

임플란트와 자연치를 지대치로 한 고정성 보철물의 응력분석

전남대학교 치과대학 보철학교실
양 홍 서

I. 서 론

1969년 Branemark가 titanium과 뼈 사이에서 골 유착이란 현상과 개념에 대해 보고하면서 자연치와 유사한 형태의 인공치근을 상실치 부위의 치조골내에 식립하여 보철물의 지대치로 사용할 수 있음을 밝힌 후¹⁾, 1980년대에 이르러서는 골유착 개념에 근거를 둔 치근형 임플란트가 소개되고 그 효율성이 인정됨에 따라 최근 변형된 치근형 임플란트가 널리 이용되고 있다. 골유착성 임플란트를 이용한 보철 술식의 초기 단계에서 그 적용 대상은 대합치가 상악 총의치인 무치 하악의 임플란트 의치였는데, 근래에는 자연 치아와 결부된 유리단 최후방 지대치, 중간 지대치 등 부분 무치악 증례에서 자연 지대치와 연결되어 사용되고 있다. 이와같이 최근 치아 결손이 있을 때 수복 방법으로 임플란트 술식이 괄목할만한 발전을 계속하여 이의 임상적 사용이 크게 증가되는 추세에 있다²⁾.

임플란트 보철물이 구강내에서 장기간 성공적으로 유지되어 정상적인 기능을 하기 위해서는 임플란트 재료 자체의 생체 친화성도 우수하여야 하겠지만, 생체 기능성의 측면에서 구강 내에서 저작시 발생하는 교합력에 대해 잘 지지할 수 있도록 설계된 임플란트와 보철물의 역학적인 고려도 매우 중요하다. 모든 구조물은 그 기능 수행에 요구되는 구조물의 형태, 재료적 특성 및 주위 구조물과의 관계 등에서 정상적으로 유지되어, 형태나 성질의 변형이나 약화가 발생하지 않을때 그 기능성을 인정받을 수 있다. 구강내의 구조물에 영향을 주는 구강내의 온도, 습도,

하중, 화학 반응 등 여러가지 환경 요인 중 치과 임플란트 보철물에서 가장 증시되는 점은 교합력을 비롯한 외부 하중에 의해 발생하는 지대치, 치근막 및 치조골 내의 응력과 변위 등 역학적 반응이라 할 수 있다. 구조물에 외력을 가하면 변위를 야기하며 이와 아울러 내부에 응력이 발생된다. 그 응력이 생리적 한계를 벗어나면 치근막이 파괴되고 치조골의 흡수가 발생한다. 특히 치근막에 가해지는 높은 압축응력은 파골 세포의 작용을 증진시켜 골 흡수를 발생한다고 보고되었다³⁾. 따라서 보철물이 성공적으로 기능을 수행하기 위하여서는 발생한 응력이 과도하여 보철물이나 지대치가 파절되지 않아야 할 뿐만 아니라 치주 조직 내에 발생하는 응력도 생체의 생리적 지지 능력 범위내에 오도록 설계되어야 하는데 이 점은 임플란트 보철에서도 마찬가지이다. 그러므로 임플란트 보철물에 관한 역학적 연구를 시행하여 이러한 구조역학적 현상을 분석한다면 보철물, 임플란트 지대치 및 치주 조직 내에 응력이 잘 분산되도록 임플란트나 보철물의 설계를 개선시킬 수 있으리라 사료된다.

구조물에 발생하는 응력을 연구하기 위한 실험적 방법으로는 광탄성 응력분석법, strain gauge법, holography법 및 brittle coating법 등^{4,7)}이 있는데 이러한 방법들은 실제와 상대적으로 유사한 성질을 갖는 모형틀을 만들어 응력을 분석하거나, 전체 실험 대상물의 일부분에서 얻어지는 자료값에 의존한다는 한계점을 내포하고 있다. 이에 비하여 유한요소법⁸⁾은 그 기본 원리가 수학적인 수치해석법으로 적절한 조건 설정만 이루어진다면 실험자가 의도하는 실험

(이 논문은 1992년도 교육부 지원 한국학술진흥재단의 자유공모과제 연구조성비에 의하여 연구되었음)

내용이 다른 요인에 의해 영향 받지 않고 온전히 진행될 수 있다는 장점을 갖고 있다. 유한요소법은 공학 분야에서 가장 활발히 이용되고 있는 구조 분석 방법으로 고성능 컴퓨터의 개발에 힘입어 그 응용 범위가 확대되어 최근 널리 이용되고 있고, 생체 공학이나 치의학에도 적용되어 많은 장점을 보여주고 있다. 유한요소법에서는 복잡한 구조물을 물리적으로 성질이 유사한 여러개의 작은 요소로 나누어 작도한 다음 이 모형을 수치화하여 입력하고 물리적 성질과 하중 조건을 설정하여 컴퓨터로 계산함으로써 각 요소의 응력과 절점의 변위를 산출하고 이것을 연속시켜 전체의 현상을 파악한다. 따라서 종래의 방법과는 달리 구조물이 매우 복잡하거나 다양한 재료로 구성되어 있어도 실험 조건에 쉽게 포함시켜 구조물 내에 발전된 변위와 응력의 크기 및 그 분포를 명확히 밝힐 수 있다.

자연 치근은 치조골과 사이에 탄성이 큰 치근막이 치아에 가해지는 외력에 대해서 완충 역할을 하나 임플란트 지대치는 자연 지대치에 비해 동요도가 거의 없고 치조골과 바로 유착되어 있다. 따라서 가공의치로 고정성 보철 수복을 시행할 때 결손부의 한쪽은 자연치아이고 다른 한쪽이 임플란트일때 이 두 지대치를 고정성 보철물로 연결한 후 임플란트가 자연 치아와 생리적, 기능적 조화를 이루어 낼 것인가에 대하여 그간 많은 논란이 되어 왔다. 자연치와 임플란트 지대치의 동요도 차이로 야기되는 문제점을 극복하기 위하여 임플란트 지대치에 자연치와 근접한 탄성계수를 가지는 부분을 포함시킴으로써 자연 지대치와 유사한 생리적 범위의 운동성을 부여하면 지지골 조직에 좀 더 균일한 응력 분포를 얻을 수 있다는 보고가 있다^{9, 10)}. 한편 자연치와 임플란트 사이에는 현저한 동요도 차이가 있다는 사실에 근거하여 상부 보철물을 제작할 때 두 지대치간의 상이한 동요도를 허용할 수 있는 비고정성 연결장치를 이용해야 한다는 이론도 있고 이러한 이론에 입각하여 실제 임상 증례에서 많이 적용되고 있다. 그러나 비고정성 연결장치의 역학적 역할에 대한 상반된 의견¹¹⁾도 제시되어 일부에서는 고정성 연결장치를 갖는 보철물로 설계하는 경우도 적지 않다. 이와같이 치과 임상에서의 많은 이견과 논란이 있음에도 불구하고 임플란트의 종류, 보철물의 연결 형태 등을 고려하여 과학적으로 분석한 응력분석의 연구가 희

귀한 실정이다.

