경사진 임플란트 고정체의 응력 분석

조선대학교 치과대학 보철학교실

김창현·강재석·부수붕·오상호·안옥주·강동완

Stress analysis on the implant fixture with the angulated placement

Chang-Heon Kim, 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 on the finite element models of two units implant prosthesis with one angulated placement of two implant fixtures. The two unit implant crowns simulated to mandibular first and second molars were made. The two kinds of finite element models were designed according to angulation of fixture (4.0 mm x 11.5 mm) : Model 1(15° buccally angulated placement of one fixture on second molar area), Model 2(15° lingually angulated placement of one fixture on second molar area).

Axial loads of 200N were applied to the center of central fossa and to distance of 2mm and 4mm apart from the center of central fossa. Von-Mises stresses were recorded and compared in the fixtures, and buccolingual section of implants.

The results were as follows:

1. Under axial loading at the central fossa, the stress was distributed along the straight fixture except apical portion, while on buccally or lingually angulated placement, the highest stresses were concentrated in the neck portion on the opposite side of the angulated fixture.
2. With offset distance increasing, the stresses were concentrated greater in buccal neck of lingually angulated fixture than in lingual neck of buccally angulated fixture.

From the above results, in designing of the occlusal scheme for implant prosthesis with the angulated fixture, occlusal contacts should be placed to distribute stress axially in maximum intercuspation and to avoid offset force during eccentric movements.

경사진 임플란트 고정체의 응력 분석

조선대학교 치과대학 보철학교실

김창현·강재석·부수붕·오상호·안옥주·강동완

Ⅰ. 서 론

골-임플란트 접촉면에서의 부하분산과 응력의 분배는 고정체 매식 후 잔존 치조정의 두께, 치밀골과 해면골의 밀도, 임플란트 나사산의 모양, 표면의 구조, 골유착 정도, 골유착 후 보철물에 대한 교합력의 작용방향 등에 따라 다르다 [1,2,3,4,5,6,7,8,9,10].

또한 임플란트 지지형 보철물에 부하가 경사지게 가해질수록 임플란트 주위의 응력이 증가하기 때문에 대합치의 기능교두에 발생되는 부하를 줄일 수 있도록 교합면에 수직되게 고정체를 매식하거나 임플란트에 가해지는 과부하 감소를 위한 교합면 형성을 유도하고 있다. 그러나 치아 상실 후 오랜 기간이 지나면 협설면에서 흡수가 발생되므로 임플란트의 외과적 시술 시 잔존된 골의 양과 질의 양태에 따라 매식경사가 다양해질 수 있다.

배[11]는 하중의 위치 및 하중방향의 변화가 임플란트 구성성분의 3차원적 유한요소에 어떠한 영향을 미치게 되는가를 분석하였다.

연구결과에 따르면 임플란트 보철에 가해지는 하중의 위치 및 방향에 따라 응력이 발생되는 양상은 다양했으며, 임플란트의 힘의 중심점에서 벗어난 하중으로부터 야기되는 굽힘 모멘트가 치조골 고정체, 지대나사에 발생되는 응력에 영향을 미친다고 하였다.

그러나 잔존골의 상태에 따라 고정체를 협설로 매식하는 경우가 있어 임플란트를 협설로 매식한 후 경사 지대주를 사용한 유한요소모델에 대한 응력 발생 및 분포에 관한 연구는 미비하였다[1,2,3,11]

따라서 본 연구에서는 매식된 두개의 표준형 임플란트 중 하나를 협측 또는 설측으로 경사지게 한 후 금관을 서로 연결하여 제작된 임플란트 보철물에 축 및 사선 점하중을 부여했을 때 임플란트 구성체에 나타나는 응력의 양태를 분석하고자 하였다.

Ⅱ. 연구 재료 및 방법

1. 유한요소 모델의 설계

하악골 우측 제1, 2 대구치 부분에 임플란트를 식립하여 시멘트 유지형 교의치를 제작한 경우를 연구모델로 하였다(Fig. 1).

본 모델링에서는 치밀골, 해면골, 임플란트 고정체, 지대주, 나사, 나사산 입구를 콤포지트 레진, 상부치관으로 나누어 구성하고, 골구조 중 외부의 상부는 1.5 mm, 하부는 2 mm의 두께를 갖는 치밀골로 처리하였고, 그 내부는 모두 해면골로 처리하였다.

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 대칭으로 처리하였고, 임플란트 고정체는 골과 완전히 유착된 것으로 가정하였다.

실험모형은 요소 124,353, Node 23,672로 구성되고 유한요소는 4절점의 삼각뿔 형태인 Tetra Heron element를 사용하였다.

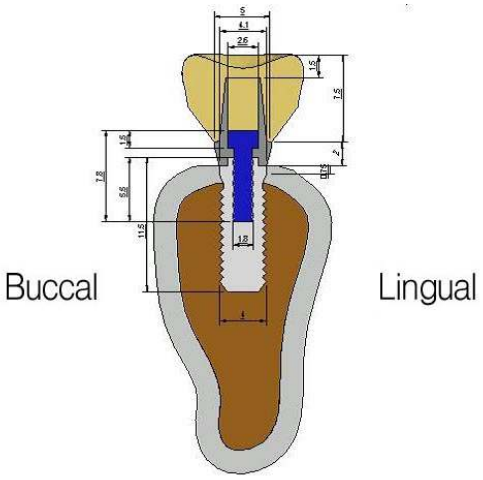

Fig. 1. Schematic representation of model.

