



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

2007년 8월

박사학위논문

지대주의 일체형 및 분리형에 따른
내측연결시스템 임플란트의
유한요소 응력분석

Finite element stress analysis of
internal implant system
according to the one-piece and two-piece abutment

조선대학교 대학원

치 의 학 과

김 여 진

지대주의 일체형 및 분리형에 따른
내측연결시스템 임플란트의
유한요소 응력분석

Finite element stress analysis of
internal implant system
according to the one-piece and two-piece abutment

2007년 8월 일

조선대학교 대학원

치 의 학 과

김 여 진

지대주의 일체형 및 분리형에 따른
내측연결시스템 임플란트의
유한요소 응력분석

지도교수 계 기 성

이 논문을 치의학 박사학위신청 논문으로 제출함.

2007년 6월 일

조선대학교 대학원

치 의 학 과

김 여 진

김여진의 박사학위논문을 인준함.

위원장	전북대학교	교수	박찬운	인
위원	조선대학교	교수	계기성	인
위원	조선대학교	교수	정재현	인
위원	조선대학교	교수	오상호	인
위원	조선대학교	교수	이상호	인

2007 년 6월 일

조선대학교 대학원

목 차

영 문 초 록	iv
I. 서 론	1
II. 연구재료 및 방법	4
III. 연구성적	8
IV. 총괄 및 고안	19
V. 결 론	23
참 고 문 헌	24

표 목 차

Table 1. Material properties assigned to different material compounds of finite element model	7
Table 2. Maximum equivalent stresses (MPa) in the bone under various conditions	8
Table 3. Maximum equivalent stresses (MPa) in the crown under various conditions	9
Table 4. Maximum equivalent stresses (MPa) in the abutment under various conditions.....	15
Table 5. Maximum equivalent stresses (MPa) in the fixture under various conditions.....	17

도 목 차

Fig. 1. ComOcta abutment(Osstem Co.,Ltd.,Korea).	4
Fig. 2. Solid abutment(Osstem Co.,Ltd.,Korea).	4
Fig. 3. SS-II fixture(Osstem Co.,Ltd.,Korea).	4
Fig. 4. Modeling.....	5
Fig. 5. Meshing.....	5
Fig. 6. Condition of cortical bone thickness.....	6
Fig. 7. Loading condition.....	6
Fig. 8. von Mises stresses in overview of models and abutment under vertical loading in case of good bone quality.....	11
Fig. 9. von Mises stresses in overview of models and abutment under vertical loading in case of poor bone quality.....	12
Fig.10. von Mises stresses in overview of models and abutment under oblique loading in case of good bone quality.....	13
Fig.11. von Mises stresses in overview of models and abutment under oblique loading in case of poor bone quality.....	14
Fig.12. von Mises stresses in fixtures under vertical loading.	16
Fig.13. von Mises stresses in fixtures under oblique loading.....	16

A b s t r a c t

Finite element stress analysis of internal implant system according to the one-piece and two-piece abutment

Yea-jin Kim, D.D.S., M.S.D.,

Advisor: Prof. Kee-Sung Kay, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Dentistry, Graduate school of Chosun University

The design of implant abutment can be classified as a one-piece abutment like the solid abutment and a two-piece abutment like the separating abutment part and the abutment screw part. The difference between both designs will effect the stress distribution of the implant.

The purpose of this study was to compare the one-piece with the two-piece abutment connected to the internal connection implant using 3-dimensional finite element analysis.

For a finite element model of the one-piece and the two-piece abutment, Solid abutment (Osstem Co.,Ltd.,Korea) and ComOcta abutment (Osstem Co.,Ltd.,Korea) were selected. Vertical and 20° oblique loads of 200N were applied to each model. 2 types of bone quality was good(2.0 mm cortical bone

thickness and dense cancellous bone) and poor (0.5 mm cortical bone thickness and low cancellous bone).

The results were as follows :

1. There was no difference between Solid abutment and ComOcta abutment in von Mises stresses of bone.

2. In von Mises stresses of abutment, loading to the abutment was concentrated mainly by the morse taper in the one-piece abutment but was concentrated by not only the morse taper but the neck of the abutment screw and the middle part of the screw at the cortical bone height.

3. When the bone quality was poor, the stress to the bone was concentrated on the cortical bone, and the stress to the abutment was moved to the level of the cortical bone and was concentrated in the lower part of morse taper, the stress to the abutment screw was concentrated at the middle part of the screw at the cortical bone height and the stress to the fixture was concentrated in its neck.

In conclusion, there was no difference in von Mises stresses of bone between the one-piece and the two-piece abutment. However, the stress to the abutment screw of the two-piece abutment was greater than that to the thread of the one-piece abutment.

1. 서론

1960년대 Brånemark에¹⁾ 의해 임플란트가 보고된 이래로 많은 발전을 거듭하여 임플란트 치료는 현재 높은 성공률이 보고되어지고 있고 치과 임상에서 중요한 부분을 차지하고 있다. 임플란트의 성공적인 예후를 위해서는 성공적인 수술뿐 아니라 보철물의 장기적인 사용이 성공적으로 얻어져야한다. 왜냐하면 지대주 나사의 파절 및 풀림 등과 같은 보철적인 문제점이 많이 나타나고 있어서,²⁻⁵⁾ 비록 이러한 보철적 문제가 임플란트의 실패를 의미하는 것은 아니지만, 임상가와 환자에게 부가적인 비용과 시간을 소요시키고 있기 때문이다.⁶⁾

외부 육각 나사형의 고정체와 지대주 연결방식에 있어 많은 문헌에서 지대주의 풀림이나 이를 고정하는 나사의 파절, 변형 등을 보고하였고,^{2,3)} 육각과 육각구조의 결합부위에 틈이 발생하여 미생물의 침투와 지대주 나사 풀림 등의 불안정한 역학구조를 가지고 있다고 하였다.⁷⁻¹⁵⁾ 이러한 역학적 한계를 보완하기 위하여 개발된 내부 연결 형태는¹⁶⁾ ITI system[®] (Straumann Institut, Waldenburg, Switzerland)에서 cone screw tapered connection으로 처음 소개하였다. 개발 당시에는 8°의 morse taper 구조였으나, 새로운 내부 팔각 형태(internal octa)를 포함시켜 고정체 수준에서의 인상채득과 기공실에서 지대주의 위치재현 및 다양한 각도로 고정할 수 있는 경사진 지대주도 사용할 수 있게 되었다. 이렇게 내부의 morse taper와 팔각 형태의 고정체 디자인은 현재 시판되고 있는 다른 회사의 제품에서도 변형되어 사용되어지고 있다.

임플란트 상부 보철물의 유지형태는 시멘트 유지와 나사 유지가 있다.¹⁷⁻²⁰⁾ 심미적 요구도, 제작의 용이성, 최적의 교합 접촉, 나사 풀림 발생 감소 등의 이유로 시멘트 유지형 보철물 제작이 선호되고 있다.^{19,20)} 또한, 임플란트 제조회사에서는 시멘트 유지형 보철물을 위한 다양한 제품을 개발, 출시하고 있다. 하지만, 나사 유지형 보철물과 마찬가지로, 시멘트 유지형 보철물에서도 임플란트 고정체

(fixture)와 시멘트 유지형 지대주(abutment)의 연결이 나사에 의해 유지되기 때문에 지대주 나사(abutment screw)의 파절이나 풀림과 같은 보철적 문제점이 발견된다.²¹⁾

최근 널리 사용되고 있는 내측연결방식의 임플란트에서 시멘트 유지형 보철물 제작을 위해 선택되는 지대주의 형태는 크게 일체형(one-piece) 즉 solid 형태의 지대주와 지대주 나사와 지대주로 이분화된 분리형(two-piece)으로 나누어 볼 수 있다.²¹⁾ ITI system[®]에서 개발된 Solid abutment[®]는 일체형으로, 지대주 나사와 지대주로 구성된 synOcta abutment[®]는 분리형으로 분류할 수 있다. Bicon system[®] (Bicon Dental Implants, Boston, USA)은 일체형의 bicon post 지대주가 있다. 이 밖의 내측연결방식의 임플란트에 사용되는 지대주는 위의 2가지 형태로 크게 분리할 수 있다. 현재 국산 임플란트도 많이 출시되고 있는데, 오스템 임플란트(OSSTEM CO.,LTD.,Korea)의 내측연결방식의 시멘트 유지형 지대주로 일체형의 Solid abutment와 분리형의 ComOcta abutment가 출시되고 있다.

