碩士 學位 論文

호선상의 견인 방향 변화에 따른 마찰력에 대한 연구

-A study on the frictional force between bracket-archwire interfaces according to changes of directions of retraction along the archwire-

提 出 者 : 金俊憲
指導敎授 : 李眞宇

2000

齒醫學科
矯正學 專攻
檀國大學校 大學院

碩士 學位 論文

호선상의 견인 방향 변화에 따른 마찰력에 대한 연구

-A study on the frictional force between bracket-archwire interfaces according to changes of directions of retraction along the archwire-

이 論文을 碩士 學位論文으로 提出함

2000. 6

檀國大學校 大學院
齒醫學科
矯正學 專攻

金 俊 憲

金俊憲의 碩士學位 論文을
合格으로 判定함

審査日 : 2000. 6

審査委員長 ______________________ **印**

審査委員 ______________________ **印**

審査委員 ______________________ **印**

檀國大學校 大學院

(국문 요약)

호선상의 견인 방향 변화에 따른 마찰력에 대한 연구

단국대학교 치의학과
김 준헌

지도교수: 이 진우

개개 치아의 이동 또는 발치 공간으로 전치부를 활주 역학을 이용하여 견인할 때에는 마찰력이 발생하고 이러한 마찰력을 극복할 수 있는 힘을 적용하여 주어야 한다. 만약 이 마찰력이 너무 과도할 경우 생리적으로 부적절한 반응을 나타낼 수 있는 힘이 요구되며 고정원이 상실되는 등의 부작용이 발생할 수 있다. 따라서 활주 역학을 적용할 때에는 마찰력이 최소가 되어야 한다. 그러나 이전의 연구는 마찰력에 관계하여 호선과 브라켓의 재료학적 기계학적 변화와 그 영향에 관한 연구가 대부분인 바 저자는, 측절치와 견치를 각각 견치와 측절치 방향으로 견인 시와 소구치 방향으로 견인 시에 서로 달라지는 견인력의 방향과 그에 따른 마찰력에 어떠한 변화가 나타나는가를 원형 호선과 각형 호선 각각의 경우에 대하여 연구하고 이전의 연구가 대부분 직선상의 와이어에서 이루어진 반면 실제 임상에서는 브라켓이 곡선의 호선을 따라 움직이므로 임상 상황과 유사한 조건에서 서로 달라지는 견인력의 방향과 그에 따라 마찰력에 어떠한 변화가 나타나는가에 대하여 연구함으로써 견인력의 방향성이 마찰력에 영향을 미칠 수 있는 요인인지 알아보기로 하였다.

실험 재료로 상악용 시너지 브라켓과 교정선으로는 Upper Proform BRP 0.018" 원형 호선과 Upper Proform BRP Stainless Steel 0.016" x 0.022" 각형 호선을 사용하였다. 실험 대상에 따라 측절치군과 견치군으로 나누고 다시 견인 방향에 따라 측절치에서 견치군, 측절치에서 소구치군, 견치에서 측절치군, 견치에서 소구치군으로 분류하고 이를 호선 단면형태에 따라 원형 호선군과 각형 호선군으로 다시 분류 하였다. 만능 인장 시험기를 이용하여 마찰력을 측정한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 측절치군과 견치군 내에서 견인 방향과 관계없이 평균 마찰력은 원형 호선군이 각형 호선군 보다 더 작은 마찰력을 보였으며 이는 유의성 있는 차이를 보였다.($p < 0.05$)
2. 측절치 군에서 소구치 방향으로 견인력을 적용한 군이 견치 방향으로 견인한 군보다 더 작은 평균 마찰력을 보였으며 이는 유의성 있는 차이를 보였다.($p < 0.05$)

3. 견치 군에서 소구치 방향으로 견인력을 적용한 군이 측절치 방향으로 견인한 군보다 더 작은 평균 마찰력을 보였으며 이는 유의성 있는 차이를 보였다.($p < 0.05$)
4. 동일거리에 있는 치아군 간의 마찰력 비교에서 원형 호선군과 각형 호선군 모두에서 견치를 측절치 방향으로 견인한 군, 측절치를 견치 방향으로 견인한 군, 견치를 소구치 방향으로 견인한 군 순으로 마찰력은 감소하였으며 측절치를 견치 방향으로, 견치를 측절치 방향으로 견인한 군을 제외한 모든 군간에서 유의성 있는($p < 0.05$) 마찰력 차이를 보였다.

치아를 견인 할 때 통상적으로 장거리로 견인할 때 더 큰 힘이 요구되는 것으로 생각되었으나 본 실험의 결과에서는 후방으로 견인할수록 내측으로의 force vector가 발생하여 오히려 더 작은 마찰력이 발생함을 알 수 있었다. 또한 전치부로의 견인은 고정원이 더 약함에도 불구하고 큰 마찰력이 발생하므로 강한 견인력이 요구되며 임상적으로 전치부로 치아를 견인할 때에는 적용하는 힘과 고정원 상실에 더욱 주의하여야 함을 알 수 있었다.

목 차

표목차

그림목차

I. 서 론

교정치료는 약하고 지속적인 힘에 대한 치아의 이동 및 안면구조의 적절한 반응여부에 그 치료의 성패가 달려있다. 발치 증례의 교정치료 시 발치공간을 폐쇄하는 방법은 두 가지가 있는데 첫째 방법은 분절호선 역학에 따른 loop를 이용하는 것이고 둘째 방법은 활주역학을 이용하여 브라켓이 호선을 따라 활주하거나 와이어가 브라켓과 튜브를 따라 활주토록 하는 것이다. Loop를 이용한 방법은 마찰이 관여하지 않으므로 비마찰 술식이라고 한다. 마찰이 없다는 장점이 있지만 불행히도 시상면과 대칭면에서 원치 않는 치아의 회전이 일어난다. 이와 달리 활주를 이용한 경우는 마찰이 중요한 역할을 하므로 마찰 역학이라고도 하며 마찰에 따른 치아이동의 감속과 결과적으로 고정원 요구도의 증가가 일어난다. 이 때는 브라켓과 호선사이의 마찰력이 최소일 때 효과적 치아이동이 일어날 수 있다. 특히 멀티 브라켓 장치를 이용한 교정치료에서 브라켓과 호선 사이에서 발생되는 마찰력은 치아의 이동에 많은 영향을 준다. 치열의 밀집과 순설적 변위를 해결하기 위하여 고안된 교정치료의 초기단계에서 활주기전을 이용한 치료 시 발생되는 과도한 마찰력은 전치부 치아들의 효과적 이동에 방해가 될 뿐 아니라 고정원의 손실을 유발할 수도 있다. 이 때 치아의 이동은 가해진 전체 교정력 중 마찰로 상쇄된 나머지의 힘 즉, 적용된 힘의 일부만이 치주조직으로 전달되어 치아이동을 일으키게 된다. 이러한 힘은 교정임상에서 브라켓과 호선사이에서 발생되는 마찰력에 영향을 받게되며 또한 마찰력 그 자체도 여러 가지 요소들의 영향을 받게된다. 마찰력이란 이동하는 물체가 다른 물체와 접촉할 때 이동하는 방향에 저항하도록 접촉면간에서 발생되는 힘이다. 이러한 마찰력은 접촉면이 서로 누르는 힘, 즉 법선력에 비례하고 인접면의 표면성질(거칠기, 화학적 활성도, 윤활의 유무 등) 에 영향을 받는다. 이 때 마찰계수는 접촉부위의 전단강도에 비례하고 재료의 항복강도에 반비례하게 된다. 교정임상에서 마찰력에 직간접적으로 영향을 미치는 요소는 다양하며 이 요소들은 복합적 상호작용을 일으켜 마찰에 대한 영향을 더욱 복잡하게 만든다. 이와 같이 마찰력은 치아이동에 많은 영향을 미친다는 것을 선학들은 수많은 연구를 통하여 밝혀냈다.

