

## 결찰양식이 교정용 브라켓과 교정선 사이의 마찰력에 미치는 영향

신 현 정<sup>1)</sup> · 권 오 원<sup>2)</sup> · 김 교 한<sup>3)</sup>

마찰력은 치아이동시 활주이동부에 유해한 인자로 인식되어져 왔으나 치아이동에 저항하는 고정원에 있어서는 유리한 인자로 받아들여질 수 있다. 즉 마찰력이 작은 결찰법들을 이용하여 효과적인 치아이동을 도모하는 반면 마찰력이 큰 결찰법들을 이용하여 브라켓의 걸림에 의해 치아이동이 거의 일어나지 않게 하면 고정원을 강화할 수 있다. 인공타액하에서 시간경과에 따른 교정선과 브라켓 사이의 마찰력 변화, 탄성 모듈과 스테인레스 강 결찰선을 이용하여 각각 결찰양식을 달리 하였을 때의 마찰력 변화 그리고 결찰재의 재료를 달리 하였을 때의 마찰력 변화를 알아보기 위하여 .018" × .025" 슬롯의 상악 중절치용 standard edgewise twin 브라켓과 .017" × .022" 스테인레스 강 교정선을 탄성 모듈, .009" 스테인레스 강 결찰선 그리고 .012" 스테인레스 강 결찰선을 이용하여 다양하게 결찰하였다. 또한 통상적인 방법으로 결찰한 탄성 모듈 결찰군을 결찰 직후와 1주 간격으로 4주간 마찰력을 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

- 탄성 모듈 whole tie시 시간경과에 따른 마찰력은 4주 경과시 가장 높았으나 3주, 2주, 1주, 결찰 직후간에는 통계학적으로 유의한 차이가 없었다 ( $p > 0.05$ ).
- 탄성 모듈로 결찰시 마찰력은 twisting tie가 가장 높았고 double overlay tie, whole tie, half tie 순으로 나타났으나 twisting tie와 double overlay tie 간에는 통계학적으로 유의한 차이가 없었다 ( $p > 0.05$ ).
- 스테인레스 강 결찰선으로 결찰시 half tie 군이 whole tie 군보다 낮은 마찰력을 보였으며 ligature tying plier로 결찰한 경우가 needle holder로 결찰한 경우보다 더 높았고 .012" 결찰선을 이용한 경우가 .009" 결찰선을 이용한 경우보다 더 높았다 ( $p < 0.05$ ).
- 통상적인 방법으로 탄성 모듈과 스테인레스 강 결찰선을 이용하여 결찰한 경우 두 군간에 유의한 차이가 없었다 ( $p > 0.05$ ).

( 주요단어 : 마찰력, 스테인레스 강 결찰, 탄성 모듈 결찰 )

### I. 서 론

고정성 교정장치를 이용한 교정치료술식은 1920년 Edward E. Angle이 에지와이즈 아치 메카니즘을 소개한 이래, 새로운 교정재료 및 장치의 개발로 많은 변화와 발전을 하여 왔으며<sup>1)</sup> 이러한 고정성 교정장치

를 이용한 개개 치아의 근원심 이동이나 전치군의 후방견인시 브라켓과 교정선 사이에 발생하는 마찰력은 치아의 이동을 제약하는 하나의 요인으로 작용할 수 있으므로<sup>2)</sup> 치과 교정의들에게 많은 관심의 대상이 되어왔다. 치아의 이동시 가해지는 교정력은 치아와 그 주위조직에 치근흡수나 치조골흡수같은 심각한 위해작용을 초래하지 않으면서 빠르고 정확하게 치아를 이동시키도록 적절히 조절되어야 한다<sup>3-7)</sup>.

마찰력이란 접촉하고 있는 두 물체가 상대적 운동

<sup>1)</sup> 경북대학교 치과대학 교정학교실, 대학원생

<sup>2)</sup> 경북대학교 치과대학 교정학교실, 교수

<sup>3)</sup> 경북대학교 치과대학 치과재료학 교실, 부교수

을 할 때 접촉면사이에서 운동의 반대방향으로 작용하여 이 운동을 저지하려는 힘으로 법선력에 비례하나 접촉면적과는 무관하며 서로 움직이는 상대속도에 영향을 받지않는다<sup>8)</sup>. 마찰력은 크게 물체가 운동을 시작하기 전에 작용하는 정지 마찰력 (static frictional force)과 일단 운동이 시작된 물체에 작용하는 마찰력인 운동 마찰력 (kinetic frictional force)으로 분류할 수 있으며 정지 마찰력이 운동 마찰력보다 더 크다.

교정영역에서 발생하는 마찰력은 교정선이 브라켓을 통하여 이동하거나 브라켓이 교정선을 따라 움직일 때 시간의 경과와 함께 정지 마찰력과 운동 마찰력이 발생되어진다. 장치를 처음 활성화 (activation)시킴에 따라 장치에서 발휘되는 힘이 최대 정지 마찰력을 능가하게 되면 치아는 전위되어진다. 그 후 변형된 치주인대의 저항력이 복귀되어지고 이것이 운동 마찰력에 첨가되어 장치의 힘을 능가하게되면 치아의 이동은 일시적으로 정지되어진다. 시간이 경과되면서 치주인대의 재생이 치아의 탄성 등에 영향을 미치고 저작 활동이 브라켓과 교정선 사이의 법선력을 감소시킴에 따라 마찰저항이 붕괴되고 치아이동이 재개된다. 그러므로 마찰력이 존재하는 상황에서 치아의 이동은 지속적이라기보다는 짧은 단계의 도약이동이라고 볼 수 있다<sup>9)</sup>.

마찰력은 각 재료의 성질<sup>10,11)</sup>, 표면상태<sup>12-19)</sup>, 결찰력 및 결찰재의 종류<sup>20,21)</sup>, 교정선의 굵기와 형태<sup>22-24)</sup>, 브라켓 슬롯의 크기와 폭경<sup>25-29)</sup>, 브라켓과 교정선이 이루는 각도<sup>24)</sup>, 가해진 교정력의 방향<sup>30)</sup>, 시간경과에 따른 부식상태<sup>31-33)</sup>, 타액<sup>12,34)</sup>과 치태<sup>35)</sup>같은 접촉면 사이에 개재된 이물질이나 주위온도 등에 영향을 받는다. 치아가 활주이동할 때 마찰력은 브라켓과 교정선의 접촉면에 작용하는 법선력으로부터 초래되며 이들 힘은 잘 배열되지 않은 브라켓에 교정선을 삽입하거나 슬롯의 기저면에 대해 교정선을 압박하는 결찰재나, 각형 교정선의 토오크, 치아이동시 경사이동경향 등에 의해 형성된다<sup>36)</sup>.

