

심미 브라켓의 종류와 브라켓-호선 각도에 따른 마찰 저항에 대한 연구

제영지^a · 장민희^b · 임용규^c · 이동렬^d

본 실험은 마찰력을 줄이고 물리적 성질을 개선하여 최근에 개발된 수종의 심미 브라켓들과 교정 탄선간에 발생하는 마찰력의 크기를 측정, 비교해 보고자 하였다. 일반 슬롯의 세라믹 브라켓인 Inspire, Signature III 와 Cristaline V, 스테인레스 스틸 (SS) 슬롯을 가진 세라믹 브라켓인 Clarity, 골드 슬롯을 가진 Luxi II, polyoxymethylene 계열의 플라스틱 브라켓인 Brillant, SS 슬롯을 가진 컴파짓 브라켓인 Spirit MB, 금속 브라켓인 Integra를 사용하여 018"원형의 교정 탄선에 0°, 4°, 8°의 tip angulation을 부여하고 elastic module로 결찰한 뒤 인공 타액 상태에서 활주이동할 때의 운동 마찰력을 측정하였다. 연구 결과 슬롯에 silica 처리된 세라믹 브라켓 (CR)이 유의하게 낮은 마찰력을 보였고 ($p < 0.05$), 단결정 세라믹 브라켓이 (IN) 유의하게 큰 마찰력을 보였다 ($p < 0.05$). 플라스틱 브라켓인 polyoxymethylene 계열의 BR이 낮은 마찰력 양상을 보였고 이는 금속 브라켓과 유사하였다. 모든 브라켓에서 브라켓-탄선 각도가 증가함에 따라 유의하게 마찰력이 증가하였으나 주사전자현미경상에서 탄선이나 브라켓에 손상은 발견되지 않았다. 마찰력의 양상이 브라켓의 재질로 추측할 수 있는 것과는 다르게 나타난 결과로 보건대 심미 브라켓이 스테인레스 스틸 브라켓에 비해 마찰력 면에서는 오히려 우수하거나 큰 차이가 없으므로 임상적으로는 마찰력은 크게 고려하지 않아도 되겠다. (대치교정지 2007;37(5):341-50)

주요 단어: 심미 브라켓, 마찰력, 브라켓-호선 각도

서론

Stoner¹가 교정영역에서 기계학적 법칙들 중 마찰력에 대해 언급한 이후 치아이동 시 생기는 마찰력에 대한 연구가 활발하게 이루어져 왔다. 교정 치료 시 주위 조직에 손상 없이 치아가 가능한 빠르고 정확하게 이동될 수 있도록 적절한 교정력이 적용되어야 하지만 치아가 교정용 탄선을 따라 이동할 때 생기는 마찰력으로 인해 교정력의 손실이 올 수 있다. 마찰력이란 접촉하고 있는 두 물체 중 하나가 상대적으로 움직이려고 할 때 발생하는 일종의 저항력으로 이 힘은 움직이는 물체에 반대 방향으로 작용하기에 교정치료 시 치아이동을 억제시킨다. 따라서

치아이동 시 적절한 교정력을 가하기 위하여 마찰의 영향을 이해하는 것이 필요하다.

브라켓과 교정 탄선 사이의 마찰력에는 여러 가지 변수가 영향을 끼칠 수 있는데 크게 기계적 요소와 환경적 요소를 들 수 있다. 기계적 요소는 브라켓의 재료, 브라켓 슬롯의 크기와 폭경,² 표면상태, 교정 탄선의 재료,³ 탄선의 굵기⁴와 단면의 형태, 결찰재의 종류,^{5,6} 및 결찰력,⁷ 교정력의 방향 등이며 환경적 요소는 타액,⁸ 치태, 부식 등이다. 이와 같은 많은 요소들과 이들의 조합으로 인해 마찰력의 작용 기전은 더욱 복잡해져서 마찰 저항력으로 인해 소실되는 교정력을 정확히 예측하기란 어려운 실정이다. Tidy⁹는 브라켓과 탄선의 마찰력은 적용되는 힘에 비례하며 마찰력은 전체 견인력의 최대 약 40%까지 발생하므로 치아이동 시 마찰력으로 인한 교정력의 소실을 예측하여 적용해야 한다고 하였다. 그러므로 가능한 마찰저항력이 적게 생기는 방법이나 재료의 교정장치를 이용하는 것이 효율적이다.

금속밴드를 이용하여 전 치아에 브라켓을 고정시

^a대학원생, ^b전임의, ^c부교수, ^d교수, 고려대학교 대학원.

교신저자: 이동렬.

서울시 구로구 구로동 80번지 고려대학교 구로병원 치과.

02-818-6876; e-mail, dong09@kumc.or.kr.

원고접수일: 2007년 1월 2일 / 원고최종수정일: 2007년 4월 30일 /

원고채택일: 2007년 5월 2일.

키던 초기 교정 이후 브라켓과 교정 탄선의 재료에 많은 발전이 있었다. 교정용 금속 브라켓의 디자인은 다양해졌으며 투명하거나 치아색상의 플라스틱 브라켓이나 세라믹 브라켓, 컴파짓(composite) 브라켓 등의 심미 브라켓이 개발되어 많이 이용되고 있다. 교정용 브라켓의 재료들 중에서 스테인레스 스틸(SS) 브라켓은 가격이 저렴하고 스테인레스 스틸 호선과의 안정된 물리적 성질 때문에 가장 많이 이용되고 있다.

