

부분 무치악의 고정성 임플란트 보철의 저위교합에 관한 3차원 유한요소법적 연구

조선대학교 치과대학 보철학교실

김인섭 · 최충국 · 정재현

I. 서 론

치아와 그 주위조직을 수복하는 보철 치료 방법은 새로운 재료의 개발과 제작 방법의 개선으로 꾸준한 발전을 이루어 왔지만 아직도 한계가 있는데 그 이유로는 가철성 보철물은 계속되는 치조골 흡수 때문에 정기적인 의치의 조절이 필요하며, 고정성 보철물은 장착을 위해 건강한 인접치아를 손상 시켜야 하는 경우가 대부분이기 때문이다. 이에 비해 악골에 치근 대체물질을 매식하고 이를 이용하여 보철물을 제작하는 임플란트 보철은 인접치를 손상시킬 필요가 거의 없고, 치조골 흡수에 따른 의치의 정기적인 수정의 필요성을 줄일 수 있으며, 의치의 유지 및 지지, 환자의 심리적 안정도, 자기 만족도 등에서 일반 보철에 비해 우수한 것으로 고려되고 있다.^{7,18,24, 31)}

치과 임플란트 (이하 임플란트)는 1913년 Greenfield 가 2단계 술식에 의해 시술되는 현대적인 치근형 임플란트를 소개한 이래 다양한 제품이 개발되고 소멸되는 것을 반복하다가, 1977년 스웨덴 Brånemark 이 골유착 임플란트에 대한 20년된 동물실험 결과와 10년된 임상증례를 발표하면서 일대 전기를 맞이하게 되었는데¹¹⁾, 이때 발표되었던 골유착의 개념은 약간의 변형을 거쳐 현재 시판되는 많은 임플

란트에 적용되고 있으며 이러한 골유착 현상 때문에 임플란트가 임상에 널리 이용되게 되었으며 장기적인 효용성을 갖을 수 있게 되었다.

골 유착성 임플란트는 처음 소개될 당시에는 완전 무치 하악의 수복에 사용되었으나, 점차 상악⁵⁷⁾, 유리단 최후방 지대치^{29,43)}, 중간 지대치⁵²⁾, 및 단일치 수복²⁸⁾에도 그 이용이 급속히 증가되고 있는 추세이다. 임플란트를 이용한 부분무치악 수복은 충분한 갯수의 임플란트를 매식하여 자연치와 연결없이 임플란트에 의해서만 지지를 얻는 임플란트 지지 고정성 국소의치와, 자연치와 임플란트에 의해 동시 지지를 얻는 치아-임플란트 지지 고정성 국소의치로 분류할 수 있다¹⁸⁾. 임플란트 지지 고정성 국소의치는 지지구조가 다른 자연치와 임플란트가 지대치로 이용되는 치아-임플란트 지지 고정성 국소의치에 비해 역학적으로 유리하고 보철물의 설계도 단순화시킬 수 있기 때문에 충분한 수의 임플란트 매식이 가능하고 환자의 경제력이 이런 기술을 수용할 수만 있다면 가능한 한 여러개의 임플란트를 매식하여 임플란트에 의해서만 지지를 얻는 보철물을 제작하는 것이 치아와 임플란트에 의해 지지를 얻는 보철물보다 양호한 결과를 얻을 수 있으리라고 예상할 수 있다^{7,17,46)}.

그러나 임플란트에 의해서만 지지를 얻는 보철

물의 문제점으로서 골에 직접 유착되어 있는 임플란트와 치근막에 둘러싸여 있는 자연치가 동일 악궁내에 함께 존재하므로 저작압이 가해지면 어느 정도의 침하를 보이는 자연치 보다는 침하가 거의 일어나지 않는 임플란트에 훨씬 많은 하중이 가해질 수 있다는 점이다. 이와같은 임플란트에 과도한 하중의 집중을 방지하기 위해 임플란트 보철물과 대합치 사이에 일정한 정도의 저위교합(infraocclusion)을 부여할 수 있는데, 저위교합이란 지지구조의 차이에 따라 나타나는 자연치와 임플란트 사이의 동요도 차이를 교합 접촉의 긴밀도를 조절하여 해결하기 위한 것으로 임플란트 보철물과 대합치와 사이에 일정한 간격을 부여하여 약한 교합시에는 치아에만 하중이 가해지고 강한 교합시에는 자연치와 임플란트에 거의 동일한 하중이 가해지도록 하기 위한 것이다.

Komiyama³⁴⁾는 임플란트는 골과 직접 유착되어 있으므로 동요가 없다고 하나 골이 탄성을 가지므로 약간의 동요는 나타난다고 주장하고, 스트레인 게이지를 이용한 실험에서 골 유착된 임플란트, 유착되지 않은 임플란트, 자연치의 동요 양상이 다름을 보여 주었으며, Sekine 등⁵¹⁾은 20N의 힘을 임플란트의 transmucosal abutment connection 에 가하면 지지골의 탄성과 임플란트 나사산(thread)의 각도 때문에 17-66 μm 사이의 변위가 일어난다고 보고하였고, Misch⁴¹⁾는 약 3-5 파운드의 힘을 가했을 때 자연치는 8-28 μm 의 수직이동을 하는데 비해 임플란트의 3-5 μm 정도의 수직이동을 하므로 가볍게 물었을 때 대합치와 25 μm 정도의 간격이 있어야 최대 교두압합시 인접 치아와 비슷한 정도의 접촉을 이룰수 있다고 주장했다.

Hobo²⁶⁾는 골유착성 고정성 보철물의 중심교합시 임플란트 보철물에는 자연치보다 30 μm 정도의 저위교합을 형성하여 가벼운 교합시에는 대합치와 접촉하지 않고 강한 교합시 자연치가 함입된 후 대합치와 접촉되도록 해야 한다고 제시

했고 또한 English^{16,17)}는 임플란트 지지 고정성 보철물은 인접 자연치의 기능적 침하를 허용하도록 50-100 μm 정도 저위교합 시켜야 한다고 했으며, Schulte⁵⁰⁾는 자연치가 20- 100 μm 범위로 수직, 수평적 운동을 일으키므로 교합 조정시 0.1mm의 교합 호일(occlusion foil)을 사용하여 교합을 낮게 형성해야 한다고 주장했고, 송³⁾ 등은 부분무치악 임플란트 보철물을 장착한 15명의 환자를 대상으로 T-Scan을 이용하여 강한 교합 상태에서 양측성으로 균일한 접촉이 이루어지도록 교합조정된 후 가벼운 접촉을 유도하여 임플란트와 대합치간의 저위교합 정도를 측정하여 평균은 34.13 μm , 범위는 8-80 μm 으로 개인에 따라 다양하다고 보고한 바 있다. 이와 같이 저위교합의 부여 양에 대해서는 여러 선행들에 의한 다양한 견해가 주장됨을 알 수 있으며 이러한 주장들은 실제로 증명된 것이라기 보다는 치주적 측면에서 추측된 수치인 경우가 많았다.

장 등⁶⁾은 임플란트에 가해진 수직하중보다 수평운동시의 경사하중이 하부 골 조직에 더 큰 응력을 발생시킨다고 주장하고 이러한 위해한 응력을 제거하는 방향으로 보철물을 제작하여야 한다고 보고하였다. 따라서 임플란트지지 고정성 국소의치의 경우에 중심교합시의 저위교합도 중요하지만 측방운동시의 간격(gap) 부여도 중요하게 고려될 수 있다고 생각된다.

