

치아 및 임플란트 지지 고정성 국소의치에서 내가동 연결장치의 변형에 관한 유한요소법적 분석

조선대학교 치과대학 치과보철학 교실
전남대학교 공과대학 기계공학교실*

김창호 · 최아영 · 계기성 · 조규중*

I. 서 론

1969년 스웨덴의 Branemark이 골유착개념을 보고하면서 자연치와 유사한 형태의 인공치근을 상실치 부위의 치조골내에 식립하여 보철물의 지지대로 사용할 수 있음을 밝힌 후^{1,2)} 이에 근거를 둔 치근형 임플란트가 소개되고 그 효율성이 입증됨에 따라 골유착성 임플란트는 다양한 보철물의 유지장치로 널리 이용되고 있다³⁻⁶⁾.

골 유착성 임플란트를 이용한 초기단계에서는 주로 무치악을 대상으로 하여 임플란트의 재료나 기하학적 형태등의 생체 친화성에 대해 연구의 초점이 맞춰졌으나⁷⁻¹³⁾ 요즘에는 부분 무치악의 증례에도 활발히 이용되어 임상적 적용범위가 확대되어 가면서 임플란트가 치아의 역할을 대신함으로써 발생하는 생체 기능성에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다^{3,4,14-21)}.

특히 임플란트를 자연치와 연결하여 보철물을 제작하는 경우 임플란트 지대치는 거의 동요가 없어 외력에 대해 어느정도 완충역할을 하는 탄성체로 볼 수 있는 자연치 치근막간의 동요도 차이에 의한 문제를 해결하기 위한 많은 방안이 연구, 보고되고 있는 실정이다.

결국 보철물이 성공적으로 기능을 수행하기 위해서는 저작력에 의해 발생하는 응력이 생

체의 하중지지능력 한계내에서 기능하도록 설계되어야 하며, 저작력을 골조직에 직접 전달하는 능력이 있는 골유착성 임플란트를 지대치로 사용하는 경우에는 더욱 중요하다^{3-6,14,22,23)}.

이에 균일한 응력 분산을 위해 단지 두 지대치간에는 현저한 동요도 차이가 있다는 사실에 근거하여 자연치와 임플란트 지대치가 한 보철물 내에서 기능하게 될 경우에는 상부 구조물에 두 지대치간의 상이한 동요도를 허락할 수 있는 비고정성 연결장치를 이용해야 한다는 이론과 자연치에서의 치주인대와 유사한 완충 기능을 가진 재료를 사용하여 교합압을 완화시키거나 임플란트의 근단부쪽으로 집중되는 압력을 분산시킨다는 2가지 개념이 대두되었으며^{21,23)}, 1970년대 초 독일의 Kirsch A.는 후자의 개념을 바탕으로 임플란트체에 자연치의 치주인대의 기능을 모방한 응력 흡수요소(stress-absorbing element)로서 내가동장치(IME ; intramobile element)를 포함하고 있는 IMZ(intramobile cylinder) system을 개발하였다^{14,19,24-26)}. 내가동 장치는 임플란트 내부에 치주인대의 기능과 유사한 점탄성을 부여함으로써 골-임플란트 계면, 임플란트-보철물계 모두에서 충격을 완화시켜 주고^{14,19,21,25)} 자연치와 연결하여 자연치의 고유수용기를 최대한 활용하려는 의도로 개발 되었으나, IME 자체의

변형 및 나사의 느슨함, 파절등으로 인해 자주 교체해야하는 번거로움이 존재하여 근래에는 내가동 연결장치(IMC ; intraomobile connector)와 Titanium insert로 대체 개발됨으로써 내가동 장치에 발생하는 응력 집중으로 인한 파절문제를 보완하고 보철 술식이 간단하며 임플란트 주위 지지골에 보다 양호한 응력 분산효과를 얻을수 있게 되었다. IMC의 완압기구는 IME와 다소 달라 fastening screw가 순티타늄제의 insert로 꼭 조여져 있으며 수직 하중에 대해서는 IMC의 얇은 티타늄 부분이 탄성을 가지므로써 상하로 완충하고 측방하중 시에는 fastening screw가 하중방향으로 휘면서 IMC가 압박되어 완충된다.

최근에 IMC의 효과에 관한 많은 연구결과가 보고되고 있지만 IMZ 임플란트의 장점이라 할 수 있는 자연치와 여러 방법으로 연결된 상태에서 기능하중에 대한 IMC의 역할에 대한 보고는 미흡한 실정이다. 이에 본 연구에서는 유한요소법을 이용하여 어떤 방법으로든 자연치와 연결된 상태에서 기능하중시 변형을 simulation(모방) 하여 IMC의 역학적 성질을 규명하고자 한다.

II. 연구재료 및 방법

1. 유한 요소 모델 설계

본 연구에서는 편측 하악 제 1,2 소구치가 결손된것으로 가정하고 제2소구치부위에 내가동 연결 장치가 내재된 실린더형 IMZ 임플란트를 식립하여 수복하는 것을 대상으로 하여 임플란트, 치아, 치주인대, 치밀골 및 해면골, 보철물 등이 유한개의 절점으로 연결되어 기하학적인 집합체로 구성된 2차원 유한 요소 모형(Fig 1, 2, 3)을 설계하였다.

이때 보철물의 연결방법을 달리하여 임플란트와 자연치를 고정성으로 연결한 군(Type A)과 견치의 원심측에 비고정성 연결부를 위치시킨 군(Type B) 그리고 임플란트의 근심에 비고정성 연결부를 위치시킨 군(Type C)으로 구분 하였고 교합형태에 따라서는 저위교합의 위치에 따라 저위교합을 부여하지 않은 경우(I

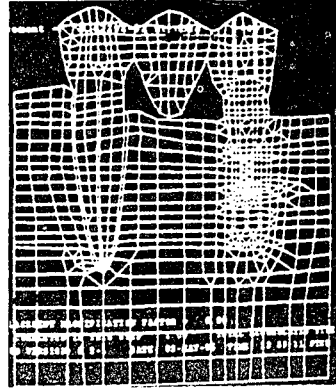


Fig. 1. Finite element A model of rigid connection.

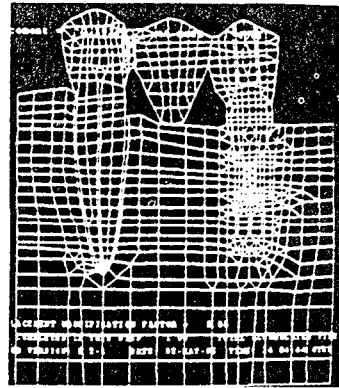


Fig. 2. Finite element B model of rigid connection. non-rigid connection with an attachment in the distal surface of canine.

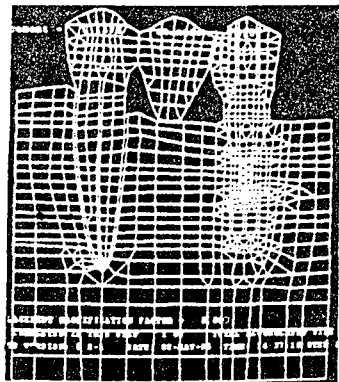


Fig. 3. Finite element C model of non-rigid connection with an attachment in the mesial surface of the implant.

Table 1 . Experimental finite element models.

	connection modality		occlusal pattern
Type A	rigid connection	I 1	no infraocclusion
Type B	non-rigid connection with an attachment in the canine	I 2	infraocclusion on natural tooth
Type C	non-rigid connection with an attachment in the implant	I 3	infraocclusion on pontic
		I 4	infraocclusion on implant

GROUP	Type A	Type B	Type C
I 1	A 1	B 1	C 1
I 2	A 2	B 2	C 2
I 3	A 3	B 3	C 3
I 4	A 4	B 4	C 4

1), 견치에 저위교합을 부여한 경우(I 2),가공 치에 저위교합을 부여한 경우(I 3),임플란트에 저위교합을 부여한 경우(I 4)로 나누어 이를 조합한 결과 A1, A2, A3, A4, B1, B2, B3, B4, C1, C2, C3, C4등의 12그룹을 연구대상으로 하였다(Table 1).

Wheeler²⁷⁾가 보고한 치아의 표준형을 기초로하여 견치와 제 1,2소구치의 길이 및 근원심 폭경을 설정하였으며 임플란트는 순수 타이타늄재질의 직경 3.3mm, 길이 13mm의 내가동장치가 포함된 실린더형 IMZ임플란트로서 직접 하악골에 단단히 결합되고 골소실이 없는 상태로 가정하고 골유착을 가정하기 위해 압축과 인장력에 동시에 반응하도록 절점을 공유하도록 하였다.

상부 보철물의 재질은 미국 치과의사협회 규격의 제 3형 금합금으로 설정하였으며 보철물, 임플란트, 내가동장치와의 경계부는 20 μ 간격의 gap element를 부여하여 서로의 운동을 구속하지 않도록 실제와 유사하게 처리하였다.

치주인대는 평균 0.2mm의 두께로 했고 하악의 실제 구조를 모방하기 위하여 외측은 피질골로 내측은 해면골로 구분하여 설계하였으며 이때 피질골의 두께는 선학들의 실험을 근거로 2mm로 설정하였다. 설계에 이용된 재료들의

응력계산을 위해 필요한 물성치인 탄성계수와 포와송 비(Poisson ratio)는 선현들의 연구를 참고로 하였으며 재료에 따라 그에 대응하는 물성치를 대입하였다.

실제의 치밀골 및 해면골은 이방성(anisotropy)이나 유한요소를 이용한 응력분석법은 모델의 단순화와 응력의 수치적 계산을 위해 모형의 물리적 특성은 재료의 기계적 특성이 균일하다는 균질성(homogeneity), 재료의 특성은 3방향으로 동일하다는 등방성(isotropy),구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례하고 변위정도에는 무관하다는 선형 탄성(linear elasticity)을 갖는 것으로 가정하였다.

전체모형은 형상이나 재료에 따라 삼각형 또는 사각형 요소로 분할하였으며, 이때 부하된 하중에 대하여 현저한 응력이 예상되는 부분과 세밀한 관찰을 요하는 부분의 요소는 가급적 작게 분할하였고 분할된 각 요소와 절점에 고유번호를 부여하였다.

모형에 하중이 가해지면 모형 전체가 변형되어 해석이 곤란하므로 변형이 허용되지 않는 부위로 모형의 기저부와 근원심 양단면을 고정하였고 보철물, 치아, 임플란트 및 주변 골조직에서 변형이 허용되도록 하였다. 변형에 대한 구속점으로 하악골 하방 기저면은 수직

변위에 대해 X,Y방향으로 고정하였고 근원심 양단면은 수평 변위에 대해 X방향으로 고정하고 Y방향으로는 구속하지 않도록 설계하였다.

2. 응력 및 변위의 평가

설정된 3가지의 유한요소모형에서 IMC에 해당되는 요소(element)들만을 지정(group)하여 IMC부분에 나타난 응력 및 변위를 계산하였다. 변위는 Fig. 4에서와 같이 20개의 reference point를 잡아 각 reference point에서의 변위량을 X,Y축방향으로 구분하여 비교하였고, 변위전과 변위후를 겹치게 해서 변위양상을 관찰하였다. 응력은 IMC부분에 나타나는 유효 응력, 압축응력, 인장응력을 구하여 응력의 크기에 따라 색상의 차이로 표시하였다.