과도한 마찰력은 브라켓의 걸림 (binding)을 초래하여 원하는 치아의 이동이 거의 일어나지 않거나 교정원의 소실이 일어나게 된다<sup>22)</sup>.

1960년 Stoner<sup>37)</sup>에 의해 교정학에서도 마찰력 연구가 필요함이 역설된 이래 많은 연구가 진행되어 왔다. Pratten 등<sup>10)</sup>, Garner 등<sup>13)</sup>, Kusy와 Whitley<sup>18)</sup>, Angolkar 등<sup>22)</sup>, Kapila 등<sup>23)</sup>, Frank와 Nikolai<sup>26)</sup>, Drescher 등<sup>30)</sup> 그리고 Riley 등<sup>38)</sup>은 다양한 교정선과 브라켓 사이의 마찰력을 비교하였으며, Stannard 등<sup>12)</sup>, 황과 박

17), Baker 등<sup>34)</sup> 그리고 곽 등<sup>39)</sup>은 건조환경과 타액환경에서 여러 교정선을 비교하여 인공타액이 마찰력에 미치는 영향력을 보고하였다.

국내의 곶와 양<sup>33)</sup>은 코발트-크롬(cobalt-chromium) 교정선을 사용하여, 타액하에서 결찰후 경과된 시간에 따른 마찰력을 보고하였으며, 국내의 장 등<sup>35)</sup> 그리고 Greenberg와 Kusy<sup>40)</sup>는 브라켓과 교정선 사이에 마찰력을 감소시키기 위한 방법으로 교정용 선재에 특수한 표면처리를 시행하는 것에 대하여 보고하였다.

지금까지의 연구들은 마찰력을 감소시키기 위한 노력에 초점이 맞추어져 왔다고 생각된다.

마찰력은 이동할 치아의 측면에서 본다면 유해인자로 생각될 수 있지만 고정원에 포함되는 치아의 측면에서 본다면 오히려 유리한 요소로 받아들여질 수 있다고 생각된다.

이에 저자는 본 실험을 통하여 치아가 교정선을 따라 활주이동할 때 브라켓과 교정선 사이에서 발생하는 마찰저항력에 영향을 미치는 요소중 특히 결찰양식, 결찰재의 종류 및 시간경과에 따라 마찰력에 어떠한 변화가 일어나는가에 대해 알아보고, 기존의 결찰양식중 마찰저항력이 작은 결찰법을 사용하여 효과적이며 부작용을 감소시킬 수 있는 치아이동을 도모하며 또한 마찰저항력이 큰 결찰법을 이용하여 고정원을 보강하는 한 방법으로 제시해 보고자 한다.

## II. 재료 및 방법

### 실험재료

본 실험에서 브라켓은 .018"×.025"슬롯의 상악 중절치용 standard edgewise twin 브라켓 (Tomy Co., Japan)을, 교정선은 .017"×.022"스테인레스 강 교정선 (Rocky Mountain Co., U.S.A.)을 사용하였다. 결찰재로는 .009"와 .012"스테인레스 강 결찰선 (Unitek, U.S.A.)과 탄성 모듈 (Plain ligature ring clips, TP Orthodontics Inc., U.S.A.)의 2종류를 사용하였다.

인공타액은 Table 1과 같은 조성으로 합성하여 사용하였다.

### 실험방법

#### 1. 시편제작

실험시편은 5mm×70mm×8mm의 합성수지판 위

에 브라켓 기저면의 변연과 합성 수지판의 상단이 일치된 상태에서 브라켓 슬롯과 합성 수지판의 장축이 평행하도록 하여 시아노아크릴레이트 (SKY-LOC™, Sunkyung Co., Korea)를 이용하여<sup>28)</sup> 브라켓을 접착시켰다. 교정선은 조작과정중의 오염을 제거하기 위하여 알콜로 닦아서 실험하였다<sup>28,41)</sup>.

스테인레스 강 결찰선을 이용한 결찰군은 .009" 결찰선으로 needle holder를 이용하여 twin 브라켓의 한쪽 wing만을 결찰한 군 (SH: Stainless steel half tie) (FN), 통상의 두 wing 모두를 결찰한 군 (SW: Stainless steel whole tie)으로 나눈 후 SW군을 ligature tying plier로 결찰한 군 (EL), needle holder로 결찰한 군 (EN) 그리고 .012" 결찰선으로 결찰한 군 (ENN)으로 세분하였다.

탄성 모듈을 이용한 결찰군은 twin 브라켓의 한쪽 wing만을 결찰한 군 (EH: Elastomeric module half tie) (B1), 두 wing 모두를 결찰한 군 (EW: Elastomeric module whole tie) (A1), "figure of 8" 모양으로 결찰한 군 (ET: Elastomeric module twisting tie) (C1) 그리고 교정선 삽입전 브라켓에 탄성 모듈을 적용시키고 교정선 삽입후 탄성 모듈의 gingival half를 들어올려 occlusal wing쪽으로 덮어 결찰한 군 (EO: Elastomeric module double overlay tie) (D1)으로 나누었다.

EW군을 다시 결찰 직후, 결찰 1주후, 2주후, 3주후 그리고 4주후 마찰력을 측정할 군들 (A0, A1, A2, A3 & A4)로 세분하였다. 결찰 직후군의 경우는 먼저 결찰되는 시편순으로 인공타액에 담구어 10개의 시편이 모두 제작된 후 바로 마찰력을 측정하였다.

Table 2와 같이 12개의 군으로 나누어 1군당 10개씩 총 120개의 시편을 제작하였다.

결찰할 교정선은 5cm길이로 한쪽 끝은 고리를 만들어 인장력을 가할 수 있도록 하였다.

