

상악 구치부 임플란트 보철수복시 치관/치근비에 따른 응력 분포에 대한 유한 요소 분석

경희대학교 치과대학 치과보철학교실

김진호 · 김형섭 · 최대균 · 권궁록

I. 서 론

상악 구치부에서 치주 질환으로 인한 치아 상실이나 심한 우식증에 의한 치아 상실의 경우, 특히 통상의 고정성 보철물이 불가능한 경우 과거에는 가철성 보철물에 의한 수복에 의존해 왔다. 그러나, 가철성 보철물의 경우 지대치로의 사용을 위한 자연치의 삭제, 상실치 위치에 따른 지대치 선정 및 보철물 설계의 어려움, 환자의 불편감 호소 등 여러 단점들이 있는 것이 사실이다. 최근에는, 이런 경우에 골유착 임플란트 지지 수복물이 가장 효과적인 보철치료방법 중 하나로 소개되고 있다.

Branemark 등¹⁾에 의해 치과용 임플란트가 소개된 이래, 임플란트의 표면처리 기술의 획기적인 발전 및 다양한 보철 시스템의 개발에 힘입어 가철성 보철물이 임플란트를 이용한 고정성 보철물로 많이 대체되고 있는 상황이다. 그럼에도 불구하고, 발치와의 치유, 가철식의치의 장착, 골 손상 등에 의해 발생하는 치조골의 감소는 해부학적 구조물들(견치와, 상악동, 비공, 하악관)과 더불어 임플란트 식립의 위치와 크기를 제한하는 요소로 작용한다.

임플란트의 성패는 저작력을 효과적으로 분산시키는데 있다는 점을 고려할 때, 특히 상악구치부에서의 임플란트 식립은 주의를 요하게 된다. 이 부위는 발치 후 치조골 흡수와 상악동의 비대로 인해, 잔존골의 부족한 량이나 질이 임플란트 식립에 많은 어려움을 주게 된다. 이를 극복하기 위한 여러 가지 외과적

술식이 행해지고 있는 상황이지만, 이런 외과적 술식은 주로 상악동 거상술이나 상악동내로의 골증강술에 치우치고 있거나, 골이 풍부한 곳을 찾아 계획된 방향을 벗어나 기울어지게 식립하는 것이 대부분이다. 하지만, 이런 경우에 기능을 위해 상부 구조물이 장착되었을 때 인접치와 골수준(bone level)의 차이가 커지게 되며, 결과적으로 임플란트 보철물의 치관/치근 비는 커지게 될 것이다. 이런 상황은 임플란트의 예후에 좋지 않은 영향을 줄 것이라 예측할 수 있다.

선학들의 연구에 의하면, 임플란트에 가해지는 과도한 힘은 골소실을 일으키고 결합조직유착 후, 임플란트 소실까지 야기시킬 수 있으며,²⁾ 특히 임플란트 부하 후 첫 1년동안 neck 주위의 변연골 소실이 일어난다고 한다.³⁻⁵⁾ 교합, 저작력, 임플란트의 개수 및 모양, 그리고 보철물내의 임플란트 위치 등이 임플란트 인접골에 작용하는 힘(stress)에 영향을 미치는 요소로 알려져 있다.^{2,3)} 그럼에도 불구하고, 임플란트 보철물의 치관/치근 비가 달라짐에 따라서 기능시 임플란트에 발생할 수 있는 영향에 대해서는 연구가 부족한 실정이며, 이런 경우의 임플란트 시술시 참고로 삼을만한 자료가 없는 것이 사실이다.

이에 본 연구에서는 실제 임상에서 상악 구치부에서의 임플란트 지지 보철 수복 시 흔히 야기되는 불리한 치관/치근비를 보철적으로 극복 혹은 대응하는 방법을 찾고자 3차원 유한 요소 모형을 이용해서 임플란트의 치관/치근 비에 따른 여러 하중조건에서의 응력 분포를 비교, 분석하였다.

II. 연구재료 및 방법

1. 3차원 유한 요소 모형의 제작

상악골 형태는 성인 남자의 상악골을 Pronto (Hitachi, Tokyo, Japan)를 이용해 1 mm 간격으로 CT Image를 촬영하였다. 이렇게 얻어진 2차원적 영상은 BIONIX(CANTIBio Inc, Seoul)를 이용해 3차원적으로 재구성 하였다. 3차원 재구성 과정을 거쳐 얻어진 CAD data를 유한요소 모델 생성을 위해 입력 데이터로 활용하여 3차원 유한요소 모델을 생성하였다. 유한요소 모델링을 위해서 Hyper-mesh 5.0 소프트웨어(Altair Inc., Houston, USA)를 사용하였다. 임플란트 모델은 4.1×10 mm 임플란트 (Straumann Dental Implant; Instut Straumann AG, Waldenburg, Switzerland)를 계측하여 이를 참고로 3차원 입체 유한 요소 모델을 형성하였다. 3차원 인체모델에서 제2소구치 및 제1대구치의 치아 부분을 제거하고 제거된 모델에 생성한 임플란트 모델을 연결하는 과정을 거쳐서 임플란트가 삽입된 유한 요소모델을 구성하였다. 임플란트 몸체는 조건에 따라 두개의 임플란트가 평행하게 식립 되거나(Model S), 제1대구치부가 20도 원심경사 되도록 식립 되도록(Model A)하였다(Fig. 1). 유한요소 모델은 tetrahedron mesh가 사용되었다.

임플란트의 상부구조는 금 주조관(gold crown)이 시멘트로 접착되도록 설계하였다. 임플란트에 지대

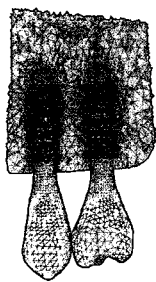
주(abutment)는 ITI synOcta® cement type abutment(straight 및 20도 angled type)를 선택하여 몸체(fixture)에 나사(screw)로 고정시킨 후 금 주조관을 장착하였다. 치관/치근 비가 0.7:1, 1:1, 1.25:1이 되도록 금 주조관의 길이를 조정하였으며(Fig. 2, 6) 각 금 주조관은 조건에 따라 single 혹은 splinting 상태가 되도록 설정하였다.

