

# 하악구치부 피질골 engagement가 임플란트 하중전달에 미치는 영향에 관한 3차원 유한요소법적 응력분석

부산대학교 치과대학 치과보철학교실

## 정 창 모

### I. 서 론

임플란트 치료에 있어 골유착 개념의 소개는 구강 기능회복술에 새로운 장을 열었으며, 장기간의 임상 보고<sup>1-4)</sup> 및 많은 실험연구 등을 통하여 이러한 골유착성 임플란트의 임상적 효율성이 입증되고 있다.

그러나 비록 골유착성 임플란트의 성공률이 매우 높은 것으로 보고되고 있으나 아직 적지 않은 임플란트의 실패가 일어나고 있으며, 임플란트 지지골의 하중지지능력의 한계를 넘어선 국소적인 과도한 응력집중이 임플란트 실패의 중요한 요인 중에 하나로 간주되고 있다<sup>5-10)</sup>.

따라서 과거부터 임상가들은 임플란트 지지골에 가해지는 하중의 크기를 감소시키기 위한 지속적인 노력을 기울여 왔으며, 동시에 지지골 자체의 하중 지지능력에 영향을 줄 수 있는 여러 가지 요소에 대한 고려의 필요성을 강조하고 있다.

피질골은 조직학적으로 층판골로 이루어져 있고 고도로 석회화가 되어 있는 치밀골로서 해면골에 비하여 극한 압축 또는 인장강도가 매우 높아 하중 지지능력이 우수하다<sup>10-12)</sup>. 따라서 임플란트를 피질골에 engagement시킴으로써 피질골에 의한 지지효과를 얻을 수 있을 뿐만 아니라 임플란트와 골 계면간의 접촉면적이 증가되며<sup>11,13)</sup>, 초기고정효과가 높아지고 치유기간이 짧아지며<sup>11-12)</sup>, 임플란트와 골간의 전단 또는 인장결합강도가 증가된다는<sup>14,15)</sup> 등 피질골

engagement에 따른 여러 가지 잇점들이 과거부터 여러 선행들에 의하여 주장되어 왔다.

임상적으로 임플란트를 피질골에 engagement하는 방법은 unicortication과 bicortication으로 구분할 수 있는데 unicortication은 골능 피질골(crestal cortical bone)에만 임플란트 나사선을 engagement시키며, bicortication은 골능 피질골과 기저부 피질골(apical cortex) 모두에 임플란트를 engagement시키는 술식이다<sup>11,12,16-18)</sup>.

이론적으로 bicortication은 생역학적인 관점에서 unicortication에 비하여 교합압에 대한 피질골로부터의 지지효과 및 굽힘 저항성(bending resistance)을 증가시키고, 또한 보다 우수한 초기 고정효과 및 짧은 치유기간 등의 장점을 제공할 것으로 기대하고 있다<sup>12)</sup>.

Bicortication을 위하여 일반적으로 하악 중앙결합부(symphysis) 하연, 하치조관 상벽 또는 상악동저나 비강저같은 부위들이 기저부 피질골로 이용되고 있으나<sup>12,16,19)</sup>, 하악 구치부에서 하치조관으로 인하여 충분한 길이의 임플란트 식립이 불가능한 경우 혹은 골능 피질골이 얇거나 골질이 불량한 경우에 있어서 하악골의 형태가 적절하다면 임플란트의 식립각도를 변화시켜 하악 설측 피질골로부터 bicortication의 효과를 얻을 수 있다는 가능성이 몇몇 문헌<sup>11,18)</sup>을 통하여 언급되고 있다.

그러나 위에서 언급한 bicortication은 주로 임상적

본 연구는 부산대학교병원 임상연구비와 부산대학교 기성회재원 학술연구조성비에 의한 연구임.

경험이나 이론에 근거하여 시행되고 있을 뿐 bicortication이 임플란트 지지골내 응력분포에 미치는 영향에 대한 연구는 미약한 편이며, 근자에 보고된 몇몇 연구<sup>16,19)</sup>에서도 주로 피질골의 두께가 충분한 하악 중앙결합부의 피질골을 2차원으로 단순화시킨 실험 모형에서의 응력분석결과만을 보고하고 있을 뿐 악골의 복잡한 기하학적 형태, 임플란트의 식립각도, 피질골의 두께 등 여러 가지 요소가 임플란트 지지골내 응력분포에 영향을 줄 수 있는 하악 구치부에서 임플란트 근단부의 설측 피질골 engagement에 따른 응력분포 변화에 관한 연구는 거의 보고된 바가 없다.

임플란트 보철물을 통한 지지골로의 기능하중 전달은 건강한 치주인대를 갖고 있는 자연치의 경우와는 매우 다르다<sup>20-23)</sup>. 자연치는 주로 치주인대로 인하여 수직 또는 수평으로의 점탄성 변위를 하는 반면 골유착성 임플란트에서는 상부보철물, 임플란트 및 지지골 등의 탄성변형과 고정나사의 굴성 등으로 인하여 변위가 일어난다<sup>24-26)</sup>. 이러한 동요도의 차이는 서로 다른 생체기능성을 보일 것이며 임플란트의 장기적인 성공에 영향주는 중요한 요소가 될 수 있다<sup>27)</sup>.

기존의 몇몇 임플란트 시스템들은 임플란트와 상부 보철물사이에 부드러운 플라스틱 탄성체를 사용하여 자연치와 유사한 동요도를 제공함으로써 골유착성 임플란트와 자연치의 고정성 연결 가능성을 주장하고 있으며 과거 이러한 주장을 뒷받침할 만한 여러 가지 연구가 보고된 바 있다<sup>23,27-32)</sup>. 그러나 지금까지 관심의 대상이었던 자연치와의 연결 문제를 떠나 오직 임플란트에 의해서만 지지되는 보철물에서도 이러한 탄성체가 필요한 것이며 실제로 임플란트 지지골에 발생하는 응력분포에 어떠한 영향을 주는가에 대한 연구검토가 필요하리라 생각된다.

이에 본 연구에서는 실험모형의 단순화를 위하여 단일 임플란트가 식립된 피질골과 해면골로 이루어진 하악 구치부의 삼차원 유한요소 모형을 설계한 후 피질골 engagement와, 부가적으로 플라스틱 탄성체의 사용에 따른 응력분산효과를 알아 보고자, 1) 임플란트 경부주위의 피질골 결손(crestal perimplant defect), 2) 임플란트 근단부의 설측 피질골 engagement, 3) IMZ임플란트(Friedrichsfeld GmbH, Mannheim, Germany)의 POM(poly-

oxymethylene) 내가동연결장치(intra-mobile connector)의 사용, 4) 교합접촉점의 위치 등을 변수로 임플란트 주위 지지골내 발생하는 응력분포를 상호 비교분석하였다.

## II. 연구 재료 및 방법

임플란트가 식립된 구치부 하악골의 3차원 유한요소모형을 설계하기 위하여, 먼저 비교적 잔존 치조골 흡수가 적은 사체의 무치악 하악골 제 2대구치부위를 협설측으로 절단하여 하악골 외형의 크기를 측정하였다. 이 측정치와 하악 구치부 피질골 두께에 관한 선학들의 연구자료<sup>33-35)</sup>를 이용하여 피질골과 해면골로 이루어진 2차원의 모형을 설계한 후 이 모형을 z축 방향으로 extrusion시켜 3차원 구치부 하악골 모형을 제작하였다(Fig. 1).

