

임플란트 보철물의 점하중과 면하중에 따른 유한요소법적 응력 분석

조선대학교 치과대학 보철학교실

최민호·강재석·부수봉·오상호·안옥주·강동완

Finite element stress analysis according to the point and surface occlusal loads on the implant prosthesis

Min-Ho Choi, D.D.S., M.S.D., Jae-Suek Kang, D.D.S., M.S.D., Soo-Bung Boo, D.D.S., M.S.D.,
Snag-Ho Oh, D.D.S., Ph.D. OK-Ju An, D.D.S., M.S.D., Dong-Wan Kang, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chosun University, Kwangju, Korea.

The purpose of this study was to compare the distributing pattern of stress according to the types of occlusal load on the finite element models of the splinted implant prostheses.

The finite element model was designed with the parallel placement of two fixtures (4.0 mm×11.5 mm) on mandibular first and second molars. The cemented crowns for mandibular first and second molars were made. Three-dimensional finite element model was created with the components of the implant, surrounding bone and cemented crowns.

Two types of occlusal load, the point load and the surface load within 0.5 mm radius circle, were applied to the finite element models with 200N magnitude in axial(along the long axis of the implant and oblique(angulation of 30° to the long axis) directions perpendicular to cuspal incline.

Loads were positioned from the center of central fossa and to distance of 2 mm and 4 mm apart from the center of central fossa. Von-Mises stresses were recorded and compared in the fixtures and sections.

The results were as following :

1. Under axial loading at the central fossa, the stress was distributed along the fixture except for the apical portion, not relative to both point & surface contacts.
2. With offset distance increasing, the highest stresses were concentrated in the neck portion of the fixture.
3. The maximum von Mises stress under the oblique load was greater than that under the axial load.
4. Under the oblique load, the highest stress were concentrated in the buccal side and lingual neck portion of the fixture with offset distance increasing.

The results had a tendency to increase the stress on the neck portion of fixture with the offset and oblique loads increasing. The design of occlusal scheme should be allowed to distribute stress axially in maximum intercuspation and to decrease the angulation of cuspal incline.

임플란트 보철물의 점하중과 면하중에 따른 유한요소법적 응력 분석

조선대학교 치과대학 보철학교실

최민호·강재석·부수봉·오상호·안옥주·강동완

I. 서 론

임플란트 보철 후 수직과 수평하중에 의한 축방향의 힘과 휘는 모멘트를 주위골로 전달하는 것은 하중형태, 임플란트의 두께와 길이, 임플란트 표면의 모양과 특성, 교합면 형태 그리고 치조골의 질과 양에 달려있다¹⁾.

Weinstein 등²⁾이 임플란트 치과학에서 유한요소 분석법을 처음으로 사용한 이래 임플란트 디자인의 생체역학적 성과를 예견하고 임플란트와 그 주위골상에 가해지는 힘의 결과를 예견하는데 널리 이용해왔다.

그러나 임플란트의 역학적 성질을 유한요소법을 이용하여 평가하는데 가장 중요한 점은, 인체의 골조직과 유사하게 모델링하고 기계적 힘을 어떻게 재현하느냐에 달려있다. 따라서 유한요소분석을 위한 모델을 설계하는데 임플란트와 골의 세세한 기하학, 각 구성성분에 대한 재료의 특성, 하중조건, 골과 임플란트 사이의 접촉 형태를 고려하는 것이 필요하다.

기하학적 고려의 하나로써 이 등³⁾은 임플란트 고정체의 근원심 매식 각도가 하중에 어떠한 영향을 받게 되는가를 분석하기 위해 200N의 점하중을 수직으로 부여한 후 3차원 유한요소분석을 통하여 임플란트 구성성분에 작용하는 응력을 분석하였다.

연구결과에 따르면 중심와의 중심에 점하중이 가해질 경우, 고정체의 경사 방향은 임플란트의 응력 분포에 영향을 미치며 빗길하중이 가해질 때 임플란트 응력 분포는 고정체의 경사보다는 교합면에서

의 하중의 위치에 더욱 영향을 받는다고 하였다. 그러나 연구에서 빗길 하중 조건을 수직으로 하고 점하중만을 부여하였던 바, 구강 내에서 발생하는 다양한 경사방향, 그리고 접촉형태를 부여하였을 때 응력분포가 어떠하였는가에 대한 연구가 필요하다고 사료되었다.

따라서 본 연구에서는 표준형 임플란트 고정체 2개를 매식한 후 시멘트 유지형 교의치를 제작할 때 여러 하중 조건하에서 발생하는 응력의 양상을 유한요소분석법을 이용하여 분석하고자 하였다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 유한요소 모델의 설계

하악골 우측 제1, 2 대구치 부분에 임플란트를 서로 평행하게 식립한 후 시멘트 유지형 지대주를 2개의 상부치관으로 연결한 교의치를 제작하였다.

유한요소모델은 골구조 및 임플란트 구성성분인 고정체, 지대주, 나사, 나사산 입구를 충진한 콤포지트 레진부, 상부치관으로 구성하고 상부치관은 고정하였다. 골구조 중 치밀골 상부는 1.5 mm, 하부는 2 mm의 두께를 갖도록 하였고, 그 내부는 모두 해면골로 처리하였다(Fig. 1).

임플란트 고정체는 직경 4.0 mm, 길이 11.5 mm의 표준형(3i, USA) 을 사용하였으며, 매식 깊이는 첫 번째 나사산이 상단 피질골과 해면골의 경계 부위에 위치하도록 하였다. 또한 모형화에 사용된 임플란트 고정체 및 지대주 나사의 나사산은 수직축에

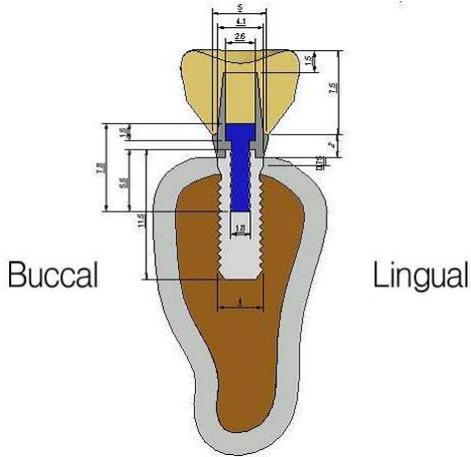


Fig. 1. Schematic representation of model.