본 연구에 사용된 유한요소모형들은 치밀골, 해면골, 금합금, 임플란트 몸체, 지대주, 나사로 구성되었으며, 재료의 물성은 이전의 연구들에 근거를 두었다(Table 1).⁷⁾

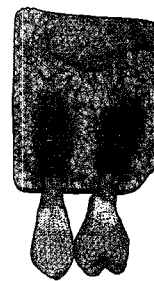
각 모델당 사용된 node와 element 수는 Table II와 같다.

2. 하중조건

각 모델의 치관 부위에 수직하중과 수평하중을 각각 가했다. 수직하중의 경우는 임플란트 장축에 대해 평행한 방향에서 교합면 중앙부(하중조건 1), 협측교두의 내사면 중앙부(하중조건 2), 설측교두의 내사면 중앙부(하중조건 3)로 부하가 가해지도록 세분화 하였으며, 수평하중의 경우는 임플란트 장축에 대해 90도 방향에서, 대,소구치 협측교두의 내사면 중앙부에 동시에(하중조건 4) 하중이 가해지도록 세분화 하였다. 이때 가해지는 평균 교합력 300N^{8,9)}이었으며, 교두가 2개인 대구치의 경우 한 교두당 150N씩 나누어 하중이 가해지도록 하였다(Fig. 3).



Model S



Model A

Fig. 1. Implant Model S(two implants are placed straight & parallel) and Model A(Posterior implant is placed 20° Angled).

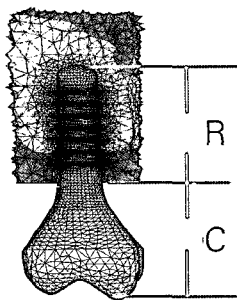


Fig. 2. C/R ratio of implant model.

3. 해석

임플란트 주위골에 발생하는 응력의 정량적 분석을 위해 유효응력(von Mises stress)를 측정하였다.¹⁾ 유효응력¹⁰⁾은 한 측정점에서의 전반적인 응력을 요약해 나타내는 것으로써 유한 요소 분석 연구에서 가장 보편적으로 사용되고 있다.^{3,11)} 해석을 위해서는 범용 유한요소 솔버의 하나인 ABAQUS5.8.8 (Hibbitt, Karlsson & Sorensen INC. USA)을 이용하였다. Static 해석을 수행하였고 결과분석을 위

Table I. Material properties in this study

	Elastic modulus	Poisson's ratio
cortical bone	1.37×10^4	0.30
cancellous bone	1.37×10^3	0.30
gold	9.10×10^4	0.33
titanium	1.07×10^5	0.33
resin cement	6.0×10^3	0.36

Table II. Number of node and element in model

	Model	Node	Element
Trabecular	S	45750	223849
	A	45658	222675
Cortical	S	20026	85487
	A	19417	82007
Implant	S	32227	138695
	A	32383	139470
Abutment	S	3787	16896
	A	3898	17225
Gold Crown	S	2275	6787
	A	2191	6416

S : two implants are placed straight and parallel

A : posterior one of two implants is placed 20° angled.

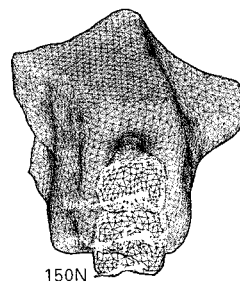
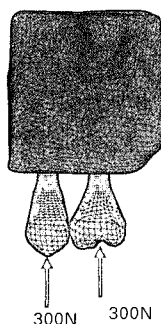


Fig. 3. Direction and magnitude of load(left: axial force, right: lateral force).

해서 해석 결과들은 Hyper-mesh소프트웨어(Altair Inc., Houston, USA)가 컨트롤 할 수 있는 형태로 변환되었다. 해석된 결과들은 Hyper-Mesh 소프트웨어(Altair Inc., Houston, USA)를 이용하여 후처리 하였다.

Ⅲ. 결 과

측정결과 임플란트 경부에 대부분의 응력이 분포 하였으므로 이를 중심으로 분석하였다.

1. 치관/치근비에 따른 응력 분포 양상

1-1. 하중 조건 1

주로 응력이 치경부에 집중되어 있었다. Model S, A 모두 치관/치근비의 증가에 따라서는 응력 분포에 큰 변화가 보이지 않았으며, splint된 경우에는 두 모델 모두에서 응력이 분산, 감소하는 경향을 볼 수 있었다. 특히, Model A에서는 기울어진 대구치 쪽의 응력이 상당량 소구치쪽으로 분산되는 것을 볼 수 있었다(Fig. 4, 5).

1-2. 하중 조건 2

하중조건 1과 마찬가지로 치경부에 응력이 집중되

어 있었으며, 주로 협측에 집중되어 있었다. 하중 조건 1보다는 응력의 분포 및 크기가 커진 것을 볼 수 있었다. Model S, A 모두 치관/치근 비가 증가하더라도 응력은 큰 변화를 보이지는 않았다. splint시에는 응력이 전반적으로 약간씩 분산, 감소되는 경향을 보였다. Model S, A 모두 대구치쪽의 응력이 소구치쪽으로 분산되는 양상을 볼 수 있었다(Fig. 6, 7).

1-3. 하중 조건 3

하중 조건1, 2와 마찬가지로 치경부에 응력이 집중되었으며, 특히 설측 치경부에 응력이 많이 분포하였다. Model S, A 두 모델 모두 치관/치근비의 증가에 따라서는 응력 분포 양상에 큰 변화를 보이지 않았다. splint된 보철물 장착 시에는 Model S, A 모두 전반적으로 약간씩 응력이 감소되는 경향을 나타냈다(Fig. 8, 9).

1-4. 하중 조건 4

수직 하중을 부여한 하중 조건 1, 2, 3에서보다 응력이 훨씬 크고 광범위하게 작용하는 것을 볼 수 있으나 이 또한 주로 치경부를 중심으로 분포하였다.

