대치교정지 2002 : 32(5) : 343-53

Lingual K-loop archwire를 이용한 발치공간 폐쇄시 초기응력 분포에 대한 3차원 광탄성학적 연구

변 보 람[1] · 김 성 식[2] · 손 우 성[3]

제1소구치 발치를 동반한 설측교정치료시 lingual K-loop archwire로 전치부 후방견인을 시행한 경우 전치부 및 구치부에서 치조골에 발생하는 초기응력을 알아보기 위하여, K-loop의 vertical leg 길이는 15mm로 하고 편측당 350gm의 힘으로 활성화시킨 후 상악궁 광탄성 모형의 응력동결을 시행하고 각 치아별로 절단하여 3차원 광탄성법으로 분석한 바 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 중절치의 근심면은 치관측일수록 더 큰 인장응력을 보였으며 원심면은 치관측일수록 더 큰 압축응력을 보였다. 순면에서는 치관측일수록 더 큰 인장응력을 보였으며 설면에서는 치근측일수록 더 큰 압축응력을 보였다. 치근첨에서는 압축응력이 나타났다.
2. 측절치의 근심면에서는 치관측만 인장응력이 관찰되었고 원심면에서는 고른 압축응력을 보였다. 순면에서는 치관측일수록 더 큰 인장응력이 관찰되었고 설면에서는 치관측에서는 인장응력을, 치근측에서는 압축응력을 보였다. 치근첨에서는 압축응력이 관찰되었다.
3. 견치의 근심면은 치관측에서는 인장응력을, 치근측에서는 압축응력을 보였고 원심면은 인장응력을 보였다. 순면과 설면은 치관측일수록 큰 인장응력을 보였다. 순면보다 설면에서 더 큰 인장응력을 보였다. 치근첨에서는 압축응력이 관찰되었다.
4. 제2소구치는 근심면은 인장응력을 보이며 원심면은 치관측에서는 압축응력을, 치근측에서는 인장응력을 보였다. 협면은 치관측에서 압축응력을 보였으며, 설면은 치관측일수록 더 큰 인장응력이 관찰되었다. 치근첨에서는 인장응력을 보였다.
5. 제1대구치는 근원심면 모두에서 치관측일수록 더 큰 인장응력을 보였다. 협면에서는 응력이 나타나지 않았고, 설면은 치관측일수록 더 큰 인장응력이 관찰되었다. 협측치근들의 치근첨에서는 압축응력을, 구개측치근의 치근첨에서는 무응력을 보였다.
6. 제2대구치는 모든 치근의 치근첨에서 압축응력이 관찰되었다. 근심면은 치관측일수록 더 큰 압축응력을, 원심면은 치관측일수록 더 큰 인장응력을 보였다. 협면은 치관측일수록 더 큰 인장응력을, 설면은 치관측일수록 더 큰 압축응력을 나타내었다.

따라서 전치부 후방견인시 transverse bowing effect는 뚜렷이 나타났으나, vertical bowing effect는 나타나지 않고 오히려 전치부가 함입되려는 응력이 발생하였다.

(**주요 단어** : 설측교정, Lingual K-loop archwire, 광탄성법)

[1] 부산대학교 치과대학 교정학교실, 대학원생.
[2] 부산대학교 치과대학 교정학교실, 전임의.
[3] 부산대학교 치과대학 교정학교실, 교수.

교신저자 : 손우성
부산시 서구 아미동 1가 10
부산대학교 치과대학 교정학교실 / 051-240-7445
wsson@pusan.ac.kr

Ⅰ. 서 론

소구치 발치를 한 교정치료에서 발치 공간의 폐쇄를 위하여 상하악 전치부의 후방 견인을 시행하는 경우 치료 목적에 맞게 적절한 양상의 치아이동을 하는 것이 필요하다. 전치부의 후방 이동시에는 비조절성 경사이동과 조절성 경사이동, 치체이동등이 있을 수 있으며 이중 조절성 경사이동과 치체이동은 후방 견인력과 함께 적절한 압하력과 moment의 조절을 통한 치근의 이동이 수반되어야 한다.

설측 교정치료에서 전치부의 후방 이동이 필요한 경우 후방견인력의 적용점이 좀더 설측에 존재하기 때문에 순측 교정치료에서와 동일한 후방 견인력 및 압하력을 부여했을 경우 치아의 과도한 설측 경사를 유발할 수 있다.

따라서 설측 교정치료시에는 전치부 치아들이 설측으로 경사되려는 경향을 보상하기 위하여 전치부에 bracket을 부착하는 과정에서 bracket을 좀 더 설측으로 경사시킴으로서 slot내에 부가적인 root lingual torque를 제공하거나 견인시 호선상에 과다한 조절 만곡을 부여함으로써 moment와 함입력을 증가시키는 방법등을 사용하게 된다. 하지만 기존의 설측 교정용 호선에서는 견인력의 작용점과 전치부 저항중심간의 거리 때문에 치아들의 설측 경사를 막는데 충분한 moment를 제공하기 힘든 경우가 많았다.

이러한 문제점을 해결하기 위한 방법의 하나로 lingual K-loop archwire가 고안되었다. 이 호선의 목적은 설측 교정치료에서 전치부의 후방견인시 힘의 작용점을 전치부의 저항중심에 가까운 부위에 적용함으로써 전치부의 치체이동 혹은 치근이동을 일으키고자 하는 것이며, 실제 임상에서 vertical bowing을 방지하는 효과가 있는 것으로 여겨지고 있지만 이에 대한 생역학적인 연구는 아직 드문 실정이다.

본 연구는 설측 교정치료시 상악에서 제 1소구치를 발거하고 lingual K-loop archwire를 이용하여 6전치를 후방견인하는 경우에 나타나는 전치부 및 구치부 치조골에서의 초기응력분포를 3차원 광탄성법을 통하여 알아보고자 시행하였다.

Ⅱ. 연구방법

1. 작업 모형 제작

치관에서 치근까지의 완전한 형태를 갖춘 중절치에서 제 2대구치까지의 치아가 식립되어 있는 상악궁 dentiform(일신치재, Korea)에서 제 1소구치를 제거하고 그 치조와 부분은 유틸리티 왁스로 메운 후 치과용 실리콘 인상재(EXAMIX injection type & regular type, EXAFLEX putty type, GC America Inc., Japan)로 인상을 채득하고 이 음형에 dentiform에 있던 치아(일신치재, Korea)를 다시 식립한 후, 왁스(Modelling wax, Dentsply, England)를 녹여 부어 왁스모형을 제작하였다(Fig. 1). 이 치아들은 해부학적으로 정상적인 크기와 형태[1]를 따르고 있었으며 광탄성 레진보다는 훨씬 경질의 에폭시 레진으로 제작되어 있어 섭씨 80도까지는 내열성을 가지므로 광탄성 모형상에서 교정력을 가한 후 55도까지 온도를 올려 응력동결을 시행하였을 때 변형되지 않고 충분히 유지되었다. 이 왁스모형에서 설측 부분은 모두 제거하고 전 치열에 걸쳐 가급적 균일한 두께가 되고 매끈한 표면이 되도록 다듬어 왁스모형을 완성하였다.

