

중간지대치가 포함된 고정가공의치의 지대치 주위조직에서 발생하는 응력에 관한 광탄성학적 연구

경희대학교 치과대학 보철학교실

조광현 · 최부병 · 박남수

- 목 차 -

- I. 서 론
- II. 연구재료 및 방법
- III. 연구성적
- IV. 총괄 및 고찰
- V. 결 론
- 참고문헌
- 영문초록
- 사진부도

I. 서 론

치아의 주기능은 저작기능이며 치아가 상실된 경우 저작기능은 저하된다. 이 상실된 부위는 고정가공의치, 구소의치나 임플란트를 이용한 보철물을 장착함으로써 그 기능을 회복시켜준다. 대다수의 고정가공의치에서는 강도와 안정성을 부여하여 회복물에서의 응력을 최소화하도록 가공치와 유지장치와는 고정성연결장치(rigid connector)로 연결되어 사용되었다.

그러나 Shillingburg와 Fisher³⁰⁾는 중간지대치가 포함된 5본고정가공의치에서는 생리적인 치아운동, 지대치의 치궁에서의 위치 및 유지장치의 유지능력 등을 고려하여 비고정성연결장치(nonrigid connector)의 사용을 권하였다. 또한 고정성연결장치인 경우 과중한 하중이 최후방 지대치에 가해질 때 중간지대치가 지점역할을 하여 전방 지대치의 유지장치가 탈락된다고 하였다. 또한 Shillingburg와 Fisher³⁰⁾와

Kornfeld²⁰⁾는 비고정성연결장치의 위치는 중간지대치의 원심에 위치시키라고 하였는데 만약 중간지대치의 근심에 위치시킬 경우 교합력의 근심벡터에 의하여 key가 탈락된다고 하였다. Markely²³⁾는 응력은 양측의 끝 지대치에서만 분산되고 중간지대치에는 분산되지 않는다고 하였다.

모든 물체에서와 마찬가지로 어떠한 회복물이든 저작력이 가해지면 응력이 발생하게 된다. 발생한 응력을 분석하는 방법으로는 여러가지 방법¹⁴⁾이 있으나 가시적인 측정이 가능한 광탄성응력분석법도 많이 이용된다.

광탄성분석법은, 여타 탄성실험에서는 피실험체의 한점 한점의 측정값을 얻는 것과는 달리, 시편 전체의 응력분포를 동시에 관찰할수 있다는 잇점이 있다. 광탄성현상은 Brewster가 1816년에 처음으로 발견한 이래 현재까지 많은 분야에서 응용되고 있다. 1935년 Zak³⁹⁾에 의하여 처음으로 치의학분야에 응용된 이후 보철학분야에서도 2차원 광탄성응력 분석법에 의한 연구^{12,16,17,18,22,24,25,28,29,33)}와 3차원 광탄성응력분석법에 의한 연구^{13,19,21,26,27,32,34-38)}가 보고된 바 있다. 또한 한국에서도 2차원 광탄성응력분석법에 의한 논문^{2,4,6,7)}과 3차원 광탄성응력분석법에 의한 논문^{1,3,8,9,10)}이 발표된 바 있다.

저자는 중간지대치를 가진 5본고정가공의치에서 최후방 구치인 제2대구치와 또한 가장 저작압을 많이 받는 제1대구치에 수직하중을 가하여 고정성연결장치로써만 결합된 경우와 중간지대치의 원심에 key와 keyway를 형성한 비고정성연결장치가 있는 경우에서 고정가공의치의 지대치 주위조직에 발생

하는 응력상태를 3차원 광탄성응력분석법에 의하여 비교 연구하여 그 결과를 보고하는 바이다.

II. 실험재료 및 방법

1) 실험모형

손상을 받지않고 받거된 하악좌측 견치, 제2소구치와 제2대구치에서 견치와 제2소구치에는 부분주조관을, 제2대구치에는 전부주조관을 위한 지대치형성을 하였으며 제2소구치의 원심면에는 비고정성연결장치를 위한 공간을 부여하기 위하여 부가적인 삭제를 하였다. 이 치아에 치과용 실리콘인상재(Xantopren)를 이용하여 각 개의 주형(mold)을 제작하였다. 여기에 자가중합레진(Duralay)을 넣어 납형(pattern)을 제작하고 통상적인 방법으로 다듬은 후 매몰하고 니켈크롬합금(Sankin CB-80)으로 주조하였다.

하악골의 형태를 모조한 파라핀왁스 악골모형을 제작하고 이 악골모형에 금속치아를 이용하여 각 치아에 해당하는 치조와를 형성하였다. 치아사이의 간격은 상실된 치아의 근원심 거리에 유사하게 하였다. 이 모형을 boxing한 후 공업용 실리콘(KE 1400, Shin-Etsu Chemical Co.)을 사용하여 주형을 만들었다. 여기에 Araldite(CT-200, Cyba Geigy Ltd.) 와 경화제(HT-901, Cyba Geigy Ltd.)를 중량비 10:3으로 계량하여 응력동결로(Stress freezing furnace; Riken PA-2 type)에서 녹인 다음 경화제를 넣어서 완전히 용해시킨 후 용해된 혼합액을 기포가 생기지않게 주입하였다. 이것을 Fig.1과 같은 온성주기(curing cycle)에 따라 열처리한 후 응력동결로에서 꺼내어 편광기를 사용하여 잔류응력이 없는 것만을 실험모형 시편으로 사용하였다.

약 0.2~0.3mm의 치근막의 재현을 위해 고무인상재를 사용하여 금속치아를 Epoxy resin모형에 부착시켰다. 이 모형상에서 통상의 방법으로 고정성연결장치를 가지는 5본고정가공의치 및 제2소구치의 원심면에 keyway가 위치되는 비고정성연결장치를 가지는 5본고정가공의치를 니켈크롬합금(Sankin CB-80)으로 주조하였다. 하중을 가하기 쉽게 하기 위하여 제1대구치와 제2대구치의 중심와(central

fossa)에 지름 3mm 정도의 평면을 형성하였다.

고정가공의치는 광탄성물질에 응력이 없는 상태에서 장착되게 내면을 조정하여 Hy-Bond임시멘트(Shofu)로 장착하였다. 응력동결후에는 고정가공의치와 금속치아를 제거하여서 다른 모형에서 재사용하였다.

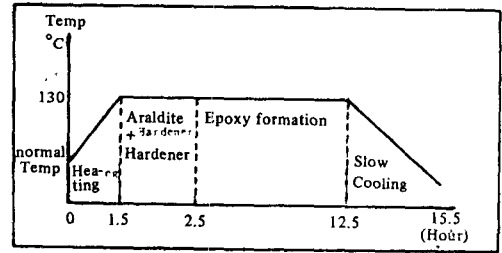


Fig. 1. Curing cycle in the stress freezing furnace

2) 응력동결

금속치아와 고정가공의치가 장착된 모형을 α -Bromnaphthalene과 유동파라핀의 혼합액(용적비; 1:0.585)이 들어있는 용기에 고정하고 이것을 광탄성실험장치(Photoelastic arrangement for isochromatic fringes; Riken PA-300 type)에 장치하여 등색선무늬(isochromatic fringe order)의 발생유무를 조사한 후 사진을 촬영하였다. 무늬가 발생하였으면 나중에 응력을 동결시킨 후 발생한 무늬차수에서 그 무늬차수를 빼 뒤 응력분석을 하였다. 이 모형을 Fig.2와 같은 하중장치의 위치에 부착시키고 응력동결로에서 Fig.3과 같은 응력동결주기에 따라 응력을 동결시켰다.