하중조건 1, 2, 3과 달리 Model S, A 두 모델 모두 치관/치근 비가 증가하면서 응력이 증가하는 양상을 보였다. 같은 치관/치근비를 가지는 경우, splint를

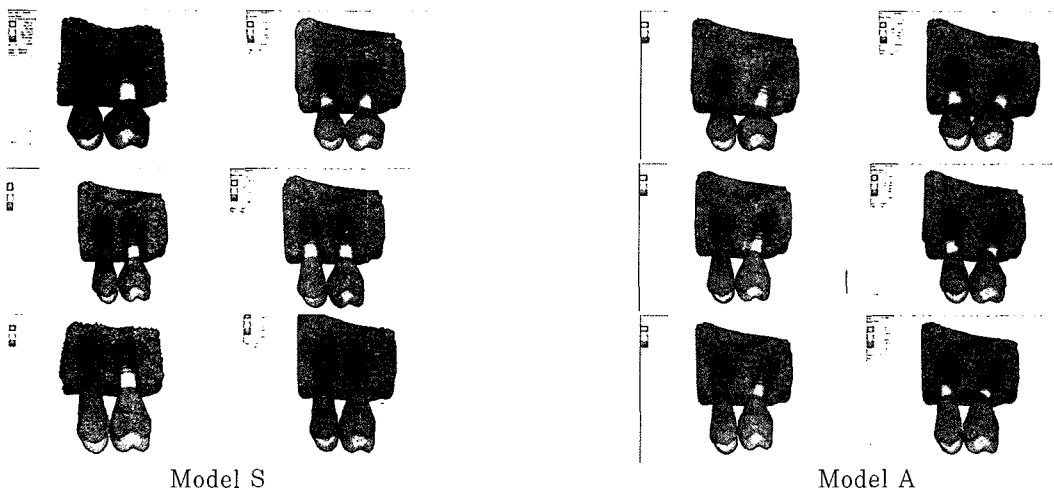


Fig. 4. Buccal view of stress contour on Model S and A under Load condition 1: non-splinted and splinted situations(left to right) : C/R ratios are 0.7:1, 1:1 and 1.25:1(top to bottom).

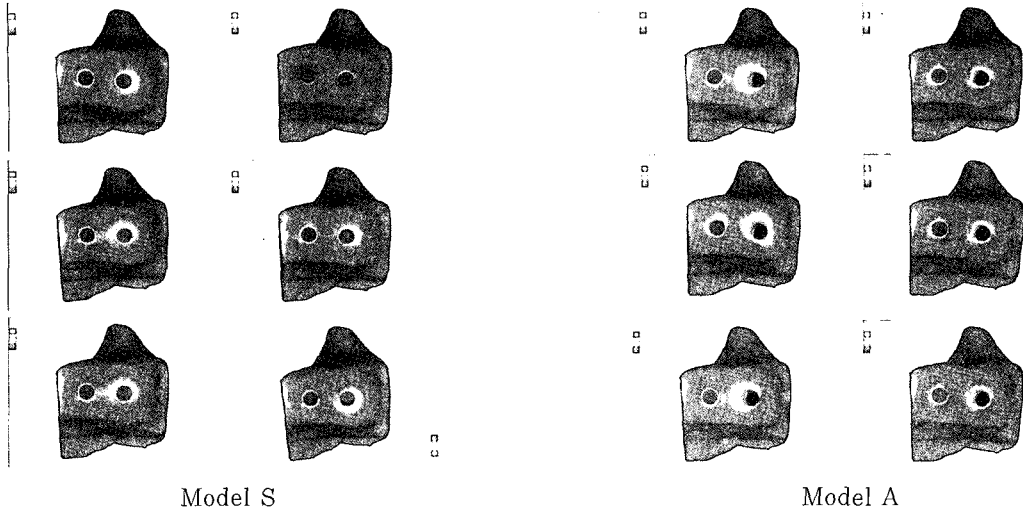


Fig. 5. Cervical sectional view of stress contour on Model S and A under Load condition 1: non-splinted and splinted situations(left to right) ; C/R ratio 0.7:1, 1:1 and 1.25:1(top to bottom).

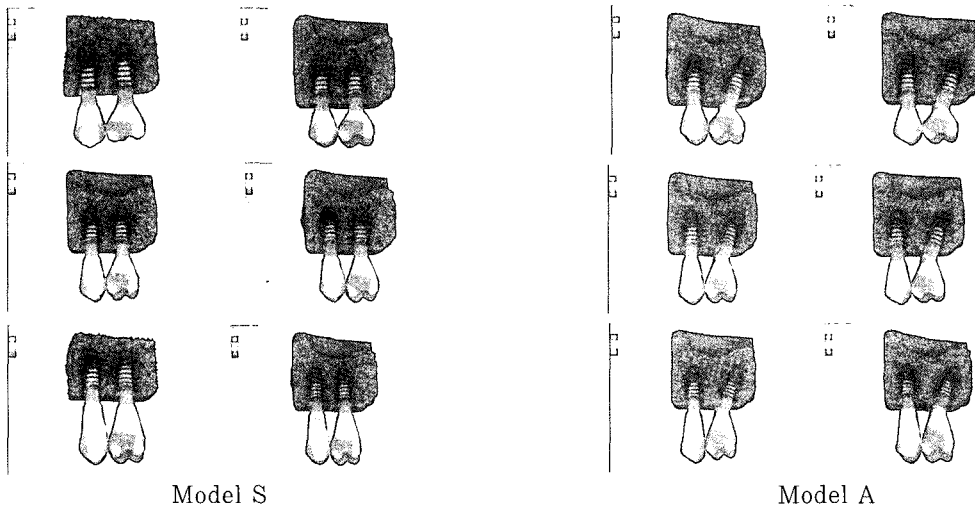


Fig. 6. Buccal view of stress contour on Model S and A under Load condition 2: non-splinted and splinted situations(left to right) ; C/R ratios are 0.7:1, 1:1 and 1.25:1(top to bottom).

한 경우에 splint를 하지 않은 경우와 비교 했을 때
 응력 분산이나 감소가 뚜렷이 나타나지는 않았으나,
 전반적으로 약간씩 감소하는 경향을 볼 수 있었다.
 그러나, Model S, A 모두 치관/치근비 1.25:1인 경우
 는 특이하게 splint시에 전반적으로 응력이 증가하
 기도 하였다(Fig. 10, 11).

