

골유착성 임플란트와 자연치를 이용한 고정성 국소의치에서 응력분산 및 충격흡수에 관한 유한요소법적 응력분석

연세대학교 치과대학 보철학교실
정창모 · 이호용

I. 서 론

골유착(osseointegration)의 개념이 Brånemark에 의해 처음 소개¹⁴⁾된 이후 골유착성 이론에 근거하는 다양한 치근형 임플란트가 개발되었으며^{11, 25, 92)}, 장기간의 실험연구 및 임상보고등을 통하여 골유착성 임플란트 술식의 임상적 효용성이 과학적으로 입증됨^{1, 2, 3, 4, 14)}에 따라 최근에는 임플란트 술식이 구강기능 회복을 위한 통상적인 치료술식으로 완전 무치악은 물론 자연치아와 연결된 유리단 최후방 지대치, 중간 지대치 및 단일 결손치 수복등의 부분 무치악 증례에도 광범위하게 적용되고 있다^{7, 28, 29, 40, 51, 52, 64, 69, 73, 82, 90, 97, 98)}.

치과 임플란트의 일반적인 특성은 임플란트를 끝내 매식후 그 일부가 구강점막을 통해 구강내로 노출되어 지속적인 교합압을 받게 된다는 것이다¹⁰⁵⁾. 따라서 저작시 발생하는 동적 또는 정적 하중으로 인한 국소적인 응력집중은 임플란트 자체 또는 상부 구조물 및 보철물의 파절은 물론 임플란트 주위 지지골의 흡수를 야기시킬 수 있다^{1, 28, 41, 53, 58, 91, 97)}. 그러므로 임플란트 보철물이 성공적으로 기능을 수행하기 위해서는 임플란트 재료의 생체친화성(biocompatibility)은 물론 교합압으로 인하여 임플란트 주위 지지골내 발생하는 응력이 생체의 하중 지지능력 한계내에서 적절히 분산될 수 있도록 임플란트의 기계적-물리적 성질, 즉 생체기능성(biofunctionality) 역시 매우 중요한 요소로 고려되어야 한다⁹⁶⁾.

과거 임플란트에 대한 많은 연구 중 생체역학적 연구로는 주로 임플란트의 형태^{76, 78, 96, 99, 105)}, 갯수²²⁾, 상부 보철물의 재료^{23, 26, 32, 54, 107)} 및 임플란트 위치에

따른 보철물의 기하학적 형태¹⁰²⁾, 외력의 조건^{23, 104, 108)}, 임플란트의 물성^{76, 99)} 및 인접 계면조직의 상태^{13, 19, 20, 77, 86, 87, 102)} 등에 따른 주위 지지골내 발생 응력에 관한 다수의 연구보고가 있어 왔으며 아울러 그에 따른 임상적 지침이 제시되어 왔다.

그러나 아직 많은 임상가에게 관심의 대상이 되고 있는 것은 부분 무치악 환자에서 골유착성 임플란트를 인접 자연치와 고정성 국소의치로 연결할 경우 임플란트와 자연치간의 생리적 동요도의 차^{30, 75, 83, 84)}로 인해 일어날 수 있는 골유착성 임플란트 주위 지지골내에 응력집중, 자연치와 보철물 사이의 세멘트 합착 실패, 임플란트 상부 구조물의 파손, 보철물 납착부의 파절 가능성등^{82, 93)}이며, 또한 임플란트 지지골에 교합력 편중으로 인한 자연치의 기능적 자극 손실 역시 문제점으로 지적되고 있다⁸⁸⁾.

이러한 문제점의 해결 방법으로는 첫째, 가능한 두개이상의 임플란트를 이용하여 독립된 보철물을 제작하는 방법¹⁰⁰⁾ 둘째, 비고정성 연결장치를 이용하여 임플란트와 자연치간의 개별적인 운동을 허용하는 방법^{43, 52, 73, 93)} 셋째, 임플란트에 치주인대와 유사한 기능을 갖는 점탄성 부분을 포함시키는 방법^{8-10, 47-50, 88)} 등으로 크게 분류할 수 있다. 이외에도 몇몇 선학들은 고정성 국소의치 자체의 굴성을 증가시킴으로써 자연치의 생리적 동요도를 허용할 수 있는 이론적 가능성을 제시하고 있으나^{55, 56, 88)} 임상응용을 위해 연구 보고된 바는 거의 없다.

또한 위에서 언급한 첫번째 방법은 많은 환자에서 경제적, 해부학적 문제등으로 충분한 수의 임플란트를 매식할 수 없는 경우가 많고⁹⁵⁾, 둘째 방법 역시 임플란트에 가해지는 외팔보(cantilever)효과는 그

대로 남아있어 오히려 임프란트 지지골에 응력이 집중된다는 견해^{60, 106)}가 있다. 임프란트의 상부구조에 포함시켜 치주인대의 기능을 모방하는 유사물로는 Kirsh에 의해 고안된 IMZ 임프란트(Friedrichsfeld GmbH, Mannheim, Germany)의 내가동장치(intramobile element)가 그 대표적인 예로써 polyoxymethylene(Delrin)으로 만들어진 내가동장치의 생체역학적 주기능은 이론적으로 임프란트 내부에 치주인대 기능과 유사한 점탄성을 부여함으로써 자연치와 고정성 보철물로 연결된 골유착성 임프란트의 주위 지지골에 집중되는 응력을 감소시키며 동시에 자연치로 하중전달을 유도하는 응력분산 효과와 돌발적으로 임프란트에 가해지는 충격력에 대한 충격흡수 효과로 크게 나누어 생각할 수 있다^{8-10, 38, 47-50)}.

과거 단순화시킨 실험모형에서 골유착성 임프란트 주위 지지골에 대한 내가동장치의 응력분산 효과가 몇몇 선행들에 의해 보고^{12, 15, 75, 85, 87, 109)}된 바 있으나, 이와는 반대로 몇몇 선행들은 내가동장치가 응력분산에 아무런 영향을 주지 않았다는 실험보고^{59, 60)}와 임상적으로 자연치와 골유착성 임프란트간의 고정성 연결이 다른 치료방법과 큰 차이가 없었다는 임상 보고^{7, 28, 29, 52, 55, 57, 64, 97)}, 또한 골유착성 임프란트와 자연치를 고정성 보철물로 연결한 경우라도 임프란트와 주위 지지골조직은 물론 보철물 고정나사나 상부 보철물등의 굴성으로 인하여 자연 지대치로부터 충분한 지지를 받을 수 있다는 주장^{55, 56, 72, 84)} 등을 근거로 내가동장치의 필요성을 논박하고 있으며, 혹자는 오히려 내가동장치로 인하여 자연치 주위골에 더 파중한 응력이 집중될 수 있다고 주장하고 있다^{34, 37)}. 따라서 응력분산을 위한 내가동장치의 필요성 및 상부 보철물이나 보철물 고정나사등의 굴성에 의한 응력분산 효과에 대한 연구 검토가 필요할 것으로 사료된다.

내가동장치의 또 하나의 중요한 기능인 충격흡수 작용은 갑작스런 동적 하중에 의해 일어날 수 있는 골유착성 임프란트와 주위 지지골 계면상의 미세골절(microfracture)이나 지지골 흡수를 예방할 수 있다는 의미에서 파괴역학적으로 정하중보다 중요한 의미를 갖는다^{23, 32)}. 일반적인 충격에 대한 해결방법으로는 주로 보철물 상부에 충격감쇄 효과가 큰 합성수지등을 피개하는 방법이 추천되고 있으며^{1, 14, 39, 67, 88, 89)}, 그 효과에 대한 몇몇 실험보고가 있다^{23, 32)}. 그러나

임프란트 지대치와 보철물사이에 포함된 내가동장치에 의한 충격흡수 효과에 대한 연구는 거의 보고된 바 없으며, 주로 제안자의 이론적 주장^{34, 47-50)}에 근거하고 있을 뿐이다. 따라서 골유착성 임프란트가 자연치와 고정성 국소의치로 연결되어 있을 경우 임프란트 지대치 부위에 포함된 점탄성 구조물에 의한 충격흡수 효과에 대한 연구 검토 및 다른 방법과의 효율성 비교 또한 필요할 것으로 사료된다^{15, 17)}.

이처럼 내가동장치의 생체역학적 기능에 대한 연구는 아직도 논쟁의 대상이 되고 있는 가운데 IMZ 임프란트는 기존의 TIE(transmucosal implant extension)와 내가동장치로 구성된 임프란트 형태에서 내가동장치에 발생하는 응력집중으로 인한 파절문제를 보완하고 보철술식이 간단하며 임프란트 주위 지지골에 보다 양호한 응력분산 효과를 얻을 수 있는 새로운 형태의 내가동연결장치(intramobile connector)와 그에 수반된 보철물 고정나사를 개발하여 시판하고 있으나 이에 대한 연구 역시 매우 미흡한 실정이다.

일반적으로 임프란트와 연관된 응력에 관한 연구 방법으로는 전기저항 스트레인 게이지법^{15, 32, 75)}, 팽탄성 응력분석법^{59, 60, 105)} 및 유한요소법^{13, 19, 20, 22, 23, 26, 78-78, 85-87, 94, 96, 102, 104, 107-109)} 등이 주로 이용되고 있는데 이중 유한요소법은 종래의 실험적 응력측정법으로 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 공학적 수치해석법으로 분석할 수 있다는 장점이 있다¹⁰⁶⁾.

이에 저자는 골유착성 임프란트와 자연치를 이용한 고정성 국소의치에서 정하중 및 동하중으로 인하여 지지 골조직에 발생하는 응력을 보다 효율적으로 분산, 완화시킬 수 있는 방법을 비교 연구하고자, 자연치와 임프란트에 의해 지지되는 고정성 국소의치의 이차원 유한요소모형들을 설계한 후 첫째, 정하중시 보철물 고정나사의 설계 유무 및 보철물 고정나사의 물리적 성질의 변화, 상부 보철물의 물리적 성질의 변화, 그리고 내가동연결장치의 사용등에 따른 응력분산 효과를 상호 비교 분석하고 둘째, 동하중시 내가동연결장치 및 상부 보철물 교합면의

복합레진 피개에 따른 충격흡수 효과를 비교 분석한 결과 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하고자 한다.

II. 연구재료 및 방법

가. 유한요소모형 설계

골유착성 임플란트와 자연치를 이용한 고정성 국소의치에서 지지골조직에 발생하는 응력 및 변위를 비교 관찰하기 위하여 하악 제 1, 2 대구치가 결손된 편측 유리단 부분 무치악에서 발거된 제 2대구치 잔존 치조제 중앙 부위에 직경 4mm, 길이 11mm의 실린더형 임플란트를 식립하여 전방 제 2소구치와 계속 가공의치로 연결하는 전형적인 고정성 국소의치의 유한요소모형을 설계하였으며, 이때 자연치근의 길이 및 각 치아의 근원심 폭경등은 Wheeler의 연구자료⁶⁾를 이용하였다.

임플란트의 기본 구조는 실제 IMZ 임플란트의 외형과 내형을 실측하여 설계하였는데 임플란트 지대치와 보철물 연결 부위의 구조적 변화에 따른 응력차이를 비교하기 위하여 크게 두가지로 구분하여 설계하였다. 제 1형은 상부 보철물과 임플란트 지대치가 치과용 세멘트로 합착되는 단순한 구조로 가정하여 설계하였으며, 설계과정에서 합착용 세멘트 층은 관련연구^{96, 104, 108)}를 참고로 생략하였다(Fig. 1, 사진부도 1). 제 2형은 임플란트 지대치 및 보철물 고정나사를 구분하여 설계하였고 임플란트 지대치의 상부에는 내가동연결장치의 점탄성체가 포함될 수 있도록 나누어 설계하였으며, 임플란트 근단부위에 있는 4개의 구멍은 1, 2형 모두에서 응력 비교의 단순화를 위하여 생략하였다(Fig. 2, 사진부도 2). 특히 Fig. 2에서 처럼 제 2형 임플란트의 상부구조물에 굵은 실선으로 표시하여 나타낸 상부 보철물과 임플란트 지대치, 보철물 고정나사와 임플란트 지대치사이에는 Gap요소를 두어 이 부위에서는 상부 보철물, 임플란트 지대치 및 보철물 고정나사들이 서로의 운동을 구속하지 않는 보다 실제와 유사한 모형이 되도록 설계하였다. 이때 사용된 Gap요소의 스프링 상수는 주위요소 강성도의 10~100배의 값을 부여하는 것이 가장 좋은 수치결과를 얻을 수 있다는 본 실험에 사용된 유한요소 프로그램의 지침서에 근거하여 결정하였다.

골조직의 형태는 하악의 실제구조를 모방하기 위

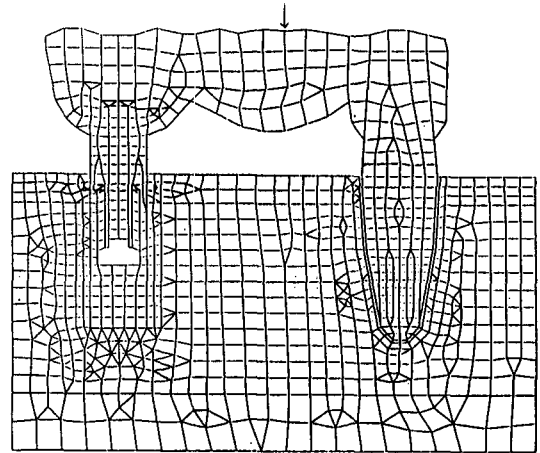


Fig. 1. Finite element model of type 1 implant without fastening screw.

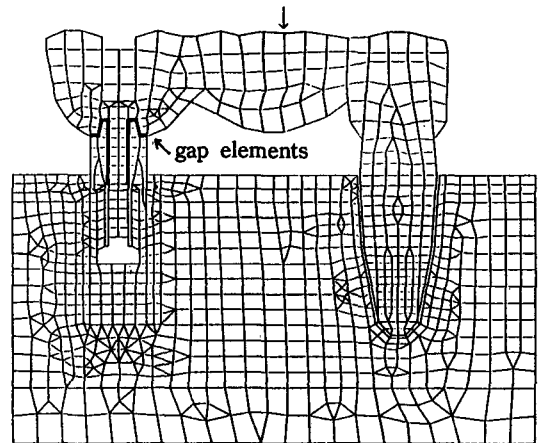


Fig. 2. Finite element model of type 2 implant with fastening screw.

하여 외측은 피질골, 내측은 해면골로 구분하여 설계하였으며, 피질골의 두께는 선학의 실험⁹⁾을 근거로 2mm로 설정하였고 골과 임플란트와의 접촉면은 결체조직이 개재되지 않은 골유착을 가정하여 압축과 인장에 동시에 반응하도록 절점을 공유토록 하였다. 또한, 선학들의 연구보고^{96, 104, 108)}를 참고로 치아 주위의 치조 백선은 피질골로, 치아는 치수를 무시하고 모두 상아질로 설계하였으며, 치근막의 두께는 Ten Cate⁸⁵⁾의 자료로 참고하여 약 0.2mm로 설정하였고 상부 보철물은 도재나 복합레진등으로 교합면을 피개할 수 있도록 두부분으로 나누어 설계하였다. 특히 동하중을 위한 실험모형에서는 전체적인 보철물의

설계의 변형없이 하중점 아래 가공치 치관부 교합 면위에 2개의요소를 더 첨가하여 동일한 물성치를 부여할 수 있도록 설계함으로써 Davis등²⁰⁾의 실험방법을 보완하여 여러 조건의 실험모형에 따른 교합면 수복재료의 차이에 관계없이 각 실험모형간에 일정한 충격량을 줄 수 있도록 설계하였다(Fig. 3, 사진부도 3).

따라서 정하중시 제 2형 유한요소모형은 임프란트,

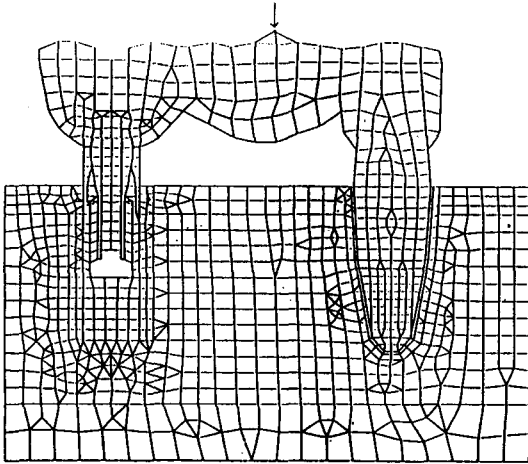


Fig. 3. Finite element model for dynamic loading experiment, in which two elements were additionally constructed on the occlusal surface of pontic under loading point.

