

인공타액하에서 수중 교정선의 마찰력에 관한 실험적 연구

연세대학교 치과대학 교정학교실

황 현 식 · 박 영 철

I. 서 론

어떤 물체가 다른 물체와 접촉하면서 이동하려고 할때 또는 이동시에는 두 물체 사이에 마찰력이 발생한다. 치아의 이동을 연구하는 교정학에서도 이러한 마찰력이 인식되어야 한다. 즉 치아에 부착된 bracket이 호선을 따라 움직일 때 호선과 bracket, 그리고 결찰재 사이에 마찰력이 발생한다.

이러한 마찰력은 각 재료의 성질, 표면처리 상태나 표면 상태, 결찰력, 호선의 굵기와 형태, bracket slot크기와 폭경, 가해진 교정력의 방향, 접촉면 사이에 개재된 이물질이나 주위 온도같은 환경등에 따라 매우 다양하게 나타난다.

한편, 치아의 이동시 가해지는 교정력은 치근 흡수나 치조골 흡수같은 조직의 손상이나 환자의 불편을 초래하지 않는 한도내에서 가능한 한 빠르고 또, 정확히 치아가 이동될 수 있도록 조정되어야 한다.^{20, 25, 26)} 이러한 교정력의 크기에 대한 연구^{5, 8, 34, 42)}가 활발히 진행되어 왔으나, 치아가 호선을 따라 이동할 때 발생하는 마찰 저항력으로 인해 spring이나 elastics가 내는 교정력이 많이 소실되며 또한 그 소실되는 양의 불확실성으로 인해 실제 치아에 가해지는 교정력을 예측하기 어려운 실정이다.⁴¹⁾

이러한 난점을 극복하기 위해 교정선을 특수코팅하는 등²¹⁾의 마찰력을 감소시키는 시도

가 있는가 하면 마찰이 일어나지 않는 frictionless system으로 치아를 이동시키고자 하는 연구가 꾸준히 있어왔다.⁹⁾ 그러나, 현재 임상적 치아이동의 많은 부분이 friction system으로 이루어지므로 마찰저항력에 관한 연구가 집중적으로 있어야 할 것으로 사료된다.

마찰력에 대한 실험적 연구는 1500년 경 Leonardo da Vinci에 의해 최초로 이루어진 후 Amonton, Hire, Coulomb, Desagulier, Bowden and Tabor, Whitehead, Rabinowicz, Furey 등에 의해 꾸준히 발전되어 왔다.¹⁶⁾ 그리고 1960년 Stoner⁴¹⁾에 의해 교정학에서도 마찰력 연구가 필요함이 역설된 이래 많은 연구가 진행되어 왔다.

Nicolls²⁸⁾는 bracket과 교정선 사이에 여러 가지 각도를 주어 마찰력을 실험하였으며, Andreasen과 Quevedo³⁾는 여러가지 교정선과 bracket과 각도 사용으로 체계적인 마찰력 실험을 시행하였다. Kamiyama와 Sasaki²²⁾는 치주저항원을 고려한 모델상에서 실험을 시행한 결과를 발표하였으며 Echols¹²⁾는 교정선의 굵기를, Riley³⁵⁾는 시간경과에 따른 부식상태와 결찰재를 각각 중점적으로 연구하였다. Frank와 Nikolai¹⁵⁾는 마찰력에 영향을 주는 여러 요인을 조합하여 방대한 실험을 시행하였으며 Peterson³¹⁾은 Nitinol을 실험재료에 포함시켰다. Garner¹⁷⁾는 구강내 조건과 유사하게 만든 모델에서 여러 교정선을 비교하였으며 Stannard³⁹⁾는 건조환경과 타액환경

하에서 여러 교정선을 비교하였으며 또한, Baker⁴⁾는 glycerin과 타액을 사용한 마찰력 실험을 건조환경과 비교하였다. 국내에선 민⁴⁸⁾이 여러가지 교정선과 각도와 폭경으로 실험을 시행하였으며, 고⁴⁷⁾가 Co-Cr계 교정선을 사용하여 타액하 실험을 시행 발표한 바 있다.

이와같은 연구 결과 실험 모델이나 조건등에 따라 여러가지 다양한 결과가 나왔는데 특히 마찰력에 미치는 인공타액의 영향을 보면 실험자들이나 학자들간에 서로 다른 견해가 있는 것으로 나타났다.

이에 저자는 교정선과 Bracket간의 마찰저항력에 미치는 여러 요인 중 인공 타액의 영향을 살펴 보기위해 일정한 굵기의 수중 교정선과 일정한 bracket을 사용하여 조건을 달리한 실험을 시행한 결과 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

II. 실험재료및 방법

가. 실험재료

본 실험에 사용된 bracket은 .018 × .025 standard edgewise medium twin bracket*이며, 교정선은 .018 green Elgiloy**, heat treated .018 green Elgiloy *, .018 β-titanium wire***, .018 stainless steel wire****의 4가지이다. 결찰재로는 polyurethane ligature**를 사용하였으며 인공타액은 Shannon의 VA-Oralube와 유사한 조성비율로 합성하여 사용하였다.^{27, 38, 47)}

- * Tomy Inc., Tokyo, Japan
- ** green Elgiloy, Rocky Mountain Orthodontics, Denver, Colo., USA
- *** TMA, American Ormco Corp., Glendora, Calif., USA
- **** Remanium, Dentaurum, Pforzheim, W. Germany
- ***** Alastik A-1, Unitek Corp., Monrovia, Calif., USA
- * .018 green Elgiloy의 열처리는 고온열처리법⁴⁹⁾에 의거하여 425°C furnace에서 1분 30초 시행하였다.