2. 실험모형

본 연구에서 실험 Model 1은 고정체에 대해 15° 협측 경사된 고정체에 15° angled abutment를 사용하여 제1대구치 치관과 평행하게 제작하였고, 실험 Model 2는 고정체에 15° 설측 경사된 고정체에 15° angled abutment를 사용하여 제1대구치 치관과 평행하게 제작하였다(Fig. 2).

3. 하중조건 및 경계조건

하중조건 a는 치관의 중심와 중앙 부위에 직경 1 mm 원에 200N의 수직방향의 집중하중이 작용하도록 하였고, 하중조건 b는 치관 중심와로부터 2 mm 바깥쪽으로 빗김하중, 하중조건 c는 4 mm 바깥쪽으로 수직방향의 빗김하중이 작용하도록 하였다. 하중의 량은 선학들의 연구[4,5]에 따라 평균 교합력은 200N의 수직방향의 집중하중을 부여하고자 하였다.

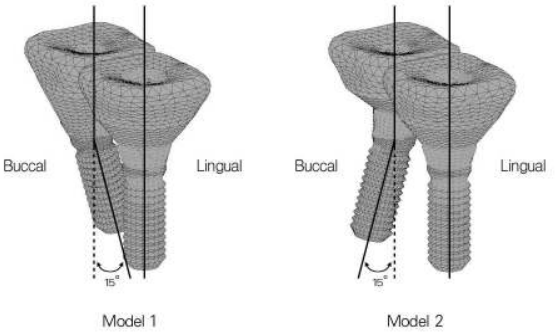

Fig. 2. Showing of buccal or lingual angulation on Model 1 and Model 2.

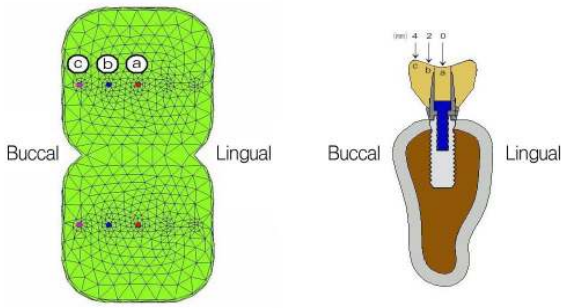

Fig. 3. Three loading conditions, a(center), b(2 mm offset) and c(4 mm offset).

경계 조건으로는 하악골의 양쪽 모서리 부분의 절단면 부분을 Ux, Uy, Uz 방향을 모두 구속하였고, 임플란트 구성성분 및 지지 골조직에서 변형이 허용되도록 하였다.

4. 물성치

유한요소법 분석에서는 구조의 배열이 삼차원 좌표계 내에서 등방성을 갖는 것으로 가정되나, 실제로 구조는 3차원 내에서 방향에 따라 약간씩 상이한 이방성을 가지게 되므로 구조에 사용된 재료의 등방성에 관련된 포와송 비를 계산과정에 포함시켜 이 문제점을 보완하고 발생된 응력의 크기와 분포를 비교하기 위해 탄성변형을 한다고 가정하였다.[11]

설계된 모형의 유한요소 해석을 수행하는데 필요한 재료의 물성치인 탄성계수(Young's modulus; E)와 포와송 비(Poisson's ratio; υ)는 선학들의 자료를 참고하여 이용하였다(Table 1).

5. 응력분석

삼차원 유한요소분석 프로그램인 NISA/DISPLAY Ⅳ (Version 10.0, Engineering Mechanics Research Corporation, USA)을 이용하여 산출되는 여러 가지 응력 값 중에서 유효응력(von-Mises stress)

Table 1. Material properties in this study

Material	Property	
	Young's Modulus ; E (GPa)	Poisson's Ratio ; υ
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

을 기준으로 각 실험군에서의 응력 분포를 비교 분석하였다.

결과는 전체응력의 분포상태와 최대응력 집중부를 식별하기 위해 유효응력을 기준으로 응력의 크기에 따라 색도로 표시하고 여러 가지 하중조건 하에서 각 실험 모형별로 발생되는 유효응력을 비교 분석하였다.

Ⅲ. 연구성적

1. 치조골 없는 전 구성성분에서의 응력

Fig. 4에서 보는 바와 같이 하중조건 a에서 응력이 모델의 종류와 상관없이 경사지지 않는 고정체에는 고정체의 경부를 중심으로 전체적으로 분산되지만 협측 경사진 model 1의 경우 고정체와 금관 연결부의 설측에, 설측 경사진 모델 2에서는 경사진 고정체의 협측에서 응력이 다소 높게 나타났다. 하중조건 b에서는 하중 a에 비해 model 1과 2에서 차이를 나타냈다. model 2의 경우 경사진 고정체와 경사지대치의 접합부, 그리고 고정체 경부에서 model 1에 비해서 높은 응력 양상을 보였다. 하중 조건 c에서도 model 2는 model 1에 비해 경사진 고정체와 경사지대치 접합부 상부를 중심으로 매우 높은 응력 분포를 나타내고 있었다.

2. 고정체의 응력

Fig. 5에서 보는 바와 같이 고정체의 응력양상은 하중조건에 따라 차이를 나타냈다. 하중 a의 경우 model 1, 2 모두 경사진 고정체의 경사 반대측에 응력이 집중되어 나타났다. 하중 b에서 model 1의 경사되지 않는 고정체에는 빗김하중 방향으로, 협측 경사된 고정체에는 협설로 응력이 나타난 반면, model 2에서는 model 1에 비교하여 경사되지 않는 고정체에 비해 설측 경사된 고정체의 협측방향 접합부에 더 많은 응력이 집중되어 나타났다.

