

임플란트 지지 하악 캔틸레버 보철물의 디자인에 따른 저작압 분산에 관한 삼차원 유한요소 분석

반재혁 · 신상완* · 김선종 · 이정열

고려대학교 임상치의학 대학원 고급보철학과

연구목적: 캔틸레버의 위치와 길이는 임플란트와 보철물 또한 주위 골조직의 응력분포에 중요한 영향을 미친다. 하악 무치악의 경우 기존에는 양측 이공사이에 4-6개의 임플란트를 식립하고 상부보철물을 캔틸레버형으로 제작해왔는데 캔틸레버 부위에 무리한 하중이 작용하게 되면 응력의 집중과 굽힘 현상으로 인하여 최후방 임플란트 부위의 지지골 파괴와 임플란트 및 상부 보철물의 파절을 초래했다. 이러한 캔틸레버의 약점을 보완하기 위해 1992년 McCartney가 Rest implant 개념을 2003년에는 Maló 등이 All-on-Four implant 개념을 소개하여 기존 보철물의 캔틸레버 길이를 줄이려고 노력하였다.

재료 및 방법: 기존의 캔틸레버형 보철물과 rest implant, All-on-Four implant 시스템을 삼차원 모델링하여 하중을 제 1대구치 부위에 수직으로 300 N, 수평으로 설측에서 협측으로 75 N을 가하여 지지골과 임플란트, 상부보철물에 발생하는 응력의 크기와 분포 및 분산양상을 유한요소 해석 프로그램인 ANSYS (Ver. 10.0, Swanson Analysis System Inc., USA)를 이용하여 분석하였다.

결과: 1. 레스트 임플란트 및 All-on-Four 임플란트법은 기존 방법에 비해 하악골과 상부 보철물의 응력 분산에 크게 영향을 미치는 것으로 나타났다. 2. 지지골, 임플란트, 상부 보철물에서의 응력분산은 레스트 임플란트가 가장 우수한 것으로 나타났다. 3. 같은 개수의 임플란트인 경우 후방 임플란트를 경사시켜 캔틸레버의 양을 줄이는 것이 기존 방식에 비해 저작압 분산에 유리하다. (*대한치과보철학회지* 2009;47:70-81)

주요단어: 3차원 유한요소법, 레스트 임플란트, All-on-Four, 응력분산

서론

1969년 스웨덴의 Brånemark이 생체와 금속간의 직접적인 결합현상을 발견하고 골유착이라는 개념에 대해 보고한 후 장기간의 실험과 임상자료를 통하여 1980년대 이후 골유착성 치근형 임플란트가 치과수복 분야에 널리 이용되고 있다.^{1,2} 임플란트 지지 보철물은 생체친화성을 가져야 하고, 교합시에 발생하는 응력이 임플란트 주위 지지골과 보철물의 하중지지 능력 한계 내에서 적절히 분산될 수 있도록 보철물을 설계하는 것이 생역학적 측면에서 중요하다.^{3,4} 골유착성 임플란트 보철물이 구강 내에서 장기간 성공적으로 유지되어 정상적인 기능을 하기 위해서는 임플란트 재료 자체의 생체적 합성, 골조직의 양과 질, 외과 술식 및 상부 보철물의 설계 등 여러 요소에 달려 있지만^{5,6} 특히 골유착성 임플란트 보철물은 생체기능성의 측면에서 구강이라는 특수한 환경 내에서 저작시 발생하는 교합력에 대해 적절히 지지할 수 있도록

로 생체역학적으로 설계되어야 한다.^{7,8}

하악 무치악의 경우 양측 이공 사이에 4개 또는 6개의 임플란트 식립 후 대구치 부위가 자유단으로 하는 의치가 주로 사용되어 왔지만 캔틸레버형 보철물은 캔틸레버로 연장된 부위에 저작력이 작용하면 임플란트와 상부보철물에 압력과 동시에 굽힘 현상을 유발한다.⁹ 이러한 압력과 굽힘은 골구조로 전달되어 임플란트 주위 치밀골에 과중한 응력집중을 발생시켜 지지골 흡수, 파괴 등 실패의 원인의 하나로 알려져 있다. Brånemark팀에서는 상악이 무치악 총의치일 때 Cantilever fixed hybrid bridge로 무치악 하악을 성공적으로 치료할 수 있음을 증명하였고, 1990년 Zarb¹⁰등은 기존 방식대로 정밀한 framework의 passive fit 및 이상적인 교합관계의 수복에도 불구하고 캔틸레버 부위의 framework-retaining screw 및 지지대주 나사의 파절을 보고하였다. 그럼에도 불구하고 구치부 치조골의 임플란트 식립을 위한 해부학적 제한 그리고 경제적인 부담 등의 이유로 캔틸레버형 보철물

교신저자: 신상완

152-703 서울시 구로구 구로동길 97 고려대학교 임상치학대학원 고급치과보철학과 02-818-6874; e-mail, swshin@korea.ac.kr

원고접수일: 2008년 11월 5일 / 원고최종수정일: 2009년 1월 13일 / 원고채택일: 2009년 1월 14일

이 임상에서 꾸준히 시행되어져 왔다. 캔틸레버의 양을 줄이기 위해 1992년 McCartney가 소개한 "Cantilever-rest implants" 개념에서는 기존의 캔틸레버형 보철물의 후방 연장부위 하악골에 짧은 보조 임플란트(이하 Rest 임플란트라 칭함)를 식립하여 전방 임플란트에 가해지는 압력과 굽힘을 분산시키려고 노력하였다.¹¹⁻¹³ 또한 2003년 Maló 에 의해 소개된 "All-on-Four" 시스템에서는 최후방 임플란트를 원심 경사시켜 후방 캔틸레버의 길이를 줄여 전방부 임플란트에 가해지는 힘을 분산시키려는 시도가 있었다.¹⁴ 그동안 기존 캔틸레버 보철물 및 레스트 임플란트 보철물에 관한 연구는 있었으나 "All-on-Four" 임플란트 보철물에 관한 연구는 미미한 실정이다. 따라서 본 연구에서는 기존의 임플란트 지지 하악 캔틸레버 보철물, Rest implant, "All-on-Four" 시스템에서의 골 구조 및 임플란트와 상부보철물을 모형화 하여 삼차원 유한요소분석법을 통해 평균저작하중을 부여한 후 서로간의 응력 크기와 분포 및 분산양상을 비교 분석하였다.

연구재료 및 방법

1. 유한요소 모델링

1) 재료의 규격

유한요소 모델을 위한 악궁의 기하학적 형상을 Fig. 1에 나타내었다. 악궁은 전방 호 부분과 후방의 직선 부분으로 연결하여 모델링하였으며 전방부의 호 부분은 악궁의 중심축 길이를 48 mm로 하였고 호의 반경을 20 mm로 하였다. 양 후방의 직선 부분은 그 길이를 40 mm로 하고, 전방부의 호와 접하도록 대칭축에 대하여 경사각을 20도로 하였다. 또한 하악궁 단면은 항아리 형태로 하여 실제 하악골의 단면과 유사하게 하였다. 하악궁 단면의 전체 높이는 15 mm로 하였고 아래 면과 윗면의 협측은 폭이 7 mm로, 중간면의 폭은 10 mm로 하였으며 옆면은 완만한 호를 이루도록 하였다. 하악궁 중 피질골의 두께는 상부 1.5 mm, 하부 3 mm로 하고 옆면의 두께는 대략 2 mm 정도 되도록 하였다.