지대주의 형태의 차이에 의해 전달되는 응력의 메커니즘이 변하게 되고 이는 하악골에 발생하는 응력분포 역시 변하게 될 것이다. 그러므로 지대주의 형태에 따라 발생하는 응력분포의 차이를 연구하는 것은 필수적이라 하겠다.²²⁾ 김 등²³⁾은 다양한 내부 연결방식 임플란트의 시스템간의 차이를 연구하였고, 신 등²²⁾의 보고에서는 지대주의 형상에 따라 고정체와 지대주의 연결부위의 면적이 넓을수록 더 적절한 응력분포를 하였고, 고정체와 지대주가 일체형인 경우, 연결부위가 하악골과 직접 맞닿아 하악골에 더 큰 응력이 전달된다고 보고하였다. 그러나 이러한 연구들은 고정체의 형태나 고정체와 상부보철물의 연결 형태에 대한 연구가 주목적이었고, 상부보철물의 지대주에 대한 고려가 주목적이 되는 연구는 미비하다고 할 수 있다. Merz등의²⁾ 실험은 내측연결방식의 morse taper와 외측연결의 butt joint의 차이에 대한 연구였으며, ITI system[®]에서 먼저 개발된 Solid abutment[®]와 후에 개발된 synOcta abutment[®]의 비교연구 실험으로 초기의 새로운 형태에 대한 피로 저항 실험이 대부분이고,^{21,24)} 유한요소분석실험에서는 두가지 형태적 차이에 따른

해석이 부족했다. 이러한 ITI 제품을 모방한 오스텍 임플란트의 ComOcta abutment는 내부의 팔각구조 뿐만이 아닌 고정체와 morse taper 접촉부위도 갖고 있다. 때문에 오스텍 임플란트의 Solid abutment와 ComOcta abutment를 유한요소 모델을 만들어 비교 분석하는 것은 일체형과 분리형의 지대주 형태적 차이의 더 정확한 비교실험이 될 것이다.

따라서, 이 논문의 목적은 임플란트 구성요소 중 상부 지대주의 형태의 차이가 어떠한 응력분포의 차이를 나타내는지 살펴보기 위하여, 일체형 지대주와 지대주 나사와 지대주로 이분화된 분리형 지대주를 디자인하여 임상에서 접할 수 있는 치조골의 상태와 다양한 하중조건하에서 3차원 유한요소분석법을 이용하여 어떠한 응력분포의 차이를 보이는지 연구, 분석하는 것이다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

1) 임플란트 지대주

오스템 임플란트의 시멘트 유지형 보철물에 사용되는 지대주로 일체형인 Solid abutment(OSSTEM CO.,LTD.,Korea)(Fig.1)와 지대주와 지대주 나사로 구성된 분리형 ComOcta abutment(OSSTEM CO.,LTD.,Korea)(Fig.2)를 선택하였다. Solid abutment는 고정체와 접촉부위가 8°의 morse taper로 되어있고, ComOcta abutment는 고정체와 접촉하는 부위가 morse taper뿐만 아니라 내부 팔각구조(internal octa)를 갖고 있다. 둘 다 높이(H) 4 mm를 선택하였다. 재질은 모두 타이타늄이다.

2) 임플란트 고정체

오스템 임플란트의 내측연결방식 형태인 SS-II fixture(OSSTEM CO.,LTD.,Korea)의 실제모델을 선택하였다.(Fig.3) 재질은 타이타늄이다. 폭경(D)은 4.1 mm, 길이(L)는 13 mm, 칼라 높이(C)는 1.8 mm 인 것은 선택하였다.

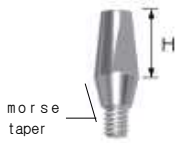


Fig. 1. Solid abutment
(OSSTEM CO.,LTD.,Korea).



Fig. 2. ComOcta abutment
(OSSTEM CO.,LTD.,Korea).

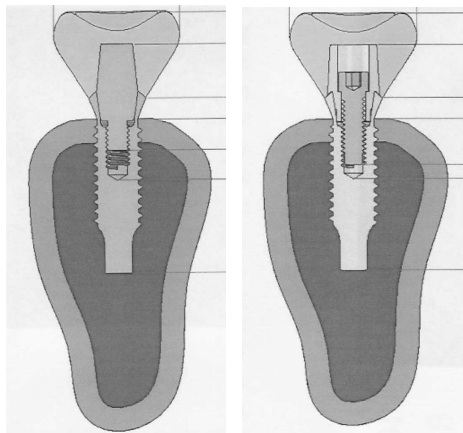


Fig. 3. SS-II fixture
(OSSTEM CO.,LTD.,Korea).

2. 유한요소 모델의 설계

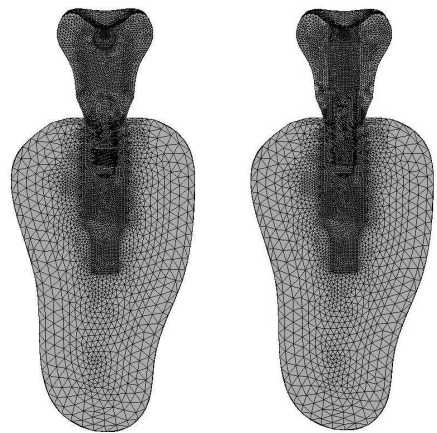
초기 모델링은 컴퓨터상에서 Iron CAD(Iron CAD, USA) software를 사용하였고, 유한요소격자(mesh) 및 post는 NISA (EMRC/DISPLAY III, USA)를 이용하여 유한요소 모델을 제작하였다. 모델링은 치밀골(cortical bone), 해면골(cancellous bone), 임플란트 고정체, 지대주, 지대주 나사, 상부 금관(crown), 지대주 나사 입구를 채운 콤포지트 레진으로 구성하였다.(Fig.4) 격자(mesh)는 8절점 요소 (8-node isoparametric element)를 사용하였다.(Fig.5)

하악 제 1 대구치 부위의 하악골을 모델링하여 골과 임플란트가 100% 골 유착된 것으로 가정하였다. 실험에 사용된 치밀골, 해면골, 지대주, 고정체, 금관 등은 재료의 기계적 특성이 균일하다는 균질성, 또는 동질성(homogeneity)과 재료의 특성이 3방향으로 모두 동일하다는 등방성(isotropic)을 가정하였고, 또한 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례하고 변위 정도에는 무관한 선형탄성(linear elasticity)변형을 하는 것으로 가정하였다. 그리고 실험은 단일치아 임플란트 수복물 모형으로 행하였다. 임플란트와 지대주의 접촉부위에는 마찰계수 0.5를 부여하였다.²⁵⁻²⁷⁾



Solid abutment ComOcta abutment

Fig. 4. Modeling.



Solid abutment ComOcta abutment

Fig. 5. Meshing.

