

교정용 브라켓과 호선 간의 마찰 저항력의 비교

서충환^a · 정혜승^a · 조진형^b · 강경화^c

본 연구는 고정성 장치를 이용한 교정 치료에서 브라켓과 교정용 호선 사이의 활주 이동 동안 발생하는 마찰력에 디자인과 재질이 다른 각각의 브라켓과 여러 종류의 호선, 다양한 브라켓-호선 각도 등이 어떤 영향을 미치는지를 알아보기 위하여 4종의 브라켓 (stainless steel twin 브라켓인 Gemini[®], 좁은 근원심 폭경과 single bracket 의 디자인이 포함된 Mini Uni-Twin[®], metal-reinforced 세라믹 브라켓인 Clarity[®], 세라믹 브라켓인 Transcend[®]) 을 사용하고, 3종의 교정용 호선(0.016", 0.016 × 0.022" stainless steel 호선, 0.016" Nitinol)을 이용하여 브라켓-호선 각도를 각각 0°, 3°, 6°, 9°로 조절하면서 실험한 결과, Gemini[®]는 유의하게 가장 낮은 정지, 운동 마찰력을 보였으며 ($P < 0.001$), Clarity[®]는 0°의 브라켓-호선 각도에서, Transcend[®]는 6°와 9°의 각도에서 유의하게 가장 높은 정지, 운동 마찰력을 보였고 ($P < 0.001$), 0.016 × 0.022" stainless steel 각형 호선은 유의하게 가장 높은 정지, 운동 마찰력을 보였으며 ($P < 0.01$), 0.016" stainless steel 원형 호선은 0°와 3°의 브라켓-호선 각도에서 ($P < 0.01$), 0.016" Nitinol은 6°와 9°의 각도에서 ($P < 0.001$) 유의하게 가장 낮은 정지, 운동 마찰력을 보였고 브라켓-호선 각도가 증가함에 따라 유의하게 정지, 운동 마찰력도 증가하였다 ($P < 0.001$).

(주요 단어: 마찰, 교정용 브라켓, 교정용 호선)

서 론

교정치료는 치아에 힘을 적용하여 치조골과 주위 조직을 개조하면서 치아가 이동하는 것을 포함한다. 치아 이동에서 교정력이 너무 큰 경우는 동통을 유발할 수 있고 치근 흡수나 치은 퇴축 등이 나타날 수 있으며 너무 작은 경우는 이동의 효율성을 떨어뜨릴 수 있다. 따라서 교정력은 치아와 주위 조직에 위해 장애

를 초래하지 않으면서 치아를 빠르고 정확하게 이동시킬 수 있도록 적절히 조절되어야 한다.¹ 이 때 중요한 고려 사항은 조직 반응에서 개인의 다양성, 적용된 힘의 종류, 관련된 기계학적 법칙들이다.²

Stoner³는 1960년에 기계학적 법칙들 중에서 마찰력에 대해 처음 언급하면서 치아가 교정용 호선을 따라 이동할 때 발생하는 마찰력으로 교정력이 많이 소실된다고 하였다. 실제로 교정력을 적용할 때는 브라켓과 교정용 호선 사이의 마찰력에 의해 소실되는 힘을 고려해야 한다.²⁻⁶

교정용 호선과 브라켓 사이의 마찰력에 영향을 미치는 요소들은 교정용 호선의 재질, 호선의 단면적과 형태, 호선의 stiffness, 호선 표면의 거칠기, 브라켓의 재질, 브라켓과 호선간의 결찰 방식, 인접 브라켓 슬롯 간의 거리, 교정력의 종류, 타액, 치대 및 부식 등이 있다.^{3,7}

^a 대학원생, ^b 전임강사, ^c 조교수, 원광대학교 치과대학 교정학교실.

교신저자: 강경화

전북 익산시 신동동 344-2

원광대학교 치과대학 교정학교실 / 063-850-1961

pigtail@wonkwang.ac.kr

원고접수일: 2004년 8월 3일 / 원고최종수정일: 2004년 12월 14일

/ 원고채택일: 2005년 1월 8일

Table 1. Mesiodistal width and flange width of each bracket

Bracket name	Bracket M/D width (mm)	Slot M/D width (mm)	Flange width (mm)
Gemini [®]	3.20	3.20	1.60
Mini Uni-Twin [®]	3.05	1.25	1.60
Clarity [®]	3.50	3.50	2.80
Transcend [®]	3.50	3.50	2.40

브라켓의 재질에 따른 마찰력의 변화에 대한 연구에서 여러 학자들은 stainless steel 브라켓보다 세라믹 브라켓에서 더 큰 마찰력이 나타난다고 보고하였다. 또한 stainless steel liner 처리된 세라믹 브라켓은 세라믹 브라켓보다 마찰력이 낮고 stainless steel 브라켓과 비슷한 마찰력을 보인다고 하였다.⁸⁻¹⁰

교정용 호선의 재질에 대하여 Tidy¹¹와 민과 서¹²는 stainless steel 호선보다 Nitinol이나 β -titanium 호선이 더 높은 마찰력을 보인다고 보고하였다. Kusy,¹³ Michelberger 등¹⁴에 의하면 호선 표면은 stainless steel, Co-Cr, TMA, Ni-Ti 순으로 더 거칠어지지만, 마찰력은 stainless steel, Co-Cr, Ni-Ti, TMA 순으로 더 높아진다고 하였다.

호선의 단면적과 형태에 관해서는 여러 이견이 존재한다. Bednar 등,⁹ Angolkar 등,¹⁰ 민과 서,¹² 그리고 Kapila 등¹⁵은 교정용 호선이 굵을수록 마찰력도 증가하고 각형 호선이 원형 호선보다 마찰력이 높다고 보고하였으나, Tidy¹¹는 교정용 호선의 굵기와 브라켓 슬롯의 크기는 마찰력에 거의 영향을 미치지 않는다고 주장하였으며 Frank와 Nikolai¹⁶는 각형 호선보다 원형 호선에서 마찰력이 더 크게 나타난다고 하였다.

브라켓-호선 각도가 마찰력에 미치는 영향에 대해서 민과 서,¹² Frank와 Nikolai,¹⁶ Tselepis 등¹⁷은 치아 이동과정에서 브라켓이 교정용 호선에 대해 기울어지면 호선이 stiff 할수록 마찰력이 증가한다고 하였다. 임상에서 호선과 브라켓 슬롯이 평행한 경우는 흔하지 않으며 대부분에서 호선은 브라켓 슬롯과 어느 정도의 각도를 가지면서 치아의 움직임에 따라 브라켓 슬롯 안에서 미끄러지게 된다.