임플란트 fixture의 길이는 식립되는 부분이 10 mm로 하고, 그 중 0.75 mm는 경사지게 하였으며, abutment는 5 mm, gold cylinder는 3 mm로 하였다. fixture의 직경은 식립되는 직선부분이 4 mm로 하고 abutment의 직경은 4.5 mm로 하였다. 또한 보조 임플란트의 fixture의 식립되는 길이는 6 mm로 하였으며 후방 경사 임플란트는 직선 임플란트와 길이는 같지만 30도 경사지게 하였다.

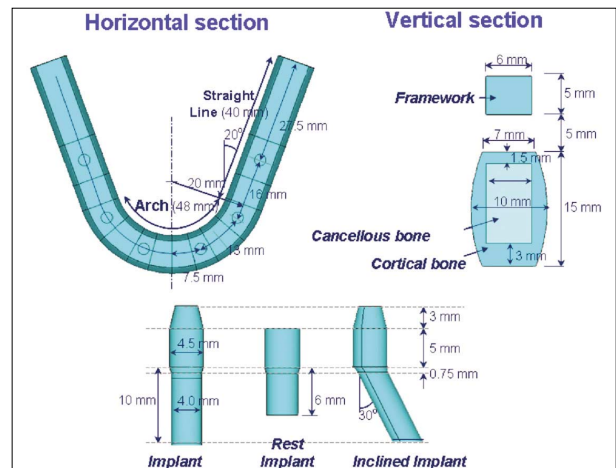


Fig. 1. Geometric configurations of mandible section and implants.

보철물의 형상은 악궁에 분포하는 응력에 큰 영향을 주지 못하므로 모델의 단순화를 위해 그 단면을 직사각형으로 단순화시켰으며 framework의 높이와 폭을 각각 5 mm와 6 mm로 정하였다.¹⁵

2) 실험모델의 종류

본 연구에서 사용한 실험 모델은 Fig. 2와 같이 세 가지를 선택하여 해석하였다. 모델 A는 기존 방법으로 양쪽 측절치, 제1소구치 위치에 임플란트를 식립하여 framework의 캔틸레버 길이가 20 mm가 되게 하였고 모델 B는 레스트 임플란트 (cantilever rest-implant) 방법으로 모델 A에 추가하여 최후방 임플란트에서 20 mm 떨어진 곳에 보조 임플란트를 식립하였다. 또한 모델 C는 "All-on-Four" 방법으로 후방 임플란트를 제2소구치 부위에서 제1소구치 부위로 30도 경사 식립하여 캔틸레버의 길이가 10 mm가 되도록 모델링하였다.

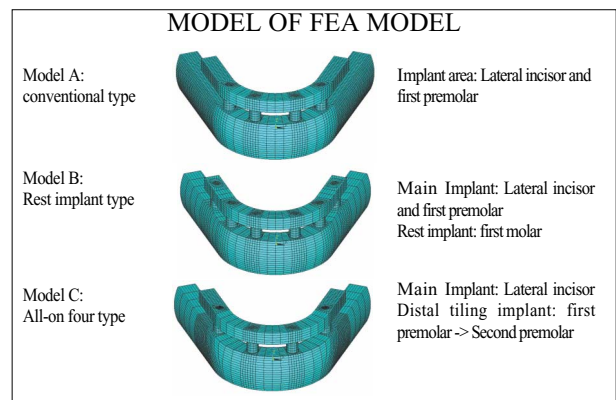


Fig. 2. Finite element models of three types of used.

3) 유한요소 모델링

악궁과 보철물, 그리고 임플란트를 유한요소로 모델링하기 위해서 3차원 육면체 선형요소를 사용하였다. 이 요소는 8절점 등매개변수 요소라고도 불리며 육면체의 꼭지점에 해당하는 8개의 절점과 각 절점당 x, y, z 방향 3개의 변위를 자유도로 가진다. 또한 요소의 각 방향 길이의 비에 따른 오차와 절점의 회전에 의한 오차를 줄이기 위해 비적합 모드를 고려하였다. 임플란트와 피질골의 결합 부분은 응력이 집중되는 부분으로 유한요소 모델은 해석의 정확도에 적지 않은 영향을 미친다. 본 연구에서는 해석의 정확도를 유지하기 위하여 사면체나 삼각기둥이 포함되지 않는 육면체만으로 전체를 모델링하였다. 또한 Fig. 3과 같이 악궁의 중심선을 따라서 각각 전치에서 대구치까지에 해당하는 길이만큼 8 블록으로 나누고 임플란트가 식립되는 블록에는 임플란트의 표면과 피질골 및 해면골의 결합부분은 원주를 따라 15도씩 균일하게 요소를 나누어 신뢰성 있는 해석결과를 얻도록 모델링하였다. 임플란트의 단면은 원형으로 하여 전체적으로 실제 악궁과 임플란트의 형상에 가깝게 모델링하였다. 피질골, 해면골, 임플란트와 보철물의 접합면은 절점을 공유시켜 완전 접촉하여 같이 움직이는 것으로 가정하였다. Table I 은 해석모델에 모델에 따른 유한요소 모델의 총 element와 node의 수를 보여준다.

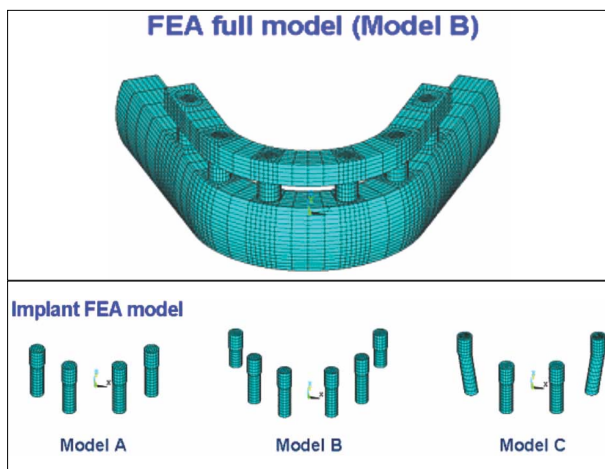


Fig. 3. Finite element models of mandible, implant and prosthesis.

Table I. Number of nodes and elements

Model	Number of Node	Number of Element
A	25675	21368
B	18677	15736
C	22389	18933

4) 실험재료의 기계적 물성치 및 경계조건과 하중조건

임플란트에 의해 지지되는 보철물의 framework은 gold alloy로, 임플란트 fixture는 티타늄으로 하고 abutment와 gold cylinder는 각각 티타늄과 gold alloy로 하였다. 유한요소 모델링에 필요한 각 재료의 기계적 탄성 값은 선행학술의 보고를 참고하여 Table II 와 같이 실험에 응용하였다.

