

# 상악견치 후방견인시 저항원 조절을 위한 MAS(Molar Anchoring Spring)의 초기 응력분포에 관한 광탄성학적 연구

전 윤 식<sup>1)</sup>

저자는 마찰견인법으로 상악견치 후방견인시 저항원상실을 최소화하기 위해 근심경사된 구치를 직립시키는 Molar Uprighting Spring의 작용기전을 응용하고 마찰견인법의 장점을 이용하여 임상적으로 사용이 용이하며 저항원상실이나 견치의 조절되지 못한 경사이동(uncontrolled tipping)등의 부작용을 최소화 할 수 있는 장치인 Molar Anchoring Spring(MAS)을 고안하였다. MAS를 임상에 적용한 결과 비교적 만족스러운 결과를 얻어 이에 장치를 소개하며 MAS의 저항원 조절능력과 견치의 이동양상을 평가하기 위하여 광탄성 모형을 제작한 후 주호선에 diameter 0.009" lumen size 0.030" NiTi closed coil spring만을 장착하여 250gm의 견인력이 발생하도록 한 경우와, 같은 NiTi closed coil spring으로 동일한 견인력이 발생하도록 하고 .017" X .025" TMA wire로 60° 의 tip-back bend를 부여하여 수직교정력이 60-70gm이 되도록 제작한 MAS를 제1대구치 auxiliary tube에 삽입하고 견치 전방에 걸어준 경우를 비교실험 하여 견치견인시 초기응력분포를 관찰한 결과 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 주호선(main arch wire)에 저항원 조절을 위한 조치없이 견치에 수평견인력만을 가했을 때 구치부에 심한 저항원상실은 물론 견치의 원심이동양상도 조절되지 못한 경사이동(uncontrolled tipping)으로 나타났다.
2. 구치부의 저항원 조절을 위해 사용한 MAS는 견치의 원심이동 초기에 구치부 저항원 조절효과와 견치의 정출없는 조절된 경사이동(controlled tipping)을 유도할 수 있는 장치로 나타났다.

(주요단어 : 마찰견인법, 저항원상실, MAS(Molar Anchoring Spring))

## I. 서 론

소구치 발거후 발치공간을 폐쇄하기 위하여 우선 견치를 원심으로 이동시키는 것은 견치가 기능 및 심미적으로 올바른 위치에 오도록 하기 위한 것으로 발치증례 치료에서는 보편화 되어있는 술식이다. 이러한 치아이동의 두 형태 중 하나는 arch section에 loop를 형성하여 마찰저항 없이 치아를 이동시키는

무마찰(frictionless)견인법이고 다른 하나는 주호선(main arch wire)을 따라 치아가 활주하는(sliding) 마찰(friction)견인법이다. 치아의 저항중심(center of resistance)은 치근에 위치하고 치관에 bracket이 부착되어 있어 견치의 치체이동은(translation) 견치에 적당한 후방견인력과 치근에 moment를 동시에 부여할 때 가능하다<sup>6)</sup>. 마찰견인법에서는 후방견인력과 moment의 조절이 주호선과 bracket slot 사이의 접촉을 통해 얻어지는데 이 때 치아에 가해지는 마찰저항이 치아이동을 지연시키는 것이 단점이며 또 다른 약점은 견치가 후방으로 이동할 때 전치부와 구치부 사

<sup>1)</sup> 이화여자대학교 의과대학 치과학교실 교정과, 조교수

이의 간격으로 인해 견치가 이동하면서 주호선의 휨 현상이 생겨 견치의 경사이동이 일어나게 된다. 이러한 경사이동은 휘어진 주호선의 퍼짐현상으로 치근의 이동이 유도되어 치체이동이 되므로 너무 자주 견인고무를 교환하는 것은 바람직하지 않다<sup>15,17)</sup>. 무마찰 견인법은 마찰견인법으로 야기되는 마찰저항의 문제점을 극복할 수 있기 때문에 견치에 moment를 증가시켜 치체이동을 이론적으로는 시킬 수 있지만 임상적으로 항상 가능한 것은 아니다. 그 이유는 치아의 저항중심이 치아의 해부학적 구조와 치조정의 위치, 치주상태, bracket의 위치 등에 따라 복잡하게 변하기 때문이다. 이와같이 이론적으로는 무마찰견인법이 우수하지만 아직까지 교정의사들에게 널리 사용되지 못하고 있는 이유는 장치의 제작 및 장착이 마찰견인법에 비하여 상대적으로 복잡하고 까다로우며 moment-to-force ratio를 잘못 구사하였을 경우 그 부작용이 커서 많은 환자를 제한된 시간내에 소화시키기가 어렵기 때문이 아닌가 싶다. 따라서 저자는 상악견치 후방견인시 저항원상실을 최소화하기 위해 근심경사된 구치를 직립시키는 Molar Uprighting Spring<sup>26,27)</sup>의 작용기전을 응용하고(그림1-a, 1-b) 마찰견인법의 장점을 이용하여, 임상적으로 사용이 용이하며 저항원상실이나 견치의 조절되지 못한 경사이동(uncontrolled tipping)등의 부작용을 최소화 할 수 있는 장치인 Molar Anchoring Spring(MAS)을 고안하여 임상에 적용한 결과 비교적 만족스러운 결과를 얻어(그림2-a, 2-b) 이에 장치를 소개하며, 이 장치의 임상적 응용의 타당성을 입증하기 위하여 광탄성법으로 응력분포를 관찰하여 의미있는 결과를 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

