

브라켓과 탄선 간의 마찰 전후 표면 변화 분석 - 원자현미경을 이용한 예비연구

이태희^a · 박기호^b · 전지윤^c · 김수정^d · 박현국^e · 박영국^f

브라켓과 호선 간에 발생하는 마찰은 치아 이동의 효율에 상당한 영향을 미친다. 마찰력에 기여하는 요소 중 특히 브라켓과 호선의 표면조도는 중요한 요소이다. 본 연구는 브라켓과 탄선을 실험적으로 마찰시킨 후, 원자현미경 (atomic force microscope, AFM)을 사용하여 브라켓 슬롯과 교정용 탄선의 표면 조도 변화를 정성적, 정량적으로 측정하고 비교 평가하여 브라켓과 호선 간의 마찰이 각각의 표면 변화에 미치는 영향을 규명하고자 시행되었다. 스테인리스 스틸 브라켓과 세라믹 브라켓에 각각 스테인리스 스틸 탄선과 TMA 탄선을 실험적으로 활주마찰시킨 후 각각을 원자현미경을 이용하여 표면을 관찰하였다. 실험결과 브라켓보다는 교정용 탄선에서 활주마찰 후에 더 많은 표면 변화가 나타났다. 또한 활주마찰 후에 스테인리스 스틸 브라켓은 표면 조도의 유의한 변화가 없었으나 세라믹 브라켓은 표면 조도가 감소하였다. 그리고 교정용 탄선은 모두 활주마찰 후에 표면 조도가 증가하였으며 이러한 표면 변화는 스테인리스 스틸 브라켓보다 세라믹 브라켓과의 활주마찰 후에 더 큰 것으로 관찰되었다. 본 실험으로 원자현미경은 브라켓 슬롯과 탄선의 표면 조도를 정량적으로 측정하는 데에 유용한 수단임을 알 수 있었다. (대치교정지 2010; 40(3):156-166)

주요 단어: 브라켓, 마찰력, 표면 조도, 원자현미경

서론

교정식 교정 장치를 이용한 치료는 물리적인 힘을 이용하여 악골 내에서 치아의 위치를 변화시키는 과정이다. 브라켓에 교정용 호선을 적용하여 힘을 가하면 이 힘이 치아를 통해 치아 주위 조직으로 전달되고 이에 따른 생물학적 반응이 일어나 치아는 이동한다. 이때 브라켓과 호선 간에 발생하는 마찰력이 문제가 된다. 마찰로 인해 정확한 힘의 조절

이 어려워지고 재현성이 감소될 수 있으며 치료의 효율성을 떨어뜨릴 수도 있다. 교정 치료 시 마찰력과 관련된 요소는 브라켓의 재질,^{1,3} 교정용 호선의 재질,^{1,6} 임계 접촉각의 정도,^{7,8} 결찰 방법,^{9,11} 타액의 윤활작용,^{7,12,13} 치석이나 치태의 침착¹⁴ 등이 있다. 이러한 요소들 중에서도 브라켓과 호선의 재질은 마찰력을 결정하는 매우 중요한 요소이며 특히 표면 조도(surface roughness)는 접촉 면적을 결정하고, 부식 성질이나 생체적합성에도 영향을 미친다는 면에서 더욱 중요하다.^{15,16}

그동안 브라켓의 표면 조도에 대하여 여러 연구가 시행되어 왔다. Saunders와 Kusy¹⁷는 주사전자현미경(scanning electron microscope, SEM)을 이용하여 6가지 종류의 세라믹 브라켓을 관찰한 결과 단결정 알루미늄(monocrystalline alumina) 브라켓이 다결정 알루미늄(polycrystalline alumina) 브라켓보다 더 매끄럽다고 하였다. Pratten 등¹⁸은 주사전자현미경으로 관찰한 결과 세라믹 브라켓이 스테인리스 스틸 브라켓보다 마찰저항이 크고 표면 조도가 더 큰 것을 발견하였다. Zinelis 등¹⁹은 Profilometry를 이용하

^a대학원생, ^b임상강사, ^c조교수, ^d교수, 경희대학교 치의학전문대학원 교정학교실.

^e개원의.

^f교수, 경희대학교 의학전문대학원 의공학교실.

교신저자: 박영국.

서울시 동대문구 회기동 1 경희대학교 치의학전문대학원 교정학교실.

02-958-9392; e-mail, ygpark@khu.ac.kr.

원고접수일: 2009년 11월 2일 / 원고최종수정일: 2010년 2월 14일 /

원고채택일: 2010년 2월 17일.

DOI:10.4041/kjod.2010.40.3.156

*본 연구는 한국연구재단을 통해 교육과학기술부의 바이오기술개발사업으로 부터 지원받아 수행되었음(과제번호: 2009-0092562).

여 여러 가지 브라켓의 표면 조도를 비교 연구하였다.

마찰 저항에 중요한 영향을 미치는 교정용 호선의 물성에 대해서도 여러 연구가 이루어졌다. Pro-soski 등²⁰은 Profilometer를 이용하여 교정용 호선의 마찰력과 표면 조도를 관찰하였으며, Kusy 등²¹은 Laser spectroscopy를 이용하여 스테인리스 스틸, 코발트 크롬, 베타 티타늄, 니켈 티타늄 호선의 재질을 비교 연구하였다.

그러나 Horton 등²²은 Profilometer와 주사전자현미경으로 연구한 결과 간에 차이가 있음을 보여주었다. 또 Roulet와 Roulet-Mehrens²³에 의하면 Profilometer는 수치 변이가 심하고 흠집 방향에 크게 영향을 받으며, 시편의 측정 위치를 정확하게 조절하는 것이 불가능하다고 하였다. Cassinelli와 Morra,²⁴ Marshall 등^{25,26}도 주사전자현미경은 표면의 변화 양상을 실시간으로 관찰할 수 없을 뿐 아니라 정량적, 정성적 분석을 동시에 할 수 없다고 하였다.

이러한 Profilometer와 주사전자현미경의 한계점 때문에 표면 조도 연구를 위한 원자현미경(atomic force microscopy, AFM)의 필요성이 대두되었다. 원자현미경은 1988년 Binnig, Quate, Gerber에 의해 공동개발 되었다.²⁷ 원자현미경은 1 μm보다 작은 probe로 표면을 스캔하는 mechanical imaging instrument로서 표면질감(surface topography)을 이미지화할 수 있을 뿐만 아니라 수치화할 수도 있다. 원자현미경 측정 방식은 일반적으로 빔 편향계(beam deflection)

방식을 가장 많이 사용하는데, 이는 레이저를 캔틸레버(cantilever)에 조사하여 캔틸레버 끝 탐침(tip)의 z축 움직임을 4분할 광검지기(photo detector)에서 감지하고 피드백 루프를 통해 z축 압전소자(piezoelement) 움직임을 제어함으로써 시료 표면을 측정하는 방식이다 (Fig 1).²⁸

원자현미경^{29,32}은 표면의 3차원 이미지를 전달하는 비침습적인 테크닉으로 원자 수준까지 관찰이 가능하며 사용이 용이하고 스캔 속도가 빠르다는 장점을 가지고 있다. 거의 전체 표면을 스캔하는데, 특정 부위만 분석할 수도 있으며, 표면의 수치화가 가능하여 정량적 분석에 유용하다는 것이 큰 장점이다.