임플란트와 자연치를 지대치로 한 보철문제에 대한 이제까지의 임상적 대응 방향은 크게 3가지로 대별되는데 첫째가 임플란트와 자연 지대치 사이에 비고정성 연결장치로 고정성 보철물을 제작하는 방법이고, 둘째는 임플란트 지대치 내에 자연치와 근접한 탄성을 갖는 부분을 설치한 후 이 위에 보철물을 제작하는 방법이며 세번째는 임플란트와 자연치의 동요도 차를 무시하고 고정성 연결장치로 보철물을 제작하는 방법이다. 이에 저자는 자연치아와 임플란트에 의해 지지되는 고정성 보철물을 상기한 3종의 서로 다른 상황을 설정하여 이차원 유한요소법을 이용하여 모델을 제작하고 이에 대한 역학적인 분석을 시행함으로써 역학적 현상에 대한 다소의 지견을 얻었기에 이를 보고하고자 한다.

II 연구내용 및 방법

(가) 모델 제작

본 연구에서 이용할 유한요소 모형은 하악 제 1대구치와 제 2대구치가 상실된 편측 유리단 무치악 부위와 제 1소구치 및 제 2소구치 및 지지 치주조직, 임플란트 및 상부 보철물을 포함한다. 무치악 부위의 제 2대구치가 상실된 곳에 Branemark 임플란트를 식립하고 고정성 연결장치를 갖는 3 unit 가공의치로 보철물을 제작하여 표준모형(RB)을 제작하였다(Fig 1). 표준모형은 1020개의 2차원 사각형(2D elastic) 요소, 3개의 경계(Boundary)요소 및 10개의 간극(Gap)요소등 총 1033개의 요소로 구성되었다. 표준모형(RB)에서 보철물의 연결장치를 비고정성으로 변화시켜 모형 NB를 제작하였다(Fig 2). 제 2대구치의 상실부위에 탄성체(IME)가 내장된 IMZ 임플란트를 식립하고 고정성 연결장치를 갖는 가공의치로 보철물을 제작하여 모형 RE를 제작하였다(Fig 3). 모형 RE에서 IMZ 임플란트 내의 탄성체를 IMC로 설계하여 모형 RC를 제작하였다(Fig 4). 임플란트 모형과의 대조군으로 제 2대구치와 제 2소구치를 지대치로 가공의치를 하되 연결장치의 고정성 및 비고정성 연결에 따라 모형 RN과 모형 NN을 제작하였다(Table 1).

치아와 주위 지지 치주조직의 형태는 환자의 구내 표준 방사선 사진을 tracing하여 설계하고 치아는

Table 1. Symbols and designs of finite element models

symbol	Design
RB	FPD with rigid connectors and Branemark implant abutment
NB	FPD with nonrigid connector and Branemark implant abutment
RE	FPD with rigid connectors and IMZ implant abutment with IME
RC	FPD with rigid connector and IMZ implant abutment with IMC
RN	FPD with rigid connectors and natural tooth abutments
NN	FPD with nonrigid conector and natural tooth abutments

FPD ; three unit fixed partial denture.

상아질과 법랑질로 구성하고, 하악 제 1소구치와 제 2소구치 및 지지조직, 대구치 부위의 치주조직까지 포함하여 제작하였다. 악골내에 식립될 임플란트는 직경 4mm, 길이 12mm의 크기를 이용하고 Brane-mark 임플란트와 intramobile element로 IME와 IMC를 함유하는 IMZ 임플란트 2종 등 총 3종의 임플란트를 사용하였다. 임플란트와 골조직간의 결합양상은 Lavernia 등¹²⁾의 보고에 의거 가장 이상적인 골유착 계면이 얻어진 것으로 간주하고 임플란트에 삽입되는 고정 스크루의 연결 부위등도 임플란트에 완전히 고정된 하나의 구조물로 설정하여 설계하였다. 치밀골과 해면골은 같은 골 조직이지만 선현들의 연구를 참고로 약 150배의 탄성계수 차이를 보이는 것으로 설계하였다. 일반적으로 치조골의 상태가 좋은 경우에만 임플란트 술식의 적응증이 되기 때문에 본 실험에서는 치조골의 흡수가 거의 발생하지 않은 모델을 제작하였다. 치아 주위의 얇은 층판골 즉 방사선 사진상에서 치조백선이 보이는 피질골을 치밀골 재료로 설계하였다. 치주인대는 탄성이 높기 때문에 지대치의 동요도에 큰 영향을 미친다. 치주인대는 collagen, oxytalan 섬유와 체액 성분으로 이루어진 복합 재료로 점탄성의 역학적 반응을 보이나 점탄성의 비 선형적 해석은 현실적으로 불가능하기 때문에 선형적 탄성을 보이는 것으로 가정하고, Glickman의 자료¹³⁾에 의거 평균 약 0.2mm의 두께로 설계하고 치아와 층판골 사이에서 완벽히 부착되어 사이에 존재하게 하였다. 상부 보철물은 미국치과 의사 규격 제 3형 금합금으로 제작하였다. 임상적 실제에서 임플란트 지대치와 상부 보철물의 부착은 스크루나 치과용 접착제에 의해 이루어지는데, 그 어느 경우나 완전히 고정되어 느슨해짐이 없는 것을 원칙으로 설계하였다. 그러나 screw를 제외한

임플란트의 각 연결 부위는 간극(gap)요소를 이용하여 압축력에 대하여는 힘을 전달하나 인장력에 대해서는 서로 분리되어 인장응력은 계면을 통해 전달되지 않도록 하였다. 상부 보철물로서는 3-unit gold bridge(3본 가공의치)를 제 2소구치와 상실된 제 2대구치 부위에 식립된 임플란트를 지대치로 하여 제작하였다(Fig 1).

가공의치에서 연결장치를 고정성 연결 형태와 비 고정성 연결 형태로 2가지 경우를 설정하여 각각 다르게 제작하였다. 비고정성 연결장치는 16 개의 간극(gap) 요소를 이용하여 비고정성 연결부의 수평면에 약 0.08mm의 간격을 부여하여 변위에 의해 이 간극이 폐쇄될 경우에만 인접 구조물내로 힘이 전달되도록 하였다(Fig 2).

