

골유착성 임플란트 보철물의 캔틸레버 위치와 길이변화에 따른 삼차원 유한요소법적 응력분석

서울대학교 치과대학 보철학 교실

장복숙 · 김창희 · 김영수

I. 서 론

자연치아를 포함한 경조직 및 구강 내 연조직의 결손을 성공적으로 수복하는 것은 치과 보철학의 중요한 과제이며, 보철물은 자연치열과 같이 적절한 저작, 발음, 심미 등의 기능을 할 수 있도록 제작되어야 한다. 결손치의 갯수가 적고 결손치 전후로 건전한 자연치가 있을 때에는 통상적으로 가공의치를 이용하여 수복할 수 있다. 그러나 이러한 조건이 충족되지 못하면 부득이 국소의치나 총의치 같은 가철성 의치로 수복해 주어야 한다. 완전 무치악의 경우 총의치로서 치아의 결손을 회복시켜 줄 수 있으나 장기간 사용할 경우 점진적인 골의 흡수와 이에 따른 유지와 지지 및 저작능력의 감소를 가져올 수 있고, 부분 무치악의 경우 가철성 국소의치를 사용하면 잔존치아를 약화시키거나 치조골의 흡수를 가속시킬 수 있다.⁸⁰⁾ 이러한 경우 임플란트를 이용한 보철물이 가철성 의치를 대체할 수 있는데 이는 심리적으로 가철성 의치에 대해 거부감을 갖는 환자에게도 효과적으로 사용할 수 있다.

최초의 치과용 임플란트는 돌과 상아로 고대 중국과 이집트에서 사용되었다고 보고된 바 있으며, 1809년 Maggiolo가 골내에 이물질 이식을 시도한 이래 1970년대 후반까지는 골막하 임플란트와 blade-vent형 임플란트가 주로 사용되어 왔으나, 1969년 스웨덴의 Brånemark가

생체와 금속간의 직접적인 결합현상을 발견하고 골유착이란 개념에 대해 보고한 후 장기간의 실험과 임상자료를 통하여^{1-7, 15, 16, 73, 87, 88)} 1980년대 이후 골유착성 치근형 임플란트가 치과수복 분야에 널리 이용되고 있다.

초기 골유착성 임플란트의 적용대상은 대합치가 총의치인 하악의 임플란트 의치였으나 근래에는 자연치아와 연결된 유리단 최후방지대치, 중간지대치 및 단일결손치 수복 등의 부분 무치악 증례에도 광범위하게 적용되고 있다.^{10, 24}

- 26, 36, 41, 55, 56, 59, 74, 82)

골유착성 임플란트 보철물이 구강내에서 장기간 성공적으로 유지되어 정상적인 기능을 하기 위해서는 임플란트 재료 자체의 생체적 합성, 골조직의 양과 질, 외과 술식 및 상부 보철물의 설계 등 여러 요소에 달려 있지만^{62, 65)} 특히 골유착성 임플란트 보철물은 생체기능성의 측면에서 구강이라는 특수한 환경 내에서 저작시 발생하는 교합력에 대해 적절히 지지할 수 있도록 생체역학적으로 설계되어야 한다.^{16, 81)}

보철물에 영향을 주는 구강내의 온도, 습도, 하중, 화학반응 등 여러가지 환경요인 중 골유착성 임플란트 보철물에서 가장 중시되는 점은 교합력을 비롯한 외부하중에 의해 발생하는 지대치, 치근막 및 치조골 내의 응력과 변위 등과 같은 역학적 반응이다.⁸⁷⁾ 보철물에 외력을 가하면 변위를 야기하며 이에 따라 내

부에서는 응력이 발생한다. 그 응력이 생리적 한계를 벗어나면 치근막이 파괴되고 치조골의 흡수가 발생한다.⁶³⁾ 따라서 보철물이 성공적으로 기능을 수행하기 위해서는 발생한 응력이 과도하여 보철물이나 지대치가 파절되지 않아야 할 뿐만 아니라 치주조직 내에 발생하는 응력도 생체의 생리적 지지능력 범위 내에 있도록 설계되어야 한다.

외력에 의해 구조물에 발생하는 응력과 변위를 분석하는 방법으로는 전기저항 스트레인 게이지법, 브리틀 래커 코팅법, 트와레 무늬 분석법, 홀로그래피, 광탄성 응력분석법 및 유한요소법 등이 있다. 이 중 유한요소법은 종래의 실험적 응력측정법으로는 해결할 수 없는 불규칙하고 복잡한 기하학적 형태와 다양한 물성치로 이루어진 구조물에 대해 각각의 특성을 모두 포함시킬 수 있고, 변수와 하중의 크기와 방향을 용이하게 변경시킬 수 있으며, 전반적인 영역에 걸친 응력분포와 변형을 및 변위의 측정이 삼차원의 x, y, z 축 모든 방향으로 가능하며, 변위 전후의 상태를 동시에 비교하여 볼 수 있다는 장점이 있다.⁹¹⁾

수평력과 수직력을 갖는 교합력은 주로 수직력에 의해 유도되지만 하악의 수평운동과 치아 교두의 경사에 의해 수평력이 발생하며 이러한 힘은 보철물과 임플란트를 통해 최종적으로 악골에 전달되므로 임플란트의 배열이나 보철물의 형태, 교합 요소 등에 따라 동일한 교합력 하에서도 매우 다른 응력과 변위 양상을 나타낸다.^{13, 22, 46)} 그러므로 임플란트의 수와 배열에 따라 각 임플란트에 가해지는 교합력이 어느정도인지 아는 것이 중요하며, 이러한 목적을 달성하기 위해 임플란트 배열 양상 뿐만 아니라 상부보철물의 강성(stiffness)을 포함한 각 요소들의 기계적인 특성 등과 같은 역학적인 고려가 필요하다.

Skalak^{76, 77)}은 골유착 임플란트는 악골과 직접 결합되어 있으므로 기능시 초래되는 외력은 매식체를 통해 직접 악골에 전달되며 이러한 외력은 치주인대로 둘러싸여있는 자연치아에서와 같이 완압되지 못하므로 많은 문제점들이 유발될 수 있다고 하였으며, 외력을 균등하게

분포시키기 위해서는 임플란트와 관련된 보철물들이 상대적으로 견고해야 하며, 기하학적인 임플란트의 배열 및 설계가 중요하게 고려되어야 한다고 하였다.

식립하는 임플란트의 수와 위치는 최종보철물에 의해 결정되나 해부학적인 제약이나 환자의 경제적인 문제들은 충분한 수의 임플란트를 이상적인 배열로 식립하는 것을 어렵게 하므로 캔틸레버 형태의 보철물 설계가 불가피하게 된다.^{15, 16, 62, 76, 77)} 캔틸레버의 위치와 길이는 임플란트와 보철물, 또한 주위 골조직의 응력분포에 중요한 영향을 끼친다. Bränemark은 완전 무치악 골유착성 임플란트 보철물의 캔틸레버 길이를 하악에서는 최대 20mm, 상악에서는 최대 10mm까지 허용하고 있으나^{15, 62)} 이는 환자의 골질, 임플란트의 갯수, 길이 및 배열 상태, 가해지는 교합력의 형태, 상부 보철물의 재료, 보철물의 적합성 등에 따라 큰 차이를 나타낼 수 있다.^{62, 76, 77)} 현재 완전 무치악 골유착성 임플란트 보철물에서의 캔틸레버에 관한 외력과 모멘트의 상호 작용, 임플란트의 길이 및 형태, 악골의 치밀도 및 고경 등에 관한 역학적 연구는 계속되어 온 반면,^{22, 49, 52, 53, 62, 76, 77, 84, 91, 99)} 부분 무치악 골유착성 임플란트 보철물의 캔틸레버의 위치와 길이가 보철물과 임플란트, 주위 골조직의 응력분포에 미치는 영향에 관한 연구는 미미한 실정이다.

이에 저자는 삼차원 유한요소분석법을 이용하여 골유착성 임플란트 보철물에서 하중 조건 변화와 캔틸레버의 위치나 길이 변화에 따른 보철물과 임플란트 및 지지조직에서의 응력분포와 변위 양상을 연구한 결과 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

II. 연구 재료 및 방법

하악 견치와 직경이 3.75mm, 길이가 10mm인 두개의 Bränemark 임플란트를 무치악 하악골 모형의 제2소구치와 제1대구치 부위에 식립하고, 통법에 따라 제1소구치 부위와 제2대구치, 제3대구치 부위에 캔틸레버 가공치를 가지는 골유착성 임플란트 보철물을 제작하였

는데, 자연치인 견치와 고정성으로 연결한 경우 (Model 1), 견치와 연결하지 않고 제1소구치 부위에 캔틸레버 가공치를 가지는 경우 (Model 2), 제2대구치와 제3대구치 부위에 캔틸레버 가공치를 가지는 경우 (Model 3)로 나누어 삼차원 유한요소 모형을 제작하였다.

이렇게 제작된 보철물과 하악골 모형을 투명 자가중합 레진에 매몰하여 직육면체의 레진 블록을 만들고, 레진 블록 윗면과 옆면에 두 줄의 홈을 서로 평행되게 형성하여 각 단면을 동일한 위치에 위치시킬 수 있도록 하였다. 레진 블록을 협측에서 설측으로 연마하면서 외형의 변화가 급격한 부위는 0.5mm 간격으로, 외형 변화가 적은 부위는 1.0mm 간격으로 연속 단층사진 촬영을 하여 16장의 절단면 슬라이드 사진을 얻었다. 이 슬라이드 필름을 환등기로 비추어 레진 블록에 형성한 홈의 위치가 일치 되는 기초 평면 상에서 백지에 투사(tracing) 하였다.

백지에 투사된 그림을 다시 모눈종이에 투사하면서 각 단면에서 네개의 절점을 갖는 사각형의 평면 요소를 만들었는데, 사각형으로 만들기 곤란한 부위는 삼각형의 요소를 만들었다. 그 다음 한 단면의 요소와 연속되는 단면의 요소를 연결하여 여덟개의 절점으로 구성된 육면체의 입체 요소를 형성하였다. 모양이 불규칙하게 변하는 부분은 여섯개의 절점으로 구성된 삼각기둥, 다섯개의 절점으로 구성된 사각뿔, 네개의 절점으로 구성된 삼각뿔의 요소를 형성하였다.

좌표계는 근심에서 원심으로 x축, 하부에서

교합면쪽으로 y축, 설측에서 협측으로 향하여 z축을 설정하여 삼차원 모형을 완성하였다.

견치 치근막의 두께는 0.2mm로 설계하였고, ⁹³⁾ 치조골은 하악의 실제 구조를 모방하기 위하여 외측은 피질골, 내측은 해면골로 구분하여 설계하였으며, 치밀골의 두께는 2.0mm로 하였다. ²⁰⁾ 치조백선은 조직학적으로 치밀골과 성질이 유사하다는 연구보고를 근거로 하여 ⁸¹⁾ 0.3 mm의 치밀골로 치근의 외형에 따라 부여하였고, 치아는 치수를 무시하고 모두 상아질로 설계하였다. ^{20, 72)}

골과 임플란트의 경계면은 결체조직이 개재되지 않은 골유착을 가정하여 압축과 인장에 동시에 반응하도록 절점을 공유토록 하였으며 ⁴²⁾ 임플란트 주위에는 식립 후 골의 밀도가 점차 증가해 간다는 Strid ¹⁵⁾의 연구 보고에 따라 0.5 mm의 치밀골을 부여하였다. 임플란트 상부보철물과 지대치, 고정 스크류는 모두 임플란트에 고정된 상태의 동일한 구조물로 간주하였으며 ⁸¹⁾ 재질은 ADA type III 금합금으로 설계하였다. ^{15, 35)} 스크류 access hole은 아크릴릭 레진으로 충전한 상태로 설계하였다.

완성된 삼차원 유한요소 모형에 재질별로 응력 분석에 필요한 물성치인 Young 계수 (Young's modulus of elasticity : E)와 Poisson 비(Poisson's ratio : ν)를 선현들의 연구 ^{50, 81)}에서 참고하여 Table 1과 같이 부여하였다.

본 연구에서는 자연치인 견치와 제2소구치 및 제1대구치 부위의 임플란트를 고정성으로 연결한 보철물(Model 1)과 제1소구치 부위에 캔틸레버를 가지는 보철물(Model 2)의 응력분

Table 1. Young's modulus of elasticity and Poisson's ratio

	Young's modulus(E) (MPa)	Poisson's ratio(ν)
Type III gold alloy	90,000	0.33
Dentin	13,000	0.30
Periodontal ligament	5	0.45
Compact bone	14,000	0.30
Cancellous bone	1,500	0.30
Acrylic resin	3,800	0.35
Titanium	110,000	0.33

포 양상을 비교하였으며, 캔틸레버의 위치에 따른 응력분포를 비교해 보고자 제1소구치 부위에 위치한 캔틸레버(Model 2)에 가해진 하중에 의한 지지조직과 보철물 내의 응력분포와 제2대구치 부위에 위치한 캔틸레버(Model 3)에 가해진 하중에 의한 응력분포를 비교하였다. 하중은 Haraldson²⁹⁻³²⁾과 Anderson^{8,9)} 등의 보고를 참고하여 제1소구치 중심와에 100N, 제2대구치 중심와에 200N의 수직하중(하중조건 A)과 협측에서 설측으로 45°의 경사하중¹³⁾(하중조건 B)을 가하였다.

캔틸레버의 길이에 따른 응력분포 양상을 비교하기 위해 제3대구치 부위까지 캔틸레버를 연장한 형태의 보철물에서 제2대구치 중심와(a)와 원심 변연부(b), 제3대구치 중심와(c)와 원심 변연부(d)에 200N의 수직하중과 경사하중을 가하여 각각의 응력분포 양상을 비교하였다.

상기의 조건 및 자료를 유한요소 해석 프로그램인 Super SAP(Algor Inc.)에 입력하여 응력과 변위를 해석하였다.

1. 응력 분석

본 연구에서는 캔틸레버의 위치와 길이 변화 및 하중 조건의 변화에 따른 지지조직과 보철물에 발생하는 응력분포의 비교를 위하여 유

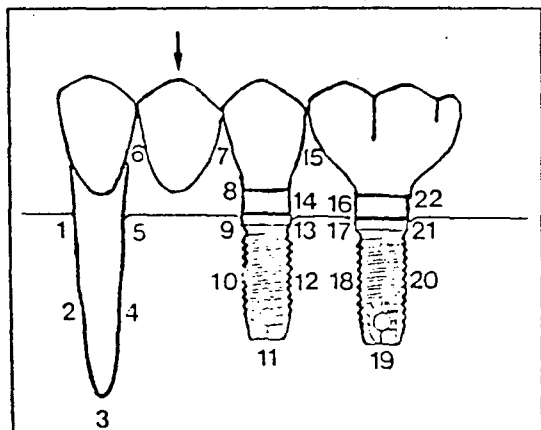


Fig. 1. The reference points for comparison of stress and displacement of Model 1 & 2.

효응력값을 구하여 정리하였다. 응력의 관찰점은 하중의 집중이 예상되는 보철물의 연결부와 치관의 변연부를 선정하여 보철물 내부에 발생하는 응력을 관찰하였고, 견치의 치근과 임플란트를 지지하는 골조직에서의 응력을 관찰하였다(Fig. 1,2).