치과 영역에서는 원자현미경이 자주 사용되지는 않았지만 Marshall 등^{25,26}이 1993년에 원자현미경을 이용하여 상아질에 산 처리를 한 후, 부식변화의 초기단계를 연구하였던 바가 있다. 또, Cassinelli와 Morra²⁴는 상아질 접착제와 치아 경조직의 상호 작용을 연구하면서 원자현미경을 이용하여 상아질 접착제의 한 종류인 Gluma[®] (Heraeus, South Bend, IN, USA)의 작용기전에 대한 새로운 정보를 제공하였으며 치아 경조직을 형상화하는데 원자현미경을 이용할 수 있다는 것을 보여 주었다. Kim과 Woo³³는 다양한 복합레진을 여러 가지 방법으로 연마한 후 그 활택도를 원자현미경으로 평가하였다.

교정 영역에서 원자현미경을 이용한 연구는 거의 보고된 바 없는데, Bourauel 등¹⁵이 원자현미경을 이

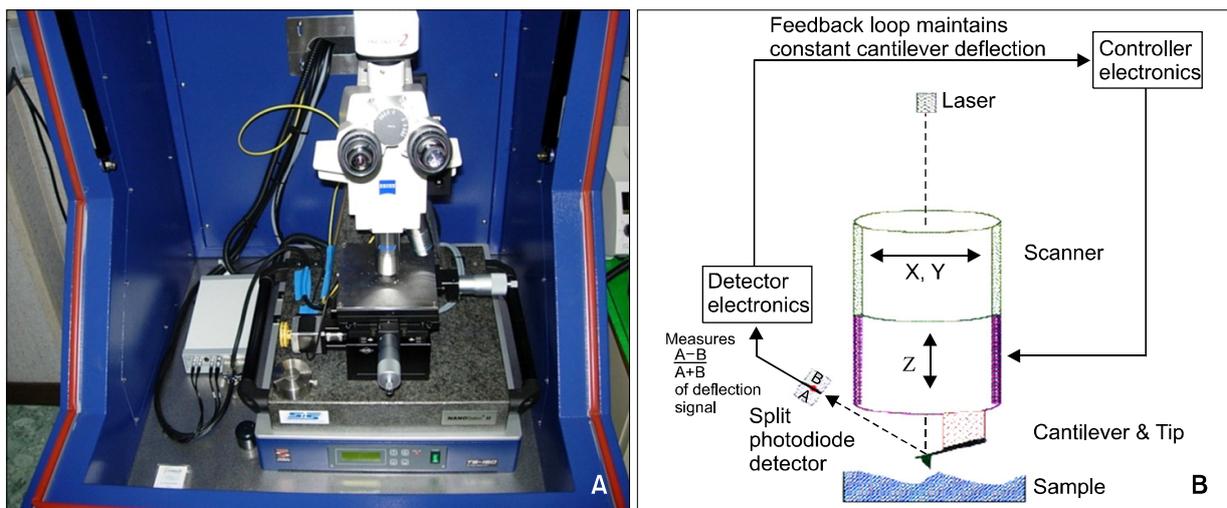


Fig 1. A, Atomic force microscopy used in this study (Nanostation II™ Surface Imaging Systems, Herzogenrath, Germany); B, Basic principle of atomic force microscopy (Beam deflection type).

용하여 11가지 종류의 니켈 티타늄 호선을 관찰했던 바가 있다. 이어서 Park³⁴은 스테인리스 스틸 브라켓과 네 종류의 세라믹 브라켓의 슬롯을 원자현미경으로 관찰하여 재질보다는 제조법이 표면 조도에 더 큰 영향을 미친다고 하였다.

앞에서 언급한 바 있듯이 브라켓과 호선의 재질은 마찰력을 결정하는 매우 중요한 요소이며 특히 표면 조도(surface roughness)는 접촉 면적을 결정하고, 부식 성질이나 생체적합성에도 영향을 미친다는 면에서 더욱 중요하다. 이에, 본 연구에서는 스테인리스 스틸 브라켓과 세라믹 브라켓에 각각 스테인리스 스틸 탄선과 TMA 탄선을 활주마찰시킨 후 원자현미경을 사용하여 브라켓 슬롯과 교정용 탄선의 표면 조도 변화를 정성적, 정량적으로 측정하고 비교 평가하여 브라켓과 교정용 탄선 사이의 마찰이 치과 교정 장치의 표면 변화에 미치는 영향을 규명하고자 하였다.

연구방법

연구재료

브라켓은 Succes[®] (Tomy, Shinmachi, Japan) 0.022 × 0.028-inch 스테인리스 스틸 브라켓과 Perfect[®] (Hubit, Uiwang-Si, Korea) 0.022 × 0.028-inch 세라믹 브라켓을 사용하였다 (Fig 2). 교정용 탄선은 0.019 × 0.025-inch 스테인리스 스틸(3M Unitek, Monrovia, CA, USA) 탄선과 0.019 × 0.025-inch TMA (Ormco, Orange, CA, USA) 탄선을 사용하였다.

연구방법

활주 전의 브라켓 슬롯과 탄선의 조도평균을 측정하기 위해 같은 종류의 브라켓 두 개를 일정한 거리를 두고 슬라이드 글라스 위에 치과용 레진인 Denfil Flow[®] (Vericom, Anyang-Si, Korea)를 사용하

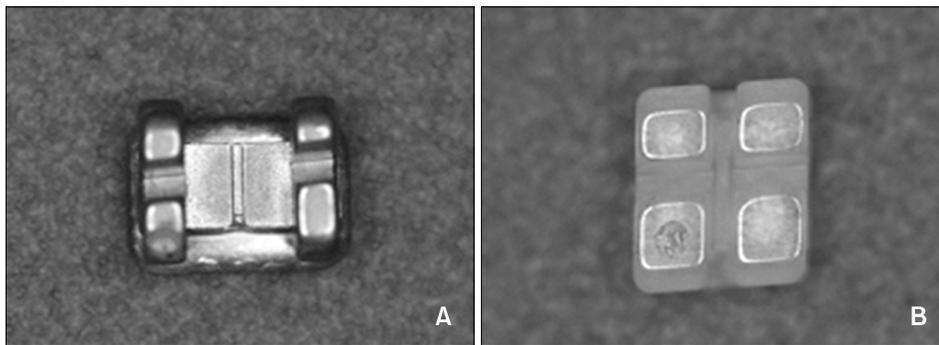


Fig 2. A, Stainless steel bracket - Succes[®] (Tomy); **B,** Ceramic bracket - Perfect[®] (Hubit).