대칭으로 처리하였고, 모든 경우에 대하여 동일한 지대나사를 사용하였으며, 임플란트 고정체는 골과 완전히 유착된 것으로 가정하였다.

실험 모형은 요소 124,353, Node 23,672개로 구성되고 유한요소는 4절점의 삼각뿔 형태인 Tetra Heron element를 사용하였다.

2. 하중조건 및 경계조건

하중조건 a는 치관의 중심과 중앙 부위의 직경 1 mm 원에 200N의 수직 접하중이 작용하도록 하였고, 하중조건 b는 치관 중심으로부터 2 mm 바깥쪽으로 수직방향의 빗김 접하중, 하중조건 b'는 치관 중심으로부터 2 mm 바깥쪽으로 사선방향의 빗김 접하중, 하중조건 c는 4 mm 바깥쪽으로 200N의 수직방향의 빗김 접하중, 하중조건 c'는 4 mm 바깥쪽으로 200N의 수직방향의 빗김 접하중이 작용하도록 하였다.

하중조건 A는 치관의 중심과 중앙 부위의 직경 1 mm 원에 200N의 수직 면하중이 작용하도록 하였고, 하중조건 B는 치관 중심으로부터 2 mm 바깥쪽으로 수직방향의 빗김 면하중, 하중조건 B'는 치관 중심으로부터 2 mm 바깥쪽으로 사선방향의 빗김 면하중, 하중조건 C는 4 mm 바깥쪽으로 200N의 수직방향의 빗김 면하중, 하중조건 C'는 4 mm 바깥쪽으로 200 N의 사선방향의 빗김 면하중이 작용하도록 하였다.

경계 조건으로는 하악골의 양쪽 모서리 부분의

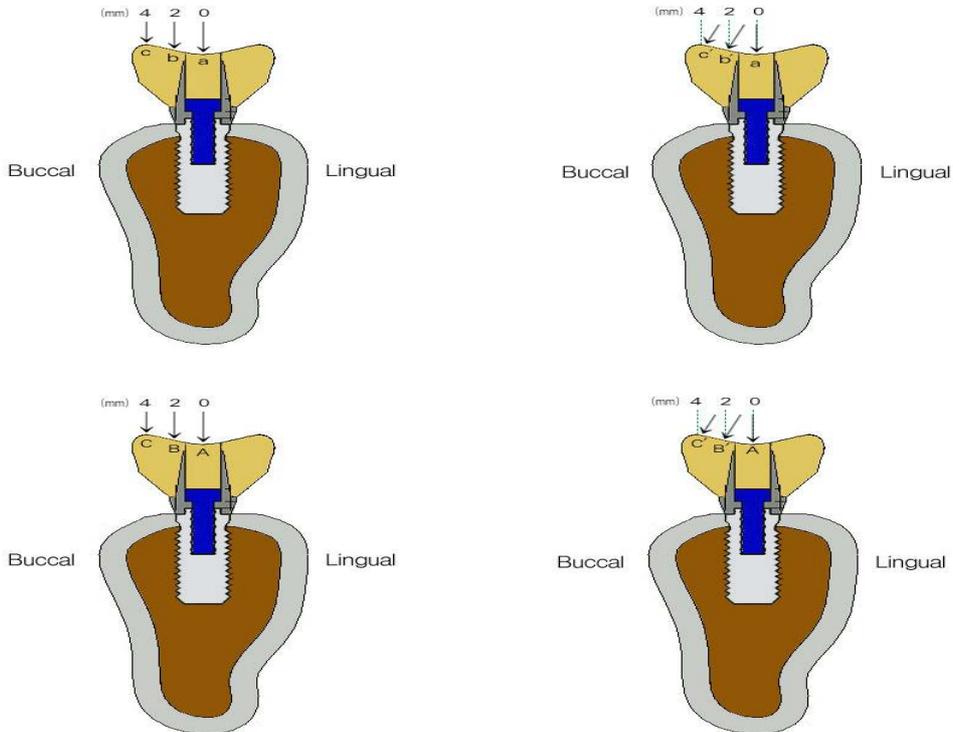


Fig. 2. Three types of axial or oblique load, a(center), b(2 mm offset) and c(4 mm offset).

절단면 부분을 U_x , U_y , U_z 방향을 모두 구속하였고, 임플란트 구성성분 및 지지 골조직에서 변형이 허용되도록 하였다.

3. 물성치

구조에 사용된 재료의 등방성에 관련된 포와송 비를 계산과정에 포함시켜 구조의 배열이 삼차원 좌표계 내에서 등방성을 갖는 것으로 가정에 따른 문제점을 보완하고 발생된 응력의 크기와 분포를 비교하기 위해 탄성변형을 한다고 가정하였다.

재료의 물성치인 탄성계수(Young's modulus; E)와 포와송 비(Poisson's ratio; ν)는 선학들의 자료를 참고하여 이용하였다(Table 1)^{3,4,5)}.

4. 응력분석

3차원 유한요소분석 프로그램인 NISA/DISPLAY IV(Version 10.0, Engineering Mechanics Research Corporation, USA)을 이용하여 얻어지는 응력값 중에서 유효응력(von-Mises stress)을 기준으로 각 모델에서의 응력 분포를 비교 분석하였다.

III. 연구성적

1. 고정체 표면의 응력

1) 축 점하중(a, b, c)과 축 면하중(A, B, C)의 비교

Fig. 3에서 보는 바와 같이 고정체 표면에서의 응력양상은 하중위치에 따라 응력의 분포 양상이 다

르게 나타나고 있었다. 중심와에 축방향의 점하중이나 면하중이 가해지는 경우에는 고정체와 지대주의 연결부에 응력이 나타난 후 고정체 나사를 따라 하방으로 분포된 양상을 보였으나, 하중의 위치가 빗금으로 변경되면서 고정체의 하부에서 상부로 이동하는 양상을 나타냈다. 또한 점하중과 표면하중을 비교할 때 응력의 강도에 있어 차이를 나타내고 있었다.