하중 c에서 하중 b의 model 1, 2에서 유사한 응력분포를 보이고 있지만, 하중 b의 최대 주응력에 비해 하중 c에서는 더 높은 값을 보이며, 특히 하중 c의 model 2에서는 경사진 고정체의 반대측 접합부에 가장 높은 주응력 양상을 나타내었다.

3. 협설 절단된 모델에서의 응력

Fig. 6에서 보는바와 같이 하중 a에서 경사되지 않는 고정체의 응력 양태는 model 1이나 model 2의 경우 유사한 양태를 보이나 하중 b의 경우에서도 유사한 응력 양태를 보이고 있으나, 최대 주응력의 경우 model 1은 model 2에 비해 하중이 가해지는 부위에서 높게 나타났다.

하중 c의 경우에서도 응력의 분포 양상은 유사하였고, model 2의 최대 주응력은 model 1에 비해서 높았다.

Fig. 7에서 보는 바와 같이 경사진 고정체의 경우 하중 a의 model 1과 2에서 치경부쪽 응력 집중 양상이 경사의 반대 방향인 지대주, 고정체 부위에서 나타났다. 하중 b의 경우 model 1에 비해서 model 2의 경우 협측 치경부에 높은 응력 양태를 보이고 있었다. 하중 c에서 model 2는 model 1에 비해 협측 치경부에 높은 응력 양태와 최대 주응력 수치를 보이고 있었다.

4. 각 구성부의 최대 응력

전 구성성분, 지지골, 지대나사, 고정체, 지대주에 걸리는 von-Mises stress의 최대치는 Table 2와 같다.

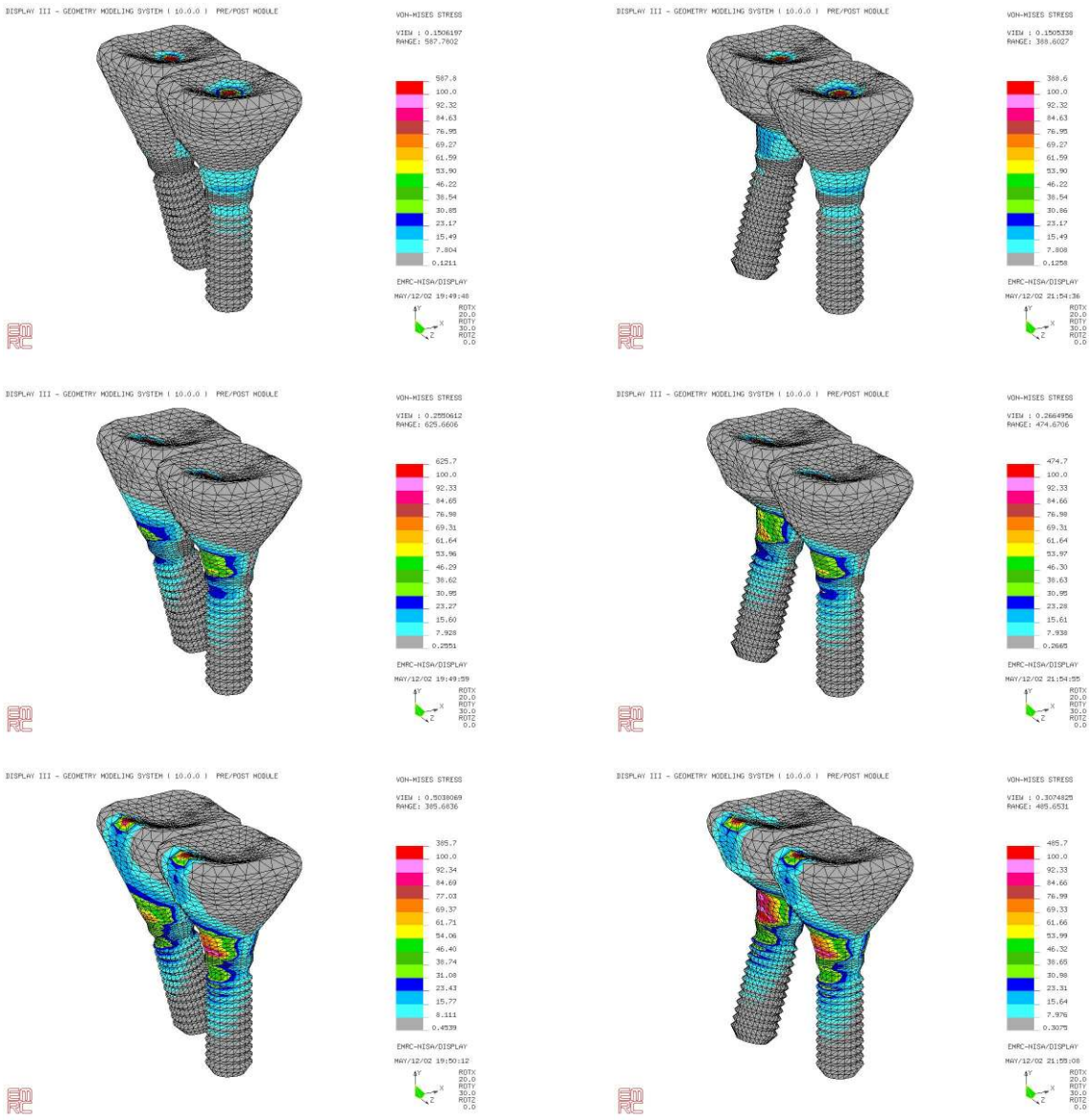

Fig. 4. The stress contour on implants of Model 1, 2 under loading condition a, b, c and a, b′, c′.

