

수복재료와 임플란트 종류에 따른 임플란트 및 지지조직의 응력분포

전남대학교 치과대학 보철학교실, 전남대학교 의과대학 미생물학 교실*

최창환 · 오종석* · 방몽숙

I. 서 론

치과 임플란트는 1969년 Brånemark에 의해 생체와 금속간의 직접적인 결합인 골유착의 개념이 보고된 이후 이에 대한 많은 기초적 및 임상적 연구와 함께 다양한 보철 치료에 이용되고 있다.¹⁾ 골유착성 임플란트를 이용한 보철 술식의 초기단계에서는 주로 무치악을 대상으로 하여 임플란트의 재료나 기하학적 형태등의 생체 친화성에 대한 연구에 초점이 맞추어졌으나, 요즘에는 부분무치악 증례에도 활발히 이용되어 단일 치아 수복을 위한 지대치 등으로 임상적 적용 범위가 확대 되어 가면서 이에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다.²⁾

보철물이 구강내에서 장기간 성공적인 기능을 수행하기 위해서는 구성 물질이 생체친화성을 가져야 하고 더불어 구강내에서의 교합력에 대하여 잘 지지하고 교합시에 발생하는 응력이 생체의 허용범위내에 있도록 설계되어야 한다. 임플란트의 위치, 보철물의 형태 및 재료는 임플란트 보철물의 구강내에서의 안정성과 장기간의 기능 유지에 매우 중요한 역할을 한다.³⁾ 골융합된 임플란트는 치조골과 직접접촉하게 되고 미세한 움직임도 허용하지 않는다. 그러므로 모든 응력과 충격은 직접 임플란트에 전달되므로 대부분의 응력이 치주조직에서는 치조골의 정상부에 집중이 되고 이어서 골흡수와 뒤이은 임플란트 보철의 실패를 가져올 수 있다.

지금까지 응력흡수 또는 하중을 경감시키는 장치가 골융합된 임플란트 위의 상부구조에 제작되어 골

과 임플란트 계면사이의 점탄성력의 부족에 의해 발생할 수 있는 응력을 감소시켜야 한다는 주장이 제기되어 왔다.^{4,5)} Brånemark¹⁾는 보철물의 교합면 수복물질로 아크릴릭 레진을 이용할 것을 주장하였으며, 다른 연구자들에 의하면 아크릴릭 레진은 구강내의 교합력을 완화시킬 수 있는 성질을 지니므로 충격흡수장치의 역할을 한다고 보고하고 있다.⁶⁾ 한편 임플란트 상부 구조물의 교합면 수복물질에 따른 응력분포에 관한 Atilla⁷⁾의 실험은 교합면 수복물질의 탄성계수의 차이는 하부지지 골조직의 응력 분포에 영향을 미치지 못하였으며 resilient한 교합면 수복물질을 이용한다면 보철물 유지나사에 응력을 집중시키므로 도재와 같은 단단한 물질을 교합면 수복물질로 이용할 것을 보고하였다. 또한 아크릴릭 레진은 대합치가 자연치이거나 도재 치아일 때 마모가 잘 일어나는 단점이 있다.^{8,9)} 그러한 마모에의해서 저작효율이 떨어지거나 상악 악간관계가 변화할 수 있기 때문에 도재등 다른 재료를 교합면 수복물질로 이용하려는 경향이 나타났다.¹⁰⁾ 치과 임플란트 보철시 여러 가지 요소들을 고려해 보아야 하지만, 교합력에 대하여 상부보철물의 디자인과 사용재료에 따른 임플란트 각 구성요소 및 임플란트 주위 지지골의 계면에서 발생하는 응력분석이 필수적이라 사료된다.¹¹⁾ 구조물에 발생하는 응력을 분석하는 공학적 방법으로는 스트레인 게이지법, 브리틀래커 코팅법, 트와레 무늬 분석법, 광탄성 응력분석법, 홀로그래피법, 유한요소 분석법 등이 있다.¹²⁾ 유한요소 분석법은 복잡한 구조물을 물리적 성질이 유사한 여

러개의 작은 요소로 나누어 각절점의 좌표, 요소번호, 구성성분의 물리적 성질 및 하중조건을 구조물 해석을 위한 프로그램으로 컴퓨터에 입력하여 계산함으로써 각요소의 응력과 절점의 변위를 산출하고 이것을 연속시켜 전체의 현상을 파악하는 방법으로 다른 응력분석 방법과는 달리 복잡한 형상의 불균일한 구조물에 발생하는 응력을 분석하는 경우에 매우 유용하게 쓰이며 전반적인 영역에 걸친 응력의 분포와 측정이 가능하다는 장점이 있다.

본 실험에서는 시멘트 유지형 임플란트중 단일치아 임플란트로서 가장 보편적인 CeraOne 지대주를 이용하여 수복한 모형과 지대주와 매식체와의 결합이 screw에 의하지않고 2°미만의 경사각을 갖는 locking taper에 의해 이뤄지는 Bicon 지대주를 이용하여 수복한 모형을 이용하였다. 또한 상부구조의 수복재료는 도재, 제3형 금합금, ceromer등 3종을 이용하였다. 최근에 임상적으로 이용되기 시작한 ceromer는 제2세대 간접복합레진으로서 기존의 아크릴릭 레진이나 복합레진에 비해서 파절저항이 뛰어나며 마모도가 범랑질과 유사하고 파절시 수선이 더 용이하다는 장점이 있다.¹³⁾ 임플란트의 형태와 함께 교합면 수복물질은 임플란트 보철의 성공에 관여하는 중요한 요소라 생각된다. 이에 대한 여러 연구가 있었으나 기존의 Brånemark 임플란트와 screw가 없는 구조인 Bicon 임플란트의 구조적인 차이에 따른 응력분포양상의 차이에 대해서는 아직 연구된 바가 없으며 최근 연구개발된 ceromer를 금합금이나 도재 등과 비교하여 그 응력의 분포양상을 비교하는 유한요소분석법에 대한 연구는 희소한 실정이다. 또한 기존의 많은 실험들은 모델형성을 단순화하여 각 구성 요소간의 연결부위를 하나의 결합된 구조로 하였기 때문에 그 부위에서 발생한 인장력에 의한 응력

분포의 영향에 대해서는 표현하지 못하고 있다. 본 실험에서는 지대주와 gold cylinder, 지대주와 매식체 사이는 간극요소를 부여하여 압축력시에는 힘이 전달되나 인장력시에는 전달되지 않도록 하였다. 악골에 식립된 매식체와 상부 구조물의 지대주는 Brånemark 임플란트 매식체와 CeraOne 지대주를 모델로 형성한 경우 그리고 Bicon 임플란트 매식체와 Bicon post 지대주를 모델로 형성한 경우를 각각 이용하였으며, 상부보철물의 수복재료는 제3형 금합금, 도재 및 ceromer를 각각 이용하였다.

II. 연구재료 및 방법

1. 모델형성

하악 제1소구치 부위에 서로 다른 구조를 지닌 두 종류의 임플란트의 실측치 매식체가 식립된 2차원 유한요소 모형을 설계하였다. Brånemark system® (Nobel Biocare, Gothenberg, Sweden)의 CeraOne 지대주와 Bicon system®(Bicon Dental Implants, Boston, USA)의 Bicon post 지대주를 각각 이용하였으며, 모든 모형의 매식체와 지대주등의 임플란트 구성요소는 실측치를 참고로 하여 제작하였다. 임플란트 종류 및 교합면 수복재료에 따라 총 6개의 모델을 형성하였다(Table 1). 상부 보철물의 치관 형태는 Wheeler의 자료를 참고로 하여 교합 치은간 길이 8.5mm 협설측 폭은 7.5mm인 하악 제1소구치 형태로 설계하였다.¹¹⁾ 보철물은 지대주에 ZPC(Zinc phosphate cement)로 접착하였고 시멘트의 공간은 40 μ m로 설정 하였다.

