적합도에 따른 ITI 임플란트 지지 고정성 국소의치의 삼차원 유한요소 분석

원광대학교 치과대학 치과보철학 교실

최민호·이일권·김유리·조혜원

Ⅰ. 서 론

하악 구치부가 결손된 부분 무치악 환자는 가철성 국소의치나 후방연장 고정성 국소의치로 수복이 가능하나, 유지나 안정성이 결여되기 쉽고 지대치의 이차 우식이나 동요도 증가 등의 문제점이 발생할 수 있다. 치과 임플란트는 이런 결점 없이 부분 무치악 환자의 기능 회복에 매우 효과적인 치료방법이 되고 있다.[1] 임플란트의 장기적인 성공을 위해서는 고정체의 형태, 외과적 술식, 골조직의 조건, 보철물의 적합도, 환자의 구강 위생, 정기 검사 등이 필요하다. 여러 연구에서 임플란트 지지 보철물의 적합도가 중요하다고 강조하고 있으며, 골유착 유지를 위해 임플란트 보철물에 전달되는 교합력을 적절히 분산시켜야 한다고 보고하고 있다.

보철물의 부적합(misfit)은 상부 보철물과 임플란트의 여러 구성부 그리고, 지지 골조직에 내부 응력을 발생시켜 골유착의 장기적 유지를 방해한다.[2] Jemt와 Book[3]은 보철물 장착 5년 후의 임상 관찰에서 보철물의 부적합에 의해 최대 2.9 mm의 골소실이 발생한다고 보고했다. 임플란트 상부 보철물의 변형은 인상 채득, 매몰, 주조, 보철물 시적 등 다양한 임상 및 기공 과정에서 발생할 수 있어 임플란트 지대주와 보철물 사이에 수동 적합(passive fit)을 이루기가 매우 어렵다.[4] 상부 보철물과 지대주 및 고정체 사이에는 다양한 간격(gap)이 존재함이 보고되고 있으며, Jemt[5]는 다수의 임상적 관찰에서 9 ~ 296 ㎛의 수직적 간격이 있었다고 보고했다. 또한 Kunavisarut 등[6]은 지대주와 고정체 사이에 111 ㎛ 간격을 설정한 경우에 임플란트 각 구성부분에 8 ~ 64%까지 응력이 증가한다고 보고 했다.

임플란트 지지 보철물의 고정방법은 시멘트 유지형과 나사 유지형으로 구분할 수 있으며, 장단점이 다양하여 주로 술자의 판단과 경험에 따라 선택되고 있다. 나사 유지형 보철물의 장점은 보철물의 분리가 가능하여 지대주 나사의 파절이나 보철물의 수리 교체 시 용이하고 임플란트 고정체의 파절이나 임플란트 상실 후 보철물의 변형이 용이하다는 것을 들 수 있다.[7] 그러나 나사 유지형 보철물은 단일 임플란트 수복 치료에 관한 임상 연구에서 고정나사 풀림이 빈번히 나타났다고 보고 되었다.[8] 시멘트 유지형 보철물은 수동 적합이 가능하고 보철물 고정나사 풀림이나 헐거움의 문제가 적으며 나사구멍이 없기 때문에 심미적으로도 우수하다. 또한 나사 유지형 보철물에 비해 구성 요소가 적고 시술시간이 짧아 경제적이기 때문에 최근 그 사용이 급증하고 있다.[9]

Heckmann 등[10]은 시멘트의 접착 시 임플란트 지지 골조직에 상당한 응력을 발생하기 때문에 적

* 본연구는 2005년도 원광대학교 교내 연구비에 의해 지원되었음

절한 적합도가 필수적이라고 강조하였고, 시멘트가 녹아 없어진 경우에 대한 응력 분석 연구는 아직 이루어지지 않은 상태이다. 이에 본 연구는 상용되고 있는 시멘트 유지형 임플란트 시스템에서 임플란트와 상부 보철물 사이에 여러 종류의 간격이 존재하고 캔틸레버와 같이 불리한 보철물이 장착된 경우, 임플란트 주요 구성부와 지지 골조직에 어떠한 영향을 미치는 지 삼차원 유한요소법을 이용하여 비교 분석하고자 하였다.

Ⅱ. 연구 재료 및 방법

1. 유한요소 모델의 설계

본 연구에서 사용된 견치와 소구치는 성인의 두개골을 1 mm 간격으로 컴퓨터 단층 촬영한 단면에서 치아를 모사하여 2차원 형상으로 만들고, 이를 조합하여 3차원적 삼면체 요소망(surface mesh)으로 변환시켜 재현하였다. ITI 시스템의 지대주, 고정체는 상세 도면을 토대로 기하학적 형상을 구현하였으며 캐드 시스템을 이용하여 형상화하였다. 임플란트 고정체의 나사선 부위에서는 예리함과 불규칙성으로 인해 가능한 세밀하게 요소를 잘라 사면체 요소망을 구현하였다. 피질골은 1.5 mm의 두께로 단순화하였고 각 재질간의 계면은 서로 붙어 있다는 가정 하에 절점의 연결성을 일치시켰다. 유한요소 모델의 생성 및 해석에 사용한 프로그램은 ABAQUS 6.4(ABAQUS Inc., USA)이다(Fig. 1).

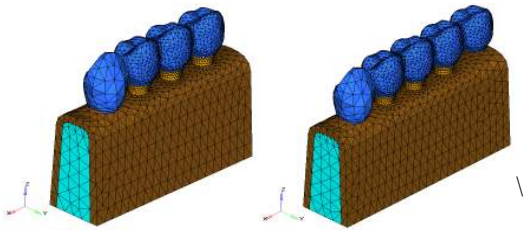
2. 실험군의 분류

본 연구에 사용한 임플란트 시스템은 내부 팔각 연결구조인 ITI 임플란트 시스템®을 선택하였다(Table 1, Fig. 2). 하악 부분무치악을 형상화하고, 하악 제 1소구치, 제 2소구치, 제 1대구치 부위에 두 종류의 임플란트 고정체를 각각 3개씩 식립한 후 상부 보철물과 고정체 사이에 간격의 위치와 양을 달리하고 제 2대구치 부위에 캔틸레버 금관을 장착한 총 9개의 3차원 유한요소 모형을 설계하였다.