1970년대 들어와서 플라스틱 브라켓은 심미성이란 장점으로 스테인레스 스틸 브라켓 대신 개발되기 시작하였으며 저렴하지만 폴리카보네이트 재질 때문에 브라켓의 변색과 착색, 형태의 변형,¹⁰ 파절 가능성과 마찰력이 크다는 단점이 있었다. 1980년대 후반 세라믹 브라켓은 이러한 폴리카보네이트 브라켓의 심미성은 유지하면서 단점을 보완하여 소개되었으며 색상, 투명성, 내마모성에서는 우수하나 선학들의 연구에서 보고되었듯이 금속 브라켓보다 마찰력이 크고 대합치의 마모나 브라켓 제거 시 치아 법랑질의 파절 가능성이 높은 점이 단점이었다.¹¹⁻¹⁵ 그 뒤 메탈 슬롯을 첨가한 세라믹 브라켓이 개발되어 심미성은 유지되면서 탄선과의 작용부위인 슬롯내부는 스테인레스 스틸 브라켓과 유사하도록 하여 물리적 성질이 더욱 개선되었다.^{16,17} Kusy와 Whitley¹⁶는 스테인레스 스틸 브라켓과 메탈 슬롯을 가진 세라믹 브라켓의 마찰력을 비교하였을 때 서로 유사한 결과를 보였으며 골드(18-kt) 슬롯이 첨가된 세라믹 브라켓이 스테인레스 스틸 슬롯이 첨가된 세라믹 브라켓보다 마찰력에서 우수하였다고 보고하였다. Cacciafesta 등¹⁷과 Nishio 등¹⁸은 3종류의 브라켓과 3종류의 교정 호선 재료를 조합하여 마찰력을 측정한 결과 메탈 슬롯이 첨가된 세라믹 브라켓의 마찰력은 스테인레스 스틸 브라켓보다 크거나 비슷하지만 일반적인 세라믹 브라켓보다는 훨씬 작았으며 탄선의 마찰력은 β -Ti, Ni-Ti, 스테인레스 스틸 탄선 순으로 작아졌다고 보고하였다.

세라믹 브라켓은 만드는 재료에 따라 단결정 알루미늄(monocrystalline alumina)과 다결정 알루미늄(polycrystalline alumina) 계열의 세라믹 브라켓과 zirconium oxide 계열로 나뉘는데 개발초기의 지르코니아(zirconia) 브라켓은 알루미늄 세라믹 브라켓보다 마찰력이 크고 강도가 약했지만 Tanne 등¹⁹은 새로운 지르코니아 브라켓이 다결정 알루미늄 브라켓과 유사한 마찰력과 강도를 가짐을 보고하였다.

최근에는 폴리카보네이트 재질의 플라스틱 브라켓의 강도를 보강하기 위해서 메탈 슬롯을 첨가하거나 플라스틱 매트릭스에 세라믹 필러(15 - 30%)를 첨가하여 물리적 성질을 보강한 컴파짓 브라켓도 제작되고 있다. 이는 다결정 알루미늄 재질의 세라믹 브라켓보다 활주표면이 더 우수하다고 소개되고 있다. Feldner 등²⁰은 메탈 슬롯을 가진 폴리카보네이트의 플라스틱 브라켓이 스테인레스 스틸 브라켓만큼 물리적 성질이 우수함을 보고하였고, Bazakidou 등²¹은 오히려 컴파짓 브라켓이 세라믹 브라켓이나 스테인레스 스틸 브라켓보다 더 낮은 마찰력을 보인다고 하였다.

이에 저자는 마찰력을 줄이고 물리적 성질을 개선한 수준의 심미 브라켓들의 재질에 따라 그리고 교정 탄선의 tip angulation에 따라 브라켓과 교정 탄선 간에 발생하는 마찰력의 크기를 측정, 비교해보고 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

연구방법

연구대상

본 실험은 일반적인 슬롯의 세라믹 브라켓인 Inspire (Ormco, Glendora, CA, USA), Signature III (RMO, Denver, CO, USA)와 Crystalline V (Tomy, Tokyo, Japan), 메탈(SS) 슬롯을 가진 세라믹 브라켓인 Clarity (3M Unitek, Monrovia, CA, USA), 골드 슬롯을 가진 세라믹 브라켓인 Luxi II (RMO, Denver, CO, USA), polyoxymethylene 계열의 플라스틱 브라켓인 Brillant (Forestadent, Pforzheim, Germany), 메탈 슬롯을 가진 플라스틱 브라켓인 Spirit MB (Ormco, Glendora, CA, USA)와 대조군으로 소결 금속 브라켓인 Integra (RMO, Denver, CO, USA)를 사용하였다 (Table 1). 모든 브라켓은 0.018 × 0.025" 상악 견치용 브라켓을 이용하였다. 교정용 탄선은 0.018" SS 원형 탄선을 사용하였고 결찰재는 elastic module (Alastik, 3M Unitek, Monrovia, CA, USA)을, 인공 타액제는 탈리바액 (한림제약, Seoul, Korea)을 사용하였다 (Table 2).

연구방법

브라켓이 부착될 합성수지판을 가로 100 mm × 세로 150 mm × 두께 5 mm 로 제작하였으며 모든 브라

Table 1. Evaluated brackets

Abbreviation	Commercial name	Material	Slot treated	Slot base design
IN	Inspire	MA	Conventional	Rectangular
SI	SignatureIII	PA	Conventional	Rounded protrusion
CR	Crystalline V	PA	Silica lining	Rectangular
CL	Clarity	PA	SS slot inserted	Rectangular
LU	Luxi II	PA	Gold slot inserted	Rectangular
BR	Brilliant	Polyoxymethylene	Conventional	Rectangular
SP	Spirit MB	Polycarbonate (ceramic reinforced)	SS slot inserted	Rectangular
IT	Integra	Stainlss steel	Conventional	Rectangular

MA, Monocrystalline alumina; PA, Polycrystalline alumina; SS, Stainless steel.