이에 저자는 하악제 1,2대구치가 결손된 부분 무치악 환자의 제 1,2대구치 부위에 임플란트 지지 고정성 국소의치를 설계한 3차원 유한요소모델을 제작하여 저위교합 정도와 교합력 크기를 다르게 하며 수직하중 또는 경사하중시의 응력 및 변위를 파악, 저위교합 정도에 대한 기준을 연구한 결과 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 유한요소 모형의 설계

하악 제 1,2대구치가 결손된 부분무치악 환자의 제 1,2대구치 부위에 2개의 임플란트가 매식되고 그 상부에 임플란트 지지 고정성 국소의치가 제작된 경우를 기본형으로 하는 3차원 유한요소모형을 설계 하였다(그림 1). 기본형 유한요소모형의 임플란트 보철물과 그 대합치 사이에 부여한 저위교합 정도와 하중에 따른 연구모델은 Table 1과 같다.

모델 구성성분을 자연치 부위는 치아, 치근막, 피질골, 해면골로 분류하였으며 임플란트 부위는 타이타늄 임플란트, ADA 규격의 III 형 금합금, 피질골, 해면골로 분류하였다. 하악골의 형태는 유한요소 분석의 용이성을 위해 약간 단순화시켰으며, 치아 크기는 Wheeler의 연구자료⁵⁹⁾를

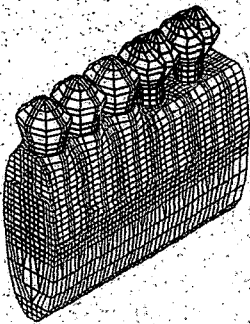


Fig. 1. Basic finite element model.

Table 1. Experimental models

CASE 1	vertical force of 50 N	LA, LB
CASE 2	45° diagonal force of 50 N	LA, LB
CASE 3	vertical force of 500 N	LA, LB, LC
CASE 4	45° diagonal force of 500 N	LA, LB

- * LA : No infraocclusion.
- LB : 30 μ m infraocclusion
- LC : 50 μ m infraocclusion

기초로 하였으나 모델링 작업의 용이성을 위해 약간 단순화 하였고, 제 1,2 소구치의 치근 길이는 동일하게 설계하고, 견치는 소구치보다 2mm 더 길게 설계하였다. 임플란트는 길이 10mm, 넓이 4mm인 실린더 형의 타이타늄 임플란트로 하였으며, 또한 치관부의 길이는 견치, 소구치, 임플란트 보철물 모두에서 동일하게 설계하였고 임플란트 보철물의 크기를 협설, 근원심 방향으로 감소시켰다.

치아 사이 접촉점과 치아와 임플란트 보철물 사이의 접촉점은 2개의 점과 점 간격요소(node to node gap element)를 이용하여 모델링 하였다. 접촉점을 통한 힘 전달을 표현하기 위해 근원심 방향으로만 힘이 전달되게 하고 상하 방향과 협설 방향으로는 마찰이 있는 운동이 일어나도록 하였다. 마찰계수(μ)는 치아 사이와 치아와 임플란트 보철물 사이 모두에서 동일하게 부여했으며 ($\mu=0.15$)^{44,55)}, 임플란트 상부 보철물은 연결(splinting) 시켰다.

골 유착 정도에 있어서도 100%의 골 유착을 얻는 것이 어려우며 매식후 시간이 지남에 따라 골 유착 정도가 증가되고 일정한 상태에 이르면 그 상태가 유지되는 것으로 알려져 있다. 그러나 본 연구에서는 여러개의 치아와 악골을 포함한 복잡한 구조물에서 부분적인 골 유착 상태를 가정하는 것이 어려워 임플란트와 골의 계면을 100%의 골 유착이 얻어진 것으로 가정하여 절점을 공유 시켰다³⁵⁾. 골조직의 형태는 하악의 실제 구조와 같이 외측은 피질골, 내측은 해면골로 구분하여 설계하였으며 피질골의 두께는 사체의 하악골을 제 1대구치 부위를 수직으로 절단한 후 절단된 단면에서 계측한 수치를 단순화시켜 이용했다. 치주인대의 두께는 Carranza의 자료¹⁴⁾를 참고하여 0.2 mm로 설계했다.

치아의 교두정(cusp tip)에서 악골의 최 하단 부까지 치아의 교합면에 평행하게 1mm 또는 2mm 간격으로 절단한 2차원 단면을 Auto

Table 2. Physical properties for each material

Material	Elastic modulus(MPa)	Poisson's ratio
Teeth	18300	0.31
Periodontal ligament	68.9	0.45
Cortical bone	13700	0.30
Cancellous bone	1370	0.30
Titanium	103400	0.30
Type III gold	100000	0.33

CAD 를 이용하여 그린 다음, 전후 단면의 좌표를 연결하여 육면체, 삼각뿔, 삼각기둥과 같은 도형으로 구성된 3차원 하악골 구조체를 얻었다. 이 구조체의 절점(node)에 고유번호를 부여하고 좌표값을 구한다음 이 좌표들을 연결하여 일련 번호를 갖는 요소(element)를 형성했다.

응력 계산을 위하여 필요로 하는 각 재료들의 물성치인 탄성계수, 포와송 비(Poisson's ratio)는 최 등⁹⁾의 연구에서 사용한 수치를 이용하였으며(Table 2), 설계된 유한요소 모형이 전체 구조에서 재료의 기계적 특성이 균일하다는 균질성(homogeneity), 재료의 특성이 모든 방향으로 일정하다는 등방성(isotropy), 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례하고 변위정도와는 무관하다는 선형탄성(linear elasticity)을 갖는 것으로 가정하였다.

모형에 하중이 가해질때 모형전체가 변형을 일으키면 해석이 어려우므로 발생된 변위와 응력을 해석하기 위해 변형이 허용된 부위와 허용되지 않는 부위를 정하여야 한다. 본 실험에서는 변형이 허용되지 않는 부위를 악골의 하연과 양측단면으로 하였다. 악골의 하연에서는 X,Y,Z 방향으로 고정하였고 양측 단면에서는 X,Z축으로 고정하고 Y 축 방향으로로는 변형이 허용되도록 설계하였다.

Haraldson 등^{22,23)} 은 임플란트 보철물에서

가볍게 물었을 때 15.7 N , 저작 시 50.1 N , 최대 교합시 144.4 N 에 이르는 것으로 보고하였으며, Craig¹⁵⁾는 자연치열에서 교합력이 200-2440 N에 이르며 전치부 222 N, 소구치부 453 N, 대구치부 390-880 N 이라고 보고 하였는데, 본연구에서의 하중조건으로 Haraldson²³⁾, Haraldson 등²⁴⁾, Graig¹⁵⁾의 연구자료를 기초로 하여 자연치와 임플란트 보철물의 교두정에 각각 50N 또는 500N의 수직하중과 경사하중을 가한 경우로 하였다.

2. 변위 및 응력의 계산 및 분석

유한요소법적 응력분석은 모형을 설계하는 사전과정(Preprocessing), 변위와 응력의 값을 구하는 해석과정(solving), 그리고 다시 이를 그래픽으로 표현하는 사후과정(postprocessing)의 3 과정을 통해 수행되는데, 본 연구에서 사전과정은 주로 Auto CAD를, 해석은 유한요소 프로그램인 ABAQUS(Revision 4.4, Swanson Analysis System, Inc., Houston, PA.)를 이용하였으며, 해석은 workstation에서 수행되었고, 해석이 끝난 후 수치 데이터를 색상으로 표현하는 사후과정을 수행하였다.

응력과 변위의 크기를 색상으로 나타냈으며, 응력의 관찰은 등가응력(Von Mises Stress)을 중심으로 시행하였다.

III. 연구 성적

3 차원 유한요소법을 이용하여 임플란트 보철물과 대합되는 치아 사이에 부여한 저위교합 정도에 따라 치아와 임플란트 및 하부 골 조직에 나타나는 등가응력(Von Mises) 및 변위를 측정하였다. 등가응력은 전단응력의 조합으로서 탄성 변형시 발생된 응력 값들을 내포하는 값으로서 응력을 종류별로 분석치 않고 발생된 응력을 전반적으로 파악하고자 할 때 이용되는 수치이다. 본 연구에서는 저위교합 정도에 따라 하부 지지

1. 변 위

조직에 발생하는 응력을 상호 비교함을 목적으로 하고 있으므로 등가응력 값을 대상으로 자료를 정리하였다.

