

하악피개의치에서 임플란트의 식립각도에 따른 칸틸레버 길이의 감소효과가 응력분포 양상에 미치는 영향 -삼차원 유한요소법을 이용한 분석-

경희대학교 치과대학 치과보철학교실, 경희대학교 구강생물학 연구소

박준수 · 이성복 · 권공록 · 우이형

I. 서 론

완전 무치악 환자의 일반적인 치료방법은 총의치로 기능과 심미를 회복시켜주는 것이다. 의치상과 인공치아로 결손부위를 수복하여 비교적 양호한 심미적 결과를 얻을 수 있으나 제한된 잔존 치조제에서 의치의 유지와 지지를 얻어야 하므로 충분한 저작력과 저작효율을 얻을 수 없으며 의치의 안정성도 만족스럽지 못하다. 이러한 총의치를 대신해서 완전 무치악 환자의 구강기능회복을 위하여 임플란트 치료가 많이 시술되고 있다.¹

완전 무치악 환자의 임플란트 치료는 임상적 상황에 따라 고정성 및 가철성 보철물이 모두 가능하며 임플란트에 의해 지지를 받는 고정성 보철물은 1965년 Brånemark에 의해 처음으로 시술된 이래 많은 장기간의 임상보고²⁻⁶와 생역학적 연구⁶를 통하여 효용성과 안정성이 입증되고 있다.

한편 임플란트를 이용한 가철성 보철물은 1980년대에 하악 무치악을 치료하는 방법으로 소개되었고⁷ 이를 장착한 환자는 총의치 환자에 비하여 의치의 안정성과 교합압의 지지능력이 향상되었고 저작력과 저작효율이 증가되었으며⁸ 고정성 보철물에 비해 적은 수의 임플란트를 식립하여 비교적 경제적이면서도 의치에 대한 환자의 만족도가 높고 일상생활 중에 의치로 인한 문제발생빈도가 더 적은 성공적인

하악 무치악 치료방법이다.^{1,7,9}

이와같은 골유착 임플란트-지지 보철물이 성공하기 위해서는 생역학, 외과학, 생체재료학적 요인과 밀접한 관련이 있으며 Hutton 등⁹⁻¹³은 골질과 골량이 하악 임플란트 피개의치의 치료예후를 결정하는 매우 중요한 인자라고 보고하였고 Naert 등¹⁴은 하악 임플란트 피개의치에서 일어나는 합병증은 골유착술식보다는 하악피개의치의 보철술식과 제작기술에 보다 많이 관련됨에 주목하여 임플란트의 식립위치, 생역학적 고려, 교합 등과 같은 보철적 요인을 강조하였다. 하지만 이러한 요인들을 고려하더라도 잔존 치조제의 흡수가 어느 정도 진행된 하악 무치악 환자에서 임플란트 치료를 계획할 때는 일반적으로 해부학적인 이유 때문에 악골의 전방부 양측 이공 사이에 한정하여 임플란트를 식립할 수 밖에 없는 경우가 많다. 이러한 경우 임상적 상황에 따라 후방 칸틸레버가 종종 필요하며 이렇게 부하를 담당하는 칸틸레버의 존재로 발생하는 굽힘 모멘트 때문에 임플란트에 부여된 부하보다 증가된 응력이 나타날 수 있으며¹⁵ 이러한 생역학적인 과부하는 임플란트 치료의 실패를 일으킬 수 있다.^{13,16} 이러한 생역학적인 과부하를 피하기 위해 구조, 심미, 기능에 필요한 칸틸레버의 이론적인 길이보다 실제 임상에서는 더 짧게 사용하는 경향이 있으며¹⁵ 결국 보철물의 설계와 선택은 술자의 임상 경험이나 선호도보다는 생역학적

연구나 장기간의 임상연구를 통한 과학적 논리에 근거하여 결정되어야 할 것이다.

유한요소분석법은 1976년 Weinstein 등¹⁷⁾이 치과영역에서 임플란트 치과학에서 최초로 사용한 이래로 임플란트 주위의 응력을 분석하는데 많이 사용되어 왔으며 보다 정확한 적용이 가능해졌지만 어느 정도의 응력이 골흡수와 재형성을 하는지는 알 수 없는 정성적 분석이므로 정량적으로는 완벽하게 평가될 수 없는 한계를 갖는다.

이 연구의 목적은 임플란트를 이용한 하악피개의 치에서 하악 무치악 전방부에 4개의 임플란트를 식립하고 최후방 임플란트를 원심으로 경사시켜 비를 이용하여 연결고정하고 원심 칸틸레버의 양을 줄여서 하중을 가했을 때 임플란트 고정체와 지지조직에서의 응력의 정도와 분포 양상을 삼차원 유한요소법으로 분석하고자 하는 것이다.

II. 연구재료 및 방법

1. 유한요소모델의 설계

4개의 3차원 유한요소분석모형(Ansys Ver 9.0, Swanson analysis system, Houston, PA, U.S.A)이 사용되었고 각 모형을 하악골, 4개의 임플란트 고정체, 지대주와 바 연결 중간구조물로 구성하였다.

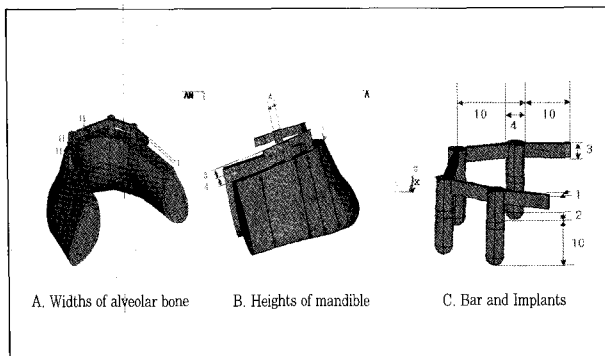


Fig. 1. Structures and dimensions of 3-dimensional finite element model.

1) 하악골 모형

피질골 두께는 기저부, 치조정, 협, 설측 모두 1.5mm로 설정하였으며 수평면에서 바라보았을 때의 치조골의 폭과 높이는 Table I과 같았다.