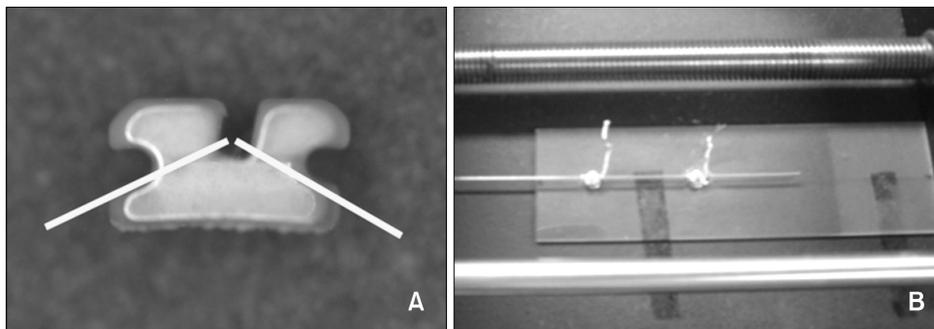


Fig 3. A, Grinding the brackets using high-speed hand-piece with chamfer bur white solid line indicate direction of grinding; **B,** Sliding test.

여 부착하였다. 그 후 치과용 high speed handpiece와 chamfer bur를 이용하여 네 개의 브라켓 윙(wing)을 제거하였다 (Fig 3A). 이는 브라켓 슬롯을 노출시켜 원자현미경의 probe가 슬롯 바닥(floor)에 접근할 수 있도록 하기 위한 과정이다. 임상적으로 브라켓과 호선 간의 마찰은 슬롯 바닥뿐만 아니라 슬롯의 양측 벽(wall)과 안쪽 테두리(inner edge) 등에서도 발생하기 때문에 그 부분도 관찰하는 것이 필요하겠지만 원자현미경은 1 μm보다 작은 probe로 표면에 직접 맞닿아 스캔해야 하기 때문에 오목한(concave) 부분이 없어야 한다. 따라서 브라켓 윙을 삭제하여 편평하게 해야만 브라켓 슬롯의 바닥 부분을 관찰할 수 있다.

활주마찰 후의 브라켓 슬롯과 탄선의 조도평균을 측정하기 위해 같은 종류의 브라켓 두 개를 일정한 거리로 슬라이드 글라스 위에 Denfil Flow® (Vericom Co. Ltd., Gyeonggi-do, Korea)를 사용하여 부착하고 각각의 탄선을 브라켓 슬롯에 삽입한 후 0.010-inch

크기의 스테인리스 스틸 와이어로 결찰하였다. 전 기모터를 이용하여 23 mm/min의 속도로 탄선이 브라켓을 통과하여 움직이도록 활주시켰다 (Fig 3B). 본래 TMA는 활주 역학을 위한 탄선이 아니지만 브라켓 내에서의 TMA 탄선의 움직임을 실험실에서 재현하기 힘들기 때문에 비교적 재현이 쉬운 활주마찰 테스트를 시행하였다.

활주마찰 테스트 후에 결찰 와이어를 풀고 브라켓과 탄선을 분리하여 원자현미경으로 관찰하였다.

활주마찰 전후 브라켓 슬롯 및 탄선의 표면 관찰과 조도 분석은 원자현미경(Nanostation II, Surface Imaging Systems, Herzogenrath, Germany)을 이용하여 행하였다 (Fig 1). Nanostation II는 92.5 μm Z 스캐너와 Zeiss 광학현미경(Epiplan 50 ×, 10 ×)이 갖추어져 있으며, 원자현미경 측정에 있어서 방해요인으로 작용할 수 있는 진동 등을 제거하기 위해 비활성 제진대(Pucotech, Seoul, Korea) 내에 있는 활성 제진대(TS-150, S.I.S., Herzogenrath, Germany) 위에

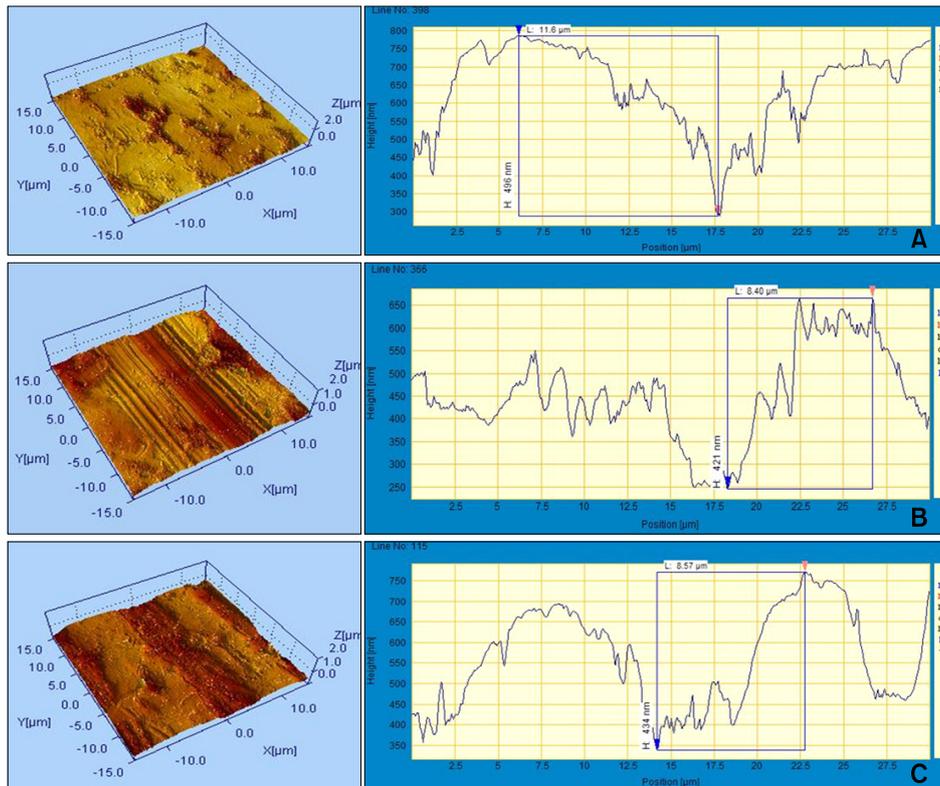


Fig 4. A, 3D topographic image of stainless steel bracket surface before sliding test (left). 2-dimensional line profile of scanned image (right); B, 3D topographic image of stainless steel bracket surface after sliding test by stainless steel wire (left). 2-dimensional line profile of scanned image (right); C, 3D topographic image of stainless steel bracket surface after sliding test by TMA wire (left). 2-dimensional line profile of scanned image (right).