브라켓과 교정용 호선이 마찰력에 미치는 영향에 관한 이전 연구들은 타액이 마찰에 미치는 영향, 결찰 방법과 결찰력의 세기가 미치는 영향, 단순한 근원심 폭경과 적용된 브라켓 수가 미치는 영향, 브라켓과 호선의 재질이 미치는 영향 등이 대부분이었으며 디자

인이 다른 브라켓에서 호선의 종류에 따른, 브라켓-호선 각도에 따른 마찰력의 비교는 많지 않았다. 본 연구는 브라켓의 디자인과 재질에 따라, 호선의 형태와 재질에 따라 그리고 브라켓-호선 각도에 따라 브라켓과 호선 간에 발생하는 마찰력의 차이를 비교해 보고자 하였다.

연구재료 및 방법

연구재료

본 실험은 stainless steel twin 브라켓인 Gemini[®] (3M Unitek, Monrovia, Calif, USA), 좁은 근원심 폭경과 single bracket의 디자인이 포함된 stainless steel 브라켓인 Mini Uni-Twin[®] (3M Unitek, Monrovia, Calif, USA), metal-reinforced 세라믹 브라켓인 Clarity[®] (3M Unitek, Monrovia, Calif, USA), 세라믹 브라켓인 Transcend[®] (3M Unitek, Monrovia, Calif, USA) 를 사용하였다 (Fig 1A, Table 1). 모든 브라켓은 0.018 × 0.025" 상악 소구치용 브라켓으로 -7°의 torque과 0°의 angulation이 부여되어 있다. 교정용 호선은 0.016" stainless steel standard 원형 호선 (3M Unitek, Monrovia, Calif, USA), 0.016" Nitinol SE (3M Unitek, Monrovia, Calif, USA), 0.016 × 0.022" stainless steel standard 각형 호선 (3M Unitek, Monrovia, Calif, USA) 을 사용하였으며, 결찰재는 Alastik elastic module (3M Unitek, Monrovia, Calif, USA) 을 사용하였다.

연구방법

시편 및 장치 제작

브라켓, 호선, elastic module은 실험 전에 95% 알코올로 세척하였고 브라켓과 호선을 elastic module로 결찰하였다. 0.016" stainless steel 원형 호선과

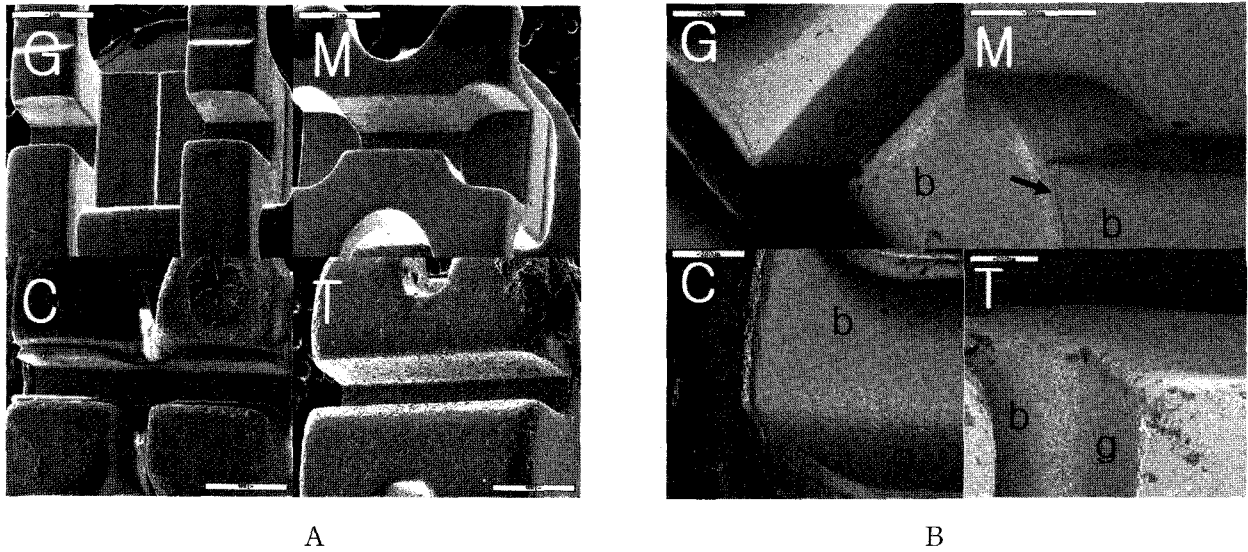


Fig 1. Bracket features in scanning electron micrograph (JSM-6400, JEOL, Japan). **A**, SEM of overall appearance of bracket ($\times 25$); G, Gemini[®]; M, Mini Uni-Twin[®]; C, Clarity[®]; T, Transcend[®]; **B**, SEM of inner edge of bracket slot ($\times 125$). These are BSE (backscattered electron) images. "g" indicates gingival side of slot. "b" indicates base side of slot.

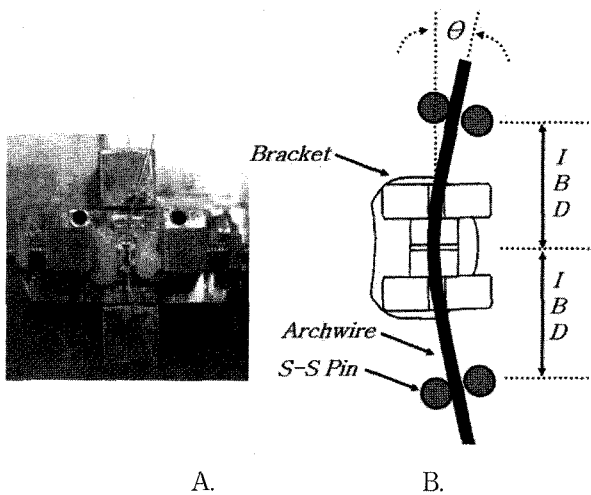


Fig 2. Friction-testing apparatus. **A**, Friction-testing apparatus used in test; **B**, schematic diagram of bracket-archwire couple and general frictional testing arrangement. θ is angle between bracket and archwire. S-S Pin establish interbracket distance (IBD), while θ is varied.