이때 임플란트 경부주위에 피질골 결손부위가 존재하는 실험모형 설계를 위하여 3차원 구치부 하악골 모형의 골능 피질골 중앙부위에 7mm 직경의 결손부를 형성함으로써, 임플란트 경부 주위로 약 1.5mm의 피질골 결손부가 존재하게 되는 추가적인 악골모형을 설계하였다(Fig. 1, 2).

임플란트와 상부구조물은 2차원 모형의 중심을 y축을 기준으로 360° 회전시킨 축대칭 모형을 이용하였는데, 임플란트의 기본구조와 크기(길이 15mm × 직경 4mm)는 IMZ 임플란트를 실측하여 사용하였으며 임플란트 상부 구조물은 보철물, 보철물 고정나사, 내가동연결장치, 임플란트 지대치로 나누어 각각 서로 다른 물성치를 대입할 수 있도록 설계하였다. 특히 Fig. 3에 굵은 실선으로 표시하여 나타낸 보철물과 보철물 고정나사 그리고 내가동연결장치 사이에는 접촉면의 수직방향의 압축과 접선방향의 전단을 지지할 수 있는 gap요소를 두어 이 부위에서는 상부 구조물간에 서로의 운동을 구속하지 않는 보다 실제와 유사한 모형이 되도록 설계하였다. 그러나 고정나사들로 연결되는 각 부위들은 나사선의 모양을 생략하고 하나의 구조물로 단순화시켰으며, 임플란트 근단부에서는 설측 피질골에 engagement가 용이하도록 원형의 근단부 모양을 각이진 원주의 형태로 수정하여 설계하였다.

또한 보철물 교합면 중심좌에 하중을 용이하게 하기 위하여 보철물 고정나사를 위한 교합면 구멍을

생략하였으며, 하중시 보철물 고정나사 머리 상면과 보철물 내면과의 접촉이 일어나지 않도록 사이에 충분한 공간을 부여하였다.

이렇게 설계된 3차원 임플란트와 3차원 상부구조물을 악골모형에 이동시켜 위치시킬 때 임플란트의 설측 피질골 engagement 유무에 따라 두가지 설계를 하였는데, 하나는 교합면에 수직으로 식립된 임플란트를 가정하여 하악골을 이등분하여 임플란트를 정중부위에 수직으로 위치시킨 모형과, 둘째는 대합치와의 교합관계를 고려하여 가능한 상부 보철물 교합

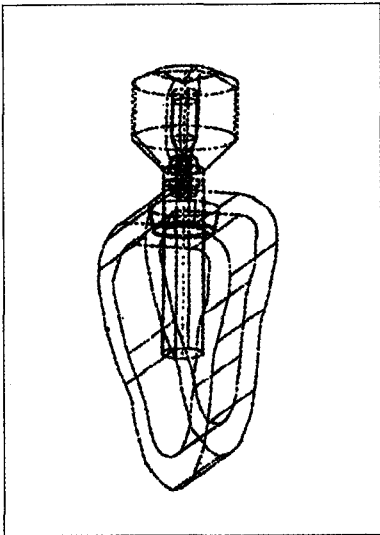


Fig. 1. A three dimensional method simulating gold crown restored with implant in mandibular second molar site.

면의 수평이동이 없도록 임플란트를 약 2.5° 설측으로 기울여서 임플란트 근단부의 모서리 부분을 설측 피질골 두께의 약 1/2까지 engagement시킨 모형으로 각각 설계하였다(Fig. 2).

모든 실험모형에서 골과 임플란트의 접촉면은 결체조직이 개재되지 않은 골유착을 가정하여 절점을 서로 공유하도록 하였으며, 하중시 실험모형을 고정시키기 위하여 고정점을 하악골 기저부 협설 약 1/4 부위에 설정하여 x, y, z축 방향으로 고정하였다.

각 실험모형을 절점당 3자유도를 갖는 3차원 solid element인 4 node tetrahedral element와 8 node hexahedral element를 이용하여 model A(node:2580, element:8186), model B(node:3175, element:9733), model C(node:3286, element:11260), model D(node:4017, element:14507)의 4가지 최종 유한요소모형의 설계를 완성하였다(Fig. 2).

모형의 물리적 특성은 균질성, 등방성, 선형탄성으로 가정하였고, 응력계산을 위하여 필요한 각 재료의 탄성계수와 프와송비는 선학들의 보고<sup>23,36-39)</sup>를 참고로 이용하였으며(Table 1), 다만 내가동연결장치의 사용 유무에 따른 실험조건에 따라 설계된 내가동연결장치 부위에 titanium 혹은 POM의 물성치를 각각 대입하여 계산하였다.

하중조건은 중심교합에서만 교합접촉을 전제로 평균 교합력에 대한 선학들의 보고<sup>40-43)</sup>를 근거로 150N의 정하중을 모형의 수직 방향과 평행하게 보철물 교합면 중심과 또는 협측 교두정에 각각 집중

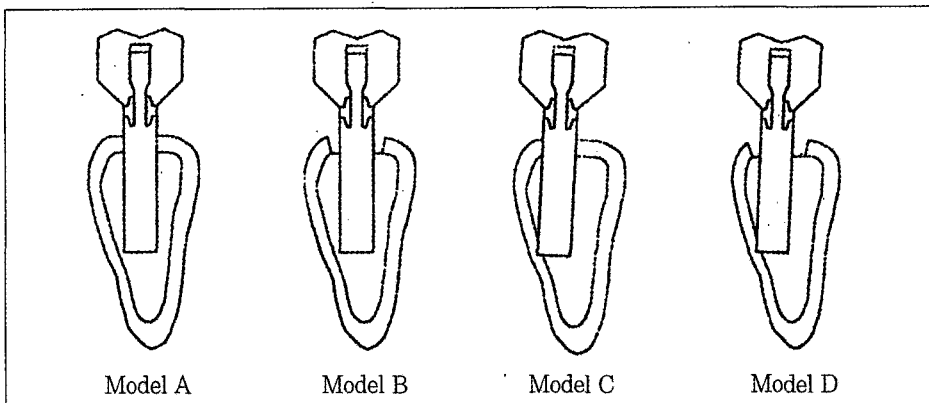


Fig. 2. Buccolingual cross sectional illustration of models. (Model A, centrally placed implant ; Model B, centrally placed implant with crestal peri-implant defect ; Model C, implant engaging both crestal and lingual cortical plates ; Model D, implant engaging only lingual cortical plate with crestal peri-implant defect)

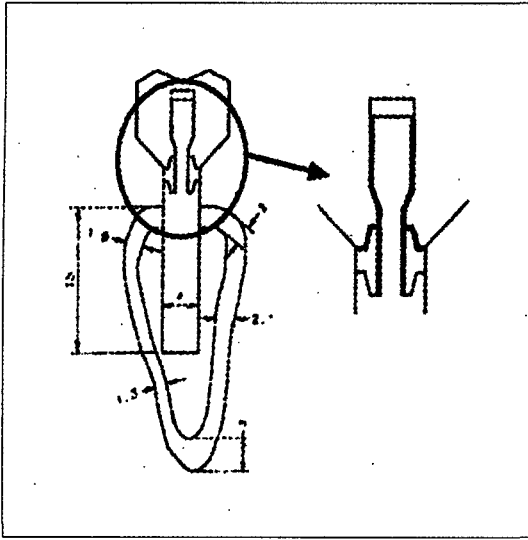


Fig. 3. Buccolingual cross section illustrating thickness of cortical plate and length/width of implant. Bold line in circle indicates interface of superstructure components at which gap elements are designed.