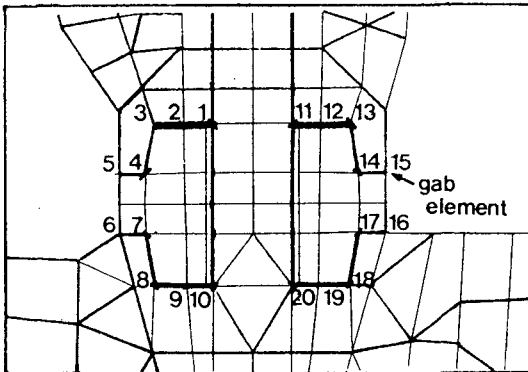


Fig. 4. Reference points of IMC for comparison of the displacements.

하중조건은 환자의 구강내에서 발생될 수 있는 교합력을 고려하고 Anderson^{28,29)}, Yang³⁰⁾의 연구를 참고하여 40kg의 분산하중을 임플란트에 가하였으며, 저위교합의 양은 송등³¹⁾ Hobo¹⁸⁾이 추천한 것과 같이 30 μ m로 하였다. 이때 저위교합은 각각의 교두정으로부터 수직으로 beam을 만들고 그 상부에 견고한 수평바(horizontal bar)를 형성해 포크형태로 만들었다. 따라서 견고한 수평바에 40kg의 하중을 가할때 하부 3개의 수직 beam에 골고루 하중이 가해지도록 하였고 저위교합이 가해지는 부위의 beam하방에 30 μ m의 gap을 두어 자연치의 함입, 내가동 연결장치 및 골의 변형을 허용하도록

하였다.

각각의 유한요소 모델을 위한 입력방법으로는 유한요소 분석 프로그램 내의 Auto CAD를 이용하여 설계과정을 거친 후, ABAQUS를 이용하여 응력의 계산과정(solving)을 거치고, 결과를 컴퓨터 모니터상에 재현시키는 과정은 I-DEAS을 이용하여 육안적 분석을 용이하게 하였다.

III. 연구성적

1. 변위

1) Type A

분산하중을 가한결과 IMC에 나타난 변위량의 최대값은 자연치와 임플란트를 고정성으로 연결한 경우에서 견치에 저위교합을 부여한경우가 0.1012mm로 가장 큰 값을 가졌으며 저위교합을 부여하지 않은 경우(0.0928mm)와 가공치에 저위교합을 부여한 경우(0.0929mm)는 유사한 값을 가졌고 임플란트에 저위교합을 부여한 경우(0.0904mm) 가장 작은 값을 나타냈다(Table 2). X축 방향에서의 변위 양상을 살펴보면 IMC의 좌측 상부는 +값의 변위량을 가짐으로써 우측 방향으로 변위되고 우측 상부에서는 -값의 변위량을 가짐으로써 좌측방향으로 변위되어 결국 상부에서는 가운데로 모이는 변위 양상을 보였다. 반대로 IMC의 좌측 하부는 -값의 변위량을 가짐으로써 좌측 방향으로 변위되고 우측 하부에서는 +값의 변위량을 가짐으로써 우측방향으로 변위되어 결국 하부에서는 약간 바깥쪽으로의 변위 양상을 보였다(Fig. 5). Y축 방향에서의 변위양태를 살펴보면 모두 -값을 가짐으로써 하방변위되는 양상을 보여주었다(Fig. 6).

Table 2. Peak value (mm) of displacement under various occlusal load.

	Type A	Type B	Type C
I 1	0.0928	0.0931	0.0929
I 2	0.1012	0.1058	0.1049
I 3	0.0929	0.0930	0.0929
I 4	0.0904	0.0894	0.0818

Table 3. Displacement at each reference point of A type (unit : mm).

reference point	A 1		A 2		A 3		A 4	
	Trans-X	Trans-Y	Trans-X	Trans-Y	Trans-X	Trans-Y	Trans-X	Trans-Y
1	1.125E-02	-9.142E-02	1.230E-02	-9.901E-02	1.056E-02	-9.138E-02	1.867E-02	-8.740E-02
2	1.075E-02	-9.218E-02	1.175E-02	-9.990E-02	1.009E-02	-9.209E-02	1.792E-02	-8.868E-02
3	1.170E-02	-8.443E-02	1.292E-02	-9.097E-02	1.115E-02	-8.424E-02	1.757E-02	-8.228E-02
4	3.473E-03	-8.354E-02	3.299E-03	-8.991E-02	2.581E-03	-8.325E-02	1.341E-02	-8.250E-02
5	-1.124E-03	-9.234E-02	-1.910E-03	-1.001E-01	-1.860E-03	-9.216E-02	7.350E-03	-8.960E-02
6	-4.851E-03	-7.616E-02	-5.871E-03	-8.179E-02	-5.265E-03	-7.615E-02	1.524E-04	-7.251E-02
7	-3.377E-03	-8.189E-02	-4.254E-03	-8.817E-02	-3.795E-03	-8.187E-02	1.516E-03	-7.789E-02
8	-4.916E-03	-8.179E-02	-5.525E-03	-8.744E-02	-4.919E-03	-8.180E-02	-4.672E-03	-7.760E-02
9	-7.093E-03	-7.556E-02	-8.398E-03	-8.147E-02	-7.117E-03	-7.556E-02	-6.436E-03	-7.147E-02
10	-7.474E-03	-8.819E-02	-9.040E-03	-9.526E-02	-7.382E-03	-8.809E-02	-8.006E-03	-8.506E-02
11	-1.595E-02	-9.048E-02	-1.868E-02	-9.850E-02	-1.605E-02	-9.067E-02	-1.567E-02	-8.232E-02
12	-1.556E-02	-9.135E-02	-1.822E-02	-9.954E-02	-1.567E-02	-9.160E-02	-1.540E-02	-8.167E-02
13	-1.694E-02	-8.278E-02	-1.971E-02	-8.985E-02	-1.707E-02	-8.290E-02	-1.619E-02	-7.527E-02
14	-7.223E-03	-8.153E-02	-8.898E-03	-8.856E-02	-7.229E-03	-8.164E-02	-8.308E-03	-7.414E-02
15	-2.514E-03	-9.184E-02	-3.436E-03	-1.001E-01	-2.424E-03	-9.220E-02	-5.503E-03	-7.922E-02
16	5.743E-04	-7.372E-02	6.053E-05	-8.004E-02	5.816E-04	-7.378E-02	-1.121E-03	-6.835E-02
17	-1.402E-03	-8.060E-02	-1.936E-03	-8.710E-02	-1.421E-03	-8.068E-02	-2.232E-03	-7.337E-02
18	-5.256E-04	-8.041E-02	-5.440E-04	-8.628E-02	-5.072E-04	-8.043E-02	4.043E-04	-7.473E-02
19	1.781E-03	-7.453E-02	2.359E-03	-8.073E-02	1.843E-03	-7.457E-02	1.285E-03	-6.962E-02
20	1.931E-03	-8.715E-02	2.908E-03	-9.471E-02	2.024E-03	-8.729E-02	8.809E-04	-8.011E-02

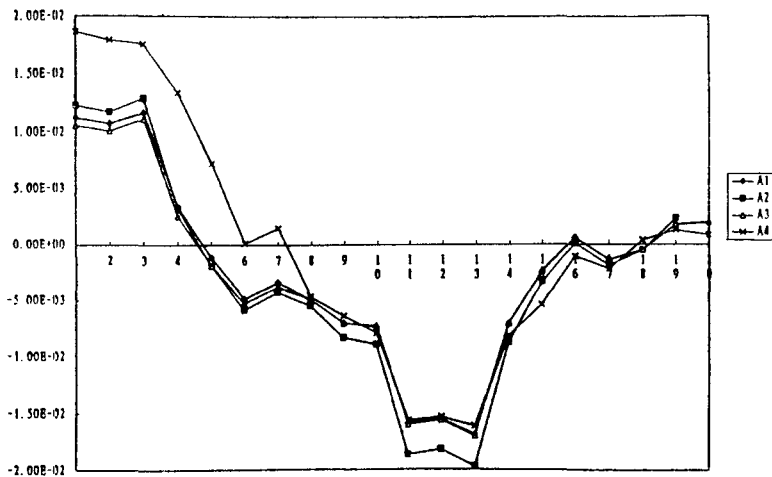


Fig. 5. Displacement of trans-X at each reference point of A type (unit : mm).

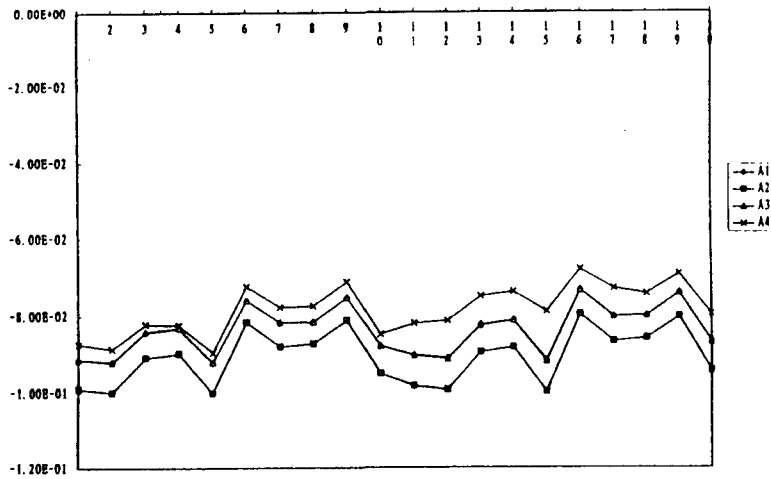


Fig. 6. Displacement of trans-Y at each reference point of A type (unit : mm).

2) Type B

분산하중을 가한결과 IMC에 나타난 변위량의 최대값은 자연치와 임플란트를 고정성으로 연결한 경우에서 전치에 저위교합을 부여한경

우가 0.1058mm로 가장 큰 값을 가졌으며 저위교합을 부여하지 않은 경우(0.0931mm)와 가공치에 저위교합을 부여한 경우 (0.0930mm)는 비슷한 값을 가졌고 임플란트에 저위교합을

Table 4. Displacement at each reference point of B type unit : mm).