본 실험에서는 실제 하악골의 고정점인 교근과 내측익돌근 등 하악 폐구근이 부착되는 부위를 유한요소 모델에서 동일하게 시뮬레이션하기 위하여 하악골 유한요소 모델의 레스트 임플란트 식립부 하방에서 후방까지 (대구치 아래 하악골 부분)의 최하방 절점들의 변위를 구속하였다. 전체 모델에서 다른 재료의 연결 부위는 절점을 공유하여 같이 움직이는 것으로 하였으나 레스트 임플란트 부위가 상부 보철물을 지지하는 조건을 만족시키기 위하여 레스트 임플란트 상부와 상부 보철물의 하부에 다른 절점을 할당하고 상하방향의 변위만을 커플링하여 수직 방향으로의 움직임은 허용하지 않고 수평방향의 움직임만 허용하였다 (Fig. 4).

실제 치아 사용 시의 하중조건과 유사하게 하기 위하여 본 연구에서는 Fig. 3과 같이 수직 하중과 측방 하중을 동시에 가하였다. 수직 하중은 구치부분인 우측 레스트 임플란트 부위의 윗면에 수직인 아래 방향으로 300 N을 가하였으며, 측방하중은 같은 위치에서 보철물에 수직을 중심으로 설측에서 협측으로 75 N을 가하였다. 가해지는 하중은 제1대구치 부분에 균일한 분포하중이 가해지도록 하였다.

Table II. Mechanical properties of material

Material	Young's modulus (GPa)	Poisson's ratio
Cortical bone	20.0	0.3
Cancellous bone	2.0	0.2
Titanium	110.0	0.33
Gold alloy	80.0	0.33
Resin composite	7.0	0.2
Resin	2.7	0.35

2. 분석방법

이상과 같은 조건 하에서 본 실험의 3차원 구조물의 설계 및 응력 해석을 위한 컴퓨터 프로그램으로 Swanson Anlysis System사의 ANSYS version 10.0을 이용하였다. 삼차원 유한요소법적 실험의 결과로 산출되는 응력의 종류는 각 방향의 성분응력, 방향성 주응력, 전단응력, 등가응력 등이 있으나 이 중 등가응력을 기준으로 측정하

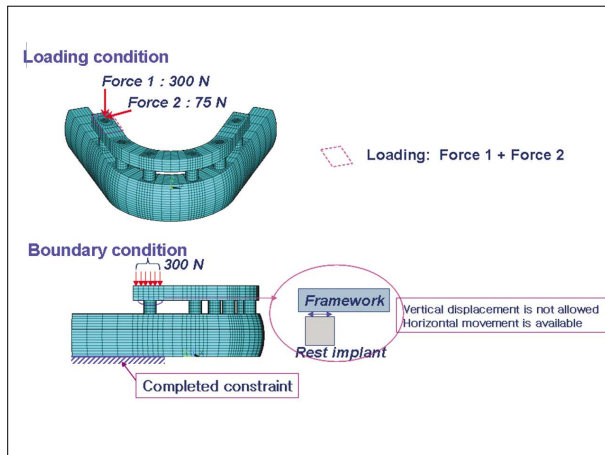


Fig. 4. External loads subjected to prosthesis on right mandible.

여 각 실험 모델의 역학적 관계를 비교분석 하였다. 등가 응력은 방향성을 가지는 3개의 수직응력성분과 3개의 전단응력 성분을 조합하여 구하며, 전체 응력 수준의 크기를 나타낸다. 이는 다음의 수식으로 표현된다.

$$\sigma_{Equivalent} = \frac{\{(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)\}^{1/2}}{2}$$

여기서 x, y, z는 응력의 방향을 나타내며, σ 는 수직응력 성분, τ 는 전단응력 성분을 나타낸다. 이러한 등가응력은 모델의 한 지점이 받는 하중을 대표하며 그 지점의 파손 및 손상의 정도를 표시하는 파라미터로 볼 수 있다. 각 실험 모델의 등가응력 관측부위는 임플란트 자체와 그 임플란트와 피질골 및 해면골과의 계면, 상부 보철물로 하여 각각의 모델에 대하여 각 부위에서의 최대 등가응력을 비교하였다.

결과

각 실험 모델의 전체적인 응력의 크기와 분포상태를 보기 위하여 등가응력의 크기별로 색도를 달리하여 실

험모델 별로 관측부위를 구분하여 각각 입체적으로 도해화하여 상호 비교하였으며 또한 측정된 최고의 등가응력을 기준으로 관측부위 별로 실험모델을 구분해 그 래프화 하여 상호 비교하였고, 도표화 하였다.

1) 피질골

모델 A(재래적 방법)의 경우 작업측 제1대구치, 제1소구치, 측절치의 최대 등가응력이 각각 36.4 MPa, 52.9 MPa, 40.3 MPa로 나타났으며 비작업측의 경우 응력의 수치가 작업측에 비해 적은 값을 보였다. 모델 B(레스트 임플란트 방법)의 경우 작업측 제1대구치, 제1소구치, 측절치 부위의 최대 응력은 각각 24.1 MPa, 27.4 MPa, 9.2 MPa로 재래적 방법에 비해 제 1소구치에서는 51.8%, 측절치 부위에서는 22.8%의 응력값을 보였다. 또한 모델 C(All-on-Four 방법)에서는 작업측 제1대구치, 제2소구치, 측절치 부위의 최대 응력은 각각 32.8 MPa, 42.6 MPa, 20.9 MPa로 재래적 방법에 비해 소구치 부위에서는 80% 측절치 부위에서는 51.8%정도의 응력값을 보였다. 또한 비작업측에서도 훨씬 적은 응력값을 보였다 (Table III, Fig. 5).

각 디자인별 최대 응력 부위는 모델 A의 경우 제1소구치 원심과 설측부위, 모델 B는 제1소구치 원심면에 균일하게 분포하며 모델 C는 원심과 협측면에 응력이 집중되는 것으로 나타났다 (Fig. 6).

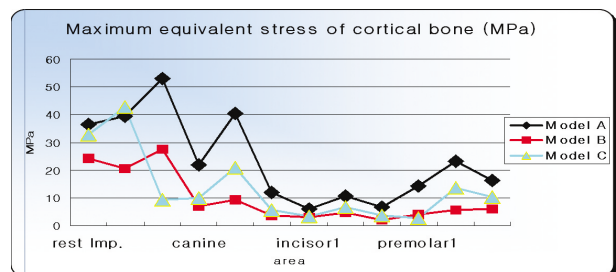


Fig. 5. Maximum equivalent stress of cortical bone.

