# 하악 대구치 결손 부위에 있어서 임플랜트의 직경과 개수의 차이에 따른 유한요소 응력분석

Finite element stress analysis of prosthesis using wide two implant versus standard three implant on mandibular posterior edentulism

2007년 2월 25일

## 조선대학교 대학원

## 치 의 학 과

강 백 며

# 하악 대구치 결손 부위에 있어서 임플랜트의 직경과 개수의 차이에 따른 유한요소 응력분석

## 지도교수 계 기 성

이 논문을 치의학 박사학위 신청 논문으로 제출함

2006년 12월

조선대학교 대학원

치 의 학 과

강 백 면

# 강백면의 박사학위 논문을 인준함

위 원	장	전	남	대	학	교	교수	양	· 이오이	서
위	원	조	선	대	학	Ш	교수	계	기	성
위	원	조	선	대	학	Ш	교수	정	재	헌
위	원	조	선	대	학	Ш	교수	강	당	완
위	원	조	선	대	학	교	교수	김	수	관

2006년 12월

조선대학교 대학원

목	차

영분	문초록	iv
Ι.	. 서론	1
Π.	. 연구재료 및 방법	2
Ш.	. 연구성적	8
IV.	. 총괄 및 고찰	17
ν.	. 결론	20
	참고문헌	21

## 표 목 차

Table 1	1.	Implant system used in this study 3
Table 2	2.	The number of nodes and elements
Table 3	3.	Material Property
Table 4	4.	The maximum von Mises stress of model
Table 5	5.	The maximum von Mises stress of bone under vertical
		load
Table 6	6.	The maximum von Mises stress of bone under oblique
		load

# 도 목 차

Fig	1.	Internal type fixture & abutment
Fig	2.	Finite element model
Fig	3.	Schematic representation of Model 1 4
Fig	4.	Schematic representation of Model 2 4
Fig	5.	Loading location and direction
Fig	6.	Point loading vs distribution loading
Fig	7.	Boundary condition for this study
Fig	8.	Load location and direction in each model7
Fig	9.	The reference points in supporting bone
Fig	10.	The maximum von Mises stress in each case
Fig	11.	Stress distribution of the crown under vertical load 10
Fig	12.	Stress distribution of the crown under oblique load 10
Fig	13.	Stress distribution of the abutment under vertical load 11
Fig	14.	Stress distribution of the abutment under oblique load $\cdots 11$
Fig	15.	Stress distribution of the fixture under vertical load $\cdots$ 12
Fig	16.	Stress distribution of the fixture under oblique load $\cdots 12$
Fig	17.	Stress distribution of bone under vertical load
Fig	18.	Stress distribution of bone under oblique load
Fig	19.	The maximum von Mises stress of bone under vertical load
		(no. : fixture number)
Fig	20.	Stress distribution of bone under vertical load in Model $1 \\$
		(sagittal section view)15
Fig	21.	Stress distribution of bone under vertical load in Model $\ensuremath{2}$
		(sagittal section view)15
Fig	22.	The maximum von Mises stress of bone under oblique
		load ( no.: fixture number)16
Fig	23.	Stress distribution of bone under oblique load in Model $1 \\$
		(sagittal section view)16
Fig	24.	Stress distribution of bone under oblique load in Model $2 $
		(sagittal section view)16

## Abstract

Finite element stress analysis of prosthesis using wide two implant versus standard three implant on mandibular posterior edentulism

> Kang, Baek-Myun, D.D.S. Advisor : Prof. Kay, Kee-Sung, D.D.S., M.S.D., Ph. D. Department of Dentistry Graduate School of Chosun University

To reduce the risk of implant failure in the mandibular posterior edentulous region, wide implant is suggested. But not all patients have the enough edentulous region to install the wide implant.

The purpose of this study was to compare the amount and distribution of stress around the implant fixtures placed in the mandibular molar region, when using the standard three implant with using the wide two implant.

Two finite element model was designed on the mandibular molar region. One was designed with the parallel placement of wide two implant fixtures (4.8 mm diameter x 10 mm length, SSII, Osstem corp.), and the other was designed with the parallel placement of standard three implant fixtures. (4.1 mm diameter x 10 mm length, SSII, Osstem corp.)

This study simulated that 200N were applied to the central fossa in a axial direction, and 200N was applied to the buccal cusp tip in a  $30^{\circ}$  outward oblique direction. Von Mises stress values were recorded and compared in the supporting bone, fixture, and abutment.

The following results have been made based on this study :

- 1. Stress distribution was more effective in the wide two implants model.
- 2. The highest stress concentration occurred at the cervical region of the implant fixture
- 3. Stress concentrated on the cortical bone rather than lamellar bone.
- 4. In case of vertical loading condition, stress concentrated on the loaded fixture, but in oblique loading condition, stress concentrated not only on the loaded fixture but also on the unloaded fixtures.

The results from numerical analysis concluded that wide two implant were more effective than standard three implant in the edentulous molar region.

