

# 人工唾液下에서 矯正線과 Bracket 간의 摩擦力에 대한 研究

全南大學校 齒科大學 矯正學教室

고정석 · 양규호

## - ABSTRACT -

### FRictional Forces BETWEEN ORTHODONTIC WIRE AND BRACKET UNDER ARTIFICIAL SALIVA

Jeong Seok Ko , Kyu Ho Yang

*Dept. of Orthodontics, College of Dentistry  
Chosun National University*

It has been suggested that the frictional force between bracket and arch wire may impede the tooth movement. The present study was aimed to compare and analyze the effect of wire size, type of ligation, and duration of ligation on the magnitude of frictional force between cobalt chromium wire and stainless steel bracket under the artificial saliva.

The results were as follows:

1. Type of ligation and size of wire were the main influencing factor on the level of friction.
2. Stainless steel ligature generated higher frictional forces than elastomeric module.
3. The rectangular wire consistently exhibited more frictional force values than round wires, while there was no significant difference between frictional forces of round wires.
4. In elastic ligature, frictional force decreased with time.
5. Artificial saliva had no significant influence on the frictional force between cobalt chromium wire and bracket.

## - 目 次 -

- I. 緒 論
- II. 實驗材料 및 方法
- III. 實驗結果
- IV. 總括 및 考察
- V. 結 論
- 參考文獻
- 英文抄錄

### I. 緒 論

不正咬合을 치료하기 위한 矯正治療裝置중 固定性 矯正裝置를 이용한 矯正治療術式은 1926年 Edward E. Angle이 Edgewise arch mechanism을 소개한 이래, 새로운 교정재료 및 장치의 개발로 많은 변화와 발전을 하여왔고<sup>1,2)</sup>, 이러한 矯正治療術式의 발달과 함께 矯正用 bracket과 弧線간에 발생하는 滑走摩擦(sliding friction)은 齒科矯正醫들에게 많은 관심의 대상이 되어왔다.

滑走摩擦이란 접촉하고 있는 두 물체 중 하나가 상대적으로 움직이려고 할때 발생하는 일종의 저항으로서, 이때 생기는 摩擦抵抗力은 접촉면에 수직으로 작용하는 垂直抗力(normal force)과 물체의 재질 뿐만 아니라 동일한 재질에서도 윤활제 개입과 같은 環境의 與件에 따라 변하는 摩擦係數에 의해 결정된다.<sup>3,4)</sup> 따라서 固定性 矯正裝置를 이용한 개개 치아의 近遠心移動이나 前齒群의 後方索引시 bracket과 弧線간에 발생하는 마찰력은 치아의 이동을 제약하는 하나의 요인으로 작용할 수 있다.<sup>5)</sup>

이러한 제약을 최소화 하려는 목적에서 Riley등<sup>6)</sup>, Frank와 Nikolai<sup>7)</sup>는 각각 矯正線과 bracket의 材質과 形狀, 結紮材의 結紮樣式, bracket간의 거리, 矯正線과 bracket이 이루는 각도 및 結紮材의 結紮後 時間經過에 따른 마찰력을 비교하여 보고하였고, Greenberg와 Kusy<sup>8)</sup>는 矯正線에 특수코팅을 함으로써 矯正線과 bracket간의 마찰력을 줄일 수 있다고 발표하였다. 또한 Thurow<sup>9)</sup>는 임상적 관점에서 唾液이 하나의 윤활제 역할을 할 수 있을 것으로 추측하였고, Stannard등<sup>10)</sup>과 Baker등<sup>11)</sup>은 人工唾液이 矯正線과 bracket간의 마찰력에 미치는 영향에 관해

보고하였다.

이와 같은 矯正線과 bracket간의 마찰력에 대한 많은 비교 연구에도 불구하고 코발트-크롬계의 矯正線을 이용한 연구가 비교적 희귀할 뿐 아니라 結紮材의 結紮樣式과 함께 마찰력이 발생하는 環境의 與件에 대한 평가도 또한 중요하리라 사료되어 저자는 37°C로 유지시킨 人工唾液하에서 상악 중절치용 스테인레스 스틸 edgewise bracket을 이용하여 코발트-크롬계 矯正線의 종류, 結紮材의 結紮樣式 및 結紮後 時間經過에 따른 最大靜止摩擦力을 비교하였으며, 이를 다시 공기중의 對照實驗群과 비교하여 코발트-크롬계 矯正線과 bracket간의 마찰력에 人工唾液이 미치는 영향에 관해 연구한 바 흥미있는 소견을 얻었기에 보고하는 바 이다.

