-대한치과교정학회지 : Vol.20, No.2, 1990-

고정성 교정장치를 이용한 치아이동시 발생되는 마찰력

전남대학교 치과대학 교정학교실

조명숙 · 김종철

-목 차-

Ⅰ. 서 론
Ⅱ. 마찰역학
Ⅲ. 교정영역에서 발생되는 마찰력
Ⅳ. 개개조건이 마찰력에 미치는 영향
Ⅴ. 결 론
참고문헌
영문초록

Ⅰ. 서 론

두 물체가 접촉된 상태에서 어느 한 물체가 운동을 시작할 때 또는 운동 시에 물체의 이동을 방해하는 반대 방향의 같은 크기의 힘이 작용하는데 이와 같은 저항 또는 반항을 마찰(friction)이라고 하며 이 저항력을 마찰력(frictional force)이라고 한다[1].

교정학 영역에서도 고정성 교정장치를 이용한 치아이동시 교정용 bracket과 교정선 및 결찰재 사이에서 마찰력이 발생되어 지는데, 마찰력은 재료자체의 특성, 표면상태, 결찰력, 교정선의 굵기와 단면의 형태, 그리고 접촉면 사이에 개재된 타액 등과 같은 환경적 요소에 의해 크게 달라질 수 있다.

타액의 개재와 마찰력의 관계에 있어서 Thurrow[2]는 elastic ligature시의 윤활제로서의 타액의 역할에 관해 보고하였고, Stannard 등[3]은 수종 교정선에 대한 타액의 상이한 작용에 관해 보고하였으며, Baker등[4]은 타액대용제와 타액의 작용을 비교 보고 하였다. 또한 Riley등[5]은 plastic bracket과 metal bracket 간의 마찰력의 차이 및 결찰재의 종류에 따른 상이한 결과를 보고하였다. Frank와 Nikolai[6], Adreasen과 Quevedo[7], Garner 등[8], Nicolls[9], Peterson등[10], Greenberg와 Kusy[11]등은 각각 교정선 및 bracket의 재질과 형상, 결찰재의 종류 및 결찰양식, bracket간의 거리, 교정선과 bracket이 이루는 각도 등의 복합적인 요소들에 관하여 다양한 실험을 하였으며, 국내에서도 고[12], 민[13], 황[14]등이 교정선과 bracket이 이루는 각도와 bracket의 폭경에 관한 실험 및 인공타액하에서 수종 교정선의 마찰력에 관한 실험결과를 보고하였으나, 실험조건에 따라 연구결과가 상이하였으므로 저자는 선학들의 연구결과를 분석·종합하여 교정영역에서 발생되어지는 마찰력과 다양한 조건들간의 관계에 관해서 고찰해 보고자 한다.

Ⅱ. 마찰역학

1. 마찰력의 정의

접촉하고 있는 두 물체중 어느 한 물체가 운동을 시작하려고 할 때 운동 중에 물체의 이동

을 방해하는 반대 방향의 같은 크기의 힘이 작용하는데 이러한 저항력을 마찰력이라고 한다.

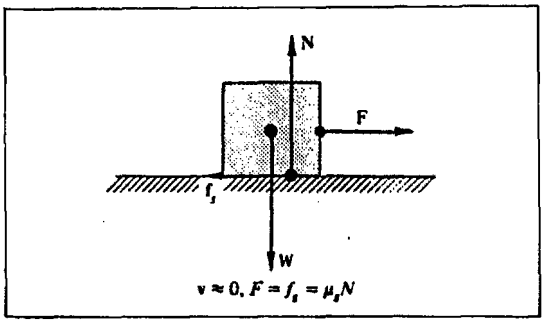


Fig. 1. Body under frictional resistance. N; Normal force, F Force, fs; frictional force, W; weight, V; velosity

마찰력(f)는 동일한 마찰계수(μ)하에서 수직항력(N)에 정비례하며 비례상수인 마찰계수(μ)는 물체의 재질 및 환경적 여건에 의해서 달라질 수 있다[15].

마찰력은 크게 물체가 운동을 시작하기 이전에 작용하는 정지마찰력(static frictional force : fs)과 일단 운동이 시작된 물체에 작용하는 마찰력인 운동마찰력(kinetic frictional force : fk)으로 구분지을 수 있으며 정지마찰력은 운동마찰력 보다 더 크다[1].

