

교정용 BRACKET과 ARCHWIRE 사이의 마찰저항에 대한 비교연구

연세대학교 치과대학 교정학교실

성현미 · 박영철

I. 서 론

마찰력이란 접촉하고 있는 두 물체가 상대적 운동중이거나 이동하려고 할때 접촉면 사이에서 운동의 반대 방향으로 작용하여 이 운동을 저지하려는 힘을 말한다.

치아가 활주 이동할 때 마찰력은 Bracket과 교정선의 접촉면에 작용하는 법선력으로 부터 초래되며 이들 힘은 잘 배열되지 않은 Bracket에 교정선을 삽입하거나 Slot Base에 대해 교정선을 압박하는 결찰재나, Rectangular wire의 Torque, 치아 이동시 Tipping tendency 등에 의해 형성된다¹⁾.

제1소구치 발치 증례를 비롯하여 많은 교정 치료과정에서 치아(bracket)는 교정선을 따라 활주 이동된다. 치아의 이동시 가해지는 교정력은 치아 및 주위조직에 양호한 조직반응을 일으키면서 환자에 불편감없이 빠르고 정확하게 치아가 이동될 수 있도록 조정되어야 한다^{2,10,11,32,44,45}).

이러한 교정력의 크기에 대해 많은 연구가 진행되어 왔으나^{33,35,44,45}, 치아가 교정선을 따라 이동할 때 발생하는 마찰저항으로 인해 많은 교정력이 소실되어, 실제 치아에 가해지는 교정력을 예측하기 어려운 점이 있다.

과도한 마찰력은 Bracket의 Binding을 초래하여 원하는 치아의 이동이 거의 일어나지 않

거나 Anchorage의 소실이 일어나게 된다²³).

1960년 Stoner⁴⁶⁾에 의해 교정학에서도 마찰력 연구가 필요함이 지적된 이래 많은 연구가 진행되어 왔다.

Frank와 Nikolai²⁰⁾는 교정선의 크기와 형태, 교정선의 재질, Bracket 폭경, 결찰양식, 2nd-order angulation, 인점 Bracket간의 거리에 따른 마찰력을 비교 분석하였고, Thurow^{46,47)}는 임상적 관점에서 타액이 윤활재 역할을 할 것이라고 한 반면 Baker⁷⁾ 등은 인공 타액이 마찰력에 미치는 영향이 Adhesion일 수도 있음을 보고하였다.

Riley³⁶⁾는 시간 경과에 따른 부식상태와 결찰재에 대해 연구하였고, Stannard⁴²⁾는 건조 환경과 타액 환경에서 여러 교정선을 비교하여 S.S., TMA, NiTi는 건조환경에서 보다 타액환경에서 마찰력이 더 커짐을 보고하였으며, Garner²¹⁾는 구강내 조건과 유사하게 만든 모델에서 다양한 교정선과 Bracket간의 마찰력을 비교하였다.

Tidy⁴⁸⁾는 잘 배열된 악궁에서의 치아이동을 묘사하기 위해 다섯개의 Bracket slot을 평행하게 위치 시킨 상태에서 하중, Bracket 폭경, Slot 크기, 재질에 따른 마찰력을 비교하여 보고하였다.

Drescher¹⁷⁾는 마찰저항에 영향을 미치는 다양한 요소들을 비교함으로써 마찰력에 주된 영

향을 미치는 것이 하중이라고 보고하였다.

Kapila²³⁾는 교정선의 크기와 재질이 마찰력에 미치는 영향을 연구하였다.

Kusy²⁵⁾는 Stainless Steel Bracket과 Polycrystalline Alumina Bracket에 대한 교정선의 마찰계수를 건조환경에서 연구하여 Ceramic Bracket보다 Stainless Steel Bracket에 대한 교정선의 마찰계수가 더 큼을 보고하였다.

Pratten³¹⁾은 Nitinol과 Stainless Steel rectangular wire와 Stainless Steel Bracket과 Ceramic Bracket 사이의 마찰력을 건조환경과 인공타액 환경에서 연구하여 타액환경에서 마찰력이 증가하며, Stainless Steel Bracket에 대한 마찰력이 Ceramic Bracket에 대한 마찰력보다 작음을 보고하였다.

국내의 연구에서는 민⁵³⁾ 등이 여러가지 교정선과 각도와 폭경을 조합하여 실험하였고, 고⁵²⁾, 황⁵⁶⁾ 등은 인공 타액을 이용하여 타액이 교정용 Bracket과 교정선에 미치는 영향을 연구하였다.

국, 내외 연구에서 모두 Standard bracket과 Straight bracket에 대한 마찰력이 비교 분석된 바 없으며, 국내에서는 NiTi제재의 교정선에 대한 연구나 결찰 양식에 있어서 Metal ligature의 느슨한 결찰과 Plastic ligature에 의한 결찰의 비교연구가 미비한 상태이다.

본 연구는 치아가 교정선 따라 활주이동 할 때 고정식 교정장치 Bracket과 교정선 사이에서 발생하는 마찰저항에 영향을 미치는 요소 중 특히 하중(Load, Biologic resistance), Torque(Bracket System), 교정용 선재 및 단면의 형태(wire material & configuration), 결찰재 및 결찰력(Material of ligature & ligature force)등이 마찰력에 미치는 영향을 실험하고, 상기 조건들과 마찰력간의 상관관계를 살펴보아 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

II. 실험재료 및 실험방법

가. 실험재료

본 실험에 사용된 Bracket은 medium twin size를 갖는 .018 slot의 Straight Bracket*과 Standard bracket**이며, 사용된 교정선은 Stainless Steel*****(.016, .016×.022), TMA*****(.016, .016×.022), NiTi*****(.016, .016×.022)의 여섯가지이다.

결찰재로는 .010 stainless steel ligature***와 plastic ligature****를 사용하였다.

나. 실험방법

Bracket과 교정선 사이의 마찰을 측정하기 위해 Bracket은 .018 slot의 Straight Bracket과 .018 slot의 Standard bracket을 사용하고, 각 Slot이 Stainless Steel(.016, .016×.022), TMA(.016, .016×.022), NiTi(.016, .016×.022)를 활주할 때의 마찰력을 건조한 환경에서 만능시험기(Universal Testing Machine, Instron 6022, USA)를 사용하여 측정하였다.

4개의 Bracket을 8mm간격으로 부착하고, 움직일 Bracket을 위한 공간으로는 16mm를 형성하였다.

Bracket은 .018 slot 이 활주방향과 일치하도록 부착하였다.

움직일 Bracket의 Base에는 Power arm을 Welding하여 100g, 150g, 200g의 하중을 가함으로써 생물학적 요소(Bone density, Age, Root number, Root configuration, Root surface area, Occlusion...)를 고려하였다.

Straight Bracket과 Standard bracket을 비교하는데는 100g의 하중을 사용하였다.