하중으로 가하였다.

따라서 본 실험에서는 임플란트 경부주위의 피질골 결손부, 설측 치밀골 engagement에 따라 4가지 종류의 실험모형을 설계하고, 이 실험모형들에 내가동연결장치와 하중의 종류를 달리하여 총 16가지의 응력분석을 시행하였다.

이러한 유한요소모형의 설계과정(preprocessing), 계산과정(solving) 및 결과를 컴퓨터 모니터 상에 디스플레이 시키는(postprocessing) 일련의 모든 과정은 유한요소 프로그램인 I-DEAS Master Series 4(Structural Dynamics Research Corporation, Ohio, U.S.A.)를 사용하여 HEWLETT PACKARD MODEL 715/64 WORKSTATION에서 이루어졌다.

각 실험조건에 해석결과로부터 먼저 화면에 나타나는 3차원 모형과 응력집중이 예견되는 임플란트와 하악골을 협설측으로 절단한 전두절단면에서의 전체적인 주응력, 등가응력, 변위 등 응력분포와 변위의 경향을 관찰분석한 다음, 실험조건에 따른 임플란트 지지골에 발생하는 응력분포 경향의 상호 비교를 용이하게 하기 위하여 Fig. 4에서와 같이 임플란트와 지지골 계면을 따라 설정한 기준점들의 등가응력 수치를 구하여 상호 비교분석에 이용하였다.

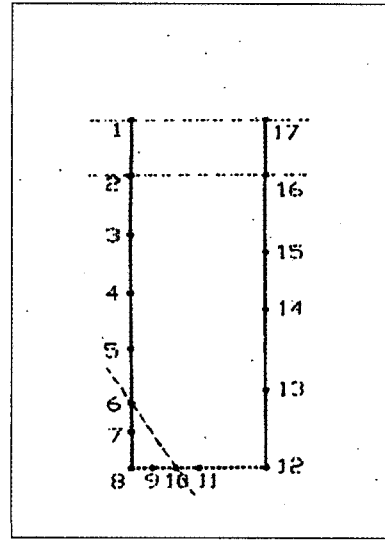


Fig. 4. Reference points for the comparison of stresses along bone-implant interface in buccolingual section. Dotted line indicates inner surfaces of cortical plate engaged by implant.

Table 1. Physical properties of each material

Material	Elastic modulus(MPa)	Poisson's ratio
Titanium	103,400.0	0.35
Cortical bone	13,700.0	0.30
Cancellous bone	1,370.0	0.30
Type III gold	100,000.0	0.33
Polyoxymethylene	3,447.0	0.35

### Ⅲ. 연구 성적

동일 하중조건하에서 각 실험모형들간의 응력분포 차이의 비교를 용이하게 하기 위하여 중심과 하중과 협측 교두정 하중에 따른 임플란트와 지지골 계면을 따라 설정한 기준점들의 등가응력 수치들을 Fig. 5와 6에 그래프로 각각 정리하여 나타내었다.

먼저 각 실험모형에 따른 전반적인 응력분포를 살펴보면, 골능 피질골이 존재하고 임플란트가 수직으로 위치되어 있는 모형(model A)에서는 중심과 하중시 협설측 골능 피질골에 가장 높은 응력이 집중되고 해면골에서는 임플란트 근단 설측 모서리 부위에 비교적 높은 응력이 집중되었으며 전체적으로 설측이 협측보다 약간 높은 응력을 나타내었다. 협측 교

두정 하중시에는 협측 골능 피질골로 매우 높은 응력이 집중이 나타났으며 해면골에서는 임플란트 근단 기저면의 중간부위(Fig. 4: 기준점 11)를 중심으로 중심과 하중에 비하여 협측으로 약간의 응력증가와 설측으로 약간의 응력감소가 관찰되었다.

임플란트 경부주위로 골능 피질골 결손부가 있고 임플란트가 수직으로 위치되어 있는 모형(model B)에서는 골능 피질골이 존재하는 모형(model A)에 비하여 골능 피질골 응력집중 대신 전반적인 해면골 응력증가를 보였으며, 중심과 하중시 임플란트 근단 설측 모서리에서 가장 높은 응력집중이 나타났고 전체적으로 설측이 협측보다 높은 응력을 보였다. 협측 교두정 하중시에는 임플란트 협측 경부에 가장 높은 응력이 집중되었으며, 이 모형 역시 임플란트 근단 기저면 중간부위를 중심으로, 협측으로 응력증가와 임플란트 설측경부를 제외한 설측부위의 응력감소가 관찰되었으나 골능 피질골이 존재하는 모형에 비하여 응력변화의 폭이 크게 나타났다.

골능 피질골과 설측 피질골 모두에 bicortication시킨 모형(model C)에서는 중심과 하중시 임플란트 근단 기저면에서 설측 피질골과 해면골이 만나는 부위(Fig. 4: 기준점 10)에 가장 높은 응력이 집중되었으며, 골능 피질골에도 응력이 집중되었는데 설측에 비하여 협측에 더 높은 응력이 나타났다. 협측 교두정 하중시에는 협측 골능 피질골에 가장 높은 응력집중이 나타났으며, 중심과 하중시보다 협설측 골능 피질골의 응력은 매우 증가한 반면 임플란트 근단부가 engagement된 설측 피질골에 집중된 응력의 크기는 감소하였다.

이 bicortication 모형(model C)과 골능 피질골에만 unicortication시킨 모형(model A)사이의 응력분포의 차이는 bicortication시킨 모형에서 engagement된 임플란트 근단 기저면의 설측 피질골에 나타난 국소적인 응력집중과, 중심과 하중시 engagement된 임플란트 근단부 협측으로의 해면골및 골능 피질골에 나타난 응력증가와 설측으로의 응력감소였다. 또한 협측 교두정 하중시는 중심과 하중시와 유사한 경향을 나타냈으나 bicortication시킨 모형에서 설측 골능 피질골에 비교적 큰 응력증가가 나타났다.

임플란트 경부주위로 골능 피질골 결손부가 있고 임플란트 근단부만이 설측 피질골에 engagement된 모형(model D)에서는 역시, 골능 피질골 응력집중

대신 전반적인 해면골 응력증가를 보였으며, 중심과 하중시 engagement된 임플란트 근단 기저면에서 설측 피질골과 해면골이 만나는 부위에 가장 높은 응력이 집중되었고, engagement된 설측 피질골 부위의 전반적인 응력의 크기가 bicortication 모형(model C)에 비하여 약간 증가하였다. 협측 교두정 하중시에는 임플란트 치경부 협설측으로 응력이 집중되었으며, 임플란트가 engagement된 설측 피질골에도 응력이 집중되었으나 중심과 하중에 비하여 응력의 크기는 감소되었다.

임플란트 경부 주위 골능 피질골 결손부가 있는 경우 설측 피질골 engagement 유무에 따른 응력분포의 차이는(model B와 model D) 설측 피질골에 임플란트 근단부를 engagement시킨 모형에서 나타난 engagement된 설측 피질골에서의 국소적인 응력집중과 이외의 해면골부위에서의 부분적인 응력 증가 또는 감소였다.

