

교정용 호선의 단면 형태와
브라켓 종류에 따른 마찰력 평가

연세대학교 대학원

치 의 학 과

손 광 일

교정용 호선의 단면 형태와
브라켓 종류에 따른 마찰력 평가

지도 박 영 철 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2012년 6월

연세대학교 대학원

치 의 학 과

손 광 일

손광일의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

연세대학교 대학원

2012년 6월

감사의 글

논문이 완성되기까지 따뜻한 배려와 함께 세심한 지도와 격려로 이끌어주신 박영철 지도 교수님께 진심으로 감사드리며, 귀중한 시간을 내주시어 많은 관심과 조언으로 지도해주신 손홍범 선생님, 차정열 교수님께 깊이 감사 드립니다. 또한 교정학을 공부할 수 있도록 기회를 주시고 교정과 의사로 거듭날 수 있도록 인도해주신 백형선 교수님, 황충주 교수님, 김경호 교수님, 유형석 교수님, 이기준 교수님, 정주령 교수님, 최윤정 교수님께도 감사드립니다.

저의 논문을 위해서 도움을 많이 준 김남규 기공사님을 비롯하여 교정과 수련 생활의 큰 힘이 되어준 의국 동기들과(강다영, 김성진, 유성훈, 이다혜, 이희선) 의국 선배님, 후배들, 특히 김성아, 이영우 선생에게 감사의 마음을 전합니다.

마지막으로 언제나 변함없이 사랑으로 지켜봐 주시고 격려해 주시는 부모님과 항상 옆에서 힘이 되는 동생 광식이에게 감사 드리며, 저를 믿어주고 도와주신 많은 분들과 이 작고 소중한 기쁨을 함께 나누고자 합니다.

2012년 6월 저자 씀

차 례

표 차례	iii
그림 차례	iv
국문 요약	v
I. 서론	1
II. 연구 재료 및 방법	5
1. 연구재료	5
2. 연구방법	6
1) 시편 제작	6
(1) wire 시편	6
(2) bracket 시편	6
(3) 시편 고정	7
(4) 결찰 방법	8
2) 실험군의 분류 및 마찰력의 측정	8
3) 통계처리	10
III. 연구결과	11
1. wire에 따른 bracket 별 마찰력	13
1) Damon Q와 Clippy C bracket의 비교	13
2) Metal bracket과 ceramic bracket의 비교	13
2. Moment에 따른 bracket 별 마찰력	13
1) Damon Q와 Clippy C bracket의 비교	13
2) Metal bracket과 ceramic bracket의 비교	14
3. Moment에 따른 wire별 마찰력	15

1) Damon Q와 Clippy C bracket의 비교	15
2) Metal bracket과 ceramic bracket의 비교.....	15
IV. 고찰	18
1. Moment 증가에 따른 마찰력의 변화	20
2. Wire geometry에 따른 마찰력 비교.....	20
3. Bracket에 따른 마찰력 비교	22
V. 결론	24
참고문헌.....	26
영문요약.....	30

표 차례

Table 1. Tested Materials.....	5
Table 2. Mean static friction and standard deviation (Unit : gf)	12
Table 3. Evaluation of the interaction of bracket, wire, moment in regard to friction using three-way ANOVA (Comparison between Damon Q and Clippy C)	16
Table 4. Evaluation of the interaction of bracket, wire, moment in regard to friction using three-way ANOVA (Comparison between metal and ceramic bracket)	17

그림 차례

Figure 1. OM images of tested wires	6
Figure 2. Tested bracket-wire assembly and universal testing machine	9
Figure 3. Estimated marginal distribution of friction according to the different wire shape and size(Comparison between Damon Q and Clippy C)	16
Figure 4. Estimated marginal distribution of friction according to the different wire shape and size(Comparison between metal and ceramic bracket)	17

국 문 요 약

교정용 호선의 단면 형태와 브라켓 종류에 따른 마찰력 평가

교정치료에서 브라켓에 교정용 호선을 결찰함으로써 발생하는 마찰력은 치아이동을 방해하는 힘으로 작용한다. 초기의 치아배열 단계나 활주역학을 이용하여 공간 폐쇄를 하는 경우에는 낮은 마찰력이 유리하다. 본 연구는 마찰력 감소를 위해 새롭게 고안된 호선의 마찰력을 기존의 각형 호선의 마찰력과 비교함으로써 호선의 단면 형태와 브라켓의 종류가 마찰력에 미치는 영향을 알아보려고 하였다.

마찰력의 평가를 위해 브라켓은 passive slide 형태의 자가 결찰 브라켓(Damon Q), active clip 형태의 자가 결찰 브라켓(Clippy C), 메탈 브라켓, 세라믹 브라켓을 사용하였고, 호선은 .018 x .022 SS, .018 x .025 SS, D shaped .018 x .025 SS 를 사용하였다. 브라켓 슬롯 내에서 교정선을 이동 시킬 때 협설측 평면에서 각각 0, 200, 400, 600, 800, 1000 g·mm 의 모멘트를 부여하여 만능시험기 상에서 이동시켜 그때의 정지 마찰력을 측정하였고, 다음과 같은 결과를 얻을 수 있었다.

1. 모멘트가 증가함에 따라 마찰력이 통계적으로 유의하게 증가하였다 ($p < 0.05$).
2. 세라믹 브라켓과 메탈 브라켓에서는 .018 x .022 SS, .018 x .025 SS에 비해 D shaped .018 x .025 SS에서 낮은 마찰력이 발생하였다 ($p < 0.05$).

3. Damon Q 에서는 호선에 따른 마찰력 차이가 관찰되지 않았으나, Clippy C 에서는 다른 두 호선에 비해 .018 x .022 SS에서 낮은 마찰력이 발생하였다 ($p < 0.0001$).
4. 작은 모멘트(0, 200, 400 g · mm)에서는 Damon Q에 비해 Clippy C에서 마찰력이 통계적으로 유의하게 높았으며, 모멘트 증가에 따른 마찰력 증가 양상은 Damon Q에 비해서 Clippy C에서 작게 나타났다 ($p < 0.01$).

본 연구를 통해, 호선의 크기 뿐만 아니라 단면형태, 브라켓 재질 및 디자인의 차이가 마찰력에 영향을 줄 수 있음을 알 수 있었다. 새롭게 고안된 교정용 호선(D shaped .018 x .025 SS)은 메탈 브라켓이나 세라믹 브라켓에서 강선 결찰을 시행하는 경우에 마찰력 감소의 효과가 나타남을 확인할 수 있었고, 자가 결찰 브라켓에서 clip의 디자인에 따른 마찰력 변화 양상에 차이가 있음을 확인하였다. 따라서 교정 치료 시 적절한 브라켓과 호선의 조합을 통하여 마찰 저항을 줄이고 치료의 효율성을 높이도록 해야 할 것이다.

핵심 되는 말 : 마찰력, 호선의 단면 형태, 자가 결찰 브라켓, 결찰, 새로운 호선

교정용 호선의 단면 형태와 브라켓 종류에 따른 마찰력 평가

<지도교수 : 박 영 철>

연세대학교 대학원 치의학과

손 광 일

I. 서론

교정치료에서 치아의 이동은 브라켓에 호선을 결찰함으로써 이루어지는데, 이때 브라켓과 호선, 결찰재 사이에서 마찰력이 발생한다. 마찰력은 치아이동을 방해하는 힘으로 작용하며(Nanda, 1996) 정지되어 있는 물체를 움직이게 하는 최소한의 힘인 정적 마찰력과 일정 속도로 움직이는 물체에서 그 이동을 유지하기 위해 필요한 힘인 동적 마찰력으로 나뉘어진다.