내가동연결장치의 점탄성체 부분, 보철물 고정나사, 두 부분으로 나누어 설계된 상부 보철물, 치아, 치근막, 해면골, 피질골등 총 9가지의 서로 다른 물성치를 대입할 수 있도록 설계되었고, 동하중 실험을 위한 모형에서는 이외에 가공치 교합면위에 첨가된 요소들에 또 하나의 물성치를 대입할 수 있도록 하였으며, 제 1형은 내가동연결장치 및 고정나사가 없는 7가지의 재료로 설계되었다.

전체 모형은 형상이나 재료에 따라 삼각형 또는 사각형 요소로 분할하였으며, 이때 부하된 하중에 대하여 현저한 응력이 예상되는 부분과 세밀한 관찰을 요하는 부분의 요소는 가급적 작게 분할하였고, 분할된 각 요소와 절점에 고유번호를 부여하였다. 또한 하중시 유한요소모형을 고정하기 위하여 끝조각 하방으로는 수직변위에 대한, 측방으로는 수평변위에 대한 고정점을 각각 설정하였다.

일반적인 응력계산을 위하여 필요로 하는 각 재료들의 물성치인 탄성계수 및 프와송비(Poisson's ratio)와 동하중 실험을 위해 추가로 필요로 하는 밀도치는 선학의 보고^{5, 13, 19, 21, 24, 35, 63, 66, 108)}를 참고로 하였으며(Table I), 모형의 물리적 특성은 균질성(homogeneity), 등방성(isotropicity), 선형탄성(linear elasticity)으로 가정하였다.

정하중시 임프란트 상부 구조물의 구조적 변화, 보철물 및 고정나사의 물리적 성질의 변화, 내가동

Table I. Physical properties for each material

Material	Elastic modulus (MPa)	Poisson's ratio	Density (gr/cm ³)
Cortical bone	13,700.0	0.30	2.00*
Cancellous bone	1,370.0	0.30	0.97*
Dentin	18,300.0	0.31	2.14
Periodontal ligament	68.9	0.45	1.00*
Ceramic noble alloy	117,000.0	0.29	13.50
Composite resin	16,600.0	0.24	1.96
Titanium	103,400.0	0.35	4.51
Type III gold	100,000.0	0.33	15.50
Type I gold	77,200.0	0.33	17.24
Polyoxymethylene	3,447.0	0.35	1.00
Porcelain	69,900.0	0.19	2.40

* The max. value of apparent bone density.

Density of plasma.

Table II. Experimental models

Model	Fastening screw	Intramobile connector	Prosthesis	Occlusal veneer
				Framework
1-1	No	No		Type III gold
2-1*	Titanium	Titanium		Type III gold
2-2	Type I gold	Titanium		Type III gold
2-3*	Titanium	Polyoxymethylene		Type III gold
2-4	Titanium	Titanium		Porcelain
				Noble metal alloy
2-5*	Titanium	Titanium		Composite resin
				Type III gold

* Models also used for dynamic loading experiment.

연결장치 유무등에 관련되어 응력분산의 차이를 유발시킬 수 있는 다양한 조건을 변화시킨 총 6개의 실험군과 동하중시 복합레진의 교합면 피개 및 내가동연결장치 유무등에 관련되어 충격흡수의 차이를 유발시킬 수 있는 조건을 변화시킨 총 3개의 실험군을 Table II에 함께 정리하여 나타내었고, 기타 상부 보철물, 내가동연결장치 및 보철물 고정나사등 응력비교를 위하여 변수로 이용되는 실험조건을 제외한 나머지 부분의 유한요소모형에는 모든 실험조건에서 실험군간에 서로 동일한 물성치를 부여하였으며, 동하중 실험을 위해 가공치 치관부 하중점 하방에 첨가된 두개의 요소에는 모든 동하중 실험모형에 type III gold의 물성치를 부여하였다.

유한요소모형에 적용한 하중조건은 정하중 실험에서는 가공치 중심외에 평균 교합력인 160N을 수직방향으로 집중하중을 가하였으며²⁰⁾, 동하중 실험에서는 첨가된 요소들의 상단부 공유절점에 저작시 하악운동의 최고 속도인 800cm/min을 부여하였다²³⁾.

나. 응력 및 변위의 계산

위의 같이 모형설계 과정이 완료된 후 이차원적 응력 및 변위를 해석하기 위한 유한요소 프로그램에 요소의 번호, 절점의 좌표, 재료의 물성치 및 하중 조건등의 자료를 입력하여 그 결과를 계산하였다.

이러한 유한요소모형 설계과정(preprocessing), 계산과정(solving) 및 결과를 컴퓨터 모니터 상에 디스플레이 시키는(postprocessing) 일련의 모든 과정은 유한요소 프로그램인 ANSYS(Swanson Analy-

sis Systems, Inc., Houston, Pa., U. S. A.)를 사용하여 HYUNDAI SPARC HWS-S200K WORKSTATION에서 이루어졌다.

분석과정이 끝난 후 해석결과로 부터 각각의 실험조건에 따라 지지골 조직에 발생하는 응력의 차이를 비교 분석하기 위하여 Fig. 4에서와 같이 피질골의 상방경계 및 임플란트와 지지골의 계면 그리고 치근막측 치조백선을 잇는 계면을 설정한 후 응력 차이를 상호 비교하기 위한 기준점을 정하였다. 정하중시 응력분산 효과의 비교는 여러가지 유한요소 결과로 부터 주응력, 등가응력 및 변위를 택하여 상호 비교 분석하였는데, 주응력 관찰은 화면상에 응력의 크기가 길이로 표시되고 또한 최대 인장응력 및 최대

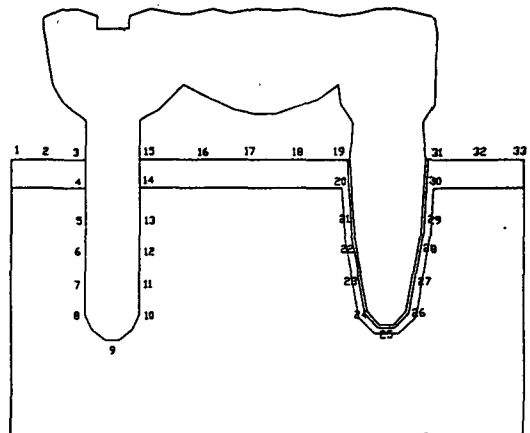


Fig. 4. Reference points for comparison of the stresses.

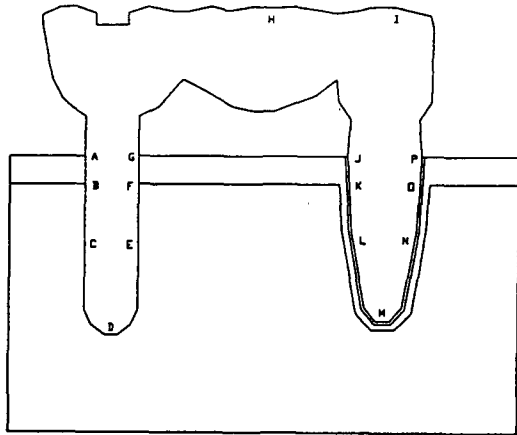


Fig. 5. Reference points for comparison of the displacements.

압축응력이 구분되어 나타나는 응력 막대로 전체적인 압축과 인장의 분포 상태를 관찰하였고 보다 구체적인 비교는 각각의 응력수치를 이용하였으며, 등가응력은 전체적인 응력분포를 알아보기 위하여 화면에 나타나는 응력 무늬와 보다 세밀한 관찰을 위하여 응력수치를 이용하였으며, 각 실험조건에 따른 등가응력 변화를 보다 용이하게 비교하기 위하여 model 2-1을 기준모형으로 하여 각각의 실험모형에 따른 등가응력치를 그래프로 도표화하여 비교 정리하였다. 변위는 Fig. 5에서와 같이 가공치 치관부, 소구치 치관부 및 임프란트와 자연치근 주위 절점들을 기준점으로 X, Y 방향의 변위량을 수치로 정리하여 상호 비교하였다.

동하중에 대한 응력비교는 각 실험모형에 대하여 하중 제거 후 0.0064초동안 80번에 걸쳐 응력분석을 시행한 후, 각 실험모형간의 충격흡수 효과를 상호 비교하기 위하여 정하중에서의 같은 기준점에서 계산된 80번의 유한요소 해석결과로부터 등가응력값만을 택하여 이중 최대값을 수치로 정리하였고, 또한 이 최대 등가응력값을 그래프로 도표화하여 정리함으로써 각 실험조건에 따른 응력차의 비교를 용이하게 하였다.

III. 연구성적

가. 정하중

1. 변위

고정성 국소치의 가공치 중심와에 가해진 수직

집중하중의 결과로 나타나는 전체적인 유한요소모형의 변위 양상과 관찰계면상의 각 기준점에 대한 변위량의 수치를 사진부도 5, 7, 9, 11, 13, 15와 Table III에 각각 나타내었다.

각 실험모형에서 내가동연결장치의 모형을 제외한 나머지 실험모형에서 모두 비슷한 변위 양상을 보였는데 전체적인 수직변위는 임프란트와 자연치 모두 하방변위를 나타내었으며, 자연치가 임프란트에 비하여 큰 변위량을 보였다. 실험결과 각 실험모형간의 자연치 치관부 및 치근단의 수직 변위량은 model 2-3, model 2-5, model 2-2, model 2-1, model 2-4, model 1-1,의 순으로 감소되었으며, 임프란트 근단부의 수직 변위량은 model 1-1, model 2-4, model 2-1, model 2-5, model 2-2, model 2-3순이었다. 그리고 가공치 치관부의 수직변위는 model 2-5, model 2-3, model 2-4, model 2-2, model 2-1, model 1-1의 순으로 감소하였다.

임프란트의 수평변위는 경부에서만 근심변위를 나타냈으며 하방부위 모두 원심으로 변위하였고, 임프란트 근단부에서 가장 큰 원심변위를 나타내었다. 자연치의 수평변위는 치근단 1/3 부위에서만 원심변위를 보이며, 나머지 상방 치근 및 치관 부위는 모두 근심변위를 보였다.

각각의 실험조건에 따른 임프란트와 자연치의 변위 양상을 상호 비교하기 위하여 model 2-1을 기준모형으로 하여 나머지 실험모형과 개개의 수평 및 수직 변위차를 각각 비교하여 보면, 먼저 보철물 고정나사의 설계로 인한 상부 구조물의 구조적 변화(model 1-1, model 2-1)에 따른 변위차는 고정나사를 설계한 실험모형이 세멘트 합착모형에 비하여 임프란트의 수직변위의 감소와 함께 약간의 근심이동이 관찰되었고, 자연치에서는 치관부 및 치근단부에서의 수직변위가 증가되면서 치근단 1/3부위를 중심으로 치관부는 원심으로 치근단부는 근심으로 수평이동을 보였다.

티타늄 고정나사와 type I gold 고정나사(model 2-1, model 2-2)간의 고정나사의 물성 변화에 따른 변위차를 상호 비교하여 보면 두 실험모형간의 변위차는 매우 적게 나타났는데, type I gold 고정나사의 경우 기준모형에 비하여 대부분 임프란트의 수직, 수평변위의 미세한 감소를 보였으나 임프란트

Table III. Displacements(mm) of reference points of each experimental model under static load

Reference point	Model 1-1		Model 2-1		Model 2-2	
	Trans - X	Trans - Y	Trans - X	Trans - Y	Trans - X	Trans - Y
A	.0846E-02	-2.7380E-02	.0934E-02	-2.7347E-02	.0924E-02	-2.7358E-02
B	-.1265E-02	-2.8003E-02	-.0982E-02	-2.7904E-02	-.0957E-02	-2.7880E-02
C	-.2602E-02	-2.8014E-02	-.2351E-02	-2.7801E-02	-.2273E-02	-2.7744E-02
D	-.3222E-02	-2.7499E-02	-.3045E-02	-2.7228E-02	-.3011E-02	-2.7185E-02
E	-.1843E-02	-2.9094E-02	-.1600E-02	-2.8882E-02	-.1524E-02	-2.8848E-02
F	-.0985E-02	-3.1613E-02	-.0716E-02	-3.1270E-02	-.0679E-02	-3.1232E-02
G	.0949E-02	-3.3070E-02	.1028E-02	-3.2745E-02	.1032E-02	-3.2753E-02
H	2.4153E-02	-6.6306E-02	2.0101E-02	-6.7539E-02	1.9588E-02	-6.7745E-02
I	2.0582E-02	-7.0978E-02	1.6117E-02	-7.1742E-02	1.5554E-02	-7.1866E-02
J	1.0458E-02	-6.2828E-02	.8398E-02	-6.4081E-02	.8156E-02	-6.4263E-02
K	.6706E-02	-6.0912E-02	.5390E-02	-6.2053E-02	.5240E-02	-6.2218E-02
L	.2145E-02	-5.9156E-02	.1683E-02	-6.0065E-02	.1636E-02	-6.0200E-02
M	-.3327E-02	-5.8403E-02	-.2870E-02	-5.8804E-02	-.2807E-02	-5.8876E-02
N	.2981E-02	-6.4542E-02	.2529E-02	-6.4495E-02	.2484E-02	-6.4514E-02
O	.7823E-02	-6.7699E-02	.6521E-02	-6.7457E-02	.6373E-02	-6.7451E-02
P	1.1329E-02	-6.9665E-02	.9277E-02	-6.9341E-02	.9036E-02	-6.9324E-02

Reference point	Model 2-3		Model 2-4		Model 2-5	
	Trans - X	Trans - Y	Trans - X	Trans - Y	Trans - X	Trans - Y
A	-.0785E-02	-2.8176E-02	.0962E-02	-2.7284E-02	.0635E-02	-2.7122E-02
B	-.0996E-02	-2.8189E-02	-.1017E-02	-2.7873E-02	-.1352E-02	-2.7790E-02
C	-.1229E-02	-2.7189E-02	-.2412E-02	-2.7809E-02	-.2614E-02	-2.7790E-02
D	-.0813E-02	-2.6129E-02	-.3131E-02	-2.7250E-02	-.3187E-02	-2.7189E-02
E	-.0519E-02	-2.7187E-02	-.1660E-02	-2.8919E-02	-.1866E-02	-2.8810E-02
F	-.0729E-02	-2.8515E-02	-.0751E-02	-3.1349E-02	-.1090E-02	-3.1296E-02
G	-.0698E-02	-2.9052E-02	.1056E-02	-3.2858E-02	.0725E-02	-3.2891E-02
H	1.8528E-02	-7.0754E-02	2.0064E-02	-6.8203E-02	1.9040E-02	-7.9711E-02
I	1.4236E-02	-7.4937E-02	1.5554E-02	-7.1649E-02	1.2538E-02	-7.2048E-02
J	.7541E-02	-6.7180E-02	.8471E-02	-6.4118E-02	.9596E-02	-6.4587E-02
K	.4788E-02	-6.4987E-02	.5500E-02	-6.2042E-02	.6613E-02	-6.2229E-02
L	.1372E-02	-6.2781E-02	.1804E-02	-6.0016E-02	.2685E-02	-6.0010E-02
M	-.2902E-02	-6.1206E-02	-.2788E-02	-5.8754E-02	-.2485E-02	-5.8879E-02
N	.2268E-02	-6.6920E-02	.2649E-02	-6.4436E-02	.3531E-02	-6.4709E-02
O	.5992E-02	-6.9909E-02	.6629E-02	-6.7353E-02	.7746E-02	-6.7445E-02
P	.8468E-02	-7.1826E-02	.9343E-02	-6.9188E-02	1.0478E-02	-6.9006E-02

근심경부에서는 수직, 수평변위가 증가되었고 원심경부에서는 수직변위 증가 및 수평변위 감소를 나타내었으며, 자연치에서는 고정나사 설계로 인한 변위차와 유사한 양상을 보였으나 수평, 수직 변위량의 차는 매우 적었다.