3. 하악골의 조건

하악골은 두가지 형태로 모델링하였다. 치밀골의 두께가 2.0 mm이고 해면골이 치밀한(dense) 경우를 골질이 좋을 때(Good bone), 골질이 치밀골의 두께가 0.5 mm이고 해면골이 성긴(low) 경우를 골질이 나쁠 때(Poor bone)로 나누었다.(Fig.6) 해면골의 골질은 치밀할 때와 성긴 때의 물성치를 각각 1370MPa, 950MPa로 하였다.(Table 1)

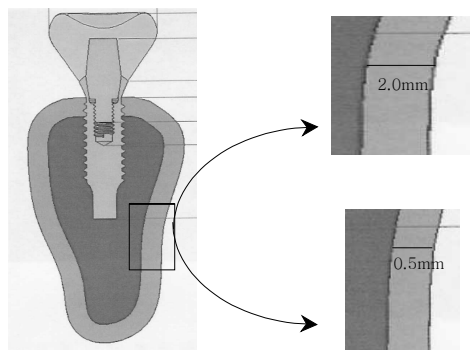


Fig. 6. Condition of cortical bone thickness.

4. 하중 조건 (Fig.7)

구치부의 평균 저작압 200N을 교합면의 중심외에 수직하중(vertical load)과 중심외 방향으로 20° 경사진 방향으로 협측 교두에 경사하중(oblique load)으로 가하였다.

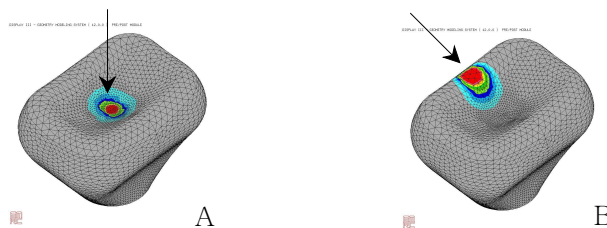


Fig. 7. Loading condition : vertical load(A), oblique load(B).

5. 물성치

각 재료의 물성치는 선학들의 문헌을 참고하여 아래의 Table 1에 제시하였다.²⁸⁻³⁰⁾

Table 1. Material properties assigned to different material compounds of finite element model

Materials	Young' s Modulus : E (MPa)	Poisson' s ratio : ν
cortical bone	13,700	0.30
cancellous bone (dense)	1,370	0.30
cancellous bone (low)	950	0.30
titanium	115,000	0.35
gold crown	96,600	0.35
resin	9,700	0.35

III. 연구 성적

일체형과 분리형의 서로 다른 임플란트 지대주의 형태에 따라 2가지의 하중조건과 2가지의 하악골의 골질에서 하악골과 임플란트 구성성분에 나타나는 응력은 다음과 같다.

1. 하악골

1) 하중조건

지대주의 형태에 따른 차이는 크지 않았다. 수직하중시 보다는 경사하중시 치밀골에 걸리는 최대응력값이 커졌다.(Table 2) 경사하중시 하중을 받는 부위의 치밀골 부위에 가장 큰 응력이 걸리고, 반대방향의 치밀골에도 그에 상응하는 큰 응력이 걸리는 것으로 나타났다.(Figs.10,11)

2) 하악골 골질

지대주의 형태에 따른 차이는 크지 않았다. 골질이 좋을 때는 치밀골뿐만 아니라 해면골까지 골고루 응력이 분산되고 치밀골에 걸리는 응력값도 낮았다. 하지만, 골질이 나쁠 때는 높은 응력값이 치밀골 표면에 집중되어 걸리는 것으로 나타났다.(Figs.9,11)

하악골에 걸리는 최대응력값은 ComOcta abutment에서 조금 더 크게 나타났다.(Table 2)

Table 2. Maximum equivalent stresses (MPa) in the bone under various conditions

load direction	bone quality	abutment	
		Solid abutment	ComOcta abutment
Vertical	Good	35.99	42.13
	Poor	166.1	186.3
Oblique	Good	55.1	88.62
	Poor	247.4	279.9

2. 금관

1) 하중조건

경사하중시 금관에 걸리는 최대응력값이 수직하중시보다 더 낮게 나타났다.

2) 하악골 골질

골질에 따라 금관 부위에 걸리는 응력의 변화는 없었다.

크라운에 걸리는 최대응력값은 ComOcta abutment에서 더 크게 나타났다.(Table 3)

Table 3. Maximum equivalent stresses (MPa) in the crown under various conditions

load direction	bone quality	abutment	
		Solid abutment	ComOcta abutment
Vertical	Good	1929	2058
	Poor	1926	2058
Oblique	Good	496.2	571.6
	Poor	496.2	571.6

3. 지대주

1) 하중조건

수직하중시, (Fig. 8) Solid abutment의 경우는 가장 큰 하중이 크라운과 인접한 지대주 상부에 나타나지만, 지대주 전체와 나사선 부위에 골고루 응력이 분포되어 있다. ComOcta abutment의 경우도 크라운과 맞닿은 부위와 고정체의 상부 접촉부위에 응력이 집중되어 있다. 지대주 나사의 경우 나사의 경부(neck)와 하단부위로 응력이 조금 높게 걸리지만 지대주와 지대주 나사 전체로 골고루 분포되어 있다.

경사하중시, Solid abutment(Fig. 10.A)는 하중을 받는 쪽으로는 지대주 상부 전체와 morse taper 부위와 나사선 상부에, 하중이 가해지는 반대쪽에서는 morse taper의 하방부위와 상부 나사선에 응력이 집중되었다. ComOcta abutment(Fig.

10. B)는 하중을 받는 쪽에서는 지대주의 morse taper 부위와 지대주와 맞물리는 지대주 나사의 상방부위에 응력이 집중되었고 경사진 방향으로 지대주 나사에 응력이 분포되었다. 하중이 가해지는 반대쪽으로는 지대주 나사의 중간부위 즉, 치밀골 높이에 해당하는 부위에 응력이 분포되었고, 이 부위의 지대주에도 응력이 걸렸다.

2) 하악골 골질

지대주 형태에 상관없이 골질이 좋을 때는 지대주 상부 쪽으로 응력이 주로 분포되었다. 골질이 나빠지면, 지대주 상부에 걸리던 응력분포가 치밀골 높이로 내려와 집중되는 것을 관찰할 수 있었다. 즉, 골질이 나빠지면 Solid abutment의 경우 지대주 상부 보다는 morse taper 부위의 내부 팔각부위와 접촉하는 부위에 응력이 집중되었다.(Figs. 9,11 A) ComOcta abutment의 경우는 상부 지대주의 morse taper 접촉부위와 지대주 나사 즉, 치밀골 위치에 가장 많은 응력이 걸렸다.(Figs. 9,11 B) 즉, 골질이 좋을 때에는 지대주 상부에 걸리는 응력이 골질이 나빠지면 고정체와 접촉하는 지대주 하방부위와 지대주 나사선의 경부와 중간부위 쪽으로 내려와 하중이 걸리는 것으로 나타났다.

수직하중보다는 경사하중일 때, 또한 골질은 나쁠수록 Solid abutment와 ComOcta abutment의 걸리는 최대응력값도 증가한다.(Table 4) Solid abutment의 경우 나사선에 비해 morse taper 부위 걸리는 응력값이 훨씬 컸으며, ComOcta abutment 경우도 지대주 나사보다는 지대주에 걸리는 응력값이 컸다. 하지만, Solid abutment의 나사선에 걸리는 응력분포와 응력값에 비하여 ComOcta abutment 지대주 나사에 걸리는 응력분포 범위와 응력값이 컸다.