위치시켰다.

표면 관찰 시에는 비접촉 모드를 사용하였다. 각 브라켓 슬롯과 교정용 탄선의 표면 중에서 각각 5 구역을 선정하여 $30 \times 30 \mu\text{m}$ 영역에서 0.8 line/s의 속도로 스캔하였다. 이 때 사용된 탐침은 silicone 재질로 각각 $F = 146 - 236 \text{ kHz}$, $C = 21 - 98 \text{ N/m}$, $L = 225 \mu\text{m}$, $R = 0.01 - 0.02 \text{ Ohm}\cdot\text{cm}$ 의 특징을 가진다. 얻어진 원자현미경 이미지의 해상도는 512×512 픽셀이었다.

성공적인 원자현미경 이미징을 위하여, 원자현미경 스캔에 앞서 광학현미경을 이용하여 브라켓 표면을 500배율로 확대하여 모니터하였다. 그 후, 브라켓 슬롯 바닥과 탄선의 중앙부로 판단되는 부분과 이로부터 양쪽으로 약 $30 \mu\text{m}$, $60 \mu\text{m}$ 떨어진 부분 이렇게 총 5구역을 원자현미경을 통해 측정하였다. 이렇게 획득된 원자현미경 이미지에 대한 데이터 처리는 SPIP™ (scanning probe image processor, version 4.1, Image Metrology, Hørsholm, Denmark)에

의해 시행되었다. 표면 조도를 분석하기 위한 파라미터로는 조도 평균(roughness average) Sa를 사용하였다. 조도 평균(Sa)은 스캔된 영역의 z축 높이 값들에 대한 그들의 평균 높이 값으로부터 차이 값의 평균을 나타내며 스캔된 영역의 z축 높이에 대한 표면 조도 정도를 표현하는 가장 일반적인 파라미터라고 할 수 있다.

통계분석법

측정된 표면조도 평균은 SPSS version 13.0 (SPSS, Chicago, IL, USA) 통계프로그램을 이용하여 분석하였으며 모든 종류의 브라켓과 탄선의 표본수는 10이었다. 각 브라켓 슬롯과 탄선의 활주마찰 전후 조도 평균의 비교 분석은 정규성과 등분산이 인정되어 one way ANOVA를 이용하였으며 스테인리스 스틸 브라켓과 세라믹 브라켓 사이, 스테인리스 스틸 탄선과 TMA 탄선 사이의 조도 평균 분석은 등분산

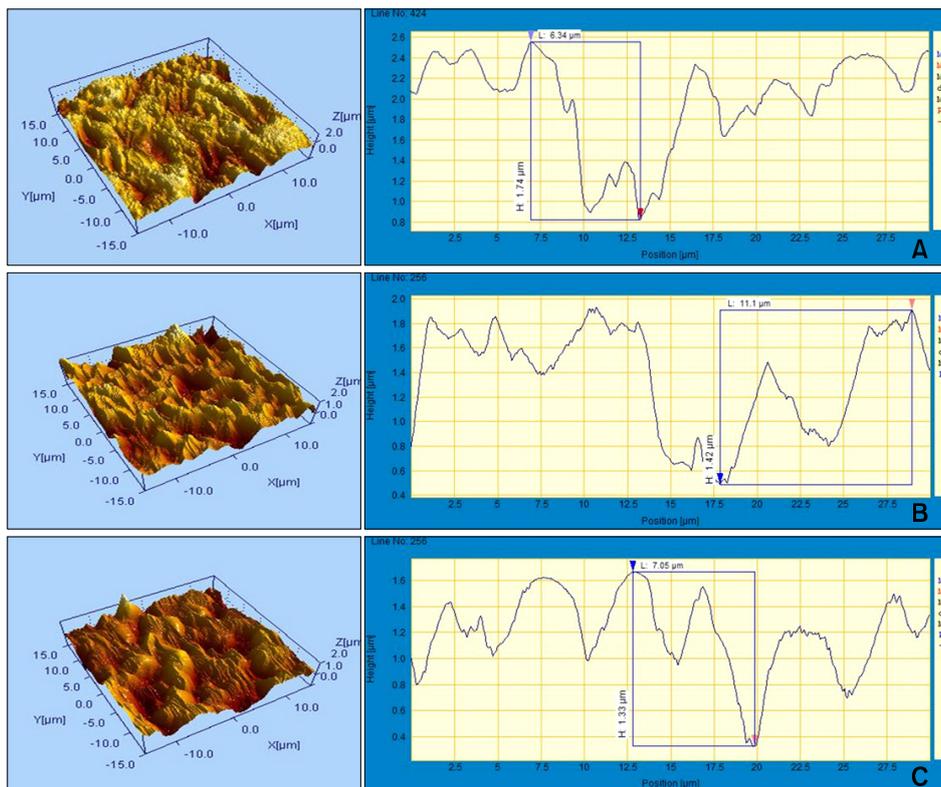


Fig 5. A, 3D topographic image of ceramic bracket surface before sliding test (left). 2-dimensional line profile of scanned image (right); **B,** 3D topographic image of ceramic bracket surface after sliding test by stainless steel wire (left). 2-dimensional line profile of scanned image (right); **C,** 3D topographic image of ceramic bracket surface after sliding test by TMA wire (left). 2-dimensional line profile of scanned image (right).

이 인정되지 않아서 비모수 검정법인 Mann-Whitney법을 이용하였다.

연구성적

스테인리스 스틸 브라켓은 (Fig 4) 세라믹 브라켓 (Fig 5)보다 활택한 표면을 나타냈다 (Table 1). 스테인리스 스틸 브라켓에 스테인리스 스틸 탄선이나 TMA 탄선을 마찰시킨 후 브라켓 표면 조도의 유의성 있는 변화는 관찰되지 않았다 (Figs 4, 6 and Table 2).

세라믹 브라켓은 스테인리스 스틸 탄선을 마찰시킨 후에는 표면조도의 변화가 없었지만 TMA 탄선을 마찰시킨 후에는 브라켓의 표면 조도가 감소하였다 (Figs 5, 6 and Table 2).

스테인리스 스틸 탄선은 TMA 탄선보다 활택한 표면을 띠고 있으며 (Figs 7, 8 and Table 1), 마찰 후에는 표면 조도가 증가하였다. 이러한 증가 양상은 스테인리스 스틸 브라켓과의 마찰 후보다 세라믹 브라켓과의 마찰 후에 더 뚜렷하게 나타났다 (Figs

7, 9 and Table 3).