교정선의 결찰은 .010 S.S.ligature와 Plastic ligature를 사용하였으며, Metal ligature는 먼저 완전히 조인 후 활주를 위해 약간 느슨하게 하였다(3-5회 reverse turn)

만능 시험기의 Full scale load는 1000gm으로 Crosshead speed는 5mm/min으로 하여

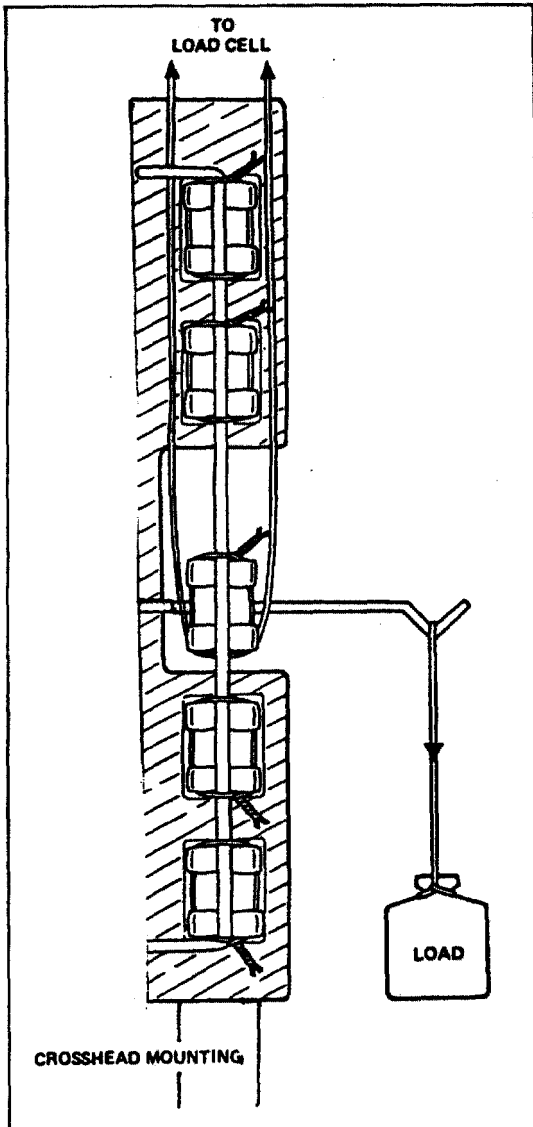


Fig. 1. Apparatus used to measure friction

Bracket이 교정선을 따라 활주이동 할 때 생기는 마찰력을 측정 기록하였다.

Straight bracket은 각기 다른 Torque을 가지며 0°의 Angulation을 갖는 하악의 견치, 제2소구치, 제1대구치용 Bracket을 움직일 Bracket 상, 하에 고정하고, 움직일 Bracket 으로는 견치용을 사용하였다(견치용 Bracket 의 angulation은 실험 장치 모형상 의미가 없다)(Fig. 1).

마찰력 실험은 Straight bracket, Standard

bracket, 여섯 가지 교정선, 두 가지 결찰 양식, 세 가지 하중 등을 서로 조합하여 모두 56 군으로 나누어 시행하였다.

각 실험군 당 5회를 반복 시행하여 측정하여 평균치를 구하였고, 실험으로 인한 교정선과 Bracket의 마모, 결찰재의 변성등을 고려하여 각 실험군에서는 각기 다른 새로운 Bracket과 교정선을 사용하였다.

또한 각 교정선에 대하여 주사현미경 사진을 촬영하여 표면의 거칠기를 평가하였다. 이상의 실험에서 얻어진 측정치는 SPSS/PC를 이용하여 통계처리 하였다.

* : Master series, American orthodontics, U.S.A.

** : Standard, American orthodontics, U.S.A.

*** : Metal ligature, American orthodontics, U.S.A.

**** : Plastic ligature, American orthodontics, U.S.A.

***** : Gold tone S.S., American orthodontics, U.S.A.

***** : TMA, Ormco Corp., U.S.A.

***** : Chinese NiTi, Masel Crop., U.S.A.

III. 연구성적

하중, Bracket System(Torque), 교정선의 종류, 결찰양식 등의 다양한 조건에서 마찰력의 평균치와 표준편차를 각각 구하였다.

Torque, 결찰양식이 개개 교정선의 마찰력에 어느 정도로 영향을 미치는지 알아보기 위해 Student t-test를 시행하였다.

하중, 교정선 종류가 마찰력에 미치는 영향을 살펴보기 위해서는 Duncan's multiple range test를 시행하여 각 군 간의 유의차를 표시하였고, 각 실험군의 평균치는 0.05 유의수준의 Multifactorial analysis를 시행하여 각 조건의 순위를 결정하였다.

가. 하중에 의한 영향

마찰력에 대한 하중의 영향은 0.05 유의수준

에서 통계적으로 유의한 것으로 나타났다. Power arm에 적용된 하중이 증가함에 따라 Bracket과 교정선 사이의 마찰력은 S.S.,

TMA, NiTi 모두에서 증가하는 경향을 보였다(Table 1).

Table 1. The effect of load on friction

(unit: gm)

	Straight Bracket System Loose Metal Ligature						F-Prob
	100g		150g		200g		
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.	
.016 S.S.	61.8	7.3	74.0	12.8	102.0	4.7	
Duncan' ANOVA	A		A		B		0.0000*
.016 x .022 S.S.	76.4	5.0	80.0	14.6	105.8	13.6	
Duncans' ANOVA	A		A		B		0.0040*
.016 TMA	142.0	14.5	359.2	41.7	404.4	38.9	
Duncan's ANOVA	A		B		B		0.0000*
.016 x .022 TMA	198.6	42.1	411.0	65.8	482.0	39.8	
Duncan's ANOVA	A		B		C		0.0000*
.016 NiTi	86.4	13.3	103.8	10.6	239.0	9.7	
Duncan's ANOVA	A		B		C		0.0000*
.016 x .022 NiTi	81.6	7.7	96.8	8.9	102.2	9.4	
Duncan's ANOVA	A		B		B		0.0075*

S.D.: standard deviation

* : $p < 0.05$

A B C : 알파벳 문자가 서로 다른 것은 두 실험군 간에 유의한 차이가 있음을 의미

	Straight Bracket System Plastic Ligature						F-Prob
	100g		150g		200g		
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.	
.016 S.S.	181.6	26.2	242.4	18.6	305.4	9.0	
Duncan's ANOVA	A		B		C		0.0000*
.016 x .022 S.S.	188.0	25.3	201.2	30.0	328.0	32.1	
Duncan's ANOVA	A		A		B		0.0006*
.016 TMA	307.4	45.9	391.2	36.7	427.0	55.3	
Duncan's ANOVA	A		A		B		0.0067*
.016 x .022 TMA	375.2	66.0	471.4	33.9	576.6	43.2	
Duncan's ANOVA	A		B		C		0.0001*
.016 NiTi	215.8	23.2	247.8	35.3	350.6	33.2	
Duncan's ANOVA	A		A		B		0.0012*
.016 x .022 NiTi	192.4	27.9	230.3	14.2	326.6	13.8	
Duncan's ANOVA	A		B		C		0.0003*

S.D.: standard deviation

* : $P < 0.05$

A B C : 알파벳 문자가 서로 다른 것은 두 실험군 간에 유의한 차이가 있음을 의미

나. Torque에 의한 영향

Metal ligature로 느슨하게 결찰한 경우와 Plastic ligature로 결찰한 경우 인접 Bracket 간의 Torque의 차이가 마찰력에 미치는 영향은 $p < 0.05$ 수준에서 통계적으로 유의할 만한 차이가 없었다.