Table 1. Implant systems used in this study

Implant system	Fixture			Abutment
	Diameter (mm)	Length (mm)	Material	
ITI	4.1	10	titanium (grade 4)	solid (5.5 mm) titanium (grade 4)

ITI 임플란트 시스템의 상부구조물은 시멘트 유지형으로 수복이 가능한 5.5 mm solid 지대주를 연결하고 금관은 Wheeler[11]의 해부학적 형태에 따라 하악 제 2소구치 형태로 재현하였다. 금관의 근원심폭은 7.5 mm, 치관길이는 8.5 mm로 제작하고 3본 고정성 국소의치 금관형태로 재현하였다. 4개의 모델에는 후방 캔틸레버 금관을 장착하여 4본 고정성 국소의치 금관형태로 재현하였다. 보철물은 지대주에 임시 접착제로 합착



a. b.

Fig. 1. Finite element models. a: ITI model, b: ITI cantilever model)



a. b.

Fig. 2. Implant systems used in this study. a: solid abutment. b: ITI fixture.

Table 2. Experimental groups with ITI implant supported FPD (unit: ㎛)

Groups	Gaps(P1, P2, M1)	Conditions
ITC	25-25-25	with cement
IT11	25-100-100	with cement
IT22	25-200-200	with cement
IN11	25-100-100	no cement
IN22	25-200-200	no cement
IT11-C	25-100-100	with cement, cantilever
IT22-C	25-200-200	with cement, cantilever
IN11-C	25-100-100	no cement, cantilever
IN22-C	25-200-200	no cement, cantilever

Table 3. Material properties

Material	Properties	
	Young's modulus (MPa)	Poisson's ratio
Cortical bone	13,700	0.30
Trabecular bone	1,370	0.30
Titanium	97,000	0.30
Titanium alloy	117,000	0.33
Temporary cement	6,000	0.36

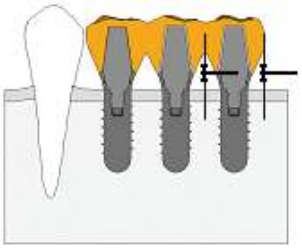


Fig. 3. Location of gap.

하였으며 시멘트의 공간은 25 ㎛로 설정하였다. 완성된 유한요소모형의 절점은 22,747 개이었고 요소 수는 120,891 개이었다.

간격이 없이 정확한 적합도를 가정한 대조군으로서 최소한의 시멘트층 피막두께를 가정하여 제 1소구치(P1), 제 2소구치(P2), 제 1대구치(M1) 순으로 25-25-25 ㎛의 공간을 주어 모형화 하였다. 간격의 위치는 제 2소구치, 제 1대구치의 지대주와 금관 사이에 위치 시켰다. 간격의 크기와 위치, 시멘트의 유무, 캔티레버의 유무 등의 조건에 따라 9 개의 실험군을 설정하였다(Fig. 3, Table 2).

3. 하중조건

각 모델에서 두 가지 다른 하중 조건을 부여하였으며 구치부에서의 평균 저작압인 244 N[54]을 제 1대구치 원심 변연 융선에 수직하중과 30° 경사하중으로 가했다. 캔틸레버 모델은 제 2대구치 원심 변연 융선에 수직하중과 30° 경사하중으로 가하였다(Fig. 4).

4. 물성과 경계조건의 입력

설계된 모형의 유한요소해석을 수행하기 위해 각 구성 재료의 물성 중 탄성계수(Young's Modulus)와 포와송 비(Poisson's ratio)를 입력하였다(Table 3). 각 물성치는 선학의 문헌[6]을 참고로 하였으며 아래 Table 4에 제시하였다. 유한요소법 계산을 위한 경계조건으로 하악골의 맨 하단 부분의 결점은 모든 방향에서 움직임이 없다는 조건으로 설정하였다.

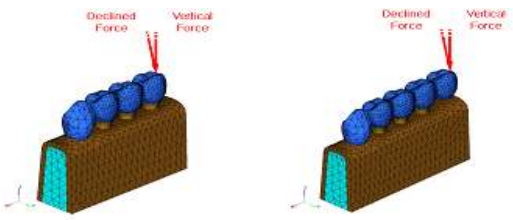


Fig. 4. Four loading conditions in two types of models.

5. 응력 분석

본 연구에서 삼차원 유한요소해석의 결과로 산출되는 여러 가지 응력값 중에서 유효응력(von Mises stress)을 통해 하중이 전달되는 양상과 최대 주응력(maximun principal stress)을 통해 임플란트에서 인장과 압축이 일어나는 부위를 비교분석하였다. 전체 응력의 분포상태와 최대응력 집중부를 식별하기 위해 응력의 크기에 따라 색도에 변화를 준 응력등고선식(stress contour plot)을 이용하였다. 각 실험군 사이의 비교를 위해 1) 치관부에서의 응력 2) 지대주에서의 응력 3) 고정체에서의 응력 4) 피질골에서의 응력 5) 해면골에서의 응력을 비교분석하였다.

Ⅲ. 연구성적

1. 치관부

⑴ 수직 하중을 가한 경우

치관부에서는 보철물 간격의 증가에 따른 응력증가는 없었으나 캔틸레버에 의한 응력은 증가 하는 경향을 보였다. 각 모델의 응력 분포는 IT11, IT22 모델은 하중부에 최대 응력이 발생했고, IN11, IN22 모델은 제 1대구치 원심측 치관내면과 지대주가 접촉하는 부위에 최대 응력이 발생했다. IT11-C, IT22-C 모델은 제 1대구치와 제 2대구치 연결부위 하방에 최대 응력이 발생했고, IN11-C, IN22-C 모델은 제 1대구치 교합면쪽의 내면에 최대 응력이 발생했다(Fig. 5).

⑵ 경사 하중을 가한 경우

경사하중시 치관부에서의 응력은 보철물 간격에 따른 차이가 미세하게 나타났으며 캔티레버가 있는 경우에는 응력이 증가했다. 각 모델의 응력 분포는 IT11, IT22 모델은 하중부에 최대 응력이 발생했고, IN11, IN22 모델은 제 1대구치 원심쪽의 크라운 내면과 지대주가 접촉하는 부위에 최대 응력이 발생했다. IT11-C, IT22-C 모델은 제 1대구치와 제 2대구치 연결부위 하방에 최대 응력이 발생했고, IN11-C, IN22-C 모델은 제 1대구치 교합면쪽의 내면에 최대 응력이 발생하였다(Fig. 6).