2. 접촉된 고체와 고체간에서 발생하는 마찰 및 마모에 관한 이론[16]

1) Leonardo da Vinci(1500)는 마찰력은 접촉면의 크기와는 무관하며 접촉하고 있는 물체 사이에 작용하는 법선력의 크기에 비례한다는 일반원칙을 발표하였고 이는 1699년에 Amonton에 의해서 Amonton's law로 정립되었다.

2) Coulomb(1785)은 마찰력을 유발하는 가능한 두가지 원인 요소로서 미세구조물들간의 맞물림(interlocking)과 응집(cohesion)을 들었다.

3) Desaguliers(1734)는 마찰력은 두 물체 사이의 molecular attraction을 극복하는데 소요되는 힘이라는 molecular theory를 발표하였다.

4) Bowen and Tabor(1939)는 마찰력이란 이동하고 있는 두 물체의 실질적인 접촉면 사이에서의 분자 상호 작용의 결과로 발생된 welded junction(adhesion)을 극복하는데에 소요되는 힘이라는 adhesion theory로서 마찰력을 설명하였다.

5) Kragelskii는 마찰력은 접촉하고 있는 두 물체의 계속적인 접합(adhesion)과 파열(deformation)의 결과로 발생된다는 composite theory를 발표하였다.

III. 교정영역에서 발생되는 마찰력

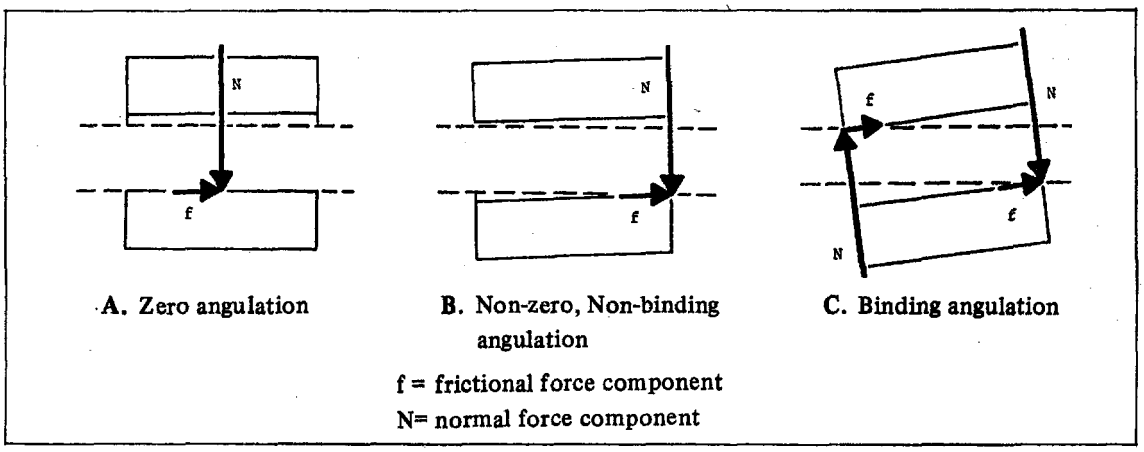
교정용 선재가 bracket을 통하여 이동하거나 bracket이 교정선을 따라 움직일 때 시간의 경과와 함께 정지 마찰력과 운동 마찰력이 발생되어진다. 장치를 처음 activation시킴에 따라 장치에서 발휘되는 힘이 최대 정지 마찰력을 능가하게 되면 치아는 전위되어 진다. 그 후 변형된 치주인대의 저항력이 복귀되어 지고 이것이 운동 마찰력에 첨가되어 장치의 힘을 능가하게 되면 치아의 이동은 일시적으로 정지되어 진다. 시간이 경과되면서 치주인대의 재생이 치아의 탄성등에 영향을 미치고 저작 활동이 bracket과 교정선재 사이의 법선력을 감소시킴에 따라 마찰 저항이 붕괴되고 치아이동이 재개된다. 그러므로 마찰력이 존재하는 상황에서의 치아의 이동은 지속적이라기 보다는 짧은 단계의 도약이동이라고 볼 수 있다.