Table 2. Composition of the artificial saliva used in this study

Ingredient	Quantity (/100 ml)
Carboxymethylcellulose Sodium	1 g
D-Sorbitol	3 g
NaCl	84 mg
KCl	120 mg
CaCl ₂	15 mg
MgCl ₂	5 mg
KHPO ₄	34 mg

켓을 슬롯이 활주방향과 일치하도록 합성수지판에 자가중합 레진(Ortho-one No-mix adhesive, Bisco, IL, USA)을 이용하여 10 mm 간격으로 부착하였다. 018" 교정 탄선은 40 mm씩 절단하여 각 브라켓에 마찰력 측정 직전에 elastic module로 결찰하였다 (Fig 1).

Binding이 생기지 않을 것으로 예상되는 0°, binding이 일어나는 4°, 심한 binding과 notch가 발생할 것으로 예상되는 8°의 tip angulation을 주도록 하였으며 0°는 비각도 군, 4°와 8°는 각도 군으로 나누었다. 비각도 군의 경우는 합성수지판을 0°로 유지하였으며 각도 군의 경우 합성수지판을 4° 및 8°로 기울여 브라켓과 교정 탄선 사이에 각도를 부여한 후 SS pin으로 브라켓의 중심에서 8 mm 떨어진 곳에서 탄선을 고정하여 브라켓과 교정 탄선 간의 각도를 유지하였다.

실험군의 7가지 심미 브라켓과 대조군인 금속 브

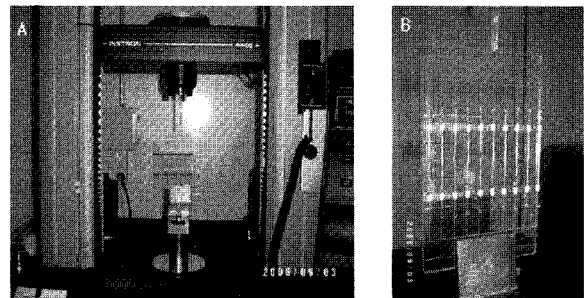


Fig 1. Friction-testing apparatus. **A**, Universal testing machine; **B**, plastic plate with mounted bracket.

라켓 각각에 0°, 4°, 8°의 3가지 교정 탄선의 각도를 조합하여 모두 24개 군으로 나누어 실험하였으며 각 군당 20개씩의 브라켓과 교정 탄선을 사용하였고 실험은 교정 탄선과 브라켓의 마모, 결찰재의 변성 등을 고려하여 각 브라켓 당 1회씩 시행하였다. 인공타액은 마찰력 측정 직전에 10cc syringe를 이용하여 각 브라켓에 떨어뜨렸다. 마찰력 측정에는 5 kg의 load cell이 부착된 만능시험기(Instron No 4466, Instron Co., Bucks, England)를 이용하였으며 crosshead speed는 5 mm/min로 하였고 브라켓이 교정 탄선을 따라 3 mm 지점을 활주 이동할 때 생기는 운동 마찰력을 측정, 기록하였다.

또 실험 후 전자현미경(JSM-840A, JEOL, Tokyo, Japan)을 사용하여 각 브라켓 슬롯의 내면과 교정 탄선의 거칠기와 마모 정도를 관찰하였다.

각 브라켓군 간의 마찰력의 평균값의 차이에 관한

Table 3. Mean frictional force and standard deviation of each group

Brackets	Degree of tip angulation		
	Mean ± SD (gm)		
	0°	4°	8°
IN (Inspire)	136.06 ± 18.95 ^e	154.68 ± 16.45 ^d	179.58 ± 28.97 ^{cd}
SI (Signature)	99.12 ± 15.77 ^{ab}	121.50 ± 20.08 ^b	157.13 ± 30.03 ^{bc}
CR (Cristaline V)	87.42 ± 15.36 ^a	100.38 ± 17.85 ^a	119.04 ± 22.80 ^a
CL (Clarity)	117.04 ± 11.76 ^{cd}	129.78 ± 20.06 ^{bc}	166.24 ± 24.86 ^{bcd}
LU (Luxi II)	113.51 ± 11.44 ^{cd}	116.62 ± 15.41 ^{ab}	145.64 ± 24.47 ^b
BR (Brillant)	109.42 ± 11.94 ^{bc}	125.27 ± 21.73 ^b	142.48 ± 22.85 ^{ab}
SP (Spirit MB)	124.46 ± 17.95 ^{de}	146.08 ± 20.51 ^{cd}	183.76 ± 15.33 ^d
IT (Integra)	101.59 ± 11.52 ^{bc}	129.17 ± 18.75 ^{bc}	156.12 ± 25.48 ^{bc}

Entries with the same superscript letter in each column were not significantly different at the 0.05 significant level.

유의성 여부와 동일한 브라켓 군 내에서 교정 탄선의 각도에 따른 평균값의 유의성 여부를 one-way ANOVA로 분석하고 Tukey multiple comparison test로 사후 검정하였다. 유의수준은 0.05로 하였다.

연구성적

브라켓 종류에 따른 마찰력의 비교 (Table 3)

각 실험군은 마찰력의 평균값에서 모두 유의한 차이를 보였다 ($p < 0.001$). 교정 탄선의 tip angulation이 0°인 경우, CR군의 마찰력이 가장 작게 나타났으며 IN군의 마찰력이 가장 크게 나타났다. 4°의 tip angulation에서도 CR군의 마찰력이 가장 작았으며 IN군이 가장 큰 마찰력을 보였다. 8°의 tip angulation에서는 역시 CR군에서 가장 마찰력이 작게 나타났고 SP군의 마찰력이 가장 컸다.

교정 탄선의 tip angulation에 따른 마찰력의 비교 (Table 3)

각 실험군에서 교정 탄선의 각도가 증가함에 따라 마찰력은 유의하게 증가하였다 ($p < 0.001$). IN, SI, SP, BR와 IT는 0°, 4°, 8°로 교정 탄선의 각도가 증가함에 따라 마찰력이 유의성 있게 증가하였고 CR, CL와 LU에서는 0°, 4°의 각도에서의 마찰력 증가에는 유의성이 없었으며 8°에서는 유의하게 높은 마찰력을 보였다.

