

상악측절치 수복을 위한 Cantilever bridge 장착시 치조골의 응력분석

전남대학교 치과대학 보철학교실
김형수 · 양홍서

I. 서 론

상악 측절치는 선천적 요인, 외상, 치아우식증, 치주염 등에 의해 결손될 수 있다. 치아가 상실되면 교합기능, 공간유지 및 발음기능, 심미성에 문제가 생기는데 전치인 경우는 심미성이 보다 큰 비중을 차지한다. 특히 상악 측절치는 인접한 중절치나 견치에 비해 크기가 작고 기능이 미약해서 개인에 따라서는 심미성이 보다 중요한 경우가 많다.

수복방법에는 통상적 전장구조도재관을 이용한 가공의치, Maryland bridge, Implant 등이 있다. 어떤 방법을 택하는가는 결손부의 형태, 지대치 및 지지조직의 상태, 교합력의 양상을 정확히 진단하여 환자의 기능적, 심미적 및 경제적 만족감을 줄 수 있는 방향으로 치료계획을 세워야 한다.

1957년 Ewing¹⁾은 치근의 형태가 좋으면서 양호한 치관/치근비와 견강한 치주조직을 가지고 있으면 cantilever bridge의 지대치로 쓸 수 있다고 하였다. Shillingberg²⁾은 치조골 지지를 충분히 받으면서 하악운동시 가공치가 교합되지 않는다면 견치 하나만을 이용한 측절치 결손의 회복이 성공적이라고 보고했다. 또한 중절치에 keyway나 rest seat을 설치하여 가공치의 key나 rest가 들어가게 함으로써 견치의 경사이동을 방지할 수 있다고 하였다. Goldfogel³⁾은 치아우식에 내성이 있는 치아인 경우 가공치의 근심면에 중절치의 원심면을 wrap-around한 형태로 감쌀 수 있게 제작하지 않고도 회전운동에 저항할 수 있다고 하였다. 또한 Johnston^{4, 5)}은 가공치의 근심면에 rest를 설치하지 않고 견치에 partial veneer crown을 한 cantilever bridge도 가능하다고 하였으며 발치공간이 작고 치조골 흡수가 경

미한 경우 좋은 결과를 가져올 수 있다고 하였다. Schweitzer⁶⁾은 근심면에 어떤 직접적 연결없이 가공치를 견치에 납착한 수복물이 오랫동안 임상적, 방사선학적 증상없이 유지되었다고 보고하였으며 그 성공 여건은 첫째, 견치의 치근이 길고 강도가 있으며 타원형인 점, 둘째, 가공치가 순설측으로 얇으며 셋째, 측절치인 가공치가 중절치에서 어떤 지지를 받을 수 있고 넷째, 기능적 저작시 구치부의 연삭작용보다는 전치부에 의한 절삭작용의 빈도가 낮다는 사실에 의해서 설명된다고 보고하였다.

치아에 외력이 가해지면 그 하부조직에는 응력이 발생한다. 그 응력이 생리적 한계를 벗어나면 치근막은 파괴되고 하부의 치조골은 흡수가 일어난다^{42, 43, 23)}. 응력을 측정하는 방법으로는 strain gauges⁶⁾, brittle coating technique⁷⁾, finite element method, photoelastic stress analysis⁸⁾ 등이 있다. 그 중 광탄성분석법은 편광판 사이에 관찰하고자 하는 광탄성모형을 위치시키고 하중을 가하면 모형에 응력이 발생하는데 광선이 편광판을 통과하면서 모형에 생긴 응력에 의해 복굴절현상을 일으킴으로써 특이한 무늬가 나타나는데 이에 의해 육안으로 응력이 생긴 부위를 직접 볼 수 있고 어느 부위에서 응력이 집중되고 분산되는가를 쉽게 확인할 수 있다는 장점이 있다.

치과영역에서는 1935년 Zak⁹⁾가 이차원적 분석법으로 끝내의 교정력에 관하여 연구한 이래 교정학, 보존학, 보철학 분야에서 계속 이용되어 왔으며 국내에서도 많은 연구가 이루어져 왔다¹⁰⁻²²⁾.

cantilever bridge에 외력이 가해지면 지대치에는 회전력이 발생한다⁴²⁾. 이때 생긴 응력의 크기는 가해진 힘, 치관길이, 치근길이, 치조골 교경, 지대치

경사도에 따라 다를 것으로 사료된다. 상악 측절치 수복을 위해 견치를 지대치로 하는 cantilever bridge는 오랫동안 임상적으로 사용되어 왔으며 여러 물리적 연구도 진행되어 왔다¹⁻⁵⁾. 그러나 생체와 유사한 모형을 통한 역학적 문제의 연구는 아직까지 희귀한 편이다.

본 연구는 상악 측절치 상실시 견치를 지대치로 하는 cantilever bridge를 장착했을 경우 치조골 고경에 따라 지대치와 인접 중절치의 치조골에 가해지는 응력의 양상을 비교 분석하여 지대치에 응력이 집중되는 부위와 그 크기를 알고자 하였으며 가공치를 통해 인접 중절치로 어느 정도의 응력이 전달되는가를 규명해 보고자 하였다. 이를 위해 몇가지 종류의 cantilever bridge와 3-unit bridge를 치조골 고경에 따라 각각 제작하여 가공치에 힘을 가했을 경우 치조골에 나타난 응력분산 양상을 광탄성모형을 이용해 비교하여 약간의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 실험재료 및 방법

1. 실험재료

본 실험의 지대치나 인접치로 이용될 중절치와 견치 및 제1소구치는 Wheeler²⁵⁾에 의해 제작된 치아 크기로 광탄성 물질인 PL-1 type의 epoxy resin (Measurements Group, Inc., U.S.A.)을 이용해서 제작하였고 지지조직인 치조골은 PL-3 type의 epoxy resin (Measurements Group, Inc., U.S.A.)으로 제작하였다^{27, 28, 8)}. 치근막 부위는 silicone oil (Measurements Group, Inc., U.S.A.)로 대체하여 치조골로의 응력전달이 비교적 용이하게 하였다. 상부는 통상적 PFM bridges로 제작하였다(Fig. 1).