Table 1. Type of models

Model	Fixture	Abutment	Occlusal material
BR-G	Brånemark MKII	CeraOne	Type III gold
BR-P	Brånemark MKII	CeraOne	Porcelain
BR-C	Brånemark MKII	CeraOne	ceromer
BI-G	Bicon	Bicon post	Type III gold
BI-P	Bicon	Bicon post	Porcelain
BI-C	Bicon	Bicon post	ceromer

1) Brånemark model

직경 4mm 길이 11.5mm의 나선형 Brånemark MKII 매식체에 collar높이 1mm 인 CeraOne 지대주를 연결한 모형으로 제작하였으며 유한요소 모형은 치관의 수복 재료에 따라 미국 치과의사회 규격 (ADA) 제3형 금합금을 치관 재료로 이용한 모델 (Brånemark implant with gold occlusion, 이하 BR-G model로 표기) 도체를 치관 재료로 이용한 모델 (Brånemark implant with porcelain occlusion, 이하 BR-P model로 표기), ceromer를 치관 재료로 이용한 모델 (Brånemark implant with ceromer occlusion, 이하 BR-C model로 표기)로 나누었다. BR-G 모델에서는 교합면 수복재료로 제3형 금합금을 gold cylinder 위에 주조한 형태로 제작하였고 BR-P, BR-C 모델의 경우 도체와 ceromer는 gold cylinder 위에 은-팔라듐 합금으로 금속 하부구조를 형성 후 그위에 피개하는 형태로 제작하였다. 지대주에서 gold screw를 위한 access hole은 gutta percha로 채웠다. 지대주와 gold cylinder와의 접촉부 그

리고 지대주와 매식체 상부와의 접촉부는 간극 요소 (node to node gap element)를 부여하여 압축력이 작용시에는 힘을 서로 전달하나 인장력이 작용시에는 서로 분리되게 설계하였다. 969개의 4각형 요소와 1026개의 절점으로 형상이나 재료에 따라 분할하였으며 현저한 응력이 예상되는 세밀한 관찰을 요하는 부위는 세분하였고, 각 요소와 절점에 고유번호를 부여하였다(Fig. 1).

2) Bicon model

직경 4mm 길이 11.0mm의 나선형 Bicon 매식체에 직경 4mm 높이 6.5mm의 시멘트 유지형 Bicon post 지대주를 연결한 모형을 제작하였다. 제3형 금합금을 치관 재료로 이용한 모델 (Bicon implant with gold occlusion, 이하 BI-G model로 표기), 도체를 치관재료로 이용한 모델 (Bicon implant with porcelain occlusion, 이하 BI-P model로 표기), ceromer를 치관재료로 이용한 모델 (Bicon implant with ceromer occlusion, 이하 BI-C model로 표기)

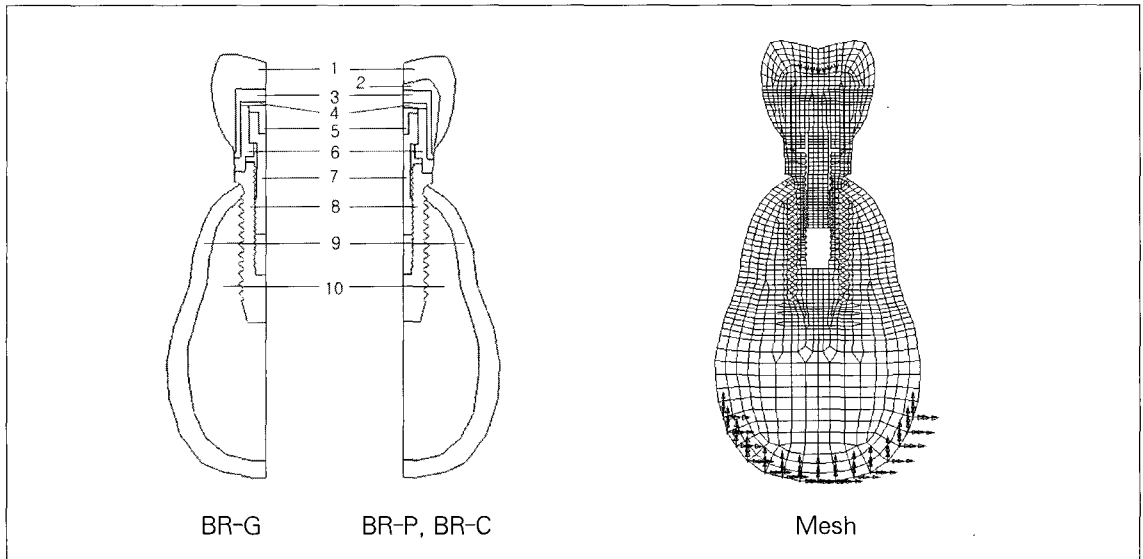


Fig. 1. Cross-sectional view and finite element mesh of Brånemark models

- | | |
|----------------------|---------------------|
| 1. occlusal material | 2. coping |
| 3. gold cylinder | 4. cement |
| 5. gutta percha | 6. abutment |
| 7. gold screw | 8. fixture |
| 9. cortical bone | 10. cancellous bone |

로 나누었다. BI-G 모델은 지대주 위에 제3형 금합금을 주조하여 치관부를 형성하였으며 BI-P와 BI-C 모델은 지대주 위에 은-팔라듐 합금으로 금속 하부구조를 형성한 후 도재와 ceromer를 그위에 피개하는 형태로 금관을 제작하였다. 지대주와 매식체 사이의 경계부는 간극 요소를 부여하여 압축력이 작용시에는 힘을 서로 전달하나 인장력이 작용시에는 서로 분리되게 설계하였다. 595개의 4각형요소와 638개의 절점으로 분할하였으며 현저한 응력이 예상되는 세밀한 관찰을 요하는 부위는 세분하였다 (Fig. 2).

3) 지지골의 형태

외측에 1mm 두께의 피질골 그리고 내측에는 해면골이 분포한 하악 제1소구치 하방 지지조직의 모형을 환자의 tomograph의 tracing을 참고로 하여 좌우 대칭형태로 제작했으며 연조직은 생략하였다. 골과 매식체 사이의 접촉면은 결합조직이 개재되지 않은 것으로 가정하였다.

2. 부하와 경계조건

하중조건은 환자의 구강 내에서 발생될 수 있는 교합력과 Gibbs¹⁴⁾, Craig¹⁵⁾, Anderson^{16,17)}의 연구를 참고로하여 25Kgf의 수직하중을 교합면의 중심좌에 가한 경우를 Load 1(이하 L1으로 표기) 그리고 치관의 장축으로 부터 45° 기울어진 방향으로 교두정의 경사면에 10Kgf의 측방력을 가한 경우를 Load 2(이하 L2로 표기)로 설정하였다. 하중은 정적하중(static load)이며 유한요소 분석시 구조물의 이동을 방지하기 위한 고정점으로는 하악골 하연에 15개의 결점들을 사용하여 rotation과 translation이 되지 않도록 하였다(Fig. 1~3).