초기의 치아 배열 단계나 발치 치료에서 활주역학을 이용하는 경우에는 낮은 마찰력이 유리하다(Burrow, 2009). 높은 마찰력이 발생할 경우 교정력의 소실로 치아 이동 속도가 감소되고, 치아이동을 위해 더 큰 힘을 부여하게 되면 호선의 변형이 심해져 원치 않는 부작용을 초래할 수 있다. 따라서 적절한 마찰력의

조절로 최적의 힘을 얻기 위해서는 브라켓과 호선, 결찰재 사이의 마찰력을 이해하는 것이 중요하며(최 등, 2006), 이를 통해 치료효과를 향상시키고, 치료기간을 단축시킬 수 있다(이 등, 2007).

교정력이 가해지면 치아는 경사와 직립을 반복한다. 이 과정에서 발생하는 마찰(Friction), 결속(binding), 홈(notching)이 활주(sliding)를 방해하는 요소로 작용하여 마찰저항을 유의하게 증가시키는데, 이러한 현상은 first order, second order 또는 두 가지 상황 모두에서 발생할 수 있다(Kusy and Whitley, 1999; Reznikov 등, 2010).

마찰력에 영향을 주는 요소로는 브라켓과 호선의 재질, 호선의 표면 상태, 브라켓 슬롯 크기, 호선의 단면 형태, 결찰 방식, 인접 브라켓간의 거리, 타액 유무, 구강 내 상태 등이 있다(Nanda, 1996).

최 등(2006)은 다양한 세라믹 브라켓의 마찰력을 기존의 다른 브라켓과 비교한 연구에서 메탈 브라켓, 메탈 슬롯이 삽입된 세라믹 브라켓, 단결정 세라믹 브라켓 순으로 마찰력이 증가한다고 하였다. 호선의 재질에 따른 연구에서 Drescher 등(1989)은 SS, NiTi, TMA 순으로 마찰력이 증가한다고 하였으나, Cacciafesta 등(2003)의 연구에서는 SS와 NiTi 사이의 마찰력에는 유의한 차이가 없다고 하였다. 호선의 크기(wire size)와 단면형태에 대한 연구에서 Kalhon 등(2010)과 Sims 등(1993)은 크기가 증가할수록 마찰력이 증가하고, Buzzoni 등(2011)은 각형 호선이 원형 호선에 비해 마찰력이 크다고 하였다. 결찰(Ligation)과 관련한 연구에서 Hain 등(2003)은 마찰력에 있어서 결찰 방법이 중요한 역할을 한다고 하였으나 Thorstenson과 Kusy의 연구에서는(2002a, 2002b) second order angulation이 임계접촉각을 넘어서면

결속(binding)이 발생하여 결찰 방법에 따른 결찰력의 차이는 상쇄된다고 하였다.

최근까지도 자가 결찰 브라켓(self-ligating bracket)의 개발, 새로운 결찰 방법의 소개, 새로운 호선의 개발 등 치아이동을 방해하는 마찰력을 줄이기 위한 노력이 계속되고 있다(Fortini 등, 2005; Krishnan 등, 2009).

자가 결찰 브라켓은 기존의 브라켓에 비해 마찰력이 작다고 알려져 있으나(Cordasco 등, 2009; Griffiths 등, 2005; Pizzoni 등, 1998; Voudouris 등, 2010) Thorstenson과 kusy 등(2002a)은 단지 브라켓-호선 각도가 0 일 때에만 마찰력 감소 효과가 있고 일단 결속(binding)이 일어나면 기존의 브라켓과 큰 차이가 없다고 보고하였고, Heo 와 Baek(2011)은 자가 결찰 브라켓에서 facial wall (sliding door 또는 clip)의 구조적 차이로 인해 초기 배열 단계의 수직적 변위와 수평적 변위에 따라 마찰적 특성이 차이가 난다고 하였다. 또한 자가 결찰 브라켓의 clip 디자인은 활주역학 단계에서도 마찰력의 크기에 영향을 미칠 수 있다(Reznikov 등, 2010).

Fortini 등(2005)은 Leone slide ligation이 활주역학에서 기존의 탄성 결찰재보다 낮은 마찰력이 나타난다고 보고하였다. 또한 Speed 브라켓(Strite Inc. Cambridge, Ontario, Canada)에서 사용되는 D wire는 정사각형호선의 절반을 원형으로 제작하여 활주 역학 시 마찰력을 감소시키고자 하였으나 기존의 메탈 브라켓이나 세라믹 브라켓에서 사용할 경우 토크(torque)의 발현이 어렵고, 호선의 치열궁 형태가 좁아 악궁이 넓은 환자에서 사용하기는 어렵다.

이제까지의 브라켓과 호선, 결찰재 사이에서 발생하는 마찰에 대해서는 주로 second order 방향에서의 연구가 대부분이며, 치아 배열 및 전치 치군의

후방이동 중에 실제적으로 많은 영향을 끼치는 first order 방향에서의 연구는 미미하였다. 따라서 본 논문에서는 다양한 브라켓과 호선 사이에서 발생하는 first order방향에서의 마찰 발생에 대해서 평가하고자 하였다. 또한 마찰력을 감소시키기 위해 원형 호선이 각형 호선보다 마찰력이 작다는 사실에 근거하여 새로운 단면 형태의 호선(D shaped .018 x .025 SS wire - Dae seung medical, Seoul, Korea) ; 기존의 각형 호선에서 결찰재 또는 자가 결찰 브라켓의 clip과 접하는 방향을 원형으로 제작 ; 를 고안하였다. 이에 본 연구를 통해 새롭게 제작된 호선을 이용하여 마찰력을 평가함으로써 호선의 단면 형태와 브라켓 종류에 따른 마찰력 차이를 평가하고자 한다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구 재료

이번 실험에 사용된 브라켓은 0.022” 슬롯의 상악 우측 소구치용 브라켓으로 passive type의 자가 결찰 브라켓인 Damon Q(Ormco, CA, USA), active type의 자가 결찰 브라켓인 Clippy-C(Tomy, Tokoy, Japan), 메탈 브라켓(Dae seung, Seoul, Korea), 세라믹 브라켓(Dae seung, Seoul, Korea) 네 종류를 사용하였다

마찰력을 측정하기 위해 .018 x .022 SS, .018 x .025 SS 호선과 새로 디자인된 반원형 각형호선(D shaped .018 x .025, Dae Seung) 세 종류를 사용하였다. 결찰재로는 0.009” stainless steel 결찰선을 사용하였다. (Table 1).

Table 1. Tested Materials

Materials	Specification	Manufacturer	Dimensions (inches)	prescription	
				Angulation	Torque
Bracket	Metal (metal ligation)	Dae Seung, Korea	0.022	-7	0
	Ceramic (metal ligation)	Dae Seung, Korea	0.022	-7	0
	Clippy C (self-ligatoin)	Tomy Inc, Japan	0.022	-7	0
	Damon Q (self-ligation)	SDS Ormco, USA	0.022	-11	2
Wire	Stainless steel		.018 x .022		
	Stainless steel		.018 x .025		
	Stainless steel		D shaped .018 x .025		
Ligature	Stainless steel		0.009		

2. 연구 방법

1) 시편 제작

(1) Wire 시편

직선의 호선을 60 mm가 되도록 잘라서 사용하였다. 새롭게 디자인된 호선의 단면을 기존의 각형 호선과 비교하여 Figure 1에 나타내었다.