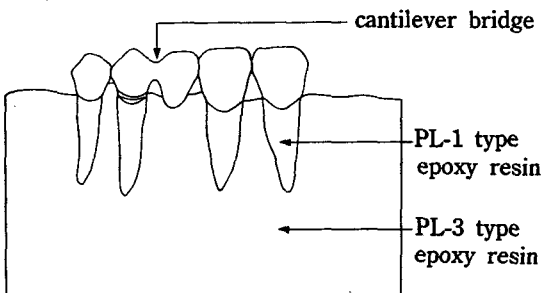


Fig. 1. Schematic illustration of photoelastic model

2. 실험방법

1) 모형종류

모형은 가공치의 형태에 따른 세 종류와 3-unit bridge를 합해서 네 종류로 하였다. 첫째 모형은 견치 하나만을 지대치로 하여 단순히 가공치를 부착한 형태(Fig. 2)이고 둘째 모형은 가공치에 교합력이 가해질 때 지대치에 생기는 회전력을 감소시키기 위해 견치를 지대치로 하되 중절치의 원심면에 rest seat을 형성해서 가공치의 rest를 지지할 수 있게 한 형태(Fig. 3)이며, 셋째 모형은 동일한 방법으로 견치를 지대치로 하되 가공치의 형태를 약간 변형시켜서 가공치 근심면이 중절치의 원심면을 1mm정도 피개한 형태, 즉 가공치의 근심 접촉부를 수평절단면으로 보면 오목상이고 수직 절단면으로 보면 볼록상이 되게 설계한 모형(Fig. 4)을 제작하였다. 넷째 모형은 이들과 비교하기 위해 중절치와 견치를 지대치로 하는 3-unit bridge 형태로 제작하였다(Fig. 5).

각 모형에 대하여 치조골 고경에 따른 응력분산 양상을 비교하기 위해서 이상적 치관/치근비인 1 : 1.5^{28, 24)}(Fig. 5)와 최소한의 비인 1 : 1²⁴⁾(Fig. 7) 그리고 그 중간에 해당하는 1 : 1.25(Fig. 6)로 각기 다르게 설계하여 위의 네가지 모형에 적용해 도합 12가지 모형을 실험대상으로 하였다(Table 1, 2).

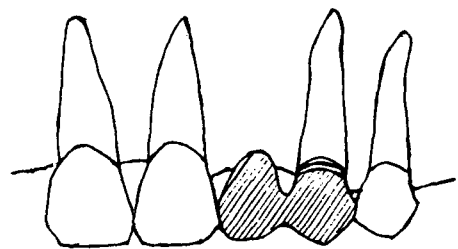


Fig. 2. Cantilever bridge with simple pontic

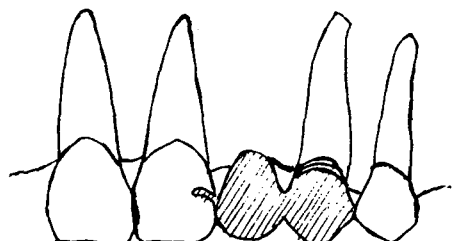


Fig. 3. Cantilever bridge with rest-extension pontic

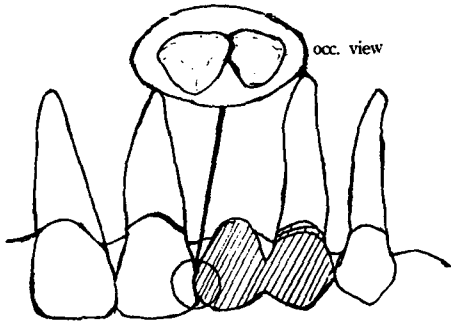


Fig. 4. Cantilever bridge with wrap-around pontic

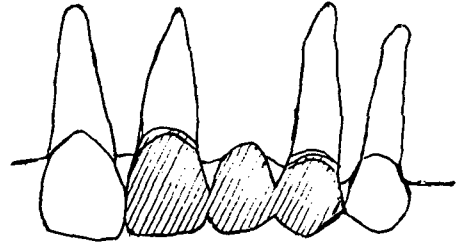


Fig. 5. 3-unit bridge (CR/R ratio 1 : 1.5)

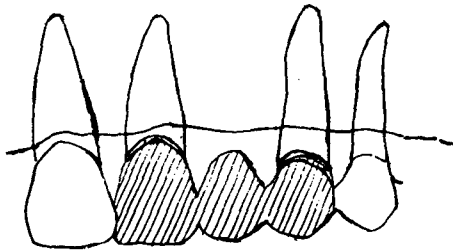


Fig. 6. 3-unit bridge (CR/R ratio 1 : 1.25)

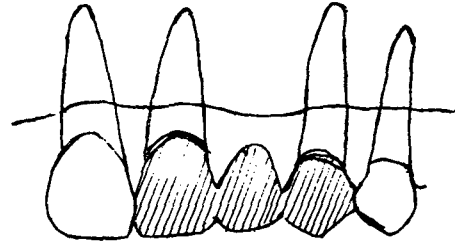


Fig. 7. 3-unit bridge (CR/R ratio 1 : 1)

Table 1. Models according to crown/root ratio and pontic type

	CR/R ratio		
bridge type	1 : 1	1 : 1.25	1 : 1.5
3-unit bridge	3UL	3UM	3UH
cantilever bridge with simple pontic	CSL	CSM	CSH
cantilever bridge with arap-around pontic	CWL	CWM	CWH
cantilever bridge with rest-extension pontic	CRL	CRM	CRH

Table 2. Root length of each tooth according to crown/root ratio(mm)

	CR/R ratio		
tooth	1 : 1.5	1 : 1.25	1 : 1
central incisor	14.1	12.9	11.8
canine	16.2	14.9	13.5
first premolar	13.5	12.4	11.3

2) 모형제작

치아모형을 제작하기 위해서 먼저 Wheeler에 의해 제작된 치아 크기와 같은 typodont상의 치아를 고무 인상재(Exaflex, G-C Dental Industrial Co., Tokyo, Japan)를 이용하여 자기중합 레진으로 복제하였다. 지대치 삭제는 레진 치아상에서 통상적 PFM 지대치 삭제방식으로 시행하였고 순측의 margin은 90° shoulder를 주었으며 설측은 chamfer로 형성하였다.

인접치로 이용될 레진 치아와 지대치로 이용될 삭제된 레진 치아를 제작한 다음 다시 고무 인상재(Exaflex, G-C Dental Industrial Co., Tokyo, Japan)로 인상을 채득하고 PL-1 type의 epoxy resin을 부어 광탄성 치아모형을 다음과 같이 제작하였다.

4°C의 냉장온도로 보관된 PL-1 type의 epoxy resin과 hardener를 상온으로 온도를 올린 다음 뚜껑을 열어 습기의 이입을 방지하였다. resin과 hardener의 비율이 100 : 20의 무게비가 되게 용기에 각각 담은 다음 이들의 온도를 32-43°C로 가열한 후 두 액체를 혼합하여 균일한 혼합체가 되게 하였다. 혼합된 레

진은 발열 반응에 의해 온도가 증가하였다. 52°C가 되었을 때 고무 인상제로 만든 모형에 레진을 주입하였다. 이들은 상온에서 중합이 되며 24시간 후 완전 중합이 되었을 때 광탄성 치아모형을 얻을 수 있었다.