model reference point	B 1		B 2		B 3		B 4	
	Trans-X	Trans-Y	Trans-X	Trans-Y	Trans-X	Trans-Y	Trans-X	Trans-Y
1	1.203E-02	-9.164E-02	1.700E-02	-1.036E-01	1.053E-02	-9.137E-02	2.977E-02	-8.399E-02
2	1.152E-02	-9.240E-02	1.636E-02	-1.045E-01	1.006E-02	-9.208E-02	2.887E-02	-8.465E-02
3	1.241E-02	-8.461E-02	1.752E-02	-9.469E-02	1.113E-02	-8.424E-02	2.773E-02	-7.869E-02
4	4.241E-03	-8.375E-02	7.145E-03	-9.363E-02	2.555E-03	-8.324E-02	2.495E-02	-7.943E-02
5	-4.550E-04	-9.251E-02	1.200E-03	-1.046E-01	-1.880E-03	-9.218E-02	1.815E-02	-8.466E-02
6	-4.427E-03	-7.621E-02	-3.779E-03	-8.438E-02	-5.252E-03	-7.615E-02	7.847E-03	-6.810E-02
7	-2.965E-03	-8.195E-02	-2.067E-03	-9.135E-02	-3.771E-03	-8.189E-02	8.810E-03	-7.292E-02
8	-4.770E-03	-8.181E-02	-4.061E-03	-9.008E-02	-4.854E-03	-8.182E-02	-1.208E-03	-7.263E-02
9	-6.972E-03	-7.564E-02	-7.468E-03	-8.454E-02	-7.050E-03	-7.557E-02	-2.773E-03	-6.728E-02
10	-7.429E-03	-8.842E-02	-8.529E-03	-9.952E-02	-7.307E-03	-8.807E-02	-5.087E-03	-8.205E-02
11	-1.582E-02	-9.053E-02	-1.745E-02	-1.024E-01	-1.601E-02	-9.071E-02	-7.443E-03	-7.546E-02
12	-1.544E-02	-9.133E-02	-1.703E-02	-1.034E-01	-1.562E-02	-9.166E-02	-7.282E-03	-7.408E-02
13	-1.679E-02	-8.281E-02	-1.871E-02	-9.312E-02	-1.703E-02	-8.294E-02	-7.696E-03	-6.973E-02
14	-7.113E-03	-8.156E-02	-6.972E-03	-9.169E-02	-7.176E-03	-8.168E-02	-1.793E-03	-6.887E-02
15	-2.473E-03	-9.167E-02	-1.437E-03	-1.038E-01	-2.353E-03	-9.229E-02	-4.745E-04	-7.031E-02
16	7.127E-04	-7.379E-02	1.613E-03	-8.349E-02	6.282E-04	-7.381E-02	3.589E-03	-6.577E-02
17	-1.231E-03	-8.064E-02	-3.421E-04	-9.031E-02	-1.381E-03	-8.071E-02	3.417E-03	-6.817E-02
18	-3.491E-04	-8.049E-02	1.273E-03	-8.943E-02	-4.578E-04	-8.046E-02	6.551E-03	-6.931E-02
19	1.940E-03	-7.463E-02	4.239E-03	-8.420E-02	1.896E-03	-7.460E-02	6.996E-03	-6.712E-02
20	2.076E-03	-8.721E-02	4.769E-03	-9.840E-02	2.081E-03	-8.733E-02	6.744E-03	-7.412E-02

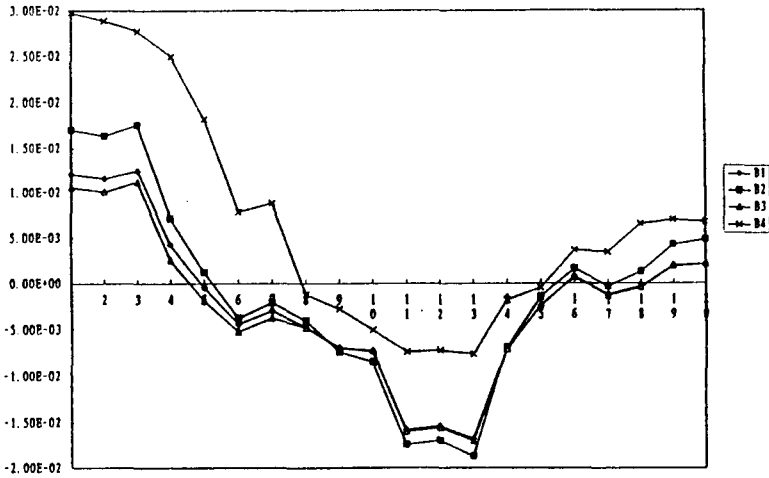


Fig. 7. Displacement of trans-X at each reference point of B type (unit : mm).

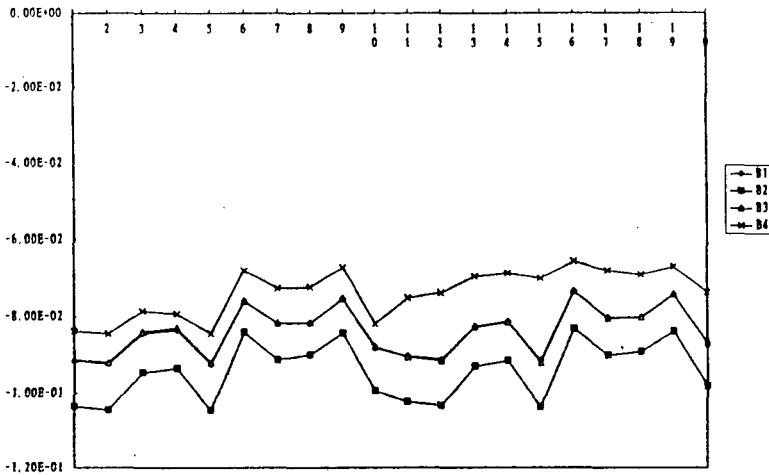


Fig. 8. Displacement of trans-Y at each reference point of B type (unit : mm).

부여한 경우(0.0894mm) 가장 작은 값을 나타냈다(Table 2). 수치에 있어서 약간의 차이는 있다하여도 변위양태는 Type A와 유사하여 X축 방향에서의 변위 양상을 살펴보면 IMC의 상부에서는 가운데로 모이는 변위 양상을 보였고 반대로 IMC의 하부에서는 약간 바깥쪽으로의 변위 양상을 보였다(Fig. 7). Y축 방향에서의 변위양태를 살펴보면 모두 하방변위되는 양상을 보여주었다(Fig. 8).

3) Type C

분산하중을 가한결과 IMC에 나타난 변위량의 최대값은 자연치와 임플란트를 고정성으로 연결한 경우에서 견치에 저위교합을 부여한 경우가 0.1049mm로 가장 큰 값을 가졌으며 저위교합을 부여하지 않은 경우(0.0929mm)와 가공치에 저위교합을 부여한 경우 (0.0929mm)는 동일한 값을 가졌고 임플란트에 저위교합을 부여한 경우(0.0818mm)에 가장 작은 값을 나타냈다(Table 2). 마찬가지로 변위양태는 Type A,B와 동일하여 약간의 차이는 있다하여도 변

위양태는 유사하여 X축 방향에서의 변위 양상을 살펴보면 IMC의상부에서는 가운데로 모이는 변위 양상을 보였고 반대로 IMC의 하부에서는 약간 바깥쪽으로의 변위 양상을 보였다(Fig. 9). Y축 방향에서의 변위양태를 살펴보면 모두 하방

변위되는 양상을 보여주었다(Fig. 10).

Type A,B,C를 비교하였을 때에는 변위량의 최대값도 거의 유사하고(Table 2) 변위양태를 나타내는 그래프를 살펴보면 거의 같은 선상에 위치하였다(Fig. 11-18).

Table 5. Displacement at each reference point of C type (unit : mm).

reference point	C 1		C 2		C 3		C 4	
	Trans-X	Trans-Y	Trans-X	Trans-Y	Trans-X	Trans-Y	Trans-X	Trans-Y
1	1.058E-02	-9.131E-02	1.341E-02	-1.025E-01	1.080E-02	-9.139E-02	7.522E-03	-8.015E-02
2	1.010E-02	-9.203E-02	1.283E-02	-1.033E-01	1.032E-02	-9.212E-02	7.082E-03	-8.103E-02
3	1.112E-02	-8.424E-02	1.408E-02	-9.368E-02	1.135E-02	-8.430E-02	7.571E-03	-7.531E-02
4	2.684E-03	-8.328E-02	3.601E-03	-9.253E-02	2.876E-03	-8.333E-02	2.142E-03	-7.483E-02
5	-1.779E-03	-9.212E-02	-1.913E-03	-1.032E-01	-1.605E-03	-9.222E-02	-1.774E-03	-8.174E-02
6	-5.257E-03	-7.614E-02	-6.305E-03	-8.405E-02	-5.078E-03	-7.615E-02	-5.079E-03	-6.833E-02
7	-3.793E-03	-8.183E-02	-4.711E-03	-9.063E-02	-5.078E-03	-7.615E-02	-3.771E-03	-7.301E-02
8	-5.032E-03	-8.177E-02	-6.184E-03	-8.959E-02	-4.809E-03	-8.182E-02	-5.792E-03	-7.374E-02
9	-7.205E-03	-7.552E-02	-9.426E-03	-8.389E-02	-7.000E-03	-7.558E-02	-6.920E-03	-6.684E-02
10	-7.493E-03	-8.805E-02	-1.024E-02	-9.847E-02	-7.292E-03	-8.811E-02	-7.042E-03	-7.777E-02
11	-1.612E-02	-9.060E-02	-1.973E-02	-1.019E-01	-1.595E-02	-9.068E-02	-1.585E-02	-7.801E-02
12	-1.573E-02	-9.153E-02	-1.926E-02	-1.031E-01	-1.557E-02	-9.160E-02	-1.555E-02	-7.815E-02
13	-1.714E-02	-8.285E-02	-2.092E-02	-9.270E-02	-1.697E-02	-8.292E-02	-1.647E-02	-7.156E-02
14	-7.314E-03	-8.159E-02	-9.232E-03	-9.131E-02	-7.139E-03	-8.166E-02	-8.814E-03	-7.047E-02
15	-2.517E-03	-9.213E-02	-3.451E-03	-1.038E-01	-2.346E-03	-9.218E-02	-5.426E-03	-7.741E-02
16	4.883E-04	-7.373E-02	-2.078E-04	-8.273E-02	6.635E-04	-7.381E-02	-1.849E-03	-6.382E-02
17	-1.514E-03	-8.063E-02	-2.222E-03	-8.976E-02	-1.335E-03	-8.070E-02	-3.482E-03	-6.984E-02
18	-6.157E-04	-8.039E-02	-6.965E-04	-8.867E-02	-4.140E-04	-8.046E-02	-1.917E-03	-7.096E-02
19	1.731E-03	-7.451E-02	2.459E-03	-8.330E-02	1.928E-03	-7.460E-02	-8.279E-04	-6.487E-02
20	1.908E-03	-8.722E-02	3.118E-03	-9.786E-02	2.105E-03	-8.730E-02	-1.217E-03	-7.562E-02

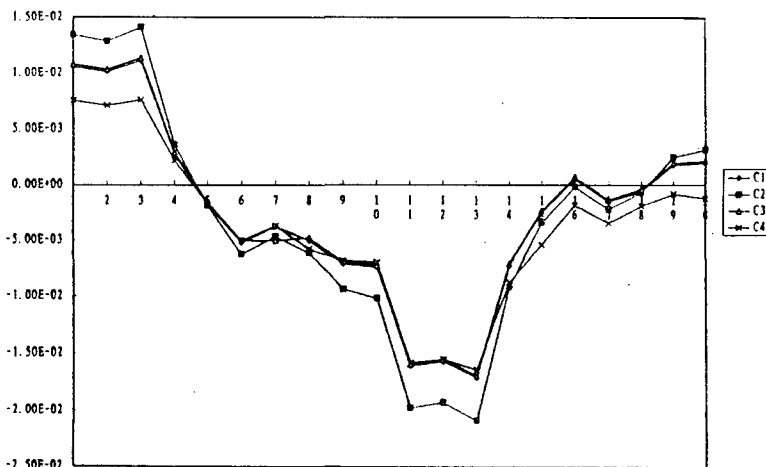


Fig. 9. Displacement of trans-X at each reference point of C type (unit : mm).