TMA 탄선은 스테인리스 스틸 브라켓과의 마찰 후에는 표면 조도의 변화가 없었으나 세라믹 브라켓과의 마찰 후에는 표면 조도가 증가하였다 (Figs 7, 9 and Table 3).

고찰

교정 치료 시 마찰력과 관련된 여러 요소들 중에서 브라켓과 탄선의 재질은 마찰력을 결정하는 매우 중요한 요소이며 브라켓과 탄선의 물성 중 특히 표면 조도는 접촉 면적을 결정하고, 부식 성질이나 생체적합성에도 영향을 미친다.¹⁵ 다른 조건이 같다면 브라켓과 탄선의 표면 조도가 커질수록 마찰력이 커지게 되어 교정적 치아 이동이 방해받게 된다. 또한, 지속적인 브라켓과 탄선 간의 마찰에 의해 브라켓 및 탄선의 표면 조도에 변화가 발생하며 이에 따라 이후에 발생하는 치아이동 시의 마찰력에도 영향을 미치게 된다. 따라서, 브라켓과 와이어 간의 마찰에 따른 브라켓과 탄선의 표면 조도의 변화를 관찰하는 것이 중요하다고 할 수 있으며 이것이 이 연구를 시행하게 된 이유이다.

표면 조도를 관찰하는 데에는 여러 가지 방법이 있다. 일반적인 광학 현미경은 약 200 nm 정도의 분해능(resolution) 정도만 가지며 그보다 더 높은 분해능(약 100 Å)을 가진 전자현미경(EM)은 시료를 진공에서 관찰해야 한다는 제한을 가진다. 반면 원자현미경은 0.1 Å 이상의 수직 분해능을 가지면서 시료의 전 처리가 거의 필요 없으므로 전자현미경에 비해 우수한 3차원 영상을 구현할 뿐 아니라 생체 물질 분석 기술의 여러 가지 장점을 극대화할 수 있

Table 1. Surface roughness (nm) of the brackets and wires before sliding test

	Surface roughness (mean ± SD)	Significance
SS bracket	75.27 ± 5.80	*
Ceramic bracket	373.00 ± 45.20	
SS wire	16.27 ± 2.90	
TMA wire	197.06 ± 22.00	*

SD, Standard deviation; **p* < 0.05.

Table 2. Surface roughness (nm) of the brackets before and after sliding test

	Before (mean ± SD)	After sliding (mean ± SD)	
		SS wire	TMA wire
SS bracket	75.27 ± 5.80 ^a	86.30 ± 10.50 ^a	81.70 ± 12.90 ^a
Ceramic bracket	373.00 ± 45.20 ^A	351.99 ± 41.60 ^A	287.68 ± 23.10 ^B

The different letters were significantly different at the level of *p* < 0.05. Three measurements of SS bracket and ceramic bracket were analyzed separately using ANOVA.

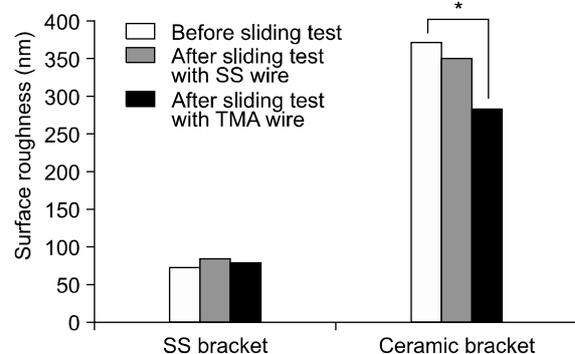


Fig 6. Surface roughness change of the brackets before and after sliding test (*significantly different as *p* < 0.05 between groups).

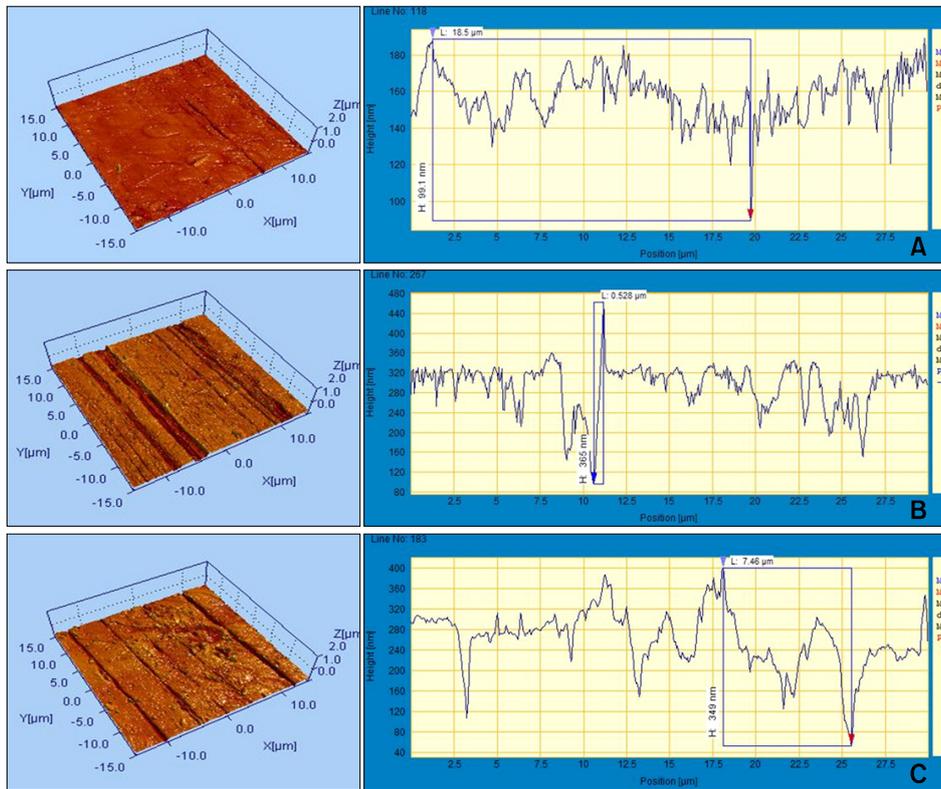


Fig 7. A, 3D topographic image of stainless steel wire surface before sliding test (left). 2-dimensional line profile of scanned image (right); **B**, 3D topographic image of stainless steel wire surface after sliding test on stainless steel bracket (left). 2-dimensional line profile of scanned image (right); **C**, 3D topographic image of stainless steel wire surface after sliding test on ceramic bracket (left). 2-dimensional line profile of scanned image (right).