내가동연결장치로 인한 변위차를 (model 2-1, model 2-3) 비교하여 보면, 내가동연결장치를 사용한 경우 기준모형에 비하여 임프란트의 수직변위가 가장 크게 감소하였으나, 원심경부에서만 수직변위의 증가를 보였으며, 수평변위는 다른 실험모형과는 다르게 임프란트 경부를 포함하여 모두 원심변위하였으나, 전체적인 임프란트의 원심변위의 양이 크게 감소함으로써 임프란트의 기울어짐이 거의 없었다. 자연치에서는 치관부 및 치근단의 수직변위가 제일 크게 증가되면서 치관부 및 자연치근 모두 원심으로 수평이동하였다.

상부 보철물의 수복재료에 따른 변위차를 보면 먼저 기준모형인 type III gold로 제작한 보철물과 도재용 귀금속 합금에 도재를 피개한 보철물(model 2-1, model 2-4)사이의 변위차는 매우 미세하였는데, 도재피개 수복물의 경우 기준모형에 비하여 임프란트의 원심경부 1/3 부위를 제외하고는 미세한 수직변위 증가를 나타냈으며, 임프란트 경부는 보다 근심으로 임프란트 근단부는 보다 원심으로 약간씩 수평이동 되었으나, 그 변위차 역시 매우 미세하였다. 자연치에서는 치관부 및 치근단 부위의 수직변위가 약간씩 감소되었으며, 치경부와 치근단 부위는 모두 근심으로, 치관부는 원심으로 약간씩 수평이동하였으나, 수평 변위량의 차 역시 매우 적었다.

또한 type III gold 보철물로된 기준모형과 하부는 type III gold로 조합면은 복합레진으로 피개된 보철물 모형(model 2-1, model 2-5)사이의 변위차는 복합레진으로 피개한 보철물의 경우 기준모형에 비하여 임프란트에서는 원심으로의 수평이동과 함께 근심경부를 제외한 나머지 부위의 수직 변위가 미세한 감소를 보였고, 자연치에서는 치관부 및 치근단 부위의 약간의 수직변위 증가와 함께 치근단 및 치경부는 근심으로, 치관부는 원심으로의 수평이동이 관찰되었다.

2. 응력

각 실험조건에 다른 유한요소 모형에 대한 응력

분석 결과, 관찰계면의 기준점에 대한 최대 주응력값, 최소 주응력값 및 등가응력값을 Table IV에 수치로 표시하였고 사진부도 6, 8, 10, 12, 14, 16에는 주응력 성분을 인장과 압축으로 구분하여, 사진부도 5, 7, 9, 11, 13, 15에는 등가응력값을 크기에 따라 9가지 색상의 응력 무늬로 구분하여 각각 표시함으로써 전체적인 주응력 및 등가응력의 분포 양상을 관찰할 수 있도록 하였으며, 각 실험모형들의 실험조건에 따른 등가응력 차이를 상호 비교하기 위하여 model 2-1을 기준모형으로 하여 나머지 실험모형들의 등가응력값과 Fig. 6~10에 그래프를 이용하여 각각 비교하여 나타내었다.

먼저 유한요소 실험모형에 나타난 전체적인 응력 분포를 살펴보면 내가동연결장치의 실험모형을 제외한 나머지 실험모형들에서 모두 유사한 양상을 보였는데, 자연치 주위 지지골보다 임프란트 주위 지지골에서 매우 높은 응력이 발생하였다. 임프란트 주위 지지골에서의 등가응력 분포는 임프란트 근심경부 피질골에 가장 높은 응력이 집중되었고 응력의 크기는 model 2-5, model 2-2, model 2-4, model 2-1, model 1-1, model 2-3 순이었으며, 다음으로는 임프란트 원심경부 피질골에 응력이 집중되었고 임프란트 근단부로 내려갈수록 골내 발생하는 응력 크기는 감소하였다. 임프란트 주위 지지골내의 주응력 분포는 임프란트 원심경부 1/3 부위를 제외한 나머지 임프란트 부위에서는 대부분 인장응력보다는 압축응력이 크게 발생되었는데 임프란트 근심경부 피질골에 가장 큰 압축응력이 발생하였으며, 임프란트 원심경부 피질골에는 가장 큰 인장응력이 발생하였다.

자연치의 주위골내 발생하는 등가응력 분포는 치근단 주위 지지골에 가장 큰 응력이 집중되었으며 응력의 크기는 model 2-3, model 2-2, model 2-1, model 2-5, model 2-4, model 1-1 순이었으며, 자연치 치경부로 올라 갈수록 지지골내 응력은 감소되었고, 대체로 원심 지지골보다 근심 지지골에 더 큰 응력이 발생하는 것으로 나타났다. 주응력 분포는 자연치 주위 지지골에 대부분 압축응력이 크게 발생되었고 원심치경부 1/3 부위 및 치근단에서만 압축응력과 함께 약간의 인장응력이 발생되었다. 가공치 치관부 아래의 잔존 치조골 정상 중앙부에는 치근단보다 약간 작은 등가응력이 발생되었

Table IV. Principal stresses(MPa) and von Mises stresses(MPa) of reference points of each experimental model under static load

Reference point	Model 1-1			Model 2-1			Model 2-2		
	Max.	Min.	von Mises	Max.	Min.	von Mises	Max.	Min.	von Mises
1	4.31	-.055	4.339	4.669	-0.60	4.699	4.652	-.061	4.683
2	2.361	-.218	2.482	2.548	-.225	2.673	2.510	-.227	2.637
3	31.289	-2.167	32.451	33.942	-.881	34.378	32.709	-.976	33.173
4	13.523	-.409	13.525	11.653	-.237	11.546	10.844	-.250	10.754
5	.381	-3.492	3.681	.263	-4.658	4.764	.203	-4.867	4.924
6	4.751	-24.457	27.167	4.346	-23.787	26.245	4.291	-23.752	26.175
7	.233	-7.162	6.788	.236	-7.330	6.964	.236	-7.332	6.969
8	.523	-5.982	6.124	.535	-6.007	6.154	.536	-5.989	6.137
9	.018	-7.834	7.576	.111	-7.882	7.538	.109	-7.868	7.524
10	.860	-6.822	7.205	.992	-6.776	7.258	.987	-6.768	7.246
11	.475	-13.682	13.610	.459	-13.364	13.265	.455	-13.320	13.216
12	1.662	-21.264	21.320	1.676	-21.276	21.364	1.1675	-21.221	21.312
13	1.987	-34.896	36.054	1.831	-33.118	34.178	1.709	-33.196	34.187
14	8.965	-25.560	32.524	8.387	-24.712	31.203	8.257	-25.371	31.743
15	.000	-77.165	71.972	.000	-86.455	80.366	.000	-89.041	82.966
16	6.821	-.357	6.982	6.491	-.348	6.651	6.473	-.347	6.633
17	12.161	-.137	12.230	11.634	-.133	11.701	11.583	-.133	11.650
18	10.399	-.181	10.492	9.901	-.181	9.994	9.846	-.181	9.939
19	2.961	-1.692	4.089	2.443	-1.916	3.800	2.381	-1.947	3.711
20	3.765	-5.353	8.116	3.414	-5.702	8.150	3.373	-5.749	8.161
21	2.055	-3.198	4.669	1.932	-3.614	4.978	1.918	-3.667	5.019
22	.912	-6.567	7.058	.917	-6.797	7.277	.918	-6.827	7.305
23	.784	-7.756	8.080	.808	-7.875	8.218	.811	-7.892	8.237
24	.356	-9.584	8.932	.379	-9.701	9.059	.382	-9.718	9.077
25	4.145	-10.784	13.056	4.588	-10.806	13.350	4.596	-10.821	13.369
26	.489	-9.990	9.490	.477	-9.954	9.434	.475	-9.954	9.432
27	.825	-8.500	8.814	.823	-8.452	8.763	.822	-8.450	8.760
28	.753	-8.460	8.633	.771	-8.301	8.501	.773	-8.285	8.488
29	.924	-7.161	7.549	.981	-6.767	7.245	.988	-6.724	7.212
30	.579	-8.407	8.446	.733	-8.158	8.410	.765	-8.131	8.408
31	.003	-6.310	6.095	.027	-5.714	5.597	.033	-5.648	5.544
32	3.257	-.279	3.404	3.781	-.269	3.915	3.846	-.268	3.978
33	7.037	-.055	7.065	7.721	-.058	7.750	7.805	-.058	7.834

Reference point	Model 2-3			Model 2-4			Model 2-5		
	Max.	Min.	von Mises	Max.	Min.	von Mises	Max.	Min.	von Mises
1	1.781	-.104	1.837	4.686	-.059	4.716	3.876	-.057	3.905
2	.154	-1.898	1.967	2.612	-.219	2.733	1.880	-.250	2.026
3	9.015	-10.465	17.730	35.587	-.703	35.895	41.380	-1.310	42.086
4	2.571	-2.451	4.606	12.247	-.250	12.144	13.508	-.492	13.572
5	.401	-15.713	15.920	.291	-4.224	4.348	.342	-3.578	3.736
6	1.688	-20.987	21.796	4.471	-23.917	26.454	4.660	-24.263	26.917
7	.252	-9.460	9.161	.234	-7.243	6.875	.226	-7.163	6.787
8	.717	-6.016	6.280	.527	-6.006	6.150	.518	-6.008	6.144
9	.071	-7.495	7.143	.113	-7.892	7.550	.116	-7.875	7.535
10	.730	-6.088	6.371	1.001	-6.795	7.285	1.008	-6.764	7.265
11	.367	-10.186	9.974	.462	-13.474	13.380	.467	-13.496	13.418
12	1.890	-20.978	21.730	1.664	-21.262	21.334	1.629	-20.914	20.964
13	1.094	-19.606	20.232	1.865	-33.651	34.732	1.943	-34.310	35.442
14	6.579	-8.734	14.093	8.477	-25.333	31.885	8.761	-26.762	33.522
15	.000	-32.565	30.209	.000	-88.292	82.102	.000	-94.257	88.062
16	8.394	-.230	8.484	6.483	-.353	6.646	7.078	-.345	7.232
17	12.102	-.115	12.160	11.664	-.134	11.731	12.211	-.136	12.279
18	9.996	-.190	10.094	9.926	-.181	10.019	10.320	-.186	10.415
19	2.265	-2.172	3.863	2.466	-1.914	3.819	2.781	-1.870	4.067
20	3.538	-6.337	8.853	3.443	-5.701	8.174	3.817	-5.707	8.491
21	2.065	-3.946	5.397	1.947	-3.594	4.970	2.133	-3.369	4.898
22	.988	-7.044	7.574	.921	-6.789	7.277	.968	-6.703	7.255
23	.875	-8.056	8.447	.811	-7.870	8.218	.838	-7.829	8.216
24	.410	-9.779	9.156	.380	-9.713	9.072	.388	-9.763	9.126
25	4.900	-11.310	14.055	4.579	-10.795	13.332	4.567	-10.819	13.342
26	.492	-10.382	9.832	.474	-9.933	9.411	.467	-9.919	9.387
27	.860	-8.763	9.092	.817	-8.447	8.750	.790	-8.516	8.780
28	.817	-8.541	8.772	.763	-8.297	8.489	.720	-8.408	8.542
29	1.056	-6.808	7.363	.971	-6.780	7.246	.901	-7.047	7.412
30	.926	-8.342	8.737	.706	-8.142	8.373	.575	-8.196	8.245
31	.056	-5.611	5.557	.027	-5.723	5.601	.024	-6.024	5.843
32	4.212	-.274	4.344	3.759	-.269	3.893	3.491	-.273	3.632
33	8.382	-.062	8.414	7.679	-.058	7.708	7.281	-.055	7.308

Max., Maximum tensile stress ; Min., maximum compressive stress ; von Mises, equivalent stress.

으며 주응력은 주로 인장응력을 나타내었다.

각 실험모형간의 응력 분포차를 비교하기 위하여 model 2-1을 기준으로 발생된 응력을 상호 비교하여 보면, 보철물 고정나사 설계로 인한 상부 구조물의

구조적 변화(model 1-1, model 2-1)에 따른 주위 지지골내의 응력차는 보철물 고정나사가 설계되어 있지 않은 model 1-1에서는 최대 등가응력이 가공치 하중점 직하방에 발생되었으며 다음으로는 임프란트

지대치 근심에 발생하였으나, 고정나사의 설계로 인하여 최대 등가응력은 상부 보철물과 접촉되고 있는 임플란트 지대치의 근심상연에서 발생되고 다음으로는 보철물 고정나사의 근심에 응력이 집중되었다.

임플란트 지지골내에 발생하는 응력차는 고정나사 설계로 인하여 피질골 상연 근원심에 국소적으로 응력이 증가되고, 바로 하방 근원심 피질골 하연 부위에서는 약간의 응력감소를 보였으며 그외의 부분은 거의 비슷한 크기의 응력을 나타내었다. 자연치 주위 지지골에서는 응력의 차이가 거의 나타나지 않았는데 고정나사를 설계한 모형에서 근심 지지골에 약간의 응력감소와 치근단 및 원심 지지골에 약간의 응력증가로 인해 보다 근원심 대칭적인 응력분포를 나타냈으며, 가공치관부 하방 잔존치조골의 응력은 감소되었다(Fig. 6).

고정나사의 물성변화로 인한 주위 지지골내의 응력차(model 2-1, model 2-2)는 type I gold 고정나사 사용시 티타늄 고정나사보다 임플란트의 근심 피질골에 응력이 증가되었으며 원심 피질골에서는 응력이 감소되었고, 나머지 임플란트 지지골 부위에서는 유사한 크기의 응력을 나타내었다. 자연치에서는 구조적 변화와 마찬가지로 고정나사의 물성변화로 인하여 거의 응력차가 나타나지 않았는데, Table IV를 참고로 하면 고정나사의 설계로 인한 응력변화와 유사하게 근심 지지골에 아주 미세한 응력감소와 치근단 및 원심 지지골에 아주 미세한 응력증가를 나타내었으며, 가공치관부 하방 잔존치조골에도 응력감소를 나타내었다(Fig. 7).

내가동연결장치로 인한 주위 지지골내의 응력차를(model 2-1, model 2-3) 비교하여 보면 다른 실험모형과 마찬가지로 임플란트의 근심 피질골에 가장 큰 응력이 발생하나 내가동연결장치로 인한 응력감소가 매우 크게 일어났으며, 역시 원심 피질골에서도 현저한 응력감소가 나타났다. 임플란트 근단부에서도 약간의 응력감소가 나타났으며 임플란트 원심과 근심 지지골에 보다 대칭적인 응력분포가 관찰되었다. 자연치에서는 다른 실험모형에 비하여 치근 지지골 전반에 걸쳐 약간 큰 응력증가를 보였으며, 가공치관부 하방 잔존치조골에서도 응력증가가 나타났다(Fig. 8).