2. 최대 유효 응력 값의 분포

2-1. 하중 조건 1

Model A의 경우가 Model S보다 전반적으로 최대
 유효 응력이 크게 나타났으며, 두 모델 모두 치관/치
 근비의 증가에 따라서는 큰 변화를 보이지 않았다.
 splint 시 Model S, A 두 모델 모두 최대 유효 응력

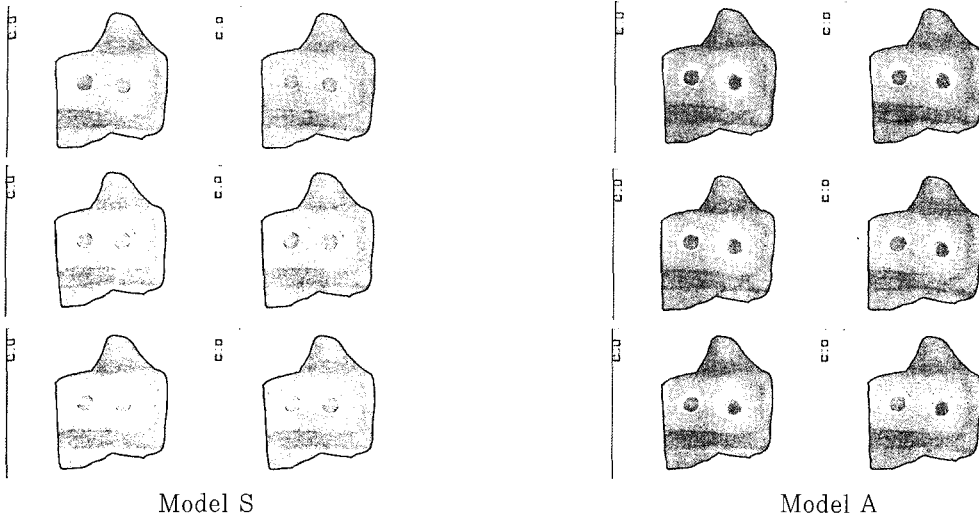


Fig. 7. Cervical sectional view of stress contour on Model S and A under Load condition 2: non-splinted and splinted situations(left to right) : C/R ratio 0.7:1, 1:1 and 1.25:1(top to bottom)

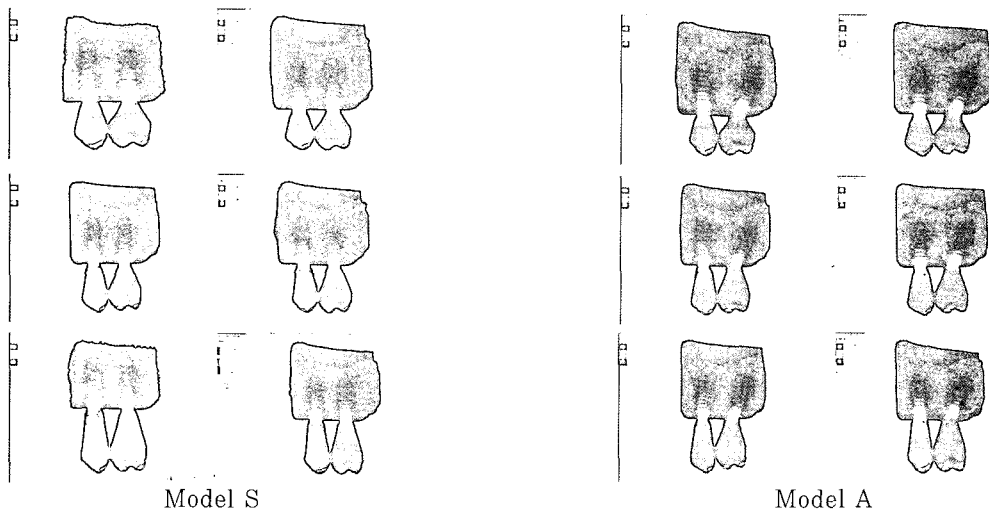


Fig. 8. Buccal view of stress contour on Model S and A under Load condition 3: non-splinted and splinted situations(left to right) : C/R ratios are 0.7:1, 1:1 and 1.25:1(top to bottom).

이 감소되었으며, splint 전에는 대구치에 분포하던 최대 유효 응력 점이 splint시에는 소구치쪽으로 이동하였다(Fig. 12).

2-2. 하중 조건 2

하중조건 1에 비해 그 값이 전반적으로 커졌다. 두 모델 모두 치관/치근비가 증가하더라도 최대 유효

응력에는 큰 변화가 없었으며, Model A가 S에 비해 전반적으로 그 값이 컸다. Model A의 경우는 splint 시에 최대 유효 응력이 감소한데 비해, Model S의 경우는 그 값이 오히려 증가하였다(Fig. 13).

2-3. 하중 조건 3

최대 유효 응력이 하중조건 1보다는 약간씩 증가

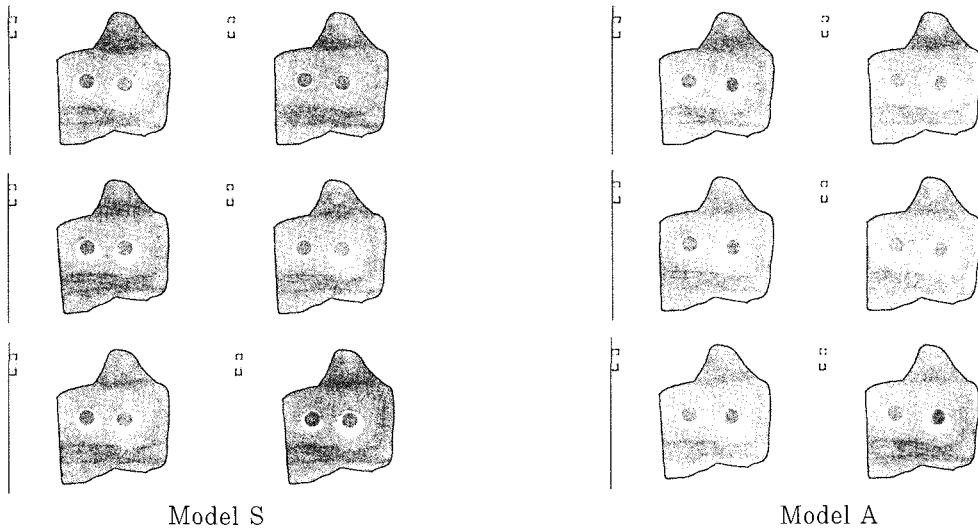


Fig. 9. Cervical sectional view of stress contour on Model S and A under Load condition 3: non-splinted and splinted situations(left to right) : C/R ratio 0.7:1, 1:1 and 1.25:1(top to bottom).