Titanium 또는 POM의 물성치를 각 모형의 내가동 연결장치에 각각 대입하여 분석한 응력값의 차이는 전반적으로 모든 모형들에서 매우 미소하였는데, 특히 임플란트 경부주위에 골능 피질골 결손부가 존재하는 모형들에서는 거의 응력차이가 나타나지 않았다.

Titanium 내가동연결장치 대신 POM 내가동연결장치를 사용함으로써 나타난 응력변화는 다음과 같았다. 골능 피질골이 존재하고 임플란트가 수직으로 위치되어 있는 모형에서는 중심과 하중시 임플란트 경부 협설측 골능 피질골에 응력감소(협측:0.055 MPa, 설측:0.039 MPa)가 나타났으며 그 외의 해면골에는 미세한 응력증가를 보였다. 협측 교두정 하중시에는 협측 골능 피질골에는 응력변화가 거의 없었으나 설측 골능 피질골에 응력감소(0.04MPa)를 보였고 역시 해면골에 미세한 응력증가가 나타났다. 골능 피질골과 설측 피질골 모두에 bicortication시킨 모형에서도 중심과 하중시 임플란트 경부 협설측 골능 피질골에 응력감소(협측:0.027 MPa, 설측:0.007 MPa)가 나타났으나 그 차이가 더 적었으며 그 외의 해면골에는 미세한 응력증가를 보였다. 협측 교두정 하중시에도 협측 골능 피질골에는 응력변화가 거의 없었으나 설측 골능 피질골에 실험모형 중 가장 큰 응력감소(0.75MPa)를 보였고 역시 해면골에 미세한 응력증가가 나타났다.

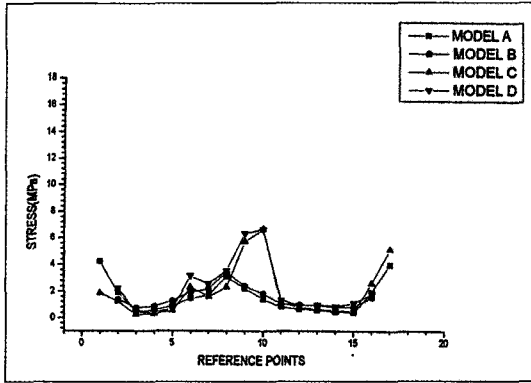


Fig. 5. Distribution of von Mises equivalent stress along bone-implant interface under vertical load(150N) at central fossa. (Model A, centrally placed implant ; Model B, centrally placed implant with crestal peri-implant defect ; Model C, implant engaging both crestal and lingual cortical plates ; Model D, implant engaging only lingual cortical plate with crestal peri-implant defect)

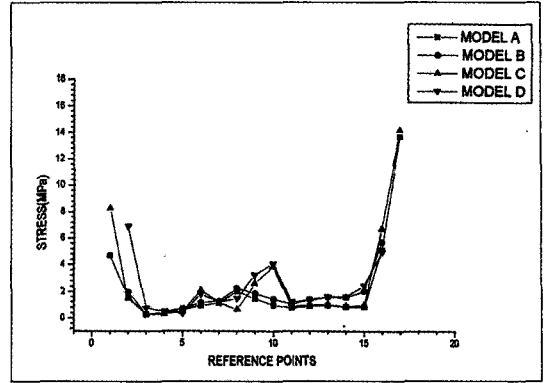


Fig. 6. Distribution of von Mises equivalent stress along bone-implant interface under vertical load(150N) at buccal cusp tip. (Model A, centrally placed implant ; Model B, centrally placed implant with crestal peri-implant defect ; Model C, implant engaging both crestal and lingual cortical plates ; Model D, implant engaging only lingual cortical plate with crestal peri-implant defect)

#### IV. 총괄 및 고안

일반적으로 임플란트 지지골에 발생하는 응력분석에는 유한요소분석법이나 광탄성응력분석법 등이 흔히 사용되고 있다. 광탄성응력분석은 실제 상부 구조물과 임플란트를 실험에 직접 사용할 수 있기 때문에 임플란트나 상부 구조물이 갖고 있는 기하학적 형태나 물리적, 기계적 성질을 그대로 이용할 수 있는 장점이 있어 복잡한 상부 구조물을 통한 임플란트 지지골내 응력분석에 유리하나, 실제 악골에서 처럼 치밀골과 해면골로 구성된 복합재료의 광탄성 악골모형 제작이 어렵고 응력관찰에 한계가 있는 단점이 있다.

반면 유한요소 분석법은 종래의 응력측정법으로 해결할 수 없는 불규칙하고 복잡한 기하학적 형태와 다양한 물성치로 이루어진 구조물에 대하여 각각의 특성을 모두 응력분석에 포함시킬 수 있으며, 다양한 하중부여가 용이하고 또한 응력의 분포는 물론 응력의 크기나 방향 그리고 변위를 공학적 수치해석법으로 모든 구조물에서 분석할 수 있다는 장점이 있으나, 본 실험에 설계된 임플란트, 임플란트 지대차, 상부 보철물 그리고 여러 가지 고정나사들과 같이 매우 복잡한 구조물들의 기계적 특성이나 계면조

건 등을 완전히 포함시킨 이론적 모형의 설계에는 한계가 있어 흔히 단순화된 실험모형이 사용되며, 또한 모형의 물리적 특성을 균질성, 등방성, 선형 탄성등으로 가정함으로써 실제 임상적인 상황을 정확히 재현하는데 다소의 오차가 발생할 수 있고 기타 응력계산에 필요한 여러 가지 물성치에 관한 충분한 연구자료가 부족한 단점이 있다.

또한 유한요소분석에 있어 위에서 언급한 한계점 외에도 본 실험에서 가정한 임플란트와 주위골간의 완전한 골유착의 계면조건 역시 실제적인 상황과는 많은 차이가 있다. 실제로 임플란트의 전 면적이 주위골과 100% 접촉은 일어나지 않으며<sup>44)</sup>, 이러한 임플란트와 주위골과의 계면접촉은 시간이 지남에 따라 변화한다<sup>45)</sup>. 따라서 유한요소분석결과를 해석할 때에는 이러한 여러 가지 문제점들이 고려되어야 하며, 이러한 분석결과로 계산된 응력수치의 크기는 절대적인 의미보다는 실험모형 상호간의 비교와 경향을 파악하는데 국한적으로 이용되어야 할 것으로 생각된다.

실제 임플란트와 보철물은 임플란트 지대차 고정나사와 보철물 고정나사에 의하여 서로 연결되어 있어 보철물에 충분한 크기의 축방하중 또는 모멘트가 가해질 경우 고정나사로 연결된 두 구조물 접촉면의

이개와 함께 고정나사들의 굽힘이 일어날 수 있다<sup>23,25,26)</sup>. 만약 이러한 고정나사의 운동이 모형설계시 고려되지 않는다면 보철물과 임플란트는 마치 하나의 포스트처럼 운동하여 지지골로의 하중전달 양상이 달라질 수 있다<sup>23)</sup>. 따라서 본 실험에서는 모형설계시 보철물과 보철물 고정나사 그리고 내가동연결장치 사이에 gap요소를 두어 가능한 보철물고정나사에 의한 굽힘운동이 일어날 수 있도록 설계하였다. 그러나 설계과정에서 실험모형의 단순화를 위한 임플란트의 원주형 설계, 임플란트 지대치 및 고정나사의 생략, 그리고 고정나사들의 preload의 결여 및 gap요소를 위한 자료들의 부족 등 여러 가지 문제점들은 이러한 실험결과의 신뢰도를 낮추는 요인들로 작용할 것으로 생각된다.