0.016 × 0.022" stainless steel 각형 호선은 120 mm씩 절단하여 사용하였고, 0.016" Nitinol은 직선 부분만 시험에 사용하였다.

특별히 디자인된 실험 장치는 가운데에 브라켓을 고정시킬 수 있는 부분과 호선에 각도를 부여하는 부분으로 설계하였다 (Fig 2). 브라켓-호선 각도를 부여하는 stainless steel pin은 브라켓의 중심에서 8 mm 떨어진 곳에 위치 시켰으며, 이를 인접 브라켓의 위치로 간주하였다. 실험 조건에 따라 실험 장치는 binding이 생기지 않을 것으로 예상되는 0°, binding이 시작되는 3°, 그리고 심한 binding과 notching이 발생할 것으로 예상되는 6°와 9°의 브라켓-호선 각도를 주도록 조작하였다.^{18,19}

마찰력 측정

모든 실험은 25 ± 5°의 건조 상태에서 15번씩 반복 실험하였으며 매 실험마다 다른 브라켓과 호선을 사용하였다. 실험은 500 N의 load cell이 부착된 만능시험기 (Zwick Z020, Ulm, Eisingen, Germany) 로 수행하였고, crosshead는 10 mm/min의 속도로 이동하도록 하였으며 30초 동안 호선을 당겼다. Load cell output은 컴퓨터에 저장되었고, 각각의 output을 Microsoft Excel XP (Microsoft, Redmond, Wash) 에 옮겨 정지 마찰력과 운동 마찰력의 평균을 구하였다. 정지 마찰력은 그래프에서 초기 2 ~ 5초 사이에 나타나는 가장 큰 값이며, 운동 마찰력은 6초후의 값부터 실험이 끝날때까지 output의 평균으로 구하였다.

통계 처리

브라켓과 교정용 호선 사이에 발생하는 마찰력의 차이를 평가하기 위해 SPSS 프로그램 (version 10.0)을 이용하였다. 브라켓의 종류, 호선의 종류, 브라켓-호선의 각도 등 총 3가지 변수들의 마찰력에 대한 효과를 5% 유의 수준에서 일원변량분석 (One-way ANOVA) 및 사후검정 (Duncan's multiple range test) 으로 각 구간 비교하였다.

연구성적

브라켓 종류에 따른 마찰력의 비교

각 실험군은 모두 유의한 차이가 있었다 ($P < 0.001$). 모든 브라켓-호선 각도와 호선에서 Gemini[®]가 유의하게 가장 낮은 정지, 운동 마찰력을 보였다. 모든 호선에서 Clarity[®]는 0°의 브라켓-호선 각도에서, Transcend[®]는 각도가 증가함에 따라 유의하게 가장 높은 정지 마찰력을 보였다 (Table 2). 0.016" stainless steel 원형 호선과 0.016" Nitinol을 결합한 Clarity[®]는 0°와 3°의 브라켓-호선 각도에서, Transcend[®]는 브라켓-호선 각도가 6°와 9°의 모든 호선에서 유의하게 가장 높은 운동 마찰력을 보였다 (Fig 3).

호선 종류에 따른 마찰력의 비교

각 실험군은 모두 유의한 차이가 있었다 ($P < 0.001$). 교합면에서 치은방향으로 3종의 호선을 비교하여 0.016 × 0.022" stainless steel 각형 호선이 모든 조건에서 유의하게 가장 높은 정지, 운동 마찰력을 기록하였다. 모든 브라켓에서 0.016" stainless steel 원형 호선은 0°와 3°의 브라켓-호선 각도에서, 0.016" Nitinol은 6°와 9°의 각도에서 유의하게 가장 낮은 정지, 운동 마찰력을 보였다 (Table 3, Fig 4).

브라켓-호선 각도에 따른 마찰력의 비교

각 실험군은 모두 유의한 차이가 있었다 ($P < 0.001$). 모든 조건에서 브라켓-호선 각도가 증가함에 따라 정지, 운동 마찰력은 유의하게 증가하였다. Transcend[®]와 조합된 0.016" stainless steel 원형 호선과 0.016 × 0.022" stainless steel 각형 호선에서 브라켓-호선 각도가 증가함에 따라 정지, 운동 마찰력

의 증가는 현저하였다. 특히 6°에서 9°로 각도가 증가할 때 뚜렷하게 나타났다 (Table 4, Fig 5).

총괄 및 고찰

접촉하고 있는 두 물체가 상대적 운동 중이거나 상대적 운동을 할 가능성이 있을 때 접촉면 사이에서 운동의 반대방향으로 작용하여 이 운동을 저지하려는 힘을 마찰력이라 하며 접촉면적과는 무관하여 상대 속도에 영향을 받지 않는다. 또한 마찰력은 접촉하고 있는 물체의 표면 상태 및 수직항력 (법선력, normal reactional force) 에 의해서 크기가 결정되며 재료의 성질, 표면 처리, 표면막 상태, 온도, 오염의 정도에 따라서 변화한다.²⁰

임상에서 브라켓과 호선이 위치하는 곳은 구강이며 그곳은 타액을 비롯하여 음식물, 세균, 상피 잔사 등의 여러 물질이 공존하는 곳이다. 이 중 실험실에서 재현 가능한 조건은 타액을 이용하는 것이지만 본 실험은 건조 상태에서 시행하였다. 이는 실험실에서 구강 내와 같은 환경을 재현하기 어렵고, 타액을 이용한 마찰력에 관한 실험 결과가 다양하였기 때문이다. Thurow,²¹ Baker 등²²은 elastic module 결합시 인공 타액이 윤활제 역할을 할 것이라고 주장하였으나 Pratten 등,⁸ Stannard 등²³은 인공 타액이 마찰력을 증가시킨다고 주장하였으며, 이는 타액에 의한 adhesion 효과와 물의 극성 액체 효과 때문이라고 하였다. 황과 박²⁴은 브라켓-호선 각도와 호선의 종류에 따라 인공 타액에 대한 반응이 다름을 보고하였다. 따라서 본 실험은 브라켓과 호선의 종류, 브라켓-호선 각도가 다양하여 인공 타액 환경을 배제하였으며 실험의 마찰력 평가는 그 산출한 절대값보다 실험 재료들의 상대적인 순위로 평가하였다.

