

시간경과에 따른 교정용 bracket과 교정선 사이의 마찰력 변화에 관한 연구

곽 춘¹⁾, 김진범²⁾, 손우성³⁾

I. 서 론

치아이동을 위해 치아에 가해지는 교정력은 치아와 그 주변조직에 심각한 위해 작용을 초래하지 않으면서 빠르고 정확하게 치아를 이동시키도록 적절히 조절, 구성되어야 한다.⁷⁾ 이를 근거로 하여 설계된 장치라 할지라도 교정장치에서 발휘되는 교정력의 일부는 마찰력으로 소실되어 치아 이동을 저해하는 요인이 되며 저항원에는 부가적 부담을 초래한다¹¹⁾. 마찰력이란 접촉하고 있는 두 물체가 상대적 운동을 할 때 접촉면 사이에서 운동의 반대방향으로 작용하여 이 운동을 저지하려는 힘으로 법선력에 비례하나 접촉면적과는 무관하며 서로 움직이는 상대 속도에 영향을 받지 않는다. 즉, 접촉하고 있는 물체의 표면 상태 및 법선력에 의해서 마찰력의 크기가 결정되는데($f = \mu N$), 이 때 마찰계수 μ 는 재료의 성질 뿐만 아니라 표면처리, 표면막 상태, 온도, 오염도의 정도에 따라라도 변화한다³³⁾. 이러한 마찰력을 극복하기 위해 교정선에 피막을 입히는 등의 마찰력을 감소시키려는 시도⁸⁾와 마찰이 일어나지 않는 frictionless system으로 치아를 이동시키고자 하는 연구가 꾸준히 있었다. 그

러나 현재 임상적 치아이동의 많은 부분이 friction system으로 이루어지므로 마찰력에 관한 연구가 필요하다고 생각한다.

마찰력에 관한 실험적 연구는 1500년 경 Leonardo da Vinci에 의해 최초로 이루어진 후 여러 학자들에 의해 계속되어 왔으며 1960년 Stoner²⁴⁾에 의해 교정학에서도 마찰력 연구가 필요함이 역설된 이래 많은 연구가 진행되어 왔다.

Bracket의 재질에 따른 마찰력의 변화에 대한 연구에서 Pratten 등²⁰⁾, Bedner 등⁴⁾ 그리고 Ireland 등¹⁰⁾의 학자들이 stainless steel bracket 보다 ceramic bracket에서 더 큰 마찰력이 나타난다고 보고하였다.

Andreasen 등²⁾과 Peterson 등¹⁸⁾은 bracket 폭경은 마찰력에 영향을 미치지 않는다고 보고했으나, Frank 등⁵⁾은 bracket 폭경이 증가하면 마찰력도 증가한다는 상이한 결과를 보고하였다. Kamiyama 등¹²⁾과 Thurow²⁶⁾는 폭경이 좁은 bracket을 사용할 때에는 치아가 기울어지기 쉬우므로 오히려 마찰력이 증가하는 요인이 된다고 주장하였다.

여러 종류의 교정용 선재의 마찰력에 관한 연구에서는 표면이 활택한 stainless steel 교정선보다 표면이 거친 Nitinol이나 β -titanium 교정선이 더 큰 마찰력을 보인다고 보고되었다^{6,10,27,31,34)}.

민 등³¹⁾, Kapila 등¹³⁾ 그리고 Bedner 등⁴⁾은 교정선이 굵을수록 마찰력도 증가한다고 보고하였으나, Tidy²⁷⁾는 교정선의 굵기와 brac-

접수일 : 1993년 2월 1일

1) : 대학원생, 부산대학교 치과대학 교정학교실, 전공의

2) : 부산대학교 치과대학 예방치학교실, 교수

3) : 부산대학교 치과대학 교정학교실, 조교수

Table 1. The composition of artificial saliva

KCl	0.400g
NaCl	0.400g
CaCl ₂ · 2H ₂ O	0.790g
NaH ₂ PO ₄ · 2H ₂ O	1.440g
Na ₂ HPO ₄	0.006g
Urea	1.000g
Distilled water	1.000ml

ket slot의 크기는 마찰력에 거의 영향을 미치지 않는다고 주장하였다.

이와 같이 교정용 bracket과 교정선사이의 마찰력에 대하여 많은 연구가 있어 왔으나 실험모형이나 조건 등에 따라 다양한 결과를 보이며, 특히, 타액의 영향에 대해서는 많은 논란이 있다. 마찰력에 대한 타액의 영향에 관하여 Andreasen 등²⁾은 타액을 사용한 최초의 실험에서 타액이 마찰력에 영향을 미치지 않는다고 발표한 반면, Thurow²⁶⁾는 임상적 관점에서 타액이 윤활제 역할을 할 것이라고 추정하였다. Stannard 등²³⁾은 인공타액이 마찰력을 증가시킨다고 주장하였으며 Pratten 등²⁰⁾도 타액환경에서 마찰력이 증가한다고 보고하였다. 그러나 Baker 등³⁾은 타액이 마찰력을 감소시킨다고 주장하였다.

임상에서는 특정시점의 마찰력의 크기보다는 시간경과에 따른 마찰력의 변화가 적정 교정력의 크기를 추정하는데 더욱 도움이 될 것으로 사료되었다. 이에 저자는 교정용 bracket과 3종의 교정선을 이용하여 시간경과에 따라 마찰력에 어떠한 변화가 나타나는가에 대해 연구함으로써 마찰력에 영향을 미칠 수 있는 요인에 대해 알아보았다.