### I. 서 론

무치악 환자에 대해 고정식 수복물에 의한 회복을 목적으로 발달한 임플랜트 는 최근에는 부분 결손 증례에 대한 고정식 수복물에 의한 회복 수단 으로서 유 효성, 예지성이 실증되었다.

더욱이 골 재생 유도술에 의해서 더 바람직한 위치에 임플랜트의 식립이 가능 해지고 적용범위가 넓어짐에 따라 치과 치료에 있어서 필수적인 요소가 되었다. 특히 구치부 유리단 결손에 있어서 가철성 국소의치에 비해서 저작의 효율성과 남아있는 잔존 치아에 대한 부담력 감소, 그리고 사용의 편리성 면에서 큰 장점 을 가지고 있으며 95% 이상의 생존율을 보이고 있다<sup>1)</sup>.

이러한 유리단 결손 시 수복물의 실패를 줄이기 위해서는 임플랜트 주위에 가해지는 위해한 힘 요소를 최소화 해야 한다. 대구치의 경우 두개 내지 세개의 치근을 가지고 있으며 치조골에 접촉하고 있는 총 면적은 455-533mm<sup>2</sup>에 이른 다<sup>2)</sup>. 만약 하악 제1대구치가 상실 되었을 경우 이 치아의 골 접촉 면적은 475mm<sup>2</sup> 이지만 이를 직경 5mm 길이 12mm의 임플랜트로 수복한다면 접촉 면 적은 354mm<sup>2</sup> 정도 이다. Akca와 Iplikcioglu는<sup>3,4)</sup>은 구치부에 있어서 최소한 직경 4mm이상의 임플랜트를 사용해야 한다고 하였다. Langer등<sup>5)</sup>은 부기능 운 동 습관을 가진 환자에서 구치부에 직경 3.75mm 의 브레네막 임플랜트를 사용 하였을 경우 임플랜트의 파절이 보고되었지만 직경 4.1mm의 ITI 임플랜트를 사 용하였을 경우에는 임플랜트의 파절이 없었다고 하였다. Rangert등<sup>6,7)</sup> 은 임프 랜트에 가해지는 과부하를 줄이기 위해서는 구치부 무치악부에 있어서 3개 이상 의 임플랜트를 식립 해야 한다고 하였고 Bahat 와 Handelsman<sup>2)</sup> 은 wide 임플 랜트를 사용함 으로서 효과적으로 교합력에 저항 할 수 있다고 하였다. 임플랜트 에 가해지는 과부하를 줄이기 위해서는 칸티레버 양을 줄이고 교합면 협 설측 넓이를 줄이며, 교두 경사도를 편평하게 하고 교합 접촉을 중심 와에 위치시켜야 한다<sup>6-8)</sup>. 하악 대구치가 모두 상실 되었을 때 wide 임플랜트를 두개 매식하는 방법이 추천되지만 협설측 두께가 충분하지 못하는 경우가 많으므로 일반적인 4mm 임플랜트를 매식하는 경우 근원심으로 3개의 고정체를 식립 할 수 있다.

본 실험의 목적은 하악 대구치부가 상실되었을 경우 wide 임플랜트 두개를 식 립하는 경우와 표준 4mm 임프랜트 3개를 식립하는 경우, 보철물에 가해지는 하 중 위치 및 하중 방향에 따른 지지골, 고정체, 지대주에 작용하는 응력을 3차원 유한 요소 분석을 통하여 분석하고자 한다<sup>9)</sup>.

## Ⅱ. 연구 재료 및 방법

#### 1. 유한 요소 모델 설계

본 연구에서는 하악골의 제1대구치, 제2대구치 부위에 wide 임플랜트 2개를 식립한 경우(모델 1)와 표준 임플랜트 3개를 식립하여 보철 수복한 경우(모델 2)를 모델로 하였다. 모델 1의 경우에는 직경 4.8mm, 길이 10mm의 thread type의 내측 연결 시스템 고정체 (SS II, ㈜오스템)와 solid type의 지대주를 기준으로, 모델 2의 경우에는 직경 4.1mm, 길이 10mm의 thread type의 내측 연결 시스템 고정체(SS II, ㈜오스템)와 solid type의 지대주를 기준으로 모델을 설계하였다 (Fig 1). 보철물에 이용되는 재료로는 미국치과의사회(ADA) 규격 제3형 금 합금의 물성치를 이용하였다. 사용된 크라운의 형상은 성인의 치아와 유사한 모양으로 3차원 CAD인 SolidWorks(Solidworks Inc., USA)를 이용하 여 모델링 하였고 모델 1과 모델 2의 크라운의 총길이는 같게 모델링 하였다. 하악골은 치밀골(Cortical bone) 및 해면골(Cancellous bone)로 나누고 치밀골 의 두께를 균일하게 2mm로 하는 단순한 형태로 모델링하였다. 각 재질간의 계 면은 서로 붙어있다는 가정하에 절점의 연결성 (Continuity) 을 유지하였고, 크 라운과 지대주 사이의 시멘트 층은 그 사이 공간이 너무 미세하고, 본 연구목적 에 크게 영향을 주지 않으므로 무시하였다. 여기서 유한 요소는 사면체 2차 솔리 드 요소(Tetrahedral quadratic solid element)를 사용했으며, 고정체 및 지대 주의 나사부분과 같이 불규칙성과 예리함이 발생하거나 정밀한 응력의 관찰이 필요한 부분은 보다 정밀한 요소망을 사용하였다 (Fig 2). 유한요소 모델의 생 성 및 해석에 사용한 프로그램은 COSMOSWorks 2006 (Solidworks Inc., USA) 이다.