정지 및 운동 마찰계수에 영향을 미치는 요소중의 하나는 개개 표면의 roughness정도인데, 표면의 roughness는 재료 자체의 특성, 제조과정(연마, 열처리 등), 보관 및 사용 기간(시간경과에 따른 corrosion, creep, relaxation)등에 의해서 영향을 받는다.

또한 bracket과 교정선 간의 마찰저항이 본질적으로 법선력에 의해서 영향을 받기 때문에 법선력의 분포를 이해하는 것이 중요하다.

1. Zero angulation(Fig. 2, A)

Bracket과 선재간의 법선력은 bracket의 교



A. Zero angulation　　B. Non-zero, Non-binding angulation　　C. Binding angulation

f = frictional force component
N= normal force component

Fig. 2. Contact forces, exerted by the archwire on the bracket, decomposed into perpendicular (normal) and parallel (frictional) components with respect to the bracket surface.

합면측 또는 치은측을 따라서 분포되어 진다.

2. Non－zero, non－binding angulation(Fig. 2, B)

Bracket이 근·원심으로 경사되었으나 bracket과 교정선 간에 binding이 없을 때, 법선력은 bracket slot의 근심측 또는 원심측 모서리 부위에서 분산되어 진다.

3. High binding angulation(Fig. 2, C)

Bracket의 경사가 더욱 심해져서 bracket과 교정선간에 clearance가 없어지면 bracket slot의 대각선 쪽의 모서리에서 교정선에 의한 법선력이 가해진다.

법선력에 크게 영향을 미치는 요소는 교정선의 stiffness이다. stiffness는 교정선 자체의 기본적인 특성(단면의 형태 및 직경, 선재의 굽힘 탄성률) 뿐 아니라 bracket간의 거리에 의해서도 영향을 받는다[6].

IV. 개개조건이 마찰력의 크기에 미치는 영향

1. 교정선의 종류에 따른 마찰력의 크기

1) Low angulation(Fig. 2, A & B)

Binding이 없는 상황에서 마찰력의 크기에 영향을 미치는 주요소는 교정선 표면의 roughness이며 표면이 거칠수록 마찰저항이 커진다[3,8,13,14,17,18](Fig. 3 & 4).

따라서 nitinol의 마찰력이 가장 크고 beta-titanium, cobalt-chromium의 순이며 stainless steel선재의 마찰력은 가장 작다.

2) High binding angulation(Fig. 2, C)

Bracket과 교정선간의 각도가 증가되면 bracket과 교정선간의 법선력이 증가되어지며 따라서 표면의 거칠은 정도보다는 법선력이 마찰저항에 주로 영향을 미치게 되는데 법선력은 교정선의 stiffness에 비례한다(Table 1). 즉, binding이 큰 상황에서 nitinol선재보다 stainless steel선재의 마찰력이 더 크게 나타난다[17](Fig. 5).

2. 교정선의 단면의 형태 및 직경에 따른 마찰력의 크기

1) Low angulation

원선(round wire)보다 각선(rectangular wire)의 마찰력이 더 크며, 직경이 큰 교정선일수록 마찰저항도 증가되어 진다[4,5,6,12].

즉, Bracket과 교정선간의 각도가 작을 때 마찰력의 크기에 직접적으로 영향을 미치는 요소는 접촉면적의 크기이다.