Fig. 1. Wax model

2. 광탄성 모형 제작

이 왁스모형을 이용하여 공업용 실리콘(KE1402 & Cat1402, Shin Etsu Chemical, Japan)으로 주형을 제작한 후 이 음형에 dentiform에 있던 치아를 다시 식립하였다. 에폭시레진(Aradite CY230, Nagase CIBA Geigy Co., Japan)과 경화제(HY905, Nagase CIBA Geigy Co., Japan)를 10 : 0.8의 무게비율로 혼합하여 주형 내로 주입하고 성형주기(Fig. 2)에 따라 항온조에서 중합반응시켜 광탄성 모형을 제작하였다(Fig. 3).

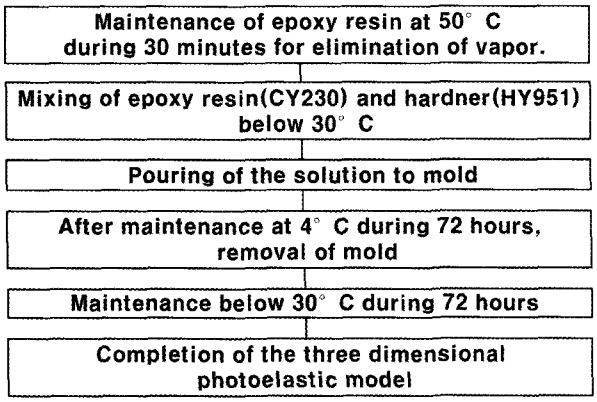

Fig. 2. Manufacturing flowchart of three dimensional photoelastic model.

Fig. 3. Photoelastic model.

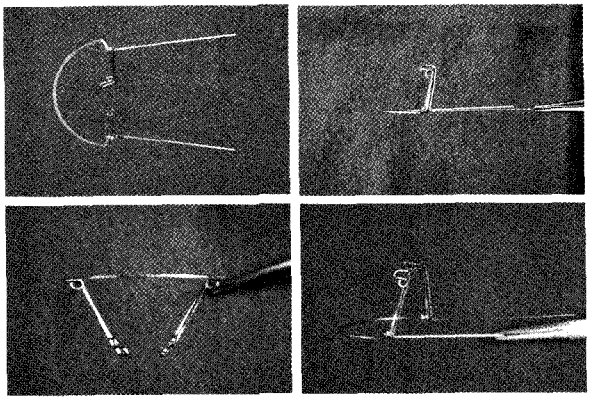

Fig. 4. Lingual K-loop archwire in this experiment.

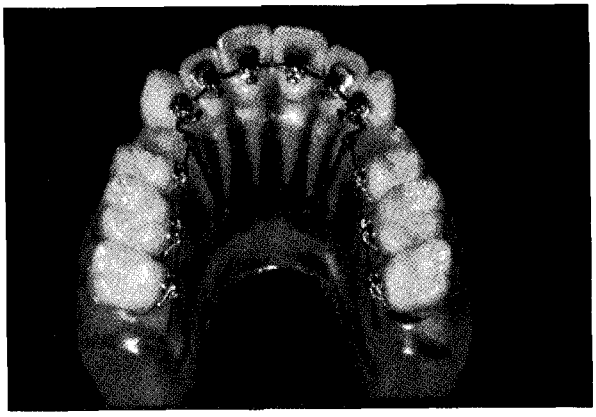

Fig. 5. Activated lingual K-loop archwire

3. 설측 교정장치의 부착 및 lingual K-loop의 제작

.018″×.025″ stainless steel wire(Resilient type, 3M Unitek, U.S.A)로 이상적인 설측호선을 제작하고 전치부에는 .018″ slot size의 설측 브라켓(Generation 7, ORMCO, U.S.A)을, 구치부에는 .018″ standard twin bracket(TOMY, Japan)을 O-ring(Colored Molded ″O″s, ORMCO, U.S.A.)으로 임시 고정시킨 후 광중합 bonding resin(Transbond XT light cure adhesive paste, 3M Unitek, U.S.A.)을 사용하여 광탄성 모형치열의 설측면에 부착하였다.

이후 .018″×.025″ stainless steel wire를 사용하여 이상적인 설측호선과 같은 크기로 lingual K-loop archwire(Fig. 4)를 제작하였다. Vertical leg의 길이는 현재 일반적으로 사용되는 15mm길이로 제작하였으며, 보상 만곡은 부여하지 않았다. 원활한 활주 운동을 이룰 수 있도록 구치부 부분은 anodic polisher (RMO, U.S.A.)를 이용하여 .016″× .023″로 wire 굵기로 감소시켰고 이후 anodic polisher의 heat-treatment table을 사용하여 열처리를 시행하였다.

이 호선을 광탄성 모형에 장착한 후 .009″ ligature wire를 사용하여 전치부는 각각 double-over tie를 한 후 다시 6전치의 one-tie를 시행하였고 구치부는 호선의 활주를 원활히 하기 위해 plain tie 하였다(Fig. 3).

4. Lingual K-loop의 활성화 및 응력동결(stress freezing process)

Lingual K-loop상의 helix와 제 2대구치 브라켓 간에 .009″ ligature wire로 결찰을 시행하여 편측당 350gm의 힘을 부여하였다(Fig. 5). 그리고 견인력의

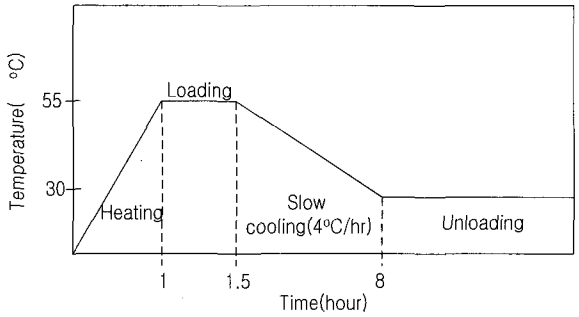

Fig. 6. Stress freezing cycle

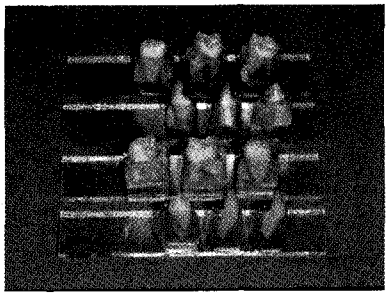

Fig. 7. Model sections attached to the glass.