마찰력에 관한 실험적 연구는 1500년경 레오나르도 다빈치에 의해 최초로 이루어 졌으며 1960년 Stoner[33]에 의해 치과 교정학에 도입된 이래, Kusy등[16-22], Prososki등[28]은 브라켓과 호선의 표면 거칠기와 마찰력간의 상관성, Andreasen과 Quevedo[3], Angolkar[4], Bednar[7], Frank[11], Garner[12], Kusy, Niegel[23], Kapila[14], Omana[25], Peterson[26], Pratten[27], Tselepis등[34]은 마찰력을 줄일 수 있

는 브라켓과 호선의 조합, Baker[6], Kusy등은 타액과 마찰력간의 관계, Ash[5], Echolas[9], Edward[10], Riley[29], Shivapuja[30], Spiller[31]는 특수한 결찰법과 마찰력의 증감관계, Pratten등은 호선 또는 브라켓의 재질과 성상 변화에 따른 마찰력의 변화 등에 관한 수많은 연구와 보고가 있어왔다.

이상에서 본 것처럼 마찰력에 관계하여 호선과 브라켓의 재료학적 기계학적 변화와 그 영향에 관한 연구가 대부분 직선상의 wire에서 이루어진 반면 실제 임상에서는 브라켓이 곡선의 호선을 따라 움직이므로 임상 상황과 유사한 조건에서 서로 달라지는 견인력의 방향과 그에 따라 마찰력에 어떠한 변화가 나타나는가 또 이때 원형호선과 각형호선 각각의 경우에 대하여 연구함으로써 견인력의 방향성이 마찰력에 영향을 미칠 수 있는 요인인지 알아보기로 하였다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 연구 재료

실험을 위해 상악 측절치와 견치용 시너지 브라켓 (Rocky Mountain Orthodontics, Denver, Co, USA)과 호선으로는 Upper Proform BRP 0.018" round wire (Ortho Organizers Inc. USA) 와 Upper Proform BRP Stainless Steel 0.016" x 0.022" rectangular wire (Ortho Organizers Inc. USA) 를 이용하였다. 브라켓과 호선의 결찰은 elastomeric module (Rocky Mountain Orthodontics, Denver, Co, USA)을 사용하였다.

2. 연구 방법

1) 시편 제작

(1) 호선 시편

호선이 부착되는 합성 수지판의 규격은 60 x 80 x 1.3 mm 이고 호선 시편이 여기에 부착된다. 호선시편은 주형을 기준으로 제작하였다.

① 주형 제작

주형은 한국 성인 남자 정상 교합자의 평균 치아 크기를 기준[1)]으로 제작하였다.(Table 1)

Table 1. Mean standard of Korean adult male in normal ccclusion group. (Upper)

central incisor	lateral incisor	canine	1st premolar	2nd premolar	1st molar
8.5 mm	7.0 mm	8.0 mm	7.5 mm	6.5mm	10.5 mm

호선은 브라켓 내에 삽입 되므로 정해진 규칙을 따라 브라켓을 각 치아의 협면에 접착한다면 호선은 치면으로 부터 브라켓 두께 (1mm)만큼 순협측에 위치하게 된다.(Figure 1)

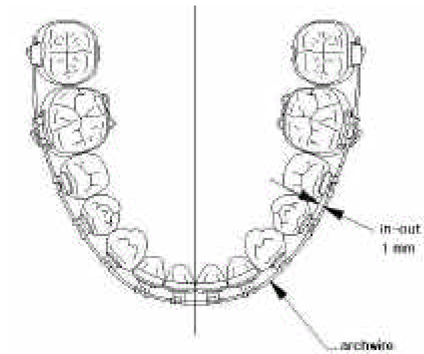

Figure 1. Archwire locates 1mm offset from buccal surface.

따라서 호선 상의 각 치아의 폭경은 각각 약1mm **씩 증가한다**. **이 때 호선의 정중선과 치아의 정중선을 일치시키면 그림**(Figure 2)**과 같이 되며 다음의 방정식이 성립한다**.

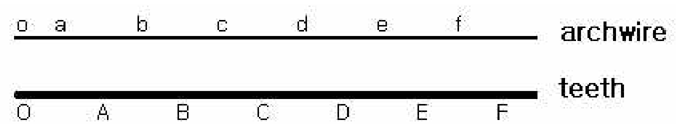

Figure 2. Correspondence of archwire-teeth relationship.

O : **치열의 정중점**	o : **호선상의 정중점**
OA : **중절치 폭경**	a : **호선상의 중절치 정중점**
AB : **측절치 폭경**	b : **호선상의 측절치 정중점**
BC : **견치 폭경**	c : **호선상의 견치 정중점**
CD : **제**1 **소구치 폭경**	d : **호선상의 제**1 **소구치 정중점**
DE : **제**2 **소구치 폭경**	e : **호선상의 제**2 **소구치 정중점**
EF : **제**1 **대구치 폭경**	f : **호선상의 제**1 **대구치 정중점**

$$oa = (1 + OA) / 2 = 4.75$$
$$ab = (1 + OA) / 2 + (1 + AB) / 2 = 1 + (OA + AB) / 2 = 8.75$$
$$bc = 1 + (AB + BC) / 2 = 8.5$$
$$cd = 1 + (BC + CD) / 2 = 8.75$$
$$de = 1 + (CD + DE) / 2 = 8.0$$
$$ef = 1 + (DE + EF) / 2 = 9.5$$

여기서 a, b, c, d, e, f는 각각 대응하는 치아의 브라켓이 위치하는 호선상의 점이며, 위 방정식의 해에 따라 oa는 4.75, ab는 8.75, bc는 8.5, cd 는 8.75, de는 8.0, ef는 9.5가 된다. 디지털 버어니어 캘리퍼스를 이용하여 호선상에 브라켓의 예상 부착위치를 표시한 후 이를 복사하여 실험시편을 제작했다.

② 실험 시편 제작(Figure 3)

a. 주형사본 위에 호선 상에서 실험에 필요한 운동방향으로 예상 이동선을 긋는다.(예 : b - c)

b. 이동선을 수평 이동하여 호선상에 접점을 표시한다. (예 : b')

c. 접점으로부터 양 접선방향으로 10mm 되는 곳 (실험에 방해가 되지 않고 rigidity를 유지할 수 있는 정도)에 marking하고 접선의 수선과 평행한 수선을 긋는다.(예 : Q, Q')

d. 접점으로부터 접선의 수선 위에 3 mm되는 점을 잡고 다시 접선에 평행한 선을 긋는다. (예 : P')

e. 이 선과 양 끝선의 접점을 marking하고 이 곳에서 절단한다.

f. 완성된 형태대로 호선을 제작하고 제작된 시편을 전술한 합성수지판에 부착한다.