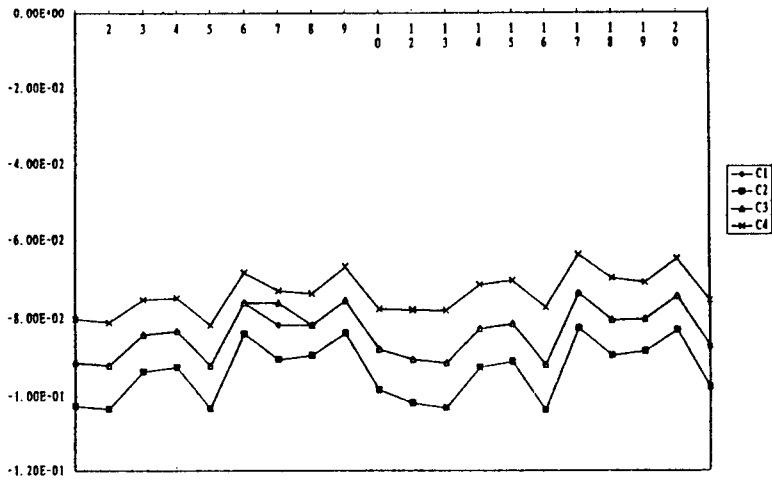


Fig. 10. Displacement of trans-Y at each reference point of C type (unit : mm).

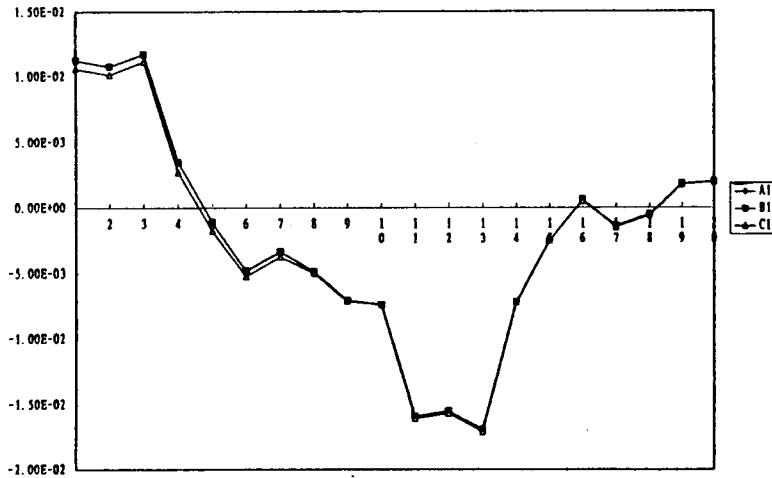


Fig. 11. Displacement of trans-X at each reference point of I 1 group (unit : mm)

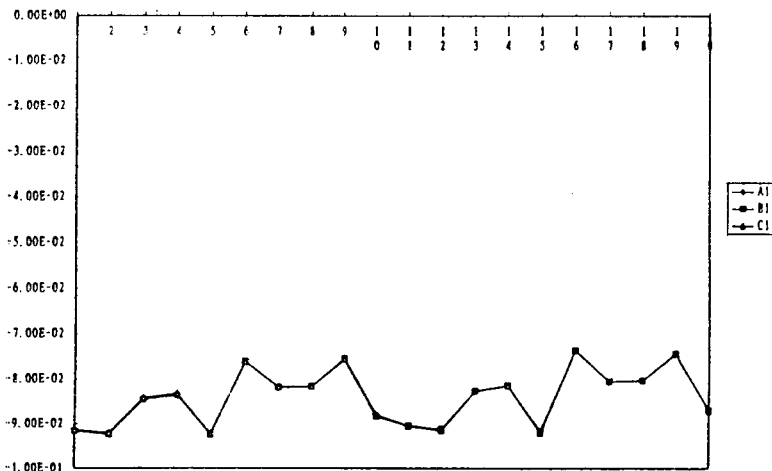


Fig. 12. Displacement of trans-Y at each reference point of I 1 group (unit : mm)

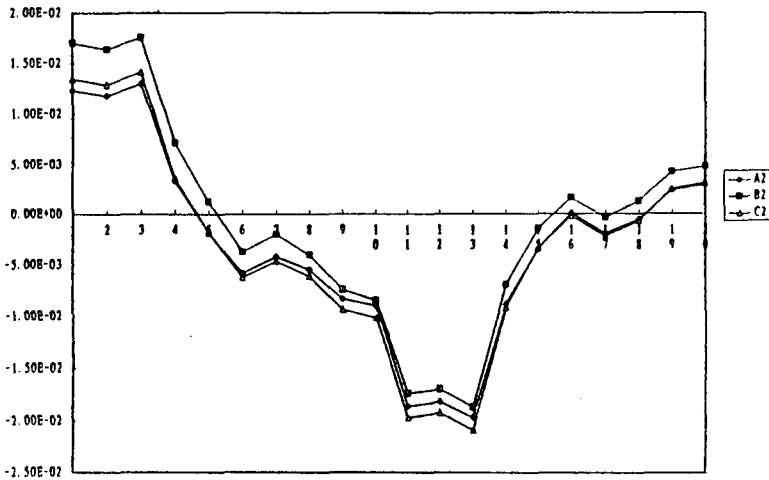


Fig. 13. Displacement of trans-X at each reference point of I 2 group (unit : mm)

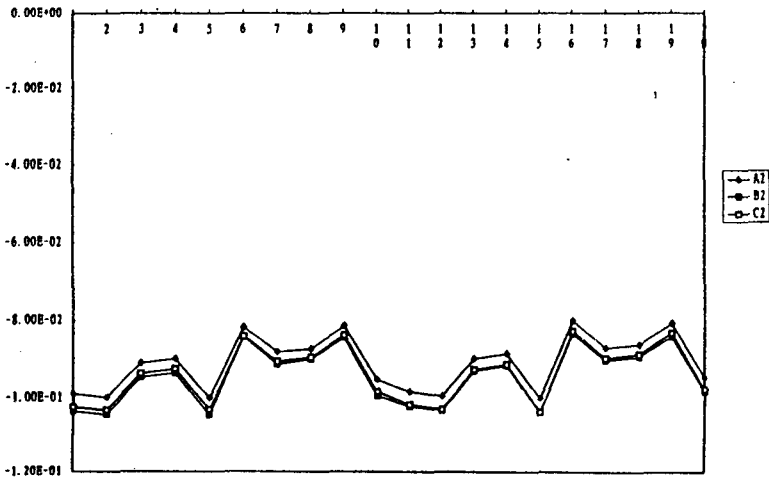


Fig. 14. Displacement of trans-Y at each reference point of I 2 group (unit : mm)

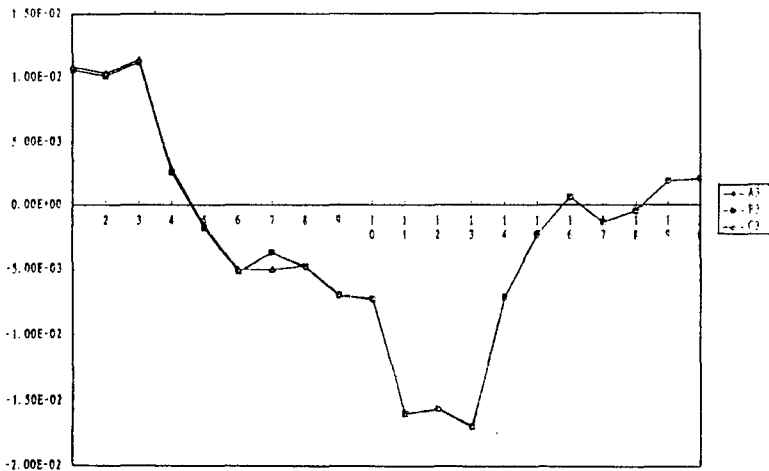


Fig. 15. Displacement of trans-X at each reference point of I 3 group (unit : mm)

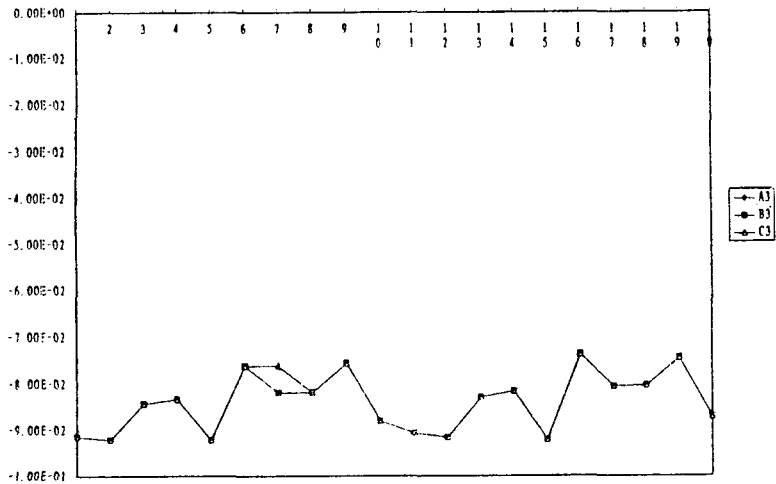


Fig. 16. Displacement of trans-Y at each reference point of I 3 group (unit : mm).

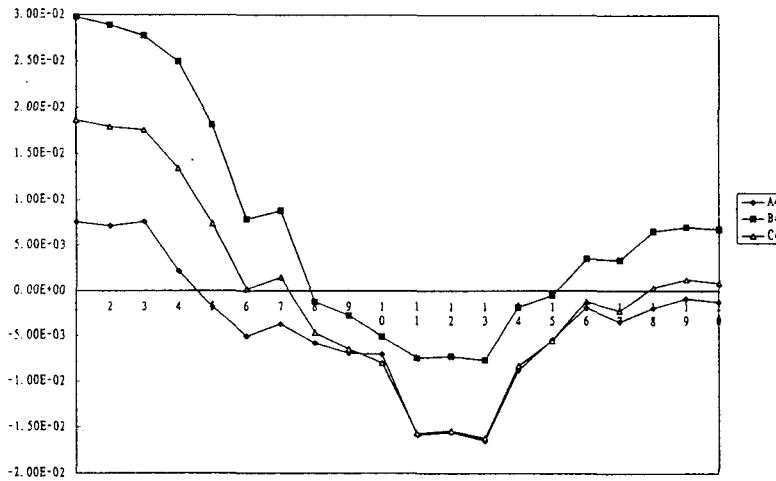


Fig. 17. Displacement of trans-X at each reference point of I 4 group (unit : mm)

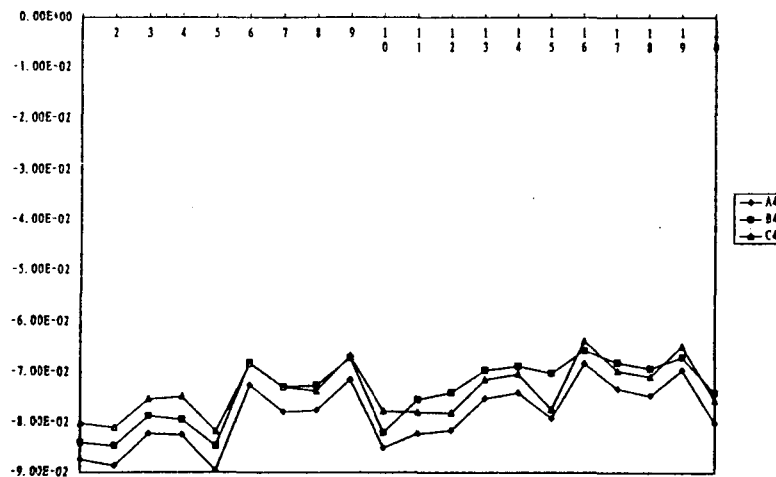


Fig. 18. Displacement of trans-Y at each reference point of I 4 group (unit : mm)

2. 응력

1) Type A

분산 하중시 응력은 IMC의 매식체와 유지 나사가 만나는 부위에서 집중되었고 유효응력의 최대값은 각각 I 1그룹(18.71kg/mm²)과 I 3(18.93kg/mm²)그룹에서 가공치에 저위 교합을 부여한 경우가 약간 크긴하나 거의 유사한 값을 보였고 I 2경우 20.87kg/mm²의 가장 큰 응력 값을 가졌고 I 4(13.28kg/mm²) 그룹에서 가장 작은 응력값을 나타냈다. 최소 주응력(압축응력)과 최대 주응력(인장응력)에서도 유사한 양상을 보여 최소 주응력의 경우 I 1(-20.41 kg/mm²) 과 I 3(-20.67kg/mm²)에서 유사한 값을 가졌고 I 2(-22.97kg/mm²)에서 가장 큰 응력값을, I 4(-15.28kg/mm²) 에서 가장 작은 응력값을 나타냈다. 인장응력은 I 1이 2.96kg/mm²로

가장 작은 값을, I 2가 3.41kg/mm²로 가장 큰 값을, I 3와 I 4는 각각 3.02kg/mm², 3.03 kg/mm² 으로 비슷했다.