### II. 實驗材料 및 方法

#### 1. 實驗材料

Bracket은 상악중절치용 스테인레스 스틸 edgewise bracket(0.018 inch×0.022 inch slot, R.M. Co., USA)을 이용하였으며, 矯正線은 코발트-크롬계의 0.016 inch, 0.018 inch 圓形線(Green, Elgiloy, R.M.Co., USA) 및 0.016inch×0.022inch 角線(Yellow, Elgiloy, R.M.Co., USA) 등 3種을 이용하였고, 結紮材는 elastomeric module(0.110 inch, R.M.Co., USA)과 스테인레스 스틸 結紮線(0.010inch, Unitek, USA) 등 2種을 이용하였다.

본 실험에서 사용한 人工唾液은 Shannon에 의해 만들어진 VA-Oralube<sup>12,13,14)</sup>와 유사한 조성비율로 합성하였으며(Table 1), 합성된 人工唾液은 비중 1.005, pH7.0으로 VA-Oralube의 것과 유사하였다.

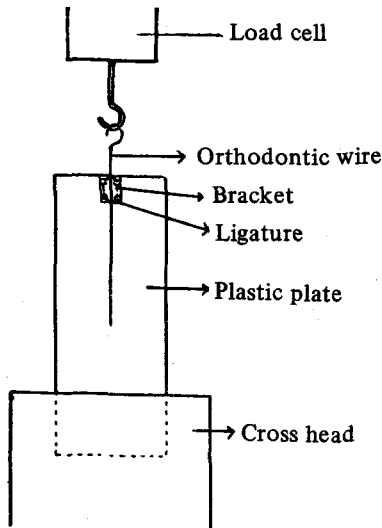
#### 2. 實驗方法

實驗試片은 먼저 20mm×50mm×2mm의 합성수지판에 自家合成樹脂(MonoLok, R.M.Co., USA)를 이용하여 bracket base의 邊緣과 합성수지판의 上端이 일치된 상태에서 합성수지판의 長軸과 bracket slot이 平行하도록 bracket을 접착시킨 후, 3種의 矯正線을 각각 elastomeric module이나 스테인레스 스틸 結紮線 중 한가지를 이용하여 결찰하였

**Table 1.** Formula for modified VA-Oralube used

KCl	2.498 gm
NaCl	3.462 gm
MgCl <sub>2</sub>	0.235 gm
CaCl <sub>2</sub>	0.665 gm
K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub>	3.213 gm
KH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub>	1.304 gm
Methyl p-hydroxybenzoate	8.0 gm
NaF	17.68 mgm
70% Sorbitol (Sorbo)	171.0 gm
Na carboxymethylcellulose	40.0 gm
Water, q.s. ad	4000.0 ml

\* Specific gravity: 1.005, pH: 7.0.



**Fig. 1.** Schematic drawing of test specimen set on Instron.

고 이 때 矯正線은 4cm의 길이로, 한 쪽 끝에 牽引張力을 적용시킬수 있도록 고리를 형성하였다(Fig. 1).

Bracket과 矯正線의 結紮은 elastomeric module의 경우에는 Alastik pliers를 이용하였으며, 스테인레스 스틸 結紮線의 경우에는 ligature tying pliers를

이용하여 通法에 의해 가능한 균일하고 단단히 結紮하였다.

총 試片의 수는 78개로 각 矯正線에 따라 동일한 試片의 수를 elastomeric module을 이용하여 結紮한 경우는 각각 10개씩, 스테인레스 스틸 結紮線을 이용하여 結紮한 경우는 각각 16개씩으로 하여, 이를 2개의 群으로 분류하여 한 群은 水槽를 이용하여 37°C로 유지시킨 人工唾液이 든 밀폐된 용기내에 보관하였으며, 다른 한 群은 공기중에 방치한 對照實驗 群으로 하였다.

마찰력은 Universal testing machine(1115, Instron Co., USA)을 이용하여 5mm/sec의 chart speed, 20kg의 load cell, 1cm/min의 cross-head speed로 矯正線, bracket slot, load cell의 中心을 일치시킨 상태에서 結紮材의 結紮직후, 結紮 24시간 후, 結紮 일주일 후 등 각 試片당 3차례씩의 牽引張力을 가해 矯正線이 처음 움직이기 시작하는 점을 기록지를 이용하여 계속하였고, 人工唾液내에 보관된 試片의 경우는 계속후 다시 새로운 人工唾液으로 교환하여 다음 계속시까지 밀폐된 용기내에 보관하였다.