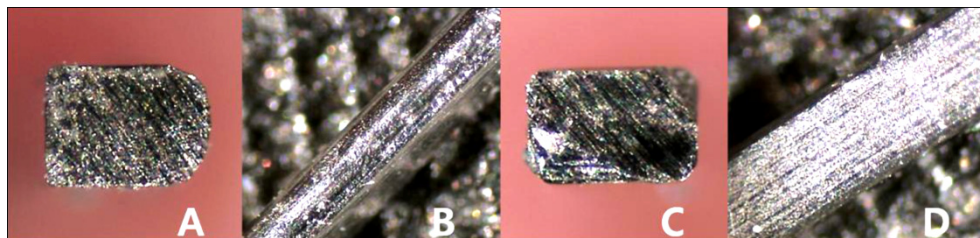


Figure 1. OM images of tested wires ; magnification, 4.5 times.

A : Cross-sectional surface of the D-shaped .018 x .025 SS wire

B : Outer surface of the D-shaped .018 x .025 SS wire

C : Cross-sectional surface of rectangular wire (.018 x .025 SS)

D : Outer surface of the rectangular wire (.018 x .025 SS)

(2) bracket 시편

호선의 단면 형태에 따른 마찰력의 차이를 평가하기 위하여 장치를 제작하였다 (Figure 2).

사각형의 알루미늄 블록에 (20 mm x 30 mm x 20 mm) 세 개의 브라켓을 위치시킬 수 있도록 stainless steel 막대를 연결하고, 가운데 위치한 막대에는 베어링을 삽입하여 회전될 수 있도록 하였다. 뒤쪽으로 연결된 막대의 끝에 추를

매달아 힘을 적용시켜 브라켓에 일정한 모멘트(moment)가 가해질 수 있도록 하였다(Figure 2-A, B).

막대 표면에 metal primer(RelianceTM, Reliance Ortho Prod. Inc., Illinois, U.S.A)를 도포하고 1분간 기다린 뒤 브라켓 베이스(base)와 stainless steel 막대 표면에 Transbond XTTM primer(3M Unitek, California, U.S.A)를 바르고 광중합기(Flipo TM, Label France, Lyon Cedex, France)로 3초간 조사하였다.

브라켓 베이스에 Transbond XTTM paste(3M Unitek, California, U.S.A)를 바르고 .021 x .025 SS(full size guiding wire)와 Transfer jig를 이용하여 막대에 위치시킨 뒤 10초간 광중합기로 조사하였다.

브라켓 간 거리는 브라켓 중심에서 8.5 mm 떨어진 곳에 위치시켰고, 이것을 인접 브라켓의 위치로 간주하였다. 또한 장치의 상단에 중앙을 지나는 수직선과 수평선을 표기하여 위치선정에 도움이 되게 하였다(Figure 2-A).

(3) 시편 고정

브라켓이 접착된 장치는 만능 시험기(Universal Testing Machine, Instron R 3366, Instron Corp. Massachusetts, U.S.A.)에 고정된 이동식 고정틀에 의해 고정시켰다. 60 mm 길이의 호선 한쪽 끝부분을 만능 시험기의 tension load cell에 삽입하고 고정시켰다. 만능 시험기 상부의 호선이 삽입된 부위에는 회전될 수 있는 링을 추가하여 호선과 브라켓 슬롯 사이에 발생할 수 있는 추가적인 토크의 발생을 배제하도록 하였다. 메탈 브라켓은 stainless steel 결찰선을 이용하여 결찰하였다(Figure 2-B, C).

(4) 결찰 방법

.021 x .025 SS 호선(full size guiding wire)으로 세 개의 브라켓 사이의 수동적 상태 (passivity)를 확인하고, 시편 호선을 삽입한 후 결찰하였다. 각각의 시편에 대해 0.010" 호선을 시편 SS 호선에 덧대고 그 위를 0.009" stainless steel 결찰선으로 견고하게 결찰 하였다. 결찰 후 0.010" 호선은 빼내어 느슨한 결찰 상태가 되도록 하여(Meling et al., 1997) 호선에 가해지는 결찰력의 영향이 없도록 하였다.

2) 실험군의 분류 및 마찰력의 측정

브라켓의 종류와 결찰 방법, 부여한 모멘트에 따라 72개의 조건으로 나누었다 (Table 2).

가운데 막대와 뒤쪽으로 연결되어 있는 막대의 중심에서 40 mm 떨어진 곳(Figure 2-a)에 5 g, 10 g, 15 g, 20 g, 25 g의 추를 매달아 각각 200, 400, 600, 800, 1000 g·mm의 모멘트를 부여한 후 만능 시험기를 이용하여 load cell 500 N, cross head speed 5 mm/min으로 호선을 이동시켰다. 하중-변위 곡선에서 이동 초기의 최대 마찰력을 정적 마찰력으로 기록하였고 각 실험군마다 9회의 마찰력을 측정하여 가장 큰 마찰력과 가장 작은 마찰력을 제외하고 평균값을 구하였다.