2) 임플란트와 바 모형

임플란트는 직경 4mm, 길이 12mm(골유착된 부위는 10mm)인 원통형 임플란트를 양측 측절치와 견치사이, 제 2소구치 부위에 각각 2개씩 식립하였고 두께 1mm, 높이 3mm인 바 구조물로 각 임플란트를 연결고정하였다. 제 2소구치 부위에 식립된 임플란트는 0° (모형 1), 15° (모형 2), 30° (모형 3), 45° (모형 4)로 원심경사시켰으며 전방 임플란트의 중심에서 최후방 임플란트의 원심부까지의 거리(A-P Spread)와 원심으로 연장한 칸틸레버 길이(CL)의 합을 20mm로 일정하게 하였다(Fig. 1-3, Table II).

2. 모델링, 경계조건과 재료의 특성

하악골 및 임플란트 등 입체구조물의 모델링을 위해서 Ansys에서 제공하는 등매개 입체요소인 SOLID 45를 사용하였고 해의 정확도를 높이기 위해서 Locking 현상의 일종인 Hourglass 모드의 발생을 조절하도록 감차적분을 적용하였다.

유한요소모델은 인체의 하악골을 모사하여 만들어진 기하형상 데이터를 이용하여 곡면 위에 요소를

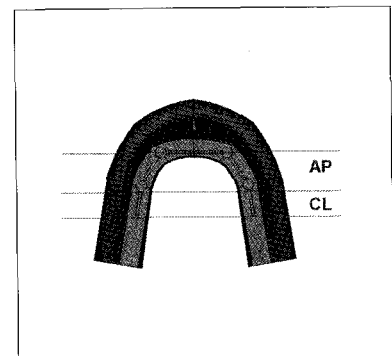


Fig. 2. Schematic representation of A-P spread and cantilever length.

Table I. Dimensions of 3-dimensional finite element model in mandible

Area	Widths(The upper $\frac{1}{3} - \frac{2}{3}$)(mm)	Heights(mm)
Anterior teeth	11.0-11.5	30
Canine	11.0-14.0	30
The 1st premolar	11.0-11.5	28
The 2nd molar	13.0-14.0	26

Table II. Model setups used in experiment

Classification	Implant inclinations(°)	A-P Spread*(mm)	CL**(mm)	A-P Spread+CL(mm)
Model 1	0°	10	10	20
Model 2	15°	13.1	6.9	20
Model 3	30°	16	4	20
Model 4	45°	18.5	1.5	20

* A-P Spread(mm): Anterior-Posterior Spread ** CL(mm): Cantilever length

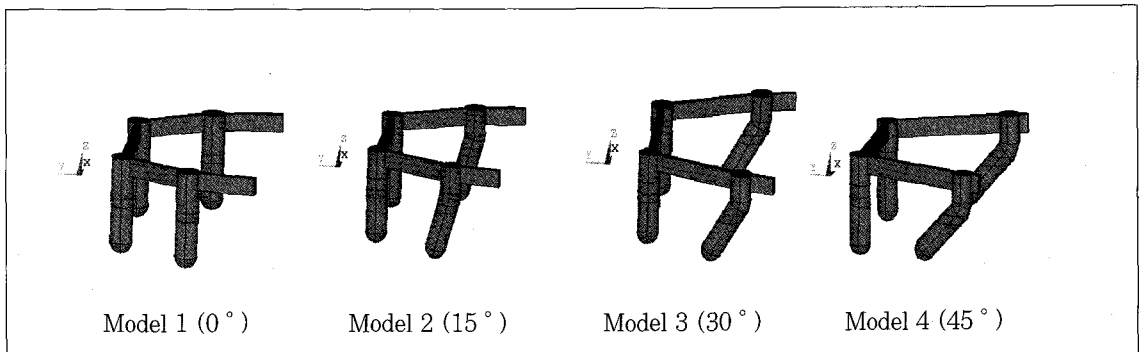


Fig. 3. Appearance of the model used in experiment.

만들어 주었다. 그리고 이 곡면 위의 요소를 이용하여 각 재질별로 사면체 4절점 요소를 형성하였으며 각 재질의 계면이 서로 연속성을 갖도록 모델을 생성하였다(Fig. 4). 또한 분석에 중요한 부분에서는 좀 더 정확한 응력 분포를 알아내기 위하여 가급적 작은 유한요소격자를 생성하였으며 임플란트와 하악골과는 접착 또는 골유착된 것으로 간주하였고 유한요소모형에 적용된 절점수 및 요소수는 임플란트의 식립각도에 다소 차이가 있으나 각각 19633개-19824개 및 97215개-98449개가 사용되었다.

유한요소법으로 분석을 하기 위해서는 모델의 단순화와 응력의 수치적 계산의 편의성을 위해 실제와는 다른 몇가지 가정이 필요하다. 즉 치밀골이나 해면골은 실제로는 이방성이지만 각 재료의 기계적 특성이 한 재료의 내부에서는 균일하다는 균질성과 재료의 기계적 특성이 어느 방향으로나 모두 동일하다는 등방성을 가정하였고, 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례한다는 선형탄성을 갖는 것으로 가정하였으며 고정점은 하악체 하연에 설정하였다.¹⁸

모형의 유한요소해석을 수행하기 위해 각 구성성

분들의 물성치는 연구마다 이용된 수치의 차이는 있으나 선학들의 연구에서 탄성률과 포아송비(Poisson's ratio)를 이용하였다(Table III).¹⁹

3. 하중조건

각 모델에서 세 가지 다른 하중조건을 편측과 양측에서 각각 부여하였다. 하중의 크기와 방향은 구치부에서의 평균저작압 120N을 제 1소구치, 제 2소구치, 제 1대구치 교합면의 중심과 부위로 가정되는 곳에 각각 40N씩 수직하중을 양측과 편측에 가하여 저작압이 가해진 것으로 가정하였고 수직축에서 협측으로 60° 경사시켜 수직하중과 동일한 부위에 각각 15N씩 경사하중을 편측에서 가하여 측방운동시

에서 일어날 수 있는 측방력을 가정하였다(Fig. 5).

4. 응력분석

본 연구에서 삼차원 유한요소 해석의 결과로 산출되는 여러 가지 응력값 중에서 유효응력(Von Mises stress)을 통해 하중이 전달되는 양상과 최대 주응력을 통해 임플란트에서 응력이 집중되는 부위를 비교 분석하였다.