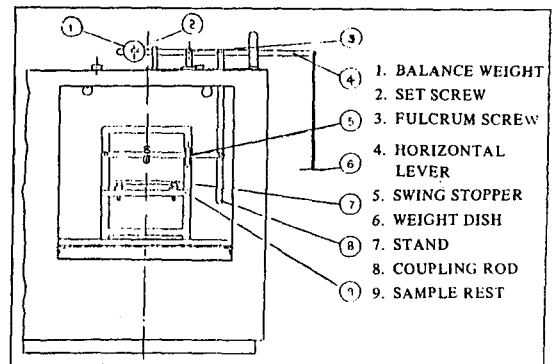


Fig. 2. Loading device in the stress freezing furnace

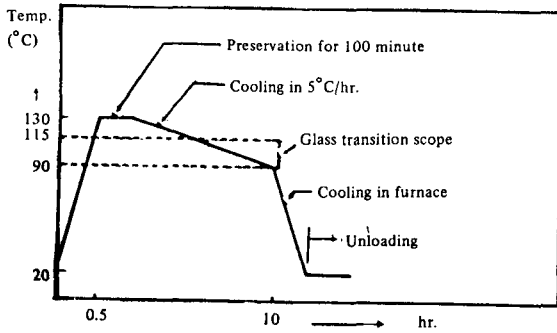


Fig. 3. Stress freezing cycle

본 실험에서는 교합면에 1.5kg의 하중을 가하였는데 이 하중은 20°C에서 56.7kg정도에 해당되는 바 (20°C에서의 광탄성감도 $\alpha=0.92\text{mm/kg}$ 이고 130°C에서의 $\alpha=34.78\text{mm/kg}$ 이다. $34.78/0.92=37.8$ 이므로 여기에 하중 1.5kg이 가해지면 $37.8 \times 1.5 = 56.7\text{kg}$ 이 된다.) 이는 이¹가 말한 정상측 치아의 하악좌측 최대교합력 54.59kg과 유사하였다.

3) 측정 방법

응력동결된 좌측 하악골 모형에 α -Bromnaphthalene과 유동파라핀의 혼합액 속에 넣고 광탄성실험장치에 설치하여 사진을 촬영한 후 등색선을 조사 분석하였다. 그 후 모형에서 금속치아를 뺀 후 근원심 방향으로 견치, 제2소구치 및 제2대구치의 치조와를 가운데 포함되게 하여 약 5mm의 두께로 절단시편 (slice)을 취하였고 같은 조건의 모형을 협설방향으로 약 10mm의 두께로 절단시편을 취하였다. 그 후 각 시편들을 앞의 방법으로 사진을 촬영하여 등색선을 조사 분석하였다.

III. 실험 성적

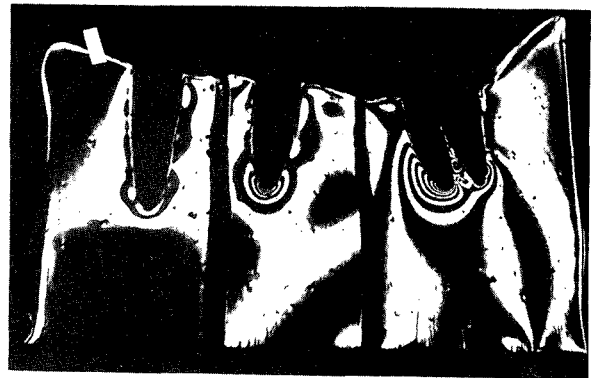
1) 응력분포

(1) 제2대구치에 하중을 가한 경우

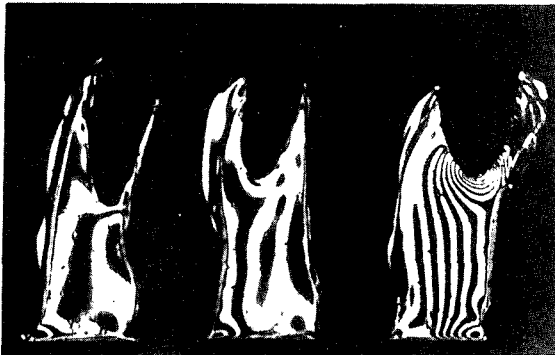
Fig.4의 a)는 제2대구치의 교합면에 집중하중 1.5kg(상온에서는 56.7kg)을 수직으로 가하면서 응력



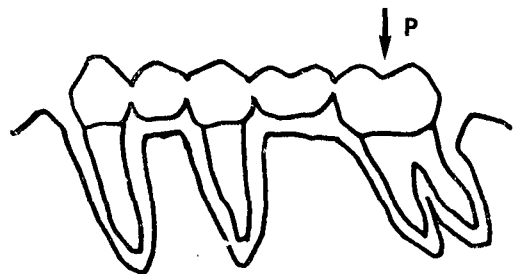
a) Epoxy resin model showing stresses



b) Mesiodistal slice view



c) Buccolingual slice view



d) Load site

Fig. 4. Application load to the 2nd molar of rigid connector

동결회로에 따라 응력을 동결시킨 후 모형 그 자체에 생긴 등색선사진이고 b)와 c)는 필요한 방향으로 절단하여 얻은 등색선사진이다. 근원심 절단시편(Fig.4의 b))에서 견치에서는 2차무늬, 제2소구치에서는 6.5차무늬, 제2대구치의 근심치근에서는 9차무늬, 원심치근에서는 4차무늬의 무늬차수가 발생하여 제2대구치 근심치근에서 응력집중이 가장 크게 나타났고, 각 치아에서 치근단 부위에 응력집중이 나타났다. 협설 절단시편에서 견치에서는 1차무늬, 제2소구치에서는 3차무늬, 제2대구치에서는 10.5차무늬의 무늬차수가 발생했다.

Fig.5의 a)와 b)는 근원심 절단시편과 협설 절단시편에서 치근과 접촉하는 치조골면에서 법선방향으로 작용하는 압축응력의 분포와 그 크기를 나타낸다. 이는 각 시편의 무늬차수로써 각 치근 주위에 미치는 압축응력을 계산해볼 때 광탄성이론¹¹⁾에 의한 공식 $\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{N}{\alpha t}$ (σ_1 : 최대주응력, σ_2 : 최소주응력, $\sigma_1 - \sigma_2$: 최대주응력차이, N : 무늬차수, α : 광탄성감도, t : 시편의 두께)에 의해 산정되는 데 경계면에서는 두 주응력중 하나가 0이 된다. 따라서 치근 주위의 최대압축응력은 $-\sigma_2 \frac{N}{\alpha t}$ 으로서 이것을 σ_c 라 하고 각 치근 주위의 최대압축응력을 Tab. I에 의해 계산해서 실제하중 56.7kg으로 환산하여 Fig.5의 a)와 b)와 같은 최대압축응력치가 나온다.

각 그림에 지시된 단위길이당의 응력크기를 기준으로 하여 치조골면에서 응력분포선까지의 법선길

이를 측정하여 각 접촉면에서 발생하는 응력크기를 구할수있는데 각 치아에서 발생하는 최대응력이 크기는 Tab. II에 나타나 있다.

비고정성연결장치를 가진 경우 제2대구치에 하중을 가했을 때 근원심 절단시편(Fig.6의 b))에서 견치에서는 3차무늬, 제2소구치에서는 5차무늬, 제2대구치의 근심치근에서는 8차무늬, 원심치근에서는 7.5차무늬의 무늬차수가 발생했고, 협설 절단시편(Fig.6의 c))에서 견치에서는 2.5차무늬, 제2소구치에서는 6차무늬, 제2대구치에서는 14차무늬의 무늬차수가 발생했다. Fig.4의 경우와 비교해보면 Fig.6에서 대체로 무늬차수가 많이 나타났는데 이는 응력의 집중이 비고정성연결장치를 가진 경우에 더 크게 나타났다는 것이다.