최종적으로 나타난 변위와 응력의 관찰을 쉽게 하기 위해 치아의 근원심부 중앙을 지나면서 하악골을 2등분하는 단면상의 응력을 관찰하였다.

변위의 크기를 색상으로 표현하였는데(그림 2-10), 적색으로 갈수록 변위의 크기가 커지고 청색으로 갈수록 변위의 크기가 작아진다.

저위교합을 부여하지 않는 모델에 50N의 수직하중을 가하면 치근막을 갖는 자연치열 보다 골과 직접 유착되어 있는 임플란트에 대부분의 하중이 가해지므로 임플란트 부위에 더 큰 변위가 나타난다(Fig. 2). 이런 변위 양상은 가해지는 수직하중의 크기가 500 N으로 커지면 함께 커지는데 그 하중의 크기에 비례적으로 커지는 않는다(Fig. 6). 30 μ m의 저위 교합을 부여한 모델에 50N의 수직하중을 가하면 자연치의 변위는 더욱 커지지만 임플란트의 변위는 거의 나타나지 않는다(Fig. 3). 500 N의 하중을 가한 경우에는 제 2 대구치 부위에 식립된 임플란트의 변위량은 커지나 자연치열의 변위량보다는 적다(Fig. 7). 50 μ m의 저위교합을 부여한 모형에서는 500N의 수직하중을 가하더라도 임플란트 보철물 부위의 교합 접촉이 이루어지지 않아 임플

란트 부위의 변위량이 매우 적다(Fig. 8).

경사 하중시의 경우를 살펴보면 간격을 부여하지 않은 모형에서 50N, 500N의 경사하중을 가하면 임플란트 부위의 변위량이 자연치보다 크다(Fig. 4, 9). 30 μ m의 간격을 부여하면 두 경우 모두 임플란트 부위의 교합 접촉이 이루어 지지 않아 자연치 부위의 변위량이 상대적으로 크고 임플란트 부위의 변위량이 적다(Fig. 5, 10).

2. 등가응력의 분포상태

실험조건에 따른 치아와 치조골에 부위의 등가응력을 구하였다. 구해진 응력의 크기를 색상으로 표시한 것이 Fig. 11-20에 나타나 있다.

저위교합을 부여하지 않는 모델의 경우에는 50N의 수직 하중하에서 임플란트 부위에 과도한 응력의 집중을 보였으며(Fig. 11), 500 N의 하중이 가해지면 임플란트와 자연치 주위의 응력의 크기가 거의 비례적으로 커졌다(Fig. 16). 30 μ m의 저위교합을 부여한 경우에 50N의 수직 하중하에서는 치아에 교합력이 가해지고 임플란트에는 직접적인 하중이 가해지지 않으나(Fig. 12) 500 N의 수직 하중하에서는 치아 뿐만 아니라 임플란트와 그 하부 골조직에도 응력이 분산된다(Fig. 17). 그러나 50 μ m의 저위교합을 부여한 경우에는 대합치와 임플란트 사이의 접촉은 나타나지 않는다(Fig. 18).

경사하중의 경우 수직하중에 비해 임플란트 구조물과 치조골에 더 큰 응력이 나타나며 협설방향으로 균등하게 분산되는 수직하중에 비해 응력이 가해진 측과 반대측 간에 명확한 차이를 보이며(Fig. 15) 수직하중에서와 마찬가지로 대합치와의 사이에 간격을 부여하지 않는 경우에 임플란트에 집중되는 양상을 보였으나(Fig. 13, 19) 30 μ m의 간격을 부여한 경우에는 50N이나 500 N 하중하에서도 접촉이 이루어 지지 않았다.(Fig. 14, 20)