## II. 실험 재료 및 방법

### 1. 실험 재료

#### 1) 치아모형

두께 4mm의 acrylic판을 이용하여 상악제1소구치를 제외한 상악중절치, 측절치, 상악견치, 상악제2소구치, 상악제1대구치를 시상분할면의 형태로 모형을 제작하였다. 치아크기는 Wheeler<sup>22)</sup>에 의해 계측된 평균적인 치아크기로 하였다.

#### 2) 치조골 모형

상악의 우측 중절치에서 제1대구치에 해당하는 치

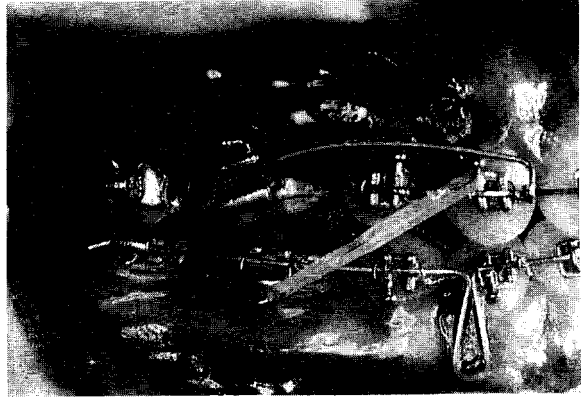


그림1-a. 심하게 근심경사된 상악제1대구치에 .017 X.025" TMA wire로 제작된 canti-lever 형의 uprighting spring을 장착한 상태. 전치부의 저항원 상실(intrusion)을 막기위해 2급고무를 걸었습.

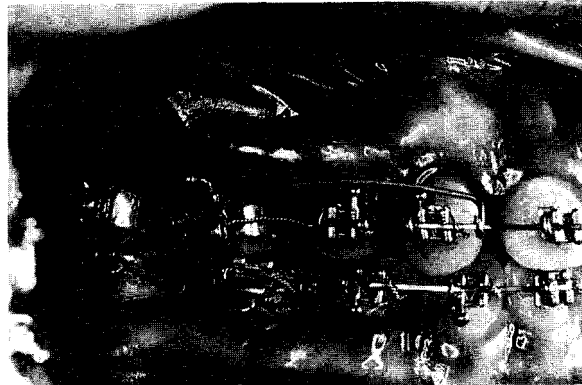


그림1-b. Molar uprighting spring을 장착한 2개월 후 상악제1대구치의 치관이 원심이동되어 공간이 확보되면서 직립된 상태.

조골 부위를 광탄성물질로 제작하기 위하여 치관의 1/2 부위까지를 wax 에 고정하여 치근부위가 wax에 매몰되도록 하고 각 치아 사이는 약 1 mm의 간격을 두어 응력분포를 보다 잘 관찰할 수 있도록 하였다. 이때 치아를 고정한 wax의 두께는 약 10 mm 정도로 일정하게 함으로써 후에 응력분포 관찰시 두께차에 의한 오차를 줄이도록 하였다. 교정력과 같이 약한 하중에서도 응력양상을 잘 관찰할 수 있도록 PL-3 type의 Epoxy Resin (Measurement Group, INC. U.S.A.)을 사용하였다. 이 때에 resin과 hardner의 무게비는 1:1.5로 하고 각각의 용기에 담아 52-56°C에서 약 1시간 동안 예열을 한 후 혼합하여 60°C(140 °F)에 이를 때 치아가 고정되어 있는 mold 에 부어 광탄성 모형