Table 2. Maximum von-Mises Stress in the components of implant(unit:MPa)

Load \ component / Model		All components	Fixture	Sec 1	Sec 2
Load a	Model 1	587.8	25.22	578.8	578.8
	Model 2	383.6	27.65	388.6	388.6
Load b	Model 1	625.7	41.64	625.7	625.7
	Model 2	474.7	73.4	474.7	474.7
Load c	Model 1	385.7	86.21	385.7	385.7
	Model 2	485.7	223.8	485.7	485.7

Sec 1: buccolingual section of fixture on the first molar

Sec 2: buccolingual section of fixture on the second molar

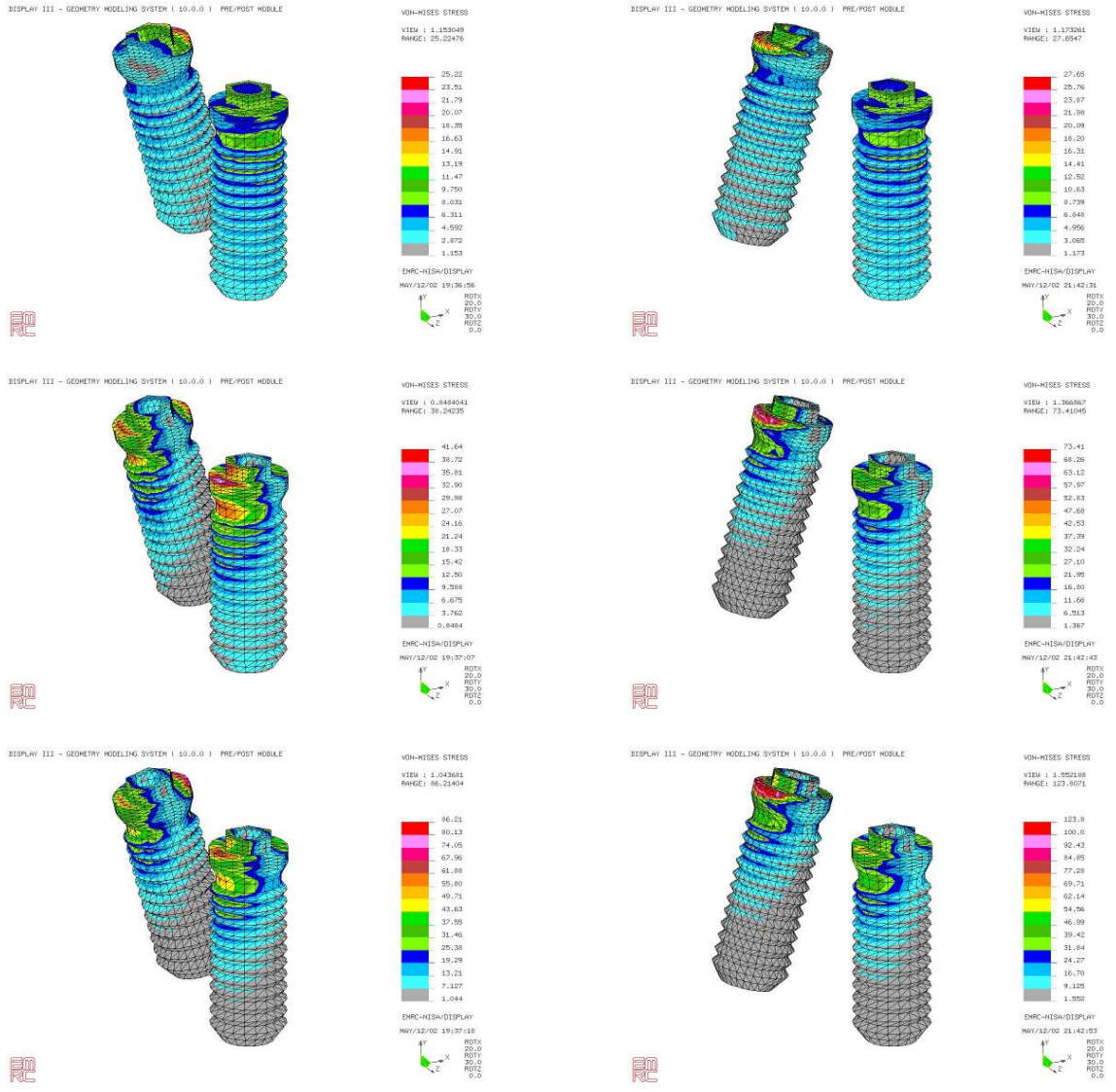

Fig. 5. The stress contour on fixture of Model 1, 2 under loading condition a, b, c and a, b′, c′.

Ⅳ. 총괄 및 고안

유한요소법은 임플란트와 주위 조직 사이의 역학적 현상을 관찰하면서 골-임플란트계면에서 하중의 전달은 하중의 종류, 임플란트와 보철물의 물질적 특성, 임플란트의 형태뿐 아니라 기하학적 구조, 길이 직경, 임플란트 표면의 구조, 골-임플란트 표면의 특성, 주위 골의 질과 양에 의해 좌우된다고 하였다[12].