II. 실험재료 및 방법

1). 실험재료

본 실험에 사용된 bracket은 .018"×.025" slot의 상악 중절치용 standard edgewise twin

Table 2. Sample distribution

	dry condition	in saliva
S-S	10	10
Co-Cr	10	10
TMA	10	10

S-S : stainless steel wire

Co-Cr : cobalt-chromium wire

TMA : β -titanium

bracket(Tomy, Order No. 142~13)이며, 교정선은 .017"×.025" stainless steel(Unitek, Permachrome Standard), .017"×.025" β -titanium(Ormco, TMA) 등 3종을 이용하였다. 결찰재로는 elastomeric ligature(RMO, Elastomeric ligatures, J-184)를 사용하였다. 인공타액은 표 1과 같은 조성으로 합성하여 사용하였으며 pH 5.5로 약산성이었다.

2) 실험방법

150mm×30mm×2mm의 합성 수지판에 bracket base의 변연과 합성수지판의 상단이 일치된 상태에서 bracket slot과 합성 수지판의 장축이 평행하도록 하여 자가중합레진(Ortho-one No-mix adhesive, Bisco Inc., USA)을 이용하여 bracket을 부착하였다. 3종의 교정선 각 20개씩을 elastomeric ligature를 이용하여 결찰하였다. 이들을 표 2와 같이 6개의 군으로 나누었다. 결찰 직후 건조환경군은 polyurethane 밀폐용기에 넣어 37°C로 유지시키고, 타액환경군은 인공타액이 담긴 밀폐용기에 넣어 37°C로 유지시켰다. 교정선의 길이는 100mm이며 한 쪽은 고리를 만들어 인장력을 가할 수 있도록 하였다.

elastomeric ligature는 신장시킨 후 1일 이내에 급격히 힘이 감소되며, 그 후에는 힘이 적게 감소된다고 알려져 있기 때문에^{1,30)}, 본 실험에서는 결찰 직후 1일간 급격히 힘이 감소되는 영향을 배제하기 위하여 결찰 1일 후부터 마찰력을 측정하였으며, 4주간 매주

Table 3. Mean frictional force and standard deviation(SD) with time in each group(g)

		0 week		1 week		2 weeks		3 weeks		4 weeks	
		MEAN	SD	MEAN	SD	MEAN	SD	MEAN	SD	MEAN	SD
Dry condition	S-S	203.60	17.21	224.80	12.87	244.60	12.96	252.60	14.06	254.30	19.82
	C0-Cr	191.60	24.32	202.70	26.04	226.20	25.01	229.90	23.34	239.10	25.08
	TMA	218.80	21.19	225.20	22.20	242.40	24.96	242.20	21.49	252.00	21.55
In saliva	S-S	180.90	16.82	207.70	19.03	210.30	23.67	204.10	19.17	200.60	21.18
	C0-Cr	162.50	11.03	178.50	13.19	178.70	20.66	192.20	18.16	180.10	14.73
	TMA	195.60	17.42	213.30	17.06	213.60	22.35	210.90	13.13	212.00	15.61

한번씩 측정하였다.

마찰력은 universal testing machine(Model No. 4301, Instron Corp., England)을 이용하여 load cell 10kg, crosshead speed 50mm/min으로 인장력을 가해 교정선이 움직이기 시작하는 순간의 마찰력을 측정하였다. 한번 측정 후에는 인공타액을 교환하고 다음번 측정때까지 보관하였다.

한편 elastomeric ligature의 탄성력 변화를 관찰하기 위해, 상품으로 만들어진 상태의 것, 결찰하여 공기 중에서 1일 경과한 것과 4주 경과한 것 그리고 결찰하여 타액 내에서 1일 경과한 것과 4주 경과한 것의 6가지 elastomeric ligature를 각각 10개씩 원래 길이의 2배로 신장시킨 상태의 탄성력을 universal testing machine을 이용하여 측정하였다. 그리고 교정선의 표면상태는 금속현미경(Nikon, OPTIPHOT, XPT M-type, Japan) 및 주사전자현미경(HITACHI, S-2300, Japan)을 이용하여 관찰하였다.

III. 결과

각 군에 대한 마찰력의 측정 결과는 표 3과 같다. 표 4는 마찰력의 측정치에 대해 변량분석을 실시한 결과인데 세가지 독립적인 요소, 즉 환경, 교정선의 종류 그리고 시간의 경과에 따라 마찰력이 변화한다는 것을 나타낸다. 또한 환경의 변화와 시간의 경과사이에는 교호작용이 있다는 것을 알 수 있었다.

Table 4. Three-way ANOVA of frictional force

Factors	F-value	P-value
Environment	233.73	0.000
Wire	26.16	0.000
Time	44.21	0.000
Environ.×Time	6.47	0.000
Environ.×Wire	2.60	0.076
Time.×Wire	0.85	0.559
Environ.×Time×Wire	0.37	0.936

그러나 환경의 변화와 교정선의 종류사이의 교호작용, 시간의 경과와 교정선의 종류사이의 교호작용 그리고 세가지 독립적인 요소들사이의 교호작용은 인정되지 않았다($p < 0.01$).

1. 환경의 변화

교정선의 종류나 측정 시간을 고려하지 않을 때 건조환경군의 평균마찰력은 230.00g으로 타액환경군의 평균마찰력 196.07g보다 컸다(그림 1).