Metal ligature의 단단한 결찰에서는 .016 x .022 S.S.에서만 Straight Bracket에서의 마찰력 증가가 통계적으로 유의한 것으로 나타났다(Table 2).

다. 교정용 선재와 단면의 형태의 영향

Metal ligature로 느슨하게 결찰하고 100g의

Table 2. The effect of torque on friction (unit: gm)

100g	Loose Metal Ligature Straight		Standard		tvalue
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	
.016 S.S.	61.8	7.3	75.4	10.3	0.560
.016 x .022 S.S.	76.4	5.0	74.0	6.6	0.537
.016 TMA	142.0	14.5	159.8	42.3	0.415
.016 x .022 TMA	198.6	42.1	199.0	35.7	0.987
.016 NITI	86.4	13.3	91.6	9.3	0.497
.016 x .022 NITI	81.6	7.7	80.8	11.3	0.900

S.D. : standard deviation
* : $p < 0.05$

	Plastic Ligature Straight		Standard		t-value
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	
.016 S.S.	181.6	26.2	160.6	15.6	0.171
.016 x .022 S.S.	188.6	25.3	162.0	18.6	0.105
.016 TMA	307.4	45.8	292.4	37.7	0.588
.016 x .022 TMA	375.2	66.0	389.0	59.5	0.738
.016 NITI	215.8	23.2	184.0	15.6	0.139
.016 x .022 NITI	192.4	27.9	172.2	18.3	0.161

S.D. : standard deviation
* : $p < 0.05$

	Tight Metal Ligature Straight		Standard		t-value
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	
.016 x .022 S.S.	210.8	20.7	157.0	11.1	0.002*
.016 x .022 TMA	742.0	69.9	737.0	32.2	0.870
.016 x .022 NITI	211.6	12.3	204.4	12.9	0.393

S.D. : standard deviation
* : $p < 0.05$

하중을 가한 경우, .016 S.S., .016×.022 S.S., .016 NiTi, .016×.022NiTi등의 교정선과 bracket(Straight, Standard) 사이의 마찰력은 통계적으로 유의할 만한 차이가 없었다.

Metal ligature로 느슨하게 결찰하고 150g, 200g의 하중을 증가시켰을 때는 .016NiTi가 .016S.S., .016×.022S.S., .016×.022NiTi등의 교정선과 통계적으로 유의한 차이를 보였다.

Plastic ligature로 결찰하고 100g, 150g의 하중을 가한 경우, .016 S.S., .016×.022S.S., .016NiTi, .016×.022NiTi등의 교정선과 Bracket(Straight, Standard) 사이의 마찰력은 통계적으로 유의할 만한 차이가 없었다.

Metal ligature의 느슨한 결찰이나 Plastic ligature의 결찰양식이나 가한 하중에 관계없이 TMA는 본 실험에서 사용한 모든 교정선과 통계적으로 유의한 차이를 보였고 가장 큰 마찰력을 보였다.

Metal ligature로 단단하게 결찰한 경우 Straight Bracket에서는 .016×.022S.S., .016×.022NiTi 사이에는 통계적으로 유의한

차이가 없었고, TMA가 가장 큰 마찰력을 보였다. Standard Bracket에서는 모든 교정용 선재는 통계적으로 유의한 차이를 보였고, S.S., NiTi, TMA 순으로 마찰력이 증가하였다.

S.S.은 결찰양식(Loose Metal Ligature, Plastic Ligature)이나 하중에 관계없이 교정선의 단면(round, rectangular)간에 통계적으로 유의한 차이가 없었다.

NiTi는 Plastic ligature에서는 단면간에 차이가 없었고, Metal ligature로의 느슨한 결찰에서는 200g의 하중을 가한 경우에 round wire가 보다 큰 마찰력을 보였다.

TMA는 100g, 200g의 하중에서 rectangular wire의 마찰력이 크게 나타났다(Table 3).

라. 결찰재와 결찰력의 영향

Bracket 종류, 교정선의 종류, 하중에 관계없이 Metal Ligature로 느슨하게 결찰한 경우 보다 Plastic Ligature로 결찰한 경우에서 마

Table 3. The effect of wire material & configuration on friction

	Loose Metal Ligature							
	100g		Straight 150g		200g		Standard 100g	
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.
.016 S.S.	61.8	7.3	74.0	12.8	102.0	4.7	75.4	10.3
Duncan's ANOVA	A		A		A		A	
.016 x .022 S.S.	76.4	5.0	80.0	14.6	105.8	13.6	74.0	6.6
Duncan's ANOVA	A		A		A		A	
.016 TMA	142.0	14.5	359.2	41.7	404.4	38.9	159.8	42.0
Duncan's ANOVA	B		B		C		B	
.016 x .022 TMA	198.6	42.1	411.0	65.8	482.0	38.8	199.0	35.7
Duncan's ANOVA	C		B		D		C	
.016 NiTi	86.4	13.3	103.8	10.6	239.0	9.7	91.6	9.3
Duncan's ANOVA	A		A		B		A	
.016 x .022 NiTi	81.6	7.7	96.8	8.9	102.2	9.4	80.8	11.3
Duncan's ANOVA	A		A		A		A	
F-Prob	0.0001*		0.0012*		0.0000*		0.0000*	

S.D. : standard deviation

* : p<0.05

A B C : 알파벳 문자가 서로 다른 것은 두 실험군 간에 유의한 차이가 있음을 의미

Plastic Ligature								
	100g		Straight 150g		200g		Standard 100g	
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.
.016 S.S.	181.6	26.2	242.4	18.6	305.4	9.0	160.6	15.6
Duncan's ANOVA	A		A		A		A	
.016 x .022 S.S.	188.0	25.3	201.2	30.0	328.0	32.1	162.0	18.6
Duncan's ANOVA	A		A		A		A	
.016 TMA	307.4	45.9	391.2	36.7	427.0	55.3	292.4	37.7
Duncan's ANOVA	B		B		B		B	
.016 x .022 TMA	375.2	66.0	471.4	33.9	576.6	43.2	389.0	59.5
Duncan's ANOVA	C		B		C		C	
.016 NiTi	215.8	23.2	247.8	35.3	350.6	33.2	184.0	15.6
Duncan's ANOVA	A		A		A		A	
.016 x .022 NiTi	192.4	27.9	230.3	14.2	326.6	13.8	172.2	18.3
Duncan's ANOVA	A		A		A		A	
F-Prob	0.0003*		0.0014*		0.0000*		0.0008*	

S.D. : standard deviation

* : $p < 0.05$

A B C : 알파벳 문자가 서로 다른 것은 두 실험군 간에 유의한 차이가 있음을 의미

200g	Tight Metal Ligature Straight		Standard	
	Mean	S.D.	Mean	S.D.
.016 x .022 S.S.	210.8	20.3	157.0	11.1
Duncan's ANOVA	A		A	
.016 x .022 TMA	742.0	69.6	737.0	32.2
Duncan's ANOVA	B		B	
.016 x .022 NiTi	211.6	12.3	204.4	12.8
Duncan's ANOVA	A		C	
F-Prob	0.0001*		0.0013*	

S.D. : standard deviation

* : $p < 0.05$

A B C : 알파벳 문자가 서로 다른 것은 두 실험군 간에 유의한 차이가 있음을 의미

찰력이 증가하였다(Table 4).

