

TRANSPALATAL LINGUAL ARCH에 의한 골내 응력 분포에 관한 광탄성적 연구

고 기 영¹⁾ · 태 기 출²⁾ · 국 윤 아³⁾ · 김 상 철⁴⁾

본 연구는 TMA wire로 제작된 transpalatal lingual arch에 의한 골내 응력 분포를 파악하기 위하여 양측성 및 편측성 확장을 가하여 이때 발생하는 치아주위조직 응력 분포 양상을 광탄성 응력 해석법으로 관찰하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 양측성 확장시 수평 변형만 적용했을 때 탄선끝이 각진 경우 등근 탄선끝을 적용한 경우보다 응력이 치근단으로 집중되며 회전 중심을 의미하는 흑색선이 변화하는 양태를 보였고 수직변형량이 증가되면서 전체적인 응력차수의 증가와 흑색선의 하방 이동 양상을 보였다.
2. 편측성 확장을 위해 수평 변형과 함께 확장측에만 수직 변형을 적용하였을 때 확장력이 확장측으로 편중되는 응력 분포를 관찰할수 있었다. 수직 변형량의 증가시 확장측 구치는 정출하는 응력을 보였고 수평변형량의 증가시 고정측 치아도 경사지려는 응력 분포가 관찰되었다.
3. 편측 구치의 회전을 개선하기 위해 철사끝을 비대칭적으로 toe-in한 경우 변형량이 적은 구치의 치근단 원심측에 응력 분포를 관찰할수 있었다.
4. 악궁 확장시 철사의 길이를 줄일수록 무늬차수가 증가하는 응력 분포를 보였다.

(주요 단어: TMA, transpalatal lingual arch, 광탄성 응력 분포)

I. 서 론

교정 치료시 제일 대구치를 연결한 lingual arch는 단독으로 혹은 다른 교정 장치와 더불어 사용되고 있는데, passive한 상태로 고정원을 보강하여 치료시 부작용을 줄임으로써 치료기간을 단축할 수 있고²⁷⁾ 또한 active하게 작용할 수 있는 고정성 장치가 될 수 있다¹⁶⁾. 이중 transpalatal lingual arch는 lingual arch의 한 유형으로 지금까지 교정치료에 있어 고정의 보강, 회전의 조절, 구치간 거리의 확장 및 축소, 구치의 후방이동 등의 용도로 사용되어 왔다^{12,19)}. Burstone^{12,13,16)}은 낮은 하중변형율을 갖는 TMA(Titanium-

Molydenum Alloy) wire로 transpalatal lingual arch를 제작하여 구치 설측에 위치된 pretorqued 브라켓에 적용하였고 이때 발생하는 힘과 모멘트를 이용하여 고정원으로서의 역할 뿐만 아니라 양측 구치간 거리의 확장, 축소, 구치의 치축각도 변화, 편측 구치간 거리의 확장 및 축소 시에 사용하였다. Cetlin과 Ten Hoeve¹⁹⁾는 비발치 치료의 일환으로 근심으로 회전된 구치를 원심회전 시키기위해 transpalatal lingual arch를 비대칭적으로 작용시킨 경우 두개의 다른 모멘트 이외에 전후방적인 힘이 발생된다고 하였다. 교정력이 생체에 미치는 효과를 규명하기 위해 생물학적 연구 및 역학분석의 공학적 연구가 있어 왔으며 공학적 연구에는 holography법, strain-gauge법, 유한요소법 그리고 광탄성법 등이 있다⁷⁾. 이중 광탄성법은 구조물에 생기는 기계적인 내부응력을 가시광선 형태로 전환시켜 응력의 위치나 정도를 보는 방법

- 1) 원광대학교 치과대학 교정학 교실, 대학원생
- 2) 원광대학교 치과대학 교정학 교실, 전임 강사
- 3) 원광대학교 치과대학 교정학 교실, 조교수
- 4) 원광대학교 치과대학 교정학 교실, 교수

이다^{4,30}. 광탄성법은 모형 전체에 퍼지는 등색선(isochromatic fringes)을 통해 응력이 집중되는 부위와 응력의 양을 쉽게 눈으로 인식할 수 있으며 polarizer와 analyzer를 함께 회전시켜 변화되는 등경선(isoclinic fringes)을 분석하여 주응력의 방향을 알 수 있는 특징이 있다. 그러나 응력의 크기보다 인접 부위와의 상대적 응력 차이만 관찰할 수 있고⁷ 힘의 크기와 모멘트와 힘의 비율이 점차 변하는 것에 따른 응력은 분석할 수 없고 단지 가장 큰 힘만의 응력만을 보여준다는 단점이 있으며 광탄성 물질이 인체의 골과는 다르다는 점이 Evans²³에 의해 지적되었다.

1935년 Zak³³가 광탄성을 이용하여 치조골에서의 교정력의 영향에 대해 연구한 이후 광탄성을 이용한 응력에 대한 연구가 교정 분야에서 많이 이루어져 왔는데 Brodsky¹¹는 치근경사에 대한 광탄성 분석과 조직병리학적 실험과의 연관성을, Baeton과 Caputo^{9,22}는 견치 견인시에 견치와 대구치에서 나타나는 응력을, Chaconas^{20,21}는 견치 견인시에 gabling의 효과에 대한 광탄성적 연구 및 순측 교정장치와 설측 교정장치 사용시 나타나는 응력분포를 비교하였다. 김²은 head gear가 안면골에 미치는 영향을, 염과 이^{4,7}는 Multiloop Edgewise Arch Wire가 야기하는 응력 분포에 관해, 최⁸는 구치의 uprighting spring에 의해 발생하는 응력분포를 광탄성적 방법으로 관찰하였다. Transpalatal lingual arch는 제작형태에 따라 힘의 크기, 모멘트와 힘의 비율, 하중변형율이 상당한 영향을 받는다. 최적의 교정력이 치아에 가해지기 위해서는 목적에 따라 형태를 적절히 조절할 수 있는 능력과 최종적으로 브라켓 혹은 sheath에 arch를 삽입하기 전에 평가를 위한 이해를 필요로 한다. 따라서 본 연구에서는 transpalatal lingual arch에 의한 골내 응력분포를 파악하기 위하여, 다양한 힘과 모멘트를 갖는 transpalatal lingual arch로 양측성 및 편측성 확장을 기하였으며 이때 발생하는 치아주위조직 응력분포 양상을 광탄성 응력해석법으로 관찰하여 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구 재료

Transpalatal lingual arch의 삼차원적 응력분포를 이차원적 편광기를 통해 살펴보기 위해 힘과 모멘트의 방향에 따라 두개의 광탄성 모델을 제작하였다.