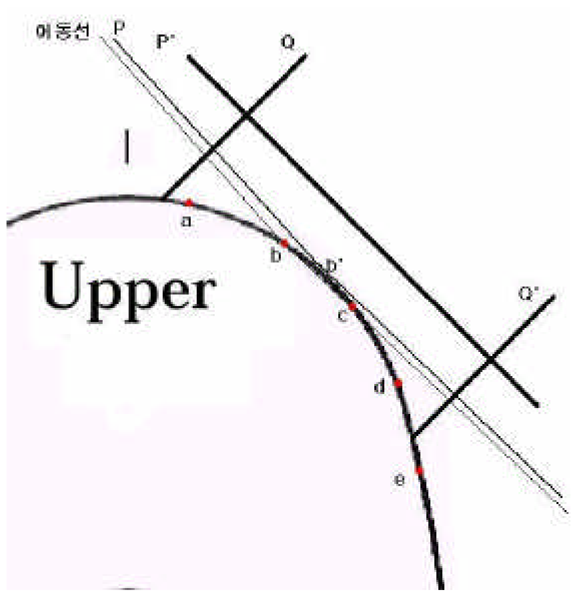

Figure 3. Schematic diagram of archwire sample.

(2) 브라켓 시편

브라켓이 부착되는 합성 수지판의 규격은 20 x 90 x 1.3 mm 이며 Jig에 연결될 때 미끄러지지 않도록 하기 위하여 뒷면에 serration처리를 하였다. 브라켓은 합성 수지판의 정중부에 부착하였다. 부착을 위하여 광중합형 접착 레진(Transbond XT 3M, U.S.A.)을 이용하였다.

2) 실험군 분류

대상 치아에 따라 두 군으로 나누고 다시 각 군을 호선상의 견인 방향에 따라 두 개의 군으로 분류하고 이를 다시 호선의 종류별로 나누어 실험하였다.

(1) 대상 치아에 따라

①. 측절치군(i2)

②. 견치군(c)

(2) 호선상의 견인 방향에 따라

①. i2c(측절치에서 견치 방향으로의 견인)군

②. i2pm(측절치에서 제1소구치 방향으로의 견인)군

③. ci2(견치에서 측절치 방향으로의 견인)군

④. cpm(견치에서 소구치 방향으로의 견인)군

(3) 호선의 단면 형태에 따라

①. 원형 호선(0.018")군

②. 각형 호선(0.016" x 0.022")군

3) 결찰 방법

호선과 브라켓은 elastic module(Rocky Mountain Orthodontics, Denver, Co, USA)을 사용하여 호선상의 각각의 치아 위치에 결찰하였다.

4) 마찰력 측정

마찰력의 측정은 만능 시험기(M1000EC : Mecmesin Inc. England)를 사용하였다. 만능시험기의 상단에는 고정용 jig를 이용하여 브라켓 시편을 부착하였고 하단에는 호선 시편이 부착된 금속 구조물을 고정시키기 위하여 특별히 고안된 holder를 장착시켰고 시편상의 브라켓 슬롯이 호선 시편과 평행하도록 각 시편을 만능 시험기에 고정한 후 만능 인장 시험기의 cross head speed가 5.0 mm/min.이 되도록 인장력을 가하여 20초 동안의 이동 중 최대 마찰력을 측정하였다. 각 군당 12회씩의 마찰력을 계측하였고 실험에서 결찰재로 사용된 elastic module의 특성과 실험으로 인한 호선과 브라켓의 마모, 시간경

과에 따른 결찰재의 변성 등을 고려하여 실험은 시편당 1회에 한해 시행하였다.

5) 주사 전자 현미경 관찰

실험 전후의 호선과 브라켓 slot의 표면을 25kv의 주사전자 현미경(JSM 5200:Jeol Co. Japan)으로 관찰하였다.

6) 통계 처리

Windows용 SPSS 7.0 프로그램을 사용하여 각 군의 평균과 표준편차를 산출하였다. 각 군내 군간 마찰력의 유의차 검증을 위하여 independent t test를 시행하였다. 동일 거리상의 치아 군간의 마찰력 비교를 위해 ANOVA test를 시행한 후 Sheffe's multiple rage test로 사후 검증하였다. 모든 유의차 검증은 95% 유의수준에서 판정하였다.

III. 연 구 성 적

1. **측절치에서 견치 방향으로 견인력을 적용한 군**(i2c)**중 호선군에 따른 마찰력의 비교**(Table 2, 3, Figure 4)

평균 마찰력은 원형 호선군이 33.25 gm**이고 각형 호선군이** 50.71 gm**으로 원형 호선군에서 각형 호선군보다 더 작은 마찰력을 보였으며 이는 유의성 있는 차이를 보였다**.($p<0.05$)

2. **측절치에서 소구치 방향으로 견인력을 적용한 군**(i2pm)**중 호선군에 따른 마찰력의 비교**(Table 4, 5, Figure 5)

평균 마찰력은 원형 호선군이 25.75 gm**이고 각형 호선군이** 37.13 gm**으로 원형 호선군에서 각형 호선군보다 더 작은 마찰력을 보였으며 이는 유의성 있는 차이를 보였다**.($p<0.05$)

3. **원형 호선군**(0.018")**중 측절치에서 견치 방향으로 견인한 군**(i2c)**과 측절치에서 소구치 방향으로 견인한 군**(i2pm)**간의 마찰력 비교**(Table 6, Figure 6)

평균 마찰력은 i2c **군이** 33.25 gm **이고** i2pm **군이** 25.75 gm**으로 측절치에서 견치 방향으로 견인 한 군이 소구치 방향으로 견인한 군보다 큰 마찰력을 보였고 이는 유의성 있는 차이를 보였다**.($p<0.05$)

4. **각형 호선군**(0.016" x 0.022")**중 측절치에서 견치 방향으로 견인한 군**(i2c)**과 측절치에서 소구치 방향으로 견인한 군**(i2pm)**간의 마찰력 비교**(Table 7, Figure 7)

평균 마찰력은 i2c **군이** 50.71 gm **이고** i2pm **군이** 37.13 gm**으로 측절에서 견치 방향으로 견인 한 군이 소구치 방향으로 견인한 군보다 큰 마찰력을 보였고 이는 유의성 있는 차이를 보였다**.($p<0.05$)

5. **견치에서 측절치 방향으로 견인력을 적용한 군**(cpm)**중 호선군에 따른 마찰력의 비교** (Table 8, 9, Figure 8)

평균 마찰력은 원형 호선군이 36.21 gm**이고 각형 호선군이** 51.84 gm**으로 원형 호선군에서 각형 호선군보다 더 작은 마찰력을 보였으며 이는 유의성 있는 차이를 보였다**.($p<0.05$)

6. 견치에서 소구치 방향으로 견인력을 적용한 군(cpm)중 호선군에 따른 마찰력의 비교(Table 10, 11, Figure 9)