다. 또한 원자현미경은 표면의 수치화가 가능하여 정량적 분석에 유용하다는 것이 큰 장점이다.²⁹⁻³²

원자현미경 측정에 있어서 가장 일반적으로 사용되는 방법으로, 접촉 모드(contact mode)와 비접촉 모드(non-contact mode)가 있다. 접촉 모드는 시료 표면의 topography를 측정하는 방법으로 캔틸레버 끝단의 탐침을 시료 표면에 접근시킨 후 일정한 속도로 시료 표면을 x, y축으로 스캔하면서 얻어지는 각각의 z축 위치 값을 이미지화하는 측정 모드이다. 접촉모드를 사용하면 부드러운 시료나 생체 시료의 경우, 뾰족한 탐침에 의한 시료손상이 일어날 수 있다. 또한 탐침이 무너지거나 기타 물질이 탐침 표면에 묻어 probe 소모가 많을 수 있다. 특히 기타 물질이 탐침에 묻을 경우, 측정결과에 오류(artifacts)로 반영될 가능성이 높아질 수 있다. 비접촉 모드는 캔틸레버를 시료 표면에 접근시키기 전 진동(oscillation)을 일으킨 후 미리 설정된 진폭(amplitude) 값을 갖도록 시료 표면에 접근시키면 시료 표면과 탐침

끝이 일정 간격을 유지하며 표면을 x, y축으로 스캔하여 얻어지는 각각의 z축 위치 값을 이미지화하는 모드이다. 이러한 비접촉 모드는 부드럽고 유연한 표면을 가진 시료 측정에 유리하며 탐침의 표면에 직접 닿지 않기 때문에 오염이 적은 방법이다. 이번 실험에서는 브라켓과 탄선의 표면 손상과 탐침의 표면 손상을 막기 위해 비접촉 모드를 사용하였다.

실험 결과 활주마찰 전의 스테인리스 스틸 브라켓은 세라믹 브라켓과 비교하여 표면 조도 파라미터가 모두 작게 나타났으며, 스테인리스 스틸 탄선도 TMA 탄선과 비교하여 훨씬 적은 값의 조도 파라미터를 보였다.

Je 등³⁵은 전자현미경으로 관찰한 결과 스테인리스 스틸 브라켓과 세라믹 브라켓이 스테인리스 스틸 탄선과의 활주마찰 후에 브라켓과 탄선 모두 표면의 손상과 변화가 없다고 하였다. 이번 실험에서도 역시 스테인리스 스틸 탄선과의 활주마찰 후 스테인리스 스틸 브라켓과 세라믹 브라켓은 모두 표

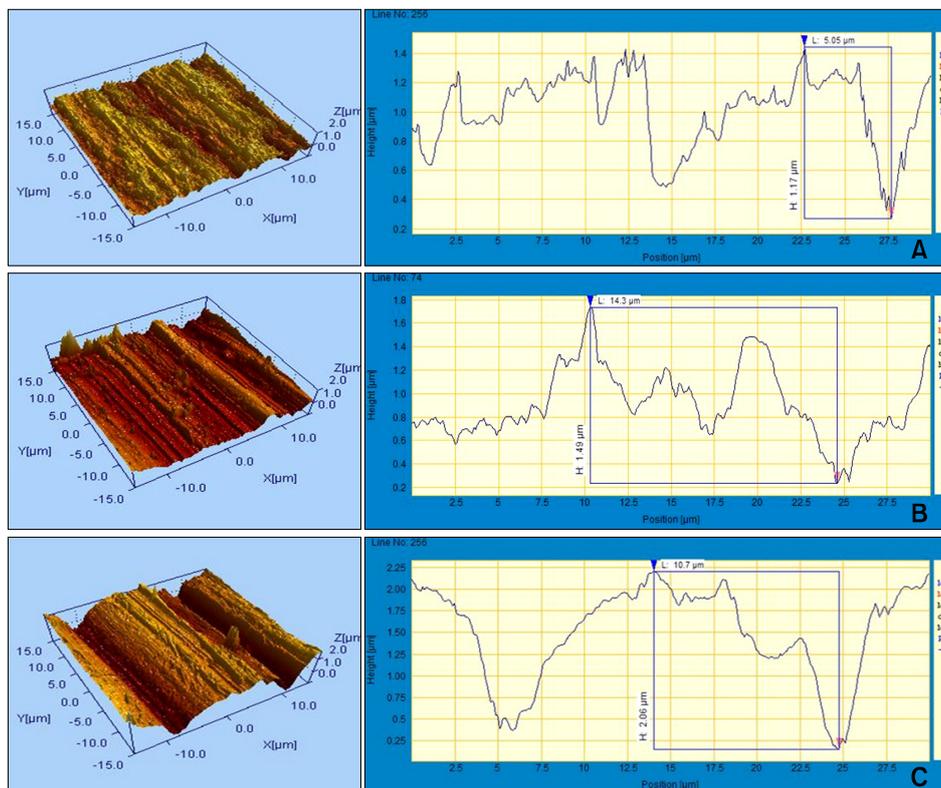


Fig 8. A, 3D topographic image of TMA wire surface before sliding test (left). 2-dimensional line profile of scanned image (right); B, 3D topographic image of TMA wire surface after sliding test on stainless steel bracket (left). 2-dimensional line profile of scanned image (right); C, 3D topographic image of TMA wire surface after sliding test on ceramic bracket (left). 2-dimensional line profile of scanned image (right).

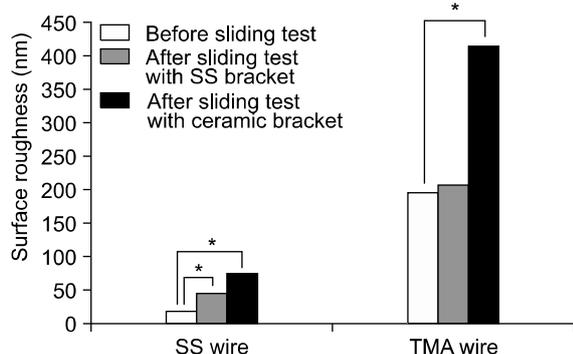


Fig 9. Surface roughness change of the wires before and after sliding test (*significantly different as $p < 0.05$ between groups).

면 조도의 유의미한 변화를 보이지 않았다. 그러나 스테인리스 스틸 탄선은 브라켓 활주 후에 조도가 증가하였으며, 그 양상은 스테인리스 스틸 브라켓보다 세라믹 브라켓과의 활주마찰 후에 더 크게 나

Table 3. Surface roughness (nm) of the wires before and after sliding test

	Before (mean ± SD)	After sliding (mean ± SD)	
		SS bracket	Ceramic bracket
SS wire	16.27 ± 2.90 ^a	41.86 ± 6.50 ^b	74.50 ± 10.0 ^c
TMA wire	197.06 ± 22.0 ^A	205.01 ± 24.40 ^A	415.70 ± 41.1 ^B

The different letters were significantly different at the level of $p < 0.05$. Three measurements of SS wire and TMA wire were analyzed separately using ANOVA.