전체 응력의 분포상태와 최대응력 집중부를 식별하기 위해 응력의 크기에 따라 색도에 변화를 준 응력등고선식(Stress contour plot)을 이용하였다. 각 그룹간의 비교를 위해 1) 하악골에서의 응력과 2) 바와 임플란트에서의 응력을 비교분석하였다.

Table III. Modulus of elasticity and Poisson's ratio of materials used to construct 3-D Finite Element Models

Materials	Modulus of elasticity(MPa)	Poisson's ratio
Titanium alloy	110,000	0.35
Cortical bone	15,000	0.30
Cancellous bone	1,500	0.30
Gold alloy	96,600	0.35

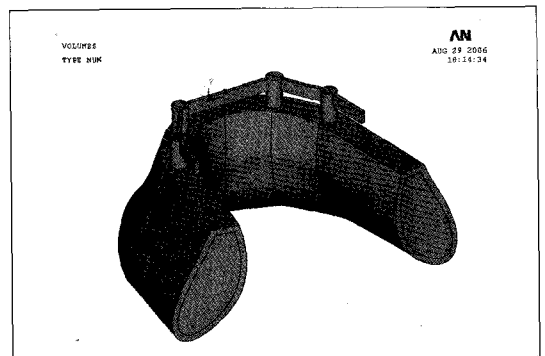
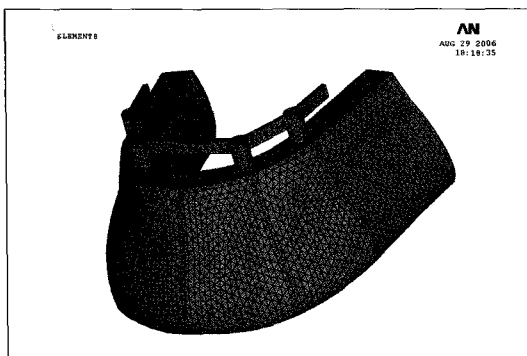


Fig. 4. Structure of 3-dimensional finite element model.

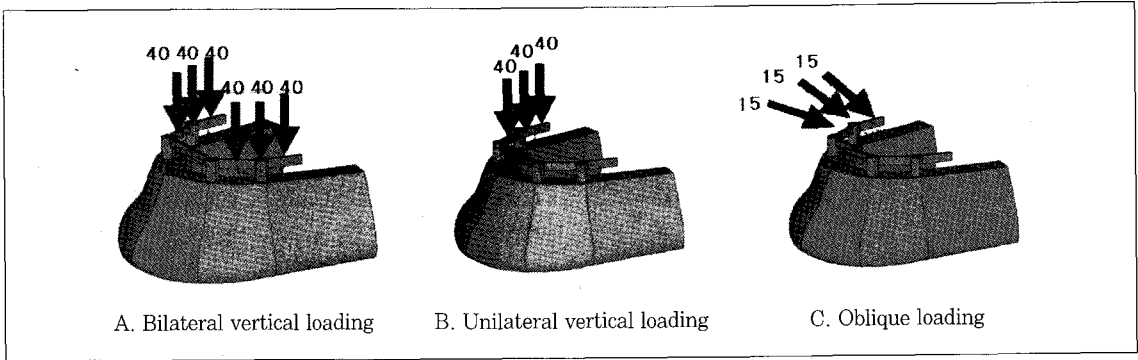


Fig. 5. Directions and magnitudes of occlusal load applied to 3-D FEM models.

III. 결 과

1. 수직하중

1) 악골에서의 응력분포

양측 수직하중시 악골에서의 응력분포는 네 모형 모두에서 최후방 임플란트의 원심측 변연골에 최대 응력값이 나타났으며 임플란트의 원심으로의 식립 경사 각도가 커질수록 그 크기가 증가하였다(Fig. 6). 최대응력값은 모형 2는 모형 1에 비해 1.11배였고 모형 3과 모형 4는 각각 1.07배, 1.54배였으며 (Table IV, Fig. 12) 편측 수직하중시 악골에서의 응력분포도 양측에서와 비슷한 양상을 나타내었다 (Fig. 7). 최대응력값도 모형 1에 비해 모형 2, 모형 3, 모형 4에서 각각 1.18배, 1.14배, 1.64배였다. 30°까지는 완만하게 최대응력값이 증가하지만 45°부터는 응력이 급격히 증가하였다(Table IV, Fig. 12). 식립경사가 커질수록 점차적으로 근심부위의 임플란트에도 응력의 크기와 분포면적이 증가하였다(Fig. 6, 7).

2) 임플란트와 바에서의 응력분포

양측 수직하중시 임플란트와 바에서의 응력분포는 네 모형 모두 최후방 임플란트의 지대주와 바 연결부에서 최대응력값을 나타냈으며 모형 1은 원심측 연결부, 모형 2는 원심과 근심측 연결부, 모형 3과 모형 4는 근심측 연결부로 점차 최대응력부위가 근심으로 이동하면서 최대응력값은 증가하였고(Fig.

8) 모형 1에 비해 모형 2, 모형 3, 모형 4에서 각각 1.34배, 1.58배, 2.31배였다(Table V, Fig. 13). 최후방 임플란트의 지대주와 고정체사이의 경계면에서의 응력도 점차 증가하였다(Fig. 8). 편측 수직하중시의 임플란트와 바에서의 응력분포도 양측에서와 비슷한 양상을 나타내었으며(Fig. 9) 최대응력값은 모형 1에 비해 모형 2, 모형 3, 모형 4에서 각각 1.12배, 1.57배, 2.31배였다(Table V, Fig. 13).

2. 경사하중

1) 악골에서의 응력분포

경사하중시 악골에서의 응력분포는 네 모형 모두에서 최후방 임플란트의 원심설측 변연골에서 최대 응력값을 나타냈으며 임플란트의 원심으로의 식립 경사 각도가 커질수록 그 크기가 증가하였으며 점차적으로 근심측 임플란트부위와 반대측 악골에서도 응력이 분포하는 면적과 응력값이 증가하였다(Fig. 10). 최대응력값은 모형 1에 비해 모형 2, 모형 3, 모형 4에서 각각 1.23배, 1.43배, 2.01배였다(Table IV, Fig. 12).