矯正線, bracket, 結紮材 및 합성수지판으로 구성된 78개의 試片을 대상으로 총 234회에 걸친 실험계측치를 기록하여 矯正線의 종류, 結紮材의 結紮樣式, 實驗環境 및 結紮材의 結紮後 經過된 時間 등 각 조건의 항목별 평균치와 표준편차를 산출하였고, 각 조건들과 마찰력과의 相關關係를 究明하기 위하여 마찰력을 종속변수로 하고 각 조건들을 독립변수로 한 多重回歸分析(multiple regressional analysis)을 시행하였으며, 각 조건의 항목별 유의성은 結紮材의 結紮後 時間經過에 따른 경우는 Student's paired t-test를, 矯正線의 종류, 結紮材의 結紮樣式 및 實驗環境에 따른 경우는 unpaired t-test를 이용하여 檢定하였다.

### III. 實驗 結果

#### 1. 각 조건들과 마찰력간의 相關關係

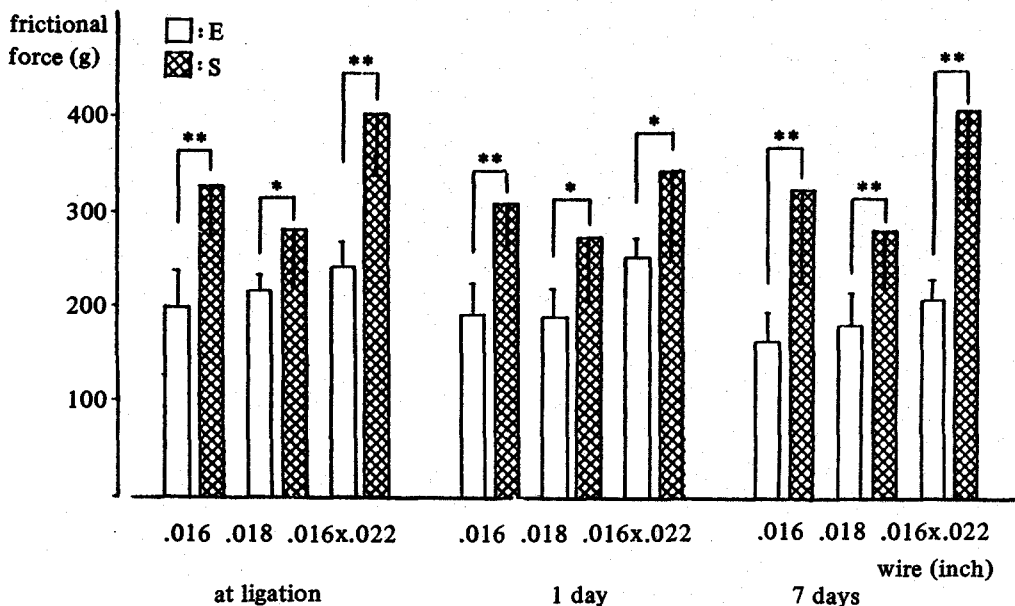
矯正線의 종류, 結紮材의 結紮樣式, 實驗環境 및 結紮材의 結紮後 經過된 時間 등 4가지 조건 중 마찰력에 주된 영향을 미치는 것은 結紮材의 結紮樣式

**Table 2.** Maximum static frictional force in each group

(in grams)