실험 환경은 37°C 습윤상태 (인공타액)로 하며 브라켓과 교정선의 결찰은 탄성 모듈의 경우 EW군과 EH군은 ligature gun (Straight shooter®, TP Orthodontics Inc., U.S.A.)을 이용하여 결찰하고 ET군과 EO군은 needle holder를 이용하였다. 스테인레스 강 결찰군의 경우는 ligature tying plier와 needle holder를 이용하여 통법에 의해 가능한 균일하게 결찰하였다.

탄성 결찰은 신장시킨 후 1일 이내에 급격히 힘이 감소하며 그 후에는 힘이 적게 감소된다<sup>42,43)</sup>고 알려져 있고 결찰시 가해진 힘의 균일한 분포를 위해 결찰 일주일 후<sup>34)</sup>부터 마찰력 실험을 시행하였다. 제작

Table 1. The composition of artificial saliva (pH : 5.1)

KCl	0.80 gm
NaCl	0.40 gm
CaCl <sub>2</sub> · 2H <sub>2</sub> O	0.80 gm
NaH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub> · 2H <sub>2</sub> O	0.80 gm
Na <sub>2</sub> S · 5H <sub>2</sub> O	0.01 gm
CO(NH <sub>2</sub> ) <sub>2</sub>	1.00 gm
Distilled water	1,000 ml

Table 2. Sample distribution

Group	Time(Wks)				
	0	1	2	3	4
A (EW)	A0	A1	A2	A3	A4
B (EH)		B1			
C (ET)		C1			
D (EO)		D1			
E (SW)	EL(009)	EN(009)	ENN(012)		
F (SH)		FN(009)			

된 시편은 인공타액이 든 밀폐된 용기에 넣어 37°C로 유지시킨 항온조에 넣어 보관하였다. 계측 후에는 새로운 인공타액으로 교환하여 다음 계측시까지 밀폐된 용기내에 보관하였다.

## 2. 마찰력 측정

마찰력은 만능시험기 (4202 INSTRON, Instron Co., U.S.A.)를 이용하여 crosshead speed 0.5mm/min, load cell 5kgf로 인장력을 가해 얻어지는 하중-변위곡선으로부터 관찰되는 하중의 최대점을 브라켓과 교정선 사이에서 발생하는 정지 마찰력 (static frictional force)으로 측정하였다. 이때, 브라켓 슬롯, 교정선, load cell의 중심을 일치시킨 상태에서 인장실험하였으며 인장실험중 만능시험기에 올려진 시편 위에 1회용 주사기를 이용하여 인공타액을 떨어뜨려 주어 습윤상태를 계속 유지시켜 주었다.

**Table 3.** Mean static frictional force with time

Group	Number	Mean	SD	95% Conf Int for Mean
A0	10	154.23	23.96	137.09 -171.37
A1	10	149.15	15.81	137.84 -160.46
A2	10	160.09	26.43	141.18 -179.00
A3	10	166.50	21.93	150.82 -182.19
A4	10	208.81	29.35	187.82 -229.81

SD : Standard deviation

Conf Int for Mean : Confidence interval for mean

A0 : Elastomeric module whole tie (immediately)

A1 : Elastomeric module whole tie (after 1 week)

A2 : Elastomeric module whole tie (after 2 weeks)

A3 : Elastomeric module whole tie (after 3 weeks)

A4 : Elastomeric module whole tie (after 4 weeks)

### 3. 통계처리

총 120회에 걸친 실험 측정치를 기록하고 결찰재의 종류, 결찰양식, 결찰후 시간경과 등 각 조건의 항목별 평균치와 표준편차를 구한 후, 스테인레스 강 결찰군과 탄성 모듈 결찰군간의 유의성 여부는 t-test로 검정하고 결찰재의 결찰후 시간경과에 따른 영향과 탄성 모듈을 이용한 4가지 결찰방법들간의 차이 그리고 스테인레스 강 결찰선을 이용한 결찰법들간의 차이를 알아보기 위해 동일조건내에서 각 군간의 유의성은 일원변량분석 (One way ANOVA)으로 검정한 후 Duncan's multiple range test로 유의수준 5%에서 사후 검정하였다.

## III. 성 적

### 1. 결찰재의 결찰후 시간경과에 따른 마찰력

탄성 모듈 whole tie시 시간경과에 따른 브라켓과 교정선 사이의 마찰력을 Table 3에 나타내었다. 마찰력은 A4군이 가장 높았고 A3, A2, A0, A1군 순으로 나타났으나 A3, A2, A0, A1군간에는 통계학적으로 유의한 차이가 없었다 ( $p > 0.05$ ) (Table 4).

### 2. 결찰양식에 따른 마찰력

탄성 모듈을 이용하여 결찰양식을 달리 하였을 때의 마찰력은 Table 5에 나타내었다. 마찰력은 C1군이

**Table 4.** Comparison of frictional force among each group

Group	A1	A0	A2	A3	A4
A1					
A0					
A2					
A3					
A4	*	*	*	*	

\* : Statistically significant difference by Duncan's multiple range test ( $p < 0.05$ )

**Table 5.** Mean static frictional force of four elastomeric module ligation methods

Group	Number	Mean	SD	95% Conf Int for Mean
A1	10	149.15	15.81	137.84 - 160.46
B1	10	84.62	8.18	78.77 - 90.48
C1	10	252.61	25.33	234.49 - 270.73
D1	10	248.42	23.06	231.92 - 264.92

SD : Standard deviation

Conf Int for Mean : Confidence interval for mean

A1 : Elastomeric module whole tie

B1 : Elastomeric module half tie

C1 : Elastomeric module twisting tie

D1 : Elastomeric module double overlay tie

가장 높았고 D1, A1, B1군 순으로 나타났으나 C1군과 D1군간에는 통계학적으로 유의한 차이가 없었다 ( $p > 0.05$ ) (Table 6).

스테인레스 강 결찰선을 이용한 경우의 마찰력은 Table 7에 나타내었다. 마찰력은 EL군이 가장 높았고 ENN, EN, FN군 순으로 나타났으나 EL군과 ENN군간에는 통계학적으로 유의한 차이가 없었다 ( $p > 0.05$ ) (Table 8).

### 3. 결찰재료에 따른 마찰력

탄성 모듈 whole tie시 (A1)와 스테인레스 강 whole tie시 (EN)의 마찰력간에는 통계학적으로 유의한 차이가 없었다 ( $p > 0.05$ ).