평균 마찰력은 원형 호선군이 24.96 gm 이고 각형 호선군이 34.91 gm 으로 원형 호선군에서 각형 호선군 보다 더 작은 마찰력을 보였으며 이는 유의성있는 차이를 보였다.($p<0.05$)

7. 원형 호선군(0.018")중 견치에서 측절치 방향으로 견인한 군(ci2)과 견치에서 소구치 방향으로 견인한 군(cpm)간의 마찰력 비교(Table 12, Figure 10)

평균 마찰력은 ci2 군이 36.21 gm 이고 cpm 군이 24.96 gm으로 측절치에서 견치 방향으로 견인 한 군이 소구치 방향으로 견인한 군보다 큰 마찰력을 보였고 이는 유의성 있는 차이를 보였다.($p<0.05$)

8. 각형 호선군(0.016" x 0.022")중 견치에서 측절치 방향으로 견인한 군(ci2)과 견치에서 소구치 방향으로 견인한 군(cpm)간의 마찰력 비교(Table 13, Figure 11)

평균 마찰력은 ci2 군이 51.84 gm 이고 cpm 군이 34.91 gm으로 측절치에서 견치 방향으로 견인 한 군이 소구치 방향으로 견인한 군보다 큰 마찰력을 보였고 이는 유의성 있는 차이를 보였다.($p<0.05$)

9. 동일거리에 있는 치아군 간의 마찰력 비교(Table 14, 15, 16, 17)

원형 호선군과 각형 호선군 모두에서 측절치를 견치 방향으로, 견치를 측절치 방향으로 견인한 군을 제외한 모든 군간에서 견치를 측절치 방향으로 견인한 군, 측절치를 견치 방향으로 견인한 군, 견치를 소구치 방향으로 견인한 군 순으로 마찰력은 감소하였으며 유의성 있는($p<0.05$) 마찰력 차이를 보였다.

10. 주사전자 현미경 소견 (Figure 12, 13, 14, 15, 16, 17)

실험 전 호선의 소견은 가공중의 drawing 과정에서 생긴 섬유상의 줄무늬가 관찰 되었고 실험전 브라켓 슬롯 소견에서도 이와 유사한 줄무늬상이 관찰되었다. 그 밖에 전반적인 소와도 보였다. 이것은 가공과정 중에 생긴 표면의 결함으로 보인다.

실험 후 호선과 브라켓 슬롯에서 처음의 고른 줄무늬가 없어지고 호선과 브라켓 슬롯간의 마찰에 의하여 각각의 표면이 벗겨지고(peeling) 긁힌 양상을 보였다. 특히 슬롯의 모서리 부분에서 주로 마찰에 의한 긁힘이 관찰되었다.

Table 2. Mean friction of groups in i2c.

group	mean S.D.
round	33.25 ± 3.45 gm
rect.	50.71 ± 5.59 gm

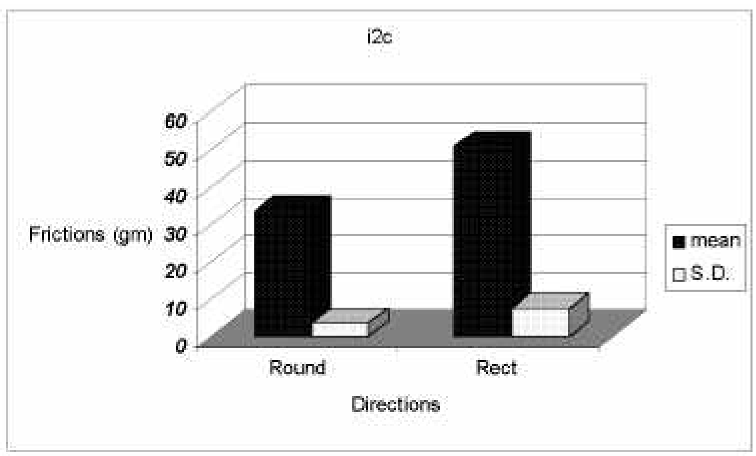

Figure 4. Mean friction of groups in i2c

Table 3. Comparison of mean friction between groups in i2c.

round	rect.	Sig.
33.25±3.45 gm	50.71±5.59 gm	*

* : significantly different at $p < 0.05$

Table 4. Mean friction of groups in i2pm.

group	mean S.D.
round	25.75 ± 3.35 gm
rect.	37.13 ± 5.59 gm

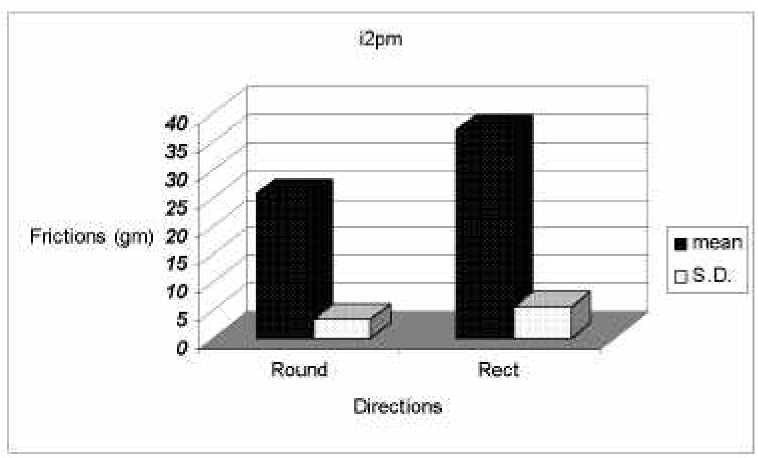

Figure 5. Mean friction of groups in i2pm.

Table 5. Comparison of mean friction between groups in i2pm.

round	rect.	Sig.
25.75±3.35 gm	37.13±5.59 gm	*

＊ : significantly different at $p < 0.05$

Table 6. Comparison of mean friction between different direction round wire groups in i2.

i2c	i2pm	Sig.
33.25±3.45 gm	25.75±3.35 gm	*

* : significantly different at $p < 0.05$

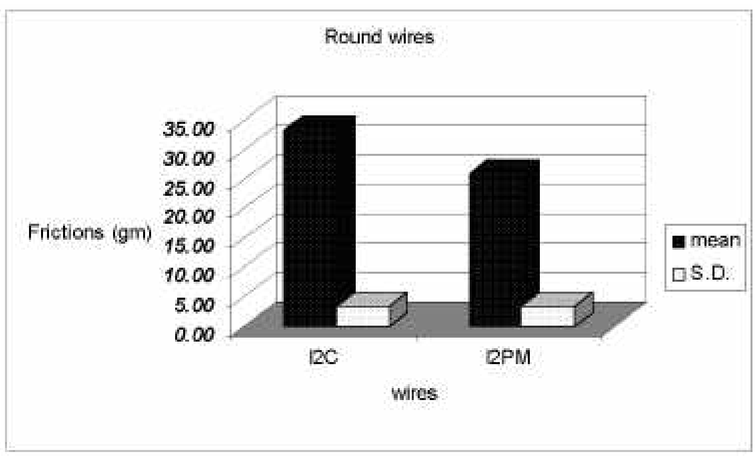

Figure 6. Mean friction between different direction round wire groups in i2.