실험 후의 브라켓과 호선의 표면 관찰 (Fig 2)

비각도 군과 각도 군 등 모든 실험군 및 대조군에서 브라켓과 호선의 표면 손상은 관찰되지 않았다. 각 브라켓의 슬롯 모서리를 전자현미경으로 100배 확대 관찰해보았을 때 CR의 슬롯 모서리가 가장 둥글고 비교적 매끈하였으며 LU는 거칠고 울퉁불퉁한 모서리 표면이 관찰되었다. 금속 브라켓인 IT는 매끈하지만 각진 모서리를 보였으며 SP는 메탈 슬롯이 전체 슬롯의 폭경보다 짧게 삽입되어 모서리는 브라켓 재질인 컴파짓이 노출되어 있었다.

고찰

교정치료 시 치아 주위 조직이나 치근에 해를 주지 않고 치아를 빠르게 이동시키기 위해서는 효율적인 교정력의 조절이 필요하다. 대부분의 고정식 교정 장치에 의한 치아이동시 브라켓과 교정 탄선 사이에 활주 이동이 나타나게 된다. 이때 생기는 마찰력은 브라켓의 재질, 호선의 종류 및 굵기, 결찰 양식, 표면의 상태, 구강 내 상태 등에 따라서 영향을 받는다. 하지만 마찰력의 크기에 미치는 요소는 너무 많고 실험실 내에서 구강 내와 똑같은 상황을 재현할 수 없기 때문에 정확한 마찰력의 크기를 예측하기란 힘들다. 이것이 선행학들의 연구결과가 조금씩 다르게 보고된 이유 중 하나로 사료되므로, 교정학에서 마찰력의 평가는 그 산출한 절대량보다는 실험 대상의 상대적인 순위가 더 중요하다고 할 수 있다.

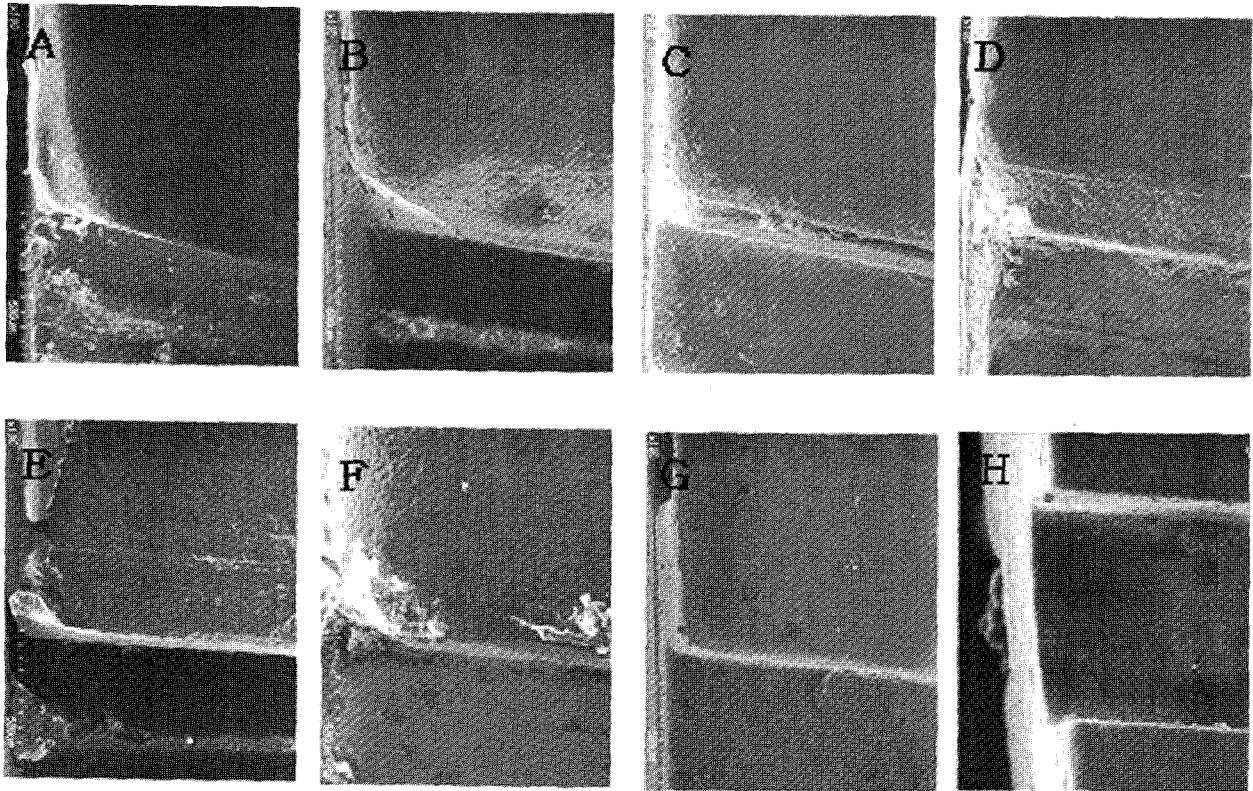


Fig 2. Scanning electron micrographs showing details of the corner of the bracket slots (x 100). A, Inspire (IN); B, Crystalline V (CR); C, Clarity (CL); D, Luxi II (LU); E, Brilliant (BR); F, Spirit MB (SP); G, Integra (IT). H, Signature III (SI).