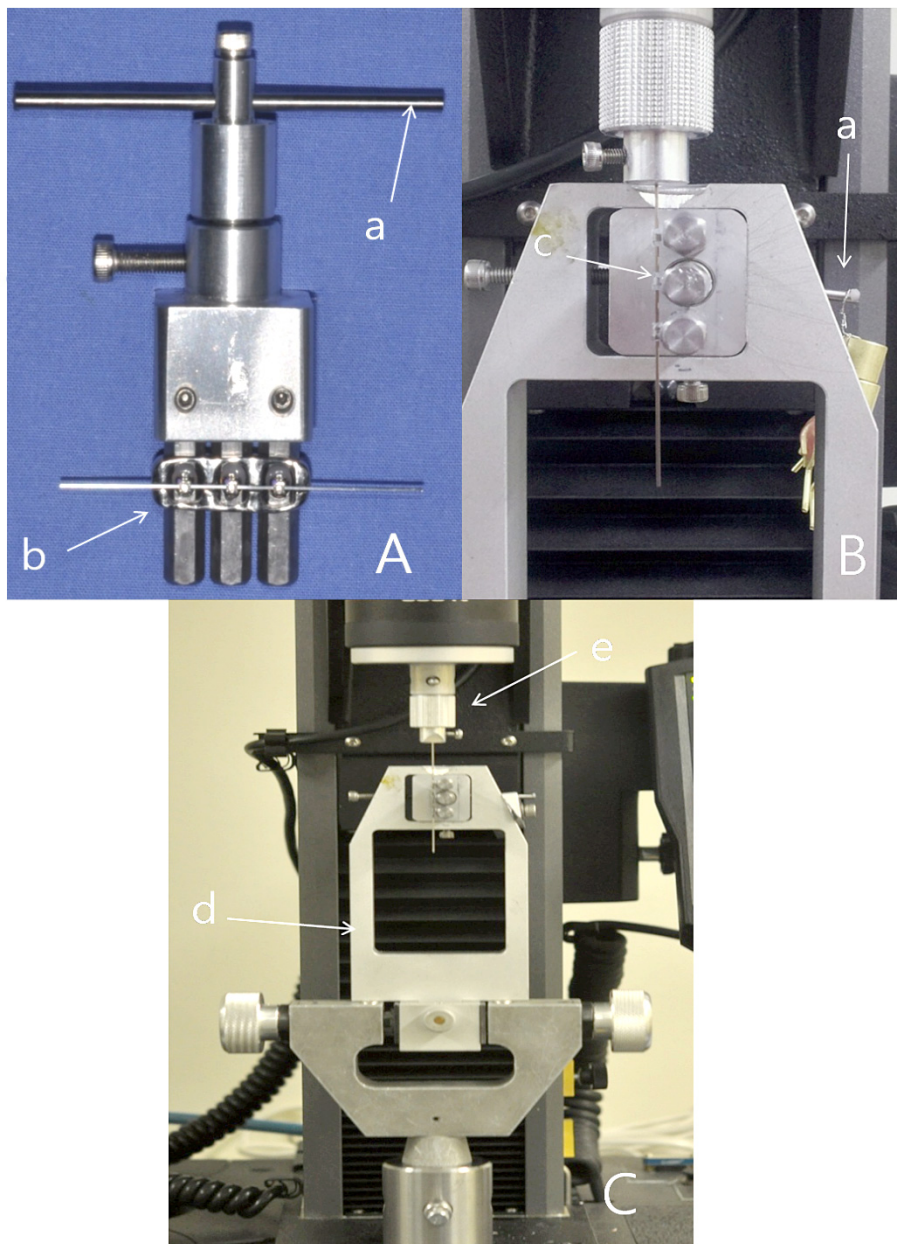


Figure 2. Tested bracket – wire assembly and universal testing machine

A, B : Tested bracket – wire assembly

C : Universal testing machine to measure the frictional forces

a. Loading point b. Positioning zig c. Metal bar bearing

d. Outer frame e. Balancing rod

실험을 진행하기 전 각 호선과 브라켓은 95% 에탄올로 닦아낸 후 air로 건조시켰고, 모든 실험은 30도의 건조상태에서 동일한 한 사람에 의해 진행되었다.

3) 통계처리

각 군에서 측정된 정적 마찰력의 평균과 표준편차를 계산하였으며, 브라켓의 종류, 모멘트의 증가, 호선의 단면형태가 마찰력에 미치는 효과를 평가하기 위해 일원배치 분산분석(One-way ANOVA) 및 사후검정(Tukey test)을 시행하였고, 세가지 변수 간의 교호작용 효과를 분석하기 위하여 삼원배치 분산분석(Three-way ANOVA)후 다중비교(Tukey test)를 시행하였다. 유의수준을 0.05로 하여 통계적인 가설 검정을 시행하였다.

Ⅲ. 연구결과

실험에서 측정된 정적 마찰력의 평균값과 표준편차를 Table 2에 나타내었다. 삼원배치 분산분석에서 브라켓 종류, 호선의 종류 및 모멘트 증가에 대한 3차 교호작용 효과를 고려하였지만 통계적으로 유의하지 않아 본 연구에서는 2차 교호작용까지 적용한 결과를 제시하였다. 또한 결찰력의 영향을 최소화 하기 위해 강선 결찰은 느슨하게 시행하였기 때문에 임상적인 상황을 고려하여 자가 결찰 브라켓군과 강선으로 결찰한 메탈, 세라믹 브라켓 군으로 나누어서 적용하였다 (Table 3, 4).

실험된 모든 브라켓과 호선 간의 마찰력 비교 결과, 모든 브라켓-호선 조합에서 모멘트가 증가할수록 마찰력이 증가하였다(Table 2).

Damon Q와 Clippy C에 대하여 삼원 배치 분산분석을 적용한 결과, 평균 정적 마찰력은 브라켓 종류와 호선의 종류에서 교호작용을 보였고, 브라켓 종류와 모멘트의 증가에 따라서도 교호작용 효과가 있는 것으로 나타났다($p < 0.0001$). 그러나 호선의 종류와 모멘트 증가에 따른 교호작용 효과는 없었다(Table 3, Figure 3).

메탈 브라켓과 세라믹 브라켓에 대한 삼원 배치 분산분석 결과, 평균 정적 마찰력은 브라켓 종류와 모멘트의 증가, 호선의 종류와 모멘트 증가에 따라서 교호작용 효과를 보였다($p < 0.0001$). 브라켓 종류와 호선의 종류에 대한 교호작용 효과는 없었다(Table 4, Figure 4).

Table 2. Mean static friction and standard deviation (Unit : gf)

Bracket	moment	n	D shaped 018 x 025 SS(A)		018x022 SS(B)		018x025SS(C)		Tukey test
			Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	
Damon Q	0	7	4.14	2.99	3.24	1.91	2.32	0.90	NS
	200	7	38.14	5.94	47.28	8.78	49.72	4.13	A < B, A < C
	400	7	81.59	10.67	95.10	13.08	89.96	10.39	NS
	600	7	135.59	13.75	135.26	13.69	140.73	17.35	NS
	800	7	177.89	10.75	183.09	17.93	183.21	11.98	NS
	1000	7	205.92	14.01	216.70	19.07	213.01	17.67	NS
Clippy C	0	7	53.15	9.82	14.49	3.46	69.91	13.83	B < A < C
	200	7	83.03	14.60	43.02	14.14	93.15	5.54	B < A, C
	400	7	115.08	12.06	69.92	12.52	128.96	12.61	B < A, C
	600	7	142.99	10.55	116.87	15.09	143.07	16.15	B < A, C
	800	7	172.45	13.63	142.27	13.70	175.31	12.90	B < A, C
	1000	7	198.16	14.67	172.40	15.83	206.41	10.97	B < A, C
Ceramic	0	7	5.83	3.57	6.09	4.78	9.76	4.01	NS
	200	7	47.74	2.68	66.74	14.39	55.68	5.70	A < B
	400	7	92.13	7.26	112.39	15.52	99.21	10.13	A < B
	600	7	110.90	7.32	141.24	17.23	127.50	13.80	A < B
	800	7	150.84	9.10	188.11	10.70	181.63	15.77	A < B, C
	1000	7	192.06	13.27	223.27	21.08	215.73	13.51	A < B, C
Metal	0	7	3.44	1.81	4.11	2.59	4.47	2.20	NS
	200	7	26.77	6.30	42.51	4.60	43.87	6.70	A < B, C
	400	7	56.55	9.10	84.10	9.15	80.72	9.71	A < B, C
	600	7	80.01	11.11	112.21	5.30	107.72	11.75	A < B, C
	800	7	113.92	10.12	148.77	10.47	143.55	8.00	A < B, C
	1000	7	146.83	11.71	188.31	7.53	173.52	10.24	A < C < B

gf: gram · force

n : number of brackets

SD : standard deviation

NS : not significant

1. Wire에 따른 bracket 별 마찰력

1) Damon Q 와 Clippy C bracket의 비교 (Table 3, Figure 3)

Clippy C 에서는 D shaped .018 x .025 SS 및 .018 x .025 SS 에서 크기와 증가양상이 비슷하지만, .018 x .022 SS에서는 모멘트에 상관없이 마찰력이 작았다. Damon Q에서는 세 종류의 호선에서 마찰력의 크기와 증가 양상이 유사하였다.

2) Metal bracket과 ceramic bracket의 비교 (Table 4, Figure 4)

호선종류와 브라켓의 종류는 교호작용 효과가 없는 것으로 나타나 각 호선에서 브라켓의 종류 따라 마찰력이 일관된 양상으로 증가하는 것으로 볼 수 있다.

2. Moment에 따른 bracket별 마찰력

1) Damon Q와 Clippy C bracket의 비교 (Table 3, Figure 3)

모멘트에 따른 브라켓 별 마찰력 증가폭이 다르게 나타났다. Damon Q에서 호선의 종류에 상관없이 모멘트가 증가함에 따라 마찰력 증가량이 Clippy C에 비해 크게 증가함을 알 수 있고, Clippy C에서 마찰력은 상대적으로 작은

증가량을 보이고 있다. 또한 Clippy C에서 모멘트가 0 g·mm일 때 D shaped .018 x .025 SS 및 .018 x .025 SS의 마찰력은 Damon Q의 모든 호선에 대해 높은 마찰력을 보이고 있지만, 모멘트가 1000 g·mm인 지점에서는 거의 비슷하거나 줄어드는 양상이 나타났다.