3. 재료의 물성치

설계에 이용된 각재료들은 총10종류이며 각각의 탄성계수와 Poisson비는 Craig와 Farah¹⁸⁾, Çiftçi¹⁹⁾의 자료에서 이용된 수치를 적용하였으며, Table

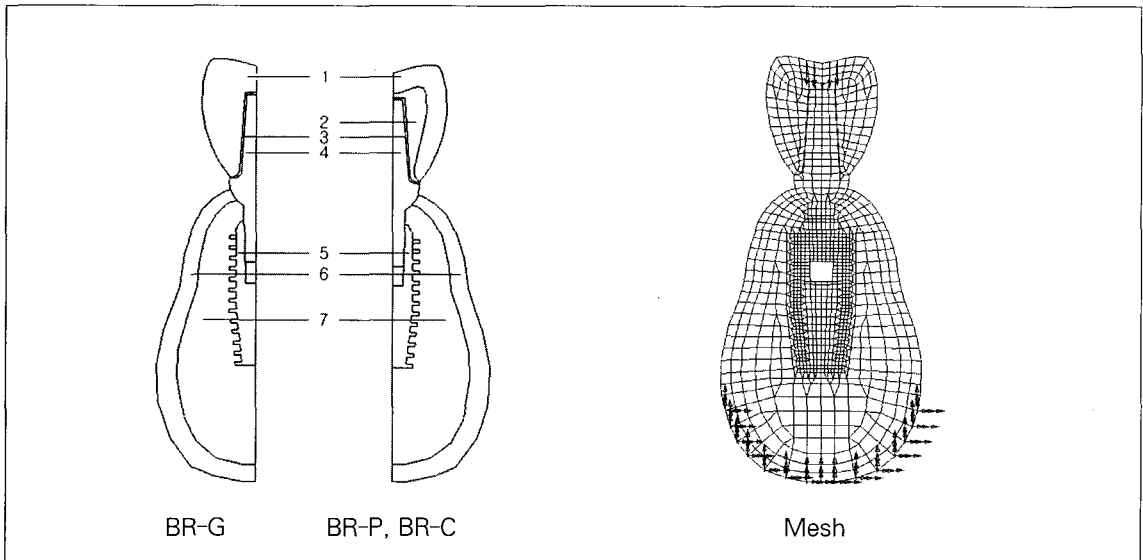


Fig. 2. Cross-sectional view and finite element mesh of Bicon models

- | | |
|----------------------|------------------|
| 1. occlusal material | 2. coping |
| 3. cement | 4. abutment |
| 5. fixture | 6. cortical bone |
| 7. cancellous bone | |

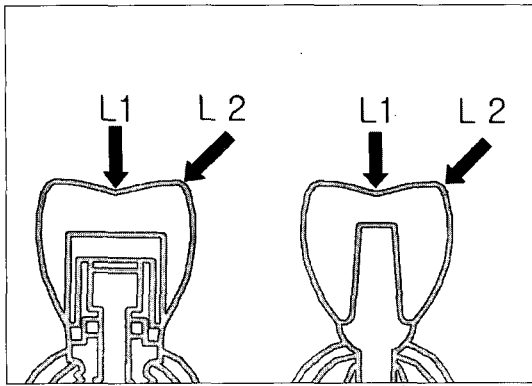


Fig. 3. Loading condition

Table II. Mechanical property of each material type

Material	Young's modulus(Kg/mm ²)	Poisson's ratio
Titanium	11,220	0.30
Cancellous bone	13.9	0.30
Cortical bone	1,397	0.30
Ag-Pd alloy	9,690	0.33
Porcelain	7,028	0.28
Type III gold	6,732	0.33
Type IV gold	9,996	0.30
ZPC	1,397	0.35
Ceromer(Art glass)	1,020	0.30
Gutta percha	0.0714	0.45

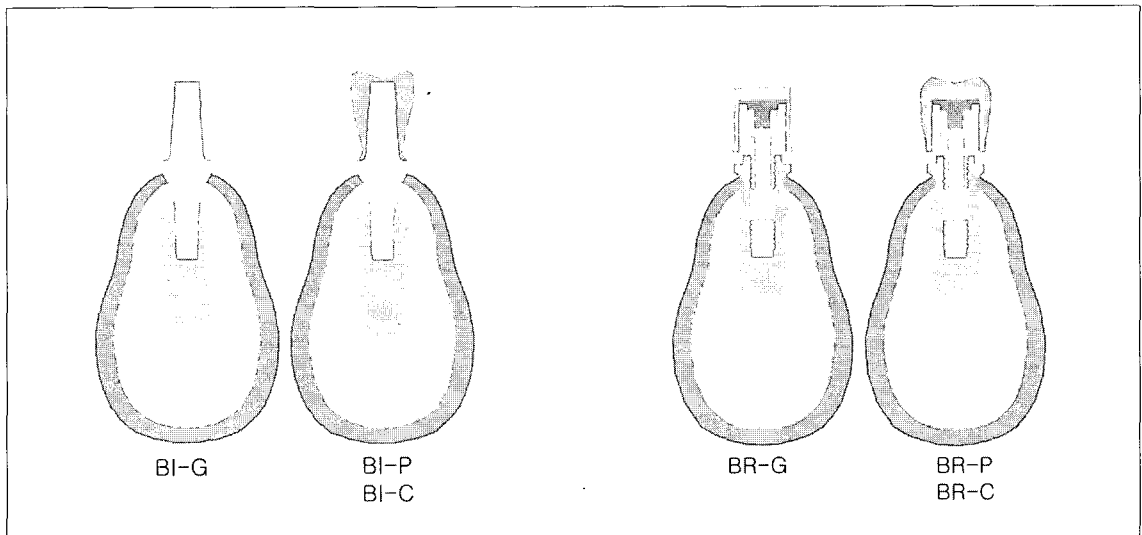


Fig. 4. Color code for the materials present

- | | |
|------------------------------|------------------------|
| cortical bone : purple | cancellous bone : pink |
| fixture : deep blue | abutment : light blue |
| cement : red | Type IV gold : brown |
| coping : reddish yellow | Type III gold : yellow |
| porcelain or ceromer : green | |

II 에 표시하였다.

analysis 방법을 이용하였다(Fig. 4)

4. 해석

각 재료들의 물성치는 pre-processing 과정에서 색상을 이용하여 구조물에 대입하였다. 분석에 사용한 유한요소 프로그램은 I-DEAS Master Series V5.0(SDRC USA)을 사용하였으며, linear static

III. 연구 결과

본 실험에서는 유효 응력(von Mises stress)의 분포와 변위량을 비교 분석하였다. 변위는 하중점 하방의 치관부에서 주로 관찰하였으며 전단응력의 조합으로 나타나는 유효응력은 임플란트 각 구성요소 및

지지조직에서의 분포를 관찰하였다. 특히 유효응력은 전단파괴의 영향을 효과적으로 검토할 수 있기 때문에 주로 고찰하였다.

1. 유효응력 분포

하중 L1과 하중 L2를 각각 부여한 경우에 각 모델의 구성요소별 최대유효 응력을 분석하였으며 응력 분포는 그 크기에 따라 6단계로 구분하여 색상별로 표시 하였다(Table III, IV, Fig. 5~16).

가. 수직력(하중 L1)

Brånemark 모델들의 최대 유효응력의 크기는 교합면에서는 BR-G(6.0Kg/mm²), BR-P(5.46Kg/mm²), BR-C(4.99Kg/mm²)의 순이었으며 수복재료에 따라 약 0.5Kg/mm² 정도의 차이를 보였다. 지대주에서는 BR-C(9.19Kg/mm²), BR-P(7.94Kg/mm²), BR-G(7.67Kg/mm²)순이었으며 수복재료에 따라 약 1.5Kg/mm² 정도의 차이까지 보였다. Screw 부분

에서는 0.1Kg/mm² 정도의 차이를 보였다. 피질골에서는 약 3.80Kg/mm²의 크기를 나타냈고 수복재료에 의한 차이가 거의 나타나지 않아 서로 0.02Kg/mm² 이하의 차이만을 보였다.

