

교정용 브라켓의 종류와 각도, 호선의 코팅 여부에 따른 마찰력의 비교

장태호^a · 김상철^b · 조진형^c · 채종문^c · 장나영^d · 강경화^c

본 연구의 목적은 코팅된 호선, 다양한 브라켓, 그리고 브라켓-호선 각도가 교정용 호선이 브라켓을 활주 이동하는 동안 발생하는 마찰력에 어떠한 영향을 미치는지에 대하여 평가해보는 것이었다. 고정식 장치를 이용한 교정치료 시 발생할 수 있는 상황을 시뮬레이션하기 위하여 4종류의 브라켓(금속 브라켓인 Micro-arch, 단결정 세라믹 브라켓인 Perfect Clear2, active type의 자가결찰 브라켓인 Clippy-C, passive type의 자가결찰 브라켓인 Damon3)과 5종류의 교정용 호선(0.014", 0.016", 0.016" × 0.022" inch coated Ni-Ti 호선, 0.016", 0.016" × 0.022" inch Ni-Ti 호선)이 사용되었고 브라켓-호선 각도는 각각 0°, 3°, 6°, 9°로 조절되었다. 모든 실험군에서 자가결찰 브라켓군, Micro-arch군, Perfect Clear2이 순으로 정지, 운동 마찰력이 유의하게 높았다 ($p < 0.001$). 0°와 3°의 브라켓-호선 각도에서 같은 크기의 Ni-Ti 호선은 코팅 여부에 따른 정지, 운동 마찰력의 유의한 차이가 없었으나, 3°에서 자가결찰 브라켓군의 0.016" × 0.022" inch Ni-Ti 호선에서만 코팅된 경우에 마찰력이 유의하게 높았으며 ($p < 0.001$), 6°와 9°의 브라켓-호선 각도에서 원형과 각형 호선은 모두 같은 크기의 코팅된 호선에서 정지, 운동 마찰력이 유의하게 높았다 ($p < 0.001$). 코팅된 호선은 크기가 커질수록 정지, 운동 마찰력이 유의하게 높아졌다 ($p < 0.001$). 각형 호선은 원형 호선보다 정지, 운동 마찰력이 유의하게 높았으나, 9°의 브라켓-호선 각도에서 0.016" inch coated Ni-Ti 호선만은 0.016" × 0.022" inch Ni-Ti 호선보다 마찰력이 높았다 ($p < 0.001$). 브라켓-호선 각도가 증가함에 따라 정지, 운동 마찰력도 유의하게 높아졌으나 ($p < 0.001$), Micro-arch군과 Perfect Clear2군에서 0.016 inch Ni-Ti 호선과 이루는 각도 0°, 3°에서는 마찰력의 유의한 차이가 없었다. (대치교정지 2011;41(6):399-410)

주요 단어: 마찰력, 코팅된 Ni-Ti 호선, 교정용 브라켓

서론

마찰력은 두 물체가 서로 접한 상태에서 운동을 할 때 생기는 저항력으로 움직이는 물체에 반대 방향으로 작용하여 이 운동을 저지하려는 힘이다.¹ 치과교정학 영역에서도 치아에 부착된 브라켓이 교정용 호선을 따라 이동할 때 브라켓과 교정용 호선, 그리고 결찰재 사이에서 마찰력이 발생하게 된다.

물체가 운동을 시작하기 이전에 작용하는 마찰력을 정지 마찰력(static friction)이라 하고 일단 운동이 시작된 물체에 작용하는 마찰력을 운동 마찰력(kinetic friction)이라 한다.¹

호선이 브라켓 슬롯에 결찰되면 치아에 교정력이 가해지게 되는데 이 힘이 최대 정지 마찰력을 능가하면서 치아는 전위된다. 그 후 변형된 치주인대의 저항력이 회복되고 이것이 운동 마찰력에 첨가되어 교정력을 능가하게 되면 치아 이동이 일시적으로 정지된다. 시간이 경과되면서 치주인대의 재생이 치아의 탄성 등에 영향을 미치고 저작 활동이 브라켓과 호선 사이의 법선력을 감소시킴에 따라 마찰 저항이 붕괴되고 치아 이동이 재개된다. 그러므로 마찰력이 존재하는 상황에서의 치아 이동은 지속적 이라기보다는 짧은 단계의 도약 이동이라고 볼 수 있으며,² 치아 이동을 위해 교정력을 적용할 때에는 정지와 운동 마찰력을 모두 고려해야 한다.

^a전공의, ^b교수, ^c부교수, ^d조교수, 원광대학교 치과대학 치과교정학교실.

교신저자: 강경화.

전북 익산시 신용동 344-2 원광대학교 치과대학 치과교정학교실, 원광 치의학 연구소.

063-850-6635; e-mail, pigtail@wonkwang.ac.kr.

원고접수일: 2011년 5월 20일 / 원고최종수정일: 2011년 9월 20일 /

원고채택일: 2011년 9월 30일.

http://dx.doi.org/10.4041/kjod.2011.41.6.399

*본 논문은 2011년도 원광대학교 교비 지원에 의하여 수행됨.

교정력은 치아와 주위 조직의 손상 없이 가능한 한 빠르고 정확하게 치아를 이동시킬 수 있도록 조절되어야 하는데,³ 이 때 마찰력이 영향을 미치게 된다. Stoner⁴는 마찰력에 대해 처음 언급하면서 치아가 교정용 호선을 따라 이동할 때 마찰력에 의해 교정력이 많이 소실된다고 하였다. Drescher⁵과 Kusy와 Whitley⁶도 가해진 힘의 12 - 60% 정도가 마찰력으로 소실되어 고정원을 상실케 하거나 치료 시간을 연장시킨다고 하였다. 따라서 임상적으로 교정력을 적용할 때는 이렇게 마찰력에 의해 소실되는 힘을 고려해야 한다.

교정치료 과정에서 충생을 가진 치열의 초기 배열, 활주 역학을 이용한 발치 공간의 폐쇄에는 낮은 마찰력이 유리하다. 반면에 폐쇄 루프 역학을 이용한 발치 공간의 폐쇄, 고정원으로 사용될 치아들의 유지, 두 개의 짝힘 체계 등에서는 높은 마찰력이 유리하다.⁷ 따라서 브라켓과 교정용 호선 사이에 발생하는 마찰력에 대한 정보는 효율적인 교정치료를 위해 중요하다.

브라켓과 교정용 호선 사이의 마찰력에 영향을 미치는 요소들에는 호선의 재질, 단면적 모양과 크기, 표면 특성, 강도, 브라켓의 재질, 디자인, 슬롯의 폭경과 깊이, 브라켓과 호선 간의 결찰 방식, 브라켓과 호선 간의 각도, 브라켓 사이의 거리 등과 같은 생리적, 기계적 요소들과 타액, 치태, 부식 등의 생물학적인 요소들이 있다.^{8,21}

실제 임상에서 치아이동이 발생할 경우에 호선과 브라켓 슬롯이 평행한 경우는 흔치 않으며 대부분에서 호선은 브라켓 슬롯과 어느 정도의 각도를 가지면서 이동하게 된다. 브라켓-호선 각도가 마찰력에 미치는 영향에 대하여 Redlich 등,⁸ Nishio 등,⁹ Suh 등,¹⁰ 그리고 Kusy와 Whitley¹¹는 모든 조건에서 브라켓-호선 각도가 증가함에 따라 정지, 운동 마찰력이 증가한다고 하였다.