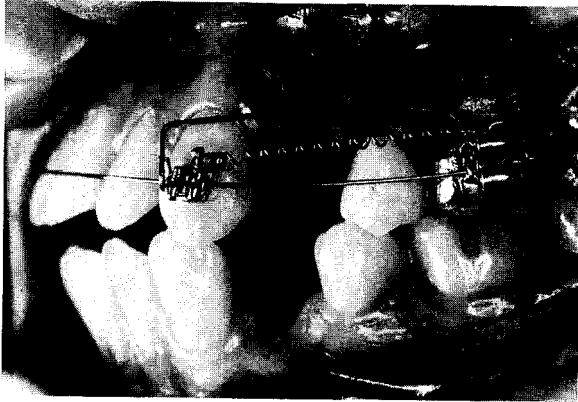


그림2-a. .018" bracket slot에 .016" stainless steel wire를 주호선으로 삽입하고 diameter.009" lumen size 0.030" NiTi closed coil spring을 연결하고 .017" X .025" TMA wire로 제작한 MAS를 걸어준 구강내 모습

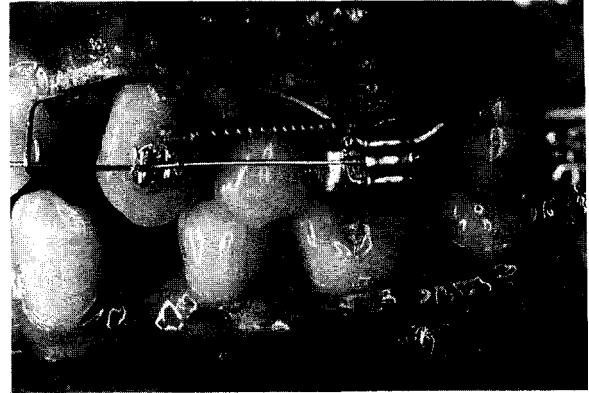


그림2-b. MAS를 걸고 '견치견인 6개월 후의 구강내 모습. 견치가 정출없이 소구치 발치공간으로 비교적 만족스럽게 이동되었고 구치부 교합은 치료시작전과 거의 동일함(상악제1대구치에는 회전방지를 위해 TPA를 장착하였음).

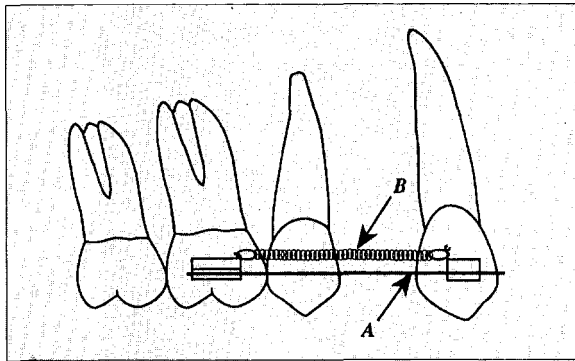


그림3-a. .018" bracket slot에 .016" stainless steel wire (A)를 주호선으로하고 diameter 0.009" lumen size 0.030" NiTi closed coil spring (B)을 약 250gm의 견인력이 가해지도록 하였음

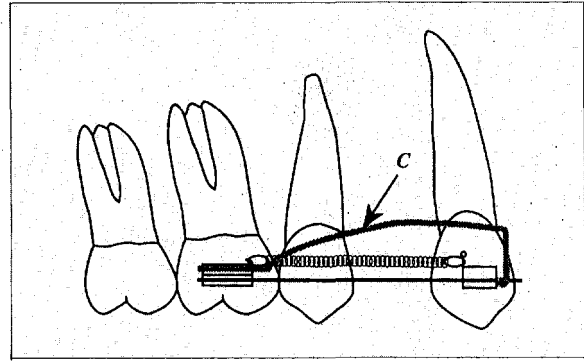


그림3-b. 그림3-a에 .017" X .025" TMA wire(C)를 60도의 tip-back bend를 부여하여 약 70gm의 수직교정력이 작용하도록 한 후 삽입한 상태.

형을 제작하였고, 제작된 상악우측의 광탄성모형을 5mm두께의 acrylic 판을 이용하여 고정시켰다.

### 3) Bracket

Acrylic판으로 제작된 모든 치아에는 non-programmed appliance인 .018" slot의 standard edgewise bracket을 사용하였으며 상악제1대구치에는 MAS 삽입을 위해 double buccal tube를 접착시켰다. 이때 사용한 접착제는 Mono-Lok(RMO, Co)이었다.