Bicon모델들에서는 교합면은 BI-G(3.55Kg/mm²), BI-P(3.39Kg/mm²), BI-C(3.25Kg/mm²)의 순이었고 수복재료에 의한 차이는 약 0.15Kg/mm² 정도를 나타냈다. 지대주에서는 BI-C(4.50Kg/mm²), BI-G(4.47Kg/mm²), BI-P(4.47Kg/mm²)의 순이었으며, 상부 구조부위에서는 Brånemark 모델들의 응력의 크기의 약 70% 정도의 크기만을 나타냈다. 피질골에서의 최대 응력치는 3.14Kg/mm²을 모두 나타내었으며 Brånemark 모델들의 응력크기와 큰 차이가 없었다.

나. 측방력(하중 L2)

교합면 수복재료에 의한 차이나 Brånemark 모델들과 Bicon 모델들의 구조에 의한 차이에 따른 응력의 분포양상은 수직력을 가할때와 유사하였으며 단

Table III. Maximum von Mises stress on each components (unit: Kg/mm²)

Material	Load direction	Model		
		BR-G	BR-P	BR-C
Occlusal material	Vertical	6.0	5.46	4.99
	Oblique	3.14	3.09	2.22
Gold cylinder	Vertical	4.81	5.02	5.71
	Oblique	3.68	3.70	3.75
ZPC	Vertical	2.80	2.94	3.55
	Oblique	3.02	3.01	2.99
Abutement	Vertical	7.67	7.94	9.19
	Oblique	12.5	12.6	12.6
Screw	Vertical	10.1	10.0	9.85
	Oblique	12.1	12.1	12.2
Fixture	Vertical	9.29	9.25	9.21
	Oblique	17.5	17.5	17.5
Cortical bone	Vertical	3.79	3.80	3.82
	Oblique	8.18	8.18	8.18
Cancellous bone	Vertical	0.83	0.83	0.83
	Oblique	0.657	0.657	0.657

BR-G: Brånemark implant with Type III gold occlusion
 BR-P: Brånemark implant with Porcelain occlusion
 BR-C: Brånemark implant with ceromer occlusion

Table IV. Maximum von Mises stress on each components (unit: Kg/mm²)

Material	Load direction	Model		
		BR-G	BR-P	BR-C
Occlusal material	Vertical	3.55	3.39	3.25
	Oblique	3.0	2.5	1.94
ZPC	Vertical	2.97	2.60	2.08
	Oblique	5.98	5.53	2.92
Abutment	Vertical	4.47	4.47	4.50
	Oblique	11.0	11.0	11.0
Fixture	Vertical	9.15	9.15	9.15
	Oblique	10.2	10.2	10.2
Cortical bone	Vertical	3.14	3.14	3.14
	Oblique	7.97	7.97	7.98
Cancellous bone	Vertical	0.708	0.708	0.708
	Oblique	0.57	0.57	0.57

BI-G: Bicon implant with Type III gold occlusion
 BI-P: Bicon implant with Porcelain occlusion
 BI-C: Bicon implant with ceromer occlusion

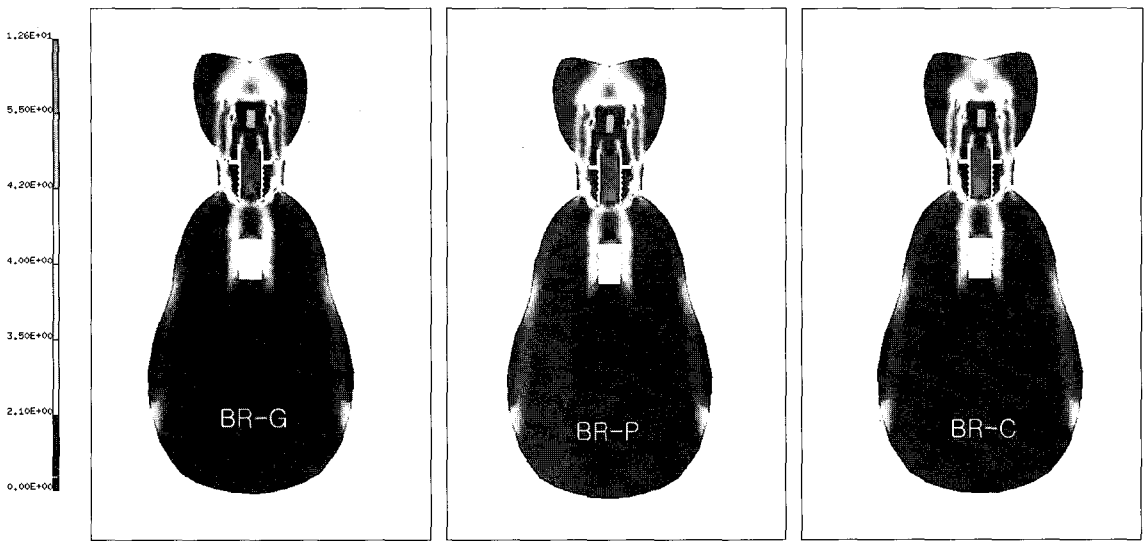


Fig. 5. Von-mises stress in BR-G model under load L1

Fig. 6. Von-mises stress in BR-P model under load L1

Fig. 7. Von-mises stress in BR-C model under load L1

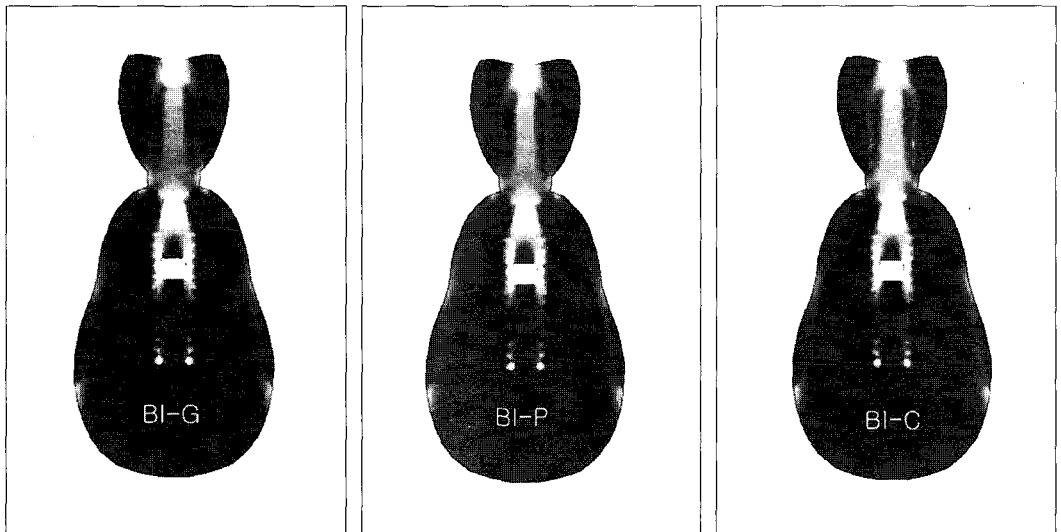


Fig. 8. Von-mises stress in BI-G model under load L1

Fig. 9. Von-mises stress in BI-P model under load L1

Fig. 10. Von-mises stress in BI-C model under load L1

지 구성요소별 최대 유효응력의 크기가 약 2배 정도 증가하였다.