D shaped .018 x .025 SS 에서는 모멘트가 0, 200, 400 g·mm인 경우에 Damon Q에서 Clippy C에 비해 유의하게 작은 마찰력이 관찰되었고, 높은 모멘트 (600, 800, 1000 g·mm)에서는 유의한 차이가 없었다.

.018 x .022 SS 에서는 모멘트가 0인 경우에 Damon Q에서 Clippy C에 비해 마찰력이 유의하게 낮았고, 모멘트가 200 g·mm 인 경우에는 유의한 차이가 없었으며, 모멘트가 400, 600, 800, 1000 g·mm 인 경우에는 Damon Q의 마찰력이 Clippy C보다 더 컸다.

.018 x .025 SS 에서는 모멘트가 0, 200, 400 g·mm 인 경우에 Damon Q에서의 마찰력이 Clippy C에 비해 유의하게 작았고, 모멘트가 600, 800, 1000 g·mm 인 경우에는 Damon Q와 Clippy C사이의 유의한 차이가 관찰되지 않았다.

2) Metal bracket과 ceramic bracket의 비교 (Table 4, Figure 4)

모든 경우에서 메탈 브라켓의 마찰력이 세라믹 브라켓에 비해 유의하게 마찰력이 작았다. 또한 모멘트의 증가에 따라 메탈 브라켓보다 세라믹 브라켓의 마찰력 증가 폭이 더 크게 나타났다.

3. Moment에 따른 wire별 마찰력

1) Damon Q와 Clippy C bracket의 비교 (Table 3, Figure 3)

모멘트에 따른 호선 별 마찰력 증가 양상은 교호작용 효과가 없어 각 호선에서 모멘트의 증가에 따라 마찰력이 일관된 양상으로 증가하는 것으로 볼 수 있다.

2) Metal bracket과 ceramic bracket의 비교 (Table 4, Figure 4)

모멘트가 증가함에 따라 메탈 브라켓과 세라믹 브라켓에서 D shaped .018 x .025 SS 의 마찰력이 가장 낮게 측정되었다.

세라믹 브라켓에서는 모멘트가 200, 400, 600 g · mm일 경우에 D shaped .018 x .025 SS 의 마찰력이 .018 x .022 SS 보다 작았고, 모멘트가 800, 1000 g · mm 일 경우에 D shaped .018 x .025 SS 의 마찰력이 .018 x .022 SS, .018 x .025 SS보다 작게 나타났다. 메탈 브라켓에서는 모멘트가 0일 경우를 제외하고 모든 경우에 D shaped .018 x .025 SS 의 마찰력이 .018 x .022 SS, .018 x .025 SS에 비해 작았다. .018 x .022 SS와 .018 x .025 SS 사이의 유의성 있는 차이는 관찰되지 않았다.

Table 3. Evaluation of the interaction of bracket, wire, moment in regard to friction using three-way ANOVA (Comparison between Damon Q and Clippy C)

Source	DF	Sum of squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Bracket	1	3689.5190	3689.5190	22.99	<.0001
Wire	2	19763.9831	9881.9916	61.57	<.0001
Moment	5	964026.0160	192805.2032	1201.22	<.0001
Bracket * Wire	2	24660.7003	12330.3502	76.82	<.0001
Bracket * Moment	5	33755.2305	6751.0461	42.06	<.0001
Wire * Moment	10	1518.9584	151.8958	0.95	0.4915

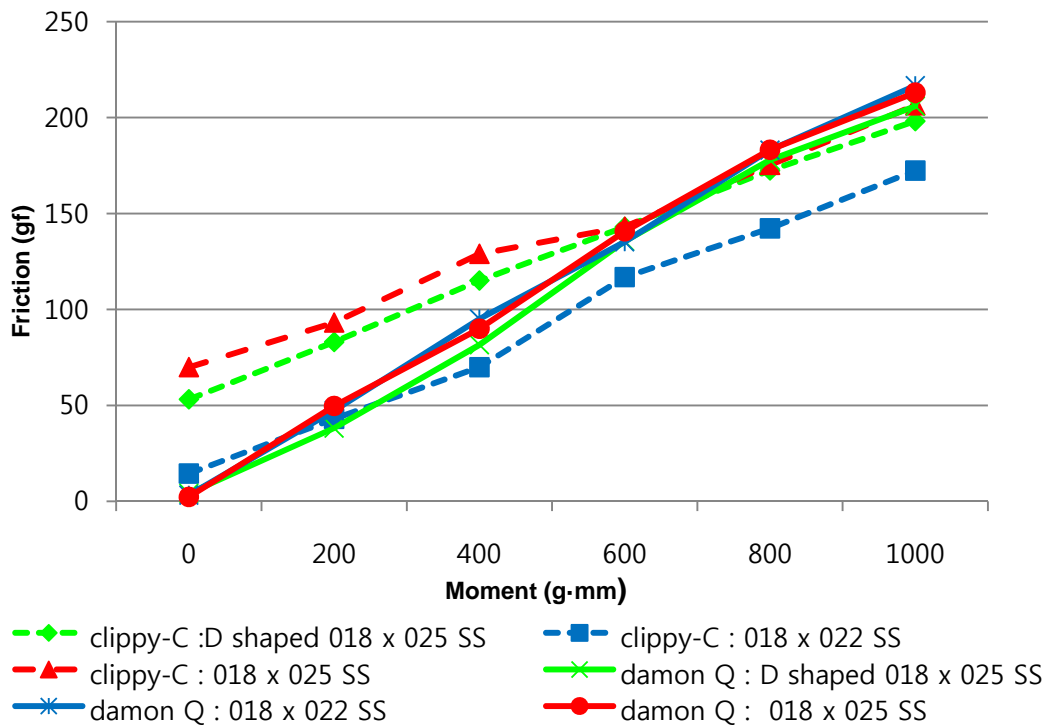


Figure 3. Estimated marginal distribution of friction according to the different wire shape and size (Comparison between Damon Q and Clippy C)

Table 4. Evaluation of the interaction of bracket, wire, moment in regard to friction using three-way ANOVA (Comparison between metal and ceramic bracket)

Source	DF	Sum of squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Bracket	1	42129.6638	42129.6638	409.19	<.0001
Wire	2	26627.4026	13313.7013	129.31	<.0001
Moment	5	969503.6033	193900.7207	1883.27	<.0001
Bracket * Wire	2	390.9800	195.4900	1.90	0.1521
Bracket * Moment	5	9828.0134	1965.6027	19.09	<.0001
Wire * Moment	10	7231.4312	723.1431	7.02	<.0001