2. 지대주

⑴ 수직하중을 가한 경우

지대주에서 간격의 크기에 따라 14~16% 응력 증가가 있으나 미미 하였다. 캔틸레버가 있는 경우에는 증가하였으나 간격의 효과는 없었다. 시멘트가 녹아 없어진 경우에는 응력이 크게 증가하였다. 응력 분포 양상은 ITI 시스템에서 IT11, IT22 모델은 제 1대구치 지대주의 원심쪽 지대주 나사에 최대 응력이 발생했고 제 1소구치와 제 1대구치의 지대주 하방에도 응력이 나타났다. IN11, IN22 모델은 제 1대구치 지대주의 원심 상부부위에 최대 응력이 발생했고 제 1소구치 지대주의 근심부에도 응력이 발생했다. IT11-C, IT22-C 모델은 제 1대구치 지대주의 교합면에 최대 응력이 발생했고 제 1소구치 지대주 근심쪽 하방과 제 1대구치 지대주에도 응력이 분포했다. IN11-C, IN22-C 모델은 제 1대구치 지대주의 최후상방부에 최대 응력이 발생했다(Fig. 7).

⑵ 경사하중을 가한 경우

지대주에 발생하는 응력은 수직 하중 시에 비해 약 2배 증가 하였다. 간격에 따른 차이는 거의 없었으나 캔틸레버가 있으면 응력이 60%가량 크게 증가 하였다. 응력분포 양상은 ITI 시스템에서 IT11, IT22 모델은 제 1대구치 지대주의 원심 협측 하방에 최대 응력이 발생했고 제 1소구치와 제 1대구치의 지대주 하방에도 응력이 발생했다. IN11, IN22 모델은 제 1대구치 지대주의 원심 상부부위에 최대 응력이 발생했고 제 1소구치 지대주의 근심측에도 응력이 발생했다. IT11-C, IT22-C 모델은 제 1대구치 지대주의 교합면에 최대 응력이 발생했고 제 1소구치 지대주 근심쪽 하방과 제 1대구치 지대주에도 응력이 분포했다. IN11-C, IN22-C 모델은 제 1대구치 지대주의 최후방 상부에 최대 응력이 발생했다(Fig. 8).

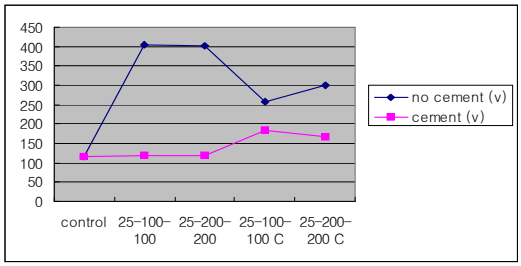


Fig. 5. von Mises stresses on the crowns under vertical loading.

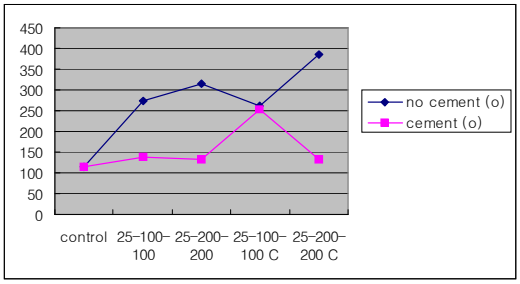


Fig. 6. von Mises stresses on the crowns under oblique loading.

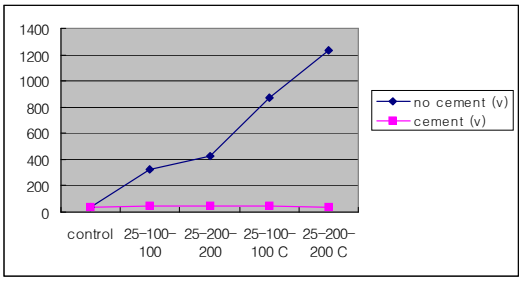


Fig. 7. von Mises stresses on the abutments and abutment screws under vertical loading.

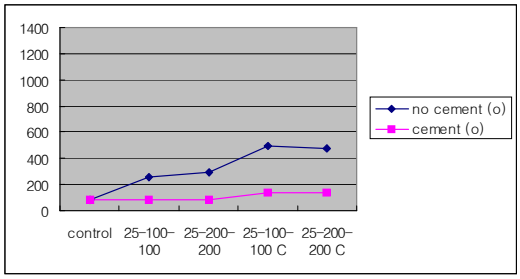


Fig. 8. von Mises stresses on the abutments and abutment screws under oblique loading.

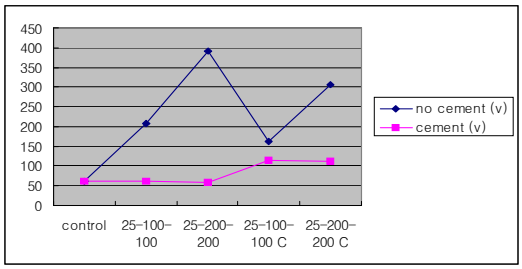


Fig. 9. von Mises stresses on the fixtures under vertical loading

3. 고정체

(1) 수직하중을 가한 경우

고정체에서 간격에 따른 응력의 차이는 없었으나, 캔틸레버가 있는 경우 82~85%의 응력이 증가 하였고, 시멘트로 합착하지 않은 경우에도 응력이 크게 증가 하였다. ITI 시스템에서 IT11, IT22 모델은 제 1대구치 고정체의 원심 상부에 최대 응력이 발생했고 제 1소구치 근심 상부와 제 2소구치 원심 상부에도 응력이 발생했다. IN11, IN22 모델은 제 1소구치 근원심 상방부에 최대응력이 발생했고 제 1대구치 원심 상방부에도 응력이 분포했다. IT11-C, IT22-C 모델은 제 1대구치 원심 상방부에 최대 응력이 분포했다. IN11-C, IN22-C 모델은 제 1소구치 근원심 상방부에 최대응력이 발생했고 제 1대구치 원심 상방부에도 응력이 분포했다(Fig. 9).