Metal ligature로 단단하게 결찰한 경우 실험에 사용한 모든 교정선에서 느슨하게 결찰한 경우보다 마찰력이 증가하였다.

.016 x .022 S.S.와 .016 x .022 NiTi에서는

Metal ligature의 단단한 결찰보다 Plastic ligature로 결찰한 경우에 마찰력이 증가하였다.

.016 x .022 TMA에서는 Plastic ligature보다 Metal ligature의 단단한 결찰시 마찰력이 증

Table 4. The effect of ligature type on friction

100g Ligature	Standard				t-value
	Metal (L)		Plastic		
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	
.016 S.S.	75.4	10.3	160.6	15.6	0.000*
.016 x .022 S.S.	74.0	6.6	162.0	18.6	0.000*
.016 TMA	159.8	42.3	292.4	37.7	0.001*
.016 x.022 TMA	199.0	35.7	389.0	59.5	0.001*
.016 NiTi	91.6	9.3	184.0	15.6	0.000*
.016 x .022 NiTi	80.8	11.3	172.2	18.3	0.000*

S.D. : standard deviation

* : $p < 0.05$

L : loose metal ligature

100g Ligature	Straight				t-value
	Metal (L)		Plastic		
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	
.016 S.S.	61.8	7.3	181.6	26.2	0.000*
.016 x .022 S.S.	76.4	5.0	188.0	25.3	0.000*
.016 TMA	142.0	14.5	307.4	45.9	0.001*
.016 x .022 TMA	198.6	42.1	375.2	66.1	0.002*
.016 NiTi	86.4	13.1	215.8	23.2	0.000*
.016 x .022 NiTi	81.6	7.7	192.4	27.9	0.000*

S.D. : standard deviation

* : $p < 0.05$

L : loose metal ligature

150g Ligature	Straight				t-value
	Metal (L)		Plastic		
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	
.016 S.S.	74.0	12.8	242.0	18.6	0.000*
.016 x .022 S.S.	80.0	14.6	201.2	30.0	0.000*
.016 TMA	359.2	41.7	391.2	36.7	0.234
.016 x .022 TMA	411.0	65.8	471.4	33.9	0.118
.016 NiTi	103.8	10.6	247.8	35.3	0.000*
.016 x .022 NiTi	96.8	8.9	230.3	14.2	0.001*

S.D. : standard deviation

* : $p < 0.05$

L : loose metal ligature

200g Ligature	Metal (L)		Straight		t-value
	Mean	S.D.	Plastic		
			Mean	S.D.	
.016 S.S.	102.0	4.7	305.4	9.0	0.000*
.016 x .022 S.S.	105.8	13.6	328.0	32.1	0.000*
.016 TMA	404.4	38.9	427.0	55.3	0.479
.016 x .022 TMA	482.0	39.8	576.6	43.2	0.007*
.016 NITI	239.0	9.7	350.6	33.2	0.001*
.016 x .022 Niti	102.2	9.4	326.6	13.8	0.000*

S.D. : standard deviation

* : $p < 0.05$

L : loose metal ligature

Table 5. The effect of ligature force on friction

200g	Metal (L)		Straight Metal (T)		Plastic		F-Prob
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.	
.016 x .022 S.S.	105.8	13.6	210.8	20.7	328.0	32.1	0.0009*
Duncan's ANOVA	A		B		C		
.016 x .022 TMA	482.0	39.8	742.0	69.9	576.6	43.2	0.0007*
Duncan's ANOVA	A		B		C		
.016 x .022 NITI	102.2	9.4	211.6	12.3	326.6	13.8	0.0011*
Duncan's ANOVA	A		B		C		

S.D. : standard deviation

* : $p < 0.05$

L : loose metal ligature

T : tight metal ligature

A B C : 알파벳 문자가 서로 다른 것은 두 실험군 간에 유의한 차이가 있음을 의미

Table 6. Multiple classification analysis of frictional force

Category	Unadjusted Dev'n Eta
Bracket system	0.10
Wire material	0.66
Ligature type	0.54
Load (Gram)	0.50
Multiple R squared	0.83
Multiple R	0.91

가하였다(Table 5).

마. 각 조건들과 마찰력간의 상관관계

하중, Bracket종류, 교정선의 종류, 결찰양식 등의 조건 중 마찰력에 주된 영향을 미치는 것은 교정선재였고, 그 다음이 결찰양식, 하중 순으로 나타났다(Table 6).

IV. 총괄 및 고찰

대부분의 교정식 교정장치에서는 Bracket과 교정선 사이에 어느정도의 활주이동이 포함되

게 된다. 치아가 활주이동 할 때는 항상 마찰력이 형성되나 그 크기나 임상적 중요성에 대해서는 크게 알려져 있지 않다.

마찰력에 의해 나타나는 문제점을 해결하기 위해 Frictionless mechanic이 사용되거나, Begg technique 처럼 장치의 고안을 달리하거나 교정선을 특수 Coating하는 등의 시도가 있어왔다^{38-40,48,51}.

최근에는 Sliding mechanic을 위해 Friction을 일으키지않는 Bracket (self-engaging bracket)이 고안되어 시도되고 있다.

그러나 마찰력 외의 다른 측면에서 각각이 갖는 제한점과, Straight Wire Bracket의 보급으로 Sliding mechanics의 이용이 증가하고 있다.

약 450년전 Leonard Da Vinci에 의해 마찰력이 최초로 연구된 이래 꾸준히 마찰력에 대한 연구가 있어왔다. Coulomb²¹)는 마찰력을 정마찰력과 동마찰력으로 구분하였으나, Drescher⁷)는 Low velocity에서는 정마찰력과 동마찰력이 거의 동일하다고 하였다.

마찰력에 대해 일반적으로 받아들여지고 있는 법칙은 마찰력은 접촉점에 작용하는 법선력에 비례하고, 접촉 면적과는 무관하며 활주속도와 독립적이라는 것이다⁴³.