2) 사선 점하중(a, b', c')과 사선 면하중(A, B', C')의 비교

Fig. 4에서도 이 고정체 표면에서의 응력양상에서 사선방향의 하중이 점이나 면으로 적용되는 경우 응력의 분포 양상에는 차이가 없었지만, 사선 방향의 점하중 b', c'에서는 하중 방향의 반대편에서도 축방향의 양상과는 달리 최대 응력값이 나타났

2. 절단면에서 전 구성체의 응력

1) 협설절단에서의 축 점하중과 면하중의 비교

Fig. 5에서 보는 바와 같이 점하중조건 a에서 응력이 중심와에 집중된 후 지대치를 하방으로 고정체의 경부하부로 균일하게 분포하였다. 점하중 조건이 점에서 b와 c로 변화될수록 하중조건이 가해지는 쪽으로 응력이 이동하며 분포하였다.

특히 하중조건 c에서는 하중이 가해지는 고정체와 지대주의 연결부를 중심으로 응력이 집중되고 하중이 가해지는 반대 측에도 응력의 분포가 나타났다.

Table 1. Material properties in this study

Material	Property	
	Young's Modulus ; E (GPa)	Poisson's Ratio ; ν
Cortical bone	14,700	0.32
Cancellous bone	4.900	0.30
Titanium (Implant)	105,000	0.30
Composite resin	16,300	0.35
Gold crown(Type III)	66,000	0.33
Gold screw	98.000	0.45

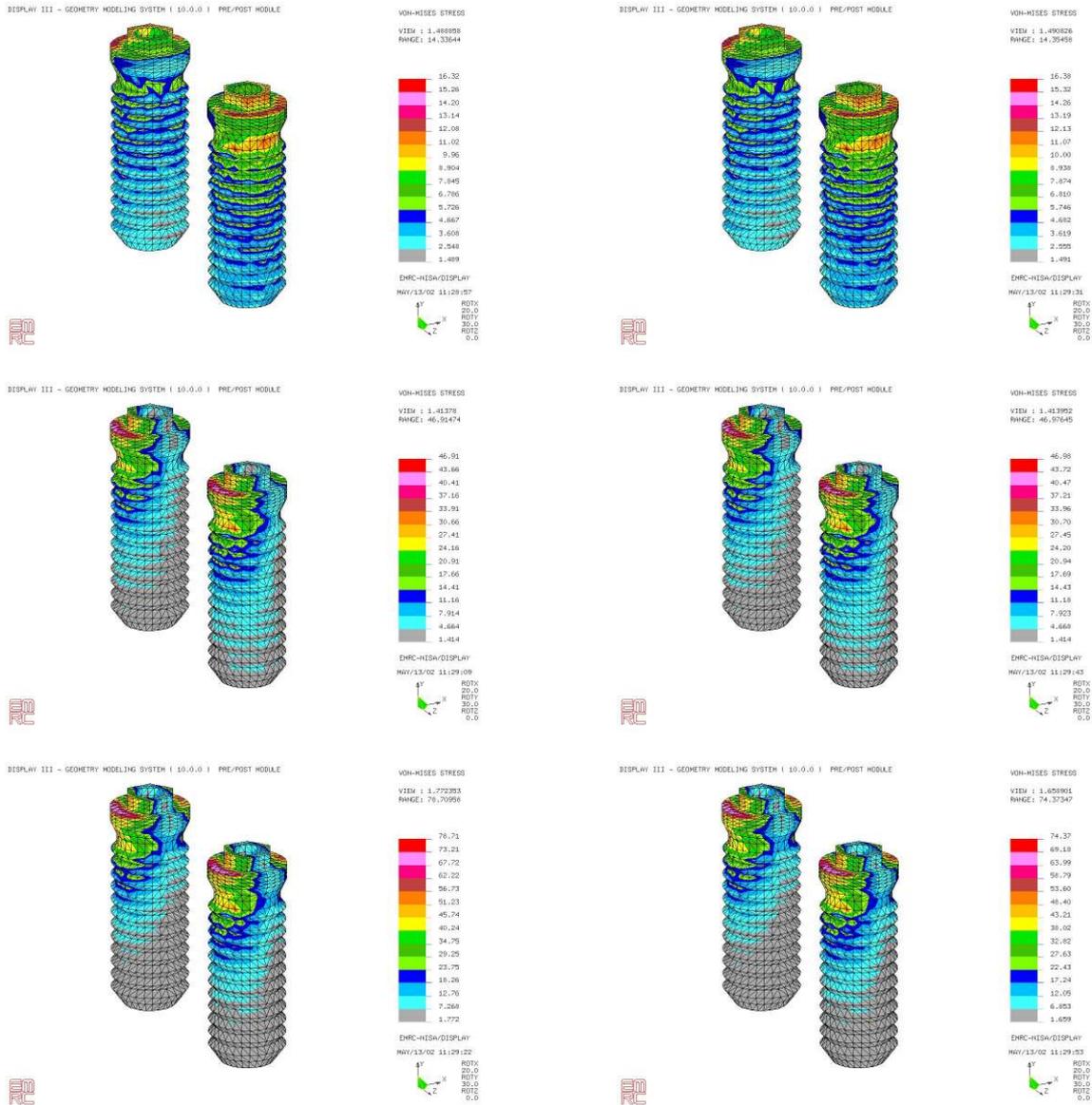


Fig. 3. The von Mises stress value on fixture under load a, b, c(left side) and a, b', c'(right side)

빗금표면하중은 빗금집중하중과 비교하여 응력의 분포양상은 유사한 양태를 보이고 있으나, 최대주응력의 경우 표면하중은 집중하중에 비해 낮은 수치를 보이고 있었다.

2) 협설절단에서의 사선 점하중과 사선 면하중의 비교

Fig. 6에서 보는바와 같이 사선 빗금하중이 가해지는 하중 b'에서는 하중이 적용되는 반대측 경부측에 응력이 집중되는 양상을 나타냈으며 하중 c'

에서는 하중 b'와 다르게 하중이 가해지는 측의 반대측에도 최대 주응력이 나타났다.

사선 빗금 점하중과 사선 면하중을 비교하여 볼 때 응력의 발생양상은 유사하나 각 응력양상에서 최대 주응력의 경우 사선 점하중은 사선 면하중에 비해 고정체와 지대주의 연결부에 높은 주응력을 나타냈고, 빗금의 양이 증가할수록 하중이 가해진 반대방향인 설측에서도 응력의 집중이 나타났다.