**Table 6.** Comparison of frictional force among each group

Group	B1	A1	D1	C1
B1				
A1	*			
D1	*	*		
C1	*	*		

\* : Statistically significant difference by Duncan's multiple range test (p<0.05)

**Table 8.** Comparison of frictional force among each group

Group	FN	EN	ENN	EL
FN				
EN	*			
ENN	*	*		
EL	*	*		

\* : Statistically significant difference by Duncan's multiple range test (p<0.05)

**Table 7.** Mean static frictional force of four stainless steel ligation methods

Group	Number	Mean	SD	95% Conf Int for Mean
EL	10	331.20	31.05	308.99 - 353.41
EN	10	144.07	14.69	133.56 - 154.58
ENN	10	328.64	27.07	309.27 - 348.01
FN	10	98.61	28.00	78.59 - 118.64

SD : Standard deviation

Conf Int for Mean : Confidence interval for mean

EL : .009 stainless steel whole tie by ligature tying plier

EN : .009 stainless steel whole tie by needle holder

ENN : .012 stainless steel whole tie by needle holder

FN : .009 stainless steel half tie by needle holder

#### IV. 고찰

마찰력은 약 450년전 Leonard Da Vinci에 의해 최초로 연구된 이래 꾸준한 연구가 있어 왔다. Coulomb<sup>13)</sup>은 마찰력을 정지 마찰력과 운동 마찰력으로 구분하였으나, Drescher 등<sup>30)</sup>은 저속 (low velocity)에서는 정지 마찰력과 운동 마찰력이 거의 동일하다고 하였다.

고정식 교정장치를 매개로 한 교정학분야에서의 마찰력은 교정선을 따라 치아가 이동할 때 치아에 부착된 브라켓과 교정선 사이에 활주이동으로 형성된다. 교정영역에서 치아는 수많은 tipping과 uprighting cycle을 통해 교정선을 따라 활주이동한다. 따라서 교정적 치아이동이나 공간폐쇄는 운동 마찰력보다는 정지 마찰력에 더 많이 의존한다고 볼 수 있다

28). 이러한 마찰력은 치아의 이동을 방해하며 적용시킨 힘의 효율성을 낮추는 요소가 되므로 이를 감소시키려는 여러 시도가 있어 왔다.

Frictionless mechanics를 사용하거나 표면 화학을 통해 교정선을 특수 코팅하여 마찰력을 줄이려고 하였으며 마찰력을 일으키지 않는 브라켓 (자가 결찰 브라켓, friction-free 브라켓<sup>44)</sup>)이 고안되고 있으며 그 외에도 마찰력에 영향을 미치는 요소들에 대한 다양한 연구가 있어 왔다. 최근에는 sliding mechanics를 이용한 straight wire 브라켓의 보급으로 마찰력에 대한 임상적 중요성이 더욱 대두되고 있다.

치아의 활주이동에 초점을 맞춘다면 마찰력이 방해 인자로 대두될 수 있지만 역으로 다른 치아를 이동시키기 위한 고정원이 되는 치아의 경우에는 마찰력이 유리한 인자로 생각될 수 있다.

지금까지의 연구들은 주로 마찰력을 줄이기 위한 시도들이었으나 본 실험을 통해서는 마찰력을 줄일 수 있는 방법과 오히려 이 마찰력을 역이용할 수 있는 방법에 대한 두가지 측면을 고려하며 고찰하였다. 고정원을 보강하기 위한 방법에는 고정원에 포함되는 치아의 수를 증가시켜 좀더 큰 치근면적으로 힘이 분산될 수 있게 하는 것과 고정원에 포함된 치아들을 좀더 견고히 결찰하는 것을 들 수 있으며 또한 모멘트와 힘의 비율 (moment-to-force ratio)을 달리하여 이동시키고자 하는 부위는 경사이동을 고정원은 치체이동을 일으키며 고정원에 가해지는 힘이 교합력에 의해 상쇄될 수 있게 하는 방법 등이 있다<sup>45)</sup>.

시간경과에 따른 마찰력의 변화에 대해서는 Andreasen과 Bishara<sup>42)</sup> 그리고 Huget 등<sup>46)</sup>이 타액환경에서 polyurethane elastomer의 붕괴 (degradation), 그에 따른 stress relaxation 비율의 증가로 인해 마찰력

항이 감소한다는 주장을 하였고, 고와 양<sup>33)</sup>도 시간경과함에 따라 교정선의 종류에 관계없이 마찰력이 감소하였다는 보고를 한 반면 Kusy 등<sup>41)</sup>은 타액이 스테인레스 강 교정선의 표면을 화학적으로 분해시키고 표면장력 효과때문에 접착제 (adhesive)의 역할을 해 오히려 마찰력을 증가시킨다고 하였고 곽 등<sup>39)</sup>도 시간경과에 따른 교정용 브라켓과 교정선 사이의 마찰력 변화에 관한 연구를 시행한 결과 시간경과에 따라 마찰력이 증가하였다는 보고를 하였으며 Riley 등<sup>38)</sup>이 부식의 영향에 따라 마찰력이 증가한다는 등상반된 결과를 보고하였다.

본 실험에서는 시간경과에 따라 마찰력에 어떠한 변화가 일어나는지 알아보기 위해 탄성 모듈을 통상적인 방법으로 결찰하여 결찰 직후, 1주일후, 2주일후, 3주일후 그리고 4주일후 마찰력을 측정하여 본 결과 결찰 직후에서 1주일후까지는 통계학적으로 유의성은 없지만 감소하였고 1주일후부터 3주일후까지는 통계학적으로 유의성이 없지만 증가하였으며 4주일후에는 3주일후보다 통계학적으로 유의성있는 증가가 있었는데 이는 첫 1주일까지는 탄성 모듈의 힘의 붕괴에 의한 영향<sup>42,47,48-53,33,46,54,55)</sup>으로 잠시 감소하였다가 2주일후부터는 완만하게 진행되는 힘의 붕괴 영향보다 타액으로 인한 부식의 영향<sup>38)</sup>과 접착제 효과<sup>41)</sup>가 더 크게 기여하여 나타난 결과로 생각된다.