그러나 Tidy⁴⁸)에 따르면 이러한 법칙은 정상적인 상황에서 Metal에 대해서는 비교적 정확한 설명이지만, 재질과 환경조건의 변화시에는 달라진다고 하였다. 이는 비례상수인 마찰계수가 물체의 재질이나 환경적 조건에 따라 달라지기 때문이라 한다.

따라서 교정용 Bracket과 교정선사이의 마찰력은 법선력에 영향을 미치는 교정선의 굵기와 Bending stiffness, 결찰재의 결찰력, 인접 치아의 배열상태등과 마찰계수에 영향을 미치는 Bracket, 교정선, 결찰재등의 재질과 표면상태, 타액등의 환경적 요인에 따라 달라질 것이다^{5,9,38,46}.

본 실험에서 사용된 세 가지 하중에 따른 마찰력을 비교해보면 하중이 증가함에 따라 S. S., TMA, NiTi모두에서 마찰력이 증가하는 것으로 나타났으며 (Table 1), 이는 Drescher,

Tidy등의 연구결과와 일치하였다. 이는 두 물체의 접촉점에서 작용하는 법선력(N)에 의해 그 크기가 결정되는($F=\mu N$) 일반 법칙에 따른 것으로 사료된다.

또한, 가해진 하중이 증가함에 따라 치아 (bracket)의 Tipping이 증가함으로써 Bracket과 교정선 사이의 Friction angle이 증가하여 Binding 경향이 심해지는 것에 기인한 것으로 사료된다.

인접 Bracket 간의 Torque의 차이가 마찰력에 미치는 영향은 Metal ligature로 느슨하게 결찰한 경우와 Plastic ligature로 결찰한 경우 $p<0.05$ 수준에서 통계적으로 유의 할 만한 차이가 없었다.

Metal ligature의 단단한 결찰에서는 .016×.022 S.S. Wire에서 Standard bracket보다 Straight bracket에서의 마찰력 증가가 통계적으로 유의한 것으로 나타났다 (Table 2).

이는 인접 Bracket간의 Torque의 차이가 Bracket에 교정선이 단단히 결찰된 경우는 3rd order에서의 Binding effect를 발휘하여 마찰력에 영향을 미치지만, Bracket과 교정선사이의 결찰이 느슨한 경우는 Binding effect가 나타나지 않는 것으로 사료된다.

그러나 TMA, NiTi등의 교정선에서는 인접 Bracket의 Torque의 차이가 마찰력에 미치는 영향이 이들 교정선이 갖는 edge bevel에 의해 상쇄되며, Torque의 차이 보다는 표면의 거칠기와 결찰력의 상승작용과, 교정선의 Bending stiffness가 S.S.보다 작음으로써 나타나는 Bracket과 교정선 사이의 Binding 효과에 의해 마찰력이 큰 영향을 받는 것으로 보인다.

교정선의 재료에 따른 마찰력의 차이는 하중, 결찰양식, Torque등에 관계없이 모든 실험군에서 TMA가 가장 큰 마찰력을 보였다 (Table 3). 이러한 결과는 Stannard, Garner, Drescher, Tidy, Kapila등의 실험결과와 일치한다.

Burstone^{12,13})이 β -Titanium교정선을 소개한 이래 S.S. 보다 Load deflection rate이 낮은 TMA나 NiTi에서는 치료 초기부터

Rectangular wire를 사용할 수 있어서 치아의 위치를 초기부터 삼차원적으로 조절할 수 있다는 장점을 갖는다.

그러나 TMA나 NiTi에서는 마찰력으로 소실되는 힘이 커서 치아를 활주 이동 시키기에는 부적합하다고 할 수 있다. 이들 교정선의 재료에 따른 마찰력의 차이는 교정선의 Bending stiffness보다는 표면의 거칠기에 의해 형성되는 것으로 알려져 있다^{17,21,43,48,55}.

각 교정선 표면의 주사전자현미경(H-6010 A Scanning system, HITACHI Japan)소견을 보면 TMA의 표면이 다른 교정선에 비해 거칠음을 알 수 있는데, 이러한 표면의 거칠기 정도의 차이가 마찰력에 큰 영향을 미치는 것으로 보인다(Fig. 2-4).

그러나 견치나 전치의 후방이동시 교정력이 치아의 Center of resistance보다 상방에서 가해짐으로 생기는 치아의 Tipping에 의해 초기의 잘 배열된 상태가 깨지게 되므로 교정선에 Bending이 초래되어 2nd-order에서의 Binding effect를 일으킬 수 있다^{2,23}. 따라서 교정용 선재의 Bending stiffness 또한 중요하게 고려되어야 할 것으로 사료된다.

Metal ligature로 단단하게 결찰한 경우 Standard bracket에서 S.S., NiTi, TMA순으로 마찰력이 증가하였고 Straight bracket에서는 .016×.022 S.S., .016×.022 NiTi사이에는 통계적으로 유의할 만한 차이를 보이지 않는다. S.S.와 NiTi간에 차이가 없는 것은 표면의 거칠기 보다는 인접 Bracket간의 Torque의 차이와 Rectangular wire의 Edge bevel effect의 복합적 결과에 의한 것으로 보인다.

Edge bevel에 대한 연구에 따르면 실제 교정선의 Edge bevel은 제조회사마다도 다른 뿐 아니라 교정선의 재질에 따라서도 다르며, 같은 회사 같은 교정용 선재에서도 다르게 나타난다고 한다^{26,34,42,55}.

Torque은 각진 교정선의 Edge와 Slot에 의해 형성되므로 Edge bevel은 Effective torque에 중요한 영향을 미치게 된다.

Edge bevel에 대한 최근 연구에 따르면 S.

S.은 TMA나 NiTi보다 우수한 Edge를 갖는 것으로 나와 있다. 새로운 교정용 선재는 물리적, 기계적 성질상 Square corner를 형성하기 어렵다고 한다⁵⁵.

Metal ligature의 느슨한 결찰이나 Plastic ligature로 결찰한 경우 Straight bracket에 있어서 같은 수직 고경을 갖는 .016 S.S. round wire와 .016×.022 S.S. Rectangular wire사이에는 가한 하중에 관계없이 마찰력에 유의한 차이가 없었다(Table 3). 이는 Drescher, Tidy의 연구 결과와 일치한다. 이에 대해 Drescher¹⁷는 마찰력이 기본적으로 교정선의 수직고경에 의해 결정되기 때문에 .016 Round wire나 .016×.022 Rectangular wire에서 마찰력에 차이가 없다고 하였고, Tidy⁴⁸는 잘 배열된 악궁에서 마찰력은 두 점의 접촉의 결과로써 나타나는 것으로 Wire stiffness나 단면의 형태와는 관계가 없다고 하였다. 그러나, Frank²⁰는 치아가 비교적 잘 배열되어 Bracket slot과 교정선 사이에 각도가 크게 형성되지 않는 경우는 접촉면적의 차이에 의해 Round wire 보다 Rectangular wire에서 마찰력이 더 크다고 하였다.