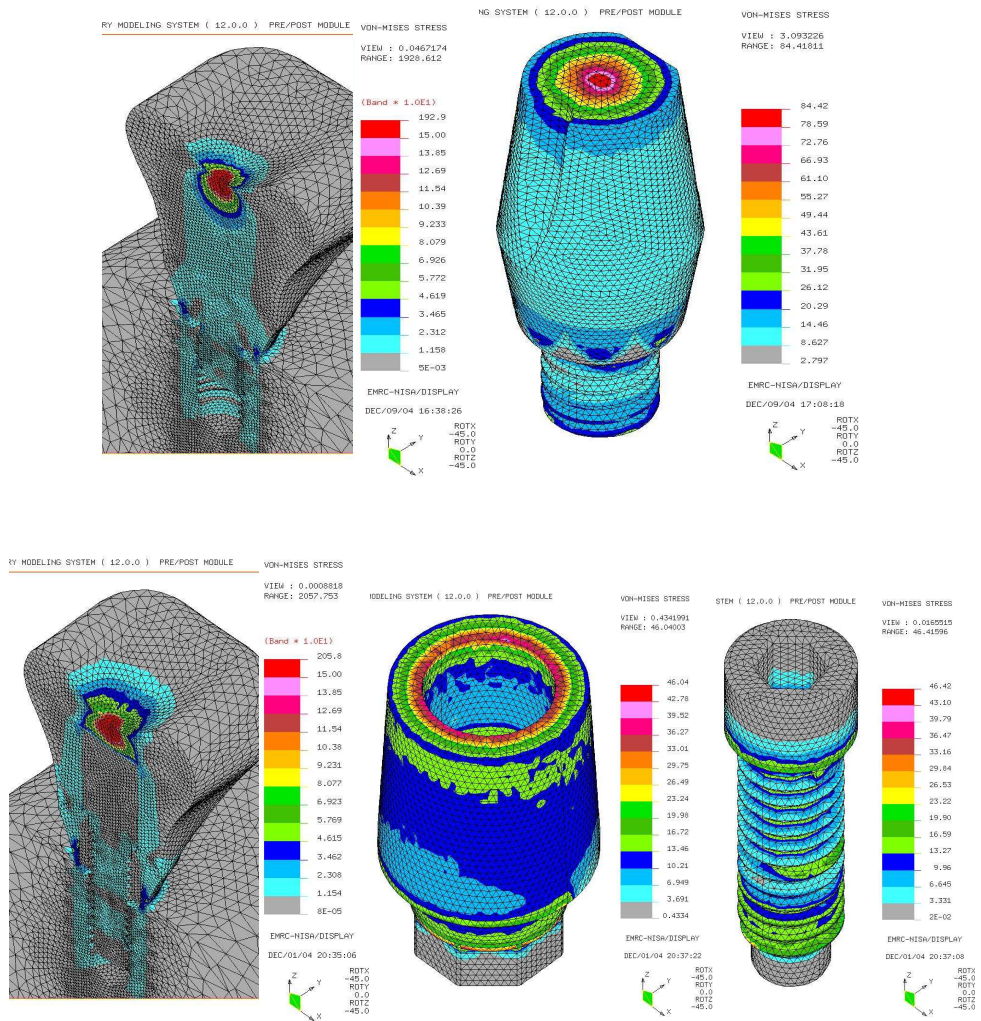


Fig. 8. von Mises stresses in overview of models and abutment under vertical loading in case of good bone quality.
 (A : Solid abutment, B: ComOcta abutment)

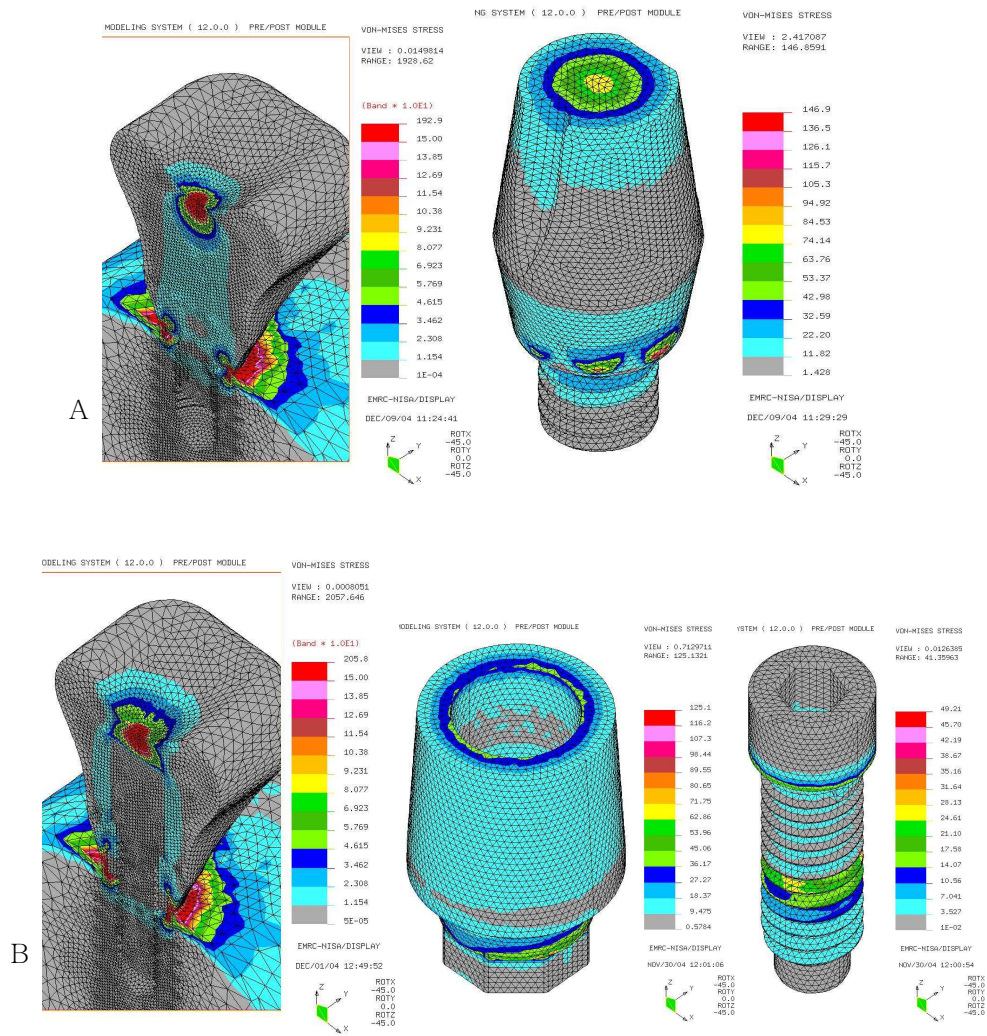


Fig. 9. von Mises stresses in overview of models and abutment under vertical loading in case of poor bone quality. (A : Solid abutment, B: ComOcta abutment)