Fig.7의 a)와 b)는 근원심 절단시편과 협설 절단시편에서 치근과 접촉하는 치조골면에서 법선방향으로 작용하는 압축응력의 분포와 그 크기를 나타낸다

(2) 제1대구치에 하중을 가한 경우

고정성연결장치를 가진 경우 제1대구치에 하중을 가했을 때 근원심 절단시편(Fig.8의 b))에서 견치에서는 7.5차무늬, 제2소구치에서는 5차무늬, 제2대구치의 근심치근에서는 7차무늬, 원심치근에서는 5차무늬의 무늬차수가 발생했고 협설 절단시편(Fig.8의 c))에서 견치에서는 3.5차무늬, 제2소구치에서는 7.5차무늬, 제2대구치에서는 7.5차무늬의 무늬차수가

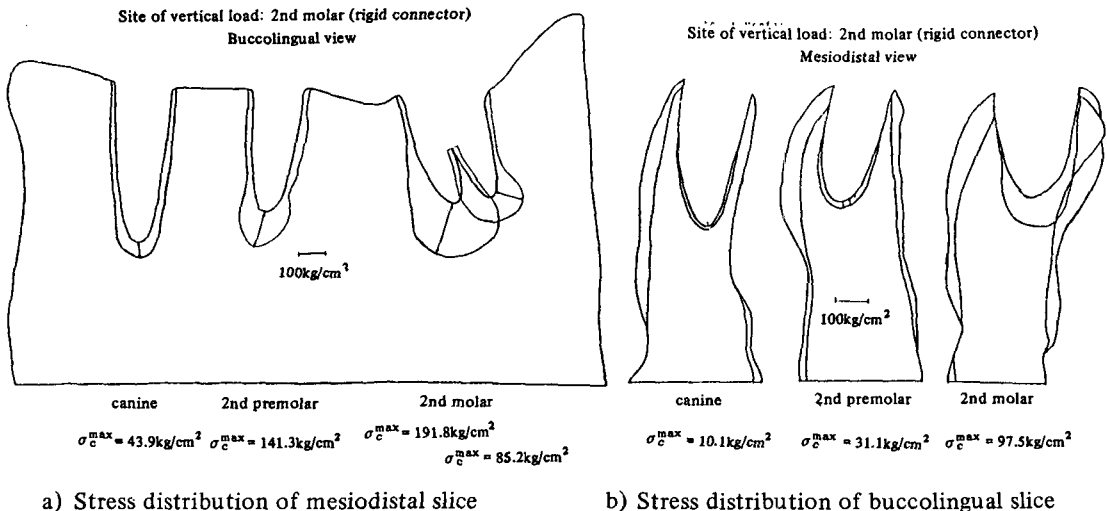


Fig. 5. Stress distribution of application load to the 2nd molar of rigid connector

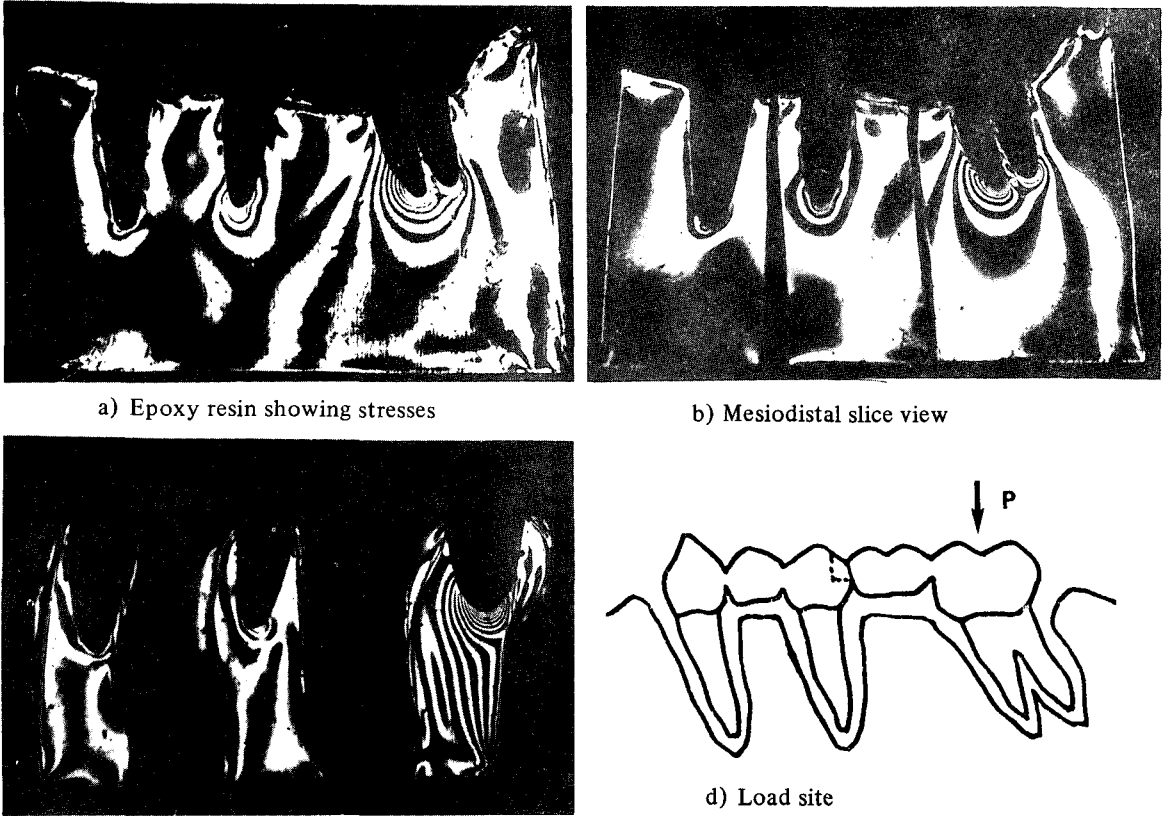


Fig. 6. Application load to the 2nd molar of nonrigid connector

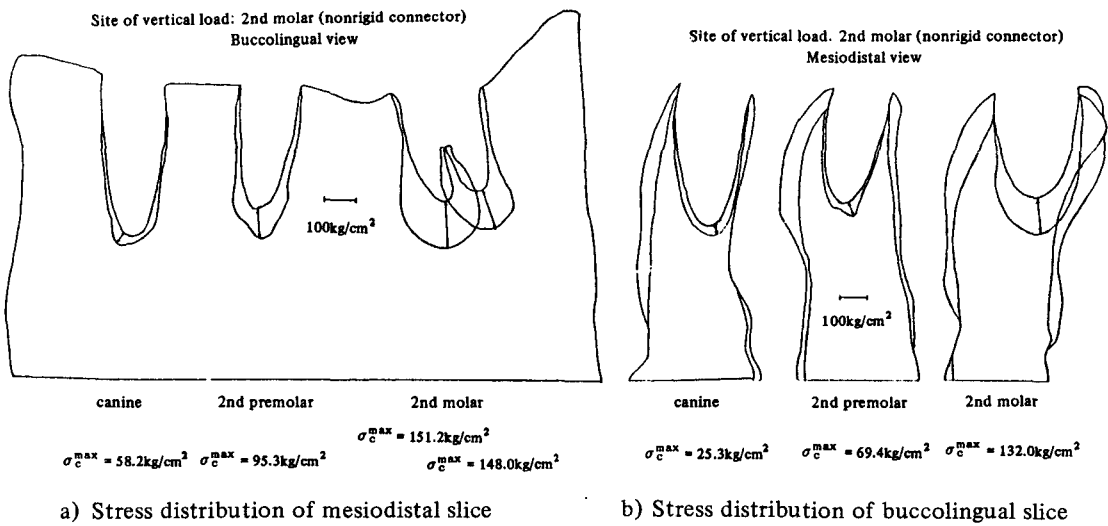


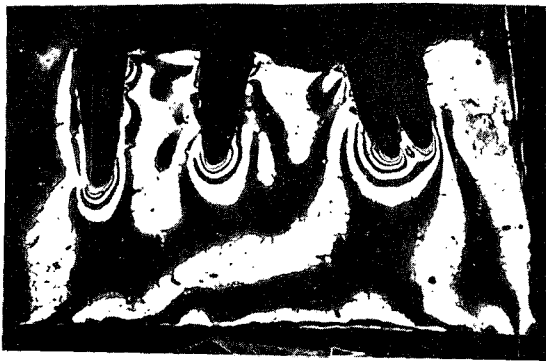
Fig. 7. Stress distribution of application load to the 2nd molar of nonrigid connector

발생했다.