NiTi는 Plastic ligature에서는 단면간의 차이가 없었고, Metal ligature로의 느슨한 결찰에서는 200g의 하중을 가한 경우에 Round wire가 보다 큰 마찰력을 나타내었다. 이는 Round wire의 Bending stiffness가 Rectangular wire보다 훨씬 작음으로써 하중에 의한 Bracket의 Tipping이 Round wire에 크게 나타났기 때문으로 사료된다.

Frank²⁰는 마찰력은 Bracket slot과 교정선 사이의 각도에 의해 가장 큰 영향을 받는다고 하였다. 그러나 2nd-order에서의 Binding effect는 Narrow single bracket에서는 .016 Wire에 대해 6°이상 되어야 나타나며 각도가 크게 형성된 경우는 교정선의 Bending stiffness와 교정선의 단면의 형태에 따라 마찰력이 결정된다고 하였다. 교정선의 Stiffness가 증가할수록 범선력이 증가하기 때문에 마찰력은 비례하여 증가하게 되는 것이다.

결찰양식이 마찰력에 미치는 영향에 대해서

는 여러 학자와 실험들 사이에 논란이 있었으나, 결찰력이 클수록 마찰력이 증가 한다는 사실에는 의견의 일치를 보이고 있다.^{20,26,28,48,52)}

Riley³⁶, Thurow^{46,47)}, 고⁵²⁾등은 단단하게 결찰한 Metal ligature의 결찰력이 Plastic ligature보다 크며 구강내에서 Corrosion의 가능성이 있기 때문에 마찰력을 크게 형성한다고 한 반면, Echols⁴⁸⁾은 Elastic ligature는 Binding force를 발휘하므로 치아를 활주 이동시키기에는 불리하다고 하였다.

본 실험에서는 모든 실험군에서 Metal ligature로 느슨하게 결찰한 경우 Plastic ligature로 결찰한 경우보다 마찰력이 작게 나타났다. Plastic ligature의 경우 활주이동이 진행됨에 따라 교정선에 밀착되거나 끼이는 효과를 나타내어 이동량이 클수록 마찰력이 크게 증가하였다. 일반적으로 Plastic ligature는 타액하에서 시간이 경과함에 따라 탄력성이 감소하기 때문에 마찰력이 시간경과에 따라 감소한다고 알려져 있다.^{2,6,8,9)} Metal ligature의 느슨한 결찰에서도 retraction이 진행됨에 따라 진행방향쪽의 결찰이 Bracket에 밀착됨으로써 이동초기보다는 마찰력이 크게 나타났으나, Plastic ligature에서 보다는 그 정도가 미약하였다.

Metal ligature로 단단하게 결찰한 경우는 실험에 사용한 모든 교정선에서 느슨하게 결찰한 경우보다 마찰력이 증가하였다(Table 5). 이는 Metal ligature로 결찰하는 경우 결찰력을 술자가 조절함으로써 치료술식에 이용할 수도 있고, 감소시킬 수도 있음을 의미한다. 즉 치아의 활주 이동에 필요한 경우에는 느슨한 결찰로 마찰력을 감소시키고, 저항원이되는 치아에서는 단단하게 결찰함으로써 마찰력을 유효하게 이용할 수도 있다.³⁹⁾

.016×.022 S.S.와 .016×.022 NiTi에서는 Metal ligature의 단단한 결찰보다 Plastic ligature로 결찰한 경우에 마찰력이 증가하였고, .016×.022 TMA에서는 Plastic ligature보다 Metal ligature의 단단한 결찰시 마찰력이 증가하였다.

그러나 본 실험에서 사용한 Metal ligature

의 느슨한 결찰이나 단단한 결찰이 표준화된 객관성이 없으므로 실험상의 한계가 있다.

마찰력에 영향을 미치는 여러 요소들 중 교정선의 종류, 결찰양식, 사용한 Bracket의 종류, 하중등에 대해 Multifactorial analysis (ANOVA)를 시행한 결과 교정선 재료가 가장 큰 영향을 미치며, 결찰양식, 하중의 순으로 나타났다(Table 6).

Drescher¹⁷⁾는 하중이 가장 큰 영향을 미친다고 하였으나, Drescher의 실험은 Metal ligature로만 시행된 것으로 결찰양식에 대한 고찰은 없었다.

고⁵²⁾는 결찰양식이 마찰력에 주된 영향을 미친다고 보고하였으나 하중에 대한 고찰이 없었다.

최근 교정력과 치아이동 사이의 상관관계에 대해 Quinn, Yoshkawa³⁹⁾가 보고한 바에 따르면 치아의 이동율이 교정력이 증가함에 따라 어느 한도까지는 증가하지만 그 이상은 치아이동에 바람직한 영향을 미치지 못한다고 하였다.

Sliding mechanics이 사용되는 경우 적용된 교정력의 일부는 마찰력에 의해 소실되고 그 일부가 치아의 주위조직에 전달되게 된다. 이는 효과적인 치아의 이동을 위해서는 Bracket과 교정선 사이의 마찰력을 고려하여 전체 교정력을 가해야함을 의미한다.

다양한 Bracket과 교정선, 환경 조건들에 따라 형성되는 마찰력은 각기 다양한 크기를 갖고 있으며 타액, 결찰재, Bracket width등의 영향에 대해 각기 다른 실험 결과들이 보여지고 있으므로^{7,17-27,28,32,47,52,53,56)} 향후 여러가지 Bracket, 교정선, 결찰재를 이용한 체계적인 마찰력의 비교와, 각 조건들의 상호 작용(Interaction)을 종합적으로 분석함과 함께, 이러한 실험이 구강내 조건들과 유사한 환경에서 시행되는 것이 필요하리라 생각된다.

V. 결 론

마찰력에 영향을 미치는 여러 요인들 중 하중, Torque, 교정용 선재 및 단면의 형태 등의

참 고 문 헌

영향에 대해 살펴보고 어떤 요인이 어느 정도로 마찰력에 영향을 미치는가를 조사하기 위해 Standard Bracket, Straight Bracket과 여섯 가지 교정선(.016 Stainless Steel, .016×.022 Stainless Steel, .016 TMA, .016×.022 TMA, .016 NiTi, .016×.022 NiTi), 두 가지 결찰양식(Metal ligature, Plastic ligature), 세 가지 하중(100g, 150g, 200g) 등을 서로 조합한 조건에서 만능 시험기를 이용하여 마찰력을 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. Power arm에 적용된 하중이 증가함에 따라 Bracket과 교정선 사이의 마찰력은 Stainless Steel, TMA, NiTi 모두에서 증가하였다.

2. Metal ligature로 느슨하게 결찰한 경우와 Plastic ligature로 결찰한 경우 인접 Bracket간의 Torque의 차이가 마찰력에 미치는 영향은 통계적으로 유의할 만한 차이가 없었다.

3. Metal ligature의 느슨한 결찰이나 Plastic ligature의 결찰양식이나 가한 하중에 관계없이 TMA가 가장 큰 마찰력을 보였으며, Stainless Steel, NiTi와 비교하여 통계적으로 유의할 만한 차이를 보였다.