(Model A: conventional type, Model B: rest implant type, Model C: All-on-Four type)

Table III. Maximum equivalent stress of cortical bone (MPa)

Model	rest implant	2nd premolar	1st premolar	canine	2nd incisor	1st incisor	1st incisor	2nd incisor	canine	1st premolar	2nd premolar	rest implant
A	36.43	39.47	52.95	21.98	40.36	12.01	6.00	10.61	6.65	14.18	23.16	16.19
B	24.10	20.57	27.37	7.01	9.17	3.77	2.97	4.76	1.94	4.05	5.74	6.10
C	32.82	42.60	9.29	9.91	20.93	5.77	3.25	6.78	3.61	2.76	13.75	10.15

Table IV. Maximum equivalent stress of cancellous bone (MPa)

Model	rest implant	2nd premolar	1st premolar	canine	2nd incisor	1st incisor	1st incisor	2nd incisor	canine	1st premolar	2nd premolar	rest implant
A	2.73	5.02	6.14	3.29	4.30	2.57	0.71	1.02	0.95	0.94	0.96	0.89
B	4.41	1.86	1.99	0.88	0.85	0.47	0.36	0.36	0.21	0.44	0.51	0.46
C	5.83	5.70	4.33	1.36	1.65	1.16	0.44	0.52	0.54	0.86	0.69	0.60

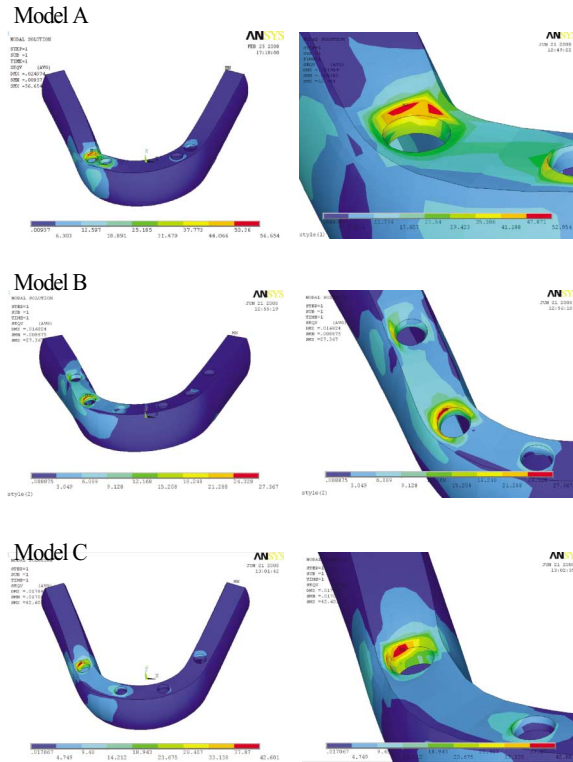


Fig. 6. Maximum equivalent stress of cortical bone.
(Model A: conventional type, Model B: rest implant type, Model C: All-on-Four type)

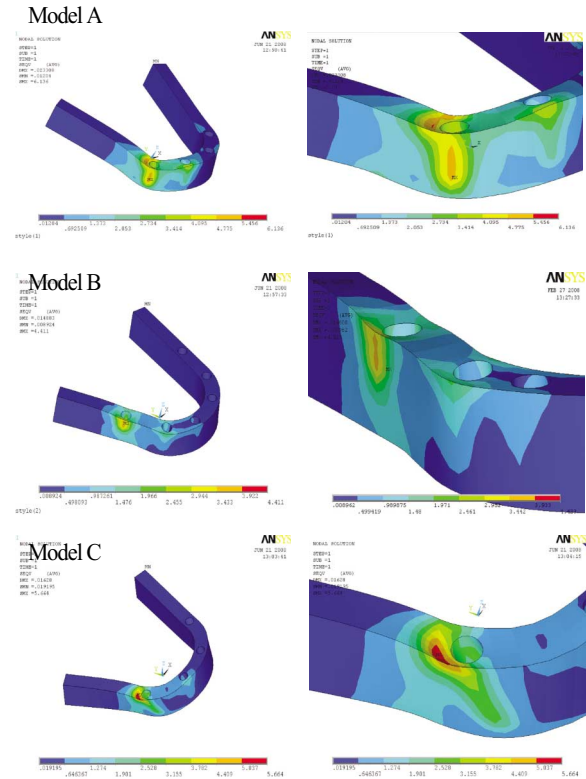


Fig. 8. Maximum equivalent stress of cancellous bone.
(Model A: conventional type, Model B: rest implant type, Model C: All-on-Four type)

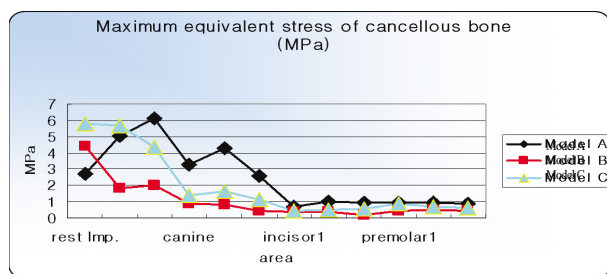


Fig. 7. Maximum equivalent stress of cancellous bone.
(Model A: conventional type, Model B: rest implant type, Model C: All-on-Four type)

2) 해면골

해면골에서의 응력분포는 전체적으로 피질골의 양상과 비슷하며 응력값 또한 월등히 작다. 모델 A의 경우 작업측 제1대구치, 제1소구치, 측절치 부위의 응력값은 각각 2.7 MPa, 6.1 MPa, 4.3 MPa로 나타났고 모델 B의 경우 작업측 제1대구치, 제1소구치, 측절치 부위가 4.4 MPa, 2.0 MPa, 0.8 MPa로 제1대구치 부위를 제외하고는 재래적 방법에 비해 월등히 적은 수치를 기록했다. 또한 모델 C에서는 작업측 제1대구치, 제2소구치, 측절치 부위의 응력값이 5.8 MPa, 5.7 MPa, 1.7 MPa로 재래적 방법에 비해 작업측의 제1대구치 부위 및 제2소구치 부위를 제외하고는 낮은 값을 기록했다 (Table IV, Fig. 7).

디자인별 최대 응력 부위는 모델 A와 모델 B는 제1 소구치 임플란트 식립부위의 협측면에 모델 C는 협측과 원심면에 나타났다 (Fig. 8).

3) 임플란트

임플란트에서의 응력분포는 모델 A에서는 작업측 제1 소구치, 측절치 부위의 응력값이 각각 324.8 MPa, 92.4 MPa를 보였고 모델 B에서는 제1대구치, 제1소구치 측절치부위의 응력값이 각각 152.2 MPa, 80.9 MPa, 26.1 MPa를 기록했으며 모델 C에서는 작업측 제2 소구치, 측절치 부위의 응력값이 165.9 MPa, 52.6 MPa를 보여 모델 B와 C에서 모델 A보다 응력분포가 우수함을 볼 수 있다 (Table V, Fig. 9). 디자인별 최대 응력부위는 모두 소구치 원심면에 집중되어 있다 (Fig. 10).

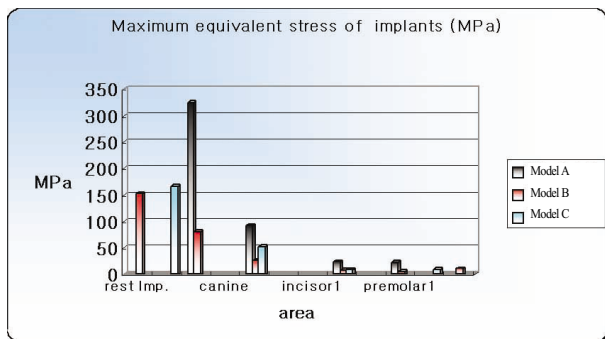


Fig. 9. Maximum equivalent stress of implants.

