

3차원 유한요소법적 분석을 이용한 5종의침형 임플란트에 발생하는 응력의 비교연구

한양대학교 의과대학 치과학교실

변상기 · 박원희 · 이영수

I. 서 론

1960년대 Brånemark에 의해 임플란트가 보고된 이래로 치과용 임플란트는 발전을 거듭하여 현재는 신뢰할만한 치과 치료 술식 중의 하나가 되었다¹⁻³⁾. 또한 시술의 높은 성공률 뿐 만 아니라 임플란트를 이용한 보철물이 장기간 성공적으로 사용될 수 있어야 함도 고려되어야 하는 필수 요구 조건이라 할 수 있다⁴⁻⁷⁾.

임플란트 지지 보철물은 생체친화성을 가져야 하고, 교합 시에 발생하는 응력이 임플란트 주위 지지 골과 보철물의 하중지지 능력 한계 내에서 적절히 분산될 수 있도록 보철물을 설계하는 것이 생역학적 측면에서 중요하다^{1,4,8)}.

최근 다수의 임플란트 제조회사들은 기존의 원통형 임플란트(straight thread form Implant)외에, 식립 및 초기고정의 용이성, 발치와 식립 용이성 등을 개선하기 위해 침형 임플란트(tapered thread form Implant)를 새로이 출시하고 있다. 그 동안 원통형 임플란트 시스템간의 응력 분포 양상에 관한 비교 연구가 있었으나 유한요소 분석법을 이용하여 최근에 나온 침형 임플란트 시스템간의 응력 분포에 대한 상호 비교 연구는 아직 미비한 실정이다.

유한요소 분석법은 해석하고자 하는 물체를 유한 크기의 요소로 분할한 다음 적절한 경계조건을 만족하는 함수를 이용하여 전체 영역의 미지변수에 대한 근사적인 시스템 방정식을 이용하여 그 해석을 수학

적인 방법으로 산출하는 방법이다. 유한요소 분석법은 서로 다른 재료적 특성을 표현 할 수 있고, 복잡한 기하학적 모양을 비교적 정확하게 분석할 수 있어 임플란트와 관련된 외력에 대한 응력을 분석하는데 많이 이용되고 있다^{9,10)}.

본 연구는 최근 사용되고 있는 침형 임플란트 중 동일한 상부 직경과 길이를 가진 제품을 선택하여 상부구조물에 교합력을 가하여 고정체 및 지지조직의 응력 분포 양상을 3차원적 유한요소 분석을 통해 상호 비교한 것이다.

II. 연구재료 및 방법

1. 유한요소 모델 형성

본 연구에서는 하악 제1소구치 부위에 서로 다른 외형 및 구조를 지닌 5종류의 임플란트를 식립하여 보철 수복한 경우를 연구모델로 하였다. 5종류의 임플란트는 Brånemark system(Nobel Biocare, Gothenberg, Sweden), Camlog system(Altatec, Germany), Astra system(Astra Tech, Sweden), 3i system(Implant Innovations Inc, USA), Avana system (Osstem, Korea)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 보

철물은 협설 폭경 7.5 mm, 교합 치은간 거리 8.0 mm인 하악 제1소구치 형태로 설계하였고 교합면의 형태는 유한요소 모델의 특성상 단순화시켰다.

제1소구치를 포함한 전체 20 mm의 section을 채득하여 에폭시 레진에 매몰한 후 1 mm 간격의 절단두께로 자른 다음 전산화 단층 촬영하여 실제와 같은 3차원적 구조재현을 위한 기초 자료로 삼았다.

촬영된 단면의 수는 19개였으며, 이 절단면들의 평면형태를 환등기로 비추어 모눈종이 상에서 사도(tracing)하여 균일한 외형과 피질골 두께를 갖는 하악 모형을 완성하였다. 하악 제1소구치 각각 상부 직경 5 mm의 나선형 임플란트 1개가 식립된 모형과 그 위에 연결되는 지대주, 보철물 및 주변악골을 3차원 형상으로 제작하였다.

유한요소를 이용한 응력분석법은 모델의 단순화와 응력의 수치적 계산을 위해 모형의 물리적 특성은 재료의 기계적 특성이 균일하다는 균질성(homogeneity), 재료의 특성은 3방향으로 동일하다는 등방

성(isotropy), 구조의 변형이나 변위는 적용된 힘에 비례하고 변위 정도에는 무관하다는 선형탄성(linear elasticity)을 갖는 것으로 가정하였다.