치조골 부분을 제작하기 위해서 고무 인상제(putty type)로 기저부와 측벽을 제작하고 측벽 윗쪽 부분은 치아가 놓일 위치에 치아 둘레 크기의 구멍을 뚫어 광탄성 치아 모형을 위치시켰다. 치아모형과 측벽 구멍 사이에 생긴 약간의 공간은 고무 인상제(injection type)로 완전히 봉하였다. 치아를 식립하기 전 정확한 위치를 유지하기 위해서 석고로 치근 부위를 고정시켰으며 각각의 모형 모두를 이 석고를 이용해 제작함으로써 전체 모형을 균일하게 하였다.

중절치의 원심 풍용부와 견치의 근심 풍용부 간의 간격은 Wheeler에 의해 측정된 평균적 측절치 폭경인 5mm로 하였다.

silicone oil(Measurements Group, Inc., U.S.A.)을 광탄성 치아모형의 치근 부위에 도포하였다. dry oven(Ultraviolet Ray Auto-Sterilizer, H-5000A, Han Shin Med. Co., Ltd.)을 52-57°C가 되게 유지시킨 다음 위에서 제작한 고무 인상제(putty type)의 주형을 올려놓아 주형의 온도가 52-57°C가 되게 하여 레진 혼합체가 주형에 잘 흘러들어 갈 수 있게 하였다.

광탄성 재료인 PL-3 type의 resin과 hardener는 습기의 이입을 방지하여 위하여 뚜껑을 열기 전 상온으로 올린 다음 100:150의 무게비가 되게 용기에 각각 담았다. 이들을 57°C가 되게 가열한 후 resin과 hardener를 혼합하였다. 혼합체의 온도가 60°C에 이르렀을 때 고무 인상제의 주형에 기포가 생기지 않게 한쪽 가장자리부터 천천히 부은 후 dry oven의 전원을 끄고 24시간 방치하였다. 중합된 광탄성모형을 중형에서 꺼낸 전체가 균일하게 완전중합이 되었는가를 확인하였다. 측벽이나 기저부에 닿은 면은 거칠었는데 알루미늄옥사이드를 마모제로 grinder-polisher(Buehler-UK Ltd., Coventry, England)를 이용하여 polishing하였다.

광탄성 재료로 치아와 치조골을 완성한 후 고무 인상제로 인상을 채득하여 각각의 가공의치를 제작하였다.

각 모형상에 보철물을 장착할 때는 여러 형태의 가공의치를 광탄성모형에 쉽게 장착하고 제거할 수

있도록 temporary cement(Optow Trial Cement, Teledyne Getz, U.S.A.)을 접착하여 사용하였다.

3) 하중의 조건 및 응력분석

각각의 모형 하연을 석고로 고정된 다음에 1kg중의 수직 하중을 측절치인 가공치의 중앙에 주었고 편광기(Model PA-420, Riken Keiki Fine Instrument Co. Ltd., Japan)를 사용하여 지대치와 인접치의 치조골에 나타나는 응력분산 양상을 관찰하였다. 이 편광기는 analyzer와 polarizer가 서로 직각을 이루면 dark field가 되고 평행하면 light field가 되는데 dark field에서 fringe가 정배수의 순서를 가짐으로 관찰 측정시 이용된다.

응력분산 양상은 최대 주응력과 최소 주응력의 차인 전단응력의 성분이 무늬차수로 나타나므로 육안과 사진 촬영을 통하여 그 순서를 구하였다. 무늬차수는 black이 0차, red와 blue-green사이가 1차, 두번째 red와 green 사이가 2차, 세번째 red와 green 사이가 3차를 나타낸다(Table 3). 주응력의 차를 공식에 의해 수치화 하려면

$$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{Nf}{h} \text{로 나타내고 전단응력은}$$

$$\tau_{xy} = \frac{NF}{2h} \sin 2\theta \text{로 계산된다.}$$

- N : 무늬차수
- F : 광탄성계수
- h : 두께
- θ : 방향각

치조골 부분으로 사용된 PL-3 type의 epoxy resin은 매우 민감하기 때문에 시간이 증가할수록 나타나는 무늬차수도 증가하였다. 따라서 하중을 가한 후 20초 후에 각 모형을 사진 촬영함으로써 전체 실험대상을 균등한 조건이 되게 하였다.

본 연구에서는 여러 모형에 동일한 하중을 동일한 시간 동안 주어 각각의 무늬 차수를 부위별로 비교 분석하였다.

Table 3. Dominant isochromatic fringe colors for full-field interpretation

Color	Approximate Fringe Order
Black	0
Yellow	0.6
Red	0.9
Purple(Tint of Passage)	1.0
Blue-Green	1.2
Yellow	1.5
Red	1.75
Red/Green Transition	2.0
Green	2.2
Yellow	2.5
Red	2.8
Red/Green Transition	3.0
Green	3.2

III. 실험성적

1. 치관/치근비 1 : 1인 경우의 응력분포

1) 3-unit bridge(model 3UL)

중절치와 견치 모두 치근단 부위에 응력이 집중되었으며 중절치가 2.2의 무늬차수를 나타냈고 견치가 1.5의 무늬차수를 나타내 견치보다 중절치에 응력이 더 많이 발생했으며 치경부는 둘 다 0.6에서 0.9의 치면에 평행한 무늬차수가 나타났었다(Fig. 8).

2) 단순형 가공치의 cantilever bridge(model CSL)

지대치로 사용되는 견치 치근단에 3.2의 극심한 무늬차수가 나타났었다. 그 방사선상의 무늬가 견치 치근단 원심축에서 시작되고 있고 근심 치면을 따라 1.2의 무늬차수가 치경부에 나타났었다. 또한 0.9의 무늬차수가 좌측 중절치의 치근단에 나타났고 근심 치경부에 1.0의 무늬차수가 나타났었다(Fig. 9).

3) wrap-around형 가공치의 cantilever bridge(model CWL)

견치 치근단에 2.0의 무늬차수가 나타났고 중절치의 치근단에 1.75의 무늬차수를 보였다. 이는 모형 CSL에 비해 견치 치근단의 응력이 많이 낮아지고

상대적으로 중절치에 응력이 증가하였음을 나타냈다. 견치 치경부에는 근심면을 따라 1.2의 무늬차수를 보여 모형 CSL과 같은 응력분포를 나타냈다.

좌측 중절치 치근단에는 1.75의 무늬차수가 나타났는데 이는 모형 CSL에 비해 가공치의 넓은 근심 접촉부를 통해 응력이 인접치로 많이 분산되고 있음을 나타낸다고 하겠다. 아울러 비슷한 1.6의 무늬차수가 좌측 중절치 치경부에 나타난 것도 이를 뒷받침하고 있다(Fig. 10).

4) rest가 있는 가공치의 cantilever bridge(model CRL)

견치의 치근단에 2.0의 무늬차수가 보여 단순한 형태에 비해 현저히 낮은 응력분포를 나타냈고 좌측 중절치 치근단은 1.75의 보다 증가된 무늬차수를 보여 rest에 의해 힘이 많이 분산되는 것으로 보였으며 모형 CWL과는 같은 결과를 나타냈다.