상부 보철물의 수복재료에 따른 주위 지지골내의

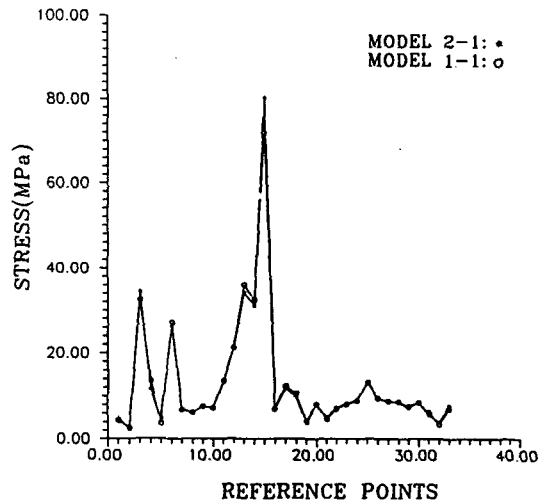


Fig. 6. Distribution of von Mises equivalent stress within the surrounding bone under static load.(model 1-1, implant without fastening screw ; model 2-1, implant with fastening screw)

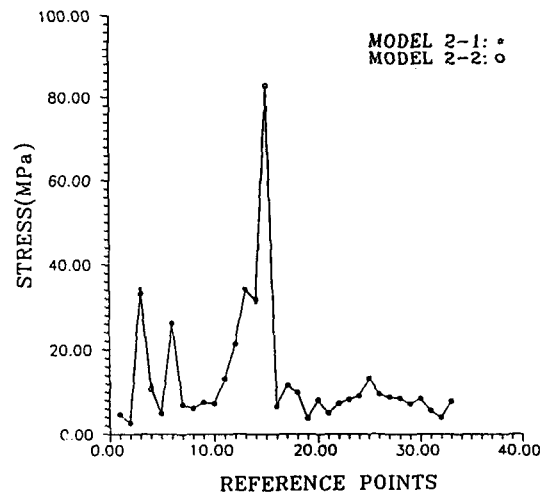


Fig. 7. Distribution of von Mises equivalent stress within the surrounding bone under static load.(model 2-1, Ti fastening screw ; model 2-2, type I gold fastening screw)

응력차를 보면 먼저 type III gold로 제작한 보철물과 도재용 귀금속합금에 도재를 피개한 보철물(model 2-1, model 2-4)간의 물성차로 인한 응력의 차

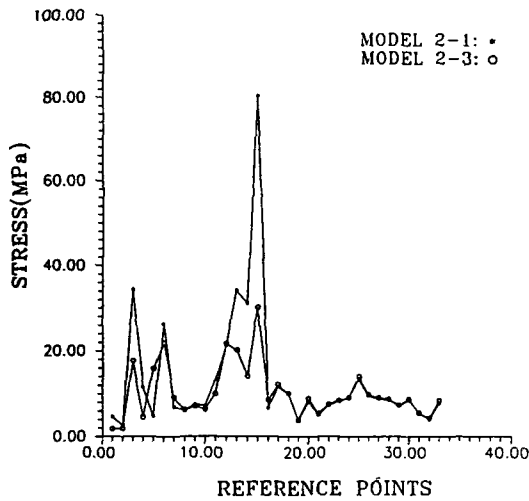


Fig. 8. Distribution of von Mises equivalent stress within the surrounding bone under static load.(model 2-1, without IMC ; model 2-3, with IMC)

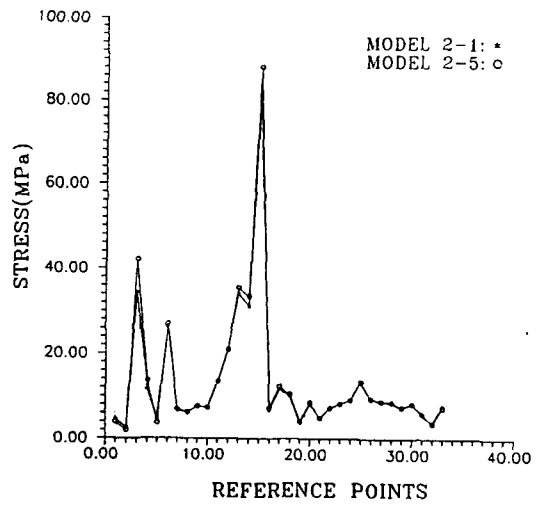


Fig. 10. Distribution of von Mises equivalent stress within the surrounding bone under static load.(model 2-1, type III gold prosthesis ; model 2-5, type III gold framework plus composite resin veneering)

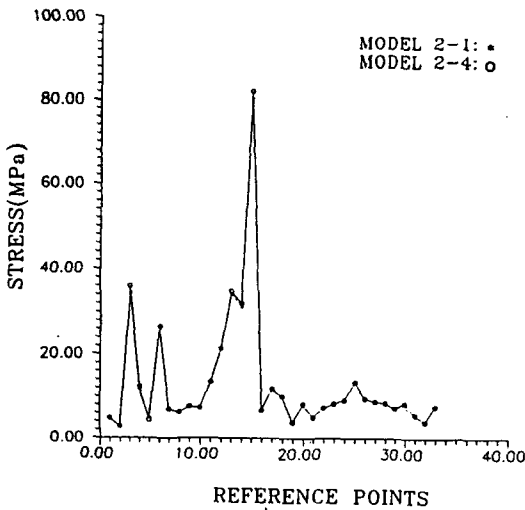


Fig. 9. Distribution of von Mises equivalent stress within the surrounding bone under static load.(model 2-1, type III gold prosthesis ; model 2-4, noble metal alloy framework plus porcelain veneering)

이는 도재로 피개한 수복물의 경우 임프란트 근원심 피질골에 국소적으로 미세한 응력증가를 보이거나 나머지 임프란트 지지골에 대한 응력차는 거의 없었다.

자연치 주위 지지골에서도 거의 응력차가 나타나지 않았으며, 가공치 하방 잔존 치조골내의 응력차도 나타나지 않았다(Fig. 9).

또한 type III gold로 된 보철물과 하부는 type III gold로 교합면은 복합레진으로 피개된 보철물(model 2-1, model 2-5)사이의 지지골내 응력차는 복합레진으로 피개한 보철물에서 임프란트 근원심 피질골에 국소적으로 실험모형중 가장 큰 응력이 집중되었으며, 나머지 임프란트 지지골에 대한 응력차는 거의 없었다. 자연치 주위 지지골에서는 응력의 차이가 거의 나타나지 않았는데 근원심 치경부 부위에서만 미세한 응력증가를 보였으며, 가공치 하방 잔존 치조골에서도 아주 미세한 응력증가를 보였다(Fig. 10).

나. 동하중

각 실험모형상에서 하중 제거 후 0.0064초 동안 80번에 걸쳐 관찰계면상의 기준점에 대한 응력계산을 시행한 후, 분석결과 중 최대 등가응력값을 Table V에 정리하여 수치로 표시하였고, 각 실험모형에 따라 기준점들에 대한 최대 등가응력값을 다시 그래프를 이용하여 함께 비교 정리하였다(Fig. 11).

Table V. Maximum values of von Mises stresses (MPa) of reference points under dynamic load during 6.4×10^{-3} seconds

Reference point	Model 2-1	Model 2-3	Model 2-5
1	0.9224	0.9015	0.4846
2	0.8483	0.7490	0.3559
3	1.434	1.126	0.7669
4	1.279	0.9441	0.7106
5	0.4461	0.2066	0.2004
6	0.4829	0.1753	0.1482
7	0.3443	0.1717	0.1540
8	0.2875	0.1906	0.1254
9	0.3505	0.2738	0.1224
10	0.2721	0.2797	0.1092
11	0.3012	0.2827	0.0951
12	0.3306	0.2902	0.1382
13	0.3925	0.2227	0.1619
14	1.242	0.8146	0.7117
15	1.991	1.743	1.018
16	0.7948	0.4438	0.3887
17	0.5335	0.4326	0.3496
18	0.6828	0.4405	0.3984
19	0.3205	0.2751	0.1471
20	0.9580	0.5262	0.3978
21	0.5588	0.3497	0.2609
22	0.6762	0.4662	0.2710
23	0.6318	0.5483	0.2858
24	0.6364	0.5444	0.2924
25	0.5818	0.5960	0.2467
26	0.5239	0.5789	0.2498
27	0.8564	0.7971	0.2378
28	0.6504	0.6188	0.2208
29	0.5150	0.4750	0.2022
30	0.3703	0.4265	0.1622
31	0.2098	0.1956	0.0846
32	0.3705	0.3424	0.1223
33	0.5245	0.4968	0.2081

먼저 임플란트 주위 지지골에 나타난 전체적인 응력분포를 살펴보면 3가지 실험모형간에 응력의 크기에는 차이가 있으나, 대체로 정하중 실험결과와 유사하게 임플란트 근심경부 피질골에 가장 큰 응

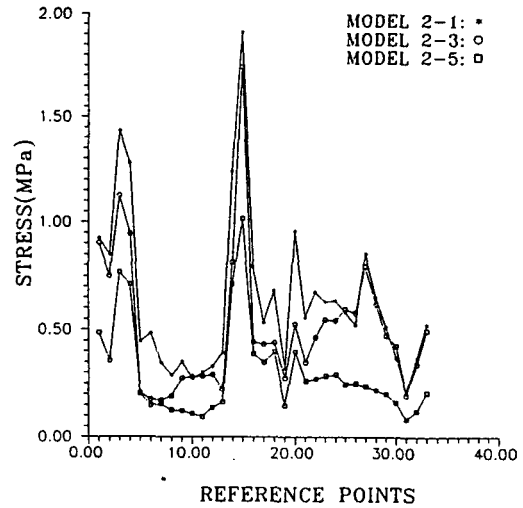


Fig. 11. Distribution of maximum value of von Mises equivalent stresses within the surrounding bone under dynamic load during 6.4×10^{-3} seconds. (model 2-1, type III gold prosthesis without IMC ; model 2-3, type III gold prosthesis with IMC ; model 2-5, type III gold framework plus composite resin veneering)

력이 발생하였고 다음으로는 임플란트 원심경부 피질골에 높은 응력이 집중되었으며 임플란트 근단부로 내려갈수록 주위 지지골내 발생하는 응력의 크기는 감소하였다. 각 실험 모형간의 임플란트 주위 지지골에 발생된 응력의 크기 차는 임플란트 전체 지지골에 대하여 model 2-1, model 2-3, model 2-5 순으로 감소하였다.

자연치 주위 지지골내 발생되는 전체적인 등가응력 분포는 정하중과는 다른 양상을 나타냈으며 각 실험모형간에도 응력분포 양상이 매우 불규칙하였다. 일반적으로 각 실험모형에서 원심치밀골 하연 부위와 근심 치근단 1/3 부위에 응력집중을 나타냈으나, 교합면을 복합레진으로 피개한 모형에서는 근심 치근단 1/3 부위의 응력집중이 나타나지 않았다. 대체로 각 실험모형간의 자연치 주위 지지골의 응력 크기 역시 정하중과는 달리 임플란트 주위골에서와 같은 순으로 감소하였으나, 자연치 주위 지지골내 발생한 응력의 크기는 정하중의 실험결과와 마찬가지로 임플란트에 비하여 낮은 응력이 발생하였다.

IV. 총괄 및 고찰

최근 예방치의학의 발달로 국민 구강보건이 크게 향상되었으나, 아직도 상당수의 성인이 결손치를 갖고 있는 것으로 추정되고 있다. 많은 학자들은 미래에는 완전 무치악의 환자수는 점점 감소되고, 부분 무치악 환자를 위한 보철물의 수요는 점점 증가할 것으로 예견하고 있다. 따라서 다양한 부분 무치악 환자에서 임프란트를 이용한 구강기능 회복술의 요구가 급증할 것은 매우 자명하다^{82,90}. 특히 유리단 부분무치악 환자에 있어서 임프란트 술식은 고정성 국소의치를 위한 최후방 지대치를 제공하여 기존의 가철성 국소의치나 외팔보(cantilever)를 이용한 고정성 국소의치보다 기능적으로 보다 효율적이며 편안한 보철물을 제공하여줌^{45,46,80,81}으로써 임상적 의의가 매우 크다고 할 수 있다.

일반적으로 임프란트 주위 지지골의 병적 흡수로 인한 실패요인으로는 크게 임프란트 주위염과 지지골에 발생하는 과도한 응력을 들 수 있다⁹⁰. 따라서 임프란트 주위조직의 감염을 예방할 수 있는 여러 가지 치주학적 고려사항^{62,65,70}과 더불어 임프란트 주위골에 발생하는 응력을 최소화할 수 있도록 임프란트 지지골 계면조직의 상태에 대한 고려는 물론 보철물의 교합형성이나 재료선택 및 설계에 대한 주의가 필요하며⁹⁰, 특히 자연치와 임프란트를 지대치로 이용한 고정성 국소의치인 경우 임프란트 주위 지지골의 응력집중이나 자연치의 생리적 자극 손실 등의 문제점 및 직접적인 지지골로의 충격전달등의 문제를 해결할 수 있는 바람직한 보철학적 임상지침이 여러 시술방법에 따른 장기간의 임상보고나 생체역학적 연구등을 통하여 제시되어야 할 것으로 사료된다.

본 실험 연구결과에 대한 생체역학적 고찰은 실험 하중조건에 따라 정하중시의 응력분산 효과와 동하중시 충격흡수 효과로 대별하여 각각 논하고자 한다.

가. 정하중

본 연구에서 가공치 치관부에 가해진 집중하중으로 인한 임프란트와 자연치 주위 지지골에 대한 전반적인 응력분포를 변위와 함께 관찰하여 보면, 전체적인 유한요소모형은 가해진 외력으로 인하여 설계모형에 따라 임프란트 지대치 부위나 보철물 고정

나사동 임프란트 상부 구조물에서 주로 굽힘이 일어나게 되어 상부 보철물이 근심 하방으로 기울어지게 되며, 따라서 자연치는 하방변위와 함께 치근단 1/3을 중심으로 지지골에 근심회전 압박을 가하게 되고, 임프란트에서는 경부를 중심으로 근심 피질 끝에는 압축응력이 원심 피질 끝에는 인장응력이 발생됨을 알 수 있다.

이러한 결과 임프란트 상부의 굽힘을 지지하는 고정단 역할을 하는 임프란트 주위 지지골에는 반력과 반력 모멘트가 발생하여 자연치보다 큰 응력이 집중되며 이는 Takahashi등⁹⁴이 전방 지대치로 자연치를 후방 지대치로 임프란트를 이용한 경우 후방 임프란트 주위 지지골에 응력이 더 크게 집중된다는 유한요소법적 연구결과와 일치하였으며, 임프란트와 주위 지지골의 굴성만으로도 충분히 자연치로 부터 교합력에 대한 지지를 얻을 수 있다는 Lundgren등^{55,56}의 주장과는 다소 상이한 결과로 사료된다.

특히 본 실험연구 결과와 같이 임프란트 경부 피질골에 발생하는 매우 높은 응력집중은 Borchers등¹³, Siegele등^{85,87}, Rieger등⁷⁸의 실험결과와 일치하는데, Ericsson등²⁸, Adell등¹, Jemt등⁴⁰은 임상보고를 통하여 임프란트 경부 변연골의 응력집중으로 인한 주위골의 분화구 같은 골흡수(saucerization)⁷⁸의 가능성을 이미 지적한 바 있다.

자연치 주위 지지골에서는 치근단 부위에 가장 큰 응력이 집중되며, 원심 지지골보다 근심 지지골에 보다 높은 응력이 발생되는데, 이것은 위에서 언급한 임프란트 상부 구조물의 굽힘으로 인하여 자연치가 지지골을 근심압박하여 나타난 결과¹⁰⁸로 사료되며, Rangert등⁷²은 이러한 임프란트의 굽힘은 치아의 동요도와 보철물, 임프란트 및 주위 지지골등의 굴성에 따라 결정된다고 보고하였다.

본 연구에서 임프란트 원심 중앙부 지지골 부위에 또 하나의 높은 응력 집중이 관찰되는데 이는 2차 수술후 임프란트와 보철물을 연결하는 임프란트 지대치가 골내 매식된 임프란트에 지대치 고정나사로 연결되도록 설계된 일반적인 골유착성 임프란트에서 임프란트내에 나사설개로 인하여 임프란트 중간 부위에 두께가 감소하여 나타나는 현상으로 사료된다. 특히 본 실험모형에서는 임프란트 중간부위가 요소를 분할하는 과정에서 다소 실제적인 두께보다 약간 얇게 설계되어 응력의 크기가 조금 더 증가되어 나

타났을 것으로 추측된다. 이러한 결과로 미루어볼 때 임프란트 파절시 파절선이 흡수된 주위 지지골의 높이와 일치했다는 Naert등⁶⁴⁾의 임상보고에 대한 논리적 해석이 가능하며, 또한 보다 긴 임프란트 지대치 고정나사를 제작하여 임프란트 내부를 보강하는 것이 임프란트 파절을 방지할 수 있다는 그의 주장이 타당한 것으로 사료된다.

1. 보철물 고정나사에 의한 응력 분산효과(Fig. 6, 7, 사진부도 5~10)

Hoshaw와 Brunski⁷⁷⁾는 여러가지 임프란트의 축강성도(axial stiffness)를 측정한 실험에서 보철물 고정나사가 설계되어 있는 임프란트가 세멘트 합착용 임프란트보다 약 20~30% 정도 강성도가 감소했음을 보고하였으며, Rangert등⁷²⁾은 Bränemark 임프란트의 굴성도를 측정한 결과 주위 지지골이나 상부 보철물의 굴성을 고려하지 않더라도 보철물 고정나사 또는 임프란트 지대치 고정나사의 굴성만으로도 자연치에 충분한 생리적 운동이 허용되고, 따라서 자연치와 임프란트에서 거의 비슷한 수직 교합력 지지를 얻을 수 있으므로 자연치와 임프란트간에 고정성 연결이 가능하다고 주장하였다.