Brånemark 모델들의 유효응력크기는 교합면 수복 물질에서는 BR-G(3.14Kg/mm²), BR-P(3.09 Kg/mm²), BR-C(2.22Kg/mm²) 순이었으며

1Kg/mm² 정도의 차이를 보였다. 지대주에서는 BR-P(12.6Kg/mm²), BR-C(12.6Kg/mm²), BR-G(12.5Kg/mm²)순으로 거의 차이를 보이지 않았다. Screw에서는 BR-C(12.2Kg/m²), BR-G(12.1Kg/mm²), BR-P(12.1Kg/mm²)순이었으며,

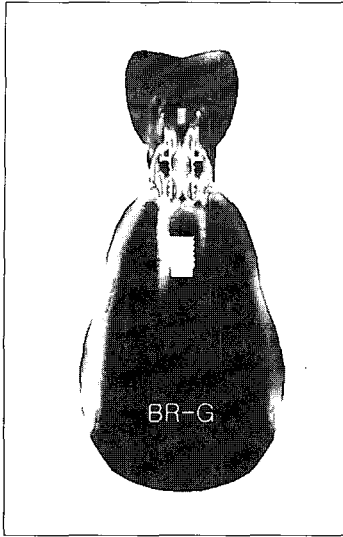


Fig. 11. Von-mises stress in BR-G model under load L2

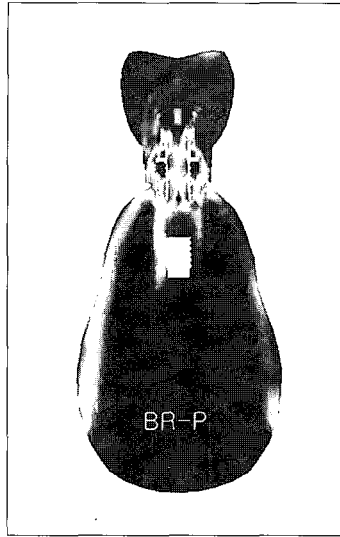


Fig. 12. Von-mises stress in BR-P model under load L2

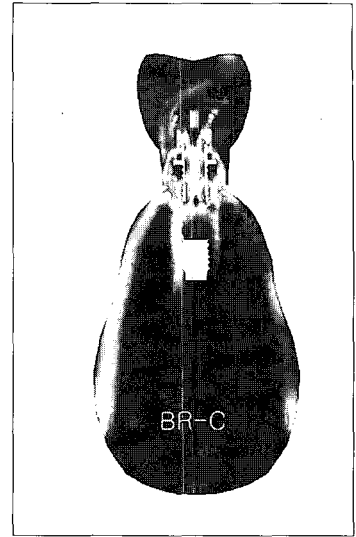


Fig. 13. Von-mises stress in BR-C model under load L2

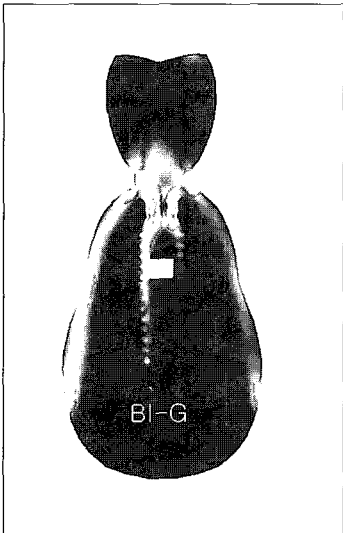


Fig. 14. Von-mises stress in BI-G model under load L2

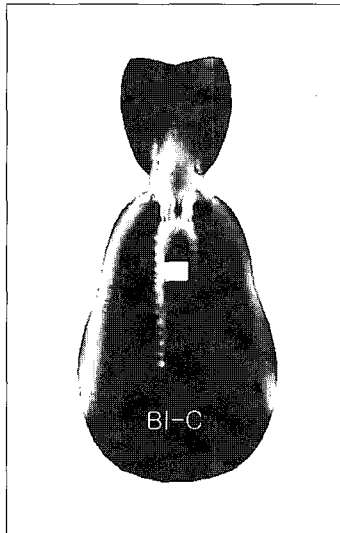


Fig. 15. Von-mises stress in BI-P model under load L2

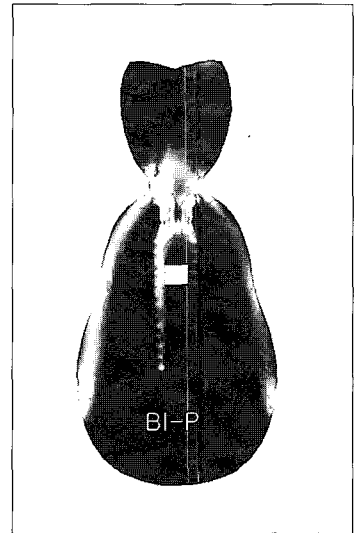


Fig. 16. Von-mises stress in BI-C model under load L2

피질골에서는 모두 8.18Kg/mm^2 을 나타냈다.

Bicon모델들에서는 교합면은 BI-G(3.0Kg/mm^2), BI-P(2.5Kg/mm^2), BI-C(1.94Kg/mm^2)의 순으로 1.5Kg/mm^2 정도의 차이를 나타 냈으며 지대주에서는 수복재료에 관계없이 10.5Kg/mm^2 의 값을 나타

냈다. 교합면이나 지대주는 Brånemark 모델들의 응력 크기의 약 75% 정도의 크기만을 나타냈다. 피 질골에서는 BI-C는 7.98Kg/mm^2 , BI-G와 BI-P는 7.97Kg/mm^2 로서 0.01Kg/mm^2 의 차이를 보이며 거의 유사하였다.

Table V. Maximum displacement on crown(unit : μm)

Load direction	Model					
	BR-G	BR-P	BR-C	BI-G	BI-P	BI-C
Vertical load	30	30	35	23	23	27
Horizontal load	147	147	149	129	129	133

BR-G : Brånemark implant with Type III gold occlusion

BR-P : Brånemark implant with porcelain occlusion

BR-C : Brånemark implant with ceromer occlusion

BI-G : Bicon implant with Type III gold occlusion

BI-P : Bicon implant with porcelain occlusion

BI-C : Bicon implant with ceromer occlusion

2. 변위

최대변위량은 하중점 하방부위의 치관부에서 나타났다(Table V).

가. 수직력(하중 L1)

최대 변위량은 Brånemark 모델들에서는 BR-C($35\mu\text{m}$), BR-P($30\mu\text{m}$), BR-G($29.7\mu\text{m}$) 순이었다. Bicon 모델에서는 BI-C($27\mu\text{m}$), BI-P($23\mu\text{m}$), BI-G($22.8\mu\text{m}$) 순이었다.

나. 측방력(하중 L2)

최대 변위량은 Brånemark 모델들에서는 BR-C($149\mu\text{m}$), BR-P($147\mu\text{m}$), BR-G($147\mu\text{m}$) 순이었다. Bicon 모델에서는 BI-C($133\mu\text{m}$), BI-P($129\mu\text{m}$), BI-G($129\mu\text{m}$) 순이었다.