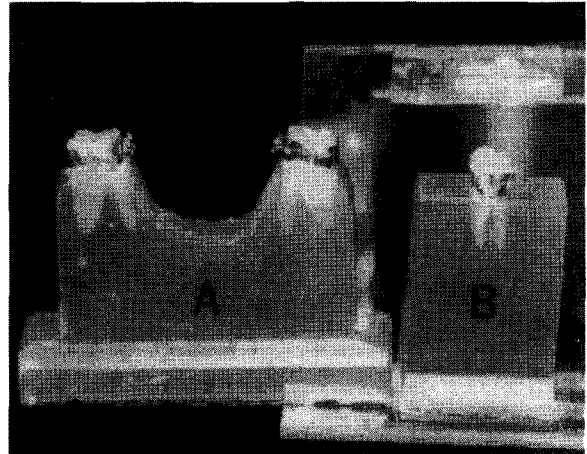


Fig. 1. Photoelastic models used in this study

1. 횡적인 힘과 모멘트를 관찰하기 위한 모델

상악 제일 대구치 부위의 구개형태를 가지는 상악 모형을 재현하기 위해 상악 제일 대구치간의 근심협측 교두정간을 연결한 구치간 폭경이 박³¹의 한국인 평균 악궁 길이인 50mm가 되는 정상 모델을 선택하여 알지네이트로 인상을 채득한 다음 PL-3 (Measurement Group, Inc)보다 더 경질이며 Wheeler³²의 기준에 맞는 크기와 치근형태를 갖춘 상악 제일 대구치의 레진 치아를 채득된 인상 음형에 식립하였다. 용해된 왁스를 인상 상에 부어 모형치아가 매식된 왁스모형을 제작하였다. 모형치아의 치관에 -12° 의 torque를 갖는 설측 브라켓이 전기납착된 band를 접착시켰으며 브라켓간의 구치간 폭경은 32mm였다. 광탄성 모형제작을 위해 만들어진 지그에 왁스모형을 고정하고 공업용 실리콘(Shin tsu, KE-1300, Cat-1300)을 부어 경화시킨 다음 왁스를 제거하여 음형을 만들었다. PL-3 수지와 경화제를 $125^\circ\text{F}-135^\circ\text{F}(52^\circ\text{C}-57^\circ\text{C})$ 에서 50분간 예열하고 1:1.5의 비율로 혼합하여, 150°F 에 도달할 때 까지 천천히 30분간 저어 기포가 생기지 않도록 치아가 식립되어있는 지그 안의 실리콘 음형에 부었다. PL-3가 경화된 후 음형을 지그에서 제거하여 광탄성 모형을 완성하였다(Fig 1, A).

2. 전,후방적인 힘과 모멘트를 관찰하기 위한 모델

설측 브라켓이 전기납착된 band가 부착된 하나의 상악 제일대구치 치관을 공업용 실리콘을 이용하여 지그에 고정한 다음 광탄성 재료를 위와 같은 방법으로 혼합하여 부은 다음 광탄성 모형을 완성하였고 고정판에 부착시켰다. 광탄성 모형에 편광 빛이 통과할

Table 1. Modes and amount of activation used in this study

Modes of activation		Amount of activation	Horizontal deflection	Vertical deflection
Symmetric Activation	Bilateral Expansion	round free end	6mm	
		square free end	6mm	
			6mm	2mm
			6mm	12mm
Asymmetric Activation	Constriction			Rt: 14mm Lt: 6mm
	Unilateral Expansion	with buccal root torque on anchorage tooth	6mm	9mm
			6mm	12mm
			8mm	12mm
	Rotation		toe-in	

Table 2. Dominant isochromatic fringe colors for fullfield 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

수 있도록 하기 위해 반대편 설측 브라켓은 고정판에 부착된 양측 pole을 연결한 아크릴 판에 부착시켰으며 브라켓의 높이는 반대편 광탄성 모델이 매식된 치아의 브라켓 높이와 일치시켰고 브라켓간의 거리는 32mm로 위의 기준을 따랐다(Fig 1, B).

2. 연구방법

본 연구에서는 transpalatal lingual arch를 제작하기 위해 .032"×.032"의 단면을 갖는 TMA wire(Part No. 233-0001 Batch No. 2J13 ORMCO)를 사용하였다. 양측성 및 편측성 확장을 기하고자 할 때 치아주위 조직에 미치는 응력분포를 관찰하기 위해 사용된 다양한 힘과 모멘트의 량은 Table 1에 제시하였다. 힘과 모멘트량은 수평, 수직 변형량으로 제시하였고, 응력분포를 좀더 명확하게 관찰하기 위해 량을 크게 하였다. Burstone¹⁶⁾은 고정측 치아에 buccal root torque를 준후 확장력을 가해 확장측 브라켓에 삽입하면 고정측 치아는 제자리에 위치시키면서 효과적으로 확장측 치아를 확장시킬 수 있는 모멘트를 발생시킬 수 있다고 하였으며, Gollner²⁴⁾는 확장측 치아를 효과적으로 경사시키는 방법으로 TMA wire의 각진 끝을 둥글게 하였다. 본 연구에서도 편측성 확장력의 적용시 고정측에는 buccal root torque, 확장측의 wire 끝을 둥글게 하였다.

또한 회전단 구치를 개선하기 위해 비대칭적으로 작용시킨 경우 전,후방적인 힘이 발생되는지를 관찰하기 위해 제이의 광탄성 모델을 이용하였다.

각각의 수평, 수직 변형량(Table 1)을 광탄성 모델에 적용한 다음 광탄성 응력해석 장치(PA-400, 1977)를 이용하여 Nikon 105mm 카메라로 촬영하였다. 촬영

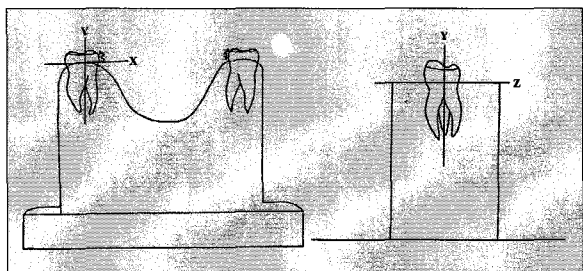


Fig. 2. Illustrating force system produced by transpalatal lingual arch.
 X: axis of buccolingual direction,
 Y: tooth axis
 and Z: axis perpendicular to X and Y axis.

