

치아 및 임플란트 지지 고정성 국소의치의 비고정성 연결부의 위치에 따른 유한요소법적 응력분석

조선대학교 치과대학 보철학교실

안병주 · 황영필 · 계기성

전남대학교 공과대학 기계공학교실

조규종

I. 서론

1969년 스웨덴의 Brånemark가 생체와 금속간의 직접적인 결합현상을 발견한 것이 계기가 되어 골유착이라는 개념이 치과임상에 소개된 이후, 골유착성 임플란트를 이용한 보철술식은 무치악환자 뿐만 아니라 부분 무치악환자의 치료에도 널리 이용되는 추세에 있다^(8, 9, 16, 17, 25, 36).

부분 무치악에서 골유착성 임플란트는 자연치와 연결하지 않고 임플란트 단독으로 지지하는 free standing 임플란트 지지 보철물, 자연치와 고정성 및 비고정성으로 연결한 보철물의 형태로 이용될 수 있다. 이때 임플란트는 악골에 직접 결합되어 있어 임플란트 보철물에 가해진 하중을 악골에 직접 전달하며 자연치의 치주인대와 같은 보호기전이 없기 때문에 자연치보다 역학적으로 불리한 상황하에 있다. 더구나 임플란트 보철물은 구강내에서 기능을 행하게 되며 항상 저작압에 노출되어 있다.

부분 무치악환자에서 임플란트 보철의 실패는 대부분 과도한 저작압에 견디지 못하여 발생하며 특히 자연치와 혼합되어 기능하게되는 부분 무치악 증례에서 임플란트의 성공은 임플란트에 가해지는 기능하중을 최소한으로 줄일 수 있도록 주의깊은

진단, 세심한 외과 및 보철술식 또한 적절한 유지 관리에 있다.

자연치와 임플란트와의 연결에 대한 논란, 특히 견고한 임플란트와 보다 탄성이 있는 치아와의 연결에 대한 장기간의 결과에 대하여 논란이 존재하지만^(2, 3, 6, 14, 15, 19) 임상적으로 불가피하게 연결하는 경우가 종종 발생한다.

Rangert등^(29, 30)은 Brånemark 임플란트의 굴성을 측정한 결과 임플란트 지대치 고정나사의 굴성만으로도 자연치의 생리적 운동을 보상할 수 있어 자연치와 임플란트의 고정성 연결이 가능하다고 보고하였다. 반면에 임플란트는 자연치의 치주인대와 같은 충격흡수 및 보호기전이 없기 때문에 자연치와 고정성으로 연결시 자연치아가 그 생리적인 운동이 불가능하여 불용성 위축(disuse atrophy)에 빠져 치주인대의 비박화, 골수강의 증대로 인한 변연염증이 발생할 수 있다고 제시한 연구자⁽¹⁵⁾도 있는가하면 Finger등⁽¹⁸⁾은 임플란트에 가해지는 비정상적 응력을 피하기 위하여 응력 완압장치가 반드시 필요하다고 하였다. 1972년 독일의 Koch와 Kirsch에 의해 임플란트체 내부에 치근막을 모방한 IMZ 임플란트가 개발되면서 임플란트에 충격을 흡수할 수 있는 기구를 마련하였고 자연치와의 연

결을 가능하게 하여 자연치의 감각수용기를 적극적으로 이용할 수 있게 되었다^(21, 22)

한편 자연치와 임플란트의 비고정성 연결로 각기 개별적인 운동을 허용함으로써 임플란트와 자연치의 동요도 차를 비고정성 연결부가 차단시켜주어 역학적인 실패를 줄일 수 있다. 반면 임플란트에 의해 연장된 가공치부위가 외팔보(cantilever)로 작용하여 임플란트 지지골에 응력을 집중시킨다는 견해도 있고 자연치의 영구함입이 보고된 바도 있으며 이 이유는 아직 명확하지 않으나 key 및 keyway 사이의 기계적 마찰 및 음식물 삼입, 자연치의 rebound memory의 상실등이 제시되고 있다⁽¹⁴⁾. 한편 Stephen 등⁽³⁵⁾은 비고정성 연결부위의 위치를 바꾸어 임플란트의 근심에 위치시킴으로써 비고정성 연결시 나타날 수 있는 외팔보에 의한 응력을 자연치가 부담하게 함으로써 임플란트에 가해지는 하중을 감소시키고 자연치의 영구함입을 막을 수 있다는 임상보고를 하였다. 따라서 본 연구는 이차원 유한요소법을 이용하여 자연치와 임플란트를 연결시 비고정성 연결부의 위치를 변화시켜 기능 하중 하에서 지대치 및 보철물 그리고 주위조직에 발생하는 응력의 분포 양상과 변위를 비교 분석하여, 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 실험재료 및 방법

1. 유한요소 모델설계

본 연구에 사용된 유한요소 모델(Fig.1, 2)은 임플란트, 치아, 치주인대, 치밀골 및 해면골, 보철물 등이 유한개의 절점으로 연결되어 기하학적인 집합체로 구성된 2차원 유한요소 모델로 구성하였으며, 편측 하악 제1소구치와 견치를 고정성으로 연결한

군(Model TR)과 견치의 원심에 keyway를 위치시켜 비고정성으로 연결한 군(Model TKa), 제1,2소구치가 결손된 것으로 가정하여 제2소구치부위에 나가동 연결장치(IMC)가 내재된 실린더형 IMZ 임플란트를 식립하고 임플란트와 자연치를 고정성으로 연결한 군(Model IR)과 견치의 원심측에 비고정성 연결부를 위치시킨 군(Model IKa) 그리고 임플란트의 근심에 비고정성 연결부를 위치시킨 군(Model IKb)으로 구분하였다(Table 1).

FPD : fixed partial denture

견치와 제1,2소구치의 길이 및 근원심 폭경은 Wheeler⁽³⁸⁾가 보고한 치아의 표준형을 기초로 하여

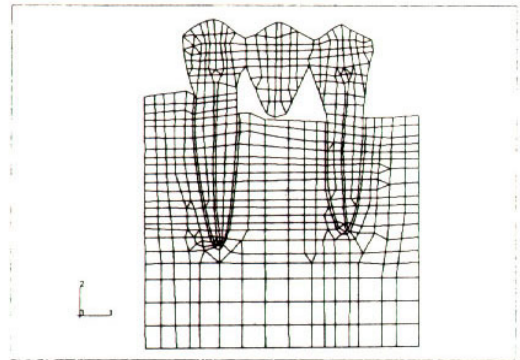


Fig. 1. Mathematical model with rigid connection between natural teeth.

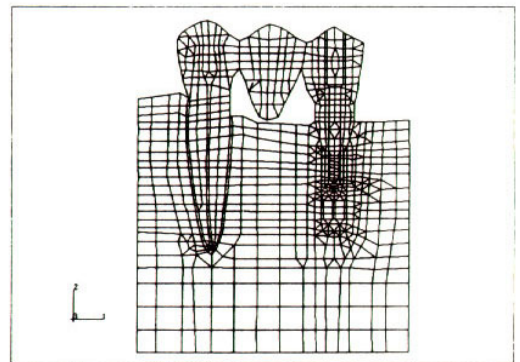


Fig. 2. Mathematical model with rigid connection between natural teeth and implant

Table 1. Component of finite element analysis model

Prosthesis	Connection Type		Abbreviation
Natural tooth supported FPD	Rigid		TR
	Non-rigid		TKa
Natural tooth / implant supported FPD	Rigid		IR
	Non-rigid	distal of canine	IKa
		mesial of implant	IKb

설정했고, 임플란트는 순수 타이타늄재질의 직경 3.3mm, 길이 13mm의 내가동 연결장치가 포함된 실린더형 IMZ 임플란트로서 직접 하악골에 단단히 결합되며 골소실이 없는 상태로 가정하였으며 골유착을 가정하기 위해 압축과 인장력에 동시에 반응하도록 절점을 공유하도록 하였다. 상부보철물은 ADA 규격의 Type III 금합금으로 설정하였으며 보철물, 임플란트, 내가동 연결장치와의 경계부는 압축력은 전달되지만 인장력은 전달되지 않도록 간격(20 μ)을 부여한 gap요소를 사용하여 변형후 겹쳐지지 않도록 만들어 실제와 유사하게 처리하였다(Fig. 3). 비고정성 연결부의 간극에는 범선강도 104kg/mm², 한계강도 300kg/mm², 마찰계수 0.015인 이차원 간극요소로 구성되어 20 μ 의 간극을 부여하였다. 치주인대는 평균0.2mm의 두께로 했고, 하악의 실제 구조를 모방하기 위하여 외측은 피질골로 내측은 해면골로 구분하여 설계하였다. 피질골의 두께는 선학들의 실험을 근거로 2mm로 설정하였으며 구성성분들의 물리적 성질인 탄성계수(Elastic Modulus)와 포와송 비(Poisson's ratio)은 선학들의 보고^(6, 7, 20)를 참고로 하였다(Table 2).