제2대구치에 하중을 가한 경우(Fig.4)와 비교해 보면 제1대구치에 하중을 가한 경우 견치에 더 많은

응력집중이 나타나는 반면 제2대구치의 응력집중은 줄어들었고 제2소구치에서는 비슷하게 나타났다.

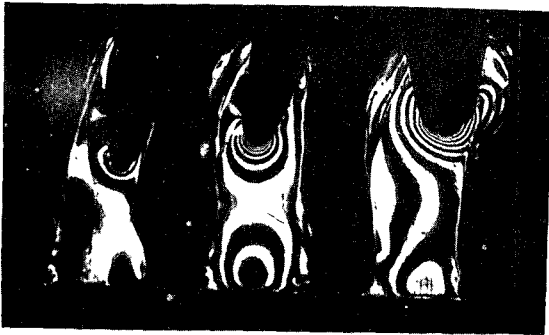
Fig.9의 a)와 b)는 근원심 절단시편과 협설 절단



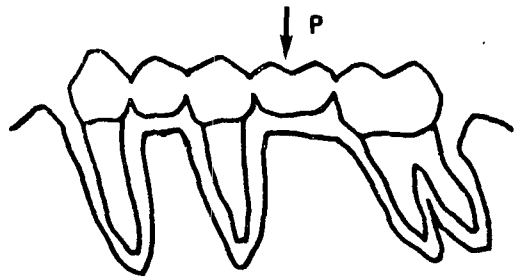
a) Epoxy resin showing stresses



b) Mesiodistal slice view

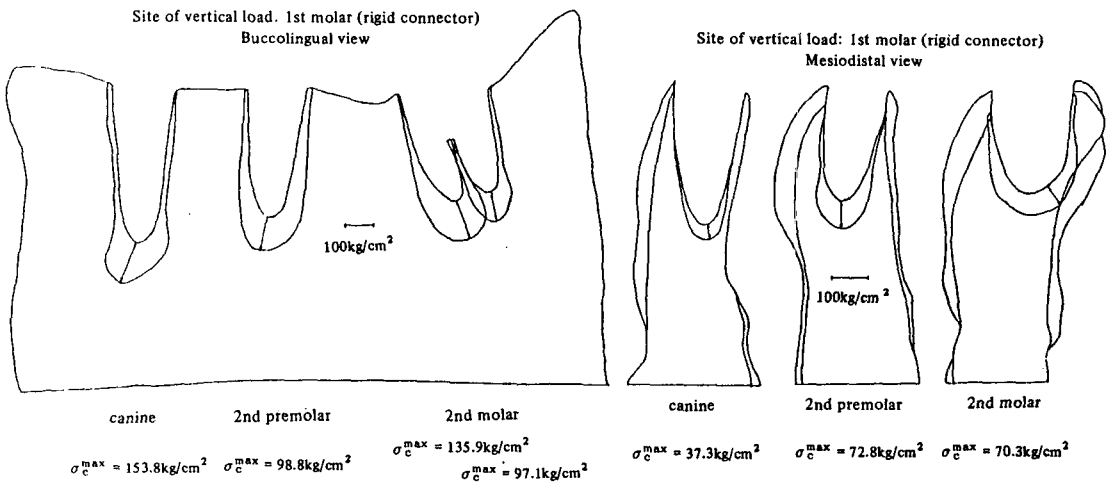


c) Buccolingual slice view



d) Load site

Fig. 8. Application load to the 1st molar of rigid connector



a) Stress distribution of mesiodistal slice

b) Stress distribution of buccolingual slice

Fig. 9. Stress distribution of application load to the 1st molar of rigid connector

시편에서 치근과접 축하는 치조골면에서 법선 방향으로 작용하는 압축응력의 분포와 그 크기를 나타낸다.

비고정성연결장치를 가진 경우 제1대구치에 하중을 가했을 때 근원심 절단시편(Fig.10의 b))에서 견치에서는 6차무늬, 제2소구치에서는 10차무늬, 제2

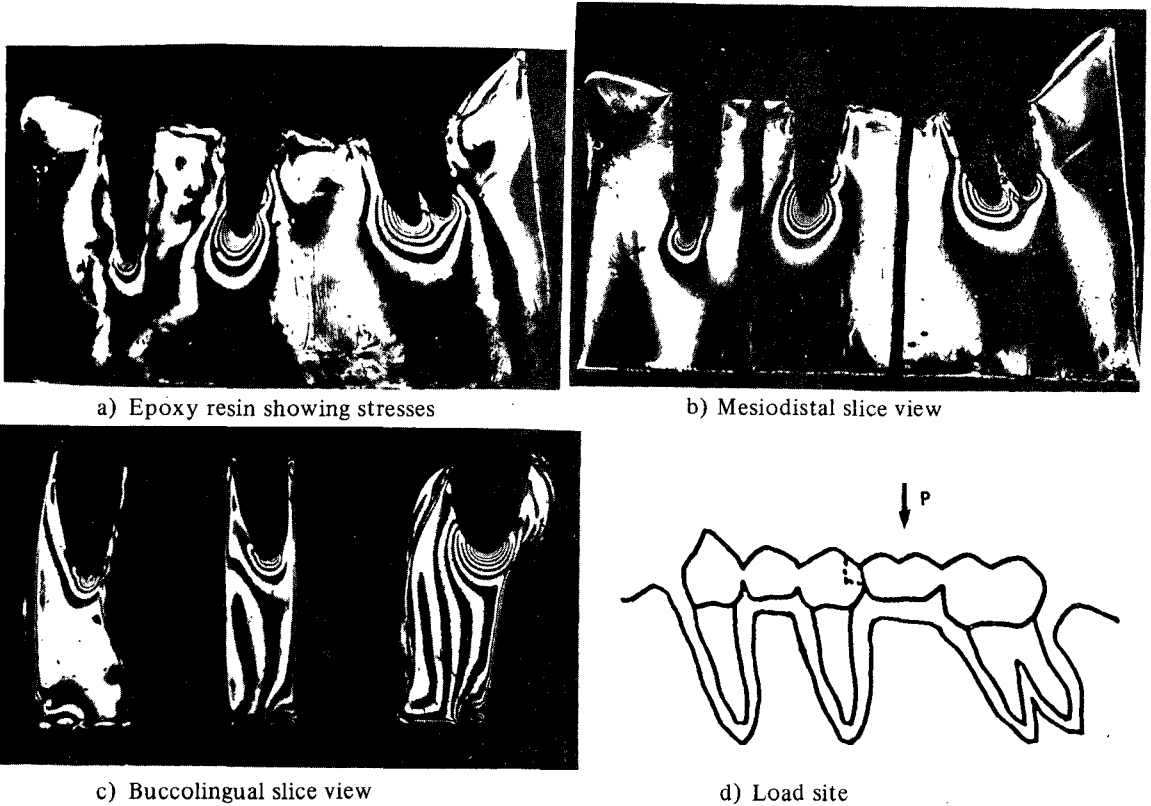
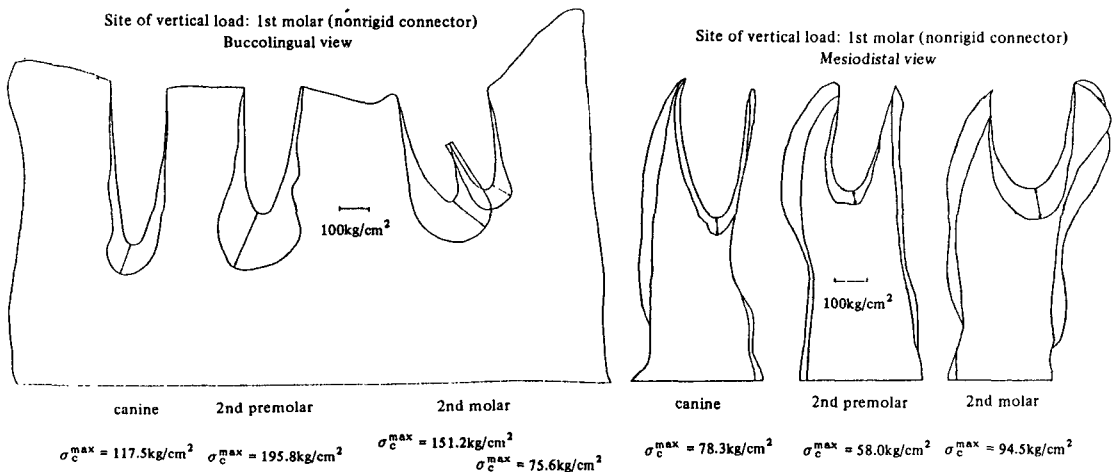