타났다. 이렇게 실험결과의 차이가 나는 이유를 크게 세 가지 정도로 추측해볼 수 있다. 첫째, Je 등³⁵의 실험에서의 활주 속도(5 mm/min)와 이번 실험에서의 활주 속도(23 mm/min)가 다르기 때문에 마찰양상이 달라졌을 가능성이 있다. 둘째, 사용한 스테인리스 스틸 탄선의 크기(Je 등³⁵의 실험은 0.018-

inch 원형 탄선, 본 실험은 0.019 × 0.025-inch 각형 탄선)가 다르다. 셋째, 본 실험에서는 원자현미경을 사용하였기 때문에 전자현미경으로는 인지할 수 없을 정도의 미세한 표면 변화를 인식했을 가능성이 있다.

세라믹 브라켓은 TMA 탄선과의 활주 후에는 조도가 감소하여 활주 전보다 더 활택한 표면을 보였다. Matasa³⁶은 금속 탄선과 세라믹 브라켓 슬롯의 계면에서의 상호 작용 결과 세라믹 브라켓이 레벨링되며, 세라믹의 뾰족한 부분이 제거되고 오목한 부분은 금속으로 막히게 됨에 따라 표면이 더 활택해지며 마찰이 줄어들게 된다고 하였다. 스테인리스 스틸 탄선보다 TMA 탄선의 활주 후에 세라믹 브라켓의 조도가 더 많이 감소한 것은, 상대적으로 경도가 낮은 TMA 탄선에서 금속 축적물이 더 많이 떨어져나가 브라켓의 울퉁불퉁한 부분을 채웠기 때문으로 생각한다. 이것은 추후의 실험에서 세라믹 브라켓 표면에 대한 SEM 촬영을 실시하거나, energy dispersive microanalysis (EDS)를 시행하여 추가 확인할 필요가 있을 것으로 보인다.

활주마찰 테스트 후에 스테인리스 스틸 탄선은 조도가 증가하였으며, 조도 증가량은 스테인리스 스틸 브라켓보다 세라믹 브라켓과의 마찰 후에 더 컸다. TMA 탄선도 마찬가지로 스테인리스 스틸 브라켓보다 세라믹 브라켓과의 마찰 후에 조도가 더 많이 증가하였다.

브라켓의 경우 탄선과의 마찰 후에 표면 조도가 유의하게 증가하지 않았기 때문에 교정 치료 기간 중 브라켓에 의한 마찰 증가는 미미할 것으로 추정된다. 그러나, 탄선은 브라켓과의 마찰 후 조도가 증가하여 마찰력 증가에 기여하는 것으로 보인다. 따라서 치아 이동에 방해가 될 수 있으므로 적절한 시기에 탄선을 교체하거나 탄선에 대한 지속적인 표면 처리 및 polishing 하기를 추천한다.

그러나, 이 연구는 예비연구로서 여러 가지 보완되어야 할 점이 있다. 먼저, 사용한 스테인리스 스틸 브라켓과 세라믹 브라켓이 동시대의 대다수 교정의가 사용하는 브라켓이라고 할 수 없기 때문에 앞으로 다른 여러 종류의 브라켓과 탄선을 연구할 필요가 있으며 통계학적으로 좀 더 유의미한 결과를 얻기 위해 샘플수를 증가시킬 필요가 있을 것이다. 또한 추후 관찰 부위 선택에 있어서도 술자 간 오차를 측정함으로써 연구방법의 신뢰를 증가시켜야 할 필요가 있다. 또 탄선은 원자현미경을 이용하여 모든 부위를 관찰할 수 있지만 브라켓 슬롯은 앞

에서 언급한 기술적인 한계 때문에 슬롯의 바닥만을 관찰할 수 있다. 따라서 원자현미경으로 브라켓 벽과 경계각 부분을 관찰할 수 있는 방법을 개발할 필요가 있을 것으로 생각한다. 그리고 이번 실험은 건조한 상태에서의 in-vitro 실험이므로 타액의 작용 등 구강 내의 환경을 완벽하게 재현할 수 없었다는 한계가 있었다. 아울러 브라켓과 탄선 사이의 마찰 양상도 실제 구강 내에서 이루어지는 교정 치료 시 매우 다양하기 때문에 향후 구강 내에서 본 실험을 재현한다면 더욱 의미있는 결과를 기대할 수 있을 것이며 임상적 적용에 도움이 될 것으로 생각한다. 즉, 실제 교정 치료 전후의 브라켓과 탄선의 표면 조도를 관찰한다면 다양한 탄선의 움직임에 의한 표면 조도의 변화를 측정할 수 있을 것이다.

여러 가지 개선점이 남아있지만 이번 실험으로 브라켓과 탄선의 표면관찰과 조도의 정량화에 원자현미경이 유용하다는 것을 확인할 수 있었으며 브라켓과 탄선 간의 마찰 후 표면 조도 변화 양상에 대한 어느 정도 의미있는 결과를 도출할 수 있었다.

결론

원자현미경을 사용하여 활주마찰 전후 브라켓 슬롯과 교정용 탄선의 표면 변화를 정량적으로 비교 분석한 결과는 다음과 같다.

1. 브라켓보다는 교정용 탄선에서 활주마찰 후에 더 많은 표면 변화가 나타났다.
2. 활주마찰 후에 스테인리스 스틸 브라켓은 표면 조도의 유의한 변화가 없었다. 반면 세라믹 브라켓은 스테인리스 스틸 탄선과의 마찰 후에는 변화가 없었으나 TMA 탄선과의 마찰 후에는 오히려 표면 조도가 감소하였다.
3. 스테인리스 스틸 브라켓과 TMA 탄선의 조합 이외의 나머지 조합에서는 탄선들이 마찰 후에 표면 조도가 증가하였으며 이러한 표면 변화는 스테인리스 스틸 브라켓보다 세라믹 브라켓과의 마찰 후에 더 큰 것으로 관찰되었다.
4. 원자현미경은 브라켓 슬롯과 탄선의 표면 조도를 정량적으로 측정하는 데 유용한 수단이다.