따라서 다양한 하중에서도 적절한 응력 수준을 유지할 수 있는 최적화 된 임플란트의 기하학적 형태가 필요하지만 골 흡수가 있는 여러 임상적 조건하 이상적인 매식을 유도하기는 어렵다. 이러한 측면에서 보자면, 다양한 매식조건 하에서 어떠한 교합면 설계와 하중조건의 부여가 필요한지에 대한 정보가 필요하다. 즉 본 연구에서는 유한요소법을 통하여 표준형 임플란트 2개 중 하나를 협측 또는 설측으로 경사지게 하여 제작된 2가지 유한요소 모델에 축하중 조건과 빗김하중에서 발생하는 응력을 분석하고자 하였다.

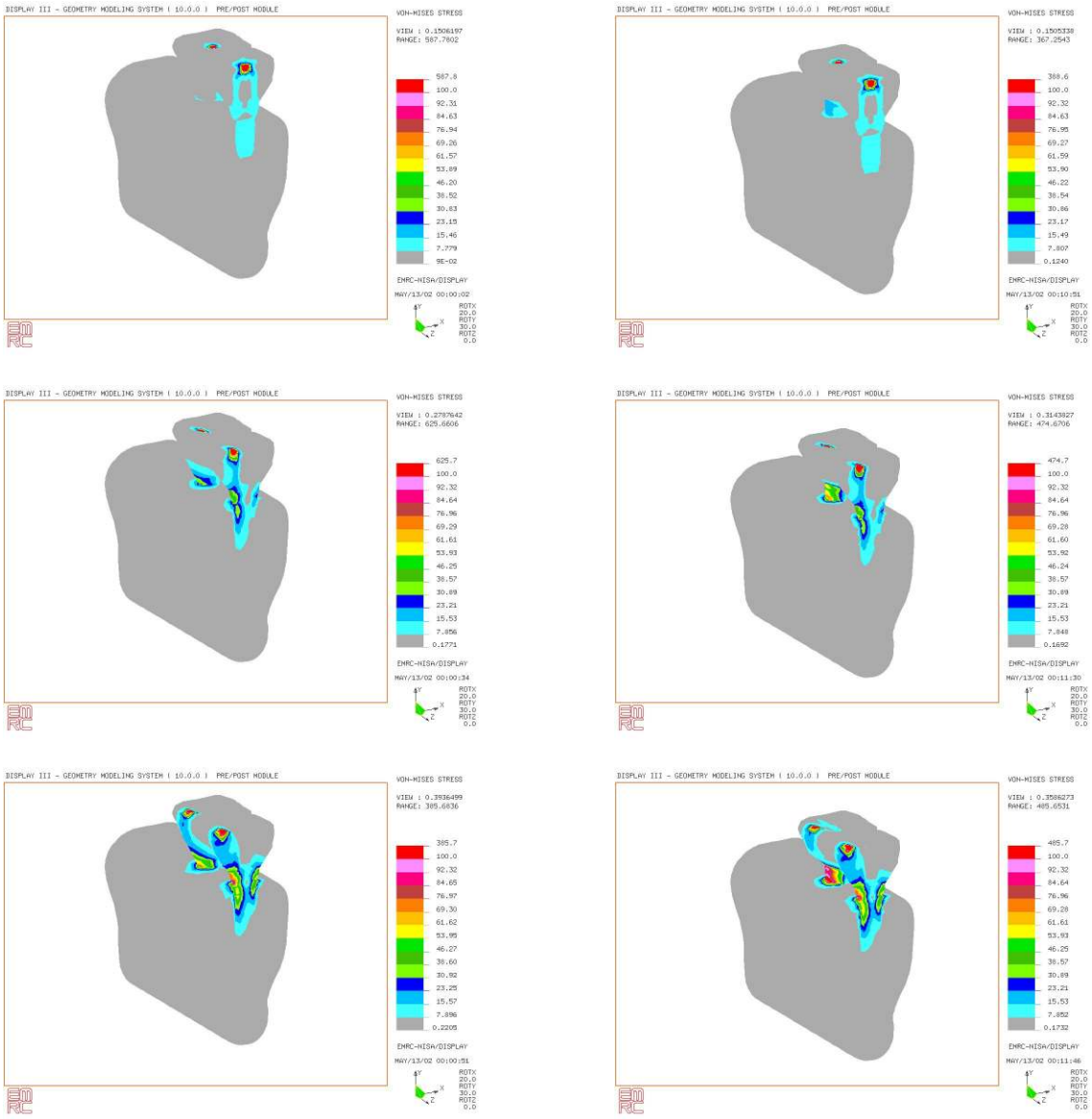

Fig. 6. The stress contour on buccolingual section of nonangulated fixture of Model 1, 2 under loading condition a, b, c and a, b′, c′.

본 연구에서 지지골에서의 응력양상은 하중조건과 경사방향에 따라 차이를 나타내고 있었다. 수직하중이 중심와에 가해진 하중조건에서 Model 1, 2의 경사지지 않는 고정체의 경우 장축을 따라 응력이 고르게 분산되는 양상을 보이며, 경사된 고정체의 경우 경사진 방향과 반대 방향으로 응력이 전달되는 양상을 나타냈다.