견치의 근심 치경부도 0.6의 현저히 감소된 무늬차수를 보여 측방력이 많이 감소하였음을 보였다(Fig. 11).

2. 치관/치근비가 1 : 1.25인 경우의 응력분포

1) 3-unit bridge(model 3UM)

중절치와 견치 치근단에 각각 1.2와 1.45의 무늬차수가 나타나 모형 3UL과 달리 비슷하게 나타났었다.

Table 4. Fringe orders on the root apex area of the left central incisor and canine

CR/R ratio	bridge type	central incisor	canine
1 : 1	3UL	2.2	1.5
	CSL	0.9	3.2
	CWL	1.75	2.0
	CRL	1.75	2.0
1 : 1.25	3UM	1.2	1.35
	CSM	0.9	2.2
	CWM	1.1	2.0
	CRM	1.2	2.0
1 : 1.5	3UH	1.2	1.35
	CSH	0.9	1.9
	CWH	1.05	1.9
	CRH	1.05	1.75

치경부는 견치와 중절치에서 모두 0.6의 미약한 응력분포를 보여 측방력은 거의 작용하고 있지 않은 것으로 나타났다(Fig. 12).

2) 단순형 가공치의 cantilever bridge(model CSM)

견치 치근단에 2.2의 무늬차수가 나타났다. 모형 CSL보다는 작으나 역시 지대치에 과도한 응력이 집중되는 것으로 보인다. 마찬가지로 방사선상의 무늬가 치근단 원심축에서 나타났고 치경부에 1.35의 무늬차수를 보여 치경부에 측방력이 작용하고 있는 것으로 보인다. 중절치 치근단에는 0.9의 무늬차수를 보였고 치경부에 약간 더 큰 1.0의 무늬차수를 보였는데 이는 가공치를 통해 중절치에 전달되는 응력 중 측방력이 보다 큼을 나타낸다고 하겠다(Fig. 13).

3) wrap-around형 가공치의 cantilever bridge(model CWM)

견치 치근단과 치경부에 각각 2.0과 1.2의 무늬차수를 보였으며 중절치 치근단에 1.1의 무늬차수를 보여 인접 중절치로 힘이 분산되는 양상을 나타냈다. 중절치의 근심 치경부는 0.95의 무늬차수를 보여 모형 CSM에 비해 응력의 전달이 많이 이루어지고 있음을 보여주었다. 아울러 모형 CWL에 비해 보다 낮은 응력이 분포하고 있음을 알 수 있다(Fig. 14).

4) rest가 있는 가공치의 cantilever bridge(model CRL)

견치의 치근단에 2.0, 중절치 치근단에 1.2의 무늬차수를 보여 모형 CWM과 비슷한 힘의 분산양상이 나타났다. 아울러 견치 치경부에는 0.9 정도의 작은 무늬차수만 보여 지대치에도 해로운 측방력이 많이 감소하였음을 보여주었고 전체적으로 모형 CRL에 비해 응력이 많이 감소하였음을 나타냈다(Fig. 15).

3. 치관/치근비 1 : 1.5인 경우의 응력분포

1) 3-unit bridge(model 3UL)

무늬차수가 중절치와 견치 치근단에서 모두 1.2와 1.35로 나타났다. 응력이 중절치로 집중되는 현상이 많이 없어졌음을 모형 3UM에서처럼 나타났다. 치경부에는 근심축에 같은 0.6의 무늬차수가 나타났다.

전체적인 양상은 모형 3UL이나 모형 3UM과 동일하게 나타났다(Fig. 16).

2) 단순형 가공치의 cantilever bridge(model CSL)

견치 치근단의 무늬차수가 현저히 감소하여 1.9의 무늬차수를 나타냈는데 이는 모형 CRL의 rest가 있는 형태와 거의 비슷하였다. 견치의 근심 치근단은 치근단 1/3되는 지점에서 치경부 쪽으로 1.35의 무늬차수가 나타났으며 치근단 부위에는 원심축에 응력이 치우쳐 있었다.

좌측 중절치 치근단은 0.9의 무늬차수를 보였으며 치경부는 근심축으로 1.35의 무늬차수를 보여 가공치를 통해 인접치로 측방력이 가해지고 있음을 보여주었다(Fig. 17).

3) wrap-around형 가공치의 cantilever bridge(model CWL)

견치 치근단에 1.9의 무늬차수를 보여 응력이 많이 감소했음을 보여주었다. 견치 치경부에는 1.2의 무늬차수가 인접 중절치까지 연장되어 있는데 이는 wrap-around한 형태가 인접치에 보다 긴밀히 접촉하여 힘을 분산시키고 있음을 나타낸다고 하겠다(Fig. 18).

4) rest가 있는 가공치의 cantilever bridge(model CRL)

견치의 치근단에 1.75의 무늬차수를 보였고 중절치 치근단에는 1.05의 무늬차수를 보였다. 3UL보다 더 작은 응력분산 양상을 보였다. 견치와 좌측 중절치의 치경부는 근심축에 모두 0.6의 무늬차수를 보여 측방력은 거의 없음을 나타냈다(Fig. 19).

IV. 총괄 및 고안

여러 응력 분석법 중 광탄성 응력분석법은 힘을 원하는 부위에 쉽게 줄 수 있고 눈으로 직접 응력의 양상을 볼 수 있다는 장점이 있다. 여기서 가장 중요한 인자는 모형을 얼마만큼 실물과 유사한 형태와 성질을 갖게 만들 수 있는냐는 점이다.

3차원 광탄성 재료를 이용한 본 연구에서는 탄성 계수가 상아질(1400kg/mm²) 및 해면골(18kg/mm²).

²⁸⁾과 비슷한 비율인 PL-1(2.9 GPA)과 PL-3(0.014 GPA)²⁹⁾를 치아와 상악 치조골 모형으로 삼았다.

