하악 구치부에서 임플란트 고정체와 지대주의 협설 기울기에 따른 응력분포에 관한 삼차원 유한요소 분석

[1]이화여자대학교 임상치의학대학원 임플란트치의학전공
[2]이화여자대학교 의학전문대학원 치과학교실

이현숙[1] · 김지연[2] · 김예미[2] · 김명래[1,2] · 김선종[1,2]

본 연구는 임플란트의 지대주와 고정체의 식립 기울기 변화에 따른 교합력의 응력 분산을 비교 분석하고자 하였다. 치아 장축에 평행하게 식립한 임플란트 위에 직선적 지대주를 체결한 것을 기준 모델로 하여, 15°, 25° 설측 경사진 지대주를 체결한 모델 2종류, 고정체를 15°, 25° 설측 경사 식립 후 동일 각도의 협측 경사의 지대주를 체결한 모델 2종류, 총 5개의 연구 모델에 각각 수직하중과 경사하중을 부가하여 나타난 응력분포를 3차원 유한요소법(finite elementanalysis)를 이용하여 분석하였다.

연구 결과, 지대주와 고정체의 식립 기울기가 증가할수록 복합하중에서 임플란트와 주위조직의 응력은 증가하였다. 다만 하중의 위치와 종류에 따라 응력의 변화가 모델에 따라 부분적으로 다르게 나타나기도 했다. 이는 응력이 하중의 작용선과 임플란트 고정체의 중심선과의 거리인 수평적 편심부하(horizontal offset)가 변화한 결과이며, 편심부하가 증가할수록 응력도 증가하는 결과를 보였다.

주요어: 교합력, 삼차원 유한요소 분석법, 응력 분포, 임플란트 (**구강회복응용과학지** 2011:27(4):371~392)

서 론

임플란트 지지 보철물이 장기간 성공적으로 사용되기 위해서는 임플란트 주위 지지골과 보철물의 하중 지지 능력 한계 내에서 응력이 적절히 분산될 수 있도록 보철물 설계를 하는 것이 생역학적 측면에서 중요하다[1-3]. 교합력은 보철물과 지대주 및 고정체를 통해 최종적으로 악골에 전달되어 분산되는데, 동일한 교합력 하에서도 임플란트의 식립 위치와 각도에 따라 매우 다른 응력 분포를 나타내기 때문에 이에 대한 생역학적 고려가 있어야 한다[4-7].

임플란트에 가해지는 힘은 일반적으로 치조정골계면(crestal bone interface)에서 가장 크다[8]. 또한 임플란트-골 계면에 가해지는 하중의 각도가 증가할수록 임플란트 주변의 응력도 증가한다[9].

교신저자: **김선종**
우편번호 158-050, 서울 양천구 목동 911-1번지
이화여자대학교 의학전문대학원 치과학교실, 임상치의학대학원 임프란트치의학 전공
Fax: 82-2-2650-5764, E-mail: sjsj7777@ewha.ac.kr
원고접수일: 2011년 09월 18일, 원고수정일: 2011년 12월 10일, 원고채택일: 2011년 12월 25일

편심부하(offset)나 비스듬히 가해지는 하중의 해로운 효과는 피질골의 이방성(anisotropy) 에 의해 더욱 증가 한다[10]. 즉, 30°로 가해지는 하중은 장축으로 가해지는 하중에 비해 전반적인 응력을 50% 증가시키며, 이러한 응력은 특히 임플란트 치조정 주변에서 더욱 증가하게 되는 것이다[11]. 따라서 모든 임플란트는 이상적으로는 교합평면에 직각으로 위치하도록 디자인 되어야 한다.

위의 선행 연구들을 통해, 골격성 반대교합을 가진 하악 무치악 부위에 임플란트 식립하는 경우에는 반대교합의 보철물을 제작하는 것이 교합력에 의한 임플란트 및 주위 조직의 응력 분포에 유리하다는 것을 알 수 있다. 그러나 심미적인 이유와 저작시 불편감 등의 이유로 정상교합의 보철물의 제작하게 되는 경우가 있다. 이러한 경우에 있어서 정상교합의 보철물을 제작하기 위한 방법으로는 고정체를 치아장축에 평행하게 식립 후 경사진 지대주(angled abutment)를 설측으로 체결하여 보철물을 제작하는 방법과 고정체를 설측으로 기울여 식립 후 경사진 지대주를 협측으로 체결하여 보철물을 제작하는 방법 등 위 두 가지 방법을 고려해 볼 수 있다. 임플란트 보철물의 장기적 성공을 위해서는 가해진 교합하중이 효과적으로 분산되고 지지조직에 발생되는 응력이 최소화 되어야 한다는 점을 생각해 볼 때, 각 설계 방법에 따른 응력 분포에 대한 평가가 이루어져야 한다.

본 연구에서는 고정체를 치아장축에 평행하게 식립 후 직선적 지대주를 체결하여 보철물을 제작한 경우를 기준으로, 지대주 기울기를 15°와 25°로 변화를 주었을 때와 고정체의 기울기를 15° 와 25°로 기울여 식립하였을 때를 가정하였다. 이 중, 어떠한 디자인이 응력 분산에 더 유리한지를 보기 위하여 중심와에 수직하중을, 그리고 협측교두에 수직하중과 경사하중을 각각 또는 동시에 부가하고, 이 때 임플란트와 주위조직의 응력 분포를 삼차원 유한요소법을 이용하여 비교 연구하고자 한다.

연구재료 및 방법

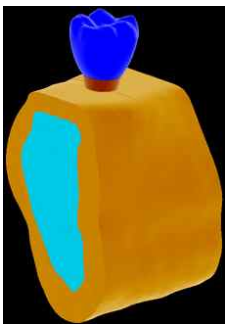
1. 하악 구치부 3차원 실험모델

본 연구는 골격성 구치부 반대교합이 존재하는 하악골 좌측 구치부의 치아가 결손된 부위를 모형화 하였다. 연구 모델은 유한 요소 분석 프로그램인 BIONIX bodybuilder 3.0 (Cantibio Inc., Seoul, Korea)을 이용하여 하악골을 3차원 영상으로 형상화 하였으며, 제 2소구치부터 제 2대구치까지의 치조골을 블록으로 절단한 후, 제 1대구치가 있던 부위를 임플란트의 식립 위치로 선정하였다. 하악골은 피질골과 해면골로 나누고, 피질골의 상부 두께를 3mm로 균일하게 부여하였으며, 협설로는 25° 기울기로 식립되는 임플란트를 수용하기 위하여 협설 폭경을 약간 2mm 증가시켜 최종 하악골 연구 모델을 제작하였다(Fig. 1a). 임플란트는 external type인 US ll implant (Osstem Implant Co., Ltd., Busan, Korea) 지름 5.0mm, 길이 11.5mm의 고정체를 사용하였고, 지대주는 직선적(0°) 지대주, 15° 경사진 지대주와 25° 경사진 지대주를 티타늄 연결나사를 이용하여 임플란트에 고정하여 모델링 하였다(Fig. 1b).

치관의 크기는 근원심 폭경 11mm, 협설측 폭경 10mm, 높이 9mm의 보철물로 형성하였고, 교합면의 형태는 치아의 형태을 재현하기 위하여 실제 치아의 CT 데이터를 필요한 크기로 조절 후, 3D로 모델링 하였으며 교두각은 15°로 설정하였다. 이때 치관의 교합면측 1/3의 형태는 모든 모델에서 동일한 형상을 부여 하였고, 치은측 2/3의 형태는 연결된 지대주의 기울기에 따라 자연스럽게 연결 되도록 설정하였다. 보철물에 이용되는 재료로는 미국치과의사회(ADA) 규격 제3형 금합금의 물성치를 이용하였다.

2. 하중조건

본 연구에서 골과 임플란트 고정체의 나사선의 완전한 골화(osseointegration)을 전제로 하였다.



(a) Full experimental model: Mandible and crown

Implant	Abutment			Abutment screw
US II Implant	US Cement (Straight) Abutment	US Angled Abutment 15°	US Angled Abutment 25°	Titainum screw
				
∅*5.0×L**11.5㎜	∅*6.0×C***2.0㎜	∅*6.0×C***2.0㎜	∅*6.0×C***2.0㎜	M**** 2.5

(b) USII implant system

Fig. 1. 3D models used in this study
(∅*:diameter, L**:Length, C***:Cuff height, M****:Mean diameter of inner and outer peach)

하중 조건(load condition)은 치아에 실제 작용하는 교합력의 크기와 방향을 최대한 모사하기 위하여, 치아에 가해지는 총 하중을 375 N으로 부여하되, 수직하중은 300N으로, 경사하중은 수직하중의 1/4인 75N으로 부여하였다. 수직하중은 중심와에 150 N, 두 개의 협측 교두(mesiobuccal (MB) cusp, distobuccal(DB) cusp)에 75N씩 나누어 부여 하였으며 경사하중 75N도 두 개의 협측 교두에 37.5N씩 나누어 부여 하였다.

연구에 사용한 하중조건은 총 4가지로 분류하였다. 치아의 중심와에 150N의 수직하중이 작용하는 경우를 VL1으로, 협측 교두(MB cusp, DB cusp)에 150N의 수직하중이 작용하는 경우를 VL2로, 협측 교두에 협측에서 설측 방향으로 75 N의 경사하중이 작용하는 경우를 OL로, 수직하중과 경사하중이 모두 동시에 작용하는 경우를 복합하중 CL (CL=VL1+VL2+OL)로 분류하였다 (Fig. 2). 각각의 하중이 단독 작용할 때의 응력분포와 모든 하중이 동시에 작용할 때의 응력분포를 3차원 유한요소법을 이용하여 비교 분석하였다.