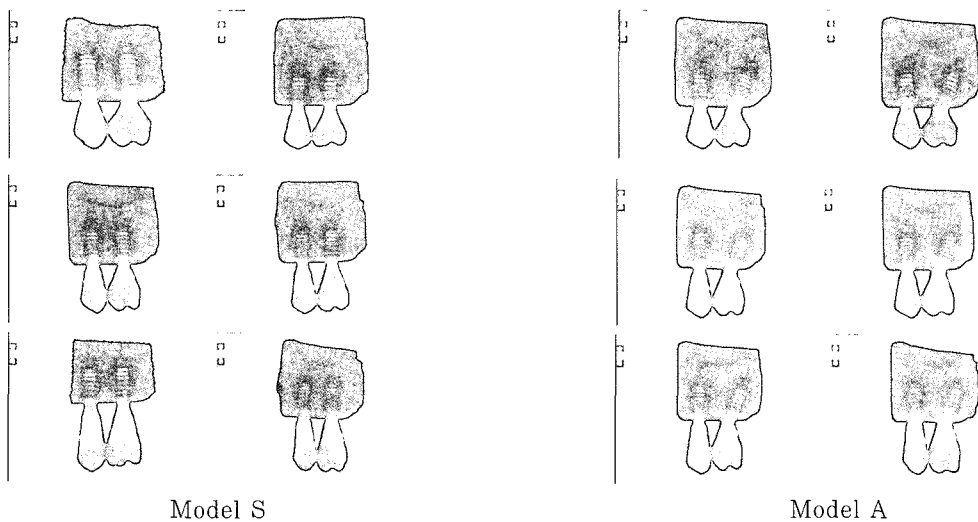


Fig. 10. Buccal view of stress contour on Model S and A under Load condition 4: non-splinted and splinted situations(left to right) : C/R ratios are 0.7:1, 1:1 and 1.25:1(top to bottom).

했으나, 하중조건 2보다는 적은 값을 나타냈다. Model A가 S보다 전반적으로 큰 값을 나타냈으며, 두 모델 모두 치관/치근비가 증가하여도 그 값은 거의 변화를 보이지 않았다. Model S, A 모두 splint시에 최대 유효 응력은 약간씩 증가하였고, 그 폭은 Model A에 더 컸다(Fig. 14).

2-4. 하중 조건 4

최대 유효 응력은 하중 조건 1,2,3 보다 훨씬 큰 값을 나타내, 하중조건 1과 비교 시, Model S에서는 17배, Model A에서는 20배까지 차이를 보였다. 치관/치근비가 증가함에 따라서도 앞의 경우들과 달리 최대 유효 응력 값이 증가 하였다. splint시에는 최대 유효 응력 값이 Model S의 0.7:1, 1:1의 경우를 제외 하고는 모두 증가하는 경향을 보였다(Fig. 15).

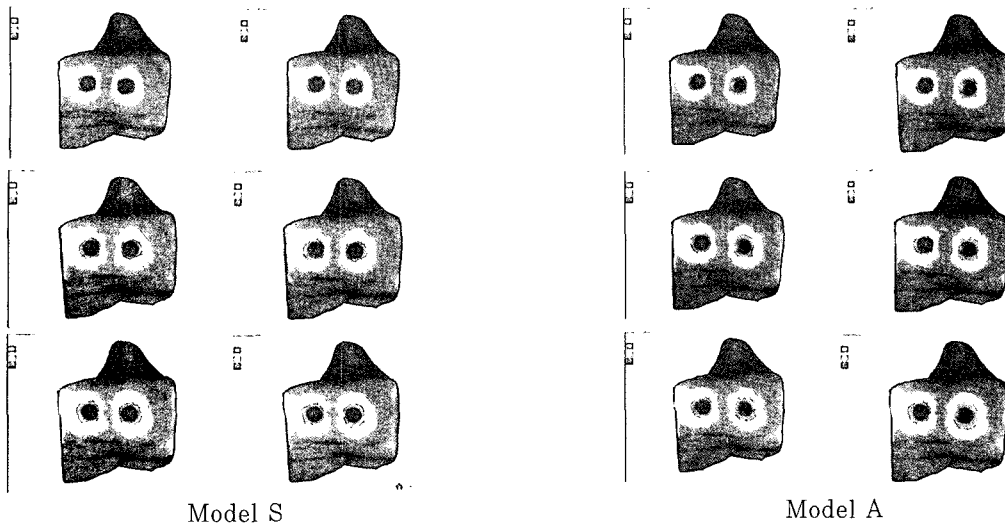


Fig. 11. Cervical sectional view of stress contour on Model S and A under Load condition 4: non-splinted and splinted situations (left to right) : C/R ratio 0.7:1, 1:1 and 1.25:1 (top to bottom).

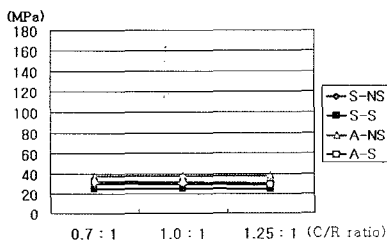


Fig. 12. Maximum von Mises stress under Load condition 1 (MPa) : S-NS: Non-splinted and paralleled situation, S-S: splinted and paralleled situation, A-NS: Non-splinted and angled situation, A-S: splinted and angled situation.