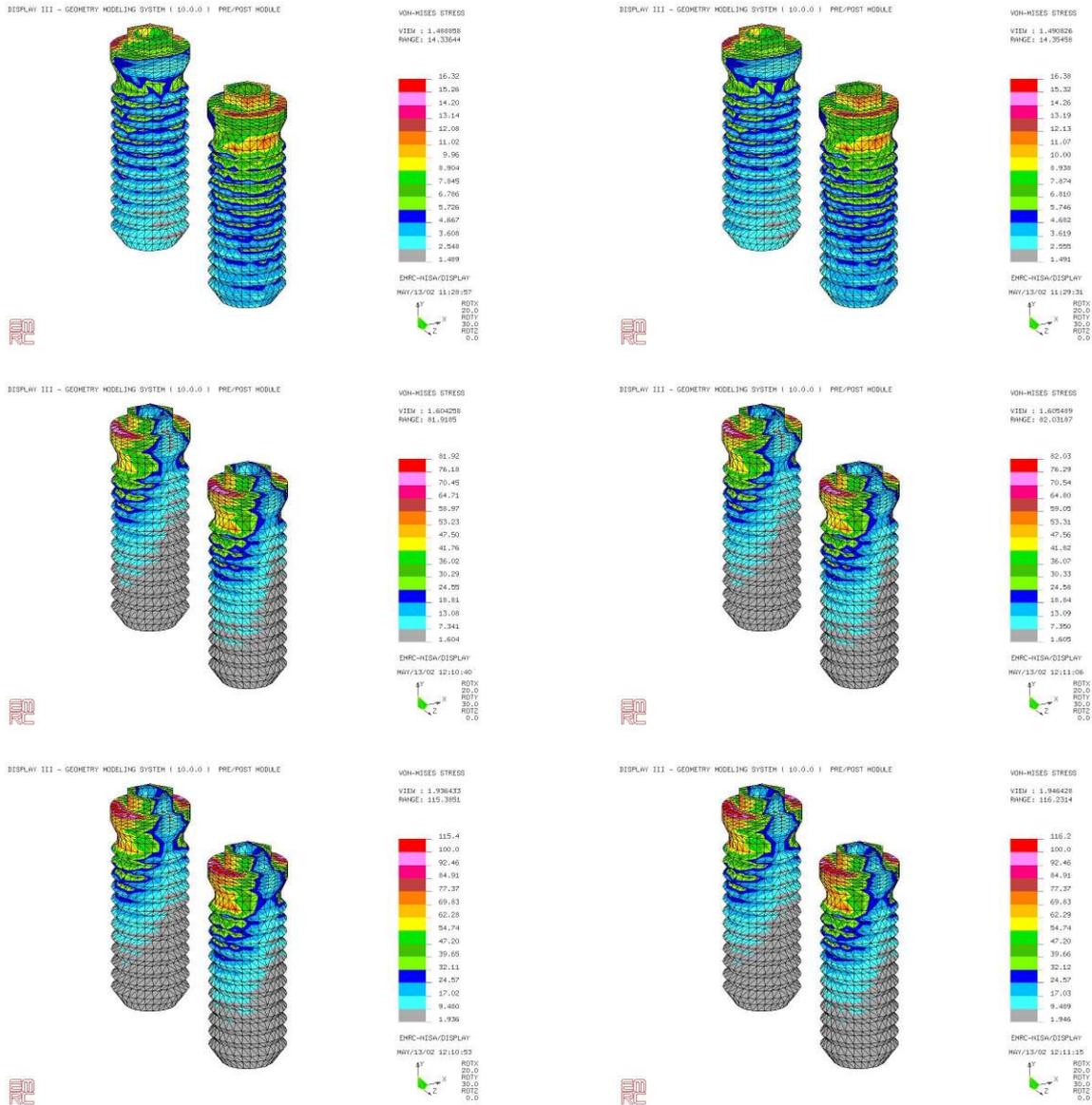


Fig. 4. The von Mises stress value on fixture under load A, B, C(left side) and A, B', C'(right side)

3) 근원심 절단에서의 축방향 점하중과 면하중의 비교

Fig. 7에서 보는 바와 같이 하중조건 a에서 응력이 중심부에 집중된 후 지대치를 하방으로 고정체와 지대주의 연결부위 하부로 균일하게 분포하였다. 하중조건 b와 c로 변화될수록 하중조건이 가해지는 쪽으로 응력이 분포하였다.

특히 하중조건 c에서는 하중이 가해지는 고정체 상부를 지나 고정체와 지대주의 연결부 하방 나선

을 중심으로 응력이 집중되고 있었다.

근원심절단에서의 사선 빗금 점하중과 사선 빗금 면하중을 비교한 Fig 8에서는 면하중은 집중하중과 비교하여 사선하중은 축하중에 최대 주응력에서 낮았다. 응력의 분포양상에서 표면하중은 집중하중에 비해 축하중은 사선하중에 비교하여 유사한 양상을 보이고 있으나, 최대주응력에서 표면하중은 집중하중에 비해 축하중은 사선 하중에 비해 낮았다.