탄성 모듈을 각각 4가지로 달리 결찰한 경우 twin edgewise 브라켓의 wing을 절반만 결찰하였을 때 가장 낮은 마찰력을 보였고 twisting 즉 “figure of 8” 형태로 결찰한 군과 double overlay tie로 결찰한 군이 공히 높은 마찰력을 보였다. 이는 마찰력이 법선력에 비례한다는 이론으로 설명될 수 있는데 wing의 절반만을 결찰할 때보다 전체를 결찰할 때 탄성 모듈을 더욱 세게 당겨 결찰하여야 하므로 법선력자체가 증가하였기 때문이라고 생각된다. 또한 twisting하거나 double overlay하는 경우 더욱 증가된 마찰력을 보이는 것은 이상으로써 추론하여 볼 수 있을 것으로 생각된다. 활주운동을 이용하여 치아를 이동시키고자 하거나 공간을 폐쇄하고자 할 때 실제로 이동하는 치아 부위는 가능한 마찰저항력이 낮은 것이 고정원의 부담을 줄이며 효과적으로 이동하는데 유리하므로 마찰저항력이 통상적인 전체 wing을 결찰하는 군의 56.7% 정도로 낮은 결찰법인 half tie를 이용하는 것이 도움이 되리라 생각된다. 또한 근심측과 원심측 wing 중 이동하고자 하는 방향쪽의 wing 절반만을 결찰하여 치아이동시 야기되는 회전의 부작용을 경감시킬

수 있을 것으로 생각된다. 예를들어 견치의 후방전인 시 distal-in rotation을 자주 접하게 되는데 twin edgewise 브라켓을 사용하는 경우라면 원심측 wing만을 결찰하여 활주이동시 마찰력을 줄이고 이러한 distal-in rotation과 같은 부작용을 최소화할 수 있을 것이고 전방부를 고정원으로 사용하여 구치를 근심으로 활주이동시킬 때는 구치부 브라켓의 근심측 wing만을 결찰하여 mesial-in rotation을 감소시킬 수 있으며 전치부 공극 폐쇄시 차등이동에 의한 정중선 수정이 요구될 때는 상대적으로 많이 이동시켜야할 치아는 마찰저항력이 유의하게 낮은 half tie를 이동하여야 할 방향의 wing에 적용시켜 잇점을 얻을 수 있으리라 생각된다. 반면 다른 치아의 이동을 위한 고정원에 속하는 치아부위는 통상적인 방법보다 1.7배가량 마찰저항력이 높은 결찰법인 탄성 모듈을 꼬아서 결찰하는 twisting tie나 double overlay tie를 사용함으로써 이동에 대해 저항하는 고정원 강화에 한 몫을 담당할 수 있을 것으로 생각된다. Single edgewise 브라켓에서는 twisting tie를 사용할 수 없으므로 마찰저항에 있어서 이와 유의한 차이가 없는 double overlay tie를 사용하면 될 것이고 twin edgewise 브라켓에서는 두 가지 방법 모두 사용가능할 것으로 생각된다.

스테인레스 강 결찰선을 이용한 결찰법들중 브라켓 wing의 절반만 결찰한 군의 마찰저항력이 브라켓 wing전체를 결찰하는 군이 가지는 마찰저항력의 68.5%를 보였고 이 또한 브라켓 wing의 절반만을 결찰할 때 더 낮은 법선력이 적용되므로써 초래되는 현상인 것으로 생각된다. 즉 wing의 절반만을 결찰할 때보다 전체를 결찰할 때 더 큰 결찰력이 가해지게 된다. Pratten 등<sup>10)</sup>은 브라켓과 교정선 사이의 결찰력의 크기에 따라 타액의 역할이 달라진다고 주장하였는데 결찰력이 약할 때에는 타액이 윤활제로 작용하는 반면 결찰력이 강할 때에는 브라켓과 교정선 사이의 미끄럼운동에 대해 전단저항을 발생시켜 마찰력을 증가시킨다고 하였다. 이러한 시각에서 볼 때 결찰력이 적은 half tie의 경우 타액이 윤활제 역할을 하여 마찰력이 낮아졌고 결찰력이 큰 whole tie의 경우 타액이 오히려 마찰력을 증가시키는 역할을 하였을 것으로 생각된다. 그러므로 이처럼 유의하게 낮은 마찰저항력을 나타내는 wing의 절반만을 결찰하는 방법을 활주이동을 할 치아에 적용시켜 원하는 효과를 증대시킬 수 있을 것으로 생각된다.

스테인레스 강 결찰선의 굵기에 따른 효과로는 결찰선의 굵기가 큰 경우에서 더 큰 마찰력을 나타내었

다. 본 실험에서 needle holder를 이용한 결찰시 가능한 같은 조건을 부여하기 위하여 동일한 횡수로 결찰선을 꼬아서 결찰하였는데 결찰선의 굵기가 큰 경우 같은 횡수의 꼬임에서 굵기가 작은 결찰선에서보다 더 많은 길이가 소요되므로 이로 인해 브라켓 주위로 걸쳐진 결찰선이 더욱 많이 당겨지게 되고 결과적으로 법선력이 증가하여 교정선과 브라켓 사이에 마찰력이 커진 것으로 생각된다.

스테인레스 강 결찰을 needle holder와 ligature tying plier로 시행한 경우 결찰선의 굵기가 동일할 때 ligature tying plier로 한 경우에서 마찰력이 두배 이상으로 크게 나타났다. 이로써 통상적인 needle holder를 이용한 결찰보다 ligature tying plier로 결찰시 더 큰 법선력이 발휘된다고 추론하여 볼 수 있다. 이는 ligature tying plier를 이용할 때 기구를 돌려 결찰선을 꼬기전에 브라켓 주위로 돌려진 결찰선을 엇갈린 상태로 일단 견고히 당겨 교정선과 브라켓이 더욱 밀착될 수 있는 기회를 제공하며 이러한 밀착력은 needle holder를 사용하여서 단순히 기구를 회전시켜 결찰선을 엇갈리게 하므로써 발생하는 밀착력보다 훨씬 클 것으로 생각된다. 다른 치아를 이동시키기 위한 고정원으로 사용되는 치아에서는 가능한 활주운동이 저해되는 방향이 유리하므로 보다 큰 마찰력을 나타내는 결찰법을 이용하는 것이 바람직하다고 생각된다.