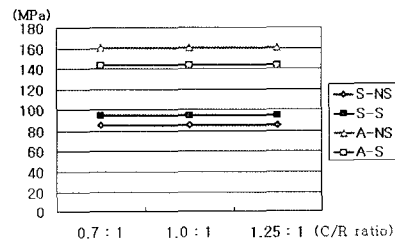


Fig. 13. Maximum von Mises stress under Load condition 2 (MPa) : S-NS: Non-splinted and paralleled situation, S-S: splinted and paralleled situation, A-NS: Non-splinted and angled situation, A-S: splinted and angled situation.

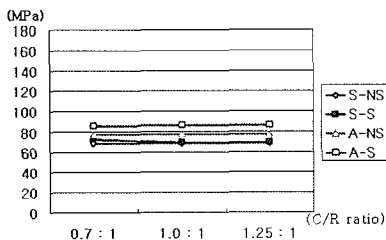


Fig. 14. Maximum von Mises stress under Load condition 3 (MPa) : S-NS: Non-splinted and paralleled situation, S-S: splinted and paralleled situation, A-NS: Non-splinted and angled situation, A-S: splinted and angled situation.

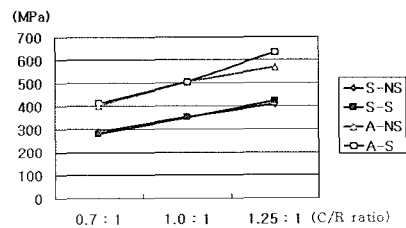


Fig. 15. Maximum von Mises stress under Load condition 4 (MPa) : S-NS: Non-splinted and paralleled situation, S-S: splinted and paralleled situation, A-NS: Non-splinted and angled situation, A-S: splinted and angled situation.

IV. 총괄 및 고안

치과임상에서, 불리한 치관/치근 비를 가진 지대주는 부적절한 치과 치료, 혹은 임상치관의 길이를 증가시키거나 임상치근길이를 감소시키는 어떠한 외상이나 병적 변화에 의해 발생되며, 특히 치주질환에 의해 이런 증가된 치관/치근비를 보이는 경우가 많다.¹²⁾ 전통적으로 치관/치근 비가 1:2가 이상적이며, 1:1.5는 받아들여질 만하고, 1:1이 최대한으로 허용 가능한 비율로 생각되고 있다.¹³⁻¹⁵⁾ 그러나, 임상에서 접하는 많은 경우, 특히 치주질환에 의한 치아 상실 후 임플란트 치료에 있어 이러한 치관/치근 비를 기대하기란 쉽지가 않다. 또한, 흡수가 심한 상악 치조제에서 상악동등의 해부학적 구조물들을 피해 비수술적인 방법으로 임플란트를 식립하기 위해 교합력이 작용하는 방향과 평행하지 못하고 기울어지도록 식립하는 경우가 많다.¹⁶⁾ 이런 불리한 조건을 가지는 임플란트를 지대주로 사용하는 경우의 보철물 설계는, 치태조절, 선택적 삭제에 의한 교합조정, splinting 등 고려해야 할 사항들이 많이 있다.¹²⁾ 예지성 있는 보철물은 교합력을 적절히 분산하도록 설계되어야 함에도, 실제 임상에서는 개인차가 심해서 성패에 관한 장기적 누적 자료에만 의존해서 그 결과를 추정하고 있는 실정이다. 이런 이유로 해서, 상악 구치부의 제2소구치 및 제1대구치 부위에 식립된 두 개의 임플란트에서 여러 부하조건과 치관/치근비에 따른 응력분포 양상 및 splinting 효과에 대하여 비교하여, 비록 실험실적 조건이기는 하지만, 향후 임플란트 치료계획 수립 시 기준을 찾고자 했다.

선학들의 많은 연구^{13,14,17)}에서 치관/치근 비가 불리한 치아들을 치료할 경우, 여러 치아들을 splinting 하는 것이 힘의 분산에 유리하다고 추천했다. Glickman 등¹⁸⁾의 광탄성 실험결과에서 무치악부위에서 splinting된 치아들이 그렇지 않은 경우보다 힘의 분산이 더 잘되었다고 보고했다. 물론, 이 결과가 실제 사람에게 적용된다고는 볼 수 없지만, 다른 임상 관찰¹⁷⁾과 의견을 같이 한다. 임플란트의 경우에도, Wang 등¹⁹⁾은 2개의 인접한 소구치 임플란트 모형에서 중앙에 1N의 수직, 수평력을 가한 3차원 유한요소 실험에서 splinting시 수평하중에 대해 최대 유효 응력이 감소하므로 골질이 좋지 못한 경우 splinting 할 것을 권하였다. 본 실험에서는 splinting의 경우 수

직하중 조건에서는 전반적으로 응력이 감소하는 경향을 보였다. 특히 경사지게 식립된 임플란트의 응력이 splinting시 인접 임플란트로 상당량 분산되는 것을 볼 수 있었다. 그러나, 수평하중 조건에서는 치관/치근비가 불리한 경우(1.25:1)나, 임플란트가 경사지게 식립된 경우에는 splinting시 오히려 응력이 증가되는 결과를 보였다. 이 결과를 볼 때, 상부구조의 splinting이 불리한 치관/치근비에서 야기되는 응력을 완전히 해소 할 수는 없다고 추측할 수 있다.

치과 임플란트의 유한 요소 분석에서 응력은 임플란트의 경부에 집중되며, 피질골 주위의 질과 양은 임플란트에서 골로의 응력 전달에 영향을 미친다고 한다.⁸⁾ 과도한 부하는 임플란트 경부 주위의 골밀도를 감소시키고 분화구 모양(crater-like)의 결손부를 만든다고 동물 실험에서 밝혀졌다.²⁰⁾ Hoshaw 등²¹⁾은 임플란트에 과도한 부하가 가해진 경우 임플란트 경부 주위에 골흡수를 증가시키고 피질골의 광화율을 감소시킨다고 하였다. Papavasiliou 등¹¹⁾은 골유착 정도가 응력 분산에 영향을 미치며 모든 조건에서 첨부 응력(apical stress)보다 치조정부 응력(crestal stress)이 더 크다고 했다. 임플란트 경부의 응력 집중은 임플란트와 골 사이의 견고한 연결 때문이며, 피질골의 탄성계수가 해면골보다 크기 때문에 피질골이 변화에 더 잘 저항할 수 있다.²²⁾ Matsushita²³⁾ 등은 lateral loading과 다양한 직경의 임플란트의 효과를 유한요소 분석을 통하여 연구하였다. 결과는 수직, 수평 하중 모두에서 cortex에 주로 응력이 집중되었고, 수평 하중에서 그 응력의 크기가 훨씬 컸다. 해면골에서의 응력은 수직, 수평 모두에서 적었다. 피질골과 해면골에서의 응력 집중의 비율은 수직 하중에서는 30대 1, 수평 하중에서는 60대 1이었다. 임플란트의 직경이 커질수록 응력이 감소하는 결과를 보였다. 위의 유한 요소 분석에서 알 수 있는 것은 교합력은 주로 치경부에 전달된다는 것이다.