하악골에 임플란트가 수직으로 위치되고 골능 피질골이 있는 경우 중심와 하중시 골능 피질골에 응력집중을 보였는데, 이러한 결과는 피질골과 해면골로 구분하여 악골모형을 설계한 다른 연구결과들<sup>10,19,20,23,28,36,46)</sup>과 마찬가지로 응력은 주로 골능 피질골에 집중되며 해면골에는 응력집중이 적다는 일반적인 견해와 일치하는 것이다. 따라서 실험악골모형을 하나의 골질로 설계하느냐 아니면 피질골과 해면골로 나누어 설계하느냐에 따라 응력분포에 큰 차이가 있을 수 있으므로 여러 실험보고의 결과들을 상호 비교시 이러한 악골설계상의 차이가 먼저 고려되어야 할 것이다. 또한 이 모형에서 임플란트 근단 설측 모서리 해면골 부위에 약간의 응력이 집중되었는데 이는 악하선와(submandibular fossa)로 인하여 설측 치밀골과 임플란트 설측 근단부가 근접하여 나타난 결과로써 골의 종류는 물론 악골형태도 응력 분포에 영향을 준다는 것을 의미한다. 따라서 보다 실제와 유사한 응력분석결과를 얻기 위해서는 가능한 실제적인 악골형태를 고려한 모형설계가 필요할 것으로 생각된다.

협측 교두정 하중시에는 설측보다도 협측 골능 피질골에 매우 높은 응력이 집중되었는데, 이는 하중점이 임플란트 직경 협측에 존재하여 발생하는 외팔보(cantilever)효과와 보철물고정나사 주위의 gap 요소 설계로 인하여 임플란트 지대치의 협측 상연이 지렛대 지점이 되어 협측부위를 압박하여 일어난 현상<sup>25)</sup>으로 생각된다. 따라서 이러한 외팔보효과를 최소화하기 위하여 임플란트보철 교합면 형성시 가능

한 교합면적을 줄이고 교합접촉점을 임플란트 직경 내에 위치시키며 비중심위교합을 배제시켜야 한다는 제원칙을 준수해야 할 것이다.

임플란트 경부주위로 골능 피질골 결손부가 있고 임플란트가 수직으로 위치되어 있는 모형에서는 골능 피질골이 존재하는 모형에 비하여 골능 피질골 응력집중 대신 전반적인 해면골 응력증가와 함께 임플란트 근단부로의 소위 punching stress의 경향<sup>47-50)</sup>을 보였으나 결손부가 있는 모형의 해면골에 발생하는 응력의 최대치는 골능 피질골이 존재하는 모형의 골능 피질골내에 발생하였던 응력의 크기보다 비교적 작은 값을 나타내었다.

그러나 여기서 골밀도에 따른 하중 지지능력을 고려하지 않은 피질골과 해면골에 발생한 응력절대치의 상호비교는 아무런 의미가 없다. 즉 해면골이 피질골에 비하여 압축, 인장, 전단 강도가 매우 불량하며<sup>10-12)</sup> 피질골과 임플란트간의 접촉이 전단 또는 인장 결합강도<sup>14,15)</sup>를 증가시킨다는 보고들을 고려해 볼 때 비록 해면골에 작은 응력치가 나타났다고 할지라도 이러한 응력의 크기가 해면골의 낮은 하중 지지능력의 생리적 한계를 벗어나 임플란트의 실패를 야기할 수도 있다. 따라서 하중 지지능력이 우수한 피질골에 임플란트를 engagement시킴으로써 얻어지는 하중분담은 해면골로 전가되는 하중의 크기를 감소시켜 장기적인 임플란트 지지골의 생리적 건강유지에 도움을 줄 것으로 생각된다.

이러한 의미에서 골능 피질골에 의한 unicortication은 임상적으로 매우 중요하며, 이를 위하여 임플란트 식립시 가능한 골능 피질골의 과도한 삭제를 피하고 조심스럽게 countersinking을 시행하여야 하며, 기타 과도한 하중이나 임플란트 주위염으로 인하여 골능피질골이 흡수되지 않도록 여러 가지 치주학적 고려사항과 더불어 보철물의 설계와 교합형성에 주의를 기울여야 할 것이다. 골능 피질골 결손부가 있는 모형에서도 역시 중심와 하중시 악골의 형태로 인하여 임플란트 근단 설측 모서리에서 높은 응력집중이 나타났으며 협측 교두정 하중시에는 외팔보효과로 인하여 임플란트 협측 경부 해면골에 가장 높은 응력이 집중되었음을 알 수 있다.

골능 피질골과 설측 피질골 모두에 bicortication시킨 모형에서는 중심와 하중시 설측 피질골에 engagement된 임플란트 근단 기저면에 가장 높은 응

력이 집중되었으며 골능 피질골에만 unicortication 시킨 모형에 비하여 협측 골능 피질골과 해면골에 응력이 약간 증가하였다. 이러한 결과는 임플란트를 설측 피질골에 bicortication 시킴으로써 설측 피질골로부터 하중 지지효과를 얻을 수 있으나 engagement를 위하여 임플란트의 근단부를 설측으로 기울임으로 해서 협측 지지골에 응력증가되는 바람직하지 못한 현상으로 생각된다.

비록 본 실험에서는 임플란트의 기울어짐이 적어 임플란트 매식체의 머리부분과 하중점과의 위치관계에 변화가 거의 없었기 때문에 협측 지지골의 응력 증가가 적게 나타났으나, 만약 설측 치밀골 engagement를 위하여 임플란트를 과도하게 기울인 경우에는 임플란트 매식체의 머리부분보다 하중점이 보다 협측으로 위치하여 발생하는 굽힘 모멘트로 인하여 협측 피질골에 매우 높은 응력집중을 야기시켰을 것이다<sup>12)</sup>. 따라서 악골의 형태가 임플란트 근단부를 설측 피질골에 engagement 시키기에 양호하다던가 굽은 직경의 임플란트를 이용하여 임플란트의 기울어짐 없이 설측 피질골 engagement를 시행할 수 있는 몇가지 경우를 제외하고는 의도적으로 임플란트를 기울여 설측 피질골에 engagement를 시행할 경우에는 설측 피질골에서 얻을 수 있는 하중 지지효과보다는 임플란트의 기울어짐으로 인한 응력집중 문제가 더 심각할 것으로 생각된다.

또한 협측 교두정 하중시에도 중심과 하중시와 마찬가지로 임플란트의 기울어짐으로 인한 부분적인 지지골내 응력증가의 경향이 나타났다. 기대되는 설측 피질골 engagement에 의한 굽힘모멘트 저항<sup>12)</sup>에도 불구하고 협측 골능 피질골에 응력이 감소되지 않은 또 다른 이유로는 양쪽 피질골들 사이에 해면골이 존재한다면 이러한 해면골에 의해서도 충분한 bicortication의 효과를 얻을 수 있다는 Lum과 Osier<sup>16)</sup>의 정역학적 계산을 참고해 볼 때 본 실험에 설계된 임플란트의 길이가 충분히 길고 또한 해면골이 임플란트 주위로 완전히 둘러싸고 있어 설측 피질골에 engagement되지 않은 모형에서도 해면골이 임플란트 근단부에서 충분한 모멘트 저항을 제공해주고 있기 때문으로 생각된다.

