가능하다면 cantilever를 갖지않는 형태가 유리하다고 볼 수 있고, 부득이 cantilever type이 요구되는 경우에는 anterior cantilevered type이 posterior cantilevered type보다 유리할 것으로 사료되었다.

이상과 같은 연구결과에도 불구하고 본연구에서는 몇가지 제한점을 갖고 있는데 유효응력은 단지 동일조건으로 표준화된 모형간에서의 응력에 대한 상대적 수치비교이므로 응력의 크기와 임상적 실제상황이 직접적인 상관관계가 있다고는 단언할 수 없으며, 2차원 모형은 실제 하악조직의 3차원적 구조를 단순화시키는 문제점이 있으므로, 향후 3차원 유한요소법등을 이용하여 재분석 해야될 필요가 있다고 생각된다. 또한, 임플란트에 수직력보다 더 유해하다고 보고된 측방력에 대한 고려 및 상부보철물의 재료와 충격완압장치의 사용등이 free-standing 임플란트 보철물의 응력분산에 미치는 영향에 대한 연구가 있어야 될 것으로 사료된다.

## V. 결 론

하악 제2소구치와, 제1·2대구치가 상실된 부위에 2개의 임플란트를 이용한 free-standing상태

의 보철치료시 임플란트 지대치의 위치변화가 평균 교합력에 의해 주위 지지조직에 발생시키는 응력의 분포양상을 상호 비교하기위해 유한요소법을 이용하여 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 하중의 크기변화는 발생응력의 크기에 영향을 미쳤으나 전체적인 응력분포 양상은 유사하였다.
2. 임플란트 주위조직에서 발생하는 전체적인 응력의 크기는 Model C(Posterior cantilevered type), Model A, Model B(Anterior cantilevered type)의 순서였다.
3. 지지조직에서의 응력은 각 임플란트 주위의 치경부와 근단부에 집중되는 양상을 보였다.
4. 지지조직 계면에서의 근원심 임플란트간의 전체적인 응력의 차이는 ModelC에서 가장 현저하였으며 Model A, Model B의 순서였다.
5. Model A에서는 근원심 임플란트간 전체적으로 균등한 응력 분포를 보였다.
6. Cantilever에 인접한 치경부에서의 응력은 Posterior cantilevered type에서 Anterior cantilevered type보다 크게 집중되는 경향을 보였다.

### 참 고 문 헌

1. Shin, S.W. : *Photoelastic stress analysis on the surrounding bone of the osseointegrated implants supporting bar overdentures. Thesis, University of London, September, 1991.*
2. McKinney, R.V. : *Endosteal dental implants. Mosby—Year Book, Inc. St. Louis, 1991.*
3. Brånemark, P.I., Zarb, G.A. and Albrektsson, T. : *Tissue-integrated prosthesis : Osseointegration in clinical dentistry. Quintessence Publ. Co., Chicago, 117, 1985.*
4. Brånemark, P.I. : *Osseointegration and its experimental background. J. Prosthet. Dent., 50: 399, 1983.*
5. Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B and Brånemark, P.I. : *A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int. J. Oral Surg., 10:387, 1981.*
6. Albrektsson, T. and Lekholm, U. : *Osseo-inte-*