2. 교정선의 종류

측정 환경이나 측정 시간을 고려하지 않을 때 cobalt-chromium 교정선의 평균마찰력은 198.15g이었고 stainless steel 교정선의 평균마찰력은 218.35g이었으며 β -titanium 교정선

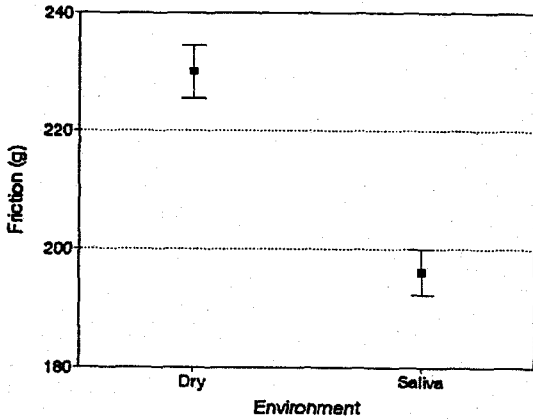


Fig. 1. Mean frictional force values for environment Error bars indicate 95% confidence interval.

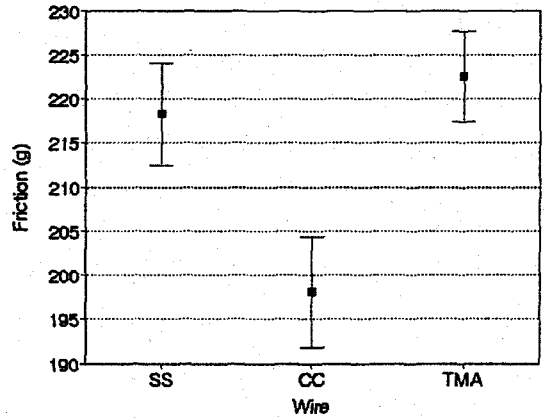


Fig. 2. Mean frictional force values for wire materials. Error bars indicated 95% confidence interval.

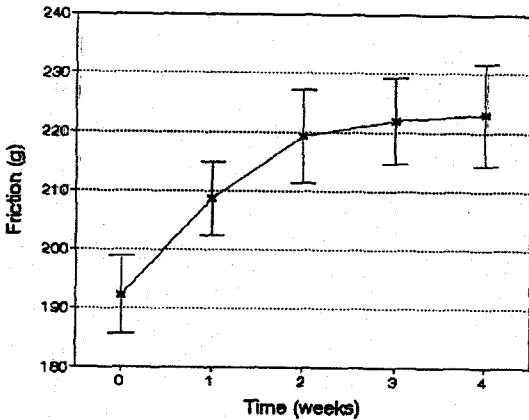


Fig. 3. Mean frictional force values for time measurement. Error bars indicated 95% confidence interval.

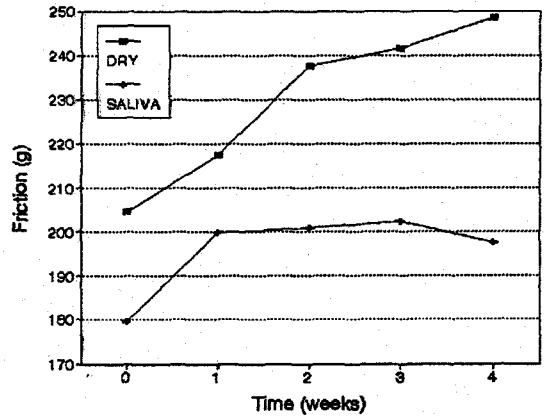


Fig. 4. Interaction between time and environment

의 평균마찰력은 222.60g이었다. cobalt-chromium 교정선의 마찰력이 다른 두가지 교정선의 마찰력보다 작았다(그림 2).

3. 시간의 경과

측정 환경이나 교정선의 종류를 고려하지 않을 때 각 측정 시간에 따라 측정된 마찰력의 평균은 실험시작부터 4주까지 각각 192.17g, 208.70g, 219.30g, 221.98g, 그리고 223.02g으로 시간의 경과에 따라 마찰력이 증가하는데, 첫 2주까지는 마찰력이 비교적 크게 증가하였

다^{6,10,27,31,34}. 본 실험에서도 cobalt-chromium 교정선에서 가장 마찰력이 작았으며 β -titanium 교정선에서 가장 큰 마찰력을 보여 이전의 연구결과와 일치하였다(그림 2).

각 교정선의 금속현미경 및 주사전자현미경사진 소견에서 세가지 교정선 모두 가공 중의 인발(drawing)과정에서 생긴 섬유상 조직으로 인한 줄무늬를 볼 수 있었는데 특히 cobalt-chromium 교정선에서 뚜렷하게 나타났다. stainless steel 교정선에서는 이러한 줄무늬 외에도 전반적으로 흩어져 있는 소와(pit)를 볼 수 있었는데, 이것은 가공과정에서 생긴 표면의 결함으로 추정된다. β -titanium

으나 3주와 4주째의 측정에서는 완만하게 증가하였다(그림 3).

4. 환경 변화와 시간경과 사이의 교호 작용

건조환경군에서는 시간 경과에 따라 마찰력이 계속적으로 증가한 반면 타액환경군에서는 첫 1주 동안 큰 증가가 나타난 후 매우 낮은 증가를 보이다가 4주째에는 오히려 감소하였다. 마찰력의 평균증가율은 건조환경군에서 10.95g/week로 타액환경군의 4.47g/week보다 크게 나타났다(그림 4).