위와 같이 모델설계 과정이 완료된 전체모형은 형상이나 물성에 따라 각각의 요소별로 분할하였으며(mesh generation), 이때 적용된 하중에 대하여 현저한 응력이 예상되는 부분과 세밀한 관찰을 요하는 부분의 요소(element)는 가급적 작게 분할하였고 분할된 각 요소와 절점에 고유번호를 부여하였다.

유한요소(element)는 4절점(node)의 삼각뿔형태인 tetrahedron element를 사용하였다. 3차원 유한요소 모형의 초기 모델링은 모델링 전문가인 IronCAD를 사용하여 표면작업을 하였고, 유한요소 격자(mesh)의 작업과 선형적 구조해석은 상업용 유한요소 코드인 미국의 Plasso Tech사의 3G. Author를 이용하여 workstation상에서 해석 작업을 수행하였다.

Table I. Type of models

Fixture	Diameter	Length
Brånemark	5.00 mm	13 mm
Camlog	5.00 mm	13 mm
3i	5.00 mm	13 mm
Astra	5.00 mm	13 mm
Avana	5.00 mm	13 mm

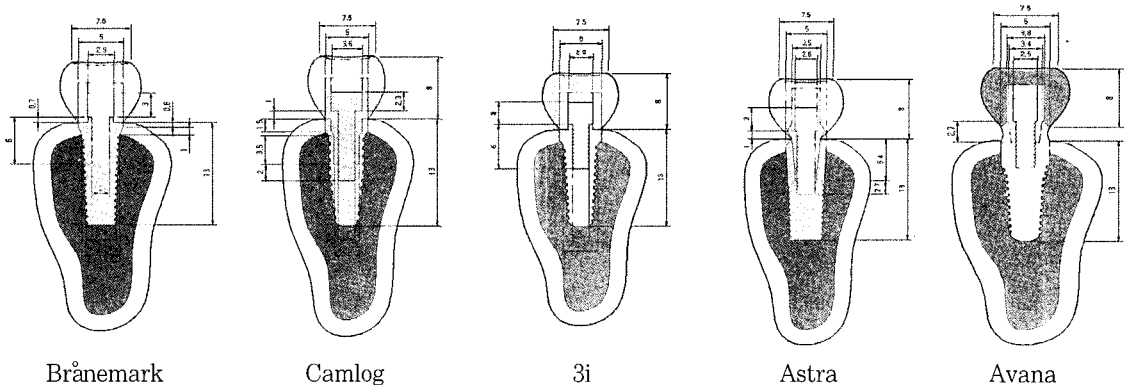


Fig. 1. Solid model.

2. 하중조건(Fig. 3)

하중은 소구치의 평균 저작압(288N)으로 교합면의 중심위에 수직하중 및 중심위에 협측에서 설측방향으로 30° 의 경사하중을 가하여 각 구성부와 지지조직에서 발생하는 응력의 변화와 크기를 계측하였다^{11,12)}.

3. 물성치와 경계조건

재료의 물성치인 탄성계수(E, Young's Modulus)와 프와송비(ν , Poisson's Ratio)는 선학들의 보고를 참고로 하였다¹³⁾.

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

4. 응력분석

본 연구에 사용한 3차원 유한요소분석 프로그램인 3G. Author를 이용하여 workstation 상에서 해석

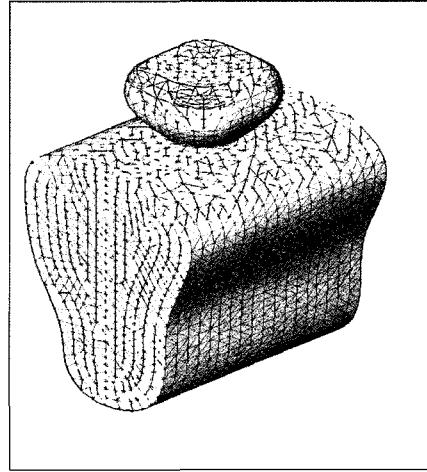


Fig. 2. Finite element model.