2. 변위 분석

변위는 Fig. 1의 관찰점에서 x, y축 방향으로 각각의 변위량과 통합적인 총변위량을 관찰하여 이를 수치적으로 비교하였고, 하중을 가하기 전의 상태와 하중을 가한 후의 상태를 동일 화면상에 중첩시켜 변위량의 크기에 따라 서로 다른 색상으로 나타나게 하여 상호 비교하였다.

III. 연구 결과

응력과 변위의 정량적인 비교를 위하여 Table 2-4에 관찰점에서의 유효응력값을, Table 5-10에 변위량을 정리하였다.

1. 응력

(가) 자연치와 연결 유무에 따른 차이

자연치와 연결한 경우 임플란트보다 자연치의 치근단 부위에 높은 응력을 보였다. 가공치

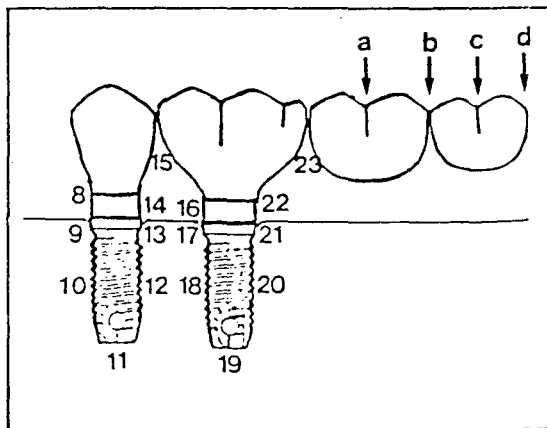


Fig. 2. The reference points for comparison of stress and displacement of Model 3.

Table 2. Von Mises stress of Model 1 and 2 (MPa)

Point	Model 1		Model 2	
	load A	load B	load A	load B
1	1.12E+00	3.69E+00	4.10E-01	7.69E-01
2	1.66E+00	3.14E+00	5.90E-01	1.48E+00
3	4.02E+00	8.18E+00	1.98E+01	5.91E+00
4	1.67E+00	2.97E+00	1.50E+00	3.99E+00
5	5.81E-01	2.08E+00	1.32E+00	4.86E+00
6	1.57E+01	2.75E+01	1.54E-04	6.17E-04
7	2.08E+01	2.96E+01	7.98E+01	4.74E+01
8	2.28E+01	2.13E+01	4.80E+01	5.94E+01
9	1.34E+01	3.68E+01	2.60E+01	8.06E+01
10	3.12E+00	1.41E+00	5.44E-00	3.18E+00
11	2.68E+00	3.53E+00	4.50E-00	5.54E+00
12	2.71E+00	2.78E+00	5.17E-00	6.54E+00
13	5.55E+00	1.94E+01	1.21E-01	3.41E+01
14	7.13E+00	1.06E+01	1.99E-01	2.80E+01
15	7.63E+00	1.96E+01	2.08E-01	4.41E+01
16	2.76E+00	1.00E+01	1.15E-01	2.23E+01
17	1.89E+00	2.67E+01	3.69E-00	4.18E+01
18	1.97E+00	3.43E+00	4.10E-00	5.67E+00
19	1.06E+00	1.15E+01	1.98E-00	1.25E+01
20	1.57E+00	4.28E+00	4.03E-00	7.92E+00
21	5.98E+00	1.43E+01	1.42E-01	2.19E+01
22	1.40E+00	1.00E+01	1.92E-00	2.03E+01

Table 3. Von Mises stress of Model 3 under load A (MPa)

Point	location a	location b	location c	location d
8	6.85E+00	9.32E+00	1.26E-01	1.64E-01
9	3.40E+01	4.54E+01	5.85E-01	7.32E+01
10	1.00E+01	1.37E+01	1.78E+01	2.25E+01
11	5.26E+00	7.46E+00	1.00E+01	1.29E+01
12	8.74E-00	1.10E+01	1.37E+01	1.68E+01
13	1.02E+01	1.50E+01	2.05E-01	2.69E+01
14	3.48E+01	5.07E+01	6.89E-01	8.95E+01
15	4.96E+01	6.71E+01	8.72E-01	1.10E+02
16	5.66E+01	7.80E+01	1.03E-02	1.30E+02
17	2.69E+01	3.55E+01	4.54E-01	5.66E+01
18	1.44E+01	1.74E+01	2.08E-01	2.46E+01
19	1.92E+01	2.23E+01	2.60E-01	3.01E+01
20	1.61E+01	1.92E+01	2.28E-01	2.68E+01
21	7.75E+01	9.54E+01	1.16E-02	1.39E+02
22	1.33E+02	1.71E+02	2.14E-02	2.63E+02
23	1.59E+02	2.64E+02	3.86E-02	5.23E+02

Table 4. Von Mises stress of Model 3 under load B (MPa)

Point	location a	location b	location c	location d
8	6.78E+01	8.38E+01	1.04E-02	1.26E-02
9	7.48E+01	8.88E+01	1.09E-02	1.33E+02
10	1.50E+01	1.89E+01	2.35E+01	2.87E+01
11	7.26E+00	7.93E+00	9.19E+00	1.09E+01
12	1.46E-01	1.80E+01	2.21E+01	2.70E+01
13	9.74E+01	1.08E+02	1.24E-02	1.40E+02
14	5.43E+01	6.67E+01	8.22E-01	9.98E+01
15	1.01E+02	1.30E+02	1.64E-02	2.20E+02
16	1.04E+02	1.30E+02	1.61E-02	1.95E+02
17	8.03E+01	1.01E+02	1.27E-02	1.57E+02
18	1.37E+01	1.81E+01	2.32E-01	2.90E+01
19	4.95E+01	5.37E+01	5.94E-01	6.54E+01
20	1.97E+01	2.58E+01	3.27E-01	4.05E+01
21	2.33E+02	2.73E+02	3.21E-02	3.75E+02
22	1.48E+02	1.82E+02	2.22E-02	2.66E+02
23	8.55E+01	1.39E+02	2.03E-02	2.74E+02

중심와에 가해진 하중은 주로 캔틸레버에 가까운 임플란트(제1임플란트)에서는 근심 치조정, 두번째 임플란트(제2임플란트)에서는 원심 치조정에 응력이 집중되었다. 보철물의 연결부에 주로 응력이 집중되었는데 가장 큰 응력(23MPa)은 가공치와 임플란트 상부보철물의 연결부 및 제1임플란트 상부보철물의 치관 변연부에 나타났다.

자연치와 연결하지 않은 경우 응력의 분포 양상은 비슷하였으나 전반적으로 응력의 크기는 증가하였다. 응력은 주로 보철물의 연결부와 치조정 부위에 집중되었으며 가장 큰 응력(80 MPa)은 가공치와 임플란트 상부보철물의 연결부에 나타났다(Fig. 3).

(나) 캔틸레버의 위치에 따른 차이

전반적인 응력분포 양상은 전후방에 따른 차이만 있을 뿐 비슷하게 나타났으나 응력은 후방부 캔틸레버에서 전방부 캔틸레버보다 2 배이상 크게 나타났다. 응력은 대개 보철물의 연결부와 치관의 변연부에 집중되었으며, 가장 큰 응력(159MPa)이 집중된 부위는 가공치와 임플란트 상부보철물의 연결부였다. 가장 약한

응력(5MPa)을 보인 곳은 제2임플란트의 근단 부였으며, 후방부 캔틸레버에서는 치조정 뿐만 아니라 임플란트의 근단부에서도 응력이 증가 되는 양상을 보였다(Fig. 4).

(다) 캔틸레버 길이에 따른 차이

캔틸레버의 길이가 증가할수록 응력의 크기는 증가하였다. 임플란트 상부보철물과 가공치의 연결부에 과도한 응력의 집중을 보였는데, 캔틸레버가 10mm이상(Model 3b)이 되면 임플란트와 캔틸레버 가공치의 연결부에는 250 MPa이상의 응력이 가해졌다. 응력의 분포 양상은 비슷하게 나타났으나 길이가 길어질수록 제1임플란트의 원심면과 캔틸레버 가공치와의 연결부에 나타나는 응력은 급격히 증가하였다. 또한 캔틸레버 길이가 증가할수록 제1임플란트의 근단부에는 제2임플란트에 비해 응력이 집중되었다(Fig. 7,8).

(라) 하중의 방향에 따른 차이

경사하중이 가해진 경우 수직하중에 비해 응력이 임플란트의 경부와 치조정 및 보철물의 변연부에 집중되는 양상을 보였다. 임플란트의

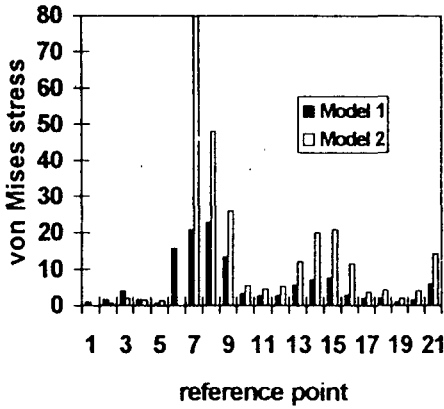


Fig. 3. Comparison of the von Mises stress of Model 1 and 2 under load A.

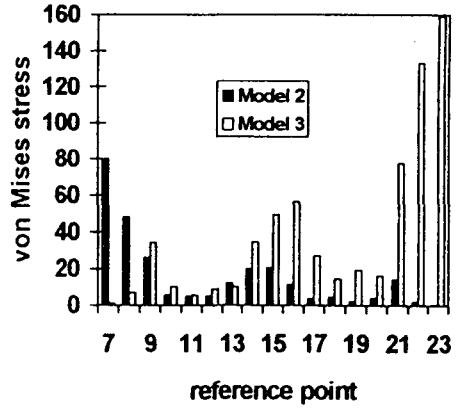


Fig. 4. Comparison of the von Mises stress of Model 2 and 3 under load A.

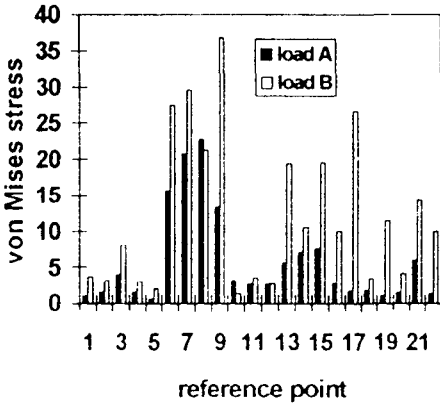


Fig. 5. Von Mises stress of Model 1, comparing load A and B.

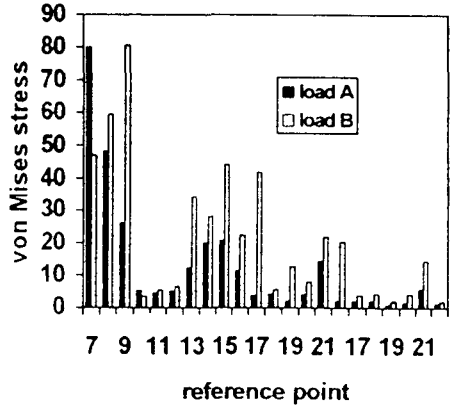


Fig. 6. Von Mises stress of Model 2, comparing load A and B.

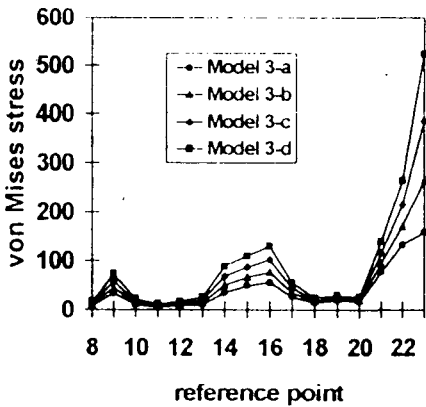


Fig. 7. Comparison of the von Mises stress of Model 3-a, b, c and d under load A.

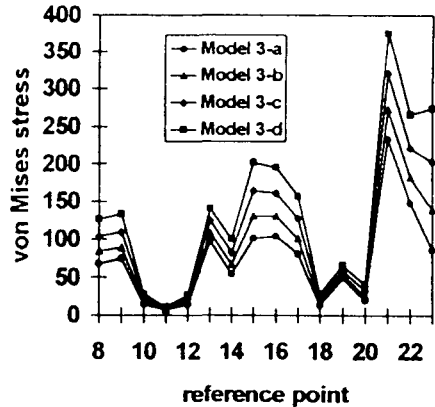


Fig. 8. Comparison of the von Mises stress of Model 3-a, b, c and d under load B.

근단부에는 수직하중을 가했을 경우에 비하여 응력이 증가되었으며, 제2임플란트의 근단부에서도 응력이 증가하고 있음을 보여주었다. 그러나 보철물의 연결부에서는 오히려 응력이 감소되어 나타났다. 제2임플란트의 경우 경사하중 시 수직하중에 비해 Model 1,2의 경우 원심면이, Model 3의 경우 근심면이 반대쪽에 비하여 응력이 증가하였다. 경사하중 시 가장 큰 응력이 집중된 부위는 제1임플란트의 캔틸레버 쪽 치조정으로 캔틸레버의 길이가 길어 질수록 응력이 300MPa이상 증가하였다(Fig. 5-8).

2. 변위

(가) 자연치와 연결 유무에 따른 차이

a. X축 방향 변위

자연치와 연결한 경우 전반적으로 근심변위 하였는데 보철물의 연결부에서 변위량이 컸다. 근단부는 자연치의 경우 약간의 근심변위를 보였으며, 제1임플란트의 근단부는 미세하게 근심으로 변위하였고, 제2임플란트의 근단부는 오히려 원심변위를 보였다.

자연치와 연결하지 않은 경우 제1, 제2임플란트 모두 근단부가 원심변위를 보였으며, 자연치와 연결한 경우와 마찬가지로 보철물의 연결부에서 가장 큰 변위량을 보였으나 변위량은 전반적으로 증가하였다(Fig. 9).