Fig 1. Internal type fixture & Abutment Fig 2. Finite element model



### 2. 실험군의 분류

본 연구에 사용한 임플랜트 시스템은 Internal Type 내부 팔각연결 구조인 오 스템임플랜트㈜의 SS II 시스템을 사용하였다. 임플랜트 시스템의 상세한 형상 및 모델에 대해 정보는 Table1과 Fig 3,4와 같다.

Table 1. Implant system used in this study

(Unit : mm)

Model		Fixture		Abutment	Number of Implant
	Diameter	Length	Collar	Height	
Model 1	4.8	10	2.8	5.5	2
Model 2	4.1	10	2.8	5.5	3

Table 2. The number of nodes and elements

CE Madal	Numb	per
FE MIODEI	Element	Node
Model 1	341,797	249,697
Model 2	415,632	304,068



Fig 3. Schematic representation of Model 1



Fig 4. Schematic representation of Model 2

#### 3. 하중 조건 및 경계조건

저작은 수직력과 경사력을 발행시키므로 본 연구에서는 하중 조건 A는 최전방 치아의 교합면 중심와에 수직하중이 200 N이 작용하도록 하였고, 하중 조건 B 는 최전방 치아의 협측교두정에 치아의 중심에서 바깥쪽으로 30° 경사하중이 (200 N) 작용하도록 하였다<sup>10,11)</sup>.(Fig 5,6) 또한 기존 연구는 주로 중심에 수 직하중을 부가하여 하중이 가해지는 절점부에 비 정상적인 매우 큰 응력이 집중 되는 특이점이 발생하므로 보다 현실적인 하중조건인 분포하중이 직경 0.5 mm 영역에 작용할 경우와 비교 검토 하도록 하였다.



Fig 5. loading location and direction Fig 6. Point loading vs distribution loading

경계조건 (boundary condition) 으로는 아래 Fig 7.과 같이 하악골의 양단 모서리 부분(절단부)를U<sub>x</sub>, U<sub>y</sub>, U<sub>z</sub> 방향의 자유도(Degree of Freedom)를 모두 구속하였다.



Fig 7. Boundary condition for this study

#### 4. 물성치

본 유한요소해석(Finite Element Analysis) 을 수행하는데 필요한 물성치인 탄성계수(Young's modulus)와 포와송비(Poisson's ratio)는 선학들의 자료 를 참조하여 이용하였다.(Table 3)

그리고 재료의 물리적 특성은 재료의 기계적 특성이 균일하다는 균질성 (homogeneity), 재료의 특성이 3방향으로 모두 동일하다는 등방성(isotropy), 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 선형 비례하고 변위 정도에는 무관심하다 는 조건하에 선형탄성(linear elasticity)을 갖는 것으로 가정했다.

Motorial	Property					
Material	Young's modulus (MPa)	Poisson's ratio				
Cortical bone	13,700	0.30				
Cancellous bone	1,370	0.30				
Titanium	115,000	0.33				
Gold Crown	100,000	0.35				

Table 3. Material Property

#### 5. 응력 분석

본 연구에서 사용한 COSMOSWorks 2006(Solidworks Inc. USA) 에서 산 출되는 여러가지 응력값 중에서 유효응력(von Mises stress)를 기준으로 2가지 모델에 적용된 4가지 하중 CASE에 대해 크라운, 지대주, 고정체 및 골의 응력 분포를 비교 분석하였다. 결과는 전체 응력의 분포와 최대응력 집중부를 식별하 기 위해 응력 등고선식(fringe plot)을 이용하여 결과를 표시하였다.

또한 두 가지 임플랜트 식립 모델의 정량적 분석을 위해 시상면 상에서 치밀 골과 해면골에 접해있는 고정체 단면에 아래 그림과 같이 a,b(치밀골),c,d(해면 골)의 4개의 참고점(reference point)를 정하고 2가지 모델 각각의 하중 CASE 에 발생하는 유효응력을 비교 분석하였다. (Fig. 8)

(a: 설측 고정체 나사산에서 1mm 하방, b: 협측 고정체 나사산에서 1mm 하방 c: 설측 고정체 나사산에서 5mm 하방, d: 협측 고정체 나사산에서 5mm 하방)



Model 1 Model 2 Fig 8. Load location and direction in each model.