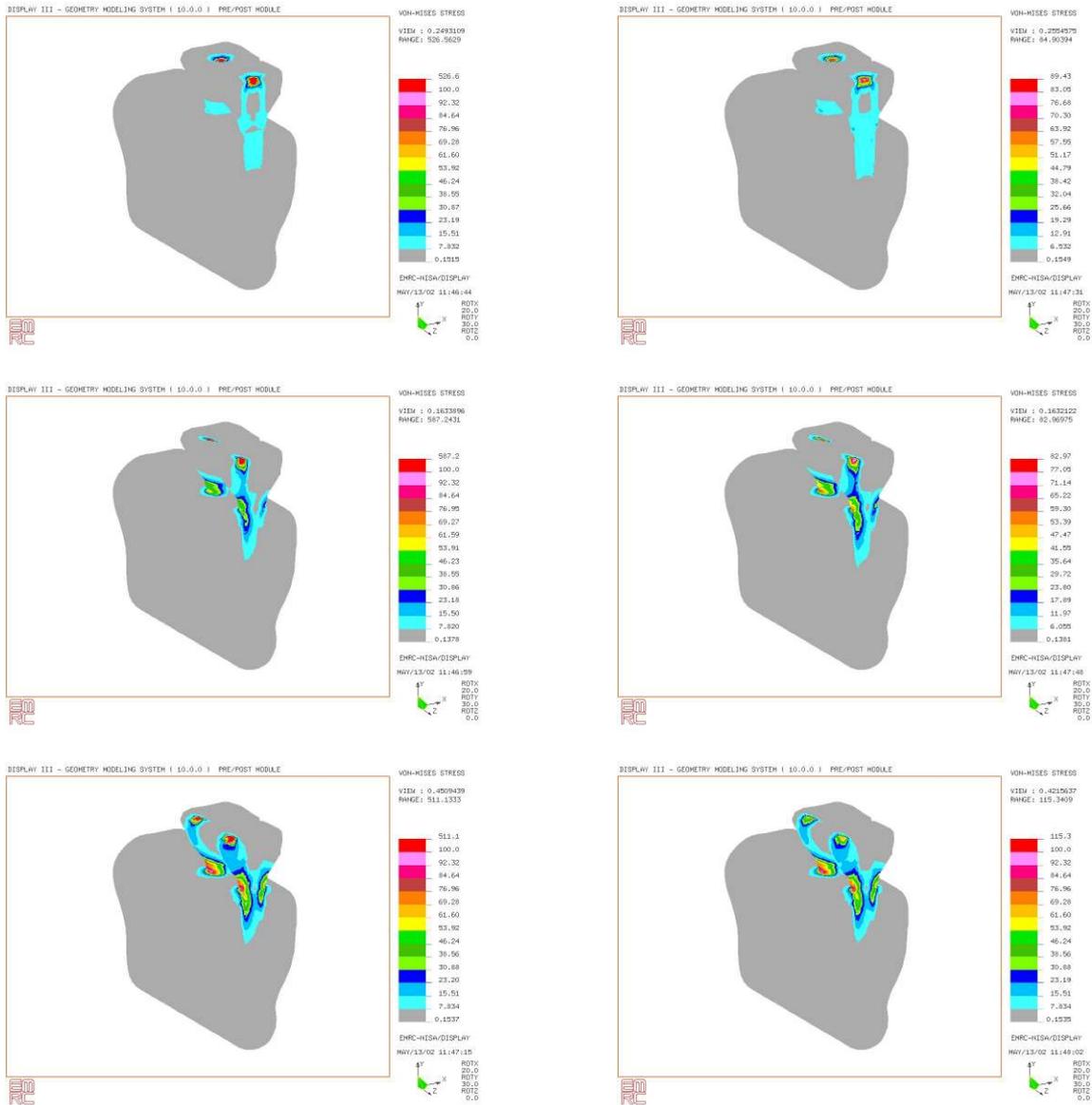


Fig. 5. The von Mises stress value on the buccal-lingual section of fixture under load a, b, c(left side) and a, b', c'(right side)

3. 고정체의 von-Mises stress(Fig. 3 ~ 7)

축방향의 빗금 접하중과 사선방향의 빗금 접하중을 비교한 경우 하중의 위치와 하중의 적용 방향에 따라 von Mises 값은 다르게 나타났다. 특히 빗금 면하중은 빗금 접하중에 비해 고정체 표면에서의 최대 von Mises 값은 낮았다.

근원심 절단면에서 사선 빗금 접하중과 사선 빗금 면하중의 비교를 보면 면하중은 접하중에 비해 사선하중은 축하중에 비해 최대 주응력은 낮았다.

IV. 총괄 및 고안

하중 전달에 따른 응력 분산은 임플란트의 성공 또는 실패를 결정하는 데에 매우 중요하다. 골-임플란트에서 하중의 종류, 임플란트와 보철물 재료의 성질, 임플란트의 길이와 직경, 임플란트의 모양, 임플란트 표면의 구조, 골-임플란트 표면의 성질, 그리고 주위 골의 질과 양은 하중 전달에 영향을 주는 요소이다. 이 생체공학적인 요인 중 임플란트의 길이, 직경, 모양을 동일하게 한 후 여러 가지 교합