2) Type B

응력은 Type A에서 보여준 것과 유사하게 대부분 IMC와 매식체의 유지나사가 만나는 부위에 큰 응력이 집중되어 걸렸고 유효응력과 최소 주응력은 I 2 그룹이 가장 큰 (21.91kg/mm², -24.29kg/mm²)을, I 4그룹에서 가장 작은 값(15.01kg/mm², -15.99kg/mm²)을, 그리고 가공치에 저위교합을 부여한 경우가 약간 크긴하나 I 1과 I 3에서 거의 유사한 값(I 1 : 18.60 kg/mm², -20.28kg/mm². I 3 : 18.96kg/mm², -20.70kg/mm²)을 나타냈다. 최대 주응력은 I 2(3.54kg/mm²)>I 4(3.16kg/mm²)>I 3(3.03

kg/mm²)>I 1(2.92kg/mm²)순으로 나타났다.

3) Type C

IMC와 매식체의 나사가 만나는 부위에서 가장 큰 응력이 걸렸고 유효응력, 최소 주응력, 최대 주응력 모두 견치에 저위교합을 부여한 경우(I 2 : 22.23kg/mm², -24.49kg/mm², 3.64 kg/mm².) 가장 큰 응력이 걸렸고 임플란트에 저위교합을 부여한 경우(I 4 : 14.07kg/mm², -15.14kg/mm², 2.23kg/mm².)에 가장 작은 응력이 걸렸다. 그리고 저위교합을 부여하지 않은 경우(I 1 : 18.92kg/mm², -20.65kg/mm², 3.02 kg/mm².)와 가공치에 저위 교합을 부여한 경우(I 3 : 18.89kg/mm², -20.62kg/mm², 3.02kg/mm².)는 I 1그룹에서 약간 크긴하나 거의 유사한 값을 가졌다.

Type A,B,C를 비교해 보면 저위교합을 부여하지 않은 경우(I 1)에는 유효 응력, 최소 주응력, 최대 주응력 모두에서 임플란트에 비교정성 연결부의 여성부를 위치한 경우(Type C)가 가장 큰 값을 나타냈고 전방 지대치에 비교정성 연결부의 여성부를 위치한 경우(Type B)가 가장 작은 값을 나타냈다.

견치에 저위교합을 부여한 경우(I 2)에도 역시 임플란트에 비교정성 연결부의 여성부를 위치한 경우(Type C)에 가장 큰 최대 응력값을 가졌다.

가공치에 저위교합을 부여한 경우(I 3)에는 전방 지대치에 비교정성 연결부의 여성부를 위치한 경우(Type B)가 가장 큰 응력값을 가졌고 임플란트에 여성부를 위치한 경우(Type C)에 가장 작은 값을 나타냈다.

임플란트에 저위교합을 부여한 경우(I 4)에는

Table 6. Peak value (kg/mm²) of the von Mises stress, minimal principal stress, and maximal principal stress under the various occlusal load.

	von Mises stress			minimal principal stress			maximal principal stress		
	Type A	Type B	Type C	Type A	Type B	Type C	Type A	Type B	Type C
I 1	18.71	18.60	18.92	-20.41	-20.28	-20.65	2.96	2.92	3.02
I 2	20.87	21.91	22.23	-22.97	-24.29	-24.49	3.41	3.54	3.64
I 3	18.93	18.96	18.89	-20.67	-20.70	-20.62	3.02	3.03	3.02
I 4	13.28	15.01	14.07	-15.28	-15.99	-15.14	3.03	3.16	2.23

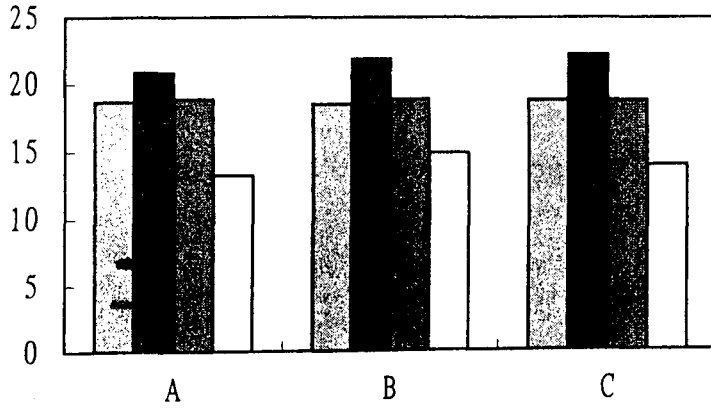


Fig. 19. Comparison of the peak value(kg/mm²) of the von Mises stress at A,B and C types

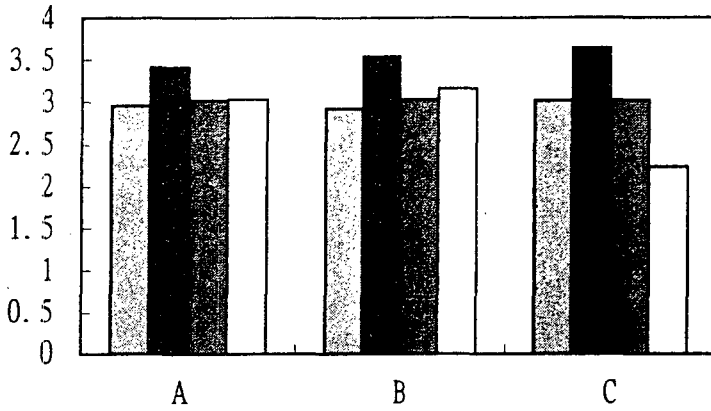


Fig. 20. Comparison of the peak value(kg/mm²) of the maximal principal stress at A,B,and C types.

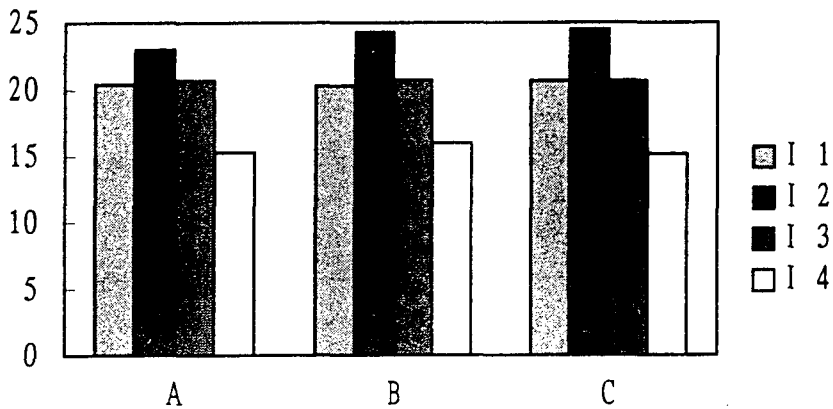


Fig. 21. Comparison of the peak value(kg/mm²) of the minimal principal stress at A,B,and C types.

전방 지대치에 여성부를 위치한 경우(Type B)가 가장 큰 최대 응력값을 가졌다.(Table 6)

IV. 총괄 및 고안

임플란트 지대치를 자연치와 연결하여 보철물에 대한 지지로 이용할때, 잔존 자연치들과의 생리적, 기능적 조화를 이루어 줄 수 있는가라는 문제의 해답은 매우 큰 임상적 의미를 가진다고 할 수 있다. 특히 기능적인 측면에서 하중은 큰 비중을 차지하며 하중에 의해 발생한 응력이 임플란트 및 관련 자연치와 인접골의 계면 부위에서 적절히 분산될 수 있게 하여야 한다는 주장과 보고가 많은 저자들에 의해 이루어지고 있다.^{2, 3, 32)}

van Rossen²¹⁾, McGlumphy¹⁹⁾, Babbush²⁴⁾, Kobayash³³⁾은 임플란트 지대치에 자연치의 치근막과 비슷한 탄성계수를 갖는 부분을 포함시켜 자연치와 유사한 생리적 운동성을 부여함으로써 지지골조직에 좀더 균일하게 응력을 분산시킬 수 있다고 보고한 반면, 최³⁴⁾, McGulmphy¹⁹⁾은 완압장치의 존재는 완압효과보다는 변위에 기여한다고 주장하였다. 이렇듯 임플란트 구조에서 응력흡수요소의 기능여부가 치과 임플란트 분야에서 많은 관심의 대상이 되고 있으며 Finger³²⁾은 임플란트에 가해지는 비정상적 응력을 피하기 위해서 응력 완압장치가 반드시 고려되어야 한다고 하였고 van Rossen²¹⁾은 이론적으로 응력흡수요소는 동적인 하중조건하에서 최대응력의 크기를 감소시키는 응력 경감구조(dampling structure)와 응력 분산요소(stress distributor)로 작용하며 전체적으로 가하여지는 힘은 일정하지만 골내에서의 응력 분산은 어느정도 조절할 수 있고 응력흡수와 응력 분산의 역할은 임플란트 구조의 설계와 재료의 특성에 좌우 된다고 하였다.

또한 Lill³⁵⁾등은 골유착의 개념이 자연치의 생리적 동요도를 모방하여 생리적인 응력분산을 제공하는 완충요소에 대한 연구를 발전시킨 것으로 보고하면서 완충의 방법으로 임플란트 상부구조의 교합면을 보다 큰 탄성을 가지는

플라스틱으로 형성하거나 임플란트와 상부구조 사이에 탄성요소 즉, 응력 흡수요소를 사용하는 방법을 제시하였다. 이와 동일한 의견으로 Branemark¹⁾, Skalak³⁶⁾, Adell³⁷⁾은 응력흡수 및 완화를 기대하여 임플란트 보철물의 교합면을 금속이나 도재보다는 탄성이 좋은 플라스틱으로 제작하는 것이 더 유리한 것으로 보고하였다.

Skalak³⁶⁾은 골 유착 임플란트는 악골과 직접 결합되어 있으므로, 기능시 초래되는 외력은 매식체를 통해 직접 악골에 전달되게 되며 이러한 외력을 치주인대에 의해 둘러 싸여 있는 자연 치아에서와 같이 완압시키지 못함으로써 많은 문제점들이 유발될 수 있다하였고 외력을 균등하게 분산시키기 위해서는 임플란트와 관련된 구조물들이 상대적으로 견고해야 하며 기하학적인 임플란트 배열 및 설계가 중요하게 고려되어야 한다고 강조하였으며 서로 다른 동요도를 가지는 자연치와 임플란트를 고정성 국소의치로 연결한 경우 응력 분산 효과를 얻기 위해서는 보철물과 임플란트 사이에 치주인대와 유사한 점탄성체가 필요한 것으로 주장하였다.