Fig 9. The reference points in supporting bone

### Ⅲ. 연구성적

#### 1. 모델 전체의 응력 분석 (Table 4)

- 1) 크라운을 제외하면 고정체에 가장 큰 응력이 발생했고, 지대주, 골 순으로 응력이 발생했다.
- 2) 모델 1의 경우에는 고정체와 지대주에서 발생하는 응력은 비슷하며 골에 비해서 두배의 응력이 발생하였으나 (수직 하중 시 49 : 47.6 : 24.6 MPa, 경사 하중 시 130 : 114 : 91.1 MPa), 모델 2의 경우에는 고정체에서 발생하는 응력이 지대주나 골에 비해서 두배의 응력이 발생하였고 지대주와 골에서 발생하는 응력은 비슷했다. (수직 하중 시 73.9 : 32.3 : 34.1 MPa, 경사 하중 시 202 : 109 : 102 MPa)
- 3) 경사 하중 시에 모델 2의 고정체에 가장 큰 응력(202 MPa)이 발생했고,수직 하중 시에 모델 1의 골에 가장 작은 응력(24.6 MPa)이 발생했다.
- 4) 모델 1의 경우가 모델 2에 비해서 응력 분산에 유리한 것으로 나타났으며,
  특히 고정체의 경우에는 약 50% 유리한 것으로 나타났다. (49 MPa : 73.9 MPa)
- 5) 집중하중 및 분포하중에 따른 차이 하중이 직접 가해지는 크라운의 경우 에만 집중하중이 분포하중에 비해 응력값이 크게 도출되었으며 나머지 지대 주, 고정체 및 골에서는 유의차 없이 동일한 응력 분포 및 최대값이 도출되 었다. 향후 결과 비교 분석 시에는 집중하중을 이용하여 비교하였다.

	Model 1 A PL	Model 1 B PL	Model 2 A PL	Model 2 B PL
Crown	7660	6920	7660	5960
Fixture	49.0	130	73.9	202
Abutment	47.6	114	32.3	109
Bone	24.6	91.1	34.1	102
	Model 1 A DL	Model 1 B DL	Model 2 A DL	Model 2 B DL
Crown	822	1280	832	969
Fixture	49.2	130	83.6	215
Abutment	47.6	114	32.3	109
Bone	24.7	90.9	34.1	101

Table 4. The maximum von Mises stress of model

(unit : MPa)

A: Vertical load B: Oblique load PL: Point Loading DL: Distribution Loading



Fig 10. The maximum von Mises stress in each case Load A : vertical load Load B : oblique load



Fig 11. Stress distribution of the crown under vertical load



Fig 12. Stress distribution of the crown under oblique load

2) 지대주 에서의 응력 (Table 4, Fig 13,14)

모델 1, 2 공히 수직 하중 시 보다 경사 하중 시 2배 이상의 최대 응력 값이 나타났다.(모델 1 - 47.6 : 114 MPa, 모델 2 - 32.3 : 109 MPa) 수직 하중 시 최대 응력이 발생하는 부위는 지대주 중심부 또는 나사 하단부에서 발생하나, 경사 하중 시 에는 고정체와 결합이 되는 나사 상단부에서 최대 응력 값이 나타 났다.



Fig 13. Stress distribution of the abutment under vertical load



Fig 14. Stress distribution of the abutment under oblique load

3) 고정체 에서의 응력 (Table 4, Fig 15,16)

고정체 에서의 응력 양상은 하중 조건에 관계없이 모델 1,2 의 모두에서 치밀 골과 접촉되는 고정체 상단부 나사산이 시작되는 부위에서 응력이 집중되는 양 상을 보이며, 동일모델에서 경사 하중의 경우가 수직 하중 시 에 비해 약 2.5배 이상 큰 최대 응력이 발생하였다. (모델 1 - 49 MPa : 130 MPa, 모델 2 -73.9 MPa : 202 MPa) 또한 동일 하중 조건에서는 모델 2의 최대 응력 값이 모델 1보다 1.5배 이상 크게 도출되었다.(수직 하중 시 49 MPA : 73.9 MPa, 경사 하중 시130 MPa : 202 MPa)



Fig 15. Stress distribution of the fixture under vertical load



Fig 16. Stress distribution of the fixture under oblique load

4) 골에서의 응력 분포 (Table 4, Fig 17,18)

골에서의 최대 응력은 모델 조건 및 하중 조건에 상관없이 모두 골의 상부 즉 임플랜트 고정체 상부와 골 접촉부인 치밀골에 응력이 집중되는 양상을 보였으 며, 해면골 에서는 상대적으로 적은 응력이 나타났다. 수직 하중의 경우에는 모 델 1,2 모두 하중이 가해진 임플랜트의 골에만 주로 큰 응력이 나타났으나, 하중 B의 경우 굽힘력으로 인한 효과가 중첩되어 하중이 가해지지 않은 임플랜트의 골 주변에도 상대적으로 큰 응력 값이 나타났다. 모델 1,2에 상관없이 경사 하중 에서의 최대 응력 값(102 MPa)이 수직 하중 에서의 최대 응력 값(34.1 MPa) 보다 약 3배 가량 크게 나타났다. 같은 하중 조건에서 모델 2의 최대 응력 값이 약 10%(경사 하중 시 91.1 MPa : 102 MPa)~40%(수직 하중 시 24.6 MPa : 34.1 MPa) 가량 높게 나타났다. 크라운, 고정체, 지대주에 비해서 적은 최대 응 력 값이 나타났다.