### 4) Canine retractor 및 MAS 제작

#### (1) 대조대상

주호선을 따라 견인되는 마찰견인법으로 .016"

round stainless steel wire에 Tomy사 제품인 diameter 0.009" lumen size 0.030" 의 NiTi closed coil spring<sup>16)</sup>을 상악제1대구치에서 견치까지 걸어주었다.

#### (2) 실험대상

같은 .016" round stainless steel의 주호선과 NiTi closed coil spring을 사용한 후 .017" X .025" TMA wire<sup>5,13,14)</sup> 35mm를 상악제1대구치 tube 바로 전방에서 60° tip-back bend<sup>18)</sup>를 형성하여 제1대구치의 auxiliary tube 한쪽 끝에 삽입하고 다른 끝은 주호선에 걸릴 수 있도록 고리를 형성한 후 상악견치 바로 앞쪽에 걸어주는 MAS를 대상으로 하였다.



그림4-a. 상악제1대구치와 제2소구치 까지 광범위한 응력분포를 보였고 제2소구치와 견치 사이의 응력분포는 치조정에서 치근침쪽으로 약 2/3에 해당되는 부위까지 광범위한 응력분포를 보였음. 특히 견치의 원심축에 더욱 강한 무늬차가 나타났음.



그림4-b. 그림4-a에서 보였던 구치부 근심축과 견치 원심축에 나타난 심한 응력분포는 MAS의 작용으로 구치부의 심한 응력이 소실되고 견치부위에 양호한 응력분포를 보였음

## 2. 실험 방법

1) NiTi closed coil spring without MAS (그림3-a)  
주 호선을 따라 치아이동이 이루어지는 마찰견인법이므로 소실될 마찰력을 고려하여 상악제 1 대구치 tube hook에서 견치 bracket hook에 걸었을 때 250gm의 견인력이 가해지도록 하였다.

2) NiTi closed coil spring with MAS (그림3-b)  
1)의 NiTi closed coil spring과 같은 양의 견인력을 사용하면서 동시에 .017" X .025" TMA wire로 제작한 MAS의 수직력(vertical force)은 60-70 gm이 되도록 하였다.

위와같은 견인상태를 광탄성 모형에 그대로 재현한 후 MAS의 장착전,후 각 치아에 가해지는 초기 응력분포 양상의 차이를 관찰하였다. 응력분포 양상은 최대 주응력과 최소 주응력의 차인 진단 응력성분의 크기에 따라 다색상의 반복무늬가 나타나므로 등색선에 의한 무늬차수(fringe order)를 분석하였다. 이러한 등색선은 black/yellow/red/blue-green/yellow/red/green/yellow/red/green의 반복된 순서로 나타나므로 red와 green 사이를 무늬차(fringe order)라 하고 black이 0차, red와 blue-green 사이가 1차, 두번째 red와 green 사이가 2차, 세번째 red와 green 사이가 3차 무늬차(fringe order)로 분석하였다. 일반적으로 무늬차 수가 증가할수록 응력이 증가하는것으로 평가한다<sup>21)</sup> (표 1).

표 1. 색상변화로 Fringe pattern을 해석하는 기본표

| Color                   | Fringe Order |
|-------------------------|--------------|
| Black                   | 0.0          |
| 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          |

## III. 실험 결과

1) NiTi closed coil spring without MAS (그림4-a)  
상악제1대구치와 제2소구치 사이의 치조정에서부터 치근중앙부위 까지 광범위한 1.75차의 무늬차를 보였고 특히 치근침에서는 좁은 부위지만 1.2차의 무늬차를 보였다. 제2소구치와 견치 사이의 응력분포는 치조정에서 치근침쪽으로 약 2/3에 해당되는 부위까지 광범위한 2.8차의 무늬차를 보였다. 특히 견치의 원심축에 더욱 강한 무늬차가 나타났으며 치근침 근심축에도 광범위한 1.75차의 무늬차를 보였다. 견치의 근심축 치조정에도 0.9차의 미약한 무늬차를 보였다.

이러한 양상은 주호선(main arch wire)에 저항원 조절을 위한 아무런 조치없이 견치에 수평견인력만을 가했을 때 구치부의 심한 저항원 상실은 물론 견치의 원심이동 양상도 조절되지 못한 경사이동(uncontrolled tipping)으로 나타났다. 특히 제1대구치와 제2소구치는 인접치아의 변화양상을 관찰하기 위해 1mm의 간격을 유지하였음에도 제2소구치 근심측에 심하게 나타난 응력은 제1대구치의 저항원 상실로 인한 심한 근심경사로 주호선이 휨현상이 나타나 영향을 미친 것으로 생각된다.