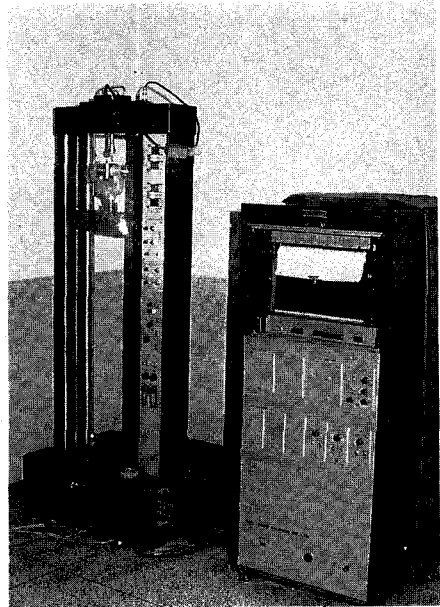


Fig. 1. A tensillon machine used in this study

Table I. Distribution of sample by wire material and condition

Condition	Co-Cr	Co-Cr.H.	TMA	S-S	Total
Dry 0	15	15	15	15	60
	15	15	15	15	60
Saliva 0	20	20	20	20	80
	20	20	20	20	80
	—	—	—	—	—
Total	70	70	70	70	280

나. 실험방법

4가지 교정선이 bracket slot을 따라 활주할 때의 정마찰력을 인장시험계측기(Tensillon/UTM-III-500, Toyo Baldwin Co)를 사용하여 계측하였다. 계측기의 full scale load는 500 grams, cross head speed는 5cm/min, chart speed는 20cm/min로 고정하여 정마찰력을 기록하였다. (Fig.1)

bracket이 부착되는 시편으로 두께 2.0mm의 stainless steel plate로 수조를 제작 사용하였는데 이 수조의 장연은 160mm, 높이 70mm, 폭이 4.0mm이다.

bracket은 수조의 상연에서 5mm 하방에 부착하고 70mm로 자른 개개 교정선을 bracket 상방으로 15mm 나오게끔 위치시킨 후 polyurethane ligature로 결찰하였다. 그리고 실험시 grip에 잡히는 교정선의 위치로 bracket 상방 13mm^{3,15)} 지점에 indelible pencil marking을 한 후 실험을 시행하였다(Fig.2).

마찰력 실험은 4가지 교정선, 0°와 5°의 두 가지 각도, 건조환경과 인공타액의 두 가지 환경을 서로 조합하여 모두 16군으로 나누어,

건조환경군의 경우 각 군당 15개, 인공타액 환경군의 경우 20개의 시편, 총 280개의 시편을 사용하여 시행하였다(Table I).

비각도군의 경우 bracket slot이 활주방향과 일치하게끔 bracket을 부착한 반면, 각도군에서는 bracket slot이 활주방향과 5°의 각도를 이루도록 bracket을 부착하였다. 그리고, 건조환경군과는 달리 타액 환경군에서는 실험 직전 수조내를 상온의 인공타액으로 가득 채운 후 실험을 시행하였다.

본 실험에서 결찰재로 사용된 polyurethane ligature의 특성을 고려하여 교정선의 결찰은 실험 3일전에 시행하였으며⁴⁾ 실험으로 인한 교정선과 bracket의 마모(Fig.3), 시간경과에 의한 결찰재의 변성^{2,6,47)}, 인공타액에 의한 금속의 부식^{24,30,47)}등을 고려하여 실험은 일회에만 시행하였다.

4가지 교정선과 4가지 조건으로 구성된 16군, 총280개의 시편을 대상으로 실험을 시행한 결과 얻어진 실험 계측치를 Cyber 170/825 computer와 SPSS-X RELEASE 2.0 package를 이용하여 통계처리 하였다.

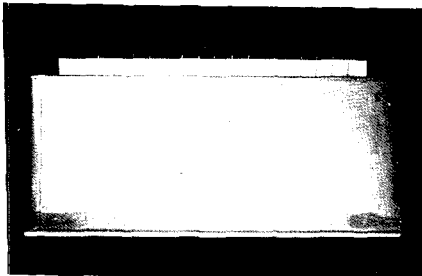
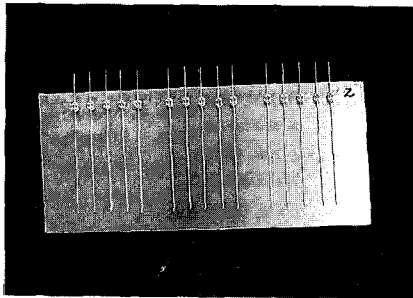