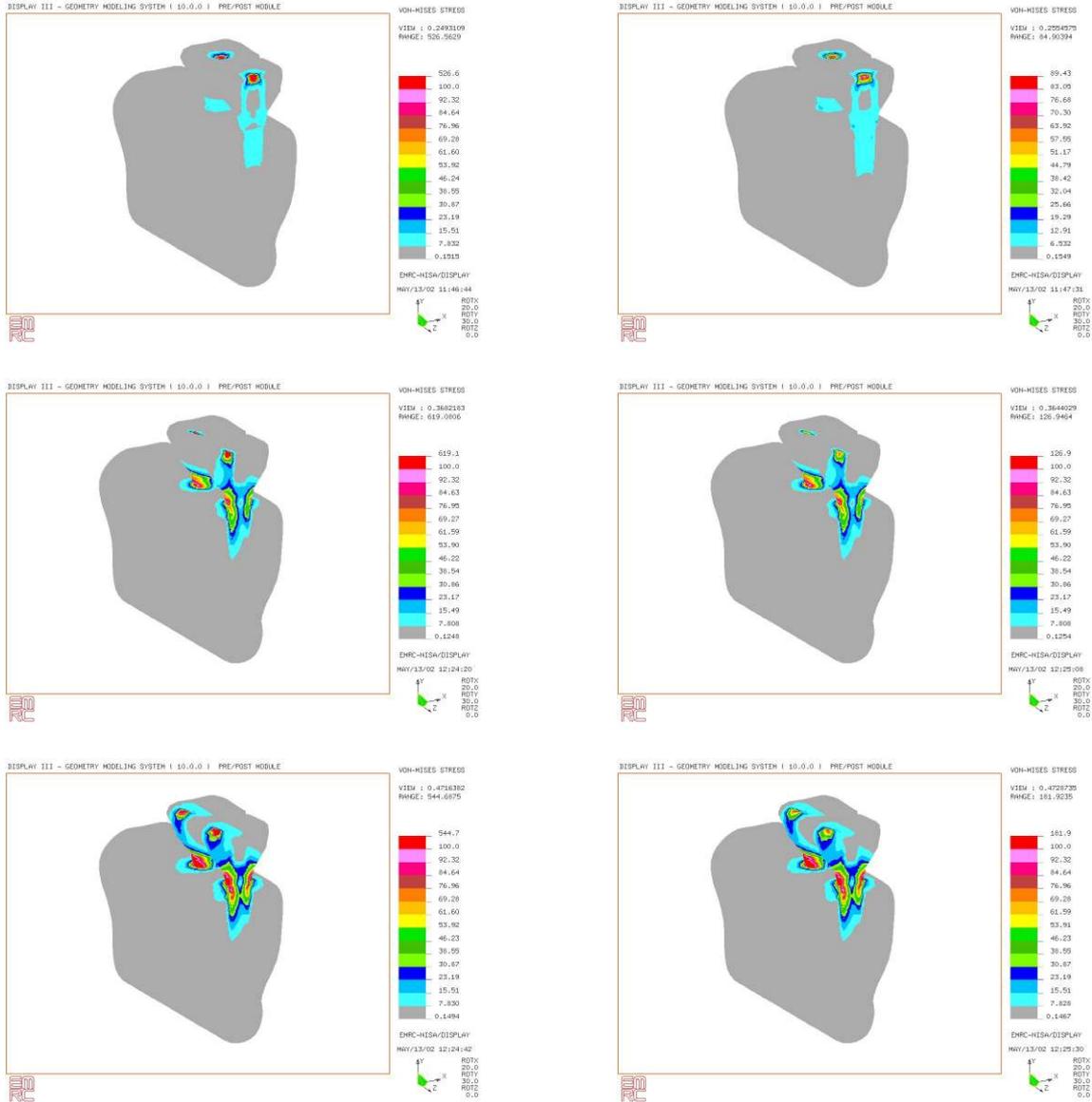


Fig. 6. The von Mises stress value on the buccal-lingual section of fixture under load A, B, C(left side) and A, B', C'(right side)

조건에 대한 연구가 미비하였다^{3,4,6,7)}. 본 연구에서는 유한요소법을 통하여 표준형 임플란트 고정체를 평행하게 매식 후 축 및 사선 방향의 하중과 동일한 방향에서의 빗김하중에서 발생하는 응력을 분석하고자 하였다.

본 연구에서는 임플란트 생체역학 분석에 이용되었던 선학들의 연구^{3,4,6)}에 따라 평균 교합력은 200N의 축방향 점하중을 중심와, 중심와에서 협측으로 2 mm, 4 mm 떨어진 부위에서 부여하고 빗김하중의 경우 교합 경사면에 수직과 사선으로 부여하였다.

축방향의 하중이 중심와에 가해진 조건에서 임플란트 구성요소들의 장축을 따라 응력이 고르게 분산되는 양상을 보이며, 축하중이 중심와에서 약간 바깥쪽에 가해진 빗김하중조건 B에서는 약간의 굽힘력이 걸려 약간 편측으로 치우치는 응력양상을 보였다. 그리고 4 mm 벗어난 부위인 하중조건 C에서는 더 큰 굽힘력이 걸려 높은 집중응력이 편측에 치우쳐 걸려 있지만 빗김 하중에서 사선 하중은 축하중에 비해 응력의 집중 양상을 보이고 있었다.

Barbier 등⁸⁾은 성견의 하악에 심은 임플란트 주위

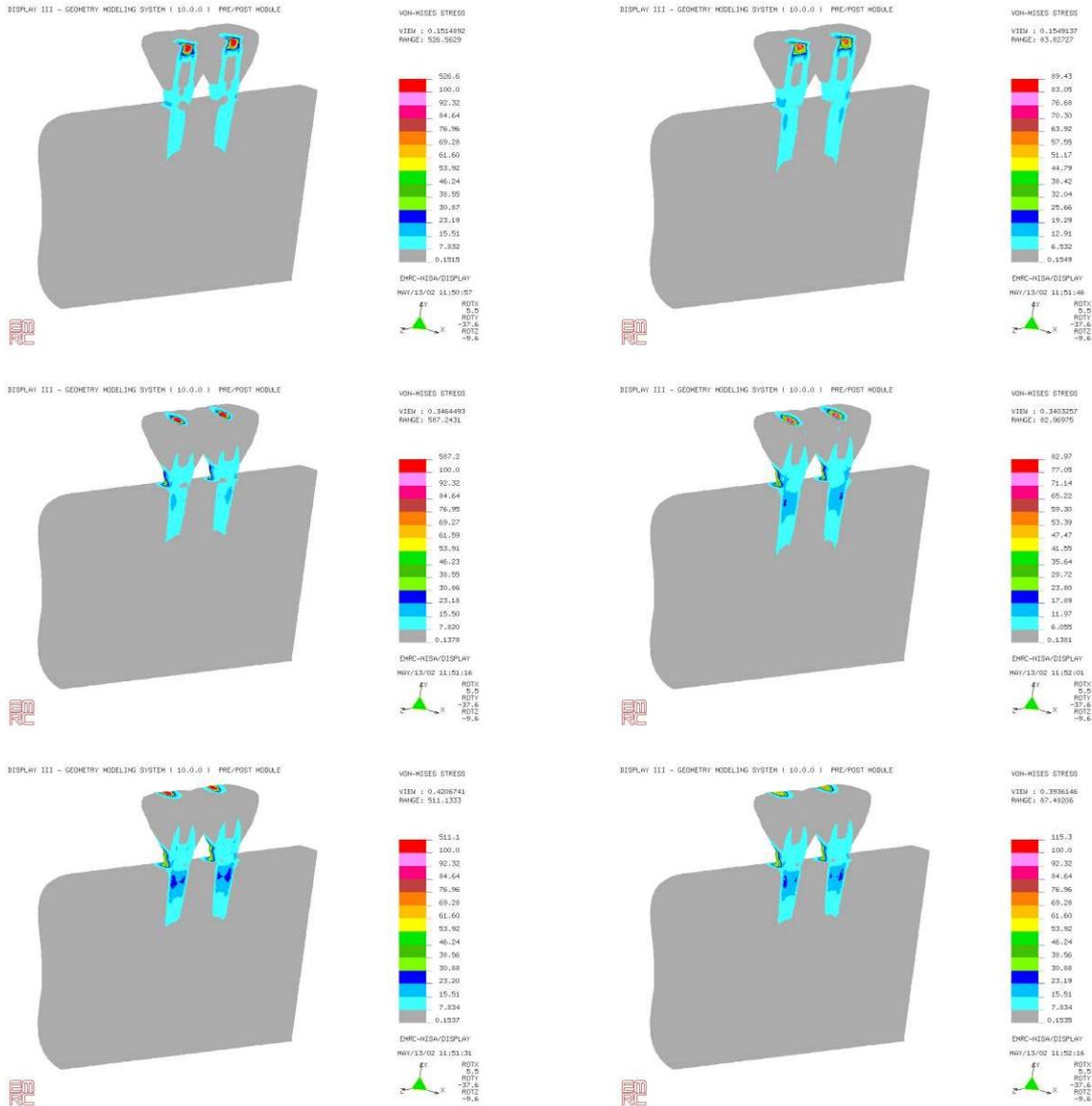


Fig. 7. The von Mises stress value on the mesio-distal section of fixture under load a, b, c(left side) and a, b', c'(right side)

의 골의 개조에 대한 수직적, 비수직적 교합력의 영향을 관찰한 후 가장 높은 골 개조 현상은 가장 높은 양의 응력의 부위에서 함께 발생되고 가장 큰 개조가 발생된 응력의 수평적 응력 성분에 의해 결정되기 때문에 수평 하중을 피하거나 최소화 하는 것을 강조하였다.