2)NiTi closed coil spring with MAS (그림4-b)

상악제1대구치와 제2소구치 사이의 치조정에만 미약한 0.9차의 무늬차를 보였고 제2소구치 근심측 치근면에는 어떠한 응력분포가 없었으나 치근첨에 미약한 0.9차의 무늬차가 나타났다. 견치의 근심측과 원심측 치조정에 상당히 뚜렷한 1.75차의 무늬차를 보였고 특히 견치 치근첨의 원심측에 좁은 범위에 1.75차의 무늬차를 보였다.

NiTi closed coil spring만을 사용한 경우와는 달리 구치부의 저항원 조절을 위해 사용한 MAS는 견치의 원심이동 초기에 구치부 저항원 조절효과와 견치의 정출없는 치아이동을 유도할 수 있는 장치로 생각된다.

IV. 고 안

Smith와 Storey는<sup>19)</sup> 는 견치에 가해지는 교정력이 150-200gm정도가 이상적이며 이 보다 크거나 작을 때 치아이동은 상대적으로 늦어진다고 하였고 특히 과도한 교정력은 undermining resorption을 야기한다고 하였다. 그러나 치아이동을 교정력만으로 해석하는 것은 한계가 있기 때문에 치아이동 유형에 따라 moment-to-force ratio의 개념을 도입하면서 견치의 치체이동을 위해 sectional spring에 gable bend를 부여하게 되었다<sup>9)</sup>. Moment-to-force ratio에 의해서 치아 이동양식을 파악하려는 생각은 Burstone<sup>4)</sup>에 의하여 시작되었고, 그 후 2차원 치근모델에서 이론적으로 치아의 저항중심을 계산하여 치경부쪽으로 40% 되는 곳에 위치한다고 하였다. Caputo<sup>7,8)</sup> 는 광탄성연구를 통해 sectional spring에 적절한 gable angle과 수평견인력을 구사하면 견치의 치체이동을 유도할 수 있다고 하였다. 이 때 교정력은 300gm을 초과하지 않고 치체이동을 위한 moment를 얻기위해 gable

angle은 40-60도가 적당하다고 하였다. 만약 견치의 견인력이 과도하면 구치부의 저항원상실이 올 수 있고 또한 견치가 경사이동 한다고 하였다. 그 밖에 Brodsky<sup>3)</sup>는 치근 경사이동시에 나타나는 응력분포에 대해서 연구하였고, Baten<sup>2)</sup>은 견치후방 견인시 사용되는 이동역학에 대해 광탄성학을 이용하였다. Gjessing<sup>12)</sup>은 견치견인을 위한 이상적인 장치는 50-200gm의 수평견인력을 가하는 동안 하중변형도가 낮아야 하고 적절한 moment가 어느정도 범위내에서 일정하게 유지되어야 하며 견인 spring의 크기는 작아야 한다고 하였다. Ziegler<sup>23)</sup> 는 spring을 사용한 무마찰견인법과 견인고무를 사용한 마찰견인법을 임상적으로 비교한 결과 무마찰견인법이 더 빨리 이동했으며, 견치의 경사이동도 적은 것으로 나타났으나 견치의 회전조절에 있어서는 두 견인법에서 별 차이가 없다고 하였다. 또한 마찰견인법에서는 주호선을 따라 완벽한 원심 활주이동이 어려울 뿐 아니라 순설측에 치아의 저항중심을 지나는 교정력을 가할 수 없기 때문에 치아회전을 상쇄시킬수 있는 moment가 필요하다라고 하였다. 이러한 moment는 주호선과 bracket을 결합함으로써 가능한데 마찰저항 때문에 결합을 단단히 할 수 없고 그렇다고 험거운 결합을 하면 견치 원심이동 때 견치의 회전이 야기된다고 하였다<sup>20)</sup>. 이와같이 무마찰견인법이 견치의 치체이동을 위해 더 효과적임에도 불구하고 아직도 많은 교정의사들이 견치견인시 마찰견인법을 선호하는 이유는 무마찰견인을 위한 spring이나 loop를 제작할 때 치아이동역학의 상세한 이해가 필요하고 loop나 spring 제작 및 조작을 위한 기술과 진료시간이 더 많이 요구되며 loop나 spring이 환자에게 불편감을 줄 수도 있기 때문이라고 하였다<sup>20)</sup>. 특히 치아이동에 관한 역학을 소홀히 할 때 사소한 실수가 결국 치아이동에 심각한 결과를 초래할 수도 있다.