Table II. The number of elements & nodes

	Elements	Nodes
Brånemark	87,188	144,655
Camlog	86,838	146,278
3i	87,188	144,655
Astra	102,235	171,155
Avana	77,513	131,339

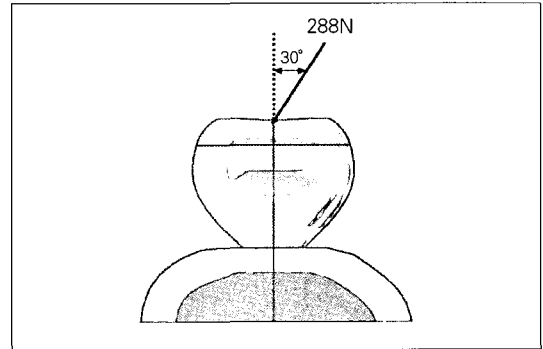
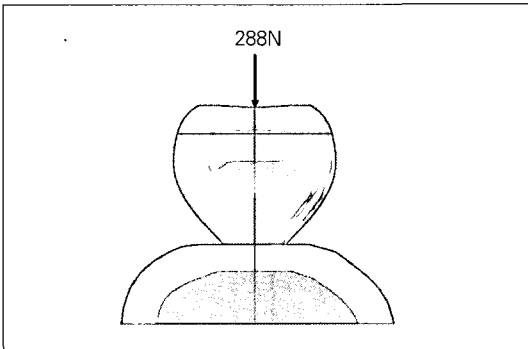


Fig. 3. Loading condition.

Table III. Material properties

	Young's modulus(MPa)	Poisson's ratio
Cortical bone	13,700	0.30
Cancellous bone	1,370	0.30
Titanium	102,195	0.35
Composite resin	12,500	0.35
Gold screw	99,300	0.35
Gold crown	100,000	0.35

작업을 수행하였고, 나타난 여러 가지 응력값 중에서 유효응력(Von-Mises stress)을 취하여 각 모형에서의 응력분포와 변형을 비교 분석하였다. 결과는 최대 응력 집중부를 확인하기 위하여 응력 등고선식(stress contour plot)으로 나타내었다. 따라서 각 구성 성분별로 가장 많은 응력이 작용하는 최대 유효 응력 부위를 찾아내었고 최대 변형이 나타나는 부위와 양을 확인을 하였다.

Ⅲ. 연구성적

각각의 유한요소 모델에서 수직하중과 경사하중을 가한 경우 각 구성부에서 발생한 최대 유효응력 값은 다음과 같다.

1. 모형 전체의 응력 분석(Fig. 4)

수직하중이 중심외에 가해진 하중조건에서는 5가지 모델 모두에서 임플란트 고정체의 장축을 따라 응력이 고르게 분산되는 양상을 보였으며, 경사하중이 중심외에 가해진 경우에는 더 높은 응력이 집중되는 양상을 보인다. 또한 치경부에 대체로 높은 응력이 집중되었다.

수직하중에서 Brånemark, Camlog, Astra, 3i, Avana 순으로 응력이 증가하는 결과를 나타내었고 경사하중에서 Camlog, Brånemark, Astra, 3i, Avana 순으로 응력이 증가하는 결과를 나타내었다.

2. 각 구성부의 응력분석

1) 지지골에서의 유효응력(Fig. 5)

지지골에서의 응력분포 양상은 하중조건에 관계없

이 모두에서 지지골 상부인 치밀골에 높은 하중이 부과되었으며 하부 해면골에서는 그리 큰 응력이 부과 되지 않았음을 알 수 있다. 또한 굽힘력이 부과되는 하중조건인 경사하중에는 편측으로 높은 응력이 집중되었다.

수직하중 조건일 경우는 Camlog, 3i, Brånemark, Avana, Astra 순으로, 경사하중 조건일 경우는 Camlog, Avana, Astra, 3i, Brånemark 순으로 응력이 증가되는 결과를 나타내었다.

2) 고정체에서의 유효응력(Fig. 6)

고정체에서의 응력양상은 하중조건에 관계없이 모두에서 치밀골과 접촉되는 고정체 상단부에 응력이 집중되는 양상을 보였으며 또한 굽힘력이 부과되는 경사하중의 경우에는 편측으로 높은 응력이 집중되었다.

수직하중에서 Brånemark, Camlog, Astra, 3i, Avana 순으로 응력이 증가하는 결과를 나타내었고 경사하중에서 Camlog, Brånemark, Astra, 3i, Avana 순으로 응력이 증가하는 결과를 나타내었다.