현재 치과교정 분야에서는 기존의 금속 브라켓 이외에도 세라믹, 레진, 자가결찰 브라켓들이 사용되고 있다. 세라믹과 레진 브라켓들은 심미적인 장점을 가지지만 마찰력이 증가되는 단점을 보완하기 위해 슬롯에 금속이 보강된 브라켓들이 개발되었다. Kapur Wadhwa 등¹²과 Jeong과 Choie¹³는 금속 슬롯이 첨가된 세라믹이나 레진 브라켓들이 금속 브라켓과 비슷하거나 더 낮은 마찰력을 보인다고 하였다. 자가결찰 브라켓은 자가결찰 양식에 따라 active type과 passive type으로 분류될 수 있는데 이들 사이의 마찰력을 비교한 실험에서 Krishnan 등¹⁴과

Stefanos 등¹⁵은 passive type이 active type보다 낮은 마찰력을 가진다고 하였다.

교정용 호선의 단면적과 형태에 대해 Cacciafesta 등¹⁶과 Thorstenson과 Kusy¹⁷는 교정용 호선의 단면 크기가 증가할수록 마찰력도 증가하고 각형 호선이 원형 호선보다 마찰력이 높다고 보고하였다. 교정용 호선의 재질에 대해 Michelberger 등¹⁸과 Han 등¹⁹은 마찰력이 stainless steel, Co-Cr, Ni-Ti, TMA 순으로 증가한다고 하였다.

최근에는 교정치료 중의 심미성에 대한 관심이 더욱 증가하면서 치아색으로 코팅된 교정용 호선들이 사용되고 있다. 이 호선들은 심미적이라는 큰 장점을 가지고 있지만, 3주간의 구강 내 환경에서 효소의 활성화와 저작력에 의해 손상을 받는다고 보고되었다.²⁰ 이 밖에도 코팅된 교정용 호선의 물리적 특성이나 표면 특성에 대한 연구²¹가 이루어져 왔지만 현재 사용되고 있는 다양한 브라켓들과의 마찰력에 관한 연구는 이루어지지 않았다.

이에 본 연구에서는 현재 사용되는 금속, 세라믹, 자가결찰 브라켓들과 코팅된 교정용 Ni-Ti 호선 사이에 발생하는 마찰력을 다양한 각도와 여러 가지 크기의 호선을 이용해 측정해보고 일반 교정용 Ni-Ti 호선과 비교해 봄으로써 그 임상적 효용성에 대해 평가해보고자 하였다.

연구방법

연구재료

본 실험은 금속 브라켓인 Micro-arch (Tomy, Futaba, Fukushima, Japan), 단결정 세라믹 브라켓인 Perfect Clear2 (Hubit, Uiwang, Gyeonggi, Korea), active type의 자가결찰 브라켓인 Clippy-C (Tomy, Futaba, Fukushima, Japan), passive type의 자가결찰 브라켓인 Damon3 (SDS Ormco, Glendora, Calif, USA)를 사용하였다. 모든 브라켓은 0.022" inch 슬롯을 가진 상악 소구치용 브라켓으로 -7°의 torque와 0°의 angulation이 부여되어 있다. 교정용 호선은 0.014" inch coated Ni-Ti 원형 호선(Hubit, Uiwang, Gyeonggi, Korea), 0.016 inch coated Ni-Ti 원형 호선(Hubit, Uiwang, Gyeonggi, Korea), 0.016" × 0.022" inch coated Ni-Ti 각형 호선(Hubit, Uiwang, Gyeonggi, Korea), 0.016" inch Ni-Ti 원형 호선(Tomy, Futaba, Fukushima, Japan), 0.016" × 0.022" inch Ni-Ti 각형 호선(Tomy, Futaba, Fukushima, Japan)을 사용

Table 1. Orthodontic materials used in this study

Material	Specification	Manufacturer
Orthodontic bracket	Micro-arch	Tomy, Futaba-gun, Fukushima-ken, Japan
	PerpectClear	Hubit, Uiwang-si, Gyeonggi-do, Korea
	Clippy-C	Tomy, Futaba-gun, Fukushima-ken, Japan
	Damon3	SDS Ormco, Glendora, Calif, USA
Orthodontic wire	0.014" coated Ni-Ti round (A)	Hubit, Uiwang-si, Gyeonggi-do, Korea
	0.016" coated Ni-Ti round (B)	Hubit, Uiwang-si, Gyeonggi-do, Korea
	0.016" Ni-Ti round (C)	Tomy, Futaba-gun, Fukushima-ken, Japan
	0.016" × 0.022" coated Ni-Ti rectangular (D)	Hubit, Uiwang-si, Gyeonggi-do, Korea
Female	0.016" × 0.022" Ni-Ti rectangular (E)	Tomy, Futaba-gun, Fukushima-ken, Japan

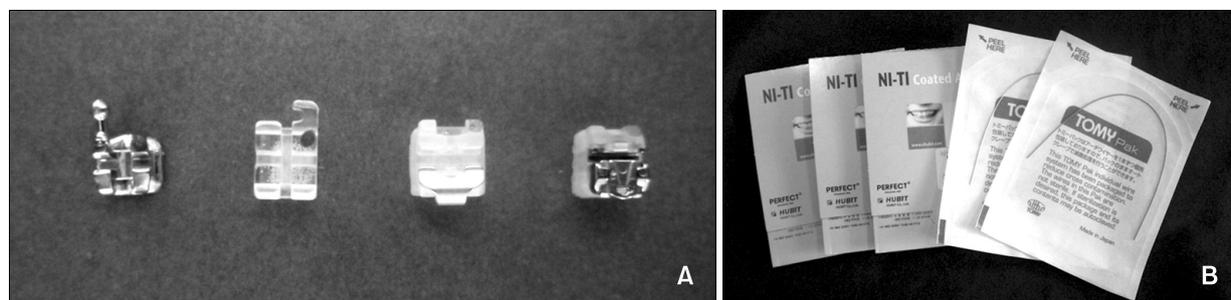


Fig 1. Materials used in the study. **A**, Tested brackets (from the left side): Micro-arch, Perfect Clear2, Clippy-C, Damon3; **B**, tested wires.

하였으며, 결찰재는 Alastik elastic module (3M Unitek, Monrovia, CA, USA)를 사용하였다 (Table 1, Fig 1).

연구방법

시편 및 장치 제작

브라켓과 호선은 elastic module의 과신장 없이 결찰하였고, 모든 브라켓은 상악 소구치용이었다. 모든 호선은 구치 부위에 해당되는 직선부만 절단하여 실험에 사용하였고, coating된 호선의 경우도 구치 부위에 해당되는 coating된 직선부를 이용하였다.