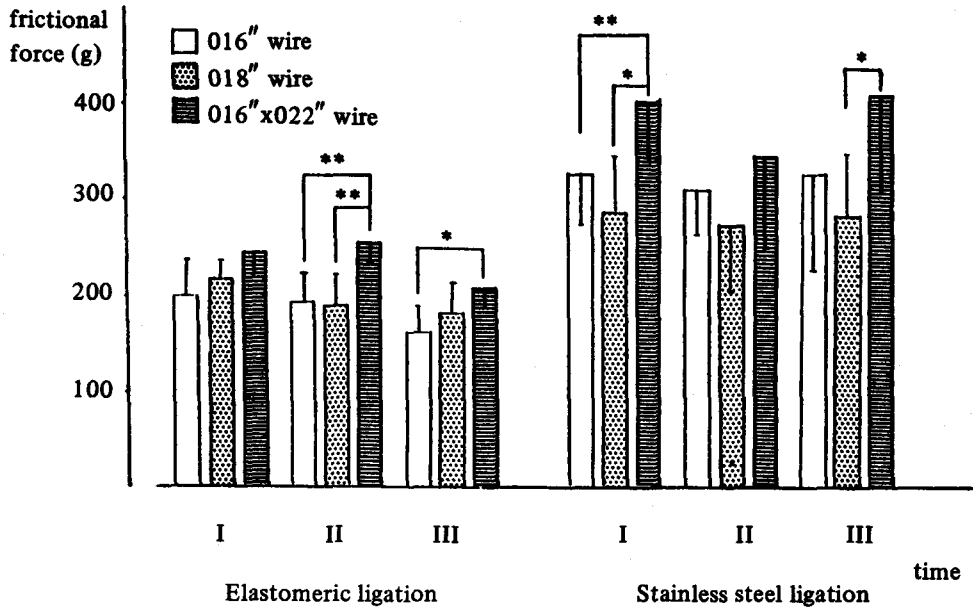
Wire	Condition	Ligature type	Time		
			at ligation	1 day	7 days
			Mean $\pm$ S.D.	Mean $\pm$ S.D.	Mean $\pm$ S.D.
.016"	Wet	E.M.	199 $\pm$ 37	193 $\pm$ 31	164 $\pm$ 29
		S.S.	328 $\pm$ 53	311 $\pm$ 47	327 $\pm$ 100
	Dry	E.M.	203 $\pm$ 30	205 $\pm$ 57	231 $\pm$ 90
		S.S.	365 $\pm$ 111	355 $\pm$ 60	295 $\pm$ 75
.018"	Wet	E.M.	217 $\pm$ 19	189 $\pm$ 32	182 $\pm$ 32
		S.S.	283 $\pm$ 63	275 $\pm$ 70	283 $\pm$ 66
	Dry	E.M.	220 $\pm$ 24	239 $\pm$ 20	259 $\pm$ 32
		S.S.	257 $\pm$ 40	273 $\pm$ 51	231 $\pm$ 54
.016" x .022"	Wet	E.M.	246 $\pm$ 27	254 $\pm$ 20	208 $\pm$ 21
		S.S.	403 $\pm$ 64	346 $\pm$ 94	410 $\pm$ 104
	Dry	E.M.	259 $\pm$ 14	269 $\pm$ 24	285 $\pm$ 47
		S.S.	399 $\pm$ 57	367 $\pm$ 58	303 $\pm$ 67

E.M.; Elastomeric module, S.S.: Stainless steel ligature wire.



**Fig. 3.** Comparison of mean frictional forces ( $\pm$ S.D.) in relation to ligature type.

\* p < 0.05, \*\* p < 0.01. S: stainless steel ligation, E: elastomeric ligation.



**Fig. 4.** Comparison of mean frictional forces ( $\pm$ S.D.) in relation to wire size.  
 \*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ . I: at ligation, II: at 1 day after ligation, III: at 7 days after ligation.

이었고, 그 다음이 矯正線의 종류로 나타났다 (Table 2, 3).

### 2. 結紮材의 結紮樣式에 따른 마찰력의 비교

矯正線의 종류에 관계없이 elastomeric module로 결찰한 경우가 스테인레스 스틸 結紮線으로 결찰한 경우에 비해 보다 일정하고 작은 마찰력을 보였으며, elastomeric module로 결찰한 경우와 스테인레스 스틸 結紮線으로 결찰한 경우의 마찰력 간의 차는 結紮材의 結紮後 時間이 경과함에 따라 더욱 커졌다 (Table 2, Fig. 3).

### 3. 矯正線의 종류에 따른 마찰력의 비교

0.016inch 圓形線과 0.018inch 圓形線간에는 마찰력의 유의한 차가 없었으나, 圓形線에 비해 0.016 inch  $\times$  0.022inch 角線이보다 큰 마찰력을 나타냈다 (Table 2, Fig. 4).

**Table 3.** Multiple regression analysis of frictional forces<sup>+</sup>

Variable	Regression coefficient	Standard error	Partial r <sup>2</sup>
Wire	23.2372	5.5751	0.0705*
Condition	5.2137	9.1040	0.0014
Ligation	99.3333	9.3566	0.3298*
Time	-10.0321	5.5751	0.0139
Constant	89.8803		

+ : number of cases = 234,  $r = 0.6071$ .

\* :  $p < 0.001$ .