3) 보철물에서의 유효응력(Fig. 7)

치관부에서의 응력양상은 하중조건에 관계없이 모두에서 하중이 가해진 부위에서 가장 큰 응력이 집중되었으며 치관부의 경부에 비교적 큰 응력이 집중되었다. 수직·경사하중조건 모두에서 Astra, 3i, Brånemark, Camlog, Avana 순으로 응력이 증가되는 결과를 나타내었다.

4) 지대주 나사에서의 유효응력(Fig. 8)

지대주 나사에서의 응력은 수직·경사하중 모두에서 Camlog, Brånemark, 3i, Astra, Avana 순으로 응력이 증가되는 결과를 나타내었다.

Table IV. The maximum Von mises stress of models

(unit : MPa)

	Brånemark		Camlog		3i		Astra		Avana	
	Vertical	Oblique	Vertical	Oblique	Vertical	Oblique	Vertical	Oblique	Vertical	Oblique
Bone	28.64	97.95	10.67	35.78	20.5	81.6	36.51	81.47	35.47	72.44
Fixture	1100	1195	1127	1175	2988	3106	1728	2776	3731	4565
Crown	948	1072	953.7	1064	940.2	1042	558.9	665.2	1707	2038
Abutment	34.37	76.98	34.96	111.9	37.03	70.99	1216	1370	53.66	89.55
Abut. screw	122.1	175.6	116.6	166	579	644	743.1	842.2	925.6	967.4
Total body	1100	1195	1127	1175	2988	3106	1728	2776	3731	4565

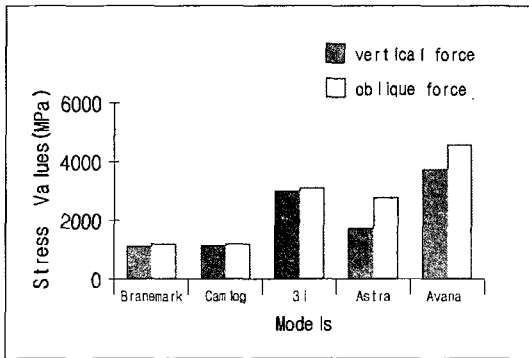


Fig. 4. The maximum Von mises stress of total body.

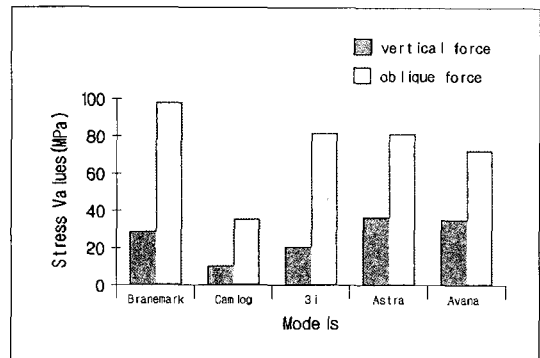


Fig. 5. The maximum Von mises stress of bone.

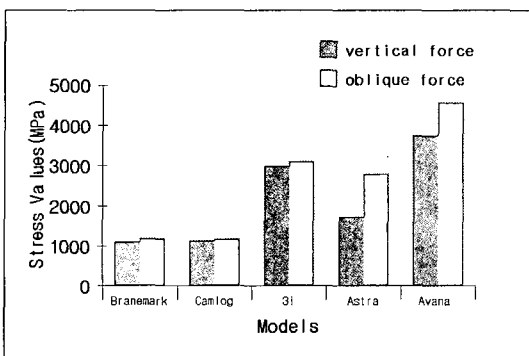


Fig. 6. The maximum Von mises stress of fixture.

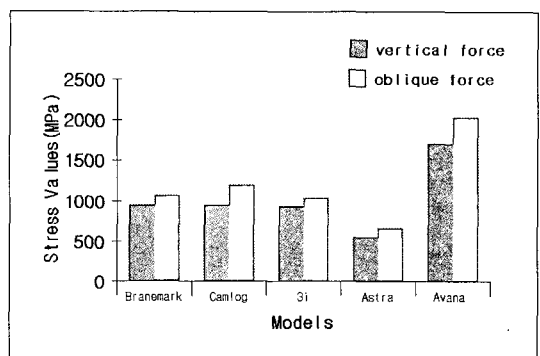


Fig. 7. The maximum Von mises stress of superstructure.