영된 사진상에서 나타난 응력분포의 양상은 최대 주응력과 최소 주응력 차인 전단응력 성분의 크기에 따라 다색상의 반복 무늬로 나타나는데, 등색선을 추적하여 무늬 차수를 분석하였다. 무늬차수를 구하는 방법은 Table 2 에 제시하였다.

III. 연구성적

광탄성 모델의 해석을 용이하게 하기 위해 상악 제 일 대구치의 치관 중심을 기준으로 하여 협설측 수평축을 X축, 치아 장축을 Y축, 근원심 방향의 수평축을 Z축으로 설정하여 교정력의 힘(F)과 모멘트(M) 방향을 파악하였고(Fig. 2) 교정력이 가해지지 않은 경우를 Fig. 3에 제시하였다.

1) 양측성 확장력을 적용한 경우

1. Wire의 끝을 등글게 하여 6 mm의 수평 변형을 적용한 경우

구개 부위에서 호(arc)를 이루며 양 설측 치근을 잇는 1.5 차의 fringe가 설측 치근의 구개면을 따라 치근 이개 부위까지 나타나며 협측 치근의 근단 협측에 좌, 우 0.9 차 그리고 1.2 차의 fringe가 나타나고 있다. 응력차수가 0 인 흑색선이 설측 치근단을 연결시키면서 구개 상방부위에서 역 V자 형태로 나타나며 좌측 구치의 치근 이개 부위에서도 보여진다. 이는 확장력(+Fx)으로 인해 설측 치근을 회전중심으로 하는 협측 경사 모멘트(+My) 발생되어 설측 치근에는 압박에 의해, 협측 치근단 협측에는 신장에 의해 무늬차수가

나타나고 있음을 보여 준다(Fig. 4).

2. Wire의 끝을 각지게하여 6 mm의 수평 변형을 적용한 경우

끝이 둥근경우와 유사한 양상을 보이고 있으나 구개 부위에서 설측 치근을 잇는 fringe는 치근단 부위로 보다 응집되어 있으며 협측 치근단에서도 0.9 차의 fringe가 보이기는 하지만 끝이 둥근 경우보다 아주 미약하고 선명하지 못하다. 흑색선 또한 협측 치근까지 연결되고 있다. 이는 회전중심의 이동을 의미하는데 확장력(+Fx)으로 인해 발생하는 협측 경사 모멘트(+My) 이외에도 또 다른 협측 경사 모멘트(+My) 발휘되고 있음을 보여주고 있다(Fig. 5).

3. 2 mm의 수직 변형과 6 mm의 수평 변형을 함께 적용한 경우

wire의 끝을 등글게 하여 수평 변형만 적용했을 때와 거의 유사하나 구치의 협측 치근단 응력은 보다 미약하고 근단 하방으로 분포되어 있다. 응력차수가 0 인 흑색 선도 명확하지 못한 비대칭 양상을 나타내고 있다. 이는 확장력(+Fx)에 의한 모멘트(+My)보다 크기가 적은 couple 모멘트(-My)가 발휘되고 있음을 보여주고 있다(Fig. 6).

4. 12 mm의 수직 변형과 6 mm의 수평 변형을 적용한 경우

양 상악 구치를 연결하고 구개 부위에 호(arc)를 이루면서 나타나는 fringe 양상은 전반적으로 응력차수가 상당히 증가한 4.0 차수를 보이며 대구치의 치근이개 부위까지 연장되어 있다. 흑색선은 이전의 경우와 달리 어떤 치근에도 연결되어 있지 않으며 완만한 역 V자 형태로 나타나고 있다. 이는 확장력(+Fx)에 의해 생성되는 협측 경사 모멘트(+My)가 같은 크기의 couple 모멘트(-My)에 의해 상쇄됨으로서 치아에 회전중심이 형성되지 않고 무한대에 회전중심이 설정되는 양상을 보여 준다(Fig. 7).

2) 악궁 축소를 위해 상악 좌측 구치(6 mm)와 우측 구치(12 mm)에 다른 수직 변형량을 설정한 경우

구개 부위에 호를 이루면서 좌,우 대구치의 설측 치근단 부위와 좌측 구치의 협, 설측 치근첨부위에 0.9 차의 응력분포를 보였다. 흑색선은 6 mm의 수직 변