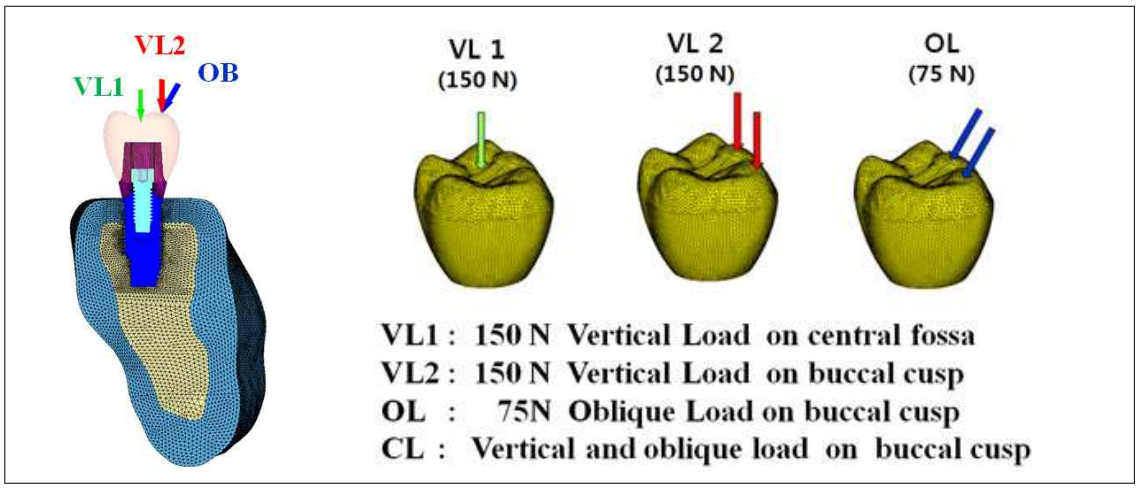


Fig. 2. Classification of the loads

3. 모델의 분류

골격성 반대교합을 가진 하악골 좌측 대구치부에서 정상교합의 보철물을 만들어 주기 위해 지대주의 기울기에 변화를 준 경우와 고정체의 식립 기울기의 변화를 준 경우를 가정하여 모델링 하였다. 고정체를 치조골에서 치아 장축 방향에 평행하게 식립한 후, 직선적 (0°) 기울기의 지대주를 연결한 것을 기준 모델(ABO)로 하였고, 지대주의 기울기에 변화를 주어 15° 기울기의 지대주를 설측 경사로 체결한 것을 모델 A15로, 25° 기울기의 지대주를 설측 경사로 체결한 것을 모델 A25로 분류하였다. 또한, 고정체의 식립 기울기에 변화를 주어 치아 장축에 대하여 15° 설측으로 경사지게 식립 후, 협측 경사로 15° 기울기의 지대주를 체결한 것을 모델 B15로, 고정체

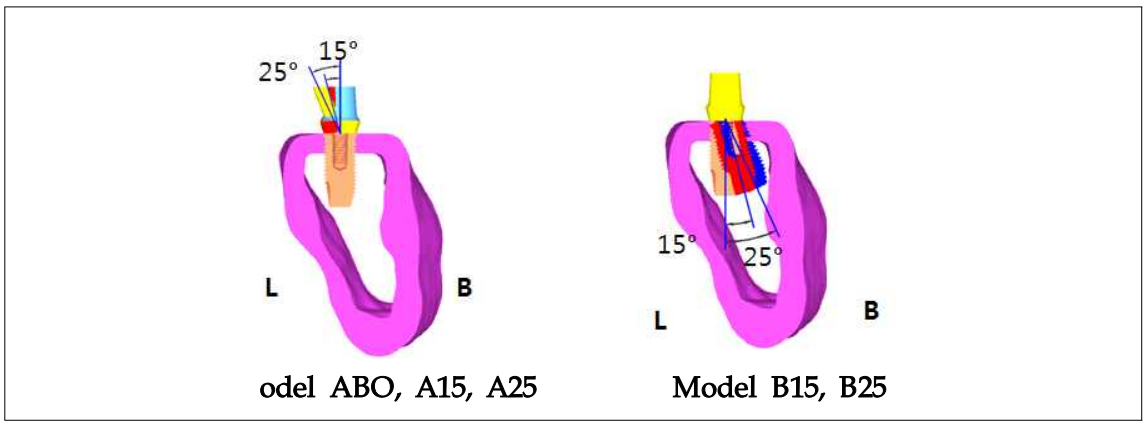


Fig. 3. Method of experimental model design in this study.

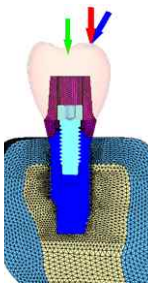
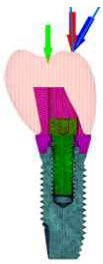
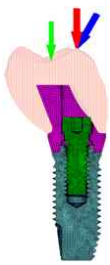
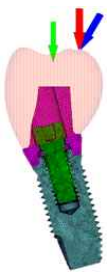
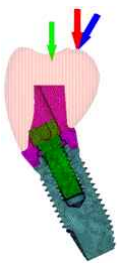
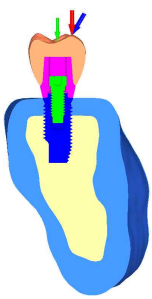
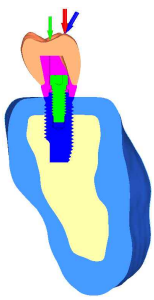
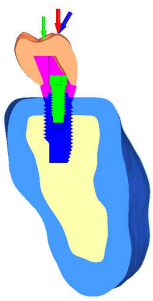
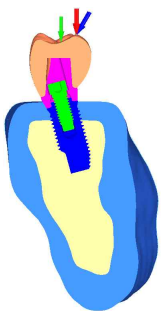
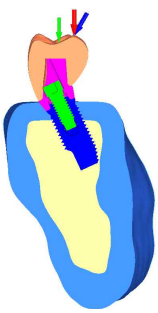
	ABO	A15	A25	B15	B25
Angulation of abutment	0° straight	15° Lingual angulation	25° Lingual angulation	15° Buccal angulation	25° Buccal angulation
					
Inclination of implant	0°	0°	0°	15°	25°
Location of Loads					
Mn. model					

Fig. 4. Classification of the models, location and direction of loads in this study.

Table I. Material properties used in this study12-15)

Geometry	Material	Young's Modulus(MPa)	Poisson's ratio
Fixture	CP Ti Grade 4	105,000	0.34
Abutment	CP Ti Grade 3	104,000	0.34
Screw	Ti Grade 5	113,000	0.342
Cortical bone	-	13,700	0.30
Cancellous bone	-	1,370	0.30
Gold crown	ADA type Ⅲ	100,000	0.35

를 치아장축에 대하여 25° 설측으로 경사지게 식립 후, 협측 경사로 25° 기울기의 지대주를 체결한 것을 모델 B25로 분류하여 총 5개의 모델을 제작하여 연구를 진행하였다 (Fig. 3, 4).

4. 물성치와 경계조건

본 연구에서 유한 요소 분석을 위해 사용한 피질골(cortical bone), 해면골(cancellous bone), 고정체(fixture), 지대주(abutment), 나사(screw) 및 금관(crown)의 주요 물성치(material property)인 탄성계수(E. Young's modulus)와 프와송비(Poisson's ratio)는 선학들의 보고를 참조하여 아래 표와 같이 이용하였다 (Table I)[12-15].

기존 연구와 마찬가지로 해석 모델의 단순화를 위해 모형의 물리적 특성이 3가지 방향 모두 동일하다는 등방성(isotropy)과 모든 위치에서 균일하다는 균질성(homogeneity)을 가정하였고, 임플란트 재료의 소성(plasticity)은 고려하지 않고 선형탄성(linear elasticity)을 가정하였다. 경계 조건(boundary condition)은 연구모델의 양쪽 모서리 두 부분에서 Ux, Uy, Uz 방향의 자유도(degree of freedom)를 모두 구속하였고, 보철물과 임플란트 및 주변 골조직의 변형을 허용하였다.

5. 유한요소 모델 형성

본 연구에서 사용한 모든 모델은 이미지 모델링 소프트웨어인 BIONIX bodybuilder 3.0 (Cantibio Inc., Seoul, Korea)과 모델 편집 소프트웨어인 Hypermesh 8.0 (Altair engineering Inc., Michigan, USA)을 사용하였으며, 유한 요소 해석(Finite element analysis)은 ANSYS version 11.0 (Swanson Analysis Systems Inc., Pennsylvania, USA)을 이용하였다. 유한 요소 격자는 4절점 4면체 요소(tetrahedral solid element)로 생성했으며, 요소 크기에 따른 수렴성(convergence)을 고려하여 기본 요소 크기는 1mm로, 해석의 정밀도를 높이기 위해서 고정체와 지대주 및 그 주변의 피질골 및 해면골은 0.1 mm 크기의 세밀한 요소를 사용하여 점차 커지게 하였고, 동일 단면에 대한 분석을 위하여 모든 컴포넌트를 협측과 설측을 기준하여 반반씩 나누어 모델링 하였다(Fig. 5).

6. 응력 분석

각 해석 모델의 임플란트와 그 주위 조직에 가해지는 응력은 유한요소 해석 프로그램인 Ansys 11을 이용하여 고정체, 지대주, 연결나사, 치밀골과 해면골에서 최대등가응력(Maximum von Mises stress)을 관찰 하였다. 응력 결과는 전체

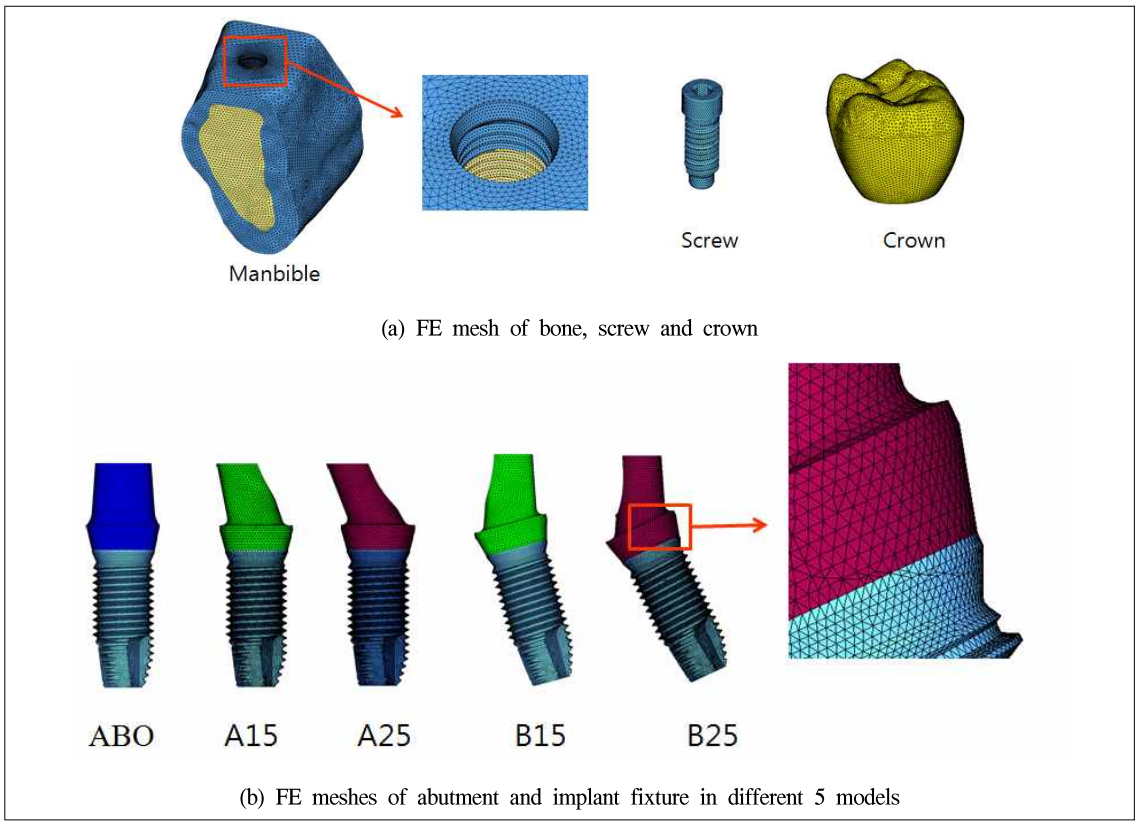


Fig. 5. Finite element(FE) meshes used in this study.

