

수종의 임플란트 시스템에 따른 유한요소법적 응력분석에 관한 연구

한양대학교 의과대학 치과학교실

유성현 · 박원희 · 박주진 · 이영수

I. 서 론

임플란트 지지 보철물의 임상적 효용성이 증가함에 따라 현재 다양한 치과 보철 치료에 이용되고 있다.^{1,2)} 그러나 임플란트 보철물이 구강내에서 장기간 성공적인 기능을 수행하기 위해서는 구성 물질이 생체친화성을 가져야하고 더불어 교합시에 발생하는 응력이 임플란트 주위 지지골과 보철물의 하중 지지 능력 한계 내에서 적절히 분산될 수 있도록 보철물을 설계 하는 것이 생역학적 측면에서 중요하다. 또한 임플란트의 구강내 위치, 보철물의 형태 및 재료도 임플란트 보철물의 구강내에서의 안정성과 장기간의 기능 유지에 중요한 역할을 한다.³⁾

임플란트 보철물의 실패는 여러 가지 원인에 의해서 발생될 수 있다. 그 중 교합력에 의해 임플란트와 주위 지지조직에 발생하는 응력은 골유착의 성공 여부에 큰 영향을 미친다.⁴⁾ 저작 기능시 교합력은 임플란트를 통해 골로 전달되므로 임플란트를 매식한 후 교합하중에 대한 응력분산과 이에 대한 골의 재형성과 같은 생체내의 반응이 매우 중요한 요소가 될 수 있다. 또한 골유착된 임플란트는 치조골과 직접 접촉하게 되고 미세한 움직임 밖에 허용하지 않으므로 임플란트 주위 치조골의 과도한 응력 집중은 골흡수를 야기하게 되고 이것은 뒤이은 임플란트 보철의 실패를 가져올 수 있다. 따라서 임플란트의 성공률을 높이기 위해서는 주변의 골흡수에 대한 고려가 필요하며 이를 위해서는 주위 지지조직에 발생하는

응력에 대한 고려가 중요하다.⁵⁾

현재 임상에서 많이 사용되고 있는 치근형 임플란트는 고정체와 지대주의 연결방식, 고정체 외형 등이 매우 다양하다. 그 중 외부 육각 연결 방식의 임플란트는 이용시 나사풀림 같은 임상적 문제가 많이 보고되고 있다.^{6,9)} 이러한 문제를 개선하기 위해 최근에는 내부 연결 방식의 임플란트가 많이 이용되고 있다. 또한 대부분의 임플란트 고정체는 전 길이를 통해서 평행하거나 원통형의 형태(cylinder shape)를 갖는다. 그러나 최근에는 발치 후 즉시 식립시 초기 고정력이 우수하고 식립이 용이한 첨형(tapered shape)의 형태를 갖는 고정체가 많이 이용되고 있다. 그러나 이러한 내부 연결 방식과 첨형의 고정체 형태를 가진 임플란트 하방 지지조직의 응력분포에 관한 연구는 아직 더욱 많이 요구되고 있는 상태이다. 따라서 본 연구에서는 하악 제1소구치 부위에 고정체의 외형과 지대주 연결방식이 서로 다른 3가지 임플란트 고정체를 식립 후 보철 수복한 유한요소 모델을 만든 후 2가지 하중조건을 가하여 임플란트 주위 지지조직의 응력 분포 양상을 유한요소분석을 통해 비교하고자 한다.

II. 연구재료 및 방법

1. 유한요소 모델 형성

본 연구에서는 하악골의 제1소구치 부위에 서로

다른 외형 및 구조를 지닌 3종류의 임플란트를 식립하여 보철 수복한 경우를 연구 모델로 하였다. 3종류의 임플란트는 Brånemark system(Nobel Biocare, Gothenberg, Sweden), Camlog system(Altatec, Wurmberg, Germany), Frialit-2 system(Friadent AG, Mannheim, Germany)의 고정체와 UCLA 지대주를 각각 이용하였다. 각각의 모델은 임플란트 고정체에 지대주를 지대주 나사로 연결한 형태로 했으며 보철물에 이용되는 재료로는 미국치과의사회(ADA) 규격 제3형 금합금의 물성치를 이용하였다. 상부 보철물은 협설 폭경 7.5 mm, 교합 치은간 거리 8.0 mm인 하악 제1소구치 형태로 설계하였고 교합면의 형태는 유한요소 모델의 특성상 단순화시켰다.