이러한 점은 본 연구 결과에서처럼 임플란트 교합면 설계시 대합치의 기능교두에 의해 발생할 수 있는 수평적 교합력 성분을 제한하는 것이 역학적으로 유용하다는 점을 제시하고 있다.

그러나 기능적 부하에 대한 골 반응의 평가시 장축방향으로 부하의 전달과 측방력을 최소화하는 정적교합 개념보다는 저작시 반복적이고 역동적인 개념으로써 역동적 부하에 대한 골개조가 어떻게 발생하는가를 평가하는 것이 필요하므로 차후 동적부하에 의한 평가가 필요할 것으로 사료되었다.

본 연구에서도 고정체 경부에서의 응력 집중은 빗길 하중의 양이 증가할수록 크게 나타났다. 타이타늄 임플란트의 거의 모든 유한요소분석에서 응력 집중은 임플란트의 경부에서 발생된다고 하고 피질

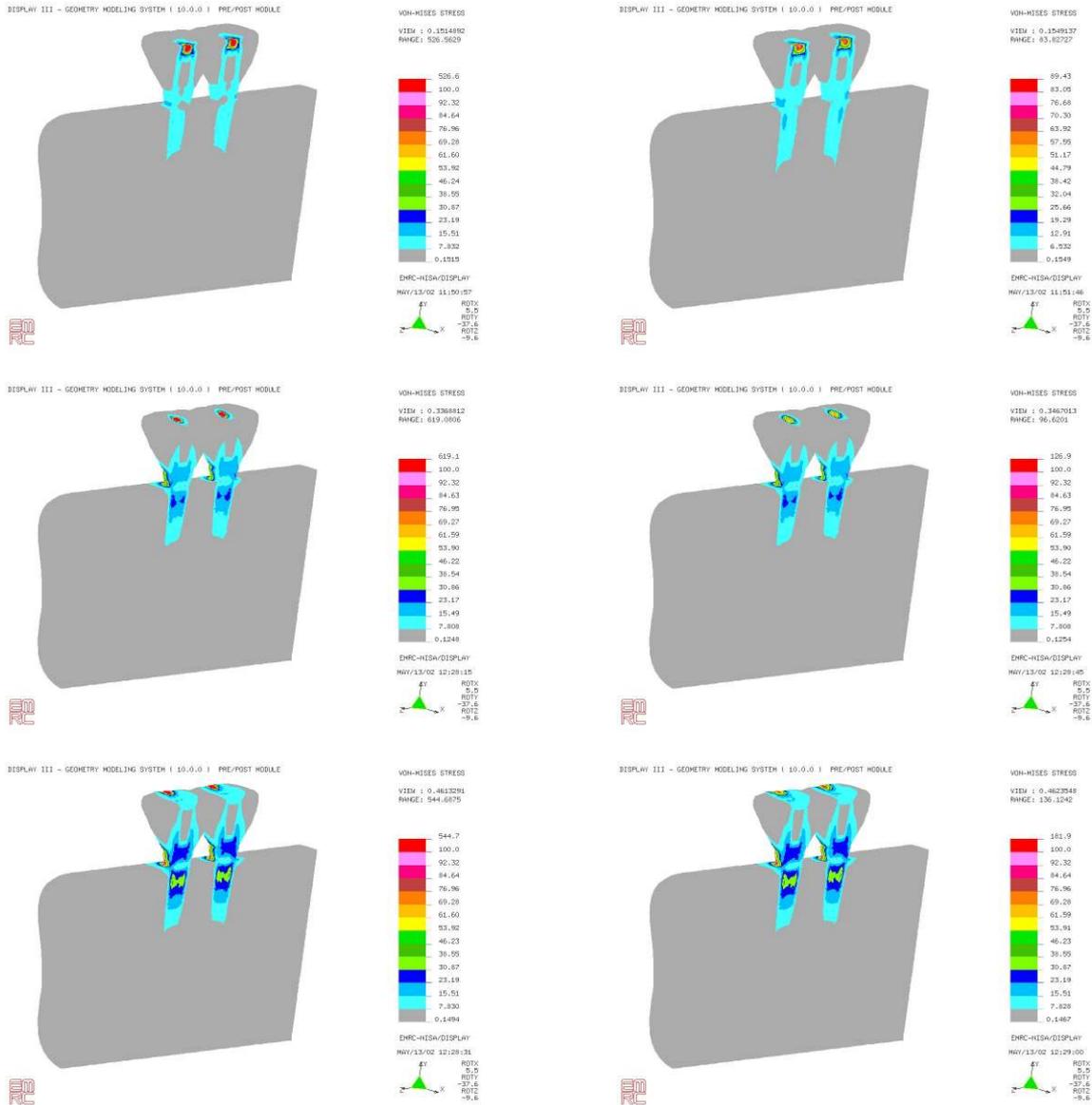


Fig. 8. The von Mises stress value on the mesio-distal section of fixture under load A, B, C(left side) and A', B', C'(right side)

골 주위골의 질과 양은 임플란트에서 골로의 응력 전달에 영향을 미친다고 하였다^{5,9,10,11,12,13}).

Holmes 등¹⁴)은 교합력의 전달에 대한 골의 영향에 대한 실험에서 매우 두꺼운 피질골을 가진 골에 임플란트를 식립하면 더 적은 미세운동으로 응력의 집중을 감소시켜서 매식체 안정과 조직 유착의 경향을 증가시킨다고 하였다. 이러한 점에서 경부에서의 응력 발생 여부는 하중의 작용방향과 빗금의 량에 따라 차이가 나타날 수 있다. 임플란트의 응력에 대한 골대사에 대해서 아직까지 과학적인 기전

에 대해서는 논란이 많이 있지만 높은 교합력이 경사방향으로 가해진 경우에는 임플란트를 둘러싼 골의 탄성 한계를 넘어 피질골의 미세골절을 야기한다고 하였다¹³).