치아와 치조골 사이에 존재하는 치근막은 단순히 두 물체를 연결하고만 있는 것이 아닌 좀 더 복잡한 성질을 띠고 있다. Muhlemann³¹⁾은 그 생리적 기능으로 교합력을 치조골로 전달시키고 치아가 저작하고 있는 동안 치아를 치조와에 붙잡아 두며 교합력에 저항하기 위한 충격흡수기능과 기계적 힘에 의해 혈관과 신경이 상하는 것을 막는 방패역할을 한다고 하였다. 일찌기 Glikman³²⁾, Lehman³³⁾이 광탄성 물질위에 인공치아를 직접 심어서 치조골에 나타난 응력분산 양상을 보고한 이래 치근막 재현을 위한 많은 연구들이 있었다. Ralph와 Williams³⁴⁾는 fiber의 인장강도 $1.0N/mm^2$ ³⁵⁾과 비슷한 0.5mm두께의 뉘시줄을 가지고 치주인대의 fiber bundle을 대체하고자 하였다. 이 실험에 의해서 교합력이 가해졌을 때 치아가 치조골을 압박할 뿐만 아니라 그 반대쪽에는 치주인대가 신장되면서 치조골을 잡아당긴다는 사실을 알아냈다. 그러나 이것도 치근막에 존재하는 수리동력학계나 탄성계 등에 의한 완충 역할³⁶⁾ 등은 해내지를 못했다. 단순히 완충작용만을 유지하기 위해 고무인상제로 치근막을 대체한 연구도 많이 보고되었으나 치아를 치조와에 붙들어 매고 있는 치주인대의 역할은 파찬가지로 다하지를 못했으며 낮은 탄성계수($0.002GN/m^2$)로 인해 응력의 전달이 용이하지를 못하였다. 특히 PL-3 type의 epoxy resin은 작은 힘에도 반응하는 물질이어서 고무인상제를 치근막의 대체물로 사용했을 경우 그 결과가 매우 불명료하게 나타날 것으로 추측되었다. silicone oil은 치아와 치조골을 분리하고 일정한 공간을 유지시키면서 응력전달에 유리할 것으로 생각되어 사용하기로 하였다. 그러나 본 연구도 치근막에 대한 이러한 여러 문제점들을 안고 시작했으며 따라서 거시적인 힘의 크기, 방향, 힘이 집중되는 위치만을 단순히 파악하는데 역점을 두었다.

고정성 가공의치를 제작할 때 지대치의 수를 결정하는 이론으로서 가장 보편적으로 받아들여지고 있는 개념은 지대치 전체 치근막 면적의 합계가 수복할 치아의 그것보다 크거나 같아야한다는 Ante의 법칙이다³⁷⁾. Tylman³⁸⁾에 의해 보고된 정상적 치아의 치근막 면적은 상악 중절치가 $139mm^2$, 측절치가 $112mm^2$, 견치가 $204mm^2$ 이다. 이 법칙에 의하면 측절치

하나의 수복을 위한 지대치로서 상악 중절치나 견치 하나가 이용될 수 있다.

그러나 양측에 지대치를 갖는 것과는 달리 cantilever는 좀 더 복잡한 문제들이 있다. 정상적 저작 기능시 수직력과 수평력, 또는 이 둘을 합친 형태의 힘이 지대치에 존재한다. 수직력은 치근단 부위를 제외한 거의 모든 치주지지 섬유들을 신장시키며 간헐적으로 작용하거나 과도하지 않은 힘이 주어진다면 치주조직에 생리적 자극이 된다. 그러나 수평력은 fibers들의 일부만을 신장시키며 반대쪽의 fibers들을 압박한다. 따라서 수평력은 비생리적으로 작용하며 치주조직은 이를 오래 견디지 못한다³⁹⁾.

Cantilever의 가공치에 힘이 가해지면 지대치에 회전력이 발생하는데 이에 의해 수직력이 가해졌을 지라도 수평력이 발생하게 되며⁴⁰⁾ 그 회전축은 단근치인 경우 치근단 1/3부위에 있다³⁹⁾. 회전축 상방은 힘이 가해지는 방향으로 수평력이 작용하고 아랫쪽은 그 반대 방향에 수평력이 작용한다. 이는 본 실험에서도 같은 결과가 나왔으며 정상 교합시 항상 상존하는 이러한 측방력 때문에 cantilever는 적응증이 있는 경우에만 신중하게 사용해야 할 것이다.

또한 Shillinburg^{등^{2,3,4)}}에 의하면 측절치 수복을 위한 cantilever bridge의 지대치로서 중절치가 사용되어서는 안된다고 하였는데 그 이유는 첫째, 아무리 훌륭한 보철수복을 한다하더라도 인접한 반대측 중절치와 유사한 모양이나 색을 재현시키기가 어려워 심미적이질 못하고 둘째, 자연치열의 근심경사 경향과 반대 방향으로 지렛대 작용이 발생하기 때문이라고 하였다.

cantilever에 힘이 가해졌을 때 실제 지대치에 미치는 전체적인 힘의 크기는 가해진 힘보다 크게 나타나는데 이는 지렛대 작용 때문이다. 즉 모멘트 = 힘×거리이다.

가공치의 형태를 단순하게 제작한 cantilever bridge인 경우 지대치 치근단에 극심한 응력이 집중되고 있는 것은 지렛대 작용에 의한 결과로 추측된다. 지대치 치근단 원심축에 응력이 집중되는 지점이 있고 치경부 쪽 근심면을 따라 응력이 발생하는 양상을 보이는 것은 이러한 지렛대 작용에 의해서 지대치가 회전하려 하고 있다는 것을 나타낸다고 하겠다. 특히 치조골 고경이 낮은 경우 이러한 현상은 매우 심각했다. 따라서 단순한 형태의 가공치를 갖는

cantilever bridge인 경우 충분한 치관/치근비가 아니면 그 설계는 위험이 따를 것으로 생각된다.

지렛대 작용을 줄이기 위해 고안된 형태가 인접 증절치의 원심력을 wrap-around한 모양으로 감싸고 있는 형태^{3,4)}와 증절치의 원심면에 rest seat을 형성해서 가공치의 rest가 없힐 수 있게 제작⁴⁰⁾한 것이다 (Fig. 2, 3).

Wrap-around한 형태는 순실측으로 힘이 주어졌을 때 저항하기 위해 원래 고안된 것이나 수직 하중을 주었을 경우도 인접 증절치로 상당한 양의 힘이 분산된다는 사실이 드러났다. rest가 있는 형태와 비슷하게 지대치 치근단의 응력분산 양상이 나타났는데 이는 wrap-around한 형태가 증절치 근심면에서 약간의 지지를 받고 있음을 나타낸다고 하겠다(Fig. 10, 14, 18). 단지 여기서 문제가 되는 것은 환자의 구강위생 상태와 치아우식에 대한 내성이라고 사료된다. Goldfogel등³⁾은 증절치의 원심면에 치아 우식증이 있거나 충전치료가 되어 있는 경우 사용을 해서는 안된다고 하였다. 또한 장점으로는 특별한 도구없이도 증절된 증절치와 가공치 사이로 치실사용이 가능하며 축절치가 보다 크게 보이길 원하는 환자에게 wrap-around한 형태는 좋은 디자인이 될 것이라고 하였다.

Rest가 있는 형태는 많은 양의 응력이 증절치로 분산되고 있음을 보여주었다. wrap-around한 형태와 전체적 양상은 거의 비슷하게 나타나면서 증절치로의 응력 분산이 더 많이 이루어지고 있음을 보여주었다 (Fig. 11, 15, 19). 치아 우식에 내성이 있는 경우 이러한 rest의 설계는 가장 우수한 cantilever bridge임을 나타낸다고 하겠다.