5. elastomeric ligature의 탄성력 변화

상품상태의 elastomeric ligature의 평균탄성력은 722.50g, 공기 중에서 1일 경과한 것은 441.40g, 4주 경과한 것은 405.50g, 그리고 인공타액 내에서 1일 경과한 것은 398.60g, 4주 경과한 것은 333.80g이었다. 건조환경군과 타액환경군 모두 1일째 탄성력이 매우 크게 감소되었으며 그 이후 4주째까지는 완만한 감소를 보였다. 타액환경군에서 건조환경군보다 탄성력이 더욱 크게 감소되었다(그림 5).

IV. 총괄 및 고안

교정용 bracket과 교정선 사이의 마찰력은 bracket의 재질, 교정선의 굵기 및 종류, 결찰양식, 표면의 상태 등 여러요소에 의해 영향을 받는다고 알려져 있다. 본 실험에서는 교정선의 종류, 타액, 그리고 시간 경과 등의 요소가 마찰력에 어떠한 영향을 미치는가에 대해 알아보았다.

제1소구치를 발거한 후 견치를 후방으로 이동시킬 때 적절한 힘은 100~250g 정도인데^{21,25)}, 적정 교정력이 치아에 가해지더라도 bracket과 교정선 사이의 마찰력에 의해 상당량이 소실되기 때문에 실제로는 더욱 약한 힘

으로 치아에 전달되어 바람직한 치아이동이 일어나지 않게 된다. 본 실험에서는 인공타액 내에서 마찰력이 160~210g 정도로 나타나서 적절한 치아이동을 도모하기 위해서는 반드시 마찰력을 고려하여야 할 것으로 사료된다.

마찰력에 대한 타액의 영향에 대하여 Baker 등³⁾은 bracket과 교정선 사이의 마찰력이 건조한 상태에서보다 인공타액 내에서 감소되었으며, 인공타액보다 점도가 높은 glycerin 내에서는 인공타액 내에서보다 마찰력이 증가하였다고 보고하였으며 점도가 낮은 타액은 윤활제 역할을 한다고 주장하였다. 이 주장은 Thurow²⁶⁾의 추정과 일치하였다. Stanard 등²³⁾은 물과 같은 극성 액체는 극성을 띠는 물질사이에서 점착력(adhesion)이나 인력(attraction)을 증가시키기 때문에 타액 내에서는 bracket과 교정선의 마찰력이 증가된다고 주장하였다. 이 현상은 이온성의 물질들 사이에서 분자간력(atomic attraction)이 증가하여 나타나는 것이다. 또한 Pratten 등²⁰⁾은 타액이 bracket과 교정선 사이의 마찰력을 증가시킨다고 보고하였으며 bracket과 교정선 사이의 결찰력의 크기에 따라 타액의 역할이 달라진다고 주장하였다. 즉, 결찰력이 약할 때에는 타액이 윤활제로 작용하는 반면 결찰력이 강할 때에는 bracket과 교정선 사이의 미끄럼운동에 대해 전단저항(shear resistance)을 발생시켜 증가시킨다고 보고하였다. 본 실험에서는 건조환경군에 비해 타액환경군의 마찰력이 작게 나타나는데(그림 1)이 결과는 Baker 등³⁾의 결과와 일치하나 Stanard 등²³⁾과 Pratten 등²⁰⁾의 결과와는 상반되는 것이다. 본 실험에서는 elastomeric ligature가 건조상태에 비해 타액내에서 현저히 이완되어(그림 5) 이러한 탄성력의 감소로 인하여 타액이 윤활제로 작용하여 마찰력이 감소하였을 것으로 사료되었다.

이전의 대부분의 연구에서 stainless steel 교정선이나 cobalt-chromium 교정선보다 β -titanium 교정선의 표면이 거칠기 때문에 β -titanium 교정선의 마찰력이 크다고 보고되었

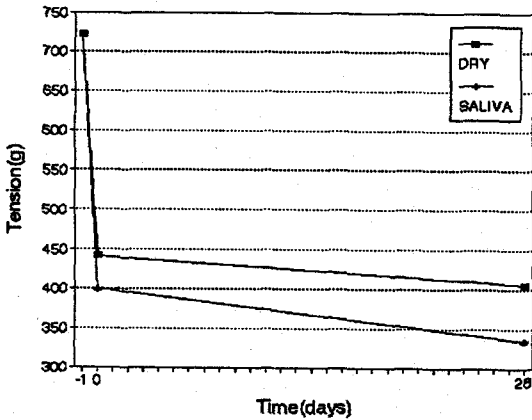


Fig. 5. Mean tension values for elastomeric ligatures

교정선에서는 인발과정에서 생긴 섬유상 조직외에도 전반적으로 매우 거칠고 표면이 불규칙하게 떨어져나간 요철면을 볼 수 있었다. 이것은 가공과정에서 발생한 표면의 굽힌 자국으로 추정되었다(그림 6-8, 15-17). 금속표면관찰소견으로 보면 인발과정에서 생긴 섬유상조직외에 표면의 결함이나 심한 요철면을 가진 stainless steel 교정선이나 β titanium 교정선이 비교적 결함이나 요철면이 적은 cobalt-chromium 교정선보다 큰 마찰력을 나타낼 것으로 추정되며 본 실험의 결과와도 일치하였다.

cobalt-chromium 교정선에 마찰력이 작게 나타났으므로 friction system으로 치아를 움직일 때에는 주호선으로 cobalt-chromium 교정선을 사용하여 bracket과 교정선 사이의 마찰력에 의하여 교정력이 감소되는 것을 최소한으로 하는 것이 적정 교정력을 유지하는데 유리할 것으로 사료된다.