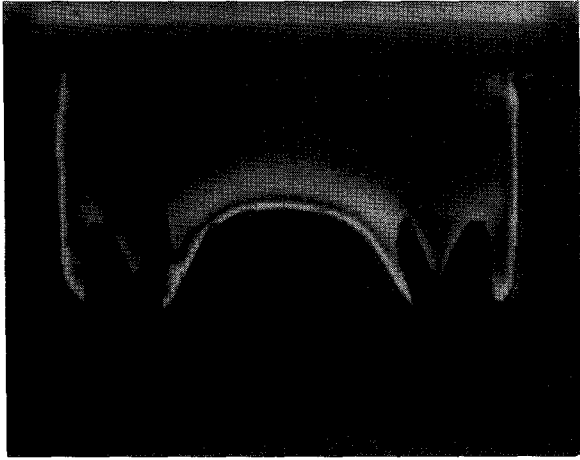


Fig 3. 응력이 발휘되지 않은 경우

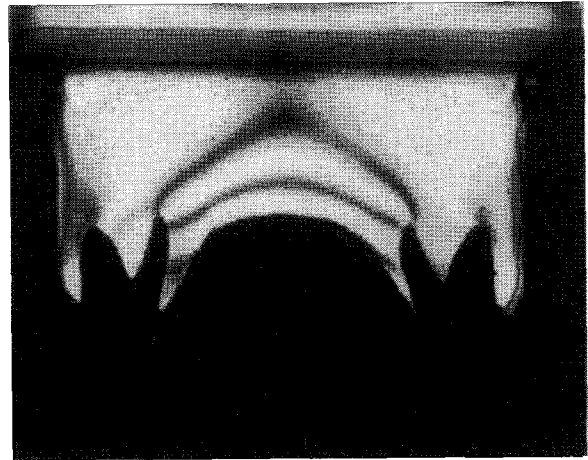


Fig 4. Wire의 끝을 등글게하고 6mm의 수평 변형량만 적용한 경우

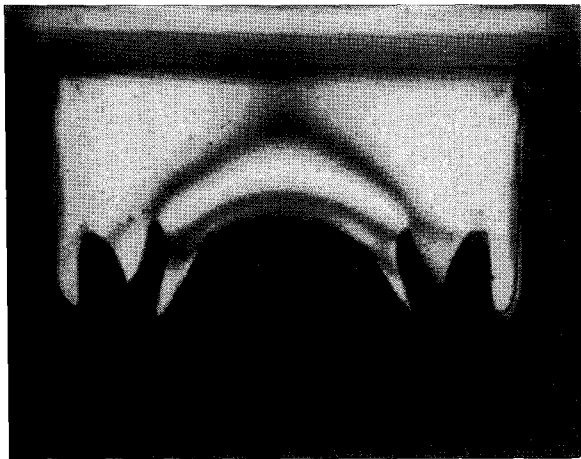


Fig 5. 각진 Wire의 끝을 이용하고 6mm의 수평 변형량만 적용한 경우

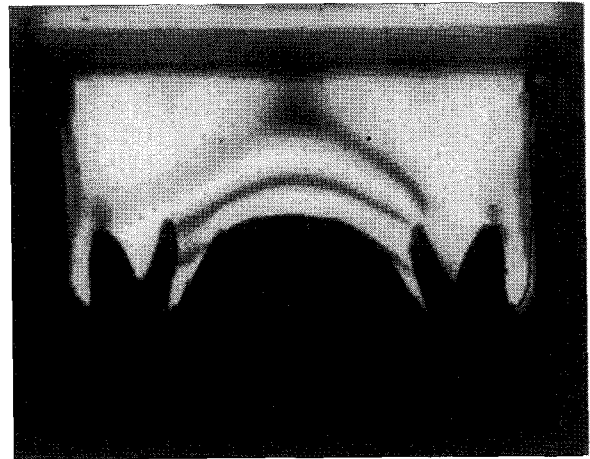


Fig 6. 2mm의 수직 변형량과 6mm의 수평 변형량을 함께 적용한 경우

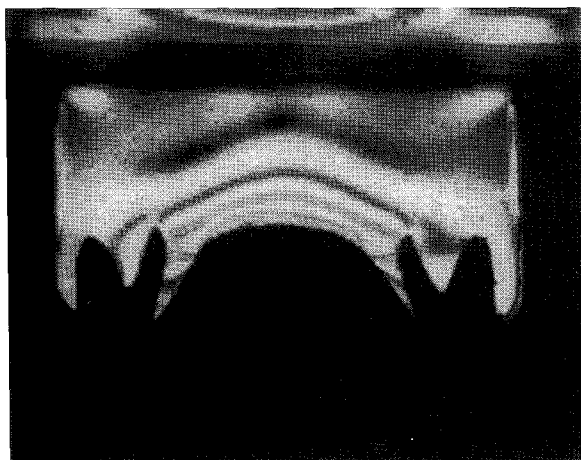


Fig 7. 12mm의 수직 변형량과 6mm의 수평 변형량을 적용한 경우

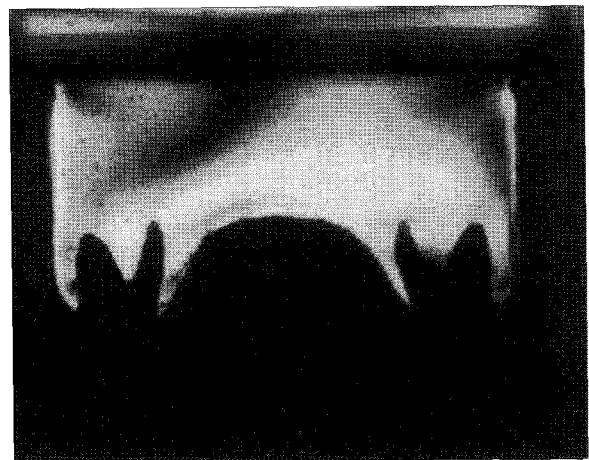


Fig 8. 악궁 축소를 위해 상악 좌측 구치(6mm)와 우측 구치(12mm)에 다른 수직 변형량을 설정한 경우

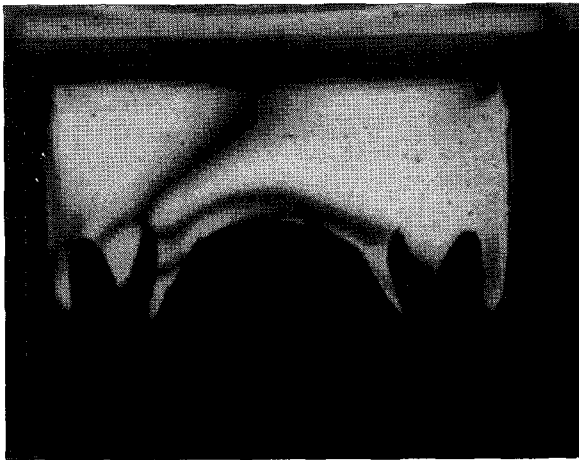


Fig 9. 6mm의 수평 변형량과 확장측만 9mm의 수직 변형량을 적용한 경우

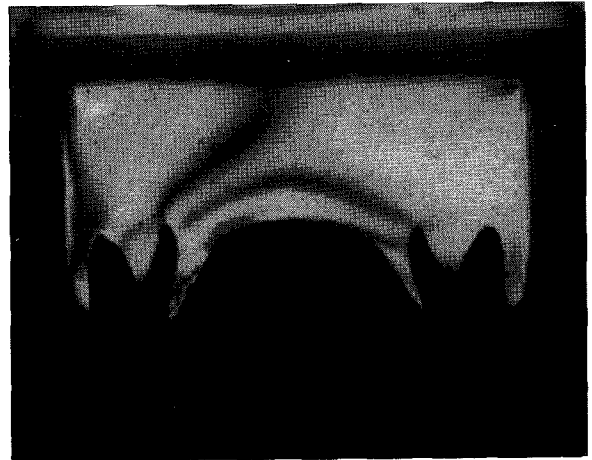


Fig 10. 수직 변형량이 9mm로 증가된 경우

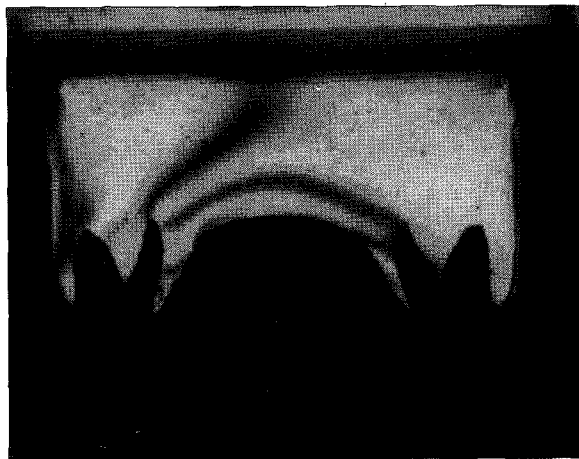


Fig 11. 수평 변형량을 8mm, 수직 변형량을 12mm로 함께 증가시킨 경우

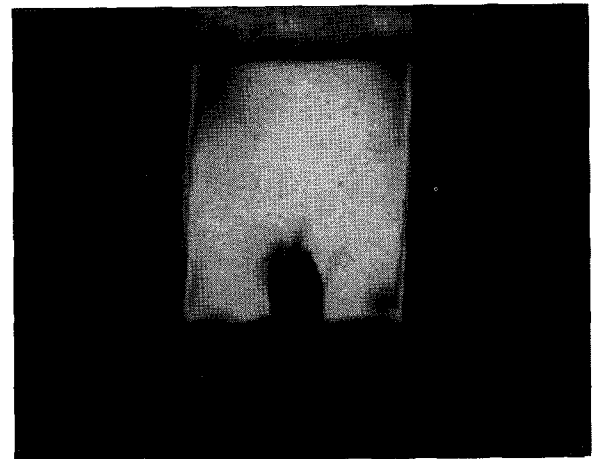


Fig 12. 회전된 치아를 개선하기 위해 비대칭적으로 wire 끝을 toi-in한 경우

형량이 적용된 우측 구치의 경우 협측 치근과 연결되어 구개 상방으로 올라가는 사선 형태를 보여주며 12mm의 수직 변형량이 적용된 반대편 구치의 경우 치근과 연관되지 않고 협측 치조골에 편중되어 치근 이개부위와 협측 치조정에도 나타나는 비대칭적 양상을 보여준다. 이는 우측 구치의 경우 협측 치근을 회전중심으로 하는 협측 경사 모멘트(+My)가 발휘되는 양상을 보이며 좌측 구치의 경우 회전중심이 치관쪽으로 이동하여 치근이동이 일어나고 있음을 보여준다(Fig. 8).

3) 편측성 확장력을 적용한 경우

1. 6mm의 수평변형량과 확장측에 9mm의 수직 변형량을 적용한 경우.

확장력(+Fx)의 fringe 양상은 확장측으로 편중되어 비대칭적인 양태로 나타나고 있으며 확장측 설측치근 1/2 부위에 1.5 차, 협측 치근단에 1.2 차의 응력분포를 보인다. 고정측 구치는 협측 치근의 협면과 설측 치근의 구개면을 따라 응력차수가 0 인 흑색 선이 나타나고 있다. 이는 확장측 구치의 경우 고정측의 wire 끝에서 형성된 couple 모멘트로 인해 확장력(+Fx)이

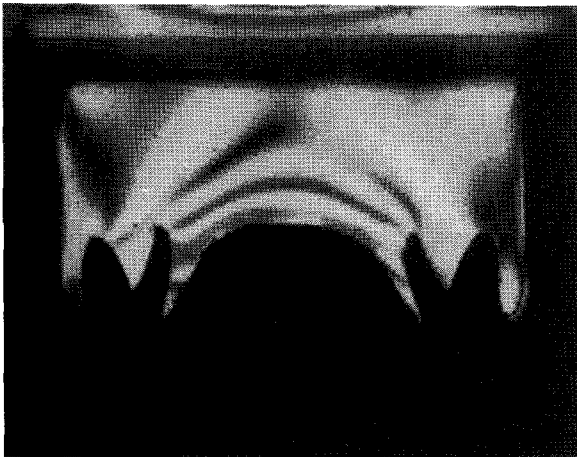


Fig. 13. Wire의 길이를 축소하고 양측성 확장시와 동량의 수평 변형량을 적용한 경우