(2) 경사하중을 가한 경우

응력 분포는 IT11, IT22 모델은 제 1대구치 고정체의 원심 상부에 최대 응력이 발생했고 제 1소구치와 제 2소구치 상부에도 응력이 분포했다. IN11, IN22 모델은 제 1소구치 근원심 상부에 최대응력이 발생했고 제 1대구치 원심 상부에도

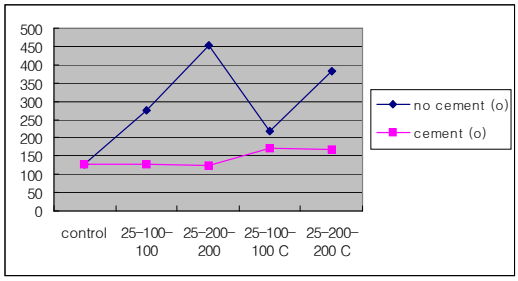


Fig. 10. von Mises stresses on the fixtures under oblique loading.

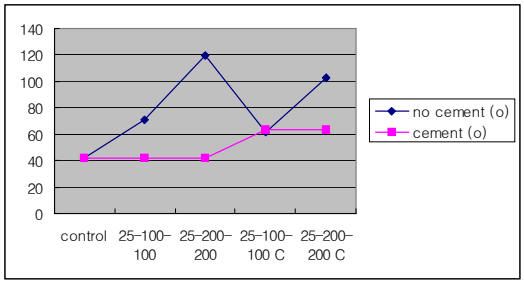


Fig. 12. von Mises stresses on the crestal compact bone under oblique loading.

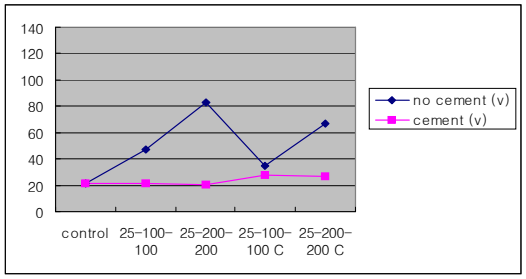


Fig. 11. von Mises stresses on the crestal compact bone under vertical loading.

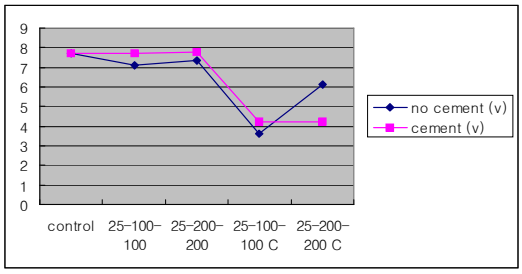


Fig. 13. von Mises stresses on the trabecular bones under vertical loading.

응력이 분포했다. IT11-C, IT22-C 모델은 제 1대구치 원심 상부에 최대 응력이 분포했고 제 1소구치 제 2소구치 상부에도 응력이 부포했다. IN11-C, IN22-C 모델은 제 1소구치 근원심 상부에 최대응력이 발생했고 제 1대구치 원심 상부에도 응력이 분포했다(Fig. 10).

4. 치경부 피질골

(1) 수직하중을 가한 경우

치경부 피질골에서의 응력은 간격에 따른 효과는 없었으나 캔틸레버시 28%의 응력이 증가하였고 시멘트로 합착하지 않은 경우도 응력이 크게 증가 하였다. 응력분포 양상은 ITI 시스템에서 IT11, IT22 모델은 제 1대구치 부위의 내부 측벽 주위로 최대 응력이 발생했고 제 1소구치 근심에도 응력이 분포했다. IN11, IN22 모델은 제 1소구치 근원심 측벽에 최대 응력이 분포했

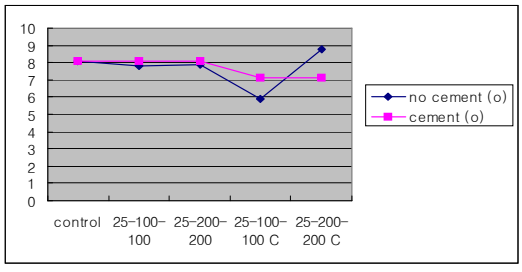


Fig. 14. von Mises stresses on the trabecular bones under oblique loading.

고 제 1대구치 원심 측벽에도 응력이 분포했다. IT11-C, IT22-C 모델은 제 1대구치 부위의 내부 측벽 주위로 최대응력이 발생했고 제 1소구치 근심과 제 2소구치 원심에 응력이 분포했다. IN11-C, IN22-C 모델은 제 1소구치 근원심 측벽에 최대 응력이 분포했고 제 1대구치 원심 측벽

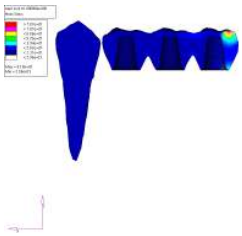


Fig. 15. von Mises stresses in crown of ITC under vertical loading.

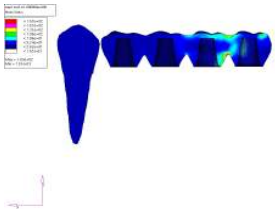


Fig. 16. von Mises stresses in crown of IT11-C(100 ㎛ gap with cantilever) under vertical loading.

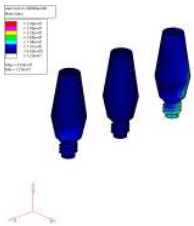


Fig. 17. von Mises stresses in abutment of IT11(100 ㎛ gap) under vertical loading.

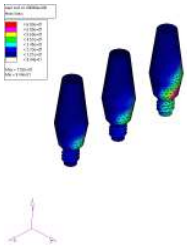


Fig. 18. von Mises stresses in abutment of IT22(200 ㎛ gap) under oblique loading.

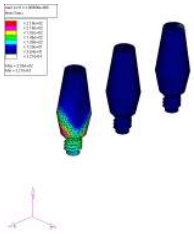


Fig. 19. von Mises stresses in abutment of IN22(200 ㎛ gap without cement) under oblique loading.

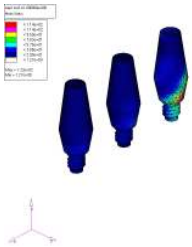


Fig. 20. von Mises stresses in abutment of IT22-C (200 ㎛ gap with cantilever) under oblique loading.