본 실험에서 브라켓과 호선의 결합은 elastic module을 사용하였다. 결합력은 브라켓과 호선 사이에서 수직항력으로 작용하여 마찰력에 영향을 줄 수 있는 변수이다. 본 실험은 elastic module에 의한 결합이 같은 브라켓에서 같은 수직항력으로 작용할 것이라 예상하였다.

브라켓 종류에 따른 마찰력의 비교

Twin 브라켓 형태인 Gemini[®]는 모든 조건에서 정지, 운동 마찰력이 가장 낮게 나타나 나머지 3종의 브라켓에 비하여 마찰적 특성이 우수한 것으로 보였

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

Archwire	Degree (°)	Brackets				F-value
		G	M	C	T	
		Mean ± SD	Mean ± SD	Mean ± SD	Mean ± SD	
016 S-S round wire						
	0	98.70 ± 19.29 ^c	117.41 ± 11.76 ^b	133.32 ± 12.76 ^a	132.60 ± 21.27 ^a	14.17 ^{***}
	3	129.40 ± 18.88 ^b	131.15 ± 15.19 ^b	183.11 ± 21.88 ^a	171.77 ± 13.29 ^a	36.85 ^{***}
	6	195.98 ± 12.08 ^c	240.91 ± 16.67 ^b	256.47 ± 27.93 ^b	351.02 ± 62.16 ^a	50.33 ^{***}
	9	257.96 ± 17.77 ^b	279.79 ± 18.94 ^b	276.53 ± 33.40 ^b	1138.02 ± 100.45 ^a	948.68 ^{***}
016" Nitinol						
	0	125.30 ± 11.23 ^c	130.15 ± 23.66 ^c	170.73 ± 18.88 ^a	146.38 ± 18.2 ^b	18.33 ^{***}
	3	144.24 ± 12.74 ^c	174.50 ± 13.07 ^b	176.09 ± 17.03 ^{ab}	183.71 ± 22.75 ^a	20.61 ^{***}
	6	167.76 ± 10.89 ^c	190.47 ± 15.75 ^c	215.25 ± 16.23 ^b	237.37 ± 16.91 ^a	78.95 ^{***}
	9	216.49 ± 13.56 ^c	214.39 ± 12.61 ^c	247.26 ± 24.03 ^b	290.86 ± 27.31 ^a	45.94 ^{***}
016 × 022" S-S rectangular wire						
	0	135.89 ± 13.97 ^c	155.90 ± 16.27 ^b	198.08 ± 19.06 ^a	190.86 ± 23.14 ^a	38.07 ^{***}
	3	209.33 ± 15.66 ^d	331.22 ± 34.86 ^b	258.24 ± 25.37 ^c	387.34 ± 31.24 ^a	120.28 ^{***}
	6	318.11 ± 28.48 ^d	454.19 ± 43.28 ^b	399.11 ± 30.45 ^c	836.91 ± 124.59 ^a	166.04 ^{***}
	9	415.00 ± 23.15 ^c	576.97 ± 43.57 ^b	661.89 ± 66.15 ^b	2277.68 ± 190.67 ^a	1050.32 ^{***}

Entries with the same superscripted letter were not significantly different at $P < 0.05$; $***P < 0.001$; G, Gemini[®]; M, Mini Uni-Twin[®]; C, Clarity[®]; T, Transcend[®]. Bracket -archwire angle (°), 0, 3, 6, 9.

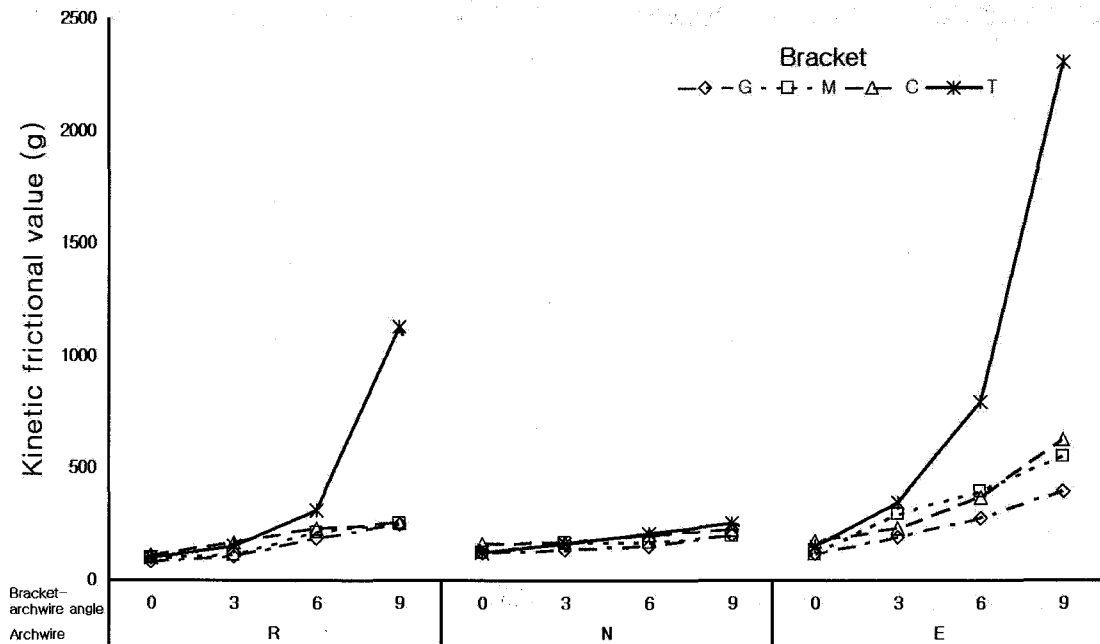


Fig 3. Mean kinetic frictional value of three archwire and four bracket-archwire angles. R, 016 S-S round wire; N, 016" Nitinol; E, 016 × 022" S-S rectangular wire.

Table 3. F-value and Duncan grouping of static frictional value

Bracket	Degree (°)	F-value	Duncan grouping
Gemini®	0	35.49***	E, N>R
	3	106.48***	E>N>R
	6	267.12***	E>R>N
	9	409.56***	E>R>N
Mini Uni-Twin®	0	17.97***	E>N, R
	3	280.58***	E>N>R
	6	413.90***	E>R>N
	9	695.54***	E>R>N
Clarity®	0	53.87***	E>N>R
	3	66.07***	E>R, N
	6	212.56***	E>R>N
	9	397.05***	E>R, N
Transcend®	0	31.56***	E>N, R
	3	395.64***	E>N, R
	6	231.97***	E>R>N
	9	947.87***	E>R>N

R, 016 S-S round wire; N, 016" Nitinol; E, 016 × 022" S-S rectangular wire; Bracket-archwire angle (°), 0, 3, 6, 9; *** P < 0.001.