Table 5. Displacement to X-axis of Model 1 and 2 (mm)

Point	Model 1		Model 2	
	load A	load B	load A	load B
1	-2.24E-03	4.20E-03	-1.40E-03	2.00E-03
2	-1.58E-03	1.06E-03	-1.52E-03	9.02E-05
3	-6.30E-04	2.73E-04	-9.39E-04	-3.30E-04
4	1.48E-03	1.80E-03	-1.63E-03	2.00E-04
5	-1.82E-03	4.68E-03	-8.02E-04	1.71E-03
6	-6.86E-03	6.88E-03	-1.32E-03	3.38E-03
7	-6.48E-03	3.26E-03	-1.02E-02	5.30E-04
8	-4.72E-03	3.11E-03	-7.21E-03	1.56E-03
9	-2.17E-03	2.46E-03	-2.50E-03	2.62E-03
10	-9.33E-04	1.53E-03	-7.29E-04	2.00E-03
11	-2.32E-04	7.42E-04	4.54E-05	1.17E-03
12	-9.02E-04	1.61E-03	-6.62E-04	2.13E-03
13	-2.18E-03	2.60E-03	-2.56E-03	2.80E-03
14	-4.64E-03	3.15E-03	-7.11E-03	1.65E-03
15	-7.45E-03	2.05E-03	-1.28E-02	-3.23E-03
16	-5.61E-03	1.59E-03	-9.61E-03	-2.29E-03
17	-2.82E-03	1.14E-03	-4.29E-03	-2.62E-04
18	-9.36E-04	1.01E-03	-8.95E-04	1.17E-03
19	2.91E-04	6.16E-04	9.57E-04	1.40E-03
20	-9.78E-04	9.86E-04	-9.91E-04	1.08E-03
21	-2.82E-03	1.25E-03	-4.30E-03	-1.43E-04
22	-5.63E-03	1.60E-03	-9.67E-03	-2.31E-03

Table 6. Displacement to X-axis of Model 3 under load A (mm)

Point	location a	location b	location c	location d
8	2.93E-02	3.82E-02	4.84E-02	5.99E-02
9	1.44E-02	1.89E-02	2.41E-02	3.00E-02
10	3.82E-03	5.30E-01	7.01E-03	8.93E-03
11	-1.60E-03	-1.71E-03	-1.83E-03	-1.97E-03
12	4.02E-03	5.54E-03	7.29E-03	9.26E-03
13	1.43E-02	1.88E-02	2.39E-02	2.98E-02
14	2.91E-02	3.78E-02	4.79E-02	5.92E-02
15	3.84E-02	4.96E-02	6.25E-02	7.70E-02
16	2.27E-02	2.93E-02	3.69E-02	4.55E-02
17	9.65E-03	1.27E-02	1.62E-02	2.01E-02
18	3.64E-03	4.92E-03	6.39E-03	8.05E-03
19	-2.44E-04	-2.49E-04	-2.54E-04	-2.60E-04
20	4.09E-03	5.46E-03	7.03E-03	8.80E-03
21	9.46E-03	1.24E-02	1.58E-02	1.97E-02
22	2.29E-02	2.95E-02	3.71E-02	4.57E-02
23	3.44E-02	4.35E-02	5.39E-02	6.57E-02

Table 7. Displacement to X-axis of Model 3 under load B (mm)

Point	location a	location b	location c	location d
8	2.30E-02	2.85E-02	3.50E-02	4.23E-02
9	1.06E-02	1.34E-02	1.67E-02	2.03E-02
10	2.62E-03	3.45E-03	4.42E-03	5.50E-03
11	-1.87E-03	-2.15E-03	-2.46E-03	-2.82E-03
12	2.80E-03	3.65E-03	4.65E-03	5.76E-03
13	1.10E-02	1.37E-02	1.68E-02	2.04E-02
14	2.27E-02	2.82E-02	3.46E-02	4.17E-02
15	3.80E-02	4.70E-02	5.76E-02	6.94E-02
16	2.45E-02	3.04E-02	3.73E-02	4.51E-02
17	1.13E-02	1.43E-02	1.78E-02	2.18E-02
18	4.17E-03	5.46E-03	6.94E-03	8.61E-03
19	-4.33E-04	-4.39E-04	-4.51E-04	-4.62E-04
20	4.43E-03	5.79E-03	7.36E-03	9.12E-03
21	1.13E-02	1.43E-02	1.77E-02	2.16E-02
22	2.47E-02	3.06E-02	3.76E-02	4.53E-02
23	3.61E-02	4.42E-02	5.37E-02	6.43E-02

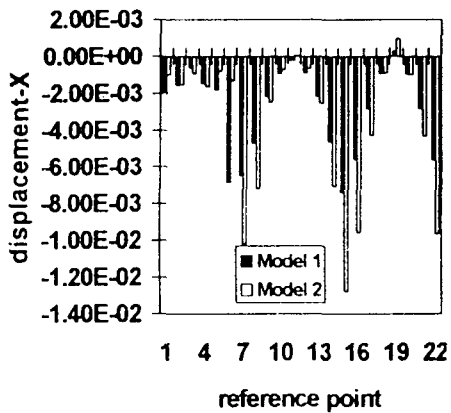


Fig. 9. Comparison of the displacement to X-axis of Model 1 & 2 under load A.

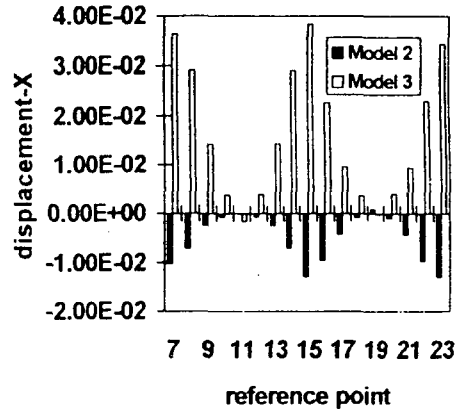


Fig. 10. Comparison of the displacement to X-axis of Model 2 & 3 under load A.

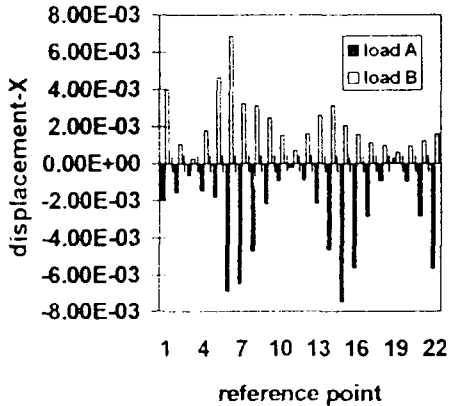


Fig. 11. Displacement to X-axis of Model 1, comparing load A and B.

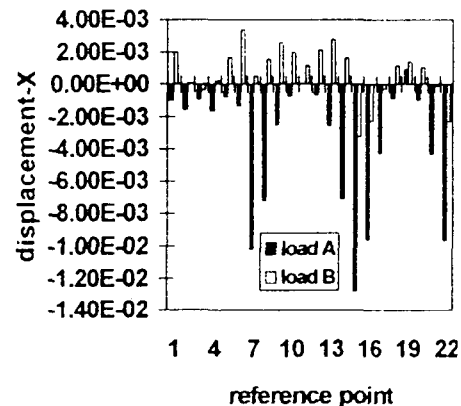


Fig. 12. Displacement to X-axis of Model 2, comparing load A and B.

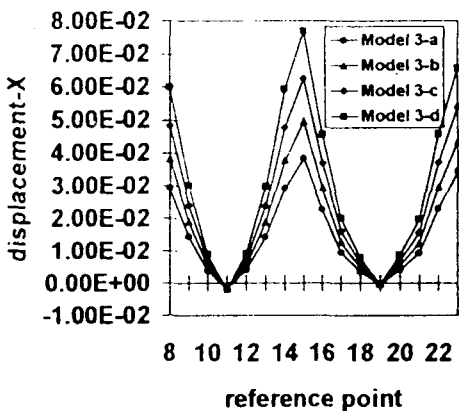


Fig. 13. Comparison of the displacement to X-axis of Model 3-a, b, c and d under load A.

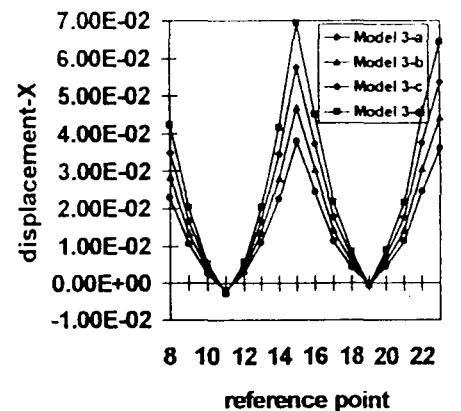


Fig. 14. Comparison of the displacement to X-axis of Model 3-a, b, c and d under load B.

b. Y축 방향 변위

자연치와 연결한 경우 자연치와 제1임플란트 및 제2임플란트의 근심면은 하방변위를 보였고, 제2임플란트의 원심면은 상방으로 변위하였다. 가장 변위량이 큰 부위는 가공치와 제1임플란트의 연결부 및 근심 치관 변연부이었고, 제2임플란트 근단부의 변위량이 가장 작았다. 자연치와 연결하지 않은 경우 변위의 양상은 비슷하였으며, 변위량은 전반적으로 증가하였다 (Fig. 15).

(나) 캔틸레버의 위치에 따른 차이

a. X축 방향 변위

후방부 캔틸레버에 하중을 가한 경우 보철물은 전반적으로 원심변위를 보였으나 임플란트의 근단부는 약간 근심으로 변위하였다. 변

위의 양상은 전방부 캔틸레버와 대칭적인 양상을 보였고, 변위량은 후방부 캔틸레버에서 증가하였다. 보철물의 연결부에서 변위량이 크게 나타났는데, 제1, 제2임플란트의 상부보철물 연결부가 가장 큰 변위를 보였으며, 후방부 캔틸레버 보철물에서 전방부 캔틸레버보다 3배 정도의 변위를 보였다(Fig. 10).

b. Y축 방향 변위

후방부 캔틸레버의 제2임플란트는 상방변위를 보였고 제1임플란트는 하방변위를 보였다. 제2임플란트의 근단부를 중심으로 변위량은 양쪽으로 증가하였다. 후방부 캔틸레버가 전방부 캔틸레버에 비해 제2임플란트에 하중의 영향이 크게 작용하였다(Fig. 16).

Table 8. Displacement to Y-axis of Model 2 and 1 (mm)

Point	Model 1		Model 2	
	load A	load B	load A	load B
1	-3.99E-03	-2.63E-03	-1.52E-03	-1.35E-03
2	-3.19E-03	-2.48E-03	-1.38E-03	-1.31E-03
3	-1.52E-03	-1.80E-03	-7.39E-04	-1.10E-03
4	-2.92E-03	-4.23E-03	-1.85E-03	-3.21E-03
5	-3.36E-03	-5.25E-03	-2.65E-03	-5.01E-03
6	-1.34E-02	-1.52E-02	-1.61E-03	-2.78E-03
7	-7.72E-03	-3.44E-03	-1.38E-02	-9.55E-03
8	-6.13E-03	-3.35E-03	-1.06E-02	-7.96E-03
9	-4.96E-03	-3.05E-03	-8.22E-03	-6.49E-03
10	-4.08E-03	-2.69E-03	-6.58E-03	-5.36E-03
11	-3.54E-03	-2.78E-03	-5.78E-03	-5.22E-03
12	-3.52E-03	-3.27E-03	-5.86E-03	-5.89E-03
13	-3.54E-03	-3.55E-03	-5.73E-03	-6.16E-03
14	-3.27E-03	-3.74E-03	-4.94E-03	-5.94E-03
15	-2.48E-03	1.33E-04	-3.41E-03	-2.61E-04
16	-1.14E-03	-3.41E-04	-8.93E-04	-9.89E-06
17	-1.03E-03	-4.49E-04	-8.84E-04	-2.24E-04
18	-6.49E-04	-5.13E-04	-1.69E-04	1.01E-05
19	-2.72E-04	-5.86E-04	3.76E-04	9.61E-05
20	3.61E-04	-6.77E-04	1.53E-03	5.52E-04
21	8.34E-04	-6.74E-04	2.64E-03	1.17E-04
22	1.16E-03	-8.17E-04	3.28E-03	1.32E-03

Table 9. Displacement to Y-axis of Model 3 under load A (mm)

Point	location a	location b	location c	location d
8	1.33E-02	1.88E-02	2.51E-02	3.22E-02
9	1.13E-02	1.62E-02	2.18E-02	2.81E-02
10	7.81E-03	1.16E-02	1.58E-02	2.07E-02
11	5.22E-03	8.12E-03	1.14E-02	1.52E-02
12	3.04E-03	5.40E-03	8.10E-03	1.12E-02
13	1.27E-03	2.24E-03	5.51E-03	8.07E-03
14	1.67E-03	3.97E-03	6.61E-03	9.59E-03
15	3.69E-04	2.60E-03	5.17E-03	8.06E-03
16	-9.77E-03	-1.04E-02	-1.20E-02	-1.20E-02
17	-1.22E-02	-1.38E-02	-1.55E-02	-1.76E-02
18	-1.25E-02	-1.43E-06	-1.64E-02	-1.87E-02
19	-1.21E-02	-1.40E-02	-1.62E-02	-1.86E-02
20	-1.57E-02	-1.84E-02	-2.16E-02	-2.51E-02
21	-1.93E-02	-2.29E-02	-2.70E-02	-3.16E-02
22	-2.56E-02	-3.08E-02	-3.67E-02	-4.34E-02
23	-4.10E-02	-5.07E-02	-6.19E-02	-7.45E-02

Table 10. Displacement to Y-axis of Model 3 under load B (mm)

Point	location a	location b	location c	location d
8	7.73E-03	1.19E-02	1.66E-02	2.20E-02
9	5.50E-03	9.16E-03	1.33E-02	1.80E-02
10	3.26E-03	6.16E-03	9.43E-03	1.32E-02
11	1.30E-03	3.62E-03	6.22E-03	9.19E-03
12	-6.88E-04	1.29E-03	3.49E-03	6.00E-03
13	-2.37E-03	-5.73E-04	1.40E-03	3.67E-03
14	-3.01E-03	-1.04E-03	1.10E-03	3.57E-03
15	4.16E-03	5.62E-03	7.44E-03	9.43E-03
16	-4.47E-03	-4.84E-03	-5.19E-03	-5.62E-03
17	-6.58E-03	-7.51E-03	-8.51E-03	-9.68E-03
18	-7.53E-03	-8.61E-03	-9.81E-03	-1.12E-02
19	-8.09E-03	-9.35E-03	-1.08E-02	-1.24E-02
20	-1.12E-02	-1.33E-02	-1.56E-02	-1.83E-02
21	-1.41E-02	-1.66E-02	-1.96E-02	-2.29E-02
22	-1.89E-02	-2.25E-02	-2.67E-02	-2.14E-02
23	-3.15E-02	-3.82E-02	-4.60E-02	-5.48E-02

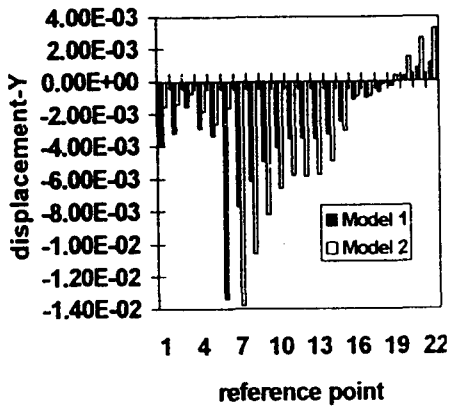


Fig. 15. Comparison of the displacement to Y-axis of Model 1 & 2 under load A.

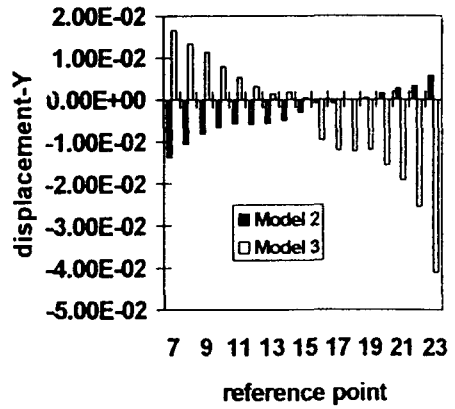


Fig. 16. Comparison of the displacement to Y-axis of Model 2 & 3 under load A.