### 4. 結紮材의 結紮後 時間經過에 따른 마찰력의 비교

elastomeric module로 결찰한 경우는 결찰 후 시

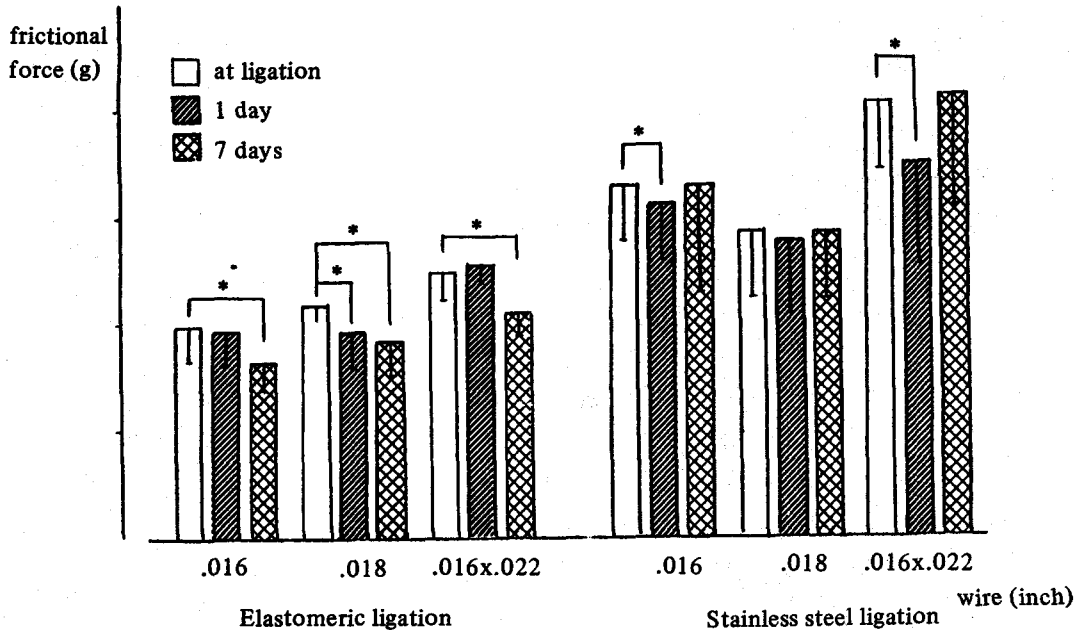


Fig. 5. Comparison of mean frictional forces ( $\pm$ S.D.) in relation to length of time after ligation.  
\*  $p < 0.05$ .

간이 경과함에 따라 矯正線의 종류에 관계없이 마찰력이 감소 하였으며, 스테인레스 스틸 結紮線으로 결찰한 경우는 결찰 24시간 후에는 감소하였으나 결찰직후와 결찰 일주일후의 마찰력은 유의한 차가 없었다(Table 2, Fig. 5).

#### 5. 實驗環境에 따른 마찰력의 비교

結紮材의 결찰직후 공기중의 對照實驗群과 人工唾液下에서의 實驗群간의 마찰력에는 유의한 차가 없었다(Table 2, Fig. 6).

