

## 비고정성 연결장치의 위치에 따른 고정성 보철물의 응력분석

연남대학교 치과대학 보철학교실

양 홍 서

### I. 서 론

고정성 보철물에 있어서 비고정성 연결장치는 응력을 차단시키는 장치로 그 형태는 다양하나 모든 비고정성 연결장치는 key와 keyway의 구조로 이루어져 있다. 고정성 보철물의 비고정성 연결장치는 splinting을 할때나, long span bridge를 몇 조각으로 나누어 제작할때, 지대치간의 평행 관계를 맞출 수 없을때, 그리고 중간지대치를 지렛대 효과로부터 보호하고자 할 경우 보철 임상에서 사용되고 있다. 비고정성 연결장치는 금속 제품이나 plastic pattern의 형태로 구입할 수 있고 이를 고정성 보철물의 납형 형성시 적절한 위치와 방향으로 부착하여 납형을 완성하고 매몰하고 주조하여 사용된다.<sup>1)</sup>

Shillingburg와 Fisher는<sup>2)</sup> 고정성 보철물 장착후 중간지대치 전후로 발생하게되는 지렛대 현상을 차단하기 위하여 비고정성 연결장치를 중간지대치의 원심에 설치하여야 한다고 주장하였다. 비고정성 연결장치의 설치 위치와 방향은 고정성 보철물의 전방 지대치의 원심면에 흔히 부착하며 교합면 쪽이 더 넓게 taper하다. 구강내 장착시는 먼저 근심측 보철물을 지대치에 접촉한 후 원심측 보철물에 연결된 key가 근심측의 keyway에 맞춰 제 위치로 미끄러지게 한 후 지대치와 접촉하며 이때 key와 keyway 사이에는 접착제를 개재하지 않는다.

비고정성 연결장치가 중간지대치나 경사진

구치부에서 널리 사용되고 있으나 이를 적절하게 사용되어야하는 이유는 비고정성 연결장치가 갖는 cantilever효과에 의해 시간이 장기간 경과함에 따라 지대치 주위의 지지조직을 파괴할 수 있기 때문이다. 오늘날 비고정성 연결장치의 사용은 주로 이론적 판단에 의해 적용되고 있으며 이에 관련된 역학적이고 과학적인 분석은 희귀한 실정으로 몇 편의 광탄성학적<sup>4,5)</sup> 및 유한요소법적 연구<sup>6)</sup>가 있을 뿐이다.

보철물이 구강내에서 장기간 성공적으로 유지되어 정상적인 기능을 하기 위해서는 보철 재료 자체의 물리적 성질도 우수하여야 하겠지만, 생체 기능성의 측면에서 구강내에서 저작시 발생하는 교합력에 대해 잘 지지할 수 있도록 설계된 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, 화학반응 등 여러가지 환경 요인 중 보철물에서 가장 중시되는 점은 교합력을 비롯한 외부 하중에 의해 발생하는 지대치, 치근막 및 치조골내의 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. 보고<sup>7)</sup>되었다. 따라서 보철물이 성공적으로 기능을 수행하기 위해서는 발생한 응력이 과도하여 보철물이나 지대치가 파절되지 않아야 할뿐만 아니라 치조 조직 내에 발생하는 응력도 생체의 생리적 지지 능력 범위 내에 오도록 설계되어야 하는데 이 점은 고정성 보철의 설계에 있어서 매우 중요하다. 그러므로 비고정성 연결장치를 포함하는 보철물에 관한 역학적 연구를 시행하여 이러한 구조 역학적 현상을 분석한다면 보철물, 지대치 및 치주 조직 내에 응력이 잘 분산되도록 비고정성 연결 장치의 위치나 방향을 조절하여 보철물의 설계를 개선시킬 수 있으리라 사료된다.

구조물에 발생하는 응력을 연구하기 위한 실험적 방법으로는 광탄성 응력분석법, strain gauge법, holography법 및 brittle coating법 등이 있는데 이러한 방법들은 실제와 상대적으로 유사한 성질을 갖는 모형을 만들어 응력을 분석하거나, 전체 실험 대상물의 일부분에서 얻어지는 자료값에 의존한다는 한계점을 내포하고 있다. 이해 비하여 유한요소법은 그 기본 원리가 수학적인 수치해석법으로 적절한 조건 설정만 이루어진다면 실험자가 의도하는 실험 내용이 다른 요인에 의해 영향받지 않고 온전히 진행될 수 있다는 장점을 갖고 있다. 유한요소법은 공학 분야에서 가장 활발히 이용되고 있고, 생체공학이나 치의학에도 적용되어 많은 장점을 보여주고 있다. 유한요소법에서는 복잡한 구조물을 물리적으로 성질이 유사한 여러개의 작은 요소로 나누어 작도한 다음 이 모형을 수치화하여 입력하고 물리적 성질과 하중조건을 설정하여 컴퓨터로 계산함으로써 각 요소의 응력과 절점의 변위를 산출하고 이것을 연속시켜 전체의 현상을 파악한다. 따라서 종래의 방법과는 달리 구조물이 매우 복잡한 구조나 다양한 재료로 구성되어 있어도 실험 조건에 쉽게 포함시켜 구조물 내에 발현된 변위와 응력의 크기 및 그 분포를 명확히 밝힐 수 있다<sup>8)</sup>.

자연 치근은 치조골과 사이에 탄성이 큰 치근막이 치아에 가해지는 외력에 대해서 완충

역할을 하나 고정성 연결장치로 된 고정성 보철물은 동요도가 거의 없이 지대치와 바로 접촉되어 있다. 따라서 가공의치로 고정성 보철수복을 시행할때 양 지대치 중 한쪽은 강한 자연치아이고 다른 한쪽이 상대적으로 약하여 동요도가 더 클때 이 두 지대치를 비고정성 연결장치로 연결한 후 동요도가 서로 다른 두 지대치가 역학적 잇점이 많다는데 대하여 그간 논란<sup>9)</sup>이 있어 왔다. 또한 고정성 보철물 장착후 중간지대치 전후로 발생하게되는 지렛대 현상을 차단하기 위하여 비고정성 연결장치를 중간지대치의 원심에 설치하여야 한다고 주장하였다. 그러나 비고정성 연결장치를 부착할 금관내의 공간부족이나 보철물의 삽입로(path of insertion) 때문에 비고정성 연결장치를 근심으로 경사지게 하거나 상하로 뒤집어 부착하는 경우도 있고 최후방 지대치의 근심면에 비고정성 연결장치를 설치하는 임상 증례도 있다. 이와 같은 3 unit 가공의치에서 비고정성 연결장치의 위치와 설치 방향에 변화를 주었을 때 비고정성 연결장치의 역학적 역할과 장단점에 대한 역학적인 분석이 최소화하였다.