Fig 17. Stress distribution of bone under vertical load.



Fig 18. Stress distribution of bone under oblique load.

5) 부위별 골의 응력 분포

(1) 수직 하중이 가해진 경우 (Table 5, Fig 19,20,21)

하중이 직접 가해진 부위에서는 치밀골의 응력이 해면골의 응력보다 50%~100% 크게 나타났다. (모델 1의 경우 - 8.47 MPa : 5.01 MPa, 모델 2의 경우 -11.8 MPa : 5.47 MPa) 하중이 직접 가해진 부위에서는 모델 2(8.47 MPa)가 모델 1(11.8 MPa)에 비해 20% 이상 높게 나타났으며, 모델 2의 1번 고정체 b 점에서 가장 큰 응력 값(11.8 MPa)이 나타났고, 모델 2의 3번 고정체 a점에서 가장 작은 응력 값(0.56 MPa)이 나타났다. 하중이 직접 가해진 부위의 응력이 직접 가해지지 않은 단면부의 응력 보다 약 5배 가량 높게 나타났다. (모델 1 의 경우 8.47 MPa : 1.77 MPa, 모델 2 의 경우 9.51 MPa : 2.16 MPa)

	Model 1 fixture 1	Model 1 fixture 2	Model 2 fixture 1	Model 2 fixture 2	Model 2 fixture 3
а	7.4	1.4	9.5	2.2	5.6
b	8.5	1.8	1.2	4.2	7.1
С	5.5	1.7	6.4	2.8	1.1
d	5.0	1.9	5.5	2.6	1.5

Table 5. The maximum von Mises stress of bone under vertical load (unit : MPa)



Fig 19. The maximum von Mises stress of bone under vertical load (no. : fixture number)



Fig 20. Stress distribution of bone under vertical load in Model 1 (sagittal section view).



Fig 21. Stress distribution of bone under vertical load in Model 2 (sagittal section view).

(2) 경사 하중이 가해진 경우 (Table 6, Fig 22, 23, 24)

경사 하중이 가해진 경우의 응력 값이 수직 하중의 경우 보다 약 5배 가량 높 게 나타났다. (모델 1, a 의 경우 7.36 MPa : 38.6 MPa) 하중이 직접 가해진 부위의 응력이 직접 가해지지 않은 단면부의 응력 보다 약 20%만 높게 나타났 으며 수직 하중에 비해 상대적으로 경사 하중의 굽힘력으로 인한 응력 전달이 크고 넓게 분포되었다. Model 2의 1번 고정체 b점에서 가장 높은 응력 값(55.9 MPa)을 나타났고 Model 2의 3번 고정체 c점에서 가장 낮은 응력 값(15 MPa) 이 나타났다.

Table 6.	The	maximum	von	Mises	stress	of	bone	under	oblique	load	(unit	: MP	a)
----------	-----	---------	-----	-------	--------	----	------	-------	---------	------	-------	------	----

	Model 1 Fixture 1	Model 1 Fixture 2	Model 2 Fixture 1	Model 2 Fixture2	Model 2 Fixture 3
а	38.6	43.1	48.4	33.7	43.5
b	53.4	40.5	55.9	43.7	39.5
С	17.4	17.5	18.0	18.1	15.0
d	26.2	18.7	24.7	17.0	15.5



Fig 22. The maximum von Mises stress of bone under oblique load (no.: fixture number)



Fig 23. Stress distribution of bone under oblique load in Model 1 (sagittal section view).



Fig 24. Stress distribution of bone under oblique load in Model 2 (sagittal section view).

### Ⅳ. 총괄 및 고찰

임플랜트 지지 보철물이 장기적으로 성공적으로 사용되기 위해서는 임플랜트 주위 지지골과 보철물의 하중 지지 능력 한계 내에서 응력이 적절히 분산될 수 있도록 보철물 설계를 하는 것이 생역학적 측면에서 중요하다.

하악 구치부의 유리단 에서는 교합압이 타 부위에 비해 크기 때문에 임플랜트로 수복하기 위해서는 그 수와 위치, 배열을 결정할 때 응력 분산을 고려해서 설계 해야 한다<sup>1,3)</sup>.

대부분의 응력은 치경부의 치밀골에 집중되며 응력에따라 골의 미세 파절이나 보철물 또는 임플랜트에 기계적인 문제점을 야기시킨다. 이러한 응력을 분산시키 기 위해서는 치아접촉을 중심와에 위치시키며 교두각을 감소시키며, 교합면의 크 기를 줄이고, 보철물의 부적합을 없애야 하며, 임플랜트 수복물 간 견고한 연결 을 하고 임플랜트의 수를 증가시키거나 임플랜트의 직경을 증가시켜야 하며 특 히 임플랜트에 가해지는 굽힘력을 최소화 하는 설계를 해야 한다<sup>5,12-16)</sup>.