본 연구의 결과에서도 모든 조건의 하중에서 응력은 피질골과 만나는 임플란트 경부에 집중됨을 알 수 있었다. 따라서, 임플란트 식립시 주변골, 특히 피질골의 존재유무 및 상태가 교합하중에 저항할 수 있는 중요 요소로 생각된다. 그러므로, 임플란트 수술시 피질골의 확보에 더 많은 관심을 기울여야 할 것이며, 피질골상의 골-임플란트 계면에서의 최대응

력에 대한 지속적인 관찰이 필요할 것으로 여겨진다.⁶⁾ 이런 응력집중 양상은 부하가 임플란트 중심에서 벗어날수록, 수직부하 보다는 수평부하일 수록 더 뚜렷이 나타나는 경향이 있었다. 다른 문헌^{4,24)}에서도 이러한 결과를 뒷받침해 주고 있다.

Barbier 등²⁵⁾은 성견의 하악에 심은 임플란트 주위의 골 개조에 대한 수직적, 비수직적 교합력의 영향을 관찰한 결과, 골 개조현상과 골조직의 응력 분산과 높은 연관성이 있다고 하였다. 가장 높은 골개조현상은 가장 높은 양의 응력 부위에서 나타나며, 발생된 응력의 수평적 응력 성분에 의해 결정되기 때문에 수평 하중을 피하거나 최소화 하는 것이 중요하다고 하였다. 최 등²⁶⁾도 임플란트 보철물의 점하중과 면하중에 따른 유한요소법적 응력 분석에서 측방향의 하중보다는 사선 방향에서의 하중시 최대 주응력을 나타내는바 교합면 접촉 설계시 면하중이 임플란트의 중심 측방향으로 가해지도록 설계하는 것이 바람직하다고 하였다. 이렇듯 치과 임플란트에 가해지는 non-axial loading을 감소시켜야 한다는 개념은 통상적인 것으로 널리 알려져 왔다. 이런 유해한 측방력을 피하기 위해서 구치부 교두 경사도를 감소시켜야 한다고 제기되어 왔다.²⁷⁾ 본 실험에서도 중심에서 벗어난 수직 하중일 때, 중심에 수직하중이 가해진 경우보다 응력이 크게 작용하는 것으로 나타났으며, 그 방향이 수평인 경우가 수직인 경우보다 더 커지는 결과를 보였다. 중심에서 벗어난 수직하중의 경우라도 치관/치근비의 증가에 따라서 그 응력값이 증가하는 양상은 보이지 않았으나, 수평하중의 경우에는 치관/치근비가 증가함에 따라 응력이 증가하는 양상을 보였다. 이런 결과는 실제 임상에서 측방력을 최소화 할 수 있는 교합조정을 시행해서 가능한 교합하중이 축의 중심 방향이 되도록 해야 함을 설명해 준다.

Ishigaki 등⁷⁾은 저작 기능하에서 임플란트와 자연 치주위 지지골에서의 생역학적 응력 분포를 밝히는 3차원 유한요소 분석을 통해 개개 환자의 저작 형태에 맞는 교합형태가 임플란트 보철 수복에 필요하며, 구강 임플란트의 생역학을 이해하기 위해서는 저작 기능하에서 교합을 고려하는 것이 중요하다고 제시하고 있다. 또한 Zhang 등²⁸⁾은 동적인 하중과 정적인 하중을 비교한 3차원 유한요소분석에서 동적인 하중이 더 큰 영향을 미칠 뿐 아니라, 골-임플랜

트 계면에 더 큰 최대 응력을 발생시킨다고 하였다. 본 실험에서는 정적인 하중만을 사용하였는데, 기능적 하중 조건 하에서의 연구도 필요할 것으로 생각된다.

아울러, 본 실험에서는 단일 직경 및 길이의 임플란트만을 사용하였는데, 차후에 다양한 직경과 길이 및 각도를 가진 임플란트를 비교하는 실험도 필요할 것으로 사료된다.

V. 결 론

상악 제 2 소구치, 제 1 대구치에 상응하는 부위에 임플란트를 식립한 3차원 유한 요소 모델을 제작하였다; 두개의 임플란트가 평행한 경우와 두 개 중 하나가 20도 기울어진 경우에서 임플란트의 치관/치근 비가 각각 0.7:1, 1:1, 1.25:1이 되도록 설정하였다. 각각의 모델에 300N의 하중을 수평 및 수직 방향으로 가했을 때 임플란트 주변골의 유효응력을 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 모든 하중 조건하에서 응력은 임플란트 경부와 인접한 피질골에 집중되는 양상을 보였으며, 임플란트가 경사진 경우가 평행한 경우에 비해 더 증가하는 것으로 나타났다.
2. 치관/치근 비가 증가함에 따라 임플란트 장축에 평행한 수직 하중을 가한 경우는 응력의 증가를 보이지 않았으나, 측방 하중을 가한 경우에는 응력의 증가 양상을 보였다.
3. 임플란트 장축에 평행한 수직 하중이더라도 중심축에서 벗어난 하중인 경우는 중심축에 가한 수직 하중에 비해 응력이 증가되는 경향을 보였다.
4. 동일한 치관/치근 비를 갖는 경우, 대부분 splint된 경우 응력 감소 경향을 보였으나, 치관/치근비가 증가함에 따라 응력 감소 효과가 줄어드는 것으로 나타났다.