하악골 50 mm를 발췌, 1 mm 간격의 두께로 자른 다음, 이를 이차원 구조 재현을 위한 기초 자료로 이용하였다. 이 절단면을 모눈종이 상에서 사도(tracing)하고 미리 부여한 좌표 원점을 기준으로 좌표 값을 산출하고 이를 토대로 하악골의 이차원 유한요소 분석의 기초자료를 만들었다. 초기 모델링은

workstation 상에서 모델링 전문 프로그램인 IronCad(Version 5.0, IronCad, Inc., USA)를 사용하여 표면작업을 하였고, 유한요소격자(mesh)는 전문 프로그램인 Nisadisplay (Version 11.0, EMRC, Inc., USA)를 사용하여 구성하였다. 선형적 구조 해석은 상업용 유한요소 코드인 Nisadisplay (Version 11.0, EMRC, Inc., USA) 유한요소 분석 프로그램을 이용하여 workstation 상에서 해석하였다.

모델들은 피질골, 해면골, 고정체, 지대주, 지대주 나사, 치관부, 레진의 일곱가지 구성요소로 이루어져 있고, 각 모델별 세부 수치는 Fig. 1과 같다.

2. 하중조건

하중은 소구치의 평균 저작압(288N)으로^{9,11)} 교합면의 중심좌에 수직하중(Load ①)과 협측교두에 협측에서 설측방향으로 30°의 경사하중을(Load ②) 가하여 각 구성부와 지지조직에서 발생하는 응력의 변화와 크기를 계측하였다.

Table I. Type of models

Fixture	Abutment	Diameter	Length
Brånemark	UCLA(AurAdapt)	3.75 mm	13 mm
Camlog	UCLA	3.8 mm	13 mm
Frialit-2	UCLA(Aurobase)	3.8 mm	13 mm

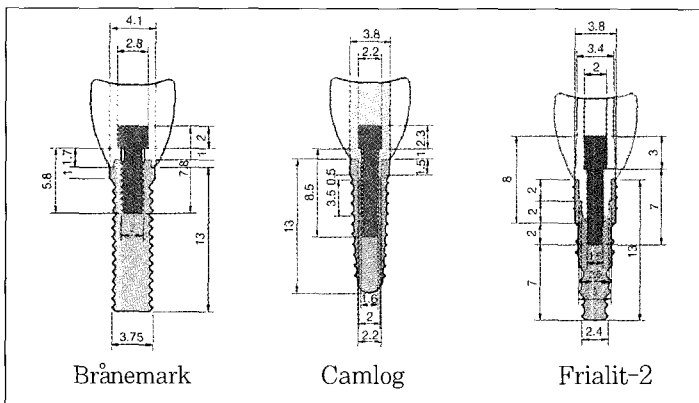


Fig. 1. Solid model.

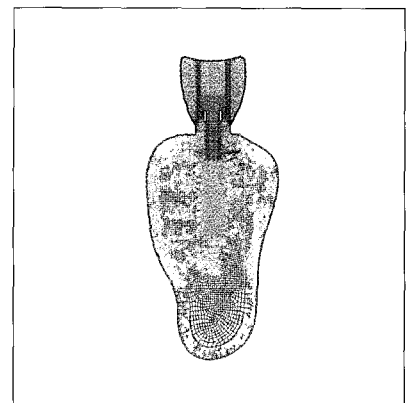


Fig. 2. Finite Element Model.

Table II. The number of element & nodes

	Element	Node
Brånemark	10,874	11,101
Camlog	11,810	12,098
Frialit-2	12,002	12,260

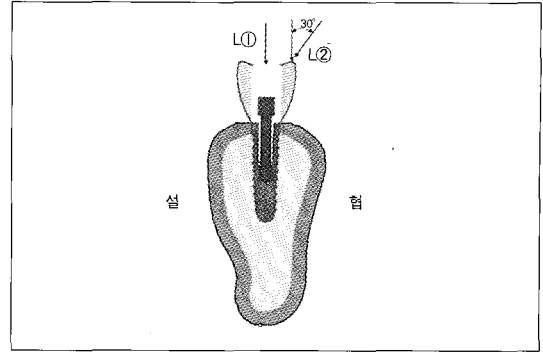


Fig. 3. Loading condition.