(Model A: conventional type, Model B: rest implant type, Model C: All-on-Four type)

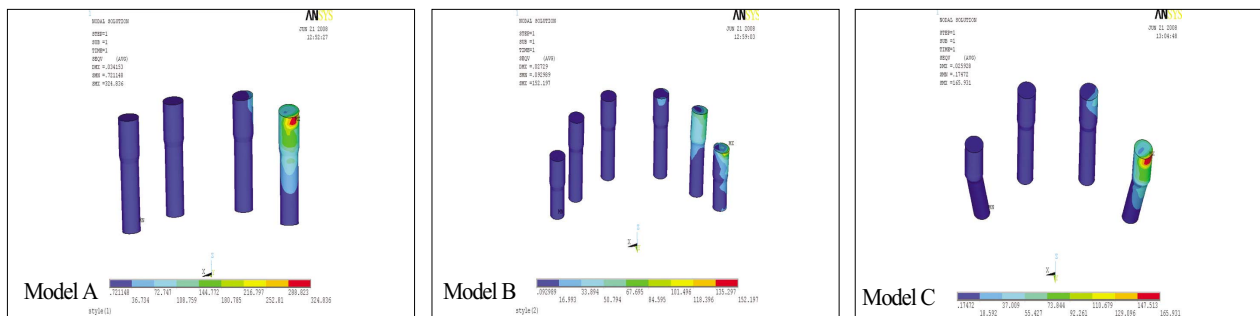


Fig. 10. Maximum equivalent stress of implants.

(Model A: conventional type, Model B: rest implant type, Model C: All-on-Four type)

Table V. Maximum equivalent stress of implants (MPa)

Model	rest implant	2nd premolar	1st premolar	canine	2nd incisor	1st incisor	1st incisor	2nd incisor	canine	1st premolar	2nd premolar	rest implant
A			324.84		92.40			23.46		22.99		
B	152.20		80.99		26.08			7.55		5.65		11.21
C		165.93			52.56			8.92			9.90	

4) 보철물

보철물에서의 응력분포는 모델 A에서 작업측 제1대구치, 제2소구치, 제1소구치, 측절치 부위가 각각 83.8 MPa, 197.6 MPa, 258.0 MPa, 74.2 MPa로 나타났으며 모델 B에서는 33.4 MPa, 37.1 MPa, 47.4 MPa, 27.7 MPa를 보였고 모델 C에서는 75.9 MPa, 136.6 MPa, 72.9 MPa, 39.5 MPa를 보였다. 레스트 임플란트의 영향으로 모델 B에서는 응력이 모델 A에 비해 제 1소구치 부위에서 18%, 측절치 부위에서는 37%밖에 되지 않았다. 응력 분포면에서는 모델 B가 가장 우수하였으며 모델 A가 가장 불리하였다 (Table VI, Fig. 11).

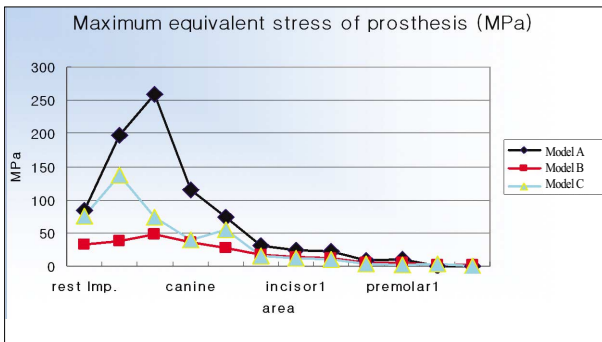
최대 응력 분포 부위는 모델 A,B에서는 제1소구치 부위, 모델 C에서는 제 2소구치 부위에 집중되었다 (Fig. 12).

총괄 및 고찰

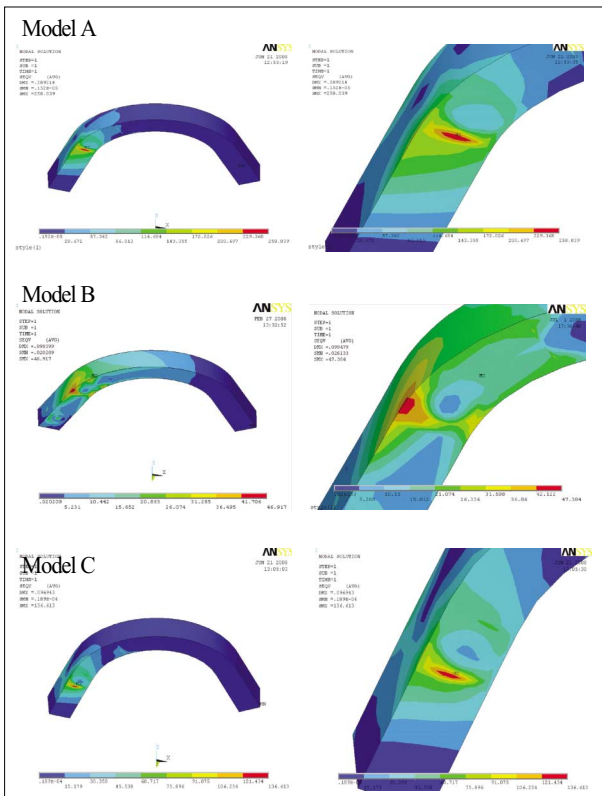
골유착성 임플란트를 이용한 보철물은 연조직의 개재 없이 직접 골과 연결되어 있기 때문에 보철물의 장기간의 성공여부에 큰 영향을 주는 것 중의 하나는 하중이다. 보철물이 외력을 받으면 내부에서는 응력이 발생하게 되는데 이때 응력은 하중이 가해진 부위에 분포되므로 임플란트에 가해진 하중은 결과적으로 지지 조직내에서 응력으로 나타난다.¹⁶ 따라서 하중과 생체역학적인 관계가 조화를 이루지 못하면 임플란과 악골간의 결합 파괴, 보철물의 파절, 임플란트 자체의 파절 및 탈락, 임플란트와 보철물 연결부의 손상, 변연골 흡수 등의 문제를 야기

Table VI. Maximum equivalent stress of prosthesis (MPa)

Model	rest implant	2nd premolar	1st premolar	canine	2nd incisor	1st incisor	1st incisor	2nd incisor	canine	1st premolar	2nd premolar	rest implant
A	83.79	197.62	258.04	114.27	74.24	30.42	24.06	22.16	7.80	9.59	0.46	0.003
B	33.42	37.07	47.38	35.85	27.71	17.45	14.37	11.55	5.68	4.58	1.84	2.130
C	75.86	136.61	72.95	39.52	55.01	15.35	12.48	11.00	2.80	1.88	3.80	0.220

**Fig. 11.** Maximum equivalent stress of prosthesis.

(Model A: conventional type, Model B: rest implant type, Model C: All-on-Four type)

**Fig. 12.** Maximum equivalent stress of prosthesis.

(Model A: conventional type, Model B: rest implant type, Model C: All-on-Four type)

하게 되므로¹⁷⁻¹⁹ 보철물이 성공적으로 유지되기 위해서는 생체의 하중부담 한계를 넘지 않는 범위 내에서 응력이 적절히 분포될 수 있도록 설계되어야 한다. 이러한 외력에 의한 악골에서의 적절한 응력분포에는 임플란트의 형태와 재료의 특성, 골과의 결합상태, 임플란트의 식립 위치와 배열상태 등이 관련되어 있다.²²⁻²⁵ Skalak²⁶에 의하면 하중의 크기가 증가될수록 응력의 크기가 비례하여 증가하였으나 응력의 분포에는 영향을 주지 않았다고 하였으며, 상부 구조물이 견고 할수록 효과적인 응력분산을 이룬다고 보고했다. 또한 Borches와 Reichart²²는 3차원 유한요소법을 이용하여 수직 및 측방하중이 임플란트에 미치는 영향을 평가한 결과 본 연구에서와 마찬가지로 주로 치조골정에서 높은 응력이 발생하였으며 측방력이 가해졌을 때 응력집중이 가중됨을 보고했다. 그리고 캔틸레버에 하중이 가해지면 대부분의 응력이 보철물의 연결부와 캔틸레버에 가까운 임플란트의 경부에 집중되고 있음을 보여주는데 이는 김²⁷등과 이²⁸등의 연구 결과와 일치하고 있다. 본 연구에서도 기존 임플란트 지지 하악 캔틸레버 보철물의 경우 소구치 부위 피질골 응력이 50 MPa 이상으로 많은 응력집중이 발생하였고 임플란트 자체에도 300 MPa 이상으로 발생하여 구강내에서 제일 취약한 부위로 나타났다.