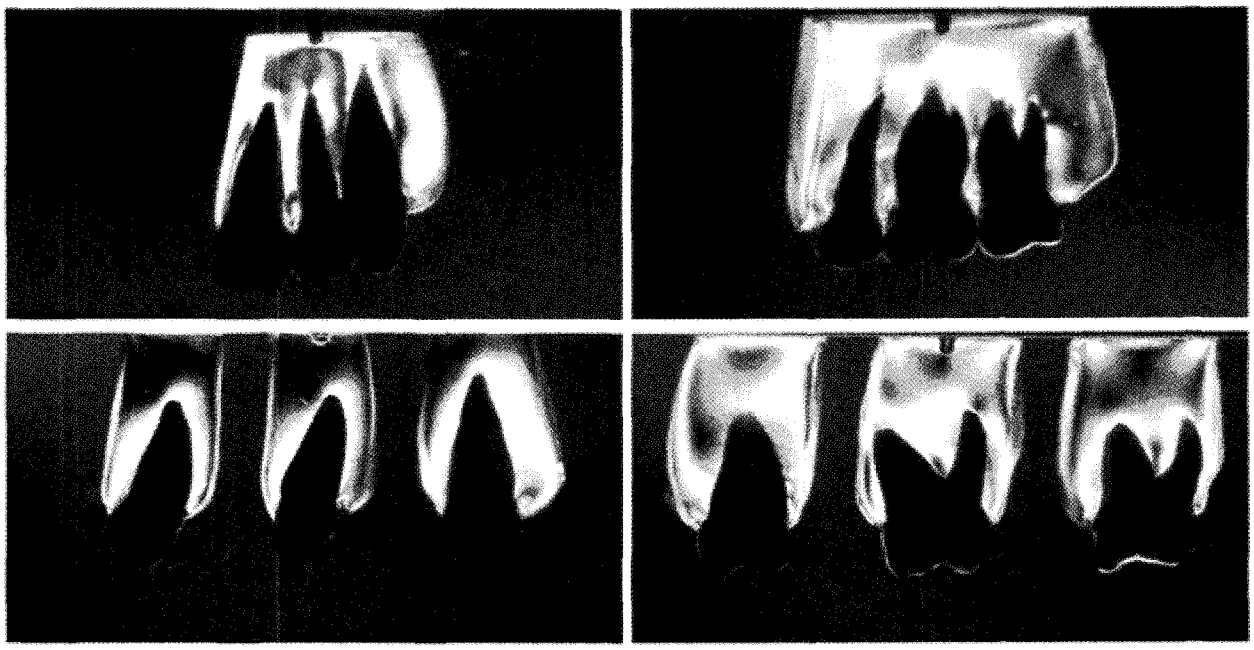

Fig. 8. Stress fringe patterns
a. in mesiodistal section of each teeth in experimental photoelastic model
b. in labiolingual or buccolingual section of each teeth in experimental photoelastic model

측정은 tension gauge (Correx, Swiss)로 시행하였다.

이후 이 모형을 응력동결로(Riken Keiki Fine Instrument Co., Japan)에서 응력동결 주기(Fig. 6)에 따라 응력을 동결시켰다. 여기서 응력동결(stress freezing)이라 함은 응력을 해석하고자 하는 3차원 모형을 제작하고, 모형을 일정 온도(재료의 유리전이역 이상의 온도)이상으로 가열하면서 하중을 가한 후 천천히 상온으로 냉각하여, 하중을 제거하여도 하중에 의해 변형된 상태로 굳어 있게 하는 것이다.

5. 무늬차수 측정방법

응력동결이 끝난 후 광탄성 모형으로부터 K-loop archwire를 제거하고 모형의 양쪽 중절치사이와 발거된 제 1소구치부위를 철제 실톱(#271, Dinosaur, Korea)으로 절단하고 절단면을 사포(#800, Diamond, Korea)로 연마하였다. 그리고 절단모형을 에폭시레진과 광굴절률이 동일한 α-Bromonaphthalene과 유동파라핀을 1 : 0.585의 비로 혼합한 용액에 침전시키고, 각 치아의 근원심측에 생긴 응력양상을 관찰하기 위

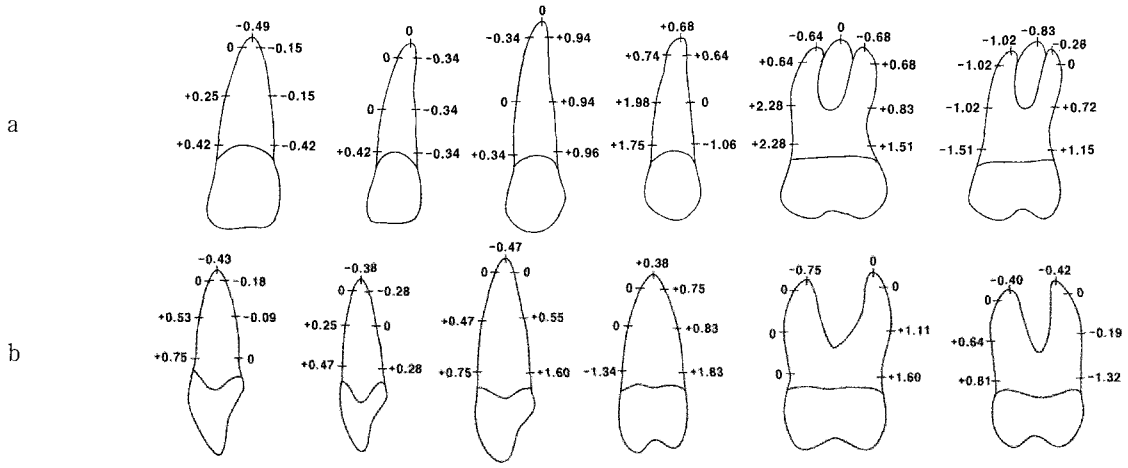

Fig. 9. Reference points and fringe orders. a. in mesiodistal section. b. in labiolingual or buccolingual section.