Table III. Material properties

	Young's modulus(MPa)	Poisson's ratio
Cortical bone	13,700	0.3
Cancellous bone	1,370	0.3
Titanium	102,195	0.35
Composite resin	12,500	0.35
Gold screw	99,300	0.35
Gold crown	100,000	0.35

3. 물성치와 경계조건

재료의 물성치인 탄성계수(E, Young's Modulus)와 프와송비(ν , Poisson's Ratio)는 선학들의 보고를 참고로 하였다.¹²⁻¹⁵⁾

모형의 물리적 특성은 균질성(homogeneity), 등방성(isotropy), 선형탄성(linear elasticity)으로 가정하였다. 또한 경계조건으로는 U_x , U_y 방향의 자유도(degree of freedom)는 모두 구속하였고, 보철물과 임플란트 및 주변 골조직에서는 변형을 허용하였다.

4. 응력분석

유한요소분석 프로그램인 Nisadisplay(Version 11.0, EMRC, Inc., USA)을 이용하여 산출되는 여러 가지 응력값 중에서 유효응력(Von-Mises stress)을 기준으로 세가지 하중조건 하에서 각 실험모형별로 지지골, 고정체, 보철물, 지대주 나사에서 발생하는 유효응력 분포와 최대 유효응력의 크기를 비교

분석하였다. 결과는 전체응력의 분포상태와 최대응력 집중부를 식별하기 위해 유효응력을 기준으로 응력의 크기에 따라 색도의 변화를 준 응력등고선식(stress contour plot)을 이용하였다.

Ⅲ. 연구성적

각각의 유한요소 모델에서 수직하중과 경사하중을 가한 경우 지지골과 각 구성부에서 발생한 유효응력은 다음과 같다.

1. 모형 전체의 응력 분석

수직하중이 중심와에 가해진 하중조건 L①에서는 3가지 모델 모두에서 임플란트 고정체의 장축을 따라 응력이 고르게 분산되는 양상을 보이며, 경사하중이 교두정에 가해진 L②의 경우에는 높은 응력이 편측에 치우쳐 집중되므로서 좌우측에 인장력과 압축력이 많이 집중되는 양상을 보인다. 또한 치경

Table IV. The maximum von mises stress of models

(Unit : MPa)

	Brånemark		Camlog		Frialit-2	
	L①	L②	L①	L②	L①	L②
Bone	243.3	984.7	247.5	977.0	278.2	1020.5
Fixture	113.3	369.8	82.45	187.3	87.93	198.3
Crown	889.7	1114.6	961.2	1053.8	1016.8	996.6
Abutment	113.3	229.0	115.1	214.1	130.7	227.7
Abut. screw	109.3	266.2	101.1	193.7	105.0	190.0
Total body	889.7	1146.6	961.2	1053.8	1016.8	1020.5

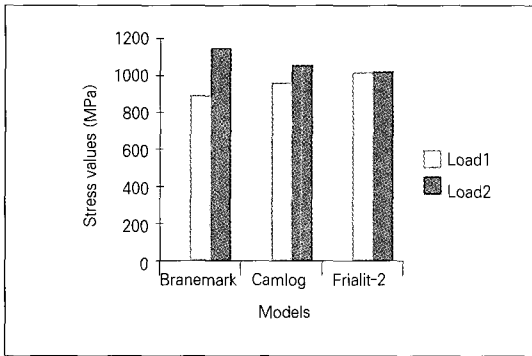


Fig. 4. The maximum Von mises stress of total body.

부에 대체로 높은 응력이 집중되었다.

L①의 하중조건일 경우는 Brånemark, Camlog, Frialit-2 순으로 L②의 하중조건일 경우는 Frialit-2, Camlog, Brånemark 순으로 응력이 점점 커지는 결과를 나타내었다.