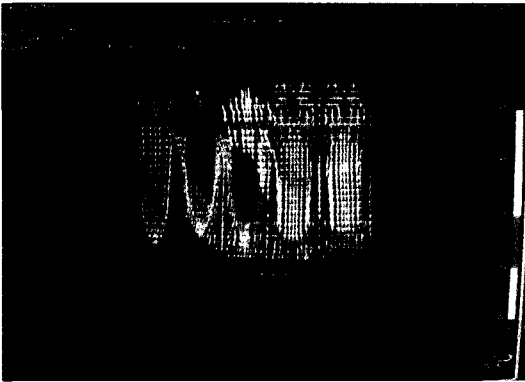


Fig. 2. Displacement under no infraocclusion & 50N vertical force



Fig. 3. Displacement under 30µm infraocclusion & 50N vertical force

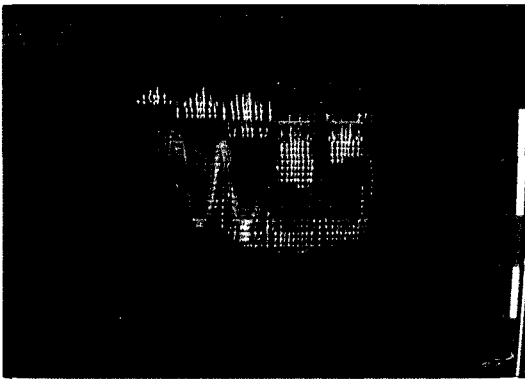


Fig. 4. Displacement under no infraocclusion & 50N diagonal force

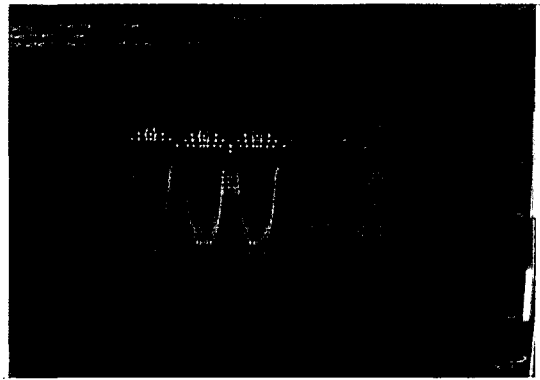


Fig. 5. Displacement under 30µm infraocclusion & 50N diagonal force

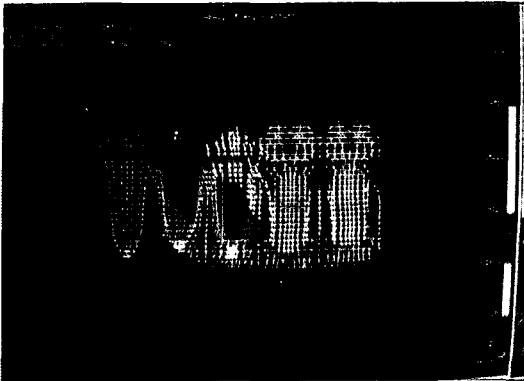


Fig.6. Displacement under no infraocclusion & 500N vertical force

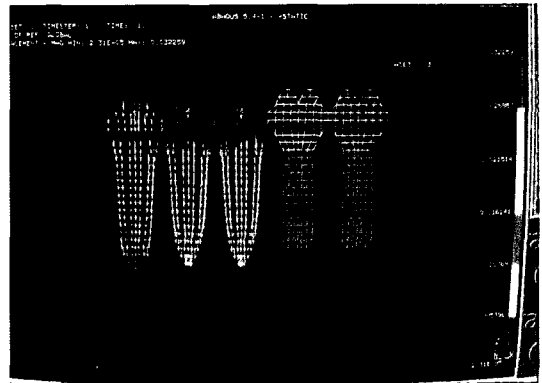


Fig.7. Displacement under 30 μ m infraocclusion & 500N vertical force

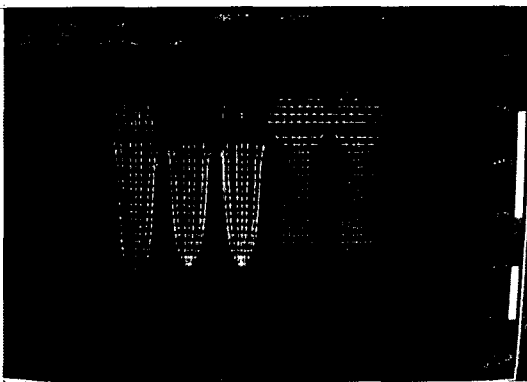


Fig.8. Displacement under 50 μ m infraocclusion & 500N vertical force

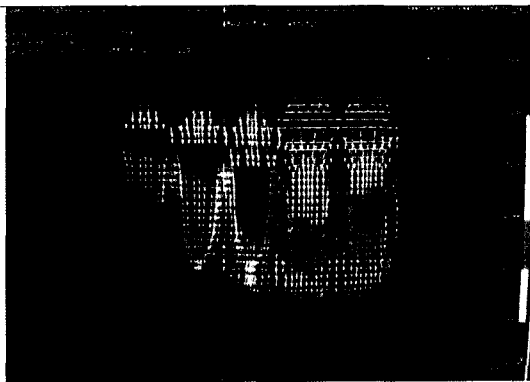


Fig.9. Displacement under no infraocclusion & 500N diagonal force

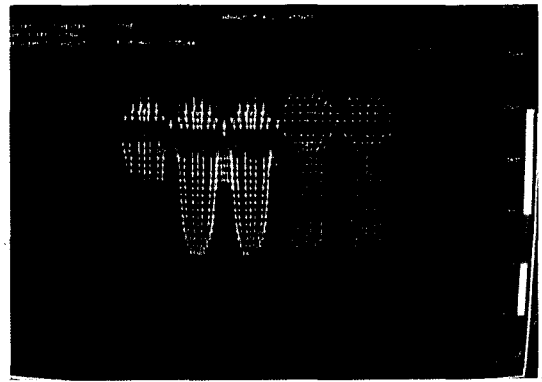


Fig.10. Displacement under 30 μ m infraocclusion & 500N diagonal force

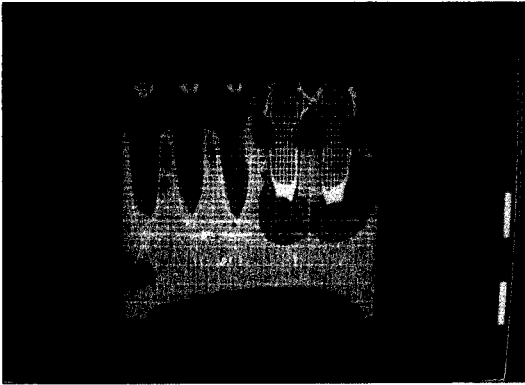


Fig.11. Von Mises stress under no infraocclusion & 50N vertical force

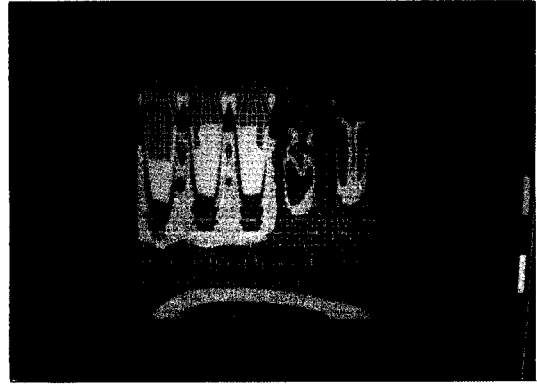


Fig.12. Von Mises stress under 30µm infraocclusion & 50N vertical force

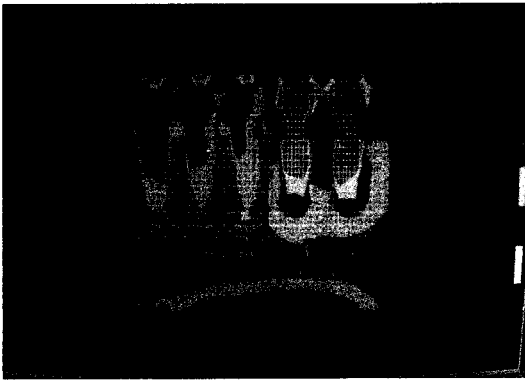


Fig.13. Von Mises stress under no infraocclusion & 50N diagonal force

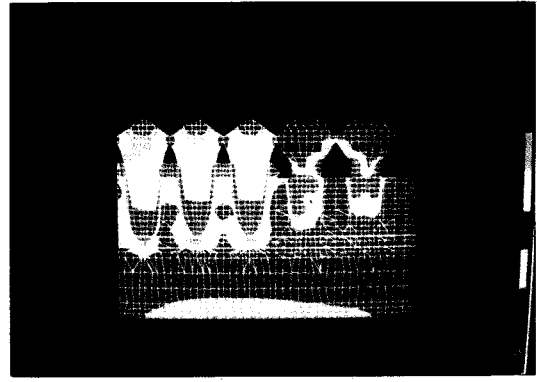
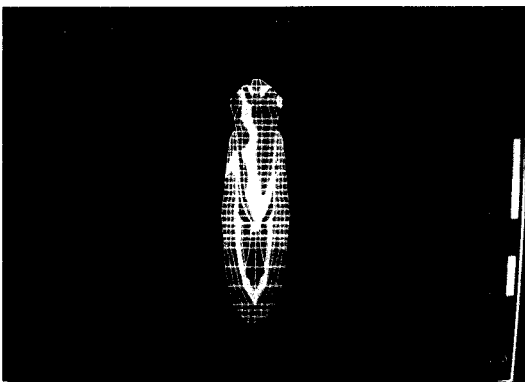
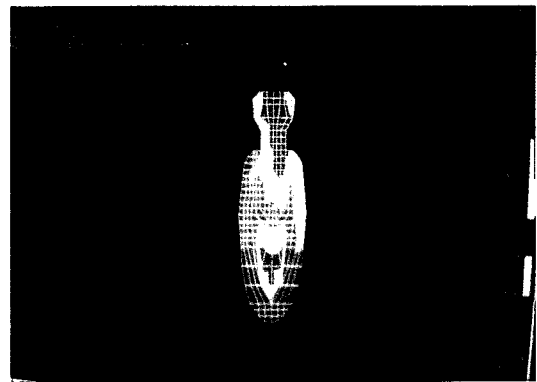


Fig.14. Von Mises stress under 30µm infraocclusion & 50N diagonal force



a:second premolar



b:first molar implant

Fig.15. Von Mises stress under no infraocclusion & 50N diagonal force (cross sectional view)