*gration : Current state of the art. Dent. Clin. North. Am., 33:537, 1989.*

7. van Steenberghe, D. : *A retrospective multicenter evaluation of the survival rate of osseointegrated fixtures supporting fixed partial prostheses in the treatment of partial edentulism. J. Prosthet. Dent., 61:217, 1989.*
8. Smith, D.E. : *A review of endosseous implants for partially edentulous patients. Int. J. Prosthodont., 3:12, 1990.*
9. Weintraub, J. and Burt, B. : *Oral health status in the United States : Teeth loss and edentulism. J.Dent. Educ., 49:368, 1985.*
10. Douglass, C.W. : *The role of specialists in provision of prosthodontic services. J. Prosthet. Dent., 50:844, 1983.*
11. Schnitman, P.A., Rubenstein, J.E., Whörle, P.S., DaSilva, J.D. and Koch, G.G. : *Implants for partial edentulism. J. Dent. Educ., 52:725, 1988.*
12. Finger, I.M. and Guerra, L.R. : *Prosthetic considerations in reconstructive implantology. Dent. Clin. North. Am., 30:69, 1986.*
13. Hobo, S., Ichida, E. and Garcia, L.T. : *Osseointegration and occlusal rehabilitation, Quintessence Publ. Co., Chicago, 1989.*
14. Naert, I., Quirynen, M., Steenberghe, D.V. and Darius, P. : *A six year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. J. Prosthet. Dent., 67:236, 1992.*
15. 김동원, 김영수 : 골유착성 보철물에 관한 삼차원 유한요소 분석적 연구. 대한치과보철학회지, 29:167, 1991.
16. 김용호, 김영수 : 골유착성 임플란트 보철치료시 자연지대치와의 연결 형태에 관한 유한요소적 응력분석연구. 대한치과보철학회지. 29:1, 1991.
17. Skalak, R. : *Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J. Prosthet. Dent., 49:843, 1983.*

18. Rangert, B., Jemt, T. and Lars J. : *Force and moments on Brånemark implants. Int. J. Oral Maxil. Implan.*, 4:241, 1989.
19. Sullivan, D.Y. : *Prosthetic considerations of the utilization of osseointegrated fixtures in the partially edentulous arch. Int. J. Oral Maxil. Implan.*, 1:39, 1986.
20. 최수호, 정재현 : 골내 임플란트를 이용한 고정성 국소의치하에서 변위 및 응력에 관한 유한요소법적분석. 대한치과보철학회지, 29:223, 1991.
21. 김정희, 정재현, 조규종 : Overdenture하에서 하악응력 및 의치의 변위에 관한 유한요소법적분석. 대한치과보철학회지, 28:63, 1990.
22. 양홍서 : Cantilever bridge 장착시의 응력분포에 관한 연구. 전남대학교 논문집, 36:19, 1991.
23. 정관호, 배태성, 송광엽, 박찬운 : Brånemark 골유착성 메식체의 금관수복 재료에 따른 지지조직의 응력분석. 대한치과보철학회지, 28:199, 1990.
24. Wheeler, R.C. : *Dental Anatomy, Physiology and Occlusion. W.B.Saunders Co., Philadelphia*, 1974.
25. 신제원 : *치아형태학*, 정문사, 서울, 1991.
26. Haraldson, T. and Zarb, G. : *A 10-year follow-up study of the masticatory system after treatment with osseointegrated implant bridges. Scan. J. Dent. Res.*, 96:243, 1988.
27. Haraldson, T., Karlsson, U. and Calsson, G. E. : *Bite force and oral function in complete denture wearers. J. Oral Rehabil.*, 6:41, 1979.
28. Anderson, D.J. : *Measurements of stress in mastication I + II. J. Dent. Res.*, 35:664, 1956.
29. Anderson, D.J. : *Measurements of stress in mastication II. J. Dent. Res.*, 35:671, 1956.
30. 고현주, 정재현 : 골유착성 임플란트 보철수복시 지대치와의 고정유무에 따른 유한요소법적응력분석. 대한치과보철학회지, 29:147, 1991.
31. Chapman, R.J. : *Principles of occlusion for implant prostheses : Guidelines for position, timing, and force of occlusal contact. Quintessence Int.*, 20 : 473, 1989.
32. Rossen, I.P., Braak, L.H., Putter, C. and Groot, K. : *Stress-absorbing elements in dental implants. J. Prosthet. Dent.*, 198:64, 1990.
33. McGlumphy, E.A., Campagni, W.V. and Peterson, L.J. : *A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element. J. Prosthet. Dent.*, 62:586, 1989.
34. Brunski, J.B. : *Biomechanics of oral implants : Future research directions. J. Dent. Educ.*, 52:775, 1988.
35. Ericsson, I., Lekholm, U., Brånemark, P.I., Lindhe, J., Glantz, P.O. and Nyman, S. : *A clinical evaluation of fixed-bridge restoration supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants. J. Clin. Periodontol.*, 307:13, 1986.
36. Cook, S.D., Weinstein, A.M. and Klawitter, J.J. : *A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant. J. Dent. Res.*, 61:25, 1982.
37. Rieger, M.R., Adams, W.K., Kinzel, G.L. and Brose, M.O. : *Alternative materials for three endosseous implants. J. Prosthet. Dent.*, 61:717, 1989.
38. Rieger, M.R., Mayberry, M. and Brose, M. O. : *Finite element analysis of six endosseous implants. J. Prosthet. Dent.*, 63:671, 1990.
39. Rieger, M.R., Adams, W.K., Kinzel, G.L. and Brose, M.O. : *Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants. J. Prosthet. Dent.*, 62:436, 1980.
40. Takahashi, N., Kitagami, T. and Komori, T. : *Analysis of stress on a fixed partial denture with a blade-vent implant abutment. J. Prosthet. Dent.*, 40:186, 1978.
41. Yang, H.S. and Thompson, V.P. : *A two-dimensional stress analysis comparing fixed*