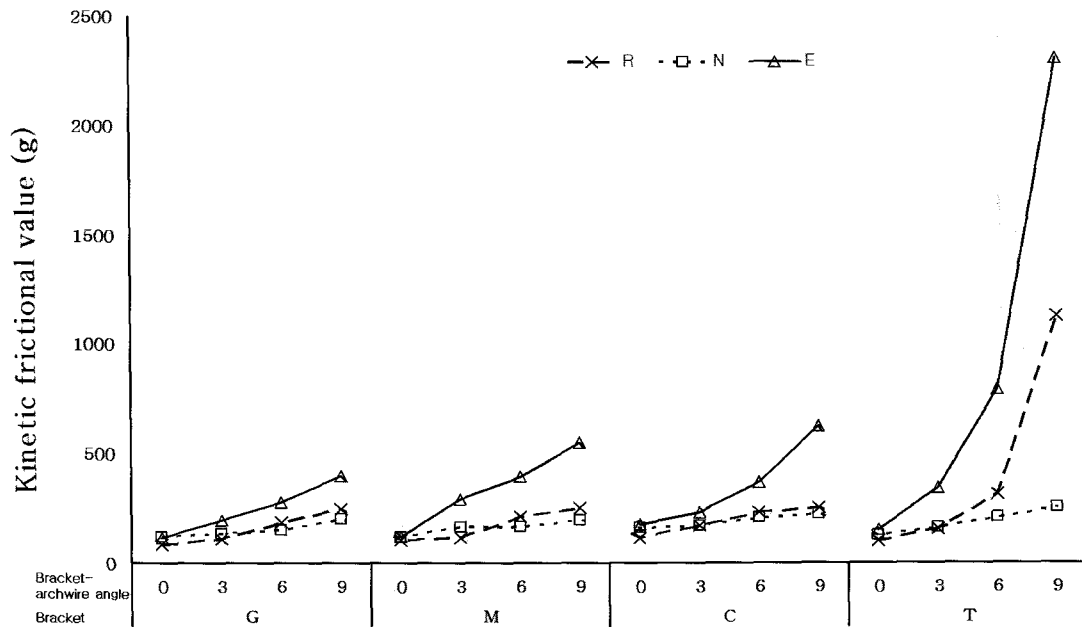


Fig 4. Mean kinetic friction value of four brackets and four bracket-archwire angles. G, Gemini®; M, Mini Uni-Twin®; C, Clarity®; T, Transcend®.

Table 4. F-value and Duncan grouping of static frictional value

Bracket	Archwire	F-value	Duncan grouping
Gemini [®]	R	254.46***	9>6>3>0
	N	157.58***	9>6>3>0
	E	503.44***	9>6>3>0
Mini Uni-Twin [®]	R	385.19***	9>6>3>0
	N	66.46***	9>6>3>0
	E	369.07***	9>6>3>0
Clarity [®]	R	103.77***	9>6>3>0
	N	52.06***	9>6>3, 0
	E	404.94***	9>6>3>0
Transcend [®]	R	906.87***	9>6>3, 0
	N	127.03***	9>6>3>0
	E	998.57***	9>6>3>0

R, 016 S-S round wire; N, 016" Nitinol; E, 016 × 022" S-S rectangular wire; Bracket-archwire angle (°), 0, 3, 6, 9; *** P < 0.001.

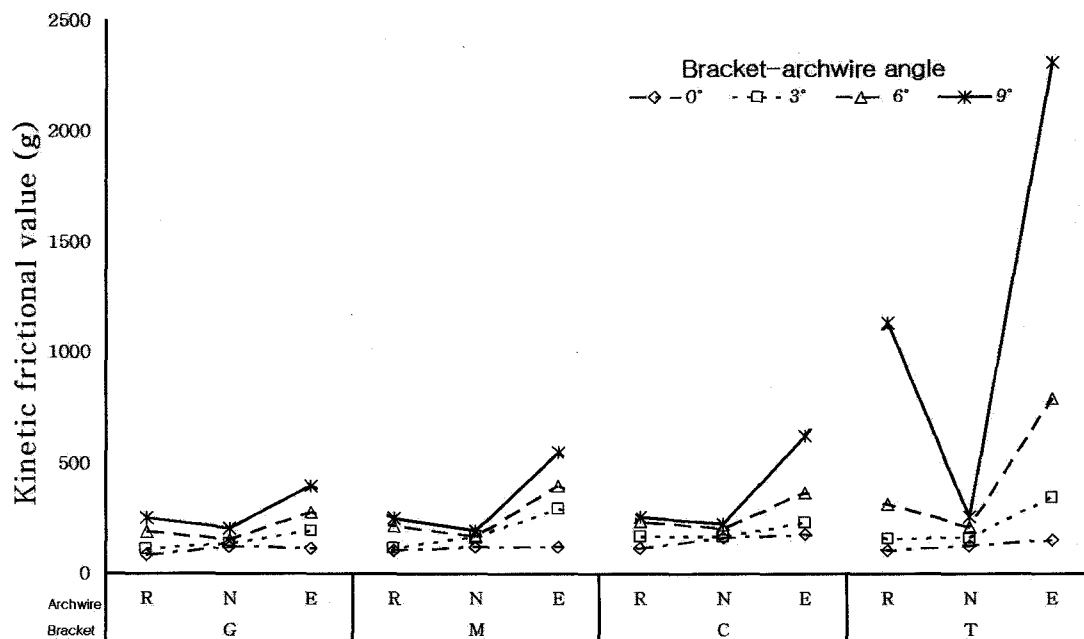


Fig 5. Mean kinetic frictional value of four brackets and three archwires. G, Gemini[®]; M, Mini Uni-Twin[®]; C, Clarity[®]; T, Transcend[®].

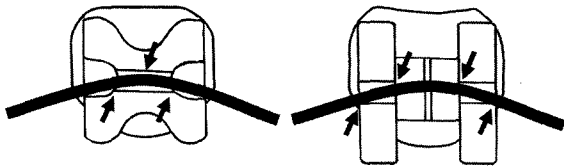


Fig 6. Combination of bracket and archwire in twin bracket and single bracket.