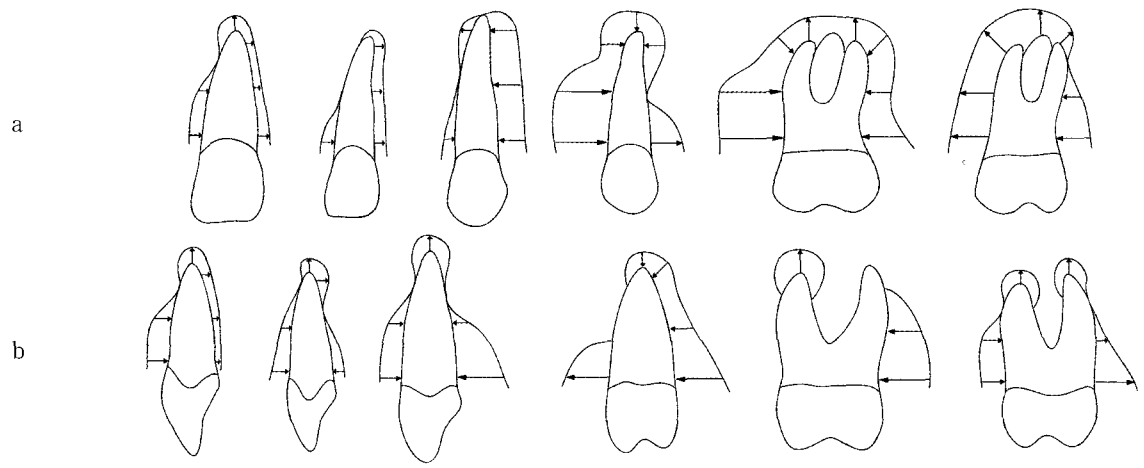

Fig. 10. Stress distribution diagram. a. in mesiodistal section. b. in labiolingual or buccolingual section.

해서 투과형 광탄성 실험장치(transparent photoelastic experimental device : 060 series Modular Polariscope system, Measurement Group, Japan)에 위치시켰다. 그리고 Fig. 9와 같이 치근들의 근원심면에서 각 3군데와 치근첨부위에서 발생한 무늬를 Null balance compensator (Measurement Group, Photoelastic div., Vishay Co., U.S.A.)를 이용하여 압축과인장응력을 구분하고 수치를 측정하였으며, 이 측정치를 compensator의 광학적 보정치인 53으로 나누어 무늬차수를 계산한 다음 사진 촬영을 시행하였다. (Fig. 8.a). 단 대구치에서는 근심협측치근의 근심측, 원심협측치근의 원심측, 그리고 구개측 치근의 치근첨부위에서 측정을 시행하였다.

그후 각 치아의 순설 혹은 협설측에 생긴 응력양상을 관찰하기 위해서 모형상의 모든 치아의 치간부를 철제 실톱으로 절단하고 절단면을 활택하게 한 후, 절단모형과 침전액의 비중 차이에 의해 모형이 침전액 속에서 부유되는 것을 방지하기 위하여 절단모형의 아랫면에 epoxy bond(Super Glue, Pacer tech., Mexico.)를 바르고 유리판에 3개씩 부착하였다(Fig. 7). 이 모형들을 침전액 속에 넣어 치아들의 순설면 혹은 협설면에서 각 3군데와 치근첨 부위에서 무늬차수를 계측하였다(Fig. 8.b & 9.b). 이때 대구치에서는 원심협측치근의 협측과 구개측치근의 구개측에서 측정을 시행하였다.

Ⅲ. 연구성적

상악 좌우측 모든 치아에서 무늬의 분포를 관찰한 결과 좌우측간에는 거의 차이가 없이 유사한 분포를 보여, 좌측의 치열에서만 무늬차수를 측정하였다.

광탄성 무늬가 관찰되는 절단모형사진을 나타내었으며(Fig. 8), 각 치아상에서 측정된 무늬차수를 실제 치아그림의 부위별로 나타내었다(Fig. 9). 분석된 무늬차수값을 통해 예상할수 있는 치조골상의 응력분포와 치아의 이동방향을 응력등고선 및 응력방향을 통해 나타내었다(Fig. 10). 이때 공학적 광탄성분석법에서는 치아자체에 가해지는 응력으로 압축, 인장응력을 구분하고 양수는 압축응력, 음수는 인장응력을 의미하게 되어 있으나 본 실험에서 보고자 하는 것은 치조골부위에 가해지는 응력이므로 공학적 계산과는 반대로 음수는 치조골에의 압축응력을, 양수는 치조골에의 인장응력을 나타내는 것으로 해석하였다.

1. 중절치

1) 근원심측 : 근심면은 치관측일수록 큰 인장응력을 보였고, 원심면에서는 치관측일수록 큰 압축응력을 보였다. 치근첨에서는 비교적 큰 0.49차의 압축응력을 보였다.
2) 순설측 : 순면에서는 치관측일수록 큰 인장응력을 보였고, 설면에서는 치근측으로 갈수록 큰 압축응력을 보여 치근첨에서 가장 큰 압축응력을 보였다.

따라서 중절치는 함입되면서 원심으로 경사되려고 하고 순설측으로는 설측 하방으로 치체이동하려는 초기응력을 받는 것으로 분석될수 있다.

2. 측절치

1) 근원심측 : 근심면은 치관측만 0.42차의 인장응력이 관찰되었다. 원심면에서는 0.34차의 고른 압축응력을 보였고, 치근첨 근처에서도 압축응력이 관찰되었다.
2) 순설측 : 순면은 치근측에서는 0차의 무응력을 보였으며 치관측에서 큰 0.47차의 인장응력이 관찰되었다. 설면은 치관측에서는 0.28차의 인장응력, 치근측에서는 0.28차의 압축응력이 관찰되었고, 치근첨에서 가장 큰 0.38차의 압축응력이 관찰되었다.

따라서 측절치도 함입되면서 원심으로 경사되려고 하고 순설측으로는 설측하방으로 치체이동되려는 초기응력을 받는다.

3. 견치

1) 근원심측 : 근심면은 치관측에서는 0.34차의 인장응력을, 치근측에서는 0.34차의 압축응력을 보였다. 원심면에서는 약 0.95차의 큰 인장응력을 보였다.
2) 순설측 : 순설면 모두에서 치관측일수록 큰 인장응력을 보였고, 순면보다는 설면에서 더 큰 인장응력을 보였다. 치근첨에서는 0.47차의 압축응력이 관찰되었다.

따라서 견치는 합입과 함께 약간 원심으로 경사지면서 회전되려고 하는 초기응력을 받는 것으로 예상된다.

4. 제2소구치

1) 근원심측 : 근심면에서는 치관측일수록 큰 인장응력을 보이며, 원심면은 치관측에서는 1.06차의 압축응력을, 치근측에서는 0.64차의 인장응력을 보였다. 치근첨에서는 0.68차의 인장응력을 보였다.
2) 협설측 : 협면에서는 1.34차의 압축응력을 보였으며, 설면에서는 치관측으로 갈수록 큰 인장응력이 관찰되었다. 치근첨에서는 0.38차의 인장응력을 보였다.

따라서 제2소구치는 정출되면서 원심측 및 협측으로 경사지려는 초기응력을 받는 것으로 예상된다.