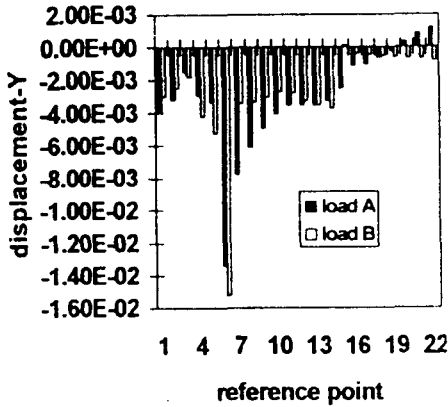


Fig. 17. Displacement to Y-axis of Model 1, comparing load A and B.

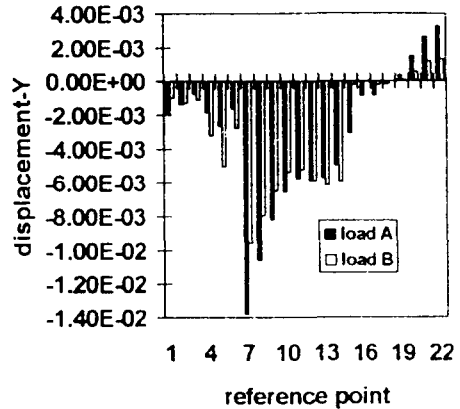


Fig. 18. Displacement to Y-axis of Model 2, comparing load A and B.

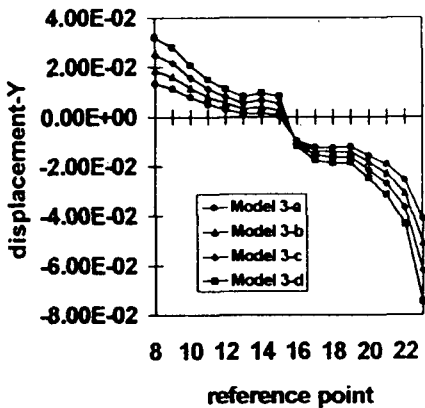


Fig. 19. Comparison of the displacement to Y-axis of Model 3-a, b, c and d under load A.

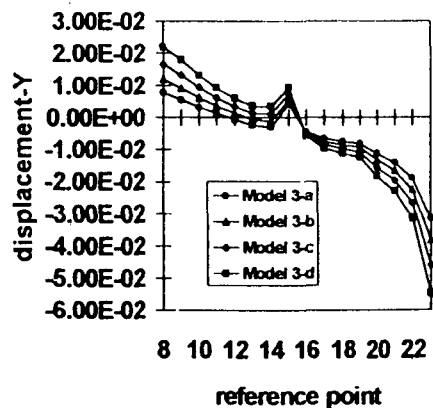


Fig. 20. Comparison of the displacement to Y-axis of Model 3-a, b, c and d under load B.

(다) 캔틸레버 길이에 따른 차이

a. X축 방향 변위

캔틸레버의 길이가 길어질수록 변위량은 증가하였으나 변위의 양상은 비슷하게 나타났다. 제1, 제2임플란트의 근단부는 모두 근심으로 변위하였으며, 가장 변위량이 큰 부위는 제1, 제2임플란트 상부보철물의 연결부인데, 캔틸레버의 길이가 4배 증가하였을 때 변위량은 2배 증가하였다(Fig. 13, 14).

b. Y축 방향 변위

제1임플란트는 하방변위, 제2임플란트는 상방변위를 보였는데, 변위량은 캔틸레버의 길이가 길수록 증가하였다. 상부보철물에서는 캔틸레버의 길이에 따라 변위량의 증가율이 컸으나 임플란트 부위는 상부보철물에 비해 증가율이 작았다(Fig. 19, 20).

(라) 하중의 방향에 따른 차이

a. X축 방향 변위

자연치와 연결한 경우 보철물에 가해진 경사하중은 모두 원심변위를 보였으며(Fig. 11), 자연치와 연결하지 않은 경우에도 제1, 제2임플란트 보철물의 연결부와 원심 치관 변연부 및 치조정은 근심변위를 보였고, 제1임플란트와 제2임플란트의 하방은 원심변위를 보였다(Fig. 12). 후방 캔틸레버에 가해진 경사하중은 수직하중과 비슷한 양상을 보이지만 제1임플란트에서는 변위량이 감소하고 제2임플란트에서는 증가하였다(Fig. 13, 14).

b. Y축 방향 변위

자연치와 연결한 경우 경사하중에 의해 제1, 제2임플란트의 연결부를 제외한 모든 부위는 하방으로 변위하였다. 제1임플란트는 근단부를 축으로 근심심 모두 하방으로 갈수록 변위량이 감소하였으며, 제2임플란트의 근심면은 하방으로 갈수록 변위량이 증가하였으나 원심면은 감소하였다(Fig. 17).

자연치와 연결하지 않은 경우 경사하중에

의해 제2임플란트의 하방 및 원심면은 상방변위를 보였고, 나머지 부분은 모두 하방변위를 보였다. 경사하중은 수직하중과 비슷한 변위양상을 보였고, 변위량은 전반적으로 감소하였으나 제1임플란트의 원심면에서는 변위량이 약간 증가하였다(Fig. 18).

후방 캔틸레버에 가해진 경사하중에 의해 제1임플란트의 근심면과 제1, 제2임플란트의 연결부는 상방변위를 보였고, 나머지 부위는 모두 하방으로 변위하였다. 제1임플란트를 중심으로 변위량은 하방으로 갈수록 감소하였으며, 제2임플란트의 원심면도 하방으로 갈수록 변위량이 감소하였으나 근심면은 하방으로 갈수록 증가하였다(Fig. 19, 20).

IV. 총괄 및 고안

골유착성 임플란트를 이용한 보철물은 연조직의 개재없이 직접 골과 연결되어 있기 때문에 보철물의 장기간의 성공여부에 가장 큰 영향을 주는 것은 하중이다. 보철물이 외력을 받으면 내부에서는 응력이 발생하게 되는데 이때 응력은 하중이 가해진 부위에 분포되므로 임플란트에 가해진 하중은 결과적으로 지지조직 내에서 응력으로 나타난다. 따라서 하중과 생체역학적인 관계가 조화를 이루지 못하면 임플란트와 악골간의 결합 파괴, 보철물의 파절, 임플란트 자체의 파절 및 탈락, 임플란트와 보철물 연결부의 손상, 변연골 흡수 등의 문제를 야기하게 되므로^{1, 2, 23, 26, 35, 47, 82)} 보철물이 성공적으로 유지되기 위해서는 생체의 하중부담 한계를 넘지 않는 범위 내에서 응력이 적절히 분포될 수 있도록 설계되어야 한다. 이러한 외력에 의한 악골에서의 적절한 응력분포에는 임플란트의 형태와 재료의 특성, 골과의 결합상태, 임플란트의 식립위치와 배열상태 등이 관련되어 있다.^{13, 19, 20, 22)}

골유착성 임플란트 보철물의 생체 역학에 관한 많은 연구보고들이 있는데 이들은 주로 임플란트의 형태,^{17-19, 42, 54, 58, 68-70, 83, 94, 102)} 갯수,^{22, 91)} 길이,^{45, 91, 96)} 물성,^{28, 66, 68, 69)} 위치^{91, 98, 99)} 및 경사도의 변화,^{38, 90)} 상부보철물의 재료 및 기하학적 형태,

22.24.27.43.75.103) 외력의 조건, 13.22.34.48.60.93) 인접 계면 조직의 상태, 13.17.20.39.67.85.91.99.106) 자연치아와의 연결유무^{51.64.80.89.92.93.95.97.100.104.106)} 등에 따른 응력분포 양상을 비교 연구한 것들이다.

이러한 연구들은 대개 이차원 유한요소법을 이용하여 응력분포 양상을 비교하였는데 실제 구강 조직은 평면구조나 대칭적인 구조가 아니라 대단히 불규칙한 구조물이며 하중을 평면이나 대칭 상태로 가하는 것은 오류를 범할 가능성이 많다. 또한 치근을 둘러싸고 있는 치주인대나 치아, 잔존치조제, 임플란트의 입체 구조를 제대로 묘사하기가 어렵다는 실험방법상의 문제를 안고 있다. 또한 삼차원 유한요소법을 이용하여 연구한 보고들도 전체 악골을 모두 분석하기 위하여 임플란트나 보철물의 외형을 단순화시켜 표현하였다.^{91.99)} 이에 본 연구에서는 부분 무치악으로 그 범위를 한정시켜 실물과 유사한 해부학적 형태와 물리적 특성이 부여된 삼차원 유한요소 모형을 설계하였다.

유한요소법을 이용한 컴퓨터 분석에서는 설계된 재료나 조직은 구조내 원자 배열이 삼차원 좌표계 내에서 어느 방향으로나 동일한 물리적 성질을 갖는 것으로 가정되나 실제로 재료나 조직은 삼차원 내에서 방향에 따라 약간씩 상이한 특성을 가지는 것이 통례이다. 이에 재료의 등방성에 관련된 Poisson 비를 계산과정에 포함시켜 이 문제점을 보완하였다. 어떤 물체에 하중이 가해지면 항복점에 도달하기 전까지는 탄성변형을 하게되고 항복점 이상에서는 소성변형을 하게된다. 그러나 본 연구는 소성변형을 관찰하고자 하는 것이 아니고 발생한 응력의 크기와 분포를 비교하기 위한 것이며 구강내 전달되는 하중의 범위는 비례한계내의 값들로 주어지기 때문에 해석의 간편성을 위해 탄성변형을 한다고 가정하였다.¹⁰¹⁾ 그리고 치근막의 경우 실제로는 개개의 섬유속간에 직접적인 접촉이 없어 응력이 균등분배되지 않는 섬유성 치주인대로 치주인대의 모형 제작 유형이 치조골 응력의 성질과 크기에 영향을 미친다는 연구보고가 있으나 그 차이가 본 실험의 결과를 좌우할만한 영향을 미치지 않는다고 판단되어

모형 제작의 편의상 치근막은 응력을 균등하게 공유하는 연속성으로 가정하여 설계하였다.^{81.91.93)}

본 연구에서는 부분 무치악 부위에 임플란트를 식립할 경우 발생할 수 있는 캔틸레버 형태의 보철물 설계시 그 위치와 길이가 보철물이나 임플란트, 지지조직의 응력분포에 어떤 영향을 주는 지를 분석하기 위하여 삼차원 유한요소법을 이용하여 비교하였다. 부분 무치악의 경우 통상적인 보철 술식에 비해 임플란트를 이용한 보철 치료가 여러가지 잇점이 있음에도 불구하고 자연치아의 존재로 인해 임플란트 식립 위치 및 배열의 문제와 상부보철물의 설계 등의 어려움이 따른다. 특히 캔틸레버 형태의 보철물을 설계해야 하는 경우가 발생하는데, 캔틸레버의 가공치에 힘을 가할 경우 Class 1의 lever system으로 전환되므로 가공치에 가한 힘보다 더 큰 힘이 지대치에 유발되기 때문에 이는 역학적으로 매우 불리한 형태의 보철물이다.³³⁾

많은 문헌에서 캔틸레버의 길이가 7-15mm 일 때 상대적으로 안정된 보철물을 제작할 수 있다고 보고하고 있는데, Bergman¹²⁾ 등은 5-6개의 지대치 사용시 캔틸레버는 20mm를 초과해서는 안되며 지대치가 4개인 경우는 15mm를 넘어서는 안된다고 하였다. Rangert⁶²⁾ 등에 의하면 하악은 15-20mm, 상악은 골조직이 하악보다 부드럽고 다공성이기 때문에 10mm이 내가 적당하다고 하였다. Bidez⁹⁹⁾ 등은 하악에 5개의 임플란트가 있을때 전후방 공간의 1-1.5배로 캔틸레버 연장을 추천하였고 상악은 불량한 골질때문에 6-8mm로 제한해야 한다고 하였다.

부분 무치악의 경우 캔틸레버를 어느정도의 길이까지 연장할 수 있는 지에 대해 자세히 추천한 연구보고는 아직 없으므로 본 연구에서는 임상적으로 흔히 발생할 수 있는 소구치 한개의 직경과 같은 크기로 전방부 캔틸레버를 연장하였고 후방부는 실험상 캔틸레버 길이의 영향을 알아보기 위해 제3대구치 부위까지 연장한 형태로 설계하였다.

부분 무치악의 경우 골유착성 임플란트 보

철물은 모든 방향의 힘에 견디어야 하기 때문에 완전 무치악보다도 임플란트가 더욱 정확한 위치에 식립되어야 한다.⁶²⁾ 보철물에 가해지는 하중은 수직력과 수평력으로 나뉘며 외력에 대한 내부의 반응으로 응력이 발생한다. 발생한 응력은 방향에 따라 압축, 인장 및 전단응력으로 나뉜다. 임플란트의 축방향에 가해진 수직력은 나삿니(thread)를 통해 잘 분포되며 골의 압축응력에 의해 저항을 받는다. 그러나 수평력은 임플란트의 굽힘을 일으켜 임플란트와 악골에 압축 및 인장응력을 증가시킨다. 압축력은 보철물 각 부위를 압박하지만 정상적으로는 anchorage unit 자체에 기계적 문제를 야기하지는 않으며 인장력은 anchorage unit를 분리시키려는 경향이 있어 기계적 실패에 지대한 영향을 미친다. 또한 하중의 방향에 따라 응력의 형태가 달라지는데 임플란트 장축에 대한 각도가 커질수록 압축, 인장, 전단응력이 커지며 응력의 형태가 더욱 인장이나 전단의 성격을 띠게 된다. 특히 캔틸레버 형태의 보철물이나 치관-치근비가 클수록 그 효과는 더욱 커진다.^{11, 62)}

본 연구에서는 수직력과 함께 수평력에 의한 응력분포 양상을 관찰하기 위하여 하악의 경우 저작시 외측에서 내측으로 향하는 외력이 발생하므로 임플란트 상부보철물의 외상방에서 내하방으로 45°의 경사하중을 부여하였다.^{13, 91)}

본 연구의 결과 캔틸레버에 하중이 가해지면 대부분의 응력이 보철물의 연결부와 캔틸레버에 가까운 임플란트의 경부에 집중되고 있음을 보여주는데 이는 김⁹¹⁾ 등과 이⁹⁹⁾ 등의 연구 결과와 일치하고 있다. 또한 캔틸레버에 가까운 임플란트에는 압축응력이 나타나고 수평방향으로는 근단부만 하중이 가해진 반대쪽으로 변위되며 수직방향으로는 전체적으로 하방으로 변위하였다. 캔틸레버에서 먼 쪽에 위치한 임플란트에는 인장응력이 발생하며 수평방향으로는 근단부가 역시 하중이 가해진 반대쪽으로 변위되지만 수직방향으로는 상방으로 변위하였다. 이는 캔틸레버에 하중을 가하면 캔틸레버에 가까운 임플란트에는 압축응력이 발생하고 캔틸레버에 먼쪽에 위치한 임플란트에는 인장응력이 발생한다는 Rangert⁶²⁾와 White⁸⁴⁾의 연구

결과와 일치한다.