본 실험의 목적은 비고정성 연결장치의 위치와 설치 방향을 서로 다르게 부착한 4개의 3 unit bridge의 유한 요소 모델을 설계하고 교합력을 가한 후 지대치와 지지조직 및 장착된 보철물 내부에 발생하는 응력과 변위의 크기를 정량적으로 비교함으로써 응력 분산의 측면에서 어떻게 비고정성 연결장치를 보철물에 설치하여야 하는지를 규명하고자 한다.

## II. 연구방법

### (가) 모델 제작

본 연구에서 이용할 유한요소 모델은 하악 제 1대구치가 상실된 무치악 부위와 제 1, 제 2소구치, 제 2대구치 및 지지 치주조직 그리고 상부 보철물을 포함하였다. 무치악 부위에 근접한 제 2소구치의 원심면에 비고정성 가공의치를 keyway가 교합면 쪽으로 열리게 설치하고 가공치와 제 2대구치의 유지장치 사이는 고정성 연결장치로 한 3-unit 가공의치를 장착하여 표

준모델(PN)로 삼았다. 표준모델은 치주조직이 건전한 하악의 구치부를 표준 구내사진을 *paralleling* 술식으로 촬영하고 이를 등사(*tracing*) 하여 각 구조물의 재질과 형상에 따라 외형을 작도하였다. 치아와 주위 지지 치주조직의 형태는 구내 방사선 상의 소견과 선현들의 형태에 관한 보고에 따라 설계하고 치아는 상아질과 법랑질로 구성하여 하악 제 1소구치와 제 2소구치 및 지지조직 그리고 무치악 상태의 대구치 부위의 치주조직까지 포함하여 제작하였다.

유한요소 표준모델은 작도된 외형을 유한요소 모델 제작의 분할 원칙에 따라 분할하여 1,683개의 절점을 갖는 1,366개의 2차원 사각형(2D elastic)요소, 3개의 경계(*boundary*)요소 및 18개의 간극(*gap*)요소 등 총 1,387개의 요소로 구성하였다(Fig 1). 비고정성 연결장치는 16개의 *gap element*를 이용하여 비고정성 연결부의 수평면에 약 0.08mm의 간격을 부여하여 변위에 의해 이 간극이 폐쇄될 경우에만 인접 구조물 내로 힘이 전달되도록 하였다(Fig 2).

표준모델(PN)에서 보철물의 비고정성 연결 장치의 설치 위치와 방향을 변화시켜 모델 PT, PR 및 MN를 제작하였다(Table 1). 표준모델에서 비고정성 연결 장치의 *keyway* 방향을 근심으로 20도 경사지게 하여 동일한 위치에 설치하여 모델 PT를 표준모델의 *keyway* 방향을 180도 회전시켜 치경부 쪽으로부터 *key*를 삽입하도록 설계하여 모델 PR을 제작하였다(Figs 3, 4). 제 2대구치의 근심부 가공치와의 인접면에 교합면 측에서 비고정성 연결 장치의

*key*가 수직으로 *keyway*에 접근이 되도록 설계하고 제 2소구치와 가공치 사이는 고정성 연결장치로 연결되는 보철물을 장착하여 모델 MN을 제작하였다(Fig 5).

치밀골과 해면골은 같은 골조직이지만 선현들의 연구를 참고로 하여 약 50배의 탄성계수 차이를 보이는 것으로 설계하였다. 일반적으로 치조골의 상태가 좋은 경우에 비고정성 연결 장치의 적응증이 되기 때문에 본 실험에서는 치조골의 흡수가 거의 발생하지 않은 치관/치근비 1 : 1.5 정도의 모델을 제작하였고 피질골을 치밀골 재료로 설계하였다. 치주인대는 탄성이 높기 때문에 지대치의 동요도에 큰 영향을 미친다. 치주인대는 *collagen*, *oxytalan* 섬유와 체액 성분으로 이루어진 복합재료로 점탄성의 역학적 반응을 보이거나 점탄성의 비선형적 해석은 현실적으로 불가능하기 때문에 선형적 탄성을 보이는 것으로 가정하고, 평균 약 0.2mm의 두께로 설계하고 치아와 충관골 사이에서 완벽이 부착되어 사이에 존재하게 하였다. 상부 보철물은 미국치과의사 규격 제 3형 금합금으로 제작하였다. 임상적 실제에서 지대치와 상부 보철물의 부착은 치과용 접착제에 의해 이루어지는데, 그 어느 경우나 완전히 고정되어 느슨해짐이 없도록, 상부 보철물과 임플란트 지대치는 완전히 붙어서 기능하고 있는 것으로 간주하여 시멘트는 제외하고 설계하였다. 상부 보철물로서는 3-unit gold bridge(3본 가공치)를 제 2소구치와 제 2대구치를 지대치로 하여 금관을 제작하고 *key*와 *keyway* 형태의

Table 1. Symbols and designs of finite element models

symbol	Design
PN	Nonrigid connector at the distal of premolar abutment Keyway is vertical and occlusal direction
PT	Nonrigid connector at the distal of premolar abutment Keyway is 20 degree mesially tilted and occlusal direction
PR	Nonrigid connector at the distal of premolar abutment Keyway is vertical and cervical direction
MN	Nonrigid connector at the mesial of molar abutment Keyway is vertical and occlusal direction

비고정성 연결 장치를 한 곳의 연결장치로 사용하고 다른 한쪽은 고정성 연결장치로 하여 가공치(pontic)과 연결하여 금관가공의치를 제작하였다.

이상의 각 재료에 대하여 물리적 성질로써 탄성계수(E)와 Poisson율을 선현들의 보고<sup>9-13)</sup>에 의거하여 설정하였다(Table 2). 모델내의 각부 조직 및 재료들은 사각형 또는 삼각형 요소로 요소분할 원칙에 의해 나눈다. 현저한 응력이 예상되는 부분과 세밀한 관찰을 요하는 부위는 가급적으로 잘게 나눈다. 외력에 의해 모델 내에 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. 모델의 근원심 측면은 K값 100의 boundary 요소로 근원심 방향을 지지하였다. 하중 조건으로는 자연치와 보철물의 전 교합면의 교두정과 중심와에 각각 1Kg 씩의 정하중을 가하되 교합력의 근심 분력을 고려하여 10도 근심측으로 향한 수직 방향으로 향하게 설정하였다(Figs 6-9).