응력의 분포상태를 식별하기 위해 응력 등고선(stress contour plot) 을 이용하여 표시 하였다. 가장 높은 응력은 적색으로, 가장 낮은 응력은 청색으로 그 분포를 표시하였다.

결 과

1. 지대주와 임플란트의 기울기 변화에 따른 응력분포

1) 지대주의 기울기에 따른 응력분포

직선적(0°) 지대주를 사용한 ABO, 15° 기울기의 지대주를 사용한 A15, 그리고 25°기울기의 지대주를 사용한 A25 모델들 각각에 중심와 수직하중인 VL1 ,협측교두 수직하중인 VL2, 협측교두 경사하중인 OL과 복합하중인 CL을 부가하였을 때의 최대응력은 아래와 같다(Fig. 6.).

(1) 중심와에 수직 하중(VL1)이 작용한 경우

지대주의 기울기가 증가할수록 최대응력은 치밀골, 고정체, 지대주, 연결나사에서 설측으로 증가하였으며, 직선적 지대주인 ABO에서 가장 낮았고, 25° 지대주인 A25에서 가장 높았다. 하중의 위치가 직선적 지대주인 ABO에서는 임플란트 중심에 위치하였으나, 15° 경사진 지대주 A15에서는 1.4mm, 25° 경사진 지대주 A25에서는 2.4mm 편심부하 되었으며, 이 거리에 비례하여 ABO, A15, A25 순으로 응력이 증가하였다(Fig. 7.).

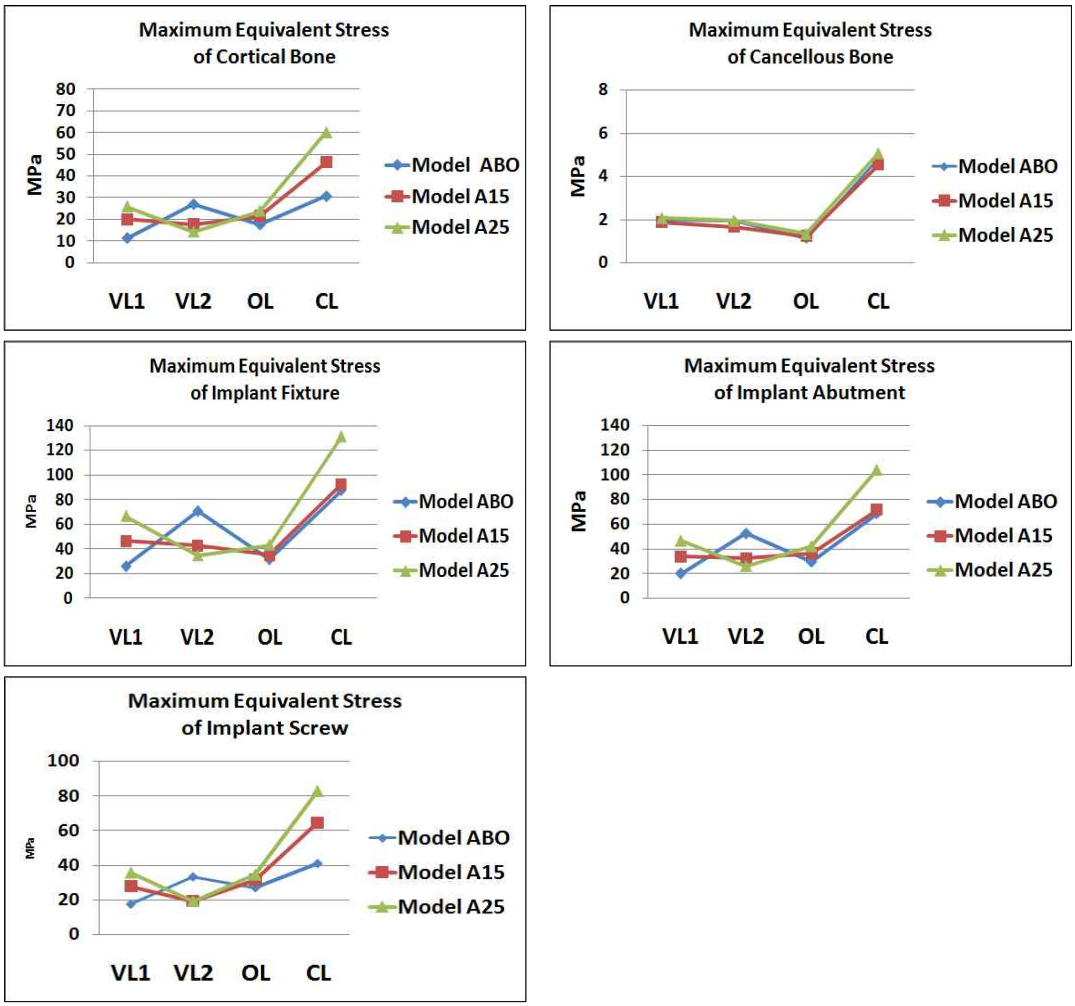


Fig. 6. The von-Mises stresses of cortical bones, cancellous bone, implant fixture, abutment and screw under VL1, VL2, OL, and CL in model ABO, A15, A25.

(2) 협측 교두 (buccal cusp)에 수직 하중이 작용한 경우(VL2)

지대주의 기울기가 증가할수록 최대응력은 치밀골, 고정체, 지대주, 연결나사에서 반대로 감소하였으며, 직선적 지대주인 ABO에서 협측에서 가장 높았고, 25° 지대주인 A25에서 가장 낮았다. 하중의 위치가 25° 경사진 지대주 A25에서는 임플란트 중심에 위치하였으나, 15° 경사진 지대주 A15에서는 1.0 mm, 직선적 지대주 ABO 에서는 2.4mm 편심부하 되었으며, 이 거리에 비례하여 A25, A15, ABO 순으로 응력이 증가하였다 (Fig. 8.).

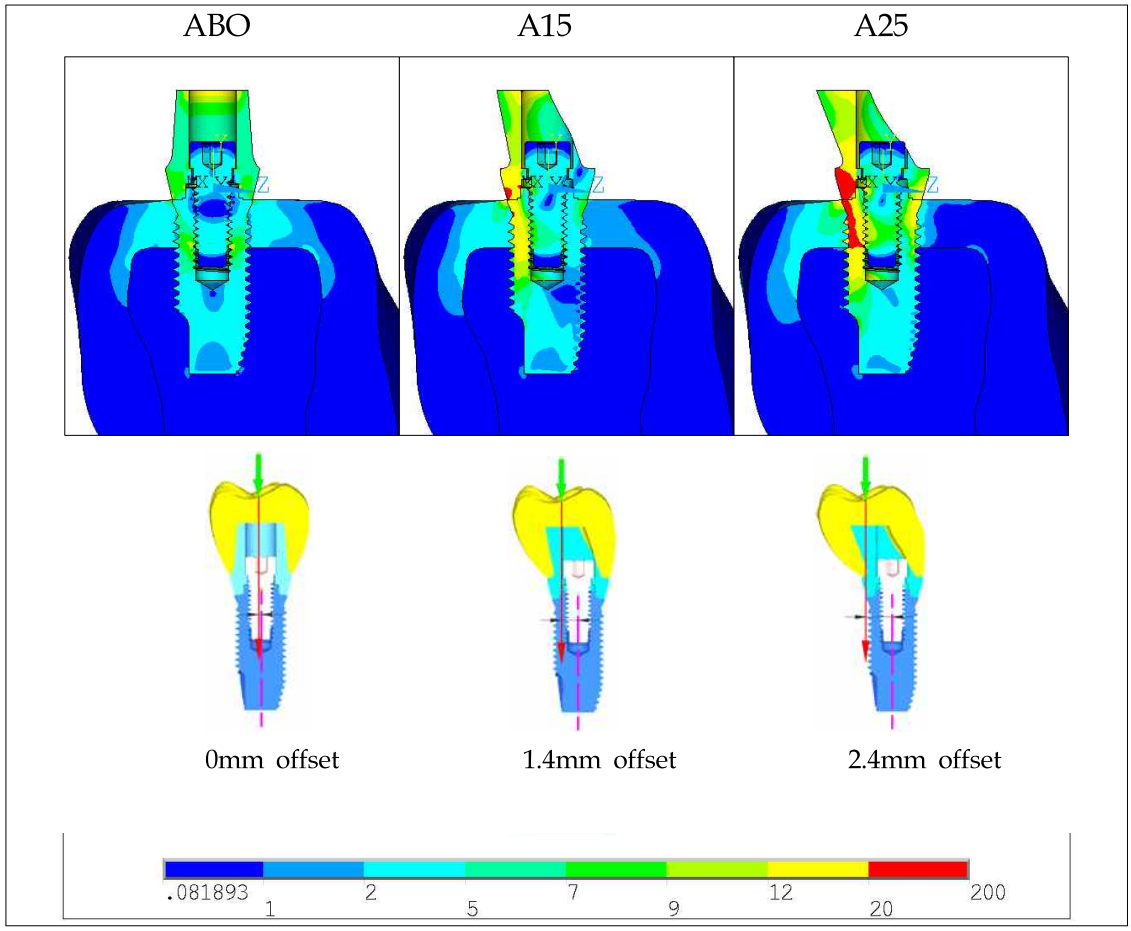


Fig. 7. Distribution of the von-Mises stresses of under VL1 in model ABO, A15, A25

(3) 협측 교두에 30° 경사하중이 작용한 경우 (OL)

지대주의 기울기가 증가할수록 최대응력은 치밀골, 고정체, 지대주, 연결나사에서 증가하였으며, 25° 지대주인 A25의 설측에서 가장 높았다. 경사하중의 경우 응력의 크기는 응력의 작용선과 고정체의 윗부분(fixture top)의 중심과 수직거리가 증가할수록 응력이 증가하였는데 ABO, A15, A25 순으로 응력이 증가하였다(Fig. 9.).