2) 임플란트와 바에서의 응력분포

경사하중시 임플란트와 바에서의 응력분포는 네 모형 모두에서 최후방 임플란트의 지대주와 바 연결부에서 최대응력값을 나타냈으며 모형 1은 원심측 연결부, 모형 2는 원심과 근심측 연결부, 모형 3과 모형 4는 근심측 연결부로 점차 최대응력부위가 이

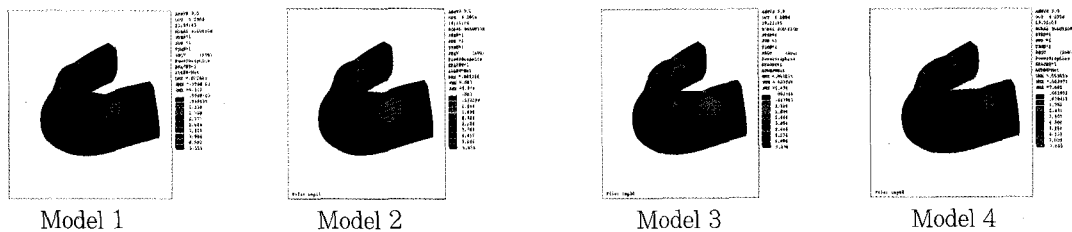


Fig. 6. Comparison of the stress values at the surface layer of the cortical and cancellous bone in bilateral vertical loading.

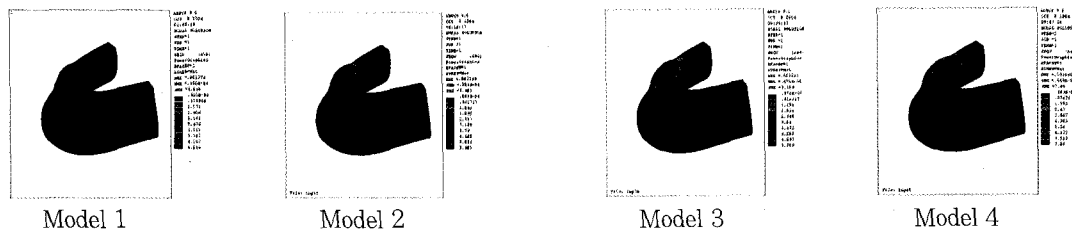


Fig. 7. Comparison of the stress values at the surface layer of the cortical and cancellous bone in unilateral vertical loading.

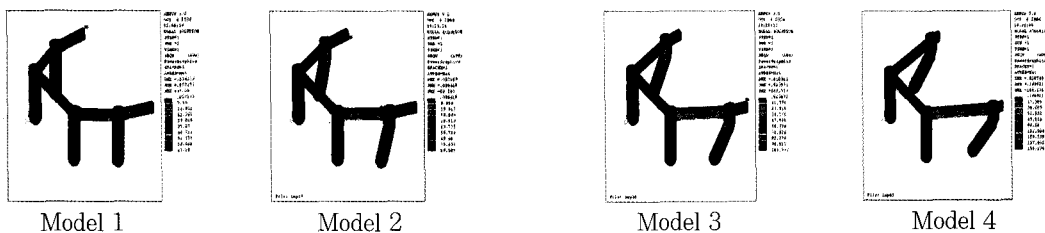


Fig. 8. Comparison of the stress values at the prostheses in bilateral vertical loading.

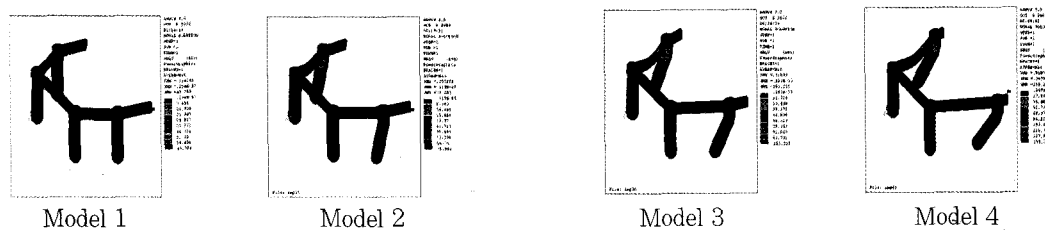


Fig. 9. Comparison of the stress values at the prostheses in unilateral vertical loading.

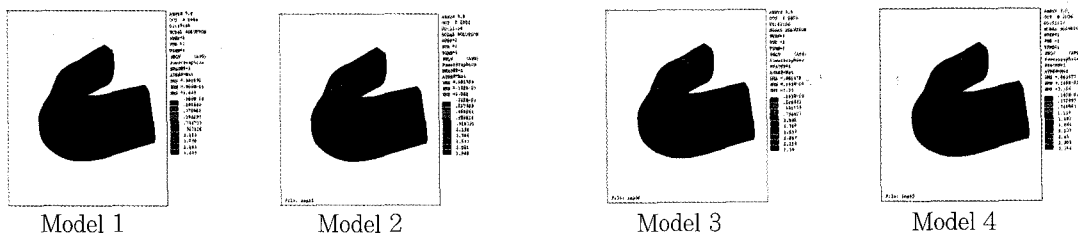


Fig. 10. Comparison of the stress values at the surface layer of the cortical and cancellous bone in unilateral oblique loading.

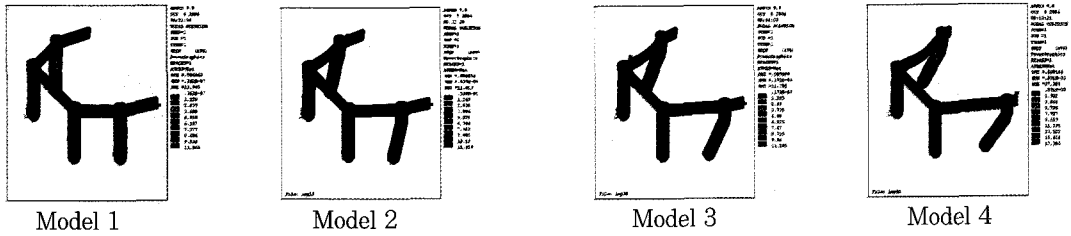


Fig. 11. Comparison of the stress values at the prostheses in unilateral oblique loading.