#### (나) 변위 및 응력의 계산 및 분석

실제 형상에 근거를 둔 모델 제작이 끝나면 이를 Summa graphic digitizer를 이용 Auto CAD상에서 입력시키고 이를 Algor Superdraw를 이용하여 변환시켜 유한요소 프로그램을 이용하여 수행하였다.

사용한 유한요소 분석 프로그램은 Supersap의 이차원 비선형 정적 응력 분석 프로그램(Ver. 9.01/38E, Algor Inc., Pittsburgh, PA, USA)이고

IBM PC 486DX2로 계산을 실행시킨다. 모델 제작 과정에서의 오류들을 모두 수정 보완한 후 비선형 유한요소 해석 프로그램으로 계산을 수행하여 수치로 된 각 요소 내의 응력과 절점들의 변위에 대한 계산값을 얻는다. 수치화된 data를 이용하여 다시 postprocessing 과정을 수행하여 super VGA의 monitor상에 형상과 색상으로 변환시킴으로써 전체적 현상을 한눈에 파악할 수 있게 하였다.

### III. 연구결과

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 백색 선으로 구별하였다. Von Mises 응력은 0~100 kg/cm<sup>2</sup>의 범위를 크기에 따라 15개의 영역으로 나누어 각기 다른 색상으로 표시하였다(Figs 10-16). 또한 각 치아의 절단부의 근심 및 수직 변위량을 도표로 정리하고 각 재질 내의 최대 응력 값을 조사하여 표로 정리하였다(Tables 3, 4).

#### (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 6-9). 소구치의 원심에 상방으로 비고정성 연결장치를 부착한 모델 PN과 PT은 지대치와

Table 2. Mechanical properties of materials

Materials	Young's Modulus (Kg/cm <sup>2</sup> )	Poisson's Ratio
Enamel	8.26×10 <sup>5</sup>	0.33
Dentin	2.14×10 <sup>5</sup>	0.31
PDL	7.03×10	0.45
Compact Bone	1.45×10 <sup>5</sup>	0.30
Cancellous Bone	2.15×10 <sup>3</sup>	0.30
Casting Gold	8.46×10 <sup>5</sup>	0.40

Table 3. Displacement of mesial cusp tip in each design

Design	second premolar		pontic		second molar	
	mesial	apical	mesial	apical	mesial	apical
PN	66.2	38.1	137.5	60.3	142.6	37.8
PT	66.2	38.1	137.5	60.3	142.6	37.8
PR	148.2	27.4	237.3	192.4	243.3	102.1
MN	99.5	36.2	97.3	37.8	137.8	33.3

(unit ; microns)

Table 4. Maximum stresses in the materials of each design

	stress	PN	PT	PR	MN
PDL	Comp. St.	7.9	12.1	29.9	8.9
	Tens. St.	2.2	3.2	8.5	2.6
	V.Ms. St.	7.2	10.5	26.1	7.8
Bone	Comp. St.	123.6	104.6	161.6	119.0
	Tens. St.	75.9	77.4	156.0	87.4
	V.Ms. St.	122.1	103.7	160.2	117.7
Tooth	Comp. St.	80.7	82.5	64.2	109.9
	Tens. St.	50.2	50.6	50.5	58.0
	V.Ms. St.	76.9	78.1	63.3	105.3
Gold	Comp. St.	550.3	494.6	167.4	240.2
	Tens. St.	339.8	335.7	351.2	342.3
	V.Ms. St.	564.1	508.2	360.9	354.6

(unit ; Kg/cm<sup>2</sup>)

PDL ; periodontal ligament

Comp. St. ; maximum compressive stress

Tens. St. ; maximum tensile stress

V.Ms. St. ; von Mises stress

가공치에서의 동요도가 같았는데 가공치가 근심 및 하방 변위 137.5 $\mu$  및 60.3 $\mu$ 으로 비교적 큰 움직임을 보였고 소구치가 가장 작은 변위를 발생하였다. 소구치의 원심에 하방으로 비교정성 연결장치를 부착한 모델 PR은 지대치와 가공치에서의 근심 및 하방 변위가 타 모델에 비해 약 2배 정도의 큰 수치를 보여 가공치의 근심 및 하방 변위는 237.3, 192.4 $\mu$ 를 나타냈다. 대구치의 근심에 비교정성 연결장치를 부착한 모델 MN은 가공치에서 가장 작은 변위를 보여 근심 및 수직 변위 97.3과 37.8 $\mu$ 를 나타내었다(Table 3).

#### (나) 응력

보철물 내에서는 가공치의 고정성 연결장치 주위로 항상 최대의 응력이 발생하였고 치주 조직에서는 치밀골을 따라서 띠 모양의 비교적 큰 응력이 관찰되었으며 자연치아는 무치악 인접면 주위의 치경부와 치근단부에 인접하여 가장 큰 응력이 분포하였다(Figs 10, 12, 13, 15). 치근주위에 발생하는 최대 인장응력과 최대 압축응력은 서로 반대측에서 관찰되었으나 von Mises 응력은 최대 응력이 발생하는 위치에 비슷한 크기로 관찰되었다(Table 4).

모델 PN과 PR에서 비교정성 연결장치의

key와 keyway의 인접 수평면에 의해 교합력이 전달되고 주위에 응력도 발현되었으나 모델 PR의 경우 비고정성 연결장치 주변으로는 응력이 전혀 발생하지 않았고 모델 MN은 소량의 응력만이 관찰되었다(Figs. 11, 14, 16).

치주조직 내의 응력 발현 양상은 모델 PR만 특이하게 제 2대구치 근심으로 넓고 큰 응력 집중이 관찰되었고 나머지 모델들은 소구치의 치근단과 제 2소구치의 원심면을 따라 띠 모양으로 응력 분포를 보였다. 치주인대 내에 발생하는 응력의 크기를 비교하여 볼때 소구치의 원심에 비고정성 연결 장치를 수직으로 장착한 모델 PN이 가장 작았고 거꾸로 장착한 모델 PR이 가장 큰 응력을 발현시켰다. 치조골내의 응력도 모델 PR이 가장 큰 수치를 나타내어 불리하였다. 치아 내부에 발생하는 응력의 크기는 모델에 따라 별 차이가 없었고 금합금 내의 응력은 모델 PN과 PT이 다소 높았다(Figs 10, 12, 13, 15) (Table 4).