(4) 수직하중과 경사하중이 모두 작용한 복합하중(CL= VL1+ VL2+ OL)의 경우

지대주의 기울기가 증가할수록 최대응력은 치밀골, 고정체, 지대주, 연결나사에서 증가하였으며, ABO, A15, A25 순으로 높았다. 직선적 지대주는 협측교두 수직하중 (VL2)에 의한 응력의 영향으로 협측에서 응력이 크게 나타났으며, A15와 A25는 중심와 수직하중(VL1)과 경사하중(OL)의 영향으로 설측에서 응력이 크게 나타났다. 고정체의 경우 최대응력이 ABO는 87.52

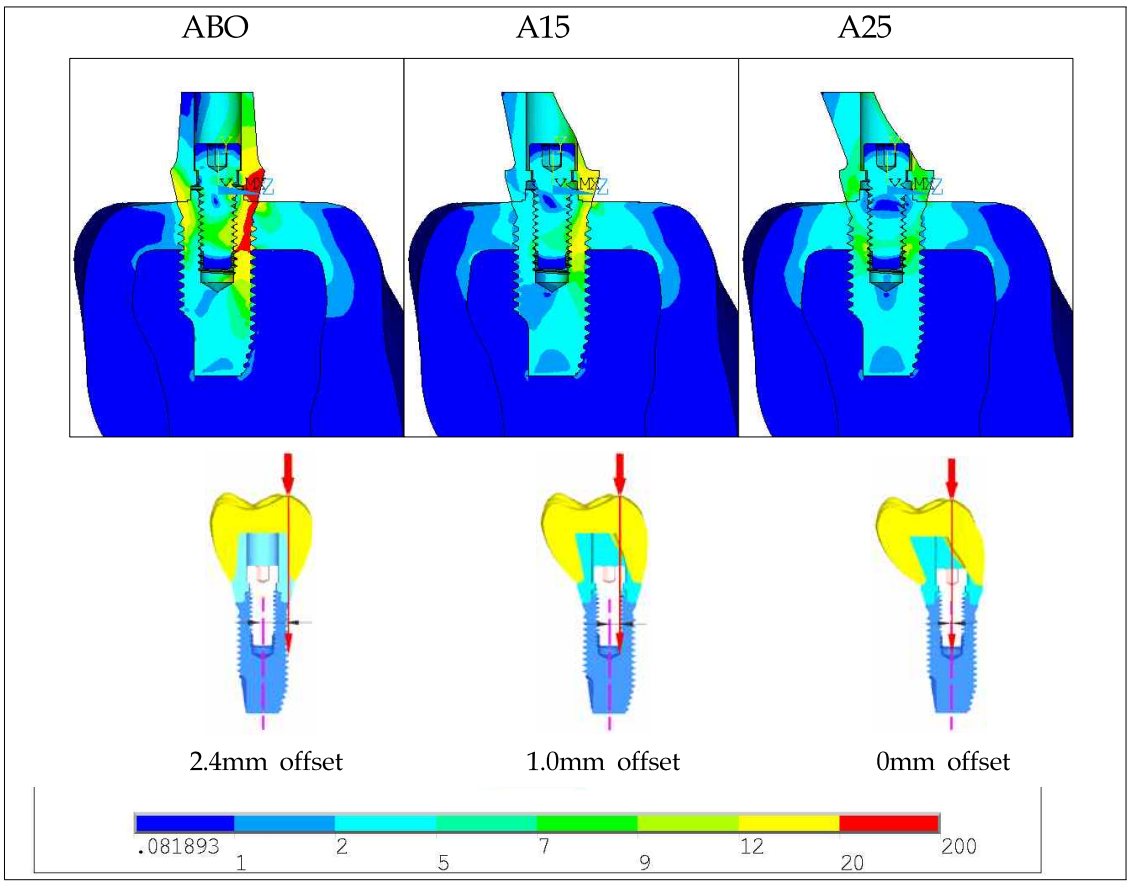


Fig. 8. Distribution of the von-Mises stresses of under VL2 in model ABO, A15, A25

MPa, A15는 92.59 MPa, A25는 131.09 MPa로 점차 증가되었다(Fig. 10).

2) 고정체 식립 기울기에 따른 응력 분포

고정체를 치아 장축에 평행하게 식립한 모델 ABO를 기준 모델로, 고정체의 식립 기울기가 15°인 모델을 B15, 식립 기울기가 25°인 모델을 B25로 분류하고, 각 모델에 중심와 수직하중인 VL1 ,협측교두 수직하중인 VL2 , 협측교두 경사하중인 OL과 모든 하중이 함께 작용한 복합하중인 CL(=VL1+ Vl2+OB)를 부가하였을 때의 최대응력은 다음의 표와 그림과 같다(Fig. 11.).

(1) 중심와에 수직 하중이 작용한 경우(VL1)

고정체의 식립 기울기가 증가할수록 최대응력은 고정체, 지대주, 연결나사에서 협측으로 증가하였다. 반면 치밀골에서의 응력은 ABO에 비해 B15에서 증가하였다가, B25에서는 다소 감소하였다. 응력은 하중의 작용점에서 하중의 작용선과 고정체 중심선이 이루는 각도가 작을수록 응력이 증가하였다(Fig. 12).

(2) 협측교두에 수직 하중이 작용한 경우(VL2)

임플란트의 식립 기울기가 증가할수록 최대응력은 치밀골, 고정체, 지대주, 연결나사에서 모두

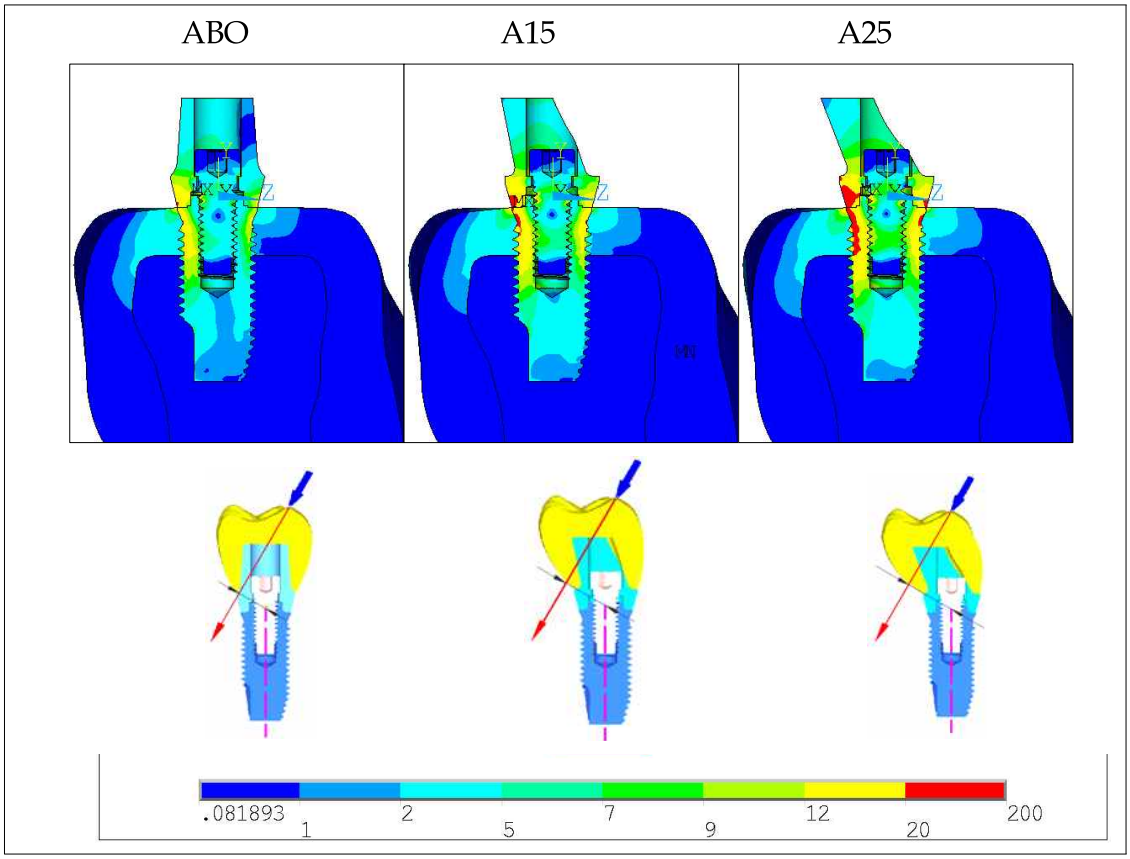


Fig. 9. Distribution of the von-Mises stresses of under OL in model ABO, A15, A25

증가하였으며, 협측에서 응력이 더 높게 나타났다. 하중의 위치에 따른 응력의 크기는 중심와 수직하중(VL1)보다 협측교두 수직하중(VL2) 부가시 높게 나타났다. 응력은 하중의 작용점에서 하중의 작용선과 고정체 중심선이 이루는 각도가 작을수록 응력이 증가하였다(Fig. 13).

(3) 협측교두에 30° 경사하중이 작용한 경우 (OL)

임플란트의 식립 기울기가 치아장축인 ABO를 기준으로 볼 때, 경사하중 OL시의 최대응력은 B15과 B25의 치밀골에서는 증가하였으나 고정체, 지대주, 연결나사에서는 감소하였다(Fig. 14).

(4) 수직하중과 경사하중이 모두 작용한 복합하중 (CL)의 경우

임플란트의 식립 기울기가 치아장축인 ABO를 기준으로 볼 때, 복합하중 CL시의 최대응력은 식립 기울기가 증가할수록 치밀골, 고정체, 지대주, 연결나사에서 모두 증가하였다. 응력은 B25에서 가장 높게 나타났으며 협측교두 수직하중의 영향으로 모두 협측에서 응력이 크게 발생하였다(Fig. 15).