특히 디자인된 실험 장치는 가운데에 브라켓을 고정시키고 각도를 부여할 수 있도록 설계하였다 (Fig 2). 브라켓-호선 각도를 부여하는 pin은 브라켓의 중심에서 8 mm 떨어진 곳에 위치시켰으며, 이를 인접 브라켓의 위치로 간주하였다. 실험 조건에 따라 실험 장치는 결속(binding)이 생기지 않을 것으로 예상되는 0°, 결속(binding)이 시작되는 3°, 그리고

심한 결속(binding)과 홈(notching)이 예상되는 6°와 9°의 브라켓-호선 각도를 주었다.¹⁰

마찰력의 측정

모든 실험은 25 ± 5°의 건조 상태로 진행하였으며 각 실험군은 8회씩 반복 실험하였다. 각 실험군은 매회 새로운 브라켓과 호선으로 교체되었다. 실험은 500 N의 load cell이 부착된 만능시험기(Zwick Z020, Ulm, Eisingen, Germany)로 수행하였고, cross-head는 10 mm/min의 속도로 이동하였으며 30초 동안 호선을 당겼다.

Load cell output은 컴퓨터에 저장되었고, 각각의 output을 Microsoft Office Excel 2010 (Microsoft, Redmond, WA, USA)에 옮겨 정지 마찰력과 운동 마찰력의 평균을 구하였다. 정지 마찰력은 그래프에서 초기 2 - 5초 사이에 나타나는 가장 큰 값이며, 운동 마찰력은 정지 마찰 1초 후의 값부터 실험이 끝날 때까지 output의 평균으로 구하였다 (Fig 3).

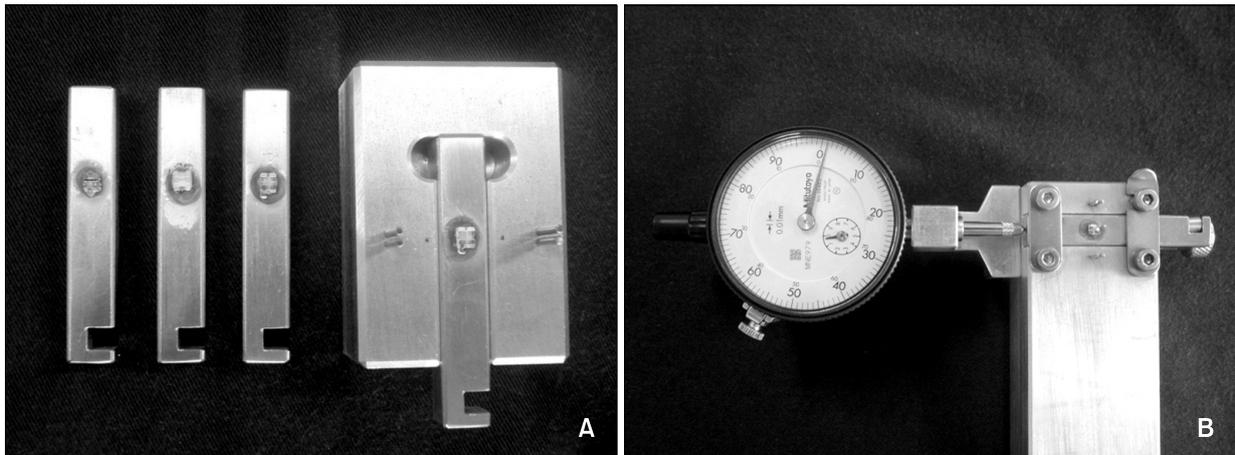


Fig 2. Friction-testing apparatus. A, Jig and mounting apparatus; B, friction-testing apparatus used in test.

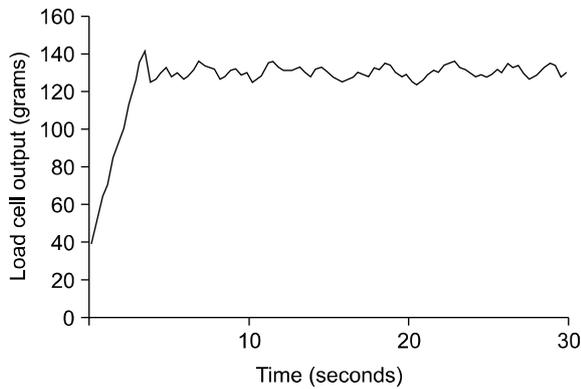


Fig 3. An example of representative graph of load cell output.

통계 처리

브라켓과 교정용 호선 사이에 발생하는 마찰력의 차이를 평가하기 위해 SPSS 프로그램(version 17.0, SPSS Inc., Chicago, IL, USA)을 이용하였다. 마찰력의 평균과 표준편차를 계산하였으며 브라켓의 종류, 호선의 종류, 브라켓-호선 각도가 마찰력에 미치는 효과를 평가하기 위하여 일원배치 분산분석(One-way ANOVA) 및 사후검정(Duncan's multiple range test)을 시행하였다. 그리고 세 가지 변수 간의 교호관계를 분석하기 위하여 삼원배치 분산분석(Three-way ANOVA)을 사용하였다. 사전에 모집단의 정규성과 분산의 동질성을 점검하여 충족됨을 확인하였으며 통계학적 유의수준은 0.05로 하였다.

연구성적

브라켓 종류에 따른 마찰력 비교

정지 마찰력

모든 교정용 호선과 브라켓-호선 각도에서 Perfect Clear2군이 유의하게 가장 높은 정지 마찰력을 보였고 Micro-arch군이 다음으로 높은 마찰력을 보였으며 자가결찰 브라켓군에서 유의하게 가장 낮은 마찰력을 보였다 ($p < 0.001$) (Table 2).

자가결찰 브라켓인 Clippy-C군과 Damon3군은 대부분에서 정지, 운동 마찰력의 유의한 차이가 없었으나, 0.016" × 0.022" inch coated Ni-Ti 각형 호선과 이루는 각도 6°와 9°, 그리고 0.016" × 0.022" inch Ni-Ti 각형 호선과 이루는 각도 9°에서는 Clippy-C군이 Damon3군보다 정지 마찰력이 유의하게 높았다 ($p < 0.001$) (Table 2).

운동 마찰력

모든 실험군에서 운동 마찰력은 정지 마찰력과 같은 결과를 보였다 (Table 3).

호선의 코팅 여부에 따른 마찰력 비교

정지 마찰력

0°의 브라켓-호선 각도에서의 모든 실험군과 3°의 브라켓-호선 각도에서의 Micro-arch군과 Perfect

Table 2. Comparison of static frictional value among the bracket (grams)