Lindquist⁴⁴⁾는 임플란트의 변연골 소실은 임플란트 실패의 주요 원인으로 과도한 하중이나 불결한 구강위생에 의해 유발될 수 있다고 보고하였는데, 이는 캔틸레버에 의해 임플란트의 경부와 치조정 부위에 집중된 응력이 변연골의 소실로 나타날 수 있음을 보여주고 있다. Lundgren⁴⁶⁾ 등은 캔틸레버 부위에서 거의 전체 힘의 55%를 저항한다고 하였으며 많은 임상가들 역시 후방지대치와 캔틸레버 연결부에서 보철물의 빈번한 파절을 보고하고 있다. Skalak^{76, 77)}과 Davis²²⁾는 고정성 보철물의 캔틸레버에 힘을 가하면 캔틸레버와 가장 가까운 임플란트에 가장 큰 응력이 집중되었다고 하였으며, Williams⁸⁶⁾ 등은 후방부 캔틸레버에 하중이 가해질 때 금속과 레진 접촉부에 응력이 집중된다고 하였다.

응력 분석을 시행하고 나면 정상응력(normal stress), 주응력(principal stress), 전단응력(shear stress), 유효응력(von Mises stress) 등의 다양한 응력 계산 결과값을 얻게 된다. 이중 주응력은 전단응력이 없는 상태의 압축, 인장응력을 나타내는 것으로 구조물의 파괴강도를 비교할 때 측정되는 값이고, 전단응력은 힘을 받는 면에 수직으로 발생하는 응력으로 유한요소에서는 파절의 방향을 파악할 때 사용한다. 유효응력은 탄성변형 시 발생하는 전단응력 차이의 제곱합으로 표현되는 가정의 값으로 응력을 전반적으로 파악하고자 할 때 사용되는데^{51, 90, 93)} 동일 조건으로 표준화된 모형에서 응력의 상대적인 수치비교라는 한계를 내포하고 있다. 따라서 높은 유효응력 값이 구조물의 파괴나 임상적인 실패를 의미하지는 않지만 일정한 정도 이상의 응력이 장기간 기능을 수행하는 동안 계속 가해질 경우 피로가 축적되어 구조물의 파절을 야기할 수도 있게 된다. 이에 구조물의 파절을 방지하기 위하여 Cox²¹⁾ 등은 상부보철물을 증가된 인장력과 탄성계수를 갖는 금속으로 주조함으로써 캔틸레버 부위의 파절을 감소시킬 수 있다고 하였으며, Stewart⁷⁸⁾ 등은 구조물의 피로한계는 표면조도, 재료의 기계적 및 물리적 성질, 구조물의 설계

등에 의해 영향을 받으므로 변형을 최소화 시키기 위해서는 재료의 기계적 성질과 디자인을 고려하는 것이 임상적으로 유용하다 하여 급속구조물 설계의 변형을 시도하였다.

본 연구의 결과를 보면 응력이 주로 상부보철물의 연결부와 변연부, 임플란트의 내부 및 치조정 부위에 분포하고 임플란트의 지지조직 내에는 응력의 전달이 적음을 보여주고 있는데, 이는 실험에 이용한 Bränemark 임플란트의 외형이 나선형으로 응력분포 효과가 우수하기 때문인 것으로 사료된다.^{28,76,77)} 또한 치조골의 조건 역시 응력분포 효과에 영향을 미치게 되는데 본 연구의 유한요소모형 설계 시 Strid¹⁵⁾의 연구보고에 따라 임플란트 주위로 골의 remodelling을 가정하여 0.5mm의 치밀골을 부여하였는데¹⁴⁾ 치밀골은 Cook²⁰⁾과 Borchers¹³⁾의 보고에 의하면 해면골에 비해 응력의 집중이 적기 때문에, 임플란트 주위에 치밀골을 고려하지 않은 이전의 연구에 비해 본 연구에서는 임플란트 주위 지지조직에서의 응력집중이 많이 감소되었음을 관찰할 수 있었다.

부분 무치악의 경우 골유착성 임플란트의 지대치를 자연치아와 연결하여 보철물을 장착할 것인가 아니면 임플란트만을 지대치로 이용할 것인가에 대해 많은 논란이 있어 왔으며, 연결 형태를 고정성으로 할 것인가, 비고정성으로 할 것인가에 대해서도 학자들간에 이견이 많았다. Ericsson^{25,26)}은 장기간에 걸친 치료 경험에 비추어 볼 때 치아와 임플란트의 연결은 어떠한 형태라도 연결하는 치아의 상태나 위치를 적절히 고려한다면 문제될 바 없다고 하였으나, Naert⁵⁵⁾는 결체조직의 개재없이 골과 직접 결합된 골유착성 임플란트와 치주인대를 통해 응력완충작용이 가능한 자연치아 간의 동요도 차이에서 오는 여러가지 임상적 문제의 발생을 방지할 수 있으므로, 치아를 임플란트와 연결하는 이론적 근거가 명확하지 않은 경우 가능하면 free-standing으로 수복하는 것이 유리하다고 하였다. 이에 본 연구에서는 전방부 캔틸레버 보철물과 자연치아와 고정성으로 연결한 보철물에서의 응력분포 양상을 비교하였는데, 자연치아와 연결한 경우에 비해 free-sta-

nding 보철물에서 전반적인 응력과 변위의 증가가 있었으나 증가된 응력값이 최대 80MPa 정도로 자연치아와 연결했을 때의 최대값 20 MPa과 비교했을 때 상대적으로 그리 큰 값은 아니었다.

Sullivan⁷⁹⁾에 의하면 부분 무치악 환자의 임플란트 식립 시 수술용 drill의 길이나 핸드피스 접근의 어려움으로 인하여 인접치아와 가깝게 임플란트를 식립하는 것이 어렵기 때문에, 후방에 위치하는 임플란트 2개를 지대치로 하여 전방부로 연장되는 캔틸레버를 가지는 보철물의 형태가 가장 빈번히 사용된다고 보고하였고, 윤⁸⁰⁾ 등은 이차원 유한요소법을 이용하여 전방부에 캔틸레버를 가지는 보철물이 후방부에 캔틸레버를 가지는 보철물보다 균등한 응력분포를 보인다고 보고한 바 있다. 이에 본 연구에서는 제1소구치 부위에 캔틸레버를 가지는 보철물과 제2대구치 부위에 캔틸레버를 가지는 보철물 간의 응력분포 양상을 비교하였는데, 소구치와 대구치 간에는 보철물 외형의 차이와 함께 이전의 연구에서 보면 최대 교합력의 차이도 고려되어야 할 사항으로 보아 소구치에는 100N, 대구치에는 200N의 하중을 가하였다.^{8,9,29-32)} 전후방 캔틸레버 보철물의 응력분포 양상은 전후방에 따른 차이만 있을 뿐 비슷하게 나타났으나 후방부 캔틸레버 보철물에서 응력의 크기가 증가하였고 특히 전방부 캔틸레버에 비해 임플란트의 근단부에도 응력이 집중되는 양상을 보였다. 지지조직 계면에서의 제1, 제2 임플란트 간 응력차이는 후방부 캔틸레버에서 크게 나타났고 캔틸레버에 인접한 치조정 부위에서도 응력이 크게 집중되어 나타났다.

이상의 결과로 볼 때 부분 무치악의 경우 수술상의 어려움을 무릅쓰고 자연치에 근접하게 임플란트를 식립하는 것보다는 자연치와 일정 간격을 두고 임플란트를 식립하여 전방부에 캔틸레버를 가지는 보철물을 제작하는 것이 임상적으로 보철물이나 임플란트의 장기간의 성공 여부에 큰 문제를 일으키지는 않을 것으로 사료된다.

White⁸¹⁾는 캔틸레버에 가해진 하중에 의해 캔틸레버에 가장 가까운 임플란트의 원심 치

조정 부위에 응력이 집중되었으며 전방부에 가해진 하중은 그 부위에서는 응력을 유발하지만 다른 부위로 전달되는 양은 적었다고 보고하였는데, 완전 무치악의 경우에도 전치부 쪽에 임플란트를 식립한 상태에서 후방으로 캔틸레버를 길게 연장하는 것보다는 같은 수의 임플란트를 식립할 경우 전후방 임플란트의 간격을 넓게하고 최후방 임플란트는 가능한 한 후방으로 위치시켜 전방부 캔틸레버의 길이를 길게하고 후방부 캔틸레버의 길이를 짧게 해주는 것이 역학적으로 유리하다.

이는 Rangert⁶²⁾의 연구결과와 같은 원리라고 할 수 있는데, Rangert는 캔틸레버에 하중을 가했을 때 캔틸레버의 길이가 a 이고 임플란트간 거리가 b 인 보철물의 캔틸레버 끝에 하중 P 를 가하면 캔틸레버에 가장 가까운 임플란트에는 $(1+a/b)P$ 의 압축력이 가해지고 두번째 임플란트에는 $(a/b)P$ 의 인장력이 가해진다고 하였다. 따라서 하중이 일정하다면 인장력의 증감은 a/b 의 비율에 의해 지배되므로 가능하다면 캔틸레버의 길이(a)는 짧게, 전후방 임플란트간의 거리(b)는 길게 해주어야 한다고 보고하고 있다.

캔틸레버 길이의 증가에 따른 완전 무치악 골유착성 임플란트 보철물의 응력분포 양상에 관한 많은 연구들이 있었다.^{22, 32, 33, 62, 76, 77, 84, 91, 99)} Rinaldi⁷¹⁾ 등은 캔틸레버의 길이에 직접 비례하여 굽힘이 발생된다고 하였으며 김⁹¹⁾ 등은 캔틸레버에 가해지는 하중에 의해 악골, 임플란트의 경부 및 보철물의 연결부에 하중의 크기에 비례하여 응력이 나타났다고 하였으며 하중의 위치가 캔틸레버에서 임플란트 쪽으로 갈수록, 즉 캔틸레버의 길이가 짧아질수록 응력이 감소한다고 하였다.^{35, 62)} 본 연구의 결과에 의하면 캔틸레버의 길이가 증가할수록 응력과 변위는 증가하였으며, 가공치와 보철물의 연결부에 응력이 집중됨을 보여주고 있다.

또한 임플란트 전후방에 각각 캔틸레버 가공치를 설계하는 경우를 가정하여 양쪽 가공치 부위에 하중이 가해졌을 때의 유효응력값의 합과 후방으로 제3대구치까지 캔틸레버 가공치를 연장한 경우와 비교하였는데, 전후방 응

력값을 합한 값이 대부분의 관찰점에서 작게 나타났다. 따라서 해부학적인 제약이나 대합치와의 관계 등에 의해 캔틸레버 형태의 보철물을 설계할 경우, 후방으로 길게 캔틸레버를 연장하는 것보다는 임플란트 전후방으로 캔틸레버를 설계하는 것이 균등한 응력분포를 얻는데 유리할 것으로 사료된다.

하중의 크기나 방향은 골유착성 임플란트 보철물에 큰 영향을 주는데, 본 연구에서도 수직하중과 경사하중에 의한 응력분포 양상을 비교한 결과 경사하중을 가했을 때 상부보철물의 변연부와 임플란트의 경부 및 치조정 부위에 큰 응력이 집중됨을 알 수 있었다. 이런 경사하중은 전방부보다는 후방부 캔틸레버에서, 캔틸레버의 길이가 길어질수록 더욱 큰 응력을 야기하며, 임플란트 근단부에서의 응력도 증가시켰다. 경사하중이 가해진 경우 수직하중과 비교했을 때 캔틸레버에서 먼 쪽에 위치한 임플란트에 미치는 영향이 증가하였다. 보철물의 연결부에서는 경사하중 시 오히려 응력이 감소하였는데 이는 동일한 양의 하중이 경사지게 가해진 경우 수직과 수평방향으로 나뉘어 원래보다 적은 양의 수직력이 가해졌기 때문으로 사료된다. 경사하중에 의해 임플란트 치조정 부위에 집중된 응력은 변연골의 흡수를 야기하는 중요한 요인이라 할 수 있으며 따라서 이를 막기 위하여 상부보철물의 교합형성 시 하중이 임플란트의 장축 방향으로 가해지도록 설계하는 것이 중요하고, 측방운동 시 교합접촉이 되지않도록 해야한다.^{13, 28, 62)}

이상의 연구 결과 골유착성 임플란트 보철물에서 캔틸레버의 위치나 길이에 따른 응력분포 양상과 하중의 영향에 따른 변화를 관찰할 수 있었으나 이에 보완하여 계면 지지조직의 상태에 따른 응력분포의 차이나 상부보철물의 재료 및 물성의 차이에 따른 응력분포 양상의 변화와 상부보철물의 교합설계에 따른 변화 등에 대한 분석이 생체역학적인 골유착성 임플란트 보철물의 치료계획 수립에 필요하리라 사료된다.

V. 결 론

저자는 골유착성 임플란트 보철물의 캔틸레버 위치와 길이, 하중 조건의 변화에 따른 보철물과 임플란트 및 지지조직에서의 응력분포 양상을 비교하기 위하여 제1소구치 부위와 제2대구치 및 제3대구치 부위에 캔틸레버를 가지는 골유착성 임플란트 보철물의 삼차원 유한요소 모형을 설계하고, 소구치 캔틸레버 가공치의 중심좌에는 100N, 대구치 중심좌에는 200N의 수직하중 및 45°의 경사하중을 가한 뒤 삼차원 유한요소법으로 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 캔틸레버 가공치와 임플란트 상부보철물간의 연결부 및 캔틸레버에 가까운 임플란트의 경부와 주위 치조정에 응력이 집중되었으며, 임플란트의 하방 지지조직 내에는 응력의 전달이 적었다.
2. 캔틸레버에 가까운 임플란트는 수직방향으로 하방변위를 보였고, 캔틸레버에서 먼쪽에 위치한 임플란트는 상방변위를 보였다. 수평방향으로는 임플란트 근단부를 제외한 모든 부위가 하중이 가해진 쪽으로 변위하였다.
3. 전방부 캔틸레버의 경우 자연치와 연결한 보철물에 비해 전반적으로 응력과 변위가 증가하였다.
4. 전방부 캔틸레버에 비해 후방부 캔틸레버에서 응력이 증가하였으며, 캔틸레버에 가까운 치조정 부위에 응력이 크게 집중되었다.
5. 캔틸레버의 길이가 길어질수록 응력이 증가하였으며, 캔틸레버 가공치와 임플란트 상부보철물의 연결부에 응력이 집중되었다.
6. 경사하중에서는 수직하중에 비해 임플란트 경부와 주위 치조정에 응력이 집중되었으며, 캔틸레버 가공치와 임플란트 상부보철물의 연결부에서는 응력이 감소하였다.