5. 제1대구치

1) 근원심측 : 근원심면 모두에서 치관측일수록 더 커지는 인장응력을 보였으며, 협측치근들의 치근첨에서는 압축응력이 관찰되었다.
2) 협설측 : 협면에서는 0차의 무응력을 보였고, 원심협측치근의 치근첨에서는 0.75차의 압축응력이 보였으며, 설면에서는 치관측으로 갈수록 더 큰 인장응력이 관찰되었고, 구개측치근의 치근첨에서는 0차의 무응력을 보였다.

따라서 제1대구치는 구개측치근의 치근첨부위를 회전중심으로 하여 협측으로 경사지려고 하고 약간

의 원심경사와 함께 회전되려는 초기응력을 받는 것으로 분석된다.

6. 제2대구치

1) 근원심측 : 근심면에서는 치관측으로 갈수록 커지는 압축응력이 관찰되며, 원심면에서는 원심협측치근의 치근측에서 0차의 무응력을 보였고, 치관측으로 갈수록 커지는 인장응력을 보였다. 구개측 치근의 치근첨에서는 0.83차의 압축응력이 관찰되었다.
2) 협설측 : 협면은 치근측에서는 0차의 무응력을 보이고, 치관측으로 갈수록 더 커지는 인장응력을 보였다. 설면은 치근측에서는 0차의 무응력을, 치관측으로 갈수록 더 커지는 압축응력을 나타내었다. 원심협측치근의 치근첨에서는 0.40차, 구개측 치근의 치근첨에서는 0.42차의 압축응력을 보였다.

따라서 제2대구치는 함입되려고 하면서 근심 및 설측으로 경사지려는 초기응력을 받는 것으로 보인다.

Ⅳ. 총괄 및 고안

치아에 교정력을 가하였을 때 치조골에 발생하는 응력을 분석하는 방법으로는 유한요소법, 레이저 반사법, 장력 계측법과 본 연구에서 사용된 광탄성법등을 들 수 있다. 그중 광탄성법은 빛이 통과 할 수 있는 유리 또는 고분자 재료와 같은 등방성체나 투과성이 있는 복합재료로 만들어진 광탄성 모형에 하중을 가했을 때, 그 응력이 일시적으로 모형내부를 통과하는 빛의 복굴절을 일으키면서 형성되는 등색선을 통해 응력의 분포 및 크기를 시각적으로 볼 수 있는 방법으로, 1935년 Zak[2]이 처음으로 교정학 영역에서 응력분석을 위해 사용한 이후로 국외[3-9]와 국내[10-15]에서 이를 이용한 많은 연구들이 행해져 왔다. 광탄성법은 치아에 교정장치가 장착되고 활성화되는 실제 상황을 그대로 재현해 볼 수 있는 실험적 검증법이라는 큰 장점이 있다. 그리고 과거의 많은 광탄성법 실험들이 2차원적으로 행해진데 비해 본 연구에서는 응력동결(stress freezing)을 시행하고 전체 상악궁 모형을 4부분으로 절단하여 치아의 근원심측에 분포하는 응력을 분석한 뒤, 각 치아마다 모형을 직각으로 분할하여 순설측 혹은 협설측으로 치아주위에 분포하는 응력도 분석하는 3차원적인 해석을 시도함으로서 실제 lingual K-loop archwire를 사용하였을 때 전치부에서 순설측으로 어떤 응력이 발생하는지를 알아볼 수 있었다.

광탄성법을 사용하여 응력을 분석하기 위해서는 일반적인 교정력의 범위인 수백 gm정도의 힘은 그리 충분하지 못하기 때문에 광탄성법을 이용한 기존의 교정학적인 연구에서는 에폭시레진의 민감도(sensitivity)를 가장 중요하게 여겨 PL-3 type레진(Measurement Group, U.S.A)을 많이 사용하였다. 하지만 이 레진은 원래 판으로 제작하여 2차원적 광탄성법에 사용하도록 되어 있기 때문에 본 실험에서는 3차원적 광탄성법을 위해 제작된 Aradite CY230, HY905 (CIBA, Japan)을 사용하여 광탄성 모형을 제작하였다. 대신 350gm의 견인력에 의한 적은 양의 광탄성무늬에서도 각 치근부위에서의 정확한 압축 및 인장응력을 알아내기 위해 100분의 1단위까지 무늬차수를 계측할수 있는 Null balance compensator (Measurement Group, Photoelastic div., Vishay Co., U.S.A.)를 이용하였다.

그러나 광탄성법은 단지 힘을 가하였을 때의 초기응력을 관찰하는 것이며, 이 힘이 실제로 일으키는 변위는 이와 다를 수 있다는 한계를 지닌다. 특히 치료영역에 사용되었을 경우 개인의 치아 길이, 형태 및 치조골 높이 변화에 따른 전치부의 저항중심 위치 변화등이 나타날 수 있으며 교정 장치의 형태와 크기, 활성화 방법 및 호선의 열처리 방법등에 따라서도 응력분포 양상이 달라질 수 있다. 따라서 향후 응력과 변위 모두를 더 정확하게 판단하기 위한 여러 조건들을 다양화시킬 수 있는 실험들이 필요하리라 생각된다.

발치를 동반한 교정치료에서 상하악 전치부의 후방 견인을 시행하는 경우 치료 목적에 맞는 적절한 치아이동을 이루기 위해서는 견인력과 적절한 moment의 조합이 반드시 필요하다. 특히 설측 교정치료시에는 견인력의 적용점 및 입술의 힘의 작용등에 의해 순측 교정치료에 비해 더 많은 설측 경사가 발생할 수 있으므로 이를 보상하기 위한 부가적인 moment의 조절이 필수적이다. lingual K-loop archwire는 설측 교정치료에서 전치부의 후방견인시 힘의 작용점을 전치부의 저항중심에 가까운 부위에 적용함으로써 이러한 목적을 달성하기 위한 시도로 고안되었다. Vanden Bulcke 등[16,17]은 인체건조 두개골에서의 레이저 반사법을 이용한 실험에서 상악 4전치의 저항중심은 전후방적으로는 견치 원심면,

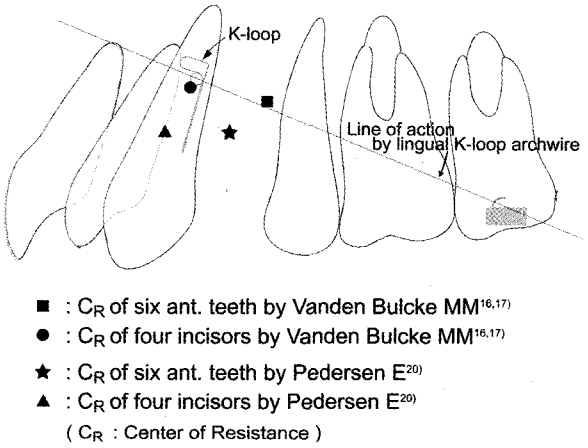

Fig. 11. Illustration of center of resistance in articles and line of action by lingual K-loop archwire