표 3 및 그림 3과 같이 시간경과에 따라 마찰력이 계속적으로 증가하는데, 실험시작부터 2주까지의 증가율에 비해 그 이후의 증가율은 매우 낮다. 따라서 마찰력은 2주 정도 후에는 거의 일정한 수준을 유지할 것으로 사료된다. 고등²⁹⁾은 결찰 후 1주일간 인공타액 내에서 마찰력이 감소하며, 이는 시간경과에 따라 elastomeric ligature의 탄성력이 감소하여 야기된 결과라고 주장하였다. 본

실험에서는 이처럼 결찰 후 급격히 탄성력이 감소되는 처음 24시간동안의 변화를 배제하기 위해 결찰 24시간 후부터 측정하였으며, 그 이후의 elastomeric ligature의 탄성력은 그림 5와 같이 매우 완만하게 감소됨으로써 마찰력을 감소시킬 만큼 큰 영향을 미치지 못하였을 것으로 추정된다. 시간경과에 따른 마찰력의 증가는 bracket과 교정선의 표면 부식에 의한 것이라고 사료된다. 상온에서는 금속표면에 얇은 산화막이 항상 존재한다. 따라서 법선력이 작게 작용하는 경우에는 금속간에 마찰이 일어나는 것이 아니라 이러한 표면산화막간에 마찰이 일어나게 된다. 이 경우 마찰력의 크기를 결정하는 것은 금속이라기 보다는 금속표면의 산화막의 성상이라고 할 수 있다^{14,17,28)}. 구강내에서 전해질 역할을 하는 타액은 부식을 초래하는 주 원인이며 서로 다른 금속사이에서 화학반응을 일으키는 매개물이다. 미생물이 만들어 낸 유기산과 효소가 원인 될 수 있으며, 구강내 상주하는 균주가 부식을 증가시키기도 한다. 산소 및 이산화탄소와 같은 기체의 선택적인 반응으로 부식이 증가되며, 산소농도가 인접 부위와 서로 다를 때 부식이 일어나기 쉽다. 낮은 산도, 급격한 온도 변화, 치면 세균막, 단백질, 타액의 양과 질 등이 부식을 일으키는 요소로 작용한다. 그러므로 구강은 금속과 합금의 수용성 부식이 일어나기 좋은 환경이다³²⁾.

마찰력 측정후 관찰한 금속선의 표면에서 세교정선 모두 전반적으로 어둡게 보이는데 이것은 전면에서 부식이 나타나 생긴 현상으로 사료된다(그림 9-14, 18-23). stainless steel 교정선이나 cobalt-chromium 교정선에서는 선재내에 함유된 크롬이 산소와 접촉되는 교정선 표면에 산화크롬과 수산화크롬으로 이루어진 부동층(passivated layer)이 형성되어 부식이 방지된다^{15,16,22)}. 가공과정에서 생긴 표면의 결함부에는 이러한 부동층이 파괴되어 있어 부식에 대한 저항이 감소되어 있다. stainless steel 교정선과 cobalt-chro-

mium 교정선의 표면에서 이러한 현상을 볼 수 있었으며 특히 stainless steel 교정선의 표면에서는 공식 현상(pitting corrosion)이 나타난 것을 찾아볼 수 있었다. 티탄, 몰리브덴 등을 함유한 β -titanium은 stainless steel이나 cobalt-chromium보다 부식저항성이 더욱 강한데, 티탄은 크롬보다 고온에서 탄화물이 형성되므로 금속을 냉각시키는 동안 탄화크롬이 형성되기 전에 다른 종류의 탄화물을 형성하여 크롬의 부동태 효과가 보존되며 산화티탄을 형성하기 때문에 부식에 저항한다⁹⁾. 몰리브덴은 온도가 높아지면 이 층의 두께가 증가하여 부식저항성이 증가된다¹⁰⁾. 마찰력 측정후 관찰한 β -titanium 교정선의 표면은 상품상태의 것(그림 17)보다 전반적으로 고른 표면을 볼 수 있었는데, 이것은 전반적인 산화막 형성때문인 것으로 사료된다. 길이방향으로 나타나는 부식양상은 가공과정에서 금속표면에 심한 요철이 나타나게 되어 그 후 형성된 산화막의 두께가 부위에 따라 서로 다르며 이 중에서 얇게 형성된 부분에 집중적으로 부식이 발생하여 나타난 것으로 추정되며 실험과정에서 bracket과의 마찰에 의해 산화막이 파괴된 결과로 판단된다.

본 실험에서는 건조한 상태에서 마찰력이 증가하는 정도에 비해 타액 내에서 마찰력이 증가하는 정도가 낮았다(그림 4). 이것은 타액 내에서 elastomeric ligature의 낮은 탄성력과 더 큰 탄성감소율에 기인한 것으로 추정되며 타액의 윤활작용도 영향을 미친 것으로 사료된다. 따라서 임상에서는 이러한 타액 내에서 마찰력의 증가정도를 미리 예측하고 교정력을 필요한 양보다 크게 적용시켜야 할 것으로 사료된다. elastomeric chain을 이용하여 견치를 후방이동시키고자 할 경우에는 실제로 견치에 가해져야 할 교정력의 크기에 예상되는 bracket과 교정선사이의 마찰력과 elastomeric chain의 탄성력 감소량을 더해 주어 미리 큰 교정력을 적용시켜야 할 것으로 사료된다.