다 (Table 2, Fig 3). 브라켓-호선 각도가 작은 경우에 Gemini[®]가 가장 낮은 정지, 운동 마찰력을 보인 것은 Clarity[®]와 Transcend[®] 보다 작은 브라켓의 근원심 폭경으로 module에 의한 결찰력이 낮아 수직항력이 작게 작용한 것과^{10,12,15} stainless steel의 재료적 특성^{8,9,16}에 기인한 것으로 보인다. 브라켓-호선 각도가 큰 경우는 각도가 증가하면서 결찰에 의한 수직항력의 영향이 적어지고 호선의 stiffness에 따른 영향이 증가한다는 점에서^{12,16} 브라켓 디자인이 마찰력의 차이를 만드는 요소라고 예측할 수 있다. 즉, 브라켓-호선 각도가 증가함에 따라 호선의 구부러짐이 새로운 수직항력으로 작용하여 twin 브라켓은 슬롯의 변연부 4 곳에서, single 브라켓은 슬롯 변연부 2 곳과 교합측 혹은 치은측 슬롯 1 곳, 총 3 곳에서 호선과 접촉한다 (Fig 6). 같은 힘을 4 곳에서 분산하는 twin 브라켓이 3 곳에 힘을 받는 single 브라켓보다 힘을 받는 부위에서 더 작은 힘을 받게 되고 이것은 더 적은 binding과 notching을 형성하여, 결과적으로 낮은 정지, 운동 마찰을 형성하는 것으로 추정된다.

Mini Uni-Twin[®]은 single 브라켓의 디자인과 twin 브라켓의 디자인이 결합된 형태로 가장 짧은 근원심 폭경과 슬롯 길이를 가지고 있다 (Table 1, Fig 1). 슬롯이 짧은 브라켓의 장점에 대해서 Kusy와 Whitley^{18,19}는 짧은 슬롯에서 binding과 notching이 적게 일어나 낮은 마찰력을 기록한다고 하였다. Mini Uni-Twin[®]은 슬롯의 길이가 가장 짧아 binding과 notching이 더 적게 일어날 뿐만 아니라 브라켓의 작은 근원심 폭경으로 module에 의한 결찰력이 작아,^{10,12,15} 각도를 부여하지 않은 실험이든 각도를 부여한 실험이든 모든 경우에서 마찰적 특징이 가장 우수할 것으로 예상하였다. 그러나 모든 조건에서 Mini Uni-Twin[®]은 twin 브라켓인 Gemini[®] 보다 마찰적 특성이 우수하지 않았다. 이 결과는 Mini Uni-Twin[®]의 슬롯 내에 마찰을 일으키는 요소가 Gemini[®]의 슬롯에 비하여 많은 것으로 생각되며 그것은 module에

의해 형성된 수직항력을 받는 wing의 끝 부분과 실질적인 슬롯이 끝나는 부분간의 차이로 인한 것으로 생각할 수 있다. 즉, 슬롯이 끝나는 부분에 edge (Fig 1B, arrow)가 형성되어 있어 module로 결찰하였을 때에 호선을 눌러 구부러지게 하고 호선을 따라 브라켓이 미끄러질 때 슬롯 내의 edge에 수직항력이 집중되면서 마찰이 증가하는 것으로 생각한다.

슬롯이 stainless steel이면서 single 브라켓인 Clarity[®]와 Mini Uni-Twin[®]을 비교해 보면, 브라켓-호선 각도가 증가함에 따라 서로간의 마찰력의 순위가 변화하는 것을 볼 수 있다 (Table 2, Fig 3). 브라켓-호선 각도가 0°인 경우는 브라켓의 근원심 크기가 작아 module에 의한 수직항력이 작다는 점^{10,12,15}에서 Mini Uni-Twin[®]이 더 낮은 정지, 운동 마찰을 보인 것으로 생각된다. 브라켓-호선 각도가 증가함에 따라 module에 의한 수직항력과 호선의 구부러짐에 의한 측방으로의 수직항력이 복합적으로 나타난다고 볼 수 있다. 0.016" Nitinol에서는 모든 브라켓-호선 각도에서, 0.016" stainless steel 원형 호선에서는 0°와 3°의 브라켓-호선 각도에서 Mini Uni-Twin[®]이 낮은 마찰을 보였으며 6°와 9°의 브라켓-호선 각도에서는 Mini Uni-twin[®]과 Clarity[®]가 비슷한 마찰을 보였다. 0.016 × 0.022" stainless steel 각형 호선에서는 브라켓-호선 각도를 3°와 6° 부여한 경우에 Clarity[®]가 더 낮은 정지, 운동 마찰을 보였다. Clarity[®]와 Mini Uni-Twin[®]의 마찰력 순위가 바뀌는 것은 위에서 언급한 요소들 사이의 상호 작용 뿐만 아니라 다른 요소도 영향을 준 것으로 생각된다.

Clarity[®]와 Transcend[®]는 single 브라켓 디자인을 갖는 세라믹 브라켓이며 Clarity[®]는 슬롯에 stainless steel liner가 되어있다 (Table 1, Fig 1). 같은 근원심 폭경을 가진 Clarity[®]와 Transcend[®]를 비교해 보면 Clarity[®]의 flange width가 약간 더 컸다 (Table 1). 0°의 브라켓-호선 각도를 부여한 경우, 전체적인 브라켓 크기가 더 큰 Clarity[®]가 module을 더 많이 신장시키므로^{10,12,15} 더 높은 정지, 운동 마찰력을 보였다고 생각한다. 그러나 브라켓-호선 각도가 3°를 넘어 점점 커질수록 Transcend[®]가 가장 높은 마찰력을 보였으며 이것은 슬롯이 세라믹으로 된 Transcend[®]의 재료적 특성^{8,9,16} 때문으로 생각한다. 9°의 브라켓-호선 각도와 0.016 × 0.022" stainless steel 각형 호선이 조합된 경우, Transcend[®]는 가장 작은 마찰력을 기록한 Gemini[®]에 비하여 5배의 정지, 운동 마찰력을 나타내었다 (Table 2, Fig 3).