실제의 치밀골 및 해면골은 이방성(anisotropy)이나 모델의 단순화를 위해 모형의 물리적 특성이 균일하다는 균질성(homogeneity), 또 각방향으로 동일하다는 등방성(isotropy), 구조의 변형이나 변

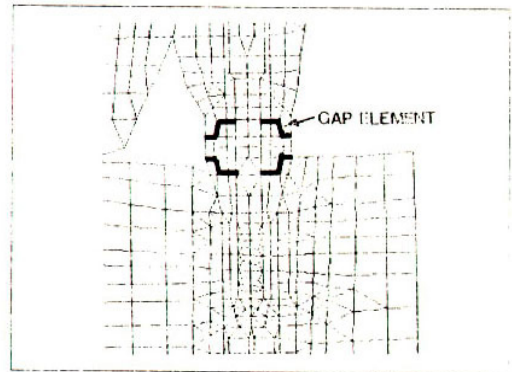


Fig.3 GAap-element

위는 가한 힘에 비례하고 변위 정도에는 무관하다는 선형 탄성(linear elasticity)를 갖는 것으로 가정하였다.

전체모형은 형상이나 재료에 따라 삼각형 또는 사각형 요소로 분할하였으며, 이때 부하된 하중에 대하여 현저한 응력이 예상되는 부분과 세밀한 관찰을 요하는 부분의 요소는 가급적 작게 분할하였고, 경계조건으로는 모형의 기저부와 양단면을 고정하였고 보철물, 치아, 임플란트 및 주변 골조직에서 변형이 허용되도록 하였다. 하악골 하연으로는 수직변위에 대해 X, Y 방향으로 고정하였고 양단면으로는 수평변위에 대해 X 방향으로 고정하고 Y 방향으로 변형이 허용되도록 설계하였다.

Table. 2. Material properties for each material

Material	Elastic modulus(Mpa)	Poisson's ratio
Enamel	82,600	0.33
Dentin	18,300	0.31
Pulp	2.1	0.45
Periodontal ligament	68.9	0.45
Cortical bone	13,700	0.30
Cancellous bone	1,370	0.30
Titanium	103,400	0.30
POM(Polyoxymethylene)	3,447	0.35
Type III gold	100,000	0.33

2. 응력 및 변위의 평가

유한요소 모형이 완성된 후 보철물의 교두정에 15kg의 하중을 동시에 가한 경우를 분산하중으로 하고 각각의 교두정에 10kg의 수직하중을 가한 경우를 집중하중으로하여 유한요소해석 프로그램인 ABAQUS(Ver 5.2 Hibbitt, Karlsson & Sorensen, Inc., 1992.)를 이용하여 응력분포 양상과 변위를 계산하였다. 변위는 수직 및 수평 방향으로의 이동량을 관찰하여 하중을 가하기전과 하중을 가한 후 전체적인 변위 양상을 5배 확대하여 알기쉽게 도식화하였고, 응력의 종류로는 탄성학 분야에서 응력의 절대수치 상호 비교시 사용되는 유효응력(Equivalent

$$\text{stress} = \sqrt{\sigma_{\max}^2 - \sigma_{\max} \cdot \sigma_{\min} + \sigma_{\min}^2}$$

를 구하였으며, 이를 가시화하기 위하여 유효응력의 크기에 따라 색상의 차이로 표시하였다.

III. 실험결과

가. 변위와 응력의 종합적 평가

1. 변위

고정성 국소의치의 교두정에 가해진 분산하중의 결과로 나타나는 전체적인 유한요소모형의 변위 양상을 비교해 보면 각각의 실험모형에서 비슷한 변위 양상을 보였는데 고정성 연결 모형(TR, IR)의 경우 전체적인 수직변위는 임플란트와 자연치 모두 하방변위를 나타내었으며 자연치가 임플란트에 비해 큰 변위량을 보였다. 수평변위를 보면 자연치는 근단 1/3를 제외한 나머지 치근 및 치관 부위에서 근심 변위되었으며 임플란트는 가공치와 함께 근심 변위되었다. 비고정성 연결 모형(TKa, IKa, IKb)의 경우 IKb형을 제외한 나머지 실험군에서 모두 근심 하방 변위되었으며 그 변위량은 고정성 연결의 경우보다 많은 변위량을 나타내었고 비고정성 연결부에서 최대의 변위를 나타내었다. IKb형의 경우 IKa형과 달리 임플란트의 수평 변위가 거의 나타나지 않았으며 수직 변위도 IKa형 보다 적게 나타났다.

2. 응력

자연치 및 임플란트에 비교적 균등한 응력을 나

타내는 분산하중을 가했을때 유한요소 실험모형에 나타난 전체적인 응력 분포를 살펴보면 TR형과 IKa형 사이에, 하부 지지골에 나타난 유효 응력이 유사한 양상을 보였는데 자연치 끼리의 연결모형인 TR 형과 IKa형은 견치와 제2소구치 치근 주위로 응력이 분산되는 양상을 보였으며 TR형은 연결부 하방에 심한 인장응력과 치조골상연에 굽힘 모멘트를 지지하기위한 인장응력이 발생함을 볼 수 있었고 반면 IKa형은 비고정성 연결부의 남성부에 인장 및 압축응력이 발생하였고 같은 부위에서의 굽힘 모멘트의 차단으로 인해 제2소구치의 근심 치경부를 따라 압축응력이 집중되었다. 자연치와 임플란트 사이의 연결모형인 IR형, IKa형, IKb형은 연결 방법에 관계없이 하부 지지골에 나타나는 유효응력 발생양상은 비슷하였으며 IKb형의 견치 치근 원심면을 따라 응력의 띠가 형성되어 자연치가 응력의 일부를 부담하는 양상을 나타내었다. 또한 유지나사 및 임플란트 경부에 매우 높은 응력이 걸리었으며 응력의 크기는 IKa형, IR형, IKb형 순이었다.

나. 각 실험군에 따른 변위 및 응력

1. TR형(자연치 : 고정성 연결모형)(사진부도 1-8)

보철물 상부에 분산하중을 가한 경우 전체적으로 하방 변위되었으며 자연치 치근 하방으로 유효응력이 고루 분산되었고 보철물의 연결부 하방과 피질골 상부에 심한 인장응력이, 교두정과 자연치 치경부에 압축응력이 발생하였다. 지대치에 집중하중을 가한 경우 하중을 가한쪽으로 구조물이 처지는 변위 양상을 보였고 하중측인 견치 근심 해면골에선 압축응력이 견치 원심 및 제2소구치 주위로 인장응력이 발생하였다. 가공치에 집중하중을 가했을때 치근단에 미약한 압축응력이 발생하였다.

2. IKa형(자연치; 견치 원심 비고정성 연결 모형)(사진부도 9-16)

분산하중을 가한경우 골에 발생한 전체적인 응력 양상은 고정성 연결의 경우와 비슷한 양상을 보였으나 TR형에 비해 후방지대치의 근심 치경부와 비고정성 연결부에 많은 응력이 걸리었다. 변위는 비고정성 연결부위로 가공치와 후방지대치가 전하방 변위되는 것이 주목할 만하며 동시에 가공치하방 피질골 상부에 걸린 인장응력이 TR형보다 많이 걸리었다. 가공치에 집중하중을 가한경우 TR형은 가공치를 전후로 보철물의 연결 부위 하방에 인장응력이 발생한 반면 전방지대치의 근심 및 후방지대치의 원심변연부위에 인장응력이 많이 걸리었고 동시에 비고정성 연결부 및 후방지대치 근심치경부에 압축응력이 걸리었다.