IV. 총괄 및 고찰

일반적으로 보철물 또는 수복물에 대한 생체 역학적인 연구는 구강내에서 직접 시행하기가 어렵기 때문에 공학적 개념을 응용한 실험적인 연구가 많이 이용되어 왔다. 이런 방법들은 실험의 결과를 가시적으로 측정하기는 용이하나 실험에 관련된 제반 사항들을 실제와 유사하게 설정하기가 어려워져 전체적인 현상을 파악하기가 난해하고 산출된 결과도 실제와는 다를 수가 있다. 이에 반하여 유한요소법은 처음에 1956년 Tuner 등이 항공기의 구조분석에 관한 논문

을 발표한것을 계기로 응력분석에 본격적으로 쓰이기 시작했다. 그 뒤 구조분석 분야에 유한요소법을 응용한 이래로 유체역학, 열전달, 전기장문제 등 비구조 분석 분야에서도 폭넓게 이용되고 있다.²⁰⁻²²⁾

유한요소분석법의 한가지 단점은 입력되는 자료의 크기가 클 경우 컴퓨터 용량이나 계산시간 등에 제약이 생기게되며 결과를 눈으로 판별하려면 많은 시간과 노력이 소요된다는 점이다. 그런데 요즘에는 컴퓨터 기술의 발달로 인하여 복잡하고 어려웠던 수작업 과정을 컴퓨터가 쉽게 처리하여 주기 때문에 대단히 능률적이고 효과적인 구조분석의 도구가 되었고 치의학분야의 응력 분석에도 많이 응용되고 있다.^{23,24)}

본 연구에서는 하악골에 식립된 매식체와 상부구조물에 대한 구성성분이 복잡하여 여타의 방법으로는 사실에 근접된 표현이 불가능하므로, 각 임플란트의 구성성분 및 하부 지지조직 내부의 응력을 분석하기 위하여 이차원 유한요소법을 실험방법으로 적용하였다. 치경부 부위의 치조골의 상태는 임플란트 보철의 장기적인 성공에 민감하게 작용하는데 만일 치조정 부위의 골소실이 있다면 임플란트의 안정성을 위협하게 될 것이다. 교합면 수복물질은 교합력에 의하여 발생된 정적인 혹은 동적인 힘을 임플란트 및 지지 조직에 전달시키는 중요한 역할을 할 것이다.²⁴⁾ 따라서 이러한 임플란트 보철에 있어서는 교합시 발생하는 응력이 생체의 허용범위내에 있도록 설계되어야 하며²⁵⁾ 또한 임플란트 상부보철물의 파절이나 임플란트의 구성요소인 screw 등이 느슨해지거나 파절되지 않도록 설계되어야 할 것이다.

1991년에 Brånemark system®(Nobelpharma AB, Gothenburg, Sweden)에서는 단일치아 수복용의 CeraOne이라는 새로운 개념의 abutment를 개발했다. 이는 abutment screw의 안정성과 심미성을 고려하여 gold screw는 32Ncm로 조여서 나사의 풀림이나 회전방지를 도모했으며 지대주는 기계적으로 milling된 구성요소를 가짐으로써 구성 요소들간의 보다 정밀한 접착이 가능하다.²⁶⁾ CeraOne은 지대주, gold screw, 그리고 단일치아 금관을 제작하기 위한 기성 구성요소(gold cylinder나 ceramic cap)로 구성되어 있다. Shepherd²⁷⁾는 Bicon Implant system®의 screwless implant에 대하여 소개하였다. 이것은 abutment와 implant 계면간의 결합에 locking taper를 이용한 것으로서 미세한 운동도 허용 되지 않고 세균에 대한 봉쇄효과가 있다고 보고하였다²¹⁾. Grippo²⁸⁾와 Chapman²⁹⁾에 의하면 Bicon implant를 이용한 임상 증례에서 4년동안 1,253개의 임플란트를 수복후 0.05%인 9개의 지대주의 post가 파절되었고 1.7%인 31개에서 abutment loosening이 관찰되어 총 2.2%의 complication을 보고함으로써 지대주를 임플란트에 유지하는데 비교적 신뢰성이 있다고 보고 하였다. 또한 Bicon 임플란트 system은 screw가 없는 구조이며 locking taper²⁸⁾에 의해 지대주와 매식체 사이의 유지를 얻는 구조이다. locking taper는 2도의 경사각으로 지대주 포스트가 임플란트에 삽입되어 마찰력으로 유지력을 얻는 구조이다. 따라서 Brånemark의 CeraOne지대주와는 구조적으로 많은 차이를 보이고 있다.

임플란트 보철물의 교합면 수복물질로는 레진, 도재, 금합금, ceromer등을 이용할 수 있다. ceromer는 최근에 개발된 micro hybrid형 복합레진으로 세라믹 충전재를 고밀도로 함유하고 있기 때문에 이를 ceromer(ceramic optimized polymer)등으로 부르고 있다.³⁰⁾ ceromer는 상아질과 유사한 탄성계수, 열팽창계수를 가지며 범랑질의 마모저항성과 경도를 동시에 가진다는 장점이 있다. 복합레진에 비하여 구치부에도 사용이 가능하고 간접법으로도 사용이 가능하며 마모 저항성이 더 높고 여러 재료에 접착이 가능한 장점을 지니고 있다.

임플란트의 장기적 성공이라는 측면에서 봤을 때 고려해야 할 사항은 충분한 길이와 두께의 매식체를 식립할 수 있는 환자의 양호한 골상태와 더불어 임

플란트 자체의 구조가 응력을 보다 효과적으로 분산시킬 수 있어야 하며 또한 임플란트의 상부구조는 항상 정적 그리고 동적 하중이 지속적으로 부하되는 구강내 라는 특수한 환경 속에서 하중을 인체의 생리적 한도 내로 제한시키고 임플란트 구조내의 역학적 안정성을 도모할 수 있어야 한다는 점이라고 사료된다. 골융합된 임플란트 매식체는 골과 직접 연결되어 있고 치주인대가 없으며 proprioceptive response가 존재하지 않으므로 상부보철물에 가해진 응력이 직접골에 전달되므로 이를 고려한 임플란트 매식체 및 상부보철물의 교합면재로나 형태등에 관련하여 그동안 많은 연구가 있어 왔다.^{1,2,4,7,31,32)}

임플란트 상부 구조물의 교합면 수복물질에 따른 응력분포에 관한 Atilla 등³⁾의 실험은 screw의 나사부위나 지대주와 매식체사이의 미세 구조등은 단순화하기 위하여 생략하거나 한덩어리로 형성한 하악 임플란트 유지형 보철물에 대한 상악궁은 총의치를 장착한 경우를 가정하여 172N의 하중을 가하였으며 교합면 수복물질의 탄성계수의 차이는 하부지지 골조직의 응력 분포에 영향을 미치지 못하였으며 resilient한 교합면 수복물질을 이용한다면 보철물 유지나사에 응력을 집중시키므로 도재와 같은 단단한 물질을 교합면 수복물질로 이용할 것을 보고 하였다. Çiftçi¹⁹⁾은 교합면 수복물질로 도재, gold alloy, 복합레진, ceromer, 아크릴릭 레진을 사용한 임플란트 지지형 국소치치 구조물에서 수직하중과 측방하중을 부여했을 때 모두 피질골 부위에 응력이 집중했으며, gold alloy 와 도재를 수복물질로 이용했을 때 높은 응력집중이 나타나고 아크릴릭 레진이나 복합레진을 이용한 경우는 이보다 15~25% 정도 더 낮게 나타났다고 보고하였다. Cibirka 등³³⁾은 cadava의 악골에 Brånemark fixture를 식립후 상부보철물의 교합면 재료로 도재와 레진, 금을 사용해서 Instron universal testing machine으로 수직하중을 가한 뒤 골에서의 force를 측정된 결과 유의한 차이가 없음을 발표했다. Skalak 등³⁴⁾은 도재나 금속같은 견고한(rigid)한 교합면 수복물질이 임플란트와 골에 높은 하중을 가하며, 레진은 상대적으로 응력을 감소시키므로 임플란트의 교합면 수복물질로 레진을 이용할것을 권하였다. Stefano³⁵⁾등은 임플란트의 교합면 수복물질로 쓰이는 5가지 재료의 충격흡수 능력에 대한 실험에서 레진이 도재에 비하여 약 두 배

정도 충격흡수 기능이 있다고 보고하였다. 조³⁶⁾는 악골에 단일치아 임플란트가 식립된 이차원 유한 요소 모델을 형성한 뒤 교합면 수복물질에 따른 임플란트 구성요소 및 하방지지조직의 응력분산의 양상에 대한 실험에서 수복물질의 차이가 상부 보철물의 응력 분포 양상에는 영향을 미치나 하부 지지골조직에는 영향을 미치지 않는다고 보고하였다.