본 실험결과에서는 고정나사를 설계하지 않은 실험모형에서 임프란트 지대치 근심 부위에 높은 응력이 집중되고 따라서 임프란트의 굽힘이 주로 임프란트 지대치에 의한 것임을 알 수 있으며, 고정나사를 설계함으로써 Rangert등⁷¹⁾의 설명대로 임프란트 지대치의 근심상연이 지렛대 지점이 되어 이 부위에 가장 큰 응력이 발생하였고 임프란트에 가해지는 모멘트를 지지하기 위하여 보철물 고정나사에도 큰 응력이 발생하였음을 알 수 있다. 따라서 임프란트 지대치 근심상연을 지렛대 지점으로한 시-소운동⁷¹⁾의 결과로 자연치 지지골에 대한 근심 압박이 감소되면서 약간의 수직변위 증가로 인하여 근심 치근 주위골의 응력은 감소하고, 원심치근 및 치근단 주위 지지골에 응력이 약간씩 증가된 것으로 사료된다.

이러한 결과는 고정나사의 굴성에 의해 자연치의 수직변위가 증가된다는 점에서 Hoshaw와 Brunski, Rangert등의 견해와 일치하였으나, 임프란트에 비해 자연치 지지골에 발생하는 응력의 크기는 작았으며, 또한 보철물 고정나사 설계 유무에 따른 지지골내

응력차도 크지 않았다. 한편 임프란트 주위 지지골에서는 고정나사 설계로 인하여 지렛대 지점이 되는 임프란트 지대치의 근심부위를 더욱 압박하게 되고 동시에 보철물 고정나사에 인장력이 가해지게 됨으로써 국소적으로 임프란트 근심경부 피질골에 약간의 압축응력 증가와 원심경부 피질골에 약간의 인장응력 증가를 보였다. 이러한 결과는 오히려 상부 보철물을 임프란트에 견고히 연결하는 것이 하나의 단일 구조물과 같은 효과를 갖게 되어, 그 결과 임프란트 상부나 지지골에 발생하는 응력을 감소시킬 뿐 아니라, 수직하중이나 수평전단력은 물론 굽힘 모멘트에도 상부 구조물이 잘 견딜 수 있다는 Skalak^{88,89)}의 견해와 일치한다고 사료된다.

따라서 고정나사 설계로 인하여 자연치 주위골로 약간의 하중전달을 기대할 수 있으나 응력변화 양이 매우 적고, 임프란트에서는 상부 구조물의 불안정한 연결로 인하여 피질골에 국소적으로 보다 큰 응력이 집중되므로 바람직한 응력분산의 결과를 얻지 못할 것으로 사료된다.

더욱이 Rangert등^{71,72)}과 Patterson등⁶⁸⁾은 임프란트에 가해지는 굽힘 모멘트로 인한 보철물 고정나사의 피로파절을 방지하기 위하여 고정나사에 일정량의 토오크를 미리 부하시키는 preload의 중요성을 강조하였다. 그러나 Bränemark 임프란트의 보철물 고정나사에 가해진 10Ncm의 토오크는 약 200~300N 정도의 인장력에 해당되므로⁷²⁾ 이러한 preload가 상쇄될 때까지는 임프란트와 보철물간의 안정된 구조물의 효과를 얻을 수 있지만 결국 고정나사의 굴성에 의한 자연치로의 하중전달은 더욱 적어질 것으로 사료되며, 또한 임프란트 지대치와 상부 보철물의 접촉면의 형태 설계 역시 보철물 고정나사의 굽힘 운동에 영향을 미칠 것으로 사료된다.

상부 구조물의 구조적 변화에 따른 실험결과와 연관되어 보철물 고정나사의 물성을 보다 낮은 탄성계수를 갖는 type I gold로 변화시켰을 때 나타나는 결과는 지렛대 지점이 되는 임프란트 지대치 근심상연을 중심으로 하는 시-소운동⁷¹⁾시, 고정나사의 굴성이 증가됨으로써 자연치는 근심압박이 감소되면서 수직변위가 증가되었다. 따라서 자연치에서 나타나는 응력변화는 보철물 고정나사를 설계함으로써 일어나는 결과와 유사하였으나 응력변화의 양은 매우 작았다.

한편 임프란트 근심 피질골에서는 임프란트 지대치 근심상연의 압박 증가로 압축응력이 증가되었으나 원심 피질골에서는 type I gold의 낮은 탄성계수로 인하여 인장응력이 감소되었음을 알 수 있다.

결국 이러한 보철물 고정나사의 물성변화 역시 약 1/3 이상의 탄성계수의 감소에도 불구하고 자연치 주위골에 나타나는 응력변화는 매우 적은 반면, 임프란트 근심 피질골에 국소적인 응력증가의 문제가 있으며, 또한 낮은 파절강도로 인하여 임프란트 상부 구조물중 가장 취약한 부위로 지적되고 있는 보철물 고정나사의 파절 가능성⁷¹⁾이 더 높아지므로 응력분산에 대한 임상적 의의는 없을 것으로 사료된다. 이와는 반대로 본 실험결과로부터 임프란트 근심 피질골에 집중되는 응력을 감소시키고 상부 보철물 고정나사의 파절을 방지하기 위하여 오히려 물성이 강하거나 더 굵은 고정나사가 요구될 수 있으나, McGlumphy⁶¹⁾의 지적처럼 이러한 임프란트 상부 구조물들의 크기, 재료, 설계등의 변화가 장기간의 임상결과에 어떠한 영향을 줄지는 예측하기 어렵다.

2. 내가동연결장치에 의한 응력분산 효과(Fig. 8, 사진부도 11, 12)

Skalak⁶⁸⁾은 서로 다른 동요도를 갖고 있는 자연치와 임프란트를 고정성 국소의치로 연결할 경우 보다 좋은 응력분산 효과를 얻기 위하여 보철물과 임프란트 사이에 자연치주인대와 유사한 점탄성체의 필요성을 역설하고 있으며, 이러한 이론은 IMZ 임프란트나 Flexiroot 임프란트(F. A. I. R. Inc., Bala Cynwyd, Pa., U. S. A.)등 실제 임상에 응용되고 있다.

Richter⁷⁴⁾ 역시 컴퓨터 프로그램으로 임프란트와 자연치에 의해 지지되는 고정성 국소의치에서 임프란트와 자연치 부위의 강성도 변화에 따른 임프란트의 반력 모멘트를 계산한 결과 정상적인 동요도 범주내에 있는 자연치에 의해 지지를 받는 고정성 국소의치의 경우라도 외팔보와 같은 보철물에 의해 발생되는 최대 모멘트의 약 1/4 정도 크기의 모멘트가 임프란트에 남아있게 되며, 또한 임프란트 보철물과 교합되는 대합치에 발생하는 과도한 응력이나 변위를 고려해볼 때 이러한 문제를 해결하기 위한 특수한 buffering element의 필요성을 주장하였다. 특히 Chapman과 Kirsh¹⁸⁾는 T-scan을 이용하여 편측으로

임프란트 시술을 받은 환자들에서 교합력을 측정할 결과 내가동장치를 사용한 경우 반대측 자연치와 유사한 교합력을 나타내었으며 내가동장치를 사용하지 않은 경우보다 약 40% 교합력이 감소되었음을 보고하였다.

이외에 내가동장치에 의한 임프란트의 강성변화나 주위골에 대한 응력분산 효과에 관한 몇몇 보고가 있는데, 대부분의 연구에서 유리형 임프란트에 가해지는 수평하중에 대하여 내가동장치는 임프란트 주위 지지골에 응력분산 효과를 보이나 수직하중에 대해서는 응력분산 효과가 없고, 다만 보철물의 수직변위에 변화를 주는 것으로 보고되고 있다^{26, 27, 96)}.

이와는 반대로 McGlumphy^{59, 60)}은 광탄성분석을 이용한 실험결과 내가동장치 사용유무에 따른 임프란트 주위 지지골에 나타나는 응력분산 양상에는 차이가 없으며, 실제적인 임프란트 상부 구조물의 굴성은 보철물 고정나사에 의한 것이라고 주장하였으며, 특히 Haris와 Mozsary³⁴⁾, Hoshaw와 Brunski³⁷⁾등은 오히려 내가동장치로 인하여 과도한 하중이 자연치로 전달될 수 있다고 주장하였다.

본 실험에 사용된 내가동 점탄성 구조물의 모형으로는 IMZ 임프란트의 polyoxymethylene으로 만들어진 내가동연결장치(intramobile connector)를 이용하였다. 내가동연결장치는 과거 보철물 고정나사가 완전히 점탄성체에 의해 고정되는 내가동장치(intramobile element)에 비하여 임프란트 주위 지지골에 보다 좋은 응력분산 효과를 기대할 수 있는데, Siegele등은 유한요소법적 연구를 통해 피질골에 집중되는 응력은 내가동장치 같은 점탄성체를 임프란트와 보철물 사이에 이상시킴으로써 감소되며⁶⁵⁾, 특히 이때 수평력을 보다 임프란트 하부 지지골로 전달시킬 수 있도록 보철물 고정나사의 아래 부위를 임프란트와 고정하는 것이 응력분산에 보다 바람직하다고 보고하였으며^{65, 67)}, Richter등⁷⁵⁾은 스트레인 게이지로 티타늄 임프란트 지대치, 내가동장치 및 내가동연결장치등의 사용에 따른 임프란트의 굽힘 모멘트를 측정할 결과 티타늄 지대치에 비해 내가동장치의 경우 약 37%, 내가동연결장치의 경우 약 62%의 굽힘 모멘트의 감소가 있었음을 보고하였다.

본 실험결과, 내가동연결장치가 설계된 유한요소 모형에서 내가동연결장치의 사용으로 굽기가 가는 보철물 고정나사에 큰 굽힘이 일어나고, 그 결과

보철물 고정나사에 가장 큰 응력이 집중됨을 알 수 있었다. 따라서 상대적으로 임프란트의 기울어짐이 감소하였으며 자연치에 보다 큰 수직변위를 나타낸 것으로 사료된다. 이러한 변위의 결과 임프란트 근원심 피질골 부위에 모두 응력이 크게 감소되었고 또한 근심과 원심 임프란트 경부 피질골 부위의 응력차이도 감소되었음을 알 수 있으며, 반대로 자연치 지지골에서는 다른 실험모형보다 약간 큰 응력증가를 나타내므로써 McGlumphy등의 실험보고와는 상이한 결과를 나타내었다. 그러나 내가동연결장치를 사용하지 않은 다른 실험모형과 마찬가지로 임프란트에 비해 자연치 지지골에 발생하는 응력의 크기 역시 작은 값을 나타내었으며, 따라서 내가동연결장치는 자연치 주위 지지골내 응력증가 효과보다는 임프란트 주위골에 가해지는 모멘트를 감소시킴으로써 임프란트 경부 피질골내 응력집중을 감소시키는 효과가 더 큰 것으로 사료된다.

van Rossen등⁵⁶⁾은 임프란트와 자연치를 연결한 고정성 국소의치에서 내가동장치의 응력분산 효과에 관한 이차원적 유한요소분석 결과 내가동장치는 임프란트 근심 피질골에 응력을 감소시키나 원심 피질골에는 응력을 증가시키며, 자연치 주위 지지골에 발생하는 응력 또한 감소시킨다고 보고하였다. 이러한 결과는 본인의 실험결과와 다소 차이를 나타내고 있는데 이는 내가동연결장치와 기존의 구형 내가동장치의 응력분산 효과의 차이로 인한 것으로 사료되며, Siegele등, Richter등의 보고와 같이 임프란트의 근원심 피질골 집중하중을 크게 감소시키고 자연치 지지골내 응력을 약간 증가시킬 수 있는 내가동연결장치가 임상적으로 보다 효율적인 응력분산 방법으로 사료된다.

본 실험에서 사용된 유한요소모형이 2차원이므로 임프란트 모형 설계시 보철물 고정나사의 머리부분과 보철물 사이에는 Gap요소를 설정하지 못하였다. 만약 이 부위에 Gap요소가 설정되면 하중점으로부터 보철물 고정나사 원심에 있는 인공치관부로의 하중 전달이 불가능하기 때문이다. 따라서 내가동연결장치 실험모형을 제외한 나머지 실험모형에서는 임프란트 지대치가 모두 티타늄으로 이루어져 있으므로 보철물 고정나사와 보철물 사이에 Gap요소로 인한 상부 보철물의 하방 병진운동(translation)⁵⁶⁾의 문제가 적으나 내가동연결장치가 있는 모형에서는 이로

인하여 보철물 고정나사에 보다 큰 응력이 집중됨으로 해서 임프란트 지지골에 약간의 응력증가와 자연치 지지골에 응력감소가 있었을 것으로 사료된다. 또한 보철물 고정나사의 응력분산 효과를 관찰하기 위하여 다른 상부 구조물의 설계를 단순화시키는 과정에서 매식된 임프란트 상연과 임프란트 지대치와의 접촉면에도 gap요소를 설정하지 않았는데, 이로 인하여 실제 지지골의 응력분포와 약간의 차이가 생겼을 것으로 사료된다.

3. 보철물 수복재료에 따른 응력분산 효과(Fig. 9, 10, 사진부도 13~16)

Skalak⁵⁸⁾은 굴성이 큰 재료로 고정성 국소의치를 제작할 경우 하중점에 가까운 지대치에 교합력이 편중되는 경향이 있으나 역학적으로 보철물에 가해진 하중 이상의 힘이 임프란트에 부하되지 않으며 한편으로는 교합 접촉점의 위치에 따라 자연치 지지골에 보다 큰 하중을 전달할 수 있으므로, 상부 보철물의 굴성을 증가시킴으로써 보철물과 임프란트 지대치사이에 점탄성체를 위치시키는 것과 유사한 응력분산 효과를 얻을 수 있을 것이라고 주장하였다. 또한 Lundgren⁵⁹⁾은 지지골과 임프란트의 굴성외에 고정성 국소의치의 굴성으로 자연치로 부터 충분한 교합력 지지를 얻을 수 있으며, 이때 저작시 보철물의 굽힘에 의해 발생하는 응력이 재료의 항복강도를 넘지않는 정도까지 보철물의 두께를 감소시키거나 또는 자연치와 임프란트 간의 거리가 멀수록 유리하다고 주장하였다.

일반적으로 잔존 치조골 흡수가 크지 않은 환자에서 고정성 국소의치 제작시 사용될 수 있는 수복 방법으로는 임상적으로 금관이나 도재소부전장금관 또는 내부 금속관위에 복합레진이나 아크릴레진을 피개하는 방법등을 고려할 수 있으므로⁶⁰⁾, 본 실험에서는 이 3가지 방법 모두에 대한 응력분석을 시행하였다.

먼저 도재소부전장금관의 실험모형에서 보철물은 도재용 귀금속합금에 도재를 피개할 수 있도록 구성 설계되는데, 이러한 보철물은 이종의 재료로 구성된 구조물로서 도재의 탄성계수는 type III gold보다 낮으나 도재용 귀금속합금은 type III gold보다 탄성계수가 높고, 또한 보철물의 형태가 단순보의 형태가 아닌 요철을 갖고 있기 때문에 이중재료의 등

가단면(transformed equivalent cross section)으로 환산할 경우 단면의 2차 관성모멘트가 부위마다 크거나 작아지게 되므로 이러한 보철물의 전체적인 물성을 단일재료로 이루어진 type III gold 보철물의 물성과 단순히 비교하기에는 어려움이 있다^{101, 103}. 다만 실험결과로는 도개소부전장금관으로 수복한 경우 임프란트 경부 피질골에 미세한 응력증가를 보이고 자연치에는 거의 응력차를 보이지 않는 것으로 미루어 보아 전체적으로 type III gold 보철물과 비슷한 물성을 갖고 있는 것으로 사료된다.