REFERENCES

1. Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B., Bränemark, P.I. : A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int. J. Oral Surg.*, 103 : 7 - 416, 1981.
2. Adell, R. : Clinical results of osseointegrated implants supporting fixed prostheses in edentulous jaws. *J. Prosthet. Dent.*, 50 : 251 - 254, 1983.
3. Albrektsson, T., Lekholm, U. : Osseointegration : Current state of the art. *Dent. Clin. North Am.*, 33 : 537 - 552, 1989.
4. Albrektsson, T., Albrektsson, B. : Osseointegration of bone implants. *Acta Orthop. Scand.*, 58 : 567 - 577, 1987.
5. Albrektsson, T., Dahl, E., Enbom, L., Engvall, S., Engquist, B., Eriksson, A.R., Feldmann, G., Kristersson, L., Kvint, S., Kondell, P., Palmquist, J., Werndahl, L., Åstrand, P. : Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. *J. Periodontol.*, 59 : 287 - 296, 1988.
6. Albrektsson, T., Jansson, T., Lekholm, U. : Osseointegrated dental implants. *Dent. Clin. North Am.*, 30 : 151 - 172, 1986.
7. Albrektsson, T. : A multicenter report on osseointegrated oral implants. *J. Prosthet. Dent.*, 60 : 75 - 84, 1988.
8. Anderson, D.J. : Measurement of stress in mastication. I. *J. Dent. Res.*, 35 : 664 - 670, 1956.
9. Anderson, D.J. : Measurement of stress in mastication. II. *J. Dent. Res.*, 35 : 671 - 673, 1956.
10. Åstrand, P., Gunne, J., Olsson M. : Combination of natural teeth and osseointegrated implants as prosthesis abutments : A 2-year longitudinal study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 6 : 305 - 312, 1991.

11. Aydin, A.K., Tekkaya, A.E. : Stresses induced by different loadings around weak abutments. *J. Prosthet. Dent.*, 68 : 879–884, 1992.
12. Bergman, B. : Evaluation of results of treatment with osseointegrated implants by the Swedish National Board of Health and Welfare. *J. Prosthet. Dent.*, 50 : 114–120, 1983.
13. Borchers, L., Reichart, P. : Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J. Dent. Res.*, 62 : 155–159, 1983.
14. Brägger, U., Burgin, W., Lang, N.P., Buser, D. : Digital subtraction radiography for the assessment of changes in peri-implant bone density. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 6 : 160–166, 1991.
15. Bränemark, P.I., Zarb, G.A., Albrektsson, T. : Tissue integrated prosthesis : Osseointegration in clinical dentistry. Chicago, Quintessence Publ. Co., 1985.
16. Bränemark, P.I. : Osseointegration and its experimental background. *J. Prosthet. Dent.*, 50 : 399–410, 1983.
17. Brunski, J.B., Hipp, J.A. : In vivo forces on endosteal implants : A measurement system and biomechanical considerations. *J. Prosthet. Dent.*, 51 : 82–90, 1984.
18. Brunski, J.B. : Biomechanics of oral implants : Future research directions. *J. Dent. Educ.*, 52 : 775–786, 1988.
19. Celland, N.L., Ismail, Y.H., Zaki, H.S., Pipko, D. : Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-vent implant. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 6 : 391–398, 1991.
20. Cook, S.D., Weinstein, A.M., Klawitter, J.J. : A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant. *J. Dent. Res.*, 61 : 25–29, 1982.
21. Cox, J.F., Zarb, G.A. : The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants : A 3-year report. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 2 : 91–99, 1987.
22. Davis, D.M., Zarb, G.A., Chao, Y.L. : Studies on frameworks for osseointegrated prostheses : Part I. The effect of varying the number of supporting abutments. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 3 : 197–201, 1988.
23. De Boever, J.A., McCall, W.D., Holden, S., Ash, M.M. : Functional occlusal forces : An investigation by telemetry. *J. Prosthet. Dent.*, 40 : 326–333, 1978.
24. El Charkawi, H.G., El Wakad, M.T., Naser, M.E. : Modification of osseointegrated implants for distal-extension prostheses. *J. Prosthet. Dent.*, 64 : 469–472, 1990.
25. Ericsson, I., Glantz, P.O., Bränemark, P.I. : Tissue-integrated implants Ad Modum Bränemark in the rehabilitation of partially edentulous jaws, in Laney, W.R., Tolman, D.E. : Tissue integration in oral, orthopedic, and maxillofacial reconstruction. Chicago, Quintessence Publ. Co., 1992.
26. Ericsson, I., Lekholm, U., Bränemark, P.I., Lindhe, J., Glantz, P.O., Nyman, S. : A clinical evaluation of fixed bridge restorations supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants. *J. Clin. Periodontol.*, 13 : 307–312, 1986.
27. Finger, I.M., Guerra, L.R. : Prosthetic considerations in reconstructive implantology. *Dent. Clin. North Am.*, 30 : 69–82, 1986.
28. French, A.A., Bowles, C.Q., Parham, P.L., Eick, J.D., Killoy, W.J., Cobb, C.M. : Comparison of peri-implant stresses transmitted by four commercially available osseointegrated implants. *Int. J. Periodont. Rest.*

- Dent., 9 : 221–229, 1989.
29. Haraldson, T., Carlsson, G.E. : Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. *Scand. J. Dent. Res.*, 85 : 200–208, 1977.
 30. Haraldson, T., Karlsson, U., Carlsson, G.E. : Bite force and oral function in complete denture wearers. *J. Oral Rehabil.*, 6 : 41–48, 1979.
 31. Haraldson, T., Zarb, G. : A 10-year follow-up study of the masticatory system after treatment with osseointegrated implant bridges. *Scand. J. Dent. Res.*, 96 : 243–252, 1988.
 32. Haraldson, T. : Comparisons of chewing patterns in patients with bridges supported on osseointegrated implants and subjects with natural dentitions. *Acta Odontol. Scand.* 41 : 203–208, 1983.
 33. Henderson, D., Blevins, W.R., Wesley, R. C., Seward, T. : The cantilever type of posterior fixed partial dentures : A laboratory study. *J. Prosthet. dent.*, 24 : 47–67, 1970.
 34. Hernandez, C.J., Bodine, R.L. : Mastication strength with implant dentures as compared with soft-tissue-borne dentures. *J. Prosthet. Dent.*, 22 : 479–486, 1969.
 35. Hobo, S., Ichida, E., Garcia, L.T. : Osseointegration and occlusal rehabilitation. Chicago, Quintessence Publ. Co., 1989.
 36. Jemt, T. : Modified single and short-span restorations supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaw. *J. Prosthet. Dent.*, 55 : 243–247, 1986.
 37. Jones, S.D., Caputo, A.A., Benson, D., Borggrebe, E. : Load-transfer characteristics of mandibular subperiosteal implants. *J. Prosthet. Dent.*, 42 : 211–216, 1979.
 38. Kallus, T., Henry, P., Jemt, T., Jorneus, L. : Clinical evaluation of angulated abutments for the Bränemark system : A pilot study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 5 : 39–45, 1990.
 39. Ko, C.C., Kohn, D.H., Hollister, S.J. : Micromechanics of implant/tissue interfaces. *J. Oral Implantol.*, 18 : 220–230, 1992.
 40. Kohn, D.H. : Overview of factors important in implant design. *J. Oral Implantol.*, 18 : 204–216, 1992.
 41. Langer, B., Sullivan, D.Y. : Osseointegration : Its impact on the interrelationship of periodontics and restorative dentistry : Part II. *Int. J. Periodont. Rest. Dent.*, 9 : 165–183, 1989.
 42. Lavernia, C.J., Cook, S.D., Weinstein, A.M., Lawitter, J.K. : An analysis of stresses in a dental implant system. *J. Biomed.*, 14 : 555, 1981.
 43. Lill, W., Matejka, M., Rambousek, L., Watzek, G. : The ability of currently available stress-breaking elements for osseointegrated implants to imitate natural tooth mobility. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 3 : 281–286, 1988.
 44. Lindquist, L.W., Rockler, B., Carlsson, G.E. : Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J. Prosthet. Dent.*, 59 : 59–63, 1988.
 45. Lum, L.B. : A biomechanical rationale for the use of short implants. *J. Oral Implantol.*, 17 : 126–131, 1991.
 46. Lundgren, D., Laurell, L., Falk, H., Bergendal, T. : Occlusal force pattern during mastication in dentitions with mandibular fixed partial dentures supported on osseointegrated implants. *J. Prosthet. Dent.*, 58 : 197–203, 1987.
 47. Mathews, M.F., Breeding, L.C., Dixon, D. L., Aquioino, S.A. : The effect of connector design on cement retention in an implant and natural tooth-supported fixed partial denture. *J. Prosthet. Dent.*, 65 : 822–827,

- 1991.
48. McCall, W.D., De Boever, J.A., Ash, M.M. : Telemetry system to study functional occlusal forces. *J. Prosthet. Dent.*, 40 : 98–102, 1978.
 49. McCartney, J.W. : Cantilever rests : An alternative to the unsupported distal cantilever of osseointegrated implant-supported prostheses for the edentulous mandible. *J. Prosthet. Dent.*, 68 : 817–819, 1992.
 50. McGlumphy, E.A., Campagni, W.V., 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 : 586–593, 1989.
 51. McGlumphy, E.A., Robinson, D.M., Mendel, D.A. : Implant superstructures : A comparison of ultimate failure force. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 7 : 35–39, 1992.
 52. Meijer, H.J., Kuiper, J.H., Starmans, F.J., Bosman, F. : Stress distribution around dental implants : Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J. Prosthet. Dent.*, 68 : 96–102, 1992.
 53. Meijer, H.J.A., Starmans, F.J.M., Steen, W. H.A., Bosman, F. : A three-dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible. *Int. J. Prosthodont.* 7 : 271–279, 1994.
 54. Meroueh, K.A., Watanabe, F., Mentag, P.J. : Finite element analysis of partially edentulous mandible rehabilitated with an osseointegrated cylindrical implant. *J. Oral Implantol.*, 8 : , 1987.
 55. Naert, I., Quirynen, M., van Steenberghe, D., Darius, P. : A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. *J. Prosthet. Dent.*, 67 : 236–245, 1992.
 56. Natiella, J.R., Armitage, J.E., Greene, G.W., Meenaghan, M.A. : Current evaluation of dental implants. *J. Am. Dent. Assoc.*, 84 : 1358–1369, 1972.
 57. Patterson, E.A., Johns, R.B. : Theoretical Analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 7 : 26–34, 1992.
 58. Peterson, L.J., McKinney, R.V., Pennel, B. M., Klawitter, J.J., Weinstein, A.M. : Clinical, radiographic, and histological evaluation of porous rooted cobalt-chromium alloy dental implants. *J. Dent. Res.*, 59 : 99–108, 1980.
 59. Pylant, T., Triplett, R.G., Key, M.C., Brunsvold, M.A. : A retrospective evaluation of endosseous titanium implants in the partially edentulous patient. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 7 : 195–202, 1992.
 60. Ralph, W.J. : The effects of dental treatment on biting force. *J. Prosthet. Dent.*, 41 : 143–145, 1979.
 61. Rangert, B., Gunne, J., Sullivan, D.Y. : Mechanical aspects of a Bränemark implant connected to a natural tooth : An in vitro study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 6 : 177–186, 1991.
 62. Rangert, B., Jemt, T., Jorneus, L. : Forces and moments on Bränemark implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 4 : 241–247, 1989.
 63. Reitan, K. : Clinical and histological observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. *Am. J. Orthod.*, 53 : 721, 1967.
 64. Richter, E.J., spiekermann, H., Jovanovic, S.A. : Tooth-to-implant fixed prostheses : Biomechanics based on in vitro and in vivo measurements, in Laney, W.R., Tolman, D.E. : Tissue integration in oral, orthopedic, and maxillofacial reconstruction. Chicago, Quintessence Publ. Co., 1992.

65. Richter, E.J. : Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *J. Prosthet. Dent.*, 61 : 602–609, 1989.
66. Rieger, M.R., Adams, W.K., Kinzel, G.L., Brose, M.O. : Alternative materials for three endosseous implants. *J. Prosthet. Dent.*, 61 : 717–722, 1989.
67. Rieger, M.R., Adams, W.K., Kinzel, G.L., Brose, M.O. : Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants. *J. Prosthet. Dent.*, 62 : 436–440, 1989.
68. Rieger, M.R., Adams, W.K., Kinzel, G.L. : A finite element survey of eleven endosseous implants. *J. Prosthet. Dent.*, 63 : 457–465, 1990.
69. Rieger, M.R., Fareed, K., Adams, W.K., Tranquist, R.A. : Bone stress distribution for three endosseous implants. *J. Prosthet. Dent.* 61 : 223–228, 1989.
70. Rieger, M.R., Mayberry, M., Brose, M.O. : Finite element analysis of six endosseous implants. *J. Prosthet. Dent.*, 63 : 671–676, 1990.
71. Rinaldi, A.W., Goldberger, H.J., Mingle dorff, E.B., Craig, C., Donatelli, D. : Biomechanical considerations in implant prosthodontics. *J. Prosthet. Dent.*, 50 : 220–223, 1983.
72. Rubin, C., Krishnamurthy, N., Capilouto, E. : Stress analysis of the human tooth using a three dimensional finite element model. *J. Dent. Res.*, 62 : 82–86, 1983.
73. Saadoun, A.P., LeGall, M.L. : Clinical results and guidelines on Steri-oss endosseous implants. *Int. J. Periodont. Rest. Dent.*, 12 : 487–495, 1992.
74. Schnitman, P.A., Rubenstein, J.E., Whorle, P.S., DaSilva, J.D., Koch, G.G. : Implants for partial edentulism. *J. Dent. Educ.*, 52 : 725–736, 1988.
75. Sellers, G.C. : Direct assembly framework for osseointegrated implant prosthesis. *J. Prosthet. Dent.*, 62 : 662–668, 1989.
76. Skalak, R. : Aspects of biomechanical considerations, in Bränemark, P.I., Zarb, G.A., Albrektsson, T. : *Tissue integrated prosthesis : Osseointegration in clinical dentistry.* Chicago, Quintessence Publ. Co., 1985.
77. Skalak R. : Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J. Prosthet. Dent.*, 49 : 843–848, 1983.
78. Stewart, R.B., Desjardins, R.P., Laney, W. R., Chao, E.Y.S. : Fatigue strength of cantilevered metal frameworks for tissue-integrated prostheses. *J. Prosthet. Dent.*, 68 : 83–92, 1992.
79. Sullivan, D.Y. : Prosthetic considerations for the utilization of osseointegrated fixtures in the partially edentulous arch. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 1 : 39–45, 1986.
80. Takahashi, N., Kitagami, T., Komori, T. : Analysis of stress on a fixed partial denture with a blade-vent implant abutment. *J. Prosthet. Dent.*, 40 : 186–191, 1978.
81. Van Rossen, I.P., Braak, L.H., de Putter, C., de Groot, K. : Stress-absorbing elements in dental implants. *J. Prosthet. Dent.*, 64 : 198–205, 1990.
82. 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 : 217–223, 1989.
83. Weinstein, A.M., Klawitter, J.J., Anand, S. C., Schuessler, R. : Stress analysis of porous rooted dental implants. *J. Dent. Res.*, 55 : 772–777, 1976.
84. White, S.N., Caputo, A.A. : Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *J. Prosthet. Dent.*,