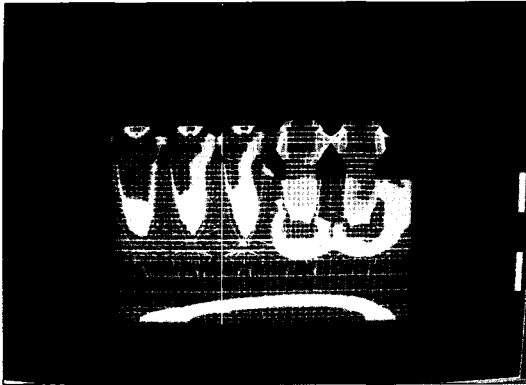


Fig.16. Von Mises stress under no infraocclusion & 500N vertical force

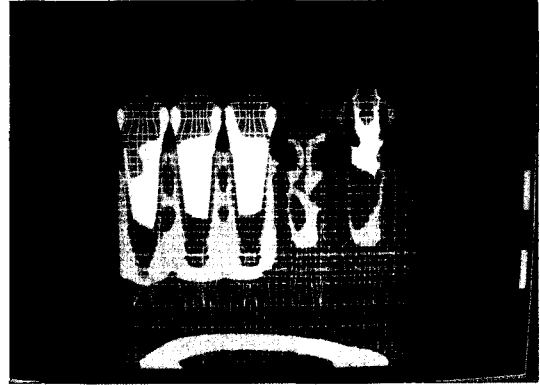


Fig.17. Von Mises stress under 30µm infraocclusion & 500N vertical force

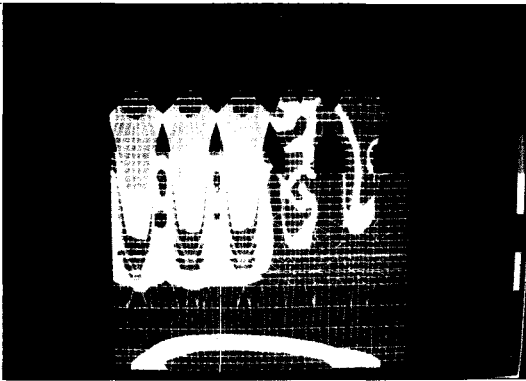


Fig.18. Von Mises stress under 50µm infraocclusion & 500N vertical force



Fig.19. Von Mises stress under no infraocclusion & 500N diagonal force

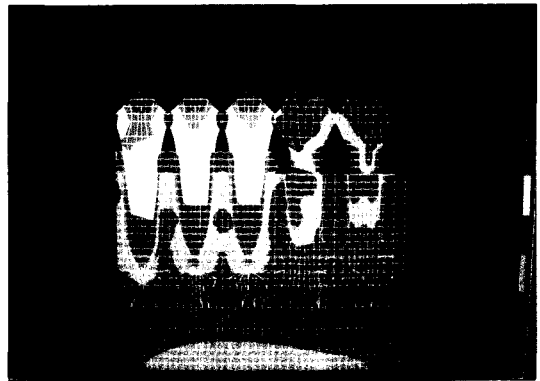


Fig.20. Von Mises stress under 30µm infraocclusion & 500N diagonal force

IV. 총괄 및 고안

기능시 치아와 악골에 나타나는 응력과 왜력을 분석하는데 이용할 수 있는 실험적 응력분석 방법으로는 스트레인 게이지법^{13,48)}, 광탄성 응력 분석법^{2,6,39)} 및 유한요소법^{1,8,40,49)} 등이 주로 이용되는데 이중 본 실험에 사용된 유한 요소법은 수학적인 수치해석법으로 적절한 조건 설정만 이루어진다면 실험자가 의도하는 실험내용이 다른 요인에 의해 영향 받지 않고 진행될 수 있다. 이 방법은 복잡한 구조물을 물리적으로 성질이 유사한 여러개의 작은 요소로 나누어 작도한 다음, 수치화하여 입력하고 물리적 성질과 하중 조건을 설정하여 컴퓨터를 이용하여 계산함으로써 각 요소의 응력과 절점의 변위를 산출하고 이것을 연속시켜 전체의 현상을 파악하므로써 종래의 방법과는 달리 구조물이 매우 복잡하거나 다양한 재료로 구성되어 있어도 실험조건에 쉽게 포함시켜 구조물 내에 나타나는 변위와 응력의 크기 및 그 분포를 명확히 밝힐 수 있다.

임플란트가 악골에 매식되어 치아로서의 기능을 성공적으로 수행하려면 계속적으로 가해지는 기능력과 부 기능력(parafunction)을 임플란트나 생체조직의 손상 없이 견딜 수 있어야 한다^{53,54)}. 이를 위해서는 충분한 수의 임플란트를 식립하고 적절한 형태의 임플란트를 이용하며, 외과적 및 보철적 시술 과정을 통해 임플란트에 가해지는 하중을 감소시켜야 한다^{7,41)}. 만약 보철물이나 생체조직이 임플란트에 가해지는 하중을 견딜 수 없다면 골 유착의 파괴, 고정체(fixture) 파절, 고정나사의 이완 및 파절, 치조골 소실 등과 같은 여러 생역학적인 문제점들이 나타날 수 있다^{19,53)}. 이러한 문제점을 없애기 위해서는 임플란트에 가해지는 교합력을 줄여주거나, 임플란트를 통한 힘의 분산이 잘 이루어 지도록 설계해야 한다. 그러나 환자의 교합력 자체를 줄이는 것은

거의 불가능하므로 위해로운 교합력을 제거하거나 교합력이 임플란트에 전달되는 과정을 조절하고 임플란트를 통해 골 계면에 전달되는 하중의 크기를 감소시키는 방법을 통해 교합력 감소 효과를 얻을 수 밖에 없다.

이런 효과를 얻기 위해 임상적으로 여러방법이 제안되고 있다. 위해로운 교합력을 제거하기 위해 교합 평면을 줄이고, 교합력이 임플란트의 장축방향으로 전달될 수 있도록 교합 접촉점을 임플란트 중심 축(central axis)에 위치시키며, 임플란트에 가해지는 축방력을 줄이기 위해 교두 경사를 줄여 준다거나^{7,5,17,27,41)} 중심 교합시 임플란트에 의해 지지되는 보철물과 대합치간에 저위교합(infraocclusion)을 형성해 주는 것 등이다^{16,17,26,41,50)}.

골 유착성 임플란트의 임상 사용은 완전 무치악 뿐만 아니라 부분 무치악의 수복에도 성공적으로 이루어 질 수 있다는 보고가 많이 이루어지고 있으며^{25,30,33,43,58)}, 실제 임상에서도 부분무치악 증례가 증가되고 있는 실정이다. 하지만 부분무치악의 증례는 대합치와 인접치가 존재함으로써 교합력이 크고, 보철물을 지지하는 임플란트 갯수가 적어 축방력에 약하고, 자연치와 임플란트가 동일 악궁에 같이 존재하므로 교합형성이 어려우며, 치아와 임플란트 사이의 탄성이 달라 여러가지 문제점이 유발될 수 있고 또한 잔존치 때문에 구강에 상주하는 미생물이 완전무치악 환자에 비해 훨씬 복잡하고 치주질환이 있는 잔존치의 영향을 받을 수 있으므로 이에 대한 고려도 필요하다. 이외에도 인접치가 존재하므로써 심미성이 훨씬 중요하게 고려되어야 하고 중요한 해부학적인 구조물이 가깝게 위치해 있는 구치부가 많이 이용되므로 식립할 공간이 부족하여 수술중 실패의 가능성이 있으며 또한 심리적으로 총의치를 이용해야 하는 환자에 비해 덜 절실하다²⁵⁾. 그러나 이러한 여러 어려움에도 불구하고 재료와

시술방법의 지속적인 개선, 양질의 진료를 원하는 환자의 증가, 지대치 삭제의 감소 등과 같은 장점이 부각되어 그 시술이 날로 증가하고 있는 실정이다.

부분 무치악에 사용된 임플란트 보철물 형태는 임플란트 지지 고정성 국소의치와 치아-임플란트 지지 고정성 국소의치로 분류된다^{7,18)}. 이중 임플란트와 자연치를 고정성으로 연결한 치아-임플란트 지지 고정성 국소의치에 하중을 가하면 임플란트는 움직이지 거의 없으나 자연치는 침하되면서 외팔보(cantilever) 작용이 일어나 이론적으로는 여러가지 역학적 문제가 유발될 수 있다^{19,53)}. 이런 문제점을 피하기 위해 비 고정성 연결장치를 이용하여 임플란트와 자연치간의 개별적인 운동을 허용하는 방법, 임플란트 고정체와 상부보철물 사이에 자연치의 치주인대를 모방한 점탄성체를 포함 시키는 방법등이 제안된다⁷⁾. 그러나 이런 역학적 우려와 달리 임플란트와 자연치의 고정성 연결에서 나타나는 수직 운동량의 차이가 골의 탄성이나 보철물, 고정나사의 굴성 등에 의해 보상될 수 있다는 연구 결과⁴⁶⁾와 임플란트 지지 고정성 국소의치와 치아-임플란트 지지 고정성 국소의치 사이의 임상적 차이점이 없다는 보고^{12,37)}도 있어 아직 명확한 결론이 내려지지 않은 상태이다. 다만 최근의 경향은 고정성 연결이든 비 고정성 연결이든 각각 나름대로의 장점을 가지므로 환자 개개인의 구강상태에 맞추어 보철물을 제작하는 것이 중요하다고 언급하고 있다⁴²⁾.