결찰재의 재료를 달리 하였을 때 즉 탄성 모듈과 스테인레스 강 결찰선을 이용한 경우 통계학적으로 유의한 차이를 나타내지 않았다. Thurow<sup>20)</sup>은 스테인레스 강 결찰선이 더 큰 강도를 가지므로 치아가 교정선을 따라 활주이동할 때 더 큰 걸리는 힘을 내고 미약한 충생이 존재하는 경우 탄성 모듈 결찰시보다 스테인레스 강 결찰시에 걸림 또는 정지운동이 빈발될 수 있어 스테인레스 강 결찰이 더 큰 마찰력을 나타낸다고 하였고 Riley 등<sup>38)</sup>도 단단하게 결찰한 금속 결찰의 결찰력이 플라스틱 결찰보다 크며 구강내에서 부식의 가능성이 있기 때문에 마찰력을 크게 형성한다고 하였다. 반면, Echols<sup>56)</sup>는 탄성 결찰이 걸리는 힘을 발휘하므로 치아를 활주이동시키기에는 불리하다고 하였으며 Omana 등<sup>28)</sup>도 스테인레스 강 결찰선이 더 낮은 마찰력을 나타낸다고 하였다. 성과 박<sup>21)</sup>은 스테인레스 강 결찰선으로 느슨하게 결찰한 경우보다 플라스틱 결찰재로 결찰한 경우에서 마찰력이 증가하고 스테인레스 강 결찰선으로 단단하게 결찰한 경우 느슨하게 결찰한 경우보다 마찰력이 증가하며 스테인레스 강 교정선과 니켈-타이타늄 교정선에

서는 스테인레스 강 결찰선의 단단한 결찰보다 플라스틱 결찰재로 결찰한 경우에 마찰력이 증가하나 베타-타이타늄 교정선에서는 플라스틱 결찰보다 스테인레스 강 결찰선의 단단한 결찰시 마찰력이 증가하였다고 보고하였으며 Edward 등<sup>57)</sup>과 Bazakidou<sup>58)</sup>는 탄성 모듈 결찰과 스테인레스 강 결찰사이에 유의한 차이가 없다고 발표하였다.

이처럼 스테인레스 강 결찰이 더 큰 마찰력을 나타낸다는 보고, 탄성 모듈 결찰이 더 큰 마찰력을 나타낸다는 보고 그리고 유의한 차이가 없다는 보고들이 대두되는 것은 각 실험마다 실험재료, 실험방법 그리고 결찰방식에 따른 다양성 때문인 것으로 생각된다.

본 실험에서 탄성 모듈을 이용해 결찰한 군들에서는 재료자체간 물성의 변이, 시편 제작시의 오차 그리고 마찰력 실험시의 오차 등에 의한 표준편차가 인정되었지만 스테인레스 강 결찰선을 이용한 경우 상기 나열한 오차들에 술자의 결찰방식에 따른 오차가 더해지게 된다. 물론 가능한 균일하게 결찰하려는 시도를 하였지만 표준편차가 탄성 모듈 결찰군에 비해 스테인레스 강 결찰군에서 크게 나타난 것으로 볼 때 균일한 힘의 적용이 어려웠다는 것을 알 수 있다. Nicolls<sup>59)</sup> 그리고 Omana 등<sup>28)</sup>도 부드러운 금속 결찰선을 사용할 때 아무리 균일하게 결찰하려는 노력을 하더라도 발생하는 마찰력이 상당한 다양성을 가진다고 하였다. 법선력이 증가하면 마찰력이 증가한다는 것은 이론이다.

본 실험에서는 법선력을 정량화, 균일화시키기 위하여 특별히 고안된 기구를 사용하지 않고 실제 임상에서 많이 사용되는 결찰방식으로 결찰하여 구강내와 가능한 유사한 조건하에서 마찰력을 측정하려고 노력하였다. 하지만 실제 구강 환경에서는 섭취되는 음식물에 의한 효과, 효소, 저작력 그리고 온도 등 많은 변수들이 작용하므로 실제환경과 완전히 부합될 수는 없었다.

본 실험을 통하여 얻어진 결과들을 이용하여 결찰양식 적용시 활주이동을 할 부위는 마찰력이 작은 결찰법들을 고정된 부위는 마찰력이 큰 결찰법들을 이용하므로써 원하는 효과를 증대시킬 수 있을 것으로 생각된다.

## V. 요 약

인공타액하에서 시간경과에 따른 교정선과 브라켓 사이의 마찰력 변화, 탄성 모듈과 스테인레스 강 결찰

선을 이용하여 각각 결찰양식을 달리 하였을 때의 마찰력 변화 그리고 결찰재의 재료를 달리 하였을 때의 마찰력 변화를 알아보기 위하여 .018" × .025" 슬롯의 상악 중절치용 standard edgewise twin 브라켓과 .017" × .022" 스테인레스 강 교정선을 탄성 모듈, .009" 스테인레스 강 결찰선 그리고 .012" 스테인레스 강 결찰선을 이용하여 다양하게 결찰하였다. 또한 통상적인 방법으로 결찰한 탄성 모듈 결찰군을 결찰 직후와 1주 간격으로 4주간 마찰력을 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

- 탄성 모듈 whole tie시 시간경과에 따른 마찰력은 4주 경과시 가장 높았으나 3주, 2주, 1주, 결찰 직후 간에는 통계학적으로 유의한 차이가 없었다 ( $p > 0.05$ ).
- 탄성 모듈로 결찰시 마찰력은 twisting tie가 가장 높았고 double overlay tie, whole tie, half tie 순으로 나타났으나 twisting tie와 double overlay tie 간에는 통계학적으로 유의한 차이가 없었다 ( $p > 0.05$ ).
- 스테인레스 강 결찰선으로 결찰시 half tie 군이 whole tie 군보다 낮은 마찰력을 보였으며 ligature tying plier로 결찰한 경우가 needle holder로 결찰한 경우보다 더 높았고 .012" 결찰선을 이용한 경우가 .009" 결찰선을 이용한 경우보다 더 높았다 ( $p < 0.05$ ).
- 통상적인 방법으로 탄성 모듈과 스테인레스 강 결찰선을 이용하여 결찰한 경우 두 군간에 유의한 차이가 없었다 ( $p > 0.05$ ).