McGulmphy¹⁹⁾은 IMZ 임플란트 system의 가장 큰 특징은 충격흡수요소로서 POM(polyoxy-methylene)으로 제작된 IME를 사용하여 치아, 치조골, 치주인대로 구성되는 자연치에서의 조직 단위의 응력분산과 유사한 기능을 얻는데 있으며 임플란트 주위 골조직에의 응력을 감소시키기 위해 고안된 IME가 골, 임플란트, 보철물 모두에 가해지는 충격을 감소시킴으로써 치주인대와 유사한 작용을 하는 것으로 보고하였다. 그러나 이는 치아자체의 운동을 재현시키지는 못하며 IME 자체의 빈번한 교환의 필요성 및 파절 등이 보고되어 논란이 되고 있다.^{2, 22)} 심지어 Harris³⁸⁾, Hoshaw³⁹⁾은 IME로 인하여 오히려 과도한 하중이 자연치로 전달될 수 있다고 주장하였다.

한편 van Rossen²¹⁾은 유리형 임플란트 및 자연치와 골 유착성 임플란트로 지지되는 고정성 보철물에 대해 상부 구조물과 임플란트 사이에 응력흡수 요소를 개재시킨 유한 요소 모형과 응력 흡수요소가 없는 모형으로 구별하여 응력 분포를 비교 분석한 결과 유리형

임플란트에 이용된 응력 흡수 요소는 경감요소로서만 작용할 뿐 응력의 분산기능은 전혀 없음을 밝혔고 자연치와 임플란트의 조합으로 지지되는 보철물에 이용되는 응력흡수요소는 임플란트 주위골에 발생하는 응력을 좀 더 균일하게 분포시키고 자연치 주위의 피질골에 발생하는 최대 응력의 크기를 감소시켜 주는 것으로 보고하였다.

본 연구에서는 설정한 유한 요소 모형에서 IMC에 해당하는 요소만을 지정하여 자연치의 연결형태와 교합형태에 따라 나타나는 응력과 변위의 양태를 보고자 하였으므로 응력의 계측점은 구조물 중 재료의 변화나 물성치의 변화가 있는 점을 선택하였고 변위는 구조물의 전반적인 변위 양상을 관찰하기 위하여 구조물의 외형중 관찰이 용이한 점을 선택하였다. IMC에 나타난 변위량의 최대값은 견치에 저위교합을 부여한 경우가 가장 큰 값을 가졌으며 저위교합을 부여하지 않은 경우와 가공치에 저위교합을 부여한 경우는 유사한 값을 가졌고 임플란트에 저위교합을 부여한 경우가 가장 작은 값을 나타냈다.(Table 2) 임플란트에 저위교합을 부여한 경우가 가장 유리한 결과를 가져온 이유는 견치에 먼저 응력이 가해지고 30 μ m 변위가 있는 후에 임플란트가 하중을 받게 되므로 IMC부분에 가장 적은 변위가 나타나는 것으로 사료된다. 보철물의 연결형태에 따라 비교했을때 큰 차이는 없으나 특히 임플란트의 근심에 비교정성 연결장치를 하는 경우에는 현저하게 작은 값을 가짐으로써 유리한 결과를 보여주었는데 이는 전방 견치가 힘점이 되어서 움직일때 가해지는 응력을 임플란트 전방에서 비교정성 연결장치가 차단시킴으로써 가능하지 않나 사료된다.

또한 변위양상은 상부 보철물에 균등한 하중을 동시에 가한 분산하중시 X축 방향에서 IMC의 좌,우측 상부에서는 가운데로 모이고 반대로 IMC의 좌,우측 하부는 약간 바깥쪽으로의 변위 양상을 보였다.(Fig.5,7,9) Y축 방향에서의 변위양태를 살펴보면 전반적으로 하방 변위되는 양상을 보여주었고(Fig. 6,8,10) X축 방향보다 더 큰 변위량을 보였다.

IMC에 걸린 유효 응력의 최대값은 보철물의 연결형태에 따른 차이는 거의 없었으며 교합형태에 따라서는 임플란트에 저위교합을 부여한 경우가 가장 적은 값을 가졌고 저위교합을 부여하지 않은 경우와 가공치에 저위교합을 부여한 경우는 비슷했으며 견치에 저위교합을 부여한 경우가 가장 큰 값을 가짐으로써 임플란트에 저위교합을 부여한 경우가 가장 유리한 결과를 보여주었다. 이 또한 변위에서와 마찬가지로 자연치가 하중을 받아 먼저 변위가 일어난 후에 임플란트에 응력이 가해지기 때문으로 사료된다. 응력이 집중적으로 걸리는 부위는 IMC와 유지나사가 만나는 부위로 나타났는데 이는 IMC모형의 유한 요소법에 의한 해석에서 정적 하중시 임플란트체 내부의 screw부에서의 응력이 집중됨을 밝힌 와타나베 등⁴⁰⁾의 보고와 유사하고 Blank와 Ruf⁴¹⁾에 의한 유한요소법적 응력분석 결과와도 일치함을 보여주었다.

임상 연구에서 볼때 IMC의 필요성과 그것에 사용되는 재료와의 관계에대한 연구가 필요할 것이며 또한 대합치와의 공간이 큰 증례, 자연치와 임플란트와의 span이 큰 moment를 일으키는 경우에는 IMC에 큰 응력이 가해져서 이를 개선할 수 있는 설제도 필요하리라 사료되며 상기의 실험결과는 생체 조직내의 역학적 현상을 단순화된 모델로 부터 얻은 것이어서 다소 무리가 있을 수 있겠으나 좀더 다양하고 깊이 있는 임상경험과 함께 임플란트 보철술식 설계시 중요한 정보로 이용될 수 있으리라 사료된다.

V. 결 론

하악 제 1,2 소구치가 결손되어 있는 경우 제 2소구치부위에 내가동 연결장치가 있는 직경 3.3mm 길이 13mm IMZ 임플란트를 식립하고 자연치와 임플란트가 여러방법으로 연결된 경우 즉, 고정성으로 연결한 경우와 통상의 방법으로 전방지대치에 비교정성 연결부의 여성부를 위치한 경우 및 임플란트에 비교정성 연결부의 여성부를 위치시켜 유한 요소 프로그램을 이

용하여자연치 및 임플란트에 저위 교합의 위치를 변경시켜 40kg의 하중을 가해 IMC자체 부분만을 지정하여 그 변위 및 응력을 평가해본 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1) 모든 군에서 X축방향의 변위량보다 Y축 방향의 변위량이 더 컸으며, IMC가 가운데로 모이면서 하방변위되는 양상을 보였다.

2) IMC의 변위량에 있어서 보철물의 연결 형태에 따른 차이는 거의 없었다.

3) IMC의 변위량에 있어서 교합형태에 따라서는 I 4가 가장 적었고, I 1과 I 3는 비슷했으며, I 2가 가장 컸다.

4) IMC에 걸린 최대 응력값은 보철물의 연결 형태에 따른 차이는 거의 없었다.

5) IMC에 걸린 최대 응력값은 교합형태에 따라서는 I 4가 가장 적었고, I 1과 I 3는 비슷했으며, I 2가 가장 컸다.

REFERENCES

1. Branemark, P.I. et al : "Tissue integrated prostheses : osseointegration dental clinical dentistry chicago", Quintessence Pub. Co., 117, 1985.
2. Branemark, P.I. : "Osseointegration & its experimental background", J. Prosthet. Dent., 50 : 399-410, 1983.
3. 김용호, 김영수 : "골유착성 임플란트 보철 치료시 자연지대치와의 연결형태에 관한 유한요소적 응력분석 연구", 「대한치과 보철학회지」, 29(3) : 1-32, 1991.
4. 박상수, 박몽숙 : "골유착성 임플란트를 중간지대치로 사용한 고정성 보철물의 응력 분석", 「대한치과 보철학회지」, 31(4) : 611-619, 1993.
5. 양홍서 : "임플란트와 자연치를 지대치로 한 고정성 보철물의 응력분석", 「대한치과 보철학회지」, 31(3) : 447-459, 1993.
6. 이충규, 계기성 : "치아 및 임플란트 지지 고정성 국소의치에서 저위교합위치에 다른 유한요소법적 연구", 「구강 생물학회지」, 19(2) : 261-272, 1995.
7. Biaer, R.E., and Meyer, A.E. : "Implant surface preparation", Int. J. Oral Maxillofacial implant-s, 3 : 9, 1988.
8. Bider, M.W. et al : "An investigation into the effect of blade dental implant length on interfacial tissue profiles", University of Alabama, 1989.
9. Brunski, J.E. : "Biomaterials and biomechanics in dental implant design", J. Oral Maxillofacial Implant, 3 : 85, 1988.
10. Kirsch, A. : "The two phase implantation method using IMZ intramobile cylinder implant", J. Oral Implantol., 11 : 197, 1983.
11. Klawitter, J.J. et al : "Fabrication and characterization of Co-Cr-Mo alloy dental implants", J. Prosthet. Dent., 59 : 99, 1980.
12. Lavernia, C.J. et al : "An analysis of stresses in a dental implant system", J. Biomed., 14 : 555, 1981.
13. Siegele, D., and Soltesz, U. : "Numerical investigation of the influence of implant shape on stress distribution in jaw bone", J. Oral Maxillofac. Implant., 4 : 333, 1989.
14. 하치양등 : "유한요소법을 이용한 IMZ 임플란트의 플라스틱 및 티타늄 IME의 응력 분포에 관한 연구", 「대한치과 보철학회지」, 31(4) : 625-638, 1993.
15. Brunski, J.E., and Hipp, J.A. : "In vivo forces on endosteal implants : A measurement system and biomechanical consideration", J. Prosthet. Dent., 51 : 82, 1984.
16. Haraldson, T., and Carlsson, G.E. : "Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants", Scand. J. Dent. Res., 85 : 200, 1977.
17. Haraldson, T. : "Functional evaluation of Bridges on osseointegrated implant in the edentulous jaw", Laboratory of Experimental Biology, 1980.
18. Hobo, S. et al : "Osseointegration and occlusal rehabilitation", Chicago, Quintessence Pub. Co., 265, 1989.