한편 치아-임플란트 지지 고정성 국소의치보다는 임플란트에 의해서만 지지를 받는 경우가 지대치 간의 지지구조의 차이가 없으므로 더 양호한 결과를 얻을 수 있다고 주장되고 있다^{7,16,46)}. 그러므로 충분한 수의 임플란트가 매식되어 임플란트만으로 보철물을 지지하는 것이 가능하고 임플란트 나사풀림과 같은 부수적인 문제들을 해결할 수만 있다면 자연치와 연결하지 않는 것이 지

지구조의 차이에 의한 문제를 유발하지 않고, 보철물의 설계를 간단하게 할 수 있다. 그러나 이와 같은 임플란트 지지 고정성 국소의치도 기능시 자연치와 임플란트가 동시에 하중을 받게 되므로 지지 구조의 차이를 완전히 벗어날 수는 없다.

따라서 본 연구에서는 자연치를 둘러싸고 있는 평균 두께 0.2mm 치근막이 임플란트 교합 형성시 어떤 영향을 미칠 것이며, 또한 임플란트와 자연치 사이의 지지구조 차이를 보상할 수 있는 임상적인 방법은 어떻게 고려되어야 하는 것이 유리한가를 규명코저 3차원 유한요소 모형을 재현하여 저위교합의 부여 여부 및 하중조건에 따른 응력 및 변위를 고찰코저 하였다.

본 연구에서 저위교합을 부여하지 않은 모형에 50N, 500N의 수직하중을 가했을 때 (Fig. 2, 6, 11, 16) 모든 경우에서 자연치보다 임플란트 부위와 그 하부 골 조직에 더 큰 응력과 변위가 발생되었다. 이는 부분 무치악 환자의 무치악부를 임플란트로 수복하는 경우 임플란트는 단단한 골과 직접 유착되고 자연치는 탄력성이 있는 0.2mm 정도의 치근막에 의해 둘러싸여 있어 하중이 가해지면 치아는 일정한 정도 침하하고 임플란트는 침하하지 않기 때문에 치아보다는 임플란트에 더 큰 부하가 초래되게 된다고 주장한 Hobo 등²⁶⁾, English¹⁶⁾, Misch⁴¹⁾ 등의 의견과 같은 견해를 보여주었다. 즉, 교합력이 가해지는 초기에는 자연치와 임플란트가 동시에 접촉되어 동등한 교합력이 자연치와 임플란트에 가해지나 교합력의 크기가 커지면 자연치는 장축방향으로 침하가 일어나고 임플란트는 침하가 거의 일어나지 않아 임플란트에 교합력이 집중되는 양상을 보이며 이와 같은 양상은 변위량에서도 관찰되었다.

30 μ m의 저위교합을 부여한 모형에 50 N의 수직하중을 가한 경우 (Fig. 3, 12)에는 임플란트 보철물과 대합치간의 교합 접촉이 이루어지지

않았으나 500 N의 수직하중의 경우 (Fig. 7, 17)에서는 제 2 대구치 부위에서 대합치와의 교합접촉이 일어났다. 이는 전방부 치아의 침하가 일어나면서 나타난 하부 골 조직의 처짐 현상에 의해 제 1 대구치 부위의 임플란트와 보철물도 하방으로 처짐으로서 제 2 대구치 부위가 먼저 교합접촉이 이루어진 것으로 사료되며 실제 임상에서는 전방부 치아의 처짐현상이 근육에 의해 저지 되므로 제 1, 2 대구치의 교합접촉이 동시에 일어날 것으로 생각된다. 이 결과는 교합압이 가해졌을 때 자연치는 수직방향으로 8-28 μ m 정도 움직이며 임플란트는 3-5 μ m 정도 움직이게 되므로 치아와 임플란트간의 25 μ m 정도의 수직운동 차이를 구강내 교합조정시 가볍게 다물었을 때 대합치와 25 μ m 정도 간격을 부여해야 한다고 주장한 Misch⁴¹⁾ 등의 주장과 같은 견해를 보여 주었으며 임플란트 지지 고정성 국소치를 장착한 환자를 연구대상으로 하여 강한 교합시 양측성 균형교합이 이루어 지도록 교합조정을 시행한 후에 가볍게 교합시켜 임플란트 보철물과 대합치 사이의 저위교합 정도를 측정하여 평균 34.13 μ m + 8-80 μ m 범위의 값을 얻은 송³⁾의 실험 결과와도 유사하였다.

그러나 50 μ m의 저위교합을 부여한 모형 (Fig. 8, 18)에서는 어떤 하중 조건에 관계없이 임플란트 보철물과 대합치간의 교합접촉이 전혀 이루어 지지 않아 Schulte⁵⁰⁾, English¹⁶⁾의 주장과는 차이를 보였다. English¹⁶⁾는 임플란트 지지 보철물을 60-100 μ m (0.06-0.1mm) 저위교합 시켜 과도한 교합(hyperocclusion)이 생기지 않도록 해야 기능적 교합력이 작용시 치아와 임플란트 지지 보철물 부위의 교합력이 동등화 된다고 주장했으며, Schulte⁵⁰⁾는 자연치는 20-100 μ m 정도 수직 또는 수평 방향의 운동이 가능하나 임플란트는 단지 이의 10% 정도만 움직임이 가능하므로 변위가 일어난 후에 임플란트 보

철물의 교합이 이루어 지도록 해야 하며 이런 교합을 부여하기 위해 0.1mm의 교합 호일(occlusal foil)을 이용해야 한다고 주장하였다.

임플란트와 대합치 사이에 간격을 부여하지 않은 모형에 50N, 500N의 경사하중을 가하면 (Fig. 4, 9, 13, 15) 수직하중에서 보다 더 큰 응력이 발생되며 이는 주로 임플란트 경부와 그 주변 치밀골에서 관찰되어 장 등⁶⁾의 연구 결과와 일치하였으며 여러가지 역학적 문제와 치조골 상실등이 일어날 수 있을 것으로 사료된다. 30 μ m의 간격을 부여한 모형에 50N, 500N의 경사하중을 가한 경우 (Fig. 5, 10, 14, 20)에는 임플란트 보철물과 대합치간의 교합접촉이 전혀 이루어 지지 않아 0.2mm의 정상적인 치근막과 치조골 상태에서는 30 μ m 정도의 간격을 부여하면 측방운동시 위해한 힘을 가하지 않을 것으로 사료된다.

위의 결과는 저위교합 없이 임플란트 보철물이 대합치와 교합되는 상태라면 기능적 운동에 의한 강한 교합이 이루어지게 될 때 치아와 임플란트간의 수직 운동량의 차이로 인해 인접자연치보다 임플란트에 더 많은 하중이 전달될 수 있다는 것을 암시해 주고 있다. 따라서 이는 임플란트 주위 골 조직의 소실 및 보철물과 임플란트에 많은 문제점을 야기시키게 될 것이다. 따라서 강한 교합시 임플란트 보철물에 인접 자연치와 거의 비슷한 정도의 접촉이 이루어질 수 있도록 가볍게 다물었을 때 대합치와 일정 정도의 저위교합을 부여하는 것이 임플란트 보철물을 제작시 충분히 고려해야 할 중요한 과정이라고 사료된다. 그러나 저위교합의 정도를 일률적으로 부여하기보다는 환자의 치주인대 상태, 치아의 운동성, 임플란트의 갯수, 이전에 존재한 교합 등과 같은 복합적인 요소들을 고려하여 임상적으로 개개인에 따라 결정 해야 할 것으로 생각된다.