특히 이갈이 습관이 있는 환자나 교합력이 강한 환자에 있어서는 다른 환자에 비해서 실패할 확률이 높기 때문에 매우 주의를 기울여야 한다<sup>3,4)</sup>.

Rangert등<sup>7)</sup> 에 의하면 구치부 수복 시에는 직경이 최소한 4.0mm 이상이 되 어야 한다고 하였고 Himmlova등<sup>17)</sup>에 의하면 최대 응력은 임플랜트 경부에 집 중되며 여러 직경의 임플랜트로 실험 시 직경 3.6mm에서 4.2mm로 증가 시 임 플랜트 경부의 응력이 가장 많이 감소하였으며 그 이상의 직경에서는 감소량이 줄었다고 보고하고 있다.

현재 구치부에는 4mm 이상의 임플랜트가 사용되고 있으며 다양한 디자인의 임플랜트와 지대주가 사용되고 있다. 본 연구에서는 임플랜트 환자의 다수를 차 지하고 있는 하악 대구치부에 있어서 표준 임플랜트 3개를 매식한 경우와 wide 임플랜트 2개를 매식한 경우에 있어서 유한 요소 분석법을 이용하여 하중방향 및 하중 위치의 조건에 따라 임플랜트와 그 주위에 발생되는 응력을 비교하고자 하였다.

크라운의 경우에 있어서 다른 요소에 비해서 가장 큰 응력을 받았다. 이는 직 접적으로 하중이 가해지기 때문이며, 유한 요소법의 특이점(singular point) 특 성에 기인하는 것으로 사료된다. 모델 1 이나 모델 2 모두에 있어서 수직 하중 이 경사 하중에 비해서 응력 값이 크게나왔다. 이는 지대주, 고정체 그리고 골의 경우와는 반대의 결과가 도출되었다. 응력의 분포 면에서 볼 때도 수직 하중이 가해질 경우 모델 1, 2 모두 주변 크라운에 응력이 가해지지 않았지만 경사 하 중의 경우에는 주변 크라운에 큰 응력이 분포하였다.

Weinberg 와 Kruger<sup>18)</sup>는 교두 경사각을 10° 줄임에 따라서 치조골에 가해 지는 응력은 30%가 감소하며, 임플랜트가 10° 경사질 때 마다 응력은 5% 증 가한다고 보고하였다. 전체적인 응력의 감소를 위해서 크라운의 교두 경사를 줄 이는 것이 중요하다고 사료된다.

지대주의 경우에 있어서는 수직 하중 시에 모델 1의 경우가 모델 2에 비해서 50%정도 더 큰 응력을 받았으며 경사 하중 시에는 거의 비슷한 응력을 보였다. 응력 분포를 보면 수직 하중 시에는 두 모델 모두 힘이 가해진 고정체 지대주의 머리 부위와 나사산 끝 부위에만 응력이 집중된 반면 경사 하중 시에는 두 모 델 모두 전체 지대주의 허리와 나사산 부위에 응력이 집중됨을 보였다. 반면 고 정체의 경우에 있어서 수직 하중, 경사 하중 시에 모델 2가 모델 1에 비해서 50% 정도 높은 응력을 보였다. 응력 분포 면에서 보면 수직 하중 시에는 힘이 가해진 고정체의 나사산 상부, 즉 골과 결합되지 않은 연마면 부위의 일부에 높 은 응력을 보인 반면 경사 하중의 경우에는 모든 고정체의 경부에 응력이 집중 됨을 보이고 있다. Akca등<sup>4)</sup> 은 morse-taper 임플랜트에서 수직 및 경사 하중 을 주로 임플랜트-지대주 연결부위에서 주로 저항한다고 하였는데 본 연구에서 도 같은 결과를 나타냈다.

지지골 에서의 응력을 보면 모델 1의 경우가 모델 2에 비해서 더 작은 힘을 받았으나 지대주나 고정체에 비해서 그 차이는 크지 않았으며, 수직 하중 시에는 응력을 받는 매식체 주위의 골에만 큰 응력이 분포하였으나 경사 하중 시에는 모든 매식체 주위의 골에 응력이 분포하였다. 수직 하중의 경우 모델 2가 치밀골 과 해면골에 모두 더 큰 응력을 보였고 하중이 직접 가해진 부위의 응력이 직접 가해지지 않은 부위보다 5배 정도 높게 도출되었다. 모델 1의 경우 치밀골 에서 받는 응력이 해면골에 비해서 60%정도 높은 반면 모델 2의 경우 치밀골이 해면 골에 비해서 2배 정도의 응력을 받는 것으로 나타났다. 그러나 하중을 직접 받지 않는 모델 1의 2번 임플랜트나 모델 2의 3번 임플랜트의 경우에는 치밀골보다 해면골에서 더 큰 응력이 나타났다. 이는 수직 하중의 특성상 크라운을 통해 응 력이 전달되지 않고, 골을 통해 하중의 효과가 전달되었기 때문이라고 사료된다. 경사 하중의 경우에는 응력 값이 수직 하중을 받는 경우보다 5배 가량 높게