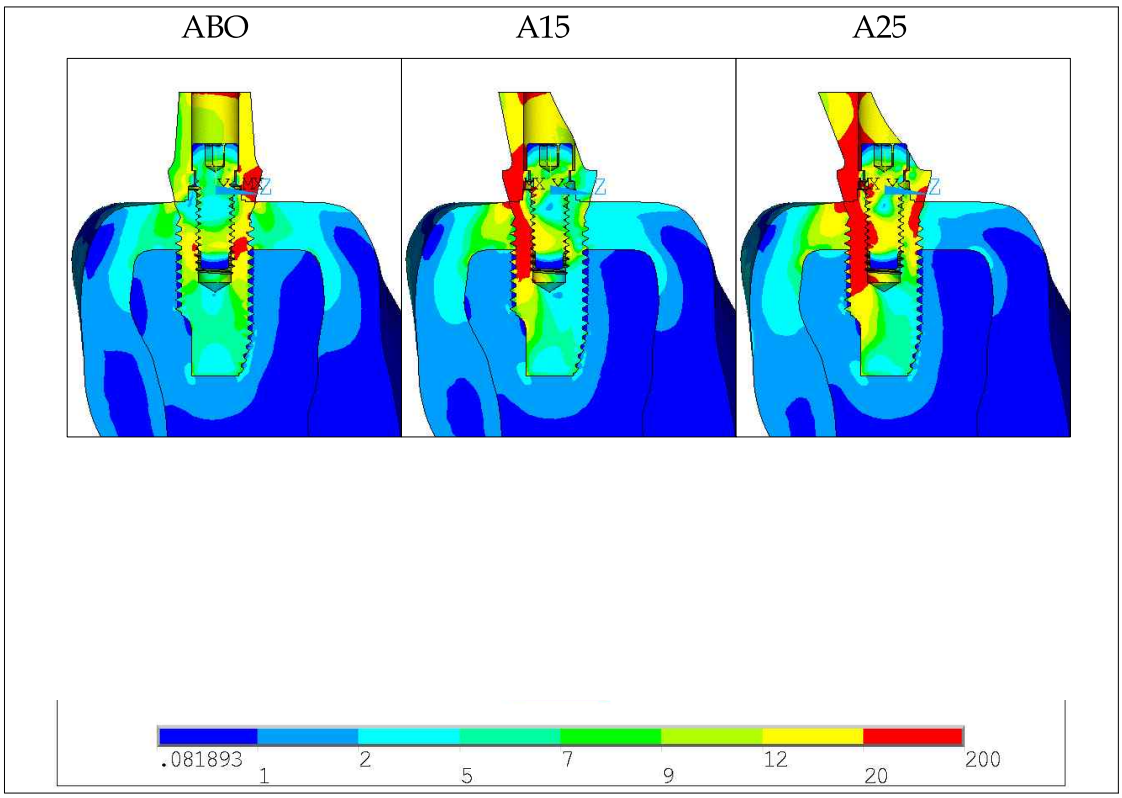


Fig. 10. Distribution of the von-Mises stresses of under CL(VL1 + VL2 + OL) in model ABO, A15, A25.

2. 지대주와 고정체의 기울기가 같을 때의 응력 비교

1) 지대주와 임플란트 식립 기울기가 각각 15°에서의 응력비교

하중별로 보면 최대응력이 중심와 수직하중(VL1)과 경사하중(OL)에 대해서는 지대주를 15° 기울인 A15에서, 협측교두 수직하중(VL2)에 대해서는 고정체를 15° 기울인 B15에서 응력이 높게 나타났다. 그러나 수직하중과 경사하중이 동시에 작용하는 복합하중(CL)의 경우, A15에서는 치밀골과 연결나사에서 응력이 높게 나타났고, B15에서는 고정체와 지대주에 응력이 높게 나타났다(Fig. 16).

2) 지대주와 고정체의 식립 기울기가 각각 25°에서의 응력비교

하중별로 보면 최대응력이 중심와 수직하중(VL1)과 경사하중(OB)에 대해서는 A25의 경우에서, 협측교두 수직하중(VL2)에 대해서는 B25의 경우에서 응력이 높게 나타났다. 그러나, 수직하중과 경사하중이 동시에 작용하는 복합하중(CL)이 작용할 때는 A25의 경우에서 B25의 경우보다 치밀골, 고정체, 지대주와 연결나사 모두에서 응력이 높게 나타났다(Fig 17).

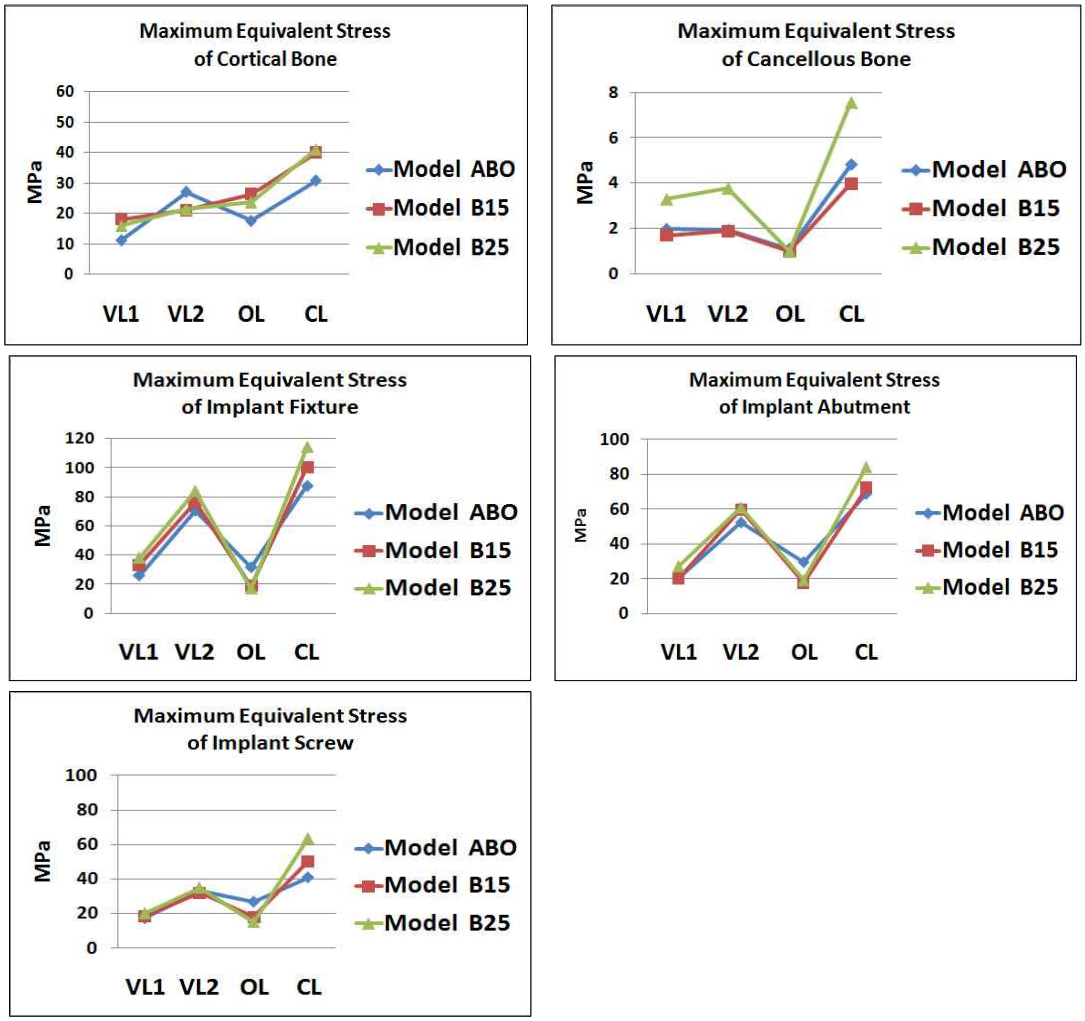


Fig. 11. The von-Mises stresses of cortical bones, implant fixture, abutment and screw under VL1, VL2, OL, CL in model ABO, B15, B25

고 찰

임플란트 보철물의 장기적 성공을 위해서는 가해진 교합하중이 효과적으로 분산되고 지지조직에 발생되는 응력이 최소화되어야 한다. 저작하는 동안의 교합력은 보철을 통하여 임플란트와 주변골로 전달되는데 과도한 교합력은 임플란트 주변골에 미세균열(microcracks)을 일으키게 되며, 세균감염과 함께 골유착의 소실을 야기할 수 있다. 기존 여러 문헌에 의하면 임플란트가 기울어져 식립되었을 때 과도한 교합력이 발생하며, 이러한 과도한 교합력에 의해 임플란트 연결나사가 풀리게 되며 결과적으로 임플란트의 파절을 야기하게 되기에, 기울어져 심겨질 수밖

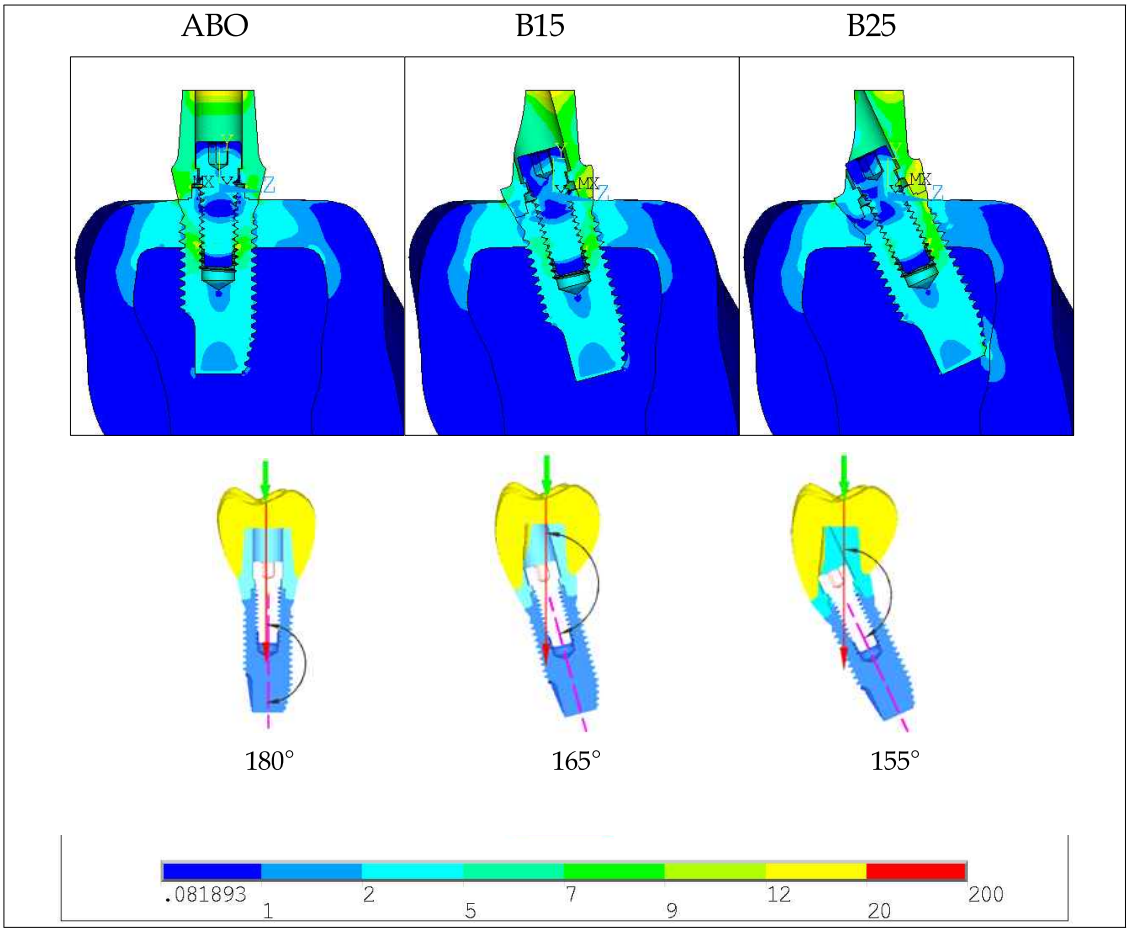


Fig. 12. Distribution of the von-Mises stresses under VL1 in model ABO, B15, B25

에 없는 임플란트에서는 응력의 효과적인 분산이 매우 중요하다[16-18]. 그 동안 응력에 관한 생역학적 연구는 인체를 대상으로 실험 할 수 없는 제약 때문에 미미하였으나 유한요소 해석방법을 이용하면서 이에 대한 연구가 활발해 지고 있다[1-4, 12-21].