그러나, 복합레진과 type III gold로 이루어진 보철물의 경우 복합레진의 탄성계수값이 type III gold에 비하여 매우 작으므로 등가단면의 2차 관성모멘트는 전체적으로 작아지게 되고 결국 기준 모형인 type III gold 보철물에 비해 더 굴성이 큰 보철물로 간주할 수 있다. 따라서 실험 결과 예상대로 상부보철물의 굴성증가로 인해 자연치관 및 치근단의 수직변위량이 증가하였는데 이러한 자연치의 수직변위 증가는 Skalak의 견해를 고려하면 본 실험에서 하중점이 약간 자연치 쪽으로 치우쳐있기 때문인 것으로 사료된다⁸⁸⁾

이러한 변위의 결과 나타난 응력변화는 임프란트 경부 근원심 피질골에 실험모형중 가장 큰 응력증가와 자연치 지지골의 근원심 치경부 부위에 나타난 미세한 응력증가이다. 이러한 결과는 하중으로 인한 상부 보철물의 변형은 자연치보다 골과 유착되어 있는 임프란트에 보다 큰 토오르크를 야기시킨다는 Rinaldi⁷⁹⁾의 견해와 일치하였다. 따라서 이러한 결과로 미루어볼 때 응력분산을 위하여 굴성이 큰 재료로 보철물을 제작할 경우 자연치 쪽으로 하중점이 이동될 수록 자연치에 약간의 수직변위 및 지지골내 응력증가를 기대할 수 있으나 임프란트 피질골에는 국소적으로 매우 높은 응력이 발생하므로 바람직한 응력분산 효과를 얻지 못할 것으로 사료된다.

결론적으로 본 실험에 사용된 선형들에 의해 제시된 여러가지 응력분산 방법중 내가동연결장치를 제외한 모든 다른 방법은 비록 자연치에 수직변위를 증가시키고, 부분적으로 지지골에 미량의 응력을 증가시킬 수 있으나, 반대로 임프란트 피질골에 오히려 국소적인 응력증가를 야기시키므로 임상적 의의가 적으며, 따라서 본 실험조건중 내가동연결장치만이 임프란트 지지골에 응력을 감소시키고, 동

시에 자연치 지지골에 응력을 증가시킬 수 있는 유일한 응력분산 방법으로 사료된다.

그러나, Richter⁷⁴⁾가 지적한 것처럼 자연치의 치주인대는 2단계의 강성도 특성을 나타내는 반면 내가동연결장치로 사용되는 polyoxymethylene은 선형 변형을 나타내므로 이론상 이 방법이 치주인대의 기능을 모방하는데는 한계성이 있다. 또한 정기적 교환의 불편함 및 구강위생 청결의 문제점, 그리고 임프란트 주위조직의 건강을 유지하기 위하여 이러한 장치를 치는 상방에 위치시킴으로써 이로 인한 심미적 문제 및 대합치와의 충분한 공간확보가 필요하며, 단일 결손치 수복시 보철물 회전방지를 위한 구조설계가 불가능하고 기타 여러가지 다양한 형태의 임프란트 지대치의 적용에 제한성을 갖는다. 또한 자연치와 연결된 고정성 국소의치에 완전무치악 환자에서 overdenture⁵⁴⁾나 고정성 보철물을 시술할 경우 위에서 언급한 여러가지 단점에도 불구하고 내가동연결장치가 꼭 필요한가에 대해서는 아직도 많은 연구가 필요하리라 사료된다.

나. 등하중(Fig. 11)

임프란트와 지지골간의 골유착성 결합은 임프란트에 가해지는 충격을 크기 또는 하중전달 시간의 변화없이 바로 지지골로 전달시키며, 따라서 충격량이 클 경우 지지골에 과도한 응력집중 및 골유착 계면에 미세골절의 가능성이 있다^{1, 23, 32, 88, 89)}. 또한 간헐적이고 큰 응력이 지속적이며 낮은 응력에 비하여 임프란트 지지골에 해로우며, 특히 임프란트가 자연치와 고정성 국소의치로 연결된 경우 딱딱한 음식을 저작시 모든 저작력은 임프란트로 집중되고 부드러운 음식의 경우는 임프란트와 자연치로 하중이 분산될 수 있다는 견해를 고려하여 보면 장기간의 임프란트 술식의 성공을 위하여 임프란트 주위 지지골에 대한 충격흡수 효과에 관한 연구는 임상적 의의가 있을 것으로 사료된다⁵⁴⁾.

충격흡수 효과를 얻기 위한 방법으로는 IMZ 임프란트나 Flexiroot 임프란트처럼 임프란트와 보철물 사이에 점탄성 구조물을 위치시키는 내적인 방법^{17, 34, 47-50, 109)}과 Skalak^{88, 89)}의 주장처럼 탄성계수가 작은 합성수지등으로 보철물 교환면을 형성시켜주는 외적인 방법이 있는데 Adell¹¹⁾은 특히 상악인 경우 아크릴릭레진을 이용하여 교환면을 형성해줌으로써

충격흡수 작용 및 마모로 인한 자가 교합조정 효과의 효과를 얻을 수 있다고 주장하였으며, Bränemark은 아크릴릭 레진 인공치 사용¹⁴⁾, Jemt등³⁰⁾은 가열 중합용 아크릴릭레진으로 교합면 형성을 소개하였으며, 근자에는 보다 내구성 있는 복합레진의 사용이 추천되고 있으나⁶⁷⁾ 이러한 방법들은 주로 임상적 경험이나 몇몇 단순한 모형상의 실험보고에 근거할 뿐 이에 대한 충분한 연구 검토가 부족하며¹⁷⁾, 특히 점탄성 구조물에 의한 충격흡수 효과나 자연치와 고정성 국소의치로 연결된 임프란트에서 피개재료에 의한 충격흡수 효과에 관한 연구는 보고된 바가 거의 없다.

이렇게 동하중에 대한 연구가 미흡한 이유는 복잡한 구강조직을 실제와 유사하게 재현시킬 수 있는 실험모형 제작의 어려움과 소위 역학에서 statically indeterminate 문제로 간주하고 있는 실험에 필요한 여러가지 구강조직의 밀도, 충격 감쇄율(damping ratio) 등의 물성치에 대한 실험자료나 구강내에서 발생될 수 있는 충격의 크기 등에 대한 정확한 자료의 부족때문인 것으로 사료된다¹⁷⁾.

본 실험에서도 동하중 실험에 필요한 구강조직의 밀도치를 얻는데 어려움이 많았는데, 본 실험에 이용된 지지골조직의 밀도치는 골과 골수강의 단위 부피에 대한 질량을 나타내는 apparent density 값(해면골: 0.07~0.97gr/cm³, 치밀골: 1.6~2.0gr/cm³) 중 최대값을 이용하였다²⁴⁾. 특히 치주인대의 경우 세포성분과 섬유 및 기질로 이루어진 세포간질 그리고 기타 혈관, 임파관 및 신경등으로 이루어진 복합 구성물에 대한 밀도값의 자료를 얻기는 불가능하였다. 그러나 치주인대가 갖는 충격흡수 기능에 있어서 일반적으로 주성분인 섬유조직은 2차적으로 작용하고³³⁾, 약 70%가 수분으로 구성되어 있는 기질과 조직액 그리고 혈관내의 혈액등이 하나의 점탄성 장치로써 수압식 충격감쇄장치(hydraulic damper)로써 주기능을 수행한다⁷⁵⁾는 점을 감안하여 혈액이나 기타 조직액의 기본성분인 혈장의 비중값 1.010~1.012³⁵⁾을 기준으로 치주인대의 밀도값을 결정하였으며, 또한 치주인대의 두께가 매우 얇기 때문에 밀도값의 미세한 오차로 인하여 전체적인 응력분포에 미치는 영향은 매우 작을 것으로 생각되며 모든 실험모형에서 서로 같은 물성치를 대입하여 실험결과를 상호 비교하였으므로 실험모형간의 충

격흡수 효과 비교에는 문제가 없을 것으로 사료된다.

본 실험에서 보철물에 동하중을 부하시키는 방법은 임프란트 술식을 이용한 무치악 환자의 고정성 보철물에서 교합면 피개재료에 따른 충격흡수효과를 비교 분석한 Davis등²⁰⁾의 유한요소분석적 연구를 참고하였다. Davis등은 동하중 조건으로 각각의 실험 모형 교합면의 하중부위에 저작시 최대 하악운동속도인 800cm/min를 부여한 후 응력분석을 시행하였는데, 그 자신도 지적한 것처럼 각 실험 모형마다 교합면 피개재료에 따라 하중 부위의 탄성계수가 다르기 때문에 다른 물성의 재료에 같은 속도를 부여하는 것은 결국 서로 다른 충격량을 적용한 결과와 같으므로 실험결과에 다소 문제가 있을 것으로 사료되었다. 따라서 본인은 이러한 문제를 보완하고자 가공치 치관부 중심외위에 2개의 요소를 첨가 설계하고 모든 실험모형에 이 요소들에 type III gold의 물성치를 대입한 후 상단부 공유절점에 일정속도를 부여함으로써 각 실험모형에 같은 충격량을 줄 수 있도록 노력하였다. 그러나 이러한 새로 첨가된 요소의 크기나 모양에 의해 지지골의 전체적인 응력 분포 양상에 변화가 생겼을 것으로 생각되나, 동일 조건의 실험모형간의 상대적 비교에는 큰 영향이 없었을 것으로 사료된다.

하중 제거후 응력관찰 시간의 결정은 예비실험 결과 대부분 기준점의 첫 변위주기가 약 0.0064초 주위임이 확인되었고, 이 시간동안 각 기준점의 첫 주기의 최대 응력치가 모두 포함됐을 것으로 사료되어 첫 변위주기를 관찰시간으로 결정하였으며, 또한 각 실험모형간의 첫 변위주기의 최대 응력치를 상호 비교함으로써 전체 구조물 및 각 부위의 충격 감쇄율에 대한 자료 부족으로 인한 영향을 최소화 하였다.

동하중 실험결과 지지골에 의하여 비교적 견고한 지지를 받고 있는 임프란트 주위 지지골에 발생한 응력분포 양상은 정하중의 실험결과와 유사한 양상을 보였으며, 자연치주위 지지골에서는 상호 불규칙한 응력분포 양상을 나타냈는데 이는 치주인대의 영향 때문인 것으로 사료되며 응력의 크기 또한 임프란트 지지골에 발생한 응력에 비하여 작음을 알 수 있었다. 각 실험조건에 따른 충격흡수 효과의 비교는 type III gold로된 보철물보다 복합레진으로 교합면을 피개하거나 내가동연결장치를 사용하는 것이 임프란트

주위 지지골에 발생하는 응력집중을 감소시킴으로써 충격흡수 효과가 있는 것으로 나타났으며 복합레진으로 교합면을 피개하는 방법이 내가동연결장치를 사용하는 것보다 충격흡수 효과가 더 큰 것으로 나타났다.

이러한 충격흡수 효과의 차이는 내가동연결장치의 탄성계수가 복합레진의 탄성계수보다 작으나, 내가동연결장치가 전체적인 2차원 모형에서 차지하고 있는 면적이 교합면에 피개된 복합레진의 면적에 비해 상대적으로 작기때문에 일어난 결과로 사료된다. 그러나 정하중의 실험에서와 마찬가지로 상부 보철물과 고정나사의 머리부분 사이에 Gap요소가 설계되지 못하여 보철물의 하방 병진운동의 불가능으로 인하여 일어나는 고정나사를 통한 직접적인 충격전달은 내가동연결장치의 충격흡수 효과에 다소의 차이를 일으켰을 것으로 사료된다.

본 실험결과 복합레진으로 교합면을 피개함으로써 나타난 임프란트 주위골에 대한 충격흡수 효과는 탄성계수가 작은 레진이 합금이나 도재에 비해 50% 정도의 충격력을 감소시켰다는 Gracis³²⁾의 보고와 일치하였으며, 정하중과 동하중의 실험결과를 같이 고려해 볼때 임프란트 주위골에 발생하는 응력을 감소시키기 위하여 정하중시에는 보다 강성이 큰 재료로 보철물을 제작하고 동하중시에는 충격감쇄 효과가 큰 재료로 교합면을 피개하는 것이 바람직하다는 Davis²³⁾의 주장이 다시 한번 확인된 것으로 사료된다. 그러나 충격흡수 효과를 위해 레진 교합면을 선택하기에 앞서 범랑질, 합금, 도재보다 큰 레진의 마모도³¹⁾는 수직교경 감소, 중심교합 상실, 대합치 돌출등의 문제를 일으킬 수 있으며³²⁾, 이외에도 레진은 낮은 인장강도나 색조 안정성등의 문제를 갖고 있음^{42, 64)}을 주지해야 한다.

또한, 비록 실험연구를 통하여 효과적인 충격흡수 방법이 제시되었다하더라도, 저작시 일어나는 충격이나 진동은 주위 지지골이나 골막에 존재하는 자율신경계의 기능에 영향을 주어 골유착 계면을 보호할 수 있는 방어기전을 유발시킬 수 있다는 Kamoi⁴⁴⁾의 주장이나, 골유착 임프란트의 지각 역치가 동하중시 정하중보다 낮다는 Sekine⁶⁴⁾의 보고를 고려해 볼때 임상적으로 문제를 일으킬 수 있는 충격력이 실제로 구강내에서 발생할 수 있는가하는 의문점과, Bränemark의 주장처럼 골의 고유의 탄

력성만으로도 충분한 충격흡수 효과를 얻을 수 있다는 견해³⁶⁾나 금속, 도재등으로 교합면을 형성하여도 임상적으로 문제가 없었다는 임상보고등^{43, 52, 64, 73)}을 고려해 볼때 내가동장치나, 레진 교합면 피개같은 충격감쇄장치가 임상적으로 꼭 필요할 것인가하는 의문점, 그리고 과연 얼마만한 크기의 충격하중이 골유착 계면에 문제를 일으킬 것인가하는 많은 의문점들이 임상적용에 앞서 연구 선결되어야 할 것으로 사료된다¹⁷⁾.

과거 유한요소해석 결과로부터 얻은 등가응력의 수치나 주응력 성분을 직접 골반응과 연관지어 임상적 예후를 평가하려는 보고들이 있었다^{78, 63)}. 그러나 1870년대 Wolff에 의해 제안된 stress-strain induced remodeling의 개념은 현재는 응력이 전기적, 생화학적 활성도에 따른 feed-back 기전으로써 골개조(bone remodeling)에 중요한 역할을 한다는 점에 인식을 같이 하고 있을 뿐 골흡수나 골형성을 촉진시키는 응력의 크기나 압축, 인장응력과의관계에 대해서는 아직도 연구자들 사이에 논란이 계속되고 있다⁷⁹⁾. 특히 본 실험에서 정하중과 동하중의 해석 결과 상호 실험모형의 응력비교에 사용된 실험값은 등가응력으로 이 응력수치는 요소내 전단응력을 조합한 가정수식에서 얻어낸 값 $[(\sigma_1^2 + \sigma_2^2 - \sigma_1 \times \sigma_2)]^{1/2}$: σ_1 ; 최대인장응력, σ_2 ; 최대압축응력^{101, 103)}으로 동일조건으로 표준화된 모형간에서 상대적 비교치로써 의미를 갖을 뿐이다¹⁰⁴⁾. 따라서, 본의 실험 결과 계산된 응력의 크기나 방향은 골 반응에 대한 절대적 수치로서의 의미보다는 여러가지 실험모형간의 해석결과를 상호 비교함으로써 보다 효율적인 응력분산이나 충격흡수 효과에 대한 임상술식의 지침을 제시한 것으로 사료되며, 이상과 같은 실험방법 및 결과가 앞으로의 임프란트와 연관된 생체역학적 연구에 조그마한 보탬이 되기를 바란다.

V. 결 론

2차원 유한요소법적 응력분석을 이용하여 골유착성 임프란트와 자연치를 이용한 고정성 국소의치에서 정하중시 보철물 고정나사, 보철물 수복재료, 그리고 내가동연결장치등에 의한 응력분산 효과와 동하중시 내가동연결장치 및 보철물 교합면의 복합레진 피개에 따른 충격흡수 효과를 비교 관찰한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 정하중시 보철물 고정나사의 사용 및 보철물 고정나사의 굴성증가, 또는 상부 보철물의 굴성증가로 인하여 임플란트 경부 피질골에 응력이 국소적으로 증가되었으며, 자연치 주위 지지골에서는 뚜렷한 응력변화가 관찰되지 않았다.
2. 정하중시 내가동연결장치의 사용으로 임플란트 경부 피질골에 집중되는 응력이 크게 감소되었으며, 자연치 주위 지지골에 약간의 응력이 증가되었다.
3. 동하중시 교합면의 복합레진 피개 또는 내가동연결장치의 사용으로 임플란트 주위 지지골에 발생하는 응력이 감소되었으며, 복합레진 피개가 내가동연결장치 보다 충격흡수 효과가 큰 것으로 나타났다.