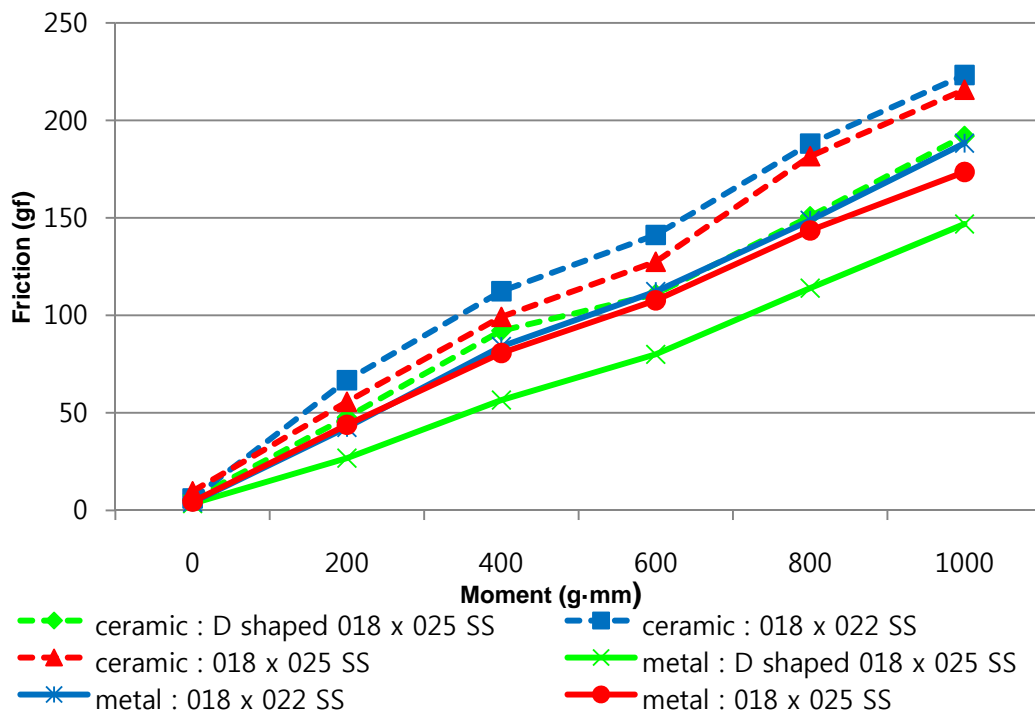


Figure 4. Estimated marginal distribution of friction according to the different wire shape and size (Comparison between metal and ceramic bracket)

IV. 고찰

브라켓 슬롯에 호선이 삽입되면 교정력이 치아에 가해지고 이때 호선과 브라켓, 결찰선 사이에서 마찰력이 발생하는데, 마찰력으로 인해 12~60%의 교정력 손실이 발생할 수 있다(Kusy와 Whitley, 1999). 교정 치료에서 적절한 힘은 빠른 치아이동, 환자의 불편감 감소, 최적의 생물학적인 조직반응(치주인대의 피사 및 간접 흡수의 감소)에 중요하다. 따라서 치아 이동 시 최적의 힘을 얻는 것이 중요하며, 이를 위해 마찰력에 대한 이해가 필요하다(최 등, 2006).

본 연구는 4 가지 종류의 브라켓에서 새롭게 디자인된 호선(D shaped .018 x .025 SS)과 기존의 각형 호선과의 마찰력 차이를 비교함으로써 호선의 단면형태와 브라켓 종류가 마찰력에 미치는 영향을 평가하고, 실제 임상에서의 적용 여부를 확인하기 위해 진행되었다. 새롭게 디자인된 호선은 .018 x .025 SS 각형 호선에서 결찰재와 접하는 부위 또는 자가 결찰 브라켓에서 clip에 접하는 부위를 원형으로 처리하여 제작되었기 때문에 본 연구는 first order(buccolingual plane)에서 발생하는 마찰력을 측정하는 것으로 계획하였다. 현재까지의 마찰력에 대한 연구는 주로 second order(incisogingival binding)의 관점에서 진행되었으나, 치아 이동 시 발생하는 결속(binding)과 홈(notching)은 경사(tipping) 뿐만 아니라 회전(rotation)에 의해서도 발생할 수 있기 때문에 first order의 관점에서 진행된 본 연구는 임상적으로 의미가 있을 것으로 생각된다.

교정력에 의한 치아의 이동 시에 와이어가 휘어지는 것은 인접 브라켓에 수직항력을 발생시키고, 그 결과 마찰력을 생성시키는데, 그 크기는 와이어를 구부린 힘의 세기와 관련이 있다 (Meling 등, 1997). 일정한 변위량 또는 일정한

각도를 부여하여 마찰력을 측정한 기존의 연구에서는 호선의 탄성계수에 따라 같은 변위량에서도 호선과 브라켓에 발생하는 수직항력의 크기가 달라지게 되어 마찰력의 크기에 영향을 미치게 된다. 따라서 본 연구는 호선에 일정한 모멘트를 부여함으로써 호선의 변위량은 달라지더라도 호선에 동일한 수직항력이 가해지는 상황에서 마찰력이 측정될 수 있도록 계획하였다.

여기에 탄성재나 강선 결찰 역시 부가적인 마찰력을 발생시킬 수 있다. 결찰(ligation)에 의해 가해지는 수직항력은 마찰저항에 중요한 영향을 미치는데, 그 힘의 크기는 50~300 g까지 다양하다고 하였다. 특히 강선 결찰은 술자의 숙련도에 따라 강하게 또는 약하게 결찰될 수 있고 너무 강하게 결찰할 경우 탄성재보다 더 큰 마찰력을 보일 수 있다고 하였다(Nanda, 1996). 따라서 본 연구에서는 결찰을 느슨하게 시행함으로써 호선에 부가적인 수직항력이 가해지지 않도록 하였다.

또한 실제 임상에서 발생할 수 있는 모멘트를 고려하면, 협설측 너비가 8 mm인 견치, 9 mm인 소구치에 100~150 g의 힘이 가해질 경우, 브라켓의 높이(약 1 mm)까지 고려하였을 때 first order 방향으로 견치에서는 500~750 g·mm, 소구치에서는 약 550~825 g·mm 정도의 모멘트가 발생할 것으로 생각할 수 있다. 따라서 본 실험은 부여한 모멘트의 크기를 0~1000 g·mm로 설정하였고, 교정적인 치아 이동은 호선을 따라 움직이는 연속적인 움직임이 거의 일어나지 않는 준정적 열역학 과정을 따르기 때문에(Burrow, 2009) 본 실험에서는 호선이 움직이기 시작한 시점에서의 최고 값인 최대 정지 마찰력만을 측정하였다.

1. Moment 증가에 따른 마찰력의 변화

본 연구에서는 모멘트의 증가에 따라 마찰력이 통계적으로 유의하게 증가하였다. 이는 기존의 여러 연구와 유사한 결과로, 최 등(2006)과 Nishio 등(2004)은 브라켓 슬롯과 호선이 이루는 각도를 0° , 10° 로 부여하였고, 장 등(2011)은 브라켓 슬롯과 호선이 이루는 각도를 0° , 3° , 6° , 9° 로 부여하여 마찰력을 측정 한 실험에서 브라켓-호선의 각도가 증가함에 따라 마찰력이 높아진다고 하였다. 또한 Heo와 Baek(2011), Reznikov 등(2010)도 first order에서 협설측으로 변위량이 증가할수록 마찰력이 높아진다고 하였다. Second order에서 각도가 증가하거나 first order에서 변위량이 증가하면 호선이 변형되는 정도가 커질 뿐만 아니라 결속(binding)과 홈(notching)이 발생하면서 마찰력이 급격하게 증가하게 된다. 본 연구에서도 모멘트가 증가함에 따라 호선에 가해지는 수직항력이 커지게 되고, 호선이 변형되는 정도가 증가함에 따라 발생하는 반작용도 커지게 되어 마찰력이 증가하는 것으로 생각할 수 있다.