Table IV. Maximum von Mises stress values in the cortical and cancellous bone in experiment

Classification	Maximum von Mises stress values in the cortical and cancellous bone (MPa)			
	Model 1(0°)	Model 2(15°)	Model 3(30°)	Model 4(45°)
Bilateral vertical loading	5.12	5.68	5.49	7.89
Unilateral vertical loading	4.82	5.69	5.51	7.89
Unilateral oblique loading	1.67	2.05	2.39	3.36

Table V. Maximum von Mises stress values in the prostheses in experiment

Classification	Maximum von Mises stress values in the prostheses (MPa)			
	Model 1(0°)	Model 2(15°)	Model 3(30°)	Model 4(45°)
Bilateral vertical loading	67.08	89.58	105.77	155.17
Unilateral vertical loading	67.09	75.08	105.52	155.2
Unilateral oblique loading	11.07	11.42	11.2	17.39

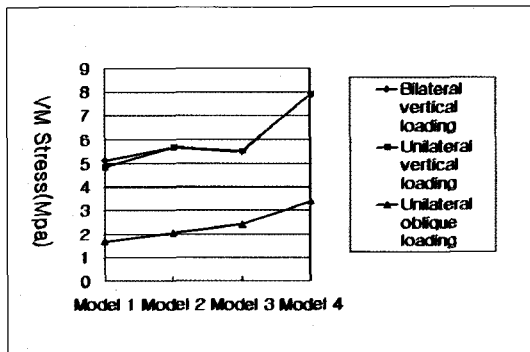


Fig. 12. Maximum von Mises stress values in the cortical and cancellous bone in experiment.

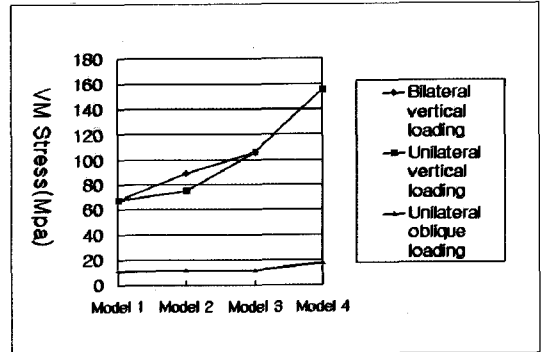


Fig. 13. Maximum von Mises stress values in the prostheses in experiment.

동하면서 최대응력값은 증가하였고 최후방 임플랜트의 지대주와 고정체 사이의 경계면에서의 응력도 모형 1은 원심설측 부위, 모형 2과 모형 3은 설측부위, 모형 4는 근심설측부위로 응력이 이동하면서 그 크기도 증가하였으며 근심측 임플랜트의 지대주와 고정체 사이의 경계면에서의 응력도 점차 증가하였다(Fig. 11). 최대응력값은 모형 1에 비해 모형 2, 모형 3, 모형 4에서 각각 1.03배, 1.01배, 1.57배였다(Table V, Fig. 13).

IV. 고 찰

해부학적 이유로 하악에서 이공 전방에 임플랜트를 식립함으로써 하치조 신경의 이신경 분지의 손상을 최소화 할 수 있으며 구치부에 임플랜트를 식립하지 않음으로써 하악의 힘으로부터 발생하는 응력으로부터 자유로울 수 있다.⁶ 하지만 칸틸레버로 인한 많은 문제에 봉착하게 되며 칸틸레버의 파괴적인 토크와 회전력 때문에 일반적으로 사용이 추천되고 있지는 않지만 이러한 경우 전통적인 임플랜트 보철물 설계에 종종 사용되어 왔고 임플랜트 피개의치에서는 바를 원심으로 연장하여 임플랜트에 의해 지지되는 면적을 증가시키고 추가적인 유지력을 부여할 수도 있다.⁷

하악 피개의치에서의 원심 칸틸레버는 역학에서는 Class I 지레에 비유된다. 각 부위의 최후방 임플랜트는 교합력이 원심 칸틸레버에 가해질 때 지레점으로 작용하고 교합력의 크기는 지레로 작용하는 칸틸레버의 길이에 따라서 확대된다.^{7,20,21} 즉, 칸틸레버의 길이는 짧을수록 칸틸레버로 인한 임플랜트의 합병증의 발생가능성은 감소하며 칸틸레버 길이의 결정은 생역학적인 고려뿐만 아니라 심미, 발음, 기능과 같은 측면을 동시에 고려해야 한다.¹⁵

많은 선학들이 임플랜트의 위치(A-P Spread), 악궁의 형태와 길이, 상악과 하악에서의 차이, 대합치 등과 관련지어 칸틸레버의 길이를 제시하여 왔다.^{22,23} Brånemark은 소구치 2~3개 정도의 길이를 추천하였고 Zarb 와 Schmitt 은 최대 20mm까지 연장할 수 있다고 하였으며 Adell 등은 하악에서는 소구치 2개 정도, 상악에서는 1개 정도의 칸틸레버의 길이를 추천하였다.²² Rangert 등은 골질이 상대적으로 나쁜

상악에서는 10mm, 하악에서는 15mm를 추천하였으며 English와 함께 임플랜트의 갯수보다는 근본적으로 응력요소와 악궁형태와 연관된 최전방 임플랜트의 중심에서 최후방 임플랜트의 원심부까지 거리(A-P spread)와 관련이 있으며 A-P spread는 최소 10mm는 되어야 한다고 하였고¹⁵ 칸틸레버의 길이는 최대 A-P spread 길이의 1~1.5배 정도까지 가능하지만 상악의 경우 골질이 안좋으므로 6~8mm 정도를 추천하였다.²² 그러나 이러한 제시를 따를 때 성공적일 수 있지만 이를 뒷받침할만한 과학적 증거는 부족하며 칸틸레버 길이를 제시하기 위해 충분한 임상 데이터를 모으는 것도 매우 어렵다.

따라서 이 실험은 A-P spread와 칸틸레버의 길이의 합을 20mm로 일정하게 하고 최후방 임플랜트를 원심으로 경사시켜 상대적으로 칸틸레버의 길이를 짧게 하는 것이 역학적으로 적절함을 알아보기 위한 실험이다.