Metal ligature로 단단하게 결찰한 경우 Straight Bracket에서는 TMA가 가장 큰 마찰력을 보였고, Standard Bracket에서는 Stainless Steel, NiTi, TMA순으로 마찰력이 증가하였다.

4. Bracket 종류, 교정선의 종류, 하중에 관계없이 일반적으로 Metal ligature로 느슨하게 결찰한 경우보다 Plastic ligature로 결찰한 경우에서 마찰력이 증가하였다.

5. 하중, Bracket종류, 교정선의 종류, 결찰양식 등의 조건 중 마찰력에 주된 영향을 미치는 것은 교정선재였고, 그 다음이 결찰양식, 하중 순으로 나타났다.

1. Adams, D.M., Dowers, J.M. and Asgar, K.: Effects of brackets and ties on stiffness of an archwire, *Am. J. Orthod.*, 91:131-6, 1987.
2. Andreasen, G.F. and Bishara, S.: Comparison of elastick chains with elastics involved with intra-arch molar to molar force, *Angle Orthod.*, 40:151-8, 1970.
3. Andrews, L.F.: The straight wire appliance: origin, controversy, commentary, *J. Clin. Orthod.*, 10:99-114, 1976.
4. _____ : The straight wire appliance: explained & compared. *J. Clin. Orthod.*, 10: 174-195, 1976.
5. Angolkar, P.V. et al.: Evaluation of friction between ceramic brackct and orthodontic wires of four alloys, *Am. J. Orthod.* 90:499-506, 1990.
6. Ash, J.L. and Nikolai, R.J.: Relaxation of Orthodontic Elastomeric Chains and Modules in Vitro and in Vivo, *J. Den. Res.*, 57:685-90, 1978.
7. Baker, L.L. et al.: Frictional changes in tone value caused by saliva substitution, *Am. J. Orthod.*, 91:316-20, 1987.
8. Bell, W.R.: A study of applied force as related to the use of elastics and coil springs. *Angle Orthod.*, 21:151-4, 1951.
9. Bishara, S.E. and Andreasen, G.F.: A comparison of the related forces between plastic alasticks and latex elastics, *Angle Orthod.*, 40:319-28, 1970.
10. Burstone, C.J., Baldwin, J.J. and Lawless, D.T.: The application of continuous forces to orthodontics, *Angle Orthod.*, 31:1-4, 1961.
11. Burstone, C.J.: Rationale of the segmented

- arch, *Am. J. Orthod.*, 48:805-22, 1962.
12. Burstone, C.J. and Goldberg, A.J.: Beta titanium; A new orthodontic alloy, *Am. J. Orthod.*, 77:121-132, 1980.
 13. Burstone, C.J.: Variable-modulus orthodontics, *Am. J. Orthod.*, 80:1-20, 1981.
 14. Creekmore, Y.D.: The importance of inter-bracket width in orthodontic tooth management, *J. Clin. Orthod.*, 10:530-34, 1976.
 15. _____ : Torque, *J. Clin. Orthod.*, 13:305-310, 1979.
 16. Dellinger, E.L.: A scientific assessment of the straight wire appliance, *Am. J. Orthod.*, 73:290-299, 1978.
 17. Drescher, D., Bourauel, C. and Schumacher, H.A.: Frictional Forces between bracket and archwire, *Am. J. Orthod.* 96:397-404, 1989.
 18. Echols, P.M.: Elastic ligatures; binding force & anchorage taxation, *Am. J. Orthod.*, 67:219-220, 1975.
 19. Edie, J.W., Andreasen, G.F. and Zaytonn, M.P.: Surface corrosion of nitinol and stainless steel under clinical conditions. *Angle Orthod.*, 51:319-24, 1981.
 20. Frank, C.A. and Nikolai, R.J.: A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and archwire, *Am. J. Orthod.*, 78:593-609, 1980.
 21. Garner, L.D., Allai, W.W. and Moore, B.K.: A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise archwire, *Am. J. Orthod.*, 90:199-203, 1986.
 22. Jones, M.L., Stanford, H. and Chan, C.: Comparison of superelastic NiTi and multi-stranded stainless steel wires in initial alignment, *J. Clin. Orthod.*, 24:611-613, 1990.
 23. Kaplia, S. et al.: Evaluation of friction between edgewise stainless steel bracket and orthodontic wires of four alloys, *Am. J. Orthod.*, 98:117-26, 1990.
 24. Koran, A., Craig, R.G., and Tillitson, E.W.: Coefficient of friction of prosthetic tooth materials, *J. Prosthodont. Dent.*, 27:269-74, 1972.
 25. Kush, R.P. and Whitley, J.Q.: Coefficients of friction for arch wires in stainless steel and polycrystalline alumina bracket slots, *Am. J. Orthod.*, 98:300-312, 1990.
 26. Lang, R.L., Sandrik, J.L. and Klapper, L.: Rotation of rectangular wire in rectangular tube. Part 2, *Am. J. Orthod.*, 81:22-31, 1982.
 27. Magness, W.B.: The straight wire concept, *Am. J. Orthod.*, 73:542-550, 1978.
 28. Majjer, R. and Smith, D.C.: Corrosion of orthodontic bracket bases. *Am. J. Orthod.*, 81:43-48, 1982.
 29. Meyer, M. and Nelson, G.: Preadjusted edgewise appliance: Theory / Practice, *Am. J. Orthod.*, 73:485-498, 1978.
 30. Norman, R.L.: Frictional resistance and Dental Prosthetics, *J. Prost. Den.*, 14:45-51, 1964.
 31. Pratten, D.H., Popli, K. and Germane, N.: Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets, *Am. J. Orthod.*, 98:398-403, 1990.
 32. Proffit, W.R. et al.: Contemporary orthodontics, 1986. The Mosby Company, p. 246-269.
 33. Quinn, R.B. and Yoshikawa, D.K.: A reassessment of force magnitude in orthodontics, *Am. J. Orthod.*, 88:252-60, 1985.
 34. Raphael, E., Sandrik, J.L. and Klapper, L.: Rotation of rectangular wire in rectangular tube. Part 1, *Am. J. Orthod.*, 80:136-144, 1981.
 35. Reitan, K.: Some factors determining the evaluation of force in orthodontics, *Angle*