본 실험에서는 인공타액을 이용한 습윤 상태에서 마찰력을 측정하여 구강 내 상태를 재현하고자 하였다. 타액이 마찰력에 미치는 영향에 관해서는 다양한 연구결과들이 보고 되고 있는데 Baker 등²²은 elastomeric module 결찰 시 인공타액이 윤활제 역할을 하여 마찰력을 감소시킨다고 하였다. 반면 Pratten 등¹²은 타액이 마찰력을 증가시킨다고 주장하였으며 이러한 차이를 브라켓과 교정 탄선 사이의 하중력 (loading force)으로 설명하였다. 즉, 낮은 하중에서는 결찰력으로만 유지되므로 타액이 윤활제로서 작용하지만 높은 하중에서는 타액이 활주이동을 할 때 전단저항(shear resistance)을 발생시켜 마찰력을 증가시킨다는 것이다. Stannard 등²³은 타액의 효과를 접착력 이론(adhesion theory)과 물의 극성효과로 설명하였으며, Kusy와 Whitley,²⁴ 황과 박²⁵은 브라켓과 교정 탄선의 조합에 따라 타액은 마찰력을 증가 또는 감소시킬 수도 있다고 하였다. 따라서 타액의 마찰력에 미치는 영향은 단독적인 작용 외에도 법선력의 크기, 산화막의 성상, 교정 탄선이나 브라켓의 재료

성질 등의 다른 요소들과 복합적으로 작용하여 다양한 효과를 낸다고 볼 수 있다.²⁶ 본 실험은 인공타액을 이용하는 대신 탄선의 재료나 탄선의 단면, 탄선의 크기는 SS 원형탄선 .018"로 일정하게 하여 다른 변수는 배제하였다.

Omana 등,²⁷ Hain 등,²⁸ 신 등⁵은 SS 결찰선을 이용한 결찰은 균일하게 결찰하려고 해도 오차가 커서 슬자나 결찰방법에 따라 발생하는 결찰력이 상당한 다양성을 가진다고 하였다. 결찰력은 브라켓과 탄선 사이에서 수직항력으로 작용하여 마찰력에 영향을 주는 변수로서 결찰력이 증가하면 마찰력도 증가한다. 또 Riley 등²⁹은 SS 결찰선으로 강하게 결찰하였을 때 플라스틱 브라켓의 슬롯에 변형을 초래하여 마찰력을 증가시켰으나 elastomeric ligation 시엔 거의 스테인레스 스틸 브라켓과 마찰력이 유사하였다고 보고하였으며 Bazakidou 등²¹은 여러 종류의 심미 브라켓에서 결찰방법에 따른 마찰력의 유의한 차이는 없었으나 SS 결찰선으로 결찰 시 표준편차가 크게 나타났다고 하였다. 따라서 본 실험에서는 elasto-

meric module을 사용하여 결찰방법과 결찰력을 표준화하였다.

Kusy^{30,31}에 의하면 교정 탄선에 tip angulation을 부여하였을 때 교정 탄선이 브라켓 슬롯의 모서리에 접촉하기 시작하는 각은 브라켓 슬롯의 폭경과 교정 탄선의 굵기에 따라 차이는 있지만 대략 3° 이내이며 세라믹 브라켓의 경우 접촉각이 약 4.8°에서 마찰력이 빠르게 증가한다고 하였다. 본 실험에서는 tip angulation의 변화에 따른 마찰력의 차이를 알아보기 위해 교정 탄선의 각도를 0°, 4°, 8°로 부여하였다.

0°, 4°와 8°의 wire tip angulation 모두에서 다결정 알루미늄 재질의 CR이 가장 낮은 마찰력을 보였고 단결정 알루미늄 재질의 IN이 가장 높은 마찰력을 보였다. 브라켓과 교정 탄선간의 마찰력을 연구한 대부분의 논문에서 마찰력의 차이를 브라켓과 교정 탄선의 거칠기 차이로 해석하여 표면이 거칠어서 마찰력이 크다고 하였다. Angolkor 등¹¹은 단결정 알루미늄 재질의 브라켓의 표면이 강철처럼 매끄럽지만 SS 브라켓보다 큰 마찰력을 보이는데 이는 선재와 브라켓 재료간의 화학적 상호작용 때문일 것이라고 보고하였다. 또 Saunders와 Kusy¹⁵는 표면 거칠기의 차이에도 불구하고 단결정 알루미늄과 다결정 알루미늄의 마찰력은 유의한 차이가 없었으며 이는 세라믹 브라켓의 내부 화학구조와 관련이 있고 오히려 교정 탄선의 종류가 마찰력에 가장 큰 영향을 미친다고 하였다. 한편 Proffit과 Fields³²와 Kusy³³는 SS 브라켓과 세라믹 브라켓의 표면 거칠기를 비교한 결과 다결정 알루미늄의 세라믹 브라켓의 표면이 가장 거칠며 이는 세라믹 브라켓의 제작과정에서 연마가 어려워 울퉁불퉁하고 함몰이 많은 표면을 가지기 때문이라고 하였다. 또 이것이 다결정 알루미늄 브라켓의 마찰력이 큰 이유라고 하였다. 본 실험에서도 일반적인 세라믹 슬롯이면서 슬롯 기저면이 각지게 처리된 단결정 알루미늄 계열의 IN은 다른 SS 브라켓이나 메탈 슬롯이 첨가된 다른 브라켓보다 마찰력이 더 크게 나타났으며 이는 많은 선학들의 연구와 일치한다. 그러나 다결정 알루미늄 계열의 CR은 선재와 접촉되는 슬롯 내면에 silica liner를 용착하여 슬롯의 모서리와 세라믹 부분이 완전히 가려져 있고, 따라서 호선과 직접 접촉하는 슬롯 내면은 세라믹 재질이 아니므로 슬롯 내면에서 발생하는 마찰력이 호선의 모든 각도에서 가장 작게 나타난 것으로 보인다. 또 다른 다결정 알루미늄 계열의 SI도 0°의 비각도 균에서 오히려 메탈 슬롯 브라켓보다 유의하