### 참 고 문 헌

1. Graber, T.M. and Swain, B.F. : Current orthodontic concepts and techniques, 2nd ed., Philadelphia, USA, W.B. Saunders Co., pp. 194-213, 1975.
2. Proffit, W.R. : Contemporary orthodontics, St. Louis, USA, The C.V. Mosby Co., pp. 263-264, 1986.
3. Steiner, C.C. : Force control in orthodontia, Angle Orthod., 2:252-259, 1932.
4. Moyers, R.E. and Bauer, J.L. : The periodontal response to various tooth movements, Am. J. Orthod., 36:572-580, 1950.
5. Reitan, K. : Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics, Am. J. Orthod., 43:32-45, 1957.
6. Hixon, E.H., Atikian, H., Callow, G.E., McDonald, H.W., and Tacy, R.J. : Optimal force, differential force, and anchorage, Am. J. Orthod., 55(1):437-457, 1969.
7. Boester, C.H. and Johnston, L.E. : A clinical investigation of the concepts of differential and optimal force in canine retraction, Angle Orthod., 44(2):113-119, 1974.
8. 성백능 : 기초물리학. 이우출판사, pp. 60-63, 1981.
9. 조명숙, 김종철 : 고정성 교정장치를 이용한 치아 이동시 발생하는 마찰력, 대한치과교정학회지, 20(2):409-416, 1980.
10. Pratten, D.H., Popli, K., Germane, N., and Gunsolley, J.C. : Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets, Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 98:398-403, 1990.
11. Bednar, J.R., Gruendeman, G.W., and Sandrik, J.L. : A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires, Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 100:513-522, 1991.
12. Stannard, J.G., Gau, J.M., and Hanna, M.A. : Comparative friction of orthodontic wires under dry and wet conditions, Am. J. Orthod., 89:485-491, 1986.
13. Garner, L.D., Allai, W.W., and Mooe, B.K. : A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire, Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 90:199-203, 1986.
14. Kusy, R.P., Whitley, J.Q., Mayhew, M.J., and Buckthal, J.E. : Surface roughness of orthodontic arch wires, Angle Orthod. 58:33-45, 1988.
15. 민정미, 서정훈 : 치아의 활주 이동시 교정용 brackets와 archwire 사이에서 발생하는 마찰 저항력에 관한 비교 연구, 대한치과교정학회지, 18(1):155-163, 1988.
16. Kusy, R.P. and Whitley, J.Q. : Surface roughness of orthodontic archwire via laser spectroscopy, Angle Orthod., 58:33-45, 1988.
17. 황현식, 박영철 : 인공타액하에서 수중 교정선의 마찰력에 관한 실험적 연구, 대한치과교정학회지, 19(1):245-255, 1989.
18. Kusy, R.P. and Whitley, J.Q. : Coefficients of friction for arch wires in stainless steel and polycrystalline alumina bracket slots, Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 98:300-312, 1990.
19. Vaughan, J.L., Duncanson, M.G., Nanda, R.S., and Frans Currier, G. : Relative kinetic frictional forces between sintered stainless steel brackets and orthodontic wires, Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 107:20-7, 1995.
20. Thurrow, R.C. : Elastic ligatures, binding forces, and anchorage taxation, Am. J. Orthod., 67:694, 1975.
21. 성현미, 박영철 : 교정용 Bracket과 Archwire사이의 마찰 저항에 대한 비교연구, 대한치과교정학회지, 21(3):543-558, 1991.



22. Angolkar, P.V., Kapila, S., Duncanson, M.G., and Nanda, R.S. : Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires four alloys, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 98:499-506, 1990.
23. Kapila, S., Angolkar, P.V., Duncanson, M.G., and Nanda, R.S. : Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 98:117-126, 1990.
24. Ogata, R.H., Nanda, R.S., Duncanson, M.G., Sinha, P.K., and Frans Currier, G. : Frictional resistances in stainless steel bracket-wire combinations with effects of vertical deflections, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 109:535-542, 1996.
25. Kamiyama, T. and Sasaki, T. : Friction and width of brackets, *J. Jpn. Orthod. Soc.*, 32:286-289, 1973.
26. Frank, C.A. and Nikolai, R.J. : A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire, *Am. J. Orthod.*, 78:593-609, 1980.
27. Feeney, F., Morton, J., and Burstone, C. : The effect of bracket width on bracket-wire friction, *J. Dent. Res.*, 67:A1969, 1988.
28. Omana, H.M., Moore, R.N., and Bagby, M.D. : Frictional properties of metal and ceramic brackets, *J. Clin. Orthod.*, 26:425-432, 1992.
29. Yamaguchi, K., Nanda, R.S., Morimoto, N., and Oda, Y. : A study of force application, amount of retarding force, and bracket width in sliding mechanics, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 109:50-56, 1996.
30. Drescher, D., Bourauel, C., and Schumacher, H. : Frictional forces between bracket and arch wire, *Am. J. Orthod. Dentofac. orthop.*, 96:397-404, 1989.
31. Edie, J.W., Andreasen, G.F., and Zaytoun, M.P. : Surface corrosion of nitinol and stainless steel under clinical conditions, *Angle Orthod.*, 51:319-324, 1981.
32. Maijer, R. and Smith, D.C. : Corrosion of orthodontic bracket bases, *Am. J. Orthod.*, 81:43-48, 1982.
33. 고정석, 양규호 : 인공타액하에서 교정선과 Bracket간의 마찰력에 대한 연구, *대한치과교정학회지*, 18(1):55-63, 1988.
34. Baker, K.L., Nieberg, L.G., Weimer, A.D., and Hanna, M. : Frictional changes in force values caused by saliva substitution, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 91:316-20, 1987.
35. 장시호, 권오원, 김교환 : TiN피막 처리된 교정 장치물의 마찰 저항력에 관한 비교연구, *대한치과교정학회지*, 23(4): 671-691, 1993.
36. Tidy, D.C. : Frictional forces in fixed appliances, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 96:249-254, 1989.
37. Stoner, M. : Force control in clinical practice, *Am. J. Orthod.*, 46:163-86, 1960.
38. Riley, J.L., Garrett, S.G., and Moon, P.C. : Frictional forces of ligated plastic and metal edgewise brackets, *J. Dent. Res.*, 58:A21, 1979.
39. 광춘, 김진범, 손우성 : 시간경과에 따른 교정용 bracket과 교정선 사이의 마찰력 변화에 관한연구, *대한치과교정학회지*, 23:283-294, 1993.
40. Greenberg, A.R. and Kusy, R.P. : A survey of specialty coatings for orthodontic wires, *J. Dent. Res.*, 58:A23, 1979.
41. Kusy, R.P., Whitley, J.Q., and Prewitt, M.J. : Comparison of the frictional coefficients for selected archwire-bracket slot combinations in the dry and wet states, *Angle Orthod.*, 61:293-301, 1991.
42. Andreasen, G.F. and Bishara, S.E. : Comparison of alastik chains and elastics involved with intra-arch molar to molar forces, *Angle Orthod.*, 40:151-160, 1970.
43. 김주형, 이기수 : 교정용 천연 및 합성 고무탄성체의 이완 양태에 관한 연구, *대한치과교정학회지*, 21(2):433-445, 1991.
44. Ogura, M., Yamagata, K., Kubota, S., Kim, J.H., Kuroe, K., and Ito, G. : Comparison of tooth movements using friction-free and preadjusted edgewise bracket systems, *J. Clin. Orthod.*, 6:325-330, 1996.
45. Pollit, D.J.J. : Twist Ligation : A Technique to Reduce Archwire Binding, *J. Clin. Orthod.*, 3:150-153, 1996.
46. Huget, E.F., Patrick, K.S., and Nunez, L.J. : Observations on the elastic behavior of a synthetic orthodontic elastomer, *J. Dent. Res.*, 69(2):496-501, 1990.
47. Bishara, S.E. and Andreasen, G.F. : A comparison of time related forces between plastic alastiks and latex elastics, *Angle Orthod.*, 40:319-328, 1970.
48. Hershey, H.G. and Reynolds, W.G. : The plastic module as an orthodontic tooth-moving mechanism, *Am. J. Orthod.*, 67 : 554-562, 1975.
49. Wong, A.K. : Orthodontic elastic materials, *Angle Orthod.*, 46:196-205, 1976.
50. Young, J. and Sandrik, J.L. : The influence of preloading on stress relaxation of orthodontic elastic polymers, *Angle Orthod.*, 49:104-109, 1979.
51. Brantley, W.A., Salander, S., Myers, C.L., and Winders, R.V. : Effects of prestretching on force degradation characteristics of plastic modules, *Angle Orthod.* 49:37-43, 1979.
52. 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.
53. Killiany, D.M. and Duplessis, J. : Relaxation of elastomeric chains, *J. Clin. Orthod.*, 19:592-593, 1985.