19. Mcglumphy,E.A. et al : "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.
20. Natiella,J.R. et al : "Current evaluation of dental im -plant", JADA, 84 : 1358, 1972.
21. Van Rossen,I.P. et al : "Stress absorbing elements dental implants", J.Prosthet. Dent.,64 : 198, 1990.
22. 고현주, 정재현 : "골유착성 임프란트 보철 수복시 자연지대치와의 고정 유무에 따른 유한요소 법적 응력분석", 「대한치과보철학회지」, 29(2) : 147-159, 1991.
23. 고현등 : "고정성 보철치료에서 골유착성 임프란트의 경사도 변화에 따른 변위 와 응력에 관한 유한 요소적 연구", 「대한치과 보철학회지」, 31(4) : 580-609, 1993.
24. Babbush,C.A.et al : "Intramobile cylinder (IMZ) two-stage osseointegrated implant system with the intramobile element (IME) : Part 1. Its rationale and procedure for use", Int.J.Oral Maxillofacial Implants, 2 : 203, 1987.
25. Champman,R.J. : "The IMZ implant system,In Caswell,C.W.(ed)"Dental implant prosthodontics, Philadelphia, J.B.Lippincott Co. 1991, p105-174.
26. Kirsch,A., and Mentag,P.J. : "The IMZ endosseous two phase implant system : A complete Oral rehabilitation treatment concept", J.Oral Implantol.,12 : 576-588, 1986.
27. Wheeler,R.G. : "Dental Anatomy, Physiology and Occlusion", Philadelphia, PA. Saunders. 1965.
28. Anderson,D.J. : "Measurement of stress in mastication(I)", J. Dent. Res., 35 : 664, 1956.
29. Anderson,D.J. : "Measurement of stress in mastication(II)", J. Dent. Res., 35 : 671, 1956.
30. Yang,H.S., Thompson,V.P. : "A two dimensional stress analysis of fixed prosthesis with rigid or non-rigid connectors", J. Dent. Res., 70 : 192, 1991.
31. 송금영등 : "부분 무치악 고정성 임플랜트 보철하에서 교합접촉 정도에 관한 연구", 「대한 보철학회지」, 33(2) : 281-299, 1995.
32. Finger,I.M. and Guerra,L.R. : "Prosthetic considerations in reconstructive implantology", De-nt. Clin. North Am., 30 : 69-83, 1986.
33. Kobayashi,M. : "Biomechanical study on the stress-breaking system of natural tooth and dental implants",Jap. J.Oral Maxillofac.Surg., 36 : 802, 1990.
34. 최수호, 정재현 : "골내 임프란트를 이용한 고정성 국소의치하에서 변위및 응력에 관한 유한요 소법적 분석", 「대한치과보철학회지」, 29(1) : 233-248, 1991.
35. Lill,W. et al : "The ability of currently available stress breaking elements for osseointegrated implants to imitate natural teeth mobility", Int.J. Oral Maxillofacial Implants, 33 : 281-286, 1988.
36. Skalak,R. : "Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses", J.Prosthet. Dent., 49 : 843-848, 1983.
37. Adell,R. et al : "A 15-year study of osseointegrated implants in edentulous jaw", Int.J. Oral Surgery, 10 : 387-416, 1981.
38. Haris,A.G., and Mozsarg,R.G. : "A new concept : CODAR (complete sseointegrated dentoalv -eolar replacement) and a corresponding dental implant design (flexiroot)", J.Oral.Implantol., 12 : 630-660, 1986.
39. Hoshaw,S.J., and Brunski,J.B. : "Mechanical testing of dental implants with and without : Intramobile elements", J.Dent. Res., 67 : 314(abstr.# 1612), 1988.
40. Watanabe,F. et al : "FEM analysis of st-

ress buffering mechanism for dental implant“, abstract, IADR, Acapulco, Mexico, 1991.

41. Blank,H., and Ruf,G. : “Statische Analysis eines Zahnimplantats” Diplomarbeit, pp 1–60, Mannheim, April, 1990.

사진부도

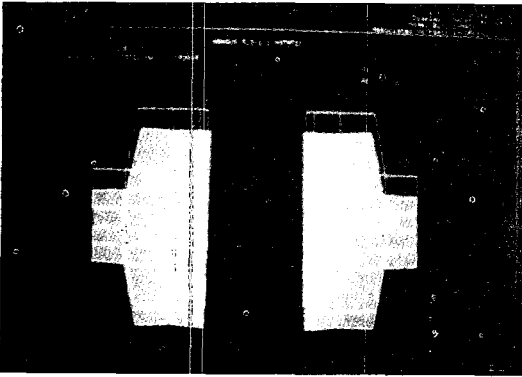


Fig.22. Distribution of displacement at A 1 group (model A).

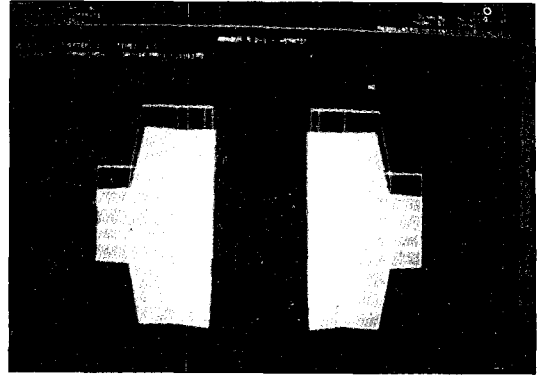


Fig.23. Distribution of displacement at A 2 group (model A).

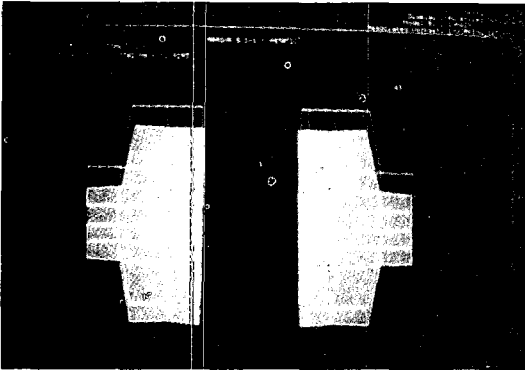


Fig.24. Distribution of displacement at A 3 group (model A).

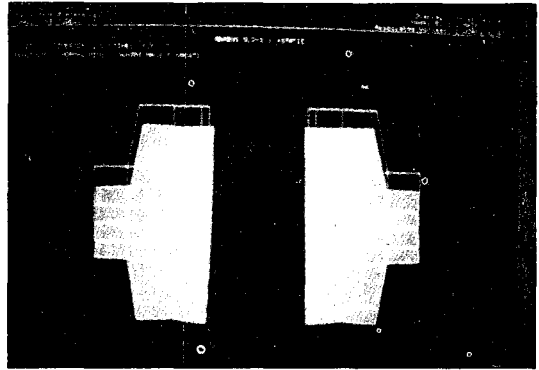


Fig.25. Distribution of displacement at A 4 group (model A).

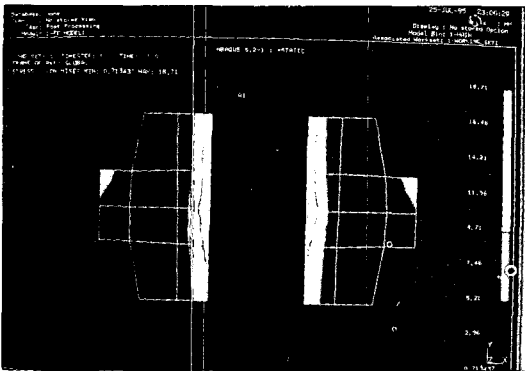


Fig.26. von Mises stress(kg/mm²) of A 1 group (model A).

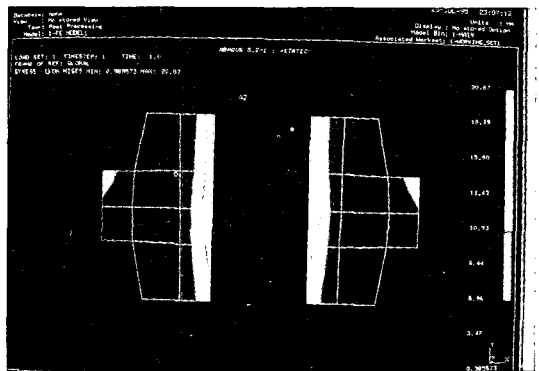


Fig.27. von Mises stress(kg/mm²) of A 2 group (model A).

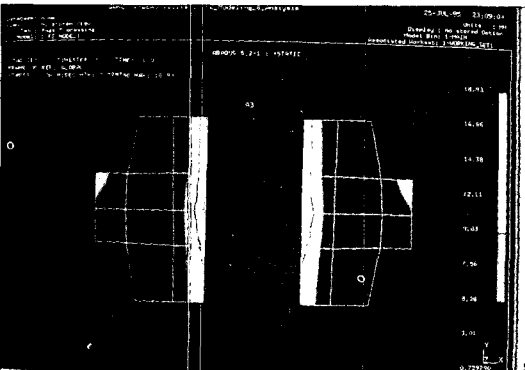


Fig.28. von Mises stress(kg/mm²) of A 3 group (model A).

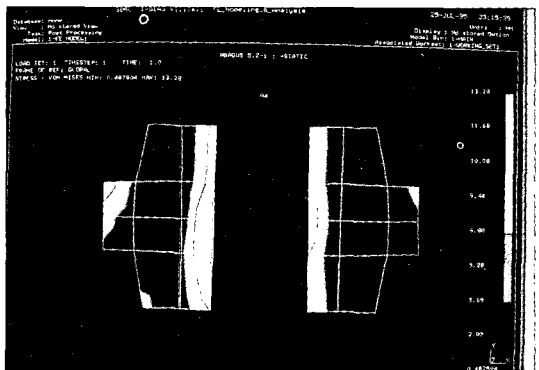


Fig.29. von Mises stress(kg/mm²) of A 4 group (model A).

사 진 부 도

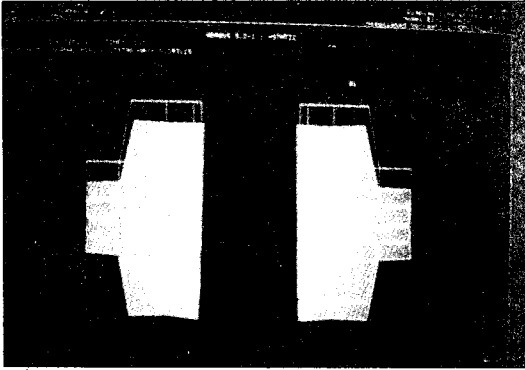


Fig.30. Distribution of displacement at B 1 group (model B).

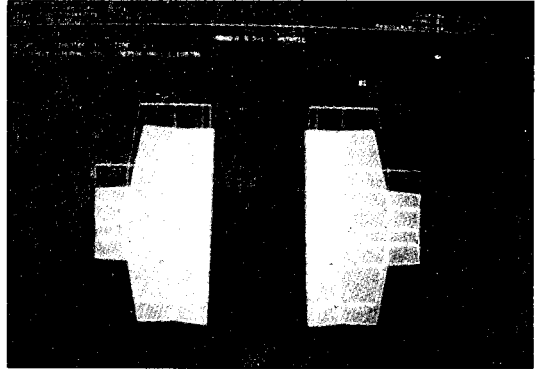


Fig.31. Distribution of displacement at B 2 group (model B).

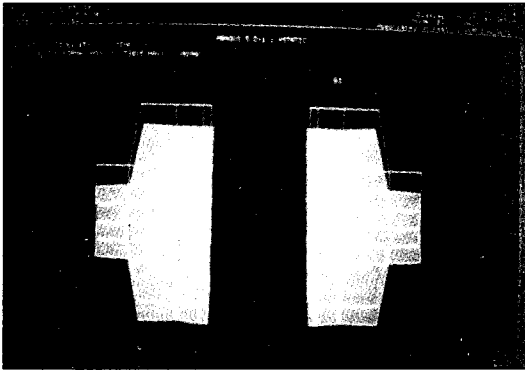


Fig.32. Distribution of displacement at B 3 group (model B).