Table 7. Comparison of mean friction between different direction rectangular wire groups in i2.

i2c	i2pm	Sig.
50.71±5.59 gm	37.13±5.59 gm	*

* : significantly different at $p < 0.05$

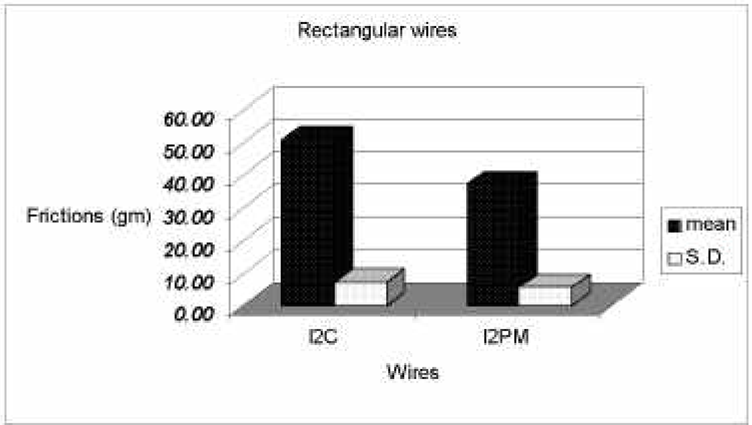

Figure 7. Comparison of mean friction between different direction rectangular wire groups in i2.

Table 8. Mean friction of groups in ci2.

group	mean S.D.
round	36.21 ± 2.54 gm
rect.	51.84 ± 4.36 gm

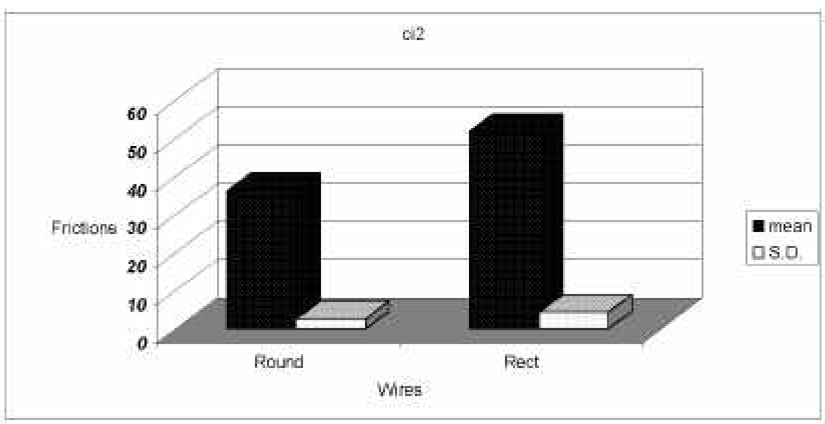

Figure 8. Mean friction of groups in ci2.

Table 9. Comparison of mean friction between groups in ci2.

round	rect.	Sig.
36.21±2.54 gm	51.84±4.36 gm	*

＊ : significantly different at $p < 0.05$

Table 10. Mean friction of groups in cpm.

group	mean S.D.
round	24.96 ± 2.73 gm
rect.	34.91 ± 7.42 gm

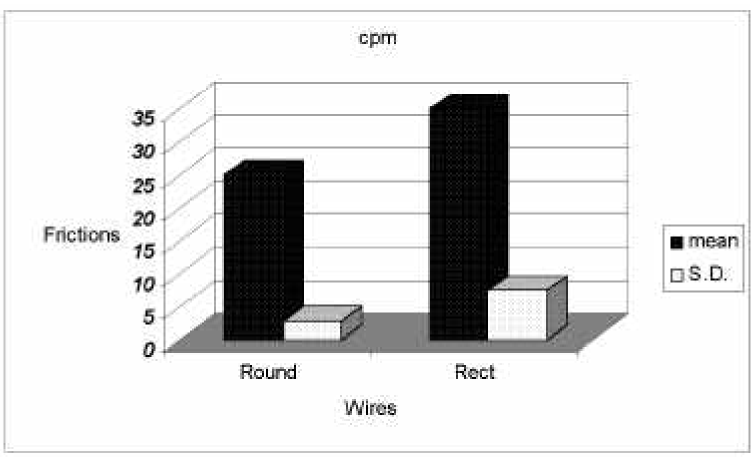

Figure 9. Mean friction of groups in cpm.

Table 11. Comparison of mean friction between groups in cpm.

round	rect.	Sig.
24.96±2.73 gm	34.91±7.42 gm	*

∗ : significantly different at $p < 0.05$

Table 12. Comparison of mean friction between different direction round wire groups in c.

ci2	cpm	Sig.
36.21±2.54 gm	24.96±2.73 gm	*

∗ : significantly different at $p < 0.05$

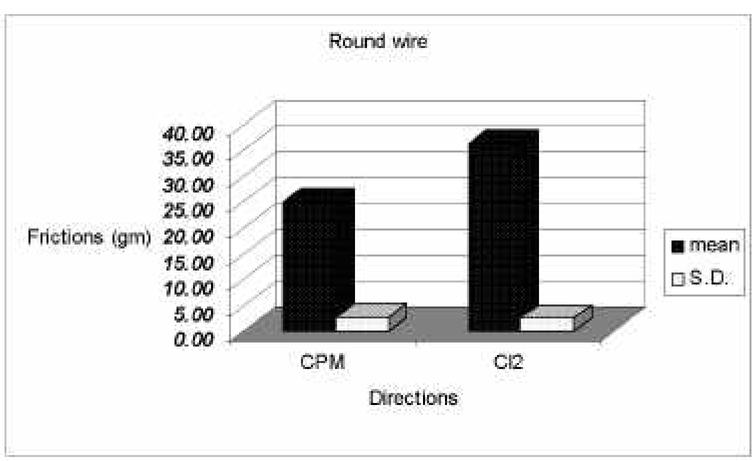

Figure 10. Comparison of mean friction between different direction round wire groups in c.

Table 13. Comparison of mean friction between different direction round wire groups in c.

ci2	cpm	Sig.
51.84±4.36 gm	34.91±7.42 gm	*

∗ : significantly different at $p < 0.05$

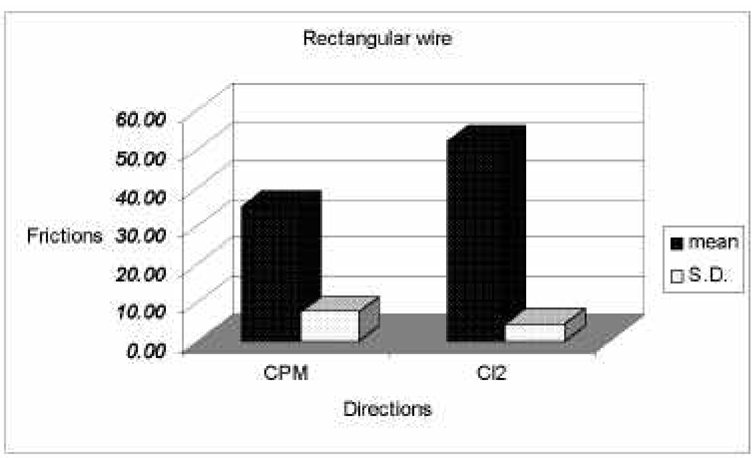

Figure 11. Comparison of mean friction between different direction rectangular wire groups in c.