본 연구의 결과를 고찰해 볼 때 가능하다면 교합력의 부여 시 고정체의 장축과 수직이 되도록 교합 접촉을 설정하는 것이 바람직하며, 치조골에서의 응력집중을 본 연구에서 교두각도를 30° 부여한 후 축방향과 사선 방향으로 교합력을 부여하는 경우 사선 방향은 축방향에 비해 더욱 위대한 영향을 나

타넨 바 교합면 설계시 임플란트 보철물의 교두경사에 수직으로 교합력이 가해지지 않도록 유의하는 것이 바람직하였다.

표면하중에 대한 집중 하중의 비교, 그리고 사선 하중에 대한 축하중을 비교하여 볼 때 응력의 분포 양상은 유사하나 응력의 분포에 따른 최대주응력을 분석하여 볼 때 집중하중과 사선 하중은 표면하중과 수직하중 면에 비해 높았다.

이러한 점에서 볼 때 임상적으로 금관의 중심와에서 교두 사이의 중간지점을 벗어난 지점에 사선 하중에서 고정체의 경부에 응력의 이동양상이 나타났으므로 임플란트 교합면 설계 시 사선 방향의 빗김 응력이 작용하지 않도록 응력을 조절하는 것이 바람직하였다.

Clelland 등¹⁵⁾은 2차원유한요소법을 사용한 연구에서 피질골층에서의 횡등방성의 가정은 등방성 골과 비교하여 약 25% 정도 응력과 인장력을 증가시킨다고 하였다.

본 연구에서 재료가 동일하고 직선적이며 재료의 탄성은 Poisson's ratio와 Young's modulus의 2가지 물질 상수들에 의해 특성지어진다고 가설을 세웠지만 연구에 따르면 피질골이 균질하거나 이방성이 아니기 때문에 복합 골구조는 인장력과 압축력이 가해질 때 반응은 다르게 고려되어야 한다는^{1,16,17)} 점에서 추후 연구에는 이러한 점이 반영되어야 할 것으로 사료되었다.

V. 결 론

표준형 임플란트 고정체를 평행하게 매식 후 시멘트 유지형 교의치를 제작할 때 유한요소 모델에 200N의 점하중 및 면하중을 중심와, 중심와에서 협측으로 2 mm, 4 mm 떨어진 부위에 축 방향과 사선 방향으로 부여한 후 임플란트 구성체에 발생하는 응력을 3차원 유한요소법으로 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 점 및 면하중에 관계없이 중심와에 수직 하중이 가해진 경우 지대주 표면 하방으로 응력이 분산되는 양상을 나타냈다.
2. 점 및 면하중의 방향에 관계없이 빗김의 양이 증가하는 경우 응력은 지대주 하방에서 경부 측으

로 이동하는 양상을 나타냈다.

3. 점 및 면하중 모두 축 방향보다는 사선 방향에서 더 높은 최대주응력 범위를 나타냈다.
4. 점 및 면하중이 축방향 및 사선 방향으로 가해질 경우 응력의 양태는 유사한 양상을 보이나 면하중은 점하중에 비해 낮은 최대주응력을 나타냈다.

결론적으로 임플란트 보철물에 가해지는 점하중이나 면하중 모두 다양한 방향에서 유사한 응력양상을 보이지만, 면하중의 최대 주응력은 점하중에 비해 낮은 바 교합면 접촉의 설계시 면하중이 고정체의 중심 축방향으로 가해지도록 설계하는 것이 지대주 경부에 발생하는 교합력을 줄일 수 있는 것으로 사료되었다.

참 고 문 헌

1. Geng, J.P., Tan, Keson B.C., Liu, G.R. : "Application of finite element analysis in implant dentistry a review of the literature. *J Proshet Dent*85 : 585-598, 2001.
2. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. : "Stress analysis of porous rooted dental implants." *J Dent Res*, 55 : 772-7, 1976.
3. 이태엽, 강동완 : 임플란트 고정체의 매식경사에 따른 응력분석, 『대한턱관절기능교합학회지』, 18(4) : 321-329, 2002.
4. 김민호, 박영록, 계기성 : 임플란트 고정체의 매식경사에 따른 응력분석, 『대한턱관절기능교합학회지』, 18(4): 321-329, 2002.
5. Cowin SC. : "Strain assessment by bone cells." *Tissue Eng.*, 181-6, 1998.
6. 허성주, 한종현, 정종평 : 골유착성 임프란트 고정체의 설계변화에 따른 응력분포에 관한 삼차원 유한요소 분석적 연구, 『대한치과보철학회지』, 35 : 609-619, 1997.
7. 허진경, 정재현, 정승미 : 임플란트 고정체의 직경 및 길이의 변화에 따른 유한요소법적 응력분석, 『대한약기능교합학회지』, 17 : 315-327, 2001.
8. Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski G, Schepers E, Van der Perre G. : "Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog." *J Oral Rehabil*, 25 : 847-58, 1998.
9. Clift SE, Fisher J, Watson CJ. : "Finite element stress and strain analysis of the bone surrounding a dental

- implant: effect of variations in bone modulus." *Proc Inst Mech Eng[H]*, 206 : 233-41, 1992.
10. Lum LB, Osier JF. : "Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part one: Horizontal loading." *J Oral Implantol*, 18 : 343-8, 1992.
 11. Patra AK, DePaolo JM, D'Souza KS, DeTolla D, Meenaghan MA. : "Guidelines for analysis and redesign of dental implants." *Implant Dent*, 7 : 355-68, 1998.
 12. Stanford, C.M., Brand R.A. : "Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modeling and remodeling." *J Prosthet Dent.*, 81 : 553-561, 1991.
 13. 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.*, 76 : 633-40, 1996.
 14. Holmes DC, Loftus JT. : "Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants." *J Oral Implantol*, 23 : 104-11, 1997.
 15. Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. : "Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant." *J Oral Maxillofac Implants*, 6 : 391-8, 1991.
 16. Lewis G. : "Aparametric finite element analysis study of the stresses in an endosseous implant." *Biomed Mater Eng.*, 4 : 495-502, 1994.
 17. Lotz JC, Gerhart YN, Hayes WC. : "Mechanical properties of metaphysical bone in the proximal femur." *J Biomech*, 24 : 317-29, 1991.