편중되면서 협측 경사 모멘트(+My)가 발생되며 고정측 구치의 경우 미약한 확장력이 작용되며 회전중심이 무한대가 되어 확장력(+Fx)이 저항중심을 통과하는 치체이동 양상을 보여준다(Fig. 9).

2. 6 mm의 수평 변형량과 확장측에 12 mm의 수직 변형량을 적용한 경우.

확장력(+Fx)의 fringe가 편중되는 정도가 약해지며 응력차수는 1.75로 더 커지며 고정측 구치의 협, 설면에 응력차수가 0인 흑색 선은 나타나고 있으나 그림 9 보다는 약하고 확장측 구치의 경우 설측 치조정까지 1.75 차수가 나타나고 있다. 이는 couple 모멘트(-My)가 더 커지게 되면서 확장력(+Fx) 협측으로 경사지려는 모멘트(+My)가 증가되면서 치아가 정출되는 힘(+Fy)이 발생됨을 의미한다(Fig. 10).

3. 8 mm의 수평 변형량과 12 mm의 수직 변형량을 적용한 경우.

고정측 구치의 협측면에 흑색 선이 사라지는 차이만 보이는데 이는 확장력(+Fx)이 더 증가되어 고정측 구치가 협측으로 경사지려는 모멘트(+My)가 발휘되고 있음을 보여준다(Fig. 11).

4) 회전된 치아를 개선하기 위해 wire 끝을 비대칭적으로 toe-in한 경우

변형량이 적은 측을 광탄성 모델로 관찰하였다. 구치의 원심 치근단에 0.9 차의 fringe가 나타나고 있다.

이는 원심으로 향하는 힘(-Fz)과 모멘트(-Mz)가 발생하고 있음을 의미한다(Fig. 12).

5) wire의 길이를 축소하고 양측성 확장시와 동량의 수평 변형량을 적용한 경우

전체적으로 응력차수가 상당히 증가한 fringe 양상을 보이는데 특히 확장력(+Fx)의 fringe는 2.2 차수를 보이고 있다. 이는 wire의 길이가 줄어들면 하중변형율이 상당히 증가되어 같은 변형량이라도 확장력이 증가되는 것을 보여준다(Fig. 13).

IV. 총괄 및 고찰

치아에 교정력이 가해지면 치아의 이동이 일어나게 되는데 이때 발생하는 가장 큰 저항점을 저항중심이라 한다. 힘의 line of action과 저항중심간의 관계에 따라 치아 이동은 일반적으로 치체이동, 회전 그리고 회전과 치체이동이 혼합되는 세가지 양태중 하나로 나타날 수 있다³¹⁾. 즉 힘이 저항중심을 통해 가해지게 되면 치체이동이 일어나고 저항중심을 통과하지 않은 힘은 치체이동 뿐만 아니라 치아에 모멘트가 발생하여 회전이 일어나게 된다. 그래서 단일 힘을 가지고서는 저항중심을 중심으로 하는 회전을 일으킬 수 없기 때문에 이를 위해서는 couple이 필요하게 된다. 치아의 저항중심은 단근치인 경우 치아 장축 상에 있으며 치조정에서 치근단 쪽으로 치근 길이의 1/3과 1/2사이에 위치하고, 다근치인 경우는 치근 이개부에서 치근단 축으로 1-2mm 하방 치근 사이에 존재한다^{15,31)}. 그러나 치아는 다양한 치근 길이를 가지고 있으며 힘에 반응하여 자유롭게 이동할 수 없고 오히려 치조골에 한정되어 있어 치조골의 높이에 따라 저항중심의 위치가 변화된다. 즉 치근의 길이가 길면 저항중심은 브라켓으로부터 더 멀리 위치하게 되고 치조골이 상실되면 저항중심은 치근단쪽으로 내려가게 된다^{26,31)}.