#### IV. 總括 및 考察

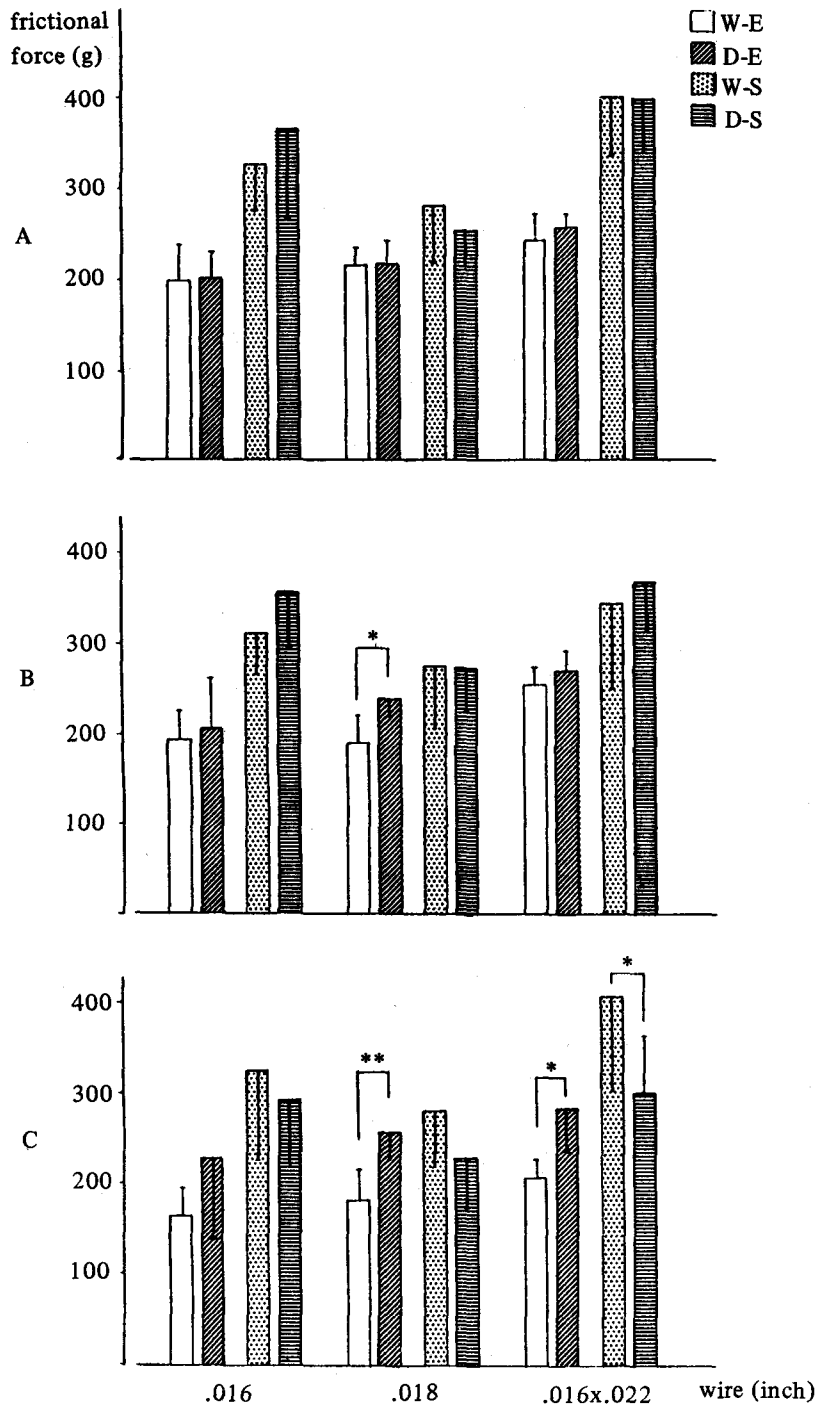
固定性 矯正裝置를 이용한 치아이동시 bracket과 弧線간에 발생되는 마찰력은 치아이동을 制約하는 하나의 要因으로 작용할 수 있기 때문에 중요한 의의를 지닌다.

두 물체 사이에서 발생되는 마찰력은 垂直抗力에 비례하고, 두 물체의 摩擦係數가 동일한 경우 접촉면의 크기와 滑走速度에 무관하다는 一舟原則을 지

니며<sup>3,4,5,10</sup>, 比例常數인 마찰계수는 물체의 材質과 環境的 與件에 따라 달라질 수 있다.<sup>15</sup> 따라서 bracket과 弧線간의 마찰력은 垂直抗力에 영향을 미치는 結紮材의 結紮力과 더불어 摩擦係數에 영향을 미치는 矯正線, bracket 및 結紮材의 材質과 唾液 등의 環境的 與件에 따라 달라질 수 있을 것으로 사료된다.

본 연구에서는 합성된 人工唾液下에서 코발트-크롬계 矯正線의 종류, 結紮材의 結紮樣式 및 結紮後 時間 經過에 따른 矯正線과 bracket간의 最大靜止摩擦力을 비교하였다.

結紮材의 結紮樣式에 따른 마찰력 비교에서 elastomeric module을 이용하여 결찰한 경우가 스테인레스 스틸 結紮線을 이용한 경우보다 더 작고 일정한 마찰력을 보였다. 이러한 결과는 elastomeric module을 이용하여 결찰 할 경우 마찰력이 크므로 치아의 近遠心 移動시 elastic ligature를 피하는 것이 바람직하다고 한 Echols<sup>6</sup>의 보고와는 相反되지만, 임상에서 通法에 의한 결찰시 elastomeric module보다는 스테인레스 스틸 結紮線을 이용할 경우의 結紮力이 더 크므로 bracket과 弧線간의 마찰력



**Fig. 6.** Comparison of mean frictional forces ( $\pm$ S.D.) in dry and wet conditions. A) at ligation B) at 1 day after ligation, C) at 7 days after ligation.  
 \*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ . W-E: wet-elastomeric ligation, D-E: dry-elastomeric ligation  
 W-S: wet-stainless steel ligation, D-S: dry-stainless steel ligation.