2. 각 구성부의 응력분석

1) 지지골에서의 유효응력

지지골에서의 응력양상은 하중조건에 관계없이 모두에서 지지골 상부인 치밀골에 높은 하중이 집중되며 하부 해면골에서는 응력이 그다지 크지 않았다. 또한 굽힘력이 걸리는 하중조건 L②의 경우에는 편측으로 높은 응력이 집중되고 있다.

L①의 하중조건일 경우는 Brånemark, Camlog, Frialit-2 순으로 L②의 하중조건일 경우는 Camlog, Brånemark, Frialit-2 순으로 응력이 점점 커지는 결과를 나타내었다.

2) 고정체에서의 유효응력

고정체에서의 응력양상은 하중조건에 관계없이 모두에서 치밀골과 접촉되는 고정체 상단부에 응력이 집중되는 양상을 보이며 또한 굽힘력이 걸리는 하중조건 L②의 경우에는 편측으로 높은 응력이 집중되고 있다.

L①의 하중조건일 경우는 Camlog, Frialit-2, Brånemark 순으로 L②의 하중조건일 경우는 Camlog, Frialit-2, Brånemark 순으로 응력이 점점 커지는 결과를 나타내었다.

3) 치관부에서의 유효응력

치관부에서의 응력양상은 하중조건에 관계없이 모두에서 하중이 가해진 부위에 가장 큰 응력이 집중되며 아울러 고정체와 연결되는 치관부의 경부에 비교적 큰 응력이 집중되고 있다.

L①의 하중조건일 경우는 Brånemark, Camlog, Frialit-2 순으로 L②의 하중조건일 경우는 Frialit-2, Camlog, Brånemark 순으로 응력이 점점 커지는 결과를 나타내었다.

4) 지대주 나사에서의 유효응력

지대주 나사에서의 응력양상은 나사의 중간 부분에 응력이 집중되는 양상을 보이며 특히 굽힘력이 걸리는 하중조건 L②의 경우에 나사의 중앙 부위에 양측으로 높은 응력이 집중되고 있다.

L①의 하중조건일 경우는 Camlog, Frialit-2, Brånemark 순으로 L②의 하중조건일 경우는 Frialit-2, Camlog, Brånemark 순으로 응력이 점점 커지는 결과를 나타내었다.

IV. 총괄 및 고찰

임플란트 보철물의 장기적 성공을 위해서는 가해진 교합하중이 효과적으로 분산되고 지지조직에 발생하는 응력이 최소화되어야 한다. 그러나 응력에 관한 생역학적 연구는 구강내에서 직접 시행하기가 어렵기 때문에 미미하였으나 유한 요소 분석 방법을 이용하면서 이에 대한 연구가 활발해졌다.

유한요소법은 구조물의 물리적 성질을 대입한 후 기계적인 이상화를 시킨 뒤 각 요소의 변형과 응력 성분을 구하는 것으로 실험대상물이 복잡한 기하학적 구조나 다양한 종류의 재료들로 이루어졌어도 그 조건들을 실험조건에 포함시킬 수 있고, 실험 대상물의 전체영역에 대한 응력의 분포를 알 수 있어 여러 분야에서 폭넓게 이용되고 있으며, 치의학 분야의 응력 분석에도 많이 이용되고 있다.¹⁶⁻²³⁾

현재 임상에서 사용되는 임플란트는 다양한 방식으로 분류되고 나누어질 수 있는데, 대표적인 분류 방법으로 고정체의 형태, 고정체와 지대주의 연결 방식, 표면처리 방법, 수술 횟수에 따른 분류 방법 등이 있다. 이중 임플란트 고정체와 지대주의 연결 방식에 따라서 크게 외부연결방식과 내부연결방식으로 나누어 진다. 외부 육각 연결 방식은 Jemt 등^{7,8)}, Walton 등²⁴⁾ 여러 연구자들에 의해 나사 파절 및 나사 풀림과 같은 문제점이 6~48%정도 보고 되고 있다. 이런 외부 육각 방식의 한계를 극복하기 위해서 다양한 연결형태가 개발되었는데 내부 육각 형태, internal taper(morse taper), interlocking 형태 등이 있다. 내부 연결 방식은 수직고경을 줄이며, 측방력을 더 깊게 분산시키고, 세균 침투 봉쇄의 역할, 그리고 심미적으로 수복물의 경계를 임플란트 수준으로 낮출 수 있다.²⁵⁾