에도 응력이 분포했다(Fig. 11).

(2) 경사하중을 가한 경우

치경부 피질골에서 응력은 간격 증가에 따른 비례적인 응력 증가 는 없었지만 응력은 증가 하였다. 캔틸레버에 의한 응력도 증가 하였다. 응력분포 양상은 ITI 시스템에서 IT11, IT22 모델은 제 1대구치 치밀골 상부 협측에 최대 응력이 발생했고 제 1, 2소구치 협설 부위에도 응력이 발생했다. IN11, IN22 모델은 제 1소구치 협설 상부에 최대 응력이 분포했고 제 1대구치 원심 측벽에도 응력이 분포했다. IT11-C, IT22-C 모델은 제 1대구치 치밀골 상부 협측에 최대응력이 발생했고 제 1, 2소구치 설측 상부에도 응력이 분포했다. IN11-C, IN22-C 모델은 제 1소구치 협설부위 상방에 최대 응력이 분포했고 제 1대구치 원심 측벽에도 응력이 분포했다(Fig. 12).

5. 근단부 해면골

(1) 수직하중을 가한 경우

고정체 하부 해면골에서 응력 발생은 7.7 MPa로 높은 편이다. 간격의 효과는 거의 없었고 시멘트로 합착하지 않은 경우에도 응력의 차이는 없었다. 캔틸레버시에는 오히려 응력이 감소하였다. 응력 분포 양상은 ITI 시스템에서 IT11, IT22 모델은 제 1대구치 고정체 최하단부위에 최대 응력이 발생했고 제 1, 2소구치 부위에도 응력이 분포했다. IN11, IN22 모델은 제 1소구치의 치밀골과 망상골 경계 부위와 제 1대구치 고정체 최하단부위에 최대 응력이 분포했다. IT11-C, IT22-C 모델은 제 1대구치 고정체 최하단부위에

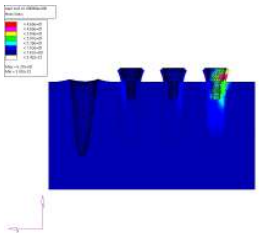


Fig. 21. von Mises stresses in the fixture of IT11 under vertical loading.

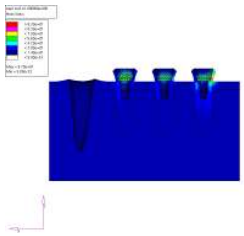


Fig. 22. von Mises stresses in the fixture of IT11 under oblique loading.

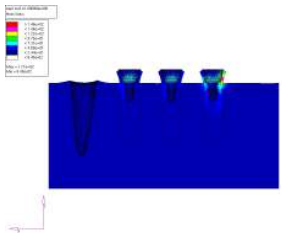


Fig. 23. von Mises stresses in the fixture of IT11-C under oblique loading.

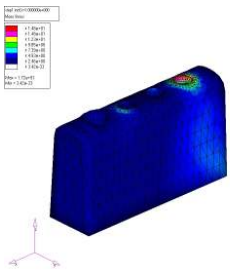


Fig. 24. von Mises stresses on the crestal compact bone of IT11 under vertical loading.

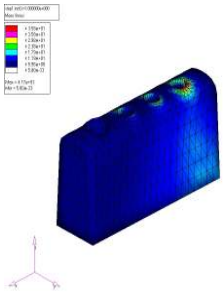


Fig. 25. von Mises stresses on the crestal compact bone of IT11 under oblique loading.

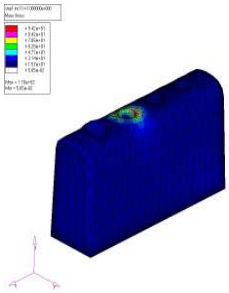


Fig. 26. von Mises stresses on the crestal compact bone of IN22 under oblique loading.

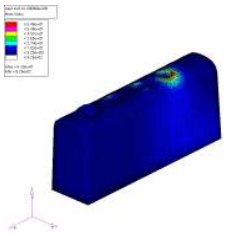


Fig. 27. von Mises stresses on the crestal compact bone of IT22-C under oblique loading.

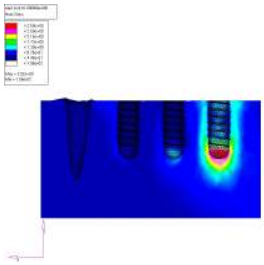


Fig. 28. von Mises stresses on the trabecular bone of ITC under vertical loading.

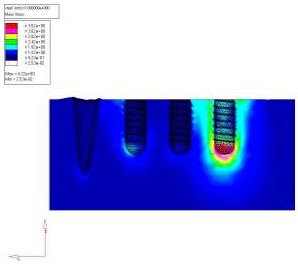


Fig. 29. von Mises stresses on the trabecular bone of IT11-C under vertical loading.

최대 응력이 발생했다. IN11-C, IN22-C 모델은 제 1소구치 근심부에 치밀골과 망상골 경계 부위에 최대 응력이 분포했다(Fig. 13).

⑵ 경사하중을 가한 경우

해면골에서 응력은 수직하중시 보다 약간 증가 하였고 캔틸레버에 의한 응력 증가는 거의 없었다. 응력분포 양상은 ITI 시스템에서 IT11, IT22 모델은제 1대구치 고정체 최하단부에 최대 응력이 발생했고 제 1, 2소구치 부위에도 응력이 분포했다. IN11, IN22 모델은 제 1소구치 협측에 치밀골과 망상골 경계 부에 최대 응력이 분포했다. IT11-C, IT22-C 모델은 제 1대구치 고정체 최하단부에 최대 응력이 발생했다. IN11-C, IN22-C 모델은 제 1소구치 근심부에 치밀골과 망상골 경계 부위에 최대 응력이 분포했다(Fig. 14).