Archwire	Bracket degree (°)	Mean ± SD				F-value
		Micro-arch	Perpect Clear2	Clippy-C	Damon3	
0.014" coated Ni-Ti (A)	0	80.93 ± 11.34 ^a	96.08 ± 11.97 ^b	0.35 ± 0.14 ^c	0.30 ± 0.11 ^c	309.53*
	3	101.10 ± 14.40 ^a	128.26 ± 14.76 ^b	6.47 ± 1.56 ^c	5.00 ± 1.22 ^c	304.29*
	6	141.95 ± 12.50 ^a	161.11 ± 17.67 ^b	24.36 ± 2.86 ^c	17.99 ± 2.97 ^c	377.86*
	9	178.65 ± 16.76 ^a	202.91 ± 18.66 ^b	39.25 ± 5.61 ^c	32.28 ± 5.24 ^c	377.38*
0.016" coated Ni-Ti (B)	0	97.25 ± 12.74 ^a	126.30 ± 12.08 ^b	1.67 ± 0.35 ^c	1.10 ± 0.29 ^c	436.13*
	3	129.35 ± 12.66 ^a	166.38 ± 15.45 ^b	12.35 ± 3.12 ^c	10.40 ± 2.34 ^c	497.69*
	6	172.03 ± 18.83 ^a	210.25 ± 15.73 ^b	39.70 ± 4.15 ^c	32.47 ± 3.17 ^c	420.35*
	9	282.10 ± 22.09 ^a	343.44 ± 27.17 ^b	121.90 ± 10.44 ^c	109.31 ± 8.48 ^c	309.51*
0.016" Ni-Ti (C)	0	103.74 ± 13.11 ^a	133.20 ± 13.75 ^b	1.80 ± 0.14 ^c	1.21 ± 0.11 ^c	417.09*
	3	118.84 ± 16.25 ^a	152.30 ± 15.53 ^b	10.12 ± 2.18 ^c	8.90 ± 1.46 ^c	342.66*
	6	152.66 ± 17.15 ^a	175.91 ± 13.78 ^b	26.85 ± 2.70 ^c	19.41 ± 4.96 ^c	418.08*
0.016" × 0.022" coated Ni-Ti (D)	9	193.04 ± 20.59 ^a	212.75 ± 28.57 ^b	40.22 ± 6.81 ^c	33.74 ± 5.86 ^c	224.08*
	0	131.96 ± 15.22 ^a	147.41 ± 14.65 ^b	5.99 ± 1.37 ^c	2.21 ± 0.99 ^c	439.55*
	3	156.11 ± 20.66 ^a	191.04 ± 13.44 ^b	44.20 ± 3.69 ^c	32.97 ± 4.64 ^c	313.66*
0.016" × 0.022" Ni-Ti (E)	6	257.99 ± 19.06 ^a	316.66 ± 19.86 ^b	94.45 ± 7.95 ^c	67.18 ± 6.29 ^d	554.62*
	9	369.10 ± 29.18 ^a	479.30 ± 29.95 ^b	242.24 ± 16.84 ^c	182.75 ± 14.73 ^d	249.69*
	0	132.09 ± 11.94 ^a	152.41 ± 14.32 ^b	6.33 ± 1.61 ^c	2.81 ± 1.05 ^c	582.05*
	3	150.60 ± 12.78 ^a	181.71 ± 15.79 ^b	16.06 ± 1.68 ^c	13.14 ± 1.95 ^c	596.55*
	6	194.15 ± 17.33 ^a	232.75 ± 18.12 ^b	45.68 ± 6.58 ^c	37.32 ± 5.17 ^c	463.16*
	9	247.50 ± 24.20 ^a	275.86 ± 26.81 ^b	77.80 ± 8.13 ^c	56.57 ± 6.59 ^d	290.05*

SD, Standard deviation. Entries with the same superscripted letter were not significantly different at $p < 0.05$. * $p < 0.001$ (Duncan multiple range test).

Clear2군은 0.016" inch coated Ni-Ti 원형 호선과 0.016" inch Ni-Ti 원형 호선 사이, 그리고 0.016" × 0.022" inch coated Ni-Ti 각형 호선과 0.016" × 0.022" inch Ni-Ti 각형 호선 사이에서 정지 마찰력의 유의한 차이가 없었다 (Table 4).

3°의 브라켓-호선 각도에서의 자가결찰 브라켓군은 0.016" inch coated Ni-Ti 원형 호선과 0.016" inch Ni-Ti 원형 호선 사이에서 유의한 차이가 없었으나, 0.016" × 0.022" inch coated Ni-Ti 각형 호선이 0.016" × 0.022" inch Ni-Ti 각형 호선보다 유의하게 높은 정지 마찰력을 보였다 ($p < 0.001$) (Table 4).

6°와 9°의 브라켓-호선 각도에서 모든 실험군은 0.016" inch coated Ni-Ti 원형 호선이 0.016" inch Ni-Ti 원형 호선보다, 0.016" × 0.022" inch coated Ni-Ti 각형 호선도 0.016" × 0.022" inch Ni-Ti 각형 호선 보다 정지 마찰력이 유의하게 높았다 ($p < 0.001$) (Table 4).

운동 마찰력

모든 실험군에서 운동 마찰력은 정지 마찰력과 같은 결과를 보였다 (Table 4).

호선의 크기와 형태에 따른 마찰력 비교

정지 마찰력

코팅된 호선들 사이의 정지 마찰력을 비교해 보았을 때, 모든 실험군에서 0.014" inch coated Ni-Ti 원형 호선, 0.016" inch coated Ni-Ti 원형 호선, 0.016" × 0.022" inch coated Ni-Ti 각형 호선 순으로 마찰력이 유의하게 높아졌다 ($p < 0.001$) (Table 4).

각형 호선은 원형 호선보다 정지 마찰력이 유의하게 높았으나, 9°의 브라켓-호선 각도에서 0.016"

Table 3. Comparison of kinetic frictional value among the bracket (grams)

Archwire	Bracket degree (°)	Mean ± SD				F-value
		Micro-arch	Perpect Clear2	Clippy-C	Damon3	
0.014" coated Ni-Ti (A)	0	70.28 ± 10.07 ^a	86.99 ± 15.76 ^b	0.17 ± 0.11 ^c	0.14 ± 0.04 ^c	192.12*
	3	85.60 ± 11.38 ^a	115.21 ± 16.10 ^b	5.47 ± 1.56 ^c	4.00 ± 1.28 ^c	260.48*
	6	119.56 ± 11.17 ^a	143.93 ± 15.93 ^b	21.14 ± 2.09 ^c	16.98 ± 2.56 ^c	355.94*
	9	146.38 ± 15.98 ^a	177.99 ± 19.71 ^b	30.99 ± 4.72 ^c	27.28 ± 5.15 ^c	280.39*
0.016" coated Ni-Ti (B)	0	86.30 ± 14.17 ^a	116.80 ± 14.45 ^b	1.30 ± 0.16 ^c	0.84 ± 0.21 ^c	274.96*
	3	108.04 ± 16.12 ^a	148.47 ± 13.14 ^b	9.75 ± 3.22 ^c	8.39 ± 2.19 ^c	357.88*
	6	151.24 ± 15.22 ^a	195.01 ± 18.01 ^b	29.85 ± 3.95 ^c	24.04 ± 2.63 ^c	411.70*
0.016" Ni-Ti (C)	9	256.18 ± 21.34 ^a	306.84 ± 26.11 ^b	105.84 ± 10.33 ^c	97.29 ± 7.65 ^c	276.03*
	0	93.86 ± 14.40 ^a	121.25 ± 13.82 ^b	1.41 ± 0.35 ^c	1.05 ± 0.07 ^c	312.71*
	3	104.57 ± 16.42 ^a	134.40 ± 15.42 ^b	8.24 ± 2.09 ^c	7.00 ± 1.62 ^c	268.76*
0.016" × 0.022" coated Ni-Ti (D)	6	132.71 ± 17.32 ^a	151.80 ± 15.16 ^b	23.85 ± 3.13 ^c	18.04 ± 2.60 ^c	291.16*
	9	166.73 ± 23.09 ^a	188.76 ± 16.42 ^b	31.59 ± 7.70 ^c	27.74 ± 5.46 ^c	179.17*
	0	121.97 ± 14.40 ^a	138.45 ± 14.61 ^b	4.67 ± 1.15 ^c	1.83 ± 0.82 ^c	417.55*
0.016" × 0.022" Ni-Ti (E)	3	146.86 ± 20.46 ^a	181.88 ± 15.66 ^b	39.20 ± 3.69 ^c	27.97 ± 4.13 ^c	273.13*
	6	215.21 ± 19.77 ^a	315.43 ± 22.61 ^b	87.82 ± 8.18 ^c	62.24 ± 5.43 ^d	444.12*
	9	327.17 ± 30.34 ^a	458.25 ± 34.99 ^b	226.03 ± 16.92 ^c	177.76 ± 15.44 ^d	184.45*
	0	122.81 ± 10.98 ^a	141.50 ± 14.35 ^b	5.03 ± 1.61 ^c	2.34 ± 0.91 ^c	539.53*
	3	140.17 ± 14.27 ^a	177.28 ± 13.62 ^b	13.05 ± 1.79 ^c	11.16 ± 1.88 ^c	598.11*
	6	171.92 ± 17.69 ^a	213.81 ± 18.10 ^b	38.71 ± 5.21 ^c	31.45 ± 5.38 ^c	394.93*
	9	213.11 ± 22.27 ^a	261.23 ± 21.98 ^b	72.61 ± 8.53 ^c	51.57 ± 5.79 ^d	314.77*