이상의 각 재료에 대하여 물리적 성질로서 탄성계수(E)와 Poisson 율을 선현들의 보고¹⁴⁻¹⁸⁾에 의거하여 설정하였다(Table 2). 모형 내의 각부 조직 및 재료들은 사각형 요소로 요소분할 원칙에 의해 나눈다. 현저한 응력이 예상되는 부분과 세밀한 관찰을 요하는 부위는 가급적으로 잘게 나누었다. 외력에

Table 2. Mechanical properties of materials

Materials	Young's Modulus (Kg/cm ²)	Poisson's Ratio
Enamel	8.26×10 ⁵	0.33
Dentin	2.14×10 ⁵	0.31
Perio. ligament	7.03×10	0.45
Compact Bone	1.45×10 ⁵	0.30
Cancellous Bone	2.15×10 ³	0.30
Casting Gold	8.46×10 ⁵	0.40
Titanium	1.22×10 ⁶	0.35
Polyoxymethylene	3.40×10 ⁴	0.30

의해 모형내에 발생된 변위와 응력을 해석하기 위한 구속점(fixed node)으로 치조골 하연은 수직 방향으로 저항하게 하고 좌측단은 X, Y, Z, Tx, Ty, Tz의 모든 방향으로 고정하였다. 모형의 근심 측면은 K값 25의 boundary 요소 3개로 치조골의 상연과 하연 그리고 제 1소구치의 근심 접촉점에서 근원심 방향을 지지 하였다. 하중 조건으로는 자연치와 보철물의 전 교합면의 교두정과 중심와에 각각 1Kg 씩의 정하중을 가하되 교합력의 근심 분력을 고려하여 15도 근심측으로 향한 수직 방향으로 설정하였다(Fig 5).

(나) 변위 및 응력의 계산 및 분석

실제 형상에 근거를 둔 모형 제작이 끝나면 이를 digitizer를 이용 각 재질의 외형을 입력시켜 유한요소 설계 과정에 이용하였다. 요소 분할을 끝낸 후 하중 조건, 요소 조건, 물리적 성질 등을 입력시키고 모형 검증이 끝나면 모든 조건들을 수치화시키는 decoding 과정을 컴퓨터와 유한요소 프로그램을 이용하여 수행하였다.

사용할 유한요소 분석 프로그램은 Supersap의 이차원 비선형 응력 분석 프로그램 (Ver. 9.01/387E, Algor Inc., Pittsburgh, PA, USA)이고 IBM PC 486 Dx2로 계산을 실행 시켰다. 모델 제작 과정에서의 오류들을 모두 수정한 후 비선형 유한요소 해석 프로그램으로 계산을 수행하여 수치로 된 각 요소 내의 응력과 절점들의 변위에 대한 계산값을 얻었다. 수치화 된 data를 이용하여 다시 postprocessing 과정을 수행하여 super VGA의 monitor상에 형상과 색상으로 변환시킴으로써 전체적 현상을 한눈에 파악할 수 있게하였다.

III. 연구 결과

관찰할 응력의 종류로는 최대 주응력(최대 인장 응력), 최소 주응력(최대 압축 응력) 및 Von Mises 응력이었다. 비교를 쉽게하기 위하여 하중을 가하기 전의 모델은 녹색 선으로 표시하고 하중이 가해진 후의 변위는 10배 확대하여 붉색 선으로 구별하였다. Von Mises 응력은 0-100kg/cm²의 범위를 크기에 따라 15개의 영역으로 나누어 각각 다른 색상으로 표시하였다(Fig 7). 또한 각 치아의 절단부의 근심 및 수직 변위량을 도표로 정리하고 각 재질 내의 최대

응력 값을 조사하여 표로 정리하였다(Tables 3, 4).

Table 3. Displacement of cusp tip in each design

Design	implant(molar)		second premolar		first premolar	
	mesial	apical	mesial	apical	mesial	apical
RB	89.4	9.9	87.1	33.6	90.8	25.2
NB	90.4	9.7	87.7	33.8	90.5	25.3
RE	92.1	9.8	93.3	34.1	95.2	26.1
RC	92.4	9.3	95.5	34.1	95.2	26.1
RN	85.2	26.3	82.9	37.5	89.5	24.3
NN	90.9	27.3	77.5	37.6	85.1	23.6

(unit ; microns)

Table 4. Maximum stresses in the materials of each design

		RB	NB	RE	RC	RN	NN
PDL	Comp. St.	6.0	6.0	6.1	6.1	7.4	7.4
	Tens. St.	1.9	1.6	4.6	4.6	3.0	2.3
	V. Ms. St.	5.5	5.5	5.6	5.6	6.7	6.8
Bone	Comp. St.	116.5	116.6	22.4	123.4	113.8	108.6
	Tens. St.	70.1	77.2	75.6	75.3	71.6	68.3
	V. Ms. St.	115.1	115.1	120.9	120.9	112.5	107.2
Tooth	Comp. St.	45.4	36.3	61.2	60.6	66.9	69.1
	Tens. St.	15.5	15.5	19.7	19.3	31.3	41.5
	V. Ms. St.	43.5	35.1	58.6	58.1	64.2	69.1
Gold	Comp. St.	389.1	441.7	158.2	155.7	402.2	495.3
	Tens. St.	296.6	356.2	113.4	111.9	239.8	305.2
	V. Ms. St.	384.9	439.0	143.8	141.9	411.2	507.2
Ti	Comp. St.	81.5	95.2	328.2	22.5		
	Tens. St.	84.3	88.1	248.3	22.5		
	V. Ms. St.	84.7	98.2	460.5	22.1		
POM	Comp. St.	49.6	20.8				
	Tens. St.	8.1	1.2				
	V. Ms. St.	46.6	20.8				

(unit ; Kg/cm²)

Comp. St.=Maximum compressive stress

Tens. St.=Maximum tensile stress

V.Ms.St.=Von Mises stress

PDL=Periodontal ligaments

Ti= Titanium

POM= Polyoxymethylene

(가) 변위

각 모델간의 변위의 정도를 형상화한 후 비교함으로써 지대치의 동요 양상과 크기를 알 수 있었다. 모든 모형에서 교합력이 가해졌을때 근심 및 하방으로의 변위가 관찰되었다(Figs 5, 6). 고정성 보철물의 지대치로 사용되지 않은 제 1소구치는 교두정에서 근심으로 평균 89.9u, 하방으로 24.8u의 이동이 관찰되었고 고정성 보철에 포함된 제 2소구치는 근심과 하방 이동이 각각 85.5u 및 34.9u으로 나타나 보철물 장착에 의해 수평 이동은 감소하였으나 수직 변위는 증가된 양상을 보였다. 임플란트를 지대치로 사용한 경우 제 2대구치부 교두정의 변위는 근심 및 수직으로 평균 90.4u 와 9.3u이 관찰된 반면 자연치아인 경우 근심으로 평균 88.1u과 수직 이동 26.8u을 보임으로써 임플란트 지대치는 자연치에 비해 1/3 정도의 작은 수직 동요도를 나타내었다(Table 3).