3. TR 형(자연치-임플란트; 고정성 연결모형)(사진부도 17-24)

분산하중을 가했을때 근심하방으로 변위되었다. 임플란트의 수평 및 수직변위량은 자연치의 변위량보다 적게 나타났으며 치관부의 변위량이 고정체의 변위량보다 크게 나타났다. 유효응력은 임플란트 고정체와 치관부를 연결하는 유지나사 부위에서 가장 많이 걸리었으며 하부 골의 응력 분포양상은 TR의 경우와 비슷하게 나타났다. 주응력을 보면 임플란트 경부 유지나사에서 심한 압축 및 인장응력이 발생하였다. 자연치에 집중하중을 가한 경우 자연치는 근심하방 변위되었으나 임플란트는 치관부에서 근심 변위되는 양상을 보였다. 같은 하중위치에서 TR형과는 다르게 후방 지대치인 임플란트 경부에 응력이 집중되었다. 가공치에 집중하중을 가한 경우 하중점 뿐만 아니라 유지나사의 경부에서도 심한 압축응력이 걸리었고 임플란트에 집중하중을 가했을때 역시 유지나사에서 최대의 압축응력이 임

플랜트 경부 피질골에서 해면골로 이행되는 부위에서 인장응력이 걸리었다.

4. IKa형(자연치-임플란트; 견치 원심 비고정성 연결모형)(사진부도 25-32)

분산하중시 IKa형과 같이 후방 segment가 비고정성 연결부위를 향하여 근심하방 변위되었으며 그 양은 다소 적게 나타났다. 유효응력은 후방 지대치인 임플란트 경부에 심한 응력이 걸리어 자연치와의 비고정성 연결과는 그 양상이 상이하였다. 주응력도 같은 부위에서 압축 및 민장응력이 걸리었다. 자연치에 집중하중을 가한 경우엔 골에 발생한 응력이 IKa형과는 다르게 전방지대치의 원심 치조골과 임플란트 경부 피질골 및 내가동 연결장치 하방에도 인장응력이 발생하였다. 가공치에 집하중을 가한 경우는 임플란트 경부에 많은 인장 및 압축응력이 발생한 것을 제외하고는 자연치의 경우(IKa형)과 비슷한 응력분포를 보였다.

5. IKb형(자연치-임플란트; 임플란트 근심 비고정성 연결모형)(사진부도 33-40)

분산하중시 전방지대치와 함께 가공치가 원심하방 변위되었으며 임플란트는 미약한 하방변위가 일어났다. 유효응력을 보면 비고정성 연결부를 가공치 근심에 위치시킨 IKa형보다 임플란트 하방 골에 걸린 응력의 양이 적게 나타났으며 견치 치근 주위로 응력이 분산되어 양호한 응력분포를 보였다. 주응력은 IKa형에 비해 가공치 하방 피질골 상부에 약간의 인장응력이 증가된 것을 제외하고는 유지나사 및 임플란트 경부에 현저한 인장 및 압축응력의 감소를 보였다. 자연치 또는 임플란트에 집중하중을 가한경우엔 IKa형과 비슷한 응력량 및 분포를 보였고 가공치에 집중하중을 가한 경우 임플란트 주위에 발생한 인장응력은 IKa형 보다 적게 나타났다.

IV. 총괄 및 고안

치과 임플란트의 일반적 특성은 임플란트를 기초로한 상부 보철물은 지속적인 교합압에 노출되어 기능을 하게되며 자연치보다 취약한 역학적 성질을 가지고 있다는 것이다. 이러한 임플란트 보철물이 성공적이기 위해서는 교합압으로 인한 임플란트 지지골에 가해지는 압력이 생체의 지지능력 이내에서 가해지도록 임플란트의 기계적 및 물리적 성질을 중요한 요소로 고려해야만 한다^(10, 13, 23, 26, 28)

골유착성 임플란트와 자연치와의 연결문제에 대해 여러 논란이 존재하는데, 자연치와 고정성으로 연결하는 경우 임플란트는 자연치의 치주인대가 갖는 생리적 동요도를 허용하지 못하기 때문에 연결된 자연치의 불용성 위축(disuse atrophy)이 발생하고 임플란트는 많은 응력을 받게 되어 붕괴될 수 있다⁽¹⁹⁾는 견해도 있으며 Skalak⁽³³⁾과 Sullivan⁽³⁶⁾은 임플란트와 자연치를 고정성으로 연결하게 되면 힘의 분산이 균등하지 못하기 때문에 생역학적인 문제점들이 일어날 가능성이 있다고 경고했는데 이론적으로, 이러한 문제점들은 어태치먼트 같은 수동적이고 탄성이 있는(passive or flexible) 연결 형태를 사용하면 해결될 수 있다고 한다. 그러나 힘의 효과적인 분산등에는 불충분하며, 그 자체가 안정적이지 못하기 때문에 자연치의 이동 및 함입을 초래하기도 한다. 자연치가 함입되는 이유는 명백하지 않으나 치주인대의 불용성 위축, 비고정성 연결장치의 기계적 걸림, 에너지 흡수 현상, 보철물의 굴성, 연결장치내 미세한 음식물 삽입, 하악골의 굴성 및 뒤틀림, 치아의 revound memory 상실 등의 이유를 들 수 있다⁽¹⁴⁾.

일반적으로 임플란트와 연관된 응력분석에 관한 연구는 구강내에서 직접 시행하기가 어려우므로 유사한 모형을 제작하여 공학적인 개념을 응용한 간

접적인 측정방법이 많이 이용되고 있다. 여기에는 전기저항 스트레인 게이지법, 광탄성 응력분석법, 유한요소법등이 주로 이용되고 있는데 이중 유한요소법은 종래의 실험적 응력 측정법으로 해결할 수 없는 불규칙하고 복잡한 기하학적 형태와 다양한 물성치로 이루어진 구조물에 대해 각각의 특성을 모두 응력분석과정에 포함시킬 수 있으며 결과로 발생하는 응력의 크기 및 방향 그리고 변위를 공학 적 수치해석법으로 분석할 수 있다는 장점이 있다. 이러한 이유에서 치의학분야에서도 유한요소법을 이용한 다수의 논문이 발표된 바 있다^(17,20). 이에 저자는 자연치와 임플란트를 연결했을 경우, 비고정성 연결부(key & keyway)의 위치 변화에 따른 변위 및 응력을 관찰하기 위하여, 후방지대치로 실린더형 IMZ 임플란트를 사용하고, 상부구조물은 견치와 임플란트의 고정성 연결 또는 각기 견치의 원심과 임플란트의 근심에 비고정성 연결부의 여성부를 위치시켜 연결했을 경우의 유한요소모델을 설계하였다.

하중 형태로는 정하중과 동하중을 들 수 있는데 실제 인체에서는 정하중보다는 동하중이 대부분이다. 동하중하에선 골의 응력 지속시간과 크기에는 차이가 있으나 실제 응력분포 양상에는 차이가 없을 것으로 사료되어 본 유한요소 응력분석에서는 정하중을 사용하였다.

임플란트의 장기간 성공을 위해선 치과 임플란트에 가해지는 하중을 감소시키기위한 생역학적인 메커니즘을 이해하는 것이 중요하다 할 수 있다^(12, 31, 34, 37). 임플란트에 가해지는 하중은 힘과 모멘트로 나타난다. 힘은 강도와 방향을 동시에 가지는 벡터량으로 간주되며 전형적으로 3차원적이고 한개 또는 여러개의 임상적으로 부합되는 축으로 구성된다.

이러한 힘은 정상력과 전단력으로 나눌 수 있으

며 정상력은 다시 압축력과 인장력으로 구성된다. 정상력은 평면에 수직적인 힘이며 전단력은 표면이나 평면에 평행한 힘으로 임플란트 골 계면에 파괴적으로 작용한다. 골의 압축력에 가장 강하며 전단력에 가장 약하다.