치아나 보철물에 가해지는 교합력은 수직하중과 수평하중으로 구분 할 수 있는데, Haraldson 등[22]에 의하면 임플란트 보철물에서는 최대 교합력이 412N으로 보고되었다. 또한 Siegele 등[23]은 임플란트의 모양에 대한 유한요소 분석에서 임플란트에 가한 하중을 수직력 100N, 수평력은 수직력의 1/4 인 25N으로 설정하였으며, 그 외 많은 선학들의 연구[24-25]에서 수직력을 100 - 300N, 수평력을 수직력의 1/4 수준으로 설정하여 연구하였다. 이에 본 연구도 총 하중을 375N으로 정하고, 수직하중 300N을 각각 중심와에 150N, 협측교두에 150N을 부가하였으며, 경사하중은 수직하중의 1/4인 75N으로 설정하였다. 또한 유한요소법으로 응력을 분석하기 위하여 기존의

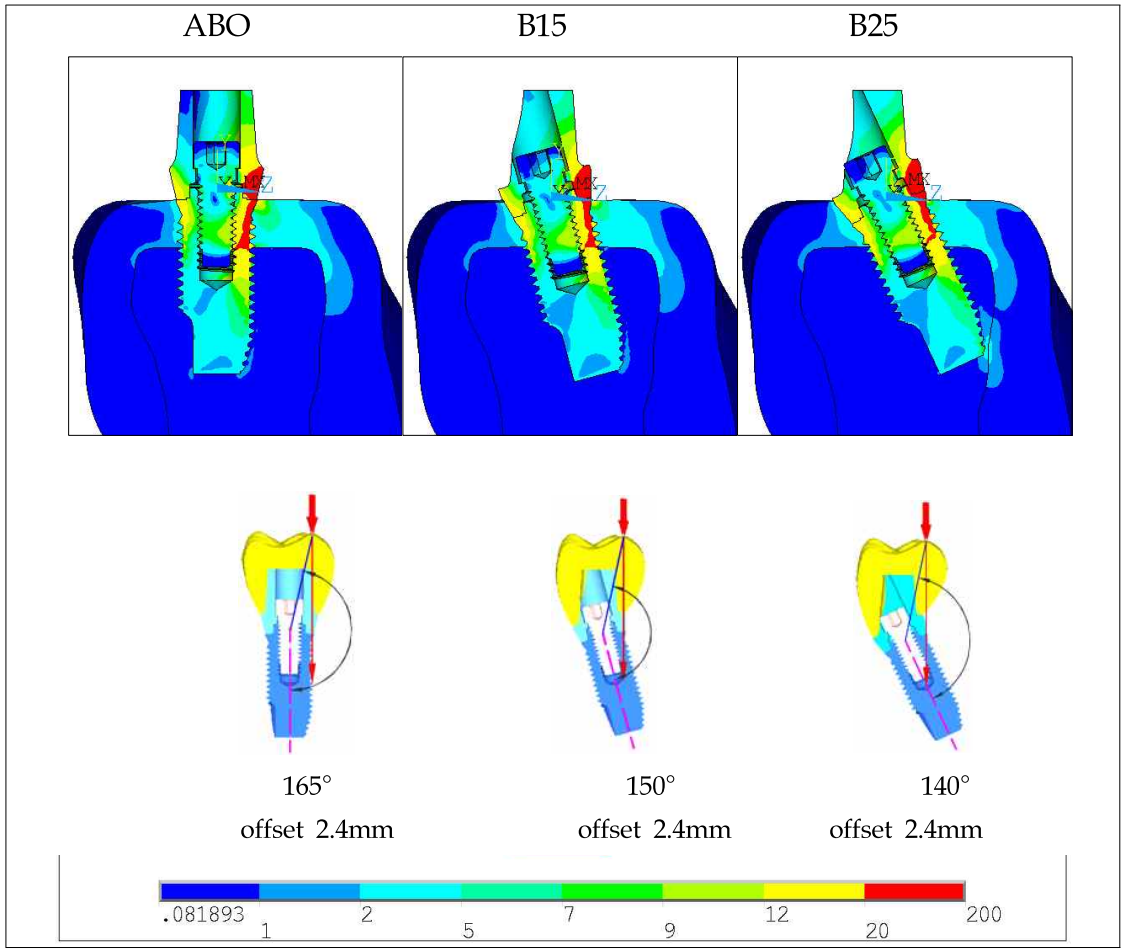


Fig. 13. Distribution of the von-Mises stresses under VL2 in model ABO, B15, B25

연구들을 바탕으로 임플란트와 골 계면은 결합되어 있는 것으로 가정하였고 비균질성(non-homogeneous), 이방성(anisotropic), 점탄성(viscoelastic)인 재료이나 응력 분산을 연구하기 위한 기본 물성을 균질성 (homogrnecity), 등방성(isotropic), 선형탄성(linear elasticity)를 가정하여 실험하였다[26-28].

1970년, Bindermand 등[19]이 50개의 골융합 임플란트 디자인을 평가한 2차원 유한요소 분석에 의하면 모든 디자인이 장축 하중 하에서 더 적은 응력을 받는다고 하였고, 응력의 형태는 주로 골 통과부, 즉, 치조정에 집중되었다고 보고하였다. 뿐만 아니라, 이후 여러 저자에 의한 2차, 3차원적 유한요소 분석에서도 유사한 결과를 보고 하였다[20-21,29-30]. 본 유한요소 분석법을 이용한 연구에서는 임플란트에 대한 하중의 각도가 증가할수록 전체 임플란트 보철 - 임플란트 고정체 - 골 시스템에 가해지는 응력의 크기도 증가함을 확인할 수 있었다. 또한 고정체 식립 기울기의 변화는 임플란트-골 계면을 따라서 응력의 양과 분

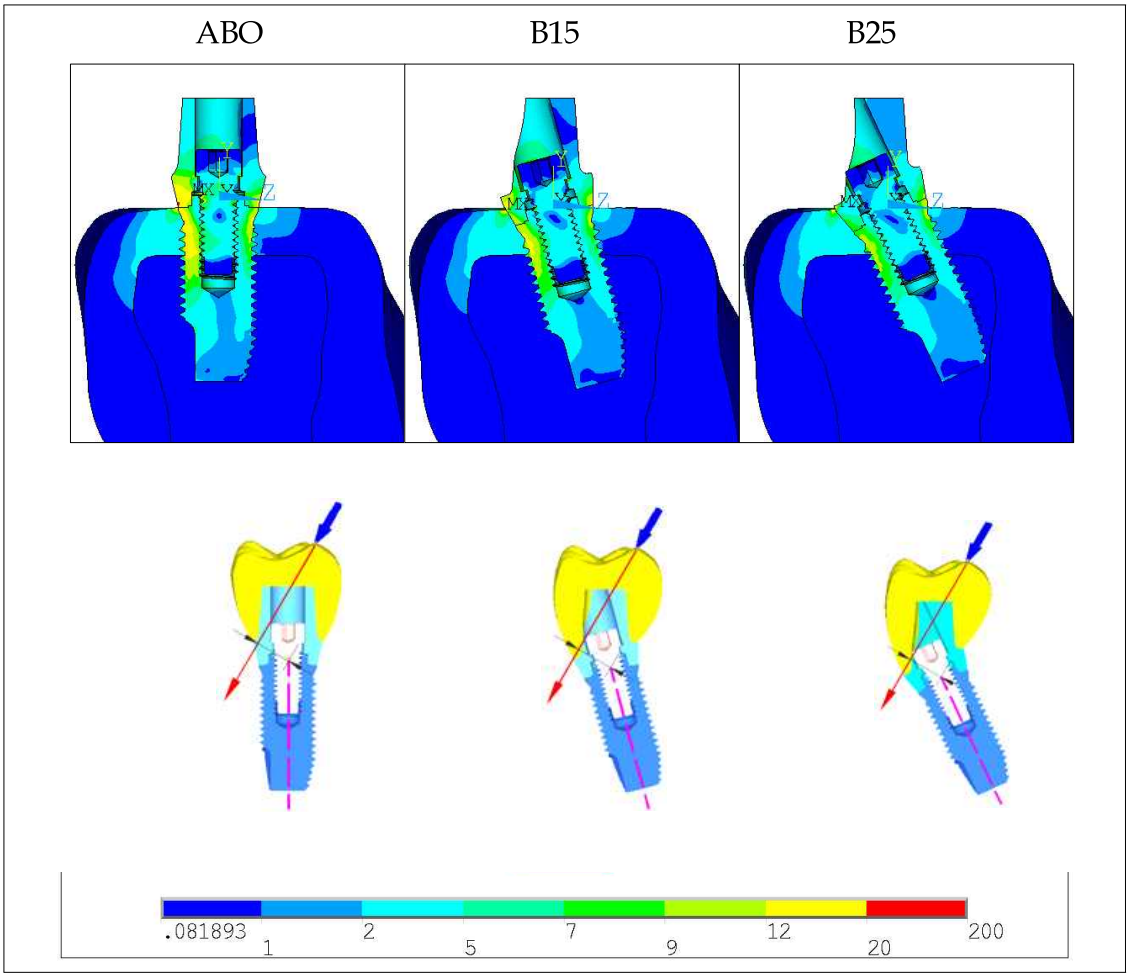


Fig. 14. Distribution the von-Mises stresses under OL in model ABO, B15, B25.