(나) 응 력

치주조직 내부에서는 비교적 큰 응력이 치밀골을 따라서 관찰되었고 자연치아의 치근단 주위와 임플란트 고정체의 근심면에 인접하여 가장 큰 응력이 분포하였다. 보철물의 지대치로 사용되지 않은 제1소구치 내부에서는 하중이 직접 가해지는 교합면 이외에는 큰 응력이 전혀 관찰되지 않았으나 지대치로 사용된 치아 내부에는 큰응력이 발생하여 제 2소구치의 지대치 원심면을 따라 띠 모양의 응력집중이 관찰되었고 최대의 응력집중 부위는 원심의 치경부였으며 제 2대구치는 근심치근과 치관부 주위로 응력이 발현되었다.

상부 보철물과 하부 임플란트 고정체를 연결하는 screw에는 큰 응력이 관찰되어 Branemark implant (RB,NB)에서는 gold screw내에서 Von Mises stress가 439.0Kg/cm²으로 가장 큰 응력을 나타내었고 IME를 갖는 IMZ implant(RE)에서도 screw내에 460.5Kg/cm²의, 최대 Von Mises응력을 발현하였다.

고정성 연결장치를 갖는 Branemark 임플란트 (RB)는 자연치아를 지대치로 사용한 모델(RN)과 응력분산 양상은 비슷하였으나 임플란트 내부로 더 큰 응력집중을 보이며 가공의치 내의 응력은 감소시켰고, 비교정성 연결장치를 갖는 Branemark 임플란트(NB)에서도 모델 RB와 응력 분포양상은 비슷하나 가공의치와 임플란트 사이의 연결장치와 gold sc-

rew주위로 더 크고 넓은 집중응력이 발생하였으나 제 2소구치 내부에는 더 낮은 응력치를 관찰할 수 있었다(Figs 9,10). 자연치를 지대치로 한 비교정성 가공의치(NN)에서도 고정성인 설계(RN)에 비해 가공의치와 제 2대구치 사이의 연결장치에 약 25%의 응력 증대를 관찰할 수 있었다(Figs 17,18).

고정성 연결장치를 갖는 임플란트 모델들을 비교할때 Branemark 임플란트(RB)가 IMZ 임플란트(RE,RC)에 비해 모든 지지조직과 임플란트 및 고정성 보철물내의 최대응력치가 비교적 작았고 응력을 더 양호하게 분산시켰다. 그러나 가공의치의 연결장치의 응력집중 부위는 Branemark에서 가공의치의 원심측 연결부에 그리고 IMZ 임플란트는 가공의치의 근심측 연결장치에서 발견할 수 있었다(Figs. 8,11, 13).

IMZ 임플란트의 경우 IME(RE)와 IMC를 갖는 모델(RC)에 의한 응력의 분산양상이 큰 차이를 보여 IME가 IMC에 비해 Polyoxymethylene 충격흡수 요소 내에도 2-7배의 응력이 발생하였고 screw내에는 11-21배의 큰 응력이 관찰되는 불리한 응력 집중이 있었으나 치주인대, 치조골, 치아 및 금 합금 내부의 최대 응력치는 비슷하였다(Figs 12,14)(Table 4).

IV. 총괄 및 고안

치아는 선천적 요인, 외상, 치아 우식증, 치주염 등에 의해 결손될 수 있다. 치아가 상실된 경우 저작, 발음, 심미성 등에 많은 문제가 발생하기 때문에 적절한 보철물에 의해 즉시 수복해 주어야한다. 치아가 상실되었을 경우 결손치의 갯수가 작고 결손치 전후로 건전한 자연치가 있을때 통상적으로 가공의치를 이용하여 수복할 수 있다. 그러나 임상에서 이러한 조건이 충족되지 못하여 부득이 의치를 이용하여 보철수복을 하여야 할 경우가 많았다. 만약 인공 지대치를 필요한 무치악 부위에 매식하여 이용할 수 있다면 그 치과 보철적인 효용성은 매우 크다 하겠다. 이러한 요구와 필요성에 따라 40 여년 전부터 임플란트 보철이 많은 시행착오를 거듭하며 꾸준히 발전하여 왔다. 1970년대에는 골막하 섬유유착성 골내 blade implant가 소개되어 인공 지대치로써 주로 사용되었고, 1980년대에 이르러 골유착성 이론에 기초를 둔 치근형 임플란트가 소개되어 그 효용성이

인정받게 되고 최근 급속히 보철 술식에 이용되고 있는 추세이다.

과거 임플란트에 대한 관심은 주로 임플란트의 설계에 관한 것이었고 그래서 나선형, 핀형, 나선형, blade-vent, 치근형 임플란트등 여러 형태의 변화를 시도하였다. 이와 동시에 동물 실험을 통하여 생체와의 친화성에 대하여 많은 재료가 실험되었다. 예를 들면 탄소, 생초자, 산화알루미늄, 하이드록시아파타이트 및 타이타늄 등으로 제작된 많은 임플란트들이 있었다. 많은 학자들에 의해 골유착 개념이 정설로 받아지면서 지금까지는 골유착을 얻는데는 순수한 타이타늄이 가장 좋은 재료로 여겨지고 있다.¹⁾ 골유착 현상을 이용하는 획기적인 방법으로 임플란트를 식립했어도 구강내라는 특수한 환경에서 임플란트가 치아의 역할을 대신하여야 하기 때문에, 다시 말하면 기능으로 인한 하중을 끊임없이 받아야 하므로 이와 연관해서 임플란트와 악골간의 결합 파괴, 임플란트 자체의 파절 및 탈락, 임플란트와 보철물 연결부의 손상 및 보철물의 파절 등의 문제점들이 발생하고 있다.

보철물은 기능 및 부기능시 항상 부하의 상태에 놓이게 되므로 보철물이 성공적으로 유지 되려면 생체의 허용한계치 내에서 발생하는 압력이 잘 분산될 수 있어야 한다. 최근에 획기적인 치과 보철술식으로 주목받고 있는 골유착성 임플란트 보철의 경우에는 자연치아와 달리 치주인대와 같은 완충효과를 기대하기가 어렵다. 즉 임플란트가 악골에 견고히 결합된 상태로 상부의 보철물을 지지하기 때문에 임플란트를 통해 저작압을 하부의 골조직에 균등히 잘 전달시키는 것이 매우 중요하게 생각되고 있으며, 결국 이것이 골 유착성 보철물의 성패를 좌우하고 있는 것으로 간주되고 있다.