Bicortication 모형에서 중심과 하중과 협측 교두정 하중시 응력분포 비교에서의 특이한 점은 중심과 하중시에는 협설측 골능 피질골에 비하여 임플란트

근단부가 engagement된 설측 피질골에 보다 응력이 집중된 반면 협측 교두정 하중시에는 설측 피질골의 응력크기는 감소하고 협설측 피질골에 매우 높은 응력집중을 보인다는 사실이다. 이러한 현상은 골능 피질골은 임플란트 경부와 수평적으로 위치하고 있는 반면 설측 피질골 즉 대부분의 기저부 피질골들은 임플란트 근단부와 수직적으로 위치하고 있어 기저부 피질골은 수직하중 지지에, 골능 피질골은 굽힘모멘트 저항에 보다 효과적으로 작용한다는 것을 의미하는 결과로 생각된다.

임플란트 경부 주위 골능 피질골 결손부가 있고 설측 피질골에 임플란트 근단부를 engagement 시킨 모형에서는 하중시 engagement된 임플란트 근단 기저부의 설측 피질골에 국소적인 응력집중이 나타났으며 그 응력의 크기는 골능 피질골이 존재하는 bicortication 모형의 설측 피질골 engagement된 부위에서 보다 높았다. 그러나 이러한 설측 피질골 지지에도 불구하고 bicortication 모형에서와 마찬가지로 임플란트의 기울어짐으로 인하여 골능 피질골 결손부가 있으나 임플란트가 수직으로 식립되어 있는 모형에 비하여 협측 해면골부위에 부분적인 응력증가가 나타났다.

이 모형에서 하중시 특히 협측 교두정 하중에 대하여 임플란트 경부 설측 해면골부위에 매우 높은 응력집중이 나타났는데, 이는 모형설계시 설측 피질골 engagement를 하기 위하여 임플란트 근단부를 설측으로 기울이면서 임플란트 설측 경부가 결손부 설측에 있는 골능 피질골에 근접하여 생긴 결과로써, 이러한 모형설계상의 문제점이 이 실험모형의 전반적인 응력분포에 영향을 주었을 것으로 생각하며, 따라서 모형간의 응력분포를 상호 비교할 때 이러한 문제점이 고려되어야 할 것이다.

비록 설측 피질골 engagement가 하중 지지효과의 잇점을 갖고 있더라도 위에서 언급한 제반 문제점들은 이러한 기술의 적용범위를 제한할 것이며, 또한 이러한 생역학적 관점외에도 과연 얇은 설측 피질골에 천공없이 안전하게 임플란트를 engagement시킬 수 있는가 하는 외과적 난이도를 고려해 볼 때 진단시 골능 피질골의 상태, 해면골의 밀도, 해부학적 악골 형태 등 여러 가지 사항들이 종합적으로 고려된 기술결정이 내려져야 할 것이다.

과거 IMZ 임플란트의 구형 POM 내가동장치



(intramobile element)의 응력분산효과에 관한 실험 보고에서 내가동장치는 수평하중이나 외팔보하중에 의한 굽힘모멘트에 대하여 응력분산효과를 보이나 임플란트 직상방에 가해지는 수직하중에 대해서는 응력분산효과 없이 다만 상부 보철물의 수직변위만을 증가시키는 것으로 알려져 있다<sup>21,27,51</sup>. 본 실험에서는 내가동장치보다 후에 개발된 내가동연결장치를 설계하였는데 내가동연결장치는 내가동장치에 비하여 굽힘모멘트에 대한 응력분산효과가 더 우수한 것으로 보고되고 있다<sup>28,32,46</sup>.

그러나 본 실험결과, 이러한 내가동연결장치의 응력분산효과를 뒷받침할 만한 여러 선학들의 보고와는 달리 titanium 또는 POM 내가동연결장치 사용에 따른 응력값의 차이는 전반적으로 모든 모형들에서 매우 미소하였다. 이런 이유로 본 논문에서는 POM 내가동연결장치를 사용한 모형의 응력분석 결과에 따른 응력수치를 나타내는 표나 그래프는 생략하였다.

이러한 미소한 응력차의 원인으로는 첫째 위에서 언급한 것처럼 중심과 수직하중시 POM 내가동연결장치 사용으로 인한 응력변화는 크게 기대할 수 없으며, 둘째 협측 교두정 수직하중시에도, 지금까지 과거에 보고된 실험들이 주로 임플란트와 자연치를 지대치로 이용한 고정성 국소의치 모형에서 가공치나 자연치부위에 수직하중을 가하거나 또는 임플란트 상부 보철물에 직접적인 수평하중을 가하므로써 굽힘모멘트의 영향을 크게 유발시키는 실험방법을 이용한 반면, 본 실험에서는 하중점인 협측 교두정이 임플란트 직경과 너무 근접하여 있기 때문에 굽힘모멘트보다는 수직하중에 의한 효과가 크게 나타났으며, 또한 고정성 국소의치의 근원심으로 발생한 굽힘모멘트의 경우 POM 내가동연결장치로 인한 다른 지대치로의 응력분산효과를 기대할 수 있으나, 본 실험과 같이 협설로 발생하는 굽힘모멘트에 대하여 최종 평형상태에서 임플란트 지지골이 받는 전체적인 하중은 임플란트 지대치의 기계적 특성에 관계 없이 거의 유사하기 때문으로 생각된다. 또한 이외에도 유한요소모형 설계나 계산상의 발생오차도 실험결과에 많은 영향을 주었을 것으로 생각된다.

비록 titanium 내가동연결장치와 POM 내가동연결장치를 사용한 모형간의 응력값의 차이는 매우 적으나 그 결과를 자세히 비교하여 보면 임플란트 경부

주위에 골능 피질골 결손부가 존재하는 모형들에서는 응력차이가 거의 없는 반면, 비록 응력변화의 폭은 매우 적으나 골능 피질골이 존재하고 임플란트가 수직으로 위치되어 있는 모형과 bicortication시킨 모형에서는 POM 내가동연결장치의 사용으로 골능 피질골에 약간의 응력 감소와 해면골에 미세한 응력 증가가 있었으며, 특히 bicortication으로 임플란트가 기울어진 모형에서 협측 교두정 하중시 설측 골능 피질골에 실험조건 중 가장 큰 응력감소를 보였다.