Fig. 2. Test sample used in this study :
(a)inner view of the sample
(b)outer view of the sample

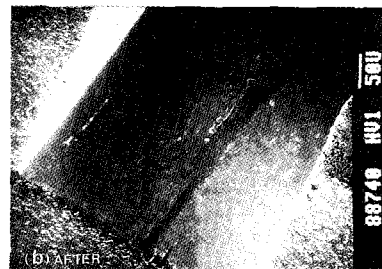
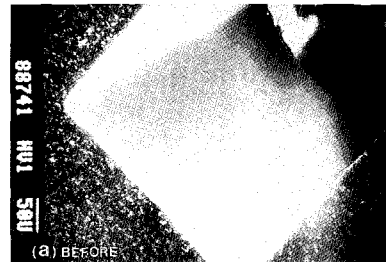


Fig. 3. Scanning electron micrographs of bracket slot : (a)before experiment
(b)after experiment

Table II. Frictional forces under various conditions(Mean / S.D. in grams)

Condition	Co-Cr	Co-Cr.H.	TMA	S-S	
Dry	0	160.2 / 12.6	176.3 / 18.2	167.3 / 23.3	139.1 / 18.3
	5	169.1 / 14.7	191.7 / 26.9	173.1 / 20.8	166.4 / 14.6
Saliva	0	131.0 / 16.1	170.7 / 18.7	184.1 / 25.1	152.6 / 14.3
	5	150.8 / 18.3	166.7 / 28.2	215.4 / 27.7	142.8 / 24.3

Table III. Comparison of frictional forces for various wires at different conditions

Condition	Wire materials Rank order Frictional forces				
	"low" -----> "high"				
Dry	0	S-S	<u>Co-Cr</u>	<u>TMA</u>	Co-Cr.H.
	5	S-S	<u>Co-Cr</u>	<u>TMA</u>	Co-Cr.H.
Saliva	0	Co-Cr	S-S	<u>Co-Cr.H.</u>	<u>TMA</u>
	5	S-S	<u>Co-Cr</u>	<u>Co-Cr.H.</u>	TMA

* Wire materials are ranked in order of increasing frictional forces(left to right). Those wire materials that are statistically the same are underlined together.

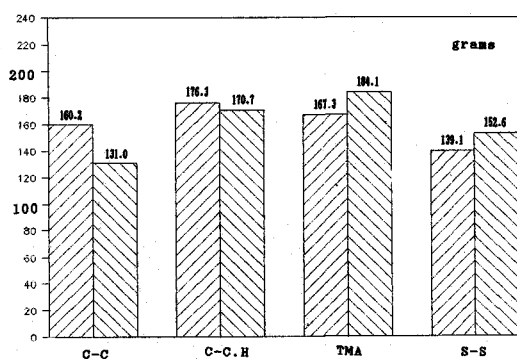


Fig. 4. Mean frictional force values for wire materials obtained under zero degree angulation (▨ ; dry condition, ▩ ; saliva condition, C-C ; Co-Cr wire, TMA ; beta titanium wire, C-C.H ; heat treated Co-Cr wire, S-S ; stainless steel wire)

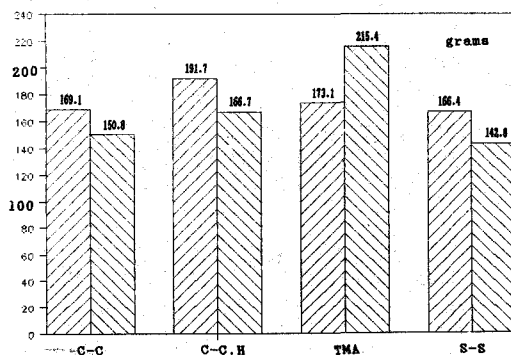


Fig. 5. Mean frictional force values for wire materials obtained under 5 degree angulation (▨ ; dry condition, ▩ ; saliva condition, C-C ; Co-Cr wire, C-C.H ; heat treated Co-Cr wire, TMA ; beta titanium wire, S-S ; stainless steel wire)

Table IV. Comparison of frictional forces between non-angular and angular conditions for each wire material

Condition	p value*			
	Co-Cr	Co-Cr.H.	TMA	S-S
Dry	0.142	0.114	0.587	0.000* (0<5)
Saliva	0.002* (0<5)	0.624	0.019* (0<5)	0.169
Total	0.002* (0<5)	0.542	0.066	0.166

* Those P values less than 0.05 indicates a statistically significant difference between the zero degree and 5 degree angulation(0 ; zero degree angulation. 5 ; 5 degree angulation).

Table V. Comparison of frictional forces between dry and saliva conditions for each wire material

Condition	p value*			
	Co-Cr	Co-Cr.H.	TMA	S-S
0	0.000* (d>s)	0.433	0.151	0.035* (d<s)
5	0.006* (d>s)	0.024* (d>s)	0.002* (d<s)	0.002* (d>s)
Total	0.000* (d>s)	0.019* (d>s)	0.002* (d<s)	0.204

* Those P value less than 0.05 indicates a statistically significant difference between the dry and saliva conditions(d ; dry condition, s ; saliva condition).