Ⅳ. 총괄 및 고찰

임플란트는 악골과 직접적인 연결 상태를 이루고 있기 때문에 하중이 직접 골조직으로 전달되어 저작압에 견딜 수 있는 고정체와 지대주, 상부 보철물로 이루어진 세 부분 사이의 공학적인 연결구조가 중요하다. 임플란트 고정체와 지대주의 결합 형태는 다양하며, 각각의 기하학적 형태는 결합강도, 결합의 안정성, 위치나 회전 안정성 뿐 아니라 상부 보철물의 안정성과 강도를 결정하는 중요한 요소 중의 하나이다.[7)]

본 연구는 유한 요소 해석을 위해 필요한 조건을 설정하기 위해 하중을 가했으며, 하중이 작용할 때 강체 모드의 발생을 피하기 위해 골의 최하단부를 움직이지 않도록 고정하였다. 그리고 고정성 보철물과 임플란트 간의 접촉이나 인공치아간의 접촉에 대한 표현을 위해 ABAQUS가 지원하는 접촉 방법을 통해 구현하였다. ABAQUS가 지원하는 접촉해석에는 finite sliding, small sliding, finitesmall sliding and rotation 방법이 있으며 본 연구에서는 finite sliding 방법을 적용하였다. Finite sliding 접촉 문제를 이용하기 위해 먼저 고정성 보철물과 임플란트의 경계면에 접촉 요소를 생성하였다. 상부 보철물은 임플란트의 경계면과 각 지대주와 접촉이 일어날 수 있기 때문에 그 부분에 접촉 요소를 설정하였다. 위 과정을 통하여 임플란트와 상부 보철물사이의 수직적인 간격의 양에 따라 각 구성부에 발생하는 응력과 변위를 삼차원적 유한요소분석법을 이용하여 규명하고자 하였다.

최근 임플란트 보철의 시술이 늘어나면서 그에 따른 제반 문제점이 증가되고 있는 추세다. 외과적 문제점과 보철적 문제점으로 크게 대별되는데 보철적 문제점은 주로 최종 보철물 장착 후 정기적인 검사를 하는 기간에 발생하였다고 보고되고 있다. Tolman과 Laney[12)]는 보철물과 관련된 문제점을 조사한 결과 임플란트 골유착의 상실, 연조직 합병증, 기계적인 합병증이 나타났다고 보고하였으며, 연조직에 대한 문제점이 가장 많았고 다음으로 보철적 문제점이라고 말했다. 보철적 문제점이 발생하는 주원인은 자연치와 임플란트의 구조적 차이에 기인하는 것으로, 치주인대와 같은 완압 및 완충 작용이 없기 때문으로 해석했다.

보철적 문제점 중 상부 보철물의 부적합은 임플란트 각 구성부와 지지조직에 많은 문제점을 발생시킨다.[6)] 보철물을 제작하는 동안 임상과 기공과정에서 사용하는 인상재의 탄성 변형, 탄성 인상체의 체적 변화, 아크릴레진이나 도재의 수축, 아날로그의 정확도, 작업 모형과 매몰재의 팽창, 금속의 주조 수축, 및 주조물의 적합성을 확인하는 술자의 능력 등은 임플란트 보철물의 정확성에 변수로 작용하기 때문에 최종위치에 보철물을 수동적이고 정확하게 적합 시키기란 쉬운 일이 아니다.[13)] 그러나 치관, 지대주, 고정체 사이에 최대한 간격이 없어야 하며 이렇게 제작된 보철물은 교합력이 가해졌을 때 임플란트와 주위조직에 응력을 분산시킬 수 있다.

Jemt[3)]는 복제모형과 구강 내 임플란트 사이에 상부 보철물의 적합도를 조사한 연구에서 모든 보철물은 완전한 적합도를 얻을 수 없고, 9 ~ 296 ㎛의 다양한 부적합도를 보고 하였다. Millington과 Leung[14)]은 보철물에서 간격의 위치와 정도를 광탄성 코팅법으로 조사한 연구에서 지대주 사이에 부적합이 존재할 경우 하중을 가하면 40 ㎛

의 변형이 발생하고 부적합이 지대주의 후방에 위치할 경우 최대 104 ㎛의 변형이 발생 한다고 보고했다. Jemt와 Book[3]은 임플란트를 시술한 환자에서 보철물 장착 후 1년, 5년 후에 상부 보철물의 부적합도와 지지 골소실을 조사한 연구에서 상부 보철물의 부적합도는 275 ㎛이었고 골소실은 평균 0.5 mm가 소실되었다고 보고했다. 이와 같이 완전한 적합도를 가진 보철물의 제작은 매우 어렵다. Kunavisarut 등[6]은 2본 고정성 보철물에 111 ㎛의 간격을 주고 후방 캔틸레버를 장착 후 하중의 양을 달리하여 지지 조직과 임플란트 구성부분의 응력 분포의 연구에서 간격이 하중 부위와 가까우면 지지 조직과 임플란트 구성부분에 응력이 8 ~ 67%까지 증가하고, 캔틸레버를 장착한 경우에도 43 ~ 85%까지 응력이 증가 했다고 보고했다.

나사 유지형 임플란트 시스템이나 시멘트 유지형 임플란트 시스템은 현재 두 가지 모두 실제 임상에서 많이 사용되고 있으며, 점차 시멘트 유지형이 증가되는 추세라고 한다. 나사 유지형 임플란트는 브레네막 시스템이 나온 이후로 많은 연구가 진행 보고 되었으나 아직 시멘트 유지형에 대한 장기적 임상 관찰은 충분하지 않다. 시멘트 유지형 임플란트 시스템은 심미적이고 제작이 간편한 장점이 있으나, Singer 등[15]은 92 개의 고정성 국소의치를 장착 후 6개월에서 3년 동안의 임상 관찰에서 제일 많은 문제점은 시멘트의 소실이고 그 다음은 도재 파절, 나사의 풀림, 고정체 파절 등의 순으로 문제점이 발생했다고 보고하였다.

Guichet 등[16]은 3본 고정성 국소의치에 각각 시멘트 유지형과 나사 유지형 보철물을 장착 후 수동 적합도에 대한 광탄성 연구를 시행하였는데, 나사를 조인 후와 접착 후에는 보철물의 적합도가 증가함을 보고했고, 시멘트 유지형이 나사 유지형보다 응력 분산에 장점이 있다고 보고했다. Hebel과 Gajjar[9]는 심미적이고 교합에 유리하기 때문에 시멘트 유지형을 사용한다고 보고했다. Misch[17]는 보철물 내면의 시멘트층이 상부 보철물, 지지골조직과 임플란트 고정체에 하중을 잘 분산되도록 완충작용 한다는 가정 하에 시멘트 유지형을 사용 할 때 수동적 적합을 얻기 쉽다고 했다. Kim 등[18]은 시멘트 유지형과 나사 유지형 임플란트에 각각 단일 금관과 2본 고정성 캔틸레버 금관을 장착 후 광탄성 연구에서 시멘트 유지형과 나사 유지형 사이에 응력분포는 큰 차이가 없다고 보고했다.