이 실험에서 적용된 수직부하 120N은 최대 교합력(42~412N)의 평균치이며^{15,24} 경사하중 45N은 선학들의 연구를 참고로 하였고^{15,24} 칸틸레버에 가해지는 부하는 가능한 임플랜트의 갯수를 늘려 단위 임플랜트에 가해지는 부하를 감소시킬 수 있으며²⁵ 이 실험에서는 4개로 동일하게 하여 힘을 받는 부위의 면적을 동일하게 하였고 대부분의 임상에서 A-P spread는 최소 11.1mm이상이고¹⁵ 임상적으로 대부분의 경우 심미, 발음, 기능과 같은 측면을 동시에 고려하여 보철물의 최원심점은 결국 제1대구치 부위로 일정하게 되어 A-P spread와 칸틸레버 길이의 합이 평균 31.1mm로 일정하다고 하였다.¹⁵ 따라서 이 실험에서는 모든 실험군의 A-P spread와 칸틸레버 길이의 합이 20mm로 동일하게 하여 제1대구치 부위까지 바를 연장하였고 7mm 이상의 임플랜트에서는 임플랜트의 길이의 증가가 응력분산에 큰 영향을 미치지 않으므로^{21,26} 이 실험에서 사용된 임플랜트의 골유착된 부위를 10mm로 동일하게 하였고 수평적 칸틸레버의 길이를 결정하는데 중요한 역할을 하는 임플랜트에서 교합면까지의 거리인 수직적 칸틸레버의 길이²⁷도 8mm로 동일하게 하였다.

실험결과 양측 수직하중시 악골에서의 응력분포는 네 모형 모두에서 최후방 임플랜트의 원심측 변연골에 최대응력값이 나타났고^{20,21} 임플랜트의 원심으로

의 식립경사각도가 커질수록 그 크기가 증가하였으며²⁸⁾ 편측 수직하중시 악골에서의 응력분포도 양측에서와 비슷한 양상을 나타내었다. 이는 임플란트 고정체 축을 벗어난 힘이 작용하게 되면 굽힘 모멘트가 유도되고 임플란트 고정체와 보철물의 일부가 하중에 대응하게 되고 골과 타이타늄의 탄성계수 차이로 인한 미세변형에 의해 골과 임플란트의 경계부위, 특히 변연골 부위에 나머지 모멘트가 집중되었기 때문이다.^{6,29} 측정 결과 30°까지는 완만하게 최대 응력값이 증가하지만 45°부터는 응력이 급격히 증가하였다. Malo와 Rangert 등은 임플란트를 단독으로 원심경사시켰을 경우에 비해서 바에 의해 연결고정시켰을 경우 최후방 임플란트의 25°~30° 정도의 원심경사에 의한 응력은 상쇄된다고 하였고 최대 45°까지 가능하다고 하였다. 이는 원심경사시키면 칸틸레버의 길이를 줄일 수 있고 바에 의해 cross arch splinting되어 있기 때문이라 하였다.³⁰ 식립경사가 커질수록 점차적으로 근심부위의 임플란트에도 응력의 크기와 분포면적이 증가하였다. 응력의 분산은 하중의 감소가 동반되어야 하나 이 실험에서는 식립각도가 커질수록 오히려 하중의 증가와 응력이 나타나는 면적이 증가하므로 역학적으로 불리한 상황이라 판단되나 측정된 최대응력값이 대조군의 1.07배~1.54배이므로 임상적으로 적용이 가능하리라 생각된다.

양측 수직하중시 임플란트와 바에서의 응력분포는 네 모형 모두 최후방 임플란트의 지대주와 바 연결부에서 최대응력값을 나타냈으며 이는 칸틸레버와 바에 의해 발생한 굽힘 모멘트가 이 연결부에서 압축력과 인장력의 형태로 집중되었기 때문이며 모형 1은 원심쪽 연결부, 모형 2는 원심과 근심쪽 연결부, 모형 3과 모형 4는 근심쪽 연결부로 점차 최대응력 부위가 이동하면서 최대응력값은 증가하였는데 이는 A-P spread가 점차 늘어나게 되어 부하를 받게 되는 위치가 상대적으로 최후방 임플란트의 전방으로 이동하기 때문이라 생각되며 최대응력값이 증가하게 된 것은 칸틸레버 길이의 상대적인 감소효과보다 원심으로의 식립경사가 응력에 더 큰 영향을 미친다고 볼 수 있다. 최대응력값은 대조군에 비해 1.34배~2.31배인 67.08 MPa~155.17 MPa로 금합금의 최대인장강도(448MPa)³¹⁾의 15-35% 정도

이므로 임상적용이 가능하리라 추정되나 정량적인 연구가 더 필요할 것으로 생각된다. 식립경사가 증가할수록 최후방 임플란트의 지대주와 고정체 사이의 경계면에서의 응력도 점차 증가하였으며 편측 수직하중시의 임플란트와 바에서의 응력분포도 양측에서와 비슷한 양상을 나타내었다.

경사하중시 악골에서의 응력분포는 네 모형 모두에서 최후방 임플란트의 원심설측 변연골에서 최대 응력값을 나타냈으며 임플란트의 원심으로의 식립경사각도가 커질수록 그 크기가 증가하였으며 점차적으로 근심부위의 임플란트 부위와 반대측 악골에서도 응력의 크기와 분포면적이 증가하였다. 경사하중은 구강내에서 편심운동시 받게 되는 측방력을 재현한 것이며 경사하중의 측방벡터 때문에 최대응력 부위가 원심설측으로 이동하게 되었고 수직하중에 비해서 반대편 악골에도 응력이 분포하는 면적이 증가한 것으로 생각된다. 최대응력값은 대조군에 비해 1.23배~2.04배이어서 임상적용이 가능하리라 생각된다.