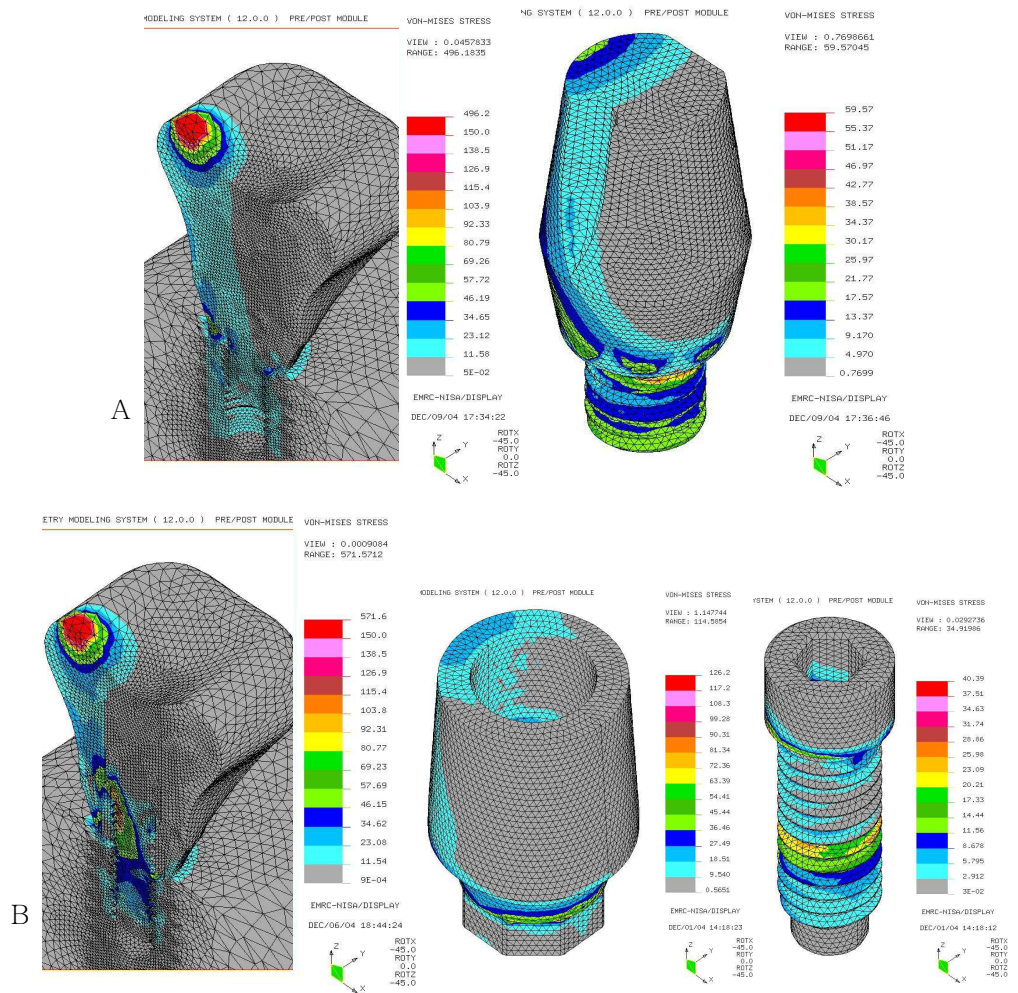


Fig. 10. von Mises stresses in overview of models and abutment under oblique loading in case of good bone quality. (A : Solid abutment, B: ComOcta abutment)

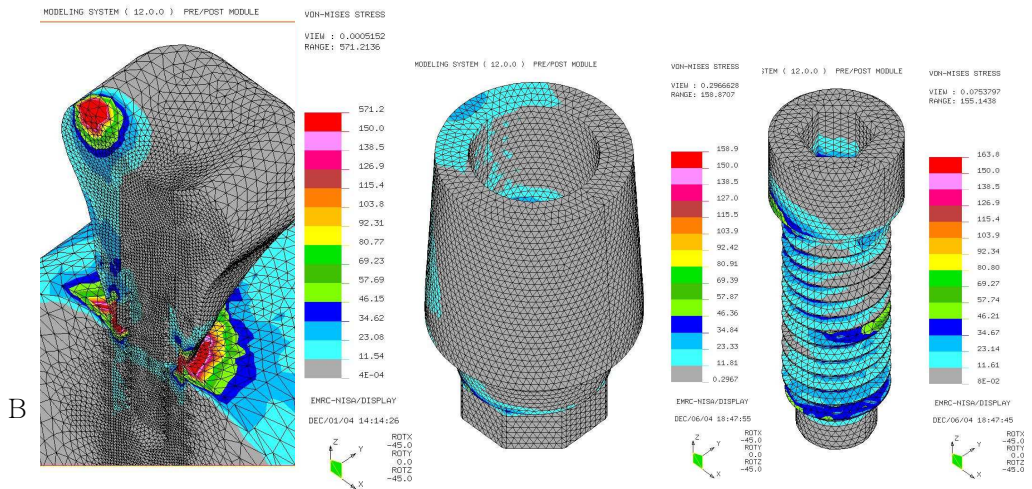
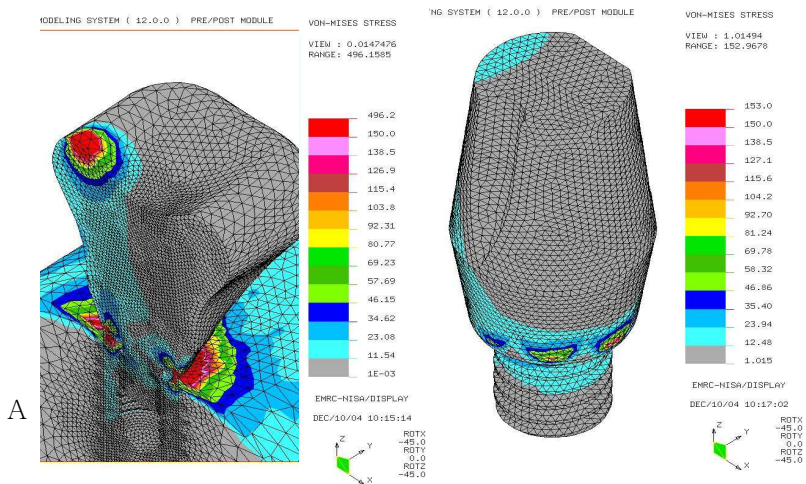


Fig. 11. von Mises stresses in overview of models and abutment under oblique loading in case of poor bone quality.
(A : Solid abutment, B: ComOcta abutment)

Table 4. Maximum equivalent stresses (MPa) in the abutment under various conditions

load direction	bone quality	abutment		
		Solid abutment	ComOcta abutment	
			abutment	abutment screw
Vertical	Good	64.42	46.04	46.42
	Poor	116.9	125.1	55.21
Oblique	Good	109.5	128.9	103.8
	Poor	153	151.5	110.7

4. 고정체

1) 하중조건

수직하중시, 지대주 형태에 상관없이 고정체가 걸리는 응력은 고정체 상부 쪽으로 집중되었다. 특히, 고정체의 neck 부위와 고정체와 지대주가 접촉하는 경사면(morse taper) 부위에 응력이 집중되는 것으로 나타났다.(Fig. 12)

경사하중시, 지대주 형태에 상관없이 하중을 받는 방향의 고정체 상부의 지대주 접촉부위와 고정체 경부(neck)에 큰 응력이 걸렸다. 또한 반대 방향의 고정체 neck 부위에도 응력이 걸렸다.(Fig. 13)

2) 하악골 골질

지대주의 형태에 상관없이, 골질이 좋을 때는 고정체 내부의 morse taper 부위를 포함하여 고정체 경부(neck)에 응력이 집중되었으나 고정체 하방으로도 응력이 분산되는 것을 관찰할 수 있다. 그러나 골질이 나쁘면, 고정체 경부와 지대주와 맞닿는 내부의 morse taper와 내부 팔각 구조로의 응력 집중이 커졌다.(Figs. 12, 13)

고정체에 걸리는 최대응력값은 ComOcta abutment에서 더 크게 나타났다.(Table 5)

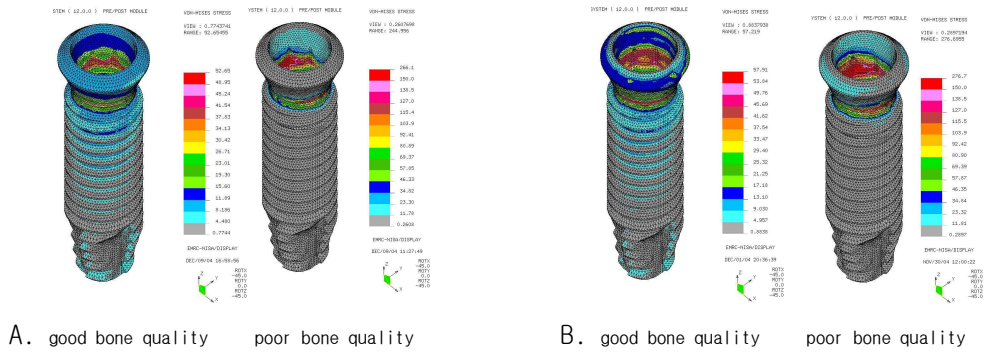


Fig. 12. von Mises stresses in fixtures under vertical loading.
 (A : Solid abutment, B: Com0cta abutment)