본 연구에서는 임상에서 널리 사용되고 있는 stainless steel, cobalt-chromium, 그리고 β -titanium 교정선에 대해 건조환경과 타액 환경에서 bracket과 교정선 상의 마찰력을 측정하였다. 그러나 실제 구강환경에서 치아를 이동시킬 때에는 bracket과 교정선사이의 binding 효과와 음식물잔사와 침착 및 개개인의 타액 성상의 차이 등 여러 요소가 관련되어 마찰력에 영향을 미칠 것으로 여겨진다. 그러므로 적정 교정력을 찾기 위하여 교정용 bracket과 교정선 사이의 마찰력에 대하여 계속적인 연구가 필요하다고 사료된다.

V. 결론

인공타액 내에서 시간 경과에 따른 교정용 bracket과 교정선 사이의 마찰력 변화를 알아보기 위해 상악 중절치용 standard edge-wise twin bracket과 .017"×.025"의 stainless steel, cobalt-chromium 그리고 β -titanium 교정선을 elastomeric ligature를 이용하여 결찰하고 건조환경군과 타액환경군으로 나누어 1주 간격으로 4주간 마찰력을 측정한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 건조환경군의 마찰력이 타액환경군의 마찰력보다 컸다.
2. cobalt-chromium군의 마찰력이 stainless steel군이나 β -titanium군의 마찰력보다 작았다.
3. 시간경과에 따라 마찰력이 점차적으로 증가하였는데, 실험 시작부터 2주째까지 급격히 증가하다가 2주 후에는 완만하게 증가하였다.
4. 시간경과에 따른 마찰력의 변화 양상은 환경에 따라 차이를 보였는데, 건조환경군의 증가율이 타액환경군의 증가율보다 높았다.

참고문헌

1. Andreason, G. F., Bishara, S. : Comparison of Alastik chains

- with elastic involved with intra-arch molar forces, *Angle Orthod.*, 40 : 151~158, 1970.
2. Andreasen, G. F., Quevedo, F. R. : Evaluation of frictional forces in the 022"×028" edgewise bracket in vitro, *J. Biochem.*, 3 : 151~160, 1970.
 3. Baker, K. L., Nieberg, L. G., Weimer, A. D. and Hanna, M. : Frictional changes in force values caused by saliva substitution, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 91 : 316~320, 1987.
 4. Bedner, J. R., Gruendeman, G. W. and Sandrik, J. L. : A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 100 : 513~522, 1991.
 5. Frank, C. A., Nikolai, R. J. : A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire, *Am. J. Orthod.*, 78 : 593~609, 1980.
 6. Garner, L. D., Allai, W. W. and Moore, B. K. : A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 90 : 199~203, 1986.
 7. Graber, T. M., Swain, B. F. : *Current orthodontic concepts and techniques*, W. B. Saunders Co., pp. 193~227, 1975.
 8. Greenberg, A. R., Kusy, R. P. : A survey of specialty coatings for orthodontic wires, *J. Dent. Res.*, 58 : 98, 1979.
 9. Greener, E. H., Harcourt, J. K. and Lautenschlager, E. P. : *Materials science in dentistry*, Baltimore, The Williams and Wilkins Co., p. 352, 1972.
 10. Ireland, A. J., Sherriff, M. and McDonald, F. : Effect of bracket and wire composition on frictional forces, *Eur. J. Orthod.*, 13 : 322~328, 1991.
 11. Jarabak, J. R., Fizzel, J. L. : *Technique and treatment with light wire appliance*, The Mosby Co., pp. 48~91, 1963.
 12. Kamiyama, T., Sasaki, T. : Friction and width of brackets, *J. Jpn. Orthod. Soc.*, 32 : 286~289, 1973.
 13. Kapila, S., Angolkar, P. V., Duncanson, M. G. and Nanda, R. S. : Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wire of four alloys, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 98 : 117~126, 1990.
 14. Majer, R., Smith, D. C. : Corrosion of orthodontic bracket bases, *Am. J. Orthod.*, 81 : 43~48, 1982.
 15. Mueller, H. J., Chen, C. P. : Properties of a Fe-Cr-Mo wire, *J. Dent.*, 11 : 71, 1983.
 16. Mueller, H. J., Green, E. H. and Marker, B. C. : Corrosion by external polarization of soldered orthodontic wires in cleanser solutions, *Am. J. Orthod.*, 76 : 555, 1979.
 17. Park, H. Y., Shearer, T. R. : In vitro release of nickel and chromium from simulated orthodontic appliances, *Am. J. Orthod.*, 84 : 156~159, 1983.
 18. Peterson, L., Spencer, R. and Andreasen, G. : A comparison of friction resistance for nitinol and stainless steel wire in edgewise brackets, *Quintessence International*, 5 : 565~571, 1982.
 19. Pickering, F. B. : *Physical metallurgy and the design of steels*, London, Applied Science Publishers, Ltd., p. 247, 1978.
 20. Pratten, D. H., Popli, K., Germane, N. and Gunsolley, J. C. : Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 98 : 398~403, 1990.
 21. Reitan, K. : Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics, *Am. J. Orthod.*, 43 : 32~45, 1957.
 22. Sarkar, N. K., Redmond, W., Schwaninger, B. and Goldberg, A. J. : The Chloride corrosion behaviour of four orthodontic wires, *J. Oral Rehabil.*, 10 : 121, 1983.
 23. Stannard, J. G., Gau, J. M. and Hanna, M. A. : Comparative friction of orthodontic wires under dry and wet conditions, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 89 : 485~491, 1986.
 24. Stoner, M. M. : Force control in clinical practice, *Am. J. Orthod.*, 46 : 163~186, 1960.
 25. Storey, E. E., Smith, R. : Force in orthodontics and its relation to tooth movement, *Austral. J. Dent.*, 56 : 11~18, 1952.
 26. Thurow, R. C. : Elastic ligature, binding forces, and anchorage taxation, *Am. J. Orthod.*, 67 : 694, 1975.
 27. Tidy, D. C. : Frictional forces in fixed appliances, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 96 : 249~254, 1989.
 28. Tillitson, E. W., Crag, R. G. and Peyton, F. A. : Friction and wear of restorative dental materials, *J. Dent. Res.*, 50 : 149~154, 1971.
 29. 고정석, 양규호 : 인공타액하에서 교정선과 bracket 간의 마찰력에 대한 연구, *대한치과교정학회지*, 18 : 55~63, 1988.
 30. 김주형, 이기수 : 교정용 천연 및 합성 고무탄성체의 이완양태에 관한 연구, *대한치과교정학회지*, 21 : 433~445, 1991.
 31. 민정미, 서정훈 : 치아의 활주 이동시 교정용 bracket와 arch wire 사이에서 발생하는 마찰 저항력에 관한 비교 연구, *대한치과교정학회지*, 18 : 155~163, 1988.
 32. 박수병, 이병태 : Bracket과 호선의 금속유리, *대한치과교정학회지*, 19 : 75~84, 1989.
 33. 성백능 : 기초물리학, 이우출판사, pp. 60~63, 1981.
 34. 성현미, 박영철 : 교정용 bracket과 archwire 사이의 마찰저항에 대한 비교연구, *대한치과교정학회지*, 21 : 543~557, 1991.