단일 치아 임플란트의 식립은 그 위치의 분포에서 볼 때 상악은 전치부, 하악은 소구치 부위가 가장 많은 빈도를 보이고 있다.³⁷⁾ 따라서 본 연구에서는 단일치아 임플란트의 위치를 하악 제1소구치로 설정하였다. 단일치아 임플란트 수복에 이용할 임플란트 식립 모델을 Brånemark 임플란트의 CeraOne 지대주와 Bicon 임플란트의 Bicon post 지대주를 이용한 것으로 선택하였다. 상부구조물의 교합면 수복물질로는 도재, 제3형 금합금 그리고 ceromer를 이용하였으며 실측치의 임플란트를 유한요소 모델제작에 이용하였다. 상부 보철물은 Wheeler³⁸⁾의 자료를 참고로 하여 하악 제1소구치의 치관부 형태로 제작하였으며 상부 보철물과 지대주는 시멘트에 의해 접착된 구조로 하였다.

Gibbs 등⁴⁴⁾에 의하면 인간의 평균 최대 교합력은 74Kgf, 저작시에는 교합력이 26.7Kgf이라고 보고하였으며, Craig¹⁵⁾에 의하면 평균 교합력은 대구치에서는 565N, 소구치부위는 288N, 견치는 208N, 전치부는 155N으로 보고하였다 이상과 같은 자료와 Anderson^{16,17)}의 연구를 바탕으로 하여 하악 제1소구치의 중심와 부위에 25Kgf의 수직하중을 가한 경우 그리고 치관부 장축에 45°방향에 10Kgf의 측방 하중을 가한 경우의 두가지 하중조건을 설정하였다.

교합면 수복재료의 변위량은 ceromer, 도재, 제3형 금합금 순이었으며 측방력에서는 도재와 제3형 금합금의 변위량은 같았다. 유효응력의 분포는 Brånemark model의 경우 수직 하중 하에서는 하부지지골조직중 피질골에서는 치경부 부위인 치조골의 정상부에서 집중하였으며 BR-C에서는 3.82Kg/mm²를 보였고 그다음이 BR-P(3.80Kg/mm²), BR-G(3.79Kg/mm²)순이었다. 측방 하중에서는 지지조직인 피질골 부위에서는 하중점 반대 부위의 치조골 정상부위에 집중되었으며 8.18Kg/mm²로 모두 같은 크기를 나타냈다. 교합면 수복 물질에 따른 응력의 차이는 보이지 않았다. Bicon의 경우는 수직력 하

에서는 피질골 부위에서는 치조골 정상부위에 가장 많은 응력이 집중하였고 모두 3.14Kg/mm²로서 수복 재료에 따른 차이는 없었다. 측방력하에서는 피질골에서는 하중점 반대측의 치조골 정상 부위에 응력이 집중하였으며 BI-C에서는 7.98Kg/mm², BI-G, BI-P에서는 7.97Kg/mm²을 보였으며 수복재료에 따른 응력의 차이가 없었다.

6개의 모델 모두 교합면 재료에 따른 응력분포의 차이가 피질골에서 거의 없는 것으로 나타났으며 단지 수직력에 비하여 측방력에서의 응력의 크기는 측방력에서 더 큰 값을 나타냈다. 위와 같은 결과는 교합면 수복재료가 임플란트 상부보철물구조의 응력 분포에는 영향을 미치나 하부 지지골조직의 응력 분포에는 거의 영향이 없다는 것을 나타내는 Atilla⁷⁾, Cibirka³⁹⁾, 조³⁶⁾의 보고와 일치하는 견해를 보여준다. 그리고 Brånemark 모델은 Bicon 모델들에 비하여 상부구조물 부위에서 약 1.5배 정도 응력이 더 높게 분포하였으나 하방지지조직 특히 응력이 가장 크게 분포하는 피질골 부분은 같은 하중조건일 때 거의 유사하게 분포하였다.

Brånemark 모델의 경우 과도한 하중이 상부 보철물 부위에 가해질 때 gold screw부위이나 지대주 부위에서 파절이나 느슨해짐을 통해서 어느정도 완충 작용을 기대할 수 있으나 Bicon모델은 이러한 작용이 없으므로 과도한 하중이 가해지면 치조골 부위에 응력이 집중하여 이에 관련한 문제를 일으킬 가능성이 있다. 본 실험에서는 2차원 유한요소 분석에 의해 Brånemark 임플란트와 Bicon 임플란트를 각각 매식한 경우에 제3형 금합금, 도재, ceromer를 교합면 수복물질로 이용시의 응력을 분석한결과 위와 같은 결과를 얻었으나, 앞으로 3차원 모델을 통한 실험에 의한 좀더 구체적이고 사실적인 실험 및 장기간의 임상실험을 통하여 좀더 정확한 결론을 얻을 필요가 있다고 사료된다.

V. 결 론

본 연구는 두 종류의 임플란트 시스템에서 수복시 치관의 수복재료에 따른 임플란트 구성요소 및 지지조직의 응력을 분석하기 위해 Brånemark system® (Nobel Biocare, Gothenberg, Sweden)의 CeraOne 지대주와 Bicon system®(Bicon Dental Implants,

Boston, USA)의 Bicon post 지대주를 각각 이용하여, 하악 제1소구치 수복모형을 제작한후 치관의 수복재료로 제3형 금합금, 도제, ceromer로 각각 수복한 유한요소 모델을 제작하였다. 25Kgf의 수직방향의 하중을 치관의 중심외에 가한 경우와 그리고 10Kgf의 측방하중을 장축에 45° 방향으로 가한 경우에 각각의 임플란트 구성요소와 하부지지 조직에서 발생된 변위와 응력의 분포양상을 유한요소법으로 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 교합면 수복재료는 임플란트 상부구조물 부위의 응력분포에는 영향을 주었으나 임플란트의 하방 지지조직 부위의 응력분포에는 큰 영향을 주지 못하였다.
2. 교합면 수복재료로 제3형 금합금, ceromer, 도제를 이용할 때 임플란트 상부구조물 및 하방 지지조직 부위에서 유사한 응력분포 양상을 보였으며, 교합면 수복 재료의 종류는 응력분포에 영향을 미치지 못하였다.
3. 임플란트의 종류에 상관없이 모든 교합면 수복재료에서 수직력에 비하여 측방력을 가할 때 임플란트 하방지지조직에서 응력의 크기가 약 2배 정도 더 크게 분포하였다.
4. 모든 교합면 수복재료에서 Brånemark 모델이 Bicon 모델에 비하여 임플란트 상부 구조물 부위에서 약 1.5배 정도 응력이 더 크게 집중하였고 하방 지지조직에서는 서로 비슷하게 나타났다.
5. 과도한 교합하중이 가해질 때 Brånemark 모델의 경우는 gold screw나 지대주 부위에서 파절이나 느슨해짐을 통해서 하중에 대한 완충작용을 기대할 수 있으나 Bicon 모델은 그런 작용을 할 수 있는 구조가 없으므로 치조골 부위에 하중이 전달될 가능성이 있다.