생체 조직내의 역학적 현상을 단순화된 모델로

부터 얻은 실험 결과에 의해 전적으로 해석하는 것은 다소 무리가 있으나 임상경험과 동시에 이용하면 큰 도움이 될 수 있을 것으로 생각한다. 본 연구에서 얻어진 수치는 일반화시킨 하악골 골 상태와 유한요소 분석이라는 분석적 방법을 이용하였기 때문에 한계가 있으며 제안된 값을 절대적인 값으로 생각하기 보다 이 값을 기준으로 하여 환자 개개인의 상태에 따라 적절한 저위 교합을 부여하는 기준값으로 이용할 수 있을 것이다. 따라서 앞으로 이에 대한 장기적인 임상적 연구가 동반되면 더욱 정확한 기준을 얻을 수 있을 것으로 사료된다.

V. 결 론

하악 제 1,2 대구치가 결손된 부분무치악 환자의 제 1,2 대구치 부위에 2개의 임플란트를 매식하고 이를 이용하여 임플란트 지지 고정성 국소 의치를 설계한 모형을 제작하고 저위교합 정도와 하중방향에 따라 변위와 응력을 계산하여 다음의 결론을 얻었다.

1. 저위교합을 부여하지 않은 모형에 50N, 500 N의 수직하중을 가하면 자연치열 보다 임플란트와 임플란트 하부 골 조직의 등가응력이 크게 나타났다.
2. 30 μ m의 저위교합을 부여한 모형의 경우 50N의 수직하중에서는 대합치와 교합접촉이 일어나지 않았으나 500N의 수직하중에서는 제 2대구치 부위의 임플란트 보철물에서 교합접촉이 이루어져 자연치와 임플란트 부위에 적절한 응력분산이 일어났다.
3. 저위교합을 부여하지 않은 모형에 45도 경사하중을 가한 경우 임플란트와 임플란트 하부 골 조직의 응력이 자연치열의 응력보다 크게 나타났으며 수직하중시 임플란트 부위에 나

타난 응력보다 컸다.

4. 30 μ m의 저위교합을 부여한 모형에 50N, 500N의 45도 경사하중을 가한 경우 모든 교합력이 자연치에 가해지고 임플란트 보철물에는 교합접촉이 나타나지 않았다.
5. 부분 무치악의 임플란트 보철물의 경우에는 저위교합을 부여하는 것이 임플란트에 과도한 하중이 가해지는 것을 막을 수 있었다.

Reference

1. 고현주, 정재현 : "골유착성 임플란트 보철수복시 자연지대치와의 고정유무에 따른 유한요소법적 응력분석", 「대한치과보철학회지」, 29:147-159, 1991.
2. 김영일, 정재현 : "골유착성 보철 치료시 임플란트와 자연지대치와의 연결 방법에 따른 광탄성 응력분석" 「대한치과보철학회지」, 31:271-300, 1993.
3. 송금영, 계기성 : "부분 무치악 고정성 임플란트 보철하에서 교합접촉정도에 관한 연구" 조선대학교대학원, 치의학과, 1994
4. 신 상완 : "골 유착성 임플란트 보철물의 교합면 수복을 위한 개념 (II)" 대한치과외과학회지 32 : 464-472., 1994.
5. 신 상완 : "Biomechanical principles for osseointegrated implant approaches" 대한치과외과학회지 32:16-23., 1994.
6. 장두익, 정재현 : "골내 임플란트 종류에 따른 광탄성 응력분석", 「구강생물학연구」, 17: 137-154, 1993.
7. 정재현, 최충국, 이돈오 : "임플란트 보철의 생역학적 고려" 구강생물학연구 17:99-130, 1993.
8. 최수호, 정재현 : "골내 임플란트를 이용한 고정성 국소의치 하에서 변위 및 응력에 관한

- 유한요소법적 응력분석”, 『대한치과보철학회지』 29:233-248, 1991.
9. 최 충국, 계 기성 : “감소된 치조골 고정을 갖는 치아와 골 유착성 임플란트에 의해 지지되는 고정성 국소의치의 유한요소법적 응력분석” 대한치과보철학회지 1994.
 10. Korber, K. : 저작계의 구조와 생리 In : “치과보철학” 이재봉 역, 유림사 1992. PP.21-117.
 11. Adell, R., Lekholm, B., Branemark P-I. : “A 15 Year Study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw”, Int J Oral Surg, 10 : 387-416, 1981
 12. Åstrand, P., Borg, K., Gunne, J., Olsson, M. : “Combination of natural teeth and osseointegrated implants as prosthesis abutments : A 2-year longitudinal study”, Int. J. Oral Maxillofac. implants, 6:305-312, 1991.
 13. Brunski, J.B., Hipp, J.A. : “In vivo forces on endosteal implants : A measurement system and biomechanical consideration”, J. Prosthet. Dent., 51:82-90, 1984.
 14. Carranza, F.A. : Glickmann's clinical periodontology, 7th eds., W.B. Saunders Co., 1984, pp.39-50.
 15. Craig, R.G. : Restorative Dental materials, 6th eds., St. Louis, CV Mosby Co. 1980. pp 60-61
 16. English, C.E. : “Implant-supported versus implant-natural-tooth-supported fixed partial dentures”, Dental Symposia, 1:10-15, 1993.
 17. English, C.E. : “Biomechanical concerns with fixed partial dentures involving implants”, Implant Dent., 2:221-242, 1993.
 18. Ericsson, I., Glantz, P-O., Brånemark, P-I. : “Tissue-integrated implants Ad Modum Branemark in the rehabilitation of partially edentulous jaws”, In : Laney, W.R. and Tolman, D.E. eds. Tissue integration in oral and maxillofacial reconstruction, Quintessence Publ. Co, Chicago, 174-178, 1992.
 19. Ericsson, I., Lekholm, U., Branemark, P.-I., Linde, J., Glantz, P.-O., Nyman, S. : “A clinical evaluation of fixed bridgework supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium fixtures”, J. Clin. Periodontol., 13:307-312, 1986.
 20. Falk, H., Laurell, L., Lundgren, D. : Occlusal force pattern in dentitions with mandibular implant-supported fixed cantilever prostheses occluded with complete denture
 21. Goldman, H.M., Millsap, J.S., Brennan, H.S. : Origin of registration of the architectural pattern, the lamina dura, and the alveolar crest in the dental radiograph. Oral Surg., 10:749-758, 1957.
 22. Haraldson, T. : “Comparisons of chewing patterns in patients with bridges supported on osseointegrated implants and subjects with natural dentitions”. Acta Odontol. Scand., 41: 203-208. 1983
 23. Haraldson, T. : “A photoelastic study of some biomechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw Scand”. J. Plast. Reconstr. Surg., 14 : 209-214., 1980.
 24. Haraldson, T., Carlsson, G.E. : “Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants”, Scand. J. Dent. Res., 85:200-208, 1977.
 25. Henry, P.J., Tolman, D.E., Bolender, C. : The applicability of osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients : Three-year results of a