이러한 점에서 고정체의 경사방향은 응력분포와 전달에 영향을 미친다는 점을 알 수 있다. 그러나 축하중이 중심와에서 협측으로 가해진 하중조건에서 경사지지 않는 고정체의 경우 모델 1, 2에서 유사한 응력분포 양태를 나타냈으나 경사진 모델의 경우에는 응력이 작용하는 방향으로 응력이 분포 전달되는 양상을 보였다. 즉 고정체의 경사 방향은 응력분포에 영향을 미치므로 경사진 고정체일수록 임플란트 보철물의 교합면 설계시 교합 하중의 방향이 고정체 장축을 향하도록 유도하는 것이 생역학적으로 유리하리라고 사료되었다.

Misch 등[13]도 골은 압축력이나 인장력이 그 장축으로 전달될 때 가장 강하지만 하중이 30° 정도 기

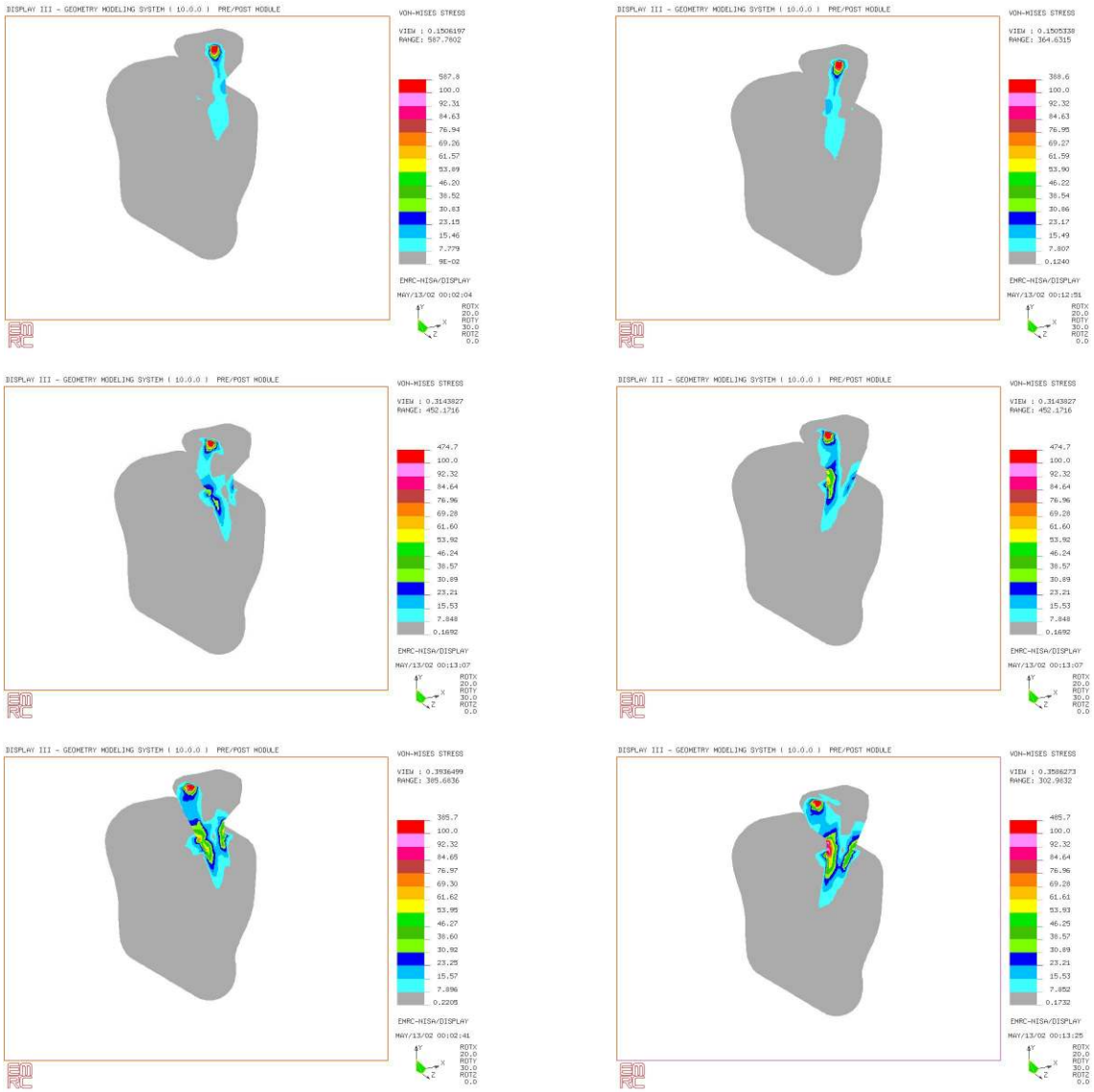

Fig. 7. The stress contour on buccolingual section of angulated fixture of Model 1, 2 under loading condition a, b, c and a, b′, c′.

울어진 경우에 압축강도는 11% 감소하고 인장 강도가 25% 감소한다고 보고한바 경사는 응력분포에 영향을 미치는 요소로 고려되었다.

하중이 가해지는 방향에 따라서도 중심와에 하중이 가해지는 경우에는 임플란트 고정체 상부를 따라 골 접촉부인 치밀골과 해면골에 응력이 분산되는 양상을 보이나 하중이 빗김하중으로 전환되면서 고정체의 경부 쪽으로 집중되는 양상을 나타내고 있었다. 이러한 점은 빗김하중이 2 mm, 4 mm로 바뀌짐에 따라 양상의 차이를 보이며 최대 주응력에서도 높은 차이를 보이고 있었다.