2. Wire geometry에 따른 마찰력 비교

본 연구에서 소개된 새로운 호선(D shaped .018 x .025 SS)은 반원형의 단면 형태로 강선 결찰시에는 기존의 각형 와이어에 비해 모서리 부위에서 결속(binding), 홈(notching)이 생길 가능성이 낮아져 마찰력이 작게 나타날 것으로 예상하였다. 그리고 solid silde를 가지는 Damon Q에서는 접촉 형태의 변화로 인하여 큰

모멘트에서 'bite'되는 효과가 나타나 마찰력이 오히려 더 크게 나타날 수 있을 것이라고 생각하였으나 세 호선에서 유의성 있는 차이가 나타나지 않았다. 탄력성 있는 clip을 가지는 Clippy C에서는 브라켓 슬롯의 치은측면(gingival wall)의 길이에 비해 호선의 두께가 더 크기 때문에 D shaped .018 x .025 SS 와 .018 x .025 SS 에서 .018 x .022 SS 보다는 더 큰 마찰력이 나타날 것으로 예상하였고 그 결과를 실험에서 확인할 수 있었다. 또한 호선의 크기와 관련하여 .018 x .022 SS와 .018 x .025 SS의 비교 시 동일한 모멘트를 적용할 경우 크기가 작은 .018 x .022 SS의 변형이 더 크게 나타날 것이고 그로 인해 마찰력이 더 크게 나타날 것으로 예상하였으나 전반적으로 두 호선 사이의 마찰력에서 유의한 차이는 관찰되지 않았다.

자가 결찰 브라켓에서는 호선의 협설측 직경이 마찰력 발생에 중요한 요소로 작용하는데, Budd 등 (2008) 의 연구에서, active clip을 가지는 자가 결찰 브라켓에서는 호선의 협설측 직경이 커질수록 마찰력이 증가하였고, 또한 SpeedTM D wire를 이용한 실험에서 D wire의 마찰력이 원형 호선과 각형호선 마찰력의 중간 크기로 측정되었다고 보고하였다.

본 실험에서도 이전의 연구와 유사한 결과를 얻을 수 있었고, Clippy C의 경우 브라켓 디자인의 영향으로 호선 크기 및 단면 형태에 따라 마찰력의 차이가 나타난 것으로 보인다. 크기가 상대적으로 작은 .018 x .022 SS가 다른 두 호선에 비해 마찰력이 작은 것이 이를 증명하고 있다.

세라믹 브라켓과 메탈 브라켓 에서는 D shaped .018 x .025 SS 가 다른 호선에 비해 마찰력이 상대적으로 작았는데, 이는 호선의 단면 형태와 결찰이 마찰력에 영향을 미친 것으로 생각된다.

3. Bracket에 따른 마찰력 비교

자가 결찰 브라켓에서 모멘트의 증가에 따른 마찰력의 증가 양상은 다르게 나타났는데, 이는 브라켓의 디자인이 영향을 미친 것으로 보인다. Clippy C에서는 초기의 마찰력이 높게 나타난 반면 모멘트의 증가에 따른 마찰력의 증가 양상이 상대적으로 낮았고 Damon Q는 초기에는 낮은 마찰력을 보였지만 모멘트가 증가할수록 마찰력 증가 폭이 크게 나타났다. 이는 passive type의 Damon Q에서는 모멘트가 0 $g \cdot mm$ 이거나 낮은 모멘트에서는 호선에 가해지는 수직항력의 영향이 적기 때문이고, active type의 Clippy C에서는 브라켓의 치은측 wall의 depth가 작기 때문에 모멘트가 없거나 작은 상황에서도 호선과 결속(binding)이 되어 마찰력이 크게 나타난 것으로 생각할 수 있다.

본 실험과 유사한 Reznikov 등(2010)의 실험에서는 자가 결찰 브라켓의 clip의 디자인이 협설측 평면에서의 마찰력에 영향을 줄 수 있다고 하였다. 호선에 힘이 가해지면 작용 반작용의 법칙에 의해 equal and opposite force가 생기게 되는데, 단단한 slide 형태의 clip은 호선의 변형에 저항하고 그 힘을 그대로 수직항력의 요소로서 호선에 전달하는 반면, 유연한 active clip은 바깥으로 변형되면서 전단력의 일부를 흡수하여 더 작은 reactive force를 호선에 돌려주게 된다.

이렇게 다른 패턴의 작용 반작용에 의한 수직항력의 크기가 마찰력의 차이를 발생시킨 것으로 보이고, 활주 역학 시 배열이 완전하게 이루어지지 않은 경우에는 유리하게 작용할 수 있을 것이다.

메탈 브라켓과 세라믹 브라켓의 비교에서는 세라믹 브라켓에서의 마찰력이 메탈 브라켓에서의 마찰력에 비해 크게 나타났다. 이는 기존의 실험 (Cacciafesta, 2003, 최 등, 2006)과 같은 결과로 세라믹 브라켓의 표면 거칠기가 마찰력에 영향을 미친 것으로 생각할 수 있다.

결국 치아이동에 있어서 브라켓에 호선을 삽입해야만 하는 상황이라면, 교정의사가 조절할 수 있는 부분은 결찰 방법이나 호선 및 브라켓 재질의 선택이 될 것이다(박 등, 2006). 본 실험의 결과처럼 단면 형태를 변화시킨 D shaped .018 x .025 SS 호선이 강선 결찰 시 더 낮은 마찰력을 보인 것은 임상적으로 유용하게 적용할 수 있을 것이라고 사료된다.

본 연구는 건조상태에서 5 mm/min의 속도로 호선을 브라켓 슬롯 안에서 이동시켰다. 하지만 구강 내 환경을 그대로 재현하지 못하였으므로, 실험을 통해 얻은 마찰 저항 수치를 치아이동을 위한 최적의 힘을 구하는데 적용하기에는 무리가 있을 것으로 보인다. 다만 상대적인 비교를 통하여 브라켓과 호선의 선택에 도움이 되고자 하였다. 추가적으로 교합력을 포함하여 구강 내 환경을 적용한 실험이 필요할 것이고, 다른 재질의 호선에서도 단면 형태가 마찰력에 미치는 영향을 평가하여 임상적으로 적용하는 것이 바람직할 것이다.

V. 결론

교정용 호선의 단면형태와 브라켓 종류에 따른 마찰력의 차이를 평가하기 위해 3종류의 호선(.018 x .025 SS, .018 x .022 SS, D shaped .018 x .025 SS)과 4종류의 브라켓(Damon Q, Clippy C, Metal, Ceramic)을 이용하여, first order 방향에서 각각 0, 200, 400, 600, 800, 1000 g·mm의 모멘트를 부여하고 만능시험기를 이용하여 각 조건에 따른 정적 마찰력을 측정한 결과 다음과 같은 결과를 얻을 수 있었다.

1. 모멘트가 증가함에 따라 마찰력이 통계적으로 유의하게 증가하였다 ($p < 0.05$).
2. 세라믹 브라켓과 메탈 브라켓 에서는 모멘트가 증가함에 따라 .018 x .022 SS, .018 x .025 SS에 비해 D shaped .018 x .025 SS에서 낮은 마찰력이 발생하였다($p < 0.05$).
3. Damon Q에서는 호선에 따른 마찰력 차이가 관찰되지 않았으나, Clippy C 에서는 다른 두 호선에 비해 .018 x .022 SS에서 낮은 마찰력이 발생하였다($p < 0.0001$).
4. 작은 모멘트(0, 200, 400 g·mm) 에서는 Damon Q에 비해 Clippy C에서 마찰력이 통계적으로 유의하게 높았으며, 모멘트 증가에 따른 마찰력 증가 양상은 Damon Q에 비해서 Clippy C에서 작게 나타났다 ($p < 0.01$).