54. Taloumis, L.J., Smith, T.M., Hondrum, S.O., and Lorton, L. : Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 111:1-11, 1997.
55. Lu, T.C., Wang, W.N., Tarnag, T.H., and Chen, J.W. : Force decay of elastomeric chain - A serial study Part II, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 104:373-377, 1993.
56. Echols, P.M. : Elastic ligatures : Binding forces and anchorage taxation, *Am. J. Orthod.*, 67:219-220, 1975.
57. Edwards, G.D., Davies, E.H., and Jones, S.P. : The Ex vivo effect of ligation technique on the static frictional resistance of stainless steel brackets and archwires, *British J. Orthod.*, 22:145-153, 1995.
58. Bazakidou, E. : Evaluation of frictional resistance of esthetic brackets, Master's thesis, University of Oklahoma, 1995.
59. Nicolls, J. : Frictional forces in the fixed orthodontic appliance, *Den. Pract. Dent. Res.*, 18:362-366, 1968.

- ABSTRACT -

## THE EFFECT OF LIGATION METHOD ON THE FRICTIONAL FORCE BETWEEN ORTHODONTIC BRACKET AND ARCHWIRE

Hyun-Jeong Shin<sup>1)</sup>, Oh-Won Kwon<sup>1)</sup>, Kyo-Han Kim<sup>2)</sup>

*Department of Orthodontics, School of Dentistry, Kyungpook National University<sup>1)</sup>  
Department of Dental Materials, School of Dentistry, Kyungpook National University<sup>2)</sup>*

The frictional force has been considered as an harmful factor in an active unit where tooth movement occurs, but as an advantageous factor in anchor unit that resist tooth movement. That is, efficient tooth movement is planned by using ligation methods that have low levels of bracket-wire frictional force and the anchorage control can be achieved by using ligation methods that have high levels of bracket-wire frictional force that result in binding of the bracket accompanied by little or no tooth movement.

The purpose of this study was to evaluate the frictional force generated between bracket and wire in accordance with the methods of ligation, the material of ligation and the passage of time under artificial saliva. Tested were 0.017×0.022 inch stainless steel wires in standard edgewise twin brackets for upper central incisors in a 0.018-inch slot. The wires were ligated into the brackets with elastomeric modules and stainless steel ligatures. Whole tie, half tie, twisting tie and double overlay tie were done with elastomeric modules. With 0.009-inch stainless steel ligature whole tie and half tie were done by needle holder and whole tie by ligature tying plier. With 0.012-inch stainless steel ligature whole ties were done by needle holder. Whole tie groups of elastomeric module were kept in artificial saliva bath at 37°C for 28 days. The frictional force was recorded by means of an Instron universal testing instrument (4202 INSTRON, Instron Co., U.S.A.) at initial, 7, 14, 21, and 28 days.

The results for ligated samples in a simulated oral environment revealed the following :

- In elastomeric module whole tie, 28 days group was significantly greater mean static frictional force than any other group but there were no significant differences among any other group (p>0.05).
- Elastomeric module twisting ties were significantly greater mean static frictional forces than any other ligation method but there were no significant differences between twisting tie and double overlay tie (p>0.05). Twisting tie, double overlay tie, whole tie, half tie showed differences in decreasing order.
- Stainless steel half tie produced lower mean static frictional force than whole tie, ligation by ligature tying plier

produced greater mean static frictional force than by needle holder and ligation with 0.012-inch stainless steel ligature produced greater mean static frictional force than with 0.009-inch stainless steel ligature ( $p < 0.05$ ).

- There were no significant differences between the mean static frictional forces of elastomeric whole tie and stainless steel whole tie ( $p > 0.05$ ).

KOREA. J. ORTHOD. 1998 ; 28 : 1-15

※ **Key words** : Frictional force, Stainless steel ligature, Elastomeric module ligature