마찰견인법을 사용할 경우 견치가 후방으로 견인됨에 따라 moment-to-force ratio는 개선 되는데 그 이유는 시간이 경과함에 따라 합성고무의 탄력이 감소하여 치아의 경사이동이 일어난다<sup>11)</sup>. 이러한 경사이동으로 인해 주호선과 bracket 간의 상호작용으로 moment가 발생하여 치아를 직립시키려고 한다. 따라서 주호선을 따라 활주하는 마찰식 견인법을 효과적으로 구사하려면 치근의 직립이 발생할 때까지 충분한 시간이 지난 후 power chain을 교체해야지 너무 자주 교체하면 지나치게 큰 견인력이 그대로 유지되어 치아가 더욱 경사이동을 하게 된다. 일반적으로 발

치공간 폐쇄를 위해 견치견인시 견치의 치근이동이 동반되지 않는 것은 바람직 하지 않다<sup>20)</sup>.

마찰견인법에서 가장 큰 문제는 마찰로 인한 순수한 견인력이 일정기간이 지나면 소실되므로 치아이동을 위한 적절한 교정력을 유지할 수 없다는데 있다. 따라서 본 연구에서는 초기 견인력이 300gm을 초과하지 않으면서<sup>8)</sup> 치아이동이 완료될 때까지 적절한 교정력이 유지된다면 효과적인 치아이동에 도움을 줄 수 있으리라 생각하여 합당한 재료로써 NiTi closed coil spring을 이용하였다. 최근에 널리 사용되고 있는 NiTi closed coil spring은 우수한 springback과 초탄성을 갖고 있어 치아이동에 합당한 약하고 지속적인 교정력을 치아에 가할 수 있다는 것이 최대의 장점이다. 물론 합성고무로 만든 power chain을 이용하여 치아를 견인할 수도 있으나 초기에 가한 교정력이 24시간 후에는 50-70%만 남아있고 3주 후에는 30-40%만 남는다<sup>10)</sup>. 따라서 마찰저항이 있는 활주방식의 마찰견인법을 구사할 때에는 치아가 주호선을 따라 주행할 때 발생하는 마찰력을 고려하여 임상에서 보통 250-300gm 정도의 교정력을 초기에 가한다 해도 24시간 후에는 125-150gm, 3주 후에는 80-100gm만 남아있게 된다. NiTi closed coil spring의 장점은 장시간에 걸쳐 일정하고 지속적인 약한 교정력을 낼 수 있다는 것이다<sup>16)</sup>. 그동안 임상에서 널리 사용되어 온 stainless steel wire의 closed coil spring은 견인 24시간 후에 17.3%, 28일 후에는 20-21%의 견인력 소실이 나타났지만 NiTi closed coil spring은 4시간 후에 3.3%, 7일 후에 8.6%, 28일 후에도 8.6%로 더 이상의 견인력 소실은 나타나지 않았다<sup>1)</sup>. Miura<sup>16)</sup>는 wire diameter 0.009 inch, lumen size 0.030 inch인 Japanese NiTi closed coil spring을 견치에 120-130 gm에 5개월간 가했을 때 소구치 발치공간이 거의 폐쇄되었다고 임상증례를 보고했다. 이러한 수평견인력이 구치부에 가해질 때 구치부는 근심방향으로 경사 이동 경향을 보인다(그림4-a). 따라서 특히 NiTi closed coil spring이 걸리는 제1대구치의 근심경사를 예방하기 위해서는 지렛대의 원리, 즉 moment의 개념을 응용하는 것이 바람직하기 때문에 segmented 또는 sectional arch의 장치가 유리하다<sup>4,24,25)</sup>. 일반적으로 한개의 대구치를 치관직립 시키기 위해서는 1200-1500gm.mm의 moment가 필요한데 이때 이용하는 moment arm의 길이가 30mm 정도라면 해당치아에 가해지는 수직적 교정력은 약 27-40 gm 정도이다. 이 정도의 교정력이라면 치아에 손상없이 대구치

를 바로 세울 수 있다. 그러나 상악견치에 250gm 정도의 수평견인력이 가해지므로 이를 감안하여 본 실험에서는 .017" X .025" TMA wire에 60도의 tip-back bend를 주어 수직교정력이 60-70gm 정도 되도록 하였다. 동시에 견치 전방에 걸리는 MAS의 고리(hook)는 견치가 원심으로 이동하면서 주호선의 휨현상을 예방하여 원치않는 치아이동, 즉 조절되지 못한 경사이동도 예방할 수 있다.