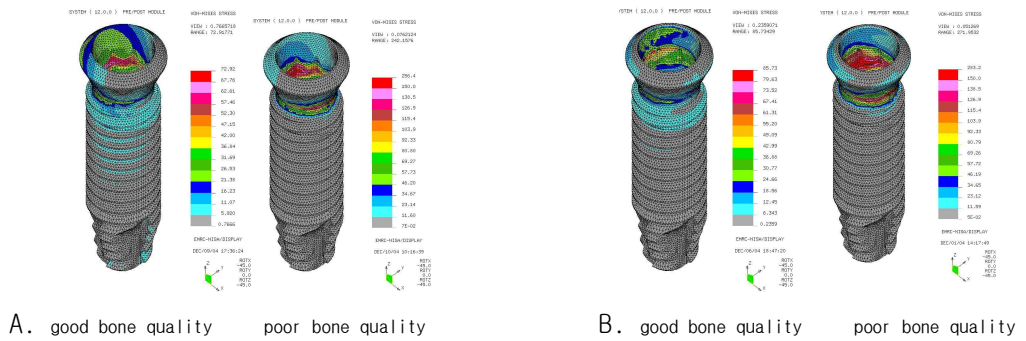


Fig. 13. von Mises stresses in fixtures under oblique loading.
 (A : Solid abutment, B: Com0cta abutment)

Table 5. Maximum equivalent stresses (MPa) in the fixture under various conditions

load direction	bone quality	abutment	
		Solid abutment	ComOcta abutment
Vertical	Good	52.65	57.91
	Poor	160.3	176.7
Oblique	Good	102.9	115.7
	Poor	256.4	283.2

5. 모형 전체 유한요소 분포도

수직하중시, 지대주 형태에 상관없이 골질이 좋을 때는 대부분의 응력이 골보다는 상부 크라운과 더불어 크라운과 접하는 지대주 상부에 응력이 집중되고, Solid abutment의 경우는 지대주 전체에 걸쳐 골고루 응력이 분포하며, ComOcta abutment도 어느 정도 전체적으로 응력이 분포하며, 고정체도 내부의 지대주와의 접촉부위를 포함하여 고정체 경부에 응력이 집중되나 고정체 하방으로 응력이 분산되는 것을 관찰할 수 있다.(Fig. 8) 골질이 좋지 않을 때는 대부분의 응력이 치밀골 레벨에 집중되어, 치밀골과 그 주위의 임플란트 구성성분에 응력이 집중되는 것을 관찰할 수 있다. Solid abutment의 경우, 지대주 상부 보다는 morse taper 부위의 고정체의 내부 팔각부위와 접촉하는 부위에 응력이 집중된다. ComOcta abutment의 경우는 상부 지대주의 morse taper 접촉부위와 지대주 나사의 경부와 중간부위 즉, 치밀골 위치에서 가장 많은 응력이 걸렸다. 지대주 형태에 상관없이 고정체의 경우는 골질이 좋지 않으면, 고정체 경부와 지대주와 접촉하는 고정체 내부의 morse taper와 내부 팔각 구조에 응력이 집중되었다.(Fig. 9)

경사하중시, 골질이 좋을 때는 Solid abutment의 경우, 하중을 받는 쪽에서는 지대주 상부 전체와 morse taper 부위와 나사선 상부, 그 반대쪽에서는 morse taper의 하방부위와 상부 나사선에 응력이 집중된다. ComOcta abutment는 하중을

받는 쪽에서는 morse taper 부위와 지대주와 접촉하는 지대주 나사의 상방부위에 응력이 집중되었다. 그 반대쪽으로는 치밀골 위치의 지대주 나사 중간부위에 응력이 분포되었다.(Fig. 10) 골질이 좋지 않을 때는 지대주 형태에 상관없이 대부분의 응력이 치밀골에 걸리게 되고, 지대주에 걸리는 하중도 치밀골 레벨로 낮아져서, 지대주의 morse taper 부위에서도 고정체 경부 쪽으로 집중되는 것을 관찰할 수 있다. Solid abutment의 morse taper 부위와 내부 육각구조에 대부분의 응력이 집중되었고, ComOcta abutment도 지대주의 morse taper 부위에 집중되고, 지대주 나사의 경우는 지대주 나사 경부와 지대주 나사의 중앙부위에 응력이 집중되었다. 고정체의 경우는 지대주 형태에 상관없이 내부의 morse taper 부위와 육각구조, 가장 두께가 얇은 고정체 경부에 응력이 집중되어 있고, 골질이 나빠지면 이 부위로 집중되는 양상이 더 뚜렷해지고, 최대응력값도 증가하였다.(Figs. 12, 13)

IV. 총괄 및 고안

임플란트 보철물의 장기적 성공을 위해서는 가해진 교합하중이 효과적으로 분산되고 지지조직에 발생하는 응력이 최소화되어야 한다.³¹⁾ 이는 치주인대의 완충작용이 있어 반복적인 기능부하에 적응할 수 있는 자연치아와 달리 임플란트는 악골과 직접적인 연결 상태를 이루고 있기 때문이다.³²⁻³⁶⁾ 따라서, 저작압에 견딜 수 있는 고정체와 지대주, 상부 보철물의 연결구조가 중요한 부분이다. 현재 임플란트 시스템의 고정체-지대주 결합 형태는 약 20여 가지의 다양한 형태가 이용되고 있다.²³⁾

지대주의 풀림이나 이를 고정하는 나사의 파절, 변형 등의 불안정한 역학 구조를 가지고 있는 외측육각연결 형태의 한계를 극복하고자 다양한 내측 연결 형태가 개발되어져 왔다.⁷⁻¹⁵⁾ 내부 육각 형태, morse taper(internal taper), interlocking 형태 등이 있고, 이러한 내측 연결 방식은 수직고경을 줄이며 측방력을 더 넓게 분산시키고, 세균 침투 봉쇄의 역할, 심미적으로 수복물의 경계를 임플란트 수준으로 낮출 수 있다.³⁷⁾

현재 morse taper의 내측 연결형태의 임플란트 시스템에서 시멘트 유지형태의 보철물을 제작할 때 선택되어지는 지대주의 종류는 다양하다. 재료, 기공방법 등을 포함하여 다양하게 분리할 수 있으나, 기하학적 측면에서 간단하게 고정체에 바로 연결되는 일체형의 Solid abutment와 지대주 나사로 고정체와 지대주를 연결하는 분리형이 대표적이다.²¹⁾ 이에 본 연구는 이러한 지대주의 형태적 차이에 따라 어떠한 응력분포의 차이를 보이는지 유한요소분석법을 통해 알아보았다.

좀 더 정교한 결과를 얻기 위해 시판되고 있는 국산 오스템 임플란트의 SSII 고정체와 일체형의 Solid abutment, 분리형의 ComOcta abutment를 선택하여 하악골을 골질이 좋을 때와 골질이 좋지 않을 때로 유한요소 모델을 제작하고, 수직하중과 경사하중 2가지 하중조건을 설정하여 비교분석하였다.