산에 고려할 만한 영향을 가지고 있음을 알 수 있었다. 즉, 기울어져 식립된 임플란트에 하중이 가해질 경우, 한쪽 면은 압축력이, 반대편에는 인장력이 관찰되었다. 교합하중이 경사진 임플란트 몸체에 가해지거나 경사진 힘이 교합평면에 수직으로 위치한 임플란트 몸체에 가해지거나 결과는 유사함을 알 수 있었다. 또한 최대응력은 지대주의 기울기의 변화나 임플란트 식립 기울기의 변화와 관계없이 임플란트 고정체 주변의 치조정 계면에서 가장 크다는 기존의 연구와 마찬가지로 본 연구의 결과에서도 동일한 결과를 얻었다.

본 연구의 결과를 살펴보면, 지대주의 기울기에 따른 응력은 기울기가 증가할수록 중심와 수직하중 시 응력이 증가하였으며, 상대적으로 협측교두의 수직하중 시 응력은 감소하였다. 또한 직선적 지대주에서의 응력은 주로 협측에서 발생한 반면, 15° 기울기의 지대주의 경우에는 중

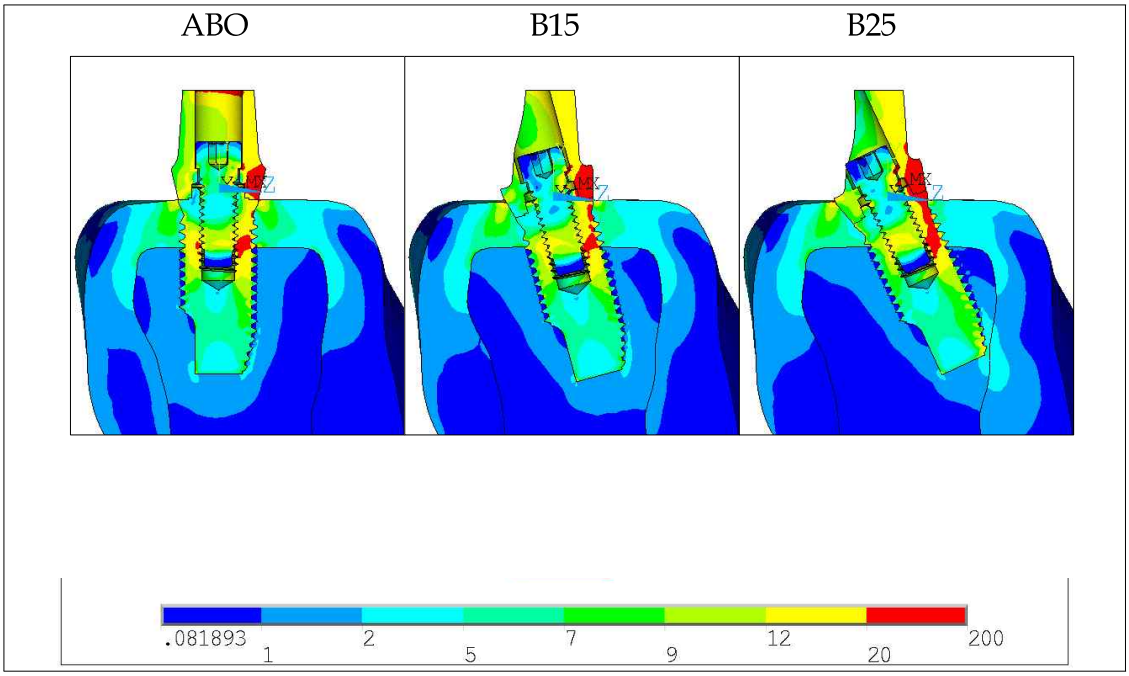


Fig. 15. Distribution of the von-Mises stresses under CL(VL1 + VL2 + OB) in model ABO, B15, B25.

심와 수직하중 시에는 설측에서, 협측 교두의 수직하중 시에는 협측에 응력이 발생하였고, 25° 기울기의 지대주에서는 응력이 주로 설측에서 증가하였다. 이는 임플란트의 중심선과 하중선과의 거리 차이에 의한 편심부하에 의한 것으로 볼 수 있다. 따라서 임플란트 보철물 제작시 직선적 기울기의 지대주에 중심와 수직하중을 부가하는 것이 응력 분산에 가장 유리하지만, 경사진 지대주를 사용하게 되는 경우에는 교합하중의 위치를 협측교두에 두는 것이 응력분산에 보다 유리하며, 응력을 최소화하기 위한 교합면 상에서의 하중의 위치는 임플란트 고정체와의 편심부하 거리에 따라 결정됨을 알 수 있었다.

임플란트 고정체 식립 기울기의 변화에 따른 최대 응력을 분석 비교해보면, 기울기가 15°에서 25°로 증가할수록 중심와 수직하중과 협측교두 수직하중에서는 고정체, 지대주, 연결나사 모두에서 응력이 증가하였다. 경사하중에서는 지대주에서는 응력이 증가하였지만, 고정체와 연결나사에서는 반대로 응력이 감소한 소견을 보였다. 그러나 수직하중과 경사하중이 모두 작용한 복합하중에서는 식립 기울기가 증가할수록 고정체, 지대주, 연결나사 모두에서 최대응력이 증가하였음을 알 수 있었다. 따라서 임플란트를 기울여 식립하는 경우는 중심와 수직하중이 응력분산에 유리하고, 협측교두 수직하중시 매우 큰 응력이 발생하므로 이 부위에 수직하중이 부가되지 않도록 주의를 기울여야 할 것이다.

하지만, 유한요소법은 근사해법이라는 한계성, 모델 제작에 전제되는 단순화와 가정에 대한 충분한 이해가 필요하고 실제 해부학적 구조와 불균일하게 분포된 골질의 재현이 어려운 단점이 있으며 어느 정도의 응력이 골흡수와 재형성을 하는지는 알 수 없는 정성적 분석이므로 정량적

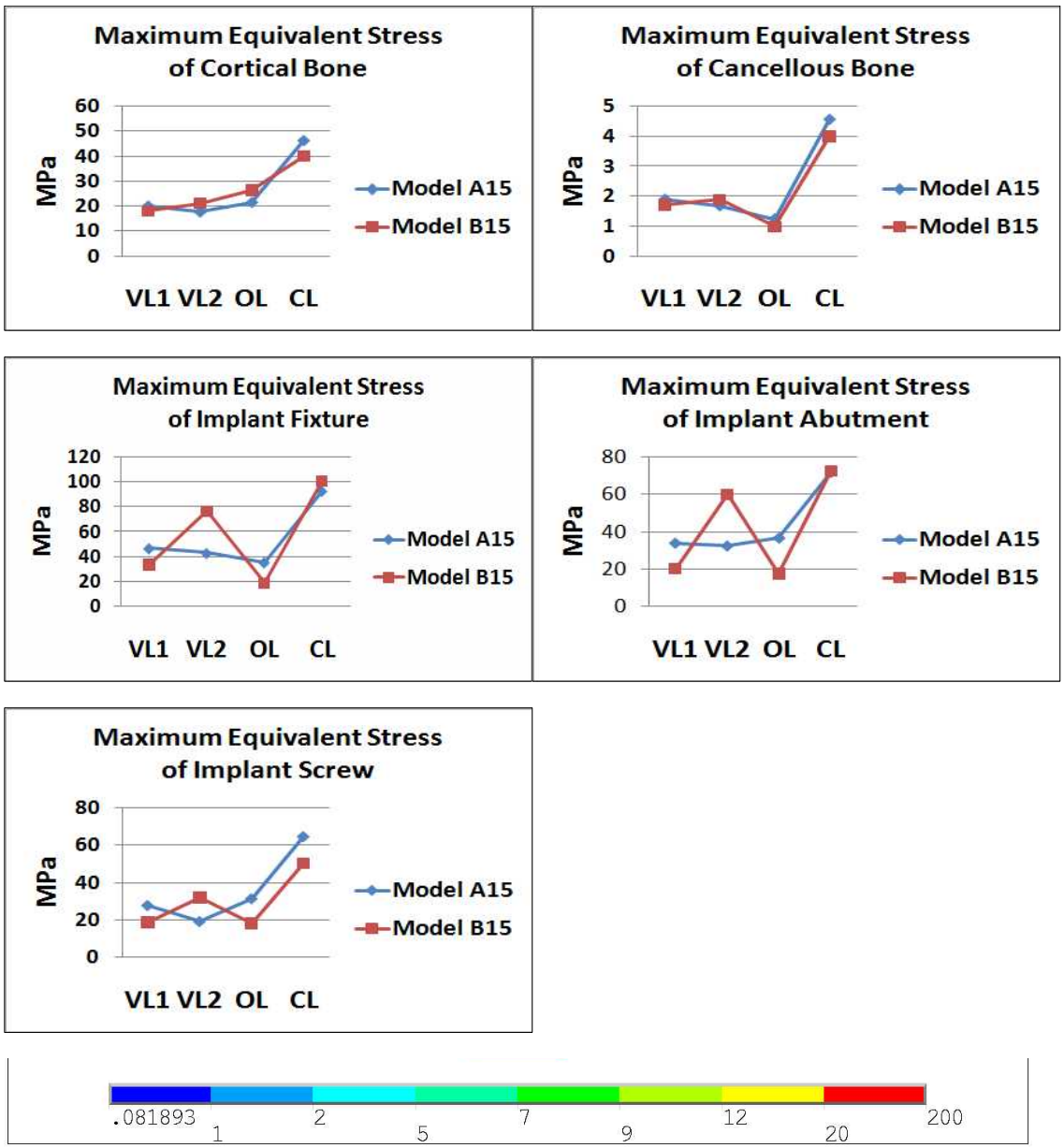


Fig. 16. The von-Mises stresses of bones, implant fixture, abutment and screw under VL1, VL2, OB and CL in Model A15, B15.