Fig. 10. Application load to the 1st molar of nonrigid connector



a) Stress distribution of mesiodistal slice

b) Stress distribution of buccolingual slice

Fig. 11. Stress distribution of application load to the 1st molar of nonrigid connector

대구치의 근심치근에서는 8차무늬, 원심치근에서는 4차무늬의 무늬차수가 발생했고 협설 절단시편(Fig. 10의 c)에서 견치에서는 8.5차무늬, 제2소구치에

서는 6차무늬, 제2대구치에서는 11차무늬의 무늬차수가 발생했다.

제2대구치에 하중을 가한 경우 (Fig.7)와 비교해

Table I. Thickness and fringe orders of each slice

Connector	Direction of view		Mesiodistal view			Buccolingual view		
	Teeth	Thickness and fringe order	Canine	2nd. premolar	2nd. molar	Canine	2nd. premolar	2nd. molar
	Loading position							
Rigid	2nd. molar	t	4.95	5.0	5.1	10.8	10.5	11.7
		N	2	7	12.5/6	1	3	10.5
	1st. molar	t	5.3	5.5	5.6	10.2	11.2	11.6
		N	8	5	7/5	3.5	7.5	7.5
Nonrigid	2nd. molar	t	5.6	5.7	5.75	10.75	9.4	11.5
		N	3	5	8/7.5	2.5	6	14
	1st. molar	t	5.55	5.55	5.75	11.8	11.25	11.5
		N	6	10	8/4	8.5	6	11

t : thickness of slice (mm)
N. fringe order

Table II. Maximum compressive stress of each root

Con- nector	Direction of view		Mesiodistal view				Buccolingual view			
	Teeth	Loading position	Canine	2nd. premolar	2nd. molar mesial root	2nd. molar distal root	Canine	2nd. premolar	2nd. molar mesial root	2nd. molar distal root
Rigid	2nd. molar		43.9	141.3	191.8	85.2	10.1	31.1	97.5	
	1st. molar		153.8	98.8	135.9	97.1	37.3	72.8	70.3	
Nonrigid	2nd. molar		58.2	95.3	151.2	148	25.3	69.4	132	
	1st. molar		117.5	195.8	151.2	75.6	78.3	58	94.5	

(Unit: Kg/cm²)

보편 제1대구치에 하중을 가한 경우 견치에 더 많은 응력집중이 나타나는 반면 제2대구치의 응력집중은 줄어들었고 제2소구치에서는 비슷하게 나타났다.

Fig. 11의 a)와 b)는 근원심 절단시편과 협설 절단시편에서 치근과 접촉하는 치조골면에서 법선방향으로 작용하는 압축응력의 분포와 그 크기를 나타낸다.

아래의 막대그래프(Fig. 12와 Fig. 13)는 근원심 절단시편 및 협설 절단시편에서 각 하중조건에

따라 지대치에 발생하는 최대압축응력을 나타낸다.

2) 각 지대치의 주위조직에 발생하는 최대응력에 대한 고정성연결장치와 비교성연결장치의 비교

각 지대치의 주위조직에 발생하는 응력에 있어서 고정성연결장치인 경우와 비교성연결장치인 경우를 비교하기 위하여 비교성연결장치인 경우에 생긴 최대압축응력을 고정성연결장치인 경우에 생긴 최

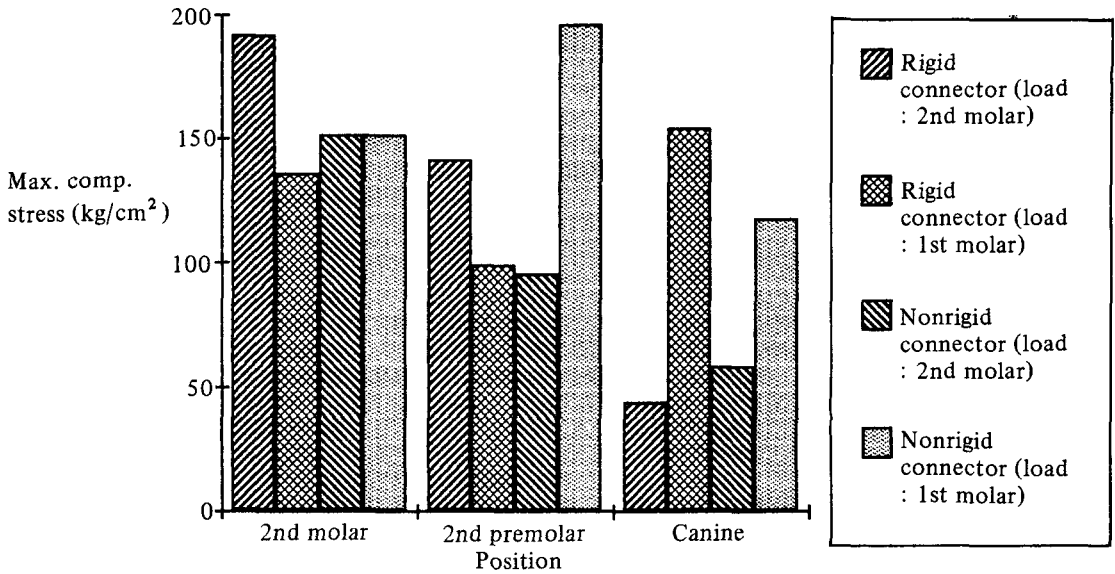


Fig. 12. Maximum compressive stress as shown in mesiodistal slices (Load: 56.7Kg)