호선 종류에 따른 마찰력의 비교

본 연구에서 사용된 모든 호선은 교합면에서 치은방향으로 슬롯을 0.016" 만큼 채우면서 단면 형태와 재질이 상이하였다. Stainless steel 교정용 호선은 단면의 형태에 따라 마찰력에 차이가 있으며, 선학들의 연구에서 원형 호선보다 각형 호선에서 마찰력이 더 크다고 보고되고 있는데^{3,10,12,15,16,25,26} 이는 결찰력에 의한 수직항력이 같은 경우에 원형 호선보다 각형 호선에서 슬롯에 대한 실제 접촉 면적이 증가하기 때문이라고 설명하였다. 또한 각형 호선에 비해 원형 호선은 torque를 일으키지 않고 유연하여 마찰력이 적게 발생할 것이라고 하였다. 본 실험도 모든 종류의 브라켓과 브라켓-호선 각도에서 같은 결과를 도출하였다 (Table 3, Fig 4). 그러나 Frank와 Nikoli¹⁶는 브라켓-호선 각도가 큰 경우에 각형 호선의 마찰력이 원형 호선보다 작을 수 있음을 보고하였다.

일반적으로 재료 표면의 거칠기가 증가하면 마찰력도 증가하며, 이러한 재료의 표면 상태에 의한 영향은 브라켓-호선 각도가 작은 경우에 더욱 직접적인 영향을 주게 된다.²²⁻²⁵ 본 실험도 0°와 3°의 브라켓-호선 각도에서 0.016" stainless steel 원형 호선이 0.016" Nitinol보다 낮은 마찰을 보였다 (Table 3, Fig 4). 이 결과는 다른 여러 선학의 결과와 일치하는 것이며,^{3,7,8,10,12,15,22,27} 그들은 Nitinol이 stainless steel 원형 호선 보다 표면이 더욱 거칠며, 게다가 호선의 titanium 성분이 표면 반응성을 높이기 때문이라고 하였다.^{13,14}

0.016" Nitinol은 6° 이상의 브라켓-호선 각도에서 가장 낮은 마찰을 보였는데 이것은 Frank와 Nikolai,¹⁶ Proffit,²⁸ 조와 김²⁹이 언급한 바와 같이, 호선의 stiffness에 따라 마찰력이 달라진다는 것을 보여준 결과이다. 한편 브라켓-호선 각도가 자유롭게 변하게 디자인된 Bednar 등⁹과 Baker²² 등의 실험에서는 상반된 결과를 보고하였다. 그들은 단면적의 크기가 작고 탄성이 큰 호선의 경우에 치아 이동시 브라켓이 교정용 호선에 대해 더 쉽게 많이 경사지게 되고 호선은 브라켓 슬롯의 더 넓은 면적에 걸쳐 힘을 가하게 되어, 단면적이 크고 탄성이 낮은 굵은 선재보다 더 큰 마찰 저항력이 발생한다고 보고하였다. 이러한 상반된 결과들은 실험 과정에서 브라켓과 교정용 호선 사이의 경사 조절 방법 등의 실험 조건이 다르기 때문이라고 생각할 수 있다.

브라켓-호선 각도에 따른 마찰력의 비교

브라켓-호선 각도의 부여는 총생이 있는 부위에 호

선을 삽입하거나 치아의 경사 또는 교정용 호선에 부여된 second order에 의한 binding과 notching을 재현하기 위한 것이었다. 민과 서,¹² Frank와 Nikolai¹⁶는 브라켓-호선 각도가 증가함에 따라 결찰에 의한 수직항력의 영향은 감소하고 호선의 stiffness에 따른 영향이 증가한다고 하였으며 이는 본 실험 결과와도 일치하는 것으로 원형 호선보다 각형 호선에서, Nitinol 보다 stainless steel에서 마찰력 증가가 현저하였다 (Table 4, Fig 5). 특히 세라믹 브라켓인 Transcend[®]와 조합된 모든 호선의 경우는 다른 어떤 조건에서 보다 현저하게 마찰력이 증가하였다. 이것은 세라믹 브라켓의 재료적 특징^{8,9,16}에 기인하는 것으로 생각한다.

본 연구의 결과를 임상에 적용해 보면, 통상적인 교정치료에서 마찰적 특징을 고려하여 single 브라켓보다 twin 브라켓이 유리할 수 있으리라 생각하며 심미적 교정 치료를 위하여 세라믹 브라켓이 고려되는 상황에는 stainless steel liner된 세라믹 브라켓의 사용이 좋을 것이라 생각한다. 활주 역학을 이용한 공간 폐쇄 과정에도 각형 호선을 삽입하는 경우에 브라켓과 호선 사이에서 binding이 적어질 수 있도록 완전한 배열과 레벨링 후 공간 폐쇄를 시도하는 것이 좋을 것으로 생각한다. 본 연구는 브라켓 디자인에 대한 마찰력 비교에서 호선을 삽입하고 이동한 후에 브라켓이나 호선 표면의 마모 양상에 대한 평가나 고려는 없었다. 브라켓과 호선의 마모 양상으로 브라켓 디자인에 따라 그리고 호선의 형태, 재질에 따라 브라켓과 호선이 어떤 기하학적 관계를 보이는지 알 수 있다고 생각하며 이 점을 보완한 연구가 필요할 것으로 생각한다. 또한 건조 상태와 타액 내 환경에서의 비교 실험도 의미 있을 것으로 생각한다.

결 론

교정성 장치를 이용한 교정치료에서 브라켓과 교정용 호선 사이에는 활주 이동과 함께 마찰이 발생되며 이때 마찰은 교정치료 과정에서 치아 이동을 방해하거나 지연시킬 수 있다. 본 실험의 목적은 브라켓의 디자인과 재질에 따라, 호선의 형태와 재질에 따라 그리고 브라켓-호선 각도에 따라 브라켓과 호선 간에 발생하는 마찰력의 차이를 비교해 보고자 하였다.

본 실험은 슬롯 부위의 재질이 stainless steel인 Gemini[®], MiniUni-Twin[®], Clarity[®]와 슬롯 부위의 재질이 세라믹인 Transcend[®]를 사용하였다. 교정용 호선은 0.016" stainless steel 원형 호선, 0.016" Nitinol, 0.016

× 0.022" stainless steel 각형 호선을 사용하였으며 elastic module로 결찰 하였다. 브라켓-호선 각도를 부여하는 부분은 브라켓의 중심으로부터 8 mm 떨어진 부위에 위치시켰으며 각도를 각각 0°, 3°, 6°, 9°로 조절하고 실험하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. Gemini[®]는 유의하게 가장 낮은 정지, 운동 마찰력을 보였다 ($P < 0.001$). Clarity[®]는 0°의 브라켓-호선 각도에서, Transcend[®]는 6°와 9°의 각도에서 유의하게 가장 높은 정지, 운동 마찰력을 보였다 ($P < 0.001$).
2. 0.016 × 0.022" stainless steel 각형 호선은 유의하게 가장 높은 정지, 운동 마찰력을 보였다 ($P < 0.01$). 0.016" stainless steel 원형 호선은 0°와 3°의 브라켓-호선 각도에서 ($P < 0.01$), 0.016" Nitinol은 6°와 9°의 각도에서 ($P < 0.001$) 유의하게 가장 낮은 정지, 운동 마찰력을 보였다.
3. 브라켓-호선 각도가 증가함에 따라 유의하게 정지, 운동 마찰력도 증가하였다 ($P < 0.001$).