나왔으며 하중이 직접 가해진 부위의 응력이 직접 가해지지 않은 부위에 비해

20% 정도만 높게 나왔다. 이는 경사 하중에 의한 응력 전달이 전체적으로 넓게 분포 되는 것으로 사료된다. 경사하중의 경우에도 치밀골에서 많은 응력을 받는 것으로 나타났다. Bidez와 Misch<sup>19,20)</sup>와 Lum등<sup>21)</sup>은 임플랜트 수복에서 대부분 의 응력은 피질골에 집중되며 초기 안정성을 제공하는데 있어 피질골의 영향이 대부분이라고 하였고, 해면골에 나타난 응력은 피질골에 비하면 중요하지 않다고 하였다. 본 연구에서도 대부분의 응력이 피질골에 집중되는 결과가 나타났다.

임플랜트에 가해지는 응력을 감소시키기 위해서 구치부에 임플랜트를 세개 식 립하는 경우 직선형 배열 보다는 offset 배열이 유리하다는 연구결과가 발표되었 다. Weinberg와 Kruger<sup>22)</sup>는 임플랜트를 off set 배열을 하는 경우 상악에서는 알수없으나, 하악에서는 설측으로 offset을 형성하는 것이 응력 분산에 유리하다 고 하였다. 그러나 Akca 와 Iplikcioglu<sup>23)</sup>는 유한요소법을 이용한 연구에서 직선 형 배열과 offset 배열을 비교한 결과 offset 배열방식에 잇점이 없다고 발표하 였으며, Sato등<sup>24)</sup>은 off set 배열이 항상 screw에 가해지는 인장력을 감소시키 지는 않으며, 최후방에 wide 임플랜트를 매식하는 것이 인장력을 감소시키는 데 효과적이라고 하였다.

Weinberg<sup>8)</sup>는 임플랜트는 치주 인대에서 허용되는 미세 운동이 없기 때문에 치조정 높이에 회전 중심을 가지며, 대부분의 힘의 분산은 임플랜트의 면을 따라 서 분산되기 보다는 치조정에 집중된다고 하였다. Rangert<sup>6,7)</sup>등도 임플랜트 지 지 보철물에 경사 하중이 작용하면 굽힘 모멘트를 야기하여 생물학적으로 불리 한 반응을 야기한다고 하였으며 특히 후방 임플랜트 지지 보철물은 하악의 기능 과 비기능 운동 양상에 의해 발생되는 굽힘 모멘트에 노출되기 쉬우며 결국 여 러 형태의 실패를 야기할 수 있다고 하였다. Langer등<sup>5)</sup>은 강한 교합력이 가해 지는 구치부의 경우 특히 wide 임플랜트가 추천된다고 하였다. 결국 구치부의 경우 경사 하중에 잘 저항 할 수 있도록 설계를 하며 최소한의 경사 하중이 발 생하도록 최적의 위치에 고정체를 매식하고 크라운의 경사각을 줄여주고 가능하 다면 wide 임플랜트를 매식하는 것이 유리하다고 하겠다.

결과적으로 모델 1의 경우가 모델 2에 비해서 응력 분산에 유리하다고 하겠다. 결국 임플랜트의 실패를 줄이기 위해서는 가능한 한 임플랜트의 개수와 크기 를 증가시키고 교합력이 크라운의 중심와에 올 수 있도록 최적의 위치에 매식하 며 교두 경사를 감소시켜야 할 것이다.

## V. 결 론

본 연구에서는 하악 대구치부에 있어서 직경 4.1mm 길이 10mm의 표준 임플 랜트를 3개 매식했을 경우와 직경 4.8mm 길이 10mm의 wide 임플랜트 2개를 매식했을 경우, 중심와에 200N의 수직 하중을 주었을 때와 협측 교두에 30°로 200N의 경사 하중을 주었을 때를 유한 요소 분석법을 이용하여 비교하여 다음 과 같은 결과를 얻었다.

- 전체적으로 wide 임플랜트 2개를 매식한 경우가 표준 임플랜트 3개를 매식 한 경우에 비해서 응력 분산에 유리하였다.
- 크라운을 제외하고는 매식체, 지대주, 골 순으로 응력분포를 보였으며 매식체
   의 경부에 응력이 집중되었다.
- 3. 치조골의 응력 분포에 있어서는 치밀골에 응력이 집중되었다.
- 4. 수직 하중의 경우 하중을 받은 매식체에 응력이 집중되었지만 경사 하중의 경우 하중을 직접 받지 않은 매식체에도 큰 응력을 보였다.