#### IV. 총괄 및 고안

비고정성 연결장치는 중간지대치를 갖는 경우, 구치부 지대치가 경사진 경우 및 긴 가공의치를 제작할 경우 보철의 임상에서 오래 동안 사용되어 왔다. 일반적으로 비고정성 연결장치의 keyway는 지대치의 치아 형태의 금판 내부로 부착되며 key는 가공치에 부착되어 마찰력에 의해 가공치와 금판 유지장치 사이가 연결되도록 설계되었다. 이러한 구조가 각개 치아의 생리적 동요도를 허용하는 완압의 효과도 있으나 한편으로는 반대측 고정성 연결 장치에는 cantilever 효과를 발생시켜 납착된 연결부나 하부 지대치나 지지 조직에 무리한 응력을 발생함으로써 치조골의 흡수를 야기하게 된다. 이러한 파괴적인 응력은 무치악 부위의 길이, 교합력의 크기, 치조골의 지지 능력 등에 의해 영향을 받으나, 가장 중요한 것은 비고정성 연결장치의 적절한 위치나 설치 방법에 의해 좌우된다.

치조골의 지지도가 다른 지대치 사이에는 현저한 동요도 차이가 있고 중간지대치의 전

후로 지렛대 작용이 발생한다는 추론에 근거하여 상부 보철물을 제작할때 두 지대치간의 상이한 동요도를 허용할 수 있고 개개 치아의 움직임을 허용할 수 있는 비고정성 연결장치를 반드시 이용해야 한다는 이론<sup>13)</sup>도 있다. 그러나 비고정성 연결장치의 역할적 역할에 대한 상반된 의견<sup>6)</sup>도 제시되어 일부에서는 고정성 연결장치를 갖는 보철물로 설계하는 경우도 적지 않다. 이와 같이 치과 임상에서의 많은 이견과 논란이 있음에도 불구하고 보철물의 연결형태 등을 고려하여 과학적으로 분석한 응력분석의 연구가 희귀한 실정이다.

비고정성 연결장치는 key와 keyway의 구조로 이루어져 금속 제품이나 plastic pattern의 형태로 구입할 수 있고 이를 고정성 보철물의 납형 형성시 surveyor를 이용하여 흔히 전방 지대치의 원심에 적절한 위치와 방향으로 부착하며 교합면 쪽이 더 넓게 taper하다. 가공 과정은 작업모형에서 금관의 납형을 제작한 후 원심쪽에 keyway가 들어갈 수 있는 깊은 box form의 공간을 만들어 준다. 먼저 key와 keyway를 결합하고 key는 surveyor의 vertical spindle에 고정된 상태로 삽입로(POI)에 맞춰 납형에 끼우고 sticky wax로 부착한다. 매몰할 때는 keyway가 부착된 주조체가 나오면 작업모형에 넣고 keyway에 key를 끼운 다음 납형성하여 가공치의 납형을 완성한다. 금관의 keyway에서 key와 pontic의 wax pattern을 부착된 상태로 빼내서 매몰하고 주조한다. 그후 모든 retainer를 다시 구강내에 맞추어 확인하고 plaster index를 뜬 다음 solder block을 만들어 가공의치의 다른 부위와 solder joint를 만든다.

구강내 장착시는 먼저 근심측 보철물을 지대치에 접착한 후 원심측 보철물에 연결된 key가 근심측의 keyway에 맞춰 제 위치로 미끄러지게한 후 지대치와 접착하며 이때 key와 keyway 사이에는 접착제를 개재하지 않는다<sup>14)</sup>.

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 주어야 한다. 치아가 상실됐을 경우

결손치의 갯수가 작고 결손치 전후로 고정성 보철물의 지대치로 적당한 건전한 자연치가 있을 때 통상적으로 고정성 연결장치를 갖는 가공의치를 이용하여 수복할 수 있다. 그러나 임상에서 이러한 조건이 충족되지 못하여 부득이 삽입로를 일치시킬 수 없거나 one piece의 고정성의치로 수복할 수 없거나 약한 지대치를 지렛대 작용으로부터 보호하기 위하여 비고정성 연결장치를 이용하여 보철 수복을 하여야 할 경우가 많았다.

비고정성 연결장치는 금관내부의 정상적인 외형 내부에 keyway가 완전히 들어가야하나 치질의 삭제가 부족하거나 지대치가 경사진 경우 금관의 overcontour가 발생하고 치주조직의 건강을 위협하거나 과도한 지대치 형성으로 인한 치수의 병변을 야기할 수가 있다. 이런 문제점이 있을 때 keyway의 설치 방향이나 위치에 변화를 가하여 치질삭제를 줄이면서 심미성을 증진시키기 위하여 다양한 keyway의 설치 방향이 제시되었으며 여기에는 경사된 지대치의 경사에 맞게 근심방향으로 경사지게 부착하거나 180도 회전시켜 치경부 측으로 장착하기도 한다<sup>15)</sup>. 그러나 가공의치의 연결장치는 보철물에 가해지는 많은 복합 하중을 받게 되기 때문에 보철물이 실패하지 않으려면 생체와 보철물의 하중 지지능력 한계 내에서 기능하도록 설계하는 것이 필수적이다. 다시 말하면 보철물은 기능 및 부기능시 항상 부하의 상태에 놓이게 되므로 보철물이 성공적으로 유지되려면 생체의 허용 한계치 내에서 발생하는 압력이 잘 분산될 수 있어야 한다. 이와 연관해서 문제점이 있는 경우는 치조골의 흡수, 보철물 자체의 파절, 탈락 및 지대치 파절등의 문제점들이 발생할 수 있다.

오늘날 보철물의 수명을 연장시키기 위해서 보철물에 가해지는 외력에 대한 구조물의 역학분석의 중요성이 강조되어 왔고, 특히 최근에는 고성능 컴퓨터의 발전에 힘입어 유한요소법을 이용하여 다수의 역학적 분석들이 보고되고 있다. 그동안 post, implant 및 가공의치의 설계등 보철물의 여러 역학적 현상에 관해 활발한 연구가 진행되고 있으나 현재 임상에서

큰 논란의 대상이 되어있는 고정성 보철물에 비고정성 연결장치를 부착할 때 어느 위치에 어떻게 부착하여야 하는지에 대하여서는 아직까지는 임상적, 경험적인 주장<sup>1,3)</sup>에 근거하여 적용되고있는 실정이다.