- Orthod., 45:32-45, 1957.
36. Riley, J.L., Garrett, S.G. and Moon, P.C.: Frictional forces of ligatured plastic and metal edgewise brackets. *J. Dent. Res.*, 58: A21, 1979.
 37. Schrody, D.W.: A mechanical evaluation of buccal segment reaction to edgewise torque, *Angle Orthod.*, 44:120-126, 1974.
 38. Schudy, F.F.: The Biometric system, *Am. J. Orthod.*, 67:57-91, 1975.
 39. Schudy, G.F. and Schudy, F.F.: Intra-bracket space & interbracket distance; Critical factors in clinical orthodontics, *Am. J. Orthod.*, 96:281-94, 1989.
 40. Schudy, G.F.: Bracket design & wire flexibility, *J. Clin. Orthod.*, 24:106-114, 1990.
 41. Schwanger, B.: Evaluation of the straight archwire concept, *Am. J. Orthod.*, 74:188-196, 1978.
 42. Sebanc, J. et al.: Variability of effective root torque as a function of edge bevel on orthodontic archwires, *Am. J. Orthod.*, 86: 43-51, 1984.
 43. Stannard, J.G., Jeanne, M.G. and Hann, M.A.: Comparative friction of orthodontic wire under dry & wet conditions, *Am. J. Orthod.*, 89:485-491, 1986.
 44. Steiner, C.C.: Force control in orthodontia, *Angle Orthod.*, 2:252-259, 1932.
 45. Stoner, M.M.: Force control in clinical practice, *Am. J. Orthod.*, 46:163-168, 1960.
 46. Thurow, R.C.: Elastic ligature, binding forces and anchorage taxation, *Am. J. Orthod.*, 67:694, 1975.
 47. _____ : Edgewise orthodontics, 1982, The Mosby Company, p.2-72, 132-233.
 48. Tidy, D.C.: Frictional Forces in Fixed Appliances, *Am. J. Orthod.*, 96:249-54, 1989.
 49. Tillitson, E.W., Craig, R.G., and Pejton, F.A.: Friction & Wear of restorative dental material, *J. Den. Res.*, 50:149-154, 1971.
 50. Vardimon, A.D. and Lamberkz, W.: Statistical evaluation of torque angles in reference to straight-wire appliance (SWA) theory, *Am. J. Orthod.* 89:56-65, 1990.
 51. Wildman, A.J.: Edgelok bracket, *J. Clin. Orthod.*, 6:613-33, 1972.
 52. 고정석, 양규호: 인공 타액하에서 교정선과 Bracket간의 마찰력에 대한 연구. 대한치과교정학회지, 18: 55-63, 1988.
 53. 민정미, 서정훈: 치아의 활주 이동시 교정용 Bracket과 Archwire사이에서 발생하는 마찰 저항력에 대한 연구. 대한치과 교정학회지, 18: 155-163, 1988.
 54. 이영철, 박영철: 교정용 Bracket과 Archwire 사이의 마찰 접촉 저항에 대한 역학적 연구. 연세대학교 대학원 박사학위논문, 1990.
 55. 이종철, Klapper, L.: Geometry of orthodontic rectangular wire & its influence on torque., Requirement of the degree of Master of Science, 1989.
 56. 황현식, 박영철: 인공 타액하에서 수종 교정선의 마찰력에 대한 실험적 연구. 대한치과교정학회지, 19: 245-55, 1989.

– ABSTRACT –

COMPARISON OF THE FRICTIONAL RESISTANCE BETWEEN ORTHODONTIC BRACKET & ARCHWIRE

Hyun Mee Sung, D.D.S., Young Chel Park, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Orthodontics, College of Dentistry, Yonsei University

Practitioners are aware of the presence of friction between bracket system and archwire during sliding movement of teeth. Clinically a mesiodistally applied force must exceed the frictional force to produce a tooth movement.

The objective of this study were to determine, on a dry condition, changes in magnitude of friction with respect to load, 3rd order inclination (Torque), archwire materials and ligature type.

Three wire alloys (Stainless Steel, TMA, NiTi) in two wire sizes (.016, .016x, .022 inch) were examined respect to two bracket system (Straight, Standard), and two ligature type (Metal, Plastic ligature) at three levels of load (100g, 150g, 200g).

The results were as follows;

1. Frictional resistance was found to increase with increasing load for S.S., TMA, NiTi.
2. The straight bracket system was exhibited more frictional force than standard bracket system for .016x, .022 S.S. tightly ligated metal ligature. But, torque difference did not increase friction for loose metal ligature & plastic ligature.
3. Regardless of the ligature type, torque and load, stainless steel wire sliding against stainless steel exhibited the lowest friction, and TMA sliding against stainless steel exhibited the highest friction.
4. The loose stainless steel ligature generated lower frictional resistance than plastic ligature in all experimental groups.
5. The following factors affected friction in decreasing order; wire material ligature type, and load.

사진 부도 설명

- Fig. 1.** Apparatus used to measure friction
- Fig. 2.** Scanning electron microscopes of .016 x .022 Stainless Steel wire
A. (x150) .. B. (x3000)
- Fig. 3.** Scanning electron microscopes of .016 x .022 TMA
A. (x150) B. (x3000)
- Fig. 4.** Scanning electron microscopes of .016 x .022 NiTi
A. (x150) B. (x3000)

논문 사진부도

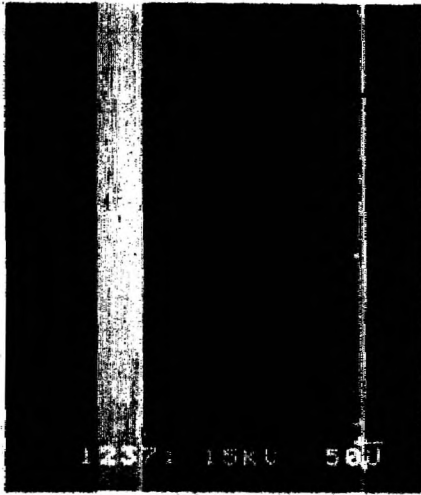


Fig. 2-A



Fig. 2-B

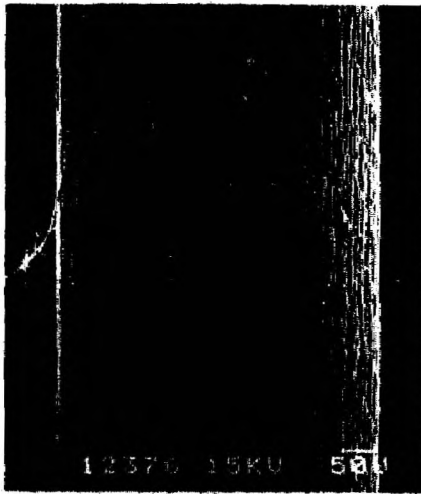


Fig. 3-A



Fig. 3-B

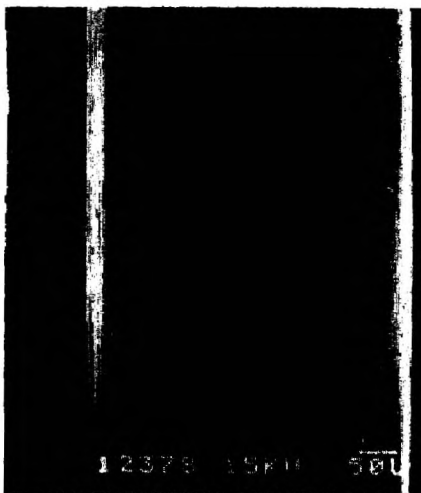


Fig. 4-A



Fig. 4-B