이 더 크다고, 발표한 Riley 등<sup>6)</sup>, Thurow<sup>9)</sup> 및 Adams와 Powers<sup>17)</sup> 등의 연구보고와 일치하였다. 또한 동일한 조건에서 elastomeric modul을 이용하여 결찰한 경우가 스테인레스 스틸 結紮線을 이용하여 결찰한 경우에 비해 보다 일정한 마찰력을 보인것은 elastomeric module의 크기가 일정하게 규격화되어 있으므로 결찰시 술자에 의한 結紮力의 可變性이 적은 반면에, 스테인레스 스틸 結紮線의 경우는 그렇지 못하므로 해서 초래된 결과로 사료된다. 따라서 본 연구 결과에 의하면 치아의 近遠心 移動이 필요한 경우에는 스테인레스 스틸 結紮線을 이용하는 것보다 elastomeric module을 이용하여 bracket과 弧線을 結紮시켜주는 것이 술자에 의한 可變性을 줄일 수 있는 보다 효과적인 방법으로 사료된다.

矯正線의 종류에 따른 마찰력은 Riley 등<sup>6)</sup>, Echols<sup>6)</sup>, Baker 등<sup>11)</sup> 및 Frank와 Nikolai<sup>17)</sup> 등의 연구 결과와 유사하게 bracket과 접촉면이 큰 0.016 inch × 0.022 inch 角線이 0.016 inch와 0.018 inch 圓形線에 비해 큰 마찰력을 보였고 圓形線간의 마찰력에는 유의한 차가 없는 것으로 나타났다.

結紮材의 結紮後 時間經過에 따른 마찰력은 elastomeric module로 결찰한 경우 人工唾液下에서 시간이 경과함에 따라 마찰력이 감소하였는데 이는 既研究者들<sup>18,19,20,21,22,23,24,25)</sup>이 지적한 바와 같이 시간 경과에 따라 elastomeric module의 彈力性이 감소함으로써 야기된 결과로 사료된다. 반면에 스테인레스 스틸 結紮線으로 결찰한 경우 결찰 24시간 후에는 마찰력이 감소하였다가 결찰 일주일 후에 증가하는 양상을 보인 것은 시간 경과에 따라 矯正線과 結紮線에 腐蝕이 발생되어 마찰력이 증가하였기 때문이라고 사료된다.

구강내에서 발생하는 bracket과 弧線간의 마찰력은 Thurow<sup>9)</sup>가 지적한 바와 같이 唾液과 같은 環境的 條件과 저작과정중 일어나는 치아의 미세한 운동 등에 의해 영향을 받을 수 있다. 따라서 구강환경과 보다 유사한 조건하에서 마찰력을 비교하기 위하여 Baker 등<sup>11)</sup>과 Stannard 등<sup>10)</sup>은 타액 유출이 감소된 口腔乾燥症 환자를 위해 개발된 人工唾液(Xerolube, Scherer Laboratories, Inc., Dallas, Texas)을 이용하여 마찰력을 비교하였다. 이러한 비교 연구에서 Baker 등<sup>11)</sup>은 人工唾液이 矯正線과 bracket간의 마찰력을 15%~19% 감소

시킬 수 있다고 하였고, Stannard 등<sup>10)</sup>은 矯正線과 結紮線의 材質에 따라 人工唾液이 矯正線과 bracket간의 마찰력에 미치는 영향은 달라질 수 있다고 보고한 바 있다. 코발트-크롬계의 矯正線을 이용한 본 연구에서는 Stannard 등<sup>10)</sup>의 결과와 유사하게 人工唾液이 코발트-크롬계 矯正線과 bracket간의 마찰력에는 뚜렷한 영향을 미치지 않는 것으로 나타났다. 이처럼 본 연구 결과가 Baker 등<sup>11)</sup>의 연구결과와 相異하게 나타난 것은 實驗材料나 計測時期 및 實驗方法의 차이로 인해 야기된 결과로 사료된다.

본 연구에서는 口腔乾燥症 환자를 위해 개발된 人工唾液下에서 同一한 bracket과 制限된 矯正線 및 結紮材를 이용하여 時間經過에 따른 마찰력만을 비교 하였으나 向後 다양한 bracket, 矯正線 및 結紮材를 이용한 보다 체계적인 마찰력의 비교와 함께, 이러한 실험이 구강 내 조건과 보다 유사한 상태에서 객관성을 지닐 수 있도록 人工唾液의 개발을 포함한 더욱 광범위한 연구가 필요하리라 사료된다.