본 연구에서는 시멘트 유지형 보철물로 간격의 증가 시 임플란트 구성부분과 하부 조직에 대한 응력 분포는 크게 차이가 없었다. 다만 경사하중 시 응력이 증가하면서 캔티레버 효과가 크게 나타나 시멘트 유지형에서도 캔티레버는 해로움을 보여주었다. 대부분의 구성부분에서 응력은 12 ~ 2900% 정도로 상당히 증가하였고 하부지지조직은 53 ~ 217%의 응력 변화를 보여 임플란트 구성부보다 영향이 작았다. 또한 ITI 시스템의 시멘트 유지형 보철물은 시멘트가 녹아 용해된 경우에는 모든 부위에서 응력이 상당히 증가하였다. 임상 경험에 비추어 임시 시멘트가 녹아 없어지는 경우는 상당히 많다. 이같은 경우에 임플란트 구성부분과 하부 지지조직에 응력이 증가하여 골유착의 실패 확률을 증가 시킬 수 있음을 보여주고 있어 시멘트의 상실에 대한 주의가 필요함을 시사하고 있다.

시멘트 유지형 임플란트 보철물의 합착에는 임시시멘트 혹은 영구 시멘트가 사용될 수 있다. 임플란트 보철물의 가철성을 위해 임시 시멘트의 사용을 추천하는 이[19]가 있는 반면, 혹자는 임시 시멘트의 장기적인 불안정성을 이유로 영구 시멘트의 사용을 추천하기도 한다.[20] 또는 초기에는 유지력이 낮은 시멘트를 사용하고 이를 관찰하면서 필요한 유지력을 얻을 때까지 점점 더 높은 유지력을 가지는 시멘트를 사용하는 방법이 제안되기도 하였다.[21]

부적합이 존재하는 경우에는 부적합의 정도 및 양상에 따라 임플란트의 장축과 일치하는 정상적인 치관의 해부학적 형태를 벗어나게 되므로 임플란트의 파절에 대해 직접적인 하중요소로 관여하게 된다. Rangert와 Sullivant[22]의 연구에 의하면 임플란트의 파절에 기인하는 하중요소로는 일직선상 배열, 지레 요소 및 이갈이와 같은 과도한 교합력 등을 들 수 있다 하였다.

치과용 임플란트에 대한 유한요소 분석에서 수직 하중, 수평하중뿐 아니라 경사하중도 고려하는 것이 중요하다. 이는 경사 하중이 좀 더 구강내에서 발생되는 교합력 방향에 유사하며 피질골에 가장 높은 국소화된 응력을 유발할 것이기 때문이다. 본 연구에서는 두 가지 하중조건으로 비교하였다. 실제 구치부의 평균저작압은 244 N으로 보고 되어 있으나 임플란트의 경우 초기 적응시간에는 이보다 낮은 100 ~500 N으로 보고 되고 있다. 그러나 시간이 흐르면서 본래의 저작압으로 돌아온다는 지적이 있어 본 연구에서는 244 N을 하중치로 선택하였다.[23] 변연 융선에 경사하중을 244 N으로 가하는 것은 일반적인 하중 조건보다 불리한 조건일 것이다. 경사 하중이 되면 하중치를 30%정도 낮추어 실험한 경우가 보고 되어 있으나 본 연구에서는 가장 나쁜 상황을 재현하고자 그대로 사용하였다. 본 연구에서도 측방하중을 주었을 때 임플란트 구성부분과 하부지지조직에 응력의 증가가 크레 나타났다.

임플란트 고정체-지대주의 내부연결 구조와 시멘트 유지형 임플란트 시스템으로 전환이 점진적으로 그러나 조심스럽게 진행되고 있다. 내부연결이 안정적이고, 물리적으로 강하고, 보다 수복하기 쉽고 심미적으로 적용범위가 우수하고 지대주의 연결이 쉽기 때문에 사용자에게 친숙한 경향이 있다. 또한 안정성 있는 임플란트 고정체-지대주 연결의 개발로 인하여 문제점이 많은 나사유지형 보철물로부터 보다 술자에게 친숙한 시멘트 유지형 보철물로 바뀌어 가고 있고 이 경향은 계속될 것이다. 지대주의 결합형태는 임플란트의 예지성에 영향을 미치는 중요한 인자이다. 앞으로 각각의 특이성이 더 명확해지고 과학적 근거를 토대로 상부 구조 설계와 지대주 선택 등의 보철학적 기준을 명확하게 제시하여 임플란트 보철의 예지성이 향상되어야 할 것이다.

본 연구의 문제점으로는 임상에 있어 보철물 내면에 불규칙한 간격을 정확히 재현하지 못한 점이다. 이런 간격의 불규칙한 두께도 영향을 미치리라 생각되고 앞으로 연구해야 할 과제이다. 또한 본 연구에서는 수직적인 변형만을 고려하여 실험 하였다. 그러나 선학의 연구에서 보면 보철물의 부적합은 수직적, 수평적인 보철물의 변형이 있다고 한다. 앞으로의 연구는 삼차원적인 상부 보철물의 변형에 대한 임플란트 구성부분과 하부 지지조직의 응력분포에 관한 실험이 필요하리라 생각된다.