본 실험결과 POM 내가동연결장치 사용으로 인한 응력의 변화가 너무 미소하여 전체적인 응력분포 변화의 경향을 파악하는데 많은 문제점이 있으며, 또한 이 응력변화의 크기가 갖고 있는 임상적 의의는 거의 없을 것으로 생각되나, 골능 피질골이 존재하는 모형에서 POM 내가동연결장치의 사용으로 인하여 나타난 응력변화의 원인을 선학의 연구<sup>23</sup>를 근거로 이론적으로 추론하여 보면, POM 내가동연결장치 사용으로 보철물 고정나사의 머리 부분과 하부 나사선이 연결, 고정되는 부위까지의 길이가 길어짐에 따라 보철물 고정나사의 굴성이 증가되고, 따라서 협측 교두정 하중시 이러한 보철물 고정나사의 굽힘운동 증가와 POM 자체의 낮은 탄성계수로 인한 보철물의 수직 병진운동 증가 등의 기계적 특성의 변화는 임플란트 주위골로의 하중전달 양상에 변화를 주어 모멘트 지지에 크게 작용하는 골능 피질골의 응력집중을 감소시키고 나머지 임플란트 지지골로 응력을 분산시키는 응력분산효과에 기여할 것으로 생각되나, 본 실험에서는 위에서 언급한 여러 가지 요인으로 인하여 이러한 효과가 매우 미약하게 나타난 것으로 생각된다.

그러나 비록 부분적인 모형설계와 국한된 하중조건으로 인하여 본 실험결과로부터 종합적인 결론을 내리기는 어려우나, 자연치와 임플란트를 지대치로 사용하지 않고 오직 임플란트에 의해서만 지지되는 고정성 국소의치에서 POM 내가동연결장치가 갖고 있는 구강위생 유지의 어려움, 주기적인 교환의 번거로움, 비심미성, 충분한 약간거리 확보 등의 여러 가지 문제점에도 불구하고 과연 POM 내가동연결장치의 사용이 얼마만한 생역학적 잇점을 제공해 줄 수 있을까하는 의문이 제기되며, 추후 다른 여러 가지 심도있는 실험연구를 통한 재고찰이 이루어져야 할 것이다.

## V. 결 론

본 실험결과 하중시 교합접촉점의 위치와 임플란트의 식립각도에 따라 임플란트 주위골에 발생하는 응력분포에 큰 차이가 있었으며, 주로 engagement된 피질골들에 국소적인 응력집중이 발생하였다. 그러나 임플란트 경부주위에 골능 피질골 결손부가 있는 경우에는 임플란트를 지지하고 있는 해면골의 응력이 전반적으로 증가하였다.

골능 피질골과 설측 피질골에 임플란트를 bicortication시킨 실험모형에서 골능 피질골은 굽힘모멘트에, 설측 피질골은 수직하중에 보다 효과적인 지지를 제공한다는 것을 알 수 있었으나, 설측 피질골에 임플란트 근단부를 engagement시키기 위한 의도적인 임플란트 기울임으로 인하여 일부 지지골에 국소적으로 응력이 증가되는 바람직하지 못한 결과를 초래하였다. 따라서 임상가들은 철저한 진단과정을 통하여 지지골의 상태, 임플란트 식립각도나 외과적 난이도 등을 평가한 후 이러한 술식의 시술여부를 결정해야 할 것이다.

POM 내가동연결장치는 굽힘모멘트에 의해 골능 피질골에 발생하는 국소적인 응력집중을 분산시키는 효과가 있는 것으로 생각되나, 본 실험조건에서와 같이 임플란트 지지 보철물의 임플란트 상방에 가해진 하중에 대해서는 이러한 응력분산효과의 임상적 중요성이 명확치 않은 것 같다.

## 참 고 문 헌

1. Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B., Br nemark, P.I.: A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw, *Int. J. Oral Surg.*, 10:387-416, 1981.
2. Adell, R., Eriksson, B., Lekholm, U., et al.: A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 5:347-359, 1990.
3. Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., Eriksson, A.R.: The long-term efficacy of currently used dental implants : A review and proposed criteria of success, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 1:11-25, 1986.
4. Albrektsson, T., Dahl, E., Enbom, L., et al.: Osseointegrated oral implants : A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants, *J. Periodontol.*, 59:287-296, 1988.
5. Johansson, G., Palmquist, S.: Complications, supplementary treatment, and maintenance in edentulous arches with implant supported fixed prostheses, *Int. J. Prosthodont.* 3:89-92, 1990.
6. Lekholm, U., Adell, R., Br nemark, P.I.: Complications. In: Br nemark, P.I., Zarb, G., Albrektsson, T., ed., *Tissue integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry*, Quintessence Publ. Co., Chicago, 1985.
7. Mathews, M.F., Breeding, L.C., Dixon, D.L., Aquilino, S.A.: The effect of connector design on cement retention in an implant and natural tooth-supported fixed partial denture, *J. Prosthet. Dent.*, 65:822-827, 1991.
8. Sones, A.D.: Complication with osseointegrated implants, *J. Prosthet. Dent.*, 62:581-585, 1989.
9. van Steenberghe, D.: A retrospective multicenter evaluation of the survival rate of osseointegrated fixtures supporting fixed partial prostheses in the treatment of partial edentulism, *J. Prosthet. Dent.*, 61:217-223, 1989.
10. Papavasiliou, G., Kamposiora, P., Bayne, S.C., Felton, D.A.: 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.*, 76:633-640, 1996.
11. Misch, C.E.: *Contemporary implant dentistry*, Mosby-Year Book Inc., St. Louis, 1993.
12. Palacci, P., Ericsson, I., Engstrand, P., Rangert, B.: Optimal implant positioning & soft tissue management for the Br nemark sys-

- tem, Quintessence Publishing Co., Inc., Chicago, 1995.
13. Sahin, S., Akagawa, Y., Wadamoto, M., Sato, Y.: The Three-dimensional bone interface of an osseointegrated implant. II: A morphometric evaluation after three months of loading, *J. Prosthet. Dent.*, 76:176-180, 1996.
  14. Block, M.S., Deglado, A., Fontenot, M.G.: The effect of diameter and length of hydroxyapatite-coated dental implants on ultimate pullout force in dog alveolar bone, *J. Oral Maxillofac. surg.*, 48:174-178, 1990.
  15. Sennerby, L., Thomsen, P., Ericsson, L.E.: A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone, *Int. Oral Maxillofac. Implants*, 7:62-71, 1992.
  16. Lum, L.B., Osier, J.F. : Load transfer from endosteal implants to supporting bone : An analysis using statics, *J. Oral Implantol.*, 18:343-348, 1992.
  17. Hobo, S., Ichida, E., Garcia, L.T. : Osseointegration and occlusal rehabilitation, Quintessence Publ. Co., Tokyo, 1989.
  18. Fonseca, R.J. and Davis, W.H. : Reconstructive preprosthetic oral and maxillofacial surgery, 2nd ed., W.B. Saunders Co., Philadelphia, 1995.
  19. 이양진, 양재호, 이선형, 정현영: 하악 임플란트 Bicortication의 응력분산효과에 관한 유한요소 분석적 연구, *대한치과보철학회지*, 33:517-538, 1995.
  20. Holmes, D.C., Grigsby, W.R., Goel, V.K., Keller, J.C.: Comparison of stress transmission in the IMZ implant system with polyoxymethylene or titanium intramobile element: A finite element stress analysis, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 7:450-458, 1992.
  21. El Charkawi, H.G., El Wakad, M.T., Naser, M.E.: Modification of osseointegrated implants for distal-extension prostheses, *J. Prosthet. Dent.*, 64:469-472, 1990.
  22. Brunski, J.B., Hipp, J.A., El Wakad, M.T.: Dental implant design biomechanics and interfacial tissue, *J. Oral Implants*, 12:365-377, 1986.
  23. 정창모, 이호용: 골유착성 임플란트와 자연치를 이용한 고정성 국소의치에서 응력분산 및 충격 흡수에 관한 유한요소법적 응력분석, *대한치과보철학회지*, 30:582-610, 1992.
  24. Hoshaw, S.J., Brunski, J.B.: Mechanical testing of dental implants with and without "Intramobile elements", *J. Dent. Res.*, 67:314, abstr., #1612, 1988.
  25. Rangert, B., Jemt, T., Jorneus, L.: Forces and moments on Br nemark implants, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 4:241-247, 1989.
  26. Rangert, B., Gunne, J., Sullivan, D.Y.: Mechanical aspects of a Br nemark implant connected to a natural tooth : An in vitro study, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 6:177-186, 1991.
  27. van Rossen, I.P., Break, L.H., de Putter, C., de Groot, K.: Stress-absorbing elements in dental implants, *J. Prosthet. Dent.*, 64:198-205, 1990.
  28. Siegele, D., Soltész, U.: Implantate mit Intramobilen eins tzen als Br ckenpfeiler, *Z. Zahn rztl. Implantol.*, 2:117-124, 1986.
  29. 川添堯彬, 更谷啓治, 末瀬一彦, 楠本哲次: 臨床醫のための 學術レポ-ト, *Dental Magazine*, 70:24-27, 1990.
  30. Chapman, R.J., Kirsh, A.: Variation in occlusal forces with a resilient internal implant shock absorber, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 5:369-374, 1990.
  31. Richter, E.J.: Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry, *J. Prosthet. Dent.*, 61:602-609, 1989.
  32. Richter, E.J., Spiekermann, H., Jovanovic, S.A. : Tooth-to Implant fixed prostheses : Biomechanics based on in vitro and in vivo measurement. In : Laney, W.R., Tolman,