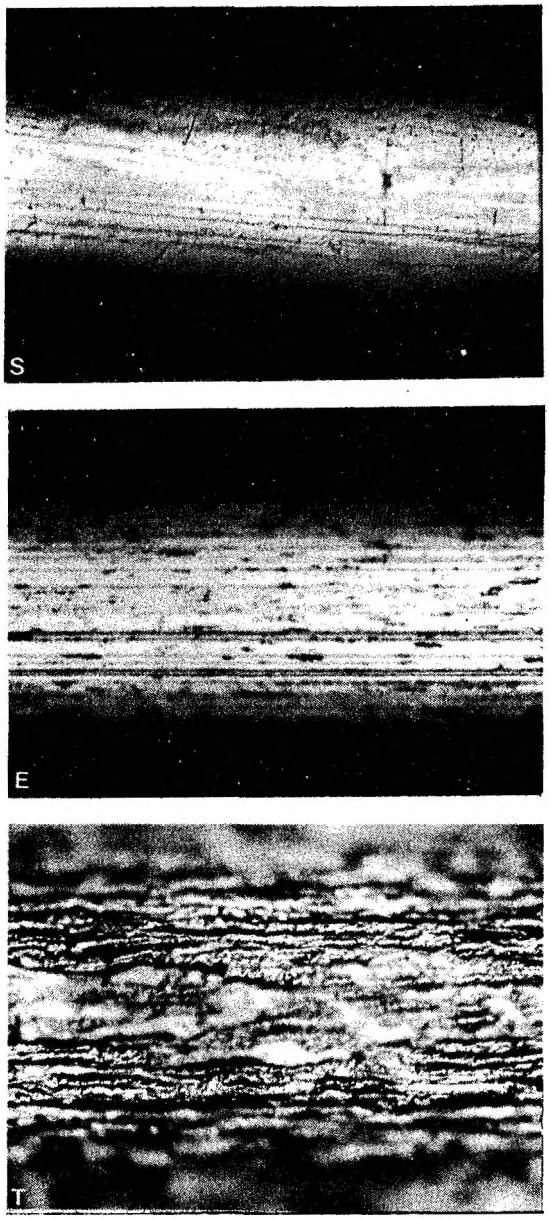


Fig. 3. Metallurgical micrographs of the stainless steel, Elgiloy and beta-titanium wires (x 400).

S; stainless steel **E**; Elgiloy **T**; TMA

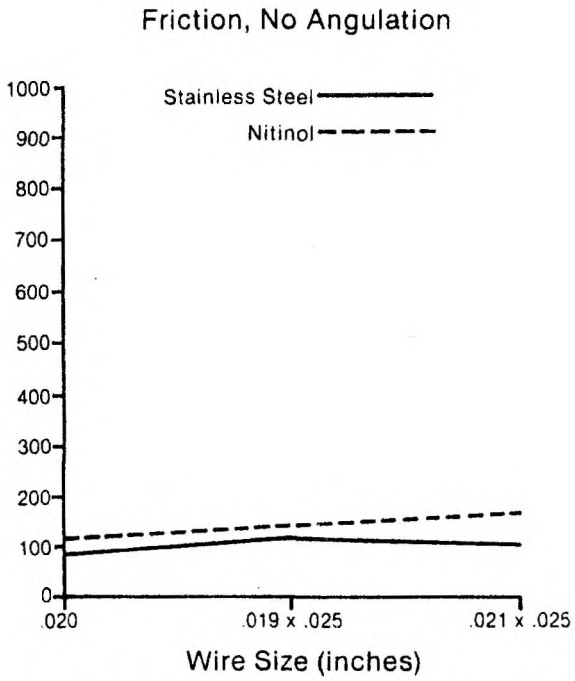


Fig. 4. Without angulation, there is about 100gm of friction when there commonly used wire sizes slide in edgewise brackets.

Table 1. Material stiffness number (MS) of orthodontic alloys and braided steel wires

	Material stiffness number (Ms)
Alloys	
Stainless steel (ss)	1.00
TMA	0.42
Nitinol	0.26
Elgiloy blue	1.19
Elgiloy blue (heat-Tx)	1.22
Braids	
Twist-flex	0.18 – 0.20
Force-9	0.14 – 0.16
D-rect	0.04 – 0.08
Respond	0.07 – 0.08