본 실험에서의 변위양상은 상부보철물에 균등한 하중을 동시에 가한 분산하중시 전체적으로 수직하방 변위를 이루었으며 치주인대가 존재하는 자연치 쪽으로 변위가 발생하였다. 임플란트에서는 자연치보다 적은 양의 수직 및 수평변위가 이루어졌고 IKa형의 경우 후방 분절단위(posterior segment)인 가공치 및 임플란트의 치관이 근심하방 변위되었고 비고정성 연결부가 임플란트 근심에 위치한 IKb형의 경우 임플란트가 약한 수직하방으로 변위를 보여 IKa형보다 유리한 변위를 나타내었다.

힘이 작용한 부위에 나타나는 힘의 크기를 응력이라 하며 응력치로는 주응력, 유효응력, 전단응력을 들 수 있는데 주응력은 전단 응력이 없는 상태의 압축 및 인장응력을 나타내는 것이고 유효응력은 응력의 종류에 관계없이 발생하는 응력의 절대값을 지칭하며 본 실험에서와 같이 응력의 정도를 보기 위해서는 유효응력이 가장 적절하다 할 수 있다. 본 실험에서 자연치와 임플란트 사이의 비교적 고른 응력분포를 보이는 분산하중을 가했을때 유효응력을 관찰해보면 자연치사이의 연결시와는 다르게 임플란트와 연결된 경우에 자연치보다 임플란트에 보다 많은 응력이 발생하는 것을 관찰할 수 있었으며 전방지대치에 의해 발생하는 집중하중이 감소하였다. 이는 하중이 가해질때보다 강성이 있는 부분에서 응력을 감당하며 동일한 효과가 치밀골과 해면골에서도 나타남을 알 수 있다. IKa형 모델에서 견치에 집중하중을 가했을때에도 임플란트 경부에도 응력의 집중이 관찰되었는데 이는 근원심 양단을 고정점으로한 결과로 수직운동은 허용하나 굽힘모

멘트는 허용하지 않는 modeling 결과로 생각되며 또한 임플란트 경부에서 치밀골의 geometry가 TR(Fig. 1)과 다르게 형성되었기 때문이라 생각된다.

자연치와 임플란트를 비고정성 연결시 가공치 부위는 그 지점이 자연치이건 임플란트이건 간에 모멘트 압으로 작용한다. 교합 접촉점에 대한 힘의 모멘트는 그 점에 대하여 회전이나 굽힘을 유발하는데 cantilever bridge나 bar에 의해 임플란트에 가해진 회전이나 굽힘 모멘트는 골-임플란트 계면의 파괴, 골 흡수, 나사의 느슨함⁽²⁴⁾, bar나 bridge의 파괴를 야기한다. 이러한 외팔보 효과는 모멘트 압을 지지하는 부위를 다르게 설정함으로써 임플란트에 가해지는 응력을 감소시킬 수 있으리라 생각되며 본 실험 결과 비고정성 연결부의 위치를 변화시킴으로써 임플란트에 가해지는 힘의 방향을 보다 수직으로 가할 수 있게되며 외팔보 효과를 감소시켜 줄 수 있다고 사료된다.

치과 임플란트에 가해지는 하중은 임플란트와 주변골에 변형을 일으키거나 생물학적 조직의 반응으로 재형성(remodeling)을 활성화한다^(27, 28). 어느 정도의 변형 또는 microstrain이 생리적이며 골의 재형성을 유도하는지는 명확하지는 않지만 Frost는 네 단계의 부하에 따른 치밀골의 기계적으로 적합한 모델을 가정하였다. 골에서의 변형은 microstrain으로 0-500 microstrain은 trivial loading zone로 불용성 위축과 mineral density의 소실이 일어나며 500-2500 microstrain은 생리적으로 골재형성이 일어나고 2500-4000 microstrain은 과부하영역, 4000이상은 병적인 과부하 영역이라 가정하였다⁽¹⁵⁾. 따라서 앞으로의 연구는 보다 실제에 가까운 3차원 유한요소 모형을 설계하여 실제 생체에서의 변형과는 다르더라도 골의 응력부담능력을 고려한 microstrain으로 응력

에 대한 평가를 하는 것이 유리하리라 사료된다.

결국 자연치와 임플란트 사이에 비고정성 연결의 원리는 그 생리적인 동요차이를 보상하는데 있고 필요시 착탈이 가능하다는 장점이 있으나 본 실험과 같이 모멘트 압을 지지하는 부위를 임플란트 근심에 위치시킨 경우엔 비고정성 연결의 장점인 삽입철거의 어려움이 존재하는데 이때는 자연치대치에 telescopic coping을 장착해 임시접착 개념을 이용한다면 쉽게 극복할 수 있으며 전술한 바와 같은 자연치와 임플란트의 비고정성 연결시의 여러 문제점을 감소시킬 수 있으리라 사료된다.

V. 결론

유한요소프로그램을 이용해 하악 제1, 2소구치가 결손되어 제2소구치부위에 직경 3.3mm, 길이 13mm IMZ 임플란트를 식립하고 견치의 원심에 Keyway를 위치시킨 경우와 임플란트 근심에 Keyway를 위치시켜 하중을 가해 나타난 응력 및 변위를 평가해 본 결과 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 고정성으로 연결한 경우보다 비고정성으로 연결한 경우가 임플란트의 변위량이 많았으며 IKa형보다 IKb형의 경우가 더 유리한 변위양상을 나타내었다.
2. 연결방법에 관계 없이 하부지지골에 나타난 응력은 비슷하였으며 IKa형의 경우보다 유리한 응력 분산양상을 보였다.
3. 각 실험군 모두 유지나사 및 임플란트 경부에서 최대의 응력이 집중되었으며 응력의 크기는 IKa형, IR형, IKb형 순이었다.

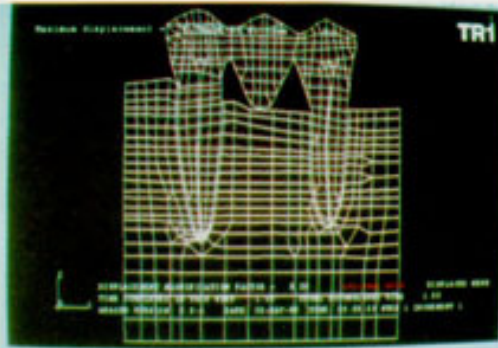
참 고 문 헌

1. 김동원, 김영수 : “골유착성 보철물에 관한 3차원 유한 요소법적 연구”, 「대한치과보철학회지」, 29 : 167-213, 1991.
2. 김영일, 정재현 : “골유착성 보철 치료시 임플란트와 자연치대치와의 연결 방법에 따른 광탄성 응력분석”, 「대한치과보철학회지」, 31 : 271-300, 1993.
3. 이정렬, 신상완, 서규원 : “임프란트와 자연치아의 연결 문제에 대한 고찰”, 「치과연구」, 33-4 : 36-41, 1993.
4. 장두익, 정재현 : “골내 임플란트의 종류에 따른 광탄성 응력분석”, 「구강생물학회지」, 17 : 137-154, 1993.
5. 정창모, 이호용 : “골유착성 임플란트와 자연치를 이용한 고정성 국소의치에서 응력분산 및 충격 흡수에 관한 유한요소법적 응력분석”, 「대한치과보철학회지」, 30 : 582-609, 1992.
6. 최수호, 정재현 : “골내 임플란트를 이용한 고정성 국소의치 하에서 변위 및 응력에 관한 유한요소법적 응력분석”, 「대한치과보철학회지」, 29 : 233-248, 1991.
7. 최충국, 계기성 : “감소된 치조골 고정을 갖는 치아와 골 유착성 임플란트에 의해 지지되는 고정성 국소의치의 유한요소법적 응력분석”, 「대한치과보철학회지」, 32 : 296-326, 1994.
8. Albreksson, T., Zarb, G., Worthington, P. and Eriksson, A.R. : “The long term efficiency of currently used dental implants” : A review and proposed criterial of success, *Int. J. Oral and Maxillofac. Implants.* 1 : 1-25, 1986.
9. Branemark, P-I. : “ Introduction to osseointegration”, In : Branemark, P-I., Zarb, G.A., Albreksson, T., eds. *Tissue integrated prostheses, Osseointegration in clinica dentistry*, Chicago : Quintessence Publishig Co., 1985, pp.11-76.
10. Brunski, J.B. : “Biomaterials and biomechanics in dental implant design”, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 3 : 85-97, 1988.
11. Bunski, J.B. : “Forces on dental implants and interfacial stress transfer”, In : Laney, W.R. and Tolman, D.E. eds., *Tissue integration in oral and maxillofacial reconstruction* , Chicago, Quintessence Publ. Co., 1992, pp. 108-124.
12. Brunski, J.B., and Skalak, R. : “Biomechanics of osseointegration and dental prostheses”. *Osseointegration in oral rehabilitation*, London : Quintessence Publishing Co., 1993. Pp. 133-156.
13. Chapman, R. J., and Kirsh, A. : “Variation in occlusal forces with a resilient internal implant shock absorber”. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 5 : 369, 1990.
14. English, C.E. : “Implant-supported versus Implant-natural-tooth-supported fixed partial dentures”. *Dental Symplsia*, 1 : 10-15, 1993.
15. English, C.E. : “Biomechanical concern with fixed partial dentures involoving implante”, *Implant Dentistry*, 2 : 221-242, 1993.
16. Ericsson, I., Lekholm, U., Branemark. P-I., Linde. J., Glantz, P-O., and Nyman, S. : “A clinical evaluation of fixed bridgework supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium fixtures”, *J. Clin. Periodontol.*, 13 : 307-312, 1986.
17. Ericsson, I., Glantz, P-O., and Branemark, P-I. : “Tissue-integrated implants Ad Modum Branemark in the rehabilitation of partially edentulous jaws”. In : Laney, W.R. and Tolman, D.E. eds. *Tissue integration in oral and maxillofacial reconstruction*, Quintessence Co., 1992.
18. Finger I.M. and Guerra, L.R. : “Prosthetic