Table 14. Comparison of mean friction between same distance but different direction round wire groups.

	sum of sq.	mean sq.	F ratio	Sig.
inter-group	1110.958	370.319	39.940	*
intra-group	407.958	9.272		

∗ : significantly different at $p < 0.05$

Table 15. Results of Sheffe's multiple range test comparing directions in round wire group.

	i2c	cpm	ci2
i2c			
cpm	*		
ci2	N.S.	*	

* : significantly different at $p < 0.05$
N.S. : non-significant

Table 16. Comparison of mean frction between same distance but different direction rectangular wire groups.

	sum of sq.	mean sq.	F ratio	Sig.
inter-group	2435.104	811.701	30.775	*
intra-group	1160.35	26.372		

* : significantly different at $p < 0.05$

Table 17 . Results of Sheffe's multiple range test comparing directions in rectangular group.

	i2c	cpm	ci2
i2c			
cpm	*		
ci2	N.S.	*	

* : significantly different at $p < 0.05$
N.S. : non-significant

IV. 총괄 및 고안

전통적인 마찰력의 법칙에서 마찰력은 수직항력에 비례하고 접촉면적에 무관하며 활주 속도와도 무관하다. 이는 Amonton에 의해 정립 되었으며 Amonton's Law라고도 한다. 그와 동시대의 Hire는 마찰시 양 물체의 거친 표면의 미세 돌출부위가 서로 걸리거나 변형 또는 마모가 일어나면서 이러한 변화가 마찰력에 영향을 미친다고 하였으며 Desagulier는 마찰력이란 두 물체사이의 분자적 견인력을 극복하는 데 소요되는 힘이라고 하는 molecular theory를 발표하였다. Bowden과 Tabor는 두 물체가 접촉 이동 시 실제 접촉면에서는 adhesion으로 인한 welded junction이 발생되며 이 welded metallic junction을 깨는 힘이 바로 마찰력이라고 하였다.[37)]

그러나 실제 교정 임상에서 교정용 브라켓과 호선 사이에 발생하는 마찰력은 그 양태가 보다 훨씬 복잡하며 마찰력에 관여하는 요소도 브라켓의 재질, 호선의 두께 및 재질, 결찰법, 표면의 질감, 타액 등 다양한 요소들의 단독 또는 복합적 양태로 작용[2)]되어 마찰에 대한 영향을 더욱 복잡하게 만든다.(Table 18.)

Table 18. Factors that affects friction in between archwire-bracket interfaces.

		FACTORS
mechanic	bracket	material, manufacturing process width, height and design of slot First order bend (in/out) Second order bend (angulation) Third order bend (torque)
	archwire	material, surface roughness, stiffness cross-sectional shape/size
	ligature	material, method/tightness
	appliance	inter-bracket distance height of bracket slot retraction force
bionic		saliva, plaque, aquired pellicle, corrosion

마찰력의 크기에 대한 평가는 활주 역학을 이용하는 교정의에게는 매우 중요

하다. 가장 적은 마찰력을 갖는 와이어-브라켓의 조합을 이용해도 치아이동을 위해서는 최소 40g의 힘이 마찰력으로 소실되게 된다. 더구나 견인 중 전치부에 binding이 일어난다면 오히려 구치부의 치아가 이동하기에 적절한 힘이 가해지게 되며 결국 고정원이 소실되게 된다.

고정성 장치에서 발생되는 마찰력을 각각의 성분들에 대하여 정량화 하려는 노력들이 이전의 연구들에서 있어 왔으나 복합적으로 동시에 작용하는 개개 요소의 영향을 명확히 파악하기란 어려운 일이었다. 본 실험에서는 호선의 형태 및 전치의 견인 시 방향의 변화가 마찰력에 어떠한 변화를 일으키는가에 대하여 알아보았다.

1) 호선의 단면 형태, 굵기에 의한 변화

동종의 호선이라 해도 단면의 크기와 형태에 따라 마찰력에 변화가 있다. Angolkar[4], Frank[11], Garner[12], Kapila[14], Peterson[26] 등은 일반적으로 와이어 크기가 증가함에 따라서 브라켓 - 와이어간의 마찰이 증가함을 보고하였다. 그러나 Baker[6]등은 0.022" 브라켓에서 0.020" 원형 와이어의 마찰력이 0.018" 와이어에서 보다 작을 수 있음을 보고하였는데 , 이는 호선의 굵기가 슬롯의 크기와 근접할수록 호선과 슬롯사이의 play가 감소하여 호선의 변형이 작아져서 나타난 결과라고 설명하였다. Garner, Frank와 Nicholai, Echols[9], Peterson, Spencer, Riley[29]등은 실험을 통해 원형호선에서 보다 각형호선에서 더 많은 마찰이 일어난다 하였으며 그 이유는 같은 법선력이 작용했을 때 굵은 와이어 및 각형 와이어에서 실제 접촉면적이 증가하기 때문이라고 하였다. 그러나 항상 그러한 것은 아니며 만약 브라켓 - 와이어 사이에 binding이 일어나지 않는다면 브라켓과 호선간의 접촉 면적이 마찰의 가장 중요한 변수가 되므로 각형 와이어에서 더 큰 마찰력을 예상할 수 있겠으나 와이어에 대한 브라켓의 경사가 더욱 커져 와이어가 브라켓 모서리와 접촉, 즉 binding이 일어난 경우는 그 접촉점이 가장 큰 변수가 된다. 원형 와이어인 경우는 브라켓 슬롯이 와이어의 접촉점을 파고들게 되어 그 부위에 흠집을 내서 보다 큰 마찰을 유발시키는 반면 각형 와이어에서는 넓은 부위로 즉 순설 방향으로 힘이 분산되어 압력이 감소되므로 이동에 대해 덜 저항하게 된다.

이는 Frank와 Nicholai[11]가 실험에서 second order각이 클 때 각형 와이어의 마찰력이 원형 와이어의 마찰력보다 작을 수 있음을 증명한 바 있다.

본 실험 결과에서는 0.018" 브라켓 상의 측절치와 견치방향의 견인군(i2c, ci2군)과 측절치와 견치에서 소구치 방향의 견인군(i2pm, cpm 군) 모두에서 일정

하게 0.018" 원형 호선군이 0.016" x 0.022" 각형 호선군 보다 상대적으로 작은 마찰력을 보여 주었다. 이는 견인력의 방향변화에도 불구하고 원형 호선이 각형 호선보다 상대적으로 작은 실제 접촉면적을 갖게 된 결과라고 사료된다.

2) 견인력의 방향에 따른 마찰력의 변화

동종의 호선 상에서 브라켓이 이동할 때 브라켓에 적용되는 first order bend, second order angulation 그리고 third order torque 에 변화를 주면 마찰력에 많은 변화가 일어난다. Frank와 Nicholai[11]는 브라켓의 각도가 증가함에 따라 마찰력 크기는 비선형적으로 증가함을 발견하였다. Ogata[24]는 second order 변형이 증가함에 따라서 변형이 적은 경우(매끄러운 활주 상태)에는 비교적 선형적(liner)인 증가상태를 보이다가 이보다 변형이 더욱 커져 binding 상태에 이르면 마찰은 급격히 증가하여 비선형적 관계를 보인다고 하였다. First order와 third order 변화에 관하여는 보고된 바 없으나 비슷한 양태를 보일 것으로 유추된다.