1. 하악골에 대한 응력분포

신 등의²²⁾ 지대주의 구조에 따른 유한요소 실험에서 지대주와 고정체의 접촉면적이 작을수록 임플란트 내부로의 응력분산이 감소되어 치밀골로의 응력집중이 더 많이 나타난다고 하였다. 또한 이러한 현상이 경사하중시 더 극대화되는 것은 하중의 수직성분보다는 수평성분에 의해 발생하는 모우멘트의 영향을 더 많이 받기 때문인 것으로 설명하고 있다. 이는 ITI의 Solid abutment[®]의 고정체와의 접촉면적이 24 mm²인데 반하여, synOcta abutment[®]의 접촉면적이 16.5 mm²로 감소한 것과 같이, 접촉면적이 적은 ComOcta abutment에 비하여 Solid abutment에서 그 차이가 작지만 치밀골의 최대응력값이 조금 낮게 나타나는 것을 설명해 준다.²³⁾ 본 연구에서는 지대주 형태에 따른 하악골에 대한 응력분포는 최대응력값이 Solid abutment에서 낮게 나왔을 뿐, 응력분포 양상의 큰 차이는 보이지 않았다. 단지, 많은 임플란트 유한요소분석 실험에서와 같이 임플란트 경부에 응력이 집중되고, 치밀골의 두께가 얇아지면 치밀골로의 응력이 집중되는 현상이 나타나, 피질골 주위의 질과 양이 임플란트에서 골로의 응력전달에 영향을 주는 것으로 나타났다.³⁸⁻⁴²⁾

2. 고정체에 대한 응력분포

임플란트 고정체의 경우, 골질이 좋지 않을 때(Figs. 9,11) 치밀골과 접촉하는 임플란트 고정체 경부와 이 부위의 지대주 나사 및 나사선과 맞물리는 고정체 내부에 응력이 집중되는 것을 관찰할 수 있다. 이는 지대주 나사 주위의 고정체 금속 두께가 응력분포에 영향을 주는 것을 보여주는 것으로 이 부위의 금속 두께가 얇아지면, 좋지 않은 하중이 전달시 이 부위로 응력이 집중되어 임플란트 파절의 결과에 이를 수 있으며 즉, 직경이 작은 임플란트 고정체를 사용한 경우 빈번할 수 있다.^{6,43)}

3. 지대주에 대한 응력분포

본 연구에서는 수직하중시(Fig 8), 일체형 지대주 형태의 Solid abutment에서 지대주의 나사선 보다는 임플란트 고정체와 지대주가 접하는 morse taper 부위에서 더 큰 응력이 걸렸다. 이는 Kivanc 등이⁴³⁾ 연구한 응력분포 실험과 동일한 결과이다. 경사하중시에도 morse taper 부위와 그 하방으로 morse taper 부위와 나사선이 인접한 부위에 응력이 집중되는 것을 관찰할 수 있다. 이는 Merz의 실험과⁶⁾ 동일한 결과이며, 또한 Jean 등의²⁴⁾ ITI 임플란트 지대주의 피로저항 연구에서 나타난 파절선의 위치 즉, 지대주 나사의 하단 부위, 지대주 나사선, 지대주와 만나는 접촉면 등과 동일한 부위이다. 또한 Norton 등의⁴⁴⁾ 연구에서 경사하중시 나타나는 일체형 지대주의 변형(deformation) 부위와 일치한다. morse taper 부위와 나사선의 상부에 응력이 집중되지만, 나사선에 걸리는 응력값보다 morse taper 부위의 응력값이 훨씬 크게 나타나고 있다. 이렇게 응력이 가해질 때 지대주 나사 부위보다는 morse taper 부위로 응력이 집중되는 양상은 morse taper 접촉면에 먼저 응력이 분포되어 지대주 나사로의 과도한 응력집중을 막는 것으로, morse taper 접촉면이 마찰(friction)을 바탕으로 기하학적인 잠금 효과를 내기 때문이다.⁶⁾ 이는 지대주 나사에 의지하는 외측육각(external-hexa)유지 형태나 내측 conical 유지 형태보다 morse taper의 유지형태가 마찰력에 의한 더 안정적인 유지 형태를 보이는 결과와 같다. 이는 수직하중시 ComOcta abutment에서도 비슷하게 나타난다. 지대주에 걸리는 대부분의 응력은 지대주 상부와 고정체와 접촉하는 morse taper 부위이고, Solid abutment와 마찬가지로 낮은 값의 응력이 지대주 나사의 경부와 중간부위에 걸렸다. 이도 Jean 등의²⁴⁾ ITI 임플란트 지대주의 피로저항 연구에서 나타난 파절선의 위치와 동일한 부위이다.

경사하중시(Fig. 9), Solid abutment의 경우 하중을 받는 쪽의 금관, 지대주, 지대주 나사선, 지대주 나사선과 맞물리는 고정체 부위와 반대쪽의 나사선과 고정체 부위에 골고루 응력이 분포되는 것을 관찰할 수 있다. 그러나 ComOcta abutment의 경우, 지대주 나사의 경부를 포함하여 경사하중 방향으로 경사져서 지

대주 나사에 걸리는 응력이 Solid abutment의 나사선 부위보다 더 많은 응력이 더 크게 걸리는 것을 관찰 할 수 있었다. 이는 분리형의 ComOcta abutment가 Solid abutment보다 고정체 내부와의 접촉면적이 적고, 또한 morse taper의 접촉면적이 적어서, morse taper 부위로의 응력집중 양상이 Solid abutment 보다는 더 적게 나타나, 상대적으로 ComOcta abutment의 지대주 나사부위로의 응력이 더 많이 가해지는 것으로 해석된다.^{22,23)} 하지만, 이때 ComOcta abutment의 지대주 나사에 걸리는 응력값은 지대주 부위에 걸리는 응력이 보다 더 작은 값으로 morse taper 부위가 어느 정도 지대주 나사에 과도한 응력이 걸리는 것을 막아주는 역할을 한다고 볼 수 있다. Murat 등의²¹⁾ 실험에 따르면 ITI[®] implant system의 Solid abutment[®]와 synOcta abutment[®]의 두가지 지대주 형태의 차이에 따른 PTVs(periosteal values)의 차이는 없었고, RTVs(removal torque values)는 solid abutment가 더 높은 것으로 보고 하였다. 이러한 solid abutment 에서의 RTVs 수치가 높은 것은 마찰이 preload의 유지의 결정적인 역할을 하기 때문이다. 또한, 이는 ITI의 synOcta abutment[®]의 경우 내부육각구조의 notch된 부위에서 뒤틀림(torsion)에 저항하지만 대부분 지대주 나사에 의지하여 유지되기 때문이다. 하지만, 결과적으로 두가지 지대주 형태 모두 예지성 높은 성공률을 보일 것이라고 결론짓고 있다. 또한, Jean 등의²⁴⁾ 연구에서도 Solid abutment[®]와 synOcta abutment[®]를 비교하기 위하여 피로저항실험과 유한요소분석실험을 같이 하였는데, synOcta abutment[®]에서 응력값이 높게 나왔지만, 굽힘이나 토크에 두가지 디자인의 기계적 저항은 같은 것으로 해석하고 있다. 특히, 유한요소분석 실험은 디자인의 매싱과 컴퓨터 기술적 조작과정에 의해 큰 결과적 차이를 보일 수 있다는 이유를 들고 있다. 이처럼 유한요소분석실험 뿐만 아니라 실험실적 다른 실험에서도 일체형과 분리형의 결과적 차이가 있었지만, 결론적으로 두 종류의 지대주 형태에 따른 차이는 없는 것으로 해석하고 있다. 이는 실험실적 연구의 결과를 해석하고 이해하는 데 있어서 실험실적 연구의 한계를 인식해야 하며, 더불어 임상적인 연구의 필요성이 요구되는 것으로 보인다.

V. 결 론

이 연구에서는 임플란트 지대주의 일체형과 분리형에 따른 3차원 유한요소분석법을 이용한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 하악골에 대한 응력분포는 지대주의 형태에 따른 차이가 없었다.
2. 지대주에 대한 응력분포는 일체형의 지대주는 지대주 나사선보다는 morse taper에 집중되고, 분리형의 지대주는 morse taper뿐만 아니라 지대주 나사의 경부와 치밀골 높이의 나사의 중간부위에도 응력이 집중되었다.
3. 골질이 나쁜 경우, 골질이 좋은 경우에 비하여 상대적으로 치밀골에 집중되는 응력이 커지며, 임플란트 구성요소에 걸리는 응력도 치밀골 근처로 집중된다. 즉, 지대주는 morse taper 의 하부에, 지대주 나사는 치밀골 높이의 나사의 중간부위에, 고정체의 경우도 경부 쪽으로 응력이 집중되어 걸린다.