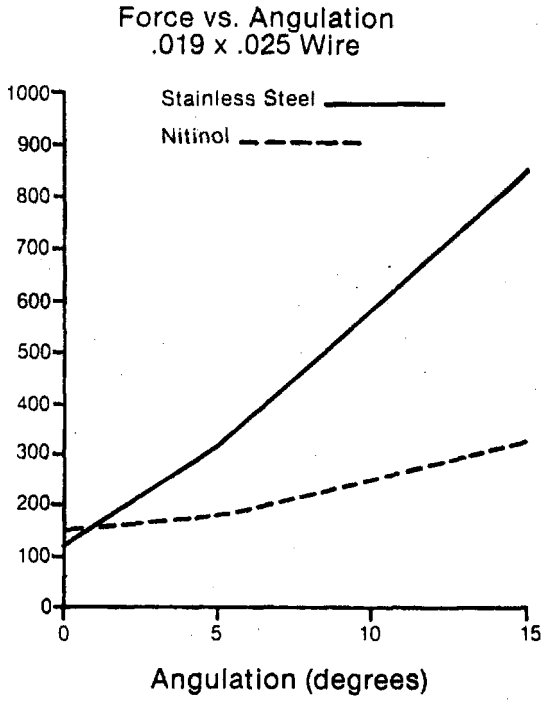


Fig. 5. The amount of friction produced as a wire slides through a bracket increased as a function of the angulation of the wire across the bracket. Nitinol was inherently slicker surface than S-S and is less affected by the angulation change.

2) High binding angulation

Bracket과 교정선간의 각도가 증가될 때 마찰력의 크기에 영향을 주는 주요소는 교정선의 stiffness이며 stiffness는 원선이나 각선의 occlsogingival dimension의 3승배 혹은 4승배에 비례한다. 따라서 0.016×0.022 inch의 각선(2nd order Cs : 597.57)보다 0.020 inch의 원선(Cs : 625.00)에서 마찰력이 더 크다[17,19] (Table 2, 3).

Table 2. Cross-sectional stiffness numbers (Cs) of round wires

Cross section (Inches)	*Cs*
0.004	1.00
0.010	39.06
0.014	150.06
0.016	256.00
0.018	410.06
0.020	625.00
0.022	915.06
0.030	3164.06
0.036	6561.00

Table 3. Cross-sectional stiffness numbers (Cs) of rectangular and square wires

Shape	*Cross section (Inches)*	*Cs*	
		1st order	*2nd order*
Rectangular	0.010 x 0.020	530.52	132.63
Rectangular	0.016 x 0.022	1129.79	597.57
Rectangular	0.018 x 0.025	1865.10	966.87
Rectangular	0.021 x 0.025	2175.95	1535.35
Rectangular	0.0215 x 0.028	3129.83	1845.37

Shape	*Cross section (Inches)*	*Cs*
Square	0.016 x 0.016	434.60
Square	0.018 x 0.018	606.14
Square	0.021 x 0.021	1289.69

3. Bracket의 종류에 따른 마찰력의 크기

Standard edgewise bracket에서 bracket의 폭경이 커질수록 마찰력이 더 커지며[6,13], plastic bracket의 마찰력이 metal bracket의 마찰력보다 더 큰데 이는 plastic bracket의 표면이 metal bracket의 표면보다 더 거칠기 때문이다[5](Fig. 6).

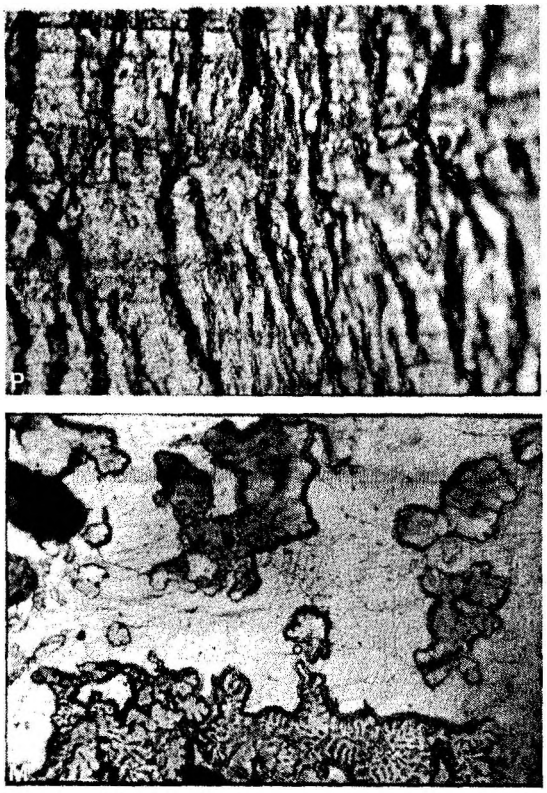


Fig. 6. Metallurgical micrographs of the plastic and metal brackets (x400)
P; plastic bracket **M**; metal bracket

4. 결찰양식에 따라서 stainless steel결찰이 elastomeric module을 이용하여 결찰한 경우보다 더 큰 마찰력을 나타내며, 결찰력이 커질수록 마찰력이 증가된다[2,5,20].