그러나 3-unit bridge에서처럼 충분히 응력이 분산되지는 않았다. 이는 지대치 치관부를 완전히 피개한 형태와 rest에 의해 없힐 수 있게만 제작한 형태의 차이라고 생각된다. 완전히 금관으로 피개한 형태는 cement에 의해서 지대치에 고정되어 힘이 직접적으로 전달되는데 반해 rest에 의해 없힐 수 있게 제작한 경우는 rest가 치아에 고정이 되지 않아서 힘의 전달이 완전하지 못하기 때문에 추측된다. 이를 해소시키기 위하여 Johnston⁴⁾은 rest를 설치하는 경우 증절치 설측 원심면에 inlay를 해주는데 좋다고 하였으며 Shillingburg등²⁾은 치아 우식을 예방하고 지대치와 가공치의 회전을 감소시키기 위해

inlay를 반드시 해야한다고 하였다. 본 실험에서는 inlay를 설치하지 않았으나 rest seat를 충분히 형성해 주었다.

실험 결과에 의하면 cantilever bridge의 모든 경우에서 치조골 고경이 낮을수록 지렛대 작용은 증가하여 지대치에 가해지는 힘이 증가하였다(Fig. 8, 9, 10, 11). 단순한 형태의 가공치인 경우 이를 지지하고 있는 지대치는 증가된 지렛대 작용에 의해서 인접 지지조직에 많은 영향을 끼친다. 본 실험에서도 치조골 고경이 낮으면서 단순한 형태의 가공치를 가지고 있는 cantilever bridge인 경우 극도의 응력 집중이 이루어지고 있음을 보여주고 있다(Fig. 9). 치조골 고경이 높으면서 단순한 형태의 가공치를 가지고 있는 cantilever bridge인 경우(Fig. 17)는 치조골 고경이 낮으면서 rest나 wrap-around한 형태의 가공치를 갖는 cantilever bridge(Fig. 10, 11)의 경우와 비슷한 치근단 응력분포를 보여 치조골 고경의 중요성을 단적으로 보여주었다. 반면 지렛대 작용이 없는 3-unit bridge인 경우 현저히 감소된 응력이 치근단 부위에 존재하고 있음을 보여주었다 (Fig. 8, 12, 16). 이 경우도 치조골 고경이 낮은 모형 (Fig. 8)에서 더 큰 응력양상이 나타났는데 치조골 고경이 cantilever bridge를 포함한 가공의치 설계에 중요한 역할을 함을 추측케 하였다(Table 4).

그러나 생물학적 현상을 수치적 계산과 인체를 단순화한 모형의 실험에 의해 전적으로 해석하려는 데는 많은 무리가 있다. 생물체가 외력에 저항할 수 있는 능력은 힘의 양과 강도 뿐만 아니라 방향, 빈도, 기간도 고려를 해야한다³⁸⁾. 생리적면도 고려해야 하는데 cantilever인 경우 치주 조직의 부착상이 좋아야하고 치조골의 지지가 좋아야하며 바람직한 악관계와 치아관계가 있어야 한다⁴⁵⁾. 더구나 임상적 방^사선학적 연구 결과 많은 수의 환자들이 있어서 cantilever bridge 지대치의 지지구조가 생리적 한계를 벗어난 힘들에 직면하여 있고 이를 견뎌내기를 요구받고 있다고 하였다⁴¹⁾. 따라서 치료계획을 세우기 위해서는 다양하고 깊이있는 임상경험이 중요한 요인으로 작용한다³⁸⁾. 본 연구 결과도 이러한 의미에서 치료계획을 세우는데 하나의 조건으로 이용되기를 바라며 앞으로 치근막의 미묘한 기능, 교합력을 지지하는 치밀골과 해면골의 특성, 악교합관계와 교합습관, 치아의 vitality 여부 등을 고려한 연구 및

3차원적 모형을 이용하여 다양한 하중조건을 부여한
 응력분석 연구가 계속되어야 할 것으로 사료된다.

V. 결 론

상악 측절치가 결손된 증례에서 견치를 이용한
 cantilever bridge 장착시 그 역학적 문제를 검토하기
 위해서 3차원 광탄성 재료인 PL-1과 PL-3를 이용하여
 치아와 치조골을 만들고 여기에 좌측 중절치와 견
 치를 지대치로 하는 3-unit bridge와 견치 하나만을
 지대치로 하는 3가지 형태의 cantilever bridge를
 제작하였다. 여기에 각각 치조골 높이를 치관/치근비
 1 : 1, 1 : 1.25, 1 : 1.5인 형태로 다시 분류하여 도합
 12개의 모형을 제작하였다. 측절치인 가공치의 절
 단면 중앙에 1kg중의 수직하중을 주어 각각의 치조골
 높이에 따라 나타난 응력분산 양상을 비교 분석하여
 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 지대치 치근단에 나타난 응력은 3-unit bridge에서
 가장 작았다.
2. cantilever된 가공치 중 rest가 있는 형태가 응력이
 지대치에 집중되는 것을 가장 효과적으로 방지
 했고 단순한 형태가 지대치에 가장 많은 응력집
 중을 야기시켰다.
3. 치조골 고경이 낮을수록 지대치에 보다 많은 응력
 집중이 일어났다.
4. 3-unit bridge에서는 치근단 부위에서 응력집중이
 일어났으며 cantilever된 가공치인 경우는 치경
 부와 치근단에서 응력이 집중되었다.
5. cantilever bridge의 경우 지대치 치근단 부위에는
 원심축에 응력이 집중되었고 치경부쪽 근심면에
 부가적인 응력이 나타났으며 이러한 현상은 단
 순한 가공치인 경우에 더욱 현저하였다.
5. cantilever된 가공치에 가해진 힘은 접촉면을 통해
 인접 중절치로 응력을 전달시켰으며 중절치 치
 조골 내의 응력은 단순한 형태에서는 치경부에
 크게 나타났고 wrap-around한 형태와 rest가 있는
 형태에서는 치근단 부위에 크게 나타났다.