경사하중시 임플란트와 바에서의 응력분포는 네 모형 모두에서 최후방 임플란트의 지대주와 바 연결부에서 최대응력값을 나타냈으며 모형 1은 원심쪽 연결부, 모형 2는 원심과 근심쪽 연결부, 모형 3과 모형 4는 근심쪽 연결부로 점차 최대응력부위가 이동하면서 최대응력값은 증가하였고 최대응력값은 대조군에 비해 1.01배~1.57배이어서 임상적용이 가능하리라 생각된다. 최후방 임플란트의 지대주와 고정체사이의 경계면에서의 응력도 모형 1은 원심설측 부위, 모형 2과 모형 3은 설측부위, 모형 4는 근심설측 부위로 응력이 이동하면서 그 크기도 증가하였고 근심측 임플란트의 지대주와 고정체 사이의 경계면에서의 응력도 점차 증가하였다. 이는 A-P spread가 점차 늘어나게 되어 부하를 받게 되는 위치가 상대적으로 최후방 임플란트의 전방으로 이동하기 때문이라 생각되며 최대응력값이 증가하게 된 이유는 칸틸레버 길이의 상대적인 감소효과보다 원심으로의 식립경사가 응력에 더 큰 영향을 미친다고 볼 수 있다.

이 실험에서 측정된 Von Mises stress는 가소성 변화를 나타내는 변형에너지와 관련이 있어서 그 물질의 항복점으로 사용되는데 이 항복점을 초과하게 되

면 탄성을 잃게 되어 영구변형이 일어나게 된다.³²⁾

금합금의 한계강도³¹⁾인 448MPa이나 타이타늄의 한계강도 259.9MPa을 초과하면 보철물의 영구변형이나 임플란트의 파절을 일으키며³²⁾ 브레네막 임플란트에서 전부하 200N을 초과하는 압축력이나 250N을 초과하는 인장력이 작용할 때 나사풀림과 같은 실패를 가져올 수 있다고 하였다.¹⁵⁾ 이 실험에서는 최후방 임플란트에서 바와 임플란트 연결부에서 최대응력값을 나타내었고 임플란트 지대주와 고정체 사이 경계면에서의 응력값도 임플란트 식립경사에 따라 증가하였지만 네 모형 모두에서 이 수치들보다 작았다. 역학적으로 적절하며 이는 이전의 연구¹⁵⁾와 동일하였으나 정량적인 연구가 더 필요할 것으로 판단된다.

악골의 관점에서 보면 임플란트의 장기간의 성공은 골유착과 변연골 높이의 유지에 달려있다. 변연골 높이는 건강한 치주조직과 기능시 가해지는 부하의 적절한 분산에 달려있다. 무치악에서 임플란트의 응력분포는 임플란트 치경부를 둘러싸는 변연골에 집중된다고 하였으며²⁶⁾ 이 실험에서도 임플란트 치경부의 골/임플란트 경계부와 변연골에 집중되었다. 치밀골의 최대인장강도는 133 MPa이고 압축강도는 193 MPa이며^{21,33)} 이 실험에서 골/임플란트 경계부와 치경부 치밀골에서 기록된 4개 임플란트의 최대응력값은 이보다 낮았지만 이는 모델을 구성할 때 입력하는 수치와 가정이 다르고 피질골과 해면골로 이루어진 복합적인 악골구조와 하악골의 생리적 현상 등 실제와 유사한 실험모형이나 조건을 재현하지 못한 한계성¹⁸⁾을 갖고 있는 정성적 분석이므로 정량적인 비교는 어려울 것으로 판단되며 단지 Barbier 등²⁹⁾이 동물실험과 병행한 유한요소 분석결과 유한요소분석법에서 응력이 집중되는 부위에서 골의 흡수와 재형성이 일어난 현상에 미루어 유한요소법으로 실제 악골에서 일어나는 현상을 추정가능하리라 생각되며²⁹⁾ 본 연구에서 이용된 삼차원 유한요소 분석결과는 한정된 실험조건하에서 임플란트 하악피개의치에서 최후방 임플란트를 원심경사시켜 칸틸레버의 길이를 줄였을 경우 하중전달에 미치는 영향을 개략적으로 파악하고 상호 비교한 것으로만 해석되어야 할 것이다.

V. 결 론

임플란트 치과학의 발달로 임플란트 치료계획 및 보철물 설계에 있어서 많은 발전이 있었고 칸틸레버를 줄이기 위한 노력이 임상에 적용되었다. 이 연구는 임플란트를 이용한 하악피개의치에서 최후방 임플란트를 원심으로 경사식립하여 칸틸레버의 길이를 줄였을 때 칸틸레버 길이의 감소와 임플란트의 식립각도가 응력분포에 미치는 영향과 임상적인 효용성을 알아보기 위한 실험이었다. 이 연구에서 3차원 유한요소법의 한정된 실험조건 내에서 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 칸틸레버의 길이를 줄이기 위해서 식립경사를 주는 것은 최후방 임플란트의 원심부 변연골에 응력의 집중과 증가를 초래하며 경사를 기울일수록 근심측 임플란트의 응력도 점차 증가하였으며 특히 45도 이상에서는 그 크기가 급격히 증가하지만 그 이하에서는 악골의 최대 인장, 압축강도보다 작았다.
2. A-P Spread의 길이와 칸틸레버 길이의 합을 일정하게 하고 임플란트를 원심으로 경사식립하여 A-P Spread의 길이를 증가시켰을 때 칸틸레버의 길이를 상대적으로 감소시키는 효과보다는 원심으로의 식립경사가 임플란트의 원심부위에 나타나는 응력에 더욱 큰 영향을 미친다.
3. 칸틸레버와 함께 임플란트를 경사식립하면 응력이 더욱 커졌으며 A-P Spread의 길이와 칸틸레버 길이의 합이 일정한 범위 내에서는 수직적으로 임플란트를 식립하는 것이 좋았다.
4. 수직하중시 네 모형 모두에서 부하를 가한 쪽 악궁에서 응력이 나타났으며 반대측 악궁으로는 거의 분산되지 않았고 경사하중시는 식립각도가 커질수록 반대측 악궁에서 응력이 증가하였지만 그 크기는 매우 작았다.