본 연구에서 구치부에 아무런 저항원 조절장치 없이 주호선에 NiTi closed coil spring만을 장착한 모형에서는 예측했던 대로 구치부에 심한 저항원상실과 견치의 조절되지 못한 경사이동 양상이 뚜렷하게 나타났다. 그러나 같은 NiTi closed coil spring에 MAS를 장착한 결과 제1대구치 근심측과 소구치 근심측에 심하게 나타났던 응력분포는 거의 소실되고 견치의 이동양상도 특이하게 나타났다. 즉 견치의 근심 치조정에 나타난 응력분포는 일반적인 견치이동법으로 견치이동시 정출을 동반하는 것이 보통이나 MAS가 걸리는 견치 전방에 견치의 압하가 일어나 바람직하지 않은 치아정출을 예방할 수 있으며 견치의 원심치조정과 치근의 원심측에 나타난 응력분포는 견치견인 초기에 조절되지 못한 경사이동을 예방할 수 있는 것으로 나타났다.

본 연구에서 상악견치 견인초기에 구치부의 저항원 조절은 효과가 있는 것으로 보이며 견치의 조절되지 못한 경사이동도 일반적인 마찰견인법에 비해 어느정도 예방할 수 있는 것으로 보이나 견치의 완벽한 치체이동에는 한계가 있어 보이므로 이에 대한 연구는 계속되어야 할 것으로 생각된다.

## V. 결 론

견치의 후방견인시 MAS(Molar Anchoring Spring)의 저항원 조절능력과 견치의 이동양상을 평가하기 위하여 광탄성 모형을 제작한 후 주호선에 diameter 0.009" lumen size 0.030" 의 NiTi closed coil spring만을 장착하여 250gm의 견인력이 발생하도록 한 경우와, 같은 NiTi closed coil spring으로 동일한 견인력이 발생하도록 하고 .017" X .025" TMA wire로 60°의 tip-back bend를 부여하여 수직교정력이 60-70 gm이 되도록 제작한 MAS를 제1대구치 tube에 삽입하고 견치 전방에 hook을 걸어준 경우를 비교실험하여 견치견인시 초기응력분포를 관찰한 결과 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 주호선(main arch wire)에 저항원 조절을 위한 조치없이 견치에 수평견인력만을 가했을 때 구치부에 심한 저항원상실은 물론 견치의 원심이동양상도 조절되지 못한 경사이동(uncontrolled tipping)으로 나타났다.
2. 구치부의 저항원 조절을 위해 사용한 MAS는 견치의 원심이동 초기에 구치부 저항원 조절효과와 견치의 정출없는 조절된 경사이동(controlled tipping)을 유도할 수 있는 장치로 나타났다.