III. 실험성적

건조비각도군, 건조각도군, 타액비각도군, 타액각도군의 4가지 조건에서 마찰저항력의 평균치와 표준편차를 각각 구하였다(Table II). 그리고 0.05 유의수준의 SNK 다중범위검정(Student-Newman-Keuls multiple range test)을 시행하여 각 조건에서 4가지 교정선의 마찰저항력 순위를 결정하였다. 결과, 건조비각도군에서는 Co-Cr계, TMA, 열처리한 Co-Cr계 교정선에 비해 stainless steel 교정선(이하 S-S 교정선으로 약칭)의 마찰력이 작게 나타났으며, 건조각도군에서는 다른 실험군에 비하여 열처리한 Co-Cr계 교정선의 마찰력이 크게 나타났다. 타액비각도군에서는 Co-Cr계, S-S, 열처리한 Co-Cr계와 TMA순으로 그리고, 타액각도군에서는 S-S, Co-Cr계, 열처리한 Co-Cr계, TMA 순으로 마찰력이 크게 나타났다(Table III).

또한 각도조건과 타액환경이 개개 교정선의 마찰력에 어떤 영향을 어느 정도로 미치는지 알아보기 위해 Student two-tailed t-test를 시

행하여 그 정도를 P-value로 표시하였다. 결과 건조군 S-S 교정선의 각도부여는 마찰력을 증가시키는 것으로 나타났으며(Table IV), 비각도조건인 Co-Cr계 교정선의 타액환경하 실험은 마찰력을 감소시키는 것으로, 동 조건의 S-S 교정선의 실험은 마찰력을 증가시키는 것으로 나타났다. 각도조건인 교정선들에 대한 타액의 영향을 보면 타액환경이 TMA의 모든 교정선의 마찰력을 감소시키는 것으로 나타났다(Table V).

한편 전반적인 각도부여의 영향과 타액환경의 영향을 보기 위해 다중회귀분석(multiple regression analysis)을 시행한 결과 타액에 의해 마찰력이 전반적으로 감소함을, 그리고 각도부여에 의해 타액군에서는 적은 양, 건조군에서는 많은 양의 마찰력 증가가 나타남을 알 수 있다. 그리고, 각도, 비각도, 건조, 타액의 4가지 조건에서 각 교정선의 마찰력 순위를 알 수 있으며 전반적으로 TMA와 열처리한 Co-Cr계 교정선의 마찰력이 큰 것으로, 그리고 S-S 교정선의 마찰력이 작은 것으로 나타났다(Table VI, VII).

Table VI. Multiple regression analysis of frictional forces

Independent variable	0.373		R squared		0.294	
	Standard regression coefficient					
	Angulation					
	Zero degree			5 degree		
Condition						
Dry	0.000			0.000		
Saliva	-0.037			-0.200		
Wire						
Co-Cr	0.000			0.000		
Co-Cr.H.	0.564			0.278		
TMA	0.533			0.437		
S-S	0.083			-0.082		

Table VII. Multiple regression analysis of frictional forces

Independent variable	0.353		R squared		0.454	
	Standard regression coefficient					
	Condition					
	Dry			Saliva		
Angulation						
0	0.000			0.000		
5	0.338			0.111		
Wire						
Co-Cr	0.000			0.000		
Co-Cr.H.	0.374			0.410		
TMA	0.103			0.697		
S-S	-0.218			0.091		

IV. 총괄 및 고찰

1500년 Leonardo da Vinci 이래로 마찰에 대한 연구가 꾸준히 있어왔다. Leonardo da Vinci에 의해 마찰력의 크기는 접촉면적과 무관하며 법선력에 비례한다는 일반적인 원칙이 발표되었으며 후에 이는 Amonton에 의해 정립되어 이를 Amonton's law라고도 한다. Amonton과 동 시대의 Hire는 마찰시 양 물체의 거친 표면의 미세돌출부위가 서로 걸리거나 변형 마모되며 이러한 변화가 마찰력에 영향을 미친다고 하였으며, Coulomb도 비슷한 이야기와 함께 정마찰력과 동마찰력으로

마찰력을 구분하였다. 또한 Desagulier는 마찰력이란 두 물체사이의 molecular attraction을 극복하는데 소요되는 힘이라는 molecular theory를 발표하였으며, Bowden과 Tabor는 두 물체가 접촉 이동시 실제 접촉면에서 일어나는 adhesion으로 welded junction이 발생하며 이 welded metallic junction을 떨어뜨리는 힘이 바로 마찰력이라는 adhesion theory를 발표하였다.¹⁶⁾

한편, 상온에서의 금속표면에는 얇은 산화막이 항상 존재하는데 구리의 경우 80Å 두께의 산화막이 있음이 발표된 바 있다. 따라서, 법선력이 작게 작용하는 경우의 마찰은 금속

간의 마찰이 아니라 이러한 표면산화막간의 마찰로 이루어지게 된다. 즉, 이 경우 마찰력의 크기를 결정하는 것은 금속이라기보다는 금속표면 산화막의 성상이라고 할 수 있다.