임플란트는 구강내에 식립되어 많은 복합하중을 받게 되는데 임플란트 보철물이 실패하지 않으려면 생체와 보철물의 하중 지지능력 한계 내에서 기능하도록 설계하는 것이 필수적이다. 이에 따라 임플란트 및 보철물에 대한 역학 분석의 중요성이 강조되어 왔고 특히 최근에는 고성능 컴퓨터의 발전에 힘입어 유한요소법을 이용하여 임플란트에 관한 역학적 분석들이 보고되고 있다. Takahash등¹⁹⁾은 후방지대치로 임플란트와 자연치아를 이용할 경우를 상호 비교 연구한 결과, 임플란트 주위에 응력이 가

중되었다고 보고하였다. Brunski²⁰⁾는 임플란트와 악골 사이의 계면의 결합이 유착 상태일 경우와 비유착 상태일 경우를 비교하여 응력분산에 차이가 있음을 입증하였다. Lavernia등¹²⁾은 2차원 유한요소법을 이용하여 탄소 임플란트와 산화알루미늄 임플란트를 실험재료로 선택하여 하악의 해면골에 골지주가 있는 경우와 해면골 전체가 균질한 물질로 구성되었다고 가정했을 경우를 비교하여 양자간에 응력분포에는 차이가 없었으나 응력 크기에는 차이를 보였다고 보고하였다. Shalak²¹⁾의 연구에 의하면 임플란트가 악골에 직접 결합되어 있기 때문에 기능시 초래되는 외력을 매식체가 직접 악골에 전달하게 되며 따라서 외력을 균등하게 전달하기 위하여서는 임플란트와 관련된 요소들이 상대적으로 견고해야 한다고 하였다. Rieger등²²⁾은 상이한 기하학적 형태의 임플란트에 대하여 이차원 축대칭 유한요소 모형을 설계하고 이 모형에 다양한 범위의 탄성계수를 갖는 재료 특성을 부여하여 응력분포 분석을 시행한 결과 임플란트 재료의 강도가 증가할수록 임플란트 근단부로 전달되는 교합하중의 양은 증가되며, 이와같은 탄성적 특성뿐 아니라 임플란트의 기하학적 형태도 응력을 주위골에 적절이 분산시키는데 중요한 결정요인임을 밝혔는데, Siegle등²³⁾도 임플란트의 기하학적 형태가 응력분포에 유의한 영향을 미친다는 부분에서는 동일한 분석 결과를 보고한 바있다.

이와같이 임플란트의 역학적 현상에 관해 활발한 연구가 진행되고 있으나 현재 임상에서 큰 논란의 대상이 되어있는 자연치와 임플란트를 함께 지대치로 사용시 고려하여야 할 역학적 문제에 대해서는 명료한 결론을 아직 내리지 못한 실정이다. 자연 치근은 치조골과 사이에 탄성이 큰 치근막이 치아에 가해지는 외력에 대해서 완충역할을 하나 임플란트 지대치는 자연 지대치에 비해 동요도가 거의 없고 치조골과 바로 유착되어 있다. 자연치와 임플란트 지대치의 동요도 차이로 야기되는 문제점을 극복하기 위하여 임플란트 지대치에 자연치와 근접한 탄성계수를 가지는 부분을 포함시킴으로써 자연 지대치와 유사한 생리적 범위의 운동성을 부여하면 지지골 조직에 좀 더 균일한 응력 분포를 얻을 수 있다는 보고가 있다. 한편 자연치와 임플란트 사이에는 현저한 동요도 차이가 있다는 사실에 근거하여 상부 보철물을 제작할때 두 지대치간의 상이한 동요도를

허용할 수 있는 비고정성 연결장치를 이용해야 한다는 이론도 있다. 그러나 비고정성 연결장치의 역학적 역할에 대한 상반된 의견도 제시되어 일부에서는 고정성 연결장치를 갖는 보철물로 설계하는 경우도 적지 않다. 이와같이 치과 임상에서의 많은 이견과 논란이 있음²⁴⁾에도 불구하고 임플란트의 종류, 보철물의 연결형태 등을 고려하여 과학적으로 분석한 응력분석의 연구가 희귀한 실정이다. 또한 다른 유한요소법적 연구에서는 임플란트의 모든 연결부위를 하나로 결합된 구조로 생각하여 임플란트 각 연결부의 계면에서 발생하는 인장력이 가해졌을때의 역학적현상을 실제와 일치 시키지 못하고 있었다. 본 연구에서는 screw를 제외한 임플란트의 각 연결 부위는 간극(gap)요소를 이용하여 압축력에 대하여는 힘을 전달하나 인장력에 대해서는 서로 분리되게 설계하였다.

비고정성 연결을 권장하는 이론에는 자연치아에는 치근막의 탄성이 있는 반면 임플란트에는 자연치의 정상적인 동요도가 허용되지 않기 때문에 연결된 임플란트 주위로 응력이 집중되고 자연치아의 치근막의 기능이 떨어진다고 주장하고 있다. 그러나 Erri-sson²⁵⁾은 장기간에 걸친 치료 경험에 비추어 볼 때 치아와 임플란트의 연결은 어떤 형태라도 연결하는 치아의 상태나 위치를 적절히 고려한다면 문제될 바 없다고 보고하였다. 본 실험에서도 비고정성 연결장치를 갖는 Branemark 임플란트(NB)에서 고정성 연결장치를 갖는 모델 RB와 응력 분포양상은 비슷하였다. 자연치를 지대치로 한 비고정성 가공의치(NN)에서도 고정성인 설계(RN)보다도 가공치의 제2대구치 사이의 연결장치에 약 25%의 응력 증대를 관찰할 수 있었으나 지지 조직 내부의 응력 분산양상과 크기 및 동요도는 비슷하였다(Figs 17,18). 이는 비고정성 연결이 고정성 연결에 비하여 결코 유리하지 않다는 Yang과 Thompson²⁶⁾, 김과 김¹¹⁾의 연구와 결과가 일치하였다. 이러한 결과를 분석할 때 고정성 연결장치로 가공의치를 제작한 경우에도 골조직과, titanium 고정체의 탄성도, transmucosal abutment 및 gold cylinder 사이의 screw joint에서의 연결부가 자연치의 치근막의 동요도 정도를 어느 정도 허용한다고 사료된다.

임플란트에 가해지는 교합력의 분산이 자연치의 동요에 의해 방해되어 임플란트가 파부하되든지 자

연치에 부적절한 자극을 초래할 수 있다는 가설하에 치근막을 보상할 수 있는 어떤 탄성 요소가 필요하지 않을까해서 IMZ 임플란트가 고안되었다. 그러나 IME는 자체의 파절이나 변형이 너무 쉽게 발생하여 1990년 IMC로 대체되었다. 본 실험에서도 IMZ 임플란트의 경우 IME(RE)와 IMC를 갖는 모델(RC)에 의한 응력의 분산 양상이 큰 차이를 보여 IME가 IMC에 비해 Polyoxymethylene 충격흡수 요소 내에도 2-7배의 응력이 발생하였고 screw내에는 11-21배의 큰 응력이 관찰되는 불리한 응력 집중이 발견되어 IMC를 갖는 IMZ 임플란트가 역학적 측면에서 더 우수하였다. Van Rossen²⁷⁾은 유리형 임플란트 및 자연치와 골유착성 임플란트로 지지되는 고정성 보철물에 대해 상부 구조물과 임플란트 사이에 응력 흡수요소를 개재시킨 유한요소 모형과 응력 흡수요소가 없는 모형으로 구별하여 응력분포를 비교 분석한 결과, 유리형 임플란트에 이용된 응력 흡수요소는 감폭(damping)의 효과만을 보이고 응력의 재분산 기능은 전혀 없다고 보고하였고 자연치와 임플란트의 조합으로 지지되는 보철물에 이용되는 응력 흡수요소는 임플란트 주위골에 발생하는 응력을 좀 더 균일하게 분포시키고, 자연치 주위의 피질골에 발생하는 최대응력을 감소시킴을 보고하였다. 그러나 본 실험에서 탄성요소가 주위의 다른 구조물에 하중 분산의 효과를 관찰할 수 없었고 Branemark 임플란트에 비해 지지조직 내부와 가공의치내의 최대 응력값이 더 큰 수치를 나타내어 역학적 잇점을 얻을 수 없었다. Van Rossen의 유한요소 모델에서는 임플란트 고정체, 탄성 흡수요소, transmucosal abutment 및 screw사이의 계면을 완전 결합된 것으로 가정하였으나 본실험에서는 서로 분리시켜 설계하고 gap element에 의해 계면이 서로 지지된 것으로 하였기 때문에 다른 결과를 얻을 수 있었다.