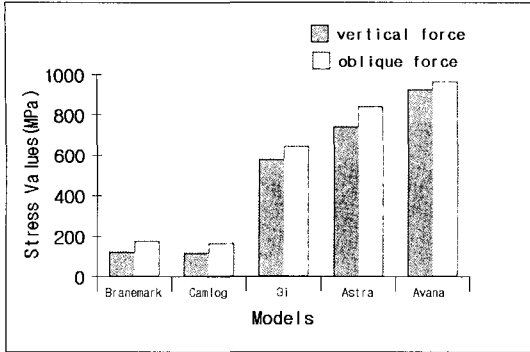


Fig. 8. The maximum Von mises stress of abutment screw.

IV. 총괄 및 고찰

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

각 유한요소는 서로 다른 재료적 특성을 표현할 수 있고 복잡한 기하학적 모양을 비교적 정확하게 분석할 수 있기 때문에 정형외과 및 치과학에서 응용할 수 있는 기법이다^{15,16)}. 일반적으로 응력 분석을 위하여 2차원 또는 3차원 분석이 사용되어 왔으며 일반적으로 3차원 유한요소 분석법이 2차원 분석보다 예측이 정확하다. 3차원법의 정확도는 수학적 모델에서 결절(node)과 요소(element)의 수에 비례한다. 이번 실험은 가능한 결절과 요소 수를 증가하여 정확도를 높인 3차원 유한요소 분석법을 이용하여 응력 분포 및 최대 응력 도출에 사용하였다. 그러나 단순화된 실험 모형이 사용되고 모형의 물리적 특성을 균질성, 등방성, 선형 탄성으로 가정함으로써 실제 임상적인 상황을 정확히 재현하는데 다소의 오차가 발생할 수 있고 기타 응력계산에 필요한 여러 가지 물성치에 관한 충분한 연구 자료가 부족한 단점이 있다. 또한 유한요소 분석에 있어 위에서 언급한 한계점 외에도 본 실험에서 가정한 임플란트와 주위골 간의 완전한 골유착의 계면조건 역시 실제적인 상황과는 많은 차이가 있다. 실제로 임플란트의 전 면적

이 주위골과 100%접촉이 일어나지 않으며¹⁷⁾, 이러한 임플란트와 주위골과의 계면 접촉은 시간이 지남에 따라 변화한다¹⁸⁾. 따라서 유한요소 분석결과를 해석할 때에는 이러한 여러 가지 문제점들이 고려되어야 하며, 이러한 분석결과로 계산된 응력수치의 크기는 절대적인 의미보다는 실험모형 상호간의 비교와 경향을 파악하는데 국한적으로 이용되어야 할 것으로 생각된다^{19,20)}.

임플란트의 고정체의 외형은 크게 thread screw type, press-fit cylinder type, hollow basket type 이 기본형태로 이용되고 있으며, 이것은 다시 직선형, 침형, 계단식 침형 등으로 세분화할 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 골 개조를 촉진시키고 변연골의 흡수나 임플란트 보철물 지대주 나사의 헐거워짐이나 파절을 감소시킬 수 있다. 본 연구는 최근 사용되는 침형 임플란트 중 동일한 상부지경과 길이를 가진 5가지의 임플란트 시스템을 선택하여 상부구조물에 교합력을 가한 뒤 고정체 및 주위 지지조직의 응력 분포 양상을 3차원적 유한요소 분석을 통해 비교했다.

5종류의 임플란트는 Brånemark system(Nobel Biocare, Gothenberg, Sweden), Camlog system(Altatec, Germany), Astra system(Astra Tech, Sweden), 3i system(Implant Innovations Inc,USA), Avana system(Osstem, Korea)의 고정체와 UCLA 지대주를 각각 이용하였다. 각각의 모델은 임플란트 고정체에 지대주를 지대주 나사로 연결한 형태로 했으며 보철물에 이용되는 재료로는 미국 치과의사회(ADA) 규격 제3형 금합금의 물성치를 이용하였다. 상부 보철물은 협설 폭경 7.5 mm, 교합 치은간 거리 8.0 mm 인 하악 제1소구치 형태로 설계하였고 교합면의 형태는 유한요소 모델의 특성상 단순화시켰다. 하중은 소구치의 평균 저작압(288N)²¹⁻²³⁾으로 교합면의 중심좌에 수직하중 및 중심좌에 협측에서 설측방향으로 30°의 경사하중을

가하여 각 구성부와 지지조직에서 발생하는 응력의 변화와 크기를 계측하여 비교하였다.