## 참 고 문 헌

- Nevins M, Langer B The successful application of osseointegrated implants to the posterior jaw : A long-term retrospective study. Int J Oral Maxillofac Implants 1993;8: 428-432
- Bahat O, Handelsman M. Use of wide implants and double implants in the posterior jaw : A clinical report. Int J Oral Maxillofac Implants 1996;11:379-386
- Ilpikeioglu H, Akca K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. J Dent 2002; 30:41-46
- Akca K, Iplikcioglu H. Evaluation of the effect of the residual bone angulation on implant-supported fixed prosthesis in madibular posterior edentulism. Part II : 3-D finite element stress analysis. Implant Dent 2001;10:239-245
- Langer B, Langer L, Hermann I, Jorneus L. The wide implant : A solution for special bone situations and rescue for the compromised implant. Part I. Int J Oral Maxillofac Implants 1996;11:379-383
- Rangert B, Sullivan RM, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. Int J Oral Maxillofac Implants 1997;12:360-370
- Rangert B, Krogh PHJ, Langer B, Roekel NV. Bending overload and implant fracture : A retrospective clinical analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 1995;10: 326-334
- Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implantsupported protheses. Int J oral Maxillofac implants 1993;8:19-31
- Geng JP, Tan KBG, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry : A review of the literature. J Prosthet Dent 2001; 85:585-598
- 10. Morneburg TR, Proschel PA. Measutement of masticatory forces and

implant loads : A methodologic clinical study. Int J Prosthodont 2002; 15:20-27

- 11. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis-A two-dimensional comparative study examining the effects of implant dimeter, implant shape, and load direction. J Oral Implant 1998;24:80-88
- Hobkirk JA, Havthoulas TK. The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures. J. Prosthet. Dent 1998;82: 169-174
- Barbier L, Sloten JV, Krezesinski G, Schepers E, G. Perre GV. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. J Oral Rehabil 1998;25:847-858
- Kregzde M. A method of selection the best implant prosthesis design option using three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 1993;8:662-673
- Sertgoz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. Int J Prosthodont 1997;10: 19-27
- 16. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants : A three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 1998;13:82-90
- Himmlova L, Doslalova T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution : A finite element analysis. J Prosthet Dent 2004;91: 20-25
- Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. Int J Prosthodont 1995;8:421-433
- Bidez MW, Misch CE Issues in bone mechanics related to oral implants. Implant Dent 1992;1:289-294
- 20. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry : Basic

concepts and principles. J Oral Implant 1992;18:264-274

- Lum LB, Osier JF. Load transfer from endosteal implants to supporting bone : An analysis using statics. J oral Implant 1992;18:343-348
- 22. Weinberg LA, Kruger B. An evaluation of torque(moment) on implant/ rosthesis with staggered buccal and lingual offset. Int J Periodont Rest Dent 1996;16:253-265
- Akca K, Iplikcioglu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implant. Int J Oral Maxillofac Implants. 2001;16:722-730
- 24. Sato Y, Shindoi N, Hosokawa R, Tsuga K, Akagawa Y. A biomechanical effect of wide implant placement and offset placement of three implants in the posterior partially edentulous region. J Oral Rehabil 2000;27:15-21

저작물 이용 허락서					
학 과	치의학과 학 번	2005746	64	과 정	<u> 박사</u>
성 명	한글 : 강백면 한문 : 姜百勉 영문 : Kang, Baek-Myun				
주 소	광주시 남구 봉선동 포스코 더 샾 APT 111-1404				
연락처	016-603-4238	E-MAIL kbmnjw@hanmail.net			
논문제목	한글 : 하악 대구치 결손 부위에 있어서 임플랜트의 직경과 개 수의 차이에 따른 유한요소 응력분석. 영어 : Finite element stress analysis of prothesis using wide two implant versus standard three implant on mandibular posterior edentulism				
Mandibular posterior edentulism본인이 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 저 작물의 복제, 기억장치에의 저장, 전송 등을 허락함2. 위의 목적을 위하여 필요한 범위 내에서의 편집ㆍ형식상의 변경을 허락함. 다만, 저작물의 내용변경은 금지함.3. 배포ㆍ전송된 저작물의 영리적 목적을 위한 복제, 저장, 전송 등은 금지함.4. 저작물에 대한 이용기간은 5년으로 하고, 기간종료 3개월 이내에 별도 의 의사 표시가 없을 경우에는 저작물의 이용기간을 계속 연장함.5. 해당 저작물의 저작권을 타인에게 양도하거나 또는 출판을 허락을 하였 을 경우에는 1개월 이내에 대학에 이를 통보함.6. 조선대학교는 저작물의 이용허락 이후 해당 저작물로 인하여 발생하는 타인에 의한 권리 침해에 대하여 일체의 법적 책임을 지지 않음7. 소속대학의 협정기관에 저작물의 제공 및 인터넷 등 정보통신망을 이용 한 저작물의 전송ㆍ출력을 허락함.					
동의여부 : 동의( ) 반대( )					
2006 년 10 월 16 일 거자가·가 배 면 (거면 또는 이)					
조선대학교 총장 귀하					