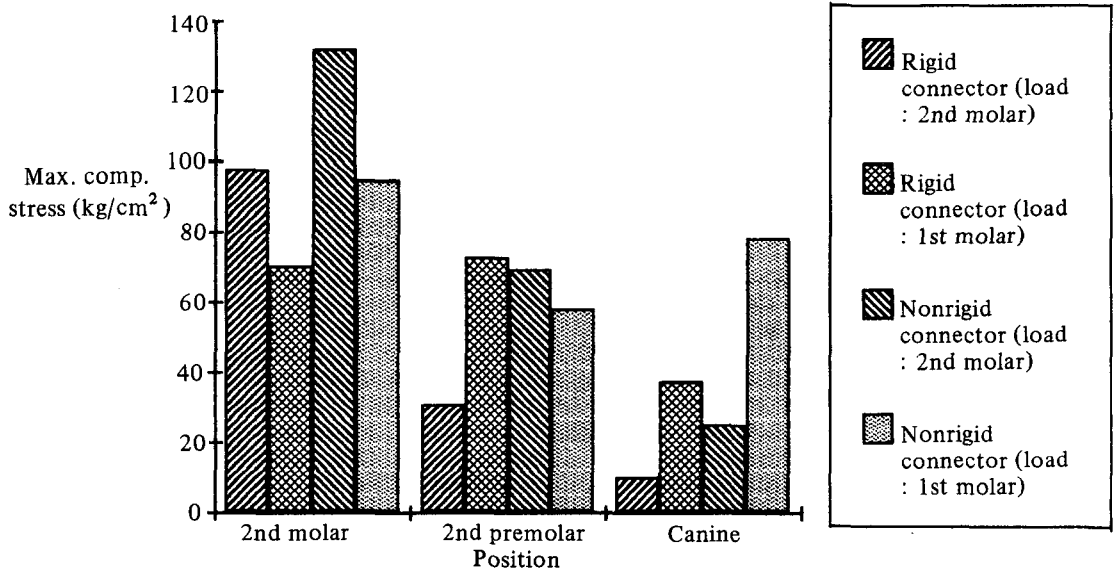


Fig. 13. Maximum compressive stress as shown in buccolingual slices (Load: 56.7Kg)

대압축응력으로 나눈 결과 그 값들(Tab. III)이 대략 1보다 크므로 비교정성연결장치인 경우가 고정성연결장치인 경우보다 응력의 집중이 큰 것으로 나타났다.

IV. 총괄 및 고찰

응력은 여러가지 방법¹⁶⁾으로 분석되고 있으나 저

자는 가시적인 측정이 가능하여 비교가 용이한 광탄성응력분석법을 실험방법으로 채택하였으며 광탄성응력분석법 중 입체적으로 더 정확한 분석이 가능한 3차원 광탄성응력분석법을 사용하였다.

본 실험에서는 좌측 하악골의 형태를 모조한 8개의 실험모형을 제작하였다. 이들을 제2대구치에 수직하중을 가하여 응력동결한 고정성연결장치인 경

Table III. Comparison of maximum compressive stress for nonrigid and rigid connector

Ratio	Direction of view	Mesiodistal view			Buccolingual view			
	Teeth Loading position	Canine	2nd. premolar	2nd. molar mesial root	2nd. molar distal root	Canine	2nd. premolar	2nd. molar
σ_n	2nd. molar	1.33	0.67	0.79		2.51	2.23	1.36
σ_r	1st. molar	0.72	2.77	1.11		2.1	0.8	1.48

σ_r : Maximum compressive stresses for rigid connector

σ_n : Maximum compressive stresses for nonrigid connector

우의 모형 2개와 비고정성연결장치인 경우의 모형 2개, 제1대구치에 하중을 가하여 응력동결한 고정성연결장치인 경우의 모형 2개와 비고정성연결장치인 경우의 모형 2개로 나누었고 이 2개의 모형을 각각 근원심과 협설측으로 절단한 시편을 제작하였다.

중간지대치가 5본고정가공의치인 포함된 경우 Shillingburg와 Fisher³⁰⁾는 하중이 최후방 치아에 가해질 때 중간지대치가 지점역할을 하여 전방 지대치의 유지장치가 탈락하게 되는 것등의 이유로 비고정성연결장치를 사용하라고 하였고 Shillingburg의 2인³⁰⁾의 저서에서도 위와같이 수록되어 있다. 그러나 Dykema의 2인¹⁵⁾의 저서에서는 고정가공의치를 고정성연결장치로 설계하였다. Landry와 3인²²⁾은 치주적 지지가 감소되어 치아들의 splinting이 필요할 때 고정성연결장치는 splinting역할을 하여 모든 지대치로 응력이 고르게 분산되게 하므로 임상적으로 이를 권하였다.

본 실험에서는 비고정성연결장치나 고정성연결장치를 가진 경우 제2대구치나 제1대구치의 교합면에 하중을 가한 결과 모든 지대치에 압축응력이 발생했는데 이는 중간지대치가 있는 경우 중간지대치가 지점역할을 하여 최후방 치아에 교합력이 가해질 경우 전방유지장치에 인장력이 생겨 유지장치가 탈락한다는 Shillingburg와 Fisher³⁰⁾의 주장을 뒷받침하지는 못했다.

본 실험에서 제2대구치의 교합면에 수직하중을 가한 경우 각 지대치에 미치는 힘은 비고정성연결장치

인 경우가 고정성연결장치인 경우보다 대체로 크게 나타났고(Fig.5,7) 제1대구치의 교합면에 수직하중을 가한 경우에도 각 지대치에 미치는 힘은 비고정성연결장치인 경우가 고정성연결장치인 경우보다 대체로 크게 나타났다(Fig.9,11) 그러므로 치주적 지지가 감소된 5본고정가공의치에서 고정성연결장치의 사용은 splinting 효과 뿐 아니라 지대치 주위에 응력이 더 적게 발생하도록 하므로 비고정성연결장치보다 더 좋다고 시료된다.

제1대구치와 제2대구치에 하중을 가한 경우를 비교해보면 연결장치의 종류에 관계없이 견치에서는 제1대구치에 하중을 가한 경우가 제2대구치에 하중을 가한 경우보다 응력집중이 크게 나타났는데 이는 하중이 가해지는 위치가 더 근접되었기 때문으로 사료된다. 반면 제2대구치에 발생하는 응력집중은 줄어들었고 제2소구치에서는 대체로 유사하게 나타났다.

견치에서는 근원심 절단시편이나 협설 절단시편에 관계없이 하중이 제1대구치에 가해질 경우 응력집중이 크게 나타났는데 이 경우에도 하중이 가해지는 위치가 더 근접되었기 때문으로 사료된다. 또한 고정성연결장치인 경우에 응력집중이 비고정성연결장치인 경우보다 적었다. 제2소구치에서는 제1대구치에 하중이 가해지는 경우 응력집중이 크게 나타났는데 이 경우에도 하중이 가해지는 위치가 더 근접되었기 때문으로 사료된다. 또한 고정성연결장치인 경우가 비고정성연결장치인 경우보다 응력집중이 적었다. 제2대구치에서는 비고정성연결장치인 경우

에서 제2대구치에 하중이 가해질 때 응력집중이 더 크게 나타났는데 이 경우에도 고정성연결장치인 경우에 응력이 고르게 분산되었기 때문으로 사료된다.

견치와 제2소구치에서 최대압축응력을 발생시키는 경우는 비고정성연결장치인 경우에서 제1대구치에 하중을 가하는 경우이고 제2대구치에서는 비고정성연결장치인 경우에서 제2대구치에 하중이 가해질 때 최대압축응력이 발생하였다.

원칙적으로는 각 치아에서 발생하는 최대압축응력이 동일지점에서는 근원심 절단시편이나 협설 절단시편에서 동일하여야 한다. 그러나 본 실험에서는 절단시편의 두께의 차이에 의하여 동일하게 나타나지는 않았다.