5. 타액의 개재가 마찰력의 크기에 미치는 영향

타액의 마찰력에 미치는 영향에 관해서는 다양한 연구결과들이 보고되고 있다. 타액의 존재하에서 마찰력이 더 크다고 보고한 선학들[3,21]은 타액에 의한 adhesion효과와 water의 polar liquid의 작용으로 마찰력의 증가를 설명하였고, Baker등은 타액이 윤활제로서 작용하여 교정선과 bracket간의 마찰력을 감소시켰다고 하였다.

따라서 타액의 마찰력에 미치는 영향은 단독적인 작용에 의한다기 보다는 법선력의 크기, 산화막의 성상등의 다른 요소들과 복합적으로 작용하여 다양한 효과를 나타낸다고 볼 수 있겠다.

V. 결 론

고정성 교정장치를 이용한 치아이동시 교정용 bracket과 교정선 및 결찰재 사이에서 발생하는 마찰력은 치아이동을 저해할 뿐 아니라 마찰력을 극복하기 위해서 적용된 과다한 교정력은 치아 및 치주조직에 손상을 초래하게 된다[22,23,24,25,26].

따라서 임상의들은 마찰력이 발생되어지는 상황과 마찰력에 영향을 미치는 제반 요소들에 관한 포괄적인 이해가 선행되어야 한다. 이에 저자는 마찰력에 영향을 미치는 다양한 요소들에 관한 선학들의 문헌을 고찰하였으며 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 교정선의 종류에 따라서, binding이 없는 상황에서는 교정선 표면의 roughness정도가 주로 마찰력의 크기에 영향을 미치며 high binding angulation시에는 교정선의 법선력이 마찰력의 크기에 주로 영향을 미친다.

2. 교정선의 단면의 형태 및 직경에 따라서, low angulation시에 마찰력의 크기에 영향을 미치는 주요소는 접촉면적의 크기이며, high binding angulation시에는 교정선의 stiffness

가 마찰력의 크기에 주로 영향을 미친다.

3. Bracket의 폭경이 증가될수록 마찰력의 크기도 증가되며, plastic brakcet이 metal bracket보다 더 큰 마찰력을 보인다.

4. 결찰양식에 따라서 stainless steel결찰재를 이용하여 결찰한 경우가 elastomeric module을 이용하여 결찰한 경우보다 더 큰 마찰력을 나타내며, 마찰력의 크기는 결찰력에 비례한다.

5. 타액은 법선력의 크기, 산화막의 성상등의 다른 요소와 복합적으로 작용하며 마찰력의 크기에 다양한 결과를 초래한다.