참 고 문 헌

1. Adell, R., et al. : A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw, *Int. J. Oral Surg.*, 10 : 387, 1981.
2. _____ : A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 5 : 347, 1990.
3. Albrektsson, T., et al. : The long-term efficacy of currently used dental implants : A review and proposed criteria of success, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 1 : 11, 1986.
4. _____ : Osseointegrated oral implants : A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants, *J. Periodontol.*, 59 : 287, 1988.
5. Albright, J. A. : The scientific basis of orthopedics, 2nd ed. : 291, Appleton & Lange, Norwalk, Connecticut, 1987.
6. Ash, M. M., Jr. : Wheeler's dental anatomy, physiology, and occlusion, 6th ed. : 196, W. B. Saunders Co., Philadelphia, 1984.
7. Åstrand, P., et al. : Combination of natural teeth and osseointegrated implants as prosthesis abutments : A 2-year longitudinal study, *Int. Oral Maxillofac. Implants*, 6 : 305, 1991.
8. Babbush, C. A., et al. : Intramobile cylinder (IMZ) two-stage osteointegrated implant system with intramobile element(IME) : Part I. Its rationale and procedure for use, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 2 : 203, 1987.
9. Babbush, C. A. : Dental implants : Principles and practice, p. 67, W. B. Saunders Co., Philadelphia, 1991.
10. Babbush, C. A., and Kirsh, A. : The IMZ-Interpore osseointegrated implant system. In : McKinney, R. B., Jr., eds. *Endosteal dental implants*. Mosby-Year Book Inc., St. Louis, 1985.
11. Balkin, B. E. : Historical overview with current perspective, *J. Dent. Educ.*, 52 : 683, 1988.
12. Benzing, U., et al. : The mechanical load on IMZ implants : Fundamental problems of measurement technique and data collection, *J. Dent. Implant*, 3 : 858, 1987.
13. Borchers, L., and Reichart, P. : Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development, *J. Dent. Res.*, 62 : 155, 1983.
14. Brånemark, P. I. : Introduction to osseointegration. In : Brånemark P. I., Zarb, G., and Albrektsson, T., eds. *Tissue integrated prostheses : Osseointegration in clinical dentistry*. Quintessence Publ. Co., Chicago, 1985.
15. Brunski, J. B., and Hipp, J. A. : In vivo forces on endosteal implants : A measurement system and biomechanical consideration, *J. Prosthet. Dent.*, 51 : 82, 1984.
16. Brunski, J. B. : Biomaterials and biomechanics in dental implant design, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 3 : 85, 1988.
17. _____ : Biomechanics of oral implants : Future research directions, *J. Dent. Educ.*, 52 : 775, 1988.
18. 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.
19. Cook, S. D., Weinstein, A. M., and Klawitter,

- J. J. : A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant, *J. Dent. Res.*, 61 : 25, 1982.
20. _____ : A model for the implant-bone interface characteristics of porous dental implants, *J. Dent. Res.*, 61 : 1006, 1982.
 21. Craig, R. G. : Restorative dental material, 7th ed. : 79, C. V. Mosby Co., St. Louis, 1985.
 22. Davis, D. M., Zarb, G. A., and Chao Y. L. : Studies on frameworks for osseointegrated prostheses : Part 1. The effect of carrying the number of supporting abutment, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 3 : 197, 1988.
 23. Davis, D. M., Rimrott, R., and Zarb, G. A. : Studies on framework for osseointegrated prosthesis : Part 2. The effect of adding acrylic resin or porcelain to form the occlusal superstructure, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 3 : 275, 1988.
 24. Dulbecco, R. : Encyclopedia of human biology, p. 775, Academic Press Inc., San Diego, 1991.
 25. Driskell, T. D. : History of implants, *J. Calif. Dent. Assoc.*, 15 : 16, 1987.
 26. El Charkawi, H. G., El Wakad, M. T., and Naser, M. E. : Modification of osseointegrated implants for distal-extension prostheses, *J. Prosthet. Dent.*, 64 : 469, 1990.
 27. El Wakad, M., and Brunski, I. B. : Biomechanics of dental implants with and without "intramobile elements" : Computer modeling, *J. Dent. Res.*, 67 : 287, abstr., # 1393, 1988.
 28. Ericsson, I., et al. : A clinical evaluation of fixed-bridge restoration supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants, *J. Clin. Periodontol.*, 13 : 307, 1986.
 29. Ericsson, I., Glantz, P. O., and Bränemark, P. I. : Tissue-integrated implants Ad Modum Bränemark in the rehabilitation of partially edentulous jaws. In : Laney, W. R., and Tolman, D. E., eds. *Tissue integration in oral orthopedic & maxillofacial reconstruction*. Quintessence Publ. Co., Chicago, 1992.
 30. Fenton, A., Jamshaid, S., and Davis, D. : Osseointegrated fixture mobility, *J. Dent. Res.*, 66 : 114, abstr., # 62, 1987.
 31. Gallegos, L. I., and Nicholls J. I. : In vitro two-body wear of three veneering resins, *J. Prosthet. Dent.*, 60 : 172, 1988.
 32. Gracis, S. E., et al. : Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants, *Int. J. Prosthodont.*, 4 : 282, 1991.
 33. Glickman, I. : Clinical periodontology, 6th ed. : 34, W. B. Saunders Co., Tokyo, 1973.
 34. Haris, A. G., and Mozsary, R. G. : A new concept : CODAR (complete osseointegrated den-to-alveolar replacement) and a corresponding dental implant design (Flexiroot), *Oral Implan-tol.*, 12 : 630, 1986.
 35. Henry, J. B. H. : Clinical & diagnosis management : By laboratory methods, 18th ed. : 110, W. B. Saunders Co., Philadelphia, 1991.
 36. Hobo, S., Ichida, E., and Garcia, L. T. : Osseoi-ntegration and occlusal rehabilitation, p. 16, Quintessence Publ. Co., Tokyo, 1989.
 37. Hoshaw, S. J., and Brunski, J. B. : Mechanical testing of dental implants with and without "Intramobile elements", *J. Dent. Res.*, 67 : 314, abstr., # 1612, 1988.
 38. Interpore-IMZ technique manual, Revision 3, Irvine, California, 1987.
 39. Jemt, T. : Modified single and short-span res-torations supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaw, *J. Prosthet. Dent.* 55 : 243, 1986.
 40. Jemt, T., Lekholm, U., and Adell, R. : Osseoi-ntegrated implants in the treatment of partially edentulous patients : A preliminary study on 876 consecutively placed fixtures, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 4 : 211, 1989.
 41. Johansson, G., and Palmquist, S. : Complica-tions, supplementary treatment, and maintena- nce in edentulous arches with implant suppor- ted fixed prostheses, *Int. J. Prosthodont.*, 3 : 89, 1990.

42. Jones, R. M., et al. : A comparison of the physical properties of four prosthetic veneering materials, *J. Prosthet. Dent.*, 61 : 38, 1989.
43. Jones, S. D., and Jones, F. R. : Tissue-integrated implants for the partially edentulous patient, *J. Prosthet. Dent.*, 60 : 349, 1988.
44. Kamoi, K., et al. : Clinical investigation of osseointegrated implants, *Quintessence International*, 6 : 1221, 1987.
45. Kapur, K., et al. : VA cooperative study on dental implants : Part IV. Comparison between FPD, *J. Dent. Res.*, 66 : 113, abstr., # 55, 1987.
46. Kim Y. S., et al. : Masticatory efficiency of blade implant supported bridges relative to cantilever bridges, *J. Dent. Res.*, 65 : 799, abstr., # 663, 1986.
47. Kirsch, A. : The two-phase implantation method using IMZ intramobile cylinder implants, *J. Oral Implantol.*, 11 : 197, 1983.
48. _____ : Intramobile cylinder implants (IMZ) used with partial prosthesis. In : Drucke, W., and Klent, B., eds. *Concepts in partial prosthetics*. Quintessence Publ. Co., Chicago, 1983.
49. Kirsch, A., and Mentag, P. : The IMZ endosseous two phase implant system : A complete oral rehabilitation treatment concept, *J. Oral Implantol.* 12 : 576, 1986.
50. Kirsch, A., and Ackerman, K. L. : The IMZ osseointegrated implant system, *Dent. Clin. North Am.*, 33 : 733, 1989.
51. Koth D. L., et al. : A clinical and statistical analysis of human clinical trials with the single crystal aluminum oxide endosteal dental implant : Five-year results, *J. Prosthet. Dent.*, 60 : 226, 1988.
52. Langer, B., and Sullivan, D. Y. : Osseointegration : Its impact on the interrelationship of periodontics and restorative dentistry : Part II, *Int. J. Periodont. Res. Dent.*, 9 : 165, 1989.
53. Lekholm, U., Adell, R., and Bränemark, P. I. : Complications. In : Bränemark, P. I., Zarb, G., and Albrektsson, T., eds. *Tissue integrated prostheses : Osseointegration in clinical dentistry*. Quintessence Publ. Co., Chicago, 1985.
54. Lill, W., et al. : The ability of currently available stress-breaking elements for osseointegrated implants to imitate natural tooth mobility, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 3 : 281, 1988.
55. Lundgren, D. : Prosthetic reconstruction of dentition seriously compromised by periodontal disease, *J. Clin. Periodontol.*, 18 : 390, 1991.
56. Lundgren, D., Falk, H., and Laurell, L. : Prerequisites for "stiff" connection between osseointegrated implants and natural teeth, *J. Dent. Res.*, 67 : 347, abstr. # 1877, 1988.
57. Lundgren, D., and Laurell, L. : Oral implants used to stabilize hypermobile teeth. In : Laney, W. R., and Tolman, D. E. eds. *Tissue integration in oral orthopedic & maxillofacial reconstruction*. Quintessence Publ. Co., Chicago, 1992.
58. Mathews, M. F., et al. : The effect of connector design on cement retention in an implant and natural tooth-supported fixed partial denture. *J. Prosthet. Dent.*, 65 : 822, 1991.
59. 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, abstr., # 1871, 1988.
60. _____ : A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element, *J. Prosthet. Dent.*, 62 : 586, 1989.
61. McGlumphy, E. A., Robinson, D. M., and Mendel, D. A. : Implant superstructures : A comparison of ultimate failure force, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 7 : 35, 1992.
62. Meffert, R. M. : The soft tissue interface of dental implantology, *J. Dent. Educ.*, 52 : 810, 1988.
63. Meroueh, K. A., Watanabe, F., and Mentag, P. J. : Finite element analysis of partially edentulous mandible rehabilitated with an osseointegrated cylindrical implant, *J. Oral Implantol.*,

- 13 : 215, 1987.
64. Naert, I., Van Steenberghe, D., and Darius, D. : A six year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism, *J. Prosthet. Dent.*, 67 : 236, 1992.
 65. Newman, M. G., and Flemming, T. F. : Periodontal considerations of implants and implant associated microbroth, *J. Dent. Educ.*, 52 : 737, 1988.
 66. O'Brien, W. J. : Dental materials : Properties and selection, p. 513, Quintessence Publ. Co., Chicago, 1989.
 67. Parel, S. M., and Sullivan, D. Y. : Esthetics and osseointegration, p. 14, Taylor Publ. Co., Dallas, 1989.
 68. Patterson, E. A., and Johns, R. B. : Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 7 : 26, 1992.
 69. Pylant, T., et al. : A retrospective evaluation of endosseous titanium implants in the partially edentulous patient, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 7 : 195, 1992.
 70. Rams T. E., et al. : The subgingival microflora associated with human dental implants, *J. Prosthet. Dent.*, 51 : 529, 1984.
 71. Rangert, B., Jemt, T., and Jorneus, L. : Forces and moments on Bränemark implants, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 4 : 241, 1989.
 72. Rangert, B., Gunne, J., and Sullivan, D. Y. : Mechanical aspects of a Bränemark implant connected to a natural tooth : An in vitro study, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 6 : 177, 1991.
 73. Rhodes, S. K. : Fixed partial denture design and construction for missing mandibular molar by using an osseointegrated implant for an abutment, *J. Prosthet. Dent.*, 60 : 1, 1988.
 74. Richter, E. J. : Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry, *J. Prosthet. Dent.*, 61 : 602, 1989.
 75. Richter, E. J., Spiekermann, H., and Jovanovic, S. A. : Tooth-to implant fixed prostheses : Biomechanics based on in vitro and in vivo measurement. In : Laney, W. R., and Tolman, D. E., eds. *Tissue integration in oral, orthopedic & maxillofacial reconstruction*. Quintessence Publ. Co, Chicago, 1992.
 76. Rieger, M. R., et al. : Bone stress distribution for three endosseous implants, *J. Prosthet. Dent.*, 61 : 223, 1989.
 77. _____ : Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants, *J. Prosthet. Dent.*, 62 : 436, 1989.
 78. Rieger, M. R., Mayberry, M., and Brose, M. O. : Finite element analysis of six endosseous implant, *J. Prosthet. Dent.*, 63 : 671, 1990.
 79. Rinaldi, A. W. : Biomechanical considerations in implant prosthodontics, *J. Prosthet. Dent.*, 50 : 220, 1983.
 80. Schnitman, P. A., et al. : Comparison of biting force between implant and cantilever bridges, *J. Dent. Res.*, 62 : 1110, 1983.
 81. _____ : Blade implant clinical trial : 36-month results, *J. Dent. Res.*, 66 : 113, abstr., # 54, 1987.
 82. _____ : Implants for partial edentulism, *J. Dent. Educ.*, 2 : 725, 1988.
 83. Schulte, W. : The intra-osseous Al₂O₃(Frialit) Tübingen implant : Developmental status after eight years(I -III), *Quintessence International*, 15 : 1, 1984.
 84. Sekine, H., et al. : Mobility characteristics and tactile sensitivity of osseointegrated fixture-supporting systems. In : van Steenberghe, D., eds. *Tissue integration in oral & maxillofacial reconstruction*. Excerpta Medica, Amsterdam, 1986.
 85. Siegele, D., and Soltesz, U. : Implantate mit Intramobilien einsetzen als Brückenpfeiler, *Z. Zahnärztl. Implantol.*, 2 : 117, 1986.
 86. _____ : Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone, *Int. Oral Maxillofac. Implants*,

- 4 : 333, 1989.
87. Siegele, D., Soltesz, U., and Scheicher, H. : Dental implants with flexible inserts : A possibility to improve the stress distribution in the jaw. In : Perren, S. M., and Schneider, E, eds. Biomechanics : Current interdisciplinary research. Martinus Nijhoff Publ., Dordrecht, 1985.
 88. Skalak, R. : Aspects of biomechanical consideration. In : Bränemark, P. I., Zarb, G., and Albrektsson, T. eds. Tissue integrated prostheses : Osseointegration in clinical dentistry. Quintessence Publ. Co., 1985.
 89. _____ : Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses, J. Prosthet. Dent., 49 : 843, 1983.
 90. Smith, D. E. : A review of endosseous implants for partially edentulous patients, Int. J. Prosthodont., 3 : 12, 1990.
 91. Sones, A. D. : Complication with osseointegrated implants, J. Prosthet. Dent., 62 : 581, 1989.
 92. Steflik, D. E., and Mckinney, R. V., Jr. : History of implantology. In : Mckinney, R. V., Jr., eds. Endosteal dental implants. Mosby-Year Book Inc., St. Louis, 1985.
 93. Sullivan, D. Y. : Prosthetic considerations for the utilization of osseointegrated fixtures in the partially edentulous arch, Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 1 : 39, 1986.
 94. Takahashi, N., Kitagami, T., and Komori, T. : Analysis of stress on a fixed partial denture with a blade-vent implant abutment, J. Prosthet. Dent., 40 : 186, 1978.
 95. Ten Cate, A. R. : Oral histology : Development, structure, and function, 2nd ed. : 234, C. V. Mosby Co., St. Louis, 1985.
 96. van Rossen, I. P., et al. : Stress-absorbing elements in dental implants, J. Prosthet. Dent., 64 : 198, 1990.
 97. 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., 61 : 217, 1989.
 98. van Steenberghe, D., et al. : The applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism : A prospective multicenter study on 588 fixtures, Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 5 : 252, 1990.
 99. Wolfe, L. A., and Hobkirk, J. A. : Bone response to a matched modulus endosseous implant material, Int. J. Oral Maxillofac. Implants, 4 : 331, 1989.
 100. Zarb, G., Schmitt, A., and Baker, G. : Tissue integrated prostheses : Osseointegration research in Toronto, Int. J. Perio. Rest. Dent., 1 : 9, 1987.
 101. 김규남, 서창민, 김문생 : 재료역학, p. 259, 청문각, 서울, 1992.
 102. 김동원, 김영수 : 골유착성 보철물에 관한 삼차원 유한요소분석적 연구, 대한치과보철학회지, 29(No. 1) : 167, 1991.
 103. 김문생, 방시환, 양원호, 장동일, 조효남 : 재료역학, p. 316, 청문각, 서울, 1991.
 104. 김용호, 김영수 : 골유착성 임플란트 보철치료시 자연지대치와의 연결형태에 관한 유한요소적 응력분석 연구, 대한치과보철학회지, 29(No. 3) : 1, 1991.
 105. 이능수, 이호용 : 수중 골내 임플란트의 보철 수복물에 가해진 응력 분산에 관한 광탄성학적 연구, 대한치과사협회지, 25 : 1145, 1987.
 106. 임상전, 광병만, 이주성 : 유한요소법입문, p. 7, 동명사, 서울, 1985.
 107. 정관호, 배대성, 송광엽, 박찬운 : Bränemark 골유착성 매식체의 금관 수복 재료에 따른 지지조직의 응력분석, 대한치과보철학회지, 28(No. 2) : 199, 1990.
 108. 최수호, 정재현 : 골내 임플란트를 이용한 고정성 국소외치 하에서 변위 및 응력에 관한 유한요소법적 분석, 대한치과보철학회지, 29(No. 1) : 233, 1991.
 109. 川添堯彬, 等 : 臨床醫のための 學術ポート, Dental Magazine, 70 : 24, 1990.