본 실험에서는 하중을 제1대구치와 제2대구치의 중심외에 교합면과 수직인 방향으로 가하였으나 교합력을 받는 상태는 수직적인 방향으로만 하중이 가해지는 것은 아니므로 교합면 전체에 고르게 하중을 가하거나, 기능교두, 비기능교두 등에 하중을 가하는 연구와 keyway를 중간지대치의 원심 및 견치의 원심에 설치하여 각 증례에 따른 응력의 변화를 좀 더 상세히 비교해보는 연구 검토가 계속되어야 될 것으로 사료된다.

V. 결 론

저자는 3차원 광탄성물질인 Epoxy resin 모형상에 부착시킨 금속치아에 장착된 중간지대치를 가진 5본고정가공의치에서 최후방 구치인 제2대구치와 또한 가장 저작압을 많이 받는 제1대구치에 수직하중을 가하여서 결합된 고정성연결장치로써만 경우와 중간지대치의 원심에 key와 keyway를 형성한 비고정성연결장치가 있는 경우에서 고정가공의치의 지대치 주위조직에서 발생하는 응력상태를 분석해본 결과 아래와 같은 결론을 얻었다.

1. 비고정성연결장치나 고정성연결장치를 가진 5본 고정가공의치에서 제2대구치와 제1대구치의 교합면에 수직으로 하중(1.5kg ; 상온에서 56.7kg)이 가해질 때 견치, 제2소구치 및 제2대구치의 치근주위에는 모두 압축응력이 발생하였다.
2. 제2대구치의 교합면에 수직하중이 가해질 때 견치, 제2소구치 및 제2대구치의 치근 주위에 생기

는 응력은 비고정성연결장치인 경우가 고정성연결장치인 경우보다 크게 나타났다.

3. 제1대구치의 교합면에 수직하중이 가해질 때 견치와 제2대구치에서는 고정성연결장치인 경우나 비고정성연결장치인 경우 응력집중이 유사하게 나타났다. 제2소구치에서는 비고정성연결장치인 경우가 고정성연결장치인 경우보다 응력집중이 크게 나타났다.

4. 제1대구치에 하중이 가해질 때 고정성연결장치이거나 비고정성연결장치이거나 관계없이 견치와 제2소구치에서는 제2대구치에 하중이 가해지는 경우보다 응력집중이 더 크게 나타났고 제2대구치에서는 그 반대로 나타났다.

참 고 문 헌

1. 김동원, 김영수 : 각종형태의 골내 임플란트와 해부학적 치형에 관한 광탄성 응력분석, 대한치과교합학회지, 3 : 25—35, 1984.
2. 윤성일, 장익태 : 치관 보철물에 작용하는 STR-ESS에 관한 광탄성학적 분석, 대한치과의사협회지, 17 : 44, 1979.
3. 윤성일, 장익태 : 양측성 유리단 국소의치의 설계변화에 따른 광탄성 응력분석에 관한 연구, 대한치과의사협회지, 23 : 45—59, 1985.
4. 이동악 : 구치부 도재전장주조관의 STRESS에 관한 광탄성 분석, 대한치과의사협회지, 20 : 699, 1982.
5. 이선형 : 가공의치 교합력에 관한 연구, 최신의학, 13 : 105, 1970.
6. 임정규 : 치관 보철물의 인접변연 부위에 작용하는 STRESS에 관한 광탄성학적 분석, 대한치과보철학회지, 12 : 15, 1980.
7. 조원행 : 가공의치에 작용하는 STRESS에 관한 광탄성학적 분석, 대한치과보철학회지, 18 : 15, 1980.
8. 조인호 : 총의치 교합형태에 따른 3 차원적 광탄성 응력분석, 대한치과의사협회지, 20 : 945, 1982.
9. 조혜원, 장익태 : 정밀 부착형 유지장치에 따른 양측성 유리단 국소의치의 광탄성 응력분석, 대한치과보철학회지, 23 : 97, 1985.

10. 한동후, 이호용: 지대치 유지장치 설계에 따른 가철성 의치 하부조직에 가해지는 응력에 관한 광탄성학적 연구, 대한치과의사협회지, 25: 155, 1978.
11. 辻二郎: 光彈性實驗法. 日刊工業新聞社(1974)
12. Craig, R.G., El-Ebrashi, M.K., and Peyton, F.A.: Experimental stress analysis of dental restorations. Part II. Two-dimensional photoelastic stress analysis of crowns, *J. Prosthet. Dent.*, 17: 292-302, 1967.
13. Craig, R.G., Farah, J.W., and El-tahawi, H.M.: Three-dimensional photo elastic stress analysis of maxillary complete dentures, *J. Prosthet. Dent.*, 31: 122-129, 1974.
14. Dally, J.W., and Riley, W.F.: Experimental stress analysis, 2nd ed., McGraw-Hill Inc., 1978.
15. Dykema, R.W., Goodacre, C.J., and Phillips, R.W.: Johnston's Modern practice in fixed prosthodontics, 4th ed., W.B. Saunders Co., Philadelphia, 1986, pp. 385-388.
16. El-Ebrashi, M.K., Craig, R.G., and Peyton, F.A.: Experimental stress analysis of dental restorations. Part IV. The concept of parallelism of axial walls, *J. Prosthet. Dent.*, 22: 346-353, 1969.
17. El-Ebrashi, M.K., Craig, R.G., and Peyton, F.A.: Experimental stress analysis of dental restorations. Part VII. Structural design and stress analysis of fixed partial dentures, *J. Prosthet. Dent.*, 23: 177-186, 1970.
18. Hood, J.A., Farah, J.W., and Craig, R.G.: Modification of stresses in alveolar bone induced by a tilted molar, *J. Prosthet. Dent.*, 34: 415-421, 1975.
19. Ko, S.H., McDowell, G.C., and Kotowicz, W.E.: Photoelastic stress analysis of mandibular removable partial dentures with mesial and distal occlusal rests, *J. Prosthet. Dent.*, 56: 454-459, 1986.
20. Kornfeld, M.: Mouth rehabilitation, Clinical and laboratory procedures, 2nd ed., The C.V. Mosby Co., St. Louis, 1974, p. 268.
21. Kratochvil, F.J., Thompson, W.D., and Caputo, A.A.: Photoelastic analysis of stress patterns on teeth and bone with attachment retainers for removable partial dentures, *J. Prosthet. Dent.*, 46: 21-28, 1981.
22. Landry, K.E., Johnson, P.F., Parks, V.J., and Pelleu, G.B.: A photoelastic study to determine the location of the nonrigid connector in a five-unit intermediate abutment prosthesis, *J. Prosthet. Dent.*, 57: 454-457, 1987.
23. Markley, M.R.: Broken-stress principle and design in fixed bridge prosthesis, *J. Prosthet. Dent.*, 1: 416-423, 1951.
24. Myers, R.E., Pfeifer, D.L., Mitchell, D.L., and Pelleu, G.B.: A photoelastic study of rests on solitary abutments for distal-extension removable partial dentures, *J. Prosthet. Dent.*, 56: 702-707, 1986.
25. Nally, J.N., Farah, J.W., and Craig, R.G.: Experimental stress analysis of dental restorations. Part IX. Two-dimensional photoelastic stress analysis of porcelain bonded to gold crowns, *J. Prosthet. Dent.*, 25: 307-315, 1971.
26. Pezzoli, M., Highton, R., Caputo, A.A., and Matyas, J.: Magnetizable abutment crowns for distal-extension removable partial dentures, *J. Prosthet. Dent.*, 55: 475-480, 1986.
27. Reitz, P.V., and Caputo, A.A.: A photoelastic study of stress distribution by a mandibular split major connector, *J. Prosthet. Dent.*, 54: 220-225, 1985.
28. Sansom, B.P., Flinton, R.J., Parks, V.J., Pelleu, G.B., and Kingman, A.: Rest seat