본 연구에서의 유한요소모델은 1.5 mm 두께의 등방성을 지닌 치밀골로 설계하였고 해면골에서의 골유착율을 100%로 가정하였다. Clelland[14] 등은 2차원 유한요소모델을 사용하여 여러 가지의 망상골, 피질골 상태를 가진 골 모델에서 Steri-Oss 임플란트를 연구하여 망상골 모델의 경우에 낮은 응력과 높은 장력이 임플란트의 근첨부를 중심으로 나타나지만, 피질골이 첨가된 모델에서 더 높은 치조골 능부의 응력이 더 높고 근첨부 장력이 낮게 나타났다고 하였다. 또한 등방성으로 설정한 피질골의 두꺼운 층은 더 얇은 층에 비해 응력이 최소 50% 정도 감소되며, 피질골층을 횡등방성으로 가정하는 것은 등방성에 비교하여 약 25% 정도 응력과 인장력을 증가시킨다하여 치조골능의 두께와 골의 등방성은 응력과 인장력에 큰 영향을 준다고 하였다. Holmes 등[15]은 골내 임플란트에 대해서 교합력의 전달에 대한 골의 영향을 실험하기 위해 유한요소분석을 사용하여 매우 두꺼운 피질골을 가진 골에 임플란트 식립은 더 적은 미세운동을 보였고 응력집중을 감소시켜서 매식체 안정과 조직 유착의 경향을 증가시킨다고 보고하였다.

Papavasilious 등[16]은 피질골의 부재는 접촉면간의 응력을 증가시킨다 하였고, Patra 등[17]은 골유착률을 25%, 75%, 100%로 구분한 연구에서 피질골은 대부분의 하중을 견디며 과부하는 치조골능의 흡수를 야기하며 치조골능의 흡수가 증가되면서 하중의 대부분은 더 약한 망상골 조직으로 직접 전달된다는 것을 보여주었다.

본 연구에서도 하중이 빗김하중으로 바뀌짐에 따라 피질골부 쪽으로 응력집중이 발생하고 있는 바 이러한 점에서 하중의 작용방향과 해면골에서의 유착율, 그리고 치밀골의 두께는 응력발생에 영향을 미치는 것으로 사료되었다.

또한 본 연구에서 중심와 축 하중 하에서, 경사되지 않은 고정체의 경우 고정체와 지대치 연결부을 중심으로 분산되나 협측이나 설측으로 경사진 고정체의 경우 근원심측에 발생한 응력은 협설측 응력보다 매우 작다는 것을 보여주었다.

Clelland 등[14]은 축 하중 하에서, 근원심적 응력은 협설측 응력보다 매우 작으며 골에서의 최대응력은 collar의 상부에서 설측이었으므로 임플란트에서 협설측으로 응력전달의 임상적인 중요성이 결정되어야만 한다고 하였다.

주위골의 질과 양은 임플란트에서 골로의 응력전달에 영향을 준다[18,19]. 타이타늄 임플란트에서 응력집중은 임플란트의 경부에서 발생하지만 높은 교합력의 경사진 하중은 임플란트를 둘러싼 골의 탄성 한계를 넘어 피질골의 미세골절을 야기한다. 또한 Clift 등[18]은 하중 전에 9 MPa에서 18 MPa의 범위에서 응력을 견딜 수 있는 임플란트 경부 주위의 골질 상태를 중요시하여 매식과 골유착 후 실패는 골질의 국소적 피로에 따른 경부에서의 흡수에 따른 것이라 하였다.

유한요소모델 분석법을 치과용 임플란트에 적용했을 때, 수직적, 수평적 힘(모멘트 유발 힘) 뿐 아니라, 수직과 수평이 합쳐진 힘인 경사진 교합력을 고려하는 것도 중요하다. 왜냐하면 경사진 교합력이 구강 내에서 가장 많이 나타나는 교합방향이고 이는 피질골에 가장 높은 국소적인 응력을 유발하기 때문이다. Barbier 등[20]은 유한요소의 실험과 성견의 하악에 심은 IMZ 임플란트 주위의 골 개조에 대한 수직적, 비수직적 교합력의 영향을 관찰한 후 골조직에서 계산된 응력 분산과 동물에서의 개조현상 사이에는 높은 연관성이 있다고 보고하였다.

또한 골 개조 현상이 높은 부위는 응력이 가장 높은 부위에서 함께 일어나고 수직적 비수직적 하중 사이에서의 개조의 차이는 발생된 응력의 수평적 응력 성분에 의해 결정되므로 수평 하중을 피하거나 최소화하는 것이 중요하다고 하였다.

이러한 점에서 경사진 임플란트의 경우 교합력이 사선으로 작용될 가능성이 높으므로 경사진 고정체의 교합면상 교합접촉의 설정 시 고정체와 지대주의 경사를 고려하여 저작 시 치조골에서의 응력집

중을 감소하기 위해서는 장축과 수직이 되는 범위에 설정하는 것이 바람직할 것으로 사료되었다.

Zhang 등[21]은 임플란트에 대한 서로 다른 탄력 범위에서 3차원의 유한요소모델을 가지고 동적인 하중과 정적인 하중을 비교한 후 동적인 하중은 탄력 지수가 다양할 때 응력 수준에 큰 영향을 미칠 뿐 아니라 골-임플란트 계면에 더 큰 최대 응력을 발생시킨다고 하였다.