참고문헌

1. Ewing, J. E. : Re-evaluation of the cantilever
 principle, J. P. D., 7 : 78, 1957.

2. Shillingburg, H. T., Hobo, S. and Whitsett, L. D.
 : Fundamentals of fixed prosthodontics, 2nd
 ed., Chicago, Quintessence Publishing Co., p34,
 1981.
3. Goldfogel, M. H. : Cantilever fixed prosthesis
 replacing the maxillary lateral incisor, J. P. D.,
 10 : 477, 1985.
4. Johnston, J. F. : Modern practice in crown and
 bridge prosthodontics, 3rd ed., Philadelphia, W.
 B. Saunders Co., p537, 1971.
5. Schweitzer, J. M. : Free-end pontics used on
 fixed partial dentures, J. P. D., 8 : 120, 1968.
6. Bulletin 10-C : Strain gauges instrumentation,
 Photoelastic Inc., Malvern, P. A., U. S. A.
7. Bulletin S-109-A : Brittle coating for stress
 analysis testing Photoelastic Inc., Malvern, P.
 A., U. S. A.
8. Bulletin SFC-200 : Photoelastic stress analysis,
 Photoelastic Inc., Malvern, P. A., U. S. A.
9. Zak, B. : Photoelastic analysis in der orthodon-
 tischen mechanik, Oesterr. Z. Stomatol., 33 : 22,
 1935.
10. 윤성일, 장익태 : 치관 보철물에 작용하는 st-
 ress에 관한 광탄성학적분석, 대한치과의사협
 회지, 23 : 45, 1985.
11. 조원행 : 가공의치에 작용하는 stress에 관한 광
 탄성분석, 대한치과보철학회지, 18 : 15, 1980.
12. 임정규 : 치관 보철부의 인접 변연 부위에 작용
 하는 stress에 관한 광탄성학적분석, 대한치과
 의사협회지, 18 : 37, 1980.
13. 김준연 : 구치부 inlay수복물에 작용하는 stress
 에 관한 광탄성학적분석, 대한치과의사협회지,
 19 : 593, 1981.
14. 이동악 : 구치부 도재 전장관의 stress에 관한
 광탄성분석, 대한치과의사협회지, 20 : 699,
 1982.
15. 조광현, 최부병, 박남수 : 중간 지대치가 포함된
 고정성 가공의치의 지대치 주위조직에서 발생
 하는 응력에 관한 광탄성학적 연구, 대한치과
 보철학회지, 25 : 55, 1987.
16. 윤성일, 장익태 : 양측성 유리단 국소의치의 설
 계변화에 따른 광탄성응력분석에 관한 연구,

- 대한치과의사협회지, 23 : 45, 1985.
17. 조혜원, 장익태 : 정밀 부착형 유지장치에 따른 양측성 유리단 국소의치의 광탄성응력분석, 대한치과보철학회지, 23 : 97, 1985.
 18. 한동후, 이호용 : 지대치 유지장치 설계에 따른 가철성의치 하부조직에 가해지는 응력에 관한 광탄성학적 연구, 대한치과의사협회지, 25 : 155, 1978.
 19. 조인호 : 총의치 교합 형태에 따른 3차원적 광탄성 응력분석, 대한치과의사협회지, 20 : 945, 1982.
 20. 김상수, 정재현 : Lingualized occlusion에 의한 하악응력의 광탄성학적 분석, 대한치과보철학회지, 25 : 153, 1988.
 21. 양혜령, 방몽숙 : Overdenture의 지대치 coping형태에 따른 광탄성응력분석, 전남치대논문집, 2 : 225, 1990.
 22. 김동원 : 각종형태의 끝내 임플란트와 해부학적 치형에 관한 광탄성응력분석, 대한치과교합학회지, 3 : 25, 1984.
 23. Oppenheim, A. : Human tissue response to orthodontic intervention of short and long duration, Am. J. Orthod. Oral Surg., 28 : 263, 1942.
 24. Shillingburg, H. T., Hobo, S. and Whitsett, L. T. : Fundamentals of fixed prosthodontics, 2nd ed., Chicago, Quintessence Publishing Co., p20, 1981.
 25. Wheeler, R. C. : A text book of dental anatomy and physiology occlusion, 5th ed., Philadelphia, W. B. Saunders Co., p135, 1974.
 26. Instruction Bulletin I B-221-B. : Introduction to stress analysis by the photoelastic coating technique, Measurements Group, Inc., North Carolina, U.S.A., 1986.
 27. Bulletin T N-702 : Introduction to stress analysis by photostress method, Measurements Group, Inc., North Carolina, U.S.A., 1981.
 28. Smith, G. P. : Objectives of a fixed partial denture, J. P. D., 11 : 463, 1961.
 29. Craig, R. G. : Restorative dental materials, 8th ed., St. Louis, C. V. Mosby Co., p75, 1989.
 30. Moulton, G. H. : Ethetics in anterior fixed bridge prosthodontics, J. A. D. A., 52 : 36, 1956.
 31. Muhlemann, H. R. : The determination of tooth rotation centers, Oral Surg., 7 : 392, 1954.
 32. Glickman, I., Rober, F. W., Brion, M. and Pameijer, J. H. N. : Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces, J. Periodontol., 41 : 30, 1970.
 33. Lehman, M. L. : Stress distribution in alveolar bone, J. Biomech., 1 : 139, 1968.
 34. Ralph, W. J. and Williams, J. F. : Analysis of stresses in alveolar bone-A two-dimensional photoelastic model, Archs Oral Biol., 20 : 411, 1975.
 35. Muhlemann, J. R. : Tooth mobility : a review of clinical aspects and research findings, J. Periodontol., 38 : 114, 1967.
 36. Parfitt, G. H. : The physical analysis of tooth supporting structures. In the mechanism of tooth support, Bristol, J. Wright and Sons, Ltd., p154, 1967.
 37. Ante, I. H. : The fundamental principles of abutments, Michigan state D. Soc. Bull., 8 : 14, 1926.
 38. Tylman, S. D. : Theory and practice of crown and bridge prosthetics, 3rd ed., St. Louis, The C. V. Mosby Co., 1954.
 39. Stuteville, O. H. : The movements of teeth subjected to pressure, Chicago Dent. Soc. Bull., 14 : 20, 1933.
 40. Goldstein, R. E. : Esthetics in dentistry, Philadelphia, JB Lippincott Co., p94, 1976.
 41. Handerson, D. : The cantilever type of posterior fixed partial dentures : A laboratory study, J. P. D., 24 : 47, 1970.
 42. Reitan, K. and Kvam, E. : Comparative behavior of human and animal tissue during experimental tooth movement, Angle Orthod., 41 : 1, 1971.
 43. Klaffenbach, A. O. : Gnathodynamics, J. A. D. A., 23 : 371, 1936.

EXPLANATION OF FIGURES

—Photoelastic stress distribution under a vertical load according to CR/R ratio and bridge design—