결론적으로, 지대주의 일체형과 분리형에 따른 골에 대한 응력분포의 차이는 없는 것으로 사료된다. 단지, 지대주에 나타나는 응력분포는 일체형의 지대주의 나사선에 비해 분리형 지대주의 지대주 나사에 걸리는 응력이 더 크게 걸리는 것으로 관찰되었다.

참 고 문 헌

1. Branemark PI, Breine U, Lindstrom J, Adell R, Hansson BO, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg 1969;3:81-100.
2. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PHJ Jr, Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement: A 1-year report from a multicenter prospective study. Int J Oral Maxillofac Implants 1991;6:29-36.
3. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: A retrospective study. J Prosthet Dent 1995; 74:51-5.
4. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. Dent Clin North Am 1998;42:71-89.
5. Jemt T, Pettersson P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. J Dent 1993;21:203-8.
6. Merz, B.R., Hunenbart, S., Belser, U.C. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15: 519-526.
7. Sones AD. Complications with osseointegrated implants. J Prosthet Dent 1989;62:581-5.
8. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated implants: The Tronto study, Part III. Problems and complications encountered. J Prosthet Dent 1990;64:185-90.
9. Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: From prosthetic treatment to first annual check up. Int J Oral

Maxillofac Implants 1992;7:40-4.

10. Jemt T, Lekholm U. Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: A 5 year follow up study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:635-40.

11. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:169-78.

12. Jemt T. Fixed implant supported prostheses in the edentulous maxilla: A five year follow-up report. *Clin Oral Implants Res* 1994;5:142-7.

13. Wie H. Registration of localization, occlusion and occluding materials for failing screwjoints in the Branemark implant system. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:47-53.

14. Balshi TJ. First molar replacement with osseointegrated implants *Quintessence Int* 1990;21:61-5.

15. Balshi TJ, Hernandez RE, Pryszyk C, Rangert B. A comparative study of one implant versus two replacing a single molar. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:372-8.

16. Levine RA, Clem DS, Wilson TGJr, Higginbottom F, Saunders SL. A multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: Results of loading for 2 or more years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:516-20.

17. Avivi-Arber, L., Zarb, G.A. Clinical effectiveness of implant-supported single-tooth replacement: the Toronto study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:311-321.

18. Behneke, A., Behneke, N., d'Hoedt, B. The longitudinal clinical effectiveness of ITI solid screw implants in partially edentulous patients:

- a 5-year follow-up report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15: 633-645
19. Chee, W. Cemented vs. screw-retained implant prosthesis: Which is better? [Current issues forum]. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14: 137-138.
20. Hebel, K.S., Gajjar, R.C. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent* 1997;77: 28-35.
21. Cehreli MC, Akca K, Iplikcioglu H, Sahin S. Dynamic fatigue resistance of implant-abutment junction in an internally notched morse-taper oral implant: influence of abutment design. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(4):459-65.
22. Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(2):195-202.
23. Kim YL, Cho HW, Lee JB. Three dimensional finite element analysis of internally connected implant systems. *J Korean Academy Prosthodontics* 2006;44(1):85-102
24. Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors — a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(5):542-9.
25. Ablowitz S, Burke JJ, Hiltz RH. *Titanium in Industry.* New York: Van Nostrand Co Inc, 1955.
26. Steinemann SG, Mausli PA, Szmukler-Moncler S, Semlitzsch M, Pohler O, Hintermann HE, Perren SM. Betatitanium alloy for surgical implants. In:Froes FH, Caplan I(eds).*Titanium '92.Science and Technology.* The Minerals,

Metals & Materials Society, 1993:2689-96.

27. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:295-302.

28. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res* 1983;62:155-9.

29. 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;76:633-40.

30. Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: Ultrasonic and microtensile measurements. *J Biomech* 1993;26:111-119.

31. Cehreli M, Sahin S, Akca K. Related Articles, Links

Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: current knowledge and future contexts. *J Dent*. 2004;32(2):123-32.

32. Misch CE, Bidez MW. Implant protected occlusion: A Biomechanical rationale. *Compendium* 1994;15:1330.

33. Le Gall MG, Jauret JF, Saadoun AP. Mastication forces and implant-bearing surface. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1994;6:37.

34. Weinberg LA. Reduction of implant loading with therapeutic biomechanics. *J Implant Dent* 1998;7:277.

35. Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:99.

36. Misch CE, Bidez MW. Implant protected occlusion. *Pract Periodontics*

Aesthet Dent 1995;7:25.

37. Binon PP. Implants and Components: Entering the New Millennium. *Int J Oral Maxillofac implants* 2000;15:76-94.

38. Eskitascioglu G, Usumez A. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent* 2004;91:144-50.

39. Ichikawa T, Kanitani H, Kawamoto N, Matsumoto N, Wigiarto R. Influence of bone quality on the stress distribution. an in vitro experiment. *Clin Oral Implants Res* 1997;16:6-11.

40. Kitagawa T, Tanimoto Y, Nemoto K, Aida M. Influence of cortical bone quality on stress distribution in bone around dental implant. *Dent Mater J.* 2005;24(2):219-24.

41. Saab XE, Griggs JA, Powers JM, Engelmeier RL. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: a finite element study. *J Prosthet Dent.* 2007;97(2):85-92.

42. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(3):357-68.

43. Akca K, Cehreli MC, Iplikcioglu H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant-abutment complex of a reduced-diameter morse-taper implant. A nonlinear finite element stress analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(4):444-54.

44. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of a 1-piece and 2-piece conical abutment joint in implant design. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(5):458-64.

저작물 이용 허락서

학 과	치의학과	학 번	20057386	과 정	박 사
성 명	한글 : 김 여 진	한문 : 金 汝 璉	영문 : Kim, Yea-Jin		
주 소	부산광역시 북구 화명동 대림타운 307-204				
연락처	E-mail : korobokuru@hanmail.net				
논문제목	(한글)지대주의 일체형 및 분리형에 따른 내측연결시스템 임플란트의 유한요소 응력분석 (영어)Finite element stress analysis of internal implant system according to the one-piece and two-piece abutment				

본인이 저작한 위의 저작물에 대하여 다음과 같은 조건아래 조선대학교가 저작물을 이용할 수 있도록 허락하고 동의합니다.

— 다 음 —

1. 저작물의 DB구축 및 인터넷을 포함한 정보통신망에의 공개를 위한 저작물의 복제, 기억장치에의 저장, 전송 등을 허락함
2. 위의 목적을 위하여 필요한 범위 내에서의 편집·형식상의 변경을 허락함. 다만, 저작물의 내용변경은 금지함.
3. 배포·전송된 저작물의 영리적 목적을 위한 복제, 저장, 전송 등은 금지함.
4. 저작물에 대한 이용기간은 5년으로 하고, 기간종료 3개월 이내에 별도의 의사표시가 없을 경우에는 저작물의 이용기간을 계속 연장함.
5. 해당 저작물의 저작권을 타인에게 양도하거나 또는 출판을 허락을 하였을 경우에는 1개월 이내에 대학에 이를 통보함.
6. 조선대학교는 저작물의 이용허락 이후 해당 저작물로 인하여 발생하는 타인에 의한 권리 침해에 대하여 일체의 법적 책임을 지지 않음
7. 소속대학의 협정기관에 저작물의 제공 및 인터넷 등 정보 통신망을 이용한 저작물의 전송·출력을 허락함.

2007년 월 일

저작자 : 김 여 진 (서명 또는 인)

조선대학교 총장 귀하