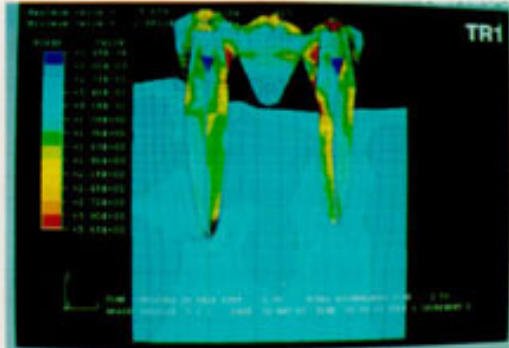
- considerations in reconstructive implant-ology”, *Dent.Clin.North Am.*, 30 : 69-83, 1986.
19. Hobo, S., and Jo, Y.H. : “Occlusion for the osseointegrated prosthesis”, *J. Oral Gnathol.*, 10 : 9-25, 1991
 20. Holmes, D.E., Grigsby, W.R., Goel, V.K., and Keller, J.C. : “Comparison of stress transmission in the IMZ implant system with Polyoxymethylene or titanium intramobile element : A Finite element stress analysis”, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 7 : 450-458, 1992.
 21. Kirsh, A., and Ackerman, K.L. : The IMZ osseointegrated implant system. *Dent. Clin. North Am.*, 33 : 733-791, 1989.
 22. Kirsh, A., and mentag, P.J. : The IMZ endosseous two phase implant system” : A complete oral rehabilitation treatment concept. *J. Oral. Implantol.*, 12 : 576-588, 1986.
 23. Lundgren D., Laurell, L., and Falk, H. : “Occlusal force pattern during mastication in dentitions with mandibular fixed partial dentures supported on osseointegrated implants”, *J. Prosthet. Dent.*, 58 : 197-203, 1987.
 24. McGlumphy, E.A. : “Keeping implant screws tight : the solution”, *Dental Symposia*, 1 : 20-23, 1993.
 25. McGlumphy, E.A., Campagni W.V., and Peterson, L.J. : “Biomechanical analysis of the tooth and implant supported fixed partial denture”, *J. Dent. Res.*, 67 : 346, abatr. #1871, 1988.
 26. McGlumphy, E.A., Campagni W.V., and Peterson, L.J. : “A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element”, *J.Prosther. Dent.*, 62 : 586-593, 1989.
 27. Misch, C.E. : “Progressive loading of bone with implant prostheses”, *Dental Symposia*, 1 : 50-53, 1993.
 28. Misch, C.E. : “Occlusal considerations for implant-supported prostheses”, *Contemporary implant dentistry*, St. Louise, Mosby Year Book Co., 1993, pp. 705-733.
 29. Rangert, B., Gunne, J., and Sullivan, D.Y. : “Mechanical Aspects of a Branemark implant connected to a natural tooth : An in vitro study”, *Int. Oral Maxillofac implants*, 6 : 177-186, 1991.
 30. Rangert, B., Jemt, T., and Jorneus, L. : “Forces and moments on Branemark implants”, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 4 : 241-247, 1989.
 31. Richter, E.J. : “Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry”, *J. Prosthet. Dent.*, 61 : 602-609, 1989.
 32. Richter, E.J., Spiekermann, H. and Jovanovic, S.A. : “Tooth to implant fixed protheses : Biomechanics based on in vitro and in vivo measurement,” In : Laney, W.R., Tolman, D.E., eds. *Tissue integration in oral and maxillofacial reconstruction*, Chicago, Quintessence Publ. Co., 1992.
 33. Skalak, R. : “biomechanical considerations in osseointegrated prostheses” *J. Prosthet. Dent.*, 49 : 843-848, 1983.
 34. Skalak, R. : “ Aspect of biomechanical considrations”, In “ Branemark,P.I., Zarb, G.A., Albreksson, T. eds. : *Tissue integrated prothesis*, chicago, Quintenssence Publ.co., 1985, pp117-128.
 35. Stephen R.cohen, Jonathan H.Orenstein : “The Use of Attachment in combination Implant and Natural-Tooth Fixed Partial Dentures : A

- Technical Report”, *Int. J. Oral Maxillofac Implants*, 9 : 230-234, 1994.
36. Sullivan, D.Y. : “Prosthetic considerations for the utilization of osseointegrated fixtures in the partially edentulous arch”, *Int. J. Oral Maxillofac Implants*, 1 : 39-45, 1986.
37. Weinberg, L.A. : “The biomechanics of force distribution in implant-supported prosheses” *Int. J. Oral Maxillofac Implants*, 8 : 19-31, 1993.
38. Wheeler R.G. : “Dental Anatomy, Physiology and Occlusion, Philadelphia, P.A. Saunders, 1965” integration in oral and maxillofacial Skalak, R. : “Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses” *J. Prosthet. Dent.* 49 : 843-848, 1983.