임플란트 고정체의 외형은 크게 thread screw type, press-fit cylinder type, hollow basket type 이 기본 형태로 이용되고 있으며, 이것은 다시 직선형, 침형, 계단식 침형 등으로 세분화 할 수 있다. 초기에는 전체적으로 평행한 외형을 가지는 직선형 형태가 많이 이용되었으나 최근에는 초기 고정, 발치 후 즉시 식립, 식립의 용이성 등의 이유로 침형 및 계단식 침형 형태의 고정체 형태가 임상에 많이 이용되고 있다.

보철물에 가해진 외력이 임플란트 주위골에 골고루 분산되면 치조골의 골개조를 촉진시키고 그럼으로써 변연골의 흡수나 임플란트 보철물의 헐거워짐이나 파절을 막는데 큰 역할을 할 수 있다. 이에 본 연구에서는 서로 다른 고정체와 지대주의 연결방식 및 고정체 외형을 가진 3가지의 임플란트 시스템을 유한요소분석을 통해 어느 것이 응력 분산에 있어 유리한지를 연구했다.

Brånemark(Nobel Biocare, Gothenberg, Sweden, $\varnothing 3.75 \times 13$ mm), Camlog(Altatec, Germany, $\varnothing 3.8 \times 13$ mm), Frialit-2 system(Friadent AG, Germany, $\varnothing 3.8 \times 13$ mm)의 3가지 시스템의 임플란트 고정체가 하악 제1소구치 부위에 식립되고 모두 UCLA abutment와 제3형 금합금을 이용하여 보철물을 수복된 형태로 유한요소 모델을 제작하였다. 그리고 소구치의 평균 저작압인 288N을 중심와에 수직하중을 가한 경우(Load ①), 협측교두에 30°의 경사하중을 가한 경우(Load ②)의 2가지 하중조건을 설정하여 비교하였다.

3가지 임플란트 시스템 모두에서 측방 하중 하에서의 유효응력이 수직 하중 하에서의 유효응력보다 2배 이상 증가해 기존의 연구결과와 일치했다. 임플란트 지지 보철물에 작용되는 교합력이 비수직 하중으로 작용하면 굽힘 모멘트를 야기하여 고정체 및 주위골에 높은 응력을 발생시키며 생물학적으로 불리한 반응을 야기한다²⁶⁾는 것과 같이 본 연구에서도 수직하중이 중심와에 가해진 경우는 고정체 및 주위골에 응력이 고르게 분산되는 양상을 보이나, 협측교두에 30° 경사하중이 가해진 경우에는 큰 굽힘력이 작용해 높은 인장력과 압축력이 양측에 치우쳐 있는 것을 볼 수 있었다. 특히 치경부에 대체로 높은 응력이 집중되고 있음을 알 수 있다. 그러므로 가능하다면 임플란트 보철에서의 교합 하중의 방향이 고정체의 장축을 향하도록 하는 것이 생역학적으로 유리하리라고 생각된다.

지지골에서의 응력양상은 하중조건에 관계없이 고정체 상부와 골 접촉을 이루는 피질골에 응력이 집중되는 양상을 보이며 그 하부 해면골에서는 그리 큰 응력이 집중되지 않음을 볼 수 있는데, 이는 Lum 등^{27,28)}의 연구와 같은 결과를 보여주었다. Mish 등²⁹⁾은 임플란트 수복에서 대부분의 응력은 피질골에 집

중되며 초기 안정성을 제공하는데 있어 피질골의 영향이 대부분이라고 하였고, 또한 해면골에 나타난 응력은 피질골에 비하면 상대적으로 십분의 일 정도로 낮게 나타나 그 응력치는 물리적으로나 임상적으로도 별로 중요한 의미를 가지지 않는다고 하였다. 본 연구에서는 Frialit-2 가 수직하중과 경사하중 모두 지지골에서의 응력이 Brånemark 이나 Camlog 보다 높았다.