이런 캔틸레버의 약점을 보완하기 위해 1992년 McCartney¹¹는 캔틸레버 후방부위에 Rest implant라는 보조 임플란트를 식립하여 상부보철물과 점상으로 접촉되도록 하고 그 위에 상부보철물을 설계하여 응력분산 및 상부보철물의 굽힘 현상을 최소화하는 방법을 소개하였다. 이어 1995년 Israel과 Leslie¹³는 그들의 첫글 자를 딴 'IL system'이라하는 기존의 임플란트 보다 짧고 굵은 6 mm 길이, 3.75 mm 직경의 보조 임플란트를 하악 캔틸레버 후방 구치부위에 식립하고 상부 보철물과의 연결은 ball attachment type으로 하여 이차원 유한요소법을 이용한 연구를 한 결과 보조 임플란트로 인한 전방 임플란트로의 유리한 응력 분산을 보고하였다. 2003년 Malo¹⁴가 최후방 임플란트를 원심으로 25 - 30도를 기울여 심어 캔틸레버의 길이를 줄일 수 있는 'All-on-four' system을 소개한 후 많은 선행들이 좋은 결과를 보고하고 있다.²⁸⁻³¹

White³³는 캔틸레버에 가해진 하중에 의해 캔틸레버에 가장 가까운 임플란트의 원심 치조정 부위에 응력이 집중되었으며 전방부에 가해진 하중은 그 부위에서는 응력을 유발하지만 다른 부위로 전달되는 양은 적었다고 보고하였는데, 완전 무치악의 경우에도 전치부쪽에 임플란트를 식립한 상태에서 후방으로 캔틸레버를 길게 연장하는 것보다는 같은 수의 임플란트를 식립할 경우 전후방 임플란트의 간격을 넓게 하고 최후방 임플란트는 가능한 한 후방으로 위치시켜 전방부 캔틸레버의 길이를 길게 하고 후방부 캔틸레버의 길이를 짧게 해 주는 것이 역학적으로 유리하다. 이는 Rangert⁶의 연구결과와 같은 원리라고 할 수 있는데 캔틸레버에 하중을 가했을 경우 캔틸레버의 길이가 a 이고 임플란트간 거리가 b 인 보철물의 캔틸레버 끝에 하중 P 를 가하면 캔틸레버에 가장 가까운 임플란트에는 $(1 + a/b)P$ 의 압축력이 가해지고 두 번째 임플란트에는 $(a/b)P$ 의 인장력이 가해진다고 하였다. 따라서 하중이 일정하다면 인장력의 증감은 a/b 의 비율에 의해 지배되므로 가능하다면 캔틸레버의 길이 (a)는 짧게, 전후방 임플란트의 거리 (b)는 길게 해주어야 한다고 보고하고 있다. 따라서 본 실험에서도 Fig. 1과 같이 후방 임플란트를 소구치 부위에 전방 임플란트를 측절치 부위에 식립하여 모델링하였다.

유한 요소법은 1960년대 중반 Clough에 의해 그 개념이 출현한 이래 많은 역학적인 해석 분야를 담당하여 발전하여 왔고 최근 치의학, 정형외과학 등 의료 분야에서도 널리 사용되고 있다.³⁴ 임플란트 보철물의 장기적 성공을 위해서는 가해진 교합하중이 효과적으로 분산되고 지지 조직에 발생하는 응력이 최소화되어야 한다. 응력에 관한 생역학적 연구는 구강내에서 직접 시행하기가 어렵기 때문에 미미하였으나 유한요소 분석법을 이용하면서 이해 대한 연구가 활발해졌다. 2차원 유한요소 해석은 모델링에 소요되는 시간과 노력은 줄일 수 있으나 이는 평면 문제를 해석하는 방법으로 두께 방향의 형상변화와 하중은 고려할 수 없다. 즉 임플란트 단면 형상, 악궁의 곡률 등 실제 모델의 기하학적 특징에 따른 결과는 예측할 수 없다. 이에 본 연구에서는 악궁과 임플란트, 보철물을 본래의 3차원 형상에 가깝게 모델링하여, 실제 임플란트 식립부 주변의 골 내부와 상부보철물에 분포하는 응력을 예측하고자 하였다. 하악골에 유착된 임플란트 매식체와 이에 연결된 상부 구조물 및 하악골의 유한요소 모형 설계시, 임플란트는 최근까지 여러 회사에서 여러 가지 규격으로 다양하게 제품화하여 판매하고 있으나 디자인별 결과에 크게 영향을 주지 않을 것이라 사료되어 Fig. 1과 같이 실험재료에서 언급한 규격으로 임플란

트 매식체를 단순화 하였다. 그리고 하악골은 실제와 근접하도록 만곡 부위와 직선 부위의 각도를 25도로 하였고, 해면골과 치밀골로 구분하여 약 10배의 탄성 계수 차이를 갖도록 설계하였다 (Table I). 상부 보철물은 구조물 내부의 응력 관찰 및 하중 전달 기능 수행만을 위해 Fig. 4에서 보는 바와 같이 언급한 재질과 규격으로 단순화 하였으며 티타늄 임플란트는 악골에 완전히 골유착된 것으로 가정하였다.

보철물을 제작할 수 있다고 하고 있는데 Bergman 등³⁶은 5 - 6개의 지대치 사용할시 캔틸레버는 20 mm를 초과해서는 안 된다고 했고 지대치가 4개인 경우는 15 mm를 넘어서는 안 된다고 하였다. Rangert⁶등에 의하면 하악은 15 - 20 mm, 상악은 골 조직이 하악보다 부드럽고 다공성이기 때문에 10 mm 이내가 적당하다고 하였다. 또한 브레네막에 의하면 후방 캔틸레버 길이는 임상적으로 하악은 최대 20 mm, 상악은 10 mm까지 연장하는 것이 가능하다고 하였다.