- prospective multicenter study., *Quintessence Int.* 24:123-129., 1993
26. Hobo, S., Jo, Y.H. : "Occlusion for the osseointegrated prosthesis", *J. Oral Gnathol.*, 10: 9-25, 1991.
 27. Ismail, J.Y.H. : "Occlusal considerations in implants prosthodontics". *Implant prosthodontics ; surgical and prosthetic techniques for dental implants*, Fagan M.J. eds.,
 28. Jemt, T. : Osseointegrated implants for single tooth replacement : A 1-year report from a multicenter prospective study., *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 6: 29- , 1991
 29. Jemt, T. : Modified single and short-span restorations supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaw. *J. Prosthet. Dent.*, 55:243-247,1986
 30. Jemt, T., Lekholm, U., Adell, R. : "Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients. A preliminary study on 876 consecutively placed fixtures", *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 4:211-217, 1989.
 31. Kent, G., Johns R. : A controlled longitudinal study on the Psychological effects of osseointegrated dental implants *Int. J Oral Maxillofacial Implants* 6:470-474. 1991.
 32. Kilpinen, E., Hakala, P.E. : Reproduction of the lamina dura in dental radiographs. *Dentomaxillofac. Radiol.* 7:51-54., 1978.
 33. Klinge, B. : Implants in relation to natural teeth., *J. Clin. Periodontol.*, 18 : 482-487, 1991.
 34. Komiyama, Y. : "Clinical and research experience with osseointegrated implant in Japan," In: Albreksson, T., Zarb, G., eds. *The Branemark osseointegrated implant*, Chicago : Quintessence Publishing Co, 1989, pp.197-214.
 35. Lavernia, C.J., Cook, S.D., Weinstein, A.M., and Lawitter, J.K. : "An analysis of stresses in a dental implant system", *J. Biomed.*, 14:555, 1981.
 36. Lee, J.H., Koh, C.S., Choi, K.W. : Stress analysis of dental implant system using homogenization technique., *J. K.D.A.*, 33 : 805-814, 1995.
 37. Lundgren, D. : "Prosthetic reconstruction of dentition seriously compromised by periodontal disease", *J. Clin. Periodontol.*, 18:390, 1991.
 38. Manson, J.D. : The lamina dura. *Oral Surg.* 16:432, 1963.
 39. McGlumphy, E.A., Campagni, W.V., Peterson, L.J. : "A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element", *J. Prosthet. Dent.*, 62:586-593, 1989.
 40. Meroueh, K.A., Watanabe, F., Mentag, P.J. : "Finite element analysis of partially edentulous mandible rehabilitated with an osteointegrated cylindrical implant", *J. Oral Implantol.*, 13:215, 1987.
 41. Misch, C.E. : Occlusal consideration for implant-supported prostheses "Contemporary implant dentistry", St.Louis, Mosby, 1993. pp 1175-185, 705-733.
 42. Misch, C.M., Ismail Y.H. : Finite element stress analysis of tooth to implant fixed partial denture designs. *J. Protho.* 2 : 83-92, 1993.
 43. Naert, I., Quirymnen, M., van Steenberghe, D., Darius, P. : A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted im-

- plants for the treatment of partial edentulism, J. Prosthet. Dent., 67:236-245,1992.
44. Osborn J.W. : "An investigation into the interdental forces occurring between the teeth of the same arch during clenching the jaws", Arch. Oral Biol., 5:202-211, 1961.
 45. Picton, D.C.A. : The effect of external forces on the periodontium, In : Melcher A.H. Bowen W.H. eds., Biology of the periodontium, Academic press. London, New York., P385
 46. Rangert, B., Gunne, J., Sullivan, D.Y. : Mechanical aspects of a Branemark implant connected to a natural tooth : An in vitro study. Int. J. Oral Maxillofac. Implants., 6 : 177-186, 1991.
 47. Richter, E.J. : "Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry", J. Prosthet. Dent., 61:602-609, 1989.
 48. Richter, E.J., Spiekermann, H. Jovanovic, S.A. : "Tooth to implant fixed protheses : Biomechanics based on in vitro and in vivo measurement," In : Laney, W.R., Tolman, D.E., eds. Tissue integration in oral and maxillofacial reconstruction, Chicago, Quintessence Publ. Co., 133-140., 1992.
 49. Rieger, M.R., Adams, W.K., Kinzel, G.L. : "Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants", J. Prosthet. Dent., 62:436-440, 1989.
 50. Schulte, W. : "The intraosseous Al₂O₃ (Frialit) Tübingen implant. Development status after eight years (III)", Quintessence Int., 3:297-300, 1984.
 51. Sekine, H., Komiyama, Y., Hotta, H. and Yoshida, K. :Mobility characteristics and tactile sensitivity of osseointegrated fixture supporting systems. Preceeding of an International Congress. Brussels. Current Clinical Practice Series 29, Excerpta Medica.
 52. Sher, E.L.C. : The use of osseointegrated implants in long span fixed partial prosthesis : A case report. Int. J Oral Maxillofac. Implants, 6:351-353,1991.
 53. Skalak, R. : "Aspect of biomechanical considerations", In : Brånemark, P.-I., Zarb, G.A., Albreksson, T. eds. : Tissue integrated Prothesis, Chicago, Quintessence Publ. Co., 1985, pp. 117-128.
 54. Skalak, R. : "Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses", J. prosthet. Dent., 49:843-848, 1983.
 55. Southard T.E., Southard K.A., Tolley E.A. : "Variation of approximal tooth contact tightness with postural change. J. Dent Res. 69:1776-1779 , 1990
 56. Sposetti, V.J., Gibbs, C.H., Alderson, T.H., Jagers, J.H., Richmond, A., Conlon, M, Nickerson, D.M. : Bite force and muscle activity in overdenture wearers before and after attachment placement. J Prosthet. Dent. 55:265- . 1986
 57. Taylor, J.D. : Fixed implant rehabilitation for the edentulous maxilla, Int. J Oral Maxillofac. Implants, 6 : 329-337,1991.
 58. van Steenberghe, D., A Retrospective multicenter evaluation of the survival rate of osseointegrated fixtures supporting fixed partial prostheses in the treatment pf partial edentulism J. prosthet. Dent., 61:217-223, 1989.
 59. Wheeler, R.C. : A textbook of dental anatomy and physiology, 4th eds., W.B. Saunders Co., Philadelphia,1965, pp.124-288.

Abstract

3-DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS ON THE
INFRAOCCLUSION OF FIXED IMPLANT PROSTHESIS
FOR PARTIAL EDENTULISM

In-Seob Kim, D. D. S., Choong-Kug Choi, D. D. S., M. S. D.,
Chae-Heon Chung, D. D. S., M. S. D., Ph. D.

Dept. of Prosthodontics, School of Dentistry, Chosun University

The purpose of this study was to examine, by the method of 3-dimensional finite element analysis, how infraocclusion affected the stress distribution in surrounding bone and osseointegrated prosthesis.

The 3-dimensional finite element mandibular models were made, in which the first and second molars were removed and the two osseointegrated implants were placed in the first and second molar sites and implant supported fixed prostheses were constructed.

Analysis of equivalent stress and displacement induced by strong occlusion or infraocclusion was performed under vertical or inclined distributed loads.

The results were as follows:

1. Under vertical load of 50N or 500N, the model in which infraocclusion had not been allowed showed greater stress on implants and the supporting bone than on natural teeth.
2. In the model in which infraocclusion of 30 μm had been allowed, implant-prosthesis on the molars had no contact with opposing teeth under vertical load of 50N. However, with the same allowed infraocclusion and the model under vertical load of 500N, implant prosthesis on the second molar had contact with opposing teeth, and stress distribution occurred properly on natural teeth and implants.
3. Under 45° inclined load, the model in which infraocclusion had not been allowed showed greater stress on implants and the supporting bone than on

natural teeth. There was greater stress in the case of 45° inclined load than in the case of vertical load.

4. Under 45° inclined load of 50N or 500N, the model in which infraocclusion of 30 μm , had been allowed showed no occlusal contact on the implants and occlusal contact on the natural teeth.
5. In partially edentulous cases with implant supported prosthesis, we can prevent excessive load on implants by allowing infraocclusion.