- D.E., ed., Tissue integration in oral, orthopedic & maxillofacial reconstruction, Quintessence Publ. Co, Chicago, 1992.
33. Smith, B.R., Rajchel, J.L., Waite, D.E., Read, L.: Mandibular anatomy as it relates to rigid fixation of the sagittal ramus split osteotomy, *J. Oral Maxillofac. Surg.*, 49:222-226, 1991.
  34. Leong, I.T., Slabbert, J.C.G., Becker, P.J.: The value of radiographic predictors of the rate of mandibular residual ridge resorption, *J. Prosthet. Dent.*, 68:69-73, 1992.
  35. Cook, S.D., Weinstein, A.M., Klawitter, J.J.: A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant, *J. Dent. Res.*, 61:25-29, 1982.
  36. Borchers, L., Reichart, P.: Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development, *J. Dent. Res.*, 62:155-159, 1983.
  37. Craig, R.G.: Restorative dental material, 7th ed., C.V. Mosby Co., St. Louis, 1985.
  38. Meroueh, K.A., Watanabe, F., Mentag, P.J.: Finite element analysis of partially edentulous mandible rehabilitated with an osseointegrated cylindrical implant, *J. Oral Implantol.*, 13:215-238, 1987.
  39. O'Brien, W.J.: Dental materials: Properties and selection, Quintessence Publ. Co., Chicago, 1989.
  40. Brunski, J.B.: Biomechanics of oral implants: Future research directions, *J. Dent. Educ.* 52:775-787, 1988.
  41. Haraldson, T., Carlsson G.E.: Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implant, *Scand. J. Dent. Res.*, 85:200-208, 1977.
  42. Lindquist, L.W., Carlsson G.E.: Long term effects on chewing with mandibular fixed prostheses on osseointegrated implant, *Acta. Odontol. Scand.*, 43:39-45, 1985.
  43. Falk, H., Laurell, L., Lundgren, D.: Occlusal force pattern in dentition with mandibular implant-supported fixed cantilever prostheses occluded with complete denture, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 4:55-62, 1989.
  44. Meffert, R.: Implant therapy. In: Nevins, M., Becker, W. and Kornman K.S. ed., *Proceedings of the world workshop in clinical periodontics*, Chicago, American Academy of Periodontology, 1989.
  45. Brunski J.B., Moccia, A.F., Jr., Pollak, S.R., et al.: The influence of functional use of endosseous dental implants on the tissue implant surface. I. Histological aspects, *J. Dent. Res.*, 58:1953-1969, 1979.
  46. Siegele, D., Soltesz, U., Scheicher, H.: Dental implants with flexible inserts: A possibility to improve the stress distribution in the jaw. In: Perren, S.M., Schneider, E., ed., *Biomechanics: Current interdisciplinary research*, Martinus Nijhoff Publ., Dordrecht, 1985.
  47. Weinstein, A.M., Klawitter, J.J., Anand, S., Schuessler, R.: Stress analysis of porous rooted dental implants, *J. Dent. Res.*, 55:772-777, 1976.
  48. Rieger, M.R., Fareed, K., Adams, W.K., Tanquist, R.A.: Bone stress distribution for three endosseous implants, *J. Prosthet. Dent.*, 61:223-228, 1989.
  49. Rieger, M.R., Adams, W.K., Kinzel, G.L., Brose, M.O.: Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants, *J. Prosthet. Dent.* 62:436-440, 1989.
  50. Rieger, M.R., Mayberry, M., Brose, M.O.: Finite element analysis of six endosseous implant, *J. Prosthet. Dent.* 63:671-676, 1990.
  51. El Wakad, M., Brunski, I.B.: Biomechanics of dental implants with and without "intramobile elements": Computer modeling, *J. Dent. Res.*, 67:287, abstr., #1393, 1988.

## ABSTRACT

# THREE-DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS OF THE EFFECT OF CORTICAL ENGAGEMENT ON IMPLANT LOAD TRANSFER IN POSTERIOR MANDIBLE

Chang-Mo Jeong, D.D.S., M.S.D., Ph. D.

*Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Pusan National University*

Cortical support is an important factor, as the engagement of the fixture in strong compact bone offers an increased load-carrying capacity and initial stability. Because of the poor bone quality in the posterior mandible and other anatomic considerations, it has been suggested that implant fixtures be placed in these locations with apical engagement of the lingual cortical plate for so-called bicortication.

The purpose of this investigation was to determine the effect of cortical engagements and in addition polyoxymethylene(POM) intramobile connector(IMC) of IMZ implant on implant load transfer in edentulous posterior segment of mandible, using three-dimensional (3D) finite element analysis models composed of cortical and trabecular bone involving single implant.

Variables such as (1) the crestal peri-implant defect, (2) the apical engagement of lingual cortical plate, (3) the occlusal contact position (a vertical load at central fossa or buccal cusp tip), and (4) POM IMC were investigated. Stress patterns were compared and interfacial stresses along the bone-implant interface were monitored specially.

Within the scope of this study, the following observations were made.

- 1) Offset load and angulation of fixture led to increase the local interfacial stresses.
- 2) Stresses were concentrated toward the cortical bones, but the crestal peri-implant defect increased the interfacial stresses in trabecular bone.
- 3) For the model with bicortication, it was noticed that the crestal cortical bone provided more resistance to the bending moment and the lingual cortical plate provided more support for the vertical load. But Angulation problem of the fixture from the lingual cortical engagement caused the local interfacial stress concentrations.
- 4) It was not clear that POM IMC had the effect on stress distribution under the present experimental conditions, especially for the cases of crestal peri-implant defect.