본 실험은 비고정성 연결장치를 갖는 고정성 가공의치가 장착된 2차원 유한 요소 모형을 제작하여 비고정성 연결장치의 위치와 설치 방향이 보철물과 지지 조직에 어떠한 역학적 영향을 주는지 밝히고자 시행하였다. 간극(gap)요소를 포함하는 3차원 비고정성 연결장치의 제작과 계산의 어려움 때문에 2차원 유한요소 모형을 사용하였으며 모형의 하연은 수직 방향으로 견고하게 지지받게 하였고 교합면의 모든 교두정과 중심좌에는 15도의 근심 방향으로 하중으로 가하여 교합력의 근심분력을 부여하였다.

Yang과 Thompson은<sup>6)</sup> 중간 지대치의 원심면에 비고정성 연결장치를 부착한 경우와 고정성 연결장치를 비교한 유한요소 응력분석에서 비고정성 연결장치가 지지조직 내에 최대응력의 크기를 감소시켜 주지 못함을 보고하였고 그 이유로 고정성 연결장치에 부착된 지대치의 cantilever 효과 때문이라고 하였다. 본 실험의 결과에서도 비고정성 연결 장치의 위치가 소구치에 장착된 경우 대구치의 근심면 주변에 응력이 발생하였고 대구치에 비고정성 연결장치가 있는 경우에는 소구치의 원심부에 띠 모양의 응력의 집중이 있었다. 이는 고정성 연결장치측의 지대치에 의해 가공치가 cantilever 효과를 보이기 때문에 고정성 연결장치 주위로 큰 응력의 집중이 보이는 것으로 사료되며 응력분산 양상이 다른 cantilever 가공의치의 연구 결과<sup>16,17)</sup>와 유사하였다. 지지조직에 발생하는 응력은 치조백선을 따라 치밀골 내부에 띠 모양으로 발생하였고 소구치의 치근단 부에도 비교적 높은 응력이 발현되었고 이는 다른 응력분석의 결과<sup>18-20)</sup>에서도 비슷한 양상을 보이는데, 실제 구강에서 이 부위는 치밀골로 구성되어 있어 높은 응력에 저항할 수 있도록 강화되어있다. 이는 인체가 적응과정을 통하여 최소의 재료로 최대의 역학적 강도를 발휘할 수

있도록 재료 역학적 조화에 도달한 것으로 사료된다.

Shillingburg와 Fisher는<sup>3)</sup> 고정성 보철물 장착후 중간 지대치 전후로 발생하게되는 지렛대 현상을 차단하기 위하여 비고정성 연결장치를 중간 지대치의 원심에 설치하여야 한다고 주장하였다. 본 실험의 분석 결과 비고정성 연결장치의 위치가 소구치의 원심에 교합력 축으로 장착된 경우 수직으로 위치한 경우와 20도 근심 경사시킨 경우 변위와 응력의 양상과 크기가 비슷하였고 다른 경우에 비해 유리한 역학적 현상을 나타내었다. 다른 응력분석 연구 결과<sup>4)</sup>에서도 고정성 가공의치에서 비고정성 연결장치를 설치하려면 근심에 위치하는 지대치의 원심면에 부착하는 것이 유리하다고 하였는데 이들은 본 실험의 결과와 일치하였다.

실험에 포함된 4가지의 모델중 비고정성 연결장치를 소구치에 치경부 축으로 부착한 경우 변위가 가장 크고 응력집중에 있어서도 가장 불리하였다. 이는 Moulding등<sup>5)</sup>이 5 unit 가공의치에서 중간지대치의 원심에 비고정성 연결장치를 교합면 축으로 부착한 경우와 치경부 축으로 180도 돌려 부착한 경우를 광탄성 응력분석법으로 분석한 결과 응력분산의 양상에 별 차이를 발견하지 못하였다고 보고한 것과 상반된 결과이다. 그러나 Moulding등의 연구는 인장력의 전달이 되지못하였고 광탄성 재료의 물리적 성질이 실제와 일치하지 않는다는 문제점이 있었기 때문에 비고정성 연결장치의 설치 방향에 따른 두 설계간의 역학적 장단점을 확인하지 못한 것으로 사료된다.

소구치의 원심에 교합면 축으로 비고정성 연결장치를 설치한 경우 비고정성 연결장치를 통해 많은 압축력이 전달이 관찰되었으나 치경부 축으로 설치한 경우 힘의 전달이 관찰되지 않았다. 이는 가공치의 교합력에 가해지는 수직하중이 금관에 교합면 축으로 부착된 keyway에서는 수직력을 지지할 수 있도록 되어 있으나 치경부 축으로 부착된 keyway에서는 수직력을 지지하지 못하고 key와 keyway가 분리되는 작용이 발생하기 때문이라 사료된다.

생체 조직내의 역학적 현상을 단순화된 모

델로부터 얻은 실험 결과에 의해 전적으로 해석을 하는 것은 다소 무리가 있을 수 있겠으나, 실험의 결과를 종합하여 볼 때 소구치의 원심면이나 대구치의 근심면에 교합면 축으로 장착한 비고정성 연결장치는 역학적인 문제가 없었으나 치경부 축으로 장착한 경우는 변위와 응력 집중 모두에서 불리하였다. 이를 보철 치료계획을 세우는데 활용한다면 비고정성 연결장치와 관련된 역학적인 문제점을 피할 수 있게 되고, 깊이 있는 임상 경험과 함께 앞으로 보철물의 설계에 관한 과학적이고 분명한 기준을 세울 수 있으리라 생각하며, 본 연구 결과를 치의학 임상에 활용하여 보철의 실패율을 감소시킬 수 있고 환자에게 불필요한 고통과 경제적 부담을 주지 않으면서 구강내에서 효율적으로 기능하는 보철물을 설계, 제작할 수 있게 되리라 사료된다.

## V. 결 론

제1 대구치가 상실된 하악에서 제2소구치와 제2대구치를 지대치로 하고 비고정성 연결장치를 갖는 고정성 가공의치가 장착된 2차원 유한요소 모형을 제작하여 비고정성 연결장치의 위치와 설치 방향이 보철물과 지지 조직에 어떠한 역학적 영향을 주는지 밝히고자 실험을 시행하였다. 모형의 하연은 수직 방향으로 지지받게 하였고 교합면의 모든 교두정과 중심 와에는 15도의 근심 방향으로 수직력을 정하중으로 가하였다. 유한요소 분석을 시행하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 비고정성 연결 장치의 위치가 소구치에 장착된 경우 대구치의 근심면 주변에 응력이 발생하였고 대구치에 비고정성 연결장치가 있는 경우에는 소구치의 원심부에 띠 모양의 응력의 집중이 있었다.
2. 비고정성 연결 장치의 위치가 소구치의 원심에 교합면 축으로 장착된 경우 수직으로 위치할 때와 20도 근심 경사시킨 경우가 변위와 응력의 양상과 크기가 비슷하였고 다른 경우에 비해 유리한 역학적 현상을 나타내었다.