게 작거나 비슷한 마찰력을 보였는데, 슬롯의 바닥이 편평하지 않고 슬롯의 중앙부로 등글게 돌출되어 호선과 접촉하는 부분이 최대한 작도록 디자인된 것 때문에 마찰력이 작게 나타난 것으로 생각된다. 이 독특한 슬롯 기저부의 형태로 인해 비각도균에서는 마찰력이 작았으나 교정 탄선의 tip angulation이 증가하면 슬롯 모서리에 교정 탄선이 binding되고 슬롯 기저부의 디자인 효과는 줄어들어 4°의 tip angulation부터 세라믹 슬롯과 SS 탄선 사이의 마찰력이 크게 증가하였으며 8°에서는 IN과 유의한 차이가 없었다.

Kusy와 Whitley¹⁶는 세라믹 브라켓 내에 삽입하는 골드 슬롯과 스테인레스 슬롯의 마찰력을 건조한 상태에서 비교하였을 때 골드 슬롯의 마찰력이 훨씬 작으며 이는 non-oxidizing surface와 관련이 있다고 하였다. 본 실험에서도 골드 슬롯을 가진 세라믹 브라켓의 마찰력이 스테인레스 슬롯을 가진 세라믹 브라켓보다 작았으나 통계적 유의성은 없었다.

플라스틱 브라켓인 BR의 마찰력은 메탈이나 골드 슬롯을 가진 CL이나 LU, SS 브라켓인 IT와 통계학적으로 유의한 차이가 없었는데 이는 대부분의 플라스틱 브라켓의 재료인 polycarbonate가 아닌 독특한 polyoxymethylene 재질로 이루어졌기 때문으로 생각된다. polyoxymethylene은 브라켓에 잘 사용하지 않던 재료로서 치과 보철물에 사용할 정도로 강도가 뛰어나고 밀도가 높으며 표면 자체가 매우 매끈한 것이 특징이다. 또 수분을 흡수하지 않으므로 체적 변화가 없으며 변색도 거의 없다. 반면 다른 플라스틱 브라켓 SP는 세라믹 필러가 첨가된 polycarbonate 계열로 메탈 슬롯이 브라켓의 근원심 폭경보다 약간 짧게 삽입되어 슬롯 모서리는 키파겏 재질이 노출되어 있었다. SS 브라켓보다 유의성 있게 높은 마찰력을 보였는데 이는 플라스틱 브라켓이 SS 브라켓보다 마찰력이 높다는 대부분의 연구 결과^{34,35}와 일치하지만 SS 브라켓과 유사하거나 슬롯의 크기에 따라서는 오히려 더 작은 마찰력을 보인다고 보고한 Bazakidou 등²¹의 연구와는 상반된 결과이다.

본 실험에서 대조군으로 사용한 SS 브라켓은 1990년대에 개발된 분말사출성형법으로 제작한 소결 금속 브라켓으로 주조 금속 브라켓보다 마찰력이 낮은 것으로 알려져 있다. 현재는 다수의 브라켓이 이와 같은 방법으로 제조되고 있어 브라켓의 소형화, 보다 매끄러운 표면과 낮은 마찰력을 보이고 있다.³⁶

0°에서 4°, 8°로 각도가 증가함에 따라 모든 브라켓

과 교정 탄선 사이에서 마찰력이 증가하였는데 이는 Kusy와 Whitley,^{30,37} Nishio 등,¹⁸ Thorstenson과 Kusy,³¹ 서 등³⁸의 연구 결과와 일치한다. 각도가 증가함에 따라 브라켓 슬롯에 대한 탄선의 binding효과가 생겨서 마찰력이 더 크게 증가하는 것으로 생각된다. Dickson과 Jones³⁹는 0°의 wire tip angulation일 때는 메탈 슬롯을 가진 세라믹 브라켓이 SS 브라켓보다 작은 마찰력을 보이다가 각도가 증가함에 따라 binding 때문에 오히려 더 높은 마찰력을 보인다고 하였다. 본 실험에서는 유의한 차이가 없었다. 또 SS 브라켓, 메탈 슬롯이 삽입된 세라믹 브라켓은 교정 탄선의 각도가 증가함에 따라 다른 브라켓보다 좀 더 크게 마찰력이 증가하였는데 스테인레스 슬롯이 삽입된 CL와 SP에서 더욱 크게 나타났다. 특히 SP 브라켓은 8°의 tip angulation에서 가장 큰 마찰력을 보였는데 브라켓 내에 삽입되는 메탈 슬롯이 브라켓의 근원심 폭경보다 약간 짧아서 브라켓과 교정 탄선의 각도가 커짐에 따라 슬롯의 킴파짓 부분과 교정 탄선이 접촉되어 큰 마찰력이 발생한 것으로 생각된다.

실험군의 브라켓 슬롯의 폭경이 3.0 - 3.5 mm로 다양하였는데 가장 폭경이 작은 골드 슬롯의 LU (3.0 mm)가 4°의 tip angulation에서 마찰력이 비교적 작게 나타났다. 이는 넓은 슬롯을 가지는 다른 브라켓(SS 브라켓, 3.2 mm; 세라믹 브라켓, 3.5 mm)보다 상대적으로 binding효과가 작게 나타났기 때문인 것으로 보인다. 따라서 슬롯의 폭경도 tip angulation이 증가함에 따라 마찰력 순위 변화에 영향을 준 변수로 생각된다.

전자현미경으로 브라켓의 슬롯의 디자인을 관찰했을 때 CR의 슬롯 모서리가 다른 브라켓에 비해 매우 둥글게 나타났는데 이것도 모든 실험군 중에서 CR의 마찰력이 가장 작게 나타난 이유 중 하나가 될 것으로 생각된다. Rose와 Zernik⁴⁰도 다결정 알루미늄 브라켓의 슬롯 모서리를 둥글고 매끈하게 만들수록 마찰력이 최고 32 - 38%까지 낮아진다고 보고하였다.