이 연구 결과에 의하면, 임상적으로 임플란트 보철 수복시, 치관/치근 비가 증가하는 경우, 주변골의 응력을 감소시키기 위해서는 임플란트를 교합력의 방향에 일치하게 식립하며, 보철물은 가능한 splint시킨다. 또한, 임플란트 중심축에서 벗어난 부하, 특히 수평력을 최소화하는 교합조정을 시행해야 할 것으로 사료된다.

참고문헌

1. Branemark PI, Breine U, Lindstrom J, Adell R, Hansson BO, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1969;3:81-100.
2. Isidor F. Loss of osseointegration cause by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:143-52.
3. Himmlova L, Dostalova T. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2004;91:20-5.
4. Wiskott HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res* 1999;10:429-44.
5. Davarpanah M, Martinez H, Tecucianu JF. Apical-coronal implant position: recent surgical proposals technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:865-72.
6. Yang HS, Lang LA, Felton DA. Finite element stress analysis on the effect of splinting in fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1999;81:721-8.
7. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin Oral Implants Res* 2003;14:97-102.
8. Eskitascioglu G, Usumez A. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent* 2004;91:144-50.
9. Ismail YH, Pahountis LN, Fleming JF. Comparison two-dimensional and three-dimensional finite element of a blade implant. *J Oral Implantol* 1987;4:25-31.
10. Timoshenko S, Young DH. Elements of strength of materials. 5th ed. Florence: Wadsworth ; 1968. p.377-90.
11. 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, prostheses type, and loading during function. *J Prosthet Dent* 1996;76:633-40.
12. Penny RE, Kraal JH. Crown-to-root ratio : Its significance in restorative dentistry. *J Prosthet Dent* 1979;42:34-38.
13. Johnston JE, Phillips RW, Dykema RW. Modern Practice in crown and bridge prosthodontics, 3rd ed. 1971.
14. Reynolds JM. Abutment selection for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1968;19:488-94.
15. Dykema RW. Fixed partial prosthodontics. *J Tenn Dent Assoc* 1962;43:309
16. Leonard Krekmanov. Placement of posterior Mandibular and Maxillary implants in patients with severe bone deficiency: a clinical report of procedure. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:722-730
17. Glickman I, Stein S, Smulow JB. The effect of increased functional forces upon the periodontium of splinted and non-splinted teeth. *J Periodontol* 1961;32:290-9.
18. Glickman I, Roeber FW, Brion M, Pameijer JHN. Photoelastic analysis of internal stress in periodontium created by occlusal forces. *J Periodontol* 1970;41:41-3.
19. Wang TM, Leu LJ, Wang J, Lin LD. Effect of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around in poor quality bone.: a numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*

- 2002;17:231-7.
20. Duyck J, Naert I, Van OH, Ronold HJ, Vander SJ, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:207-18.
 21. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:345-60.
 22. Ichikawa T, Kanitani H, Kawamoto N, Matsumoto N, Wigianto R. Influence of bone quality on the stress distribution. an in vitro experiment. *Clin Oral Implants Res* 1997;16:6-11.
 23. Matsushita. Y. Two-dimensional FEM Analysis of Hydroxyapatite Implants: Diameter Effects on Stress Distribution. *J Oral Implantol* 1990;16:6-11
 24. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: a three-dimensional, finite-element study. *J Oral Rehabil* 1996;23:757-63.
 25. Barbier L, Vander SJ, 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* 1998;25:847-858.
 26. Choi MH, Kang JS, Boo SB, Oh SH, An OJ, Kang DW. Finite element stress analysis according to the point and surface occlusal loads on the implant prosthesis. *J of Korean Academy Stomatognathic Function and Occlusion* 2004;20:83-94.
 27. Weinberg LA. Reduction of implant loading with therapeutic biomechanics. *Implant Dent* 1998;7:277-85.
 28. 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* 1998;16:274-278.

Reprint request to:

Kung-Rock Kwon, D.M.D., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Kyung Hee University,
1, Hoegi-dong, Dongdaemun-gu, Seoul, 130-701, Korea
krkwon@khu.ac.kr

ABSTRACT

FINITE ELEMENT ANALYSIS ON MAXILLARY MOLAR IMPLANT UNDER DIFFERENT C/R RATIO

Jin-Ho Kim, D.M.D., Hyung-Seob Kim, D.M.D., M.S.D., Ph.D.,
Dae-Gyun Choi, D.D.S, D.D.Sc, Kung-Rock Kwon, D.M.D., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, Division of Dentistry, Graduated School, Kyung Hee University

Statement of the problem: In cases of low bone level in maxilla followed by extraction due to severe periodontitis or enlarged maxillary sinus, crown-root ratio of implant prosthesis will increase. The prognosis of these cases is not good as expected.

Purpose: The purpose is to compare stress distribution due to crown-root ratio and effect of splinting between two implants in maxillary molar area under different loads

Material and methods: Using ITI(4.1 × 10 mm) implant, two finite element models were made(model S: two parallel implants, model A: one of two is 20 degree inclined). Each model was designed in different crown-root ratio(0.7:1, 1:1, 1.25:1) and set cement type gold crown to make it splinted or non-splinted clinical situations. After that, 300 N force was loaded to each model in four ways.(load 1 : middle of occlusal table, load 2 : middle of buccal cusp, load 3 : middle of lingual cusp, load 4 : horizontal load to middle of buccal cusp), and stress distribution was analyzed.

Results: On all occasions, stress was concentrated on neck of implant near cortical bone. In the case of inclined implant, stress was increased compared with parallel implants. Under load 1, 2, 3, stress was not increased even when crown-root ratio increases, but under load 4, when crown-root ratio increases, stress also increased. And more stress was concentrated under load 1 than load 2, 3. When crown-root ratio was same, stress under load 1, 2, 3 decreased when splinting, but under load 4, stress did not really decrease.

Conclusion: Under vertical load, stress distribution related to crown-root ratio did not change. But under horizontal load, stress increased as crown-root ratio increases. Under vertical load, splinting decreased stress but under horizontal load, effect of splinting was decreased as condition of implant changes for the worse such as increase of crown-root ratio, inclined implant.

Key words : Finite element analysis, Implant, Crown- root ratio, Stress