3. 비고정성 연결장치를 소구치에 치경부 측으로 부착한 경우, 변위가 가장 컸고 응력 분산에 있어서도 가장 불리하였다.
4. 소구치의 원심에 교합면 측으로 비고정성 연결장치를 설치한 경우 비고정성 연결장치를 통해 많은 압축력의 전달이 관찰되었으나 치경부 측으로 설치한 경우 힘의 전달이 관찰되지 않았다.

이상의 결과를 종합하여 볼 때 소구치의 원심면이나 대구치의 근심면에 교합면 측으로 장착한 비고정성 연결장치는 역학적인 문제가 없었으나 치경부 측으로 장착한 경우는 변위와 응력집중 모두 불리하였다.

#### 참고문헌

1. Rosenstiel SF, Land MF, and Fujimoto J : Contemporary fixed Prosthodontics. 1st ed. St. Louis, C.V. Mosby Co, 1988, pp46-47.
2. Malone WFP, and Koth DL : Tylman's theory and practice of fixed prosthodontics. 8th ed. St. Louis, IEA Inc, 1989, pp16-18.
3. Shillingburg HT, and Fisher DW : Nonrigid connectors for fixed partial dentures. J Am Dent Assoc, 87 : 1195~1199, 1973.
4. Moulding MB, Holland GA, and Sulik WD : Photoelastic stress analysis of supporting alveolar bone as modified by nonrigid connector. J Prosthet Dent, 59 : 263-274, 1988.
5. Sutherland JK, Holland GA, Sluder TB, and White JT : A photoelastic analysis of the stress distribution in bone supporting fixed partial dentures of rigid and nonrigid design. J Prosthet Dent, 44 : 616-623, 1980.
6. Yang HS and Thompson VP : A Two Dimensional Stress Analysis of Fixed Prosthesis with rigid or nonrigid connectors. 대한치과보철학회지, 30 : 445-456, 1992.
7. Reitan K : Clinical and histological observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. Am J Orthod, 53 : 721-745, 1967.
8. Zienkiewicz, O.C. : The finite element method, 3rd ed., London, McGraw-Hill book Co., 1977.
9. Farah JW, Craig RG, and Meroueh KA : Finite element analysis of three-and four-unit bridges. J Oral Rehab, 16 : 603-611, 1989.
10. Craig RG, Peyton FA, and Johnson DW : Compressive properties of enamel, dental cements, and gold. J Dent Res 40 : 936-945, 1961.
11. Grenoble DE, Katz JL, Dunn KL, Gilmore RS, and Murty KL : The elastic properties of hard tissues and apatites. J Biomed Mater Res 6 : 221-233, 1972.
12. Carter DR, and Spengler DM : Mechanical properties and composition of cortical bone. Clin Orthop Rel Res 135 : 192-217, 1978.
13. Carter DR, and Hayes WC : The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. J Bone Jnt Surg 59A : 954-962, 1977.
14. Shillingburg HT, Hobo S, and Witsett LD : Fundamentals of fixed prosthodontics, 2nd ed. Chicago, Quintessence Publishing Co, 1981, pp414-416.
15. Moulding MB, Holland GA, and Sulik WD : An alternative orientation of nonrigid connectors in fixed partial dentures. J Prosthet Dent, 68 : 236-238, 1992.
16. 양홍서 : Cantilever bridge 장착시의 응력 분포에 관한 연구. 전남대학교 논문집, 31 : 19-30, 1991.
17. 김형수, 양홍서 : 상악측절치 수복을 위한 cantilever bridge 장착시 치조골의 응력 분석. 대한치과보철학회지, 31 : 303-316, 1993.