- prosthodontic approaches to the tilted molar abutment. Int. J. Prosthodont.*, 4:416, 1991.
42. Rieger, M.R., Fareed, K., Adams, W.K. and Tanquist, R.A. : *Bone stress distribution for three endosseous implants. J. Prosthet. Dent.*, 61:223, 1989.
  43. Borchers, L. and Reichart, P. : *Three dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. J.Dent. Res.*, 62:155, 1983.
  44. Siegele, D. and Soltesz, U. : *Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. Int. J. Oral Maxil. Implan.*, 4:333, 1989.
  45. Kitoh, M., Suetsugu, T., Murakami, Y. and Tabata, T. : *A biomathematical study on implant design and stress distribution. Bull Tokyo. Med. Dent. Univ.*, 25:269, 1978.
  46. Knoell, A.C. : *A mathematical model of an in vitro human mandible. J. Biomech.*, 10:159, 1977.
  47. Lindquist, L.W., Rockler, B. and Carlsson, G.E. : *Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue integrated prosthesis. J. Prosthet. Dent.*, 59:59, 1988.
  48. Rangert, B., Jemt, T. and Lars, J. : *Forces and moments on Bränemark implants. Int. J. Oral Maxil. Implan.*, 4:241, 1989.
  49. Klinge, B., Petersson, A. and Maly, P. : *Location of the mandibular canal: Comparison of macroscopic findings, conventional radiography, and computed tomography. Int. J. Oral Maxil. Implan.*, 4:327, 1989.

»논문사진부도«

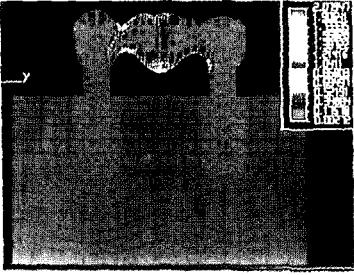


사진 1. (Model A)

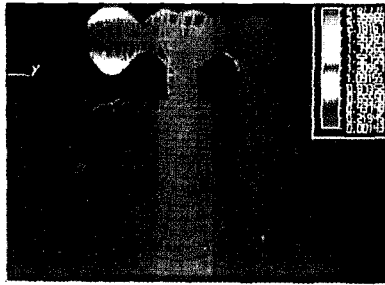


사진 2. (Model B)

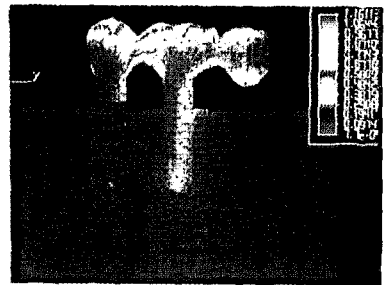


사진 3. (Model C)