24, 30, 45)

본 실험에서 사용된 4가지 교정선의 건조 비각도 조건하 마찰저항력을 보면 S-S 교정선이 타 교정선들에 비해 작은 마찰저항력을 나타냈으며 이는 Stannard, 민의 연구결과와 일치하였다. 각 교정선 표면의 주사전자현미경(H-6010 A Scanning system, HITACHI, Japan) 소견을 보면, S-S 교정선의 표면이 타 교정선들에 비해 활택함을 알 수 있는데 이러한 표면의 거친 정도의 차이가 마찰력의 크고 작음에 영향을 주는 것으로 사료된다 (Fig.6-9).^{13, 17, 39, 48)}

그리고, Co-Cr계 교정선을 열처리하여 열처리된 교정선과 마찰력을 비교해 본 결과 열처리한 Co-Cr계 교정선이 열처리전 교정선보다 큰 마찰력을 보였는데, 이는 425°C의 열처리로 인해 수백 Å의 두꺼운 산화막이 부분적으로 형성되어 나타난 결과라고 볼 수 있으며⁴⁵⁾ 이러한 두꺼운 산화막 또한 주사전자현미경으로 확인할 수 있다(Fig.7).

건조상태에서 각도를 부여하여 마찰력을 실험한 결과, 모든 교정선에서 마찰저항력이 크게 나타났다. 이는 bracket slot과 bracket의 이동방향이 일치하지 않고 5°의 각도를 이룸으로 bracket과 교정선 사이의 법선력이 증가한 결과로 사료된다. 이러한 법선력은 사용한 교정선의 stiffness와 비례하여 나타나는데, Leonardo da Vinci 이래로 이 법선력의 영향이 계속 강조되어 왔으며¹⁶⁾, 마찰력에 미치는 여러요인 중 각도부여가 가장 영향이 크다는 연구¹⁵⁾가 발표되기도 하였다. 본 연구에서도 비교적 stiffness가 큰 S-S 교정선에서¹⁸⁾ 각도부여에 의해 유의성있게 마찰력이 증가한 것을 볼 수 있다.

타액이 마찰력에 미치는 영향에 관해서는 여러 학자들과 실험자들간에 논란이 있어 왔다. 일찌기 Thurow⁴⁴⁾, Nicolls²⁸⁾는 실험적 근거없이 타액이 윤활제 역할을 하여 마찰력을 감소시킬 것이라고 언급한 반면 Andreasen과

Quevedo³⁾는 타액을 사용한 최초의 실험에서 타액이 마찰력에 영향을 미치지 않는다고 발표하였다. 최근 실험에서도 Stannard³⁹⁾는 S-S, TMA, Nitinol 교정선이 타액환경하에서 마찰력의 증가를 나타낸다고 발표한 반면, Baker⁴⁾는 S-S 교정선을 사용한 실험에서 타액이 윤활제 역할을 한다고 하였으며, 국내의 고⁴⁷⁾는 Co-Cr계 교정선으로 실험한 결과 건조환경과 타액환경간에 유의성이 없는 것으로 발표하였다.

이와 같이 인공타액이 마찰력에 미치는 영향에는 많은 이견이 있으며 또한 비각도군과 각도군을 구분하여 실험한 경우가 미미하여 저자는 법선력이 비교적 작게 작용하는 비각도군과 크게 작용하는 각도군을 구분하여 4가지 교정선의 건조환경과 타액환경하 마찰력을 계측비교해 보았다.

비각도군에서 인공타액하 실험결과 인공타액이 Co-Cr계 교정선의 마찰력은 감소시키나 S-S 교정선의 마찰력은 오히려 증가시키는 것으로 나타났다. 이러한 차이는 금속 표면에 존재하는 표면산화막의 성상에 따른 adhesion정도의 차이에 기인하는 것으로 알려지고 있으며 이러한 산화막에 대한 연구는 극히 부진하여 앞으로도 계속적 연구가 필요하다. 그리고 S-S교정선에서 마찰력이 증가한 것은 일반적으로 거친 금속에서는 lubrication에 의해 마찰력이 감소되나 활택한 금속에서는 마찰력이 증가된다는 고전적 개념으로도 설명되며¹⁶⁾ 또한 타액에 의한 adhesion효과는 동종물질 간에서 더욱 두드러진다는 adhesion theory와도 부합된다. water가 마찰력에 미치는 영향을 연구한 Tillitson⁴⁵⁾은 water가 polar liquid 이므로 마찰력을 증가시킨다는 실험결과를 발표한 바 있으며 Koran²³⁾도 건조환경에 비해 타액환경에서 마찰력이 증가하며 이런 현상은 동종의 물질사이에서 그리고 활택한 물질일수록 더욱 두드러진다고 한 바있다. 여러 교정선을 사용한 Stannard³⁹⁾의 실험에서도 S-S 교정선의 마찰력이 타액하에서 증가하여 본 실험결과와 일치하였다.