참고문헌

1. Brånemark PI : Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent. 1983; 50:399-410.
2. Adell R, Lekholm U, Branemark PI : A 15 year study of osseointegrated edentulous jaw. J Oral Surg. 1981; 10:387.
3. Brunski JB : Biomaterials and biomechanics in dental implant design. Int J Oral Maxillofac Implants. 1988;3:85-97.
4. Skalak R : Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthet Dent. 1985;49:843-848.
5. Kirsch A, Ackerman KL : The IMZ osseointegrated implant system. Dent Clin North Am. 1989;33:733-791.
6. Hobkirk JA, Parros KJ : The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant supported prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants. 1992;7:345-352.
7. Atilla Sertgöz : Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. The International J of Prosthodontics. 1997; 10:19-27.
8. Mahalick JA, Razau R, Khan Z : Occlusal wear in prosthodontics. J Am Dent Asso c. 1971;82:154-159.
9. Berge M, Silness J : The pattern and severity of wear of resin facings in fixed prosthetic restorations in vivo. Int J Prosthodont. 1992;5:269-276.
10. Jacobi R, Shillingburg HT, Duncanson MG : A comparison of the abrasiveness of six ceramic surfaces and gold. J Prosthet Dent. 1991;66:303-309.
11. Rieger MR : A finite element survey of eleven endosseous implants. J Prosthet Dent. 1990;63:457.
12. Lavelle CL, Wedgewood D, Love WB : Some advances in endosseous implant. J Oral Rehabil. 1981;8:319-33.
13. Bernard Touati, Nadine Aidan : Second generation laboratory composite resins for indirect restorations. Journal of Esthetic dentistry. 1997;19:108-118.
14. Gibbs CH, Mahan PE : Occlusal forces during chewing and swallowing as measured

- by sound transmission. *J Prosthet Dent.* 1981;46:443-449.
15. Craig RG : Restorative Dental Materials, 6th ed : C.V. Mosby Co 60-62,1980.
 16. Anderson DJ : Measurement of stress in mastication (I). *J Dent Res* 1956;35:664-670.
 17. Anderson DJ : Measurement of stress in mastication (II). *J Dent Res* 1956;35:671-673.
 18. Craig RG, Farah JW : Stresses from loading distal- extension removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1978;39:274.
 19. Çiftçi Yalçın, Senay Canay : The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15:571-581.
 20. 류선열, 양홍서, 조규중, : Post 형태에 따른 치근내부와 지지조직의 응력 분산에 관한 2차원적 연구. *대한치과의사협회지.* 1988;26: 737.
 21. Craig GG, Peyton FA : Measurement of stresses in field bridge restorations using brittle coating technique. *J Dent Res.* 1965;44:756.
 22. Dirtoft BI, Jansson JF, Abramson NH : Using holography for measurement of in vivo deformation in complete maxillary denture. *J Prosthet Dent.* 1985;54:843.
 23. Kim DW, Kim YS : A study on the osseointegrated prosthesis using three dimensional finite element method. *The Journal of Korean Academy of Prosthodontics* 1991;29:167-214.
 24. Yang HS, Thompson VP : A two dimensional stress analysis of fixed prosthesis with rigid or nonrigid connectors. *J Dent Res* 1991;70:192.
 25. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA : Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent.* 1996;76:633-640.
 26. Bernt Andersson, Per Ödman et al : Mechanical testing superstructure of the CraOne abutment in the Brånemark System. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9:665-672.
 27. Shepherd NJ : Affordable implant prosthetics using a screwless implant system. *J of Am Dent Asso.* 1998;129:1732-1738.
 28. Chapman RJ, William Grippo : The Locking taper attachment for implant abutments: use and reliability. *Implant Dent.* 1996;5:257-261.
 29. Muftu A, Mulcahy HL, Chapman R. : Comparison of Streptococcus sanguis penetration through various implant connection mechanisms. *J Dent Res.* 1997;76:87.
 30. Cho LR : A review on the fiber reinforced resin ceramic optimized polymer restoration. *J of the Korean Dental association.* 1999;37:785-795.
 31. Grunder U, Strub JR. : Implant supported superstructure design. *J Perio Res.* 1990;10:19.
 32. van Rossen IP, Braak LH, de Putter C, de Groot K : Stress absorbing elements in dental implants. *J Prosthet Dent.* 1990;64:198.
 33. Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stochler CS : Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *J Prosthet Dent.* 1992;67:361-364.
 34. Richard Skalak : Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983;49:843-848.
 35. Stefano E. Gracis, James D. Chalupnik : Shock-Absorbing Behavior of Five Restorative Materials Used on Implants. *Int J of*

- Prosth. 1991;4:282-291.
36. 홍성기, 조인호 : 치과임플란트 보철시 치관재료의 차이에 따른 응력분산의 이차원 유한요소법적 연구. 대한 치과 이식학회지. 1993; 13:23-35.
37. Torsten Jemt, William R. Laney : Osseointegrated implants for single tooth replacement: A 1-year report from a multicenter prospective study. IntJ Oral Maxillofac Implants.1991;6:29-36.
38. Major M Ash Jr : Wheeler's Dental anatomy, physiology and occlusion: 7th ed WB Saunders Co 1993:218-231.

Reprint request to:

Mong-Sook Vang, D.D.S., Ph.D.

Department of prosthodontics, College of Dentistry, Chonnam National Univ.

8, Hak-Dong, Dong-Gu, kwangju 501-757, Korea

Tel. 82-62-220-5469

msvang@hanmail.net

ABSTRACT

THE STRESS ANALYSIS OF SUPPORTING TISSUE AND
IMPLANT ACCORDING TO CROWN RESTORATIVE
MATERIALS AND TYPE OF IMPLANT

Chang-Hwan Choi, D.D.S., Jong-Suk Oh*, M.D., Ph.D., Mong-Sook Vang, D.D.S., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry Chonnam National University
Department of Microbiology, College of Medicine Chonnam National University*

This study was aimed to analyze the stress distribution of implant and supporting tissue in single tooth implant restoration using Brånemark system® (Nobel Biocare, Gothenberg, Sweden) and Bicon system (Bicon Dental Implants, Boston, MA). Two dimensional finite element analysis model was made at mandibular first premolar area. As a crown materials porcelain, ceromer, ADA type III gold alloy were used. Tests have been performed at 25Kgf vertical load on central fossa of crown portion and at 10Kgf load with 45° lateral direction on cusp inclination. The displacement and stresses of implant and supporting structures were analyzed to investigate the influence of the crown material and the type of implant systems by finite element analysis.

The results were obtained as follows:

1. The type of crown material influenced the stress distribution of superstructure, but did not influence that of the supporting alveolar bone.
2. The stress distribution of ceromer and type III gold alloy and porcelain is similar.
3. Stress under lateral load was about twice higher than that of vertical load in all occlusal restorative materials.
4. In Bicon system, stress concentration is similar in supporting bone area but CerOne system generated about 1.5times greater stress more in superstructure material.
5. In Brånemark models, if severe occlusal overload is loaded in superstructure, gold screw or abutment will be fractured or loosened to buffer the occlusal overload but in Bicon models such buffering effect is not expected, so in Bicon model, load can be concentrated in alveolar bone area.

Key words : Implant, Stress distribution, Finite element analysis, Superstructure, Supporting alveolar bone