5가지 임플란트 시스템 모두에서 측방하중 하에서의 유효응력이 수직하중 하에서의 유효응력보다 2배 이상 증가해 기존의 연구결과와 일치했다²⁴⁾. 임플란트 지지 보철물에 작용되는 교합력이 비수직 하중으로 작용하면 굽힘 모멘트를 야기하여 고정체 및 주위골에 높은 응력을 발생시키며 생물학적으로 불리한 반응을 야기한다는 것^{25,26)}과 같이 본 연구에서도 수직하중이 중심와에 가해진 경우는 고정체 및 주위골에 응력이 고르게 분산되는 양상을 보이나, 중심와에 30°의 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 장축과 일치하도록 교합설정을 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 Lum과 Osier의 연구²⁷⁾와 같은 결과를 보여주었다. Misch²⁸⁾ 등은 임플란트 수복에서 대부분의 응력은 피질골에 집중되며 초기 안정성을 제공하는데 있어 피질골의 영향력이 대부분이라고 하였고, 또한 해면골에 나타난 응력은 피질골에 비하면 상대적으로 심분의 일 정도로 낮게 나타나 그 응력치는 물리적으로나 임상적으로도 별로 중요한 의미를 가지지 않는다고 하였다. 본 연구에서는 수직하중 조건일 경우는 Camlog, 3i, Brånemark, Avana, Astra 순으로, 경사하중 조건일 경우는 Camlog, Avana, Astra, 3i, Brånemark 순으로 응력이 증가되는 결과를 나타내었다.

고정체에서의 응력분포 양상은 중심와에서의 수직하중과 경사하중 모두에서 Camlog, Brånemark, Astra, 3i, Avana 순으로 응력이 증가되는 결과를 나타내었다.

전체적인 5가지 시스템을 비교해 보았을 때 수직하중에서는 Brånemark, Camlog, Astra, 3i, Avana 순으로 응력이 증가되는 결과를 나타내었고, 경사하중

에서는 Camlog, Brånemark, Astra, 3i, Avana 순으로 응력이 증가되는 결과를 나타내었다.

이번 연구의 한계점으로는 하악 소구치부에 국한시켜 모델링 했으며 환자마다 교합 관계와 악골 형태가 다양하므로 일률적으로 적용시킬 수 없다고 사료된다. 그리고 하악 구치부에 국한시켜 모델링 했으며 환자마다 교합 관계와 악골 형태가 다양하므로 일률적으로 본 연구결과를 적용시키기에는 문제점이 있을 수 있다.

이에 3차원 유한요소 분석법을 이용하여 5종류의 첨형 임플란트 시스템의 응력 분산의 양상을 비교한 결과 다음과 같은 결과를 얻었다.

V. 결 론

본 연구는 하악 제1소구치 부위에 서로 다른 5가지 시스템을 이용하여 보철 수복한 형태를 유한요소 분석법을 이용하여 응력분포 양상을 비교에 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 모든 임플란트는 시스템에서 수직하중 보다는 경사하중에서 치관부, 임플란트 고정체, 지지골에서의 최대 유효응력이 더 컸다.
2. 하중조건 및 시스템의 종류와 상관없이 임플란트 고정체 상부와 접촉하는 피질골에 높은 응력이 집중되는 현상을 보였다. 전체적인 5가지 시스템을 비교해 보았을 때 수직하중에서 Brånemark, Camlog, Astra, 3i, Avana 순으로 응력이 증가되는 결과를 나타내었다고 경사하중에서 Camlog, Brånemark, Astra, 3i, Avana 순으로 응력이 증가되는 결과를 나타내었다.

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;10:387-410.
3. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium

- implants: Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981;52:155-170.
4. Weinberg LA, Kruger B. Biomechanical considerations when combining tooth-supported prostheses. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1994;78:22-27.
 5. Bergman B. Evaluation of results of treatment with osseointegrated implants by the Swedish National Board of Health and Welfare. *J Prosthet Dent* 1983;50:114-120.
 6. Robert AJ, Charles LB. The excessive loss of branemark fixture in type IV bone: A 5-year analysis. *J Periodontol* 1991;62:2-4.
 7. David MD. The role of implants in the treatment of edentulous patients. *Int J Prosthodont* 1990;3:42-49.
 8. Holmes DC, Grigsby WR, Goel VK, Keller JC. Comparison of stress transmission in the IMZ implant system with polyoxymethylene or titanium intramobile element: a finite element stress analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:450-458.
 9. Patra AK, DePaolo JM, D'Souza KS, DeTolla D, Meenaghan MA. Guidelines for analysis and redesign of dental implants. *Implant Dent* 1998;7:355-368.
 10. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res* 1983;62:25-29.
 11. Haraldson T, Zarb GA. A 10-year follow-up study of the masticatory system after treatment with osseointegrated implant bridges. *Scand J Dent Rec* 1998;96:243-252.
 12. 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.
 13. Holmes DC, Grigsby WR, Goel VK: Comparison of stress transmission in the IMZ implant system with polyoxymethylene or titanium intramobile element: A finite element stress analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:450-458.
 14. Frost HM. A determinant of bone architecture. the minimum effective strain. *Clinical Orthopaedics* 1983;175:286-292.
 15. Isidor F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clinical Oral Impl Res* 1997;8:1-9.
 16. Block MS, Kent JN. Factors associated with soft and hard tissue compromise of endosseous implants. *J Oral & Maxillofac Surg* 1990;48:1153-1160.
 17. 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 Prosthet Dent* 1989;4:211-217.
 18. 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.
 19. Meffert R. Implant therapy. In: Nevins M, Becker W and Kornman KS et al: *Proceedings of the world workshop in clinical periodontics*, Chicago, American Academy of Periodontology, 1989.
 20. 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. *J Dent Res* 1979;58:1953-1969.
 21. Robert G. *Restorative dental materials*, 9th ed: Mosby, 1993:54.
 22. Philips RW. *Skinner's science of dental ma-*

- terials, 8th ed: WB Saunders,1982:55.
23. Kenneth J. Phillips science of dental materials, 10th ed: WB Saunders, 1996:66.
 24. Rangert B, Krogh PHJ, Langer B. Bending overload and implant fracture: A retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac implants* 1995;10:326-334.
 25. Lee YS, Yoo KH. Three Finite Analysis of Mandibular Stress of Complete Denture Occlusion. *J Kor Acad Prosthodont* 1992;30:.
 26. Park WH, Lee YS. Three dimensional finite element stress of implant prosthesis according to the different fixture locations and angulations. *J Kor Acad Prosthodont* 2005; 43:61-77.
 27. 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.
 28. Carl E. Misch: Contemporary implant dentistry 2nd ed. Mosby 1999.

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

ABSTRACT

THREE DIMENSIONAL FINITE ELEMENT STRESS ANALYSIS OF FIVE DIFFERENT TAPER DESIGN IMPLANT SYSTEMS

Sang-Ki Byun, D.D.S., M.S, Won-Hee Park, D.D.S., M.S., Ph.D.,
Young-Soo Lee, D.D.S., M.S., Ph.D.

Department of Dentistry, College of Medicine, Hanyang University

Statement of problem: Dental implant which has been developed gradually through many experiments and clinical applications is presently used to various dental prosthetic treatments. 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 of load support. Therefore, it is essential to give the consideration about the stress analysis of supporting tissues for higher successful rates.

Purpose: Recently, many implant manufacturing company produce various taper design of root form implant, the fixture is often selected. However, the stress analysis of taper form fixture still requires more studies.

Material and method: This study we make the element models that five implant fixture: Branemark system(Nobel Biocare, Gothenberg, Sweden), Camlog system(Altatec, Germany), Astra system(Astra Tech, Sweden), 3i system(Implant Innovations Inc, USA), Avana system(Osstem, Korea)were placed in the area of mandibular first premolar and prosthesis fabricated, which we compared with stress distribution using the three-dimension finite element analysis under two loading condition.

Results: This study compares the aspect of stress distribution of each system with the standard of Von mises stress, among many resulted from finite element analysis so that this research gets the following results.

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 type of system, cortical bone which contacts with implant fixture top area has high stress, and cancellous bone has a little stress. under the vertical loading, maximum Von mises stress is more higher in order of Branemark, Camlog, Astra, 3i, Avana. under the horizontal loading, maximum Von mises is more higher in order of Camlog, Branemark, Astra, 3i, Avana.

Key words : Implant prosthesis, Fixture shape, Taper form implant, Three-dimension finite element stress analysis, Von mises stress