참 고 문 헌

1. 김태만 등 : 일반물리학, p83-89.
2. Thurrow, R.C.: Elastic liagure, binding forces, and anchorage taxation, Am. J. Orthod., 67:694, 1975.
3. Stannard, J.G., Gau, J.M., and Hanna, M.A.: Comparative friction of orthodontic wires under dry and wet conditions, Am. J. Orthod., 89:485-491, 1986.
4. Baker, K.L., Nieberg, L.G., and Weimer, A.M., and Hanna, M.. Frictional changes in force values caused by saliva substitution, Am. J. Orthod., 91:316-320, 1987.
5. Riley, J.L., Garret, S.G., and Moon, P.C.: Frictional forces of ligated plastic and metal edgewise brackets, J. Dent. Res., 58:98, 1979.
6. Frank, C.A. and Nikolai, R.J.: A compative study of frictional resistances between orthodontic bracket and archwires, Am. J. Orthod., 78:593-609, 1980.
7. Andreasen, G.F., and Quevedo, F.R.: Evaluation of frictional forces in the 0.022 x 0.028 inch edgewise bracket in vitro, J. Biomechan., 3:151-169, 1970.
8. Garner, L.D., Allai, W.W., and Moore, B.K.: A comparison of frictional forces simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire, Am. J. Orthod., 90:199-203, 1986.
9. Nicolls, J.: Frictional forces in the fixed orthodontic appliance, Den. Pract. Dent. Res., 18:362-366, 1968.
10. Peterson, L., Spensor, R., and Andreasen, G.: A comparison of frictional resistance for nitinol and stainless steel wire in edgewise brackets, Quintessence International, 13:563-571, 1982.
11. Greenberg, A.R , and Kusy, R.P.: A survey of specialty coatings for orthodontic wires, J. Dent. Res., 58:98, 1979.
12. 고정석 : 인공타액하에서 교정선과 bracket 간의 마찰력에 대한 연구, 대한치과교정학회지, 18 : 55-63, 1988.
13. 민정미 : 치아의 활주 이동시 brackets와 archwire 사이에서 발생하는 마찰저항력에 관한 비교연구, 대한 치과 교정 학회지., 19 : 245-256, 1988.
14. 황현식 : 인공타액하에서 수종 교정선의 마찰력에 관한 실험적 연구, 대한치과교정학회지, 19 : 245-256, 1989.
15. Tillitoson, E.W., Craig, R.G., and Peyton, F.A.: Friction and wear of restorative dental materials, J. Dent. Res., 50:149-154, 1971.
16. Furey, M.J.: Friction, wear and lubrication, Ind. Eng. Chem., 61(3): 12-29, 1969.
17. Proffit, W.R. Contemporary orthodontics, 1st ed. The C.V. Mosby Co., St. Louis, 1986, pp. 263-264.
18. Edie, J.W., Andreasen, G.F, Zayton, M.P.: Surface corrosion of nitinol and stainless steel under clinical condition, Angle Orthod., 51:319-324, 1981.
19. Burstone, C.J.: Variable-modulus orthodontics, Am. J. Orthod., 80(1): 1-16, 1981.

20. Adams, D.M., and Powers, J.M.: Effects of brackets and ties on stiffness of an archwire, Am. J. Orthod., 91:131-136, 1987.
21. Koran, A., Craig, R.G., and Tillitson, E.W.: Coefficient of friction of prosthetic materials, J. Prosthet. Dent., 27:269-274, 1972.
22. Burstone, C.J.: The application of continuous forces to orthodontics, Angle Orthod., 31:1-14, 1961.
23. Proffit, W.R.: Contemporary orthodontics, 1st ed. The Mosby Co., St. Louis, 1986, pp. 238-242.
24. Reitan, K.: Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics, Am. J. Orthod., 43:32-45, 1957.
25. Graber, T.M., and Swain, B.F.: Orthodontics, current principles and techniques, 1st ed. The Mosby Co., St. Louis, 1963, pp. 48-91.
26. Moyers, R.E., and Baker, K.L.: The periodontal reponse to various tooth movements, Am. J. Orthod., 36:572-580, 1950.

– ABSTRACT –

FRICTIONAL FORCES IN THE FIXED ORTHODONTIC APPLIANCE DURING TOOTH MOVEMENT

Myeong-Sook Cho, D.D.S., **Jong-Chul Kim**, D.D.S., M.S.D., Ph. D.

Dept. of Orthodontics, College of Dentistry, Chonnam National University

Tooth movement would be impeded by frictional force arised between archwire and tube, bracket or elastics in the fixed orthodontic appliances, which could be changed variably by such several factors as the contact area, normal (perpendicular) force and the condition of contact surface.

There were many literatures about frictional force in the orthodontic region, but different results were obtained from little controlled research so that was very difficult in clinical application. Therefore we have reviewed comprehensively previous literatures about frictional force and thus several results were obtained as follows:

1. For use species of the orthodontic wire, frictional force was influenced mainly by surface roughness of wire in the absence of binding, while that was influenced mainly by normal force in high binding angulation.
2. For the cross-section and diameter of the wire, the contact area influenced mainly on frictional force in the absence of binding, while wire stiffness influenced mainly on frictional force in high binding angulation.
3. The greater the bracket width, the greater frictional force, and frictional force of the plastic bracket was larger than that of the metal bracket.
4. For ligation type, frictional force of the stainless steel ligation was larger than that of the elastic ligation, and frictional force was directly proportional to ligation force.
5. Variable frictional force were occured from the saliva combined with such another factors as normal force and mode of surface oxide et al.