고정체에서의 응력양상은 중심좌에 수직하중을 가한 Load ①에서는 시스템 별로 크게 차이를 보이지 않았으나, 굽힘력이 걸리는 Load ②의 경우에는 Brånemark 이 Camlog, Frialit-2 보다 상대적으로 높게 나왔는데, 이것은 연결방식의 차이가 크게 영향을 미친 것으로 생각된다. Miahael 등³⁰⁾도 내부 연결방식이 외부육각 연결방식에 비해 60%정도 굽힘 강도가 증가하는 것으로 보고하고 있다.

전체적으로 3가지 시스템을 비교해 보았을 때 중심좌에 수직하중을 가한 Load ①에서는 Brånemark 시스템이 최대 유효응력이 가장 낮았고, 협측교두에 수직하중을 가한 Load ②에서는 Frialit-2와 Camlog 시스템이 Brånemark 보다 최대 유효응력이 낮게 나왔다. 이것은 힘이 장축 방향으로만 전달되는 수직하중의 경우 외부 연결 방식의 직선형 고정체 모양을 가지는 Brånemark system이 유리한 것으로 보이며, 굽힘력이 걸리는 경사하중 하에서는 내부연결 방식을 가지며 침형의 고정체 모양을 가지는 Camlog과 Frialit-2 system이 유리한 것으로 보인다.

본 연구에서는 비교 항목을 단일화하지 못하고 수치를 통일시켜 비교하지 못하여 이것이 결과에 약간의 영향을 미쳤을 것으로 생각되며, 앞으로 비교 항목을 단일화하고 3차원 모델을 통한 실험에 의해 좀 더 정확한 결론을 얻을 필요가 있을 것으로 사료된다.

V. 결 론

본 연구는 하악 제1소구치 부위에서 서로 다른 3가지 시스템을 이용하여 보철 수복한 형태를 유한요소법을 이용하여 응력분포 양상을 비교해 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 모든 임플란트 시스템에서 수직하중 보다는 경사하중에서 치관부, 임플란트 고정체, 지지골에서

의 전체적 최대유효응력이 더 컸다.

2. 하중조건 및 시스템의 종류에 상관없이 임플란트 고정체 상부와 접촉하는 피질골에 높은 응력이 집중되는 현상을 보였다.
3. 전체적 최대유효응력은 수직하중 하에서는 외부 연결방식의 직선형 형태를 가지는 Brånemark 시스템이 내부연결 방식의 침형 형태를 가지는 Camlog 및 Frialit-2 시스템보다 작았고, 경사하중 하에서는 Camlog 및 Frialit-2 시스템이 Brånemark 시스템보다 작았다.

참고문헌

1. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent 1983;50:399-410.
2. Adell R, Lekholm U, Brånemark PI. A 15 year study of osseointegrated edentulous jaw. J Oral Surg 1981;10:387.
3. Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. Int J Oral Maxillofac Implants 1988;3:85-97.
4. Sones AD. Complication with osseointegrated implants. J Prosthet Dent 1989;62:581-585.
5. Weinberg LA, Kruger B. Biomechanical considerations when combining tooth-supported prostheses. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1994;78:22-27.
6. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated implants : The Toronto study, Part III. Problems and complications encountered. J Prosthet Dent 1990;64:185-90.
7. Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failures and complications in consecutively placed fixed partial prostheses supported by Brånemark implants : From prosthetic treatment to first annual check up. Int J Oral Maxillofac Implants 1992;7:40-4.
8. Jemt T, Lekholm U. Oral implant treatment