실험 후의 브라켓과 탄선을 전자현미경으로 관찰했을 때 탄선과 브라켓의 표면에 손상(notch)은 관찰되지 않았다. 각 브라켓 당 마찰력 측정 횟수를 grinding 운동이 일어나도록 반복 측정하지 않고 1회로 한정했기 때문에 손상이 관찰되지 않았으며 실제로 구강 내에서 불규칙하게 배열된 치아를 개선하기 위해 브라켓과 교정 탄선 사이에 장기간 binding이 일어나면 세라믹 브라켓이 교정 탄선에 비해 단단하므로 호선에 notch가 발생할 수도 있을 것이다.

본 연구의 결과를 보면 마찰력의 순위가 브라켓의 재질로 추측할 수 있는 것과는 다르게 나타났는데 이는 브라켓의 재질 외에도 브라켓에 첨가된 슬롯의 재질, 슬롯 내부의 디자인, 슬롯 모서리의 처리 양상, 슬롯의 폭경 등이 복합 변수로 작용했기 때문으로 생각된다. 그러나 실험에 사용된 플라스틱이나 세라믹 브라켓들은 SS 브라켓과 비교해서 마찰력 면에서는 오히려 우수하거나 큰 차이가 없으므로 최근에 개발된 심미 브라켓이라면 임상적 적용 시 마찰력은 크게 고려하지 않아도 될 것으로 사료된다. 또한 본 실험에서는 사용한 탄선이 원형인 점을 고려하여 브라켓의 토크에 대한 표준화 과정이 없었는데 보다 정밀한 작업을 통한 토크의 영향을 조사하지 못한 문제점이 있었다. 앞으로 더욱 다양한 기하학적 구조에 대한 고려 및 광범위한 브라켓과 탄선의 조합으로 이루어진 연구를 통해 마찰력에 대한 지견을 넓힐 필요가 있겠다.

결론

본 실험은 마찰력을 줄이고 물리적 성질을 개선하여 최근에 개발된 수종의 심미 브라켓들과 교정 탄선 간에 발생하는 마찰력의 크기를 측정, 비교해 보고자 일반 슬롯의 세라믹 브라켓인 IN (Ormco, Glendora, CA, USA), SI (RMO, Denver, CO, USA)와 CR (Tomy, Tokyo, Japan), 메탈 슬롯을 가진 세라믹 브라켓인 CL (3M Unitek, Monrovia, CA, USA), 골드 슬롯을 가진 LU (RMO, Denver, CO, USA), polyoxymethylene 계열의 플라스틱 브라켓인 BR (Forestadent, Pforzheim, Germany), 스테인레스 스틸 슬롯을 가진 킴파짓 브라켓인 SP (Ormco, Glendora, CA, USA), 스테인레스 스틸 브라켓인 IT (RMO, Denver, CO, USA)를 사용하여 018°원형의 교정 탄선에 0°, 4°, 8°의 tip angulation을 부여하고 elastic module로 결찰한 뒤 인공 타액 상태에서 실험하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 0°, 4°, 8°의 각도 모두에서 silica 처리된 세라믹 브라켓 CR군이 유의하게 가장 작은 마찰력을 보였으며 IN군은 0°, 4°에서, SP는 8°에서 유의하게 가장 큰 마찰력을 보였다 ($p < 0.001$).
2. 각도가 증가함에 따라 골드 슬롯이 삽입된 세라믹 브라켓, 스테인레스 스틸 브라켓, 메탈 슬롯이 삽입된 세라믹 브라켓 순으로 마찰력이 크게 나타났으나 통계학적인 유의차가 없었다 ($p > 0.05$).

3. 플라스틱 브라켓인 polyoxymethylene 계열의 BR군이 메탈 슬롯이 있는 polycarbonate 계열의 SP보다 마찰력이 유의하게 작았고 ($p < 0.001$) 메탈 브라켓과는 유의한 차이를 보이지 않았다 ($p > 0.001$).
4. 모든 브라켓에서 브라켓-탄선의 각도가 증가함에 따라 유의하게 마찰력이 증가하였으나 전자현미경 상에서 탄선이나 브라켓에 손상(notch)은 발견되지 않았다.