본 연구의 결과 자연 치아와 골 유착성 임플란트를 연결하기 위하여 가공의치에 비고정성 연결장치를 설치하거나 IME나 IMC같은 탄성체의 삽입이 어떠한 역학적인 장점도 주지 못하였다. 이와같이 Branemark 임플란트와 자연치의 직접적 연결이 역학적 분석 결과 별 문제없이 나타난 것은 아마도 치조골, 금 합금 및 titanium 자체의 탄성도에 의한 보상과 여러개의 screw로 다중의 연결 구조를 형성한 탄력

등이 자연치의 생리적 운동을 허용하기 때문으로 사료된다. 본 연구는 결과를 치의학 임상에 활용하여 임플란트 보철의 실패율을 감소시킬 수 있고 환자에게 불필요한 고통과 경제적 부담을 주지 않으면서 구강내에서 효율적으로 기능하는 임플란트 보철물을 설계, 제작하는데 필요한 역학적 분석 자료를 제공하고자 수행되었다. 생체 조직내의 역학적 현상을 단순화된 모델로부터 얻은 실험 결과에 의해 전적으로 해석을 하는 것은 다소 무리가 있을 수 있겠으나, 다양하고 깊이 있는 임상 경험과 함께 임플란트 보철물의 설계 시 중요한 정보로 이용될 수 있으리라 사료된다. 아울러 본 실험의 결과로 그간 임플란트 보철에 있어서 큰 논쟁거리로 남아있는 IMZ 임플란트의 intramobile element의 역할과 고정성 가공의치의 연결부를 고정성 및 비고정성으로 제작하였을 때의 역학적 현상을 규명하였다. IMZ 임플란트의 IMC가 역학적 장점을 주지 못한다면 오히려 탄성 요소의 변형이나 screw의 조임 정도에 따른 교합의 변화나 screw의 풀림등 단점만 야기시키는 구조물로 작용한다고 할 수 있으나 이는 장기적인 임상 결과에 의해 최종적인 판단이 내려져야 한다고 생각된다.

V. 결 론

임플란트와 자연치를 지대치로 한 고정성 보철물과 지지조직 내의 역학적 현상을 규명하기 위하여 Branemark와 IMZ 임플란트와 자연 지대치 사이에 비고정성 연결장치로 고정성 보철물을 제작한 모형과 비고정성 연결장치로 보철물을 제작한 모형을 대조군인 자연치로 지지되는 보철물 모형과 유한요소법을 이용하여 역학적 분석을 시행하였다. 변위와 응력 분산의 양상 및 그 크기를 상호 비교하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 보철물 장착에 의해 수평 변위는 감소하였으나 하방 변위는 증가된 양상을 보였다.
2. 임플란트 지대치는 자연치에 비해 1/3정도의 작은 수직 동요도를 나타내었다.
3. 치주조직에는 비교적 큰 응력이 치밀골을 따라서 관찰되었고 자연치아의 치근단 주위와 임플란트 고정체의 근심면에 가장 큰 응력이 분포하였다.
4. 제 2소구치의 지대치 원심면을 따라 떠 모양의 응력집중이 관찰되었고 제 2대구치는 근심치근과

치관부 주위로 응력이 발현되었다.

5. 상부 보철물과 하부 임플란트 고정체를 연결하는 screw에는 가장 큰 응력이 관찰되었다.
6. 비고정성 연결장치를 갖는 Branemark 임플란트에서 가공치와 임플란트 사이의 연결장치와 gold screw주위로 더 크고 넓은 집중응력이 발생하였다.
7. 자연치를 지대치로한 비고정성 가공의치에서도 고정성인 설계에 비해 가공치와 제 2대구치 사이의 연결장치에 약 25%의 응력 증대를 관찰할 수 있었다.
8. Branemark 임플란트가 IMZ 임플란트에 비해 모든 지지조직과 임플란트 및 고정성 보철물내의 최대응력치가 작았고 응력을 더 양호하게 분산시켰다.
9. IMZ 임플란트의 경우 IME가 IMC에 비해 Polyoxymethylene 충격 흡수요소 내에 2-7배의 응력이 발생하였고 screw에는 11-21배의 큰 응력이 관찰되는 불리한 응력 집중이 있었다.

이상의 결과로 볼 때 자연치를 지대치로 사용할 때에 비해 임플란트를 사용하면 변위나 응력 발현 양상이 다소 변화되나 역학적으로 더 불리하지 않았다. Branemark에서는 gold screw, IMZ 임플란트에서는 POE 충격 흡수요소가 가장 약한 부위였으며 고정성 연결장치를 갖는 보철물 및 Branemark 임플란트가 비고정성 연결장치나 IMZ 임플란트보다 역학적으로 더 우수하다고 사료된다.