- in posterior partially edentulous jaw : A 5 year follow-up study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:635-40.
9. Robert G. Restorative dental materials, 9th ed: Mosby 1993:54.
 10. Philips RW. Skinner's science of dental materials, 8th ed: WB Saunders 1982:55.
 11. Kenneth J. Phillips' science of dental materials, 10th ed: WB Saunders 1996:66.
 12. Cook SD, Weinstein AM, Klavitter JJ. A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant. *J Dent Res* 1994;61:25-29.
 13. Katona TR, Winkler MM. Stress analysis of bulk-filled CIV light-cured composite restoration. *J Dent Res* 1994;73:1470-1477.
 14. Ko HJ, Chung CH. Finite element analysis of stresses induced by osseointegrated prosthesis with or without connection between natural tooth and osseointegrated abutments. *J Korean Acad Prosthodont* 1991;29:147-160.
 15. Kim DW, Kim YS. A study on the osseointegrated prosthesis using three dimensional finite element method. *J Korean Acad Prosthodont* 1991;29:167-213.
 16. Kivanc A, Haldum L. Evaluation of the effect of the residual bone angulation on implant-supported fixed prosthesis in mandibular posterior edentulism part II: 3-D finite element analysis. *Implant Dent* 2001; 10:238-244.
 17. Giulio M, Massimo L, Paolo P. Mandibular implant-retained overdenture: Finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:369-376.
 18. Atilla S. 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.
 19. George P, Phophi K, Stephen C. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent* 1996;76:633-640.
 20. Atilla S, Sungur G. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent* 1996;76:165-169.
 21. Thomas B, Matty FA, Frank P. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *J Oral Implantol* 1996;22:104-110.
 22. Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the screw-vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:391-398.
 23. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990;63:671-676.
 24. Walton JN, MacEntee MI. A prospective study on the maintenance of implant prostheses in private practice. *Int J Prosthodont* 1997;10:453-458.
 25. Binon PP. Implants and Components: Entering the New Millennium. *Int J Oral Maxillofac implants* 2000;15:76-94.
 26. Rangert B, Krogh PHJ, Langer B. Bending overload and implant fracture: A retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac implants* 1995;10:326-334.
 27. Lum LB, Osier JF. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: An analysis using statics. Part one: Horizontal loading. *J Oral Implantol* 1992;18:343-348.

28. Lum LB, Osier JF. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: An analysis using statics. Part two: Axial loading. *J Oral Implantol* 1992;18:349-353.
29. Carl E. Misch. *Contemporary implant dentistry* 2nd ed. Mosby 1999.
30. Michael R Norton. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Impl Res* 1997;8:290-298.

Reprint request to:

Won-Hee Park, D.D.S., M.S., Ph.D.

Department of Dentistry, College of Medicine, Hanyang University
17, Hangdang-Dong, Sungdong-Gu, Seoul, 133-792, Korea
whpark@hanyang.ac.kr

사진부도

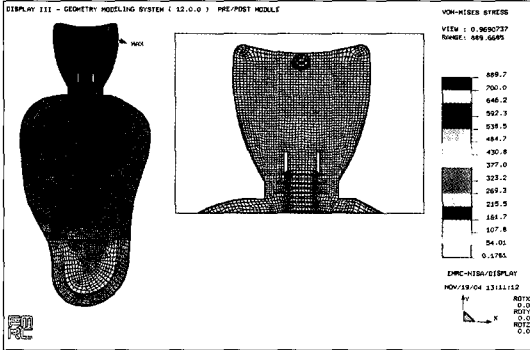


Fig. 5. Brånemark system under L①.

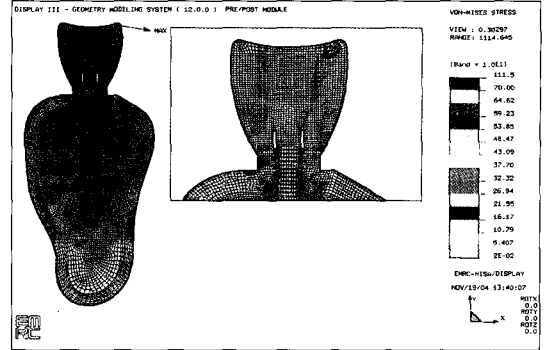


Fig. 6. Brånemark system under L②.

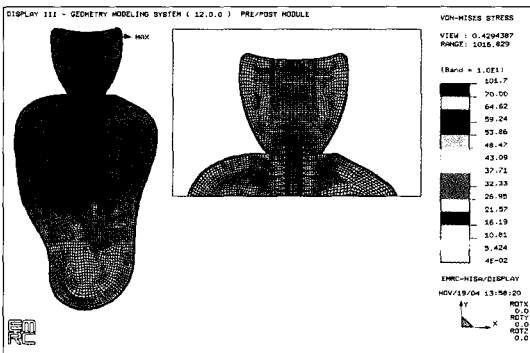


Fig. 7. Camlog system under L①.