참고문헌

1. Melas F, Marcenes W, Wright PS. Oral health impact on daily performance in patients with implant-stabilized overdentures and patients with conventional

- complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:700-12.
2. Adell R, Lekholm B, Rockler B, Brånemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
 3. Adell R, Eriksson BO, 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* 1990;5:347-59.
 4. Albrektsson T, Zarb GA, Worthington P, Eriksson AR. The long term efficiency of currently used dental implant: A review and proposed criteria of success. *J Oral Maxillofac Implants* 1986;1:11-25.
 5. Albrektsson T, Dahl E, Enbom L. Osseointegrated oral implants: A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Novelpharma implants. *J Periodontol* 1988;59:287-96.
 6. Adell R. Long term treatment results. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T, editors. *Tissue integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence; 1985. p.175-86.
 7. Misch CE. Prosthetic options in implant dentistry. In: Misch CE. *Contemporary implant dentistry*. 2nd ed., Missouri: CV Mosby;1999. p.67-72, p.143-144, p.187-188, p.311-314.
 8. Haraldson T, Jemt T, Stalblad PA, Lekholm U. Oral function in subjects with overdentures supported by osseointegrated implants. *Scand J Dent Res* 1988; 96:235-42.
 9. Engquist B, Bergendal T, Kallus T, Linden U. A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:129-34.
 10. Hutton JE, Heath MR, Chai JY, et al. Factors related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:33-42.
 11. Johns RB, Jemt T, Heath MR. A multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:513-22.
 12. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T, editors. *Tissue integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence; 1985. p.199-209.
 13. Goodacre CJ, Kan JYK, Rungcharassa-eng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1999; 81:537-52.
 14. Naert I, De Clercq M, Theuniers G, Schepers E. Overdentures supported by osseointegrated fixtures for the edentulous mandible: A 2.5-Year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:191-6.
 15. Mona E, McAlarney, Dimitrios N, Stavropoulos. Theoretical cantilever lengths versus clinical variables in fifty-five clinical cases. *J Prosthet Dent* 2000;83:332-43.
 16. Rangert B, Sullivan RM, Jemt TM. Load-factor control for implants in the posterior or partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:360-70.
 17. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous root-ed dental implants. *J Dent Res* 1976; 55:727-7.
 18. Giulio M, Massimo L, Paolo P, Giulio P. Mandibular implant-retained overdenture: Finite Element Analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*

- 1998;13:369-376.
19. Takuya S, Yoshinobu M, Yataro K. Biomechanical rationale for intentionally inclined implants in the posterior mandible using 3D Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:533-39.
 20. Roxana S, Takahiro S, Haruka K, Osamu M. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: A 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:82-90.
 21. Atilla S, Sungur G. Finite element analysis of the effects of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prostheses. *J Prosthet Dent* 1996;76:165-9.
 22. Arthur M, Rodriguez, Steven A, Aquilino, Peter S. Lund. Cantilever and implant biomechanics: A review of the literature, Part 1. *J Prosthodont* 1994;3:41-46.
 23. Arthur M, Rodriguez, Steven A, Aquilino, Peter S. Lund. Cantilever and implant biomechanics: A review of the literature, Part 2. *J Prosthodont* 1994;3:114-118.
 24. Sawako Y, Noriyuki W, Makoto S, Takashi O. Stress analysis in edentulous mandibular bone supporting implant-retained 1-piece of multiple superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:578-583.
 25. Skalak R. Aspects of biomechanical considerations. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T, editors. *Tissue integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence; 1985. p.117-28.
 26. Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans FJM, Bosman F. Stress distribution around dental implants: Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent* 1992;68:96-102.
 27. English C. The critical A-P spread. *Implant Soc J* 1990;1:2-3.
 28. David R. Federick, Angelo A. Caputo. Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. *J Prosthet Dent* 1996;76:624-32.
 29. L. Barbier, J Vander Sloten, G Krzesinski, E Schepers. Finite element analysis of non-axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *Journal of Oral Rehabilitation* 1998;25:847-858.
 30. Malo P, Rangert B, Nobre M. "All-on-four" immediate-function concept with Brånemark system implants for completely edentulous mandible via retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5:2-9.
 31. Robert G. Craig. Chap 4. Mechanical properties. In: Robert G. Craig. *Restorative dental materials*. 8th ed., Missouri: CV Mosby; 1989. p.82.
 32. Alper Çağlar, Cemal A, Jülide Ö, Caner Y, Turan K. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:36-44.
 33. Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech* 1975;8:393-405.

Reprint request to:

Yi-Hyung Woo, D.M.D., M.S.D., Ph.D.
Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Kyung-Hee University
#1, Hoegi-Dong, Dongdaemun-Gu, Seoul, 130-701, Korea
yhwoo@khu.ac.kr

ABSTRACT

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF THE EFFECT OF CANTILEVER AND IMPLANT ORIENTATION ON STRESS DISTRIBUTION IN A MANDIBULAR IMPLANT-SUPPORTED BAR OVERDENTURE

Jun-Soo Park, D.D.S., M.S.D., Sung-Bok Lee, D.M.D., M.S.D., Ph.D.,
Kung-Rock Kwon, D.M.D., M.S.D., Ph.D., Yi-Hyung Woo, D.M.D., M.S.D., Ph.D.

*Department of Prosthodontics and Institute of Oral Biology, School of Dentistry,
Kyung-Hee University*

Statement of problem: Implant inclination and cantilever loading increase loads distributed to implants, potentially causing biomechanical complications. Controversy exists regarding the effect of the intentionally distal-inclined implant for the reduction of the cantilever length.

Purpose: This study investigated the stress distribution at the bone/implant interface and prostheses with 3D finite element stress analysis by using four different cantilever lengths and implant inclinations in a mandibular implant-supported bar overdenture.

Material and methods: Four 3-D finite element models were created in which 4 implants were placed in the interforaminal area and had four different cantilever lengths (10, 6.9, 4 and 1.5mm) and distal implant inclinations (0° , 15° , 30° and 45°) respectively. Vertical forces of 120N and oblique forces of 45N were applied to the molar area. Stress distribution in the bone around the implant was analysed under different distal implant inclinations.

Results: Analysis of the von Mises stresses for the bone/implant interfaces and prostheses revealed that the maximum stresses occurred at the most distal bone/implant interface and the joint of bar and abutment, located on the loaded side and significantly increased with the implant inclinations, especially over 45° .

Conclusion: Within the limitations of this study, it was suggested that too much distal inclination over 45 degrees can put the implant at risk of overload and within the dimension of the constant sum of an anterior-posterior spread and cantilever length, a distal implant inclination compared to cantilever length had the much larger effect on the stress distribution at the bone/implant interface.

Key words : Cantilever, Intentionally inclined implant, Finite element method, Stress distribution