- ABSTRACT -

A STUDY ON THE CHANGES OF FRICTIONAL FORCE BETWEEN BRACKET AND ORTHODONTIC WIRE WITH TIME IN ARTIFICIAL SALIVA

Chun Kwak, D.D.S., Jim-Bom Kim, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Woo-Sung Son, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Orthodontics, College of Dentistry, Pusan National University

The friction of orthodontic appliances is recognized to be detrimental to tooth movement. The purpose of this study was to determine the magnitude of frictional force changes between bracket(018"×025" solt) and orthodontic wires(stainless steel, cobalt-chromium, and β -titanium, 017"×0.25" rectangular) with time. The wire was secured in the bracket slot with a elastomeric ligature. Frictional forces were measured by universal testing machine.

The following conclusions were obtained.

1. The frictional forces under dry condition were greater than those in saliva.
2. The frictional forces produced by cobalt-chromium wire were less than those generated by stainless steel and β -titanium wire.
3. The frictional forces increased progressively with time, and the amount of increase on first two weeks was greater than on last two weeks.
4. The change of frictional force under dry condition was greater than in artificial saliva.

KOREA J ORTHOD 1993 ; 23(2) : 283-294.

Key words : frictional force, orthodontic bracket and wire

EXPLANATION OF PHOTOGRAPHS

- Fig. 6. Microscopic feature of stainless steel wire as recieved(x100).
- Fig. 7. Microscopic feature of cobalt-chromium wire as recieved(x100).
- Fig. 8. Microscopic feature of β -titanium wire as recieved(x100).
- Fig. 9. Microscopic feature of stainless steel wire under dry condition for four weeks(x100).
- Fig. 10. Microscopic feature of cobalt-chromium wire under dry condition for four weeks(x100).
- Fig. 11. Microscopic feature of β -titanium wire under dry condition for four weeks(x100).
- Fig. 12. Microscopic feature of stainless steel wire in artificial saliva for four weeks(x100).
- Fig. 13. Microscopic feature of cobalt-chromium wire in artificial saliva for four weeks(x100).
- Fig. 14. Microscopic feature of β -titanium wire in artificial saliva for four weeks(x100).
- Fig. 15. Scanning electron micrograph of stainless steel wire as recieved(x1000).
- Fig. 16. Scanning electron micrograph of cobalt-chromium wire as recieved(x1000).
- Fig. 17. Scanning electron micrograph of β -titanium wire as recieved(x1000).
- Fig. 18. Scanning electron micrograph of stainless steel under dry condition for four weeks (x1000).
- Fig. 19. Scanning electron micrograph of cobalt-chromium under dry condition for four weeks(x1000).
- Fig. 20. Scanning electron micrograph of β -titanium under dry condition for four weeks(x1000).
- Fig. 21. Scanning electron micrograph of stainless steel in artificial saliva for four weeks(x1000).
- Fig. 22. Scanning electron micrograph of cobalt-chromium in artificial saliva for four weeks (x1000).
- Fig. 23. Scanning electron micrograph of β -titanium in artificial saliva for four weeks(x1000).