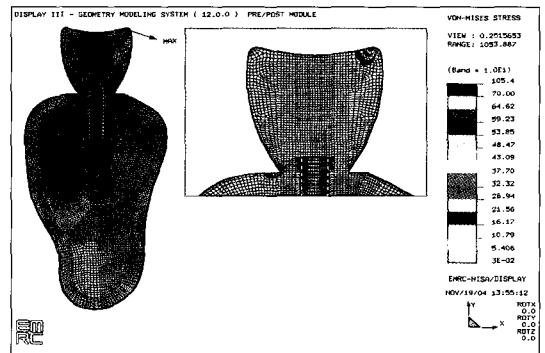


Fig. 8. Camlog system under L②.

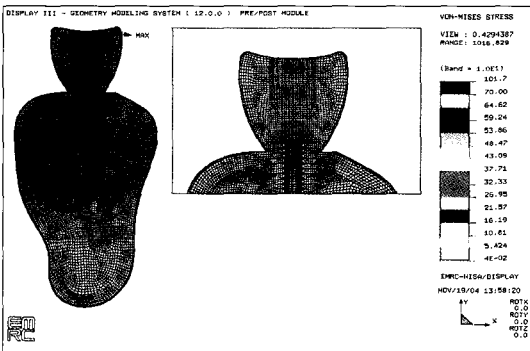


Fig. 9. Frialit-2 system under L①.

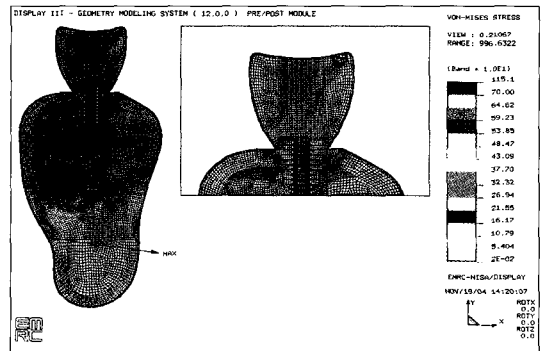


Fig. 10. Frialit-2 system under L②.

ABSTRACT

A STUDY ON THE VARIOUS IMPLANT SYSTEMS USING THE FINITE ELEMENT STRESS ANALYSIS

Seong-Hyun Yu, D.D.S., M.S., Won-Hee Park, D.D.S., M.S., Ph.D.,
Ju-Jin Park, D.D.S., M.S., Young-Soo Lee, D.D.S., M.S., Ph.D.

Department of Dentistry, College of Medicine, Hanyang University

Statement of Problem: To conduct a successful function of implant prosthesis in oral cavity for a long time, it is important that not only structure materials must have the biocompatibility, but also the prosthesis must be designed for the stress, which is occurred in occlusion, to scatter adequately within the limitation of alveolar bone around implant and bio-capacity of load support. Now implant which is used in clinical part has a very various shapes, recently, the fixture that has tapered form of internal connection is often selected. However, the stress analysis of fixtures still requires more studies.

Purpose: The purpose of this study is to stress analysis of the implant prosthesis according to the different implant systems using finite element method.

Material and methods: This study we make the finite element models that three type implant fixture: Brånemark, Camlog, Frialit-2 were placed in the area of mandibular first premolar and prosthesis fabricated, which we compared with stress distribution using the finite element analysis under two loading condition.

Conclusion: The conclusions were as follows:

1. In all implant system, oblique loading of maximum Von mises stress of implant, alveolar bone and crown is higher than vertical loading of those.
2. Regardless of loading conditions and the type of system, cortical bone which contacts with implant fixture top area has high stress, and cancellous bone has a little stress.
3. Under the vertical loading, maximum Von mises stress of Brånemark system with external connection type and tapered form is lower than Camlog and Frialit-2 system with internal connection type and tapered form, but under oblique loading Camlog and Frialit-2 system is lower than Brånemark system.

Key words: Implant prosthesis, Fixture shape, Abutment connection type, Finite element stress analysis, Von mises stress