참고문헌

1. Stoner MM. Force control in clinical practice: I. An analysis of forces currently used in orthodontic practice and a description of new methods of contouring loops to obtain effective control in all three planes of space. *Am J Orthod* 1960;46:163-86.
2. Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. *Am J Orthod* 1980;78:593-609.
3. Cash A, Curtis R, Garrigia-Majo D, McDonald F. A comparative study of the static and kinetic frictional resistance of titanium molybdenum alloy archwires in stainless steel brackets. *Eur J Orthod* 2004;26:105-11.
4. Clocheret K, Willems G, Carels C, Celis JP. Dynamic frictional behaviour of orthodontic archwires and brackets. *Eur J Orthod* 2004;26:163-70.
5. Shin HJ, Kwon OW, Kim KH. The effect of ligation method on the frictional force between orthodontic bracket and archwire. *Korean J Orthod* 1998;28:813-22.
6. 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.
7. Keith O, Jones SP, Davies EH. The influence of bracket material, ligation force and wear on frictional resistance of orthodontic brackets. *Br J Orthod* 1993;20:109-15.
8. Rossouw PE, Kamelchuk LS, Kusy RP. A fundamental review of variables associated with low velocity frictional dynamics. *Semin Orthod* 2003;9:223-35.
9. Tidy DC. Frictional forces in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;96:249-54.
10. Feldner JC, Sarkar NK, Sheridan JJ, Lancaster DM. In vitro torque-deformation characteristics of orthodontic polycarbonate brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106:265-72.
11. Angolkar PV, Kapila S, Duncanson MG Jr, Nanda RS. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;98:499-506.
12. 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.
13. 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.
14. Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106:605-14.
15. Saunders CR, Kusy RP. Surface topography and frictional characteristics of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial orthop* 1994;106:76-87.
16. Kusy RP, Whitley JQ. Frictional resistances of metal-lined ceramic brackets versus conventional stainless steel brackets and development of 3-D friction maps. *Angle Orthod* 2001;71:364-74.
17. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. Evaluation of friction of conventional and metal-insert ceramic brackets in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124:403-9.
18. 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.
19. Tanne K, Matsubara S, Hotei Y, Sakuda M, Yoshida M. Frictional forces and surface topography of new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106:273-8.
20. Feldner JC, Sarkar NK, Sheridan JJ, Lancaster DM. In vitro torque-deformation characteristics of orthodontic polycarbonate brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106:265-72.
21. Bazakidou E, Nanda RS, Duncanson MG Jr, Sinha P. Evaluation of frictional resistance in esthetic brackets. *Am J Orthod Dentofacial orthop* 1997;112:138-44.
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* 1986;89:485-91.
24. Kusy RP, Whitley JQ. Influence of fluid media on the frictional coefficients in orthodontic sliding. *Semin Orthod* 2003;9:281-9.
25. Hwang HS, Park YC. An experimental study on frictional forces of various orthodontic wires under artificial saliva. *Korean J Orthod* 1989;19:245-56.
26. Cho MS, Kim JC. Frictional forces in the fixed orthodontic appliance during tooth movement. *Korean J Orthod* 1990;20:409-17.
27. Omana HM, Moore RN, Bagby MD. Frictional properties of metal and ceramic brackets. *J Clin Orthod*. 1992;26:425-32.
28. 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.
29. Riley JL, Garrett SG, Moon PC. Frictional forces of ligated plastic and metal edgewise brackets. *J Dent Res* 1979;58:A21.
30. Kusy RP, Whitley JQ. Assessment of second-order clearances between orthodontic archwires and bracket slots via the critical contact angle for binding. *Angle Orthod* 1999;69:71-80.
31. Thorstenson G, Kusy RP. Influence of stainless steel inserts on the resistance to sliding of esthetic brackets with second-order angulation in the dry and wet states. *Angle Orthod* 2003;73:167-75.
32. Proffit WR, Fields HW. Contemporary orthodontics. St Louis: Mosby; 2000. p. 385-416.
33. Kusy RP. Morphology of polycrystalline alumina brackets and its relationship to fracture toughness and strength. *Angle Orthod* 1988;58:197-203.

34. Lee WY, Lim KS. A study on frictional resistance force of orthodontic resin bracket. Korean J Orthod 1999;29:107-12.
35. Jeong TJ, Choie MK. Evaluation of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. Korean J Orthod 2000;30:613-23.
36. Vaughan JL, Duncanson MG, Nanda RS, Currier GF. Relative kinetic frictional forces between sintered stainless steel brackets and orthodontic wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1995;107:20-7.
37. Kusy RP. Influence on binding of third-order torque to second-order angulation. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004;125:726-32.
38. Suh CW, Jung HS, Cho JH, Kang KH. Comparison of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. Korean J Orthod 2005;35:116-26.
39. Dickson J, Jones S. Frictional characteristics of a modified ceramic bracket. J Clin Orthod 1996;30:516-18.
40. Rose CM, Zemik JH. Reduced resistance to sliding in ceramic brackets. J Clin Orthod. 1996;30:78-84.

Evaluation of friction of esthetic brackets according to different bracket-wire angulations

Young-Ji Je, DDS, MSD, PhD,^a Minn-Hii Chang, DDS, MSD,^b
Yong-Kyu Lim, DDS, MSD, PhD,^c Dong-Yul Lee, DDS, MSD, PhD^d

Objective: The purpose of this study was to evaluate how the friction that occurs during the sliding movement of the archwire through esthetic brackets is differently affected by bracket materials, slot designs, and tip angulations of the archwire. **Methods:** Eight types of brackets with 0.018 inch slots (composite: Brilliant (BR); composite with metal slot: Spirit MB (SP); ceramic: Inspire (IN), Signature (SI), Cristaline V (CR); ceramic with metal slot: Clarity (CL), Luxi II (LU); and metal bracket: Integra (IT)), and placed into groups of 20 brackets in each group, were tested in artificial saliva with 0.018 inch stainless steel wire. The wire tip angulations were given as 0, 4 and 8 degrees. **Results:** CR group significantly showed the lowest frictional force with all wire tip angulations of 0, 4, and 8 degrees. IN significantly showed the highest frictional force ($p < 0.001$). BR (polyoxymethylene) had significantly less frictional force than SP (polycarbonate) ($p < 0.001$) and showed no significant difference between metal brackets. Friction was increased as the wire tip angulations were increased, but no notches were observed on any parts of the archwire. **Conclusions:** According to the results of this study, esthetic brackets are superior or similar to SS brackets from a frictional point of view. (*Korean J Orthod* 2007;37(5):341-50)

Key words: Esthetic bracket, Friction, Wire tip angulation

^aGraduate Student, ^bResearch Fellow, ^cAssociate Professor, ^dProfessor, Department of Orthodontics, Graduate School, Korea University.

Corresponding author: Dong-Yul Lee.

Department of Orthodontics, Korea University Guro Hospital, 80 Guro-Dong, Guro-Gu, Seoul 157-050, Korea.

+82 2 818 6876; e-mail, dong09@kumc.or.kr.

Received January 2, 2007; Last Revision April 30, 2007; Accepted May 2, 2007.