한편 각도군에서는 법선력이 비교적 크게 작용하므로 비각도군에서와는 달리 표면막간

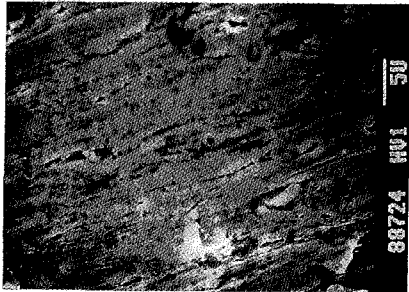
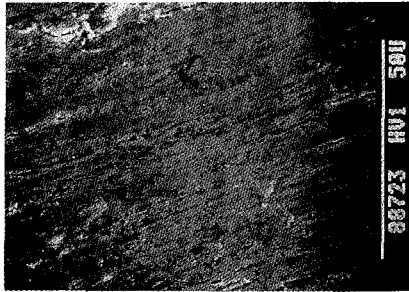


Fig.6. Scanning electron micrographs of cobalt-chromium wire.

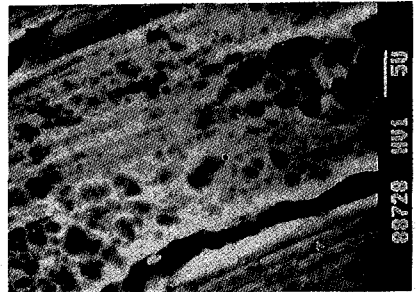
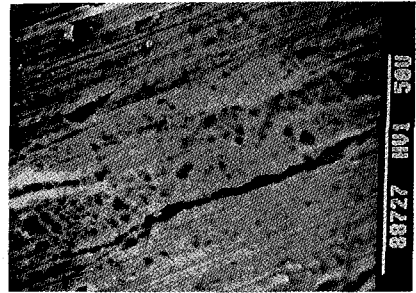


Fig.8. Scanning electron micrographs of beta-titanium wire.

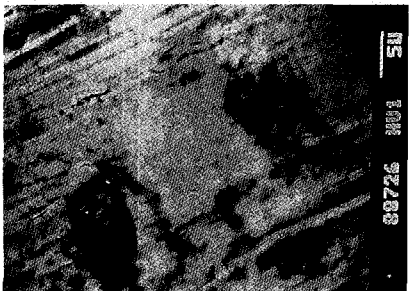
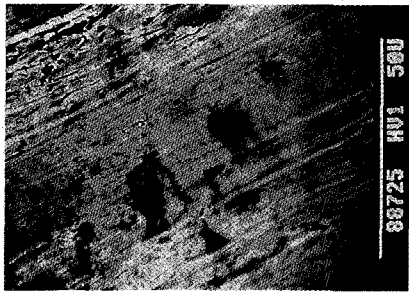


Fig.7. Scanning electron micrographs of heat-treated cobalt-chromium wire.

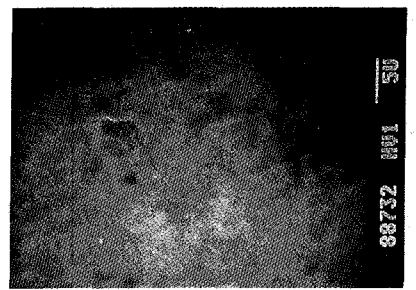
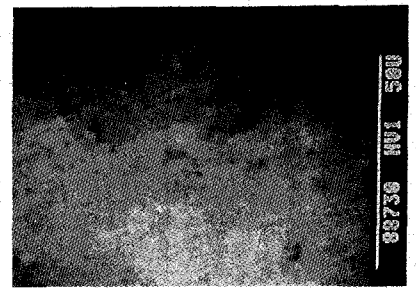


Fig.9. Scanning electron micrographs of stainless steel wire.

의 마찰보다는 실제 금속간의 마찰이 많이 일어난다. 즉, 법선력이 클 경우 표면산화막이 벗겨지며 실제 금속과 금속이 접촉하여 이때의 lubrication은 소위 hydrodynamic lubrication이라기 보다는 boundary lubrication 양상을 띤다.¹⁶⁾ 이러한 경우 비각도군에서 볼 수 있는 adhesion이 감소하여 결국 lubrication 효과가 증대되는 것으로 여겨진다.⁴⁶⁾ 본 실험에서도 각도군의 경우 비교적 법선력이 작게 나타나는 TMA를 제외한 타 교정선에서는 lubrication 효과가 나타나 마찰력 감소를 보이고 있음을 알 수 있다. 한편 각도의 영향을 덜 받는 TMA는 Stannard³⁹⁾의 연구에서도 법선력 증가에 따라 일정치 않은 반응을 나타내고 있어 이에 대한 계속적 연구가 있어야 될 것으로 생각된다.

그리고 본 실험은 치주저항원이나 인접치아를 고려하지 않은 인장시험계측기 상의 실험이므로 각도조건에 의한 결과는 실제 구강내 상황과는 상이할 것으로 여겨진다. 따라서 구강내 조건과 유사한 모델의 개발과 더불어 마찰력에 관한 더 많은 연구가 필요하리라 사료된다.