치아나 보철물에 가해지는 저작력은 수직하중과 수평하중으로 구분할 수 있는데 Craig³⁷에 의하면 자연치에서의 최대 교합력이 소구치부위에서 453 N, 대구치부위에서 390 - 880 N이고 측방력은 약 20 N이라 하였다. 임플란트 보철물에서는 Haraldson과 Carlsson³⁸에 의하면 최대 교합력이 412 N으로 보고 되었다. 또한 Siegle과 Soltesz³⁹는 임플란트의 모양에 대한 유한요소 분석에서 임플란트에 가한 하중을 수직력 100 N, 수평력은 수직력의 25%인 25 N으로 설정하였고, 그 외 많은 선행들^{26,39-43}의 연구를 보면 수직력을 100 - 300 N, 수평력을 수직력의 1/4 수준으로 설정하여 연구하였다. 이에 본 연구도 Fig. 4에서 보는 바와 같이 수직력을 300 N, 설측에서 협측으로의 수평력은 300/4 N으로 설정하여 제1대구치 부분에 균일한 분포하중이 가해지도록 하였다.

저작력 등 하중이 구강내에 작용하면 그 하중이 지지골, 임플란트 및 상부 구조물에 응력으로 나타나게 되는데 지지골에 나타난 응력은 골재생 및 흡수 파괴, 임플란트에 나타난 응력은 임플란트 자체의 파절이나 나사의 풀림현상 및 파절, 상부 구조물에 나타난 응력은 보철물의 파절 등을 예견하는 지침이 될 수 있을 것이다. 이에 본 실험에서는 실험방법에서 언급한 각 조건하에서 지지골 및 임플란트에 나타난 응력을 측정하여 비교분석하였다. 여러 연구에서와 마찬가지로 본 실험에서도 해면골에 나타난 응력은 피질골에 비하면 상대적으로 매우 낮게 나타나 그 응력치는 물리적으로나 임상적으로도 별로 중요한 의미를 가지지 않는 것으로 사료된다. 피질골에 나타난 응력은 모든 모델에서 치경부 쪽의 응력

이 치근부 쪽보다 크게 나타났고 측방하중이 가해지는 반대편에서 최대응력이 나타나나 Rieger^{41,42} 등 선학들의 연구와 일치함을 볼 수 있었다.

하중의 크기가 응력의 분포양상에는 큰 영향을 미치지 않는 것으로 Skalak²⁶ 등 선학들은 보고 하고 있지만 응력의 절대값은 골재생이나 골파괴 등 생체역학적인 면에서는 매우 중요한 의미가 될 것이다. 1989년 Martin과 Burr의 보고에 의하면 Microstrain단위로 200 - 2500은 골의 재형성, 2500 - 4000은 과부하영역이라 하였다.⁴⁵ 과부하영역 2500을 피질골의 탄성계수를 적용하여 응력으로 환산하면 약 50 MPa이 된다.

$$\sigma = \epsilon \times E$$

(σ = stress, ϵ = strain, E = elastic modulus)

이 수치에 비하여 본 실험의 응력 측정치를 비교해보면 모델 A(재래적 방법)에서 작업측의 제1소구치 부위가 56.6 MPa 로 과부하 영역으로 나타난다. 하지만 실험군 끼리의 비교 분석은 합리성이 있으나 측정된 응력치를 이것에 비교하여 절대성을 논하기는 어려울 것이라 사료된다. 다만 응력치가 높게 집중된 부위는 상대적으로 지지골 파괴나 임플란트 파절 등 임상적 실패의 가능성이 높은 부위로 추정할 수는 있을 것이다. 임플란트의 흡수 및 파절을 가늠할 수 있는 한계 응력치에 관하여 임상과 연계된 생체 역학적인 실험적 연구가 꾸준히 이어져야 할 것으로 사료된다. 또한 임플란트의 전 면적이 주위골과 100% 접촉이 일어나지 않으며⁴⁶ 이러한 임플란트와 주위골의 계면 접촉은 시간이 지남에 따라 변화한다.⁴⁷ 따라서 유한요소 분석결과를 해석할 때는 이러한 여러 가지 문제점들이 고려되어야 하며, 이러한 분석결과로 계산된 응력수치의 크기는 절대적인 의미보다는 실험모형 상호간의 비교와 경향을 파악하는데 국한적으로 이용되어야 할 것으로 사료된다.⁴⁸

이상과 같은 관점으로 본 실험에서의 각 실험군에 나타난 하악골의 응력 분포 및 분산 양상을 비교해 고찰해보면, 선학들의 연구와 마찬가지로 모든 실험모델에서 소구치부위의 응력이 상대적으로 높게 나타났는데 이 중에서도 재래적 방법인 model A에서 제일 높게 52.9 MPa로 측정이 되었고, 비작업측에서도 가장 높은 수치를 기록하여 응력의 집중 및 분산면에서 가장 불리한 결과를 보였다. 또한 이 모델의 임플란트 자체 응력도 324.8 MPa로 파손 가능성이 제일 높은 것으로 사료된다. Rest 임플란트가 있는 경우에는 재래적 방법에 비해 전체적으로 고루 분포된 낮은 응력을 보여 Rest 임플란트가 전방부로

응력 분산에 영향을 미치는 것으로 나타났다. 또한 후방 임플란트를 경사시켜 캔틸레버의 양을 줄인 모델 C도 재래적 방법에 비해 임플란트와 상부보철물, 골조직의 응력 분산에 크게 영향을 미치는 것으로 나타났다.

이상의 연구 결과 임플란트 하악지지 캔틸레버 보철물에서 서로 다른 응력값 및 분포 양상을 관찰할 수 있었으나 이에 보완하여 계면 지지조직의 상태에 따른 응력분포의 차이나 상부보철물의 재료 및 물성의 차이에 따른 응력분포 양상의 변화와 상부보철물의 교합설계에 따른 변화 등에 대한 분석이 생체역학적인 골유착성 임플란트 보철물의 치료계획 수립에 필요하리라 사료된다.

결론

하악 무치악에 치근형 골유착성 임플란트를 식립하고 상부보철물을 캔틸레버형으로 제작하여 장착하는 재래적 보철 (Model A) 및 보조 임플란트를 식립하여 캔틸레버 양을 줄인 레스트 임플란트형 (Model B) 그리고 후방 임플란트를 경사시켜 캔틸레버의 양을 줄인 “All-on-four형” (Model C)에 수직하중 300 N, 측방하중 75 N을 제 1대구치 캔틸레버 부위에 가하였다. 위와 같은 조건으로 3차원 유한요소 모델링을 시행한 후 유한요소 분석에 의해 지지조직 및 임플란트 자체와 상부보철물에 발생하는 응력의 분포를 비교하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 레스트 임플란트 및 All-on-Four 임플란트법은 기존 방법에 비해 하악골과 상부 보철물의 응력 분산에 유리한 것으로 나타났다.
2. 지지골, 임플란트, 상부 보철물에서의 응력분산은 레스트 임플란트가 가장 우수한 것으로 나타났다.
3. 같은 개수의 임플란트인 경우 후방 임플란트를 경사시켜 캔틸레버의 양을 줄이는 것이 기존 방식에 비해 저작압 분산에 유리하다.