### 참 고 문 헌

1. Angolkar, P. V., Arnold, J. V., Nanda, R. M. and Duncanson Jr., M. G.: Force degradation of closed coil springs: An in vitro evaluation. *Am. J. Orthod.* 102(2):127-133, 1992.
2. Baten, L. R.: Canine retraction: A photoelastic study, *Am. J. Orthod.*, 67:11-23, 1975.
3. Brodsky, J. F.: Root tipping: A photoelastic histopathologic correlation, *Am. J. Orthod.*, 67:1-10, 1975.
4. Burstone, C. J.: Optimizing anterior and canine retraction, *Am. J. Orthod.*, 70:1, 1976.
5. Burstone, C. J. and Goldberg, A. J.: Beta-titanium: a new orthodontic alloy: *Am. J. Orthod.*, 77:121-132, 1980.
6. Burstone, C. J., Koneig, H. A.: Optimizing anterior and canine retraction, *Am. J. Orthod.*, 70:1-19, 1977.
7. Caputo, A. A.: Photoelastic visualization of orthodontic force during canine retraction, *Am. J. Orthod.*, 65:250-259, 1974.
8. Caputo, A. A., Chaconas, S. J., and Hayashi, R. K.: Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction, *Am. J. Orthod.* 65:250-259, 1974.
9. Chaconas, S. J.: Effects of wire size, loop configuration and gabling on canine-retraction spring, *Am. J. Orthod.*, 65:58-71, 1974.
10. Baty, D. L., Storie, D. J. and von Fraunhofer, J. A.: Synthetic elastomeric chains: A literature review, *Am. J. Orthod Dentofac Orthop* 1994, 105:536-542
11. De Genova, D.C., McInnes-Ledoux, P., Weinberg, R. and Shaye, R.: Force degradation of orthodontic elastomeric chains: A product comparison study, *Am. J. Orthod.*, 87:377-384, 1985.
12. Gjessing, P.: Biomechanical design and clinical evaluation of a new canine retraction spring, *Am. J. Orthod.*, 87:353-362, 1985.
13. Goldberg, A. J., Burstone, C. J.: An evaluation of beta titanium alloys for use in orthodontic appliances, *J. Dent. Res.*, 58:593-600, 1979.
14. Goldberg, A. J., Burstone, C. J.: Status report on beta-titanium orthodontic wires. Council on Dental Materials, Instruments and Equipment, *J. Am. Dent. Assoc.*, 105:684-685, 1982.
15. Hixon, E. H., Aasen, T. O., Arango, J., Clark, R. A., Klosterman, R., Miller, S. S. and Odom, W. M.: On force and tooth movement, *Am. J. Orthod.*, 57:476-489, 1970.
16. Miura, F., Mogi, M., Ohura, Y. and Karibe, M.: The super-elastic Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Part III. Studies on the Japanese NiTi alloy coil springs, *Am. J. Orthod.* 94:89-96, 1988.
17. Nikolai, R. J.: On optimum orthodontic force theory at applied to canine retraction, *Am. J. Orthod.*, 68:290-302, 1975.
18. Romeo, D. A. and Burstone, C. J.: Tip-back mechanics, *Am. J. Orthod.*, 72:414-421, 1977.
19. Smith, R. and Storey, E.: The importance of force in orthodontics, *Aust. J. Dent.*, 56:291-304, 1952.
20. Staggers, J. A. and Germane N.: Clinical considerations in the use of retraction mechanics, *J. Clin. Orthod.*, 25:364-369, 1991.
21. Tech Note : Introduction to stress analysis by the photostress method, Measurements Group, INC., North Carolina, pp.1-12, 1981.
22. Wheeler, R. C.: Dental anatomy, physiologic and occlusion, 5th ed., Philadelphia, W. B. Saunders Company, 172-298, 1974.
23. Ziegler, P. and Ingervall, B.: A clinical study of maxillary canine retraction with a retraction spring and with sliding mechanics, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 95:99-106, 1989.
24. 박영철 : Segmented arch technique을 이용한 최신 교정치료, *대치협회지*, 24:499, 593, 698, 871, 1986.
25. 박영철 : Segmented arch technique을 이용한 성인환자의 교정치료, *대치협회지*, 27:1-15, 1989.
26. 양은호, 전윤식: 근심경사된 구치에서 uprighting spring의 직립효과에 관한 임상적 평가, *월간치과임상*, 8:34-38, 1994.
27. 전윤식: 3종류의 구치부 uprighting spring의 초기응력분포에 관한 광탄성학적 연구, *대치교정지*, 24(3):709-719, 1994.

-ABSTRACT-

## A PHOTOELASTIC STUDY ON THE INITIAL STRESS DISTRIBUTION OF THE MOLAR ANCHORING SPRING(MAS) DURING RETRACTION OF THE MAXILLARY CANINE

Youn-Sic Chun, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

*Division of Orthodontics, Department of Dentistry, College of Medicine, Ewha Womans University*

The efficiency of maxillary canine retraction by means of sliding mechanics along an 0.016 continuous labial arch and an 0.009 inch in diameter with a lumen of 0.030 inch NiTi closed coil spring was compared with that using the same NiTi closed coil spring and Molar Anchoring Spring(MAS) which was designed by author. MAS was made of .017" X .025" TMA wire and was given 60 degree tip-back bend on the wire close to the molar tube. This study was designed to investigate molar and canine root control during retraction into an extraction site with continuous arch wire system. Two techniques were tested with a continuous arch model embedded in a photoelastic resin. A photoelastic model was employed to visualize the effects of forces applied to canine and molar by two retraction mechanics. With the aid of polarized light, stresses were viewed as colored fringes.

The photoelastic overview of the upper right quadrant showed that stress concentrations were observed in its photoelastic model.

The obtained results were as follows.

1. Higher concentration of compression can be seen clearly at the distal curvature of the canine and mesial curvature of the molar and premolar when NiTi closed coil spring was applied only, which means severe anchorage loss of the molar and uncontrolled tipping of the canine.
2. The least level compression was presented at the mesial root area of the molar and premolar, and mesial root area of the canine when NiTi closed coil spring and MAS were used simultaneously. Especially mesial alveolar crest region of the canine was shown moderate level of compression that means MAS can be used as a appliance for anchorage control and prevention of canine extrusion and uncontrolled tipping during canine retraction.

KOREA. J. ORTHOD. 1996 ; 26 : 341-348

\* **Key words** : Molar Anchoring Spring(MAS), NiTi closed coil spring, sliding mechanics, tip-back bend.