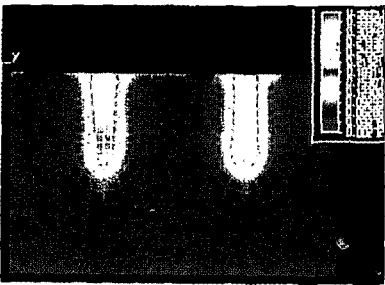


사진 4. (Model A)

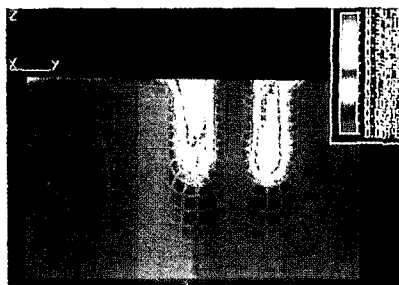


사진 5. (Model B)

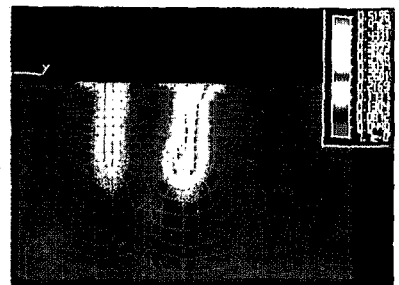


사진 6. (Model C)

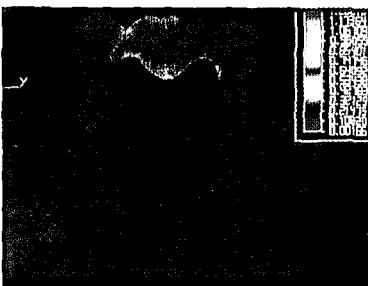


사진 7. (Model a)

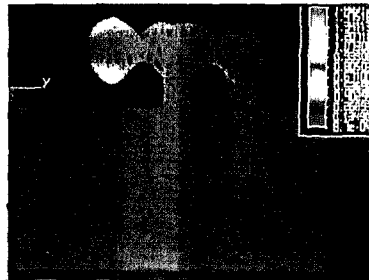


사진 8. (Model b)

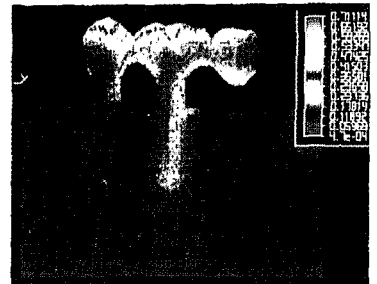


사진 9. (Model c)

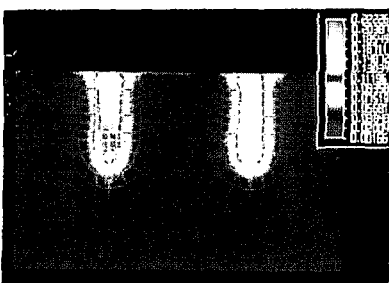


사진 10.(Model a)

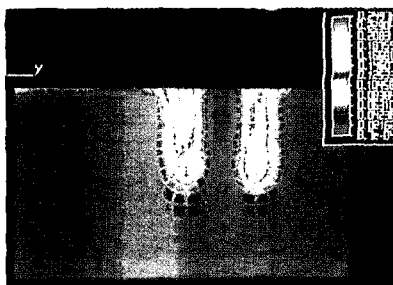


사진 11.(Model b)

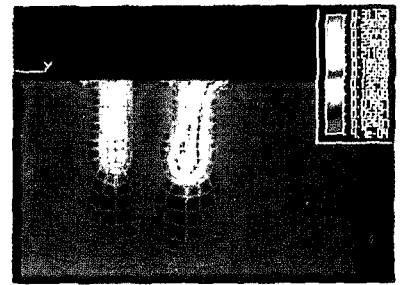


사진 12.(Model c)