V. 결 론

저자는 마찰력에 영향을 미치는 여러 요소 중 인공타액의 영향에 대해 살펴 보기 위해 일정한 굵기의 Co-Cr계, 열처리한 Co-Cr계, TMA, stainless steel 등 4가지 교정선을 일정한 결찰재를 사용하여 일정한 bracket에 결찰한 후 비각도와 각도, 건조환경과 타액환경을 서로 조합한 조건하에서 인장시험계측기를 사용하여 정마찰력을 측정 비교한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 건조비각도군에서는 타 교정선에 비해 stainless steel 교정선의 마찰력이 작게 나타났으며, 건조각도군에서는 열처리한 Co-Cr계 교정선의 마찰력이 크게 나타났다. 타액비각도군에서는 Co-Cr계, stainless steel, 열처리한 Co-Cr계, TMA 순으로 그리고, 타액각도군에서는 stainless steel, Co-Cr계, 열처리한 Co-Cr계, TMA 순으로 마찰력이 크게 나타났다.

2. 건조환경에서 bracket slot과 bracket 이동 방향에 각도를 부여한 결과 타 교정선에 비해 stainless steel 교정선의 마찰력이 크게 증가하였다.

3. 비각도조건인 경우 Co-Cr계 교정선의 마찰력은 인공타액에 의해 감소되었으며, stainless steel 교정선의 마찰력은 인공타액에 의해 증가되었다.

4. 각도조건인 경우 TMA를 제외한 타 교정선들의 마찰력은 인공타액에 의해 감소되었다.

5. 조건과 환경에 관계없이 4가지 교정선 중 열처리한 Co-Cr계와 TMA 교정선의 마찰력이 크게 나타났으며, stainless steel 교정선의 마찰력이 비교적 작게 나타났다.

참 고 문 헌

1. Adams, D.M., Powers, J.M., and Asgar, K. : Effects of brackets and ties on stiffness of an arch wire, *Am. J. Orthod.* 91 : 131-136, 1987.
2. Andreasen, G.F., and Bishara, S.E. : Comparison of Alastik chains with elastics involved with intraoral molar to molar forces. *Angle Orthod.* 40 : 151-158, 1970.
3. Andreasen, G.F., and Quevedo, F.R. : Evaluation of friction forces in the 0.022×0.028 edgewise bracket in vitro. *J. Biomechan.* 3 : 151-160, 1970.
4. Baker, K.L., and et al : Frictional changes in force values caused by saliva substitution. *Am. J. Orthod.* 91 : 316-320, 1987.
5. Bench, R.W., Gugino, C.F., and Hilgers, J.J. : Bioprogressive therapy : part 6. *J. Clin. Orthod.* 31 : 1-14, 1961.
6. 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.
7. Bowden, I.P., and Tabor, D. : Friction and lubrication, pp 64, 163. Methuen Co. Ltd., London, 1967.

8. Burstone, C.J. : The application of continuous forces to orthodontics, *Angle Orthod.* 31 : 1-14, 1961.
9. _____ : The rationale of the segmented arch, *Am. J. Orthod.* 48 : 805-821, 1962.
10. Burstone, C.J., and Goldberg, A.J. : Beta titanium : A new orthodontic alloy, *Am. J. Orthod.* 77 : 121-132, 1980.
11. Creekmore, T.D. : The importance of inter-bracket width in orthodontic tooth movement, *J. Clin. Orthod.* 10 : 530-534, 1976.
12. Echols, P.M. : Elastic ligatures : binding forces and anchorage taxation, *Am. J. Orthod.* 67 : 219, 1975.
13. 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.
14. Fann, W.E., and Shannon, I.L. : A Treatment for dry mouth in psychiatric patients, *Am. J. Psychiatry.* 135 : 251-252, 1978.
15. 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.
16. Furey, M.J. : Friction, wear and lubrication, *Ind. Eng. Chem.* 61(3) : 12-29, 1969.
17. Garner, L.D., Allai, W.W., and Moore, B.K. : A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire, *Am. J. Orthod.* 90 : 199-203, 1986.
18. Goldberg, J., and Burstone, C.J. : An evaluation of beta titanium alloys or use in orthodontic appliances, *J. Dent. Res.* 58(2) : 593-600, 1979.
19. Gottlieb, E.L., and et al : The edgelok bracket, *J. Clin. Orthod.* 6 : 613-623, 1972.
20. Graber, T.M., and Swain, B.F. : Orthodontics ; current principles and techniques, 1st ed. : 203, The C.V. Mosby Company, St. Louis, 1985.
21. Greenberg, A.R., and Kusy, R.P. : A survey of specialty coatings for orthodontic wires, *J. Dent. Res.* 58 : 98, 1979.
22. Kamiyama, T., and Sasaki, T. : Friction and width of brackets, *J. Jpn. Orthod. Soc.* 32 : 286-289, 1973.
23. Koran, A., Craig, R.G., and Tillitson, E.W. : Coefficient of friction of prosthetic materials, *J. Prosthet. Dent.* 27 : 269-274, 1972.
24. Maijer, R., and Smith, D.C. : Corrosion of orthodontic bracket bases, *Am. J. Orthod.* 81 : 43-48, 1982.
25. Moyers, R.E. : Handbook of orthodontics, 3rd ed. : 177, Year Book Med. Pub., 1977.
26. Moyers, R.E., and Bauer, J.L. : The periodontal response to various tooth movements, *Am. J. Orthod.* 36 : 572-580, 1950.
27. Nakamoto, R.Y. : Use of a saliva substitute in postradiation xerostomia, *J. Prosthet. Dent.* 42 : 539-542, 1979.
28. Nicolls, J. : Frictional forces in fixed orthodontic appliances, *Dent. Prac. Dent. Rec.* 18 : 362-366, 1967-1968.
29. Norman, R.L. : Friction resistance and dental prosthetics, *J. Prosthet. Dent.* 14 : 45-51, 1964.
30. Park, H.Y., and Shearer, T.R. : In vitro release of nickel and chromium from simulated orthodontic appliances, *Am. J. Orthod.* 84 : 156-159, 1983.
31. Peterson, L., Spenser, R., and Andreasen, G. : A comparison of friction resistance for nitinol and stainless steel wire in edgewise brackets, *Quintessence International*, 13 : 563-571, 1982.
32. Proffit, R.P., and et al : Contemporary orthodontics, 1st ed. : 246-269, The C.V. Mosby Company, St. Louis, 1986.
33. Rainowicz, E. : Friction and wear of materials, 1st ed. : 62-64, John Wiley & Sons Inc., New York, 1965.
34. Reitan, K. : Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics, *Am. J. Orthod.* 43 : 32-45, 1957.