SD, Standard deviation. Entries with the same superscripted letter were not significantly different at $p < 0.05$. * $p < 0.001$ (Duncan multiple range test).

inch coated Ni-Ti 원형 호선만은 0.016" × 0.022" inch Ni-Ti 각형 호선보다 정지 마찰력이 높았다 ($p < 0.001$) (Table 4).

운동 마찰력

모든 실험군에서 운동 마찰력은 정지 마찰력과 같은 결과를 보였다 (Table 4).

브라켓-호선 각도에 따른 마찰력 비교

정지 마찰력

모든 실험군에서 0°, 3°, 6°, 9° 순으로 정지 마찰력이 유의하게 높아졌으나 ($p < 0.001$), Micro-arch군과 Perpect Clear2군이 0.016" inch Ni-Ti 원형 호선과 이루는 각도 0°와 3°에서 정지 마찰력의 유의한 차

이가 없었다 (Table 5).

운동 마찰력

모든 실험군에서 운동 마찰력은 정지 마찰력과 같은 결과를 보였다 (Table 5).

브라켓의 종류, 호선의 종류, 브라켓-호선 각도 사이의 교호관계 분석

정지와 운동마찰력의 삼원배치 분산분석에서 브라켓의 종류와 호선의 종류, 브라켓-호선 각도 사이의 모든 경우에 통계학적으로 유의한 교호작용 ($p < 0.05$)을 보였다 (Tables 6 and 7).

Table 4. F-value and Duncan grouping of static & kinetic frictional value among the archwire

Static				Kinetic			
Bracket	Degree (°)	F-value	Duncan grouping	Bracket	Degree(°)	F-value	Duncan grouping
Micro-arch	0	24.06*	E, D > C, B > A	Micro-arch	0	25.38*	E, D > C, B > A
	3	16.85*	D, E > B, C > A		3	20.68*	D, E > B, C > A
	6	57.68*	D > E > B > C, A		6	41.38*	D > E > B > C, A
	9	89.24*	D > B > E > C, A		9	79.24*	D > B > E > C, A
Perfect Clear2	0	21.99*	E, D, > C, B > A	Perfect Clear2	0	17.8*	E, D > C, B > A
	3	21.86*	D, E > B, C > A		3	29.14*	D, E > B, C > A
	6	101.94*	D > E > B > C, A		6	114.93*	D > E > B > C, A
Clippy-C	0	64.89*	E, D > C, B > A	Clippy-C	0	47.19*	E, D > C, B > A
	3	262.5*	D > E > B, C > A		3	221.71*	D > E > B, C > A
	6	231.37*	D > E > B > C, A		6	242.92*	D > E > B > C, A
Damon3	0	17.82*	E, D > C, B > A	Damon3	0	19.16*	E, D > C, B > A
	3	139.44*	D > E > B, C > A		3	120.7*	D > E > B, C > A
	6	144.00*	D > E > B > C, A		6	176.45*	D > E > B > C, A
	9	414.50*	D > B > E > C, A		9	416.52*	D > B > E > C, A

A, 0.014" inch coated Ni-Ti round wire; B, 0.016" inch coated Ni-Ti round wire; C, 0.016" inch Ni-Ti round wire; D, 0.016" × 0.022" inch coated Ni-Ti rectangular wire; E, 0.016" × 0.022" inch Ni-Ti rectangular wire. **p* < 0.001.

고찰

본 실험에서 교정용 호선 결찰은 elastic module을 사용하였다. 결찰력은 브라켓과 호선 사이에서 수직항력으로 작용하는데, elastic module이 stainless steel 결찰재를 이용한 방법보다 슬자의 기술에 의한 오차가 작게 발생하여 같은 수직항력으로 작용할 것이라 예상하였기 때문이었다. Elastic module은 타액이 존재할 경우 결찰력이 변하게 되는데 본 실험은 건조상태에서 이루어졌기 때문에 오차는 작게 발생하나 실제 구강 내 상태를 재현하는데 있어서 한계를 가지고 있었다.

본 실험에 사용된 네 가지 브라켓은 모두 -7°의 torque와 0°의 angulation을 가지고 있었으나 브라켓의 폭경은 차이가 있었다. 측정된 브라켓 폭경은 Clippy-C가 3.33 mm로 가장 컸고, Damon3가 2.78 mm로 가장 작았으며 Perfect Clear2는 3.18 mm, Micro-arch는 2.87 mm였다. Choi 등²²은 좁은(2.40 mm), 중간(3.00 mm), 넓은(4.25 mm) 폭경을 가진 금속 브라켓과 0.016" × 0.022" inch stainless steel 호선 사이의 마찰력 측정 실험에서 브라켓 폭경이 마찰

력에 유의한 영향을 미치지 않았음을 보고하였다. 본 연구는 세라믹과 자가결찰 브라켓도 사용하였으나 마찰력의 차이를 평가함에 있어서 브라켓 폭경의 차이에 의한 영향은 고려할 수 없었다.

브라켓 종류에 따른 마찰력 비교 (Tables 2 and 3)

단결정 세라믹 브라켓 Perfect Clear2군이 모든 교정용 호선과 브라켓-호선 각도에서 유의하게 가장 높은 정지, 운동 마찰력을 보였다 (*p* < 0.001). 이는 여러 연구에서 금속 브라켓보다 세라믹 브라켓에서 더 높은 마찰력이 나타난다는 보고와 같은 결과였다.^{12,23,24} Tanne 등²³과 Bednar 등²⁴은 세라믹 브라켓 내부의 화학적 활성도와 표면 거칠기 때문에 세라믹 브라켓이 금속 브라켓보다 더 높은 마찰력을 보인다고 하였다.