수직적으로는 중절치간 치조골 상연에서 약 5mm 하방에 존재하고 6전치의 저항 중심은 전후방적으로 제 1소구치 원심면, 수직적으로는 중절치간 치조골 상연에서 약 7mm 하방에 존재한다고 하였으며, 국내 연구로 우와 박[18],박과 손[19]도 이와 유사한 결과를 발표하였다. Pedersen 등[20]은 상악4전치의 저항중심이 전후방적으로는 견치 원심면에서 약 3mm 전방, 수직적으로는 중절치 bracket level에서 약 5mm 하방에 존재하며 6전치의 저항중심은 전후방적으로 견치 원심면에서 약 3mm 후방, 수직적으로는 중절치 bracket level에서 약 5mm 하방에 존재한다고 하였다. 그리고 Matsui 등[21]은 본 연구와 같이 광탄성법을 이용한 실험에서 상악 4전치의 저항중심은 중절치의 순측 치조골 상연에서 약 4mm 후방 및 6mm 하방에 존재한다고 하였다.

Lingual K-loop archwire에서의 견인력은 K-loop 상의 helix와 최후방구치 tube에 부착된 hook을 연결한 선을 따라 발휘되며, 이 선이 6전치의 저항중심을 지나게 되면 전치부의 치체이동을 유발하는 것으로 예상할 수 있다. 이를 알아보기 위하여 본 실험에 사용된 상악궁 모형의 각 치아들에 방사선 불투과성 물질인 황산바륨(Solotop, Taejun, Korea)을 바르고 다시 모형에 식립한 후 이를 측면에서 방사선사진 촬영을 시행하고 각 치아들 및 K-loop을 tracing한 후 위에 언급한 논문들에서 측정된 저항중심의 위치를 표시하였다(Fig. 11).

그림에서 보이는 바와 같이 lingual K-loop archwire에서의 힘의 작용선은 Vanden Bulcke 등[16,17]에 의한 상악 6전치의 저항중심을 통과하거나 약간 치관쪽을 지나며 Pedersen 등[20]에 의한 상악 6전치 저항중심보다는 더 치근쪽으로 지남을 알수 있다. 본 실험에서는 절치는 호선의 활성화 초기에 압하와 함께 치체이동 경향을 보이며, 견치는 약간의 원심 경사이동 경향을 보이므로, 상악6전치의 저항중심이 Vanden Bulcke 등[16,17]에 의한 저항중심과 가까운 곳에 존재하는 것으로 판단할 수 있다. 이러한 양상은 설측 교정치료에서 전치부 치아의 견인을 시행할 때 치체이동과 유사한 이동을 일으키는데 도움을 줄 것으로 예상된다.

본 연구에서의 K-loop의 vertical leg의 길이는 임상적으로 주로 사용되는 15mm로 설정하였는데 이는 구개의 깊이에 대해 연구한 연구[22]들을 참고해 볼 때 구개 전방부에서는 이 길이가 해부학적인 한계 내에서 거의 최대로 길게 할 수 있는 vertical leg의 길이인 것으로 판단되었기 때문이다. 하지만 임상적으로 구개의 깊이가 낮아 vertical leg의 길이가 본 실험에서보다 짧아지는 경우에는 힘의 작용선이 전치부 저항 중심보다 치관측을 지나게 되어 견인시 전치부가 설측 경사이동을 일으킬 것으로 예상할 수 있으며, 앞으로 vertical leg의 길이 변화에 의해 전치부 moment가 변화되는 정도에 대한 더 많은 연구가 필요할 것으로 생각된다.

또한 임상적으로 lingual K-loop archwire를 사용하는 경우에는 부가적인 moment의 증가를 위하여 구치부 부위에 보상 만곡을 부여한 후 사용하는 경우가 많지만, 본 실험에서는 이 만곡의 정도를 정량화하기 어려우며 광탄성 모형에 처음 호선을 장착시 가능한 한 응력이 가해지지 않도록 하기 위해 보상 만곡을 부여하지 않고 직선으로만 처리하였다. 하지만 이러한 보상 만곡을 부가하지 않았음에도 불구하고 전치부와 후방 구치부에서는 함입 응력을 받으며 소구치부위는 정출 응력을 받는 것으로 나타났다. 이는 기존의 견인방법에서 자주 발생하는 전치부의 설측 경사 및 정출을 동반하는 vertical bowing 현상을 최소화하는 효과를 얻을 수 있을 것으로 생각된다.

본 연구에서 lingual K-loop archwire를 활성화시키기 위해 결찰선을 사용하여 350gm의 힘을 가하였다. 실제 임상에서는 이보다 낮은 견인력을 사용하는 것이 보통이지만 예비 실험에서 250gm으로 힘을 낮추어 적용해 본 결과 광탄성 등색선이 너무 적게 나타나 관찰하고자 하는 부위에서의 정확한 인장,압축력의 판별이 힘들었기 때문에 판별력을 가질 수 있는

최소한의 힘의 크기를 적용하고자 하였다.

그리고 lingual K-loop archwire를 임상에서 사용할 경우에는 power chain이나 elastic thread, 혹은 Ni Ti coil spring등으로 견인력을 가하는 것이 일반적이지만 본 실험에서 power chain이나 elastic thread를 사용할 경우에는 실험 중 loop의 활성화 이후 약 55°C의 응력동결로에서 응력동결을 시행하는 과정에서 비활성화[23]될 수 있는 가능성이 있고, NiTi coil spring으로는 본 실험에 사용된 350gm의 견인력을 부여할 수 없어 비교적 일정한 정도의 활성화 및 그의 유지가 가능한 ligature wire로의 활성화를 시행하였다.

또한 lingual K-loop archwire의 형태는 더 큰 견인력이 가해졌을 때 더 많은 root lingual torque를 발생시킬 수 있는 구조라고 생각되나, 본 실험에서는 견인력이 가해졌을 때 치조골에 발생할 수 있는 초기 응력의 분포를 관찰하고자 350gm의 단일한 힘만을 가하였다. 앞으로 이러한 견인력의 차등화에 의하여 전치부에서의 응력 분포가 어떻게 변화하는지에 대한 더 많은 연구가 필요하리라 생각된다.

Alexander 등[24]은 설측 교정치료에서 활주역학을 통한 전치부 견인을 시행할 경우 전치부에서의 torque control을 위해서는 가능한 한 굵은 호선을 사용하는 것이 유리하며 이럴 경우 구치부 호선은 anodic polishing을 통해 굵기를 줄일 필요가 있음을 언급하였다. 이를 토대로 본 실험에서는 lingual bracket slot에 대해 full size인 .018″×.025″ wire를 이용하면서 구치부는 .016″×.023″로 굵기를 감소시킨 bimetric archwire를 사용함으로써 전치부에서의 충분한 torque 조절과 함께 구치부에서의 원활한 활주를 도모하고자 하였다. Koyata 등[25]은 이러한 bimetric archwire 대신 전치부에서는 .018 slot size, 구치부에서는 .022 slot size의 bracket을 사용함으로써 유사한 결과를 얻을 수 있음을 보고하였다.