논문 사진부도 설명

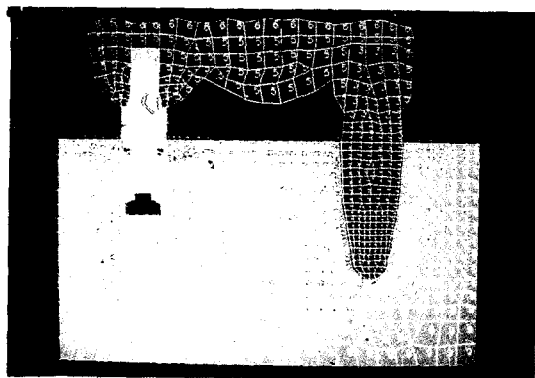
<유한요소 실험모형>

- 사진부도 1. 상부 보철물과 임프란트 지대치가 세멘트로 합착되는 제 1형 임프란트 실험모형
사진부도 2. 상부 보철물과 임프란트 지대치가 고정나사로 연결되는 제 2형 임프란트 실험모형
사진부도 3. 2개의 요소가 가공치 치관부 교합면에 부가적으로 설계되어 있는 동하중 실험을 위한 실험모형

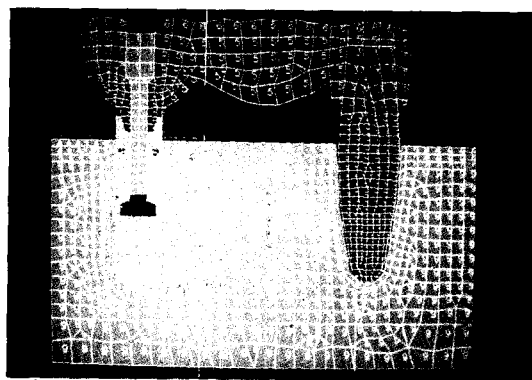
<정하중시 등가응력 분포 및 변위 양상과, 주응력 분포(흰색, 최대 주응력; 청색, 최소 주응력)>

- 사진부도 4. 7 MPa씩 등가응력의 크기에 따라 색깔로 구분되어 나타나는 응력무늬 색표
사진부도 5. Model 1-1의 등가응력 분포 및 변위 양상
사진부도 6. Model 1-1의 주응력 분포
사진부도 7. Model 2-1의 등가응력 분포 및 변위 양상
사진부도 8. Model 2-1의 주응력 분포
사진부도 9. Model 2-2의 등가응력 분포 및 변위 양상
사진부도 10. Model 2-2의 주응력 분포
사진부도 11. Model 2-3의 등가응력 분포 및 변위 양상
사진부도 12. Model 2-3의 주응력 분포
사진부도 13. Model 2-4의 등가응력 분포 및 변위 양상
사진부도 14. Model 2-4의 주응력 분포
사진부도 15. Model 2-5의 등가응력 분포 및 변위 양상
사진부도 16. Model 2-5의 주응력 분포

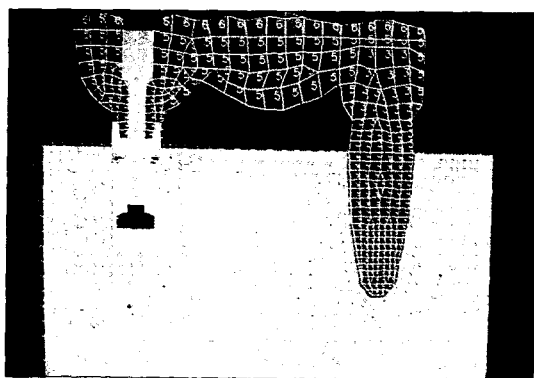
논문 사진부도 ①



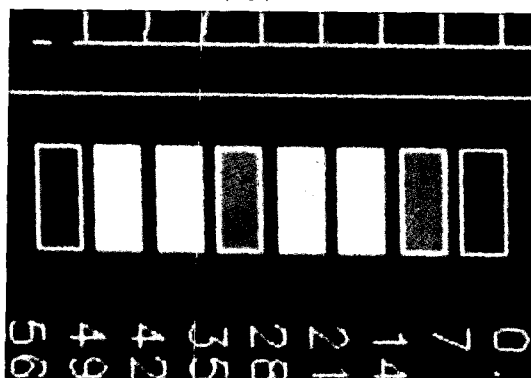
사진부도 1.



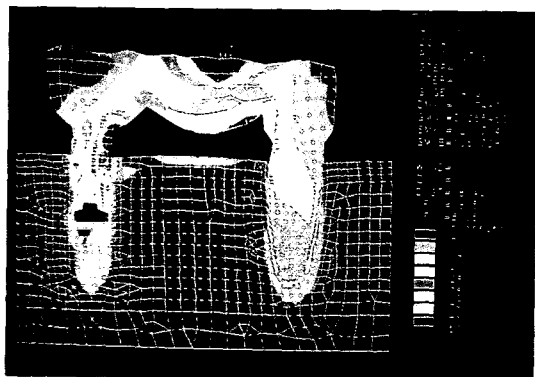
사진부도 2.



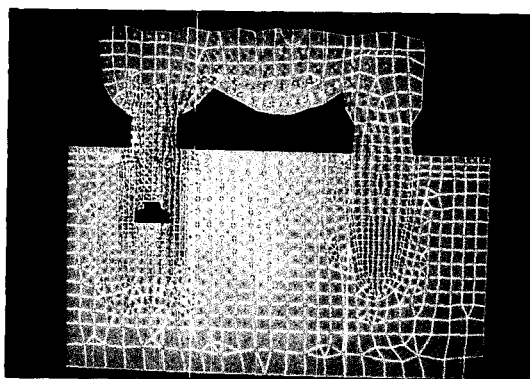
사진부도 3.



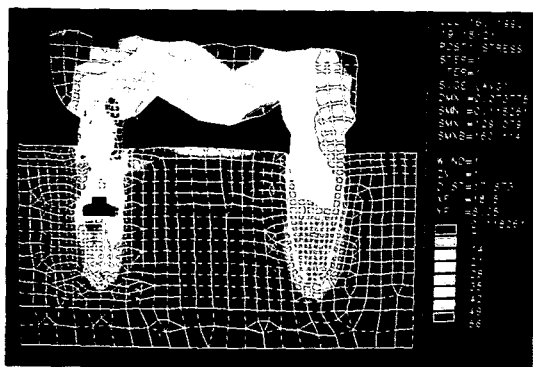
사진부도 4.



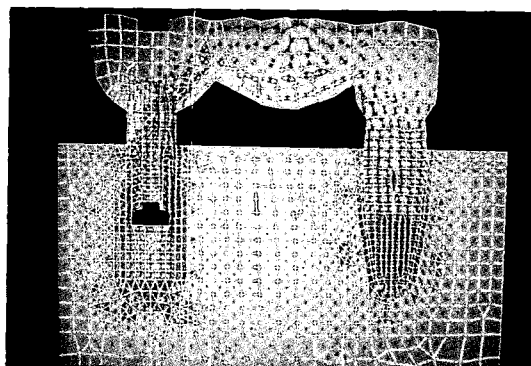
사진부도 5.



사진부도 6.

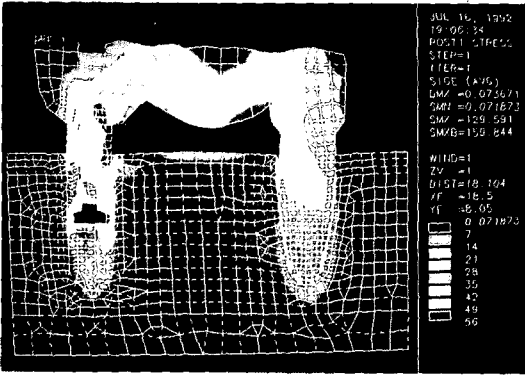


사진부도 7.

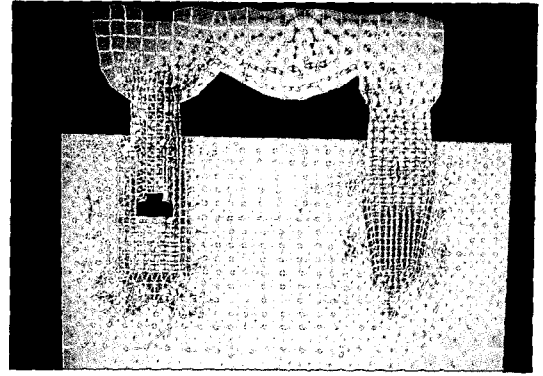


사진부도 8.

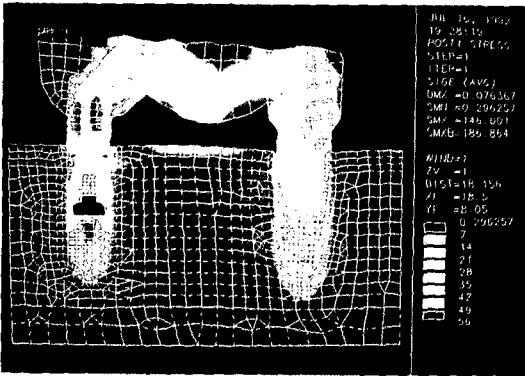
논문 사진부도 ②



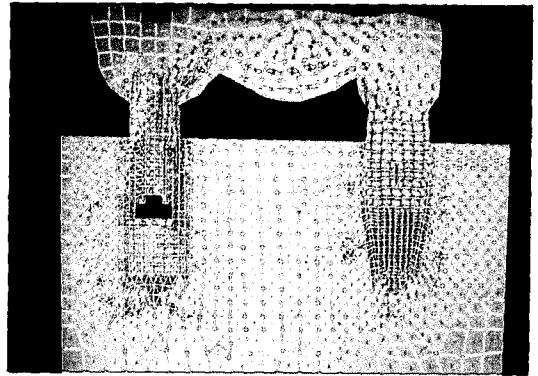
사진부도 9.



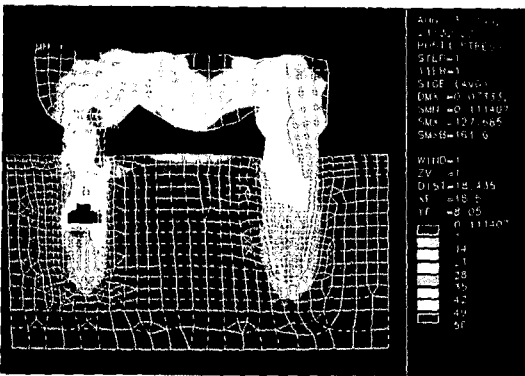
사진부도 10.



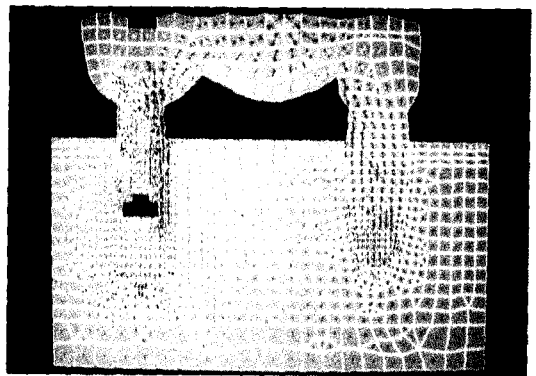
사진부도 11.



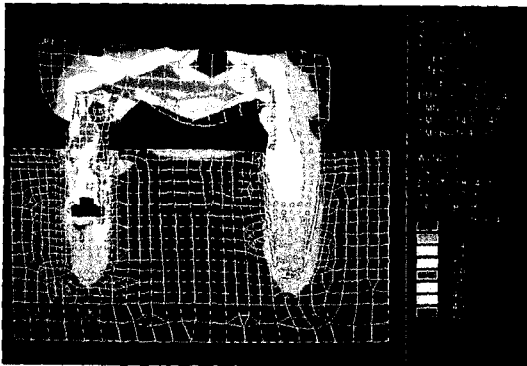
사진부도 12.



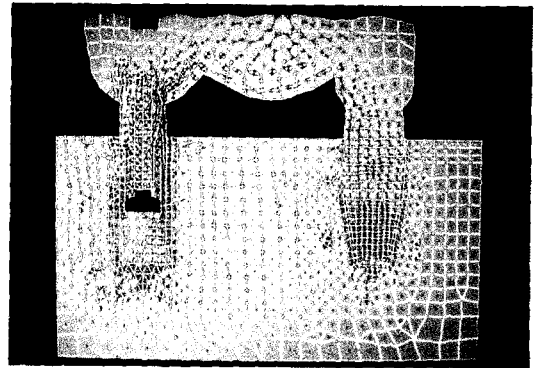
사진부도 13.



사진부도 14.



사진부도 15.



사진부도 16.

A FINITE ELEMENT STRESS ANALYSIS OF THE STRESS DISTRIBUTION AND THE SHOCK ABSORPTION IN AN OSSEOINTEGRATED IMPLANT-NATURAL TOOTH SUPPORTED FIXED PARTIAL DENTURE

Chang Mo Jeong, D. D. S. M. S. D.,
Ho Yong Lee, D. D. S., M. S. D., Ph. D.

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Yonsei University

The long-term success of any dental implant is dependent upon the optimization of stresses which occur during oral function and parafunction. Especially, it has been suggested that there is a unique set of problems associated with joining an osseointegrated implant and a natural tooth with a fixed partial denture. For this particular case, although many literatures suggest different ways to avoid high stress concentrations on the bone surrounding the implant under static and dynamic loading conditions, but few studies on the biomechanical efficacy of each assertion have been reported.

The purpose of this investigation was to evaluate the efficacies of clinically suggested methods on stress distribution under static load and shock absorption under dynamic load, using two dimensional finite element method.

In FEM models of osseointegrated implant-natural tooth supported fixed partial dentures, calculations were made on the stresses in surrounding bone and on the deflections of abutments and superstructure, first, to compare the difference in stress distribution effects under static load by the flexure of fastening screw or prosthesis, or intramobile connector, and second, to compare the difference in the shock absorption effects under dynamic load by intramobile connector or occlusal veneering with composite resin.

The results of this analysis suggest that :

1. Under static load condition, using an implant design with fastenign screw connecting implant abutment and prosthesis or increasing the flexibility of fastening screw, or increasing the flexibility of prosthesis led to the increase in height of peak stresses in cortical bone surrounding the implant, and has little effect on stress change in bone around the natural tooth.
2. Under static load condition, intramobile connector caused the substantial decrease in stress concentration in cortical bone surrounding the implant and the slight increase in stress in bone around the natural tooth.
3. Under dynamic load condition, both intramobile connector and composite resin veneering showed shock absorption effect on bone surrounding the implant and composite resin veneering had a greater shock absorption effect than intramobile connector.

Key words : Implant, Stress distribution, Shock absorption