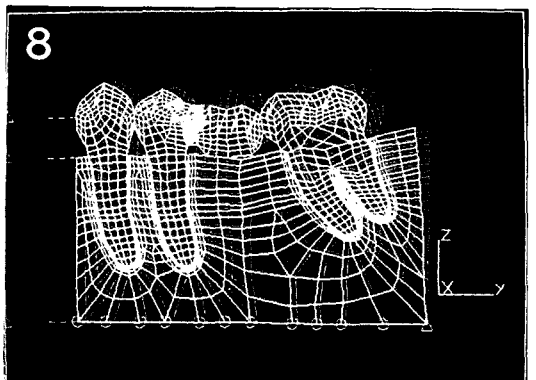
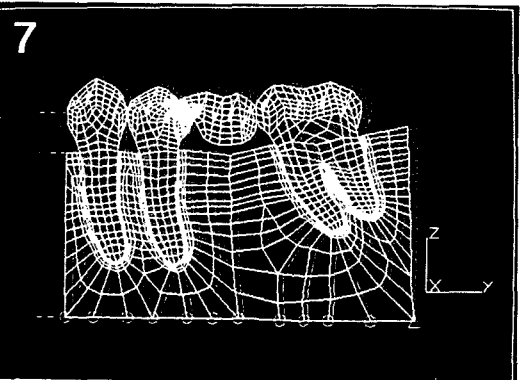
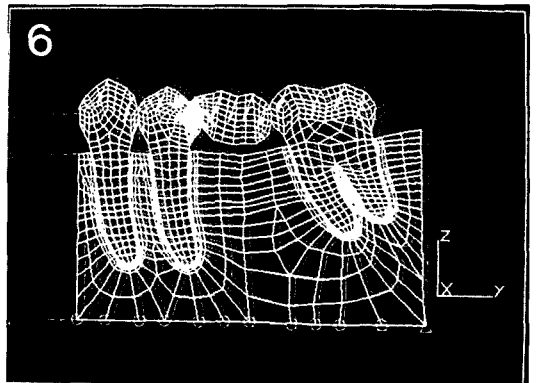
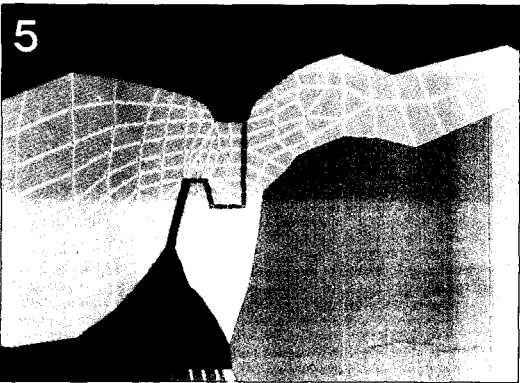
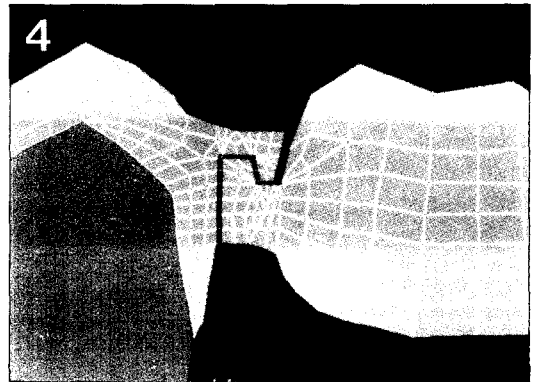
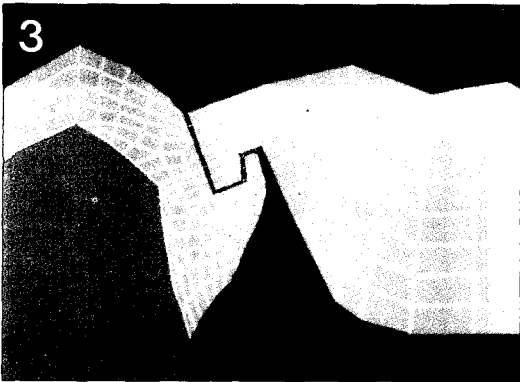
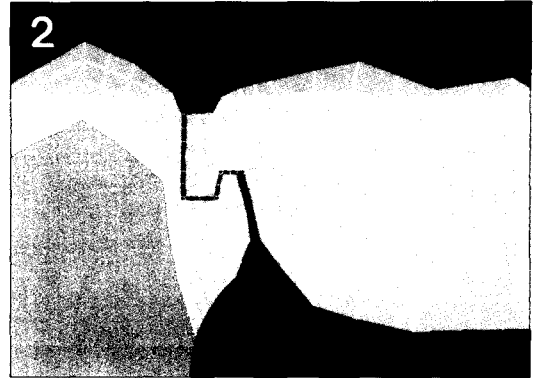
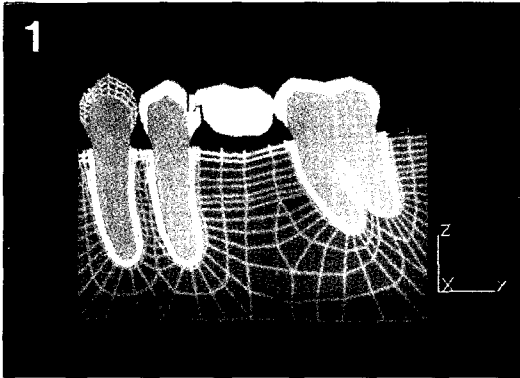
18. Yang HS, and Thompson VP : A two dimensional stress analysis comparing fixed prosthetic approaches to the tilted molar abutment. *Int J Prosthet* 4 : 416-424, 1991.
19. 양홍서 : 임플란트와 자연치를 지대치로 한 고정성 보철물의 응력 분석. *대한치과보철학회지*, Vol. 31, No. 3 pp447-459, 1993.
20. 양홍서 : 전치부 계속치의 지대치 및 지지조직의 역학반응에 관한 유한요소법적 연구. *대한치과 의사협회지*, 24 : 617-635, 1986.