치아 이동은 회전중심을 이용하여 좀더 정확하게 설명될 수 있다. 브라켓에 적용되는 힘은 저항중심과 거리를 두고 있기 때문에 치아 이동을 결정하기 위해서는 브라켓과 저항중심에서의 force system을 평가해야 한다. 저항중심에 대한 힘의 모멘트에 반대되는 방향인 couple의 크기를 변화시킴으로써 치아 장축에 따라서 회전중심을 변화시킬 수 있게 된다. 즉 couple의 크기와 브라켓에 적용되는 힘 사이의 비율(M/F

ratio)에 의해 치아 이동이 결정된다. 브라켓에 단지 단일 힘을 가하게 되면 회전중심은 저항중심의 바로 아래에 위치하게 되어 치아 이동은 uncontrolled tipping이 일어나게 되고 couple 모멘트가 증가하게 되면서 회전중심은 치근단쪽으로 이동하여 controlled tipping이 일어나게 된다. 브라켓과 저항중심 사이의 거리가 10mm라고 가정하면 10/1의 M/F ratio가 되었을 때 회전중심은 무한대가 되어 치체이동이 일어나게 된다. 또한 이 ratio가 더욱 커지게 되면 회전중심은 치관쪽으로 이동되어 치근이동을 일으키게 된다.

본 연구에서는 transpalatal lingual arch의 모멘트와 힘의 비율을 변화시켜 치아주위에서 나타나는 응력분포를 살펴보고자 일정한 수평 변형량으로 양측성 확장력을 적용하고 수직 변형량을 증가시켜 관찰하였다. 수평 변형량만 적용된 경우 wire 끝이 등근 경우와 각진 경우가 서로 다른 응력분포를 보이고 있었다. 회전중심을 의미하는 흑색 선은 치근 이개 부위에서 명확하게 나타나고 있지는 않지만 각진 경우가 회전중심의 변화로 인해 응력이 보다 치근단으로 집중되고 있으며 흑색선이 협측 치근까지 연결되는 응력분포를 보여주고 있다. 이러한 차이에 대해 Burstone¹²⁾은 transpalatal lingual arch의 deactivated shape과 activated shape 사이에 wire 끝의 탄젠트로 인해 형성된 angle로 설명하고 있다. 즉 uncontrolled tipping을 기하고자 단일 힘을 적용하였을 때 각진 wire의 끝은 수평 변형량(Δx)으로 인해 형성되는 wire 끝의 angle 변화량(θ)의 비율을 계산하여 보상에 주어야 한다는 것이다. 또한 couple로 구치를 회전시켜 악궁을 확장하고자 할 때 회전중심은 단일 힘을 적용했을 때와 거의 일치하기 때문에 Burstone은 $\theta/\Delta x$ ratio와 couple를 형성시키기 위한 twist angle을 고려해야 되는 임상적 어려움을 해결하기 위한 한 방법으로 wire 끝을 둥글게 하여 브라켓이나 sheath 안에서 play를 허용하도록 제시하고 있다.

치체이동을 위해서는 적절한 M/F ratio가 필요한데 Baldini¹⁰⁾는 상악 제일 대구치의 저항중심은 브라켓에서 8mm의 거리에 있기 때문에 치체이동을 위해서는 M/F ratio가 8이 되어야 한다고 하였다. Gollner²⁴⁾는 편측성 반대교합을 개선하는데 여러 가지 기성품의 transpalatal arch가 전달할 수 있는 힘을 strain-gauge법으로 측정하였는데 그중 TMA arch가 torque 적용시 가장 큰 수평적 힘을 발생시킨다고 하였다. Baldini와 Burstone^{10,12)}은 transpalatal lingual arch를

사용할 때 치체이동을 위해서는 buccal root torque형성을 위한 wire 끝의 twist로 인해 하중변형율이 증가하여 부가적인 확장력을 만들게 되므로 변형량은 작아져야 한다고 하였다. 본 연구에서 일정한 수평 변형량에 수직 변형량을 적용하고 증가시켰을 때 광탄성 모델에 나타난 fringe 양태는 흑색선이 치근단 상방으로 이동되어 치근과 연결되지 않고 전체적인 무늬차수가 상당히 증가하는 특징을 보여주었다. 이는 수직 변형량이 증가되면서 확장력이 크게 증가되고 회전중심이 변화되고 있음을 의미한다.

1686년 Newton은 운동의 3 법칙을 발표하였는데 모든 작용은 동일하고 반대되는 반응을 가진다는 제3 법칙은 균형상태에서 물체의 모든 힘의 합(ΣF)과 모멘트의 합(ΣM)이 0이 된다는 제1 법칙과 같이 교정치료의 역학관계에 시사하는 바가 크다. 교정력에 대한 반작용은 Newton의 제1 법칙을 통해 쉽게 알 수 있게 된다. 성공적인 교정치료는 이러한 바람직하지 않은 반작용을 예측하여 최소화하거나 줄임으로서 얻어질 수 있게 된다.