자가결찰 브라켓군이 유의하게 가장 낮은 정지, 운동 마찰력을 보인 것은 Krishnan 등,¹⁴ Cacciafesta 등¹⁶과도 같은 결과였다 (*p* < 0.001). 그들은 자가결찰 브라켓에서 낮은 마찰력을 보이는 이유를 수직항력이 가해지지 않는 브라켓 자체의 디자인과 브

Table 5. F-value and Duncan grouping of static & kinetic frictional value among the bracket-archwire angle

Static				Kinetic			
Bracket	Archwire	F-value	Duncan grouping	Bracket	Archwire	F-value	Duncan grouping
Micro-arch	(A)	78.31*	9 > 6 > 3 > 0	Micro-arch	(A)	61.16*	9 > 6 > 3 > 0
	(B)	178.71*	9 > 6 > 3 > 0		(B)	158.8*	9 > 6 > 3 > 0
	(C)	43.61*	9 > 6 > 3, 0		(C)	25.94*	9 > 6 > 3, 0
	(D)	200.39*	9 > 6 > 3 > 0		(D)	139.76*	9 > 6 > 3 > 0
	(E)	70.79*	9 > 6 > 3 > 0		(E)	44.48*	9 > 6 > 3 > 0
Perpect Clear2	(A)	65.48*	9 > 6 > 3 > 0	Perpect Clear2	(A)	42.32*	9 > 6 > 3 > 0
	(B)	207.84*	9 > 6 > 3 > 0		(B)	159.52*	9 > 6 > 3 > 0
	(C)	26.16*	9 > 6 > 3, 0		(C)	20.23*	9 > 6 > 3, 0
	(D)	420.56*	9 > 6 > 3 > 0		(D)	303.92*	9 > 6 > 3 > 0
	(E)	63.71*	9 > 6 > 3 > 0		(E)	69.80*	9 > 6 > 3 > 0
Clippy-C	(A)	237.11*	9 > 6 > 3 > 0	Clippy-C	(A)	220.67*	9 > 6 > 3 > 0
	(B)	696.07*	9 > 6 > 3 > 0		(B)	546.66*	9 > 6 > 3 > 0
	(C)	161.56*	9 > 6 > 3 > 0		(C)	83.69*	9 > 6 > 3 > 0
	(D)	946.69*	9 > 6 > 3 > 0		(D)	822.02*	9 > 6 > 3 > 0
	(E)	285.67*	9 > 6 > 3 > 0		(E)	280.47*	9 > 6 > 3 > 0
Damon3	(A)	174.65*	9 > 6 > 3 > 0	Damon3	(A)	141.94*	9 > 6 > 3 > 0
	(B)	882.81*	9 > 6 > 3 > 0		(B)	887.91*	9 > 6 > 3 > 0
	(C)	103.82*	9 > 6 > 3 > 0		(C)	114.61*	9 > 6 > 3 > 0
	(D)	721.78*	9 > 6 > 3 > 0		(D)	674.93*	9 > 6 > 3 > 0
	(E)	249.75*	9 > 6 > 3 > 0		(E)	231.43*	9 > 6 > 3 > 0

A, 0.014" inch coated Ni-Ti round wire; B, 0.016" inch coated Ni-Ti round wire; C, 0.016" inch Ni-Ti round wire; D, 0.016" × 0.022" inch coated Ni-Ti rectangular wire; E, 0.016" × 0.022" inch Ni-Ti rectangular wire. *p < 0.001.

라켓 슬롯 및 캡 부위의 재료 구성 때문이라고 설명하였다.

본 실험에 사용된 자가결찰 브라켓들은 자가결찰 양식에 따라 탄성 spring clip이 탄력성 있는 외벽을 형성하는 active type의 Clippy-C와 상하로 움직이는 금속 slide에 의해 견고한 외벽을 형성하는 passive type인 Damon3로 분류될 수 있다. Clippy-C군과 Damon3군은 대부분에서 정지, 운동 마찰력의 유의한 차이를 보이지 않았으나 0.016" × 0.022" inch coated Ni-Ti 각형 호선과 이루는 각도 6°와 9°, 그리고 0.016" × 0.022" inch Ni-Ti 각형 호선과 이루는 각도 9°에서 Clippy-C군이 Damon3군보다 높은 정지, 운동 마찰력을 보였다 (p < 0.001). Krishnan 등¹⁴과 Stefanos 등¹⁵도 0.019" × 0.025" inch 호선상에서 active type이 passive type보다 높은 마찰력을 가진다고 보고하였으며 이는 active type의 탄성 spring clip이 호선과 접촉하기 때문이라고 하였다.

본 실험의 대부분에서 Clippy-C군과 Damon3군이 정지, 운동 마찰력에서 유의한 차이를 보이지 않은 것은 Shivapuja와 Berger²⁵의 결과와 같은 것이었다. 이는 실험에서 사용된 호선들의 크기가 작아서 브라켓 슬롯을 가득 채우지 못하여 active type의 탄성 spring clip에 접촉하지 않거나 clip의 기능이 제대로 발휘되지 못했기 때문이라고 생각된다.

호선의 코팅 여부에 따른 마찰력 비교 (Table 4)

본 실험에서는 교정용 호선에 코팅을 시행했을 때 마찰력에 어떤 영향을 미치는지 알아보기 위해 두 가지 크기의 Ni-Ti 호선을 비교하였다. 여러 가지 크기의 호선이 있으나 비교적 자주 사용되는 0.016" inch와 0.016" × 0.022" inch의 Ni-Ti 호선을 비교 대상으로 선정하였다.

0°의 브라켓-호선 각도에서는 Ni-Ti 호선에 시행

Table 6. Comparison of static frictional force according to combinations of bracket, archwire and angulation

Source	df	Sum of squares	Mean square	F-value
Bracket	3	3,646,897.2	1,215,632.4	6,739.942*
Wire	4	682,666.9	170,666.7	946.243*
Angulation	3	1,448,156.4	482,718.8	2,676.382*
Bracket * wire	12	71,194.6	5,932.9	32.894*
Bracket * angulation	9	120,422.8	13,380.3	74.186*
Wire * angulation	12	476,914.5	39,742.9	220.350*
Bracket * wire * Angulation	36	33,502.5	930.6	5.160*
Total	639	6,580,757.8		

Three-way ANOVA was done. * $p < 0.05$.

Table 7. Comparison of kinetic frictional force according to combinations of bracket, archwire and angulation

Source	df	Sum of squares	Mean square	F-value
Bracket	3	3,047,388.0	1,015,796.0	5,555.096*
Wire	4	662,095.2	165,523.9	905.202*
Angulation	3	1,160,076.1	386,692.0	2,114.707*
Bracket * wire	12	89,945.6	7,495.5	40.991*
Bracket * angulation	9	94,807.0	10,534.1	57.608*
Wire * angulation	12	445,406.5	37,117.2	202.983*
Bracket * wire * Angulation	36	39,320.0	1,092.2	5.973*
Total	639	5,641,439.0		

Three-way ANOVA was done. * $p < 0.05$.

한 코팅 자체가 마찰력에 큰 영향을 미치지 않았다. 3°의 브라켓-호선 각도에서, Micro-arch군과 Perfect Clear2군에서는 0°에서와 마찬가지로 코팅에 의한 마찰력의 차이가 유의하게 나타나지 않았다. 하지만 자가결찰 브라켓군에서는 0.016" × 0.022" inch coated Ni-Ti 각형 호선이 0.016" × 0.022" inch Ni-Ti 각형 호선보다 유의하게 높은 정지, 운동 마찰력을 보였다 ($p < 0.001$). 6°와 9° 브라켓-호선 각도에서는 모든 실험군에서 코팅된 Ni-Ti 호선이 각각 같은 크기의 호선 보다 유의하게 높은 정지, 운동 마찰력을 보였다 ($p < 0.001$). 이를 통하여 브라켓-호선 각도가 증가하여 결속(binding)이 일어났을 경우에 증가되는 마찰력이 코팅된 Ni-Ti 호선에서 더 높다는 것을 알 수 있다.