논문 사진부도 ①

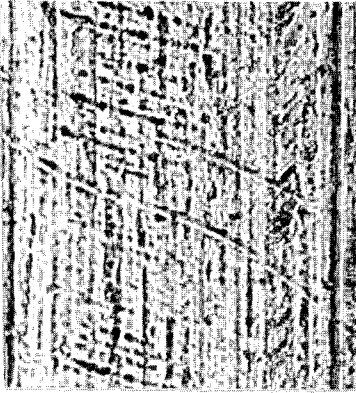


Fig. 6

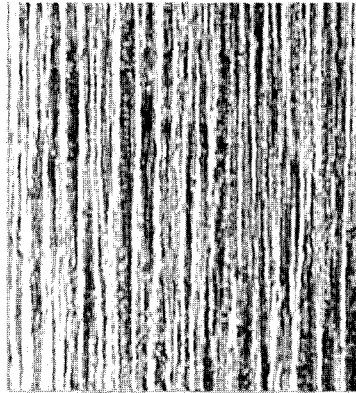


Fig. 7

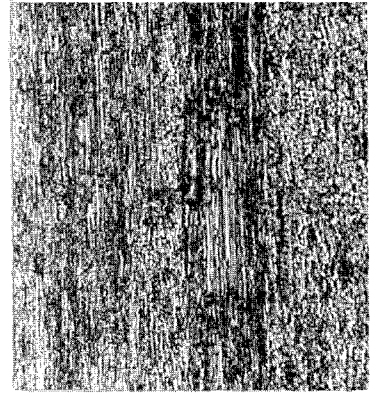


Fig. 8

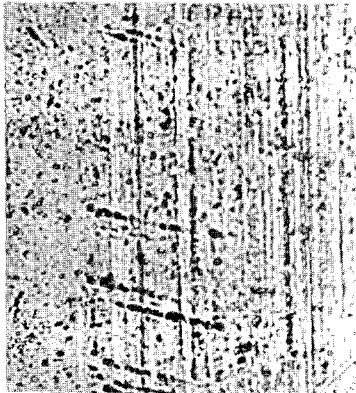


Fig. 9

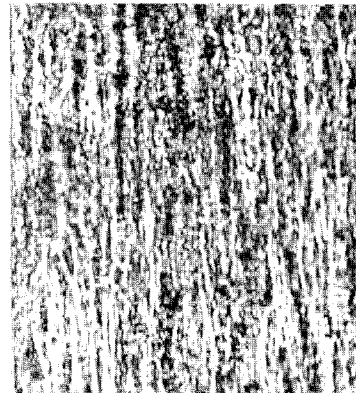


Fig. 10

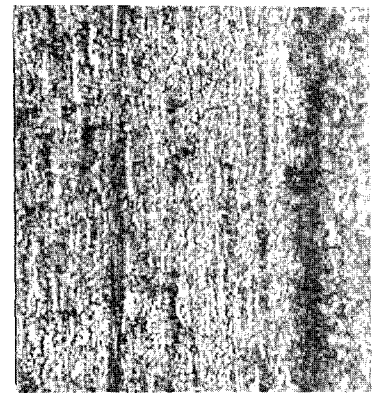


Fig. 11



Fig. 12



Fig. 13

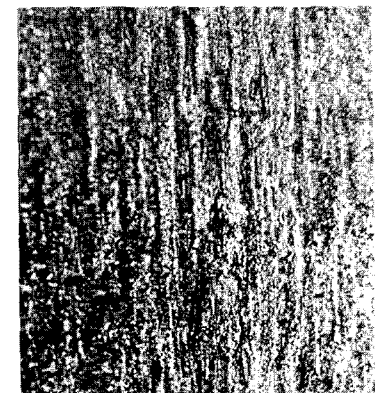


Fig. 14

논문 사진부도 ②



Fig. 15

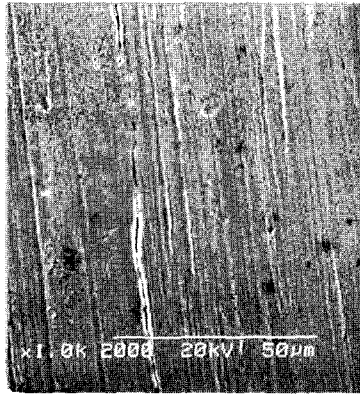


Fig. 16

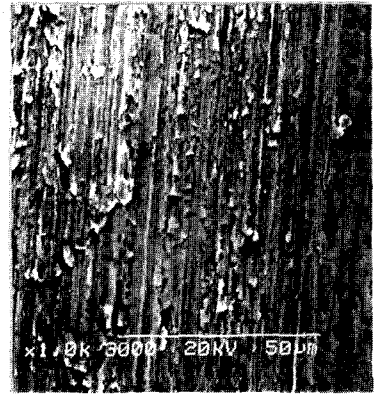


Fig. 17



Fig. 18



Fig. 19

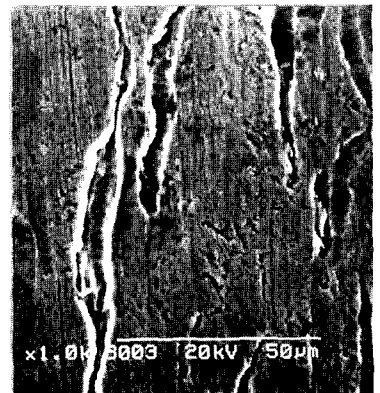


Fig. 20

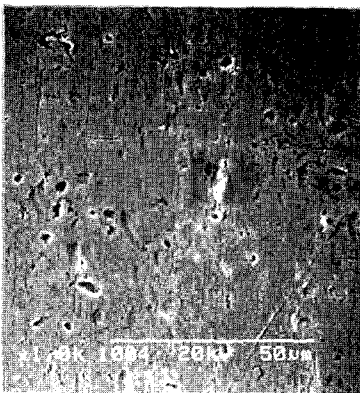


Fig. 21



Fig. 22

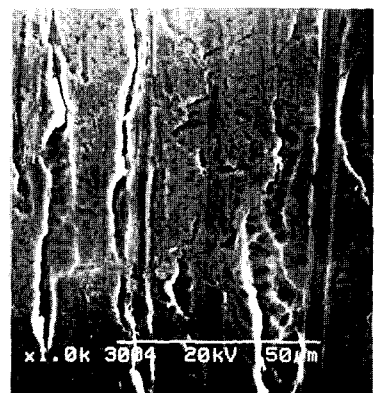


Fig. 23