## V. 結 論

37°C로 유지시킨 人工唾液下에서 同一한 상악 중절치용 스테인레스 스틸 edgewise bracket을 이용하여 코발트-크롬계 矯正線의 종류, 結紮材의 結紮樣式 및 結紮後 時間經過에 따른 最大靜止摩力을 비교하고, 이를 다시 공기 중의 對照實驗群과 비교하여 人工唾液이 코발트-크롬계 矯正線과 bracket간의 마찰력에 미치는 영향에 관해 연구한 바 다음과 같은 結果를 얻었다.

1. 摩力에 영향을 미치는 주된 요인은 結紮材의 結紮樣式과 矯正線의 종류로 나타났다.
2. 結紮材의 結紮樣式에 따른 마찰력은 elastomeric module을 이용한 경우보다 스테인레스 스틸 結紮線을 이용하여 결찰한 경우가 더 큰 마찰력을 보였다.
3. 矯正線의 종류에 따른 마찰력은 0.016 inch, 0.018 inch 圓形線에 비해 0.016 inch × 0.022 inch 角線이 보다 큰 마찰력을 보였으며, 圓形線간에 유의한 차이는 없었다.
4. Elastomeric module을 이용하여 결찰한 경우 마찰력은 時間經過에 따라 감소하였다.
5. 人工唾液이 코발트-크롬계 矯正線과 bracket간의 마찰력에는 현저한 영향을 미치지 않았다.



## REFERENCES

1. Graber, T.M., and Swain, B.F.: Current orthodontic concepts and techniques, 2nd ed., W.B. Saunders Co., 1975, p. 453.
2. Renfroe, E.W.: Edgewise, Lea & Febiger, Philadelphia, 1975, p. 104.
3. Thurow, R.C.: Edgewise orthodontics, 4th ed., The C.V. Mosby Co., St. Louis, 1982, p.168.
4. Nikolai, R.J.: Bioengineering analysis of orthodontic mechanics, Lea & Febiger, Philadelphia, 1987, p. 53.
5. Proffit, W.R.: Contemporary orthodontics, The C.V. Mosby Co., St. Louis, 1986, p. 263.
6. 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.
7. 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.
8. Greenberg, A.R., and Kusy, R.P.: A survey of specialty coatings for orthodontic wires, J. Dent. Res. 58:A22, 1979.
9. Thurow, R.C.: Elastic ligatures, binding forces, and anchorage taxation, Am. J. Orthod. 67:694, 1975.
10. 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.
11. Baker, K.L., Nieberg, L.G., Weimer, A.D., and Hanna, M.A.: Frictional changes in force values caused by saliva substitution, Am. J. Orthod. 91:316-329, 1987.
12. Shannon, I.L., McCrary, B.R., and Starcke, E.N.: A saliva substitute for use by xerostomic patients undergoing radiotherapy to head and neck, Oral Surg. Oral med. Oral Pathol. 44:656-661, 1977.
13. Nakamoto, R.Y.: Use of a saliva substitute in postradiation xerostomia, J. Prosthet. Dent. 42:539-542, 1979.
14. Newbrun Ernest: cariology, 2nd ed., Williams & Wilkins, 1983, p. 25.
15. Tillitson, E.W., Craig, R.G., and Peyton, F.A.: Friction and wear of restorative dental materials, J. Dent. Res. 50:149-154, 1971.
16. Echols, P.M.: Elastic ligatures, binding forces, and anchorage taxation, Am. J. Orthod. 67:219-220, 1975.
17. Adams, D.M., and Powers, J.M.: Effects of brackets and ties on stiffness of an arch wire, Am. J. Orthod. 91:131-136, 1987.
18. Bell, W.R.: A study of applied force as related to the use of elastics and coil springs. Angle. Orthod. 21:151-154, 1951.
19. Bishara, S., and Andreasen G.F.: A comparison of time related forces between plastic Alastiks and latex elastics, Angle Orthod. 40:319-328, 1970.
20. Andreasen, G.F., and Bishara, S.: Comparison of Alastik chains to elastics involved with intra-arch molar-to-molar forces, Am. J. Orthod. 60:200-201, 1971.
21. Hershey, H.G., and Reynolds, W.G.: The plastic module as an orthodontic tooth-moving mechanism, Am. J. Orthod. 67; 554-562, 1975.
22. Kovatch, J.S.: Load-extension-time behavior of orthodontic Alastiks, J. Dent. Res. 55:783-786, 1976.
23. Chaconas, S.J., Caputs, A.A., and Belting, C.W.: Force degradation of orthodontic elastics, J. Dent. Res. 56:A130, 1977.
24. Ash, J.L., and Nikolai, R.J.: Relaxation of orthodontic elastomeric chains and modules in vitro and in vivo, J. Dent. Res. 57:685-690, 1978.