이는 브라켓-호선 각도가 증가하면서 호선이 구부러질 때 신장되는 측의 표면 코팅 성분이 Ni-Ti

성분과 분리되거나 약화되면서 마찰력에 영향을 주었기 때문인 것으로 보인다. 특히 6°와 9° 실험군의 일부에서 마찰력 테스트가 끝난 후 코팅 부위가 손상되어 내부 금속이 노출되는 양상을 보였다.

실험 결과를 통해 0°와 3°의 브라켓-호선 각도, 즉 결속(binding)이 일어나지 않거나 약간의 결속(binding)만이 일어날 정도의 치아 배열을 가진 경우에는 코팅된 호선의 사용이 마찰력에 있어서 큰 영향을 주지 않지만, 6°나 9°의 브라켓-호선 각도처럼 심한 결속(binding)이나 홈(nothing)이 발생할 수 있는 치아 배열 상태에서는 큰 마찰력 증가와 코팅 층의 손상이 일어날 것이라 예상할 수 있었다.

호선의 크기와 형태에 따른 마찰력 비교 (Table 4)

호선의 크기와 형태에 따른 마찰력에 대한 이전

의 연구들에서 마찰력은 교정용 호선의 크기가 증가함에 따라 높아지며, 각형 호선이 원형 호선보다 더 높다고 보고되었다.^{10,16,17,19,26,27} 그들은 호선의 크기가 증가할수록 브라켓 슬롯과의 유격이 작아, 슬롯의 기저면 뿐만 아니라 슬롯의 교합측 면과 치은측 면과도 접촉이 더 자주 일어나게 되고, 원형 호선은 브라켓과 두 면에서 접촉하지만 각형 호선은 세 면에서 접촉하므로 접촉 면적이 증가하게 되어 이러한 접촉 면적의 증가가 마찰력의 증가를 일으킨다고 설명하였다. 또한 호선의 단면적이 클수록 elastic module도 더 늘어나서 호선과 브라켓 간의 수직항력이 커지기 때문에 마찰력이 높아질 것이라고 하였다.

본 실험에서도 코팅된 호선들 사이의 정지, 운동 마찰력을 비교해 보았을 때, 모든 실험군에서 교정용 호선의 크기가 증가함에 따라 마찰력이 유의하게 높아졌다 ($p < 0.001$). 또한 원형 호선과 각형 호선의 정지, 운동 마찰력을 비교해 보았을 때, 각형 호선은 원형 호선보다 유의하게 더 높은 마찰력을 나타냈다 ($p < 0.001$). 다만 9°의 브라켓-호선 각도에서 0.016" inch coated Ni-Ti 원형 호선이 0.016" × 0.022" inch Ni-Ti 각형 호선보다 더 높은 마찰력을 나타냈는데 ($p < 0.001$), 이는 원형 호선의 코팅이 9°의 브라켓-호선 각도에서 마찰력 증가에 더 큰 영향을 주었기 때문으로 생각된다.

브라켓-호선 각도에 따른 마찰력 비교 (Table 5)

본 실험에서는 모든 실험군에서 0°, 3°, 6°, 9° 순으로 정지, 운동 마찰력이 유의하게 높아졌으나 ($p < 0.001$), Micro-arch군과 Perfect Clear2군이 0.016" inch Ni-Ti 원형 호선과 이루는 각도 0°와 3°에서는 마찰력의 유의한 차이가 없었다. 이는 모든 조건에서 브라켓-호선 각도가 증가함에 따라 정지, 운동 마찰력이 높아진다고 보고한 Redlich 등,⁸ Nishio 등,⁹ 그리고 Suh 등¹⁰의 실험과 같은 결과였다. 또한 브라켓-호선 각도가 증가함에 따라 브라켓과 호선상의 결속(binding)이 일어나는 임계경사도가 3.7° 이내이며 그 이상의 경사에서는 결속(binding)과 홈(nothing)이 발생하면서 마찰력이 급격하게 증가한다고 보고한 Kusy와 Whitley¹¹의 연구를 통해 이 결과를 설명할 수 있다.

Micro-arch군과 Perfect Clear2군이 0.016" inch Ni-Ti 원형 호선과 이루는 각도 0°와 3°의 정지, 운동 마찰력 사이에 유의한 차이가 없게 나타난 것은

브라켓에 따른 마찰력 증가율의 차이를 통해 설명할 수 있다. Cha 등²⁸은 브라켓-호선 각도에 따른 평균 마찰력의 증가율이 군에 따라 다르게 나타났으며 0°의 브라켓-호선 각도에서의 초기 마찰력 크기에 영향을 받지 않았다고 보고하였다. 본 실험에서도 이와 같은 결과를 나타냈는데 0°의 브라켓-호선 각도에서 Micro-arch군과 Perfect Clear2군이 자가결찰 브라켓군보다 높은 정지, 운동 마찰력을 보였지만 각도가 증가하면서 나타나는 평균 마찰력의 증가율은 자가결찰 브라켓군에서 더 높게 나타났다. 이러한 결과가 나타난 이유는 초기 결찰 방식의 차이에 그 원인이 있을 것으로 생각된다. Micro-arch군과 Perfect Clear2군은 elastic module을 이용하여 결찰을 시행하기 때문에 0°의 브라켓-호선 각도에서부터 수직항력이 작용하여 자가결찰 브라켓군보다 높은 초기 마찰력을 나타내고 각도가 증가했을 때 결속(binding)에 의해 증가되는 마찰력의 영향이 자가결찰 브라켓군보다 낮게 나타나게 되는 반면 자가결찰 브라켓군은 결속(binding)이 시작되기 이전까지 수직항력이 작용하지 않기 때문에 낮은 초기 마찰력을 보이며 결속(binding)에 의해 마찰력이 증가하게 되어 0°와 3°의 실험군 간에 유의한 차이를 발생시킨 것으로 보인다.

본 연구의 결과로 추측해 본다면 교정치료 과정에서 활주 역학을 이용한 발치 공간의 폐쇄, 총생을 가진 치열의 초기 배열단계에 필요한 낮은 마찰력을 얻는데 있어서 자가결찰 브라켓을 사용하는 것이 도움이 될 것이라 생각된다. 또한 심미적인 요구에 따라 코팅된 호선을 사용해야 할 경우는 초기 총생이 심하지 않은 경우에서 처음부터 사용해도 큰 문제가 없을 것으로 생각된다. 본 연구는 호선을 브라켓에 삽입하고 마찰력 측정이 이루어진 후 코팅된 호선 표면의 마모 양상에 대한 평가가 이루어지지 않았고, 건조 상태에서 실험이 진행되었기 때문에 실제 타액이 존재하는 구강 내의 상황을 재현하는데 있어서 한계를 지니고 있다. 결속(binding)과 홈(nothing)이 발생하는 경우에 생길 수 있는 코팅 부위의 손상과 금속 부위 노출, 구강 내 타액이 코팅된 호선에 미치는 영향이 실제 임상에서 중요한 부분이라 생각되며 이러한 부분들을 보완한 연구가 필요할 것으로 생각된다.