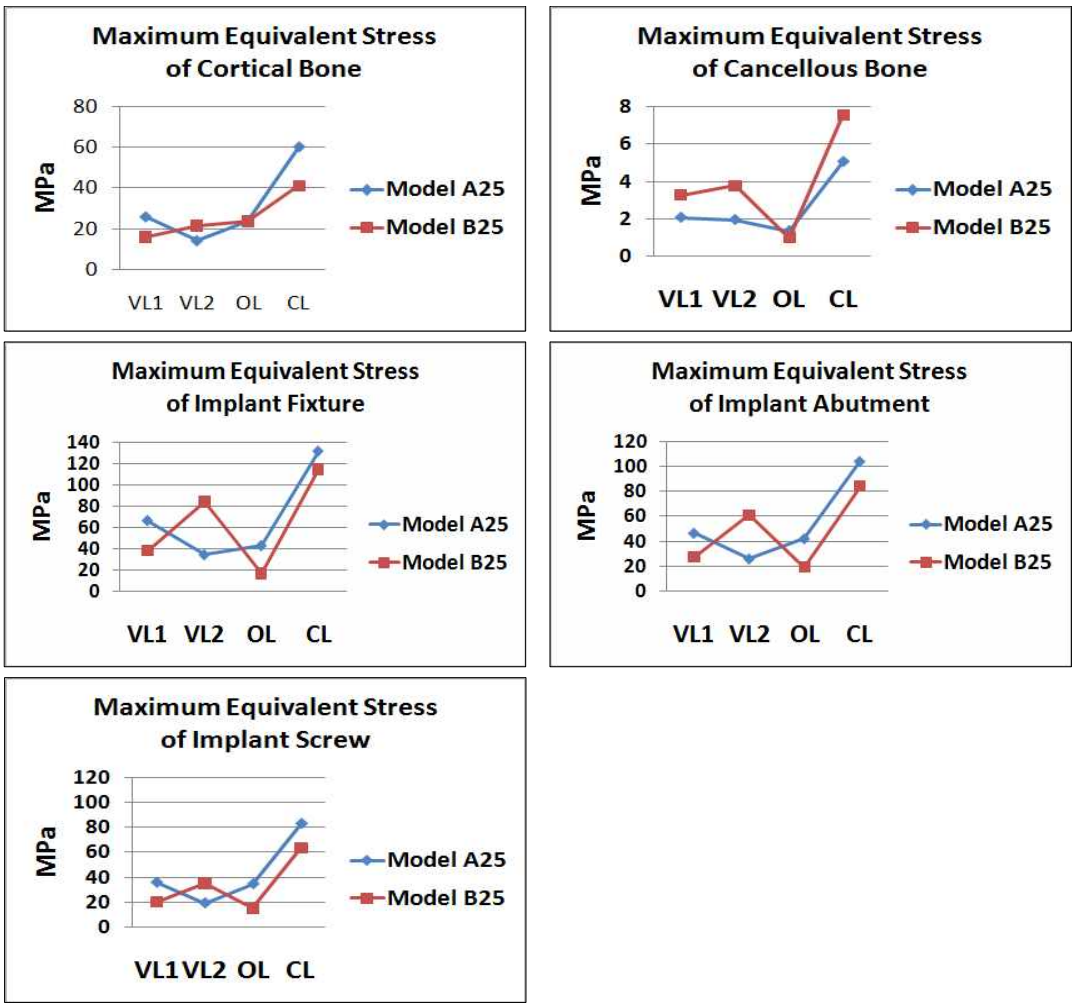


Fig. 17. The von-Mises stresses of bones, implant fixture, abutment and screw under VL1, VL2, OL and CL in model A25, B25.

으로는 완벽하게 평가 될 수 없는 한계를 갖는다. 또한 임플란트를 기울여 식립시는 치밀골의 손실이 많아 치조골에서의 응력분포에 대한 해석을 내리기에 어려움이 있다. 앞으로 치밀골의 두께를 달리 하였을 경우에의 연구가 필요하리라 사료된다.

결 론

본 연구는 구치부 골격성 반대교합의 경우에 있어서 정상교합의 보철물을 제작하기 위한 방법으로 임플란트를 치아장축에 평행하게 식립한 후, 직선적 기울기의 지대주를 체결한 경우를 기준 모델로 하고, 지대주의 기울기를 15°, 25°로

식립한 경우와 고정체의 식립 기울기를 15°, 25°로 식립한 경우를 가정하여 모델을 제작하였다. 또한 교합력을 중심와 수직하중, 협측교두 수직하중, 협측교두 경사하중 및 복합하중으로 나누어, 각 하중의 종류에 따른 임플란트 및 지지조직의 응력 분포를 3차원 유한요소법을 이용하여 고찰한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 임플란트를 치아 장축에 평행하게 식립하고 직선적 지대주를 체결한 모델에서 중심와에 수직하중이 부가될 때 치조골 및 임플란트의 응력이 가장 낮게 나타났다.
2. 지대주의 기울기가 증가할수록 중심와 수직하중에 대한 응력은 증가하였으나, 협측교두 수직하중에 대한 응력은 오히려 감소하였다.
3. 고정체를 기울여 식립한 경우, 협측교두에 수직하중이 부가될 때 협측에서 응력이 가장 높게 나타났다.
4. 협측교두 경사하중이 부가될 때는 지대주는 기울기가 증가할수록 응력이 치조골, 고정체, 지대주, 연결나사에서 증가하였다.
5. 경사각도에 따른 지대주와 고정체의 응력을 비교해보면, 15° 기울기에서 고정체를 기울인 경우는 고정체와 지대주에서, 지대주를 기울인 경우는 치밀골과 연결나사에서 복합응력이 높게 나타났으며, 25° 기울기에서는 지대주를 기울인 경우가 치밀골, 고정체, 지대주, 연결나사 모두에서 응력이 높게 나타났다.

참 고 문 헌

1. Weinberg LA, Kruger B. Biomechanical considerations when combining tooth-supported and implant-supported prostheses. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1994;78:22-27.
2. Bränemark PI. Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent 1983;50:399-410.
3. David CH, William RG, Vijay KG. Comparison of stress transmission in the IMZ implant system with polyoxymethylene or titanium intramobile element - A finite element strss analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 1992;7:450-458.
4. Davis DM, Zarb GA, Chao YL. Studies on frameworks for osseointegrated prostheses. Part1. The effect of varying the number of supporting abutments. Int J Oral Maxillofac Implants 1988;3:197-201.
5. Ferrario V, Sforza C. Biomechanical module of the human mandible - A hypothesis involving stabilizing activity of the superior belly of lateral pterygoid muscle. J Prosthet Dent 1992;68:829-835.
6. Haldun I, Kivanc A. 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.
7. Bergman B. Evaluation of results of treatment with osseointegrated implants by the Swedish National Board of Health and welfare. J Prosthet Dent 1983;50:114-120.
8. Borchers I, Reidhart P. Three Dimensional stress distribution around dental implants at different stages of interface development. J Dent Res 1994;62:155-159.
9. Bidez MW, Misch CE. Issues in bone mechanics related to oral implants. Implant Dent 1:289-294, 1992.
10. Cowin SC. Bone mechanics. Boca Raton, Fla, CRC Press, 1989.
11. Misch CE, Bidez Mw. Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. Compend Cont Educ Dent 15:1330-1343, 1994.
12. Cibirka RM, Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. J Prosthet Dent 1992;361-364.
13. O'Brien WJ. Dental materials & their selection. Chicago: Quintessence; 1997:259-272.
14. Boyer R, Collings EW, Collings, Welschet G. Materials Properties Handbook: Titanium Alloys. Rotherham: ASM International; 1994:12-22.
15. Holt JM, Mindlin H, Ho CY. Structural Alloys Handbook, West Lafayette: CINDAS/ Purdue University; 1996.
16. Moyen BJ, Lahey PJ, Weinberg EH, Rumelhart C,

Harris WH. Effect of application of metal plates to bone. Comparison of a rigid with a flexible plate. Acta Orthop Belg 1980;46:806-815.
17. Hassler CR, Rybicki EF, Simonen FA, Weis EB. Measurements of healing at an osteotome in a rabbit calvarium: the influence of applied compressive stress on collagen synthesis and calcification. J Biomechanics 1974;7:545-50.
18. Soltesz U, Siegele D. Principal characteristics of the stress distribution in the jaw caused by dental implants. In: Huiskes R, van Campen DH, de Wijn JR (eds). Biomechanics: principles and applications. The Hague: Martinus Nijhoff; 1982:439-444.
19. Binderman Ⅰ. NIH grant study on two-dimensional FEA study of 54 implant body designs, 1973 (personal communication).
20. Lavernia CJ, Cook SD, Weinstein AM, Klawitter JJ. Analysis of stresses in a dental implant system. J Biomech 1981;14:555-560.
21. Richter EJ, Orschall B, Jovanovic SA. Dental implant abutment resembling the two-phase tooth mobility. J Biotech 1990;23:297-306.
22. Cook RD, Malkus DS, Plesha ME. Concepts and applications of finite element analysis. 4th ed. New York: JohnWiley & Sons; 2001:542-573.
23. Haraldson T, Carlsson GE. Biteforce and oral function in patients with osseointegrated oral implants. Scand J Dent Res 1977;85:200-208.
24. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. Int J Oral Maxillofac Implants 1989;4:333-340.
25. 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.
26. Issidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. Clin Oral Implant Res 1996;7: 143-152.
27. Reiger MR, Adams WK, Kinzel GL. A finite element survey of eleven endosseous implants. J prosphet Dent 1990;63:457-465.
28. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM. Evaluating parameter of osseointegrated dental implant using finite element analysis a two-dimensional comparative study examining the effect of implant diameter, implant shape and load direction. J Oral Implantol 1998;14:80-88.
29. Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three dimensional finite element stress analysis in and arround the screw-vent implant. Int J Oral Maxillofac Implants 1991;6:391-398.
30. Ko CC, Kohn DH, Hollister SJ. Micromechanics of implant/tissueinterfaces, J Oral Implantol 1992;18: 220-230.

Three Dimensional Finite Element Analysis on Stress Distribution According to the Bucco-lingual Inclination of the Implant Fixture and Abutment in the Mandibular Posterior Region

Hyun-Sook Lee[1], Ji-Youn Kim[2], Ye-Mi Kim[2], Myung-Rae Kim[1,2], Sun-Jong Kim[1,2]

[1]Dept. of Implantology, Graduate School of Clinical dentistry Ewha Womans University
[2]Dept. of Dentistry, Mok-dong Hospital School of Medicine, Ewha Womans University

The purpose of this study was to comparatively analyze the stress distribution according to the inclinations of abutments and angulations of the implant fixtures under occlusal loading force.

Three study models with straight and 15° and 25°-angled abutments were prepared following the insertion of I mplants parallel to the long axis of the tooth. Additional two experimental models were fabricated with 15° and 25° fixture inclinations. Using ANSYS 11, a finite element analysis program, the magnitudes of stress distribution were analyzed.

The magnitude of stress under loading was lowest when the load was applied vertically onto the axis of implant. And the magnitude of stress under compound(vertical+oblique) loading was increased as the inclination of implant abutment and fixture was increase. But, the distribution of stress was different as the loading conditions, because of the horizontal offset. As the offset between the axis of loading and the central axis of the implant increased, the stress was increased.

Key words: Dental Implants, Finite Element Analysis, Occlusal Force, Stress Distribution

Correspondence to : Sun-Jong Kim
Dept of Dentistry, School of Medicine Ewha Womans University
911-1Mok-dong, Yangcheon-gu, Seoul 158-050
Tel: 82-2-2650-5041, Fax: 82-2-2650-5764
E-mail: sjsj7777@ewha.ac.kr
Received: September 18, 2011, Last Revision: December 10, 2011, Accepted: December 25, 2011