- design for inclined posterior abutments: A photoelastic comparison, *J. Prosthet. Dent.*, 58: 57-62, 1987.
29. Seto, B.G., and Caputo, A.A.: Photoelastic analysis of stresses in resin-bonded cingulum rest seats, *J. Prosthet. Dent.*, 56: 460-465, 1986.
 30. Shillingburg, H.T., and Fisher, D.W.: Non-rigid connectors for fixed partial dentures, *J. Am. Dent. Assoc.*, 87: 1195-1199, 1973.
 31. Shillingburg, H.T., Hobo, S., and Whitsett, L.D.: *Fundamentals of fixed prosthodontics*, 2nd ed., Quintessence Publishing Co., Inc., Chicago, 1981, pp. 25-30, pp. 47-52.
 32. Sulik, W.D., and White, J.T.: Modification of stresses surrounding abutment teeth for fixed partial dentures induced by various levels of periodontal support: A photoelastic study, *J. Prosthet. Dent.*, 46: 32-35, 1981.
 33. Sutherland, J.K., Holland, G.A., Sluder, T.B., and White, J.T.: 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.
 34. Thayer, H.H., and Caputo, A.A.: Effects of overdentures upon remaining oral structures, *J. prosthet. Dent.*, 37: 374-381, 1977.
 35. Thayer, H.H., and Caputo, A.A.: Occlusal force transmission by overdenture attachments, *J. Prosthet. Dent.*, 41: 266-271, 1979.
 36. Thompson, W.D., Kratochvil, F.J., and Caputo, A.A.: Evaluation of photoelastic stress patterns produced by various designs of bilateral distal-extension removable partial dentures, *J. Prosthet. Dent.*, 38: 261-273, 1977.
 37. Tillitson, E.W., Craig, R.G., Farah, J.W., and Peyton, F.A.: Experimental stress analysis of dental restorations, Part VIII. Surface strains on gold and chromium fixed partial dentures, *J. Prosthet. Dent.*, 24: 174-180, 1970.
 38. Warren, A.B., and Caputo, A.A.: Load transfer to alveolar bone as influenced by abutment designs for tooth-supported dentures, *J. Prosthet. Dent.*, 33: 137-147, 1975.
 39. Zak, B.: Photoelastic analysis in der Orthodontischen Mechanik, *Oesterr. Z. Stomatol.*, 33: 22-37, 1935.

Abstract –

A PHOTOELASTIC STUDY OF THE STRESS DISTRIBUTION IN THE SURROUNDING TISSUES OF THE FIXED PARTIAL DENTURE WITH INTERMEDIATE ABUTMENT

Kwang Hyun Jo., D.D.S., M.S.D., Boo Byung Choi, D.D.S., D.D.Sc.,

Nam Soo Park., D.D.S., Ph.D.

Dept. of Prosthodontics, College of Dentistry Kyung Hee University

The purpose of this study was to evaluate the stress distributions of the fixed partial denture with five unit intermediate abutment. This fixed partial denture was attached to a three dimensional photoelastic epoxy resin model.

Three dimensional photoelastic models were used, with the stress areas recorded photographically.

A vertical load was applied to the second molar, which is the most posterior abutment of the fixed partial denture. Similarly, a vertical load was applied to the first molar because this tooth receives the heaviest masticatory load. These loads were added to two types of fixed partial denture. the rigid connector, and the nonrigid connector which was connected on the distal side of the intermediate abutment by a key and keyway device.

After the stress patterns in surrounding tissues were observed, the following conclusions were as follows:

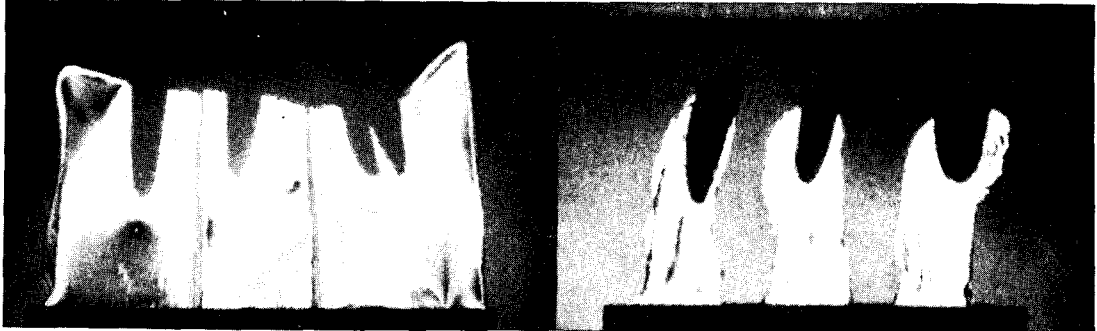
1. When the vertical load was applied to the first and second molars on the occlusal surfaces, the surrounding tissues of the roots of the canine, the second premolar, and the second molar were all compressive stresses.
2. When the vertical load was applied on the occlusal surface of the second molar, the tissue surrounding the roots of the canine, the second premolar, and the second molar all showed more stresses with the nonrigid connector than with the rigid connector.
3. When the vertical load was applied to the occlusal surface of the first molar, the stress concentration on the canine and the second molar was similar, whether the rigid or nonrigid connectors were used. However, on the second premolar, the stress concentration shown by the nonrigid connector was noticeably more than that shown by the rigid connector.
4. Whether the rigid or nonrigid connectors were used, when the load was placed on the first molar, the stress concentration on the canine and the second premolar was greater than that observed for the second molar. When the load was placed on the second molar, the load affected the second molar more than the canine and the second premolar.

PHOTOGRAPHS OF THIS THESIS

1. Application load to the 2nd molar

370104p001

1) Application load to the 2nd molar of rigid connector



a) Mesiodistal slice view

b) Buccolingual slice view

2) Application load to the 2nd molar of nonrigid connector



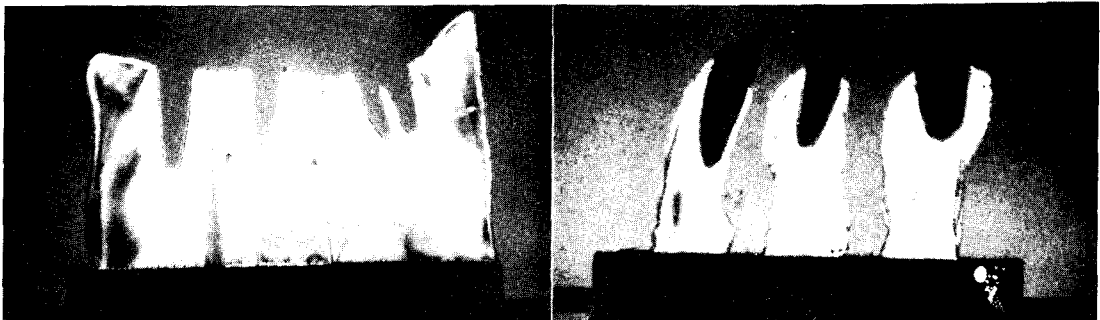
a) Mesiodistal slice view

b) Buccolingual slice view

2. Application load to the 1st molar of rigid connector

370104p002

1) Application load to the 1st molar of rigid connector



a) Mesiodistal slice view

b) Buccolingual slice view

2) Application load to the 1st molar of nonrigid connector



a) Mesiodistal slice view

b) Buccolingual slice view