결론

본 실험의 모든 실험군에서 자가결찰 브라켓군,

Micro-arch군, Perfect Clear2군 순으로 정지, 운동 마찰력이 유의하게 높았고 ($p < 0.001$), 0° 와 3° 의 브라켓-호선 각도에서 같은 크기의 Ni-Ti 호선은 코팅 여부에 따른 정지, 운동 마찰력의 유의한 차이가 없었으나, 3° 에서 자가결찰 브라켓군의 $0.016'' \times 0.022''$ inch Ni-Ti 각형 호선에서만 코팅된 경우에 마찰력이 유의하게 높았다 ($p < 0.001$). 이를 통해, 낮은 마찰력이 필요한 임상적 상황들에서 자가결찰 브라켓을 사용하는 것이 도움이 될 것이라 생각된다. 또한 초기 충생이 심하지 않은 경우에는 코팅된 호선을 사용하여도 큰 문제가 없을 것으로 보인다. 하지만 결속과 흡이 발생하는 경우에 생길 수 있는 코팅 부위의 손상과 금속 부위의 노출, 구강 내 타액이 코팅된 호선에 미치는 영향이 고려되지 않아 이를 보완한 추가적인 실험이 요구된다.

참고문헌

- Seong BN. Basic physics. Seoul: Ewoo Publication; 1981. p. 60-3.
- Cho MS, Kim JC. Frictional forces in the fixed orthodontic appliance during tooth movement. Korean J Orthod 1990;20:409-17.
- Graber TM, Vanarsdall RL, Vig KWL. Orthodontics: current orthodontic concepts and techniques. 4th ed. St Louis: Elsevier Mosby; 2005. p. 303-4.
- Stoner MM. Force control in clinical practice. Am J Orthod 1960;46:163-8.
- Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA. Frictional forces between bracket and arch wire. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1989;96:397-404.
- Kusy RP, Whitley JQ. Friction between different wire-bracket configurations and materials. Semin Orthod 1997;3:166-77.
- Burrow SJ. Friction and resistance to sliding in orthodontics: a critical review. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2009;135:442-7.
- Redlich M, Mayer Y, Harari D, Lewinstein I. In vitro study of frictional forces during sliding mechanics of "reduced-friction" brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003;124:69-73.
- 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 2004;125:56-64.
- Suh CW, Jung HS, Cho JH, Kang KH. Comparison of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. Korean J Orthod 2005;35:116-26.
- 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 1999;21:199-208.
- Kapur Wadhwa R, Kwon HK, Sciote JJ, Close JM. Frictional resistance in ceramic and metal brackets. J Clin Orthod 2004;38:35-8.
- Jeong TJ, Choie MK. Evaluation of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. Korean J Orthod 2000;30:613-23.
- 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 2009;136:675-82.
- Stefanos S, Secchi AG, Coby G, Tanna N, Mante FK. Friction between various self-ligating brackets and archwire couples during sliding mechanics. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2010;138:463-7.
- 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 2003;124:395-402.
- Thorntenson 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 2002;122:295-305.
- Michelberger DJ, Eadie RL, Faulkner MG, Glover KE, Prasad NG, Major PW. The friction and wear patterns of orthodontic brackets and archwires in the dry state. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2000;118:662-74.
- Han JS, Lee JW, Cha KS. A comparative study of frictional forces according to orthodontic wires and ligation method under dry and wet conditions. Korean J Orthod 2001;31:271-81.
- Kusy RP. Orthodontic biomaterials: from the past to the present. Angle Orthod 2002;72:501-12.
- Elayyan F, Silikas N, Bearn D. Mechanical properties of coated superelastic archwires in conventional and self-ligating orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2010;137:213-7.
- Choi WC, Kim TW, Park JY, Kwak JH, Na HJ, Park DN. The effect of bracket width on frictional force between bracket and arch wire during sliding tooth movement. Korean J Orthod 2004;34:253-60.
- Tanne K, Matsubara S, Shibaguchi T, Sakuda M. Wire friction from ceramic brackets during simulated canine retraction. Angle Orthod 1991;61:285-90.
- Bednar JR, Gruendeman GW, Sandrik JL. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1991;100:513-22.
- Shivapuja PK, Berger J. A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1994;106:472-80.
- Lee JH, Lee KS. An experimental study of dynamic frictional resistance between orthodontic bracket and arch wire. Korean J Orthod 2001;31:467-77.
- Kapila S, Angolkar PV, Duncanson MG Jr, Nanda RS. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1990;98:117-26.
- Cha JY, Kim KS, Kim DC, Hwang CJ. Evaluation of friction of ceramic brackets in various bracket-wire combinations. Korean J Orthod 2006;36:125-35.

The comparison of the frictional force by the type and angle of orthodontic bracket and the coated or non-coated feature of archwire

Tae-Ho Jang, DDS, MSD,^a Sang-Cheol Kim, DDS, MSD, PhD^b
Jin-Hyoung Cho, DDS, MSD, PhD,^c Jong-Moon Chae, DDS, MSD, PhD,^c
Na-Young Chang, DDS, MSD,^d Kyung Hwa Kang, DDS, MSD, PhD^c

Objective: The purpose of this study was to evaluate the difference in frictional resistance among metal, ceramic, self-ligation brackets and coated or non-coated Ni-Ti archwires at various bracket-archwire angulations during the sliding movement of an orthodontic archwire, using an orthodontic sliding simulation device. **Methods:** Four types of bracket (Micro-arch Perfect Clear2 Clippy-C and Damon3 and 5 types of orthodontic archwire (0.014", 0.016", and 0.016" × 0.022" inch coated Ni-Ti, and 0.016" and 0.016" × 0.022" inch Ni-Ti) were used. Further, the bracket-archwire angles were set at 4 different angulations: 0°, 3°, 6°, and 9°. **Results:** The frictions from all the experimental groups were found to be significantly increased in order of self-ligation brackets, Micro-arch and Perfect Clear2 ($p < 0.001$). The presence of a coat had no effect on the friction of the same sized archwires at 0° and 3° bracket-archwire angles ($p < 0.001$). Coated archwires had significantly higher frictions than the same sized non-coated archwires at 6° and 9° bracket-archwire angles ($p < 0.001$). The frictions increased significantly as the bracket-archwire angles were increased ($p < 0.001$). **Conclusions:** The use of self-ligation brackets will be beneficial in clinical situations where a low frictional force is required. Further, in cases where crowding is not severe, the use of coated archwires should not cause problems. However, more additional explanation is required considering the fact that the damage of coated archwire and exposure of the metal portion in case of binding and notching and the effects of saliva were not taken into account. (*Korean J Orthod* 2011; 41(6):399-410)

Key words: Friction, Coated Ni-Ti archwire, Orthodontic bracket

^aResident, ^bProfessor, ^cAssociate Professor, ^dAssistant Professor, Department of Orthodontics, School of Dentistry, Wonkwang University.

Corresponding author: **Kyung Hwa Kang.**

Department of Orthodontics, School of Dentistry, Wonkwang University, Wonkwang Dental Research Institute, 344-2 Sinyong-dong, Iksan 570-749, Korea.

+82 63 850 6635; e-mail, pigtail@wonkwang.ac.kr.

Received May 20, 2011; Last Revision September 20, 2011; Accepted September 30, 2011.