참고문헌

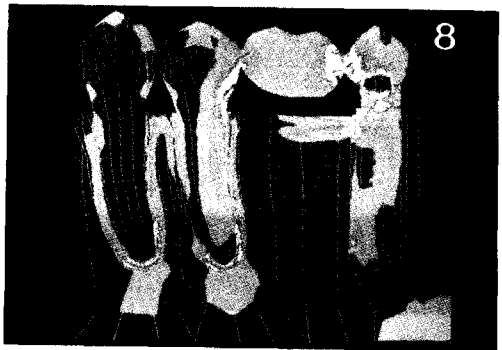
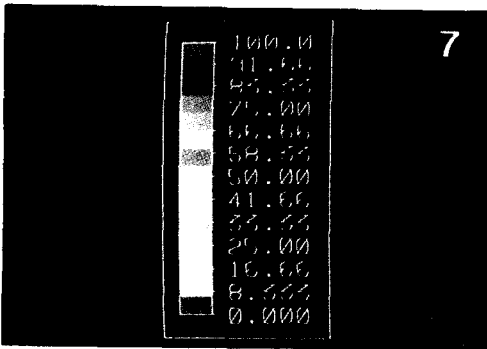
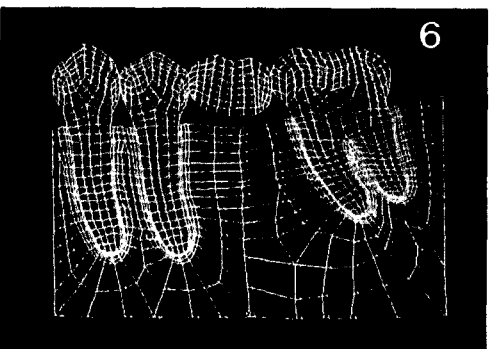
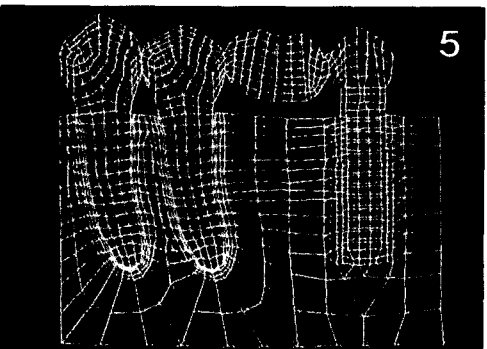
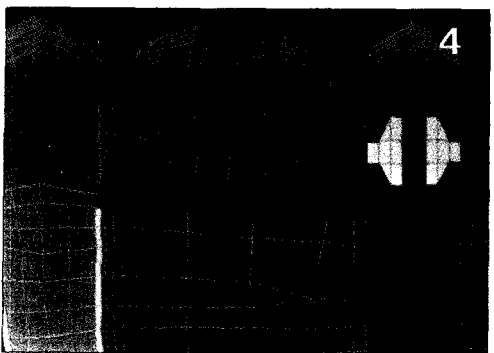
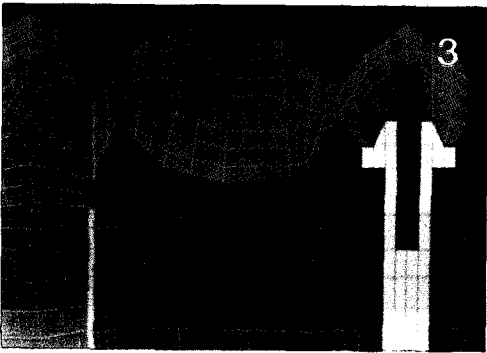
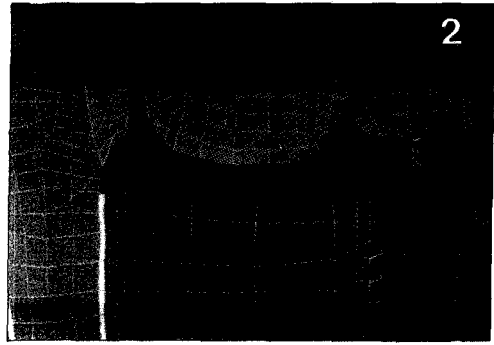
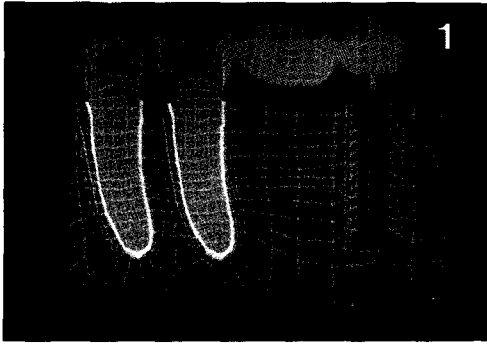
1. Branemark, P. I. : Osseointegration and its experimental background. *J. Prosthet. Dent.*, 50 : 399, 1983.
2. Branemark, P. I., Zarb, G. A., and Albrektsson, T. : Tissue integrated prosthesis : osseointegration in clinical dentistry. Chicago, Quintessence Co, 1985.
3. Reitan, K. : Clinical and histological observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. *Am. J. Orthod.*, 53 : 721, 1967.
4. 류선열, 양홍서, 조규중 : Post 형태에 따른 치근 내부와 지지 조직의 응력 분산에 관한 2차원적

- 연구. 대한치과의사협회지, 26 : 737, 1988.
5. Craig, G. G., and Peyton, F. A. : Measurement of stresses in fixed bridge restorations using brittle coating technique. *J. Dent. Res.*, 44 : 756, 1965.
 6. Craig, R. G. : Restorative dental materials. 7th ed. St.Louis, C. V. Mosby Co, 1985.
 7. Dirtoft, B. I., Jansson, J-F., and Abramson, N. H. : Using holography for measurement of in vivo deformation in complete maxillary denture. *J. Prosthet. Dent.*, 54 : 843, 1985.
 8. Zienkiewicz, O. C. : The finite element method, 3rd ed., London, McGraw-Hill book Co., 1977.
 9. Kirsch, A., Mentag, P. : The IMZ endosseous two phase implant systems : a complete oral rehabilitation concept. *J. Oral Implantol.*, 12 : 576, 1986.
 10. McGlumphy, E. A., Campagni, W. V., Peterson, L. J. : 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.
 11. 김용호, 김영수 : 골유착성 임플란트 보철치료시 자연 지대치와의 연결 형태에 관한 유한요소적 응력분석 연구. 대한치과보철학회지, 29 : 1, 1991.
 12. Lavernia, C. J., Cook, S. D., Weinstein, A. M., and Lawitter, J. K. : An analysis of stresses in a dental implant system. *J. Biomed.*, 14 : 555, 1981.
 13. Carranza, F. A. : Clinical Periodontology, 6th ed. 1984 W. B. Saunders Co.
 14. Carter, D. R., and Hayes, W. C. : The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *J. Bone Jnt. Surg.*, 59A : 954, 1977.
 15. Carter, D. R., and Spengler, D. M. : Mechanical properties and composition of cortical bone. *Clin. Orthop. Rel. Res.*, 135 : 192, 1978.
 16. Craig, R. G., Peyton, F. A., and Johnson, D. W. : Compressive properties of enamel, dental cements, and gold. *J. Dent. Res.*, 40 : 936, 1961.
 17. Farah, J. W., Craig, R. G., and Meroueh, K. A. : Finite element analysis of three-and four-unit bridges. *J. Oral Rehab.*, 16 : 603, 1989.
 18. Grenoble, D. E., Katz, J. L., Dunn, K. L., Gilmore, R. S., and Murty, K. L. : The elastic properties of hard tissues and apatites. *J. Biomed. Mater. Res.*, 6 : 221, 1972.
 19. Tadahashi, 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.
 20. Brunski, J.E., and Hipp, J.A. : In vivo forces on endosteal implants. A measurement system and biomechanical considerations. *J. Prosthet. Dent.*, 51 : 82, 1984.
 21. Shalak, R. : Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J. Prosthet. Dent.*, 49 : 843, 1983.
 22. Rieger, M. R., Adams, W. K., Kinzel, M. O., and Bros M. O. : Alternative materials for three endosseous implants. *J. Prosthet. Dent.*, 61 : 717, 1989.
 23. Siegele, D., and Soltesz, U. : Numerical investigation of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *J. Oral Maxil. Implant.*, 4 : 333, 1989.
 24. 이정렬, 신상완, 서규원 : 임플란트와 자연치과의 연결문제에 대한 고찰. 치과연구, 33 : 36-41, 1993.
 25. Ericsson, I., Lekholm, U., Branemark, P. I., Lindhe, J., Glantz, P.O., and Nyman, S. : A clinical evaluation of fixed bridge restoration supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants. *J. Clin. Periodontol.*, 307 : 13, 1986.
 26. 양홍서, Thompson, V.P. : 비고정성 연결장치를 갖는 가공의치의 응력분석. 대한 치과 보철학회지, 30 : 445, 1992.
 27. Van Rossen, I. P., Braak, L. H., de Putter, C., and de Groot, K. : Stress absorbing elements in dental implant. *J. Prosthet. Dent.*, 198 : 64, 1990.