설측 교정치료에서는 발치 공간을 폐쇄할 때 견인력이 치열의 설측면에서 발휘되기 때문에 수평면상에서 순측 교정치료시와는 다른 양상으로 치아들이 이동될 수 있다. 즉, 과다한 힘이 가해지게 되면 소구치 부위가 협측으로 경사되고 최후방 구치는 구개측 치근을 중심으로 원심회전되는 transverse bowing 현상이 나타나게 된다. 이를 방지하기 위하여 Alexander 등[24]은 TPA를 함께 사용하여야 함을 언급하였으며 Smith 등[26]은 제 2대구치에도 장치를 부착하고 연속 호선을 삽입할 것을 추천하였다. 또한 발치증례의 경우 초기에는 호선에 molar offset을 부여하지 않고 대신 transverse bowing effect를 보상하기 위한 완만한 bow-in curve를 부여해야 한다고 하였다[27]. Romano[28]는 이러한 anti-transverse bowing curve가 제 1대구치의 근심설측교두를 가로지르는 정도로 부여할 것을 추천하였다

본 실험에서 lingual K-loop archwire에 이러한 수평적 보상 만곡을 부여하지 않은 상태로 초기 응력의 분포를 관찰해 본 결과 소구치부에서 강한 협측경사 경향을 보였고 제 1대구치는 구개측 치근의 치근첨을 회전중심으로 약한 협측 경사 경향을, 그리고 제 2대구치는 설측 경사 경향을 보였다. 이는 이전의 연구에서와 같이 전치부 후방 견인시 lingual K-loop archwire를 사용할 경우에서도 호선의 구치부에 anti-transverse bowing curve를 부여하는 것이 바람직함을 보여준다. 특히 K-loop archwire는 vertical leg부위가 기존의 설측용 loop archwire에 비해 길기 때문에 상대적으로 유연성이 증가되어 transverse bowing 현상이 더 심해질 것으로 예상할 수 있다. 따라서 소구치 부위의 협측 경사와 제 2대구치의 원심회전을 방지하기 위하여 더 강한 보상만곡이 필요하다고 생각되며, 견인력과 관련한 보상 만곡의 정도에 대해서는 향후 더 많은 연구가 필요하리라 사료된다.

그리고 제 2소구치와 제 1대구치가 발치와에서 반대방향으로 원심경사지려는 응력을 보였는데 이는 활성화 초기에 호선이 후방으로 활주되면서 마찰력에 의해 결찰되어 있는 치아들에 이러한 초기응력을 일으킨 것으로 추측된다. 그리고 견치도 회전과 함께 발치와에서 멀어지려는 응력을 나타내었으나, 전치부와 구치부 각각에서 발생한 총 응력은 발치와가 폐쇄되려는 힘이므로 속도는 느리지만 발치와는 결국 폐쇄될 것으로 예상된다. 향후 이런 초기의 응력뿐 아니라, 시간이 지남에 따른 응력의 변화를 파악할 수 있는 실험도 필요하리라 생각된다.

V. 결 론

제1소구치 발치를 동반한 설측교정치료시 lingual K-loop archwire로 전치부 후방견인을 시행한 경우, 전치부 및 구치부에서 치조골에 발생하는 초기응력을 알아보기 위하여 중절치부터 제2대구치까지 존재하는 상악궁 광탄성 모형을 이용하여 3차원 광탄성법으로 분석한 바 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 중절치의 근심면은 치관측일수록 더 큰 인장응력

을 보였으며 원심면은 치관측일수록 더 큰 압축응력을 보였다. 순면에서는 치관측일수록 더 큰 인장응력을 보였으며 설면에서는 치근측일수록 더 큰 압축응력을 보였다. 치근첨에서는 압축응력이 나타났다.

2. 측절치의 근심면에서는 치관측만 인장응력이 관찰되었고 원심면에서는 고른 압축응력을 보였다. 순면에서는 치관측일수록 더 큰 인장응력이 관찰되었고 설면에서는 치관측에서는 인장응력을, 치근측에서는 압축응력을 보였다. 치근첨에서는 압축응력이 관찰되었다.
3. 견치의 근심면은 치관측에서는 인장응력을, 치근측에서는 압축응력을 보였고 원심면은 인장응력을 보였다. 순면과 설면은 치관측일수록 큰 인장응력을 보였다. 순면보다 설면에서 더 큰 인장응력을 보였다. 치근첨에서는 압축응력이 관찰되었다.
4. 제2소구치는 근심면은 인장응력을 보이며 원심면은 치관측에서는 압축응력을, 치근측에서는 인장응력을 보였다. 협면은 치관측에서 압축응력을 보였으며, 설면은 치관측일수록 더 큰 인장응력이 관찰되었다. 치근첨에서는 인장응력을 보였다.
5. 제1대구치는 근원심면 모두에서 치관측일수록 더 큰 인장응력을 보였다. 협면에서는 응력이 나타나지 않았고, 설면은 치관측일수록 더 큰 인장응력이 관찰되었다. 협측치근들의 치근첨에서는 압축응력을, 구개측치근의 치근첨에서는 무응력을 보였다.
6. 제2대구치는 모든 치근의 치근첨에서 압축응력이 관찰되었다. 근심면은 치관측일수록 더 큰 압축응력을, 원심면은 치관측일수록 더 큰 인장응력을 보였다. 협면은 치관측일수록 더 큰 인장응력을, 설면은 치관측일수록 더 큰 압축응력을 나타내었다.