본 연구에서는 transpalatal lingual arch의 변형량을 비대칭적으로 적용시킨 경우에 이러한 역학관계를 쉽게 관찰할 수 있었다. Burstone^{12,16)}은 wire가 확장측 브라켓에서 협측 및 상방으로 변형되도록 조건을 준 후 브라켓에 삽입하면 고정측 치아는 제자리를 위치시키면서 효과적으로 확장측 치아를 확장시킬 수 있는 모멘트가 발생한다고 하였는데 균형상태로서 고정측은 합입력 그리고 확장측은 맹출력이 발생한다고 하였다. 본 연구에서 편측 확장시 응력분포의 특징은 buccal root torque를 형성해 준 측, 즉 고정측은 확장력이 거의 미치지 않으면서 치체이동의 양상을 띄고 있으며 확장력의 fringe 양상은 확장측으로 편중되어 나타나고 있다. 또한 확장측의 설측 치근단 1/2부위에 응력이 집중되면서 경사이동되는 fringe 양상을 보이고 있었으며 확장측 치아의 정출력과 고정측의 합입력으로 생각될 만한 fringe는 발견할 수 없었다. 그러나 수직 변형량을 증가시켰을 경우 정출력이 발생하는 응력분포를 보였는데 확장측의 치조정까지 fringe가 연장되고 있다. 구¹¹⁾는 precision lingual arch를 이용하여 편측 확장시 가장 적절한 초기 수직변형량과 수평변형량의 비율이 1.5의 값을 가질 때 고정측 치아의 변위량은 최소가 되었고 효과적인 확장측 치아변위가 일어났다고 하였다. 또한 수직 변형량이 과도할 경우는 고정측의 압하력과 확장측의 정출력이 증가하고 수평 변형량이 과도한 경우에는 양측 모두가 협측

으로 확장되려는 부작용이 나타난다고 하였다. 본 연구에서도 편측 확장시 수직 변형량과 수평 변형량의 비율이 9mm/6mm(1.5)일 때 광탄성 모델에서 가장 이상적인 응력분포를 보이고 있었고 또한 수평 변형율을 증가하였을 때 고정측에서 협측으로 경사지려는 모멘트가 발생되고 있는 응력분포를 관찰할 수 있었다. Gollner²⁴⁾는 상악 제일 대구치의 편측성 반대교합을 효과적으로 개선하기 위한 방법을 찾기 위해 여러 가지 modes of action과 transpalatal lingual archs를 이용하였고 고정측에 buccal root torque을 형성하고 확장측에 wire 끝을 둥글게 하여 play가 형성될 수 있도록 한 경우가 가장 적절한 모멘트가 발생한다고 하였으며 부작용으로 확장측에 정출력이 발생되는데 다른 제품보다도 TMA arch의 torque 적용시 정출력이 특히 증가한다고 하였다. Burstone^{12,24)} 등은 이러한 정출력이 어느 정도까지 교합력에 의해 상쇄될 수 있는지 혹은 이러한 수직적 효과가 안면의 수직적 성장 동안에 균형이 이루어지는 지는 알 수 없다고 하였다. Cetlin and Ten Hoeve¹⁹⁾는 근심회전 되어 있는 상악 구치를 개선시키기 위해 transpalatal lingual arch의 wire 끝을 비대칭적으로 toe-in 시켰다면 두개의 다른 모멘트 이외에도 전후방적인 힘이 발생되는데 변형량이 큰 측에서 회전 모멘트 이외에 협측으로 향하는 힘이, 반대측에는 원심으로 향하는 힘이 발생된다고 하였다.

본 연구에서도 근심 회전된 치아를 개선하기 위해 비대칭적인 toe-in시에도 이러한 역학 관계는 나타나고 있음을 보여주고 있는데 양이 작은 측의 치근단 원심측에 응력이 발생되었다. Melsen²⁹⁾은 보편적인 힘을 가지고서 해결할 수 없는 교정적 문제들, 예를 들면 치아를 원심으로 이동시키면서 동시에 원심 회전시켜야 하는 경우에 transpalatal lingual arch를 이용하여 힘의 적용점을 설측이 아닌 협측으로 이동시켜 해결할 수 있다고 하였다.

Burstone¹²⁾은 transpalatal lingual arch를 이용하여 이상적인 force system을 만들어 내기 위한 특징들 중 가장 중요한 것은 M/F ratio라 하였고 최소한 모멘트와 힘의 방향이 적절한 방향이 되어야 한다고 하였다. 본 연구를 통해 저자는 transpalatal lingual arch가 전달할 수 있는 치아이동의 양태와 교정력의 역학 관계를 관찰할 수 있었다. 그러나 transpalatal lingual arch는 Burstone이 언급하고 있는 것처럼 제작 형태에 따라 force system이 다양하게 나타나고 있어 임상적으로 사용하고자 할 때 장치에 대한 많은

장점을 취하기 위해서는 이러한 역학관계에 대한 철저한 파악이 필요하다 생각된다.

본 연구는 생체와 동일한 조건에서 실험이 이루어지지 못하였고 이차원적 광탄성 모델을 이용하여 관찰되었기 때문에 구강내의 결과와 다소 차이가 있으리라 사료된다. 연구를 진행하면서 제작된 wire의 M/F ratio를 측정하고 정확한 조절을 위해 strain-gauge법을 병행하지 못한 아쉬움도 남는다. 앞으로 transpalatal lingual arch에 대하여 이차원적인 모델이 아닌 삼차원적인 모델링을 통해 보다 진보된 공학적인 연구가 병행되어 연구가 계속되어야 할 것으로 사료된다.

V. 결 론

상악 구치에 transpalatal lingual arch를 적용할 때 구개와 치조골에 나타나는 응력분포를 관찰하기 위해 양측 상악 제일 대구치를 포함하는 구개부를 단순화시킨 광탄성 모델과 상악 제일 대구치 편측만 단순화시킨 광탄성 모델에 TMA wire로 제작한 transpalatal lingual arch를 장착한 후 응력분포 양상을 이차원 광탄성법을 이용하여 비교 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 양측성 확장시 수평 변형만 적용했을 때 wire 끝이 각진 경우 둥근 wire 끝을 적용한 경우 보다 응력이 치근단으로 집중되며 회전중심을 의미하는 흑색선이 변화되는 양태를 보였고 수직 변형량이 증가되면서 전체적인 응력차수의 증가와 흑색선의 치근단 하방 이동의 양상을 보였다.
2. 편측성 확장을 위해 수평 변형과 함께 확장측에만 수직 변형을 적용하였을 때 확장력이 확장측으로 편중되는 응력분포를 관찰할 수 있었다. 수직 변형량의 증가시 확장측 구치는 정출되는 응력을 보였고 수평 변형량의 증가시 고정측 치아도 경사지려는 응력분포가 관찰되었다.
3. 편측 구치의 회전을 개선하기 위해 wire 끝을 비대칭적으로 toe-in 한 경우 변형량이 적은 구치의 치근단 원심측에 응력분포를 관찰할 수 있었다.
4. 악궁 확장시 wire의 길이를 줄일수록 무늬차수가 증가하는 응력분포를 보였다.