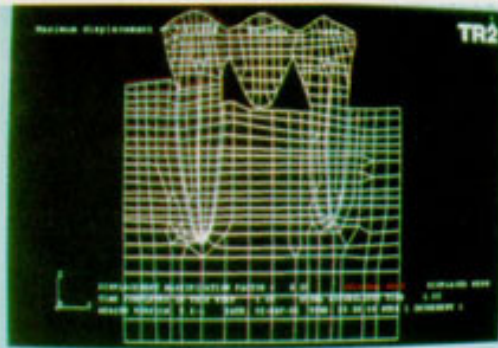
논문사진부도



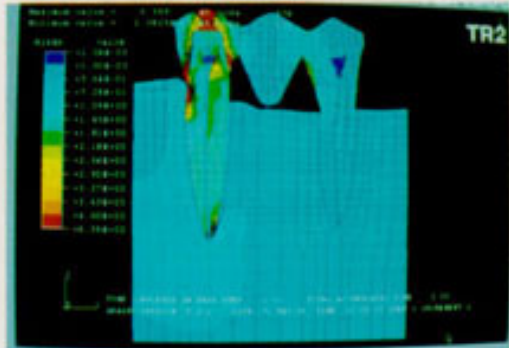
사진부도 1 TR1 변위



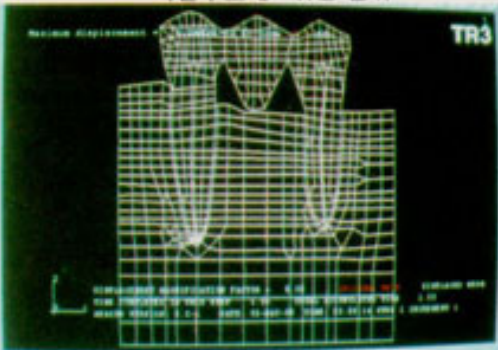
사진부도 2 TR1 유효응력



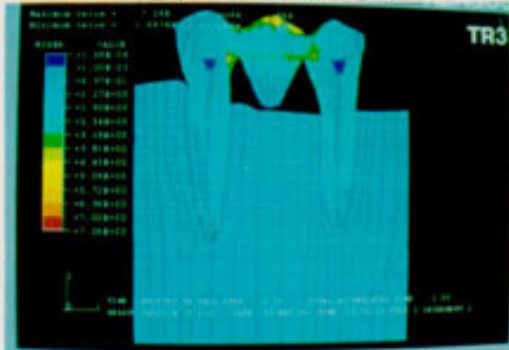
사진부도 3 TR2 변위



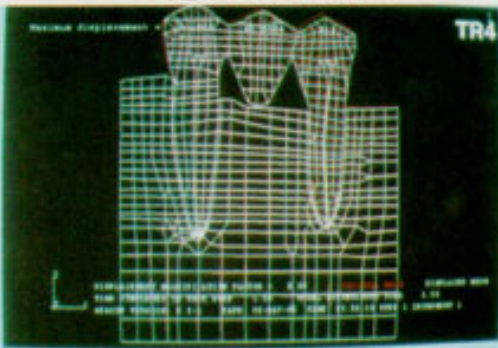
사진부도 4 TR2 유효응력



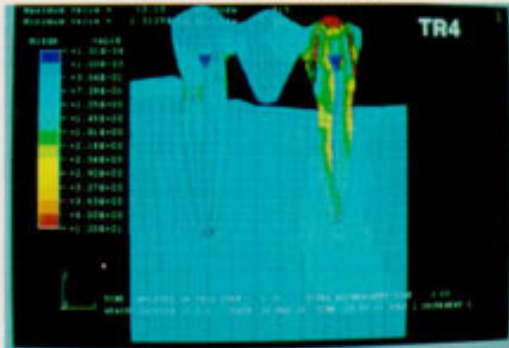
사진부도 5 TR3 변위



사진부도 6 TR3 유효응력

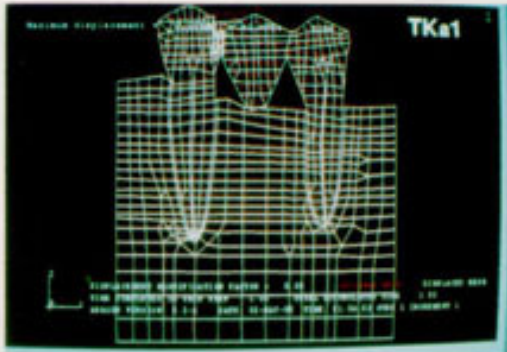


사진부도 7 TR4 변위

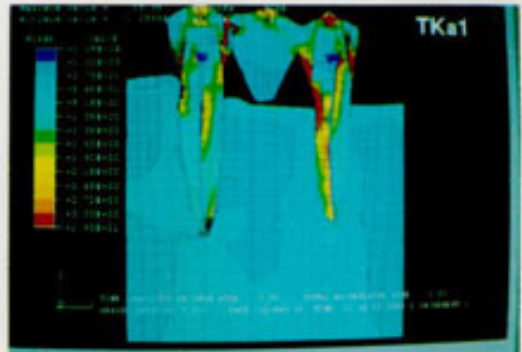


사진부도 8 TR4 유효응력

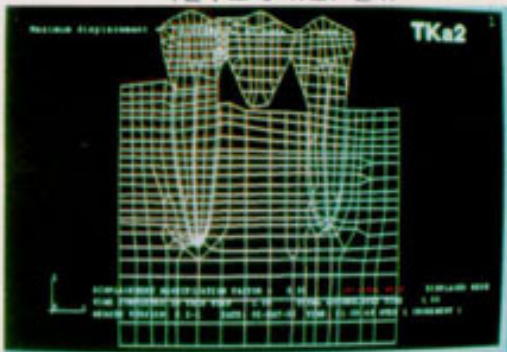
논문사진부도



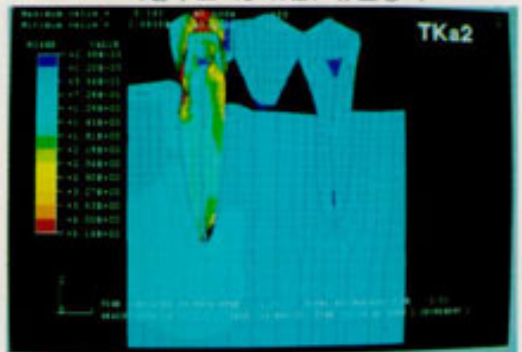
사진부도 9 TKa1 변위



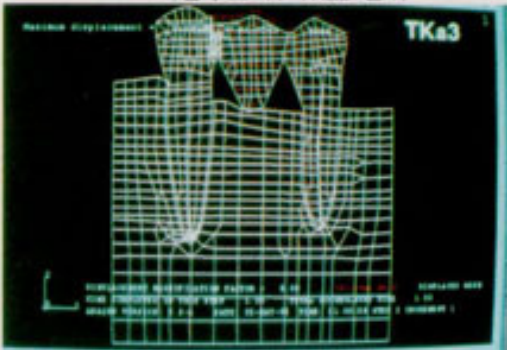
사진부도 10 TKa1 유효응력



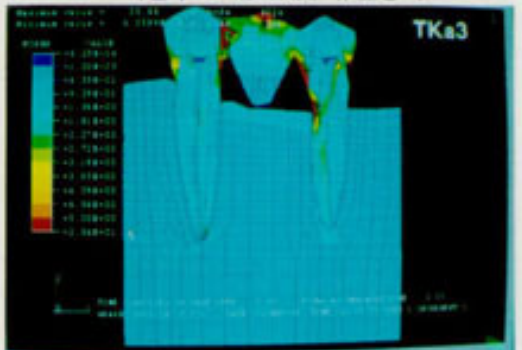
사진부도 11 TKa2 변위



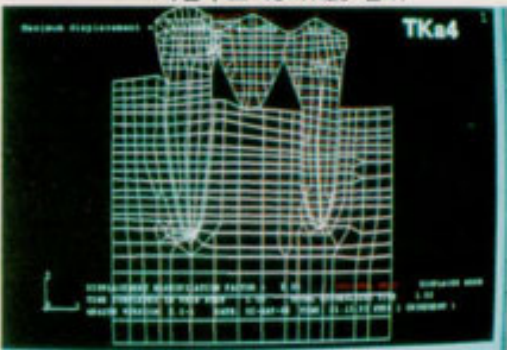
사진부도 12 TKa2 유효응력



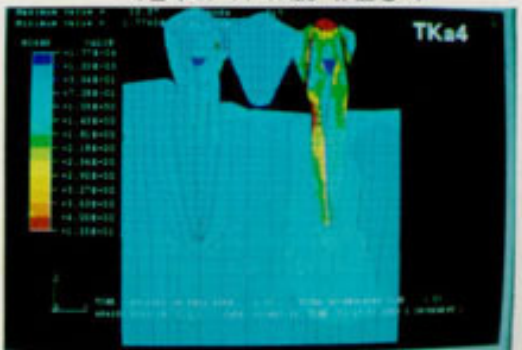
사진부도 13 TKa3 변위



사진부도 14 TKa3 유효응력

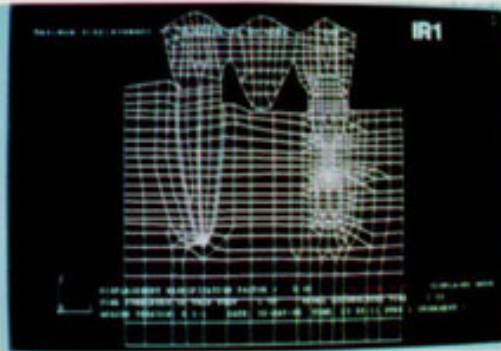


사진부도 15 TKa4 변위

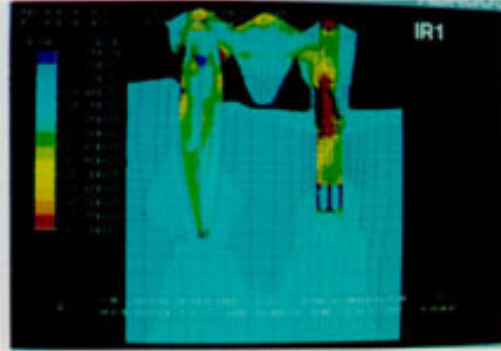


사진부도 16 TKa4 유효응력

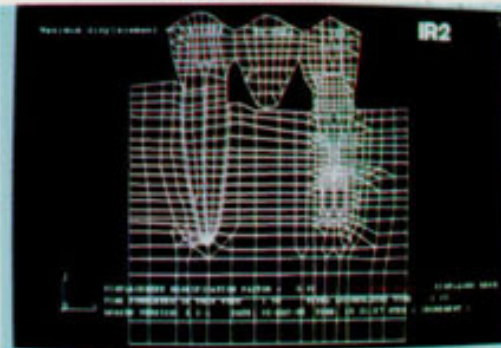
논문사진부도



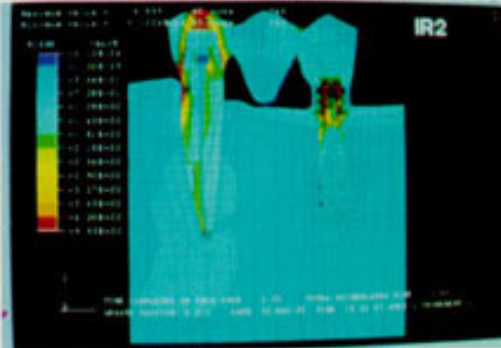
사진부도 17 IR1 변위



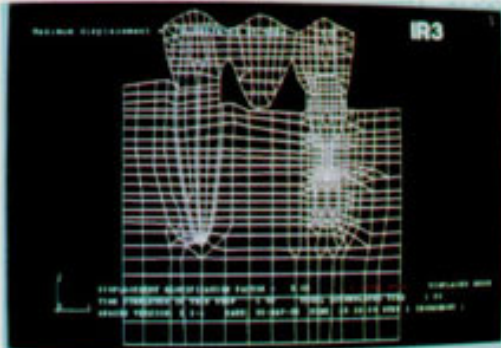
사진부도 18 IR1 유효응력



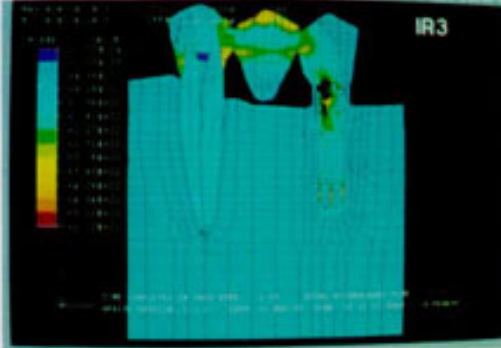
사진부도 19 IR2 변위



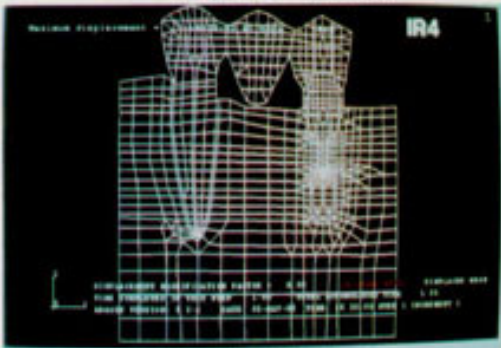
사진부도 20 IR2 유효응력



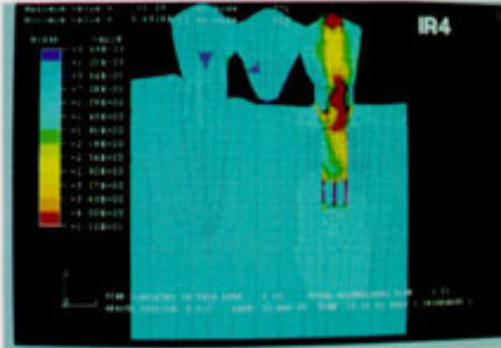
사진부도 21 IR3 변위



사진부도 22 IR3 유효응력

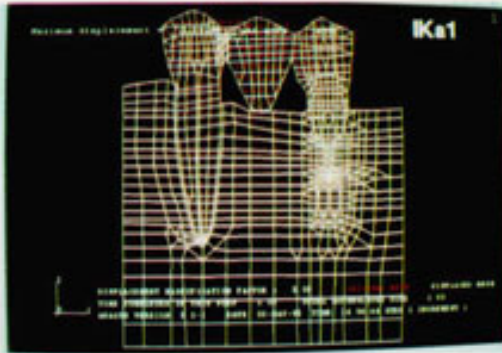