〈1 : 1 crown/root ratio〉

Fig. 8. 3UL ; 3-unit bridge

Fig. 9. CSL ; Cantilever bridge with simple pontic

Fig. 10. CWL ; Cantilever bridge with wrap-around pontic

Fig. 11. CRL ; Cantilever bridge with rest-extension pontic

〈1 : 1.25 crown/root ratio〉

Fig. 12. 3UM ; 3-unit bridge

Fig. 13. CSM ; Cantilever bridge with simple pontic

Fig. 14. CWM ; Cantilever bridge with wrap-around pontic

Fig. 15. CRM ; Cantilever bridge with rest-extension pontic

〈1 : 1.5 crown/root ratio〉

Fig. 16. 3UH ; 3-unit bridge

Fig. 17. CSH ; Cantilever bridge with simple pontic

Fig. 18. CWH ; Cantilever bridge with wrap-around pontic

Fig. 19. CRH ; Cantilever bridge with rest-extension pontic

논문사진부도 ①

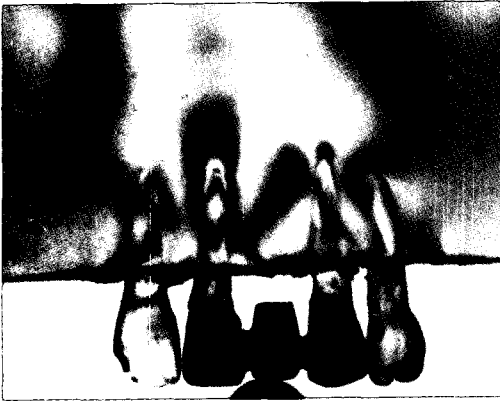


Fig. 8



Fig. 9

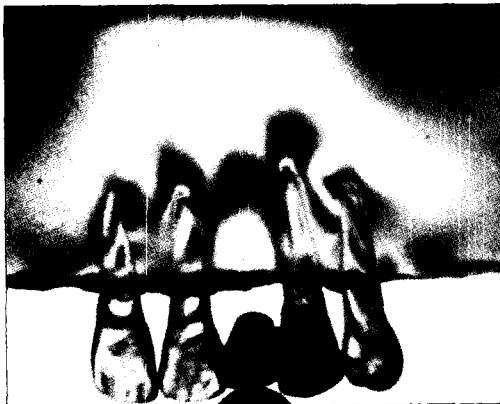


Fig. 10



Fig. 11



Fig. 12

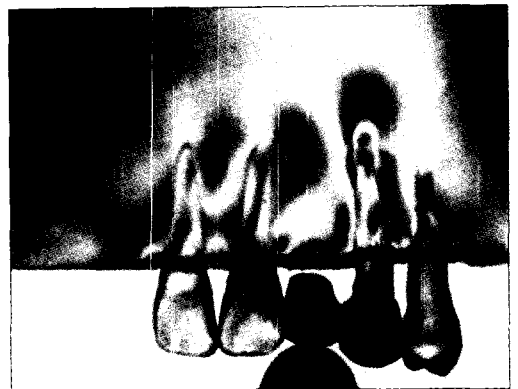


Fig. 13

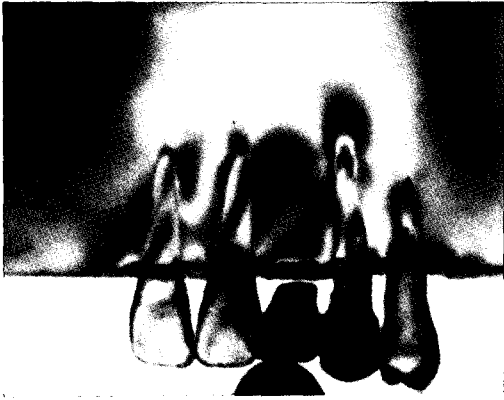


Fig. 14

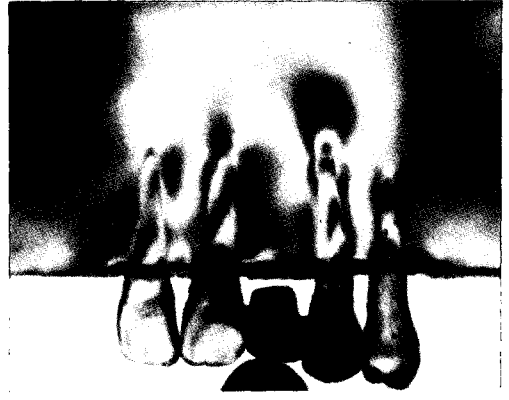


Fig. 15

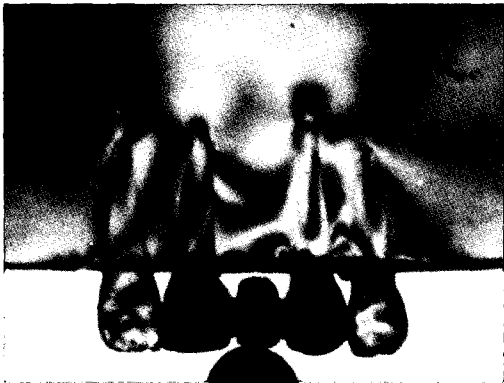


Fig. 16



Fig. 17

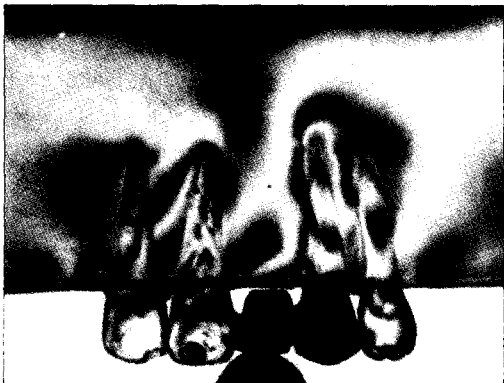


Fig. 18



Fig. 19

Abstract

STRESS ANALYSIS ON THE ALVEOLAR BONE OF CANTILEVER BRIDGES REPLACING MAXILLARY LATERAL INCISOR

Hyoung-Soo Kim, D. D. S., Hong-So Yang, D.D.S., Ph.D.

Dept. of Prosthodontics, College of Dentistry, Chonnam National University, Kwang Ju, Korea

The purpose of this study was to analysis the stress distribution induced by three unit PFM bridges and various cantilever bridges replacing maxillary lateral incisor.

The simplified two-dimensional photoelastic models used for this study was constructed in the following way.

CR/R ratio was designed to be 1 : 1, 1 : 1.25 and 1 : 1.5.

The pontics of cantilever bridge supported by maxillary canines consisted of wrap-around type, rest-extension type, and simple type. 3-unit PFM bridge was constructed with traditional method.

1kg vertical static load was applied on the center of the incisal edge of the pontic.

The stress pattern was examined and recorded by photography.

The results obtained were as follows ;

1. The magnitude of stress on the abutment root apex area of a traditional 3-unit bridge was the lowest.
2. The model of cantilevered pontic with a rest showed the relatively well distributed stress around the abutment tooth. The model with simple pontic generated the greatest stress concentration in the supporting structure of the abutment tooth.
3. As the height of bone level reduced, the rotational and vertical force increased around the abutment tooth.
4. The stress concentration of the 3-unit bridges occurred on the root apex and stress concentration of the cantilever bridge occurred on the root apex and cervix area.
5. In the case of the cantilever bridge, stress concentrated distally on the root apex area of the abutment tooth and additional stress was observed mesially on the upper part of the root. Especially in the case of the simple pontic, this phenomenon was more apparent than the others.
6. Force applied to cantilevered pontic was transmitted to the adjacent central incisor through the contact surface. Stress was markedly observed on the mesial cervix area in the case of simple pontic and on the root apex area in the case of wrap-around type and rest-extension type.