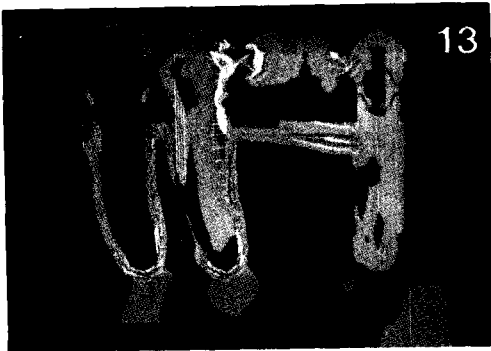
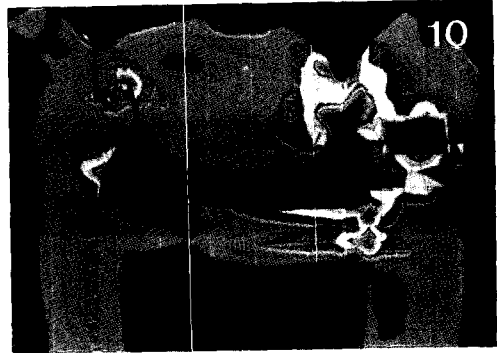
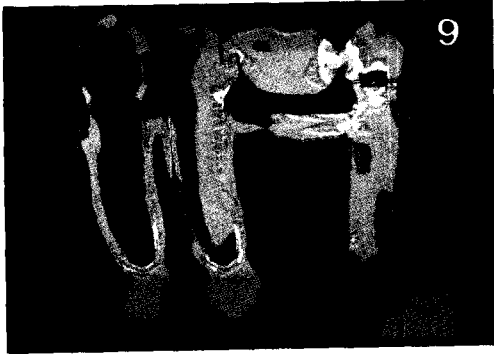
Legend

- Fig 1. Design of standard model(RB). Color code for the material present; cancellous bone(green), compact bone(red), PDL(yellow), dentin(blue), enamel(brown), gold(pink) and titanium(purple)
- Fig 2. Design of the nonrigid connector of NB model. Six compressive gap elements with 0 gap space are installed vertically between gingival wall of the key and keyway. Ten compressive gap elements with 0.08mm clearance are installed horizontally between the axial walls of the key and keyway.
- Fig 3. Design of a fixed partial dentures with IMZ implant and IME(RE). White colors represent IME of IMZ implant.
- Fig 4. Design of a fixed partial dentures with IMZ implant and IMC(RC). White colors represent IMC of IMZ implant.
- Fig 5. Two-dimensional finite element model and deflection of the dental structures with a Branemark implant (RB). Red arrows indicate applied load. Green lines indicate the outline before loading. White lines show the contour after loading. Magnitude of displacement X 10.
- Fig 6. Deflection of dental structures after the insertion of a FPD with rigid connectors and natural abutment teeth(RN). Magnitude of the displacement X 10.
- Fig 7. Von Mises stress magnitudes and associated color for figures 8-16. Unit; Kg/cm²
- Fig 8. Stress distribution with Branemark implant and rigid connectors(RB). Stresses are concentrated around the gold screw of implant.
- Fig 9. Stress distribution with Branemark implant and nonrigid connector(NB). Higher and wider stress concentrations are observed in the restoration of a rigid connector and cortical bone around the implant as compared to the model RB in Fig 8.
- Fig 10. Stress concentrations are seen at the rigid connector area between abutment and pontic and mesial surface of neck of implant abutment(NB). Compressive forces are transferred to the keyway by the vertically directed gap element. The highest stress was observed around the gold screw of Branemark abutment.
- Fig 11. Stress distribution with IMZ implant and IME(RE). High stress concentrations are seen around the IME and in the connectors of the fixed prosthesis between 2nd premolar abutment and pontic.
- Fig 12. Stress distribution of the rigid connector and IMZ implant with IME(RE). Stress concentration was observed around the IME and a rigid connector of implant abutment.
- Fig 13. Stress distribution with IMZ implant and IMC(RC). The IMC markedly decreased the stress in the implant structure when compared to Figure 11.
- Fig 14. Stress distribution with IMZ implant with rigid connectors and IMC (RC). When compared to Figure 12, lower stress in the implant is found around the IMC.
- Fig 15. Stress distribution of a FPD with rigid connectors and natural abutment teeth(RN). Smaller stress level was seen in the periodontium around the molar abutment but higher stress was observed in the prosthesis around the rigid connectors.
- Fig 16. Stress distribution with a nonrigid connector and natural abutment teeth(NN). Higher stress was generated around the rigid connector of molar abutment but smaller stress was seen around the premolar abutment.

사진부도 ①



사진부도 ②



Abstract

A STRESS ANALYSIS OF FIXED PROSTHESES WITH DENTAL IMPLANT AND NATURAL TOOTH

Hong-So Yang, D.D.S., Ph.D.

Associate Professor of Prosthodontics, Chonnam National University, Kwang ju, Korea

A two dimensional finite element model was constructed to analyze the mechanical behavior of four unit fixed partial dentures (FPD) with a 2nd premolar abutment either employing a rigid or nonrigid connector and a 2nd molar abutment (Branemark implant, IMZ implants and natural tooth). Gap elements were used to model the clearance space of the nonrigid connectors and each components of implants.

All FPDs with a implant abutment alter the patterns of stress distribution and displacement, but the magnitude of stress in the periodontium was not greater than that of the control. A FPD with rigid connectors induced the smaller stresses in the periodontium than a FPD with a nonrigid connector. A FPD with a Branemark implant exhibited the more desirable mechanical stress states as compared to the IMZ implants with IME or IMC.