- 71 : 493-499, 1994.
85. Wie, H., Larheim, T.A., Tolo, K., Solheim, T., Faehn, O., Haanaes, H.R., Odegard, J., Vorkinn, B. : Implant-tissue interface of endosseous dental implants in dogs. Validity of clinical evaluation methods. *J. Prosthet. Dent.*, 52 : 76-81, 1984.
 86. Williams, K.R., Murphy, W.M., Scott, J., Gregory, M., Sinobad, D. : Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Quintessence Int.*, 21 : 563-570, 1990.
 87. Zarb, G.A., Schmitt, A., Baker, G. : Tissue-integrated prostheses : Osseointegration research in Toronto. *Int. J. Periodont. Rest. Dent.*, 7 : 9-35, 1987.
 88. Zarb, G.A., Schmitt, A. : The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants : The Toronto study. Part I : Surgical results. *J. Prosthet. Dent.*, 63 : 451-457, 1990.
 89. 고헌주, 정재현 : 골 유착성 임플란트 보철 수복시 자연지대치와의 고정유무에 따른 유한요소법적 응력분석. *대한치과보철학회지*, 29(2) : 147, 1991.
 90. 고현, 우이형, 박남수 : 고정성 보철치료에서 골유착성 임플란트의 경사도변화에 따른 변위와 응력에 관한 유한요소적 연구. *대한치과보철학회지*, 31(4) : 580, 1993.
 91. 김동원, 김영수 : 골유착성 보철물에 관한 삼차원 유한요소분석적 연구. *대한치과보철학회지*, 29(1) : 167, 1991.
 92. 김영일, 정재현, 조규종 : 골유착성 보철 치료시 임플란트와 자연 지대치와의 연결 방법에 따른 광탄성 응력 분석. *대한치과보철학회지*, 31(2) : 271, 1993.
 93. 김용호, 김영수 : 골유착성 임플란트 보철 치료시 자연지대치와의 연결형태에 관한 유한요소적 응력분석 연구. *대한치과보철학회지*, 29(3) : 1, 1991.
 94. 문병화, 양재호 : 유한요소분석법을 이용한 치근형 임플란트의 응력분포에 관한 연구. *대한치과보철학회지*, 31(1) : 129, 1993.
 95. 박상수, 방몽숙 : 골유착성 임플란트를 중간 지대치로 사용한 고정성 보철물의 응력분석. *대한치과보철학회지*, 31(4) : 611, 1993.
 96. 배형수, 조성암 : 고정성 가공의치를 지지하는 임플란트의 길이에 따른 임플란트 주위 골조직에서의 응력분산에 관한 광탄성 연구. *대한치과보철학회지*, 30(4) : 611, 1992.
 97. 양홍서 : 임플란트와 자연치를 지대치로 한 고정성 보철물의 응력분석. *대한치과보철학회지*, 31(3) : 447, 1993.
 98. 윤동주, 신상완, 서규원 : 고정성 보철물을 지지하는 골유착성 임플란트의 위치에 따른 지지조직에서의 유한요소적 응력분석. *대한치과보철학회지*, 31(1) : 87, 1993.
 99. 이돈오, 정재현, 조규종 : 악궁의 만곡도 및 임플란트 위치에 따른 삼차원적 유한 요소 응력분석. *대한치과보철학회지*, 33(1) : 98, 1995.
 100. 이무건, 조성암 : 골유착성 임플란트와 치아간의 보철물 연결형태에 따른 주위 골조직의 응력분산에 관한 3차원적 광탄성 분석. *대한치과보철학회지*, 32(1) : 120, 1994.
 101. 이철규, 김창희, 김영수 : 총의치 교합면 형태가 하악골 응력 분포에 미치는 영향에 관한 3차원 유한요소분석적 연구. *대한치과보철학회지*, 31(3) : 351, 1993.
 102. 정재현, 장두익 : 골내 임플란트의 종류에 따른 광탄성 응력분석. *대한치과보철학회지*, 31(4) : 661, 1993.
 103. 정관호, 배태성, 송광엽, 박찬운 : Bränemark 골유착성 매식체의 금관 수복 재료에 따른 지지조직의 응력분석, *대한치과보철학회지*, 28(2) : 199, 1990.
 104. 정창모, 이호용 : 골유착성 임플란트와 자연치를 이용한 고정성 국소의치에서 응력분산 및 충격흡수에 관한 유한요소법적 응력분석. *대한치과보철학회지*, 30(4) : 582, 1992.
 105. 최수호, 정재현 : 골내 임플란트를 이용한

고정성 국소의치 하에서 변위 및 응력 에
관한 유한요소법적 분석. 대한치과보철학
회지, 29(1) : 233, 1991.

106. 최충국, 계기성, 조규종 : 감소된 치조골

고경을 갖는 치아와 골유착성 임플란트에
지지되는 고정성 국소의치의 유한요소법
적 응력분석. 대한치과보철학회지, 32(2)
: 296, 1994.

EXPLANATION OF FIGURES

- Fig. 21. Buccal view of Model 1.
- Fig. 22. Buccal view of Model 1 (1/2 section).
- Fig. 23. Buccal view of Model 3.
- Fig. 24. Buccal view of Model 3 (1/2 section).
- Fig. 25. Von Mises stress of Model 1 under load A.
- Fig. 26. Von Mises stress of Model 2 under load A.
- Fig. 27. Von Mises stress of Model 3-a under load A.
- Fig. 28. Von Mises stress of Model 3-b under load A.
- Fig. 29. Von Mises stress of Model 3-c under load A.
- Fig. 30. Von Mises stress of Model 3-d under load A.
- Fig. 31. Von Mises stress of Model 1 under load B.
- Fig. 32. Von Mises stress of Model 2 under load B.
- Fig. 33. Von Mises stress of Model 3-a under load B.
- Fig. 34. Von Mises stress of Model 3-b under load B.
- Fig. 35. Von Mises stress of Model 3-c under load B.
- Fig. 36. Von Mises stress of Model 3-d under load B.
- Fig. 37. Displacement to X-axis of Model 1 under load A.
- Fig. 38. Displacement to X-axis of Model 2 under load A.
- Fig. 39. Displacement to X-axis of Model 3-a under load A.
- Fig. 40. Displacement to X-axis of Model 3-b under load A.
- Fig. 41. Displacement to X-axis of Model 3-c under load A.
- Fig. 42. Displacement to X-axis of Model 3-d under load A.
- Fig. 43. Displacement to X-axis of Model 1 under load B.
- Fig. 44. Displacement to X-axis of Model 2 under load B.
- Fig. 45. Displacement to X-axis of Model 3-a under load B.
- Fig. 46. Displacement to X-axis of Model 3-b under load B.
- Fig. 47. Displacement to X-axis of Model 3-c under load B.
- Fig. 48. Displacement to X-axis of Model 3-d under load B.
- Fig. 49. Displacement to Y-axis of Model 1 under load A.
- Fig. 50. Displacement to Y-axis of Model 2 under load A.
- Fig. 51. Displacement to Y-axis of Model 3-a under load A.
- Fig. 52. Displacement to Y-axis of Model 3-b under load A.
- Fig. 53. Displacement to Y-axis of Model 3-c under load A.
- Fig. 54. Displacement to Y-axis of Model 3-d under load A.
- Fig. 55. Displacement to Y-axis of Model 1 under load B.
- Fig. 56. Displacement to Y-axis of Model 2 under load B.
- Fig. 57. Displacement to Y-axis of Model 3-a under load B.
- Fig. 58. Displacement to Y-axis of Model 3-b under load B.
- Fig. 59. Displacement to Y-axis of Model 3-c under load B.
- Fig. 60. Displacement to Y-axis of Model 3-d under load B.

논문사진부도 ①

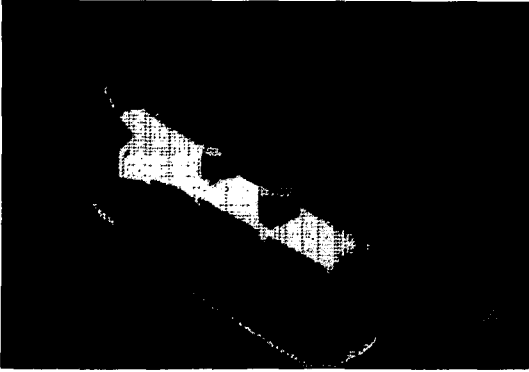


Fig. 21.

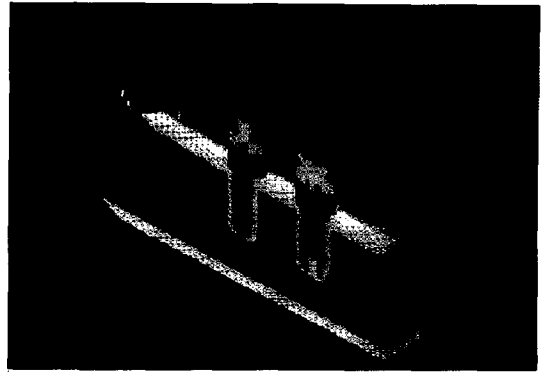


Fig. 22.

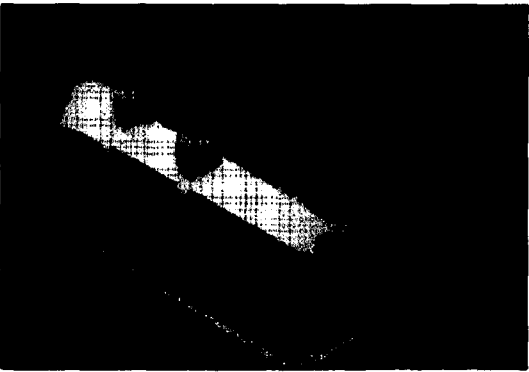


Fig. 23.

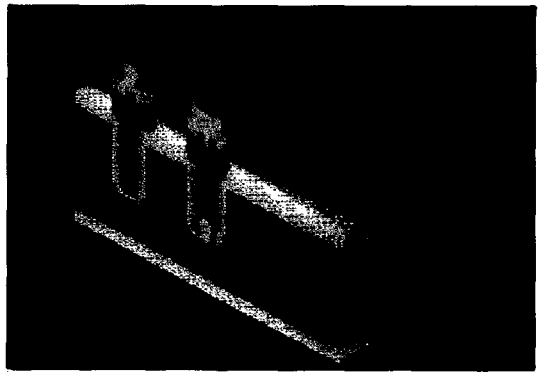


Fig. 24.

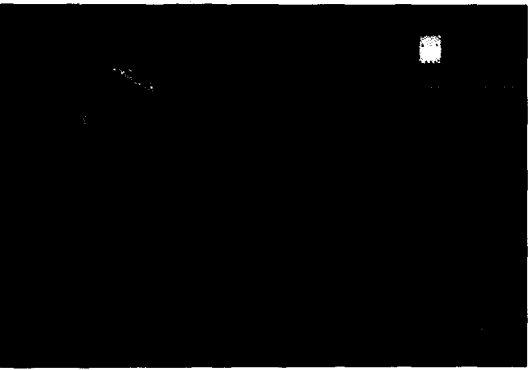


Fig. 25.



Fig. 26.



Fig. 27.



Fig. 28.



Fig. 29.



Fig. 30.



Fig. 31.

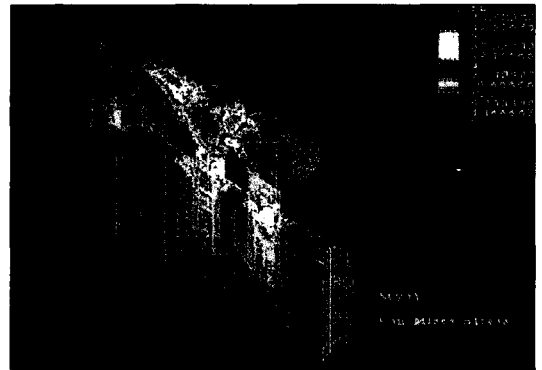


Fig. 32.

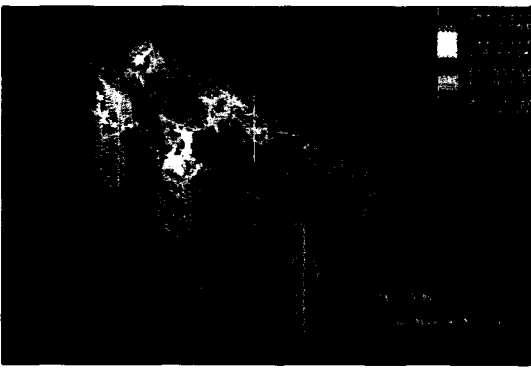


Fig. 33.

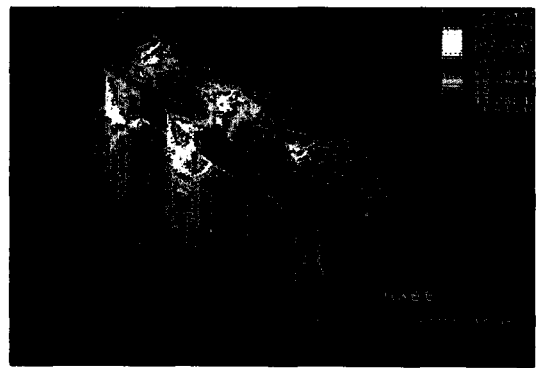


Fig. 34.



Fig. 35.



Fig. 36.

논문사진부도 ③

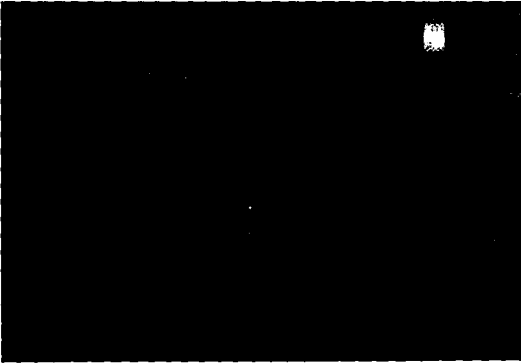


Fig. 37.

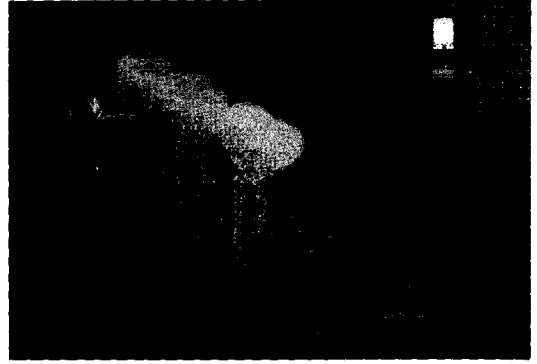


Fig. 38.

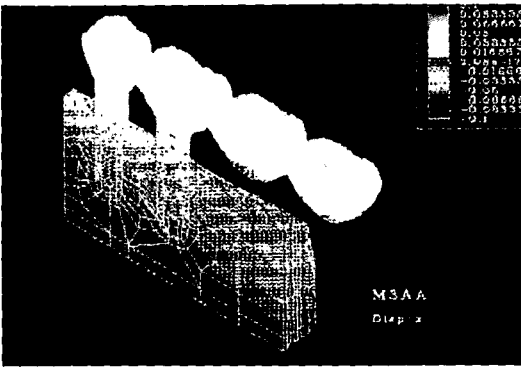


Fig. 39.