그러나 본 연구에서 임플란트에 정적인 하중조건과 동일한 탄성조건을 부여하였으므로 향후 다양한 양상의 교합력과 골질의 탄성조건을 고려하는 연구가 진행되어야 할 것으로 사료되었다.

Ⅴ. 결 론

2개의 표준형 고정체 중 후방 고정체 하나를 협측으로 매식한 후 금관을 서로 연결한 모델과 후방 고정체 하나를 설측으로 매식한 후 금관을 서로 연결한 모델에 200N의 축하중을 중심와, 중심와로부터 2 mm 협측으로 빗김하중, 4 mm 협측으로 빗김하중을 부여한 후 임플란트 구성체에 발생하는 응력을 3차원 유한요소법으로 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 축하중이 중심와에 작용되었을 때 경사지지 않는 고정체에는 고정체의 경부를 중심으로 전체적으로 분산되지만, 협측 경사진 모델에서는 고정체와 금관 연결부의 설측에, 설측 경사진 모델에서는 경사진 고정체의 협측에서 응력이 다소 높게 나타났다.
2. 빗김하중이 증가할수록 협측 경사진 모델의 고정체에는 협설 양측으로 응력이 나타난 반면, 설측 경사진 모델에서는 고정체의 협측방향 접합부에 더 많은 응력이 집중되어 나타났다.

결론적으로 임플란트가 협설로 경사되었을 때 빗김 하중이 증가됨에 따라 하중이 가해진 방향으로 고정체 경부에 응력이 집중되는 경향을 보여주었다.

따라서 협설로 경사지게 매식되었을 때는 편측 교합력이 가해질 때 지대주 경부에 발생하는 응력을 줄일 수 있게 고정체를 중심으로 한 축하중을 부여할 수 있도록 교합면을 설계하는 것이 바람직할 것으로 사료되었다.

참 고 문 헌

1. 김민호, 박영록, 계기성 : 임플란트 고정체의 매식경사에 따른 응력분석, 『대한턱관절기능교합학회지』, *18(4)* : 321-329, 2002.
2. 이태엽, 강동완 : 임플란트 고정체의 매식경사에 따른 응력분석, 『대한턱관절기능교합학회지』, *18(4)* : 321-329, 2002.
3. 허성주, 한종현, 정종평. 골유착성 임프랜트 고정체의 설계변화에 따른 응력분포에 관한 삼차원 유한요소 분석적 연구, 『대한치과보철학회지』, *35* : 609-619, 1997.
4. 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 diameter, implant shape, and load direction." *J Oral Implantol 24* : 80-88, 1998.
5. Ma Xuanxiang LT., "Single implant prosthesis. In: Geng Jianping, editor. Newly developed technology of prosthetic dentistry in China in 1990s. Cheng 여: Sichuang Science and Technology Publishing House; p.1-20, 1998.
6. Holmes DC, Loftus JT., "Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants." *J Oral Implantol., 23* : 104-111, 1997.
7. Matsushita Y. Kitoh M, Mizuta K, Ikeda H, Suetsugu T., "Two-dimensional SEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution." *J Oral Implantol., 16* : 611-616, 1990.
8. Meijer GJ, Starmans FJM, de Putter C, van Blitterswijk CA., "The influence of a flexible coating on the bone stress around dental implants." *J Oral Rehabil., 22* : 105-111, 1995.
9. Craig RG., "Restorative dental materials." *St Louis: Mosby*, 1997.
10. Stanford, C.M., Brand R.A., "Toward an understanding of implant occlusion 1996
11. Zhang JK, Chen ZQ., "The study of effects of the elastic modulus of the materials substitute to human hard tissues on the mechanical state in the implant-bone interface by three-dimensional anisotropic finite element analysis." *West China J Stomatol 16* : 274-278, 1998.

12. 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.
13. Misch CE, Bidez MW, "Implant protected occlusion: a biomechanical rationale" *Compend Cont Educ Dent, 15(11)* : 1330-1343, 1994.
14. 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* : 391-398, 1991.
15. Mailath G, Stoiber B, Watzek G, Matejka M., "Bone resorption at the entry of osseointegrated implants-a biomechanical phenomenon." *Finite element study [in German]. Z Stomatol., 86* : 207-216, 1989.
16. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA., "Three-dimensional finite element analysis of stress-distrivution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function." *J Prosthet Dent., 76* : 633-640, 1996.
17. Patra AK, DePaolo JM, D'Souza KS, DeTolla D, Meenaghan MA., " Guidelines for analysis and redesign of dental implants." *Implant Dent., 7* : 355-368, 1998.
18. 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* : 233-241, 1992
19. Geng J, Liu H., "Exceptional prosthodontics. Hong Kong" *Hong Kong Tranfor Publishing Co Ltd*, p.60-76, 1999.
20. 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* : 847-858, 1998
21. Rieger MR, Fareed K, Adams WK, Tanquist RA., "Bone stress distribution for three endosseous implant s." *J Prosthet Dent., 61* : 223-228. 1989. and strain adaptive bone modeling and remodeling." *J Prosthet Dent., 81* :
21. Zhang JK, Chen ZQ., "The study of effects of the elastic modulus of the materials substitute to human hard tissues on the mechanical state in the implant-bone interface by three-dimensional anisotropic finite element analysis." *West China J Stomatol 16* : 274-278, 1998.