참고문헌

1. 구분찬, 손병화 : 구치 편측 확장을 위한 Precision Lingual Arch 적용시 응력분포에 관한 유한 요소법적 연구, 대한치과교정학회지, 24:721-733, 1994
2. 김광호 : 각종의 head gear를 사용한 정형력이 두개안면골에 미치는 영향에 대한 광탄성학적 연구, 대한치과교정학회지, 16:71-84, 1986
3. 박영철: 한국인의 Straight Wire Bracket의 형태에 관한연구 대한치과교정학회지, 21:481-493, 198
4. 염정배, 이병태 : Multiloop Edgewise Arch Wire가 야기하는 응력분포에 관한 광탄성학적 연구, 대한치과교정학회지, 20:357-372, 1990.
5. 이병태 : 호선에 부여한 loop와 교정용 고무가 치궁만곡도 개선에 미치는 영향에 관한 광탄성학적 연구, 대한치과교정학회지, 23:485-492, 1993
6. 이상국, 이병태 : 치궁만곡도 개선을 위한 교정용 호선이 야기하는 응력분포에 관한 광탄성학적 연구, 부산치대 논문집, 7:185-212, 1990
7. 이승호, 김정기 : Multiloop Edgewise Arch Wire의 응력분포에 대한 광탄성학적 연구, 대한치과교정학회지, 24(4):969-982, 1994
8. 최진휴, 김종철: Molar uprighting spring에 의해 발생하는 치조골내의 응력분포에 관한 광탄성학적 연구, 대한치과교정학회지, 21:353-364, 1991
9. Baeton LR : Canine retraction; A Photoelastic study, Am. J. Orthod., 67:11-23, 1975
10. Baldini G, Luder H U : Influence of arch shape on the transverse effects of transpalatal arches of the Goshgarian type during application of buccal roor torque, Am. J. Orthod. 81:202-208, 1982.
11. Brodsky, J.J., Caputo, A.A., Furstman, L.L., Root tipping: A photoelastic-histopathologic correlation, Am. J. Orthod. 67(1) :1-10, 1975
12. Burstone, C.J., and Koenig, H.A.: Precision adjustment of the transpalatal lingual arch, Am. J. Orthod. 79:115-133, 1981
13. Burstone, C.J., Manhartberger, C.: Precision Lingual Arches, Passive application, J. Clin. Orthod.,: 444-451, 1988
14. Burstone, C.J. : The precision lingual arch: Hinge cap attachment, J. Clin. Orthod., 28:151-158, 1994
15. Burstone, C.J., Pryputniewicz R.J. : Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. Am. J. Orthod 77:396-409, 1980
16. Burstone, C.J.: Precision lingual arches, Active application, J. Clin. Orthod., 23:101-109, 1989
17. Burstone, C.J., 박영철 역: 최신교정치료학(SEGMENTED ARCH TECHNIQUE), 지성출판사, 1993
18. Cetlin, N.M. Personal communication, 1990
19. Cetlin, N.M., A. Ten Hoeve. Non-extraction treatment. J. Clin. Orthod. 17:396-413, 1983
20. Chaconas SJ, Caputo AA, Hayashi RK : Effect of wire size, loop configuration and gabbling on canine-retraction spring, Am. J. Orthod., 65:58-66, 1974
21. Chaconas, S.J., Caputo, A.A., Brunetto, A.A. : Force transmission characteristics of lingual appliances, J. Clin. Orthod., 24:36-43, 1990
22. Caputo AA, Chaconas SJ, Hayashi RK : Photoelastic visualization of orthodontic force during canine retraction, Am. J. Orthod., 65:250-259, 1974
23. Evans, F.G.: Stress and strain in bones, Springfield, Ill, 1957, Charles C Thomas Publisher.
24. Gollner P, Bantleon H.P., Ingevall B.: Force delivery from a transpalatal arch for the correction of unilateral first molar cross-bite, European J. Orthod., 15:411-420, 1993
25. Granath L, Petersson S.O.: A modified palatal arch for treatment of unilateral functional cross-bite in the primary dentition, European J. Orthod., 16:35-40, 1994
26. Hurd, J.J., Nikolai, R.J. : Centers of rotation for combined vertical and transverse tooth movements. Am. J. Orthod 70:551-558, 1976
27. Marcotte, Michael R. : Biomechanics in Orthodontics, 45-51,
28. McNamara, J.A., Brudon, W.L.: Orthodontic and Orthopedic Treatment in the Mixed Dentition
29. Melsen B, Bonetti G, Giunta D : Statically determinate transpalatal arches, J. Clin. Orthod., 28:602-606, 1994
30. Schwalb RA, Alfred Rechter, Brooklyn NY : Application of the photoelastic method of stress analysis to Orthodontic tooth movement in bone, Am. J. Orthod., 36:192-197, 1950
31. Smith, R.J., Burstone, C.J. : Mechanics of tooth movement, Am. J. Orthod. 85:294-307, 1984
32. Wheeler, R.C.: Dental anatomy, Physiology, and occlusion, 6th ed., Philadelphia, 1984
33. Zak, B. : Photoelastic analysis in der Orthodontischen Mechanick, Oestem Z . stomatol., 33:22-37, 1935

-ABSTRACT-

A PHOTOELASTIC STUDY OF THE STRESS DISTRIBUTION IN BONE BY THE TRANSPALATAL LINGUAL ARCH

Ki-Young Ko, D.D.S, Ki-Chul Tae, D.D.S.,M.S.D.,
Yoon-Ah Kook, D.D.S.,M.S.D.,Ph.D., Sang-Cheol KimD.D.S.,M.S.D.,Ph.D.

Deptment of Orthodontics, Collage of Dentistry, Wonkwang University

The purpose of this study was to investigate the stress distribution and intensity derived from the transpalatal lingual arch in the investing bone composed of photoelastic material(PL-3). The transpalatal lingual arch wire was deflected in the horizontal and vertical direction to give the various conditions. The two-dimensional photoelastic stress analysis was performed, and the stress distrebuton was recored by photography.

The results were as follows:

1. In bilateral expansion, as horizontal deflection was singly applied, the stress was more concentrated on the root apex in square free end than round. In square free end, as vertical deflection was increased gradually, the black line meaning center of rotation moved inferiorly together with the increment of whole fringes.
2. In application of vertical deflection on anchorage side for unilateral expansion, the stress distribution that expansive force leaned to expansion side was observed. As vertical deflection increased, the extruding stress was observed on molar of expansion side. And as horizontal deflection increased, the tipping stress on the molar of anchorage side was observed.
3. In unilateral rotation with the asymmetric toe-in, the fringe appeared on the distal aspect of root apex.

KOREA. J. ORTHOD. 1997 ; 27 : 711-721

※ **Key words** : TMA, transpalatal lingual arch, photoelastic stress analysis