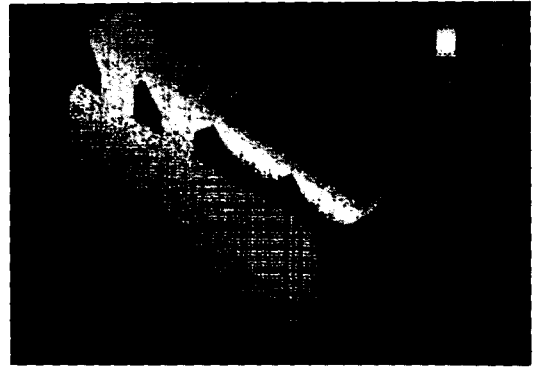


Fig. 40.

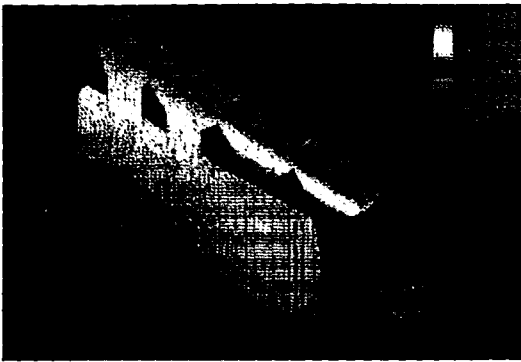


Fig. 41.

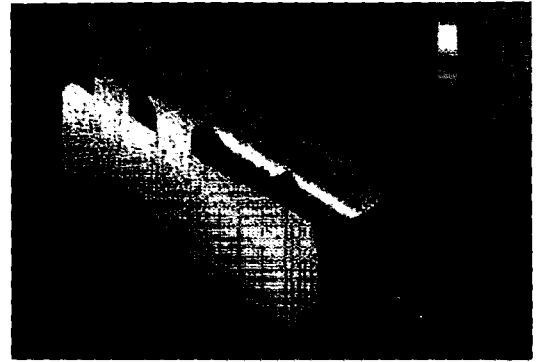


Fig. 42.

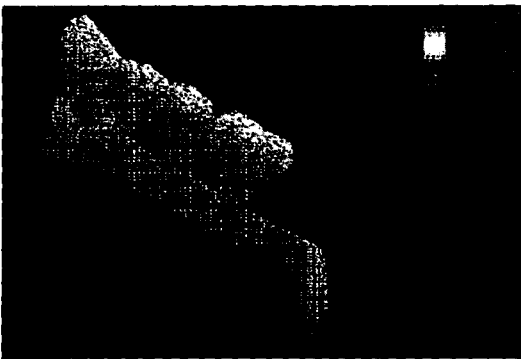


Fig. 43.



Fig. 44.

논문사진부도 ④

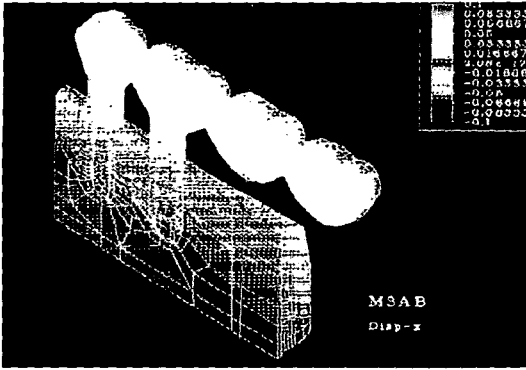


Fig. 45.

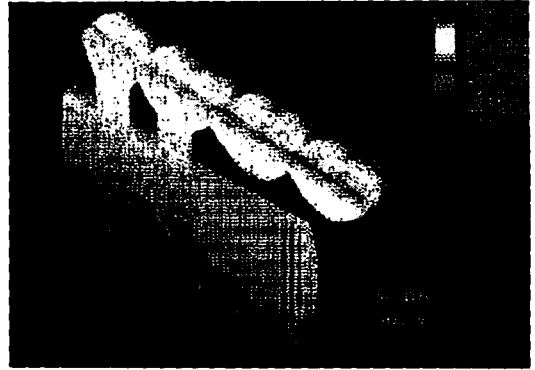


Fig. 46.



Fig. 47.

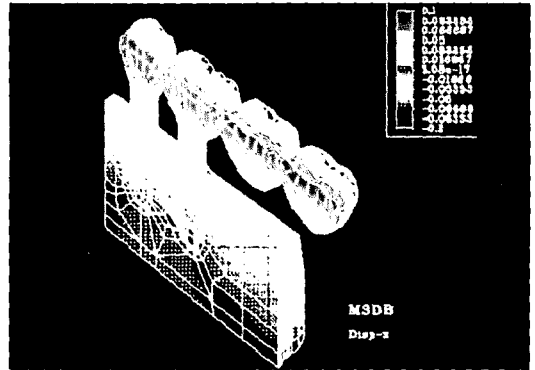


Fig. 48.

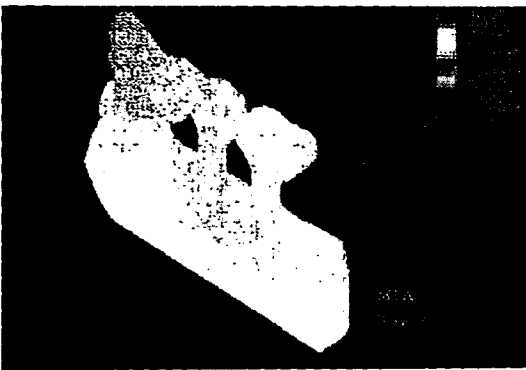


Fig. 49.

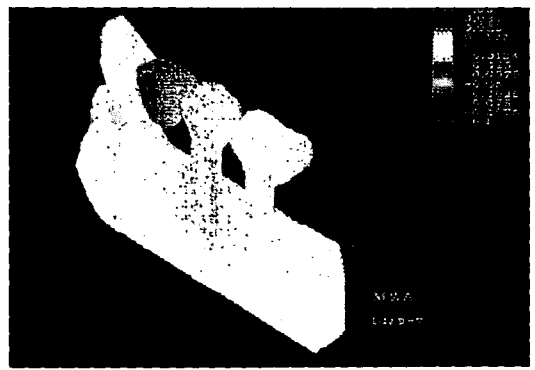


Fig. 50.

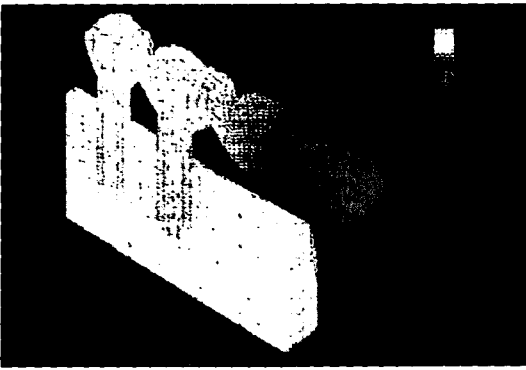


Fig. 51.

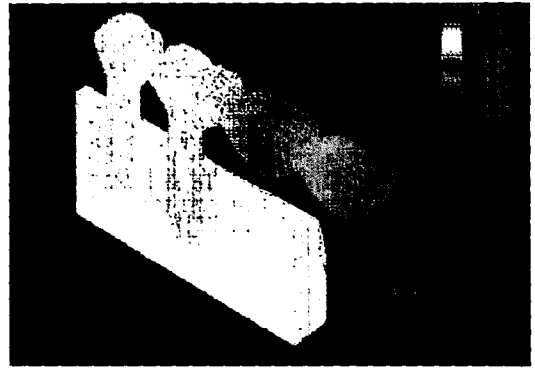


Fig. 52.

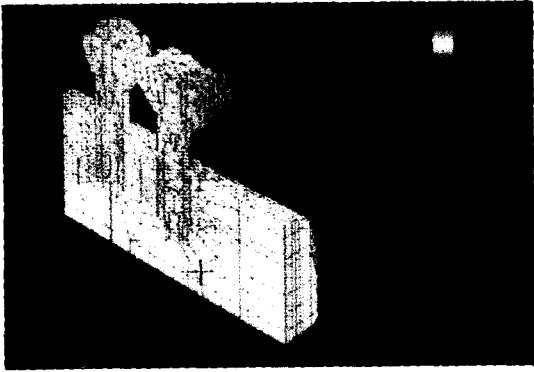


Fig. 53.

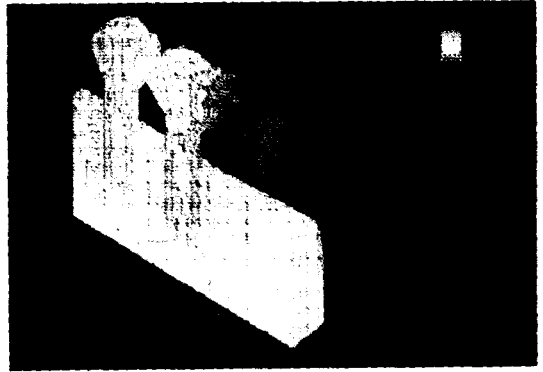


Fig. 54.

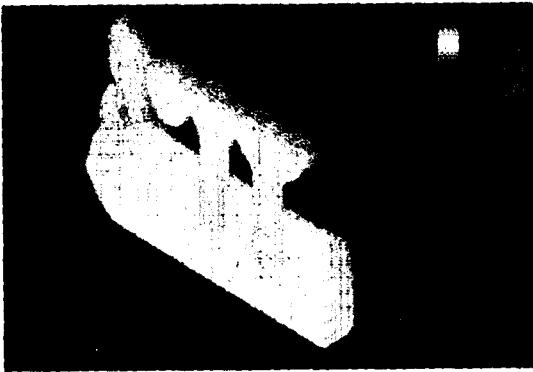


Fig. 55.

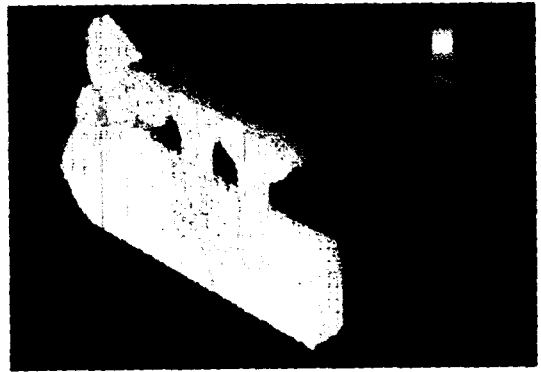


Fig. 56.

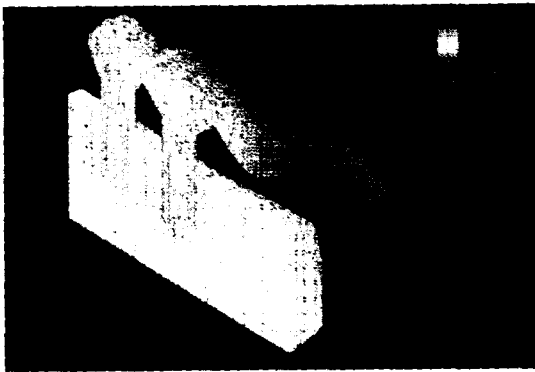


Fig. 57.

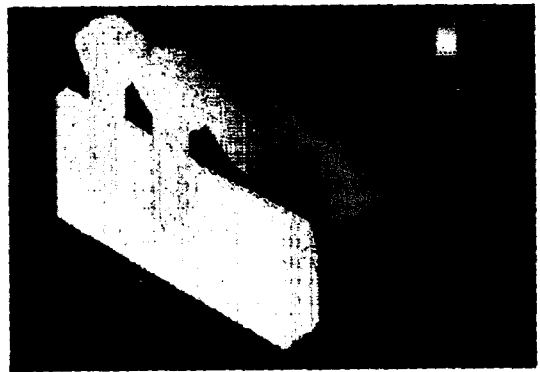


Fig. 58.

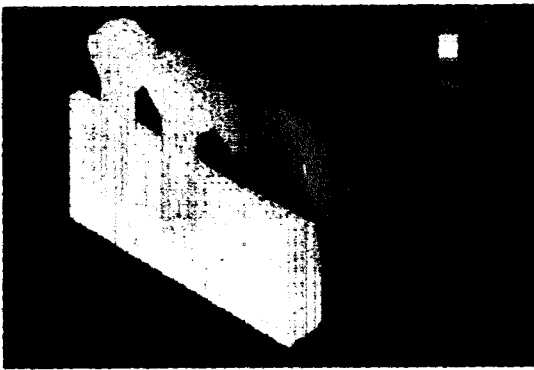


Fig. 59.

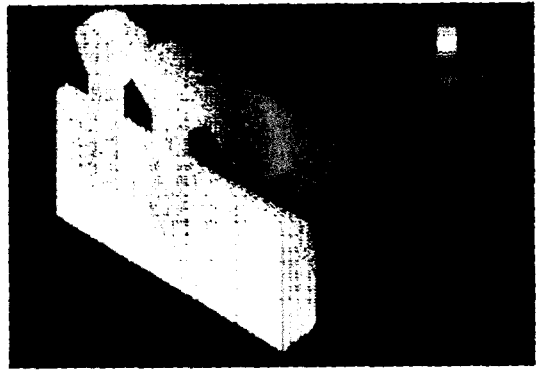


Fig. 60.

Abstract

A THREE DIMENSIONAL FINITE ELEMENT STRESS ANALYSIS
OF OSSEOINTEGRATED PROSTHESIS ACCORDING TO
THE LOCATION AND LENGTH OF CANTILEVER

Bok-Sook Jang, Chang-Whe Kim, Yung-Soo Kim

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University

This study investigated the effects of cantilever length, location and load condition on stress distribution developed in the implants, prostheses and supporting tissues.

The osseointegrated prostheses with two 10mm Bränemark implants at 2nd premolar and 1st molar sites with cantilever extensions at 1st premolar, 2nd and 3rd molar sites were constructed. Under 100N, 200N of vertical and 45° oblique loads at the cantilever pontics, stress distribution patterns and displacement were analyzed with three dimensional finite element method.

The results were as follows :

1. The stress was concentrated at the joint of the cantilever pontic and implant superstructure, the neck of implant and the ridge crest near the cantilever. But there was little load transfer to the lower supporting tissues of implants.
2. The implant near the cantilever was displaced inferiorly while the implant far from the cantilever was displaced superiorly. In horizontal direction the implants were displaced to the direction where the loads were applied, except the apexes of the implants.
3. In case of anterior cantilever, the stress and displacement were higher than the prosthesis connected with natural tooth.
4. The stress developed in the posterior cantilevered type was higher than in the anterior cantilevered type. The greatest stress was concentrated at the ridge crest near the posterior cantilever.
5. The longer the cantilever, the more the stress was developed and was concentrated at the joint of the cantilever pontic and implant superstructure.
6. Under oblique load, the stress was concentrated at the necks of implants and the ridge crests, but decreased at the joint of the cantilever pontic and implant superstructure than under vertical load.

Keywords : Osseointegrated prosthesis, 3-Dimensional finite element method, Load condition, Cantilever length and location