사진부도 23 IR4 변위

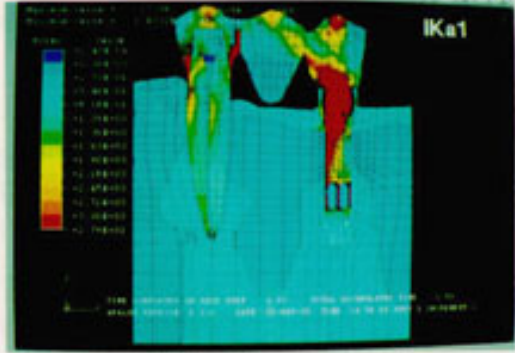


사진부도 24 IR4 유효응력

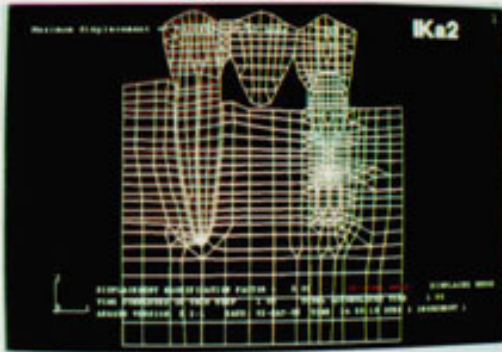
논문사진부도



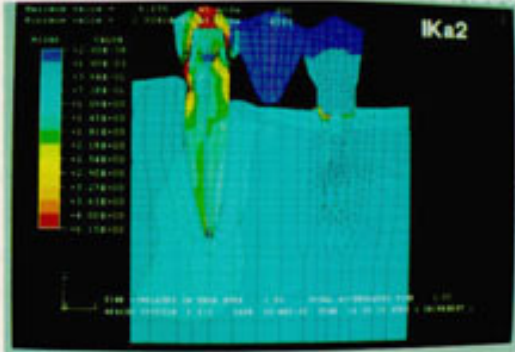
사진부도 25 IKa1 변위



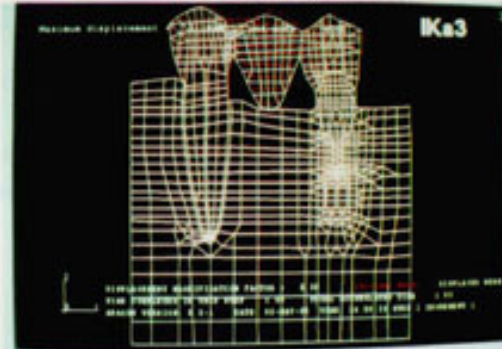
사진부도 26 IKa1 유효응력



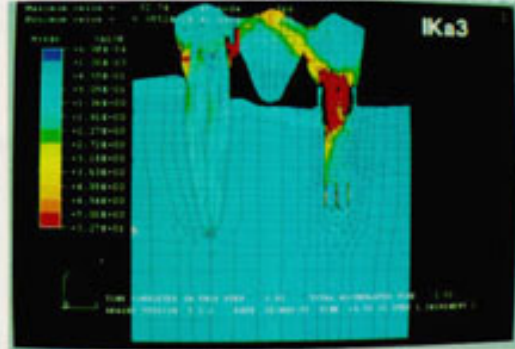
사진부도 27 IKa2 변위



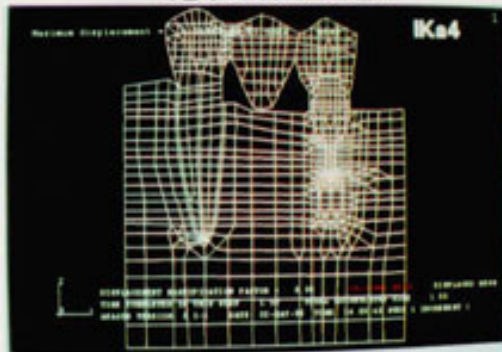
사진부도 28 IKa2 유효응력



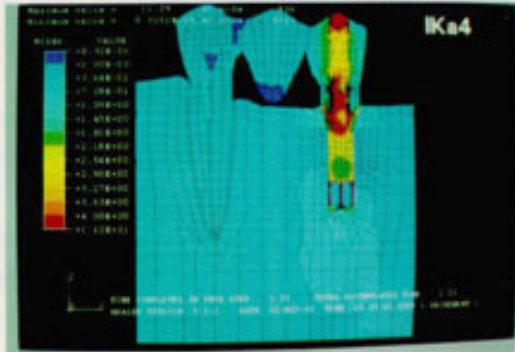
사진부도 29 IKa3 변위



사진부도 30 IKa3 유효응력

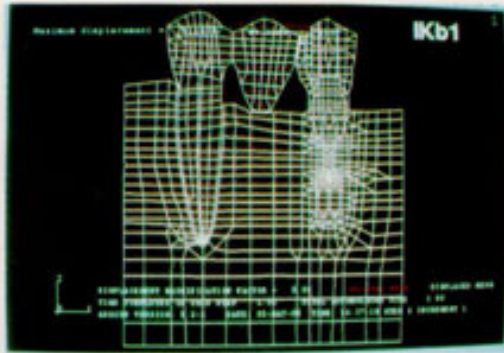


사진부도 31 IKa4 변위

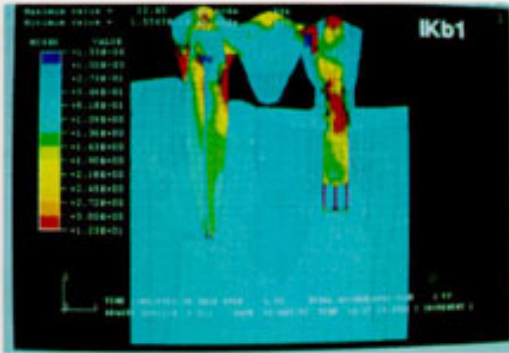


사진부도 32 IKa4 유효응력

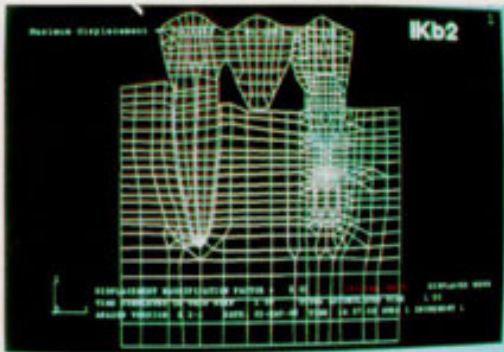
논문사진부도



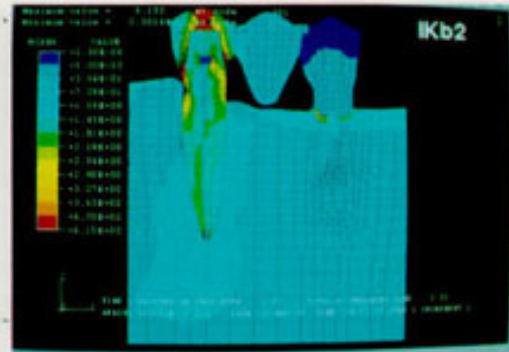
사진부도 33 IKb1 변위



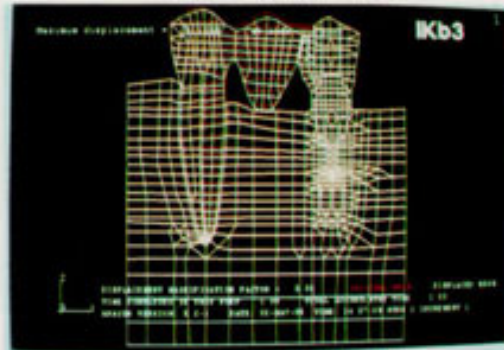
사진부도 34 IKb1 유효응력



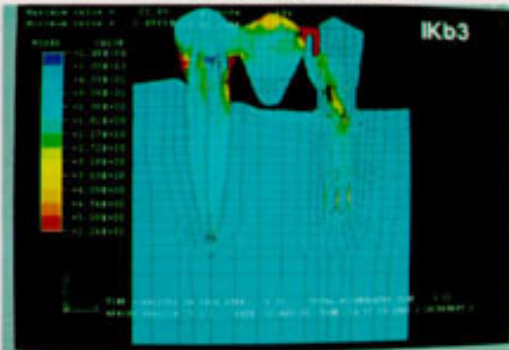
사진부도 35 IKb2 변위



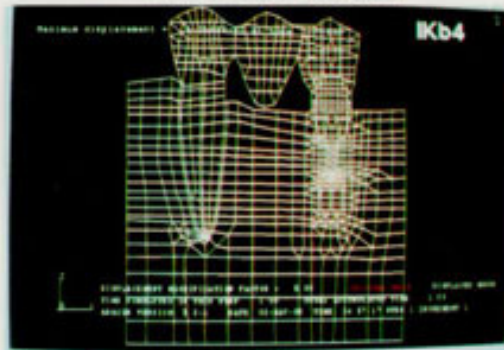
사진부도 36 IKb2 유효응력



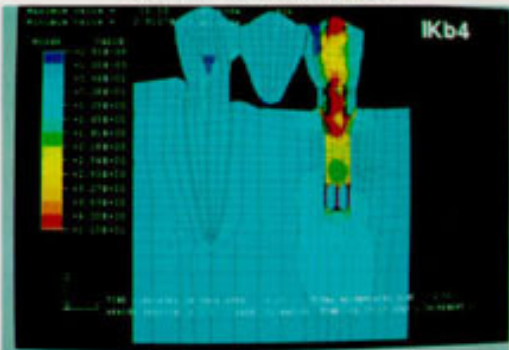
사진부도 37 IKb3 변위



사진부도 38 IKb3 유효응력



사진부도 39 IKb4 변위



사진부도 40 IKb4 유효응력

=Abstract=

A FINITE ELEMENT STRESS ANALYSIS OF TOOTH AND IMPLANT SUPPORTED FIXED PARTIAL DENTURE ACCORDING TO THE LOCATION OF NON-RIGID CONNECTOR

**Byoung-Ju An, D.D.S., Young-Phil Hwang, D.D.S.,
Kee-Sung Kay, D.D.S., M.S.D., Ph. D.,
Kyu-Zong Cho*, Ph. D.**

Dept. of Prosthodontics, School of Dentistry, Chosun University

**Dept. of Mechanical Engineering, College of Engineering, Chonnam National University*

The purpose of this study was to analyze the stress distribution and the displacement happened to the abutment, the prosthesis, and the surrounding structure according to the location of the non-rigid connector, that is, the keyway in the distal of canine and the mesial of the implant in the three unit fixed partial denture.

Two-dimensional finite element model was constructed and analyzed for the stress distribution and the displacement using software ABAQUS(Ver 5.2 Hibbitt, Karisson & Sorenson, Inc., 1992).

After finishing the finite element model, the distribution load of 15kg was applied simultaneously to the all cusp tips of the prosthesis and the concentration load of 10kg was applied respectively at the each cusp tip of the prosthesis.

The following results were obtained :

1. The amount of displacement of the implant was greater in case of the non-rigid connection than the rigid connection, and the more favorable displacement was shown in case of the IKb than the IKa.
2. Without regard to the connection method, the stress represented at the surrounding bone was similar, and the more favorable stress distribution was shown in case of IKb.
3. The maximum stress was concentrated at the fastening screw and the neck of implant in all experimental groups, and their stress magnitudes were in the order of IKb, IR, and IKa.