참고문헌

1. Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. Am J

- Orthod 1980;78:593-609.
2. 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.
 3. Kapur Wadhwa R, Kwon HK, Sciote JJ, Close JM. Frictional resistance in ceramic and metal brackets. *J Clin Orthod* 2004;38:35-8.
 4. 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.
 5. Peterson L, Spencer R, Andreasen G. A comparison of friction resistance for Nitinol and stainless steel wire in edgewise brackets. *Quintessence Int Dent Dig* 1982;13:563-71.
 6. Stannard JG, Gau JM, Hanna MA. Comparative friction of orthodontic wires under dry and wet conditions. *Am J Orthod* 1986;89:485-91.
 7. 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* 2002;121:472-82.
 8. 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.
 9. 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* 1993;15:377-85.
 10. Dowling PA, Jones WB, Lagerstrom L, Sandham JA. An investigation into the behavioural characteristics of orthodontic elastomeric modules. *Br J Orthod* 1998;25:197-202.
 11. Ireland AJ, Sherriff M, McDonald F. Effect of bracket and wire composition on frictional forces. *Eur J Orthod* 1991;13:322-8.
 12. Andreasen GF, Quevedo FR. Evaluation of friction forces in the 0.022×0.028 edgewise bracket in vitro. *J Biomech* 1970;3:151-60.
 13. 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.
 14. Riley JL, Garrett SG, Moon PC. Frictional forces of ligated plastic and metal edgewise brackets. *J Dent Res* 1979;58:A21.
 15. Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance, and profilometry. *Eur J Orthod* 1998;20:79-92.
 16. Tanne K, Matsubara S, Hotei Y, Sakuda M, Yoshida M. Frictional forces and surface topography of a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106:273-8.
 17. Saunders CR, Kusy RP. Surface topography and frictional characteristics of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106:76-87.
 18. 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.
 19. Zinelis S, Eliades T, Eliades G, Makou M, Silikas N. Comparative assessment of the roughness, hardness, and wear resistance of aesthetic bracket materials. *Dent Mater* 2005;21:890-4.
 20. Prosski RR, Bagby MD, Erickson LC. Static frictional force and surface roughness of nickel-titanium arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991;100:341-8.
 21. Kusy RP, Whitley JQ, Mayhew MJ, Buckthal JE. Surface roughness of orthodontic archwires via laser spectroscopy. *Angle Orthod* 1988;58:33-45.
 22. Horton CB, Paulus HM, Pelleu GB, Rudolph JJ. An evaluation of commercial pastes for finishing composite resin surfaces. *J Prosthet Dent* 1977;37:674-9.
 23. Roulet JF, Roulet-Mehrens TK. The surface roughness of restorative materials and dental tissues after polishing with prophylaxis and polishing pastes. *J Periodontol* 1982;53:257-66.
 24. Cassinelli C, Morra M. Atomic force microscopy studies of the interaction of a dentin adhesive with tooth hard tissue. *J Biomed Mater Res* 1994;28:1427-31.
 25. Marshall GW Jr, Balooch M, Tench RJ, Kinney JH, Marshall SJ. Atomic force microscopy of acid effects on dentin. *Dent Mater* 1993;9:265-8.
 26. Marshall GW Jr, Balooch M, Kinney JH, Marshall SJ. Atomic force microscopy of conditioning agents on dentin. *J Biomed Mater Res* 1995;29:1381-7.
 27. Hansma PK, Elings VB, Marti O, Bracker CE. Scanning tunneling microscopy and atomic microscopy: application to biology and technology. *Science* 1988;242:209-16.
 28. Blanchard CR. Atomic force microscopy. *Chem Educator* 1996;1:1-8.
 29. Lal R, John SA. Biological applications of atomic force microscopy. *Am J Physiol* 1994;266:C1-21.
 30. Radmacher M, Tillamnn RW, Fritz M, Gaub HE. From molecules to cells: imaging soft samples with the atomic force microscope. *Science* 1992;257:1900-5.
 31. Ohnesorge F, Binnig G. True atomic resolution by atomic force microscopy through repulsive and attractive forces. *Science* 1993;260:1451-6.
 32. Drake B, Prater CB, Weisenhorn AL, Gould SA, Albrecht TR, Quate CF, et al. Imaging crystals, polymers, and processes in water with the atomic force microscopy. *Science* 1989;243:1586-9.
 33. Kim HS, Woo YH. A study on surface roughness of composite resins after finishing and polishing. *J Korean Acad Prosthodont* 1997;35:719-41.
 34. Park KH. *Surface analysis about bracket slots for orthodontics by AFM*. [Dissertation]. Seoul: Kyung Hee University; 2009.
 35. Je YJ, Chang MH, Lim YK, Lee DY. Evaluation of friction of esthetic brackets according to different bracket-wire angulations. *Korean J Orthod* 2007;37:341-50.
 36. Matasa CG. Biomaterials in orthodontics. In: Graber TM, Vanarsdall RL editor. *Orthodontics: current principles and techniques*. 3rd ed. St. Louis: Mosby; 2000. p. 331-2.

Changes in surface roughness of bracket and wire after experimental sliding - preliminary study using an atomic force microscopy

Tae-Hee Lee, DMD,^a Ki-Ho Park, DMD, MSD, PhD,^b Ji-Yun Jeon, DMD, MSD, PhD,^c
Su-Jung Kim, DMD, MSD, PhD,^d Hun-Kuk Park, MD, MS, PhD,^e
Young-Guk Park, DMD, MSD, PhD^f

Objective: The surface roughness of orthodontic materials is an essential factor that determines the coefficient of friction and the effectiveness of tooth movement. The aim of this study is to evaluate the surface roughness change of the brackets and wires after experimental sliding quantitatively. **Methods:** Before and after experimental sliding tests, the surface roughness of stainless steel brackets, ceramic brackets, stainless steel wires, and beta-titanium (TMA) wires were investigated and compared using atomic force microscopy (AFM). **Results:** After sliding tests, changes in the surface of the wire were greater than changes in the bracket slot surface. The surface roughness of the stainless steel bracket was not significantly increased after sliding test, whereas the roughness of ceramic brackets was decreased. Both the surface roughness of stainless steel and TMA wires were increased after sliding test. More changes were observed on the ceramic bracket than the stainless steel bracket. **Conclusions:** AFM is a valuable research tool when analyzing the surface roughness of the brackets and wires quantitatively. (*Korean J Orthod* 2010;40(3):156-166)

Key words: Bracket, Friction, Surface roughness, Atomic force microscopy

^aGraduate Student, ^bClinical Instructor, ^dAssistant Professor, ^fProfessor, Department of Orthodontics, Kyung-Hee University School of Dentistry.

^cPrivate Practice.

^eProfessor, Department of Biomedical Engineering, Kyung-Hee University School of Medicine.

Corresponding author: **Young-Guk Park.**

Department of Orthodontics, Kyung-Hee University School of Dentistry, 1, Hoegi-dong, Dongdaemun-gu, Seoul 130-701, Korea.

+82 2 958 9392; e-mail, ygpark@khu.ac.kr.

Received November 2, 2009; Last Revision February 14, 2010; Accepted February 17, 2010.