참 고 문 헌

1. Wheeler RC. A textbook of dental anatomy and physiology. Philadelphia : WB Saunders, 1965 : 135-84.
2. Zak B. Photoelastic analysis in der orthodontischen meahanik. Oesterr Z Stomatol 1935 : 33 : 22-37.
3. Caputo AA. Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. Am J Orthod 1974 : 65 : 250-9
4. Brodsky JF, Caputo AA, Furstman LL. Root tipping : a photoelastic-histopathologic correlation. Am J Orthod 1975 : 67(1) : 1-10.
5. Baeten LR. Canine retraction : a photoelastic study. Am J Orthod 1975 : 67(1) : 11-23.
6. Ayala PC, Alba JA, Caputo AA, Chaconas SJ. Canine retraction with J hook headgear. Am J Orthod. 1980 : 78(5) : 538-47.
7. Alfredo AJ, Chaconas SJ, Caputo AA, Emison W. Stress distribution under high-pull extraoral chin cup traction : A photoelastic study. Angle Orthod 1982 : 52(1) : 69-78.
8. Chaconas SJ, Caupto AA, Miyashita K. Force distribution comparisons of various retraction archwires. Angle Orthod 1989 : 59(1) : 25-30.
9. Chaconas SJ, Caputo AA, Brunetto AR. Force transmission characteristics of lingual appliances. J Clin Orthod 1990 : 24(1) : 36-43.
10. 염정배, 이병태. Multiloop edgewise archwire가 야기하는 응력분포에 관한 광탄성학적 연구. 대치교정지 1990 : 20 : 357-72.
11. 이병태. 호선에 부여한 loop와 교정용 고무가 치궁만곡도 개선에 미치는 영향에 관한 광탄성학적 연구. 대치교정지 1993 : 23 : 485-92.
12. 이형철, 전윤식. TMA wire로 제작된 3종류의 MVLAW(Multi-Vertical Loop Arch Wire)의 초기 응력분포에 관한 광탄성학적연구. 대치교정지 1995 : 25 : 73-85.
13. 전윤식. 상악견치 후방견인시 저항원 조절을 위한 MAS(Molar Anchoring Spring)의 초기 응력분포에 관한 광탄성학적 연구. 대치교정지 1996 : 26(4) : 341-8.
14. 이유진, 박수병. 상악전치의 후방견인시 J-hook headgear의 사용이 응력분포 변화에 미치는 영향에 대한 광탄성학적 연구. 대치교정지 1996 : 26(5) : 697-709.
15. 고기영, 태기출, 국윤아, 김상철. Transpalatal lingual arch에 의한 골내 응력 분포에 관한 광탄성적 연구. 대치교정지 1997 : 27(5) : 711-21.
16. Vanden Bulcke MM, Dermaut LR, Sachdeva RC, Burstone CJ. The center of resistance of anterior teeth during intrusion using the laser reflection technique and holographic interferometry. Am J Orthod Dentofac Orthop 1986 : 90 : 211-20.
17. Vanden Bulcke MM, Burstone CJ, Sachdeva RC, Dermaut LR. Location of the center of resistance for anterior teeth during retraction using the laser reflection technique. Am J Orthod Dentofac Orthop 1987 : 91 : 375-84.
18. 우재영, 박영철. Laser반사측정법을 이용한 상악 전치부 후방견인시 저항중심의 수직적 위치에 관한 실험적 연구. 대치교정지 1993 : 23 : 375-89.
19. 박기호, 손병화. Laser반사측정법을 이용한 상악 전치부 함입시 저항중심의 수평적 위치에 관한 연구. 대치교정지 1993 : 23 : 619-31.
20. Pedersen E, Isidor F, Gjessing P, Andersen K. Location of centres of resistance for maxillary anterior teeth measured on human autopsy material. Europ J Orthod 1991 : 13 : 452-8.
21. Matsui S, Caputo AA, Chaconas SJ, Kiyomura H. Center of resistance of anterior arch segment. Am J Orthod Dentofac Orthop 2000 : 118 : 171-8.
22. Hsu BS. The nature of arch width difference and palatal depth of the anterior open bite. Am J Orthod Dentofac Orthop 1998 : 113(3) : 344-50.
23. Baty DL, Storie DJ, von Fraunhofer JA. Synthetic elastomeric chains : A literature review. Am J Orthod Dentofac Orthop 1994 : 105 : 536-42.
24. Alexander CM, Alexander RG, Gorman JC, et al. Lingual Orthodontics : A Status Report, Part 5 Lingual Mechanotherapy. J Clin Orthod 1983 : 17(2) : 99-115.
25. Koyata H. Esthetic Orthodontics-Basic Technique of Lingual Orthodontics-Japan : Quintessence Publishing Co, 1997 : 14-7.
26. Smith JR, Gorman JC, Kurz C, Dunn RM. Keys to success in lingual therapy, Part 1. J Clin Orthod 1986 : 20(4) : 252-61.
27. Smith JR, Gorman JC, Kurz C, Dunn RM. Keys to success in lingual therapy, Part 2. J Clin Orthod 1986 : 20(5) : 330-40.
28. Rafi Romano. Lingual Orthodontics. Hamilton : B.C.Decker Inc, 1998 : 109-15.

- ABSTRACT -

Three dimensional photoelastic study on the initial stress distributions of alveolar bone when retracted by lingual K-loop archwire.

Bo-Ram Byun, Sik-Sung Kim, Woo-Sung Son

Department of Dentistry, Graduate School, Pusan National University

This study was designed to investigate the stress distribution of alveolar bone in case of en masse retraction with lingual K-loop archwire using the 3-dimensional photoelastic stress analysis followed by stress freezing process. Lingual K-loop archwire which had loop in 15mm height was used and activated by retraction force of 350gm per each side.

The results were as follows :

1. Central incisor : As the closer side to crown, the larger tensile stress was distributed at both mesial and labial surfaces and the larger compressive stress was distributed at distal surface. As the closer side to root apex, the larger compressive stress was distributed at lingual surface. The compressive stress was distributed at root apex.
2. Lateral incisor : The tensile stress was distributed at the coronal side of mesial surface. The compressive stress was distributed at distal surface. As the closer side to crown, the larger tensile stress was distributed at labial surface. The tensile stress was distributed at coronal side and the compressive stress was distributed at apical side of lingual surface. The compressive stress was distributed at root apex.
3. Canine : The tensile stress was distributed at coronal side and the compressive stress was distributed at apical side of mesial surface. The tensile stress was distributed at distal surface. As the closer side to crown, the larger tensile stress was distributed at both mesial and distal surfaces. The compressive stress was distributed at root apex.
4. Second premolar : The tensile stress was distributed at mesial surface. The compressive stress was distributed at coronal side and the tensile stress was distributed at apical side of distal surface. The compressive stress was distributed at coronal side of buccal surface. As the closer side to crown, the larger tensile stress was distributed at lingual surface. The compressive stress was distributed at root apex.
5. First molar : As the closer side to crown, the larger tensile stress was distributed at both mesial and distal surfaces. No stress was distributed at buccal surface and palatal root apex. As the closer side to crown, the larger tensile stress was distributed at both lingual surfaces. The compressive stress was distributed at buccal root apexes.
6. Second molar : The compressive stress was distributed at all root apexes. As the closer side to crown, the larger compressive stress was distributed at both mesial and lingual surfaces, and the larger tensile stress at both distal and buccal surfaces.

Transverse bowing effect was observed in en-masse retraction with lingual K-loop archwire, however vertical bowing effect was not. Rather, reverse vertical bowing effect was developed.

KOREA. J. ORTHOD. 2002 : 32(5) : 343-53

Key words : Lingual orthodontics, Lingual K-loop archwire, Photoelastic study.