이와는 반대로 본 실험에서는 동종의 호선 상에서 동일한 각도가 부여된 브라켓을 견인 시 견인의 방향을 달리하여 그 마찰력의 변화를 측정해 본 결과, 마찰력은 0.018" 원형 호선군과 0.016" x 0.022" 각형 호선군 모두 소구치로 견인한 군(i2pm, cpm)이 견치나 측절치로 견인한 군(i2c, ci2)보다 작게 나타났다. 이는 순측 교정장치에서 호선상의 설측에 접촉하고 있는 브라켓에 적용된 힘이 측절치에서 견치나 견치에서 측절치 방향 보다는 각각 소구치 방향일 때 internal force vector가 증가 하므로 이것이 호선으로부터 브라켓을 더욱 이격(離隔) 시킴으로써 마찰력에 관여하는 elastic module이 호선과 브라켓에 가하는 수직 항력보다 브라켓이 이동 하면서 힘의 방향에 의해 호선상에서 이탈되려는 성향이 점차 커지기 때문인 것으로 생각되며. 이것이 브라켓 - 호선사이의 실제 접촉면적의 감소를 가져와 마찰력의 감소를 일으킨 것으로 사료된다. 설측장치에서는 반대현상이 일어날 것으로 예상되나 이에 대하여는 더 많은 연구가 있어야 할 것이다.

V. 결 론

고정식 교정장치를 사용하여 전치를 배열 시 활주 역학을 이용할 때 마찰력에 관여하는 것으로 알려진 브라켓 요소, 호선 요소, 결찰법, 타액, 견인속도, 힘의 작용점, 고무줄 또는 스프링 적용여부 외에 견인의 방향 변화도 마찰에 영향을 미치는 요인이 될 수 있는지 알아보기 위하여 0.018" 원형 와이어와 0.016" x 0.022" 각형 와이어 상에서 preadjusted bracket을 이용하여 측절치를 견치 방향으로 견인 시와 소구치 방향으로 견인 시 또 견치를 측절치 방향으로 견인 시와 소구치 방향으로 견인 시에 서로 달라지는 견인력 방향과 그에 따라서 마찰력에 어떠한 변화가 일어나는가 또 이때 원형호선과 각형호선 각각의 경우에 대하여 비교 연구함으로써 견인력의 방향성이 마찰력에 영향을 미칠 수 있는 요인인지 알아본 바 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 측절치 군과 견치 군내에서 견인 방향과 관계없이 평균 마찰력은 원형 호선군이 각형 호선군보다 더 작은 마찰력을 보였으며 이는 유의성 있는 차이를 보였다.($p < 0.05$)

2. 측절치 군에서 소구치 방향으로 견인력을 적용한 군이 견치 방향으로 견인한 군보다 더 작은 평균 마찰력을 보였으며 이는 유의성 있는 차이를 보였다.($p < 0.05$)

3. 견치 군에서 소구치 방향으로 견인력을 적용한 군이 측절치 방향으로 견인한 군보다 더 작은 평균 마찰력을 보였으며 이는 유의성 있는 차이를 보였다. ($p < 0.05$)

4. 동일거리에 있는 치아군간의 마찰력 비교에서 원형 호선군과 각형 호선군 모두에서견치를 측절치 방향으로 견인한 군, 측절치를 견치 방향으로 견인한 군, 견치를 소구치 방향으로 견인한 군 순으로 마찰력은 감소하였으며. 측절치를 견치 방향으로, 견치를 측절치 방향으로 견인한 군을 제외한 모든 군간에서 유의성 있는($p < 0.05$) 마찰력 차이를 보였다.

치아를 견인 할 때 통상적으로 장거리로 견인할 때 더 큰 힘이 요구되는 것으로 생각되었으나 본 실험의 결과에서는 후방으로 견인할수록 내측으로의 force vector가 발생하여 오히려 더 작은 마찰력이 발생함을 알 수 있었다. 또한 전치부로의 견인은 고정원이 더 약함에도 불구하고 큰 마찰력이 발생하므로 강한 견인력이 요구되며 임상적으로 전치부로 치아를 견인할 때에는 적용하는 힘과 고정원 상실에 더욱 주의하여야 함을 알 수 있다.

이상의 실험 결과에서 원형호선 각형호선 모두에서 견인력의 방향 변화도 브라켓 - 호선간의 마찰력 변화에 많은 변화를 끼침을 보여주었으며 교정 임상에서 활주 역학을 적용할 때 이를 고려하여야 할 것이다.

참고 문헌

1. **대한치과 교정학회 부정교합 백서 발간 위원회: 한국 성인 정상 교합자의 석고 모형 계측 연구 결과 보고서.** 2000.

2. **박영철, 황현식, 최광철: 임상 교정 생역학.** 188-217

3. Andreasen GF, Quevedo FR: Evaluation of frictional forces in the 0.022 x 0.028 edgewise bracket in vivo. *Biomech* 3:151-160,1970

4. Angolkar : Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 98:499-506,1990

5. Ash JL, Nikolari RJ: Relaxation of orthodontic elastomeric chains and modules in vitro and in vivo. *Dent Res* 57:685-690, 1978

6. Baker : Frictional changes in force values caused by saliva substitution. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 91:316-32, 1987

7. Bednar JR, Gruendeman GW, Sandrik JL: A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires *Am J Orthod Dentofac Orthop* 100:513-522, 1991

8. Drescher D, Bourquel C, Schumacher H: Frictional forces between bracket and arch wire. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 96:249-254,1989

9. Echolas PM: Elastic ligatures: Binding forces and anchorage taxation. *Am J Orthod Dentofac Orthop 67.219-220,* 1975

10. Edwards GD, Davies EH, Jones SP: The ex vivo effect of ligation technique on the static frictional resistance of stainless steel brackets and arch wires. *Br J Orthod* 22:145-153, 1995

11. Frank CA, Nikolai RJ: A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 78:593-609, 1980

12. Garner LD, Allai WW, Moore BK: A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 90:199-203, 1986

13. Ireland AJ, Sherriff M, McDonald F: Effect of bracket and wire composition on frictional forces. *Eur J Orthod* 13:322-328, 1991

14. Kapila: Evaluation of frction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys *Am J Orthod Dentofac Orthop* 98:117-126,1990

15. Keith 0, Kusy RP, Whitley JQ: Zirconia brackets: An evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 106:605-614,1994

16. Kusy RP: Ceramic brackets. *Angle Orthod* 61:291-292, 1991

17. Kusy RP, Whitley JQ: Effect of surface roughness on frictional coefficients of arch wires. / *Dent Res* 67:A1986, 1988

18. Kusy: Surface roughness of orthodontic arch wires via laser spectroscopy. *Angle Orthod* 58:33-45, 1988

19. Kusy RP, Whitley JQ: Effects of sliding velocity on the coefficients of friction in a model orthodontic system. *Dental Materials* 5:235-240,1989