참고문헌

1. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent 1983;50:399-410.
2. Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg 1969;3:81-100.
3. Weinberg LA, Kruger B. Biomechanical considerations when combining tooth-supported and implant-supported prostheses. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1994;78:22-7.
4. Holmes DC, Grigsby WR, Goel VK, Keller JC. Comparison of stress transmission in the IMZ implant sys-

- tem with polyoxymethylene or titanium intramobile element: a finite element stress analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:450-8.
5. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-7.
 6. Richter EJ. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *J Prosthet Dent* 1989;61:602-9.
 7. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;50:399-410.
 8. Van Rossen IP, Braak LH, de Putter C, de Groot K. Stress-absorbing elements in dental implants. *J Prosthet Dent* 1990;64:198-205.
 9. Van Zyl PP, Grundling NL, Jooste CH, Terblanche E. Three-dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:51-7.
 10. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent* 1990;64:185-94.
 11. McCartney JW. Cantilever rests: an alternative to the unsupported distal cantilever of osseointegrated implant-supported prostheses for the edentulous mandible. *J Prosthet Dent* 1992;68:817-9.
 12. Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:188-98.
 13. Lewinstein I, Banks-Sills L, Eliasi R. Finite element analysis of a new system (IL) for supporting an implant-retained cantilever prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:355-66.
 14. Maló P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5:2-9.
 15. Cho C, Shin SW, Kwon JJ. Three dimensional finite element analysis on the mandibular cantilevered prosthesis supported by implants. *J Korean Acad Prosthodont* 2000;38:724-43.
 16. Jang BS, Kim CW, Kim YS. A three dimensional finite element stress analysis of osseointegrated prosthesis according to the location and length of cantilever. *J Korean Acad Prosthodont* 1996;34:501-32.
 17. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
 18. De Boever JA, McCall WD Jr, Holden S, Ash MM Jr. Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. *J Prosthet Dent* 1978;40:326-33.
 19. Ericsson I, Lekholm U, Brånemark PI, Lindhe J, Glantz PO, Nyman S. A clinical evaluation of fixed-bridge restorations supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants. *J Clin Periodontol* 1986;13:307-12.
 20. Mathews MF, Breeding LC, Dixon DL, Aquilino SA. The effect of connector design on cement retention in an implant and natural tooth-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1991;65:822-7.
 21. 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* 1989;61:217-23.
 22. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res* 1983;62:155-9.
 23. Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:391-8.
 24. Cook SD, Weinstein AM, Klawitter JJ. A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant. *J Dent Res* 1982;61:25-9.
 25. Davis DM, Zarb GA, Chao YL. Studies on frameworks for osseointegrated prostheses: Part 1. The effect of varying the number of supporting abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:197-201.
 26. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49:843-8.
 27. Kim DW, Kim YS. A study on the osseointegrated prosthesis using three dimensional finite element method. *J Korean Acad Prosthodont* 1991;29:167-213.
 28. Lee DO, Chung CH, Cho KZ. A study on the three dimensional finite element analysis of the stresses according to the curvature of arch and placement of implants. *J Korean Acad Prosthodont* 1995;33:98-129.
 29. Khatami AH, Smith CR. "All-on-Four" immediate function concept and clinical report of treatment of an edentulous mandible with a fixed complete denture and milled titanium framework. *J Prosthodont* 2008;17:47-51.
 30. Francetti L, Agliardi E, Testori T, Romeo D, Taschieri S, Fabbro MD. Immediate rehabilitation of the mandible with fixed full prosthesis supported by axial and tilted implants: interim results of a single cohort prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2008;10:255-63.
 31. Testori T, Del Fabbro M, Capelli M, Zuffetti F, Francetti L, Weinstein RL. Immediate occlusal loading and tilted implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: 1-year interim results of a multicenter prospective study. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:227-32.
 32. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7:S88-94.
 33. White SN, Caputo AA, Anderkvist T. Effect of cantilever

- length on stress transfer by implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent* 1994;71:493-9.
34. Lim JK. Accuracy estimation and control methods of finite element solutions. *Trans KSME* 1994;34:502-9.
 35. Byun SK, Park WH, Lee YS. Three dimensional finite element stress analysis of five different taper design implant systems *J Korean Acad Prosthodont* 2006;44:584-93.
 36. Bergman B. Evaluation of the results of treatment with osseointegrated implants by the Swedish National Board of Health and Welfare. *J Prosthet Dent* 1983;50:114-5.
 37. Misch CM, Ismail YH. Finite element stress analysis of tooth-to-implant fixed partial denture designs. *J Prosthodont* 1993;2:83-92.
 38. Haraldson T, Carlsson GE. Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. *Scand J Dent Res* 1977;85:200-8.
 39. Siegle D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:333-40.
 40. Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont* 1997;10:19-27.
 41. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL. A finite element survey of eleven endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990;63:457-65.
 42. Rieger MR, Fareed K, Adams WK, Tanquist RA. Bone stress distribution for three endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1989;61:223-8.
 43. Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:391-8.
 44. Davis DM, Rimrott R, Zarb GA. Studies on frameworks for osseointegrated prostheses: Part 2. The effect of adding acrylic resin or porcelain to form the occlusal superstructure. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:275-80.
 45. Burr DB, Martin RB, Schaffler MB, Radin EL. Bone remodeling in response to in vivo fatigue microdamage. *J Biomech* 1985;18:189-200.
 46. 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* 1989;4:211-7.
 47. Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1988;59:59-63.
 48. Brunski JB, Moccia AF Jr, Pollack SR, Korostoff E, Trachtenberg DI. The influence of functional use of endosseous dental implants on the tissue-implant interface. I. Histological aspects. *J Dent Res* 1979;58:1953-69.

Three-dimensional finite element analysis on stress distribution of the mandibular implant-supported cantilever prostheses depending on the designs

Jae-Hyurk Ban, DDS, DMD, Sang-Wan Shin*, DDS, MPH, PhD, MSc, Sun-Jong Kim, DDS, MSD, PhD,

Jeong-Yeol Lee, DDS, DMD, PhD

Department of Advanced Prosthodontics, Graduate School of Clinical Dentistry, Korea University

Statement of problem: The position and length of cantilever influence on the stress distribution of implants, superstructure and bone. In edentulous mandible, implant-supported cantilever prostheses that based 4 or 6 implants between mental foramina has been attempted. Excessive bite force loaded at cantilever prosthesis causes bone resorption and breakage of superstructure prosthesis around posterior implants. To complement the cantilever length of conventional prosthesis, In 1992, (McCartney) introduced "cantilever - rest - implant" and Malo reported "All-on-Four" in 2003. **Purpose:** Analyze and compare the stress distribution of conventional cantilever prostheses with rest implant and All-on-Four™ implant prostheses. **Material and method:** The external loads(300 N vertically, 75 N horizontally) are applied to first molar area. The stress value, stress distribution and aspect of stress dispersion are analyzed by three-dimensional finite element analysis program, ANSYS ver. 10.0. **Results:** 1. The rest implant and "All-on-Four" implant system are superior to conventional cantilever prostheses to reduce stress on the bone and the superstructure around implants. 2. The rest implant was of the greatest advantage to stress distribution on bone, implant and superstructure. 3. With same number of implants, distally tilted implants are preferred to conventional cantilever prostheses for reducing the length of cantilever. (*J Korean Acad Prosthodont* 2009;47:70-81)

Key words: Three-dimensional FEA, Rest implant, All-on-Four, Stress distribution

Corresponding Author: Sang-Wan Shin

Department of Prosthodontics, Graduate School of Clinical Dentistry, Korea University, 97, Gurodonggil, Guro-Gu, Seoul, 152-703, Korea

+82 2 818 6874; e-mail, swshin@korea.ac.kr

Article history

Revised November 5, 2008 / Last Revision January 13, 2009 / Accepted January 14, 2009.