## Legend

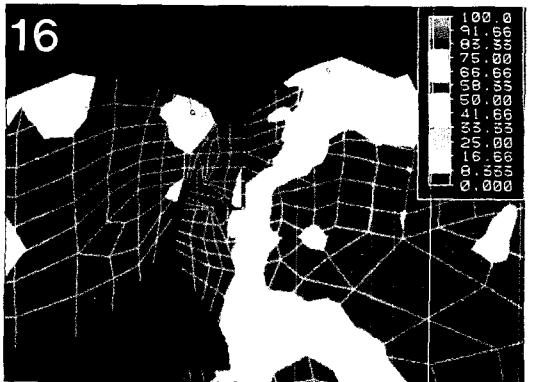
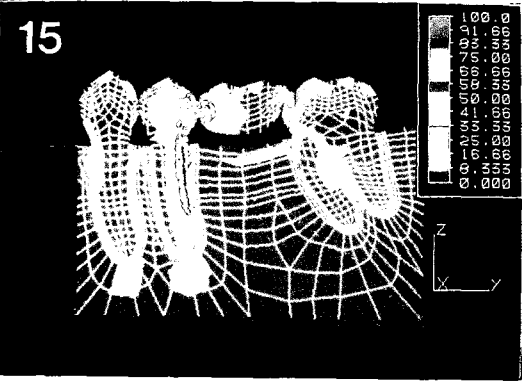
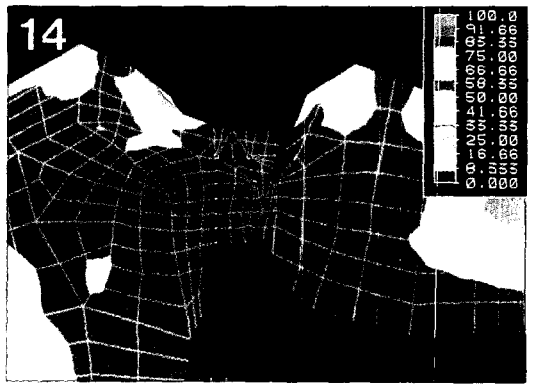
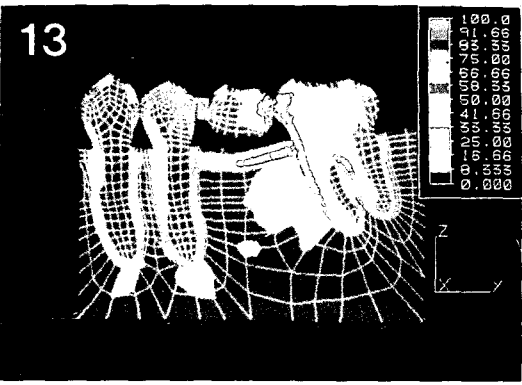
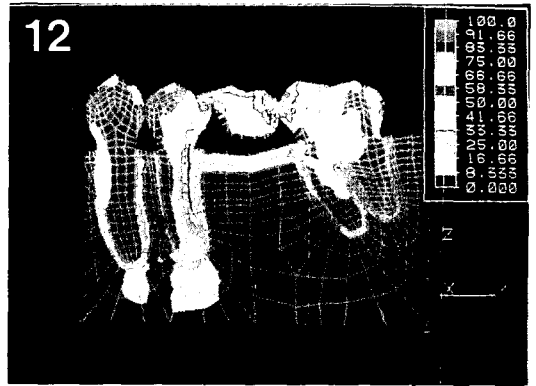
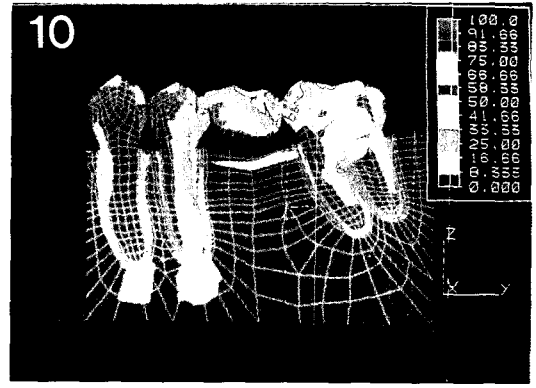
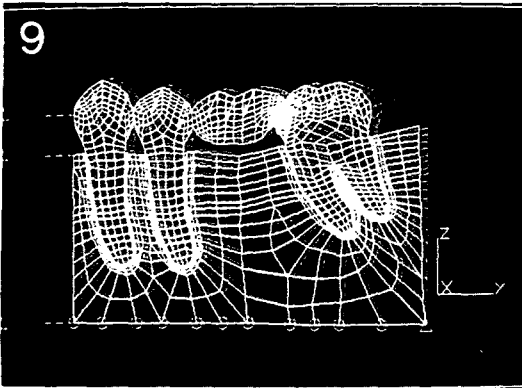
- Fig. 1. Design of standard model(PN). Color code for the material present ; cancellous bone(green). compact bone(red), PDL(yellow), dentin(blue), enamel(brown) and gold(pink).
- Fig. 2. Design of the nonrigid connector of PN model. Six compressive gap elements with 0 gap are installed vertically between 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 the nonrigid connector of PN model. Nonrigid connector is attached to the distal of premolar abutment. Keyway is 20 degree mesially tilted and occlusal direction.
- Fig. 4. Design of the nonrigid connector of PR. Nonrigid connector is at the distal of premolar abutment. Keyway orientation is vertical but cervical direction.
- Fig. 5. Design of the nonrigid connector of MN model. Nonrigid connector is located to the mesial of molar abutment. Keyway orientation is vertical and occlusal direction.
- Fig. 6. Arrows indicate applied load. Triangle marked node is fixed in Y and Z direction. Nodes with a circle are fixed in Y direction. Deflection of the dental structures with a nonrigid connector at the distal of premolar retainer(PN). Green lines indicate the outline before loading. White lines show the contour after loading. Magnitude of displacement  $\times 10$ .
- Fig. 7. Deflection of the dental structures with mesially tilted nonrigid connector(PT). the amount and direction of displacement is similar to model PN. Magnitude of displacement  $\times 10$ .
- Fig. 8. Deflection of a FPD and dental structures with inverted non-rigid connector(PRH). Increased mobility of the abutment teeth and pontic is observed. Magnitude of the displacement  $\times 10$ .
- Fig. 9. Deflection of a FPD and dental structures with a nonrigid connector to the mesial of the molar abutment(MN). The amount of pontic displacement is reduced, but the direction of deflection is similar to other models. Magnitude of the displacement  $\times 10$ .
- Fig. 10. Von Mises stress distribution of PN model. Stresses are concentrated around occlusal surface of rigid connector between pontic and molar abutment. In periodontium, highest stress is observed at the root apex of premolar. Unit ; Kg/cm<sup>2</sup>.
- Fig. 11. Von Mises stress distribution in nonrigid connector of model PN. Occlusal load is transmitted by the horizontal plane between key and keyway, and stress is generated around the nonrigid connector widely. Unit ; kg/cm<sup>2</sup>.
- Fig. 12. Von Mises stress distribution of dental structure with mesially tilted non-rigid connectors(PT). Stress concentration area in bone and 2nd premolar tooth is greater than Fig. 10. High stress concentrations are seen around the occlusal surface of the rigid connector of the fixed prosthesis.

- Fig. 13. In the prosthesis of model PR, stress concentration is observed around the cervical side of the rigid connector, but no stress was generated at the nonrigid connector, and no force is transmitted by the nonrigid connector. Higher and wider stress concentrations are observed in the PDL and cortical bone to the mesial of molar abutment as compared to the model PN in Fig. 10.
- Fig. 14. Closeup view of nonrigid connector of model PR. Stress is not generated between the gap of the nonrigid connector, and no force is transmitted by the nonrigid connector when compared to Fig. 11.
- Fig. 15. Von Mises stress distribution of supporting structures and FPD with a non rigid connector at the mesial of molar abutment(MN). Smaller stress level was seen in the nonrigid connector of the molar abutment but higher stress was observed around the rigid connector between premolar and pontic. Relative wide and high stress concentration is seen to the distal neck area of 2nd premolar abutment tooth.
- Fig. 16. Von Mises stress distribution around the nonrigid connector in model MN. Small compressive force is transmitted by the vertical gap of nonrigid connector.

사진부도 I



사진부도 II



Abstract

A STRESS ANALYSIS OF FIXED PROSTHESES  
WITH VARIOUS ORIENTATION OF NONRIGID CONNECTOR

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

*Associate Professor of Prosthodontics Chonnam National University, Kwang-Ju, Korea*

Finite element models were constructed to analyze the mechanical behavior of a three unit fixed partial denture (FPD) with a 2nd premolar and 2nd molar abutment either employing a rigid and nonrigid connector. Gap elements were used to model the clearance space of the nonrigid connector.

1. High stress was generated in the FPD and supporting abutment around the rigid connector.
2. The pattern of stress and deflection is very similar between vertically and 20 degree mesially tilted nonrigid connector at the distal aspect of premolar abutment.
3. FPD with an inverted nonrigid connectors exhibited the worst undesirable mechanical stress states and deformations.
4. Nonrigid connector of normal orientation transmit the load to the abutment tooth, but inverted connector doesn't transmit the force.