참 고 문 헌

1. Graber TM, Swain BF. Current orthodontic concepts and techniques. Philadelphia: Saunders, 1975:193-227.
2. Reitan K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. Am J Orthod 1957;43:32-45.
3. Stoner MM. Force control in clinical practice. Am J Orthod 1960;46:163-8.
4. 강시호, 권오원, 김교한. TiN 피막 처리된 교정 장치물의 마찰저항력에 관한 비교연구. 대치교정지 1993;23:671-91.
5. 광춘, 김진범, 손우성. 시간경과에 따른 교정용 bracket과 교정선 사이의 마찰력 변화에 관한 연구. 대치교정지 1993;23:283-94.
6. Hain M, Dhopatkar A, Rock P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003;123:416-22.
7. 이재환, 이기수. 교정용 브라켓과 강선 사이의 운동마찰저항력에 관한 실험적 연구. 대치교정지 2001;31:467-77.
8. Pratten DH, Popli K, Germane N, Gunsolley JC. Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1990;98:398-403.
9. 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.

10. Angolkar PV, Kapila S, Duncanson MG, Nanda RS. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1990;98:499-506.
11. Tidy DC. Frictional forces in fixed appliances. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1989;96:249-54.
12. 민정미, 서정훈. 치아의 활주 이동시 교정용 브라켓과 와이어 사이에서 발생하는 마찰 저항력에 관한 비교연구. 대치교정지 1988;18:155-62.
13. Kusy RP. Morphology of polycrystalline alumina brackets and its relationship to fracture toughness and strength. Angle Orthod 1988;58:197-203.
14. 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.
15. Kapila S, Angolkar PV, 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.
16. Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. Am J Orthod 1980;78:593-609.
17. Tselepis M, Brockhurst P, West VC. The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1994;106:131-8.
18. 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.
19. Kusy RP, Whitley JQ. Friction between different wire-bracket configurations and materials. Semin Orthod 1997;3:166-77.
20. 박상준, 한두희, 김진명, 최강호 역. Paul E, Tippers 저. 일반물리학. 서울: 한울출판사; 1999:50-3.
21. Thurow, RC. Elastic ligature, binding forces, and anchorage taxation. Am J Orthod 1975;67:694.
22. Baker KL, Nieberg LG, Weimer AD, Hanna M. Frictional changes in force values caused by saliva substitution. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1987;91:316-20.
23. Stannard JG, Gau JM, Hanna MA. Comparative friction of orthodontic wires under dry and wet conditions. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1986;89:485-91.
24. 황현식, 박영철. 인공타액하에서 수중 교정선의 마찰력에 관한 실험적 연구. 대치교정지 1989;19:245-56.
25. Garner LD, Allai WW, Moore BK. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1986;90:199-203.
26. 고정석. 인공 타액하에서 교정선과 bracket간의 마찰력에 대한 연구. 대치교정지 1988;18:55-63.
27. 성현미. 교정용 bracket과 archwire 사이의 마찰저항에 대한 비교 연구. 대치교정지 1991;21:543-59.
28. Proffit WR, Fields HW. Contemporary orthodontics. St Louis: Mosby; 2000:385-416, 556.
29. 조명숙, 김종철. 고정성 교정장치를 이용한 치아 이동시 발생하는 마찰력. 대치교정지 1990;20:409-17.

- ORIGINAL ARTICLE -

Comparison of frictional forces between orthodontic brackets and archwires

Chung-Whan Suh, DDS, MSD,^a Hye-Seung Jung, DDS, MSD,^a Jin-Hyoung Cho, DDS, MSD,^b
Kyung-Hwa Kang, DDS, MSD, PhD^c

The object of this study was to evaluate how friction that occurs during the sliding movement of an orthodontic archwire through orthodontic brackets is differently affected by variant designs and ingredients of brackets and archwires and bracket-archwire angles. In order to simulate the situations which could occur during orthodontic treatment with fixed appliances, 4 types of brackets (Gemini[®], a stainless steel twin bracket; Mini Uni-Twin[®], a stainless steel bracket with a single bracket design and narrow mesio-distal width; Clarity[®], a metal-reinforced ceramic bracket; Transcend[®], a ceramic bracket) and 3 types of orthodontic archwires (0.016", 0.016 × 0.022" stainless steel, 0.016" Nitinol) were used and the bracket-archwire angles were controlled as 0°, 3°, 6°, and 9°. Gemini[®] significantly showed the lowest static and kinetic frictions ($P < 0.001$). Clarity showed the highest static and kinetic frictions with a bracket-archwire angle of 0°, and Transcend at 6° and 9° ($P < 0.001$). An 0.016 × 0.022" stainless steel rectangular archwire significantly showed the highest static and kinetic frictions ($P < 0.01$). The lowest static and kinetic frictions were observed when the bracket-archwire angles were 0° and 3° with 0.016" stainless steel round archwires ($P < 0.01$), and 6° and 9° with 0.016 Nitinol ($P < 0.001$). The static and kinetic frictions were increased as the bracket-archwire angles were increased ($P < 0.001$).

Korean J Orthod 2005;35(2):116-26

※ **Key words:** Friction, Orthodontic bracket, Orthodontic archwire

^a Graduate Student, ^b Full time Lecturer, ^c Professor, Department of Orthodontics, College of Dentistry, Wonkwang University

Reprint requests: **Kyung-Hwa Kang**

Department of Orthodontics, College of Dentistry, Wonkwang University, Shinyong-Dong 344-2, Iksan, Jeonbuk, Korea
+82 63 850 1961

pigtail@wonkwang.ac.kr

Received August 3, 2004; Last Revision December 14, 2004; Accepted January 8, 2005