20. Kusy RP, Whitley JQ: Coefficients of friction for arch wires in stainless steel and polycrystalline alumina bracket slots. 1. The dry state. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 98:300-312, 1990

21. Kusy RP, Whitley JQ: Effects of surface roughness on the coefficients of friction in model orthodontic systems. *Biomech* 9:913-925,1990

22. Kusy RP, Whitley JQ, Prewitt MJ: Comparison of the frictional coefficients for selected arch wire bracket slot combinations in the dry and wet states. *Angle Orthod* 61:293-302, 1991

23. Nigel G. Taylor: frictional resistance between orthodontic brackets and archwires in the buccal segments. *Angle Orthod* 66:215-222,1996

24. Ogata: Frictional resistances in stainless steel bracket-wire combinations with effects of vertical deflections. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 109:535-542, 1996

25. Ornana HM, Moore RN, Bagby MD: Frictional properties of metal and ceramic brackets. *Clin Orthod* 26(7)425-432, 1992

26. Peterson. L, Spencer R, Andreasen GF: Comparison of frictional resistance of Nitinol and stainless steel wires in Edgewise brackets. *Quint Inter Digest* 13:563-571, 1982

27. Pratten DH, Popli K, Germane N, Gunsolley J: Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 98:398-403, 1990

28. Prososki RP, Bagby MD, Erickson LC: Static frictional force and surface roughness of nickel-titanium arch wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 100:341-348,1991

29. Riley JL, Garrett SG, Moon PC: Frictional forces of ligated plastic and metal edgewise brackets. *Dent Res* 58:A21, 1979

30. Shivapuja PK, Berger J: A comparative study of conventional ligation and self -ligation bracket systems. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 106:472-480,1994

31. Spiller: A comparison of the forces required to produce tooth movement in vitro using two self-ligating brackets and a preadjusted bracket employing

tow types of ligation. *Eur J Orthod* 15:377-385,1993

32. Standard JG, Gau JM, Hanna M: Comparative friction of orthodontic wires under dry and wet conditions. *Am J Orthod* 89:485-491,1986
33. Stoner M. M.: Force control on clinical practice. *Am J Orthod* 46:163-186,1960
34. Tselepis M, Brockhurst P, West VC: Frictional resistance between rackets and wires. A*m J Orthod Dentofac Orthop* 106:131-138,1994
35. Tidy DC.: Frictional forces in fixed appliances. *Am J Dentofac Orthod*96:249-254,1989
36. Vauhgan: Relative kinetic frictional forces between sintered stainless steel brackets and orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 107:20-27,1995
37. Furey M.J: Friction, wear and lubrication, Ind. Eng Chem. 61(3) :12-29, 1969.

논문사진부도

Figure 12

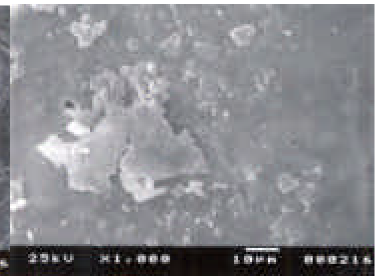

Figure 13

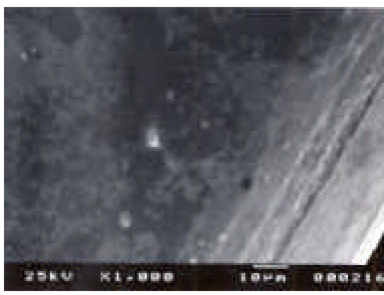

Figure 14

Figure 15

Figure 16

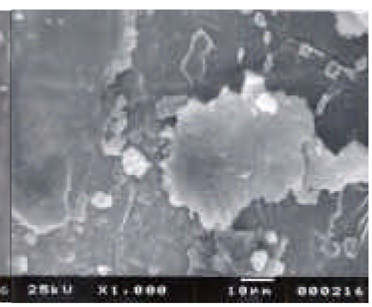

Figure 17

(abstract)

A study on the frictional force between bracket-archwire interfaces according to changes of directions of retraction along the archwire.

June-Heon Kim
Department of dentistry
Graduate School
Dankook University

Advisor: Professor Jin-Woo Lee

Retracting anterior teeth to extraction site by sliding mechanics may result in frictional force and it is required that can overcome the frictional force. In the case frictional force is so excessive, it is in need of as much orthodontic force as can bring about inadequate reactions physiologically and the loss of anchorage. So it is advisable to minimize frictional force in sliding mechanics. But the past experiments had been taken largely on the effects of changes on the material and mechanical sides of the archwire and/or the bracket, then we studied on the effects of changes of directions of retraction, for example; retracting lateral incisor toward canine or 1st premolar position and canine toward lateral incisor or 1st premolar position. Also the past experiments had taken the archwire as a straight line but it is a curved line in actual clinical condition. So it was decided to verify that the directional changes of retracting the brackets along the curved archwire could be valuable factors which can influence the frictional forces between bracket and archwire interfaces.

For the experiments samples had been made up of Synergy^{tm} bracket for upper canine and lateral incisor, and upper proform BRP^{tm} 0.018" round wire and upper proform BRP^{tm} 0.016" x 0.022" rectangular wire for archwire, and RMO^{tm} elastic module for ligature material. The test groups consisted of lateral incisor group and canine group. The lateral incisor group was composed of 2 subgroups according to the directions of retraction; group which retracted lateral incisor bracket toward canine position and group

toward 1st premolar position. The canine group was composed of 2 subgroups according to the directions of retraction; group which retracted canine bracket toward lateral incisor position and group toward 1st premolar position. Each group was divided into 2 subgroups in relation to the cross-sectional shape of archwires; round and rectangular.

Following results were obtained by measuring frictional forces between bracket and archwire interfaces applying tensional forces on brackets ligated with elastic modules along the curved archwires.

1. The round archwire group showed significantly less mean frictional force value ($p<0.05$) than the rectangular archwire group in all the group.
2. The group which retracted lateral incisor bracket toward premolar position showed significantly less mean frictional force value ($p<0.05$) than the group which retracted lateral incisor bracket toward canine position in all the lateral incisor group.
3. The group which retracted canine bracket toward premolar position showed significantly less mean frictional force value ($p<0.05$) than the group which retracted canine bracket toward lateral incisor position in all the canine group.
4. Comparisons according to the directions of retraction showed significant different mean force value ($p<0.05$) except between groups which retracted lateral incisor bracket toward canine position and groups which retracted canine bracket toward lateral incisor position among the groups which retracted brackets in almost the same distance (lateral incisor toward canine, canine toward lateral incisor and canine toward premolar position) along both round and rectangular archwires and the mean frictional force decreased as following; the group which retracted canine bracket toward lateral incisor position, the group which retracted lateral incisor bracket toward canine position, the group which retracted canine bracket toward premolar position.

Generally it is postulated that the more retraction force would be required if the longer the retraction distance is in sliding mechanics but the results of this experiment showed that the less retraction force was required when the more distally it was retracted. And it would need more retraction force despite of weaker anchorage of anteriors when retracting anteriorly because more frictional force would generate than posteriorly. So when retracting teeth anteriorly one should be careful about the retraction force and losing the anchorage of anterior teeth.