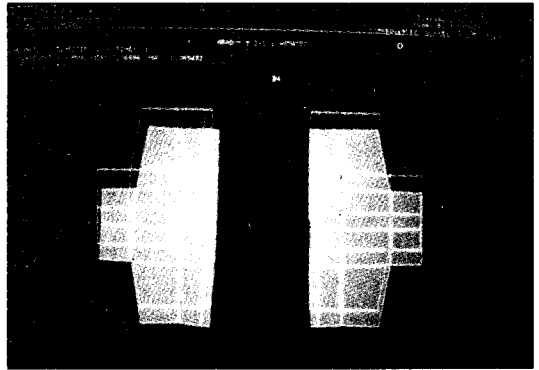


Fig.33. Distribution of displacement at B 4 group (model B).

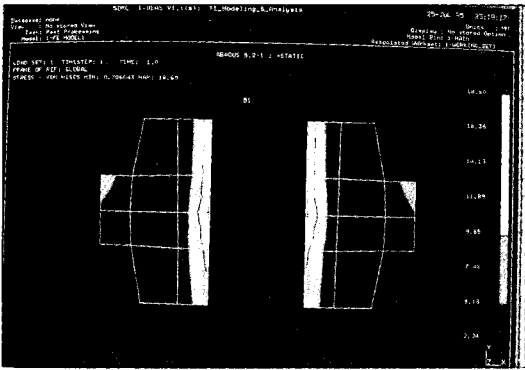


Fig.34. von Mises stress(kg/mm²) of B 1 group (model B).

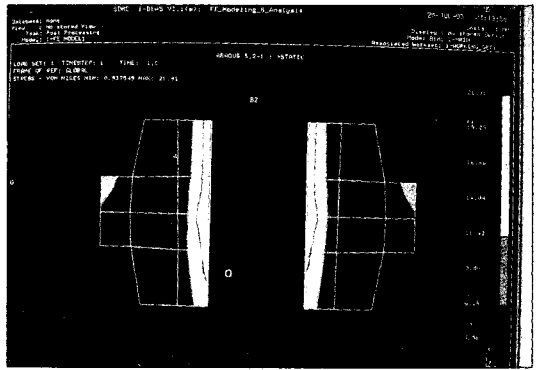


Fig.35. von Mises stress(kg/mm²) of B 2 group (model B).

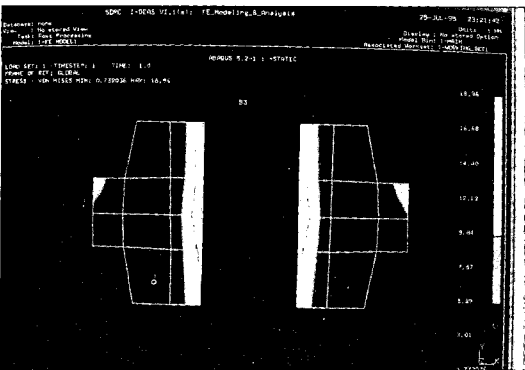


Fig.36. von Mises stress(kg/mm²) of B 3 group (model B).

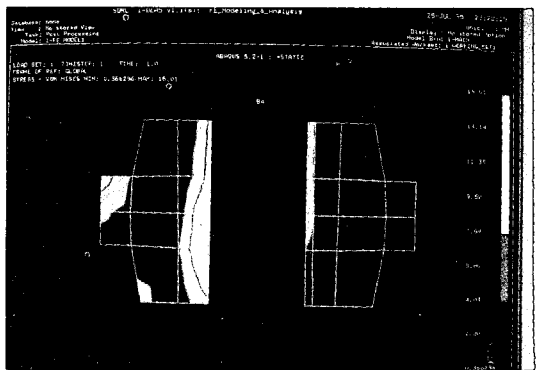


Fig.37. von Mises stress(kg/mm²) of B 4 group (model B).

사진부도

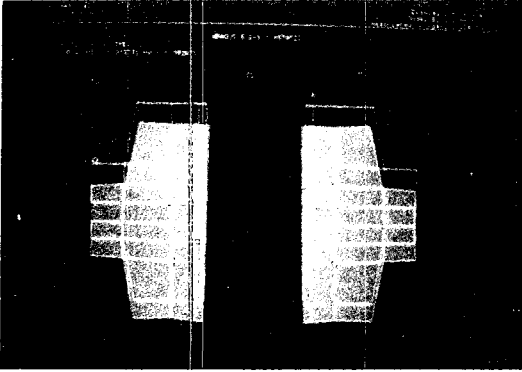


Fig.38. Distribution of displacement at C 1 group (model C).

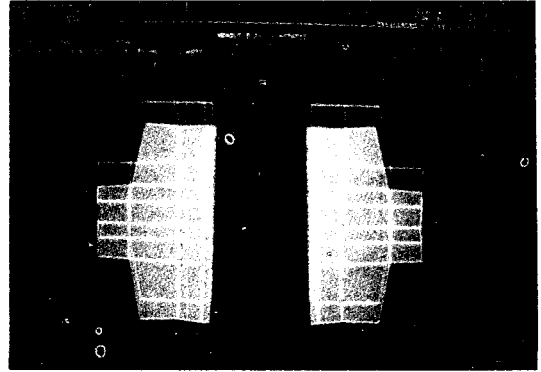


Fig.39. Distribution of displacement at C 2 group (model C).

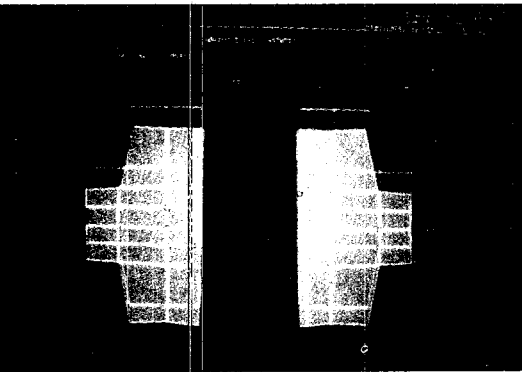


Fig.40. Distribution of displacement at C 3 group (model C).

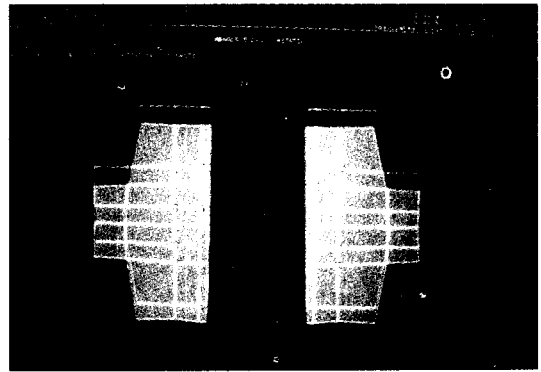


Fig.41. Distribution of displacement at C 4 group (model C).

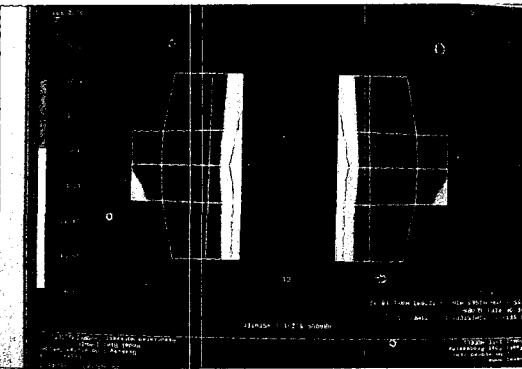


Fig.42. von Mises stress(kg/mm²) of C 1 group (model C).

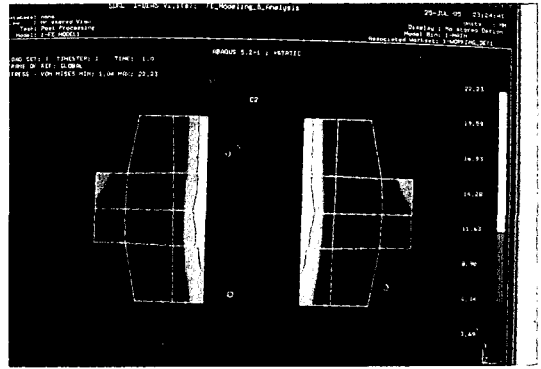


Fig.43. von Mises stress(kg/mm²) of C 2 group (model C).

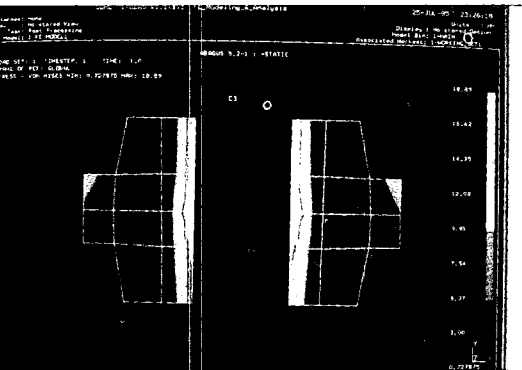


Fig.44. von Mises stress(kg/mm²) of C 3 group (model C).

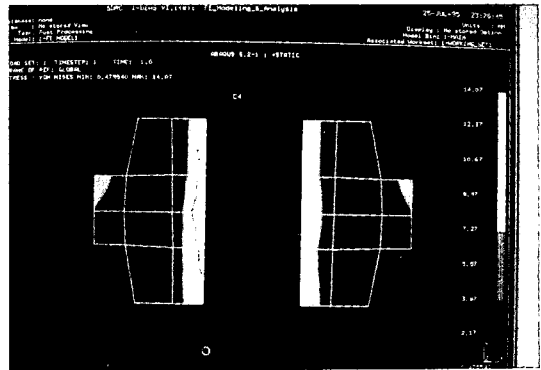


Fig.45. von Mises stress(kg/mm²) of C 4 group (model C).

A FINITE ELEMENT ANALYSIS ON THE DEFLECTION OF IMC IN THE TOOTH AND IMPLANT SUPPORTED FIXED PARTIAL DENTURE

Chang-Ho Kim, D.D.S.,M.S.D., Ah-Young Choi, D.D.S.,
Kee-Sung Kay, D.D.S.,M.S.D.,Ph.D., Kyu-Zong Cho,* Ph.D.

Dept. of Prothodontics, School of Dentistry, Chosun University

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

A lot of the research paper was reported about the result of influence of IMC (Intra-mobile connector) in the IMZ implant placed solely in the alveolar bone, but reports about the effect of IMC on functional load at state of connecting with natural teeth were rare.

The major purpose of this study was find the mechanical character of IMC itself by using the finite element analysis program after simulated variance of condition connected with the natural teeth and implant on functional load. When first and second premolar was lost, IMZ implant was placed with a diameter of 3.3mm and a length of 13mm with IMC in second premolar area.

Rigid connection was done and the non-rigid connection was located on the female part of the canine abutment and the implant respectively and then both the infraocclusion of 30 μ m and the non-infraocclusion under the load of 40kg applied to the portion of the natural teeth, the pontic and the implant. The displacement and the stress of it was estimated and analyzed IMC itself of the rigid connection and the non-rigid connection was grouped.

The following result were obtained.

1. In all groups, the displacement of Y-axis was greater than that of X-axis and the aspect of displacement showed that IMC was displaced downward and to the center.
2. There was no differences in the displacement of IMC regardless of the connection type.
3. In the displacement of IMC, I 4 was the least, I 1 and I 3 are similar and I 2 was the greatest.
4. There was no differences in the peak value of maximal stress of IMC regardless of the connection type.
5. In the peak value of maximal stress of IMC, I 4 was the least, I 1 and I 3 were similar, and I 2 was the largest.

key words : displacement, Finite element analysis, Infraocclusion, IMC(Intra-mobile connector) Non-rigid connection, Rigid connection