본 연구의 결과를 통해, 호선의 크기뿐만 아니라 호선의 단면 형태, 브라켓 재질 및 자가 결찰 브라켓 디자인의 차이가 마찰력에 영향을 줄 수 있음을 알 수 있었다. 새롭게 고안된 호선(D shaped .018 x .025 SS)은 메탈 브라켓이나 세라믹 브라켓에서 강선 결찰을 시행하는 경우에 마찰력 감소 효과가 나타났다. 또한 자가 결찰 브라켓의 디자인에 따른 마찰력 변화 양상에 차이가 있음을 확인하였다. 따라서 교정치료 시 적절한 브라켓과 호선의 조합을 통하여 마찰저항을 줄이고 치료의 효율성을 높이도록 해야 할 것이다.

참고문헌

박재우, 최광철 : 브라켓 종류와 결찰 방법에 따른 NiTi wire의 force system. 석사학위논문, 연세대학교 대학원, 2006

이석민, 황충주 : 교정용 선재의 각도에 따른 수종의 자가 결찰 브라켓에서의 마찰력 비교. 석사학위논문, 연세대학교 대학원, 2007.

장태호, 김상철 : 교정용 브라켓의 종류와 각도, 호선의 코팅 여부에 따른 마찰력의 비교. 대치교정지 2011;41(6):399-410

최윤정, 박영철 : 세라믹 브라켓의 종류 및 브라켓 슬롯과 와이어 각도에 따른 마찰 저항 차이. 대치교정지 2006;36(3): 207-17.

Bednar JR, Gruendeman GW, Sandrik JL. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 100(6): 513-522, 1991.

Budd S, Daskalogiannakis J, Tompson BD. A study of the frictional characteristics of four commercially available self-ligating bracket system. Eur J Orthod 30(6):645-653, 2008

Burrow SJ. Friction and resistance to sliding in orthodontics: a critical review. Am J Orthod Dentofacial Orthop 135(4): 442-447, 2009.

Buzzoni R, Elias CN, Fernandes DJ, Miguel JAM. Influence of the cross-section of orthodontic wires on the surface friction of self-ligating brackets. Dental Press J Orthod 16(4): 35.e31-37., 2011.

Cacciafesta V, Sfondrini MF, Ricciardi A, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 124(4): 395-402, 2003.

Cordasco G, Farronato G, Festa F, Nucera R, Parazzoli E, Grossi GB. In vitro evaluation of the frictional forces between brackets and archwire with three passive self-ligating brackets. *Eur J Orthod* 31(6): 643-646, 2009.

Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA. Frictional forces between bracket and arch wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 96(5): 397-404, 1989.

Fortini A, Lupoli M, Cacciafesta V. A new low-friction ligation system. *J Clin Orthod* 39(8): 464-470; 2005.

Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. *Am J Orthod* 78(6): 593-609, 1980.

Griffiths HS, Sherriff M, Ireland AJ. Resistance to sliding with 3 types of elastomeric modules. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 127(6): 670-675; quiz 754, 2005.

Hain M, Dhopatkar A, Rock P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 123(4): 416-422, 2003.

Heo W, Baek SH. Friction properties according to vertical and horizontal tooth displacement and bracket type during initial leveling and alignment. *Angle Orthod* 81(4): 653-661, 2011.

Kahlon S, Rinchuse D, Robison JM, Close JM. In-vitro evaluation of frictional resistance with 5 ligation methods and Gianelly-type working wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 138(1): 67-71, 2010.

Krishnan M, Kalathil S, Abraham KM. Comparative evaluation of frictional forces in active and passive self-ligating brackets with various archwire alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 136(5): 675-682, 2009.

Kusy RP, Whitley JQ. Friction between different wire-bracket configurations and materials. *Semin Orthod* 3(3): 166-177, 1997.

Kusy RP, Whitley JQ. Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angles for binding. *Eur J Orthod* 21(2): 199-208, 1999.

Meling TR, Odegaard J, Holthe K, Segner D. The effect of friction on the bending stiffness of orthodontic beams: a theoretical and in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 112(1): 41-49, 1997.

Nanda R. Biomechanical considerations in sliding mechanics. *Biomechanics in Clinical Orthodontics*

Nishio C, da Motta AF, Elias CN, Mucha JN. In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 125(1): 56-64, 2004.

Pizzoni L, Ravnholt G, Melsen B. Frictional forces related to self-ligating brackets. *Eur J Orthod* 20(3): 283-291, 1998.

Reznikov N, Har-Zion G, Barkana I, Abed Y, Redlich M. Measurement of friction forces between stainless steel wires and "reduced-friction" self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 138(3): 330–338, 2010.

Sims AP, Waters NE, Birnie DJ, Pethybridge RJ. A comparison of the forces required to produce tooth movement in vitro using two self-ligating brackets and a pre-adjusted bracket employing two types of ligation. *Eur J Orthod* 15(5): 377–385, 1993.

Thorstenson GA, Kusy RP. Resistance to sliding of self-ligating brackets versus conventional stainless steel twin brackets with second-order angulation in the dry and wet (saliva) states. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 120(4): 361–370, 2001.

Thorstenson GA, Kusy RP. Comparison of resistance to sliding between different self-ligating brackets with second-order angulation in the dry and saliva states. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 121(5): 472–482, 2002a.

Thorstenson GA, Kusy RP. Effect of archwire size and material on the resistance to sliding of self-ligating brackets with second-order angulation in the dry state. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 122(3): 295–305, 2002b.

Voudouris JC, Schismenos C, Lackovic K, Kuftinec MM. Self-ligation esthetic brackets with low frictional resistance. *Angle Orthod* 80(1): 188–194, 2010.

Abstract

The evaluation of friction
according to the wire geometry and type of bracket

Kwang-II Son

Department of Dental Scienceey

The Graduate School, Yonsei University

(Directed by Professor **Young-Chel Park**, D.D.S., Ph.D.)

In orthodontic treatment, friction that is generated by bracket – wire ligation serves as a force against tooth movement. In the initial stage of leveling and alignment, or in case of space closure by sliding mechanics, it is best to have as little friction as possible. In this research, a comparison was made of the difference between the friction created by a newly-designed wire for lower friction and conventional rectangular wire, with the aim of examining the impact of wire cross-section and bracket type on friction.

To assess the friction, passive slide type self-ligating brackets (Damon Q), active clip type self-ligating brackets (Clippy C), metal brackets, and

ceramic brackets were used, along with three types of wires (.018 x .022 SS, .018 x .025 SS, D shaped .018 x .025 SS). In moving the wire in the bracket slot, the moments of 0, 200, 400, 600, 800, 1000 g · mm were applied to the buccolingual plane, which was then moved across the universal testing machine (Instron R 3366, Instron Corp. Massachusetts, U.S.A) to measure static friction. The results were as follows:

1. As the moments increased, the friction increased with statistical significance ($p < 0.05$).
2. In ceramic and metal bracket, D shaped .018 x .025 SS generated lower friction than .018 x .022 SS, .018 x .025 SS ($p < 0.05$).
3. In Damon Q, no difference in friction by wire type was observed. Yet, the friction with Clippy C, .018 x .022 SS was relatively lower compared to the other two wires ($p < 0.0001$).
4. For the small moments (0, 200, 400 g · mm), Clippy C created, to a statistically significant degree, greater friction compared to Damon Q, but it also showed reduced friction growth pattern according to the moment increase ($p < 0.01$).

This research concluded that factors such as cross-section, bracket material and design as well as wire size have significant impacts on the friction. It was also demonstrated that the newly-designed orthodontic wire

resulted in decrease in friction when used in SS ligation with metal and ceramic brackets. It also showed that the friction change pattern varies depending on the clip design of the self-ligating bracket. Therefore, the right combination of bracket and wire is recommended in orthodontic treatment, to reduce friction resistance and improve treatment efficiency.

Keywords : Friction, Wire geometry, Cross-section, Self-ligating bracket,
New wire