Ⅴ. 결 론

본 연구는 보철물의 부적합도에 따른 임플란트 구성부분과 지지조직에 발생하는 응력을 조사하기위해 하악 구치 결손부에 ITI 임플란트 시스템을 이용하여 고정성 국소의치를 제작 수복한 후 제 2소구치, 제 1대구치의 금관과 임플란트 고정체 사이에 100 ㎛, 200 ㎛의 간격을 설정하고 후방에 캔틸레버를 부착한 삼차원 유한요소모델에서 수직하중과 30° 경사하중을 가한 경우 지지 골조직과 각 구성부에 발생한 응력분포 양상과 정도를 삼차원 유한요소법으로 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 시멘트로 접착되어 있는 경우, 수직하중 시 지대주와 고정체에 대한 응력은 보철물 부적합도의 증가에 관계없이 일정하였다. 경사하중 시에는 지대주와 고정체에 대한 응력이 두 배 정도 증가하였으며 보철물 간격에 따른 차이는 없으나 캔티레버가 있는 경우 응력 증가가 나타났다.
2. 시멘트 유지형 보철물은 피질골에서 보철물의 부적합도에 따른 효과는 거의 없으며 경사하중이나 캔티레버 효과는 뚜렷하게 나타났다. 근단부 해면골에서는 응력이 보다 높게 나타났으나, 부적합도와 캔티레버에 의한 효과는 거의 없었다.
3. 시멘트가 녹아 사라진 경우에 모든 부위에서 부적합도가 증가하면, 임플란트 구성부분과 지지조직에서의 응력은 증가하였다.

참 고 문 헌

1. Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, at al. Long term evaluation of

non submerged ITI implants. Part 1: 8-years life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. Clin Oral Implants Res 1997;8:161-172.
2. Skalak R, Zhao Y. Interaction of force-fitting and surface roughness of implants. Clin Implant Dent Relat Res 2000;2:219-224.
3. Jemt T, Book K. Prostheses misfit and marginal bone loss in osseointegrated implant patients. Int J Oral Maxillofac Implants 1996;11:620-625.
4. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics. A review of the literature. Int J Prosthodont 1999;12:167-178.
5. Jemt T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. Int J Oral Maxillofac Implants 1994;9: 169-178.
6. Kunavisarut C, Lang LA, Stoner BR, Felton DA. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. J Prosthodont 2002;11: 30-40.
7. Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: Current perspective and future directions. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15.66-75.
8. Ekfeldt A, Carlsson GE, Brjesson G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants. A retrospective study. Int J Oral Maxillofac Implants 1994;9:179-183.
9. Hebel KS. Gajiar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. J Prosthet Dent 1997;77:8-35.
10. Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. Clin Oral Implants Res 2004;15:466-473.
11. Major MS Jr. Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion: 7th ed WB Saunders Co. 1993;218-31.
12. Tolman DE, Laney WR. Tissue-integrated prostheses complications. Int J Oral Maxillofac Implants 1992;7: 477-484.
13. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screw joints in osseointegrated dental implants. J Prosthet Dent 1994;71: 592-599.
14. Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. Int J Prosthont 1995;8:511-516.
15. Singer A, Serfaty V. Cement-retained implant supported fixed partial dentures. A 6-month to 3-year follow-up. Int J Oral Maxillofac Implants 1996;11:645-649.
16. Guichet DL, Angelo A, Choi HJ, Sorensen JA. Passivity of fit marginal opening in screw- or cemented-retained implant fixed partial denture designs. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15:239-246.
17. Misch CE. Screw-retained versus cement retained implant-supported prostheses. Prac Periodontics Aesthet Dent 1995;7:15-18.
18. Kim WD, Jacobson Z, Nathanson D. In vitro stress analysis dental implants supporting screw-retained and cement-retained prostheses. Implant Dent 1999;8: 141-151.
19. Michalakis KX, Pissiotis AL, Hirayama H. Cement failure loads of 4 provisional luting agents used for the cementation of implant-supported fixed partial dentures. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15:545-549.
20. Clayton GH, Driscoll CF, Hondrum SO. The effect of luting agents on the retention and marginal adaptation of the CeraOne implant system. Int J Oral Maxillofac Implants 1997;12:660-665.
21. Mansour A, Ercoli C, Graser G, Ross T, Mark M. Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six cements. Clin Oral Implants Res 2002;13:343-348.
22. Rangert B, Sullivan R. Biomechanical principles presenting prosthetic overload induced by bending. Novel-pharma News 1993;7(3):4-5.
23. Phillips RW. Skinner's science of dental materials. 9th ed., Philadelphia. WB Saunders, 1991, p 15.

Reprint request to : Dr. Hye-Won Cho,
Department of Prosthetic Dentistry, Dental College, Wonkwang University. 344-2, Shinryung- Dong, Iksan, Chonabuk-Do, 570-711, Korea. Hwcho@wonkwang.ac.kr

ABSTRACT

Three Dimensional Finite Element Analysis on ITI Implant Supported Fixed Partial Dentures with Various Fitting Accuracy

Min-Ho Choi, D.D.S., M.S.D., Il-Kwon Lee, D.D.S., M.S.D., Yu-Ree Kim, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Hye-Won Cho, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthetic Dentistry, Dental College, Wonkwang University

The purpose of this study was to investigate the effects of prostheses misfit, cantilever on the stress distribution in the implant components and surrounding bones using three dimensional finite element analysis. Two standard 3-dimensional finite element models were constructed: (1) 3 ITI implant supported, 3-unit fixed partial denture and (2) 3 ITI implant supported, 3-unit fixed partial denture with a distal cantilever. Variations of the standard finite element models were made by placing a 100 ㎛ or 200 ㎛ gap between the fixture, the abutment and the crown on the second premolar and first molar. Total 14 models were constructed. In each model, 244 N of vertical load and 244 N of 30° oblique load were placed on the distal marginal ridge of the distal molar. von Mises stresses were recorded and compared in the crowns, abutments, crestal compact bones, and trabecular bones.

The results were obtained as follows:

1. In the ITI implant system, cement-retained prostheses showed comparatively low stress distributions on all the implant components and fixtures regardless of the misfit sizes under vertical loading. The stresses were increased twice under oblique loading especially in the prostheses with cantilever, but neither showed the effects of misfit size.
2. Under the oblique loading and posterior cantilever, the stresses were highly increased in the crestal bones around ITI implants, but effects of misfit were not shown. Although higher stresses were shown on the apical portion of trabecular bones, the effects by misfit were little and the stresses were increased by the posterior cantilever.
3. When the cement loss happened in the ITI implant supported FPD with misfit, the stresses were increased in the implant componets and supporting structures.

Key words: Misfit prosthesis, Finite element stress analysis, Posterior antilever, Implant-supported FPD, Cement-retained prosthesis