35. Riley, J.L., Garrett, S.G., and Moon, P.C. : Frictional forces of ligated plastic and metal edgewise brackets, J. Dent. Res. 58 : 98, 1979.
36. Robinson, J.E. : Dental management of the oral effects of radiotherapy, J. Prosthet. Dent. 14 : 582-587, 1964.
37. Shannon, I.L., McCray, B.R., and Starcke, E.N. : A saliva substitute for use by xerostomic patients undergoing radiotherapy to the head and neck, Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. 44 : 656-661, 1977.
38. Shannon, I.L., Starcke, E.N., and Wescott, W.B. : Effect of radiotherapy on whole saliva flow, J. Dent. Res. 56 : 693, 1977.
39. 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.
40. Steiner, C.C. : Force control in orthodontia, Angle Orthod. 2 : 252-259, 1932.
41. Stoner, M.M. : Force control in clinical practice, Am. J. Orthod. 46 : 163-186, 1960.
42. Storey, E., and Smith, R. : Force in orthodontics and its relation to tooth movement, Australian. J. Dent. 56 : 11, 1952.
43. Thurow, R.C. : Edgewise orthodontics, 4th ed. : 1-72, 131-233, The C.V. Mosby Company, St. Louis, 1982.
44. _____ : Elastic ligature, binding forces, and anchorage taxation, Am. J. Orthod. 67 : 694, 1975.
45. Tillitson, E.W., Crag, R.G., and Peyton, F.A. : Friction and wear of restorative dental materials, J. Dent. Res. 50 : 149-154, 1971.
46. Whitehead, J.R. : Surface deformation and friction of metals at light loads, Proc. R. Soc. Lond. Series A, 201 : 109-124, 1950.
47. 고정석 : 인공타액하에서 교정선과 Bracket간의 마찰력에 대한 연구, 대한치과교정학회지, 18 : 55-63, 1988.
48. 민정미 : 치아의 활주 이동시 교정용 brackets와 arch wire사이에서 발생하는 마찰 저항력에 관한 비교연구, 대한치과교정학회지, 18 : 155-163, 1988.

—ABSTRACT—

**AN EXPERIMENTAL STUDY ON FRICTIONAL FORCES OF VARIOUS
ORTHODONTIC WIRES UNDER ARTIFICIAL SALIVA**

Hyeon-Shik Hwang, D.D.S., Young-Chel Park,
D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Dept. of Orthodontics, College of Dentistry, Yonsei University

Translational movement along an arch wire requires sufficient force to overcome frictional forces between bracket and arch wire. The orthodontist must appreciate the importance of friction in this process, and study out the influencing factors on the level of friction.

The purpose of this study was to evaluate the effect of artificial saliva on frictional resistances generated between the bracket and arch wire. Independent variables of this study were arch wire material, angulation and environment. Static frictional forces of cobalt-chromium, heat-treated cobalt-chromium, beta-titanium, stainless steel wires were measured under non-angulated dry, angulated dry, non-angulated saliva, angulated saliva conditions.

The results were as follows :

1. Stainless steel wires showed lower friction values in non-angulated dry condition, and heat-treated cobalt-chromium wires showed higher friction values in angulated dry condition. Higher friction values were showed in order of cobalt-chromium, stainless steel, heat-treated cobalt-chromium and beta-titanium wires in non-angulated saliva condition, and were showed in order of stainless steel, cobalt-chromium, heat-treated cobalt-chromium, beta-titanium wires in angulated saliva condition.
2. Angulation increased friction for stainless steel wires under dry condition.
3. Artificial saliva decreased friction for cobalt-chromium wires and increased friction for stainless steel wires under non-angulated condition.
4. Artificial saliva decreased friction for all wires except beta-titanium wires under angulated condition.
5. Regardless of angulation or environment, heat-treated cobalt-chromium and beta-titanium wires showed higher friction values, and stainless steel wires showed lower friction values.